

201011028B

厚生労働科学研究費補助金
医療機器開発推進研究事業

極細径内視鏡用高機能中空ファイバの製作に関する研究

平成20年度～平成22年度 総合研究報告書

研究代表者 岩井 克全

平成23（2011）年3月

厚生労働科学研究費補助金
医療機器開発推進研究事業

極細径内視鏡用高機能中空ファイバの製作に関する研究

平成20年度～平成22年度 総合研究報告書

研究代表者 岩井 克全

平成23（2011）年3月

目 次

I. 総合研究報告 極細径内視鏡用高機能中空ファイバの製作に関する研究 岩井 克全	-----	1
II. 研究成果の刊行に関する一覧表	-----	17
III. 研究成果の刊行物・別刷	-----	21

極細径内視鏡用高機能中空ファイバの製作に関する研究

研究代表者 岩井 克全 仙台高等専門学校情報ネットワーク工学科 准教授

研究要旨：本研究では、①無機材料が内面にコートされた銀中空ファイバを用いる、②内径 0.1 mm の細径中空ファイバ、③製作法が単純、低コスト化が可能な特長を有する超細径中空ファイバの製作を目的とする。高エネルギー伝送ならびに滅菌工程に耐える超細径中空ファイバが実現できれば、歯科内視鏡などの低侵襲治療の高効率化を図ることが可能である。

研究分担者
なし

A. 研究目的

治療用の数多くのレーザーの中、波長が 2 μm 以上の赤外波はその有効性が確認されつつも、レーザー発振器から患部へのレーザー光の導光手段は従来の石英光ファイバが使えないため、最近は図 1 のような中空ファイバが多く使用されてきている。

ガラスキャピラリーチューブ

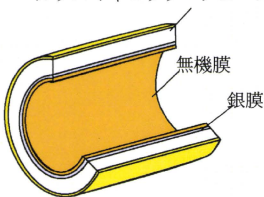


図 1 中空ファイバの構造

中空ファイバで効率的な内視鏡治療を行うためには、患部に接触して使用できること、高効率でレーザー光を導光できること、高エネルギー伝送に耐えること、内視鏡に挿入可能な細径ファイバであることが要求されている。現時点ではこの要求性能を満たす中空ファイバが無いため、導光効率を犠牲にした短尺の中実のガラスファイバ素子が使用されている。極細径内視鏡用の場合、ファイバの細径化によるレーザーエネルギー密度の増加で従来の光学ポリマー膜の損傷が問題となるが、最近、耐久性に極めて優れた無機ガラス材料を用いた中空ファイバ（内径 0.7 mm、長さ 10 cm）の試作に成功した。無機ガラス薄膜を内装した超細径

中空ファイバが実現できれば、その導光効率の高さ、高耐久性のメリットで、歯科内視鏡（図 2, 3 参照）などの低侵襲治療の高効率化を図ることが可能である。

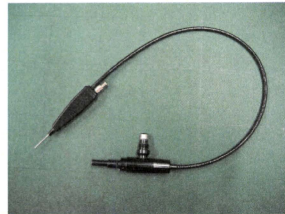


図 2 歯科内視鏡

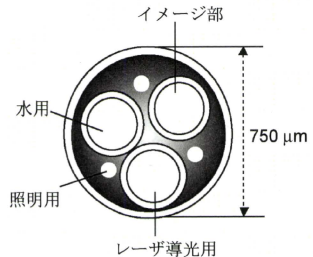


図 3 内視鏡の先端部

本研究では、図 4 のように使用可能な超細径中空ファイバとして、

- ①無機材料が内面にコートされた銀中空ファイバを用いる
- ②外径 0.17 mm、内径 0.1 mm の細径中空ファイバとして機能する

③製作法が単純で、低コスト化が可能であるの特長を有し、現存する赤外送送路に対して、機能、価格の上で極めて優位に立つことが期待される超細径中空ファイバの製作を目的とする。

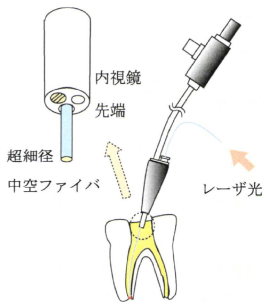


図4 内視鏡用中空ファイバ

進捗状況並びに達成すべき課題の事業年度並びに数値レベルは、以下の通りである。

- ① 平成20年度 超細径銀中空ファイバの製作
目標値：内径0.1 mm、長さ25 cm
- ② 平成21年度 無機ガラス薄膜内装中空ファイバの製作
目標値：内径0.1 mm、長さ10 cm、Er:YAG透過率60%
- ③平成22年度 超細径中空ファイバの先端封止技術の開発
目標値：先端封止部のEr:YAG透過率70%
内径0.1 mm、長さ10 cm、Er:YAG透過率60%、可視光透過率20%

なお、現状では、レーザー光用の先端装置で、赤外光の透過率は30%を越えるものはない。このことはレーザーへの要求を半減できる。また、本研究で提案するような超細径中空ファイバは存在しない。

技術課題は、中空ファイバの銀膜の成膜が本質的な課題であり、平成20年度の研究では、内径0.1 mm、長さ25 cmの超細径銀中空ファイバの製作を目標とする。

平成21年度の研究では、Er:YAGレーザー(波長2.94 μm)を高効率に伝送するために、無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバ(内径0.1 mm、長さ10 cm)の製作を行い、液相法による無機ガラス薄膜形成条件を明らかにすることを目標とする。

平成22年度の研究では、Er:YAGレーザー光により切除された飛散物が中空ファイバ内部に侵入し、損傷しないように、先端ガラス部の熔融による封止法の開発を行うことを目標とする。またEr:YAGレーザー装置に製作した無機薄膜内装超細径中空ファイバを組み込み伝送特性の評価を行うことを目標とする。

B. 研究方法

1. 平成20年度 極細径銀中空ファイバの製作

赤外レーザー光を低損失かつフレキシブルに伝送可能な伝送路として、ガラスキャピラリチューブ内面に銀層と光学膜を形成した光学膜内装銀中空ファイバがある。中空ファイバの伝送損失を増大させる原因は銀層の表面粗さである。粗さが大きいため、可視波長帯において散乱損失が大きくなり、また均一な光学膜の形成も困難になる。低損失な中空ファイバを実現するためにはできる限り平滑な銀層を形成することが必要となる。銀中空ファイバの製作は極めて内面が整い、構造不整小さなガラスキャピラリチューブの内面に銀鏡反応により銀を無電解析出させて行う。銀鏡反応とは、硝酸銀溶液を還元剤で金属に還元し、目的の基板上に銀の膜として付着させる方法である。無電解析出させた銀層と基板ガラスとの境界面には粗さの極めて小さく光沢のある銀面が容易に製作できる。銀鏡反応の前処理としてSnCl₂溶液を用いることにより、付着面が活性化され、銀膜の成膜速度が向上することが知られている。これまでも中空ファイバ製作においてSnCl₂溶液の前処理を行い、銀層を形成する例が示されており、内径0.1 mm銀中空ファイバの製作においてもSnCl₂溶液を用いる。

また銀鏡反応の際、中空ファイバの内径が細いと流量は減り、図5のようにガラスキャピラリチューブ中を流れる間に銀粒子が大きくなり、ファイバ内面に粗い銀が形成される。

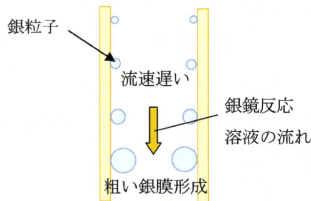


図5 銀膜の形成

内径0.7 mm銀中空ファイバ製作においては、図6左図に示すような銀鏡装置でガラスキャピラリチューブを単一で並列接続しただけで低損失なファイバを製作できたが、超細径中空ファイバでは溶液が流れず、銀を成膜することはできない。そこで図6右図のように、ガラスキャピラリチューブ(内径0.1 mm、長さ50 cm)を束ねたバンドルを製作し、流量の増加を行う。流量は内径0.7 mm銀中空ファイバの製作条件から15 ml/min程度を目標とする。

内径3 mmのシリコンチューブ内にガラスキャピラリチューブ(内径0.1 mm、長さ50 cm)280本を入れ、エポキシ樹脂により接着して、バンドル束を製作した。蒸留水を用いてバンドル束の流量の測定を行った結果を図7に示す。

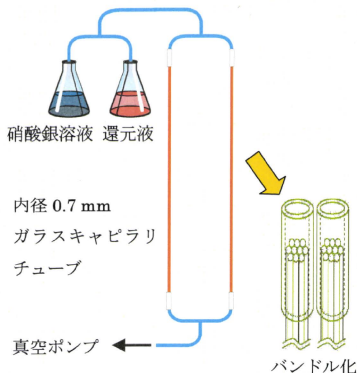


図6 銀中空ファイバの製作装置

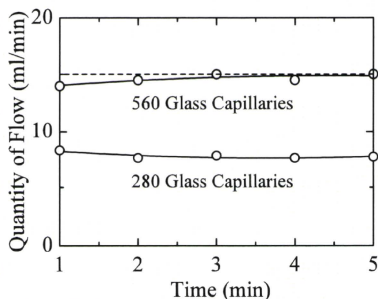


図7 ガラスキャピラリチューブの本数に対する流量

560本のバンドル束ではチューブ断面が大きく、銀鏡反応溶液が均等に流れないため、銀中空ファイバの伝送特性にばらつきが大きく生じられる。内径0.1 mmのガラスキャピラリチューブ280本束を2個製作し並列に接続して流量は14.5 ml/minとなり、ほぼ目標の流量を実現することができた。

図8に、上記のバンドル束2個を用いて構築した内径0.1 mm超細径中空ファイバの銀膜形成装置を示す。銀鏡条件は、

- ① 前処理液にSnCl₂溶液を用いる
- ② 銀鏡溶液温度は18度
- ③ 銀鏡時間は3分

である。銀鏡溶液温度は、高いほど銀粒子の成長は早くなる傾向があるため、銀粒子の成長を抑えるために低温の18度とした。

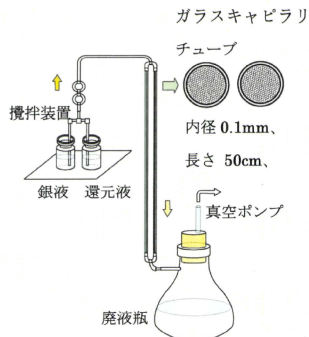


図8 超細径銀中空ファイバの製作装置

SnCl₂溶液を用いる前処理により、従来法に比べ、ガラスキャピラリチューブに銀が付着する速度が飛躍的に速くなり、短時間で銀膜形成が可能になった。銀鏡時間は、これまでに製作した内径0.7 mmの銀中空ファイバの製作条件から、銀鏡時間3分を用いた。

銀鏡反応後、窒素雰囲気(流量300 ml/min)で150°Cの加熱乾燥工程を30分行った。

2. 平成21年度 無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作

赤外レーザー光を低損失かつフレキシブルに伝送可能な伝送路として、ガラスキャピラリチューブ内面に銀層と光学膜を形成した光学膜内装銀中空ファイバがある。光学膜内装中空ファイバは、内装する光学膜の膜厚を任意に変えることで目的とするレーザー光の発振波長で低損失とすることができる。内装低損失化光学膜に要求される条件としては、

- ① 当該波長帯で透明であること
- ② 送液・乾燥によって一様な膜が成膜可能なこと
- ③ 耐久性に優れること

が必要である。この3つの条件を満足する光学膜を種々検討した結果、室温湿気硬化型特殊無機塗料であるOC No. 300クリヤー (OC300)が一つの候補であることが分った。図9に示すように、OC300は主剤と硬化剤を混合することで、脱水反応により、室温で無機硬化ガラスを形成することが出来る。

Er:YAGレーザー光用中空ファイバの伝送するモードは、市販のレーザーとの結合の良いハイブリッドモードのHE₁₁モードである。中空ファイバのHE₁₁モードはTEモードとTMモードが1:1の割合で構成されているので、低損失に伝送させるためには光学膜境界面におけるTEモードとTMモードの反射係数の和を大きくするように光学膜の膜厚を設計する必要がある。図10に、内径0.1 mm、長さ10 cmの銀中空ファイバの内壁に、無機ガラス薄膜を1

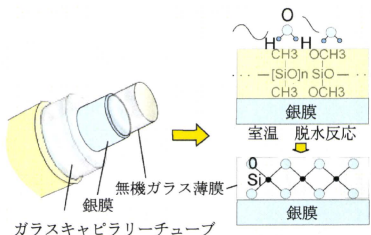


図9 無機硬化ガラス膜 (OC300)の形成

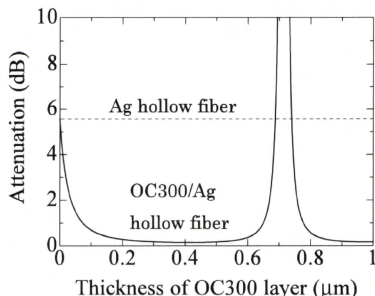


図10 光学膜厚に対する HE_{11} モードの伝送損失
但し、内径0.1 mm、長さ10 cm

層形成したOC300膜内装銀 (OC300/Ag)中空ファイバの HE_{11} モードの伝送損失を、光学膜厚の関数として示す。伝送するEr:YAGレーザ光の波長は2.94 μm 、無機ガラス薄膜 (OC300)の屈折率は、1.41としている。また銀の複素屈折率は、波長2.94 μm で $1.26-j17.9$ としている。図10の点線は、光学膜をコーティングしていない銀中空ファイバの損失値を示している。図10の結果から、無機ガラス薄膜 (OC300)の最適膜厚は、0.41 μm 程度と分った。また膜厚0.2 μm ~0.6 μm 程度を成膜しても、銀中空ファイバより、低損失な無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバが得られることが分った。

銀中空ファイバの内側に無機ガラス薄膜(OC300)を一樣に成膜させるために送液法を用いる。送液コーティング装置を図11に示す。銀鏡反応によって製作した銀中空ファイバを垂直に設置する。OC300溶液の注入用、排出用に内径0.7 mmのガラスキャピラリーチューブを銀中空ファイバに連結させる。接続には内径0.8 mmのタイゴンチューブを用いている。上側の溶液注入用ガラスキャピラリーチューブにOC300溶液を約0.03 ml注入し、垂直に設置して、マイクロチューブポンプにより、OC300溶液を一定速度で上から下の方向に送液を行う。

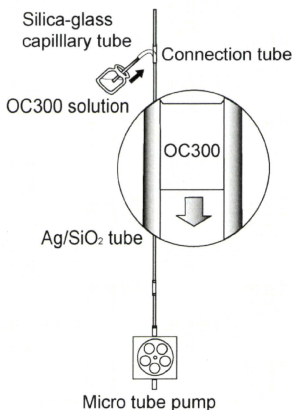


図11 銀中空ファイバへの光学膜の送液法

送液が完了したら直ちに室温乾燥工程に移る。送液後、ファイバ内にはOC300溶液が一樣に付着しているが、まだ液体状態であるために、この状態でファイバを動かすと、光学膜は変形して、ファイバの特性は悪くなる。そこで、無機ガラス薄膜をファイバに固定する目的で窒素を100 ml/min程度流して室温乾燥を行った。

最適膜厚を成膜するために、OC300溶液の成膜条件について検討を行った。膜厚の制御は、

- ① 溶液の濃度
- ② 送液速度

で行うことができる。内径0.1 mm中空ファイバに送液を行う場合、送液速度は、一樣な膜が成膜できるように可能な限り、低速度としたため、溶液の濃度によって膜厚を制御する。

OC300溶液は、主剤と硬化剤の割合を10:1とし、薄め液で濃度の調整を行った。図12にOC300溶液の濃度に対する無機薄膜の膜厚を示す。内径1 mm、内径0.7 mm、内径0.32 mm中空ファイバの送液速度は、それぞれ1.6 cm/min、4 cm/min、15 cm/minである。Er:YAGレーザ用の最適膜厚は0.41 μm であり、濃度32 wt%~38 wt%程度を用いるとよいと分った。

無機ガラス薄膜(OC300)内装銀中空ファイバの製作の際、無機ガラス薄膜の一樣成膜を行うためには、OC300溶液の送液速度を一定にすることが必要である。従来の送液系では、OC300溶液に対して一方から力を加えていた。これでは濃度32 wt%程度の濃い溶液を用いると、粘度が高いため、送液速度が大きく変化する。図13に示すように、双方向から力を加えればより安定した速度で送液可能と思われる。そこで、安定した送液を行うため

に、送液系をダミーチューブで循環させ、無機溶液を上・下部から力を加える手法を用いる。

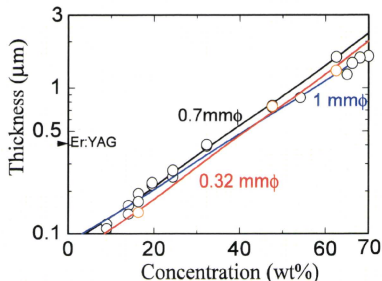


図 12 無機溶液(OC300)の濃度に対する膜厚

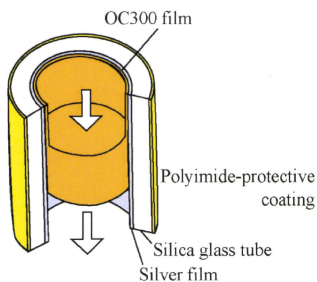


図 13 光学膜の送液法の改善

図14に改善したOC300溶液の送液法を示す。ダミーチューブで循環させることにより、送液ポンプの吸引と送り出す力をOC300溶液へ同時に加えることができる。また送液の際、従来は外気を吸引していたが、改善した送液法では、蒸発した溶媒雰囲気中で送液することになるため、光学膜の乾燥に対しても有効となる。

中空ファイバの内径が細くなると、OC300溶液の流速が急激に速くなる。そのため、送液系の接続点におけるチューブ径の違いにより、送液速度が変化し、ファイバの上部と下部で膜厚変動を生じると思われる。そこで、通常用いる内径 0.7 mm の接続チューブを内径 0.53 mm と 0.25 mm の 2 段階接続 (図 15 参照) に改良することにより、接続点における送液速度の変動を抑え、均一な光学膜形成を行う。

上記の送液法を用い、成膜条件は、

- ① 無機溶液の OC300 溶液を用いる

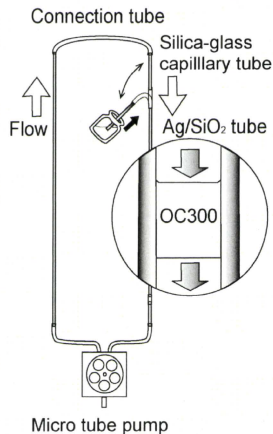


図 14 改善した OC300 溶液の送液法

- ② 濃度は 32 wt%~38 wt%
- ③ 送液速度は 10 cm/min
- ④ 送液後、窒素ガスを流量 100 ml/min で流しながら、室温乾燥を 1 時間である。

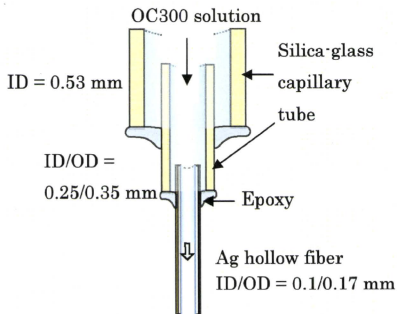


図 15 ファイバ接続点の改良

送液速度は、速いほど光学膜の膜厚の変動が大きくなる傾向があるため、一様な光学膜を成膜するために、マイクロチューブポンプで送液可能な最低速度の 10 cm/min とした。室温乾燥時間は、これまでに製作した内径 0.7 mm の無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作条件から、1 時間を用いた。

内径0.1 mm、長さ25 cmの銀中空ファイバに送液を行い、無機薄膜を成膜後、膜厚の変動が大きい上部と下部を切断することで、無機薄膜内装銀中空ファイバの長さは10 cmとした。

3. 平成22年度 極細径中空ファイバの先端封止法の開発とファイバ伝送特性の評価

中空ファイバを医療応用する場合に、体液や切除された軟組織がファイバ内に入らないよう、ファイバ先端を保護する目的でシーリングファイバキャップ(図20参照)という先端デバイスの製作を行う。

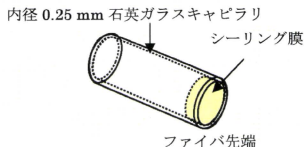


図20 シーリングキャップの構造

このデバイスは、透明なガラスキャピラリチューブの先端にシーリング膜が形成された構造になっており、細径中空ファイバ先端にキャップとして取り付けて使用するデバイスである。シーリング膜に要求される条件としては、

- ① 当該波長帯で透明であること
 - ② 人体に対して無害であること
 - ③ 耐久性に優れること
- が必要である。この3つの条件を満足するシーリング膜を種々検討した結果、石英ガラスが一つの候補であることが分った。図21に示すように、石英ガラス膜はEr:YAGレーザ光の発振波長である波長2.94 μmで比較的吸收が小さく、また耐薬品性、耐久性に優れており、酸素溶接バーナーを用いて溶融することで、容易にシーリング膜を形成することが出来る。

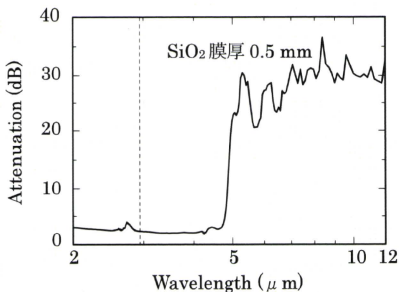


図21 石英ガラス膜の損失波長特性
但し、厚さ0.5 mm

シーリングキャップは、内径0.25 mmの石英ガラスキャピラリチューブ(外径0.31 mm程度)の先端部をLPGとO₂の混合ガスを用いた溶接バーナー(ノズル径0.5 mm)で加熱し、石英ガラスを溶融して先端封止を行った。ガスバーナーの照射時間はおよそ1秒である。シーリング膜の形成法としては、キャップ先端にポリマー溶液を注入し、加熱乾燥を行う方法もあるが、石英ガラスキャピラリ先端の石英ガラスを溶融してシーリング膜を形成する手法は非常に簡易であり、短時間で製作可能である。製作した石英ガラスシーリングキャップの写真を図22に示す。

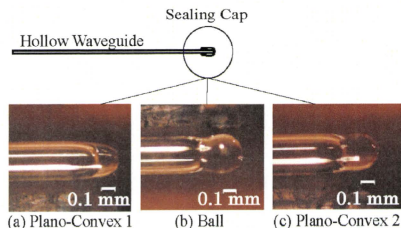


図22 内径0.1 mm中空ファイバ用石英ガラスシーリングキャップ

先端形状をレンズ形状に加工すると集光効果が得られ、焦点距離も変えることができる。キャップの左端面、及び右端面の形状を考慮し、キャップの名称をつけた。図22(a)は、平凸型1で先端石英ガラス膜厚は、およそ0.18 mmである。図22 (b)はボール型でシーリング膜の厚さは、約0.3 mm、図22(c)は、平凸型2で、先端石英ガラス膜厚は約0.25 mmである。

伝送路に対して、より柔軟な動作や先端部の外径の細径化が要求されるような場合には、無機薄膜内装細径銀中空ファイバ(内径0.1 mm、外径0.17 mm)の先端部を溶融し、シーリング膜を形成した先端封止細径中空ファイバ(図23参照)を使用することもできる。

先端封止にノズル径0.5 mmのガスバーナーを用いると、加熱により、剥離、蒸散する光学膜の範囲が先端からおよそ1 cmあり、先端封止中空ファイバの伝送損失が大きく増加してしまう。そこで、光ファイバ融着接続器のアーク放電を用いる。細径中空ファイバを光ファイバ融着接続器のV溝に設置し、アーク放電を用いて約1秒間加熱した。加熱による光学膜の剥離部分は、約1 mmとなり損傷範囲を抑えることに成功した。しかしながら、先端封止部に剥離した光学膜があると伝送損失が大きく増加する。封止前に、先端封止部分の光学膜をエッチングする工程を導入した。銀膜のエッチングには、硝酸溶液を用いる。マイクロチューブポンプを用いて、ファイバ内に硝酸溶液を入れ、銀膜を取り除い

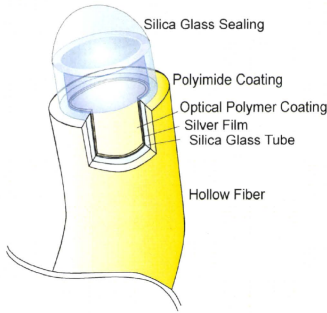


図23 先端封止中空ファイバ

た後、蒸留水を用いて残った硝酸溶液と銀膜を取り除く。エッチング部分を1 cm程度にするために、硝酸溶液の流速を制御する必要がある。マイクロチューブポンプのチューブ径は、内径1.15 mmであり、内径0.1 mm銀中空ファイバの断面積に対して、約132倍ある。そのため、マイクロチューブポンプ内では、ゆっくりとした流速であっても、内径0.1 mm銀中空ファイバ内では、制御が困難な流速となる。マイクロチューブポンプ内のチューブ（内径1.15 mm）に内径0.3 mm、外径0.4 mmのシリコンチューブを挿入し、通常用いる内径0.7 mmの接続チューブから内径0.25 mmの接続チューブに変更した。改良したマイクロチューブポンプを用いることで、銀中空ファイバ先端から約1 cmのエッチングを行うことができた。エッチング後、無機溶液のコーティングを行う。光学ポリマーとして、室温湿気硬化型特殊無機塗料OC No.300クリアー（OC300）を用いる。無機薄膜の形成は送液法により行う。図24に無機薄膜内装超細径銀中空ファイバの製作装置を示す。

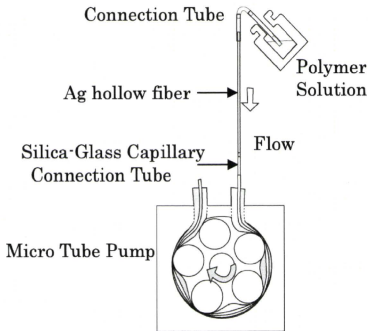


図24 内径0.1 mm光学ポリマー内装銀中空ファイバ製作装置

中空ファイバの内径が細くなると、無機溶液の流速が急激に速くなる。そのため、送液系の接続点におけるチューブ径の違いにより、送液速度が変化し、ファイバ上・下部で膜厚変動を生じる。改良したマイクロチューブポンプを用いることで、接続点における送液速度の変動を抑えた。またポンプの流量を減少させることで、送液速度を抑え、均一な無機薄膜形成を行う。

Er:YAGレーザー光（波長2.94 μm ）伝送に適した膜厚を成膜するために、濃度71.4 wt%の溶液を用いた。内径0.1 mm、長さ33 cmの銀中空ファイバに無機溶液を送液し、その後、窒素ガスを流量10 ml/minで流しながら、室温乾燥を30分間行った。従来法の送液速度は、6 cm/minで、新手法は、1 cm/minである。

製作した先端封止超細径中空ファイバの写真を図25に示す。

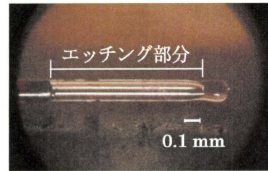


図25 内径0.1 mm先端封止中空ファイバ

エッチング部分の距離は、約0.95 mm、先端封止石英ガラス厚は、約0.17 mmである。

（倫理面への配慮）

当該研究は、倫理面の問題がない。生命倫理・安全対策に対する取り組みが必要とされている研究に該当しない。

C. 研究結果・考察

1. 平成20年度 極細径銀中空ファイバの製作

光スペクトラムアナライザを用いて、銀中空ファイバ（内径0.1 mm、長さ35 cm）の損失波長スペクトルの測定を行った。図26に超細径銀中空ファイバ（10本）の波長損失特性を示す。損失の最大値と最小値の差が4.1 dB程度とファイバの伝送特性にばらつきがあることが分かった。バンドル形成の際、端面を揃える事が難しく、溶液の流れ易さがファイバで異なったためと思われる。波長1 μm において、最も低損失なファイバ（長さ35 cm）は7.5 dBであり、低損失なファイバを製作できることが分かった。

銀膜の粗さが大きい場合、波長1 μm よりも短波長で損失は大きく増加する。製作した銀中空ファイバは波長0.7 μm 程度まで損失が低く、短波長域での散乱損失が抑えられており、粗さの小さい銀を形成することに成功したと思われる。またバンドル化のより、1回の銀鏡反応工程で、560本の銀中空フ

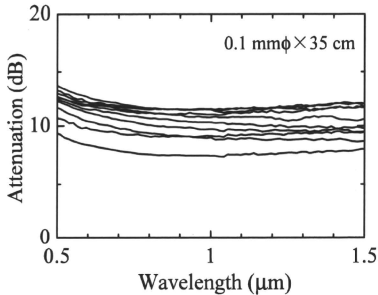


図26 超細径銀中空ファイバの波長損失特性
但し、内径0.1mm、長さ35 cm銀中空フ
ァイバ使用、FWHM10.6°のガウスビー
ムで励振されている。

ファイバを製作することが出来る。

280本束の外側のファイバと内側のファイバを5本ずつ切り出し、可視～近赤外波長帯の損失波長スペクトル (FWHM10.6°のガウスビームで励振)の測定を行った。図27に超細径銀中空ファイバの波長損失特性を示す。図中に、束の外側の銀中空ファイバの測定値の最小と最大損失のものを破線で示し、内側の銀中空ファイバの最小と最大損失のものを実線で示す。

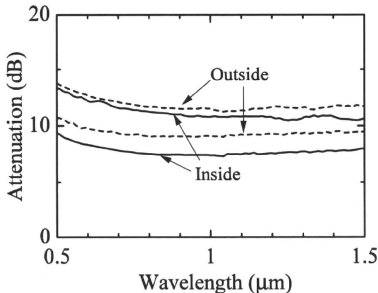


図27 超細径銀中空ファイバの波長損失特性
但し、内径0.1mm、長さ35 cm銀中空フ
ァイバ使用、FWHM10.6°のガウスビー
ムで励振されている。

どちらも最大損失と最小損失値にばらつきが生じている。原因は、バンドルの製作の際に、ファイバ端面を揃えるのが難しく、溶液の流量が各ファイバで異なったためと思われる。束の外側の銀中空

ファイバより、内側の銀中空ファイバの方が、損失値が低い傾向があり、これは外側のファイバは、シリコンチューブとの間に隙間ができ、ガラスキャピラリーチューブ内を流れる銀鏡反応溶液の流量が安定していなかったためと思われる。

次に、従来の各種内径 (0.25 mm～1 mm)銀中空ファイバと内径0.1 mm銀中空ファイバの伝送損失を比較するために、可視～近赤外波長帯の損失波長スペクトル (FWHM10.6°のガウスビームで励振)の測定を行った。測定法としては、カットバック法を用いる。この方法は被測定中空ファイバを切断するため、ファイバ長は短くなるが、測定系の入射部・受光部における接続損失を含まないため伝送損失を厳密に測定できる。まず、リファレンスファイバとして長さ10 cmの銀中空ファイバの測定を行い、次に30 cmの銀中空ファイバの伝送損失を測定し、その値から、長さ20 cmの中空ファイバの伝送損失を求めた。各種内径中空ファイバの波長損失特性を図28に示す。

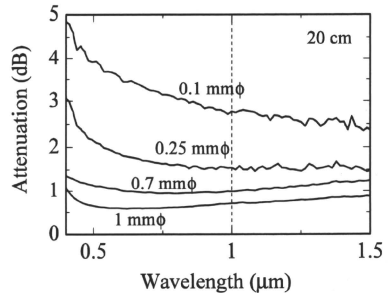


図28 各種内径の中空ファイバ(長さ20 cm)に
対する波長損失特性
但し、FWHM10.6°のガウスビームで励振

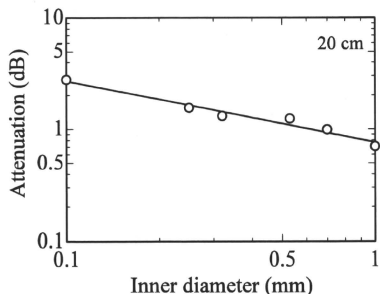


図29 各種内径の中空ファイバ(長さ20 cm)に
対する伝送損失
但し、波長1 μmの損失値
FWHM10.6°のガウスビームで励振

図26の損失値より、波長 $1\mu\text{m}$ において3 dB程度と低損失になっている。これは、測定系の接続損失が含まれないためと思われる。

次に各種内径中空ファイバの波長 $1\mu\text{m}$ における伝送損失値を図29に示す。中空ファイバの伝送損失は、理論的にはファイバ内径の3乗に逆比例する。各種内径（内径 $1\text{mm}\sim 0.25\text{mm}$ ）の銀中空ファイバの伝送損失値と比較した結果、内径 0.1mm 銀中空ファイバの損失値は、各種内径の損失値付近を通る直線とはほぼ一致することから、ファイバ内面に良好な銀膜の形成に成功したと思われる。

2. 平成21年度 無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作

濃度32 wt%のOC300溶液を用いて、無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作を行った。光スペクトラムアナライザを用いて、無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバ（内径 0.1mm 、長さ 10cm ）の損失波長スペクトルの測定を行った。図30に、無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの損失波長特性（FWHM 10.6° のガウスビームで励振）を示す。

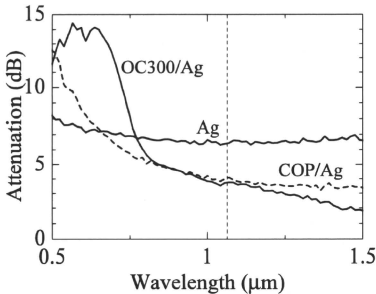


図30 超細径無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの損失波長特性
但し、FWHM 10.6° のガウスビームで励振されている。OC300溶液の濃度は32 wt%使用。

比較のため、従来から光学膜材料として用いられている環状オレフィンポリマー(COP)を内装した中空ファイバの損失波長スペクトルも示す。COP溶液は濃度8.5 wt%を用いた。OC300内装銀中空ファイバとCOP内装銀中空ファイバは、それぞれ膜厚およそ $0.15\mu\text{m}$ と $0.09\mu\text{m}$ の光学膜を成膜できた。この中空ファイバは、波長 $1.064\mu\text{m}$ のNd:YAGレーザ光用として用いることができるが、Er:YAGレーザ光用の中空ファイバは、更なる光学膜の厚膜化が求められる。溶液濃度を濃くして厚膜化を図ると、COP溶液の粘度は高くなり過ぎ、これ以上の厚膜化は困難であった。OC300溶液はCOP溶液と比較して粘度が低く、溶液濃度を上げて送液

することが可能と思われる。

次にOC300溶液の濃度を38 wt%にして、送液を行った。図31に製作した内径 0.1mm 無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバ（長さ 10cm ）の可視-近赤外波長帯における損失波長スペクトル（FWHM 10.6° のガウスビームで励振）を示す。

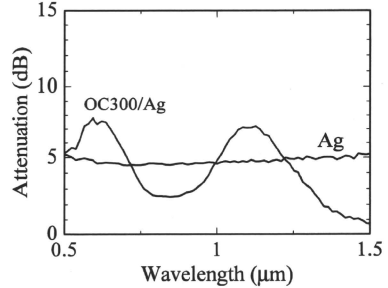


図31 超細径無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの損失波長特性
但し、FWHM 10.6° のガウスビームで励振されている。OC300溶液の濃度は38 wt%使用。

明確な干渉ピークが見られ、銀中空ファイバ内に均一な光学膜を形成できた。無機ガラス薄膜(OC300)の膜厚は $0.27\mu\text{m}$ である。波長 $1.5\mu\text{m}$ で1 dB程度と低損失な無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバを製作できた。図10の計算結果から、膜厚 $0.27\mu\text{m}$ でもEr:YAGレーザ光を低損失に伝送できることが分る。

中空ファイバの評価法として、中赤外波長帯（波長 $1.5\mu\text{m}\sim 12\mu\text{m}$ ）における損失波長特性を測定するためにFT/IR（フーリエ変換赤外分光光度計）を用いる。光源にはインコヒーレントな特殊光源を用い、出射されるビームは半値広がり角（FWHM 12° ）のガウスビームである。被測定ファイバへの結合は、内径 0.7mm 、長さ 10cm の銀中空ファイバを結合導波路として用い、パッドカップリングで行う。ファイバから出射される光はKRS-5レンズにより集光し検出している。このFT/IRを用いた内径 0.1mm の無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの測定は困難であった。そこで、内径 0.7mm 、長さ 1m で同程度の膜厚を有する無機ガラス薄膜内装銀(OC300/Ag)中空ファイバを製作し、FT/IRを用いて測定を行った。図32に内径 0.7mm 、長さ 1m の無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの損失波長特性を示す。

波長 $0.5\mu\text{m}\sim 1.7\mu\text{m}$ の範囲は、光スペクトラムアナライザを用いて測定を行い、波長 $1.5\mu\text{m}\sim 1.2\mu\text{m}$ までは、FT/IRを用いて測定を行った。波長 $3\mu\text{m}$ 付近と $6\mu\text{m}$ 付近に見られる損失は空気中の

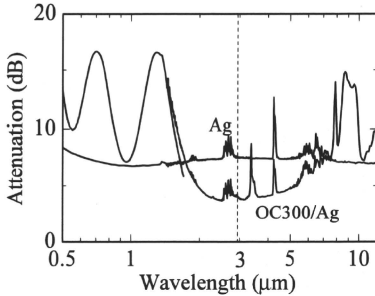


図32 無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの損失波長特性

但し、内径0.7 mm、長さ1 mの中空ファイバを測定。波長0.5 μm～1.7 μmまで、FWHM10.6°のガウスビームで励振され、波長1.5 μm～12 μmまで、FWHM12°のガウスビームで励振されている。

水の吸収によるものであり、波長4.2 μm付近に見られるのは空気中の二酸化炭素の吸収によるものである。波長3.4 μmと9 μm付近に見られるのはOC300の材料固有の吸収ピークである。一方、可視波長帯に見られる損失の周期的変化は干渉による損失のピークによるものである。可視波長帯における損失波長特性より膜厚を推定すると、0.32 μmであり、内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバの膜厚0.27 μmと同様に、Er:YAGの最適膜厚の0.41 μmより少し薄いことが分る。この無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバは、Er:YAGレーザ光の波長2.94 μmで干渉波形の谷の部分になることから、Er:YAGレーザ光を低損失に伝送できる。

図32の中赤外波長帯（波長1.5 μm～12 μm）における損失波長特性の測定結果から、内径0.1 mm無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバ（無機薄膜の膜厚0.27 μm）も同様に、Er:YAGレーザ光の波長2.94 μmで干渉波形の谷の部分になり、Er:YAGレーザ光を低損失に伝送できると思われる。

3. 平成22年度 極細径中空ファイバの先端封止法の開発とファイバ伝送特性の評価

Er:YAGレーザ光（パルス幅300 μs、繰り返し周波数5 Hz）を、図22の内径0.1 mm中空ファイバ用石英ガラスシーリングキャップを装着した細径中空ファイバ（内径0.1 mm）に入射し、出射特性を測定した。平凸型1キャップの透過率は約88%、ボール型は透過率約75%、平凸型2は透過率約75%となった。

図33に各種先端形状によるバーンパターンを示

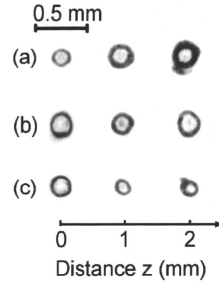


図33 各種先端形状によるバーンパターン
(a) 平凸型1 (b) ボール型 (c) 平凸型2

す。平凸型1は、先端部表面に集光効果があり、各種形状の中で接触時の照射面積は最も小さい。ボール型は先端部表面で平凸型1より照射面積は大きく、照射距離1 mmでは平凸型1と比較して照射面積は小さくなり、焦点距離が1 mmであることが分る。平凸型2は、ボール型と比較して、焦点距離1 mmでより小さく集光されていることが分る。

図34に従来のマイクロチューブポンプを用いて製作した内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバ（長さ10 cm）の可視・近赤外波長帯における損失波長スペクトル（FWHM10.6°）のガウスビームで励振を示す。図中の(a)、(b)、(c)は、それぞれファイバの上部、中部、下部である。比較として、内径0.1 mm銀中空ファイバ（長さ33 cm）も示す。

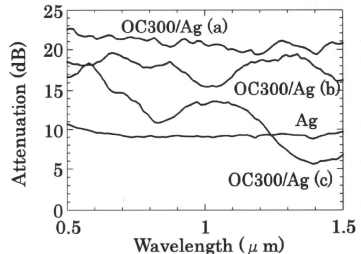


図34 従来法で製作した内径0.1 mm中空ファイバの可視・近赤外の損失波長スペクトル

図35に改良したマイクロチューブポンプで製作した内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバ（長さ10 cm）を示す。膜厚範囲は、0.24～0.25 μmであり、従来法と比較して無機薄膜の均一膜性が向上した。また明確な干渉ピークが見られ、ファイバ内に均一な無機薄膜を形成できていると思われる。

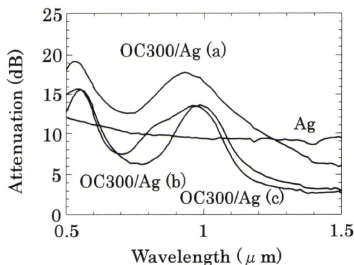


図35 新手法で製作した内径0.1 mm中空ファイバの可視・近赤外の損失波長スペクトル

図36に改良したマイクロチューブポンプを用いて製作した先端エッチング距離7 mmの無機薄膜内装銀細径中空ファイバ(長さ11.7 cm)を示す。図中の(a)はエッチングありの細径中空ファイバで、(b)はエッチングなしの細径中空ファイバである。

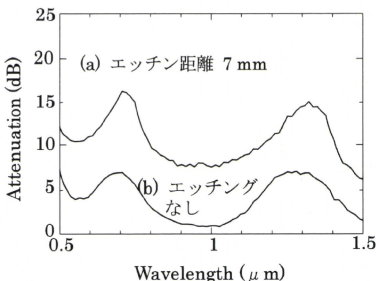


図36 内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバの可視・近赤外の損失波長スペクトル
但し、(a) エッチング距離7 mm、ファイバ長11.7 cm、(b) エッチングなし、ファイバ長10 cm

干渉ピークが見られ、ファイバ内に均一な無機薄膜を形成できていると思われる。エッチング(長さ7 mm)を行うことで、波長1.5 μmの伝送損失は、エッチングなしのファイバに比べて約4.8 dB増加していることが分った。エッチング部分の内面は石英ガラスであり、銀膜に比べて赤外光の反射は低いため、エッチング距離が長いと、伝送損失は大きくなると思われる。伝送損失を抑えるために、エッチング部分を短くして、

エッチング距離1.5 mmで製作した。図37に損失波長スペクトルを示す。

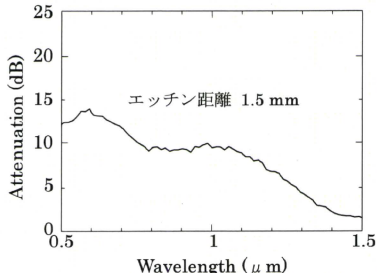


図37 内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバの可視・近赤外の損失波長スペクトル
但し、エッチング距離1.5 mm、ファイバ長10.5 cm

干渉ピークは明確ではないが、波長1.5 μmでの損失値は、1.5 dB程度と低損失と思われる。

エッチングした銀中空ファイバの先端封止を行い、Er:YAGレーザー光(パルス幅300 μs、繰り返し周波数5 Hz)を用いて先端封止細径中空ファイバ(内径0.1 mm)の出射特性を測定した。先端封止部分の透過率はおおよそ70 %であり、エッチング部分(長さ0.95 mm)の透過率は約63 %であった。エッチング部分の長さをより短くできると、低損失な先端封止中空ファイバが出来ると思われる。

次に、歯科治療での使用を考慮して、図38に示す測定系でファイバの曲げ伝送特性の評価を行った。

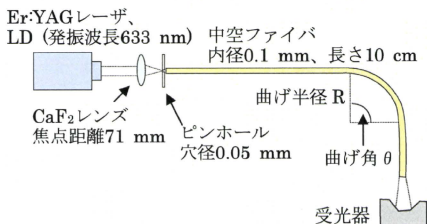


図38 先端曲げ状態でのEr:YAGレーザー光伝送損失測定系

焦点距離71 mmのCaF₂レンズで集光したレーザー光(Er:YAGレーザー、発振波長633nmの赤色LD)を、穴径0.05 mmのピンホールに照射し、内径0.1 mm、長さ10 cmの細径中空ファイバへ入射した。細径中空ファイバは、入射側の4 cmを直線状態に保持し、出射側の部分を一定曲率で曲げている。

Er:YAGレーザー光は不可視のレーザー光であるため、特に医療分野でEr:YAGレーザー光を使用する場

合にはガイド光伝送が必要となる。

内径0.1 mmのファイバに対し、曲げ半径Rと曲げ角 θ を変えた時の赤色LD(波長633 nm)光伝送特性を図39に示す。入力パワーは130 μ Wである。

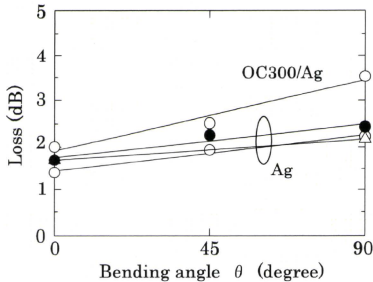


図39 先端曲げ状態における細径中空ファイバ(内径0.1 mm、長さ10 cm)の赤色LD(波長633 nm)光伝送特性
但し、曲げ半径は、 Δ : 1 mm、 \bullet : 6.9 mm、 \circ : 13.5 mmである。

銀中空ファイバ(Ag)の損失値は曲げ半径にあまり依存せずに、曲げ角が大きくなるに従い上昇している。OC300内装銀中空ファイバ(OC300/Ag)先端を曲げ半径13.5 mmで90度曲げた状態においても、損失上昇は1.5 dB程度であり、また照明を付けた室内において十分に視認可能であった。ガイド光を紙に当てた際の写真を図40に示す。写真にははっきりとしたガイド光を確認することができる。

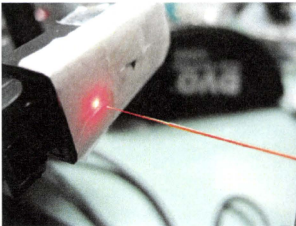


図40 紙にガイド光を当てた際の写真

Er:YAGレーザ光の曲げ特性の評価を行った。測定系を図38に示す。繰り返し周波数5Hz、パルス幅300 μ sでEr:YAGレーザ光を励振させた。ファイバの先端を一定の曲げ半径R、曲げ角 θ で曲げた際の伝送損失特性を図41に示す。

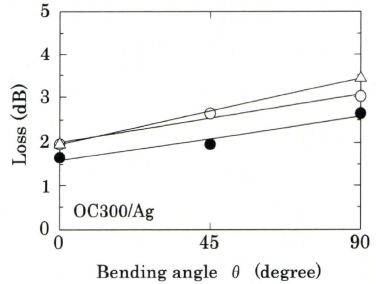


図41 先端曲げ状態における細径中空ファイバ(内径0.1 mm、長さ10 cm)のEr:YAGレーザ光伝送特性
但し、曲げ半径は、 Δ : 1 mm、 \bullet : 6.9 mm、 \circ : 13.5 mmである。

OC300内装銀中空ファイバ(OC300/Ag)先端を曲げ半径13.5 mmで90度曲げた状態においても、損失上昇は1 dB程度であり、十分に使用できると思われる。

直線状態における無機薄膜内装細径銀中空ファイバ(内径0.1 mm、長さ10 cm)のEr:YAGレーザ光の透過率は、約73%、赤色LD光の透過率は、約63%であった。Er:YAGレーザ光の最大出射エネルギーは、約6.6 mJであった。

細径中空ファイバ伝送システムとして、細径中空ファイバへEr:YAGレーザ光を安定に入射させるためにテーパー型結合器(入射端内径0.7 mm、出射端内径0.1 mm、テーパー部分の長さ1 cm)を利用した。中空テーパー型入射結合器の構造は、細径中空ファイバと同様であり、石英ガラスキャピラリーを母材とし、その内側に銀層を内装した構造になっている。

図42の測定系を用いて、Er:YAGレーザ光に対する伝送特性を評価した。使用したEr:YAGレーザ光源は、繰り返し周波数10 Hz、パルス幅300 μ s、パルスエネルギー33 mJである。

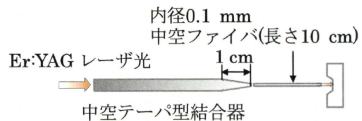


図42 細径中空ファイバ伝送システム

入射端内径0.7 mm、出射端内径0.1 mmのテーパー型中空ファイバ(中空ファイバ長5 cm+テーパー長1 cm)により、レーザ光を内径0.1 mm中空ファイバに入射し、バーンパターンを測定した。図43に測定したバーンパターンを示す。

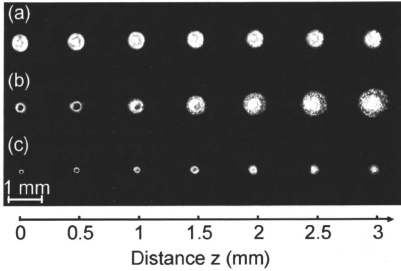


図43 内径0.1 mm超細径中空ファイバのバーンパターン
 但し、(a)は、内径0.7 mm中空ファイバ、(b)は、テーパ型中空ファイバ、(c)は内径0.1 mm超細径中空ファイバである。

内径 0.1 mm 中空ファイバからの出射ビーム径は、照射距離 3 mm でも非常に小さいことが分る。またテーパ型中空ファイバからの出射ビームは、広がり角が大きいが分る。

次にファイバの直線状態における伝送損失を測定した。測定結果を表1に示す。

表1 Er:YAG レーザ光の伝送特性

	Energy (mJ)		Loss (dB)
	入力	出力	
Ag	24	0.7	15.3
OC300/Ag	24	3.2	8.8

テーパ型中空ファイバのみの損失は 1.4 dB、細径中空ファイバの損失値は、OC300 内装銀中空ファイバ(OC300/Ag)での 8.8 dB となった。この原因は、テーパ型中空ファイバを接続することにより、ファイバ内に多くの高次モードが励振されたためと思われる。テーパの形状を検討することで損失を低減することが可能であると思われる。

D. 結論

従来の導光効率を犠牲にしたEr:YAGレーザ用の短尺な充実型ガラスファイバに対して、高エネルギー伝送ならびに滅菌工程に耐える超細径中空ファイバが実現できれば、内視鏡治療において、Er:YAGレーザ光を効率よく用いることができる。また導光効率の飛躍的な向上により、レーザ光源の低出力化に繋がり経済性のメリットも生じる。現在、用いられている医療用レーザ装置の短尺な充実型

ガラスファイバは、加工工程が複雑なため高価である。一方中空ファイバは簡単な構造で安価に製造でき、消耗品のコストを下げるができるため、医療費の抑制に繋がる。最小侵襲治療が叫ばれている医療現場において、レーザによる低侵襲治療は社会的な要求であり、それに関連する治療装置の開発は極めてニーズが大きい。経済性を考慮しつつ、医療現場において感染症を防止することも重要な課題である。これらの要求を一度に満たす手段として、耐久性の高い無機材料を用い、製作が容易でしかも滅菌可能な、もしくはディスポーザブルな医療用ファイバを実現することは、極めて大きな意味を持つ。また、治療・療養期間の短縮化、高齢者保護の上で、その社会的な効果も十分ある。

平成20年度に超細径銀中空ファイバの製作の製作を行い、
 目標値：内径0.1 mm、長さ25 cm
 達成値：内径0.1 mm、長さ35 cm、
 伝送損失3 dB程度(波長1μm、長さ20 cm)

と目標値を達成することが出来た。ファイバのバンドル化(280本×2個)により、銀鏡反応の際の流量1.45 ml/minを実現し、良好な銀中空ファイバを製作できた。本研究で表面粗さの少ない良好な超細径銀中空ファイバが製作できたことにより、歯科内視鏡用内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバの製作が期待できる。

平成21年度に超細径無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作を行い、
 目標値：内径0.1 mm、長さ10 cm、Er:YAG透過率60 %
 達成値：内径0.1 mm、長さ10 cm、透過率80 %
 (波長1.7 μm)

と目標値を達成することができた。無機溶液にOC300を用い、送液コーティング法について検討を行った。濃度が濃い溶液を安定に送液するために、双方向から溶液に力を加える手法を用い、また接続点における溶液の送液速度の変動を抑制するために、送液装置の改良を行った。濃度38 wt%の無機溶液を用いることで、Er:YAGレーザ光の伝送に適した無機ガラス薄膜を成膜することができた。本研究で超細径無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバが製作できたことにより、歯科内視鏡用内径0.1 mm無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの製作が期待できる。

平成22年度に超細径中空ファイバの先端封止技術の開発を行い、

目標値：先端封止部のEr:YAG透過率70%
 内径0.1 mm、長さ10 cm、Er:YAG透過率60 %、可視光透過率20 %
 達成値：先端封止部のEr:YAG透過率88%
 内径0.1 mm、長さ10 cm、Er:YAG透過率73 %、可視光透過率63 % (波長633 nmの赤色LD)

と目標値を達成することができた。先端封止部と

して、取り扱いが容易なキャップ型の先端封止素子と、伝送路をより柔軟に取り扱えるように中空ファイバ先端を直接封止する先端封止中空ファイバの製作を行った。キャップ型先端封止素子は、細径中空ファイバにかぶせるだけで使用可能であり、精密なアライメントは必要としない。患者ごとにシーリングキャップを取り替えて使用することが可能になると思われる。先端封止中空ファイバは、先端外径を太くすることなく、先端封止を行うことができるため、より細部の治療に用いることができると思われる。無機薄膜内装細径銀中空ファイバは、小さな曲げ半径でも折れることなく、また曲げによる損失上昇も小さいことから、十分に実用的である。内径0.1 mm細径中空ファイバのEr:YAGレーザ光の出射エネルギーは6.6 mJで、これは、内径0.7 mm中空ファイバの約323 mJと同等のエネルギー密度である。本研究で超細径無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバ用の先端封止素子を製作できたことにより、歯科内視鏡用内径0.1 mm無機ガラス薄膜内装銀中空ファイバの実用化が期待できる。

本研究で製作したEr:YAGレーザ用の内径0.1 mm無機薄膜内装銀中空ファイバは、内装膜に耐久性の高い無機材料を用いており、製作が容易でディスプレイな医療用ファイバとして有効である。安価に製造できるため、消耗品のコストを下げ、医療費の抑制に繋がることを期待される。

E. 健康危険情報 特になし

F. 研究発表

1. 論文発表

- 1) K. R. Sui, X. S. Zhu, X. L. Tang, K. Iwai, M. Miyagi, and Y. W. Shi, "Method for evaluating material dispersion of dielectric film in the hollow fiber," *Appl. Opt.* Vol. 47, No. 34, pp.6340-6344 (Dec. 2008).
- 2) T. Watanabe, K. Iwai, and Y. Matsuura, "Dual-wavelength laser irradiation through hollow optical fiber for hard tissue ablation," *Proc. SPIE* Vol. 6852, pp. 68520E-1-68520E-6 (2008).
- 3) M. Nemeč, H. Jelinkova, M. Miyagi, K. Iwai, Y. W. Shi, Y. Matsuura, "Thin hollow glass waveguide for near IR radiation delivery," *Proc. SPIE* Vol. 6852, pp. 68520W-1-68520W-6 (2008).
- 4) K. Iwai, Y. W. Shi, M. Miyagi, X. S. Zhu, Y. Matsuura, "Fabrication of 100- μ m-bore hollow fiber for infrared transmission," *Proc. SPIE* Vol. 6852, pp. 68520S-1-68520S-8 (2008).
- 5) X. Lin, Y. W. Shi, K. R. Sui, X. S. Zhu, K. Iwai, and M. Miyagi, "Fabrication and characterization of infrared hollow fiber with multi-SiO₂ and AgI inner-coating layers," *Appl. Opt.* Vol. 48, No. 35, pp. 6765-6769 (Dec. 2009).
- 6) K. Iwai, A. Hongo, H. Takaku, M. Miyagi, J. Ishiyama, X. X. Wu, Y. W. Shi, and Y. Matsuura, "Fabrication and transmission characteristics of infrared hollow fiber based on silver-clad stainless steel pipes," *Appl. Opt.* Vol. 48, No. 32, pp. 6207-6212 (Nov. 2009).
- 7) X. L. Tang, Y. W. Shi, M. Matsuura, K. Iwai, and M. Miyagi, "Transmission characteristics of terahertz hollow fibers with an absorptive dielectric inner-coating film," *Opt. Lett.* Vol. 34, No. 14, pp.2231-2233 (July 2009).
- 8) T. Dostalova, H. Jelonkova, P. Koranda, J. Sulc, M. Nemeč, M. Miyagi, and K. Iwai, "Laser brackets depending: Tm:YAP, Nd:YAG, and two diode lasers evaluation," *Proc. SPIE* Vol. 7162, pp. 71620C-1-71620C-6 (2009).
- 9) M. Nemeč, H. Jelinkova, M. Miyagi, K. Iwai, and Y. Matsuura, "250 μ m inner diameter hollow waveguide for Er:YAG laser radiation," *Proc. SPIE* Vol. 7173, pp. 71730H-1-71730H-8 (2009).
- 10) X. L. Tang, Y. W. Shi, Y. Matsuura, K. Iwai, and M. Miyagi, "The effect of dielectric absorption on the transmission characteristics of terahertz hollow fibers," *Proc. SPIE* Vol. 7173, pp. 71730N-1-71730N-9 (2009).
- 11) K. R. Sui, X. Lin, X. S. Zhu, Y. W. Shi, K. Iwai, and M. Miyagi, "Fabrication of SiO₂/AgI/SiO₂/Ag hollow glass fiber for infrared transmission," *Proc. SPIE* Vol. 7173, pp. 71730G-1-71730G-10 (2009).
- 12) T. Watanabe, K. Iwai, and Y. Matsuura, "Simultaneous radiation of Er:YAG and Ho:YAG lasers for efficient ablation of hard tissues," *Proc. SPIE* Vol. 7173, pp. 71730R-1-71730R-6 (2009).
- 13) K. Iwai, M. Miyagi, Y. W. Shi, X. S. Zhu, and Y. Matsuura, "Fabrication of hollow optical fiber with a vitreous film for CO₂ laser light delivery," *Proc. SPIE* Vol. 7173, pp. 71730Q-1-71730Q-7 (2009).
- 14) K. Iwai, A. Hongo, H. Takaku, M. Miyagi, J. Ishiyama, Y. W. Shi, and Y. Matsuura, "Transmission properties of dielectric-coated hollow optical fibers based on silver-cladding-stainless pipe," *Proc. SPIE* Vol. 7559, pp. 755904-1-755904-12 (2010).

- 15) H. Jelinková, M. Nemeč, P. Koranda, J. P. Pokorný, O. Kohler, M. Miyagi, K. Iwai, Y. Matsuura, "Hollow waveguide for urology treatment," Proc. SPIE Vol. 7559, pp. 755907-1-755907-7 (2010).
 - 16) C. H. Yang, H. Hua, W. Tan, Y. W. Shi, K. Iwai, and M. Miyagi, "FT-IR based loss-spectrum measuring system for infrared hollow waveguides," Proc. SPIE Vol. 7559, pp. 75590R-1-75590R-8 (2010).
 - 17) C. Yang, H. Hua, W. Tan, K. Iwai, M. Miyagi, N. Chi, and Y. Shi, "Loss spectrum measurement for infrared hollow fiber based on the Fourier transform infrared spectrometer," Appl. Opt. Vol. 49, No. 13, pp. 2504-2509 (2010).
 - 18) T. Watanabe, K. Iwai, T. Katagiri, and Y. Matsuura, "Synchronous radiation with Er:YAG and Ho:YAG lasers for efficient ablation of hard tissues," Biomedical Optics Express, Vol. 1 Issue 2, pp.337-346 (2010).
2. 国際学会発表
- 1) K. Iwai, M. Miyagi, Y. W. Shi, X. S. Zhu, and Y. Matsuura, "Fabrication of hollow optical fiber with a vitreous film for CO₂ laser light delivery," SPIE Photonics West 2009 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications IX, 7173-24, (Jan. 25, 2009).
 - 2) T. Watanabe, K. Iwai, and Y. Matsuura, "Simultaneous radiation of Er:YAG and Ho:YAG lasers for efficient ablation of hard tissues," SPIE Photonics West 2009 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications IX, 7173-25, (Jan. 25, 2009).
 - 3) K. R. Sui, X. Lin, X. S. Zhu, Y. W. Shi, K. Iwai, and M. Miyagi, "Fabrication of SiO₂/AgI/SiO₂/Ag hollow glass fiber for infrared transmission," SPIE Photonics West 2009 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications IX, 7173-14, (Jan. 26, 2009).
 - 4) M. Nemeč, H. Jelinková, M. Miyagi, K. Iwai, and Y. Matsuura, "250 μm inner diameter hollow waveguide for Er:YAG laser radiation," SPIE Photonics West 2009 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications IX, 7173-15, (Jan. 24, 2009).
 - 5) T. Dostalová, H. Jelinková, P. Koranda, J. Sulc, M. Nemeč, M. Miyagi, and K. Iwai, "Laser brackets depending: Tm:YAP, Nd:YAG, and two diode lasers evaluation," SPIE Photonics West 2009 Lasers in Dentistry XV, 7162-20, (Jan. 24, 2009).
 - 6) K. Iwai, A. Hongo, H. Takaku, M. Miyagi, J. Ishiyama, Y. W. Shi, and Y. Matsuura, "Transmission properties of dielectric-coated hollow optical fibers based on silver-cladding-stainless pipe," SPIE Photonics West 2010 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications X, 7559-3, (Jan. 23, 2010).
 - 7) H. Jelinková, M. Nemeč, P. Koranda, J. Pokorný, O. Kohler, M. Miyagi, K. Iwai, Y. Matsuura, "Hollow waveguide for urology treatment," SPIE Photonics West 2010 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications X, 7559-5, (Jan. 23, 2010).
 - 8) C. H. Yang, H. Hua, W. Tan, Y. W. Shi, K. Iwai, M. Miyagi, "FT-IR based loss-spectrum measuring system for infrared hollow waveguides," SPIE Photonics West 2010 Optical Fibers and Sensors for Medical Diagnostics and Treatment Applications X, 7559-9, (Jan. 24, 2010).
 - 9) K. Iwai, M. Miyagi, Y. W. Shi, and Y. Matsuura, "Fabrication of silver-coated hollow fiber with an inner diameter of 100 μm or less," SPIE Photonics West 2011 Optical Fibers, Sensors, and Devices for Biomedical Diagnostics and Treatment XI, 7894-14, (Jan. 22, 2011).
 - 10) M. Nemeč, H. Jelinková, J. Sulc, M. Miyagi, K. Iwai, H. Takaku, M. Doroshenko, T. Basiev, and V. Komar, "Fe:ZnSe laser radiation transmission by hollow waveguide," SPIE Photonics West 2011 Optical Fibers, Sensors, and Devices for Biomedical Diagnostics and Treatment XI, 7894-5, (Jan. 22, 2011).
3. 国内学会発表
- 1) 岩井 克全, 渡邊智紀, 松浦 祐司, "赤外レーザー光同時照射による軟組織の蒸散・凝固効果," 平成20年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 2E08, p. 177 (Aug. 22, 2008).
 - 2) 岩井 克全, 宮城 光信, 石 芸尉, 松浦 祐司, "赤外レーザー用内径100 μm中空ファイバの製作," 電子情報通信学会通信ソサイエティ大会講演論文集, B-13-24, p. 278 (Sep. 17, 2008).
 - 3) 渡邊 智紀, 岩井 克全, 松浦 祐司, "Er:YAG, Ho:YAGレーザーの同時照射による硬組織の高

効率蒸散,” 電子情報通信学会通信ソサイエティ大会講演論文集, B-13-26, p. 280(Sep. 17, 2008).

- 4) 岩井 克全, 宮城 光信, 石 芸尉, 朱 暁松, 松浦 祐司, “CO₂レーザー光伝送用無機薄膜内装中空ファイバの製作,” 第29回レーザー学会学術講演会講演予稿集, I312aIII06, p. 220 (Jan. 12, 2009).
- 5) 岩井 克全, 板垣 静香, 安藤 美帆, 宮城 光信, 石 芸尉, 松浦 祐司, “赤外伝送用超細径銀中空ファイバの製作,” 電子情報通信学会総合大会講演論文集, B-13-2, p. 490 (Mar. 16, 2009).
- 6) 阿部 直雪, 庄子 健太郎, 岩井 克全, 宮城 光信, 石 芸尉, “内径50 μ m赤外伝送用銀中空ファイバの製作,” 平成21年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 2D09, p. 121 (Aug. 21, 2009).
- 7) 岩井 克全, 高久 裕之, 宮城 光信, 石山 純一, 本郷 晃史, 石 芸尉, “充填コーティング法を用いたAgI内装銀クラッドSUS管先端チップの製作,” 平成21年度電気関係学会東北支部連合大会, 2D05, p. 117 (Aug. 21, 2009).
- 8) 岩井 克全, 高久 裕之, 宮城 光信, 石山 純一, 本郷 晃史, 石 芸尉, “銀クラッドステンレス管を用いたAgI/Ag中空ファイバの伝送特性,” 電子情報通信学会通信ソサイエティ大会講演論文集, B-13-1, p. 290 (Sep. 16, 2009).
- 9) 岩井 克全, 本郷 晃史, 高久 裕之, 宮城 光信, 石山 純一, 石 芸尉, “各種金属管を用いたCOP内装金属中空ファイバの伝送特性,” レーザー学会学術講演会第30回年次大会講演予稿集, I64aIII07, p. 237 (Feb. 4, 2010).
- 10) 岩井 克全, 本郷 晃史, 高久 裕之, 宮城 光信, 石山 純一, 石 芸尉, “CO₂レーザー光伝送用極細金属プローブ,” レーザー学会学術講演会第30回年次大会講演予稿集, I64aIII06, p. 237 (Feb. 4, 2010).
- 11) 岩井 克全, 高久 裕之, 宮城 光信, 石山 純一, 本郷 晃史, 石 芸尉, “AgI内装銀クラッドSUS中空ファイバのAgI膜厚制御,” 2010年電子情報通信学会総合大会講演論文集, B-13-37, p. 532 (Mar. 19, 2010).
- 12) 岩井 克全, 高久 裕之, 宮城 光信, 石 芸尉, “中空ファイバにおける環状オレフィンポリマー成膜法の改善—COP溶液の濃度に対する粘度特性—,” 平成22年度電気関係学会東北支部連合大会講演論文集, 2B11, p. 69 (Aug. 27, 2010).
- 13) 岩井 克全, 元木 沙綾, 宮城 光信, 石 芸尉, “内径50 μ m銀中空ファイバの伝送特性の改善,” 2010年電子情報通信学会エレクトロニクスソサイエティ大会講演論文集, C-3-38, p. 159 (Sep. 16, 2010).
- 14) 岩井 克全, 高久 裕之, 宮城 光信, 石 芸尉,

“無機薄膜内装高強度銀中空ファイバの製作,” レーザー学会学術講演会第31回年次大会講演予稿集, I410pX05, P. 241 (Jan. 10, 2011).

G. 知的財産権の出願・登録状況

1. 特許取得

- 1) 岩井 克全, 宮城 光信, 岡上 吉秀, 村上晴彦, “中空導波路、及びレーザー治療器具,” 特願2010-277099 (Dec. 13, 2010).
2. 実用新案登録
特になし
3. その他
特になし

H. その他

1. 受賞

- 1) 2008年10月24日, “超細径内視鏡用高機能中空ファイバの研究,” 財団法人 石田記念財団 平成20年度石田記念財団研究奨励賞.

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
K. R. Sui, X. S. Zhu, X. L. Tang, K. Iwai, M. Miyagi, and Y. W. Shi	Method for evaluating material dispersion of dielectric film in the hollow fiber	Appl. Opt.	Vol. 47, No. 34	6340-6344	2008
T. Watanabe, K. Iwai, and Y. Matsuura	Dual-wavelength laser irradiation through hollow optical fiber for hard tissue ablation	Proc. SPIE	Vol. 6852	68520E-1- 68520E-6	2008
M. Nemecek, H. Jelinkova, M. Miyagi, K. Iwai, Y. W. Shi, Y. Matsuura	Thin hollow glass waveguide for near IR radiation delivery	Proc. SPIE	Vol. 6852	68520W-1- 68520W-6	2008
K. Iwai, Y. W. Shi, M. Miyagi, X. S. Zhu, Y. Matsuura	Fabrication of 100- μ m-bore hollow fiber for infrared transmission	Proc. SPIE	Vol. 6852	68520S-1- 68520S-8	2008
X. Lin, Y. W. Shi, K. R. Sui, X. S. Zhu, K. Iwai, and M. Miyagi	Fabrication and characterization of infrared hollow fiber with multi-SiO ₂ and Ag inner-coating layers	Appl. Opt.	Vol. 48, No. 35	6765-6769	2009
K. Iwai, A. Hongo, H. Takaku, M. Miyagi, J. Ishiyama, X. X. Wu, Y. W. Shi, and Y. Matsuura	Fabrication and transmission characteristics of infrared hollow fiber based on silver-clad stainless steel pipes	Appl. Opt.	Vol. 48, No. 32	6207-6212	2009
X. L. Tang, Y. W. Shi, M. Matsuura, K. Iwai, and M. Miyagi	Transmission characteristics of terahertz hollow fibers with an absorptive dielectric inner-coating film	Opt. Lett.	Vol. 34, No. 14	2231-2233	2009
T. Dostalova, H. Jelonkova, P. Koranda, J. Sulc, M. Nemecek, M. Miyagi, and K. Iwai	Laser brackets deponing: Tm:YAP, Nd:YAG, and two diode lasers evaluation	Proc. SPIE	Vol. 7162	71620C-1- 71620C-6	2009