ファイバによる光パワー伝送の医療への応用

佐藤 俊一, 荒井 恒憲*

防衛医科大学校 防衛医学研究センター 情報システム研究部門 (〒359-8513 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 (〒359-8513 埼玉県所沢市並木 3-2)

Medical Applications of Fiber-Based Optical Power Delivery

Shunichi SATO and Tsunenori ARAI*

Division of Biomedical Information Sciences, National Defense Medical College Research Institute

3-2 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8513

**Department of Medical Engineering, National Defense Medical College, 3-2 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8513*

(Received December 21, 1998)

This paper reviews the current status of fiber-based optical power delivery for medicine and its applications to minimally invasive therapeutics and diagnostics. Quartz glass fibers, hollow fibers, and infrared glass/crystalline fibers are used for the power transmission of medical lasers. The characteristics of these fibers and fiber-based medical laser devices are described. For clinical applications, fibers are used in combination with catheters, endoscopes, or cannulas. Catheter-based applications include laser angioplasty, laser thrombolysis, and PTMR (Percutaneous Trans-Myocardial Revascularization). The endoscope allows the delivery of optical power not only for coagulation but also for tissue removal (ablation). Endoscopes for PDT (PhotoDynamic Therapy) are also developed. For cannula-based applications, PLDD (Percutaneous Laser Disk Decompression), ILCP (Interstitial Laser Coagulation of Prostate), and TUBAL-T (TransUrethral Balloon Thermotherapy) are described. For use in fiber-based optical biopsies, the principle and apparatus of a fluorescence imaging system for early cancer detection and an OCT (Optical Coherence Tomography) are introduced.

Key Words: Optical fiber, Medical laser, Minimally invasive therapeutics, Endoscope, Optical biopsy

1. はじめに

レーザー光を用いた治療や生体計測・診断は、低侵襲あるいは無侵襲であること(生体に与える損傷が小さいまたは無いこと)が大きな特長とされている。しかしながらその特長を十分に発揮するためには、レーザー光を生体の所望の部位に自在に伝送するための光ファイバの存在がなくてはならない。レーザー光を循環器や呼吸器、消化器など、生体の深部に誘導するためにはファイバ伝送技術が不可欠である。また皮膚など生体の表面を対象とする治療や計測の場合においても、操作性の観点からファイバの利用が強く望まれる。このようにレーザーの医療応用において、ファイバ伝送技術は極めて重要な位置づけにある。

しかし言うまでもなく、全ての医療用レーザー光がファイバ伝送可能というわけではない。そこには自ずとファイバの光学的、物理的、化学的制約があり、また安全性も重要な因子となる。これらに鑑み、本稿では医療用レーザーとそのファイバ伝送技術の現状および応用について概観してみたい。

2. 各種医療用光ファイバと装置

実用化している代表的な医療用レーザーで、現在、最も波長が短いものは193nmのArFエキシマレーザー、また最も波長が長いものは10.6μmのCO₂レーザーである。しかし一般に、光学材料の透過損失は、赤外の長波長側では多音子吸収により、また紫外の短波長側では電子吸収やレイリー散乱によりそれぞれ指数関数的に増大する。このため短波長側、長波長側の何れにおいても、低損失なファイバ材料は得にくく、実際、上記二種のレーザー光の充実型ファイバによる伝送は困難である(一部CO₂レーザー用結晶ファイバは有り)。現在、医療用レーザーの伝送に用いられているのは主として光通信用に開発された石英ガラスファイバであり、伝送可能な波長帯域はおおよそ300nm~2μmである。2μm以上の中赤外レーザー光の伝送用としては、中空ファイバや赤外ファイバの開発が進められており、一部実用化している。また193nm ArFエキシマレーザー光の伝送にも中空ファイバの開発が進められている。ここではこれら石英ガラスファイバ、中空ファイバ、赤外ファイバの現状と、それらを用いた医療装置の例について紹介する。

2.1 石英ガラスファイバ

上記より、石英ガラスファイバ(以下単に石英ファイバという)による伝送は、短波長側は308nm XeClエキシマレーザーが、また長波長側は2.1 μ m Ho:YAGレーザーが限界である。Ho:YAGレーザーは、通常の石英ファイバにより、実用的な伝送効率で200~500J/cm²程度の伝送が可能である。一方、石英ファイバに紫外レーザー光を入射すると、格子欠陥が誘起され色中心の形成により透過損失の低下を招く。これを自己修復する目的で、B, F, OH基等を添加した石英ファイバが開発されている。またXeClエキシマレーザー伝送では、ファイバ材料のレーザー損傷を防止するために長パルス化(>200 ns)し、ピークパワーを低減することにより光強度2~8J/cm²での伝送を行っている¹⁾。しかしこれらのレーザー光の石英ファイバ伝送は、伝送距離2~3mの通常の医療用伝送条件(許容透過損失~0.5m/dB)の場合のみ可能であり、病院内に光配線を行い長距離伝送するようなことは現在の技術ではできない。一方、可視や近赤外のレーザー光は、ピークパワーが著しく高いような場合を除けば、必要に応じてある程度の長距離伝送を行うことも可能である。193nm ArFレーザーは角膜の精密蒸散等に使用する重要なレーザーであるが、この波長での石英ファイバの伝送損失は高く、またレーザーの発振機構上長パルス化も困難なため、石英ファイバ伝送は事実上不可能である。

石英ファイバは低損失であるばかりでなく、耐熱性や機械的強度が高く、化学的にも安定である等多数の特長があることから広く利用されているのであるが、一方で、開口数が低いこと、および剛性が高いことなどが欠点としてあげられる。通常の医療用石英ファイバの開口数は0.2程度であり、屈曲時に漏れ光によるケーブルの破壊(さらには内視鏡やカテーテルの破壊)が発生する危険性がある。また出射開口数の大きい半導体レーザー光の伝送には対応できなかった。そこでファイバコアにGeなどの高屈折率物質を添加したり、クラッドを低屈折率の樹脂とすることにより開口数0.45程度の石英ファイバが開発され、半導体レーザー治療器の伝送に使われている(Fig.1)²⁾。また口径が400 μ mを超えるような太い石英ファイバは剛性が高く、このような柔軟性の低いファイバの利用は、管腔壁や血管を傷つけたり、穿孔したりする原因となる。一方体内での使用では、通常、ファイバ出射端と照射組織間の距離をほとんど取れないために、接触照射(厳密には接触せず近接しているものも含む)の形になり、照射直径はファイバコア径とほぼ等しくなる。したがって速い治療を行う観点からは、太いファイバの使用が望ましい。血管内治療用に開発されたマルチファイバカテーテル(Multi-Fiber Catheter)はビームを多数本(20~200本)の細径ファイバに分割して伝送を行うもので、高コスト、低入射効率などの問題はあっても、非常に柔軟で照射面積の大きいファイバ伝送路を実現している(Fig.4参照)³⁾。

2.2 中空ファイバ

前述したように、赤外域においては波長が長くなるに従い低損失の透過光学材料が得られにくくなる。CO₂レー

Fig.1 Photograph of the surgical diode laser with a high NA silica glass fiber (Diomed 25, Olympus).

ザー伝送用光ファイバ(結晶ファイバ、ガラスファイバ)の開発にはこれまで膨大な努力が積み重ねられてきたが、実用化に成功したのはごく一部であり、実用伝送パワーも10W程度に制限されている(2.3参照)。より高出力のパワー伝送を行うには、最近では中空ファイバを用いるのが主流となっており、誘電体内装型中空ファイバ、単結晶サファイヤ中空ファイバにより、実験レベルながらkW級の伝送も達成されている⁴⁾。ガラスファイバに比較すると曲げ特性にやや劣るため、内視鏡下の使用は困難であるが、レーザー損傷しきい値が高いこと、構造上伝送路内のガス環流が可能のため熱発生が大きい入射・出射部分の冷却が可能であること等の利点があり、低出力CO₂レーザー手術装置の伝送路として導入が始まっている(Fig.2)。原理的に任意の波長での設計が可能のため、COレーザー⁵⁾、Er:YAGレーザー⁵⁾、エキシマレーザー伝送用の中空ファイバも研究が進められている。また最近では、QスイッチNd:YAGレーザーなど、蒸散用高ピークパワーレーザー光の伝送路

Fig.2 Photograph of the carbon dioxide laser for dental applications with a hollow fiber (LX-20, Luxar).

としても適用の検討が始められている。

2.3 赤外ファイバ

石英ファイバ伝送の困難な波長 $2\mu\text{m}$ 以上のレーザー光($2.94\mu\text{m}$ Er:YAGレーザー, $10.6\mu\text{m}$ CO_2 レーザーなど)の伝送用に, 上記中空ファイバの他, 赤外ファイバが開発されている。Er:YAGレーザー光伝送用に実用化したのはAIFを主成分とするフッ化物ガラスファイバで, 歯科治療用に射出端において平均出力5W程度の伝送が可能である(Fig.3)⁶⁾。また CO_2 レーザー光伝送用として実用化しているのはAgCl/AgBrのコア・クラッド構造を持つ結晶ファイバで, 消化器内視鏡下に射出端において常用平均出力10W程度の伝送が可能である⁷⁾。一般に, 赤外透過光学材料は石英ガラスと比較すると低融点, 低機械強度であるという欠点があり, これらを補うためにシール構造を有するケーブリングを行っている。

3. 治療への応用

ファイバ伝送路の使用は治療(外科術)における操作性の向上に重要である。外科術は現在でも全く自動化されておらず, 術者の手技を最大限発揮するような使いやすい道具が求められている。多関節式マニピュレータ光伝送路は, 軽量化, 細径化など数々の改良が行われているにも関わらず, その操作には慣れが要求される。直線的にビームを大きく動かそうとすると, その動きに追従するように関節がビーム運動方向とは別方向の動きを起こし, その慣性モーメントによって滑らかなビーム移動が困難にな

Fig.3 Photograph of the Er:YAG laser equipment for dental applications with a fluoride glass fiber (ML-5, Hoya).

る。ファイバの操作感は, 多関節式マニピュレータ伝送路と比較し著しく優れている。多関節式マニピュレータ伝送路に比べて劣っていたファイバ伝送光の集光特性は, ファイバの小口径化などの工夫により以前より改善されている。治療器では, 平均出力やピークパワーの著しく高いレーザー光の伝送を要求されるような特殊な場合を除いては, コスト面で可能であれば, ファイバを中心としたフレキシブル伝送路を装備するようになってきている。術野が狭い口腔内(歯科, 口腔外科)をはじめ, 開胸, 開腹を行う外科術でも術野の直視が困難な部分(例えば泌尿器科の前立腺手術)の治療にはファイバ伝送路が必要である。

ここでは体内にレーザーエネルギーを誘導して行う治療を, レーザー光の経路により, 血管内を通す経カテーテル治療, 消化管などの管腔を通す経内視鏡治療, 直線的に針で刺入する穿刺治療の三つに分け, それぞれの現状について紹介する。

3.1 経カテーテル治療

経カテーテル治療はファイバの柔軟性を最もよく活かした治療法と言える。またファイバ材料が誘電体であることは, 心臓と電解液(血液)で直接つながっている血管内で, 電撃(感電)事故を防ぐ観点から重要である。

実用化している経カテーテル治療の一つに, 動脈硬化による狭窄性病変をレーザー蒸散によって広げて血流を確保する動脈内レーザー手術(Laser Angioplasty)がある。適用部位は冠状動脈および下肢動脈(腸骨動脈, 大腿動脈, 膝下動脈)の動脈硬化による狭窄部分であり, 対象病名としては狭心症, 間欠性跛行(はこう)がある。冠状動脈は細く屈曲しているので柔軟なマルチファイバカテーテルを用いる(Fig.4)³⁾。

別に, 血栓を除去するためにレーザー血栓除去術(Laser Thrombolysis)が検討されている(Fig.5)⁸⁾。血栓は主に動脈硬化による狭窄部分に発生し, 数分から数時間で血管を完全に閉塞する。冠状動脈血管の場合, 急性心筋梗塞の直接原因となるため, 速やかな血栓除去が必要である。従来より薬剤による溶解療法があるが, レーザー血栓除去術ではパルスレーザー照射によって発生する音波によって血栓を速やかに細かく碎き除去する。大きな血栓が末梢に流れると, 小さな動脈に詰まり完全な閉塞(塞栓)を起こす危険があるので, 細かく破碎することが極めて重要である。

Fig.4 Diagram of laser angioplasty with a multi-fiber catheter on the guiding wire.

Fig.5 Diagram of laser thrombolysis.

最近、冠状動脈の各種内科治療、外科治療でも救命できない重篤な心筋梗塞患者の治療法として、心筋にレーザーで多数の貫通孔を開け血行を確保する方法が実用化されている (L-TMR: Laser Trans-Myocardial Revascularization)。この方法は開胸外科術中に行い、心臓の鼓動がある状態において心電図同期で高出力 (~800W) CO₂レーザー光を照射して左室に貫通孔を開ける (Fig.6)⁹⁾。貫通孔からの出血は圧迫止血する。高出力で焦点深度の大きい集光が必要のためファイバは使用されていないが、手術侵襲を小さくするために、経カテーテル的に心臓の内側から外側に孔を開ける術式も検討されている (PTMR: Percutaneous Trans-Myocardial Revascularization) (Fig.6)¹⁰⁾。この場合は止血手段が無い場合、心筋を貫通しないようにレーザー蒸散孔を開設するが、主として石英ファイバ伝送したHo:YAGレーザーが検討の対象となっている。TMR治療の原理は完全には解明されていないが、治療直後には開けた孔を通して左室から直接、また慢性期にはレーザーで開けた孔の周囲に新生血管網が形成され心筋への血液環流があると考えられている (Fig.7)¹¹⁾。

3.2 経内視鏡治療

内視鏡には、フレキシブルな画像伝送用ファイバと照明用ファイバを有する軟性鏡と、直線状の固定光学系を有する硬性鏡の二種がある。レーザー治療の適用が多いのは、

Fig.6 Diagrams of L-TMR (Laser-Trans-Myocardial Revascularization) and PTMR (Percutaneous Trans-Myocardial Revascularization).

Fig.7 Possible mechanisms for L-TMR (Laser-Trans-Myocardial Revascularization) and PTMR (Percutaneous Trans-Myocardial Revascularization).

軟性鏡では上部消化管内視鏡 (胃ファイバスコープ、胃電子スコープ) や気管支鏡、また硬性鏡では腹腔鏡である。レーザー光のファイバ伝送が重要となるのは、前者の軟性内視鏡下手術である。上部消化管領域では、従来から凝固止血や早期癌の熱凝固療法に用いられてきたNd:YAGレーザーに加えて、CO₂レーザー、半導体レーザー、Ho:YAGレーザーを内視鏡の鉗子孔 (内径約2.2mm) を通してファイバ伝送して使用でき、凝固治療に加えて蒸散治療が選択できるようになった。これに基づき荒井らは、半導体レーザーと緑色の検査薬 (ICG: Indocyanine green) の局注を用いた早期癌の選択的蒸散治療法を検討している¹²⁾。ICGは生体内において805nmに吸収極大を持ち、800nm帯半導体レーザーの吸収増強剤として重要である。さらに癌標識抗体を持つICGも検討されており、半導体レーザーとICGを組み合わせた診断・選択治療は新しい展開を見せている¹³⁾。

また気管支鏡下、消化器内視鏡下で光化学癌治療 (PDT: Photo-Dynamic Therapy) が実用化している。現在認可されているのは、Photofrin II®と呼ばれる光感受性薬剤をエキシマレーザー励起色素レーザー (630nm) で励起する治療であり、対象は早期癌である (Fig.8)¹⁴⁾。副作用が少なく、深部治療に有効な次世代薬剤や新しい励起用光源 (664nm GaAlAs半導体レーザー、OPO: Optical Parametric Oscillator など) が続々と開発されており、将来、進行癌から癌予防まで広範な対象に実用化されると期待できる¹⁵⁾。一方、画像

Fig.8 Photograph of the excimer-laser-pumped dye laser for PDT (PhotoDynamic Therapy) (PDT EDL-1, Hamamatsu Photonics).

ファイバに石英イメージファイバを用いた、細径内視鏡が実用化され、内視鏡下レーザー治療の対象が乳管、唾管、腭管などの細径管腔(直径1~2.5mm)にまで広がっている¹⁶⁾。

3.3 穿刺治療

アプローチに管腔や血管が利用できない脊椎などの治療に、穿刺によるアプローチが用いられる。細い穿刺針(内径<400 μ m)を通して治療できるのは、ファイバの細径性に負うところが大きい。脊椎で行われているのは、ヘルニア治療のための髄核蒸散術(PLDD: Percutaneous Laser Disk Decompression)である(Fig.9)¹⁷⁾。石英ファイバ伝送したHo:YAGレーザー光、Nd:YAGレーザー光等で髄核内に空洞を開け、椎間板内圧を下げてヘルニアの脱出を抑制し神経への圧迫を軽減させる治療で、従来法よりも細い穿刺針を使用できるので侵襲が小さいのが特長である。Ho:YAG

Fig.9 Diagram of PLDD (Percutaneous Laser Disk Decompression).

Fig.10 Photograph of the surgical Ho:YAG laser with a low-OH silica glass fiber (VersaPulse Select, Coherent).

レーザー手術装置は軟組織に加えて、このような軟骨組織も治療でき、整形外科領域において適応の広い治療器である(Fig.10)。

従来の前立腺肥大の治療は、尿道側から(尿道壁を含めて)前立腺を切除する侵襲の大きいものである。低侵襲の前立腺組織内レーザー凝固術(ILCP: Interstitial Laser Coagulation of Prostate)が実用化している(Fig.11)¹⁸⁾。硬性膀胱鏡で尿道内腔に達した後、膀胱鏡先端から前立腺内に穿刺針を刺入して、石英ファイバ伝送した800nm帯の半導体レーザー(5~20W)を拡散チップを通して照射する。前立腺組織を熱凝固・壊死させ、前立腺体積を小さくして尿道内腔の拡大を図る。穿刺の利点は、組織内加温と、安定した治療位置決めである。尿道壁をほとんど傷つけないために術後の痛み、感染症などを無くすることができる。もう一つの低侵襲治療として経尿道的レーザー高温治療法(TransUrethral Balloon Thermotherapy: TUBAL-T)がある。位置決め用に2個のバルーンが付いたカテーテルを使用し、前立腺部分の尿道から拡散チップを通してNd:YAGレーザーを照射し、前立腺組織を45℃程度に加温して壊死させる。このとき尿道が傷害を受けないように尿道部分のバルーンを水冷する(Fig.11)。

4. 計測・診断への応用

最近、optical biopsyという技術が大変注目されている。biopsy(生検)とは、生体組織を一部切除、採取し、顕微鏡などを用いて病気の診断(病理診断)を行うことを言うが、光を用いてこれをin vivo(生体内で)、無侵襲に行うのがoptical biopsyである。ここではファイバを用いて体内の病理診断を行う重要な例として、蛍光分光診断と光コヒーレンストモグラフィー(OCT: Optical Coherence Tomography)について述べる。

4.1 蛍光分光診断

生体組織をレーザー光により励起すると蛍光を発生する場合があるが、病変組織が正常組織と異なる特性の蛍光を発すれば、これを検知して病変部を特定することが可能である。このような蛍光分光分析は感度が高く、癌など悪

Fig.11 Diagrams of ILCP (Interstitial Laser Coagulation of Prostate) and TUBAL-T (TransUrethral Balloon Thermotherapy).

性腫瘍の早期発見への応用が注目されている。患者に腫瘍親和性のある(腫瘍に集積しやすい)光感受性薬剤を静脈注射した後にレーザー照射して蛍光を観察する場合と¹⁹⁾、このような薬剤は用いずに自家蛍光(autofluorescence)を観測する場合の二通りがあるが、ここでは後者について紹介する。

Fig.12に肺組織を波長442nmのHe-Cdレーザーで励起した場合の、正常組織と癌組織の蛍光スペクトルの比較を示す²⁰⁾。これより、正常組織は520nm付近にピークを有する強い蛍光を発するのに対し、癌組織は比較的波長依存性の小さい弱い蛍光を発することがわかる。従って、例えば緑色と赤色の蛍光強度比を計測すると、癌病変部においてはこの比が小さくなるため識別が可能となる。

このような原理に基づいた早期肺癌の検知を目的とした気管支内視鏡用蛍光観察装置が実用化されている(Fig.13)。これは出力90-150mWの442nm He-Cdレーザー励起光をファイバ伝送して肺組織に照射し(照射出力15-30mW)、自家蛍光像を通常の気管支内視鏡と高感度カメラにより撮影し、画像処理して病変部を特定するものである。励起光伝送用、蛍光画像伝送用の何れも多成分ガラスファイババンドルが用いられている。

4.2 光コヒーレンストモグラフィー(OCT)

光を用いた生体情報の可視化、画像化技術の中で、低コヒーレンス干渉法を用いたOCT(Optical Coherence Tomography)が、生体組織のin vivo高分解断層イメージングが可能のため注目されている。マイケルソン干渉計の原理を用いるが、これをファイバ型とすることにより、内視鏡的にリアルタイムの断層撮影を行うことができる(Fig.14)^{21,22)}。光を信号光と参照光に分割し、信号光を組織内に集光照射することにより得られる後方散乱光を、全反射ミラーにより反射された参照光と合成することによりヘテロダイン検出する。参照光用全反射ミラーを光軸方向に移動することにより組織深さ方向のスキャンを、また照射光(信号光)を移動させることにより組織横方向のスキャンを行い、各位置における後方散乱光の強度と遅延時間を測定す

Fig.12 In vivo autofluorescence spectra for normal bronchus and carcinoma in situ lesion excited at 442 nm by using a He-Cd laser.²⁰⁾

Fig.13 Photograph of the lung imaging fluorescence endoscope device (Xillix LIFE-Lung System, Olympus).

Fig.14 Diagram of OCT (Optical Coherence Tomography). An 830-nm SLD (Superluminescent Diode) is used as a low-coherence light source.²¹⁾

る。遅延時間は位置情報を含むため、その関数として散乱光強度を表示すると断層情報が得られる。干渉信号は信号光と参照光の遅延時間がほぼ一致したときのみに観測されるが、光のコヒーレンス長が短いと、信号強度は時間のズレに対し急速に低下する。このため組織深さ方向の空間分解能は用いる光のコヒーレンス長により決まり(低コヒーレンスの方が高分解能)、光源としてスーパーluminescentダイオード(SLD)を用いた場合10 μ m程度が得られる。従来のX線CT、磁気共鳴イメージング(MRI)、超音波エコーなどの断層イメージングの分解能は100 μ m~1 mm程度であるため、このOCTが癌の早期発見等に応用できるものとして期待される。

5. おわりに

最近、医療現場においては、QOL (Quality of Life) の維持が非常に重要視されるようになってきた。これは病気はただ治療すればよいというのではなく、治療後も患者が質の高い生活を送れるようにすることが重要であるという考え方である。その実現には多角的な取り組みが必要であるが、治療や診断の低侵襲化、無侵襲化が大きな貢献をすることは論を待たない。その手段として、光ファイバを用いたレーザー治療、レーザー診断技術の重要性は、今後高まることこそあれ減ずることはないであろう。医学者と工学者の協力によるこれら技術の発展を期待したい。

参考文献

- 1) R. S. Taylor and K. E. Leopold: *Proc. SPIE* **1201** (1990) 267.
- 2) 小原 實, 荒井 恒憲, 緑川 克美: レーザ応用工学 (コロナ社, 1998) p.205.
- 3) T. Goldenberg, W. B. Anderson, S. H. Kupfer, H. L. Narciso, S. Shaolian, J. B. Laudenslager, F. Litvack, W. S. Grundfest, L. Adler, and J. Forrester: *Proc. SPIE* **1067** (1989) 145.
- 4) Y. Matsuura and M. Miyagi: *Proc. SPIE* **3092** (1996) 120.
- 5) Y. Shi, Y. Wang, Y. Abe, Y. Matsuura, M. Miyagi, S. Sato, M. Taniwaki, and H. Uyama: *Appl. Opt.* **37** (1998) 7758.
- 6) 安藤 嘉則, 青木 章, 山田 敏元, 大野 純一, 渡辺 久, 田上 順次, 石川 烈: 日本レーザー歯学会誌 **7** (1996) 58.
- 7) 萱島 一弘, 大嶋 希代子, 立石 文和, 菅田 文雄: 応用物理 **59** (1990) 1674.
- 8) U. S. Satyam, S. Shearin, and S. A. Pahl: *Proc. SPIE* **2970** (1997) 19.
- 9) E. D. Jansen, M. Frenz, K. A. Kadipasaoglu, T. J. Pfefer, H. J. Altermatt, M. Motamedi, and A. J. Welch: *Ann. Thorac. Surg.* **63** (1997) 640.
- 10) C. B. Kim, R. Kesten, M. Javier, M. Hayase, A. S. Walton, M. E. Billingham, R. Kernoff, and S. N. Oesterle: *Catheterization and Cardiovascular Diagnosis* **40** (1997) 223.
- 11) N. Gassler, H. O. Wintzer, H. M. Stubbe, A. Wullbrand, and U. Helmchen: *Circulation* **95** (1997) 371.
- 12) 林 琢也, 荒井 恒憲, 田尻 久雄, 黒木 雅彦, 下屋 正則, 青野 茂明, 小林 正彦, 永尾 重昭, 宮原 透, 日野 邦彦, 菊地 眞, 丹羽 寛文: *Gastroenterological Endoscopy* **39** (1997) 1753.
- 13) 伊東 進, 六車 直樹, 林 重仁, 梯 泰昌, 筒井 朱美, 清水 一郎: 日本内科学会雑誌 **85** 臨時増刊 (1996) 252.
- 14) 三村 征四郎, 大谷 透, 奥田 茂: 日本レーザー医学会誌 **15** (1994) 29.
- 15) 奥仲 哲弥, 加藤 治文, 小中 千守, 土田 敬明, 日吉 利光, 勝海 東一郎, 原田 匡彦, 筒井 英光, 司馬 清輝: 日本レーザー医学会誌 **15** (1994) 21.
- 16) 岡崎 亮: 先端医療 **5** (1998) 86.
- 17) D. S. J. Choy, P. W. Ascher, S. Sadddekni, D. Alkaitis, W. Lieber, J. Hughes, S. Diwan, and P. Altman: *Spine* **17** (1992) 949.
- 18) ジャン・ドウ・ラ・ロゼット: 泌尿器外科 **10** (1997) 695.
- 19) 會澤 勝夫, 黒沢 寛史: レーザー研究 **25** (1997) 213.
- 20) J. Hung, S. Lam, J. C. LeRiche, and B. Palcic: *Lasers in Surgery and Medicine* **11** (1991) 99.
- 21) D. Hung, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. A. Fujimoto: *Science* **254** (1991) 1178.
- 22) G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma, S. A. Boppart, C. Pitris, J. F. Southern, and J. A. Fujimoto: *Science* **276** (1997) 2037.

レーザーワード

医用レーザー (medical laser)

治療や医用計測・診断に用いるレーザー装置。治療用としては、10.6 μ m CO₂レーザー (切開), 1.06 μ m Nd:YAGレーザー (凝固・止血), 488nm, 514.5nm Arイオンレーザー (網膜凝固), 694nmルビーレーザー (あざ治療)などが早くから実用化されている (カッコ内は主な利用法)。最近では、193nm ArFエキシマレーザー (近視治療), 2.1 μ m Ho:YAGレーザー (内視鏡下手術, 結石破碎), 2.94 μ m Er:YAGレーザー (齲歯治療), 532nm第二次高調波Nd:YAGレーザー (内

視鏡下手術), 800nm帯半導体レーザー (一般外科, 内視鏡下手術)なども実用化されている。また癌の光化学的治療に用いる半導体レーザーやOPO (光パラメトリック発振器)の開発も進められている。医用計測・診断用としてはドップラー血流計に632.8nm He-Neレーザー, 血液酸素化度計測装置に半導体レーザー, 蛍光分光診断装置に442nm He-Cdレーザーなどが用いられている。(佐藤 俊一)

コリメーション (collimation)

レンズ等を用いて平行光線束を得ること。点光源から出た光を集光して再び一点に集める場合、通常、2枚のレンズを用いる。1枚目のレンズで平行光線束を作り、2枚目のレンズで一点に集める。いずれのレンズの働きも日本語では「集光」と表現できるが、英語では前者を「collimation」、後者を「focusing」と明確に区別して表現できる。レンズ以外にも凹面鏡や回折光学素子を用いることができる。コリメーションを行った後レンズで絞ってピンホールを通

し、再びコリメーションを行うと、紛れ込んでいた迷光を取り除くことができる。分光器の内部では、プリズムやグレーティング等の分散体に光を通す前にコリメーションを行う。ビームエキスパンダを用いてビーム径の大きな平行光線束に変換すると、ビーム拡がり角の小さな光線束が得られ、遠くまで進んでもビーム径があまり拡がらないため、レーザーレーダーに利用される。(山口 哲)