

Pulsed Nd : YAG 레이저 조사에 의한 상아질의 온도변화에 대한 연구

전남대학교 치과대학 보존학교실

김영일 · 황인남 · 오원만

Abstract

THERMAL CHANGE OF THE DENTIN BY USE OF PULSED Nd : YAG LASER

Young-Il Kim, D. D. S., In-Nam Hwang, D. D. S., M. S. D., Won-Mann Oh, D. D. S., Ph. D.
Dept. of Conservative Dentistry, College of Dentistry, Chonnam National University

This study was performed to evaluate the possibility of pulpal damage by measuring temperature change occurred in dentin according to the thickness of dentin, the time of irradiation and the output of laser energy when the dentin surfaces were irradiated with Nd-YAG laser under water coolant and no water coolant.

Sound upper and lower molar teeth were sectioned with 1mm, 1.5mm and 2mm thickness of dentin discs and divided into 4 groups by dentin thickness. 0.5 watt, 1 watt, 1.5 watt and 2 watt-energied beam of pulsed 10 p.p.s of Nd : YAG laser was applied respectively to dentin surfaces for 8 secs and 16 secs when water coolant is used or not. After then the temperature changes occurred in dentin were measured at opposite surfaces of laser-irradiated dentin surfaces with digital thermometer.

The results were as follow.

1. When the amount of irradiated energy was same, the temperature changes of dentin were higher as the thickness of dentin discs was thinner ($p < 0.01$).
2. When the amount of irradiated energy and the thickness of dentins were same, The temperature changes of dentin were lower under water coolant than under no water coolant in all groups ($p < 0.01$).
3. With the increase of time of irradiation, the temperature changes of Dentin became higher in all groups and were steeply increased at initial period of irradiation of laser.
4. Under the same thickness of dentin, the temperature changes of dentin became higher as irradiated energy was increased.

These results suggest that when the beam of Nd : YAG Laser is irradiated to dental hard tissue, amount of irradiating energy, thickness of dentin, using water coolant must be considered in order to minimize thermal damage of the pulp.

I. 서 론

치과 시술에 레이저를 사용함으로써 시술시간의 단축과 넓은 시야의 확보가 가능하며 인접조직의 손상을 최소화 시키고 출혈을 줄임과 동시에 손상부의 빠른 치유를 기대할 수 있다. 또한 상아질 과민증의 치료, 산부식, 연조직의 수술 및 교정용 브라켓의 제거 등의 많은 분야에 레이저가 이용되고 있다¹⁾. 특히 최근에는 치아 경조직 제거를 위하여 회전식 핸드피스의 대체물로서 레이저가 부각되고 있다.

치수는 소성결합 조직으로 구성되어 있고 경조직인 상아질에 둘러싸여 있으며 혈행의 측부 순환이 이루어지지 않기 때문에 온도변화와 같은 외부 자극에 매우 취약하다^{2,3)}. 그러므로 치아 경조직 질환의 치료시 가능한한 치수에 많은 자극이 가해지지 않도록 하는 것이 치료후의 예후에 중요하다. Zach와 Cohen⁴⁾은 외부 열에 대한 치수반응의 연구에서 치수내의 온도의 증가가 5.6°C 이내이면 치수는 정상으로 회복되지만, 5, 6°C에서 11°C까지의 온도증가는 심한 조상아세포의 파괴를 야기하고 치수가 정상으로 회복하기 힘들다고 하였으며, 11°C 이상의 온도 증가시에 치수는 전혀 정상으로 회복될 수 없다고 보고한 바 있다.

치아우식증의 치료를 위한 경조직 제거시 치수강 내의 열발생은 와동의 깊이, 절삭기구의 회전속도, 형태 및 크기, 치질에 가해지는 압력, 시술부위의 주수 여부, 주수되는 냉각수의 방향과 냉각 방법, 그리고 절삭기구가 경조직에 접촉하는 시간 등에 의해 좌우된다⁵⁾. 또한 레이저를 이용한 치아 경조직의 치료시에도 위의 여러 요소들에 의하여 영향을 받게된다. Misarendino등⁶⁾, 이 등⁷⁾이 CO₂ 레이저를 이용한 치수손상 가능성을 보고한 바 있고 White 등⁸⁾, Allen과 Fraunhofer⁹⁾가 Nd:YAG 레이저를 사용하였을 때 치수강내의 온도상승에 관하여 보고한바 있으나, Nd:YAG 레이저와 관련된 상아질의 온도변화에 대해 보고는 많지 않은바, 본 연구에서는 레이저를 이용한 경조직의 치료시 상아질의 두께, 레이저의 열량, 적용 시간 및 냉각제 상용유무 등에 의한 상아질의

온도변화를 측정함으로써 치수 손상여부에 관한 다소의 지견을 얻었기에 이에 보고하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1) 상아질 절편 제작

생리식염수에 보관했던 3개월 이내의 건전한 상, 하악 대구치를 이용하여 두께가 일정한 1.0 mm, 1.5mm 및 2.0mm의 상아질 절편을 제작하였다. 상아질의 온도변화 측정을 위해 저속용 절단기(ISOMET, Maruto Co, Japan)로 교합면의 법랑질을 상아질이 노출될 때까지 제거하고 노출된 상아질 부위로부터 각각의 두께별로 일정하게 절단하여 치아 절편을 제작하였다.

상아질 절편에 가해지는 열량에 따라서 절편을 각각의 군으로 분류하였고, 4단계의 레이저 조사를 위하여 1.0mm, 1.5mm 및 2.0 mm의 두께에 조사되는 0.5 watt, 1.0 watt, 1.5 watt 및 2.0 watt의 에너지별로 각각 10개씩의 총 120개의 절편을 제작하였다. 냉각수를 사용한 상아질의 온도변화량의 측정을 위해 같은 수의 절편을 제작하였다. 제작된 절편은 실험 전까지 생리식염수에 보관하였다.

2) 상아질 절편의 온도변화량 측정

레이저 조사시에 상아질 절편과 온도계의 센서의 위치가 변화되지 않으면서, 긴밀하게 부착할 수 있도록 고정장치를 제작하였다(Fig. 1).

상아질 절편의 표면에 Nd:YAG 레이저의 320mm 직경을 갖는 광섬유를 접촉시킨 후 레이저를 조사시켰으며, 조사반대측 면에서 디지털 온도계(CT-1200, Custom Co, U.S.A)를 이용하여 8초와 16초 후의 온도변화량을 각각 측정하였다. 레이저의 조사에너지는 0.5 watt, 1.0 watt, 1.5 watt 및 2.0watt가 각각 조사되었으며, 조사에너지량에 따라 분류하여 온도변화량을 기록하였다. 레이저 조사시의 주파수는 10 p.p.s로 고정하였다. 냉각수를 사용한 경우의 상아질의 온도변화량 측정도 위와 동일한 방법으로 시행하였으며, 10cc 주사기에

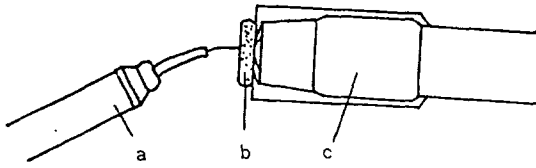


Fig. 1. Schematic diagram of irradiated Nd : YAG laser for measuring temperature changes of dentin. a. Optic fiber of irradiated Nd : YAG laser b. dentin disc c. sensor of digital thermometer

4℃의 냉각수를 담아 16초 동안 모두 6cc를 사용하여 냉각하였고 각각의 실험에서 동량이 되도록 조절하였다.

3) 통계학적 분석

같은 조건에서 냉각수를 사용한 경우와 사용하지 않은 각각의 경우 온도변화의 유의성 검정을 위해 unpaired-T test를 이용하였으며, 상아질의 두께별 및 조사되는 에너지별로 분류한 온도변화의 유의성 검정을 위해서 one-way ANOVA test를 시행하였다.

III. 성 적

1. 8초간 레이저를 조사한 경우의 상아질의 온도변화

상아질 절편에 레이저를 8초간 조사시, 냉각수 유무, 상아질 두께 및 조사 에너지에 따른

온도변화량은 Table 1, Figs. 2, 3, 4와 같다.

상아질 절편에 8초간 레이저 조사시 냉각수를 사용하지 않은 경우에 0.5 watt로 조사된 2.0 mm의 절편에서 5.6℃이하의 온도변화량이 측정되었고, 냉각수를 사용하지 않은 경우에 0.5 watt로 조사된 1.0mm와 1.5mm의 절편에서 5.6℃와 11℃ 사이의 온도변화량이 측정되었다. 냉각수를 사용하면서 조사된 1.0mm, 1.5mm 및 2.0mm의 절편에서 5.6℃ 이하의 온도변화가 측정되었으며, 1.0 watt로 조사된 1.0mm, 1.5 mm 및 2.0mm 두께의 절편과 1.5 watt로 조사된 2.0mm두께의 절편에서 5.6℃와 11℃ 사이의 온도변화량이 측정되었다(Table 1).

1.0mm 두께의 절편에 8초 동안 레이저 조사시 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량을 비교하였을 때 모든 에너지 조사량의 경우에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$). 냉각수를 사용하지 않은 경우에서는 모든 레이저 조사의 경우에 10℃ 이상의 상승을 보였다. 냉각수를 사용한 경우 0.5 watt와 1.0 watt의 에너지 조사시 각각 5.3℃, 9.8℃ 이하의 온도상승을 보였으나, 1.5 watt와 2.0 watt에서는 15℃ 이상의 상승이 측정되었다(Table 1, Fig. 2).

1.5mm 두께의 절편에 8초 동안 레이저 조사시 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량 비교시에도 모든 에너지 조사량의 경우에서 유의한 차이를 보였는데($p < 0.01$), 냉각수를 사용하지 않은 경우에서는 0.5 watt에서 6.7℃의 상승을 보였으나, 그외의 경우는 모두 15℃이상 상승되었다. 냉각수가 사용된 경우에는 0.5 watt와 1.0 watt에서 각각 4.1℃와 7.5℃의 상승을

Table 1. Temperature changes of sectioned dentin after various kinds of energy are applied to dentin for 8 seconds

Dentin thickness	1.0 mm		1.5 mm		2.0 mm	
	without coolant	with coolant	without coolant	with coolant	without coolant	with coolant
0.5	10.7(1.83)	4.3(1.13)	6.7(1.32)	4.1(0.61)	4.0(1.06)	2.7(1.03)
1.0	29.4(2.94)	9.8(1.53)	15.8(2.72)	7.5(1.16)	11.3(1.22)	5.8(0.80)
1.5	39.1(3.33)	15.7(1.33)	27.4(1.97)	13.3(1.31)	19.5(1.30)	10.9(0.68)
2.0	54.8(3.55)	30.0(2.01)	41.3(3.53)	23.4(1.39)	25.4(2.78)	18.0(1.65)

Values are mean (\pm S.D.)℃

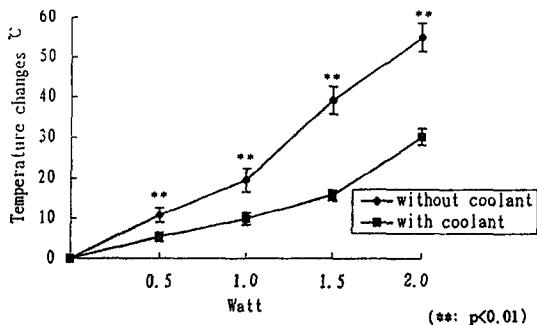


Fig. 2. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant when various kinds of energy are applied to 1mm thickness of dentin for 8 seconds.

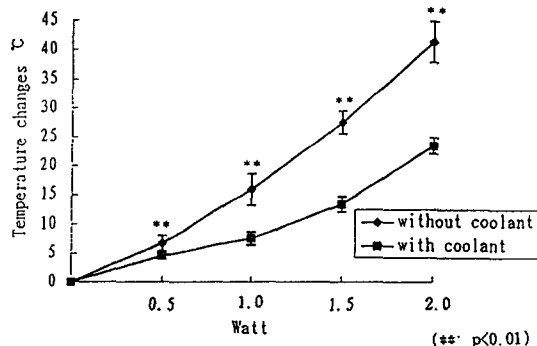


Fig. 3. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant after various kinds of energy are applied to 1.5mm thickness of dentin for 8 seconds.

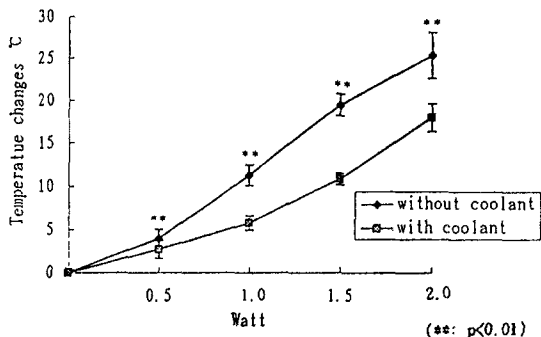


Fig. 4. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant after various kinds of energy are applied to 2mm thickness of dentin for 8 seconds.

보였으며, 1.5 watt와 2 watt에서는 10°C이상의 상승을 보였다(Table 1, Fig. 3).

2.0mm 두께의 절편에 8초 동안 레이저 조사시 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량을 비교하였을 때에도 모든 에너지 조사량의 경우에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$). 냉각수를 사용하지 않은 경우에서 레이저 조사에 따른 온도상승은 0.5 watt에서 4.0°C의 상승을 보였고 그외의 경우에서 10°C이상의 상승을 보였다. 냉각수를 사용한 경우 0.5 watt, 1.0 watt의

에너지 조사시 각각 2.7°C, 5.8°C로 10°C이상의 온도 상승이 관찰되었다(Table 1, Fig. 4).

냉각수가 사용된 경우와 사용되지 않은 경우에서의 각각 에너지 변화에 따르는 온도 변화의 비율을 비교하였을 때, 냉각수가 사용된 경우에서 온도변화의 비율이 더 적게 나타났다(Figs. 2, 3, 4).

2. 16초간 레이저를 조사한 경우의 상아질의 온도변화

상아질 절편에 레이저를 16초간 조사시 냉각수 유무, 상아질 두께 및 조사 에너지에 따른 온도변화량은 Table 2, Figs. 5, 6, 7과 같다.

상아질 절편에 16초간 레이저 조사시 냉각수를 사용하지 않은 경우에 0.5 watt로 조사된 1.5 mm와 2.0mm의 절편에서 5.6°C와 11°C 사이의 온도변화량이 측정되었다. 냉각수를 사용하면 0.5 watt로 조사된 2mm 두께의 절편에서 5.6°C이하의 온도변화량이 측정되었고 0.5 watt로 조사된 2mm 두께의 절편에서 5.6°C이하의 온도변화량이 측정되었고, 0.5watt로 조사된 1.0mm와 1.5mm두께의 절편과 1.0 watt로 조사된 2.0mm 두께의 절편에서 5.6°C와 11°C 사이의 온도변화량이 측정되었다(Table 2).

1mm 두께의 절편에 16초 동안 레이저 조사후 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량을 비교

Table 2. Temperature changes of sectioned dentin after various kinds of energy are applied to dentin for 16 seconds.

Dentin thickness	1.0 mm		1.5 mm		2.0 mm	
	without coolant	with coolant	without coolant	with coolant	without coolant	with coolant
watt						
0.5	16.1(2.06)	9.0(1.03)	9.5(1.18)	7.5(1.19)	7.1(1.11)	5.4(0.83)
1.0	33.4(3.28)	16.1(1.74)	21.2(3.54)	13.8(1.44)	16.3(1.69)	10.1(1.39)
1.5	51.3(4.15)	25.6(2.08)	37.3(2.11)	19.9(2.31)	28.5(2.56)	15.9(2.31)
2.0	73.3(3.85)	38.9(2.19)	54.7(3.59)	31.6(1.92)	33.1(3.36)	25.4(1.52)

Values are mean (\pm S.D.) $^{\circ}$ C

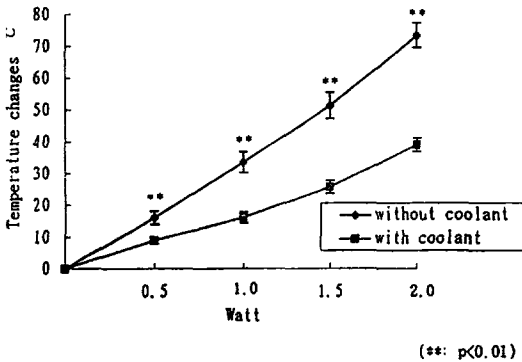


Fig. 5. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant when various kinds of energy are applied to 1mm thickness of dentin for 16 seconds.

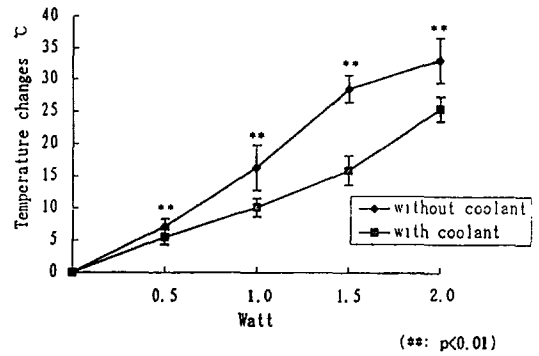


Fig. 7. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant when various kinds of energy are applied to 2mm thickness of dentin for 16 seconds.

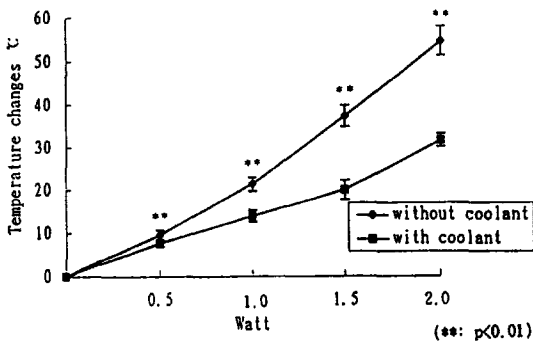


Fig. 6. Comparisons of temperature changes of sectioned dentin with, and without coolant when various kinds of energy are applied to 1.5mm thickness of dentin for 16 seconds.

하였을 때 8초간 조사된 경우와 같이 모든 경우에서 유의한 차이가 보였다($p < 0.01$). 냉각수가 사용되지 않고 레이저를 조사하였을 때, 모든 온도상승은 15° C 이상으로 측정되었으며 냉각수를 사용할 때 0.5 watt에서는 0.0° C의 온도가 상승하였고 1.0 watt, 1.5 twatt 및 2.0 watt의 에너지가 조사되었을 때 각각 15° C 이상의 온도상승이 측정되었다(Table 2, Fig. 5).

1.5mm 두께의 절편에 16초 동안 레이저 조사 후 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량도 모든 경우에서 유의한 차이를 보였는데($p < 0.01$), 냉각수가 사용되지 않고 레이저를 조사하였을 때 0.5 watt에서만 9.5° C가 상승되었고 그외에는 20° C 이상의 온도상승이 측정되었다.

냉각수를 사용한 경우 0.5 watt에서는 7.5°C의 온도가 상승하였으며, 1.0 watt, 1.5 watt 및 2.0 watt의 에너지가 조사되었을 때 각각 10*의 온도상승이 측정되었다(Table 2, Fig. 6).

2.0mm 두께의 절편에 16초 동안 레이저 조사 후 냉각수 사용 유무에 따른 온도변화량을 비교시에도 역시 8초의 경우와 같이 모든 경우에서 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$). 냉각수가 사용되지 않고 레이저를 조사하였을 때 0.5 watt에서만 7.1°C가 상승되었고, 그외에는 15°C이상의 온도상승이 측정되었다. 냉각수를 사용할 때 0.5 watt에서는 5.4°C의 온도가 상승하였으며, 1.0 watt, 1.5 watt 및 2.0 watt의 에너지가 조사되었을 때는 각각 10°C이상의 온도상승이 측정되었다(Table 1, Fig. 7).

냉각수가 사용된 경우와 사용되지 않은 경우에서의 각각 에너지 변화에 따르는 온도 변화의 비율은 냉각수가 사용된 경우에서 더 적게 나타났다(Figs 5, 6, 7).

IV. 총괄 및 고찰

임상의학 분야에서 레이저의 사용은 Maiman에 의하여 Ruby 레이저가 최초로 개발되었으며 그 후 본격적인 레이저의 응용이 시작되었다^{1,10,27}. 치의학 분야에 관한 레이저의 연구로는 Goldman 등¹¹이 우식치아에 레이저를 조사하여 치질제거가 가능함을 제시한 후 Stern 등¹²은 레이저 조사 후 치아 범랑질의 투과성 변화에 대하여 보고하였다. Gordon¹³은 레이저를 이용하여 Black의 분류에 의한 1급, 3급 및 5급 등의 여러형태의 와동형성을 시도하여 와동의 경계면이 bur를 사용한 경우보다 명확하지 못함을 보고하였으나 Yamamoto와 Sato¹⁴는 Nd:YAG 레이저 조사에 의하여 치아의 내산성이 증가함을 확인하였고, Myers¹⁵는 초기우식 치료에 레이저가 효율적임을 입증한 바 있다. 그 밖에도 치아 와동의 형성^{16,17}, 근관 치료^{18,19}, 치근단 절제술²⁰ 및 구강 연조직 수술²¹ 등에 레이저를 이용한 많은 연구 결과가 보고되었다.

레이저는 구강영역의 질환의 처치에 유용하게 이용할 수 있는 것에 반해 치아 경조직 처치시 특별한 주의를 요한다. 치수는 상아질로 둘러싸인 소성 결합조직으로서 약제, 수복재료 그리고 온도적, 기계적 및 물리적 자극 등에 의해 쉽게 손상을 받을 수 있다^{2,3,22}. 이러한 치수의 특성 때문에 레이저를 치아에 조사할 때 치수의 영향을 조사하여야 할 필요가 있다.

레이저 조사시의 치수조직의 손상은 주로 과도한 열의 발생 때문에 야기되는 것으로 Melcer 등²³은 개에서 CO₂ 레이저를 치아 표면에 조사했을 때 치수조직의 변화를 관찰하였고 Adrian 등²⁴은 개를 이용한 와동형성시에 치수 손상의 가능성을 제시하였다. 반면에 Powell 등²⁵은 CO₂ 레이저를 개의 치아에 조사시 12-102 J/Cm 범위인 에너지에서는 치수손상이 없음을 보고하여 치수에 대한 레이저의 안전성 여부에 대해서 논란이 되고 있다. Miserendino 등⁶은 30-250 J/Cm² 범위의 비교적 높은 에너지인 CO₂ 레이저를 발치된 치아에 조사하였을 때, 5.5°C에서 32°C까지의 온도상승을 보고하였고 White 등⁸은 Nd:YAG 레이저 조사시에 잔존 상아질의 두께에 따라서 치수강내의 다양한 범위의 온도상승을 보고하였으며 이 등⁷은 CO₂ 레이저를 치아에 조사하는 시간이 증가할수록 치수강 내의 온도가 상승함을 확인하였다.

본 연구에서 사용된 Nd:YAG 레이저는 1,060nm의 짧은 파장으로서 광섬유를 통해 빛이 자유롭게 방사하고 레이저광을 구강내로 쉽게 접근시킬 수 있기 때문에 치과분야의 사용이 용이하다. 그러나 Nd:YAG 레이저는 CO₂ 레이저 등보다 열 발생이 크다는 단점을 가지고 있어서 냉각 시스템을 첨가하는 등의 부가적인 노력을 필요로 한다²⁶. 이러한 개선 등을 통하여 현재 연조직 및 경조직 치료의 다양한 분야에 이용되고 있으므로²⁷ Nd-YAG 레이저 조사에 의한 경조직의 처치시 상아질의 두께, 레이저의 열량, 적용시간 및 냉각제 사용유무 등에 의한 상아질의 온도변화를 측정하여 치수의 위해 여부를 추론하여 보고자 본 연구를 시행하였다.

본 연구에서는 이미 보고된 치수강의 온도 변화에 대한 연구들⁶⁻⁸과는 달리 치수의 위해

여부 평가에 잔존 상아질의 양이 매우 주요한 인자로 작용하기 때문에^{28,29)} 범랑질을 제거하고 상아질만의 온도변화량을 측정하였다. 측정방법을 표준화하기 위하여 광섬유 끝부분을 절편에 직접 접촉시키고 레이저를 조사한 후 조사면 반대측에서 디지털 온도계로 상아질의 온도변화량을 측정하였으며 본 연구의 결과 전체적으로 비교적 높은 온도 상승이 관찰되었다. 이는 광섬유의 상아질과의 직접 접촉뿐만 아니라 상아세관을 통해서 열전도가 쉽게 일어났기 때문인 것으로 사료되어 임상 적용시에는 상아질에 대해 가능한 직접적인 레이저 조사는 피해야 한다고 생각된다.

레이저 조사시간에 대한 많은 연구⁶⁻⁹⁾가 보고되고 있으나 본 연구에서는 예비실험결과 레이저의 광섬유를 상아질 절편에 접촉시킨 상태로 20초 이상 조사시에는 과도한 온도 상승이 측정되었고 4초 미만에서는 각 실험 조건별로 초기 온도변화량의 차이가 너무 심하여 8초 및 16초의 조사시간을 선택하였다. 본 연구에서 조사 시간이 증가할수록 그리고 상아질 절편의 두께가 얇아질수록 높은 온도 상승이 관찰되어 Miserendino 등⁶⁾, 이 등⁷⁾ 및 White 등⁸⁾의 보고와 유사한 결과를 나타냈다. 이와 같은 결과에 의하면 임상 사용시 치수에 열 손상을 적게하기 위해 충분한 상아질 두께가 있어야 할 것이다. 또한 냉각수를 레이저 조사와 동시에 사용하는 경우가 사용하지 않은 경우에 비해 상아질의 온도변화량은 유의성있게 적었지만 1 watt 이상의 에너지와 1 mm의 상아질 절편에서는 냉각수의 사용 유무에 관계없이 높은 온도증가가 관찰되어 잔존 상아질의 양이 적은 심한 우식의 제거를 위해 레이저를 사용할 경우에는 보다 적은 양의 조사 에너지와 확실한 냉각방법이 요구될 것으로 생각된다.

냉각수 사용 여부에 관계없이 레이저 조사 8초 후의 온도상승이 16초 후의 온도상승의 2/3 이상으로 나타났는데 이는 레이저 조사의 초기에 온도증가가 많았던 이유 때문인 것으로 생각된다. 이와 같이 레이저 조사 초기에 많은 온도 상승을 관찰할 수 있었다는 점, 그리고 치수에 대한 온도상승을 억제하기 위하여 bur로

와동을 형성시 냉각제를 미리 사용하는 것이 좋다고 한 Zach³⁰⁾의 보고를 미루어 볼때 레이저 조사시나 bur 사용시에 냉각수를 미리 사용하면 초기 온도 상승을 억제할 수 있고 경조직내에 축적되는 열량을 줄일 수 있으므로 치수에 가해지는 손상을 최소화 할 수 있을 것이다.

본 연구의 결과를 토대로 상아질을 통한 열전도량이 치수에 전달되는 온도 변화량과 반드시 일치한다고 단정할 수는 없으나 치수내의 온도의 증가가 11°C 이상이면 치수는 전혀 정상으로 회복될 수 없다고 한 Zach와 Cohen⁴⁾의 보고와 치수가 생물학적으로 견딜 수 있는 온도가 16°C에서 55°C의 범위라고 한 Grssman 등²⁹⁾의 보고를 통하여 Nd : YAG 레이저에 의한 상아질 조사시 치수손상의 가능성을 추론할 수 있을 것이다. 따라서 치아경 조직의 제거시에는 낮은 에너지가 주어지더라도 냉각수가 냉각공기 등이 사용되어야 하며 높은 에너지를 이용한 능률적 시술을 위해서는 보다 더 효과적인 냉각방법에 대한 연구가 계속되어야 할 것으로 생각된다.

본 실험에서는 발거된 치아가 이용되었지만 실제로 인체에 레이저를 적용하였을 때 환경이나 시술자 등에 따르는 많은 변수들이 작용할 것으로 생각되므로 생물학적 안전성 평가를 위해 여러가지 요소를 고려해야 할 것으로 생각되며 보다 효율적이고 안전한 치료를 위한 다양한 연구와 평가가 계속 되어져야 할 것이다.

V. 결 론

발거된 상, 하악 대구치를 이용하여 1mm, 1.5mm 및 2mm의 일정한 두께로 상아질 절편을 제작하였다. 각각의 절편에 pulsed Nd : YAG 레이저를 이용하여 10Hz의 주파수로 0.5 watt, 1 watt, 1.5 watt 및 2 watt의 에너지를 각각 8초 및 16초 동안 상아질면에 조사한 후, 조사 반대측면에서 발생하는 상아질의 온도변화를 측정하였으며, 또한 냉각수의 유무에 따른 온도변화도 비교하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 레이저의 조사 에너지량이 동일할 때, 상아질 절편의 두께가 얇을수록 온도변화량이 많았으며, 두께별로 측정된 각각 온도변화량들은 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$).
2. 레이저의 조사 에너지와 상아질 절편의 두께가 동일할 때, 냉각수를 사용한 경우의 온도변화량은 냉각수를 사용하지 않을 때보다 적었으며 각각의 온도변화량은 유의한 차이를 보였다($p < 0.01$).
3. 모든 경우에서 레이저의 조사 시간이 증가할수록 상아질의 온도변화량이 많았으며, 특히 조사 초기에 더 많은 온도상승량이 측정되었다.
4. 상아질 절편에 조사되는 에너지가 증가할수록 측정되는 상아질의 온도 변화량이 많았다.

이상의 결과로 미루어 Nd : YAG 레이저를 치아 경조직에 조사시 온도변화에 의한 치수의 손상을 최소화하기 위하여 조사 에너지량, 잔존 상아질의 두께 및 냉각수의 사용등이 신중히 고려되어야 할 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Miserendino LJ, Pick RM : Lasers in Dentistry, 1st ed. Quintessence, Chicago, 1995. p17-25.
2. Weine FS : Endodontic Therapy. 4th ed. Mosby, Toronto, 1989, p74-153.
3. Lief T : Clinical Endodontics. 1st ed. Thieme, New York, 1991, p1-31.
4. Zach L, Cohen G : Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 19 : 515-530, 1965.
5. Selzer S, Bender IB : The dental pulp. 3rd ed. Lippincott, Philadelphia, 1984, p201-204, 1984.
6. Miserendino L, Neillburger EJ, Waria H, Luebke N, Blantley W : Thermal effects of continuous wave CO₂ laser exposure on human teeth. J Endo 15 : 302-305, 1989.
7. 이종만, 박동수, 이찬영, 이정식 : CO₂ 레이저 조사에 따른 치수강내 온도변화에 관한 실험적 연구. 대한치과보존학회지 10 : 43-53, 1984.
8. Wite JM, Fagan MC, Harold EG : Intra pulpal temperatures during pul*〈d Nd-YAG Treatment of dentin, in vitro. J Periodontol 65 : 255-259, 1994.
9. Fraunhofer JA, Allen DJ : Thermal effects associated with the Nd : Yag dental laser. Angle Orthod 63 : 299-303, 1993.
10. Wigdor HA, Walsh JT, John DB, Visuri SR, Waldvogel JL : Lasers in dentistry. Lasers in Surgery & Medicine 16 : 103-133, 1995.
11. Goldman L, Grey JA, Meyer R : Effect of laser beam impacts on teeth. J Am Dent Assoc 70 : 601, 1965.
12. Stern RH, Sognnaes RF, Goodman F : Laser effect on in vitro enamel permeability and solubilitydental. J Am Dent Assoc 73 : 838-843, 1966.
13. Gordon TE \$ Single-surface cutting of normal tooth with ruby laser. J Am Dent Assoc 74 : 398-402, 1967.
15. Myers TD : The use of a laser for debri- ment of incipient caries. J Prosth Dent 53 : 776-779, 1985.
16. Godies HE, Schein B, Stauffer P : Temperature changes measured in vivo at the DEJ and PDJ during cavity preparation in the m. fashicularis monkey. J Endo 14 : 336-339, 1988.
17. Jennett E, Motamedi M, Rastegar S, Frederickson C, Arcoria C, Powers JM : Dye-enhanced ablation of enamel by pulsed lasers. J Dent Res 73 : 1841-1847, 1994.
18. Machida T, Berns MW : Rott canal preparation using the second harmonic KTP : YAG Laser : A thermographic and scanning electron microscopic study. J Endo

- 21 : 88-91, 1995.
19. Shoji S, Nakamura M, Horiuchi H : Histopathological changes in dental pulps irradiated by CO₂ Laser : A preliminary report on laser pulpotomy. *J Endo* 11 : 379-384, 1985.
 20. Stabholz A, Khayat A, Torabinejad M : Effects of Nd : YAG Laser on apical seal of teeth after apicoectomy and retrofill. *J Endo* 18 : 371-375, 1992.
 21. Pogrel MA, McCracken KJ, Daniels TE : Histologic evaluation of the width of soft tissue necrosis adjacent to CO₂ Laser incisions. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol* 70 : 564-568, 1990.
 22. 임성삼 : 임상근관치료학. 1st ed. 의치학사, 1994, p373-397.
 23. Melcer J, Chaumette MT, Hasson R, Weill R : 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.
 24. Adrian JC, Bernier JL, Sprague WG : Laser and the dental pulp. *J Am Dent Assoc* 83 : 113-117, 1971.
 25. Powell GL, Morton TH, Larsen AE : Pulpal response to irradiation of enamel with continuous wave CO₂ Laser. *J Endo* 15 : 581-583, 1989.
 26. Kutsch VK : Lasers in dentistry : Comparing wavelengths. *J Am Dent Assoc* 124 : 49-54, 1993.
 27. Pick RM : Using lasers in clinical dental practice. *J Am Dent Assoc* 124 : 37-47, 1993.
 28. Walton RE, Torabinejad M : Principles and practice of Endodontics. 1st ed. Saunders, Philadelphia, 1989, p29-52.
 29. Grossman LI, Oliet S, Delrio CE : Endodontic Practice. 11th ed. Lea & Febiger, Philadelphia, 1988, p59-77.
 30. Zach L : Thermogenesis in operative techniques. *J Prosth Dent* 12 : 977-981, 1962.