

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

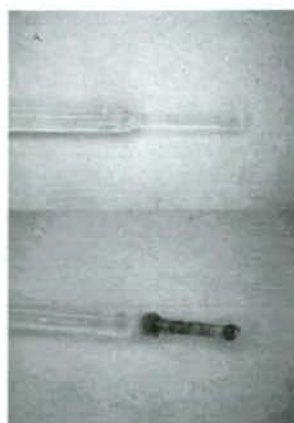


Fig.6:  
 A: Macroscopic view of glass fiber before laser photo-thermal reaction  
 B: Macroscopic view of glass fiber with a partial carbonization after laser photo-thermal reaction

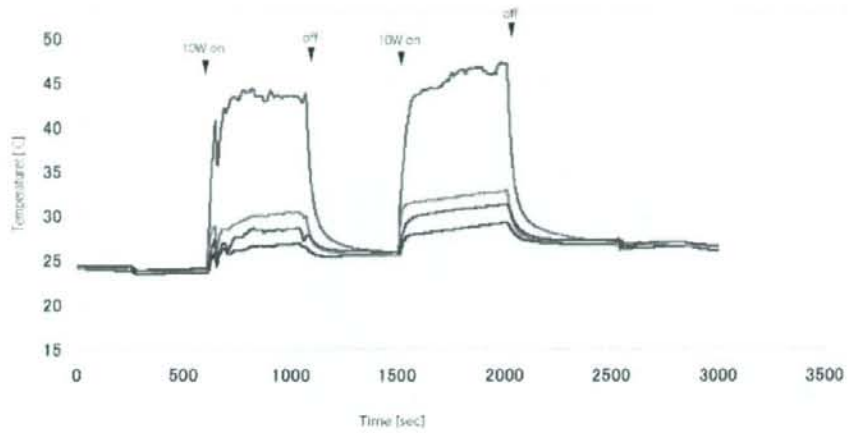


Fig.7:  
Peripheral temperature around the end of carbonized fiber by platinum(PT) resistance temperature detectors in non-absorption material of 810nm laser photon.

## 下肢静脈瘤治療用レーザーファイバー先端の炭化状態変化に関する研究

研究分担者 川田 通広

高知大学医学部付属病院 助教

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。血管壁に対する熱の影響がもっとも重要視される術式であり、不完全焼灼では術後血液の再疎通を認める可能性がある。レーザー光熱反応においてレーザー光と血液の反応が認められる低温系の early phase、そして血液内蛋白の凝固および炭化にもとづく高温系の late phase が挙げられる。EVLT 治療に最も重要と考えられている late phase における carbon cap と出力数の関係について基礎的検討を行ったので報告する。ヒト血液内において、810nm のレーザー光を 5w、10w、15W それぞれ 10 秒、20 秒、30 秒、40 秒、50 秒、60 秒間の焼灼を行い、それぞれの時間のファイバー先端に付着した carbon cap 長を測定した。結果はファイバー先端の carbon cap 長が 5w で  $2.66 \pm 0.31\text{mm}$ 、10w で  $3.53 \pm 0.68\text{mm}$ 、 $4.86 \pm 0.69\text{mm}$  と出力に応じて大きくなる傾向を認めた。

結語：下肢静脈レーザー治療における血管焼灼熱量は、late phase に見られる carbon cap の大きさに応じて変化するものと考えられた。

## A. 研究目的

下肢静脈瘤治療 (EVLT) に対する目標は安全かつ確実に効果が得られる術式でなければならない。

EVLT ではレーザー熱による血管内膜焼灼を行い、二次血栓による血管内腔閉塞を主目標としている。

焼灼が不十分な場合は、術後の再疎通の原因となるため確実性が欠けてしまうことは極めて重要な問題となる。

今回、EVLT におけるファイバー先端の炭化状態 (Carbon Cap : CC) を検討してもっとも焼灼エネルギー効率の良い状態を検討した。

## B. 研究方法

本実験では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、経時的に変化する CC についての観察を行った。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 EVLT 治療用ガラスファイバーを用い、血液中でレーザー焼灼を開始、10 秒、20 秒、30 秒、40 秒、50 秒焼灼毎にファイバー先端とともに CC を切離、顕微鏡下に CC 面積計測 (最大縦径 A  $\times$  最大横径 B) を行った。レーザー出力による熱量および CC 変化量についての相関の有無を検討した。

## C. 研究結果

ファイバー先端の carbon cap 長は 5w で  $2.66 \pm 0.31\text{mm}$ (Fig.1), 10w で  $3.53 \pm 0.68\text{mm}$ (Fig.2),  $4.86 \pm 0.69\text{mm}$ (Fig.3) と出力に応じて大きくなる傾向を認めた。

## D. 考察

下肢静脈瘤に対するレーザー治療は 2001 年より Min, Navvaro ら (1,2) により行われるようになり、本邦でも盛んに行われるようになって来た。焼灼原理を述べる。レーザーの特性上、ファイバー先端より外界に出たレーザー光はファイバー先端断面に付着していた物質へ励起し、レーザー光熱変化により、初期の熱産生 (early phase) (3) が始められる。

しかし、これは微小点光源での発熱のため、ごく少量の産生熱量となることが知られている (4,5,6,7)。

レーザー出力を繰り返すことにより、より大きな熱量発生が認められるようになるのだが、これには今回検討を行った Carbon Cap (CC) が密接に関係している。early phase での熱産生は微量であるのだが、レーザーを連続して焼灼して行くに従って温度は上昇していくことが観察される。これはレーザーファイバー先端における周辺凝固物質が炭化して先端に付着、さらには付着蛋白部位にさらなるレーザー光が励起され、蛋白炭化塊が増大していき CC となると考えられる。この CC が付着した状態でレーザー

光熱反応はよりいっそう激しくなり、高温を発生するような late phase へと変化するのである。

今回の実験でも認められるように、時間を追う毎に CC の大きさは次第に増大傾向にあり、全体の体積も増大していった。

いっぽうで J 熱量から CC 全体量を推測するというのは困難ではあるが、持続的にレーザー熱を焼灼する場合、CC 増大することを念頭に入れながら EVLT を行う必要がある。

Proebstle らは大伏在静脈閉塞にいたる焼灼に対して、20J/cm<sup>2</sup> 以上が必要である (4,5,6,7,8) と述べている。

いっぽう上記熱量を逆算してみると、下肢静脈瘤治療対象血管である大伏在静脈は全長 35cm を 6w 出力で焼灼した場合、内腔 2mm の血管であるならば 62 秒かかってしまう。また内腔 10mm の血管を焼灼する場合、さらに 320 秒がかかる計算となる。出力を最大にした場合、つまり 15W で焼灼を行う場合では同様の血管長の焼灼時間は内腔が 2mm では 25 秒、いっぽう内腔が 10mm では 125 秒となる。血管の性状、出力数で焼灼時間は 25 秒から 320 秒と非常に幅広くなってしまふことになる。

一定時間で行う PULLBACK 方式で血管を焼灼した場合では、レーザー焼灼開始初期における CC は内腔焼灼には十分となる量にはなっておらず、一部焼灼不十分となる可能性がある。さらには中枢から抹消へ焼灼する場合、焼灼方向に向かって CC は増大する。

つまり SFJ 付近における焼灼は不十分となると再疎通の原因となる可能性が高くなるために注意が必要である。いっぽうで CC 増大により過大なエネルギー量が静脈壁に加わると、一箇所に熱が集中することで簡単に穿孔を起こしてしまう可能性がある。

上述の理由により術後皮下出血や術後疼痛の要因となることが考えられる。

以上より、PUNCTURE 方式による EVLT では、より確実に焼灼を行うために、early phase となる SFJ 周辺での焼灼ではファイバー先端の変化と血管壁の性状を確実に超音波検査で観察しながら治療を行うことが望ましいと考えられた。

また、late phase となる大伏在静脈中間部より抹消では、逆に CC 増大によりレーザー熱は高温となっているために、比較的速く引き抜きを行いながら焼灼することが穿孔を起こさない方法であると考えられる。いずれにしても血管内膜変化を超音波検査にて確認しながら pullback speed を可変させることが望まし

いと考えられた。

今後は CC の大きさを考慮に入れた pullback speed の検討を行い、もっとも効率的に血管壁へ熱エネルギーを伝播させられるプロトコール作成が臨まれる。

## E. 結論

下肢静脈レーザー治療における血管焼灼熱量は、late phase に見られる carbonization cap の大きさに応じて変化するものと考えられた。

## F. 研究発表

なし

## G. 知的財産権の出願・登録状況

### 1. 特許取得

なし

### 2. 実用新案登録

なし

### 3. その他

なし

Relationship between thermal effect and carbon cap formed at the end of laser fiber for 810nm EVLT procedure

Michihiro Kawada, Shiro Sasaguri

Department of Surgery 2, Faculty of Medicine, Kochi University

### Purpose:

Endovenous laser treatment for varicose vein is less-invasive procedure as patients can walk as soon as taking EVLT procedure. However, individual technical factors are more important for the success of saphenous vein EVLT. The most important factor for complete vein wall closure is the thermal effect at the end of laser fiber.

There are two major heat phases such as low heat stage on early phase and high heat stage on late phase of EVLT.

We study about the relationship between laser power and produced carbonization cap at the end of laser fiber from early phase to late phase.

### Method:

### 1. Formation of Carbon cap

810nm laser irradiation was performed by 5w, 10w and 15w for 10,20,30,40,50 and 60 sec into blood. The length of the carbon cap was measured at the end of laser fiber after each 10 second irradiation.

### 2. Thermal changes at the end of fiber tip

Data regarding time of 810nm laser energy delivery from 5w to 15w and thermal changing were collected from closed silicon tube circuit on 2ml/s blood substitute flow.

### Result:

Thermal changing of pseudo-blood with early laser energy delivery were up to 2 °C . None of thermal changing was observed after 10 seconds of laser energy delivery. Due to carbonization on the fiber tip, vast thermal increasing change was observed after 200J laser energy delivered. The first 10second temperature around the fiber tip was between 10 °C and 20°C .

The lengths of carbon cap formed were  $2.66 \pm 0.31$ mm on 5W,  $3.53 \pm 0.68$ mm on 10W and  $4.86 \pm 0.69$ mm on 15W.

### Conclusion:

EVLt surgeon should change the laser power in order to increase the amount of the carbon cap formed at the end of laser fiber, and the rate of the complete vein closure will be raised after EVLT procedure.

1) 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: 1167-71.

2) Navarro, L., Min, R. J. and Bone, C.: Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins--preliminary observations using an 810 nm diode laser. *Dermatol Surg*, 2001, 27: 117-22.

3) Watts, G. T.: Endovenous diathermy destruction of internal saphenous. *Br Med J*, 1972, 4: 53.

4) Thomsen, S., Pearce, J. A. and Cheong, W. F.: Changes in birefringence as markers of thermal damage in tissues. *IEEE Trans Biomed Eng*, 1989, 36:

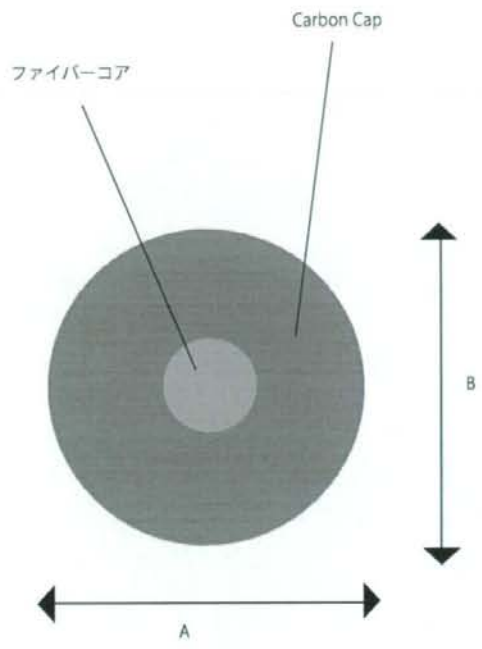
1174-9.

5) van Leeuwen, T. G.: noncontact tissue ablation by Holmium:YSGG Laser pulses in blood. *Lasers in Surgery and Medicine*, 1991, 11: 26-34.

6) van Leeuwen, T. G. J., E.D. Motamed, M. Borst, C. Welch, A.J. Pulsed laser ablation of soft tissue. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue, 1995: 709-763.

7) Pfefer TJ, C. B., Vargas G, et al. Pulsed laser induced thermal damage in whole blood. *J Bio Engineering*, 2000, 122: 196-202.

8) 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: 834-9.



測定項目

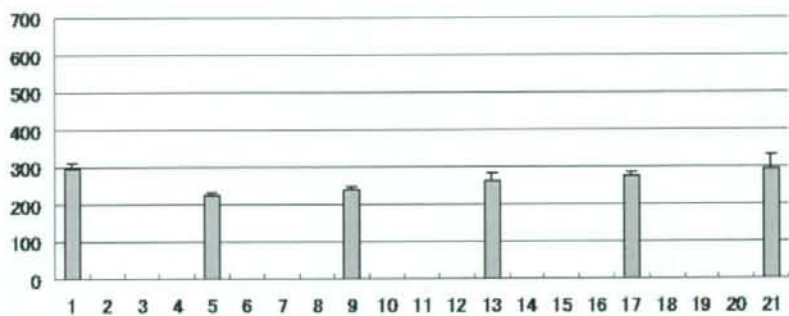


Fig.1 Laser power: 5W

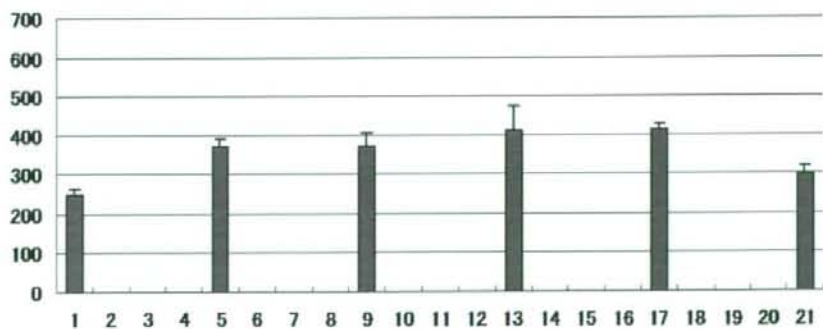


Fig.2 Laser power: 10W

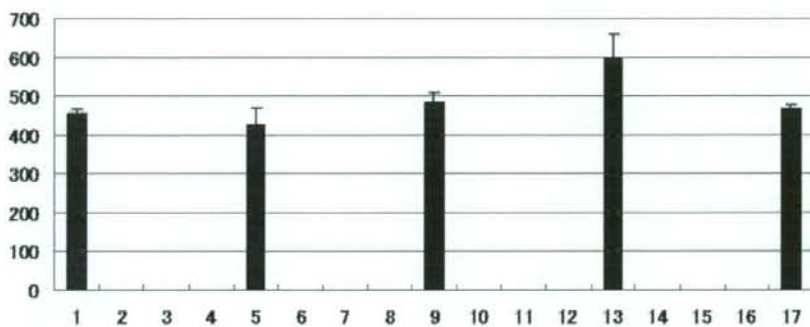


Fig.3 Laser power: 15W



Fig.4 ファイバーにてレーザー焼灼した静脈血管 HE 像。  
 矢印のごとくレーザー impact 部分は全層脱落欠損となった。  
 周辺の内膜には熱影響認めない。



## 大伏在静脈レーザー治療熱の深部静脈に対する影響に関する研究

研究分担者 川田 通広 高知大学医学部付属病院 助教

下肢静脈瘤治療における血管内膜焼灼を確実にを行うための出力決定ならびに深部静脈に対する熱の影響は不明である。今回、擬似血管回路を作成して流体中におけるファイバー先端の温度変化および血管内腔壁に対する温度変化の検討を行った。

中心部最高温度は  $25.9 \pm 0.1 \sim 27.9 \pm 0.1^\circ\text{C}$  であった (Fig.2)。ファイバー先端に Carbon Cap(CC) が付着した状態で 15W で焼灼した場合の中心部最高温度は  $28.9 \pm 0.3 \sim 31.9 \pm 0.1^\circ\text{C}$  であった。

以上より、血管外より測定しうる中心温度および擬似血管内膜側温度は、蛋白凝固となる 70 度を超えることはなく、大伏在静脈レーザー治療熱の深部静脈に対する影響は少ないと考えられた。

### A. 研究目的

下肢静脈瘤治療において interventional therapy の場合、術後 DT の発生が非常に稀ではあるが一部、報告されており生命危機陥る可能性がある。

血管内膜焼灼を確実にを行うための出力決定ならびに深部静脈に対する熱の影響は不明である。

今回、擬似血管回路を作成して流体中におけるファイバー先端の温度変化および血管内腔壁に対する温度変化の検討を行った。

### B. 研究方法

本実験で用いた擬似血管は、血液を内径 10mm のシリコンチューブに充填させ、5 ml/s の流体とした。

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, 15W と変化させ、赤外線サーモグラフィーにて 1 秒毎の連続撮影を行い、温度計測を行った。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 EVLT 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。以上の実験を室内温度において、血液流動状態で計測した。

### C. 研究結果

未炭化ファイバーにて 5w でレーザー焼灼し、中心部最高温度を計測した場合、 $25.7 \pm 0.3 \sim 26.3 \pm 0.3^\circ\text{C}$  であった (Fig.1)。出力を上げ、15W で焼灼した場合の中心部最高温度は  $25.9 \pm 0.1 \sim 27.9 \pm 0.1^\circ\text{C}$  であった (Fig.2)。ファイバー先端に Carbon Cap(CC) が付着した状態で 15W で焼灼した場合の中心部最高

温度は  $28.9 \pm 0.3 \sim 31.9 \pm 0.1^\circ\text{C}$  であった (Fig.3)。

いっぽう、未炭化ファイバーにて 5w でレーザー焼灼し、擬似血管擬似血管内膜側最高温度を計測した場合、 $25.7 \pm 0.5 \sim 26.4 \pm 0.3^\circ\text{C}$  であった (Fig.4)。

15W で焼灼した場合の擬似血管擬似血管内膜側最高温度は  $25.5 \pm 0.4 \sim 26.9 \pm 0.9^\circ\text{C}$  であった (Fig.5)。

ファイバー先端に Carbon Cap(CC) が付着した状態で 15W で焼灼した場合の擬似血管内膜側最高温度は  $27.4 \pm 0.4 \sim 29.8 \pm 0.9^\circ\text{C}$  であった (Fig.6)。

いずれの場合でも血管外より測定しうる中心温度および擬似血管内膜側温度は、蛋白凝固となる 70 度を超えることはなかった (Fig.7)。

レーザー治療後の血管では病理組織学的にはファイバーの接触部分に一致して全層における欠損を認めた (Fig.8)。一方で、近傍の血管内膜および組織損傷もほとんど無いことよりレーザー熱の波及はほとんど無いと考えられた (Fig.9)。

### D. 考察

レーザー光から熱変化が起こると、その周辺温度が上昇していく (2,3)。レーザー光の先端温度は非常に高温であり、最高 1600 $^\circ\text{C}$  付近まで達する (4,5,6) といわれている。しかしながら点光源から発せられたレーザー光は微小な点でのレーザー熱発生のため、先端に接触している部分しか温度上昇していると考えられた。

30-40 $^\circ\text{C}$  の流体中では微小点光源の熱はその周辺の流体温度に相殺されることで平均化していると推定された。今回の検査結果からも、点光源から 1 cm 離

れただけで、ほぼ流体温度に近い温度となっていることから、レーザーファイバー先端の温度影響が流体を介して伝導する場合、周辺の血管擬似血管内膜に対しては微小となり、擬似血管内膜損傷には至らない。

HE染色による病理組織ではファイバーが接触していたであろう部位のみに変化が認められていることから、上述の熱影響は流体を介する場合は非常に少ないことがいえるであろう。

レーザー光側方向への熱伝導についてHE染色標本より検討してみると、レーザー光が接して擬似血管内膜焼灼行った部位で擬似血管内膜脱落が認められた部位を計測すると0.58mm ± 0.7 mmであった。今回使用したファイバー径が400 μmであり、接触した部位より145%までは熱影響があったと計算される。

それ以上の擬似血管内膜についてはほぼ正常であることから、局所発生熱はほかの部位に対して影響は認めなかったといえる。

同時に発生していたVAPOR BUBBLEの存在<sup>7)</sup>についてであるが、これは術中施行される超音波検査上、レーザーファイバー先端より容易に確認できる。一見すると高温蒸気が発生するかのごとく画面上は見える。そのまま深部静脈へ流入しているかのごとく確認されるのだが、前述の切片より擬似血管内膜に影響ないことから、実際の温度による影響は考慮に入れなくても良いと考えられた。

レーザー光周辺の温度変化については光源より5mm離れると、ほとんど影響を受けないことが報告されている。

レーザー光熱反応をレーザー光干渉計にて1気圧の空气中で測定した結果であり、厳密には流体中のモデルではないために今回の比較とできない。実際の流体中の熱伝導および熱伝播に対しては異なる実験形を行い、測定するのが望ましいと考えられる<sup>8)</sup>。静脈を含め、下肢長全域にわたり、熱影響を測定するモデルとして今回の実験系は行われているのだが、流体全域にわたりレーザー光熱の影響は非常に少ないと考えられた。また、温度変化の測定より点光源からの温度上昇による深部静脈、特に血管内腔への熱損傷は直接的には少ないと考えられた。

血栓閉塞による機序としては①レーザー光による接触部のみの擬似血管内膜焼灼 ②熱による部分的な擬似血管内膜損傷 ③損傷部位の血管付近でのおよび血栓形成 ④血管内腔全体が血栓閉塞 ⑤深部静脈方向への血栓の伸長 という順序で血栓形成が行われ伸長していく<sup>9,10,11)</sup>と考えられている。

血栓伸長と深部静脈の血流の関係については、静脈還流流速は大伏在静脈では3.8cm/sであり、深部静脈では6.6cm/sといわれている<sup>12)</sup>。ほとんどの場合、大伏在静脈内血栓の伸長は、この流速差により新生血栓は溶解されることで伸長がとまると考えられる。

いっぽうでは深部静脈-大伏在静脈接合部(SFJ:Sapheno-femoral junction)付近の表在静脈からより多くの血流が供給されており<sup>13,14,15)</sup>、深部静脈周辺では血流が豊富のために思われている。この周辺の表在静脈の存在が血栓出現の位置要因であると論ずる学者<sup>16,17)</sup>もいる。じっさいには大伏在静脈と大伏在静脈本幹の流速差のみに影響を受けていると考えるのが妥当ではないだろうか。

浮遊血栓もしくは新鮮血栓が伸長、遊離して深部静脈に流れ込む可能性はあるが、多くの場合は少量であり、連続的に溶解が繰り返されることで肺塞症状を呈していないと考えられる。よほど大きな血栓形成が短期的にSFJ付近に形成されない限り症状は出現しないと思われる。より確実な手段としては高位結紮を付加したレーザー治療が深部静脈血栓症の可能性が極めて低い安全な方法となるが、punctureのみの治療とならない。

術後、積極的に下腿運動を繰り返し行うことが血栓伸長を予防する意味でも非常に有用となると考えている。

## E. 結論

擬似血管回路を作成して流体中におけるファイバー先端の温度変化および血管内腔壁に対する温度変化の検討を行った結果、血管内膜側温度は、蛋白凝固となる70度を超えることはなく、大伏在静脈レーザー治療熱の深部静脈に対する影響は少ない。

## F. 研究発表

なし

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

1) Roos, A., Weisiger, J. R. and Moritz, A. R.: Studies of Thermal Injury. VII. Physiological Mechanisms Responsible for Death During Cutaneous Exposure to Excessive Heat. 1947, 23: 695.

2) Watts, G. T.: Endovenous diathermy destruction of internal saphenous. Br Med J, 1972, 4: 53.

3) O'Reilly, K.: Endovenous diathermy sclerosis of varicose veins. Aust N Z J Surg, 1977, 47: 393-5.

4) Disselhoff, B. C., Rem, A. I., Verdaasdonk, R. M., et al.: Endovenous laser ablation: an experimental study on the mechanism of action. Phlebology, 2008, 23: 69-76.

5) Shafirstein, G., Baumler, W., Lapidoth, M., et al.: A new mathematical approach to the diffusion approximation theory for selective photothermolysis modeling and its implication in laser treatment of port-wine stains. Lasers Surg Med, 2004, 34: 335-47.

6) Mordon, S. R., Wassmer, B. and Zemmouri, J.: Mathematical modeling of endovenous laser treatment (ELT). Biomed Eng Online, 2006, 5: 26.

7) Proebstle, T. M., Gul, D., Kargl, A., et al.: Endovenous laser treatment of the lesser saphenous vein with a 940-nm diode laser: early results. Dermatol Surg, 2003, 29: 357-61.

8) Mordon, S. R., Wassmer, B. and Zemmouri, J.: Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. Lasers Surg Med, 2007, 39: 256-65.

9) Fernandez, C. F., Roizental, M. and Carvallo, J.: Combined endovenous laser therapy and microphlebectomy in the treatment of varicose veins: Efficacy and complications of a large single-center experience. J Vasc Surg, 2008, 48: 947-52.

10) Theivacumar, N. S., Beale, R. J., Mavor, A. I., et al.: Initial experience in endovenous laser ablation (EVLA) of varicose veins due to small saphenous vein reflux.

Eur J Vasc Endovasc Surg, 2007, 33: 614-8.

11) Puggioni, A., Kalra, M., Carmo, M., et al.: Endovenous laser therapy and radiofrequency ablation of the great saphenous vein: analysis of early efficacy and complications. J Vasc Surg, 2005, 42: 488-93.

12) 加賀山知子. 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.

13) Abu-Own, A., Scurr, J. H. and Coleridge Smith, P. D.: Saphenous vein reflux without incompetence at the saphenofemoral junction. Br J Surg, 1994, 81: 1452-4.

14) Labropoulos, N., Leon, L., Engelhorn, C. A., et al.: Sapheno-femoral junction reflux in patients with a normal saphenous trunk. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2004, 28: 595-9.

15) Cappelli, M., Molino Lova, R., Ermini, S., et al.: Hemodynamics of the sapheno-femoral complex: an operational diagnosis of proximal femoral valve function. Int Angiol, 2006, 25: 356-60.

16) Varma, M. R., Moaveni, D. M., Dewyer, N. A., et al.: Deep vein thrombosis resolution is not accelerated with increased neovascularization. J Vasc Surg, 2004, 40: 536-42.

17) Whiteley, M. S., Lewis, G., Holdstock, J. M., et al.: Minimally invasive technique for ligation and stripping of the small saphenous vein guided by intra-operative duplex ultrasound. Surgeon, 2006, 4: 372-3, 375-7.

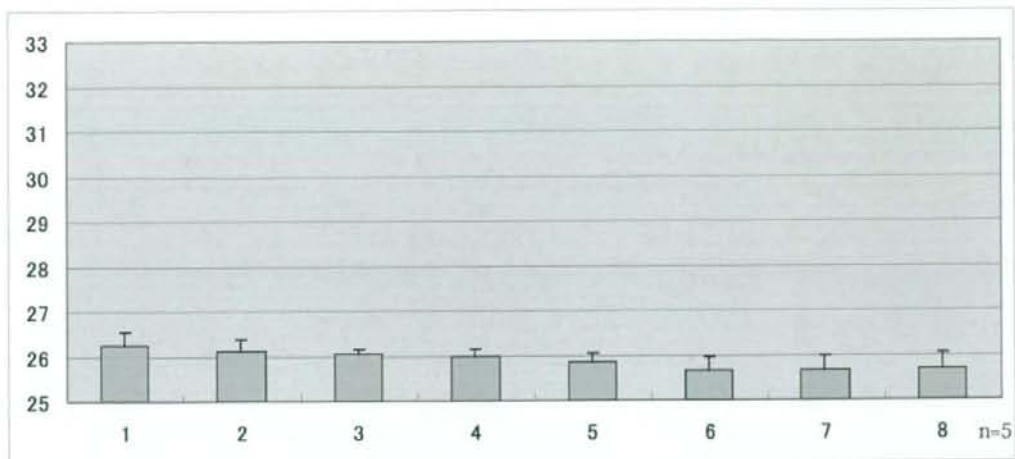


Fig. 1 未炭化ファイバーにて 5w でレーザー焼灼し、中心部最高温度を計測。

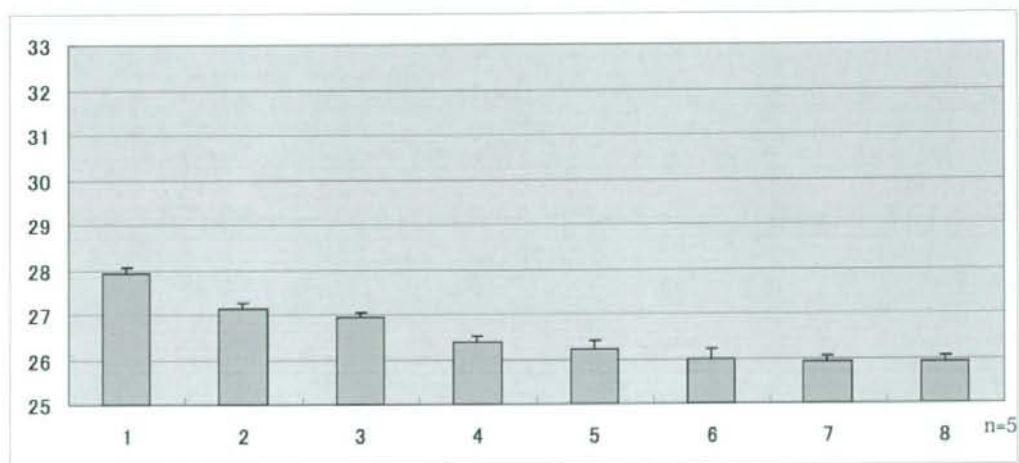


Fig.2 未炭化ファイバーにて 15w でレーザー焼灼し、中心部最高温度を計測。

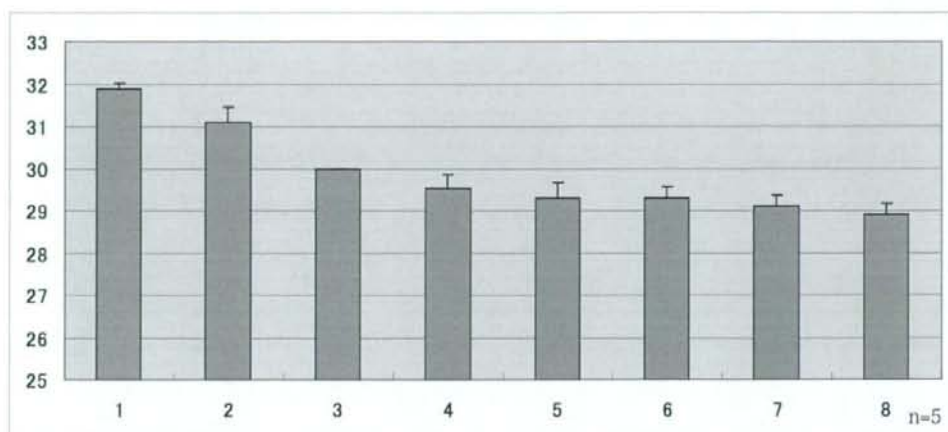


Fig.3 炭化ファイバーにて 15w でレーザー焼灼し、中心部最高温度を計測。

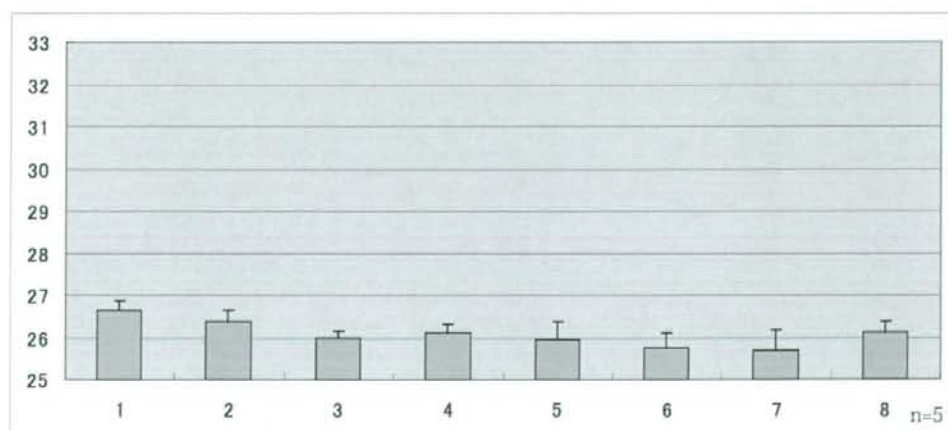


Fig. 4 未炭化ファイバーにて 5w でレーザー焼灼し、内膜側最高温度を計測。

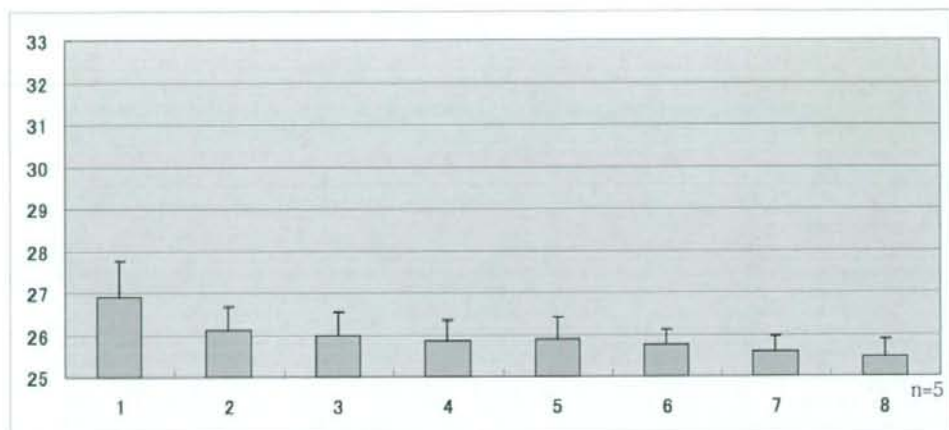


Fig. 5 未炭化ファイバーにて 15w でレーザー焼灼し、内臓側最高温度を計測。

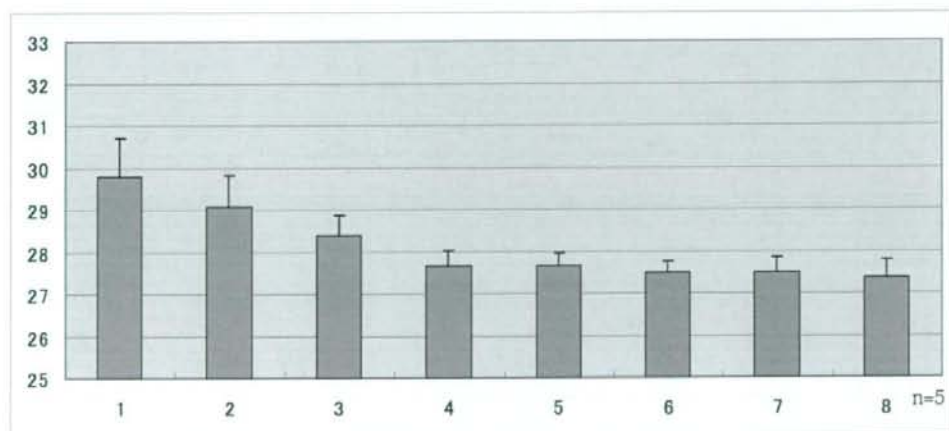


Fig. 6 炭化ファイバーにて 15w でレーザー焼灼し、内臓側最高温度を計測。

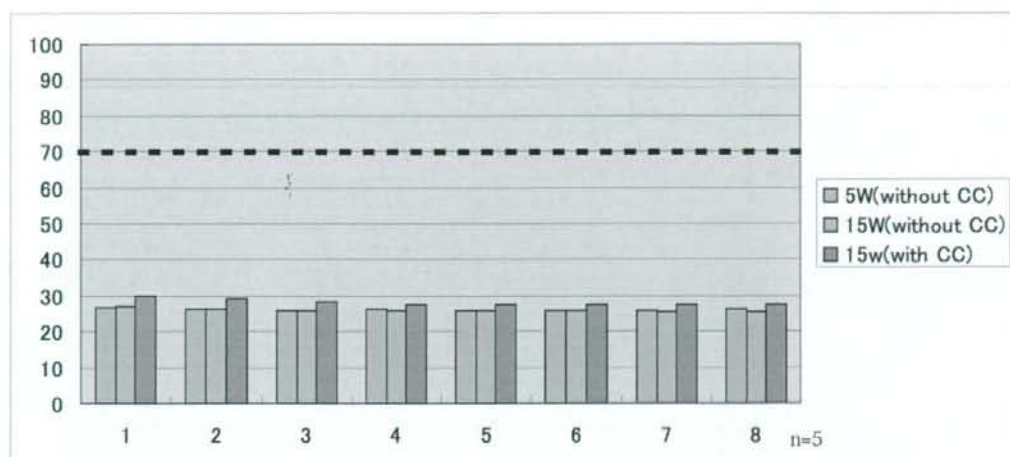


Fig. 7 炭化、未炭化ファイバーにてレーザー焼灼し、内膜側最高温度を計測。  
 蛋白凝固温度 70 度との比較



Fig.8 ファイバーにてレーザー焼灼した静脈 HE 像。  
 矢印のごとくレーザー impact 部分は全層脱落欠損となった。  
 周辺の内膜には熱影響認めない。



Fig.9 ファイバーにてレーザー焼灼時、近接していた静脈の  
HE 像。  
矢印のごとくレーザー impact 部分近傍には熱の影響は認めない。



### 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	in press	in press	2009

#### IV. 研究成果の刊行物・別刷

なし

厚生労働科学研究費補助金  
医用技術実用化総合研究事業

「下肢静脈瘤に対する血管内レーザー治療の適正出力」  
に関する研究

平成 20 年度 総括・分担研究報告書

研究代表者 笹栗 志朗  
平成 21(2009) 年 4 月

# 目 次

## I. 総括研究報告

- 下肢静脈瘤に対する血管内レーザー治療の適正出力に関する研究 ----- 4  
    笹栗 志朗

## II. 分担研究報告

1. 下肢静脈瘤治療におけるレーザー治療の有効性および安全性に関する研究 ----- 8  
    加賀谷 正
- 2-1. 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関する研究 ----14  
    川田 通広
- 2-2. 下肢静脈瘤治療用レーザーファイバー先端の炭化状態変化に関する研究 ---- 23  
    川田 通広
- 2-3. 大伏在静脈レーザー治療熱の深部静脈に対する影響に関する研究 ----- 29  
    川田 通広

## III. 研究成果の刊行に関する一覧表 ----- 37

## IV. 研究成果の刊行物・別刷 ----- 38