

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2005-348793

(P2005-348793A)

(43) 公開日 平成17年12月22日(2005.12.22)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 1/06

A61B 1/00

G02B 23/26

F I

A61B 1/06

A61B 1/00

G02B 23/26

テーマコード (参考)

2H040

4C061

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号

特願2004-169929 (P2004-169929)

(22) 出願日

平成16年6月8日(2004.6.8)

(71) 出願人 000000527

ペンタックス株式会社

東京都板橋区前野町2丁目36番9号

(74) 代理人 100098235

弁理士 金井 英幸

(72) 発明者 宇佐美 準二

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

(72) 発明者 杉本 秀夫

東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA09 CA02 CA04 CA06 CA07
CA10

4C061 AA00 BB00 CC00 DD00 GG01

HH51 JJ11

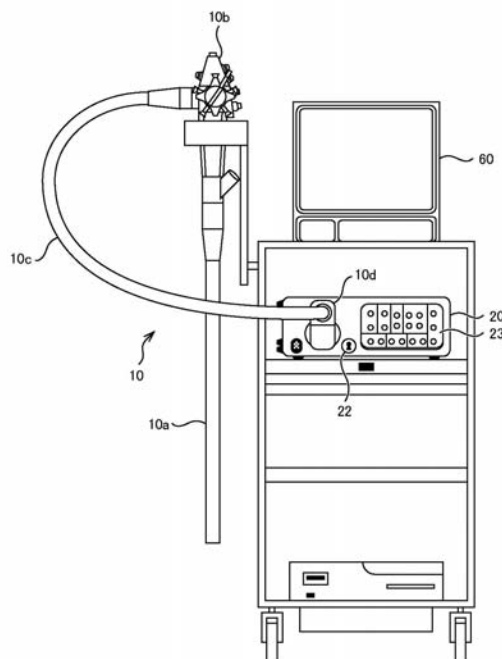
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】ソケットからレーザー光が出力されることがない内視鏡用光源装置を、提供する。

【解決手段】光源装置20の側面には、内視鏡10のコネクタ10dの端面から突出したライトガイドファイババンドル16が挿入されるソケット20aと、コネクタ10d内のROM17に導通する電気ソケット21とが、形成されている。この電気ソケット21を通じて、ROM17に格納されている内視鏡10の識別情報が、システムコントロール回路42によって読み出される。システムコントロール回路42は、当該内視鏡10が蛍光観察内視鏡であることを示す識別情報がROM17から読み出されている間に限り、レーザー光源40からレーザー光を射出させる。このレーザー光は、コリメータレンズ39によって平行光にされ、ハーフミラー29によって反射され、集光レンズ28によってライトガイドファイババンドル16に入射される。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ライトガイドファイババンドルの基端を保持するとともに内視鏡の属性を示す識別情報を出力可能な複数の端子を保持する内視鏡のコネクタが接続され、体腔壁下の生体組織を励起して蛍光を発光させる波長のレーザー光を当該内視鏡のライトガイドファイババンドルに導入するための内視鏡用光源装置であって、

前記内視鏡のコネクタが固定されるソケットと、

前記レーザー光を射出するレーザー光源と、

前記ソケットに固定される前記内視鏡のコネクタが保持した前記ライトガイドファイババンドルの端面へ向けて、前記レーザー光を導くレーザー光光学系と、

前記ソケットに固定される前記内視鏡のコネクタが保持した前記複数の端子から前記識別情報を読み出し、当該内視鏡が蛍光観察用であることがこの識別情報によって示されている場合に限り、前記レーザー光源からレーザー光を射出可能とし、それ以外の場合には、前記レーザー光源からのレーザー光の射出を禁止する制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

10

【請求項 2】

前記ライトガイドファイババンドルの基端は前記コネクタの端面から突出しており、

前記ソケットは、前記ライトガイドファイババンドルの基端が挿入される貫通孔を有するとともに、当該ライトガイドファイババンドルの基端が当該貫通孔に対して最も奥まで挿入されたことを検出するセンサーを備え、

20

前記制御手段は、前記センサーによってライトガイドファイババンドルの基端が当該貫通孔に対して最も奥まで挿入されたことが検出されている場合に限り、前記レーザー光源からレーザー光を射出可能とし、それ以外の場合には、前記レーザー光源からのレーザー光の射出を禁止する

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡光源装置。

【請求項 3】

前記ソケットは、前記貫通孔の内部に、前記ライトガイドファイババンドルの基端が挿入されていない間は弾性部材の弾発力によって当該貫通孔を閉鎖するとともに、前記ライトガイドファイババンドルの基端が挿入された場合には当該基端によって押し開けられる遮蔽板を備える

30

ことを特徴とする請求項 1 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、内視鏡内のライトガイドへ通常観察用の照明光と蛍光励起用のレーザー光とを選択的に導入するための内視鏡用光源装置に、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されている。

40

【0003】

この種の内視鏡システムの一つとして、内視鏡の先端から可視帯域の照明光を射出することによって体腔内を照明するとともに体腔内壁表面からの反射光による像を撮像装置によって撮像する通常観察モードの他に、生体組織を励起させる特定波長帯域の光を内視鏡の先端から射出すると共にこの光によって励起された体腔内壁下の生体組織から発光された蛍光による像を撮像装置によって撮像する蛍光観察モードにて、夫々動作する内視鏡システムがある。

50

【 0 0 0 4 】

このような内視鏡システムに用いられる光源装置は、その内部に、可視光光源（例えばハロゲンランプ）及びレーザー光源（例えば半導体レーザー）と共に、可視光光源から発した照明光（白色光）の光路とレーザー光源から発したレーザー光（青～紫外の帯域における特定波長の光）の光路とを合成する光路合成素子（ハーフミラー、ダイクロイックミラー、クイックリターンミラー、等）を備えている。そして、この光源装置は、その前面に設けられたソケットに挿入された内視鏡のライトガイドガイドファイババンドルへ、通常観察モードにおいては可視光光源から発した照明光を、蛍光観察モードにおいてはレーザー光源から発したレーザー光を、夫々、光路合成素子を介して導入する。

【 0 0 0 5 】

このようにしてライトガイドファイババンドルへ導入された照明光又はレーザー光は、このライトガイドファイババンドルによって、内視鏡のライトガイド可撓管から操作部を経て体腔内挿入部内を伝送

され、この体腔内挿入部の先端から射出される。従って、この体腔内挿入部が被検者の体腔内に挿入されている場合には、通常観察モードでは、体腔内挿入部の先端から射出された照明光が照射された体腔内壁からの反射光による体腔内壁の像が、撮像装置（体腔内挿入部先端に組み込まれた対物光学系及び撮像素子、若しくは、体腔内挿入部に組み込まれた対物光学系、この対物光学系によって形成された像を伝送するために体腔内挿入部内に引き通されたイメージガイドファイババンドル、及び、このイメージガイドファイババンドルによって伝送された像を撮像するＴＶカメラ）によって撮像され、蛍光観察モードでは、体腔内挿入部の先端から射出されたレーザー光によって励起された体腔内壁下の生体組織から発した蛍光による像が、撮像装置によって撮像される。

【 0 0 0 6 】

これら両モードでの撮像によって得られた夫々の画像データは、光源装置に内蔵された画像プロセッサ又は別体の画像処理装置によって処理される。そして、通常観察モードにおいては、体腔内壁の可視光によるカラー画像を表示するための画像データが生成され、この画像データに基づいてモニター上に体腔内壁のカラー画像が表示される。一方、蛍光観察モードにおいては、患部を特定色にて表示するための画像データが生成されて、この画像データに基づいてモニター上に蛍光画像が表示される。内視鏡の操作者である医師は、これら画像を見比べることにより、患部の位置や状態を確認し、生検や治療のための各種医療処置を行うことができるのである。

【特許文献１】特開平０７－００５３３３号公報

【特許文献２】特開平１０－１４２４４９号公報

【特許文献３】特開２００２－０７１５３９号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、従来における蛍光観察用の光源装置では、使用者の使用法如何によってレーザー光源によるレーザー光射出は常時可能であったので、上述したソケットに内視鏡のライトガイド可撓管が接続されていない時には、このソケットから、レーザー光が外部に射出されてしまう恐れがあった。このようにして外部に射出されたレーザー光は、決して低くないエネルギーのレーザー光であるので、例えば、被検者や医師等の医療スタッフの目に入射した場合にはその視覚機能に多少なりとも障害を生じてしまう等の問題を生ずる可能性があった。

【 0 0 0 8 】

また、従来における蛍光観察用の光源装置では、ソケットに通常の内視鏡（即ち、ライトガイドファイババンドルがレーザー光伝送に適した石英ガラス製ではなく、撮像装置内にレーザー光カットフィルターが挿入されていない内視鏡）が接続された場合でも、この内視鏡にレーザー光を導入してしまうことがあり得る。この場合、術者は、蛍光観察を行う意思を持っていないので、意に反してその体腔内挿入部先端からレーザー光が射出され

10

20

30

40

50

てしまうことになる。そのため、レーザー光漏洩に関わるこれら様々な問題を防止するための大がかりな防止対策を講じてなければならなかった。

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その課題は、ソケットに蛍光観察用内視鏡が接続されていない間に、このソケットからレーザー光が出力されないようにするためのより簡易で且つ確実なレーザー光漏洩防止機構が設けられた内視鏡用光源装置を、提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の課題を解決するために発明された内視鏡用光源装置は、ライトガイドファイババンドルの基端を保持するとともに内視鏡の属性を示す識別情報を出力可能な複数の端子を保持する内視鏡のコネクタが接続され、体腔壁下の生体組織を励起して蛍光を発光させる波長のレーザー光を当該内視鏡のライトガイドファイババンドルに導入するための内視鏡用光源装置であって、前記内視鏡のコネクタが固定されるソケットと、前記レーザー光を射出するレーザー光源と、前記ソケットに固定される前記内視鏡のコネクタが保持した前記ライトガイドファイババンドルの端面へ向けて前記レーザー光を導くレーザー光光学系と、前記ソケットに固定される前記内視鏡のコネクタが保持した前記複数の端子から前記識別情報を読み出し、当該内視鏡が蛍光観察用であることがこの識別情報によって示されている場合に限り、前記レーザー光源からレーザー光を射出可能とし、それ以外の場合には、前記レーザー光源からのレーザー光の射出を禁止する制御手段とを、備えることを特徴とする。 10 20

【 0 0 1 1 】

このように構成されると、制御手段は、ソケットに内視鏡のコネクタが接続され、しかもこのコネクタに保持されている端子から当該内視鏡が蛍光観察用であることを示す読み出されない限り、レーザー光源からレーザー光を射出可能としない。従って、ソケットに何ら内視鏡が接続されていない場合にこのソケットからレーザー光が射出ことが防止されるのは勿論、ソケットに通常の内視鏡が接続された場合でも、ソケットから当該内視鏡のライトガイドファイババンドルに対してレーザー光が射出されることが防止される。その為、術者の意に反するレーザー光の射出が防止されるのである。

【発明の効果】

30

【 0 0 1 2 】

以上に説明したように、本発明の内視鏡用光源装置によれば、ソケットに蛍光観察用内視鏡のコネクタが接続されていない間には、このソケットからレーザー光が出力することが防止される。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【実施形態 1】

【 0 0 1 4 】

図 1 は、本発明による内視鏡用光源装置の第 1 の実施形態である光源装置を含んで構成される内視鏡システムの外観図である。図 1 に示されるように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡 10、光源装置 20、及び、モニター 60 を、備えている。 40

【 0 0 1 5 】

蛍光観察内視鏡 10 は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部 10a、その体腔内挿入部 10a の先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部 10b、操作部 10b と光源装置 20 とを接続するためのライトガイド可撓管 10c、及び、このライトガイド可撓管 10c の基端に設けられたコネクタ 10d を、備えている。

【 0 0 1 6 】

図 2 は内視鏡システムの内部構成を示す概略図である。図 2 に示すように、体腔内挿入 50

部 10 a の先端面には、配光レンズ 11 及び対物レンズ 12 が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部 10 a の内部には、対物レンズ 12 によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子 13、この撮像素子 13 の出力を伝送するためのバッファ回路 15、対物レンズ 12 から射出された光から後述する蛍光励起用のレーザー光に相当する波長成分を除去するためのレーザー光カットフィルター 14 が、組み込まれている。撮像素子 13 から出力されてバッファ回路 15 によって処理された画像信号を伝送するための信号ケーブル 18 は、体腔内挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 c 内を引き通されて、コネクタ 10 d の端面に形成された電気コネクタ 31 (図 3 参照) を構成する複数のコネクタピン 31 a に夫々接続されている。この信号ケーブル 18 と並行して、体腔内挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 c 内には、石英ファイバからなるライトガイドファイババンドル 16 が引き通されている。このライトガイドファイババンドル 16 の先端は、体腔内挿入部 10 a の先端部内において配光レンズ 11 に対向し、その基端は、コネクタ 10 d の端面から突出した金属製のパイプ 19 (図 3 参照) 内に挿入されて固定されている。

10

【0017】

さらに、このコネクタ 10 d 内には、内視鏡の属性を示す識別情報が格納されている ROM (Read Only Memory) 17 が格納されており、この ROM 17 の各端子も、回路基板 (不図示) の配線を介して信号コネクタ 31 を構成する他の複数のコネクタピン 31 b に夫々接続されている。なお、本実施形態において説明されている内視鏡は蛍光観察内視鏡 10 であるので、その ROM 17 には蛍光観察内視鏡 10 であることを示す識別情報が格納されている。

20

【0018】

なお、この蛍光観察内視鏡 10 と交換して使用され得る通常の電子内視鏡は、ライトガイドファイババンドル 16 を構成する光ファイバが石英ファイバでない点、レーザー光カットフィルター 14 が備えられていない点、ROM 17 内に格納されている識別情報が通常の電子内視鏡であることを示す点を除き、この蛍光観察内視鏡 10 と全く同じ構成を有している。

【0019】

光源装置 20 は、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイドファイババンドル 16 の端面に照明光 (白色光) 又はレーザー光を選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡 10 のコネクタピン 31 a を通じてバッファ回路 15 から受信した画像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニタ 60 へ出力する装置である。この光源装置 20 の具体的構成について、図 1 及び図 2 を参照して、更に詳細に説明する。

30

【0020】

図 1 及び図 2 に示すように、この光源装置 20 の筐体の正面のパネルには、内視鏡 (蛍光観察内視鏡 10 又は電子内視鏡) のパイプ 19 がその外面側から挿入される筒であるソケット 20 a が、設けられている。このソケット 20 a 内部は、その奥側の 3/2 程度が径方向に拡大しており、その丁度中間位置に、隔壁 24 が設置されている。この隔壁 24 の中央には貫通孔が穿たれており、この貫通孔は、パイプ 19 がソケット 20 a に挿入された場合にはこのパイプ 19 自体によって押し開けられるとともに、パイプ 19 がソケット 20 a から引き抜かれた場合には図示せぬ復元バネによって復帰する蓋状の遮蔽板 24 a により、閉じられている。この遮蔽板 24 a が閉じられると、隔壁 24 は、ソケット 20 a の奥から外方への光の漏れを遮光することができる。

40

【0021】

さらに、このソケット 20 a の最奥部には、その軸方向 (即ち、パイプ 19 が挿入され、また、引き抜かれる方向) にのみ変位可能に、円環板からなる押当部材 25 が保持されている。この押当部材 25 の中心に穿たれた孔は、パイプ 19 とほぼ同じ内径を有し、奥側に向かって広がるテーパ形状となっている。そして、この押当部材 25 は、複数の圧縮バネ 26 によって外方へ付勢されており、パイプ 19 が引き抜かれた状態においては、隔壁 24 に近接した位置にある。そして、パイプ 19 がソケット 20 a に挿入されると、

50

このパイプ 19 の先端によって押し込まれることによって、圧縮バネ 26 に抗して図 2 に示す位置に移動する。このようにして、パイプ 19 によって押し込まれることによって押当部材 25 が移動し終わると、その位置において、この押当部材 25 は、ソケット 20 a の内壁に取り付けられた検出センサー（磁気センサー、マイクロスイッチ、等）30 によって検出される。

【0022】

このソケット 20 a の最奥部の壁は、圧縮バネ 26 を支持する部分を除いて切り欠かれ、光源装置 20 の内部空間に通じている。この光源装置 20 の内部空間内には、ソケット 20 a に挿入されたパイプ 19 の中心軸（即ち、ライトガイドファイババンドル 16 の中心軸）の延長線に沿って順番に、第 1 ロータリーシャッター 27、集光レンズ 28、ハーフミラ 10

【0023】

集光レンズ 28 は、その光軸に沿ってハーフミラー 29 側から入射してきた平行光をパイプ 19 に収容されたライトガイドファイババンドル 16 の基端面に集光するレンズである。

【0024】

第 1 ロータリーシャッター 27 及び第 2 ロータリーシャッター 32 は、共に、互いに同径の円板からなり、モータ 34 によって回転駆動される単一のシャフト 35 により、互いに同軸に且つパイプ 19 の中心軸に対してオフセットして、保持されている。

【0025】

図 4 は、この第 1 ロータリーシャッター 27 をランプ 33 側から見た状態を示す図である。この図に示すように、第 1 ロータリーシャッター 27 には、中心角が 270 度である扇状（3/4 の円環状）の開口 27 a が、穿たれている。第 1 ロータリーシャッター 27 の回転に伴って、この開口 27 a の径方向における中央を集光レンズ 28 の光軸が相対的に通過するように、第 1 ロータリーシャッター 27 の中心（従ってシャフト 35）は、位置決めされている。また、この開口 27 a の形成によって残された中心角が 90 度である扇状（1/4 の円環状）の領域には、第 1 ロータリーシャッター 27 の回転に伴うパイプ 19 の延長線の相対通過軌跡に沿った中央に、受光センサ 27 b が取り付けられている。なお、これら開口 27 a と受光センサ 27 b によってオフセットした重心をその回転中心と合致させるために、第 1 ロータリーシャッター 27 における開口 27 a 側の縁にはバラン 30

【0026】

また、図 5 は、第 2 ロータリーシャッター 32 をランプ 33 側から見た状態を示す図である。この図に示すように、第 2 ロータリーシャッター 32 には、中心角が 180 度である扇状（1/2 の円環状）の開口 32 a が、穿たれている。第 1 ロータリーシャッター 32 a の回転に伴って、この開口 32 a の径方向における中央を集光レンズ 28 の光軸が相対的に通過する。また、この開口 32 a によってオフセットした重心をその回転中心と合致させるために、第 2 ロータリーシャッター 32 における開口 32 a 側の縁にはバラン 40

【0027】

シャフト 35 には、また、ブラシ固定円板 36 が同軸に固定されており、光源装置 20 の図示せぬフレームには、その貫通孔にシャフト 35 が貫通した円環状のブラシ受け 37 が固定されている。このブラシ固定円板 36 におけるブラシ受け 37 側の面には、夫々受光センサ 27 b の電極に導通した内外一対のブラシ（図示略）が固定されており、他方、 50

ブラシ受け 37 におけるブラシ固定円板 36 側の面には、ブラシ固定円板 36 の回転に伴う各ブラシ先端の回転軌跡に夫々合致して各ブラシの先端が夫々接触する同心円状の二重の円形電極（図示略）が形成されている。

【0028】

ランプ 33 は、ランプ用電源 38 によって電源電流が供給されて白色光を発光する電球（図示略）と、この電球から発散した白色光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（不図示）とを備えている。その結果として、ランプ 33 は、白色光を、集光レンズ 28 の光軸に沿った平行光として、ハーフミラー 29 を通して集光レンズ 28 に向けて射出する。このランプ 33 が、可視光光源に相当する。

【0029】

ハーフミラー 29 は、集光レンズ 28 の光軸に対して 45 度傾けて配置されている。従って、このハーフミラー 29 は、ランプ 33 からの白色光を透過するとともに、集光レンズ 28 の光軸に対して垂直な方向からの光を、集光レンズ 28 の光軸に沿って反射して当該集光レンズ 28 に入射させる。そして、このハーフミラー 29 によって 90 度折り曲げられた集光レンズ 28 の光軸上には、順番に、コリメータレンズ 39 及びレーザー光源 40 が配置されている。このハーフミラーは、ランプ 33 から射出された白色光の光路と、後述するレーザー光源 40 から射出されたレーザー光の光路とを合成する光路合成素子に、相当する。

【0030】

レーザー光源 40 は、励起光として機能する波長帯域（紫外～青）のレーザー光を発散光として発する半導体レーザーである。また、コリメータレンズ 39 は、レーザー光源 40 から発散したレーザー光を平行光にするレンズである。これらコリメータレンズ 39、ハーフミラー 29 及び集光レンズ 28 が、レーザー光光学系に相当する。

【0031】

これらハーフミラー 29 及びコリメータレンズ 39 は、有底筒状のレーザー光源ケース 41 によって覆われている。具体的には、このレーザー光源ケース 41 は、有底円筒又は有底角筒の形状を有しており、その開口端が、レーザー光源 40 本体のケーシングにおけるレーザー光の射出口側面に密着されている。そして、コリメータレンズ 39 は、このレーザー光源ケース 41 の内部において、レーザー光源ケース 41 の内面との間に隙間を生じないように、一体化するように固定されている。さらに、レーザー光源ケース 41 の内部における閉塞端近傍に、ハーフミラー 29 が固定されている。従って、このレーザー光源ケース 41 は、集光レンズ 28 と第 2 ロータリーシャッター 32 との間に、位置を占めている。そして、ランプ 33 から射出された白色光の光路に沿って、この白色光の光路よりも一回り大きい開口が形成されるよう、レーザー光源ケース 41 の壁面が二箇所切り欠かれている。従って、レーザー光源 40 から射出されたレーザー光は、たとえコリメータレンズ 39 が傾いたり脱落することによって本来の光路から外れてしまった場合でも、レーザー光源ケース 41 の内面によって遮光されるので、その外部に漏れることはない。なお、レーザー光の一部はハーフミラーを透過するが、その透過した先にはレーザー光源ケース 41 の閉塞端が存在しているので、やはり、レーザー光源ケース 41 の外部に漏れることはない。但し、この閉塞端に当たったレーザー光が反射して迷光となることを防止するには、このレーザー光源ケース 41 の内面には反射防止処理が施されていることが望ましい。

【0032】

以上の光学構成により、ランプ 33 から射出された白色光は、第 2 ロータリーシャッター 32 の開口 32a が集光レンズ 28 の光軸上に位置する期間のみ、この第 2 ロータリーシャッター 32 を通過し、更に、ハーフミラー 29 及び集光レンズ 28 を透過する。この時、第 1 ロータリーシャッター 27 の開口 27a が必ず集光レンズ 28 の光軸上に位置しているので、白色光は第 1 ロータリーシャッター 27 を通過してライトガイドファイババンドル 16 に入射する。一方、後述するシステムコントロール回路 42 によって制御されたレーザー光源 40 は、第 2 ロータリーシャッター 32 が白色光を遮光している期間のみ

10

20

30

40

50

、レーザー光を発する。このレーザー光は、コリメータレンズ 39 によって平行光にされ、ハーフミラー 29 によって反射されて、集光レンズ 28 を透過する。この時、先ず、集光レンズ 28 の光軸上には、第 1 ロータリーシャッター 27 の開口 27 a が形成されていない部分が位置し、次に、開口 27 a が位置する。従って、レーザー光は、先ず受光センサ 27 b に入射し、その後、開口 27 a を通過してライトガイドファイババンドル 16 に入射する。

【0033】

一方、光源装置 20 の筐体の正面側パネルには、パイプ 19 がソケット 20 a に挿入された状態において電気コネクタ 31 を構成する各コネクタピン 31 a, 31 b と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット 21 と、外部から挿入可能な鍵によってのみ回路が開閉される電気スイッチであるキースイッチ 22 と、外部から操作される複数のスイッチ（図 2 においては、モード切替スイッチ 23 a, レーザースイッチ 23 b のみ図示）を有する操作パネル 23 が、設けられている。キースイッチ 22 は、レーザー光源 40 へ図示せぬ主電源装置から駆動電流を供給する回路の途中に接続されている。よって、このキースイッチ 22 が外部から挿入されて閉じられない限り、レーザー光源 40 がレーザー光を発することはない。

【0034】

そして、電気ソケット 21 を構成する各電極のうち ROM 17 に接続されたもの及び操作パネル 23 上の各スイッチ 23 a, 23 b は、夫々、制御手段としてのシステムコントロール回路 42 に接続されている。その結果、ROM 17 内の識別情報のデータは、コネクタピン 31 b 及び電気ソケット 21 を通じて、システムコントロール回路 42 に入力される。同様に、操作パネル 23 上の各スイッチ 23 a, 23 b に対する操作によって生じた操作信号は、夫々、システムコントロール回路 42 に入力される。また、電気ソケット 21 を構成する各電極のうち、バッファ回路 15 に接続されたものは、映像信号処理回路 43 に接続されている。その結果、バッファ回路 15 を通じて撮像素子 13 から出力された画像信号は、コネクタピン 31 a 及び電気ソケット 21 を通じて、映像信号処理回路 43 に入力される。

【0035】

このシステムコントロール回路 42 には、また、上述した検出センサー 30 が接続されており、内視鏡 10 のパイプ 19 が最も奥まで挿入されたことを検出する信号（即ち、パイプ 19 の先端によって押し込まれた押当部材 25 を検出したことによって検出センサー 30 が発する検出信号）が、入力される。さらに、このシステムコントロール回路 42 には、上述したブラシ固定板 36 上の各ブラシ及びブラシ受け 37 上の各円形電極を介して、受光センサ 27 b の出力信号（即ち、この受光センサ 27 b に入射した光の光量を示す信号）が、入力される。さらに、このシステムコントロール回路 42 は、上述したモーター 34、ランプ用電源 38 及びレーザー光源 40 に接続されており、これらを制御するための信号を出力する。

【0036】

また、このシステムコントロール回路 42 は、映像信号処理回路 43 に接続されており、この映像信号処理回路 43 との間で信号の授受を行う。以下、これらシステムコントロール回路 42 及び映像信号処理回路 43 の機能を説明する。

【0037】

システムコントロール回路 42 は、検出センサー 30 によって検出信号が入力されている期間（即ち、内視鏡 10 のコネクタ 10 d が光源装置 20 に装着されてそのパイプ 19 がソケット 10 a に挿入されている期間）においてのみ、ランプ用電源 38、レーザー光源 40 及び映像信号処理回路 43 を起動することができる。そして、システムコントロール回路 42 は、コネクタ 10 d 内の ROM 17 から読み出した識別情報に基づいて、装着されている内視鏡 10 が通常の内視鏡であるか蛍光観察内視鏡であるかを判断する。そして、装着されている内視鏡 10 が通常の内視鏡であれば、その動作モードを通常観察モードに固定し、装着されている内視鏡が蛍光観察内視鏡であれば、モード切替スイッチ 23

10

20

30

40

50

a が押下される毎に、その動作モードを通常観察モードと蛍光観察モードとの間で切り換える。一方、映像信号処理回路 43 は、システムコントロール回路 42 からの信号を受けて、内視鏡 10 のソケット 10 a が光源装置 20 に装着されている間のみ、バッファ回路 15 を通じて撮像素子 13 から出力された画像信号を処理する。

【0038】

そして、システムコントロール回路 42 は、ランプ用電源 38 を起動することによってランプ 33 から白色光を射出させるとともに、その内部において発生したタイミング信号（個々のフレームの先頭タイミングを示す垂直同期信号）をモーター 34 に入力することによって、図 6（b）に示す如く、奇数番目のフレームに相当する期間のみ、ランプ 33 から発した白色光が第 2 ロータリーシャッター 32 の開口 32 a 及び第 1 ロータリーシャッター 27 の開口 27 a を通過してライトガイドファイババンドル 16 に入射するように、モータ 34 の回転を制御する。なお、システムコントロール回路 42 は、その動作モード如何に依らず、検出センサー 30 によって内視鏡 10 のパイプ 19 が最も奥まで挿入されたことを検出した信号が入力された直後においては、レーザー光源 40 は起動させない。

【0039】

一方、映像信号処理回路 43 は、動作モード如何に拘わらず、図 6（a）に示すように、システムコントロール回路 42 から受信したタイミング信号に応じて、各奇数番目のフレームに相当する期間中に受信した画像信号を白色光の反射光によって得られた可視画像の画像信号として処理し、偶数番目のフレームに相当する期間中に受信した画像信号をレーザー光によって得られた蛍光画像の画像信号として処理する。そして、映像信号処理回路 43 は、各フレームでの画像信号のレベル（平均輝度値）を、システムコントロール回路 42 に入力する。

【0040】

このとき、図 6（c）に示すように、奇数番目のフレームにおける画像信号のレベルと偶数番目のフレームにおける画像信号のレベルとの差分が所定基準値 Δv 以下であれば、システムコントロール回路 42 は、撮像素子 13 には外光が入射している（即ち、内視鏡 10 の体腔内挿入部 10 a は未だ被検者の体腔内に挿入されていない）と判断して、動作モード如何に依らず、レーザー光源 40 を停止させたままとする。これに対して、差分が所定基準値 Δv を超えると、システムコントロール回路 42 は、撮像素子 13 には外光が入射していない（即ち、内視鏡 10 の体腔内挿入部 10 a は被検者の体腔内に挿入されている）と判断して、動作モードが蛍光観察モードであり且つレーザースイッチ 23 b が押下されていれば、レーザー光源 40 の停止を解除する。なお、蛍光画像の画像信号は、可視画像のそれと比較してレベルが格段に低い。よって、これ以降においても、システムコントロール回路 42 は、奇数番目のフレームにおける画像信号のレベルと偶数番目のフレームにおける画像信号のレベルとの差分が所定基準値 Δv 以下となれば、蛍光観察モードであってもレーザー光源 40 を停止させ、差分が所定基準値 Δv を超えると、蛍光観察モードであり且つレーザースイッチ 23 b が押下されていることを条件としてレーザー光源 40 の停止を解除する。

【0041】

具体的には、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源 40 の停止が解除されている間においては、図 7（c）に示すように、受光センサ 27 b が集光レンズ 28 からの光路に差し掛かったタイミング（各偶数番目のフレームにおける第 1 フィールドの期間内）で、先ず、レーザー光源 40 を許容最大レベルの光量（標準光量）で発光させる。この際、映像信号処理回路 43 から入力される画像信号のレベルが上記光量に対応した所定閾値を下回っていると、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源 40 から第 1 ロータリーシャッター 27 に至る光路途中において何らかの障害が生じているものと判断して、直ちに、レーザー光源 40 を停止する。これに対して、映像信号処理回路 43 から入力される画像信号のレベルが上記光量に対応した所定閾値以上であれば、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源 40 から第 1 ロータリーシャッター 27 に至る光路上の光学系

10

20

30

40

50

が正常であると判断し、以後同フレームの終期までの期間は、映像信号処理回路 4 3 から入力される画像信号の輝度レベルが、上記所定閾値よりも低い自動調光用目標値に凡そ合致するように、レーザー光源 4 0 の発光光量を自動調整する。その結果、各偶数番目のフレームにおける第 2 フィールドの期間内において、蛍光による像を撮像して得られた画像データが、映像信号処理回路 4 3 に入力される。

【 0 0 4 2 】

映像信号処理回路 4 3 は、通常観察モードにおいては、奇数番目のフレームにおける全フィールドの画像信号を処理することによってカラー画像データを生成し、このカラー画像データに基づく可視画像をモニター 6 0 上に表示する。一方、蛍光観察モードにおいては、映像信号処理回路 4 3 は、奇数番目のフレームの画像信号中の輝度分布成分と偶数番目のフレームにおける第 2 フィールドの画像信号の輝度成分とを比較し、両者の比率が一定値以上である部分を病変部として特定し、特定した病変部をカラー画像データに重畳した蛍光観察画像データを生成し、この蛍光観察画像データに基づく蛍光観察画像をモニター 6 0 上に表示する。

10

【 0 0 4 3 】

以上説明したように、本実施形態の内視鏡システムによると、何れの内視鏡も光源装置 2 0 に装着されていない間は、ROM 1 7 内の識別情報のデータがシステムコントロール回路 4 2 に入力されず、また、検出センサ 3 0 の出力がシステムコントロール回路 4 2 に入力されないため、システムコントロール回路 4 2 は、レーザー光源 4 0 を起動させない。従って、レーザー光源 4 0 からレーザー光は射出されない。仮に、何らかの故障に因って、万が一レーザー光源 4 0 からレーザー光が射出された場合でも、レーザー光源ケース 4 1 の外部にレーザー光が漏れることはなく、ハーフミラー 2 9 によって反射されたレーザー光は、隔壁 2 4 及び遮蔽板 2 4 a によって遮光される。よって、何れにしても、レーザー光が光源装置 2 の外部へ漏れることはない。

20

【 0 0 4 4 】

一方、通常の内視鏡が光源装置 2 0 に装着された場合には、そのコネクタ 1 0 d のパイプ 1 9 の先端が押し込んだ押当部材 2 5 が検出センサ 3 0 によって検出され、その検出信号がシステムコントロール回路 4 2 に入力される。しかしながら、装着された内視鏡のコネクタ 1 0 d 内の ROM 1 7 には、その内視鏡が通常の内視鏡であることを示す識別情報しか格納されていないため、システムコントロール回路 4 2 は、レーザー光源 4 0 を起動することがない。従って、操作者の意に反してレーザー光が内視鏡の体腔内挿入部の先端面から射出されることはない。

30

【 0 0 4 5 】

次に、蛍光観察内視鏡 1 0 が光源装置 2 0 に装着された場合には、上述したように検出センサ 3 0 から出力された検出信号がシステムコントロール回路 4 2 に入力されるとともに、コネクタ 1 0 d 内の ROM 1 7 から読み出された識別情報（蛍光観察内視鏡であることを示す識別情報）がシステムコントロール回路 4 2 に入力される。従って、モード切替スイッチ 2 3 a が押下されることによりシステムコントロール回路 4 2 の動作モードが蛍光観察モードに切り替わり、更に、レーザースイッチ 2 3 b が押下されることにより、システムコントロール回路 4 2 が蛍光観察モードで動作可能になる。

40

【 0 0 4 6 】

そこで、システムコントロール回路 4 2 は、先ず、レーザー光源 4 0 を起動することなく、モータ 3 4 によって第 1 ロータリーシャッター 2 7 及び第 2 ロータリーシャッターを回転させるとともにランプ 3 4 から白色光を射出する。その結果、システムコントロール回路 4 2 には、撮像素子 1 3 のバッファ回路 1 5 から、白色光がライトガイドファイババンドル 1 6 に入射されている期間に得られた奇数番目のフレームの画像信号と、白色光がライトガイドファイババンドル 1 6 に入射されていない期間に得られた偶数番目のフレームの画像信号とが、交互に入射される。このとき、蛍光観察内視鏡 1 0 の体腔内挿入部 1 0 a が被検者の体腔外にあれば、画像信号のレベルに対して配光窓 1 1 から射出された光はあまり寄与しないため、奇数番目のフレームの画像信号のレベルと偶数番目のフレーム

50

の画像信号のレベルとの差はあまりない。よって、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源 40 を停止させたままとする。そして、蛍光観察内視鏡 10 の体腔内挿入部 10a が被検者の体腔内に挿入されると、奇数番目のフレームの画像信号のレベルは配光窓 11 から射出された白色光に依存するようになり、偶数番目のフレームの画像信号のレベルは配光窓 11 から光が全く射出されていない以上、最低レベルとなる。よって、両画像信号のレベル差が大きくなるので、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源を起動する。その結果、配光窓 11 からレーザー光が射出され、体腔内壁下の生体組織から蛍光が発光するが、この蛍光のレベルは白色光の反射光のレベルよりも格段に小さいので、両画像信号のレベル差は大きいままである。よって、システムコントロール回路 42 は、レーザー光源 40 を起動させ続ける。このようにして起動されたレーザー光源 40 から射出されたレーザー光は、レーザー光源ケース 41 の外部へ漏れることがない。仮に、レーザー光源ケース 41 内のコリメータレンズ 39 及びハーフミラー 29 がずれたり脱落しても、レーザー光源ケース 41 によって遮光されて、レーザー光がその外部に漏れることがない。

10

【0047】

更に、システムコントロール回路 42 は、蛍光観察モードでは、各偶数番目のフレームの第 1 フィールドの期間内において、レーザー光源 40 から所定の最大出力値でレーザー光を射出するとともに、その際に集光レンズ 28 から射出されるレーザー光の出力を受光センサ 27b によって測定する。そして、その測定値が所定閾値以下であれば、レーザー光源 40 から集光レンズ 28 に至る光路上で何らかの故障が生じたものと判断して、直ちにレーザー光源 40 を停止する。これに対して、測定値が所定閾値を超えていれば、光路上に異常はないと判断し、その後の第 2 フィールドにおいて、適切な光量でレーザー光源 40 からレーザー光を射出する。その結果、レーザー光源 40 から集光レンズ 28 に至る光路上で故障が生じている場合には、レーザー光源 40 が停止されるので、故障箇所からレーザー光が外部へ漏れることが防止される。もっとも、その故障箇所がレーザー光源 40 からハーフミラー 29 に至る光路上であれば、レーザー光源ケース 41 によってレーザー光の漏れが防止される。

20

【0048】

以上に説明したように、本実施例の内視鏡システムによると、蛍光内視鏡 10 が光源装置 2 に接続された時にその体腔内挿入部 10a の配光レンズ 11 から射出される場合を除き、レーザー光が内視鏡システムの外部へ漏れることが防止される。そのため、意図せぬレーザー光の漏洩に起因する事故を防止することができる。

30

【実施形態 2】

【0049】

図 8 は、本発明の第 2 実施形態による光源装置 20 に用いられるレーザー光源ケース 141 の構造を示す断面図である。この図 8 に示されるように、このレーザー光源ケース 141 の構造は、第 1 実施形態のレーザー光源ケース 41 と同形状であり、ランプ 33 からハーフミラー 29 に向かう白色光を通過させるための開口が、レーザー光カットフィルター 142 によって閉じられている。図 9 は、このレーザー光カットフィルター 142 の透過特性を示すグラフであり、横軸が波長、縦軸が透過光の強度である。この図 9 において、 α は、レーザー光の分光特性を示し、 β は、レーザー光カットフィルター 142 の透過特性を示す。

40

【0050】

本第 2 実施形態によると、レーザー光源 40、コリメータレンズ 39 又はハーフミラー 29 に故障が生じた場合でも、レーザー光が外部に漏洩し得る開口の一方（ランプ 33 側の開口）がレーザー光カットフィルターによって覆われているので、第 1 実施形態と比較して、レーザー光がレーザー光源ケース 141 の外部に漏洩する可能性が減る。

【0051】

本第 2 実施形態におけるその他の構成及び作用は、第 1 実施形態のものと全く同じであるので、その説明を省略する。

50

【実施形態 3】

【0052】

図10は、本発明の第3実施形態による光源装置20に用いられるレーザー光源ケース241の構造を示す断面図である。この図10に示されるように、このレーザー光源ケース241は、第1実施形態のレーザー光源ケース41の形状とほぼ同じ形状を有しているが、その内部に、システムコントロール回路42により制御されるモーター244によって軸方向に移動可能に、内筒242が挿入されている。この内筒242は、開口端をコリメータレンズ39側に向けた有底円筒形状を有し、その外径は、レーザー光源ケース241の内径よりも僅かに小さい。よって、内筒242のレーザー光源ケース241内での移動が可能であるにも拘わらず、両者の間の隙間からレーザー光が漏れることはない。また、この内筒242の内部には、コリメータレンズ39から最も離れた位置に移動したときに、集光レンズ28の光軸が45°の角度でその中心に交わる位置関係で、ミラー243が固定されている。また、内筒242の集光レンズ28に近い側の側壁には、内筒242がコリメータレンズ39から最も離れた位置に移動したときに、レーザー光源ケース241の集光レンズ28側の開口と重なる開口が、穿たれている。

10

【0053】

本第3実施形態は、蛍光観察モードにおいては体腔内壁に白色光を照射することなくレーザー光のみを照射して、蛍光によって形成された画像のみから病変部を判断する構成に適している。従って、蛍光観察モードにおいては、図10に示す位置にミラー243が配置される。この状態においては、レーザー光源40、コリメータレンズ39又はミラー243に故障が生じた場合でも、レーザー光が外部に漏洩し得る開口の一方(ランプ33側の開口)が内筒242のランプ33に近い側の側壁によって覆われているので、第1実施形態と比較して、レーザー光がレーザー光源ケース241の外部に漏洩する可能性が半分に減る。一方、通常観察モードにおいては、ミラー243ごと内筒242がコリメータレンズ39側に移動して、白色光の光路から待避して、白色光が集光レンズ28に入射するようになる。この状態においては、仮に何らかの故障によってレーザー光源40からレーザー光が射出されたとしても、レーザー光は内筒242によって完全に遮光されるので、レーザー光源ケース241の外部に漏洩することがない。

20

【0054】

本第3実施形態におけるその他の構成及び作用は、第1実施形態のものと全く同じであるので、その説明を省略する。

30

【実施形態 4】

【0055】

図11は、本発明の第4実施形態による光源装置20の主要構成のみを示す光学構成図である。この図11に示されるように、本第4実施形態では、上述第1実施形態と比べて、第1ロータリーシャッター27の代わりに、モーター45によって回転されることにより光路内に選択的に挿入される羽根型シャッター44が、設けられている。この羽根型シャッター44の集光レンズ28側の面には、第1実施形態における受光センサ27bに相当する受光センサ46が取り付けられている。この受光センサ46の出力は、図示せぬ信号線を介してシステムコントロール回路42に入力されている。但し、羽根型シャッター44は、その構造上、第1実施形態における第1ロータリーシャッター27と同程度の速度で光路内に挿入することができない。そこで、本第3実施形態においては、システムコントロール回路42は、例えば、動作モードが蛍光観察モードに切り替わってレーザー光源40が発光可能となった直後に、レーザー光の光路に羽根型シャッター44を侵入させてその受光センサ46によってレーザー光の光量を測定し、測光された光量が所定の閾値よりも低かったらレーザー光源40を停止させ、測光された光量が所定の閾値以上であったら、以後、レーザー光源40から、光量調整された適切な光量のレーザー光を射出し続ける。以上の受光センサ46が測光手段に相当し、羽根型シャッター44及びモーター45が、駆動機構に相当する。

40

【図面の簡単な説明】

50

【 0 0 5 6 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態による内視鏡システムの外観を示す外観図

【図 2】内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 3】蛍光観察内視鏡の外観図

【図 4】第 1 ロータリーシャッターの正面図

【図 5】第 2 ロータリーシャッターの正面図

【図 6】体腔内挿入部が被検者の体腔内に挿入されていることを検出する原理を示すグラフ

【図 7】蛍光観察モードにおけるレーザー光の測定及び光量調整を示すグラフ

【図 8】本発明の第 2 実施形態によるレーザー光源ケースを示す断面図

10

【図 9】レーザー光カットフィルターの透過特性を示すグラフ

【図 10】本発明の第 3 実施形態によるレーザー光源ケースを示す断面図

【図 11】本発明の第 4 実施形態によるレーザー光源ケースを示す断面図

【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

1 0 蛍光観察内視鏡

1 6 ライトガイドファイババンドル

1 7 R O M

1 9 パイプ

2 0 光源装置

20

2 7 第 1 ロータリーシャッター

2 7 b 受光センサ

2 8 集光レンズ

2 9 ハーフミラー

3 3 ランプ

3 9 コリメータレンズ

4 0 レーザー光源

4 1 レーザー光源ケース

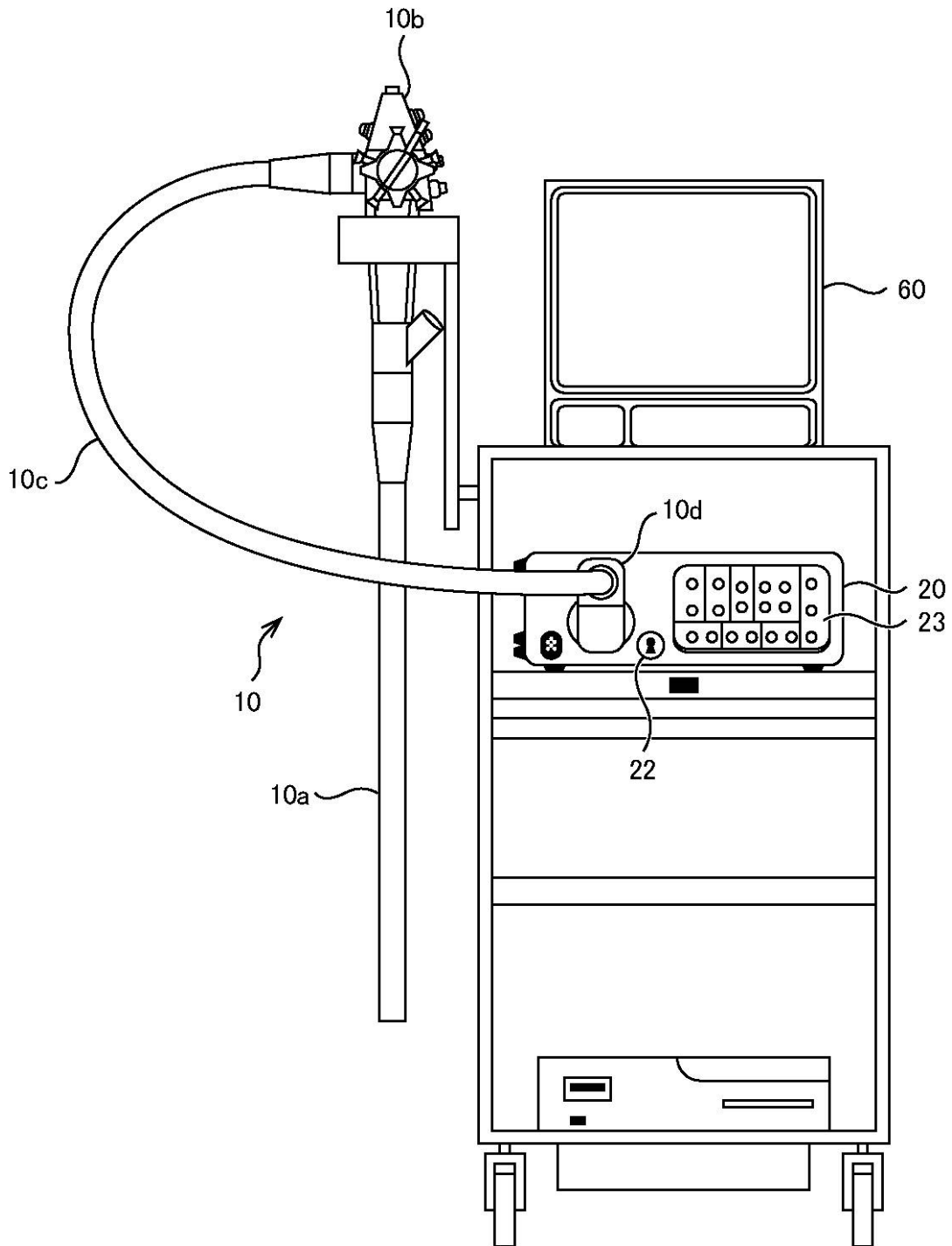
4 2 システムコントロール回路

4 3 映像信号処理回路

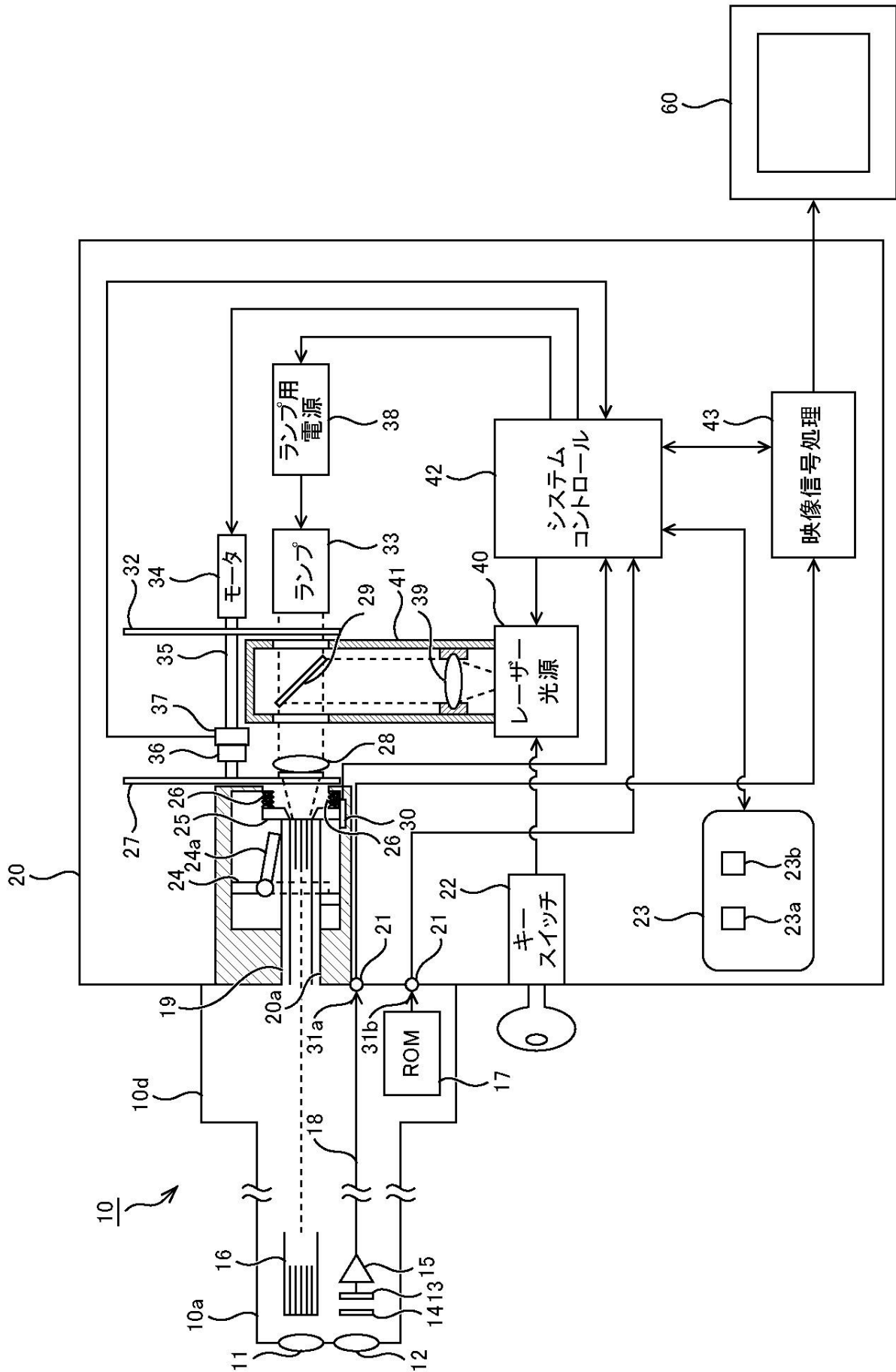
30

6 0 モニター

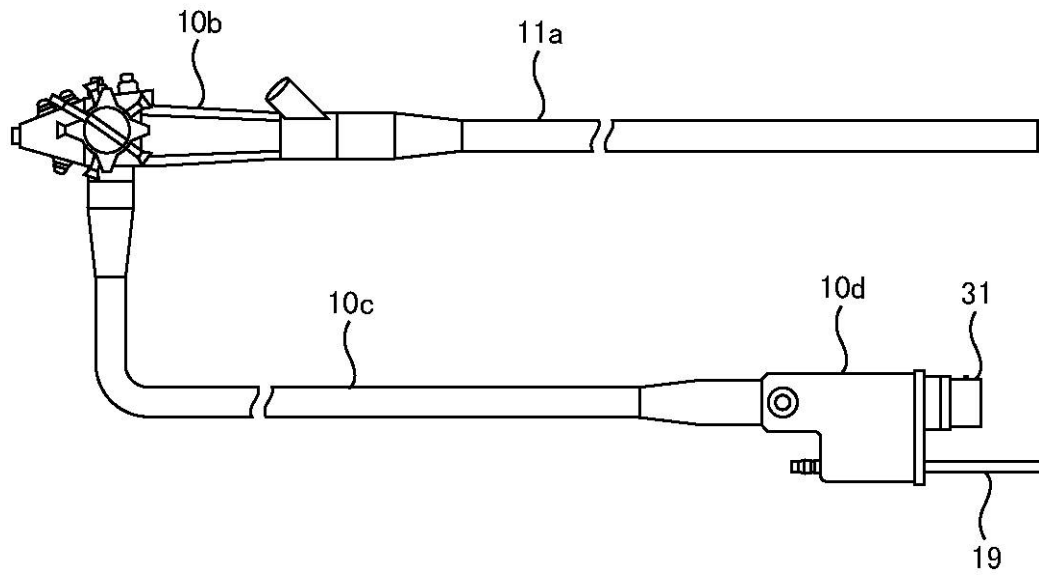
【 図 1 】



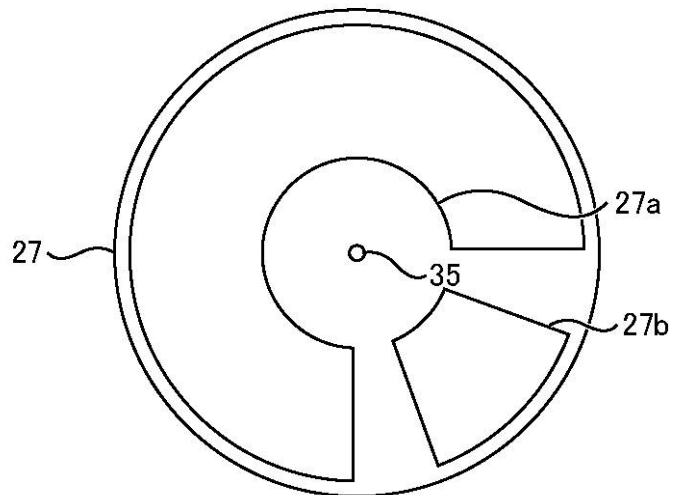
【図 2】



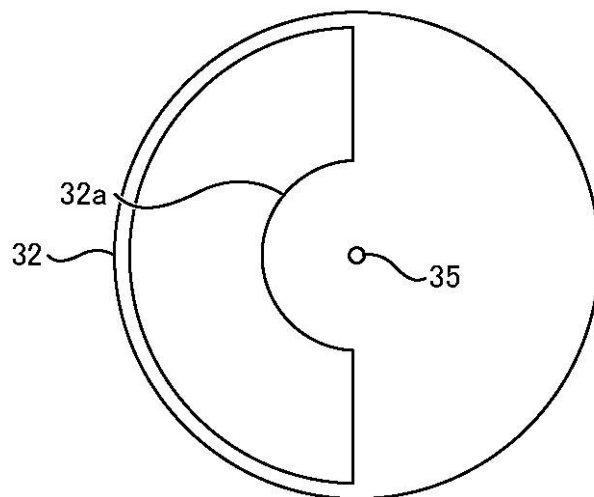
【 図 3 】



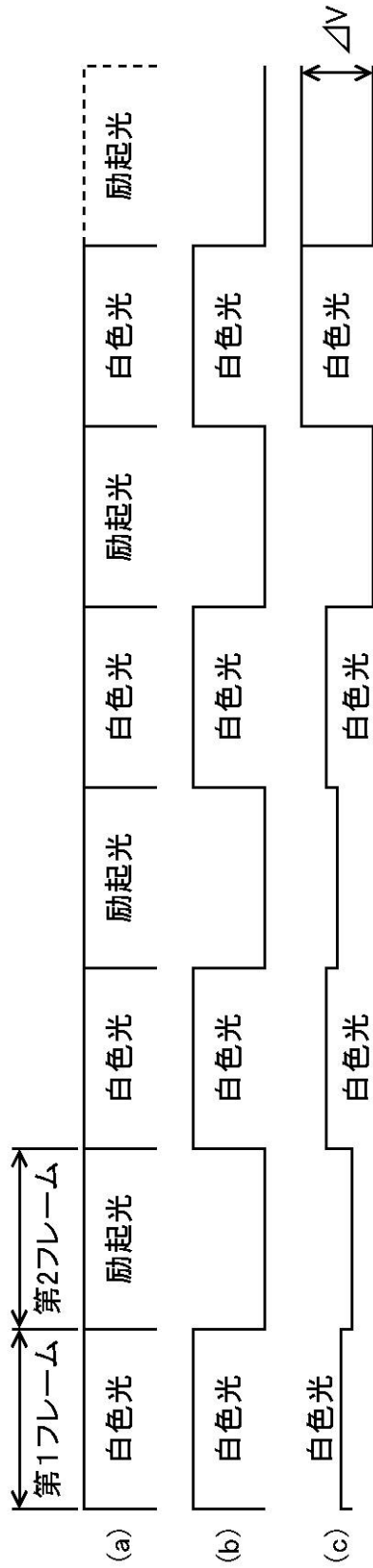
【 図 4 】



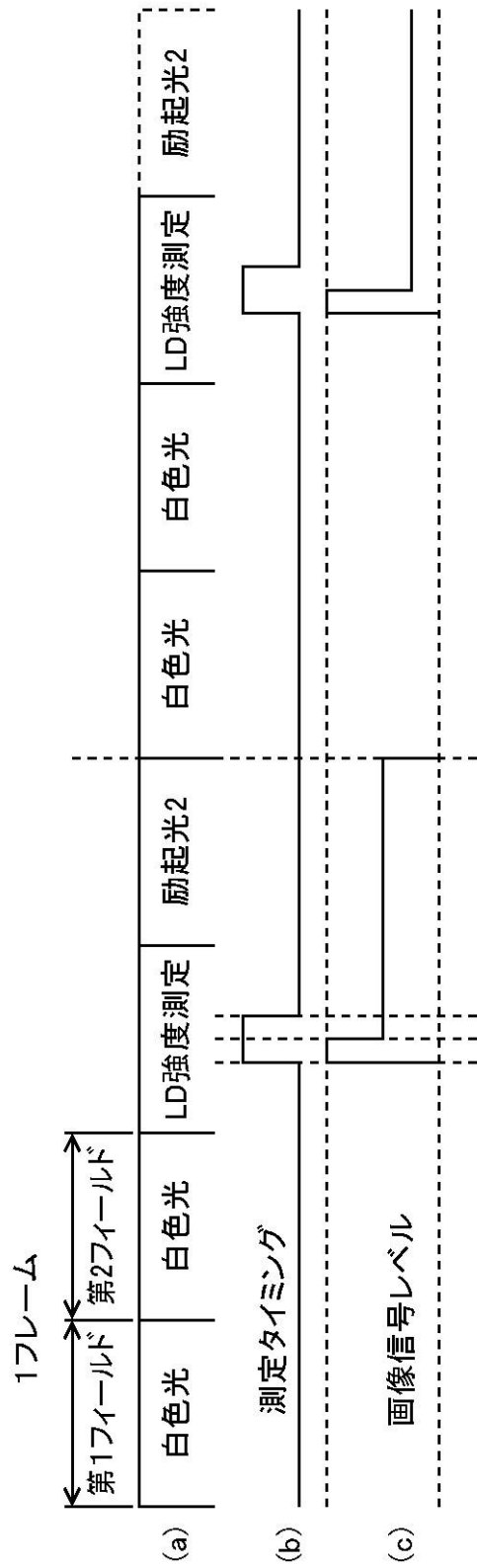
【 図 5 】



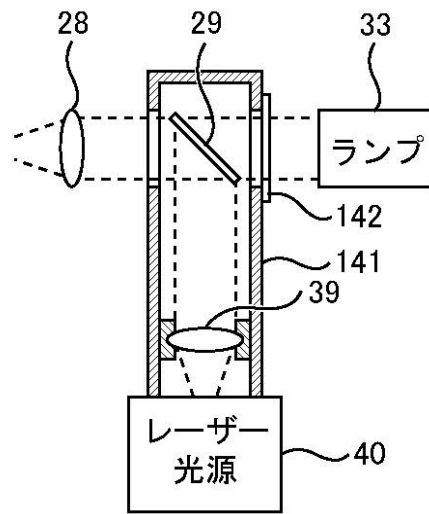
【 図 6 】



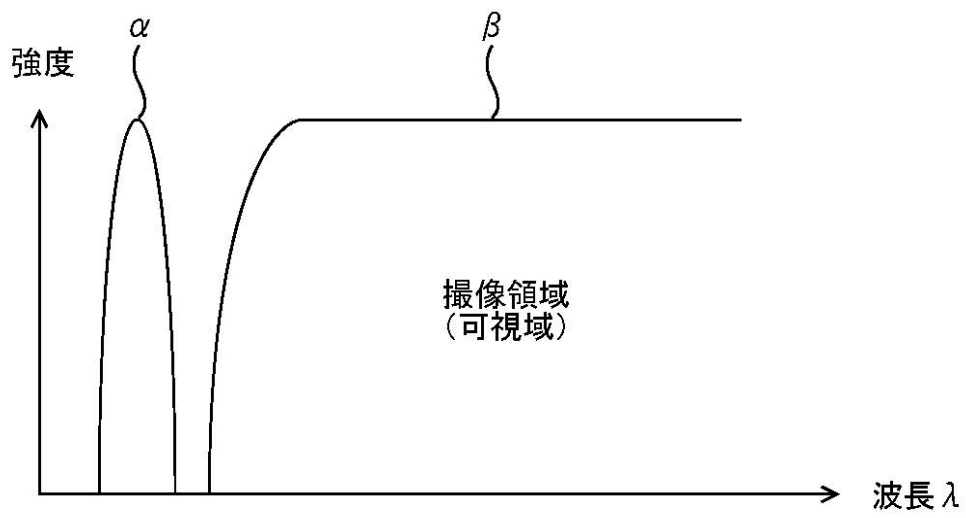
【 図 7 】



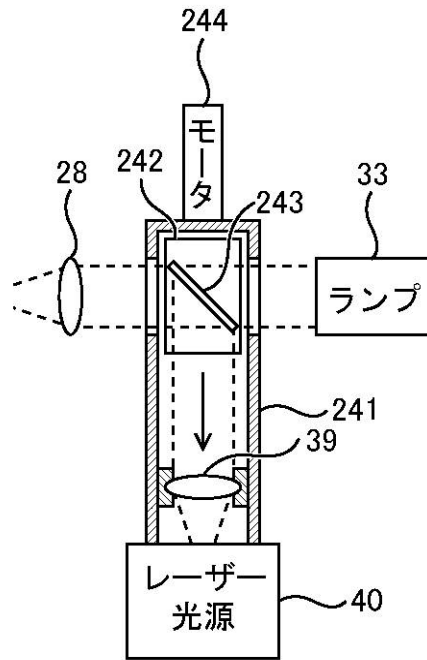
【 図 8 】



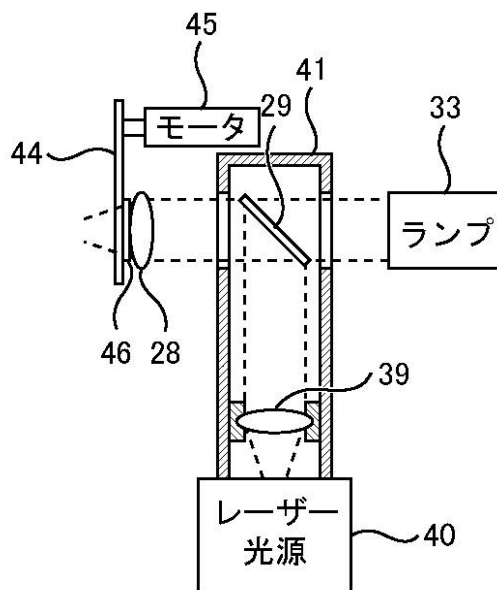
【 図 9 】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2005348793A	公开(公告)日	2005-12-22
申请号	JP2004169929	申请日	2004-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	宇佐美 準二 杉本 秀夫		
发明人	宇佐美 準二 杉本 秀夫		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA07 2H040/CA10 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC00 4C061/DD00 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC00 4C161/DD00 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为内窥镜提供光源装置，该装置不从插座输出激光束。
 SOLUTION：在光源装置20的侧表面上，插入插入件20a，其中插入从内窥镜10的连接器10d的端面突出的光导纤维束16，以及与ROM 17连续的电插座21。在连接器10d中形成。存储在ROM17中的内窥镜10的识别信息由系统控制电路42通过上述电插座21读出。系统控制电路42使激光光源40仅在读取识别信息时发射激光束从ROM17出来，表示上述内窥镜10是荧光观察内窥镜。激光束由准直透镜39制成平行光，由半反射镜29反射，并通过聚光透镜28放入光导纤维束16中。

