

Nd:YAGレーザーによる先進レーザー歯科治療

| | |
|-------|---|
| メタデータ | 言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属: |
| URL | https://doi.org/10.24517/00008935 |

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



Nd:YAG レーザによる先進レーザー歯科治療 Advanced Dental Treatment with Nd:YAG laser

上田隆司, 古本達明

UEDA Takashi and FURUMOTO Tatsuki

金沢大学大学院 自然科学研究科 (〒920-1192 金沢市角間町)

(Received 10/17, 2007)

Key words: Nd:YAG laser, dental treatment, TiO₂ powder, TP fiber, energy partition, two color pyrometer, enamel, cavity preparation

1. はじめに

1960年にMaiman, T.H.が初めてルビーレーザーを発振して以来¹⁾, 各種レーザーが次々と開発, 実用化され, 現在では鉄鋼メーカや自動車業界だけでなくあらゆる工業分野で不可欠なツールとなっている. 一方, レーザ光の利用は医療分野, 特に歯科医療分野においても早くから注目されていた. Goldman, L.らがレーザー光を歯科治療に適用することを目的として基礎研究を開始したのは1964年であり²⁾, 各種レーザーが盛んに開発されていた時期と重なる. まず, 歯科分野の二大疾患の一つであるう蝕(ムシ歯)において, その病変部の除去を目的とした窩洞形成の基礎的研究が行われ³⁾, Stern, R.H.らによって, レーザ照射によって歯質表面を形成するエナメル質の耐酸性が増加するという報告へと広がりを見せる⁴⁾. その後, 口腔内の硬組織に止まらず, 二大疾患のもう一つである歯周病など軟組織の治療に関する研究も行われ^{5,6)}, 今日では, う蝕の治療^{7,8)}, 予防^{9,10)}, 知覚過敏症の誘発痛軽減など^{11,12)}, 様々な臨床で利用されている.

現在, 歯科医療分野で主に用いられているレーザーは, 炭酸ガスレーザー, Nd:YAGレーザー, 半導体レーザー, Er:YAGレーザーである. すなわち, Er:YAGレーザーを除き, 工業分野で使用されるほとんどのレーザー発振器が歯科治療にも適用されている. これらのレーザー光は, 出射されると各種光ファイバを用いて口腔内に伝送され, 口腔内の狭い局所にファイバ先端を挿入し, 先端から出射されるレーザー光を患部に照射して治療が行われる. レーザ治療器が臨床に使用され始めた当初, 出力が数W程度の小さい治療器が主流を占めていたが, 近年, レーザ治療の有効性が報告されるにつれて次第に高出力化がなされ, 現在ではピーク出力が数kWのハイパワー治療器も臨床に用いられている.

筆者らは, 主にNd:YAGレーザーやEr:YAGレーザーを用いて工学の視点からレーザー歯科治療を考え, 歯科臨床を安全かつ効果的に行うことを目的として研究を行っている. 具体的には, レーザ種類の違いによる歯質表面の窩洞状態や

レーザー照射時の表面温度等を調べ, 歯質に対するレーザー光の吸収・透過特性に起因した加工状態を評価すると共に, レーザ伝送用ファイバ先端を処理して, より効果的なレーザー照射方法について提案を行っている. 本稿では, これらの中から主にNd:YAGレーザー光を用いた先進の歯科治療について, 研究で得られた成果も交えて述べる.

2. レーザ歯科治療

2.1 歯科治療におけるレーザー光の用途

現在, 主に使用されているレーザー治療器とその用途を表1に示す^{13,14)}. 表からわかるように, 硬組織, 軟組織いずれにおいても様々な治療目的にレーザー光が利用されている. しかしながら, レーザ光を照射したときの生体組織表面は各レーザーで特徴的な変化を呈する. 図1は, 口腔内組織の大半を占める水の分光透過特性である¹⁴⁾. 各レーザー光の波長について比較すると, Er:YAGレーザーが水に対する吸収率が最も高く, 炭酸ガスレーザー, Nd:YAGレーザーの順に小さくなる. この吸収率の違いが, 各レーザー照射における歯質表面の特徴的な変化をもたらすことになる.

2.2 切削加工の代替としてのレーザー

現在, う蝕の除去や根管の形成には, エアータービン等の回転器材を用いた切削加工が適用されている. 切削用器材の改善によって, 回転速度の上昇や取り付け工具の偏心抑制がなされ, 以前と比べ患者への負担が大幅に軽減されている. しかしながら, 治療時に生じる振動や騒音で患者がストレスを感じること, 最小侵襲処置の判断が難しいこと, 器材を患部に接触させて治療するため感染の危険性を有することなど, 切削用器材を使用

表1 レーザ治療器の種類と用途

| レーザー | 波長 (μm) | 組織 | 治療用途 |
|-----------------|---------|----|----------------|
| Nd:YAG | 1.06 | 硬 | う蝕, う蝕予防, 殺菌 |
| | | 軟 | 切開, 止血, 凝固, 蒸散 |
| Er:YAG | 2.94 | 硬 | う蝕, 殺菌 |
| | | 軟 | 切開, 止血, 凝固, 蒸散 |
| CO ₂ | 10.6 | 硬 | う蝕, 殺菌 |
| | | 軟 | 切開, 止血, 凝固, 蒸散 |

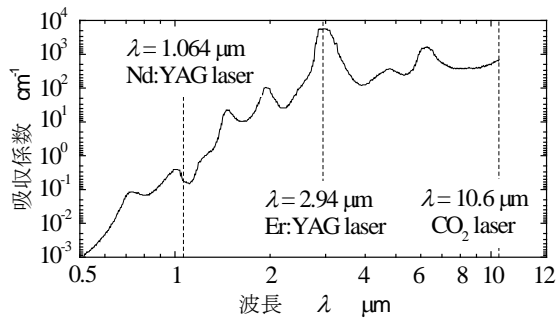
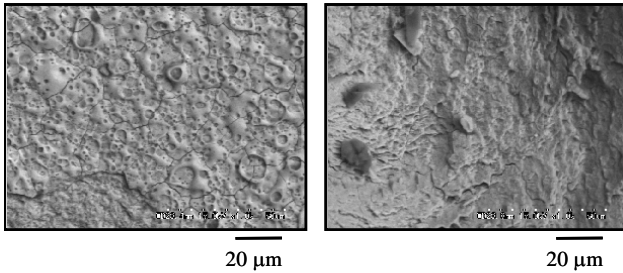


図1 水の吸収スペクトル



(a) Nd:YAG レーザ (b) Er:YAG レーザ
図2 レーザ照射で生じた歯質表面の窩洞

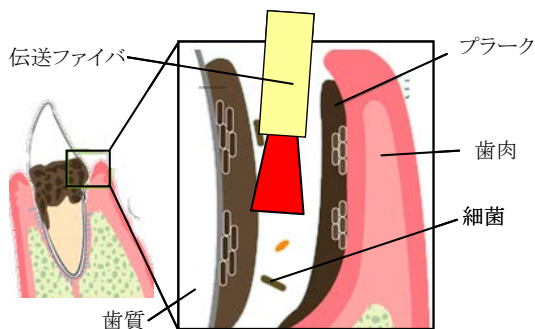


図3 歯周病治療の模式図

する上で避けて通れない事項も存在している。

そこで、切削用器材の代替として Er:YAG レーザが適用されている。Er:YAG レーザは水に対する吸収が非常に良く、照射されたレーザー光は歯質表面で殆どが吸収される。そのメカニズムは、レーザー光が組織の主成分であるハイドロキシアパタイト結晶中の H_2O に吸収され、それらが熱振動することで固相から気相に瞬間的に変化し、分子内部よりハイドロキシアパタイトの結合が崩壊して除去されると考えられている¹⁵⁾。図2は、健全なエナメル質に窩洞形成を行いSEM観察した結果である。比較のため、Nd:YAG レーザによる窩洞表面も併せて示す。Nd:YAG レーザによる窩洞面は、図2(a)に見るようにレーザー照射で生じた熱で熔融・再凝固している様子が観察できるのに対し、Er:YAG レーザの表面は、図2(b)に見るように表面がむしり取られ、再凝固層が確認できない。Er:YAG レーザは、このような特徴的な除去機構により、歯質表面に熱影響を与えず切削用器材の代替として用いられている。

しかしながら、最近の報告では Er:YAG レーザを用いた

切削において、窩洞形成後に充填するレジン材の密着性に関する問題点も指摘されている¹⁶⁾。これは、Er:YAG レーザによる窩洞は、切削用器材によるものよりレジン材の密着性が低下するというものであるが、そのメカニズムは未だ解明されておらず、今後の成果が待たれるところである。

2.3 切削加工の代替としてのレーザー

レーザー治療は、切削用器材の代替としてだけでなく、耐酸性付与¹⁷⁾、殺菌¹⁸⁾、鈍麻¹⁹⁾など、これまでの手法ではできない様々な効果が確認されている。耐酸性付与とは、エナメル質表面にレーザー照射することで歯質表面の再石灰化が促進され、初期のムシ歯であれば完治し、進行したムシ歯の場合でも進行が抑制されるという効果である。殺菌とは、歯質表面にレーザー照射した際に生じる熱やレーザー光そのものが、ムシ歯や歯周病の原因菌であるミュータンス菌やソブリヌス菌を殺菌するという効果である。また鈍麻とは、治療時に患者がレーザー照射に起因する痛みを感じないため、無麻酔で治療が可能となる効果である。これらの様々な効果は、そのほとんどにおいて Nd:YAG レーザを照射したとき最も効果的に発現すると報告されている。

3. 先端加工ファイバを用いた先進治療

3.1 先端加工ファイバ

Nd:YAG レーザは水に対する吸収が少なく、歯質表面に照射すると周辺にまで光が透過するため、治療部位に効果的にレーザー光を吸収させるには、墨汁などの吸収剤を患部表面に塗布する必要がある。しかしながら、治療部位は図3に示すように歯肉と歯質間の狭い局所や根管の深部先端など、吸収剤を塗布することが困難な箇所がほとんどである。また、出射されたレーザー光による歯髄組織の壊死や患部周辺の健全組織の損傷などを考慮しながら照射する必要がある。そこで、これらの解決方法として伝送用光ファイバの先端を加工して、レーザー光の出射形態を変える手法が提案されている。これまで提案された手法は、以下の4つである。

- (1)ファイバ先端に黒色吸収剤を塗布後レーザー照射する²⁰⁾。
- (2)ファイバ先端を工具等で先鋭加工する²¹⁾。
- (3)炭素粒子をファイバ先端に付着させ、レーザー照射により先端を加工する^{22,23)}。
- (4)酸化チタンペレットにファイバ先端を押し当て、レーザー照射により先端を加工する²⁴⁾。

上記(1)の方法は、塗布した黒色吸収剤が複数回のレーザー照射で蒸散するため持続性に欠ける、(2)の方法は、臨床で一般的な数百 μm 程度のコア径では先鋭加工が困難であるなどの課題を有する。また、(3)の方法は加工ポッドと呼ばれる専用工具で得られるもので、加工性や持続性に優れているが、均一な加工が難しく形状によって性能が異なるという課題がある。そこで我々は、これらの課題の解決手段として、(4)に示す酸化チタン粉末を含有したペレットで加工する手法を提案した。加工に用いる酸化チタン粉末は、臨床歯科医が一般的に使用している口腔内洗浄液に含まれており、先端加工ファイバを得るための専用工具は必要としない。以後、本手法で得られるファイバを TP 処理フア

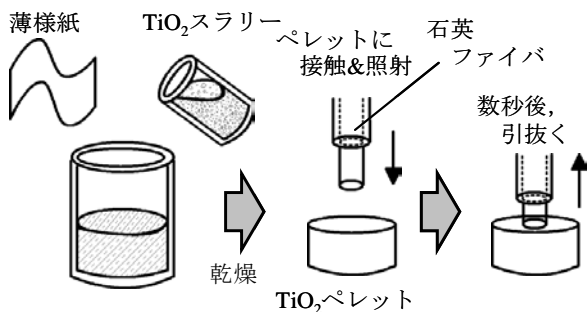


図4 酸化チタンペレットの作成方法

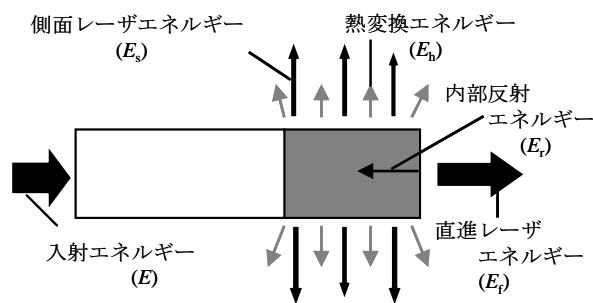


図6 TP処理ファイバ先端のエネルギー分布

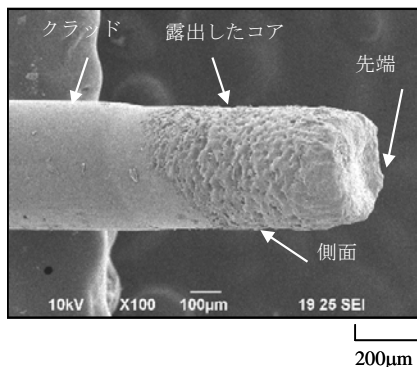


図5 TiO₂ペレットで製作した先端加工ファイバ

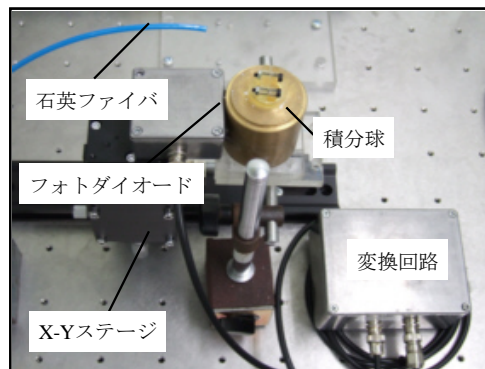


図7 熱変換エネルギーの割合の測定方法

イバと呼称することとする。

酸化チタンペレットによるファイバ先端の加工方法を図4に示す。ペレットは、粒径が0.05 μ m~50 μ mのTiO₂乳液を薄用紙に染み込ませて、容器内で乾燥させて製作する。そして、容器から取り出したペレットにファイバ先端を押し当て、数秒間レーザー光を出射させて引き抜くとTP処理ファイバが得られる。処理されたファイバ先端は、図5に示すようにクラッドが除去されてコアが露出している。この部位は、TiO₂粉末にレーザー光が吸収されて生じた熱で表面が溶融・凝固している。本処理によって、ファイバ先端のみから出射されていたレーザー光が、側面からも出射されるようになる²⁵⁾。

3.2 TP処理ファイバ先端のエネルギー分配割合測定

TP処理ファイバから出射されるエネルギーは、図6に示すように先端から出射される直進レーザーエネルギー E_t 、側面から出射される側面レーザーエネルギー E_s 、先端部位で熱に変換されるエネルギー E_h 、出射端で内部に反射されるレーザーエネルギー E_r の4つに分けられる。しかしながら、TP処理したファイバ先端は再凝固層で覆われているため、出射端で内部に反射されるレーザーエネルギー E_r は十分に小さいと考えられる。そこで、TP処理したレーザー出射端におけるエネルギーを、直進レーザーエネルギー E_t 、側面レーザーエネルギー E_s 、熱変換エネルギー E_h の3つで表すこととし、これらの割合を実験的に求めた²⁶⁾。

直進レーザーエネルギーの割合は、ファイバに入射するレーザーエネルギーに対して、TP処理後にファイバから出射するレーザーエネルギーの割合から知ることができる。ファイ

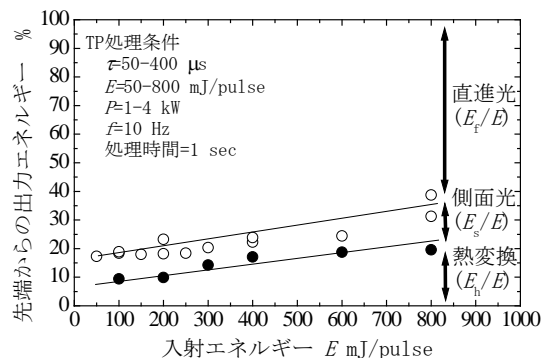
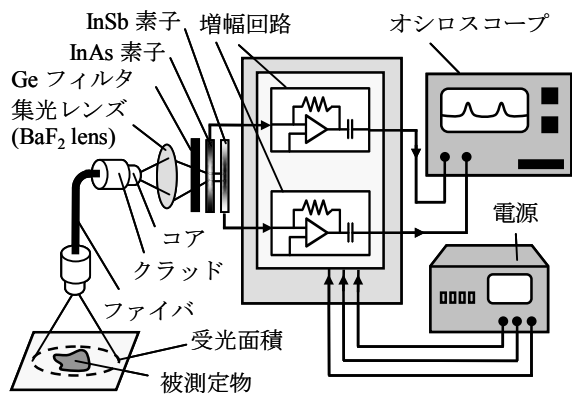


図8 TP処理ファイバ先端のエネルギー分配割合

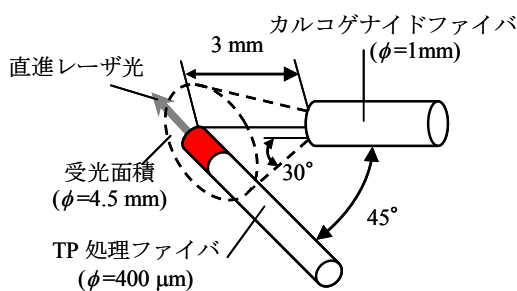
バ内に入射したレーザーは、出射端で4%程度が内部に反射されることも考慮し²⁷⁾、入射レーザーと出射レーザーをそれぞれフォトダイオードで測定して直進レーザーエネルギーの割合を求めた。

熱変換エネルギーの測定装置を図7に示す。積分球の内面は、Nd:YAGレーザー光をほぼ100%反射する硫酸バリウム粉末が塗布されている²⁸⁾。TP処理ファイバ先端を積分球内部に挿入してレーザー出射すると、ファイバ先端から出射する直進レーザーと側面レーザーが壁面で反射を繰り返して検出部へと導かれるため、入射エネルギーとの差分から熱変換エネルギーを求めることができる。

図8は、このようにして求めたTP処理ファイバ先端のエネルギー分配割合を示している。TP処理の入射エネルギー E に対する直進レーザーエネルギー、側面レーザーエネルギー、熱変換エネルギーの割合が求まっている。歯科臨床に



(a) 温度計の概要



(b) 温度測定部の拡大

図9 ファイバ導光型赤外線輻射温度計の概要

一般的に用いられる $E=600$ mJ/pulse の TP 処理条件では、70%が直進レーザーエネルギーとして、10%が側面レーザーエネルギーとして、残りの20%が熱に変換されて出力されることがわかる。

3.3 レーザ出射時のファイバ先端の温度

TP 処理ファイバ先端では、レーザー光の出射と共に一部が熱エネルギーに変換されることがわかった。そこで、生じる熱エネルギーが歯質に与える影響を検討するため、ファイバ導光型赤外線輻射温度計を用いて、TP 処理ファイバ先端の温度測定を行った。

赤外線輻射温度計の概要を図9に示す。試料表面から輻射された赤外線は、コア径1 mmのカルコゲナイド光ファイバで受光して赤外線検出素子へ伝送する。カルコゲナイドファイバは、図9(b)に示すようにレーザー光が直接照射されることを防ぐため、TP 処理ファイバの後方45°の位置に固定した。検出素子は、InSb 素子上に InAs 素子を積層したもので、共に応答速度が1 μs と速く、ファイバ先端の温度を計測するための十分な性能を有している²⁹⁾。また、各素子に Nd:YAG レーザ光が入射しないようにするため、Ge フィルタを用いて1.6 μm 以下の赤外線を遮光した。温度への換算は両素子からの出力比を取り、別途測定した校正曲線を用いて行った。両素子の出力比を取ることで、輻射率の影響を抑えることができる³⁰⁾。

図10は、InAs 素子からの出力波形例である。レーザー光の出射開始時間は $t=100$ μs の位置であり、 $\tau=400$ μs のパルスレーザー光を出射したときの結果である。出力は、レ

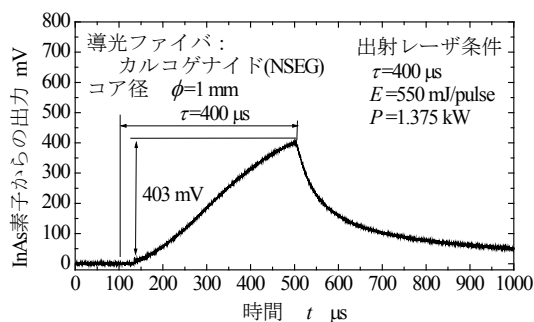


図10 温度計(InAs 素子)からの出力波形例

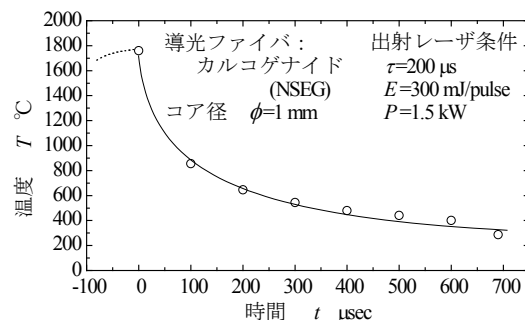


図11 レーザ出射終了後のファイバ先端の温度変化

ーザ光を出射してから50 μs 経過して上昇しており、レーザー光の出射終了時に最高温度に到達し、以後減少している。温度上昇に50 μs の遅れがあるのは、本温度計が約300°C 以上の温度に対して感度を有しているためである。グラフからわかるように、ファイバ先端からの出力はレーザー光の出射終了時に最大値となっている。

図11は、レーザー光の出射が終了してからの TP 処理ファイバ先端の温度変化について示した結果である。 $t=0$ μs の位置がレーザー光の出射終了時間である。グラフから、出射終了時は先端温度が1800°C と高温であるが、その後急激に温度が減少して、 $t=700$ μs 後には300°C 近くまで低下しているのがわかる。これは、ファイバの主成分である石英の定圧比熱が0.79 J/gK と小さいこと³¹⁾、TP 処理したファイバ先端長が1 mm 程度と短いことに起因して、熱容量が 2.20×10^4 J/K と小さくなるためである。このことより、TP 処理ファイバを用いた臨床ではファイバ先端が瞬間ではあるが非常に高温となっており、その取扱いには注意が必要といえる。

単発レーザー光を繰り返し出射したとき、出射回数とファイバ先端の温度との関係を図12、レーザー光の出射前後のファイバ先端の SEM 画像を図13に示す。照射エネルギー E をパラメータとしている。グラフからわかるように、単発レーザー光を繰り返し出射することでファイバ先端の温度が次第に低下している。これは、レーザー光の出射と共にファイバ先端が劣化するためである。TP 処理直後のファイバ先端は TiO_2 粉末が付着しており、レーザー光を出射すると TiO_2 粉末にレーザー光が吸収されて加熱し、このとき生じた熱によってファイバ表面が熔融、再凝固すると考えられる。こ

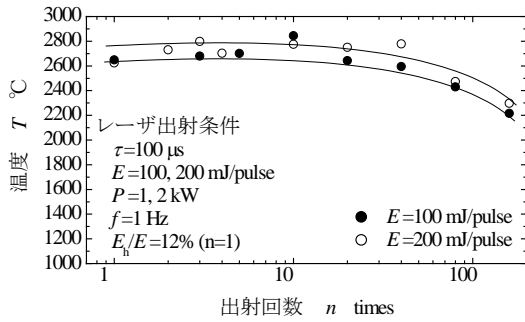
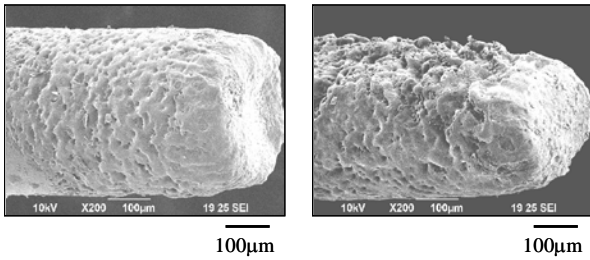
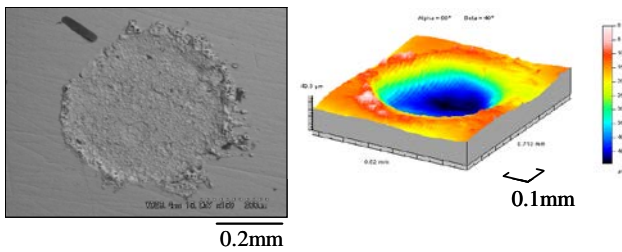


図 12 レーザ出射条件と TP 処理ファイバ先端の温度

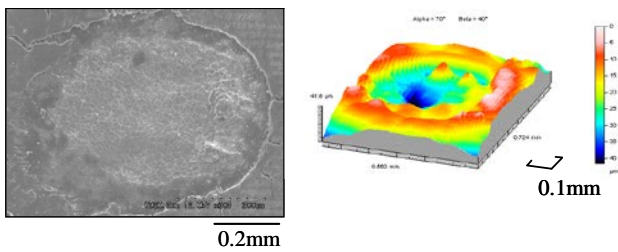


(a) TP 処理直後 (b) レーザ照射後

図 13 レーザ照射前後の TP 処理ファイバ



(a) TP 処理前



(b) TP 処理後

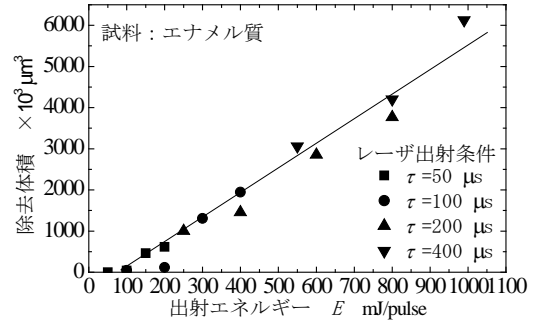
図 14 未処理ファイバと TP 処理ファイバの窩洞

れに対して、出射回数が増加するにつれて表面に付着した TiO_2 粉末は蒸散して消失し、温度が次第に減少したものと考えられる。

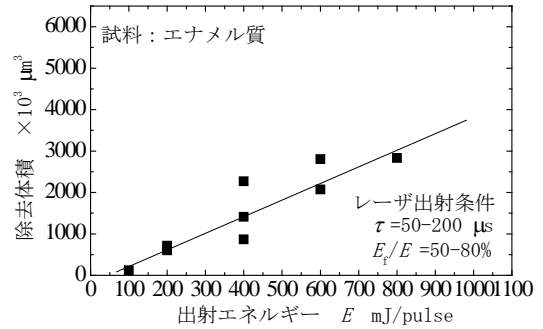
3.4 TP 処理ファイバの窩洞形成能

窩洞形成におけるファイバ先端の TP 処理の効果を検証するため、TP 処理ファイバと未処理ファイバでエナメル質表面に窩洞を形成し、SEM 観察および 3 次元形状測定を行った。得られた結果を図 14 に示す。

未処理ファイバで形成した窩洞は、図 14(a) に示すように中心が最も深く除去されており、窩縁に近接するにしたが



(a) 未処理ファイバ



(b) TP 処理ファイバ

図 15 ファイバ先端処理の有無による窩洞体積の比較

って浅くなっている。また、レーザ照射部にはエナメル質の再凝固層が存在し、窩洞周辺には蒸散したエナメル質が再凝固して隆起している。これに対し、TP 処理ファイバによる窩洞は、図 14(b) に示すように全体的に浅く不均一になっている。TP 処理によって直進光が減少する効果が表れており、歯質内へのレーザ光の透過が低下していることが分かる。また、エナメル質が再凝固した領域が広がっており、側面光によって歯質が除去される領域が広がっていることがわかる。

歯質表面に吸収剤として墨を塗布してレーザ照射を行い、レーザエネルギーと窩洞体積の関係を調べた結果を図 15 に示す。未処理ファイバ、TP 処理ファイバ共に、照射エネルギーの上昇につれて窩洞体積が大きくなっている。単位体積の歯質を除去するのに必要なエネルギーを求めたところ、未処理ファイバが $157\text{J}/\text{m}^3$ 、TP 処理ファイバが $198\text{J}/\text{m}^3$ となった。すなわち、未処理ファイバと比較して TP 処理ファイバのエネルギーが約 40J 大きくなっており、このエネルギーが側面レーザエネルギーおよび熱エネルギーとして、根管内やポケット内の治療に使用されていると考えることができる。

4. おわりに

レーザ光を用いた歯科治療は、タービンブレードの代替としての切削加工のみならず、初期う蝕であれば歯質表面にレーザ光を照射するだけで患部が治療でき、また、患者が痛みを感じにくいため無麻酔による治療が可能となるなど、様々な臨床例が報告されている。しかしながら、いずれの報告も臨床学的にその効果が述べられているのみであ

り、歯質表面にレーザー光を照射したときに生じる詳細な現象を考慮した文献はあまりない。

本稿で取り上げた TP 処理ファイバは、組織透過性であるため吸収剤の使用が必要であった Nd:YAG レーザ光について、吸収剤を使用せずに硬組織表面を治療でき、また、TP 処理ファイバ先端で生じる熱で軟組織の切開・止血が可能となるなど、臨床現場で硬組織や軟組織を意識せず治療することが可能となった。今後は、歯科臨床におけるレーザー光の使用が更に増えることが予想されている。歯科医師が臨床に用いるレーザー照射条件を検討するとき、レーザー光の照射に起因する歯質表面の吸収メカニズムが条件選択の一助となれば幸いである。

参考文献

- 1) Maiman, T.H.: Stimulated Optical Radiation in Ruby, *Nature*, **187**, (1960), 493.
- 2) Goldman, L., Hornby, P., Meyer, R. and Goldman, B.: Impact of the Laser on Dental Caries, *Nature*, **203**, (1964), 417.
- 3) Goldman, L., Gray, J.A., Goldman, J., Goldman, B. and Meyer, R.: Effect of Laser Beam Impact on Teeth, *J Am Dent Assoc*, **70**, (1965), 601.
- 4) Stern, R.H., Sognnaes, R.F., Goldman, F.: Laser Effect on in Vitro Enamel Permeability and Solubility, *J Am Dent Assoc*, **73**, (1966), 838.
- 5) White, J.M., Goodis, H.E. and Rose, C.M.: The Use of the Pulsed YAG Laser for Intraoral Soft Tissue Surgery, *Lasers Surg Med*, **11**, (1991), 455.
- 6) Pick, R.M. and Colvard, M.D.: Current Status of Lasers in Soft Tissue Dental Surgery, *J Periodontol*, **64**, (1993), 589.
- 7) Kumazaki, M., Fujiwara, H., Matsuda, H., Zennyu, K., Kumazaki, M., Toyoda, K. and Fujii, B.: Excision of Dental Caries, *J Jap Soc Laser Dent*, **3**, (1992), 19.
- 8) 中山哲夫: Pulsed Nd:YAG Laser (D-Lase300) 照射時のエナメル質と象牙質の形態学的研究, *日レ歯誌*, **3**, (1992), 57.
- 9) 森岡俊夫, 鈴木和雄: レーザによるう蝕予防(上), *歯界展望*, **62-3**, (1983), 529.
- 10) 森岡俊夫: レーザはなぜ齶蝕を抑制するのか—そのメカニズム—, *クインテッセンス別冊 歯科用レーザー・21世紀の展望パート1*, *クインテッセンス出版*(株), (2001), 24.
- 11) 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, *日歯保誌*, **28-2**, (1985), 760.
- 12) 小林一行, 五味一博, 新井高: Nd:YAG レーザの疼痛緩和効果, *クインテッセンス別冊 歯科用レーザー・21世紀の展望パート2*, *クインテッセンス出版*(株), (2004), 144.
- 13) 小原實, 荒井恒憲, 緑川克美: レーザ応用工学, *コロナ社*, (1998), 202.
- 14) 西村巳貴則: 歯科治療における Er:YAG レーザ装置, *砥粒加工学会誌*, **50-12**, (2006), 696.
- 15) Kumazaki, M. and Toyoda, K.: Removal of Hard Dental Tissue (Cavity Preparation) with the Er:YAG Laser, *日レ歯誌*, **6**, (1995), 16.
- 16) 富士谷盛興: Er:YAG および CO₂ レーザー照射象牙質面に対するレジンの接着特性—レーザー照射象牙質面に対しレジンは本来の接着性能を発揮できるか?—, *日レ歯誌*, **17-2**, (2006), 74.
- 17) 森岡俊夫, 森田恵美子, 鈴木和雄: 各種レーザー照射によるエナメル質耐酸性向上に関する研究(第1報)—歯面黒色塗布剤の応用並びに亀裂の発生, *日レ歯誌*, **3-1**, (1982), 618.
- 18) 和賀正明: レーザーと酸化チタン併用による殺菌とう蝕予防, *クインテッセンス*, **26-4**, (2007), 154.
- 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, 中村次郎: Nd:YAG レーザーの表面麻酔効果, *日レ歯誌*, **9**, (1998), 9.
- 20) 吉田格: 半導体レーザーにおける安全性と治療効果を考える, *クインテッセンス*, **21-3**, (2002), 44.
- 21) 西山俊夫: 高出力半導体レーザー OSL-3000 の基礎と臨床, *日本歯科評論*, **61**, (1997), 71.
- 22) Vandertop, W.P., Verdaadonk, R.M. and VanSwol, C.F.R.: Laser-assisted neuroendoscopy using a Nd:YAG or Diode contact laser with pretreated fiber tip, *J. Neurosurg*, **88-1**, (1998), 82.
- 23) 斉藤陽一, 斉藤泰子: 先端加工ファイバーの軟組織への影響, *クインテッセンス別冊 歯科用レーザー—21世紀の展望パート1*, *クインテッセンス出版*, (2001), 192.
- 24) 杉原成良, 神谷誠, 和賀正明: Nd:YAG レーザー用光ファイバーの TiO₂ による先端加工, *日レ歯誌*, **14**, (2003), 25.
- 25) 古本達明, 上田隆司, 細川晃, 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*, **16-2**, (2005), 86.
- 26) 古本達明, 上田隆司, 細川晃, 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3報)—TP ファイバー先端のエネルギー分布, *日レ歯誌*, **18-1**, (2007), 35.
- 27) 日本学術振興会 薄膜第131委員会編: 薄膜工学ハンドブック, *オーム社*, (1964), II-295.
- 28) Grum, F. and Luckey, G.W.: Optical Sphere Paint and a Working Standard of Reference, *Appl Opt*, **7-11**, (1968), 2289.
- 29) 細川 晃, 小田健作, 山田啓司, 上田隆司: 断続切削における工具逃げ面温度-高速エンドミル加工に関する研究(第1報), *精密工学会誌*, **66-11**, (2000), 1786.
- 30) 佐藤昌彦, 上田隆司, 西田昌弘: 単結晶ダイヤモンド二次元切削における工具すくい面温度の測定, *精密工学会誌*, **64-6**, (1998), 892.
- 31) 日本機械学会編: 伝熱工学資料, 改訂第3版, *日本機械学会*, (1975), 296.

著者紹介

上田隆司

UEDA Takashi

1948年生。1978年大阪大学大学院博士課程修了。工学博士。現職、金沢大学教授。

研究分野：レーザー加工、切削加工、研削加工、超精密加工。受賞歴：精機学会論文賞、精密工学会賞、日本ものづくり大賞経済産業大臣賞など。



E-mail: ueda@kenroku.kanazawa-u.ac.jp

TEL: 076-234-4724, FAX: 076-234-4725

古本達明

FURUMOTO Tatsuaki

1974年生。1998年金沢大学大学院工学研究科機械システム工学専攻修了。工学博士(2006年、金沢大学)。

1998年石川県工業試験場入庁。2006年金沢大学助手。



2007年金沢大学助教。研究分野：レーザー加工、ラピッドプロトタイピング、保存治療系歯学。受賞歴：精密工学会北陸信越支部奨励賞、日本機械学会北陸信越支部技術賞など。

E-mail: furumoto@t.kanazawa-u.ac.jp

TEL&FAX: 076-234-4723

