Nd:YAG レーザーの根管内照射の可能性

—コア径 150 μ m の導光ファイバーを用いた基礎的検討—

海老原 新 渡 辺 聡 三 枝 英 敏
安 生 智 郎 野 口 英 俊* 須 田 英 明

東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科摂食機能保存学講座歯髄生物学分野

(主任：須田英明教授)

*マニー株式会社

(受付：平成 18 年 2 月 17 日，受理：平成 18 年 3 月 23 日)

Possibility of Nd:YAG Laser Irradiation to Root Canal with 150 μ m-diameter Optical Fiber

Arata EBIHARA, Satoshi WATANABE, Hidetoshi SAEGUSA,

Tomoo ANJO, Hidetoshi NOGUCHI* and Hideaki SUDA

Pulp Biology and Endodontics, Department of Restorative Sciences, Graduate School,

Tokyo Medical and Dental University

(Chief: Prof. Hideaki SUDA)

* MANI Inc

(Received: February 17, Accepted for Publication: March 23, 2006)

Abstract: In order to apply laser to endodontics, it is necessary to use a narrow fiber to irradiate the laser in the canal. Recently, a new type of optical fiber of diameter 150 micrometers has been developed. This size is comparable with the tip diameter of a #25 file. Accordingly, the fiber is supposed to reach the apical portion of a fine canal. The objective of this study was to investigate the application of 150-micrometer-diameter fiber to endodontics. Cantilever bending testing of the fiber and a stainless steel K file was performed to measure the bending load at 2.4 mm deflection in the loading process. Then, dentin plates were prepared from a bovine tooth crown. The surfaces of the plates were irradiated by a Nd:YAG laser with 5% TiO₂ solution for 5 seconds. The laser energy was 200, 300 and 350mJ with a pulse frequency of 20 pps. The fiber was moved parallel to the dentin surface at a speed of 1 mm/s during lasing. Then, the irradiated surfaces were observed by digital microscopy and confocal laser microscopy. The width and depth of the laser irradiated surfaces were evaluated (n = 4). Moreover, scanning electron microscopic observation was performed. Carbonization of the irradiated dentin surfaces was not observed by digital microscopy. The widths of 200, 300, and 350 mJ laser-irradiated surfaces were 77, 227, and 193 micrometers, respectively. The depths of 200, 300, and 350 mJ laser-irradiated surfaces were 11, 32, and 35 micrometers, respectively. Melted dentin was observed by scanning electron microscopy. In clinical settings, this fine fiber has a possibility to enlarge the narrow apical portion of the canal. Our results suggest that the fiber tested might be useful for root canal preparation.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 17 : 9 ~ 15, 2006 Reprint requests to Dr. EBIHARA)

Key words = Nd:YAG laser, Root canal, Optical fiber

キーワード = Nd:YAG レーザー，根管，導光ファイバー

緒 言

レーザーの歯内治療への応用の可能性を検討する研究は、歯髄の生死¹⁾や病態診断²⁾などの診断、あるいは創傷治癒の促進^{3,4)}、根管形成^{5,6)}、根管内殺菌^{7,8)}、外科的歯内治療⁹⁾、根管内異物除去¹⁰⁻¹³⁾等について多くの研究が行われてきた。このうち、狭小な根管内でレーザー照射を行うためにはファイバーによる導光が不可欠である。この点、Nd:YAG レーザーはファイバーを用いて導光可能なことから、根管治療への応用の可能性が期待されてきた。すなわち、根管形成^{5,6)}、根管内殺菌^{7,8)}、根管内異物除去¹⁰⁻¹³⁾等へのNd:YAG レーザーの応用に関する検討がなされてきた。しかしながら、それらの多くの研究はコア径400 μ m以上のファイバーを用いたものであり、細い根管には適用できないものであった。最近になり、コア径150 μ mのファイバーを用いてNd:YAG レーザーの導光が可能となった。このファイバーを使用することにより、狭小な根管へのレーザー照射が可能となると考えられる。そこで、本研究においてはこのコア径150 μ mのファイバーの特性を、曲げ試験、ならびに象牙質面へのNd:YAG レーザー照射を行うことにより、根管内照射の可能性を基礎的に検討した。

材料および方法

1. 実験1 ファイバーの弾性 (曲げ試験)

レーザー導光用ファイバー (MFB-ST150D, マニー, 栃木) を用いた (図1)。ファイバーはスリーブが1次被覆 (シリコン樹脂) と2次被覆 (ポリアミド樹脂) の2層構造になっており、先端部外層の2次被覆を除去し、ファイバーおよび1次被覆のスリーブに対して曲げ試験を行った。また、実験に先立ち、ファイバー径、1次被覆径、2次被覆径をデジタルノギス (SHINWA CALIPER SR44, シンワ測定, 新潟) にて計測した。

曲げ試験では、対照としてステンレススチール製手用Kファイル (ZIPPERER, Germany) を用い、37℃の恒温槽中で自作の抗曲試験器 (片持ち梁法) を使用した。Kファイルは、上記の計測で得られた1次被覆径に近似した先端径を有する #35 を用いた。ファイバーおよびKファイルを先端から9.5mmの位置で把持し、先端から3.0mmの位置を水平方向に0.1mm/sの速度で荷重を与え、3.0mm変位させた。その途上、2.4mm変位した時の荷重について統計的に解析を行った (unpaired *t*-test, *n* = 3)。

2. 実験2 象牙質へのレーザー照射

1) 試料の作製

実験にはウシ抜去下顎前歯4本を用いた。歯根を切除した後、歯冠唇側から唇面と平行な方向に、厚さ約1mmの象牙質プレートを作製した。その後、耐水研磨紙 (800CC-

a: ファイバー b: 1次被覆 c: 2次被覆

図1 ファイバー先端部

図2 象牙質プレートへのレーザー照射の模式図

Cw, 三共理化学) にて象牙質表面を研磨、蒸留水中において5分間超音波洗浄、象牙質表面の残渣を除去し、試料とした。

2) レーザー照射

レーザー照射装置としてはNd:YAG レーザー (MDL-Nd8, マニー, 栃木) を用い、コア径150 μ mの導光用ファイバーを装着した。象牙質プレートを移動ステージ (MMU-40) に固定し、ファイバーを象牙質面に平行に接するように設置し、移動速度1mm/sでファイバー先端の方向へ移動ステージを移動させながらレーザー照射を行った。照射は5%酸化チタン液 (酸化チタン (IV), 粒径約20~100nm, 関東化学, 東京) 浴下で行い、照射条件は200, 300, 350mJ 20ppsで、5秒間とした (図2)。

3) 象牙質照射面の形成幅・形成深さの測定

レーザー照射面を実体顕微鏡 (デジタル HF マイクロスコプ, VH-8000 およびフリーアングル観察システム, VH-830, キーエンス, 大阪) で観察した後、レーザー照射した象牙質プレートをローダミン123 (Molecular Probes, USA) の 10^{-5} M水溶液にて24時間染色、乾燥後、スライドガラスに接着、固定した。

染色した象牙質プレートは、共焦点レーザー顕微鏡 (Axioplan2, Carl Zeiss, Germany) を用い、10X対物レンズ (Plan-NEOFLUAR 10X bright field, Carl Zeiss) にて観察した。励起波長として488nm (Ar レーザー), 検出波長としてLP560nmを用いた。得られた画像はLSM5 PASCAL ソフトウェア (Carl Zeiss) で3次元構築し、形成面の深さ・幅を測定した。

4) 走査電子顕微鏡観察

共焦点レーザー顕微鏡観察後、象牙質プレートを自然乾

図 3 応力-たわみ線図の代表例

図 4 2.4mm 変位時の曲げ荷重

燥し、イオンコーター (E-102 10N SPUTTER, 日立, 東京) にて白金-パラジウムのイオンスパッタリングを行った。その後、走査電子顕微鏡 (S-4500, 日立) にて加速電圧 15kV で形態学的に観察した。

結 果

1. 実験 1

1) ファイバー径について

ファイバー径は 250 μm , 1 次被覆径 380 μm , 2 次被覆径 980 μm であった。

2) 曲げ試験

ファイバーおよび #35K ファイルの応力-たわみ線図の典型例を図 3 に示す。3.0mm の変位により、ファイバーには残留たわみはみられなかったが、K ファイルには約

a : 200mJ

b : 300mJ

c : 350mJ

図 5 共焦点レーザー顕微鏡像

図 6 レーザー照射による形成幅

図 7 レーザー照射による形成深さ

0.8mm の残留たわみが認められた。2.4mm 変位させた点 (負荷過程) における曲げ荷重を図 4 に示す。ファイバーは、K ファイルと比べ、有意に小さな値を示した ($p < 0.01$, unpaired t-test)。

2. 実験 2

1) 象牙質照射面の形成幅・形成深さの測定

共焦点顕微鏡像の代表例を図 5 に示す。共焦点レーザー顕微鏡観察から計測した 200, 300, 350mJ 照射時の形成幅は、それぞれ 77, 227, 193 μm であった ($n = 4$, 図 6)。また、200, 300, 350mJ 照射時の形成深さは、それぞれ 11, 32, 35 μm であった ($n = 4$, 図 7)。

2) 実体顕微鏡・走査電子顕微鏡観察

実体顕微鏡観察では、いずれの照射条件においても、レーザー照射面には炭化を認めなかった (図 8)。

走査電子顕微鏡観察では、200mJ 照射の場合、象牙質はほとんど切削されておらず、形成面はスポット状となっていた (図 9 1a, 2a)。300 および 350mJ 照射例では、照射面は帯状になっていた (図 9 1b, 2b, 1c, 2c)。いずれの場合も、照射面には象牙質の溶融像と象牙細管の開口が認められた。

a : 200mJ

b : 300mJ

c : 350mJ

図 8 実体顕微鏡像 ($\times 100$)

図 9 走査電子顕微鏡像

考 察

通常の根管治療において、根管形成はファイル等を用いて機械的に行われている。この方法では、複雑な根管の形態を追従することは困難である。また、根管の断面形態は円形ではなく、楕円形や不整形である。また、フィンといわれる陥凹の存在等によりさらに複雑となり、機械的に根管象牙質表面に接触することが困難な部位が存在する¹⁴⁾。そのため、菌髄残渣・感染菌質の取り残しが生じていると推測される。このため、この部分の清掃は化学的方法に頼らざるを得ず、根管洗浄・根管貼薬が行われているが、より確実に効率的な方法が求められている。その一つとして、根管レーザ照射が考えられる。レーザは、照射面の形態に依存せず、均一に照射される可能性を持っている。

根管においてレーザ照射を行う場合、細いファイバーを用いて導光することが必要である。しかしながら、レーザ本体から細いファイバーに導光するとその接合部で漏洩が起り、技術的な困難性が存在していた。最近になり、コア径 150 μm のファイバーを用いて導光することが可能となった。細径のファイバーの使用時には、最大照射エネルギーが通常の径のファイバーよりも低くなるものの、エネルギー密度という点では逆に有利になると考えられる。

導光用ファイバーは、コアとその外層のレーザを反射するクラッドから構成されており、コア径およびクラッドの厚さの和がファイバーの直径となるが、慣習的にはコア径が表示される。今回、実験に用いたコア径 150 μm ファイバー径は実測で 250 μm であった。さらにその外層にはファイバーを保護するスリーブがあるが、このファイバーは 2 層構造のスリーブを持っており、1 次被覆の外径は 380 μm 、2 次被覆の外径は 980 μm であった。この 2 次被覆の外層スリーブは、長いファイバーを保護するものであり、レーザ照射に際してはファイバー先端部で 2 次被覆を除去することになる。1 次被覆に関しては、最先端部で被覆を除去し、レーザ照射を行う。石英ファイバーはステンレススチールファイルより弾性が大きいことが予想されるが、スリーブにより被覆されていること、先端部におけるファイバーの弾性を確認する必要があると考えたため、曲げ試験を行った。その結果、先端径の細い #35K ファイルと比較して、明らかに小さい曲げ応力を示した。本研究で用いた自作抗曲試験機により各種ファイルの曲げ特性を調べた研究¹⁵⁾ では、#15K ファイルを 2.4mm 曲げた時の荷重よりも小さい値であり、ファイバーは湾曲根管に容易に追従可能と推測される。

実際に根管内でレーザ照射を行うとき、ファイバー先端部の 1 次被覆は除去される。この場合、ファイバー先端

径は 250 μm となり、#25K ファイルの先端径に相当し、より細い根管に挿入可能となる。しかしながら、1 次被覆を除去した場合、クラッド部分が傷つきやすいことが予想される。そのため、容易にファイバーが破折する可能性があり、慎重に取り扱う必要がある。

根管内でレーザ照射を行う場合には、ファイバーで導光可能なレーザを用いることとなる。このため、半導体レーザあるいは Nd:YAG レーザ等が選択されてきた。Nd:YAG レーザを用いた根管照射の研究は数多くなされてきており、著者らも根管内における Nd:YAG レーザ照射に関しては、根管殺菌^{7,8)} や根管内異物の除去¹⁰⁻¹³⁾ への応用について検討を行ってきた。しかし、狭小な根管ではより径の細いファイバーの使用が必要であり、本研究においてはコア径 150 μm のファイバーの根管照射への可能性を基礎的に検討した。

Nd:YAG レーザは色選択性を有するため、根管壁へレーザ光を吸収させるには色素の使用が必要であり、それが臨床応用への障壁となっていた。近年、酸化チタン液を用いた Nd:YAG レーザ照射が注目されてきている。すなわち、ファイバーの加工^{6,16)} あるいは酸化チタン液併用下根管照射による根管壁象牙質切削^{5,6)} 等である。本研究においては、200mJ 照射では象牙質切削に有効ではなかった。300, 350mJ 照射では、1 回のレーザ照射により 30 μm 程度の切削深さが得られた。ISO 規格の細い手用ファイルは、1 サイズ太くなる毎に先端径が 50 μm ずつ太くなる。本研究での象牙質へのレーザ照射は、二次元に対する照射であり、根管とは条件が異なる。しかしながら、2 回程度の繰り返し照射で、ファイルによる根管形成の 1 サイズ分に相当する形成が可能ではないかと期待される。また、形成幅については、300, 350mJ 照射ではファイバーのコア径をやや上回る 200 μm 程度であった。本研究では象牙質プレートを用いたが、実際の根管では被照射面が凹面であり、形成幅が広がることが予想される。このことについては、根管を使つての検討が今後必要であろう。さらに、このファイバーを用いて、根管滅菌についても検討すべきであろう。

結 論

コア径 150 μm のファイバーを根管照射に応用する目的で基礎的検討を行った。すなわち、ファイバーの曲げ試験および酸化チタン液浴下で象牙質プレートにレーザ照射を行い、以下の結論を得た。

1. コア径 150 μm のファイバーは、湾曲根管に追従可能な弾性を有していた。
2. コア径 150 μm のファイバーを用いる Nd:YAG レーザ照射は、酸化チタン液浴下で象牙質切削が可能であった。

謝 辞

稿を終えるにあたり、本研究の遂行において抗曲試験についてご助言下さいました東京医科歯科大学生体材料工学研究所・素材部門金属材料分野・米山隆之助教授に深謝いたします。

文 献

- 1) Ebihara, A., Tokita, Y., Izawa, T., et al.: Pulpal blood flow assessed by laser doppler flowmetry in a tooth with a horizontal root fracture. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, **81**: 229-233, 1996.
- 2) Ebihara, A., Liaw, L.H., Krasieva, T.B., et al.: Light-induced fluorescence for pulpal diagnosis. *Lasers in Dentistry VII, Proceedings of SPIE*, **4249**: 163-168, 2001.
- 3) 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および臨床的研究. *日レ歯誌*, **5**: 91-101, 1994.
- 4) 木庭健次: 感染根管の一回治療における Pulsed Nd:YAG レーザーの照射効果に関する病理学および臨床的研究. *日歯内療誌*, **16**: 20-37, 1995.
- 5) Ebihara, A., Anjo, T., Takeda, A., et al.: The surface of root canal irradiated by Nd:YAG laser with TiZ₂O₃. *Lasers in Dentistry X, Proceedings of SPIE*, **5313**: 97-103, 2004.
- 6) 安生智郎, 三枝英敏, 野口英俊, 他: 酸化チタン液を併用した Nd:YAG レーザー照射が象牙質に及ぼす影響. *日レ歯誌*, **16**: 80-85, 2005.
- 7) 関根義朗, 和達礼子, 海老原新, 他: Nd:YAG レーザーの根管内照射による根管消毒—ウシ抜去歯を用いた基礎的研究—. *日レ歯誌*, **6**: 31-39, 1995.
- 8) Hardee, M.W., Miserendino, L.J., Kos, W. and Walia, H.: Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. *J Endodon*, **20**: 377-380, 1994.
- 9) 竹田淳志: 外科的歯内療法における Nd:YAG レーザー応用に関する実験的研究. *日歯保存誌*, **32**: 541-556, 1989.
- 10) 海老原新, 高品正明, 竹田淳志, 他: パワーパルス Nd:YAG レーザーを用いた根管内異物除去に関する基礎的検討. *日レ歯誌*, **10**: 25-33, 1999.
- 11) 高品正明, 竹田淳志, 安生智郎, 他: パルス波 Nd:YAG レーザーによる金属除去時の歯根表面の温度上昇に関する基礎的研究. *日レ歯誌*, **11**: 27-34, 2000.
- 12) Takashina, M., Ebihara, A., Sunakawa, M., et al.: The possibility of the dowel removal by pulsed Nd:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med*, **31**: 268-274, 2003.
- 13) 竹田淳志, 安生智郎, 海老原新, 他: Nd:YAG レーザーによる根管内破折器具除去に関する基礎的研究. *日レ歯誌*, **15**: 14-19, 2004.
- 14) Burns, R.C. and Herbranson, E.J.: Tooth morphology and cavity preparation. In: Cohen S, Burns RC (eds): *Pathways of the pulp*, 8th ed, Missouri, 2002, Mosby, 173-229.
- 15) 林 洋介, 宮井香林, 海老原新, 他: エンジン用ニッケルチタンファイルの曲げ特性および相変態挙動. *日歯保存誌*, **48**: 524-529, 2005.
- 16) 古本達朗, 上田隆司, 杉原成良, 他: Nd:YAG レーザー用光ファイバーの TiO₂ による先端加工 (第 2 報)—TP ファイバーによるエナメル質除去特性—. *日レ歯誌*, **16**: 86-92, 2005.