

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5117878号
(P5117878)

(45) 発行日 平成25年1月16日(2013.1.16)

(24) 登録日 平成24年10月26日(2012.10.26)

| | | | |
|----------------|--------------|------------------|-----------------|
| (51) Int.Cl. | | F 1 | |
| A 6 1 B | 1/06 | (2006.01) | A 6 1 B 1/06 A |
| G 0 2 B | 23/26 | (2006.01) | A 6 1 B 1/06 B |
| | | | G 0 2 B 23/26 B |

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2008-31485 (P2008-31485)
 (22) 出願日 平成20年2月13日 (2008.2.13)
 (65) 公開番号 特開2009-189463 (P2009-189463A)
 (43) 公開日 平成21年8月27日 (2009.8.27)
 審査請求日 平成22年6月17日 (2010.6.17)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100080159
 弁理士 渡辺 望穂
 (74) 代理人 100090217
 弁理士 三和 晴子
 (72) 発明者 水由 明
 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 安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

半導体光源と、

内視鏡内に挿通され、前記半導体光源からの光を導波する、前記内視鏡の少なくともアングル部において、それぞれ単一コアを有し且つ被覆材で被覆されて独立に配置された複数本の光ファイバーと、

前記内視鏡の前記アングル部よりも先端側に配置され、前記複数本の光ファイバーによってそれぞれ導波された光を合流させる光合流回路と、

前記光合流回路の内視鏡挿入部先端側に配置され、前記光合流回路で合流された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備える内視鏡光源装置。

【請求項 2】

前記光合流回路の内視鏡挿入部先端側に、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請求項 1 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 3】

前記光合流回路と前記光分岐回路とが一体的に構成される請求項 2 に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 4】

前記半導体光源が複数設けられ、

前記複数本の光ファイバーは、それぞれ異なる前記半導体光源に接続される請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の内視鏡光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡光源装置に関する。

【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いる。内視鏡内部には、光ファイバーの束（バンドル）からなるライトガイドが挿通されており、このライトガイドがキセノンランプ等の白色光源に接続されて、光源からの光を挿入部先端まで伝送する。

10

【0003】

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いる。この場合、ライトガイドを内視鏡スコープ内で複数に分岐することで、一つの光源から得られる光を内視鏡スコープ内で複数に分岐して伝送する。しかし、ライトガイドを内視鏡スコープ内で分岐した場合、内視鏡スコープの湾曲によって、ライトガイドの分岐部に座屈や断線を生じやすいという問題がある。この問題に対し、特許文献 1 では、ライトガイドの分岐部を、内視鏡スコープの湾曲部よりも被検体側とすることが提案されている。

20

【0004】

一方、キセノンランプ等の光源ランプから発せられる熱による光源の周辺温度の上昇や、光の減衰を課題として、光源としてレーザー光源を用いることが提案されている。さらに、特許文献 2 では、レーザー光源の高精度な温度管理を目的として、複数のレーザー光源を用意して順次切り替えて使用することが提案されている。特許文献 2 の内視鏡装置では、複数のレーザー光源のそれぞれからライトガイドが伸び、その複数のライトガイドが内視鏡装置の手前で 1 本化されて、内視鏡装置内に挿通されている。特許文献 2 の内視鏡装置は、複数のレーザー光源を用意して順次切り替えて使用することで、レーザー光源の周辺温度の上昇を抑え、そのレーザー光源の耐久性を上げることができ、かつ、長時間使用してもクリアな観察画像を得ることができるとされている。

30

【0005】

図 7 に、特許文献 2 に示されるような従来の内視鏡装置の例を模式的に示す。図 7 において、内視鏡システム 100 は、内視鏡装置 102 と制御装置 104 とを有し、制御装置 104 には、プロセッサ 130 と複数のレーザー光源 LD1, LD2 が備えられている。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。挿入部 106 の先端部 118 には、蛍光体 120 と、照明光の照射口 122 と、対物レンズ（図示しない。）および CCD 124 とが設けられている。

40

【0006】

複数のレーザー光源 LD1, LD2 のそれぞれに接続されたライトガイド 126 は、内視鏡装置 102 の手前で 1 本化されて、内視鏡装置 102 内に挿通されている。ライトガイド 126 の先端は、蛍光体 120 の位置まで伸び、レーザー光源 LD1, LD2 からの光を蛍光体 120 に入射させる。

また、CCD 124 は、撮像信号伝送用のケーブル（スコープケーブル）128 によって、制御装置 104 のプロセッサ 130 に接続されている。プロセッサ 130 は、CCD 124 から送られてきた撮像信号を映像信号に変換して、モニター等に供給する。

【0007】

50

【特許文献1】特開平7-246186号公報

【特許文献2】特開2006-166983号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、従来のライトガイドは、例えば1千本といった多数の光ファイバーを束ねたものであるため、特許文献1で問題としている分岐部以外でも、湾曲部等での光ファイバー間の摩擦や、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が破損し、長期の使用の間には有効本数が減少してしまう。そのため、照明部における光出力が徐々に低下する。また、従来のライトガイドを用いる内視鏡では、挿入部の細径化は非常に困難であり、最小曲げ半径も大きいという問題がある。

10

また、半導体レーザー光の場合、従来のキセノンランプなどの導光に用いられるバンドルファイバーではなく、単一コアをもつ光ファイバーのほうが、レーザー光と光ファイバーとの結合効率が高く、効率よく先端部まで導光できる。

【0009】

そこで、導光路として、バンドルファイバーに替えて単一コアの光ファイバーを単独で用いることが考えられる。単一コアの光ファイバーを用いることで、光ファイバー間の摩擦等に起因する、繰り返し使用に伴う破損を減少させることができ、実質的に強度を増すことができる。また、内視鏡挿入部を細径化することや、曲げ半径を小さくすることも可能となる。

20

【0010】

しかし、単一コアの光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。単一コアの光ファイバーを1本だけ用いた場合に、万一、光ファイバーが破損した場合、光出力がゼロになって照明が停止してしまう。

【0011】

例えば、図7に示す従来の内視鏡システム100において、ライトガイド126を単一コアの光ファイバーに置き換えることを想定した場合、レーザー光源LD1, LD2の一方の発光が停止したとしても、他方のレーザー光源に切り替えることで照明光を確保できる。しかし、光ファイバーが断線してしまった場合には、内視鏡装置102の先端からの照明光は完全に停止してしまい、視野が真っ暗になってしまう。内視鏡が体内に挿入されている間に照明が停止すると、内視鏡を体外へ引き出すときにも周囲画像の確認が出来ず、十分な安全性を保つのが困難になる可能性もある。

30

【0012】

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おける、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とともに、内視鏡挿入部の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、万一、光ファイバー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光源装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明は、半導体光源と、内視鏡内に挿通され、前記半導体光源からの光を導波する、前記内視鏡の少なくともアングル部において、それぞれ単一コアを有し且つ被覆材で被覆されて独立に配置された複数本の光ファイバーと、前記内視鏡の前記アングル部よりも先端側に配置され、前記複数列の光ファイバーによってそれぞれ導波された光を合流させる光合流回路と、前記光合流回路の内視鏡挿入部先端側に配置され、前記光合流回路で合流された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備える内視鏡光源装置を提供する。

50

【 0 0 1 4 】

ここで、前記光合流回路の内視鏡挿入部先端側に、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、前記光合流回路と前記光分岐回路とが一体的に構成されるのが好ましい。

また、前記半導体光源が複数設けられ、前記複数本の光ファイバーは、それぞれ異なる前記半導体光源に接続されるのが好ましい。

【 0 0 1 5 】

あるいは、1の前記半導体光源が設けられ、前記半導体光源と前記内視鏡との間、または、前記内視鏡内の前記アングル部よりも基端側に、前記半導体光源からの光を複数に分岐させる光源側光分岐回路を備えるのが好ましい。

10

または、1の前記半導体光源が設けられ、前記複数列の光ファイバが、1の前記半導体光源に接続されるのが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、単一または複数の半導体光源の発光を、内視鏡の少なくともアングル部において、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（湾曲部）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はなく、内視鏡の安全な使用を確保できる。

20

【 0 0 1 7 】

また、本発明の一態様によれば、単一または複数の半導体光源の発光を、内視鏡の少なくともアングル部において、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た後、分岐して、光源からの光を合流させた後、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 8 】

本発明に係る内視鏡照明装置を、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。

30

【 0 0 1 9 】

まず、本発明の第1実施形態について説明する。

図1は、本発明の内視鏡照明装置を用いる内視鏡システムの第1の例を示す模式図である。図1に示す内視鏡システム10は、内視鏡12と制御装置14とを有している。図1では、内視鏡12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。

内視鏡12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制御装置14へ伝送する、いわゆる電子内視鏡である。

40

制御装置14は、2つの半導体レーザー光源（半導体発光素子）LD1、LD2と、プロセッサ46とを有する。プロセッサ46は、内視鏡12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。

【 0 0 2 0 】

内視鏡12は、体内に挿入される挿入部16と、挿入部16の先端のアングル操作や、挿入部16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18と、内視鏡12を制御装置14に接続するコネクタ部22と、操作部18とコネクタ部22とをつなぐユニバーサルコード部20とからなる。

【 0 0 2 1 】

50

なお、構成を分り易く示すために、図 1 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。また、図示しないが、内視鏡 1 2 の内部には、画像光学系以外にも、組織採取用処置具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等が設けられている。

【 0 0 2 2 】

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 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

内視鏡 1 2 の内部には、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 が制御装置 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。

【 0 0 2 5 】

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 が制御装置 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。

【 0 0 2 6 】

光ファイバー 3 4 および 3 6 は、単一コアを持つ同様の構成の光ファイバーである。図 2 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 0、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 0 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。

【 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。

【 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

10

20

30

40

50

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38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34, 36を用いることにより、簡単な構成の光合流回路38によって両ファイバー34, 36を合流させることができる。

【0029】

光ファイバー34および36として単一コアの光ファイバーを用いる点、および、光合流回路38によって光ファイバー34, 36を結合する点は、本発明の特徴とする部分である。

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12の先端部28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。

【0030】

これに対し、本発明では、図1の内視鏡システム10のように、光ファイバー34および36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12のアンクル部26よりも先端側の先端部28において、2本の光ファイバー34, 36を結合し、光を合流させることを可能にしている。

【0031】

光ファイバー34および36によって導波された光は、光合流回路38で合波された後、蛍光体変換部42に導入される。半導体レーザー光源LD1, LD2、光ファイバー34, 36、光合流回路38、および蛍光体変換部42が、本発明の内視鏡光源装置を構成する。

【0032】

挿入部16の先端部28の照射口30近傍には、蛍光体変換部42が設けられている。蛍光体変換部42は、蛍光体を備えている。光合流回路38で合波された光は、光ファイバー40によって蛍光体変換部42へ送られて、蛍光体変換部42の蛍光体を励起する。蛍光体変換部42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42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30から発光して、観察部位を照射する。

【0033】

例えば、半導体レーザー光源LD1, LD2に波長445nmの青色の発光光源を用い、蛍光体変換部42にYAG系の蛍光体、あるいは - サイアロンと赤色領域で発光するCaSiSiN₃を用いて、半導体レーザー光源LD1, LD2からの光を励起光として蛍光体変換部42を励起すると、蛍光体変換部42からは、蛍光体変換部42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42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30からは、白色の発光を得ることができる。

【0034】

本発明の内視鏡光源装置を備える内視鏡システム10では、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クル部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、アンクル部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クル部26に、2本の光ファイバー34, 36を配置しているため、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

20

30

40

50

【 0 0 3 5 】

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、内視鏡システム 10 は、2つの半導体レーザー光源 LD 1 および LD 2 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。

【 0 0 3 6 】

さらに、内視鏡システム 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できる。

10

【 0 0 3 7 】

なお、半導体レーザー光源 LD 1 および LD 2 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 445 nm の光を導光し、他の一方で、蛍光体の励起効率の良い、波長 405 nm 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よい。

【 0 0 3 8 】

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 LD 1 および LD 2 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。

20

【 0 0 3 9 】

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（400 nm 以下、例えば 380 nm や 365 nm）で、RGB 3 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。

30

【 0 0 4 0 】

上記の例では、2つの半導体レーザー光源 LD 1, LD 2 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よい。

40

【 0 0 4 1 】

次に、本発明の第2実施形態について説明する。

図3は、本発明の内視鏡照明装置を用いる内視鏡システムの第2の例を示す模式図である。図3に示す内視鏡システム 60 は、内視鏡 62 の先端の2箇所から照明光を発光する。

50

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。内視鏡システム60は、そのような2灯式の内視鏡光源装置を提供する。

【0042】

内視鏡システム60は、内視鏡62の先端部28の構成以外は、上述した図1の内視鏡システム10と同様の構成を有している。図3において、図1の内視鏡システム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。

【0043】

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。

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。

【0044】

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。

【0045】

このような内視鏡システム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、また、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個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。

【0046】

なお、図3の内視鏡システム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し、半導体レーザー光源を3つ以上用いてもよい。

【0047】

内視鏡システム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。

【0048】

次に、本発明の第3実施形態について説明する。

図4は、本発明の内視鏡照明装置を用いる内視鏡システムの第3の例を示す模式図である。図4に示す内視鏡システム70は、内視鏡72と、制御装置74とを有している。内視鏡72は、図3の内視鏡システム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。制御装置74は、半導体レーザー光源を3つ備えている点が、図3の内視鏡システム60における制御装置14と異なっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 9 】

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4に示す内視鏡システム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。

【 0 0 5 0 】

この内視鏡システム70においても、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。

【 0 0 5 1 】

なお、図3および図4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。

【 0 0 5 2 】

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。

【 0 0 5 3 】

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4実施形態および第5実施形態として説明する。

図5は、本発明の内視鏡照明装置を用いる内視鏡システムの第4の例を示す模式図である。図5に示す内視鏡システム80は、図3に示した第2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を備える制御装置82とを有している。

【 0 0 5 4 】

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50~100 μ m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。

【 0 0 5 5 】

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3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。

【 0 0 5 6 】

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の内視鏡システム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

10

20

30

40

50

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。

【0057】

図6は、本発明の内視鏡照明装置を用いる内視鏡システムの第5の例を示す模式図である。図6に示す内視鏡システム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を備える制御装置82とを有している。

【0058】

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、制御装置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、制御装置94内の光分岐回路96に接続するようにしてもよい。

【0059】

内視鏡92の上記部分以外の構成は、図5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5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。

【0060】

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】

【0061】

【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】光ファイバーの一例を示す模式的断面図である。

【図3】本発明の第2実施形態を示す模式的断面図である。

【図4】本発明の第3実施形態を示す模式的断面図である。

【図5】本発明の第4実施形態を示す模式的断面図である。

【図6】本発明の第5実施形態を示す模式的断面図である。

【図7】従来の内視鏡装置の例を示す模式的断面図である。

【符号の説明】

【0062】

10、60、70、80、90、100 内視鏡システム

12、62、72、92、102 内視鏡

14、74、82、94、104 制御装置

16、106 挿入部

18、108 操作部

20、110 ユニバーサルコード部

22、112 コネクタ部

24、114 軟性部

26、116 アングル部(湾曲部)

28、118 先端部

30、30A、30B、122 照射口

32、124 撮像素子(CCD)

34、36、40、40A、40B、98、126 光ファイバー

10

20

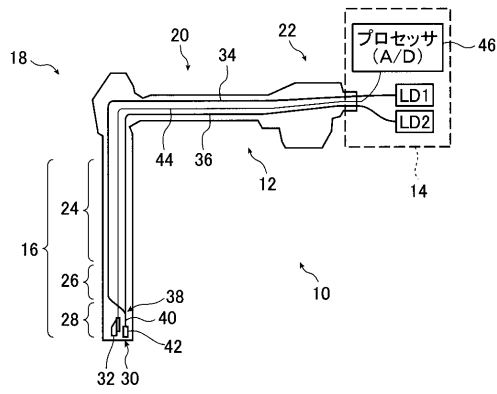
30

40

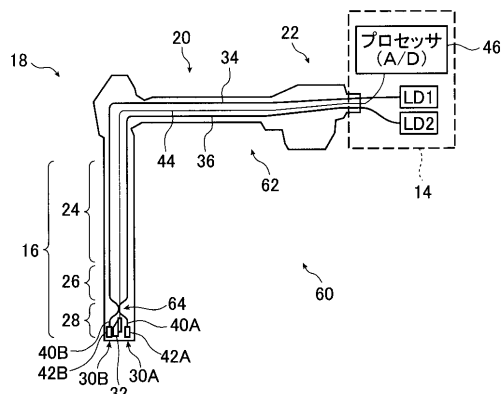
50

- 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 8 スコープケーブル
- 4 6、7 6、1 3 0 プロセッサ
- 5 0 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 0 蛍光体

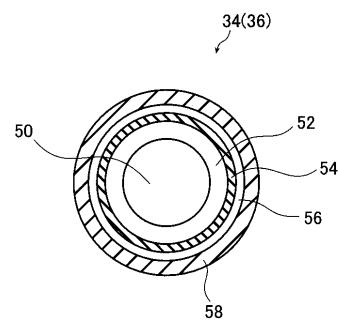
【図 1】



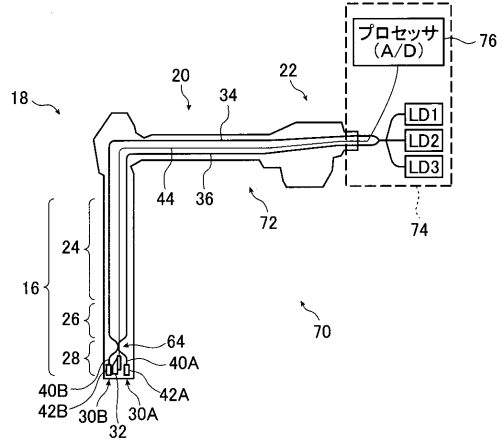
【図 3】



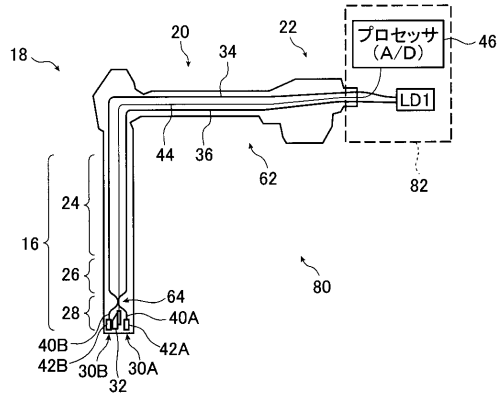
【図 2】



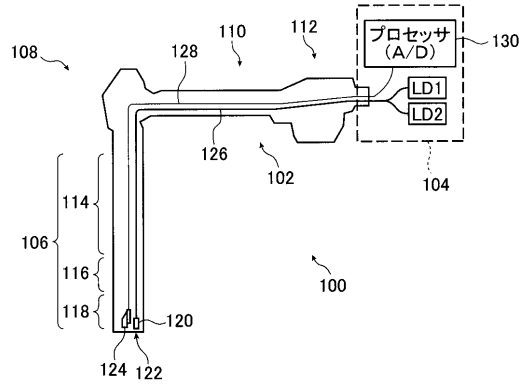
【図 4】



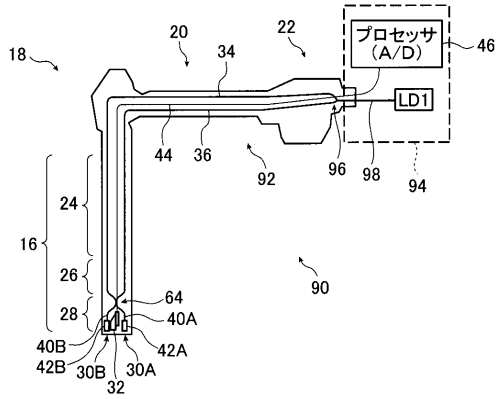
【図5】



【図7】



【図6】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-166983(JP,A)
特開平04-310027(JP,A)
特開2007-020939(JP,A)
特開2009-189473(JP,A)
特開2005-323683(JP,A)
特開平01-274725(JP,A)
実開昭59-020206(JP,U)

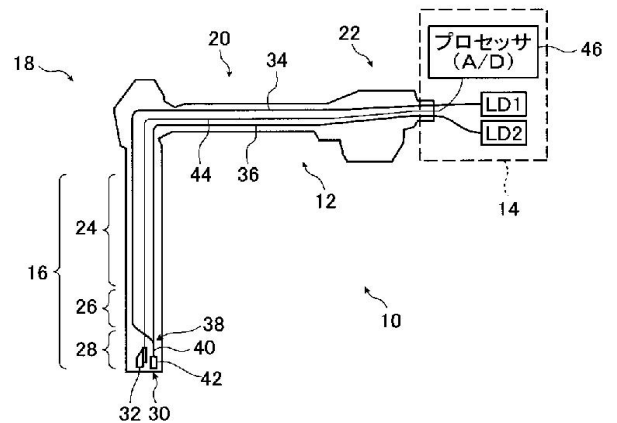
(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

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

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜光源装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP5117878B2 | 公开(公告)日 | 2013-01-16 |
| 申请号 | JP2008031485 | 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 | 水由明 | | |
| 发明人 | 水由明 | | |
| IPC分类号 | A61B1/06 G02B23/26 | | |
| CPC分类号 | A61B1/07 A61B1/00096 A61B1/0017 A61B1/04 A61B1/0638 A61B1/0653 G02B23/26 | | |
| FI分类号 | A61B1/06.A A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/06.510 A61B1/07.730 A61B1/07.732 A61B1/07.736 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA15 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/JJ06 4C161/JJ11 4C161/QQ02 4C161/QQ07 | | |
| 其他公开文献 | JP2009189463A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，即使光纤损坏，也能够确保内窥镜的安全使用而不停止照明。解决方案：内窥镜包括半导体光源，插入内窥镜中的光纤和来自半导体光源的光，至少在内窥镜的角部分处布置成多行的光纤，光学汇合电路，设置在远端侧并将由多行光纤引导的光连接在一起；光合成电路，设置在光学汇合电路的内窥镜插入部分的远端侧，和波长转换部分，用于通过荧光物质将该部分或整个部分转换成预定波长的光。点域



【 図 2 】