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—

古 本 達 明 上 田 隆 司 細 川 晃
杉 原 成 良* 和 賀 正 明** 今 野 明***

金沢大学大学院自然科学研究科

(主任：上田隆司教授)

*杉原歯科クリニック (院長：杉原成良)

**旭川歯科クリニック (院長：和賀正明)

***株式会社アルテック (代表：増田勝利)

(受付：平成 18 年 11 月 25 日, 受理：平成 19 年 3 月 17 日)

Tip Processing of Optical Fiber for Dental Treatment with TiO₂ Powder (3rd report) —Energy Partition at the Tip of TiO₂ Processed Fiber—

Tatsuaki FURUMOTO, Takashi UEDA, Akira HOSOKAWA,
Naruyoshi SUGIHARA, Masaaki WAGA and Akira KONNO
Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University
(Chief: Prof. Takashi UEDA)

* Sugihara Dental Clinic

** Asahikawa Dental Clinic

*** Altech Corporation

(Received: November 25, Accepted for Publication: March 17, 2007)

Abstract: In dental treatment with Nd:YAG laser beam, a quartz optical fiber is generally used to transmit the laser beam, which is irradiated to the hard and soft tissues for caries treatment and periodontal tissue excision. Recently, a diffused and circumferential laser beam, which is produced by using a processed optical fiber at the tip, is widely used for these treatments. The advantage of using a processed fiber is that an ordinary beam has difficulty in making incisions in oral soft tissue and removing some outer layers of the gingiva. In the previous study, a method of processing an optical fiber tip with TiO₂ powder was proposed, and the performance of the processed optical fiber (TP fiber) for processing hard and soft tissues was investigated.

The laser beam radiated from the tip of the TP fiber is partitioned into a straight beam, a sideways beam and heat generated by the absorption of the laser beam. In this paper, an experimental instrument to measure the energy partition radiated from the TP fiber is developed, and the relation between processing conditions and energy partition of the laser beam emitted from the tip of the TP fiber is investigated in detail. As a result, an effective tip of the TP fiber is obtained under suitable processing conditions and the laser beam radiated from the fiber tip is controllable. The laser beam radiated as a straight beam and a sideways beam at the TP fiber tip was measured respectively, and an appropriate TP fiber tip for each type of dental treatment was obtained.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 18 : 35 ~ 41, 2007 Reprint requests to Dr. FURUMOTO)

Key words = Nd:YAG laser, TiO₂ processed fiber, Energy partition of the fiber tip

キーワード = Nd:YAG レーザー, TiO₂ 処理ファイバー, ファイバー先端のエネルギー分布

緒 言

レーザーによる歯科治療は、Goldman らによる基礎研究¹⁾に端を発し、Nd:YAG レーザー光や Er:YAG レーザー光など各レーザー光を用いた基礎研究や応用研究が盛んに行われ、1991 年に「初期う蝕の進行防止療法」が高度先進医療として厚生省（当時）から承認²⁾されるに至った。そして、レーザーによる治療範囲が飛躍的に広がっていき、現在ではう蝕治療^{3,4)}、う蝕予防⁵⁾、根管治療⁶⁾、知覚過敏症の誘発痛軽減⁷⁾など硬組織の処置のみならず、歯肉切除⁸⁾やメラニン色素除去⁹⁾など軟組織の処置まで様々な臨床応用がなされている。このようなレーザーを用いた治療では、従来の回転切削器具を用いた治療と異なり、不必要に健全歯質を除去する必要が無く、治療時に発生する振動や音も殆ど無いため、患者に恐怖感を与えないという特長がある。また、レーザー治療は疼痛抑制効果があるため無麻酔による処置が可能で¹⁰⁾、非接触で治療するために感染症の予防に効果的であるなど、数多くの利点を有する。

我々はこれまで、波長が 1064 nm の Nd:YAG レーザー光を用いて、伝送用石英ファイバーの先端を酸化チタン粉末で処理し（以後、TP 処理ファイバーと呼称）、ファイバー先端から 360 度全方位に出射可能な形状の作成方法を提案して、先端部位の観察および分析を行うと共に¹¹⁾、ファイバー先端の処理条件と直進光の減衰との関係について調べた¹²⁾。また、TP 処理ファイバーを用いて硬組織および軟組織にレーザー照射して切開性能や窩洞形成能について調べ、ファイバー先端の TP 処理が臨床応用に有用であることを示した。

そこで本研究では、これまで提案してきた TiO₂ 粉末を用いたファイバー先端の処理方法について更に検討を進め

るため、TP 処理ファイバー先端から出射されるレーザーエネルギーの分配割合を測定する手法を提案すると共に、TP 処理のためのレーザー入射条件とエネルギー分配割合との関係について調べたので報告する。

実験方法

1. レーザー仕様

本実験に用いたレーザー（（株）アルテック製：STREAK-I、東京都）は、波長が 1064 nm のパルス型 Nd:YAG レーザーである。表 1 に示すように、パルス幅が 50 μ s から 400 μ s まで可変で、各パルス幅に応じた照射エネルギーおよびピーク出力を設定することができる。発振されたレーザー光は、コア径 400 μ m の石英光ファイバーで伝送されて先端から出射される。ファイバーの開口数は 0.37 であるため、ファイバー先端におけるレーザー光の拡がり角は約 21.7° である¹³⁾。

2. TP 処理ファイバーの製作

歯科臨床の現場で一般的に用いられている TP 処理ファ

表 1 レーザー治療器仕様

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

(a) 全体像

(b) 処理部拡大像

図 1 TP 処理したファイバー先端の SEM 観察

イバーは、TiO₂ 乳液を薄用紙に染み込ませて圧縮・乾燥させたペレットを用いて処理されている¹²⁾。TiO₂ 乳液は、口腔内洗浄液として用いられ、乳液中に含まれる TiO₂ 粉末の平均粒径は 1 μm と非常に小さい。薄用紙を乳液に浸して圧縮・乾燥させるとき、TiO₂ 粉末は内部にほぼ均等に分布している。本手法を用いると、レーザー治療器を用いて容易に TP 処理したファイバー先端を得ることができるため、TP 処理のための特別な加工機は必要としない。

3. エネルギー分配割合の測定

TP 処理したファイバー先端を電子顕微鏡（日本電子（株）製：JSM-6390LVU、東京都）で観察した結果を図 1 に示す。ファイバー先端は、図 1 (a) 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。この部位では、図 1 (b) の拡大画像に示すように、TiO₂ 粉末にレーザー光が吸収されて生じた熱によってファイバー表面が溶融・凝固し、また、TiO₂ 粉末が蒸散するときの衝撃力によって表面に窪みが生じている。TP 処理前は、ファイバー先端のみからレーザー光が射出するが、TP 処理後は側面からもレーザー光が射出することが明らかとなっている^{11, 12)}。

TP 処理したファイバーから出力されるエネルギーは、図 2 に示すように先端から射出される直進レーザーエネルギー E_f 、側面から射出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 、射出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 処理したファイバー先端は再凝固層で覆われているため、射出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 処理したレーザー射出端におけるエネルギーを、直進レーザーエネルギー E_f 、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る。

1) 直進レーザーエネルギー (E_f) の割合

直進レーザーエネルギーの測定方法を図 3 に示す¹²⁾。直進レーザーエネルギーの割合は、TP 処理前にファイバーに入射するレーザーエネルギーに対して、TP 処理後にファイバー端面から射出するレーザーエネルギーの割合を求めることで知ることができる。TP 処理前にファイバーに入射したレーザーエネルギー E は、レーザー射出端で 4% が内部反射エネルギーとなるため^{14, 15)}、射出端面では入射エネルギーの 96% が射出されることとなる。したがって、TP 処理前のファイバー端面から射出されるレーザーエネルギーから、ファイバーに入射したレーザーエネルギーが算出できる。故に、TP 処理前後にファイバー端面から射出されるレーザーエネルギーをフォトダイオードで受光し、電圧信号に変換してその比をとることで、直進レーザーエネルギーの割合が求まる。表 2 に、検出に用いるフォトダイオードを示すが、本測定のための十

図 2 TP 処理ファイバー先端の射出エネルギー分配割合

図 3 直進レーザーエネルギー測定方法

表 2 フォトダイオード仕様

Photo diode	
Cut-off frequency	25 MHz
Active area	1.2 mm ²
Spectral response range	320 - 1100 nm

分な性能を有している。TP 処理前のファイバー先端から射出されるレーザーによるフォトダイオードの出力を V_p 、TP 処理後の先端からの直進レーザーエネルギーに対する出力を V_a とすると、直進レーザーエネルギーの割合 E_f/E は、以下のように表される。

$$E_f/E = \frac{V_a}{V_p} \times 96 \quad (1)$$

2) 熱変換エネルギー (E_h) の割合

熱変換エネルギーの測定方法を図 4 に示す。測定装置は積分球とレーザー検出部から構成され、積分球の内面には波長が 1064 nm の 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¹⁶⁾。積分球内部にファイバー先端を挿入してレーザーを射出すると、レーザー光は内面で反射を繰り返しながら検出部へと導かれ、

図4 熱変換エネルギー測定方法

フォトダイオードで電圧信号に変換されオシロスコープに出力される。検出に用いる素子は、表2に示す直進レーザーエネルギーの測定に用いたものと同じのフォトダイオードである。

TP処理ファイバー先端を積分球内部に挿入してレーザーを出射すると、ファイバー先端からの直進レーザーエネルギーと側面からの側面レーザーエネルギーが、積分球壁面で反射を繰り返して検出部へと導かれる。すなわち、本手法を用いることで直進レーザーエネルギーと側面レーザーエネルギーを積算した出力を求めることができる。TP処理ファイバー先端では、内部に反射するエネルギーは十分に小さいと考えられ、これらの他にはファイバー先端で熱に変換されるエネルギーが存在する。したがって、TP処理したファイバー先端で熱に変換されるエネルギーの割合 E_h/E は、TP処理前の積分球からの出力を V_{sp} 、TP処理後の出力を V_{sa} として、以下の式で表される。

$$E_h/E = \frac{100V_{sp} - 96V_{sa}}{V_{sp}} \quad (2)$$

3) 側面レーザーエネルギー (E_s) の割合

TP処理ファイバー先端から出射される直進レーザーエネルギーの割合 E_t/E 、およびファイバー先端で熱に変換されるエネルギーの割合 E_h/E は、式(1)、式(2)から求めることができる。したがって、ファイバーへの全入射エネルギーからの差分を求めることで、ファイバー側面から出射される側面レーザーエネルギーの割合 E_s/E を求めることができる。

以上の方法により、TP処理ファイバー先端から出射される直進レーザーエネルギーの割合 E_t/E 、側面レーザーエネルギーの割合 E_s/E 、熱に変換されるエネルギーの割合 E_h/E が求まる。なお、各エネルギー測定を行うとき、ファイバーに入射するレーザーエネルギーは、 $E =$

600 mJ/pulse, $\tau = 400 \mu s$, $f = 1 \text{ Hz}$ と同一条件とした。

4. TP処理ファイバー透過後のビームプロファイル測定

TP処理されたファイバー先端において、レーザー光のエネルギー分布がどのように変化するかを調べるため、ビームプロファイラー (OPHIR 製: Beam Star-FX, 埼玉県) 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を行った。測定時に入射したレーザー光は He-Ne レーザー ($\lambda = 670 \text{ nm}$, $P = 3 \text{ mW}$) であり、各条件においてファイバー端面とプロファイラー受光面が同軸上となり、かつ、面間距離が 9 mm と同一になるように固定して測定した。なお、臨床に用いる Nd:YAG レーザーの波長は 1064 nm であり、プロファイル測定に用いる He-Ne レーザーと波長が異なっているが、石英ファイバーにおける両波長の伝送損失に大きな違いが見られないことから、波長が異なることに起因するプロファイルの変化はほとんど無いと考えられる。本実験に用いるファイバーは、コア径が 400 μm で拡がり角が 21.7° であるため、受光面ではビーム直径は約 3.9 mm に拡大している。

実験結果

1. TP処理ファイバー先端の出力測定

1) 直進レーザーエネルギーの変化

図5は、TP処理の入射エネルギー E と出力測定の直進レーザーエネルギーの割合 E_t/E との関係を示した結果である。図に見るように、直進レーザーエネルギーの割合は入射エネルギーの増加につれて減少しているが、レーザーパルス幅の違いによる変化は小さい。一般的なファイバー先端の処理条件である $E = 600 \text{ mJ/pulse}$ で処理した場合、約 70% が直進レーザーエネルギーとして出力されている。

2) 熱変換エネルギーの変化

図6は、TP処理の入射エネルギー E と、TP処理ファイバー先端の出力測定において熱に変換されたエネルギー

図 5 TP 処理条件と直進レーザーエネルギーの割合

図 6 TP 処理条件と熱変換エネルギーの割合

図 7 TP 処理ファイバー先端でのエネルギーの割合

の割合 E_h/E との関係を示した結果である。入射エネルギーの増加につれて、熱に変換されるエネルギーの割合も増加している。 $E = 600 \text{ mJ/pulse}$ の条件で処理されたファイバーでは、約 20% が熱に変換されている。

3) エネルギー割合

図 7 は、図 5 および図 6 で得られた結果から、TP 処理ファイバー先端から出射されるレーザーエネルギーの割合をプロットし直した結果である。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。 $E = 600 \text{ mJ/pulse}$ の TP 処理条件において、70% が直進レー

図 8 未処理ファイバー先端のビームプロファイル

図 9 TP 処理ファイバー先端のビームプロファイル

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。

2. TP 処理ファイバー先端のビームプロファイルの変化

図 8, 図 9 は、未処理ファイバーと TP 処理ファイバー先端部の SEM 画像、およびファイバー先端から出力されるビームプロファイルを測定した結果である。このとき、ファイバー先端から出力されるレーザーエネルギーの割合は、直進レーザーエネルギーが $E_d/E = 75\%$ 、側面レーザーエネルギーが $E_s/E = 10\%$ 、熱に変換されるエネルギーが $E_h/E = 15\%$ である。未処理ファイバーの先端は、図 8 (a) に示すように端面までクラッドで覆われている。このため、図 8 (b) に示すように、レーザーエネルギーはコアとの境界を越えると急激に低下している。これに対して TP 処理ファイバー先端では、図 9 (a) に示すように TP 処理によって表面が荒らされている。このため、図 9 (b) に示すように側面からもレーザーエネルギーが出射されて照射領域が広がっている。また、コア-クラッドの境界でのレーザーエネルギーの減少が緩やかになっている様子がわかる。

図 10 は、未処理ファイバー、TP 処理ファイバーそれぞれの断面プロファイルを測定した結果である。未処理ファイバーでは、エネルギーがガウス分布をしているのに対して、TP 処理ファイバーではエネルギーが全体的に小さく、また、出射面内部の分布が均一に近づいている様

図 10 ビームプロファイルの断面

子が観察できる。

考 察

1. TP 処理ファイバー先端の加工メカニズム

ファイバー先端の TP 処理は、以下のプロセスを経ながら進行すると考えられる。まず、TP 処理用のペレットにファイバー先端を押し当ててレーザー光を出射すると、レーザー光がペレット内部の TiO_2 粉末に吸収され、そのとき生じた熱によってコアを被覆したクラッドが焼失する。そして、コアの成分である石英が露出すると、石英もまたレーザー光の出射で生じた熱によって溶融・再凝固し、その結果ファイバー先端の表面が荒らされるものと考えられる。

石英ファイバーの融点は約 1900°C と高温であり¹⁷⁾、また、図 1 に示した TP 処理ファイバー先端の SEM 画像から、TP 処理したファイバー先端が溶融・再凝固している様子が観察できる。したがって、ファイバー先端を TP 処理しているとき、その先端は瞬間的に 1900°C を超える温度域になっていると考えられる。しかしながら、入射するレーザー光のパルス幅は、表 1 に示すように $50 \sim 400 \mu\text{s}$ と短く、瞬間的にファイバー先端を加熱して溶融・凝固という相変化を起こすと考えられる。したがって、ファイバー先端の表面付近のみが溶融して内部まで溶融域が広がらず、出射したレーザー光の伝送能は大部分が維持されるものと考えられる。

レーザー光を吸収した TiO_2 粉末は加熱されて蒸散し、そのとき生じる衝撃力によってもファイバー先端が処理されると考えられる。図 1 (b) の SEM 画像に見られる TP 処理ファイバー表面の窪みは、コア表面に付着した TiO_2 粉末にレーザー光が吸収され、粉末が蒸散するときの衝撃力によって生じたと考えられる。TP 処理に用いる TiO_2 粉末の平均粒径は $1 \mu\text{m}$ と非常に小さく、そのため熱容量も小さい。したがって、コア表面に付着した TiO_2 粉末にレーザー光が照射されると、吸収したエネルギーによって瞬間的に高温となり蒸散したのと考えられる。

2. レーザーエネルギーの連続出射によるファイバー先端の変化

TP 処理ファイバーを用いてレーザーエネルギーの出射を継続して行くと、次第にファイバー先端部分が劣化することは前報で述べた¹¹⁾。これも前述したファイバー先端の再凝固領域の存在に起因すると考えられる。TP 処理したファイバー先端には TiO_2 粉末が付着しており、レーザー出射時にはファイバーの主成分である SiO_2 と共に TiO_2 粉末も溶融状態になり、これらが凝固するとき SiO_2 内に共晶混合物などの不純物を形成するためと考えられる¹⁸⁾。したがって、レーザー照射によってファイバー先端部分が溶融・凝固して再凝固層が形成されると、その内部に共晶混合物などの不純物が存在するためレーザー光の吸収が大きくなり、レーザー照射を継続して行くとファイバー先端が溶融・再凝固する領域が広がっていくものと考えられる。

3. TP 処理ファイバー先端のエネルギー分配割合

TP 処理ファイバー先端のエネルギー分配割合を調べた結果、図 7 に示すように、TP 処理条件と出力時にファイバー先端から出射される直進レーザーエネルギーの割合 E_t/E 、側面レーザーエネルギーの割合 E_s/E 、および熱に変換されるエネルギーの割合 E_h/E との関係を示した。この中で、側面レーザーエネルギーの割合は TP 処理の入射エネルギーの違いによってあまり変化がなく、いずれの条件においても約 10% と一定となっているが、これは TP 処理時間を 1 秒と一定としたためである。前報において、TP 処理時間を長くすると処理されるファイバー先端からの距離が長くなることが明らかとなっており¹²⁾、処理時間を変えることで側面レーザーエネルギーの割合を変化させることができると考えられる。

4. TP 処理ファイバーの臨床応用

一般的に臨床で用いられる $E = 600 \text{ mJ/pulse}$, $f = 10 \text{ Hz}$, 処理時間 = 1 秒の条件だけでなく、各 TP 処理の入射エネルギーと出力時のエネルギー分配割合との関係を示したことで、歯科臨床の用途に応じたファイバー先端の TP 処理条件を選定することが可能になると考えられる。軟組織の切開においては、ファイバー先端を加熱して、そのとき生じる熱によって組織を凝固・炭化・蒸散することが望ましい¹¹⁾。また、レーザーによる根管の形成においては、形成したい形状に応じたレーザー光を照射して、根管表面を溶融・再凝固する必要があるため¹⁹⁾、レーザー光をより多く照射することが望ましい。しかしながら、歯質は Nd:YAG レーザー光に対して半透過性材料であり²⁰⁾、過度なレーザー照射を行うと歯質内部までレーザー光が到達して、歯髄を加温・壊死させることが懸念される²¹⁾。そこで、TP 処理ファイバー先端におけるエネルギー分配割合を知ることで、適切な条件の選択が可能となり、より効果

的な臨床が実現できると考えられる。

歯質表面にレーザー光を照射して窩洞形成を行うとき、ファイバー先端からのビームプロファイルがガウシアン形状である場合、形成される窩洞は、ガウシアン形状のビームを反転した形状に近くなる¹²⁾。これは、歯質の主成分であるハイドロキシアパタイトの熱伝導率が小さく²²⁾、照射されたレーザー光によって生じた熱が周辺部位に伝わりにくいため、レーザー光のプロファイル形状に沿って材料表面が溶融・除去されるためである。

未処理ファイバーおよび TP 処理ファイバー先端から出射されるビームプロファイルを比較した結果、図 8 (b) および図 9 (b) に示すように、TP 処理の効果によってレーザー光の出射領域が広がり、また、図 10 に示すようにレーザー光がほぼ均一に照射されることから、TP 処理ファイバーを歯質表面の耐酸性増強²³⁻²⁵⁾の臨床に効果的に用いることができると考えられる。歯質表面にレーザー照射を行う場合、形成される溶融・凝固領域は深さ方向に対して均一になることが望ましいが、TP 処理したファイバー先端からはレーザー光がほぼ均一に出射されている。したがって、このような蝕予防処置において TP 処理ファイバーが効果的に使用可能であると考えられる。

結 語

本研究では、TP 処理ファイバー先端から出射されるレーザーエネルギーの割合を測定する手法を提案すると共に、TP 処理条件とエネルギー分配割合との関係について調べた。また、TP 処理ファイバーと未処理ファイバーから出射されるビームプロファイルを比較して、臨床に向けた TP 処理の効果について調べた。以下に、得られた結果を要約する。

(1) フォトダイオードや積分球を組み合わせ、ファイバーから出射されるエネルギーの分配割合を測定する手法は、TP 処理条件とエネルギー分配割合との関係を知るための有効な手法である。

(2) TP 処理条件を適切に選択することで、臨床用途に応じた直進レーザーエネルギーの割合、側面レーザーエネルギーの割合、および熱に変換されるエネルギーの割合を得ることができ、目的に応じた先端形状の創成が可能である。

(3) TP 処理したファイバー先端からは、未処理ファイバーよりもレーザー光が広範囲に、かつ均一に出射されているため、う蝕予防処置等において効果的な臨床応用が期待できる。

文 献

- 1) Goldman L, Hornby P, Meyer R, et al: Impact of the Laser on Dental Caries. *Nature*, 203 : 417-423, 1964.
- 2) 森岡俊夫：Nd:YAG レーザーによる初期う蝕の進行防止療法。高度先進医療, 7 : 207, 1995.
- 3) Kumazaki M, Fujiwara H, Matsuda H, et al: Excision of Dental Caries. *J Jpn Soc Laser Dent*, 3 : 19-22, 1992.
- 4) 中山哲夫：Pulsed Nd:YAG Laser (D-Lase-300) 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 : 57-64, 1992.
- 5) 森岡俊夫, 鈴木和雄：レーザーによるう蝕予防 (上)。歯界展望, 62 : 3, 529-537, 1983.
- 6) Dederich DN, Zakariasen KL, Tulip J: Scanning Electron Microscopic Analysis of Canal Wall Dentin Following Neodymium- Yttrium-Garnet Laser Irradiation. *J Endod*, 10 : 428-431, 1984.
- 7) 松本光吉, 船井博雄, 白須賀哲也, 他：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。日歯保存誌, 28 : 760-765, 1985.
- 8) White JM, Goodis HE, Rose CM: The Use of the Pulsed Nd:YAG Laser for Intraoral Soft Tissue Surgery. *Lasers Surg Med*, 11 : 455-461, 1991.
- 9) 於保孝彦, 森岡俊夫：歯肉メラニン除去へのレーザーの応用, 森岡俊夫ら編, レーザーの歯科への臨床応用とその基礎, 東京, 1988, クインテッセンス出版, 104-108.
- 10) 山口博康ら：Nd:YAG レーザーの表面麻酔効果。日レ歯誌, 9 : 9-12, 1998.
- 11) 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 : 1, 25-31, 2003.
- 12) 古本達明, 上田隆司, 他：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, 86-92, 2005.
- 13) ニューポート社テクニカルスタッフ：光ファイバーの使い方と留意点, 東京, 1989, オプトロニクス社, 13.
- 14) 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, 東京, 1964, オーム社, II-295.
- 15) 岸川利郎：光学入門, 東京, 2002, オプトロニクス社, 3-6.
- 16) Grum F, Luckey GW: Optical Sphere Paint and a Working Standard of Reference. *Appl Opt*, 7 : 2289-2294, 1968.
- 17) 末松安晴, 伊賀健一：光ファイバ通信入門, 改訂 2 版, 東京, 1982, オーム社, 153.
- 18) 梅津七蔵, 垣内富士雄：含チタン高爐鑄造の研究 (第 1 報)。日本鋳業会誌, 46 : 546, 867-877, 1930.
- 19) 安生智郎, 三枝英敏, 野口英俊, 他：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.
- 20) 上田隆司, 山田啓司, 古本達明：YAG レーザー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 : 1388-1393, 2000.
- 21) Leo Zach, Gerson Cohen: Pulp Response to Externally Applied Heat. *OS, OM & OP*, 19 : 515-530, 1965.
- 22) 無期マテリアル学会編：セメント・セッコウ・石灰ハンドブック, 東京, 1995, 技報堂出版, 160-168.
- 23) 鈴木和雄, 森田恵美子, 森岡俊夫：各種レーザー照射によるエナメル質耐酸性増強に関する研究 (第 2 報) —計算によるエナメル質温度上昇と耐酸性との相関。日レ歯誌, 3 : 613-618, 1982.
- 24) Yamamoto H, Sato K: Prevention of Dental Caries by Nd:YAG Laser Irradiation. *J Dent Res*, 59 : 2171-2177, 1980.
- 25) Ono T, Morioka T: A possible mechanism of acquired resistance of human dental enamel by laser irradiation. *Caries Res*, 24 : 86-92, 1990.