

(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2007-393

(P2007-393A)

(43) 公開日 平成19年1月11日(2007.1.11)

(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
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2005-184399 (P2005-184399)
(22) 出願日 平成17年6月24日 (2005.6.24)

(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 高橋 勲
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 BA10 BA11 CA02 CA04
CA09 CA10 CA11 CA22 DA41
FA02 FA11 FA12 FA13 GA02
4C061 GG01 QQ04 RR02 RR15 RR18
RR22 RR23 WW17

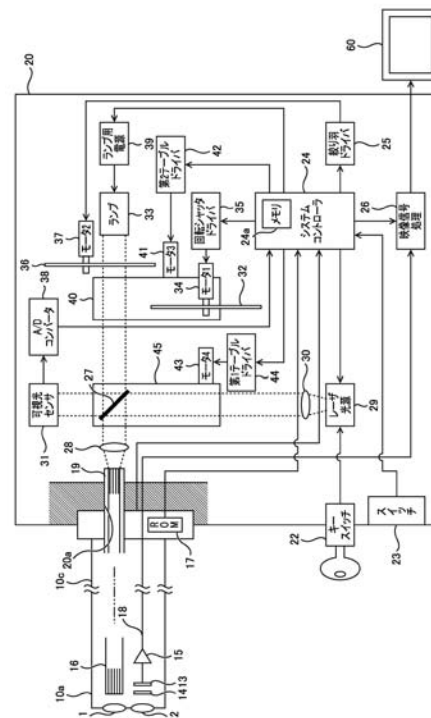
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ライトガイドに導入される光の最大光量が、内視鏡のライトガイドが許容できる最大光量と一致するように調整できる内視鏡用光源装置を提供する。

【解決手段】 ダイクロイックミラー27は、入射する白色光の一部を反射して、可視光センサ31に導く。この可視光センサ31は、受光した光の光量に比例した信号を、A/Dコンバータ38を介してシステムコントローラ24に入射する。システムコントローラ24は、各内視鏡10毎に、そのライトガイド16に導入可能な白色光の最大光量が記憶されているメモリ24aを有する。システムコントローラ24は、可視光センサ31によって検出された光量に比例した白色光の光量が、その内視鏡10についてメモリ24aに記憶されている最大光量と合致するように絞り羽根36の位置を調整し、両者が合致したときの絞り羽根36の位置を、自動調光のために移動される絞り羽根36の限界位置とする。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ライトガイドを備えるとともにこのライトガイドを通して光を照射された被検部の像を観察するために供される内視鏡に前記光を供給する内視鏡用光源装置であって、

前記内視鏡のライトガイドの基端が挿入されるソケットと、

前記光を発する光源と、

前記光源から発した光を前記ソケットに挿入される前記ライトガイドの基端に入射させる光学系と、

前記光源から前記光学系に至る光路上において、前記光の通過率を規制する絞り機構と

10

、
前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入される各内視鏡毎に、そのライトガイドの基端に入射可能な光量の最大値を記憶した記憶手段と、

前記絞り機構を通過した前記光の光量を測定する測光手段と、

前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡について前記記憶手段に記憶されている光量の最大値を読み出し、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を変化させ、前記測光手段によって測定された光量が前記記憶手段から読み出した光量の最大値と一致する前記絞り機構による前記光の通過率を最大通過率として決定し、以後、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を前記最大通過率以下となるように制御する制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

20

前記内視鏡が被検部の像を撮像することによって変換した画像信号を取り込む画像信号用回路を更に備え、

前記制御手段は、前記画像信号用回路が取り込んだ前記画像信号が示す輝度が所定の範囲となるように、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を前記最大通過率以下の範囲で制御する

ことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記絞り機構は、前記光路内に絞り羽根を挿入して、その位置を動かすことによって、前記光の通過率を規制する

ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 4】

ライトガイドを備えるとともにこのライトガイドを通して光を照射された被検部の像を観察するために供される内視鏡に前記光を供給する内視鏡用光源装置であって、

前記内視鏡のライトガイドの基端が挿入されるソケットと、

前記光を発する光源と、

前記光源に電源電力を供給する電源装置と、

前記光源から発した光を前記ソケットに挿入される前記ライトガイドの基端に入射させる光学系と、

前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入される各内視鏡毎に、そのライトガイドの基端に入射可能な光量の最大値を記憶した記憶手段と、

40

前記光源から前記光学系に至る光路を進行する光の光量を測定する測光手段と、

前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡について前記記憶手段に記憶されている光量の最大値を読み出し、前記測光手段によって測定された光量が前記記憶手段から読み出した光量の最大値と一致する様に前記電源装置によって前記電源に供給される電源電力の値を調整させる制御手段と

を備えたことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記光源から前記光学系に至る光路上において、前記光の通過率を規制する絞り機構と

、

前記内視鏡が被検部の像を撮像することによって変換した画像信号を取り込む画像信号

50

用回路とを更に備え、

前記制御手段は、前記画像信号用回路が取り込んだ前記画像信号が示す輝度が所定の範囲となるように、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を制御することを特徴とする請求項４記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、内視鏡に照明光を導入するとともに、この照明光によって照明された被検部を当該内視鏡が撮像することによって得られた画像信号が入力される内視鏡用光源装置に関する。

10

【背景技術】

【０００２】

従来、この種の内視鏡用光源装置には、得られる画像の輝度をほぼ一定とすべく、画像信号から抽出された輝度値を所定の参照値と比較して、前者が後者よりも低ければ内視鏡に導入する照明光の光量を上げ、一方、前者が後者よりも高ければ内視鏡に導入する照明光の光量を下げるように制御する自動調光システムが備えられていた。

【０００３】

この自動調光システムのうちのあるものは、生体組織へ照射される照明光の熱エネルギー密度が大きくなりすぎて生体組織が熱による損傷を負わないように、光源装置に接続される内視鏡装置の種類に応じて、自動調光における最大光量を規制する絞り羽根の最大開放位置（以下、「リミット位置」という）を、個別に設定することができる。

20

【特許文献１】特開平８－１５６１７号公報

【特許文献２】特開２０００－２０１９８２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかしながら、従来のこの種の自動調光システムは、経時変化に因ってランプの光量が低下してきた場合であっても、絞り羽根のリミット位置を変更する機能を有していないので、ランプの光量低下に伴って被検部に照射される照明光の光量が下がってしまうという問題があった。さらに、ランプを新品に交換した場合には、定格よりも大きい光量を放射する可能性があるが、絞り羽根のリミット位置が固定されたままであれば、被検部に照射される照明光の光量が大きくなりすぎて、被検部の生体組織が上述したように損傷を受けてしまう危険がある。

30

【０００５】

本発明は、以上の問題点に鑑みてなされたものであり、実際に内視鏡のライトガイドに導入される光の最大値が、当該内視鏡のライトガイドが許容できる最大光量と一致するように調整できる内視鏡用光源装置の提供を、課題とする。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

上記の課題を解決するために案出された本発明による内視鏡用光源装置の第１のものは、ライトガイドを備えるとともにこのライトガイドを通して光を照射された被検部の像を観察するために供される内視鏡に前記光を供給する内視鏡用光源装置であって、前記内視鏡のライトガイドの基端が挿入されるソケットと、前記光を発する光源と、前記光源から発した光を前記ソケットに挿入される前記ライトガイドの基端に入射させる光学系と、前記光源から前記光学系に至る光路上において、前記光の通過率を規制する絞り機構と、前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入される各内視鏡毎に、そのライトガイドの基端に入射可能な光量の最大値を記憶した記憶手段と、前記絞り機構を通過した前記光の光量を測定する測光手段と、前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡について前記記憶手段に記憶されている光量の最大値を読み出し、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を変化させ、前記測光手段によって測定された光量が前記記憶手段から読

40

50

み出した光量の最大値と一致する前記絞り機構による前記光の通過率を最大通過率として決定し、以後、前記絞り機構が規制する前記光の通過率を前記最大通過率以下となるように制御する制御手段とを、備えたことを特徴とする。

【0007】

このように構成された内視鏡用光源装置によると、実際の観察に先立って、ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡の種類又は個体に対応付けて予め記憶手段に記憶されていた光量の最大値が読み出され、光学系を介して当該ライトガイドに入射する光の光量がこの記憶手段から読み出された光量の最大値と一致するように、絞り手段による光の通過率が調整され、前者が後者と一致すると、その時点における光の通過率が最大通過率として特定される。以後の実際の観察時においては、絞り手段が規制する光の通過率10
率が、特定された最大通過率までに制限されるので、当該内視鏡が許容できる最大光量以上の光がライトガイドに入射されることもない反面、その最大光量の範囲までは安全にライトガイドに光を導入できる。

【0008】

本発明において、内視鏡は、ファイバースコープであっても、電子内視鏡であっても良い。電子内視鏡の場合には、この電子内視鏡中の撮像装置が被検部の像を撮像することによって出力した画像信号に基づいて、その画像信号が示す画像の輝度が一定となるように、自動調光することが容易となる。即ち、制御手段が、画像信号が示す輝度が所定の参照値と一致するように、絞り機構が規制する光の通過率を制御すれば良い。但し、その際における通過率の上限が、上記特定された最大通過率に制限されるので、当該内視鏡が許容20
できる最大値以上の光量がライトガイドに入射されることが防止されるのである。

【0009】

絞り機構は、通過する光の一部を遮断して、残りを通過させるとともに、その通過率を変化できるものであれば良い。従って、絞り羽根を光路内に挿脱自在に挿入して、その位置を調整するものであっても良いし、グラデーションフィルターを光路内に挿入して、その位置を調整するものであっても良い。

【0010】

上記の課題を解決するために案出された本発明による内視鏡用光源装置の第2のものは、ライトガイドを備えるとともにこのライトガイドを通して光を照射された被検部の像を観察するために供される内視鏡に前記光を供給する内視鏡用光源装置であって、前記内視30
鏡のライトガイドの基端が挿入されるソケットと、前記光を発する光源と、前記光源に電源電力を供給する電源装置と、前記光源から発した光を前記ソケットに挿入される前記ライトガイドの基端に入射させる光学系と、前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入される各内視鏡毎に、そのライトガイドの基端に入射可能な光量の最大値を記憶した記憶手段と、前記光源から前記光学系に至る光路を進行する光の光量を測定する測光手段と、前記ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡について前記記憶手段に記憶されている光量の最大値を読み出し、前記測光手段によって測定された光量が前記記憶手段から読み出した光量の最大値と一致する様に前記電源装置によって前記電源に供給される電源電力の値を調整させる制御手段とを、備えたことを特徴とする。

【0011】

このように構成された内視鏡用光源装置によると、実際の観察に先立って、ソケットにそのライトガイドの基端が挿入された内視鏡の種類又は個体に対応付けて予め記憶手段に記憶されていた光量の最大値が読み出され、光学系を介して当該ライトガイドに入射する光の光量がこの記憶手段から読み出された光量の最大値と一致するように、電源装置によって光源に供給される電源電力の値が調整され、前者が後者と一致すると、その時点における電源電力の値が特定され、以後の実際の観察を通じて、この電源電力の値が維持される。そのため、当該内視鏡が許容できる最大値以上の光量がライトガイドに入射されることもない反面、その最大値の範囲までは安全にライトガイドに光を導入できる。

【発明の効果】

【0012】

10

20

30

40

50

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、実際に内視鏡のライトガイドに導入される光の最大光量が、当該内視鏡のライトガイドが許容できる最大光量と一致するように、調整することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

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】

【0014】

図1は、本発明の第1の実施形態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は、内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニター60を、備えている。

10

【0015】

内視鏡10としては、各種種類のものを用いることができるが、ここでは、被検部の白色光反射光による通常観察と被検部の生体組織から発した蛍光による蛍光観察とが可能なタイプのものを、一例として示している。ただし、通常観察のみ可能な内視鏡10が用いられても良い。その場合、後述する励起光カットフィルタ14は不要である。

【0016】

本例における内視鏡10は、可視照明光を被検部に照射することによる通常の観察の他、特定の単波長の照明光（励起光）を照射することによって励起された被検部の生体組織から発した蛍光を撮像することによって、病変部である可能性のある部位が暗色で写り込んだ画像をモニター上に表示させる蛍光観察システムに用いられ得るように、通常の内視鏡に改変を加えた構成を有している。

20

【0017】

具体的には、この内視鏡10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と光源プロセッサ装置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。そして、図2の概略図に示すように、体腔内挿入部10a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10aの内部には、対物レンズ（対物光学系）12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）13、この撮像素子13から出力された画像信号を増幅するケーブルドライバ15、対物レンズ12を透過した光から上述した励起光の波長成分を除去するための励起光カットフィルタ14が、組み込まれている。これら対物レンズ12、撮像素子13及びケーブルドライバ15が、ライトガイドを通して光を照射された被検部の像を撮像して画像信号として出力する撮像装置に、該当する。

30

【0018】

撮像素子13から出力されてケーブルドライバ15によって増幅された画像信号を伝送するための画像信号ケーブル18は、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、コネクタ10dの端面に設けられた図示せぬ電極に導通されている。

40

【0019】

これら信号ケーブル18と並行して、体腔内挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内には、石英ファイバからなるライトガイド16が引き通されている。このライトガイド16の先端は、体腔内挿入部10a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10dの端面から突出した金属製のパイプである口金19内に、挿入されて固定されている。

【0020】

また、コネクタ10d内には、この内視鏡10のスコープ型番（内視鏡の種類又は個体を識別するための識別番号）を記憶したROM17が内蔵されている。このROM17の

50

各データ読出端子も夫々、コネクタ10dの端面に設けられた図示せぬ電極に導通されている。

【0021】

光源プロセッサ装置20は、内視鏡10のライトガイド16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10の図示せぬ電極を通じてケーブルドライバ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へ出力する機能を、基本的な機能として備えている。なお、光源プロセッサ装置20としては、通常観察及び蛍光観察可能なものと、通常観察のみ可能なものとがあるが、ここでは、通常観察及び蛍光観察可能なものを、一例として示している。なお、通常観察のみ可能な光源プロセッサ装置20では、後述するレーザ光源29，キースイッチ22，
10
コリメータレンズ30，第2テーブル40，第3モータ41，第2テーブルドライバ42，ロータリーシャッタ32，第1モータ34，回転シャッタドライバ35は、不要である。

【0022】

本例における光源プロセッサ装置20の筐体の正面のパネルには、内視鏡10の口金19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20aが、設けられている。このソケット20aの貫通孔は、光源プロセッサ装置20の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置20の内部空間内には、ソケット20aの中心軸（即ち、ソケット20aに挿入されたライトガイド16の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ28，ダイクロイックミラー27，回転シャッタ32，絞り羽根36，及び、ランプ33
20
が、配置されている。

【0023】

集光レンズ28は、その光軸に沿って回転シャッタ32側から入射してきた平行光をソケット20aに挿入されたライトガイド16の基端面に集光する光学系を構成するレンズである。

【0024】

光源としてのランプ33は、ランプ用電源回路39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平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）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の光軸に沿って、集光レンズ28に向けて射出する。
30

【0025】

このランプ33と集光レンズ28との間に設置されたダイクロイックミラー27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。このダイクロイックミラー27は、励起光として用いる波長帯の光を反射するとともに、それ以外の可視帯域の光を透過させる反射部材である。従って、このダイクロイックミラー27は、集光レンズ28の光軸に対して垂直な方向から入射した励起光を集光レンズ28の光軸と同軸に反射してこの集光レンズ28に入射させるとともに、ランプ33から発した白色光を、透過して集光レンズ28に入射させる。なお、ダイクロイックミラー27は、集光レンズ28の光軸と直交する方向にスライドする第1テーブル45上に、集光レンズ28の光軸及び第1テーブル45のスライド方向に対して共に45度傾いた状態で設置されている。そして、この第1テーブル45は、第1テーブルドライバ44によって制御される第4モータ43によって駆動され、通常観察モード下ではダイクロイックミラー27が白色光の光路から完全に退避する位置へ、蛍光観察モード下ではダイクロイックミラー27が白色光の光路内に挿入された位置へ、夫々移動させる。
40

【0026】

また、ランプ33とダイクロイックミラー27との間に設置された絞り羽根36は、絞り羽根ドライバ25によって制御された第2モータ37によって回動されることによって、照明光の光路に対して任意量だけ挿入される板であり、ライトガイド16に入射する白色光の光量を調整する。これら絞り羽根36，第2モータ37及び絞り羽根ドライバ25
50

が、光の通過率を規制する絞り機構に相当する。

【0027】

この絞り羽根36とダイクロミックミラー27との間に設置された回転シャッタ32は、円形の板からなり、第1モータ34によって回転自在に保持されている。この回転シャッタ32には、中心角が約180度である扇状(1/2の円環状)の開口(図示略)が穿たれており、この回転シャッタ32の回転に伴って、集光レンズ28の光軸が当該開口の径方向における中央を相対的に通過する。第1モータ34は、回転シャッタドライバ35によって制御されることによって、通常観察モード下では回転シャッタ32を停止させ、蛍光観察モード下では、各フレームにおける第1フィールドの期間中に開口が白色光の光路を通過し、第2フィールドの期間中は白色光を遮るように、回転シャッタ32を回転させる。なお、第1モータ34は、集光レンズ28の光軸と直交する方向にスライドする第2テーブル40上に、その回転軸を集光レンズ28の光軸と平行に向けて設置されている。そして、この第2テーブル40は、第2テーブルドライバ42によって制御される第3モータ41によって駆動され、通常観察モード下では回転シャッタ32が白色光の光路から完全に退避する位置へ、蛍光観察モード下では回転シャッタ33の回転に伴ってその開口が白色光の光路と交差し得る位置へ、第1モータ34を夫々移動させる。

10

【0028】

一方、ダイクロミックミラー27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30及びレーザ光源29が、配置されている。

【0029】

レーザ光源29は、キースイッチ22がONである場合に限り、システムコントローラ24からの制御によって、励起光として機能する特定波長のレーザ光を、コリメータレンズ30に向けて射出する。なお、励起光としては、可視帯域内の短波長側の光が用いられる。

20

【0030】

コリメータレンズ30は、レーザ光源29から発散光として発した励起光を平行光に変換するレンズである。

【0031】

以上の光学構成により、通常観察モードにおいては、ランプ33から射出された白色光は、回転シャッタ32及びダイクロミックミラー27の側方を通過して、直接集光レンズ28に入射する。一方、蛍光観察モードにおいては、各フレームの第1フィールドに相当する時間に、ランプ33から射出された白色光が回転シャッタ32の開口を通過し、ダイクロミックミラー27を透過して集光レンズ28に入射し、第2フィールドに相当する時間に、レーザ光源29から発した励起光がコリメータレンズ30によって平行光に変換された後に、ダイクロミックミラー27によって反射されて集光レンズ28に入射する。

30

【0032】

なお、ランプ33が発する白色光には、励起光と同じ波長帯域の光が含まれている。従って、白色光がダイクロミックミラー27に入射すると、ダイクロミックミラー27の上述した波長特性により、励起光と同じ周波数成分のみが反射されて分離して、コリメータレンズ30とは反対側へ進行する。この反射光の光路の先には、可視光センサ31が設置されている。

40

【0033】

この可視光センサ31は、可視帯域中の短波長側(即ち、励起光と同じ波長帯域)に感度を有する光センサであるので、ダイクロミックミラー27によって白色光から分離された光の強度に比例した信号を出力することができる。この可視光センサ31の出力信号は、A/Dコンバータ38によって、ライトガイド16に入射する白色光の強度に比例したデジタル信号に変換され、システムコントローラ24に入力される。これらダイクロミックミラー27、可視光センサ31及びA/Dコンバータ38が、絞り機構を通過した光の光量を測定する測光手段に相当する。

【0034】

50

光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面側パネルには、ライトガイド 16 の口金 19 がソケット 20 a に挿入された状態において内視鏡 10 のコネクタ 10 d 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）、上述したキースイッチ 22、及び、多数のスイッチからなるスイッチパネル 23 が、設けられている。

【0035】

上述した画像信号ケーブル 18 は、正面側パネル上の電気ソケット（図示略）を通じて、映像信号処理回路 26 に接続される。また、ROM 17 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ラ 24 に接続される。また、スイッチパネル 23 を構成する各スイッチもシステムコントローラ 24 に接続されており、これら各スイッチが術者によって操作されることで生じた操作信号が、システムコントローラ 24 に入力される。

10

【0036】

映像信号処理回路 26 は、画像信号ケーブル 18 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 60 に向けて出力するとともに、画像信号の各フレーム毎に、その画像信号を構成する輝度信号を抽出し、その平均値を算出してシステムコントローラ 24 に入力する（画像信号用回路に相当）。

【0037】

システムコントローラ 24 は、これらスイッチパネル 23 の各スイッチ及び映像信号処理回路 26 の他、上述したランプ用電源回路 39、絞り羽根ドライバ 25、回転シャッタドライバ 35、第 1 テーブルドライバ 44、第 2 テーブルドライバ 42、レーザ光源 29、及び、A/D コンバータ 38 に夫々接続され、その制御を行う（制御手段に相当）。

20

【0038】

即ち、システムコントローラ 24 は、スイッチパネル 23 上の何れかのスイッチに対する術者による操作に従って、光源プロセッサ装置 20 全体の動作モードを、通常観察モードと蛍光観察モードとの間で切り換える。そして、システムコントローラ 24 は、通常観察モード下では、ランプ用電源回路 39 に対して、ランプ 33 から白色光を射出させるとともに、第 1 テーブルドライバ 44 及び第 2 テーブルドライバ 42 に対して、夫々、ダイクロイックミラー 27 及び回転シャッタ 32 を白色光の光路から退避させる。すると、上述したように白色光が集光レンズ 28 に入射し、ライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射される。このように被検部に照射された白色光は、被検部の表面において反射され、その一部が対物レンズ 12 に入射することによって、撮像素子 13 の撮像面上に被検部の像を形成する。この間に撮像素子 13 から出力されて映像信号処理回路 26 に入射される画像信号は、白色光の反射光により形成された被検部の可視像をフレーム毎に示す画像信号となる。映像信号処理回路 26 は、上述したように、撮像素子 13 から入力された画像信号に対して画像処理を施してビデオ信号に変換して、モニタ 60 に出力する。

30

【0039】

また、システムコントローラ 24 は、蛍光観察モード下では、ランプ用電源回路 39 に対して、ランプ 33 から白色光を射出させるとともに、第 1 テーブルドライバ 44 及び第 2 テーブルドライバ 42 に対して、夫々、ダイクロイックミラー 27 及び回転シャッタ 32 を白色光の光路内に挿入させる。さらに、回転シャッタドライバ 35 に対して、各フレームの第 1 フィールドに相当する時間にのみ開口が白色光の光路を横切るように回転シャッタ 32 を回転させるとともに、レーザ光源 29 に対して、各フレームの第 2 フィールドに相当する時間にのみ励起光を射出させる。すると、上述したように、各フレームの第 1 フィールドに相当する時間には、白色光が集光レンズ 28 に入射し、ライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射されるので、白色光の反射光により形成された被検部の可視像を示す画像信号が映像信号処理回路 26 に入力される。また、各フレームの第 2 フィールドに相当する時間には、励起光が集光レンズ 28 に入射し、ライトガイド 16 及び配光レンズ 11 を通じて被検部に照射される。このように被検部に照射された励起光は、被検部の生体組織を励起して、蛍光を発生させる。生体組織から発生した励起光の

40

50

一部は対物レンズ 12 に入射することによって撮像素子 13 の撮像面上に被検部の像を形成する。なお、被検部表面での励起光の反射光の一部も、対物レンズ 23 に入射するが、励起光カットフィルタ 14 によって遮断されるので、撮像素子 13 には到達しない。この間に撮像素子 13 から出力されて映像信号処理回路 26 に入力される画像信号は、励起光により形成された被検部の像（蛍光像）を示す画像信号となる。映像信号処理回路は、各フレームの第 1 フィールド及び第 2 フィールドの輝度を比較して、前者においては明るい後者において暗い領域を病変部として特定し、特定した領域を示すビデオ信号を生成し、モニタ 60 に出力する。

【0040】

何れのモードにおいても、映像信号処理回路 26 は、上述したように、撮像素子 13 から入力された画像信号の各フレーム毎の輝度値の平均を算出して、システムコントローラ 24 に入力する。システムコントローラ 24 は、映像信号処理回路 26 から入力された輝度値の平均値に基づいて、絞り羽根ドライバ 25 を制御することによって、ライトガイド 16 に入射する光量を、所定の調光範囲内において輝度値の平均値に応じて自動調整する。なお、この調光範囲の最大値を、「スコープ光量リミット値」と定義する。

【0041】

なお、システムコントローラ 24 には、個々の内視鏡 10 のスコープ型番毎にそのスコープ型番が示す内視鏡 10 について予め固定値として定められているスコープ光量リミット値、及びこのスコープ光量リミット値の白色光をライトガイド 16 に入射させる絞り羽根 36 の位置（リミット位置）を記憶する記憶手段としてのメモリ 24a が、内蔵されている。システムコントローラ 24 は、個々の内視鏡 10 が内視鏡用光源装置 20 に接続される毎に、そのリミット位置を決定して、メモリ 24a に記録する。そして、その後の当該内視鏡 10 を用いた検査中の自動調光は、白色光の光路に最も挿入した位置と当該内視鏡 10 についてメモリ 24a に記録されているリミット位置との間で絞り羽根 36 を回転させることによって、行われる。

【0042】

以下、システムコントローラ 24 によるリミット位置の設定のための制御の内容を、図 3 のフローチャートに従って説明する。図 3 の処理は、システムコントローラ 24 に主電源が投入されることによって、スタートする。

【0043】

スタートして最初の S001 では、システムコントローラ 24 は、何れかの内視鏡 10 が当該内視鏡用光源装置 20 に装着されるのを待つ。この判断は、信号ケーブル 18 又は ROM 17 に繋がる端子のインピーダンス、電位等の状態が変化することによって、行われる。

【0044】

そして、内視鏡 10 が接続されると、システムコントローラ 24 は、次の S002 において、ROM 17 から、当該内視鏡 10 のスコープ型番を読み出す。

【0045】

次の S003 では、システムコントローラ 24 は、S002 にて読み出したスコープ型番に対応付けられてメモリ 24a に記憶しているスコープ光量リミット値を読み出す。

【0046】

次の S004 では、システムコントローラ 24 は、ランプ 33 を点灯させる様、ランプ用電源回路 39 を制御する。

【0047】

次の S005 では、システムコントローラ 24 は、回転シャッタ 32 を白色光の光路から退避させる様、第 2 テーブルドライバ 42 を制御する。

【0048】

次の S006 では、システムコントローラ 24 は、ダイクロイックミラー 27 を白色光の光路内に挿入させる様、第 1 テーブルドライバ 44 を制御する。

【0049】

10

20

30

40

50

次のS 0 0 7では、システムコントローラ2 4は、絞り羽根3 6を白色光の光路から最も退避した位置へ回転させる様、絞り羽根ドライバ2 5を制御する。

【0 0 5 0】

次のS 0 0 8では、システムコントローラ2 4は、可視光センサ3 1から出力された信号をA / Dコンバータ3 8が変換したデジタル信号の値を、読み取る。

【0 0 5 1】

次に、システムコントローラ2 4は、絞り羽根3 6を徐々に閉じて当該内視鏡1 0用のリミット位置を決定するためのS 0 0 9乃至S 0 1 2のループ処理を実行する。このループ処理に入って最初のS 0 0 9では、システムコントローラ2 4は、S 0 0 8（又は、後述するS 0 1 1）にて読み取った値に対応した白色光の光量（即ち、A / Dコンバータ3 8の出力が示す値に一定定数を乗じることによって算出されるライトガイド1 6への白色光の入射光量）が、S 0 0 3にて読み出したスコープ光量リミット値よりも高いか否かをチェックする。そして、前者が後者よりも高い場合には、システムコントローラ2 4は、S 0 1 0において、絞り羽根3 6を- 2ステップだけ移動させる。なお、この「ステップ」とは、絞り羽根3 6の回転角の最少単位であり、絞り羽根3 6が白色光の光路に挿入する方向へ移動する場合にマイナスの符号をとり、白色光の光路から退避する方向に移動する場合にプラスの符号をとる。

【0 0 5 2】

次のS 0 1 1では、システムコントローラ2 4は、可視光センサ3 1の出力信号を、A / Dコンバータ3 8を介して受信する。

【0 0 5 3】

次のS 0 1 2では、システムコントローラ2 4は、S 0 1 1にて読み取った値に対応した白色光の光量（即ち、A / Dコンバータ3 8の出力が示す値に一定定数を乗じることによって算出されるライトガイド1 6への白色光の入射光量）が、S 0 0 3にて読み出したスコープ光量リミット値と等しいか否かをチェックする。そして、未だ前者が後者よりも高い場合、若しくは、前者が後者を下回ってしまった場合には、システムコントローラ2 4は、処理をS 0 0 9へ戻す。

【0 0 5 4】

以上のループ処理を繰り返した結果、S 0 1 1にて読み取った値に対応した白色光の光量がS 0 0 3にて読み出したスコープ光量リミット値と等しくなった場合には、システムコントローラ2 4は、処理をS 0 1 2からS 0 1 5へ進める。また、S 0 1 1にて読み取った値に対応した白色光の光量がS 0 0 3にて読み出したスコープ光量リミット値よりも低くなってしまった場合には、システムコントローラ2 4は、処理をS 0 0 9からS 0 1 3へ進める。

【0 0 5 5】

S 0 1 3では、システムコントローラ2 4は、絞り羽根3 6の位置が、白色光の光路から最も退避した機械的限界位置であるか否かをチェックする。そして、絞り羽根3 6の位置が機械的限界位置であれば、最適な絞り羽根3 6の位置は更に機械的限界位置を越えた位置である可能性があるので、システムコントローラ2 4は処理をそのままS 0 1 5へ進める。これに対して、絞り羽根3 6の位置が機械的限界位置でなければ、最適な絞り羽根3 6の位置は絞り羽根3 6を若干開いた位置であると考えられるので、システムコントローラ2 4は、S 0 1 4において、絞り羽根3 6を+ 1ステップだけ移動させた後に、処理をS 0 1 5へ進める。

【0 0 5 6】

S 0 1 5では、システムコントローラ2 4は、現時点における絞り羽根3 6の位置を、リミット位置として、S 0 0 2にて読み取ったスコープ型番と対応付けて、メモリ2 4 aに記憶する。

【0 0 5 7】

次のS 0 1 6では、システムコントローラ2 4は、回転シャッタ3 2を白色光の光路へ挿入する様、第2テーブルドライバ4 2を制御する。以上の後に、システムコントローラ

24は、このリミット位置の設定のための制御を終了し、通常観察モードによる制御若しくは蛍光観察モードによる制御を開始する。

【0058】

そして、通常観察モードでの制御中において、システムコントローラ24は、映像信号処理回路26から入力される各フレーム毎の画像信号の輝度平均値に基づいて、この輝度平均値が所定の参照値と合致するように絞り羽根36の位置を制御するが、このような自動調光における絞り羽根36の調整範囲の上限は、S015にてメモリ24aに記憶したリミット位置とされる。よって、S003にて読み出したスコープ光量リミット値に相当する光量の白色光をライトガイド16へ入射できるが、それを越える光量の白色光がライトガイド16へ入射することが禁止される。従って、ランプ33の交換直後等においても、スコープ光量リミット値よりも大きい光量の白色光が内視鏡10のライトガイド16に入射してしまっ

10

【実施形態2】

【0059】

本発明の第2の実施形態は、上述した第1実施形態と比較して、絞り羽根36を動作させるのではなく、ランプ33が発する白色光の光量自体を電源装置としてのランプ用電源回路39が変化させることによって、ライトガイド16に入射する光の光量を制御することを特徴とする。

20

【0060】

本第2実施形態による内視鏡システムは、図1及び図2に示した第1実施形態による内視鏡システムと全く同じハードウェア構成を有する。そして、システムコントローラ24は、図3のフローチャートに示す制御の代わりに、図4のフローチャートによる制御を実施する。なお、図4のフローチャートにおけるS101乃至S107の処理は、図3におけるS001乃至S007の処理と全く同じであるので、その説明を省略する。

【0061】

図4において、S107の次に実行されるS108では、システムコントローラ24は、ランプ33から発する白色光の光量が最大となるように、ランプ用電源回路39を制御する。即ち、ランプ用電源回路39に対して、ランプ33に供給する電流値を最大値にさ

30

【0062】

次のS109では、システムコントローラ24は、可視光センサ31から出力された信号をA/Dコンバータ38が変換したデジタル信号の値を、読み取る。

【0063】

次に、システムコントローラ24は、ランプ33が発する白色光の光量を徐々に落として当該内視鏡10用のランプ発光量を決定するためのS110乃至S113のループ処理を実行する。このループ処理に入って最初のS110では、システムコントローラ24は、S109（又は、後述するS112）にて読み取った値に対応した白色光の光量（即ち、A/Dコンバータ38の出力が示す値に一定定数を乗じることによって算出されるライトガイド16への白色光の入射光量）が、S103にて読み出したスコープ光量リミット値よりも高いか否かをチェックする。そして、前者が後者よりも高い場合には、システムコントローラ24は、S111において、ランプ33の発光量を-2ステップだけ変化させる様ランプ用電源回路39を制御する（即ち、ランプ33へ供給する電流値を-2ステップだけ変化させる）。なお、この「ステップ」とは、ランプ用電源回路39が供給する電流値の変化の最少単位であり、低下させる場合にマイナスの符号をとり、増加させる場合にプラスの符号をとる。つまり、システムコントローラ24は、ランプ用電源回路39に対して、ランプ33へ供給している電流の電流値を2ステップだけ減少させる。

40

【0064】

次のS112では、システムコントローラ24は、可視光センサ31の出力信号を、A

50

／Dコンバータ38を介して受信する。

【0065】

次のS113では、システムコントローラ24は、S112にて読み取った値に対応した白色光の光量（即ち、A／Dコンバータ38の出力が示す値に一定定数を乗じることによって算出されるライトガイド16への白色光の入射光量）が、S103にて読み出したスコープ光量リミット値と等しいか否かをチェックする。そして、未だ前者が後者よりも高い場合、若しくは、前者が後者を下回ってしまった場合には、システムコントローラ24は、処理をS110へ戻す。

【0066】

以上のループ処理を繰り返した結果、S112にて読み取った値に対応した白色光の光量がS103にて読み出したスコープ光量リミット値と等しくなった場合には、システムコントローラ24は、処理をS113からS116へ進める。また、S112にて読み取った値に対応した白色光の光量がS103にて読み出したスコープ光量リミット値よりも低くなってしまった場合には、システムコントローラ24は、処理をS110からS114へ進める。

【0067】

S114では、システムコントローラ24は、ランプ発光量が、そのランプ33の最大発光量であるか否かをチェックする。即ち、ランプ用電源回路39がランプ33に供給している電流が最大値となっているか否かをチェックする。そして、ランプ発光量が最大であれば（即ち、ランプ用電源回路39がランプ33に供給している電流が最大値となっていれば）、最適なランプ発光量は更に大きい可能性があるので、システムコントローラ24は、処理をそのままS116へ進める。これに対して、ランプ発光量が最大でなければ（即ち、ランプ用電源回路39がランプ33に供給している電流が最大値となっていなければ）、システムコントローラ24は、S115において、ランプ33の発光量を+1ステップだけ変化させる様ランプ用電源回路39を制御した後に（即ち、ランプ用電源回路39に対して、ランプ33へ供給している電流の電流値を1ステップだけ増加させた後に）、処理をS116へ進める。

【0068】

S116では、システムコントローラ24は、現時点におけるランプ33の光量（即ち、ランプ33に供給している電流値）を、「ランプ発光量」として、S102にて読み取ったスコープ型番と対応付けて、メモリ24aに記憶する。

【0069】

次のS117では、システムコントローラ24は、回転シャッタ32を白色光の光路へ挿入する様、第2テーブルドライバ42を制御する。以上の後に、システムコントローラ24は、この「ランプ発光量」の設定のための制御を終了し、通常観察モードによる制御若しくは蛍光観察モードによる制御を開始する。

【0070】

そして、通常観察モードでの制御中において、システムコントローラ24は、映像信号処理回路26から入力される各フレーム毎の画像信号の輝度平均値に基づいて、この輝度平均値が所定の参照値と合致するように絞り羽根36の位置を制御するが、このような自動調光における絞り羽根36の調整範囲の上限は白色光の光路から完全に退避した位置であるので、ライトガイド16へ入射される白色光の最大光量は、S116にてメモリ24aに記憶したランプ発光量と一致する。従って、ランプ33の交換直後等においてもスコープ光量リミット値よりも大きい光量の白色光が内視鏡10のライトガイド16に入射してしまつて、被検部の生体組織を損傷を負わせてしまう事故が防止される一方、ランプが経年劣化した場合でも、スコープ光量リミット値の光量までは白色光をライトガイド16に導入することができる。

【0071】

本第2実施形態におけるその他の構成及び作用は、上述した第1実施形態のものと同一であるので、その説明を省略する。

【図面の簡単な説明】

【0072】

【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】システムコントローラが実行する処理を示すフローチャート

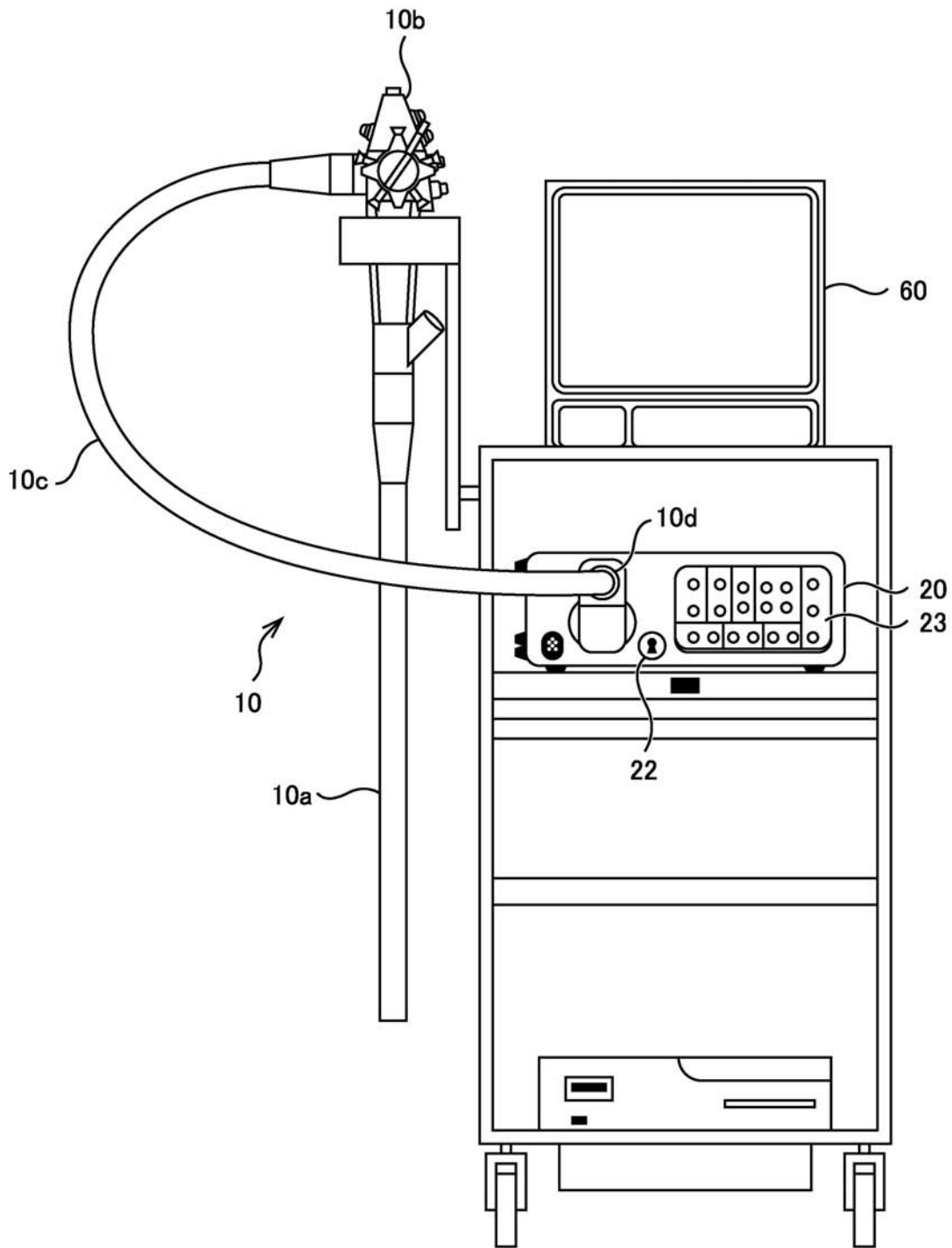
【図4】本発明の第2実施形態においてシステムコントローラが実行する処理を示すフローチャート

【符号の説明】

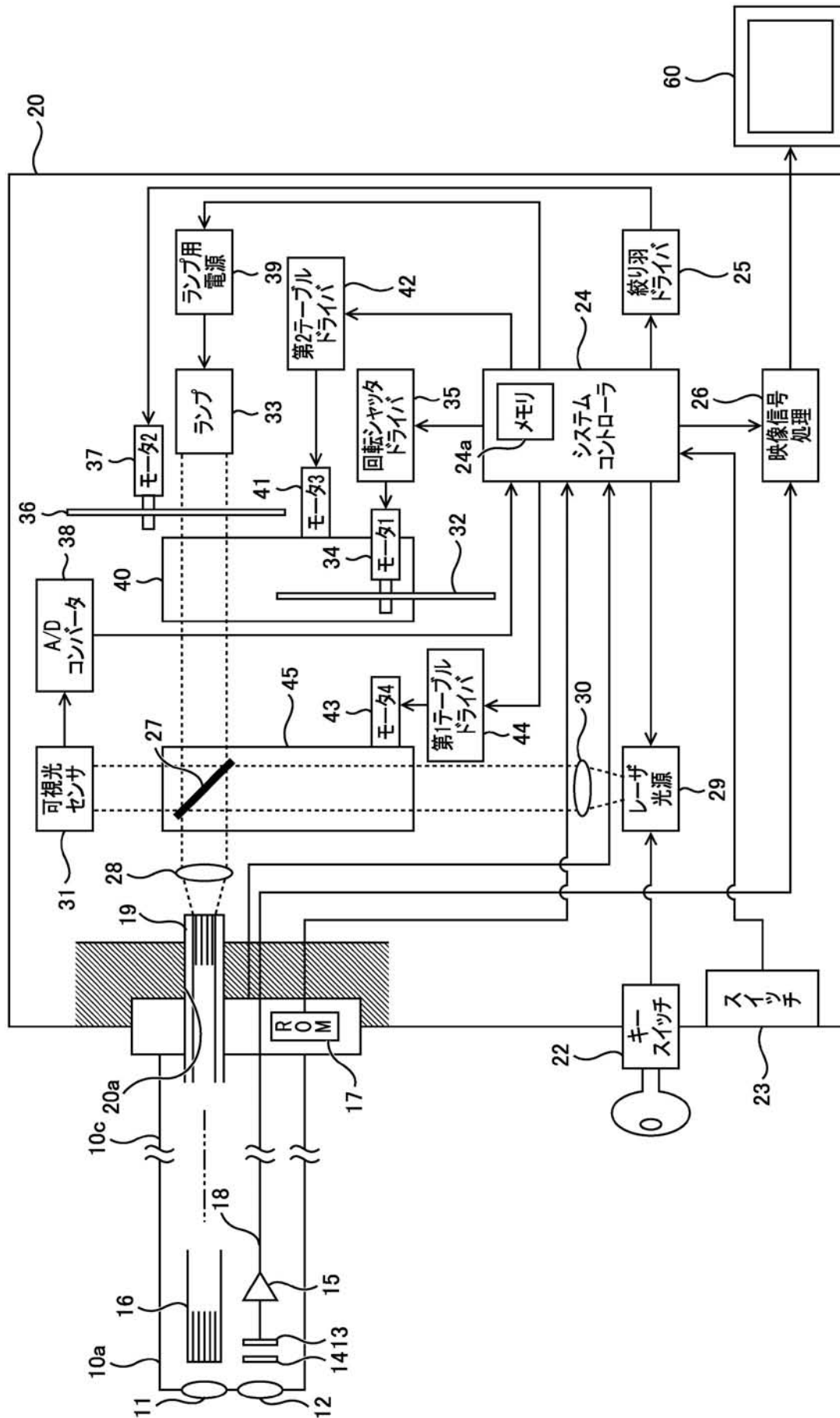
【0073】

10	蛍光観察内視鏡	10
11	配光レンズ	
12	対物光学系	
13	撮像素子	
16	ライトガイド	
20	光源プロセッサ装置	
24	システムコントローラ	
25	絞羽根ドライバ	
26	映像信号処理回路	
27	ダイクロイックミラー	
31	可視光センサ	20
33	ランプ	
36	絞り羽根	
37	第2モータ	
39	ランプ用電源回路	

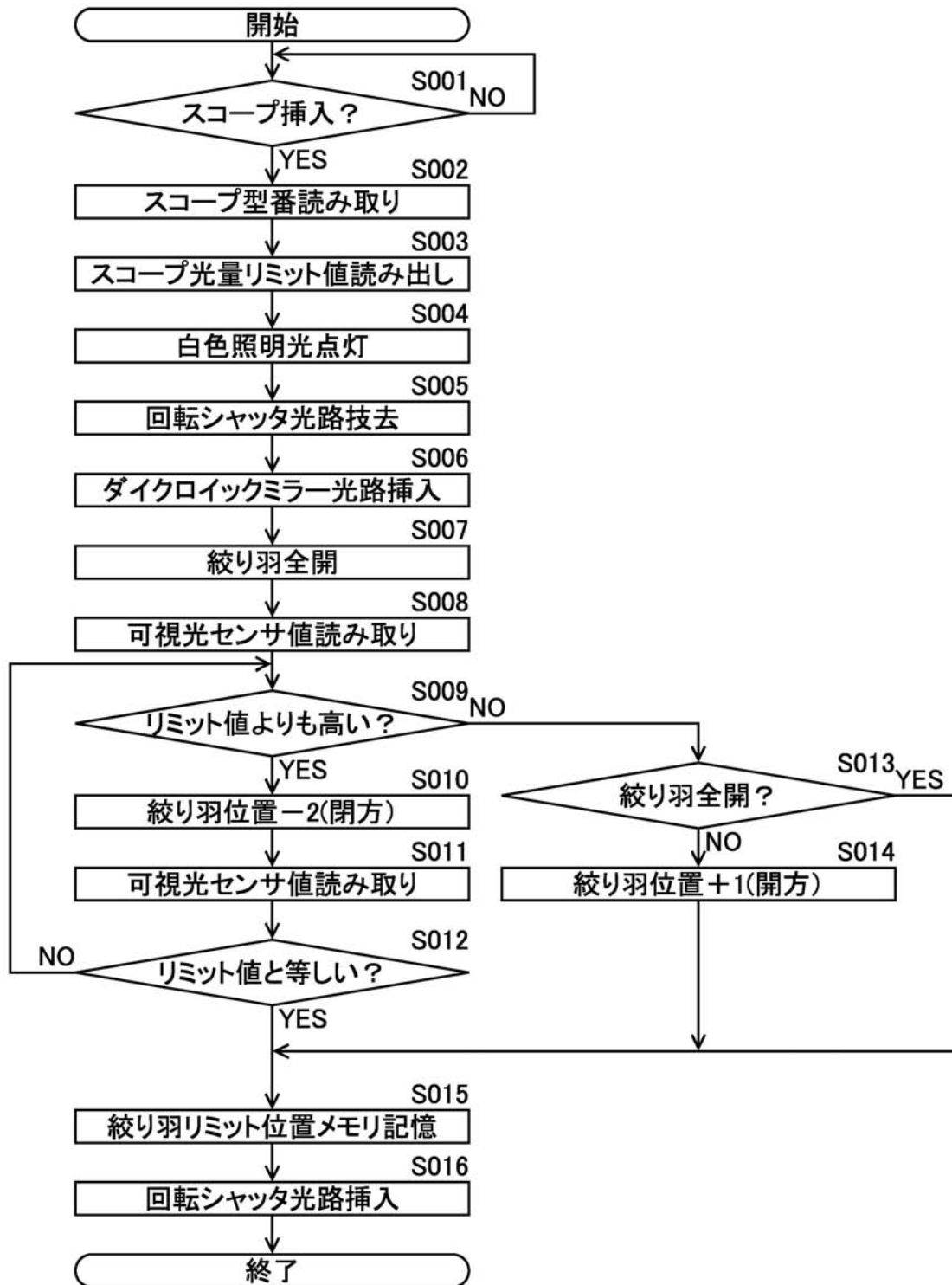
【 図 1 】



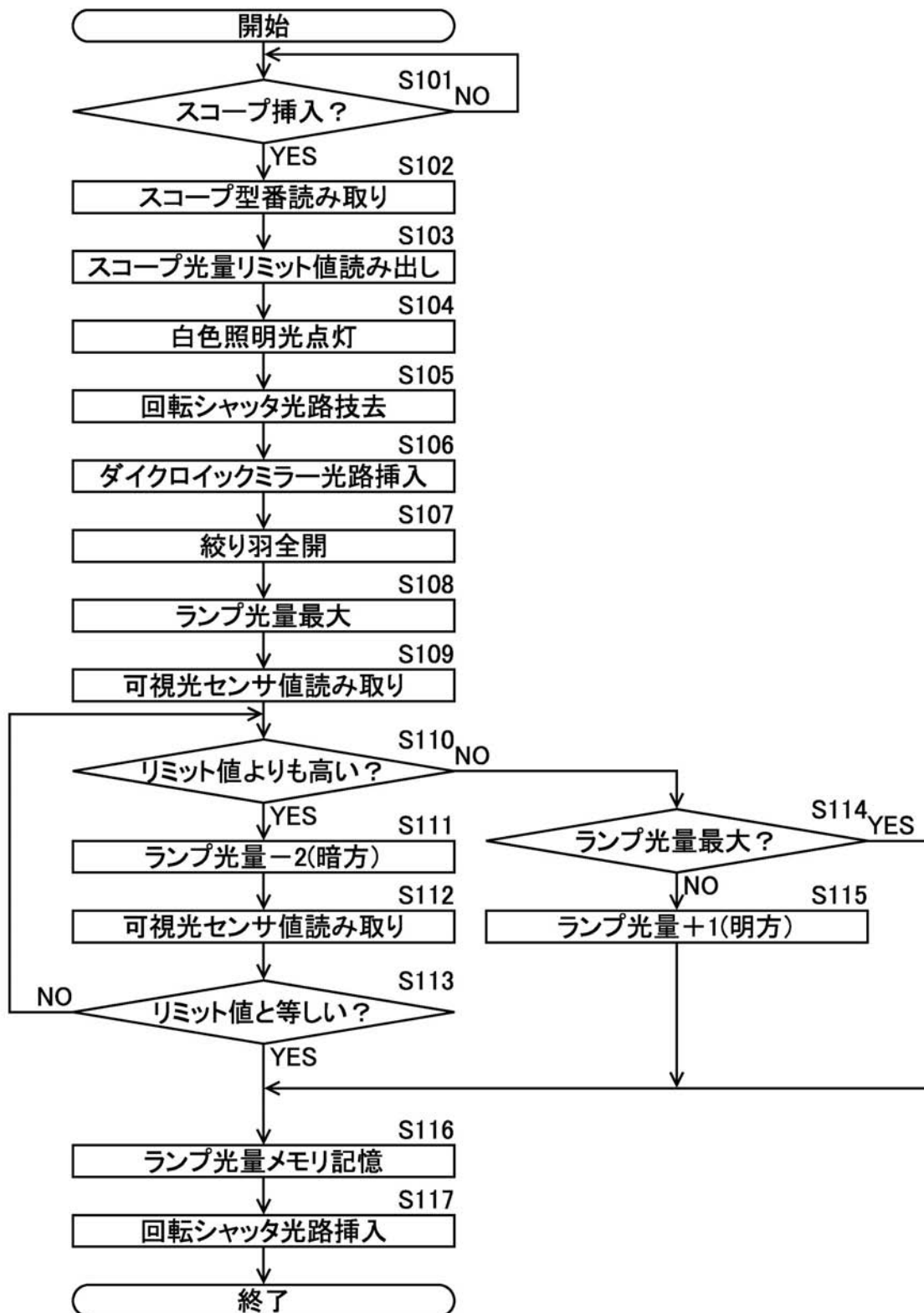
【図 2】



【 図 3 】



【 図 4 】



专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2007000393A	公开(公告)日	2007-01-11
申请号	JP2005184399	申请日	2005-06-24
[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	高橋 勲		
发明人	高橋 勲		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA10 2H040/BA11 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA41 2H040/FA02 2H040/FA11 2H040/FA12 2H040/FA13 2H040/GA02 4C061/GG01 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR23 4C061/WW17 4C161/GG01 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR23 4C161/WW17		
其他公开文献	JP4654354B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，该内窥镜光源装置能够进行调节，以使得引入到光导中的最大光量与内窥镜的光导所允许的最大光量匹配。二向色镜反射入射的白光的一部分，并将其引导到可见光传感器。可见光传感器31通过A / D转换器38将与接收到的光成比例的信号输入到系统控制器24中。对于每个内窥镜10，系统控制器24具有存储器24a，其中存储了可以引入光导16中的最大量的白光。系统控制器24调整光圈叶片36的位置，使得与可见光传感器31检测到的光成比例的白光量与内窥镜10的存储器24a中存储的最大光量匹配。然后，将光圈叶片36彼此匹配时的位置设置为自动光控制而移动的光圈叶片36的极限位置。[选择图]图2

