

# 解説

## 歯学におけるレーザーの応用

森岡 俊夫

九州大学歯学部予防歯科学教室 〒812 福岡市東区馬出 3-1-1

(1986年2月10日受理)

### Application of Laser in Dentistry

Toshio MORIOKA

Department of Preventive Dentistry, Faculty of Dentistry, Kyushu University,  
3-1-1, Maidashi, Higashi-ku, Fukuoka 812

#### 1. はじめに

1960年、米国のヒューズ研究所の Maiman がルビー・レーザーの発振に成功して以来、1/4世紀が経過したこととなる。その間、各種レーザー装置の開発研究が進むにつれ、医学・生物学領域でのレーザー応用の研究が活発となり、現在眼科においてレーザーはなくてはならない存在になっているのをはじめとし、内科、外科、婦人科、泌尿器科、脳外科、形成外科、耳鼻咽喉科、皮膚科など臨床各科においても重用され、またその応用範囲も急速に拡大されつつある。そしていままで不可能とされてきた手術や処置がレーザーによって可能となった症例が少なくない。

他方、歯学の領域についてみると、1964年に米国の Goldman らが抜去歯牙にレーザーを照射しその影響をしらべたのが最初である。しかしながらその後の研究は遅々たるもので、本格的で活発な研究が展開されるようになったのは1975年以降のことである。すなわち、レーザーの歯面照射による歯牙エナメル質への耐酸性付与を基盤としたむし歯予防の研究をはじめとし、むし歯の初期治療、歯牙充填物の辺縁封鎖、歯石除去、義歯床用金属の溶接や切断、象牙質知覚過敏の治療、歯髓組織の石灰化、レーザーメスによる口腔外科手術などがあげられる。

本稿では筆者が専攻する予防歯科学の立場から、歯牙エナメル質へのレーザー照射による耐酸性付与をもとにしたむし歯予防を中心に、歯学領域におけるいくつかのレーザー応用例について概説したい。

#### 2. むし歯予防

むし歯は、(1)むし歯菌が口の中に多数存在し活動している状態にあり、(2)砂糖など糖質が口の中にしばしばとり入れられ、(3)歯の質が弱く有機酸に溶けやすい、の3要因が共存するときに例外なく発症する。図1はそのことを三つの輪で示したもので、この輪が重なり合った部位(斜線の領域)にむし歯は発生する。

したがってむし歯を予防するには、これら3因子のいずれか一つを取り除くか、あるいは三つの輪のそれぞれを小さくして輪が重なり合わないようにするかである。

レーザーをむし歯予防に用いようとするのは第3の要因である歯質を強くし、細菌が産生する有機酸にエナメル質が容易には溶けない性質に変えるためである。

現在、日常臨床で用いているむし歯予防の術式として代表的なものには、フッ化物の応用と、臼歯の溝にプラスチックを流し込んで填塞する方法とがある。これらの術式に加えて新たにレーザーの歯面照射が登場してきたのである。

##### 2.1 エナメル質へのレーザー照射の歴史

レーザー照射によってエナメル質が酸に溶けにくくなることを最初に発見したのは、Stern (UCLA, Los Angeles)<sup>1)</sup> で1964年のことである。彼はヒトの抜去歯牙のエナメル質に、ルビー・レーザーを照射すると、照射部位のエナメル質が脱灰されにくくなることをはじめて報告した。この研究をはじめとし、米国では Stern と Sognnaes (1966)<sup>2)</sup>、Tayler (ハーバード大学, Boston, 1965)<sup>3)</sup> ら、Lobene ら (フォーサイス, Boston, 1966)<sup>4)</sup>

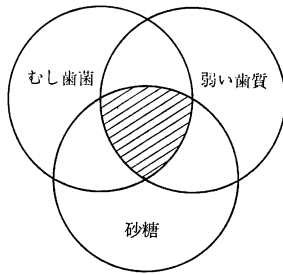


図1 むし菌が成立する要因

が、そしてその後フィンランド<sup>5)</sup>、日本<sup>6-8)</sup>、西ドイツ<sup>9)</sup>、オランダ<sup>10)</sup>へとこの領域の研究が広がりをみせるにいった。しかしながら比較的この研究が軌道に乗ったと考えられるのは、まだ最近のことである。なかでも日本でのこの領域の研究<sup>11-13)</sup>はすこぶる活発である。機種についても初期の研究に用いられたのはルビー・レーザーで、その後、しだいにCO<sub>2</sub>、アルゴン、YAG およびエキシマー・レーザーと広がりを示してきている。

ルビー・レーザーを用いてヒトのエナメル質に耐酸性が生じることを報告したのは、Stern ら<sup>1,2)</sup>、および菅原<sup>7)</sup>である。この場合、エナメル質の耐酸性については、主としてエナメル質の表層下脱灰を指標として調べられた。

CO<sub>2</sub> レーザーについては、Stern<sup>1)</sup> が最初であり、その後フィンランドの Kantola<sup>5)</sup>、米国の Stern ら<sup>2)</sup>、Boehm<sup>19)</sup>、オランダの Borggreven ら<sup>10)</sup>、日本の清水<sup>12)</sup>の研究がある。このように1964年から1972年頃まで研究はすべてルビーないしはCO<sub>2</sub> レーザーによるものであった。

Neodium, N<sub>2</sub>, アルゴン (Ar<sup>+</sup>) の各レーザーがエナメル質に照射されたが、そのなかで耐酸性の増強が認められたのはAr<sup>+</sup> レーザーで、これを用いた Goodman ら<sup>20)</sup>の研究がそれである。

Nd-YAG レーザーを用いて、エナメル質に耐酸性が付与されることを認めたのは、Qスイッチ付 YAG を用いた Yamamoto ら<sup>11)</sup>が最初で、次いで連続の YAG を用いた西ドイツの Reinhardt ら<sup>21)</sup>である。

このように1973年以降、アルゴン・レーザーが、そして1974年以降は発振形式を異にする各種の YAG レーザーが用いられるようになった。

## 2.2 レーザーによるエナメル質への耐酸性付与の機序

レーザー照射による歯面への耐酸性付与の機序に関しては未だ明らかでない点が多い。Stern ら<sup>2)</sup> は、ヒトの

エナメル質表面を SEM で観察した結果、エナメル質表面には小孔や欠損部が存在しており、それらの部位が酸を浸透させる通路となること、そしてレーザー照射をするとエナメル質表面は加熱により grazing を起こし酸の通路を完全にではないが著しく狭小なものであることを認めている。

また Yamamoto ら<sup>11)</sup>は、同一歯面についてレーザー照射部位とそれに隣接する非照射部位のエナメル質表面を SEM で観察し、歯面に先天的に存在し、かつむし菌の発生の最初の部位になりうる直径 5~10 μm の小孔が、レーザー照射によって閉塞され、このことがエナメル質の耐酸性付与に寄与するものと推測している。

他方、Goodman ら<sup>20)</sup>は、X線回折による分析により、レーザー照射されたエナメル質は温度上昇によってハイドロキシアパタイト結晶の内部歪が解消され、より耐酸性の高い完全結晶へ構造転化する可能性を示唆している。

いずれにしても、エナメル質表層は瞬時とはいえ約 1,000°C の高い温度で加熱加工される結果、むし菌由来の有機酸である乳酸に溶解されにくい性状を獲得するようになる。このことがむし菌予防にレーザーが有効とされる理由と考えられている。

## 2.3 機種別でのエナメル質耐酸性付与効果の比較

歯学の領域で、しかもエナメル質への照射に用いられてきたレーザー機種は各研究者によって異なっている。このことはレーザー発振装置が高価なためにどうしてもたまたま手許にある装置で研究するというケースが多いためである。したがってレーザー照射後のエナメル質における耐酸性の評価法も研究者ごとに異なり、そのために相互間の成績の優劣を比較することが容易でないという問題があった。この点について筆者らは評価法を統一し各機種の照射効果を比較検討した<sup>22)</sup>。

すなわち、照射エナメル質表層から酸脱灰液中で溶出する Ca<sup>2+</sup> を原子吸光分析によって測定し、どの機種のレーザーがどの条件で最も高い耐酸性をエナメル質に付与しうるかについて検索した。その結果表 1 に示すごとく耐酸性付与効果の高いものから順に、Kr イオン、CO<sub>2</sub> の Cw, YAG の AOQ-sw, 同ノーマルパルス, TEA CO<sub>2</sub> であり、KrF エキシマーではほとんど付与効果は認められなかった。

さらにもう一つ重要な点は、発振モードにより波長を異にするレーザー光は、それ自体歯牙エナメル質への吸収に著しい差異があることである。

表 1 各種レーザーによるエナメル質耐酸性付与効果の比較

レーザー機種	照射条件 (J*/cm <sup>2</sup> )	黒色塗布剤	溶出 Ca <sup>2+</sup> 比** (照射/非照射)
CO <sub>2</sub> CW	20	なし	0.95
	34	なし	0.84
	65	なし	0.58
TEA CO <sub>2</sub>	0.5	なし	0.75
YAG			
AO Q-sw	4 kHz 146	毛筆用墨	0.60
	1 kHz 146	〃	0.64
Normal pulse	112	耐水性黒色インク	0.64
連続 (CW)	110~150	同上	0.78
Giant pulse	同上	毛筆用墨	0.87
ルビー	3	AgNO <sub>3</sub>	0.85
Kr イオン	530.9 nm 0.8 W 歯面スキャン	耐水性黒色インク	0.47
KrF エキシマー	21~87	耐水性黒色インク	1.10~0.74
		なし	0.99~0.73

\* J: レーザーの総エネルギー=パルス幅×ピーク出力×shot 数 (パルスの場合)

レーザーの総エネルギー=出力×照射時間 (連続の場合)

1 J=水 1 ml の温度を 0.24℃ 上昇させるのに要するエネルギー

\*\*Ca<sup>2+</sup> 溶出比: 数字が1より低いほど耐酸性が高い

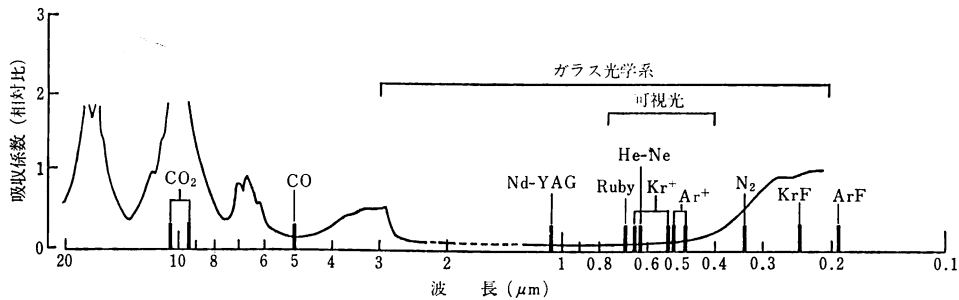


図 2 各種レーザーの波長とヒトエナメル質の光吸収スペクトラム

2.4 エナメル質のレーザー光吸収と歯面黒色塗布剤  
機種別に波長を異にするレーザーの歯牙エナメル質の光吸収スペクトルを図2に示した。縦軸にはエナメル質に対する吸光係数(相対比)を、そして横軸には紫外、可視、赤外の各波長をとっている。図に示されているように、エナメル質は可視、近赤外領域ではほとんど透明(光の吸収がない)である。すなわち、YAG, Ruby, Kr<sup>+</sup>の各レーザーでは、エナメル質に対する光吸収がないが、CO<sub>2</sub>, CO, KrF および ArF の各レーザー光はエナメル質によく吸収される<sup>22)</sup>。

したがってエナメル質に光吸収のない YAG, ruby, Kr<sup>+</sup> などのレーザーを用いる場合には、歯面に光吸収を助ける黒色の塗布剤が必要である<sup>16)</sup>。表1は種々の黒色塗布剤とそれらを塗布したヒトエナメル質に各種レ

ザーを照射した場合の耐酸性付与効果を示したものである。

歯面に用いる黒色塗布剤としては、毛筆用墨、耐水性黒色インク(マジックインク)、5% AgNO<sub>3</sub> 溶液、ヨードチンキおよびイカの墨などがある。これらの塗布剤にいくつかの着色剤と粘結剤を組み合わせ、黒色塗料が試作された。着色剤としては、炭素、ホウ素、メラニンの各粉末、およびイカの墨粉末である。生イカの墨はアセトンを用いて親水処理をしたあと、蒸留水で洗浄し、凍結乾燥した。粘結剤としては、ゼラチンの 0.05 g/ml 水溶液、澱粉の 0.1 g/ml 水溶液および市販の透明マニキュアが用いられた。照射の結果、ノーマルパルス Nd-YAG レーザー (NP と略す) においては耐水性黒色インクを、そして超音波Qスイッチ付 Nd-YAG レーザー

(AOQ と略す) においては毛筆用墨を、また口腔内に使用する点を考慮して検討された生物由来の色素であるメラニン、イカの墨をそれぞれ用いることにより危険率5%で有意に高い耐酸性が得られた。可視光から近赤外領域のレーザー光に対しては歯牙エナメル質は吸収係数は小さいために、レーザー照射を行なう場合、上記いずれかの黒色塗布剤を用いれば歯牙内部への到達光が減少し、そしてレーザー光の吸収効率を高めることができる。

### 2.5 レーザー機種別のエナメル質耐酸性比較

5機種10種のレーザー光をヒトのエナメル質に照射し、酸液中で溶出する  $\text{Ca}^{2+}$  量を非照射エナメル質のそれと比較検討した結果は表1に示されている。この場合レーザーの機種ごとに予備実験において出力、発振方式を変化させその機種で最も高い耐酸性が得られる条件を検索し、その条件で比較実験をした。

#### 2.5.1 $\text{CO}_2$ レーザー

連続発振(CW)の $\text{CO}_2$ レーザー(日本科学エンジニアリング, NAL-90A型)では黒色塗布剤を用いず、照射強度が $34\text{ J/cm}^2$ 以上において有意に耐酸性が付与されたが、この場合歯面に亀裂や損傷が発生し、その損傷は照射強度の増大に伴って増強された。

TEA  $\text{CO}_2$  レーザー(Lumonics 103型)では、100 ns,  $5\text{ J/cm}^2$ の光強度で1 shot 照射すると、塗布剤なしで耐酸性が示された。しかし残念ながら現在 $10.6\ \mu\text{m}$ の光を通過させるファイバー光学系はまだ実用の域に達していない。

#### 2.5.2 Nd-YAG レーザー

5種のYAGレーザーについて各種歯面塗布剤を用い、耐酸性を比較した。照射条件はAOQでは $30\text{ J/cm}^2$ 以上、NPでは $15\text{ J/cm}^2$ 以上の照射光強度で耐酸性の向上が認められた。

なおYAGレーザー照射時に、エナメル質<sup>15)</sup>および象牙質<sup>17)</sup>の温度がどのように上昇するかについては、実測値ならびに計算値がある。

#### 2.5.3 ルビー・レーザー

歯面に耐水性黒色インクを塗布し、 $3\text{ J/cm}^2\cdot\text{pulse}$ のルビー・レーザーを3 shots 照射した場合に耐酸性が付与された。この場合照射された歯面の性状は、ほぼNP YAGレーザーの場合のそれと同様であった。このレーザーは大出力のビームが得られるが、繰返し速度が遅いという欠点がある。

#### 2.5.4 Kr イオン・レーザー

波長 $530.9\text{ nm}$ 、出力 $0.8\text{ W}$ のビームを焦点距離 $8\text{ cm}$ のレンズで集光し、集光点を歯面上で縦横にスキャンすることにより、一定面積を照射した。塗布剤としては、耐水性黒色インクを用いることによって耐酸性は向上した。SEMによる観察では照射歯面にはgrazingが生じわめて滑沢で一部気泡を含むような様相が示された。

#### 2.5.5 KrF エキシマー・レーザー

このレーザーは波長 $248\text{ nm}$ のパルス発振とし、歯面への照射条件は10 ppsで500 shots, 照射エネルギー密度は $20\sim 90\text{ J/cm}^2$ とした。その結果、黒色塗布剤の有無にかかわらず耐酸性向上が認められた。

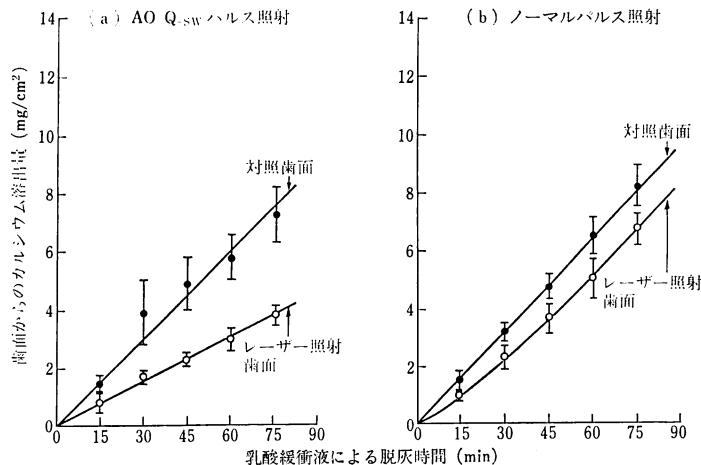


図3 2種のNd-YAGレーザー照射によってそれぞれに付与されるエナメル質の深さ方向への耐酸性比較

2.5.6 アルゴン (Ar<sup>+</sup>)・レーザー

本レーザーのエナメル質への照射条件は、Kr<sup>+</sup> レーザーとはほぼ同様である。

以上、用いた 10 種のレーザー光で照射されたエナメル質は、いずれも酸脱灰に対し抵抗性を示した。しかしながら、Kr イオン・レーザーは出力の問題と、レンズで集光するために一度に広く歯面を照射できないこと、また、CO<sub>2</sub> はファイバーを通過しないという欠点があった。なお TEA-CO<sub>2</sub> や KrF エキシマーのような短パルスレーザーは、エナメル質表面の熱加工層がきわめて薄く、膨張・収縮がエナメル質の深さ方向に生じるために、エナメル質に亀裂や白濁が生じることなく耐酸性が付与される利点がある。しかしながら、これらのレーザーを医用に使用するには装置の小型化や、紫外光用および遠赤外光用のファイバーの開発が必要である。

以上のスクリーニング結果から現時点でヒトのエナメル質の耐酸性付与に高い効果を示し、かつファイバーの使用が可能であるのは AOQ と NP の Nd-YAG レーザーであった。

2.6 GP, NP および AOQ の各 YAG レーザーによる歯面耐酸性付与効果の比較

NP および AOQ で照射した歯面を乳酸緩衝液中で脱灰し、経時的にエナメル質表面から溶出される Ca<sup>2+</sup> の量を比較検討した結果を図 3 に示した。NP 照射歯面は、非照射対照面に比して 15 分間の脱灰で Ca<sup>2+</sup> の溶出は約 60% 抑制されたが、この抑制は脱灰が進行するに伴って減少し、脱灰時間 30 分以上では、脱灰 30 分以内にみられた耐酸性以上の効果は認められなかった。しかし、AOQ 照射では、非照射対照に比して 75 分脱灰

まで各時間における Ca<sup>2+</sup> の溶出は約 60% 抑制された。このような結果は、NP 照射に比して AOQ 照射ではエナメル質のより深部にまで耐酸性が付与されかつ損傷が起こりやすくなっていることを示唆している。この図に示された Ca<sup>2+</sup> 溶出量から、耐酸性が付与されたエナメル質の層の深さを算出すると、NP では約 5 μm、AOQ では約 20 μm 以上であった<sup>23)</sup>。

上述のように、波長 1.06 μm という Nd-YAG レーザーであっても、機種により発振形式を異にすると、歯面への耐酸性の付与の程度や歯面への損傷の状態に相違が生じることは明らかである。このことはむし歯予防にレーザーを用いる場合、その機種の選択が重要であることを意味している。

そこで実際にヒトおよびハムスター抜去歯牙エナメル質に対する AOQ および NP の影響を比較検討した<sup>23)</sup>。その結果 NP は AOQ に比して低い照射エネルギーで耐酸性が認められ、照射光強度 20 J/cm<sup>2</sup> 以上で耐酸性は向上し、光強度の増大に伴って急激に耐酸性が増大した。この場合最適の照射光強度 (エネルギー密度) は 50 J/cm<sup>2</sup> 付近であり、それ以上ではやや減少の傾向を示した (図 4)。

一方、AOQ では、40 J/cm<sup>2</sup> 以上で耐酸性の向上がみられ、照射光強度の増大に伴って耐酸性は漸増した。両者を比較すると、得られる耐酸性は常に NP において高度であった。

ヒトの歯牙でみられたこのような現象はハムスター歯牙でもほぼ同様に認められた。

2.7 レーザー照射とフッ化物との併用効果<sup>24)</sup>

NP-YAG レーザーが照射されたヒトの歯牙エナメル

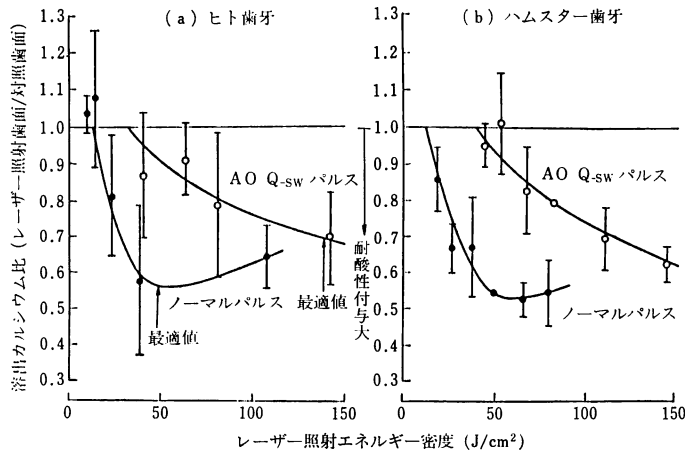


図 4 2 種の Nd-YAG レーザー照射における照射光強度に対する歯面耐酸性付与の関係  
溶出カルシウム比が 1 より低いほど耐酸性は高い

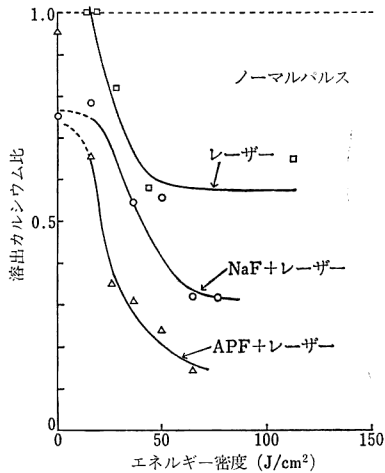


図5 エナメル質耐酸性増強に及ぼすフッ化物とレーザーの併用効果

質は、高い耐酸性を獲得する。一方、エナメル質にフッ化物を塗布した場合にも耐酸性が増大することはよく知られている。そこで、レーザー照射とフッ化物塗布の併用によってエナメル質の耐酸性付与にどのような効果が得られるかを検索した。その結果、レーザー照射エネルギー密度を  $0 \sim 100 \text{ J/cm}^2$  と段階的に変化させて、レーザー照射のみのもの、レーザー照射後酸性フッ素リン酸溶液 (2% NaF, 0.68% 正リン酸, APF と略す) を 24 時間作用させたものおよび APF を 24 時間作用させた後レーザー照射を行なったものについて、耐水性黒色インクを塗布したエナメル質の耐酸性付与効果を比較検討した。その結果、図5に示されるように、まず、レーザー照射の場合においては、エネルギー密度約  $50 \text{ J/cm}^2$

の照射で Ca 溶出量の比 (照射/非照射) が最小になり、耐酸性付与効果の得られることが示された。一方、APF 作用後にエネルギー密度を変えて照射しても、APF 単独でみられる耐酸性以上に著しい増強効果は示されなかった。しかしながらレーザーを照射した後 APF を作用させたものでは、レーザー照射単独および APF 単独のものに比して耐酸性が 90% 以上増大することが認められた。効果が最も高いのはエネルギー密度が約  $30 \text{ J/cm}^2$  から  $100 \text{ J/cm}^2$  の範囲であった。

## 2.8 レーザー照射が歯髄に及ぼす影響

レーザー照射により、歯髄組織が損傷を蒙るかどうかは临床上重要な問題点である。そこで照射時の歯髄腔内側壁部の温度を測定すると、温度は一過性に上昇しその後数秒以内に初期温度に回復した<sup>16)</sup>。エネルギー密度を  $10.83 \text{ J/cm}^2/\text{pulse}$  と一定にすると単位時間あたりの繰返し数が増加するに伴ってこの部位の温度は上昇した。この場合の温度上昇値は大臼歯群で  $2.34 \pm 2.00^\circ\text{C}$ 、前歯群で  $8.32 \pm 3.35^\circ\text{C}$  であり、大臼歯に比して前歯の温度上昇は高かった。

一方、9名のヒトについて実際に NP YAG レーザーを照射し臨床的歯髄診断を行なった結果、いずれのケースも診断に異常はなく、またレーザー照射時に歯痛を訴えることもなく、自覚的には加温感があるという表現が大部分であった。なお、その後の時間経過において特記するような異常の訴えはみられていない。また抜去された被照射歯の歯髄の組織像は、非照射歯のそれと比較して差異がなく、レーザー照射によると思われる歯髄細胞の病的変化は認められなかった。

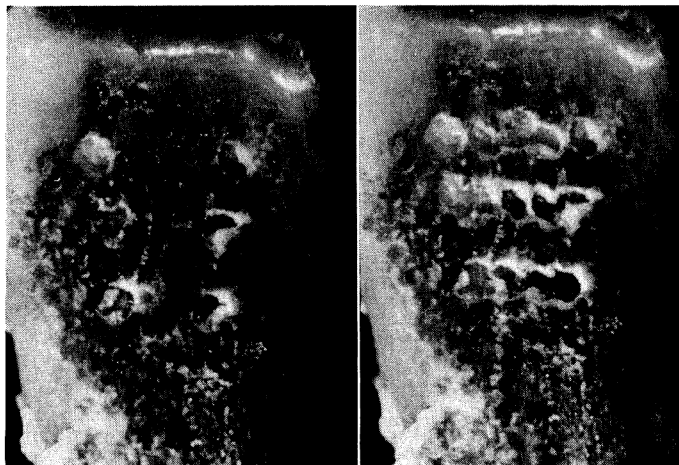


図6 ジャイアントパルス Nd-YAG レーザーによって除去された歯石照射箇所; 左: 6カ所, 右: 15カ所



図 7 ジャイアントパルス Nd-YAG レーザーによって除去された黒褐色の歯面沈着物  
上は照射前, 下は照射後

### 3. レーザー照射による歯石の除去

GP 発振の Nd-YAG レーザーを用いエネルギー密度  $5\sim 25 \text{ J/cm}^2$ , defocus  $20\sim 25 \text{ mm}$  で約 100 shots 照射すると, その部位の歯石は除去された<sup>18)</sup>.

図 6 は下顎側切歯の舌側面にみられた歯石の例で, 写真左は歯面全体を厚く被う歯石に 6 カ所レーザーを照射したところである. 右は 15 カ所にレーザー照射したところ, ビームのスポットに一致して歯石が除去されており, 底部に平滑で光沢のある歯面の露出が認められた.

### 4. 歯面着色の除去

歯面に付着している茶褐色の着色 (extrinsic stain) に GP 照射をすると, この着色は容易に除去しうることが認められた<sup>18)</sup>. なお照射によってエナメル質に白斑やクレーターは形成されなかった. 照射条件は, エネルギー密度  $1.7 \text{ J/cm}^2/\text{pulse}$ , 50 shots である (図 7).

### 5. 歯質内着色の除去

審美的に問題がある歯質内の着色は歯面研磨で除くことができない. 通常茶褐色の着色部位のエナメル質表面

にレーザーを照射すると着色は消失し, エナメル質本来の色調が再現される. 照射条件は, エネルギー密度  $1.2 \text{ J/cm}^2/\text{pulse}$ , 100 shots である<sup>18)</sup>.

### 6. 細菌内毒素のレーザーによる失活

歯周疾患 (歯槽膿漏) の治療には, 歯周ポケット内の歯石や感染セメント質を完全に除去することが必要である. そして, 歯周ポケット内や歯根表面において, 細菌細胞壁由来のエンドトキシン (endotoxin) が存在すると歯周ポケット内の上皮再付着の過程に悪影響をもたらすことが知られている.

したがって歯周疾患へのレーザーの応用の一つとしてこのエンドトキシンの失活化を検討した結果, エンドトキシンの生物学的活性は, エネルギー密度  $30 \text{ J/cm}^2$  程度の NP 照射でそのほとんどが不活化されることが示された<sup>25)</sup>.

### 7. おわりに

今世紀の特筆すべき発明の一つとされているレーザーを歯学の領域に応用する研究は, いまようやく軌道に乗りつつある. そして口腔領域で従来不可能とさえ考えられていた処置や手術がレーザーを用いることによって可能になるという現象がいくつか見いだされつつあり, これからの研究の進展が期待されている.

回転切削器具で歯を削るという, 誰もが好まない歯科処置が, レーザーという光を用いることにより大きく変革しうる日の実現が待たれているのである.

本研究の遂行にあたり, TEA CO<sub>2</sub>, ルビー, Kr<sup>+</sup> および KrF エキシマーの各レーザーの使用に便宜を与えていただき, また種々のご支援を賜った理化学研究所の難波進および豊田浩一両博士に深く感謝の意を表する.

### 文 献

- 1) R. H. Stern: "Laser beam on dental hard tissues," J. Dent. Res., **43** (1964) 873.
- 2) R. H. Stern and R. F. Sognnaes: "Laser effect on *in vitro* enamel permeability and solubility," JADA, **73** (1966) 838-843.
- 3) R. Taylor: "The effect of laser radiation on teeth, dental pulp, and oral mucosa of experimental animals," Oral Surg., **19** (1965) 786-796.
- 4) R. R. Lobene and S. Fine: "Interaction of laser radiation with oral hard tissues," J. Proc. Dent., **16** (1966) 589-597.
- 5) S. Kantola: "Laser-induced effects on tooth structure. V. Electron probe micro-analysis and polarized light microscopy of dental enamel," Acta Odont. Scand., **30** (1972) 475-484.

- 6) H. Yamamoto and K. Ooya: "Potential of yttrium aluminum-garnet laser in caries prevention," J. Oral Pathol., **3** (1974) 7-15.
- 7) 菅原信一: "ルビーレーザー照射によるエナメル質の変化について", 口病誌, **41** (1974) 161-171.
- 8) 内藤尚幸: "修復材の辺縁部に及ぼすルビーレーザー照射の影響に関する研究", 歯学, **66** (1978) 362-387.
- 9) J. Vahl und U. Wosiewitz: "Zahnschmerzversiegelung durch Anwendung einer Laserlichtquelle," Dtsch. Zahnärztl. Z., **31** (1976) 835-839.
- 10) J. M. Borggreven: "Effect of laser irradiation on the permeability of bovine dental enamel," Arch. Oral Biol., **25** (1980) 831-832.
- 11) H. Yamamoto and K. Sato: "Prevention of dental caries with Nd: YAG laser irradiation," J. Dent. Res., **59** DII (1980) 2171-2177.
- 12) 清水俊照: "レーザーによるエナメル質表面のひび割れについて", 医用器材研究所報告 (1981) 125-128.
- 13) 森岡俊夫: "YAG レーザーの歯科用ビームガイドについて", 口腔衛生学会誌, **30** (1980) 12-16.
- 14) 遠谷良雄: "超音波 Q スイッチ Nd: YAG レーザーを照射した乳前歯エナメル質の *in vitro* および *in vivo* における耐酸性について", 歯基礎誌, **24** (1982) 442-452.
- 15) 森岡俊夫, 森田恵美子, 鈴木和雄: "GP 発振 Nd-YAG レーザー照射によるヒトの歯質温度上昇と歯髄の感覚応答", 口腔衛生学会誌, **31** (1982) 442-448.
- 16) 森岡俊夫, 鈴木和雄, 田籠祥子: "Nd-YAG レーザー照射によるエナメル質耐酸性増強に及ぼす歯面黒色塗布剤の効果", 口腔衛生学会誌, **34** (1984) 123-129.
- 17) 鈴木和雄, 森岡俊夫: "各種レーザー照射によるエナメル質耐酸性向上に関する研究 第2報 計算によるエナメル質温度上昇と耐酸性との相関", 日本医用レーザー学会誌 (1982) 613-618.
- 18) 森岡俊夫, 森田恵美子, 鈴木和雄: "Nd-YAG レーザーの歯牙沈着物および歯質着色の除去に関する実験的研究", 口腔衛生学会誌, **31** (1982) 437-441.
- 19) R. Boehm: "Thermal stress effects and surface cracking associated with laser use on human teeth," J. Biomech. Eng., November (1977) 189-194.
- 20) B. D. Goodman and A. J. Gwinnett: "A comparison of laser and acid-etched human enamel using scanning electron microscopy", Arch. Oral Biol., **22** (1977) 215-220.
- 21) K. J. Reinhardt: "Aspekte zum Anf- und Einschmelzen laserschmelzbarer Werkstoffe," Dtsch. Zahnärztl. Z., **32** (1977) 506-507.
- 22) 森岡俊夫, 鈴木和雄: "レーザーによる齲蝕予防(上)", 歯界展望, **62** (1983) 529-537.
- 23) 森岡俊夫, 鈴木和雄: "レーザーによる齲蝕予防(下), 機種を選択と照射時に歯面に生じる問題点", 歯界展望, **62** (1983) 787-796.
- 24) S. Tagomori, K. Suzuki and T. Morioka: "Combined effect of laser and fluoride on acid resistance of human enamel," J. Jpn. Soc. Laser Med., **4** (1984) 261-262.
- 25) 間世田勇作, 森岡俊夫: "細菌性内毒素の生物学的活性に対する Nd-YAG レーザーの影響について", 日本口腔衛生学会九州地方会, 宮崎 (1985).