

# 炭酸ガスレーザーメスによる 膵尾部切除に関する研究

東京女子医科大学外科学教室 (主任: 織畑秀夫教授)

小林 重 芳

(受付 昭和56年12月15日)

## Experimental Study for Distal Pancreatectomy with CO<sub>2</sub> Laser

Shigeyoshi KOBAYASHI

Department of Surgery (Director: Prof. Hideo ORIHATA)

Tokyo Women's Medical College

Partial distal pancreatectomy was carried out in dogs with CO<sub>2</sub> laser.

I measured the dosis of the leakage of pancreatic juice by the measurement of amylase count of ascites after distal pancreatectomy with CO<sub>2</sub> laser.

Results were as follows;

- 1) The highest leakage appeared with 10 W power beam and the smallest proved with 15 W power beam with CO<sub>2</sub> laser without pancreatic duct ligation.
- 2) Defocused beam had little advantage than focused beam for the sealing of the pancreatic ducts with 25 W power.
- 3) Histological study showed within 300  $\mu$  damage from the cutting edge with CO<sub>2</sub> laser.
- 4) We can also see the consealed view of the pancreatic duct microscopically after CO<sub>2</sub> laser cutting.

### 目 次

緒言

実験

#### 1. 実験方法

- 1) 実験犬及び麻酔
- 2) 炭酸ガスレーザーメス
- 3) 膵尾部切除及び切除断端よりの膵液漏出量の測定
- 4) 病理組織標本の作製

#### 2. 実験結果

- 1) 膵尾部切除前の腹水中のアミラーゼ値の測定
- 2) 剛刀メスによる膵尾部切除
- 3) 電気メスによる膵尾部切除

- 4) 出力5W のレーザーメスによる膵尾部切除
- 5) 出力10W のレーザーメスによる膵尾部切除
- 6) 出力15W のレーザーメスによる膵尾部切除
- 7) 出力20W のレーザーメスによる膵尾部切除
- 8) 出力25W のレーザーメスによる膵尾部切除
- 9) レーザーメスによる膵尾部切除のまとめ
- 10) 病理学的検索

考察

結語

文献

### 緒 言

1960年 Maiman によりルビーレーザーが開発されて以来<sup>1)2)3)4)</sup>, 医学界においても, 各種のレ

ーザー装置が開発、利用されてきた<sup>5)6)7)</sup>。これらのうちで、外科領域において使用可能な高出力レーザー装置として、Nd-YAG (yttrium aluminum garnet) レーザー及び、炭酸ガス(以下 CO<sub>2</sub> と略す)レーザーが開発され、普及しつつある。

CO<sub>2</sub> レーザーメスは、無血手術を可能にする夢のメスとして登場したが、実際に使用してみると、肝、脾等の血流の豊富な臓器においては、切開と同時に湧出する血液にレーザーエネルギーのほとんどが吸収されてしまい、それ以上の切開操作が不可能になつてしまい、レーザーメスの持つ特性を生かしきれていないのが現状である。

多くの文献によれば、CO<sub>2</sub> レーザーメスは直径0.5~1mm までの血管に対しては、十分な止血、凝固能力を有しているといわれているが<sup>10)</sup><sup>12)</sup>、肝や脾のような血流の豊富な臓器の切開については、必ずしも理論通り、十分な止血が成されていないのが実状のようである。この点、膵臓は、肝や脾に比べると血流も少なく、CO<sub>2</sub> レーザーメスを使用するに適切な臓器と考えられる。

CO<sub>2</sub> レーザーメスを使つた犬の膵臓尾部切除に関する実験は、イスラエルの Orda らにより、すでに行なわれている<sup>11)</sup>。それによれば、レーザーメスによる膵尾部切除後、主膵管を結紮していなくとも、膵管造影をすると膵液の漏出は全くなかつたと報告されている<sup>11)</sup>。これはレーザーメスのすぐれた切開能力ばかりでなく、凝固止血能力によるものと考えられる。

今回の実験は Orda らの実験を更におしすすめ、CO<sub>2</sub> レーザーメスによる膵尾部切除において、レーザー出力のちがいによる膵尾部切除断端よりの膵液の漏出量の差を、定量的に測定し、最適のレーザー出力を求めるばかりでなく、剛刀メス及び電気メスによる膵尾部切除の場合と比較し、更に、切除断端創部の変化について病理学的に検索してみた。

## 実 験

### 1. 実験方法

#### 1) 実験犬及び麻酔

体重13~18kg の雑種成犬を用いた。

麻酔は、Pentobarbital (ミンタル) 20mg/kg を静脈内投与し、実験中体動や反射出現時に少量の追加を行なつたが、実験中、初回投与のみで、追加使用は、ほとんど必要なかつた。

呼吸は、気管内チューブ挿管下に Bird Respirator Mark-IVにて調節呼吸を行つた。

#### 2) CO<sub>2</sub> レーザーメス

膵切除に使用した CO<sub>2</sub> レーザーメスは、アロカ社の LMC-040型で、波長10.6 $\mu$ m の赤外光を最大出力50Wにて連続発振波及び、パルス波を発振できる。

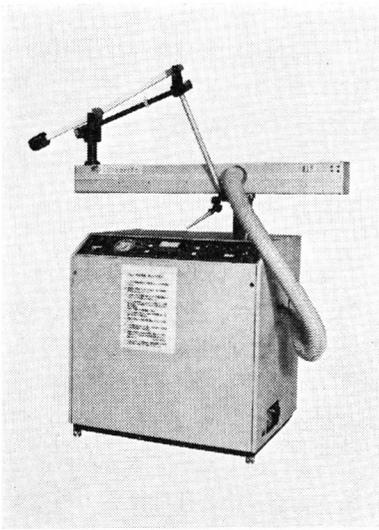
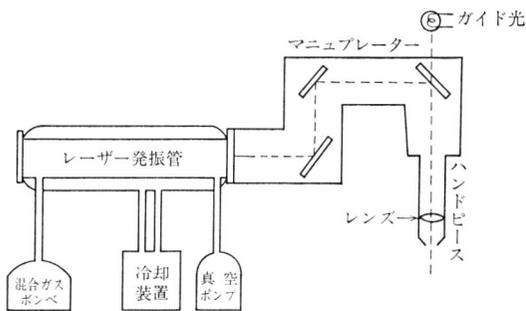
レーザー光線は、ミラー軟節式のマニプレーターとレンズを内臓したハンドピースにより誘導され、発振される。その仕様は表1のごとくである。

表1 CO<sub>2</sub> レーザーメス仕様

CO <sub>2</sub> レーザー発振出力	最大 50W
CO <sub>2</sub> レーザー発振波長	10.6 $\mu$ m
動作モード	単一パルス波又は連続波
マニプレーター	固定ミラー関節方式 ミラー数 8個 可動範囲 上下 45° 左右 170°
集光レンズ	焦点距離 50mm 100mm 150mm
ガイド光	He-Ne レーザー光 1mW, 波長 0.63 $\mu$ m
メス先レーザー出力	最大 45W
レーザーガス	混合ガス CO <sub>2</sub> 4.5% N <sub>2</sub> 13.5% He 82%
レーザー冷却法	クーラー冷却能力 500kcal/h

今回使用した CO<sub>2</sub> レーザーメスは、メス先の出力が30Wを超えると発振出力が不安定となつてしまつたため、実験にあたり、出力は5W, 10W, 15W, 20W, 25W の5種類を用いて行なつた。

CO<sub>2</sub> レーザーメスの構造は、写真1、図1に示したごとくであり、炭酸ガス4.5%、窒素ガス13.5%、ヘリウムガス82%の混合ガスを入れた発振管の部分透過ミラー側よりレーザー光線を発振し、

写真1 CO<sub>2</sub>レーザーメス図1 CO<sub>2</sub>レーザーメスの構造

8枚のミラーによつてマニプレーターを介し、ハンドピース内の焦点距離150mmの集光レンズに導きレーザー光線を発射するしくみになっている。

レーザー発振管は熱効率が低いため、容易に高温となる。このレーザー発振管の周囲を冷水にて冷却する装置を必要とする。

CO<sub>2</sub>レーザー光は赤外光であるため、目に見えない。そこでガイド光として波長0.13 $\mu$ m~1mWの赤色 He-Ne レーザーを用いている。

### 3) 膵尾部切除及び切除断端よりの膵液漏出量の測定

全身麻酔下に実験犬を上腹部正中切開にて開腹する。胃—結腸間膜を開き、膵臓を周囲組織より

剥離する。

犬の膵臓は、小腸の腸間膜内にその体部及び尾部がうずまわっていることが多く、腸管を栄養している血管を傷つけずに膵臓を剥離することが比較的困難であった。

膵尾部を遊離したのち、膵臓の尾側約1/4の所にて、それぞれ剛刀メス、電気メス、CO<sub>2</sub>レーザーメスにて切除を行なう。この際出血の多かつた部分は絹糸にて結紮、止血したが、電気メス、CO<sub>2</sub>レーザーメスにて切除した場合は、ほとんど結紮による止血を必要としなかつた。

遊離した膵尾部を殺菌したビニール袋に入れ周囲に漏れないようにしてこれを覆う。止血を確認したあと、生理的食塩水20mlをビニール袋内へ注入し、膵切除断端に生理的食塩水がよく触れるように十分攪拌する。

その後、この液を10ml採取し(図2)、この液

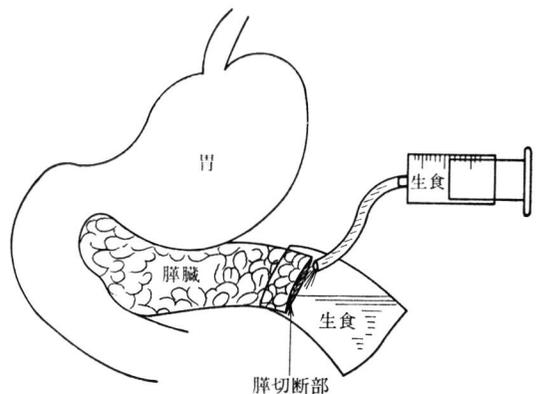


図2 膵切断々端への生食水の灌流

のアミラーゼ値を測定する。アミラーゼ値は Caraway 法を用いて測定した。

なお、開腹直後、膵臓剥離前に腹水を採取し、この腹水中のアミラーゼ値を Caraway 法にて定量測定した。

### 4) 病理組織標本の作製

膵臓切除断端灌流液のアミラーゼ値を測定したあと、残つた膵組織の断端を切除し、10%ホルマリン液に入れ固定し、永久標本を作製した。永久標本は、ヘマトキシリン、エオジン染色及び

Masson 染色を施行，検鏡に供した。

## 2. 実験結果

実験の開始にあたって，開腹直後の腹水を採取し，このアミラーゼ値を定量測定した。この際，腹水中に血液が混入しないように注意を払った。膵切除後の膵尾部灌流液のアミラーゼ値を測定し，腹水中のアミラーゼ値に対する比にても表現し，この値にて剛刀メス，電気メス及び各出力によるレーザーメスにての膵尾部切除後の測定値と比較してみた。

灌流液の採取の際，多少血液の混入がみられたが特別に多量でない限り，測定用の試料として使用した。止血は，できるだけガーゼによる圧迫のみにとどめたが，圧迫のみにて不十分のものに対しては，膵管を結紮しないように注意して，絹糸にて結紮止血した。

膵尾部切除の方式は下記のごとくである。

- (1) 剛刀メス（フェザー社 No. 20 の円刃刀）
- (2) 電気メス（混合波による）
- (3) CO<sub>2</sub> レーザーメス（出力5W）
- (4) CO<sub>2</sub> レーザーメス（出力10W）
- (5) CO<sub>2</sub> レーザーメス（出力15W）
- (6) CO<sub>2</sub> レーザーメス（出力20W）
- (7) CO<sub>2</sub> レーザーメス（出力25W）

### 1) 膵尾部切除前の腹水中のアミラーゼ値の測定

全身麻酔下にて上腹部正中切開にて開腹し腹水を採取し，このアミラーゼ値を測定した。開腹時の腹水はごく少量で，主に左右の側腹部より採取した。採液量は3~5mlで，血液の混入のないよ

表2 腹水中のアミラーゼ値

	アミラーゼ値
検体1	45 (u)
検体2	48
検体3	36
検体4	28
検体5	25
平均値 (Avor)	36 (u)

うに注意した。

以下この実験において，膵尾部切除前の腹水中のアミラーゼ値の平均値を Avor と表わす。採取した腹水のアミラーゼ値，その平均値は表2のごとくである。

### 2) 剛刀メスによる膵尾部切除

剛刀メスによる膵尾部切除は，予想通り，かなりの量の出血をきたし，ガーゼ圧迫のみでは止血は全く不能で，絹糸による結紮止血を全例に必要とした。

現実的には，手術の際膵尾部を剛刀メスにより切除して，そのまま放置しておくというものはありえないことであるが，この実験においては，膵管断端を開放したままの場合の膵液の漏出量を求め，他のメス及び CO<sub>2</sub> レーザーメス単独の切除の場合の膵液の漏出量と比較するためにこの実験を行なった。



写真2 剛刀メスによる膵切除断端

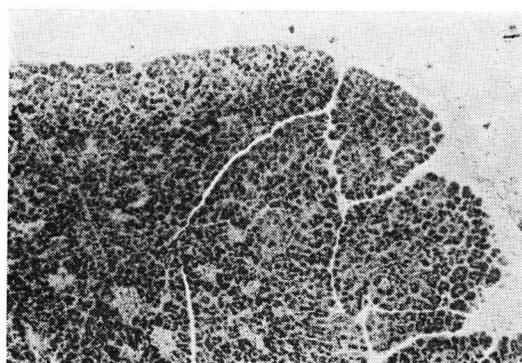


写真3 剛刀メスによる膵切除断端

この実験においては、止血のために沢山の絹糸にて結紮、止血したため、必ずしも切除断端の腓管を開放した場合の値とはなっていない。実験結果は表3のごとくであり、値に多少のばらつきがみられるのも以上のような理由によると考えられる(写真2, 3)。

### 3) 電気メスによる腓尾部切除

電気メスは、混合波を用い腓尾部切除を施行した。犬の腓臓は厚みも薄く、切除は比較的簡単に行なうことができた。

出血はあまりなく、静脈性の出血に対しとは凝固波を用い止血した。これが、切除断端の閉塞をうながし、腓液漏出量の少なかった原因の一つと考えられる。

動脈性の出血に対しては、絹糸による結紮にて止血した。

組織の損傷はかなり強く、やや黄色みを帯びた腓臓が白く変化し、断端は炭化して黒く変化して

表3 剛刀メス及び電気メスによる腓尾部切除後の腓液漏出量

	剛刀メス	電気メス
第1回	374 (u)	78 (u)
第2回	449	52
第3回	720	84
第4回	345	94
第5回	425	56
平均 (Ax)	462 (u)	72 (u)
Ax/Avor	12.8	2.0

Avor: 腹水中のアミラーゼ値

しまっている。切開能力は、レーザーメスに比べやや低い印象を受けた。

切除断端の滲流液のアミラーゼ値は表3のごとくであり、CO<sub>2</sub>レーザーメスと比較しても、腓液の漏出量は少なかった(写真4, 5)

### 4) 出力5wのレーザーメスによる腓尾部切除

5Wの出力においては、薄い腓臓といえども切れ味は悪く、メスとして使用することは不可能と思われた。

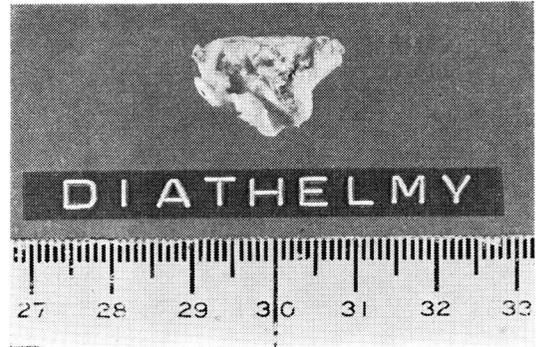


写真4 電気メスによる腓切除断端

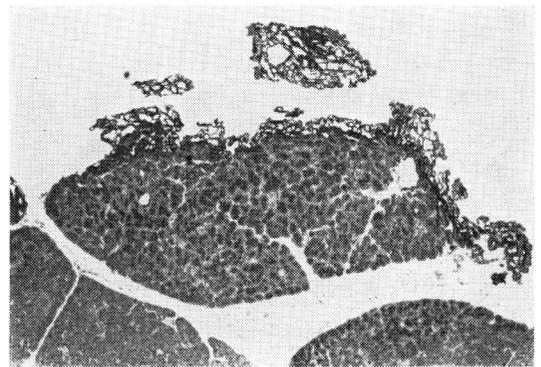


写真5 電気メスによる腓切除断端

しかし、長時間をかけ、腓組織を凝固変性させていくと、少しずつ切離が進行し、2~3分後には尾部切除が完了した。切除断端は不整形となり、レーザー光線照射部位は白く変色していた。

5Wの出力においては、病理学的にみても組織の損傷の程度は比較的軽く、断端よりも300 $\mu$ 以上離れると変性も軽度となつている。

この出力においては、CO<sub>2</sub>レーザーメスはメスとしての作用は弱いが、タンパク凝固変性能力は十分であり、流量の多い血管に対しては有効ではないようであったが、流量の少ない腓管等に対しては、管腔の断端閉塞という点に関しては良好のようで、腓尾部切除断端滲流液のアミラーゼ値も、出力15Wの場合に次いで少ない値となつている(写真6, 7)。なお、結果は表4のごとくであった。

表4 レーザーメスによる膵尾部切除後の膵液漏出量

出力	5W	10W	15W	20W	25W (focused)	25W (defocused)
第1回	85 [u]	371 [u]	35 [u]	109 [u]	97 [u]	186 [u]
第2回	99	327	73	135	209	141
第3回	96	354	82	173	146	139
第4回	102	397	67	145	188	192
平均値 (Ay)	95 [u]	362 [u]	63 [u]	139 [u]	160 [u]	164 [u]
Ay/Avor	2.0	10.1	1.75	3.86	4.4	4.5

ただし Avor: 腹水中のアミラーゼ値 5~20Wはすべて focused beam.

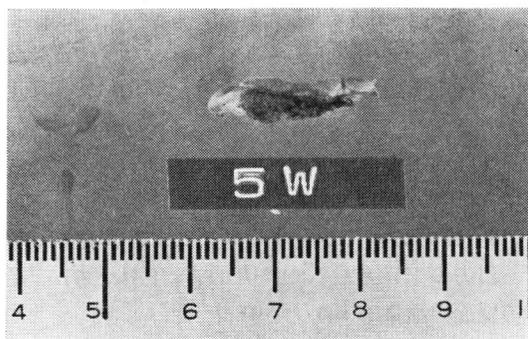


写真6 5w レーザーメスによる膵切除断端

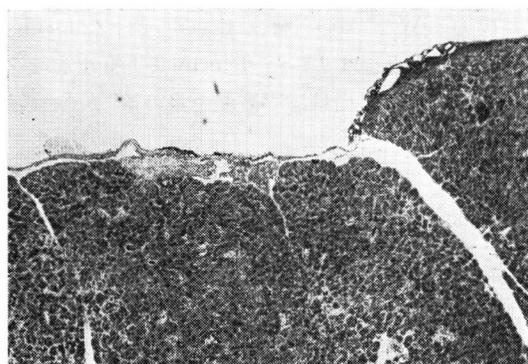


写真7 5w レーザーメスによる膵切除断端

5) 出力10w のレーザーメスによる膵尾部切除  
出力を10W に上げると CO<sub>2</sub> レーザーメスは、切れ味がきわめて向上し、メスとして十分実用に値するものとなつた。

切れ味の向上とともに、出血が多くなるのではと予想したが、予想に反し、出血量も少なく、結紮を必要としたのはほとんどなかつた。灌流液中

の血液の混入も、ごく少量であつた。

しかし、切れ味の向上とともに、膵切除断端よりの膵液の漏出量も増加し、5W~25W の出力のうちで、最も膵液の漏出が多いという結果が出た。

膵切除断端よりの膵液の漏出量は、剛刀メスの場合と比較しても、無視できない量であり、この出力による切除は、将来の膵液漏を引き起こす可能性が極めて高い。膵尾部切除断端の灌流液中のアミラーゼ値は表4のごとくであつた。

#### 6) 出力15w のレーザーメスによる膵尾部切除

10W 以降、出力の上昇とともに切れ味も向上し、外科領域においてメスとして十分利用できる。

15W の出力において、膵尾部切除断端よりの膵液の漏出は最も少なく、電気メスに比較しても低値を示した。膵尾部灌流液のアミラーゼ値は、最高82単位から最低値の35単位までの幅があるが、最高値の82単位の場合でも、レーザーメスの他の出力の最低値を下まわり、CO<sub>2</sub> レーザーメスのもつ切開と凝固及び血管、膵管の断端閉塞能力を最も発揮する条件と思われる(写真8, 9)。

測定した膵尾部切除断端の灌流液のアミラーゼ値は表4に示すとおりである。

#### 7) 出力20w のレーザーメスによる膵尾部切除

出力の上昇とともに切れ味も上昇したが、切除断端の損傷も増加し、肉眼的にみても黒化が進行している。

出血量は少なく、結紮止血は必要としなかつた。

切除断端よりの膵液の漏出は15W の場合に比

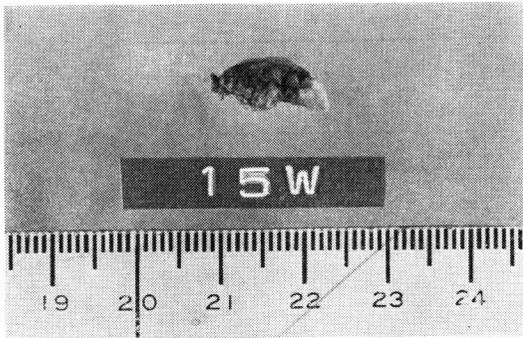


写真8 15w レーザーメスによる膵切除断端

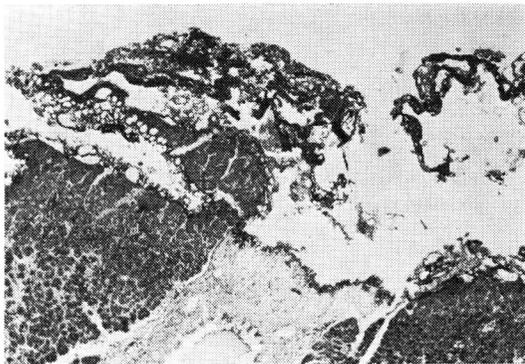


写真9 15w レーザーメスによる膵切除断端，膵管の閉塞像がみられる。

較すると増加しているが、後に述べるように25Wの場合に比較すると少なく、ちょうど両者の中間の値をとっている。

出力の上昇とともに切開の主作用となる組織の蒸発・炭化作用の方が、タンパク凝固、血管閉塞作用をしのいで、血管及び膵管断端が十分に閉塞

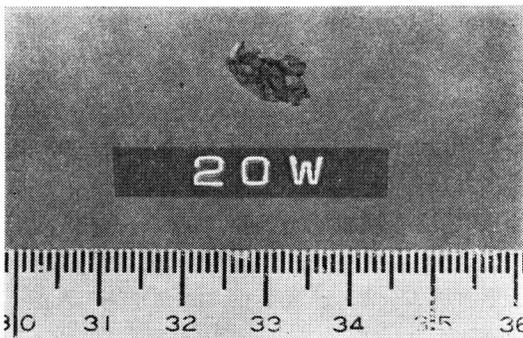


写真10 20w レーザーメスによる膵切除断端

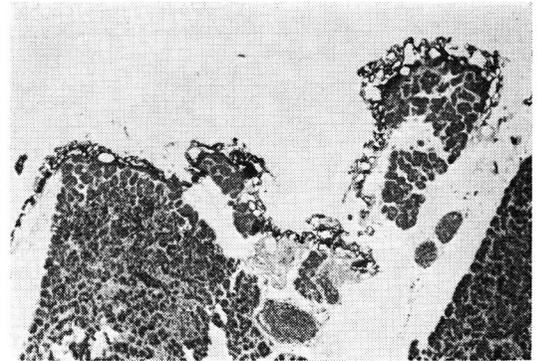


写真11 20w レーザーメスによる膵切除断端

する前に切開が完了してしまい、レーザー光線は更に深部を照射するようになり、膵切除が完了してしまう。

切除断端灌流液のアミラーゼ値は表4のごとくである(写真10, 11)。

8) 出力25w のレーザーメスによる膵尾部切除  
出力の上昇とともに、切れ味も上昇するが、その反面出血量も15W, 20W に比べるとやや多いようである。切除断端の損傷も増加し、断端の黒化も一番強かった。

出力25W においては、焦点における focused beam と焦点をはずした defocused beam による切開能力及び出血量、膵液漏の量の差について実験し、比較してみた。

CO<sub>2</sub> レーザーメスは、25W の出力においては、焦点を5mm~1cm はずした defocused beam にて照射した場合、切開能力はかなり低下してし

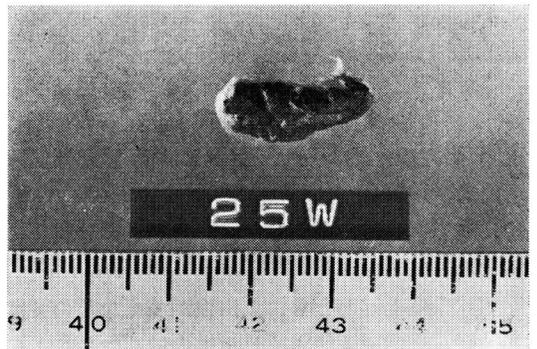


写真12 出力25w レーザーメスによる膵切除断端

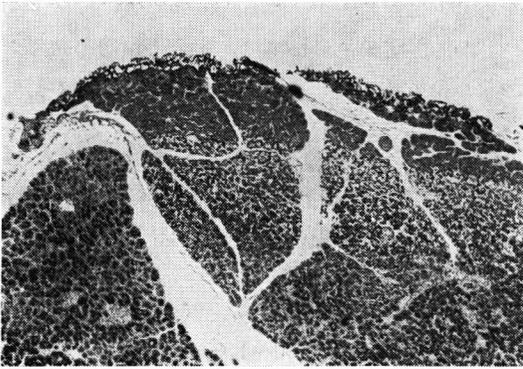


写真13 25w レーザーメスによる膵切除断端

まつたが、膵切除断端よりの膵液の漏出量は、表4にみられるように、両者ともに著しい差はみられず、20W に比べ、漏出量は少し増加している(写真12, 13)。

#### 9) レーザーメスによる膵尾部切除のまとめ

CO<sub>2</sub> レーザーメスによる膵尾部切除後の膵液の漏出量と各出力の平均値をグラフに示すと図3のようになる。

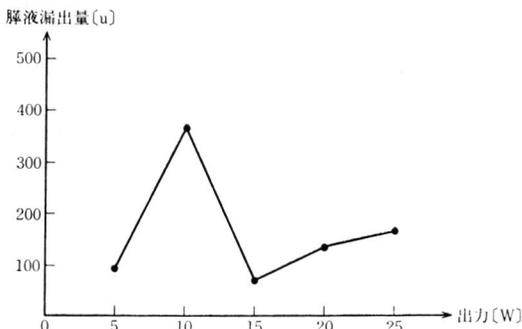


図3 レーザー出力による膵液の漏出力の変化

レーザーメスとしての切開能力は、defocused beam に比べ、focused beamの方がすぐれており、出力の上昇とともに増加する。

膵尾部切除断端よりの膵液漏の量を最少にするCO<sub>2</sub> レーザーメスの最適出力は15Wであり、これよりも出力が高くと、低くとも切除断端よりの膵液漏の量が増加する。

出力5Wにおいては、膵液漏出量が低値を示しているが、5Wの出力においては、CO<sub>2</sub> レーザーメスの切開能力は実用範囲になく、切開という

より、膵組織を凝固、変性させてやつと分離できたという特殊な条件下であつたためと考えられる。

30W以上の出力における実験ができなかつたのが残念であるが、以上の結果より推測すると、出力の上昇とともに切開能力は向上するが、出血量もやや増え、膵切除断端よりの膵液漏出量も増加していくと思われる。

#### 10) 病理学的検索

電気メスによる切除断端は、その創縁より約1mmの厚さにわたる著明な変性、壊死層がみられた。

これに対して、CO<sub>2</sub> レーザーメスによる切除断端の変性壊死層は、比較的薄く、出力5Wにおいては300 $\mu$ 、出力15Wでは100~300 $\mu$ 、出力20Wでは200~300 $\mu$ に及んだのみであり変性の程度も電気メスに比較して軽度であつた。

CO<sub>2</sub> レーザーメスによる切除断端の特徴は、フィブリンの付着及び、間質に対する強い線維化であつた。

変性、壊死層の幅は、出力の上昇とともに増加しているが、出力5Wにおいて比較的厚い壊死層を生じたのは、切開能力が低かつたため、長時間レーザー光線を照射したためであると思われる。

標本の一部にレーザーメス切除後、膵管断端が、きれいに閉塞している像がみられる。

#### 考 察

1960年、Maiman がルビー結晶を用いて、6943 Åの赤色レーザー光線の発振に成功してから<sup>1)2)</sup>、今日まで各種のレーザー光線が開発、実用化されてきた<sup>13)</sup>。

LASERとは、Light Amplification by Stimulated Emission of Radiationの略号であり、本態は強力な光線である。

光は電磁波の一種であり、その波長は、マイクロ波や電波とX線や $\gamma$ 線の中間に位置している。

物質を構成している分子や原子は、その内部エネルギーの準位が、ある一つの状態から他の状態へ遷移する際、電磁波の発生または吸収が起こる。例えばE<sub>1</sub>という低いエネルギー準位にあつ

た原子に強力な光線を当てて、エネルギー準位を高め（ポンピング）励起状態とし、この状態に強い光を作用させると、入射光と同じ振動数、同じ位相の光が誘導放出される<sup>14) 15) 16) 17) 18)</sup>。このようにして発生した高輝度、同波長、同位相の平行な光を両端にミラーを持つ発振管の上で、何千、何万回となく両鏡間を反射、往復させることにより、他の原子をも刺激して、しだいに強力、かつ方向及び波長の一致した光が作られる。この発振管の一端は全反射ミラーであるが、他端は部分透過ミラーとなっており、この部分透過ミラー側よりレーザー光線が外部へ発振される。

この発振管として、Maiman は、円筒状にしたルビー結晶を用い、ルビーレーザー光線の発振に成功した<sup>1)</sup>。以上が、レーザー発振の原理であり、その発振管に何を用いるかによつて、固体レーザー、気体レーザー、及び半導体レーザー等がある<sup>19) 20)</sup>。

現在医学領域において用いられている主なレーザー発振管は、固体レーザーでは、ルビーレーザー及び Nd-YAG レーザーであり気体レーザーでは、He-Ne レーザー及び CO<sub>2</sub> レーザーで<sup>21) 22) 23)</sup>ある。

このうち、Nd-YAG レーザーと CO<sub>2</sub> レーザーは、発振出力も高く、外科領域においても、実用上価値のあるレーザーである。

Nd-YAG レーザーは、発振開始に必要なとする励起エネルギーが低いいため、連続発振や高速繰り返し発振が容易に得られる。また、Optical Fiber を通して、内視鏡による利用も可能であり<sup>24)</sup>、その強力な凝固、止血作用を利用して内視鏡的止血に利用されている<sup>21) 22) 23) 26) 27)</sup>。

これに対して、CO<sub>2</sub> レーザー光線は、止血凝固能力に比べて、切開能力が強く、レーザーメスとして実用的に利用されている<sup>28) 30)</sup>。

CO<sub>2</sub> レーザー光線は、組織における吸収率が非常に高く、水にはほぼ100%吸収されてしまう。理論的には、数10W の出力をもつ CO<sub>2</sub> レーザー光線を直径0.1cm の焦点に絞つて数100msec 照射すると、照射部位は10<sup>4</sup>°C 近くに温度が上昇

することになる<sup>12) 24)</sup>。

しかし、実験においては、水分や組織の蒸発にかなりのエネルギーをとられるので、組織の温度はそれほど高くはならない<sup>31)</sup>。

CO<sub>2</sub> レーザー光線の生体への作用は、1) 熱作用、2) 圧力による作用、3) 光としての作用、4) 電磁界作用の4つがある<sup>20) 32)</sup>。

組織に対する熱作用には大きく分けと高温熱作用と低温熱作用の2つがある<sup>20) 32)</sup>。

高温熱作用とは、200～1,000°Cの高温による水分及び組織の蒸発及び炭化作用であり、これは、組織自体を高温により蒸発、消滅させてしまう程の力がある。

しかし、レーザー光線の照射部位は、数10～数100 $\mu$  というきわめて小さな範囲であり、ある程度以上の大きさをもつ腫瘍全体を消滅させるということは、実際上なかなか困難なことである。

もう一つの作用は、低温熱作用であり、これは100°C以下の低温による熱凝固作用である<sup>33)</sup>。この作用により蛋白質は変性凝固する。つまり CO<sub>2</sub> レーザーメスは、高温熱作用により切開を、そして同時に低温熱作用により、凝固、止血を行なうようになっていると考えられるが、実際にはこの2つの作用がたくみに組み合わせられて、切開と凝固を行なうと考えられている。

電気メスと異なり非接触性のメスであるため、後になつて凝固物がとれて再出血する危険も少ない。レーザーメスによる組織の損傷は、ごくわずかの範囲であり、創縁より500 $\mu$  以上離れるとレーザー光線の影響は、ほとんどないと考えられる。

第2の作用は圧力作用である<sup>34)</sup>。レーザー光線は、そのエネルギー密度が高いため、光子自体の圧力は予想外に大きい。しかし、CO<sub>2</sub> レーザー光線においては、その作用の大半を占める熱作用に比べると圧力作用は小さく、特別考慮する必要はないと考えている。

第3の作用は光作用である。メラニン色素は、アルゴンレーザー光線やルビーレーザー光線の吸収率が高く、照射された組織の色調により、その

エネルギーの吸収率に差が生じる<sup>35)36)</sup>。しかし、CO<sub>2</sub> レーザー光線は赤外光であるために、組織の色調に関係なく、どのような組織においてもほぼ等しく吸収され、メスとして使用するのに最適なレーザー光線である。

第4の作用は電磁界作用である。レーザー光線が照射された部分においては、電場が発生し、原子のイオン化が生じる。電磁波の各量子エネルギー [eV] は次式の  $eV = 12,400/\lambda$  ( $\lambda$  波長) にて表わすことができる<sup>12)32)</sup>。CO<sub>2</sub> レーザー光線の波長は、10,600Å であり、電磁界作用による量子エネルギーは、約1.2eV であり、2つの炭素原子間の結合を破壊するのに要するエネルギーである4eV に比べると小さいので、この作用は無視できると考えられる。

CO<sub>2</sub> レーザー光線の場合は、その作用の大部分は熱作用である。そして、CO<sub>2</sub> レーザー光線の熱作用の及ぶ範囲は、きわめて狭い範囲であり、今回の実験における病理学的検索においても、その創縁より500 $\mu$  以上離れた部位には、熱作用もあまり波及しておらず、周囲への熱の拡散はきわめて限局している。

電気メスに比べると、周囲組織の損傷が少ないという点も CO<sub>2</sub> レーザーメスの利点の一つである。

CO<sub>2</sub> レーザーメスは、焦点をはずれると切開能力は低下するが、血流の多い臓器の切開については、凝固作用のやや強い defocused beam を積極的に利用することが有利と考えられる<sup>19)</sup>。

1964年、Patel らにより初めて高出力の CO<sub>2</sub> レーザー光線の発振に成功してから<sup>37)</sup>、数年後には、CO<sub>2</sub> レーザーメスの試作品が作られている<sup>38)</sup>。CO<sub>2</sub> レーザーも、ルビーレーザーと同様な原理によるが、片面に全反射ミラー、その対側に部分透過ミラーをつけ、内部にヘリウム、ネオン、炭酸ガスの混合ガスを混入した発振管を用い、この部分透過ミラー側より CO<sub>2</sub> レーザー光線を発振させる。

この発振されたレーザー光線は、8枚のミラーを内臓したマニピュレーター部分を通して、ハン

ドピースへと導かれる。このミラーは反射効率が高く、レーザー光線の減衰率は低いが、発振管からの出力の5~10%のエネルギーの損失が、メス先まで到達するまでの間にみられる。

現在においては、CO<sub>2</sub> レーザーメスは、巨大な発振管と、これに混合ガスを供給するガスボンベ、及び発振管を冷却するための冷却装置を必要とし、どうしても巨大な装置となつてしまう。小型軽量化するためには、第1にボンベを必要としない封入型の発振管の開発であり、第2に発振管の効率の上昇及び発振管の小型軽量化が必要である。

CO<sub>2</sub> レーザー光線を誘導する Optical Fiber が実用化されていない現在<sup>39)40)</sup>、レーザー光線をレーザーヘッドからハンドピースまで誘導するのに数枚の反射ミラーを用いている。このため、可動部分は数カ所の関節部分のみで、ハンドピースの動きは、どうしても制限されてしまう。

長期間の使用により、光軸の狂いを生じ、レーザーヘッドの出力が十分ハンドピースまで伝わらないことも起こりうる。

Optical Fiber がないため、CO<sub>2</sub> レーザー光線は、内視鏡への応用ができず、深部への操作、照射も Nd-YAG レーザーに比べるとやや困難である。これらの欠点を解消すべく早期に CO<sub>2</sub> レーザー光線用の Optical fiber の開発、実用化が望まれる<sup>12)39)</sup>。

実際使用上最も注意すべき点は、CO<sub>2</sub> レーザーメスは、時には切れすぎるという点である。つまり、CO<sub>2</sub> レーザーメス使用時において、切開したい深部まで切開が完了したあとレーザー光線が、更に深部へ照射され、予想以上の深さまで誤照射されて思わぬ副損傷をまねくことがある。特に切開予定線の下に重要臓器や大血管がある場合は、極めて危険であり、これらの場合は、誤照射を防ぐためにあらかじめ生理的食塩水にて濡らしたガーゼを大血管の上に置き保護するか、我々の教室の白鳥らの報告のように遮光板付のハンドピースを使用する等の注意が必要である。

今回の実験に際しては、膀胱切除の際膀胱の

下に生理的食塩水にて濡らしたガーゼを置き誤照射を予防した。CO<sub>2</sub> レーザー光線は水にはほぼ100%吸収されるため、濡らしたガーゼは、全く焼けることがなかつた。

切開能力において、CO<sub>2</sub> レーザーメスは、剛刀メスや電気メスに比べ、特別すぐれているというわけではなかつた。切開深度は、レーザー出力、切開速度、レーザー光線の波形（焦点波か非焦点波か）及び組織の生物学的物理学的特性により異つている。

肝切開に関しては、切開速度 (X), レーザー出力 (P), 切開速度 (O) について次式の関係が成り立っているといわれている<sup>7)12)</sup>。

$$x = k\sqrt{P/v} \quad (k; \text{定数})$$

1回の切開にて切開深度を上げようとするれば、大出力を必要とし、装置も巨大なものとなり実用的でない。中等度の出力のレーザーメスにて比較的ゆつくりした速度で切開をくりかえす方が、実用的であり、予定以上の深さに達する危険も少なく、周囲組織の損傷も軽微である。

肝、脾のように血流の豊富な臓器を切開する場合は、CO<sub>2</sub> レーザーメスはその理想通りの無血切開は困難で、初回の切開により湧出する相当の量の血液にレーザー光線のエネルギーがほぼ100%吸収されてしまい、切開ばかりでなく、止血も困難な状態となる。

レーザーメスにて臓器、組織を切開するためには、そのエネルギーが組織に伝わり、吸収されなければならないが、多量の出血のもとでは、CO<sub>2</sub> レーザー光線のエネルギーは、切開しようとしている組織の上についた血液に、ほとんど吸収されてしまい、レーザーエネルギーが血液の下の組織に伝わらない。

CO<sub>2</sub> レーザーメスにより切開を続けるためには、術野から血液を排除するか、あらかじめ支配血管を結紮またはクレンメしておき、出血を十分コントロールできる状態にしておかなければならない。

脾臓は肝臓に比べ血流も少なく、レーザーメスの使用には最適の臓器と思われる。今回の実験に

際しても、CO<sub>2</sub> レーザーメスにて切除後大出血をきたすことはなく、出血のために切除が不能となることもなく、出血量もかなり少量にてコントロール可能であつた。

レーザー光線にて凝固止血するためには、水の沸点100°Cから組織の炭化温度である300°Cの間までに組織温度を上げればよいことになる。Rockwellらによれば、CO<sub>2</sub> レーザー光線の組織透過度は次式にて表わすことができる<sup>12)25)</sup>。

$$X = H \cdot \frac{t(1-R)}{\rho J(L+CA\Delta T)} \quad \dots\dots (1)$$

ただし、X; 組織の厚さ、H; レーザーパワー密度、t; 照射時間、 $\Delta T$ ; 上昇温度、R; 組織の反射率 (0.05以下)、 $\rho$ ; 組織密度 ( $\cong 1.2$ )、J; Joule 定数 (=4.185)、L; 組織潜熱 (=540 cal/g)、C; 組織の比熱 (=0.86) とする。

ここで組織の温度を300°Cまで上昇させると、 $\Delta T = 300 - 37 = 263$ となる。

よつて(1)式は、

$$X = \frac{1}{3848} \cdot H t_{300} \quad \dots\dots (2)$$

と書きかえることができる。

ここで更にレーザー出力を P, レーザー光線スポットの直径を d とする。レーザーパワー定数 H は(3)式のように表わすことができるので、(2)、(3)式より(1)式は、(4)式に変換することができる。

$$H = \frac{4}{\pi d^2} \cdot P \quad \dots\dots (3)$$

$$X = \frac{1}{3020} \cdot \frac{P}{d^2} \cdot t_{300} \quad \dots\dots (4)$$

ここで、凝固に必要な組織の厚さ X は 0.1cm あれば十分なので、 $X = 0.1$  とすると、(4)式を、レーザー出力 P, レーザー光線スポット直径 d, 及び組織温度を300°Cまで上昇させるために必要な照射時間  $t_{300}$  について解くと、(5)式のようになる。

$$P = 302 \cdot \frac{t_{300}}{d^2} \quad \dots\dots (5)$$

ここで、レーザー光線スポット直径を 0.1cm とし、(5)式をレーザー出力 P と照射時間  $t_{300}$  について解くと(6)式のようになる。また、この関係をグラフにすると図4のようになる。

$$P = \frac{30}{t_{300}} \quad \dots\dots (6)$$

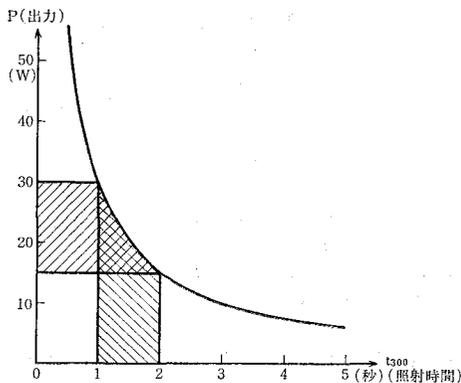


図4 CO<sub>2</sub> レーザーメスの出力と照射時間（凝固作用）＜斜線部分が実用的な範囲＞  
Rockwell による。

図4より、CO<sub>2</sub> レーザーの実用範囲である出力15～30Wの間で使用する場合、凝固、止血のためには、レーザー光線を1～2秒照射すればよいことになる。

今回の実験においても止血を目的としてCO<sub>2</sub> レーザー光線を照射した場合、1～2秒の照射にてほとんど止血が完了し、2秒以上照射しても止血ができなかつたものは、結局結紮止血を必要とした。

CO<sub>2</sub> レーザーメスは、初め無血手術を可能にする夢のメスとして登場したが、実際に使用してみると、思った程切開能力が高くなく肝切除等に際しては、かなりの量の出血を伴ない、深部への誤照射の危険もある等の欠点が多く指摘されてきた。

しかし、乳腺手術や肝切除についても、その特性をよく知り、上手に運用した場合、レーザー光線使用以前よりも出血量が減少しているという報告もみられる<sup>9)</sup>。

脾臓の手術に関しても、脾尾部切除断端をそのまま放置し、脾管を結紮せずしておくということは現実的ではないが、CO<sub>2</sub> レーザーメスにより、適度の出力と適度の照射時間をかけて脾切除し、断端へ照射することにより脾液の漏出がかなり抑えられることも、実験により証明された。

近年、交通事故及び災害等による腹部鈍的および開放性の損傷が増加してきている。

脾臓は、脊椎の前面を横走しているため、脊椎と外力にはさまれて損傷されやすい臓器である。出血に関しては、その色調にて有無を確認するのは容易であるが、脾管損傷による脾液の漏出は、術中に確認することは困難であり、後日、腹腔内のドレーンより高アミラーゼ値を示す滲出液が増加し、難治性の脾液漏を形成することを時おり経験する。

このような際、損傷のありそうな脾臓の表面に対して、術中適度な出力及び照射時間にてCO<sub>2</sub> レーザー光線を照射することにより、後日発生する脾液漏を予防できるのではないかと考える。

### 結 語

全身麻酔下において犬の脾臓をCO<sub>2</sub> レーザーメスにより尾部切除施行し、脾管断端を結紮せずに放置し、その断端よりの脾液漏出量を定量的に測定し剛刀メス、電気メスによる脾尾部切除の場合と比較、検討してみた。

また、その切除断端の病理学的変化についても、光顕的に観察、検討を加えた。

結果として、次の事項が得られた。

1) CO<sub>2</sub> レーザーメスにおける脾尾部切除に際して、出血量は少なく、電気メスと比較しても少なかつた。

2) CO<sub>2</sub> レーザーメスにより脾尾部切除をする際、出力15Wにおいて切除する場合は、最も脾液の漏出量が少なかつた。

3) 脾尾部切除において、出力25Wにおけるfocused beamとdefocused beamの波形のちがいによる切除断端よりの脾液の漏出量の差は、ほとんど認められなかつた。

4) CO<sub>2</sub> レーザーメスによる脾尾部切除の際出力15Wを境にして、15Wより出力が高くても、低くとも切除断端よりの脾液の漏出量は多くなつていた。

5) CO<sub>2</sub> レーザーメスによる脾尾部切除に際し、出力10Wの場合が最も切除断端よりの脾液の漏出量が多く、剛刀メスの場合と比較しても、無視できない量であつた。

6) 電気メスによる脾尾部切除の場合、切除

断端よりの腓液の漏出量は少なかったが、出力15WのCO<sub>2</sub>レーザーメスの場合よりは多い値を示した。

7) CO<sub>2</sub>レーザーメスによる組織の損傷は、電気メスの場合に比較して少なく創縁より300μ以内にとどまっていた。

稿を終るにあたり、ご懇篤なる指導と校閲をいただいた東京女子医科大学外科学教室織畑秀夫教授に深甚なる謝意を捧げるとともに懇切なるご教示を頂いた同教室、倉光秀磨助教授に心から感謝致します。

また、本研究の病理組織学のご教示を頂いた同学病理学教室、梶田昭教授に心から御礼申し上げます。

実験に際し、ご助言、ご協力下さった教室の中川隆雄先生、白鳥敏夫先生、高木正人先生および、アロカ社の浅見弘志研究員の皆様に、心から感謝致します。

(なお、この論文の要旨は、第242回東京女子医科大学学会にて発表した。)

#### 文 献

- 1) **Maiman, T.H.:** Nature **187** 493 (1960)
- 2) **McGuff, P.E. et al.:** The laser treatment of malignant tumors. Canada Medical Association Journal **91**(21) 1089~1095 (1964)
- 3) **Henderson, B.M. et al.:** The laser in pediatric surgery. Journal of Pediatric Surgery **23**(2) 263~270 (1968)
- 4) **Maiman, T.H.:** Phys Rev **123** 1145~1151 (1961)
- 5) **MuGuff, P.E.:** Surgical application of laser. Annals of Surgery **160**(4) 765~770 (1964)
- 6) **正津 晃:** レーザーメスの現状と将来. 医学学 **49** (2) 28~32 (1979)
- 7) **菱本久美郎:** レーザーメスとレーザー医学. 外科診療 **8** 928~942 (1972)
- 8) **平野 実:** 国産炭酸ガスレーザー装置. 目・耳・鼻 **82** 34~38 (1979)
- 9) **Levine, N.S.:** Clinical evaluation of the carbon dioxide laser for burn wound excision. Journal of Trauma **15**(9) 800~807 (1975)
- 10) **Ordaet, R. et al.:** Partial hepatectomies with a hand held laser knife. British Journal of Surgery **64** 857~861 (1977)
- 11) **Ruben Orda, et al.:** Partial distal pancreatectomy with a hand held CO<sub>2</sub> laser. Arch of Surgery **115** (July) 869~873 (1980)
- 12) **渥美和彦・他:** レーザー医学. 中山書店(1980)
- 13) **Berler, D.K. et al.:** Experction and limitation of laser photocoagulation. Southern Medical Journal **60**(12) 1272~1276 (1967)
- 14) **Bennett, W.R. Jr.:** Excitation and inversion mechanism in gas laser. Analus New York Academy of Science 579~595
- 15) **Mann, D.P.:** Basic aspects of laser operation, Biological effects of laser radiation, S-8—S-14
- 16) **鶴 宏:** 臨床科学 **2** (9) 1291~1294
- 17) **渥美和彦:** レーザー医学への応用. 医用電子と生体工学
- 18) **桜井靖久:** レーザー光線とその医学への応用. 実験治療 **466** 2 (1971)
- 19) **西坂 剛:** レーザーメス 28~32
- 20) **渥美和彦:** レーザー医学の応用. 医学のあゆみ **70** 8 362 (1969)
- 21) **Kiefhaber, P.:** Endoscopic control of massive gastrointestinal hemorrhage by irradiation with high power neodymium YAG laser. Prog Surgery **15** 140~150 (1977)
- 22) **Kiefhaber, P.:** Endoskopische Blutstillung gastrointestinaler Blutungen mit einem leistungsstarken Neodym YAG laser. Der Chirurgie **48** 198~203 (1977)
- 23) **Fruhmoegen, P.:** Endoscopic laser coagulation of bleeding gastrointestinal lesions with report of first therapeutical application in man. Gastrointestinal Endoscopy **23**(2) 73~81(1976)
- 24) **久保宇市:** レーザー光路. 医学学 **50**(1) 26~32 (1980)
- 25) **Goldman, L. and Rockwell, R.J.:** Laser in medicine. Gordon Breach Science Publisher Inc. New York (1971)
- 26) **榊 信広:** レーザー内視鏡の開発の現況. 日本医事新報 2787号 25~28 (1977)
- 27) **葛西真一:** 内視鏡レーザーコアグラーター. 医学学 **50** (1) 40~42 (1980)
- 28) **佐野文男:** 炭酸ガスレーザーの一般外科的応用. 医学学 **50** (1) 33~39 (1980)
- 29) **Helwig, E.B. et al.:** Anatomic and histochemical changes in skin after laser irradiation. Fed Proc **24**(1—3) 83~93 (1965)
- 30) **滝沢利明:** 炭酸ガスレーザーメスの実用機開発の現状と将来 18~23 (1977)
- 31) **谷下一夫:** レーザーメス作用機序の伝熱学的解析. 医用電子と生体工学 **15** 386~387 (1977)
- 32) **渥美和彦:** レーザーの医学的応用. 臨床科学 **8** (10) 1413~1421
- 33) **Silvio Baez, et al.:** Laser induced microagglutination in isolated vascular model systems. Annals of New York Academy of Science, 738~746
- 34) **Mendelson, J.A.:** Study of biological significant forces following laser irradiation.

- Biological effect of laser irradiation S-111~  
S-115
- 35) **Yellin, A.E. et al.:** Endoscopic argon-ion laser phototherapy of bleeding gastric lesions. Arch Surgery **111** 750~755 July (1976)
- 36) **Silverstein, F.E. et al.:** Endoscopic laser treatment. Gastroenterology **74**(2) 232~239 (1978)
- 37) **Patel, C.N.K.:** High power carbon dioxide laser. Scientific America **219** 22~23 (1968)
- 38) **Golman, L.:** Biochemical aspect of the laser. Springer Verlag, New York (1967)
- 39) **Pinnow, D.A. et al.:** J Quant Elect QE~13, 91-D (1977)
- 40) 桜井晴久: 光ファイバーレーザーメス. 臨床外科 **32** 8 1026~1029