

YAG レーザによる歯科治療の高度化に関する研究(第2報)
TP ファイバによる歯質の窩洞形成特性

石川県工業試験場 ○古本達明, 金沢大学 上田隆司 細川 晃 田中隆太郎,
金沢大学大学院 嵐 友哉, 杉原歯科クリニック 杉原成良,
旭川歯科クリニック 和賀正明, 株式会社アルテック 今野 明

Study on the advancement of the dental treatment with YAG laser beam (2nd report)

Evaluation of the eliminated volume by the TP fiber

Industrial research institute of Ishikawa Tatsuki FURUMOTO, Kanazawa university Takashi UEDA, Akira HOSOKAWA,
Kanazawa university Ryutaro TANAKA, Kanazawa university graduate school Tomoya ARASHI,
Sugihara dental clinic Nariyoshi SUGIHARA, Asahikawa dental clinic Masaaki WAGA,
Altech corporation Akira KONNO

In dental treatment with Nd:YAG laser beam, a quartz optical fiber is generally used to transmit the laser beam for the purpose of the effective surgical treatment. The laser beam, which ordinary comes out from the optical fiber, is irradiated to the hard and soft tissue for a caries treatment and a periodontal tissue excision. Recently, a diffused and circumferential laser beam, which is produced by using a processed optical fiber at the tip, is noticed. In this report, the energy distribution at the tip of the titanium-processed fiber (TP fiber) is measured, and processing characteristics of the enamel and dentin by TP fiber are investigated. On the cavity made in the enamel and dentin, the volume are measured by 3D surface profiling system and compared with that of the non-processed fiber.

1. 緒言

レーザーによる歯科治療は、1991年に「初期齲蝕の進行防止療法」が高度先進医療として承認されて以来¹⁾、齲蝕の予防や治療だけでなく、知覚過敏症の治療や歯周病の治療などあらゆる歯科領域の分野で臨床応用されている。我々はこれまで、レーザーによる高度歯科治療の実現を目指して、TiO₂粉末を用いた石英ファイバ先端の加工方法について提案し、加工したファイバ(TPファイバ)の観察や分析を行うと共に²⁾、TPファイバの直進光の減衰率を測定してその特性を評価した³⁾。そして、TPファイバから出力される直進光の減衰は、TP処理時間や加工エネルギーに大きく影響を受け、形成した窩洞の観察結果から、TP処理したファイバを用いることで、レーザー光の歯質内部への透過が低下することを示した³⁾。本報告では、TPファイバを用いた治療行為について更に検討するため、TP処理したファイバ先端からのレーザー出力や分布を求めると共に、TPファイバと未加工ファイバを用いて歯質に窩洞形成実験を行って両者を比較したので、その内容について以下に報告する。

2. 実験方法

実験に用いるレーザーは、表1に示すように波長が $\lambda=1064\text{nm}$ のパルスNd:YAGレーザーである。レーザー光は、コア径 $400\mu\text{m}$ の石英光ファイバで伝送して出力される。ファイバ先端のTP処理は、粒径が $0.05\sim 50\mu\text{m}$ の酸化チタン粉末が含有したペレットで行う³⁾。

まず、ファイバ先端のTP処理前後におけるレーザー光の分布を比

較するため、ファイバ先端からHe-Neレーザー($\lambda=670\text{nm}$, $P=3\text{mW}$)を照射して、その分布をビームプロファイラ(OPHIR製:BeamStar-FX)を用いて測定した。実験は、未加工ファイバとTPファイバ(減衰率 $Ar=20\%$ 、加工時間 $t=1\text{sec}$)を用いて行い、それぞれファイバ端面と受光面が同軸上となり、面間距離が 9mm となるように固定して測定した。次に、各ファイバを用いてエナメル質および象牙質に窩洞形成を行い、その窩洞特性について評価した。実験に用いた試料は、抜去後直ちに生理食塩水に保存した歯であり、歯質表面に吸収剤として墨を塗布し、ファイバ先端を歯質表面に押しあてながらレーザー照射した。得られた窩洞は、3次元表面粗さ計を用いて窩洞形状や断面プロファイルを測定し、未加工ファイバによる窩洞と比較した。

3. 実験結果

3.1 TPファイバ先端のエネルギー分布

図1は、TP処理時間を1秒としたときのファイバ先端におけるエネルギー分布を示している。TPファイバ先端からのレーザー光出力は、直進光、側面光、熱変換エネルギーに大別することができる³⁾。図からわかるように、単パルスあたりのレーザーエネルギーが $E=100\text{mJ/pulse}$ のとき、ファイバ先端から出力される直進光は全体の85%であり、10%が加工した先端付近の側面から出力され、残りの5%が熱に変換されている。また、レーザーエネルギーの上昇と共に直進光の割合が減少し、照射エネルギーが $E=800\text{mJ/pulse}$ となると、70%が直進光として出力され、15%が側面光、残りの15%が熱に変換されている。これらの

Table.1 Experimental conditions

Laser (Nd:YAG laser)	
Wave length	λ 1064nm
Peak power	P 1 - 4 kW
Irradiation energy per pulse	E 100 - 800 mJ/pulse
Pulse duration	τ 50, 100, 200, 400 μs
Frequency	f 1 - 99 Hz
Numbe of pulse	n 10
Optical fiber	
Core material	quartz
Diameter	$400\mu\text{m}$
Numerical aparture	0.37

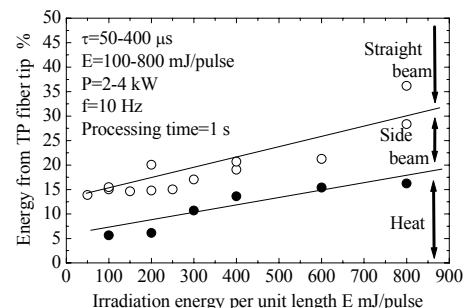
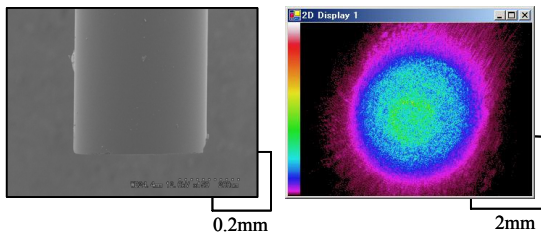
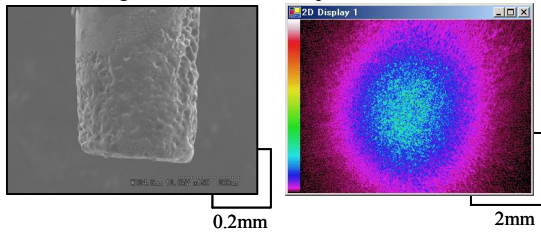


Fig.1 Distribution of output energy from TP fiber tip



(a) SEM image (b) 2D display

Fig.2 Result of the non-processed fiber



(a) SEM image (b) 2D display

Fig.3 Result of the TP fiber

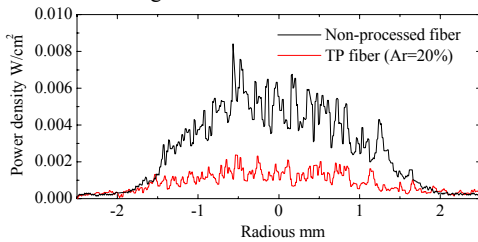


Fig.4 Result of the line profile

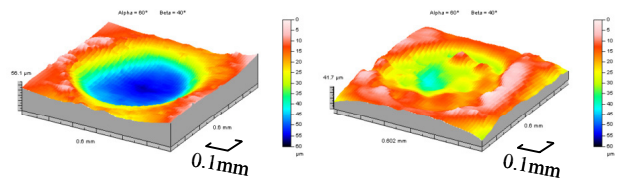
結果から、TP 処理条件を検討することでファイバ先端のエネルギー分布を制御できることがわかる。

3.2 TP ファイバ先端のレーザー光分布

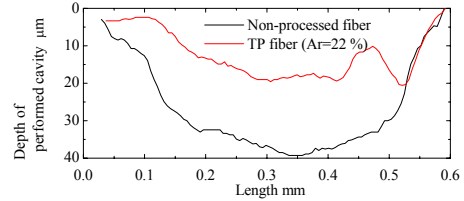
未加工ファイバ、TP ファイバ(減衰率 $Ar=20\%$ 、TP 処理時間=1秒)それぞれの先端をSEM 観察し、出力されるレーザー光のプロファイルを測定した結果を図 2, 図 3 に示す。未加工ファイバの先端は、図 2(a)に示すように端面までクラッドで覆われており、出力されるレーザー光は、図 2(b)に示すようにクラッドとの境界を超えると急激に落ち込んでいる。これに対してTPファイバの先端は、図 3(a)に示すように先端付近のクラッドが消失してコアが露出し、コア表面が荒らされている。この部分からもレーザー光が出力されるため、その分布は図 3(b)に示すように未加工ファイバと比較して照射領域が広がり、中心から離れるにつれてレーザー光の減少が緩やかとなっている。また、図 4 は各ファイバの中心を通る断面プロファイルを示しているが、未加工ファイバと比較してTPファイバからのレーザー光出力が全体的に小さく、照射面内部の分布が均一となっていることがわかる。

3.3 TP ファイバによる窩洞形成実験

TP ファイバによる歯質の窩洞形成特性を調べるため、レーザー照射条件を一定($E=600\text{mJ/pulse}$ 、 $\tau=200\mu\text{s}$ 、 $P=3\text{kW}$ 、 $n=1$)として窩洞形成を行い、未加工ファイバによる窩洞との比較を行った。エナメル質の形状測定結果を図 5、象牙質の形状測定結果を図 6 に示す。それぞれ、窩洞中心位置における断面形状の測定結果も併せて示す。未加工ファイバの窩洞は、図 5(a)および図 6(a)に示すようにエナメル質、象牙質共に押し当てたファイバの輪郭が鮮明に確認でき、窩洞の中心付近が最も深く、窩縁に近接するにつれて浅くなっている。これに対して、TP ファイバによるエナメル質の窩洞は、図 5(b)、図 5(c)に示すようにTP 処理による直進光の減衰によって全体的に浅くなっている。一方、TP ファイバによる象牙質の窩洞は、図 6(b)、図



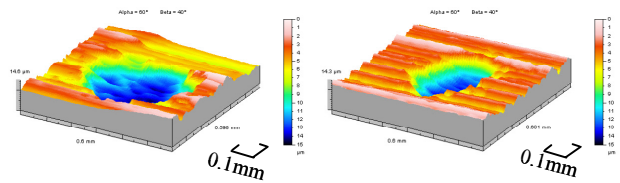
(a) Non-processed fiber (b) TP fiber ($Ar=22\%$)



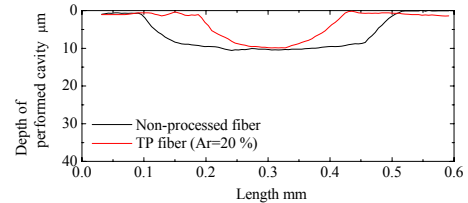
(c) Cross section of the center

Fig. 5 Result of performed cavity in enamel

($E=600\text{mJ/pulse}$ 、 $\tau=200\mu\text{s}$ 、 $P=3\text{kW}$ 、 $n=1$)



(a) Non-processed fiber (b) TP fiber ($Ar=20\%$)



(c) Cross section of the center

Fig. 6 Result of performed cavity in dentin

($E=600\text{mJ/pulse}$ 、 $\tau=200\mu\text{s}$ 、 $P=3\text{kW}$ 、 $n=1$)

6(c)に示すように TP 処理による直進光の減衰によって小さくなっている。また、エナメル質の結果と比較して、未加工ファイバ、TP ファイバ共に窩洞が浅い。これらの結果は、エナメル質、象牙質に対するレーザー光の吸収特性の違いに起因するものと考えられ、エナメル質と比較して象牙質の吸収係数が小さく⁴⁾、試料内部に入射したレーザー光が吸収されにくいいため、エナメル質と同様の窩洞を得るにはより大きなフルエンスを必要とすることがわかる。

4. 結言

本研究では、TP ファイバを用いた歯質の加工性について検討するため、TP ファイバのエネルギー分布を調べ、また、未加工ファイバとTPファイバを用いて窩洞形成実験を行ってその特性を比較した。その結果、TP ファイバからのレーザー光の出力特性が明らかとなり、TP ファイバによる窩洞は、TP 処理による直進光の減衰による効果が十分表れていることを示した。

参考文献

- 1) 森岡俊夫: Nd:YAG レーザによる初期う蝕の進行防止療法, 高度先進医療, 7, 207 (1995)
- 2) 杉原成良, 神谷 誠, 和賀正明: Nd:YAG レーザ用ファイバの TiO_2 による先端加工, 日本レーザー歯誌, 14, 1: 12-21 (2003)
- 3) 古本達明, 上田隆司, 杉原成良, 和賀正明, 今野 明: Nd:YAG レーザ用光ファイバの TiO_2 による先端加工(第2報)-TP ファイバによるエナメル質除去特性-, 日本レーザー歯誌, 16, 2, 86-92 (2005)
- 4) 上田隆司, 山田啓司, 古本達明: YAG レーザによる歯科治療に関する研究(第1報)-レーザー照射部の温度-, 精密工学会誌, 66, 9: 1388-1393 (2000)