総 説

REVIEW ARTICLE

医療用光ファイバーの基礎

松浦 祐司

東北大学 大学院医工学研究科

(平成 22 年 9 月 23 日受理, 平成 22 年 11 月 25 日掲載決定)

Basics of Optical Fibers for Medical Applications

Yuji Matsuura

Graduate School of Biomedical Engineering, Tohoku University

(Received September 23, 2010, Accepted November 25, 2010)

要旨

レーザー手術や光診断, 光イメージングなどの医療応用に用いられる各種の光ファイバーについて, その伝送原理, 構成材料やファイバーの構造などについて概説している. 最も一般的な石英ガラス光ファイバーをはじめ, 赤外光を伝送するための特殊材料を用いた光ファイバーや, 通常の光ファイバーとは伝送原理が異なる中空光ファイバーについても, その特徴や伝送特性を紹介している.

キーワード: 光ファイバー, 伝搬モード, 赤外ファイバー, 中空光ファイバー, フォトニックバンドギャップファイバー

Abstract

Overview of transmission mechanisms, materials, and structures of various optical fibers for medical applications such as laser surgery, optical biopsy, and optical imaging is described. The paper gives explanations about common silica-glass optical fiber and infrared fiberoptics composed of specialty materials. Various properties of hollow optical fibers based on transmission mechanism that is totally different from glass optical fibers are also explained.

Key word: optical fibers, transmission modes, infrared fibers, hollow optical fibers, photonic bandgap fibers

1. 光ファイバーの構造と伝送原理

医療機器においてレーザー等の光源を利用する際には、光源から被照射物まで光を導くための何らかの手段が必要となる。反射鏡により光を屈曲させながら自由空間中を伝搬させるのが最も容易な手法だが、生体などを照射対象とし、その位置が刻々と変化する場合はその伝搬ルートを自在に変えることができる光ファイバーの利用がきわめて有効である。また最近では内視鏡技術の進展に伴い、細径内視鏡に撮像用光ファイバーもしくは超小型撮像素子、照明用光ファイバーとともに、治療・診断のために患部にレーザー光などを照射するための光ファイバーを併せて挿入したものの開発が進んでいる。本稿では特に、治療のための高出力レーザー光や診断のための微弱光を伝送するための医療用光ファイバーについて概説するとともに、石英ガラス光ファイバー、赤外光伝送用光ファイバー、および中空光ファイバーなどについてその伝送特性などを紹介する。

Fig.1 に一般的なステップインデクス型と呼ばれる光ファイバーの構造とその中で光が伝搬の様子を示す。光ファイバーは通常、ガラスで構成されており、光が閉じ込められる領域をコア、その周囲の領域をクラディングもしくはクラッドと呼ぶ。コア、クラディングともに石英ガラスで構成されているが、コアの部分にドーパントと呼ばれるゲルマニウムなどの不純物を添加することにより屈折率を上昇させる。すると Fig.2 に示すように、屈折率が n_1 のコアに角度 $\phi_{\max}$ 以下で入射した光は、コアとクラッド (屈折率 n_2) 界面に臨界角 $\theta_c (= \sin^{-1}$

Fig.1 Structure of step-index optical fiber and a ray transmitting in the fiber

Fig.2 Total reflection at core-clad interface

Fig.3 Field power distribution and ray transmitting in the fiber of high and low order modes

(n_1/n_2)) より浅い角度で入射するために全反射され、コア内を伝搬する。

角度 $\phi_{\max}$ 以下で入射した光すべてがコア内を伝搬するわけではなく、ある条件をみたすとびとびの特定の角度をもつ光のみが伝搬する。これを伝搬モードと呼ぶ。伝搬モードが生じる原因は、光の波長の数倍から10倍程度と小さいサイズのコアに光が閉じ込められるためであり、このような狭い空間を伝わる光は、空気中のような境界のない空間を伝わる平面波とは異なる特徴的な振る舞いをする。光の進行方向に垂直な方向 (ファイバーの径方向) について見れば、光はクラディングにはわずかしきしみ出さないために、コア・クラッド境界面でその界はほぼゼロとなる。弦の振動に類推して考えれば、この境界面が固定端であり、径方向に定在波が生じるモードのみが安定して存在しえる。このような状態を生じるものを伝搬モードという。

Fig.3 に示すように伝搬角 ϕ が小さいものを低次モード、大きいものを高次モードと呼ぶ。モードが高次になるにつれ、コア・クラディング界面への入射角が小さくなり全反射臨界角 θ_c を超えるとクラディングに放射されてしまい、コア中を伝搬することができなくなる。コア径を細く、屈折率差を小さくすることにより最低次のモードのみが伝搬可能な単一モードファイバーを構成することができる一方、コア径および屈折率差が大きいファイバーには複数の伝搬モードが存在し、このようなファイバーを多モードファイバー (マルチモードファイバー: MMF) と呼ぶ。MMF の場合、モードごとの伝搬速度が異なり、入射した光パルスの幅がファイバー伝送後に広がってしまうため、高速なパルス伝送を必要とする光通信としては SMF が主に用いられる。一方、医療用ファイバーには高速信号伝送は一般的に必要とされず、おもに大パワー伝送、接続の容易さ、大きな受光量などが求められるため、コア径が大きい MMF が用いられる。

2. 可視・近赤外光伝送用光ファイバー

医療用途において用いられる光ファイバーを評価するための項目としては、1) 光伝送効率、2) 光学損傷しきい値、3) フレキシビリティ (可撓性)、4) 化学的耐久性、5) 毒性、安全性などがあげられる。光学特性として重要である 1) と 2) については、伝送対象とする光の波長によって大きく異なるため、利用する光源の波長に適した材料や構造を選択する必要がある。以下に、可視・近赤外光伝送用光ファイバーと赤外光伝送用光ファイバーの2種類について解説する。

可視・近赤外領域における光ファイバーの応用例としては、ヤグレーザーなどの高出力レーザーによる外科的治療用ファイバー、内視鏡に挿入して使用する画像伝送用ファイバーおよび照明用ファイバー、分光法を利用して体内組織の診断を行うためのファイバースコープなどさまざまなものがある。

この波長域で利用されるファイバーは、構成材料により 1) 石英ガラス光ファイバー、2) 多成分ガラス光ファイバー、3) プラスチック光ファイバーの3つに分類される。Table1 にそれぞれのファイバーの主な特性例を比較して示す。

Table 1 Properties of various optical fibers

Fiber material	Silica glass	Multi-component glass	Plastic
Transmission efficiency per km	More than 90%	10-50%	Less than 1%
Acceptance angle	25°	70°	60°
Temperature limit	200-300°C	200-300°C	70°C
Flex resistance	×	△	○
Processability and connectivity	×	△	○
Low cost production	△	○	○

Fig.4 Transmission efficiency of a silica-glass optical fiber

2.1 石英ガラス光ファイバー

石英ガラスは光透過性および光学損傷しきい値が極めて高い、化学的耐久性・耐候性に優れている、人体に無毒であるという利点をもつため、高純度赤外ガラスにより構成された光ファイバーは医療用途においても広く用いられている。Fig.4に石英ガラス光ファイバーの伝送効率の波長依存性を示す。伝送損失が最低となる波長 1.55 μm 付近では、長さ 1 km あたりの伝送効率が 95% 以上ときわめて高い値を示している。しかし、石英ガラスの透過波長域はおよそ 0.3 μm から 2.1 μm の可視から近赤外の領域に限定される。これは短波長の紫外域では、主に石英ガラスの分子揺らぎに起因するレイリー散乱が影響し、長波長の赤外領域においては石英ガラスの分子振動にともなう共鳴吸収（波長 10 μm 周辺に振動中心をもつ）の影響により伝送損失が上昇するためである。

石英ガラス光ファイバーは上記のように優れた特性を有するが、耐屈曲性にやや欠けるため高い柔軟性が求められる内視鏡などへ実装する際には問題が生じることがある。特に大口径のファイバーが必要とされる場合は、コア・クラッドともに石英系ガラスで構成したファイバーでは十分な機械的特性が得られないため、純粋石英ガラスをコアとし、それをシリコン樹脂やフッ素樹脂のクラディングで覆った複合材料系光ファイバーも医療用途としては多く用いられている。これらの石英ガラス光ファイバーは主に大出力レーザー光の伝送が必要な、皮膚科や外科手術用装置に広く用いられている。

2.2 多成分ガラス光ファイバー

高い柔軟性が求められる画像伝送用および照明用ファイバーでは、数百～数万本の細いファイバーを束ねた光ファイバーバンドルが多く用いられる。この素線となる光ファイバーは、高い柔軟性の他に、細いファイバーの中に光を閉じ込めるためにコア・クラッドの高い屈折率比も必要である。このような特性は純粋石英ガラスでは得られないために、石英の他に Na_2O 、

B_2O_3 、 Al_2O_3 、 GeO_2 などの酸化物を混合し、ガラス軟化点を低下させて加工性を高めた多成分ガラス光ファイバーが用いられる。屈折率差が大きいために大きな受光角をもつことが特徴であり、広範囲にわたり照明光を照射したり、散乱光を効率よく受光することが可能である。また光透過性は石英ガラスには及ばないものの、長さがメートルのオーダーで用いられる医療応用では十分に高い伝送効率を得られる。

2.3 プラスチック光ファイバー

フッ素化ポリマーやポリメタクリル酸メチル (PMMA) 系ポリマーを用いて構成されたプラスチック光ファイバーは、極めて高い柔軟性をもつためにコア径が太く曲げに強い光ファイバーが実現でき、ファイバーの接続や加工が比較的容易であり、また、比重が小さく軽量であるという利点をもつ。その光透過性はガラスを構成材料とする光ファイバーと比較して高くないが、短いファイバー長で十分な用途では、その低コスト性により多く用いられている。

3. 赤外光伝送用光ファイバー

レーザー医療応用においては、波長 3 μm 以上の中赤外光が生体に含有される水分に強く吸収され、レーザー照射により生じる局所的な熱発生を利用して、生体組織の蒸散、切開、および切除を行うレーザー手術が一般化している。特に波長 3 μm の Er: YAG (エルビウムヤグ) レーザーおよび 10.6 μm の CO_2 (炭酸ガス) レーザーが耳鼻科、歯科をはじめとするさまざまな用途で用いられており、これらの赤外光を伝送するための赤外光ファイバーの開発が 1965 年ころから始まり、特に 70-80 年代にさまざまな機関で盛んに研究が推進された。

赤外光伝送用光ファイバーの材質は大別して次の 3 種類、1) フッ化物や酸化物により構成されたガラス、2) カルコゲナイド等の特殊ガラス、3) 金属ハライドなどの多結晶に大別される。

Fig.5 は代表的なファイバーの赤外波長域における伝送効率である。波長の短い領域ではフッ化物ガラスファイバーが、中間領域ではカルコゲナイドガラスファイバーが、赤外長波長領域では多結晶ファイバーが高い伝送効率を示している。以下、それぞれのファイバー分類について概説する。

3.1 酸化物・フッ化物ガラスファイバー

GeO_2 (酸化ゲルマニウム) ガラスファイバーは波長 2.9 μm 程度までの光を伝送可能である。石英ガラスファイバーと同様の工程で製造可能であるという利点を持

Table 2 Properties of various infrared fibers

Fiber material	Oxide and fluoride glass			Chalcogenide glass	Polycrystal
Main component	SiO ₂	GeO ₂ [2]	AlF ₃ [5]	As-S [10]	AgBr:AgCl [10]
Transmitting wavelength (μm)	0.3-2.1	1-3	2-3	2-6	6-16
Transmission per km	2.94 μm	N/A	80%	98%	40%
	10.6 μm	N/A	N/A	N/A	60%
Maximum transmitting power (Wavelength)	20W@10Hz (2.1 μm)	20W@10Hz (2.94 μm)	10W@10Hz (2.94 μm)	200W (5.4 μm)	30W (10.6 μm)
Chemical stability	Excellent	Slightly soluble in water	-	Stable	Photosensitive
Other				Toxic	Fragile

Fig.5 Transmission of various infrared-optical fibers

ち、Er: YAG レーザー伝送用として市販も行われている¹⁾。フッ化ジルコニウムを主成分とする ZBLAN ファイバー²⁾ やフッ化アルミニウム系ガラス³⁾ を用いたものがフッ化物ファイバーの代表的なものである。フッ化物の共鳴吸収波長は石英と比較して長波長域に存在するため、赤外吸収端がより長波長まで伸び、3 μm 以上の波長の中赤外光伝送が可能で、Er: YAG レーザ光伝送用ファイバーとして実用化もされている。

3.2 カルコゲナイドガラスファイバー

カルコゲナイドガラスは As, Ge, Sb, P, Te, Se, S などのカルコゲン元素を特定の割合で混合し、無酸素状態で加熱することにより得られ、比較的重い元素により構成されるため、分子共鳴による吸収が長波長帯に存在し、中赤外光を伝送することが可能である。代表的かつ最も安定な組成は As₂S₃ であり、波長 6 μm 程度まで高い透明性を示す。さらに長波長までの高い伝送効率を示すファイバーとしては As, Ge, Se や Ge, Se, Te の組み合わせによるガラスを用いたものが報告されており、波長 10 μm 程度までの伝送が可能である⁴⁾。カルコゲナイドガラスは化学的安定性には優れているものの、機械的強度にはやや難点がある。またガラスの状態では無毒とされるが、何らかの原因で溶解した場合はその毒性が医療用途では問題となる。

3.3 多結晶ファイバー

酸化物以外の結晶のほとんどは赤外波長域においてガラスより高い透過性を示すため、これらの結晶を用いてファイバーを構成することにより、原理的には伝送効率のきわめて高い赤外ファイバーを得ることができる。しかし、ファイバー状に形成できる結晶はごく一部に限られ、臭化タリウムとヨウ化タリウムの混晶である KRS-5 と呼ばれる特殊な結晶を用いたファイバーや、塩化銀、臭化銀およびそれらの混晶により形成されたファイバー⁵⁾ が報告され、後者は一部、市販もされている。これらのファイバーは加熱してもガラスのように軟化することはないため、通常は高熱化で型から押し出すことによって製造される。多結晶ファイバーは医療用途においては、感光性や金属を腐蝕する等の難点があるが、比較的低いパワーの赤外レーザーや赤外分光応用などに実用化もなされている。

上記の各種材料で構成されたファイバーについて主な物理的、光学特性を Table2 にまとめて示す。製造コストや化学的耐久性、毒性などにそれぞれ一長一短があるために、用途によって使い分ける必要があり、医療用途において全てに使えるものは存在しない。

4. 中空光ファイバー

中空光ファイバーとは Fig.6 にその構造を示すような、細管状のファイバーである。Fig.1 の通常の光ファイバーとは異なり、コアは空気もしくは不活性ガス等であり、高屈折率の誘電体もしくは損失性の金属で構成されたクラディングより低屈折率となる。この低屈折率コアに伝送する光のエネルギーが閉じ込められるために、使用するレーザー光に対しきわめて吸収が小さいガスや空気をコアとすれば、コアにおける吸収損失をほとんどゼロとすることができ、紫外や中赤外といった通常のガラスでは伝送が難しい波長域の光伝送に対応できる。また、入・出射端面における反射損失やそれに伴うファイバー端面損傷も発生しないため、通常の光ファイバーではコアを損傷してしまうようなエネルギーの大きなレーザー光の伝送に適している。伝送エネルギーのほとんどは中空コア部分に閉じ込められるため、ガラス媒質中の非線形光学効果が問題となるような短パルス伝送などにも適用可能である。

Fig.6 に幾何光学的に見たファイバー内における光伝搬

Fig.6 Structure of hollow optical fiber and ray transmitting in the fiber

Fig.7 A dental Er:YAG laser system with a hollow optical fiber.

の様子をあわせて示すが、このようにファイバーのコア・クラディング界面で反射を繰り返して光が伝搬する際に、コアの屈折率が高い通常の光ファイバーでは前述のように全反射が生じるのに対し、コアの屈折率が周囲より低い中空光ファイバーでは全反射は生じず、光は損失を伴いながら漏れモードとしてファイバー内を伝搬する。そのため、原理的に減衰定数はゼロとはならないが、伝送する光の波長においてファイバー内面での反射率を高めてほぼ 100 % に近づけることができれば、中空光ファイバーにおいても低損失伝送が実現可能となる。

その方法としては、高反射率を呈する金属等を用いてファイバーを構成することが考えられる。エキシマレーザーなどの紫外領域においては、アルミニウムがきわめて高い反射率を示すためこの方法は有効であるが、医療用として有用な中赤外波長域においては、金などの金属でも十分に高い反射率は得られない。そこで金属の表面上に、赤外域で透明な誘電体の薄膜を増反射コーティングとして形成する方法がある。伝送しようとする光の波長において、薄膜での光の干渉効果を利用して、高反射率が得られるように誘電体薄膜の厚さを設定することにより、金属より高い反射率が得られ、結果としてファイバ

Fig.8 Hollow-core waveguides based on photonic bandgap.

ーの伝送効率を上昇させることができる。

著者のグループは、誘電体として中赤外域における透明性に優れた環状オレフィンポリマー (cyclic olefin polymer : COP) を用いたファイバーを開発した⁶⁾。COP などのオレフィン系ポリマーは赤外から可視域にかけて高い透明性を示すため、Er: YAG レーザーをはじめ、近赤外域に存在する各種の医療用レーザーや、不可視な赤外レーザーを治療に用いる際に、ガイド光として赤色や緑色の可視レーザー光を治療用赤外光と同時に伝送することも可能である。中空ファイバーを医療用レーザーシステムの光伝送路として使用することにより、従来、関節型導光装置や特殊な光ファイバーに要していたコストを大幅に低減することが可能となっている。Fig.7 に歯科治療を主なターゲットとした Er: YAG レーザー機器の一例を示す⁷⁾。本システムではハンドピース出射端においてエネルギー 500 mJ、繰返周波数 20 Hz 程度のパルスレーザー出力が得られる。

また、最近ではフォトニック結晶について、主に通信用光素子についての理論的、実験的な研究が展開され、このフォトニック構造を応用して、中空コア内に光の閉じ込め作用をもたせる各種のフォトニックバンドギャップ型ファイバーが提案されている。これらのファイバーは大別して、A) 半径方向に対して 1 次元フォトニック構造をもつものと、B) ファイバ断面内 2 次元フォトニック構造を有するものとに大別される。

A) は Fig.8 (a) のようにクラディングに屈折率の異なる 2 種類の誘電体薄膜で構成された多層膜を配置したものであり、古典的なブラッグ反射膜⁸⁾のほか、多方向反射膜を利用したもの⁹⁾がある。B) の代表的な例としては、Fig.8 (b) に構造を示すように複数のキャピラリにより構成されるもの¹⁰⁾があげられる。これは多数のガラスキャピラリを六角形上に組み上げたものを加熱融着し、その後の線引きによりファイバー状としたものである。2 次元的に配置された空孔によるフォトニックバンドギャップにより、目的とする波長域の光を中空コア内に閉じ込め、ファイバー軸方向へ伝搬させることができる。

これらのファイバーの導波原理は前述のパワー伝送用の中空光ファイバーと同じであり、フォトニック構造を用いることにより、特定の波長域においてファイバー内面の反射率を 100 % に近づけるものである。理想的なフォトニック構造であれば反射率は完全に 100 % となり、材料吸収、分散ともにほぼゼロである空気をコアとする超

低損失・広帯域伝送路が実現可能となる。ただし、現状では主に構造不整により反射率が低下し、ファイバー外部への漏れ損失を生じ、伝送損失は大きなものとなっている。多くの研究グループ、企業がこれらのフォトニック構造をもつファイバーの開発を始めており、今後は、医療分野での応用が急速に発展する可能性をもっている。

4. まとめ

近年、医療分野においてはさまざまなレーザー光源を用いた治療法の開発をはじめ、分光法を用いた診断 (光バイオプシー) 法、トポグラフィーやトモグラフィーによる生体組織・機能イメージング、光コヒーレンストモグラフィーや非線形顕微法などによる高精度生体イメージング、分子・細胞に直接作用する生体プロセッシング手法など生体医用光学 (バイオメディカルオプティクス) に関する応用技術が急速な進展を遂げている。高齢化社会を支えるための、低侵襲治療・診断法としてこれらの技術をさらに進展させるためには、より高度な光ファイバー技術の開発が必要不可欠であることから本分野が注目されるようになり、これまでは通信分野のみにターゲットを絞っていたさまざまな光ファイバーメーカーの、医療応用への新規参加が進み始めている。今後は光ファイバーの新規材料や構造といったデバイスの開発のみでなく、その応用手段についても更なる研究開発が求められる。そのためには技術的な知識をもつ工学者と医学・生物学に精通したエンジニアが情報交換・協力しながら種々の技術開発を行っていく必要があると思われる。

参考文献

- 1) E. Takahashi and I. Sugimoto: A germanium-oxide glass optical fiber prepared by a VAD method, IEEE J. Lightwave Technol., 2: 613-616, 1984.
- 2) T. Kanamori and S. Sakaguchi: Preparation of elevated NA fluoride optical fibers, Jpn. J. Appl. Phys., 25: L468-470, 1986.
- 3) K. Itoh, K. Miura, I. Masuda, M. Iwakura, and T. Yamashita: Low-loss fluoro-zirconium-aluminate glass fiber, J. Non-Crystalline Solids, 167: 112-116, 1994.
- 4) S. Sato, K. Igarashi, and M. Taniwaki: Multihundred-watt CO laser power delivery through chalcogenide glass fibers, Appl. Phys. Lett., 62: 669 - 671, 1993.
- 5) F. Moser, et al.: Medical applications of infrared transmitting silver halide fibers, J. Select. Topics Quant. Electron., 2: 872-879, 1996.
- 6) Y. Abe, Y. W. Shi, Y. Matsuura, and M. Miyagi: Flexible small-bore hollow fibers inner polymer coating. Opt. Lett., 25: 150-152, 2000.
- 7) (株)モリタ製作所, 「アーウィンアドベール」カタログ
- 8) P. Yeh, A. Yariv and E. Marom: Theory of Bragg fiber, J. Opt. Soc. Am., 68: 1196-1201, 1978.
- 9) B. Temelkuran, S. D. Hart, G. Benoit, J. D. Joannopoulos, Y. Fink: Wavelength-scalable hollow optical fibres with large photonic band gaps for CO₂ laser transmission, Nature, 420: 650-653, 2002.
- 10) J. C. Knight, J. Broeng, T. A. Birks, and P. St. J. Russell: Photonic band gap guidance in optical fibers, Science, 282: 1476-1478, 1998.

著者紹介

松浦 祐司 (Yuji Matsuura)

1988 年, 東北大学工学部通信工学科 卒業。
1992 年, 東北大学大学院工学研究科 修了, 博士 (工学)。1993 年, 住友電気工業横浜研究所 研究員。1994 年, 米国ラトガース大学セラミック工学科 研究員。1996 年, 東北大学大学院工学研究科 助教授。2008 年, 東北大学大学院医工学研究科 教授, 現在に至る。