原著

内視鏡下Nd:YAGレーザー照射法の改良 —金属製円筒状凝固子の基礎的・臨床的研究—

IMPROVEMENT OF ENDOSCOPIC ND:YAG LASER TREATMENT
—BASAL AND CLINICAL STUDY FOR METALLIC CYLINDRICAL TIP—

加減 秀樹

近畿大学医学部第二内科学教室
(指導 山本俊夫教授)

Hideki Kagen

The 2nd Department of Internal Medicine,
Kinki University School of Medicine.

内容要旨

消化管病変に対する内視鏡下Nd:YAGレーザー治療に用いるために、新しいタイプの凝固子を開発した。この凝固子はアルミニウム合金製で円筒形をしている。この凝固子のNd:YAGレーザー透過率は、凝固子の冷却および組織・粘液・血液の付着防止のために蒸留水(2.0ml/min)を用いた場合には83%、CO₂(400ml/min)を用いた場合には95%であった。臨床応用した際には20W~30Wの出力のレーザー照射で治療効果が認められた。この凝固子では蒸留水が常に先端から流出するので凝固組織の付着が起こりにくい。また、レーザー光線は、計算上、この凝固子を照射することはないので破損は起こらない。それ故、安全性に優れている。

この凝固子を用いて、胃異型上皮6例6病変、胃癌12例12病変に対して内視鏡下Nd:YAGレーザー治療を行い良好で安全な結果を得た。

[索引用語：レーザー光凝固治療, Nd:YAGレーザー, 内視鏡下治療, 金属性円筒状凝固子, C.A.T.]

Abstract

We have developed a new type of probe for endoscopic Nd:YAG laser treatment of digestive tract diseases. This probe is cylindrically shaped and is made from aluminium alloy. The transmittance for Nd:YAG laser beam was 83% when distilled water (2.0ml/min) flowed through the probe and it was 95% when CO₂ (400ml/min) flowed through the probe. Endoscopic Nd:YAG laser treatment for several clinical cases using the probe was effective at a power output of 20 to 30 watts. Adhesion of coagulated tissue does not occur because distilled water always flows out from the top of the probe. Breakdown of the probe does not occur because the Nd:YAG laser beam does not hit the inside of the probe. In other words the probe is durable and safe.

Endoscopic Nd:YAG laser treatment using the proe was efficacious and safe in 12 patients with 12 lesions of gastric cancer snd 6 patients with 6 lesions of gastric flat adenoma.

[key words:photo coagulation therapy, Nd:YAG laser,endoscopic treatment,metallic cylindrical tip,C.A.T.]

I 緒 言

近年、医療機器の発達に伴い、消化管病変に対する内視鏡下治療においても種々の方法が考案され臨床に応用されている。内視鏡下Nd:YAGレーザー治療もそのひとつであるが、未だ歴史が浅く改善すべき問題点が残されている。消化管の病変に対して内視鏡下にNd:YAGレーザー照射する場合、非接触照射法では、照射距離を常に一定に保つことが困難である。そのために照射条件と治療効果の関係が不明瞭であり、凝固子の冷却および組織・粘液・血液の付着防止（以下、汚染防止）のために炭酸ガスを用いるので患者の苦痛（腹満感）が強かった。またニューセラムックス製の凝固子を用いた接触照射法では、繰り返しの照射により凝固子の変形・破損を起こすことがあり、さらに凝固子の先端でレーザー光が収束され、また凝固子の冷却・汚染防止に用いる蒸留水が病変の位置によっては凝固子の先端に達しないので、凝固子の過熱・汚染が起こり、レーザー照射時に凝固子は高熱となり、破損が起こり易かった。

以上の様な問題点を解決するために内視鏡下Nd:YAGレーザー治療に用いる新しいタイプの凝固子を開発し、基礎的・臨床的検討を行った。

II 装置・対象および方法

1 装置の概要

新しく開発した凝固子は、Nd:YAGレーザー光を経内視鏡的に伝達する為の導光路(Quartz and Silicon Fiber, 以下 QS ファイバーと略す)の先端にネジ込み式により

接続できる。この凝固子を直接、病変部に接触させてレーザー照射するので、照射距離は常に一定である。形状は円筒型で、材質はアルミニウム合金(JIS 2011合金)である。この凝固子をCylindrically Aluminium Tip (以下C.A.T.と略す)と名付けた。C.A.T.の大きさは外径2.2mm、内径1.8mm、長さは6.4mm（ネジの部分が1.4mm、QSファイバー先端からC.A.T.先端までが5.0mm）の円筒型を呈する(Fig.1)。QSファイバーから照射されたレーザー光はC.A.T.の内部を通りC.A.T.の先端から照射される(Fig.2a)。冷却・汚染防止のための蒸留水はC.A.T.の先端から流出する(Fig.2b)。

QSファイバーから照射されたレーザー光の発散角度を θ° 、Quartzの直径を0.6mmとすると、QSファイバーの

Fig.1. Structure of C.A.T.

C.A.T. is cylindrically shaped and is made from aluminium alloy.

Nd-YAG Laser beam irradiates from the end of the quartz fiber passes through the center of C.A.T. and is irradiated from its tip.

a: He:Ne pilot laser beam which is irradiated through C.A.T. is homogeneous and circular.

b: Distilled water always flows out from the top of C.A.T. not to adhere mucus and coagulated tissue.

Fig.2.

先端から x mm 離れた部位にできるレーザー光の円の直径 y mm は、次式で表される。

$$y = 0.6 + 2x \tan \theta \quad (\text{Fig.3}).$$

$\theta = 4 \sim 5$ であるので、QS ファイバーから照射されたレーザー光が、内径 1.8 mm の C.A.T. の内面に当たることなく C.A.T. の先端から照射されるためには、QS ファイバー先端から C.A.T. 先端までの長さは、上記の式より $\theta = 4$ の時には 8.58 mm 以下、 $\theta = 5$ の時には 6.86 mm 以下であることが必要である。C.A.T. 内空を蒸留水で貫流する際には、QS ファイバー先端から照射されるレーザー光が蒸留水で散乱され、6.86 mm 以下でもレーザー光が C.A.T. 内面に当たる可能性がある。また、C.A.T. が短すぎると冷却効果が失われるために QS ファイバーの破損が起こる。これらの理由により C.A.T. の長さは QS ファイバー先端から 5 mm が適当であると判断した。C.A.T. の冷却・汚染防止のために、Nipro 社製 automatic infusion pump (FP-950) を用いて蒸留水を C.A.T. 内

Fig.3. Relationship between distance from top of QS fiber and diameter of Nd-YAG laser beam.

Fig.4. Measure of the transmittance for Nd-YAG laser light using laser power meter (IMG-01) carried out at various output.

空に貫流させた。レーザー発振装置は、Nd:YAG レーザー（近赤外線、波長：1.06 μ m）最大出力 90 W を連続発振できる MBB 社製 Medilas 医療用 Nd:YAG 装置を使用した。レーザー出力計測装置は、MBB 社製 LMG-01 を使用した (Fig.4)。レーザー内視鏡は、オリンパス光学社製 GIF-XQ10, GIF-T20 を主に使用した。レーザー内視鏡には術者の眼の障害を防ぐため内視鏡接眼部にはフィルター（リン酸塩ガラス製、熱線吸収フィルター）が組み込まれている。

2 対象と方法

A 基礎的検討

1) C.A.T. の Nd:YAG レーザー透過性の計測

QS ファイバー先端での出力を、5 W から 50 W まで 5 W つづ上げて、また C.A.T. の冷却・汚染防止のために CO_2 (400 ml/min) と蒸留水 (2.0 ml/min) を使用し、おのおのについて C.A.T. 先端での出力を計測した。なお、 CO_2 や蒸留水の量は C.A.T. の冷却・汚染防止する最低量とした。

Fig.5. measure of contact pressure using druggist scale.

2) 接触圧と凝固層の大きさの関係

上皿天秤を用いて、接触圧と凝固層の深さ・直径の関係を観察した(Fig.5)。照射条件はQSファイバー先端出力20W、照射時間1.0秒で、厚さ約1cmの牛肝臓切片に対して、支持用スタンドにC.A.T.を固定して直視下に垂直方向から照射した。加圧するために使用したおもりは0g、2.5g、5.0gである。7.5g以上の加圧では照射前に牛肝臓切片に断裂が生じたために、5.0gまでにした。C.A.T.の冷却・汚染防止のためには蒸留水(2.0ml/min)を使用した。

3) 照射エネルギーと凝固層の大きさの関係

①厚さ約1cmの牛肝臓切片と②ネブタール麻酔下の体重13kgの雑種成犬の胃粘膜に対して、支持用スタンドにC.A.T.を固定して直視下にレーザー照射野に対して垂直方向から接触照射した。レーザー照射野に対するC.A.T.の接触圧は、牛肝臓切片に対しては上皿天秤を用いて、接触圧を0gにして照射した。犬の胃粘膜に対しては、照射野が陥凹しない程度に接触して照射した。照射条件は、QSファイバー先端出力10W・15W・20Wのそれぞれに対して、照射時間1.0秒・1.5秒・2.0秒・3.0秒と30W・1.0秒である。30W・1.5秒以上の条件では蒸留水の沸騰による変化が加わるため除外した。また犬胃粘膜に対しては、この他に同一部位に対して、20W・1.0秒の条件で1.0秒間隔で20回照射した。C.A.T.の冷却・汚染防止のためには蒸留水(2.0ml/min)を使用した。

照射効果を検討するために、牛肝臓切片は実体顕微鏡で凝固層の深さと直径を計測した。犬胃粘膜は実験終了直後に屠殺し、照射部位の肉眼観察と10%ホルマリン固定後ヘマトキシリン・エオジン(HE)染色による組織像を観察した。

B 臨床的検討

Table 1. Endoscopic Nd-YAG laser treatment of gastric tumors (May, 1986~December, 1988)

Gastric tumors	No. of Patients	No. of Lesions	Total No. of Treatments
Flat Adenoma	6	6	7
Early Cancer	10	10	18
Advanced Cancer	2	2	21
Total	18	18	46

1986年6月から1988年12月までに、C.A.T.を用いて内視鏡下Nd:YAGレーザー治療し、治療後12カ月以上経過した症例は、胃扁平腺腫6例6病変、胃癌12例12病変(早期胃癌10例10病変、進行胃癌2例2病変)の18例18病変である(Table 1)。胃扁平腺腫、早期胃癌は、いずれも局所根治を目的に、進行胃癌は腫瘍の減少を目的としてレーザー照射した。これらの病変に対して、出力20~30W、照射時間1.0秒~1.5秒Nd:YAGレーザー間欠照射を内視鏡下に行った。C.A.T.の冷却・汚染防止のために蒸留水(2.0ml/min)を用いた。局所根治を目的にレーザー照射した病変に対しては、レーザー照射7~14日後に内視鏡検査を行い、視診所見および生検標本の組織学的検討から病変の残存があれば、追加照射を行った。

III 結果

1 基礎的検討

A C.A.T.のNd:YAGレーザー透過率

CO₂(400ml/min)を用いた場合には、全ての出力において90%以上であった。蒸留水(2.0ml/min)を用いた場合には、出力5Wの時には60%、10Wの時には70%、15~25W・40~50Wの時には80%以上、30・35Wの時には90%以上であった。平均透過率は、CO₂(400ml/min)を用いた場合には95%、蒸留水(2.0ml/min)の場合には83%であった(Fig.6)。

レーザー照射部位に一致して白色円形の凝固層が形成された。接触圧と凝固層の直径・深さの関係は、正比例し接触圧が高い程、凝固層は大きくなった(Table 2)。分散分析の結果、各接触圧の間には有意差が認められた($P < 0.01$)。また照射前には、接触圧2.5gでは軽度、5.0gではかなり照射野の陥凹を認めた。凝固層の直径・深さは照射エネルギーに比例して増大し、重回帰分析の結果、それぞれ重相関係数 $R = 0.9266, 0.9873$ と強

い正の相関関係が認められた (Table 3)。

C 犬胃粘膜に対する照射実験

肉眼的観察では、照射条件20W・1.0秒、1.0秒間隔を20回照射した部位では、C.A.T.の直径に一致して粘膜の一部蒸散と黒色炭化およびその周囲の輪状発赤が認められた。しかし漿膜面にはレーザー照射の影響は認められなかった。それ以外の照射条件ではレーザー照射部位に、C.A.T.の直径に一致して白色凝固が形成され、その周囲に輪状の発赤が認められた (Fig.7)。

組織像の観察では、照射条件10W・2.0秒以下、15W・1.5秒以下、20W・1.0秒の条件では、一部(15W・1.5秒、20W・1.0秒)に粘膜筋板の障害を認めたが、その他の条件では、熱変性は粘膜内にとどまっていた。10W・3.0秒、15W・2.0秒以上、20W・1.5秒以上、30W・1.0秒の条件では、粘膜下層までの熱変性を認めた (Fig.8)。20W・1.0秒、1.0秒間隔を20回照射した部位では、粘膜上皮は蒸散し、粘膜下層までの熱変性が認められたが、固有筋層以下の障害は認めなかった (Fig.9)。

2 臨床的検討

胃扁平腺腫、早期胃癌症例の平均治療回数は、1.4回 (1~5回) で、平均24.3カ月 (12~30カ月) の経過観察中、胃扁平腺腫では、6病変中2病変に再発を認め、早期胃癌では、10病変中2病変に再発を認めた。進行胃癌症例では、治療回数は、いずれも13回で、経過観察期間は、16カ月と27カ月である。これらでは、視診所見および生検所見上、癌陰性にはならなかったが、著名な腫瘍塊減少効果を認めた (Table 4, 5)。症例5~8、15~18は過去に非接触照射法、ニューセラミックス製凝固子を用いた接触照射法のいずれか一方あるいは両方で治療されたが、経過観察中に再発が認められたので再治療した症例である。症例9は病変の位置が非接触照射法では治療困難な部位であったが、C.A.T.を用いた接触照射法により比較的容易に治療できた (Fig.10 a, 10b)。C.A.T.の特徴を発揮できた症例である。治療中にC.A.T.の破損は認めなかった。いずれの症例もレーザー照射施行中の苦痛 (腹満感) は軽度であり、レーザー照射後の合併症 (出血・穿孔等) は認めなかった。

Table 2. Relationship between weight (contact pressure) and size of macroscopic tissue damage at a power output of 20 watts, a time of 1.0 second (bovine liver).

mean $\pm$ sd	n=5		
weight (g)	0	2.5	5.0
depth (mm)	1.0 $\pm$ 0.2	1.2 $\pm$ 0.1	1.6 $\pm$ 0.1
width (mm)	3.4 $\pm$ 0.1	3.7 $\pm$ 0.1	4.0 $\pm$ 0.2

Table 3. Relationship between output and size of macroscopic tissue damage (bovine liver).

width (mm): mean $\pm$ sd	n = 5			
time (s)	1.0	1.5	2.0	3.0
output (W)				
10	2.4 $\pm$ 0.1	3.0 $\pm$ 0.3	3.2 $\pm$ 0.1	3.8 $\pm$ 0.2
15	3.1 $\pm$ 0.2	3.2 $\pm$ 0.2	3.9 $\pm$ 0.1	6.4 $\pm$ 0.6
20	3.4 $\pm$ 0.1	3.8 $\pm$ 0.5	5.7 $\pm$ 1.2	7.4 $\pm$ 0.8

R=0.9266

depth (mm): mean $\pm$ sd

time (s)	1.0	1.5	2.0	3.0
output (W)				
10	0.2 $\pm$ 0.0	0.9 $\pm$ 0.1	1.3 $\pm$ 0.1	2.1 $\pm$ 0.1
15	0.9 $\pm$ 0.1	1.4 $\pm$ 0.2	1.6 $\pm$ 0.1	2.6 $\pm$ 0.2
20	1.0 $\pm$ 0.2	1.6 $\pm$ 0.2	1.8 $\pm$ 0.3	2.9 $\pm$ 0.2

R=0.9873

Fig.6. Transmittance for Nd-YAG laser light

● CO₂ (400ml/min), Pout/Pin = 95%
○ distilled water (2.0ml/min), Pout/Pin = 83%

Fig.7. Macropic changes of normal canine stomach after Nd:YAG laser irradiation at various output and time.

outout(W)		10				15				20				30
time(s)		1.0	1.5	2.0	3.0	1.0	1.5	2.0	3.0	1.0	1.5	2.0	3.0	1.0
gastric wall	m	[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]
	mm	[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]
	sm	[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]
	pm	[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]				[microscopic image]

Fig.8. Death of microscopic tissue damage after Nd:YAG laser irradiation at various output and time (canine stomach).

IV. 考 案

1960年Maiman¹⁾がルビーの結晶で波長6943 Åのレーザー光の発振に初めて成功した。その後レーザーの研究は急速な進歩を遂げ、種々のレーザーの開発が行われ応用分野が拡大されて来た。消化器内視鏡分野では1973年NathとKiefhaber^{2, 3)}によって石英ファイバーを用いたライトガイドが開発され、消化管出血に対する内視鏡下レーザー止血法の臨床での実用化への道が開かれた。1975年にはFruhmorgen⁴⁾らはアルゴンレーザー

(波長: 0.44~0.52 μ m)を用いて、数カ月遅れてKiefhaber⁵⁾らはNd:YAGレーザー(波長: 1.06 μ m)を用いて、臨床での内視鏡下レーザー止血に成功している。

我が国での内視鏡下レーザー治療に対する研究は辻村らが、1978年5月第64回日本消化器病学会⁶⁾で発表したのが最初である。その2年後の1980年に開催された第22回消化器内視鏡学会では、laser endoscopyがシンポジウムに取り上げられ、内視鏡下レーザー治療は消化管出血だけでなく、早期胃癌、胃ポリープ、その他胃石や肝

Table 4. Clinical cases on Endoscopic Nd:YAG laser treatment of gastric cancers.

Patient			Tumor			No. of Treat- ments	Follow up Period (mo.)	Recurrent
No	Age	Sex	Type	Location	Histology			
1	58	M	II c	antrum lesser curv.	tub 1	1	29	—
2	82	F	II c	antrum greater curv.	tub 2	1	30	—
3	84	F	II c	antrum greater curv.	por	2	25	—
4	74	F	II c	pylorus posterior wall	tub 2	1	19	—
5	40	M	II c	antrum lesser curv.	tub 1	1	30	—
6	79	M	II c	lower body lesser curv.	tub 2	5	27	+
7	80	M	II a	angle posterior wall	tub 1	1	21	—
8	77	M	II a	upper body posterior wall	tub 1	1	30	+
9	78	M	I	cardia anterior wall	tub 1	2	13	—
10	68	M	II c	middle body lesser curv.	tub 2	1	12	—
11	80	M	Borr. II	antrum posterior wall	tub 1	13	27	effective
12	76	F	Borr. I	cardia anterior wall	tub 2	13	16	effective

内結石、難治性胃潰瘍に対する治療法としての可能性が示唆された⁷⁾⁻¹²⁾、またレーザー内視鏡の開発の必要性や照射法の改良の有効性も示された¹³⁾⁻¹⁴⁾。その後さらにこの治療法は、各施設において基礎研究、臨床応用されて来た¹⁵⁾⁻³¹⁾。その結果、消化管の悪性腫瘍や良性・悪性の境界病変に対する有効で安全な治療法として確立されつつある。著者の施設では、1981年1月より臨床応用を開始した。

従来内視鏡下レーザー治療は、QSファイバーと病変との距離を1~2 cm離して行う非接触照射法で行われていた。非接触照射法では、内視鏡下Nd:YAGレーザー治療法を開始したKiefhaber³⁾の方法の様に全身麻酔を行って呼吸や消化管の蠕動運動を停止させれば、照射距離を一定とすることが可能であるが、本邦の様に咽頭麻酔と鎮痙剤だけでは消化管の蠕動運動を安全に停止させることは困難である。そのために病変との照射距離を常

Table 5. Clinical cases on Endoscopic Nd-YAG laser treatment of gastric borderline lesions

Patient			Tumor			No. of Treat- ments	Follow up Period (mo.)	Recurrent
No.	Age	Sex	Type	Location	Histology			
13	63	F	flat adenoma	antrum posterior wall	group III	1	25	—
14	57	M	flat adenoma	antrum anterior wall	group III	1	21	—
15	71	F	flat adenoma	angle anterio wall	group III	2	30	+
16	58	M	flat adenoma	antrum posterior wall	group III	1	30	—
17	44	F	flat adenoma	lower body lesser curv.	group III	1	30	+
18	47	M	flat adenoma	antrum anterior wall	group III	1	16	—

に同一に保持することが難しいので、レーザー照射野に形成される凝固層が不均一となる。この結果、病変の一部分が残存し、再発の原因となる。また照射面のpower densityは、照射距離の2乗に比例して減弱する³²⁾ので、高出力レーザー発生装置が必要であった。さらに病変部を適確に照射するには熟練を要した。これらの問題点を解決するためには、QSファイバーを直接病変に接触させてレーザー照射する接触照射法を行えば良いと考えられる。実際、Kiefhaber³³⁾は1975年にすでにニューセラミックス製凝固子を用いて接触照射法を行ったが、ニューセラミックスがレーザー照射で破損したので、この接触照射法は失敗に終わった。その後、本邦では1979年から中原ら³⁴⁾は径80 μ m 外径900 μ m 屈曲半径20mmの光通信用石英ファイバーを用いて、1982年から吉村ら³⁵⁾はcore径0.6mm、外径1.1mm、屈曲半径5mmの石英ファイバーを用いて、接触照射法を試みた。その結果、照射のし易さは改善されたが、低出力(5~10W)の照射でも穿孔の危険性があり、石英ファイバーの先端に組織片の付着が起こり、数回の照射で切断再生しなければならなかった。著者のグループでも1982年より安全で有効な接触照射法の開発に努め、1984年よりニューセラミックス製凝固子を用いた接触照射法を臨床に応用した。この方法はニューセラミックス製凝固子をQSファイバー先端に接続し、ニューセラミックス製凝固子の先端

部分を病変に接触させてレーザー照射する方法である。ニューセラミックスは耐久性に優れ、この方法では照射距離が常に一定に保たれるので、照射距離によるエネルギーの減弱がない。そのため、比較的低出力のレーザー発生装置で治療が可能であり、安定した治療効果が得られる^{36)~40)}と考えられた。しかし、その後この凝固子を用いて基礎実験を繰り返し、臨床例を再検討した結果、凝固子の冷却・汚染防止のために使用する蒸留水の量や凝固子の接触圧が凝固層の大きさ・深さに関係することが明らかとなった^{41)~43)}。さらに、この凝固子は、頻回のレーザー照射により先端部分に破損が起こること、そして病変の部位によっては凝固子の冷却・汚染防止のための蒸留水が凝固子の先端に到達しないため、凝固子に組織や粘液などの付着が起こる。そのため凝固層が不均一となり、病変の一部分が残存し、再発の原因となる^{44)・45)}。以上の様な問題点が明らかになった。これらを解決するために、照射距離が常に一定で、組織、粘液・血液の付着が起こりにくく、耐久性のある凝固子を開発した。この凝固子は円筒型でアルミニウム合金で出来ている。凝固子の冷却・汚染防止のために蒸留水を使用する時には、C.A.T.では、蒸留水が常に先端から流出するので、病変の位置に関係なく組織・粘液・血液の付着が起こりにくい、レーザー光が通過する所は金属の中空部の蒸留水内であるため、破損し難いので、頻回の使

Fig.9. Microscopic changes of normal canine stomach after twenty pulses of Nd:YAG laser irradiation at a power output of 20 watts, a time of 1.0 second (H. & E. stain). Laser-induced injury is seen from mucosa to submucosa but is not seen at muscularis externa.

a: Early gastric cancer (type I) is seen at the anterior wall of the cardia (before Nd:YAG laser treatment).

b: Laser-induced ulcer scar 13 months after Nd-YAG laser treatment is seen.

Fig.10. Endoscopic view in a patient with early gastric cancer (clinical case no.9).

用が可能であった。適切な長さの決定については、計算式で求めた通り、長すぎれば、レーザー光線がC.A.T.内面に当たるために透過率が低下し、C.A.T.が発熱するので好ましくない。また、短かすぎるC.A.T.では、接触照射する場合C.A.T.内空に満たされる蒸留水の量が少ないのでレーザー照射時のC.A.T.の冷却効果が弱い。それがQSファイバーの破損を起こす原因となる可能性がある。以上よりQSファイバー先端からの長さが5mmのC.A.T.が最適であると考えた。Nd-YAGレーザーの平均透過率はCO₂ (400ml/min)を用いた場合には95%、蒸留水 (2.0ml/min)を用いた場合には83%であった。C.A.T.のNd-YAGレーザー透過率は、蒸留水 (2.0ml/min)を使用した方が低い。これはC.A.T.内部においてレーザー光の一部が流水によって散乱し、C.A.T.の内面に当たったためと考えられる。いずれにしても、十分に良好な透過率が得られたと考えられる。すなわち、C.A.T.内部でのレーザーエネルギーの減弱が少ないので、低出力のレーザー発生装置での治療が可能であることを示している。

牛肝臓切片に対する照射実験では、凝固層の直径・深さは、接触圧に比例して増加したが、照射野に対するC.A.T.の圧迫が、照射野が軽度の陥凹を呈する程度であれば、ほぼ無視できると考える。また凝固層の直径・深さは、出力と照射時間に強い正の重相関関係があることが明らかとなった。すなわち、病変に対して正面方向からの照射では、レーザーの出力・照射時間で凝固層の大きさ (深さ・直径) をコントロール可能である。言い換えれば、レーザーの照射条件と治療効果の関係が明確であると言える。

次に、臨床応用の際の照射条件を設定するために、雑種成犬胃粘膜に対する照射実験をおこなった。レーザー照射後の合併症 (出血、潰瘍穿孔) を防止するためには、粘膜下層までの凝固が望ましい。粘膜下層までの凝固を起こす照射条件は、10W・3.0秒、15W・2.0秒以上、20W・1.5秒以上、30W・1.0秒である。さらに呼吸や胃の蠕動や動脈の拍動により照射野が移動する可能性がある、ということを考えると、レーザーの照射時間は短い方が望ましい。これらのことを考え合わせて、臨床に応用する際にはレーザーの照射条件は、20~30W・1.0~1.5秒が適当であると考えた。

諸家の動物実験と照射後手術を行った臨床成績によれば、犬の胃粘膜下層までの凝固を起こす照射条件、あるいは臨床での照射条件は、使用機器、病変との照射距離、病変の種類などにより差が認められるが、非接触照射法^{8), 16) - 26), 22), 26), 27)}では、40~90W・0.5~3.0

秒であり、ニューセラミックス製凝固子を用いた接触照射法^{37), 38), 40), 41), 46)}では、20~30W・1~2秒である。すなわちC.A.T.による接触照射法は、ニューセラミックスを用いた接触照射法とほぼ同じ条件で、より安全でより良好な効果が得られ、また非接触照射法より低出力で同等の効果が得られた。

次に安全性を検討するために20W・1.0秒の照射を1.0秒間隔で20回同一部位に照射したが、固有筋層以下の障害は起こらなかった。この条件下では、組織の黒色炭化のため照射されたレーザー光がこれ以上吸収されなかったためと考えられる。この条件下の照射では、同一部位に対して頻回に照射しても胃穿孔という重篤な合併症が生じないといえる。すなわちこの条件下で、本法は安全な治療法であると言える。

臨床例において、再発を認めていない早期胃癌8病変、胃扁平腺腫4病変は、1~2回、平均1.2回の治療で期待した効果が得られた。症例9においては、病変が噴門直部下にあるため、非接触照射法では、病変の口側からは十分な照射距離をとれないために凝固子が病変に接触する可能性が高く、また内視鏡を反転させてレーザー照射する際には病変と内視鏡が近接するので、内視鏡に誤照射する危険性が大きであった。しかしC.A.T.を用いることによって、病変に確実にレーザーを照射できたので、誤照射は起こらず、腫瘍を根治できた。再発は早期胃癌2病変、胃扁平腺腫2病変に認められたが、これらの、症例は、過去に非接触照射法とニューセラミックス製凝固子を用いた接触照射法を行われていたが再発を認めたためC.A.T.で再治療された。再発の原因は、胃の高度の変形や、病変の部位が正面視不可能な位置にあるため、病変全体に充分レーザー照射できなかったためであると考えられた。現在、このような病変に対しては、治療の際に使用する内視鏡をGIF-XQ10からGIF-1T20に変えることにより、病変が正面視可能となり、良好な結果が得られつつある。その理由は、GIF-XQ10では、QSファイバーの挿入により、アングル角が制限されるが、GIF-1T20の鉗子口径は3.7mmと太いために、QSファイバーの挿入によりアングル角が制限されない。その結果、病変の正面視が可能になり、病変全体を充分に照射できるからである⁴³⁾。また、病変の部位によってはGIF-XQ10や鉗子口径の太いGIF-1T20のような直視型内視鏡でも、充分に照射できない場合もある。このような病変に対しては、側視型内視鏡を用いた照射が有効であると考え、現在、側視鏡に挿入出来るQSファイバーにC.A.T.を装着して臨床応用している⁴⁷⁾。

V. 結 論

金属製円筒形の新しいタイプの凝固子を開発し基礎的、臨床的に検討した結果、

- (1) Nd:YAGレーザーの透過率は良好である。
- (2) 低出力のレーザー照射で治療効果がある。
- (3) 照射条件と治療効果の関係が明瞭である。
- (4) 凝固子への組織・粘液・血液の付着が起こりにくい。
- (5) 耐久性に優れている。
- (6) 安全で苦痛の少ない内視鏡下レーザー治療が可能である。

本論文の要旨は、第32回日本消化器内視鏡学会総会、および第7回日本レーザー医学会大会ワークショップにて発表した。

現在、C.A.T.を日本・欧米で特許申請中である。

稿を終えるにあたり、御指導ならびに御校閲を賜った近畿大学医学部第二内科、山本俊夫教授に深甚なる謝意を表します。また、本研究に終始御協力、御教示をいただいた共同研究者である近畿大学医学部第二内科、辻村大次郎講師をはじめ、医局員各位に心から感謝いたします。

参考文献

- 1) Maiman T.H.: Stimulated optical radiation in ruby, *Nature*, 187: 493-494, 1960.
- 2) Nath, G., Gorisch, W. & Kiefhaber, P.: First laser endoscopy via a fiberoptic transmission system, *Endoscopy*, 5: 208-212, 1973.
- 3) Nath, G., Gorisch, W., Kreitmair, A. & Kiefhaber, P.: Transmission of a powerful argon laser beam through a fiber-optic flexible gastroscope for operative gastroscopy, *Endoscopy*, 5: 213-215, 1973.
- 4) Frühmorgen, P., Boedem, F., Reidenback, H. D., et al.: The first endoscopic laser coagulation in the human GI-tract, *Endoscopy*, 7: 156-157, 1975.
- 5) Kiefhaber, P.: Endoskopische Blutstillung mit Laser Strahlen, *Fortschr. Med.*, 94: 656, 1976.
- 6) 井上良一, 山本 博, 辻村大次郎, ほか: 食道静脈瘤に対する内視鏡的硬化療法及び内視鏡的レーザー光凝固法に関する検討, *日本消化器病学会誌*, 76: 971, 1979.
- 7) 水島和雄, 原田一道: レーザー内視鏡と臨床, *Gast-*

- roenterol. Endoscopy, 22 : 1454-1456, 1980.
- 8) 杉浦 弘, 伊藤克昭:YAGレーザーによる基礎的検討, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1457-1459, 1980.
- 9) 吉村克納, 岡田俊夫:レーザー内視鏡の基礎的検討, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1459-1460, 1980.
- 10) 鈴木荘太郎, 三輪 剛:レーザー内視鏡の基礎的検討 電気凝固止血法との比較, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1460-1462, 1980.
- 11) 辻村大次郎, P. KIEFHABER:内視鏡的レーザー止血法の問題点, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1463-1465, 1980.
- 12) 小黒八七郎, 平嶋登志夫:レーザー内視鏡のがん治療への応用, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1467-1468, 1980.
- 13) 岡崎幸紀, 大下芳人:Laser endoscope 開発の現状と問題点, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1456-1457, 1980.
- 14) 中原 朗, 高瀬靖宏:レーザー内視鏡の隆起性病変への応用, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1465-1467, 1980.
- 15) 斎藤利彦, 上野正見, 藤江 篤, ほか:レーザー内視鏡の基礎的検討-実験胃癌に対する照射硬化-, 東医大誌, 39 : 1165-1171, 1981.
- 16) 吉村克納, 斎藤利彦:早期胃癌に対する内視鏡的レーザー照射, Progress of Digestive Endoscopy, 20 : 51-56, 1982.
- 17) 伊藤克昭, 杉浦 弘, 春日井達造, ほか:胃腫瘍に対する内視鏡的レーザー治療, Gastroenterol. Endoscopy, 23 : 1517-1529, 1981.
- 18) 岩崎 甫, 小西敏郎:Nd-YAGレーザーによる胃腫瘍の内視鏡的治療, Progress of Digestive Endoscopy, 20 : 40-44, 1982.
- 19) 平嶋登志夫, 小黒七八郎, 早田義博, ほか:内視鏡レーザーの食道癌・胃癌への治療応用の試み, Progress of Digestive Endoscopy, 20 : 45-50, 1982.
- 20) 原田一道, 水島和雄, ほか:下部消化管疾患に対するレーザーによる内視鏡的治療-実験的検討を含めて-, Gastroenterol. Endoscopy, 23 : 1377-1384, 1981.
- 21) 小黒七八郎, 平嶋登志夫:レーザー内視鏡による食道癌, 胃癌の治療, 医学のあゆみ, 124 : 510-515, 1983.
- 22) 児玉 正, 福田新一郎, 辻 賢二, ほか:Nd-YAGレーザーによる早期胃癌治療について, 京府医大誌, 92 : 287-290, 1983.
- 23) 春日井達造, 杉浦 弘, 伊藤克昭, ほか:内視鏡レーザーによる胃癌の治療, 現代医学, 30 : 417-422, 1983.
- 24) 岡崎幸紀, 大谷達夫:消化器癌に対する内視鏡的治療-レーザー内視鏡法による胃癌病巣の治療とその効果-, Gastroenterol. Endoscopy, 25 : 2069-2073, 1983.
- 25) 今岡 渉, 奥田順一:消化器癌に対する内視鏡YAGレーザー治療, Gastroenterol. Endoscopy, 25 : 2059-2061, 1983.
- 26) 辻村大次郎, 羽白 清:Nd-YAGレーザーによる早期胃癌の内視鏡的根治療法の試み, Gastroenterol. Endoscopy, 25 : 2052-2056, 1983.
- 27) 辻村大次郎, 羽白 清, 山本俊夫, ほか:早期胃癌及び胃異型上皮(ATP)における経内視鏡的Nd-YAGレーザー治療の効果検討, 日本レーザー医学会誌, 3 : 299-306, 1983.
- 28) 大谷達夫, 岡崎幸紀, 竹本忠良, ほか:レーザー内視鏡法による胃癌の治療とその効果, Gastroenterol. Endoscopy, 26 : 184-190, 1984.
- 29) 三原 修, 室久敏三郎, 北川陸生, ほか:胃腫瘍の内視鏡的レーザー治療, Gastroenterol. Endoscopy, 26 : 1076-1080, 1984.
- 30) 芳野純治, 中澤三郎, 川口新平, ほか:胃癌および胃異型上皮癌の内視鏡的レーザー治療に関する研究, Gastroenterol. Endoscopy, 26 : 692-702, 1984.
- 31) 加藤 修, 杉原 真, 服部和彦, ほか:消化管の癌に対する内視鏡的Nd-YAGレーザー治療の有効性と限界, Gastroenterol. Endoscopy, 27 : 201-208, 1985.
- 32) 久保宇市:医用へのレーザー応用の現状, レーザー研究, 7 : 135-151, 1979.
- 33) 2nd International Nd:YAG Laser conference 討論にて, 1985.
- 34) 中原 朗, 高瀬靖宏, 塚田啓二, ほか:隆起性病変に対する内視鏡的レーザー治療に関する基礎的及び臨床的研究, Gastroenterol. Endoscopy, 22 : 1360-1371, 1980.
- 35) 吉村克納, 斎藤利彦:消化器癌に対する内視鏡的レーザー治療-早期胃癌-, Gastroenterol. Endoscopy, 25 : 2049-2052, 1983.
- 36) 加減秀樹, 辻村大次郎, 松井洋勝, ほか:消化器内視鏡下治療におけるNd-YAGレーザーの接触照射法について, 日本レーザー医学会誌, 5 (3) : 149-

153, 1985.

- 37) 鈴木莊太郎, 野見山 哲, 三輪 剛, ほか: 消化器内視鏡における接触型レーザー導光端子の応用, 日本レーザー医学会誌, 5 (3):143-148, 1985.
- 38) 吉村克納, 島田達朗, 芦沢真六, ほか: 早期胃癌に対する内視鏡的Nd-YAGレーザー照射法の改善-接触型プローブの照射効果-, 日本レーザー医学会誌, 5 (3):155-160, 1985.
- 39) 中原 朗, 松本好正, 福富久之, ほか: 各種レーザー治療における工夫と改良 (特に接触法, 穿刺法と照射法の比較について), 日本レーザー医学会誌, 5 (3):185-190, 1985.
- 40) D.Tsujimura, H.Kagen, T.Yamamoto, et al.: Contact Methods of Endoscopic Laser Treatment, Laser, Optoelektronik in der Medizin Optoelectronics in Medicine, :352-359, 1986.
- 41) 辻村大次郎: 内視鏡的接触型凝固治療, レーザ研究, 14:192-201, 1986.
- 42) 加減秀樹, 辻村大次郎, 山本敏夫, ほか: 低出力Nd-YAGレーザーによる内視鏡下治療 (接触型凝固子について), 日本レーザー医学会誌, 6 (3):479-482, 1986.
- 43) 藤江 篤, 滝沢千晶, 芦沢真六, ほか: 接触型Nd-YAGレーザー照射法の組織破壊効果の基礎的検討, 日本レーザー医学会誌, 6 (3):273-276, 1986.
- 44) 松葉周三, 野口良樹, 後藤和夫, ほか: 凝固用マイクロチップを用いたNd-YAGレーザー接触照射法の基礎的検討, 日本レーザー医学会誌, 7 (3):21-22, 1987.
- 45) 加減秀樹, 辻村大次郎, 山本俊夫, ほか: 内視鏡下Nd-YAGレーザー治療において期待した治療効果が得られなかった原因とその対策, 日本レーザー医学会誌, 8 (4):55-56, 1988.
- 46) 鈴木莊太郎, 椎名泰文, 三輪 剛, ほか: 消化管粘膜に及ぼすレーザー照射の影響 (第6報) -接触型レーザーロッドによる基礎的研究-, Gastroenterol. Endoscopy, 26:705-710, 1984.
- 47) 加減秀樹, 辻村大次郎, 山本俊夫, ほか: 側視鏡を用いたNd-YAGレーザー治療, 第9回日本レーザー医学会大会論文抄録集, 120, 1988.