

## A. 研究目的

下肢静脈瘤に対する血管内レーザー治療 (EVLT: Endovenous laser treatment) は1次性の拡張性静脈瘤に対して直接、血管内にレーザーファイバーを挿入し、直接血管壁をレーザー光を照射し静脈閉塞をさせる低侵襲な治療として広く行われている。しかし、ファイバー先端の炭化物質の役割は不明瞭であり、更なる検討が必要である。今回、我々は種々のレーザー出力量に応じて形成されるファイバー先端に付着するCarbon Capについての検討を行なったので報告する。

## B. 研究方法

実験方法は血液中に光ファイバーを挿

入し、810nmのレーザー光を出力を5Wから15W、照射時間を1秒から2000秒までそれぞれ変化させていった。それによりファイバー先端の総エネルギー量を変化させてCarbon Capの変化について検討した。観察項目として下記2点に着目した。

1. ファイバー先端レーザー光の強さ(W)を統一したとき、出力時間に応じたCarbon Capの大きさについて
2. ファイバー先端レーザー光の強さ(W)×時間(sec)から算出される総エネルギー量(J熱)を統一した場合、產生されるCarbon Capの大きさについて

## C. 研究結果

linear pattern of the curve of size of carbon cap with increasing energy

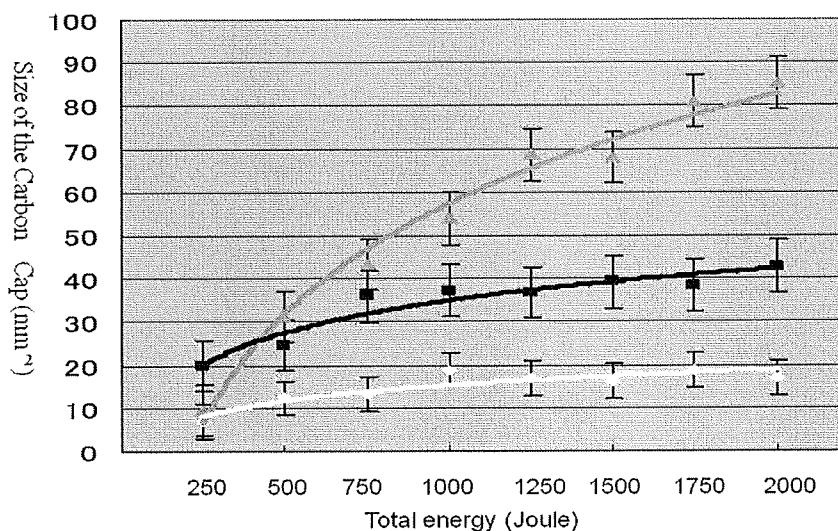


Fig.2 The horizontal axis represents the energy (joules). As time goes, the size of Carbon cap increases. The size of carbon cap increases rapidly

レーザー出力を 5W として照射時間を 50 秒から 400 秒 (250J~2000J) まで変化させていった場合、200 秒までは Carbon Cap の大きさは急速に増大していったが、その後の大きさの変化は少なくなった。10W で焼灼した場合でも 5W と同様に変化し、75 秒までは Carbon Cap が急速に増大していったが、その後、増大変化は少なくなった。

15W で焼灼した場合、最初の立ち上がりは急峻となり、Carbon Cap の大きさは増大傾向を認めた。また、1000J 以降は一定の割合で増大稽古を認める変化であった。

つぎにレーザー先端のエネルギー量を 500J、1000J、1500J、2000J と一定量の焼灼量となるように設定を行い、

レーザー光出力を 1W,5W,10W,15W と変化させ、ファイバー先端の Carbon Cap の大きさを計測おこなった。

レーザー先端のエネルギー量を 500J、1000J までの熱量設定を行った場合、レーザー出力を 1W,5W,10W,15W と増加させると、ほぼ直線的に増加傾向となることが判明した。

いっぽうで、熱量設定を 1500J、2000J すると、1W,5W では直線的な増加傾向であったが、10W,15W ではレーザー光の強さに応じて指数的に増えていることが認められた。

#### D. 考察

2001 年に Navvaro により報告されて

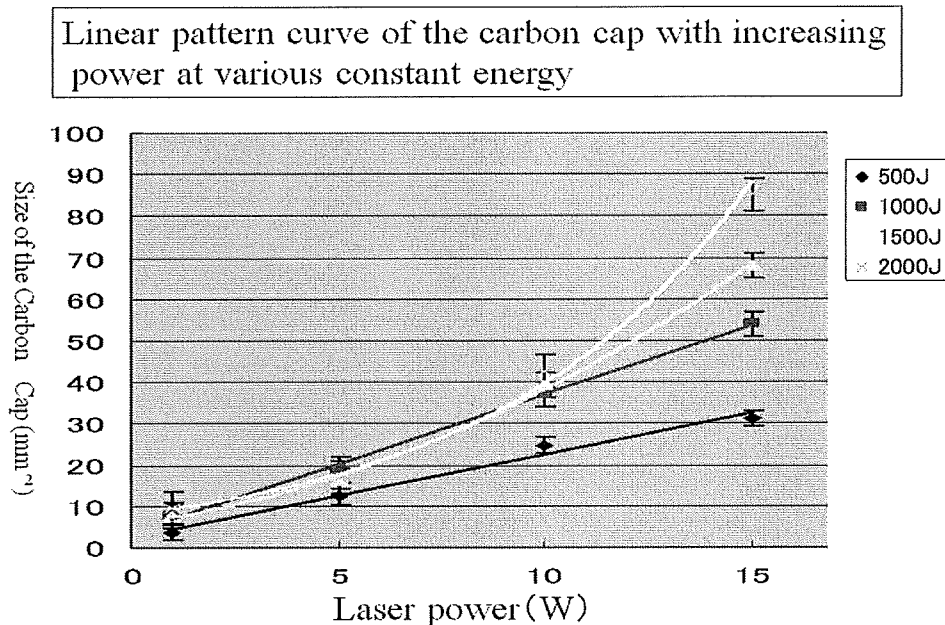


Fig.3 CarbonCap growing exponentially depending on the intensity of laser light more than the total amount of energy will increase proportionally.

以来 (1)、低侵襲性や良好な治療成績により、広く全世界に広く行われるようになった。(2-4)

我が国でもわれわれの施設で第一例目を施行されて以来、治療成績の向上とともに次第に症例数は増加している。

レーザーによる閉塞機序として、これまで血液をレーザー照射することで気泡が発生し血管壁の障害をもたらすこと (5) が報告されている。また、もうひとつの機序として、今回実験的に証明された Carbon Cap により血管壁に接触した部分での炭化が進み、その熱変性による血管蛋白凝固およびコラーゲン変性が起きるということが考えられている。

これらの機序が総合的に作用して影響を及ぼしていると考えられている。

今回の結果より考えられたレーザー先端でおこる反応は以下のとおりである。まず、LIA のみがレーザー光が Hb に吸収されることで光熱変化する。

このときレーザーは血液に当たっており、そのレーザーが当たっているポイントだけでタンパク凝固が生じると考えられる。時間は数ミリ秒程度である。その後、蛋白変化した部位の水分蒸散により、蛋白炭化変化が起こり、ファイバー先端は Carbon Cap が生じていく。その後、レーザー光は Carbon Cap の炭化部分にのみを照射されることとなり、急激な温度上昇が生じはじめる。この間の時間的变化は

10msec 以内である。この炭化変化は非常に小さなもので、肉眼的確認は困難である。10msec 以降、この急激な温度上昇がファイバー先端の Carbon Cap 周辺に新たな Coagulum を誘導し、Carbon Cap は急激に増大していく。そして結果的に生じる高温のために Carbon Cap はレーザー先端を覆いかぶさるように成長していく。しかし、一定以上に成長した Carbon Cap は、周辺の血液により冷却されるため Carbon Cap の大きさは一定となることが判明した。

EVLТ の長所としては手技が簡単、侵襲度が低い、治療効果が高い、治療の危険性が低い、美容的効果が高いなどがあげられている。一方で、短所としては遠隔成績が不明、現在において先進医療として認定されている施設以外、保険適応外治療となっている。

ストリッピング手術の低侵襲化やラジオ波による閉塞治療、さらには伏在静脈本管に対する超音波ガイド下フォーム硬化療法など (6-8) も行われており、現在の静脈瘤治療に幅広い選択肢がある状況となっている。

それぞれの長所短所があり、治療法の選択にあたっては慎重な判断が必要となる。

## E. 結論

一定のレーザーエネルギー量を設定した場合、レーザー出力が大きいほど CarbonCap は大きくなる。

レーザー先端のエネルギー量を 2000J と統一した時には 5 から 15W に出力をあげたときにできる CarbonCap の増大量は指数的に増大する。 EVLT の際、レーザー出力は 10W 以上を使用することで、より効率的に CarbonCap の産生が期待できる。

## F. 論文、研究発表

川田 通広, 伊藤 基巳紀, 木村 正廣, 笹栗 志朗: 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 ~. 静脈学 20(4): 299-305, 2009.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤 EVLT 治療におけるピットフォール. 第 16 回クリニカル ビデオ フォーラム, 東京, 2009.3.21.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤治療におけるファイバー先端温度変化について. 第 109 回日本外科学会, 福岡, 2009.4.2.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀

明, 笹栗 志朗: Endovenous laser treatment (EVLT) における長期成績とその問題点について. 第 37 回日本血管外科学会総会, 名古屋, 2009.5.13.

Michihiro Kawada, Shiro Sasaguri: Relationship between thermal effect and carbon cap formed at the end of laser fiber for 810nm EVLT procedure. XVI World Meeting of the Union Internationale de Phlebologie, Monaco, 2009.8.31.

Michihiro Kawada, Nobuo Kondo, Shiro Sasaguri: New theory for the mechanism of action on 810nm EVLT procedure. China-Japan Cardiovascular Forum, China, 2009.10.10.

## 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

## reference

1. 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* 27: 117-122, 2001.

2. Johnson, C. M., and McLafferty, R. B. Endovenous laser ablation of varicose veins: review of current technologies and clinical outcome. *Vascular* 15: 250-254, 2007.

3. Disselhoff, B. C., der Kinderen, D. J., Kelder, J. C., and Moll, F. L. Randomized Clinical Trial Comparing Endovenous Laser Ablation of the Great Saphenous Vein with and without Ligation of the Sapheno-femoral Junction: 2-year Results. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2008.

4. 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* 48: 947-952, 2008.

5. Proebstle, T. M., Sandhofer, M., Kargl, A., Gul, D., Rother, W., Knop, J., and Lehr, H. A. Thermal damage of the inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood. *Dermatol Surg* 28: 596-600, 2002.

6. Nijsten, T., van den Bos, R. R., Goldman, M. P., Kockaert, M. A., Proebstle, T. M., Rabe, E., Sadick, N. S., Weiss, R. A., and Neumann, M. H. Minimally

invasive techniques in the treatment of saphenous varicose veins. *J Am Acad Dermatol* 60: 110-119, 2009.

7. Figueiredo, M., Araujo, S., Barros, N., Jr., and Miranda, F., Jr. Results of surgical treatment compared with ultrasound-guided foam sclerotherapy in patients with varicose veins: a prospective randomised study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 38: 758-763, 2009.

8. Darvall, K. A., Bate, G. R., Adam, D. J., Silverman, S. H., and Bradbury, A. W. Ultrasound-guided foam sclerotherapy for the treatment of chronic venous ulceration: a preliminary study. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 38: 764-769, 2009.

## EVLT 時の CarbonCap 発育について

高知大学医学部附属病院 外科 2  
川田 通広

大伏在静脈抜去術や血管内レーザー治療 (EVLT: Endovenous laser treatment) としてはレーザー光のあたるファイバー先端の炭化物物質付着により熱産生が最重要となっており、治療に対して大きな役割を占めているのであるが、Carbon Cap の発育については報告がない。

今回、レーザー光熱反応について経時的に観察を行い画像解析を行い、EVLT ファイバー先端に発生する Carbon Cap の成長過程について検討を行った。

0-20msec では Hb に対するレーザー光熱反応、コアギュラム産生 phase である低温期に分けられる。さらには Carbon sealing phase である高温期となり静脈瘤レーザー治療が行われる。レーザー光がどの物質に吸収されて熱変化となるものであるかを踏まえ、温度変化を考慮に入れて下肢静脈瘤治療にあたるのが望ましいと考えられた。

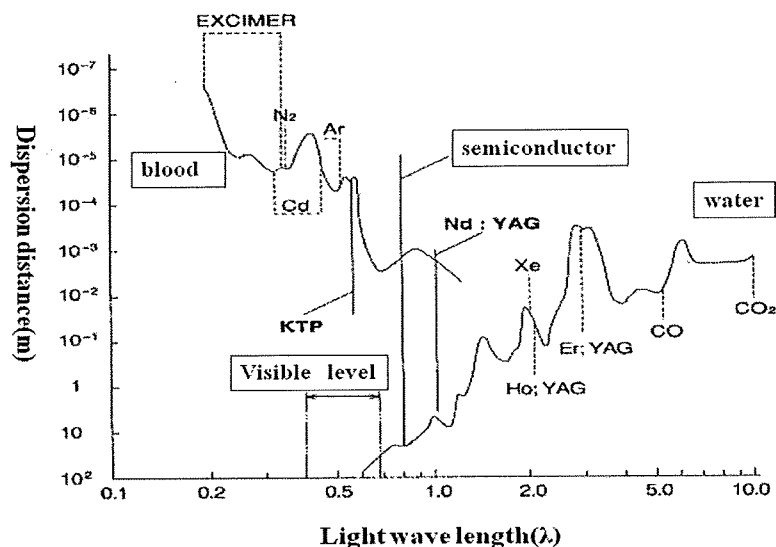


Fig.1 Hypothesis of the photothermal reaction at the end of the laser fiber schematic presentation (van Leeuwen, T.G.J., E.D. Motamed, M. Borst, C. Welch, A.J, Pulsed laser ablation of soft tissue. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue, 1995: p. 714 改)

## A. 研究目的

本邦では大伏在静脈弁不全を有する下肢静脈瘤に対して大伏在静脈抜去術や血管内レーザー治療 (EVLT: Endovenous laser treatment) が行われている。EVLTではレーザー光のあたるファイバー先端の炭化物質付着により熱産生が最重要となっており、治療に対して大きな役割を占めているのであるが、Carbon Capの発育については報告がない。

今回、レーザー光熱反応について経時的に観察を行い画像解析を行い、ファイバー先端に発生するCarbon Capの成長過程について若干の治験を得たので報告する。

## B. 研究方法

### Material & method

実験方法は血液中に光ファイバーを挿入し、810nmのレーザー光を出力を5Wか

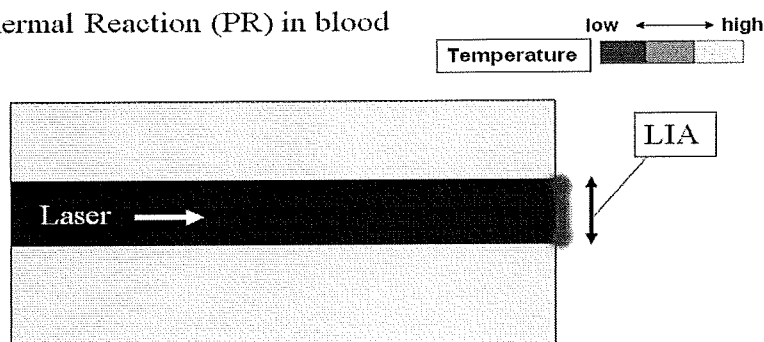
ら15W、照射時間を1秒から2000秒までそれぞれ変化させていった。ファイバー先端から出力される総エネルギー量を変化させてファイバー先端に付着するCarbon Capについて検討を行った。Carbon Capの大きさ評価としては、50cm離れた位置に設置したデジタルカメラCANON EOS20Dおよびマクロレンズにて撮影を行い、得られた画像をADOBE PHOTOSHOP CS4を使用して画像処理および面積計算を行った。

## C. 研究結果

1. 血液中におけるレーザー光熱反応の変化  
0~20msec

1、Hbに対するレーザー光熱反応 その1  
レーザー光出力器より出力されたレーザー光はファイバー内を伝搬し、ファイバー先端に到達する。ファイバー先端に達したレーザー光は波長810nmである為、その先端に

Photo Thermal Reaction (PR) in blood



Temperature rise only on LIA(Laser Impact Area)

Laser target object: Hb (blood)

Duration: 0~10msec

Fig.2 Temperature rise only on LIA(Laser Impact Area) from 0 to 10 msec. Laser target object is blood.

存在する血液中の Hb に吸収されることで熱に変化することが一般的に言われている。

しかしながら、この反応はごく初期に限られる。なぜなら、ファイバー先端の温度上昇とともに先端のレーザー光吸収性の状態が変化するからである。この状態の変化しているということに関しては後述することにする。

温度変化は 2°C 以内 [1] の微小変化である。

(Fig.2)

## 2. 血液中におけるレーザー光熱反応の変化

### その 2 (コアギュラム産生 phase)

レーザー光熱反応が進行することでファイバー先端における浮遊タンパクの凝固が始まる。これはコアギュラムと呼ばれるもので、粘性の高い物質であるためにファイバー先端に容易に付着しやすい。LIB 部はピンホール状で非常に小さく、大きさは

一般のファイバーを使用している場合は 400~600nm 以内である。

(Fig.3)

### 3. Coagulum 上に炭化を生じ、炭化が生じ、LIA が炭化で覆われる (early Carbon Sealing phase)

コアギュラム部では水分の蒸発が始まり、蛋白物質に熱が集中し、LIB 部は炭化物質 (carbon sealing) で覆われるようになる。レーザー光の出るピンポイント部分だけ炭化しており、周辺温度上昇はそれ程高くない。レーザー光照射開始より 1 秒以内の反応と考えられる。

(Fig.4)

### 4. Carbon Cap から発生する高熱で新たな Coagulum が生じる (late Carbon sealing phase)

Photo Thermal Reaction (PR) with protein coagulum

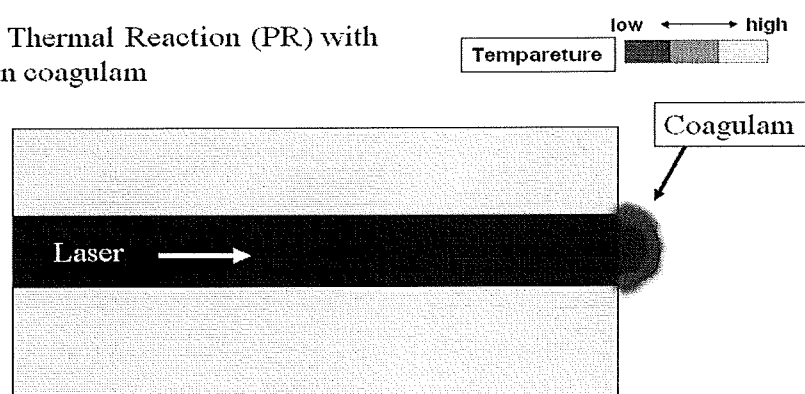


Fig.3 LIA thermal reaction produced the protein coagulum which is pin pointed within 1 mm



LIA 部が carbon sealing で覆われることでレーザー光はほとんど血液に吸収されることは少なくなってくる。

一方でレーザー光は carbon に対し吸収される (Fig8) ことでより大きな熱量を産出することが可能となってくる。

この反応は数 m 秒から始まる反応であり、この温度上昇が周辺の血液中の蛋白のコアグジュラム産出を引き起こしている。

(Fig.5)

5. 周辺の Coagulam と炭化は加速的な増加、Carbon Cap は指数的に増大し、ファイバーそのものが炭化で覆われ、高熱を発するようになる。

レーザー光のターゲット物質は carbon のみである。ファイバー先端は次第に carbon で覆い尽くされるようになり、ガラスファイバー先端にかぶさるような状態 (cap) とな

る。この carbon cap の出現で莫大な熱産生が伴われることになる。

この反応はレーザー光出力開始より数秒以内より始まっており、EVLV では十数秒かかる為、治療のほとんどがこの carbon cap による熱出力によるものであると結論できる。

(Fig.6)

#### D. 考察

下肢静脈瘤とは、本来、心臓にかえるべき静脈血液が鼠径部、もしくは穿通枝など深部静脈から表在静脈へと逆流することで下腿へ鬱滞する病態を示す。

近年では局所の炎症が引き金となり組織アポトーシスを誘導し、その後、静脈弁破壊が起こるとされる見方もある [2]。実際には様々な誘引が考えられるが、何らかの原因により静脈弁機能の低下、さらには静脈

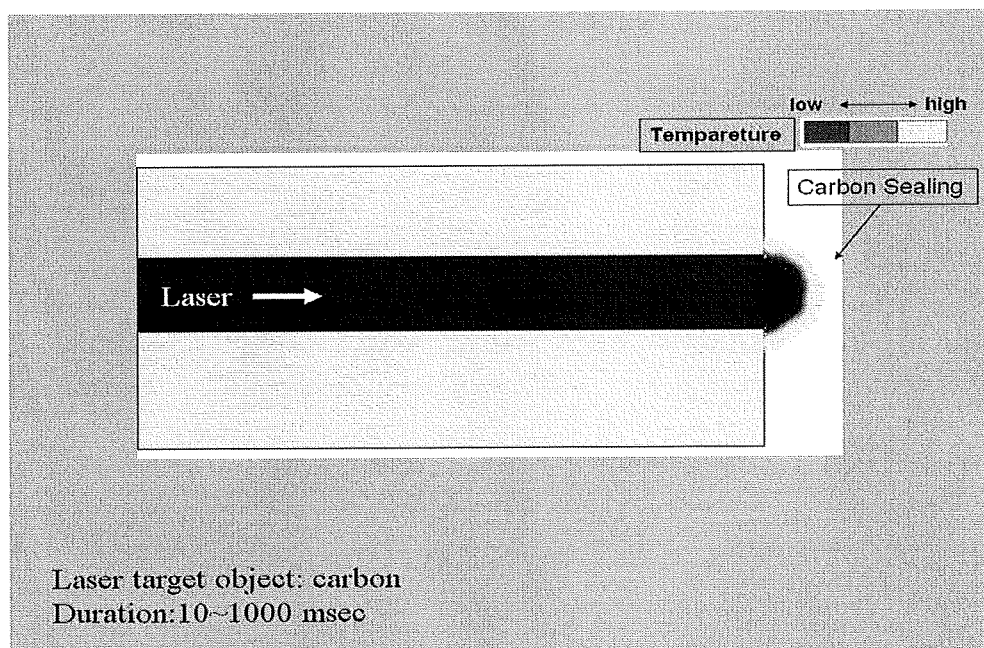


Fig.4 Eventhough, the temperature around the carbon sealing is more, due to the tiny size the impact is not seen.

圧の上昇により血管の拡張を引き起こしていると考えられる。

血管の拡張だけでなく、血液鬱滞に伴う症状は皮膚炎によるかゆみ、色素沈着、皮膚硬化、そして潰瘍へと進行する例もあり、治療が必要となる。

静脈抜去術は現在でも Golden Standard といわれているが、近年では EVLT の治療成績も同程度 [3-6] といわれるようになってきた。

この EVLT の歴史は非常に浅く、2001 年に Min,Navvaro らにより報告 [7, 8] されて以来、低侵襲性や良好な治療成績により、広く全世界に広く行われるようになった。

我が国でもわれわれの施設で第一例目を施行されて以来、治療成績の向上とともに次第に症例数は増加している。

レーザーによる閉塞機序として、これまで血液をレーザー照射することで気泡が発生

し血管壁の障害をもたらすことが報告されている。また、もうひとつの機序として、今回実験的に証明された Carbon Cap により血管壁に接触した部分での炭化が進み、その熱変性による血管蛋白凝固およびコラーゲン変性が起きることが考えられている。

これらの機序が総合的に作用して影響を及ぼしていると考えられている。

EVLT ではレーザー光を利用するため、その波長の優劣が問題とされてきた [9-14]。

近年ではより長い波長のレーザー光が使われることが多く、この理由として挙げられるのは長い波長ほど水や血液に吸収されにくく、組織に直接、光熱反応を及ぼすために、術後良好な成績となる、との論理展開のもと、次々とそれに従うかのごとく論文 [14-16] が発表されてきた。しかしながら血液に対して影響が少ないはずであると言われ

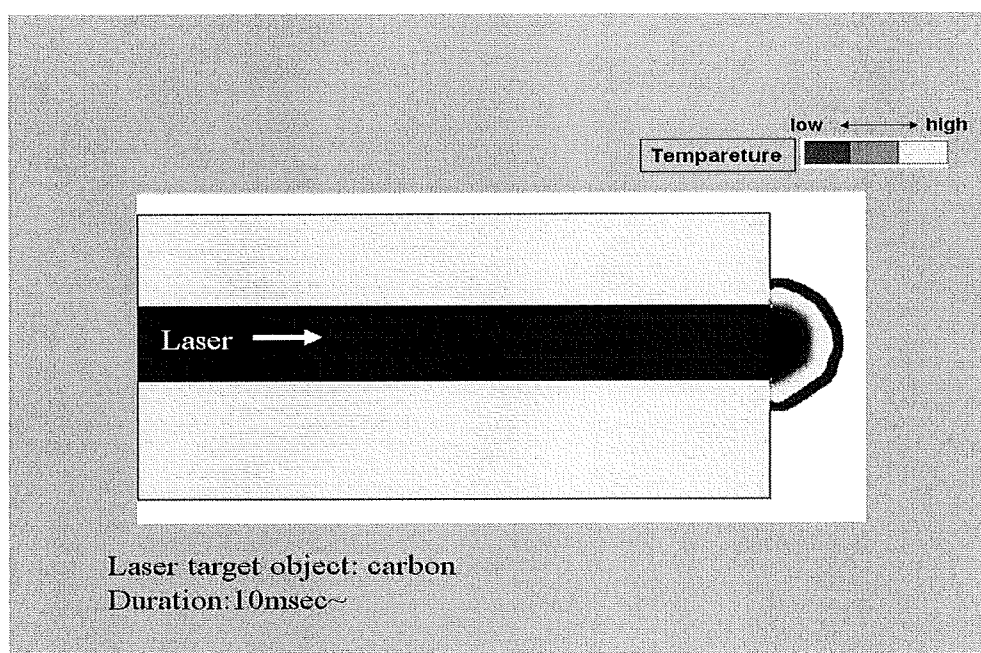


Fig.5 Higher laser energy induced bigger carbon sealing

てきた波長を使用しても術後静脈壁の穿孔による出血などの合併症も散見されており、さらには術直後のレーザーファイバー先端に黒い炭化物の付着を認めることがほとんどであることは周知であるが、これほどのように説明すべきであろうか。

さて、今回のテーマであるがレーザーファイバー先端に付着した炭化物 (CC:Carbon Cap) とファイバー先端での反応熱の関係についてである。CC と温度上昇についての論文はほとんど見られないが、EVLT における mechanical ablation ではもっとも重要なファクターとなっていることが判明した。

これは温度変化がレーザー光を出力後、数 msec より急激に上昇することも分かっており、その温度上昇はファイバー先端の CC 付着によるものであった。より多くの CC が付着することでより多くの熱産生されることも分かってきた。

実際には血管内におけるレーザーファイバー先端状態は逐一、確認することは現実には困難であるのだが、種々の実験より CC 量が状況に応じて様々に変化しているというのが本当の理由であろう。

これにはレーザー光熱反応におけるレーザー波長はほとんど関係しておらず、レーザー光のほとんどがファイバー先端の carbon に吸収されることによるものであり、本論文に添付した Fig.8 が重要となる。

#### 1. レーザー光波長と Hb への吸収の関係について

Generator より発せられたレーザー光はガラスファイバー内のコア部を進行するだけでなくコア、クラッドの屈折率の違いより反射を繰返しながら伝搬していく。bare fiber の最終末端部ではコアが露出しており、同部位よりレーザー光は空気中であれば広がりながら進行することとなる (Fig.9 光

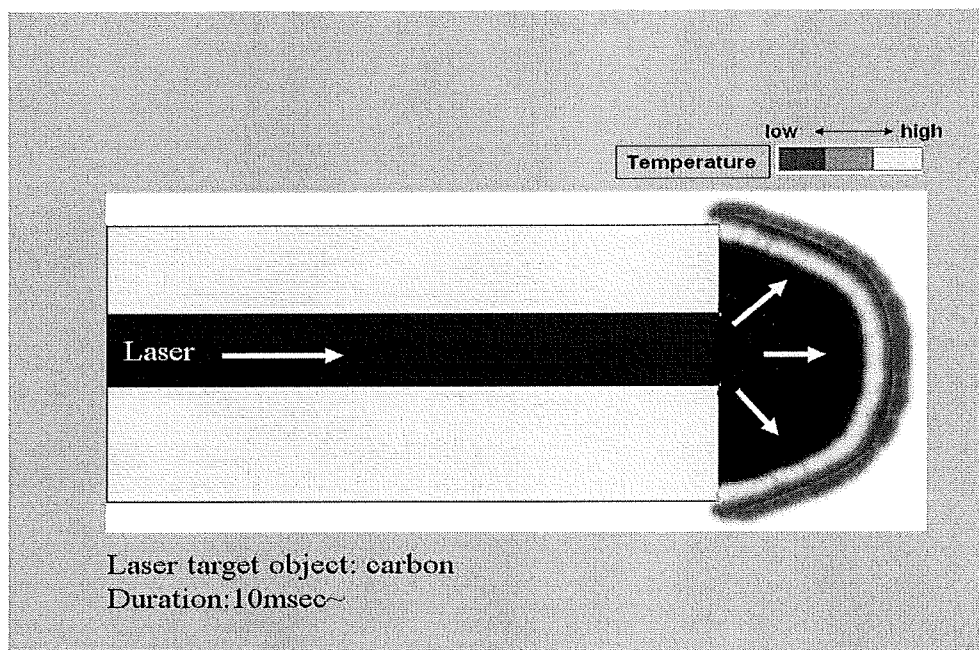


Fig.6 The increase in the size of the carbon cap leads to the enormous rise in the secondary temperature

ファイバーによる光の伝送)。

bare fiber 最終末端部は血液に直接接触しており、その先端から照射されたレーザー光はそのほとんどがコア部に付着する血液に吸収される。よって Fig.1 のごとく、レーザーの波長が関与して光熱反応が起こっているもしくはその波長領域の吸収特性が認められるのはこの bare fiber 先端部と血液が介している部 (LIA:laser impact area) のみということが言える。この時間は非常に短く数 msec であり、レーザー光が周辺の血液などに影響を受けないと仮定した場合、レーザー光単独が周辺に及ぼしうる影響力はごくわずかの範囲である [17] ことがいわれている。

ファイバー先端レーザー光の強さ (W) × 時間 (sec) から算出される総エネルギー量 (J 熱) を統一したときの Carbon Cap の変化について検討すると、

レーザー先端のエネルギー量を 500J と一定にする場合、レーザー光の強さ (W) が強いほど CarbonCap が大きくなる。また、レーザー先端のエネルギー量を 1000J ~ 2000J にしても同様にレーザー光の強さ (W) が強いほど Carbon Cap が大きくなることがわれわれの研究で明らかになった。

総エネルギー量が 500 ~ 1500J のときには CarbonCap は比例増加するが 2000J ではレーザー光の強さに応じて指数的に増えていることが認められた (Not published)。近年ではこれら bare fiber の CC 出現による課題な熱産生が穿孔の原因となる可能性があるため、ファイバー先端を加工してレーザー光を分散させたり、先端に血液が付着しないようガラスで覆ったりする機器も出てきた。

より血液の影響を受けることなく、血管壁へ接するように工夫しレーザー光波長の特

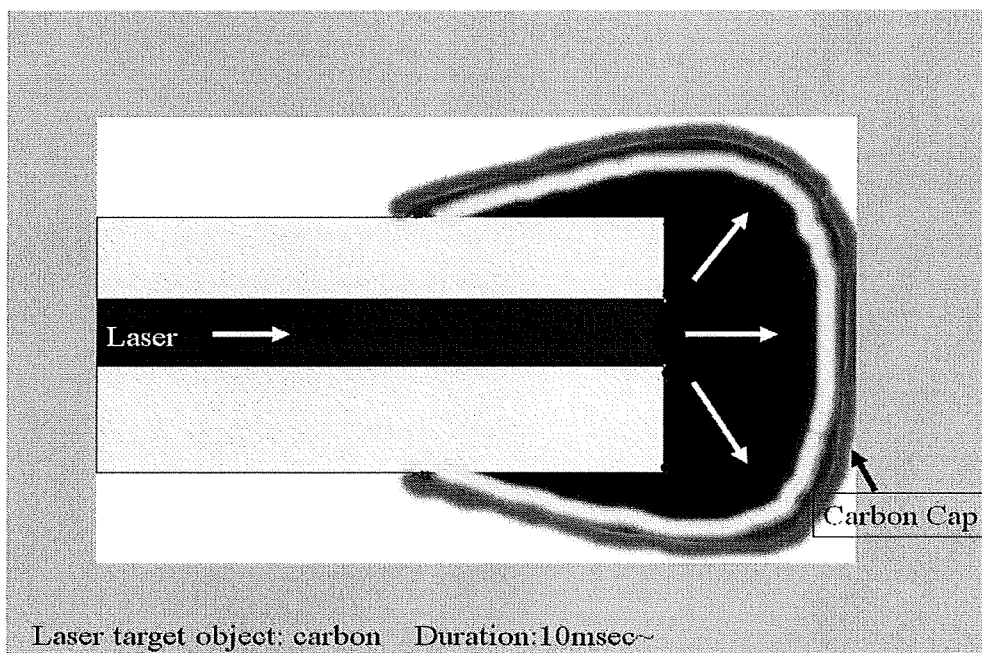


Fig.7 Size of the Carbon Cap rises exponentially covering around the end of the laser fiber resulting in the enormous high temperature

性を生かした反応を得ようとする手技である。

CCが出来にくい反面、温度上昇は一般的に低く、一定の面積を焼灼するためには bare fiber に比べてより多くのJ熱が必要となると考えられる。

### E. 結論

レーザー光照射後より吸収体はそれぞれ変化しており、どの時期にどの物質へ吸収されているかを認識し、レーザー光熱変化となり血管壁の焼灼に至っているものか踏まえて、下肢静脈瘤治療にあたるのが望ましいと考えられる。

### F. 論文、研究発表

川田 通広, 伊藤 基巳紀, 木村 正廣, 笹栗 志朗: 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~. 静脈学 20(4): 299-305, 2009.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤 EVLT 治療におけるピットフォール. 第 16 回クリニカル ビデオフォーラム, 東京, 2009.3.21.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤治療におけるファイバー先端温度変化について. 第 109 回日本外科学会, 福岡, 2009.4.2.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: Endovenous laser treatment(EVLT) における長期成績とその問題点について.

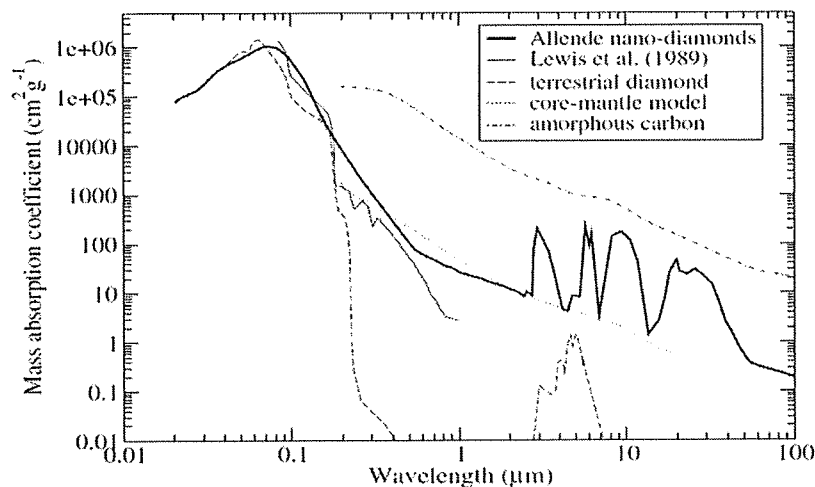


Fig.8 Optical absorbance data of meteoritic nano-diamonds (H. Mutschke, A.C.A., C. Jäger, T. Henning, and A. Braatz, Optical data of meteoritic nano-diamonds from far-ultraviolet to far-infrared wavelength. Astronomy&Astrophysics, 2004. 423(3): p. 983-993.)

第 37 回日本血管外科学会総会，名古屋，  
2009.5.13.

Michihiro Kawada, Shiro Sasaguri:  
Relationship between thermal effect and  
carbon cap formed at the end of laser fiber  
for 810nm EVLT procedure. XVI World  
Meeting of the Union Internationale de  
Phlebologie, Monaco, 2009.8.31.

Michihiro Kawada, Nobuo Kondo, Shiro  
Sasaguri: New theory for the mechanism  
of action on 810nm EVLT procedure.  
China-Japan Cardiovascular Forum, China,  
2009.10.10.

### 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

### reference

1. 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について  
～ 810nm 半導体レーザーによる実験的検  
討～. 静脈学, 2009. 20(4): p. 299-305.

2. Raffetto, J.D. and R.A. Khalil,  
Mechanisms of varicose vein formation:  
valve dysfunction and wall dilation.  
Phlebology, 2008. 23(2): p. 85-98.

3. Disselhoff, B.C., et al., Randomized

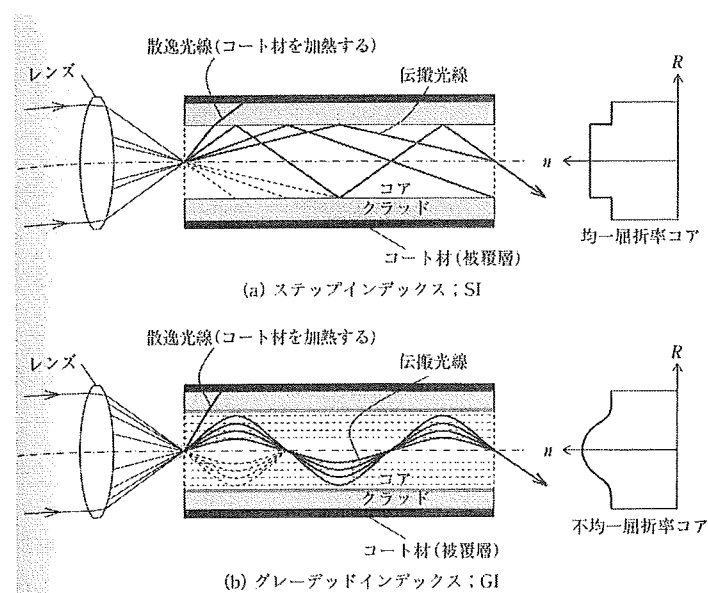


Fig.9 SI系ファイバーとGI系ファイバー レーザ加工の基礎工学 p.111

Clinical Trial Comparing Endovenous Laser Ablation of the Great Saphenous Vein with and without Ligation of the Sapheno-femoral Junction: 2-year Results. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2008.

4. Carradice, D., et al., Randomized clinical trial of concomitant or sequential phlebectomy after endovenous laser therapy for varicose veins. *Br J Surg*, 2009. 96(4): p. 369-75.

5. Rasmussen, L.H., et al., Randomized trial comparing endovenous laser ablation of the great saphenous vein with high ligation and stripping in patients with varicose veins: short-term results. *J Vasc Surg*, 2007. 46(2): p. 308-15.

6. van den Bos, R.R., et al., Technical review of endovenous laser therapy for varicose veins. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2008. 35(1): p. 88-95.

7. Min, R.J., et al., Endovenous laser treatment of the incompetent greater saphenous vein. *J Vasc Interv Radiol*, 2001. 12(10): p. 1167-71.

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

9. Goldman, M.P., Endovenous laser treatment of the greater saphenous vein at 810nm. *Lasers Surg Med*, 2002.

10. Weiss, R.A., Comparison of endovenous radiofrequency versus 810 nm diode laser occlusion of large veins in an animal model. *Dermatol Surg*, 2002. 28(1):

p. 56-61.

11. Oh, C.K., et al., Endovenous laser surgery of the incompetent greater saphenous vein with a 980-nm diode laser. *Dermatol Surg*, 2003. 29(11): p. 1135-40.

12. Mordon, S.R., B. Wassmer, and J. Zemmouri, Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. *Lasers Surg Med*, 2007. 39(3): p. 256-65.

13. Corcos, L., et al., The immediate effects of endovenous diode 808-nm laser in the greater saphenous vein: morphologic study and clinical implications. *J Vasc Surg*, 2005. 41(6): p. 1018-24; discussion 1025.

14. Goldman, M.P., M. Mauricio, and J. Rao, Intravascular 1320-nm laser closure of the great saphenous vein: a 6- to 12-month follow-up study. *Dermatol Surg*, 2004. 30(11): p. 1380-5.

15. Proebstle, T.M., 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(4): p. 729-36.

16. Proebstle, T.M., et al., Infrequent early recanalization of greater saphenous vein after endovenous laser treatment. *J Vasc Surg*, 2003. 38(3): p. 511-6.

17. Verdaasdonk RM, v.S.C., Grimbergen MC, Rem AI, Imaging techniques for research and education of thermal and mechanical interactions of lasers with biological and model tissues. *J Bio Optics*, 2006. 11(4): p. 041110.

## EVLТにおけるレーザー焼灼引き抜き適性速度について

研究分担者 川田 通広 高知大学外科2 助教

下肢静脈瘤レーザー治療 (EVLТ: endovenous laser treatment) は、ファイバー先端から発せられる莫大な熱で血管壁を利用することで焼灼し、焼灼された血管内へ二次性血栓を作り出す。そのために静脈血管壁への確実な熱伝導が重要となり、不可逆性の蛋白変質が得られれば、治療効果もより高くなる。そこで血液中におけるレーザー光熱反応及び引き抜き速度の関係から、レーザーファイバー先端の状態変化がどのように及ぼすものかレーザー出力とファイバー引っ張り速度の基礎的検討を行った。10Wでの焼灼した場合、平均  $0.07 \pm 0.08$ sec、最小 0(1mm/sec)、最大 0.22sec(5mm/sec)であり、5W出力に比べ焼灼開始時間は有意 ( $p < 0.05$ ) に短かった。以上より下肢静脈瘤治療におけるレーザー出力では10W以上の高出力でレーザー出力を開始することが望ましいと考えられた。又、レーザーファイバー先端に付着するCCは不安定であり、レーザーファイバーの不適切な移動により容易にCCが脱落する可能性を念頭に置いておく必要があると考えられた。

### A. 研究目的

下肢静脈瘤レーザー治療では、ファイバー先端から発せられる莫大な熱で血管壁を利用することで焼灼し、焼灼された血管内へ二次性血栓を作り出す。これにより、静脈血液逆流を遮断させる方法である。そのために静脈血管壁への確実な熱伝導が重要となり、不可逆性の蛋白変質が得られれば、治療効果もより高くなる [1] と考えられる。そこで血液中におけるレーザー光熱反応及び引き抜き速度の関係から、レーザーファイバー先端の状態変化がどのように及ぼすものか検討を行った。

### B. 研究方法

焼灼実験を行うにさきだち、PRE-STUDYとしてレーザー光が紙への吸収される可能性を検

討した (Fig1-3)。血液中ではレーザーファイバー先端は  $1000^{\circ}\text{C}$  越す超高温状態となるが、紙に吸収されるのであれば、瞬時に発熱、発火が確認されるはずである。しかしながら、最大出力である15Wで焼灼を開始しても、しばらくは焼けることなく、変化を認めなかった (Fig1)。しかし時間が経過すると突然発火を認めた (Fig2)。これはファイバー先端のわずかな変化によりレーザー光が吸収され、光熱反応を起こしたと考えられた。また、ファイバー先端にCCが付着した状態では容易に紙を焼灼することが可能であった (Fig3)。これはレーザー光が紙ではなく、CCに吸収されたことで先端が高温となっていたからである。

以上を踏まえて、血液が付着した紙の上でのレーザーファイバー引き抜き実験を行った。使用機器はオリンパス社製UDL-15を使用、



レーザープローブはファイバーコア径 400um のオリンパス社製 DM-4065 を使用した。可変式引き抜きデバイス (自作) を使用し、設定スピードを 1mm/sec, 10mm/sec, 20mm/sec とし、それぞれ引き抜いた。5W, 10W それぞれの速度に応じて 6 回ずつ、そして 15W で 1 回焼灼を行った。焼灼毎にファイバー先端には carbon の付着していない状態を確認した。各実験後、ファイバー先端を鋭利に切断し、ファイバー先端部分の変化を観察した。(Fig.4)

### C. 研究結果

5W 出力で焼灼した場合、引っ張り速度を 1mm/sec では  $0.28 \pm 0.09\text{cm}$ 、5mm/sec では  $1.72 \pm 1.04\text{cm}$ 、10mm/sec では  $1.0 \pm 0.87\text{cm}$ 、20mm/sec では  $2.88 \pm 0.48\text{cm}$  であり、最長 3.5cm 部より焼灼が始まった。(Fig5) 時間で計算すると平均  $0.23 \pm 0.04\text{sec}$ 、最小  $0.05\text{sec}$ (10mm/sec)、最大  $0.6\text{sec}$ (5mm/sec) より焼灼が始まった。又、引っ張り速度 1mm/sec、5mm/sec に比し 10mm/sec、20mm/sec では 0.2sec 以内で焼灼が始まった。(Fig8)

いっぽう 10W で出力し、焼灼した場合の引っ張り速度では 1mm/sec で  $0.13 \pm 0.1\text{cm}$ 、5mm/sec では  $0.58 \pm 0.36\text{cm}$ 、10mm では  $0.17 \pm 0.2\text{cm}$ 、20mm/sec では  $0.53 \pm 0.47\text{cm}$  であり、最長 1.1cm 部より焼灼が始まった。(Fig9)

時間で計算すると平均  $0.07 \pm 0.08\text{sec}$ 、最小  $0$ (1mm/sec)、最大  $0.22\text{sec}$ (5mm/sec) であり、5W 出力に比べ焼灼開始時間は有意 ( $p < 0.05$ ) に早かった (Fig9)。

移動曲線より 5W での焼灼では  $0.4\ln(x)+0.593$  となり、10W では  $0.041\ln(x)+0.14444$  であり、10W において焼灼開始距離は 5W 時と比較しても、引き抜

き速度に依存することなく、より一定して焼灼が行われていた (Fig.6,7)。

### D. 考察

下肢静脈瘤治療におけるレーザー治療は 2001 年より Min、Navvaro[2, 3] らにより静脈瘤治療に応用され、本邦でも多くの施設で行われるようになってきた。いっぽうで各メーカーからさまざまな機器が開発されることで、多種多様の周波数が利用できるようになってきた [4-8]。我々の施設では、日本国内で生体組織の切開、止血、凝固及び蒸散 (口腔内を除く消化器系臓器) にて薬事承認を受けたオリンパス社製 UDL-15 を使用して下肢静脈瘤レーザー治療を行っている。さらに現在国内では、他社製エルベスのみ薬事承認の申請を行っているだけであり、現状ではレーザー機器については各医師の個人輸入ならびに患者は自費による診料がおこなわれている [1]。さて、このようにさまざまな機器が使用されているのだが、メカニズムの本体は使用されるレーザー光が血液中の Hb に吸収された後、ファイバー先端に付着した炭化物質 (CC:Carbon cap) からの発熱 [1] による血管壁焼灼がおこなわれている。この CC 出現時期は、レーザー出力ごく初期より出現、時間及び出力の増加に伴い、指数関数的に増大していくことが判明した。(not published)

しかしながら、レーザー出力とファイバー引っ張り速度の基礎的検討はおこなわれていない。

臨床データから retrospective な検討がおこなわれ、単一面積もしくは単一線上に与えられるエネルギー量としての値となる SEED や LEED が指標 [6, 9-11] とされることが多い。

しかしながらこの指標を基準とする場合、低出力ならばゆっくり引きぬくこと、また高出力ならば速く引き抜くことが同一であるとみなされ、実際 5W 出力で 1cm/sec の引き抜きと、10W 出力で 2cm/sec の引き抜きでは、

計算上同一熱量が血管壁に加わることになる。今回の検討した結果から、5W に比して 10W ではより早期よりレーザーファイバー先端に CC 付着が認められ、効率的な焼灼が開始できるようになることが判明した。又、5W の低出力では速度により焼灼開始時期にばらつきが認められた。

これはファイバー先端の CC 産生が完全でなく、繰り返し CC 産生、付着、脱落を繰り返している不安定な状態であると考えられる。

より安定した CC 付着を目指すのであれば、10W 以上の高出力でレーザー出力を開始することが望ましいと考えられた。又、レーザーファイバー先端に付着する CC は不安定であり、レーザーファイバーの不適切な移動により容易に CC が脱落する可能性を念頭に置いておく必要がある。

いじょうより下肢静脈瘤治療では 10W 以上の高出力レーザー光で、一定の引き抜き速度でファイバーを引くことが理想的と考えられた。実験当初、ファイバー先端をらせん状に回転させたり、ジグザグに血管壁を焼灼できればより広い範囲に焼灼熱を加えられるのではないかと考えていたが、やはりファイバー先端の CC 状態の不安定な状態を考えると一定のスピードで直線的に引き抜く方法がよいと考えられた。又、CC 状態が変動するという事は血管壁に伝えられる熱量も一定となっておらず過大熱量が加わった場合、血管壁の穿孔を引き起こし、術後出血の原因となってしまう可能性がある。

より血管壁を均一に焼灼することを念頭に考えるならば、より高出力で Carbon cap がファイバーに付着しないデバイスが必要である。

周知の事実ではあるが、血管内には血液が充満しており、その中で熱を加えるということは血管壁蛋白のみならず、血液中の蛋白成分からコアギュラム産生されてしまう。以上よりレーザーファイバーと血管壁のあいだ

で完全な血液除去がされない限り、コアギュラム産生並びに CC 変化は繰り返し起こるのではないだろうか？ 限局的に血液除去が出来る可能性のある radial fiber[12] では比較的血管孔を回壁できる可能性があるが、いっぽうで CC 付着しにくいことにより、レーザー光エネルギー効率は悪くなるため、より高い J 熱が産生するようなレーザー出力設定もしくは引き抜き速度を遅くする必要があると考える。

## E. 結論

下肢静脈瘤治療におけるレーザー出力では 10W 以上の高出力でレーザー出力を開始することが望ましい。レーザーファイバー先端に付着する CC は不安定であり、レーザーファイバーの不適切な移動により容易に CC が脱落する可能性を念頭に置いておく必要がある。

## F. 論文、研究発表

川田 通広, 伊藤 基巳紀, 木村 正廣, 笹栗 志朗: 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 ~. 静脈学 20(4): 299-305, 2009.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤 EVLT 治療におけるピットフォール. 第 16 回クリニカル ビデオフォーラム, 東京, 2009.3.21.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: 下肢静脈瘤治療におけるファイバー先端温度変化について. 第 109 回日本外科学会, 福岡, 2009.4.2.

川田 通広, 岡崎 泰長, 西森 秀明, 笹栗 志朗: Endovenous laser treatment(EVLT) における長期成績とその問題点について. 第 37 回

日本血管外科学会総会, 名古屋, 2009.5.13.

Michihiro Kawada, Shiro Sasaguri: Relationship between thermal effect and carbon cap formed at the end of laser fiber for 810nm EVLT procedure. XVI World Meeting of the Union Internationale de Phlebologie, Monaco, 2009.8.31.

Michihiro Kawada, Nobuo Kondo, Shiro Sasaguri: New theory for the mechanism of action on 810nm EVLT procedure. China-Japan Cardiovascular Forum, China, 2009.10.10.

#### 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

#### reference

1. 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について ～ 810nm 半導体レーザーによる実験的検討～. 静脈学, 2009. 20(4): p. 299-305.
2. Min, R.J., et al., Endovenous laser treatment of the incompetent greater saphenous vein. J Vasc Interv Radiol, 2001. 12(10): p. 1167-71.
3. Navarro, L., R.J. Min, and C. Bone, Endovenous laser: a new minimally invasive method of treatment for varicose veins--preliminary observations using an 810 nm diode laser. Dermatol Surg, 2001. 27(2): p. 117-22.

4. Baumler, W., et al., Optimal parameters for the treatment of leg veins using Nd:YAG lasers at 1064 nm. Br J Dermatol, 2006. 155(2): p. 364-71.

5. Proebstle, T.M., 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(4): p. 729-36.

6. Mordon, S.R., B. Wassmer, and J. Zemmouri, Mathematical modeling of 980-nm and 1320-nm endovenous laser treatment. Lasers Surg Med, 2007. 39(3): p. 256-65.

7. Optical Properties of Circulating Human Blood in the Wavelength Range 400-2500 nm. 1998.

8. Corcos, L., et al., The immediate effects of endovenous diode 808-nm laser in the greater saphenous vein: morphologic study and clinical implications. J Vasc Surg, 2005. 41(6): p. 1018-24; discussion 1025.

9. Baran, S.G., et al., Optical feedback cavity enhanced absorption spectroscopy with diode lasers. Analyst, 2009. 134(2): p. 243-9.

10. Schmedt, C.G., et al., Evaluation of endovenous radiofrequency ablation and laser therapy with endoluminal optical coherence tomography in an ex vivo model. J Vasc Surg, 2007. 45(5): p. 1047-58.

11. Theivacumar, N.S., et al., Factors influencing the effectiveness of endovenous laser ablation (EVLA) in the treatment of great saphenous vein reflux. Eur J Vasc Endovasc Surg, 2008. 35(1): p. 119-23.

12. Sroka, R., et al., Endovenous laser therapy - application studies and latest investigations. J Biophotonics.

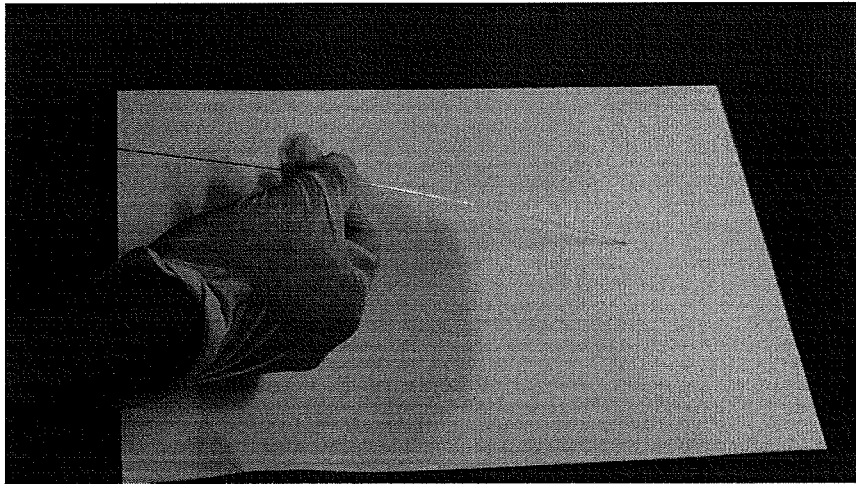


Fig.1 15W で紙に直接、ファイバーを接触させた場合。 数秒は変化なし。

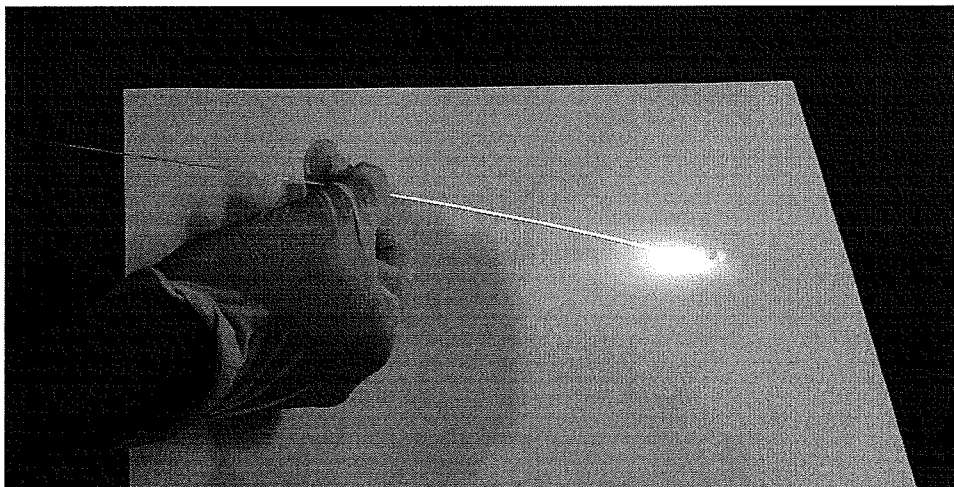


Fig.2 15W で紙に直接、ファイバーを接触させた場合。 突然、発火し他後、焼灼は持続した。

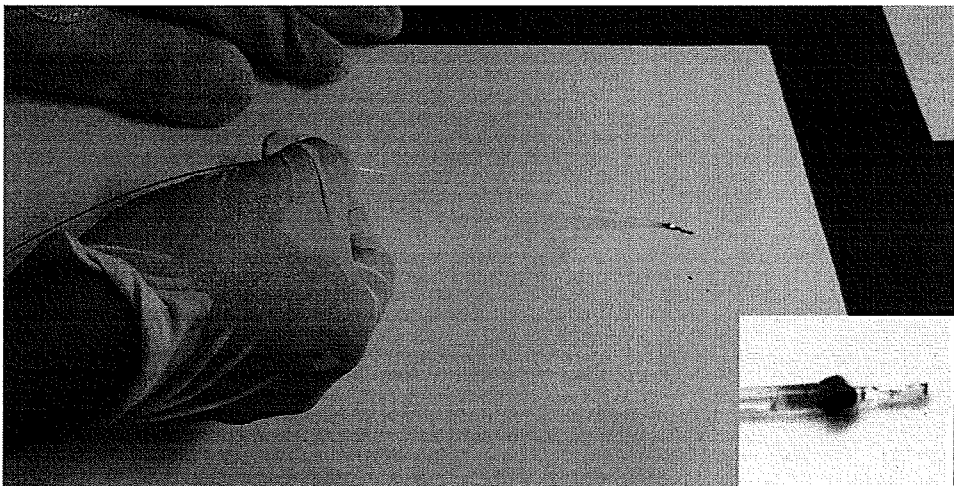


Fig.3 CC (+) で 5W の場合。 レーザー出力直後より焼灼痕を認めた。  
右下は先端の強拡大。 被覆部は焼けて消失、コア部がむき出しとなり、その先端にわずかな CC を認める。