原 著

パルス波 Nd : YAG レーザーによる金属ポスト除去時の 歯根表面の温度上昇に関する基礎的研究

高 品 正 明 竹 田 淳 志 安 生 智 郎
海 老 原 新 須 田 英 明

東京医科歯科大学歯学部歯科保存学第三講座

(主任 : 須田英明教授)

(受理 : 平成 12 年 1 月 25 日)

Temperature Elevation on the Root Surfaces during Dowel Core Removal by Pulsed Nd : YAG Laser ← A Preliminary Study →

Masaaki TAKASHINA, Atsushi TAKEDA, Tomoo ANJOU,
Arata EBIHARA and Hideaki SUDA

Department of Endodontics, Faculty of Dentistry,

Tokyo Medical and Dental University

(Chief : Prof. Hideaki SUDA)

(Accepted for Publication : January 25, 2000)

Abstract : In our previous paper, it was reported that metal dowel cores could be removed by pulsed Nd : YAG laser irradiation. The purpose of this study was to investigate the effects of pulsed Nd : YAG laser irradiation on the periodontal tissue during removal of a dowel core cemented in the middle of the root canal *in vitro*.

Fourteen extracted single-rooted human teeth were used in the first experiment. After removing the tooth crown, they were randomly divided into two groups, no cooling group and water cooling group. In both groups, root canals were cleaned, shaped and obturated. Then, a post space 7.5mm in length was created, and a dowel core 3mm in length was fixed with glass ionomer cement in each tooth. The dowel cores were made from an Au-Ag-Pa alloy.

Nd : YAG laser (output energy : 900mJ 5pps) irradiation through an optical fiber ($\phi = 400\mu\text{m}$) was performed with or without water cooling to remove the dowel cores from the root canal. The temperature elevation on the root surfaces was evaluated by thermography.

In the second experiment, eighteen extracted single-rooted human teeth were used and randomly divided into two groups, 5°C and 10°C temperature elevation groups. In both groups, a modified water cooling system was introduced during lasing. Nd : YAG laser irradiation was carried out as in the first experiment, and the change of temperature on the root surfaces was evaluated.

The results were as follows :

1. In the no cooling group and water cooling group, the time for 5°C temperature increase was 4.64 (± 0.47) and 11.8 (± 4.24) sec, respectively. There was a statistically significant difference (unpaired *t*-test, $P < 0.05$) between the two groups.

2. In the 5°C and 10°C temperature elevation groups, the time needed for temperature increase was 9.61 (± 2.37) and 31.8 (± 17.5) sec, respectively.

From the results, it was suggested that continuous irradiation of pulsed Nd:YAG laser within 30sec could produce little thermal effect on the surrounding tissues.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 11: 27~34, 2000 Reprint requests to Dr. TAKASHINA)

Key words=Nd:YAG laser, Dowel core, Temperature on the root surface

キーワード=Nd:YAG レーザー, 金属ポスト, 歯根表面温度

緒 言

再歯内治療や補綴の要求のため、根管内に装着された金属ポストを除去する必要性に迫られることがある。ところが近年、歯質接着性を有する合着材の出現により、金属ポストの除去に困難が伴うことが多くなっている。

ポスト除去に関しては、高速切削器具により切削・除去する方法^{1,2)}、合釘撤去鉗子を用いる方法^{2-5,11)}、ポストを合着しているセメント層を音波あるいは超音波振動によって破壊して撤去する方法^{2-4,6-11)}などが単独あるいは併用によって行われている。しかし、これらの方法では、歯質の穿孔・脆弱化³⁾、亀裂の発生、および歯根破折¹¹⁾などの危険性が指摘されている。また、これらの問題を生じなくても患者が不快症状を訴えたり⁷⁾、ポスト除去までに多大な時間を要したり、結果として除去できない症例もある^{7,8)}。

著者らは、歯科医学領域で近年脚光を浴びているレーザーに着目し、従来に比較して1パルスあたりのエネルギーが大きいパルス波 Nd:YAG レーザーを用いて金属ポスト、ガッタパーチャポイント、および破折ファイルの除去について基礎的な検討を行った¹²⁾。その結果、前2者に対しては除去率は100%であるものの、破折ファイルは症例によっては除去が不可能であることを報告した¹²⁾。本研究の目的は、根管中央部付近の金属ポストを同レーザーにより除去したときの歯根表面の温度上昇について *in vitro* で測定し、Nd:YAG レーザーによる金属ポスト除去の臨床応用の可能性をさらに追求することであった。

材料および方法

実験 1

1. 試料の作製

予備実験として実験1を行った。ヒト単根抜去歯を14本用い、歯頸部にて歯冠を切断除去後、歯根長が10.5mmになるようにダイヤモンドディスクにて調整した。次に#10のKファイル(K-File, Zipperer)で根尖の穿通を確認後、歯冠側歯根切断面から解剖学的根尖孔までの長さよりも1mm短い長さを作業長とした。続いてKファイルを

用いて step-back 法にて6% NaClO 浴下で通法に従い根管形成を行い、根管をパーパーポイント(カラーコードパーパーポイント, GC)にて乾燥した。その後、ガッタパーチャポイント(ガターパーチャポイント, GC)と根管シーラー(Sealapex, Kerr)を用いて側方加圧充填を行った。根管充填後、根尖から3mmの長さだけ根管充填材を残して根管形成用バー(RTP リーマー#C2, デンテック)にてポスト孔を形成し、12%金銀パラジウム合金(キャストウェル M.C. 金12%, GC)で鋳造した長さ3mmのポストをグラスアイオノマーセメント(ケタックセメント, ESPE)で合着して試料とした。なお、レーザー照射によるポスト除去時に、注水を行わなかったものを無注水群(5歯)、注水(0.6ml/s)を行ったものを注水群とした(9歯)。

2. 実験方法

1) 試料の固定方法

試料は図1のようにアクリルチューブに即時重合レジン(ユニファストトラッド, GC)にて固定した。そして歯根表面の温度上昇を直接測定し、かつ注水時に歯根表面に水がかからないようにするため、以下のような工夫を行った。すなわち、試料を固定した図1のアクリルチューブの半分を槌状に切り取り、これを図2のように瞬間接着剤(ボンドアロンアルファ, 東亜合成)で接着した。この模型は図3のようにホルダー付クランプ(固定ムップ付クランプ, 井内盛栄堂)で把持し、さらにこのクランプをスタンド(鉄製スタンド, 井内盛栄堂)に取り付けて定位置に固定

図1 アクリルチューブ植立模型

図 2 アクリルチューブ植立模型の改良

図 3 資料の固定

図 4 注水方法

した。

2) レーザー照射方法

Nd : YAG レーザー装置 (スタットレーズ EPY, S.L. T. JAPAN) から直径 $400\mu\text{m}$ の石英ファイバー (ARAJ 400, S.L.T. JAPAN) で導光して, 900mJ 5 pps の条件でレーザー照射を行った。照射はフリーハンドで行い, ポスト上端とファイバー先端の距離が約 0.5mm となるように保ち, ポストの 1 箇所だけにレーザー光が当たらないよう小円を描くようにして, 可及的にポスト上端表面の全範囲を均等に照射した。

3) 注水方法

注水群では, 歯科用ユニット (FILMA/I, CASTEL-LINI, 以下ユニット) のスリーウェイシリンジの先端を歯根切断面付近に固定し, レーザー照射時に連続的に注水

図 5 歯根表面の温度計測点の設置

図 6 注水方法

図 7 歯根表面の温度計測点の設置

した (注水量 0.6ml/s , 水温 19°C)。その際, 水の吸引はユニット付属のバキュームで行った (図 4)。

4) 歯根表面の温度測定点の設定

図 5 のように, 歯根表面のポスト中央部の高さに 2 箇所, 測定点 1 および 2 を設定した。

5) 歯根表面の温度の計測方法

歯根表面の温度の計測には赤外線熱画像装置 (コンパクトサーモ TVS-2000ST, 日本アビオニクス, 以下サーモグラフィ) を用いた。すなわち, 上記のように固定した試料をサーモグラフィのモニター画面の中央に映るように設置し, レーザー照射前からレーザー照射後に計測 2 点のいずれかが 5°C 上昇を示すまで, 連続的に測定を行った。併せて, レーザー照射を行ってから, 5°C 温度上昇が生じるまでの時間をストップウォッチにて計測した。

実験 2

1. 試料の作製

実験 2 ではヒト単根抜去歯 18 本を用い, 実験 1 と同様な手順でポスト合着までを行った。その後, 以下に述べる通り, 試料を無作為に各 9 個ずつ, 2 群に分けた。

図 8 注水群における 5℃ 上昇後の熱画像の代表例

図 10 5℃ 上昇群における 5℃ 上昇後の熱画像の代表例

図 12 各設定温度の上昇までの時間
(*t*-test, Error Bar: SD)

2. 実験方法

1) 試料の固定およびレーザー照射方法
実験 1 と同様に行った。

2) 注水方法

2 群とも注水（注水量 0.6ml/s, 水温 19℃）を行った。

図 9 5℃ 上昇するまでの時間
(*t*-test, **P*<0.05, Error Bar: SD)

図 11 10℃ 上昇群における 10℃ 上昇後の熱画像の代表例

注水方法は実験 1 と異なり、直接レーザー照射部に注水の効果が及ぶように行った。すなわち、注射針（テルモ注射針 24G×1 inch, TERUMO）の先端をダイヤモンドディスクで丸めたものをユニットのスリーウェイシリンジの先に固定し、それを試料の歯の根管内に挿入して注射針の先端がポスト上端に接触するように固定した（図 6）。その際、実験 1 と同様、水の吸引はユニット付属のバキュームで行った。

3) 歯根表面の温度測定点の設定

図 7 のように、歯根表面のポスト中央部の高さ 2 箇所（測定点 1 および 2）、根尖相当部（測定点 3）、ポスト下端相当部（測定点 4）、およびポスト上端相当部（測定点 5）の合計 5 箇所に温度測定点を設定した。

4) 歯根表面の温度の計測方法

歯根表面の温度の記録は実験 1 と同様に行った。すなわち、5℃ 上昇群は、レーザー照射を行ってから計測 5 点のうちいずれかが 5℃ 上昇を示すまで連続して記録を行い、10℃ 上昇群は同様に 10℃ 上昇を示すまで記録を行った。

また、時間の測定に関しても実験1と同様に行った。

結 果

1. ポスト除去中の所見

ポスト上端にレーザーを照射したところ、低い捻発音を生じながら褐色の微粒子が歯根切断面の根管口相当部から流出するのが観察された。金属ポスト表面の被照射部は凹凸のある形態をしていた。

一方、フリーハンドにてファイバーを保持しながら照射を行ったため、誤って根管壁象牙質にレーザーが照射されてしまうこともあった。その場合には、金属に照射されたときよりも高い捻発音を生じて象牙質が蒸散された。

2. レーザー照射による歯根表面の温度変化

実験 1

無注水群、注水群ともにファイバー先端相当部周囲から温度が上昇し始め、照射時間の経過とともに温度が上昇し、その範囲も拡大していった。図8に、注水群における5℃上昇後の熱画像の代表例を示す。

3. 温度上昇時間の計測 (実験1)

5℃上昇するまでの時間は無注水群では 4.64 ± 0.47 秒、注水群では 11.8 ± 4.24 秒を要した。両群の間には統計学的に有意差が認められた (unpaired *t*-test, $P < 0.05$) (図9)。

4. レーザー照射による歯根表面の温度変化 (実験2)

実験1と異なり、5℃上昇群、10℃上昇群ともにファイバー先端から少し離れたポスト下端相当部付近から温度が上昇し始め、照射時間の経過とともに温度が緩やかに上昇し、その範囲も拡大していった。図10に、5℃上昇群における5℃上昇後の熱画像の代表例を、また図11に10℃上昇群における10℃上昇後の熱画像の代表例をそれぞれ示す。

5. 温度上昇時間の計測 (実験2)

5℃上昇群では5℃上昇するまで 9.61 ± 2.37 秒、10℃上昇群では10℃上昇するまで 31.8 ± 17.5 秒を要した (図12)。

考 察

1. 従来のポスト除去方法について

ポスト除去には様々な方法が存在している¹⁻¹¹⁾。

まず、高速切削により金属ポストを削除する方法がある^{1,2)}。しかし、ポストは根管象牙質よりも硬いため、切削器具が金属にはじかれ手ぶれを起こすことがあり、本法では金属だけでなく周りの歯質も切削してしまう危険性がある。このため歯根の脆弱化、あるいは穿孔などの偶発症が危惧されている³⁾。しかも、使用器具の切削能力がたちまち低下してしまうこと、また白金加金のポストでは切削効

率が悪いこと、あるいは長いポストではバーの先端が届かないことなどの欠点も指摘されている。しかし反対に、高速切削器具の振動によってセメント合着されたポストが緩んで外れる可能性もある^{13,14)}。

切削によらないものに鉗子類を用いる方法がある。例えば、ポスト上部が把持できる場合には、プライヤーや止血鉗子を用いて撤去できることもある²⁾。また、ポスト除去専用の器具や鉗子^{3-5,15)}もある。これらの装置の利点としては、歯質の過剰切削、穿孔、歯根破折、および歯根にトルクを与える危険が少ないことが挙げられている¹⁵⁾。しかしそれでも、歯根破折を起こしたり歯根にトルクを与えないようにするため、使用に際しては厳密に歯の長軸方向に力に加わるように十分注意しなければならない。また、これらの装置は顎間距離の制約から、前歯部では適用できても臼歯部で用いるのが困難なことがある³⁾。このように装置を正しい位置に固定できない場合、撤去方向が限定されてしまう場合、あるいは動揺歯などでは、これらは使用が困難であるという欠点がある。

音波・超音波装置を用いる方法^{2-4,6-11)}では、ポストを合着しているセメント層を振動破壊することにより、ポストを緩ませて撤去する⁹⁾。しかし、本法により歯根破折や亀裂が発生する可能性がある^{3,11)}。また、歯根破折や亀裂が発生しなくとも、超音波振動や発生する音によって患者が不快感を訴えたり⁷⁾、ポスト除去までに多くの時間を浪費することもある。さらにはセメントの種類によっては超音波振動によって破壊されにくいものや、長くて適合の良いポストでは超音波エネルギーがポスト全長に及びにくい^{7,8)}などの非能率的な面も有している。さらに、銀合金のポストなどで腐食が進んでポストが弱くなっている場合、超音波振動により根管内でポストが分断してしまうこともある³⁾。

2. Nd : YAG レーザーを用いるポスト除去について

上述のように、現在のポスト除去方法には一長一短があり、それぞれ単独ではなく併用されているのが現状である。Nd : YAG レーザーによるポスト除去の利点としては、高速切削器具のバーが届かないところにもレーザーのファイバーは届くこと、ファイバーが金属にはじかれないこと、レーザー照射時に発生する音の違いで象牙質か金属かという照射対象の相違が、ある程度判別できること、歯根破折を生じるような力加わらないことなどが挙げられる。他方、欠点としては、周囲組織への熱および透過光の影響があること、レーザー照射時に捻発音を発する¹²⁾こと、レーザー光が象牙質に吸収され¹⁶⁻¹⁸⁾、象牙質が削れてしまうことなどが挙げられる。直視下であれば、ある程度選択的に金属ポストに照射することが可能であるが、根管深くの

盲目的な操作では根管壁象牙質にも照射される可能性がある。著者ら¹²⁾は本実験と同じNd:YAGレーザー装置を900mJ 10ppsの照射条件で用い、本実験と同じ規格で長さだけが異なる7.5mmのポスト除去を水中にて行ったところ、完全に除去されるまでの照射時間、照射エネルギーはそれぞれ 670 ± 345 秒、 6029 ± 3105 Jであった。さらに、コンタクトマイクロラジオグラフィ像上におけるレーザー照射前後の根管断面積を画像解析ソフトで計測したところ、レーザー照射前の根管の断面積を100%とした場合、照射後は128%となり、根管壁象牙質にも照射されたことが判明した。また、本実験の照射条件900mJ 5ppsで、本実験と同じ規格のポスト除去を水中にて行ったところ、完全に除去されるまでの照射時間、照射エネルギーはそれぞれ 406.8 ± 28.10 秒、 1830.8 ± 126.42 Jであった。

以上より、レーザーによるポスト除去の適応症例としては以下の場合が考えられる。すなわち、レーザー単独では除去能率が低いため、根管内で破折したポストや、高速切削器具では届かない残存ポストなどである。ポスト除去に際しては、極力歯質を切削しないで済む合釘撤去鉗子等をまず用いるのがよい。その使用ができない場合、直視でき、切削する金属の量も多い場合は高速切削器具と超音波装置の併用による除去が望ましいと思われる。それでも困難な場合には、レーザー単独の使用、あるいはレーザーと超音波装置との併用が現段階では効率的と思われる。今後、より効率的な方法を検討していくことが望まれる。

3. Nd:YAGレーザーによる金属除去の機序について

Nd:YAGレーザー照射による金属除去の機序としては、ファイバーで導光されたレーザー光が以下の効果の組み合わせにより金属と反応すると考えられている¹⁹⁻²¹⁾。Photothermal effectにおいては、光子は金属の格子振動を増加させる形で吸収され、熱エネルギーに変換される。それによって発生した熱は金属結合を分解するため、金属は融解、膨張、蒸散して除去される。他方、Photodisruption effectは光子によって機械的な分解が起こる現象である。すなわち、レーザーのエネルギーを高くし、パルス幅を短くすることによって微小なスポットが高エネルギー密度状態となり、その部分の金属は瞬時にプラズマまで分解される。このプラズマは、さらにエネルギーを吸収して、その大きさを増大させる。このため、周囲の電界・磁界が乱れ、周囲の金属はイオン化する。さらにプラズマは圧力を増し、プラズマ衝撃波となって金属は機械的に崩壊していく。またPhotoablation effectは、金属結合に高エネルギーの光子が直接衝突することによって金属が解離する現象である。高エネルギーで短い波長をもつ1個の光子が金属結合に直接衝突する場合と、多数の光子が同時に金属

結合に直接衝突する場合とがある。前者はエキシマーレーザーで、後者はNd:YAGレーザーなどで起こる。以上のような反応の組み合わせによって、金属ポストは除去されていくものと思われる。

4. Nd:YAGレーザー照射による歯根表面の温度変化および周囲組織への影響について

関根ら²²⁾は、根管内にNd:YAGレーザーを200mJ 30ppsの条件で照射し、歯根表面の温度上昇が最大で3.8℃であったと報告している。一方、Anićら²³⁾は根管形成後の根管内にNd:YAGレーザーを1W 20pps 3秒、および2W 20pps 3秒で照射した場合に、それぞれ歯根表面の温度上昇は平均20.60℃、37.10℃であったとしている。また、Lan²⁴⁾はNd:YAGレーザーを根管内で100mJ 20pps 15秒の照射条件で使用すれば歯根表面の温度上昇は10℃を超えないとしている。

一方、レーザー以外の歯科用器具の使用による歯根表面の温度上昇についても種々検討されている。Saundersら²⁵⁾は、エンジン用ドリルにてポスト孔を形成した際に17.1~18.8℃の温度上昇を記録している。また、Forsら²⁶⁾は、McSpadden法によりガッタパーチャポイントで根管充填した際に、8秒間で35℃の平均温度上昇を記録している。Florenら²⁷⁾は、垂直加圧根管充填器具のSystemBを設定温度250℃以上にして使用すると、10℃を超える温度上昇が2~3秒間生じる可能性があることを示唆している。さらに、Lee²⁸⁾らは同様に3種類の垂直加圧根管充填器具を用い、SystemBでは設定温度200℃で使用すると6.99℃、Touch'N Heatでは9.19℃、さらに火焰上で加熱したヒートキャリアーでは21.43℃の温度上昇を認めている。

生体の温度を37℃付近とした場合、組織への熱の影響に関して43~45℃では個々の細胞が壊死を起こすとされている²¹⁾。また、ErikssonとAlbrektsson²⁹⁾はウサギの脛骨を用い、47℃を1分間持続させても不可逆性の骨の傷害は生じないと結論づけている。これらのことから、生体において、局所の温度が5℃上昇すると個々の細胞は壊死を起こす可能性があるが、10℃上昇でも1分間であれば骨に不可逆性の傷害は起こらない。温度上昇を、これらの条件以下に抑えることができれば、臨床的には問題が生じないと考えられる。

*In vitro*で10℃以上の温度上昇が生じる器具であっても、実際の臨床では盛んに用いられている。Fors²⁶⁾、王ら³⁰⁾が述べているように、*in vivo*での温度上昇は、おそらく周囲の血流や歯根膜、および歯槽骨の熱伝導によって抑制されるであろう。このため、歯根表面の温度変化は、*in vivo*では*in vitro*よりもずっと小さいかもしれない。

Nd : YAG レーザーによるポスト除去において、実験 1 から無注水群と注水群で統計学的な有意差が認められたため、注水の必要性が示唆された。無注水の場合、 4.64 ± 0.47 秒という短時間で歯根表面が 5°C 上昇してしまうため、連続照射によって歯根周囲組織に熱傷害が生じる可能性が高いことが推測された。また、歯根切断面付近へ注水を行った場合でも、 11.8 ± 4.24 秒で歯根表面温度が 5°C 上昇するため、より効率的な注水方法が必要と思われた。

実験 1 から、歯根全体の温度変化を詳細に検討するためには、測定点を増加したほうが良いと思われたため、実験 2 を行った。レーザー照射部に注水の効果が直接及ぶように設定したところ、実験 1 の測定点における 5°C 以上の温度上昇は避けられた。しかし、新たに設置した測定点では 9.61 ± 2.37 秒で 5°C 上昇することが判明した。一方、臨床で許容される臨界温度とされる 10°C 上昇についても実験を行ったところ、根表面温度が 5°C 上昇するまでの時間は 31.8 ± 17.5 秒であった。本実験により、根管内への注水を併用すれば、本実験条件下における Nd : YAG レーザーの連続照射は、30 秒以内であれば歯根周囲組織に熱的影響を及ぼさない可能性が高いと思われた。

Nd : YAG レーザーの生体組織に対する影響については、根管壁を透過して直接に周囲組織に照射される透過光の影響も考慮しなければならない。木庭³¹⁾ はイヌの感染根管治療に際し、パルス波 Nd : YAG レーザーを 1W 2 秒、2W 1 秒、および 3W 0.5 秒以下の条件で照射したところ、病理組織学的に問題はなしとし、さらにヒトでも同様に 1W 15pps 1 秒の照射条件では安全で、有効であったと報告している。一方、Bahcall ら³²⁾ は Nd : YAG レーザーを 30 秒以内の照射時間で、3W 25pps の照射条件によりイヌの歯の根管治療を行ってから 30 日後に、アンキローシス、セメント質の溶解、および骨の再生が生ずる可能性のあることを示している。

今後、冷却方法をさらに改良するとともに、病理組織学的な検索が必要であるが、金属ポストの除去に対する Nd : YAG レーザーの臨床応用の可能性が本研究から示された。

結 論

根管中央部付近の金属ポストを、パルス波 Nd : YAG レーザーにより除去したときの歯周組織への影響を検討するため、歯根表面の温度上昇の動態を *in vitro* で測定した。照射条件は 900mJ 5pps とした。

1. 実験 1 においては、測定点を歯根表面に 2 箇所設定し、レーザー照射開始から 5°C 上昇までの時間を、無注水および注水下でそれぞれ計測した。無注水群、注水群において歯根表面が 5°C 上昇するまでの時間は、それぞれ 4.64

± 0.47 秒、 11.8 ± 4.24 秒であり、両群間には統計学的有意差が認められた (unpaired *t*-test, $P < 0.05$)。これより Nd : YAG レーザーによるポスト除去には注水の必要性があることが判明した。

2. 実験 2 においては、測定点を 5 箇所に増加し、またレーザー照射部付近に注水の効果が直接及ぶようにした。その結果、レーザー照射開始から歯根表面の温度が 5°C 、 10°C 上昇するまでの時間は、それぞれ 9.61 ± 2.37 秒、 31.8 ± 17.5 秒となった。

3. 以上より、病理組織学的な検索が必要ではあるものの、根管内への適切な注水法を併用すれば、パルス波 Nd : YAG レーザーの 30 秒以内の連続照射は歯根周囲組織に熱的影響を及ぼさない可能性が高いことが示唆された。

本研究の要旨は第 11 回日本レーザー歯学会 (1999 年 11 月 12 日、東京) において発表した。

本研究の一部は平成 10 年度文部省科学研究費補助金 [奨励研究 (A) 10771044] の補助を受けて行われた。

文 献

- 1) Gerstein, H., Weine, F.S.: Specially prepared burs to remove silver cones and fractured dowels. *J. Endodon.*, **3**: 408-410, 1977.
- 2) Stamos, D.E., Gutmann, J.L.: Survey of endodontic retreatment methods used to remove intraradicular posts. *J. Endodon.*, **19**: 366-369, 1993.
- 3) Hülsmann, M.: Methods for removing metal obstructions from the root canal. *Endod. Dent. Traumatol.*, **9**: 223-237, 1993.
- 4) Cohen, S., Burns, R.C. ed.: Pathways of the pulp. 7th edition. Mosby, Missouri, 1998, 791-834.
- 5) Machtou, P., Sarfati, P., Cohen, A.G.: Post removal prior to retreatment. *J. Endodon.*, **15**: 552-554, 1989.
- 6) Yoshida, T., Gomyo, S., Itoh, T., Shibata, T., Sekine, I.: An experimental study of the removal of cemented dowel-retained cast cores by ultrasonic vibration. *J. Endodon.*, **23**: 239-241, 1997.
- 7) 斎藤裕志, 久保田稔, 小松正志, 奥田礼一: 超音波振動による鑄造修復物の除去. *日歯保存誌*, **26**: 455-460, 1983.
- 8) 篠原智美, 五明俊二, 斎藤達哉, 真鍋圭毅, 西脇 覚, 吉田剛, 吉田隆一, 関根一郎, 向山嘉幸: 超音波振動を応用した鑄造ポストの除去に関する実験的研究 (第 1 報) 除去方法の検討. *日歯保存誌*, **34**: 306-312, 1991.
- 9) 五明俊二, 斎藤達哉, 柴田泰二, 篠原智美, 吉田隆一, 関根一郎, 向山嘉幸: 超音波振動を応用した鑄造ポストの除去に関する実験的研究 (第 2 報) セメント層破壊の様相の観察. *日歯保存誌*, **34**: 638-646, 1991.
- 10) 今井 潔, 中川 敏, 五明俊二, 吉田隆一, 関根一郎, 向山嘉幸: 超音波振動を応用した鑄造ポストの除去に関する実験的研究 (第 3 報) 補助器具使用の効果. *日歯保存誌*, **35**: 720-723, 1992.
- 11) Altshul, J.H., Marshall, G., Morgan, L.A., Baumgartner, J.C.: Comparison of dentinal crack

- incidence and of post removal time resulting from post removal by ultrasonic or mechanical force. *J. Endodon.*, **23**: 683-686, 1997.
- 12) 海老原新, 高品正明, 竹田淳志, 須田英明: パワーパルス Nd: YAG レーザーを用いた根管内異物除去に関する基礎的検討. *日本レーザー歯学会誌*, **10**: 25-33, 1999.
 - 13) Krell, K.V., Jordan, R.D., Madison, S., Aquilino, S.: Using ultrasonic scalers to remove fractured root posts. *J. Prosthet. Dent.*, **55**: 46-49, 1986.
 - 14) Chalfin, H., Weseley, P., Solomon, C.: Removal of restorative posts for the purpose of nonsurgical endodontic retreatment: report of cases. *J. Am. Dent. Assoc.*, **120**: 169-172, 1990.
 - 15) 中村公雄, 宮内修平, 森田和子, 多田純夫, 藤井康伯, 重村宏: 現代の臨床補綴 歯周治療をふまえた補綴治療. クインテッセンス出版株式会社, 東京, 1998, 127-144.
 - 16) Dederich, D.N., Zakariasen, K.L., Tulip, J.: Scanning electron microscopic analysis of canal wall dentin following Neodymium-Yttrium-Aluminum-Garnet laser irradiation. *J. Endodon.*, **10**: 428-431, 1984.
 - 17) Levy, G.: Cleaning and shaping the root canal with a Nd: YAG laser beam: a comparative study. *J. Endodon.*, **18**: 123-127, 1992.
 - 18) Anić, I., Šegović, S., Katanec, D., Prskalo, K., Najžar-Fleger, D.: Scanning electron microscopic study of dentin lased with argon, CO₂, and Nd: YAG laser. *J. Endodon.*, **24**: 77-81, 1998.
 - 19) Frentzen, M., Koort, H.J.: Lasers in dentistry: new possibilities with advancing laser technology?. *Int. Dent. J.* **40**: 323-332, 1990.
 - 20) Pearson, G.J., McDonald, A.V.: Use of infra-red and ultra-violet lasers in the removal of dental hard tissue. *Lasers in Medical Science*, **9**: 227-237, 1994.
 - 21) Boulnois, J.-L.: Photophysical processes in recent medical laser developments: a review. *Lasers in Medical Science*, **1**: 47-66, 1986.
 - 22) 関根義朗, 和達礼子, 海老原新, 竹田淳志, 須田英明: Nd: YAG レーザーによる根管消毒—ウシ抜去歯を用いた基礎的研究—. *日本レーザー歯学会誌*, **6**: 31-39, 1995.
 - 23) Anić, I., Tachibana, H., Masumoto, K., Qi, P.: Permeability, morphologic and temperature changes of canal dentin walls induced by Nd: YAG, CO₂ and argon lasers. *Int. Endod. J.*, **29**: 13-22, 1996.
 - 24) Lan, W.-H.: Temperature elevation on the root surface during Nd: YAG laser irradiation in the root canal. *J. Endodon.*, **25**: 155-156, 1999.
 - 25) Saunders, E.M., Saunders, W.P.: The heat generated on the external root surface during post space preparation. *Int. Endod. J.*, **22**: 169-173, 1989.
 - 26) Fors, U., Jonasson, E., Bergquist, A., Berg, J.-O.: Measurements of the root surface temperature during thermo-mechanical root canal filling in vitro. *Int. Endod. J.*, **18**: 199-202, 1985.
 - 27) Floren, J.W., Weller, R.N., Pashley, D.H., Kimbrough, W.F.: Changes in root surface temperatures with in vitro use of the System B HeatSource. *J. Endodon.*, **25**: 593-595, 1999.
 - 28) Lee, F.S., Van Cura, J.E., BeGole, E.: A comparison of root surface temperatures using different obturation heat sources. *J. Endodon.*, **24**: 617-620, 1998.
 - 29) Eriksson, A.R., Albrektsson, T.: Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit. *J. Prosthet. Dent.*, **50**: 101-107, 1983.
 - 30) 王 紅虹, 海老原新, 澤田則宏, 奥山雅之, 竹田淳志, 荒木孝二, 砂田今男: Nd: YAG レーザー照射によるウシ抜去歯歯髓腔内の温度変化について. *日歯保存誌*, **33**: 241-245, 1990.
 - 31) 木庭健次: 感染根管の一回治療における Pulsed Nd: YAG レーザーの照射効果に関する病理組織学的および臨床的研究. *日歯内療誌*, **16**: 20-37, 1995.
 - 32) Bahcall, J., Howard, P., Miserendino, L., Walia, H.: Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs. *J. Endodon.*, **18**: 47-51, 1992.