

〔原著〕 松本歯学 24 : 115~123, 1998

key words : 象牙質 — 炭酸ガスレーザー — in vitro

象牙質に対するレーザー照射効果について
—第1報 各種レーザーの in vitro における形態学的研究—

川端明美, 川端宏之, 近藤靖子, 宮沢裕夫
松本歯科大学 小児歯科学講座 (主任 宮沢裕夫教授)

赤羽章二

松本歯科大学電子顕微鏡室 (主任 赤羽章二技士)

神谷 誠

長野県

武井謙司

群馬県

The Effects of Laser Irradiation on Dentin
—First report : Morphological study of changes in dentin caused by in vitro
application of different types of lasers—

AKEMI KAWABATA, HIROYUKI KAWABATA, YASUKO KONDO and HIROO MIYAZAWA
Department of Pediatric Dentistry, Matsumoto Dental University School of Dentistry
(Chief: Prof. H. Miyazawa)

SHOJI AKAHANE
Laboratory of Electron Microscope, Matsumoto Dental University School of Dentistry
(Chief: S. Akahane)

MAKOTO KAMIYA
Nagano

KENJI TAKEI
Gunma

Summary

To evaluate the use of lasers as a means to block external stimuli to the pulp in restorative

treatment of immature teeth, the effect of lasers on the dentinal tubule sealing was examined. For this purpose, 3 types of lasers with different wavelengths, CO₂ laser, Nd : YAG laser, and Er : YAG laser, were used to determine the optimum conditions of radiation. The results were as follows.

1. CO₂ laser was found to be capable of sealing the dentinal tubules. It was observed that when a power output of 2 W at pulse durations of 10 ms and frequencies of 10-30 pps was applied, the Super Pulse was able to seal the tubules allowing no excessive carbonization or cracking.
2. Nd : YAG laser was also found to have a sealing effect on the tubules but it was accompanied by various degrees of carbonization and cracking.
3. Er : YAG laser showed no sealing dentinal tubules effect.

緒 言

レーザーは医学、歯学、工学等の様々な分野で注目を浴び、1960年にMaiman¹⁾によりルビーレーザーが発明されて以来、今日に至るまで種々のレーザー装置が開発された。歯科領域では1964年にGoldmanら²⁾がレーザーを応用して齲蝕歯に窩洞形成を試み、深さ約2mmの穴があいたと報告したのが始まりであった。その後、歯の硬組織に対するレーザー照射の研究は数多くなされているが、エナメル質に関するものが多く、レーザー照射によりエナメル質に耐酸性が得られたという報告³⁻⁷⁾、レーザー照射とフッ素塗布の併用により耐酸性が向上したという報告⁸⁻¹¹⁾、初期齲蝕の進行抑制効果^{12,13)}、充填物辺縁にレーザーを照射することにより辺縁封鎖性が増した¹⁴⁻¹⁶⁾等さまざまな報告がなされている。しかし、象牙質に関する研究は1965年SternとSognaes¹⁷⁾が健全なエナメル質、象牙質に2~5J、5~20Jのレーザー照射をおこないその影響を検討したのが始まりで、その後、象牙質に対する研究の報告は少なく、1980年代より、象牙質知覚過敏症の治療にレーザー照射の応用がなされはじめ臨床的に用いられるようになった¹⁸⁻²¹⁾。その作用機序は、レーザー照射により歯髄振盪、象牙細管内の組織液の蒸散、中枢側での閾値の上昇、開孔象牙細管の閉塞によるものと言われている²²⁾。その中で、歯髄腔が大きく髄角が突出していることなどの解剖学的特徴から修復処置に際し外来刺激より歯髄を保護することに特に注意を要する乳歯や幼若永久歯では象牙細管の閉塞は、臨床的に歯髄を保護する上で有効な手段になると考えられる。現在、歯髄

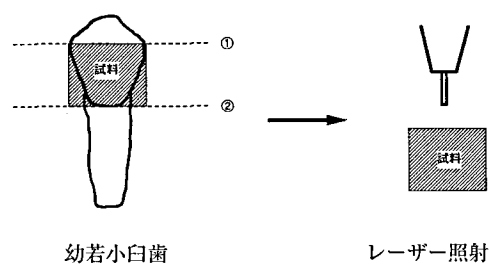
保護の方法の一つに裏層築造を行う場合があるが、裏層材の中には歯質との接着性、練和不足による材料の不均一、硬化時のphの変動等、危惧される点もある。

そこで、著者らは、小児歯科臨床に応用するための第一歩として裏層目的で象牙質にレーザー照射を行い細管閉塞可能なレーザー装置と照射条件を設定するための基礎的研究を行い、照射歯面の形態学的変化を組織学的に観察し検討した。

材料と方法

1. 試料の作成

矯正治療のため便宜抜去された幼若な小白歯を用いた。抜歯後ただちに生理的食塩水中にて冷凍保存し、実験開始前に自然解凍した。咬合面のエナメル質は咬頭を含め、エアータービン(#611ダイヤモンドポイント)で歯軸と垂直に象牙質が



- ① 咬合面エナメル質を歯軸と垂直に削除
- ② 解剖学的歯頸部で歯根を除去
- ③ 露出した咬合面象牙質を耐水研磨紙(#400~#800)で研磨
- ④ ③の研磨面が照射面

図1：試料の作成と照射部位

表1: レーザー装置の仕様

レーザーの種類	炭酸ガス		Nd:YAG	Er:YAG
	LX-20 SP NOVAPULSE		DENTLASE DCL 8	ML-22
	LAXAR 社		SLT Japan	HOYA モリタ製作所
(W×D×H) mm	356×356×914		610×260×807	314×749×897
重量 (kg)	19		54	94
波長 (μm)	10.6		1.06	2.94
パルスの種類	ノーマル	スーパー	ノーマル	ノーマル
出力	2-20W	1-9 W 2-20W	10-250mJ/pulse	30-350mJ/pulse
導光方式	フレキシブル中空ファイバー		石英ファイバー	フッ化物ファイバー
パルス幅	5-500ms	100-800μs	50-100μs	200μs
繰り返しパルス数 (pps)	2-20	100-500	1-40	1, 3, 3, 5, 10

表2: レーザー照射条件

	炭酸ガス		Nd:YAG	Er:YAG
Pulseの種類	Normal	Super	Normal	Normal
Power	2 W 10~100 ms	2 W 10~15 ms	50~200 mJ/pulse	50~200 mJ/pulse
繰り返しパルス数	2~20 pps	2~30 pps	10 pps	10 pps
照射径	φ 0.8 mm		φ 0.6 mm	φ 0.6 mm

露出するまで削除し、同時に解剖学的歯頸部で歯根を除去した。露出した咬合面象牙質は、耐水研磨紙 (#400~#800) で研磨し象牙質表面を滑沢にし照射面とした。(図1)

2. レーザー装置

本実験には炭酸ガスレーザー (LUXAR 社製 LX-20 SP NOVAPULSE), Nd:YAG レーザー (SLT Japan 社製 DCL 8), Er:YAG レーザー (HOYA 社およびモリタ社製 Erwin®) の3機種を使用した。(表1)

3. 方法

(1) 実験1 照射面および切断面の観察

露出した象牙質咬合面 4 mm × 3 mm を照射面として照射チップ、ファイバーが垂直になるように照射した。試料は各レーザー 1 照射条件につき10歯ずつとした。

1) 照射条件 (表2)

a) 炭酸ガスレーザー

Normal pulse (以下 NP) は出力 2 W, 照射時間 10~100ms, 繰り返し率 2~20pps で Super pulse (以下 SP) は出力 2 W, 照射時間 10~15 ms, 繰り返し率 2~30pps で, NP, SP ともにチップは φ 0.8mm のセラミックチップを用いて照射し, 照射距離は 1 mm とした。

b) Nd:YAG レーザー

照射部位に墨汁を塗布。照射エネルギー 50~200mJ/pulse, 10pps で φ 0.6mm の石英ファイバーを用いて照射し, 照射距離は 1 mm とした。

c) Er:YAG レーザー

照射エネルギー 50~200mJ/pulse, 10pps で φ 0.6mm のコンタクトチップを用いて注水下 (25 ml/min) で接触照射を行った。

2) 観察方法

a) 実体顕微鏡観察

全ての試料の象牙質照射部, 非照射部の状態について実体顕微鏡で観察した。

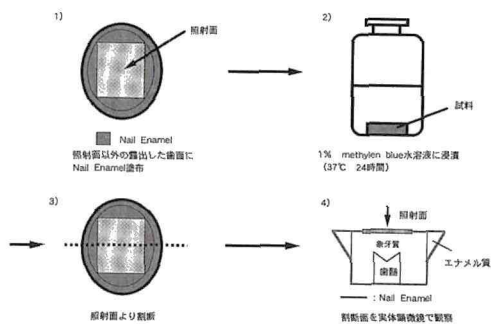


図2：色素浸透試験

b) 走査型電子顕微鏡観察

実体顕微鏡での観察が終了した各試料を無作為に取り出し、半数を照射面観察用とし、残り半数を照射面に対し垂直に切断し、断面観察用とした。通法に従い、アルコール上昇系列にて脱水し、(断面観察用の試料は脱水後凍結し、切断した。)乾燥後金蒸着を行い、走査型電子顕微鏡(JEOL JCXA-733, 以下SEMと略す)を用いて加速電圧12 kVで観察した。

(2) 実験2 色素浸透試験

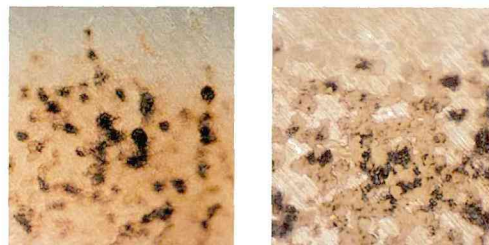
象牙細管の閉塞効果を知るために、作製した試料を用いて、露出した象牙質咬合面を除く全ての歯面を樹脂包埋(アクリル・ワン® (株)マルト)し、実験2の試料とし、各レーザー1照射条件につき5歯ずつ用いた。実験1と同じ照射条件で照射後、照射面以外の露出した歯面をネイルエナメルで被覆し、1%メチレンブルー水溶液に浸漬し、37℃に設定した恒温槽で24時間保存した。(図2)その後水洗し、照射面が均等に分割出来るようにダイヤモンドカッター(Minitom Struers社製)を用いて照射面に対し垂直に切断し、その断面を実体顕微鏡で観察した。

結 果

1. 実験1 照射面および切断面の観察

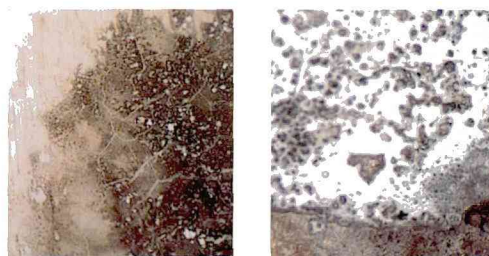
(1) 実体顕微鏡観察

炭酸ガスレーザーを照射した場合、全ての照射条件において照射面は黒色に炭化または茶色を呈し、NP照射は照射面全体が薄茶色を呈し、強くあたたか箇所のみ黒色を呈した。SP照射はNP照射に比べ炭化は少なかった。(図3)また、NPでは照射時間が50ms以上になるとNP、SPともに照射面は全体的に炭化し、NPでは大小多数の



Normal Pulse 照射条件 2 W, 10ms, 10pps
Super Pulse

図3：炭酸ガスレーザー照射面の実体顕微鏡像



照射条件 100mJ/pulse, 10pps
照射条件 150mJ/pulse, 10pps

図4：Nd:YAGレーザー照射面の実体顕微鏡像



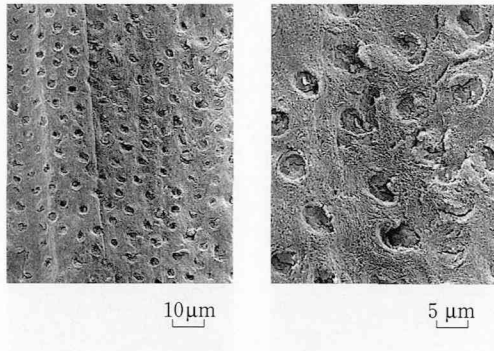
照射条件 100mJ/pulse, 10pps

図5：Er:YAGレーザー照射面の実体顕微鏡像

クラックが発生した。

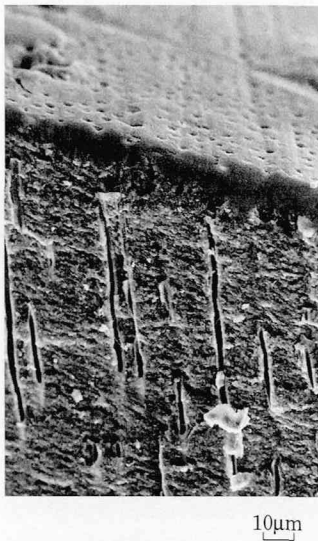
Nd:YAGレーザーを照射した場合、50~100 mJ/pulseでは照射面は全体的に黒色で、所々表面が溶解した円形の白斑がみられ、大小多数のクラックが発生した。150mJ/pulse以上ではこの白斑が照射面全体にみられ泡状を呈した。(図4)

Er:YAGレーザーを照射した場合、全ての照



照射条件
Super Pulse
2 W, 10ms, 10pps

図6：炭酸ガスレーザー照射面のSEM像



照射条件
Super Pulse
2 W, 10ms, 10pps

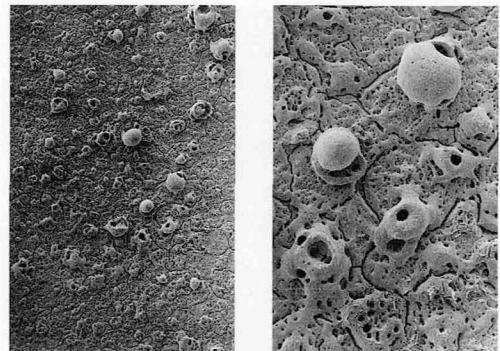
図7：炭酸ガスレーザー切断面のSEM像

照射条件において照射面は凹凸面で、白色を呈し照射エネルギーが高くなるほど照射面の歯質は大きく削除された。(図5)

(2) SEM観察

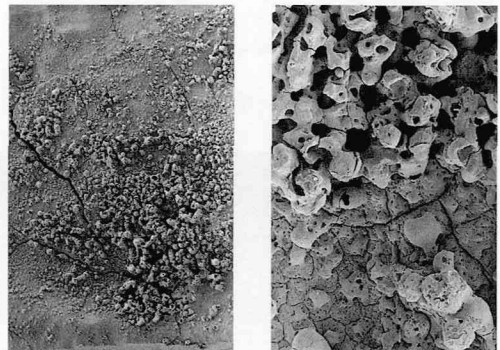
非照射面ではスメア層の存在により象牙細管はみられなかった。

炭酸ガスレーザーを照射した場合、照射面はNPでは10ms・10pps, 10ms・20pps, 20ms・20pps, SPでは10ms・10pps, 10ms・20pps, 10



照射条件
100mJ/pulse, 10pps

図8-1：Nd:YAGレーザー照射面のSEM像

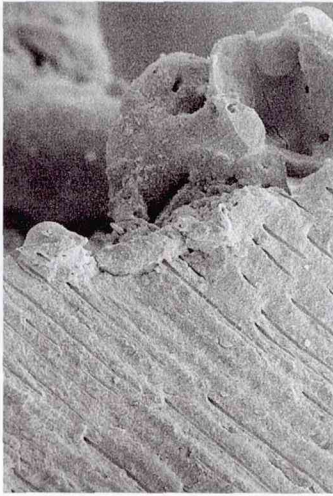


照射条件
150mJ/pulse, 10pps

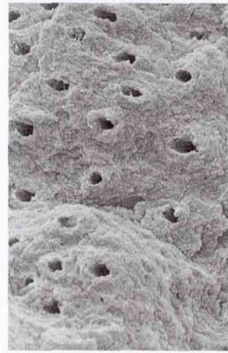
図8-2：Nd:YAGレーザー照射面のSEM像

ms・30ppsで象牙細管の閉塞がみられた。(図6) またNPにおいて照射時間が50ms以上, SPでは15msで細管の閉塞は一部のみみられたが、表面は粗造でクラックが発生していた。さらに細管閉塞が認められた照射条件での切断面では照射面より約10 μm程の厚さで変化がみられ、細管が閉塞していた。(図7)

Nd:YAGレーザーを照射した場合、50~100 mJ/pulseでは溶岩状構造、軽石状構造を呈し、大小のクラックがみられた。(図8-1) 150mJ/pulse以上では溶岩状構造に加え、溶解した表面の象牙質が再び凝固したと思われる孔を伴った球

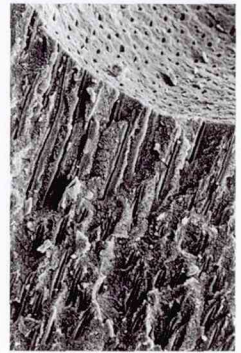


10µm



照射面

5µm



断面

10µm

照射条件
100mJ/pulse, 10pps

図10：Er:YAG レーザーのSEM像

照射条件
100mJ/pulse, 10pps

図9：Nd:YAG レーザー断面のSEM像

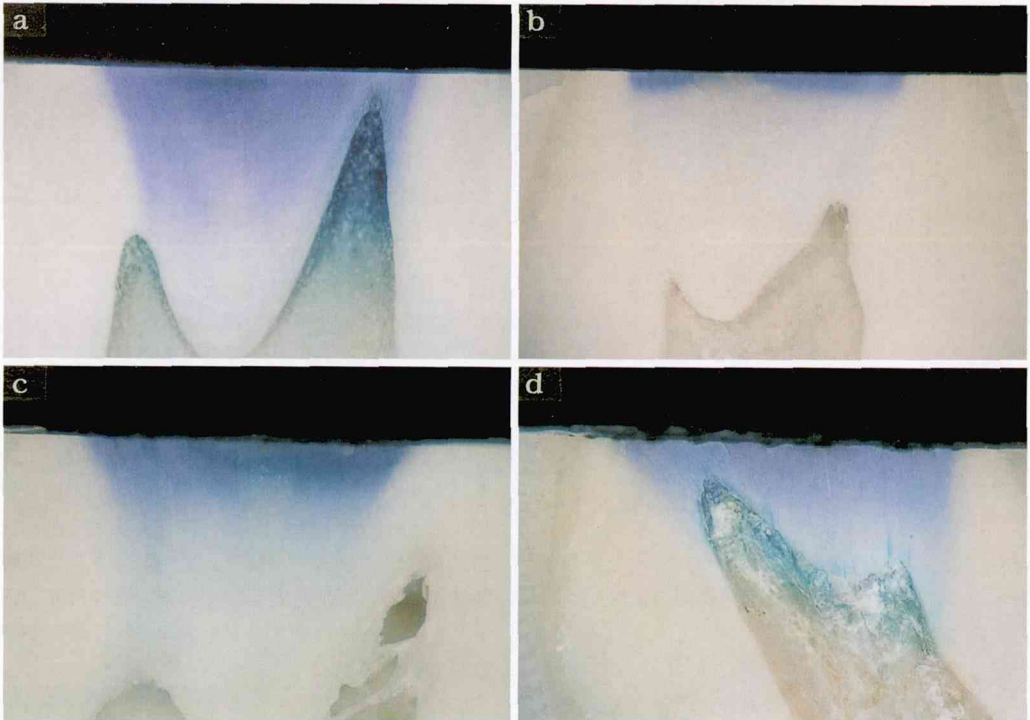


図11：色素浸透試験

- a : 非照射試料
- b : 炭酸ガスレーザー照射試料 (Super pulse 10ms 10pps)
- c : Nd:YAG レーザー照射試料 (100mJ/pulse 10pps)
- d : Er:YAG レーザー照射試料 (100mJ/pulse 10pps)

状の構造物が多数みられた。(図8-2)象牙細管の開口または閉塞については溶岩状構造, 軽石状構造, 球状の構造物などにより照射面から細管を識別することは困難であった。切断面では約10~30 μ m程の大小様々な球状の構造物で照射面表面は構成され細管はそれにより閉塞されていた。(図9)

Er:YAGレーザーを照射した場合, 全ての照射条件において細管は開口していた。また照射面は凹凸面であった。切断面からも細管の閉塞はみられなかった。(図10)

2. 実験2 色素浸透試験 (図11)

非照射試料では色素は歯髄腔にまで及んでいた。

炭酸ガスレーザーを照射した場合, NPでは10ms \cdot 10pps, 10ms \cdot 20pps, 20ms \cdot 20pps, SPでは10ms \cdot 10pps, 10ms \cdot 20pps, 10ms \cdot 30ppsで照射面下約0.5mm程度の色素の浸透がみられたがそれより深部では色素の浸透はなかった。またNPでは照射時間が50ms以上, SPでは15msにおいて色素浸透は歯髄腔までには至っていないが, NPで10~20ms, SPでは10msの照射条件の試料に比べ深部に浸透がみられた。

Nd:YAGレーザーを照射した場合, 50~100mJ/pulseでは歯髄腔には至らない程度の色素浸透がみられ, 非照射試料に比べ浸透は抑制されていた。150mJ/pulse以上では色素は歯髄腔まで浸透していた。

Er:YAGレーザーを照射した場合, 全ての照射条件において色素は歯髄腔まで浸透していた。

考 察

象牙質にレーザーを照射することによる細管の閉塞については, 現在まで, 閉塞していたという報告²³⁻²⁵⁾, 閉塞または一部閉塞していたという報告^{26,27)}, あるいは閉塞はみられなかった²⁸⁾, 閉塞は不明であったという報告²⁹⁾がある。

細管が閉塞したというTaniら²³⁾の報告はスミア層を除去する目的で象牙質にレーザーを照射したものでNd:YAGレーザー, 炭酸ガスレーザーの2機種を使用し, 照射条件はNd:YAGレーザーでは先端平均出力20W, 照射距離30mm, 炭酸ガスレーザーは出力20W, 照射距離70mmであった。中山²⁴⁾は, 象牙質知覚過敏の疼痛緩和, 齶蝕

除去, 窩洞形成への応用を目的に齶蝕象牙質にPulse型Nd:YAGレーザーを使用し, 出力3W, 20ppsで照射時間60秒以上照射した場合または出力1W, 20ppsで1回の照射時間を2~3秒としレーザー照射とエキスカを3回併用し齶蝕象牙質を除去した場合に, 細管閉塞が見られたと報告している。

細管が閉塞または一部閉塞したという庄司ら²⁶⁾の報告は象牙質知覚過敏症の治療のため細管を閉鎖する条件を設定する目的でQ-switch Nd:YAGレーザーを使用し, 出力4W, パルス幅120nsec, 繰返し数1kHz, 照射時間0.8秒で照射している。

これらの報告は, 照射距離が長いなど臨床で応用するには問題点がある。また装置が多機種でそれぞれ使用目的が異なるため, 同機種であっても照射条件は異なっていた。これらはたとえ使用目的が同じであっても各装置の波長や特性が異なっているため, 象牙質に対する照射条件を単純に統一し, 各レーザーの効果を比較することは困難であると思われた。

本研究では裏層目的で細管閉塞をおこなうためこれらの点を考慮し, 現在まで象牙質に使用された代表的なレーザー, 炭酸ガス, Nd:YAGと近年, 窩洞形成が可能なレーザーとして開発されたEr:YAGを使用し, 各レーザーの照射条件を設定した。さらに, 歯髄に近接する組織に照射するため各レーザーで可能な範囲で出力を小さくし, 熱の蓄積が少ないパルス波で照射した。また, 炭酸ガスレーザーでは従来のNPに加えSPを使用した。SPはおよそ1/10000秒と非常に短いパルス波で照射間隔が長いのでNPよりもさらに熱の蓄積, 炭化が少ないとされている。本研究結果からもSPはNPに比べ炭化やクラックの発生は少なく, 照射条件出力2W, 10ms, 10~30ppsであればクラックや過度の炭化が生じることなく細管閉塞が可能であった。

Nd:YAGレーザーはSEM切断面, 色素浸透試験結果より細管の閉塞は可能であったが, 設定照射条件の中で最も低いエネルギー量で照射した場合でも大小のクラックが発生し, 今回使用したNd:YAGレーザーでは象牙質に照射する場合の照射エネルギー量は高かったことが示唆された。

Er:YAGレーザーは炭化やクラックは生じな

かったが細管の閉塞は不可能であった。

3機種の変長の異なるレーザーを裏層目的で使用し、その結果細管閉塞可能なレーザーは炭酸ガスレーザーであった。中でもSPで照射することは過度の炭化やクラックを発生させることなく照射可能であることが確認された。今後、象牙質の厚さの違いによる歯髄への熱影響を検討し、安全性が確立されれば、臨床応用可能であると思われる。

結 論

幼若歯の修復処置における歯髄への外来刺激を遮断するための一つの方法としてレーザー照射により象牙細管を閉塞する目的で炭酸ガスレーザー、Nd:YAGレーザー、Er:YAGレーザーの変長の異なる3機種を使用し、細管閉塞可能なレーザーおよび照射条件を検討した。

1. 炭酸ガスレーザーは細管閉塞可能なレーザーであり、特にSPで照射することは過度の炭化やクラックを発生させることなく照射可能であることが確認された。
2. Nd:YAGレーザーは細管閉塞は認められたが同時に、大小のクラックが発生した。
3. Er:YAGレーザーでは細管閉塞は認められなかった。

文 献

- 1) Maiman TH (1960) Stimulated Optical Radiation in Ruby. *Nature* **187**: 493.
- 2) Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B (1964) Impact of the Laser on Dental Caries. *Nature* **203**: 417.
- 3) Sognaes RF and Stern RH (1965) Laser effect on resistance of human dental enamel to demineralization in vitro. *J South Calif State Dent Assoc* **33**: 328—9.
- 4) 遠谷良雄 (1982) 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。歯基礎医学会誌 **24**: 442—52.
- 5) 清水俊昭 (1984) 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。歯科材料・器械 **3**: 95—101.
- 6) 森岡俊夫, 鈴木和雄, 田籠祥子 (1984) 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。口腔衛会誌 **34**: 40—4.

- 7) 山田恵子 (1985) 小児歯科領域におけるレーザーによる齲蝕予防に関する研究。小児歯誌 **23**: 575—91.
- 8) Goodman BD, Kaufman HW (1977) Effects of an argon laser on the crystalline properties and rate of dissolution in acid of tooth enamel in the presence of sodium fluoride. *J Dent Res* **56**: 1201—7.
- 9) Yamamoto H, Sato K (1980) Prevention of dental caries by Nd:YAG laser irradiation. *J Dent Res* **59**: 2171—7.
- 10) 田籠祥子, 森岡俊夫, 堤 裕之 (1986) エナメル質のフッ素とりこみに及ぼすレーザー照射の影響—EPM線分析による—。日レーザー医学会誌 **6**: 239—42.
- 11) 白須賀哲也 (1988) 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—93.
- 12) 佐藤秀人 (1982) 人工初期齲蝕に対する超音波QスイッチNd:YAGレーザー照射の影響について。歯基礎医学会誌 **24**: 914—26.
- 13) 森岡俊夫 (1990) レーザー照射による初期齲蝕の進行抑制療法。薬事新報 **1619**: 1208—11.
- 14) Winkler S, Flynn KL, Miller WA (1973) Neodymium laser fusion of restorative materials to tooth structure. *NY State Dent J* **39**: 614—8.
- 15) 内藤尚孝 (1978) 修復材の辺縁部に及ぼすルビールーザー照射の影響に関する研究。歯学 **66**: 362—87.
- 16) Shoji S, Iiyama M, Ishikawa J, Tsukada K, Sato H, Horiuchi H, Yamamoto H (1984) Change of boundary between dental enamel and restorative materials caused by Nd:YAG laser irradiation. *J Jap Soc Laser Med* **4**: 265—6.
- 17) Stern RH and Sognaes RF (1965) Laser effect on dental hard tissues, A Preliminary Report. *J South Calif State Dent Assoc* **33**: 17—9.
- 18) 松本光吉, 船井博雄, 白須賀哲也, 若林始 (1985) Nd:YAG-Laserによる歯頸部象牙質知覚過敏症の除痛効果について。日歯保存誌 **28**: 760—5.
- 19) 松本光吉, 船井博雄, 若林 始, 小山隆夫 (1985) GaAlAs半導体レーザー(象牙質知覚過敏治療器一型)による象牙質知覚過敏の処置に関する研究。日歯保存誌 **28**: 766—71.
- 20) 千田 彰, 五味明良, 谷 智也, 吉野裕之, 原 学郎, 山口正孝, 松本 享, 成田幸憲, 長谷川二郎 (1985) He-Neレーザー治療器“Soft Laser 632”の臨床使用成績 第1報 レーザー照射直後の鎮痛効果。愛知学院歯学会誌 **23**: 773—80.
- 21) 五味明良, 神谷一有, 山下久明, 伴 佳道, 千田 彰, 原 学郎, 山口正孝, 成田幸憲,

- 長谷川二郎 (1986) He-Ne レーザー治療器 "Soft Laser 632" の臨床使用成績 第2報 象牙質知覚過敏症に対する効果およびインレー合着操作時の鎮痛効果. 愛知学院大歯会誌 **24**: 390-9.
- 22) 松本光吉 (1993) 歯科用レーザーに強くなる本. 116-9, クインテッセンス出版, 東京.
- 23) Tani Y and Kawada H (1987) Effects of Laser Irradiation on Dentin I. Effect on Smear Layer. Dent Mater J **6**: 127-34.
- 24) 中山哲夫 (1992) Pulsed Nd: YAG Laser (D-Lase 300) 照射時のエナメル質と象牙質の形態学的研究. 日本レーザー歯学会誌 **3**: 57-64.
- 25) 菅田文雄, 大森康以知, 田中昭男, 遊津隆義, 千田 彰, 酒井敏克, 原 学郎, 長谷川二郎 (1993) 炭酸ガスレーザー照射による象牙質の形態学的変化に関する研究 (第1報). 日歯保存誌 **36**: 1590-4.
- 26) 庄司 茂, 中村雅典, 堀内 博, 山本 肇 (1982) Nd: YAG レーザー照射を象牙質表面に与えた時の象牙質及び歯髄の変化. 日レーザー医学会誌 **3**: 599-604.
- 27) 中村幸生, 渡辺治爾, 船登章嘉, 若林 始, 松本光吉 (1988) 象牙質表面に対するCO₂レーザーの照射効果 (そのSEMによる観察). 日レーザー医学会誌 **9** (3): 189-92.
- 28) 守矢佳世子, 加藤純二 (1996) Er: YAG レーザー照射時における乳歯歯質の形態学変化について. 日本レーザー歯学会誌 **7**: 6-11.
- 29) 花井美智子, 中田由紀, 大寄登隆, 青柳真紀, 出張一博, 佐々木崇寿 (1993) 歯質に対する低出力レーザー照射の影響に関する基礎的研究 I: 正常エナメル質・象牙質の石灰化度と微細構造に対する Nd: YAG レーザー照射の効果. 歯界展望 **82**: 991-1000.