

Er:YAG レーザーの照射条件が歯科用セメント
の蒸散に及ぼす影響

日本大学大学院歯学研究科歯学専攻

那須大介

(指導：白川哲夫教授，高森一乗講師)

緒 言

歯科領域においてレーザーは、軟組織への外科処置、歯内療法、インプラント周囲炎など様々な分野で応用されており¹⁾、硬組織に対しては、高速切削機器にかわる切削法としても応用が検討されている。

Er:YAG レーザーの発振波長は 2.94 μm であり、水の吸収ピークにほぼ一致する。そのため水分が照射表面で容易に蒸散されることから、注水を併用することにより被照射体の深部にまで熱影響を与えず、エナメル質や象牙質などの硬組織の蒸散に有効性が高いと報告されている²⁾。またレーザー照射による蒸散時の騒音や振動もタービンなどの高速切削機器より少なく、歯科治療におけるストレスの軽減につながると報告されている^{3,4)}。

通常、歯内療法は一回の処置で終わることが少なく、患歯の状態によって治療回数が増えることがしばしばあり、治療ごとに歯科用セメント（以降セメントとする）による仮封やその除去が必要となる⁵⁾。Er:YAG レーザーの歯科治療への応用の一つとして歯科用材料の蒸散が考えられ、セメントをレーザーによって容易に除去できれば、振動に対するストレスを与えずに治療を進めることができる。Er:YAG レーザーの蒸散効率は、設定条件により大きく異なることから、臨床応用に際しては適切な蒸散条件についての基礎データの収集が重要で

ある。しかし、Er:YAG レーザーによってセメントの蒸散を行う際の適切な蒸散条件やセメントの形状変化については不明な点が多い。

そこで今回、暫間充填や裏層などに使用されるセメントに対して Er:YAG レーザーを用い、蒸散の至適条件や残存セメントの形状変化を明らかにすることを目的に研究を実施した。

材料および方法

1. レーザー装置および試料の調整

レーザー装置は、波長 $2.94 \mu\text{m}$ の Er:YAG レーザーである Erwin AdvErL (株式会社モリタ製作所, 京都) を使用した。設定条件においては制限があり、繰り返しパルス 1~10 pps では出力 30~350 mJ, 20 pps では 30~150 mJ, 25 pps では 30~70 mJ とされている。今回の実験では、レーザー照射条件として出力は 150 mJ~350 mJ, 繰り返しパルスは 10~20 pps, 注水量は 0~8.0 ml/min にて行った。

被験用セメントとして、暫間充填や裏層などに使用される使用頻度の高い、水硬性セメントのキャビトン EX (株式会社ジーシー, 東京, 以降 HC とする), 酸化亜鉛ユージノールセメントのネオダイン α (ネオ製薬株式会社, 東京, 以

降 ZOEC とする), グラスアイオノマーセメントのベースセメント (株式会社松風, 京都, 以降 GIC とする) の 3 種類を用いた。

被験試料用ホルダーには, アクリル角柱ならびにアクリル円柱 (アクリサンデー株式会社, 東京) の 2 種類を使用した。方法として, 幅 10.0 mm×10.0 mm, 高さ 8.0 mm の透明アクリル角柱の中央部に内径 2.5 mm, 深さ 3.0 mm のくぼみを形成し (第 1 図 A), HC は製造者指示に従った操作方法で, ZOEC の粉液比は, 粉末 0.5 g, 液 0.1 ml, 練和時間 1 分, GIC の粉液比は, 粉末 2.6 g, 液 1.0 g, 練和時間 1 分の条件にて各セメントを充填した。また, 外径 10.0 mm, 高さ 8.0 mm の透明アクリル円柱の中央部に内径 7.0 mm, 深さ 8.0 mm の空洞を形成し (第 1 図 B), アクリル角柱と同条件で各セメントを充填した。充填したセメントは, 硬化後, 37°C の水中に一週間浸漬し, その後, 耐水研磨紙 2000 番まで順次研磨して実験に用いた。また, 試料数は実験に応じて 5 または 15 とした。

2. コンタクトチップの先端径の違いによる蒸散時間の測定

アクリル角柱に充填した HC, ZOEC, GIC を被験試料として実験を行った。被照射体に対し 1.0 mm の距離から垂直にレーザーを照射した。照射条件は, コンタクトチップ C400F (先端径 400 μm) および C600F (先端径 600 μm), 注水量 4.0 ml/min, 出力 350 mJ, 繰り返しパルス 10 pps とした。蒸散時間は, 照射

開始から充填したセメントが蒸散されてなくなるまでの時間とし、ストップウォッチを用いて計測した。

3. 注水量の違いによる蒸散時間の測定

アクリル角柱ホルダーに充填した HC を被験試料として実験を行った。被験試料に対し 1.0 mm の距離から垂直にレーザーを照射した。照射条件は、コンタクトチップ C400F, 注水量 0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min, 出力 150 mJ, 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps とした。蒸散時間は、照射開始から充填したセメントが蒸散されてなくなるまでの時間とし、ストップウォッチを用いて計測した。

4. 温度変化の測定

アクリル円柱に充填した HC, ZOEC, GIC を被験試料として実験を行った。被験試料より 1.0 mm の距離から垂直に 30 秒間レーザーを照射した。照射条件は、コンタクトチップ C400F, 注水量 0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps とした。照射されたセメントの中央部と辺縁部の温度変化を Neo Thermo TVS-700 (日本アビオニクス株式会社, 東京) にて測定した後、熱画像解析ソフト PE Professional (日本アビオニクス株式会社, 東京) を使用し、照射中心部と辺縁部の温度変化を算出した。

5. 出力，繰り返しパルスによる蒸散時間の測定

アクリル角柱に充填した HC を被験試料として実験を行った。被験試料より 1.0 mm の距離から垂直に 30 秒間レーザーを照射した。照射条件は，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 150 mJ，300 mJ，繰り返しパルス 10 pps，20 pps とした。蒸散時間は，照射開始から充填したセメントが蒸散されてなくなるまでの時間とし，ストップウォッチを用いて計測した。

6. レーザー照射によるセメントの形状変化と蒸散量の測定

1) 移動照射によるセメントの形状変化

アクリル円柱に充填した HC，ZOEC，GIC を被験試料として実験を行った。電動ステージにより 1.0 mm/s のスピードで試料を水平移動させながら，コンタクトチップ C400F にて被験試料より 1.0 mm の距離からレーザーを垂直に 3 秒間照射した。照射条件はコンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps とした。照射したセメントの蒸散面の形状変化をレーザー顕微鏡 VK-8500（KEYENCE 製，東京）を用いて観察し，画像計測，形状解析アプリケーション VK-H1W（KEYENCE 製，東京），線幅自動計測アプリケーション VK-H1A7（KEYENCE 製，東京）を用いて解析した。

2) 固定照射によるセメントの形状変化

アクリル円柱に充填した HC, ZOEC, GIC を被験試料として実験を行った。被験試料より 1.0 mm の距離から, セメント表面中央部に垂直に 30 秒間レーザーを照射した。照射時間以外の照射条件は 1) と同様に設定し, セメントの蒸散面の形状変化を観察した。

3) 固定照射によるセメントの蒸散量の測定

2) と同様の被験試料ならびに照射条件でレーザーを照射し, セメントの蒸散面の蒸散深さと蒸散体積を解析アプリケーションを用いて測定した。

7. 統計処置

コンタクトチップの先端径の違いによる蒸散時間の比較, 出力, 繰り返しパルスと蒸散時間の関係で得られた結果は Tukey 法, 蒸散時間に対する注水量の影響, 固定照射したセメントの蒸散深さと蒸散体積で得られた結果は, Games-Howell 法, レーザー照射に伴う温度変化で得られた結果は Steel-Dwass 法を用いて有意水準 1% で統計学的検討を行った。

結 果

1. コンタクトチップの先端径の違いによる蒸散時間の比較

測定結果を第2図に示す。各セメントとも C600F よりも C400F で蒸散時間が短かった。また、すべてのセメントにおいて有意差が認められた。以上の結果より、以降の実験はコンタクトチップ C400F にて行った。

2. 蒸散時間に対する注水量の影響

測定結果を第3図に示す。蒸散時間は、無注水で、出力 150 mJ では 95 ± 5.3 秒、出力 250 mJ では 60 ± 4.6 秒と最も短く、出力 150 mJ、250 mJ とも注水量の増加に伴い蒸散時間は長くなった。150 mJ では、注水量 4.0 ml/min と 6.0 ml/min 間、250 mJ では、注水量 6.0 ml/min と 8.0 ml/min 間以外で蒸散時間に有意差が認められた。

3. レーザー照射に伴う温度変化

レーザー照射時のサーモグラフィー画像を第4図、照射中心部の測定結果を第5図に示す。照射中心部では、レーザー照射に伴い、無注水ではすべてのセメントにおいて 100°C 以上の著しい温度上昇が認められたが、注水量 2.0 ml/min 以上では温度上昇が抑えられた。また注水量 8.0 ml/min では、HC、GIC におい

て温度上昇は 10°C以下に抑えられたが、ZOEC では、10.8°Cまで上昇した。有意差はすべてのセメントで 0 ml/min と 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min 間に認められた。

照射辺縁部の測定結果を第 6 図に示す。無注水下で HC の温度上昇は、65°C程度であったが、ZOEC, GIC において 100°C以上の温度上昇が認められた。また、注水量 4.0 ml/min 以上で、HC, ZOEC, GIC のすべてにおいて温度上昇は 10°C以下に抑えられた。有意差は、HC, ZOEC では、0 ml と 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min 間に認められ、GIC では 0 ml と 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min 間、2.0 ml と 6.0, 8.0 ml/min 間に認められた。

4. 出力、繰り返しパルスと蒸散時間の関係

測定結果を第 7 図に示す。出力 150 mJ, 繰り返しパルス 20 pps と比較した場合、出力 300 mJ, 繰り返しパルス 10 pps での蒸散時間が短く、繰り返しパルス数を倍増することよりも、出力を倍増した場合に蒸散時間はより短縮した。すべての設定条件間において有意差が認められた。

5. レーザー照射によるセメントの形状変化と蒸散量

1) 移動照射によるセメントの形状変化

測定結果を第 8 図に示す。HC では、照射底面に向かい、深くなだらかな蒸散が認められた。ZOEC では、照射部から照射辺縁部にかけて隆起を呈しており、照射底面は粗造であった。GIC では、照射表面は全体的に変性層が観察された。

また各セメントの蒸散幅は、HC では $945.8 \pm 89.40 \mu\text{m}$ 、ZOEC では $872.8 \pm 102.10 \mu\text{m}$ 、GIC では $519.4 \pm 73.30 \mu\text{m}$ 、蒸散深さは、HC では $260.2 \pm 133.22 \mu\text{m}$ 、ZOEC では $397.7 \pm 52.26 \mu\text{m}$ 、GIC では $174.0 \pm 87.19 \mu\text{m}$ であった。

2) 固定照射によるセメントの形状変化

測定の結果を第 9 図に示す。HC では照射中央部に深い蒸散が認められ、ZOEC では照射中央部が蒸散されたが底面は粗造であった。GIC では、照射表面に変性層が認められたが、蒸散量は少なかった。また各セメントの蒸散幅の直径は、HC で $776.7 \pm 54.99 \mu\text{m}$ 、ZOEC では $689.3 \pm 82.85 \mu\text{m}$ 、GIC では $605.3 \pm 49.26 \mu\text{m}$ であった。

3) 固定照射したセメントの蒸散深さと蒸散体積

測定結果を第 10 図に示す。蒸散深さ、蒸散体積ともに HC、ZOEC、GIC の順で小さくなり、各セメント間で有意差を認めた。

考 察

硬組織の蒸散において、Er:YAG レーザーは、注水を併用することにより熱影響を少なくすることが可能で、かつ他のレーザーよりも蒸散効率が高いとされている¹⁾。また従来の高速切削機器と比べ、窩洞形成に約 3 倍の時間を要するも

の⁶⁾、振動や騒音が小さいことから小児においては、不安感や恐怖心を少なくできるという利点を有する。また、レーザーを用いた治療後のアンケート調査でも、次回にレーザーによる治療を希望した患者が80%以上であったと報告されている^{7,8)}ほか、成人患者でも75%がレーザーによる窩洞形成において不快感がなかったと報告されている⁹⁾。また軟組織の蒸散において、照射条件を調整することにより、症例によっては局所麻酔を併用することなく処置が可能であったと報告されている^{10,11)}。

Er:YAGレーザーによるセメントの蒸散は、高速切削機器や超音波スケーラーを用いて除去する方法と比較すると騒音および振動が少ない^{3,12-14)}ことより、患者のストレスを軽減できる方法として期待される。しかし、セメントにEr:YAGレーザーを照射した際の蒸散効率や蒸散面の変化に関する報告はほとんどなく不明な点が多い。そこで今回、セメントにレーザーを照射した際の蒸散効率および蒸散面の形状変化について検討した。

1. コンタクトチップの先端径による蒸散時間の比較

本研究では、Er:YAGレーザーによりHC、ZOEC、GICを蒸散した結果、蒸散時間に違いがあるものの、すべてのセメントを蒸散することが可能であった。

セメントの蒸散時間はC400F、C600FともにHCが最も短く、ZOEC、GICの順で長くなった。蒸散の機序として、レーザー照射によりセメントの水分子が微

小爆発し、セメントが蒸散されると考えられるが、本実験に用いたセメントの圧縮強さは HC で 2.5 MPa¹⁵⁾、ZOEC で 15 MPa 以上¹⁵⁻¹⁷⁾、GIC で 230 MPa¹⁸⁾の順で、本研究の蒸散時間の結果とよく対応することから、セメントの強度が蒸散時間に大きく関係していると考えられた。

コンタクトチップについて、同じ出力であれば径が小さいほど先端エネルギー密度が高くなり、硬組織において蒸散効率が上昇すること¹⁹⁾が知られている。今回の研究でも C600F より径の小さい C400F の蒸散効率が高く、HC、ZOEC、GIC それぞれ、36.3%、55.5%、40.3%の蒸散時間の短縮を認めた。

2. 蒸散時間に対する注水量の影響とレーザー照射に伴う温度変化

Er:YAG レーザーは、注水量を増減することにより、温度変化やその蒸散効率が大きく左右されること^{2,20-22)}が知られている。象牙質では、コンタクトチップ先端より 1.0 mm 離し、コンタクトチップ径 600 μm 、出力 75 mJ、繰り返しパルス 10pps、照射時間 3 秒、注水量 0 ml, 1.0ml, 2.0ml, 4.0ml, 8.0ml/min の設定条件で、温度変化は無注水で 24.9°C、1.0 ml/min で 4.4°C、2.0 ml/min で 2.5°C、4.0 ml/min で 1.9°C、6.0 ml/min で 1.4°C、8.0 ml/min で 1.2°Cの上昇があり、蒸散深さは無注水で最も深く、1.0 ml, 2.0 ml, 4.0 ml, 6.0 ml, 8.0 ml の順で浅くなり、蒸散体積では 1.0 ml/min で最も大きく、2.0 ml, 4.0 ml, 0 ml, 6.0 ml, 8.0 ml の順で小さくなったと報告されている²⁾。

本研究では被照射体である HC よりチップ先端を 1.0 mm 離し、コンタクトチップ直径 400 μm 、出力 150 mJ、250 mJ、繰り返しパルス 10 pps の設定条件で蒸散した結果、無注水で最も蒸散時間が短く、注水を増加するに従い蒸散時間は長くなった。

これまでの研究から、硬組織の切削やレーザー照射に伴う歯髄内温度の上昇が 5.6°Cであった場合、15%は歯髄壊死が認められたと報告されている²³⁾。本研究結果より、照射部中心部の温度上昇を 5.6°C以下に抑えるためには、出力 250 mJ、繰り返しパルス 10 pps、照射時間 30 秒間の照射条件で、注水量を HC で 6.0 ml/min、GIC で 6.0 ml/min 以上にすると考えられる。また ZOEC では、注水量 8.0 ml/min でも温度上昇が 10.8°Cであったことから、この照射条件では 5.6°C以下に抑えることが難しいと考えられる。一方、照射辺縁部では、HC で 4.0 ml/min、ZOEC で 6.0 ml/min、GIC で 4.0 ml/min 以上に設定すれば温度上昇を 5.6°C以下に抑えられることがわかった。

3. 出力、繰り返しパルスと蒸散時間の関係

先端チップ径に加え、レーザーの出力と繰り返しパルス数も蒸散時間に影響する。本研究で、繰り返しパルス数の増加より出力の増加が蒸散時間の短縮に寄与していた。すなわち出力を 150 mJ として、繰り返しパルスを 10 pps から 20 pps に増加させたが、蒸散時間は半分までには短縮されなかった。一方、繰り返

しパルス数を 10 pps として、出力を 150 mJ から 300 mJ に増加したところ、蒸散時間はほぼ半分まで短縮された。Er:YAG レーザーによる歯質の蒸散においても、同出力の設定で繰り返しパルス数を 1 pps と 3 pps で比較した結果、蒸散深さは 3 倍にならなかったことが報告されている²⁴⁾ことから、検討した 3 種のセメントにおいても、歯質の蒸散と同様に、繰り返しパルス数の増加よりも出力の増加が蒸散効率に影響を与えることが明らかになった。

4. レーザー照射によるセメントの変化と蒸散量の測定

HC では固定照射、移動照射した蒸散像ともに、照射辺縁部から中心部に向かいなだらかに蒸散され、逆釣鐘状に深く蒸散された。その理由として、HC が石膏成分と水との反応により硬化するため、この水分がレーザー照射の蒸散効率を高めていることが考えられた。

ZOEC では、照射辺縁部表面に凹凸が認められたものの、主に照射中央部が蒸散されていた。また移動照射させた場合、照射辺縁部にセメントの隆起が観察された。ZOEC の硬化反応では、ユージノール亜鉛の結晶より成るマトリックス中に、酸化亜鉛の未反応粒子として酸化亜鉛コアが形成され、その中には油性成分が含まれている²⁵⁾。レーザー照射によるその油性成分の温度上昇と微小爆発により圧が上昇し、硬化体が外側に押されてセメントの隆起状の変形が生じたと考えられた。

GIC では、照射部に変性層が観察された。GIC の硬化反応は、ポリアクリル酸の水溶液がアミノシリケートガラスやフッ化カルシウムの表面を溶かし、 Ca^{2+} や Al^{3+} を遊離させ、これが液中のアクリル酸のカルボキシ基と架橋してゲル化して硬化し¹⁷⁾、ガラス硬化体は、未反応ガラス粒子がコアとなり反応相がマトリックスを形成する²⁶⁾。GIC にみられた変性層は、レーザー照射によりこのマトリックスに材質変化が生じたためと考えられた。

GIC においては、Er:YAG レーザー照射によって変性層が生じることから臨床応用に際して考慮する必要があると考えられた。なお、蒸散量の測定では HC、ZOE、GIC の順に少なくなり、蒸散時間に対応した結果が得られた。

以上の結果より、Er:YAG レーザーによって各セメントを蒸散させることが可能であると考えられた。臨床応用に際しては、熱影響や蒸散効率を考慮し、使用するセメントの種類に応じて、コンタクトチップや注水量、出力、繰り返しパルスなどの照射条件を設定することが重要と考えられた。

結 論

Er:YAG レーザー照射によりセメントを蒸散する際の、蒸散効率ならびに蒸散面の形状変化について検討し、以下の結論を得た。

1. コンタクトチップは、径が小さい方が HC, ZOEC, GIC のいずれについて蒸散効率が高かった。
2. 注水量の増加とともに蒸散効率は低下した。
3. 温度変化について、照射中心部では無注水ですべてのセメントにおいて 100℃を超える温度上昇を認めたものの、注水量の増加により温度上昇は抑えられ、照射部辺縁では、HC で 4.0 ml/min, ZOEC で 6.0 ml/min, GIC で 4.0 ml/min 以上に設定すれば温度上昇を 5.6℃以下に抑えられることがわかった。
4. 繰り返しパルスを増加させるよりも出力を増加させる方が蒸散効率は高かった。
5. レーザー照射により、HC は他のセメントに比べて深く蒸散された。また ZOEC では照射辺縁部にセメントの隆起が、GIC では照射部に変性層が観察された。
6. レーザー照射による蒸散量は、HC, ZOEC, GIC の順で小さくなった。

文 献

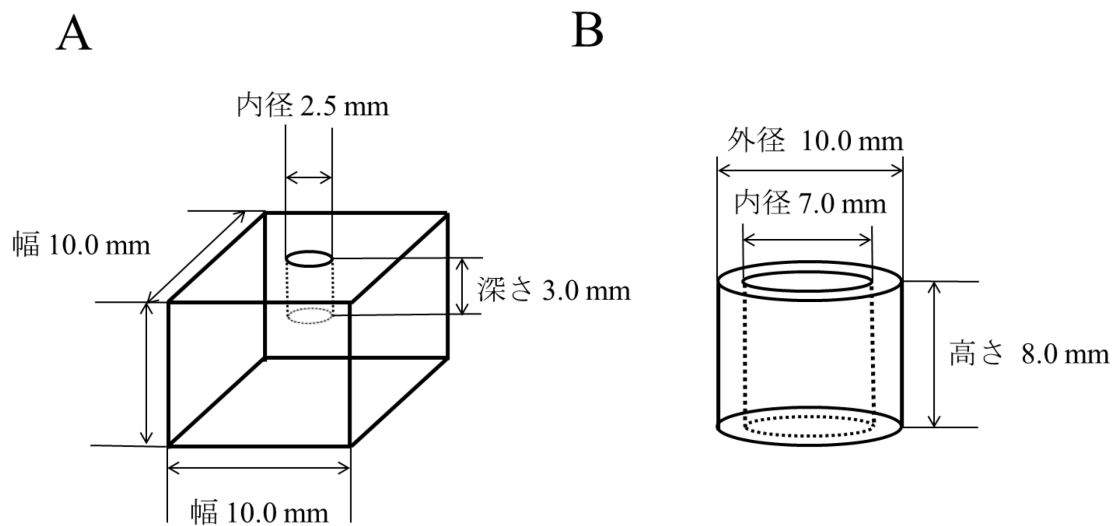
- 1) 石川 烈 編 (2011) Er:YAG レーザーの基礎と臨床. 初版第一刷, 第一歯科出版, 東京, 48-216.
- 2) 瀧澤雅一, 天谷哲也, 春山親弘, 亀山敦史, 高瀬保晶, 平井義人, 熊崎 護 (2001) Er:YAG レーザー照射時の注水量が象牙質切削に及ぼす影響. 日レ歯誌 12, 84-91.
- 3) 高森一乗, 大橋英夫, 渡部 茂, 白川哲夫 (2010) 小児・障がい児歯科支援におけるレーザーのエビデンスとその効果. 日レ歯誌 21, 83-88.
- 4) 秋山茂久, 村上旬平, 小西敏子, 森田剛敏, 福井夏子, 榎間裕紀子, 田中智子, 天野敦雄, 森崎市治朗 (2001) エルビウムヤグレーザーの知的障害者への応用. 障歯誌 22, 50-53.
- 5) 紅林尚樹, 小出一久, 花沢秀美 (2003) 抜髄時および感染根管治療時に施される根管貼薬剤, 仮封材と治療回数についての歯科開業医アンケート調査. 日歯内療誌 24, 78-82.
- 6) Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, Ando Y, Yamamoto H (1998) Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. J Dent Res 77, 1404-1414.

- 7) Liu J-F, Lai Y-L, Shu W-Y, Lee S-Y (2006) Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg* 24, 489-493.
- 8) 増田理沙, 苅部洋行, 梅津糸由子, 萩原栄和, 岩崎てるみ (2009) 小児患者に対する Er:YAG レーザー使用の有効性に関する予備的研究. *小児歯誌* 47, 8-15.
- 9) 石丸和俊, 坂本富則, 岩瀬弘和, 秋本尚武, 藤林久仁子, 桃井保子, 高木正明, 河野 篤, 稲井紀道, 中島正敏, 吉川孝子, 二階堂徹, 大槻昌幸, 田上順次 (2000) Er:YAG レーザーによるう蝕除去の臨床評価. *日歯保存誌* 43, 892-907.
- 10) 渡辺 久, 青木 章, 安藤嘉則, 石川 烈, 鈴木基之, 小杉禎久, 星 政和, 長谷川鉦司, 石川達也, 藤井弁次 (1995) Erbium:YAG レーザーの軟組織外科手術, スケーリングおよび窩洞形成への応用と臨床評価. *日歯保存誌* 38, 1168-1179.
- 11) 高森一乗, 那須大介, 関 信行, 西山未紗, 白川哲夫 (2012) 小児軟組織疾患への Er:YAG レーザーの応用と実態調査. *小児歯誌* 50, 393-397.
- 12) 瀧澤雅一, 青木 聡, 高瀬保晶, 石川達也, 熊崎 護, 井上昌孝, 善入邦夫, 藤井弁次, 長谷川鉦司, 石川 烈 (1995) Er:YAG Laser の窩洞形成への応用と臨床評価. *日歯保存誌* 38, 1035-1047.

- 13) 高森一乗, 福島理恵, 古川裕彦, 森川良勝, 片山 直, 渡部 茂 (2001) 硬組織切削振動と疼痛との関係についての基礎研究 第1報 Er:YAG レーザ一切削時の微小振動について. 日歯保存誌 44, 699-705.
- 14) Takamori K, Fukukawa H, Morikawa Y, Katayama T, and Watanabe S (2003) Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. Lasers Surg Med 32, 25-31.
- 15) 細矢哲康 (1991) 根管治療に使用する仮封材に関する基礎的並びに臨床的研究. 日歯保存誌 30, 545-561.
- 16) 沈 在明 (1992) 酸化亜鉛ユージノールセメント系仮封材の臨床粉液比に関する研究 - とくにその物性と封鎖性について -. 日歯保誌 35, 1443-1454.
- 17) 小田 豊 (2007) 新編歯科理工学, 第4版, 学建書院, 東京, 220-227.
- 18) 勝山 茂, 石川達也, 藤井弁次編 (1989) グラスアイオノマーセメント. デンタルダイヤモンド社, 東京, 16-24.
- 19) 何 陽介, 岡本佳三, 馬場篤子, 本川 渉 (2006) エナメル質及び Er:YAG レーザー照射の影響 - 照射出力による蒸散幅, 蒸散深度及び表面微細構造の変化に関して -. 福岡歯大誌 32, 149-161.
- 20) Burkes EJ Jr, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M (1992) Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG laser. J Prosthet Dent 67, 847-851.

- 21) Visuri SR, Walsh JT. Jr, Wigdor HA (1996) Erbium laser ablation of dental hard tissue: effect of water cooling. *Lasers Surg Med* 18, 294-300.
- 22) Attrill DC, Davies RM, King TA, Dickinson MR, Blinkhorn AS (2004) Thermal effects of the Er:YAG laser on a simulated dental pulp: a quantitative evaluation of the effects of a water spray. *J Dent* 32, 35-40.
- 23) Zach L, Cohen G (1965) Pulp response to externally applied heat. *Oral Surg Oral Med Oral pathol* 19, 515-530.
- 24) 土田 昌, 江黒 徹, 前田 徹, 田中久義 (1997) Er:YAG レーザーによる歯冠色成形修復材の蒸散. *日歯保存誌* 40, 1086-1095.
- 25) 韓 臨麟, 松井香苗, 岡本 明, 興地隆史 (2008) 各種歯内療法用仮封材の封鎖性に関する研究. *日歯保存誌* 51, 274-280.
- 26) 尾松 純, 長沢悠子, 日比野 清 (2010) 合着用ガラスアイオノマーセメントの機械的性質に及ぼす要因 - 粉液比が圧縮強さと破壊靱性値に及ぼす影響. *日歯理工誌* 29, 50-60.

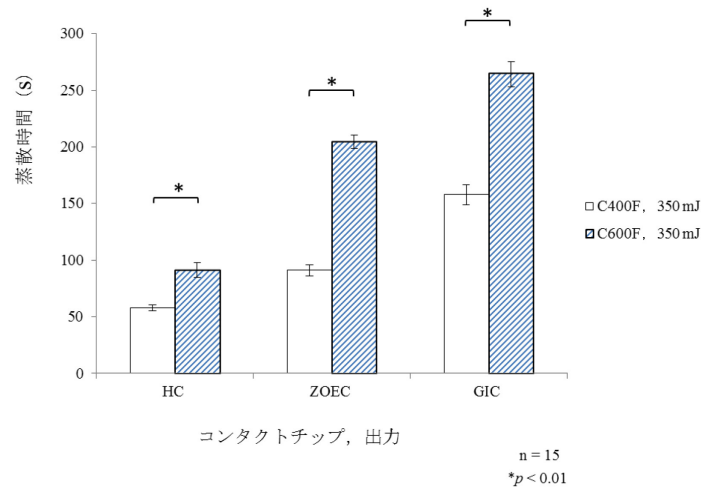
図，表



第 1 図 被験試料用ホルダーの外形

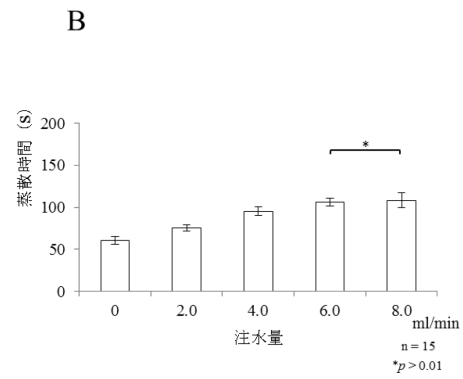
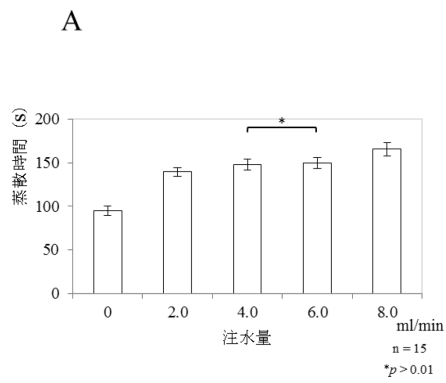
A : アクリル角柱ホルダー

B : アクリル円柱ホルダー



第2図 コンタクトチップの先端径の違いによる蒸散時間の比較

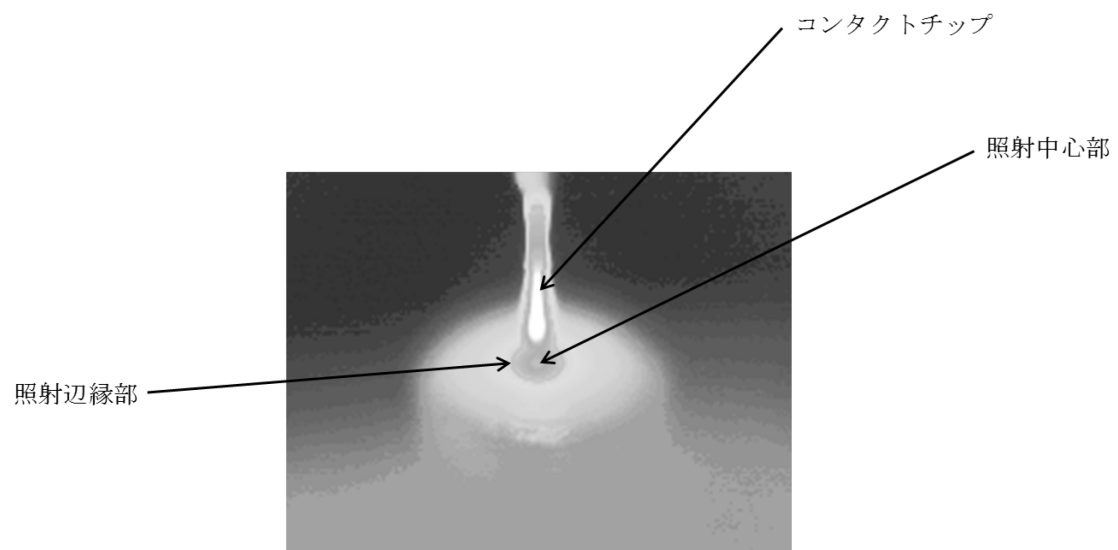
(被験試料HC, ZOEC, GIC, コンタクトチップC400F, C600F, 注水量4.0 ml/min, 出力350 mJ, 繰り返しパルス10 pps)



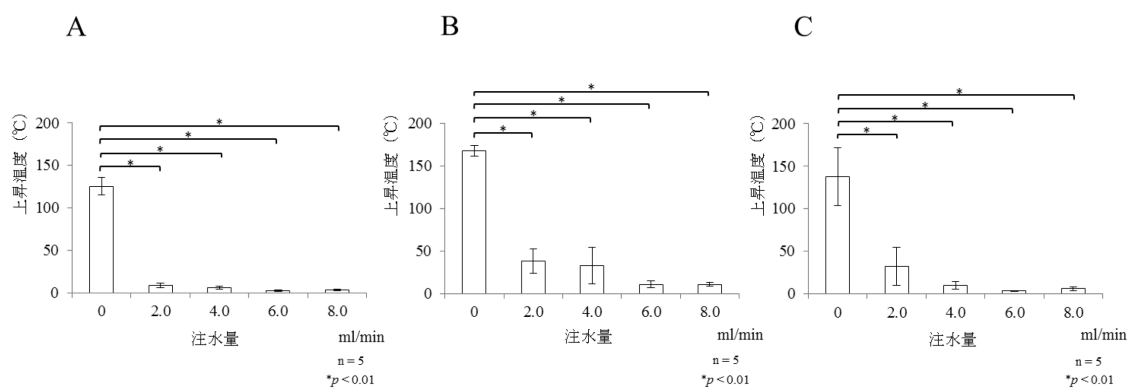
第3図 蒸散時間に対する注水量の影響

A: 被験試料 HC, コンタクトチップ C400F, 注水量 0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min, 出力 150 mJ, 繰り返しパルス 10 pps

B: 被験試料 HC, コンタクトチップ C400F, 注水量 0, 2.0, 4.0, 6.0, 8.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps



第4図 レーザー照射時のサーモグラフィー画像

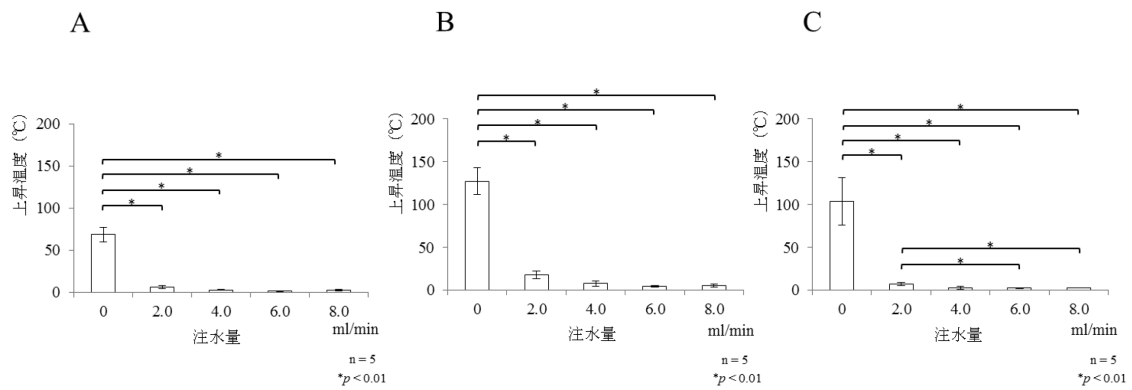


第5図 照射中心部の温度への注水の影響

A：被験試料 HC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps

B：被験試料 ZOEC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps

C：被験試料 GIC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps

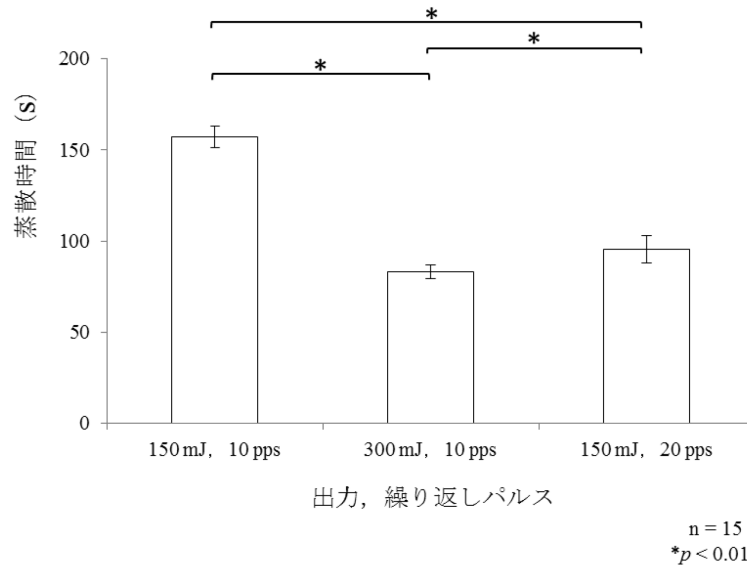


第 6 図 照射辺縁部の温度への注水の影響

A：被験試料 HC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps

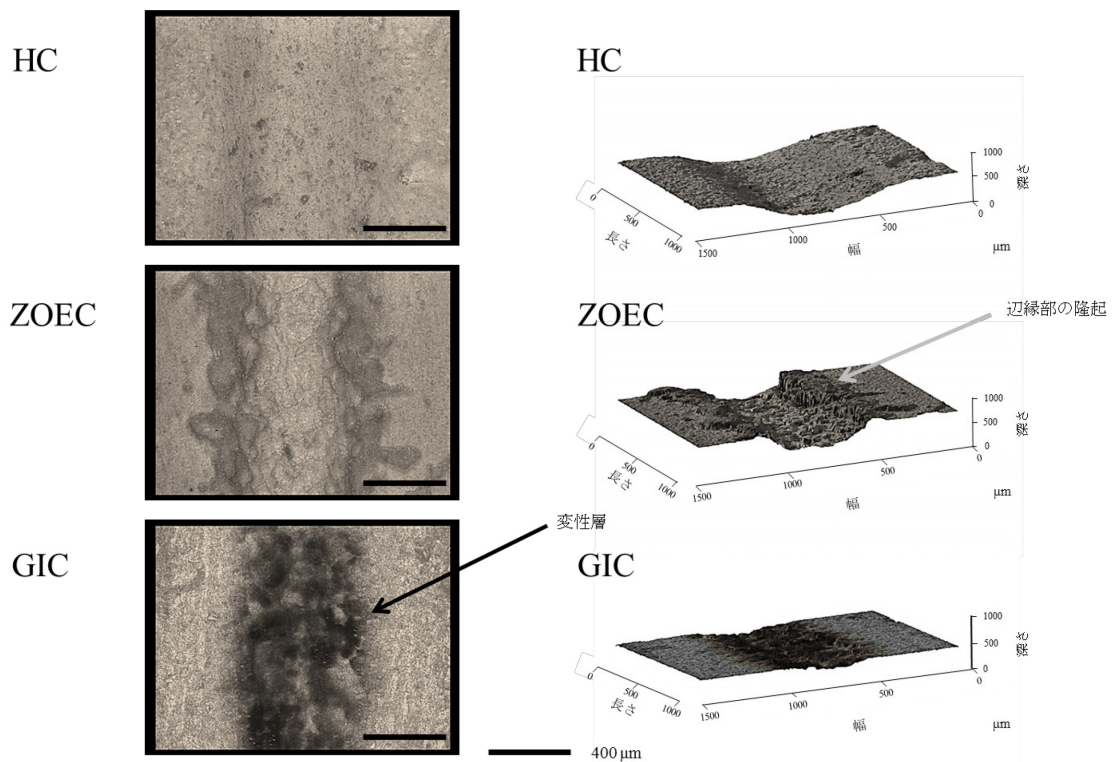
B：被験試料 ZOEC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps

C：被験試料 GIC，コンタクトチップ C400F，注水量 4.0 ml/min，出力 250 mJ，繰り返しパルス 10 pps



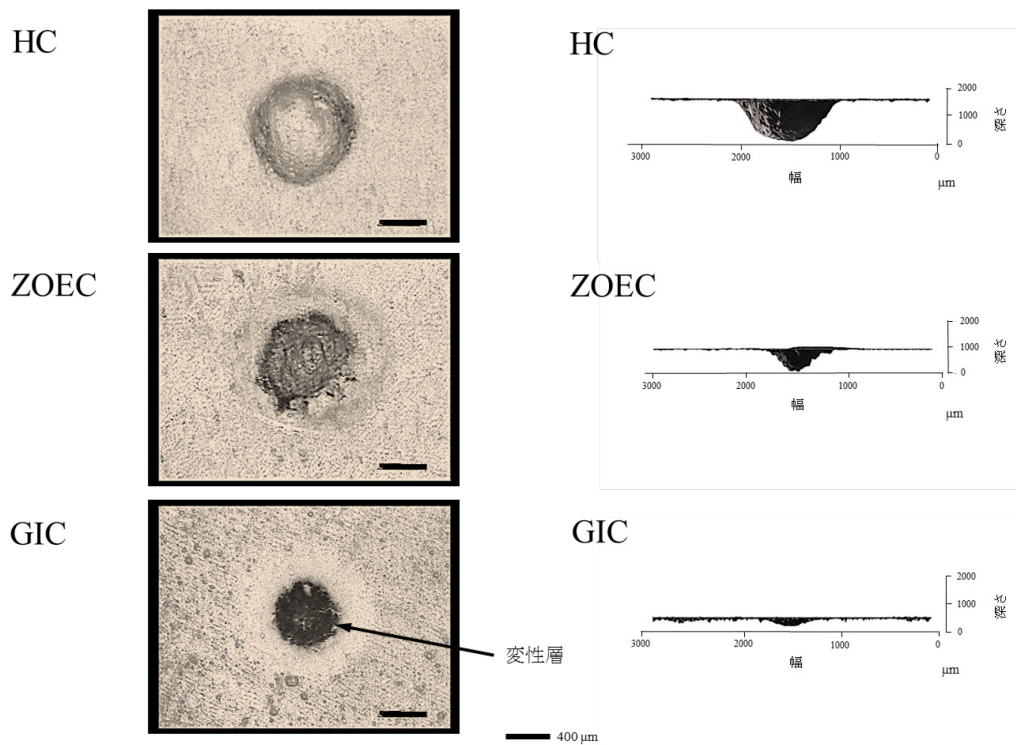
第7図 出力, 繰り返しパルスと蒸散時間の関係

(被験試料 HC, コンタクトチップ C400F, 注水量 4.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps)



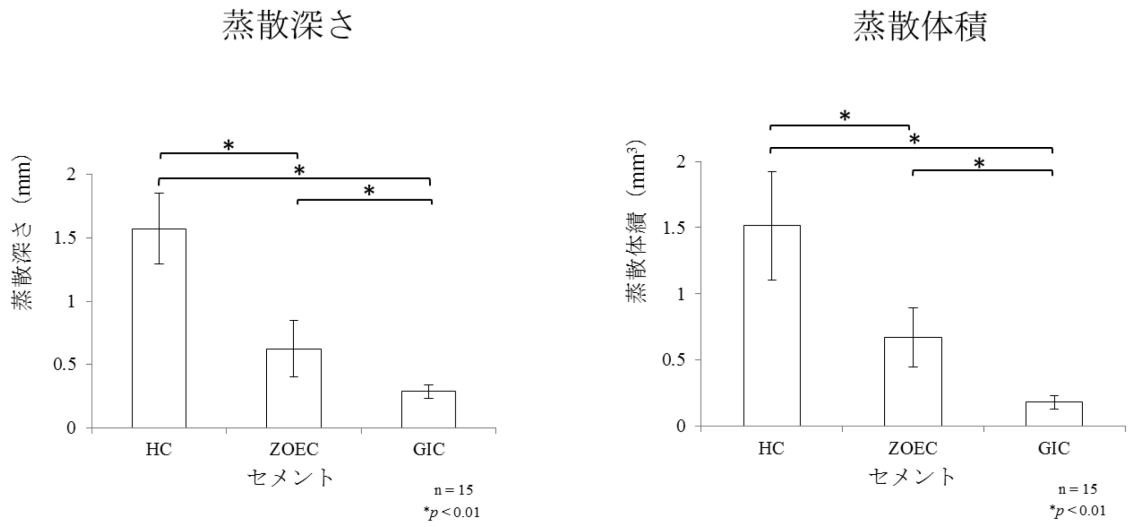
第 8 図 レーザーを移動照射したセメントの実体顕微鏡画像
ならびに立体構築画像

(被験試料 HC, ZOEC, GIC, コンタクトチップ C400F, 注水量 4.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps)



第9図 レーザーを固定照射したセメントの実体顕微鏡画像
ならびに立体構築画像

(被験試料 HC, ZOEC, GIC, コンタクトチップ C400F, 注水量 4.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps)



第 10 図 蒸散深さならびに蒸散体積の比較

(被験試料 HC, ZOEC, GIC, コンタクトチップ C400F, 注水量 4.0 ml/min, 出力 250 mJ, 繰り返しパルス 10 pps)