

Fig.4 15W で紙に直接、ファイバーを接触させた場合。 数秒は変化なし。

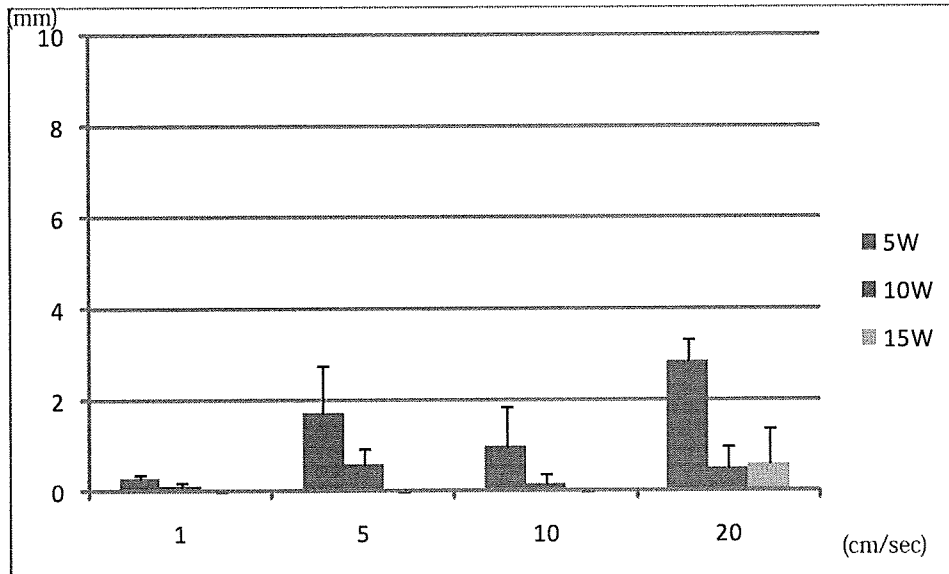


Fig.5 レーザー出力と引き抜き速度および焼灼開始部位の関係。

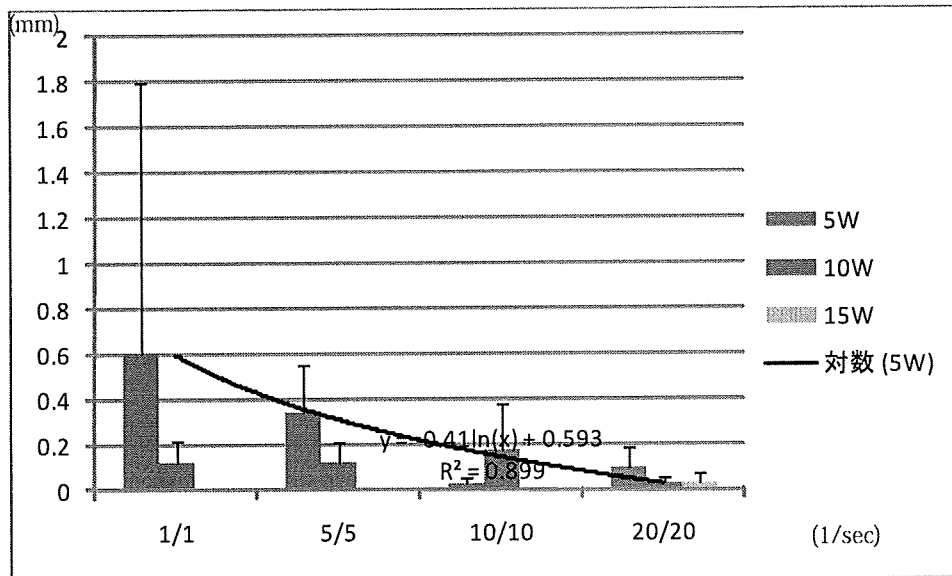


Fig.6 レーザー出力と引き抜き速度および焼灼開始部位の関係 2。 引き抜き速度単位時間あたりの比較と 5W 出力における近似曲線

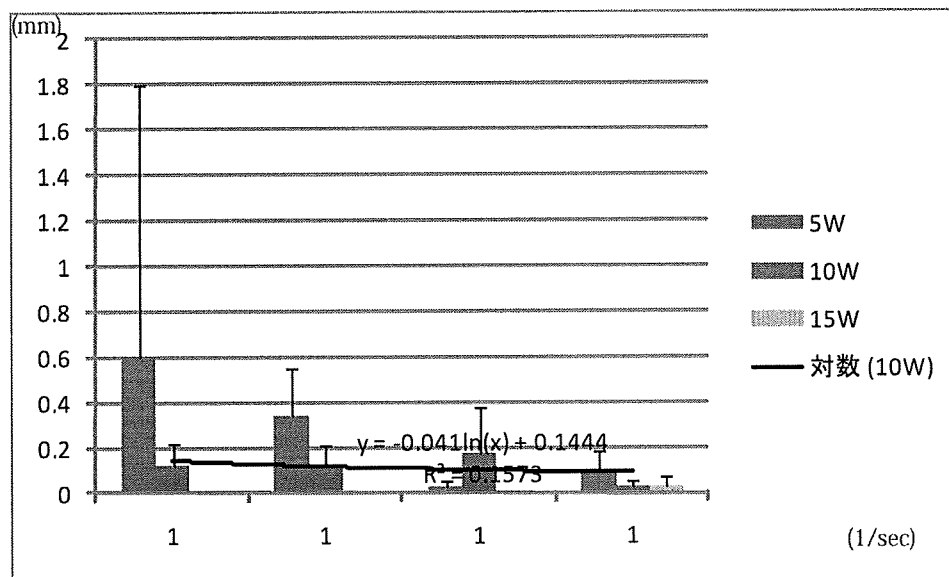


Fig.7 レーザー出力と引き抜き速度および焼灼開始部位の関係 3。 引き抜き速度単位時間あたりの比較と 10W 出力における近似曲線 (1/sec)

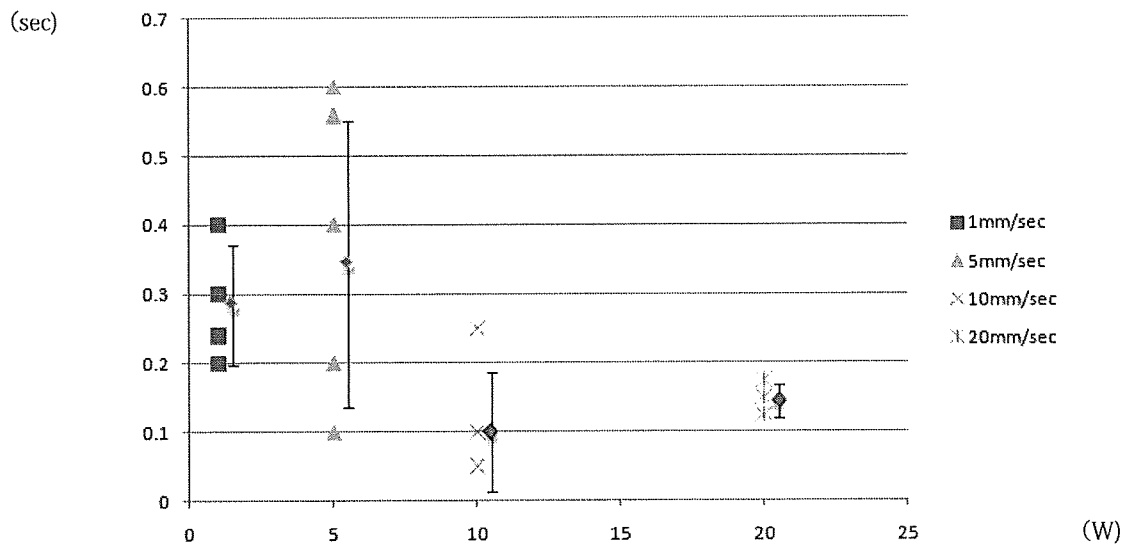


Fig.8 レーザー出力 5W における引き抜き速度と CC 発生時間の関係。

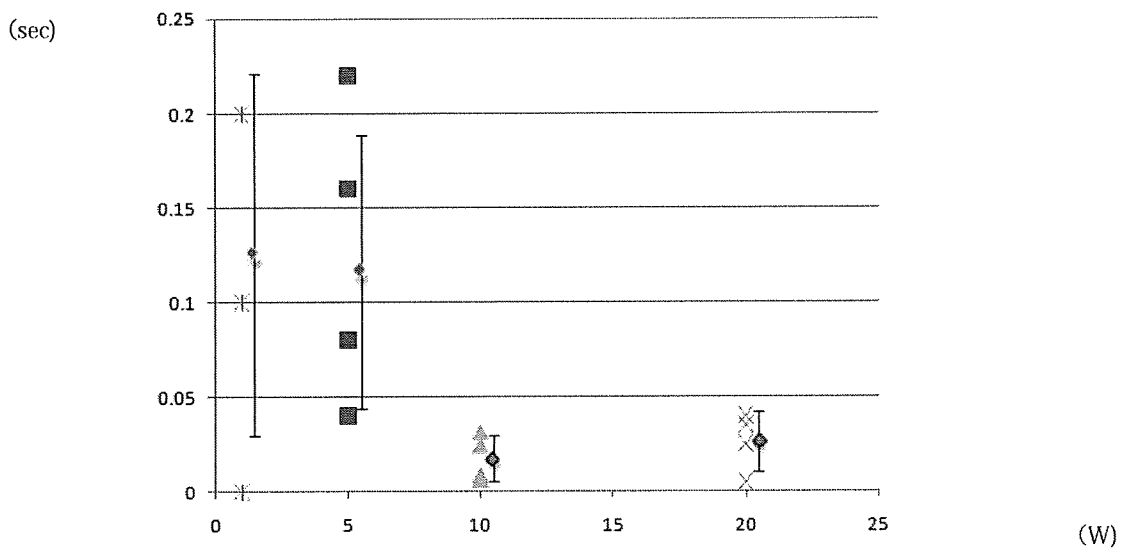


Fig.9 レーザー出力 10W における引き抜き速度と CC 発生時間の関係。

### Ⅲ. 研究成果の刊行に関する一覧表

#### 書籍

著者氏名	論文タイトル	書籍全体の変集者名	書籍名	出版者名	出版地	出版年	ページ
	なし						

#### 雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
川田 通広	下肢静脈瘤レーザー治療におけるファイバー先端温度変化	静脈学	20	299-305	2009

## IV. 研究成果の刊行物・別刷

## 下肢静脈瘤レーザー治療におけるファイバー先端温度変化について — 810nm半導体レーザーによる実験的検討 —

川田 通広<sup>1</sup> 伊藤基己<sup>2</sup> 木村 正廣<sup>2</sup> 笹栗 志朗<sup>1</sup>

●要 約：【目的】一次性下肢静脈瘤に対して外科的治療に代わる低侵襲治療法としてレーザー治療があげられている。レーザー治療では局所麻酔下にて行うことができ、侵襲も小さく、術後疼痛も比較的軽いため術直後より積極的歩行が可能となる。レーザー出力方法の検討により良好な長期成績も出てきており、さらなる成績の向上を目的に、半導体レーザーに接続された光ファイバー先端の温度変化についての基礎的検討を行った。【対象と方法】内径10mmシリコンチューブを使用して閉鎖型循環回路を作製、血液擬似物質(ミルク)を循環させることで擬似血管とした。この擬似血管に光ファイバーを挿入し、810nmのレーザー光を5W、10W、15Wと変化させ光ファイバー先端周囲の温度変化を計測した。【結果】レーザー光吸収体であるミルク中で発せられたレーザー光周囲の温度変化は、ファイバー先端が carbonization 化していない状態では、温度上昇が2°C以内であった。ファイバー先端が carbonization 化した後では、温度上昇は20°C以上となった。【結語】下肢静脈レーザー治療において、治療対象血管壁に適した熱を伝え焼灼するためのレーザー出力方法は、ファイバー先端が炭化状態となっていることを考慮に入れるべきである。

●索引用語：下肢静脈瘤，レーザー治療，温度分布，carbonization

静脈学，20(4)：299-305，2009

### はじめに

1991年、ホロニウムレーザーを使用し血管壁焼灼実験が行われた<sup>1)</sup>。この頃よりレーザー光を使用した血管焼灼の安全性が示唆されるようになり<sup>1-4)</sup>、2001年からは下肢静脈瘤に対して大伏在静脈血管内レーザー治療(endovenous laser treatment; EVLT)が報告<sup>5)</sup>され

た。さらに近年ではEVLT治療におけるレーザー出力、出力方法(パルス波、連続波)、波長、平均エネルギー密度と治療成績について検討が行われているが、一定の見解は得られていない<sup>6-12)</sup>。EVLT治療における術後レーザーファイバーに炭化物質が付着することを、ほとんどのEVLT治療医が経験していると思われる<sup>13)</sup>が、この炭化物質の付着とレーザーファイバー周囲の温度変化の検討を行った報告は見当たらない。今回、810nmの半導体レーザーに接続された光ファイバー先端周囲の温度計測および形態変化について実験的検討を行った。

1 高知大学医学部付属病院外科 2

2 高知工科大学

受付：2008年9月8日

第28回日本静脈学会総会(2008年，箱根)座長推薦演題

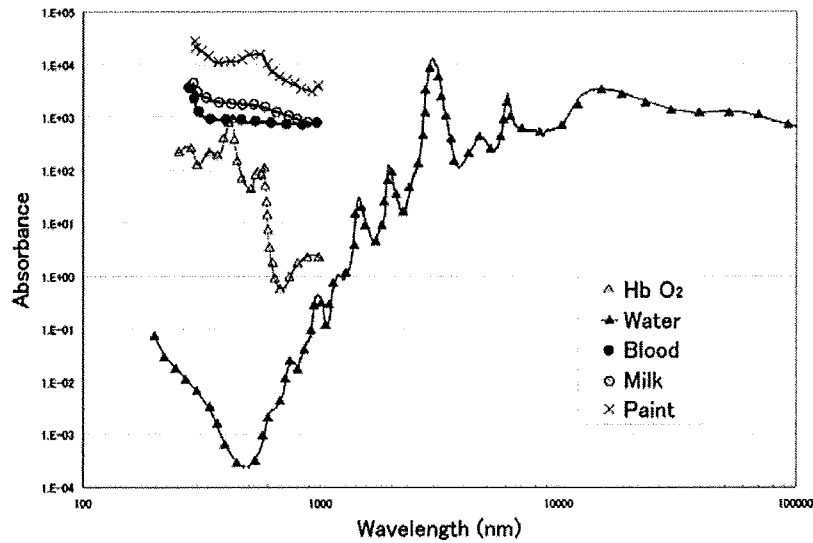


Fig. 1 Absorbance curves of water, oxygenated hemoglobin, blood, milk and paint as a function of wavelength.

対象および方法

本実験で用いた擬似血管は、レーザー吸収体を内径10mmのシリコンチューブに充填させ、循環させることで  $2\text{ml}/\text{s}^{14)}$  の流体とした。実験に先立ち、焼灼対象のレーザー吸収体(疑似血液)の検討を行った<sup>15)</sup>。吸光度測定結果では、波長810nm周辺では赤色絵具、ミルク、血液(全血)そして酸化ヘモグロビンの順でレーザー光に対する吸収が認められ、血液(全血)とほぼ同程度の吸収量を示すミルクを使用し、レーザー焼灼および周辺温度計測を行った(Fig. 1)。

焼灼用レーザー装置はオリンパス社製UDL15(波長810nm)を使用し、出力を5W, 10W, 15Wと変化させた。このレーザー装置で使用する光ファイバーにはコア径 $400\mu\text{m}$ のEVLTL治療用グラスファイバーを用い、シリコンチューブ内腔中心に留置した。光ファイバー先端におけるレーザー出力熱の温度計測は、シリコンチューブ外側から直接穴を開け、レーザー出力部位に対して4方向から白金測温抵抗体の先端を2mm内腔へ突出するように挿入し(Fig. 2)計測を行った。計測データは、キーエンス社製データロガーNR500および温度・電圧計測ユニットTH08を使用して経時的計測を行い、データを蓄積した(Fig. 3, 4, 5, 7)。以上の実験を室内温度 $22\sim 25$ 度において、レーザー吸収体静止状態または流動状態で計測した。

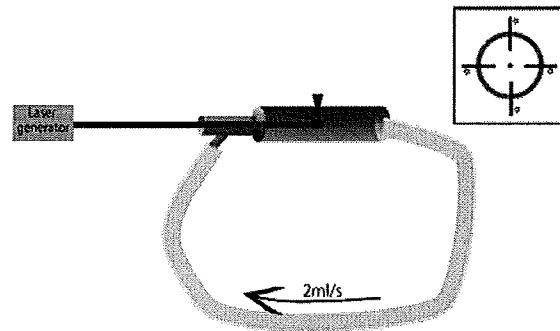


Fig. 2 Experimental set-up of endovenous laser ablation. Black triangle shows 4 measurement points (white star) of platinum resistance temperature detectors.

結 果

焼灼実験ではレーザー出力を通常使用時におけるEVLTL治療最小出力量である5Wから開始した。温度計測開始初期の段階では、測温抵抗体周辺の温度変化はレーザー光発射直後より急峻に立ち上がり、平均7.3秒でプラトーに達した。このときの温度変化は平均 $0.89^\circ\text{C}$ ( $0.86\sim 0.92$ )であった。10Wではプラトーに達するまでが平均8.2秒で、温度変化は平均 $1.24^\circ\text{C}$ ( $1.06\sim 1.42$ )であった。さらに15Wでは平均8.7秒でプラトーに達し、温度変化は平均 $1.6^\circ\text{C}$ ( $1.52\sim 1.68$ )であり、いずれも先端温度は $2^\circ\text{C}$ 以内の微小な変化であった(Fig. 3)。

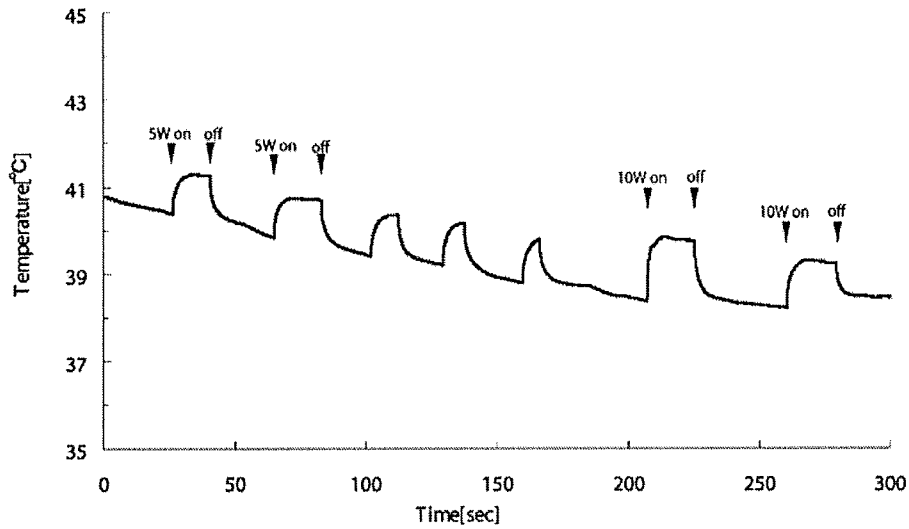


Fig. 3 Early phase of peripheral temperature around the end of fiber by platinum resistance temperature detectors in absorption material of 810 nm laser photon.

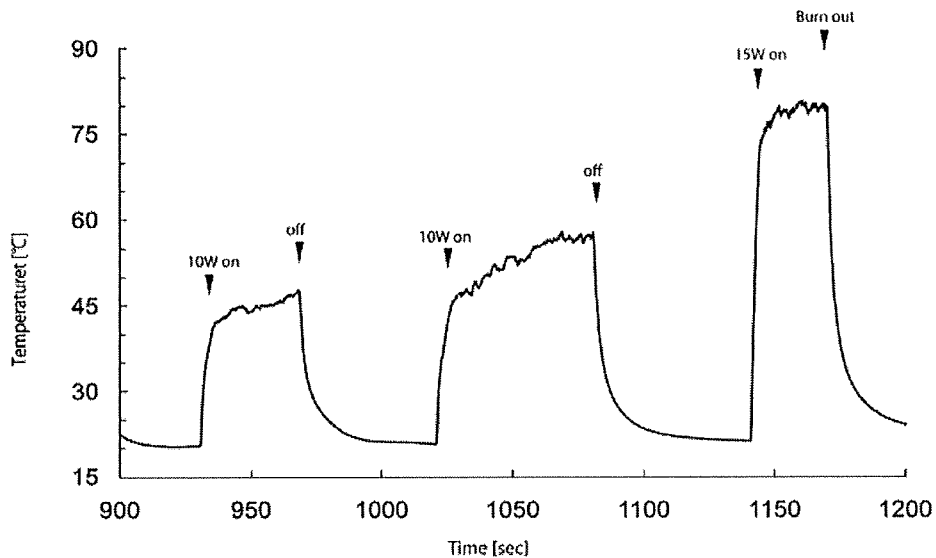


Fig. 4 Late phase of peripheral temperature around the end of fiber measured by platinum resistance temperature detectors in absorption material of 810 nm laser photon.

レーザー出力実験を進めるに従い、温度上昇は実験開始初期の温度変化とは異なり、急峻な立ち上がりとその後プラトーに達することなく、温度上昇を認めるフェーズを持った温度変化となった(Fig. 4)。同じレーザー出力数での温度上昇は初期フェーズに比べて5Wでは平均12.8°C、10Wでは平均16.8°C、15Wでは平均29.3°Cとなり、それぞれ後期フェーズでの急峻な温度上昇を認めていった。温度変化グラフでは急峻な立

ち上がりの二次曲線を描くように上昇していき、出力が15Wでの熱上昇が最も高く認められた(Fig. 5)。

レーザー光出力初期の段階では、ファイバー先端には肉眼的に顕著な変化は認められなかったが、急峻な温度変化を認めるようになった後期フェーズでは、血液内の蛋白質がcarbonization 変化しファイバー先端に長さ平均3.4mm(2.0~3.8mm)で付着していた。Carbonization をはがしてみると、ファイバー先端のシーリン



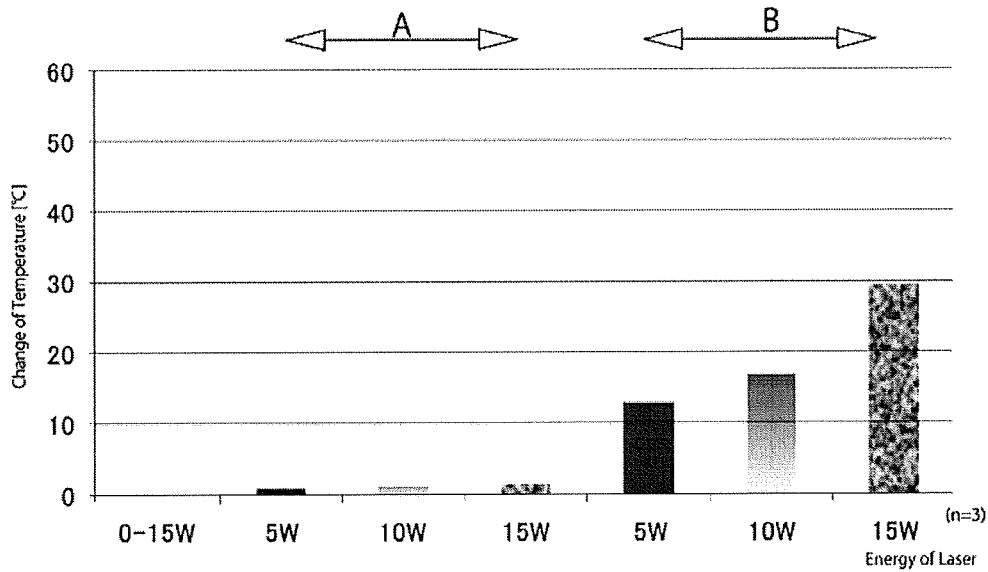


Fig. 5 A: Changes of peripheral temperature around laser fiber tip before carbonization.  
 B: Changes of peripheral temperature around laser fiber tip after carbonization.

グは脱落しコア本体の露出を確認した (Fig. 6).

そこで carbonization 変化が加わったファイバー先端周辺の温度計測を行った。Carbonization 化したファイバーからレーザー光を出力すると、もともとレーザー光の吸収のなかった水、色素水でも血液、ミルクと同等の温度上昇を認めるようになった。また、出力を上げていくことで、ミルク中におけるレーザー光同様に周辺温度は上昇していった (Fig. 7)。これはレーザー光が炭化物質に吸収され、効率よく熱エネルギーに変換されていったものと考えられた。

考 察

今回、レーザー光熱反応実験に先立ち、レーザー光熱反応における周波数と吸収特性について実験を行い、レーザー光吸収曲線からの繰り返し実験可能な血液代替物質を求めた (Fig. 1)。酸化ヘモグロビンは光の低波長部で吸収されやすく、650~700nm周辺では水への光吸収が最も低くなる。より高い波長では、水での光吸収が増えることが示されている。

このグラフに記載されている酸化ヘモグロビンおよび水でのレーザー光吸収については、その物質各々を測定した結果を、同一グラフ上にプロットして表したものである。全血、ミルク、色素絵具それぞれの吸収

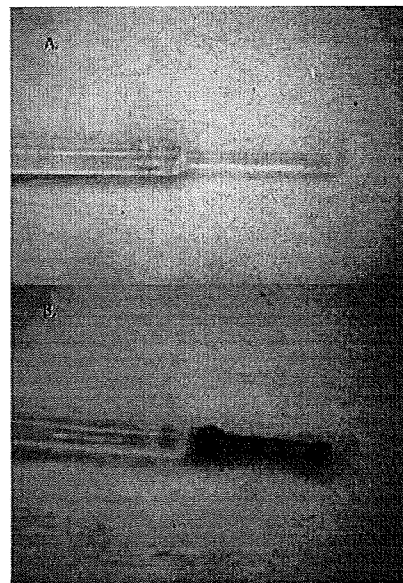


Fig. 6 A: Macroscopic view of glass fiber before laser photo-thermal reaction.  
 B: Macroscopic view of glass fiber with a partial carbonization after laser photo-thermal reaction.

光波長を測定し、既知の酸化ヘモグロビン、ヘモグロビン、水の光吸収測定グラフに重ねたものが今回作成したグラフである。このグラフから810nm周辺では血液、酸化ヘモグロビン、ミルクが同一の吸収特性を

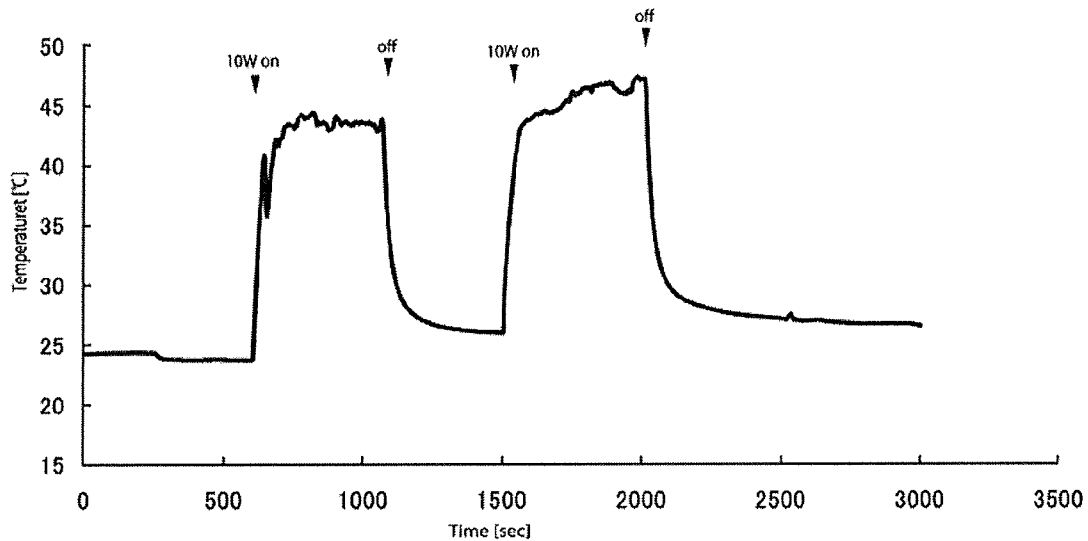


Fig. 7 Peripheral temperature around the end of carbonized fiber by platinum resistance temperature detectors in non-absorption material (water) of 810 nm laser photon.

持っていることが判明した。よって今回の実験では、安全性と実験運用の簡便性を考慮してミルクを使った温度計測を行うことにした。

EVLTL治療において最も重要となるのがレーザーファイバーの先端温度である。血管壁に与えられるエネルギー量が低いと、焼灼不十分となり再疎通の原因<sup>6)</sup>となる。一方でレーザーエネルギー量が過大だと血管壁の穿孔を起こす<sup>10, 16, 17)</sup>と言われている。これまでにEVLTLレーザーの平均エネルギー密度( $J/cm^2$ )やレーザー波長<sup>10, 17)</sup>を変化させて検討されてきたが、いずれもファイバー先端のcarbonizationに関しては考慮されていない。本実験においてファイバー先端のcarbonizationにより吸収体のみならず非吸収体でも温度変化が起こることから、ファイバー先端のcarbonizationを系に入れた実験を考えるべきであると考えられた。

ファイバー先端における周辺蛋白凝塊とcarbonizationによる周辺温度変化について検討すると、初期フェーズでのファイバー先端は、付着蛋白がほぼない状態であるために、レーザー光を照射しても、ファイバー先端だけで起きている光熱反応による熱産生は非常に小さく、レーザー照射初期フェーズでの温度変化は平均 $1.19^\circ C$ ( $0.86\sim 1.68^\circ C$ ) (Fig. 3)であった。

温度変化グラフでは立ち上がり急峻で平均8秒でプラトーに達し、その後の温度上昇は認められなかつ

た。これら温度変化の少ない理由としてはレーザーファイバーに付着する蛋白凝塊が少ないためではないかと考えられた。蛋白物質が凝固する臨界点は $60\sim 70^\circ C$ である<sup>18)</sup>が、凝固にいたるまでの蛋白物質量が十分でないために、ファイバー先端温度が蛋白物質凝固臨界点に到達したとしても、その時点ではファイバー先端に蛋白凝塊が付着することなく、ファイバー先端のごく微小な点でのみレーザー光熱反応が繰り返されたと考えられた。

ファイバー先端のcarbonization化が増大すると、レーザー光熱変化での温度変化は一次曲線様のグラフに近似した( $R^2=0.83$ )。

ファイバー内を伝搬した光線はレーザーファイバー先端の断面部に接触した物質に吸収され、熱へと変換されていくのだが、上述のごとくcarbonization化が進むことでcarbonization自体にレーザー光が励起され、高出力の熱源となった。焼灼実験後、ファイバー先端シリコン皮膜の一部に溶解脱落部を認めた。これは二次的に付着したcarbonization部と接触した部位が溶解した影響と考えられた。

今回、計測を行ったレーザーファイバー先端の周辺温度は、 $100^\circ C$ 以内であった。ファイバーから発生する熱を直接接触させて計測した場合、 $1000^\circ C$ 程度まで上昇している<sup>19)</sup>ののだが、そのような非常に高温である

にもかかわらず極めて微小な点熱源から発せられた熱は、それだけでは周囲の流体温度に相殺され、ファイバー周辺の血液を瞬時に沸騰させるだけのエネルギーを持ちあわせていないと考えられた。

現時点ではレーザー波長と焼灼温度の因果関係は不明であるのだが、血管内の初期温度変化に関して上述における carbonization での熱産生が主体であることから、EVLV治療機器の波長差に対しての優劣はつけることはできないと考えられた。

以上をまとめると、

①レーザー光励起：ファイバー先端から血液中へ出てきたレーザー光は周辺の酸化ヘモグロビンに励起され、第一段階の微小な温度上昇が始まる。

②ファイバー先端に蛋白付着：ファイバー先端周辺の血液中蛋白がコアギュラム(付着蛋白)となり、水分が蒸散して炭化が始まる。

③付着蛋白の炭化：付着蛋白の炭化部分へさらにレーザー光が励起され、炭化量が増大、非常に高温を産生する状態へと変化する。

①から③の事象がファイバー先端で起こることが高熱を産生し、血管壁を焼灼するために必要なエネルギーとなると考えられた。

以上、本研究よりレーザー光が酸化ヘモグロビンに吸収され、熱に変換されることや、レーザー光が水に吸収されることで、熱に変換されていくという過程は、レーザー光熱変換の初期における一事象<sup>2, 18, 20)</sup>に過ぎず、ファイバー先端周辺での蛋白凝固および carbonization 変化部分に、さらにレーザー光が励起され、急激な温度上昇を引き起こしている事象がEVLVにおける血管焼灼機序である可能性が示唆された。

## 結 語

下肢静脈瘤レーザー治療における熱の発生においてはレーザー波長とその吸収特性による温度変化のみならず、その後の carbonization 変化部分における熱発生が非常に重要な役割を果たしていると考えられた。今後はファイバー先端に付着する carbonization 量を考慮に入れた焼灼方法を検討することが望まれる。

本論文の要旨は、第28回日本静脈学会総会(2008年6月、箱根)において発表し、座長推薦演題に選出された。

## 文 献

- 1) van Leeuwen, T. G., van der Veen, M. J., Verdaasdonk, R. M., et al.: Noncontact tissue ablation by Holmium: YSGG Laser pulses in blood. *Lasers Surg. Med.*, 1991, **11**: 26-34.
- 2) Doukas, A. G., McAuliffe, D. J. and Flotte T. J.: Biological effects of laser-induced shock waves: structural and functional cell damage in vitro. *Ultrasound Med. Biol.*, 1993, **19**: 137-146.
- 3) van Leeuwen, T. G.: Bubble formation during pulsed laser ablation: mechanism and implications. *Laser-Tissue interaction*, 1993, **1882**: 13-22.
- 4) Pfefer, T. J., Choi, B., Vargas, G., et al.: Pulsed laser induced thermal damage in whole blood. *J. Biomech. Eng.*, 2000, **122**: 196-202.
- 5) Min, R. J., Zimmet, S. E., Isaacs, M. N., et al.: Endovenous laser treatment of the incompetent greater saphenous vein. *J. Vasc. Interv. Radiol.*, 2001, **12**: 1167-1171.
- 6) Proebstle, T. M., Lehr, H. A., Kargl, A., et al.: Endovenous treatment of the greater saphenous vein with a 940-nm diode laser: thrombotic occlusion after endoluminal thermal damage by laser-generated steam bubbles. *J. Vasc. Surg.*, 2002, **35**: 729-736.
- 7) Weiss, R. A.: Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol. Surg.*, 2002, **28**: 56-61.
- 8) Oh, C. K., Jung, D. S., Jang, H. S., et al.: Endovenous laser surgery of the incompetent greater saphenous vein with a 980-nm diode laser. *Dermatol. Surg.*, 2003, **29**: 1135-1140.
- 9) Goldman, M. P., Mauricio, M. and Rao, J.: Intravascular 1320-nm laser closure of the great saphenous vein: a 6- to 12-month follow-up study. *Dermatol. Surg.*, 2004, **30**: 1380-1385.
- 10) Proebstle, T. M., Moehler, T. and Herdemann, S.: Reduced recanalization rates of the great saphenous vein after endovenous laser treatment with increased energy dosing: definition of a threshold for the endovenous fluence equivalent. *J. Vasc. Surg.*, 2006, **44**: 834-839.
- 11) Mordon, S. R., Wassmer, B. and Zemmouri, J.: Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. *Lasers Surg. Med.*, 2007, **39**: 256-265.
- 12) van den Bos, R. R., Kockaert, M. A., Neumann, H. A., et al.: Technical review of endovenous laser therapy for varicose veins. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.*, 2008, **35**: 88-95.
- 13) Johnson, C. M. and McLafferty, R. B.: Endovenous laser ablation of varicose veins: review of current technologies and clinical outcome. *Vascular*, 2007, **15**: 250-254.
- 14) 加賀山知子, 井上芳徳, 菅野範英, 他: 安静立位時の深部静脈と表在静脈の血流速度の比較. *静脈学*, 2008, **19**: 108.

- 15) 荒井武二：レーザー加工の工学，光ファイバー，レーザー加工の基礎工学；理論からシミュレーションまで，東京，2006，丸善，pp. 110-113.
- 16) Jiang, S. C., Ma, N., Li, H. J., et al.: Effects of thermal properties and geometrical dimensions on skin burn injuries. *Burns*, 2002, **28**: 713-717.
- 17) Timperman, P. E., Sichlau, M. and Ryu, R. K.: Greater energy delivery improves treatment success of endovenous laser treatment of incompetent saphenous veins. *J. Vasc. Interv. Radiol.*, 2004, **15**: 1061-1063.
- 18) Black, J. F. and Barton, J. K.: Chemical and structural changes in blood undergoing laser photocoagulation. *Photochem. Photobiol.*, 2004, **80**: 89-97.
- 19) van Leeuwen, T. G., Jansen, E. D., Motamedi, M., et al.: Pulsed laser ablation of soft tissue. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue, 1995, 709-763.
- 20) Verdaasdonk, R. M., van Swol, C. F., Grimbergen, M. C., et al.: Imaging techniques for research and education of thermal and mechanical interactions of lasers with biological and model tissues. *J. Biomed. Opt.*, 2006, **11**: 041110

### Abstract

## Thermal Changes at the End of Fiber Tip during 810 nm Endovenous Laser Treatment

Michihiro Kawada<sup>1</sup>, Kiminori Ito<sup>2</sup>, Masahiro Kimura<sup>2</sup> and Shiro Sasaguri<sup>1</sup>

1 Department of Surgery II, Kochi Medical School, Kochi University

2 Kochi University of Technology

**Key words:** Varicose vein, EVLT, Carbonization, Thermal changing

**Purpose:** The endovenous laser treatment (EVLT) of saphenous vein insufficiency has been found out as less-invasive procedure than that of conventional procedure. Postoperative surgical trauma is reduced, since it is possible to treat legs under local anesthesia in the EVLT. Furthermore, early ambulation becomes possible immediately after the treatment because of less postoperative pain. An excellent long-term result has been obtained by applying the EVLT method. In order to improve a technique, this study was performed to evaluate the thermal fluctuation around the EVLT fiber tip.

**Methods:** The close circulation circuit was made by using 10 mm silicon tube, and milk was circulated as a pseudo-material for blood. The optical fiber was inserted in this pseudo-blood vessel, and the 810 nm laser was generated. As the laser output has been changed with 5 W, 10 W, and 15 W, the temperature changes around the optical fiber were measured.

**Result:** Thermal changes of pseudo-blood during early laser delivery phase were up to 2°C. None of thermal changing was observed after 10 seconds of laser energy delivery. After carbonization around laser fiber tip due to thermal degeneration of circulating protein, increased temperature change more than 20°C, possibly higher at laser tip, was observed.

**Conclusion:** In EVLT, carbonization around laser tip takes major role in elevation of temperature around laser fiber. Optimal condition for the procedure should be determined with consideration of carbonization and its effect to temperature change.

