

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4412954号
(P4412954)

(45) 発行日 平成22年2月10日 (2010. 2. 10)

(24) 登録日 平成21年11月27日 (2009. 11. 27)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)
G 0 1 N 21/64 (2006. 01)
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
 G 0 1 N 21/64 Z
 G 0 2 B 23/24 B
 G 0 2 B 23/26 A

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2003-334732 (P2003-334732)
 (22) 出願日 平成15年9月26日 (2003. 9. 26)
 (65) 公開番号 特開2005-95467 (P2005-95467A)
 (43) 公開日 平成17年4月14日 (2005. 4. 14)
 審査請求日 平成18年8月10日 (2006. 8. 10)

(73) 特許権者 000113263
 H O Y A 株式会社
 東京都新宿区中落合2丁目7番5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

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡及び蛍光観察内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被験者の体腔内に挿入される体腔内挿入部を有する内視鏡であって、
 前記体腔内挿入部の外部に存在する被写体からの被写体光を前記体腔内挿入部内に導入するレンズと、

前記レンズの光軸上において、前記体腔内挿入部内に固定された外枠に対して前記レンズの光軸と同軸な回転軸を中心として回転可能に収納された内枠内において前記光軸に対して傾斜して固定されており、当該レンズを透過して前記体腔内挿入部内に導入された被写体光を、その回転位置に依り、予め設定された複数方向から任意に選択された一方向へ導く反射鏡と、

前記反射鏡によって被写体光が導かれ得る各方向に夫々配置された複数の撮像素子と、
 前記反射鏡と何れか一つの撮像素子との間の光路上に配置され、生体組織を励起して自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光成分を遮断し前記自家蛍光を透過する励起光カットフィルタと、

前記レンズを含んで構成され、前記反射鏡によって前記被写体光が導かれる方向に存在する撮像素子の撮像面上に、前記被写体光による被写体の像を形成する対物光学系と、

前記被写体光を導く方向を前記複数方向から任意に選択するために前記内枠を回転させる機構を有する駆動装置と

を備えたことを特徴とする内視鏡。

【請求項 2】

10

20

前記反射鏡と各撮像素子との間の光路上には、夫々、前記レンズとともに前記対物光学系を構成する光学系が配置されていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 3】

前記被写体に白色照明光及び励起光を選択的に照射する照明光学系を更に備えたことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡。

【請求項 4】

被験者の体腔内に挿入される体腔内挿入部を有する内視鏡とこの内視鏡に対して光を供給する光源装置からなる蛍光観察内視鏡システムであって、

前記光源装置は、

蛍光観察時には生体組織を励起して自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光を、通常観察時には白色光を、夫々、前記内視鏡に導入する光源光学系を備え、

前記内視鏡は、

前記光源装置の光源光学系によって導入された白色光又は励起光を前記体腔内挿入部の先端まで導光して、前記体腔内挿入部の外部に存在する被写体に向けて射出する照明光学系と、

前記被写体からの被写体光を前記体腔内挿入部内に導入するレンズと、

前記レンズの光軸上において、前記体腔内挿入部内に固定された外枠に対して前記レンズの光軸と同軸な回転軸を中心として回転可能に収納された内枠内において前記光軸に対して傾斜して固定されており、当該レンズを透過して前記体腔内挿入部内に導入された被写体光を、その回転位置に依り、予め設定された複数方向から任意に選択された一方向へ導く反射鏡と、

前記反射鏡によって被写体光が導かれ得る各方向に夫々配置された複数の撮像素子と、

前記反射鏡と何れか一つの撮像素子との間の光路上に配置され、励起光成分を遮断し前記自家蛍光を透過する励起光カットフィルタと、

前記レンズを含んで構成され、前記反射鏡によって前記被写体光が導かれる方向に存在する撮像素子の撮像面上に、前記被写体光による被写体の像を形成する対物光学系と、

前記被写体光を導く方向を前記複数方向から任意に選択するために前記内枠を回転させる機構を有する駆動装置と

を備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体から発せられる自家蛍光に基づいて被検者の体腔内を撮像して、病変部位を示す映像信号を出力する蛍光観察内視鏡システム、及び、このような蛍光観察内視鏡システムを構成する内視鏡に、関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織に対して特定波長の励起光を照射すると、生体組織から蛍光が発せられることが知られている(この蛍光は「自家蛍光」と言われる)。さらに、自家蛍光の強度(特に、緑光領域の強度)は生体の病変組織(腫瘍、癌)から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低いので、画像として表されると、病変組織を内包した病変部位が正常組織のみからなる正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。

【0003】

このような知識をベースに、内視鏡を通じて生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される蛍光観察画像を表示する自家蛍光観察装置が、提案されている。例えば、図 6 に示された従来の蛍光観察内視鏡システムは、従来の内視鏡(電子内視鏡)及び光源プロセッサ装置(電子内視鏡から出力された映像信号を処理してビデオ信号として出力するプロセッサを備えた光源装置)を流用して、蛍光観察を可能としたものである。

【 0 0 0 4 】

図 6 において、この蛍光内視鏡システム 1 は、一般的ハードウェア構成を有する電子内視鏡 1 1 1 , 光源プロセッサ装置 1 1 2 及びモニター 1 1 5 , 電子内視鏡 1 1 1 の鉗子チャンネル 1 1 1 a に挿通されるファイバプローブ 1 1 0 , このファイバプローブ 1 1 0 の基端面に紫外帯域の励起光及び可視帯域の参照光を交互に導入するとともにこれら光の導入に同期して光源プロセッサ装置 1 1 2 から得られた映像信号に対して画像処理を施すことによって病変部位を示す蛍光観察映像信号を出力する光源装置 1 1 3 , 光源プロセッサ装置 1 1 2 から出力された映像信号 (通常の可視観察像を表すカラー映像信号である通常観察映像信号) 及び光源装置 1 1 3 から出力された映像信号 (蛍光観察映像信号) の何れか一方を選択してモニター 1 1 5 に伝送する映像セクター 1 1 4 , 並びに、光源プロセッサ装置 1 1 2 , 光源装置 1 1 3 及び映像セクター 1 1 4 に接続され、操作者によって操作されることによって蛍光内視鏡システムの動作モードを「通常観察モード」又は「蛍光観察モード」に切り換える画像切換信号入力部 1 1 6 とから、構成される。

10

【 0 0 0 5 】

電子内視鏡 1 1 1 は、被検者の体腔内に挿入されるために可撓管から構成される体腔内挿入部 1 1 1 b , この体腔内挿入部 1 1 1 b の基端に取り付けられた操作部 1 1 1 c , 及び、この操作部 1 1 1 c の側面から延出したライトガイド可撓管 1 1 1 d から、構成されている。そして、体腔内挿入部 1 1 1 b の先端面には、対物レンズ 1 1 7 及び配光レンズ 1 1 8 が嵌め込まれているとともに、鉗子チャンネル 1 1 1 a の先端が開口している。体腔内挿入部 1 1 1 b における対物レンズ 1 1 7 の内側には、対物レンズ 1 1 7 側から順に、励起光カットフィルタ 1 1 9 及び撮像素子 (モノクロ CCD) 1 2 0 が組み込まれている。なお、この励起光カットフィルタ 1 1 9 は、励起光を体腔内に照射した際、体腔壁の表面で反射された励起光により形成される体腔内の像が蛍光像にカブることを防止するために設けられるものである。

20

【 0 0 0 6 】

同様に、配光レンズ 1 1 8 の内側には、ライトガイド (ファイババンドル) 1 2 1 の先端が配置されている。そして、撮像素子 1 2 0 が出力した映像信号を伝達するための信号線 1 2 2 , 及び、ライトガイド 1 2 1 は、ともに、体腔内挿入部 1 1 1 b から操作部 1 1 1 c を経て、ライトガイド可撓管 1 1 1 d の基端まで達している。また、操作部 1 1 1 c の他の側面には、上述した鉗子チャンネル 1 1 1 a の基端側開口である鉗子口 1 1 1 e が設けられている。

30

【 0 0 0 7 】

光源プロセッサ装置 1 1 2 のハウジング側面には、電子内視鏡 1 1 1 のライトガイド可撓管 1 1 1 d の基端が着脱自在に装着されるソケット (図示略) が設けられている。

【 0 0 0 8 】

そして、光源プロセッサ装置 1 1 2 の内部には、当該ソケットに装着されたライトガイド可撓管 1 1 1 d 内のライトガイド 1 2 1 の中心軸の延長線に沿って順番に、RGB 回転ホイール 1 2 3 , 集光レンズ 1 2 4 , 赤外カットフィルタ 1 2 5 及び光源 1 2 6 が、配置されている。光源 1 2 6 は、電源回路 1 2 7 から駆動電力の供給を受けて白色の照明光を発するランプ及びこの照明光を平行光として反射する回転楕円面状のリフレクタから、構成されている。赤外カットフィルタ 1 2 5 は、光源 1 2 6 から発した照明光から赤外帯域成分を除去するための光学フィルタである。集光レンズ 1 2 4 は、平行光として進行する照明光を、ライトガイド 1 2 1 の基端面に収束させるためのレンズである。RGB 回転ホイール 1 2 3 は、夫々 1 2 0 度の中心角を有する扇形の赤、緑、青各色のフィルタが同一円周上に嵌め込まれた円板であり、ドライバー回路 1 2 8 から電流が供給されるモータにより、各フィルタが照明光の光路中に順次挿入されるように、回転駆動される。

40

【 0 0 0 9 】

さらに、光源プロセッサ装置 1 1 2 の内部には、上記ソケットにライトガイド可撓管 1 1 1 d が装着された時に信号線 1 2 2 を経て撮像素子 1 2 0 に導通する初段信号回路 1 2

50

9 と、この初段信号回路 1 2 9 に接続された映像信号処理回路 1 3 0 と、電源回路 1 2 7 , 初段信号処理回路 1 2 9 及び映像信号処理回路 1 3 0 に夫々接続されたシステムコントロール部 1 3 1 とが、内蔵されている。初段信号処理回路 1 2 9 は、撮像素子 1 2 0 から入力された映像信号に A / D 変換 , y 補正等の処理を施す回路である。映像信号処理回路 1 3 0 は、赤色光 , 緑色光及び青色光が夫々ライトガイド 1 2 1 に入射されている期間に夫々初段信号処理回路 1 2 9 から入力された 3 フィールドの映像信号に基づいて R G B カラー信号からなる映像信号 (通常観察映像信号) を合成し、さらに、モニター 1 1 5 の要求する形式に変換して出力する回路である。システムコントロール部 1 3 1 は、各回路 1 2 7 ~ 1 3 0 に対してタイミング信号を送ることによって互いに同期を取って動作させる回路である。なお、システムコントロール部 1 3 1 には、光源装置 1 1 3 から「蛍光観察モード」が指示されている場合に、電源回路 1 2 7 に対して光源 1 2 6 への電源供給を停止させ、映像信号処理回路 1 3 0 に対して処理前の映像信号をそのまま光源装置 1 1 3 へ転送させ、「通常観察モード」が指示されている場合に、電源回路 1 2 7 に対して光源 1 2 6 へ電源を供給させるファームウェアが、事前に追加インストールされている。

10

【 0 0 1 0 】

ファイバープローブ 1 1 0 は、多数の石英ガラスファイバー (又はプラスチックファイバー) を束ねてシリコンチューブを被覆した構造を有するとともに、鉗子チャンネル 1 1 1 a の長さよりも十分に長い全長を有している。このファイバープローブ 1 1 0 の基端は、光源装置 1 1 3 内に挿入されて固定されている。

【 0 0 1 1 】

20

光源装置 1 1 3 内には、上述したようにして固定されたファイバープローブ 1 1 0 の中心軸の延長線に沿って順番に、シャッタ 1 3 3 及び集光レンズ 1 3 4 が配置されている。この集光レンズ 1 3 4 の光軸上には、さらに、当該光軸に対して 4 5 度傾いて配置された参照光反射ミラー 1 3 5 , 第 1 回転シャッター 1 3 6 , 参照光反射ミラー 1 3 5 と平行な第 1 全反射ミラー 1 3 7 が、順番に配置されている。この第 1 全反射ミラー 1 3 7 によって折り曲げられた光軸上には、励起光透過フィルタ 1 4 1 , 励起光反射ミラー 1 4 2 が、順番に配置されている。一方、参照光反射ミラー 1 3 5 によって 9 0 度折り曲げて分岐された光軸上には、第 2 回転シャッター 1 3 8 , 参照光反射ミラー 1 3 5 と平行な第 2 全反射ミラー 1 3 9 が、順番に配置されている。この第 2 反射ミラー 1 3 9 によって折り曲げられた光軸上には、参照光透過フィルタ 1 4 0 , 上記励起光反射ミラー 1 4 2 , コリメータレンズ 1 4 3 , ランプ 1 4 4 , リフレクタ 1 4 5 が、順番に配置されている。ランプ 1 4 4 は、電源回路 1 5 0 によって電源が供給されると白色光を発する。リフレクタ 1 4 5 は、ランプ 1 4 4 から後方へ発した光束を反射する半球状ミラーである。コリメータレンズ 1 4 3 は、ランプ 1 4 4 から前方へ発した光束及びリフレクタ 1 4 5 によって反射された光束を平行光束に変換するレンズである。励起光反射ミラー 1 4 2 は、コリメータレンズ 1 4 3 から射出された平行光束 (即ち、白色照明光) 中の可視光成分を透過するとともに紫外光成分を反射するダイクロイックミラーである。励起光透過フィルタ 1 4 1 は、励起光反射ミラー 1 4 2 によって反射された光から自家蛍光を生じさせるに適切な励起光の波長域成分 (青帯域) のみを透過するフィルターである。第 1 回転シャッター 1 3 6 は、励起光を 1 / 2 周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。一方、参照光透過フィルタ 1 4 0 は、励起光反射ミラー 1 4 2 を透過した白色照明光から赤色光成分 (参照光) のみを透過するフィルターである。第 2 回転シャッター 1 3 8 は、参照光を 1 / 2 周期づつ断続的に通過させるロータリーシャッターである。参照光反射ミラー 1 3 5 は、励起光を透過するとともに参照光を反射するダイクロイックミラーである。集光レンズ 1 3 4 は、平行光として入射した励起光及び参照光を夫々ファイバープローブ 1 1 0 の基端面に集光するレンズである。シャッタ 1 3 3 は、ソレノイド 1 4 6 によって集光レンズ 1 3 4 とファイバープローブ 1 1 0 との間の光路に挿脱されることにより、励起光及び参照光のファイバープローブ 1 1 0 への入射を選択的に遮断する。上述した第 1 回転シャッター 1 3 6 及び第 2 回転シャッター 1 3 8 は、相互に 1 8 0 度ずれた位相差にて同期回転するように、ドライバー回路 1 4 7 によって駆動される。

30

40

50

【 0 0 1 2 】

電源回路 1 5 0 , ソレノイド 1 4 6 及びドライバー回路 1 4 7 は、夫々、システムコントロール部 1 4 8 に接続されている。このシステムコントロール部 1 4 8 は、更に、画像処理回路 1 4 9 , 上記画像切換信号入力部 1 1 6 及び光源プロセッサ装置 1 1 2 のシステムコントロール部 1 3 1 に、接続されている。システムコントロール部 1 4 8 は、画像切換信号入力部 1 1 6 による動作モード切替の指示を光源プロセッサ装置 1 1 2 のシステムコントロール部 1 3 1 に転送するとともに、「通常観察モード」が指示されている場合には、ソレノイド 1 4 6 に対してシャッタ 1 3 3 を光路に挿入させて励起光及び参照光を遮光させ、「蛍光観察モード」が指示されている場合には、ソレノイド 1 4 6 に対してシャッタを光路から退避させて励起光及び参照光をファイバプローブ 1 1 0 に入射させるとともに、光源プロセッサ装置 1 1 2 から受信した映像信号を画像処理部 1 4 9 に転送して画像処理を行わせる。画像処理部 1 4 9 は、ファイバプローブ 1 1 0 に参照光が入射されている間に受信した映像信号及び励起光が入射されている間に受信した映像信号の輝度値同士を各画素毎に比較し、両者の比率が所定値を越えている全画素を特定色で表す映像信号（蛍光観察映像信号）を生成し、モニター 1 1 5 が要求する形式に変換して出力する。

10

【 0 0 1 3 】

映像セクター 1 1 4 は、光源プロセッサ装置 1 1 2 の映像信号処理回路 1 3 0 , 光源装置 1 1 3 の画像処理部 1 4 9 及び画像切換信号入力部 1 1 6 に接続され、画像切換信号入力部 1 1 6 から「通常観察モード」が指示された時には、光源プロセッサ装置 1 1 2 の映像信号処理回路 1 3 0 から出力された通常観察映像信号を選択して、モニター 1 1 5 に伝送し、「蛍光観察モード」が指示された時には、光源装置 1 1 3 の画像処理部 1 4 9 から出力された蛍光観察映像信号を選択して、モニター 1 1 5 に伝送する。

20

【 0 0 1 4 】

モニター 1 1 5 は、伝送された通常観察映像信号に基づくカラー画像（通常観察画像）又は蛍光観察映像信号に基づくモノクロ画像（自家蛍光画像）を表示する。

【 0 0 1 5 】

なお、以上のような従来の蛍光観察内視鏡システムの他にも、例えば、下記特許文献 1 に示されるような蛍光観察システムも知られている。

【 0 0 1 6 】

また、システムの小型化を図るために、通常観察モードの際に、生体組織に対して白色光を直接照射（即ち、RGB 回転ホイール 1 2 3 を透過させずに照射）して、得られた反射光をカラー CCD によって撮像する方法も開発されている。このようにカラー CCD を撮像素子として用いた場合には、映像信号処理回路 1 3 0 は、（上述のような 3 フィールドの映像信号ではなく）カラー CCD によって撮像されたカラー映像信号に基づいて、通常観察信号を生成する。

30

【 0 0 1 7 】

更に、最近では紫外光を励起光として生体に照射することに対する危険性を指摘する声もあり、励起光として青色帯域の光成分を使用した蛍光観察内視鏡システムも開発され始めている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 5 1 9 6 9 号公報

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 8 】

しかしながら、上述したような従来の蛍光観察内視鏡システムにおいては、励起光カットフィルタ 1 1 9 が撮像素子 1 2 0 とともに光路上に組み込まれているため、撮像素子 1 2 0 の撮像面上に結ばれる像は、常に励起光成分がカットされたものとなってしまうていた。即ち、励起光成分をカットする必要がある蛍光観察時のみならず、通常観察時においても、特定波長の光成分（励起光成分）がカットされた映像信号が、撮像素子 1 2 0 から出力されていた。

【 0 0 1 9 】

50

従って、撮像素子としてカラーＣＣＤを用いる場合は、通常観察画像の画質が低下して色再現性が悪化してしまう恐れがあった。なお、励起光として紫外光を用いている場合には、紫外光成分がカットされても可視帯域の光はカットされないので、通常観察画像の色再現にはあまり大きな影響はない。しかしながら、励起光として可視光である青色光を用いている場合には、可視帯域の光がカットされてしまうため、通常観察画像の色再現性に非常に大きな影響を及ぼしてしまっていた。

【００２０】

本発明の課題は、蛍光観察時には励起光成分がカットされた映像信号に基づいた画像を得ることができるとともに、通常観察時には励起光成分を含む映像信号に基づいた画像を得ることができる内視鏡及び蛍光観察内視鏡システムを提供することである。

10

【課題を解決するための手段】

【００２１】

上述した課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察内視鏡システムを構成する光源装置は、蛍光観察時には生体組織を励起して自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光を、通常観察時には白色光を、夫々、内視鏡に導入する光源光学系を、備えている。

【００２２】

また、本発明による内視鏡、及び、本発明による蛍光観察内視鏡システムを構成する内視鏡は、前記被写体からの被写体光を前記体腔内挿入部内に導入するレンズと、前記レンズの光軸上において、前記体腔内挿入部内に固定された外枠に対して前記レンズの光軸と同軸な回転軸を中心として回転可能に収納された内枠内において前記光軸に対して傾斜して固定されており、当該レンズを透過して前記体腔内挿入部内に導入された被写体光を、その回転位置に依り、予め設定された複数方向から任意に選択された一方向へ導く反射鏡と、前記反射鏡によって被写体光が導かれ得る各方向に夫々配置された複数の撮像素子と、前記反射鏡と何れか一つの撮像素子との間の光路上に配置され、生体組織を励起して自家蛍光を発生させる波長帯域の励起光成分を遮断し前記自家蛍光を透過する励起光カットフィルタと、前記レンズを含んで構成され、前記反射鏡によって前記被写体光が導かれる方向に存在する撮像素子の撮像面上に、前記被写体光による被写体の像を形成する対物光学系と、前記被写体光を導く方向を前記複数方向から任意に選択するために前記内枠を回転させる機構を有する駆動装置とを、備えたことを特徴とする。

20

30

【００２３】

このように構成されると、蛍光観察時には、レンズを透過して体腔内挿入部内に導入された光（自家蛍光及び励起光の反射光）は、駆動装置によって動かされる光路切替素子によって、励起光カットフィルタを通じて第１の撮像素子へ至る光路へ導かれ、対物光学系によって当該第１の撮像素子の撮像面上に被写体の像を結ぶ。その結果、第１の撮像素子の撮像面上に収束する光からは励起光の反射光の成分が除去されるので、純粋に自家蛍光のみから形成される被写体の像が、第１の撮像素子によって撮像される。これに対して、通常観察時には、レンズを透過して体腔内挿入部内に導入された光（白色の照明光）は、駆動装置によって動かされた光路切替素子によって、励起光カットフィルタを通じることなく第２の撮像素子へ至る光路へ導かれ、対物光学系によって当該第２の撮像素子の撮像面上に被写体の像を結ぶ。その結果、第２の撮像素子の撮像面上に収束する光の分光特性は、被写体の表面での反射光の分光特性そのものとなるので、自然な色の被写体の像が撮像素子によって撮像される。

40

【００２４】

本発明において、光路切替素子は、反射鏡であってもプリズムであっても良い。前者の場合、被写体光を常時反射させるものであっても、被写体光を反射させる状態と被写体光をそのまま通過させる状態とを切り替えるものであっても良い。

【００２５】

また、対物光学系は、その全系が光路切替素子よりも前に配置されていても良いし、前記レンズを含んで光路切替素子よりも前に配置された第１レンズ群と、光路切替素子と各

50

撮像素子との間に夫々配置された第２レンズ群とから構成されても良い。

【発明の効果】

【００２６】

本発明の内視鏡及び蛍光観察内視鏡システムによれば、蛍光観察時には、励起光成分がカットされた映像信号に基づいた画像を得ることができるとともに、通常観察時には、励起光成分を含む映像信号に基づいた画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】

【００２７】

以下、図面を参照して本発明による蛍光観察内視鏡システムを実施するための形態を説明する。

10

【００２８】

〔電子内視鏡装置の構成〕

図１は、本実施形態による蛍光観察内視鏡システムの全体構成を示す模式図である。また、図２は、本実施形態による蛍光観察内視鏡システムの概略構成図である。図１及び図２において、蛍光観察内視鏡システム１０は、内視鏡の一種である電子内視鏡１１と、この電子内視鏡１１に接続された光源プロセッサ装置１２と、この光源プロセッサ装置１２に接続されたモニター１５及び画像切替信号入力部１６とから、構成されている。以下、これらの各装置の説明を、個別に行う。

【００２９】

この画像切替信号入力部１６は、術者によって操作され、この蛍光観察内視鏡システム１０の動作モードを通常観察モード又は蛍光観察モードに切り替えさせる切替信号を、光源プロセッサ装置１２（の後述するシステムコントロール部２８）に入力する。

20

【００３０】

電子内視鏡１１は、図２ではその内部構成を示すために模式化されているが、被検者の体腔内に挿入される体腔内挿入部１１ａ、この体腔内挿入部１１ａの基端に取り付けられた操作部１１ｂ、この操作部１１ｂの側面から延出したライトガイド可撓管１１ｃ、このライトガイド可撓管１１ｃの先端に取り付けられたコネクタ１１ｄから、構成される。

【００３１】

そして、体腔内挿入部１１ａの先端には、少なくとも二つの貫通孔がその先端面に穿たれた硬性部材からなる先端構成部に取り付けられており、その一方の貫通孔には負レンズからなる配光レンズ１７が、他方の貫通孔には複数のレンズからなる第１レンズ群１８が、夫々、嵌め込まれている。

30

【００３２】

また、この第１レンズ群１８の後側には、第１レンズ群１８を透過した光束の光路を側方へ９０度折り曲げる（光束を反射する）とともに、画像切替入力部１６によって選択されている観察モード（通常観察モード又は蛍光観察モード）に従って、その光路の方向を第１レンズ群１８の光軸に直交する面内において１８０度切り替える回転反射鏡１９（当該レンズを透過して前記体腔内挿入部内に導入された被写体光を、予め設定された複数方向から任意に選択された一方向へ導く光路切替素子）が、配置されている。さらに、この回転反射鏡１９によって切り替えられる２通りの光路上には、夫々、第１レンズ群１８とともに対物光学系を構成する第２レンズ群２０（通常観察用第２レンズ群２０ａ、蛍光観察用第２レンズ群２０ｂ）、第１レンズ群１８及び個々の第２レンズ群２０（２０ａ又は２０ｂ）からなる対物光学系によって形成された被検物の像を撮像する撮像素子２１（通常観察用撮像素子２１ａ、蛍光観察用撮像素子２１ｂ）が、配置されている。なお、回転反射鏡１９と通常観察用撮像素子２１ａとの間には、レーザーカットフィルタ２２ａが設置されている。また、回転反射鏡１９と蛍光観察用撮像素子２１ｂとの間には、励起光カットフィルタ２２ｂが設置されている。

40

【００３３】

図３は、レーザーカットフィルタ２２ａ及び励起光カットフィルタ２２ｂの透過特性を示すグラフである。後述する鉗子チャンネル１１e内に、プローブを引き通してレーザ治療

50

など行う場合は、図3に示されるように、レーザーカットフィルタ22aは、約780nm以上の治療用レーザー照射により発生する反射光をカット（遮断）する。また、励起光カットフィルタ22bは、青色帯域及び紫色帯域成分の光（可視光）を含む約490nm以下の成分（励起光成分）の光をカットする。即ち、通常観察用撮像素子21a上には、レーザー照射による反射光成分がカットされた光が、蛍光観察用画像素子21b上には、励起光成分がカットされた光が、夫々、入射する。

【0034】

また、通常観察用撮像素子21a及び蛍光観察用撮像素子21bは、ともに、各画素毎に赤・緑・青のモザイクフィルタが被せられたカラーCCDである。

【0035】

図4は、回転反射鏡19を拡大して示す断面図である。また、図5は、回転反射鏡19及びその周辺構成を示す光学構成図である。図4に示されるように、回転反射鏡19は、円柱をその中心軸に対して45度傾斜した斜面にて切断した形状を有し、その斜面が反射面19aとして形成されている。そして、この回転反射鏡19は、回転反射鏡ホルダ39によって保持されている。

【0036】

この回転反射鏡ホルダ39は、ワイヤ42の先端が固定された内枠40、及びこの内枠40を回転可能に収納する外枠41とからなる。

【0037】

内枠40は、円柱型の回転軸40a、及び、この回転軸40aの先端に一体且つ同軸に形成され且つ外径が一回り大きい円筒状の収容部40bから、構成されている。この内枠40の収容部40bの内径は、回転反射鏡19の外径とほぼ同じとなっている。従って、収容部40b内に回転反射鏡19を収容すると、内枠40の中心軸が、回転反射鏡19の反射面19aの中心を、45度の角度で貫く。なお、収容部40bの先端面と側面には、夫々、第1レンズ群18から射出された光束、反射面19aによって反射された光束を夫々通過させるための窓40c、40dが、開けられている。

【0038】

また、外枠41は、その内部に内枠40を収容する円筒形状を有し、体腔内挿入部11aの先端構成部内に固定されている。外枠41の内部空間の先端側は、内枠40の収容部40bを収容するために、収容部40bの全長とほぼ同じ長さにならって収容部40bの外径よりも僅かに大径となっており、その内部空間の基端側は、内枠40の回転軸40aを収容するために、回転軸40aの外径よりも僅かに大径（但し、収容部40bの外径よりは小径）となっている。従って、内枠40は、外枠41内において、その軸方向への移動を規制された状態で、回転可能となっている。なお、外枠41の先端面と側面2カ所には、夫々、第1レンズ群18から射出された光束を通過させるための窓41a、反射面19aによって反射された当該光束を通常観察用第2レンズ群20a、蛍光観察用第2レンズ群20bへ向けて夫々通過させるための二つの窓41b、41cが、開けられている。側面に形成された各窓41b、41cは、外枠41の中心軸を挟んで対称な位置にあり、内枠40が回転すると、その窓40dと夫々重なる。

【0039】

ワイヤ42は、体腔内挿入部11a内を引き通されて、その基端が、操作部11b内に設けられたソレノイド43に接続されている。ソレノイド43は、後述するドライバ回路27から供給される駆動電流によって、ワイヤ42を反転（180度づつ回転）させる。即ち、ソレノイド43は、動作モードが通常観察モードに切り替わると、回転反射鏡19の反射面19aが通常観察用第2レンズ群20aの方を向くように（即ち、第1レンズ群18と通常観察用第2レンズ群20aとが同軸となるように）、また、動作モードが蛍光観察モードに切り替わると、回転反射鏡19の反射面19aが蛍光観察用第2レンズ群20bの方を向くように（即ち、第1レンズ群18と蛍光観察用第2レンズ群20bとが同軸となるように）、ワイヤ42を反転させる。即ち、回転反射鏡ホルダ39、ワイヤ42及びソレノイド43が、光路切替素子としての回転反射鏡19を動かす駆動装置に、該

10

20

30

40

50

当する。

【 0 0 4 0 】

なお、体腔内挿入部 1 1 a における先端構成部よりも基端側の部分は、可撓性を有する構造を有している。特に、この可撓性を有する部分のうち先端側の所定長さの範囲は、体腔内挿入部 1 1 a の中心軸に直交する軸を中心に互いに傾動自在に接続された多数のセグメント（図示略）が組み込まれた湾曲部として、構成されている。

【 0 0 4 1 】

操作部 1 1 b には、この湾曲部の最前のセグメントにその先端が取着された複数（2又は4）本のワイヤーを選択的に引き込むことによって湾曲部を任意の方向に任意の角度湾曲させることができるノブ（図示略）が備えられている。また、この操作部 1 1 b の側面

10

には、体腔内挿入部 1 1 a 内を引き通されてその先端面に開口する鉗子チャンネル 1 1 e に連通する鉗子口 1 1 f が設けられている。

【 0 0 4 2 】

上述した体腔内挿入部 1 1 a の先端から操作部 1 1 b , ライトガイド可撓管 1 1 c を経てコネクタ 1 1 d に至る管路内には、後述するように光源プロセッサ装置 1 2 によって入射された光をガイドするための照明光学系としてのライトガイドファイババンドル（以下、「ライトガイド」という）3 8 , 並びに、通常観察用撮像素子 2 1 a 及び蛍光観察用撮像素子 2 1 b から夫々出力された映像信号（各画素毎の R G B 各色の輝度値を表すアナログ信号）を光源プロセッサ装置 1 2 に伝達する映像信号線 4 4 a , 4 4 b が、引き通されている。なお、ライトガイド 3 8 の射出端は、そこから射出された照明光が、配光レンズ

20

1 7 を通じて、対物光学系（第 1 レンズ群 1 8 及び通常観察用第 2 レンズ群 2 0 a 又は蛍光観察用第 2 レンズ群 2 0 b ）及び各撮像素子 2 1 （通常観察用撮像素子 2 1 a 又は蛍光観察用撮像素子 2 1 b ）による画角よりも若干大きい配光角にて発散される位置に、固定されている。

【 0 0 4 3 】

コネクタ 1 1 d の先端面には、ライトガイド 3 8 の入射端が垂直に突出して固定されているとともに、映像信号線 4 4 a , 4 4 b や図示せぬ各種信号線に夫々導通している多数の電極からなる電気コネクタ（図示略）が設けられている。

【 0 0 4 4 】

光源プロセッサ装置 1 2 のハウジングの側面には、電子内視鏡 1 1 のコネクタ 1 1 d の先端が嵌め込まれるコネクタ受け 1 2 a が、形成されている。このコネクタ受け 1 2 a 内には、コネクタ 1 1 d がこのコネクタ受け 1 2 a に装着された時に、図示せぬ電気コネクタ中の各種電極に夫々接触する多数の電極からなるソケット , 及び、ライトガイド 3 8 の基端が挿入される保持穴が、設けられている。

30

【 0 0 4 5 】

この光源プロセッサ装置 1 2 内には、前段信号処理回路 2 3 と、この前段映像信号処理回路 2 3 に接続されたメモリ 2 4 と、このメモリ 2 4 に接続された演算処理回路 2 5 と、この演算処理回路 2 5 に接続された後段映像信号処理回路 2 6 と、これらメモリ 2 4 , 演算処理回路 2 5 及び後段信号処理回路 2 6 に夫々接続されたシステムコントロール部 2 8 , 前段信号処理回路 2 3 及びシステムコントロール部 2 8 に接続されたドライバー回路 2 7 , このドライバー回路 2 7 に更に接続された第 1 モータ 3 5 , 第 2 モータ 3 7 及び絞り 3 2 と、システムコントロール部 2 8 に更に接続されたランプ電源 2 9 とが、主要電気部品として内蔵されている。なお、電子内視鏡 1 1 のコネクタ 1 1 d が光源プロセッサ装置 1 2 のコネクタ受け 1 2 a に装着された状態においては、通常観察用撮像素子 2 1 a 及び蛍光観察用撮像素子 2 1 b は、映像信号線 4 4 a , 4 4 b を通じて前段信号処理回路 2 3 に接続され、ソレノイド 4 3 は、信号線を通じてドライバー回路 2 7 に接続される。また、システムコントロール部 2 8 には画像切換信号入力部 1 6 が接続され、後段信号処理回路 2 6 にはモニター 1 5 が接続される。

40

【 0 0 4 6 】

さらに、光源プロセッサ装置 1 2 内には、コネクタ受け 1 2 a に装着されたコネクタ 1

50

1 d から突出したライトガイド 3 8 の延長線に沿って、上述した第 1 モーター 3 5 によって回転駆動される回転ホイール 3 4 , 集光レンズ 3 3 , 上述した絞り 3 2 , 赤外光カットフィルター 3 1 及び上述したランプ電源 2 9 によって駆動電力が供給されるランプ 3 0 が、内蔵されている。なお、上述した第 1 モーター 3 5 は、上述した第 2 モーター 3 7 によって駆動されるテーブル 3 6 によって、集光レンズ 3 3 の光軸に直交する方向へ移動可能となっている。

【 0 0 4 7 】

システムコントロール部 2 8 は、ランプ電源 2 9 に対してランプ 3 0 を点灯させる駆動電力を供給させ、画像切替信号入力部 1 6 によって指示される動作モード（通常観察モード、蛍光観察モード）に従って各ブロック（メモリ 2 4 , 演算処理回路 2 5 , 後段信号処理回路 2 6 , ドライバー回路 2 7 ）の動作を、制御する。

10

【 0 0 4 8 】

ランプ 3 0 は、ランプ電源 2 9 から供給された電力によって発光する電球と、この電球から発した照明光（白色光）を平行光として反射するリフレクタとから、構成されている。

【 0 0 4 9 】

赤外光カットフィルター 3 1 は、ランプ 3 0 から平行光として射出された照明光から赤外帯域成分のみを遮断する光学フィルターである。

【 0 0 5 0 】

絞り 3 2 は、ドライバー回路 2 7 から供給される信号に従って、その開口面積（即ち、照明光の光路の断面積）を変化させる装置である。なお、ドライバー回路 2 7 は、前段信号処理回路 2 3 から通知される映像信号の輝度値に基づいて、撮像素子から出力される映像信号の輝度値（平均輝度値又はピーク輝度値）が一定となるように、絞り 3 2 を駆動して照明光の光量（即ち、照明光の光路の断面積）を調整する。

20

【 0 0 5 1 】

集光レンズ 3 3 は、絞り 3 2 を通過した照明光をライトガイド 3 8 の基端面に集光して入射させる。

【 0 0 5 2 】

第 1 モーター 3 5 は、集光レンズ 3 3 の光軸と平行な方向にその駆動軸を向けた状態で、移動テーブル 3 6 上に固定されている。この移動テーブル 3 6 は、第 2 モーター 3 7 によって駆動され、蛍光観察モード時には集光レンズ 3 3 の光軸に接近した第 1 位置へ、通常観察モード時にはこの光軸から離反した第 2 位置へと、第 1 モーター 3 5 をこの光軸に直交する方向に移動させる。

30

【 0 0 5 3 】

この第 1 モーター 3 5 の駆動軸に固定された回転ホイール 3 4 は、この第 1 モーター 3 5 が上記第 1 位置に存在するときに照明光の光路に侵入するとともに同モーター 3 5 が上記第 2 位置に存在するときに同光路から退避できる外径を有する。そして、この回転ホイール 3 4 には、第 1 モーター 3 5 が上記第 1 位置にあるときに当該回転ホイール 3 4 の回転に伴って上記照明光の光路が相対的に通過する軌跡に沿って、励起光透過フィルター、参照光透過フィルター、及び白色ガラス（白色光通過部）が、夫々、嵌め込まれている。なお、励起光透過フィルターは、紫色帯域～青色帯域（ $380\text{ nm} \sim 490\text{ nm}$ ）の光（即ち、励起光）のみを透過する特性を有しており、参照光フィルターは、赤色帯域の光（即ち、参照光）のみを透過する特性を有している。従って、蛍光観察モード時には、ドライバー回路 2 7 によって第 1 モーター 3 5 が回転され、それによって、回転ホイール 3 4 が一回転する周期の間に、励起光、参照光及び白色照明光が、順次ライトガイド 3 8 に入射する。なお、ドライバー回路 2 7 は、システムコントロール部 2 8 から受信したタイミング信号通りに第 1 モーター 3 5 を回転させているので、システムコントロール部 2 8 は、現時点においてどのフィルター又は白色ガラスが照明光の光路に挿入されているか（即ち、どのような光がライトガイド 3 8 に入射されているか）を、認識している。

40

【 0 0 5 4 】

50

前段信号処理回路 2 3 は、画像信号線 4 4 a , 4 4 b を通じて通常観察用撮像素子 2 1 a 及び蛍光観察用撮像素子 2 1 b から入力される各映像信号を受信して、その形式をアナログ信号からデジタル信号に変更するとともに、 γ 補正等の処理を施して出力する。なお、上述したように、前段信号処理回路 2 3 は、撮像素子 2 0 から入力された 1 フィールド分の映像信号から抽出した輝度値（平均輝度値又はピーク輝度値）を、ドライバー回路 2 7 に通知する。

【 0 0 5 5 】

メモリ 2 4 は、通常白色光画像領域、自家蛍光画像領域及び参照光画像領域を、含んでいる。この通常白色光画像領域は、個々の撮像素子 2 1（通常観察用撮像素子 2 1 a , 蛍光観察用撮像素子 2 1 b）上の全画素（赤、緑、青の各色のフィルターが夫々被せられた全受光面を構成する画素）分の映像信号が蓄積されるメモリ領域である。また、自家蛍光画像領域は、蛍光観察用撮像素子 2 1 b 上の緑色に相当する全画素（受光面全域に分布する緑色のフィルターが被せられた全画素）分の映像信号が蓄積されるメモリ領域である。また、参照光画像領域は、蛍光観察用撮像素子 2 1 b 上の赤色に相当する全画素（受光面全域に分布する赤色のフィルターが被せられた全画素）分の映像信号が蓄積されるメモリ領域である。メモリ 2 4 は、システムコントロール部 2 8 からの指示に従い、通常観察モードにおいては、通常観察用撮像素子 2 1 a からの映像信号（通常白色光映像信号）を通常白色光画像領域に格納する。また、メモリ 2 4 は、システムコントロール部 2 8 からの指示に従い、蛍光観察モードにおいては、ライトガイド 3 8 に白色照明光が入射されている間に蛍光観察用撮像素子 2 1 b から送られた映像信号（通常白色光映像信号）を通常白色光画像領域に格納し、ライトガイド 3 8 に励起光が入射されている間に蛍光観察用撮像素子 2 1 b から送られた映像信号（自家蛍光映像信号）を自家蛍光画像領域に格納し、ライトガイド 3 8 に参照光が入射されている間に蛍光観察用撮像素子 2 1 b から送られた映像信号（参照光映像信号）を参照光画像領域に格納する。

【 0 0 5 6 】

演算処理回路 2 5 は、システムコントロール部 2 8 からの指示に従い、通常観察モードにおいては、メモリ 2 4 の通常白色光画像領域から通常白色光映像信号を読み出し、そのまま、後段信号処理回路 2 6 へ入力する。また、演算処理回路 2 5 は、システムコントロール部 2 8 からの指示に従い、蛍光観察モード下においては、メモリ 2 4 の通常白色光画像領域、自家蛍光画像領域及び参照光画像領域から、夫々、通常白色光映像信号、自家蛍光映像信号及び参照光映像信号を、読み出す。そして、演算処理回路 2 5 は、各画素毎に自家蛍光映像信号の輝度値と参照光映像信号の輝度値とを比較し、前者に対する後者の比率が所定値を超える画素を、病変部位を示す画素として特定する。そして、自家蛍光映像信号における特定した画素の色を特定色（赤、緑及び青の各輝度値の所定の組合せ、例えば、青を示す組合せ）に変換することによって、映像信号（カラーの通常白色光画像上に特定色にて病変部位が重ねて示された自家蛍光画像を表示させるための蛍光観察映像信号）を合成して、後段信号処理回路 2 6 へ送出する。

【 0 0 5 7 】

後段信号処理回路 2 6 は、演算処理回路 2 5 から順次入力された映像信号を、モニター 1 5 が要求するビデオ信号形式に変換して、このモニター 1 5 へ向けて出力する。

〔電子内視鏡装置の作用〕

以上のように構成された本実施形態の蛍光観察内視鏡システムによると、術者は、画像切換信号入力部 1 6 を操作することによって、光源プロセッサ装置 1 2 のシステムコントロール部 2 8 に対して通常観察モード（第 1 モード）に切り替える旨の切換信号を入力させる。すると、システムコントロール部 2 8 からの指示に応じて、ランプ電源 2 9 がランプ 3 0 に駆動電力を供給して照明光を射出させるとともに、ドライバー回路 2 7 が第 2 モーター 3 7 を駆動して、回転ホイール 3 4 を照明光の光路から退避させる。すると、ライトガイド 3 8 には、白色照明光が常時入射されるようになる。またこの時、ドライバー回路 2 7 は、ソレノイド 4 3 を駆動して、回転反射鏡 1 9 の反射面 1 9 a が通常観察用第 2 レンズ群 2 0 a 側を向くように、回転反射鏡 1 9 を回転させる。その結果、第 1 レンズ群

１８の光軸は、回転反射鏡１９の反射面１９ａによって９０度折り曲げられて、通常観察用第２レンズ群２０ａの光軸と合致する。この状態のまま、術者は、電子内視鏡の体腔内挿入部１１ａを被検者の体腔内に挿入し、その先端面を被検体（体腔内壁）に対向させる。

【００５８】

すると、白色照明光の被検体表面での反射光は、第１レンズ群１８を透過して、回転反射鏡１９の反射鏡１９ａによって反射され、通常観察用第２レンズ群２０ａに入射する。この通常観察用第２レンズ群２０ａを透過した光束は、レーザー照射の使用の有無に応じ、レーザーカットフィルタ２２ａによって、レーザー照射による反射光成分をカットされ、通常観察用撮像素子２１ａ上に、被検体の像を結ぶ。この被検体の像は、通常観察用撮像素子２１ａによって撮像され、映像信号（通常白色光映像信号）に変換される。この通常白色光映像信号は、前段信号処理回路２３によって所定の処理を施され、メモリ２４の通常白色光画像領域に格納される。そして、この通常白色光映像信号は、通常白色光画像領域から読み出されて、演算処理回路２５を経て後段信号処理回路２６に入力され、ビデオ信号に変換された後に、モニター１５に入力される。その結果、モニター１５上には、電子内視鏡１１によって撮像された被検体の体腔内の通常観察画像が、カラー画像として表示される。

【００５９】

この通常観察画像を見た術者は、被検体に対して病変の疑いをもった時には、画像切換信号入力部１６を操作することによって、光源プロセッサ装置１２のシステムコントロール部２８に対して蛍光観察モード（第２モード）に切り替える旨の切換信号を入力させる。すると、システムコントロール部２８からの指示に応じて、ドライバー回路２７が第２モーター３７を駆動して、回転ホイール３４を照明光の光路内に挿入させるとともに、第１モーター３５を駆動して、回転ホイール３４を回転させる。すると、ライトガイド３８には、順次、励起光、参照光、白色照明光が入射される。さらにこの時、ドライバー回路２７は、ソレノイド１９４を駆動して、回転反射鏡１９の反射面１９ａが蛍光観察用第２レンズ群２０ｂ側を向くように、回転反射鏡１９を回転させる。その結果、第１レンズ群１８の光軸は、回転反射鏡１９の反射面１９ａによって９０度折り曲げられて、蛍光観察用第２レンズ群２０ｂの光軸と合致する。

【００６０】

ライトガイド３８及び配光レンズ１７を通じて励起光が照射された被検体の生体組織は、蛍光を発し、この蛍光は、被検体表面での励起光の反射光とともに、第１レンズ群１８に入射する。そして、蛍光及び被検体表面での励起光の反射光は回転反射鏡１９の反射面１９ａによって反射され、蛍光観察用第２レンズ群２０ｂに入射する。この蛍光観察用第２レンズ群２０ｂを透過した光束は、励起光カットフィルタ２２ｂによって励起光成分をカットされ、蛍光のみによる被検体の像を、蛍光観察用撮像素子２１ｂ上に結ぶ。この被検体の像は、蛍光観察用撮像素子２１ｂによって撮像され、映像信号（自家蛍光映像信号）に変換される。この自家蛍光映像信号は、前段信号処理回路２３によって所定の処理を施され、メモリ２４の自家蛍光画像領域に格納される。

【００６１】

続いて、参照光が被検体に照射されると、この参照光の反射光による被検体の像が、蛍光観察用撮像素子２１ｂ上に形成され、この蛍光観察用撮像素子２１ｂによって映像信号（参照光映像信号）に変換される。この参照光映像信号は、前段信号処理回路２３によって所定の処理を施され、メモリ２４の参照光画像領域に格納される。

【００６２】

続いて、白色照明光が被検体に照射されると、この白色照明光の反射光による被検体の像が、蛍光観察用撮像素子２１ｂ上に形成されて、この蛍光観察用撮像素子２１ｂによって映像信号（通常白色光映像信号）に変換される。この通常白色光映像信号は、前段信号処理回路２３によって所定の処理を施され、メモリ２４の通常白色光画像領域に格納される。

【 0 0 6 3 】

メモリ 2 4 に格納された各映像信号は、上述したようにして演算処理回路 2 5 によって読み出され、蛍光観察映像信号として合成される。そして、蛍光観察映像信号は、後段信号処理回路 2 6 に入力され、ビデオ信号に変換された後に、モニター 1 5 に入力される。

【 0 0 6 4 】

その結果、モニター 1 5 上には、電子内視鏡 1 1 によって撮像された被検体の通常観察画像上に病変部位が特定色にて示された自家蛍光画像が、表示される。

【 0 0 6 5 】

以上説明したように、本実施形態の蛍光観察内視鏡システムによると、第 1 レンズ群に入射した被写体光の光路上に、被写体光を反射させる方向を二通りに切替可能な回転反射鏡 1 9 を配置し、被写体光が一方の方向へ反射されたときの光路上に通常観察用撮像素子 2 1 a を配置するとともに、被写体光が他方の方向へ反射されたときの光路上に励起光カットフィルタ 2 2 b 及び蛍光観察用撮像素子 2 1 b を順番に配置した。その結果、蛍光観察時において、蛍光観察用撮像素子 2 1 b へ向かう被写体光から励起光成分を励起光カットフィルタ 2 2 b によってカットできる構成でありながら、通常観察時においては、被写体光を励起光カットフィルタ 2 2 b を通すことなく通常観察用撮像素子 2 1 a に入射させることができる。その結果、本実施形態の蛍光観察内視鏡システムは、蛍光観察時において、自家蛍光成分のみからなる映像信号に基づいた明確な蛍光観察画像をモニター 1 5 上に表示することができるとともに、通常観察時において、被検体表面での反射光と同じ分光特性の光から形成される自然なカラーバランスの通常観察画像を、モニター 1 5 上に表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 6 】

【図 1】本発明の実施の形態である蛍光観察内視鏡システムの外観図

【図 2】蛍光観察内視鏡システムの内部構造を示すシステム構成図

【図 3】励起光カットフィルタ及びレーザーカットフィルタの透過特性を示すグラフ

【図 4】回転反射鏡ホルダの断面図

【図 5】先端構成部内の光学構成を示す光学構成図

【図 6】従来の蛍光観察内視鏡システムの構成図

【符号の説明】

【 0 0 6 7 】

- 1 0 蛍光観察内視鏡システム
- 1 1 電子内視鏡
- 1 2 光源プロセッサ装置
- 1 5 モニター
- 1 6 画像切換信号入力部
- 1 8 第 1 レンズ群
- 1 9 回転反射鏡
- 2 0 a 通常観察用第 2 レンズ群
- 2 0 b 蛍光観察用第 2 レンズ群
- 2 1 a 通常観察用撮像素子
- 2 1 b 蛍光観察用撮像素子
- 2 2 b 励起光カットフィルタ
- 3 9 回転反射鏡ホルダ
- 4 2 ワイヤ
- 4 3 ソレノイド

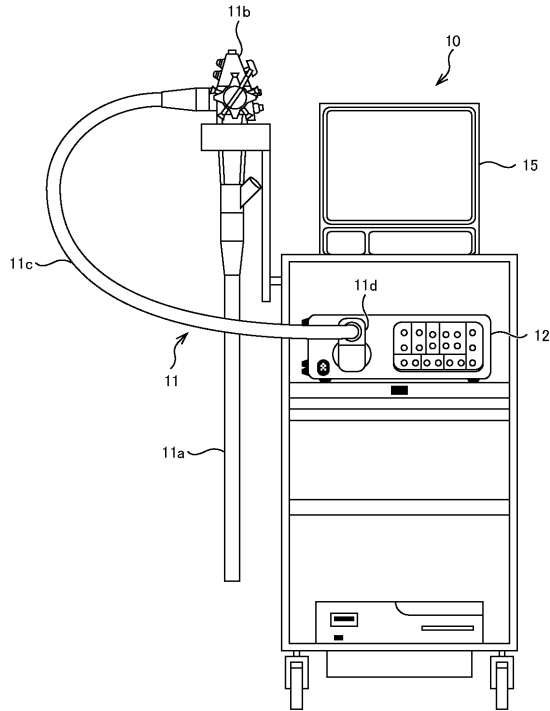
10

20

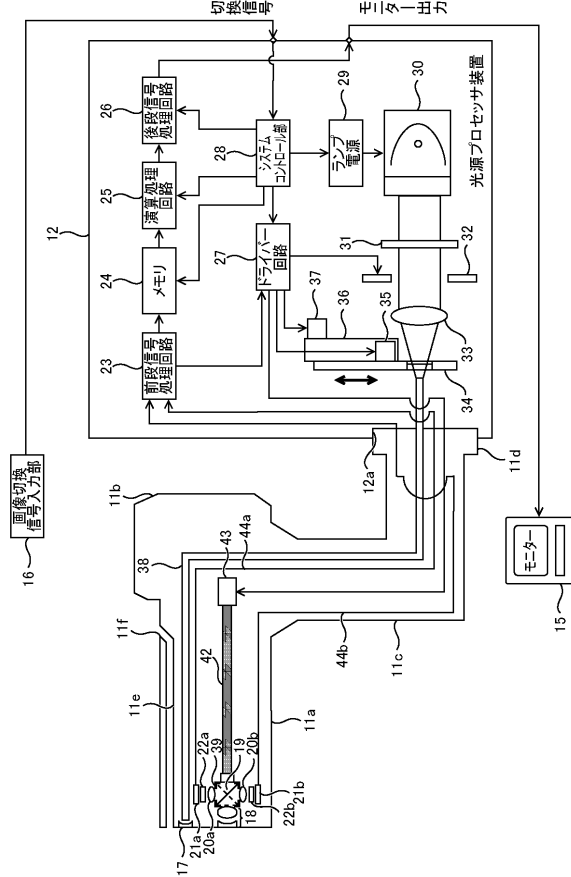
30

40

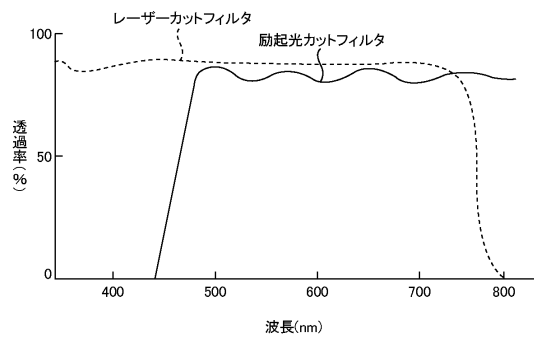
【図 1】



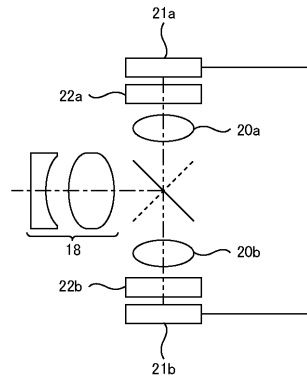
【図 2】



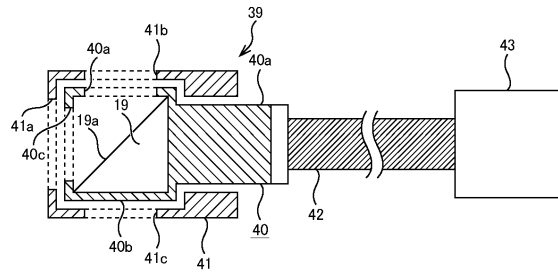
【図 3】



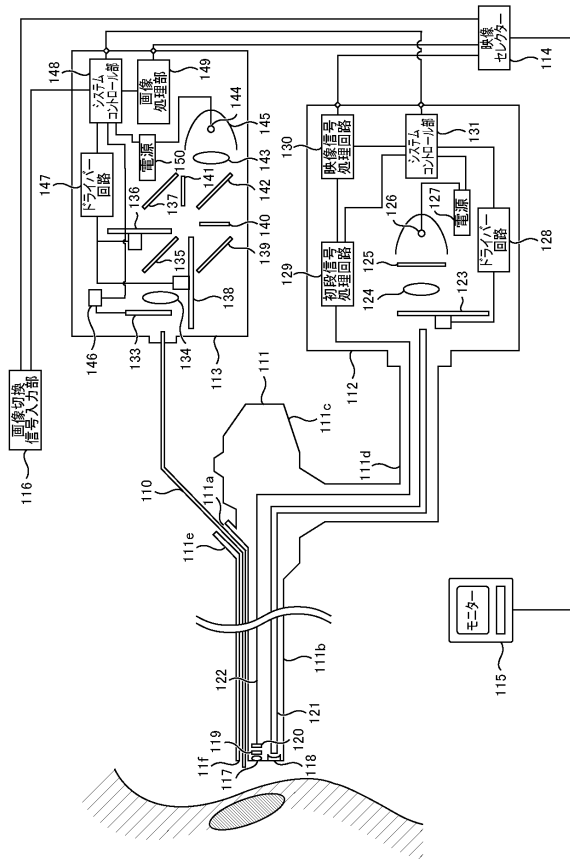
【図 5】



【図 4】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開平 1 1 - 1 1 3 8 3 9 (J P , A)
特開平 1 0 - 1 6 5 3 6 5 (J P , A)
特開平 0 9 - 1 1 7 4 1 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜和荧光观察内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4412954B2	公开(公告)日	2010-02-10
申请号	JP2003334732	申请日	2003-09-26
[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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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	A61B1/00 G01N21/64 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y G01N21/64.Z G02B23/24.B G02B23/26.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/CA05 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA04 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA02 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/KA02 2G043/LA03 2H040/CA12 2H040/CA25 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/MM10 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR15 4C061/RR18 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/MM10 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR15 4C161/RR18		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2005095467A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

期间都能够基于所述激发光成分被切割成，可以基于包括激发光成分的视频信号来获得在普通观察图像中的观察的荧光的视频信号以获得图像的荧光观察提供观看系统。在普通观察时从光导发射白光，并且在荧光观察时发射激发光。通过第一透镜组18传递被摄体的光被反射以由旋转反射器39成直角，这取决于旋转反射器39，第二透镜组20a和荧光观察普通观察，第二透镜组20b的方向至案发任一个。在正常的观察中，被检光入射在用于普通观察，第二透镜组20a中，形成在普通观察摄像装置21a的对象的图像。在荧光观察中，入射的被摄体光成用于荧光观察，第二透镜组20b中，在通过激励光截止滤光器22b中的激发光成分的方面被移除，它形成在荧光观察图像拾取装置21b上的对象的图像。点域1

【图2】

