Er:YAG レーザーを使用した歯の硬組織切削(窩洞形成) —歯の吸収スペクトルおよび切削機序について—

熊 崎 護

大阪歯科大学歯科保存学講座

Removal of hard dental tissue (cavity preparation) with the Er:YAG Laser

Mamoru Kumazaki

Osaka Dental University, Dept. of Operative Dentistry

Abstract

Studies of the light properties of dental hard tissue established the infrared and ultra-violet regions of the spectrum which are absorbed by dentin and enamel .(1981, The Japanese journal of Conservative Dentistry.)

These studies show that dentin and enamel absorb light in the regions of the spectrum around 3 μ m and 10 μ m . Water also absorbs light in the 3 μ m region.

Er:YAG laser is effective in the 3 μ m region and the CO₂ laser in the 10 μ m region. However, the CO₂ laser has a clinical drawback: it causes heating which cracks the tooth surface. This makes the Er:YAG laser the best possibility for clinical application. (1990, The Japanese Society for Laser Dentistry)

It has also been shown that the Er:YAG laser removes hard dental tissue through the micro-explosive reaction of OOH-STEM of the hydroxy apatite the hydration shell inside the crystal is instantly vaporized.

The complete absence of pain during the procedure is especially noteworthy.

1. 緒言

応用する分野によって用いるレーザーの種類は異なっているが、歯科に应用する場合には、レーザーが歯の表面で反射せず、吸収される必要がある。レーザーを用いると従来のエアタービンで歯を切削する方法に比べて、音や振動に

よって歯に痛みを与えることがなくなる。また、エアタービンを用いた時に生じる超音波による振動も起こらなくなるなどの特徴を持っている。歯科分野におけるレーザー応用は、Goldman, Sognnaes, Stern (1965 年)にさかのぼるわけであるが、Sognnaes, Stern は、ヒトの抜去歯エ

ナメル質にルビーレーザーを照射して、齲蝕の部分の除去および窩洞形成を目的としたレーザー照射を試みたが、歯髄や歯周組織に傷害が現れたり、歯の表面に亀裂が生じるなど臨床応用には問題があった。このように、レーザーを歯の硬組織に照射することによって種々なる変化を与えることができるが、その使用目的によって、どのレーザーが歯科治療に最も適しているかを的確に把握する必要がある。光の波長によって、歯に作用する場合としない場合があるからである。そこで、私たちは既に公表したように、光の吸収係数を紫外から赤外にわたる広い範囲の分光分析を行い、硬組織の切削に有効な光を見つけた。最初の歯髄や口腔粘膜に為害作用を与えないような低エネルギー照射で、最良の効果をエナメル質や象牙質に生じさせるために、エナメル質と歯質との光吸収を測定することによって硬組織に有効な波長を特定することができると考えた。

II. 実験方法

歯牙の薄切切片(30 μ m)を作製し、紫外・可視・赤外域に亘る広い波長範囲での光吸収係数を測定するため、200nm $\sim$ 2.5 μ m では島津 MPS5000 自記分光光度計、1.5 $\sim$ 2.5 μ m では島津 IR 27G 赤外分光光度計を用いて測定を行った。

III. 実験結果

図1に示すように、紫外可視領域の吸収スペクトルを見ると、240nm からの立ち上がりは、アパタイト内電子遷移あるいはバンド間遷移によるものであり、280nm の吸収帯は aromatic amino acid によるものである。200nm より長い波長は省略してあるが、紫外部より近赤外 2.5 μ m までは特別な構造は無く、吸収係数は単調に減少し、吸収係数も象牙質の方が大きい。2 $\sim$ 10 μ m の波長範囲の赤外の吸収スペクトルでは

300cm $^{-1}$ 付近の吸収帯が大きく、2つの吸収帯から成り立っている。アパタイトに結合した結晶水によると思われる solid の H₂O とほぼ同じ吸収帯が 3300cm $^{-1}$ と 1610cm $^{-1}$ に現れている。最初は資料の作製中に混入した水かと考えたが、solid の H₂O であるため、アパタイトなどに結合した H₂O が生態の象牙質、エナメル質中に存在するのではないかと考えている。結晶水の含有率は象牙質の方が大きい(図2)。

5 $\sim$ 25 μ m の範囲の赤外吸収スペクトルでは 1430cm $^{-1}$ と 880cm $^{-1}$ は CO₃ 基の ν_3 、 ν_2 モードに対応することがわかった。ともにエナメル質の方が大きく、CaCO₃ の含有率の差を示している。1000cm $^{-1}$ 付近と 570cm $^{-1}$ の吸収帯はアパタイトの PO₄ 基の ν_3 、 ν_4 モードで完全に結晶化すれば ν_3 、 ν_4 のスプリットングが顕著でないことから、結晶化は非常に中途半端であると思われる。アパタイトの含有率はエナメル質の方が大きい。

以上の結果から、エナメル質・象牙質の吸収係数および吸収帯に基因する成分を広い波長範囲に亘って同定した結果、波長 3 μ m 前後および 10 μ m 前後に大きな吸収帯を認め、10 μ m 前後では CO₂ レーザーが、3 μ m 前後では Er : YAG レーザーが、硬組織切削には有効であることがわかった。

IV. 考察

レーザーが生体に及ぼす作用機序としては、1) 熱効果、2) 光化学作用、3) 光音響効果、4) 電磁波効果などが考えられる。

歯の硬組織切削に応用されるレーザーでは、Er:YAG レーザーと CO₂ レーザーが代表的なものであるが、Er:YAG レーザー(2.94 μ m)は水の最大吸収帯と一致することなどより、私たちの分光分析より明かになったハイドロキシアパタイトの結晶中の H₂O(結晶水:固相)や、While (1953 年)のいうところの、ハイドロキシアパタ

イトの結晶表面に存在する媒質層中の結晶自体に自己体積の 1.9 倍の水和殻 (Hydration shell・liquid) を持っていることなどから、分子間を埋めている水分が Er:YAG レーザーによって一挙に気相 (固相→液相→気相) になることによる、分子内部からの崩壊によるものと考えている。

その状態を模式図に示すと図 4 のようになる。

一方、CO₂ レーザーでは CaCO₃ や PO₄ 基がレーザー光を吸収してそれ自身が分子振動をすることによって発熱を促し、熱崩壊するものと考ええるとよく理解できる。

V. 結論

以上のように、赤外から紫外域に亘る多くのレーザーの中で、現在のところ 3 μ m (2.94 μ m) の波長を持った Er:YAG レーザーが歯牙硬組織に対して最も有効であると考えている。

一般によく用いられている Nd:YAG レーザーは硬組織の切削に全く効果が無いことがわかった。

分光分析の結果から 3 μ m 前後の吸収帯は水によるもので、10 μ m 前後の吸収帯は CaCO₃ および PO₄ 基そのものの吸収による蒸散および発熱による焼灼によるものであることが判明した。

図 1 紫外可視領域の吸収スペクトル
横軸：波長 縦軸：吸収係数

図 2 2~10 μ m の波長範囲の赤外吸収スペクトル
横軸：上：波長 (μ m), 下：波長 (cm^{-1}) 縦軸：吸収係数

図 3 5~25 μ m の範囲の赤外吸収スペクトル
横軸：上：波長 (μ m), 下：波長 (cm^{-1}) 縦軸：吸収係数

Er:YAG レーザーによるアパタイトの崩壊の模式図

参考文献

- 1) Stern, R. H. & Sognnaes, R. F.: Laser inhibition of dental caries, suggested by first test invivo; J. Am Dent Assoc 85: 1087-1090, 1972.

- 2) Stern, R. H., Eastgate, H., Moatner, W.J. and Morgan, C.: Potential clinical application. *Opt. Laser Technol.* 109, 22-24, 1975.
- 3) Stern, R.H. : The laser in dentistry. *Proc. Soc. Photo-Opt. Instrum. Eng.* 109, 117-121, 1974.
- 4) 熊崎 護ほか：歯牙硬組織へのレーザー応用に関する基礎的並びに臨床的研究, 昭和 63 年度科学研究(総合研究 A) 成果報告書, 51-61, 1988.
- 5) Boehm, R. F., Chew, M. J. and Blair, C. K.: Temperature in human teeth due to laser heating ; *Pap. Am. Soc. Mech. Eng.*, 189-190, 1975.
- 6) Plog, F. M. W.: Biophysical application of the laser beam; *Laser in medicine*; ed. By Koebner, H. K., John Wiley & Sons, Chichester, 21-37, 1980.
- 7) Mester, E.: Laser application in promoting of wound healing ; *Laser in medicine*; ed. by Koebner, H.K., John Wiley & Sons, Chichester, 83-95, 1980.
- 8) Weyl, W.A. et al.: Structure and properties of the solid ; *University of Chicago Press, Chicago*, 147, 1953.
- 9) Yamamoto, H. & Ooya, K.: Potential of yttrium aluminum garnet laser in caries prevention; *J. oral Path.*, 3, 7-15, 1974.
- 10) 大西俊輝, 神川喜代男 : Laser acupuncture system 開発, 第 3 回医用レーザー研究会論文集, 61-64, 1979.
- 11) 渥美和彦ほか：レーザー医学 ; 中山書店、東京、1980.
- 12) 山本 肇: レーザーによる齲蝕予防研究の現段階 ; *歯界展望*, 57(4), 633-641, 1981.
- 13) 熊崎 護ほか: 象牙質知覚過敏症に対する半導体レーザーの治療効果—二重盲検法による効果の判定—, *日本歯科保存学雑誌* 33(4), 911-918, 1990.
- 14) 熊崎 護 : レーザー虫歯治療の驚異 ; 文芸春秋, 東京, 214-218, 1990.
- 15) Kumazaki M. et. al.: Excision of dental caries ; *日本レーザー歯学会誌*, 3, 23-27, 1992.
- 16) Kumazaki M. et. al.: Studies on enamel solubility and acid resistance by laser ; *日本レーザー歯学会誌*, 4, 85-110, 1993.
- 17) Kumazaki M. et. al.: Etching with the Er:YAG laser ; *日本レーザー歯学会誌*, 5, 103-110, 1993.
- 18) 熊崎 護 : レーザーを使った歯科治療 ; *日本歯科医師会雑誌*, 44(7), 790-800, 1991.
- 19) 熊崎 護 : *Dentist' Technical Now*, レーザー臨床 上 「う蝕象牙質除去」(森岡俊夫, 松本光吉監修), 日本医療文化センター, 東京, 1989.