

YAG レーザによる歯科治療の高度化に関する研究
TiO₂によるファイバ先端の加工

石川県工業試験場 ○古本達明, 金沢大学工学部 上田隆司, 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

Fabrication of fiber tip by TiO₂ powder

Industrial research institute of Ishikawa Tatsuki FURUMOTO, Kanazawa university Takashi UEDA,
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, the laser beam which ordinary comes out from the optical fiber is effective to eliminate the enamel and the dentine. A diffused and circumferential laser beam, which is produced by using a processed optical fiber at the tip, is effective for the treatment of the soft tissue. In this report, processing characteristics at the tip of the optical fiber is investigated, when TiO₂ powder is used. The experimental instrument is developed to measure the power of the straight beam radiated from the processed optical fiber. Furthermore, on the cavity made in the enamel by the straight beam, the volume is measured by 3D surface profiling system. As a result, the attenuation of the straight beam radiated from the tip of the processed fiber increases with the increase of the processing time and the laser energy. The eliminated volume in the enamel depends on the energy of the straight beam. The area irradiated with the laser beam is wide due to a diffused and circumferential laser beam and the smooth surface is obtained. The specific energy to remove the unit volume of enamel is calculated.

1. 緒言

Goldmanらによるレーザー歯科治療の基礎研究¹⁾から40年が経過し, 各種レーザーは齲蝕予防, 歯肉切除やメラニン色素除去など様々な臨床で利用されている²⁾. 中でも波長が1064nmのNd:YAGレーザーは, レーザ光のファイバ伝送が可能で, レーザの取り扱いも簡便なため臨床応用への期待が大きい. 特に近年は, 軟組織切開時の止血効果や根管のより効果的な処置のため, ファイバ先端を処理して直進光を減衰させて使用する事例が多く報告されている³⁾.

本研究では, ファイバ先端の処理材として, 治療時に口腔内洗浄に用いられるTiO₂に注目した. TiO₂粉末で処理したファイバ(以後, TPファイバ)が, 歯質の除去作用に及ぼす影響について検討するため, 処理前後のファイバ先端からの直進光を測定して, 処理条件と直進光の関係を調べると共に, 未処理ファイバとTPファイバを用いてヒトの抜去歯に窩洞形成実験を行って, TPファイバの歯質除去特性について検討したので, 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1064nmのパルスNd:YAGレーザーである. レーザ光は, コア径400 μ mの石英光ファイバで伝送して出力される.

Table 1 Experimental condition

Laser (Nd:YAG laser)		
Wave length	λ	1064nm
Peak power	P	1 - 4 kW
Irradiation energy	E	100 - 800 mJ
Pulse duration	τ	50, 100, 200, 400 μ
Frequency	f	1 - 99 Hz
Numbe of pulse	n	10
Optical fiber		
Core material		quartz
Diameter		400 μ m

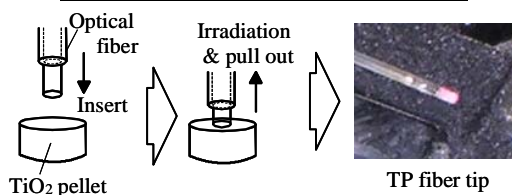


Figure 1 Processing method of TP fiber

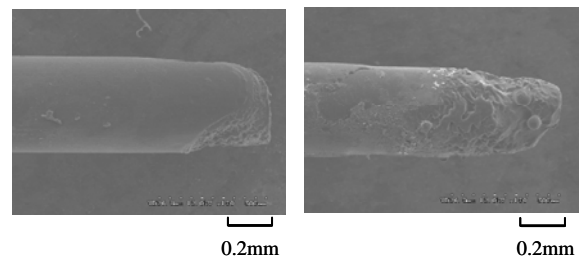
まず, TiO₂ペレットによるファイバ先端の処理性について検討するため, フォトダイオードを用いて, TP処理前後におけるファイバ先端からのレーザー光直進成分を測定して, ファイバ先端の処理時間やレーザー照射条件と減衰率の関係について調べた.

次に, TPファイバを用いてヒトの抜去歯にレーザー照射して窩洞形成を行った. 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る. レーザは, 抜去歯表面に吸収剤として炭を塗布し, ファイバ先端を表面に押しあてながら照射した. 得られた窩洞は, 3次元表面粗さ計(Taylor Hobson社製:S4)を用いて窩洞体積を測定して, 未処理ファイバによる窩洞形成結果と比較した.

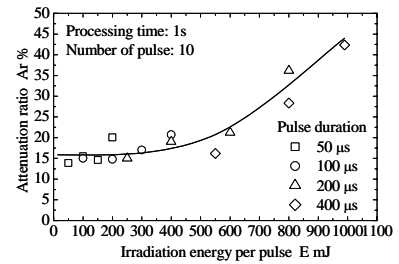
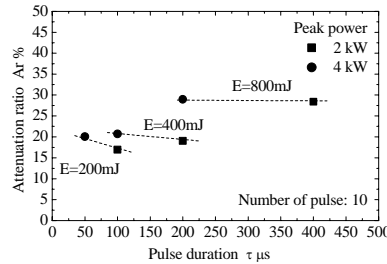
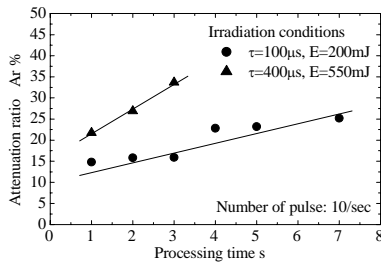
3. 実験結果

3.1 ファイバの先端処理による減衰率の変化

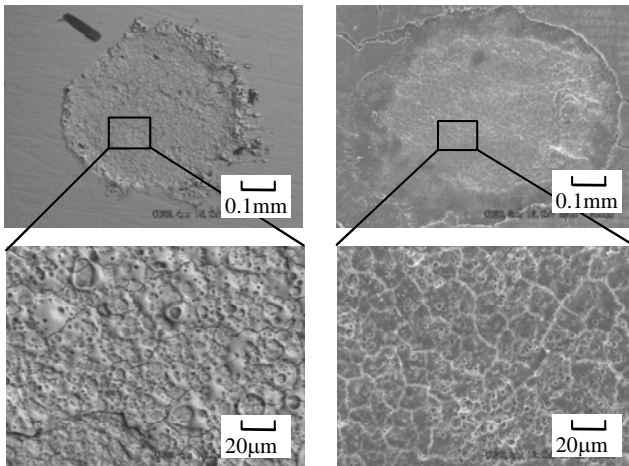
レーザー照射条件を一定として, ファイバ先端の処理時間の違いによるSEM観察結果を図2に示す. 処理時間が1sのとき, ファイバ先端付近のみが処理されているが, 処理時間が長くなるにつ



(a) processing time: 1s (b) processing time: 5s
Figure 2 SEM image of processed optical fiber tip
($\tau=100$ ms, E=200mJ, n=10)



(a) irradiation number and attenuation ratio (b) pulse duration and attenuation ratio (c) laser energy and attenuation ratio
Figure 3 Relation between processing condition and attenuation ratio of processed optical fiber



(a) normal fiber (b) processed fiber
Figure 4 SEM image of performed cavity

れてその領域が増え、処理時間が 5s のとき、ファイバ先端から約 1mm 程度まで進行している。また、処理時間が長くなるにつれて、ファイバ先端の変形が大きくなる様子も観察できる。

ファイバ先端の変形と共に、出力されるレーザーエネルギーに与える影響も大きくなる。そこで、ファイバ先端の処理条件と減衰率の関係を調べた結果を図 3 に示す。図 3(a) は、処理時間による減衰率の変化を調べた結果である。各条件において、処理時間の増加と共に減衰率が大きくなる。これは、前述した SEM 画像からも分かるように、時間と共にファイバが処理される領域が増え、先端からの直進光が減少して側面からの照射が増えたためである。すなわち、レーザー光の先端部での吸収が増え、その熱によってファイバの処理が促進されていると考えることができる。

図 3(b) は、パルス幅と減衰率の関係を調べた結果である。図中の●がピーク出力 4kW、■が 2kW を示している。いずれの場合もピーク出力が同じであれば、パルス幅の増加と共に減衰率が上昇している。これは、パルス幅の増加と共にレーザーエネルギーが大きくなるためである。一方、レーザーエネルギーが同一であれば、パルス幅の違いによる変化は小さく、パルス幅はファイバ先端の処理性に影響を与えないことが分かる。そこで、レーザーエネルギーが減衰率に及ぼす影響を調べた結果が図 3(c) である。レーザーエネルギーの増加と共に減衰率が上昇し、わずか 1 秒の照射にもかかわらず、照射エネルギーが 100mJ のとき 15% であった減衰率が、990mJ のときに 45% となった。

これらの結果から、ファイバの先端処理ではレーザーのパルス幅よりもむしろ全照射エネルギーが重要な因子であることがわかる。

3.2 TP ファイバが窩洞形成に及ぼす影響

TP ファイバによるエナメル質表面の窩洞形成特性を調べるため、レーザー照射条件を一定として窩洞形成実験を行い、その表面を SEM 観察した結果を図 4 に示す。比較のため、未処理ファイバによる結果も併せて示す。

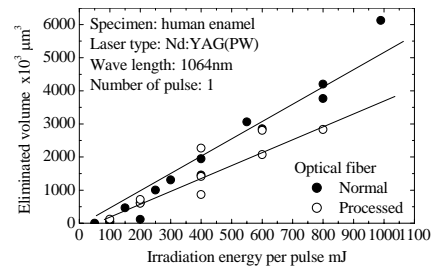


Figure 5 Eliminated volumes with normal optical fiber

未処理ファイバでは、レーザー光はビーム中心部のエネルギーが最も大きくなるガウス分布をしており、窩洞は中心が最も深く除去され、窩洞端に行くにつれて浅くなっている。また、レーザー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。一方、TP ファイバによる窩洞は全体的に浅く不均一になっている。先端処理により直進光が減少する効果が表れ、歯質内への透過が低下して安全性が増していることが分かる。また、先端処理による側面光で歯質の除去領域が広がったため、エナメル質が再凝固した領域が広がっている。

各ファイバを用いて吸収剤の炭素を塗布したエナメル質表面にレーザー照射を行い、照射エネルギーと窩洞体積の関係を調べた結果を図 5 に示す。窩洞体積は、いずれもファイバもレーザーエネルギーの増加と共に直線的に大きくなっている。単位体積のエナメル質を除去するのに必要なエネルギーは、未処理ファイバの場合 157J/mm³、TP ファイバの場合 198mJ/mm³ で、未処理ファイバの方が約 40mJ 大きくなった。すなわち、TP ファイバでは、このレーザーエネルギーを根管やポケット内の軟組織などの加工に使うことが可能であると考えられることができる。

4. 結言

本研究では、TiO₂ 粉末によるファイバ先端処理が歯質の除去作用に及ぼす影響を検討した。以下に、得られた結果を要約する。

- (1)ファイバの先端処理では、パルス幅よりレーザーの全照射エネルギーの影響が大きく、レーザーエネルギーが 500mJ/pulse 以上で加工が急激に進み減衰率が上昇する。
- (2)TP ファイバによるエナメル質の除去加工において、形成された窩洞は全体的に浅く、レーザービームの直進光を減少させて歯質内への透過の危険を低下させる効果がある。
- (3)TP ファイバを用いて単位体積のエナメル質を除去するのに必要なエネルギーは 157J/mm³ であり、未処理ファイバと比較して約 40mJ 大きくなる。

参考文献

- 1) L.Goldman, P.,Hornby et al.: Impact of the Laser on Dental Caries, Nature, 203, 417.(1964)
- 2) 松本光吉ら: 歯科用レーザーの臨床-臨床基礎編-, 医歯薬出版, 1994
- 3) 杉原成良, 神谷 誠, 和賀正明:Nd:YAG レーザ用光ファイバーの TiO₂ による先端加工, 日本レーザー歯学会誌, 14, 25. (2003)