レーザー照射時における正常動脈壁の 温度変化と温度分布について

三浦 学, 竹川 鉦一, 佐々木 泰輔, 西 直子, 渋谷 剛一,
三浦 弘行, 百瀬 昭志, 淀野 啓
高谷 彦一郎*, 貝森 光大*

弘前大学医学部放射線科

* 青森県立中央病院病理部

Measurement of Temperature of Normal Arterial Wall after Nd-YAG Laser Irradiation through Bare Fiber and Ceramic Tipped Probe

Manabu Miura, Shoichi D. Takekawa, Taisuke Sasaki,
Naoko Nishi, Kohichi Shibutani, Hiroyuki Miura,
Akishi Momose, Hiraku Yodono

Hikoichiroh Takaya*, Mituo Kaimori*

Department of Radiology, Hirosaki University
School of Medicine, Hirosaki

*Department of Pathology, Aomori Prefectural
Central Hospital, Aomori

ABSTRACT

Fundamental experiments as to temperature of the arterial wall for laser angioplasty was carried out using Nd-YAG laser with a bare laser fiber and ceramic tipped probe.

40.4 J of the average energy was needed to cauterize the normal aortic walls, when a bare fiber was used in contact method.

In the case of ceramic tipped probe by pressure method the normal aortic walls were not burnt, and peripheral layers were not carbonized. However, the aortic walls can be heated locally up to about 100 °C.

In both cases the rise of temperature is very slight at a point beyond 4mm from the lasing site, and Nd-YAG laser was effective in elevating the temperature only in the very limited area near the laser probe tip.

はじめに

動脈硬化性狭窄に対しレーザー併用経皮的血管拡張術を行なうための基礎的研究として、直径0.8mm ベアファイバー、およびセラミックチップを装着した直径1.8 mm のプローブでヒト正常動脈壁に対しレーザーを照射した時の壁の温度変化、温度分布を検討した。

装置・試料

レーザー装置はOLYMPUS MYL-2とOLYMPUS社製レーザー装置システム（温度測定および温度制御装置付属）であり、レーザーの種類はNd:YAGレーザー、レーザープローブは直径0.8mmベアファイバー（石英ファイバー直径0.4 mm）および直径1.8mmセラミックチップ付きプローブ（いずれもOLYMPUS社製）を使用した。温度測定にはOLYMPUS社製レーザー装置システム付属の温度測定装置（マルチチャンネル）、センサには付属の熱電対を用いた。また一定の温度下で実験できるよう恒温槽（YAMATO BK-33型）を使用した。試料は凍結保存したヒト正常動脈壁（腸骨動脈）を用いた。

実験方法

1. ベアファイバー

ピーカーに固定したコルク板に血管壁をコルク板より離してピンで固定し、これを37℃の生理食塩水で満たし、37℃に保った恒温槽中に置いて実験を行った。レーザープローブ先端、および4本の熱電対を2mm 間隔で一直線上に血管壁表面に設定し、さらにレーザープローブ先端と熱電対との間には遮蔽板を設けた(Fig.1)。

照射方法としては、レーザープローブ先端を血管壁上に置く接触法を試みた(Fig.2)。出力は5W、10W、15W、20Wとし、血管壁に焼灼の変化が生じると同時にレーザーの照射を中止した。

尚レーザーの先端出力は外部装置であるパワーメータで測定し、校正後に使用した。

2. セラミック付きファイバー

セラミック付きファイバーの場合、センサの固定および恒温槽の環境はベアファイバーの時と同じであるが、血管壁とコルク板の間には布バンソーコーで被覆されたオブジェクトグラスを置いた。さらにセンサをレーザープローブ先端より 1mmの所に固定して温度測定をする実験を追加した。

先端出力はプローブ先端にセラミックチップを付けずに、ベアファイバーの状態での外部のパワーメータで測定した。これはチップを付けた状態でレーザーを空気中で照射すると、チップとプローブ接合部との金属が加熱し、自損の恐れがあるからである。チップを付けた時の先端出力はベアファイバーの状態での先端出力に比べ約

13% のロスが生じる。以下の出力値はセラミックチップを付けないベアファイバーの状態での先端出力である。

照射方法としては、レーザープローブ先端をプローブに沿って力を加えて血管壁上に固定する圧迫法を試みた。圧迫の重量は約46gである。(Fig.3)。出力は15W、20W、25W、30Wとし、照射時間は10秒間とした。

チップ付きプローブはファイバー周囲に液体を流せる空間があり、レーザー照射時にはそこから生理食塩水を毎秒1mlの割合で流し、チップとプローブ接合部との金属を冷却した。

結 果

1. ベアファイバー

接触法では、出力が5W、10W、15W、20W、照射時間がそれぞれ 9.1秒、3.6秒、2.4秒、2.2秒で血管壁の焼灼がみられ、この時点で照射を中止した。最高温度は中心より2mmの位置でそれぞれ75.4℃、84.4℃、84.4℃、89.6℃であった(Fig.4)。生じた穴の周囲には炭化層がみられ、大きさはそれぞれ1.0x0.6mm、1.5x1.3mm、2.0x1.6mm、2.3x1.6mm だが、2mm の血管壁を貫通したものはなかった(Fig.5)。

出力を20Wに固定し、中心より2mm、4mm、8mmの位置での温度変化をFig.6に示す。中心より4mm以上での温度上昇は極めて僅かである。

2. セラミック付きファイバー

圧迫法では、正常血管壁にはチップの径に一致した陥凹が生じたが、炭化層はみられず、組織の焼灼、壁の貫通もみられなかった。(Fig.7)。

プローブ先端より、2mm、4mmの位置での温度変化を(Fig.8)に示す。4mmの位置での温度上昇は僅かであった。

微小センサを先端より1mmの位置に置いたときの温度変化を(Fig.9)に示す。最高温度は30Wで106.3℃、25Wで104.4℃、20Wで97.6℃、15Wで81.1℃であった。

考 察

レーザーの動脈壁に対する基礎研究¹⁾⁻⁵⁾が1980年頃より発表されている。現在では多種のレーザー装置が開発され、基礎的研究がなされているが、本実験はベアファイバーおよびセラミックチップ付きプローブにより、正常血管壁に対しNd:YAGレーザーを照射した時の、照射効果、照射部近傍の温度変化および温度分布を検討した。

1. ベアファイバー

接触法では、出力5W、10W、15W、20Wのいずれでも血管壁の焼灼がみられ、出力が増すとともに照射時間は短縮し、生じた穴の面積は大きくなった。ジュールに換算すると壁の焼灼に必要なエネルギーはそれぞれ45.5J、36.0J、36.0J、44.0Jで、平均40.4Jである。接触法の場合、出力が高くなるとファイバーが自損する危険性が常にあり、臨床に応用する場合は出力5~15Wで、40Jを一つの目安と

Fig.1 Experiment Equipment

Fig.2 Irradiation Methods (bare laser fiber)

Fig.3 Irradiation Methods (Ceramic tip)

して照射設定をするのが適当と思われる。

ベアファイバーにより焼灼される直径は、出力 20W の時、たかだかベアファイバーの直径の3倍程度の2.3mmであり、また中心より2mm の位置での温度は、89.6℃であるが、中心より4mm 以上では温度は50℃に達せず、レーザー照射による熱効果は限局している。

2. セラミック付きファイバー

セラミック付きファイバーの場合、壁の焼灼はみられず、チップの径に一致した陥凹が得られた。この陥凹は時間が経過しても形状を保ち、蛋白の変性が起こっていることを示している。(Fig. 7)

Fig. 6に示すよう、照射部より4mmの位置での温度上昇はきわめて僅かであり、レーザー照射による熱効果は照射部に限局している。これはベアファイバーの実験で得られた結果と同じである。

照射部より1mmの位置での温度変化をみると、出力25W、30Wでレーザー照射後2～3秒で温度は100℃前後に達し、以後一定の温度を保っている(Fig. 9)。照射部では組織内水分の蒸散、蛋白の変性が起こっているものの、焼灼はみられず、照射部直下の温度も約100℃と推定される。このように圧迫法では血管壁を焼灼することなく、限局性に壁を変性させることが可能である。

ところで遮蔽を設けずに血管壁を直接コルク板に固定した場合には、20J以下のエネルギーでも、壁に点状の炭化層や蛋白の変性を思わせる色調の変化がみられる。出力15W以上では2～3数秒の照射で壁を貫通させることもできる。この変化は血管壁を透過したレーザー光が先ずコルク板に吸収され、そこで発生した熱が逆行性に血管壁に吸収されて起こるのではないかと考えている。この遮蔽の有無による効果の違いは興味ある現象であって、今後さらに検討したいと思う。

圧迫法では血管壁背後にエネルギー吸収体がなければ、血管壁には熱効果のみが生じる。しかし生体では動脈硬化性変化があるので、レーザー照射部位の背後の組織が蒸散に有効に働く場合もあると思われるが、背後の組織の色調がレーザーのエネルギー吸収に影響するので、背後組織の色調とレーザー照射効果および周辺正常動脈壁に対する影響に関しては更に研究が必要と考えている。

結 語

1. 37℃生理的食塩水中の環境下でベアファイバーを使用した場合、接触法で出力5W以上、平均40.4Jのエネルギーで正常血管壁の焼灼・蒸散がみられた。
2. セラミックチップ付きプローブの場合は、圧迫法で接触部近傍動脈壁に約100℃前後の加熱が可能であった。
3. いずれの場合でもレーザー照射の効果は照射部に限局しており、照射部より4mm以上では組織への影響は少なかった。
4. 動脈壁背後の遮蔽の有無は重要な問題として残され、

Fig. 4 Temperature at the point 2mm from the tip of the bare fiber, when normal aortic wall is burnt.

Fig. 5 Burnt Normal Aortic Wall

Fig. 6 Temperature at the points, 2mm, 4mm, 6mm, 8mm, from the tip of the bare fiber. YAG laser was irradiated at 20W of power for 2.2 seconds.

Fig.7 Denaturated Normal Aortic Wall

Fig.8 Temperature at the points, 2mm, 4mm, from the tip of the probe. YAG laser was irradiated at 15W, 20W, 25W, 30W of power for 10 seconds.

Fig.9 temperature at the point 1mm from the tip of the probe. The maximum temperature was 106.3 °C(30W), 104.4 °C(25W), 97.6 °C(20W), 81.1 °C(15W) at this point respectively.

今後さらに検討する必要がある。

文 献

1. Macruz R, Martins JRM, Tupinambas AS, et al. : Possibilidades terapeuticas do raio laser em ateromas. Arq Bras Cardiol, 34 : 9-12, 1980.
2. Lee G, Ikeda RM, Kozina J, Mason DT : Laser dissolution of coronar artherosclerotic obstruction. Am Heart J, 102 : 1074-1075, 1981.
3. Abela GS, Norman S, Gohen D, Feldam RL, et al. : Effect of carbon dioxide, Nd-YAG, and Argon laser radiation on coronary ather omatous plaques. Am J Cardio, 50 : 1199 - 1205, 1982.
4. Gerrity RG, Loop FD, Golding LA R, et al. : Arterial response to laser operation for removal of artherosclero tic plaques. J Thor Cardiovasc Surg, 85:409-421, 1985.
5. Takekawa SD, Takahashi M, Kudo I, et al. : Laser angioplasty : Fundamental studies and initial clinical experience. Seminars in interventional radiology, 3:231-241, 1986.