原著

レーザーの動脈壁に対する焼灼効果について

Effect of 1.06 μ m and 1.32 μ m Nd : YAG
Laser Irradiation on Arterial Walls

三浦 学

弘前大学医学部放射線科

〒036 青森県弘前市在府町 5

Manabu Miura

Department of Radiology, Hirosaki University,
School of Medicine, Hirosaki

要 旨

我々は1.06 μ m（連続発振型，以下1.06cw YAG）を Percutaneous Transluminal Laser Angioplasty（PTLA）に使用しているが，1.06 μ m（Q - スイッチパルス型，パルス幅約500ns，以下1.06QswYAG）および1.32 μ m（連続発振型，以下1.32cwYAG）のレーザーもPTLAに使用可能である。これら三種のレーザーの正常および石灰化を伴う動脈硬化壁に対する焼灼効果の比較をcoreの直径が0.4mmの石英ファイバーを用いて行った。37.0℃の生食中で正常および動脈硬化壁に圧迫法で三種のレーザーを照射し，生じたholeのサイズの計測および貫通部周囲（照射部より1mm離れた位置）の温度測定を行った。また25℃の空気中での貫通時間と貫通部（レーザーの照射方向と対向する位置）の温度測定を行った。実験の結果，生食中での貫通部周囲の最高温度 T_{max} は41.4～62.0℃，空気中での貫通部近傍の T_{max} は72.5～103.0℃であり，組織の蒸散可能な温度と比較し低く，レーザーの焼灼・蒸散効果は極めて限局していることが明らかになった。またレーザーの焼灼効果は1.32cwYAG，1.06cwYAG，1.06QswYAG（10kHz，パルス幅約500ns），1.06QswYAG（5kHz，パルス幅約500ns）の順に強く，1.32cwYAGは1.8mmの石灰化層を持つ厚さ2mmの動脈硬化壁にも焼灼・貫通できた。1.32cwYAG（圧迫法）を応用することにより，高度の石灰化を伴う閉塞性動脈硬化症に対するより良い治療効果の得られることが期待される。

キーワード：PTLA 1.06cwYAG

1.06QswYAG 1.32cwYAG

石灰化した動脈硬化壁

Abstract

1.06 μ m continuous wave Nd : YAG (1.06cwYAG) has been used in Percutaneous Transluminal Laser Angioplasty (PTLA). 1.06 μ m Q-switched mode Nd : YAG (1.06

（平成3年8月13日受理，平成4年2月21日掲載決定）

（Received August 13th 1991, Accepted February 21th 1992）

QswYAG, pulse duration 500ns) and 1.32 μ m continuous wave Nd : YAG (1.32cw-YAG) laser can be also used for PTLA. The effects of these three kinds of laser on normal and highly calcified arterial walls obtained from cadavers were compared. The arterial wall was placed in 37°C normal saline bath and irradiated using three kinds of laser. The size of holes in the arterial wall and temperature of the wall adjacent to the vaporized hole were measured. Perforation times and the temperature of the wall in 25°C air were also measured.

The effects of three kinds of laser on arterial walls were very limited locally and the maximum temperature of the wall adjacent to holes ranged from 41.4 to 62.0°C in 37°C normal saline, and 72.5 to 103.0°C in 25°C air. The effect of charring and vaporizing is superior in the order of 1.32cwYAG, 1.06cwYAG, 1.06QswYAG (10kHz, pulse duration 500ns) and 1.06QswYAG (5 kHz, pulse duration 500ns). 1.32cwYAG irradiating for 5 seconds at 15W in 37°C normal saline was able to penetrate wall 2.0 mm in thickness with a calcified layer 1.8mm in thickness. PTLA with 1.32cwYAG is considered to be a very promising technique to vaporize and treat heavily calcified arteriosclerotic obstructive lesions.

Key words : PTLA

1.06 μ m continuous wave Nd : YAG laser

1.06 μ m Q-switched mode Nd : YAG laser

1.32 μ m continuous wave Nd : YAG laser

Calcified Arterial Wall

はじめに

経皮的血管拡張術 percutaneous transluminal angioplasty (PTA) はco-axialカテーテル¹⁾, バルーンカテーテル²⁾を用いて血管の狭窄部を経皮的に拡張させる手技であり, 安全性に優れ, 外科的治療に匹敵することから広く普及している。しかしPTAによる血管内腔拡張の機序はアテローム斑の圧排・変形ではなく^{3) 4)} 内膜の断裂・解離, 中膜の過伸展・断裂によるものであり⁵⁾, アテローム斑の量的変化は少ないことが解ってきた。

経皮的レーザー血管拡張術percutaneous transluminal laser angioplasty (PTLA) はレーザーの焼灼・蒸散効果により血管の狭窄・閉塞の原因となる壁の動脈硬化性の肥厚部および血栓を根本的に除去し血管の再開通を得るもので, 新しい血管形成術として現在研究が積み重ねられている。

レーザーのアテロームに対する基礎的研究は1980年頃より発表され^{6) - 9)}, 臨床的には1984年, Ginsburgら¹⁰⁾がArgonレーザーを, Geschwindら¹¹⁾がNd : YAGレーザーを使用して閉塞した下肢動脈の再開通に成功したことを報告している。本邦においては1985年に竹川ら^{12) - 14)}が始めてNd : YAGレーザーを使用して

下肢の動脈硬化性狭窄に対するレーザー血管拡張術とレーザー照射前後の血管内視鏡の臨床について報告している。

現在, PTLAにはNd : YAG, Argon, Excimer等の各種レーザーが主に使用されている。我々は連続発振型で波長が1.06 μ mのNd : YAGレーザー (以下1.06cw YAG) を用いて各種の動脈壁に対する実験, 閉塞性動脈硬化症の治療を行っている^{15) - 23)}が, オリンパス光学工業株式会社により一台のレーザー装置で1.06cw YAGの他に, 連続発振型で波長が1.32 μ mのNd : YAGレーザー (以下1.32cw YAG) およびQ-スイッチにより連続波をパルス化した波長が1.06 μ mのNd : YAGレーザー (以下1.06Qsw YAG) が出力可能になったので, これら三種のレーザーの動脈壁に対する焼灼効果および温度分布の比較を行った。

装置および試料

検討したレーザーは1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGである (Table 1)。いずれの波長も一台のレーザー装置から出力できる。1.06Qsw YAGはQ-スイッチにより連続波をパルス化したものでパルス幅は, 出力10~20W, 繰り返し数5~10kHzで約500

nsである。装置はオリンパス社が製作したものである。導光系はbare typeの石英ファイバーで先端は平坦で研磨されてある。ファイバーの外径は0.8mm, coreの直径は0.4mmである (Fig. 1)。温度測定には直径0.8mmの熱電対を用いた。試料は凍結保存したヒト腸骨動脈の正常および動脈硬化壁で、動脈硬化壁の場合はあらかじめ軟線撮影を行い石灰化の最も強い部位を選んだ。

ファイバー、血管壁、熱電対を固定する実験台を作成した (Fig. 2)。ファイバーと熱電対は対抗する位置に固定できる。一方の側のファイバー (熱電対) を固定する部分には三つのバーニヤが付いており、ファイバー (熱電対) を上下、左右、前後に移動できる。バーニヤの最小目盛りは0.1mmである。血管壁は支持板のコルク板に固定した。コルク板の中央には透明なセラミック板が付いており、セラミック板の中央には熱電対 (ファイバー) が通せるように直径1.0mmの穴が空いている。

また生食中の実験では37℃の温度で実験できるように恒温槽 (YAMATO BK-33) を使用した。

方 法

1. 三種のレーザーによる焼灼効果の比較 (生食中)

支持板のコルク板に正常血管壁を固定し、血管の内膜に対しファイバーを垂直に接触させ、さらにファイバー先端を正確に1.0mmだけ進めて圧迫を加え固定した (Fig. 3a)。出力と照射時間をあらかじめ設定して、37.0℃の生食中で1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw

YAGの三種のレーザー照射により生じたholeの計測を行った。

2. 貫通部周囲の温度測定

血管壁およびファイバーの固定は1.の場合と同じであるが、さらにファイバー先端より水平方向に1.0mm離れた位置に熱電対を内膜に接触させた (Fig. 3b)。正常血管壁の場合はファイバー先端を1.0mm, 動脈硬化壁の場合は0.5mm進めた圧迫法を用い、37.0℃の生食中で1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの三種のレーザーを照射し壁の貫通部周囲の温度測定を行った。

3. 血管壁貫通時間と貫通部の温度測定

支持板のコルク板に血管壁を固定し、血管壁の内膜に対しファイバーを垂直に接触させ、反対側より熱電対をセラミック板の穴を通し血管壁の外膜に接触させ (Fig. 3c)、正常血管壁の場合は接触法で、動脈硬化壁の場合はファイバー先端を正確に0.5mmだけ進め圧迫法で25℃の空气中で三種のレーザーを照射した。

Table 1 Features of Laser Sources

Laser	Wavelength (μm)	Maximum average output (w)	Mode
1.32cw YAG	1.32	30	Continuous Wave
1.06cw YAG	1.06	40	Continuous Wave
1.06Qsw YAG	1.06	40	Q-switched Mode

Fig. 1 Bare Fiber

Fig. 2 Experiment Equipment. a: Bare Fiber (Thermocouple), b: Thermocouple (Bare Fiber), c: Vernir, d: Cork Plate, e: Ceramic Plate, f: Supporting Board

Fig. 3 Experimental Methods

- (a): A specimen is pinned on the cork plate and in 37°C normal saline. The tip of bare fiber is pressed on the intimal surface.
- (b): Thermocouple is contacted on intimal surface at a point 1mm from the tip of bare fiber.
- (c): A specimen is placed in 25°C air. The tip of bare fiber is pressed on the intimal surface. Thermocouple is contacted on the adventitia and located directly opposite to the tip of bare fiber

Fig. 4 Perforation Time and Temperature

レーザー照射と同時に血管壁の温度は上昇し、血管壁が貫通すると熱電対は直接レーザー光を受け温度は急激に上昇する (Fig. 4)。この温度が急激に上昇する点から、貫通に要した照射時間(t)と貫通部の温度(T)を測定した。

結果

1. 三種のレーザーによる焼灼効果の比較 (生食中)

37°Cの生食中で1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの三種のレーザーを正常血管壁に照射したときの条件および壁の焼灼状態をFig. 5に示す。1.32cw YAGでは15W, 3.0sec; 15W, 2.0secで壁の貫通が得られ、他は全ての条件で壁が焼灼し、holeに沿って炭化層がみられる。1.06cw YAGでは15W, 3.0sec; 15W, 2.0secで壁の貫通, 15W, 1.0sec; 12W, 2.0secで壁の焼灼が得られ、holeに沿って炭化層がみられる。10W, 2.0secでは壁に変化はみられなかった。1.06Qsw YAGでは繰り返し数が10kHzの場合、平均出力20W, 3.0sec; 15W, 3.0secで壁の貫通, 20W, 1.0~2.0sec; 15W, 1.0~2.0secで壁の焼灼が得られ、holeに沿って炭化層がみられる。10W, 3.0secでは壁に変化はみられなかった。繰り返し数が5kHzの場合、20W, 1.0~3.0sec; 15W, 3.0secで壁の焼灼が得られ、holeに沿って炭化層がみられる。15W, 1.0~2.0sec; 10W, 3.0secでは壁に変化はみられなかった。1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGでそれぞれ15W, 3.0secの場合の内・外膜面でのholeの拡大像をFig. 6に示す。内膜面でのholeの長径は、1.32cw YAGではファイバーのコアの直径(0.4mm)と同じかそれより小さいが、1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAG (10kHz)ではコアの直径より大きい。外膜は1.32cw YAGでは完全には焼灼

Fig. 5 Irradiation Parameters and Results. Three kinds of laser Irradiated on normal arterial walls in 37°C normal saline.

されず一部残存するが、1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAG (10kHz) では比較的均一に焼灼される。holeの辺縁は三種のレーザーのうちでは1.06Qsw YAG (10 kHz) によるものが最も鮮鋭である。

1.32 c w YAG, 1.06 c w YAGおよび1.06QswYAG (10kHz) で出力15Wの場合の断面をFig. 7に、その断面の模式図をFig. 8に示す。1.32cw YAGでは断面

はシャンペングラスを逆さにした形をしている。1.06 cwYAGと1.06Qsw YAGの断面は類似しており壺型をしている。この場合、hole内の最大長径 (a') と内膜面でのholeの長径 (a) との比 (a'/a) は1.32cw YAGより1.06cw YAGと1.06Qsw YAGの方が小さい。

Table 2に出力15Wで三種のレーザーで生じた内膜面でのholeの長径、短径および面積と深さ、hole内の

1.32cw YAG (15W, 3 s)

1.06cw YAG (15W, 3 s)

1.06Qsw YAG (10kHz)(15W, 3 s)

Fig. 6 Shapes of Holes. Intimal side (left) and adventitial side (right)(binocular stereoscopic microscope, magnification $\times 20$)

最大長径, 最大長径と長径との比を示す。

2. 貫通部周囲の温度測定 (生食中)

正常血管壁の場合, 37°Cの生食中での1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの照射条件, ファイバー先端より1.0mm離れた位置での最高上昇温度 (T_{max}) および壁の貫通の有無をTable 3に示す。この場合, 出力15W, 照射時間3.0secでは, 1.32cw YAG, 1.06cw YAG, 1.06Qsw YAG(10kHz), 1.06Qsw YAG

1.32cw YAG

10W	12W	10W	15W	15W	15W
1 s	2 s	2 s	1 s	2 s	3 s
○	○	○	○	◎	◎

1.06cw YAG

12W	10W	15W	15W	15W
2 s	2 s	1 s	2 s	3 s
○	×	○	◎	◎

1.06Qsw YAG(10kHz)

15W	15W	15W
1 s	2 s	3 s
○	○	◎

◎ : Perforation
○ : Vaporization
× : No Charring

Fig. 7 Longitudinal Sections of Holes (binocular stereoscopic microscope, magnification $\times 10$)

(5 kHz) で壁の貫通が認められ, この時の T_{max} はそれぞれ41.4°C, 44.8°C, 51.4°C, 57.0°Cであった。10W, 3.0secの照射では, 1.32cw YAGで壁の貫通が得られ, T_{max} が46.0°Cであり, 1.06cw YAG, 1.06Qsw YAG(10 kHz) および1.06Qsw YAG (5 kHz) では壁の焼灼のみで, T_{max} はそれぞれ40.0°C, 62.0°C, 53.0°Cであった。Fig. 9は1.32cw YAGで10W, 3.0secの照射の場合の温度変化である。

動脈硬化壁の場合, 37°Cの生食中での1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの照射条件, T_{max}

Fig. 9 Temperature at a point 1mm from the tip of bare fiber. Normal arterial wall was irradiated with 1.32cw YAG at 10W for 3.0 seconds in 37°C normal saline. Perforation occurred at about 1 second (↓)

Table 2 Sizes of the holes produced by three kinds of laser at 15W

	1.32cw YAG			1.06cw YAG			1.06Qsw YAG					
							(10kHz)			(5 kHz)		
T	1.0	2.0	3.0	1.0	2.0	3.0	1.0	2.0	3.0	1.0	2.0	3.0
a	0.4	0.4	0.3	0.6	0.5	0.5	0.5	0.5	0.5	—	—	0.5
b	0.4	0.4	0.2	0.5	0.4	0.3	0.4	0.4	0.4	—	—	0.4
S	0.13	0.13	0.05	0.24	0.24	0.12	0.24	0.24	0.24	—	—	0.24
d	1.3	1.8	1.8	1.6	1.8	1.8	1.0	1.4	1.8	—	—	1.2
a'	1.2	1.2	1.0	0.8	0.8	0.8	0.8	0.8	1.2	—	—	0.9
r	3.0	3.0	3.3	1.3	1.6	1.6	1.6	1.6	2.4	—	—	1.8

T : irradiation time (sec), a : major axis (mm), b : minor axis (mm)

S : area (mm²), d : depth (mm), a' : maximum major axis (mm), r = a' / a

Table 3 The maximum temperature and existence of perforation. Three kinds of laser irradiated on normal arterial walls in 37°C normal saline. Temperature is measured at a point 1 mm from the tip of the fiber.

Laser	Power	Irradiation Time (sec)	Maximum Temperature (°C) d = 1 mm	Perforation
1.32YAG	15W	3.0	41.4	+
	10W	3.0	46.0	+
1.06cwYAG	15W	3.0	44.8	+
	10W	3.0	40.0	—
1.06QswYAG	15W (10kHz)	3.0	51.4	+
	15W (5kHz)	3.0	57.0	+
1.06QswYAG	10W (10kHz)	3.0	62.0	—
	10W (5kHz)	3.0	53.0	—

および壁の貫通の有無をTable 4に示す。強度に石灰化した動脈硬化壁では1.32cw YAGで15W, 4.0secの照射から焼灼痕が認められ, 15W, 5.0secの照射で1.8 mmの石灰化層を伴う厚さ2.0mmの壁を貫通した(Fig. 10)。

強度に石灰化した硬化壁を焼灼, 貫通できたのは1.32 cw YAGでのみであった。出力が15W, 5.0secの照射時の T_{max} は48.8°Cであった。1.06cw YAGで15W, 5.0 sec, 1.06Qsw YAG (10kHz) で15W, 5.0sec, 1.06

Table 4 The maximum temperature and existence of perforation. Three kinds of laser irradiated on highly calcified arterial walls in 37°C normal saline. Temperature is measured at a point 1 mm from the tip of the fiber.

Laser	Power	Irradiation Time (sec)	Maximum Temperature(°C) d = 1 mm	Perforation
1.32YAG	15W	5.0	48.8	+
1.06cwYAG	15W	5.0	63.4	—
1.06QswYAG	15W (10kHz)	5.0	66.4	—
	15W (5kHz)	5.0	68.2	—

Fig. 10 Vaporization and perforation of highly calcified arterial wall produced by 1.32cw YAG at 15W lasing for 4.0 and 5.0 seconds.

- (a) : Highly calcified specimen and irradiating points ; arrowhead (5W, 5.0sec), arrows (15W, 4.0sec).
 (b) : Arrowhead shows perforation (15W, 5.0sec). Arrows show vaporization (15W, 4.0sec).
 (c) : Microscopic examination of the section at the perforating point (hematoxyline eosin, magnification $\times 20$).

Qsw YAG (5 kHz) で15W, 5.0secの照射では焼灼も貫通も得られず、 T_{max} はそれぞれ63.4°C, 66.4°C, 68.2°Cであった。

3. 血管壁貫通時間と貫通時の温度測定 (空气中)

25°Cの空气中で正常血管壁に対する1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの照射条件、ファイバーに対向する位置での血管壁貫通時間および壁の貫通時の温度をTable 5に示す。1.32cw YAGで5.7(0.4) sec, 72.5 (3.5) °C, 1.06cw YAGで3.1 (0.4) sec,

88.5 (1.5) °C, 1.06Qsw YAG (10kHz) で3.9 (0.4) sec, 103(7.0)°C, 1.06Qsw YAG (5 kHz) で4.5 (0.0) sec, 92 (11.0) °C (いずれも出力10W) で正常血管壁は貫通した (値は平均値。() 内は標準偏差。標本数 3)。Fig. 11に1.06cw YAGで出力10Wの照射時の温度変化を示す。

強度に石灰化した動脈硬化壁の空气中でのレーザー照射では1.32cw YAG, 1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGのいずれでも15W, 2.0~5.0secの照射でファイ

Table 5 Perforation time and temperature for three kinds of laser on normal arterial walls in 25°C air.

Laser	Power (W)	Time (sec) mean (SD)	Joules (J) mean	Temperature(°C) mean (SD)
1.32YAG	10	5.7 (0.4)	57	72.5 (3.5)
1.06cwYAG	10	3.1 (0.4)	31	88.5 (1.5)
1.06QswYAG 10 (10kHz)	10 (10kHz)	3.9 (0.4)	39	103.0 (7.3)
1.06QswYAG 10 (5kHz)	10 (5kHz)	4.5 (0.0)	45	92.0 (11.0)

SD : Standard Deviation
n = 3

Fig. 11 Perforation time and temperature for 1.06 cwYAG at 10W on normal arterial walls in 25°C air. Thermocouple is located directly opposite bare fiber. Perforation time (↑) is 2.7 seconds and temperature is 90°C.

バー自体が先ず破損し硬化壁の貫通は得られなかった。

考 察

1.06cw YAGは広く利用され、研究報告も多いが、1.32cw YAGと1.06Qsw YAGは高出力が得られ難かったため生体組織に対する研究報告は少ない。Heidwein²⁴⁾らは犬の胃壁を用い、Hochberger²⁵⁾らはウサギの肝臓を用いて1.32cw YAGと1.06cw YAGの比較実験を行い、1.32cw YAGの方が組織蒸散効果および血液凝固作用のいずれも1.06cw YAGより強いと報告している。Douglas²⁶⁾らは腎の部分切除術に1.32cw YAGと1.06cw YAGを使用し、1.32cw YAGでは生じ

る炭化物の層が厚く手術に多くの時間を費やしたと報告している。1.32cw YAGに関する研究報告は今後増加すると思われるが、現在のところ、少なくとも本邦では、正常および高度な石灰化を伴う動脈硬化壁に対する1.32cw YAG、1.06cw YAGおよび1.06Qsw YAGの比較研究はまだない。

1.06μmの水における光消散長（入射光強度の90%が吸収される光路長）は7～8 cmであり²⁷⁾、波長1.32μmの光消散長は1.06μmの約1/10とされており²⁸⁾、1.32cw YAGは1.06cw YAGや1.06Qsw YAGより水に吸収され易い。生体組織においても同様に1.32μmの方が吸収され易いと考えられる。1.32cw YAGの生食中の正常血管壁の焼灼実験では、10W、1.0secでも血管壁の焼灼がみられ、1.06cw YAGや1.06Qsw YAGより組織に吸収され易く焼灼効果に優れていることがわかる。断面ではholeの最大長径と内膜面の長径との比が3.0～3.3と1.06cw YAGや1.06Qsw YAGの1.3～2.4より大きく、シャンペングラスを逆さにした形をしており、消散距離が短いこと、焼灼効果の大きいことを示している。

出力が15Wの場合で1.06cw YAGと1.06Qsw YAGをholeの面積と深さから比較すると（Table 2）、1.06cw YAGでは照射時間が1.0～2.0secで1.06Qsw YAG（10kHz）よりholeの深さが深く、1.06Qsw YAG（5kHz）では照射時間が1.0～2.0secで焼灼効果はみられず、焼灼効果は1.06cw YAG、1.06Qsw YAG（10kHz）、1.06Qsw YAG（5kHz）の順に強いことがわかる。また焼灼による組織の欠損量は概ねエネルギー量に比例して増加すると思われるが、照射部表面やholeの形状は出力および照射時間により、単に深さのみの変化だけでなく、変化している。

生食中、内膜面側からの正常壁貫通部周囲の温度測定の実験では、血管壁の貫通がある場合、レーザー照射と同時に血管壁の温度は速やかに上昇し、約0.5secの定常状態の後に温度の下降があり、照射停止と同時に温度は速やかに低下する（Fig. 9）。照射部に貫通孔が生じた

後はレーザーのエネルギーは生食を介して間接的に熱として血管壁に伝わり、貫通孔周囲の血管壁の温度は僅かに低下するものと考えられる。定常状態直後の温度の低下点が壁の貫通時を意味しているのではないかと推測される。全ての例で同様のパターンはみられなかったが、基本的なパターンと考えられる。壁の貫通がない場合の照射部周囲の温度上昇は壁の貫通がある場合に比較し高い傾向にある (Table 3)。これは照射部組織が蒸散されずに熱源として保たれ、周囲組織に連続的に熱が供給される状態になっているためと考えられる。

T_{max} (プローブ先端から1.0mm離れた位置での最高上昇温度) は41.4~62.0℃と低く (Table 3)、レーザーの焼灼・蒸散効果は極めて限局した空間に生じていることがわかる。また1.32cw YAGでは10W、3 secの照射で壁の貫通が得られており、同じ条件で1.06cw YAG、1.06Qsw YAGでは貫通が得られず、三者の内では1.32cw YAGが最も焼灼・蒸散効果に優れている。

軟線撮影および組織から確認された強度に石灰化した動脈硬化壁では、ファイバーの固定が一定の条件に保たれた場合にはほぼ全例で、1.32cw YAGで15W、4.0secから焼灼痕が認められた (Fig. 10)。同じ条件で1.06cw YAG、1.06Qsw YAGでは血管壁の内面に何の変化も認めなかった。我々の過去の実験では1.06cw YAG、生食中、圧迫法、15W、20secの照射でも強度に石灰化した動脈硬化壁にたいしては壁に変化を認めることはできなかった。1.32cw YAGでも5 W以下の出力では照射時間を長くしても石灰化した血管壁の焼灼は得られず、照射時間よりも出力の大きさが焼灼を可能にするより重要な因子と考えられた。1.32cw YAGの石灰化した動脈硬化壁に対するこの効果は新たな知見であり、今後、高度な石灰化を伴う閉塞性動脈硬化症の治療に1.32cw YAGの応用が期待される。1.32cw YAGの場合、 T_{max} は48.8℃であり (Table 4)、やはり焼灼・蒸散効果は限局していると考えられる。この温度は血管壁の貫通がみられない1.06cw YAGや1.06Qsw YAGの場合より低い、生食中の正常壁の実験結果でみられたように、壁を貫通した時の方が周囲の温度上昇が低いという同じ傾向を示している。

空気中での正常壁貫通部の温度測定 (熱電対先端はベアファイバー先端と対向の位置に固定) ではFig. 4に示すような曲線が得られ、貫通に要した時間と貫通時の温度を測定できた。実際、レーザー照射と同時に血管壁の温度はほぼ直線的に上昇し、多くの場合0.5~0.8secの定常状態の後に壁の貫通がみられた (Fig. 11)。正常壁の場合、貫通時の温度は1.06Qsw YAG (10kHz) で

出力10W、貫通時間3.9secで103℃の結果が得られているが他はいずれも100℃以下である (Table 5)。組織が100℃以下の温度で蒸散するとは考え難く、測定された温度は焼灼部近傍の温度と思われる。焼灼部そのものの温度を測定するには新たな実験系を考えなければならないが、少なくともこの結果はレーザーの焼灼効果は極めて限局した空間に生じていることを示している。1.06Qsw YAGでは連続波に近づくにつれて壁の貫通に要するエネルギーが小さくなっている。同一のエネルギーであれば1.06cw YAGの方が1.06Qsw YAGより焼灼・蒸散能力は大きいことになる。これは生食中での貫通部周囲の温度測定の実験で得られた結果と一致する。

空気中で強度に石灰化した動脈硬化壁をNd:YAGレーザーで照射した場合、15Wの出力では発生する熱のために先ずベアファイバーが破損してしまい血管壁の貫通には至らなかった。同じ出力でも生食中ではファイバーは破損していない。生食中では生食によりファイバーおよび照射部周囲が冷却され、圧迫法でもファイバー先端が保たれかつ有効にエネルギーが対象に吸収されることがわかった。PTLAではレーザー照射は血液を排除し生食中で行われる。この場合、圧迫法を用いて、ベアファイバーを破損することなく、また極めて限局した蒸散効果により周囲組織の熱損傷なしで病変部を焼灼することができる。

結 語

1. Nd:YAGレーザーを焼灼・蒸散効果の強い順に並べると1.32cw YAG、1.06cw YAG、1.06Qsw YAG (10kHz、パルス幅約500ns)、1.06Qsw YAG (5 kHz、パルス幅約500ns) となる。
2. 1.32cw YAGは強度に石灰化した動脈硬化壁をも焼灼・貫通できる。
3. Nd:YAGレーザーの焼灼・蒸散効果は極めて限局している。貫通部周囲 (ファイバー先端から1.0mm離れた位置) の最高上昇温度は生食中で41.4~62.0℃であり、貫通部近傍の温度は空気中で高々100℃前後である。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、御指導御校閲を賜った竹川鉦一教授に深甚なる感謝の意を表します。また血管の病理所見につき御指導を賜りました青森県立中央病院副院長高谷彦一郎博士および実験に協力頂いたオリンパス光学工業株式会社第三開発部の諸氏に深謝いたします。

文 献

- Dotter CT, Judkins MP : Transluminal treatment of atherosclerotic obstruction. *Circulation*, 30 : 654-670, 1964
- Grüntzig A, Hopff H : Percutane Rekanalisation chronischer artrieller Verschlüsse mit einem neuen Dilatationskatheter. *Dtsch Med Wochenschr*, 99 : 2502-2510, 1974
- Castaneda-Zuniga W R, Formanek A, Tadarthy M, et al. : The mechanism of balloon angioplasty. *Radiology*, 135 : 565-571, 1980
- Kinney TB, Chin AK, Rurik GW, et al. : Transluminal angioplasty : A mechanical-pathophysiological correlation of its physical mechanism. *Radiology*, 153 : 85-89, 1984
- 興梠征典, 高橋睦正 : バルーンPTAの拡張機序, 画像診断, 7 : 752-755, 1989
- Macruz R, Martins JRM, Tupinambas AS, et al. : Possibilidades terapeuticas do raio laser em aterosclerose. *Arq Bras Cardiol*, 34 : 9-12, 1980
- Lee G, Ikeda RM, Kozina J, Mason DT : Laser dissolution of coronal atherosclerotic obstruction. *Am Heart J*, 102 : 1074-1075, 1981
- Abela GS, Norman S, Gohen D, et al. : Effect of carbon dioxide, Nd-YAG, and Argon laser radiation on coronary atheromatous plaques. *Am J Cardio*, 50 : 1199-1205, 1982
- Gerrity RG, Loop FD, Golding LA R, et al. : Arterial response to laser operation for removal of atherosclerotic plaques. *J Thor Cardiovasc Surg*, 85 : 409-421, 1985
- Ginsburg R, Kim DS, Guthaner D, et al. : Salvage of an ischemic limb by laser angioplasty : Description of a new technique. *Clin Cardiol*, 7 : 54-58, 1984
- Geschwind HJ, Boussignac G, Teisseire B et al. : Conditions for effective Nd : YAG laser angioplasty. *Br Heart J*, 52 : 484-489, 1984
- Takekawa SD, Takahashi M, Kudo I, et al. : Percutaneous transluminal angiography of arteriosclerotic stenosis of the common iliac artery before and after laser angioplasty. *J Jap Coll Angiol*, 25 : 461-464, 1985
- Takekawa SD, Takahashi M, Kudo I, et al. : Combined use of percutaneous transluminal laser irradiation and balloon dilatation angioplasty in the treatment of arteriosclerotic stenosis of iliac and femoral arteries. *日本医放会誌*, 45 : 1167-1169, 1985
- Takekawa SD, Takahashi M, Kudo I, et al. : Laser angioplasty : Fundamental studies and initial clinical experience. *Seminars in interventional radiology*, 3 : 231-241, 1986
- 竹川鉦一, 淀野啓 : レーザー利用による経カテーテル血栓除去. *外科診療*, 30 : 45-54, 1988
- 竹川鉦一, 淀野啓, 佐々木泰輔, 他 : レーザー血管形成術. *手術*, 42 : 1553-1559, 1988
- 竹川鉦一, 淀野啓, 佐々木泰輔, 他 : レーザーによる血管形成術の臨床. *日本レーザー医学会誌*, 10 : 19-26, 1989
- 竹川鉦一, 淀野啓, 佐々木泰輔, 他 : 経皮的レーザー血管拡張術の臨床. *日本レーザー医学会誌*, 10 : 135-138, 1989
- 三浦学, 竹川鉦一, 佐々木泰輔, 他 : 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. *日本レーザー医学会誌*, 10 : 335-338, 1989
- 竹川鉦一 : レーザー使用による血管形成術, *医学のあゆみ*, 152 : 339, 1989
- Takekawa S.D., Yodono, H., Sasaki, T., Miura, M., Koie, H., Kawashima, M. : Laser angioplasty with vascular endoscopy. *Scientific exhibit RSNA' 89*, Nov. 26-Dec. 1, Chicago, U.S.A.
- 三浦学, 竹川鉦一, 淀野啓, 他 : レーザー血管拡張術により再開通に成功した長区間動脈完全閉塞例. *日医放会誌*, 50 : 499-503, 1990
- 三浦学, 竹川鉦一, 淀野啓 : 経皮的レーザー血管形成術. *映像情報*, 22 : 1072-1077, 1990
- Heidwein W, Lehnert P, Wiebecke B, et al. : Investigation of a new 1.32 μ m Nd-YAG laser for treatment of bleeding peptic ulcers-experiments on dog stomach. *Lasers in Medical Science*, 12 : 189-194, 1987
- Hochberger J, Guenter E, Ell Ch : In comparison: 1.064 μ m-1.318 μ m Nd-YAG continuous wave lasers. In vitro and invivo experiments for endoscopic tumor therapy in the gastrointestinal tract. *Lasers in Medical Science*, 14 : 25-31, 1988

26. Douglas EJ, Kenneth IW, Andrew C von E, et al : Partial nephrectomy using the Nd:YAG laser : A comparison of the 1.06μ and 1.32μ lasers employing different delivery systems. Lasers in Surgery and Medicine, 8 : 241-247, 1988
27. 久保 宇市 : 高尖頭値短パルスレーザーによる生体プロセッシング。レーザー学会研究報告。RTM-86-17 : 43-51, 1987
28. Stokes LF, Auth DC, Tanaka D, et al : Bio-medical Utility of 1.32μ Nd:YAG laser radiation. IEEE Trans Biomed Eng BME, 28 : 197-299, 1981