Nd:YAG レーザー照射時の誘起衝撃応力の測定 — 吸収剤の違いによる衝撃応力の変化 —

古 本 達 明 上 田 隆 司 細 川 晃
和 賀 正 明* 杉 原 成 良** 今 野 明***

金沢大学理工研究域

*旭川歯科クリニック

**杉原歯科クリニック

***株式会社アルテック

(受付 : 2009 年 3 月 21 日, 受理 : 2009 年 8 月 2 日)

Measurement of Dynamic Stress Induced by Nd:YAG Laser Beam Irradiation — Variation of Induced Stress with Absorbent —

Tatsuaki FURUMOTO, Takashi UEDA, Akira HOSOKAWA,
Masaaki WAGA*, Naruyoshi SUGIHARA** and Akira KONNO***

Institute of Science and Engineering, Kanazawa University

*Asahikawa Dental Clinic

**Sugihara Dental Clinic

***Altech Corporation

(Received: March 21, 2009, Accepted for Publication: August 2, 2009)

Abstract: This study proposes a method of measuring the dynamic force induced by laser irradiation on the human tooth. The dynamic load induced in a specimen by using elastic wave propagation in a long aluminum-alloy bar was measured. The laser-induced stress intensity was evaluated from the dynamic strain which was measured by semiconductor strain gauges attached to the long bar. In addition, the process of laser irradiation to the hard tissue surface was observed with an ultrahigh-speed video camera. Carbon powder and titanium dioxide powder were applied to the dentin surface so as to effectively absorb the laser beam. The results showed that the hard tissue surface was flashed during the laser irradiation, and the melted tissues continued to scatter in the direction perpendicular to the tissue surface in a mushroom-like wave. The measured dynamic stress induced on the surface increased with the increase of laser energy and was closely related to the prepared cavity on the surface. The titanium dioxide powder more effectively induced stress than the carbon powder. The induced dynamic stress for eliminating a unit volume of hard tissue was 0.03 Pa/mm³.

(J. Jpn. Soc. Laser Dent. 20 : 67 ~ 73, 2009 Reprint requests to Dr. FURUMOTO)

Key words = Nd:YAG laser beam, Dynamic stress induced by laser irradiation, Titanium dioxide powder, Carbon powder

キーワード = Nd:YAG レーザー, レーザー誘起衝撃応力, 二酸化チタン粉末, 炭素粉末

緒 言

歯科治療におけるレーザー光の適用は多岐にわたり, これまで, 歯質の回転切削器具の代替¹⁾としてや歯肉切除

用のレーザーメス²⁾としての利用に留まらず, 歯質表面の耐酸性付与³⁾, 初期う蝕の進行抑制⁴⁾, 知覚過敏症の誘発痛軽減⁵⁾, 疼痛緩和⁶⁾などの様々な効果が確認され臨床応用に至っている。また, レーザー光を照射すると照射部

近傍に存在する細菌数が減少するという報告が各分野からなされ、レーザー照射と殺菌との関連性についても注目が集まっている。レーザー照射に起因した殺菌効果については、Nd:YAG レーザー⁷⁻⁹⁾、Er:YAG レーザー^{10,11)}、He-Ne レーザー¹²⁾、半導体レーザー^{13,14)} など、臨床に用いられる殆ど全てのレーザー光を用いて研究が行われ、各種細菌に対する殺菌効果について報告されている。我々もこれまで、酸化チタン粉末を光反応剤として用い、菌浮遊液中に Nd:YAG レーザーを照射したときの殺菌効果発現の有無について研究を行ってきた¹⁵⁾。その中で、加温方法の違いによる生菌数の比較や菌浮遊液の SEM 観察等を行い、レーザー照射に起因して菌浮遊液中の生菌数が著明に減少することを示した。また、酸化チタン粉末とレーザー照射を併用することで、熱作用による殺菌に加え、レーザー照射に起因した衝撃力による殺菌の可能性を示唆してきた。

本研究は、歯質表面にレーザー照射する時に生じる各種現象と殺菌効果発現との関係を明らかにする 1 つとして行われた。そこでまず初めに、歯質表面にレーザー照射したときの様子を高速ビデオカメラで撮影した。また、棒材にひずみゲージを貼付した衝撃応力測定装置を提案し、レーザー光の照射条件とレーザー照射に起因して生じる衝撃応力との関係や、吸収剤の違いによる衝撃応力の比較を行ったので、以下に報告する。

実験方法

1. レーザー誘起衝撃応力の測定理論

細い棒中において、棒端面から加えられた応力波はその形を変えることなく一定速度で伝ばする性質を有している¹⁶⁾。本研究では、一次元弾性応力波理論と呼ばれるこの性質を用いて、レーザー照射時に歯質表面で生じる誘起衝撃応力の測定を行う。図 1 は、棒中を伝わる応力を模式的に示したものである。棒端面に荷重を負荷すると、棒中を応力波が伝ばしていき、終端まで伝ばすると反射波として戻ってくる。ここで、終端が自由端である場合、応力波は異符号となって戻っていくこととなる。また、棒中を伝ばする応力波の速度が速い場合、反射した応力波は既に生じている応力に加算されることとなる。これらの性質に加え、棒材の縦弾性係数や密度などから、棒内の 2 点のひずみを測定することで端面に加わる応力を求めることができる。

棒中を伝わる応力波の伝ば速度を C_0 とすると、 C_0 は棒材の縦弾性係数 E 、密度 ρ から次式で与えられる。

$$C_0 = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (1)$$

また、荷重を負荷する端面からひずみゲージを貼付する A 点までの距離、および A 点から B 点までの距離を同一

図 1 棒中を伝ばする応力波の模式図

表 1 レーザー治療器仕様

Laser	Nd:YAG (PW)	
Wavelength	λ	1064nm
Peak power	P	1-4 kW
Irradiation energy	E_i	50-990mJ/pulse
Pulse duration	τ	50, 100, 200, 400 μ s
Frequency	f	1-99Hz
Optical fiber	Quartz	
Core diameter	ϕ_c	400 μ s
Numerical aperture	N_A	0.37
Beam divergence angle	ξ	21.72°

距離 l_0 とすると、この間を応力が伝ばする時間 t_0 は次式で表される。

$$t_0 = \frac{l_0}{C_0} \quad (2)$$

これらの関係から、A 点、B 点それぞれのゲージ位置における応力を $\sigma_A(t)$ 、 $\sigma_B(t)$ とすると、荷重を負荷した棒端面における応力 $\sigma(t)$ は以下の式で表される¹⁶⁾。

$$\sigma(t) = \sigma_A(t + t_0) + \sigma_A(t - t_0) - \sigma_B(t) \quad (3)$$

したがって、棒材における 2 点のひずみを測定することで、棒端面に生じる応力が算出できる。

2. レーザー発振器

実験に用いたレーザー (STREAK-I: (株) アルテック, 東京都) の仕様を表 1 に示す。レーザー光は、波長が $\lambda = 1064\text{nm}$ のパルス型 Nd:YAG レーザーである。発振されたレーザー光は、コア径が $\phi_c = 400\mu\text{m}$ の石英ファイバーで受光、伝送されて照射部に導かれる。レーザー光の照射パルス幅、ピーク出力、繰り返し周波数等は、表 1 に示した範囲で任意に設定できる。

3. レーザー照射部の高速ビデオカメラ観察

歯質表面に対してレーザー光を出射したときの様子について、高速ビデオカメラ (HPV-1: (株) 島津製作所, 京都府) で撮影した。光源には、キセノンストロボ照明 (ESD-VF2M-U2, (株) 菅原研究所, 神奈川県) を用い、レーザー出射時のトリガー信号に同期させて撮影した。

図 2 衝撃応力測定装置

表 2 実験条件

Strain gauge		KSP-1-350-E4
Gauge length	L_{gs}	1 mm
Resistance	R_{gs}	350 Ω
Amplifier		CDV-700A
Frequency response		DC-500kHz
Bar		
Material		Aluminium alloy (JIS A 5052)
Length	L	2000mm
Diameter	ϕ	10mm

撮影に用いた試料は、抜去後に生理食塩水中で保存されたヒトの臼歯であり、ヘルシンキ宣言を遵守し、その主旨にしたがって倫理的に実験が行われた。ファイバーは、エナメル質表面に対して垂直に固定し、ファイバー端面とエナメル質との距離を 1 mm とした。なお、レーザー光の吸収率を上げるため、エナメル質表面には薬用墨 (MK2404: (株) エス・エル・ティ・ジャパン, 東京都) を塗布した。吸収剤の塗布後、歯質表面を十分に乾燥させてからレーザー光を照射した。

また、撮影で得られた画像を用いて飛散物の速度を算出した。測定は、レーザー照射開始から 200 μ s 後と 212 μ s 後の画像を用いて行った。画像内にある既知のファイバークラッド径 ($\phi = 430\mu$ m) を基準長さとし、12 μ s 間に画像内を飛散する 5 つの粒子の移動量を測定して速度を求めた。なお、後述するが、粒子の飛散は奥行き方向よりむしろ歯質表面に鉛直方向に生じるため、奥行き方向に飛散することで生じる移動量の誤差を無視した。

4. 衝撃応力測定

本実験に用いたレーザー誘起衝撃応力の測定装置概要を

図 2 に、実験条件を表 2 に示す。実験装置は、レーザー歯科治療器、ひずみ測定装置および衝撃応力測定用棒材で構成されている。本実験では、磁歪による測定誤差を避けるため、直径が $\phi = 10$ mm、長さが $L = 2000$ mm のアルミ丸棒材 (JIS A5052) を使用した。この棒材の端面から $l_0 = 200$ mm と $2l_0 = 400$ mm の位置に、ゲージ長が 1 mm のひずみゲージ (KSP-1-350-E4: 共和電業 (株), 東京都) を貼付した。ひずみゲージは、各貼付位置において測定中に棒内で生じる曲げ応力の影響を無くするため、円周方向に対して両極に貼付し、それらを直列で結線した 1 アクティブゲージ法を採用した。ブリッジボックスを介してひずみゲージから検出された出力は、応答周波数が 500 kHz と十分に速いシグナルコンディショナ (CDV-700A: 共和電業 (株), 東京都) で増幅された後、オシロスコープ (DL-750: 横河電機 (株), 東京都) で波形を記録して評価した。

レーザー光を照射する試料はヒトの臼歯であり、抜去後に生理食塩水で保存されたものである。抜去歯は、レーザー照射によって誘起された衝撃応力を一方向に伝えるため、図 3 に示すように歯冠部および歯根部を #400 のダイヤモンド砥石で研削加工し、厚さが 9 mm の切片を切り出した。このとき、研削熱による試料表面の変質を防ぐため、

図 4 高速度カメラによるレーザー照射部の観察

クーラントとして水を用いて加工した。このように加工した試料を接着剤で棒端面に貼付した後、歯質表面に吸収剤を塗布・乾燥させ、治療用ファイバーの先端を歯質表面に押し当てながらレーザー照射を行った。

実験は照射エネルギーを変えて行い、レーザー条件が衝撃応力に与える影響を調べた。また、塗布する吸収剤の違いが衝撃応力に与える影響を調べるため、前述した薬用墨に加えて酸化チタン乳液（（株）ミヤコケミカル製：アバントゥースリキッド XBS, 京都府）を用いて比較した。なお、薬用墨や酸化チタン乳液中には、香料など粉末以外の物質が含まれているが、本論文ではこれらの物質が衝撃応力に与える影響について考慮しないこととする。さらに、各条件で得られた窩洞を3次元粗さ計（サーフコム 2000DX-3DF：（株）東京精密、東京都）で測定し、衝撃応力と蒸散体積との関係を調べた。

結 果

1. 高速度ビデオカメラ撮影

レーザー光の照射パルス幅が $\tau = 200\mu\text{s}$ 、レーザーエネルギーが $E_1 = 250\text{mJ/pulse}$ のとき、歯質表面に単発照射したときの様子を撮影して観察した結果を図4に示す。撮影は $4\mu\text{s}$ ごとに行われ、各時間における静止画像について照射開始から並べたものである。レーザー光の照射開始が $t = 0\mu\text{s}$ である。図に示すように、歯質表面の発光はレーザー照射直後から確認され、レーザー光の照射パルス幅である $200\mu\text{s}$ 後まで続いていた。レーザー照射の終了後は、歯質表面からの発光は確認できなかったが、熔融した飛散物が歯質表面に対して垂直上向きに吹き飛ぶ様子が観察された。また、レーザー照射直後から歯質表面に対して垂直上向き方向に、きのこ雲状の気流が立ちのぼる

様子が観察された。

照射開始から $200\mu\text{s}$ 後と $212\mu\text{s}$ 後における画像を図 5 に、図 5 で示した各粒子の移動量から飛散速度を求めた結果を表 3 に示す。各飛散物について速度を算出したところ $18.9 \sim 31.6\text{m/s}$ の範囲となり、それらの平均速度は 25.2m/s であった。

2. 衝撃応力測定

吸収剤を塗布した歯質表面にレーザー照射したときの照射エネルギーと生じた衝撃応力との関係を図 6 に示す。いずれの吸収剤でも、衝撃応力は照射エネルギーの増加と共に大きくなった。また、吸収剤の違いについて比較すると、酸化チタンを塗布したとき各条件において薬用墨より衝撃応力が大きかった。本実験の範囲において、生じた衝撃応力は $20 \sim 180\text{Pa}$ であった。

図 7 に、各レーザー照射条件で得られた蒸散体積と衝撃

応力との関係を示す。図に示すように、レーザー照射によって生じた蒸散体積は衝撃応力が大きくなるにつれて直線的に大きくなった。また、吸収剤の違いによる差はほとんど見られなかった。これらの結果から、単位体積を除去するのに要した衝撃応力を求めたところ $0.03\text{Pa}/\text{mm}^3$ となった。

考 察

1. レーザー照射部の高速度ビデオカメラ観察

歯質表面にレーザー照射したときの様子を高速度ビデオカメラで観察した結果、歯質表面にレーザー照射すると、照射直後から表面が反応してプラズマ発光が観察され、その発光がレーザー照射終了まで継続していることが確認できた。また、レーザー照射直後から歯質表面に対して垂直上向き方向にきのこ雲状の気流が立ちのぼる様子が観察された。一般的に、このようなキノコ雲は急激な熱変化によって材料が膨張したときに生じるが、歯質表面へのレーザー照射時にも同様の現象が起きていると考えられる。さらに、レーザー照射が終了した後も継続して溶融した歯質が飛散していることが確認され、歯質表面に対するレーザー照射によって静的では無い衝撃的な応力が働いていることが示された。

レーザー照射時に飛散する溶融物の速度を調べた結果、飛散物の速度は $18.9 \sim 31.6\text{m/s}$ となった。これらの速度範囲は、溶融物の体積の違いによる空気抵抗や質量の違いによる慣性力に起因すると考えられる。また、各溶融物の速度を平均すると 25.2m/s であった。本実験におけるレーザー光の照射パルス幅は $\tau = 200\mu\text{s}$ と極短時間であり、

図 5 飛散する溶融組織の観察

表 3 溶融組織の飛散速度

Sample		A	B	C	D	E
Distance	μm	227	379	321	258	327
Transpiring speed	m/s	18.9	31.6	26.7	21.5	27.2

図 6 照射エネルギーによる衝撃応力の変化

図 7 衝撃応力に及ぼす窩洞体積の影響

表 4 吸収剤の性質

		TiO ₂	C
Density	kg/m ³	4240	2267
Melting point	K	2143	
Boiling point	K	3200	3643
Thermal conductivity	W/(m·K)	7	80-230
Specific heat	J/(mol·K)	55.06	710

その時間内で飛散物がこの速度で飛散したことも、歯質表面に衝撃的な応力が生じていると考え得る十分な根拠となるといえる。

2. レーザー条件と衝撃応力の関係

図6に示すように、歯質表面に生じる衝撃応力は照射エネルギーの増加と共に大きくなった。これまでの研究で、レーザー照射条件と蒸散体積との関係を調べた結果、窩洞形成に最も影響を与えるパラメーターが照射エネルギーであることが明らかとなっているため¹⁷⁾、本実験においても照射エネルギーと衝撃応力との関係を調べた。その結果、レーザーエネルギーが $E_1 = 600 \text{ mJ/pulse}$ の条件下において、薬用墨を塗布したときに生じる衝撃応力は 79 Pa、酸化チタン乳液を塗布したときは 131 Pa となった。これらの衝撃応力を歯質端面に生じる衝撃力に換算すると、薬用墨の場合 $7.8 \times 10^{-6} \text{ N}$ 、酸化チタン乳液の場合 $12.7 \times 10^{-6} \text{ N}$ と非常に小さくなった。本実験で得られた衝撃力は、棒端面に貼付した側の歯質表面に生じたものであるが、歯質内を伝ばする応力波はほぼ一様であると考えられるため、レーザー照射側表面においても同等の衝撃力が生じていると考えられる。

一方、吸収剤の違いについて注目すると、薬用墨と比較して酸化チタン乳液を塗布した方が全体的に衝撃応力は大きくなった。これらの違いは、各吸収剤の物性値が大きく影響していると考えられる。表4は、炭素と酸化チタンの物性値を示したものであるが¹⁸⁾、酸化チタンの比熱および熱伝導率は炭素と比較して著しく小さい。そのため、酸化チタンの方が投入されたエネルギーによって加熱されやすい性質を有しているといえる。したがって、酸化チタンの方が温度上昇や歯質の蒸散が容易となり、その結果として衝撃応力が大きくなったものと考えられる。

3. 蒸散体積と衝撃応力の関係

図7は、歯質表面に形成された蒸散体積と衝撃応力との関係を示すが、生じた衝撃応力は蒸散体積が大きくなるにつれて直線的に大きくなり、吸収剤による違いがほとんど無かった。吸収剤を塗布した歯質表面にレーザー照射すると、レーザー照射によって吸収剤が加熱し、その熱伝導によって歯質が加熱される。また、吸収剤を透過した一部のレーザー光が歯質に到達すると、僅かながらレーザー光が

歯質に吸収され、それに起因して熱エネルギーが生じて歯質が加熱される。そして、レーザー照射を継続すると歯質が溶融し、沸点に到達すると蒸散する機序となる。その結果として窩洞が形成されるが、生じた窩洞に相当する歯質に相変化が生じていることとなる。本実験で、蒸散体積と衝撃応力とに相関性が認められたことから、レーザー照射時に生じる衝撃応力は形成される窩洞に影響を受けていると考えられる。すなわち、レーザー照射に起因して歯質が相変化して蒸散するとき、蒸散時の反力が歯質表面に負荷され衝撃的な応力として作用したものと考えられる。本実験で得られた結果から、歯質が単位体積除去されるときに要した衝撃応力を求めたところ、 0.03 Pa/mm^3 であった。この結果は、歯質の蒸散体積を調べることで、その時生じた衝撃応力への換算の可能性を示唆するものである。

結 語

本研究では、歯質表面にレーザー照射したときの様子を高速ビデオカメラで撮影すると共に、棒材にひずみゲージを貼付した衝撃応力測定装置を提案し、レーザー光の照射条件とレーザー照射に起因して生じる衝撃応力との関係や、吸収剤の違いによる衝撃応力の比較を行った。得られた結果は以下の通りである。

(1) 吸収剤を塗布した歯質表面にレーザー照射すると、照射直後から歯質表面が発光し、その発光はレーザー照射パルス幅である $200 \mu\text{s}$ 後まで継続した。また、飛散物が歯質表面に対して垂直上向き方向に吹き飛ぶ様子が確認された。

(2) 一次元弾性応力波理論に基づき、アルミニウムの丸棒にひずみゲージを貼付したレーザー照射時の衝撃応力測定方法を提案した。

(3) 衝撃応力は、酸化チタン乳液、薬用墨いずれの吸収剤においても照射エネルギーの増加と共に大きくなった。また、薬用墨に対して酸化チタン乳液の方が各条件における衝撃応力が大きかった。

(4) 衝撃応力は、歯質表面に形成される窩洞が大きくなるにつれて直線的に大きくなり、吸収剤による違いがほとんど無かった。また、歯質を単位体積除去するときに要した衝撃応力は 0.03 Pa/mm^3 であった。

謝 辞

本研究の一部は、科学研究費補助金（平成 19～20 年度）若手研究（B）「レーザー歯科治療における酸化チタン粉末の殺菌とその作用メカニズムに関する研究」（課題番号：19791395）による助成を受けて遂行した。

文 献

- 1) Neev J, Pham K, Lee JP, et al: Dentin ablation with three infrared lasers. *Lasers Surg Med*, 18: 121-128, 1996.

- 2) White JM, Goodis HE and Rose CL: Use of pulsed Nd:YAG laser for intraoral soft tissue surgery. *Lasers Surg Med*, 11 : 455-461, 1991.
- 3) 鈴木和雄, 森田恵美子, 森岡俊夫: 各種レーザー照射によるエナメル質耐酸性向上に関する研究 (第2報), 計算によるエナメル質温度上昇と耐酸性との相関. *日レ歯誌*, 3 : 613-618, 1982.
- 4) Tagamori S and Morioka T: Combined effects of laser and fluoride on acid resistance of human dental enamel. *Cari Res*, 23 : 225-231, 1989.
- 5) 松本光吉, 船井博雄, 白須賀哲也, 他: Nd:YAG-Laser による歯頸部象牙質知覚過敏症の除痛効果について. *日歯保存誌*, 28 : 760-765, 1985.
- 6) 山口博康: Nd:YAG レーザーの表面麻酔効果. *日レ歯誌*, 9 : 9-12, 1998.
- 7) Grönqvist A, Wiström J, Axner O, et al: Bactericidal effect of pulsed 1064nm Nd:YAG laser light on staphylococcus epidermidis is of photothermal origin, An in vitro study. *Lasers Surg Med*, 27 : 336-340, 2000.
- 8) Meral G, Tasar F, Kocagöz S, et al: Factors affecting the antibacterial effects of Nd:YAG laser in vivo. *Lasers Surg Med*, 32 : 197-202, 2003.
- 9) Bergmans L, Moisiadis P, Teughels W, et al: Bactericidal effect of Nd:YAG laser irradiation on some endodontic pathogens ex vivo. *Int Endod J*, 39 : 547-557, 2006.
- 10) 安藤嘉則, 青木 章, 鈴木久美, 他: Er:YAG レーザーの歯周病原性細菌に対する殺菌効果. *日歯周誌*, 35 : 374-381, 1993.
- 11) Türkün M, Türkün LS, Celik EU, et al: Bactericidal effect of Er, Cr:YSSG laser on streptococcus mutans. *Dent Mater J*, 25 : 81-86, 2006.
- 12) 西方純一, 平野泰之, 伊藤公一, 他: He-Ne レーザーの Streptococcus mutans に対する殺菌効果ならびにその殺菌メカニズムの検討. *日歯周誌*, 34 : 410-415, 1992.
- 13) Lee BS, Lin YW, et al: Bactericidal effects of diode laser on streptococcus mutans after irradiation through different thickness of dentin. *Lasers Surg Med*, 38 : 62-69, 2006.
- 14) 三枝英敏, 渡辺 聡, 安生智郎, 他: 半導体レーザー照射による根管内消毒効果. *日レ歯誌*, 18 : 116-122, 2007.
- 15) 和賀正明, 上田隆司, 古本達明, 他: Nd:YAG レーザーと TiO₂ による *in vitro* での殺菌効果. *日レ歯誌*, 19 : 10-16, 2008.
- 16) 柳原直人: 一次元弾性応力は理論による衝撃力測定法. *日本機械学会論文集*, 43 : 4048-4052, 1977.
- 17) 古本達明, 上田隆司, 杉原成良, 他: Nd:YAG レーザー用光ファイバーの TiO₂ による先端加工 (第2報), TP ファイバーによるエナメル質除去特性. *日レ歯誌*, 16 : 86-92, 2005.
- 18) САМСОНОВА ГВ, Физико-химические-Свойства Окислов Москва "Металлургия", Moscow, 1978.