

Measurement of impulse stress induced by laser beam irradiation with long bar : impulse stress induced by cavity preparation on enamel

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00008080

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



長棒を用いたレーザー誘起衝撃応力の測定* (歯質の窩洞形成時に生じる衝撃応力)

古本達明^{*1}, 上田隆司^{*1}, 青木慎太郎^{*2}
葛西惇士^{*3}, 細川 晃^{*1}, 立矢 宏^{*1}

Measurement of Impulse Stress Induced by Laser Beam Irradiation with Long Bar (Impulse Stress Induced by Cavity Preparation on Enamel)

Tatsuaki FURUMOTO^{*1}, Takashi UEDA^{*1}, Shintaro AOKI^{*2},
Atsushi KASAI^{*3}, Akira HOSOKAWA^{*1} and Hiroshi TACHIYA^{*1}

^{*1}Institute of Science and Engineering, Kanazawa University

Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

^{*2}Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University

Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

^{*3}Faculty of Engineering, Kanazawa University

Kakuma-machi, Kanazawa, Ishikawa, 920-1192 Japan

In this paper, a measurement of the impulse stress induced by a laser irradiation on the extracted human enamel was proposed. The dynamic load induced in the specimen by using elastic wave propagation in the long bar made of aluminum alloy was measured. The human enamel was grinded with the grain of #600, and fixed on the edge of the long bar. The titanium dioxide powder whose average diameter is 1 μ m was applied to the enamel surface so as to absorb the irradiation laser beam effectively. The laser induced stress intensity was evaluated from the dynamic strain measured by small semiconductor strain gauges attached on the long bar. As a result, the impulse stress induced on the human enamel increased with increasing the laser energy, and related to the volume of the prepared cavity. The laser induced stress for the removal of the unit volume of human enamel was 0.03 Pa/mm³.

Key Words : Impulse Force, High Energy Rate Beam Machining, Stress Wave, Biomaterials, Long Bar, Laser Induced Stress Intensity, Prepared Cavity

1. 緒 言

対象物にレーザー光を照射すると、照射部ではレーザー光が吸収されて加熱し、熔融や蒸散といった相変化が生じる。パルスレーザー光を用いる場合、レーザー照射による加熱がmsや μ sオーダーといった短時間でなされ、これに伴って材料は急激な相変化を呈するため、照射部近傍にはレーザー照射によって誘起された衝撃力が生じることが知られている。これまで、圧電素子を用いて色付きガラスにレーザー照射したときに生じる衝

撃力を測定した報告や⁽¹⁾、水晶圧力センサを用いてアルミニウム箔にレーザー照射したときの衝撃力を測定した報告など⁽²⁾、レーザー照射と生じる衝撃力との関連について数多く報告されている。

一方、レーザー歯科治療において、歯質表面にレーザー照射すると表面に存在する細菌数が減少するという報告がされているが⁽³⁾、この原因の一つとして、レーザー光によって誘起された衝撃力による作用との考察もなされている^(4, 5)。しかしながら、歯質表面に生じる衝撃力を定量的に測定したり、評価したりした報告はない。

そこで本研究では、アルミニウム製の長棒を用いて材料表面にレーザー照射したときに生じる衝撃応力を測定することを試みる。また、同手法を用いて、実際に歯質表面に対してレーザー照射を行い、レーザー照射条件と誘起衝撃応力やレーザー照射時に歯質表面に形成

*原稿受付 2009年00月00日

^{*1}正員, 金沢大学 (〒920-1192 石川県金沢市角間町)

^{*2}非会員, 金沢大学大学院自然科学研究科

^{*3}非会員, 金沢大学工学部

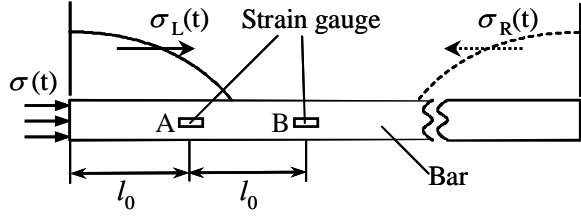


Fig.1 Schematic illustration of the long bar

される窩洞との関連について調べたので、以下に報告する。

2. 1次元弾性応力波伝ば理論

細い棒中において、生じ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⁽⁶⁾。この性質を利用して、複数点のひずみを測定することにより、棒中の測定点のみならず任意位置における応力や変位速度を知ることができる^(7,8)。

図1は、棒中を伝わる応力を模式的に示したものである。同図に示すように、端面に $\sigma(t)$ の荷重を加えると応力波は棒を伝ばしていく。棒の長さが半無限大であると仮定すると、棒の終端で反射して戻ってくる応力波を考慮する必要が無い。したがって、時間 t における点Aでの応力は、棒端面に加えられた応力と一致するため、次式で表される⁽⁸⁾。

$$\sigma(t) = \sigma_A(t + t_0) \quad (1)$$

ここで、応力波の伝ば速度と C_0 とする。 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。

$$C_0 = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad (2)$$

また、荷重を加えた端面からA点までの距離を l_0 とすると、(1)式で与えられる t_0 は以下のようになる。

$$t_0 = \frac{l_0}{C_0} \quad (3)$$

すなわち、測定波形を t_0 だけ平行移動させたものが点Aにおける応力波の波形となる。

しかしながら、実際には棒の終端からの反射波を考慮する必要がある。すなわち、棒の終端が自由端の場合、終端で反射して戻ってくる応力波は異符号となる。このとき、棒の長さに対して衝撃応力波のパルス幅が長い場合や、棒中を伝わる応力波の伝ば速度が速い場合には、反射して戻ってくる応力が既に生じている応力に加算されることとなる。したがって、荷重端方向から伝わる棒中を右方向に伝ばする応力波を $\sigma_L(t)$ 、

Table 1 Specification of the laser facility

Laser		Nd:YAG (PW)
Wavelength	λ	1064 nm
Peak power	P	1 - 4 kW
Irradiation energy	E_1	50 - 990 mJ/pulse
Pulse duration	τ	50, 100, 200, 400 μ s
Frequency	f	1 - 99 Hz
Optical fiber		Quartz
Core diameter	ϕ_c	400 μ m
Numerical aperture	NA	0.37
Beam divergence angle	ξ	21.72°

終端方向から左方向に伝ばする応力波を $\sigma_R(t)$ とすると、棒端面における応力は以下の式で表される。

$$\sigma(t) = \sigma_L(t) + \sigma_R(t) \quad (4)$$

また、A点における応力 $\sigma_A(t)$ 、およびB点における応力 $\sigma_B(t)$ は、これらの左右方向に伝ばする応力波 $\sigma_L(t)$ 、 $\sigma_R(t)$ によって、以下の式で表される⁽⁸⁾。

$$\begin{aligned} \sigma_A(t) &= \sigma_L(t - t_0) + \sigma_R(t + t_0) \\ \sigma_B(t) &= \sigma_L(t - 2t_0) + \sigma_R(t + 2t_0) \end{aligned} \quad (5)$$

式(1)~(5)より $\sigma_L(t)$ および $\sigma_R(t)$ を求めると、棒端面に加えられた応力は次式で表すことができる⁽⁸⁾。

$$\sigma(t) = \sigma_A(t + t_0) + \sigma_A(t - t_0) - \sigma_B(t) \quad (6)$$

したがって、終端から戻ってくる反射波が存在していても、2点のひずみを測定することによって端面に作用する衝撃応力を求めることができる。式(6)に基づいて、丸棒の2点でひずみを測定した結果から端面に作用した応力を求める方法^(7,8)は、衝撃応力の測定によく用いられている。

3. 実験装置および実験方法

3.1 レーザ仕様 本実験に用いるレーザ歯科治療器(株)アルテック製: STREAK-I)の仕様を表1に示す。レーザ光は、波長が $\lambda=1064$ nmのパルス発振型Nd:YAGレーザである。発振されたレーザ光は、コア径が $\phi_c=400$ μ mの石英ファイバで受光、伝送して照射部に導かれる。伝送ファイバの開口数は $NA=0.37$ と一般的なファイバと比較して大きく、ファイバ先端から出射されるレーザ光の拡がり角は $\xi=21.7^\circ$ となる。また、一般的なレーザ治療器と異なり、レーザパルス幅、ピーク出力、繰り返し周波数等を任意に設定できる。

3.2 歯質の窩洞体積測定 各レーザ照射条件が

Table 2 Experimental conditions

Strain gauge	KSP-1-350-E4	
Gauge length	L_s	1mm
Resistance	R_s	350 Ω
Strain gauge	KFG-1-120-C1-11	
Gauge length	L_w	1mm
Resistance	R_w	120 Ω
Amplifier	CDV-700A	
Frequency response	DC - 500 kHz	
Bar		
Material	Aluminum alloy (JIS A5052)	
Length	L	2000 mm
Diameter	ϕ	10 mm

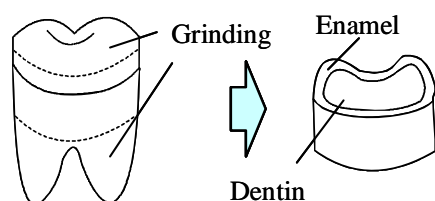
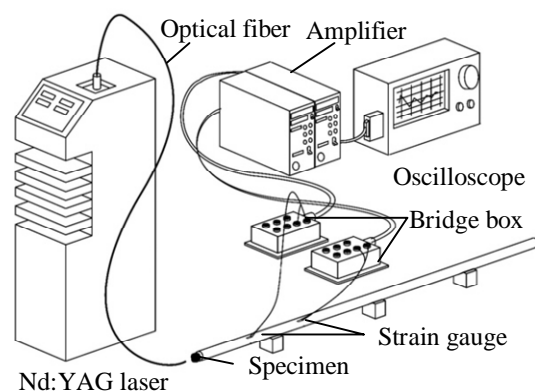


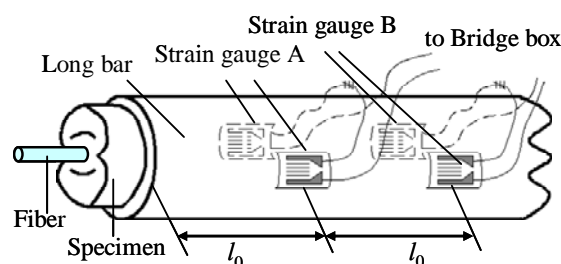
Fig.2 Process of a teeth

歯質表面に形成される窩洞(除去痕)に与える影響を調べるため、3次元形状測定器(東京精密(株)製: Surfcom 2000DX)を用いて窩洞を測定し、レーザ条件と窩洞体積との関係を調べた。実験に用いる試料はヒトの抜去歯であり、抜去後直ちに生理食塩水で保存したものである。抜去歯は、図2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9mm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、クーラントとして水を用いて加工した。なお、抜去歯の個体差による影響を少なくするため、歯質表面に同一条件でレーザ照射を行い、そのとき形成された窩洞の体積が同じ歯質のみを選択して使用した。

歯質表面は、照射されたレーザ光の吸収率を上げるため、一般的にレーザ光の吸収剤や洗口液として臨床に用いられている酸化チタン乳液(株)ミヤコケミカル製: アバントゥースリキッドXBS)を塗布した。同乳液に含まれる酸化チタンは、光触媒として用いられるアナターゼ型ではなく安定したルチル型であり、乳液中には平均粒径1 μ mの粉末が30 wt%の割合で混合されている。レーザ照射面に乳液を塗布して十分に乾燥させた後、臨床時の施術と同様に、導光ファイバの先



(a) Overall view

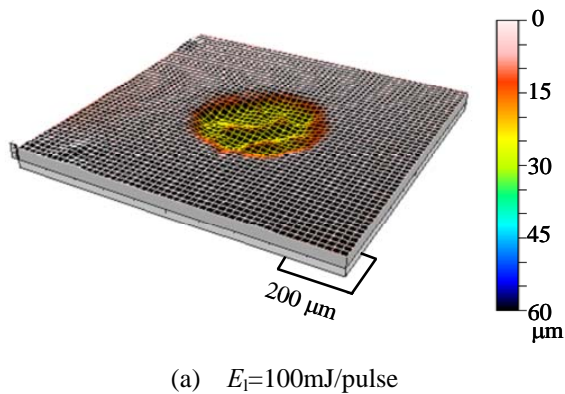


(b) Enlargement of bar tip

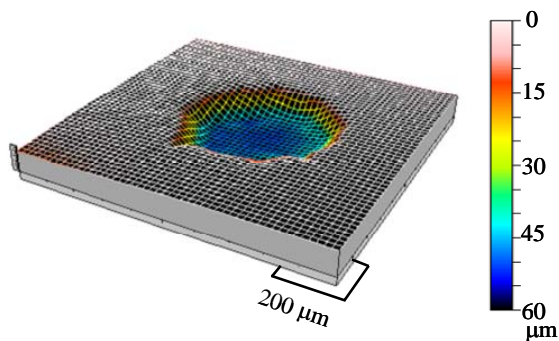
Fig.3 Schematic illustration for measuring impulse stress

端を歯質表面に押し当てながらレーザ照射を行った。レーザ光は、導光ファイバのコア径にしたがって照射されるため、歯質表面に対するファイバ先端の押し当て方によって、レーザ光の吸収率に大きな違いは生じないと考えられる。

3.3 レーザ誘起衝撃応力測定方法 レーザ誘起衝撃応力の測定装置概要を図3に、実験条件を表2に示す。実験装置は、レーザ歯科治療器、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取り除くため、直径が $\phi=10$ mmのアルミニウム丸棒材(JIS:A5052)を使用した。また、ごく短時間の負荷現象を高速な応力波の伝ばを利用して計測するため、棒は用いた測定場所での設置が可能な $L=2000$ mmの長棒とした。この棒材の端面に、接着剤を用いて図2のように切り出した試料を固定した。また、端面から200 mmと400 mmの位置に、応答性に優れたゲージ長が1 mmの半導体ひずみゲージ(共和電業(株)製: KSP-1-350-E4)を貼付した。ひずみゲージは、レーザ照射時に棒材に生じる曲げ応力の影響を無くすため、棒材の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。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



(a) $E_1=100\text{mJ/pulse}$



(b) $E_1=600\text{mJ/pulse}$

Fig.4 3D images of the prepared cavity

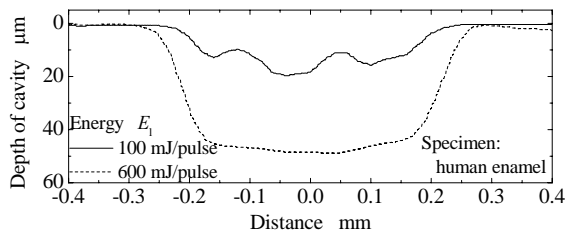


Fig.5 Profile of the prepared cavity

500 kHzまで対応可能なシグナルコンディショナ(共和電業(株)製:CDV-700A)で増幅された後、オシロスコープ(横河電機(株)製:DL-750)で波形を記録して評価した。実験では、導光ファイバの先端を歯質表面に押し付けながらレーザー照射を行い、照射条件とレーザー照射によって誘起される衝撃応力との関連について調べた。レーザー照射後は、歯質表面に窩洞が形成されるため、導光ファイバ歯質表面間の拘束はなくなる。なお、本実験のサンプリング周期は500kHzと十分に速い。また、試験片と棒端面の接着層は薄く、長棒の長さが $L=2000\text{mm}$ であるのに対して試験片の厚さは9mmと十分に薄い。加えて、歯質内部を伝ばする応力波の速度はアルミ棒の半分程度であるため⁹⁾、測定中の応力状

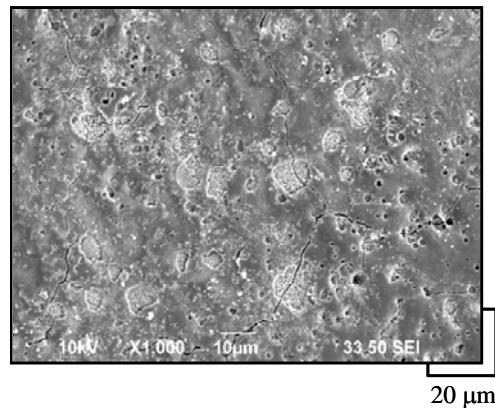


Fig.6 SEM image of cavity surface

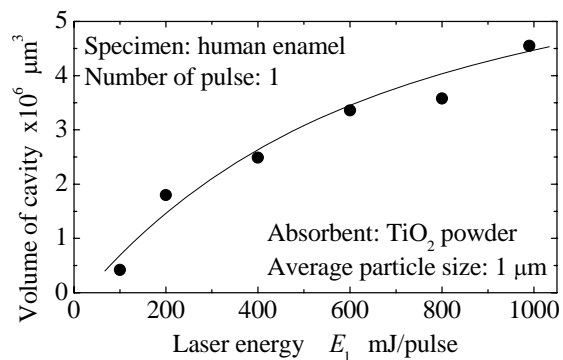


Fig.7 Effect of laser energy on prepared cavity

態は一樣と見なし、試験片中の応力波伝ばの影響は無視できるとした。

3.4 半導体ひずみゲージの出力校正 半導体ひずみゲージはゲージ率が大きく、その検出値が貼付する角度、接着剤などの影響によって変化しやすい。そこで、半導体ひずみゲージの貼付位置と棒端面からの距離が等しい位置に、貼付角度や接着剤の影響が少ないワイヤひずみゲージ(共和電業(株)製:KFG-1-120-C1-11L1M2R)を貼付して、棒端面に荷重を荷荷したときの半導体ゲージとワイヤゲージからの出力比から半導体ひずみゲージのゲージ率を校正した。

4. 実験結果および考察

4.1 窩洞観察 歯質表面に形成された窩洞を形状測定した結果を図4に、窩洞の中心を通るように測定した断面プロファイルを図5に示す。いずれの条件においても、形成された窩洞は中心部分が最も深くエッジに近づくにつれて浅くなっている。これは、ファイバ先端から出射されたレーザー光が分布を有しているためであり、このレーザー強度分布にしたがって歯質が蒸散したためと考えられる。また、本実験ではファ

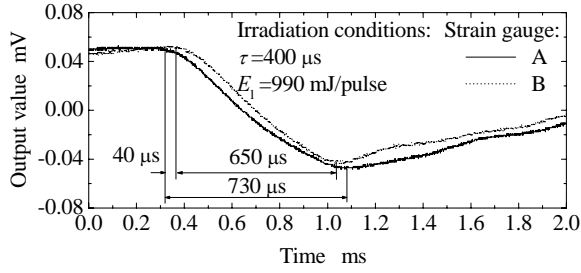


Fig.8 Output wave of strain gauge

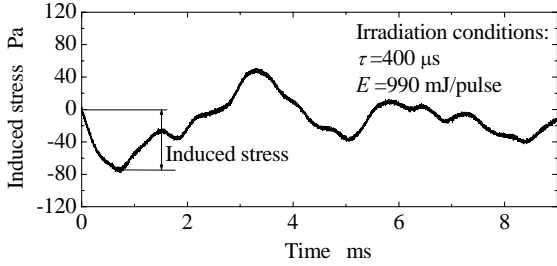


Fig.9 Calculated stress at bar edge

イバ先端を歯質表面に押し当てながらレーザ照射しているため、照射エネルギーが増加しても蒸散される領域に大きな違いが見られず、歯質の深さ方向に対して蒸散が進行している様子がわかる。

図6は、窩洞形成後の歯質表面をSEM観察(日本電子(株)製: VSM-6290LVU)した結果である。歯質表面は、レーザ照射によって生じた熱で熔融し、蒸散しきれなかったものが凝固して再凝固層を形成していることがわかる。全ての条件において、歯質表面にこのような再凝固層が形成されていた。

レーザ光の照射エネルギーと窩洞体積の関係を図7に示す。同図に示すように、歯質表面の窩洞体積は照射エネルギーの増加と共に大きくなった。歯科臨床で用いられる一般的な照射条件である $E_1=600$ mJ/pulseにおいて、形成された窩洞体積は $V_d=3.4 \times 10^6 \mu\text{m}^3$ となった。

4.2 レーザ誘起衝撃応力の出力波形 レーザ条件が $E_1=990$ mJ/pulseのとき、各ひずみゲージから得られた出力波形について、その立ち上がりを拡大したものを図8に示す。ゲージAが棒の端面から200 mmの位置、ゲージBが端面から400 mmの位置における波形を表している。図に見るように、いずれのゲージにおいても応力波が通過するとひずみゲージからの出力が得られていることがわかる。また、ゲージAからの出力は立ち上がりから730 μs 後にピークとなり、ゲージBから出力は立ち上がりから650 μs 後にピークとなり、その後減少している。このように波形がピーク

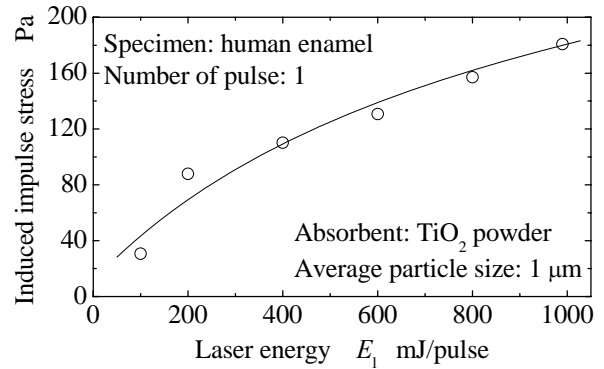


Fig.10 Influence of laser energy on the induced impulse force

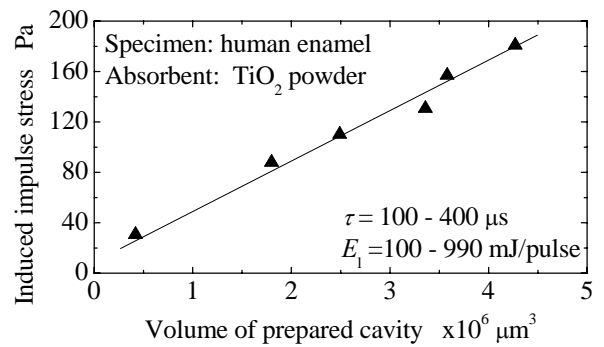


Fig.11 Influence of volume of the prepared cavity on induced stress

を取るの、棒中を伝ばした応力波が終端で跳ね返ってきたためと考えられ、アルミ棒材における応力伝ば速度5046 mm/sと棒中の伝ば長さから算出される伝ば時間と良く一致している。また、ゲージAからの出力に対するゲージBからの出力遅れが40 μs であることも、伝ば速度から算出される値と良く一致していることから、これらの波形が棒中を伝わる応力波を表しているといえる。

図9は、図8で得られた波形について、前述した(6)式から棒材端面における応力波形を計算した結果である。応力波形は、棒端面における反射の影響を受けて周期的に推移しながら次第に減少している。そこで、得られた波形において最大振幅時のひずみ量から端面で生じる衝撃応力を計算した。

4.3 レーザ条件が誘起衝撃応力に与える影響 レーザ光の照射エネルギーと歯質端面に生じる誘起衝撃応力との関係を図10に示す。同図に見るように、誘起された衝撃応力は照射エネルギーの増加と共に大きくなっている。一般的な臨床で良く用いられる照射条件である $E_1=600$ mJ/pulseにおいて、レーザ照射によ

って誘起される衝撃応力は $\sigma = 130 \text{ Pa}$ となった。この衝撃応力を歯質端面に生じる衝撃力に換算すると約 1 gfと非常に小さいことがわかった。

図 11 は、各レーザー照射条件で得られた窩洞の体積と誘起衝撃応力との関係を示している。同図に見るように、誘起衝撃応力は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った。これは、レーザー照射による誘起衝撃応力と窩洞体積に相関があることを示している。すなわち、歯質表面にレーザー照射すると、レーザー照射によって生じた熱で歯質が溶融・蒸散して窩洞が形成される機序となるが、生じた窩洞の体積に相当する質量に相変化が生じており、それらが吹き飛ばされる時の反力が歯質に負荷されたものと考えられる。これらの結果から、歯質が単位体積除去される時に生じる衝撃応力を求めたところ 0.03 Pa/mm^3 となった。また、窩洞体積と誘起衝撃応力に相関が認められたことから、窩洞体積を調べることでその時生じた誘起衝撃応力を求めることが可能になると考えられる。

5. 結 言

本研究では、長棒を用いてレーザー照射部に生じる衝撃力応力を測定する手法を提案すると共に、レーザー照射条件と歯質表面の窩洞体積および誘起衝撃応力との関係を調べた。得られた結果は以下の通りである。

- (1) 丸棒中の応力波伝ばを利用した一次元弾性応力波理論に基づく衝撃力測定法を用い、歯に生じるレーザー誘起衝撃応力の測定を検討した。
- (2) レーザー照射によって誘起される衝撃応力は、レーザーエネルギーの増加と共に大きくなり、その衝撃応力は $30\text{-}180 \text{ Pa}$ となった。
- (3) レーザー誘起衝撃応力は、歯質の加熱・蒸散に起因して形成される窩洞と相関があり、単位体積を除去したときに生じる衝撃応力は 0.03 Pa/mm^3

であった。

謝 辞

本研究の遂行にあたり、多くの御協力と御助力を頂きました株式会社アルテックの関係諸氏に深謝致します。また、本研究の一部は科学研究費 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されました。謹んで感謝の意を表します。

文 献

- (1) Percival C. M., Laser-generated stress waves in a dispersive elastic rod, *Journal of Applied Physics*, Vol. 38, No. 13 (1967), pp. 5313-5315.
- (2) Anderholm N. C., Laser-generated stress waves, *Applied Physics Letters*, Vol. 16 (1970), pp. 113-115.
- (3) Grönqvist A., Wiström J., Axner O. and Monsen T.J., Bactericidal effect of pulsed 1064nm Nd:YAG laser light on staphylococcus epidermidis is of photothermal origin, An in vitro study, *Lasers Surg. Med.*, Vol. 27, No. 4 (2000), pp. 336-340.
- (4) Waga M., Ueda T., Furumoto T. and Sugihara N., Combined Effect of Nd:YAG Laser and TiO_2 on Bactericidal Action in vitro, *J. Jpn. Soc. Laser Dent.*, Vol. 19, No. 1 (2008), pp. 10-16. (in Japanese)
- (5) Türkün M., Türkün L. S., Celik E. U and Ates M., Bactericidal effect of Er,Cr:YSGG laser on streptococcus mutans, *Dental Materials Journal*, Vol. 25, No. 1 (2006), pp. 81-86.
- (6) Kolsky H., *Stress waves in solids*, (1963), pp. 88, Dover Pubns.
- (7) Lundberg B. and Henchoz A., Analysis of elastic waves from two-point strain measurement, *Experimental Mechanics*, Vol. 17, No. 6 (1977), pp. 213-218.
- (8) Yanagihara N., The Measuring Method of Impact Force by the Theory of Propagation of Longitudinal Elastic Stress Wave, *Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers*, Vol. 43, No. 375 (1977), pp. 4048-4052.
- (9) Nishiyama M., Nemoto K. and Nagayama K., *Dental Materials and Devices* (in Japanese), (2005), p.376, Gakkenshoin Ltd.

