

Pulsed Nd:YAG 레이저의 조사거리에 따른 상아질의 온도변화

전남대학교 치과대학 구강내과학 교실

김 재 형 · 기 우 천

목 차

- I. 서 론
- II. 재료 및 방법
- III. 성 적
- IV. 총괄 및 고찰
- V. 결 론
- 참고문헌
- 영문초록

I. 서 론

Maiman¹⁾이 최초로 루비 레이저를 발명한 후 치의학 분야에서는 1964년 Goldman과 Hornby²⁾가 발거된 치아에 루비 레이저로 우식치질을 제거하여 치과에서의 레이저 사용에 대한 가능성을 제시하였다.

상아질 과민증은 가장 예후를 예측하기 힘든 상태로 최근에는 상아질 과민증의 치료에 있어서 레이저 사용에 관한 연구가 많이 이루어지고 있다.

상아질에 대한 레이저 조사의 구조변화에 대한 관찰은 Kantola³⁾가 CO₂ 레이저로 치료한 상아질은 법랑질의 결정구조와 닮았다고 보고하였으며, Dederich 등⁴⁾은 Nd:YAG 레이저를 근관벽의 상아질에 조사했을때 상아질이 용융된 재결정화 상태로 되는 것을 주사전자현미경으로 관

찰하여 보고하였으며 Melcer⁵⁾는 CO₂ 레이저가 상아질을 결정체 구조로 바꿀 수 있다고 하였다. Miserendino⁶⁾는 사람의 발치한 치아의 근침에 CO₂ 레이저를 조사하여 근침 상아질의 재결정체 형성을 증명하였고, Stabholz 등⁷⁾은 3mm두께의 상아질에 레이저를 조사하여 5J/cm²의 에너지에서 상아질이 용융되어 재결정되었고 0.2J/cm² 0.5J/cm² 그리고 1.0J/cm²에서는 아무런 영향을 미치지 않는다는 것을 보고하였다. Stabholz 등⁸⁾과 Shariati 등⁹⁾은 XeCl 308-nm 레이저를 조사하였을 때 상아질이 녹아 상아세관이 폐쇄되어 있는 것을 그리고 조사하지 않는 면은 상아세관이 노출되어 있는 것을 주사전자현미경으로 관찰하여 보고하였다.

레이저와 치면의 상호작용으로 열이 발생하기 때문에 상아질이나 치수에 전달되는 열에 대한 연구 또한 중요하다. 열에 의한 치수의 조직학적 변화는 Zach와 Cohen^{10,11)}의 연구를 기초로 하는데 그들은 치수온도가 3.5°C 증가하면 치수조직은 가역적 변화를 보이고 5.6°C 증가할 때에는 실험치아의 15%가 생활력을 상실하며 약 11°C 가 되면 치수가 괴사된다고 보고하였다. Stern 등¹²⁾, Adrian 등¹³⁾, Seltzer 등¹⁴⁾, White 등¹⁵⁾ 그리고 Powel등¹⁶⁾ 또한 대략 6°C 이상의 온도변화는 비가역적인 치수반응을 일으키고 11°C 이상의 온도변화는 치수괴사를 유발한다고 보고하였다. White 등¹⁷⁾은 일정한 조건에서 잔존 상아질의

두께가 증가할수록 치수강내 온도변화는 감소하고, 적당한 잔존 상아질의 두께가 있는 경우 pulsed Nd:YAG 레이저의 조사시간, 파장 그리고 에너지 등이 적절하면 치수를 실효시키는 온도변화는 일어나지 않는다고 보고하였다.

이와 같이 레이저 조사가 치수조직에 미치는 영향에 대해서는 다양한 연구가 이루어져 왔으나 비접촉 조사시 조사거리에 따른 상아질의 온도변화에 대한 연구는 최소한 편이다. 따라서 저자는 상아질 과민증 치료시 사용하는 비접촉 조사시 조사거리에 따른 상아질의 온도변화를 측정 비교하여 치수에 무해한 pulsed Nd:YAG 레이저의 조사 조건을 결정하기 위하여 본 연구를 시행하였다.

II. 재료 및 방법

1. 재료 및 시편제작

실험재료는 성별, 연령에 관계없이 치아우식증이 없는 발거된 3개월 이내의 상.하악 대구치를 이용하였고, 발거된 치아는 0.9% 생리식염수에 보관하였다.

Isometric saw를 이용하여 치관의 법랑질층을 제거하고 하방의 상아질층으로 2mm 두께의 상아질 절편을 30개 제작하였다.

2. 연구방법

실험에 사용한 레이저는 pulsed Nd:YAG (

Sunrise Technologies Inc., U.S.A.)로서 조사시 사용되는 섬유의 직경은 320 이었다. 온도측정은 CT-2000 디지털 온도계(CUSTOM Inc., U.S.A.)를 이용하였다.

0.9% 생리식염수에 보관된 시편을 압축공기로 건조시킨 후 제작된 30개의 시편을 10pps의 0.3W, 0.5W, 0.8W, 1.0W, 1.5W 그리고 2.0W 에너지에 따라 6개의 군으로 나누어 접촉, 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm의 조사거리에서 각각 5번씩 레이저를 조사하였다. 레이저 조사후 시편은 실온의 생리식염수에 넣어 냉각시킨 다음 다시 압축공기로 건조시킨 후에 조사하였다. 시편과 온도계 감지기의 거리를 일정하게 유지하기 위해 고정장치를 사용하였다.

온도변화는 3초, 6초, 9초, 12초 그리고 15초 후의 온도를 기록하였고 레이저를 조사하기 전 온도계의 온도가 일정하게 될때 까지 기다린 후 기록계에 나타난 온도를 초기 온도로 하여 조사후 온도와의 차이를 시편의 조사된 반대면에서 측정된 온도로 하였다.

3. 통계학적 분석

조사거리에 따른 온도 변화량의 유의성을 검정하기 위해 ANOVA를 이용하였다.

III. 성 적

레이저를 3초간 조사할 때 나타난 온도변화는 Table 1과 같다. 0.3W를 접촉법으로 조사하였을

Table 1. Temperature changes according to lasing distance with lasing time of 3 seconds (unit : °C)

Distance Energy	Contact	1mm	2mm	3mm	4mm	p
0.3W	3.9±1.4	1.2±0.3	1.3±0.1	1.3±0.5	0.9±0.3	**
0.5W	6.1±1.0	2.1±0.2	2.2±0.7	2.1±0.4	1.6±0.3	**
0.8W	14.4±4.6	3.6±1.3	3.0±0.5	2.6±0.4	2.5±0.7	**
1.0W	16.9±7.2	3.6±1.3	4.3±0.9	2.6±0.5	3.4±0.9	**
1.5W	20.0±6.5	22.2±5.2	18.1±3.6	11.8±3.9	7.0±2.7	**
2.0W	28.0±6.8	23.5±5.2	18.2±8.4	12.3±4.3	10.7±1.3	**

The values are mean ± standard deviation, ** : p<0.01

Table 2. Temperature changes according to lasing distance with lasing time of 6 seconds (unit : °C)

Distance Energy	Contact	1mm	2mm	3mm	4mm	p
0.3W	6.9± 0.8	2.6±0.7	2.5±0.4	2.7±0.5	1.7±0.2	**
0.5W	12.6± 1.9	4.3±0.6	4.7±1.2	3.9±1.0	3.5±0.4	**
0.8W	23.4± 5.4	7.6±1.3	5.9±0.2	5.6±1.5	5.9±0.6	**
1.0W	28.1± 9.7	9.4±1.4	7.9±1.4	6.5±0.7	7.7±1.3	**
1.5W	39.1±11.5	38.0±6.9	34.7±2.9	24.2±3.5	16.3±4.9	**
2.0W	56.0± 9.7	44.8±2.7	38.3±3.0	30.7±7.4	26.0±9.5	**

The values are mean ± standard deviation, ** : p<0.01

Table 3. Temperature changes according to lasing distance with lasing time of 9 seconds (unit : °C)

Distance Energy	Contact	1mm	2mm	3mm	4mm	p
0.3W	8.3± 1.3	3.3±0.7	3.1±0.2	3.3±0.6	2.3± 0.2	**
0.5W	16.6± 1.2	5.7±0.5	6.0±1.6	5.0±0.9	4.9± 0.7	**
0.8W	28.2± 7.1	10.0±1.8	7.8±0.4	7.4±1.2	7.6± 0.7	**
1.0W	33.6± 8.9	12.0±1.9	10.5±1.6	8.1±0.6	8.0± 4.4	**
1.5W	50.1±13.7	48.2±6.8	42.2±3.1	31.0±3.3	23.7± 2.2	**
2.0W	66.0±13.7	54.6±8.0	42.6±12.6	39.1±7.6	32.8±11.6	**

The values are mean ± standard deviation, ** : p<0.01

때 3.9°C 온도변화를 보였고, 4mm 조사거리에서는 0.9°C 온도변화를 보였다 (p<0.01). 그리고 0.5W, 0.8W 그리고 1.0W에서 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm로 조사거리에 증가함에 따라 각각 온도가 감소하는 양상을 보였으며, 온도변화는 5°C 이하였다 (p<0.01). 레이저를 6초간 조사하였을 때 나타난 온도변화는 Table 2와 같다. 0.3W 조사시 조사거리 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm에서 각각 2.6°C, 2.5°C, 2.7°C 그리고 1.7°C 온도변화를 보였고, 0.5W 조사시에는 4.3°C, 4.7°C, 3.9°C 그리고 3.5°C 온도변화를 보였다 (p<0.01). 0.8W, 1.0W, 1.5W 그리고 2.0W 조사시에는 5°C 이상의 온도변화를 보였다 (p<0.01). 레이저를 9초간 조사시 나타난 온도변화는 Table 3과 같다. 0.3W 조사시 조사거리 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm에서 각각 3.3°C, 3.1°C, 3.3°C 그리고 2.3°C 온도변화를 보였고, 0.5W 조사시 조사거리 3mm와 4mm에서 각각 5.0°C와 4.9°C의 온도변화를

보였다 (p<0.01). 레이저를 12초간 조사시 나타난 온도변화는 Table 4와 같다. 0.3W로 조사시 조사거리 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm에서 각각 3.9°C, 3.8°C, 3.7°C 그리고 2.6°C 온도변화를 보이고, 0.5W, 0.8W, 1.0W, 1.5W 그리고 2.0W 조사시 각각의 조사거리에서 5°C 이상의 온도변화를 보였다 (p<0.01). 레이저를 15초간 조사시 나타난 온도변화는 Table 5와 같다. 0.3W 조사시 조사거리 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm에서 각각 4.4°C, 4.0°C, 4.1°C 그리고 2.8°C의 온도변화를 보였고, 0.5W, 0.8W, 1.0w, 1.5W 그리고 2.0W 조사시 각각의 조사거리에서 5°C 이상의 온도변화를 보였다 (p<0.01). 2W로 접촉 조사시에는 81°C 가장 높은 온도변화를 보였다.

조사시간과 조사에너지가 일정하고 조사거리가 증가하면 온도변화는 감소하는 양상을 보였고 조사시간과 조사거리가 일정하고 조사에너지가 증가하면 온도변화는 증가하는 양상을 보였

Table 4. Temperature changes according to lasing distance with lasing time of 12 seconds (unit : °C)

Distance Energy	Contact	1mm	2mm	3mm	4mm	p
0.3W	8.7± 1.6	3.9±0.7	3.8± 0.3	3.7± 0.7	2.6± 0.2	**
0.5W	19.2± 0.6	6.6±0.6	6.8± 1.6	5.6± 1.3	5.6± 0.7	**
0.8W	30.7± 8.2	11.5±1.9	8.8± 0.3	8.5± 1.4	8.7± 0.5	**
1.0W	37.0± 9.4	14.4±2.0	11.8± 1.6	9.4± 0.4	11.6± 1.2	**
1.5W	59.6±12.8	53.7±8.5	45.9± 4.1	34.7± 3.6	27.7± 3.2	**
2.0W	73.0±12.6	61.6±9.4	47.9±12.1	44.7±12.1	37.9±15.3	**

The values are mean ± standard deviation, ** : p<0.01

Table 5. Temperature changes according to lasing distance with lasing time of 15 seconds (unit : °C)

Distance Energy	Contact	1mm	2mm	3mm	4mm	p
0.3W	9.9± 1.6	4.4± 0.6	4.0± 0.2	4.1±0.5	2.8± 0.3	**
0.5W	20.6± 0.8	7.5± 0.6	7.5± 1.8	6.1±1.3	6.1± 0.7	**
0.8W	33.7± 7.5	12.9± 2.3	9.7± 0.4	9.1±0.1	9.5± 0.5	**
1.0W	40.1±10.1	15.8± 2.0	12.9± 1.6	10.3±0.8	12.9± 0.9	**
1.5W	65.9±12.4	56.4± 8.7	52.3± 4.6	37.7±4.0	30.8± 3.0	**
2.0W	81.1± 9.5	66.1±10.2	51.6±13.1	48.2±8.6	40.1±16.5	**

The values are mean ± standard deviation, ** : p<0.01

다. 0.3W, 0.5W, 0.8W 그리고 1.0W로 조사시 접촉 조사와 조사거리 1mm 사이의 온도차가 1mm, 2mm, 3mm, 4mm 사이의 온도차보다 상대적으로 컸다.

IV. 총괄 및 고찰

레이저는 유도방출에 의한 광증폭을 이용하여 광에너지를 열에너지로 바꾸어 사용하는 것으로, 시간적으로 공간적으로 예측할 수 있는 간섭성 (coherence), 단일 주파수, 일정한 형태로 계속 조사될 수 있는 지향성 그리고 빛의 출력밀도가 높은 고휘도 (brightness) 등이 특성이다^{18,19)}. 레이저를 생체조직에 조사할 경우 생체조직에서 흡수, 전도, 반사 및 투과현상이 일어난다. 반사와 투과현상은 생체조직에 큰 영향을 주지는 않지만 반사의 경우 사용자의 눈등에 손상을 줄 수

있으므로 반사의 정도에 따라 안전성이 문제가 된다. 생체조직에 큰 영향을 주는 현상은 흡수인데 흡수의 특성은 조사시키는 레이저의 파장에 따라 달라진다. 생체 조직에서의 흡수에 의하여 레이저의 광에너지가 열로 변환되어 치료 효과가 발생되며 그 열효과는 조사에너지의 밀도 조사부위의 크기 그리고 조사시간 등에 따라 달라진다^{18,20)}.

Nd:YAG 레이저는 근적외선 파장인 1,064 에서 레이저 방출이 일어나고 이 파장은 눈에 보이지 않으므로 부가적인 레이저광 또는 백색의 조준광이 있어야 한다. He-Ne 광은 적색이므로 조준광으로 작용한다. 활성매질 (active medium) 이 yttrium-aluminum-garnet로 여기에 neodymium이 들어 있다. 그리고 열의 형태로 조직과 반응한다²¹⁾. 발생된 열은 수산화인회석 구조를 녹인다. 그리고 다시 냉각되면 처음 구조보다 더

큰 수산화인회석 결정체를 형성하는데 새로 생긴 수산화인회석 결정체는 매끈하고 기포가 없어 상아세관을 국소적으로 또는 전체적으로 폐쇄한다^{4,22)}. 상아세관의 폐쇄가 유체전도도 (hydraulic conductance)를 감소시키므로써 상아질 과민증을 감소²³⁾시키기 때문에 많은 연구자들은 상아질 과민증 치료에 레이저 사용을 제안하였다^{24, 26)}.

Zach와 Cohen^{10,11)}은 치수강 온도가 5.6°C 상승시 시험치아의 15%가 생활력을 상실한다고 보고하였고, 약 11°C가 되면 치수가 괴사된다고 보고하였다. 그리고 Stabholz 등⁷⁾은 5J/cm²을 조사하면 상아질이 녹아 결정체가 재형성되었다는 것을 보고하였다. 본 연구에서는 집축조사 방법에서 0.3W를 3초간 조사할 때를 제외하고는 5°C 이상의 온도변화를 보이고, 2.0W와 1.5W 에너지로 4mm 이내의 조사거리에서 조사하였을때 조사시간에 관계없이 5°C 이상의 온도변화를 보여 치수 손상의 가능성이 있을 것으로 생각된다. 5°C 이하의 온도변화를 보이는 조건들로 레이저를 조사하면 치수에 대한 손상이 없는 상태에서 상아질이 용융되어 상아세관을 폐쇄함으로써 상아질 과민증에 효과가 있을 것으로 생각된다. 임상연구를 통해서 상아질 과민증에 대한 pulsed Nd:YAG의 효과를 결정하는 것도 중요할 것이다.

임상에서는 직접적으로 치아의 두께를 측정할 수 없기 때문에 임상적 경험과 교모, 마모 등과 같은 여러 요소들을 고려하여 레이저 조사 변수를 조정하여야 하며 전체적인 치아의 크기와 치료할 부위의 넓이도 고려하여야 할 것으로 생각된다. Nd:YAG 레이저 beam이 비집중되면 치면의 에너지 밀도는 감소하기 때문에 방출된 에너지는 증가되어야 하는데 일반적으로 조직에 미치는 레이저의 열효과는 단위 면적당 조사되는 빛 에너지 밀도에 의해 결정되기 때문이다²⁷⁾. 또한 pulsed Nd:YAG 레이저의 조사량을 높여서 구강내 조직을 절개하고 또는 응고시킬 때 임상가들은 치아의 생활력과 치아표면을 검사하여 상아질면에 대한 돌발적인 레이저 조사 유무에 대해 평가하여야 한다.

집축조사와 조사거리 1mm 사이의 온도변화차가 조사거리 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm 사이의 온도변화 차보다 크게 나타나는데 이것은 비집축식 레이저에 의한 조직효과는 전적으로 조직의 열흡수에 의해 결정되고 집축시술법은 일차적으로 레이저에 의해 뜨거워진 광섬유 말단부로부터 열이 전도되어 조직에 영향을 주기 때문이다²⁸⁾.

레이저를 사용할 때 열에 의한 손상을 적게 하면서 같은 효과를 얻기 위해서는 가급적 온도변화를 적게 하는 방법을 고려하여야 하는데 본 연구에서는 조사시간과 조사에너지를 적게 하고 조사거리를 길게하면 온도변화가 감소하는 것을 관찰할 수 있었다.

Kato 등²⁹⁾은 레이저를 대기중의 치근에 조사한 것이 수중에 치근을 넣고 조사한 것보다 3.1°C 높았다고 보고하였다. 따라서 레이저를 구강내에서 조사하였다고 생각할 때 치아의 온도변화는 구강내의 체액순환, 치아 지지조직 그리고 수분존재 등에 의해 본 실험결과의 온도변화보다 더 적을 것으로 추정되어 치수가 손상을 받지 않는 레이저 조사 조건의 범위가 넓어질 것으로 생각된다.

Verschuern³⁰⁾은 레이저의 노출시간에 따라 열손상이 증가됨을 실험적으로 증명한 바 있다. 이러한 열 손상을 줄이기 위해서는 충분한 열효과를 얻는데 필요한 에너지의 조사면적을 넓게 하지 말고, 레이저 광선을 집중시키고 그리고 조사시간을 짧게 하면 레이저의 효과는 큰 반면 열손상은 적게 나타난다고 하였다. Nd:YAG 레이저는 광섬유를 사용하기 때문에 조사면적이 좁고, 광선을 집중시킬 수 있기 때문에 광섬유를 사용하지 않는 다른 레이저보다 열발생이 적어 치수의 손상이 적을 것으로 생각된다.

레이저의 열효과로 법랑소주가 파괴되며 상아질에 조사된 경우 상아질내에 있는 조상아세포 돌기가 소작되어 살아 있는 세포가 손상을 받게 되므로 조상아세포와 그 밑의 치수조직에 병변이 생길 수 있어³¹⁾ 앞으로 이러한 부분에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

Pulsed Nd:YAG 레이저의 비접촉 조사가 치 아온도에 미치는 영향을 관찰하기 위하여 접촉, 1mm, 2mm, 3mm 그리고 4mm의 조사거리에서 각각 0.3W, 0.5W, 0.8W, 1.0W, 1.5W 그리고 2.0W의 조사에너지로 3초, 6초, 9초, 12초 그리고 15초간 2mm 두께의 상아질 절편에 pulsed Nd:YAG 레이저를 조사한 후 시편의 온도변화를 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 조사시간과 조사에너지가 일정하고 조사거리가 증가하면 온도변화는 감소하는 양상을 보였고 조사시간과 조사거리가 일정하고 조사에너지가 증가하면 온도변화는 증가하였다.
2. 접촉 조사시에는 대부분 조사량, 조사시간 그리고 조사거리에 관계없이 5°C 이상의 온도변화를 보였으나 0.3W로 3초간 조사하였을 때만 5°C 이하의 온도변화를 보였다.
3. 조사거리 1mm와 2mm에서는 0.3W로 3초, 6초, 9초, 12초 그리고 15초간 조사하였을 때 0.5W로 3초와 6초간 조사하였을 때, 0.8W로 3초간 조사하였을 때 그리고 1.0W로 3초간 조사하였을 때 5°C 이하의 온도변화를 보였다.
4. 조사거리 3mm와 4mm에서는 0.3W로 3초, 6초, 9초, 12초 그리고 15초로 조사하였을 때, 0.5W로 3초, 6초 그리고 9초로 조사하였을 때 그리고 0.8W와 1.0W로 3초간 조사하였을 때 5°C 이하의 온도변화를 보였다.

이상의 결과로 2mm 두께의 상아질에 pulsed Nd:YAG 레이저를 비접촉 조사할 때 조사에너지, 조사거리 그리고 조사시간이 적당하다면 치수의 비가역적 변화는 초래되지 않을 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

1. Maiman, T.H. : Stimulated optical radiation in ruby, Nature, 187:493-494, 1960.
2. Goldman, L., Hornby, P. : Impact of the lasers on dental caries, Nature, 203:417, 1964.
3. Kantola, S. : Lasr-induced defect on the tooth structure ; V-electron probe microanalysis and polarized light microscopy of dental enamel, Acta Odontol. Scand., 30:475-484, 1972.
4. Dederich, D., Zakariasen, K., Tulip, J. : Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following neodymium-yttrium-aluminum-garnet laser irradiation, J. Endo., 10:428-431, 1984.
5. Melcer, J. : Latest treatment in dentistry by means of the CO₂ laser beam, Lasers Surg. Med., 6:396-398, 1986.
6. Miserendino, L.J. : The laser apicoectomy; endodontic application of the CO₂ laser in apical surgery, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol., 66:615-619, 1988.
7. Stabholz, A., Neev, J. : Effect of ArF-193nm excimer laser on human dentinal tubules, Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. 75:90-94, 1993.
8. Stabholz, A., Neev, J., Liaw, C.H., Khyayat, A., Torabinejad, M. : Sealing of human dentinal tubules by Xecl 308 nm excimer laser, J. Endodontics, 19:267-271, 1993.
9. Shariati S., Pogrel M.A., Harshall G.W., White, J.M. : Structural Changes in dentin induced by high energy, continuous wave carbon dioxide laser, Lasers Surg. Med., 13:543-547, 1993.
10. Zach, L., Cohen, G. : Thermogenesis in operative techniques: Comparison of four methods, J. Pros. Dent., 12:977-984, 1962.
11. Zach, L., Cohen, G. : Pulpal response to externally applied heat, Oral surg. Oral Med. Oral Pathol., 19: 515-528, 1965.
12. Stern, R., Rengen, H., Howell, F. : Laser effects on vital dental pulps, Brit. Dent. J., 152:26-28, 1961.
13. Adrian, C., Bernier, J., Sprague, W. : Laser and the dental pulp, J. Am. Dent. Assoc., 83:113-117, 1971.
14. Seltzer, S., Bender, I.B. : The Dental pulp-Biologic conditions in Dental Procedures, 2nd edition, JB Lippincott Co., pp. 183-193, 1975.
15. White, J., Goodies, H., Rose, C., Daniels, T. : Study of effect of Nd:YAG lasers on pulps of extracted human teeth, Unpublished 1990.
16. Powell, G., Whisenant, B., Morton, T. : Carbon dioxide laser oral safety parameters for teeth, Laser Surg. Med., 10:389-392, 1990.
17. White, J.M., Fagan, M.C., Goodies, H.E. : Intrapul-

- pal temperature during pulsed Nd:YAG laser treatment: of dentin in vitro, *J. Periodontol.*, 65: 225-259, 1994.
18. 오 명, 강문호: 레이저응용, 청문각, 서울, pp. 13-30, 1984.
 19. 이상수 역(Caroll, T.M. 원저): 레이저 이야기, 전파과학사 현대과학신서, 서울, 1976.
 20. Goldman, L., Hornby, P., Meyer, R., Goldman, B. : Impact of the lasers, *J. Am. Dent. Assoc.*, 188:303, 1964.
 21. Miserendino, L.J., Pick, R.M. : Lasers in Dentistry, Quintessence, 1995.
 22. Kantola, S. : Laser-induced effect on tooth structure:VII. X-ray diffraction study of dentin expose to a CO₂ laser, *Acta Odontol. Scand.*, 31:381-386, 1973.
 23. Muzzin, K.B. : Effect of potassium oxalate in dentin hypersensitivity in vivo, *J. Periodontol.*, 60:151-158, 1989.
 24. Renton-Harper, P., Midda, M. : Nd:YAG laser treatment of dental hypersensitivity, *Brit. Dent. J.*, 172:13-16, 1992.
 25. Merritt, R. : Nd:YAG laser treatment of dentinal hypersensitivity (letter ; comment), *Brit. Dent. J.*, 172:177, 1992.
 26. Gelskey, S.C., White, J.M., Pruthi, V.K. : The effectiveness of the Nd:YAG laser in the treatment of dental hypersensitivity, *J. Can. Dent. Assoc.*, 59:377-378, 383-386, 1973.
 27. Kinersly, T., Jarabak, J.P., Phatak, N.M., DeMent, J.: Lasers effect in materials related to dentistry, *J. Am. Dent. Assoc.*, 70:593, 1965.
 28. 박준상, 김기석 역(Chess, T., Gold. S.I., Goodies, H. E., Horton, J.E., White, J.M. 원저) : 레이저 치의학, 덴탈기획, 서울, pp. 65-66, 1995.
 29. Kato, K., Nagasawa, A. : Basic study on change of temperature of a tooth after CO₂ laser irradiation, *J. Jap. Soc. Laser Med.*, 1:294, 1980.
 30. Verschuern, R. : The CO₂ laser in tumor surgery(Assen. The Netherland: Van Gorcum), 1976(cited from #57).
 31. Loebene, R.R., Fine, S. : Interaction of lasers radiation with oral hard tissue, *J. Prosthet. Dent.*, 16: 589, 1966.

ABSTRACT

Temperature Changes in Dentin upon Pulsed Nd:YAG lasing distance

Jae-Hyung Kim, D.D.S., **Woo-Cheon Kee**, D.D.S., M.S.D., Ph.D.

Department of Oral Medicine, College of Dentistry, Chonnam National University

In order to observe the influence of Pulsed Nd:YAG laser at its out-of-contact with dentin on tooth temperature, we have applied pulsed Nd:YAG laser to 2mm thick dentin sample at a point of contact and from a distance of 1mm, 2mm, 3mm and 4mm with an energy of 0.3W, 0.5W, 0.8W, 1.0W, 1.5W and 2.0W. They were exposed to periods of 3 seconds, 6 seconds, 9 seconds, 12 seconds and 15 seconds respectively and measured temperature changes.

The results as follows;

1. When the time and the intensity of power were constant, the temperature changes on dentin of tooth depended on the distance. The temperature increased when the laser intensity increased but two other conditions were constant.
2. At the point of contact, the temperature has risen over 5°C regardless of intensity of the power or the time. However, there was 5°C fluctuation with 0.3W for 3 seconds treatment.
3. The temperature change was less than 5°C thermal change at the distance of 1mm and 2mm respectively when lased for 3 seconds, 6 seconds, 12 seconds and 15 seconds with 0.3W. Similar results were observed at 3 and 6 seconds treatment with 0.5W and at 3 seconds treatment with 0.8 and 1.0W respectively
4. It showed less than 5°C thermal change when lased for 3 seconds, 6 seconds, 9 seconds, 12 seconds and 15 seconds with 0.3W at the distance of 3mm and 4mm. The same results were seen in 3 seconds, 6 seconds and 9 seconds treatment with 0.5W and in 3 seconds with 0.8W and 1.0W respectively

As we have seen the above, the results has indicated that pulsed Nd:YAG lasing at its off contact on dentin of 2mm thickness will not cause irreversible changes if lasing intensity, lasing distance and lasing time are appropriate.