

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5520540号  
(P5520540)

(45) 発行日 平成26年6月11日(2014.6.11)

(24) 登録日 平成26年4月11日(2014.4.11)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)  
G02B 6/06 (2006.01)

F 1

A 61 B 1/00 300 U  
A 61 B 1/00 300 H  
G 02 B 6/06 Z

請求項の数 5 (全 8 頁)

(21) 出願番号 特願2009-184566 (P2009-184566)  
 (22) 出願日 平成21年8月7日 (2009.8.7)  
 (65) 公開番号 特開2010-69291 (P2010-69291A)  
 (43) 公開日 平成22年4月2日 (2010.4.2)  
 審査請求日 平成24年6月7日 (2012.6.7)  
 (31) 優先権主張番号 特願2008-210942 (P2008-210942)  
 (32) 優先日 平成20年8月19日 (2008.8.19)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 000005186  
 株式会社フジクラ  
 東京都江東区木場1丁目5番1号  
 (74) 代理人 100064908  
 弁理士 志賀 正武  
 (74) 代理人 100108578  
 弁理士 高橋 詔男  
 (74) 代理人 100089037  
 弁理士 渡邊 隆  
 (72) 発明者 鳥谷 智晶  
 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社  
 フジクラ 佐倉事業所内  
 (72) 発明者 妻沼 孝司  
 千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社  
 フジクラ 佐倉事業所内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

画素を構成する複数のコアと共に通のクラッドとからなるイメージファイバ本体を有し、  
 その一端を観察対象とする患部に対向させるイメージファイバと、

前記イメージファイバに沿って設けられ、前記患部に照射する照明光を伝送するライト  
 ガイドと、

前記イメージファイバの接眼側に接続され、前記イメージファイバに患部治療用のレー  
 ザ光を入射するとともに、前記ライトガイドによって照明された前記患部についての前記  
 イメージファイバからの画像を取り込む光学系とを備え、

前記イメージファイバは、前記コアが、前記イメージファイバ本体の長手方向に垂直な  
 断面全体に、ほぼ均一に配置されており、

前記イメージファイバ本体にて前記レーザ光が伝搬する位置を選択可能であることを特  
 徴とする内視鏡システム。

## 【請求項 2】

前記光学系を構成する波長フィルタ、フィルタまたはレンズの位置を調整することによ  
 り、前記イメージファイバ本体に対する前記レーザ光の入射位置を定めることを特徴とす  
 る請求項1に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記光学系は、近赤外線光を前記レーザ光として前記イメージファイバに伝送すること  
 を特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡システム。

10

20

**【請求項 4】**

前記コアは、GeO<sub>2</sub>が添加された石英ガラスからなることを特徴とする請求項1から3のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記画像を表示する表示部を更に備えていることを特徴とする請求項1から4のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、医療などに用いられる内視鏡システムに関し、詳しくは、患部の発見、診断等のための画像伝送と、患部の治療等のためのレーザ光伝送とを行うことができる内視鏡システムに関する。 10

**【背景技術】****【0002】**

従来より、ファイバスコープを用いた内視鏡が実用化されている。また、レーザ治療として、光ファイバで患部にレーザ光を伝送し、患部の治療を行なうことも既に実用化されている。

従来のレーザ治療システムでは、観察を行う内視鏡と、これとは別体のレーザ光伝送用の光ファイバとを使用する。このシステムでは、まず内視鏡を通して患部の画像を確認する。そして、この画像情報を元に、レーザ光伝送用の光ファイバの先端部を患部へのレーザ光の照射に適した位置に導き、この位置にレーザ光の照射を行う。 20

このシステムでは、レーザ光伝送用の光ファイバの先端部を患部に向ける際の位置あわせの精度は、術者の技能および判断に大きく依存している。そのため、レーザ治療がしづらくなるおそれがある。

**【0003】**

このため、画像伝送用の光ファイバと、レーザ光伝送用の光ファイバとが組み合わされた複合型光ファイバを有する内視鏡システムが提案されている（例えば、特許文献1参照）。

図3は、この内視鏡システムに用いられる複合型光ファイバを示す。この複合型光ファイバ31は、レーザ光伝送用の大口径光ファイバ32の周囲に、多数の画像伝送用光ファイバ33が集束され、これらが一体化されている。大口径光ファイバ32は、コア34とクラッド35とからなる。 30

この内視鏡システムでは、大口径光ファイバ32と画像伝送用光ファイバ33とが一体であるため、レーザ光の照射方向が観察部位から外れることなく、患部に正確にレーザ光を照射することができる。

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】****【特許文献1】特開2005-237436号公報****【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

しかしながら、上記複合型光ファイバ31では、画像伝送に関与しない大口径光ファイバ32が組み込まれているため、画像伝送用光ファイバ33で得られる画像の中央にブランク部分が生じてしまう。

本発明は前記事情に鑑みてなされたもので、画像観察とレーザ光照射との両方を行うことができ、かつ得られる画像にブランク部分が生じない内視鏡システムの提供を目的とする。

**【課題を解決するための手段】****【0006】**

10

20

30

40

50

(1) 本発明の内視鏡システムは、画素を構成する複数のコアと共にクラッドとからなるイメージファイバ本体を有するイメージファイバと；前記イメージファイバの接眼側に接続され、前記イメージファイバにレーザ光を入射するとともに、前記イメージファイバからの画像を取り込む光学系と；を備えた内視鏡システムであって、前記イメージファイバは、前記コアが、前記イメージファイバ本体の長手方向に垂直な断面全体に、ほぼ均一に配置されている。

(2) 上記(1)に記載の内視鏡システムは、前記光学系は、近赤外線光を前記レーザ光として前記イメージファイバに伝送してもよい。

(3) 上記(1)に記載の内視鏡システムは、前記コアが、GeO<sub>2</sub>が添加された石英ガラスからなってもよい。

(4) 上記(1)に記載の内視鏡システムは、前記画像を表示する表示部を更に備えていてもよい。

10

### 【発明の効果】

#### 【0007】

上記(1)に記載の内視鏡システムによれば、イメージファイバにより得られた画像に基づいて対象を観察できる。

また、イメージファイバを通して観察部位にレーザ光を照射することができる。

イメージファイバは、イメージファイバ本体の長手方向に垂直な断面全体にコアがほぼ均一に配置されているので、得られる画像にブランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はない。

20

従って、画像の範囲において必要な位置に確実にレーザ光を照射できる。

このため、例えば、イメージファイバにより得られた画像に基づいて患部を発見、診断し、患部にレーザ光を照射することによりレーザ治療を行うことができる。

この際、画像にブランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はないため、必要な位置にレーザ光を照射でき、治療効果を高められる。

### 【図面の簡単な説明】

#### 【0008】

【図1】本発明の内視鏡システムの一実施形態例に用いられるイメージファイバを示す断面図である。

30

【図2】本発明の内視鏡システムの一実施形態を示す構成図である。

【図3】従来の内視鏡システムの一例に用いられるイメージファイバ(複合型光ファイバ)を示す断面図である。

### 【発明を実施するための形態】

#### 【0009】

以下、図面を参照して本発明の内視鏡システムの一実施形態を説明する。

図1は、本発明の一実施形態である内視鏡システム10に用いられるイメージファイバ1を示す断面図である。図2は、同実施形態の内視鏡システム10の概略構成を示す図である。

図2に示すように、本実施形態の内視鏡システム10は、イメージファイバ1を備えたファイバスコープ11と、このファイバスコープ11の接眼側に接続された光学系12と、光学系12にレーザ光(照射光)を伝送するレーザ発振器13(レーザ光源)と、光学系12からの画像信号に基づく画像を表示するモニタ14(表示部)と、を備えて構成されている。

40

#### 【0010】

ファイバスコープ11は、イメージファイバ1と、イメージファイバ1の対物側に設けられた対物レンズ16とが、保護チューブ17内に設けられて構成されている。

図1に示すように、イメージファイバ1は、多数本のコア-クラッド型石英系光ファイバを束ね、これらの光ファイバを溶融して一体化したイメージファイバ本体4が、石英ジャケット層5内に設けられ、石英ジャケット層5の外周に、樹脂被覆層6が設けられた構

50

造を有する。

【0011】

イメージファイバ本体4は、多数のコア2と、これらのコア2に挟まれた共通のクラッド3とを有するマルチコアファイバである。すなわち、図1に示すように、イメージファイバ本体4は、互いに独立な島状に配置された多数のコア2と、これらの周囲に連続して形成されたクラッド3と、からなる。

コア2は、イメージファイバ1により得られる画像の画素となる。

このコア2は、石英ガラス、特に酸化ゲルマニウム(GeO<sub>2</sub>)を添加した石英ガラスからなることが好ましい。GeO<sub>2</sub>の添加により、近赤外光(例えば波長0.7~2.5μm)の伝送特性が向上する。

それぞれのコア2は、互いに同じ外径(画素径)を有し、この外径は例えば3~12μmとすることができます。コア2の間隔は、コア2の径の例えば1.1~2倍とすることができます。

【0012】

コア2は、イメージファイバ本体4の長手方向に垂直な断面において、全体にほぼ均一に配置されている。

均一に配置とは、イメージファイバ本体4の断面の一部領域に偏らず、全領域にわたって配置されていることをいう。

隣り合うコア2同士の間隔は、ほぼ一定とすることができます。

コア2同士の間隔をd、サークル径をDとすると、画素数Nは次式(1)から求めることができます。

$$N = 0.9 \times (D/d)^2 \dots (1)$$

サークル径とは、イメージファイバ本体4の断面において、光がイメージファイバ本体4を伝搬する範囲(イメージサークル)の直径である。

【0013】

コア2の数(画素数)は、1000~100000程度とするのが好ましい。

コア2同士の間隔は、コア2とクラッド3との屈折率差に基づいて設定される。この屈折率差は、コア2に対して2~5%、好ましくは3.5~4%とすることができる。すなわち、コア2の屈折率差がクラッド3の屈折率差よりも2~5%、好ましくは3.5~4%高くなっている。

【0014】

クラッド3は、純粋石英ガラス、又は純粋石英ガラスよりも屈折率が低い石英系ガラスからなる。純粋石英ガラスよりも屈折率が低い石英系ガラスとしては、石英ガラスにフッ素(F)、ホウ素(B)等が添加されたものがある。

イメージファイバ本体4には、グレーテッドインデックス型の光ファイバが採用できる。

【0015】

石英ジャケット層5は、例えば純粋石英ガラスから構成される。

樹脂被覆層6は、シリコーン樹脂、ポリイミド樹脂等の樹脂により形成することができます。樹脂被覆層6の厚さは、好ましくは、20~100μm程度である。

【0016】

ファイバスコープ11には、対象物に照射する照明光を伝送するライトガイド(図示略)を、イメージファイバ1に沿って設けてよい。このライトガイドファイバは、多成分ガラスファイバ、あるいは石英ガラスなどからなる光ファイバであってよい。このライトガイドは、照明光源(図示略)からの光を照明光として、対象物にまで伝送できる。

【0017】

光学系12は、CCDカメラ18(撮像装置)と、レーザ発振器13からのレーザ光をイメージファイバ1に入射させるとともに、イメージファイバ1からの光を透過してCCDカメラ18に送る波長フィルタ19と、レーザ反射光をカットする吸収フィルタ15と、を備えている。

10

20

30

40

50

CCDカメラ18は、イメージファイバ1から伝送された信号をモニタ14に送り、画像をモニタ14にて観察可能とする構造になっている。術者は、モニタ14に映し出された画像を観察しながら、ファイバスコープ11を操作することができる。

図2において、符号21～23はレンズである。

モニタ14としては、液晶表示装置、CRTなどが使用できる。

#### 【0018】

波長フィルタ19は、レーザ光源に近赤外線光を用いる場合は、可視光を透過し近赤外線光を反射するフィルタとすることで、レーザ発振器13からのレーザ光（近赤外線光）を反射させ、この近赤外線光をイメージファイバ1に入射させる。また、この波長フィルタ19は、イメージファイバ1からの光（可視光）を透過させて、この可視光をCCDカメラ18に向かわせる。

レーザ光源に可視光を用いる場合には、レーザ発振器13から出射されたレーザ光の所定波長の光（可視光）のみを反射させ、その他の可視領域の波長の光は透過させる狭帯域透過フィルタが、波長フィルタ19として用いられる。この場合には、レーザ発振器13から出射されたレーザ光の所定波長の可視光が、イメージファイバ1に入射される。

また、この狭帯域透過フィルタは、イメージファイバ1からの光（可視光）を透過させてCCDカメラ18に向かわせることができる。この狭帯域透過フィルタの使用により、画像の画質に問題は生じない。

このように、波長フィルタ19は、所定の波長の光を選択的にイメージファイバ1に送る、すなわちレーザ光波長を選択する機能と、イメージファイバ1からの光をCCDカメラ18に向かわせる機能と、を有する。

#### 【0019】

レーザ発振器13は、治療内容等に応じて選択することができる。例えば、色素レーザ、アルゴンイオンレーザ、半導体レーザ、Nd:YAGレーザ、Ho:YAGレーザなど、可視域から近赤外域までの波長を有するレーザ光を発するものが使用可能である。また、XeCl、KrF、ArFなどのエキシマレーザを用いることも可能である。

なかでも、近赤外線光であるレーザ光を発するもの、例えばNd:YAGレーザ（波長1.06μm）、Ho:YAGレーザ（波長2.1μm）が好ましい。

#### 【0020】

次に、内視鏡システム10の使用方法について説明する。

イメージファイバ1の先端を観察対象物に向けると、イメージファイバ1内を通った光は、波長フィルタ19を通過してCCDカメラ18に達し、結像される。CCDカメラ18から出力された画像信号は、モニタ14に写し出される。これにより、例えば患部の発見、診断が可能となる。

図1に示すように、イメージファイバ1は、イメージファイバ本体4の断面全体にコア2がほぼ均一に配置されている。そのため、得られる画像にブランク部分はなく、イメージファイバ本体4の断面に相当する部分の全領域を観察することができる。

術者は、モニタ14（ビデオモニタ）に写し出された画像を観察しながら、ファイバスコープ11を操作することができる。

#### 【0021】

レーザ発振器13から出射されたレーザ光は、光学系12に伝送され、波長フィルタ19で反射されてイメージファイバ1に入射する。波長フィルタ19により、所定の波長のレーザ光のみをイメージファイバ1に向けることができる。イメージファイバ1に入射されたレーザ光は、イメージファイバ1の先端から出射され、対物レンズ16を通って観察対象物に照射される。

#### 【0022】

上述のように、イメージファイバ1は、イメージファイバ本体4の断面全体にコア2がほぼ均一に配置されているので、イメージファイバ本体4内にてレーザ光が伝搬する位置は特に限定されない。例えば、レーザ光がイメージファイバ本体4の中央部を伝搬してもよいし、イメージファイバ本体4の周縁近傍を伝搬してもよい。

10

20

30

40

50

このため、対象物に対するレーザ光の照射位置を、患部の位置や状況に応じて、任意に選択できる。例えば、イメージファイバ本体4の中央部に相当する位置にレーザ光を照射してもよいし、周縁近傍に相当する位置にレーザ光を照射してもよい。

レーザ光の照射位置は、例えば波長フィルタ19やフィルタ15、レンズ21等の位置を調整し、イメージファイバ1へのレーザ光の入射位置を定めることによって設定できる。したがって、不要な部位（健常部）にレーザ光が照射されるのを低減でき、患者への負担が減少する。

このように照射位置を適宜変更できることから、例えば画像領域の中央に入射位置を定めて波長3μm程度のレーザを照射して患部の切開等を行い、次いでこの領域の周辺部に入射位置を定めて波長2.1μmのHO:YAGレーザ等を照射して止血等の処置することができる。このように、本発明の内視鏡システムによれば、患部の状況に応じてレーザ光の波長を適宜変えて、部位別にこれらのレーザ光を照射することも可能である。この結果、治療効果の増大が図れ、かつ一度の内視鏡システムの挿入で多様な治療が行えることから、患者の負担が軽減する。

このレーザ光の照射は、治療を目的とすることができます。例えば、血管形成、血管縫合、結石破碎、網膜凝固などに使用できる。レーザ光として近赤外線光を用いれば、患部を加熱することもできる。

#### 【0023】

本実施形態の内視鏡システム10では、イメージファイバ1により得られた画像に基づいて対象を観察できる。また、イメージファイバ1を通して観察部位にレーザ光を照射できる。

イメージファイバ1は、イメージファイバ本体4の断面全体にコアがほぼ均一に配置されているので、得られる画像にプランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はない。従って、イメージファイバ1で得られた画像の範囲において、必要な位置に確実にレーザ光を照射できる。

このため、本実施形態の内視鏡システム1を医療に用いた場合、例えば、イメージファイバ1により得られた画像に基づいて患部を発見、診断し、患部にレーザ光を照射することによりレーザ治療を行うことができる。この際、イメージファイバ1で得られた画像にプランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はないため、必要な位置にレーザ光を照射することができ、治療効果を高めることができる。

以上、本発明の好ましい実施例を説明したが、本発明はこれら実施例に限定されることはない。本発明の趣旨を逸脱しない範囲で、構成の付加、省略、置換、およびその他の変更が可能である。本発明は前述した説明によって限定されることなく、添付のクレームの範囲によってのみ限定される。

#### 【産業上の利用可能性】

#### 【0024】

本発明の内視鏡システムによれば、イメージファイバにより得られた画像に基づいて対象を観察できる。また、イメージファイバを通して観察部位にレーザ光を照射することができる。イメージファイバは、イメージファイバ本体の長手方向に垂直な断面全体にコアがほぼ均一に配置されているので、得られる画像にプランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はない。従って、画像の範囲において必要な位置に確実にレーザ光を照射できる。このため、例えば、イメージファイバにより得られた画像に基づいて患部を発見、診断し、患部にレーザ光を照射することによりレーザ治療を行うことができる。この際、画像にプランク部分は生じず、かつレーザ光の照射位置に制限はないため、必要な位置にレーザ光を照射でき、治療効果を高められる。

#### 【符号の説明】

#### 【0025】

1 イメージファイバ、2 コア、3 クラッド、4 イメージファイバ本体、10 内視鏡システム、12 光学系、13 レーザ発振器（レーザ光源）、14 モニタ（表示部）。

10

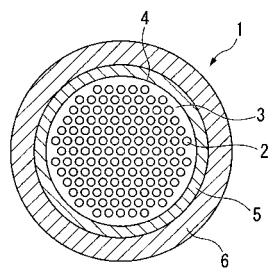
20

30

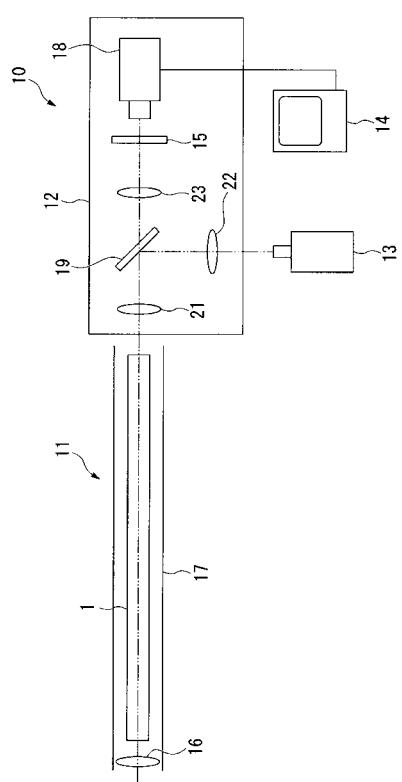
40

50

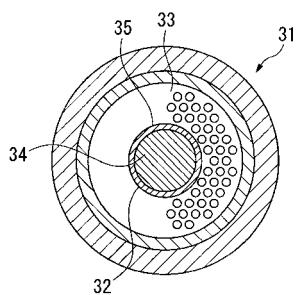
【図1】



【図2】



【図3】



---

フロントページの続き

(72)発明者 金田 恵司  
千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内

(72)発明者 中橋 健一  
千葉県佐倉市六崎1440番地 株式会社フジクラ 佐倉事業所内

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開2004-317437(JP, A)  
特開2005-237436(JP, A)  
特開2006-223710(JP, A)  
特開2008-116745(JP, A)  
特開2001-017379(JP, A)  
特開平08-059273(JP, A)  
特開平08-015535(JP, A)  
特開平02-291506(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B	6 / 0 0
G 0 2 B	2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP5520540B2</a>	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2009184566	申请日	2009-08-07
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社藤仓		
申请(专利权)人(译)	藤仓株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	藤仓株式会社		
[标]发明人	鳥谷智晶 妻沼孝司 金田恵司 中橋健一		
发明人	鳥谷 智晶 妻沼 孝司 金田 恵司 中橋 健一		
IPC分类号	A61B1/00 G02B6/06		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00165 A61B1/00167 A61B1/0017 A61B18/24		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/00.300.H G02B6/06.Z A61B1/00.621 A61B1/00.732 G02B6/06 G02B6/06.A		
F-TERM分类号	2H046/AA02 2H046/AZ03 4C061/BB02 4C061/CC04 4C061/FF02 4C061/FF46 4C061/NN03 4C061/QQ03 4C161/BB02 4C161/CC04 4C161/FF02 4C161/FF46 4C161/NN03 4C161/QQ03		
代理人(译)	渡辺 隆		
优先权	2008210942 2008-08-19 JP		
其他公开文献	JP2010069291A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统，同时执行图像观察和激光照射，并且还在所获得的图像中不产生空白部分。该解决方案：该内窥镜系统包括：图像光纤1，其具有图像光纤体，该图像光纤体包括构成像素的多个芯2和公共包层3；光学系统连接到图像光纤1的目镜侧以使激光进入图像光纤并且还从图像光纤1拍摄图像。在图像光纤1中，芯2基本上均匀地布置在整个图像光纤1上。垂直于图像纤维体4纵向的截面

