



Title	QスイッチEr:YAGレーザー照射が象牙質に与える影響
Author(s)	笠川, あや
Citation	大阪大学, 2020, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/76306
rights	© 2022 The Japanese Society for Dental Materials and Devices
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

学位論文

Q スイッチ Er:YAG レーザー照射が象牙質に与える影響

大阪大学大学院歯学研究科 口腔科学専攻
特別支援歯科学講座（障害者歯科学）
笠川 あや

指導教員
大阪大学大学院歯学研究科 口腔科学専攻
特別支援歯科学講座（障害者歯科学）
秋山 茂久 准教授

本論文の要旨の一部は、
レーザー学会学術講演会第 37 回年次大会（2017 年 1 月 7～9 日，徳島），
第 29 回日本レーザー歯学会総会・学術大会（2017 年 9 月 23～24 日，新潟），
第 30 回日本レーザー歯学会総会・学術大会（2018 年 10 月 20～21 日，東京），
大阪大学歯学会第 65 回総会第 127 回例会（2019 年 1 月 17 日，大阪），
第 31 回日本レーザー歯学会総会・学術大会（2019 年 10 月 5～6 日，大阪）
において発表した。

要旨

歯科用レーザーである Er:YAG レーザーは水に対して非常に強く吸収される $2.94\text{ }\mu\text{m}$ の波長を有し、歯表面の水分を蒸散することで歯を切削する。Er:YAG レーザーによるう蝕治療では切削時の不快音および振動が小さい反面、切削効率が低く、熱影響によるレジン接着強度の低下が指摘されている。本研究ではマイクロ秒パルスレーザーである従来型 Er:YAG レーザーに代わる新たなレーザーとして期待される、ナノ秒パルスレーザーである Q スイッチ Er:YAG レーザーについて、その歯科分野での特性を検討した。脱灰象牙質に対する非注水下レーザー照射後の形態観察において、従来型 Er:YAG レーザーでは象牙質の溶化と思われる像が観察されたのに対し、Q スイッチ Er:YAG レーザーでは観察されなかった。切削体積測定では両装置ともほとんどの条件で脱灰象牙質は健全象牙質と比較し切削量が多く、さらに Q スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーより切削量が多いことが示された。Q スイッチ Er:YAG レーザー照射後の象牙質表面では平均パワー密度変化により象牙質の構造変化を認め、表面粗さや表面硬さの変化など物性の変化を確認した。また、Q スイッチ Er:YAG レーザー照射後の象牙質へのコンポジットレジンとの接着強さの検討を行い、平均パワー密度変化により引張強さが変化することが示された。つまり Q スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーと比較し切削効率に優れ、非注水下でのう蝕治療も可能となること、また平均パワー密度の違いにより、象牙質表面の構造および物性の変化をもたらし、コンポジットレジン接着の強度に影響を与えることが示された。

目次

1	序論	
1.1	歯科用レーザーとしての Er:YAG レーザーの歴史	7
1.2	Er:YAG レーザーによるう蝕治療の問題点	7
1.3	熱閉じ込め条件	8
1.4	Q スイッチ Er:YAG レーザーの可能性	8
1.5	本研究の目的	9
2	切削特性の評価	
2.1	目的	12
2.2	方法	
2.2.1	試料	12
2.2.1.1	健全象牙質の作製	12
2.2.1.2	う蝕サンプルの作製	12
2.2.1.3	試料の含水状態の確認	13
2.2.2	使用レーザー	14
2.2.2.1	Q スイッチ Er:YAG レーザー	14
2.2.2.2	従来型 Er:YAG レーザー	16
2.2.2.3	照射条件	16
2.2.3	形態観察	17
2.2.4	切削体積の測定	17
2.2.5	Q スイッチ Er:YAG レーザー照射時の温度上昇測定	18
2.2.6	統計処理	18
2.3	結果	
2.3.1	形態観察	19
2.3.2	切削体積の測定	23
2.3.3	Q スイッチ Er:YAG レーザー照射時の温度上昇測定	26
2.4	考察	
2.4.1	象牙質の切削機構	27
2.4.2	健全象牙質および脱灰象牙質の切削量の違い	28
2.4.3	健全象牙質切削の安全性	29

2.4.4	平均パワー密度変化による切削量	29
2.4.5	レーザー照射時の温度上昇	30
2.5	結論	30
3	レーザー照射象牙質表面の評価	
3.1	目的	32
3.2	方法	
3.2.1	試料	32
3.2.2	使用レーザー	32
3.2.2.1	レーザー照射条件（表面処理）	32
3.2.3	形態観察	33
3.2.4	表面粗さ測定	33
3.2.5	表面硬さ測定	34
3.2.6	元素分析	34
3.2.7	統計処理	34
3.3	結果	
3.3.1	形態観察	35
3.3.2	表面粗さ測定	36
3.3.3	表面硬さ測定	35
3.3.2	元素分析	36
3.4	考察	
3.4.1	Q スイッチ Er:YAG レーザー平均パワー密度 60 W/cm ² 照射の影響	38
3.4.2	Q スイッチ Er:YAG レーザー平均パワー密度 20 W/cm ² 照射の影響	38
3.4.3	エナメル質に対する照射の可能性	39
3.5	結論	39
4	レーザー照射象牙質へのレジン接着の評価	
4.1	目的	41
4.2	方法	
4.2.1	試料	41
4.2.2	使用レーザー	41
4.2.2.1	レーザー照射条件（表面処理）	41
4.2.3	コンポジットレジン築盛	42

4.2.4	微小引張試験	42
4.2.5	破断面の観察	42
4.2.6	接着面観察	42
4.2.7	統計処理	43
4.3	結果	
4.3.1	微小引張試験	44
4.3.2	破断面の観察	45
4.3.3	接着面観察	50
4.4	考察	
4.4.1	レーザー照射象牙質とコンポジットレジンの接着	53
4.4.2	レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着の破断様式	53
4.4.3	レーザーによる表面処理	54
4.4.4	痛みや振動の可能性	55
4.5	結論	56
5	結論	60
6	参考文献	
7	謝辞	60

1 序論

1.1 歯科用レーザーとしての Er:YAG レーザーの歴史

歯科用レーザーである Er:YAG レーザーは、硬組織の切削において日本で唯一薬事承認されている。Er:YAG レーザーは YAG 結晶 (Y3A15G12 ; Yttrium Aluminium Garnet) にレーザー活性イオンの Erbium を添加した固体レーザーとして 1974 年に Zharikov ら¹⁾により開発された。1989 年に Hibst ら²⁾ および茅野ら³⁾が Er:YAG レーザーにより硬組織が蒸散されることを報告し、レーザーによるう蝕除去の可能性が示された。

Er:YAG レーザーの波長は水に対し非常に強く吸収される 2.94 μm であり、歯表面の水分を蒸散することで生じる微小爆発により歯を切削できる。Er:YAG レーザーを用いたう蝕治療は、従来のタービンなどの回転切削器具と比較し、切削時の不快音や振動が極めて小さく、患者に精神的な安心感を与えるとの報告されている⁴⁾。1998 年に Hibst ら⁵⁾は 80%以上の患者が以降の治療に回転切削器具ではなくレーザーを希望したと報告している。また患者に不快感を与える音や振動が極めて小さいことから、小児や障害のある人への応用が有効である^{6,7)}との報告もあるなど、現在に至るまで幅広い層での治療に使用されている。

1.2 Er:YAG レーザーによるう蝕治療の問題点

本来 Er:YAG レーザーによる切削は、健全歯質より水分を多く含むう蝕部に選択的である。しかし、臨床では歯髄の温度上昇を抑制するため注水を必須とし、この注水された水分との反応が支配的であることにより、う蝕に対する選択性は抑えられている。2006 年に Celiberti ら⁸⁾、および 2011 年に Neves ら⁹⁾は、注水下の Er:YAG レーザー照射は脱灰象牙質に対する選択性が観察されず、各種切削法の中でも切削量のばらつきが最も大きく、感染歯質の取り残しや過剰切削が起こるリスクが非常に高くなることを報告している。さらに照射後のレジン接着においても、Er:YAG レーザー照射後の象牙質では非照射の象牙質と比較し接着力が低下すると報告されている¹⁰⁻¹³⁾。接着力が低下する原因として、Er:YAG レーザー照射面に観察される層板状の構造や脆弱な熱変性層の形成が報告されている¹⁴⁾。また、切削効率についても回転切削器具には到底及ばず、治療時間の延長などが問題となっている¹⁵⁾。これらの問題のため従来型の Er:YAG レーザーは、臨床の現場でう蝕除去の第一選択として用いられることは少ないことから、これらの問題点を克服する新たなレーザーの開発が求められている。

1.3 熱閉じ込め条件

歯の切削においては歯髄への熱の影響は無視できない。Er:YAG レーザーの熱影響を考えると重要となる指標に熱閉じ込め条件がある。熱閉じ込め条件とはパルス幅 τ_p と熱緩和時間 τ_{therm} の間で $\tau_p \ll \tau_{\text{therm}}$ の関係が満たされるときに成り立ち、照射による組織の温度上昇の範囲が、光が進達する深さの範囲内に限定される条件である。先行研究により非注水下で波長 $2.94 \mu\text{m}$ における熱緩和時間 τ_{therm} は健全象牙質（ウシ歯）で $142.3 \mu\text{s}$ 、脱灰象牙質（健全象牙質を 0.1 M 乳酸水溶液で 24 時間脱灰）で $58.3 \mu\text{s}$ であることが報告されている¹⁶⁾。現在用いられている Er:YAG レーザーのパルス幅は $200 \mu\text{s}$ 程度であるため熱閉じ込め条件を満たさず周囲組織に熱が拡散すると考えられる（図 1）。それゆえ従来の Er:YAG レーザーは、熱影響による照射面の溶解やクラックの発生を防ぐために注水による急冷を必要とする。注水することなく熱閉じ込め条件を満たし、熱影響を緩和するためには、よりパルス幅の短いレーザーが必要である。

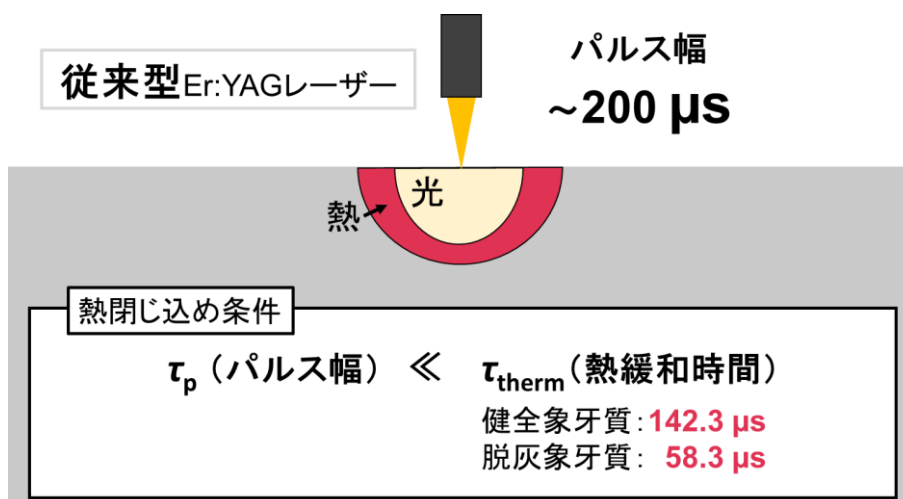


図 1. 波長 $2.94 \mu\text{m}$ での熱閉じ込め条件と従来型 Er:YAG レーザー照射のイメージ図

従来型 Er:YAG レーザーはパルス幅 $\sim 200 \mu\text{s}$ であり熱閉じ込め条件を満たさず周囲組織に熱が拡散するため注水を必要とする。

1.4 Q スイッチ Er:YAG レーザーの可能性

レーザーの発振を制御し高出力かつ短いパルス幅を得る方法として Q スイッチングシステムがある。Q スイッチングとは光共振器のクオリティ・ファクタを急激に変化させることによりピーク強度の高いパルスを発生させる技術である¹⁷⁻²⁰⁾。Q スイッチングにより非常に速い速度で誘導放出が起こるレーザーを Q スイッチレーザーと呼ぶ²⁰⁾。Q スイッチングシステムは金属加工や医療領域で幅広く使用されており、皮膚科領域ではすでに Q スイ

チルビーレーザーおよび Q スイッチアレキサンドライトレーザーを用いた皮膚レーザー照射法 (Q スイッチ付レーザー照射療法) が普及している²¹⁾。

Er:YAG レーザーに Q スイッチングシステムを搭載した Q スイッチ Er:YAG レーザーは、従来の Er:YAG レーザーと同波長 ($2.94\mu\text{m}$) を有するが、従来型のパルス幅 ($150\text{--}350\mu\text{s}$) よりも短パルス ($\sim 100\text{ ns}$) での発振が可能である²²⁾。したがって短パルス化により前述の熱閉じ込め条件が満たされるため、熱影響の緩和が見込まれる (図 2)。

1989 年に J. T. Walsh ら²²⁾は Q スイッチ Er:YAG レーザーをブタの皮膚・骨およびウシの角膜・大動脈に照射し、いずれも従来の Er:YAG レーザーよりも熱損傷が少ないことを報告している。そのため熱影響の緩和が見込まれる Q スイッチ Er:YAG レーザーは、非注水下でのう蝕治療への応用が期待される。しかし Q スイッチ Er:YAG レーザーを用いた歯科分野での切削特性やコンポジットレジン接着強度の詳しい評価は未だなされておらず、それらの特性を検討する必要がある。

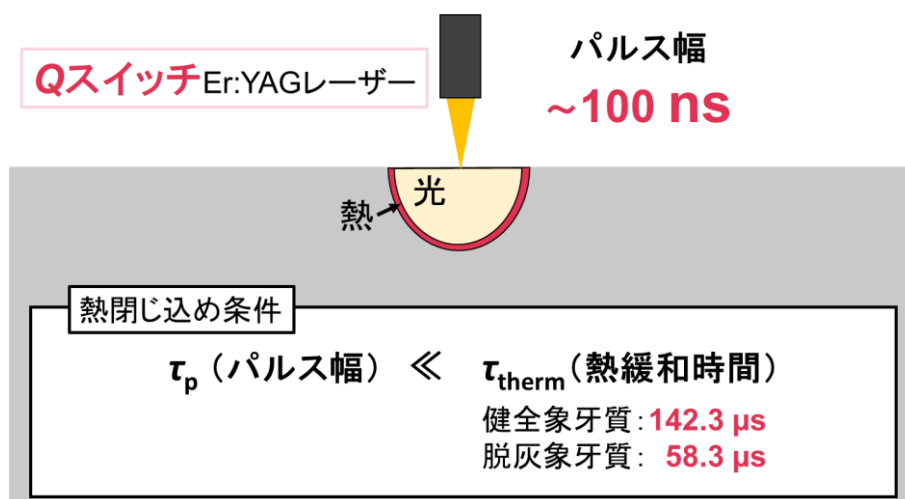


図 2. 波長 $2.94\mu\text{m}$ での熱閉じ込め条件と Q スイッチ Er:YAG レーザー照射のイメージ図
 Q スイッチ Er:YAG レーザーはパルス幅 $\sim 100\text{ ns}$ であり熱閉じ込め条件を満たすため熱影響の緩和が期待できる。

1.5 本研究の目的

マイクロ秒パルスレーザーである従来型 Er:YAG レーザーに代わる新たなレーザーとして、ナノ秒パルスレーザーである Q スイッチ Er:YAG レーザーの歯科分野での特性を検討する。

2 切削特性の評価

2.1 目的

Q スイッチ Er:YAG レーザーを用いた非注水下での象牙質切削特性を検討するため、レーザー照射後の形態観察、切削体積測定およびレーザー照射時の温度測定を行い評価した。

2.2 方法

2.2.1 試料

2.2.1.1 健全象牙質の作製

本研究では、ウシ切歯を使用した。ウシ歯は切削特性やレジン接着などの分野でも広く用いられ、その機械的性質はヒト歯と同等として報告されている²³⁾。さらにウシ歯はヒト歯と光学的に類似しており、レーザー歯科の基礎実験では幅広く用いられる。

低速水冷ダイヤモンドソー（MC-201M, MARUTO, 東京）を用い、ウシ切歯歯冠から歯軸と水平な象牙質表面を露出させた。象牙質の体積がおよそ $10 \times 10 \times 1 \text{ mm}^3$ の象牙質サンプルを作製した（図3）。平滑面を耐水研磨紙#600（MARUTO）を用い流水下で研磨し、健全象牙質とした。

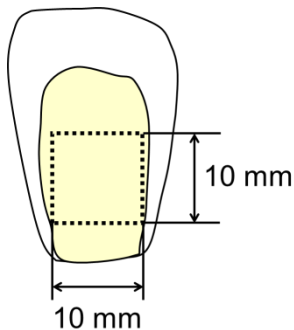


図3. 本研究で用いた象牙質サンプルの模式図

ウシ切歯より面積が約 $10 \times 10 \text{ mm}^2$ の象牙質平坦面を露出させ、厚み 1 mm の象牙質サンプルを得た。

2.2.1.2 う蝕サンプルの作製

健全象牙質を 37°C の 0.1 M 乳酸水溶液（M5R3990, nacalai tesque, 京都）に24時間浸漬させた脱灰象牙質をう蝕サンプルとした。サンプルの変形を防ぐため、浸漬前にレーザー照射面を除く全ての側面および底面にマニキュアを塗布し保護した。

2011 年に佐伯ら²⁴⁾は同様に脱灰象牙質を作製し、表面から深さ 160～180 μm の脱灰象牙質を獲得したと報告している。脱灰の範囲を計測するため、脱灰象牙質断面の走査電子顕微鏡像（図 4A）では破線の位置で示すように 2 層構造を呈し、カルシウム元素マッピング（図 4B）では脱灰象牙質表面は完全に脱灰されているが、深さ方向にカルシウム元素含有率が徐々に増加する像を認めた。

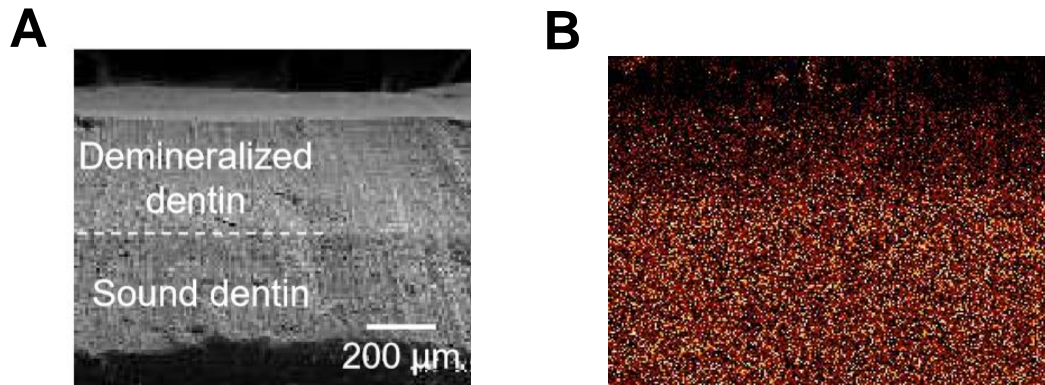


図 4. 脱灰象牙質の断面観察像

佐伯将之ら²⁴⁾「波長 6.02 μm のナノ秒パルスレーザーによる脱灰象牙質の選択的切削」から引用（改）

A：脱灰象牙質断面の走査型電子顕微鏡像

上部に脱灰象牙質層を認め、下部に脱灰されていない層を認める。

B：エネルギー分散型 X 線分光法によるカルシウム元素マッピング

脱灰象牙質表面ではカルシウム元素（赤）は認めず、深部方向にカルシウム元素含有率が徐々に増加する。

2.2.1.3 試料の含水状態の確認

口腔内を再現するために、照射前のサンプルは湿潤状態を維持した。湿潤状態を維持するため、密閉容器の中にしリン酸緩衝生理食塩水（DULBECCO'S PHOSPHATE BUFFERED SALINE, D8537-500ML, Sigma-Aldric）を含ませた脱脂綿を用意し、サンプルを 10 分間静置した。健全象牙質および脱灰象牙質内で水分が占める割合を、水分計（MOC603u, 島津製作所）を用いて測定した。その結果、健全象牙質 18%, 脱灰象牙質 61%の水分量を示した。図 5 に含水状態を考慮した際の波長 3 μm 帯における健全および脱灰象牙質表面の赤外線吸収スペクトルを示す。波長 2.94 μm では、水の吸収係数は $12,202\text{ cm}^{-1}$ であり、水分状態を考慮した健全象牙質および脱灰象牙質の吸収係数はそれぞれ $4,570\text{ cm}^{-1}$ および $7,824\text{ cm}^{-1}$

であった。

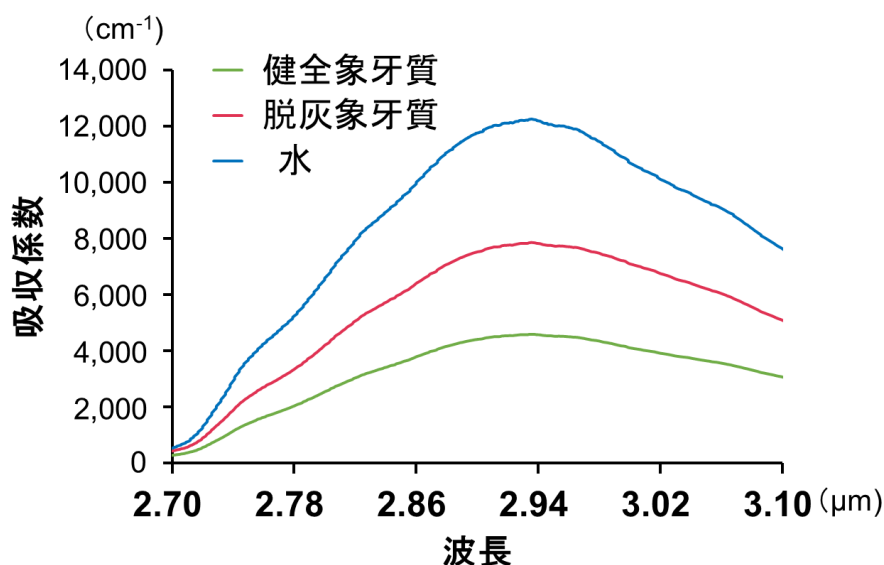


図 5. 波長 3 μm 帯における健全象牙質および脱灰象牙質表面の赤外線吸収スペクトル

2.2.2 使用レーザー

本研究では Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザーの 2 種類を使用した。

2.2.2.1 Q スイッチ Er:YAG レーザー

フラッシュランプ励起 Er:YAG レーザーに回転ミラー型 Q スイッチ機構を取り付けたナノ秒パルス Q スイッチ Er:YAG レーザー (FLPM-90, Pantec Medical Laser, Ruggell) を使用した。共振器の回転ミラーを高速回転させることで、出力ミラーと回転ミラーが平行となり共振する時間を短くし、高出力かつ短パルスを得る仕組みとなっている。

Q スイッチ Er:YAG レーザー装置の概略図を図 6A に示す。フラッシュランプ励起 Er:YAG レーザー、 Q スイッチコントローラー、フラッシュランプを励起するための電源装置 (PS 5020, Pantec Medical Laser) および冷却水循環装置 (P 315, Thermotek, Minnesota) を接続した。 Q スイッチコントローラーによりミラー回転数 (SPEED), パルス繰り返し周波数 (REP), 回転ミラーの信号パルスに対するフラッシュランプ励起の信号パルスの遅れ (DELAY), フラッシュランプ励起の信号パルス幅 (PULSE) を指定することができる。SPEED を 655 Hz に設定し, DELAY と PULSE はそれぞれ初期設定の 966 μs, 171 μs とした。またフラッシュランプ励起用電源を 450~500 V に設定し, レーザーを発振させた。

さらにビーム面積が最小となるように光学系を構築した (図 6B)。出射口から出たビーム

を焦点距離 100 mm の平凸レンズを用いて、ステージ上に集光した。Q スイッチ Er:YAG レーザーのパルス波形観測を行い、パルス幅は 80-130 ns、ビーム面積は 0.0036 cm² であった。

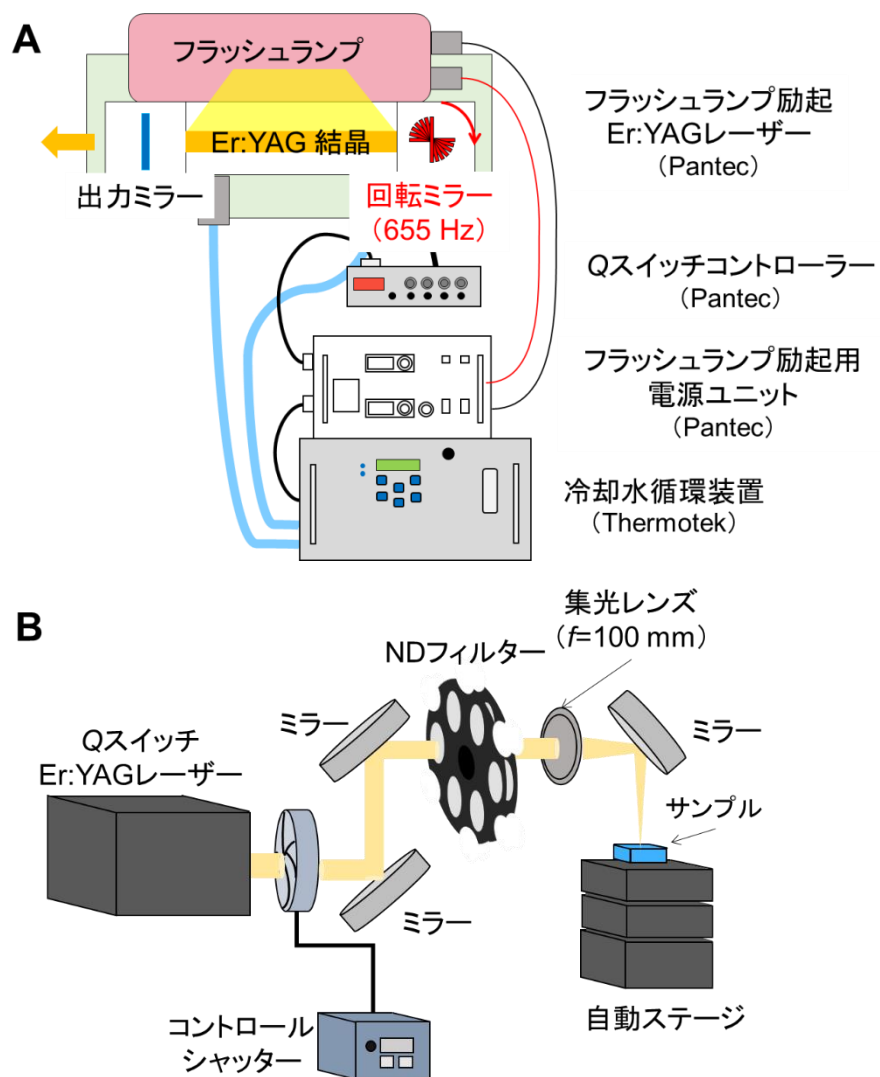


図 6. 本研究に用いた Q スイッチ Er:YAG レーザーの模式図

A : Q スイッチ Er:YAG レーザー本体の概略図

B : Q スイッチ Er:YAG レーザー照射に用いた光学系

2.2.2.2 従来型 Er:YAG レーザー

マイクロ秒パルス Er:YAG レーザー (Erwin Adverl, モリタ) を使用した。ビーム面積が最小となるように光学系を構築した (図 7)。中空光ファイバーから出たビームを焦点距離 100 mm の平凸レンズを用いてコリメートし、その後焦点距離 150 mm の平凸レンズを用いてステージ上に集光した。Er:YAG レーザーのパルス幅は約 200 μ s, ビーム面積は 0.0011 cm^2 であった。

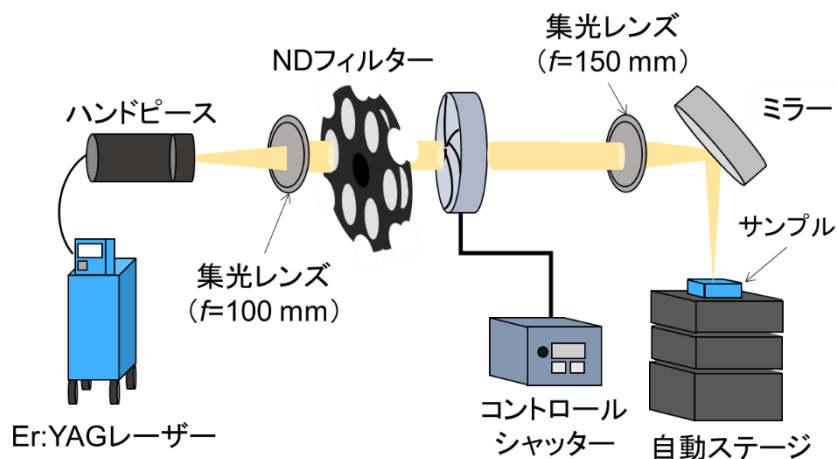


図 7. 従来型 Er:YAG レーザー照射に用いた光学系の模式図

2.2.2.3 照射条件

今回使用した 2 種類のレーザーは元々のビーム径が異なっており、ビーム面積を同一にするのは困難である。可能な限りビーム面積を近づけるためそれぞれのレーザーをビーム面積が最小となるように集光を行った。Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザーのビーム面積はそれぞれ 0.0036 cm^2 および 0.0011 cm^2 であった。ビーム面積が異なるため、単位面積当たりのパワーを統一した。照射条件は平均パワー密度 60 W/cm^2 , 100 W/cm^2 および 140 W/cm^2 の 3 条件とした。すべて非注水下照射時間 2 秒、繰り返し周波数 10 Hz で照射した。各照射条件において 3 か所に照射を行った。各レーザーの仕様および照射条件を表 1 に示す。以下、レーザー照射後の象牙質をレーザー照射象牙質とする。

表 1. 各レーザーの仕様および照射条件

	Qスイッチ Er:YAGレーザー	従来型 Er:YAGレーザー
波長	2.94 μm	
パルス幅	80-130 ns	~200 μs
ビーム面積	0.0036 cm^2	0.0011 cm^2
平均パワー密度	60, 100, 140 W/cm^2 (切削体積測定はさらに20, 40, 60, 80, 100 W/cm^2)	
照射時間	2 sec	
繰り返し周波数	10 Hz	
注水	なし	

2.2.3 形態観察

実体顕微鏡 (ZUNTA2, MICRONET, 埼玉) および走査型電子顕微鏡 (JCM-5700, 日本電子, 東京) にて照射痕表面の形態を観察した. 走査型電子顕微鏡観察の前処理として, イオンスパッター (E-1010, 日立製作所, 東京) を用いて放電電流 15 mA, 放電時間 30 秒の条件下で, サンプル表面に厚さ約 10 nm の金コーティングを施した.

2.2.4 切削体積の測定

波長 408 nm の半導体レーザーを光源とした共焦点レーザー顕微鏡 (LEXT OLS3100, オリンパス, 東京) を使用し, レーザー照射による象牙質の切削体積を測定した. 3 か所の照射面に対しそれぞれ 3 点で測定したため, 各照射条件では総数 9 点の測定値を用いた. 本研究で用いた Q スイッチ Er:YAG レーザーと従来型 Er:YAG レーザーはビーム面積が異なるため, 切削の程度を単純に切削体積で比較することができない. そこで, ビーム面積に対する切削体積 (切削体積 \div ビーム面積) を平均切削深さとし 2 光源の比較を行った.

さらに詳細な平均パワー密度変化による切削体積を検討するため, 健全象牙質および脱灰象牙質に対する Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 20, 40, 60, 80, 100 W/cm^2 照射の切削体積を測定した. 照射条件は同様に照射時間 2 秒, 繰り返し周波数 10 Hz で照射した. 各照射条件において 3 か所に照射を行った.

2.2.5 Q スイッチ Er:YAG レーザー照射時の温度上昇測定

試料はウシ切歯より象牙質平坦面を露出させ、厚みを 1 mm にしたものを使用した。温度測定には熱電対 (AO 0691806, 岡崎製作所, 神戸) を温度センサーとして使用し、高精度温度・電圧計測ユニット (NR-TH08, KEYENCE Japan, 大阪) およびマルチ入力データ収集システム (NR-500, KEYENCE Japan) を用いて温度の測定および記録を行った。温度の測定および記録は 0.1 秒毎に行った。試料はヒトの体温である約 37°C に保つため、TEMPERATURE CONTROLLER (ITC4001, THORLABS, Newton) を用いて 37°C に設定した半導体レーザー (TCLDM9, THORLABS) 上に静置した。熱電対の測定面を試料裏面に密着させ、試料表面にレーザー照射を行った (図 8)。Q スイッチ Er:YAG レーザー、平均パワー密度 60 W/cm²、繰り返し周波数 10 Hz を非注水下で照射した。照射時間は臨床に近い条件として 2 秒、さらに時間経過に伴う温度上昇を確認するため 30 秒とし、レーザー照射に伴う象牙質サンプル裏面の温度変化を測定・記録した。測定回数はそれぞれ 5 回および 3 回とした。

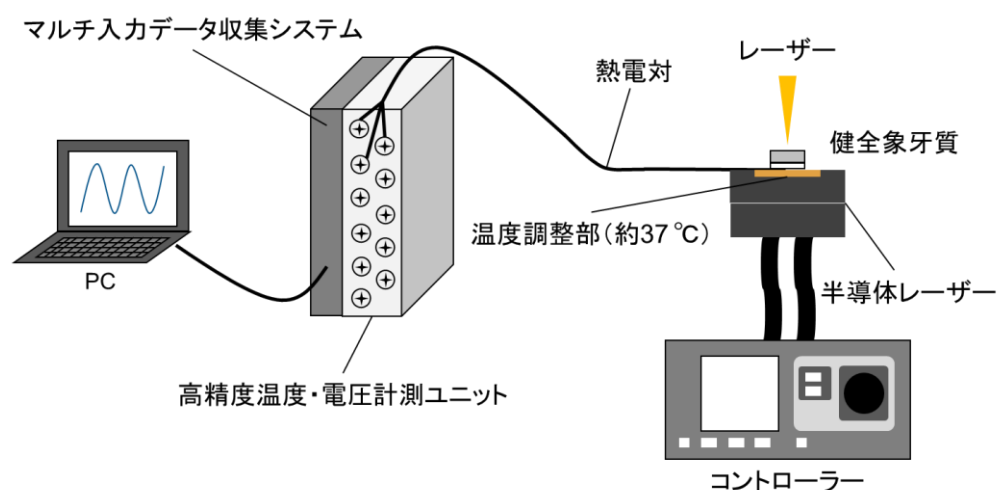


図 8 温度上昇測定装置の模式図

2.2.6 統計処理

切削体積および平均切削深さは StatFlex ver.6（アーテック、大阪）を用いて二元配置分散分析および Scheffé 法により各群間の有意差を検討した。 $p < 0.05$ を有意差ありとした。

2.3 結果

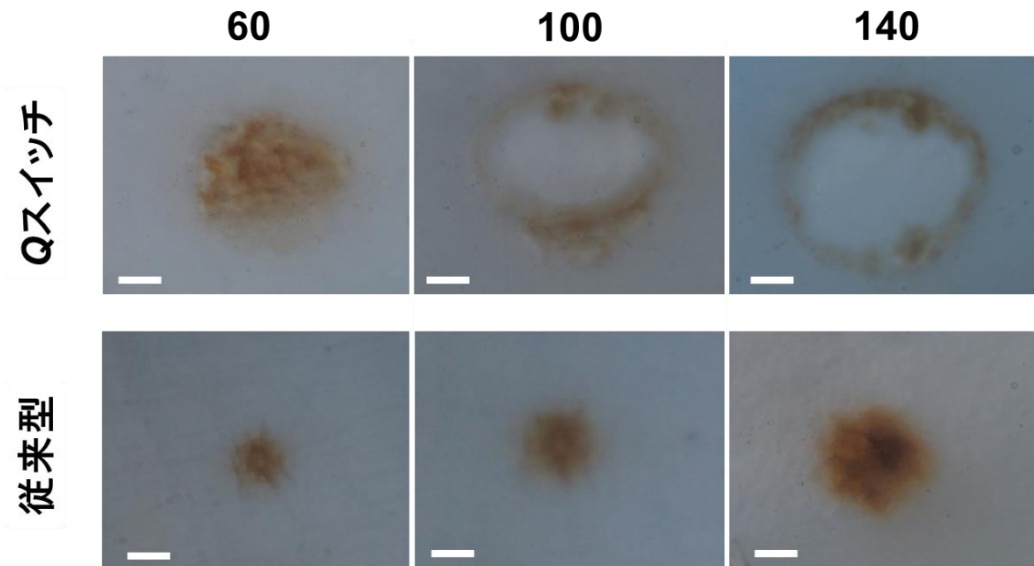
2.3.1 形態観察

各条件でのレーザー照射後の実体顕微鏡像を図 9 に示す。健全象牙質に対する照射では全ての条件で表面の変色を認め、炭化を示した(図 9A)。特に *Q* スイッチ Er:YAG レーザーの平均パワー密度 100, 140 W/cm² 照射では照射痕周縁のみに炭化が分布していた。脱灰象牙質に対する照射では、従来型 Er:YAG レーザーの平均パワー密度 100, 140 W/cm² で炭化を認めたが、その他の条件では炭化は観察されなかった(図 8B)。

図 10 に走査型電子顕微鏡像を示す。脱灰象牙質では両光源ともに照射痕周縁に隆起が観察された(図 10B)。

脱灰象牙質に対し 2 種類のレーザーを平均パワー密度 100 W/cm² で照射した照射痕全体および拡大像を図 11 に示す。拡大像では両レーザーで象牙細管の開口と構造変化を認めた。さらに従来型 Er:YAG レーザーでは照射領域と非照射領域の境界部に黄色の線で囲む象牙質の溶化と思われる像が観察されたが、*Q* スイッチ Er:YAG レーザーでは観察されなかった。したがって *Q* スイッチ Er:YAG レーザーによる熱影響の抑制が確認された。

A 健全象牙質 平均パワー密度 (W/cm^2)



B 脱灰象牙質 平均パワー密度 (W/cm^2)

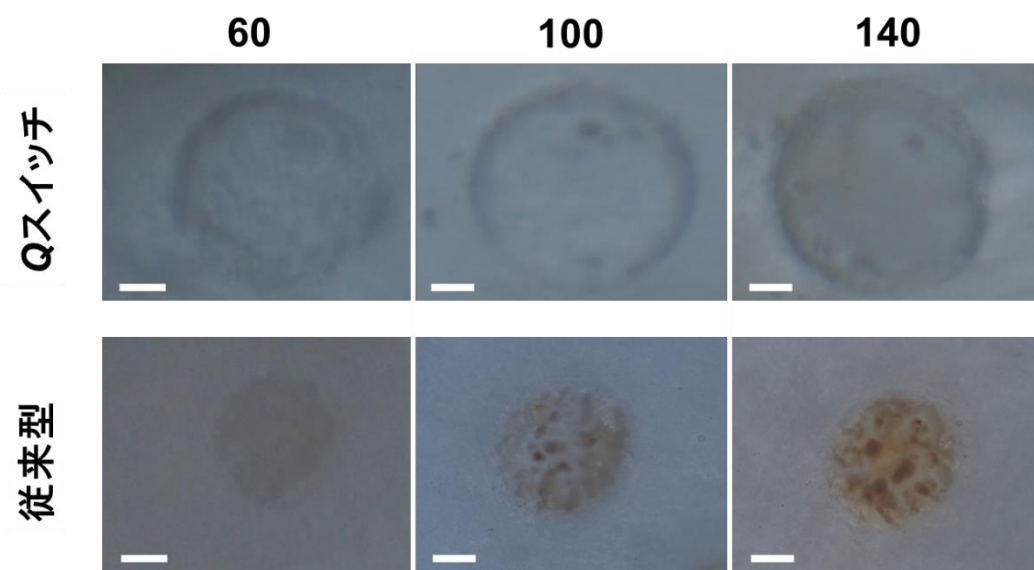
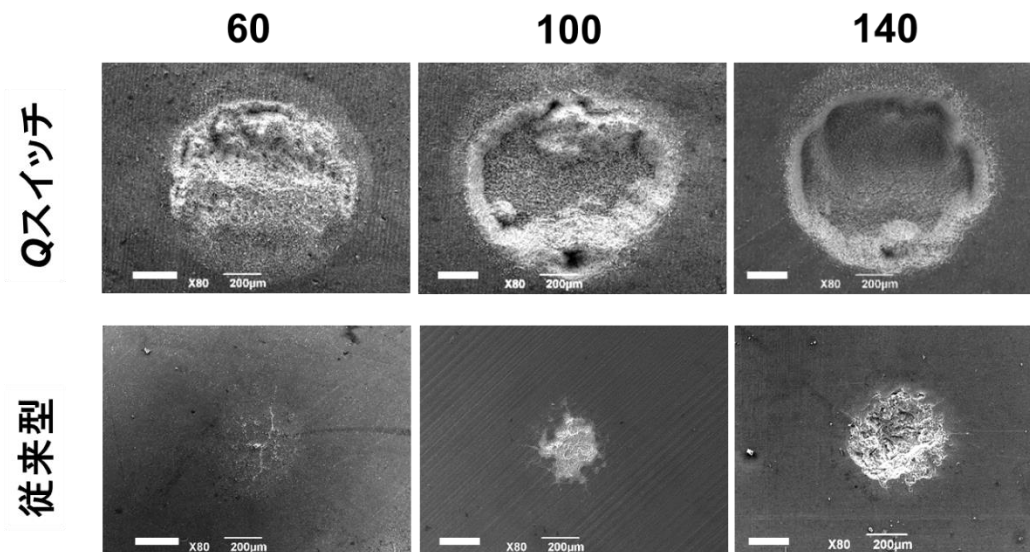


図 9. 各条件（平均パワー密度 60, 100, 140 W/cm^2 ）での 2 種類のレーザー（Q スイッチ Er:YAG レーザー，従来型 Er:YAG レーザー）照射後の（A）健全象牙質および（B）脱灰象牙質の実体顕微鏡像

非注水，照射時間 2 秒，繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

スケールバー：200 μm 。

A 健全象牙質 平均パワー密度 (W/cm^2)



B 脱灰象牙質 平均パワー密度 (W/cm^2)

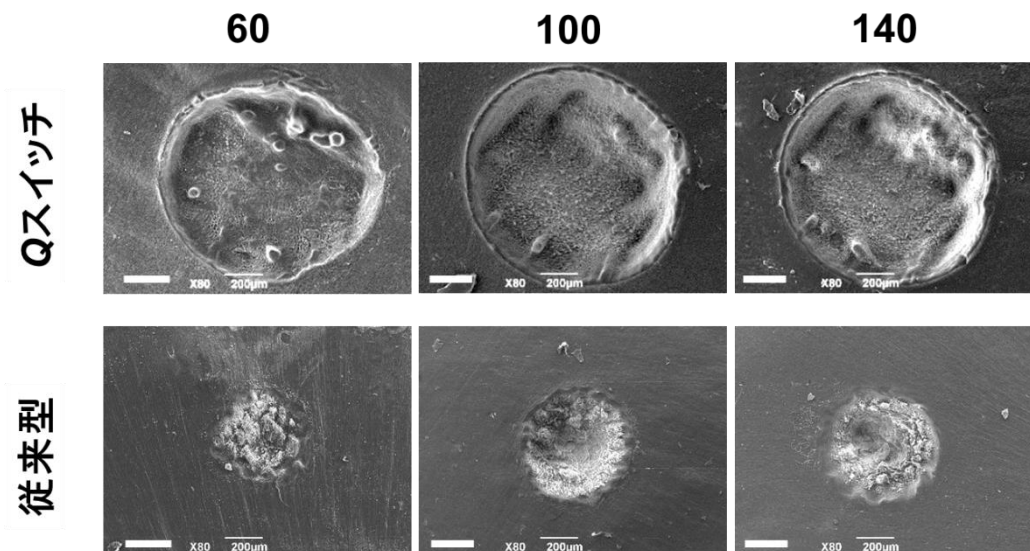


図 10. 各条件（平均パワー密度 60, 100, 140 W/cm^2 ）での 2 種類のレーザー（Q スイッチ Er:YAG レーザー，従来型 Er:YAG レーザー）照射後の A：健全象牙質および B：脱灰象牙質の走査型電子顕微鏡像

非注水，照射時間 2 秒，繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

スケールバー：200 μm 。

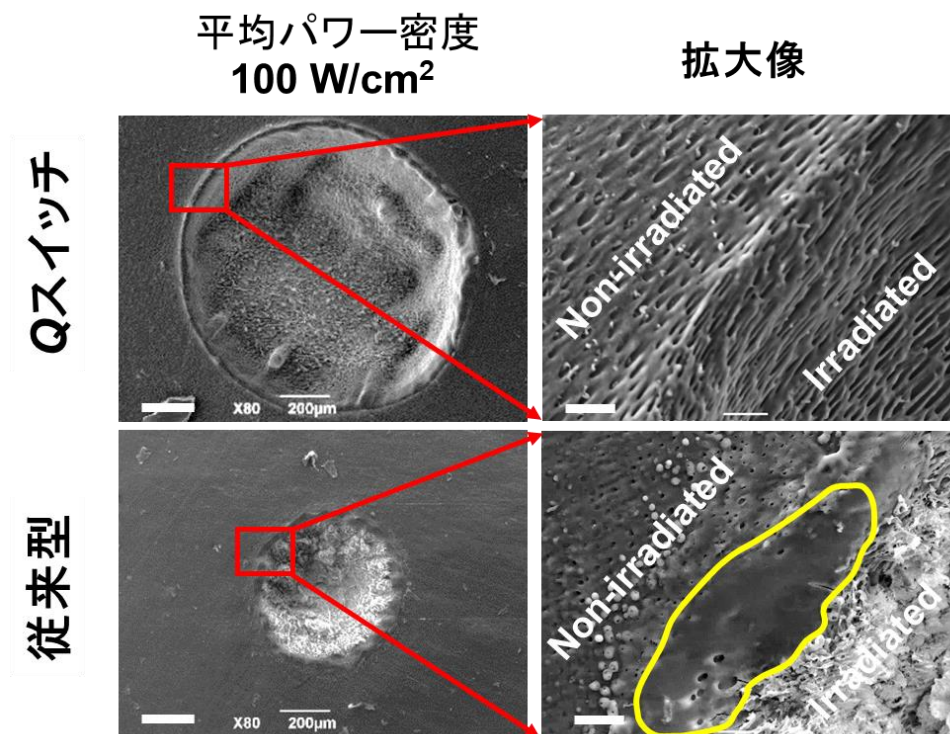


図 11. 脱灰象牙質に対する平均パワー密度 100 W/cm² の 2 種類のレーザー（Q スイッチ Er:YAG レーザー，従来型 Er:YAG レーザー）照射後の走査型電子顕微鏡像

非注水，照射時間 2 秒，繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

（左）照射痕全体，スケールバー：200 μm.

（右）赤枠部分の拡大，スケールバー：20 μm.

従来型 Er:YAG レーザーでは象牙質の溶化が観察された（黄線で囲む）.

2.3.2 切削体積の測定

2 種類のレーザーにおける平均パワー密度 60, 100, 140 W/cm² 照射時の健全象牙質および脱灰象牙質の平均切削深さを図 12 に示す. 二元配置分散分析により P 値が 0.001% 以下であることを確認し, Scheffé 法を用いて多重比較を行った. Q スイッチ Er:YAG レーザーでは平均パワー密度の増加に伴い健全象牙質および脱灰象牙質の平均切削深さが増加した. また, 両光源で平均パワー密度が同じである場合, 脱灰象牙質は健全象牙質と比較し有意に平均切削深さが深かった. また平均パワー密度が同じである場合, Q スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーと比較し平均切削深さが大きかった. つまり健全象牙質に比較し脱灰象牙質はレーザーによる平均切削深さが大きいことおよび Q スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーと比較し切削効率が高いことが示された. Q スイッチ Er:YAG レーザーでは特に平均パワー密度 60 W/cm² で最も健全象牙質および脱灰象牙質の平均切削深さに差を認めた.

さらに詳細な平均パワー密度変化による切削体積の結果を図 13 に示す. 二元配置分散分析により P 値が 0.001% 以下であることを確認し, Scheffé 法を用いて多重比較を行った. Q スイッチ Er:YAG レーザー (図 13A) 平均パワー密度 20, 40, 60, 80 W/cm² では脱灰象牙質の切削体積が健全象牙質と比較し大きかったのに対し, 平均パワー密度 100 W/cm² では差を認めなかった. また脱灰象牙質では平均パワー密度の増加に伴い切削体積の増加を認めた. 従来型 Er:YAG レーザー (図 13B) では平均パワー密度が同じである場合, 脱灰象牙質の切削体積が健全象牙質と比較し大きかった.

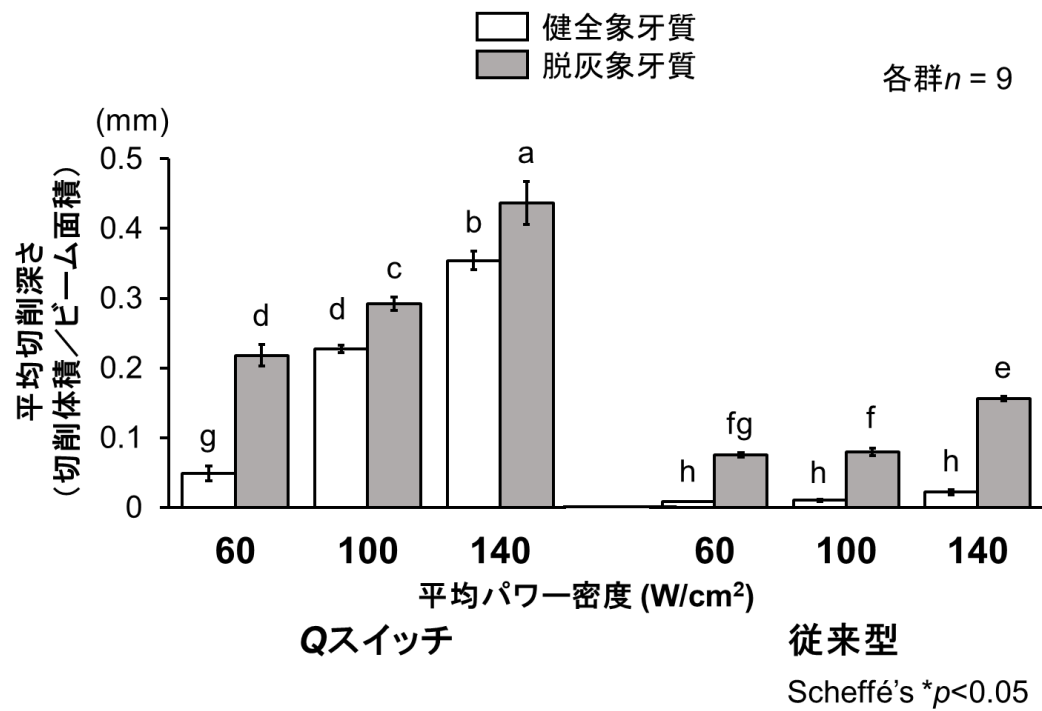


図 12. 各条件（平均パワー密度 60, 100, 140 W/cm^2 ）での 2 種類のレーザー（Q スイッチ Er:YAG レーザー，従来型 Er:YAG レーザー）照射による健全象牙質および脱灰象牙質の平均切削深さ（各群 $n=9$ ）

非注水，照射時間 2 秒，繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

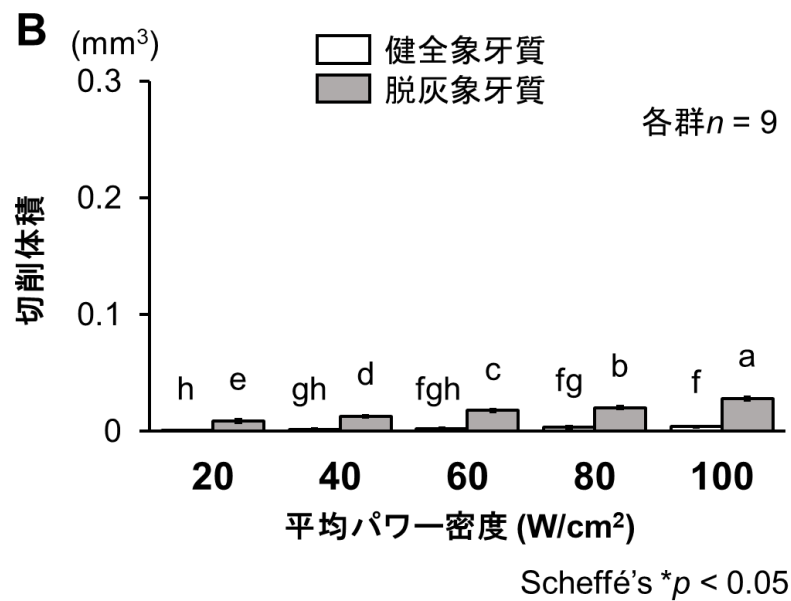
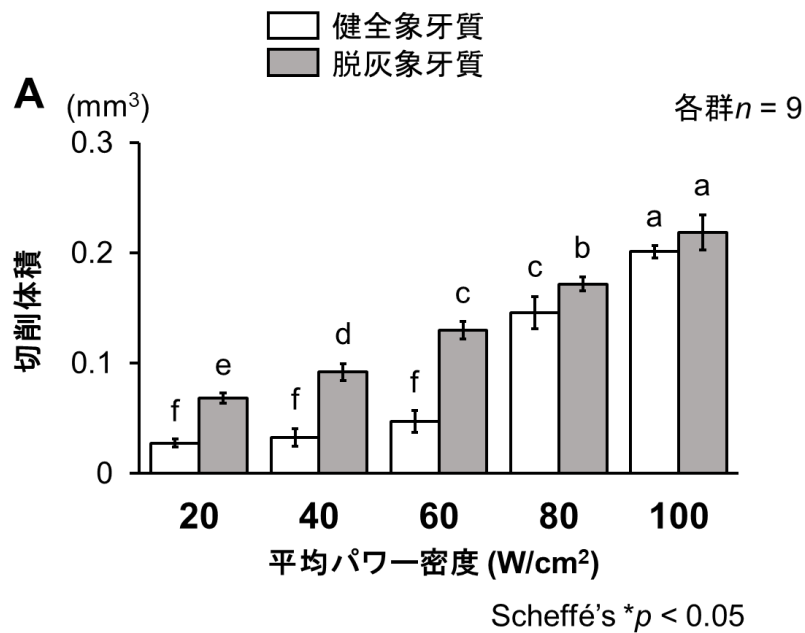


図 13. 各条件（平均パワー密度 20, 40, 60, 80, 100 W/cm²）での 2 種類のレーザー（Q スイッチ Er:YAG レーザー，従来型 Er:YAG レーザー）照射による健全象牙質および脱灰象牙質の切削体積

A：Q スイッチ Er:YAG レーザー（各群 $n=9$ ）

B：従来型 Er:YAG レーザー（各群 $n=9$ ）

非注水，照射時間 2 秒，繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

2.3.3 Qスイッチ Er:YAG レーザー照射時の温度上昇測定

結果を図 14 に示す。照射時間 2 秒では約 1.3°C の温度上昇を認め、定常状態に戻るのに 20 秒程度要した (図 14A)。一方照射時間 30 秒ではレーザー照射開始から約 10 秒は急激な温度上昇を認め、以降 30 秒までは緩やかな温度上昇であった (図 14B)。約 11.3°C の温度上昇を認め、定常状態に戻るのに 60 秒程度要した。

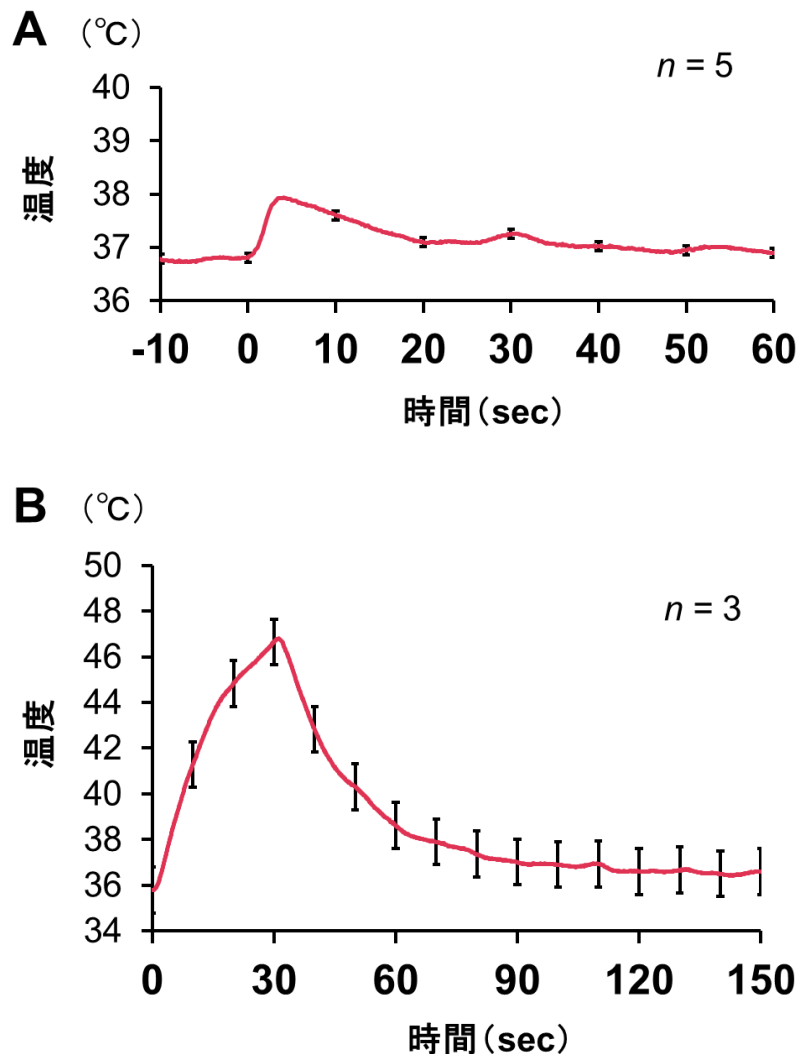


図 14. Qスイッチ Er:YAG レーザー照射時の健全象牙質表面の経時的な温度変化

A : 照射時間 2 秒 ($n=5$) B : 照射時間 30 秒 ($n=3$)

試料は 1 mm 厚のウシ健全象牙質とし、レーザー照射表面の温度変化を計測した。
非注水、平均パワー密度 60 W/cm²、繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。

2.4 考察

2.4.1 象牙質の切削機構

非注水下 Q スイッチ Er:YAG レーザー照射の切削を評価するために、形態観察および切削体積測定を行い従来型 Er:YAG レーザーと比較した。形態観察において、脱灰象牙質に 2 種類のレーザー (Q スイッチ Er:YAG レーザー、従来型 Er:YAG レーザー) を平均パワー密度 100 W/cm^2 照射した場合、従来型 Er:YAG レーザーでは照射領域と非照射領域の境界部に黄色の線で囲む象牙質の溶化と思われる像が観察されたが、 Q スイッチ Er:YAG レーザーでは観察されなかった (図 11)。また切削体積測定において脱灰象牙質に対する平均パワー密度 100 W/cm^2 照射では、従来型 Er:YAG レーザーと比較し Q スイッチ Er:YAG レーザーは約 3 倍の平均切削深さが観察された (図 12)。この切削量と形態変化の違いを象牙質の切削機構より考える。

本研究で用いた 2 種類のレーザー照射による生体組織の切削機序として光熱的アブレーションおよび光機械的アブレーションが考えられる。光熱的アブレーションでは、レーザー照射面の温度上昇が象牙質内のハイドロキシアパタイトまたは有機質が沸点に達し、気化することで物質が蒸散除去される。一方、光機械的アブレーションでは、温度上昇が物質の沸点に達する前に熱弾力過程で生じる応力波により剥離される²⁵⁾。つまり、物質の剥離の反作用として生じる応力波や衝撃波により象牙質などの硬組織が破壊される。

栗津ら²⁶⁾はレーザーの出力により異なる相互作用が生じることを報告している。図 15 にレーザーの出力によって異なる相互作用を示す。レーザー生体相互作用の選択的な誘起にはパワー密度 (W/cm^2) と相互作用時間 (sec) の制御が重要である。図 15 に示すように、パルス幅が $200 \text{ }\mu\text{m}$ の従来型 Er:YAG レーザーは光熱作用が優位であり、従来型 Er:YAG レーザーでは主に光熱的アブレーションにより象牙質が切削されたと考えられる。また、光熱的作用により象牙質の溶化を認めたと考えられる。一方 Q スイッチ Er:YAG レーザーでは従来型 Er:YAG レーザーと比較しパルス幅が短いため、光熱作用および光機械的作用が両者とも優位であり、光熱的アブレーションおよび光機械的アブレーションにより象牙質が切削されたと考えられる。光機械的アブレーションでは温度上昇が沸点に達する前、つまり光熱的アブレーションが作用する前に生じることから、 Q スイッチ Er:YAG レーザーでは光機械的アブレーション作用が優位となり溶化を認めなかったと考えられる。つまり熱影響の減少と光機械的切削により切削量が向上したと考えられる。

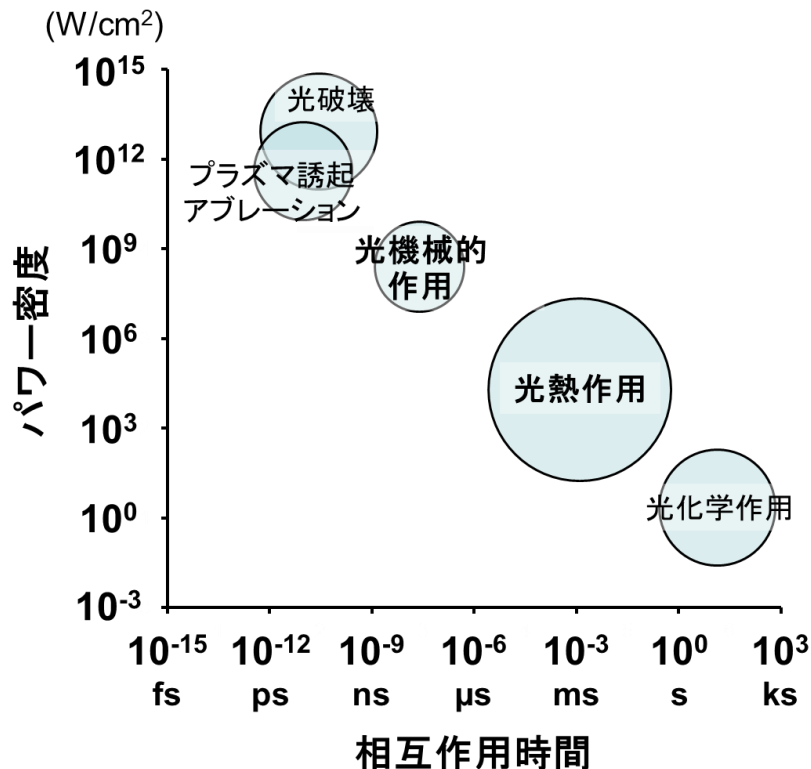


図 15. レーザーの出力によって異なる相互作用

栗津邦男²⁶⁾「赤外レーザー医工学」大阪大学出版より引用（改）

2.4.2 健全象牙質および脱灰象牙質の切削量の違い

2 種類 (Q スイッチ Er:YAG レーザー, 従来型 Er:YAG レーザー) の非注水下レーザー照射による健全象牙質および脱灰象牙質の切削を評価するために, 切削体積測定を行った. 切削体積の測定において Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザーの両光源で平均パワー密度が同じ場合, 脱灰象牙質は健全象牙質と比較し有意に平均切削深さが大きかった (図 12). この健全象牙質および脱灰象牙質の切削の差について考察する.

健全象牙質および脱灰象牙質には主に 2 つの違いが存在する. 1 つは吸収スペクトルの違いである. 波長 $2.94 \mu\text{m}$ では健全象牙質および脱灰象牙質の吸収係数はそれぞれ $4,570 \text{ cm}^{-1}$ および $7,824 \text{ cm}^{-1}$ であった (図 5). つまり脱灰象牙質は健全象牙質と比較し約 1.7 倍の光を吸収する. また今回サンプルの水分量を測定し, 健全象牙質 18%, 脱灰象牙質 61%の水分量を示した. 吸収スペクトルではこの水分量の違いが影響していると考えられる. 2 つ目は機械的強度 (硬さ) である. 象牙質の機械的強度は主成分であるハイドロキシアパタイトに由来し, 脱灰によりハイドロキシアパタイトが減少すると象牙質の機械的強度が減少することが知られている²⁷⁾. このため脱灰象牙質は健全象牙質より機械的強度が低く, 応力に

よる切削の閾値に容易に至ると考えられる。以上 2 点の違いから健全象牙質と比較して脱灰象牙質がより多く切削されたと考えられる。

2.4.3 健全象牙質切削の安全性

2 種類 (Q スイッチ Er:YAG レーザー, 従来型 Er:YAG レーザー) の非注水下レーザー照射による健全象牙質および脱灰象牙質の切削を評価するために, 切削体積の測定を行った。切削体積の測定において Q スイッチ Er:YAG レーザーでは従来型 Er:YAG レーザーと比較し健全象牙質でも平均切削深さが大きかった (図 12)。健全象牙質の切削量が大きいことから健全象牙質を過剰切削する可能性が考えられる。

Q スイッチ Er:YAG レーザーを用いた健全象牙質切削の安全性について考える。現在使用されているう蝕除去機器はすべて前述の機械的強度の違いによる切削量の違いをもつ。非注水下 Q スイッチ Er:YAG レーザー照射では注水による光吸収がないため, さらに光の吸収スペクトルによる切削量の違いが追加される。またレーザー照射は緩徐な切削が特徴であり, 従来の回転切削器具と比較すると健全象牙質の切削量も少ない。回転切削器具では切削時に接触により切削部位を視認できないが, レーザーは非接触であることから切削部位を視認しながら切削することが可能である²⁸⁾。このため他のう蝕除去機器よりもう蝕部を安全に除去することが可能となり健全象牙質の切削を減らすことができると考える。

2.4.4 平均パワー密度変化による切削量

Q スイッチ Er:YAG レーザーでは平均パワー密度 60 W/cm^2 照射で最も健全象牙質と比較し脱灰象牙質の平均切削深さが大きかった。さらに詳細な平均パワー密度変化による切削体積を検討するため, 健全象牙質および脱灰象牙質に対する Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 $20, 40, 60, 80, 100 \text{ W/cm}^2$ 照射の切削体積を測定した。

Q スイッチ Er:YAG レーザー (図 13A) では平均パワー密度 $20, 40, 60, 80 \text{ W/cm}^2$ では脱灰象牙質の切削体積が健全象牙質と比較し大きかったのに対し, 平均パワー密度 100 W/cm^2 では差を認めなかった。また脱灰象牙質では平均パワー密度の増加に伴い切削体積の増加を認めた。すなわち平均パワー密度の増加と共に脱灰象牙質の切削量は向上するが, 健全象牙質および脱灰象牙質の切削体積の差は失われる可能性が示唆された。これは平均パワー密度の増加により象牙質中の水分の多くがレーザーと反応し, 象牙質中の水分量が減ったためと考えられる。つまり非注水下 Q スイッチ Er:YAG レーザー照射では何らかの方法で水分の供給が行われないと時間経過により切削効率およびう蝕除去効率が低くなる可能性が

あり、今後の検討課題であると考える。

従来型 Er:YAG レーザー（図 13B）では平均パワー密度が同じである場合、脱灰象牙質の切削体積が健全象牙質と比較し大きかった。つまり従来型 Er:YAG レーザーでは切削体積は少ないが、一度の照射で反応する水分が少ないため健全象牙質および脱灰象牙質の切削体積の差が保たれると考えられた。

2.4.5 レーザー照射時の温度上昇

Er:YAG レーザーを用いたう蝕治療において注水は歯髄の温度上昇を抑制する。しかし、非注水下では照射エネルギーに比例して歯髄の温度上昇が生じ、歯髄の不活性化をきたすという報告がある²⁹⁾。一般に歯髄は 5°C 以上の温度上昇で不活性化が誘起され始めると知られている^{30,31)}。*Q* スイッチ Er:YAG レーザーを安全に使用する上で、レーザー照射時の温度上昇を検討することは非常に重要である。そこで *Q* スイッチ Er:YAG レーザーを用いた際の象牙質サンプル裏面の温度変化を測定し温度上昇の検討を行った。

照射時間 2 秒では約 1.3°C の温度上昇を認め、定常状態に戻るのに 20 秒程度要した（図 14A）。一方照射時間 30 秒ではレーザー照射開始から約 10 秒は急激な温度上昇を認め、以降 30 秒までは緩やかな温度上昇であった（図 14B）。約 11.3°C の温度上昇を認め、定常状態に戻るのに 60 秒程度要した。つまり非注水下 *Q* スイッチ Er:YAG レーザー照射は同一部位に長時間使用することで歯髄不活性化の可能性のあることを示唆した。

しかしながら臨床では 1 点のみを長時間照射する可能性は低く、歯髄不活性化の可能性は低いと考えられる。また、本実験より仮に同一部位を照射し続ける場合、照射時間を 10 秒以内にするすることで歯髄不活性化を防止することができると考えられる。

2.5 結論

レーザーを用いた非注水下う蝕治療を検討し、*Q* スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーと比較し切削効率が高く、熱影響が少ないレーザーであることが示された。

3 レーザー照射象牙質表面の評価

3.1 目的

レーザー照射後の象牙質表面変化を検討するため、Q スイッチ Er:YAG レーザー照射象牙質表面の形態観察、表面硬さ測定を行い評価した。

3.2 方法

3.2.1 試料

ウシ切歯健全象牙質を用いた。低速水冷ダイヤモンドソーを用いて平滑な象牙質表面を露出させ、流水下で耐水研磨紙#600 まで研磨した。試料は研磨後 10 秒エアで乾燥し、ランダムに 5 群に分け、表面処理を行った（各群 $n=1$ ）。

3.2.2 使用レーザー

2 切削特性の評価と同様に Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザーの 2 種類を使用した（図 6 および図 7）。

3.2.2.1 レーザー照射条件（表面処理）

照射条件は以下の 5 条件を使用した。詳細は表 2 に示す。

- ① Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 7.2 mJ ：Q-20 群
- ② Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 14.4 mJ ：Q-40 群
- ③ Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 21.6 mJ ：Q-60 群
- ④ 従来型 Er:YAG レーザー， 2 ml/min の注水，平均パワー密度 909 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 100 mJ ：従来群
- ⑤ レーザー照射なし：非照射群

この条件を選択した理由は、2.3.2 切削体積の測定において Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2 以下照射で健全象牙質および脱灰象牙質の切削体積に大きな差を認めたためである。また臨床で用いられている条件との比較を行うため，従来型 Er:YAG レーザーは現在象牙質う蝕の除去に用いられる条件を選択した。

各レーザーは自動ステージ（SGSP20-20，SIGMAKOKI，日高）を用いて，各点の照射時

間が 1 秒となる速度で $10 \times 10 \text{ mm}^2$ の領域に繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。操作速度は Q スイッチ Er:YAG レーザーで $600 \mu\text{m/s}$, 従来群 Er:YAG レーザーで $360 \mu\text{m/s}$ とした。単照射の照射時間は電気シャッターにより 2 秒に調節した。

表 2. 5 群の照射条件

群	使用レーザー	平均 パワー密度	照射パルス エネルギー	注水
① Q-20	Qスイッチ Er:YAGレーザー	20	7.2	なし
② Q-40		40 W/cm ²	14.4 mJ	
③ Q-60		60	21.6	
④ 従来	従来型 Er:YAGレーザー	909 W/cm ²	100 mJ	2 ml/min
⑤ 非照射	-	-	-	-

繰り返し周波数 10 Hz , 面照射 1 sec

3.2.3 形態観察

走査型電子顕微鏡 SEM (JSM-6510LV, 日本電子) にて各条件の照射痕表面の形態を観察した。

3.2.4 表面粗さ測定

共焦点レーザー顕微鏡を用いて照射後の象牙質表面の立体像を得た。また、面照射を行った試料を用いて表面粗さを分析するために、算術平均粗さ Ra および最大高さ粗さ Rz を使用した。算術平均粗さ Ra は、主線からの粗さの絶対的な逸脱の算術平均である。最大高さ粗さ Rz は、試料長さ内の最大高さおよび最大深さの平均値である。算術平均粗さ Ra および最大高さ粗さ Rz は、三次元レーザープロファイルメーター (OLS3000, オリンパス) を用いてレーザー照射後に測定した。対応する解析ソフトウェアを用いて、 $1280 \times 960 \mu\text{m}^2$ の領域でレーザー照射の算術表面粗さ Ra 値と最大高さ粗さ Rz 値を求めた。各群に 5 回測定を行った。

3.2.5 表面硬さ測定

超微小押込み硬さ試験はダイヤモンドバルコビッチ三角錐圧子をもつ、最大試験力 980 mN のナノインデーション機器 (ENT-1100a, ELIONIX, 東京) により行った。全ての試験

片を接着剤でステージに固定し、27°Cでピーク時負荷 10 mN、30 ミリ秒の保持時間を設定し超微小押し込み硬さ試験を行った。各群に 4 回の押し込み試験を行い、押し込み硬さ H_{IT} を測定した。

3.2.6 元素分析

走査型電子顕微鏡 SEM (JCM-5700, 日本電子) のエネルギー分散型 X 線分析 (EDS 分析) を用いて各群 5 か所の点分析にて炭素, リンおよびカルシウムを定性・定量分析した。

3.2.7 統計処理

算術平均粗さ Ra, 最大高さ粗さ Rz, 押し込み硬さ H_{IT} および各元素の存在比は StatFlex ver.6 (アーテック) を用いて一元配置分散分析および Scheffé 法により各群間の有意差を検討した。 $p<0.05$ を有意差ありとした。

3.3 結果

3.3.1 形態観察

図 16 に 5 群の走査型電子顕微鏡像を示す。非照射群では象牙細管の開口と開口部に削片が閉塞したような像が観察された。従来群と非照射群を比較すると従来群では象牙質の構造変化を認めた。Q スイッチ Er:YAG レーザーでは、Q-20 群で象牙細管の開口を認め、非照射群と比較し開口部の削片等は確認されなかった。一方、Q-40 群および Q-60 群では平均パワー密度の増加により象牙質表面の構造変化を認めた。つまり Q スイッチ Er:YAG レーザーでは平均パワー密度が低いと切削片が除去され象牙細管が開口するが、平均パワー密度が増加すると象牙質の構造変化を及ぼすと示唆された。

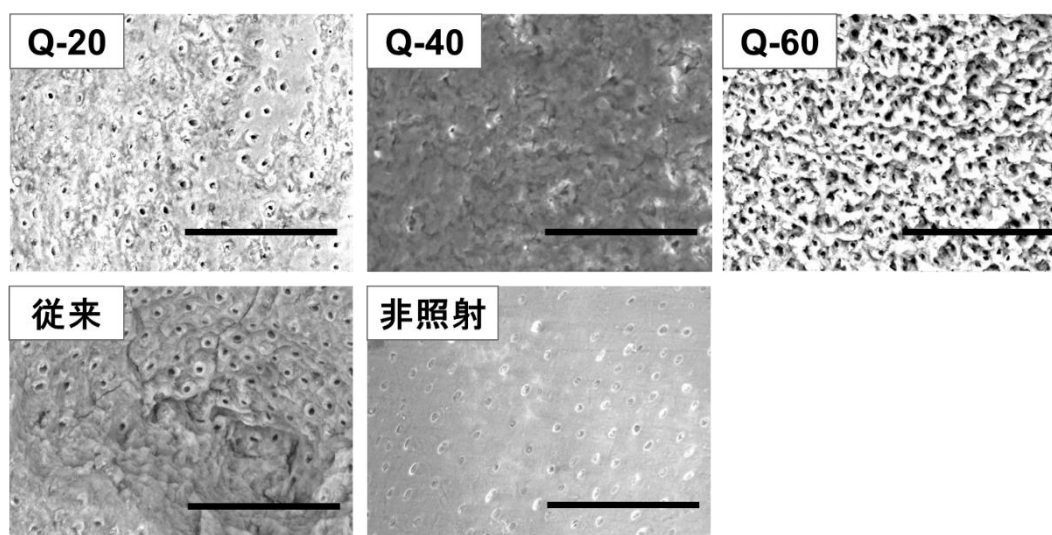


図 16. 5 群におけるレーザー照射象牙質の走査型電子顕微鏡像

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm^2

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm^2

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz ，照射時間 2 秒で照射を行った。

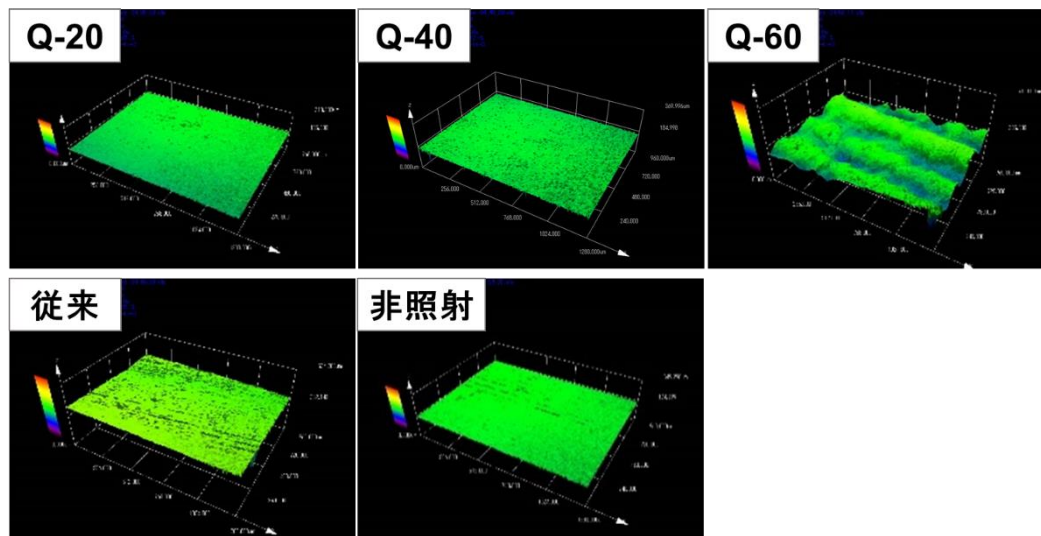
スケールバー： $50 \mu\text{m}$

3.3.2 表面粗さ測定

図 17 に 5 群のレーザー照射象牙質表面の走査型共焦点レーザー顕微鏡による立体像を示す。従来群および Q-60 群では水平面で明らかな凹凸を認めた (図 17B)。

図 18 に 5 群の表面粗さを示す。一元配置分散分析により P 値が 0.001%以下であることを確認し、Scheffé 法を用いて多重比較を行った。算術平均粗さ Ra (図 18A) において Q-60 群は Q-20 群, Q-40 群および非照射群と比較し大きく有意な差を認めた。また非照射群と比較し従来群では算術平均粗さが大きく有意な差を認めた。最大高さ粗さ Rz (図 18B) では, Q-60 群は他の 4 群と比較し最大高さ粗さが大きく有意な差を認めた。さらに非照射群と比較し Q-40 群および非照射群では最大高さ粗さが大きく有意な差を認めた。つまり Q スイッチ Er:YAG レーザーでは平均パワー密度の増加により象牙質表面に凹凸が生じ表面粗さが大きくなることが示された。

A



B

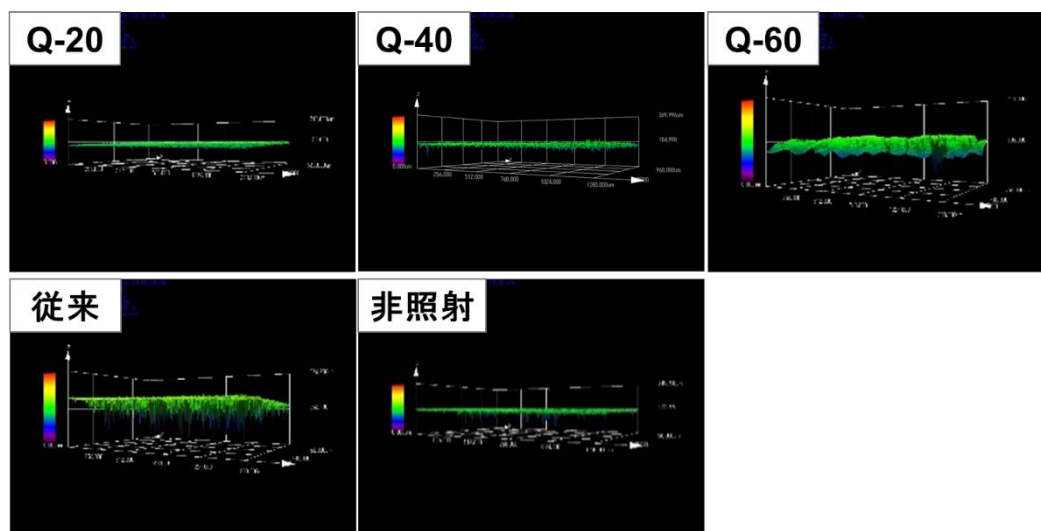


図 17. 5 群におけるレーザー照射象牙質の走査型共焦点レーザー顕微鏡による立体像

A : 水平面 B : 矢状面

Q-20 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 20 W/cm^2

Q-40 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 40 W/cm^2

Q-60 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 60 W/cm^2

従来群 : 従来型 Er:YAG レーザー, 注水, 照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群 : 照射なし

繰り返し周波数 10 Hz , 自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒 となる速さで照射を行った。

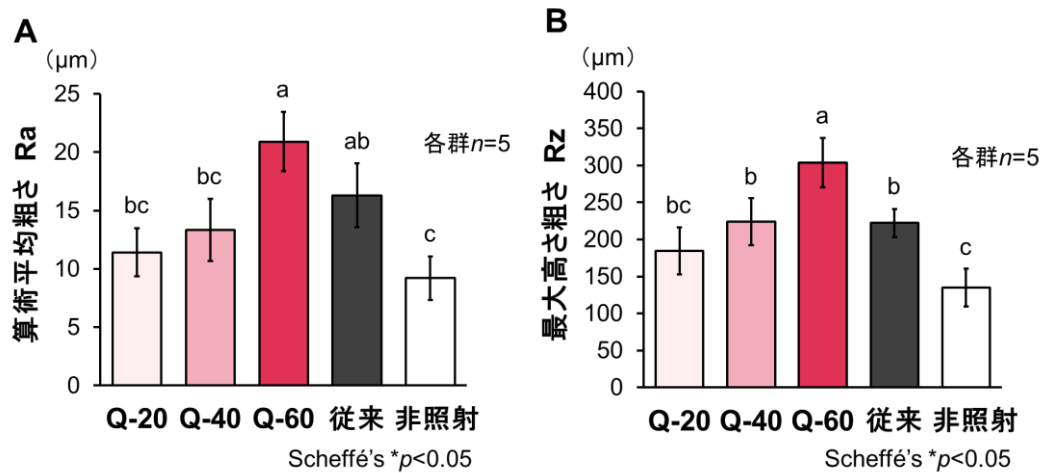


図 18. 5 群におけるレーザー照射象牙質の表面粗さ

A : 算術平均粗さ Ra B : 最大高さ粗さ Rz

Q-20 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 20 W/cm²

Q-40 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 40 W/cm²

Q-60 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 60 W/cm²

従来群 : 従来型 Er:YAG レーザー, 注水, 照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群 : 照射なし

繰り返し周波数 10 Hz, 自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒となる速さで照射を行った.

各群 $n=5$

3.3.3 表面硬さ測定

図 19 に各群の押し込み硬さを示す。一元配置分散分析により P 値が 0.001%以下であることを確認し、Scheffé 法を用いて多重比較を行った。Q-20 群は Q-40 群、Q-60 群および従来群と比較し表面硬さが大きく有意差を認めた。つまり Q スイッチ Er:YAG レーザー照射は平均パワー密度の増加により照射象牙質表面の軟化を及ぼし、Q スイッチ Er:YAG レーザー低パワー密度照射では従来型 Er:YAG レーザー照射と比較し照射面の硬化を及ぼす可能性を示唆した。

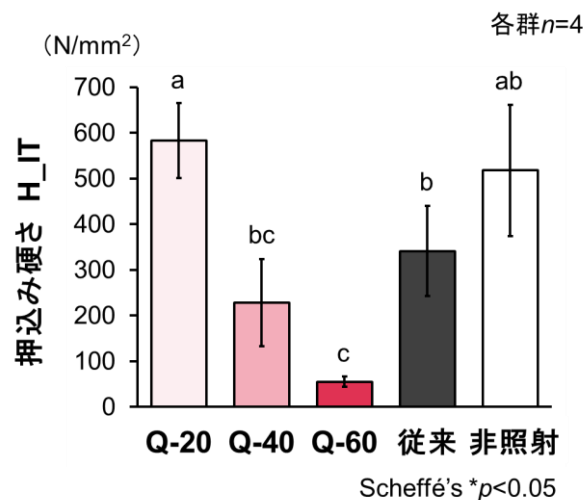


図 19. 5 群におけるレーザー照射象牙質の押し込み硬さ

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm²

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm²

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm²

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz，照射時間 2 秒で照射を行った。

各群 n=4

3.3.4 元素分析

図 20 に各群での炭素，リンおよびカルシウムの存在比を示す．一元配置分散分析によりリンおよびカルシウムでは P 値が 0.001% 以下であることを確認し，Scheffé 法を用いて多重比較を行った．炭素は一元配置分散分析により有意差がないことが確認された．全群でカルシウムが最も多い存在比を示す元素であった．従来群では他の 4 群と比較しリンおよびカルシウム存在比が低く有意な差を認めた．つまり Q スイッチ Er:YAG レーザー照射象牙質では平均パワー密度の変化においても非照射象牙質と組成は大きく変化しない可能性を示した．

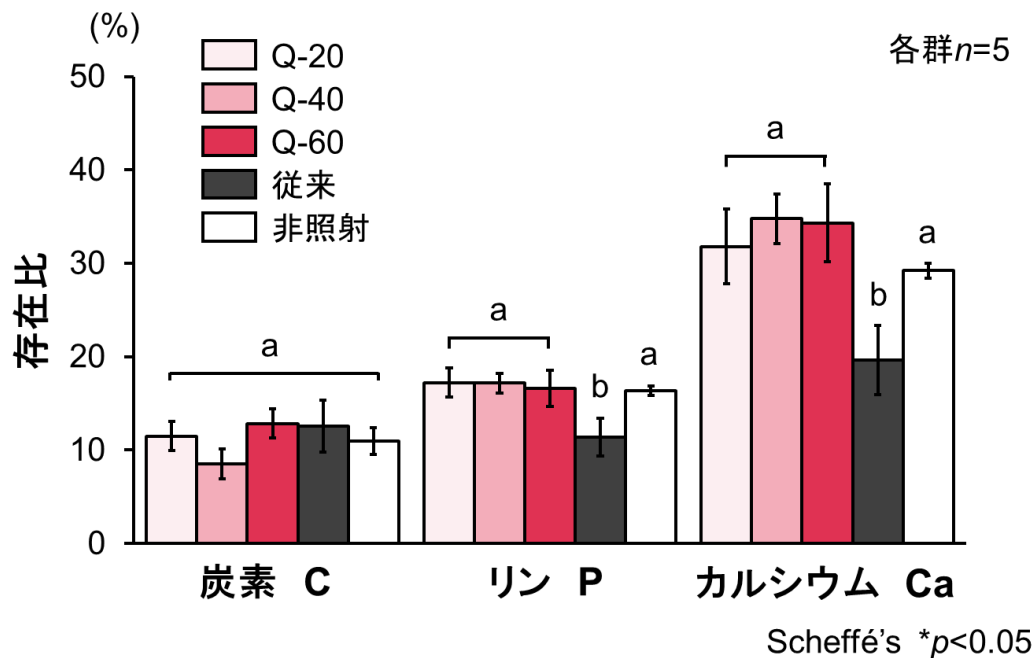


図 20. 5 群におけるレーザー照射象牙質の炭素，リンおよびカルシウムの存在比

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm²

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm²

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm²

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz，自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒となる速さで照射を行った．

各群 n=5

3.4 考察

3.4.1 Q スイッチ Er:YAG レーザー平均パワー密度 60 W/cm² 照射の影響

レーザー照射が象牙質表面に与える影響を検討するため各種評価を行った。

今回検討した Q スイッチ Er:YAG レーザーの 3 つの平均パワー密度のうち最もパワーの大きい Q-60 群では、照射痕の形態観察像において象牙細管の開口と構造変化を認めた (図 16)。表面粗さ測定では他の 4 群と比較し表面粗さが大きく有意な差を示し (図 18)、立体像からも照射象牙質表層の凹凸を認めた (図 17)。また表面硬さ測定では表面硬さが低いことを示し (図 19)、照射象牙質表層の物性低下が示唆された。

元素分析において従来群は非照射群と比較しカルシウムおよびリンの存在比が低かったのに対し、Q スイッチ Er:YAG レーザー (Q-20, Q-40, Q-60 群) は変化を認めなかった (図 20)。Er:YAG レーザー照射象牙質では非照射象牙質と比較しカルシウムやリンの濃度が低下し、コラーゲンの変性を指摘する報告がある^{32,33)}。今回の結果でも同様に従来型 Er:YAG レーザーでは非照射群と比較しカルシウムおよびリンの存在比が低く、コラーゲンの変性が示唆された。一方 Q スイッチ Er:YAG レーザー照射は非照射面と比較し元素の変化を認めず、コラーゲンの変性が生じない、もしくは軽度の変性である可能性が示唆された。

しかしレーザー照射象牙質表面の構造変化や物性低下の範囲についてはいまだ明らかでなく、今後検討を行いたい。

3.4.2 Q スイッチ Er:YAG レーザー平均パワー密度 20 W/cm² 照射の影響

今回検討した Q スイッチ Er:YAG レーザーの 3 つの平均パワー密度のうち最もパワーの小さい Q-20 群では、照射痕の形態観察像 (図 16) により象牙細管の開口を認め、表面粗さ測定 (図 18)、表面硬さ測定 (図 19) では非照射群と比較し差を認めなかった。Er:YAG レーザー照射象牙質ではスマヤー層が形成されないことが特徴である³⁴⁻³⁶⁾。スマヤー層とは切削具による歯質切削後の象牙質表面を覆う厚さ 1~3 μm の切削片や切削屑の層である³⁷⁾。本研究においても Q-20 群では象牙細管の開口を認め、スマヤー層が形成されないことを示唆した。しかし、その他の表面性状は総じて非照射象牙質との大きな変化はなかった。Er:YAG レーザー照射象牙質は、構造欠陥や変性層が生成することが知られ、その影響によりコンポジットレジン接着低下を招くことが報告されている^{11,12,38-40)}。本実験より Q スイッチ Er:YAG レーザーは従来型 Er:YAG レーザーと象牙質表面に与える影響が異なることが示された。このため Q スイッチ Er:YAG レーザー照射が象牙質表面に与える影響がコンポジットレジン接着にどのように影響するのかを明らかにする必要がある。

3.4.3 エナメル質に対する照射の可能性

本研究では象牙質う蝕に焦点をあて、象牙質う蝕除去およびレーザー照射後の象牙質表面について検討を行った。しかしながら臨床ではエナメル質う蝕もあり、さらに象牙質う蝕においてもエナメル質部との接着は非常に重要である。このためエナメル質に対する Q スイッチ Er:YAG レーザーの可能性を考える。

エナメル質に対する Er:YAG レーザー照射は様々な研究が行われている。エナメル質は象牙質と比較し機械的強度が非常に大きく、さらに水分および有機質が非常に少ない⁴¹⁾。このため Er:YAG レーザーを用いた切削では非常に強いエネルギーを必要とする⁴²⁾。その他の効果としてはエッチング効果^{43,44)}や、耐酸性や再石灰化の効果⁴⁵⁻⁴⁸⁾があるとする報告がある。

本研究では全て象牙質に対する検討を行いエナメル質に対する照射の評価は行っていないが、 Q スイッチ Er:YAG レーザーでも Er:YAG レーザーと同様の効果がある可能性は高く、う蝕予防や初期う蝕抑制への応用も考えられる。

3.5 結論

レーザー照射後の象牙質表面変化の検討を行い、 Q スイッチ Er:YAG レーザーは平均パワー密度変化により象牙質表面の構造変化および物性の変化をきたすことが示された。

4 レーザー照射象牙質へのレジン接着の評価

4.1 目的

臨床ではレーザーを用いたう蝕治療後の修復物との接着が必須である。Q スイッチ Er:YAG レーザーのコンポジットレジン接着への影響を検討するため、レーザー照射面にコンポジットレジン築盛後、引張試験、破断面観察および接着面観察を行った。

4.2 方法

4.2.1 試料

本研究では、ウシ切歯 20 本を使用した。低速水冷ダイヤモンドソーを用いて、ウシ切歯歯冠から歯軸と水平な象牙質表面を露出させ、平滑面を耐水研磨紙#600 を用いて流水下で研磨した。サンプルは研磨後 10 秒エアで乾燥し、ランダムに 5 つのグループにわけ後述のレーザー照射条件下で表面処理を行った（各群 $n=4$ ）。

4.2.2 使用レーザー

2 切削特性の評価と同様に Q スイッチ Er:YAG レーザーおよび従来型 Er:YAG レーザーの 2 種類を使用した。（図 6 および図 7）

4.2.2.1 レーザー照射条件（表面処理）

照射条件は以下の 5 群である。詳細を表 2 に示す。

- ① Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 7.2 mJ ：Q-20 群
- ② Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 14.4 mJ ：Q-40 群
- ③ Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 21.6 mJ ：Q-60 群
- ④ 従来型 Er:YAG レーザー， 2 ml/min の注水，平均パワー密度 909 W/cm^2 ，照射パルスエネルギー 100 mJ ：従来群
- ⑤ レーザー照射なし：非照射群

各レーザーは自動ステージ（SGSP20-20，SIGMAKOKI）を用いて、各点の照射時間が 1 秒となる速度で $10 \times 10 \text{ mm}^2$ の領域に繰り返し周波数 10 Hz で照射を行った。操作速度は Q スイッチ Er:YAG レーザーで $600 \mu\text{m/s}$ ，従来群 Er:YAG レーザーで $360 \mu\text{m/s}$ とした。

4.2.3 コンポジットレジン築盛

歯科用 2 ステップセルフエッチング型ボンディング材（クリアフィル®メガボンド®2，クラレノリタケデンタル，東京）を用いて使用書に従い歯面処理を行った．プライマーを 20 秒間処理し，10 秒弱圧のマイルドエアーを当て確実に乾燥させた．ボンドを塗布し 5 秒弱圧のエアーをあて可及的に均一な層にし，LED ライト（Pencure®，モリタ）にて 10 mm の距離から 20 秒光照射を行った．歯面処理後にコンポジットレジン（CR）（クリアフィル®マジスティ®ES フローLOW，クラレノリタケデンタル）を 2 mm ごとに積層充填し，各面に LED ライトを用いて 10 mm の距離から 20 秒光照射を行った．最終的に築盛したコンポジットレジンの厚みが 5 mm 以上になるように作製し，試料は 37°C の水中に 24 時間保存した．

4.2.4 微小引張試験（micro-tensile bond strength test: μ TBS）

試料は 24 時間水中保管後，低速水冷ダイヤモンドソー（MC-201M，MARUTO）を用いて約 $0.7 \times 0.7 \text{ mm}^2$ の引張試験用試料（各群 $n=32$ ）に切り出された．引張試験用試料をシアノアクリレートブルー（モデルリペアーIIブルー，デンツプライシロナ，東京）を用いてジグに固定し，クロスヘッドスピード 1.0 mm/min で微小引張接着試験（EZ-test，島津製作所）を行い，接着強さの評価を行った．

4.2.5 破断面の観察

微小引張試験測定後の破断面観察および破断様式の確認を走査型電子顕微鏡（JSM-6510L，日本電子）により観察した．破断様式は混合破壊，象牙質凝集破壊，CR 凝集破壊および界面破壊の 4 種類に分類した．試料をステージにカーボンテープで固定し白金処理後 15 kV で観察を行った．

4.2.6 接着面観察

試料を常温重合レジン（ユニファストIII®，ジーシー，東京）にて樹脂包埋後，接着界面で切断し，鏡面研磨を行った．走査型電子顕微鏡（JCM-5700，日本電子）を用いて接着界面の形態観察を行った（各群 $n=3$ ）．

また別に $0.7 \times 0.7 \text{ mm}^2$ の試料を作製しエポキシ樹脂包埋を行った．Q-60 群では試料作製時に破断したため観察できなかった．残りの 4 群は恒温重合器にて 60°C で 3 日間加熱重合後，ダイヤモンドナイフ（ナノトームシック，酒井電子顕微鏡応用研究所）を用いてウルト

ラミクロトーム（ウルトロームV, LKB）で接着界面を含む部位の約 70～90 nm の超薄切片を作製した．試料を透過型電子顕微鏡 TEM（H800, 日立製作所）にて加圧電圧 200 kV で接着界面の観察を行った．

4.2.7 統計処理

微小引張強さ μ TBS は StatFlex ver.6 (アーテック) を用いて一元配置分散分析および Scheffé 法により各群間の有意差を検討した．また破断様式の内訳は $L \times M$ 分割表を用いたカイ二乗検定を行った． $p < 0.05$ を有意差ありとした．

4.3 結果

4.3.1 微小引張試験

図 21 に 5 群の初期微小引張強さを示す。Q-60 群は試料作製時に破断し、微小引張試験を行うことができず測定不可であった。残りの 4 群において一元配置分散分析により P 値が 0.001% 以下であることを確認し、Scheffé 法を用いて多重比較を行った。初期接着強さにおいて、Q-20 群ではその他の 3 群と比較し微小引張強さが高く有意な差を認めた。一方、Q-40 群では Q-20 群と比較し微小引張強さが低く有意な差を認めた。つまり、Q スイッチ Er:YAG レーザーは平均パワー密度変化により接着強さが変化することが示された。従来群と非照射群では微小引張強さに有意な差を認めなかった。

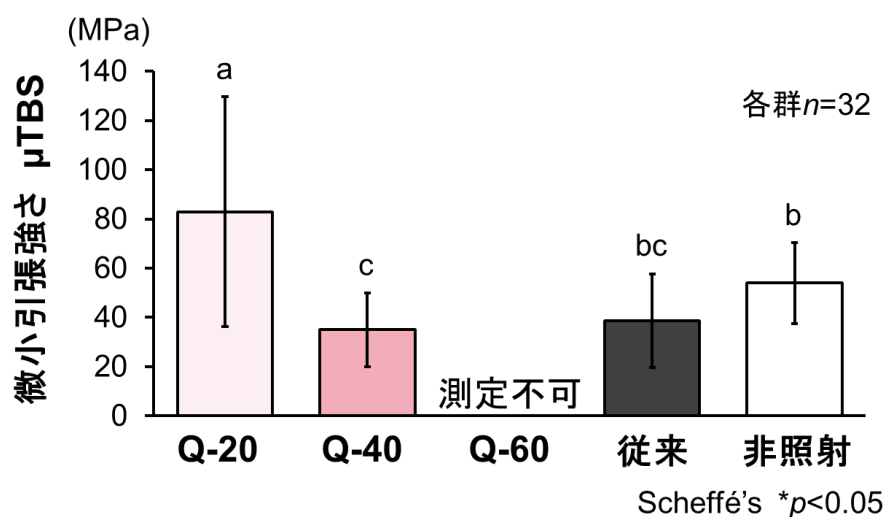


図 21. 5 群におけるレーザー照射象牙質とコンポジットレジンの微小引張強さ

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm²

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm²

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm²

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz，自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒となる速さで照射を行った。各処理後コンポジットレジンを築盛を行い，引張試験を行った。

(各群 n=32)

4.3.2 破断面の観察

図 22 に試料作製時に破断した Q-60 群を除く 4 群で認めた破断様式の内訳を示す。Q-60 群を除く 4 群では①混合破壊、②象牙質凝集破壊、③CR 凝集破壊の 3 様式を認めた。界面破壊は認められなかった。4 群に L×M 分割表を用いたカイ二乗検定を行い、P 値が 0.5% 以下であることを確認した。Q-60 群を除く 4 群では混合破壊が最も多い破断様式であった。

図 23 に走査型電子顕微鏡を用いて観察した 5 群の破断面像を示す。図 23A に Q-20 群の混合破壊の 1 例を示す。象牙質、ボンディングおよび CR が混在して破断する像が観察された。

図 23C に試料作製時に破断した Q-60 群の破断面の走査型電子顕微鏡像を示す。CR 側および象牙質側の両側で象牙細管の開口を認め、象牙質凝集破壊を示した。また CR 側では象牙質に亀裂を認めた。

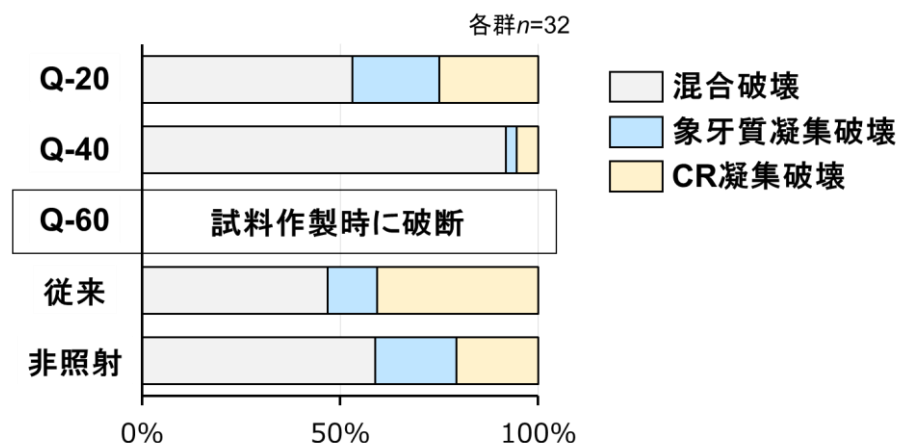


図 22. 5 群におけるレーザー照射象牙質とコンポジットレジンの破断様式の内訳

(各群 $n=32$)

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm^2

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm^2

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz ，自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒 となる速さで照射を行った。各処理後コンポジットレジンを築盛を行い，破断させ観察した。

Q-60 群は試料作製時に破断した。

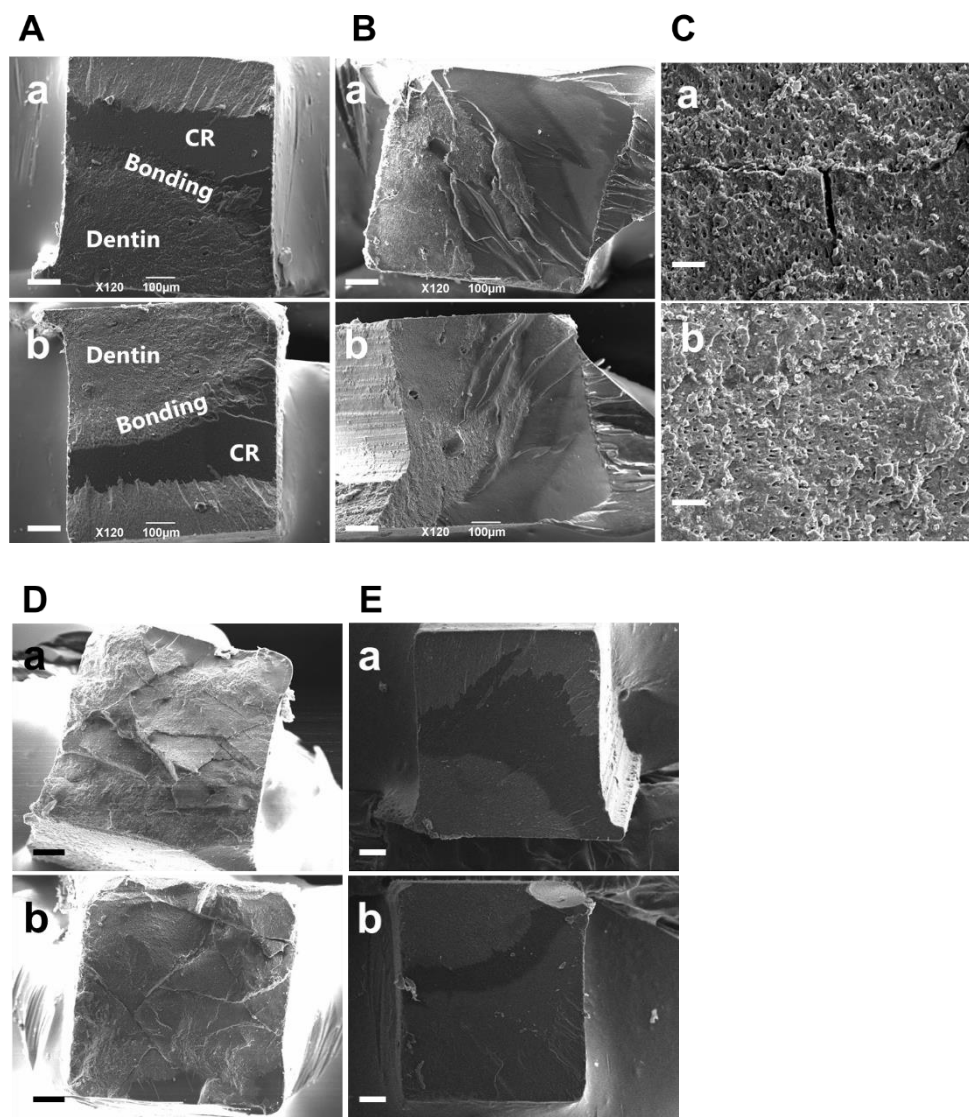


図 23. 5 群における破断面の走査型電子顕微鏡像

a: CR 側, b: 象牙質側,

A : Q-20 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 20 W/cm^2

B : Q-40 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 40 W/cm^2

C : Q-60 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 60 W/cm^2

D : 従来群 : 従来型 Er:YAG レーザー, 注水, 照射パルスエネルギー 100 mJ

E : 非照射群 : 照射なし

スケールバー (A, B, D, E) : $20 \mu\text{m}$ スケールバー (C) : $100 \mu\text{m}$

繰り返し周波数 10 Hz , 自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒 となる速さで照射を行った。各処理後コンポジットレジン築盛を行い, 破断させ観察した。

4.3.3 接着面観察

図 24 に接着面の走査型電子顕微鏡像の一例を示し、図 24A に全体像を、図 24B に拡大像を示す。イメージ図にあるようにレーザー照射した象牙質の上に、ボンディング、CR の順で築盛した。従来群、Q-40 群および Q-60 群では象牙質層に縦方向のクラックを認めた（各群 3 例中 3 例）。特に Q-60 群では横方向のクラックを認めた（3 例中 2 例）。Q-40 群と比較し、Q-60 群ではクラックの数および大きさの増大を認めた。一方、非照射群および Q-20 群ではクラックは観察されなかった。

図 25 に透過型電子顕微鏡像を示す。Q-60 群は試料作製過程で破断し観察できなかった。非照射群および Q-20 群では樹脂含浸層と思われる像が観察された。Q-40 群および従来群では象牙質表層にクラックを認めた（黄矢印で示す）。つまり Q スイッチ Er:YAG レーザーは平均パワー密度の増加により象牙質表面にクラックを生じさせること可能性が示唆された。

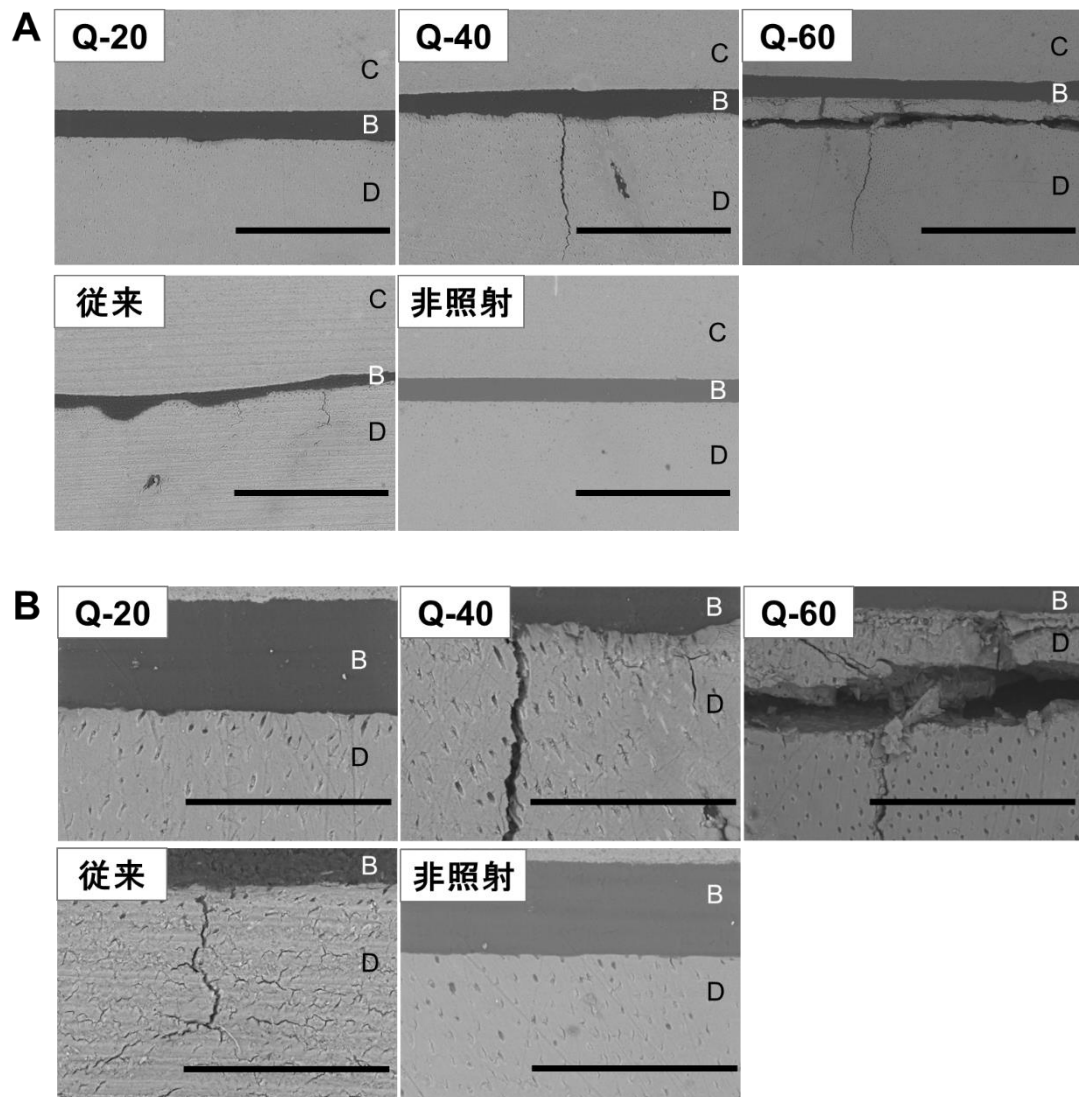


図 24. 5 群のレーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着界面の走査型電子顕微鏡像の一例

A : 全体像 スケールバー : 300 μm B : 拡大像 スケールバー : 100 μm

Q-20 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 20 W/cm^2

Q-40 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 40 W/cm^2

Q-60 群 : Q スイッチ Er:YAG レーザー, 非注水, 平均パワー密度 60 W/cm^2

従来群 : 従来型 Er:YAG レーザー, 注水, 照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群 : 照射なし

繰り返し周波数 10 Hz, 自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒となる速さで照射を行った。各処理後コンポジットレジン築盛を行い, 接着界面を観察した。

C : コンポジットレジン層, B : ボンディング層, D : 象牙質層

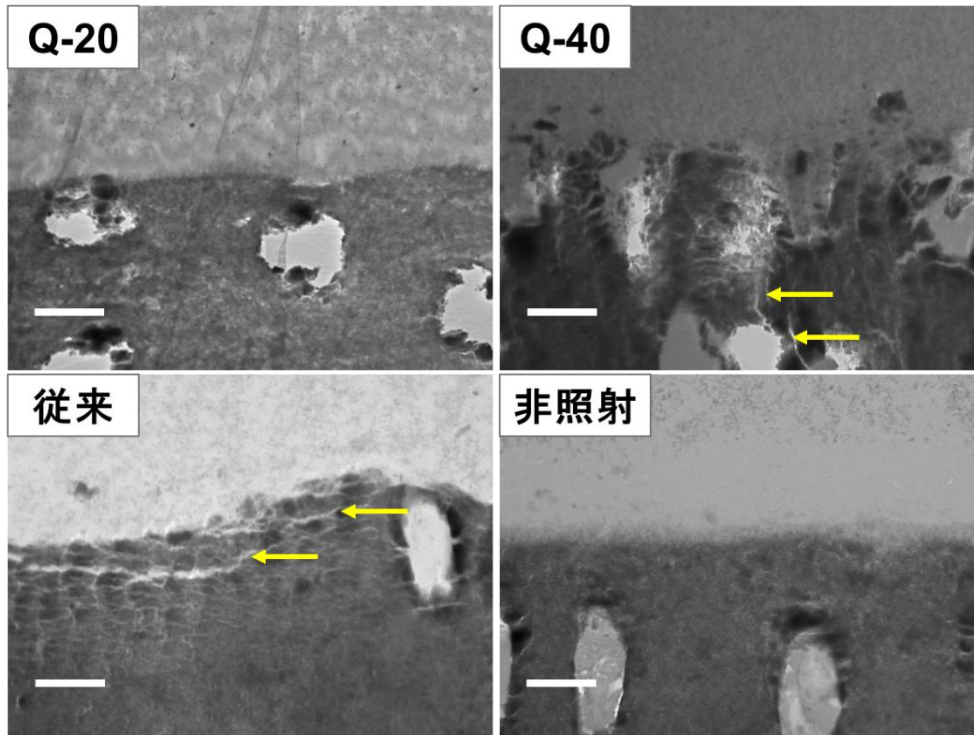


図 25. レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着界面の透過型電子顕微鏡像

Q-20 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm^2

Q-40 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 40 W/cm^2

Q-60 群：Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 60 W/cm^2

従来群：従来型 Er:YAG レーザー，注水，照射パルスエネルギー 100 mJ

非照射群：照射なし

繰り返し周波数 10 Hz ，自動ステージを用いて各点での照射時間が 1 秒 となる速さで照射を行った．各処理後コンポジットレジン築盛を行い，接着界面を観察した．

Q-60 群は試料作製時に破断したため観察不可であった．

Q-40 群および従来群ではクラックを認めた（黄矢印）．

スケールバー： $2 \mu\text{m}$

4.4 考察

4.4.1 レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着

レーザーを用いたう蝕除去後の修復物との接着を検討するため、*Q* スイッチ Er:YAG レーザー照射面にコンポジットレジン築盛後、微小引張試験を行いレジン接着の評価を行った。微小引張試験において、従来群と非照射群に有意差を認めなかった。*Q* スイッチ Er:YAG レーザーにおいて、*Q*-20 群は非照射群および従来群と比較し接着強さが高く有意差を認めた。一方、*Q*-40 群では *Q*-20 群と比較し接着強さが低く、平均パワー密度の増加による接着強さの低下を示した。

現在う蝕除去後の修復物としては様々な材料が用いられているが、本研究では標準的な接着システムである 2 ステップセルフエッチングシステム (2-SEA) のクリアフィルメガボンド 2⁴⁹⁾を用いたコンポジットレジン接着を検討した。Er:YAG レーザー照射象牙質とコンポジットレジンの接着については多数の研究が行われている⁵⁰⁻⁵⁶⁾。2002 年に De Munck ら⁵⁰⁾は 3 ステップエッチアンドリンズ (3-E&R) および 2-SEA を用いてレーザー照射はダイヤモンド切削と比較し微小引張強さが低下したと報告した。また 2007 年に de Oliveira ら⁵¹⁾は 2-SEA および 2 ステップエッチアンドリンズ (2-E&R) を用いてレーザー照射は耐水研磨紙#600 と比較し微小引張強さが低下したと報告している。Er:YAG レーザー照射象牙質に対するコンポジットレジン接着は非照射象牙質と比較し向上する⁵²⁻⁵⁴⁾、同等である⁵⁵⁾、低下する^{50,51,56)}など様々な意見がある。現在ではその中で非照射象牙質と比較すると接着が低下するというのが一般的である。しかしながら文献ごとに使用する接着システムやレーザー照射条件は様々であり、これらの要素により接着の結果は変化すると考えられる。

今回の結果からは、*Q* スイッチ Er:YAG レーザーの平均パワー密度の変化により象牙質表面の構造及び物性の変化を及ぼしコンポジットレジンとの接着に影響する可能性が示された。

4.4.2 レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着の破断様式

レーザーを用いたう蝕除去後の修復物との接着を検討するため、*Q* スイッチ Er:YAG レーザー照射面にコンポジットレジン築盛後、微小引張試験を行い、引張試験後の破断様式の評価を行った。*Q*-60 群を除く 4 群では、①混合破壊、②象牙質凝集破壊および③CR 凝集破壊の 3 種類の破断様式を認めた (図 22)。

①混合破壊とは接着材で被着体を接着した接着系に外力を加えて破壊したとき、接着系の破壊が接着界面、接着材、被着体などにわたる破断様式である³⁷⁾。本研究の混合破壊では

コンポジットレジン，ボンディングおよび象牙質が混在していた．この破壊現象は接着状態がかなり良好な場合に認められる³⁷⁾．つまり Q-60 群を除く 4 群では接着状態が良いことが示唆された．②象牙質凝集破壊はレーザー照射による影響もしくは象牙質の機械的強度が低い部分が多かったと予想される．③CR 凝集破壊は築盛時の気泡や重合不良などが生じたと考えられる．微小引張試験の結果では Q-20 群が最も高い微小引張強さを示し，Q-40 群では微小引張強さが低かった．しかし破断様式の内訳において接着状態が良いとされる混合破壊の割合は Q-40 群が Q-20 群と比較し多い結果を示した．接着面観察において Q-40 群では照射により象牙質表面にクラックが生じており，そのクラックが起点となり破断した可能性が考えられる．

Q-60 群では試料作製時の振動により容易に破断した．さらに破断面は象牙質凝集破壊を示し，CR 側の象牙質にクラックを認めた．接着面観察では照射象牙質表層に縦および横方向のクラックを認め，特に横方向のクラックは非常に幅が広がった（図 24）．破断面観察において Q-60 群では象牙質凝集破壊を示しており（図 23C），照射象牙質表層に生じた幅の広い横方向のクラックを起因として試料作製時の軽微な振動により容易に破断した可能性が考えられる．つまりレーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着における著しい接着強さの低下は平均パワー密度の増加により生じたクラック（特に横方向のクラック）が原因であると示唆された．また，レーザー照射象牙質表面には平均パワー密度の増加によりクラックを含む構造変化および表面粗さの増加，物性の低下が生じ，コンポジットレジン接着強さの低下をもたらすと考えられる．

一方，本研究において全群で界面破壊は観察されなかった．界面破壊とは接着材で被着体を接着した接着系に外力を加えて破壊したとき，接着材層と接着体層との境界面で破壊（剥離）がおこることである³⁷⁾．接着材と被着体の接着力が弱い時にみられる破断様式である．つまり全群で照射象牙質表層とボンディング層は強く接着している可能性を示唆した．

4.4.3 レーザーによる表面処理

本研究ではレーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着の評価を行い，Q スイッチ Er:YAG レーザー，非注水，平均パワー密度 20 W/cm² 照射（Q-20 群）では接着強さの向上を認めた．照射痕の形態観察像（図 16）により象牙細管の開口を認め，表面粗さ測定（図 18），表面硬さ測定（図 19）では非照射群と大きな変化を認めなかった．接着面観察ではクラックを認めず非照射群との大きな変化を認めなかった（図 24）．コンポジットレジン接着向上を認めた Q-20 群では象牙細管の開口を認め，スミヤー層が形成されないことを示唆し

た。しかし、その他の表面性状は総じて非照射象牙質との大きな変化はなかった。つまりスミヤー層が形成されないことが接着強さの向上の一助である可能性は高いが、まだ明らかでない表面性状の変化があると考えられる。

Er:YAG レーザー照射象牙質は、構造欠陥や変性層が生成することが知られ、その影響によりコンポジットレジン接着低下を招くことが報告されている^{11,12,38-40}。スミヤー層が形成されないことが Er:YAG レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着に役立つと考えられた⁵³時期もある。しかし前処理なしでコンポジットレジン接着を行っても接着向上効果は期待できないとの報告もある⁵⁷。その理由は象牙質に対する Er:YAG レーザー照射はエッチングとしての脱灰効果ではなく性状変化効果^{33,58}であるためと考えられている。Er:YAG レーザー照射象牙質とコンポジットレジン接着向上のため、リン酸水溶液や次亜塩素酸ナトリウム水溶液による処理^{12,59,60}や、フィニッシング照射法^{61,62}などが試され、接着力向上の報告がされている。

Q スイッチ Er:YAG レーザーの低パワー密度照射はコンポジットレジン接着向上を認めたことから、う蝕除去後のコンポジットレジン接着向上のための表面処理としての利用の可能性が考えられる。さらに前述の Er:YAG レーザーで用いられているリン酸水溶液などの処理やフィニッシング照射法も同様に今後検討したい。

4.4.4 痛みや振動の可能性

歯科恐怖を与える重要な因子として歯科治療時の痛みおよび振動がある⁶³。特にう蝕除去時には切削器具による痛みや振動が生じる可能性が非常に高く、患者に対し与える影響を考慮する必要がある。今回の研究では *Q* スイッチ Er:YAG レーザーの痛みや振動に対する実験を行っていないが、その可能性について考える。

2006 年に Liu ら⁶⁴は小児に対し Er:YAG レーザーを用い、95%の小児が痛みなしまたは軽い痛みであったと報告している。その他の報告においても Er:YAG レーザーは痛みが生じにくいというのが一般的である^{28,35,65-67}。その理由としては連続切削ではないため持続的に三叉神経の中樞側細胞を刺激せず、細胞が興奮しにくいいため痛みが生じにくいとされている⁶⁸。また、照射時の接触面積が非常に小さく、ワンポイント照射であるため刺激量が少ないことも影響しているとされる⁶⁹。

2003 年に Takamori ら⁷⁰は Er:YAG レーザーによる切削はエア・タービンの約 400 分の 1 の振動であり、Er:YAG レーザーの振動周波数のピークは 300 Hz 付近であるのに対しエア・タービンでは 5000 Hz 付近であると報告した。エア・タービンの振動周波数ピークはヒトの

可聴域の最も敏感な部分に近接し、患者に不快感を誘発すると考えられている⁷³⁾。また Er:YAG レーザーはパルス型レーザーであるため組織の蒸散に伴い間欠的な捻撥音が生じ、特に注水下では音が大きくなる傾向にある。しかし臨床ではバキュームの使用によりある程度消音され、患者の受ける振動や騒音は軽微であると考えられる。2014 年に岡本ら²⁸⁾は小児および成人に Er:YAG レーザー、エアアブレイシブおよびスチールバーを用いたう蝕治療の不快感の検討を行い、Er:YAG レーザーはスチールバーと比較し痛み、振動、騒音および他の不快感の項目が有意に低いことを報告した。一方 Er:YAG レーザーによる治療時間はスチールバーの約 10 倍と長く、さらに臭いは強いと報告している。

つまり Er:YAG レーザーは従来の回転切削器具と比較し、痛みが生じにくく振動が少ない治療器具である。今回 Q スイッチ Er:YAG レーザーの痛みや振動についての検討は行っていないが、Q スイッチ Er:YAG レーザーにおいてもパルス型レーザーであるため Er:YAG レーザーと同様に他の回転切削器具と比較し痛みや振動が小さいことが予想される。一方今回の結果より平均パワー密度の増加によるクラック発生を認めたことから、これに起因する振動および痛みの発生の可能性は否めない。今後の検討が必要であると考えている。

4.5 結論

レーザーを用いたう蝕除去後の修復物との接着を検討し、Q スイッチ Er:YAG レーザーは平均パワー密度変化により象牙質表面の構造および物性の変化を及ぼしコンポジットレジン接着強度変化をもたらすと示された。

5 結論

Q スイッチ Er:YAG レーザーをウシ象牙質に照射し、その切削特性とコンポジットレジンの接着性を検討した。その結果、 Q スイッチ Er:YAG レーザーは、従来型 Er:YAG レーザーと比較して切削効率に優れ、非注水下でのう蝕治療も可能となること、また平均パワー密度の違いにより、象牙質表面の構造および物性の変化を及ぼし、コンポジットレジン接着の強度に影響を与えることが示された。

6 参考文献

- 1) 和泉 雄一, 青木 章, 石川 烈 (2011): 歯周治療・インプラント治療における Er:YAG レーザーの使い方. 第1版, 医学情報社, 東京, 平成 23.
- 2) Hibst R, Keller U (1989): Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med*, **9**(4), 338-344.
- 3) 茅野 照雄, 落合 聡, 清野 和夫, 山本 肇, 中島 貞洋, 望月 孝晏 (1989): Erbium:YAG レーザー照射ヒト抜去歯の病理組織学的変化について. 口病誌, **56**, 381-392.
- 4) 高森 一乗, 大橋 英夫, 渡部 茂, 白川 哲夫 (2010): 小児・発達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.
- 5) Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Shilke R, Heidemann D, Klaiber B, Raab WHM (1998): Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent*, **26**(8), 649-656.
- 6) 増田 理紗, 荻部 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. 小歯誌, **47**(1), 8-15.
- 7) 秋山 茂久, 村上 旬平, 小西 敬子, 森田 剛敏, 福井 夏子, 榎間 祐紀子, 田中 智子, 天野 敦雄, 森崎 市治郎 (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**(1), 50-53.
- 8) Celiberti P, Francescut P, Lussi A (2006): Performance of four dentine excavation methods in deciduous teeth. *Caries Res*, **40**(2), 117-123.
- 9) Neves AA, Coutinho E, De Munck J, Van Meerbeek B (2011): Caries-removal effectiveness and minimal-invasiveness potential of caries-excitation techniques: a micro-CT investigation. *J. Dent*, **39**(2), 154-162.
- 10) Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J (1998): Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mater J*, **17**, 125-138.
- 11) Cevallos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW (2002): Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J. Dent. Res*, **81**, 119-122.
- 12) 榎原 康智, 石丸 和俊, 高水 正明 (1998): Erbium:YAG レーザー照射象牙質への接着に関する研究. 日歯保存誌, **41**, 207-219.
- 13) Martinez-Insua A, Dominguez LS, Rivera FG, Santana-Penin UA (2000): Differences in bonding to acid-etched or Er:YAG laser treated enamel and dentin surfaces. *J Prosthet Dent*, **84**, 280-288.
- 14) 天谷 哲也, 平井 義人 (2005): Er:YAG レーザー照射後における修復処置. 日レ歯誌, **16**,

105-110.

- 15) 横田 啓太, 岩田 有弘, 保尾 謙三, 吉川 一志, 山本 一世 (2014): Er:YAG レーザーによる歯質切削に関する研究. 日歯保存誌, **57**(1), 9-18.
- 16) 間 久直, 清水 公太, 石井 克典, 吉川 一志, 保尾 謙三, 山本 一世, 栗津 邦男 (2016): 齲蝕の選択的除去に向けた波長 2.94 および 5.80 μm のナノ秒パルスレーザーによるウシ脱灰象牙質切削特性の比較. 日レ歯誌, **27**, 51-55.
- 17) 一般社団法人日本レーザー歯学会 (2015): レーザー歯学の手引き. 第 1 版, 株式会社デントタルダイヤモンド社, 東京, 平成 27.
- 18) 根本 承次郎 (2001): レーザー工学. 第 1 版, 培風館, 74-77, 平成 13.
- 19) (1998): 速解 光サイエンス辞典. 第 1 版, 株式会社オプトロニクス社, 東京, 71, 平成 10.
- 20) 小柳 修爾 (2005): オプトロニクス光技術用語辞典. 第 3 版, 株式会社オプトロニクス社, 東京, 78, 平成 17.
- 21) 紺田 貴子, 佐々木 一, 清水 隆弘 (2000): Q スイッチルビーレーザーによる太田母斑の治療. 皮膚, **42**(4), 452-459.
- 22) Walsh JT Jr, Flotte TJ, Deutsch TF (1989): Er:YAG laser ablation of tissue: effect of pulse duration and tissue type on thermal damage. *Lasers Surg Med*, **9**(4), 314-326.
- 23) de Carvalho MFF, Leijôto-Lannes ACN, Rodrigues MCN, Nogueira LC, Ferraz NKL, Moreira AN, Yamauti M, Zina LG, Magalhães CS (2018): Viability of Bovine Teeth as a Substrate in Bond Strength Tests: A Systematic Review and Meta-analysis. *J Adhes Dent*, **20**(6), 471-479.
- 24) 佐伯 将之, 石井 克典, 吉川 一志, 保尾 謙三, 山本 一世, 栗津 邦男 (2011): 波長 6.02 μm のナノ秒パルスレーザーによる脱灰象牙質の選択的切削. 日レ歯誌, **22**, 16-20.
- 25) 荒井 恒憲 (1994): III. 赤外レーザー照射による生体軟組織の蒸散機構. 電気学会論文誌 C, **114**, 522-528.
- 26) 栗津 邦男 (2008): 赤外レーザー医工学. 第 1 版, 大阪大学出版, 大阪, 44-51, 平成 20.
- 27) Ogawa K, Fusayama T, Ichijo T, Yamashita Y (1983): The ultrastructure and hardness of the transparent of human carious dentin. *J. Dent. Res*, **62**, 7-10.
- 28) Okamoto K, Aoki S, Tamura Y (2014): Comparisons of discomfort among cutting instruments for removal of carious dentine in children. *Pediatr Dent J*, **24**, 46-52.
- 29) 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**(1), 35-40.

- 30) Mauri P, Arje S (1958): Microscopic Observations on Living Dental Pulp II. The Effect of Thermal Irritants on the Circulation of the Pulp in the Lower Rat Incisor. *Acta Odontol. Scand*, **16**(3), 315-327.
- 31) Zach L, Cohen G (1965): PULP RESPONSE TO EXTERNALLY APPLIED HEAT. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, **19**, 515-30.
- 32) Omae M, Shinnou Y, Tanaka K, Abo T, Nakata T, Suzuki K, Hatsuoka Y, Iwata N, Yoshikawa K, Nishitani Y, Yamamoto K, Yoshiyama M. (2009): XPS analysis of the dentin irradiated by Er: YAG laser. *Dent Mater J*, **28**(4), 471-6.
- 33) 高野 達治 (1997): Er:YAG レーザーの照射面形態および成分の変化について(第 1 報) エナメル質および象牙質窩底部の歯質の走査型電子顕微鏡観察と成分分析について. *日歯保存誌*, **40**(3), 908-919.
- 34) 亀山 敦史, 河田英司, 瀧澤 雅一, 天谷 哲也, 田 具城, 保坂 誠, 小田 豊, 平井 義人 (2000): Er:YAG レーザー照射ウシ象牙質の酸処理による影響ー表面の形態的变化についてー. *接着歯学*, **18**, 126-132.
- 35) 瀧澤 雅一 (1996): Er:YAG レーザーによる歯牙硬組織切削に関する検討. *日歯保存誌*, **39**, 1089-1128.
- 36) Shigetani Y, Okamoto A, Abu-Bakr N, Iwaku M (2002): A study of cavity preparation by Er:YAG laser--observation of hard tooth structures by laser scanning microscope and examination of the time necessary to remove caries. *Dent Mater J*, **21**(1), 20-31.
- 37) 特定非営利活動法人日本歯科保存学会編 (2017): 保存修復学専門用語集. 第 2 版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 平成 29.
- 38) 亀山 敦史, 春山 亜貴子, 加藤 純二 (2017): Er:YAG レーザー照射歯質へのレジン接着における問題点. *日レ歯誌*, **28**(1), 1-8.
- 39) 新谷 英章, 富士谷 盛興, 播磨 貴裕, 黒崎 紀正, 平井 義人, 戸田 忠夫, 岡崎 正之, 高田 隆 (2003): 歯牙硬組織切削用レーザーによる象牙質切削に関する研究. *日歯医学会誌*, **22**, 62-69.
- 40) 瀧澤 雅一, 天谷 哲也, 高橋 賢, 清野栄治, 高瀬保晶, 平井義人, 石川達也 (1998): Er:YAG レーザーの窩洞形成への応用 コンポジットレジンとの適合性について. *接着歯誌*, **16**(1), 24-33.
- 41) 平井 義人, 大畑 秀穂 (2008): 保存修復学. 第 5 版, 医歯薬出版株式会社, 東京, 平成 20.
- 42) Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H (1999): Scanning electron microscopic analysis

- of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: in vitro study. *J Endod*, **25**(8), 543-546.
- 43) Karandish M (2014): The efficiency of laser application on the enamel surface: a systematic review. *J Lasers Med Sci*, **5**(3), 108-14.
 - 44) Sallam RA, Arnout EA (2018): Effect of Er: YAG laser etching on shear bond strength of orthodontic bracket. *Saudi Med J*, **39**(9), 922-927.
 - 45) Mathew A, Reddy NV, Sugumaran DK, Peter J, Shameer M, Dauravu LM (2013): Acquired acid resistance of human enamel treated with laser (Er:YAG laser and Co2 laser) and acidulated phosphate fluoride treatment: An in vitro atomic emission spectrometry analysis. *Contemp Clin Dent*, **4**(2), 170-175.
 - 46) 磯貝 美佳, 松村 祐, 新井 康司, 中垣 晴男, 外山 敬久, 渥美 信子, 山本 ゆう, 河合 利方, 青山 哲也, 土屋 友幸 (2002): 低エネルギーレーザー照射が表層下エナメル質に及ぼす影響—硬度と耐酸性について—. *小児歯誌*, **39**(4), 807-813.
 - 47) 大橋 英夫, 高森 一乗, 渡部 茂, 中村 幸生 (2010): QLFTM による Er:YAG レーザー照射歯面とエア・タービン切削窩洞の観察—Er:YAG レーザー照射歯面の再石灰化動態について—. *日レ歯誌*, **21**(3), 141-148.
 - 48) 大橋 英夫, 高森 一乗, 遠藤 康亮, 渡部 茂 (2009): QLF による Er:YAG レーザー照射後の歯面変化の観察. *日歯保存誌*, **52**(5), 426-436.
 - 49) 保坂啓一, 佐藤 健人, 中島 正俊, 田上 順次 (2016): 新しい2ステップセルフエッチングシステムにおける, ボンドの重合性能の向上が象牙質接着性能およびその耐久性に及ぼす効果—クリアフィルメガボンド 2—. *口病誌*, **83**(3), 109-110.
 - 50) De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G (2002): Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci*, **110**, 322-329.
 - 51) de Oliveira MT, de Freitas PM, Eduardo CP (2007): Bovi Ambrosano GM, Giannini M. Influence of diamond Sono-abrasion, air-abrasion and Er:YAG Laser irradiation on bonding of different adhesive systems to dentin. *Eur J Dent*, **1**(3), 158-166.
 - 52) Russo DS, Buti J, Giachetti L (2016): An in vitro comparison of bonding effectiveness of different adhesive strategies on Erbium: Yttrium-Alluminum- Garnet Laser irradiated dentin. *Open J Stomatol*, **6**, 6-11.
 - 53) Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh JT Jr. (1996): Shear strength of composite

- bonded to Er:YAG laser-prepared dentin. *J Dent Res*, **75**(1), 599-605.
- 54) Moritz A, Schoop U, Goharkhay K, Szakacs S, Sperr W, Schweidler E, Wernisch J, Gutknecht N (1998): Procedures for enamel and dentin conditioning: a comparison of conventional and innovative methods. *J Esthet Dent*, **10**(2), 84-93.
 - 55) Armengol V, Jean A, Weiss P, Hamel H (1999): Comparative in vitro study of the bond strength of composite to enamel and dentine obtained with laser irradiation or acid-etch. *Lasers Med Sci*, **14**, 665-675.
 - 56) 鈴木 貴規, 奈良 陽一郎 (2008): Er:YAG レーザー照射が歯頸部コンポジットレジン修復の接着信頼性に及ぼす影響. 接着歯学, **26**, 17-29.
 - 57) 富士谷 盛興 (2006): Er:YAG および CO₂ レーザー照射象牙質面に対するレジンの接着特性 レーザー照射象牙質面に対しレジンでは本来の接着性能を発揮できるか? 日レ歯誌, **17**, 74-80.
 - 58) 井原聡一郎, 平井義人, 見明康雄 (2003): Er:YAG レーザー照射における象牙質表層の構造変化. 日歯保存誌, **46**, 400-407.
 - 59) 福田 隆光, 山本 敦彦, 小竹 宏朋, 堀田 正人 (2014): 象牙質とレジンとの接着強さに及ぼす Er:YAG レーザーの各種照射条件の影響. 日歯保存誌, **57**(5), 452-462.
 - 60) Kameyama A, Oda Y, Hirai Y, Kawada E, Takizawa M (2001): Resin bonding to Er: YAG laser-irradiated dentin: combined effects of pre-treatments with citric acid and Glutaraldehyde. *Eur J Oral Sci*, **109**(5), 354-360.
 - 61) 鶴田 あゆみ, 成橋 昌剛, 堀江 卓, 松井 治, 富士谷 盛興, 千田 彰 (2014): Er:YAG レーザー照射象牙質に対するレジン添加型ガラスイオノマーセメントの接着性について. 日歯保存誌, **57**(4), 313-324.
 - 62) Nerushay I, Krejci I, Ryabova A, Bortolotto T (2019): Influence of pulse duration when performing Er:YAG laser irradiation on dental tissues. *Am J Dent*, **32**(2), 61-68.
 - 63) 住吉 智子, 佐野 富子, 田邊 義浩, 野田 忠 (2004): 小児の歯科恐怖に関する研究 切削音と歯科恐怖との関係. 小児歯誌, **42**(5), 680-688.
 - 64) Liu JF, Lai YL, Shu WY, Lee SY (2006): Acceptance and efficiency of Er:YAG laser for cavity preparation in children. *Photomed Laser Surg*, **24**(4), 489-493.
 - 65) Genovese MD, Olivi G (2008): Laser in paediatric dentistry: patient acceptance of hard and soft tissue therapy. *Eur J Paediatr Dent*, **9**(1), 13-17.
 - 66) Keller U, Hibst R (1997): Effects of Er:YAG laser in caries treatment: a clinical pilot study. *Lasers*

Surg Med, **20**(1), 32-38.

- 67) 増田 理紗, 荻部 洋行, 梅津 糸由子, 荻原 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**(1), 8-15.
- 68) Samuel Selzer (1978): *Pain control in dentistry*. 1st edition, Lippincott.
- 69) 松本 光吉 (2008): 歯科用 Er:YAG レーザーの基礎と臨床 ―作用機序と臨床応用を徹底追及―. 第 1 版, 財団法人 口腔保健協会, 東京, 10-11, 平成 20.
- 70) Takamori K, Furukawa H, Morikawa Y, Katayama T, Watanabe S (2003): Basic study on vibrations during tooth preparations caused by high-speed drilling and Er:YAG laser irradiation. *Lasers Surg Med*, **32**(1), 25-31.

6 謝辞

本研究を行う機会を与えて頂き、終始ご懇意なるご指導とご鞭撻を賜りました障害者歯科治療部 秋山 茂久 准教授に深甚なる感謝の意を表します。本研究を遂行するにあたり、直接のご指導とご鞭撻ならびに多くのご教示を賜りました予防歯科学教室 関根 伸一 講師に心より感謝し、篤く御礼申し上げます。多大なるご支援を賜りました障害者歯科治療部 村上 旬平 講師に深く御礼申し上げます。また、様々なご助言とご高閲を賜りました大阪大学大学院歯学研究科 クラウンブリッジ補綴学 峯 篤史 助教および大阪大学歯学部附属病院 口腔総合診療部 三浦 治郎 助教に謹んで感謝の意を表します。

本研究を進めるにあたり、レーザー機器使用に際して終始懇切丁寧なご指導ならびにご助言を賜りました大阪大学大学院工学研究科 環境・エネルギー工学専攻 量子エネルギー工学講座 栗津 邦男 教授および間 久直 准教授に深く御礼申し上げます。

また、本研究を行うに際し、多岐にわたりご協力を賜りました大阪大学工学部環境・エネルギー工学科 量子エネルギー工学講座 量子ビーム応用工学領域(栗津研究室)の教室員の皆様に謹んで感謝の意を表します。

最後に、本研究を行うに際し、ご理解とご協力を賜りました大阪大学歯学部附属病院障害者歯科治療部の皆様に篤く御礼申し上げます。