



# YAG レーザによる歯科治療に関する研究 (第3報) \*

—窩洞形成における水の影響—

山田啓司 \*\* 上田隆司 \*\*\* 堀居直幸 † 細川 晃 \*\*\* 田中隆太郎 \*\*\*

Study on Dental Treatment with YAG Laser (3rd Report)  
—Effects of Water on Cavity Preparation—

Keiji YAMADA, Takashi UEDA, Naoyuki HORII, Akira HOSOKAWA and Ryutarō TANAKA

Water spraying is usually used in the removal of hard dental tissue with laser for the clinical cavity preparation which is previous to the prosthesis. However, the effect of water on the dental tissue irradiated with laser has not been evaluated quantitatively. In this paper, the cavity preparation is performed for human dentin tissue with Nd:YAG laser and Er:YAG laser to investigate the effects of water. The thermal damages caused on dentin tissue are microscopically observed and the perforatability is evaluated from the dimensions of cavity perforated. The thermal damages caused on dentin tissue is reduced by water, especially very fine cavity can be achieved in the cavity preparation with Er:YAG laser, while the perforatability with laser beam is decreased by water. The audible sound pressure level is also measured to investigate the feasibility of sound monitoring as the removal-monitoring method. It is found that the sound pressure level increases linearly with the extent of removed dental tissue.

**Key words:** cavity preparation, Nd:YAG laser, Er:YAG laser, perforatability, thermal damage, water spraying, sound pressure level

## 1. 緒 言

レーザーの歯科応用には、う蝕診断<sup>1)2)</sup>、う蝕予防<sup>3)4)</sup>、鎮痛療法<sup>5)</sup>、知覚過敏治療<sup>6)</sup>、根管治療<sup>7)</sup>、そしてう蝕組織の切削除去<sup>8)</sup>等が挙げられる。医療用レーザーのうちでも歯科用装置の生産額は全体の60%と最も多い<sup>9)</sup>が、とりわけエナメル質や象牙質といった歯牙硬組織のう蝕部切削は、歯石除去と並んで高度先進医療の対象となっており<sup>10)</sup>、重要性が広く認識されている。このため従来から、各種のレーザーを使用した硬組織除去の試みが行われ、効率的な除去のためには、Er:YAGレーザー(波長2940nm)またはCO<sub>2</sub>レーザー(波長10620nm)を使用することが推奨されている<sup>11)</sup>。現在、上記に同じく赤外線領域のNd:YAGレーザー(波長1064nm)を加えた三種が硬組織除去用の候補と考えられている。

これら赤外線領域波長のレーザーを使用する場合、照射部では組織炭化や歯髄壊死といった熱損傷発生が懸念される<sup>12)~16)</sup>。したがって臨床的治療では、砥石を用いた歯牙硬組織切除において損傷軽減効果が確認されている注水をレーザー治療にも適用している。注水によるレーザー治療部の熱損傷低減効果は経験的にはよく知られているが、歯質加工率との関連について定量的調査は行われていない。

また、注水下治療における問題の一つに、窩洞(かどう)形成状態の目視による確認が困難であることが挙げられる。レーザー歯科治療では通常、光ファイバあるいは反射光学系により構成された導光路と接続されたハンドピースを歯科医が操作して歯質除去が行なわれる。砥石による歯牙組織切削と異なり加工反力を生じないので、歯科医は除去率を“手ごたえ”と

して感じるができない。そのため、治療の最中にレーザー照射を中断、視界を確保のために注水を停止して窩洞形成状況を確認しなければならない。度々の治療中断は治療の長時間化をもたらし、患者の負担が増大してしまう。

そこで本報では、気中および水中において窩洞形成実験を行い、注水による歯組織熱損傷軽減効果と歯質加工性への影響について調べる。窩洞形成に使用するレーザーは、前報<sup>12)13)</sup>同様、CO<sub>2</sub>レーザーに比べれば熱損傷が軽微であるといわれている二種類のYAGレーザーであり、注水の及ぼす影響と波長との関連について検討している。また、治療中の窩洞形成状況を把握するための手段として窩洞形成中に発生する加工音測定を提案し、気中および水中における加工性評価の可能性を検証している。

Table 1 Experimental conditions

Lasers:	Nd:YAG	Er:YAG
Wave length $\lambda$ [nm]	1064	2940
	0.156	0.25
Spot size at focal point $2w$ [mm]	1.78	0.31
Peak power $P$ [W]	90 - 700	60 - 1800
Pulse width $\tau$ [ms]	1.0	0.11 - 0.42
Frequency $f$ [Hz]	10	10
Number of pulses $n$	10	5 - 30
Specimen:		
Dentin of human tooth, Thickness $h=2-3$ mm		
Sound level meter:		
Frequency range[Hz]	20-13,000	
SPL range [dB]	55-130	

\* 原稿受付 平成19年2月28日

\*\* 正会員 広島大学大学院工学研究科(東広島市鏡山1-4-1)

\*\*\* 正会員 金沢大学大学院自然科学研究科(金沢市角間町)

† 三菱自動車工業(株)(愛知県岡崎市橋目町字中新切1番地)

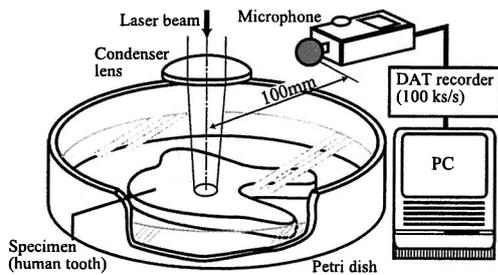


Fig. 1 Experimental set-up in perforating of dentin

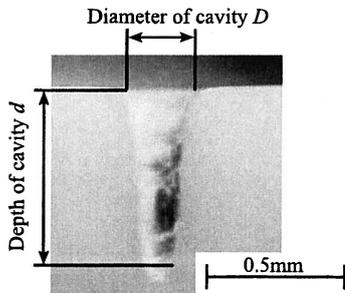


Fig. 2 Typical cavity perforated in air (Er:YAG laser,  $E=1.3\text{mJ/pulse}$ ,  $n=10$ )

## 2. 実験方法

実験装置を図1に、主要な実験条件を表1に示す。窩洞形成実験の概略は前報<sup>13)</sup>と同様であるが、本研究では窩洞形成に及ぼす注水の影響について調べるため、実験は気中及び水中の両者において実施する。2-3mm厚の試料をシャーレ中に設置し、鉛直上方向より Er:YAG レーザまたは Nd:YAG レーザを照射して表面より穿孔して窩洞を形成する。水中にて窩洞形成する場合には、試料表面から高さ 1mm の位置まで水を満たして実験した。

実験に使用した試料は、抜去後ただちに生理食塩水に浸漬保存したヒト歯牙組織で、# 400 ダイヤモンド砥石を用いて厚さ 2-3mm に削り出して作製している。

レーザー照射部はう蝕されていない健全象牙質であり、Nd:YAG レーザに対する吸収係数が低いために歯科用吸収剤 (エスエルティジャパン, レーザ試験マーカー D) を使用して窩洞形成を行った。一方, Er:YAG レーザに対しては象牙質表面の吸収率が 65%<sup>14)</sup> と高く, 吸収剤を用いずに窩洞形成が可能である。

象牙質組織の加工性は, 10 パルス照射時に形成された窩洞の断面を観察し (図2), 深さ  $d$  と窩洞口径  $D$  から評価する。また, 窩洞形成に際しては, 精密騒音計 (電子測器, TYPE1030) を加工点から約 100mm の距離をもって設置し, 加工音を記録している。記録した加工音圧と加工性の関連について調べる。

## 3. 実験結果

### 3.1 レーザ光の水への吸収特性

窩洞形成実験に先立って, 象牙質試料上の水膜によるレーザー光の吸収率を明らかにするための実験を行った。図3に示すように, 積分球上部に設置したガラス基板を透過するレーザー光エネルギー量を測定し, 水層 (厚さ 1mm) の有無によるエネルギー量変化を調べることで水層へのエネルギー吸収割

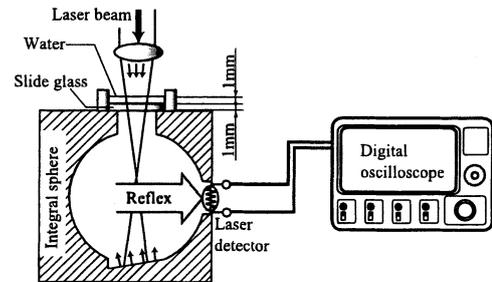


Fig. 3 Measurement of transparency of water layer for laser beam

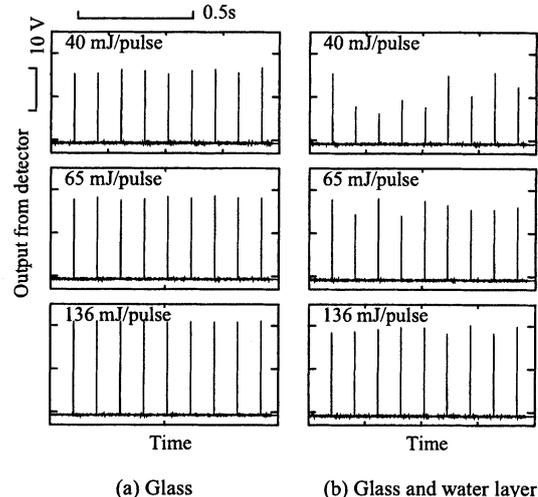


Fig. 4 Output wave of beam intensity transmitting (Er:YAG)

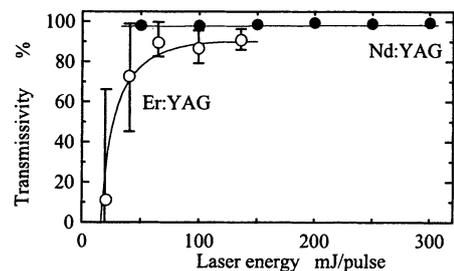


Fig. 5 Transmissivity of water layer for laser beam

合を明らかにする。レーザー光検出素子としては, 十分な高速応答性のある PbSe を使用した。

図4は Er:YAG レーザの測定波形例である。周波数 10Hz で連続的に発振したレーザー光エネルギーがパルス状波形として観察される。水層がない場合 (図 (a)), 透過エネルギー値は一定であるが, 水膜がある場合 (図 (b)) にはパルスごとにエネルギー値が変動している。水の吸収性が低い Nd:YAG レーザを用いた実験では透過光エネルギーは変動せず, 安定していた。また, Er:YAG の照射パルスごとに大きな破裂音が発生していることから, レーザ光を吸収した水膜の瞬間的蒸発が透過エネルギーの変動の原因ではないかと考えられる。すなわち, 水の気化にともなう急激な膨張圧を受けるための水膜厚さの変動, 飛沫や蒸気によるレーザー光の吸収・散乱が影響しているのであろう。

水膜がある場合とない場合の透過エネルギー値の比率から求めた, 入射レーザー光に対する透過率を図5に示す。図からわかるように, Nd:YAG レーザは水への吸収が非常に低く, 照射エネルギー値にかかわらず透過率は約 100% と一定であった。

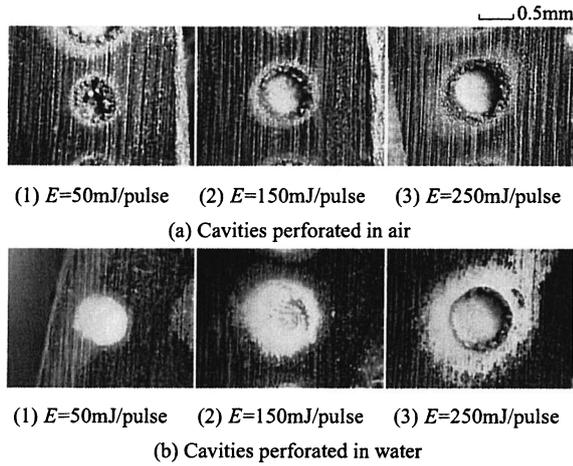


Fig. 6 Photograph of irradiated surface of specimen (Nd:YAG)

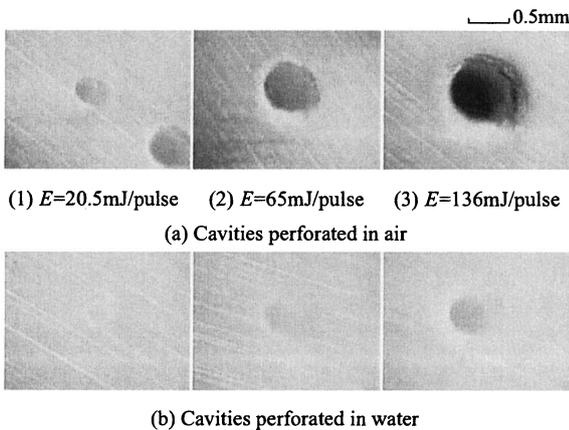


Fig. 7 Photograph of irradiated surface of specimen (Er:YAG)

Er:YAG レーザの場合、低エネルギーでは水膜による減衰が非常に大きい、照射エネルギーが上昇すると蒸気圧が高くなって水膜は薄く安定するためか、透過率は一定値(約90%)へ収束する。水に対するEr:YAG レーザの吸収係数<sup>17)</sup>( $=10^4 \text{ cm}^{-1}$ )から考えれば、透過率90%は水膜厚100nmに相当する。したがって、高エネルギーを照射すれば、硬組織除去に必要な十分なエネルギーが水膜下の組織に到達しているといえる。

以上の結果から、Nd:YAG レーザによる窩洞形成においては注水によるエネルギー減衰は無視でき、水中加工でも気中と等しいエネルギーが象牙質に到達して窩洞形成が可能であると思われる。Er:YAG レーザの場合には、低エネルギー領域では透過率が低いため加工性が優れないものの、エネルギー上昇とともに加工特性が改善し、安定するものと推測できる。

### 3.2 窩洞形成にともなう熱損傷

図6はNd:YAGによって形成した窩洞である。同図(a)に示す気中形成された窩洞には、低エネルギー条件においても組織炭化が起こっている。炭化組織は窩洞側壁部には現れるが、エネルギー密度の高い窩洞中心部では象牙質組織が除去されており炭化は観察されない。

同図(b)に示された水中にて形成された窩洞において組織の熱損傷は明らかに抑制されており、臨床的に用いられている注水が、熱損傷低減に有効であると推測できる。しかしながら、 $E=150\text{mJ/pulse}$ 以上になると窩洞部に炭化が生じ始める。

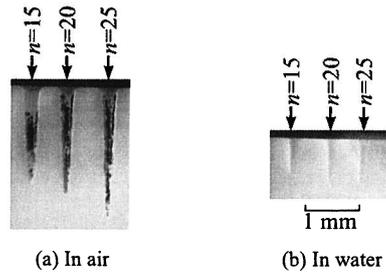


Fig. 8 Photograph of cross section of cavities perforated (Er:YAG,  $E=65\text{mJ/pulse}$ )

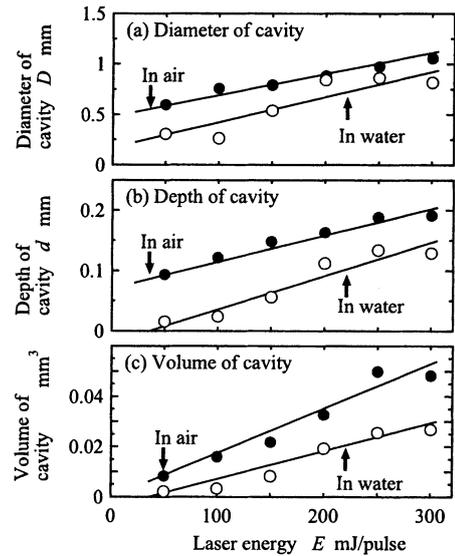


Fig. 9 Perforability of cavity with Nd:YAG laser ( $n=10$ )

図7には、Er:YAGによって形成した窩洞を示す。同図(a)に示す気中形成された窩洞において、低エネルギー条件では熱損傷は発生していないが、 $E=65\text{mJ/pulse}$ 以上のエネルギーとなると窩洞側壁に組織の変色・炭化が生じ始め、 $E=136\text{mJ/pulse}$ ではさらに熱損傷が著しくなっている。

これに対して水中形成した窩洞は、いずれのエネルギーでも良好な窩洞が得られており、水によって顕著な熱損傷抑制効果が確認できる。また、図(a)と(b)の比較から、水中で窩洞を形成した場合には窩洞径が若干小さいことがわかる。

さらに、窩洞形成後の試料から窩洞断面を削り出した観察例を図8に示す。気中、水中のいずれにおいても $E=65\text{mJ/pulse}$ と一定の照射エネルギーに設定して形成した窩洞である。照射パルス数 $n$ を15以上と大きく設定して深い窩洞を形成すると、気中では組織炭化が生じていることがわかる。一方、水中では窩洞の深さは気中形成に及ばないものの、熱損傷のない良好な窩洞が得られることがわかる。

### 3.3 加工特性への水の影響

Nd:YAGの照射エネルギー $E$ と(a)窩洞口径 $D$ 、(b)窩洞深さ $d$ および(c)窩洞体積の関係を図9に示す。図から、照射エネルギーの上昇につれて、窩洞の口径、深さ、体積のいずれもほぼ直線的に増大する傾向にあり、また水中形成に比べて気中形成の方が加工性が高い。

Er:YAG レーザを使用した窩洞形成(図10)でも、照射エ

エネルギーの上昇とともに、窩洞口径  $D$  および窩洞深さ  $d$  が単調に増大しており、水中よりも気中の加工性が高いことがわかる。高エネルギーの条件では窩洞深さが増大しなくなっているが、窩洞深さが 1mm にも達しているため窩洞底ではエネルギー密度が低くなってしまうことが原因と考えられる。 $E=150\text{mJ/pulse}$  以上においても、エネルギーの上昇とともに窩洞口径は増大しており、結果、窩洞体積はエネルギーとほぼ線形の関係にある。

水膜の加工性に与える影響についてさらに検討するため、気中形成した窩洞体積に対する水中形成窩洞体積の比率を図 11 に示す。参考のため、図 5 にて示した透過率も併載している。

Nd:YAG レーザ光透過率は照射エネルギーに依存せず 100%

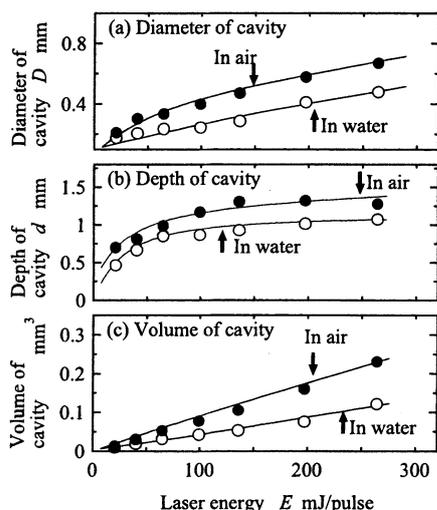
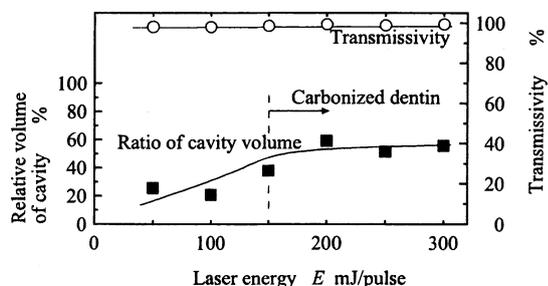
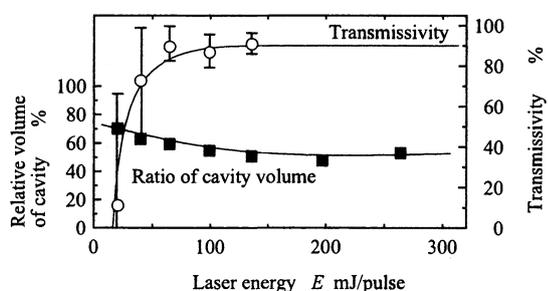


Fig. 10 Perforativity of cavity with Er:YAG laser ( $n=10$ )



(a) Nd:YAG



(b) Er:YAG

Fig. 11 Relative perforativity in water with Nd:YAG laser and Er:YAG laser ( $n=10$ )

と一定であり、歯組織に吸収されるエネルギーは気中形成でも水中形成でも等しい。したがって、水膜による組織温度上昇の抑制効果が水中における歯質の相対的加工性に反映される。図 11(a) に示す結果からわかるように、低エネルギー条件では Nd:YAG による水中形成窩洞の体積は気中の 20% 程度と、温度上昇抑制効果が顕著である。相対的加工性はエネルギー上昇とともに向上するが、組織に熱損傷が残るようになる  $E=150\text{mJ/pulse}$  以上では、エネルギー上昇に対する除去体積の増加量は小さくなってしまい、 $E=300\text{mJ/pulse}$  でもせいぜい気中形成の 55% 程度にとどまる。したがって、照射エネルギーを増大しても、熱損傷が悪化するばかりで高い加工効率を達成できないことになってしまう。

一方、図 11(b) に示す Er:YAG レーザで水中形成した窩洞体積は、高エネルギー域では気中の 50% と小さいが、照射エネルギーが低くなると 70% と向上する。すなわち、水膜による吸収・減衰が大きく歯組織に吸収されるエネルギー割合が低い条件で相対的加工性が高くなっている。この結果から、水に対する吸収性が高い Er:YAG レーザでは、放電加工における加工液の作用<sup>18)</sup>と同様、水膜の爆発的気化膨張が組織除去を促進すると考えられる。前述のように照射エネルギーが高い場合には組織上の水膜厚さが減少するので、気化膨張圧の閉じ込め効果が低下し、相対的加工性も低下してしまうものと推測される。

したがって、高エネルギーでも十分な気化膨張圧を保つことができれば、高い加工率を実現できると考えられるが、その方策については、今後の詳細な検証が必要であろう。

### 3.4 加工特性と加工音の関係

Nd:YAG レーザを 10 パルス照射したときに観測された加工音音圧と形成された窩洞深さ  $d$  の関係を図 12 に、窩洞体積との関係を図 13 に示す。ここでは、レーザ出力を変化させるとともに、図示のように 3 種のパルス幅を用いた。気中、水中のいずれにおいても深い窩洞を得るために 1 パルスあたりのエネルギーを大きく設定した場合には高い音圧が発生する傾向にあり、一般的機械材料のレーザ加工に関する研究で指摘されている<sup>19)20)</sup>ように、加工除去量と音圧に相関性がある。

図 12 から、レーザパルス幅  $\tau$  が一定であれば、窩洞深さは加工音圧とほぼ線形関係にあるといえる。また、同一の加工率を達成するには、パルス幅が小さい方が高い音圧を生じている。この性質は、パルス幅を小さく設定して熱損傷を低減しようとする際に監視性が向上すると考えることができる。

Er:YAG レーザを用いた結果が図 14 である。同図 (a) に示すように、気中あるいは水中のいずれにおいても窩洞深さ  $d$  と加工音圧には線形性があり、Nd:YAG と同様である。

図 14(b) は Er:YAG による形成窩洞体積と加工音圧の関係である。気中形成と水中形成では、水中の方が音圧一体積の線形性は若干優れているが、傾きはほぼ等しい。Nd:YAG の場合 (図 13) には、気中と水中で傾きが異なっている。この原因は加工音の発生機構に差異があるためではないかと考えられるが、さらに詳細な検討が必要である。本報では、同一の加工量を得るときには、水中形成の方が高い音圧を生じており、加工量監視が容易であることを述べるにとどめる。

以上のように、いずれのレーザで水中窩洞形成を行なう場合でも、加工音圧は組織除去率と高い相関性を有している。したがって、加工音測定が加工量監視手段として有効であり、臨床治療の大きな助けになると考えられる。

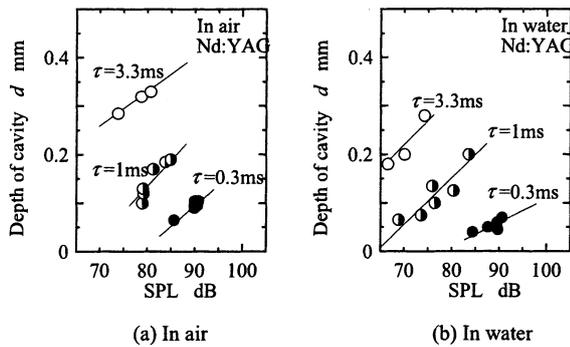


Fig. 12 Relation between sound pressure level and depth of cavity perforated with Nd:YAG laser ( $n=10$ )

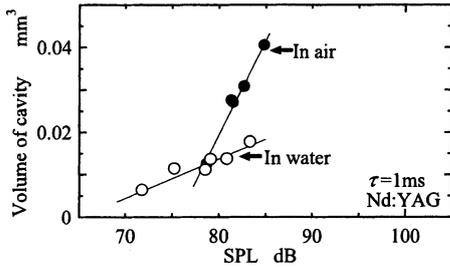


Fig. 13 Relation between sound pressure level and volume of cavity perforated with Nd:YAG laser ( $n=10$ )

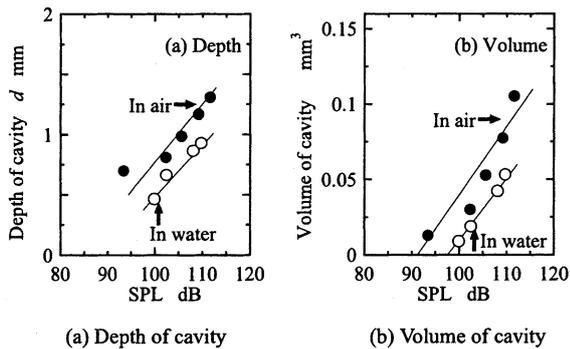


Fig. 14 Relation between sound pressure level and perforativity with Er:YAG laser ( $n=10$ )

#### 4. 結 言

本論文では、気中および水中において、抜去歯象牙質に Nd:YAG および Er:YAG レーザを用いて窩洞形成加工を行い、熱損傷や加工特性への水の影響について調べた。また、加工状況の視認が困難である水中窩洞形成において、加工音圧の測定が除去量監視に有効であるかについて検証した。

本論文で得られた結果を以下に要約する。

- 1mm 厚の水層による Nd:YAG レーザの減衰はほとんど無視できる程度である。Er:YAG レーザは水への吸収が大きく影響して水層厚が変動して透過率は大幅に変化するが、高エネルギーを入射すれば透過率は約 90% に収束する。
- Nd:YAG レーザによる水中窩洞形成時には、高エネルギーでは熱損傷が生ずるものの、低エネルギーでは温度上昇抑制効果が顕著となり良好な窩洞を得られる。しかし、温度上昇が抑制されると歯組織加工性も低下してしまう。

3. 組織への熱損傷が比較的軽微な Er:YAG レーザによる窩洞形成であっても、気中で高エネルギー出力を使用したり、照射パルス数が多い場合には組織熱損傷を生ずる。この熱損傷は注水によって改善でき、高エネルギー条件下でも良好な窩洞が形成できる。
4. いずれの YAG レーザでも、水中における加工率は気中よりも低い。これは主として照射部の歯質温度上昇の抑制によるものだと考えられる。Er:YAG レーザによる水中窩洞形成では、水膜のレーザー光透過率に比して加工性はよく、水の蒸発膨張圧力が窩洞形成を助けられていると考えられる。
5. Nd:YAG レーザ、Er:YAG レーザのいずれを用いた場合でも、加工音圧は加工能率とのよい相関がある。加工状況の視認確認が困難な注水下でのレーザー窩洞形成においては、加工音計測が加工量監視の有効な手段である。

#### 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) 長澤明範, 加藤一: YAG レーザーに対する歯質の光学特性を応用した虫歯の新しい検査法, 医科器械学, **59**, 4, (1989) 197.
- 2) 五十嵐公, 荒木孝二, 俣木志朗, 黒崎紀正: DIAGNOdent の臨床的有用性, 日本歯科保存学雑誌, **42**, 4, (1999) 783.
- 3) 森岡俊夫, 田籠祥子, 稲井裕子: レーザー照射によるエナメル質初期う蝕の進行防止およびう蝕予防に関する研究, 日本レーザー歯学会誌, **2**, 1(1991)1.
- 4) 白須賀哲也, 若林始, 松本光吉: Nd:YAG レーザー照射によるう蝕予防に関する研究, 日本レーザー医学会誌, **7**, 1(1987)199.
- 5) C.J.Whitters, A.Hall, S. L. Moseley et al.: A Clinical Study of Pulsed Nd:YAG Laser-induced pulpal analgesia, J. of Dent., **23**, 1(1995)145.
- 6) 松本光吉, 船井博雄, 白須賀哲也, 若林始: 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, 日本歯科保存学雑誌, **28**, 2(1985)760.
- 7) 稲本雄之: Nd:YAG レーザーの感染根管内照射が根管内細菌及び根尖病変に及ぼす影響, 日本歯科保存学雑誌, **41**, 1(1998)253.
- 8) 瀧澤雅一, 青木聡, 高瀬保晶, 石川達也 ほか: Er:YAG レーザーの窩洞形成への応用と臨床評価, 日本歯科保存学雑誌, **38**, 4(1995)1035.
- 9) 財団法人光産業技術振興協会: 光産業の動向 (2006).
- 10) 厚生労働省: 厚生労働大臣の定める高度先進医療及び施設基準 (厚生労働省告示第三百八十四号) (2005).
- 11) 電気学会編: レーザーアプリケーションとその応用, コロナ社 (1999).
- 12) 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(2000)1388.
- 13) 上田隆司, 山田啓司, 篠崎道, 細川晃: 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 —, 精密工学会誌, **68**, 12(2002)1580.
- 14) 山田啓司, 上田隆司, 細川晃, 田中隆太郎, 堀居直幸: レーザ歯科治療における硬組織の熱損傷監視法, 2004 年度精密工学会秋季大会学術講演会講演論文集, (2004)727.
- 15) 山田啓司, 近川真一, 細川晃, 上田隆司: レーザ歯科治療における分光観測による熱損傷モニタリング, レーザー歯学会誌, **15**, 1(2004)1.
- 16) L. Zazh, G. Cohen: Pulp Response to Externally Applied Heat, Oral Surgery, Oral Med. and Oral Pathology, **19**, 4(1965)515.
- 17) Duck A. Francis: Physical Properties of Tissue, Academic Press (1990)61.
- 18) 齋藤長男, 毛利尚武, 高鷲民生, 古谷政典: 放電加工技術, 日刊工業新聞社 (1997).
- 19) 宮崎俊行, 吉岡俊朗, 白井靖幸, 金釜憲夫, 佐田登志夫: パルスレーザー加工の音響法による観察, 精密機械, **51**, 3(1985)596.
- 20) 栗田恒雄, 大野幸彦, 仲井強: 加工音を用いた YAG レーザー加工溝深さ変化のモニタリング, レーザー研究, **27**, 11(1999)777.