酸化チタン液浴下における Nd:YAG レーザーの根管内照射が 根管壁象牙質に及ぼす影響について

安 生 智 郎 渡 辺 聡 三 枝 英 敏
野 口 英 俊* 海 老 原 新 須 田 英 明

東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科口腔機能再構築学系

摂食機能保存学講座歯髄生物学分野

(主任：須田英明教授)

*マニー株式会社デンタル部営業開発課

(受付：平成 18 年 11 月 30 日，受理：平成 19 年 1 月 25 日)

Effects of Intracanal Nd:YAG Laser Irradiation with TiO₂ Solution on Root Canal Wall Dentin

Tomoo ANJO, Satoshi WATANABE, Hidetoshi SAEGUSA,

Hidetoshi NOGUCHI*, Arata EBIHARA and Hideaki SUDA

Pulp Biology and Endodontics, Graduate School, Tokyo Medical and Dental University

(Chief: Prof. Hideaki SUDA)

*MANLINC DENTAL S&R&D

(Received: November 30, 2006, Accepted for Publication: January 25, 2007)

Abstract: A fine flexible glass fiber made of quartz has been developed to transmit laser beams more effectively to a specific area. This may increase the potential usefulness of the Nd:YAG laser for root canal treatment. Recent investigations revealed that colloidal TiO₂ irradiated by lasers generated laser photolysis and electron paramagnetic resonance (EPR). The aim of this study was to evaluate root canal preparation using Nd:YAG laser with TiO₂ solution.

Twenty-seven roots removed at 11 mm from the apex were used. Root canal patency was confirmed using a No.10 K-file. Then, each sample was fixed to a movable stage, and the fiber tip was inserted near to the apex. The root canal walls were irradiated for 10 sec by Nd:YAG laser. The fiber tip was moved from the apical portion of the root canal towards the canal orifice at a speed of 1 mm/sec. The root canal was filled with 5% TiO₂ solution during lasing. As to laser irradiating parameters, the output energy was 120 mJ, pulse frequency was 15, 30 and 60 pps, and the repetition of lasing was 2, 4 and 8 times. Before lasing, the fiber was processed by Nd:YAG laser irradiation through itself in TiO₂ solution for 30 sec. This procedure changed the laser irradiating pattern from straight to spherical. The lased samples were evaluated by contact microradiography, digital microscopy and scanning electron microscopy. The mean rates of increase of longitudinal cross sectional root canal space were $100.13 \pm 5.51\%$ (15 pps, 2 times), $94.42 \pm 14.37\%$ (15 pps, 4 times), $97.91 \pm 8.02\%$ (15 pps, 8 times), $100.16 \pm 20.88\%$ (30 pps, 2 times), $120.52 \pm 16.40\%$ (30 pps, 4 times), $103.55 \pm 10.66\%$ (30 pps, 8 times), $102.41 \pm 8.46\%$ (60 pps, 2 times), $101.01 \pm 24.54\%$ (60 pps, 4 times), and $96.13 \pm 16.25\%$ (60 pps, 8 times), respectively. No carbonization of the lased dentin surfaces was observed by digital microscopy and scanning electron microscopy when pulse repetition rate was less than 20 pps. In conclusion, the lasing parameters of pulse energy 120 mJ and repetition rate 30 pps may be appropriate for Nd:YAG laser irradiation of root canals filled with TiO₂ solution.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 18 : 42 ~ 48, 2007 Reprint requests to Dr. ANJO)

Key words = Nd:YAG laser, TiO₂, Dentin

キーワード = Nd:YAG レーザー, 酸化チタン, 象牙質

緒 言

近年, さまざまなレーザー装置が開発され, 歯科領域への応用について検討¹⁻⁴⁾が行われている。しかし, 根管系は解剖学的に狭小で複雑であるため, 根管内へのレーザーの導光用に, 径が細く柔軟性のあるファイバーが開発され, レーザーの根管治療への応用が期待されている。ちなみに, Nd:YAG レーザーの根管治療への応用については, 根管内レーザー照射時の周囲組織への安全性の検討⁵⁻⁷⁾, 感染根管治療への応用⁸⁻¹⁰⁾等が検討されている。

他方, 酸化チタンは, 化学繊維・紙・塗料・印刷・インキ・化粧品等に用いられており^{11,12)}, 化学的に極めて安定で, アレルギー反応を起こしにくく, 生体に為害作用がないことが知られている¹³⁾。

本研究では, 酸化チタン液中で導光用ファイバーの加工を行った後, 象牙質に酸化チタン液を併用してヒト抜去歯根管内にレーザー照射を行い, その形態学的変化および切削効率について検討した。

材料および方法

1. 試料の作製

実験には歯頸部で切断した ヒト単根抜去歯歯根 27 本を用いた。10 号 K ファイルが根尖孔まで穿通するのを確認した後, 作業長が 11mm になるように調整し, 試料とした。根管内を 6 %NaClO (次亜塩 6%, 吉田製薬 (株), 東京) で洗浄した後, 移動ステージ (MMU-40X, 中央精機, 高知) に試料を固定した。

2. レーザー照射

1) 装置

Nd:YAG レーザー照射装置としては, マニピュレーター (MDL-Nd8, マニー (株), 栃木) を用いた。この装置の仕様は, 波長 1064nm, 照射エネルギー 30 ~ 350mJ/パルス, パルス幅 100 μ s, パルス頻度 5 ~ 99 パルス /s, 伝送方式は直径 200・400・600 μ m の石英ファイバーによるもので, 先端にハンドピースとカニュラを装着して用いるようになっている。

2) ファイバーの加工

実験には直径 200 μ m の石英ファイバー (200 μ ファイバー, マニー (株), 栃木) を用い, レーザー照射直前に先端の加工を行った。すなわち, ビーカー中に 5 %酸化チタン懸濁液 (酸化チタン (IV), 関東化学 (株), 東京, 粒径約 20 ~ 100nm) を満たし, 同液中で照射条件 300mJ, 20pps にて 30 秒間照射を行い, 石英ファイバーの先端を円錐状に加工した。加工の際, ビーカーの壁面や底面にはファイバーを接触させず, 静止状態で照射を行った。

3) 照射方法

照射方法としては, 試料の根管口から直径 200 μ m のファイバーを根尖まで挿入し, 酸化チタン液浴下で移動速度 1 mm/s にて歯冠方向に移動させながら Nd:YAG レーザー照射した。照射エネルギーは 120mJ とし, 15pps 2 回照射・4 回照射・8 回照射, 30pps 2 回照射・4 回照射・8 回照射, 60pps 2 回照射・4 回照射・8 回照射の 9 条件で, 各 10 秒間照射した。根管内にはレーザー照射を行うたびに酸化チタン液を満たし, 実験を行った。レーザー照射後, 試料の根管内に残存する酸化チタン液を洗浄するため, 超音波洗浄 (超音波洗浄器, エスエヌディ (株), 東京) を 5 分間 2 回行った。

3. 根管縦断面積の増加率の測定

レーザー照射前後に, 軟 X 線発生装置 (ATOMSCOPE Hi-Deluxe, ミサカ (株), 東京) および X 線用フィルム (FUJI MEDICAL X-RAY FILM RX-U, 富士フィルム (株), 東京) を用いてコンタクトマイクロラジオグラフィ (CMR) 撮影を行い, 根管形態を観察した。試料は, 予めフィルムと接する面を平坦に加工し, 術後も同方向から撮影できるようにした。この CMR 像はパーソナルコンピュータに取り込み, A4 サイズの紙に印刷後, 卒後 4 年以上の歯科医師 3 人が根管形態をトレースした。その際, CMR 像の提供順序を無作為に設定し, トレース像の種類や照射前後を把握できないようにした。その後, トレース像をスキャナー (GT 9600, セイコーエプソン (株), 東京) にてパーソナルコンピュータに取り込み, 画像処理ソフト (Photoshop 6.0, adobe. inc, USA) にて総ピクセル数を計算することによって根管縦断面積の増加率を測定し, 一元配置分散分析法にて統計学的分析を行った。

4. 実体顕微鏡・走査電子顕微鏡による観察

試料を長軸方向に切断し, 根管壁照射面を実体顕微鏡 (VH-8000, キーエンス (株), 大阪) にて観察した。その

図 1 Nd:YAG レーザー照射により切削された根管縦断面積の増加率の比較。(5%酸化チタン液併用)

図2 120mJ 15pps 4回照射群の照射前後におけるCMR像と根管トレース像(代表例)。やや直線化されたものの、大きな変化は見られない。(a: 術前のCMR像, b: 術前のトレース像, c: 術後のCMR像, d: 術後のトレース像)

図3 120mJ 30pps 4回照射群の照射前後におけるCMR像と根管トレース像(代表例)。細かな凹凸がなくなり平滑になっている。(a: 術前のCMR像, b: 術前のトレース像, c: 術後のCMR像, d: 術後のトレース像)

後、イオンコーター (ION COATER IB-5, 栄光(株), 東京) で白金-パラジウムのイオンスパッタリングを行い、走査電子顕微鏡 (S-4500, 日立(株), 東京) による形態学的観察を行った。

結 果

1. 根管縦断面積の増加率

根管縦断面積の増加率は、15pps 2回照射群で100.13%, 15pps 4回照射群で94.42%, 15pps 8回照射群で97.91%, 30pps 2回照射群で100.16%, 30pps 4回照射群で120.52%, 30pps 8回照射群で103.55%, 60pps 2回照射群で102.41%, 60pps 4回照射群で101.01%, 60pps 8回照射群で109.20%であった。30pps 4回照射群が最も増

加率が高く、15pps 2回・4回・8回照射、30pps 2回照射、60pps 4回照射群との間に統計学的有意差が認められた ($p < 0.05$, 図1)。

2. レーザー照射前後における根管壁面の比較

15pps照射群における照射前後の根管壁面CMRトレース像の比較では、レーザー照射後は一部湾曲した根管がやや直線化され、根管が切削されたことが確認できたが、ほとんどの根管では大きな変化がみられなかった(図2)。30pps照射群では、根管壁面に実質的な変化が見られ、照射後の方が照射前に比べて、細かな凹凸がなくなり、平滑になったことが確認できた(図3)。60pps照射群では、根管壁面がさらに形成され、特に根尖部の拡大が顕著にみられた(図4)。

図 4 120mJ 60pps 4 回照射群の照射前後における CMR 像と根管トレース像 (代表例)。根尖付近が拡大されたことが確認できる。(a: 術前の CMR 像, b: 術前のトレース像, c: 術後の CMR 像, d: 術後のトレース像)

3. 切断根管壁面の実体顕微鏡観察

切断した試料の根管壁面を実体顕微鏡で観察したところ、15pps 照射群ではレーザー被照射面に大きな変化はみられず、炭化等の異常所見も認められなかった (図 5)。30pps 照射群では、一部の根管壁面に炭化がみられたが、ほとんどの部分では炭化像は認められなかった (図 6)。60pps 照射群では、根管壁面全体にわたって炭化がみられ、酸化チタンの残渣も多く認められた (図 7)。なお、根管壁面について、照射回数の増減による大きな相違はみられなかった。

4. 切断根管壁面の走査電子顕微鏡所見

切断した試料の根管壁面を走査電子顕微鏡で観察したところ、15pps 照射群では根管壁面の象牙細管の変性像が多

数認められ、レーザー照射によって象牙細管の一部が溶融していた (図 8)。30pps 照射群では、根管壁面のほとんどの部分で象牙細管の溶融・閉鎖像がみられ、酸化チタンの残渣が多くの部分で認められた (図 9)。60pps 照射群では、根管壁面全体にわたって象牙質の溶融・閉鎖像が認められ、象牙細管の規則的な構造はほとんど観察されなかった (図 10)。なお、根管壁面について、照射回数が増減による大きな相違はみられなかった。

考 察

近年、酸化チタンの光電気化学反応が注目¹⁴⁻¹⁹⁾ されるようになり、様々な分野での応用²⁰⁻²³⁾ が試みられている。この光電気化学反応は、酸化チタン懸濁液すなわち TiO_2 微粒子に光を照射することによって励起される電子と陽イオンによる酸化還元反応である。すなわち、伝導体に励起された電子は、価電子体の電子よりもエネルギーが高いために還元力が強く、価電子体の陽イオンは電子親和力が大きいので酸化力を有するとされている。酸化チタン液中でレーザーを照射すると、照射部周囲のチタン粒子がエネルギーを吸収・放出することで、レーザー光が散乱すると考えられる¹¹⁾。

実体顕微鏡・走査電子顕微鏡による観察では、レーザー照射を行った回数よりもパルス頻度の変化の方が、形態学的な変化に及ぼす影響が大きかった。15pps 以下のパルス頻度では形態学的な変化はほとんど認められなかったが、60pps 以上では、ほとんどの試料で照射面の炭化がみられた。本実験の条件下では、120mJ 30pps 4 回照射群で形態学的な変化が小さく、最も切削効率が高かった。したがって、熱エネルギーが蓄積しないよう適切な照射条件を設定することが、根管内照射を行う上で重要であることが推察された。

今回の実験では、120mJ 15pps 4 回照射・8 回照射群で、根管縦断面積の増加率が 100% 以下となった。これは、レーザー照射後に超音波で洗浄してから CMR 撮影を行ったものの、酸化チタン懸濁液の残留物が存在していたことが原因と考えられる。また、今回の実験では比較的に真っ直ぐな根管を試料として用いたが、湾曲根管では照射方法について更なる改善が必要と思われる。

今回用いた酸化チタン懸濁液は、光照射で生ずる光触媒反応により、様々な有機物が分解されること、さらに口腔内細菌に対する殺菌効果を有することなどが報告されている^{12, 13)}。これらの効能を有効に作用させるためにも、根管内で酸化チタン懸濁液を有効に還流させる方法の開発も重要と考えられる。また、ファイバーの加工については、酸化チタン液中でレーザーを照射すると石英ファイバーの先端形状が円錐形となり、照射光の幅が広がるため、根管治療など側方への照射が必要なケース²⁴⁻²⁶⁾ に適していると

図 5 120mJ 15pps 4回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の実体顕微鏡像（代表例）。炭化等の異常所見は認められない。（a：50倍，b：100倍）

図 6 120mJ 30pps 4回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の実体顕微鏡像（代表例）。矢印の部分にレーザー照射による根管壁面の炭化像が観察される。（a：50倍，b：100倍）

図 7 120mJ 60pps 4回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の実体顕微鏡像（代表例）。壁面全体にわたって根管壁の炭化像が観察される。（a：50倍，b：100倍）

図 8 120mJ 15pps 4 回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の走査電子顕微鏡像 (代表例)。一部に象牙細管の溶融像が見られる。(a: 500 倍, b: 1000 倍, c: 5000 倍)

図 9 120mJ 30pps 4 回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の走査電子顕微鏡像 (代表例)。一部に象牙細管の溶融・閉鎖像と、酸化チタンの残渣が多く見られる。(a: 500 倍, b: 1000 倍, c: 5000 倍)

図 10 120mJ 60pps 4 回照射群におけるレーザー照射後の根管壁面の走査電子顕微鏡像 (代表例)。全体にわたって象牙細管の溶融・閉鎖による不規則な配列と、炭化像が見られる。(a: 500 倍, b: 1000 倍, c: 5000 倍)

考えられる。実際の臨床において、レーザーによる根管形成は、盲目的な作業となるため、形成の程度を評価することは困難である。しかし、従来の手用ファイルや機械的切削器具と異なり、スミア層を形成せず、しかも残渣を根尖方向に押し出さずに根管形成することが可能^{27, 28)}である。今後は、根管内での応用に向けて、熱エネルギーが蓄積されない最適な照射条件を設定²⁹⁾することが重要である。

結 論

酸化チタン液浴下でのNd:YAG レーザー照射による根管壁の切削は、120mJ 30pps の4回照射で最も効率が高かった。しかし、照射条件によっては、根管壁面の炭化が顕著に認められた。

本研究の一部は、文部科学省科学研究費助成金（萌芽研究，課題番号 18659560，若手研究（B），課題番号 18791392）の助成を受けて行われた。

文 献

- 海老原新，上野健一，西岡政道，他：Nd:YAG レーザーの人工感染象牙質に与える影響について。日歯保存誌，37：1029-1036，1994。
- Hardee MW, Miserendino LJ, Kos W, et al: Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation. J Endodon, 20：377-380, 1994。
- Moshonov J, Ørstavik D, Yamauchi S, et al: Nd:YAG laser irradiation in root canal disinfection. Endod Dent Traumatol, 11：220-224, 1995。
- Fegan SE, Steinman HR: Comparative evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser irradiation: an in vitro study. J Endodon, 21：415-417, 1995。
- Ramskold LO, Fong CD, Stromberg T: Thermal effects and antibacterial properties of energy levels required to sterilize stained root canals with an Nd:YAG laser. J Endodon, 23：96-100, 1997。
- Marchesini R, Andreola S, Emanuelli H, et al: Temperature rise in biological tissue during Nd:YAG laser irradiation. Lasers Surg Med, 5：75-82, 1985。
- Lan WH: Temperature evaluation on the root surface during Nd:YAG laser irradiation in the root canal. J Endodon, 25：155-156, 1999。
- Miserendino LJ, Levy GC, Rizioi IM: Effects of Nd:YAG laser on the permeability of root canal wall dentin. J Endodon, 21：83-87, 1995。
- Koba K, Kimura Y, Matsumoto K, et al: Post-operative symptoms and healing after endodontic treatment of infected teeth using pulsed Nd:YAG laser. Endod Dent Traumatol, 15：68-72, 1999。
- 関根義朗，和達礼子，海老原新，竹田淳志，須田英明：Nd:YAG レーザーによる根管消毒—ウシ抜去歯を用いた基礎的研究—。日レ歯誌，6：31-39, 1995。
- 新井 宏，中村 聡，山下仁大：可視光作動型二酸化チタン光触媒を用いた漂白に関するモデル研究。歯科材料・器械，22：293-300, 2003。
- 川島信也，永目誠吾：S. mutans に対する TiO₂ 添加シーラントの抗菌性。歯科医学，57：129-140, 1994。
- 永目誠吾，奥 忠之，楠 憲治，野村一夫，尾辻 淳，高橋仁史，福地健秀，小林正憲，小西浩二：半導体 TiO₂ 微粒子の光反応による歯垢形成細菌におよぼす影響。歯科医学，50：119-125, 1987。
- 佐野寿哉，森田章介：4-nitroquinoline 1-oxide 誘発ラット舌癌由来培養細胞モデルに対する微粒子二酸化チタンの光触媒効果。歯科医学，68：213-219, 2005。
- 木村 大：二酸化チタン配合漂白剤の生活歯漂白法。日歯保存誌，48：187-193, 2005。
- 秋山哲夫，五十嵐栄，長岡正博，大橋明石，植田正彦：光触媒アパタイトの構造について。奥羽大歯誌，31：207-212, 2006。
- 柴田直樹，中田和彦，森本太輔，辻 雅仁，渡邊泰三，杉村奈穂，西垣慶之，川瀬訓生，中村好樹，岩間彰宏，佐藤是孝，今泉一郎，中村 洋：酸化チタン含有試作根管充填用シーラーに関する基礎的研究（第1報）生体適合性の評価。愛知学院大歯会誌，41：209-216, 2003。
- 谷村幸広，亘理文夫，宇尾基弘，戸塚靖則：金属イオン修飾による二酸化チタン光触媒の可視光応答性付与と歯科応用のための基礎研究。歯科材料・器械，21：342-350, 2002。
- 野浪 亨，石橋浩造，石橋卓郎，近藤 治，高見和朋：二酸化チタン光触媒によるホワイトニング（第1報）漂白処理による抜去歯の色調の変化とエナメル質表面に対する影響。日歯保存誌，44：37-43, 2001。
- Yoshida K, Taira Y, Atsuta M: Properties of opaque resin composite containing coated and silanized titanium dioxide. J Dent Res, 80：864-868, 2001。
- Yoshida K, Tanagawa M, Atsuta M: Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. J Biomed Mater Res, 58：525-530, 2001。
- Damen JM, Ten Cate JM, Ellingsen JE: Induction of calcium phosphate precipitation by titanium dioxide. J Dent Res, 70：1346-1349, 1991。
- Lehmann RR, Sluka H: Distribution TiO₂ after partial and total pulpectomy. Int Endod J, 15：114-120, 1982。
- 杉原成良，神谷 誠，和賀正明：Nd:YAG レーザー用ファイバーの TiO₂ による先端加工。日レ歯誌，14：12-21, 2003。
- 古本達明，上田隆司，杉原成良，和賀正明，今野 明：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。
- 海老原新，渡辺 聡，三枝英敏，安生智郎，野口英俊，須田英明：Nd:YAG レーザーの根管照射の可能性—コア径 150μm の導光ファイバーを用いた基礎的検討—。日レ歯誌，17：9-15, 2006。
- 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組織学のおよび臨床的研究。日歯内療会誌，16：20-37, 1995。
- 安生智郎，三枝英敏，野口英俊，海老原新，須田英明：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—形態学的観察—。日レ歯誌，16：80-85, 2005。
- 関根義朗，和達礼子，海老原新，竹田淳志，須田英明：Nd:YAG レーザーの根管照射による歯周組織への影響。日レ歯誌，7：12-21, 1996。