

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5350643号
(P5350643)

(45) 発行日 平成25年11月27日(2013.11.27)

(24) 登録日 平成25年8月30日(2013.8.30)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 U
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-31675 (P2008-31675)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成20年2月13日 (2008.2.13)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2009-189473 (P2009-189473A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成21年8月27日 (2009.8.27)	(74) 代理人	100080159
審査請求日	平成22年6月21日 (2010.6.21)		弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217
			弁理士 三和 晴子
		(72) 発明者	飯田 孝之
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		(72) 発明者	圓橋 敦史
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		審査官	渡▲辺▼ 純也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡本体と、処理装置とを備える内視鏡装置であって、
前記内視鏡本体または前記処理装置に設けられた半導体光源と、
前記内視鏡本体内に挿通され、前記半導体光源からの光を導波する単一コアの光ファイバーと、

前記内視鏡本体の、観察対象物の内部に挿入される挿入部の先端内部に配置され、前記光ファイバーによって導波された前記半導体光源からの光の一部または全部を、蛍光体により所定波長の光に変換する波長変換部とを有し、

前記光ファイバーが、前記内視鏡本体内に挿通された管状内蔵物の内面と、該管状内蔵物の内部に挿通された線状内蔵物の外面との間に挿通されて保持され、前記管状内蔵物によって保護され、さらに、前記挿入部の少なくともアングル部において複数本配置され、

前記内視鏡本体は、前記挿入部の前記アングル部よりも先端側かつ前記波長変換部の手前に、前記複数本の光ファイバーによって導波された光を合流させる光合流回路を備えることを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記線状内蔵物は、撮像データ伝送用ケーブルであり、前記管状内蔵物は、シールドケーブルである請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光合流回路の先端側に、前記光合流回路によって合流された光を複数に分岐させる

10

20

光分岐回路を備え、

前記波長変換部は、前記光分岐回路によって分岐された光のそれぞれに対応して複数設けられる請求項 1 または 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記処理装置内において複数の前記半導体光源からの複数の光を合流させ、前記複数本の光ファイバーのそれぞれに対応するように分岐させる請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記複数の半導体光源は、それぞれ異なる波長の光を射出するレーザー光源である請求項 4 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡は、その挿入部が人体等の生体内に挿入されて、臓器の診断や治療、標本の採取等に使用される。内視鏡の挿入部先端には、画像を取得するための撮像素子や、観察部位を照明するための照明光の出射口が設けられており、内視鏡内部には、撮像データ送信用のケーブルや、照明光伝達用ケーブルや、送気送水チューブや、鉗子挿入用チューブ等が内蔵されている。

【0003】

図 10 は、内視鏡の一例を示す斜視図である。内視鏡装置 102 は、挿入部 106、操作部 108、ユニバーサルコード部 110、およびコネクタ部 112 から成り、挿入部 106 は、可撓性を持つ軟性部 114、湾曲部 116、および先端部 118 から成る。図 11 は、図 10 の挿入部 106 の断面図である。挿入部 106 には、外皮 106A 内に、スコープケーブル 120、ライトガイド 122、122、送気送水チューブ 124、および鉗子挿入用チューブ 126 が配置されている。

【0004】

従来の内視鏡装置では、プロセッサ内にあるキセノンランプ等の光源からの光を内視鏡先端へ導く照明光伝達用ケーブルとして、非常に細いファイバー素線を数百から数千本束ねて可撓性を持たせたライトガイド 122 が用いられている。また、内視鏡による照明の方法として、照明光による影や配光特性を考慮し、内視鏡スコープ先端の 2 箇所から光を出射して被検体を照明する方法が知られており、その場合は、図 11 の例のように、2 本のライトガイド 122、122 が内視鏡に内蔵される。一般的な光源ランプは、発光面積が 1 mm 程度ある。光源ランプからの光を効率よくライトガイドに結合させるために、ライトガイド 122 の端面および断面は、光源ランプと同程度の直径を有する。

【0005】

ところで、昨今、経鼻内視鏡が開発され実用化されているが、現在実用化されている経鼻内視鏡の挿入部の直径（外径）は 5 . 9 mm であり、その内部に 1 mm のライトガイドが 2 本挿入されるので、挿入部の部品密度は極めて高くなっている。

また、内視鏡の湾曲部は、例えば、最小曲げ半径 R 7 . 5 mm を要求される。したがって、上記 1 mm 程度のライトガイドは、その屈曲に耐えなければならない。しかし、繰り返し使用において、光ファイバー素線間の摩擦や、湾曲の内側と外側でのテンションの差などによって、一部の光ファイバー素線が破損するのは避けられず、長期の使用の間には有効本数が減少し、照明部における光出力が徐々に低下してしまう。

【0006】

一方、内視鏡の照明光源として、キセノンランプ等に比べ消費電力が小さいレーザーダイオード（LD）を用い、光の伝達に光ファイバーを用いることが提案されている。例えば、特許文献 1 には、LD からのレーザー光を光ファイバーでその先端に設けた蛍光部材

10

20

30

40

50

へ伝え、蛍光部材で白色光に変換した光で観察部位を照明する内視鏡装置が記載されている。この光ファイバーは、単線ファイバーとすることができるとされている。

【0007】

また、特許文献2には、内視鏡挿入部先端の蛍光部材が外れたり、光ファイバーが折れたりといった不調により、照明光が暗くなったときに、光源の発光を停止または減光状態として、内視鏡先端部の故障をユーザーに通知するとともに、暗い照明による輝度の低い画像表示を回避することが記載されている。

【0008】

【特許文献1】特開2005-205195号公報

【特許文献2】特開2007-175433号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1に記載されるような、単線ファイバー（シングルコアファイバー）には、外径が155 μ mのものもある。これは、従来のライトガイドに比べて1/6以下と極めて細い。そのような光ファイバーを用いることで、内視鏡挿入部の更なる細径化を図ることができる。また、本発明者らの検討結果によれば、光ファイバーは、細いほど屈曲性は高くなり、断線に強くなる。シングルコアファイバーであれば、光ファイバー間の摩擦等起因する、繰り返し使用に伴う破損を減少させることもできる。

【0010】

20

しかし、シングルコアファイバーであっても、内視鏡の屈曲に伴う、内視鏡内部での摺動による劣化や、座屈または破断の虞は皆無とは言えず、また、万一の強い衝撃や外的な要因（ゴミの混入等）により破損する可能性もある。また、シングルコアファイバーが他の内蔵物に比べて大幅に細径となるため、従来のバンドルの光ファイバーからなるライトガイドと同様の方法で、そのまま内視鏡内に装填したのでは、挿入部16の湾曲時等に、他の内蔵物の間に挟み込まれたり、他の内蔵物間でよれたりして、ファイバーに過剰な負荷が掛かり、破損や劣化を生じさせる可能性がある。

【0011】

本発明の目的は、上記従来技術の問題点を解消し、従来のバンドルの光ファイバーからなるライトガイドを用いた従来の内視鏡装置に対し、内視鏡挿入部の更なる細径化および最小曲げ半径の小径化を実現可能とし、かつ、光ファイバーの破損、およびそれによる経時的な光出力の低下の問題を低減することのできる内視鏡装置を提供することにある。

30

また、本発明の更なる目的は、上記に加え、万一、光ファイバーの一部が破損した場合にも、照明を停止させることなく、内視鏡の安全な使用を確保できる内視鏡装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0012】

上記課題を解決するために、本願発明は、内視鏡本体と、処理装置とを備える内視鏡装置であって、前記内視鏡本体または前記処理装置に設けられた半導体光源と、前記内視鏡本体内に挿通され、前記半導体光源からの光を導波する単一コアの光ファイバーと、前記内視鏡本体の、観察対象物の内部に挿入される挿入部の先端内部に配置され、前記光ファイバーによって導波された前記半導体光源からの光の一部または全部を蛍光体により所定波長の光に変換する波長変換部とを有し、前記光ファイバーが、前記内視鏡本体内に挿通された管状内蔵物の内面と、該管状内蔵物の内部に挿通された線状内蔵物の外面との間に挿通されて保持され、前記管状内蔵物によって保護され、さらに、前記挿入部の少なくともアングル部において複数本配置され、前記内視鏡本体は、前記挿入部の前記アングル部よりも先端側かつ前記波長変換部の手前に、前記複数本の光ファイバーによって導波された光を合流させる光合流回路を備えることを特徴とする内視鏡装置を提供する。

40

【0013】

ここで、前記線状内蔵物は、撮像データ伝送用ケーブルであり、前記管状内蔵物は、シ

50

ールドケーブルであるのが好ましい。

【 0 0 1 4 】

また、前記光合流回路の先端側に、前記光合流回路によって合流された光を複数に分岐させる光分岐回路を備え、前記波長変換部は、前記光分岐回路によって分岐された光のそれぞれに対応して複数設けられるのが好ましい。

また、前記処理装置内において複数の前記半導体光源からの複数の光を合流させ、前記複数本の光ファイバーのそれぞれに対応するように分岐させるのが好ましい。

さらに、前記複数の半導体光源は、それぞれ異なる波長の光を射出するレーザー光源であるのが好ましい。

【 発明の効果 】

10

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、シングルコアの光ファイバーを内視鏡本体の他の内蔵物の内部に敷設し、または、他の内蔵部の外面に保持する構成としたことにより、光ファイバーを衝撃や強い屈曲から保護することができ、破損や断線を生じ難くすることができる。

また、本発明の一態様によれば、半導体光源の発光を、内視鏡挿入部の少なくともアングル部（湾曲部）において、独立した複数の光ファイバーで導光し、内視鏡挿入部のアングル部よりも先端側で、複数の光ファイバーを結合して、光源からの光を合流させて照明部へ出射させる構成としたことにより、万一、光ファイバーの一本が途中断線した場合に於いても、照明光が停止することではなく、内視鏡の安全な使用を確保できる。

【 0 0 1 6 】

20

さらに、上記構成に加え、複数の光ファイバーを結合した後分岐して、光源からの光を合流させてから再度分岐させる構成としたことにより、万一、光ファイバーの一本が途中断線した場合に於いても、通常どおりの複数箇所からの発光を確保することができる。それにより、内視鏡の安全な使用を確保できることに加え、十分な品質の映像を得ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 7 】

本発明に係る内視鏡装置を、添付の図面に示す好適実施例に基づいて、以下に詳細に説明する。

【 0 0 1 8 】

30

図 1 は、本発明の内視鏡装置の第 1 実施形態を示す模式図である。図 1 に示す内視鏡装置 1 0 は、内視鏡本体 1 2（以下、単に内視鏡 1 2 という。）と処理装置 1 4 とを有している。図 1 では、内視鏡 1 2 を模式的な断面図で示し、その内部の画像光学系の配置および光路を示している。また、図 2 は、図 1 の内視鏡 1 2 の内部管路を示す模式的断面図である。なお、構成を分り易く示すために、図 1 および図 2 における内視鏡 1 2 の寸法比率は、実際とは異ならせている。例えば、挿入部 1 6 は、実際には、他の部分に比べて大幅に細く、かつ、観察部位に到達するのに十分な長さを有している。

【 0 0 1 9 】

内視鏡 1 2 は、先端に小型テレビカメラ（CCD）を搭載し、取得した画像情報を電気信号として処理装置 1 4 へ伝送する、いわゆる電子内視鏡である。

40

図 1 に示すように、処理装置 1 4 は、2 つの半導体レーザー光源（半導体発光素子）LD 1，LD 2 と、プロセッサ 4 6 とを有する。プロセッサ 4 6 は、内視鏡 1 2 から伝送された電気信号（撮像信号）をデジタルの画像信号（映像信号）に変換し、画像処理して、テレビモニタ等の画像出力装置に供給する。なお、半導体レーザー光源 LD 1，LD 2 は、内視鏡 1 2 のコネクタ部 2 2 等に設けてもよい。

【 0 0 2 0 】

内視鏡 1 2 は、体内に挿入される挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の先端のアングル操作や、挿入部 1 6 の先端からの吸引、送気・送水等の操作を行うための操作部 1 8 と、内視鏡 1 2 を処理装置 1 4 に接続するコネクタ部 2 2 と、操作部 1 8 とコネクタ部 2 2 とをつなぐユニバーサルコード部 2 0 とからなる。

50

【 0 0 2 1 】

挿入部 1 6 は、可撓性を持つ軟性部 2 4 と、アングル部 2 6 と、先端部 2 8 とから構成される。先端部 2 8 には、観察部位へ光を照射する照射口 3 0 と、観察部位の画像情報を取得する撮像素子 (C C D) 3 2 および対物レンズ (図示しない。) が設けられている。

【 0 0 2 2 】

アングル部 2 6 は、軟性部 2 4 と先端部 2 8 との間に設けられ、操作部 1 8 からのワイヤ操作やアクチュエータの作動操作などにより湾曲可能な構成とされている。アングル部 2 6 は、例えば、上方へは 0 度 ~ 2 1 0 度、下方へは 0 度 ~ 9 0 度、左右へはそれぞれ 0 度 ~ 1 0 0 度というように、その内視鏡 1 2 が使用される部位等に応じて定められた任意の角度に湾曲でき、アングル部 2 6 を湾曲させることで、先端部 2 8 の照射口 3 0 および撮像素子 3 2 を目的とする観察部位に向けることができる。アングル部 2 6 の最小曲げ半径は、例えば R 7 . 5 mm とされている。

10

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 2 の内部には、画像光学系部材として、2 本の光ファイバー 3 4 および 3 6 と、1 本のスコープケーブル 4 4 が挿通されている。

光ファイバー 3 4 および 3 6 は、内視鏡 1 2 の手元側 (基端側) のコネクタ部 2 2 が処理装置 1 4 に接続されることにより、その基端が、半導体レーザー光源 L D 1 および L D 2 にそれぞれ接続され、半導体レーザー光源 L D 1 , L D 2 からのレーザー光を内視鏡 1 2 の先端へ向けて導波する。光ファイバー 3 4 および 3 6 は、コネクタ部 2 2 からユニバーサルコード部 2 0 を経て、挿入部 1 6 のアングル部 2 6 を過ぎるまでの間は、それぞれ独立に、並行して配置されており、アングル部 2 6 を過ぎたところで光合流回路 3 8 によって合流して、1 本の光ファイバー 4 0 とされている。

20

【 0 0 2 4 】

スコープケーブル 4 4 は、先端が撮像素子 3 2 に接続されており、内視鏡 1 2 のコネクタ部 2 2 が処理装置 1 4 に接続されることにより、その基端が、プロセッサ 4 6 に接続される。撮像素子 3 2 によって取得された画像情報は、スコープケーブル 4 4 を介してプロセッサ 4 6 に送られる。スコープケーブル 4 4 は、シールドケーブル (4 7) に覆われて内視鏡 1 2 内に挿通されている。

【 0 0 2 5 】

また、図 2 に示すように、内視鏡 1 2 の内部には、コネクタ部 2 2 から挿入部 1 6 まで延びる送気チャンネル 4 8 A および送水チャンネル 4 8 B と、送気チャンネル 4 8 A および送水チャンネル 4 8 B が挿入部 1 6 において合流して 1 本となった送気送水チャンネル 4 8 と、操作部 1 8 から挿入部 1 6 へ延びる、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネル 4 9 と、コネクタ部 2 2 から挿入部 1 6 へ延びて鉗子チャンネル 4 9 と合流する吸引チャンネル 5 0 とが挿通されている。

30

【 0 0 2 6 】

光ファイバー 3 4 および 3 6 (図 1 参照) は、単一コアを持つ同様の構成の光ファイバーである。図 3 に光ファイバー 3 4 の一例の断面構成を示す。光ファイバー 3 4 は、中心部から順に、コア 5 1、クラッド 5 2、ハードクラッド 5 4、ポリイミドの補強材 5 6、およびテフロン被覆 5 8 を有している。例えば、コア 5 1 を直径 2 0 0 μ m とし、クラッド 5 2 の厚さを 3 5 μ m、ハードクラッド 5 4 を約 5 μ m、ポリイミドの補強材 5 6 を 5 ~ 1 0 μ m、テフロン被覆 5 8 を約 1 0 0 μ m とすると、光ファイバー 3 4 の直径は、およそ 0 . 3 ~ 0 . 5 mm となる。これは、従来のライトガイドの直径の半分以下に相当する。

40

【 0 0 2 7 】

光ファイバー 3 4 および 3 6 として単一コアの光ファイバーを用いることで、従来のバンドルの光ファイバーを用いたライトガイドのように、光ファイバー間での摩擦を生じることがなく、実質的に強度を増すことができる。また、繰り返し使用に伴う光ファイバーの破損による経時的な光出力の低下という問題を防ぐことができる。さらに、内視鏡挿入部の細径化を大幅に促進することや、曲げ半径を小さくすることも可能となる。

50

【 0 0 2 8 】

光合流回路 3 8 は、アングル部 2 6 よりも先端側の先端部 2 8 に設けられており、光ファイバー 3 4 および 3 6 によって送られてきた半導体レーザー光源 L D 1 および L D 2 からの光を合流させる。光合流回路 3 8 としては、例えば、図 1 に示すような Y 分岐回路を使用することができる。この Y 分岐回路は、部品点数が少なく構成が簡潔である点で好ましいが、光合流回路 3 8 には、これ以外にも、2 本の光導波路を近接させる方向性結合器を用いても良いし、プリズムを使うバルク型や、ファイバー型の光回路を用いても良い。単一コアの光ファイバー 3 4 , 3 6 を用いることにより、簡単な構成の光合流回路 3 8 によって両ファイバー 3 4 , 3 6 を合流させることができる。

【 0 0 2 9 】

内視鏡装置 1 0 では、光ファイバー 3 4 および 3 6 として単一コアの光ファイバーを用いているため、光合流回路 3 8 によって光ファイバー 3 4 , 3 6 を先端部 2 8 の短いスペースで結合することができる。

すなわち、従来光導波路として用いられているライトガイドは、多数の光ファイバーを束ねたバンドル状のものであるため、2 本のライトガイドを結合して 1 本にするのは容易ではなく、構成が複雑になり、また、損失が大きいなどの問題から、効率よく合波することが難しい。そのため、内視鏡 1 2 の先端部 2 8 という限られた長さの中で合波することは極めて困難である。この困難性は、伝達光量の多い、太いライトガイドほど高い。

【 0 0 3 0 】

これに対し、本発明では、図 1 の内視鏡装置 1 0 のように、光ファイバー 3 4 および 3 6 として、単一コアの光ファイバーを用いているため、Y 分岐回路等の比較的簡単な構成で、効率よく、複数の光ファイバーを結合することができる。そのような構成としたことにより、内視鏡 1 2 のアングル部 2 6 よりも先端側の先端部 2 8 において、2 本の光ファイバー 3 4 , 3 6 を結合し、光を合流させることを可能にしている。

【 0 0 3 1 】

光ファイバー 3 4 および 3 6 によって導波された光は、光合流回路 3 8 で合波された後、蛍光体変換部 4 2 に導入される。

挿入部 1 6 の先端部 2 8 の照射口 3 0 近傍には、蛍光体変換部 4 2 が設けられている。蛍光体変換部 4 2 は、蛍光体を備えている。光合流回路 3 8 で合波された光は、光ファイバー 4 0 によって蛍光体変換部 4 2 へ送られて、蛍光体変換部 4 2 の蛍光体を励起する。蛍光体変換部 4 2 は、励起光の一部をそれとは異なる波長の蛍光光に変換して出射するとともに、残りの励起光を透過させる。蛍光体変換部 4 2 から出射された蛍光光と励起光が合わさって、例えば白色の照明光が得られる。この照明光は、照射口 3 0 から発光して、観察部位を照射する。

【 0 0 3 2 】

例えば、半導体レーザー光源 L D 1 , L D 2 に波長 4 4 5 n m の青色の発光光源を用い、蛍光体変換部 4 2 に Y A G 系の蛍光体、あるいは α - サイアロンと赤色領域で発光する $C a S i S i N_3$ を用いて、半導体レーザー光源 L D 1 , L D 2 からの光を励起光として蛍光体変換部 4 2 を励起すると、蛍光体変換部 4 2 からは、蛍光体変換部 4 2 によって変換された赤から緑にわたる蛍光光と、蛍光体変換部 4 2 を透過した青色の励起光とが出射される。この 2 つの光が合わさることで、照射口 3 0 からは、白色の発光を得ることができる。

【 0 0 3 3 】

図 4 (A) は、光ファイバー 3 4 および 3 6 の装填の様子を示す断面斜視図である。

光ファイバー 3 4 および 3 6 は、図 4 (A) に示すように、撮像データ伝送用ケーブルであるスコープケーブル 4 4 のシールドケーブル 4 7 (C C D 駆動制御ケーブル) の内部に挿通されて、内視鏡 1 2 内に装填される。すなわち、光ファイバー 3 4 および 3 6 は、内視鏡 1 2 のコネクタ部 2 2 の端部から挿入部 1 6 の先端部 2 8 まで、スコープケーブル 4 4 と共にシールドケーブル 4 7 に覆われている。光ファイバー 3 4 および 3 6 は、シングルコア (単一コア) の極細径の光ファイバーであり、その外径が例えば 0 . 3 ~ 0 . 5

10

20

30

40

50

mmなので、スコープケーブル44と共に既存のシールドケーブル47内に収めることができる。

【0034】

図4(B)は、図4(A)のように光ファイバー34および36が装填されるとき、挿入部16の断面図である。挿入部16の外皮16Aの内部にシールドケーブル47と、送気送水チャンネル(送気送水チューブ)48と、鉗子チャンネル(鉗子挿入用チューブ)49とが挿通されており、シールドケーブル47の内部にスコープケーブル44と光ファイバー34および36が挿通されている。

【0035】

シールドケーブル47によって保護されることにより、光ファイバー34および36は、他の内蔵物の間に挟み込まれたり、他の内蔵物間でよれたりすることが極めて少なくなり、断線を生じ難くすることができる。また、光ファイバー34および36を既設のシールドケーブル47の内部に収容するので、挿入部16を更に細径化することができる。また、光ファイバー34および36をシールドケーブル47の内部に収容するので、挿入部16内の内蔵物の本数が減り、各内蔵物の動きが妨げられにくくなり、アングル部26の湾曲動作の負荷が小さくなるという効果もある。

【0036】

上述したように、光ファイバー34および36は、挿入部16の先端部28において、光合流回路38で1本の光ファイバー40に結合される。光合流回路38および光ファイバー40は、シールドケーブル47の内部に設けてもよいし、先端部28で光ファイバー34および36をシールドケーブル47の外へ出し、シールドケーブル47の外部に光合流回路38および光ファイバー40を設けてもよい。

【0037】

図5(A)および図5(B)に、本発明の第2実施形態を示す。図5(A)は、光ファイバー34および36の装填の様子を示す断面斜視図である。第2実施形態では、光ファイバー34および36は、図5(A)に示すように、鉗子チャンネル49に螺旋状に巻き付けた状態で、内視鏡12内に装填される。

図5(B)は、図5(A)のように光ファイバー34および36が装填されるとき、挿入部16の断面図である。挿入部16の外皮16Aの内部にシールドケーブル47と、送気送水チャンネル48と、鉗子チャンネル49とが挿通されており、鉗子チャンネル49の外面に光ファイバー34および36が巻き付けられている。スコープケーブル44は、シールドケーブル47の内部に挿通されている。

【0038】

鉗子チャンネル49の外面に螺旋状に巻き付けることにより、光ファイバー34および36は、アングル部26の湾曲時等に座屈し難くなり、また、他の内蔵物の間に挟み込まれたり、他の内蔵物間でよれたりすることが極めて少なくなり、断線を生じ難くすることができる。光ファイバー34および36は、鉗子チャンネル49の外面に所々で適宜固定してもよい。

さらに、光ファイバー34および36を鉗子チャンネル49に巻き付けた後、その上から樹脂成形して、光ファイバー34および36をコーティングするのが好ましい。樹脂コーティングを施すことで、光ファイバー34および36が保護されて、断線の可能性を減らすことができる。

【0039】

光ファイバー34および36の巻き付けのピッチは、挿入部16のアングル部26が最大に湾曲した時にも、光ファイバー34、36の曲げ半径が許容範囲内となるように設定すればよい。また、鉗子チャンネル49内を抜き差しされる各種処置具により、鉗子チャンネル49の壁に傷が付き、その外面に巻き付けられた光ファイバー34、36までも傷つける可能性を考慮して、光ファイバー34および36は、間隔を空けて巻き付ける方がよい。

また、光ファイバー34および36は、鉗子チャンネル49ではなく、送気送水チャン

ネル４８やシールドケーブル４７に巻き付けるようにしてもよい。

【００４０】

図１の内視鏡装置１０では、好ましい形態として、内視鏡１２のうち、小さい曲がり半径で、かつ頻繁に湾曲する箇所であるアングル部２６を通過するまでの間、２本の光ファイバー３４，３６を独立に並行して配置し、アングル部２６を通過した後に両光ファイバー３４，３６を合流させている。光ファイバーに最も負荷が掛かりやすいアングル部２６に、２本の光ファイバー３４，３６を配置しているのも、万一、光ファイバー３４および３６の一方が破損や途中断線した場合にも、光量は半減するものの、照明光がゼロになる（停止する）ことはなく、真っ暗にはならないので、内視鏡を引き出すときにも周囲画像の確認ができ、内視鏡１２の操作上の安全性を確保することができる。

10

【００４１】

また、光源として半導体レーザーを用いた場合に、素子劣化のモードとして、急速劣化と呼ばれるモードがあり、突発的に著しく光出力が低下することが知られている。しかし、内視鏡装置１０は、２つの半導体レーザー光源ＬＤ１およびＬＤ２に接続されているので、万一、一方のレーザー光源が急速劣化した場合でも、光量は半減するものの、照明光はゼロにはならず、内視鏡１２の操作上の安全性を確保することができる。

【００４２】

さらに、内視鏡装置１０では、複数の半導体レーザー光源ＬＤを用いているので、各々の半導体レーザー光源ＬＤの駆動電流と光量をモニタすることで、劣化率の大きい素子は駆動電流を下げて劣化を抑え、劣化率の小さな素子の駆動電流を上げて、光量を確保することが出来る。

20

【００４３】

しかし、本発明は、上記の構成には限定されず、光ファイバーが１本の形態や、光源が１つの形態にも適用できる。また、複数の光源を複数の光ファイバーにそれぞれ接続し、そのまま挿入部１６の先端まで複数列で導光する形態にも適用できる。すなわち、本発明の内視鏡装置の第１の作用効果は、光ファイバーを図４または図５のように内視鏡１２内に装填することにより、シングルコアの光ファイバーの断線を生じ難くすることができる点である。

【００４４】

図１の内視鏡装置１０において、半導体レーザー光源ＬＤ１およびＬＤ２は、互いに異なる波長の光源としてもよい。例えば、光ファイバー３４および３６の一方で波長４４５ｎｍの光を導光し、他の一方で、蛍光体の励起効率の良い、波長４０５ｎｍの光を導光して、光の変換効率を向上させるのも好ましい。それにより、蛍光体変換部４２の発熱量を抑えることができ、安定した発光を得ることができる。そのほかにも、励起光の波長および蛍光体変換部４２の物性を選択することにより、内視鏡１２による観察の目的に応じた色の照明光を得るようにしても良い。

30

【００４５】

この場合には、光ファイバー３４および３６の一方が破損した場合や、半導体レーザー光源ＬＤ１およびＬＤ２の一方が急速劣化した場合などには、照明光の光量や波長（色調）は変わるが、照明光はゼロにはならないので、内視鏡１２の操作上の安全性を確保することができる。

40

【００４６】

また、上記の例では、蛍光体変換部４２によって、光源からの入力光（励起光）の一部を波長変換しているが、蛍光体を選択することにより、入力光の全部を波長変換して、観察に適した所望の色の出力光を得るようにしてもよい。すなわち、上記の例では、上述したように、蛍光体を青色光で励起し、青色光の一部を黄緑色と赤色の光へ変換し、残りの青色光（透過光）を併せて白色化しているが、さらに演色性を高めるためには、紫色光から紫外線（４００ｎｍ以下、例えば３８０ｎｍや３６５ｎｍ）で、ＲＧＢ３色の蛍光体を励起するのが望ましい。また、ＲＧＢにオレンジを加えるなど、蛍光体を更に増やすと、より一層演色性の高い望ましい出力光を得ることができる。

50

【 0 0 4 7 】

上記の例では、2つの半導体レーザー光源LD1, LD2と、2本の光ファイバー34, 36を用い、光源と光ファイバーとを一对一でつないで、光源から先端部28までを2本の光ファイバー34, 36で導光しているが、少なくともアングル部26において、2本以上の光ファイバーを配置できれば、上記以外の構成としてもよい。例えば、3つ以上の光源からの光を3本以上の光ファイバーで光合流回路38まで導波してもよい。また、光源の数と光ファイバーの本数は、同じでも異なってもよい。例えば、2つの光源からの光を分岐させて3本以上の光ファイバーで導波し、光合流回路38で合流させてもよいし、4つの光源からの光を内視鏡12の手前で2つずつ合流させて2本の光ファイバーで導波し、光合流回路38で1つに合流させてもよい。さらに、比較的湾曲することの少ないコネクタ部22から操作部18までの間は、1本の光ファイバーで導光するようにしてもよい。

10

【 0 0 4 8 】

次に、本発明の第3実施形態について説明する。

図6は、本発明の内視鏡装置の第3実施形態を示す模式図である。図6に示す内視鏡装置60は、内視鏡62の先端の2箇所から照明光を発光する。

現在の一般的な内視鏡では、視野内での照度ムラや影による見落としなどを防ぐために、内視鏡先端の照明光が2灯になっているものが多い。内視鏡装置60は、そのような2灯式の内視鏡光源装置を提供する。

【 0 0 4 9 】

20

内視鏡装置60は、内視鏡62の先端部28の構成以外は、上述した図1の内視鏡装置10と同様の構成を有している。図6において、図1の内視鏡装置10と同一の構成要素には同一の符号を付し、その詳細な説明を省略する。

【 0 0 5 0 】

内視鏡62の先端部28には、光合流分岐回路64が設けられている。光合流分岐回路64は、光ファイバー34および36を合流させた後、再び2つの光ファイバー40Aおよび40Bに分岐させる。光合流分岐回路64としては、上述の例の光合流回路38と同様の、Y分岐回路を2つ組み合わせたものや、プリズムを使うバルク型や、方向性結合器などの光導波路型、あるいはファイバー融着型の光回路を用いることができる。光合流分岐回路64は、合流回路と分岐回路とが一体的に形成されたものを用いるのが、部品数が少なく組立が簡単である点で好ましいが、合流回路と分岐回路とを別体で用意し、それらを接続して先端部28に配置するようにしてもよい。

30

先端部28の端面には、2つの照射口30A, 30Bが設けられており、それら照射口30A, 30Bの近傍には、それぞれ、蛍光体変換部42A, 42Bが配置されている。

【 0 0 5 1 】

2つの半導体レーザー光源LD1, LD2からのレーザー光は、2本の光ファイバー34, 36で導波され、光合流分岐回路64で1つに合流した後、再び2つに分岐する。分岐したレーザー光は、同様の波長成分(分光特性)を有し、それぞれが蛍光体変換部42A, 42Bを励起して、2箇所の照射口30A, 30Bから照明光を出射させる。

【 0 0 5 2 】

40

2本の光ファイバー34, 36は、上述の第1実施形態または第2実施形態と同様の方法で、内視鏡62内に装填される。すなわち、光ファイバー34, 36は、スコープケーブル44のシールドケーブル47の内部に挿通されるか、または、シールドケーブル47、送気送水チャンネル48、もしくは鉗子チャンネル49の外面に螺旋状に巻き付けられて保持されているので、断線が生じ難い。

【 0 0 5 3 】

また、内視鏡装置60では、仮に、2本の光ファイバー34, 36の一方が、途中断線した場合にも、あるいは、2つの半導体レーザー光源LD1, LD2の一方が、故障などの理由で発光停止した場合にも、他の一方のレーザー光源または光ファイバーにより、光源からのレーザー光は、光合流分岐回路64まで導波され、光合流分岐回路64で分岐さ

50

れて、2つの蛍光体変換部42Aおよび42Bの両方に入射するので、内視鏡先端部にある2つの蛍光体を発光させて、2箇所の照射口30A、30Bから照明光を照射することができる。したがって、撮像の視野内は暗くはなるものの、影などの特に見にくい領域の発生を防ぐことができるとともに、内視鏡62の挿入部16を体内から取り出す際にも、映像を確認しながら安全かつ容易に取り出すことができる。

【0054】

なお、図3の内視鏡装置60においても、少なくとも、アングル部26において、2本以上の光ファイバーで励起光を導波すればよく、光ファイバーを3本以上用いてもよい、半導体レーザー光源を3つ以上用いてもよい。

【0055】

内視鏡装置60においても、半導体レーザー光源LD1およびLD2を互いに異なる波長の光源としてもよい。各光源LD1、LD2からの光は、光合流分岐回路64によって、合流した後、同じ波長成分を持つ2つの流れに分岐することができ、蛍光体変換部42Aおよび42Bに、同じ波長成分の光を照射して、2箇所の照射口30A、30Bから同様の照明光を得ることができる。

【0056】

次に、本発明の第4実施形態について説明する。

図7は、本発明の内視鏡装置の第4実施形態を示す模式図である。図7に示す内視鏡装置70は、内視鏡72と、処理装置74とを有している。内視鏡72は、図6の内視鏡装置60における内視鏡62と同様のものであり、先端から2灯で照明光を発光する。処理装置74は、半導体レーザー光源を3つ備えている点が、図6の内視鏡装置60における処理装置14と異なっている。

【0057】

半導体レーザー光源LDを3つ以上備える場合は、各光源に対し光ファイバーを1本ずつ接続して、内視鏡12の先端部まで導光してもよいが、光ファイバーの本数が増えるほど、光合流分岐回路64が大きくなり、また、内視鏡72内の光ファイバーの占有断面積も大きくなる。そのため、半導体レーザー光源LDを3つ以上備える場合は、図7に示す内視鏡装置70のように、半導体レーザー光源LDに接続する光ファイバーを、内視鏡72に挿入される手前の部分で合流した後、2本に分岐して、内視鏡72に挿通するのが好ましい。

【0058】

この内視鏡装置70においても、光ファイバー34、36は、上記第1または第2実施形態のように、内視鏡12に挿通された他の内蔵物の内部または外面に保持されて装填されるので、断線し難い。

また、万一、2本の光ファイバー34、36の一方が途中断線した場合にも、照明光の光量は減るものの、内視鏡先端部にある2つの蛍光体変換部42A、42Bを発光させて、2箇所の照射口30A、30Bから照明光を照射することができる。また、3つの半導体レーザー光源LD1、LD2、LD3のうちの一つが発光停止した場合でも、通常の半分以上の光量を確保でき、さらに、2つの光源が発光停止した場合でも真っ暗になることはない。

【0059】

なお、図6および図7の例において、内視鏡62、72の先端部28における照明装置の構成は、光合流分岐回路64の分岐側を3つ以上に分岐するとともに、その数に対応する数の蛍光体変換部および照射口を設け、内視鏡先端の照明光を3灯以上としてもよい。

【0060】

上記の各例では、2つ以上の半導体レーザー光源LDを用いることとしたが、内視鏡使用中のレーザー光源LDの寿命を保証できる場合や、万一停止しても直ぐに別の光源に交換できる場合には、1つの半導体レーザー光源LDを用いる構成としてもよい。この場合は、半導体レーザー光源LDからの光を内視鏡の手前で2つに分岐し、内視鏡の少なくともアングル部26に、2本の光ファイバー34、36を配置するようにすればよい。半導

10

20

30

40

50

体レーザー光源LDの数を減らすことにより、コストを抑えることができる。

【0061】

このように半導体レーザー光源LDを1つとする例を、本発明の第5実施形態および第6実施形態として説明する。なお、何れの形態においても、光ファイバーの内視鏡への装填形態は、上述した形態と同様である。

図8は、本発明の内視鏡装置の第5実施形態を示す模式図である。図8に示す内視鏡装置80は、図6に示した第3実施形態の内視鏡62と同じく先端の照明光が2灯である内視鏡62と、1つの半導体レーザー光源LD1およびプロセッサ46を備える処理装置82とを有している。

【0062】

本実施形態では、半導体レーザー光源LD1として、ブロードエリアレーザーと呼ばれる横モード・マルチのレーザー光源を使用する。半導体レーザー光源LD1の発光幅は、例えば50～100μmである。この半導体レーザー光源LD1からのレーザー光を絞ると細長く絞られ、光ファイバー34, 36の端部をレーザー光の長手方向に接近して並べて、1つの半導体レーザー光源LD1からの光を2本の光ファイバー34, 36に同時に入れることができる。

【0063】

光ファイバー34, 36に入った半導体レーザー光源LD1からのレーザー光は、光ファイバー34, 36のそれぞれによって導波され、上述した図6の例と同様に、光合流分岐回路64で1つに合流した後、再び2つの分岐する。分岐したレーザー光は、同様の波長成分(分光特性)を有し、それぞれが蛍光体変換部42A, 42Bを励起して、2箇所の照射口30A, 30Bから照明光を出射させる。

【0064】

なお、内視鏡62の先端部28における照明装置の構成は、2灯のもの以外にも、図1の内視鏡装置10における内視鏡12のような1灯のものとしてもよいし、光合流分岐回路64の分岐側を3つ以上に分岐するとともに、その数に対応する数の蛍光体変換部および照射口を設け、内視鏡先端の照明光を3灯以上としてもよい。また、半導体レーザー光源LD1からのレーザー光を、同時に3本以上の光ファイバーに入れて、内視鏡62内を3本以上の光ファイバーで導波してもよい。

【0065】

図9は、本発明の内視鏡装置の第6実施形態を示す模式図である。図9に示す内視鏡装置90は、先端の照明光が2灯である内視鏡92と、1つの半導体レーザー光源LD1およびプロセッサ46を備える処理装置82とを有している。

【0066】

内視鏡92は、コネクタ部22に、光分岐回路96を有している。光分岐回路96は、内視鏡92の外部へ延びて半導体レーザー光源LD1に接続される1本の光ファイバー98と、2本の光ファイバー34, 36とを接続して、光ファイバー98によって送られてきた半導体レーザー光源LD1からの光を2つに分岐させる。この光分岐回路96は、アングル部26よりも基端側(コネクタ側)に配置することが重要であり、好ましくは、湾曲することが少なく、基端に近い、コネクタ部22に配置するのがよい。また、光分岐回路96は、処理装置94に設け、内視鏡92から延びる2本の光ファイバー34, 36のそれぞれを、処理装置94内の光分岐回路96に接続するようにしてもよい。

【0067】

内視鏡92の上記部分以外の構成は、図8の内視鏡62と同様であり、内視鏡62の先端部28における照明装置の構成は、2灯のもの以外にも、1灯または3灯以上としてもよいのも図8の内視鏡62と同様である。また、光分岐回路96において、半導体レーザー光源LD1からの光を3つ以上に分岐させて、内視鏡62内を3本以上の光ファイバーで導波してもよい。

【0068】

以上、本発明の内視鏡光源装置について詳細に説明したが、本発明は、上記実施形態に

10

20

30

40

50

限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変更を行ってもよいのは、もちろんである。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 9 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態を示す模式的断面図である。

【図 2】図 1 の内視鏡の内部管路を示す模式的断面図である。

【図 3】光ファイバーの一例を示す模式的断面図である。

【図 4】内視鏡先端部の光ファイバーの装填例を示す図であり、(A) は断面斜視図、(B) は断面図である。

【図 5】本発明の第 2 実施形態における内視鏡先端部の光ファイバーの装填例を示す図であり、(A) は断面斜視図、(B) は断面図である。 10

【図 6】本発明の第 3 実施形態を示す模式的断面図である。

【図 7】本発明の第 4 実施形態を示す模式的断面図である。

【図 8】本発明の第 5 実施形態を示す模式的断面図である。

【図 9】本発明の第 6 実施形態を示す模式的断面図である。

【図 10】内視鏡の斜視図である。

【図 11】図 10 の内視鏡の挿入部の断面図である。

【符号の説明】

【 0 0 7 0 】

1 0、6 0、7 0、8 0、9 0 内視鏡装置 20

1 2、6 2、7 2、9 2、1 0 2 内視鏡 (本体)

1 4、7 4、8 2、9 4 処理装置

1 6、1 0 6 挿入部

1 6 A、1 0 6 A 外皮

1 8、1 0 8 操作部

2 0、1 1 0 ユニバーサルコード部

2 2、1 1 2 コネクタ部

2 4、1 1 4 軟性部

2 6、1 1 6 アングル部 (湾曲部)

2 8、1 1 8 先端部 30

3 0、3 0 A、3 0 B、1 2 2 照射口

3 2 撮像素子 (C C D)

3 4、3 6、4 0、4 0 A、4 0 B、9 8 光ファイバー

3 8 光合流回路

4 2、4 2 A、4 2 B 蛍光体変換部

4 4、1 2 0 スコープケーブル

4 6、7 6 プロセッサ

4 7 シールドケーブル

4 8、1 2 4 送気送水チャンネル

4 9、1 2 6 鉗子チャンネル 40

5 0 吸引チャンネル

5 1 コア

5 2 クラッド

5 4 ハードクラッド

5 6 補強材

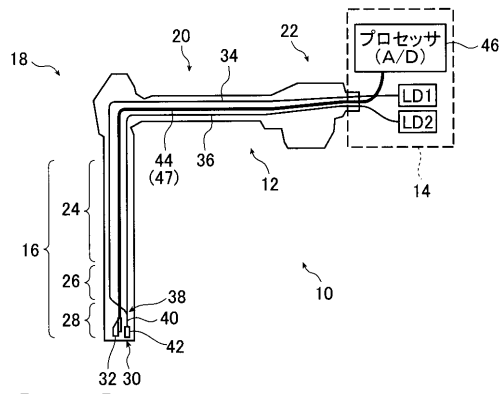
5 8 テフロン被覆

6 4 光合流分岐回路

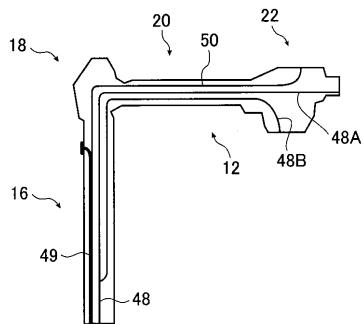
9 6 光分岐回路

1 2 2 ライトガイド

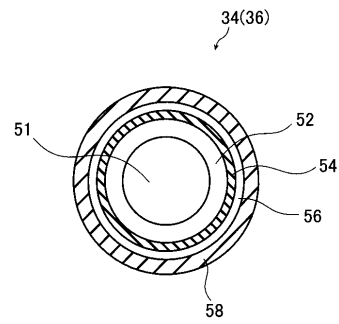
【図 1】



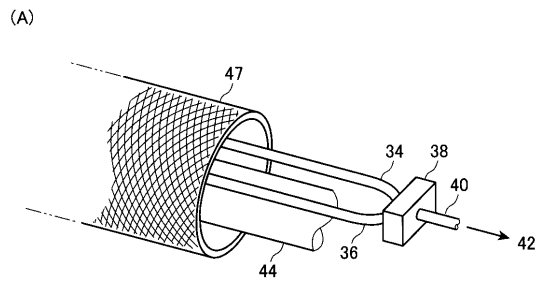
【図 2】



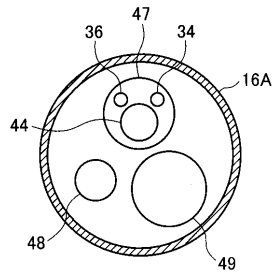
【図 3】



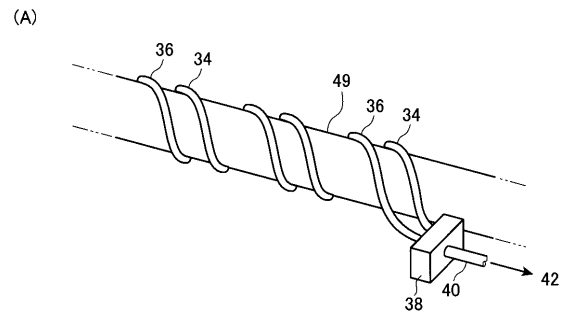
【図 4】



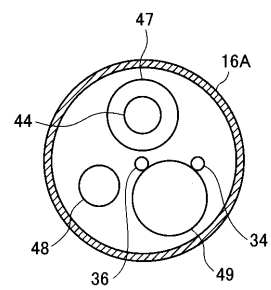
(B)



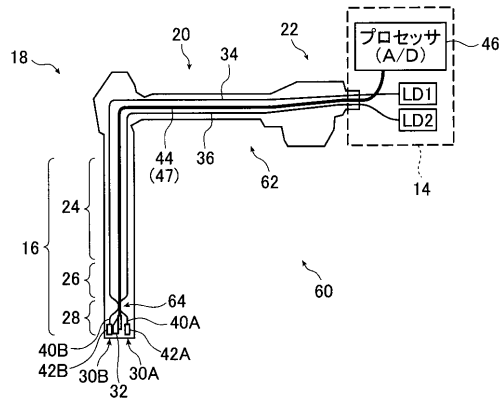
【図 5】



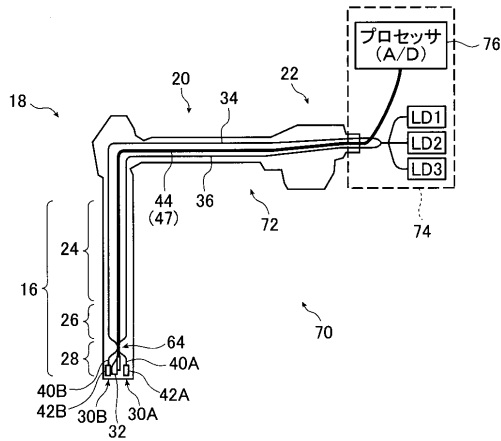
(B)



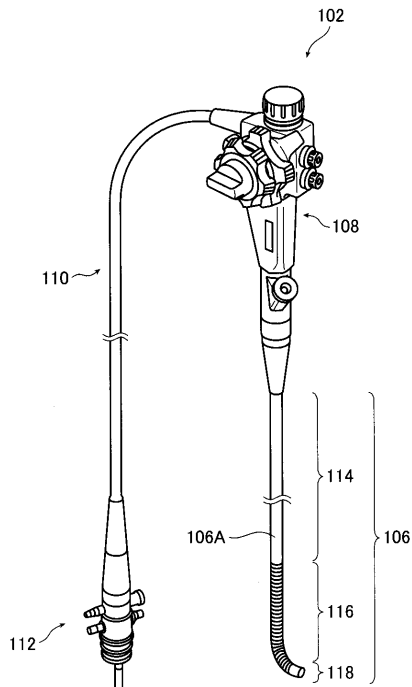
【図 6】



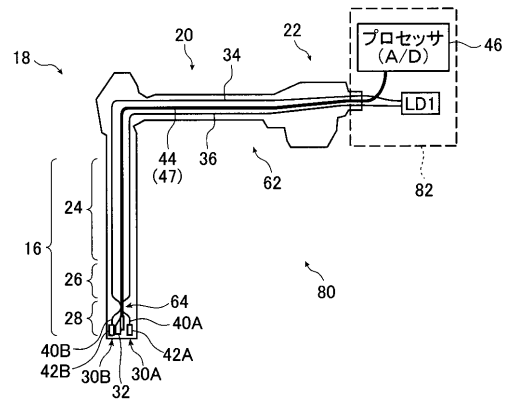
【図 7】



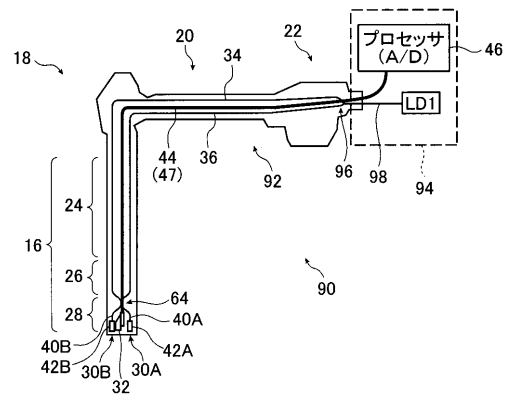
【図 10】



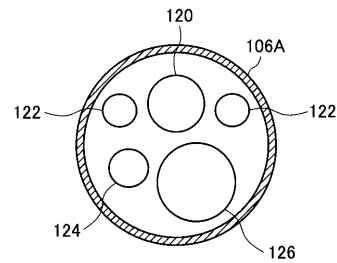
【図 8】



【図 9】



【図 11】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2005-205195(JP,A)
特開平07-140397(JP,A)
特開2009-189463(JP,A)
特開2009-189472(JP,A)
特開2006-166983(JP,A)
国際公開第2006/011571(WO,A1)
特開2003-164420(JP,A)
特開2007-175433(JP,A)
特開2007-020939(JP,A)
実開昭58-163920(JP,U)
特開平05-027120(JP,A)
特開平01-274725(JP,A)
特開平04-310027(JP,A)
特開2006-346185(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

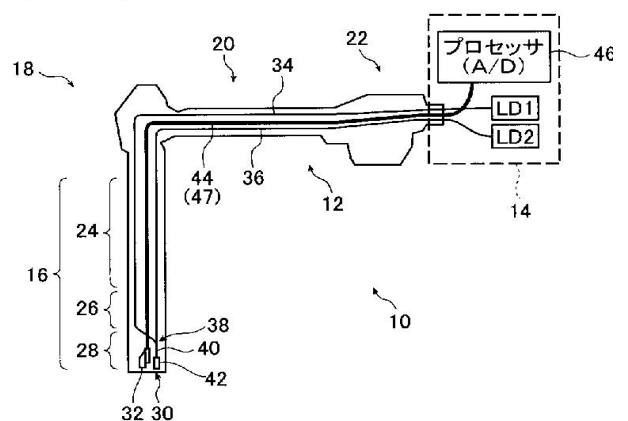
A61B 1/00 ~ 1/32
G02B 23/24 ~ 23/26

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP5350643B2	公开(公告)日	2013-11-27
申请号	JP2008031675	申请日	2008-02-13
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	飯田孝之 圓橋敦史		
发明人	飯田 孝之 圓橋 敦史		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.U A61B1/00.300.Y A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.732 A61B1/05 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA03 2H040/CA06 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA18 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ06 4C161/QQ07		
其他公开文献	JP2009189473A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够进一步缩小内窥镜插入部分的内窥镜系统，使其最小弯曲半径小型化并减少诸如光纤损坏和随后的光输出的时间推移降低之类的问题。解决方案：该内窥镜系统具有设置在内窥镜主体或治疗装置中的半导体光源，插入内窥镜主体并引导来自半导体光源的光束的单芯光纤，以及波长转换部件布置在内窥镜体插入部分的远端内部以插入观察对象内部，并将来自光纤引导的半导体光源的部分或全部光束转换成具有规定波长的光束。荧光体，其中光纤被保持并包含在插入内窥镜体内的内容物的内部或外部。

【 図 1 】



【 図 2 】