Er:YAG レーザによる歯質の除去特性 *
（注水による気泡の発現と効果）

古本達明 [*1]，中谷　馨 [*2]，林　鉄也 [*3]，
上田隆司 [*1]，細川　晃 [*1]，田中隆太郎 [*4]

Removal Characteristics of Dental Tissue with Er:YAG Laser Irradiation
(Effect of Laser Induced Bubble on Cavity Preparation)

Tatsuaki FURUMOTO[*1], Kaoru NAKATANI, Tetsuya HAYASHI,
Takashi UEDA, Akira HOSOKAWA and Ryutaro TANAKA

[*1] Institute of Science and Engineering, Kanazawa Univ.
Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

This paper deals with the removal characteristics of dental hard tissues by irradiation of a pulsed Er:YAG laser beam with a wavelength of 2940 nm. The influence of water-layer thickness on the cavity preparation is experimentally investigated. As a specimen, extracted human tooth is used and the laser beam is irradiated to its surface through the optical fiber. Additionally, the phenomenon of the laser beam irradiation in the water environment is observed with a high speed video camera. As a result, the irradiated laser beam in water environment is immediately absorbed to water, and the evaporated area could make it possible to transmit the laser beam without any absorption. The removal volume on human tooth in water environment was increased with increasing the irradiated laser energy, and decreased with increasing the water-layer thickness. There were no thermal damages on the cavity surface in each condition. The eliminated volume in water environment was quite larger than that in air environment. The human tooth in water environment was eliminated by the bubble formation which was caused by laser beam irradiation in addition to the ablation of human tooth which was caused by the absorption of laser beam directly.

Key Words : Laser Processing, Er:YAG Laser, Dental Hard Tissue, Cavity Preparation, Laser Induced Bubble

1. 緒　　言

レーザは, 1917年に発表された誘導放出の理論に端を発し[(1)], 1960年にルビーレーザの発振に成功して以来[(2)], Nd:YAG レーザ [(3)]，CO_2 レーザ [(4)]，半導体レーザ [(5)]など様々なレーザが開発されている．歯科医療の分野でレーザの適用が検討され始めた時期もこれらと重なっており，1964 年から各種基礎研究が開始された [(6)]．その後，レーザ照射に起因して硬組織の耐酸性が得られることが示され [(7)]，感染歯質を除去するために回転切削器具の代替として使用するだけでなく，う蝕を予防するという新しい使用法が提案されてきた [(8)]．また，レーザ照射に起因して発現する鈍麻作用によって無麻酔下で治療することが可能となるなど [(9)]，これまでに無い新しい術式が適用されている．

なかでも，発振波長が 2940 nm である Er:YAG レーザは，水に対する吸収性に優れるという特長を有し，この特長を活かした様々な治療に応用されている．一般的に，口腔内で Er:YAG レーザを用いて治療を行うとき，照

[*] 原稿受付　0000 年 00 月 00 日
[*1] 正員，金沢大学理工研究域（〒920-1192　石川県金沢市角間町）
[*2] 非会員，金沢大学大学院（現，三菱電機（株））（〒467-8530　愛知県名古屋市瑞穂区須田町 2-56）
[*3] 学生会員，金沢大学大学院（〒920-1192　石川県金沢市角間町）
[*4] 正員，広島大学大学院（〒739-8527　広島県東広島市鏡山 1-4-1）
E-mail: furumoto@t.kanazawa-u.ac.jp

射部周辺への熱影響を少なくするため照射部近傍に注水しながらレーザが照射される．これまで，Er:YAG レーザによる歯質の除去と注水との関連について多くの報告がなされている．Visuri らは [10]，照射部に噴霧した水の有無による歯質の除去特性について調べ，噴霧した冷却水によって歯質の除去量は大きく減少せず，注水しながら照射部近傍を冷却することで照射部近傍の温度上昇を 3℃以下に抑えることが可能であると報告している．また，Mir らは [11]，水膜の厚さの違いによる歯質の除去特性について調べ，水膜を薄くすることで歯質の除去量が増大したと報告している．その他にも，象牙質表面に Er:YAG レーザを照射してそのときの温度変化を熱電対で測定し，回転切削器具で象牙質を切削するときに生じる温度との比較や，生じる温度に及ぼす注水の効果について調べた報告がなされるなど，レーザ照射部に生じる熱の抑制に主眼が置かれた研究が多く行われている [12].

他方，Er:YAG レーザ照射による歯質の除去機構を調べる検討も数多く行われている．Kumazaki らは [13]，歯質を構成しているエナメル質や象牙質の吸収スペクトルを調べ，歯質が Er:YAG レーザの波長に対して高い吸収性を有していることを示した．エナメル質の場合，97%がハイドロキシアパタイト($Ca_{10}(Po_4)_6(OH)_2$)，1%が有機質，2%が水で構成されている [14]．そのため，歯質と水の最大吸収帯が近似しているのはハイドロキシアパタイト内の OH 基に起因しており，Er:YAG レーザを歯質表面に照射したときの除去機構は，ハイドロキシアパタイト内の OH 基にレーザが吸収され，そのとき歯質が瞬時に蒸発したことによると結論づけている．また，Meister らは [15]，脱水した歯質に対して Er:YAG レーザを照射し，外部から供給された水およびハイドロキシアパタイト内の水酸基が歯質の除去特性に及ぼす影響を調べた．その結果，脱水の有無による歯質の除去特性に違いは無く，外部から水が供給された時にのみ歯質のアブレージョンが生じたと報告している．その他にも，Kang らは黒色のアクリル樹脂表面の水層厚さと材料除去量との関係を調べ [16]，Er:YAG レーザの水に対する吸収率が大きいため水層が厚くなるにつれて材料の除去効率が大きく減少したと報告している．しかしながら，歯質表面への水・空気の混合噴霧量が除去体積に及ぼす影響を調べた結果，注水することで歯質の除去量が向上したとの報告もされている [17]．すなわち，Er:YAG レーザ照射時に水が介在することで，材料表面でどのような現象が生じているのか明らかにされていない点が多いのが現状である [18].

そこで，本研究では Er:YAG レーザの水に対する吸収特性を調べると共に，水中でレーザ照射したときの様子を高速度カメラで撮影してレーザ照射時の現象を詳細に考察した．また，対象材料として抜去したヒトのエナメル質を用いて，試料表面の水層の有無による除去特性を調べ，レーザ条件と除去深さや除去体積との関係を明らかとしたので，以下に報告する．

2.　Er:YAG レーザの特性

2・1　Er:YAG レーザ歯科治療器

本実験に用いたレーザ歯科治療器の仕様を表 1 に示す．波長が 2940 nm のパルス Er:YAG レーザ((株)モリタ製

Table 1　Specification of laser

Laser beam		Er:YAG (PW)
Wavelength [nm]	λ	2940
Energy [mJ/pulse]	E	23 - 191
Pulse width [μs]	τ	200
Frequency [Hz]	f	1 - 25
Contact tip		
Material		Quartz
Diameter [μm]	f_c	600

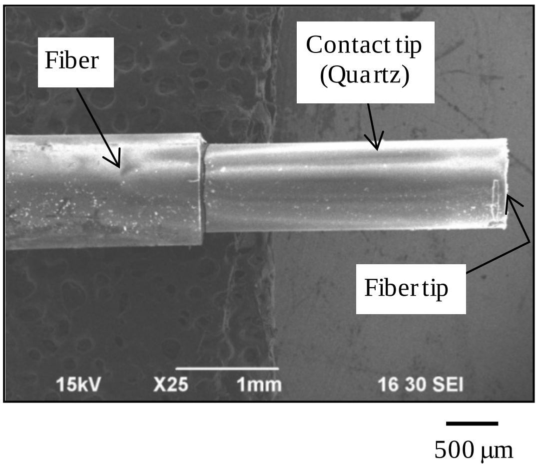


Fig. 1　SEM image of fiber tip

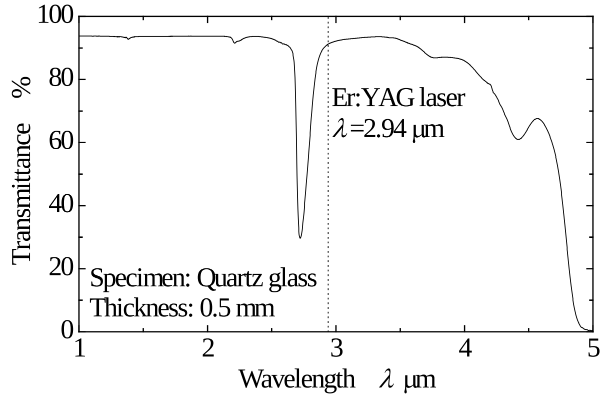


Fig. 2 Transmittance of quartz glass

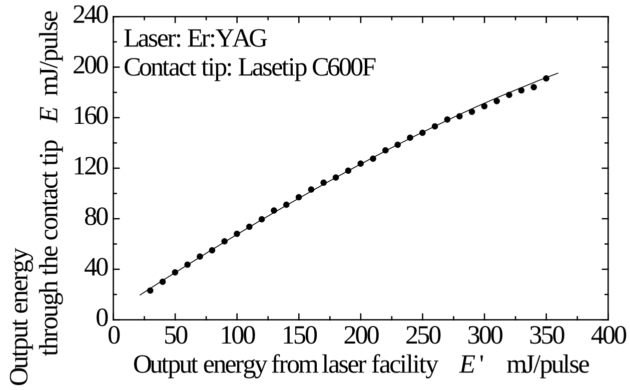


Fig. 3 Emission energy from contact tip

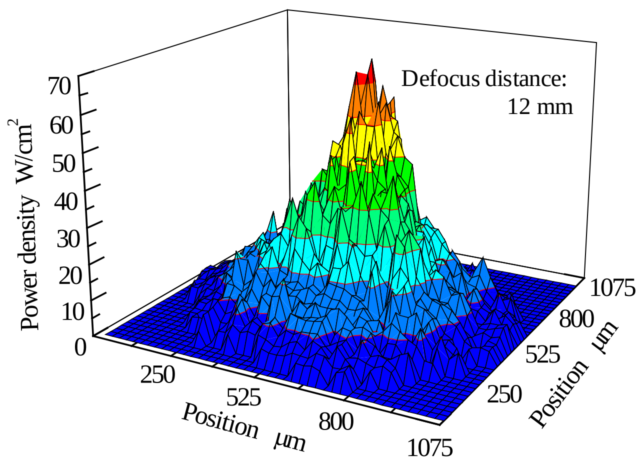


Fig. 4 Beam profile emitted from contact tip

作所製: Erwin AdvErL)である．発振されたレーザ光は中空ファイバによって伝送され，図 1 に示すようにファイバ先端に取り付けられたコンタクトチップを介して出射される．コンタクトチップは石英ガラスで製作されており，治療時に患部への接触端子として使用される．実験に使用したコンタクトチップ((株)モリタ製作所：レザチップ C600F)は，先端がフラット状でありその直径は 600 μm である．

図 2 は，近赤外分光光度計((株)パーキンエルマージャパン製: Spectrum One NTS)を用いて，試料厚さが 0.5mm である石英ガラスの分光透過特性を調べた結果である．グラフから，Er:YAG レーザの発振波長であるλ=2.94 μm のとき透過率が T=91 %であった．この値を用いて，ランベルトベールの法則による材料の吸収係数βを求めたところβ=0.19 mm^{-1}となった [19]．すなわち，本実験で用いるレーザ歯科治療器のファイバ光学系先端に取り付けられたコンタクトチップから，減衰したレーザが出射されることとなる．そこで，中空ファイバ先端から出射されるレーザエネルギをパワーメータ(Ophir 製:F150A)で測定し，コンタクトチップの有無に起因したレーザ光の減衰特性を調べた．図 3 に，発振エネルギとコンタクトチップ先端からの出射エネルギとの関係を示す．発振エネルギとコンタクトチップ先端からの出射エネルギに相関が認められ，コンタクトチップを介することで先端からの出力が 60%程度になることがわかった．この結果から，本論文で扱うレーザエネルギは，照射条件ごとに測定したコンタクトチップ先端から出射されるエネルギとした．

2・2 レーザの出力分布

コンタクトチップ先端から出射されるレーザの分布を調べるため，光電変換素子を用いてプロファイル測定を行った．実験に用いた素子は，Er:YAG レーザの波長を受光可能な PbSe 素子(浜松ホトニクス(株)製: P791-02)であ

Table 2　Experimental conditions for observation of laser irradiation in water environment

High speed camera		
Recording speed [fps]		100,000
Sampling time [μs]		10
Resolution [-]		320 × 192
Light source		
Stroboscopic flash		
Observation cell		
Material		Quartz
Size [mm]		3 × 10 × 44
Environment		Distilled water
Laser conditions		
Energy [mJ/pulse]	E	102
Pulse width [μs]	τ	200
Number of pulse [number]	n	1

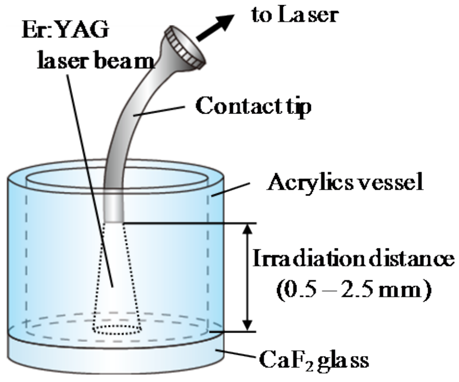


Fig. 5　Experimental conditions

る．素子の受光面上に直径が 25 μm のピンホール(シグマ光機(株)製: PA-25HEL)を設置し，ピンホールを通過したレーザを素子で受光して，得られた電気信号をオシロスコープで記録した．そして，レーザ照射領域内でこの素子を 25 μm 間隔で 2 次元走査し，各位置で得られた出力と別途測定したレーザエネルギの値から，コンタクトチップ先端から出射されるレーザのプロファイルを求めた．測定は，ピンホールや素子の損傷を防ぐためコンタクトチップ先端から 12 mm の位置で行った.

チップ先端から 12mm の位置でのレーザプロファイルを図 4 に示す．図から，コンタクトチップから出射されるレーザは中心付近の出力が大きく，中心から離れるにつれて出力が弱くなるガウス状の分布を呈していることがわかる．ピーク出力に対して $1/e^2$の強度を有する位置でのビーム径は 760 μm であった．今後，コンタクトチップ先端からの距離に対するビーム径を取り扱うが，これらの値は同様の実験をコンタクトチップ先端から 16 mm の位置について行い，得られた 2 つの結果から相似的に算出した値を用いている.

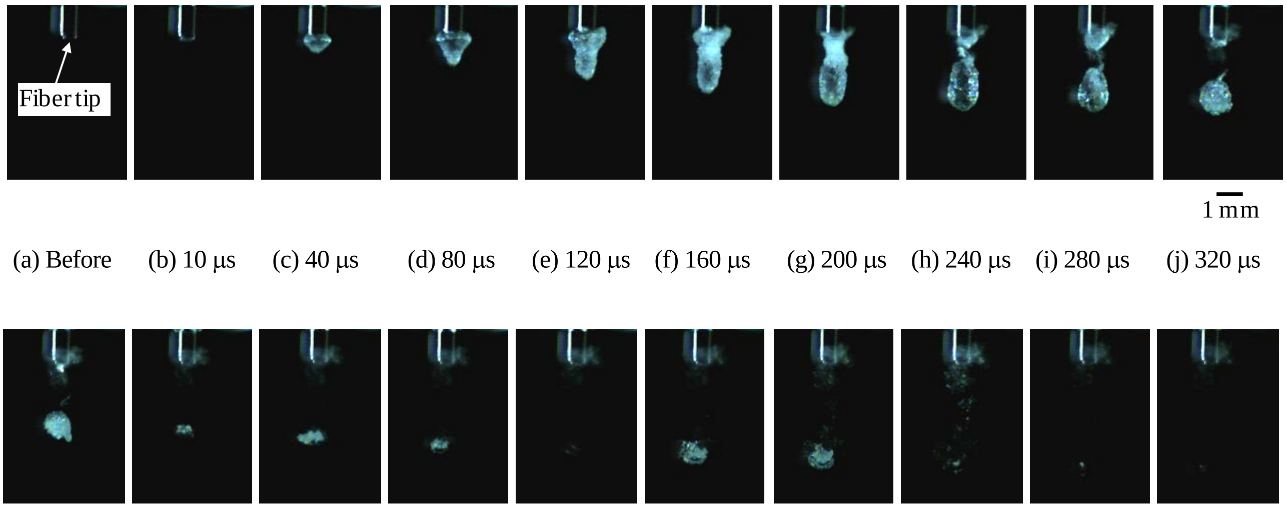
3.　Er:YAG レーザの水中照射による歯質除去特性

3・1　Er:YAG レーザの水中照射時の高速度カメラ観察

水中でコンタクトチップ先端から Er:YAG レーザを出射したときの様子について，高速度ビデオカメラ((株)フォトロン製: FASTCAM SA5 model 1300K C2)を用いて撮影した．実験条件を表 2 に示す．使用した高速度ビデオカメラのサンプリング間隔は 10 μs であり，解像度は 320×192 である．光源にはメタルハライドランプ((株)フォトロン製: HVC-UL)を用いた．まず，内径が 3×10×44 mm の石英セルの中に蒸留水を満たし，その中にコンタクトチップを挿入した. そして, コンタクトチップの先端が石英セルの底面から 30 mm の位置となるように調整し，表 2 に示す条件でレーザ照射を行ってその時の様子を観察した．また，石英セルとコンタクトチップ先端との距離が 1 mm の条件でレーザ照射を行い，レーザ照射に起因して生じる気化領域の挙動についても観察を行って比較した.

3・2　水に対する Er:YAG レーザの吸収特性

Er:YAG レーザの水に対する吸収係数はβ=10^5 mm^{-1}であることが知られ [20]，照射したレーザ光は殆ど全てが極表面で吸収され気化することがわかっている．そこで，水中で Er:YAG レーザを照射したとき，レーザ照射に起因して生じる気化領域がレーザ透過特性に与える影響を調べるため, 水膜厚さの異なる条件でレーザ照射を行い，そのとき気化領域内を透過するレーザエネルギをパワーメータで測定した．実験装置概略を図 5 に示す．蒸留水を満たす容器は，底面に Er:YAG レーザの波長を 90%程度透過する厚さ 1mm の CaF_2ガラスを使用し，側面はアクリル樹脂を用いて製作した．コンタクトチップ先端と CaF_2ガラス面との距離を 0.5 – 2.5 mm の範囲で変化させ



(k) 360 μs (l) 400 μs (m) 440 μs (n) 480 μs (o) 520 μs (p) 560 μs (q) 600 μs (r) 640 μs (s) 680 μs (t) 720 μs

Fig. 6　Observation of fiber tip during laser beam irradiation in water environment

ながら，レーザ照射時にCaF_2ガラスを透過してきたレーザをパワーメータで測定した．また，容器内に蒸留水を満たしてレーザ照射したときの透過エネルギの測定も行って，蒸留水の有無による透過エネルギの違いを比較した．

3・3　Er:YAG レーザによる歯質の除去特性

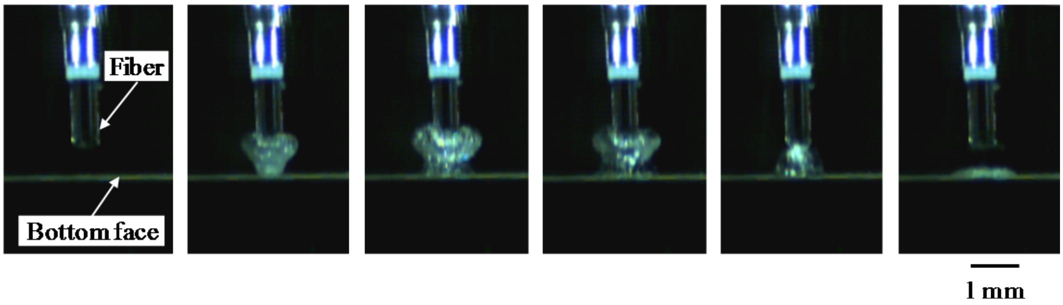
歯質表面の水膜の有無が歯質の除去特性に及ぼす影響を調べるため，歯質表面にレーザ照射したときに生じる窩洞の体積や深さを測定して評価した．用いた試料は，抜去後に生理食塩水中で保存されたヒトの臼歯であり，ヘルシンキ宣言を遵守し，その主旨にしたがって倫理的に実験が行われた．レーザ照射位置は歯冠部エナメル質の健全歯面であり，照射部を#150 の研磨紙で平滑化して用いた．実験は，レーザエネルギやコンタクトチップと照射歯面との距離を変えながら気中下と水中下とで行い，水の有無による除去特性の違いを比較した．レーザ照射後，得られた窩洞は 3 次元表面粗さ計((株)東京精密製: サーフコム 2000DX-3DF)で形状測定を行い，除去体積および除去深さを評価すると共に，レーザ照射部を電子顕微鏡で観察した．

4.　実験結果および考察

4・1　レーザ照射部の高速度カメラ観察

レーザエネルギが 102 mJ/pulse のとき，蒸留水中でコンタクトチップ先端からレーザを単発照射したときの先端付近の様子について，高速度ビデオカメラで撮影した結果を図 6 に示す．Er:YAG レーザは，前述したように水に対する吸収係数が$\beta=10^5$ mm^{-1}であるため，コンタクトチップ先端では図 6(b)に示すようにレーザ照射直後から水の気化に伴って発生する蒸気泡が観察された．その後，蒸気泡は図 6(d)に示すように前述したレーザプロファイルの形状に沿うように大きくなり，レーザのパルス幅である 200 μs までレーザ照射方向に対して円柱状に成長した．また，レーザが照射されている間は, 蒸気泡の位置が時間の経過と共にファイバ先端から離れていった．これらのことより，レーザ照射によって生じた蒸気泡の内部ではレーザの吸収がほとんど行われていないことがわかる．レーザ照射によって蒸気泡が生じると，それに伴ってレーザが吸収される位置がレーザ照射方向に対して前方に移動し，その位置でレーザを吸収して蒸気泡が形成されることを繰り返すため，次第にファイバ先端から離れた位置で蒸気泡が生じたと考えられる．

レーザ照射が終了すると，図 6(h)に示すようにコンタクトチップ先端付近から蒸気泡が消失して次第に球状となり，図 6(o)に示す照射開始から 520 μs までの間はその領域が小さくなっていった．これは，周辺に存在する水



(a) Before　(b) 80 μs　(c) 160 μs　(d) 240 μs　(e) 320 μs　(f) 400 μs

Fig.7　Influence of distance from fiber tip to bottom face on evaporation of distilled water

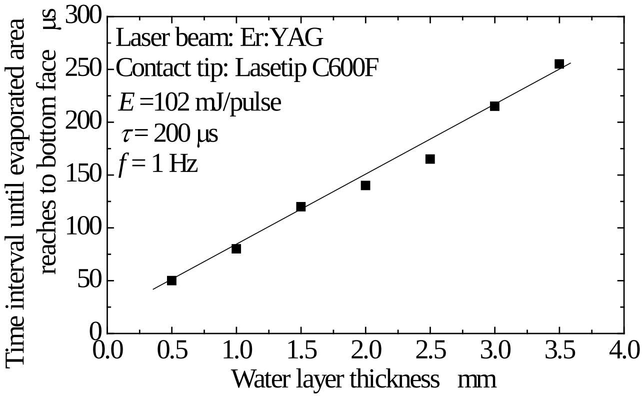


Fig.8　Influence of water layer thickness on the reached time of the vapor bubble

から受ける圧力との作用に起因していると考えられる．レーザ照射が終了してエネルギ供給がなくなると，蒸気泡は周辺の水からの圧力を受けて球状となり，気化領域の一部は周辺の水による冷却作用によって液化しながら次第に小さくなっていったと考えられる．その後，図 6(p)に示すように照射開始から 560 μs 経過した時に再び気化した領域が形成され，時間の経過と共にその領域が小さくなり，照射開始から 720 μs 経過すると図 6(t)に示すように気化した領域が完全に消失した．これらの変化は，蒸気泡の急激な収縮に伴ってキャビテーションが発生し消失した結果であると考えられる．医療の現場では，Ho:YAG レーザなどを照射したときに生じるキャビテーションを臨床にも適用しており [21]，Er:YAG レーザを水中で照射したときにも同様のキャビテーションが生じたと考えられる．

図 7 は，レーザエネルギが 102 mJ/pulse，ファイバ先端と石英セル底面との距離が 1 mm の条件でレーザ照射を行い，そのときの様子を高速度ビデオカメラで観察を行った結果である．レーザ照射直後に生じた蒸気泡は，図 7(b)に示すように照射開始から 80 μs 経過したときに底面に接触し，その後，蒸気泡は底面上を横に広がっていった．また，図 7(d)に示すようにレーザパルス幅である照射開始から 200 μs を超えてもファイバ先端と底面との間に蒸気泡が存在し，時間の経過と共に次第に消失していった．これらの結果より，レーザパルス幅より短い時間で蒸気泡がセル底面に到達しており，到達後はファイバ先端と底面との間に水が介在しない状態となることがわかった．そのため，蒸気泡がセル底面に到達してからパルスレーザ照射が終了するまでの時間は，気中でレーザ照射したときと同じ状態となり，水中照射の条件でも Er:YAG レーザが深部まで到達すると考えられる．そこで，同一のレーザ照射条件を用いてファイバ先端と石英セル底面との距離を変えながらレーザ照射を行い，蒸気泡がセル底面に到達するまでの時間を調べた結果を図 8 に示す．蒸気泡が底面に到達するまでの時間は，ファイバ先端からの距離が長くなるにつれて線形的に長くなった．レーザ照射エネルギが 102mJ/pulse の条件では，ファイバ先端からの距離が 2.7 mm の時，到達時間がレーザパルス幅である 200 μs となった．すなわち，ファイバ先端

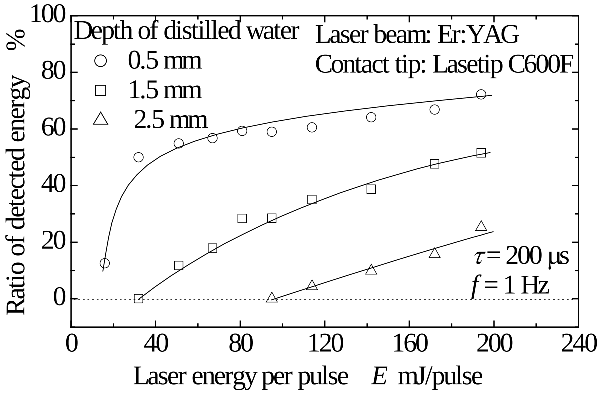


Fig. 9 Variation of transmittance with irradiated energy

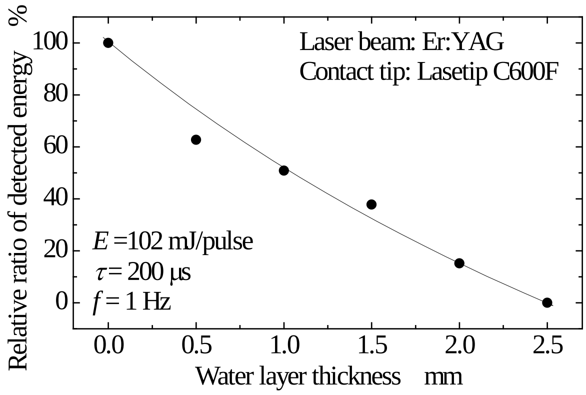


Fig.10 Variation of transmittance with water layer thickness

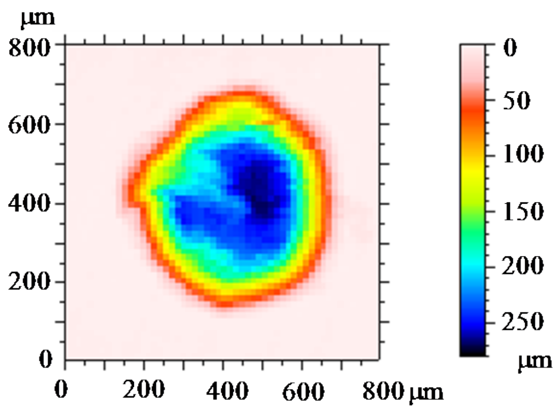


Fig. 11 Profile of prepared cavity

(E: 104 mJ/pulse, Distance from fiber tip to specimen: 0.5 mm, Environment: In water)

からの距離が 2.7mm を超えると，照射したレーザは底面に到達する前にほとんど全てのエネルギが水に吸収されると考えられる．

4・2　水膜厚さがレーザ透過特性に及ぼす影響

図 9 は，水膜の厚さがそれぞれ 0.5 mm，1.5 mm，2.5 mm であるとき，エネルギを変えながらレーザを単発照射したときに得られた測定値から透過率を求めた結果である．前節で述べたように，レーザ照射することでファイバ先端に蒸気泡が生じることから，水中でレーザ照射を行ってもレーザエネルギが検出された．そのエネルギは，いずれの水膜厚さの条件でもエネルギの上昇と共に増加した．また，水膜厚さが 1.0 mm のとき 32 mJ/pulse，水膜厚さが 1.5 mm のとき 95 mJ/pulse 以下の条件ではエネルギが検出されなかった．そこで，レーザエネルギが 102 mJ/pulse のとき，水膜厚さがレーザ透過特性に及ぼす影響を調べた結果が図 10 である．水が介在しない条件でレーザ照射を行い，そのとき CaF_2ガラスを透過してきたエネルギを 100%として相対的にまとめた結果である．水膜の厚さが 0.5mm の時 63%であったエネルギ透過率は，水膜が厚くなるにつれて次第に小さくなり，水膜の厚さが 2.5mm を超えると透過率が 0%となった．この値は，図 8 で示した蒸気泡が底面に到達するまでの時間とほぼ一致した．これらの結果から，パルスレーザが照射されている 200 μs の時間の中で，照射開始直後はレーザがファイバ先端付近の水に吸収され，照射されたエネルギが蒸気泡を形成させるために使用されたが，蒸気泡が形成された後はレーザが蒸気泡の内部を透過したと考えられる．

4・3　レーザエネルギが歯質の除去特性に及ぼす影響

レーザ照射で得られた窩洞について，3 次元表面粗さ計で測定して得られたプロファイル例を図 11 に示す．フ

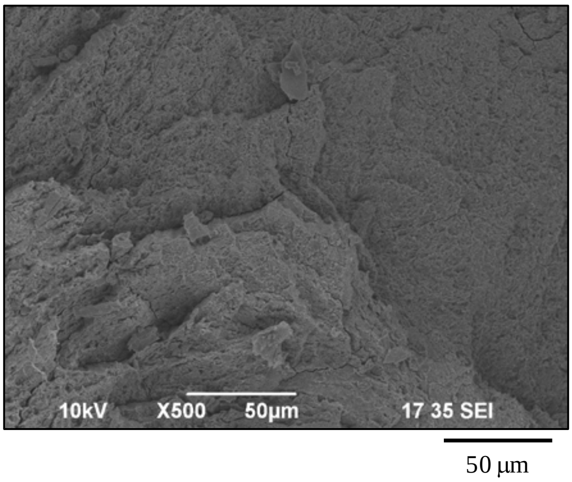


Fig. 12　SEM image at the irradiated surface of the prepared cavity

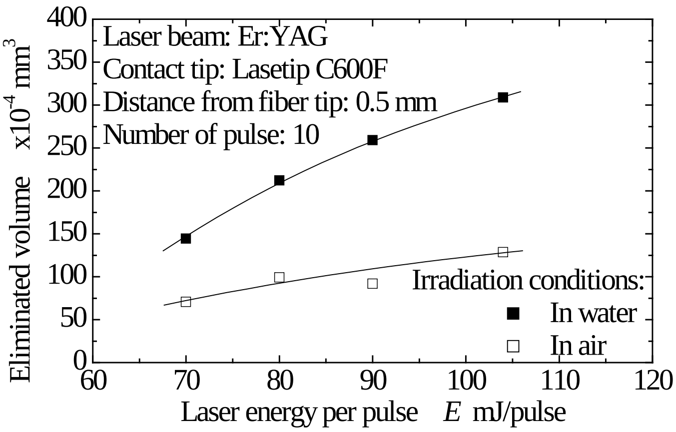


Fig. 13　Influence of laser energy on removal volume

ァイバ先端と歯質表面との距離が 0.5 mm，エネルギが 104 mJ/pulse の条件で，レーザを水中照射して得られた結果である．コンタクトチップ先端から出射されるレーザは，図 4 で示したように中心付近の出力が大きく，中心から離れるにつれて出力が弱くなるガウス状の分布を呈していた．レーザ照射で得られた窩洞についても同様の傾向を示し，レーザ出力分布に沿うように中心付近が最も深くエッジに近接するにつれて浅くなる形状となった．図 12 は得られた窩洞の中心付近を電子顕微鏡で観察した結果である．図に示すように，照射部表面ではレーザ照射に起因した熱変質層が観察されず，表面がむしり取られたような形状となった．この結果は，気中下でレーザ照射して得られた窩洞も同様であった．したがって，水膜の有無が Er:YAG レーザ照射で得られた窩洞に及ぼす形態学的な違いはほとんど無いと考えられる．

ファイバ先端と歯質表面との距離を 0.5 mm で一定とし，エネルギを変えながら水中でレーザ照射したときに得られた窩洞の除去体積を測定した結果を図 13 に示す．同一箇所に単発レーザを 10 回照射して得られた窩洞を評価しているが，レーザ照射前にファイバ先端と歯質表面との間に水が介在していることを確認している．比較のため，気中でも同様のレーザ照射を行って除去体積を評価した．図に示すように，窩洞の除去体積はいずれの条件でもレーザエネルギが大きくなるにつれて増加した．一方，水中照射と気中照射と比較するとファイバから出射されるレーザエネルギが同じ場合，いずれの条件でも水中照射の方が除去体積は大きくなり，エネルギが大きくなるにつれて水中条件と気中条件の除去体積の違いが大きくなった．また，ファイバから出射されるエネルギが 104 mJ/pulse のとき，水中照射ではエネルギの一部がファイバ先端付近に気化領域を形成するために使用され，歯面に到達して窩洞形成に用いられる実質エネルギは 60 mJ/pulse となるにも関わらず，ほとんど全てエネル

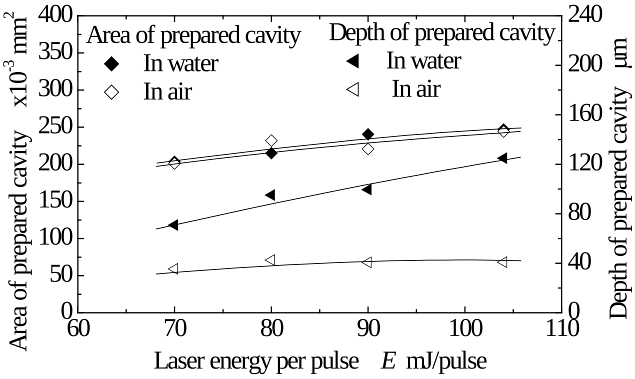


Fig. 14 Influence of laser energy on cavity area and depth

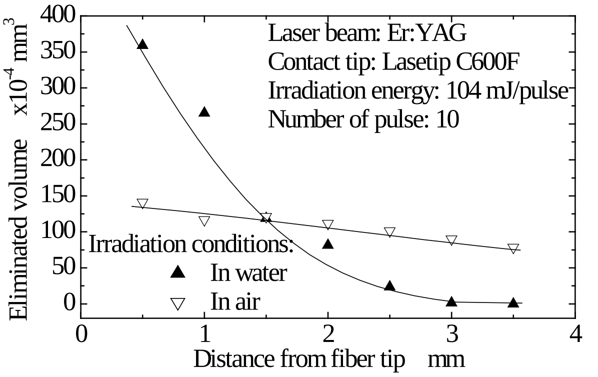


Fig. 15 Variation of eliminated volume with irradiation distance

ギが窩洞形成に使用される気中実験結果と比較して，除去体積が 2.4 倍も大きかった．

この結果より，歯質表面に存在する水膜が窩洞形成に大きく寄与していることが示唆される．筆者らのこれまでの研究で，波長が 1064 nm である Nd:YAG レーザを歯質に照射すると，生じた熱で歯質が溶融・蒸散して照射部表面に再凝固層が形成されるのに対して， 気中下で Er:YAG レーザを歯質に照射したときの表面温度は，歯質の主成分であるハイドロキシアパタイトの融点よりも著しく低いことが示されている[22]．したがって，気中下で Er:YAG レーザを照射して得られた窩洞は，レーザ照射で生じた熱に起因して得られたとは考えにくく，歯質内に含まれる OH 基にレーザが吸収され，歯質が瞬時に蒸発することで除去されるメカニズムが主要因であると考えられる．一方，水中下でレーザ照射したときに得られた窩洞は，レーザ照射直後から発生する蒸気泡やレーザ照射後に蒸気泡が急激に収縮することで発生するキャビテーションが寄与していると考えられる．ファイバ先端から出射されたレーザは一部が歯質表面まで到達するため，歯質内に含まれる OH 基にレーザが吸収されたことに起因する歯質の除去も生じるが，歯質表面への到達エネルギが小さいにも関わらず除去体積が大きいことから，水中照射時の窩洞形成は蒸気泡やキャビテーションの影響が大きいといえる．レーザパルス幅が 200 μs で照射エネルギが 102 mJ/pulse の条件では，前述したように気化領域の形成から消失までの時間間隔は 720 μs である．歯質表面近傍ではこの短時間で蒸気泡の生成・消失および二次的なキャビテーションの生成・消失が生じ，それらが歯質の除去に寄与したと考えられる．

図 14 は，ファイバ先端と歯質表面との距離を 0.5 mm で一定としたとき，形成された窩洞の面積と深さを測定した結果である．照射エネルギが同じとき，水中と気中の条件下で形成された窩洞の面積に大きな違いは見られないが，水中下でレーザ照射したときはエネルギの増加と共に窩洞が深くなった．水中でレーザ照射したときに生じる蒸気泡やキャビテーションによって歯質の除去が深さ方向に進行したためと考えられ，照射エネルギを大きくすることで蒸気泡やキャビテーションに起因した歯質を除去するためのエネルギが増大したことを示唆する結果といえる．

4・4　水膜厚さが歯質の除去特性に及ぼす影響

出射されるレーザエネルギが 104 mJ/pulse のとき，ファイバ先端から歯質表面までの距離が除去体積に及ぼす影響を調べた結果を図 15 に示す．水中下と気中下で実験を行った結果である．図に示すように，気中下でレーザ照射を行ったとき，ファイバ先端から歯質表面までの距離が長くなるにつれて除去体積が減少した．前述したレーザのプロファイル測定結果を用いて歯質表面でのビーム径を算出すると，ファイバ先端からの距離が 0.5mm のとき 530 μm となり，ファイバ先端からの距離が 3.5 mm のとき 580 μm となり，最大でビーム径が 10%程度大きくなった．照射距離による除去体積の違いはこのビーム径に起因しており，ビーム径が大きくなるにつれてエネルギ密度が減少し，ハイドロキシアパタイト内の OH 基にレーザが吸収され歯質が瞬時に蒸発した領域が減少したためと考えられる．

一方，水中でレーザ照射したとき，ファイバ先端からの距離が長くなるにつれて除去体積が減少する傾向は同

様であるが，気中照射の結果と比較してその変化が大きかった．また，ファイバ先端からの距離が 1.5 mm までは水中照射で得られた窩洞の体積が大きかったが，1.5 mm を超えると気中照射で得られた窩洞の体積が大きくなった．これもやはり，歯質内部の OH 基にレーザが吸収されたことによる要因と，水中でレーザ照射したときに生じる蒸気泡やキャビテーションによる要因に寄与していると考えられる．ファイバ先端からの距離が短いとき，歯質表面に到達するエネルギは相対的に大きくなるため，歯質内部の OH 基にレーザが吸収されることで瞬時に蒸発した要因が大きくなる．ファイバ先端からの距離が長くなると，歯質表面に到達するエネルギが小さくなることにともない OH 基への吸収も少なくなるが，距離が長くなるにつれて蒸気泡やキャビテーションによる気泡が歯質表面に作用する割合が少なくなったためと考えられる．図 6 で示した高速度ビデオカメラで撮影した結果で，蒸気泡やキャビテーションによって生じた気泡が時間の経過と共に小さくなっている様子からもわかる．水中でレーザ照射したときに得られた除去体積が，ファイバ先端からの距離に大きく影響していることから，レーザ照射によって形成された窩洞は，歯質内部の OH 基へレーザが吸収される要因よりもむしろ，蒸気泡やキャビテーションによって生じた気泡が歯質表面に衝突したことによる要因が主体的であるといえる．

5. 結　　言

本研究では，Er:YAG レーザの水に対する吸収特性を調べると共に，水中でレーザ照射したときの様子を高速度カメラで撮影した．また，歯質表面にレーザ照射したとき，表面の水層が歯質の除去特性に及ぼす影響を調べた．得られた結果を以下に要約する．

(1) 水中下で Er:YAG レーザを照射すると，照射直後から水の気化に伴って発生する蒸気泡が生じ，パルスレーザの照射中は蒸気泡が照射方向に成長する．照射終了後は，気化領域が球状になりながら次第に消失し，照射部近傍の急激な圧力変化に起因してキャビテーションによる気泡が発生する．

(2) 水中でレーザ照射すると，照射開始直後はレーザがファイバ先端付近の水に吸収され，照射エネルギが蒸気泡を形成するために使用される．蒸気泡の形成後は，その内部でほとんどレーザが吸収されず水中照射の条件でもレーザが深部まで到達する．

(3) レーザ照射による歯質表面の窩洞形成では，水膜の有無によって歯質除去メカニズムが異なる．水膜が無い条件では，歯質内に含まれる OH 基にレーザが吸収され歯質が瞬時に蒸発することで除去されるメカニズムが主要因である．これに対して，水膜を付加するとレーザ照射直後から発生する蒸気泡やレーザ照射後に蒸気泡が急激に収縮することで発生するキャビテーションが寄与していることが示唆された．

謝　　辞

実験で使用した Er:YAG レーザは株式会社モリタ製作所からお借りした．記して深甚なる謝意を表す．また，歯科材料の取扱について適切なアドバイスを頂いた杉原歯科クリニック院長　杉原成良氏，旭川歯科クリニック院長　和賀正明氏に感謝する．本研究の一部は，科学研究費補助金若手研究(B) 「レーザ光と酸化チタン粉末の併用による殺菌効果発現のメカニズム解明に関する研究」(課題番号 : 21791847)による助成を受けて遂行された．

文　　献

(1) Einstein A., “Zur Quantentheorie der Strahlung”, *Physika Zeitschrift*, Vol. 18 (1917), pp.121-128.

(2) Maiman, T.H., “Stimulated Optical Radiation in Ruby”, *Nature*, Vol. 187 (1960), pp. 493-494.

(3) Kushida, T. and Geusic, J.E., “Optical Refrigeration in Nd-Doped Yttrium Aluminium Garnet”, *Physical Review Letters*, Vol. 21 (1968), pp. 1172-1175.

(4) Patel, C.K.N., “Continuous-Wave Laser Action on Vibrational-Rotational Transitions of CO_2”, *Physical Review*, Vol. 136 (1964), pp.　A1187-1193.

(5) Hall, R.N., Fenner, G.E., Kingsley, J.D., Soltys, T.J. and Carlson, R.D., “Coherent Light Emission from GaAs Junctions”, *Physical Review Letters*, Vol. 9 (1962), pp. 366-368.

(6) Goldman, L., Hornby, P., Meyer, R., Goldman, B., “Impact of the Laser on Dental Caries”, *Nature*, Vol. 203 (1964), pp.

417-423.
(7) Stern, R.H. and Sognnaes, R.F., “Laser beam effect on dental hard tissues”, *Journal of Dental Research*, Vol. 43 (1964), pp. 873.
(8) 森岡俊夫，鈴木和雄, “レーザーによるう蝕予防(上)”，歯界展望, Vol. 62, No. 3 (1983), pp. 529-537.
(9) 山口博康，小林一行，佐藤恭道，長田玲子，菊池康次郎，櫻庭栄一，野村典生，新井高，中村次郎，“Nd:YAG レーザーの表面麻酔効果”，日本レーザー歯学会誌，Vol. 9 (1998), pp. 9-12.
(10) Visuri, S.R., Walsh Jr, J.T., and Wigdor, H.A., “Erbium laser ablation of dental hard tissue: Effect of water cooling”, Lasers in Surgery and Medicine, Vol. 18, No. 3 (1996), pp. 294-300.
(11) Mir, .M, Meister, J., Franzen, R., Sabounchi, S.S., Lampert, F. and Gutknecht, N., “Influence of water-layer thickness on Er:YAG laser ablation of enamel of bovine anterior teeth”, *Lasers in Medical Science*, Vol. 23, No. 4 (2008), pp. 451-457.
(12) Armengol, V., Jean, A. and Marion, D., “Temperature Rise during Er:YAG and Nd:YAG Laser Ablation of Dentin”, *Journal of Endodontics*, Vol. 26, No. 3 (2000), pp. 138-141.
(13) Kumazaki, M. and Toyoda, K., “Removal of Hard Dental Tissue (Cavity Preparation) with the Er:YAG Laser”, *Journal of Japanese Society for Laser Dentistry*, Vol. 6 (1995), pp. 16-24.
(14) 粟津邦男，赤外レーザー医工学 (2008), pp. 103, 大阪大学出版会.
(15) Meister, J., Franzen, R., Forner, K. and Grebe, H., “Influence of the water content in dental enamel and dentin on ablation with erbium YAG and erbium YSGG lasers”, Journal of Biomedical Optics, Vol. 11, No. 3 (2006), No, 034030.
(16) Kang, H.W. and Welch, A.J., “Effect of liquid thickness on laser ablation efficiency”, *Journal of Applied Physics*, Vol. 101, No. 8 (2007), Art No. 083101.
(17) 瀧澤雅一，天谷哲也，春山親弘，亀山敦史，高瀬安晶，平井義人，熊崎護，“Er:YAG レーザ照射時の注水量が象牙質切削に及ぼす影響”，日本レーザー歯学会誌，Vol. 12 (2001), pp. 84-91.
(18) Colucci, V., Do Amaral, F.L.B., Pécora, J.D., Palma-Dibb, R.G. and Milori Corona, S.A., “Water flow on erbium:yttrium-aluminum-garnet laser irradiation: Effects on dental tissues”, *Lasers in Medical Science*, Vol. 24, No. 5 (2009), pp. 811-818.
(19) Elijah, K.A., “*Principles of Laser Materials Processing*” (2009), pp.14-17, John Wiley & Sons, Inc.
(20) Duck, F.A., “Physical properties of tissue” (1990), pp. 61, Academic Press.
(21) Papatsoris, A.G., Varkarakis, I., Dellis, A., Deliveliotis, C., “Bladder lithiasis, From open surgery to lithotripsy”, *Urological Research*, Vol. 34, No. 3 (2006), pp. 163-167.
(22) Furumoto, T., Ueda, T., Kasai, A. and Hosokawa, A., “Surface Temperature during Cavity Preparation on Human Tooth by Er:YAG Laser Irradiation”, *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, Vol. 60, No. 1 (2011), pp. 555-558.