テーマ：レーザーによる硬組織切削

レーザーが先導する歯の硬組織治療イノベーション —管理型予防治療への適応からレーザー専用ボンディング材の開発まで—

富士谷 盛興 中野 健二郎 長塚 由香
八谷 文貴 鈴木 侑 竹口 あゆみ
堅田 和穂 岸本 崇史 林 建佑
堀江 卓 友田 篤臣 千田 彰

愛知学院大学歯学部保存修復学講座
(主任：千田 彰教授)

(受付：2016年10月1日，受理：2016年11月7日)

Therapeutic Innovations in the Treatment of Dental Hard Tissue by Laser —From Preventive Cure to Dedicated Adhesive System for Lased Teeth—

Morioki FUJITANI, Kenjiro NAKANO, Yuka NAGATSUKA,
Yoshitaka YATAGAI, Yu SUZUKI, Ayumi TAKEGUCHI,
Kazuho KATADA, Takafumi KISHIMOTO, Kensuke HAYASHI,
Taku HORIE, Atsushige TOMODA and Akira SENDA
Department of Operative Dentistry, School of Dentistry, Aichi Gakuin University
(Chief: Prof. Akira SENDA)

(Received: October 1, 2016, Accepted for Publication: November 7, 2016)

Abstract: Lasers may provide various unique and high-quality cure and care in the treatment of dental hard tissue that cannot be achieved through ordinary treatments. The present paper describes therapeutic innovations in the treatment of dental caries by fully utilizing the characteristics of lasers.

Preventive cure by modifying the characteristics of enamel or dentin surface and surgical intervention for removing dentin caries and subsequent adhesive restorative procedures were reviewed based on a series of studies by the authors.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 27 : 126 ~ 131, 2016 Reprint requests to Dr. FUJITANI)

Key words = Laser treatment, Dental hard tissue, Preventive cure, Adhesive system

キーワード=レーザー治療，歯の硬組織，予防介入，接着システム

MI の理念

2002 年に FDI の Policy Statement として採択された「Minimal Intervention in the Management of Dental Caries」における MI の理念¹⁾は，文字通り「う蝕のマネジメント」であり，またそれに関する科学的根拠の蓄積によ

り，従来の「Drill & Fill」に代表されるう蝕の介入方法が大幅に見直されるようになった。

ところが，その外科的介入のイメージが先行して，MI といえは，一般的に最小限の侵襲（切削）にのみ言及される場合が多いことは否めない。しかし，「う蝕のマネジメント」とは，歯質保存的な接着修復治療のみならず，患

者教育はもちろんのこと、再石灰化療法やオーラルフローラの改善を含めた管理型の介入（予防治療）によりう蝕の発症や進行を制御することも包含されていることを銘記すべきである。

レーザーは回転切削器具の代替ではない

2008 年度より保険収載されたレーザーを用いたう蝕治療におけるレーザー機器は、「う蝕菌無痛の窩洞形成」という文言に代表されるように、痛みを伴わないだけの単なる回転切削器具の代替としか位置付けられていないのが現状である。

ところが、レーザー照射した歯質は照射エネルギーによって耐酸性²⁻⁴⁾や硬さ^{5,6)}が上昇することが報告されている。したがって、レーザーを単なる切削器具だけで終わらせないためには、このようなレーザーだからこそできる効果を最大限に活かし、管理型予防から外科的な介入まで含む「レーザーを用いた新しいう蝕治療」、すなわち「レーザーにしかできない効果をう蝕治療および管理型予防治療に活かす」ための構築とその実践が急務と考える。とくに、今後超高齢社会が急速に進むに伴って急増すると考えられる Tooth wear や根面う蝕などの制御を含めた対応は、喫緊の課題として取り組む必要がある。

レーザーしかできない効果を最大限に活かす

このような背景から著者らは、歯の硬組織に有用なレーザーの効果を最大限に活かした新しいう蝕の治療、および患者の管理を前提にした予防治療の確立を指向して、とくにう蝕の検査や診断、歯質への耐酸性付与や硬さの上昇、フッ化物の歯質取り込み促進、ナノアパタイトの歯面への熔着と歯質の強化、あるいは歯質の切削とその後の接着修復などについての一連の基礎的研究を鋭意遂行してきた。そして、先端機器のレーザーを歯の硬組織に対しどのように活用すればよいかを探索してきた。

本稿では、レーザーしかできない歯質の改質効果、ならびにレーザー専用の接着システムの開発について焦点を絞り、著者らの教室の一連の研究を中心に考察を加えた。

レーザーによる歯質の改質

1. エナメル質の強化および耐酸性の獲得

レーザー照射によるエナメル質の強化および耐酸性の獲得は、Nd:YAG レーザー^{7,8)}あるいは炭酸ガスレーザー⁹⁾とフッ化物塗布を併用した研究が比較的多くある。著者らも同様の研究を行っており、リン酸酸性フッ化物水溶液 (APF) を塗布したエナメル質面に Er:YAG レーザー照射を行うことにより、エナメル質を蒸散しない程度の低エネルギー照射 (50 mJ, 1 pps) でも APF を併用すると耐酸性層が生成されることを明らかにした¹⁰⁾。とくに、APF 塗

図 1 Er:YAG レーザーと APF (リン酸酸性フッ化物水溶液) 処理エナメル質表層の光学顕微鏡像 (研磨切片, ヘマトキシリン染色)

APF 塗布→Er:YAG レーザー照射 (50 mJ, 1 pps) → APF 塗布により、表層下に透明に観察される層 (*) が生成され、これが耐酸性向上に関与していると思われる。

布→Er:YAG レーザー照射→APF 塗布のようにレーザー照射前後に APF を塗布すると、エナメル質の表層に加え深部にも耐酸性層の獲得できることを見出している (図 1)¹⁰⁾。このような事象は、エナメル質の強化、およびその耐酸性を高めるための新たな展開を示唆するものであり、う蝕予防や初期エナメル質う蝕抑制などに対し非常に有用と考えている。

さらに、市販の波長 10.6 μm の CO₂ レーザーよりハイドロキシアパタイトの吸収波長に近い波長 9.3 μm の CO₂ レーザーをエナメル質に直接照射することで、より低いエネルギー密度でも表層の微小硬さの上昇や耐酸性層の生成などが生じる可能性について著者らは現在鋭意検討中である。象牙質を照射対象にした同様の研究で、波長 9.3 μm の方が耐酸性の獲得や微小硬さの上昇が効果的に生じることを既に見出しており (後述)¹¹⁻¹³⁾、同じような効果がエナメル質においても期待される。現在その予備研究として、波長 9.3 μm と 10.6 μm の CO₂ レーザーを種々のエネルギー密度でエナメル質に照射したときの形態変化観察ならびにその三次元画像解析を遂行している。その結果、生じた形態変化の種類は両者間であまり差異は認められないが、変化の程度は波長 9.3 μm の方が顕著であることを確認している (図 2)¹⁴⁾。

2. 象牙質の強化および耐酸性の獲得

レーザーによる象牙質改質効果については、CO₂ レーザーを用いた研究が比較的多数見受けられる。これまでに著者らも、波長 10.6 μm の CO₂ レーザー照射による象牙質の強化および耐酸性の獲得に関して、照射象牙質の構造変化および硬さや耐酸性の向上などの改質効果について検討を行ってきた。すなわち、う蝕象牙質に高エネルギーで

図 2 波長 10.6 μm あるいは波長 9.3 μm の CO_2 レーザー照射 ($119.0 \text{ J}/\text{cm}^2$) したエナメル質の形状変化
生じた形態変化（亀裂↑，鱗片状形態↑，膨隆）の種類は両者間であまり
差異は認められないが，亀裂以外の変化の程度は波長 9.3 μm の方が顕著で
ある（亀裂の程度は逆に 9.3 μm の方が小さい）。波長 9.3 μm の方がハイド
ロキシアパタイトの吸収波長に近いので，両者間の相互作用に差異が生じ
たものと考えられる。

レーザー照射すると，有機成分は炭化あるいは消失し，深部の象牙細管は無機成分が凝固して閉鎖すること¹⁵⁾，また，レーザー照射した正常象牙質表層には，結晶性の高いハイドロキシアパタイトが生成され耐酸性が向上することなどを明らかにしている¹²⁾。

また，象牙質においてエネルギーの吸収効率の高い波長 9.3 μm の CO_2 レーザーの改質効果も検討しており，照射した象牙質において熔融物による象牙細管の閉鎖，硬さの上昇，あるいは結晶性や耐酸性の向上などが波長 10.6 μm の場合よりも顕著に生じ，波長 9.3 μm の改質効果の方が 10.6 μm よりも効率的であることを見出している¹³⁾。

これら一連の研究成果は，高出力 CO_2 レーザー照射でう蝕罹患象牙質を除去すると，周囲の象牙質の耐酸性が向上し二次う蝕防止等に寄与できることを示唆している。また，根面う蝕の予防はもちろんのこと，咬耗・摩耗症や酸蝕症などう蝕以外の歯の硬組織疾患の予防や治療においても展開できる成果であり，さらにそれらの効果は波長 9.3 μm の CO_2 レーザーの方が効率的であることを示すものと評価している。

3. 象牙質へのアパタイトコーティングの試み

象牙質改質のさらなる積極的な試みとして，各種リン酸カルシウム塩（ハイドロキシアパタイト，ナノサイズのハイドロキシアパタイト（ナノアパタイト），リン酸 8 カルシウム， α -または β -リン酸 3 カルシウムなど）の粉末を塗布，あるいは噴射した象牙質面に，波長 10.6 μm の CO_2 レーザー照射して各種リン酸カルシウム塩を熔着させることにより，新たな歯質強化層の獲得と結晶性の高い歯質に改質を図る一連の研究を行っている¹⁵⁻¹⁸⁾。

1) リン酸カルシウム塩のコーティング

各種リン酸カルシウム塩の粉末を象牙質に噴射した後 CO_2 レーザー照射（先端出力 3 W，繰返し速度 3 pps）すると，結晶構造が変化し結晶性の向上したリン酸カルシウム塩が象牙質面に一層熔着し，その層はある程度の耐久性を有することが明らかとなっている（図 3）^{16, 17)}。

2) ナノアパタイトのコーティング

結晶粒径がナノサイズのナノアパタイトは，容易に象牙細管内に侵入し，さらに従来の比較的径の大きいハイドロキシアパタイトより歯質に熱影響の少ない低エネルギー

(先端出力 2 w, エネルギー密度 24.2 J/cm^2) 照射で, 歯質に亀裂を生成することなく効率的に熔着できることも見出している (図 4)¹⁸⁾。現在, アパタイトに対しさらに吸収効率の高い波長 $9.3 \mu\text{m}$ の CO_2 レーザー照射による効果を検討中である。

口腔内に露出した象牙質面や根面を CO_2 レーザーによりナノアパタイトコーティングするこの試みを, 著者らは「ウルTRASーパートゥースの獲得」^{19,20)}と名付けている。いずれにせよ, このような象牙質の積極的な改質は, 近年増加傾向にある根面う蝕, あるいは酸蝕症, 咬耗症や摩耗症などう蝕以外の歯の硬組織疾患の治療, あるいは管理型予防において非常に意義深いものと考ええる。

図 3 リン酸 8 カルシウム (OCP) あるいは α -リン酸 3 カルシウム (α -TCP) の粉末噴射後, 波長 $10.6 \mu\text{m}$ の CO_2 レーザー照射 (先端出力 3 W, 繰返し速度 3 pps) した象牙質面の SEM 像
構造が変化し, 結晶性の向上したリン酸カルシウム塩が熔着している。

レーザー専用の接着システムの開発

1. レーザー照射象牙質に対する安定したレジン接着のための 2 つのアプローチ

臨床的に痛みを感じないレベルの低出力で Er:YAG レーザー照射した象牙質表層には, 象牙質コラーゲンマトリックスが破壊され, 構造欠陥や熱変性層が生じており (図 5),

図 4 ナノハイドロキシアパタイト水溶液塗布後, 波長 $10.6 \mu\text{m}$ の CO_2 レーザー照射 (先端出力 2 w, エネルギー密度 24.2 J/cm^2) した象牙質面の SEM 像
均一な厚みの熔融したアパタイトの薄層が象牙質表面に熔着している。

低出力照射 (50 mJ/1 pps) フィニッシング照射 (50 mJ/1 pps
→ 150 mJ/1 pps)

図 5 Er:YAG レーザー照射した象牙質表層の TEM 像 (脱灰, UA/LC 染色)

低出力照射: コラーゲン線維の高次構造が破壊され, 境界明瞭で無構造な変性層 (☆) が認められる。フィニッシング照射: 変性層はほぼ蒸散され消失している。疎なコラーゲン線維層が表層に認められるが, ほぼ正常に近い構造を保っている。

図6 Er:YAGレーザー照射（低出力，50 mJ/1 pps）した象牙質とレジンの接合界面の様相（SEM像）
物性の低い変性層内に亀裂が発生し，接合界面（ボンディングレジン／変性層）以外のところでレジン接着が破壊されている（↑）。変性層に歪が集中したものと考えられる。

図7 Er:YAGレーザー照射（低出力，50 mJ/1 pps）した象牙質と鉄含有歯面処理剤／RMGI系ボンディング材／レジンの接合界面の様相（SEM像）
変性層（*）およびRMGI系ボンディング材層（☆）の中に亀裂が散見されるのみである。変性層のさらなる強化が望まれる。

それらが原因でレジンの接着が阻害されることを著者らは明らかにした（図6）²⁰⁻²³。臨床的にレジンが早期に脱落するようなレベルではないが，回転切削器具を使用したときと同等の接着耐久性を期待するには問題があろう。したがって，レーザー照射象牙質における安定したレジン接着のためには，接着阻害となっている構造欠陥と熱変性層を何らかの方法で前処理する必要がある。

そもそもレーザーによる切削を希望する患者は，施術の途中で回転切削器具を使用することは望まないとされる。そこでこれらの接着阻害層の前処理法として考えられる方法は，回転切削器具以外の方法で接着阻害層を除去して既存の接着システムを用いるか，あるいはこれらの層を何らかの方法で強化し，さらにレーザー専用接着システムを新たに開発してそれを使用するか二通りのアプローチ法が考えられる。

2. 薬剤による除去効果

生じた構造欠陥や熱変性層を薬剤で除去する方法を考案し，レジン接着の回復を図る試みを検討した。すなわち，40%リン酸水溶液30秒間処理，水洗乾燥後，10%次亜塩素酸ナトリウム水溶液で90秒間処理して水洗乾燥する歯面処理法により，市販のレジン接着性システムの接着性回復を確認している²¹。しかし，処理時間だけでも120秒と長く，さらにこの歯面処理を行った後のレジンボンディング処理前には，次亜塩素酸ナトリウム処理面を還元剤（アスコルビン酸やスルフィン酸ナトリウムなど）で処理しなければレジンの接着性が低下する。処理方法が複雑かつ所要時間が長いので臨床的には受け入れ難い¹⁹⁻²³。

3. フィニッシング照射による除去効果

低出力レーザー照射により形成された脆弱層をレーザーのみで除去する方法を探索した。その結果，低出力（50 mJ）照射後，中出力（150 mJ）で追加仕上げ照射（フィニッシング照射）する方法を新たに考案し（図5），本照射方法によると市販のレジン接着システムの接着性が有意に回復することを見出した^{20,22,23}。これは，生じた構造欠陥や熱変性層が，追加の中出力による仕上げ照射により蒸散除去され，その結果レジンボンディング材の接着性回復に繋がったものと考察した。

しかし，その後のさらなる研究において，市販のボンディング材の中にはフィニッシング照射が有効ではない，すなわちフィニッシング照射面に対しとくにワンステップボンディング材の接着性はあまり回復しないことが明らかとなり²⁴，接着阻害となる変性層を残置強化するレーザー専用の接着システム開発を検討することになった^{24,25}。

4. 変性層強化とレーザー専用RMGI系接着システムの展開

Er:YAGレーザー照射象牙質に対し修復用のレジン添加型ガラスアイオノマーセメント（RMGI）の接着性は変性層の有無に影響されないことが報告²⁶されている。そこで著者らは，RMGIをボンディング材（RMGI系ボンディング材）として用い²⁴，さらに鉄を含む歯面処理剤でレーザー照射象牙質に生じた変性層を鉄イオンのレジン浸透・重合促進効果により強化することに着想し²⁵，その効果を検討した。その結果，変性層を残置してもRMGI系ボンディング材のEr:YAGレーザー照射象牙質に対する接着性向上が期待できることを見出した（図7）²⁵。しかし，非照射象牙質におけるRMGI系ボンディング材が示す接着強さまで

の回復には残念ながら至らなかった²⁵⁾。

そこで、変性層をさらに強化するために親水性モノマーによるプライマー処理を接着操作ステップに加えることを検討した。すなわち、Er:YAG レーザー照射象牙質において3ステップ・レジン添加型グラスアイオノマー系ボンディング処理（酸コンディショニング→プライミング→RMGI系ボンディング）を施し、レーザー照射象牙質に対するレジン接着性を検討したところ、変性層の有無に関わらずレジンの初期接着性が非照射象牙質におけるそれとほぼ同等なレベルまで回復可能であることを見出している²⁷⁾。今後は、接着耐久性や窩壁適合性のさらなる検討を行う予定である。

レーザーを活用した歯の硬組織治療イノベーション

CO₂ レーザー、あるいはEr:YAG レーザー照射したエナメル質や象牙質における歯質改質効果、あるいはレーザー専用のレジン接着システムなど種々の効果やそれに伴う問題点をレビューしながら詳述した。

歯の硬組織に対し、レーザーだからこそできる、既存の機器では達成困難な効果をさらに探求し、「レーザーにしかできない歯質制御をも含めた歯質治療」の確立など「レーザー歯科医療」という新たな分野の構築とその実践を図ることが今後の課題として重要と考えている。

本論文に関して、開示すべき利益相反状態は無い。

本内容の一部は、第27回日本レーザー歯学会総会・学術大会シンポジウム「レーザーによる診断・治療～基礎から臨床、そして未来へ～」の第2部（2015年6月7日、札幌）、および第23回日本歯科医学会総会「分科会プログラム（日本レーザー歯学会）」（2016年10月22日、博多）において発表した。

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究補助金（基盤研究(C)、課題番号15K11138）により行われた。

参考文献

- 1) <http://www.fdiworldental.org/media/11275/Minimal-intervention-in-the-management-of-dental-carries-2002.pdf> (Accessed 2016.12.5).
- 2) 森岡俊夫, 鈴木和雄, 幡田成美: レーザー照射歯面の fissure sealant 付着性並びに耐酸性の増強に関する研究. 日レ歯誌, 1: 327-333, 1980.
- 3) 富田房子, 鈴木幸江, 金子ケイ子, 他: レーザー照射とう蝕抑制 (I) —特に低エネルギーレベルに於けるエナメル質の耐酸性について—. 神奈川歯学, 16: 362-373, 1981.
- 4) Steiner-oliveira C, Rodrigues LKA, Soares LES, et al: Chemical, morphological and thermal effects of 10.6 μm CO₂ laser on the inhibition of enamel demineralization. Dent Mater J, 25: 455-462, 2006.
- 5) 清水俊明: 炭酸ガスレーザーがエナメル質に及ぼす物理・化学的效果. 歯材器, 25: 95-101, 1984.
- 6) 岩田健男, 清水 光, 田口直幸, 他: レーザー照射が牛歯エナメル質の破壊靱性に及ぼす影響について. 日レ歯誌, 10: 46-51, 1999.
- 7) 白須賀哲也: APF 併用レーザー照射による歯質耐酸性付与効果に関する研究. 日歯保存誌, 31: 283-293, 1988.
- 8) 山田恵子, 桜井 聡, 神山紀久男: 人工的初期脱灰エナメル質へのレーザー照射とフッ化物塗布併用による齲蝕抑制効果に関する実験的研究. 小児歯誌, 26: 732-741, 1988.
- 9) 深澤正幹: 炭酸ガスレーザーと試作フッ素含有ペースト併用による歯質耐酸性効果. 日歯保存誌, 43: 583-591, 2000.
- 10) 高橋亨典: Er:YAG レーザー照射及び APF 塗布で処理したエナメル質の耐酸性と組織学的変化. 愛院大歯誌, 39: 19-31, 2001.
- 11) Senda A, Matsui O, Katada H, et al: Characteristic changes of lased dentin. Proc. SPIE 1984: 149-154, 1995.
- 12) 須崎 明: CO₂ レーザー照射による象牙質耐酸性向上に関する研究. 日歯保存誌, 42: 860-877, 1999.
- 13) 福田秀光: CO₂ レーザー（波長 9.3 μm）照射された象牙質の表面性状変化に関する研究. 日歯保存誌, 55: 411-423, 2012.
- 14) 長塚由香, 堀江 卓, 八谷文貴, 他: 種々のエネルギー密度で CO₂ レーザー（波長 9.3, 10.6 μm）照射したエナメル質の形状変化. 日歯保存誌, 59: 480-489, 2016.
- 15) 五味明良, 入野田美穂, 松井 治, 他: 炭酸ガスレーザー照射による象牙質の性状の変化. 愛院大歯誌, 32: 229-236, 1994.
- 16) 山田三良: CO₂ レーザー照射とリン酸カルシウム塩を用いた象牙質の処理. 愛院大歯誌, 40: 1-11, 2002.
- 17) 山田三良, 劉 利恵, 長谷川哲也, 他: CO₂ レーザー照射とリン酸カルシウム塩の噴射を用いた象牙質強化. 第17回日本レーザー歯学会講演抄録集: 69, 2005.
- 18) 成橋昌剛: ナノハイドロキシアパタイトと CO₂ レーザー照射を用いた歯根象牙質のアパタイトコーティングに関する基礎的研究. 日歯保存誌, 53: 627-643, 2010.
- 19) 成橋昌剛, 富士谷盛興, 山田三良, 千田 彰: レーザーはここまでできた! 齲蝕治療にレーザーを活用する! 歯界展望, 117: 656-660, 2011.
- 20) 富士谷盛興, 青山剛大, 成橋昌剛, 他: 歯の硬組織に対するレーザー治療の現状と今後の展開. 日レ歯誌, 22: 10-15, 2011.
- 21) Fujitani M, Harima T, Shintani H: Does Er:YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? International Congress Series, 1248: 161-166, 2003.
- 22) 富士谷盛興: 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性 —レーザー照射象牙質面に対しレジン は本来の接着性能を発揮できるか?—. 日レ歯誌, 17: 74-80, 2006.
- 23) 富士谷盛興, 千田 彰: 被照射象牙質へのレジンの接着. 石川 烈, Er:YAG レーザーの基礎と臨床, 東京, 2011, 第一歯科出版, 67-71.
- 24) 鶴田あゆみ, 成橋昌剛, 堀江 卓, 他: Er:YAG レーザー照射象牙質に対するレジン添加型グラスアイオノマーセメントの接着性について. 日歯保存誌, 57: 313-324, 2014.
- 25) 鶴田あゆみ, 堀江 卓, 堅田和穂, 他: Er:YAG レーザー照射象牙質におけるレジン添加型グラスアイオノマーセメントの接着性に及ぼすカルボン酸と金属塩の合剤による歯面処理の影響. 日歯保存誌, 58: 363-372, 2015.
- 26) 峯 篤史, 鈴木一臣, 窪木拓男: Er:YAG レーザー照射象牙質に対する光硬化型グラスアイオノマーセメントの接着. 日レ歯誌, 17: 37, 2006.
- 27) 竹口あゆみ, 岸本崇史, 荒尾麻里子, 他: 3ステップ・レジン添加型グラスアイオノマー系ボンディング処理がEr:YAG レーザー照射象牙質におけるレジン接着性に及ぼす影響. 接着歯学, 34: 130, 2016.