

YAG レーザによる歯科治療に関する研究(第2報)*

— Nd:YAG レーザと Er:YAG レーザの比較 —

上田 隆司**

山田 啓司**

篠崎 道***

細川 晃**

Study on Dental Treatment with YAG Laser (2nd Report)

— Comparison between Nd:YAG Laser and Er:YAG Laser —

Takashi UEDA, Keiji YAMADA, Toru SHINOZAKI and Akira HOSOKAWA

Perforatability and thermal damages of dental hard tissues with two kinds of YAG laser are investigated for the purpose of making the cavity and forming the abutment tooth. The perforatability of dentin with laser beam depends on the absorptivity for laser beam, the laser power, the pulse duration and the number of laser pulses. Approximately 65% of Er:YAG laser beam is absorbed at irradiated surface of dentin, but the absorptivity for Nd:YAG laser beam is only 17%. High perforatability is accomplished using Er:YAG laser because of its higher absorptivity. There is a linear relation between the perforated depth and the number of pulses. Higher laser power and larger pulse duration improve the perforatability, in the same time, induce thermal damages on dental hard tissue such as thermal cracks and burning of dentin. Lower laser power and smaller pulse duration makes it possible to make fine cavities without thermal cracks and burning in even with Nd:YAG laser.

Key words : dental treatment, Nd:YAG laser, Er:YAG laser, dental tissue, perforatability, thermal damage, cavity, abutment tooth

1. 緒 言

レーザーを利用した歯科治療には、知覚過敏症の誘発痛軽減、抜歯後の止血処置、歯肉切除、メラニン色素除去、う蝕予防処置(耐酸性付与)などの多くの応用がある¹⁾²⁾。中でも、レーザーによるう蝕部除去治療には、疼痛の抑制、接触感染の予防などの利点があることから、従来の回転切削器具による方式に代わる治療法として期待されている。その上、レーザー出力の制御によってう蝕組織のみを選択的に除去が可能³⁾なことから、歯質保存的な治療が望まれている近年の傾向にも合致する。

第1報³⁾において、Nd:YAG レーザを用いたう蝕組織の除去治療における歯髄への熱影響に注目し、治療部温度について検討したが、本報では、う蝕されていない健全歯質に対するレーザーの加工特性について検討している。う蝕部除去の後にレジンを充填するための窩洞形成や、補綴物装着のための支台歯形成を視野に入れている。一般に、Er:YAG レーザは歯質に対して加工性に優れているといわれているが、その除去機構などに関して不明確な点が多く残されている。一方、Nd:YAG レーザは加工性に劣るといわれているにもかかわらず歯科治療に広く用いられている。このため、歯質に対するレーザーの加工特性を厳密に検討することが強く望まれており、工学的手法の適用が有効であると考えられる。

そこで本研究では、Nd:YAG と Er:YAG レーザを取り上げ、その歯質に対する加工特性を比較している。また、歯質に関して、加工性に大きく影響するレーザー吸収率・透過特性を測定するとともに、照射条件による歯質組織への熱影響についても検討している。

2. Nd:YAG レーザと Er:YAG レーザ

生体である歯は組織内部に多くの水分を持っている。このため、歯にレーザーを照射したとき、組織内部の水分のレーザー吸収によって加工形態が大きく影響される。図1に水の分光吸収係数を示す⁶⁾。水は波長が $3\mu\text{m}$ 付近で最も吸収係数が大きくなっている。Nd:YAG レーザの波長が 1064nm であるのに対し Er:YAG レーザの波長が 2940nm であることから、Er:YAG レーザはNd:YAG レーザに比べて水への吸収が非常によいことがわかる⁴⁾⁵⁾。このため、Er:YAG レーザによる歯組織の加工は組織

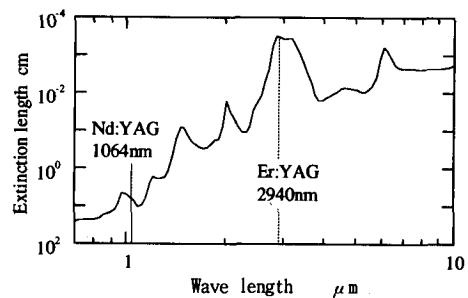
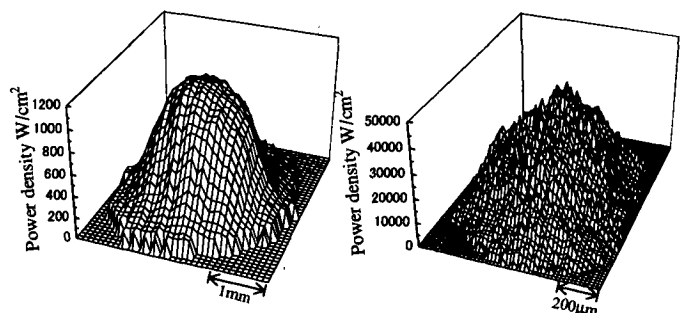


Fig.1 Spectral absorptivity of water



(a)Nd:YAG laser(P=50W)

(b)Er:YAG laser(P=160W)

Fig.2 Energy distribution of laser beam (defocus=11.3mm)

* 原稿受付 平成14年4月25日

** 正会員 金沢大学工学部(金沢市小立野2-40-20)

*** 学生会員 金沢大学大学院(現, GE横河メディカルシステム(株);東京都日野市旭が丘4-7-127)

内の水分の急激な蒸気化によって破壊が起こるとの報告⁴⁾もある。また、Er:YAG レーザは歯表面で吸収されるため、歯髄にまで到達する危険が少なく、このこともこのレーザーが歯の治療に使われる理由の一つとなっている。

図2は、使用したレーザー加工機のエネルギー分布を測定した結果である。ともに焦点位置から11.3mm下方の位置における値である。図からわかるように、いずれも中心部分が高いエネルギー分布を持つガウス分布をしている。

$$p(r) = (P/\pi a^2) \exp(-r^2/a^2) \quad (1)$$

上の式で表されるガウス分布で近似することにより、焦点位置におけるスポット径を求めると、Nd:YAG レーザで $2a = 1.26\text{mm}$ 、Er:YAG レーザで $2a = 0.22\text{mm}$ となり、Nd:YAG の方が5倍ほど大きい。これは、両者に用いられている光学系が異なるためであり、加工性能を比較するとき、このことを考慮する必要がある。

3. 象牙質の吸収特性

レーザー光に対する吸収特性は、歯組織の加工性に大きく影響する。特に歯質のような半透明材料においては、レーザー光が組織内部にまで透過して吸収されるので、照射面における吸収率ばかりでなく、組織内部の吸収係数も軽視できない重要性をもつ。前報³⁾では、照射部温度に関する測定結果と FEM 熱伝導解析結果の比較から、照射面における吸収率を求めたが、本論文では実験的に照射面における吸収率と組織内部の吸収係数を測定した。

3.1 吸収率

図3(a)に概略図を示す。測定装置は積分球とレーザー光検出部からなっている。上方より入射したレーザー光は積分球底部に置かれた試料に照射され、その反射光が積分球内壁で反射を繰り返して検出部へと導かれる。積分球の内壁は、レーザー光のロスを抑えるため反射を改善する必要があり、Nd:YAG レーザの測定では BaSO₄ コーティングを施しており、Er:YAG レーザの測定では Cu を研磨仕上げして用いている。レーザー光検出部には、反応速度が $1 \sim 3 \mu\text{s}$ の赤外線検出素子 PbSe (浜松ホトニクス, P791-02) を使用した。

試料のレーザー光反射率 R_s は、反射率が既知であるリファレンス材の反射エネルギーと試料の反射エネルギーとの比より求

めることができる。図3に示した積分球を用いた測定では、入射窓からの光の散逸によって誤差を生ずる恐れがある。そこで、Nd:YAG レーザに対する反射率がともに明らかである BaSO₄ と Cu を用いて、BaSO₄ をリファレンス材、Cu を試料として反射率を測定した結果を図4に示す。試料表面の仕上げ面あらしを変化させて計測しており、もっともあらしが小さい Ra=18nm において Cu の反射率は 0.88 と文献値 0.90⁷⁾に近い値になっている。このことから、入射窓からのレーザー光散逸の影響は小さく、精度よく反射率測定が可能であるといえる。

象牙質の反射率を測定する場合のリファレンス材には、Nd:YAG レーザに対しては Cu および Al を、Er:YAG レーザに対しては Cu を用いた。これらの反射率 R_r を表1に示す⁷⁾。実験に用いる試料は、ヒトから抜歯後、生理食塩水に保存したものを #400 のダイヤモンド砥石で平板状 (厚さ: $h=2\text{mm}$) に削り出して用いた。温度上昇や組織の変質による反射率の変動を避けるために、試料表面から焦点を外すとともに、レーザー出力を低く設定した。

図5は、Er:YAG レーザ光をリファレンス材 Cu に照射した際の反射光エネルギー、および象牙質試料からの反射光エネルギー測定波形の一例である。両者の比と Er:YAG レーザ光に対する Cu の反射率 0.97⁷⁾ から、象牙質の反射率 $R_s = 0.35$ が求まる。同様にして、Nd:YAG レーザの場合には $R_s = 0.83$ が得られた。この結果から、レーザー光に対する吸収率は Er:YAG レーザに対して 0.65、Nd:YAG に対して 0.17 となる。したがって、象牙質に対して等しいエネルギーを与えるためには、Nd:YAG レーザの方が大きなレーザーエネルギーを要するといえる。

3.2 吸収係数

Lambert-Beer の法則によれば、入射光 p が吸収係数 β の媒質を距離 z だけ通過した場合のエネルギー p_z は次式で表される⁹⁾。

$$p_z = p \exp(-\beta z) \quad (2)$$

そこで、図3(b)に示すように、積分球の入射口に様々な厚さ h の歯試料を設置して透過レーザー光エネルギー p_z を測定することにより、象牙質内におけるレーザー光の減衰特性を測定し、式(2)から吸収係数 β を求めた。試料は前項と同様の方法で削り出した後、#140、#400 の二種類のダイヤモンド砥石を用いて照射面を仕上げしており、表面あらしはそれぞれ Ra=960nm, 760nm である。

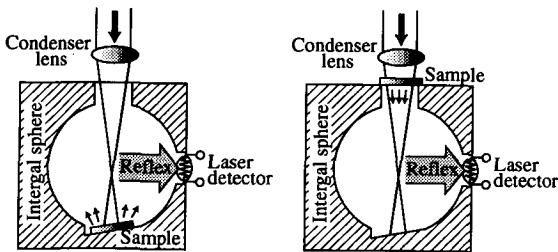


Fig.3 Experimental set-up in measurement of optical property of dental tissue

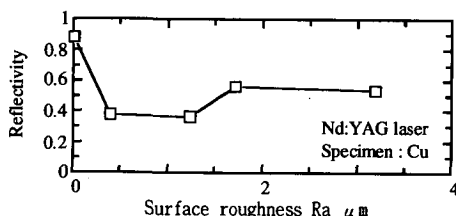


Fig.4 Relation between surface roughness and reflectivity

Table 1 Experimental conditions in measurement of optical property of dentin

Lasers		Nd:YAG	Er:YAG
Wave length	λ [nm]	1064	2940
Peak power	P [W]	<100	340
Pulse duration	τ [ms]	0.3	0.2
Frequency	f [Hz]	10	10
Reflectivity of reference R_r	[%]	90.1(Cu) 73.8(Al)	97.1(Cu)

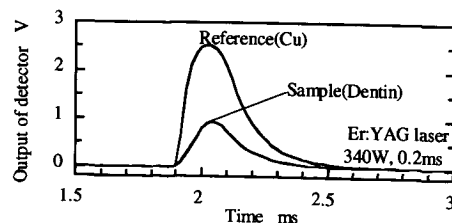


Fig.5 Output waves in measurement of reflectivity

Nd:YAG レーザの測定結果を図6に示す。図中、試料厚さ h を横軸、測定出力を縦軸にしており、グラフの傾きが試料中の吸収係数 β を表している。図から、表面が粗い試料（#140 仕上げ）の方が細かい試料（#400 仕上げ）に比べて透過エネルギーが大きいことがわかる。これは表面が粗い場合、照射面における反射率が低くなるためである。一方、グラフの傾きはほぼ等しく、表面あらかさの影響を受けていない。図より、象牙質内部の吸収係数 $\beta = 1.0\text{mm}^{-1}$ が得られる^{*)}。なお、Er:YAG レーザでは、試料厚さを $h=0.38\text{mm}$ と薄くしたが、透過レーザーエネルギーは測定できなかった。このことから、Er:YAG レーザに対する象牙質の吸収係数 β は少なくとも 2.6mm^{-1} より大きいことになり、Nd:YAG レーザに比べて吸収性がよく、試料表面の浅い部分でレーザー光が吸収されることがわかる。

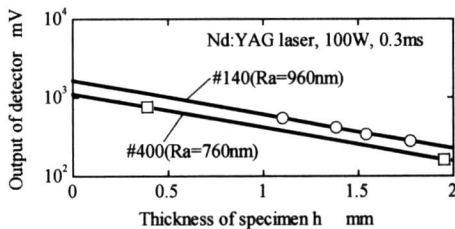


Fig.6 Relation between energy transmitted and thickness of specimen

Table 2 Conditions in perforating experiment

Lasers	Nd:YAG	Er:YAG
Spot size at focal point		
$2a$ [mm]	1.26	0.22
Peak power P [W]	90~700	60~1800
Pulse width τ [ms]	0.3~3.3	0.2
Frequency f [Hz]	10	10
Number of pulses n	10~30	10~15

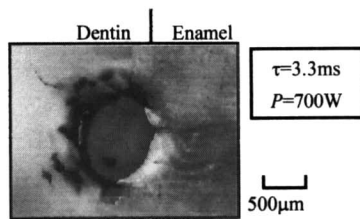


Fig.7 Perforated cavity at boundary between dentin and enamel (Nd:YAG, $f=10\text{Hz}$, $n=10$ pulses)

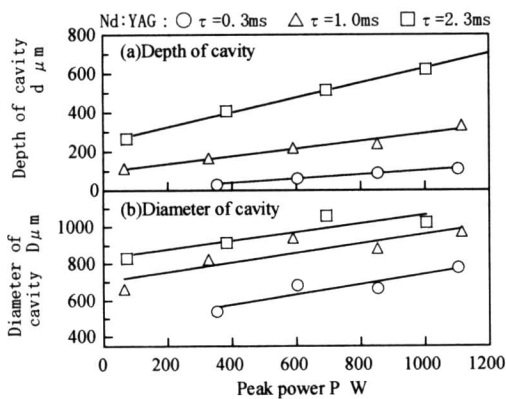


Fig.8 Relation between perforatability and laser power (Nd:YAG, $f=10\text{Hz}$, $n=10$ pulses)

4. レーザによる歯質の加工性

4.1 実験方法

#400のダイヤモンド砥石で $h=2\text{mm}$ に削り出した歯組織に二種類のパルスYAGレーザーを照射して窩洞形成加工を行う。照射面には歯科において用いられる吸収剤(エスエルティジャパン, レーザ試験マーカーD, 主成分: アルコール, カーボン)を塗布してレーザー吸収率を上げている。実験条件を表2に示す。形成された窩洞の測定は写真からその直径 D および深さ d を測定した。

4.2 エナメル質と象牙質

図7に示す観察写真は、エナメル質と象牙質の境界部にNd:YAGレーザー光を10パルス照射して窩洞を形成した例である。図より、有機質コラーゲンを多く含む象牙質において組織炭化が著しい。エナメル質では主成分である水酸化カルシウムは約 1000°C でリン酸カルシウムに転化し、 1500°C 程度で溶融する¹⁰⁾ ために炭化していない。そこで本実験では、レーザー加工時の熱損傷が顕著であり、歯硬組織の大部分を占めている象牙質を対象として、窩洞形成加工を行うことにする。

4.3 照射条件の影響

Nd:YAGレーザーを10パルス照射した場合に、形成された窩洞の深さ d を図8(a)に、直径 D を図8(b)に示す。図から、ピークパワー P が上昇するにしたがって窩洞の深さ、直径ともにほぼ直線的に増大する傾向にあることがわかる。また、パルス幅 τ が大きくなると、1パルスあたりのエネルギー量は増大することになり、窩洞深さおよび直径は増大している。

図9は、照射パルス数 n と窩洞深さ d および直径 D の関係を調べた結果である。Nd:YAGレーザーの1パルスあたりのエネルギー量を $E = 200\text{mJ/pulse}$ と一定としている。図(a)から、パルス数が増大するとともに窩洞深さは直線的に大きくなることわかる。また、パルス幅 τ が大きくなるほどレーザーのピーク出力 P は小さくなるものの、窩洞深さは増大しており、パルス幅の影響が支配的であることがわかる。一方、図(b)におい

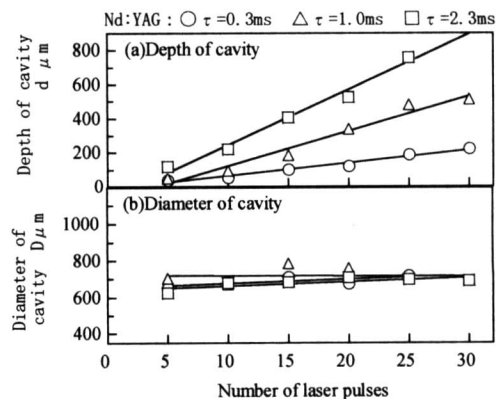
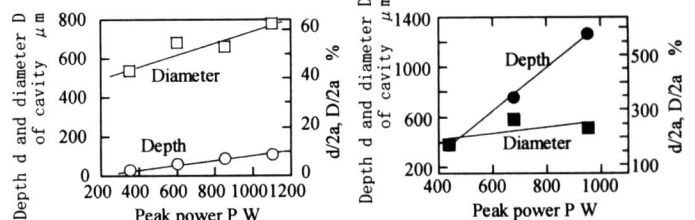


Fig.9 Relation between perforatability and number of laser pulses (Nd:YAG, $f=10\text{Hz}$, $E=200\text{mJ/pulse}$)



(a)Nd:YAG laser ($\tau=0.3\text{ms}$) (b)Er:YAG laser ($\tau=0.2\text{ms}$)
Fig.10 Influence of laser power on perforatability ($n=10$, $f=10\text{Hz}$)

*) 前報³⁾では $\beta = 1.68\text{mm}^{-1}$ (光源に赤外線ランプを用いて測定)。

て窩洞直径はパルス数やパルス幅の影響を受けずにほぼ一定で変化していない。

4.4 レーザの加工性能の比較

図10は、Nd:YAGレーザーおよびEr:YAGレーザーを10パルス照射した場合の、ピークパワー P と窩洞深さ d および直径 D の関係である。両レーザーのスポット径が大きく異なるので、(窩洞直径/スポット径)の比も参考としてグラフ縦軸に示している。いずれのレーザーにおいても、ピークパワーが増大すると窩洞深さ、直径ともに大きくなる傾向が見られる。特に、Er:YAGレーザーにおいて窩洞深さが急激に大きくなっており、加工性に優れていることがわかる。両レーザーにより形成される窩洞の形状を比較すると、Nd:YAGレーザーでは窩洞直径に比べ深さが小さいのに対し、Er:YAGレーザーでは深さが直径よりも大きい。また、Er:YAGレーザーではスポット径に対する窩洞直径の比率が200%

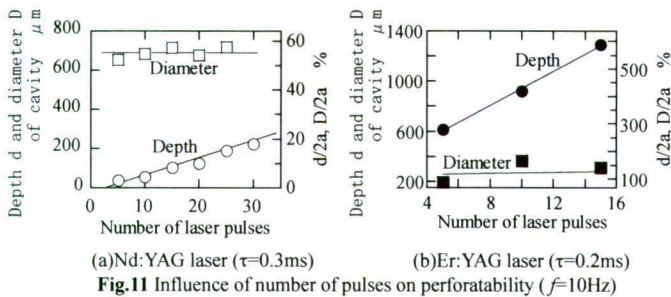


Fig.11 Influence of number of pulses on perforatability ($f=10\text{Hz}$)

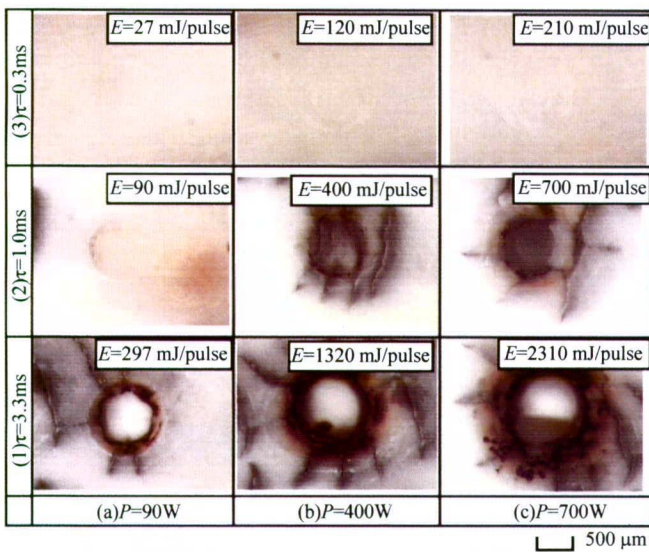


Fig.12 Photographs of perforated cavities with Nd:YAG laser ($f=10\text{Hz}$, $n=10\text{pulses}$)

前後と大きいのに比べ、Nd:YAGレーザーでは40~60%と小さく、レーザースポットの中心部のみが加工され、スポット周辺部では組織が除去されていない。したがって、Nd:YAGレーザーではEr:YAGレーザーよりも残留する熱影響部が大きいと考えられる。

図11には、照射パルス数 n と窩洞深さ d および直径 D の関係を示す。いずれのレーザーにおいても、照射パルス数が増加するにつれて窩洞深さは直線的に上昇するのに対し、窩洞直径は影響を受けずにほぼ一定の傾向にある。この場合も、Er:YAGレーザーにおいて窩洞深さが急激に深くなっており、Er:YAGレーザーの優れた加工性能が現れている。

以上の結果から、Nd:YAGレーザーよりもEr:YAGレーザーの方が歯質の加工性能が高いことがわかる。これは、前章で述べたように、Er:YAGレーザーにおいて象牙質表面におけるレーザー吸収率が大きいこと、および組織内部での吸収係数が大きいことからレーザーエネルギーが表面の限定された部分に作用するため、材料除去に有効に作用したためと考えられる。

5. レーザによる歯質への熱影響

5.1 Nd:YAGレーザーによる加工状態

図12は、照射パルス数一定 ($n=10$) の条件下でパルス幅 τ とレーザー出力 P を変化させて、Nd:YAGレーザーを照射した場合の窩洞観察例である。図から、レーザー出力 P が高いほど窩洞周囲の熱損傷は激しくなり、炭化した褐色組織やき裂が観察される。ところが、同じピークパワーでもパルス幅が小さくなると、組織の炭化やき裂発生は軽減されている。すなわち、パルス幅を小さくすることが熱損傷の軽減に有効であることがわかる。図12に示す例では、 $\tau=0.3\text{ms}$ のとき、 $P=700\text{W}$ でも

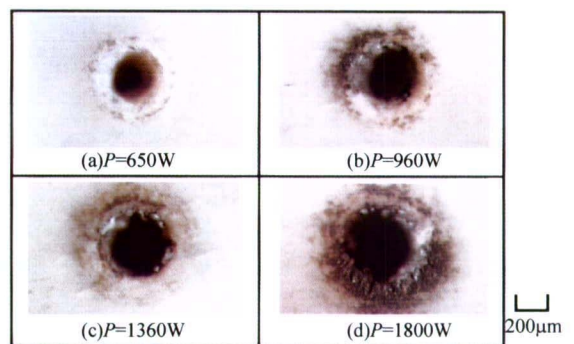


Fig.14 Photographs of perforated cavities with Er:YAG laser ($f=10\text{Hz}$, $n=10\text{pulses}$, $\tau=0.2\text{ms}$)

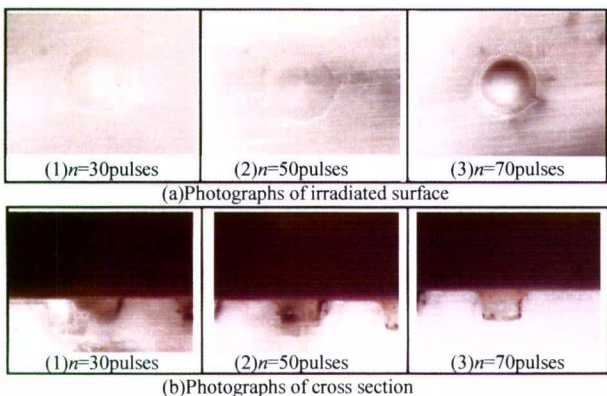


Fig.13 Perforation of cavities without thermal damage in dental tissue (Nd:YAG, $P=350\text{W}$, $f=10\text{Hz}$, $\tau=0.3\text{ms}$)

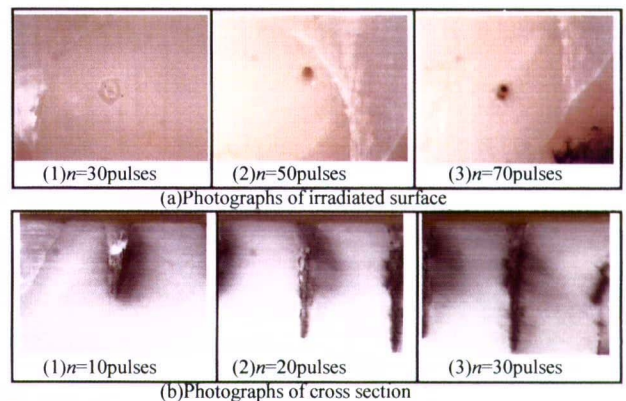


Fig.15 Perforation of cavities without thermal damage in dental tissue (Er:YAG, $P=340\text{W}$, $f=10\text{Hz}$, $\tau=0.2\text{ms}$)

熱損傷がなく窩洞が形成されている。なお、き裂が黒く変色しているが、これは吸収剤がき裂付近の組織を染色したためである。

以上の結果から、窩洞形成加工において歯組織への熱影響を軽減するためには、パルス幅を小さく設定し、パルス数 n で加工量を調整することが望ましいことがわかる。そこで、 $\tau = 0.3\text{ms}$ と設定して $P=350\text{W}$ のもとで加工した例を図13（a：照射面，b：断面）に示す。照射パルス数 n が増加するにつれ、徐々に窩洞の深さは大きくなるが、その直径はほぼ一定となっている。また、照射パルス数が増加しても、窩洞周囲や壁面の組織は熱影響を受けておらず、良好な窩洞形成が可能であることがわかる。

5.2 Er:YAG レーザによる加工状態

照射パルス数 $n=10$ およびパルス幅 $\tau = 0.2\text{ms}$ の条件下でピークパワー P を変化させて、Er:YAG レーザを照射した場合の窩洞観察例を図14に示す。 P が大きくなるにつれて窩洞壁部の組織が炭化される傾向にあるが、 $P = 650\text{W}$ とレーザー出力が小さい場合には、炭化されることなく窩洞形成が行われている。また、Nd:YAG に比べれば、窩洞周囲のき裂も軽微で、Er:YAG レーザの方が組織に与える熱影響は小さいといえる。これはパルス幅が $\tau = 0.2\text{ms}$ と小さいこと、歯組織のごく表層で吸収され、組織の深部にまで浸透しないことなどが影響していると考えられる。

図15には、組織炭化を生じない低レーザー出力の条件下において、照射パルス数 n の増加に伴う窩洞形成の観察例を示す。図(a)は照射面の観察写真であるが、パルス数の増加にかかわらず、窩洞直径は大きく変化していない。一方、図(b)に示す窩洞深さはパルス数の増加とともに深くなり、 $n=30$ では深さは1.5mmに達する深い窩洞が形成されており、Nd:YAG レーザとは大きく異なっている。

6. 結 言

本論文では、Nd:YAGおよびEr:YAGの二種類のパルスYAGレーザーを用い、ヒトの抜歯の象牙質を対象として窩洞形成加工を行い、加工特性、組織への熱影響について調べた。また、照射面における反射率と組織の吸収係数を測定し、加工特性を調べた結果と比較検討した。本論文で得られた結果を以下に要約する。

- (1) 象牙質表面におけるレーザー光の吸収率は、Nd:YAG レーザに対して0.17、Er:YAG レーザに対して0.65である。また、その吸収係数はNd:YAGで 1.0mm^{-1} 、Er:YAG、で少なくとも 2.6mm^{-1} である。

- (2) いずれのレーザーにおいても、ピークパワーが上昇するに伴い、形成される窩洞の深さおよび直径は直線的に増大する。ところが、パルス数を増やした場合、深さは直線的に深くなるが、直径はほぼ一定である。
- (3) Er:YAGレーザーは加工性に優れており、深い窩洞形成が可能である。これに対し、Nd:YAG レーザでは、ビーム径の違いの影響もあるが、広くて浅い窩洞となる。
- (4) パルス幅を小さく設定し、ピークパワーを低く抑えることにより、炭化やき裂の発生を伴わない窩洞形成が可能となる。とくに、Er:YAG レーザの加工では、熱き裂が発生しにくく良好な窩洞形成が可能である。

謝 辞

本研究で行った実験に試料を提供していただいた歯科医小竹英夫氏、中山春比古氏に深く感謝致します。

参 考 文 献

- 1) 松本光吉 ほか：歯科用レーザーの臨床 - 臨床基礎編 - ，医歯薬出版，(1994)。
- 2) 松本光吉 ほか：歯科用レーザーの臨床 - 疾患対応編 - ，医歯薬出版，(1995)。
- 3) 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—，66，9 (2000)1388。
- 4) レーザ学会編：レーザー応用に関する47章，オプトロニクス社(1998)193。
- 5) H. Wigdor, E. Abt et al. : The Effect of Lasers on Dental Hard Tissues, Journal of the American Dental Association, 124,2(1993)65。
- 6) 渥美和彦：レーザー医学 —基礎と臨床—，中山書店(1980)161。
- 7) レーザ協会編：レーザー応用技術ハンドブック，朝倉書店(1984)80。
- 8) Edward W. Washburn et al. : Int. Critical Tables of Numerical Data, Physics, Chemistry and Technology Volume V, McGraw-Hill(1929)254。
- 9) レーザー学会編：レーザープロセッシング，日経技術図書(1990)21。
- 10) Heinrich N. : High Temperature Behavior of Hydroxy- and Fluorapite, Journal of Oral Rehabilitation,4(1977)97。