

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4855586号
(P4855586)

(45) 発行日 平成24年1月18日(2012.1.18)

(24) 登録日 平成23年11月4日(2011.11.4)

(51) Int.Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 C
	G 0 2 B 23/26 D

請求項の数 3 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2001-146755 (P2001-146755)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成13年5月16日(2001.5.16)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2002-336196 (P2002-336196A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成14年11月26日(2002.11.26)	(74) 代理人	100076233
審査請求日	平成20年3月18日(2008.3.18)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	金子 守
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	井辺 大
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
		(72) 発明者	森實 祐一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

白色光に相当する通常光の照明のもとで体腔内の観察対象部位からの反射光を撮像する通常画像モードと、励起光を照射した場合における励起光カットフィルタを通して前記観察対象部位からの蛍光を撮像する蛍光画像モードとの切り替えを行うことにより、該切り替えに対応した通常画像又は蛍光画像を表示可能な内視鏡装置において、

前記蛍光画像モードと前記通常画像モードの切り替えに応じ、前記励起光及び該励起光の波長と異なる可視帯域内に設定された光を順次に、又は前記通常光を形成する赤、緑、青の光を順次に発生する光源装置と、

前記体腔内の前記観察対象部位からの前記反射光及び前記蛍光を撮像するための1つの撮像素子と、前記蛍光画像モードに切り替えた場合の前記励起光を遮光するための前記励起光カットフィルタとを内蔵した内視鏡と、

を備え、

前記励起光は青の波長帯域中の一部の波長帯域のみを含み、前記励起光カットフィルタは前記励起光を遮光するとともに、前記青の波長帯域の一部の波長帯域以外の前記可視帯域の光を透過する特性を有し、

前記蛍光画像モードにおける前記励起光の照射に同期して、前記撮像素子の増幅率の増加、前記光源装置の光源を形成するランプの発光電流の増加、及び前記撮像素子で撮像する場合の電子シャッタによる露光時間の増加の少なくとも一つの増加を行うと共に、

前記通常画像モードにおける前記青の光の照射に同期して、前記撮像素子の増幅率の増

10

20

加、前記ランプの発光電流の増加、及び前記電子シャッタによる露光時間の増加の少なくとも一つの増加を行うことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記通常画像モード及び前記蛍光画像モードとの2つの画像モードにおける一方の画像モードから他方の画像モードに切り替えた場合、当該切り替えの直前の前記撮像素子の増幅率の増加、前記ランプの発光電流の増加、及び前記電子シャッタによる露光時間の増加の少なくとも一つの増加を行った設定値を記録し、再度の画像モードの切り替え時には前記設定値に戻すことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

さらに、前記撮像素子の出力信号に対する信号処理を行う信号処理手段を有し、

前記光源装置は、前記蛍光画像モードにおいて、前記励起光、前記可視帯域内に設定された光としての酸化ヘモグロビンの吸光度が低い部分に対応する赤の波長帯域内に狭帯域に設定された第 1 の光、及び前記酸化ヘモグロビンの吸光度が高い部分に対応する緑の波長帯域内に狭帯域に設定された第 2 の光を順次に発生し、

前記信号処理手段は、前記蛍光画像モードにおいて、前記励起光による前記蛍光画像、前記第 1 の光の反射光による第 1 の画像、及び前記第 2 の光の反射光による第 2 の画像、をカラー表示手段においてそれぞれ青色、赤色、緑色で表示するための信号処理を行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は白色光による通常観察と蛍光画像とを観察可能とする内視鏡装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。また、医療用分野においては、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、蛍光画像を得る内視鏡装置も実現されている。蛍光画像を得る内視鏡装置の従来例として以下のものが開示されている。

【0003】

(a) US 特許 5,827,190

この特許には、蛍光画像と非蛍光画像を画像化する装置が開示されている。励起光 (400 - 450 nm) と照明光 (700 nm を含む) を経内視鏡的に順次照射し、生体組織から発生した蛍光・反射光を撮像素子で受光する。病変と正常が区別できるようにそれらの信号をモニタ表示する。

また、前記励起光を非励起光 (照明光) より照射時間を長くする。また内視鏡先端に CCD を内蔵し、蛍光を撮像する際 (励起光照射時)、CCD の画素を統合することで、明るさ (S/N) を向上することが開示されている。

【0004】

b) 特開平 10 - 151104

この公報には、通常画像と蛍光 (赤外) 画像を順次表示する装置が開示されている。通常画像用の回転フィルタと蛍光画像用の回転フィルタが同心円状に配置され、モードによって、回転フィルタが移動する (この公報の図 12 - 図 17)。

また、内視鏡先端に赤外光が透過する光学絞りを配置し、蛍光モード時、多くの赤外光が透過するので明るさを向上できる。尚、可視光においては、光学絞りにより開口 (この公報の図 6 参照) が制限されるので、分解能が高くなる。

【0005】

(c) 特開平 10 - 201707

この公報には、通常画像と蛍光画像を順次表示する装置が開示されている。光源に配置された赤 + 赤外、G、B の回転フィルタに対し、モード (通常画像と蛍光画像) の切り替えにより可視光を透過するフィルタと赤外光を透過するフィルタを選択することが開示され

10

20

30

40

50

ている（この公報の図9 - 図11）。

【0006】

（d）特開平8 - 140928

この公報には、通常画像と蛍光画像を同時に表示する装置が開示されている。内視鏡先端に通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する撮像素子が配置されている。そして、光源よりRGBの光が順次照射され、Bの光が照射されたとき蛍光を撮像することが開示されている。

【0007】

（e）特開平8 - 140929

この公報には、通常画像と蛍光画像を切り替え可能に表示する装置が開示されている。内視鏡先端に通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する撮像素子が配置されている。そして、蛍光モード時、蛍光画像をB信号として、B信号のみをモニタに表示する。

10

【0008】

（f）特開平9 - 66023

この公報には、通常画像と蛍光画像を合成して同時に表示する装置が開示されている。内視鏡先端に通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する撮像素子が配置されている。そして、光源よりR, G, B, 励起光（または白色光, 励起光）が順次照射され、励起光が照射されたとき蛍光を撮像する。

【0009】

（g）特開平9 - 70384

この公報には、通常画像と蛍光画像を合成して同時に表示する装置が開示されている。内視鏡先端に通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する超高感度撮像素子が配置されている。そして、光源よりR, G, Bが順次照射され、青色光が照射されたとき蛍光を撮像する。

20

【0010】

（h）特開平10 - 225427

この公報には、蛍光画像を撮像できる電子内視鏡装置が開示されている。蛍光画像が暗い場合、光学絞りを開くと共に、読み出し画素サイズを大きくする。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

特開平8 - 140928、特開平8 - 140929、特開平9 - 66023、特開平9 - 70384では、蛍光画像と通常画像の両方を観察するために、通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する撮像素子の2つが内視鏡先端部に配置されている。このため、挿入部が太くなる欠点や、2つの撮像素子が必要になることからコストが高くなる欠点がある。

30

【0012】

また、特開平8 - 140928、特開平8 - 140929、特開平9 - 66023、特開平9 - 70384では、蛍光画像と通常画像の両方を観察するため、通常画像を撮像する撮像素子と蛍光画像を撮像する撮像素子の2つが内視鏡先端部に配置されていると共に、1つの決まった波長の励起光しか照射できない。そして、波長を変える場合には、回転フィルタを交換する必要があるため、波長を変更して内視鏡検査を行う場合に、回転フィルタを交換する面倒な作業が必要になる欠点や、内視鏡検査に時間がかかる欠点がある。

40

【0013】

（発明の目的）

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、1つの撮像素子で蛍光画像と通常画像の両方を撮像可能とし、挿入部を細くできると共に、コストも低減化できる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【0015】

【課題を解決するための手段】

本発明の内視鏡装置は、白色光に相当する通常光の照明のもとで体腔内の観察対象部

50

位からの反射光を撮像する通常画像モードと、励起光を照射した場合における励起光カットフィルタを通して前記観察対象部位からの蛍光を撮像する蛍光画像モードとの切り替えを行うことにより、該切り替えに対応した通常画像又は蛍光画像を表示可能な内視鏡装置において、

前記蛍光画像モードと前記通常画像モードの切り替えに応じ、前記励起光及び該励起光の波長と異なる可視帯域内に設定された光を順次に、又は前記通常光を形成する赤、緑、青の光を順次に発生する光源装置と、

前記体腔内の前記観察対象部位からの前記反射光及び前記蛍光を撮像するための1つの撮像素子と、前記蛍光画像モードに切り替えた場合の前記励起光を遮光するための前記励起光カットフィルタとを内蔵した内視鏡と、

10

を備え、

前記励起光は青の波長帯域中の一部の波長帯域のみを含み、前記励起光カットフィルタは前記励起光を遮光するとともに、前記青の波長帯域の一部の波長帯域以外の前記可視帯域の光を透過する特性を有し、

前記蛍光画像モードにおける前記励起光の照射に同期して、前記撮像素子の増幅率の増加、前記光源装置の光源を形成するランプの発光電流の増加、及び前記撮像素子で撮像する場合の電子シャッタによる露光時間の増加の少なくとも一つの増加を行うと共に、

前記通常画像モードにおける前記青の光の照射に同期して、前記撮像素子の増幅率の増加、前記ランプの発光電流の増加、及び前記電子シャッタによる露光時間の増加の少なくとも一つの増加を行うことを特徴とする。

20

【0017】

【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

(第1の実施の形態)

図1ないし図13は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は第1の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図2は通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示し、図3は通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示し、図4は通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とのCCDで受光した光強度の波長に対する特性を示し、図5は蛍光観察モードで通常組織と癌組織とを観察した場合の蛍光強度及び吸光度の特性を示し、図6は通常観察モードと蛍光観察モードでの動作説明図を示し、図7は第1変形例の場合における蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示し、図8は通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とのCCDで受光した光強度の波長に対する特性を示し、図9は通常観察モードと蛍光観察モードとの切替時における光源絞りの開閉制御の動作のタイミング図を示し、図10は第2変形例の内視鏡装置の全体構成を示し、図11は図10の第1の切替フィルタと、第2の切替フィルタの構成を示し、図12は第2の切替フィルタに設けた第1フィルタ及び第2フィルタの波長に対する透過特性を示し、図13は通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とのCCDで受光した光強度の波長に対する特性を示す。

30

40

【0018】

図1に示す本発明の第1の実施の形態の通常観察モードと蛍光観察モードとを備えた内視鏡装置1Aは、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡2Aと、通常観察用の光及び励起用光を発する光源装置3Aと、通常観察画像と蛍光画像を構築する信号処理を行うプロセッサ4Aと、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ5とにより構成される。

【0019】

電子内視鏡2Aは体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7の先端部8に照明手段と撮像手段を内蔵している。

挿入部7内には通常観察のための照明光及び励起光を伝送するライトガイドファイバ9が

50

挿通され、このライトガイドファイバ9の手元側の入射端に設けた光源用コネクタ10は光源装置3Aに着脱自在に接続される。

【0020】

光源装置3Aは、ランプ駆動回路11により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ12と、このランプ12による照明光路上に設けられ、ランプ12からの光量を制限する光源絞り13と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部14と、この切替フィルタ部14を通った光を集光するコンデンサレンズ15とを備えている。

【0021】

この切替フィルタ部14は回転用モータ16により回転されると共に、移動用モータ20により光路上に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ17と、回転用モータ16に取り付けたラック18に螺合するピニオン19を回転駆動することにより、回転用モータ16と共に切替フィルタ17を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ20とを備えている。

10

【0022】

切替フィルタ17には図2に示すように内周側と外周側とに同心状に通常観察用のRGBフィルタ21と蛍光観察用フィルタ22とが設けてあり、前記移動用モータ20を駆動することにより光路上に通常照明用フィルタ21を設定して通常画像モード(通常モードともいう)での動作状態に設定したり、通常照明用フィルタ21から蛍光照明用フィルタ22に切り換えて蛍光画像モード(蛍光モードともいう)に設定した動作状態に切り替えが

20

【0023】

上記RGBフィルタ21は、周方向にR(赤)、G(緑)、B(青)の各波長帯域の光をそれぞれ透過するR、G、Bフィルタ21a、21b、21cが3等分するように設けてあり、回転用モータ16で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次、略連続的に介挿される。

【0024】

また、R、G、Bフィルタ21a、21b、21cの透過特性は図3(A)に示すように、600-700nm、500-600nm、600-700nmの各波長帯の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。図3等では符号21a、21b、21cの代わりに、そのフィルタ透過特性に対応する符号R、G、Bを用いて示している(後述する蛍光観察用フィルタ22においても、同様である)。

30

【0025】

また、蛍光観察用フィルタ22は、周方向に狭帯域の赤(R1)、狭帯域の緑(G1)、狭帯域の励起光をそれぞれ透過するR1、G1、E1フィルタ22a、22b、22cが3等分するように設けてあり、回転用モータ16で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

また、R1、G1、E1フィルタ22a、22b、22cの透過特性は図3(B)に示すように640-660nm、540-560nm、400-440nmを各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

40

【0026】

光源装置3Aからの照明光はライトガイドファイバ9により、電子内視鏡2Aの挿入部7の先端側に伝送(導光)される。このライトガイドファイバ9は蛍光観察のための光と通常観察のための光を少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ9としては、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で構成される。

【0027】

ライトガイドファイバ9の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓に取り付けた照明レンズ24を経て、拡開して体腔内の観察対象部位側に照射される。

【0028】

先端部8にはこの照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には光学像を結ぶた

50

めの対物レンズ系 25 と、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に入射光量を制限する絞り 26 と、励起光をカットする励起光カットフィルタ 27 と、蛍光および反射光の各画像を撮像する撮像素子として例えばモノクロ撮像（或いは白黒撮像）を行う電荷結合素子（CCD と略記）28 とが配置されている。

蛍光および反射画像を撮像する撮像素子としては、CCD 28 の代わりに CMD (Charge Modulation Device) 撮像素子、C-MOS 撮像素子、AMI (Amplified MOS Imager)、BCCD (Back Illuminated CCD) でも良い。

【0029】

励起光カットフィルタ 27 は蛍光観察時に、蛍光を発生させるために励起される励起光を遮光するフィルタである。この励起光カットフィルタ 27 の特性を図 3 (C) に示す。この図 3 (C) に示すように 460 - 700 nm の波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長 (400 - 460 nm) を除いた可視光を透過する特性を有する。

10

【0030】

なお、この電子内視鏡 2A には蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、リリースの指示操作を行うためのスコープスイッチ 29 が設けてあり、その操作信号は制御回路 37 に入力され、制御回路 37 はその操作信号に対応した制御動作を行う。

【0031】

例えばスコープスイッチ 29 におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチを操作すると、光源装置 3A はライトガイドファイバ 9 に通常モードの照明光、つまり R、G、B の光を順次供給する状態となり、またプロセッサ 4A も通常モードに対応した信号処理を行う状態になる。

20

【0032】

また、モード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作すると、光源装置 3A はライトガイドファイバ 9 に蛍光モードの照明光、つまり R1、G1、E1 の光を順次供給する状態となり、またプロセッサ 4A も蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0033】

CCD 28 はプロセッサ 4A 内に設けた CCD 駆動回路 31 からの CCD 駆動信号により駆動され、CCD 28 に結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【0034】

この画像信号はプロセッサ 4A 内に設けたプリアンプ 32 で増幅され、さらにオートゲインコントロール (AGC) 回路 33 で所定レベルまで増幅された後、A/D 変換回路 34 によりアナログ信号からデジタル信号 (画像データ) に変換され、各画像データは切換を行うマルチプレクサ 35 を経て、第 1 フレームメモリ 36a、第 2 フレームメモリ 36b 及び第 3 フレームメモリ 36c に一時格納 (記憶) される。

30

なお、CCD 駆動回路 31 は制御回路 37 により制御される。具体的には、後述するように通常モードにおいては、B フィルタ 21c で照明を行った場合、CCD 28 で受光される光量が他の R、G フィルタ 21a、21b で照明を行った場合よりも低下するので、電子シャッタ機能を動作させる。

【0035】

また、蛍光モードにおいても、E1 フィルタ 22c により励起光を照射して蛍光画像を得る期間における CCD 28 で受光される光量が R1、G1 フィルタ 22a、22b で照明を行った場合の反射光の場合よりもはるかに低下するので、電子シャッタ機能を動作させる。

40

【0036】

また、制御回路 37 は選択されたモードに応じて移動用モータ 20 を制御する。また、回転用モータ 16 は制御回路 37 により制御されると共に、この回転用モータ 16 の回転軸等に取り付けた図示しないエンコーダの出力は制御回路 37 に入力され、制御回路 37 はこのエンコーダの出力に同期して CCD 駆動回路 31 やマルチプレクサ 35 の切換等を制御する。

50

【 0 0 3 7 】

また、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 5 の切換を制御し、通常モードでは R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c の照明のもとで撮像した各画像データをそれぞれ第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b、第 3 フレームメモリ 3 6 c に順次記憶させるように制御する。

【 0 0 3 8 】

また、蛍光モードにおいても、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 5 の切換を制御し、R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c の照明のもとで撮像した各信号をそれぞれ第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b、第 3 フレームメモリ 3 6 c に順次記憶させるように制御する。

10

上記フレームメモリ 3 6 a ~ 3 6 c に格納された画像データは画像処理回路 3 8 に入力され、輪郭強調などが施された後、D/A 変換回路 3 9 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力される。

【 0 0 3 9 】

また、このプロセッサ 4 A にはプリアンプ 3 2 を通した信号に基づいて光源装置 3 A 内の光源絞リ 1 3 の開口量を自動的に制御する調光回路 4 0 が設けてある。また、この調光回路 4 0 は制御回路 3 7 により、制御される。

また、この制御回路 3 7 は、ランプ駆動回路 1 1 のランプ 1 2 を発光駆動するランプ電流を制御する。

また、この制御回路 3 7 はスコープスイッチ 2 9 の操作に応じた制御動作を行う。

20

【 0 0 4 0 】

このような構成の内視鏡装置 1 A では、光源装置 3 A の切替フィルタ 1 7 の R G B フィルタ 2 1、蛍光観察用フィルタ 2 2 及び、電子内視鏡 2 A の撮像光路中に設けた励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性を図 3 (A) ~ 図 3 (C) に示すように設定したことが特徴の 1 つになっている。

【 0 0 4 1 】

この特徴を図 4 等を参照して以下に説明する。図 4 (A) は通常モードにより、白い紙等の白い被写体を撮像した場合における C C D 2 8 の受光面 (撮像面) での光強度を示す。

【 0 0 4 2 】

この場合には、図 3 (A) に示す特性の R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c により R、G、B 光の照明が行われ、一方 C C D 2 8 の前に配置された励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性は図 3 (C) に示すように G、R の光は全て透過するが、B の光に対してはその長波長側の一部を透過する特性であるため、図 4 (A) で 2 点鎖線で示す B の短波長側がカットされたものとなる。つまり、B の光に対しては実線で示すようにその長波長側の一部のみが C C D 2 8 で受光されることになる。

30

【 0 0 4 3 】

従って、B フィルタ 2 1 c による B 光での照明期間では、C C D 2 8 で受光される光量が他の R、G フィルタ 2 1 a、2 1 b による R 光、G 光での照明期間の場合よりも低下することになる。

【 0 0 4 4 】

このため (これを解消するため)、後述するように、通常観察モードにおいては B フィルタ 2 1 c による照明期間における撮像の場合には、R、G フィルタ 2 1 a、2 1 b による照明期間における撮像の場合に比べて、その照明光量を増大したり、信号処理系側で増幅率を増大させてホワイトバランスのとれた通常画像が得られるようにしている。

40

【 0 0 4 5 】

また、図 4 (B) は蛍光モードで例えば皮膚を観察した場合における C C D 2 8 の受光面 (撮像面) での光強度を示す。

この場合には、図 3 (B) に示す R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c により照明されるが、R 1、G 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b による反射光は励起光カットフィルタ 2 7 の透過帯域内であるので、皮膚の反射特性に応じて C C D 2 8 で受光されるが、図

50

4 (B) の 2 点鎖線 で示すように E 1 フィルタ 2 2 c の励起光による反射光は励起光カットフィルタ 2 7 の透過帯域の外になるのでカットされる。また、その励起光による蛍光は励起光カットフィルタ 2 7 の透過帯域内のものが C C D 2 8 で受光される。なお、この蛍光の光量は R 1、G 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b による照明の場合の反射光量に比較してかなり小さいので、図 4 (B) では例えば 1 0 倍 (× 1 0 の表記) して表示している。

【 0 0 4 6 】

また、図 5 (A) は正常組織の場合と癌組織の場合における蛍光モードにより得られる蛍光強度の特性を示す。本実施の形態では、図 5 (A) に示すように 5 0 0 n m 付近での蛍光強度から観察対象部位の診断ができるようにしている。また、図 5 (B) は蛍光モードにおける画像生成に利用される R 1、G 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b の波長帯と酸化ヘモグロビンの吸光度 (対数目盛) の特性例を示す。

10

【 0 0 4 7 】

本実施の形態では、R 1 フィルタ 2 2 a の帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が低い部分に設定し、かつ G 1 フィルタ 2 2 b の帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が高い部分に設定している。

【 0 0 4 8 】

従って、モニタ 5 で例えばカラー表示した場合、R で表示した部分に対して G で表示した部分の強度により血流部分の様子を診断し易い。具体的には、炎症を起こした組織 (正常と分類) の場合には、酸化ヘモグロビンの量が増大するため、G 1 の帯域での反射光強度が低下し、その反射光強度から診断を行い易くなる。

20

なお、蛍光モードで照射される励起光 E 1 の青色領域の光は、半値幅が 2 0 n m ~ 5 0 n m の間にある。

【 0 0 4 9 】

また、E 1 フィルタ 2 2 c の青色のカットオフ波長の値は、半値幅で 4 3 0 n m ~ 4 5 0 n m の間にある。また、励起光カットフィルタ 2 7 のカットオフ波長の値は、半値幅で 4 5 0 n m ~ 4 7 0 n m の間にある。E 1 フィルタ 2 2 c により遮光された青色領域 (の長波長領域) と、励起光カットフィルタ 2 7 で遮光させた青色領域 (の短波長領域) の光の透過率は O D 4 (1 / 1 0 0 0 0) 以下に設定されている。

以上の設定にすることで、通常モードでの良好なホワイトバランス、蛍光モードでの明るい蛍光画像、蛍光観察に影響しない漏れ光状態を実現できるようにしている。

30

【 0 0 5 0 】

このような構成による本実施の形態の作用を以下に説明する。

図 1 に示すように電子内視鏡 2 A の光源用コネクタ 1 0 を光源装置 3 A に接続し、また電子内視鏡 2 A の図示しない信号用コネクタをプロセッサ 4 A に接続する。そして、図 1 に示すような接続状態に設定して、各装置の電源を投入し、動作状態に設定する。すると、制御回路 3 7 は初期設定の動作を行い、この初期設定の状態では例えば通常モードで動作するように設定する制御を行う。

【 0 0 5 1 】

この通常モードでは、制御回路 3 7 は光源装置 3 A の移動用モータ 2 0 を制御して、切替フィルタ 1 7 をその内周側の R G B フィルタ 2 1 が照明光路中に位置するように設定する。

40

【 0 0 5 2 】

そして、回転モータ 1 6 を回転させる。ランプ 1 2 の白色光は切替フィルタ 1 7 の R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c が順次照明光路中に配置されるようになり、観察対象側へ R、G、B の照明光が出射される。

【 0 0 5 3 】

この動作のタイミングを図 6 に示す。図 6 (A) のモードは通常モードとなり、この通常モードでは切替フィルタによる (観察対象側への) 照明光は上記のように R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c が順次照明光路中に配置される。これを図 6 (B) のフィルタとして、R、G、B、R、...、で示している。

50

【0054】

R、G、Bの光で照明され、CCD28で撮像された信号は、増幅、A/D変換された後、マルチプレクサ35が制御回路37で順次切り換えられることにより、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次格納される。

【0055】

これらフレームメモリ36a~36cに格納されたR、G、Bの色成分の画像データは所定のフレーム期間(例えば33ms、つまり1/30秒)で同時に読み出され、画像処理回路38で輪郭強調等がされ、D/A変換回路39を経てアナログの標準的な映像信号、ここではRGB信号にされてモニタ5に出力され、モニタ5の表示面には(白色光を照射した場合に、直接被写体を観察した場合のカラー色調を反映した)通常観察画像がカラー表示される。

10

【0056】

上述したように、Bフィルタ21cを通して照明を行った場合における被写体側での反射光量は励起光カットフィルタ27によりその短波長側がカットされてCCD28で受光されるため、そのBの色成分画像の受光量が他のR、Gの色成分画像の受光量より少なくなり、そのままではホワイトバランスが崩れることになる。

【0057】

これを防止するために、制御回路37はCCD駆動回路31を介して図6(C)に示すようにBフィルタ21cでの照明期間で撮像した場合のCCD28の増幅率を例えば2倍に増大させる。

20

【0058】

また、制御回路37はランプ駆動回路11を制御し、図6(D)に示すように、Bフィルタ21cでの照明期間におけるランプ12を駆動するランプ電流を、例えば通常のランプ電流の値15Aから例えば18Aに増大させて、Bの照明光量を増大させる。

【0059】

また、制御回路37はCCD駆動回路31を制御し、図6(E)に示すようにCCD28の電子シャッタの機能を動作させる。つまり、R、Gの照明期間においては、その照明期間の一部の期間でのみ撮像を行うようにして、短い撮像期間となるようにCCD28を駆動し、これに対してBの照明期間においては、その照明期間の全部を撮像に用いるようにして、長い撮像期間となるようにする。なお、図6(E)で、開は電子シャッタでの撮像期間、閉は撮像を行わない期間(その期間で光電変換した信号は掃き捨てる)を示す。

30

【0060】

より具体的には、R、Gの照明期間においては、その照明期間の一部の期間でのみ撮像を行うようにして、その短い撮像期間以外では光電変換した信号を掃き出す(掃き捨てて、フレームメモリ36a及び36bには一部の期間でのみ撮像した画像データを記憶する)。

【0061】

このようにして、モニタ5にはホワイトバランスがとれた通常画像を表示する。なお、電子シャッタによる撮像期間の設定は予め白い被写体を撮像した場合に、モニタ5でその被写体が白く表示されるように、制御回路37内の図示しないメモリ等に、具体的な撮像期間の値が格納されている(或いは、電源投入の後の初期設定の際に、白い被写体を撮像して、電子シャッタによる撮像期間を具体的に設定するようにしても良い)。この時、電子シャッタの撮像期間ではなく、CCD増幅率の値、ランプ電流の値を記憶して、これらを単独或いは組み合わせても良い。

40

【0062】

このようにして通常モードで被写体を観察でき、例えば注目する患部部位等の被写体に対して蛍光観察を行いたい場合には、スコープスイッチ29のモード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。

【0063】

すると、この操作信号を受けて、制御回路37は光源装置3Aは移動用モータ20を駆動

50

して、切替フィルタ17を移動させ、蛍光観察用フィルタ22が照明光路上に配置される状態に設定し、蛍光モードに切り換える。

【0064】

図6(A)に示すように蛍光モードに設定されると、電子内視鏡2Aのライトガイドファイバ9には蛍光モードの照明光、つまり図6(B)に示すR1、G1、E1の光が順次供給される状態となる。

【0065】

そして、被写体にはR1、G1、E1の光が順次照射される。R1、G1の照明の場合には、通常モードでのR、Gの光が順次照射された場合と同様の動作となる。つまり、この場合にはR1、G1の被写体での反射光をCCD28で受光する。この場合、励起光カットフィルタ27による影響を受けないで、CCD28は撮像することになる。

10

【0066】

これに対し、励起光E1を照射した場合には、その励起光E1の反射光は励起光カットフィルタ27で殆ど完全に遮光され、かつこの励起光カットフィルタ27の透過帯域内の被写体側からの蛍光を受光する。

【0067】

この蛍光の強度は、R1、G1の被写体での反射光の強度に比べてはるかに小さいので、上述した通常モードでのR、Gの照明、Bの照明及びそれらの場合の信号処理と類似した動作を行うようにして、(R1、G1の被写体での反射光の画像と対比し易い)明るい蛍光画像が表示されるようにする。

20

【0068】

具体的には、R1、G1の被写体での反射光を撮像する場合には、図6(E)に示すように電子シャッタにより、照明期間の一部の期間でのみCCD28で撮像した画像データを第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bに格納するようにする。

【0069】

これに対し、E1の励起光を照射した場合で、その蛍光画像を撮像する場合には、図6(C)に示すようにCCD28の増幅率を例えば10倍から100倍程度に増大し、かつ図6(D)に示すようにランプ電流も例えば21Aに増大し、励起光の照明光量も増大させる。そして、この場合に撮像した蛍光画像データを第3フレームメモリ36cに格納する。

30

【0070】

そして、1フレーム周期で第1フレームメモリ36a~第3フレームメモリ36cの画像データを同時に読み出し、モニタ5で例えば擬似的にカラー表示する。このようにして、蛍光モードにおいても、明るいS/Nの良好な蛍光画像が得られるようにする。

【0071】

蛍光モードにより得られる蛍光画像により、図5等を参照して説明したように正常組織と癌組織とを診断し易い画像や、炎症部分があるか否かを診断し易い画像を得ることができる。

【0072】

より具体的には、400nm-440nmの励起光E1を照射した際の正常組織と癌組織の蛍光スペクトルでは、正常組織に対し、癌組織では蛍光強度が減衰する。従って、400nm-440nmの励起光E1を照射し、その際発生する蛍光スペクトル強度を検出することで正常組織と癌組織の診断が可能となる。

40

【0073】

また、炎症を起こした組織(正常に分類)では、ヘモグロビンの量が増えるため、蛍光スペクトル強度が減衰する。

そして、G1とR1はヘモグロビンの吸光度に差のある波長帯が選定されている。つまり、G1、R1の情報を比較することでヘモグロビンの量を検出でき、前記蛍光波長と反射波長を組み合わせることで炎症組織による蛍光の減衰を補正できる。

50

【 0 0 7 4 】

本実施の形態は以下の効果を有する。

電子内視鏡 2 A の撮像素子の前に配置した励起光カットフィルタ 2 7 は、青色の波長帯域の一部を含む励起光をカットすると共に、前記励起光カットフィルタ 2 7 は、通常観察を行うための可視領域の青色光の一部以外の光を透過する（青色光の一部と、緑、赤の波長帯の全域を透過する）ようにしているので、1つの撮像素子を挿入部 7 の先端部 8 に配置することにより、通常画像の撮像と蛍光画像の撮像及び信号処理により通常画像と蛍光画像の表示ができる。

【 0 0 7 5 】

従って、（複数の撮像素子を内蔵した場合に比較して）電子内視鏡 2 A の挿入部 7 を細径にでき、挿入使用できる適用範囲を広げることができると共に、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できる。また、術者も体腔内に挿入する作業が容易となる。また、1つの撮像素子で済むので低コスト化が可能となる。

10

【 0 0 7 6 】

また、励起光として可視光の波長帯域（領域）内の青色を採用しているため、光源装置 3 A のランプ 1 2 として、通常照明（白色照明）に使用できるハロゲンランプ、キセノンランプ等を使用できる。また、紫外線等を励起光とした場合に比較して、ライトガイドファイバ 9 による伝送ロスを小さくできたり、通常照明用のものをそのまま使用できる等のメリットがある。

【 0 0 7 7 】

また、生体に励起光を照射する場合、紫外光では生体の表面付近の組織しか励起光を照射できないが、青色光の場合にはより深部側の組織に励起光を照射することができる利点もある。

20

【 0 0 7 8 】

次に第 1 の実施の形態の第 1 変形例を説明する。

この第 1 変形例の内視鏡装置は図 1 の内視鏡装置 1 A において、切替フィルタ 1 7 の蛍光観察用フィルタ 2 2 のフィルタ特性と、励起光カットフィルタ 2 7 の特性を変更した構成である。

【 0 0 7 9 】

この第 1 変形例では切替フィルタ 1 7 の蛍光観察用フィルタ 2 2 としては、図 2 の E 1 フィルタ 2 2 c の代わりに図 7 (A) に示すように E 2 の特性の励起用フィルタを採用している。

30

【 0 0 8 0 】

つまり、図 7 (A) に示す R 1 及び G 1 は図 3 (B) で説明したようにそれぞれ 6 4 0 - 6 6 0 nm、5 4 0 - 5 6 0 nm を透過する。これに対し、蛍光励起用の E 2 フィルタは図 7 (A) に示すように 4 4 0 - 4 9 0 nm、つまり青色帯域の一部、具体的には青色帯域の長波長側を透過するように設定されている。

また、励起光カットフィルタ 2 7 は図 7 (B) に示す透過特性のものが採用されている。

【 0 0 8 1 】

つまり、青色帯域の一部、具体的には 3 9 0 - 4 3 0 nm の波長を透過するものと、5 0 0 - 7 2 0 nm 程度で、緑と赤とを透過する特性に設定されている。そして、この励起光カットフィルタ 2 7 は E 2 の波長帯域を殆ど完全にカットするように設定されている。つまり、図 7 (A) の 4 4 0 - 4 9 0 nm の波長帯域は遮光するように設定されている。蛍光モードで照射される励起光の青色領域の光は半値幅で 2 0 nm ~ 5 0 nm の間にある。

40

【 0 0 8 2 】

また、E 2 の青色のカットオフ波長は、半値幅で 4 4 0 nm ~ 4 5 0 nm の間にある。励起光カットフィルタ 2 7 のカットオフ波長は、半値幅で 4 2 0 nm ~ 4 4 0 nm の間にある。また、E 2 により遮光された青色領域と、励起光カットフィルタ 2 7 で遮光させた青色領域の光の透過率は OD 4 以下に設定されている。

50

以上の設定にすることで、十分な励起光と青色光、蛍光観察に影響しない漏れ光状態を実現できるようにしている。

【0083】

また、この変形例の場合における通常モードで白い被写体を撮像した場合には、CCD28で受光される光量が図8(A)のようになる。

つまり、Bで照明した場合には、2点鎖線で示す長波長側の反射光が励起光カットフィルタ27により遮光され、実線で示す短波長側の反射光が受光される。G、Rの反射光は図4(A)で説明した場合と同様に、励起光カットフィルタ27の透過特性帯域内であるので、この励起光カットフィルタ27の特性に影響されないで受光される。

【0084】

この場合には、通常光におけるB光の照明で、励起光カットフィルタ27により、その一部が遮光され、実際に撮像に用いられる波長帯域が400~420nmとなる。従って、組織の表面の情報を強調して得る場合に適する。

【0085】

また、図8(B)は蛍光モードで皮膚を観察した場合におけるCCD28で受光される光強度を示す。図4(B)で説明した場合と類似して、この場合にも2点鎖線で示す励起光E2による反射光は励起光カットフィルタ27により、殆ど完全にカットされ、励起光カットフィルタ27の透過特性帯域内の蛍光がCCD28で受光される。

【0086】

第1の実施の形態では励起光が青色の波長帯域における短波長帯域であったが、本変形例では励起光のB光が440~490nmのように長波長帯域としたことにより、第1の実施の形態に比較して、組織の深部側まで励起光が届き、深部側の情報をより強調して得ることができる。

【0087】

また、R1及びG1による照明光での反射光は皮膚での反射特性に応じて受光されることになる。

また、本変形例では図9に示すようにして、蛍光観察時の照明光量を増大すると共に、モード切替時に光源絞り13を制御してハレーションを防ぐようにしている。

【0088】

つまり、通常モードから蛍光モードに切り変える時、光源絞り13の位置を制御回路37は(制御回路37内のメモリ)に記憶する。そして、光源絞り13を最大開口量付近にまで、開口して励起光の光量を増大させた状態で蛍光モードでの蛍光観察を行う。

【0089】

そして、蛍光モードから通常モードに切り替わる時、光源絞り13を前記蛍光モードに切り替える時、直前に記憶した絞り位置に戻す。これにより蛍光モードから通常モードに切り替える際に発生し易い白飛び、つまりハレーションを防ぐことができる。

【0090】

尚、光源絞り13だけではなく他に、モード切替の直前の光源装置3Aのランプ電流、CCD28の増幅率、プロセッサ3Aの設定値を(制御回路37内のメモリ等に)記憶し、切り替え時にその値に戻す。

【0091】

また、切り替え時に前の値ではなく、特定の値にしてもよい。例えば通常モードでは光源装置3Aの絞り13を最低の値にし、CCD28の増幅率を落とす。また、蛍光モードでは光源絞り13の開口量を最大にし、CCD28の増幅率を最大にするようにしても良い。また、電源投入時には必ず通常モードになるように制御するようにしても良い。

本変形例の場合も第1の実施の形態と類似した効果を有する。

【0092】

図10は第1の実施の形態の第2変形例の内視鏡装置1Bの構成を示す。この内視鏡装置1Bは図1の内視鏡装置1Aにおいて、光源装置3Aの代わりに一部構成が異なる光源装置3Bを採用している。

10

20

30

40

50

この光源装置 3 B は第 1 の切替フィルタ 1 7 と第 2 の切替フィルタ 4 3 とが照明光路上に配置されている。

【 0 0 9 3 】

具体的には図 1 の光源装置 3 A における光源絞り 1 3 とランプ 1 2 との間に、モータ 4 4 により回転位置が制御される第 2 の切替フィルタ 4 3 を配置し、またその前方位置には回転用モータ 1 6 により回転される第 1 の切替フィルタ (回転フィルタ) 1 7 が配置されている。

【 0 0 9 4 】

第 1 の実施の形態では切替フィルタ 1 7 は内周側と外周側とにフィルタ 2 1、2 2 が同心状に設けられていたが、本変形例における第 1 の切替フィルタ 1 7 は図 1 1 (A) に示すように周方向に通常観察用の R G B フィルタ 2 1 が設けられており、回転用モータ 1 6 のより回転駆動される。このため、図 1 における移動用モータ 2 0 等は設けていない。

【 0 0 9 5 】

また、第 2 の切替フィルタ 4 3 には図 1 1 (B) に示すように周方向の 2 箇所第 1 フィルタ 4 3 a と第 2 フィルタ 4 3 b とが配置されている。第 1 フィルタ 4 3 a は例えばガラスなどで形成され、図 1 2 の点線で示すように青色帯域から赤色帯域までの可視光全てを透過する。

【 0 0 9 6 】

一方、第 2 フィルタ 4 3 b は例えば B K 7、石英などの基板に干渉膜が蒸着形成された帯域制限フィルタであり、図 1 2 の実線で示すように 4 5 0 n m ~ 5 1 0 n m の光を遮光する透過特性を有する。つまり、青色の短波長側を透過し、励起光として使用されるフィルタ特性部分 (このフィルタ部分を透過した励起光を E 2 と記す)、緑色及び赤色をそれぞれ透過する部分とからなる。

【 0 0 9 7 】

そして、この内視鏡装置 1 B では通常モードでは、制御回路 3 7 はモータ 4 4 の回転位置を制御し、照明光路上に第 2 の切替フィルタ 4 3 の第 1 フィルタ 4 3 a が配置されるように制御し、また蛍光モードでは、制御回路 3 7 はモータ 4 4 の回転位置を制御し、照明光路上に第 2 の切替フィルタ 4 3 の第 2 フィルタ 4 3 b が配置されるように制御する。

つまり、本変形例では通常モード、蛍光モードの切り替えに応じ、第 2 の切替フィルタ 4 3 の回転位置が制御され、第 1 フィルタ 4 3 a と第 2 フィルタ 4 3 b が選択される。

【 0 0 9 8 】

図 1 3 (A)、(B) は通常モードで白い被写体及び蛍光モードで皮膚を撮像した時、C C D 2 8 に到達する光の波長特性を示す。

通常モードでは、第 1 の切替フィルタ 1 7 と、第 2 の切替フィルタ 4 3 の第 1 フィルタ 4 3 a が選択され、電子内視鏡 2 A の先端から R G B の照明光が順次照射される。

【 0 0 9 9 】

電子内視鏡 2 A の C C D 2 8 の前面には励起光カットフィルタ 2 7 が設けてあるため、前記 B 光の一部の波長が遮光され、結局、図 1 3 (A) に示すように 4 6 0 n m - 5 0 0 n m に制限された B 光および R 光、及び G 光の反射光が C C D 2 8 で撮像される (図 3 (A) の場合と同様) 。

【 0 1 0 0 】

一方、蛍光モードでは、第 1 の切替フィルタ 1 7 と、第 2 の切替フィルタ 4 3 の第 2 フィルタ 4 3 b とが選択される。そして、電子内視鏡 2 A の先端から E 2 (B の光の 4 5 0 - 5 0 0 n m がカットされ、4 0 0 - 4 5 0 n m の光となる)、G、R が順次、照射される。電子内視鏡 2 A の C C D 2 8 の前面には励起光カットフィルタ 2 7 が設けてあるため、前記励起光 E 2 はすべて遮光され (図 1 3 (B) で 2 点鎖線で示す)、この励起光 E 2 で励起された蛍光と R 光、G 光の反射光が C C D 2 8 で撮像される。この図 1 3 (B) も、図 4 (B) 等の場合と同様に皮膚での蛍光、及び反射光観察の場合で示している。

【 0 1 0 1 】

通常モードおよび蛍光モードで照射される青色光および励起光の青色領域の光は、半値幅

10

20

30

40

50

で20nm～50nmの間にある。

また、第2フィルタ43bの青色のカットオフ波長は、半値幅で430nm～450nmの間にある。励起光カットフィルタ27のカットオフ波長は半値幅で450nm～470nmの間にある。第2フィルタ43bにより遮光された青色領域と、励起光カットフィルタ27で遮光させた青色領域の光の透過率はOD4以下に設定されている。

【0102】

以上の設定にすることで、簡単な構成で通常モードでの良好なホワイトバランス、蛍光モードでの明るい蛍光画像、蛍光観察に影響しない漏れ光状態を実現できる。

【0103】

(第2の実施の形態)

次に本発明の第2の実施の形態を図14ないし図22を参照して説明する。本実施の形態の目的は、異なる内視鏡(スコープ)においても、画質の良い蛍光画像と通常画像の両方を得ることができる内視鏡装置を提供することにある。

【0104】

図14に示す第2の実施の形態の内視鏡装置2Cは第1及び第2の電子内視鏡(ここでは、スコープと略記)2A、2Bと、照明光を供給する光源装置3Cと、信号処理を行うプロセッサ4Cと、画像を表示するモニタ5とから構成される。

【0105】

この内視鏡装置1Cでは、例えば図1の電子内視鏡(ここでは、第1のスコープと略記)2Aの他に2つの撮像素子を内蔵した機種等が異なる電子内視鏡(第2のスコープ)2Bでも使用できるようにしている。

この第2のスコープ2Bは蛍光観察用CCD(蛍光用CCD)28aと通常観察用CCD(通常用CCD)28bとを挿入部7の先端部8に設けている。

【0106】

先端部8の観察窓には光学像を結ぶための対物レンズ系25aと、空間的に光量を制限する第1絞り26aと、励起光カットフィルタ27aと、蛍光像を撮像する撮像素子としての蛍光観察用CCD28aとによる蛍光観察用撮像部と、光学像を結ぶための対物レンズ系25bと、第2絞り26bと、通常像を撮像する撮像素子としての通常観察用CCD28bとによる通常観察用撮像部とが配置されている。なお、第1絞り26aのfNo.は第2絞り26bのfNo.より小さい値となる。つまり、蛍光用CCD28aにより多くの光量が入るようになっている。

【0107】

2つのCCD28a、28bは切替スイッチ46を介してCCD駆動回路31とプリアンプ32とに接続されている。この切替スイッチ46は制御回路37により切替が制御される。つまり、スコープスイッチ29により蛍光モードが選択されると、蛍光用CCD28aが選択使用され、通常モードが選択されると、通常用CCD28bが選択使用される。

【0108】

また、本実施の形態では異なる種類の第1及び第2のスコープ2A、2Bを接続して使用できるように各スコープ2A、2Bにはそれぞれそのスコープ2A、2Bの種類(機種)を含む固有の識別情報を発生するスコープID回路47a、47bを有する。なお、スコープID回路47a、47bは、それぞれスコープ2A、2Bの機種を含む情報が書き込まれたメモリ素子で構成されるが、これに限定されるものでなく、例えば複数のスイッチからなるディップスイッチ等で構成することもできる。

【0109】

そして、プロセッサ4C側には接続されたスコープ2A、2Bの識別情報を識別するための機種検知回路48が設けてあり、機種検知回路48により検知された機種情報は制御回路37に送られ、制御回路37は検出された機種に応じてその機種のスコープに適した蛍光モード及び通常モードで観察できるように光源装置3C等を制御する。

【0110】

また、本実施の形態における光源装置3Cは図1の光源装置3Aにおいて、さらに光源絞

10

20

30

40

50

り13とランプ12との間に、モータ49により回転位置が切り替えられる切替フィルタ50が配置されている。

【0111】

この切替フィルタ50は後述するように、実質的に可視光の波長帯を制限することなく透過するフィルタの他に、蛍光モード下で、接続使用されるスコープ2A或いは2Bに応じて、被写体側に照射される励起光の波長を制限する少なくとも1つのフィルタを備えている。そして、スコープID回路47a、47bに応じて、或いは観察状況に応じて切替フィルタ50に設けた複数のフィルタ（帯域を制限しないフィルタと少なくとも1つ（本実施の形態では2つ）の帯域制限するフィルタ）を切り替えて使用できるようにしている。

【0112】

また、本実施の形態における切替フィルタ部14は図1の切替フィルタ部14における切替フィルタ17と一部異なる切替フィルタ17が採用されている。

【0113】

図15(A)に示すようにこの切替フィルタ17は内周側に通常観察用のRGBフィルタ21が配置され、外周側に蛍光観察用フィルタ51が配置されている。

【0114】

この切替フィルタ17には、通常観察のためのRGBフィルタ21が同心円状の内周側に、蛍光観察のためのR3、G3、E3フィルタ51が同心円状の外周側に配置されている。そして、通常モード、蛍光モードの切替に応じ、内周側のRGBフィルタ21と外周側の蛍光観察用フィルタ51が選択される。

【0115】

内周側の通常観察用のRGBフィルタ21はその透過特性は図16(A)に示すように図3(A)と同様の特性である。つまり、Rフィルタ21aは、600-700nm、Gフィルタ21bは500-600nm、Bフィルタ21cは400-500nmの各波長帯を透過するように設定されている。

【0116】

また、外周側に設けた蛍光観察用フィルタ51はR3、G3、E3フィルタ51a、51b、51cからなり、その透過特性は図16(B)に示すような特性に設定されている。つまり、R3フィルタ51aは600-660nm、G3フィルタ51bは540-560nm、E3フィルタ51cは400-470nmの各波長帯を透過するように設定されている。

【0117】

図15(B)は切替フィルタ50の配置図で、周方向に3つのフィルタ52a、52b、52cが配置されている。そして、通常観察、蛍光観察のモードの切替、またはスコープの機種、蛍光観察のうちの状況（ユーザの選択）に応じたモード（例えば、より深部の情報を見たいモード、明るさ優先モード）に応じ、切替フィルタ50の回転位置が制御され、光路上に第1フィルタ52a、第2フィルタ52b、第3フィルタ52cの1つが切替設定される。

【0118】

第1フィルタ52aは、図16(C)に示すように青色から赤色の波長帯域まで、可視光の全ての波長帯の光を透過する。通常モードでは、制御回路37はモータ49を制御して、この第1フィルタ52aが光路上に配置されるようにする。

【0119】

また、CCD28aの前に配置した励起光カットフィルタ27aは図16(D)に示すような透過特性に設定されている。具体的にはこの励起光カットフィルタ27aは490-700nmの波長帯域の光、つまり、青色帯域の短波長側の一部を除いた可視光を透過する。

【0120】

また、図15(B)に示す第2フィルタ52b及び第3フィルタ52cは、それぞれ図17(A)、(B)に示す透過特性に設定されている。第2フィルタ52bは430-70

10

20

30

40

50

0 nmの波長帯域の光を透過する。また、第3フィルタ52cは400 - 440 nmの青色の一部と500 nm以上の緑及び赤の光を透過する。

【0121】

この第2フィルタ52bは第2のスコープ2Bが接続されて、蛍光モードに選択された場合に(第1のフィルタ52aとの2つから観察状況に応じてユーザが)選択使用可能となる。

【0122】

また、第3フィルタ52cは図1により詳しく示す第1のスコープ2Aが接続されて、蛍光モードに選択された場合に使用される。その他の構成は第1の実施の形態と同様である。

【0123】

次に本実施の形態の作用を説明する。

第1のスコープ2A或いは2Bがプロセッサ4Bに接続されると、そのスコープID回路47i(i=a或いはb)からのID情報を機種検知回路48で検知し、この機種検知回路48の検知信号により制御回路37は、接続されたスコープの機種を判断する。そして、判断した機種に応じた制御動作を行う。

【0124】

例えば第2のスコープ2Bが接続された状態の場合で、通常モードが選択されると、制御回路37は切替スイッチ46を通常観察用CCD28bが選択されるように切り替える。

【0125】

また、この通常モードでは切替フィルタ部14の内周側のRGBフィルタ21が光路上に配置され、また切替フィルタ50は第1フィルタ52aが光路上に配置される。この状態で白い被写体を観察した場合にCCD28bで受光した光強度は図18(A)のようになる。

【0126】

図4(A)等では青色の波長帯の一部が励起光カットフィルタ27でカットされていたが、本実施の形態ではCCD28bの前には励起光カットフィルタが配置されていないので、通常のCCDでの撮像と同様にR、G、Bの面順次撮像を行うことができる。

【0127】

このため、このモードでは第1の実施の形態におけるBの照明期間に、ランプ電流の増大等を必要としないで、ホワイトバランスのとれた撮像及び表示を行うことができる。

【0128】

また、蛍光モードが選択されると、制御回路37は蛍光観察用CCD28aが選択されるように切替スイッチ46を切り替える。

また、制御回路37は移動用モータ20を制御して、蛍光観察用フィルタ51が照明光路上に配置されるように切替フィルタ17を移動する。なお、切替フィルタ50は第1フィルタ52aが照明光路上に配置されたままである。

【0129】

この場合には、第1フィルタ52aを透過し、蛍光観察用のE3フィルタ51cを透過した励起光として図16(B)のE3で示す比較的帯域の広い励起光が照射され、この励起光はCCD28aの前に配置した励起光カットフィルタ27aにより殆ど完全に遮光される(図18(B)で2点鎖線で示す。本実施の形態では、励起光の波長帯域を広げることにより、その照射エネルギーを増大させて、発生する蛍光の光強度を大きくしている。

【0130】

また、R3、G3による照明により、その反射光は励起光カットフィルタ27aにより遮光されることなくCCD28aで受光されることになる。なお、蛍光モードではCCD28aの増幅率、ランプ電流等は増大される。

【0131】

このように蛍光観察用CCD28a、通常観察用28bを備えたスコープ2Bでは、それぞれの機能を兼用した場合よりも向上できるので、それぞれのモードで画質の良い画像を

10

20

30

40

50

得ることができる。

【0132】

例えば通常モードでは青色の波長帯域の一部が励起光カットフィルタで遮光されるような事なく撮像でき、S/Nの良い通常画像を得ることができる。また、蛍光モードにおいても、励起光の波長帯域を広げることができ、よりエネルギー強度の大きな励起光を照射でき、励起光で発生される蛍光の強度を大きくしてやはりS/Nの良い蛍光画像を得ることができる。

【0133】

また、本実施の形態では蛍光モードの場合、さらに深部側の情報を得たいと望む場合には、第2フィルタ52bを選択することもできる。この選択は、例えばスコープスイッチ29で選択することができる。

10

この選択を行った場合には、制御回路37はモータ49を90°回転させて、光路上には第1フィルタ52aの代わりに第2フィルタ52bが配置される状態にする。

【0134】

この第2フィルタ52bは図17(A)に示すように(図16(C)に示す)第1フィルタ52aの透過特性に比べて、青色の短波長側をカットする特性となっている。

このため、この選択の蛍光モードでは、皮膚を観察した場合には図19のようになる。この場合には、励起光の多くが組織深部に到達するので、深部側からの蛍光の強度を大きくすると共に、ポルフィリンの励起波長である400nm付近の励起光を除くことでポルフィリンによる自家蛍光の影響を軽減できる。

20

【0135】

また、図16(D)に示す特性の励起光カットフィルタ27aの代わりに、図20(A)に示すような特性の励起光カットフィルタ27aを採用しても良い。この励起光カットフィルタ27aは、490-620nmを透過するように設定されている(従って、620nm或いはこれより少し波長が長い630nm以上の赤色光を透過しない)。このようにして、ポルフィリンの蛍光帯域つまり、赤色の一部を遮光するように設定している。この励起光カットフィルタ27aを採用した場合には、皮膚を観察した場合には図20(B)のようになる。この場合には、よりポルフィリンによる自家蛍光の成分を削減できるようになる。

【0136】

30

また、本実施の形態では第1の実施の形態で説明したスコープ2Aを接続して使用することもできる。

このスコープ2Aを採用した場合には、通常モードでは制御回路37の制御により、移動用モータ20が駆動され、切替フィルタ部14は内周側のRGBフィルタ21が光路上に配置されるようになる。

【0137】

また、切替フィルタ50は第1フィルタ52aが照明光路上に配置される。そして、スコープ2Aの先端からRGBが照射される。この場合、スコープ2AのCCD28の前面には励起光カットフィルタ27があるため、前記B光の一部の波長が遮光され、結局、460nm-500nmに制限されたB光およびR光、G光の反射光がCCD28で撮像される。

40

【0138】

従って、この場合に白い被写体を撮像した場合には、CCD28で受光される光強度は図21(A)に示すようになる。

また、この場合には第1の実施の形態で説明したようにB光の照明の際に、制御回路37はCCD28の増幅率の増大、ランプ電流の増大などを行うように制御する。

【0139】

また、蛍光モードが選択されると、切替フィルタ17は移動用モータ20により移動され、蛍光観察用フィルタ51が光路上に配置される。また、切替フィルタ50は第3フィルタ52cが光路上に配置される。

50

【0140】

この蛍光モードで皮膚を観察した場合におけるCCD28で受光した光強度の特性を図21(B)に示す。スコープ2Aの先端からE3のうち400~440nmの励起光と、G3, R3が照射される。そして、CCD28の前面には励起カットフィルタ27があるため、前記400~440nmの励起光はすべて遮光され、400~440nmの励起光で励起された蛍光とR光、G光の反射光がCCD28で撮像される。

【0141】

図22はモニタ5での画像の表示例を示す。

図22(A)に示すようにモニタ5の内視鏡画像表示エリア5aの例えば左側の患者情報表示エリア5bには患者のID、名前などが表示され、さらにその下側には観察モード(図では簡単化のため単にモードと表示)を表示するモード表示エリア5cが設けてある。

10

【0142】

そして、このモード表示エリア5cには図22(B)により詳しく示すように通常モード(白色光モード)、蛍光モードが表示され、また蛍光モードでは明るさ優先モードと、深部情報(優先モード)を表示する。

なお、接続されたスコープの機種も表示するようにしても良い。

【0143】

このような構成及び作用を有する本実施の形態は以下の効果を有する。

第1の実施の形態で説明したスコープ2Aでも使用できると共に、さらに通常観察用及び蛍光観察用の撮像素子をそれぞれ内蔵したスコープ2Bでも使用できる。

20

【0144】

そして、第1の実施の形態で説明したスコープ2Aを接続した場合には、第1の実施の形態と同様の作用効果を有する。

また、通常観察用及び蛍光観察用の2つの撮像素子を内蔵したスコープ2Bを接続した場合には、よりS/Nの良い通常画像と蛍光画像とを得ることもできる。

【0145】

なお、図14ではスコープ2Aと2Bそれぞれが、その機種を含む固有のID(識別情報)を発生するスコープID回路47a、47bを備えた構成であるが、単に機種情報をプロセッサ4Cにそれぞれ入力しても良い。

【0146】

また、図14では簡単化のため、2つの種類のスコープ2A、2Bの場合で説明したが、この場合には一方のスコープ、例えばスコープ2A側にはスコープID回路47aを設けない場合にも適用できる。つまり、この場合には、スコープ2Aがプロセッサ4Cに接続された場合には、スコープIDを発生しないので、機種検知回路48の出力により制御回路37はスコープ2Aの機種であると判断して、対応する制御動作を行うこともできる。

30

【0147】

図23は図14の第1変形例の内視鏡装置1Dの構成を示す。この内視鏡装置1Dはスコープ2Dと、光源装置3Dと、プロセッサ4D及びモニタ5とから構成される。

【0148】

スコープ2Dは、図14のスコープ2Bにおいて、スコープスイッチ29、スコープID回路47及び切替スイッチ46を有しない構造である。つまり、蛍光観察用CCD28aと、通常観察用CCD28bとを内蔵したスコープである。

40

また、光源装置3Dは図1の光源装置3Aにおいて、光源絞り13を有しないで、かつこの光源絞り13の位置に図10の切替フィルタ43を配置した構成にしている。

【0149】

また、プロセッサ4Dは基本的には2つのCCD28a、28bそれぞれを駆動すると共に、それぞれの出力信号に対して蛍光画像と通常画像を構築するためにそれぞれ専用の処理回路で信号処理を行う構成となっている。

具体的には、CCD28aはCCD駆動回路31aにより駆動され、CCD28aの出力信号は蛍光画像用処理回路で処理される。

50

【 0 1 5 0 】

つまり、CCD 28 a の出力信号はプリアンプ 32 a で増幅され、AGC 回路 33 a で所定レベルまで増幅される。

その出力信号は A / D 変換回路 34 a によりデジタル信号に変換され、タイミング制御回路 37 により制御されるフレームメモリ 35 a に一時格納される。このフレームメモリ 35 a に格納された画像データはタイミング制御回路 37 による制御下で読み出されて画像処理回路 38 a に入力される。

【 0 1 5 1 】

また、CCD 28 b は CCD 駆動回路 31 b により駆動され、CCD 28 b の出力信号は通常画像用処理回路で処理される。

つまり、CCD 28 b の出力信号は プリアンプ 32 b で増幅され、AGC 回路 33 b で所定レベルまで増幅される。

【 0 1 5 2 】

その出力信号は A / D 変換回路 34 b によりデジタル信号に変換され、タイミング制御回路 37 により制御されるフレームメモリ 35 b に一時格納される。このフレームメモリ 35 b に格納された画像データはタイミング制御回路 37 による制御下で読み出されて画像処理回路 38 b に入力される。

【 0 1 5 3 】

画像処理回路 38 a、38 b により輪郭強調等の処理が行われた画像データは、スーパーインポーズ回路 61 に入力され、必要に応じて両信号をスーパーインポーズすることもできる。スーパーインポーズ回路 61 の出力信号は D / A 変換回路 39 を経てアナログの RGB 信号に変換され、モニタ 5 に出力される。

【 0 1 5 4 】

また、プロセッサ 4 D にはモードスイッチ 62 が設けてあり、このモードスイッチ 62 を操作することにより蛍光モードと通常モードとの画像を得ることができるようにしている。

【 0 1 5 5 】

また、蛍光モードと通常モードとを順次切り換えて観察するモードも備え、この場合には、両信号はスーパーインポーズ回路 61 によりスーパーインポーズして蛍光画像と通常画像をモニタ 5 に同時に並べて表示することもできるようにしている。

【 0 1 5 6 】

この第 1 変形例では、例えば通常モードで使用する場合には、切替フィルタ 17 の RGB フィルタ 21 が照明光路上に配置され、また切替フィルタ 43 は第 1 フィルタ 43 a が照明光路上に配置されて使用される。

また、蛍光モードでは、切替フィルタ 17 の蛍光観察用フィルタ 22 が照明光路上に配置され、また切替フィルタ 43 は第 2 フィルタ 43 b が照明光路上に配置されて使用される。

【 0 1 5 7 】

なお、図 23 では蛍光画像処理回路と通常画像処理回路とで D / A 変換回路 39 を共通に使用しているが、それぞれ専用の D / A 変換回路 39 を使用するような構成にしても良い。

【 0 1 5 8 】

この第 1 変形例は第 2 の実施の形態で説明したように、蛍光観察用 CCD 28 a と通常観察用 CCD 28 b とを内蔵したスコープ 2 D の場合に、S / N のよい蛍光画像と通常画像を得ることができる。

【 0 1 5 9 】

図 24 は図 14 の第 2 変形例の内視鏡装置 1 E の構成を示す。この内視鏡装置 1 E はスコープ 2 E と、光源装置 3 E と、プロセッサ 4 E 及びモニタ 5 とから構成される。

【 0 1 6 0 】

スコープ 2 E は図 23 のスコープ 2 D において、CCD 28 b の代わりにモザイクフィル

10

20

30

40

50

タ63等の光学的に色分離するカラーフィルタを備えたカラーCCD28cが採用されている。

また、光源装置3Eは図23の光源装置3Dにおいて、切替フィルタ17の代わりに図14の切替フィルタ17が採用されていると共に、光源絞り13も配置されている。

【0161】

また、プロセッサ4Eは、図23のプロセッサ4Dにおいて、AGC回路33bの出力信号に対して色分離を行う色分離回路64が設けてあり、この色分離回路64により分離された輝度信号Yと色信号CとのY/Cコンポーネント信号をA/D変換回路34bでデジタル信号に変換して、メモリ35bに格納するようにしている。このメモリ35bの出力信号は画像処理回路38bに入力される。

10

【0162】

また、プリアンプ32a、32bの出力信号は調光回路65に入力され、この調光回路65により適正なレベルと比較してその比較出力により光源絞り13の開口量を調整して調光を行うようにしている。

この第2変形例では、例えば通常モードで使用する場合には、切替フィルタ17のRGBフィルタ21が照明光路上から退避され、また切替フィルタ43は第1フィルタ43aが照明光路上に配置されて使用される。

【0163】

そして、CCD駆動回路31bはカラーCCD28cにCCD駆動信号を印加して、蓄積された信号電荷を読み出し、A/D変換回路34bでデジタル信号に変換した後、色分離回路64で色分離して、輝度信号Yと色信号Cに分離してメモリ35bに一時格納する。

20

【0164】

このメモリ35bから読み出された信号は画像処理回路38bに入力され、内部のマトリクス回路でRGB信号への変換と輪郭強調等が施された後、スーパーインポーズ回路61をスルーしてD/A変換回路39に入力され、アナログのRGB信号に変換されてモニタ5に出力される。

【0165】

また、蛍光モードでは、切替フィルタ17の蛍光観察用フィルタ22が照明光路上に配置され、また切替フィルタ43は第2フィルタ43bが照明光路上に配置されて第1の変形例と同様に使用される。

30

この第2変形例によれば、モノクロ撮像用の撮像素子と、カラー撮像用の撮像素子とを内蔵したスコープ2Eを採用して、蛍光画像と通常画像を得ることができる。

【0166】

なお上述した各実施の形態等を部分的に組み合わせる等して異なる実施の形態等を構成することもでき、それらも本発明に属する。

例えば、図14の内視鏡装置1Cにおいて、さらに異なるスコープでも使用できるようにしても良い。例えば、スコープ2Aにおいて、励起光カットフィルタ27を有しない通常観察専用のスコープ(2Cとする)も接続できるようにして、このスコープ2Cの場合には、制御回路37はスコープ2BのCCD28bによる通常モードと同様な制御動作を行うようにしても良い。

40

【0167】

また、図1の内視鏡装置1Aにおいても、スコープ2Aや2C側にスコープID回路(或いは機種情報発生回路)を設け、かつプロセッサ4A側にはスコープID回路(或いは機種情報発生回路)の情報からその機種を判別(検知)する機種検知回路を設けて、制御回路37は接続されたスコープ2A或いは2Cに応じた制御動作を行うようにしても良い。

【0168】

[付記]

1. 白色光による通常画像モードと、蛍光情報を含む蛍光画像モードとの2つを切り替えて表示可能な内視鏡装置において、

蛍光画像モードと通常画像モードの切り替えに応じ、励起光含む光と、赤、緑、青の連続

50

的な光を発生させる光源装置と、
 体腔内からの反射光及び蛍光を撮像するための1つの撮像素子と、前記蛍光モード時の励起光を遮光するための励起光カットフィルタとを内蔵した内視鏡と、
 前記励起光は青色の波長帯域の一部を含んでおり、前記励起光カットフィルタは前記励起光を遮光するとともに、前記青色光の一部以外の光を透過させることを特徴とする内視鏡装置。

【0169】

2. 付記1において、前記励起光は青色の短波長側の光であり、そのカットオフ波長(半値幅)は430nm~450nmの間にあり、前記励起光カットフィルタは青色の長波長側を透過し、そのカットオフ波長は450~470nmにある。

10

3. 付記1において、前記励起光は青色の長波長側の光であり、そのカットオフ波長(半値幅)は440nm~450nmの間にあり、前記励起光カットフィルタは青色の短波長側の光とRGを透過し、青色の短波長側のカットオフ波長は420~440nmにある。

【0170】

4. 付記2、3において、前記励起光および光源装置からの励起光以外の漏れ光が励起光カットフィルタを透過した際、その透過率は可視光領域でOD4以下に設定されている。

5. 付記1において、前記光源装置には、蛍光画像モードでの励起光を含む蛍光用フィルタと、通常画像モードのRGBの光を順次発生させる通常用フィルタが、同心円状に配置され回転可能でかつ、モードに応じて移動可能である。

6. 付記1において、前記光源装置には、RGBの光を順次発生させる回転可能な第1のフィルタと、モードに応じて切替可能な少なくとも2つのフィルタが内蔵され、通常モード時には、RGB光を素通りさせる透過フィルタを選択し、蛍光画像モードには励起光を発生させるため、青色光の一部を透過する(青色光の一部を遮光する)フィルタを選択する。

20

【0171】

7. 付記5、6において、電源投入時は必ず通常画像モードに対応するフィルタを選択する。

8. 付記1において、通常画像モード時の青色光の照射時、および蛍光画像時の励起光照射時に同期して、CCDの増幅率の増加あるいはランプ電流の増加あるいは電子シャッタによる露光時間の増加のいずれかまたは組み合わせを行う。

30

9. 付記8において、各モード切替直前のCCDの増幅率の増加あるいはランプ電流の増加あるいは電子シャッタによる露光時間の設定値を記録し、再度切替時にその値または特定の値に戻す。

【0172】

10. 白色光による通常画像(通常画像モード)と蛍光情報を含む蛍光画像(蛍光画像モード)の2つを切り替えて表示可能な内視鏡装置において、

体腔内からの反射光及び蛍光を撮像するための白黒の撮像素子と、前記励起光を遮光するための前記撮像素子の前に配置された励起光カットフィルタと、内視鏡種類の情報を含む内視鏡IDとを内蔵した内視鏡と、

蛍光画像モードと通常画像モードの切替に応じ、蛍光画像モードのための励起光含む光を照射するフィルタと、通常画像モードのための赤、緑、青(RGB)の連続的な光を発生させるフィルタとを含む第1の切替フィルタと、前記第1の切替フィルタの励起光の一部の波長を制限する制限フィルタを少なくとも1つ含み、蛍光モード下で、前記内視鏡IDまたは観察状況に応じて、前記制限フィルタが切替可能な第2の切替フィルタを含む光源装置と、

40

を有し、

前記励起光カットフィルタは、前記第1および第2のフィルタで生成された励起光を遮光することを特徴とする内視鏡装置。

【0173】

11. 付記10において、前記第1の切替フィルタのうち励起光を発生させるフィルタは

50

青色光の一部(400~470nm)を含んでおり、第2の切替フィルタには、少なくとも可視領域で光を素通りさせるフィルタと、前記励起光のうち青色の短波長側あるいは長波長側を遮光するフィルタを含む。

12. 前記11において、遮光された励起光はおよそ430~470nmである。

13. 前記11において、遮光された励起光はおよそ400~440nmである。

【0174】

14. 付記12、13において、励起光および光源装置からの励起光以外の漏れ光が励起光カットフィルタを透過した際、その透過率は可視光領域でOD4以下に設定されている。

15. 付記10において、前記第1の切替フィルタは、蛍光画像モードでの励起光を含む蛍光用フィルタと、通常画像モードのRGBの光を順次発生させる通常用フィルタが、同心円状に配置され回転可能でかつ、モードに応じて移動可能である。

16. 付記10において、励起光カットフィルタは630nm以上の赤色光を透過しない。

【0175】

17. 付記10において、蛍光画像または通常画像を表示するモニタ上に観察の条件を示すモードを表示する。

18. 付記10において、内視鏡が蛍光モードを持っている場合には、特定のスコープSWをモード切替に割り当てる。

19. 付記10において、蛍光画像または通常画像を異なる撮像素子で撮像する。

【0176】

20. 付記19において、蛍光画像および通常画像を撮像する各撮像素子の前に配置されている光学絞りにおいて、そのfNo.が蛍光画像用の方が小さい。

【0177】

21. 付記19において、蛍光画像撮像する撮像素子の1ピクセルあたりの面積が白色画像のその面積より大きい。

22. 付記19において、蛍光画像または通常画像を同じ処理回路で処理できるように内視鏡内部に撮像素子の信号を切替る切替SWが内蔵されている。

23. 付記19において、蛍光画像または通常画像を専用の処理回路で処理する。

24. 付記23において、前記通常画像の処理回路はRGB又はY/Cのコンポーネント信号の一方あるいは両方に対応する。

【0178】

25. 励起光を伝送して、照明光学系により被写体に照射し、被写体側で反射された励起光を遮光する励起光カットフィルタを介して1つの撮像素子で受光することにより、蛍光画像を撮像する内視鏡において、

青色の波長帯域の一部の波長帯域の励起光を遮光し、前記励起光の波長帯域を除く波長帯域の青色と、緑及び赤色の波長帯域を透過する特性の励起光カットフィルタを前記撮像素子の前に配置して蛍光画像の撮像と、赤、緑、青色照明の際の緑及び赤の波長帯域の色成分画像と、前記励起光の波長帯域を除く波長帯域の青色の照明下での青色成分画像とから可視光領域でのカラー撮像を可能としたことを特徴とする内視鏡。

26. 付記25において、蛍光画像を撮像する場合には、光源装置は前記青色の波長帯域の一部の波長帯域の励起光を含む光を前記内視鏡に供給し、カラー撮像を行う場合には、赤、緑、青色の照明光を順次前記内視鏡に供給する。

【0179】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、1つの撮像素子を備えた内視鏡により、通常画像モードでの通常画像と、蛍光画像モードでの蛍光画像とを得られる。従って、挿入部を細くすることにより、挿入使用できる範囲を拡大できたり、1つの撮像素子で済むことにより低コスト化できる等の効果がある。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【図 1】本発明の第 1 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 2】通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す図。

【図 3】通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示す図。

【図 4】通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合との CCD で受光される光強度の特性を示す図。

【図 5】蛍光観察モードで通常組織と癌組織とを観察した場合の蛍光強度及び吸光度の特性を示す図。

【図 6】通常観察モードと蛍光観察モードでの動作説明図。

10

【図 7】第 1 変形例の場合における蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示す図。

【図 8】通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合との CCD で受光される光強度の特性を示す図。

【図 9】通常観察モードと蛍光観察モードとの切替時における光源絞りの開閉制御の動作のタイミング図。

【図 10】第 2 変形例の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 11】図 10 の第 1 の切替フィルタと第 2 の切替フィルタの構成を示す図。

【図 12】第 2 の切替フィルタに設けた第 1 フィルタ及び第 2 フィルタの波長に対する透過特性を示す図。

20

【図 13】通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合との CCD で受光される光強度の特性を示す図。

【図 14】本発明の第 2 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 15】光源装置に設けた 2 つの切替フィルタの構成を示す図。

【図 16】図 15 (A) の R G B フィルタと蛍光観察用フィルタ等の波長に対する透過特性を示す図。

【図 17】図 15 (B) の第 2 及び第 3 フィルタの波長に対する透過特性を示す図。

【図 18】通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合とにおけるそれぞれ専用の CCD で受光される光強度の特性を示す図。

【図 19】フィルタを変更して蛍光観察モードで皮膚を蛍光観察用 CCD で撮像した場合の波長に対する光強度の特性を示す図。

30

【図 20】変形例の励起光カットフィルタの透過特性と、これを用いて蛍光観察モードで皮膚を蛍光観察用 CCD で撮像した場合の光強度の特性を示す図。

【図 21】第 1 のスコープを使用して通常観察モードで白い被写体を観察した場合と、蛍光観察モードで皮膚を観察した場合との CCD で受光される光強度の特性を示す図。

【図 22】モニタでの画像表示例を示す図。

【図 23】本発明の第 2 の実施の形態の第 1 変形例の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

【図 24】本発明の第 2 の実施の形態の第 2 変形例の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

40

【符号の説明】

1 A ... 内視鏡装置

2 A ... 電子内視鏡

3 A ... 光源装置

4 A ... プロセッサ

5 ... モニタ

7 ... 挿入部

8 ... 先端部

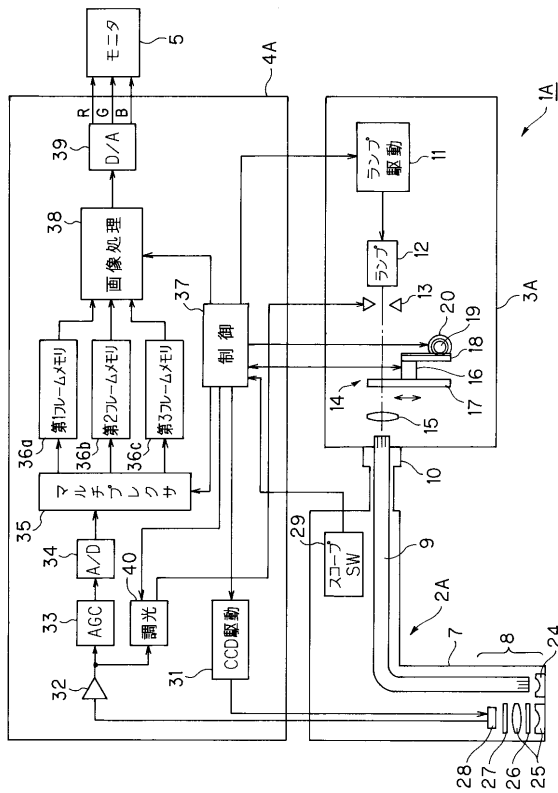
9 ... ライトガイドファイバ

10 ... コネクタ

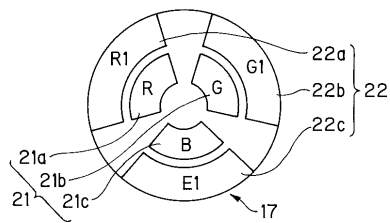
50

- 1 1 ... ランプ駆動回路
- 1 2 ... ランプ
- 1 3 ... 光源絞り
- 1 4 ... 切替フィルタ部
- 1 6 ... 回転用モータ
- 1 7 ... 切替フィルタ
- 1 8 ... ラック
- 2 0 ... 移動用モータ
- 2 1 ... R G B フィルタ
- 2 2 ... 蛍光観察用フィルタ
- 2 5 ... 対物レンズ系
- 2 7 ... 励起光カットフィルタ
- 2 8 ... C C D
- 2 9 ... スコープスイッチ
- 3 1 ... C C D 駆動回路
- 3 4 ... A / D 変換回路
- 3 6 a ~ 3 6 c ... フレームメモリ
- 3 7 ... 制御回路

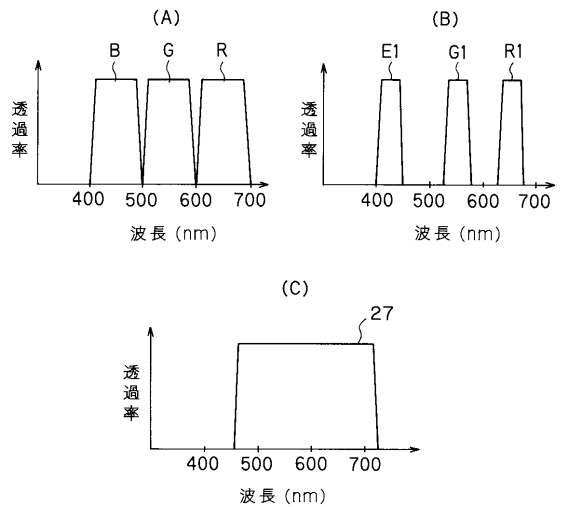
【図1】



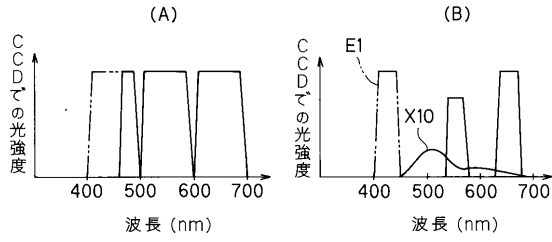
【図2】



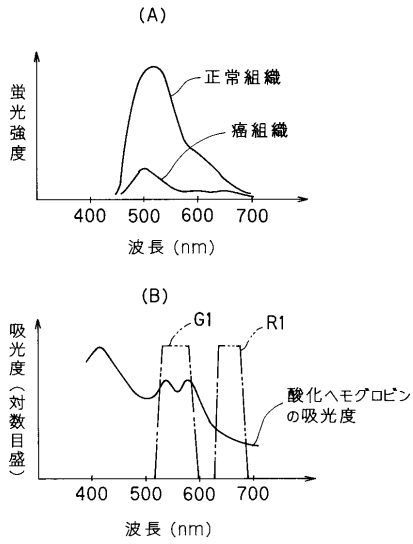
【図3】



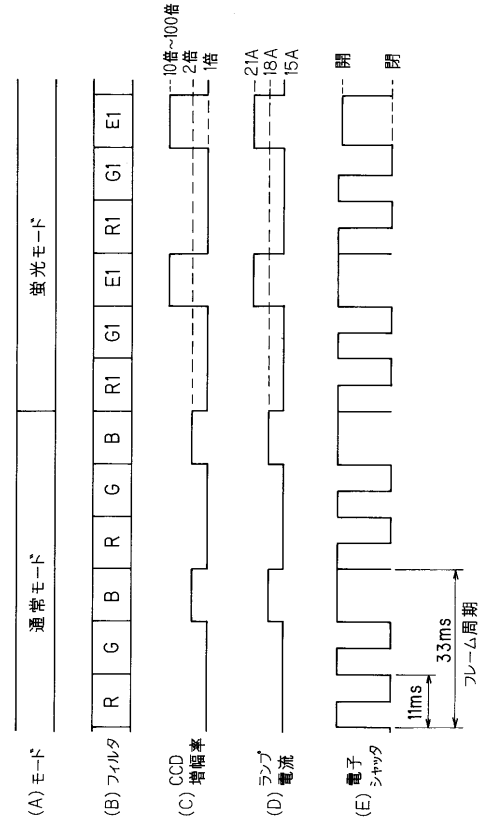
【図4】



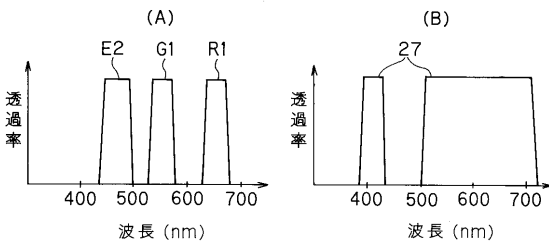
【図5】



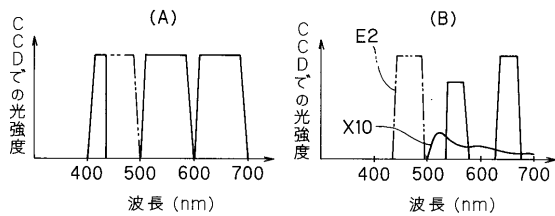
【図6】



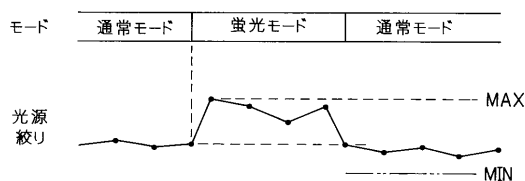
【図7】



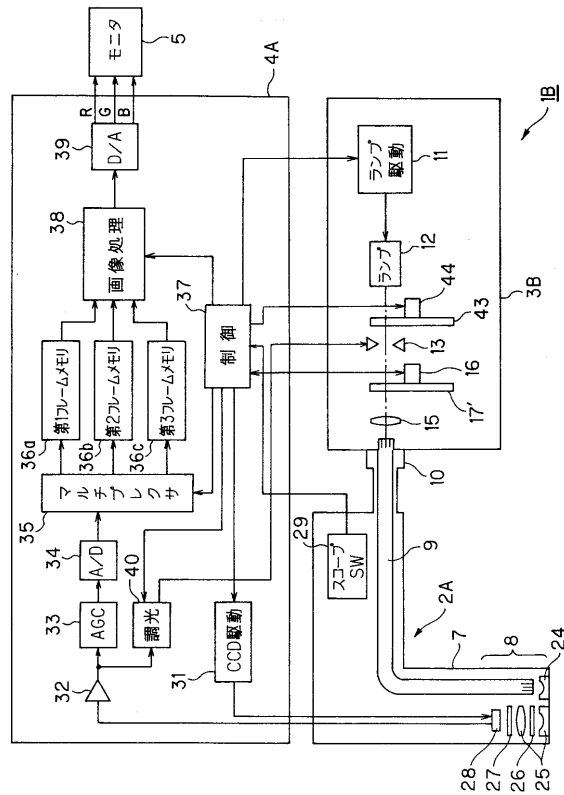
【図8】



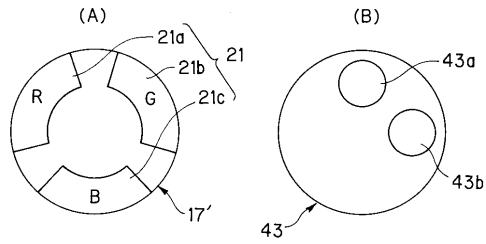
【図9】



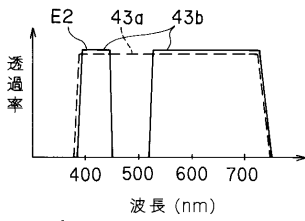
【図10】



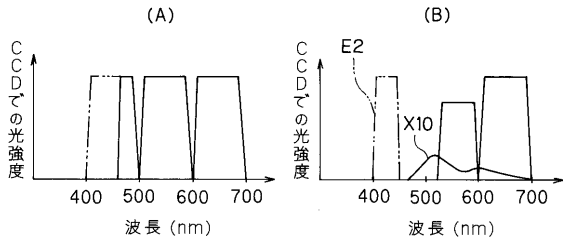
【図11】



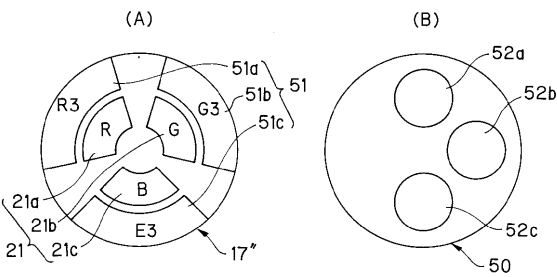
【図12】



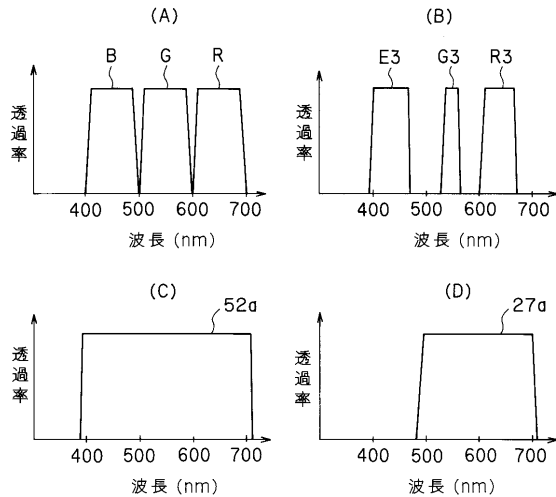
【図13】



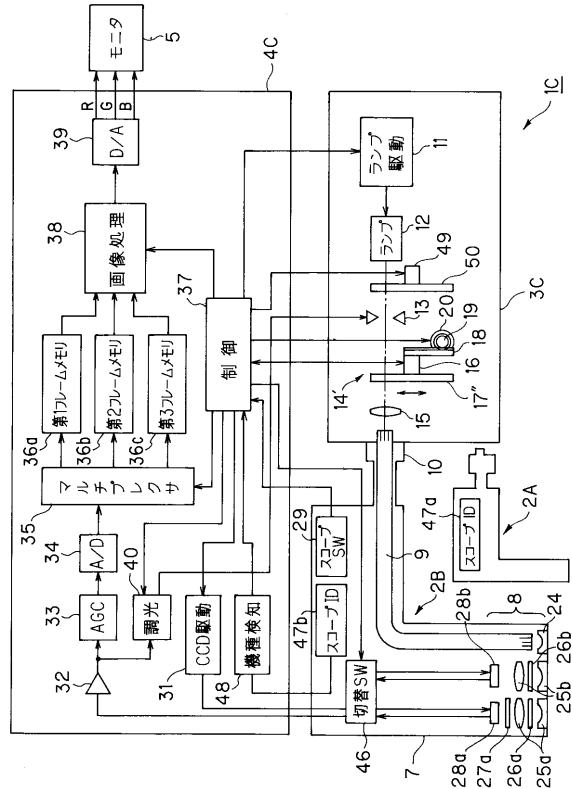
【図15】



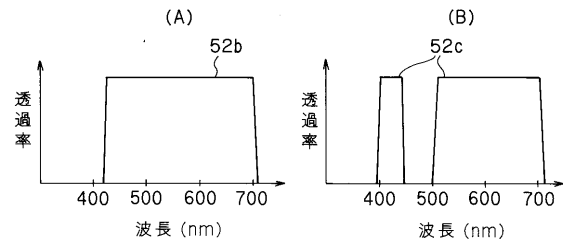
【図16】



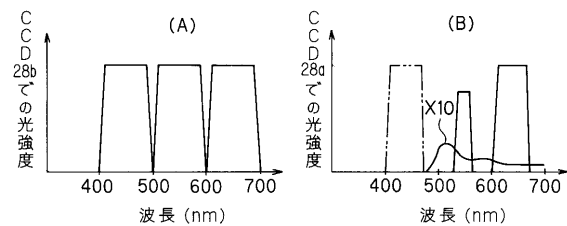
【図14】



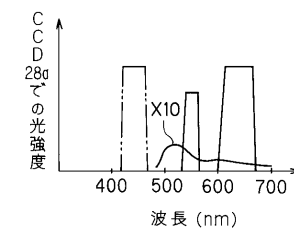
【図17】



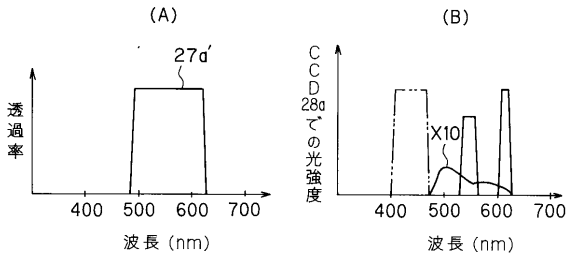
【図18】



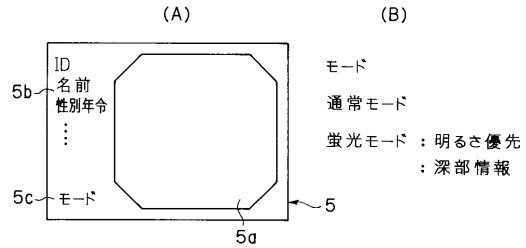
【図19】



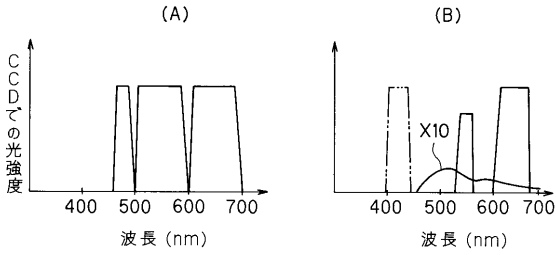
【図20】



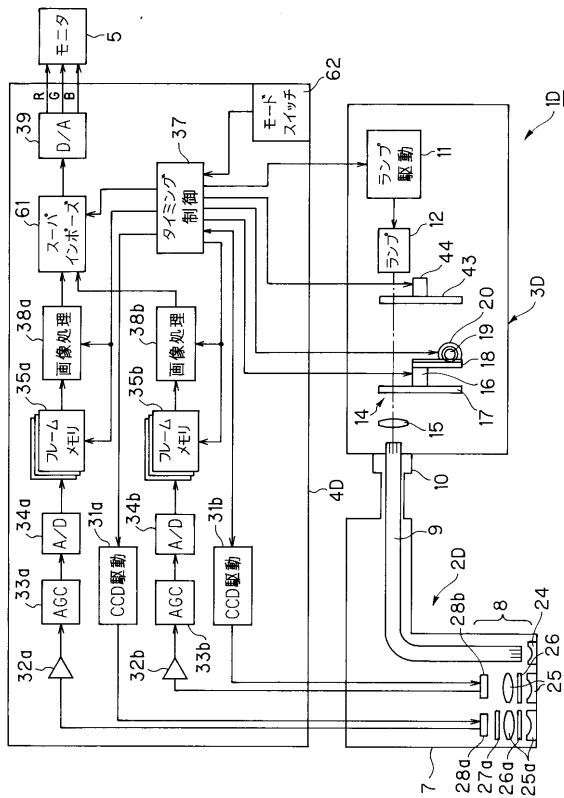
【図22】



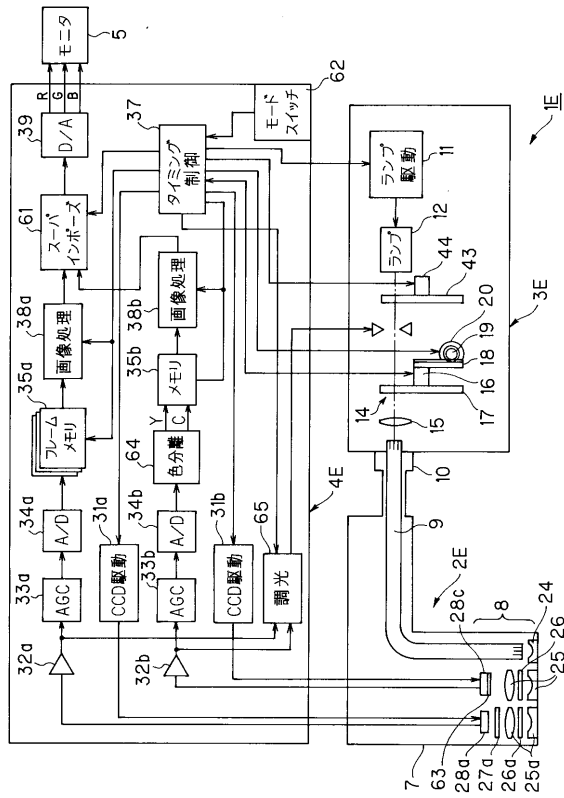
【図21】



【図23】



【図24】



フロントページの続き

- (72)発明者 吉満 浩一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 竹端 栄
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 平尾 勇実
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 小澤 剛志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 中村 一成
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 道口 信行
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 上野 仁士
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 秋本 俊也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内
- (72)発明者 寺窪 優輝
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス光学工業株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開2001-029313(JP,A)
特開平10-201707(JP,A)
特開平08-224208(JP,A)
特開平08-224209(JP,A)
特開昭63-234941(JP,A)

- (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)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4855586B2	公开(公告)日	2012-01-18
申请号	JP2001146755	申请日	2001-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパス光学工業株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	金子守 井辺大 森實祐一 吉満浩一 竹端栄 平尾勇実 小澤剛志 中村一成 道口信行 上野仁士 秋本俊也 寺窪優輝		
发明人	金子 守 井辺 大 森實 祐一 吉満 浩一 竹端 栄 平尾 勇実 小澤 剛志 中村 一成 道口 信行 上野 仁士 秋本 俊也 寺窪 優輝		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/24.C G02B23/26.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/00.731 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA43 2H040 /DA53 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/GG01 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW17 4C061/YY14 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161 /RR04 4C161/RR14 4C161/SS06 4C161/WW17 4C161/YY14		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2002336196A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供广泛使用的内窥镜设备，能够通过一个成像元件获得荧光图像和普通图像。解决方案：用于制作RGB滤波器的转换滤光器部件14和可在光路上移动的荧光观察滤光器布置在灯12前面的光源装置3A上。在选择荧光图像模式的情况下，激励作为蓝色波长带的一部分的波长带的光被提供给电子内窥镜2A，并且在对象侧反射的该激发光被设置在前面的激发光截止滤光器27切断。CCD 28用于获得荧光图像，并且在选择普通图像模式的情况下，连续提供R-、G-和B-光，并且在未被切断的波长带中的颜色分量图像被切断。即使在B光的照射下也可以拾取激发光截止滤光器27，并且还获得普通图像。

【 图 1 】

