

(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2008-73379

(P2008-73379A)

(43) 公開日 平成20年4月3日(2008.4.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 O O D	4 C O 6 1
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-258334 (P2006-258334)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成18年9月25日 (2006.9.25)		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	宇津井 哲也
			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 BA11 CA01 CA02 CA07 CA09 CA10 CA11 GA02 4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 FF41 GG01 HH51 JJ11 JJ17 JJ18 NN01 QQ02 QQ04 QQ09 RR01 RR17 RR25 YY01 YY14

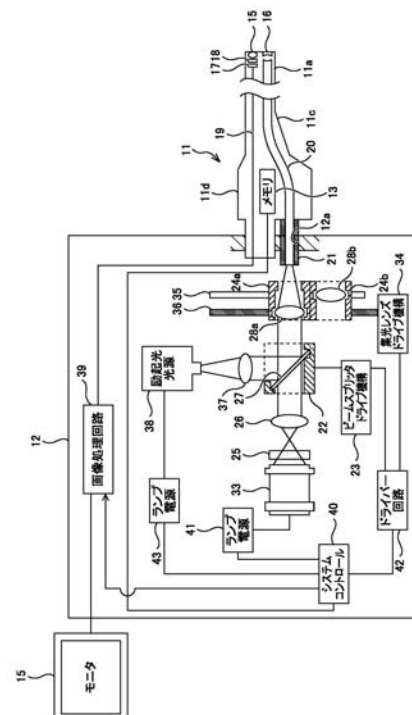
(54) 【発明の名称】 光源装置

(57) 【要約】

【課題】通常観察内視鏡が接続される場合と、蛍光観察用の蛍光観察内視鏡が接続される場合とで、異なる焦点距離の集光レンズを使い分けることができる光源装置を、提供する。

【解決手段】光源プロセッサ装置12の電気ソケット12b中の所定端子は、そのライトガイド20の基端がソケット12aに接続されている内視鏡11の内部に内蔵されたメモリ13に、導通する。故に、システムコントロール回路40は、当該端子を通じて、内視鏡11のメモリ13から、当該内視鏡11が蛍光観察内視鏡であるか通常観察内視鏡であるかを特定する識別情報を入力される。そして、集光レンズドライブ機構34を制御し、蛍光観察内視鏡であることを特定する識別情報が入力されると、蛍光観察用集光レンズ28aをソケット12aの中心軸と同軸となる位置へ移動させ、通常観察内視鏡であることを特定する識別情報が入力されると、通常観察用集光レンズ28bを、ソケット12aの中心軸と同軸となる位置へ移動させる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ライトガイドがその内部を引き通されてその先端近傍に当該ライトガイドの射出端面が配置されている挿入部と、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報を保持するメモリと、当該ライトガイドの基端及び前記メモリに接続された端子がその端面から突出したコネクタとを有する内視鏡に、照明光を供給する光源装置であって、

前記ライトガイドの基端が挿入される貫通孔であるソケットと、

当該ソケットに前記ライトガイドの基端が挿入されると前記端子に導通する電気ソケットと、

前記ソケットの中心線に、第 1 の集光レンズと、第 1 の集光レンズより焦点距離が短い第 2 の集光レンズとを選択的に移動させる集光レンズ移動機構と、

前記電気ソケットを通じて導通した前記内視鏡のメモリから情報を読み込み、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報が読み込まれている間は、前記第 1 の集光レンズを前記ソケットの中心線上に移動させるように前記集光レンズ移動機構を制御し、それ以外の期間には前記第 2 の集光レンズを前記ソケットの中心線上に移動させる制御回路と、

前記集光レンズ移動機構により前記ソケットの中心線上に移動された集光レンズに、可視帯域の白色光と紫外域の励起光とを、選択的に入射する光源光学系とを備えたことを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記集光レンズ移動機構は、前記第 1 の集光レンズを保持するレンズ枠及び前記第 2 の集光レンズを保持するレンズ枠を、前記ソケットの中心線に直交する面内で移動させることを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【請求項 3】

前記集光レンズ移動機構は、前記各集光レンズを、前記ソケットに挿入された前記ライトガイドの基端面近傍にその焦点が位置するように移動させることを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の光源装置。

【請求項 4】

前記制御回路は、更に、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報が読み込まれた場合にのみ、前記励起光を前記集光レンズに入射する様に前記光源光学系を制御することを特徴とする請求項 1 記載の光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡内に引き通されたライトガイドへ照明光を供給するための光源装置に、関する。

【背景技術】

【0002】

周知のように、生体組織に含まれるある種の物質は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。但し、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織では、正常な生体組織において発生する蛍光よりも、発生する蛍光の強度が弱い。この反応現象は、体腔壁下の生体組織においても生じる。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異常をこの反応現象を利用して検出する蛍光観察システムが、開発されている。

【0003】

このような蛍光観察システムの一つとして、従来の電子内視鏡システムの構成を改変することにより、通常の可視照明光の体腔壁表面での反射光による可視カラー像と、体腔壁下の生体組織から発した蛍光による蛍光像とを選択的に撮像できるようにしたものがある。このシステムでは、可視帯域全域の光が可視カラー像を得るために用いられるので、生体組織を励起させるための励起光として、紫外光が用いられる。そして、電子内視鏡のライトガイドファイババンドルとして、紫外光に対する透過特性が良い石英ガラス製の光学ファイバからなるものが用いられるとともに、対物レンズと撮像素子との間に、紫外光を

10

20

30

40

50

カットするための励起光カットフィルタが配置される。また、光源装置として、内視鏡のライトガイドファイバの基端に向けて、可視域の白色光と紫外域の励起光とを選択的に導入できる光学構成を有するものが使用される。このような蛍光観察システムについて、本出願人は、先に下記特許文献１に開示された特許出願を行った。

【０００４】

図４は、下記特許文献１に開示した蛍光観察システムの構成を、若干簡略化して示すものである。

【０００５】

図４に示すように、この蛍光観察システムは、光源装置１００，電子内視鏡１０１，ビデオプロセッサ１０２及びモニタ１０３から、構成される。

10

【０００６】

電子内視鏡１０１は、その体腔内挿入部の先端に配光レンズ１０４及び対物レンズ１０５が嵌め込まれているとともに、対物レンズの背後には、対物レンズ１０５によって形成された被検部の像を撮像する撮像素子１０６が配置されるという、電子内視鏡としては一般的な構成を、有している。更に、上述したように、この電子内視鏡１０１には、配光レンズの背後まで引き通されたライトガイドファイババンドル１０７として石英ガラス製のものが用いられ、対物レンズ１０５と撮像素子１０６との間の光路上に、紫外光を遮断する励起光カットフィルタ１０９が設けられている。

【０００７】

光源装置１００は、電子内視鏡１０１のライトガイドファイババンドル１０７が挿入されるソケット１００aを備えるとともに、このソケット１００aに挿入されたライトガイドファイババンドル１０７の延長線上に、順番に、集光レンズ１０８，可動ミラー１０９及び白色光光源１１０を、備えている。白色光光源１１０は、白色光を平行光として射出する光源である。可動ミラー１０９は、光源制御部１１３によって、白色光光源１１０からの白色光の光路から退避した第１の位置と、当該白色光の光路に対して４５度の角度で挿入された第２の位置との間で可動する反射鏡である。第２の位置にある可動ミラー１０９によって折り曲げられた集光レンズ１０８の光軸上には、光軸をクランク状に折り曲げる反射ミラー１１１が配置され、当該光軸の先に、励起光を当該光軸に沿った平行光として射出する励起光光源１１２が配置されている。

20

【０００８】

従って、光源制御部１１３によって駆動された可動ミラー１０９が第１の位置に移動することにより、白色光光源１１０から射出した白色光が、集光レンズ１０８に入射して、この集光レンズ１０８によって収束されて、ライトガイドファイババンドル１０７の基端面に入射し、配光レンズ１０４を介して被検部に照射され、その反射光による被検部の像が、対物レンズ１０５及び撮像素子１０６によって撮像される。また、可動ミラー１０９が第２の位置に移動することにより、励起光光源１１２から射出した励起光が集光レンズ１０８に入射して、この集光レンズ１０８によって収束されて、ライトガイドファイババンドル１０７の基端面に入射し、配光レンズ１０４を介して被検部に照射され、それによって励起された生体組織が発した蛍光による像が、対物レンズ１０５及び撮像素子１０６によって撮像される。

30

40

【０００９】

ビデオプロセッサ１０２は、電子内視鏡１０１の撮像素子１０６から出力された画像信号を処理することにより、白色光が被検部に照射されている間に出力された画像信号に基づく可視像，及び、励起光が被検部に照射されている間に出力された画像信号に基づく蛍光像を、モニタ１０３上に表示させることができる。

【特許文献１】特開２０００－２３９０３号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１０】

ところで、上述した構成を有する電子内視鏡（以下、「蛍光観察内視鏡」という）１０

50

１に用いられるライトガイドファイババンドル１０７を構成する石英ガラス製光ファイバは、専ら可視像観察に用いられる内視鏡（以下、「通常観察内視鏡」という）に用いられるライトガイドファイババンドルを構成する通常ガラス製光ファイバと比較して、 NA （開口数）が小さい。これに対して、通常観察内視鏡用に設計された従前の光源装置の集光レンズは、通常ガラス製光ファイバの NA に合わせてあり、焦点距離が短い。よって、当該集光レンズをそのまま用いた場合には、周辺光線の入射角が石英ガラス製光ファイバの NA と比較して大きくなりすぎるので、周辺光線が入射できずに損失してしまうという問題がある。

【００１１】

だからと言って、集光レンズ１０８として、石英ガラス製光ファイバ NA に合わせて焦点距離が長いものを採用すると、当該光源装置１００に通常観察内視鏡を接続した場合にも、当該内視鏡のライトガイドファイババンドルへの白色光の入射角範囲が狭くなってしまふので、ライトガイドファイババンドル１０７の先端での配光角も狭くなってしまい、広範囲の照明を行うことができなくなってしまう。

【００１２】

そこで、本願発明は、通常観察内視鏡が接続される場合と、蛍光観察用の蛍光観察内視鏡が接続される場合とで、自動的に、夫々のライトガイドの基端に照明光を収束する集光レンズを切り替えることができる光源装置の提供を、課題とする。

【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案出された本発明は、ライトガイドがその内部を引き通されてその先端近傍に当該ライトガイドの射出端面が配置されている挿入部と、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報を保持するメモリと、当該ライトガイドの他端及び前記メモリに接続された端子がその端面から突出したコネクタとを有する内視鏡に、照明光を供給する光源装置であって、前記ライトガイドの他端が挿入される貫通孔であるソケットと、当該ソケットに前記ライトガイドの他端が挿入されると前記端子に導通する電気ソケットと、前記ソケットの中心線に、比較的焦点距離が長い第１の集光レンズと、比較的焦点距離が短い第２の集光レンズとを選択的に移動させる集光レンズ移動機構と、前記電気ソケットを通じて導通した前記内視鏡のメモリから情報を読み込み、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報が読み込まれている間は、前記第１の集光レンズを前記ソケットの中心線上に移動させるように前記集光レンズ移動機構を制御し、それ以外の期間には前記第２の集光レンズを前記ソケットの中心線上に移動させる制御回路と、前記集光レンズ移動機構により前記ソケットの中心線上に移動された集光レンズに、可視帯域の白色光と紫外域の励起光とを、選択的に入射する光源光学系とを、備えたことを特徴とする。

【００１４】

このように構成された光源装置では、蛍光観察内視鏡のライトガイドの基端がソケットに挿入されると、制御回路が、電気ソケットを通じて、この内視鏡に内蔵されたメモリから、石英ガラスに対応した情報を読み出すことにより、この内視鏡が蛍光観察内視鏡であると認識する。このようにして、蛍光観察内視鏡がソケットに接続されていると認識している間、制御回路は、蛍光内視鏡に採用されるライトガイドを構成する石英ガラス製光ファイバーの NA が小さいことに合わせて、焦点距離が比較的長い第１の集光レンズを、ソケットの中心軸上（即ち、ソケットに挿入されたライトガイドの中心軸の延長線上）に配置させるべく、集光レンズ移動機構を制御する。その結果、光源光学系によって集光レンズに入射した励起光は、大きな損失なく、ライトガイドの入射端面に入射できる。それ以外の期間には、何れの内視鏡のライトガイドもソケットには挿入されていないか、通常観察内視鏡のライトガイドの基端がソケットに挿入されるか、メモリを内蔵していない蛍光観察内視鏡のライトガイドの基端がソケットに挿入されている可能性がある。そこで、制御回路は、通常観察内視鏡のライトガイドが接続されているか、あるいは接続される可能性が高いとみなして、第２の集光レンズを、ソケットの中心軸上（即ち、ソケットに挿入されたライトガイドの中心軸の延長線上）に配置させるべく、集光レンズ移動機構を制御

10

20

30

40

50

する。この第２の集光レンズは、通常観察内視鏡に採用されるライトガイドを構成する通常ガラス製光ファイバーのNAが大きいことに合わせて、焦点距離が比較的短い。その結果、実際にソケットに通常観察内視鏡のライトガイドが挿入されている場合には、光源光学系によって集光レンズに入射した白色光は、大きな入射角でライトガイドの入射端面に入射できるので、ライトガイド先端から、大きな配光角にて射出される。

【００１５】

なお、本発明において、制御回路は、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報が読み込まれている間にのみ励起光を集光レンズに入射するように光源光学系を制御することが望ましいが、光源光学系における光の切替えが手動であっても、本発明は課題を解決できる。また、照明光の切り替えが自動でなされる場合においても、蛍光観察内視鏡であることに対応した情報が読み込まれている間は、励起光に加えて白色光をも選択的に集光レンズに入射するように、光源光学系が制御回路によって制御されても良い。

10

【００１６】

また、本発明によるソケットにそのライトガイドの基端が挿入される通常観察内視鏡は、通常観察内視鏡であることに対応した情報を格納したメモリを、備えていても良い。その場合、制御回路は、ソケットに通常観察内視鏡のライトガイドが挿入されている期間と、何れの内視鏡のライトガイドも挿入されていない期間とを識別することができるので、通常観察内視鏡であることに対応した情報が電気ソケットを通じて読み込まれている間は、第２の集光レンズを、ソケットの中心軸上（即ち、ソケットに挿入されたライトガイドの中心軸の延長線上）に配置させるべく、集光レンズ移動機構を制御する他、この第２の集光レンズに白色光のみを入射するように、光源光学系を制御することができる。他方、何れの情報も読み込まれていない期間には、何れの照明光も第２の集光レンズに入射しないように光源光学系を制御することができるので、誤照射に因る事故を防止することができる。

20

【発明の効果】

【００１７】

以上のように構成された本発明の光源装置によれば、通常観察内視鏡が接続される場合と、蛍光観察用の蛍光観察内視鏡が接続される場合とで、自動的に、夫々のライトガイドの基端に照明光を収束する集光レンズを切り替えることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

30

【００１８】

以下、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態について、説明する。

【００１９】

図１は、本発明の一実施例であ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１０は、蛍光観察内視鏡１１，光源プロセッサ装置１２，及び、モニター１５を、備えている。

【００２０】

図１及び図２に示される蛍光観察内視鏡１１は、具体的には、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１１ａ，その体腔内挿入部１１ａ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１１ｂ，操作部１１ｂと光源プロセッサ装置１２とを接続するためのライトガイド可撓管１１ｃ，及び、この可撓管１１ｃの基端に設けられたコネクタ１１ｄを、備えている。そして、体腔内挿入部１１ａの先端面には、配光レンズ１６及び対物レンズ１５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１１ａの内部には、対物レンズ（対物光学系）１５によって形成された被検部の像を撮影する撮像素子（カラーＣＣＤ）１７，対物レンズ１２を透過した光から紫外域（励起光の波長成分を含む）の光を除去するための励起光カットフィルタ１８が、組み込まれている。

40

【００２１】

撮像素子１７から出力された画像信号を伝送するための画像信号ケーブル１９は、体腔内挿入部１１ａ，操作部１１ｂ及びライトガイド可撓管１１ｃ内を引き通されて、コネク

50

タ 1 1 d の端面に設けられた図示せぬ電極に導通されている。

【 0 0 2 2 】

この信号ケーブル 1 9 と並行して、体腔内挿入部 1 1 a , 操作部 1 1 b 及びライトガイド可撓管 1 1 c 内には、石英ガラス製光ファイバを束ねてなるライトガイドファイババンドル (以下、単に「ライトガイド」という) 2 0 が、引き通されている。このライトガイド 2 0 の先端は、体腔内挿入部 1 1 a の先端部内において配光レンズ 1 6 に対向し、その基端は、コネクタ 1 1 d の端面から突出した金属製のパイプである口金 2 1 内に、挿入されて固定されている。

【 0 0 2 3 】

また、コネクタ 1 1 d 内には、蛍光観察内視鏡 1 1 のスコープ型番 (当該内視鏡が蛍光観察内視鏡であることに対応した情報) を記憶したメモリ (R O M) 1 3 が、内蔵されている。この R O M 1 3 の各データ読出端子も、夫々、コネクタ 1 1 d の端子に導通している。

10

【 0 0 2 4 】

なお、ソケット 1 2 a には、蛍光観察内視鏡 1 1 に換えて、図 3 に示すように、通常観察のみ可能な通常観察内視鏡 1 1 ' を接続することも可能である。この通常観察内視鏡 1 1 ' は、上述した励起光カットフィルタ 1 8 を備えておらず、また、そのライトガイド 2 0 ' は、通常のガラス製の光ファイバを束ねて構成されている。また、通常観察内視鏡のコネクタ 1 1 d ' 内には、当該内視鏡が通常観察内視鏡であることに対応した情報を記憶したメモリ (R O M) 1 3 ' が、内蔵されている。

20

【 0 0 2 5 】

光源プロセッサ装置 1 2 は、内視鏡 1 1 (1 1 ') のライトガイド 2 0 (2 0 ') の端面に白色光及び励起光を選択的に導入する機能、及び、内視鏡 1 1 (1 1 ') の図示せぬ端子を通じて撮像素子 1 7 (1 7 ') 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 1 5 へ出力する機能を、基本的な機能として備えている。

【 0 0 2 6 】

光源プロセッサ装置 1 2 の筐体の正面のパネルには、内視鏡 1 1 (1 1 ') の口金 2 1 (2 1 ') がその外面側から挿入されて保持される貫通孔であるソケット 1 2 a が、設けられている。このソケット 1 2 a の貫通孔は、光源プロセッサ装置 1 2 の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置 1 2 の内部空間内には、ソケット 1 2 a の中心線 (即ち、ソケット 1 2 a に挿入された口金 2 1 [2 1 '] 中のライトガイド 2 0 [2 0 '] の中心軸の延長線) に沿って順番に、集光レンズ (図 2 に示す蛍光観察内視鏡 1 1 の接続時には蛍光観察用集光レンズ 2 8 a , 図 3 に示す通常観察内視鏡 1 1 ' の接続時には通常観察用集光レンズ 2 8 b) , ダイクロイックミラー 2 7 (図 2 に示す蛍光観察内視鏡 1 1 の接続時に限る) , 白色光コリメートレンズ 2 6 , 赤外カットフィルタ 2 5 , 及び、白色光光源 3 3 が、配置されている。

30

【 0 0 2 7 】

白色光光源 3 3 は、白色光用電源回路 4 1 によって電源電流が供給されて可視帯域の白色光を発する電球 (図示略) と、この電球から発散光として発した白色光を収束光として反射する反球面状のリフレクター (図示略) とから、構成されている。その結果として、白色光光源 3 3 は、白色光を、集光レンズ 2 8 の光軸に沿って、集光レンズ 2 8 に向けて平行光として、射出する。

40

【 0 0 2 8 】

赤外カットフィルタ 2 5 は、白色光光源 3 3 から発した白色光から、赤外成分を除去するためのバンドパスフィルタである。

【 0 0 2 9 】

白色光コリメートレンズ 2 6 は、白色光光源 3 3 から射出された白色光が一旦収束してから拡散する箇所に配置され、白色光を平行光に変換する。

【 0 0 3 0 】

50

なお、白色光光源 33 は、白色光を平行光として反射するリフレクターを備えていてもよく、その場合には、白色光コリメートレンズ 26 は、必要がない。

【0031】

ダイクロイックミラー 27 は、略立方体型のホルダ 22 内に、各集光レンズ 28a, 28b の光軸に対して 45 度傾いた状態で保持されており、入射角 45 度で入射した可視光帯域の光を透過するとともに、入射角 45 度で入射した紫外帯域の光を反射する。

【0032】

ホルダ 22 は、ドライバー回路 42 によって駆動制御されるビームスプリッタドライブ機構 23 により、白色光の光路に直交する方向にスライド駆動され、ダイクロイックミラー 27 を、白色光の光路外に退避した位置（図 3 に示す通常観察位置）と、白色光の光路中に侵入させた位置（図 2 に示す蛍光観察位置）との間で、移動させる。なお、このホルダ 22 は、ダイクロイックミラー 27 を蛍光観察位置に移動させたときに、白色光と干渉する部分及び後述する励起光と干渉する部分が、切り欠かれている。

【0033】

第 1 の集光レンズとしての蛍光観察用集光レンズ 28a は、蛍光観察内視鏡 11 のライトガイド 20 に用いられる石英ガラス製光ファイバの NA に合わせて、比較的焦点距離が長い。よって、この蛍光観察用集光レンズ 28a は、レンズ枠 24a 内において、ダイクロイックミラー 27 側に保持されている。他方、第 2 の集光レンズとしての通常観察用集光レンズ 28b は、通常観察内視鏡 11' のライトガイド 20' に用いられる通常ガラス製光ファイバの NA に合わせて、比較的焦点距離が短い。よって、この通常観察用集光レンズ 28b は、レンズ枠 24b 内において、コネクタ 12a 側に保持されている。

【0034】

これら両集光レンズ 28a, 28b は、自身の光軸に直交する方向に並べられた一対のレンズ枠 24a, 24b 内に夫々保持されている。そして、これら両レンズ枠 24a, 24b は、その並び方向と並行に敷設されたスライドレール 35 によって、一体に、蛍光観察用集光レンズ 28a の光軸がソケット 12a の中心線と同軸となる位置（図 2 に示す蛍光観察位置）と、通常観察用集光レンズ 28b の光軸がソケット 12a の中心線と同軸となる位置（図 3 に示す通常観察位置）との間で、スライド移動可能となっている。また、これら両レンズ枠 24a, 24b には、スライドレール 35 と平行に敷設されたネジ 36 が螺合している。このネジ 36 は、ドライバー回路 42 によって制御される集光レンズドライブ機構 34 によって回転駆動されるので、集光レンズドライブ機構 34 がネジ 36 を適宜回転させることにより、両レンズ枠 24a, 24b を蛍光観察位置と通常観察位置との間で移動させ、もって、ソケット 12a の中心線上に位置する集光レンズ 28a, 28b を、切り換えることができるのである。

【0035】

ドライバー回路 42 は、後述するシステムコントロール回路 40 からの指示に従い、ビームスプリッタドライブ機構 23 及び集光レンズドライブ機構 34 中の図示せぬモータ又はアクチュエータに対して、駆動電流を供給することにより、それらを動作させる。

【0036】

これらドライバー回路 42, 集光レンズドライブ機構 34, スライドレール 35, ネジ 36, 及び両レンズ枠 24a, 24b が、受光レンズ移動機構に相当する。

【0037】

一方、蛍光観察位置にあるダイクロイックミラー 27 によって折り曲げられた集光レンズ（蛍光観察位置にある蛍光観察用集光レンズ 28a）の光軸上には、ダイクロイックミラー 27 側から順番に、励起光コリメートレンズ 37 及び励起光光源 38 が、配置されている。

【0038】

励起光光源 38 は、励起光用電源回路 43 から駆動電流を供給されることにより、励起光を、発散光として励起光コリメートレンズ 37 に向けて射出する。

【0039】

10

20

30

40

50

励起光コリメートレンズ 37 は、励起光光源 29 から発散光として発した励起光を平行光に変換する正レンズである。

【0040】

以上に説明した白色光光源 33, 白色光コリメートレンズ 26, 励起光光源 38, 励起光コリメートレンズ 37 及びダイクロイックミラー 27 が、光源光学系に相当する。

【0041】

また、光源プロセッサ装置 12 の筐体の正面側パネルには、内視鏡 11 (11') の口金 21 (21') がソケット 12a に挿入された状態において内視鏡 11 のコネクタ 11d に設けられた各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット (図示略) が、設けられている。

10

【0042】

上述した画像信号ケーブル 19 (19') は、正面側パネル上の電気ソケット (図示略) を通じて、画像処理回路 39 に接続される。また、メモリ 13 (13') は、この電気ソケット (図示略) を通じて、システムコントロール回路 40 に接続される。

【0043】

画像処理回路 39 は、画像信号ケーブル 19 を通じて入力された画像信号に対して所定の信号処理を施すことによって、NTSC 等のビデオ信号に変換して、モニタ 15 に向けて出力する。

【0044】

システムコントロール回路 40 は、メモリ 13 (13') の他、上述した画像処理回路 39, 白色光用電源回路 41, 励起光用電源回路 43 及びドライバー回路 42 に接続され、それらの制御を行う。

20

【0045】

即ち、システムコントロール回路 40 は、電気ソケット 12b を通じて導通したメモリ 13 [13'] から情報を読み込み、通常観察内視鏡 11' のスコープ型番が読み込まれている間は、励起光用電源回路 43 に対して励起光光源 38 に対する電源供給を禁じるとともに、ビームスプリッタドライブ機構 23 がダイクロイックミラー 27 を通常観察位置に移動させ、集光レンズドライブ機構 34 が通常観察用集光レンズ 28b をソケット 12a の中心線と同軸となる位置へ移動させる様に、ドライバー回路 42 を制御する。しかる後に、図示せぬスイッチを通じて照明開始命令が入力されると、白色光用電源回路 41 に対して、白色光光源 33 から白色光を射出させる。すると、白色光光源 33 から射出された白色光のみが、白色光用集光レンズ 28b に入射し、通常観察内視鏡 11' のライトガイド 20' の基端面に入射し、このライドガイド 20' によって導光され、その先端からその NA に応じた照射角にて射出され、配光レンズ 16' によって更に拡散されて、被検部に照射される。このように照射された白色光の被検部表面での反射光の一部が、対物レンズ 15' に入射し、撮像素子 17' の撮像面上に結像して、画像信号に変換される。そして、システムコントロール回路 40 は、画像処理回路 39 に対して、撮像素子 17' から入力された画像信号をそのままビデオ信号に変換させて、モニタ 15 に出力させる。

30

【0046】

一方、システムコントロール回路 40 は、電気ソケット 12b を通じて導通したメモリ 13 [13'] から、蛍光観察内視鏡 11 のスコープ型番が読み込まれている間は、ビームスプリッタドライブ機構 23 がダイクロイックミラー 27 を蛍光観察位置に移動させ、集光レンズドライブ機構 34 が蛍光観察用集光レンズ 28a をソケット 12a の中心線と同軸となる位置へ移動させる様に、ドライバー回路 42 を制御する。しかる後に、図示せぬスイッチを通じて照明開始命令が入力されると、交互に、白色光用電源回路 41 に対して、白色光光源 33 から白色光を射出させ、また、励起光用電源回路 43 に対して、励起光光源 38 から励起光を射出させる。すると、白色光光源 33 から射出された白色光は、ダイクロイックミラー 27 を透過し、また、励起光光源 38 から射出された励起光は、ダイクロイックミラー 27 により反射され、両者が交互に、励起光用集光レンズ 28b に入射し、蛍光観察内視鏡 11 のライトガイド 20 の基端面に入射し、このライドガイド 20

40

50

によって導光され、その先端からそのNAに応じた照射角にて射出され、配光レンズ16によって更に拡散されて、被検部に照射される。白色光が被検部に照射されている間には、上述した通常観察内視鏡11'の場合と同様に、撮像素子17は、白色光の被検部の表面での反射光による像を撮像する。また、励起光が被検部に照射されている間には、この励起光によって励起された生体組織から発した蛍光の一部が、対物レンズ15に入射し、励起光カットフィルタ18によって励起光成分を除去された後に、撮像素子17の撮像面上に結像して、画像信号に変換される。そして、システムコントロール回路40は、画像処理回路39に対して、ライトガイド20に白色光を入射している間に撮像素子17から入力された画像信号による像(可視カラー像)と、ライトガイド20に励起光を入射している間に撮像素子17から入力された画像信号による像(蛍光像)とを並べて表示させるビデオ信号を生成させて、モニタ15に出力させる。

【0047】

なお、システムコントロール回路40は、電気ソケット12bを通じて何れのスコープ型番も読み込まれていない場合には、従前の内視鏡が接続されているのであると判断して、上述した通常観察内視鏡11'が接続されている場合と同じ制御を行う。

【0048】

以上説明したように、本実施例の光源装置12によれば、何れかの種類の内視鏡11[11']の口金21[21']がコネクタ12aに接続されると、その内視鏡11に組み込まれているメモリ13[13']から、当該内視鏡が通常観察内視鏡11'であるか蛍光観察内視鏡であるかを特定するスコープ型番がシステムコントロール回路40に入力されるので、システムコントロール回路40は、集光レンズドライブ機構34を制御することにより、通常観察内視鏡11'が接続されている場合には、焦点距離が短い通常観察用集光レンズ28bをソケット12aの中心線と同軸となる位置へ移動させ、蛍光観察内視鏡11が接続されている場合には、焦点距離が長い蛍光観察用集光レンズ28aをソケット12aの中心線と同軸となる位置へ移動させることができる。

【0049】

その結果、通常観察内視鏡11'のライトガイド20'の基端には、周辺光線の入射角が大きい状態で、白色光が入射されるので、配光レンズ16'から照射される白色光の範囲を広くすることができる。また、蛍光観察内視鏡11のライトガイド20の基端には、周辺光線の入射角が小さい状態で白色光及び励起光が交互に入射されるので、NAが小さい石英ガラスファイバに対して、周辺光線を損失することなく、これら白色光及び励起光を、効率良く入射することができる。

(変形例)

本実施例において、集光レンズドライブ機構34による集光レンズ28a, 28bの切り換えは、各集光レンズ28a, 28bが保持されているレンズ枠24a, 24bを一方向にスライドすることによって行っていたが、レンズ枠24a, 24bを、両レンズ枠24a, 24bの間に設定した回転軸を中心に回転するターレットとして構成し、このターレットを集光レンズドライブ機構34によって回転させることによって、集光レンズ28a, 28bの切り換えを行っても良い。

【図面の簡単な説明】

【0050】

【図1】本発明の第1の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】内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図4】従来例を示す図

【符号の説明】

【0051】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 12 光源プロセッサ装置

10

20

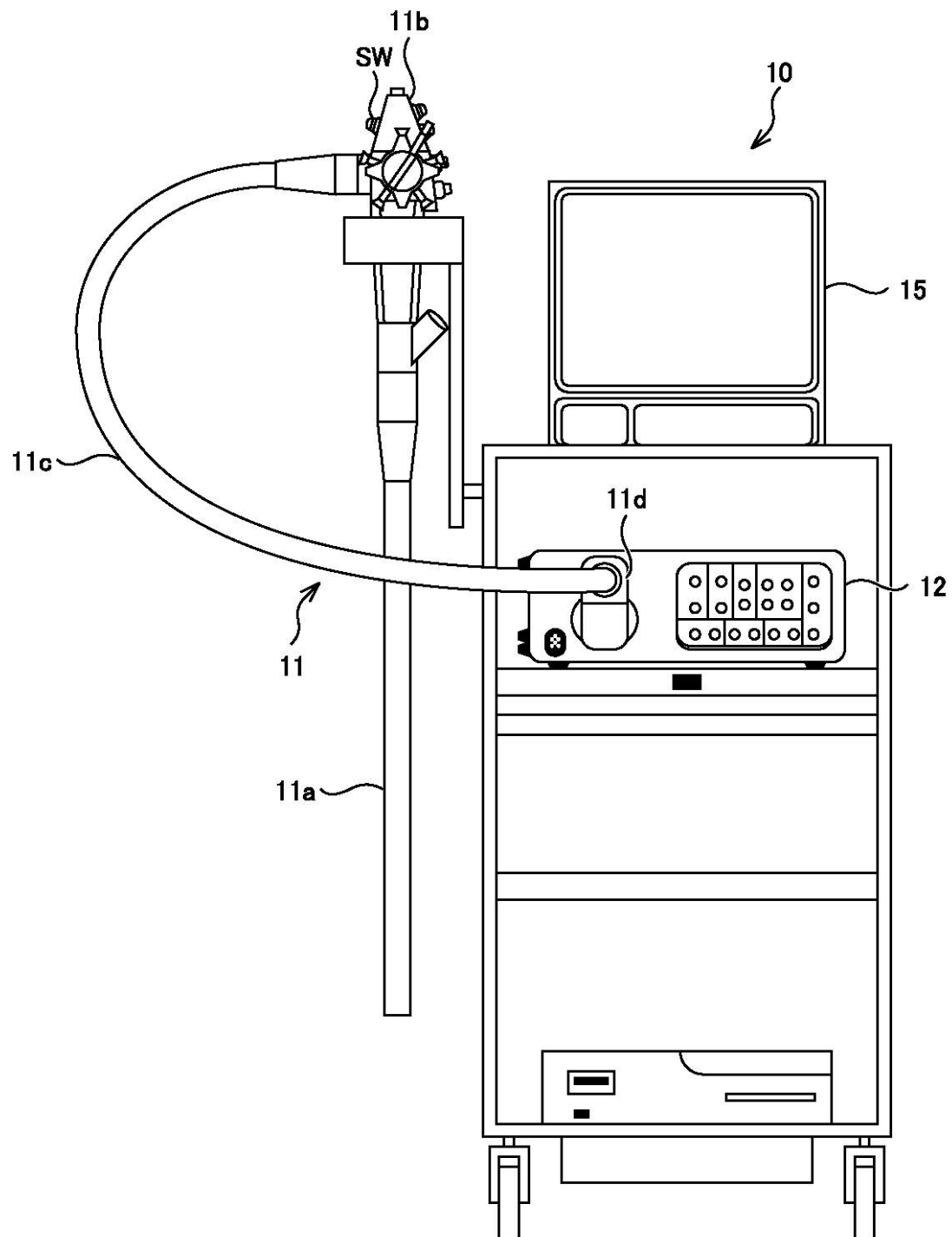
30

40

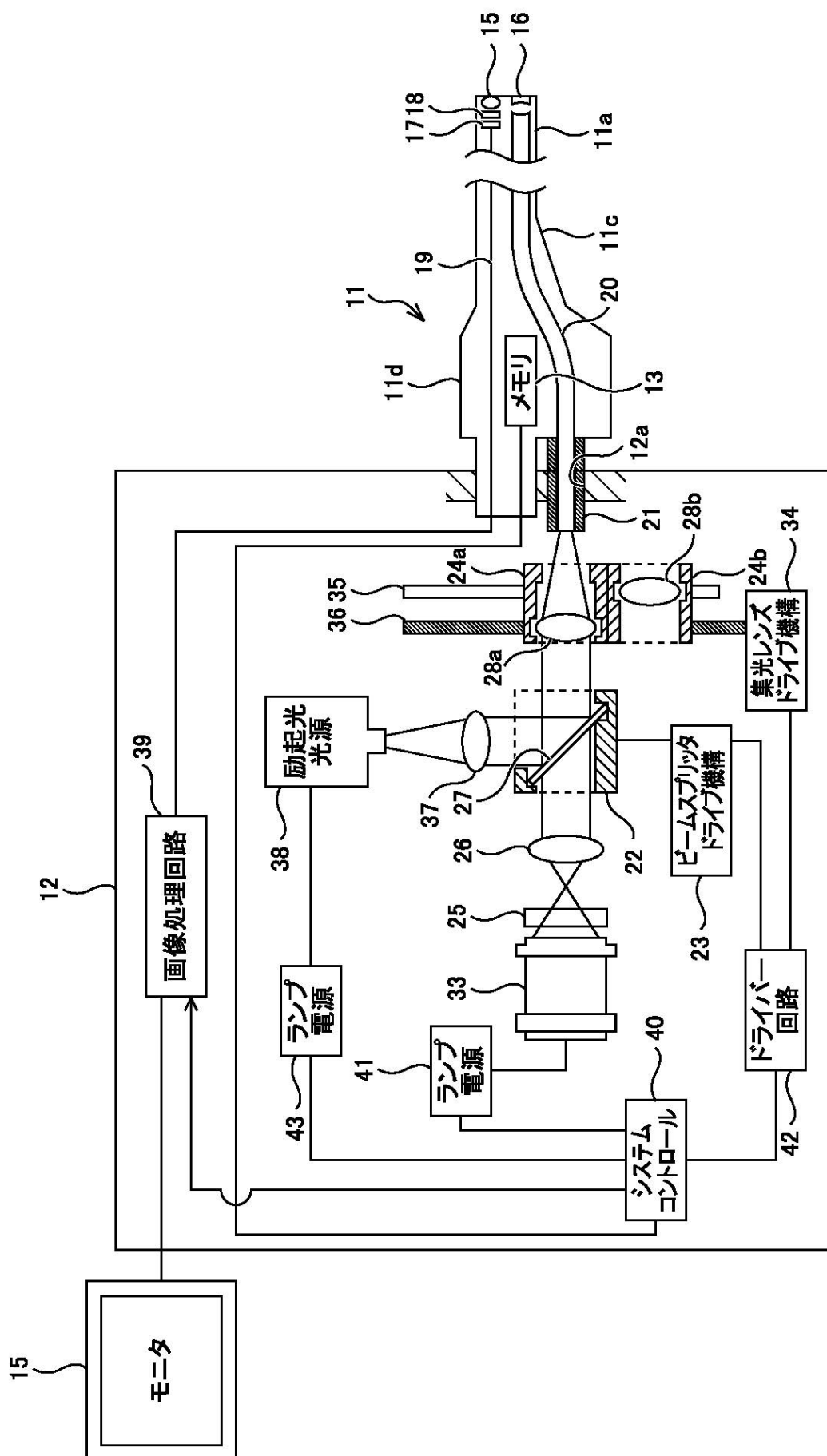
50

- 1 3 メモリ
- 2 0 ライトガイド
- 2 1 口金
- 2 4 a レンズ枠
- 2 4 b レンズ枠
- 2 6 白色光コリメートレンズ
- 2 7 ダイクロイックミラー
- 2 8 a 蛍光観察用集光レンズ
- 2 8 b 通常観察用集光レンズ
- 3 3 白色光光源
- 3 4 集光レンズドライブ機構
- 3 7 励起光コリメートレンズ
- 3 8 励起光光源
- 4 0 システムコントロール回路
- 4 2 ドライバー回路

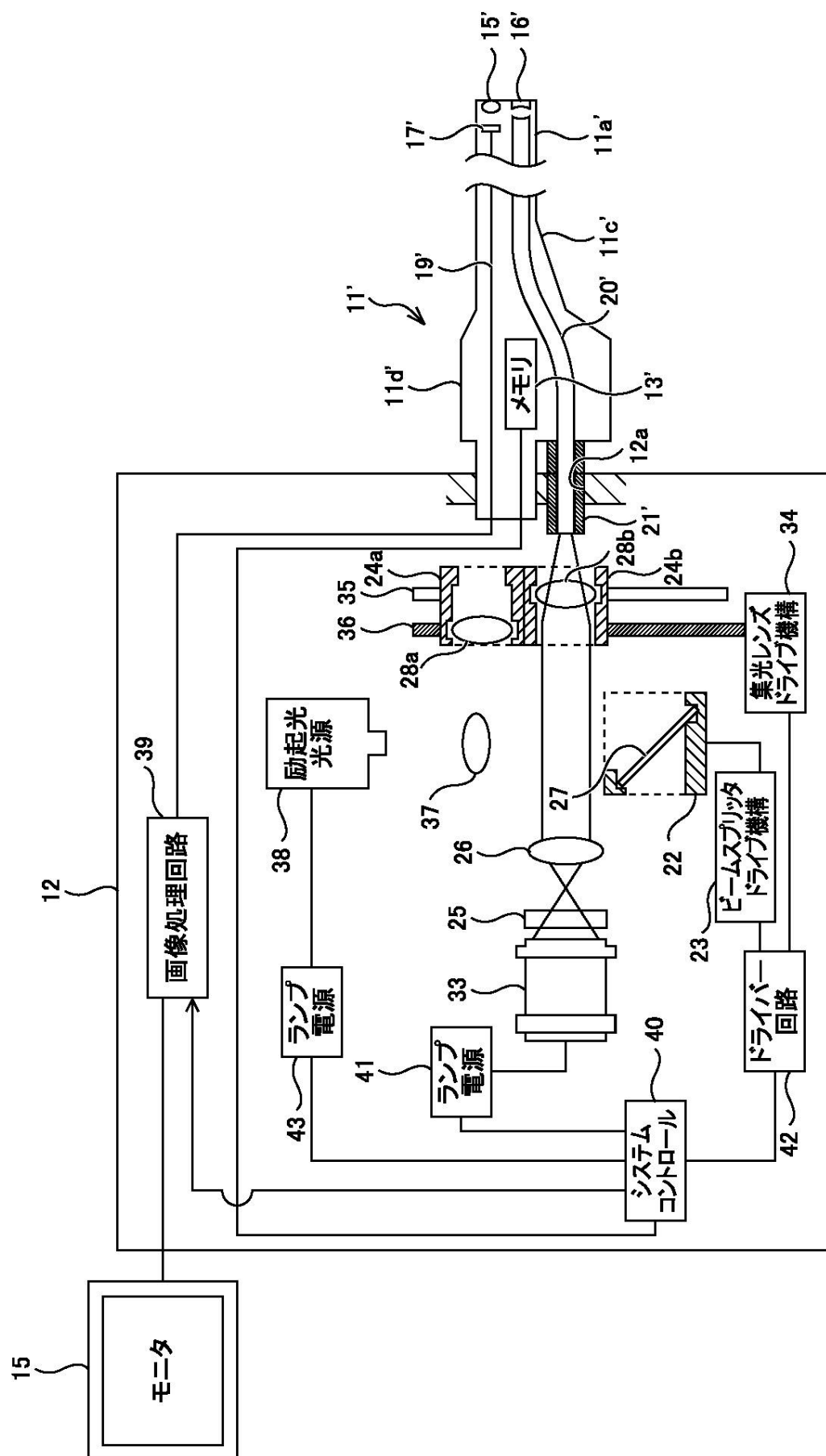
【 図 1 】



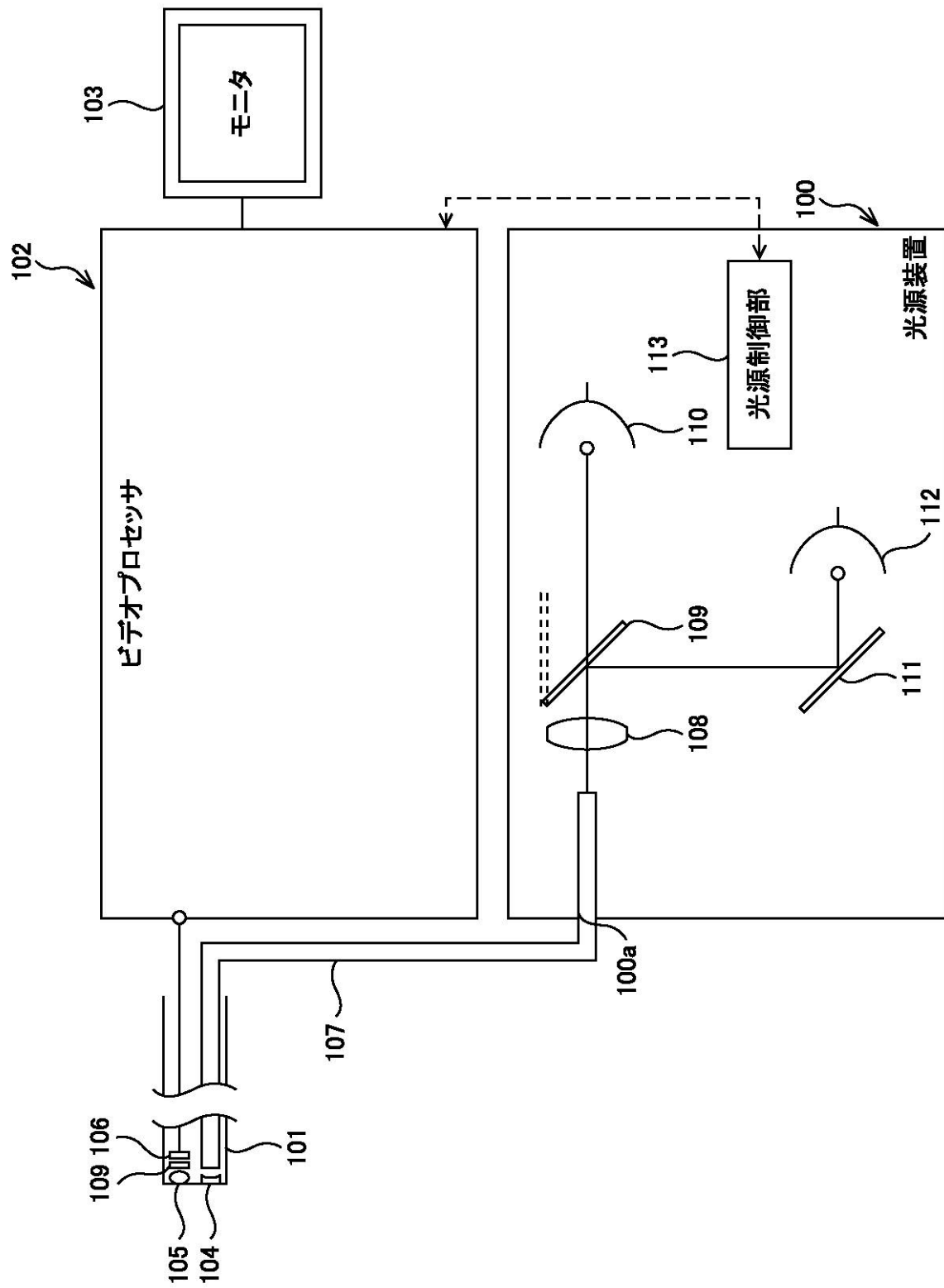
【圖 2】



【 図 3 】



【図 4】



专利名称(译)	光源装置		
公开(公告)号	JP2008073379A	公开(公告)日	2008-04-03
申请号	JP2006258334	申请日	2006-09-25
[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	宇津井 哲也		
发明人	宇津井 哲也		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/06.510 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA11 2H040/CA01 2H040/CA02 2H040/CA07 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/GA02 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR01 4C061/RR17 4C061/RR25 4C061/YY01 4C061/YY14 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR01 4C161/RR17 4C161/RR25 4C161/YY01 4C161/YY14		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种光源装置，通过该光源装置，在连接普通观察内窥镜的情况下和在连接用于荧光观察的荧光观察内窥镜的情况下，可以选择性地使用具有不同焦距的聚光透镜。解决方案：光源处理器装置12的电插座12b中的预定端子与内置于内窥镜11内部的存储器13通信，其中光导20的基端与插座12a连接。因此，识别感兴趣的内窥镜11是荧光内窥镜还是正常观察内窥镜的识别信息经由终端从内窥镜11的存储器13输入到系统控制电路40。控制聚光驱动机构34，当输入用于识别荧光观察内窥镜的识别信息时，用于荧光观察的聚光透镜28a移动到与插座12a的轴线同轴的位置，用于正常的聚光透镜28b当输入识别正常观察内窥镜的识别信息时，观察移动到与插座12a的轴线同轴的位置。Ž

