

Tip processing of quartz optical fiber for dental therapy

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/10.24517/00007703

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



レーザー歯科治療に用いる光ファイバ先端の加工

杉原成良*1, 古本達明*2, 上田隆司*2

Tip processing of quartz optical fiber for dental therapy

Naruyoshi SUGIHARA, Tatsuaki FURUMOTO and Takashi UEDA

Nd:YAG レーザを用いた歯科治療では、出射したレーザー光を石英光ファイバで口腔内部に伝送し、レーザー光をレンズで集光させることなく患部に照射して治療が行われる。これまで、患部に対して効果的にレーザー光を吸収させるため、歯質表面に墨等の吸収剤を塗布してレーザー照射が行われていたが、治療部位は吸収剤の塗布が困難な箇所がほとんどであった。本研究では、治療部位に対して Nd:YAG レーザ光の吸収を効果的にする方法として、伝送用光ファイバの先端を酸化チタン粉末で加工する手法を提案している。加工したファイバ(TP ファイバ)先端において、レーザー光は直進レーザー光、側面レーザー光、熱エネルギーに分かれており、加工条件がエネルギー分配割合に与える影響について調べている。また、象牙質に対してレーザー照射実験を行い、表面の観察や除去体積を調べて TP ファイバと未加工ファイバの特性を比較している。

Key words : Nd:YAG laser, titanium oxide processed fiber, energy partition, dentin, eliminated volume

1. 緒言

1964 年に、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が開始されて以来¹⁾、Nd:YAG レーザ、Er:YAG レーザ、炭酸ガスレーザー、半導体レーザーなど、工業分野で用いるほとんど全てのレーザー光が歯科分野でも適用されている。当初は、歯科の二大疾病の一つであるう蝕(虫歯)の除去を目的としたものや²⁾、う蝕の予防を目的とした歯質表面の耐酸性増強に関するものなど、硬組織に関する研究が主であったが³⁾、その後、二大疾病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⁴⁾、今日ではさまざまな臨床で応用されている⁵⁾。

Nd:YAG レーザ光は、波長が 1064nm と近赤外光であり、歯質や歯肉の主成分である水に対する吸収が小さい⁶⁾。そのため、歯質に対して効果的にレーザー光を吸収させるには、照射前に墨などの吸収剤を表面に塗布する必要がある。また、歯質は半透過性材料であるため、吸収されずに透過したレーザー光が歯髄組織まで到達して壊死させることも懸念される。したがって、レーザー治療における前処置や条件設定は慎重に行う必要があった。そこで、このような課題を解決する方法として、レーザー伝送用の光ファイバ先端を加工して、レーザー光の出射形態を変える手法が種々提案されている。ファイバ先端を加工して出射したレーザー光を減衰し、その分を先端付近からの側面光や熱エネルギーに変換することで、レーザー光そのものを

利用した殺菌効果、および生じた熱でレーザーメスとしての利用ができるなど、Nd:YAG レーザ光を用いた臨床が大幅に改善されることが期待される。これまで、物理的にファイバ先端を先鋭加工する手法や⁷⁾、炭素粒子をファイバ先端に付着させ、レーザー照射によってファイバ先端を加工する方法などが提案されている⁸⁾。しかしながら、これらの手法ではファイバ先端を加工することが困難で、また、加工ファイバ先端の持続性や性能にばらつきがあるなどの課題を有していた。

そこで本研究では、臨床医が容易にファイバ先端の加工を行える手法として、酸化チタン粉末を用いた方法を提案する。酸化チタン粉末は、一般的に臨床医が洗口液として用いる乳液に含まれているため入手が容易で、また、食品添加物としても使用されることから、生体に対して安全であることが確認されている。まず初めに、酸化チタン粉末で加工したファイバ(TP ファイバ)におけるレーザー光の出射特性を調べるため、フォトダイオードや積分球を組み合わせた測定装置を製作し、TP 処理条件がファイバ先端からの直進レーザー光、側面レーザー光、熱エネルギーの割合に及ぼす影響について検討した。また、ファイバ先端を象牙質に接触させてレーザー照射実験を行い、未加工ファイバと比較して TP 処理の効果を検証したので、以下に報告する。

2. 酸化チタン粉末によるファイバ先端の加工

酸化チタンの各種物性を表 1 に、実験に用いる酸化チタン粉末の SEM 画像を図 1 に示す⁹⁾。酸化チタンは、結晶構造の違いなどによってルチル、アナターゼ、ブルカイトに分類される。本実験では、一般的に光触媒として利用されるアナターゼではなく、安定したルチル型の酸化チタン粉末を用いる。粉末は、粒径が 0.05 μm ~50 μm で分布し、その平均粒径が

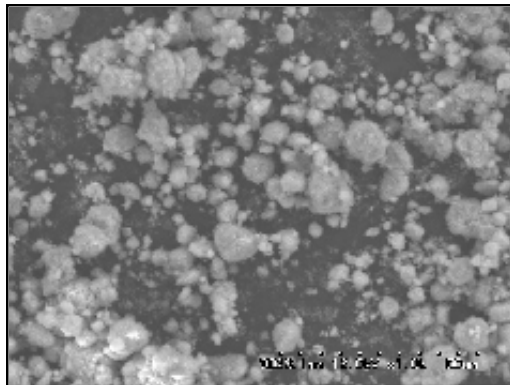
*1 杉原歯科クリニック: 〒168-0074 東京都杉並区上高井戸1-8-27 Sugihara Dental Clinic

*2 金沢大学大学院: 〒920-1192 石川県金沢市角間町 Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University

(学会受付日: 2007年11月5日)

表1 各種酸化チタンの仕様

	ルチル	アナターゼ	ブルカイト
結晶系	正方晶系	正方晶系	斜方晶系
密度 kg/m ³	4270	3900	4130
融点 °C	1825	転位(915°C)	転位(650°C)
屈折率	2.72	2.52	2.63
比熱 J/kg・K	708	708	—
モース硬度	7.0~7.5	5.5~6.0	5.5~6.0



20 μm

図1 ルチル型酸化チタン粉末

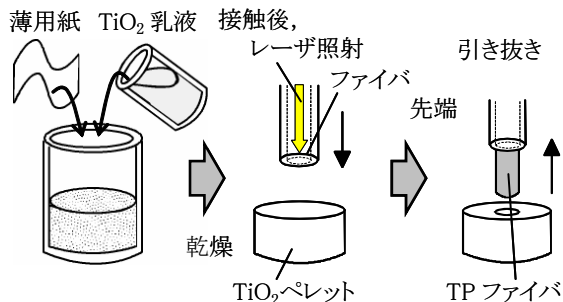
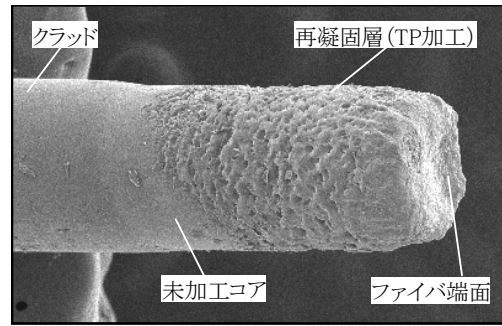


図2 ファイバ先端の加工手順

1μmであるものを用いた。この粉末は、他の金属材料と比較して屈折率が2.72と非常に大きく、融点は1825°Cである。

石英ファイバ先端の加工方法を図2に示す。まず初めに、酸化チタン乳液((株)ミヤコケミカル製:アバントゥースリキッドXBS)を薄用紙に染み込ませ、その薄用紙を容器に押し込んで乾燥させ、固形の酸化チタン含有ペレットを作成する。このとき、薄用紙内部の酸化チタン粉末の分布がペレット内部でほぼ均等になっていることを確認している。次に、先端をペレットに押し当てながら石英ファイバからレーザー光を出射すると、ファイバから出射されたレーザー光がペレット内部の酸化チタン粉末に吸収され、そのとき生じた熱によってファイバを覆っているクラッドが消失して、コアが露出する。さらにレーザー出射を継続すると、コアも生じた熱で加熱、溶融、再凝固して表面が荒らされる。数秒間レーザー出射した後、ファイバ先端をペレ



200 μm

(a) SEM 画像



(b) He-Ne 入射時

図3 TPファイバ先端の観察

トから引き抜くと、ファイバ端面から出射されるレーザー光に加え、荒らされたコア表面から側面方向に出射されるレーザー光、出射レーザー光が再凝固層で吸収されて生じる熱に分配される。

TP 処理したファイバの先端を SEM(日本電子(株)製:JSM-6390LVU)で観察した結果、およびTPファイバからHe-Neレーザー光を出射したときの様子を観察した結果を図3に示す。ファイバ先端は、図3(a)に見るように前述したTP処理過程を得て側面全体に再凝固層が形成されていることがわかる。この領域からレーザー光が出射されることは、図3(b)からも見ることができる。

3. 実験方法

3.1 TPファイバ先端のビームプロファイル測定

TP 処理したファイバ先端におけるレーザー光の分布を調べるため、ビームプロファイラ(オフィール製:BeamStar-FX50)を用いてTP処理前後におけるプロファイル測定して比較した。測定に用いた入射レーザー光はHe-Neレーザー(波長:λ=670nm、レーザーパワーP=3mW)であり、ファイバ先端とプロファイル受光面との距離は9mmで一定とした。

3.2 TPファイバ先端のエネルギー分配割合の測定

実験に用いるレーザー治療器((株)アルテック製:STREAK-I)の発振条件を表2に示す。発振されたレーザー光は、コア径400μmの石英ファイバで伝送され先端から出射される。レーザーパルス幅、出射エネルギー等は任意に設定できる。

図4は、ファイバ内に入射したレーザー光がTPファイバ先端から出射するとき、そのエネルギーの分配を模式的に示したものである。入射したレーザー光は、TPファイバの出射端で直進

表2 レーザ治療器の仕様

レーザー		Nd:YAG
波長	λ	1064 nm
ピークパワー	P	1 - 4 kW
照射エネルギー	E	50 - 990 mJ/pulse
パルス幅	τ	50, 100, 200, 400 μ s
周波数	f	1 - 99 Hz
ファイバ		石英
コア径	ϕ	400 μ m
開口数	NA	0.37
拡がり角	ξ	21.72°

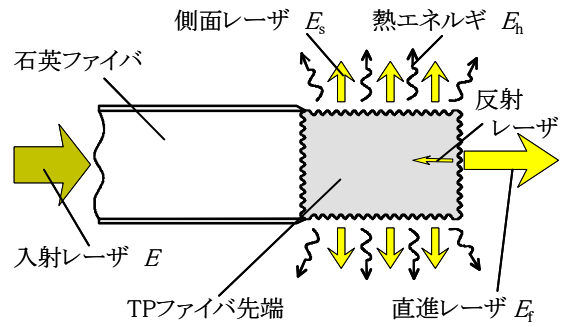


図4 TPファイバ先端のエネルギー分配

表3 フォトダイオードの仕様

遮断周波数	25MHz
受光面積	1.13 mm ²
感度波長範囲	320-1100 nm
最大感度波長	960 nm

レーザー光, 側面レーザー光, 反射レーザー光, 熱エネルギー(ファイバの表面凝固層における吸収熱の輻射)に分けることができる. TP処理前のファイバ端面では 4%程度の反射があるが¹⁰⁾, TP処理したファイバ先端は前述したように再凝固層で覆われ, どの程度の反射があるかはTP処理の程度に依存して変化すると考えられる. そこで, TPファイバ先端におけるエネルギー分配割合のうち, 端面の反射に関する分は考慮しないことにする. したがって, TPファイバ先端におけるエネルギーを直進レーザー光, 側面レーザー光, 熱エネルギーの 3 つで表し, それらの分配割合を求めることとする.

入射レーザーEは, TP処理する前のファイバ先端からの出射レーザーを測定することで得られる. 測定に用いるフォトダイオード(浜松ホトニクス製:S5821)は, 表 3 に示すように本実験で用いるレーザー光に対して感度を有しており, 応答速度が十分に速い. また, 受光面積が 1.13mm²であるため, ファイバ先端をフォトダイオードに十分近づけて測定することで, 直進レーザー光のみを検出することができる^{11,12)}.

直進レーザー光の割合 E_f/E は, TP処理前後におけるファイバからの出射レーザー E_f を測定することで得られる. TP処理前のファイバから出力されるレーザーEをフォトダイオードで検出し, 電圧信号に変換して得られる出力を V_p , TP処理後の出力を V_a とすると, 直進レーザー光の割合 E_f/E は, 以下の式で表される.

$$E_f / E = \frac{V_a}{V_p} \times 100 \quad (1)$$

側面レーザー光の割合 E_s/E を測定するために用いる積分球の断面模式図を図 5 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¹³⁾. TP処理したファイバ先端を積分球に挿入してレーザー光

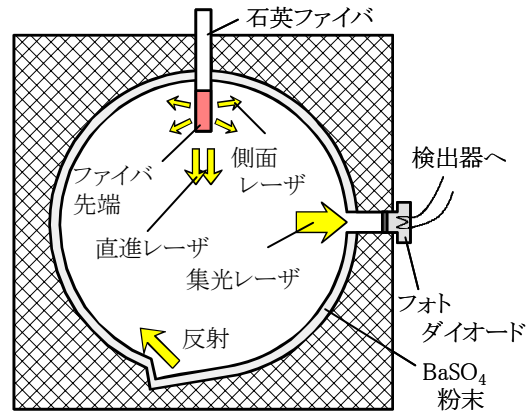


図5 積分球断面の模式図

を射出すると, ファイバ先端から射出したレーザー光 E_f , ファイバ側面から射出したレーザー光 E_s が, それぞれ反射を繰り返し検出部に導かれる. すなわち, 積分球を介することで直進レーザー光と側面レーザー光を積算したレーザー ($E_f + E_s$) を知ることができる. 検出部には, 直進レーザー光の割合を測定するのと同じフォトダイオードが用いられている. 積分球を通して得られるTP処理前における入射レーザーEの出力を V_{hp} , TP処理後のレーザー ($E_f + E_s$) に対する出力を V_{ha} とすると, 側面レーザー光の割合 E_s/E は, 以下の式で表される.

$$E_s / E = \frac{V_{ha} \cdot V_p - V_{hp} \cdot V_a}{V_{hp} \cdot V_p} \times 100 \quad (2)$$

TPファイバの先端では, 直進レーザー光 E_f および側面レーザー光 E_s に加えて熱エネルギー E_h が存在している. すなわち,

$$E_f + E_s + E_h = E \quad (3)$$

したがって, 熱エネルギーの割合 E_h/E は, 積分球を通して得られるTP処理前後の出力から以下の式で表される.

$$E_h / E = \frac{V_{hp} - V_{ha}}{V_{hp}} \times 100 \quad (4)$$

表4 TP 処理条件

波長	λ	1064 nm
ピーク出力	P	1 - 4 kW
照射エネルギー	E	100 - 800 mJ/pulse
パルス幅	τ	50 - 400 μ s
周波数	f	10 Hz
加工時間	t	1 - 7 s

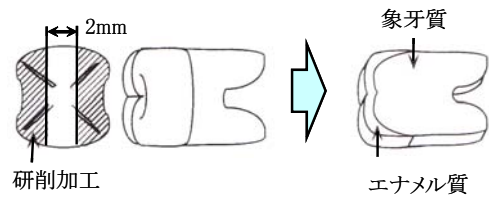
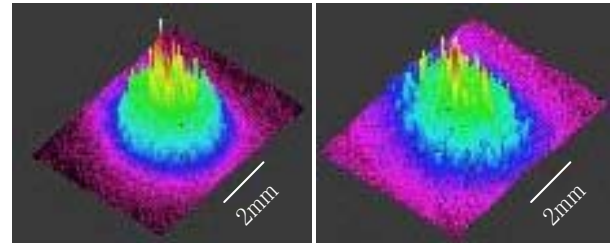


図6 象牙質の切り出し方法

表5 象牙質表面へのレーザ照射条件

波長	λ	1064 nm
ピーク出力	P	3 kW
照射エネルギー	E	600 mJ/pulse
パルス幅	τ	200 μ s
周波数	f	1 Hz



(a) TP 処理前

(b) TP 処理後

図7 TP 処理前後におけるビームプロファイルの比較

以上の方法により、TPファイバ先端における直進レーザ光、側面レーザ光、熱エネルギーの割合が求まる。

TP処理条件は、表4に示すようにファイバへの入射レーザやレーザパルス幅を変化させ、処理条件の違いによるエネルギー割合の変化について調べた。なお、各エネルギーの割合を測定するとき、ファイバに対する入射レーザ条件は $E = 600$ mJ/pulse, $\tau = 400 \mu$ s, $f = 1$ Hzで一定とした。

3.3 象牙質に対するレーザ照射実験

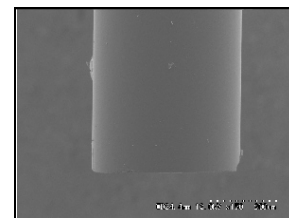
TP処理したファイバの特性を調べるため、ヒトの抜去歯に対してレーザ照射実験を行い、除去形状や除去体積について未加工ファイバで形成したものと比較した。実験に用いるのはヒト象牙質であり、抜去後直ちに生理食塩水で保存したものである。実験は、まず図6に示すように斜線部を#400のダイヤモンド砥石で研削加工し、厚さ2mmの切片を切り出した。その際、研削熱による試料表面の変質を防ぐため、クーラントとして水を用いた。そして、研削面に対して垂直にレーザ光が照射されるようにファイバ位置を調整し、ファイバ先端を切片に接触させてレーザ照射を行った。このとき、歯質表面にレーザ光の吸収剤として墨((株)エス・エル・ティ・ジャパン製: MK2404)を塗布して行った。なお、ファイバ先端から出射されるレーザ光のTP処理による効果を調べるため、TPファイバによるレーザ照射実験においても、同様に表面に墨を塗布して実験した。得られた除去形状は、3次元表面粗さ計(テラーホブソン製:S4)を用いて測定し、その結果から除去体積を算出した。レーザ照射条件を表5に示す。

4. 実験結果および考察

4.1 ファイバ先端のTP処理

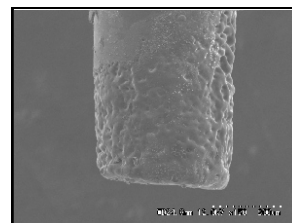
4.1.1 TPファイバ先端のビームプロファイル

TP処理前後において、ファイバ先端から出射されるレーザ光のビームプロファイルを測定した結果を図7に示す。未加工ファイバのビームプロファイルは、図7(a)に示すようにコアとの境界におけるエッジがクリアであるのに対して、TPファイバのビームプロファイルは、図7(b)に示すようにレーザ光の出射領域が広がっており、その分、全体的にレーザ光が弱くなっ



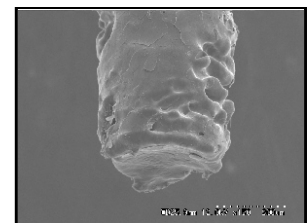
200 μ m

(a) 加工前のファイバ先端



200 μ m

(b) $t = 1$ s



200 μ m

(c) $t = 2$ s

図8 TP処理時間の違いによるファイバ先端の比較

ている様子が観察できる。

4.1.2 TP処理時間の影響

TP処理時間の違いによるファイバ先端の形状を比較するため、処理条件を $E = 600$ mJ/pulse, $\tau = 400 \mu$ s, $f = 1$ Hzで一定とし、各処理時間におけるファイバ先端をSEMで観察した結果を図8に示す。なお、比較のためTP処理前の結果も併せて示す。

TP処理時間が $t = 1$ sのとき、図8(b)に示すようにファイバ表面のみが荒らされているのに対して、処理時間が $t = 2$ sとなると、図8(c)に示すように深さ方向に対して加工が進行し、ファイバ先端の変形が大きくなっている。そこで、TP処理時間

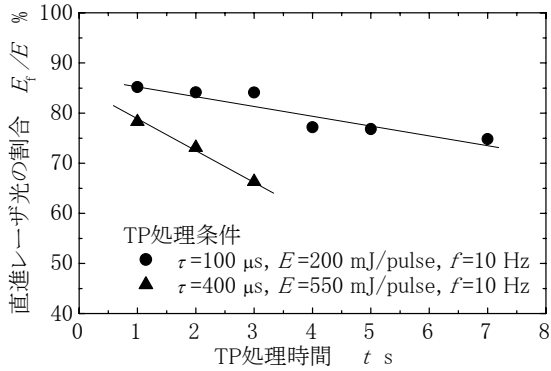


図9 TP 処理時間と直進レーザー光の割合との関係

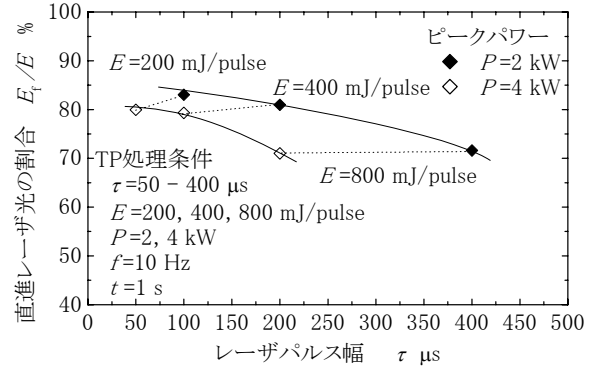


図11 TP 処理条件と直進レーザー光の割合との関係

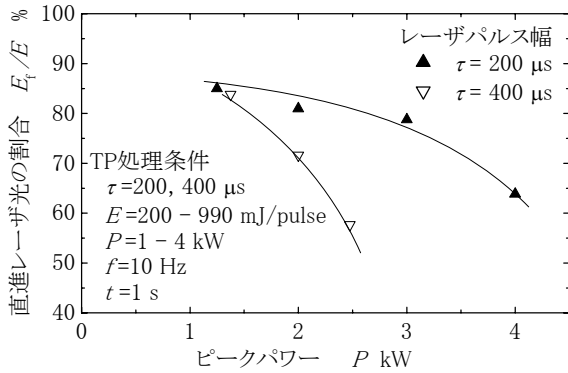


図10 TP 処理条件と直進レーザー光の割合との関係

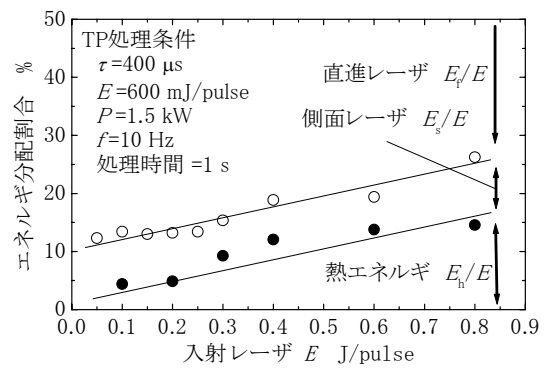


図12 TPファイバ先端のエネルギー分配割合

と直進レーザー光の割合との関係を調べた結果が図9である。グラフから、いずれの TP 処理条件においても、ファイバに入射したレーザー光のうち、ファイバ先端から出射される直進レーザー光の割合は、ファイバ先端に対する処理時間が長い条件ほど減少する傾向が認められた。これは、処理時間の増加につれてファイバ先端の変形が大きくなり、先端でレーザー光が吸収されて熱変換されるエネルギーの割合が増えたためと考えられる。

4. 1. 3 TP 処理条件の影響

TP 処理時間を $t = 1\text{s}$ で一定としたとき、ピークパワーと直進レーザー光の割合との関係を調べた結果を図10に示す。直進レーザー光の割合は、各レーザーパルス幅においてピークパワーの増加とともに小さくなっている。これは、ピークパワーの増加とともにファイバ先端で処理に使われたエネルギーが増えたためと考えられる。

図11は、TP 処理時間を $t = 1\text{s}$ で一定としたときのレーザーパルス幅と直進レーザー光の割合との関係を示している。図から、レーザーパルス幅が大きくなるにつれて、直進レーザー光の割合は小さくなっている。一方、ピークパワー P を変化させても、入射レーザー E が同一であれば、直進レーザー光の割合に大きな違いがみられない。したがって、直進レーザー光の割合は、ピークパワー P よりむしろ入射レーザー E に大きく影響を受けて変化することがわかる。

4. 1. 4 入射レーザーとエネルギー分配割合との関係

入射レーザーとTPファイバ先端のエネルギー分配割合との関

係を図12に示す。●プロットが積分球を用いて測定した熱エネルギーの割合 E_h/E 、○プロットが直進レーザー光の割合 E_d/E を測定した結果である。よって、両プロットに挟まれた領域が側面レーザー光の割合 E_s/E を示している。

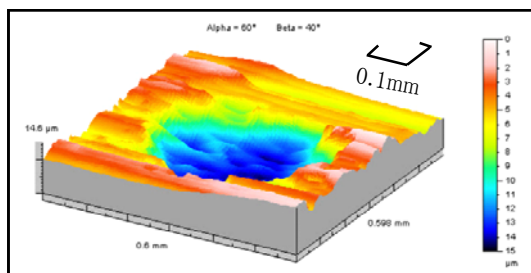
直進レーザー光の割合は、入射レーザーが大きくなるにつれて減少している。これに対して、熱エネルギーは入射レーザーの増加とともに増えている。臨床医が、これまで経験的に用いているTP処理条件である $E = 600\text{mJ/pulse}$ では、約75%が直進レーザー光として、約10%が側面レーザー光として、残りの約15%が熱エネルギーとして出射されている。一方、側面レーザー光の割合は、入射レーザーの違いによってあまり変化が見られない。これはTP処理時間を $t = 1\text{s}$ で一定としているためであり、処理時間を変えることで得られる再凝固層の領域も変わり、側面レーザー光の割合も変更できると考えられる。

以上の結果から、TP処理時間やTP処理条件を検討することで、TPファイバ先端における出射エネルギーの分配割合を任意に決定できることがわかる。歯質の除去を目的とする場合は直進レーザー光の割合を増やし、また、レーザーメスとして使用する場合は熱エネルギーの割合を増やすなど、臨床現場において用途に応じたTPファイバ先端のエネルギー分配割合を得ることができ、より効果的な治療が可能となると考えられる。

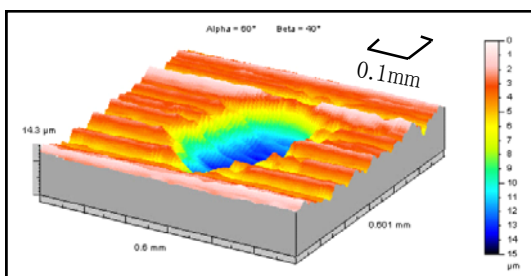
4. 2 TP ファイバの特性

4. 2. 1 歯質表面の除去形態への影響

象牙質表面に形成した除去形状を測定した結果を図13に示す。未加工ファイバを用いて形成した形状は、図13(a)に示



(a) 未加工ファイバによる除去形状



(b) TPファイバによる除去形状

図13 象牙質へのレーザー照射実験結果

すように中心部付近が最も深く除去され、エッジに近接するにつれて浅くなっている。これに対して、TPファイバで形成した形状は、図13(b)に見るように全体的に小さく、その深さも浅くなっている。ファイバ先端をTP処理することで、直進レーザー光の割合が減少した効果が表れているといえる。

4. 2. 2 歯質表面の除去体積への影響

象牙質表面に形成した形状について、レーザー治療条件と除去体積との関係を調べた結果を図14に示す。治療に用いる入射レーザー E_i で整理したもので、TPファイバの直進レーザー光の割合は、 $E_i/E=20\%$ のときの結果である。象牙質表面の除去体積は、未加工ファイバ、TPファイバともに治療エネルギーの上昇につれて直線的に大きくなっている。この結果から、本実験の範囲において、象牙質を単位体積除去するのに必要な治療エネルギーを求めたところ、未加工ファイバでは $644\text{J}/\text{m}^3$ 、TPファイバでは $1176\text{J}/\text{m}^3$ となった。TPファイバのエネルギーが約500J大きくなっているが、このエネルギーがTPファイバ先端で側面レーザー光や熱エネルギーになっていると考えることができる。

5. 結言

本研究では、臨床医が容易にファイバ先端の加工を行える手法として、酸化チタン粉末を用いた加工方法を提案し、TP処理条件がファイバの特性に及ぼす影響を調べるとともに、TPファイバ先端における出射レーザー光のエネルギー分配割合を求めた。また、TPファイバと未加工ファイバを用いて、歯質表面にレーザー照射実験を行って、その特性を調べた。以下に、得られた結果を要約する。

(1) 酸化チタンペレットでファイバ先端を加工すると、ファイ

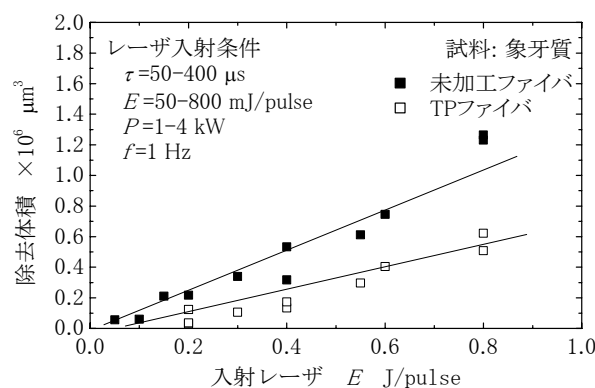


図14 象牙質に対する入射レーザーと除去体積の関係

バへの入射レーザーは直進レーザー光、側面レーザー光、熱エネルギーに分配され、処理時間が長くなると直進レーザー光の割合が減少する。また、入射レーザーが大きくなると直進レーザー光の割合が減少し、その分が側面レーザー光や熱エネルギーとして出射される。

- (2) TP処理に用いるレーザー入射条件やTP処理時間を検討することで、TPファイバ先端におけるエネルギー分配割合を任意に決めることができる。 $E=600\text{mJ}/\text{pulse}$ のTP処理条件のとき、75%が直進レーザー光として、10%が側面レーザー光として、残りの15%が熱エネルギーとして出射される。
- (3) TPファイバを用いて象牙質表面に形成した除去形状は、未加工ファイバより体積が小さく、TP処理による直進レーザー光減衰の効果が確認できた。また、本実験の範囲において象牙質を単位体積除去するために必要なエネルギーを求めたところ、未加工ファイバの場合 $644\text{J}/\text{m}^3$ 、TPファイバの場合 $1176\text{J}/\text{m}^3$ となった。

6. 参考文献

- 1) L. Goldman, P. Hornby, R. Meyer et al: Impact of the Laser on Dental Caries, Nature, 203 (1964) 417.
- 2) L. Goldman, J. A. Gray, J. Goldman, B. Goldman and R. Meyer: Effect of Laser Beam Impact on Teeth, J Am Dent Assoc, 70 (1965) 601.
- 3) R. H. Stern, R. F. Sognnaes, F. Goldman: Laser Effect on in Vitro Enamel Permeability and Solubility, J Am Dent Assoc, 73 (1966) 838.
- 4) J. M. White, H. E. Goodis and C. M. Rose: The Use of the Pulsed YAG Laser for Intraoral Soft Tissue Surgery, Lasers Surg Med, 11 (1991) 455.
- 5) T. FUKUDA, K. MATSUI, T. YOSHIDA et al: Effect of Nd:YAG, Er:YAG Laser Irradiation on Gingival Surface Anesthesia, J. Jpn. Soc. Laser Dent., 17, 2 (2006) 118 (in Japanese).
- 6) M. NISHIMURA: Er:YAG LASER treatment for dental clinics: J. Jpn. Soc. Abras. Technol., 50, 12 (2006) 696 (in Japanese).
- 7) 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.
- 8) W. P. Vandertop, R. M. Verdaan and C. F. R. VanSwol: Laser assisted neuroendoscopy using a Nd:YAG or Diode contact laser with pretreated fiber tip, J. Neurosurg, 88, 1 (1998) 82.
- 9) 大谷文章: 光触媒のしくみがわかる本, ㈱技術評論社, 東京, (2003) 108.
- 10) 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, 東京, (1964) II-295.
- 11) Data sheet of Si PIN photo diode, Hamamatsu Photonics K. K., (2007).
- 12) F. Grum and G. W. Luckey: Optical Sphere Paint and a Working Standard of Reference, Appl Opt, 7, 11 (1968) 2289.