歯牙のエキシマレーザーアブレーション機構

中野 人志, 細川 泰靖, 中山 斌義, 久保 宇市

近畿大学理工学部・電気工学科

Mechanism Associated with Excimer Laser Ablation of Tooth Enamel

Hitoshi Nakano, Yasuharu Hosokawa, Takeyoshi Nakayama and Uichi Kubo

Department of Electrical Engineering Faculty of Science & Technology, KINKI University

Abstract

The mechanism associated with excimer laser ablation of tooth enamel had been studied using fast photography and electron probe micro analyzer (EPMA). A human tooth enamel was adopted as a sample. The ArF and KrF excimer lasers were used in this study. Time-resolved photographs of ablation plume were obtained using a microscope-mounted camera together with pulsed illumination from a XeCl excimer laser pumped dye solution. Possible mechanisms to explain laser ablation were examined. The results indicated that the ArF and KrF excimer laser promoted primarily photothermal ablation. Photochemical ablation had occurred only in the ArF excimer laser irradiation. Photomechanical ablation appeared to be negligible during the ArF and KrF excimer laser ablation of tooth enamel.

1. はじめに

医療用のレーザーとしては、眼科領域のArレーザー、凝固治療のNd:YAGレーザー、切開治療のCO₂レーザー等がよく知られている。今日では、その他臨床現場の幅広い領域でレーザーが使用されており、有用性が認められている。紫外領域でパルス発振するエキシマレーザーは、従来までのCO₂レーザーに見られる生体組織断

端部の熱損傷、炭化等を極力抑え込むことができる^{1, 2)}。眼科における角膜屈折矯正手術には、既にArFエキシマレーザーが使用されており³⁾、他の領域においてもエキシマレーザーを応用する研究が行われている。しかしながら、核酸の吸収ピーク波長が紫外領域に存在することから、エキシマレーザーの生体軟組織への照射には安全性の確保が必要であり、限界がある。

骨や歯牙等の生体硬組織においては、エキシマレーザーを用いた研究が多岐に亘って行われている⁴⁻¹²⁾。エキシマレーザーの蒸散機構については種々の要因が考えられ、現在においても完全な解答は見いだせないが、光化学効果の寄与が考えられている^{10, 13)}。紫外光のフォトンエネルギーは生体に含まれる様々な分子の結合エネルギーを上回るか同程度かである。

エキシマレーザーによる生体硬組織の蒸散機構については、高速イメージングを用い、既に多数の報告がなされているが^{6, 8, 11, 12)}、レーザー照射直後における蒸散の状況や光化学効果に着目した検討は行われていない。

本研究では、ArFおよびKrFのエキシマレーザーを歯エナメル質に照射し、噴出したブルームの時間分解写真測定結果から、蒸散の機構を熱的、機械的、光化学的效果の3つに分けて検討した。さらに、照射表面を電子線プローブマイクロアナライザー (EPMA) を用いて観測し、光化学効果による原子組成変化の有無を調べた。

2. 試料および実験方法

実験に用いたレーザーは、ArFおよびKrFのエキシマレーザーである。レーザー発振波長とパルス幅は、ArFの場合193 nm、15 ns、KrFは248 nm、23 nsである。試料としてはヒト抜去歯エナメル質を用いた。エナメル質は99%が無機成分 (ハイドロキシアパタイト, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, 以下HAp) である。レーザー波長に対する歯の吸収は、ArF波長で190、KrF波長では202 cm^{-1} であった。

蒸散の機構を検討するために、ブルームの時間分解写真測定を行った。照射レーザー光と同期発光するナノ秒可視光をバックライト光源として利用するのが、時間分解写真測定の原理である¹⁴⁾。ArFあるいはKrFエキシマレーザー光をシリンドリカルレンズで線集光し、フルエンスを1 $\text{J}/\text{cm}^2 \cdot \text{pulse}$ 一定としてエナメル質に1パルス照射した。バックライト光源には、XeClエキシマレーザー (波長308 nm, パルス幅 15 ns) 励起されたローダミン6G色素溶液からの蛍光を用いた。バックライト光の中心波長とパルス幅は、

それぞれ590 nm, 19 nsであった。

レーザー照射表面の原子組成分析には、EPMAを用いた。この実験では、ArFおよびKrFエキシマレーザー光を繰り返し周波数2 ppsで1000パルス歯エナメル質に照射した。原子組成変化の指標として、HApの化学的性質の決定において重要なCaとPの原子組成比 (以下、Ca/P) を評価した。

3. 実験結果

3-1 時間分解写真測定

図1 (a), (b)にブルームの時間分解写真を示す。(a)はArF、(b)がKrFエキシマレーザー照射の結果である。図では上方からレーザーが照射されている。(a), (b)図ともに、レーザー照射から60 ns経過後に表面に変化が現れている。その後、ブルームは継続発生し、10 μs に至り終結している。(a), (b)図ともに観られるブルーム上方の円状縞は衝撃波の波紋であり、ブルームが超音速で噴き出し

(a) ArFエキシマレーザー

(b) KrFエキシマレーザー

図1 歯のエキシマレーザーアブレーション

図2 プルームの噴出距離

ていることが判る。衝撃波の可視化は、空気
の密度変化によって生じる屈折率変化に起因す
る。飛散した粒子の径は、概ね $2\text{ }\mu\text{m}$ 以下であ
り、僅かであるが $10\text{ }\mu\text{m}$ 程度、あるいはそれ以
上のものもあった。

図2には、プルームの噴出距離と遅延時間の関
係を示した。図中に示した実線は、指数関数に
よるフィッティング曲線である。フィッティン
グ結果から、レーザー照射から蒸散が開始する
までの時間 (t_s) と初速度 (V_0) を求めると、
ArFエキシマレーザー照射においては、 $t_s = 0\text{ ns}$ 、
 $V_0 = 1.8 \times 10^3\text{ m/s}$ 、KrFエキシマレーザーでは、
 $t_s = 17\text{ ns}$ 、 $V_0 = 2.7 \times 10^3\text{ m/s}$ となった。ArF、KrF
エキシマレーザーにおいて得られたこれらの結
果は、吸収が同程度にも関わらず大きな違いが
表れた。ArFエキシマレーザーでは照射直後に蒸
散が開始していることになり、図1(a)の遅延時間
0 nsでプルームあるいはデブリが確認出来な
いのは、観測の空間分解能 ($10\text{ }\mu\text{m}$ 程度) のた
めと思われる。

3-2 原子組成変化の測定

原子組成変化を調べるために、EPMAを用い
てレーザー照射面における骨のCa/Pを評価し
た。結果を照射フルエンスの関数として図3に示
す。歯には個体差があるために未照射の場合で
も原子組成比に変化が見られる。そのため、図3
の縦軸においては、レーザー照射後のCa/P比を
同一試料における未照射部でのCa/Pで割った値
($(\text{Ca/P}) / (\text{Ca/P}_0)$)を採用した。KrFエキシマレ

図3 エキシマレーザー照射によるエナメル質
の組成変化

ーザー照射では原子組成比に大きな変化が観られ
ないが、ArFエキシマレーザー照射では低エネル
ギーフルエンス ($0.5\text{ J/cm}^2\cdot\text{pulse}$ 以下) において
大きく変化していることが判る。Ca/Pの増加はP
原子が相対的に減少したことを示唆する。一方、
高エネルギーフルエンスでは、原子組成比の変化
は観られなかった。

4. 検討および考察

エキシマレーザーの蒸散機構は、熱的、機械的
(剥離、破壊)、光化学的機構の3つに分けて考
えることができる^{15, 16)}。熱効果による蒸散は、
物質内部におけるレーザーエネルギーから熱エネ
ルギーへの変換とその熱の拡散に起因する。実験
ではArF、KrFエキシマレーザーともにマイクロ秒
まで継続してプルームが噴出した。両レーザー共
にパルス幅はナノ秒オーダーであり、熱効果による
蒸散の機構が支配的であると考えられる。

物質の破断応力が小さい場合に、急激な温度上
昇で発生する膨張波が物質を機械的に剥離、破壊
する機構がある¹⁵⁾。図1(a), (b)では衝撃波の波紋
を観測した。従って、機械的破壊、剥離機構の存
在は十分考えられる。しかしながら、前述のよう
に、本実験で用いたフルエンスではプルームの径
は概ね $2\text{ }\mu\text{m}$ 以下と小さく、ArF、KrFエキシマレ
ーザーで歯切開を行った場合に断端部に生ずる針
状の構造は $2\text{ }\mu\text{m}$ 以下であり、機械的な蒸散機構の
寄与は小さいと考えられる。エナメル質において
は、衝撃波の発生を伴う場合においても、比較的

精密な蒸散が可能と考えられる。

光化学的な蒸散は、直接あるいは前期解離による分子結合の切断に起因する。結合の切断に要する時間はサブピコ秒程度であるため、蒸散はレーザー照射直後から開始すると考えられる。ArFエキシマレーザーでは照射直後より蒸散が開始したため光化学的な機構が考えられる。一方、KrFエキシマレーザーでは、レーザーパルス終了後に蒸散が始まるため光化学効果の寄与は小さいと考えられる。これらの検討結果は、図3に示したEPMAによる原子組成変化の測定結果と矛盾しない。光化学効果による結合の切断は1フォtonsの吸収によるものの他、照射フルエンスの大きさによって2フォtonsあるいはマルチフォtons吸収で生じる¹⁷⁾。HAp中の結合エネルギーには、低いものから順にP-O（結合エネルギー：3.7 eV）、Ca-O（4.8 eV）、P=O（5.7 eV）、Ca-O（11 eV）がある¹⁸⁾。ArFおよびKrFエキシマレーザーのフォtonsエネルギーはそれぞれ6.4、5.0 eVであり、ArFの1フォtons吸収ではP-O、Ca-O、P=Oの切断が可能となる。これはP原子の結合が放出され、P原子が相対的に減少する結果を導く。低フルエンス領域におけるCa/P比の増加は、1フォtons吸収によるP原子の選択的な放出を定性的に説明できる結果である。フルエンスの増加によってCa/P比が1に漸近するのは、現象が2あるいはマルチフォtons吸収過程に推移したことを示唆する。2フォtons吸収ではCa-Oを含む全ての結合の切断が可能である。KrFエキシマレーザー照射では全フルエンス領域を通じて、原子組成比変化は生じておらず、光化学効果の寄与が小さいとした前述の結論と矛盾しない。

5. まとめ

歯エナメル質にArF、KrFエキシマレーザーを照射し、蒸散の機構をブルームの時間分解測定および表面のEPMA分析によって調べた。主な蒸散の機構は、両レーザーともに、熱の効果であることが判った。但し、ArFエキシマレーザーの場合には照射直後より蒸散が開始し、表面に原子組成変化が現れるので、光化学効果の寄与

が考えられる。レーザー照射によって衝撃波が発生したが、本実験で用いたフルエンスでは、機械的な蒸散機構の寄与は小さいことが判った。

参考文献

- 1) 久保宇市, 日本レーザー医学会誌**9**(1988)403.
- 2) R. Srinivasan, Science **234**(1986)559.
- 3) S. Trokel et al, Am. J. Ophthalmol **96**(1983)710.
- 4) J. S. Nelson et al., Appl. Optics **28**(1989)2350.
- 5) R. Sarkar et al., Am. J. Otolaryngol. **10**(1989)76.
- 6) J. Neev et al., Laser Surg.Med. **9**(1989)499.
- 7) J. Lustman et al, Lasers Surg. Med. **11**(1991)51.
- 8) J. Neev et al., Lasers in the Life Science **5**(1992)129.
- 9) 岡田和之他、日本レーザー医学会大会論文集 (1990)621.
- 10) 中山斌義、久保宇市：レーザー研究 **20**(1992)845.
- 11) 藤阪紳一他、レーザー研究 **22**(1994)402.
- 12) 藤阪紳一他、レーザー研究 **22**(1994)552.
- 13) N. P. Furzikov, IEEE J. Quantum Electron. **QE-23** (1987) 1751.
- 14) C. A. Piliavito et al., Arch. Ophthalmol. **105**(1987)1255.
- 15) S. L. Jacques, Surg. Clin. North Am. **72**(1992)531.
- 16) A. J. Welch and M. J. C. Van Gemert, *Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue*, (Plenum Press, New York and London, 1995) Chap. 21.
- 17) R. Srinivasan et al., J. Appl. Phys. **61**(1987)372.
- 18) R. T. Sanderson ; 坪井正道、武貞啓子訳：化学結合と結合エネルギー（講談社サイエンティフィック，1979）115.