

## パワーパルスNd:YAGレーザーの照射条件が象牙質の蒸散およびその温度変化に及ぼす影響

平 田 健 一 北 村 進 河 野 哲  
中 嶋 正 人 関 根 一 郎  
朝日大学歯学部歯科保存学講座 (主任: 関根一郎教授)

**抄録** 近年, Nd:YAGレーザーにおいて, パルス当たりのピークパワー値を高めた装置が新しく開発され, 歯科領域への応用が期待されている. そこで, 我々はその臨床応用に先立ち, 本レーザーの象牙質蒸散効果および照射象牙質の温度変化について検討した.

実験には厚さ2.0mmの象牙質切片を作製した. 一方の面にレーザーを照射し, その部位の蒸散深さと, 反対側の温度上昇をサーモグラフィー(日本アビオニクス)により計測した. 使用したNd:YAGレーザーはスタットレーズEPY(S. L. T. Japan)で直径400 $\mu$ mの石英ファイバーを使用し, 以下の条件で照射した. 照射出力: 900mJ/pulse, 繰り返しパルス数: 1 pulse/sec~5 pulse/sec, 照射時間: 1, 2秒間で接触照射を行った. 照射に際しては, 次の3つの環境下で行った. 1) 23 $\pm$ 1.5 $^{\circ}$ Cの注水下. 2) 0.25%黒色色素含有水噴霧下. 3) 環境1), 2)の併用下.

その結果, いずれの環境下においても, 繰り返しパルス数の増加によって温度上昇が認められた. 環境1)の注水下においては, 900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 1秒間の照射で約4.5 $^{\circ}$ Cの温度上昇が認められ, 平均150 $\mu$ mの蒸散が認められた. 環境2), 3)の場合は環境1)に比べ, 温度上昇および蒸散効果とも若干大きくなる傾向が認められた.

キーワード: Nd:YAGレーザー, 蒸散深さ, 温度上昇

### 緒 言

1960年Maiman<sup>1)</sup>がレーザーの発振に成功して以来, すでに半世紀が経過した. この間, 医学領域には種々のレーザーが開発され臨床応用されている. なかでも, Nd:YAGレーザーは1964年Geusic<sup>2)</sup>によって開発されて以来, 比較的早い時期から実用化され, 歯科領域においても様々な治療に臨床応用されている. 現在では, う蝕の診断<sup>3)</sup>, う蝕予防<sup>4~7)</sup>, う蝕病巣の除去<sup>8)</sup>, 根管治療<sup>9~11)</sup>, 歯周治療<sup>12,13)</sup>, 象牙質知覚過敏の治療<sup>14~16)</sup>, 鎮痛療法<sup>17~19)</sup>など多くの治療への応用が試みられ, その効果も数多く報告されている.

近年, このNd:YAGレーザーにおいて, そのパルス

当たりのピークパワー値を高めた, いわゆるパワーパルスNd:YAGレーザーが開発され, 新しい領域への臨床応用が期待されている. しかし, 本レーザーの歯質に対する基礎的なデータが十分に得られていないのが現状である.

そこで, 我々はその臨床応用に先立ち, 本装置の安全な照射条件について検討することを目的とし, ヒト抜去大白歯より作製した象牙質板にパワーパルスNd:YAGレーザーを種々の照射出力および種々の照射環境で照射し, その際の象牙質板の蒸散深さ及び温度上昇を測定した.

### 材料および方法

#### 1. レーザー装置

本実験に使用したパワーパルスNd:YAGレーザー(スタットレーズ EPY, S. L. T. Japan)を図1に示す. 本レーザーは波長1064nmのNd:YAGレーザーであるが, 従来のノーマルパルス(パルス幅: 100 $\mu$ s, ピーク

パワー値: 2 kw)に比べ, パルス幅を300 $\mu$ s, ピークパワー値を3 kwに高めることにより, 1パルス当たり最大900mJのエネルギー出力が可能となっている. また, 繰り返しパルス数が1 pulse/sec~15pulse/secまで可変設定可能となっているため, 最大13.5Wの平均出力を示す.

本レーザー装置に直径400 $\mu$ mのファイバー(ARAJ

(平成15年1月14日 受理)

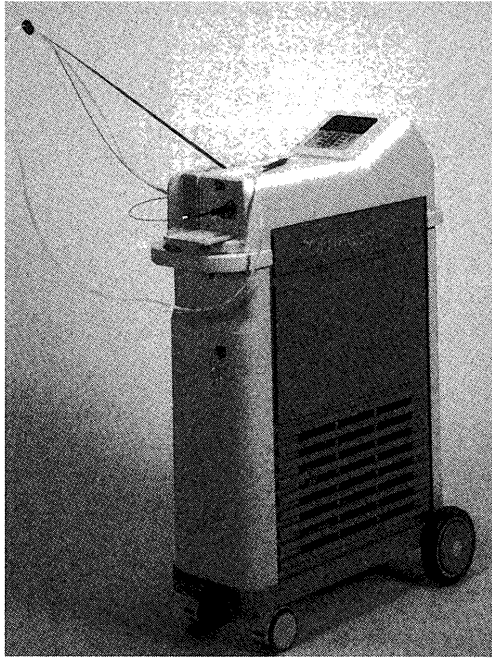


図1. Nd : YAGレーザー  
(スタートレーズEPY : S. L. T. Japan)

400, S. L. T. Japan)を接続し導光を行った。

## 2. 実験方法

ヒト抜去大白歯歯冠部をマルトースライサー(MC 501: マルター社製)により横断し, その両切断面を耐水研磨紙(#600)で研磨し, 最終的な厚みが正確に2 mmとなる象牙質板を作製した. この象牙質板を5 cm × 5 cm × 1 mmのプラスチック板の中央に穴をあけ即時重合レジンで埋め込み, 実験の試料とした.(図2) この象牙質板の片方の面に, 直径400 $\mu$ mのファイバーをほぼ接触させた状態で, パワーパルスNd : YAGレーザーを照射した. 照射条件は図2中に示してあるように, 900mJ/pulseで, 1 pulse/sec, 2 pulse/sec, 3 pulse/sec, 4 pulse/sec, 5 pulse/secをそれぞれ1秒間, さらに900mJ/pulseで, 5 pulse/sec 2秒間の照射を行った. これらの照射に伴うこの象牙質板の温度上昇は試料の反対側より赤外線熱画像装置(AVIO Thermal Video System, TVS-2000ST, 日本アビオニクス)により照射前後の温度を計測しそれらの差により求めた. 温度計測後, レーザー照射に伴う象牙質板の蒸散深さはデジタルノギス(MAX-CAL, 日本測定工具株式会社)によって計測した. 計測にあたってはデジタルノギ

## 結

表1は注水下で象牙質板にレーザーを照射した場合の温度上昇と蒸散深さ示す. 表2はパワースプレー下で象牙質板にレーザーを照射した場合の温度上昇と蒸散深さ示す. 表3はパワースプレーと注水の併用下で象牙質板にレーザーを照射した場合の温度上昇と蒸散深さ示す.

また, 図4は3種類の照射環境下での照射パルス数

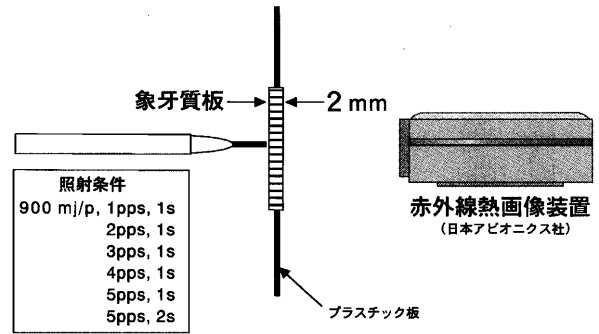


図2. 実験模式図および照射条件

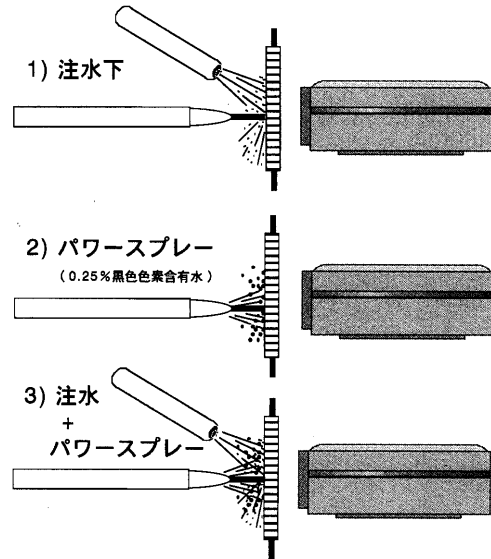


図3. 3種類の照射環境

ス計測部の一端に, 先端を丸めた直径約1.2mmの押しピンを取りつけ, まず, 照射部に隣接した非照射面を測定し, 0調整を行った. 続いて, レーザー照射部内に押しピンを入れ計測し, これを蒸散深さとした.

なお, レーザー照射に際し, 図3に示すように3種類の異なった環境下で照射を行った. すなわち, 注水下, パワースプレー下, および注水とパワースプレーを併用した状態でレーザー照射を行った. 注水下とは約23 $^{\circ}$ Cの水道水を水銃で注水したものである. パワースプレーは本装置に附属しているもので, レーザーファイバーと同軸状に0.25%黒色素含有水が噴霧されるものである. これらの環境下でレーザー照射された象牙質板の温度上昇と蒸散深さを測定した.

## 果

と温度上昇を棒グラフでまとめたものである. 図5は3種類の照射環境下での照射パルス数と蒸散深さを棒グラフでまとめたものである. いずれの照射環境においてもパルス数の増加につれて, 温度上昇および蒸散深さは増加した. パワースプレー下の温度上昇や蒸散深さは他の2環境下に比べ, 高くなる傾向が認められたものの, 統計学的な有意差は認められなかった. し

かし, 900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 2 秒間の照射では注 プレー下での照射では約13℃の上昇が認められた。  
 水下で7℃の温度上昇, 黒色色素を含有するパワース

表1. 注水下で象牙質板にレーザーを照射した場合の蒸散深さと温度上昇 (n = 6)

照射条件			蒸散深さ ( $\mu\text{m}$ )	温度上昇 ( $^{\circ}\text{C}$ )
mJ/pulse	pulse/sec	秒		
900	1	1	5.0 $\pm$ 8.4	0.6 $\pm$ 0.7
900	2	1	30.0 $\pm$ 17.9	1.5 $\pm$ 0.6
900	3	1	53.3 $\pm$ 16.3	2.7 $\pm$ 0.8
900	4	1	90.0 $\pm$ 19.0	3.0 $\pm$ 1.0
900	5	1	146.7 $\pm$ 46.3	4.5 $\pm$ 1.1
900	5	2	223.3 $\pm$ 84.1	7.2 $\pm$ 3.5

表2. パワースプレー下で象牙質板にレーザーを照射した場合の蒸散深さと温度上昇 (n = 6)

照射条件			蒸散深さ ( $\mu\text{m}$ )	温度上昇 ( $^{\circ}\text{C}$ )
mJ/pulse	pulse/sec	秒		
900	1	1	26.7 $\pm$ 8.2	1.0 $\pm$ 1.0
900	2	1	51.7 $\pm$ 11.7	1.4 $\pm$ 0.7
900	3	1	80.0 $\pm$ 16.7	2.6 $\pm$ 1.1
900	4	1	86.7 $\pm$ 24.2	3.9 $\pm$ 1.8
900	5	1	156.7 $\pm$ 19.7	4.5 $\pm$ 1.1
900	5	2	288.3 $\pm$ 48.3	13.1 $\pm$ 7.5

表3. パワースプレーと注水の併用下で象牙質板にレーザーを照射した場合の蒸散深さと温度上昇 (n = 5)

照射条件			蒸散深さ ( $\mu\text{m}$ )	温度上昇 ( $^{\circ}\text{C}$ )
mJ/pulse	pulse/sec	秒		
900	1	1	10.0 $\pm$ 14.1	1.7 $\pm$ 0.5
900	2	1	44.0 $\pm$ 15.2	2.2 $\pm$ 0.6
900	3	1	72.0 $\pm$ 16.3	2.7 $\pm$ 1.1
900	4	1	100.0 $\pm$ 14.1	2.5 $\pm$ 1.1
900	5	1	144.0 $\pm$ 11.4	4.1 $\pm$ 1.3
900	5	2	272.0 $\pm$ 58.9	7.9 $\pm$ 3.6

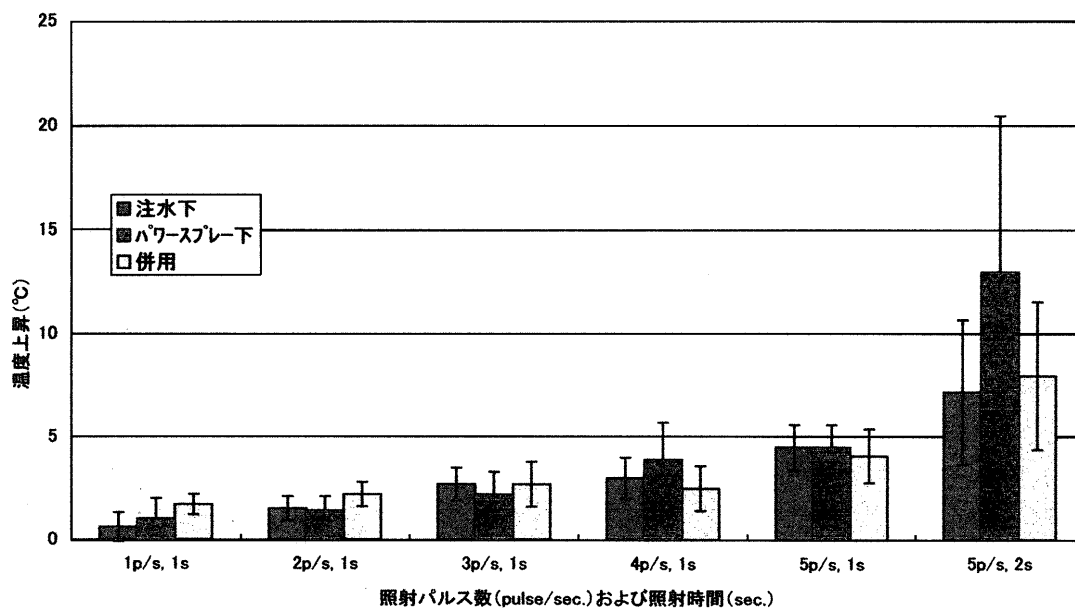


図4. 照射環境が温度上昇に及ぼす影響

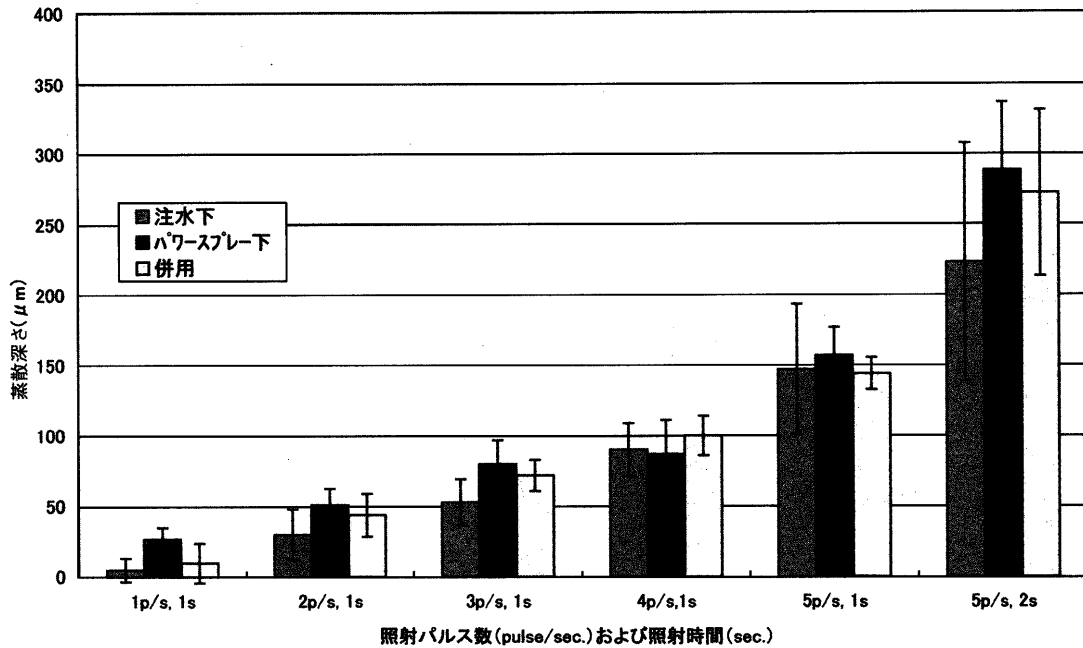


図5. 照射環境が蒸散深さに及ぼす影響

## 考 察

現在、歯科臨床におけるレーザー治療には He-Neレーザー、CO<sub>2</sub>レーザー、Nd: YAGレーザー、Er: YAGレーザー、半導体レーザー<sup>20-22)</sup>などが主に使用されている。なかでも、Nd: YAGレーザーは当初、非接触の連続照射で眼科領域や外科領域<sup>23-25)</sup>に使用されていたが、その後パルス波による接触照射が導入され、歯科領域にも広く応用されるようになってきた。

近年、このパルス型Nd: YAGレーザーにおいて、そのパルス当たりのピークパワー値を高めることにより高出力を可能とした装置が開発されパワーパルスNd: YAGレーザーと呼ばれている。本レーザーは波長1064 nmのNd: YAGレーザーであるが、従来のノーマルパルス(パルス幅: 100 μs, ピークパワー値: 2 kw)に比べ、パルス幅を300 μs, ピークパワー値を3 kwに高めることにより、パルス当たり最大900mJのエネルギー出力が可能となっている。従って、本レーザーの新しい領域への臨床応用が期待されている。しかし、本レーザーの歯質に対する基礎的なデータはまだ十分に得られていないのが現状である。

そこで、我々はその臨床応用に先立ち、本装置を最大出力で使用する場合の安全な照射条件について検討することを目的とし、ヒト抜去大白歯より作製した象牙質板にパワーパルスNd: YAGレーザーを種々の照射出力および種々の照射環境で照射し、その際の象牙質板の蒸散深さ及び温度上昇を測定した。

注水下で象牙質面に900mJ/pulseで1パルスのみ照射した場合はあまり反応せず、平均5 μmの蒸散深さであった。しかし、同一部位に2パルス、3パルスと照射回数を増加させることにより蒸散深さも大きくな

り、900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 1秒間の照射では平均150 μmの蒸散深さを示した。すなわち、900mJ/pulseの出力では1パルス当たり平均約30 μmの象牙質歯質を蒸散することが明らかとなった。また、従来のNd: YAGレーザーでは歯質を蒸散する際その部位に黒色素を塗布しなければならなかったが、本レーザーでは黒色素を塗布しなくても象牙質を蒸散できることも明らかとなった。これは、この最初の1パルス目の照射ではほとんど象牙質を蒸散しないが、その表面にわずかな炭化層が生じ、2パルス目からはこの炭化層に反応し、象牙質を蒸散していくものと考えられる。これに対し、パワースプレーを使用した場合、これには黒色素が含まれているため、1パルス目から確実に反応し、注水だけの場合より蒸散深さはわずかに高くなる傾向を示した。しかし、それらの間には統計学的な差は認められず、いずれの環境下でも900mJ/pulse, 1パルスで平均約20~30 μmの象牙質の蒸散が可能であることが明らかとなった。以上のことから、本レーザーは黒色素を塗布すればより確実に反応するが塗布しなくとも象牙質の蒸散が出来る、従来より一層の臨床応用が広がるものと考えられる。しかし、高出力で蒸散能力が向上した本装置を有髄歯に应用する場合、歯髄刺激が懸念される。そこで、それぞれの照射環境で照射した場合の温度変化を検討したところ、いずれの照射環境においても、パルス数の増加につれて温度上昇が見られ、同一個所に900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 1秒間の照射まではそれぞれの環境間に統計学的な差はなく、いずれも約4℃~4.5℃の温度上昇がみとめられた。しかし、900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 2秒

間の照射では、注水下で7℃の温度上昇、黒色色素を含有するパワースプレー下では約13℃の上昇が認められ、その差は明瞭となった。しかし、ここで注目すべきことはパワースプレーに注水を併用した場合には約8℃の温度上昇にとどまること、さらに、注水を併用しても蒸散深さはパワースプレー下とほとんど変わらないことである。従って、本装置の使用時にはその照射による温度上昇を防ぐため、必ず注水下で照射することが望ましいと考えられる。

一方、歯髄に対する熱影響に関してはZach<sup>26)</sup>らがサル<sup>26)</sup>の生活歯の歯髄腔壁の温度が5.6℃上昇(持続時間5~20秒)すると、15%に歯髄が壊死したことを報告しており、一般に歯髄腔内の温度が5℃以上の上昇は歯髄組織に影響を及ぼすとされている<sup>27,28)</sup>。従って、本装置

## 結

近年新しく開発されたパワーパルスNd:YAGレーザーの臨床応用に先立ち、本装置の安全な照射条件について検索することを目的とし、ヒト抜去大白歯より作製した象牙質板にパワーパルスNd:YAGレーザーを3種類の異なった環境下、すなわち、注水下、パワースプレー下 およびパワーパルスと注水の併用下で照射し、その際の象牙質板の蒸散深さと温度上昇を測定したところ、以下の結論を得た。

- 1) いずれの照射環境下でも蒸散深さには統計学的な差はみとめられなかった。
- 2) いずれの照射環境下でも900mJ/pulse, 1パルスの照射で約30μmの象牙質が蒸散された。
- 3) 本レーザーは黒色塗料を使用すれば確実に反応するが、黒色塗料を塗布なくても象牙質を蒸散することが可能であった。

## 文

- 1) Maiman TH.: Stimulated optical radiation in ruby. *Nature*, **187**: 493, 1960.
- 2) Geusic JE, Marcos HW, Van Uitert LG.: Laser oscillations in Nd-doped yttrium aluminum, yttrium gallium and gadolinium garnets. *Appl. Phys. Lett.*, **4**: 182, 1964.
- 3) 長澤明範, 加藤一一: Nd:YAGレーザーに対する歯の熱光学的反応を応用した新しい蝕検査法. *日本レーザー医学会雑誌*, **10**: 61~64, 1989
- 4) 森岡俊夫, 鈴木和雄, 田籠祥子: Nd:YAGレーザー照射によるエナメル質耐酸性増強に及ぼす歯面黒色塗布剤の効果. *口腔衛生会誌*, **34**: 40~44, 1984.
- 5) 白須賀哲也, 若林 始, 松本光吉: Nd:YAGレーザー照射による蝕予防に関する研究. *日本レーザー医学会*, **7**: 199~200, 1987.
- 6) 森岡俊夫, 田籠祥子, 稲井裕子: レーザー照射によるエナメル質初期蝕の進行阻止および再石灰化促進への効果について. *日本レーザー歯学研究会誌*, **2**: 1~

を900mJ/pulse, 5 pulse/secの出力で使用するなら、歯髄刺激を防ぐために同一箇所1秒間以上の照射は避けるべきと考えられる。ただし、これらのことは残存象牙質が2mm以上あるという前提であるため、それ以下になる場合は、さらに、照射出力や1秒間のパルス数を少なくしたり、あるいは単発照射で行う必要があるものと考えられる。

今回は以上のような基礎的なデータを得ることが出来たが、今後は、この基礎データをもとに動物実験を行い、パワーパルスNd:YAGレーザーの歯髄に対する安全生を検討していきたいと考えている。さらに、その安全な照射範囲、照射方法で歯科領域における種々の臨床応用を考えていきたいと考えている。

## 論

4) 900mJ/pulse, 1 pulse/sec, 1秒間の照射から、900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 1秒間の照射まではいずれの照射環境下でも温度上昇に統計学的な差はなく、いずれも約4℃~4.5℃の温度上昇であった。

5) 900mJ/pulse, 5 pulse/sec, 2秒間の照射では注水下で7℃の温度上昇、パワースプレー下で約13℃の上昇が認められたが、パワースプレーに注水を併用すると約8℃の温度上昇にとどまった。

以上のことから、有髄歯で残存象牙質が2mmある部位に、本レーザーを最高出力の900mJ/pulseで使用する場合、歯髄に障害を与えないようにするには、注水下で行うこと、また、繰り返しパルス数は5 pulse/sec以内で使用し、且つ同一個所に1秒間以上は留まらず、移動しながら照射を行った方が良いと考えられた。

## 献

- 9, 1991.
- 7) 山田恵子: 小児歯科領域におけるレーザーによる蝕予防に関する研究. *小児歯誌*, **23**: 575~591, 1985.
- 8) 勝呂 尚: Nd:YAGレーザーによる軟化象牙質の除去に関する研究 とくに照射部の着色剤による色調が象牙質の蒸散量に及ぼす影響. *日歯保存誌*, **40**: 671~680, 1997.
- 9) 森田修平: Pulsed Nd:YAGレーザー併用による直接抜髄即時根管充填法における病理組織学のおよび臨床的研究. *日歯誌*, **5**: 91~101, 1994.
- 10) Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J: Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Neodymium-Yttrium-Aluminium-Garnet laser irradiation. *J. Endod.*, **10**: 428~431, 1984.
- 11) 稲本雄之: Nd:YAGレーザーの感染根管照射が根管内細菌及び根尖病変に及ぼす影響. *日歯保存誌*, **41**: 253~266, 1998.
- 12) 伊藤公一, 西方純一, 西田哲也, 野沢 健, 郷家英二,

- 村井正大：スケーリングおよびルートプレーニング面に対するNd:YAGレーザー照射の効果。日歯周誌，34：673～680，1992。
- 13) 増永 浩，遠藤弘康，杉下彰男，淡路実保，田原 洋，松江美代子，松江一郎：歯周ポケット・掻爬術におけるNd:YAGレーザー治療の臨床的評価。日歯保存誌，36：1483～1490，1993。
  - 14) 松本光吉，船井博雄，白須賀哲也，若林 始：Nd:YAG Laserによる歯頸部象牙質知覚過敏症の除痛効果について。日歯保存誌，28：760～765，1985。
  - 15) 河田克之，大塚秀春，市村 光，下島孝裕，池田克巳：歯周疾患を伴う象牙質知覚過敏症に対するNd:YAGレーザーの治療効果。日歯保存誌，39：989～995，1996。
  - 16) 小林一行，山口博康，熊井麻子，田中麻起，櫻庭栄一，野村典生，中村治郎，新井 高：歯周治療中に生じた象牙質知覚過敏症に対するNd:YAGレーザー照射による疼痛緩和効果。日歯周誌，41：180～187，1999。
  - 17) Whitters, C. J., Hall, A., Creanor, S. L., Moseley, H., Gilmour, W. H., Strang, R., Saunders, W. P. and Orchardson, R.: A Clinical study of pulsed Nd:YAG laser-induced pulpal analgesia. *J. Dent.*, 23:145～150, 1995.
  - 18) Parkins, F., Miller, R.: Nd:YAG laser analgesia of dentin. *J. Dent. Res.*, 71:162(abstract450), 1992.
  - 19) 山口博康，小林一行，佐藤恭道，長田玲子，菊池康次郎，櫻庭栄一，野村典生，新井 高，中村治郎：Nd:YAGレーザーの表面麻酔効果。日歯誌，9：9～12，1998。
  - 20) 熊崎 護，善入邦男，井上昌孝，藤井弁次：象牙質知覚過敏症に対する半導体レーザーの治療効果—二重盲検法による効果の判定—。日歯保存誌，33：911～918，1990。
  - 21) 濱地貴文，岩本恭行，廣藤卓雄，柁島浩明，前田勝正：GaAIAs半導体レーザーの歯頸部象牙質知覚過敏症に対する鎮痛効果。日歯保誌，35：12～17，1992。
  - 22) 中嶋正人，平田健一，滝 永一，篠田公敬，五明俊二，関根一郎：GaAIAs半導体レーザーの出力が培養細胞に及ぼす影響。日歯保誌，38：1408～1413，1995。
  - 23) 岩崎 甫，小西敏郎，；Nd:YAGレーザーの外科手術への応用。日本レーザー医学会雑誌，1：38～39，1980。
  - 24) 三村 保：口腔外科手術におけるNd:YAGレーザーの使用。日口外雑，32，1675～1683，1986。
  - 25) 吉田憲司，高井克意，加藤麦夫，吉田 哲，榎本道彦，木下靖朗，神谷佑二，各務和宏，稲本 浩，深谷昌彦：口腔外科領域におけるNd:YAGレーザーの臨床応用。日口外誌，33：315～324，1987。
  - 26) Zach, L. and Cohen, G.: Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg.*, 19:515～530, 1965.
  - 27) 菅田文雄，大森康以知，田中昭男，遊津隆義，千田彰，五味明良，神谷一有，原 学郎，長谷川二郎：炭酸ガスレーザー照射による象牙質の形態学的変化に関する研究(第2報)—熱影響について—。日歯保存誌，37：384～389，1994。
  - 28) 神谷一有，林 弥生，横地賢也，堅田尚生，千田 彰，原 学朗，宮島邦彰，長谷川二郎：CO<sub>2</sub>レーザーの臨床応用に関する研究 第1報 照射による歯髓腔内温度上昇について。日歯保誌，36：125，1993(抄)。

## Thermal and Evaporation Effects of Power Pulsed Nd : YAG Laser Irradiation on Human Dentin —An *in Vitro* Study—

KENICHI HIRATA, SUSUMU KITAMURA, SATOSHI KAWANO,  
MASATO NAKASHIMA and ICHIRO SEKINE

Department of Endodontics and Operative Dentistry, Asahi University School of Dentistry  
(Chief : Prof. ICHIRO SEKINE)

**Key words :** Nd : YAG laser, Evaporation, Temperature rise

**Abstract** A Nd : YAG laser with increased peak power values per pulse was recently developed, and its application to the dental field is expected. In this study, prior to its clinical application, evaporation effects of the laser on dentin, and temperature changes in the irradiated dentin, were measured.

The crowns of extracted teeth were horizontally sectioned to cut dentin sections 2.0 mm thick. The laser irradiated one side of the dentin surface, and evaporation depth in the area was measured. Temperature rise on the other side of the dentin surface was measured using thermography (Nihon Abionics). A Nd : YAG laser (Stat lase EPY : S. L. T. Japan) was used with a quartz fiber of 400  $\mu\text{m}$  in diameter, under the following conditions of irradiation output : 900 mJ/pulse, repeated pulse number : 1-5 pulses/sec, and irradiation duration : 1 or 2 seconds, and contact irradiation was performed.

The irradiation was performed under the following 3 experimental conditions.

- 1) Pouring water at  $23 \pm 1.5^\circ\text{C}$ .
- 2) Spraying water containing 0.25% black dye.
- 3) Combined use of 1) and 2)

As a result, under every condition, temperature rise were noted as the pulse number increased. Under condition 1 with water pouring and laser irradiation of 900 mJ/pulse, 5 pulses/sec, for 1 second, increases in temperature of approximately  $4.5^\circ\text{C}$  were seen, and the mean dentin evaporation was 150  $\mu\text{m}$ . Under conditions 2 and 3, temperature increases and evaporation effects were slightly larger in comparison with condition 1.