

医療に生かされるガラス：内視鏡下レーザー手術

防衛医科大学校・医用電子工学講座 荒井 恒憲

Medical applications of optical fibers: endoscopic laser therapy

Tsunenori Arai

Department of Medical Engineering, National Defense Medical College

1. はじめに

細径でフレキシブルな種々のガラスファイバーの開発によって、様々な波長・波形・強度の光を体内の各所に伝送できるようになった。この結果、従来は考えられなかった無侵襲(あるいは軽侵襲)の診断・治療が可能になってきた。本稿では、ファイバーエネルギー伝送を用いた最新治療法とその研究の現状について報告する。

2. 背景

2.1 社会的背景

外科的治療は長い歴史を持ち決定力のある治療法として現在も重視されている。しかし、近年の医療費の高騰と社会保険の財政的いきづまりにより全ての医療費を再考する必要がある、長い回復入院期間を要する外科手術も例外ではなくなってきた。医療先進国、米国では病室の全てが個室で看護に要する人件費も高い(入院に要する費用はわが国の3倍)ことから、医療費の節約に結びつく入院期間の短縮が奨励されている。加えて、疾病別に医療保険の支払上限金額が決まっているので、速く確実な治療を行うのが医療の基本となっている。このようないきさつから入院期間を短縮できる(あるいは必要としない)内視鏡下レーザー治療が米国で発達した。わが国でもこの様な環境が早晩到来すると考えられている。

またはっきりとした統計は無いが、わが国では

外科手術に対する患者の拒否例が多く、この治療方式が米国とは違った意味で普及・発達する素地があるといえよう。そこで現在、内視鏡ファイバー、赤外ファイバー、レーザー装置などの基盤技術を基礎に応用研究が進められている。

2.2 レーザー治療

レーザー治療ではレーザー光の集光性(空間コヒーレンスの高さ)を利用して、局所に高光強度を発生したり、細径のフレキシブルなファイバーへの効率よい結合を行う。前者は初期に実用化が行われたいわゆる炭酸ガスレーザーを利用したレーザーメスであり、切開創の治癒、切開創からの出血量において電気メスと鋼刃メスの中間の性質を示す。また非接触の外科治療器であるなどの特徴を持っている。しかし、①レーザーメスの装置価格が標準的の外科治療器である電気メスの3-10倍あり装置価格対効果比が高くない、②外科医が非接触治療器を使いこなせない、③1台で切開・凝固を(基本的には)使い分けられない、等の問題点があり爆発的普及は起こらなかった。大出力の大型機種は概ね大病院の手術部に行き渡り、最近、小出力の安価な外来治療向けの機種に販売の主力が移ってきている。現在の設置台数は688台である⁽¹⁾。

これに対してファイバー伝送路を備えたNd:YAGレーザーは外科的にも内科的(内視鏡的)にも使用でき、止血・凝固操作が切開よりも煩雑に

行う手技であるなどのことから、炭酸ガスレーザーメスよりも早期に普及した。特に内視鏡的使用は前述の様な効果を生むので、高価なレーザー光源を使用するのにふさわしい治療であると言える。現在の設置台数は大病院の手術部や内視鏡部を中心に403台である⁽¹⁾。

レーザー治療の非接触性が最もよく発揮されるのが眼科領域である。Arレーザーによる網膜手術(凝固)法は従来の治療法に完全にとって代わっている。眼科のみの単能機種で458台も普及している。

2.3 内視鏡

人間の体には様々な孔(管腔臓器)があり、例えば消化管であれば十二指腸までは口から、大腸は肛門から、軟性内視鏡で全く無侵襲に直接観察できる。また僅かの侵襲で(皮膚を1~2cm切開する)硬性内視鏡を胸腔や腹腔に挿入でき、肺、肝臓、子宮などの表面を観察することができる。これらの内視鏡観察は当初診断学として発展してきたものだが、これらの無侵襲あるいは軽侵襲で診断し得た病変を治療する方法が大きい侵襲を伴うものしかないのは矛盾である。そこで内視鏡下に治療を行う方法が発展してきた。

内視鏡は当初はファイバースケッチによる画像伝送であったが、より高画質を追求してCCD素子を先端に収めた電子内視鏡へと進歩している。また、細径化では純石英製細径画像伝送用ファイバーが開発され、0.3mm直径で3000-4000画素の画像ファイバーが市販されている。細径画像ファイバーの利用によって、血管内視鏡をはじめ、直径0.6-2.0mm程度の細径内視鏡が開発され、内視鏡を扱う診療科は急速に広がりつつある⁽²⁾。ただし細径内視鏡は現在各部位の観察・診断に開発の主眼がおかれており、一部を除いて細径内視鏡下の治療はまだこれからという段階である。

3. レーザー治療の原理

3.1 吸収体の発熱作用による治療

3.1.1 温度と生体組織

生体に光を照射すると、吸収されエネルギー緩和によって最低次のエネルギーモードである並進

エネルギーになる。すなわち熱が発生する。生体軟組織は60-70%が水、10-15%が蛋白質から構成されている。温度上昇に伴ってTable 1に示すような変化を起こす。組織の温度が70℃以上になると、巨大な分子である蛋白質は細かく切れて3次元構造が変化し、可視光に対する光散乱が大きく(白く)なるとともに弾力が失われて堅くなる。また蛋白質は縮み組織体積が小さくなる。このような状態では、細胞は存続しえず死滅するから、蛋白熱変性が生じた組織は壊死する。熱凝固によって組織を壊死させる作用は、腫瘍の治療などに応用されている。熱凝固が起こると組織が堅くなり縮むことから、出血が生じている血管断端を閉鎖し、出血を止めることができる。Nd:YAGレーザーの光凝固器では直径1mmまでの血管(動脈)出血を止血可能である。

100℃以上の温度では細胞内に含まれている水分の沸騰が生じて、細胞膜はちぎれて組織は消滅する。このような作用を蒸散(ablation)という。脳内腫瘍のように外力をかけずに除去したい場合などに、非接触のレーザー蒸散は特に有効である。蒸散を小さい面積で行い、かつその部分を移動させれば組織の切開を行うことができる。

3.1.2 生体光吸収と蒸散・凝固作用

蒸散・切開と凝固・止血の使い分けは、照射波長と照射光強度によって発熱速度と発熱領域を変化させて行う。すなわち、表面の単位体積あたりの発熱が大きい組織の光吸収係数大(例えば1000 cm^{-1})なる波長のレーザーを高強度(1-10 kW/cm^2)で組織に照射すると、急激な温度上昇が組織表面に生じるので蒸散が起こる。逆に組織での光吸収が小さい(例えば1 cm^{-1})波長の光を比較的低い強度(50-200 W/cm^2)で照射すると、表面でも蒸散閾値に達せず深部(2~10mm)まで弱い発熱が生じて、組織の蛋白凝固が広範囲に起こる。

Table 1 温度上昇に伴う組織変化

45℃	長時間暴露で組織浮腫	可逆
60℃	短時間暴露でコラーゲン溶解	不可逆
70℃	短時間暴露で組織蛋白熱変性	不可逆
100℃	短時間暴露で組織内水分沸騰	不可逆
400℃	短時間暴露で炭水化物燃焼	不可逆

内視鏡下では内視鏡先端の操作性がレーザー切開を行うほど完全ではないから、照射野を固定して行う凝固ないしは蒸散治療が主体である。上部消化器内視鏡下のNd:YAGレーザー緊急止血術、早期胃癌治療(粘膜癌においてはほぼ根治治療)は典型的な内視鏡レーザー治療である。

光吸収に重要な物質は赤外領域では水、蛋白質、近赤外～可視領域ではヘモグロビン、メラニン、カロチンなどの生体色素、紫外領域では蛋白質(芳香族アミノ酸)である。Fig. 1に水の赤外における吸収スペクトルを示す⁽³⁾。病変部にこれらの吸収物質が特異的に集積していれば、その吸収物質に治療波長を合わせれば、選択的病変部治療が行える。形成外科における選択的治療(メラニン)、血腫治療(ヘモグロビン)などが代表的な例である。

3.2 衝撃波による治療

レーザー照射によって照射物に衝撃波を生じさせて破壊する方法である。尿路結石、動脈硬化などの石灰化病変が主要な照射治療対象である。研究段階では眼内の巨大蛋白塊(散乱中心となる)の破壊などにも利用される。パルスレーザーを照射すれば、照射の光強度およびそのパルス立ち上がり、組織での吸収係数に関連した衝撃波が生じるが、その音圧はあまり大きくない。比較的長いパルス幅(100 μm～)の可視～近赤外レーザーパ

ルスを石灰化病変に照射すると、カルシウムなど無機物の蒸気がイオン化してプラズマを生じ、プラズマの膨張による衝撃波が発生する。この衝撃液は石灰化組織を破碎可能な音圧を発生することができる。代表的な装置として、尿路結石の破碎器として実用化された波長504 nmの色素レーザーがある。

3.3 光化学作用による治療

ヘマトポルフィリンなどの光増感物質を静注し24～48時間すると正常組織よりも腫瘍組織の濃度が高くなる。薬物に選択的腫瘍残存特性があるわけである。このような状態で組織に可視レーザーを照射すると、ヘマトポルフィリン(400 nm吸収極大を有する)が光化学反応を起こし、励起状態で酸化力の強い一重項酸素を生成するので、腫瘍細胞を酸化して壊死させる。この治療は薬物を補助手段として用いて、選択的な腫瘍の治療を可能としている点、光化学反応産物による酸化作用を利用しているため治療エネルギーが極めて小さく、一般には著明な温度上昇を伴わない点など極めて興味深い方法である。しかし、腫瘍集積性、安全性、排摂性などを満足する副作用の少ない薬剤(光増感物質)の開発が十分でない。また、有効な治療深度が照射光の生体吸収係数(正確には光増感物質を含んだ状態での)で決まるから、光増感物質が大きい吸収をもち、腫瘍集積性が十分

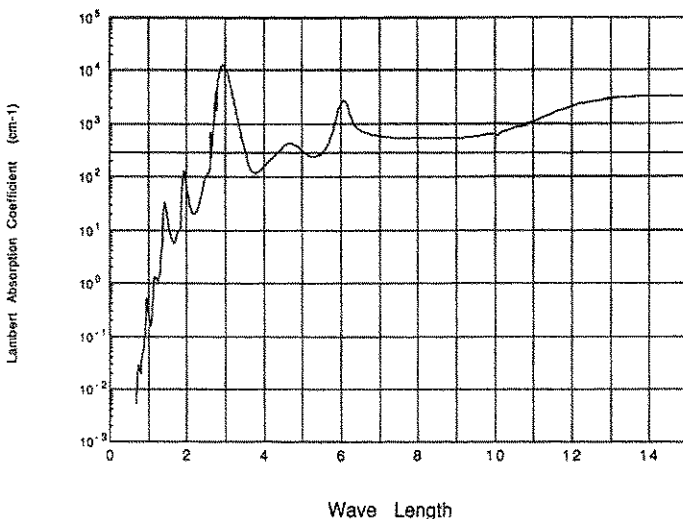


Fig. 1 赤外領域の水の吸収スペクトル

であると治療深度が浅くなるという矛盾がある。この結果、浸潤した腫瘍には確実性が減少する。光を強く照射する対策もあるが、組織温度上昇も生じて後述の温熱治療との併用効果となる⁽⁴⁾。おもに気管支癌（肺癌）の治療法として、気管支鏡下での臨床治療が手術不能例に対する姑息治療として試行されている⁽⁵⁾。

3.4 温熱効果による治療

腫瘍組織は温度に対する感受性が高く 42℃に 20-40 分加温するだけで、壊死に陥り組織体積が減少していく。一方正常組織ではこの温度では若干浮腫傾向になるだけで保存される。したがって加温によって選択的癌治療が可能である。一般には、この温熱治療（ハイパーサーミア）単独では十分な治療効果が得られないので、化学療法、放射線治療との併用を行う。腫瘍組織が熱に弱い原因としては①細胞生育環境が劣悪で環境の変化に弱い、②組織栄養血管が未成熟で加温によって組織血流量が著しく減少する、などが考えられている。元来は生体表面の腫瘍や手術が難しい肝臓癌などへの使用が検討されてきたが、内視鏡的には Nd:YAG レーザーの穿刺照射による胃癌の温熱治療（レーザーサーミア）が数多く検討されている⁽⁶⁾。内視鏡下早期胃癌のレーザー治療においては、癌組織の浸潤が深い（例えば粘膜下層）と胃粘膜面からのレーザー凝固で治療できない（取り浅す）症例が多いことから、温熱治療も併用して根治を目指す考え方である。

3.5 そのほかの作用による治療

発熱が無視できるような弱いエネルギー密度の

光を生体に照射すると、種々の治療効果が生じることが知られている。つば刺激による鍼灸効果、創傷治癒促進効果、腫瘍の縮退効果などの報告が多い。臨床結果が先に報告され、作用機序の研究は後から行われている。現段階ではその効果は完全に解明されていない。弱い光照射で蛋白質の 3 次元構造に変化が生じたとする報告⁽⁷⁾や、大腸菌の増殖速度が照射光波長、波形によって促進にも抑制にも働くとの報告⁽⁸⁾、照射光の偏光と（創傷治癒）効果に相関が認められるとする報告など、基礎的見地からの研究が進められている。現在、レーザー鍼灸用の He-Ne レーザー、半導体レーザーはわが国に 7000 台も設置されている⁽¹⁾。内視鏡的な使用は現在のところ報告がない。

4. 医用光エネルギー伝送

4.1 医用光エネルギー伝送の特徴

4.1.1 伝送距離

光ファイバーによる医用エネルギー伝送の特徴を Table 2 にまとめた。ベッドサイド形の治療装置ではエネルギー伝送距離は 2~5 m で十分である。この内訳は体内挿入長が高々 1 m、操作の余裕を見込んだ患者と治療器の間の距離が 1 m~4 m といった配分になろう。この距離が医用エネルギー伝送の標準的な値である。この距離は通信用のファイバーケーブルの伝送距離の千分の一から一万分の一程度であり、きわめて短い。許容される最大の伝送損失は 3 dB (50%) 程度であるから、伝送距離を 5 m とすると 0.6 dB/m (1 m 当り 13% 減衰) 程度の伝送損失の光ファイバーを用いるこ

Table 2 光ファイバーによる医用エネルギー伝送の特徴

・短距離伝送		
ベッドサイド	2~5 m	
(病院内)	50~100 m)	
・屈曲状態での使用/小径ケーブル		
一般外科	屈曲半径 < 5 cm	ケーブル径 < 15 mmφ
消化器内視鏡下	< 2 cm	< 3 mmφ
血管治療	< 1 cm	< 1.5 mmφ
・生体に対する安全		
消毒 (使い捨て使用)		
無毒性 (とくに事故に対して)		

とができる。従って、通信用ファイバーには用いることができない材料や導光路形式、開発途上の光ファイバーなどでも、透過損失の観点からすると応用可能である。

医用エネルギー伝送の特殊な場合として、レーザー装置を病院内の一室に集中配置し、そこから外来治療・手術室に光ファイバー配線する場合が考えられる。この場合の伝送距離は工場内の光ファイバー配線などの距離と同程度で、50~100 mである。前例と同様に許容最大損失を3 dBとすると、伝送距離100 mでは0.03 dB/m (30 dB/km, 1 m 当り 0.7%減衰) 程度低損失の光ファイバーが必要であり、使用できる光ファイバーおよび伝送波長はかなり制限される。

4.1.2 曲げ

医用エネルギー伝送では光ファイバーの曲げに対する要求が非常に厳しい。管腔臓器や血管などに伝送するためには、①小さい半径に曲げても破損しないこと、②僅かの力で曲げられること(反発力が小さい)、③繰り返し曲げても破損しないこと、などが必要である。これらの条件をまとめて、可とう性、フレキシビリティなど一言で表現している。また当然④光ファイバーケーブルの直径が十分に小さくなくてはならない。許容曲げ半径は一般外科応用で5 cm以下、消化器内視鏡下の応用で2 cm以下、血管内手術応用では1 cm以下が求められる。

4.1.3 安全性

医用エネルギー伝送路としての特殊な要求として、医学的に安全に運用できるようにするという条件がある。これはまず伝送路が衛生的でなければならないわけで、具体的にはエネルギー伝送光ファイバーケーブルを消毒が可能な材質や構造とし、さらに可能であれば使い捨てを行う。また運用中に事故が起ころうと、生体に対する毒性が生じないようにする。事故とは主にエネルギー伝送用ファイバーの破断、溶融、酸化、燃焼やこれによるケーブルの2次的破損、ケーブル外への有害物質の漏出を指している。具体的には光ファイバー材料を含めて水に対する溶解度の低い材料の採用、光ファイバーを密閉するケーブル構造、光ファイバーの異常検知、ケーブルの耐熱設計な

どの対策を講じる。エネルギー伝送用光ファイバー内は通常10 kW/cm²程度の非常に大きいパワー密度になっており、ファイバー出射端での順調な光伝送が何等かの状態で阻害されたときの局所発熱は強烈であり、溶融、酸化、燃焼が生じる。また特に燃焼して酸化物となったとき、一般に無機物化合物の溶解度は大きくなり毒性は高くなる。したがって光伝送の事故を光ファイバー材料の選択で防ぐことはできないから、安全性の確保の観点から光ファイバーケーブル構造の検討は重要である。

無機物が過度に生体に吸収されるなら総ての無機物は毒性を示す。問題は粘膜からの吸収に大きく関係する無機化合物の水溶性である。水溶性の低い材料は毒性が低いと言える。Table 3に代表的ファイバー材料の水溶性をまとめた。

4.2 医用光エネルギー伝送の現状

石英ガラスファイバーで伝送できる、Nd:YAG, Ar, 色素レーザーが主流である。最近 Nd:YAGの第2高調波(532 nm)を用いた医療用レーザー装置、医療用 AgBr/AgCl ファイバーケーブルを付けた CO₂ レーザー装置などが次々に発表されており、選択の幅が広がってきた。研究中的のものとしては XeCl エキシマー(308 nm)、紫外 Ar(351~363 nm)、Ho:YAG(2.05 μm)、Er:YAG(2.94 μm)、CO(5.4 μm)などがある。石英ガラスファイバーを伝送路としているものが多いが、赤外領域の治療用レーザーではカルコゲン化物ガラスやフッ化物ガラスファイバーと組み合わせた検討が行われている⁹⁾。

Table 3 代表的ファイバー材料の水溶性

物質	水に対する溶解度 (100 g H ₂ O at 20~25°C)
As ₂ S ₃	5.17×10 ⁻⁵ g
TlBr	4.76×10 ⁻² g
KRS-5	2 ×10 ⁻² g
AgCl	1.5 ×10 ⁻⁴ g
AgBr	1.2 ×10 ⁻⁵ g
CsBr	1.24×10 ² g
KCl	6.52×10 ¹ g

5. 内視鏡下レーザー治療の実際

内視鏡下レーザー手術は1975年ごろから始まった。現在研究中の手術も含めて重要と思われる術式をTable 4にまとめた。この中で、実用化が最も早かった上部消化管内視鏡レーザー手術、最近注目を集めている腹腔鏡下レーザー手術と動脈内レーザー手術について解説する。

5.1 上部消化管内視鏡レーザー手術

上部消化管内視鏡は直径10~12mm、鉗子孔内径は2.0~2.5mmである。使用されているレーザーは現在は専らNd:YAGレーザーで石英ガラスファイバーを伝送路としている。最近AgCl/AgBr結晶ファイバーを用いたCO₂レーザーケーブルが開発・市販され、CO₂レーザーも治療が

進められている。

癌治療は内視鏡で診断した癌病変をNd:YAGレーザーで熱凝固させ治療するものである。Nd:YAGレーザー出射条件は30~50W, 0.5~1.5sで胃壁表面の凝固白濁を目安に繰り返し照射を行っている。早期胃癌である粘膜癌(m癌)ではわが国の10年間の治療成績で、治療後5年再発が無い症例が95%に達しており、わが国医学会でも根治治療として認められつつある。癌の浸潤(深達度)が粘膜下層(sm層)、固有筋層(pm層)に達するものでは、治療成績(予後)が悪化する。癌の深達度診断は内視鏡画像、超音波内視鏡などで行うが、正確な診断は現状の技術ではむずかしい。これに対して、最近病変部位を内視鏡

Table 4 最近のレーザー治療

上部消化管内視鏡レーザー手術
胃癌凝固術→早期胃癌(粘膜癌)治療
胃・食道止血術→食道静脈瘤破裂、胃潰瘍出血の治療
胃・食道狭窄拡張→癌性嚥下困難解除
動脈内レーザー手術
動脈硬化治療→狭心症・心筋梗塞・間欠性跛行治療
関節内レーザー手術
半月板切除術
胸腔内レーザー手術
肺瘻孔閉鎖術→気胸治療
気管支内レーザー手術
気管支断端癒着閉鎖術→肺癌治療(外科術副作用の治療)
気管支閉塞解除手術、気管支PDT→気管支癌治療
腹腔鏡下レーザー手術
胆嚢摘出術→胆石治療
子宮内膜症焼灼術→子宮内膜症治療
ヘルニア閉鎖手術→ヘルニア治療
選択的胃迷走神経切除術→胃潰瘍治療
虫垂切除術→虫垂炎治療
腔鏡下レーザー手術
子宮頸部円錐切除術→子宮頸部癌治療
大腸鏡下レーザー手術
早期大腸癌凝固術→大腸癌治療
膀胱鏡下レーザー手術
膀胱癌凝固術→膀胱癌治療
尿管鏡下レーザー手術
尿路結石破碎術→尿路結石治療
尿管形成術→尿管狭窄症治療

的に高周波スネアで切離する方法（ストリップバイオプシ）が開発された。この方法は技術的にまだ完成していないものの、摘出標本による術後の治療評価ができるため、レーザー凝固法よりも優位にたっている。レーザー治療法改良の一法として、Nd:YAGレーザーによる内視鏡下での温熱治療法が検討されており、测温プローブとレーザーファイバーの一体化などの機器も開発されている。

食道静脈瘤破裂や胃潰瘍からの消化管内出血の緊急止血法としてレーザー止血が広く行われている。安価なエタノールの内視鏡的注入止血法の普及によってレーザー止血は治療の主流ではなくなっている。しかしレーザー止血で高い治療成績をあげたとの報告もあり、現在も継続して臨床に使われている。

癌性の消化管狭窄による嚥下困難の症状を改善するために、Nd:YAGレーザーによる蒸散治療が行われ好成績をあげている。この治療は対症療法ではあるが、癌患者にとっては有効な延命法の一つになっている。

このように消化管に対するレーザー治療は最も普及しているものの、他の治療法との比較において主に装置価格の面で不利な状態になっているのは事実である。

5.2 腹腔鏡下レーザー手術

腹腔鏡は硬性内視鏡の一種で、一般に腹腔内に炭酸ガスを加圧充填して腹腔内に空間を作り（気腹）運用する。1985年ごろより腹腔鏡視下にレーザー治療を行う構想が生まれ、婦人科領域では子宮内膜症のコロニーの蒸散治療が行われていた。1988年ごろより腹腔鏡視下で胆嚢摘出術を行う方法が考案され、最小侵襲外科手術として一躍脚光を浴びるようになった。アメリカ、フランスを中心に数千例の臨床が行われており、わが国でも平成3年3月に内視鏡下外科手術研究会が組織されるなど普及の機運が高まっている。症例も現在200例を越えていると思われる。術式としてはアメリカ方式とフランス方式があり、患者体位、術者と助手の役割と位置が異なっている。胆嚢を肝臓から引き離す手技において、適当な止血を行いつつ剥離を進める局面があり、このときレーザー

もしくは電気メスで処置を行う。併せて手術全般にわたって小出血に対する処置も行う。レーザー種は主にNd:YAGレーザーの2倍逡倍の532nmの連続レーザーが非接触照射で用いられている。レーザーを用いると電気メスよりも、発煙が少なく治療を行え、視野を術中も維持できる利点がある。レーザー治療器の欠点は価格とファイバー先端では剥離操作が行えない点である。レーザー治療が電気メスに対して優位性を保ち得るか否かは、今後の検討結果を見る必要がある。いずれにせよ始まったばかりの手術方式であり、器材の改良がしばらく続くと考えられる。手術目的としても胆嚢摘出術以外にも、ヘルニア治療、胃潰瘍治療など腹腔内の種々の手術への使用が検討されている。

5.3 動脈内レーザー手術

5.3.1 動脈硬化と現状の治療

動脈硬化（アテローム硬化）が進行すると、病変が血管内腔（ないくう）に張り出して狭窄となり正常な血流を阻害する。残った内腔も血栓によって完全に閉塞してしまう。この動脈硬化が心臓の筋肉を養っている冠状動脈に発生すると、狭心症、心筋梗塞などの致死率が高い重大な循環器病の原因となる。

これらの疾病の予防薬や治療薬の開発が極めて難しく、治療は姑息的療法が主体となる。

現在の治療法としては、新鮮な血栓を薬剤で溶かす線溶療法（ICT）、バルーンカテーテルで狭窄部分の内腔を拡張させるバルーン拡張術（PTCA）、閉塞・狭窄部分をバイパスする血流路を作るバイパス手術（CABG）などがある。これらの治療方法には一長一短がありこれらをまとめてTable 5に示した。問題点の本質としては狭窄・閉塞物そのものを除去する方法が無い点である。これに対して狭窄・閉塞物そのものをレーザー照射による蒸散作用で除去しようとするのがレーザー血管形成術（Laser angioplasty）である。

5.3.2 現在の動脈内レーザー手術装置

Table 6に技術的問題点、Table 7に医学的問題点を分離した。

レーザー血管形成術が提案され基礎実験が始まったのは1983年ごろである。石英ガラスファイバ

ーで伝送できるNd:YAG, Arレーザーを血管内で直接発射する初期の動物実験では、血管穿孔が問題になった。これはTable 3に示す②~④の問題があるからである。先端の操作性は全く無く、位置決めはX線透視で行っている。

冠状動脈に使用し得る(研究用装置)レーザー装置が開発された。この装置ではTable 3に示す技術的問題のうち④を実現するため、熱損傷層が殆ど無い鋭利な切開が可能なエキシマーレーザー(308 nm)を使用している。高いピークパワーのため石英ガラスファイバーが損傷しやすく、ファイバー伝送の実現に時間がかかったが、レーザーパルス幅の延長(ピークパワーの抑制)と紫外グレードの石英ファイバーの開発で実用域に達した。③の照射方向制御に関しては現在のPTCAと同じように狭窄部分の前方まで通過させた細いガイドワイヤーに沿わせてレーザーファイバー進行させる方式を取っている。このガイドワイヤー用の貫通孔を中心にして周囲に20本以上の細径ガラスファイバーを配置している。このような構造のカテーテルをマルチファイバーカテーテルと呼んでいる。このような形式は操作が簡単(押し込むのみ)で比較的血管穿孔に対しては安全である。逆に、カテーテル断面に対してファイバー断面積が30%程度しかなく十分な蒸散体積が得られない、完全閉塞に使用できない、開存孔を中心に孔が広がるので偏心性狭窄が十分に拡張できない、などの問題点がある。

米国では臨床試用として約2000例の治験が行

われておりまずまずの結果が得られている。しかし、装置の価格(25万ドル)の割にPTCAとの併用が必要であるなど効果が十分ではないとの評価もあり、治療として定着するかは流動的である。わが国にも昨年より2台導入され治験が進められている。尚、紫外レーザー光の遺伝変異を嫌って、治療用レーザーとして波長2μmのHo:YAGレーザー(パルス)を用いた装置も開発され米国で治験が行われている。

5.3.3 内視鏡下動脈内レーザー手術

現在の装置の欠点は、完全閉塞に適用できず、偏心性狭窄を十分広げることが出来ないことであり、病変の形態的、組織学的認識と照射方向の制御が課題になっている。これに対して筆者らは、冠状動脈内視鏡の血管内腔観察とX線透視を組み合わせた病変の認識と、先端に操作性を持たせたカテーテルシステムによって問題の解決を図っている(Fig. 2)⁽¹⁰⁾。先端操作性の無い診断用冠状

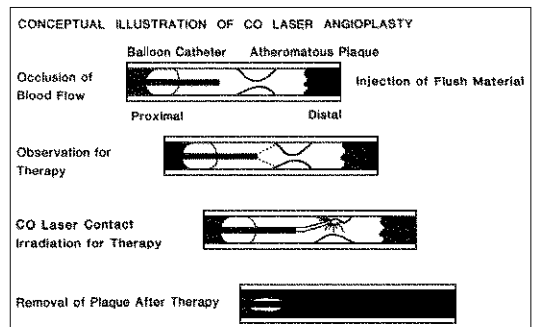


Fig. 2 血管内視鏡下動脈内レーザー手術の概念図

Table 5 冠状動脈狭窄・閉塞病変に対する現行治療の得失

治療	原理	適用	利点	欠点
ICT	血栓溶解(促進)	新鮮血栓	簡便	適用限定, 治療費高額
PTCA	血管塑性変形	狭窄	簡便な割に効果大	閉塞不可, 短期予後不良
CABG	血管自家移植	閉塞・狭窄	確実な効果	外科大手術, 長期予後不良

Table 6 動脈内レーザー手術の技術的問題点

- ① 細径ファイバーによるレーザーエネルギー伝送
- ② レーザー蒸散方向の決定
- ③ レーザー蒸散方向の操作
- ④ 周囲熱損傷層の薄いレーザー蒸散

Table 7 動脈内レーザー手術の医学的問題点

- ① 血管穿孔(術中)
- ② 血管攣縮(術中)
- ③ 末梢部位のレーザー蒸散物による塞栓症
- ④ 治療部位の再開塞(血栓形成, 肉芽細胞増殖)

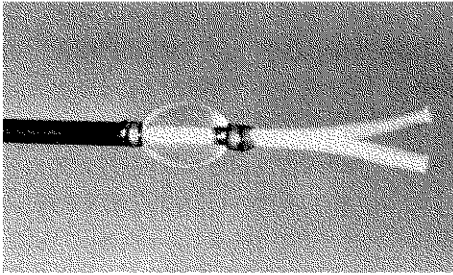


Fig. 3 操作性のある内視鏡レーザーカテーテル

動脈用内視鏡カテーテル（バルーン，生理食塩水フラッシュ用ルーメンを含んで外径5 F（1.67 mm）以下）は，筆者らと（株）三菱電線工業で共同開発し，既に260枝以上の臨床診断に試用し観察成功率約80%を得ている⁽¹¹⁾。この冠状動脈内視鏡の使用実績から血管内視鏡下のレーザー治療が可能であるとの確信を得た。ただし，5~6 F（1.67~2.0 mm 直径）の外径の中に先端の小さい曲率での曲げとカテーテル全体回転の機能を付与し，さらに治療用のレーザーファイバー用貫通ルーメンを装備するのは容易ではない。現在，開発が進行中である。Fig. 3 に試作した外径6 Fの内視鏡レーザーカテーテルの先端操作性を示す。

筆者らは治療用レーザーとして遺伝的毒性の無い，蒸散産生物の大きさが小さいなどの観点から赤外の連続レーザーを用いることとし，ファイバー伝送が可能などの観点から波長5 μm のCOレーザーを採用している。この波長ではカルコゲン化物ガラスファイバー（As-S系）が使用でき，結晶ファイバーに比べて安価で将来使い捨て使用を目指せる利点がある。筆者らは，医用COレーザーの基礎研究，ファイバー伝送容量・破壊閾値の検討，血管組織の光学特性，血管組織のCOレーザーの蒸散性など多角的に検討を進めてきた。

6. おわりに

レーザーによる内視鏡治療はかなり歴史があるが，現在までに実用化した治療のなかには治療手段としてのレーザーの使用が必ずしも必然でないものもあった。すなわちレーザー，内視鏡の技術・使用法ともに未成熟であった。現在レーザー治療の持つ選択性，限局性，フレキシブルファイバー

伝送性などが十分活かされる内視鏡治療が研究されており，徐々に成熟した治療に発展していくものと考えられる。

参考文献

- 1) “レーザー設置病院一覧・台数表”，新医療，No. 197, p. 99, (1991)
- 2) 内海 厚，速水弘之，奥野伸一ら，“極細径医用ファイバースコープの開発”，三菱電線工業時報，No. 75, p. 1-10 (1988)
- 3) H. D. Downing and D. Williams, “Optical constants of water in infrared”, J. Geophys. Res., Vol. 80, pp. 1656-1661 (1975)
- 4) 山本 肇，久住治男，森下裕志ら，“金蒸気レーザー照射による温度とヘマトポルフィリン誘導体増感併用温熱抗腫瘍効果の研究”，日本レーザー医学会誌，Vol. 9, No. 3, pp. 315-318 (1988)
- 5) 加藤治文，岩淵 裕，“肺癌の内視鏡的レーザー治療”，医学のあゆみ，Vol. 9, No. 157, pp. 535-538 (1991)
- 6) 恒川 洋，杉原 真，篠田昌孝ら，“癌治療における内視鏡的レーザー温熱療法への適応と限界”，日本レーザー医学会誌，Vol. 10, No. 3, pp. 155-158 (1988)
- 7) 岡田基広，藤原 修，加藤一夫ら，“低エネルギーレーザー光の蛋白質の構造ゆらぎに及ぼす影響”，レーザー研究，Vol. 15, No. 1, pp. 38-43 (1988)
- 8) T. I. Karu, “Molecular mechanism of the therapeutic effect of low-intensity laser radiation”, Lasers in Life Science, Vol. 2, No. 1, pp. 53-74 (1988)
- 9) 荒井恒憲，“レーザー伝達システム（光ファイバー）”，心血管系レーザー治療（中村治雄監修），文光堂，1989, pp. 33-60
- 10) T. Arai, A. Suda, M. Nakagawa et al., “A continuous wave laser angioplasty using ir (CO) or uv (Ar) lasers under visualization by a thin endoscope: In vitro and in vivo animal experiments”, Proc. SPIE, Vol. 1201, pp. 54-62 (1990)

- 11) K. Mizuno, T. Arai, K. Satomura, et al.
"New percutaneous transluminal coronary angioscope", J. Am. Coll. Cardiol.,
Vol. 13, No. 2, pp. 363-368 (1989)

[筆者紹介]



荒井 恒憲 (あらい つねのり)
昭和 51 年 慶應義塾大学工学部
電気工学科卒業。
昭和 56 年 同大学大学院博士課程
終了, 工学博士。
同年より防衛医科大学医用電子工
学講座助手, 専門はガ
スレーザーデバイス
およびそのファイバ
ーエネルギー伝送と
医学応用。
現在はレーザー治療を中心に血管
内レーザー手術等の
内視鏡下レーザー治
療全般を主たる研究
領域としている。
昭和 61 年度日本 ME 学会第 1 回
秋季大会発表賞,
昭和 61 年度同学会研究励賞受賞。

Abstract

The endoscopic laser therapy was reviewed as an application of optical fibers. The background, mechanism of laser therapy, and current endoscopic therapies were described. The endoscopic laser therapy is extremely effective against suppression of medical care cost with minimum invasion for patient. This method was developed based upon the manipulatable endoscope technology and fiber energy delivery. The spatial coherence was applied for collimation of a laser beam for a thin optical fiber. The endoscopic laser therapy is one of the best example to use characteristics of laser in medical laser applications. The gastro-endoscopic cancer therapy/hemostasis, laparoscopic abdominal surgery, and angioscopic angioplasty were explained.

[連絡先]

〒 359 埼玉県所沢市並木 3-2
防衛医科大学校医用電子工学講座
TEL 0429-95-1211