

速報

CO<sub>2</sub>レーザー照射時の歯質除去機構

辺見慎吾<sup>\*1</sup>, 古本達明<sup>\*2</sup>, 細川 晃<sup>\*2</sup>, 小谷野智広<sup>\*2</sup>, 上田隆司<sup>\*3</sup>

Mechanism of enamel removal by CO<sub>2</sub> laser beam irradiation

Shingo HENMI, Tatsuaki FURUMOTO, Akira HOSOKAWA, Tomohiro KOYANO and Takashi UEDA

歯科医療の分野では、主にレーザー照射に起因して生じる熱を利用して歯質除去などの治療が行われる。そのため、レーザー照射による歯質の除去メカニズムを解明する上で、照射部の温度は重要な要素である。本研究では、ファイバ導光型赤外線輻射温度計を用いて、CO<sub>2</sub>レーザー照射中のエナメル質表面温度を測定した。また、エナメル質内部に発生するAE波を同時に測定し、温度と併せてエナメル質の除去機構を検討した。その結果、エナメル質表面の温度はレーザーエネルギーの増加にともない上昇した。また、エナメル質の除去に対応してAE波が発生し、AE波の発生回数が増えると除去体積が線形的に増加することがわかった。

Key words: laser dental treatment, CO<sub>2</sub> laser, surface temperature, acoustic emission, enamel removal

1. 緒言

歯科医療の分野では、レーザーを用いたさまざまな治療法が提案され、臨床での良好な結果が多数報告されている。レーザー歯科治療は、主に熱的な治療法であることから温度測定に関する基礎研究が行われ、熱電対を用いた歯質全体の温度変化などが報告されている<sup>1)</sup>。熱電対を用いた測定により、生体内に蓄積される熱量や歯髄への負荷について検討できるものの、レーザー照射部の温度は測定が困難であることから報告が少ないのが現状である。

本研究では、ファイバ導光型赤外線輻射温度計を用いてCO<sub>2</sub>レーザー照射時のエナメル質表面温度を測定した。また、レーザー照射中にエナメル質内部に放出されるAE波を測定し、温度と併せてエナメル質除去との関係を調査したので、以下に報告する。

2. 実験方法

本実験では、レーザー照射部の温度を測定するため、ファイバ導光型赤外線輻射温度計を使用した<sup>2)</sup>。物体表面から輻射される赤外線は、光ファイバで受光・伝送され、重構造となっているInAs素子とInSb素子の2種類の光電変換素子に導かれる。これらの光電変換素子は感度波長が異なっており、各素子からの出力電圧の比を取ることで、輻射率やファイバ端面性状などの影響を受けずに温度が測定できる<sup>3)</sup>。

図1は、出力電圧の比と温度との関係を示している。図中の実線は、温度計を構成する各部品の分光感度特性から求めた理論曲線である。校正試料は、人工歯用材料に使用されるハイドロキシアパタイトのペレット(HOYA(株)製: APP-100)

を使用し、240°C~785°Cの範囲で温度校正を行った。その結果、図に示すように実験結果と理論曲線とが良く一致した。したがって、本研究ではこの理論曲線から温度に換算した。

レーザー照射部の概要を図2に、実験条件を表1に示す。使用するレーザーはCO<sub>2</sub>レーザー(SYNRAD製: 48-1(s))であり、設定できるパラメータは歯科用のレーザー治療器とほぼ同等である。レーザーは、パルス周期を200 μsとした擬似的な連続波となっており、デューティ比を変えることでレーザーの出力が設定できる。実験では、レーザーの照射時間をt=100 msに固定し、レーザーエネルギーEはデューティ比を変えることで制御した。レーザーおよび光ファイバは、水平面から45°の角度で固定し、照射領域全体がファイバの受光領域内に収まるようにファイバを設置した。そのため、歯質表面で照射されるレーザーは、0.9 mm×1.2 mmのだ円状となる。また、使用するファイバはNSGカルコゲナイドファイバであり、波長が1 μm~6.6 μmまでの赤外線を伝送する。したがって、波長が10.6 μmであるCO<sub>2</sub>レーザーは伝送しない。実験試料には、抜去したヒトの健全歯を用い、研磨機(リファインテック(株)製: Refine Polisher, HV)で水平面を創成したのち、エナメル質に対してレーザー照射した。表2は、ヒトエナメル質の物性値である<sup>4)~7)</sup>。エナメル質は、約96%が無機質のハイドロキシアパタイトで構成され、その融点は1700°Cである。AEセンサ((株)富士セラミックス製: M5W)は、創成した水平面上に設置し、感熱紙を被せて反射

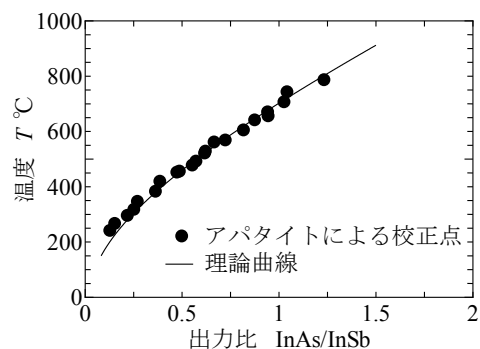


図1 出力比と温度

\*1 金沢大学大学院: 〒920-1192 石川県金沢市角間町  
Graduate School of Natural Science and Engineering, Kanazawa University  
\*2 金沢大学理工研究域: 〒920-1192 石川県金沢市角間町  
Institute of Science and Engineering, Kanazawa University  
\*3 名古屋大学大学院: 〒464-8603 愛知県名古屋市中千種区不老町  
Graduate School of Engineering, Nagoya University

(学会受付日: 2014年 12月 23日)  
(採録決定日: 2015年 1月 13日)

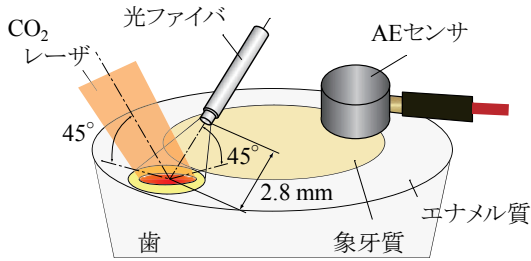


図2 レーザ照射部の概要

表1 実験条件

レーザー	CO <sub>2</sub> (CW)	
波長	$\lambda$ [ $\mu\text{m}$ ]	10.6
レーザーエネルギー	$E$ [mJ]	150 - 600
ビーム径	$d_1 \times d_2$ [mm]	0.9 × 1.2
照射時間	$t$ [ms]	100
パルス周期	$t_p$ [ $\mu\text{s}$ ]	200
デューティ比	[%]	18 - 65
試料	ヒトエナメル質	
光電変換素子	InAs, InSb	
光ファイバ	NSG カルコゲナイドガラスファイバ	
コア径	$\phi$ [ $\mu\text{m}$ ]	400
伝送波長	$\lambda_f$ [ $\mu\text{m}$ ]	1 - 6.6

光から保護した。レーザー照射後、エナメル質表面を SEM(日本電子(株)製: VSM-6290LVU)で観察するとともに、3 次元粗さ計でエナメル質の除去体積を求めた。

3. 実験結果および考察

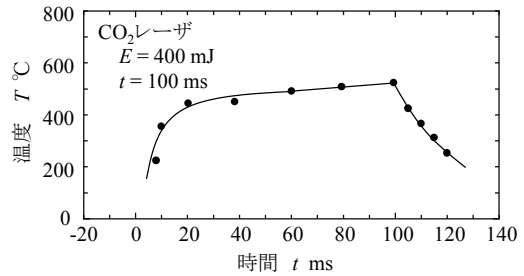
図3は、 $E = 400$  mJ でレーザー照射した際に得られた温度出力および AE 波形である。レーザーの出力時間も併せて示す。レーザー照射部温度は、図 3(a)に示すようにレーザー照射時間とともに増加し、レーザー照射が終了すると急激に減少した。一方、レーザーが ON の状態ではパルスレーザーが 200  $\mu\text{s}$  間隔で定期的に出力されているにも関わらず、AE 波は図 3(b)に示すように不連続的に検出された。AE 波は、エナメル質表面への熱の蓄積に起因してエナメル質が除去されるときに生じると考えられる。このとき、熱が除去組織に奪われ、次に亀裂が発生するために必要な入熱量を得るまでの時間が必要となり、AE 波が不連続で検出されたと考えられる。レーザー照射終了後にも AE 波が検出されたが、これはレーザー照射後の急冷過程で照射部周辺のエナメル質に亀裂が生じたためと考えられる。

レーザーエネルギーと温度との関係を図4に、レーザー照射後に撮影したエナメル質表面の SEM 画像を図5に示す。エナメル質表面の温度は、照射エネルギーの増加とともに上昇し、本実験の範囲では 360°C ~ 520°C となり、エナメル質の主成分であるハイドロキシアパタイトの融点と比較して著しく低かった。また、図5に示すように、レーザーエネルギーの増加とともにエナメル質表面の除去量は増大した。これらの結果から、CO<sub>2</sub> レーザに起因したエナメル質の除去は、レーザー照射で生じた熱による影響が少ないことが示唆される。

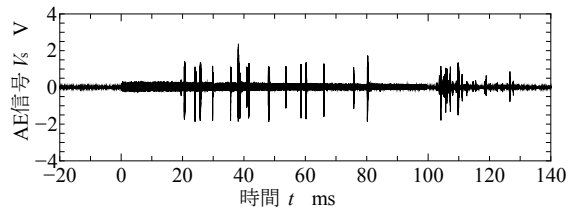
レーザー照射時に発生した AE 波の回数とエナメル質の除去体積との関係を調べた結果を図6に示す。エナメル質の除去体積は、AE 波の発生回数が増えるにつれて線形的に増加し、発生回数と除去体積に相関が認められた。したがって、前述した温度測定結果と併せ、エナメル質表面の除去はレーザー照

表2 エナメル質の物性<sup>4)~7)</sup>

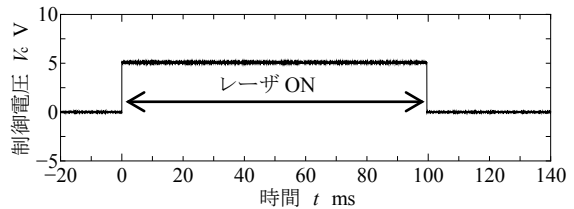
密度	[kg/m <sup>3</sup> ]	2900 - 3000
線膨張係数	[1/K]	11 × 10 <sup>-6</sup>
熱伝導率	[W/m · K]	0.9
熱拡散率	[m <sup>2</sup> /s]	4.2 × 10 <sup>-7</sup>
比熱	[J/kg · K]	753
引張強さ	[MPa]	10 - 35
ビッカース硬さ		270 - 366
融点 (ハイドロキシアパタイト)	[°C]	1700



(a) 温度



(b) AE 波形



(c) 制御電圧

図3 出力波形

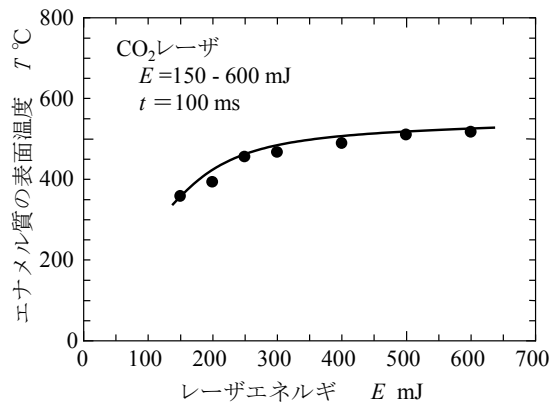
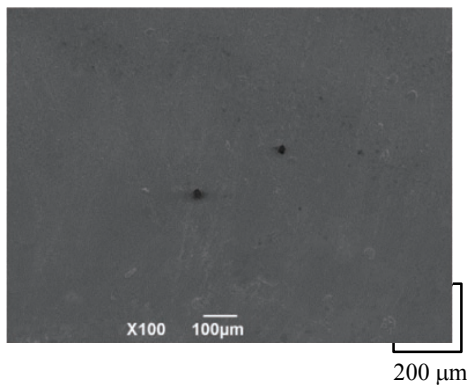
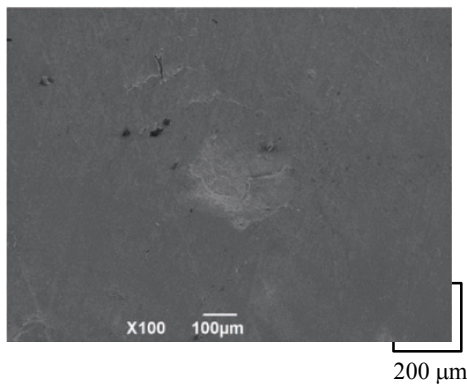


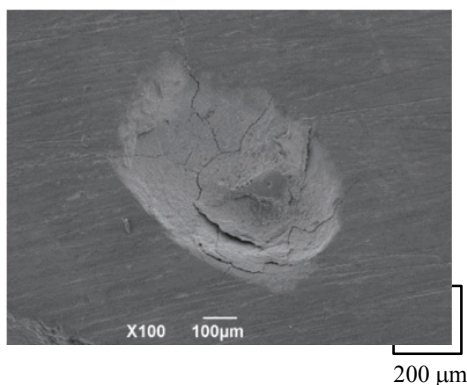
図4 レーザエネルギーと温度の関係



(a)  $E = 150$  mJ



(b)  $E = 250$  mJ



(c)  $E = 400$  mJ

図5 CO<sub>2</sub>レーザー照射後のエナメル質表面

射に起因して生じる表面の熔融ではなく、表面に亀裂が生じその亀裂が起点となって除去される機械的要因が主因であることが示唆される。

Er:YAG レーザをエナメル質表面に照射すると、表面温度が 200°C~400°Cとなり、エナメル質表面には熔融層が形成されないことを報告してきた<sup>8)</sup>。また、Er:YAG レーザの波長は 2940 nm であり、水に対する吸収係数が  $10^5 \text{ mm}^{-1}$  であることが知られている<sup>9)</sup>。したがって、Er:YAG レーザ照射にともなうエナメル質の除去は、主成分であるハイドロキシアパタイト内の水和基にレーザーが吸収されることにともなう機械的な要因であると報告されている<sup>10)</sup>。一方、CO<sub>2</sub>レーザーの水に対する吸収係数はEr:YAGレーザーのそれと比較して10倍以上小さいものの、同様に吸収特性に優れている。また、エナメル質に對

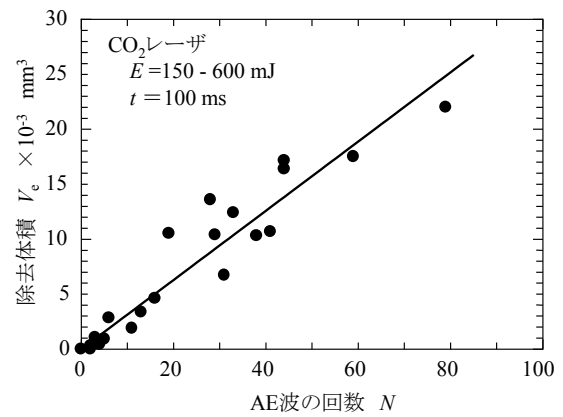


図6 AE波発生回数がエナメル質除去に及ぼす影響

するレーザーの吸収率は、CO<sub>2</sub>レーザーとEr:YAGレーザーでほとんど差がない<sup>10)</sup>。その他、CO<sub>2</sub>レーザーをエナメル質に照射すると、エナメル質表面が変質し、熔融・凝固層が形成されることも報告されている<sup>11)</sup>。これらの要因から、CO<sub>2</sub>レーザー照射時の表面温度が、Er:YAGレーザー照射時の温度よりも高くなったと考えられる。したがって、CO<sub>2</sub>レーザー照射に起因したエナメル質の除去はEr:YAGレーザーのそれと近く、エナメル質内部の水和基にレーザーが吸収されて蒸散する機械的要因と、レーザー照射に起因して生じた熱による熱的要因が複合的に作用したと考えられる。

#### 4. 結言

本研究では、CO<sub>2</sub>レーザー照射時の歯質除去機構を検討するため、レーザー照射時のエナメル質表面の温度およびエナメル質内部に発生するAE波を測定した。得られた結果を以下に示す。

- (1) CO<sub>2</sub>レーザー照射時のエナメル質表面温度は、レーザーエネルギーの増加とともに高くなるが、エナメル質の主成分であるハイドロキシアパタイトの融点と比較して著しく低い。
- (2) エナメル質へのレーザー照射にともなうAE波が観測され、AE波の発生回数が多くなるとエナメル質の除去体積は線形的に増加する。

#### 5. 参考文献

- 1) H. S. Malmstrom, S. M. McCormack, D. Fried and J. D. B. Featherstone: Effect of CO<sub>2</sub> laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study, *J. Dent.*, 29 (2001) 521.
- 2) T. Furumoto, T. Ueda, N. Kobayashi, A. Yassin, A. Hosokawa, S. Abe: Study on laser consolidation of metal powder with Yb: fiber laser, Evaluation of line consolidation structure, *J. Mater. Process. Technol.*, 209, 18-19 (2009) 5973.
- 3) D. P. DeWitt and G. D. Nutter: Theory and Practice of Radiation Thermometry, John Wiley and Sons Inc., New York, USA (1988).
- 4) 歯科器材調査研究委員会: 歯科修復物に望まれる物理的・機械的性質の適正值について, *歯材器*, 16, 6, (1997) 555.
- 5) 無機マテリアル学会編: セメント・セッコウ・石灰ハンドブック, 技報堂出版(株), (1996) 160.
- 6) 土井豊, 後藤隆泰, 足立正徳: 材料の種類と性質, スタンダード歯科理工学改訂版, (株)学建書院, (2002) 40.
- 7) H. Newswesely: High temperature behavior of hydroxy-and fluorapatite, *J. of Oral Rehabilitation*, 4 (1977) 97.
- 8) T. Furumoto, T. Ueda, A. Kasai and A. Hosokawa: Surface Temperature during cavity preparation on human tooth by Er:YAG laser irradiation, *CIRP Ann.* 60, 1 (2011) 555.
- 9) F. A. Duck: Physical Properties of Tissue, Academic Press (1990) 61.
- 10) M. Kumazaki and K. Toyoda: Removal of Hard Dental Tissue (Cavity Preparation) with the Er:YAG Laser, *J. Jpn. Soc. Laser Dent.* 6 (1995) 16.
- 11) F. Hirota and K. Furumoto: Temperature rise caused by laser (CO<sub>2</sub>, Nd:YAG, Er:YAG) irradiation of teeth, *Int. Congr. Ser.* 1248 (2003) 301.