

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5394675号
(P5394675)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/06 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y
 A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 4 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-214256 (P2008-214256)
 (22) 出願日 平成20年8月22日(2008.8.22)
 (65) 公開番号 特開2010-46354 (P2010-46354A)
 (43) 公開日 平成22年3月4日(2010.3.4)
 審査請求日 平成23年3月18日(2011.3.18)

(73) 特許権者 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100095441
 弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に挿入される挿入部と、
 前記挿入部に配設され、所望な狭帯域の波長の光である特殊光を前記被検体内の観察部位に向けて出射する第1の出射部と、

前記挿入部の先端側において前記第1の出射部を取り囲むように配設され、前記特殊光を含む白色光である通常光を前記観察部位に向けて出射する第2の出射部と、

前記挿入部に配設され、前記観察部位によって反射された前記特殊光の反射光と、前記観察部位によって反射された前記通常光の反射光とを撮像する撮像ユニットを有する観察光学系と、

を有し、前記第1の出射部及び前記第2の出射部の配光は、該第1の出射部及び該第2の出射部が前記被検体内の観察部位に近づく程、前記撮像ユニットにより撮像される前記観察部位を照明する前記第2の出射部より出射する通常光に対し、前記撮像ユニットにより撮像される前記観察部位を照明する前記第1の出射部により出射する特殊光の割合が増すようになっており、

前記撮像ユニットが撮像する前記特殊光の反射光と前記通常光の反射光とを基に前記観察部位の観察画像のための画像信号を生成する画像信号生成部と、

前記画像信号生成部が生成した前記画像信号を基に前記観察画像を表示する表示部と、
前記観察部位と前記観察光学系との間の相対距離が小さくなるに伴い、前記観察部位を照明する通常光に対し、前記撮像ユニットが受ける前記特殊光の反射光の割合が増加する

ことで増す前記撮像ユニットにより撮像される前記特殊光の撮像信号として得られる撮像値と、前記撮像値に対する閾値とを比較する比較判別部と、

前記比較判別部により前記閾値に対して前記撮像値が高いと判別されたときに前記表示部に表示される前記観察画像の観察モードを、前記特殊光によって観察を行うための画像信号を前記画像信号生成部に生成させ、前記特殊光によって前記観察部位を観察する特殊光観察モードとし、前記比較判別部により前記閾値に対して前記撮像値が低いと判別されたときに前記通常光によって観察を行うための画像信号を前記画像信号生成部に生成させ、前記通常光によって前記観察部位を観察する通常光観察モードとする、観察モードの切り替え部と、

を具備することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記撮像値は、

前記撮像ユニットが撮像する前記特殊光の反射光の光量と、

前記特殊光が前記観察部位を照射した際、前記特殊光による前記観察部位の照射面積を示す前記特殊光の面積と、

前記照射面積の径の大きさを示す前記特殊光の径の大きさと、

のいずれかであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 の出射部は略円形形状を有し、前記第 2 の出射部は略中空円形形状を有し、前記第 1 の出射部は前記第 2 の出射部の中空部に配設され前記第 2 の出射部に対し同心円状に配置されていることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記挿入部にて、前記第 1 の出射部及び前記第 2 の出射部よりも前記通常光と前記特殊光とが出射する光の進行方向の前方に位置して配設された照明レンズを有し、前記照明レンズは、前記第 1 の出射部から出射する前記特殊光を、該特殊光の進行方向の前方において集光するように配光し、更に、前記第 2 の出射部より出射する前記通常光を前記特殊光の収束した位置よりも該通常光の進行方向の前方まで前記特殊光よりも広がった配光とすることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、例えば医療用に使用される内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、照明光を照射し被検体内の内視鏡画像を得る内視鏡システムが広く用いられている。このような内視鏡システムには、電子内視鏡が用いられる。電子内視鏡は、内視鏡システムにおける光源装置と接続する。電子内視鏡が被検体内に挿入されると、光源装置から照射される照明光は、電子内視鏡に配設されるライトガイド等によって被検体内に導光される。電子内視鏡は、この照明光の戻り光によって被写体内の観察部位を撮像する撮像手段を有する。撮像手段から出力される撮像信号は、画像処理されることで、観察モニタに内視鏡画像として表示される。観察部位は、この内視鏡画像によって、観察される。

40

【0003】

このような内視鏡システムによる観察は、例えば可視光を用いる通常光観察と、紫外光や近赤外光などの所望の狭帯域の光（特殊光）を用いる特殊光観察とを切り替えて行われる。

【0004】

特殊光観察とは、狭帯域観察（Narrow Band Imaging：NBI（登録商標））であり、広く行われている。

【0005】

50

ここで、波長の短い光（例えば、青色光）は、生体への深達度が浅い。このため、特殊光観察は、波長の短い光を用いた場合、表面付近で吸収散乱した波長の短い光の反射光を取り込んで、表面付近の観察像を得る。

【0006】

一方、これに対して、波長の長い光（例えば、赤色光）は、生体への深達度が深い。このため、特殊光観察は、波長の長い光を用いた場合、深達度の深い生体内部で吸収散乱した波長の長い光の反射光を取り込んで、深達度の深い生体内部の観察像を得る。

【0007】

例えば特許文献1には、光源装置を大型化することなく、特定波長を有する光を効率よく被写体に照射可能な内視鏡システムが開示されている。

10

【0008】

また例えば特許文献2には、色ムラを生じないファイバーバンドル照明装置が開示されている。

【0009】

また例えば特許文献3には、多光子顕微鏡観察等が開示されている。

【特許文献1】特開2006-346185号公報

【特許文献2】特開平08-54515号公報

【特許文献3】特表2007-503851号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0010】

上述した内視鏡システムにおいて、通常光観察と特殊光観察との切り替え操作は、操作者が内視鏡システムを操作することで、例えばフィルタを切り替え、通常光観察における画像処理のモードと特殊光観察における画像処理のモードを切り替える必要がある。

【0011】

このためフィルタを切り替える機構が必要となり、内視鏡システムが大型化してしまう。

【0012】

また通常光観察と特殊光観察とは、操作者による切り替え操作が必要となるため、操作が煩わしくなってしまう。

30

【0013】

そのため本発明は、上記課題を鑑みて、通常光観察と特殊光観察との切り替え操作を簡単に行うことができ、小型な内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明は、前記目的を達成するために、被検体に挿入される挿入部と、前記挿入部に配設され、所望な狭帯域の波長の光である特殊光を前記被検体内の観察部位に向けて出射する第1の出射部と、前記挿入部の先端側において前記第1の出射部を取り囲むように配設され、前記特殊光を含む白色光である通常光を前記観察部位に向けて出射する第2の出射部と、前記挿入部に配設され、前記観察部位によって反射された前記特殊光の反射光と、前記観察部位によって反射された前記通常光の反射光とを撮像する撮像ユニットを有する観察光学系と、を有し、前記第1の出射部及び前記第2の出射部の配光は、該第1の出射部及び該第2の出射部が前記被検体内の観察部位に近づく程、前記撮像ユニットにより撮像される前記観察部位を照明する前記第2の出射部より出射する通常光に対し、前記撮像ユニットにより撮像される前記観察部位を照明する前記第1の出射部により出射する特殊光の割合が増すようになっており、前記撮像ユニットが撮像する前記特殊光の反射光と前記通常光の反射光とを基に前記観察部位の観察画像のための画像信号を生成する画像信号生成部と、前記画像信号生成部が生成した前記画像信号を基に前記観察画像を表示する表示部と、前記観察部位と前記観察光学系との間の相対距離が小さくなるに伴い、前記観察部位を照明する通常光に対し、前記撮像ユニットが受ける前記特殊光の反射光の割合が増

40

50

加することで増す前記撮像ユニットにより撮像される前記特殊光の撮像信号として得られる撮像値と、前記撮像値に対する閾値とを比較する比較判別部と、前記比較判別部により前記閾値に対して前記撮像値が高いと判別されたときに前記表示部に表示される前記観察画像の観察モードを、前記特殊光によって観察を行うための画像信号を前記画像信号生成部に生成させ、前記特殊光によって前記観察部位を観察する特殊光観察モードとし、前記比較判別部により前記閾値に対して前記撮像値が低いと判別されたときに前記通常光によって観察を行うための画像信号を前記画像信号生成部に生成させ、前記通常光によって前記観察部位を観察する通常光観察モードとする、観察モードの切り替え部と、を具備することを特徴とする内視鏡システムである。

請求項2の発明は、前記撮像値は、前記撮像ユニットが撮像する前記特殊光の反射光の光量と、前記特殊光が前記観察部位を照射した際、前記特殊光による前記観察部位の照射面積を示す前記特殊光の面積と、前記照射面積の径の大きさを示す前記特殊光の径の大きさと、のいずれかであることを特徴とする。

請求項3の発明は、前記第1の出射部は略円形形状を有し、前記第2の出射部は略中空円形形状を有し、前記第1の出射部は前記第2の出射部の中空部に配設され前記第2の出射部に対し同心円状に配置されていることを特徴とする。

請求項4の発明は、前記挿入部にて、前記第1の出射部及び前記第2の出射部よりも前記通常光と前記特殊光とが出射する光の進行方向の前方に位置して配設された照明レンズを有し、前記照明レンズは、前記第1の出射部から出射する前記特殊光を、該特殊光の進行方向の前方において集光するように配光し、更に、前記第2の出射部より出射する前記通常光を前記特殊光の収束した位置よりも該通常光の進行方向の前方まで前記特殊光よりも広がった配光とすることを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、通常光観察と特殊光観察との切り替え操作を簡単に行うことができ、小型な内視鏡システムを提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0016】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

図1乃至図6Bを参照して第1の実施形態について説明する。

図1に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、モニタ16と、画像処理装置（例えばビデオプロセッサ）18とを備えている。

【0017】

内視鏡システム10は、モニタ16に表示される観察画像の観察モードを、後述する通常光観察を行う通常光観察モードと特殊光観察（狭帯域観察（Narrow Band Imaging：NBI（登録商標）））を行う特殊光観察モードとのいずれかに切り替えて、被検体内の観察部位を観察する。

通常光観察では、後述する通常光が使用される。通常光観察とは、通常光によって観察部位を観察することを示す。また特殊光観察では、後述する特殊光が使用される。特殊光観察とは、特殊光によって観察部位を観察することを示す。

【0018】

内視鏡12は、被検体に挿入される細長い挿入部22と、この挿入部22の基端部に配設された操作部24とを備えている。

【0019】

操作部24は、操作部本体32と、ユニバーサルコード34とを備えている。ユニバーサルコード34は、操作部本体32から延出され、光源装置14や画像処理装置18に着脱可能なコネクタ36を備えている。

【0020】

このコネクタ36は、電気コネクタ36aと、ライトガイドコネクタ36bとを備えている。

10

20

30

40

50

電気コネクタ 36 a は、画像処理装置 18 の延長コネクタ 18 a に着脱可能である。この電気コネクタ 36 a が延長コネクタ 18 a に接続されると、電気コネクタ 36 a と画像処理装置 18 とは、電氣的に接続される。すなわち、内視鏡 12 の電氣的部分は、画像処理装置 18 によって制御される。

ライトガイドコネクタ 36 b は、光源装置 14 に着脱可能である。ライトガイドコネクタ 36 b が光源装置 14 に接続されると、ライトガイドコネクタ 36 b と光源装置 14 の後述する図示しない照明光源とは、光学的に接続される。

【0021】

操作部本体 32 には、挿入部 22 の後述する湾曲部 54 を湾曲操作させる湾曲操作ノブ 42 が配設されている。また、操作部本体 32 には、さらに、挿入部 22 の先端部に対して近接した位置に配設された生体組織等を吸引するときに操作される吸引スイッチ 44 a と送気・送水スイッチ 44 b とを有するスイッチ部 44 が配設されている。スイッチ部 44 は、操作部本体 32 が術者に把持された際に、術者の手によって操作される。

10

【0022】

挿入部 22 は、先端側から基端側に向かって、先端硬質部 52 と、湾曲部 54 と、可撓管 56 とを備えている。

【0023】

可撓管 56 は、適度な可撓性を有し、操作部本体 32 から延出されている。湾曲部 54 は、可撓管 56 の内部を挿通しているワイヤ（図示せず）によって、操作部 24 の湾曲操作ノブ 42 と接続されている。このため、湾曲部 54 は、操作部 24 の湾曲操作ノブ 42 の操作によって、所望の方向に湾曲される。

20

【0024】

図 2 A に示すように、先端硬質部 52 には、照明光学系 62 と、観察光学系 64 と、処置具挿通チャンネル 66 とが配設されている。これら照明光学系 62、観察光学系 64 および処置具挿通チャンネル 66 は、湾曲部 54 および可撓管 56 を挿通して操作部 24 にまで配設されている。このうち、照明光学系 62 および観察光学系 64 は、挿入部 22 の先端部から、操作部本体 32 を介してユニバーサルコード 34 の端部のコネクタ 36 にまで挿通されている。図 1 に示すように、処置具挿通チャンネル 66 の基端部、すなわち、鉗子などの挿入位置には、鉗子栓 66 a が配設されている。

【0025】

30

照明光学系 62 は、図 2 B に示すように、照明光学系 62 の先端である照明レンズ 82 と、照明レンズ 82 の基端側に配設されるフィルタ 83 と、フィルタ 83 の基端側に配設されたライトガイド 84 とを備えている。

【0026】

ライトガイド 84 の入射端面 84 a はライトガイドコネクタ 36 b に配設され、出射端面 84 b は挿入部 22 の先端部に配設されている。すなわち、ライトガイド 84 は、挿入部 22 および操作部 24 のほぼ全体にわたって挿通されている。

【0027】

このライトガイド 84 は、多数のファイバが一方向に揃えられた状態で 1 つに束ねられて断面が円形に形成されている。1 つ 1 つのファイバは、例えば多成分系ガラスや石英などにより形成されている。このように形成されたライトガイド 84 は、照明光源から出射される白色光（380 nm ~ 750 nm の波長域の光）を少ない伝送ロスで導光（伝送）することが可能である。

40

【0028】

入射端面 84 a に対向する位置には、光源装置 14 の照明光源が配設されている。なお、この照明光源と入射端面 84 a との間には、図示しない集光レンズが配設されている。このため、照明光源から発せられた光は、入射端面 84 a に集光された状態で入射される。入射端面 84 a に入射された光は、ライトガイド 84 を通して出射端面 84 b から出射されて、フィルタ 83 を介して照明レンズ 82 から内視鏡 12 の外部に出射される。

【0029】

50

この出射端面 8 4 b に対向する位置には、例えばガラス製また樹脂製のフィルタ 8 3 が固定されている。つまりフィルタ 8 3 は、照明レンズ 8 2 と出射端面 8 4 b との間に固定して配設され、挿入部 2 2 の先端部に固定して配設されていることとなる。

【 0 0 3 0 】

図 2 B と図 2 C と図 3 とに示すように、このフィルタ 8 3 は、ライトガイド 8 4 によって導光された白色光を、特殊光と通常光として出射する出射部である。詳細には、図 3 に示すようにフィルタ 8 3 は、ライトガイド 8 4 によって導光された白色光において、所望な狭帯域の波長の光（狭帯域光）のみを透過させこの光を特殊光として照明レンズ 8 2 に向かって出射する第 1 の出射部である特殊光出射部 8 3 a と、この所望な狭帯域の波長の光を含む波長域の光（白色光）を透過させこの光を通常光として照明レンズ 8 2 に向かっ

10

【 0 0 3 1 】

特殊光出射部 8 3 a は、所望な狭帯域の波長の光のみを透過させ、出射させる例えばバンドパスフィルタである。所望な狭帯域の波長の光とは、所望な波長を中心とする所望な波長域の光である。本実施形態の場合、例えば略 4 1 5 nm の波長を中心とする略 3 9 0 nm ~ 略 4 4 5 nm の狭帯域の光と、略 5 4 0 nm の波長を中心とする略 5 3 0 nm ~ 略 5 5 0 nm の狭帯域の光とを示す。前者の光は青色であり、後者の光は緑色である。

特殊光出射部 8 3 a から出射される特殊光は、特殊光観察のために用いられる。つまり特殊光出射部 8 3 a は、特殊光観察に用いられ、その際、所望な狭帯域の波長の光である特殊光を、照明レンズ 8 2 を介して被検体内の観察部位に向けて出射する。

20

【 0 0 3 2 】

この狭帯域観察は、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい狭帯域化された 2 つの波長の光を照射することにより、粘膜表層の毛細血管、粘膜微細模様の強調表示を実現する。一般的には、血管を高いコントラストで観察するために、血液に強く吸収される特徴と、粘膜表層で強く反射・散乱される特徴とを併せ持つ光の利用とが着目されている。そのために粘膜表層の毛細血管観察用に上述した青色の狭帯域光（狭帯域が略 3 9 0 nm ~ 略 4 4 5 nm の光）と、深部の太い血管観察と粘膜表層の毛細血管とのコントラストを強調するために上述した緑色の狭帯域光（狭帯域が略 5 3 0 nm ~ 略 5 5 0 nm の光）とが使用される。

【 0 0 3 3 】

また通常光出射部 8 3 b において、所望な狭帯域の波長の光を含む光（白色光）とは、略 3 9 0 nm ~ 略 4 4 5 nm の狭帯域の光と略 5 3 0 nm ~ 略 5 5 0 nm の狭帯域の光とを含む 3 8 0 nm ~ 7 5 0 nm の波長域における可視光であり、白色光である。つまり通常光出射部 8 3 b は、ライトガイド 8 4 によって導光された白色光を透過させ、出射させる。

30

通常光出射部 8 3 b から出射される通常光は、通常光観察のために用いられる。つまり通常光出射部 8 3 b は、通常光観察に用いられ、その際、特殊光を含む白色光である通常光を、照明レンズ 8 2 を介して被検体内の観察部位に向けて出射する。

【 0 0 3 4 】

このようにフィルタ 8 3 は、ライトガイド 8 4 によって導光される光の光学特性を変更する光学特性変更部材でもある。

40

【 0 0 3 5 】

図 2 C に示すように特殊光出射部 8 3 a は略円形形状を有し、通常光出射部 8 3 b は略中空円形形状を有している。特殊光出射部 8 3 a は、特殊光を観察部位の中心に向かって照射させるために、通常光出射部 8 3 b の中空部に配設され、通常光出射部 8 3 b の同心円状に配置されており、通常光出射部 8 3 b と一体である。この場合、特殊光出射部 8 3 a の径方向の大きさと、通常光出射部 8 3 b の中空部の径方向の大きさは、同一である。言い換えると、通常光出射部 8 3 b は、挿入部 2 2 の先端側において、特殊光出射部 8 3 a の周縁に配設され、特殊光出射部 8 3 a を取り囲むように配設されている。また特殊光出射部 8 3 a は、フィルタ 8 3 の径方向において、フィルタ 8 3 の中心に配設されてい

50

ることとなる。

【0036】

このようなフィルタ83（特殊光出射部83aと通常光出射部83b）は、インサート成形される。もちろんこれに限定する必要はなく、例えば2色成形であってもよい。またフィルタ83（特殊光出射部83aと通常光出射部83b）は、例えばガラスまた樹脂によって成型される。

【0037】

照明レンズ82は、フィルタ83よりも挿入部22の先端部側に配設されている。つまり照明レンズ82は、フィルタ83よりも通常光と特殊光との進行方向の前方に配設されている。

10

【0038】

照明レンズ82は、出射端面84bを介してフィルタ83から出射された光（通常光と特殊光）を内視鏡12の外部（観察部位）に向けて出射する。このとき照明レンズ82は、通常光と特殊光とを、挿入部22の前方である観察光学系64の観察視野（撮像素子74aの撮像視野）内に向けて出射する。

【0039】

またこのとき、照明レンズ82は、特殊光を撮像素子74aの撮像範囲内に集光させる性質を有している。より詳細には、照明レンズ82は、特殊光出射部83aに対向する中央部の照射角は狭く、通常光出射部83bに対向する周縁部の照射角は広い形状を有している。

20

【0040】

これにより照明レンズ82は、特殊光を通常光よりも照明レンズ82側に集光し、通常光を特殊光の集光位置よりも通常光と特殊光との進行方向の前方に配光する。照明レンズ82は、例えば図3に示すように特殊光を例えば照明レンズ82側である照明レンズ82から上述した進行方向の前方に向かって略50mmの位置に集光させる。略50mmの位置が特殊光の集光位置となる。また照明レンズ82は、通常光を集光位置よりも上述した進行方向の前方に配光する。つまり照明レンズは、通常光を例えば照明レンズ82から前方に向かって、略50mmよりも遠方に拡散させることとなる。

【0041】

例えば照明レンズ82が観察部位に最も接近すると、後述する図6Bに示すように特殊光が通常光よりも観察部位に多く照射されることとなる。この最も接近とは、照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mmであることを示す。

30

また例えば照明レンズ82が観察部位から最も離間すると、後述する図6Aに示すように通常光が特殊光よりも観察部位に多く照射されることとなる。この最も離間とは、照明レンズ82と観察部位との相対距離は例えば50mmであることを示す。

また照明レンズ82が観察部位から接近または離間すると、特殊光と通常光との一方が他方よりも観察部位に多く照射されることとなる。

【0042】

図2Dに示すように観察光学系64は、対物レンズユニット72と、この対物レンズユニット72の基端部に配設された撮像ユニット74と、この撮像ユニット74の基端部から延出された信号ケーブル76とを備えている。

40

撮像ユニット74は、例えばCCDやCMOS等の撮像素子74aを備えている。この撮像素子74aは、通常光による観察特性だけでなく、特殊光を被写体に照明したときに特殊光による観察像を撮像可能な観察特性を備えている。すなわち、撮像素子74aは、通常光による波長を取り込む通常光観察だけでなく、特殊光による波長を取り込む特殊光観察を行えるように、適宜に感度が設定されたものが使用されている。したがって、この撮像素子74aは、広帯域のものが使用されている。また、撮像素子74aは、適宜の波長を強調して撮像可能であり、すなわち、適宜の波長の光をカットする例えば電子フィルタを有することが好ましい。

【0043】

50

このように撮像素子74aは、フィルタ83（特殊光出射部83aと通常光出射部83b）を介して照明レンズ82から出射され、観察部位によって反射された特殊光の反射光と観察部位によって反射された通常光の反射光とを撮像（受光）する。

【0044】

この撮像素子74aは、画像処理装置18に電氣的に接続された状態で使用される。この撮像素子74aからは複数の信号線が延出されている。これら信号線は、信号ケーブル76の内部にまとめられている。信号ケーブル76は、電気コネクタ36aに電氣的に接続されている。

【0045】

対物レンズユニット72は、複数のレンズが組み合わせられたレンズ系を備えている。これらレンズは、軸方向に沿って可動可能に配設されている。このため、撮像素子74aは、被写体像の焦点を撮像素子74a上で結んだ状態で被写体像を撮像可能である。

10

【0046】

図1に示すように光源装置14は、内視鏡12に着脱自在に装着される。光源装置14は、内視鏡12に照明光を供給するために、照明光をライトガイドコネクタ36bを介してライトガイド84に向けて出射する図示しない照明光源を有している。照明光源は、例えばキセノンランプ等である。またこの照明光は、380nm～750nmの波長域の白色光である。

【0047】

モニタ16は、画像処理装置18に着脱自在に接続され、画像処理装置18（後述する画像信号生成部18b）が生成した画像信号を基に、観察画像を表示する表示部である。

20

【0048】

画像処理装置18は、延長コネクタ18aを介して内視鏡12に着脱自在に接続される。

この画像処理装置18は、図4に示すように、撮像素子74aが撮像する特殊光の反射光と通常光の反射光とを基に、通常光観察における観察部位の観察画像のための画像信号と特殊光観察における観察部位の観察画像のための画像信号とを生成する画像信号生成部18bと、観察モードが通常光観察モードと特殊光観察モードとのいずれかに切り替わる際に、切り替えのための所望な値であり、撮像素子74aが撮像する特殊光の後述する撮像値に対する閾値を記憶する記憶部18cと、照明レンズ82と観察部位との間の相対距離に対応して変化する値である上述した特殊光の撮像値とこの撮像値に対する閾値とを比較し、撮像値が閾値よりも高いか否かを判別する比較判別部18dと、比較判別部18dの比較結果に応じて観察モードを特殊光観察モードと通常光観察モードとのいずれかに切り替える切り替え部18eと、内視鏡12や画像信号生成部18bや記憶部18cや比較判別部18dや切り替え部18eを制御する制御部18fと、を有している。

30

【0049】

画像信号生成部18bは、モニタ16と接続しており、生成した画像信号を、制御部18fによって画像処理させた後、モニタ16に表示させる。通常光観察のための画像信号と特殊光観察のための画像信号とは、モニタ16に表示される観察部位の観察画像の基となるものである。

40

比較判別部18dは、延長コネクタ18aと電気コネクタ36aとを介して対物レンズユニット72と接続している。

制御部18fは、照明光源の電源がONか否かを判別する判別部でもある。

画像信号生成部18bと比較判別部18dと切り替え部18eと制御部18fとは、例えばCPU等である。

【0050】

特殊光の撮像値とは、例えば特殊光の光量（光の強度）と、特殊光の面積と、特殊光の径の大きさと、上述した光量や面積や特殊光の画像信号等の積分値とのいずれかである。

【0051】

特殊光の光量とは、特殊光が特殊光出射部83aを介して照明レンズ82から観察部位

50

に向けて出射され、観察部位によって反射された際、撮像素子74aが撮像する特殊光の反射光の光量を示す。

特殊光の面積とは、特殊光が観察部位を照射した際、特殊光による観察部位の照射面積を示す。照射面積は、撮像素子74aによって撮像される撮像面積でもある。この照射面積は、モニタ16に出力される出力画像である。

特殊光の径の大きさとは、上述した特殊光による観察部位の照射面積の径の大きさを示す。

閾値とは、特殊光の光量や特殊光の面積や特殊光の径の大きさや積分値等に対する基準値であり、図示しない設定部によって所望に設定される。

このような特殊光の撮像値は、照明レンズ82と観察部位との間の相対距離に対応して変化する値である。

【0052】

詳細には、特殊光の撮像値は、相対距離が小さいほど閾値よりも高くなり、相対距離が大きいほど閾値よりも低くなる。

そのため切り替え部18eは、比較判別部18dによって特殊光の撮像値が閾値よりも高いと判別された際に、特殊光観察のための画像信号を画像信号生成部18bに生成させ、観察モードを特殊光観察モードに切り替え、比較判別部18dによって特殊光の値が閾値よりも低いと判別された際に、通常光観察のための画像信号を画像信号生成部18bに生成させ、観察モードを通常光観察モードに切り替える。

つまり特殊光の撮像値が閾値よりも高い（相対距離が小さい）と、観察モードは特殊光観察モードに切り替わる。また特殊光の撮像値が閾値よりも低い（相対距離が大きい）と、観察モードは通常光観察モードに切り替わる。

【0053】

なお照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mm未満となるように照明レンズ82が観察部位に接近すると、特殊光が通常光よりも観察部位に多く照射され、撮像素子74aは特殊光の反射光を通常光の反射光よりも多く撮像する。よって特殊光の撮像値が閾値よりも高くなり、切り替え部18eは観察モードを特殊光観察モードに切り替える。

【0054】

また照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば50mm以上となるように照明レンズ82が観察部位から離間すると、通常光が特殊光よりも観察部位に多く照射され、撮像素子74aは特殊光の反射光を通常光の反射光よりも多く撮像する。よって特殊光の撮像値が閾値よりも低くなり、切り替え部18eは、観察モードを通常光観察モードに切り替える。

【0055】

また照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mmから50mmの間に位置すると、通常光と、通常光とほぼ同量の特殊光とが観察部位に照射され、撮像素子74aは特殊光と通常光をほぼ同量撮像する。そのため比較判別部18dは、切り替え部18eが観察モードを通常光観察モードと特殊光観察モードとのいずれかに切り替えるために、特殊光の撮像値と閾値との比較を行う。

【0056】

このように画像処理装置18は、通常光観察モードと、特殊光観察モードとの切り替えを制御する。内視鏡12の電気的部分は画像処理装置18に電気的に接続されているので、通常光観察モードと特殊光観察モードとの切り替え状態は、画像処理装置18（切り替え部18e）により制御される。

次に本実施形態の動作方法について図5と図6Aと図6Bを参照して説明する。

電気コネクタ36aは延長コネクタ18aと接続し、ライトガイドコネクタ36bは光源装置14に接続する。これにより電気コネクタ36aと画像処理装置18とは電気的に接続され、ライトガイドコネクタ36bと図示しない照明光源とは光学的に接続される。またこれにより内視鏡12は、光源装置14と画像処理装置18とに接続する（Step

10

20

30

40

50

1)。

【0057】

挿入部22は、被検体に挿入される(Step2)。

【0058】

照明光源の電源がONになると、照明光源は白色光を出射する。この白色光は、ライトガイドコネクタ36bを通じてライトガイド84によって挿入部22の先端側まで導光され、フィルタ83を通じて照明レンズ82から出射される。このとき、白色光は特殊光出射部83aを通じて特殊光として照明レンズ82から出射され、また白色光は通常光出射部83bを通じて通常光として照明レンズ82から出射される(Step3)。

【0059】

これにより観察部位は、通常光と特殊光とによって照射される。このとき、撮像素子74aは、観察部位から反射する通常光の反射光と特殊光の反射光とを撮像する(Step4)。

【0060】

このとき切り替え部18eは、撮像素子74aが撮像する特殊光と通常光との反射光において、通常光の反射光を基に、画像信号生成部18bに通常光観察のための画像信号を生成させる。つまり通常光観察のための画像信号が画像信号生成部18bによって生成される。言い換えると、切り替え部18eは、観察モードを通常光観察モードに切り替える。この画像信号は、制御部18fによって画像処理され、モニタ16に、通常光観察に用いられる観察部位の撮像画像(観察画像)として表示される。これによりモニタ16には、通常光によって照射され、通常光観察に用いられる観察部位の観察画像が表示される。このようにして観察モードは、通常光観察モードとなる(Step5)。

【0061】

次に比較判別部18dは、撮像素子74aが撮像する特殊光の撮像値と閾値とを比較し、撮像値が閾値よりも高いか否かを判別する(Step6)。例えば特殊光の撮像値が特殊光の光量である場合、比較判別部18dは、撮像素子74aが撮像した反射光の光量と、この光量に対する閾値とを比較する。この反射光とは、観察部位から反射し、撮像素子74aが撮像した特殊光である。

【0062】

比較判別部18dが比較した結果、例えば特殊光の撮像値が閾値よりも低い場合(Step6:No)、照明光源の電源がONか否かが制御部18fによって判別される(Step7)。

【0063】

照明光源の電源がONである場合(Step7:Yes)、Step5に戻る。つまり切り替え部18eは、観察モードを切り替えず、通常光観察のための画像信号が画像信号生成部18bによって生成され、観察モードは通常光観察モードのままである。よってモニタ16には、通常光によって照射され、通常光観察に用いられる観察部位の観察画像が表示される。

【0064】

また照明光源の電源がOFFである場合(Step7:No)、動作は終了となる。

【0065】

本実施形態において、上述したように照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば50mm以上となる場合や、照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mmから50mmの間に位置する場合に比較判別部18dが特殊光の撮像値と閾値とを比較し特殊光の撮像値が閾値よりも低いと判別した場合、通常光が特殊光よりも観察部位に多く照射され、撮像素子74aは通常光の反射光を特殊光の反射光よりも多く撮像することを示す。つまりモニタ16には、図6Aに示すように通常光を照射された観察部位の領域16aが特殊光を照射された観察部位の領域16bよりも大きくなる。よって切り替え部18eは、観察モードを通常光観察モードに切り替える。

【0066】

10

20

30

40

50

また比較判別部18dが比較した結果、例えば特殊光の撮像値が閾値よりも高い場合 (Step 6: Yes)、切り替え部18eは、撮像素子74aが撮像する特殊光と通常光との反射光において、特殊光の反射光を基に、画像信号生成部18bに特殊光観察のための画像信号を生成させる。つまり特殊光観察のための画像信号が画像信号生成部18bによって生成される。言い換えると、切り替え部18eは、観察モードを特殊光観察モードに切り替える。このようにして観察モードは、特殊光観察モードとなる (Step 8)。

【0067】

この状態で、撮像素子74aが特殊光の反射光を撮像すると、この反射光は画像信号として画像処理され、モニタ16に、特殊光観察に用いられる観察部位の撮像画像 (観察画像) として表示される。これによりモニタ16には、特殊光によって照射され、特殊光観察に用いられる観察部位の観察画像が表示される (Step 9)。

10

【0068】

次に比較判別部18dは、撮像素子74aが撮像する特殊光の撮像値と閾値とを比較し、撮像値が閾値よりも高いか否かを判別する (Step 10)。

【0069】

比較判別部18dが比較した結果、例えば特殊光の撮像値が閾値よりも高い場合 (Step 10: Yes)、照明光源の電源がONか否かが制御部18fによって判別される (Step 11)。

【0070】

照明光源の電源がONである場合 (Step 11: Yes)、Step 8に戻る。つまり切り替え部18eは、観察モードを切り替えず、特殊光観察のための画像信号が画像信号生成部18bによって生成され、観察モードは特殊光観察モードのままである。よってモニタ16には、特殊光によって照射され、特殊光観察に用いられる観察部位の観察画像が表示される。

20

【0071】

また照明光源の電源がOFFである場合 (Step 11: No)、動作は終了となる。

【0072】

本実施形態において、上述したように照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mm未満となる場合や、照明レンズ82と観察部位との相対距離が例えば10mmから50mmの間に位置する場合に比較判別部18dが特殊光の撮像値と閾値とを比較し特殊光の撮像値が閾値よりも高いと判別した場合、特殊光が通常光よりも観察部位に多く照射され、撮像素子74aは特殊光の反射光を通常光の反射光よりも多く撮像することを示す。つまりモニタ16には、図6Bに示すように特殊光を照射された観察部位の領域16bが通常光を照射された観察部位の領域16aよりも大きくなる。よって切り替え部18eは、観察モードを特殊光観察モードに切り替える。

30

【0073】

また比較判別部18dが比較した結果、例えば特殊光の撮像値が閾値よりも低い場合 (Step 10: No)、Step 5に戻る。つまり切り替え部18eは、この比較結果に応じて観察モードを通常光観察モードに切り替える。

【0074】

このように本実施形態では、照明レンズ82と観察部位との相対距離に対応して変化する特殊光の撮像値を基に、この特殊光の撮像値と閾値とを比較することで、照明レンズ82と観察部位との相対距離に対応して通常光観察と特殊光観察との切り替え操作を簡単に行うことができる。

40

【0075】

また本実施形態では、フィルタ83 (特殊光出射部83aと通常光出射部83b) によって特殊光と通常光とを出射させることができ、上述したように通常光観察と特殊光観察との切り替えをできる。そのため本実施形態では、フィルタを切り替える機構を不要とし、または挿入部22の先端部に通常光観察と特殊光観察とを切り替えるための切り替え機構を不要としている。よって本実施形態では、挿入部22の先端部を細径にすることがで

50

き、内視鏡システムを小型にすることができる。

【0076】

また本実施形態では、フィルタ83の中心に特殊光出射部83aを配設することで、特殊光観察時において、モニタ16の中心部に特殊光観察による観察部位の観察画像を表示させることができ、特殊光観察を容易に行うことができる。

【0077】

また本実施形態では、照明レンズ82によって特殊光を通常光よりも照明レンズ82側に集光させ、通常光を特殊光の集光位置よりも通常光と特殊光との進行方向の前方に配光させている。これにより本実施形態では、通常光観察時において、照明レンズ82と観察部位との相対距離が大きくなるほど特殊光が通常光観察時の観察画像に含まれることを低下させることができる。

10

【0078】

なお本実施形態では、フィルタ83の中心に特殊光出射部83aを配設したが、特殊光が通常光観察時の観察画像に含まれることを低下できれば、これに限定する必要はない。図7に示すように例えば特殊光出射部83aはフィルタ83の周縁側に配設され、通常光出射部83bは特殊光出射部83aを取り囲むようにフィルタ83に配設されていてもよい。

【0079】

またフィルタ83の構造は、上記に限定する必要はない。フィルタ83において、例えばフィルタ83の中心部には特殊光を出射させるコーティングが形成されていてもよい。この場合、フィルタ83の周縁部からは上記同様に通常光が出射すればよい。

20

【0080】

またフィルタ83は、通常光を透過させ、出射させるリング部材と、このリング部材の中空部に嵌合し、特殊光を透過させ、出射させる嵌合部材とから構成されていてもよい。この場合、リング部材の中空部の大きさは、嵌合部材の大きさと略同一である。

【0081】

次に図8を参照して第2の実施形態について説明する。第1の実施形態と同一の構成については第1の実施形態と同一の参照符号を付すことにより説明を省略する。

上述した第1の実施形態は、照明光源から白色光を出射させ、フィルタ83において、この白色光において特殊光を特殊光出射部83aから出射させ、通常光(白色光)を通常光出射部83bから出射させる。しかしながらこれに限定する必要はない。

30

【0082】

本実施形態では、操作部24には、特殊光を出射する例えばLED等の特殊光光源部100aと、通常光(白色光)を出射する例えばLED等の通常光光源部100bとが配設されている。

【0083】

また特殊光光源部100aには、特殊光のための特殊光ライトガイド102の入射端面102aが配設されている。また特殊光ライトガイド102の出射端面102bは挿入部22の先端部(照明レンズ82の近傍)に配設されている。

【0084】

また通常光光源部100bには、通常光のための通常光ライトガイド104の入射端面104aが配設されている。また通常光ライトガイド104の出射端面104bは挿入部22の先端部(照明レンズ82の近傍)に配設されている。

40

【0085】

特殊光光源部100aと通常光光源部100bとは、回路基板106に配設されている。回路基板106には、コード106aが延出されている。このコード106aは、ユニバーサルコード34を挿通し、ユニバーサルコード34の端部のコネクタ36に挿通されている。電気コネクタ36aが延長コネクタ18aと接続し、画像処理装置18が電力を内視鏡12に供給すると、画像処理装置18から出力される入力信号がコード106aと回路基板106を通じて特殊光光源部100aと通常光光源部100bとに入力される。

50

これにより特殊光光源部 100a は特殊光を出射し、通常光光源部 100b は通常光を出射する。このように特殊光光源部 100a は、特殊光を出射する第 1 の出射部であり、通常光光源部 100b は通常光を出射する第 2 の出射部である。

【0086】

特殊光ライトガイド 102 と通常光ライトガイド 104 とは、挿入部 22 および操作部 24 のほぼ全体にわたって挿通されている。

【0087】

なお挿入部 22 の先端側における出射端面 102b と出射端面 104b との配置関係において、第 1 の実施形態と同様に、出射端面 102b は略円形形状を有し、出射端面 104b は略中空円形形状を有している。特殊光ライトガイド 102 は、通常光ライトガイド 104 の中空部に配設され、通常光ライトガイド 104 の同心円状に配置されている。この場合、特殊光ライトガイド 102 の径方向の大きさと、通常光ライトガイド 104 の中空部の径方向の大きさは、同一である。言い換えると、通常光ライトガイド 104 は、特殊光ライトガイド 102 の周縁に配設され、特殊光ライトガイド 102 を取り囲むように配設されている。

10

【0088】

つまり特殊光ライトガイド 102 の先端側は、照明光学系 62 の径方向における中心部に配設され、通常光ライトガイド 104 の先端側は、照明光学系 62 の径方向における周辺部に配設され、特殊光ライトガイド 102 の先端側を取り囲むように配設されている。

【0089】

また本実施形態では、フィルタ 83 が配設されていない。

上記以外の構成は、第 1 の実施形態と略同様であるために詳細な説明は省略する。

20

【0090】

このように本実施形態では、特殊光と通常光とのためのそれぞれの光源である特殊光光源部 100a と通常光光源部 100b とを配設し、フィルタ 83 とを不要としているために、挿入部 22 の先端部をより細径にすることができる。

【0091】

また本実施形態では、特殊光と通常光との光源を分けているために、特殊光と通常光との光量を低下させることなく、特殊光による観察画像と通常光による観察画像とを明瞭にモニタ 16 に表示させることができ、それぞれの観察を容易にすることができる。

30

【0092】

次に図 9A と図 9B とを参照して第 3 の実施形態について説明する。第 1 と第 2 との実施形態と同一の構成については第 1 と第 2 との実施形態と同一の参照符号を付すことにより説明を省略する。

【0093】

上述した第 2 の実施形態は、特殊光光源部 100a を配設したがこれに限定する必要はない。特殊光光源部 100a の代わりに、図 9A に示すように、例えば蛍光観察 (Auto Fluorescence Imaging: 以下、AFI) のために、コラーゲンなどの蛍光物質からの自家蛍光を観察するための励起光 (略 390nm ~ 略 470nm の波長域) と血液中のヘモグロビンに吸収される波長 (略 540 ~ 略 560nm の波長域) の光とを出射する蛍光光源部 100c が配設されていてもよい。この場合、蛍光光源部 100c は、蛍光 (特殊光) を出射する第 1 の出射部となり、特殊光ライトガイド 102 は、蛍光のためのライトガイドとなる。

40

【0094】

蛍光光源部 100c は、特殊光光源部 100a の代わりに配設されると、回路基板 106 から延出されるコード 106a を通じて制御部 18f に切り替わった旨の信号を出力する。これにより内視鏡システム 10 は、観察モードを通常光観察モードと蛍光観察を行う蛍光観察モードとのいずれかに切り替えて、被検体内の観察部位を観察する。蛍光観察モードは、特殊光観察モードにおける特殊光を蛍光に変えたのみであるため、動作等は第 1 の実施形態と略同様である。そのため詳細な説明は省略する。

50

【0095】

また特殊光光源部100aの代わりに、図9Bに示すように、例えば赤外光観察（Infra Red Imaging：以下、IRI）のために、2つの赤外光（略790nm～略820nmの波長域の光と、略905nm～略970nmの波長域の光）を照射する赤外光光源部100dが配設されていてもよい。この場合、赤外光光源部100dは、赤外光（特殊光）を出射する第1の出射部となり、特殊光ライトガイド102は、赤外光のためのライトガイドとなる。

【0096】

赤外光光源部100dは、特殊光光源部100aの代わりに配設されると、回路基板106から延出されるコード106aを通じて制御部18fに切り替わった旨の信号を出力する。これにより内視鏡システム10は、観察モードを通常光観察モードと赤外光観察を行う赤外光観察モードとのいずれかに切り替えて、被検体内の観察部位を観察する。赤外光観察モードは、特殊光観察モードにおける特殊光を赤外光に変えたのみであるため、動作等は第1の実施形態と略同様である。そのため詳細な説明は省略する。

10

【0097】

なお上記に限定する必要はなく、特殊光光源部100aと通常光光源部100bとからなる第1の出射ユニットを、蛍光光源部100cと通常光光源部100bとからなる第2の出射ユニットと、赤外光光源部100dと通常光光源部100bとからなる第3の出射ユニットとのいずれかに交換する形状であってもよい。

【0098】

これにより本実施形態では、特殊光観察のみならず、蛍光観察や赤外光観察を行うことができる。

20

【0099】

また図示しないターレットが操作部内に配設され、このターレットが特殊光光源部100aと蛍光光源部100cと赤外光光源部100dとを保持してもよい。この場合、ターレットが回転することで、特殊光光源部100aと蛍光光源部100cと赤外光光源部100dとのいずれかが、入射端面102aに配設され、特殊光観察と蛍光観察と赤外光観察とのいずれかが行われる。

【0100】

これにより本実施形態では、ターレットによって特殊光光源部100aと蛍光光源部100cと赤外光光源部100dとの交換を簡易にすることができ、特殊光観察と蛍光観察と赤外光観察との切り替えの手間を省くことができる。

30

【0101】

次に図10を参照して第4の実施形態について説明する。第1乃至第3の実施形態と同一の構成については第1乃至第3の実施形態と同一の参照符号を付すことにより説明を省略する。

本実施形態は、上述した第2の実施形態における特殊光ライトガイド102の代わりに液体ライトガイド108を用いる。この場合、特殊光光源部100aには、特殊光のための液体ライトガイド108の入射端面108aが配設されている。また液体ライトガイド108の出射端面108bは挿入部22の先端部（照明レンズ82の近傍）に配設されている。

40

【0102】

これにより本実施形態では、液体ライトガイド108によって例えば特殊光（略415nmの波長を中心とする略390nm～略445nmの狭帯域の青色の光）の減衰を防止することができるために、液体ライトガイド108内における特殊光の透過性を高めることができる。よって本実施形態では、特殊光の光量を低下させることなく観察部位に特殊光を照射することができる。

【0103】

なお本実施形態では、上述した第1の実施形態と第3の実施形態とを組み合わせることもできる。

50

【0104】

また本発明は、被検体内に挿入されるカプセル型内視鏡130にも利用することができる。この場合、カプセル型内視鏡130は、図11Aと図11Bとに示すように、特殊光を出射する例えばLED等の第1の出射部である特殊光光源131と、通常光である白色光を出射する例えばLED等の第2の出射部である通常光光源132と、CCD等の撮像ユニット74等を有する観察光学系64と、を有している。

【0105】

特殊光光源131は、第1の実施形態と同様に略390nm～略445nmの狭帯域の青色の光と、略540nmの波長を中心とする略530nm～略550nmの狭帯域の緑色の光とを出射する。

10

【0106】

特殊光光源131は、撮像ユニット74の同心円状に配設されている。また通常光光源132は、特殊光光源131よりも外周側において撮像ユニット74の同心円状に配設されている。言い換えると、特殊光光源131は、撮像ユニット74の周縁に配設され、撮像ユニット74を取り囲むように配設されている。また通常光光源132は、特殊光光源131の周縁に配設され、特殊光光源131を取り囲むように配設されている。

【0107】

動作方法などは、第1の実施形態と略同様であるため詳細な説明は省略する。

このように本発明は、カプセル型内視鏡130にも利用することができる。またこの場合、カプセル型内視鏡130は、被検体内に挿入される挿入部とみなすことができる。

20

【0108】

本発明は、上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより種々の発明を形成できる。

【図面の簡単な説明】

【0109】

【図1】図1は、本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システムの構成を示す概略的な斜視図である。

【図2A】図2Aは、内視鏡の挿入部の先端面を示す概略図である。

【図2B】図2Bは、図2A中の2B-2B線に沿った照明光学系の概略的な断面図である。

30

【図2C】図2Cは、フィルタの概略的な斜視図である。

【図2D】図2Dは、図2A中の2D-2D線に沿った観察光学系の概略的な断面図である。

【図3】図3は、特殊光と通常光とを出射する挿入部の先端部の概略的な断面図である。

【図4】図4は、画像処理装置における構成を示すブロック図である。

【図5】図5は、本実施形態の動作方法を示すフローチャートである。

【図6A】図6Aは、モニタにおける通常光を照射された観察部位における領域と特殊光を照射された観察部位における領域との関係を示し、通常光観察モード時のモニタを示す図である。

40

【図6B】図6Bは、モニタにおける通常光を照射された観察部位における領域と特殊光を照射された観察部位における領域との関係を示し、特殊光観察モード時のモニタを示す図である。

【図7】図7は、フィルタの変形例を示すフィルタの概略的な斜視図である。

【図8】図8は、第2の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、内視鏡の内部に配設された照明光学系を示す図である。

【図9A】図9Aは、第3の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、内視鏡の内部に配設された蛍光観察用の照明光学系を示す図である。

【図9B】図9Bは、第3の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、内視鏡の内部に配設された赤外光観察用の照明光学系を示す図である。

50

【図10】図10は、第4の実施形態に係る内視鏡システムにおいて、内視鏡の内部に配設された液体ライトガイドを含む照明光学系を示す図である。

【図11A】図11Aは、カプセル型内視鏡の内部構成を示す概略的な断面図である。

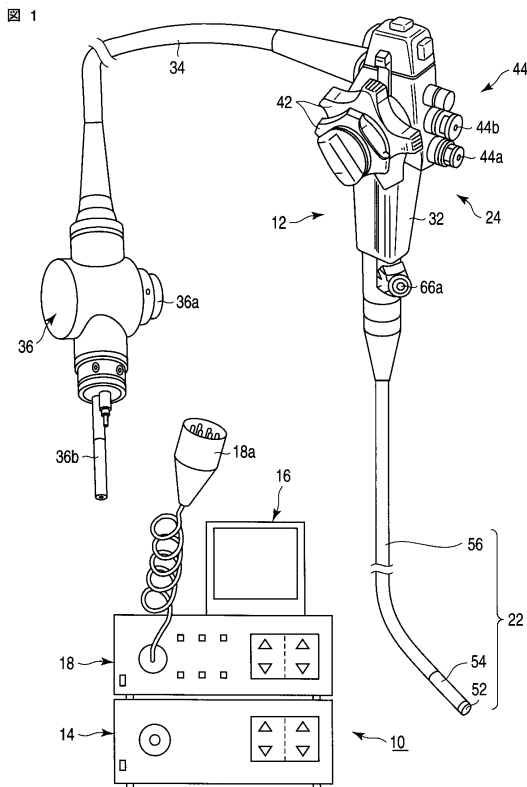
【図11B】図11Bは、図11A中の11B-11B線に沿った面を示す図である。

【符号の説明】

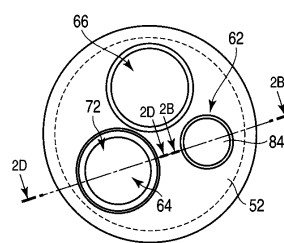
【0110】

10...内視鏡システム、12...内視鏡、14...光源装置、16...モニタ、18...画像処理装置、18b...画像信号生成部、18c...記憶部、18d...比較判別部、18e...切り替え部、18f...制御部、22...挿入部、52...先端硬質部、54...湾曲部、56...可撓管、62...照明光学系、64...観察光学系、72...対物レンズユニット、74a...撮像素子、74...撮像ユニット、76...信号ケーブル、82...照明レンズ、83...フィルタ、83a...特殊光出射部、83b...通常光出射部、84...ライトガイド、84a...入射端面、84b...出射端面。

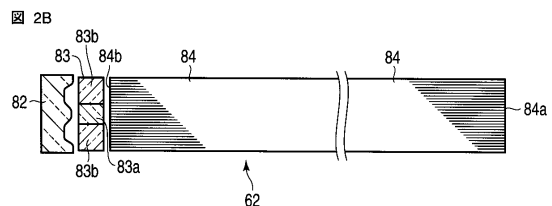
【図1】



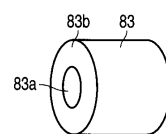
【図2A】



【図2B】

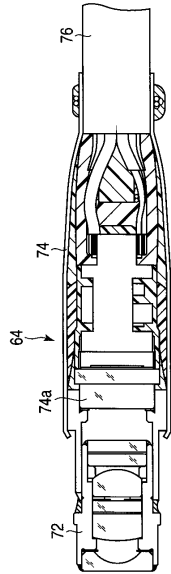


【図2C】



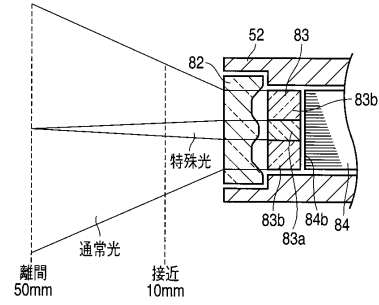
【図2D】

図2D



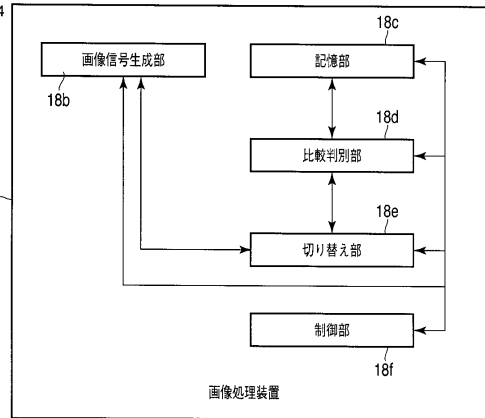
【図3】

図3



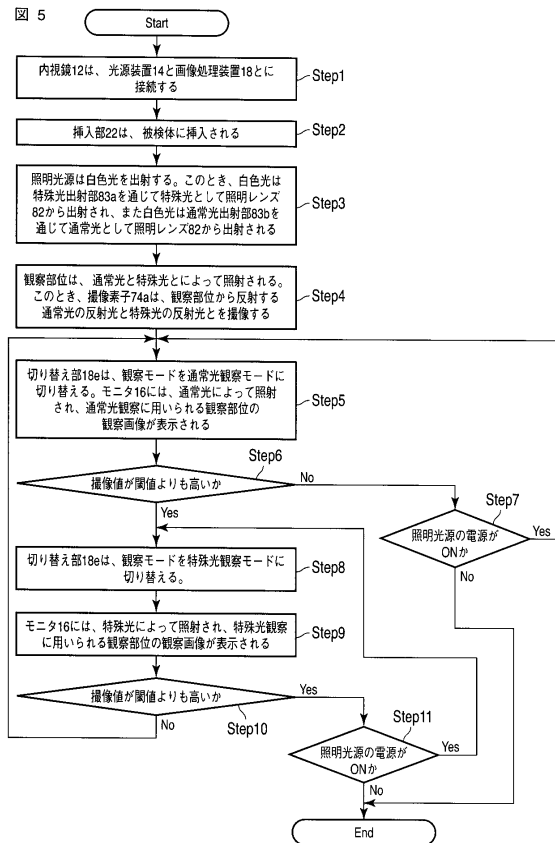
【図4】

図4



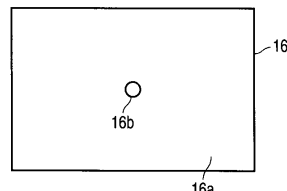
【図5】

図5



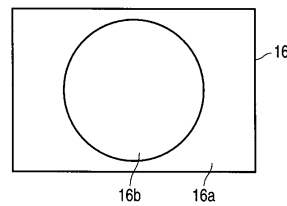
【図6A】

図6A



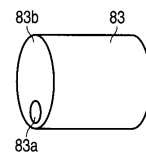
【図6B】

図6B



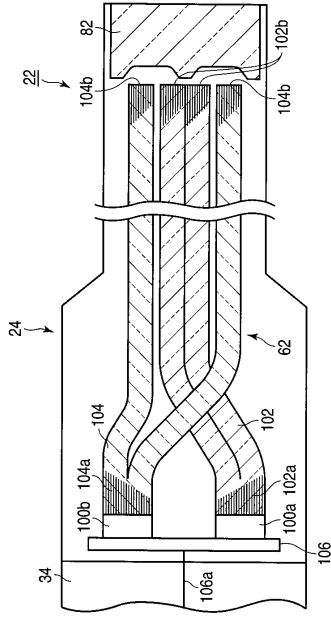
【図7】

図7



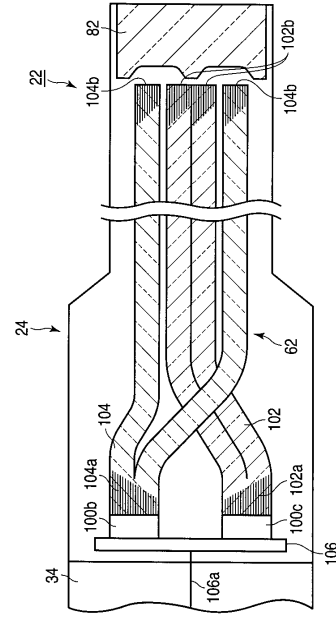
【図 8】

図 8



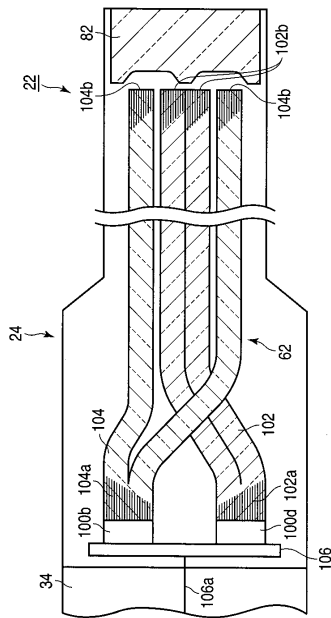
【図 9 A】

図 9A



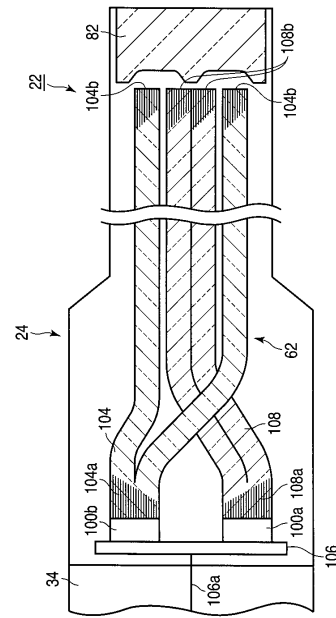
【図 9 B】


図 9B



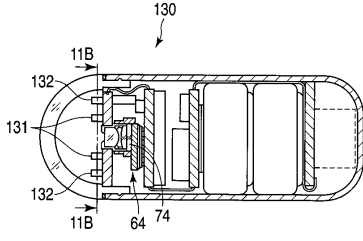
【図 10】


図 10



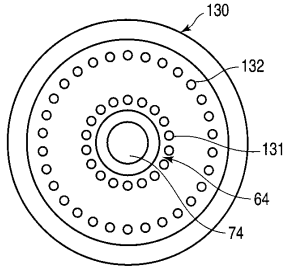
【 1 1 A】

 11A



【 1 1 B】

 11B



フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 竹腰 聡
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 郷野 孝明
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 真貝 成人
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 門田 宏

- (56)参考文献 特開平10-225426(JP,A)
特開2002-291682(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)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5394675B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2008214256	申请日	2008-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	竹腰 聡 郷野 孝明 真貝 成人		
发明人	竹腰 聡 郷野 孝明 真貝 成人		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.615 A61B1/045.640 A61B1/07.730 A61B1/07.733 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR22 4C161/CC06 4C161/DD07 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
审查员(译)	门田 弘		
其他公开文献	JP2010046354A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一个小型内窥镜系统，能够轻松切换普通光线观察和特殊光线观察。解决方案：内窥镜系统包括插入单元，安装在插入单元上用于发射特殊光的第一发射部分，用于发射安装在插入单元的尖端周围的普通光的第二发射部分，第二发射部分围绕第一发射部分，安装在插入单元上的观察光学系统，具有用于对特殊光和普通光的反射光成像的成像单元，图像信号产生单元，用于从观察点的反射光产生观察图像的图像信号。特殊光和由成像单元成像的普通光，用于显示观察图像的显示部分，用于比较特殊光的反射光的成像值的比较确定单元，其根据尖端之间的相对距离而改变观察光学系统和具有成像值阈值的观察位置，以及切换单元for将观察模式切换到特殊光或普通光的观察模式。Ž

【 图 1 】

