

レーザー歯科治療における硬組織の熱損傷監視法

金沢大学 山田啓司, 上田隆司, 細川 晃, 田中隆太郎
金沢大学大学院 堀居直幸

Monitoring of Thermal Damage of Hard Tissue in Dental Treatment with Laser

Kanazawa Univ., Keiji YAMADA, Takashi UEDA, Akira HOSOKAWA, Ryutarō TANAKA
Graduate School of Kanazawa Univ., Naoyuki HORII

New monitoring system to detect the thermal damages in cavity preparation with Er:YAG laser is developed. The system consists of an optical fiber, a spectroscope and the MOS linear image sensor which has high sensibility and fast response. Emission line spectra of 560nm and 590nm in wavelength are observed when the tissue charring, the thermal cracks and the deposition of molten materials are caused by the irradiation of laser beam. Intensity of the emission increases as the laser energy becomes higher. The emission line spectra are not observed when the cavities are perforated without thermal damages.

1. 緒 論

Goldman による基礎実験⁽¹⁾を嚆矢として多くの研究が行われた結果、レーザーによる歯科治療が近年普及し始めている。レーザー歯科治療では、接触による感染の危険性がなく、治療時の疼痛が少なく振動が発生しない⁽²⁾など利点が多いものの、歯髄障害や硬組織の炭化・き裂といった熱損傷が発生する場合がある^{(3)~(5)}。

そこで本研究では、レーザー治療の利点を失うことなく、非接触に組織の熱損傷を監視するため加工時に発生するブルームに注目し、組織炭化との関係について調べている。

2. 実験方法

実験装置概略を図1に示す。表1に示す条件下で、発振波長が2940nmのEr:YAGレーザーをヒトの抜去歯試料にパルス照射して窩洞形成加工を行う。

実験に用いる試料は、抜去後ただちに生理食塩水に保存しておき、使用前に#400のダイヤモンド砥石によって厚さ2mmに削り出しており(照射面:Ra=760nm)、照射時の反射エネルギー測定結果から、吸収率は65%である⁽⁶⁾。

Er:YAGレーザーによる歯科治療では、吸収剤を使用せずとも良好な組織除去が可能であるので、本実験においては吸収剤を塗布せずに窩洞形成加工を行っている。

照射部に発生するブルームは、照射点から3mmの距離に設置したフリントガラス光ファイバ(コア直径50 μ m、長さ0.9m)で受光し、分光分析器に導いてスペクトルを測定している。使用した光ファイバの分光透過率⁽⁷⁾を図2に示す。同図から、ファイバは400~1800nmの光を伝送するので、照射面で反射したレーザー光(波長2940nm)を遮断するフィルタとしても機能し、分光分析器に過大なエネルギーが入射することを防いでいる。

分光分析器に伝送された光は、グレーティングで分光され、MOSリニアイメージセンサ上に約200nmの範囲のスペクトル像を映し出す。図2に示すように、MOSセンサの有効感度波長域は360~1000nmであり、光ファイバの伝送波長域と重なる400~1000nmの範囲が測定できる。イメージセンサからは、直線状に並んだ1024個のセンサ出力が順次取り出されるため、約200nmの測定範囲を1024等分した波長分解能0.2nmのスペクトルが得られる。

3. 実験結果

3.1 Er:YAGレーザー照射による熱損傷

MOSリニアイメージセンサにより観測した発光のスペクトル線強度出力波形を図3に示す。これら図より、象牙質のプラズマ発光において波長560nm付近と590nm付近にスペクトルのピークがあることがわかる。歯硬組織の成分か

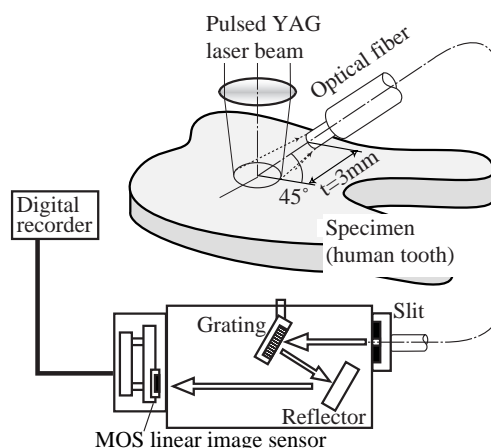


Fig. 1 Schematic illustration of experimental set-up

Table 1 Experimental conditions

Table 1 Experimental conditions		
Laser (Er:YAG laser)		
Wave length	λ	2940nm
Peak power	P	58 ~ 528 W
Pulse duration	τ	0.12~ 0.27 ms
Frequency	f	10 Hz
Number of pulses	n	10
Specimen (human tooth)		
Thickness	h	2 mm
Optical fiber (DOLAN-JENNER, EK3036)		
Core material		Flint glass
Cladding material		Soda lime glass
Acceptance angle	$2\xi_m$	68 deg.
Core diameter		50 μ m
MOS linear image sensor (Hamamatsu, S3904)		
Spectral response		360 ~ 1000 nm
Number of pixels		1024
Measuring interval		50 ms

ら、560nmのピークはハイドロキシアパタイト $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ 中のCaが、590nmのピークは生理食塩水中のNaが発光していると考えられる⁽⁸⁾。本論文では、以下、560nmのピークのスペクトル線強度を I_1 、590nmのスペクトル線強度を I_2 と表す。

1パルスあたりのレーザーエネルギー E と10パルス中の最大の I_1, I_2 との関係を図4に示す。レーザーエネルギーが増加すると、スペクトル線強度 I_1, I_2 はともに大きくなっていく。

象牙質にEr:YAGレーザーを10パルス照射して形成された窩洞を照射面から観察した写真を図5に示す。(a),(b)のいずれも $E=23\text{mJ/pulse}$ と同じ照射条件であるが、(a)の場合には発光が観察され、(b)では観察されなかった。両窩洞を比較すると、発光現象が起きた窩洞には炭化やき裂といった熱損傷がみられるが、発光現象が生じなかった窩洞には熱損傷はみられない。

図6は、エナメル質にEr:YAGレーザーを10パルス照射して形成された窩洞の写真の写真である。図(a)のように低エネルギーでブルームが観測されなかった場合には損傷の

ない窩洞形成が可能であり、図(b)(c)のようにエネルギーが高くなると、ブルームが観測され窩洞周囲にはデブリが生ずることがわかる。

4. 結 論

本研究では、Er:YAGレーザーによる窩洞形成加工において歯組織の熱損傷をインプロセスに監視する目的で、加工中に発生するブルームを分光分析して熱損傷との関連について調べた。得られた結果を以下に要約する。

- (1) 窩洞に熱損傷が生じる場合には強いブルーム光が観測され、発光しない場合には損傷が生じなかった。
- (2) 分光分析器を用い、Er:YAGレーザーによって窩洞を形成する際のブルームを測定し、CaおよびNaに起因する560nm、590nmの線スペクトルを観測した。
- (2) 象牙質、エナメル質のいずれにおいても、照射エネルギーが増大するほどスペクトル線強度は上昇し、590nmよりも560nmのスペクトル強度が大きい傾向にある。

参 考 文 献

- (1) L. Goldman, P. Hornby et al., Impact of the Laser on Dental Caries, *Nature*, **203**-4943(1964) 417.
- (2) レーザー学会編, レーザー応用に関する47章,(1998)197.
- (3) R. Lobene, B. Bhussry et al., Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin, *J. Dent. Res.*, **47**,(1968)311-317.
- (4) Y. Launay, S. Mordon et al., Thermal effect of lasers on dental tissues, *Lasers Surg. Med.*, **7**(1987)473-477.
- (5) H. Wigdor, E. Abt et al., The effect of lasers on dental hard tissues, *J. American Dent. Assoc.*, **124**(1993)65-70.
- (6) 上田隆司, 山田啓司, 篠崎道, 細川晃, YAGレーザーによる歯科治療に関する研究(第2報), *精密工学会誌*, **68**-12(2002)1580-1584.
- (7) 株式会社光洋: 光ファイバーカタログ.
- (8) 太秦康光: 分光化学分析法,(1941), 19~32, 養賢堂.

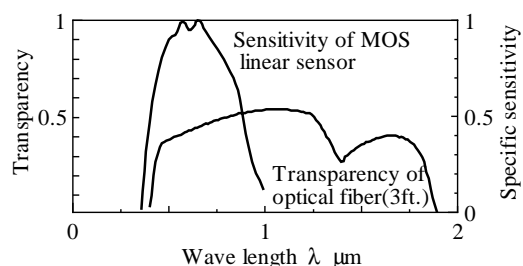


Fig. 2 Spectral transparency of optical fiber and sensitivity of MOS linear sensor

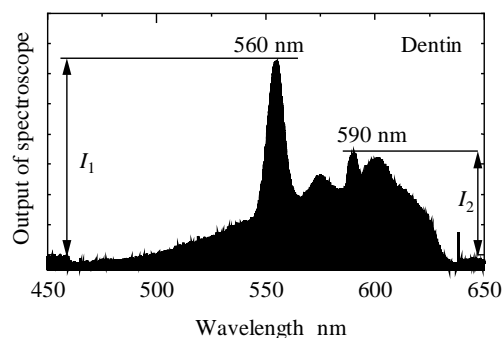


Fig. 3 Emission spectrum of plume (dentin) (Er:YAG, $f=10\text{Hz}$, $\tau=0.22\text{ms}$, $E=70\text{mJ/pulse}$, 10th pulse)

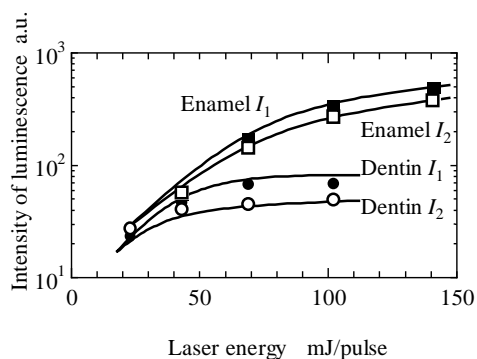
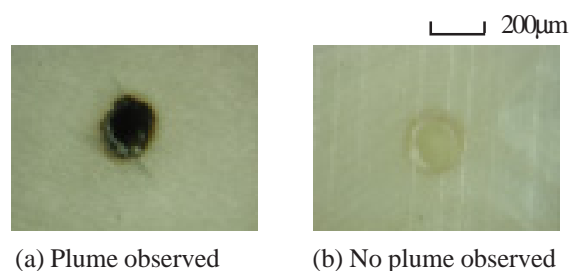


Fig. 4 Relation between laser energy and spectral intensity



(a) Plume observed (b) No plume observed

Fig. 5 Perforated cavities in dentin (Er:YAG, $f=10\text{Hz}$, $\tau=0.17\text{ms}$, $E=23\text{mJ/pulse}$, $n=10$)

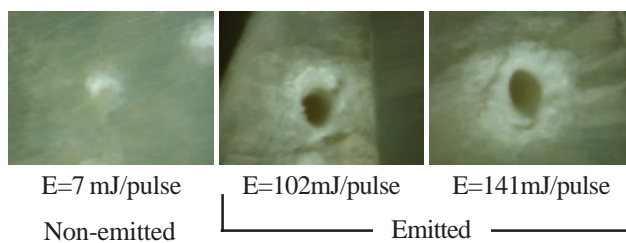


Fig. 6 Perforated cavities in enamel (Er:YAG, $f=10\text{Hz}$, $n=10$, dentin)