(19)日本国特許庁(JP)　(12)公開特許公報(A)　(11)特許出願公開番号
特開2019-63217
(P2019-63217A)
(43)公開日　平成31年4月25日(2019.4.25)

(51)Int.Cl.			F I			テーマコード（参考）
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	511	2H040
A61B	1/05	(2006.01)	A61B	1/05		4C161
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/00	731	
G02B	23/26	(2006.01)	A61B	1/06	610	
			A61B	1/06	611	

審査請求 有　請求項の数 9　ＯＬ　（全 23 頁）　最終頁に続く

(21)出願番号　特願2017-191208 (P2017-191208)
(22)出願日　平成29年9月29日 (2017.9.29)
(11)特許番号　特許第6407386号 (P6407386)
(45)特許公報発行日　平成30年10月17日 (2018.10.17)

（出願人による申告）平成２９年度、国立研究開発法人日本医療研究開発機構、「未来医療を実現する先端医療機器・システムの研究開発／先端医療機器の開発／高い安全性と更なる低侵襲化及び高難度治療を可能にする軟性内視鏡手術システムの研究開発」委託研究、産業技術力強化法第１９条の適用を受ける特許出願

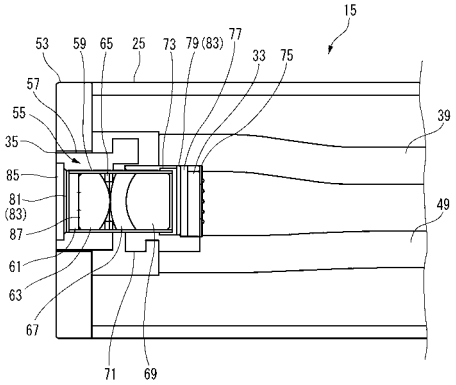
(71)出願人　000005821
パナソニック株式会社
大阪府門真市大字門真１００６番地
(74)代理人　110002000
特許業務法人栄光特許事務所
(72)発明者　長田　晃典
大阪府門真市大字門真１００６番地　パナソニック株式会社内
(72)発明者　松尾　直人
大阪府門真市大字門真１００６番地　パナソニック株式会社内
(72)発明者　花田　康行
大阪府門真市大字門真１００６番地　パナソニック株式会社内

Ｆターム(参考)　2H040 CA23　DA12　DA13　GA02

最終頁に続く

(54)【発明の名称】内視鏡及び内視鏡システム

(57)【要約】
【課題】小型化や屈曲性を妨げずに、イメージセンサにおいて撮像されることが不要な励起光の撮像面への進入による撮像画像の画質低下を抑制する。
【解決手段】内視鏡は、光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、被写体からの光を光路に入射させて結像する撮像光学系と、撮像光学系により結像された被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、撮像光学系の光路に少なくとも一つの光学部品を挟んでそれぞれ配列され、被写体からの光のうち励起光の少なくとも一部を反射又は吸収する複数の励起光カットフィルタと、を備える。
【選択図】図３



【特許請求の範囲】
【請求項１】
光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、
前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、
前記撮像光学系の前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部を反射又は吸収する複数の励起光カットフィルタと、を備える、
内視鏡。
【請求項２】
前記複数の励起光カットフィルタは、励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性が異なる光学特性を有する、
請求項１に記載の内視鏡。
【請求項３】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、反射型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／e^2以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項４】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、吸収型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／e^2以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項５】
前記複数の励起光カットフィルタのうち第１励起光カットフィルタは、前記撮像光学系と前記イメージセンサとの間に配置され、
前記複数の励起光カットフィルタのうち第２励起光カットフィルタは、前記撮像光学系の前記被写体に最も近い第１レンズより被写体側に配置される、
請求項１～４のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項６】
前記撮像光学系は、前記第１レンズより被写体側に第１の負レンズを更に有するとともに、前記第１の負レンズと前記第１レンズとの間に絞りを有し、
前記第２励起光カットフィルタは、前記第１の負レンズより前記イメージセンサ側に配置される、
請求項５に記載の内視鏡。
【請求項７】
前記励起光カットフィルタは、フィルタ面が前記光学部品であるレンズの光入射面又は光出射面に成膜される、
請求項１～６のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項８】
前記撮像光学系は、前記複数の光学部品を収容する鏡筒を有し、
前記鏡筒の内周面、及び前記光学部品であるレンズの外周側面には反射率を抑制する反射抑制面が形成されている、
請求項１～７のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項９】
請求項１～８のうちいずれか一項に記載の内視鏡と、

前記可視光により取得した可視光画像と、前記励起光により発生した蛍光画像とを表示する表示デバイスと、を備える、
内視鏡システム。
【請求項１０】
前記表示デバイスは、前記可視光画像及び前記蛍光画像を同一の画面上に、重畳又は個別に表示する、
請求項９に記載の内視鏡システム。
【請求項１１】
前記可視光と前記励起光とを交互に出力する光源装置、を更に備え、
前記可視光の照射タイミングと、前記励起光により発生した前記蛍光画像の撮像タイミングとが重複しない、
請求項９又は１０に記載の内視鏡システム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本開示は、内視鏡及び内視鏡システムに関する。
【背景技術】
【０００２】
微細病変を特殊光観察で捉える内視鏡診断が知られている。特殊光観察として、例えば体内に注入された蛍光物質（例えば試薬、色素）に励起光を照射することで生じる蛍光発光により深層の血管情報を抽出する赤外光観察が知られている。赤外光観察では、観察部位に照射した励起光の一部が反射して、蛍光とともに検出されてしまうことがある。このような場合、観察部位の状態を正確に反映していない蛍光画像が撮像されてしまう。そこで、従来の内視鏡では、励起光を遮断する励起光カットフィルタを設置し、不要な励起光をカットするようにしている（例えば特許文献１，２参照）。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】
【特許文献１】特開平１１－２４４２２０号公報
【特許文献２】特開２０１６－２０９１４３号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
しかしながら、上述した特許文献１，２などの従来の内視鏡における励起光カットフィルタの配置例では、励起光カットフィルタには角度依存特性が存在するため、本来撮像されることが好ましくない不要な励起光のイメージセンサへの入射時の入射角が大きいと、一部の励起光がイメージセンサの撮像面に進入してしまう。このため、不要な励起光がイメージセンサにおいて撮像されてしまい、撮像画像の画質低下の原因となる。また、励起光カットフィルタの角度依存特性を軽減するために、像側をテレセントリックに近い光学系にすれば、レンズ系が大きくなり、内視鏡の小型化や屈曲性の妨げとなる。
【０００５】
本開示は、上述した従来の事情に鑑みて案出され、小型化や屈曲性を妨げずに、イメージセンサにおいて撮像されることが不要な励起光の撮像面への進入による撮像画像の画質低下を抑制する内視鏡及び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】
【０００６】
本開示は、光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、前記撮像光学系の

前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部を反射又は吸収する複数の励起光カットフィルタと、を備える、内視鏡を提供する。

【０００７】

また、本開示は、内視鏡と、前記可視光により取得した可視光画像と、前記励起光により発生した蛍光画像とを表示する表示デバイスと、を備える内視鏡システムを提供する。

【発明の効果】

【０００８】

本開示によれば、小型化や屈曲性を妨げずに、イメージセンサにおいて撮像されることが不要な励起光の撮像面への進入による撮像画像の画質低下を抑制することができる。

【図面の簡単な説明】

【０００９】

【図１】本実施の形態に係る内視鏡システムの外観例を示す斜視図

【図２】図１に示した内視鏡の先端側の外観例を示す斜視図

【図３】図２に示した内視鏡の要部断面図

【図４】図３に示した撮像光学系の光線図

【図５】図４の要部拡大図

【図６】ＩＲ励起光カットフィルタの特性と励起光及び蛍光の一例を示すグラフ

【図７】図６に示した波長７００～９００ｎｍ領域の要部拡大図

【図８】イメージセンサの構造例を説明する模式図

【図９】内視鏡システムのハードウェア構成例を示すブロック図

【図１０】ＩＲ励起光を連続照射する場合の内視鏡システムによる撮像動作の一例を示すタイミングチャート

【図１１】ＩＲ励起光を連続照射する場合の内視鏡システムによる撮像動作手順の一例を示すフローチャート

【図１２】励起光がセンサ内に侵入して画質が低下した画像の説明図

【図１３】励起光の侵入が抑制されて画質が良好となった画像の説明図

【発明を実施するための形態】

【００１０】

以下、適宜図面を参照しながら、本開示に係る内視鏡及び内視鏡システムを具体的に開示した実施の形態（以下、「本実施の形態」という）を詳細に説明する。但し、必要以上に詳細な説明は省略する場合がある。例えば、既によく知られた事項の詳細説明や実質的に同一の構成に対する重複説明を省略する場合がある。これは、以下の説明が不必要に冗長になることを避け、当業者の理解を容易にするためである。なお、添付図面及び以下の説明は、当業者が本開示を十分に理解するために提供されるものであり、これらにより特許請求の範囲に記載の主題を限定することは意図されていない。

【００１１】

図１は、本実施の形態に係る内視鏡システム１１の外観例を示す斜視図である。ここで用いられる用語として、水平面に置かれたビデオプロセッサ１３の上方向と下方向をそれぞれ「上」、「下」と称する。また、内視鏡１５が観察対象を撮像する側を「前（先）」と称し、ビデオプロセッサ１３に接続される側を「後」と称する。

【００１２】

内視鏡システム１１は、内視鏡１５と、ビデオプロセッサ１３と、モニタ１７とを含む構成である。内視鏡１５は、医療用の例えば軟性鏡である。ビデオプロセッサ１３は、観察対象（例えば、人体や人体内部の患部）を撮像することで得られた撮像画像（例えば、静止画及び動画を含む）に対して画像処理する。モニタ１７は、ビデオプロセッサ１３から出力される表示信号に従って、画像を表示する。画像処理は、例えば、色補正、階調補正、ゲイン調整を含む。

【００１３】

内視鏡１５は、観察対象（被写体）を撮像する。内視鏡１５は、観察対象の内部に挿入

されるスコープ１９と、スコープ１９の後端部が接続されるプラグ部２１とを備える。また、スコープ１９は、比較的長い可撓性を有する軟性部２３と、軟性部２３の先端に設けられた剛性を有する硬性部２５とを含む構成である。スコープ１９の構造については後述する。

【００１４】

ビデオプロセッサ１３は、筐体２７を有し、撮像画像に対して画像処理を施し、画像処理後の表示信号を出力する。筐体２７の前面には、プラグ部２１の基端部２９が挿入されるソケット部３１が配置される。プラグ部２１がソケット部３１に挿入され、内視鏡１５とビデオプロセッサ１３とが電気的に接続されることで、内視鏡１５とビデオプロセッサ１３との間で電力及び各種信号（例えば映像信号、制御信号）の送受信が可能となる。これらの電力及び各種信号は、スコープ１９の内部に挿通された伝送ケーブル（図示略）を介して、プラグ部２１から軟性部２３に導かれる。また、硬性部２５の内側に設けられたイメージセンサ３３（図９参照）から出力される画像信号は、伝送ケーブルを介して、プラグ部２１からビデオプロセッサ１３に伝送される。

【００１５】

ビデオプロセッサ１３は、伝送ケーブルを介して伝送された画像信号に対し、画像処理を施し、画像処理後の画像データを表示信号に変換して、モニタ１７に出力する。

【００１６】

モニタ１７は、例えば、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）やＣＲＴ（Cathode Ray Tube）等の表示デバイスを有する。モニタ１７は、内視鏡１５によって撮像された被写体の画像を表示する。表示デバイスは、可視光により取得した可視光画像と、励起光により発生した蛍光画像とを表示する。

【００１７】

図２は、図１に示した内視鏡１５の先端側の外観例を示す斜視図である。硬性部２５の先端面には、撮像窓３５が配置される。撮像窓３５は、光学ガラスや光学プラスチック等の光学材料を含んで形成され、被写体からの光を入射する。

【００１８】

内視鏡１５は、蛍光観察用の励起光（つまり、特殊光）を被写体の被観察領域に照射し、励起光の照射に基づいて蛍光物質から発せられる蛍光を撮像し、蛍光の合成画像を取得することができる。蛍光観察では例えば波長４０５ｎｍの光、赤外光観察では例えば波長７８０ｎｍ，８０８ｎｍの励起光が用いられる。以下、本実施形態では、蛍光観察用の励起光としてＩＲ（Infrared）励起光を用いる例を説明するが、励起光はこれに限定されない。

【００１９】

硬性部２５の先端面には、ＩＲ励起光源３７（図９参照）からのＩＲ励起光を伝送する一対の光ファイバ３９，４１の先端が露出する照射窓４３，４５が配置される。硬性部２５の先端面には、可視光源４７（図９参照）からの可視光を伝送する一対の光ファイバ４９の先端が露出する一対の照射窓５１が配置される。ＩＲ用の一対の照射窓４３，４５は、硬性部２５の先端に設けられる円形状の先端フランジ５３における直径方向の両側に配置される。また、可視光用の一対の照射窓５１，５１は、同様に先端フランジ５３における直径方向の両側に配置される。これらＩＲ用の一対の照射窓４３，４５と、可視光用の一対の照射窓５１，５１とは、円周方向に等間隔で配置される。なお、ＩＲ用の一対の光ファイバ３９，４１、及び可視光用の一対の光ファイバ４９，４９の数は、上記以外でもよい。

【００２０】

図３は、図２に示した内視鏡１５の要部断面図である。内視鏡１５は、硬性部２５に、撮像光学系５５と、イメージセンサ３３と、励起光カットフィルタと、を有する。硬性部２５は、先端に、上述した円形状の先端フランジ５３を有する。先端フランジ５３の中央には、円形の撮像窓３５が配置される。より具体的には、撮像窓３５の円形開口には、円筒状のフロントホルダ５７の先端外周が固定される。フロントホルダ５７の先端内周には

、先端カバーガラスが固定される。

【００２１】

フロントホルダ５７は、内周に、撮像光学系５５の先端部を保持する。撮像光学系５５は、光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体からの光を光路に入射させて結像する。ここでいう被写体からの光は、例えば被写体における可視光（例えば白色光）に対する反射光、もしくは、被写体に投与された蛍光物質（例えば試薬あるいは色素であるインドシアニンググリーン（ＩＣＧ：Indocyanine Green））を蛍光発光させるための励起光に対する蛍光を含む。撮像光学系５５は、複数の光学部品を収容する円筒状の鏡筒５９を有する。鏡筒５９は、先端外周が、フロントホルダ５７の内周に固定され、後端がフロントホルダ５７から後方へ突出する。

【００２２】

鏡筒５９の内部には、光学部品であるレンズカバーガラス６１、第１レンズ６３、スペーサ６５、第２レンズ６７及び第３レンズ６９が、先端側より順に収容されている。スペーサ６５は、第１レンズ６３と第２レンズ６７との間に挟入され、例えば内視鏡１５の軟性部２３などの屈曲時に双方の凸曲面同士が接触することを防止する。フロントホルダ５７から突出した鏡筒５９の後部外周には、リアホルダ７１が嵌合される。リアホルダ７１には、鏡筒５９の後端に嵌合する連結部材７３が設けられる。リアホルダ７１は、連結部材７３の後方に、センサ基板７５を有したイメージセンサ３３を保持している。本明細書において、イメージセンサ３３は、撮像素子（例えば、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）もしくはＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）と、その撮像素子の光入射面側に撮像素子の保護用のセンサカバーガラスとが一体に成形されたものとして構成される。イメージセンサ３３の光入射面側には、後述する第１励起光カットフィルタ７９が蒸着されたフィルタ蒸着ガラス７７が固定される。第１励起光カットフィルタ７９は、フィルタ蒸着ガラス７７のフィルタ蒸着面上に形成される。イメージセンサ３３は、リアホルダ７１の外周がフロントホルダ５７の内周に嵌合することにより、センサ中心が撮像光学系５５の中心に位置決めされる。

【００２３】

本実施の形態に係る内視鏡１５は、撮像光学系５５の光路に、複数の励起光カットフィルタを備える。励起光カットフィルタは、少なくとも一つの光学部品を挟んで、いわゆるタンデム配列される。この励起光カットフィルタは、被写体からの光のうち被写体に照射されて反射した励起光の少なくとも一部を反射又は吸収する光波長フィルタ（optical wavelengh fiter）である。

【００２４】

励起光カットフィルタは、例えば真空プロセスにおいてガラス基材（例えば、フィルタ蒸着ガラス７７）の表面（つまり、フィルタ蒸着面）上に、真空蒸着やスパッタリング、フラッシュ蒸着等により多層膜を形成したもの、非真空プロセスにおいてガラス基材（例えば、フィルタ蒸着ガラス７７）に着色剤を加えたもの、有機色素を２枚のガラス基材の間で挟んだもの等、いずれであってもよい。

【００２５】

複数の励起光カットフィルタは、励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性が、異なる光学特性を有するものとすることができる。もちろん、複数の励起光カットフィルタは、同一の光学特性（励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性）を有するものであることを排除するものではない。

【００２６】

なお、本実施の形態において、励起光カットフィルタは、ＩＲ励起光を反射又は吸収によりカットする光波長フィルタを例に説明するが、励起光カットフィルタは、これに限定されない。すなわち、赤外光観察以外の波長での蛍光観察が行われる場合には、励起光カットフィルタは、その波長帯域の光を反射又は吸収によりカットするものが用いられてよい。

【００２７】

内視鏡１５は、複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つである第１励起光カットフィルタ７９が、撮像光学系５５とイメージセンサ３３との間に配置される。第１励起光カットフィルタ７９と第１励起光カットフィルタ７９が蒸着されたフィルタ蒸着ガラス７７とは、鏡筒５９に接着固定された連結部材７３に固定されるとともに、イメージセンサ３３に接着して固定される。また、内視鏡１５は、複数の励起光カットフィルタの少なくとも他の一つである第２励起光カットフィルタ８１が、撮像光学系５５の被写体に最も近い第１レンズ６３より被写体側に配置される。第２励起光カットフィルタ８１は、外周が例えば鏡筒５９の内周に固定される。なお、第１励起光カットフィルタ７９と第２励起光カットフィルタ８１とは、以下、ＩＲ励起光カットフィルタ８３とも総称する。

【００２８】

内視鏡１５は、撮像光学系５５が、第１レンズ６３より被写体側に第１の負レンズ８５を有してよい。内視鏡１５は、第１の負レンズ８５と第１レンズ６３との間に絞り８７を有し、第２励起光カットフィルタ８１が、第１の負レンズ８５と絞り８７の間に配置されている。なお、第２励起光カットフィルタ８１は、第１励起光カットフィルタ７９と同様に、フィルタ蒸着ガラス（図示略）のフィルタ蒸着面上に形成されたものとして構成される。本実施の形態において、第１の負レンズ８５は、上述した先端カバーガラスよりなる。先端カバーガラスは、先端面が凹面に形成されることにより、第１の負レンズ８５を構成している。以下、上述した先端カバーガラスは、第１の負レンズ８５として説明する。この第１の負レンズ８５は、撮像光学系５５を構成する複数の光学部品のうちの一つに含まれることになる。

【００２９】

図４は、図３に示した撮像光学系５５の光線図である。撮像光学系５５は、先端より、第１の負レンズ８５、第２励起光カットフィルタ８１、レンズカバーガラス６１、絞り８７、第１レンズ６３、スペーサ６５、第２レンズ６７、第３レンズ６９及び第１励起光カットフィルタ７９の順で配置される。但し、スペーサ６５は、図４では図示が省略されている。第１励起光カットフィルタ７９は、イメージセンサ３３と一体に接着して固定されたフィルタ蒸着ガラス７７のフィルタ蒸着面上に形成される。なお、上記したように、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の数、位置は、これに限定されない。

【００３０】

絞り８７は、開口絞り（aperture stop）として作用する。開口絞りは、光線束を制限する。すなわち、開口絞りは、Ｆナンバーを設定する。絞り８７は、被写体からの光のうち結像させたい部分の光線だけを通過させる。主光線は、開口絞りが十分に絞られたときでも、開口の中心を通る。内視鏡１００は、この絞り８７を通った光線がイメージセンサ３３で像を結ぶ。

【００３１】

上述した光学部品の構成により、内視鏡１５は、撮像窓３５の第１の負レンズ８５から入射した光（蛍光又は可視光）が、第２励起光カットフィルタ８１を通った後、撮像光学系５５により集光される。撮像光学系５５から出射した光は、第１励起光カットフィルタ７９を透過した後、イメージセンサ３３の撮像面に結像する。つまり、被写体からの光は、第２励起光カットフィルタ８１と第１励起光カットフィルタ７９の２つの光波長フィルタを通ることになる。

【００３２】

図５は、図４の要部拡大図である。内視鏡１５は、第２励起光カットフィルタ８１の被写体側に、第１の負レンズ８５が設けられる。ＩＲ励起光カットフィルタ８３（第１励起光カットフィルタ７９、第２励起光カットフィルタ８１）は、光入射面に垂直な方向に対して成す角度が大きくなると、励起光をカットするための反射率が低下するという角度依存特性を有する。内視鏡１５では、第２励起光カットフィルタ８１の被写体側に第１の負レンズ８５が設けられる。第１の負レンズ８５は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の光入射面に垂直な方向に対する角度θ１の光を、角度θ１よりも小さな角度θ２（θ２＜θ１）に屈折する。従って、第１の負レンズ８５は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の角度依

存特性による励起光カット効率の低下を緩和することができる。

【００３３】

図６は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の特性と励起光及び蛍光の一例を示すグラフである。内視鏡１５は、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３の少なくとも一つを、反射型カットフィルタにより構成することができる。この場合、ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、非吸収性フィルタとなるので、誘電体フィルタ（すなわち、反射型カットフィルタ）と称し、吸収を示す金属フィルタと区別することができる。

【００３４】

ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、透過帯と阻止帯との境８９（エッジ）、境９１が急峻なエッジフィルタとなる。この種のエッジフィルタで要請されるのは、一般的に阻止帯から透過帯への変化ができるだけ鋭く、かつ、透過帯ができるだけ１００％に近いことである。本実施の形態のＩＲ励起光カットフィルタ８３では、阻止帯のほぼ中央が励起光の波長となっている。

【００３５】

図７は、図６に示した波長７００～９００ｎｍ領域の要部拡大図である。ここで、励起光による蛍光は、励起光に対して数％の微弱なものとなる。特に人体に無害な医療用の蛍光物質であるインドシアニングリーン（ＩＣＧ）を体内の患部周囲に投与し、観察部位（患部）に近赤外光を当てて患部を光らせて撮像する場合などがこれに相当する。そのため、イメージプロセッサ９３（図９参照）は、蛍光発光画像のゲインを上げるようにゲイン調整する。そのため、微弱な励起光の侵入によっても画質の低下が生じる。このような事情から、阻止帯は、励起光の波長に対して十分な範囲を確保したい。

【００３６】

一方で、励起光による蛍光は、励起光の波長帯に連続してなだらかな波長範囲でピークとなる。そこで、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の阻止帯と透過帯との境９１が重要となる。すなわち、境９１は、励起光波長から離間させつつ、蛍光波長Ｗｋはできるだけ取り込みたい要請がある。ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、阻止帯（透過禁止帯域）が、励起光のピーク強度に対応する波長と、励起光の強度がピークの１／Ｅｘｐ２（つまり、e^{2}）以下になる波長とを含み、かつ、発生した蛍光波長Ｗｋの全てを含まない波長としている。ｅは、２．７１８２８…（以下、略）であり、自然対数の底である。すなわち、ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、蛍光波長Ｗｋのうち特に微弱で、励起光に近接する波長領域を阻止帯に含めることで切り捨てている。これにより、励起光の侵入を極力抑制しながら、かつ、微弱な蛍光波長Ｗｋのうち実効ある有効蛍光波長Ｗｋａを効率よく取り込み可能としている。

【００３７】

この反射型のＩＲ励起光カットフィルタ８３は、光学濃度（ＯＤ値）の高いものを使用することが好ましい。ＯＤ値は、例えば５以上とすることが望ましい。ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、ＯＤ値を高めに設定することにより、励起光の通過をより阻止しやすくできる。

【００３８】

また、内視鏡１５は、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３の少なくとも一つを、吸収型カットフィルタにより構成することができる。吸収型カットフィルタとしては、入射光線角度依存性の少ないフィルタガラス（吸収タイプ）を用いることができる。吸収型のＩＲ励起光カットフィルタ８３は、第１励起光カットフィルタ７９と第２励起光カットフィルタ８１とをタンデム配列した場合に、対向面での反射による迷光の発生を、反射型に比べ低減することが可能となる。この吸収型のＩＲ励起光カットフィルタ８３の場合も、阻止帯（透過禁止帯域）が、励起光のピーク強度に対応する波長と、励起光の強度がピークの１／Ｅｘｐ２（つまり、e^{2}）以下になる波長とを含み、かつ、発生した蛍光波長Ｗｋの全てを含まない波長とすることができる。これにより、上述同様の作用効果を有する。つまり、ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、蛍光波長Ｗｋのうち特に微弱で、励起光に近接する波長領域を阻止帯に含めることで切り捨てている。これにより、励起光の侵入を極

力抑制しながら、かつ、微弱な蛍光波長Ｗｋのうち実効ある有効蛍光波長Ｗｋａを効率よく取り込み可能としている。

【００３９】

ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、フィルタ面が光学部品であるレンズやレンズカバーガラス６１の光入射面又は光出射面に成膜されていてもよい。従って、本実施の形態では、第２励起光カットフィルタ８１は、例えばレンズカバーガラス６１の光入射面に成膜できる。第１励起光カットフィルタ７９は、イメージセンサ３３を構成する撮像素子を保護するためのセンサカバーガラスの光入射面に成膜できる。

【００４０】

鏡筒５９の内周面、及び光学部品であるレンズの外周側面には反射率を抑制する反射抑制面が形成されている。反射抑制面は、カーボンブラックを添加したモールド樹脂材料（エポキシ系樹脂）を塗布することにより形成することができる。これにより、撮像光学系５５に侵入した迷光の反射を、吸収により抑制することができる。

【００４１】

図８は、イメージセンサ３３の構造例を説明する模式図である。イメージセンサ３３は、例えば、イメージセンサ３３の前面に、赤外光（ＩＲ）、赤色（Ｒ）、青色（Ｂ）及び緑色（Ｇ）の波長の光をそれぞれ透過させる色フィルタＣｆがベイヤ配列で配置されている。イメージセンサ３３は、例えば、各波長の光を受光するＩＲ用画素、赤色用画素、青色用画素、及び緑色用画素が複数配列した構造を有する撮像素子である。なお、イメージセンサ３３は、赤外光（ＩＲ）の波長の光を透過させる色フィルタＣｆの代わりに、赤外光（ＩＲ）の波長の光を透過可能な特性を有する、緑色（Ｇ）の波長の光を透過させる色フィルタＣｆを用いてもよい。

【００４２】

イメージセンサ３３は、例えば、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）やＣＭＯＳ（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等の固体撮像素子である。イメージセンサ３３は、例えば、赤外光、赤色光、青色光及び緑色光を同時に受光可能な単板式カメラとして用いられる。イメージセンサ３３は、撮像光学系５５により結像された被写体の情報を持った光を光電変換する。

【００４３】

図９は、内視鏡システム１１のハードウェア構成例を示すブロック図である。内視鏡１５は、前述したように、スコープ１９の硬性部２５の内側に設けられた、撮像光学系５５、ＩＲ励起光カットフィルタ８３、イメージセンサ３３、及び第１駆動回路９５を備える。また、内視鏡１５は、スコープ１９の内側に挿通され、プラグ部２１の基端部２９から硬性部２５の先端面まで延びた上記の一対の光ファイバ３９、光ファイバ４１、及び一対の光ファイバ４９を備える。

【００４４】

第１駆動回路９５は、駆動部として動作し、イメージセンサ３３の電子シャッタをオンオフする。イメージセンサ３３は、第１駆動回路９５によって電子シャッタがオンにされた場合、撮像面に結像した光学像を光電変換し、画像信号を出力する。光電変換では、光学像の露光及び画像信号の生成や読出しが行われる。

【００４５】

ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、イメージセンサ３３の前側（受光側）に配置され、レンズを通る光のうち、被写体で反射されたＩＲ励起光を遮光し、ＩＲ励起光による蛍光発光の光及び可視光を透過させる。

【００４６】

図９に示すように、ビデオプロセッサ１３は、コントローラ９７、第２駆動回路９９、ＩＲ励起光源３７、可視光源４７、イメージプロセッサ９３、及びディスプレイプロセッサ１０１を備える。

【００４７】

コントローラ９７は、撮像動作を統括的に制御する。コントローラ９７は、第２駆動回

路９９に対して発光制御し、内視鏡内の第１駆動回路９５に対して駆動制御する。

【００４８】

第２駆動回路９９は、例えば光源駆動回路であり、ＩＲ励起光源３７を駆動し、ＩＲ励起光を連続発光させる。ＩＲ励起光源３７は、撮像期間において、継続して点灯（連続点灯）し、ＩＲ励起光を被写体に連続して照射する。

【００４９】

この撮像期間は、観察部位を内視鏡１５で撮像する期間を示す。撮像期間は、例えば、内視鏡システム１１が、ビデオプロセッサ１３又は内視鏡１５に設けられたスイッチをオンにするユーザ操作を受け付けてから、オフにするユーザ操作を受け付けるまでの期間である。

【００５０】

また、第２駆動回路９９は、ＩＲ励起光源３７を駆動し、ＩＲ励起光を所定間隔でパルス発光させてもよい。この場合、ＩＲ励起光源３７は、撮像期間において、断続的に点灯（パルス点灯）し、ＩＲ励起光を被写体にパルス照射する。なお、撮像期間において、ＩＲ励起光が発光され、可視光が発光されないタイミングが、蛍光発光画像を撮像するタイミングとなる。

【００５１】

ＩＲ励起光源３７は、ＬＤ（図示略）を有し、ＬＤから光ファイバ３９、光ファイバ４１をそれぞれ通った、７８０ｎｍ，８０８ｎｍの各波長を有するレーザ光（ＩＲ励起光）を出射する。なお、７８０ｎｍ，８０８ｎｍの波長を有するレーザ光は、ＩＣＧ等の薬品の濃度や被写体となる患者の体調に応じて蛍光発光の態様が変わるので、同時に出射されることが好ましい。

【００５２】

第２駆動回路９９は、可視光源４７を駆動し、可視光（例えば白色光）をパルス発光させる。可視光源４７は、撮像期間において、可視光画像を撮像するタイミングで、可視光を被写体にパルス照射する。なお、一般に、蛍光発光の光は微弱な明るさである。一方、可視光は短いパルスでも強い光が得られる。

【００５３】

内視鏡システム１１の光源装置は、可視光と励起光とを交互に出力する。内視鏡システム１１では、可視光の照射タイミングと、励起光により発生した蛍光画像の撮像タイミングが重複しないようになされている。

【００５４】

イメージプロセッサ９３は、イメージセンサ３３から交互に出力される蛍光発光画像と可視光画像とに対して画像処理し、画像処理後の画像データを出力する。

【００５５】

例えば、イメージプロセッサ９３は、蛍光発光画像の輝度が可視光画像の輝度と比べて低い場合、蛍光発光画像のゲインを上げるように、ゲインコントローラとして、ゲイン調整する。イメージプロセッサ９３は、蛍光発光画像のゲインを上げる代わりに、可視光画像のゲインを下げることで、ゲイン調整してもよい。イメージプロセッサ９３は、蛍光発光画像のゲインを上げ、かつ、可視光画像のゲインを下げることで、ゲイン調整してもよい。イメージプロセッサ９３は、蛍光発光画像のゲインを可視光画像よりも大きく上げ、かつ、可視光画像のゲインを上げることで、ゲイン調整してもよい。

【００５６】

ディスプレイプロセッサ１０１は、イメージプロセッサ９３から出力される画像データを、映像表示に適したＮＴＳＣ（National Television System Committee）信号等の表示信号に変換し、モニタ１７に出力する。

【００５７】

モニタ１７は、ディスプレイプロセッサ１０１から出力される表示信号に従い、蛍光発光画像と可視光画像とを、例えば同一の領域に表示する。モニタ１７は、可視光画像及び蛍光画像を同一の画面上に、重畳又は個別に表示する。これにより、ユーザは、モニタ１

７に表示された蛍光発光画像と可視光画像とを、同一撮像画像に重ねて、或いは個別に見ながら、観察対象を高精度に確認できる。

【００５８】

次に、内視鏡システム１１の撮像動作について説明する。

【００５９】

本実施形態では、内視鏡システム１１が、ＩＲ励起光を連続照射する場合と、ＩＲ励起光をパルス照射する場合とを想定する。

【００６０】

内視鏡１５を使用して体内の部位を撮像する場合、前述したように、蛍光物質であるインドシアニングリーン（ＩＣＧ）を体内に投与し、過剰に集積した腫瘍等の観察部位（患部）に近赤外光を当てて患部を光らせて患部を撮像する。

【００６１】

図１０は、ＩＲ励起光を連続照射する場合の内視鏡システム１１による撮像動作の一例を示すタイミングチャートである。図１１は、ＩＲ励起光を連続照射する場合の内視鏡システム１１による撮像動作手順の一例を示すフローチャートである。内視鏡システム１１は、例えば、ビデオプロセッサ１３又は内視鏡１５に設けられたスイッチ（図示せず）をオンにする操作を受け付けることで、撮像動作を開始する。

【００６２】

コントローラ９７は、撮像動作が開始されると、第２駆動回路９９を駆動する。第２駆動回路９９は、ＩＲ励起光源３７をオンにし、ＩＲ励起光を点灯させる（図１１のＳ１、図１０のタイミングｔ１）。

【００６３】

ＩＲ励起光源３７がＩＲ励起光を発光させると、ＩＲ励起光は、スコープ内の光ファイバ３９を通って、照射窓４３から被写体に向けて照射され、患部を含む周囲の部位を照明する。患部等の被写体からの光は、撮像窓３５を通ると、レンズによって集光される。患部等の被写体からの光のうち、被写体で反射されたＩＲ励起光は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３によって遮断されるが、被写体で蛍光発光した光は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３を透過してイメージセンサ３３の撮像面に結像する。

【００６４】

図１０、図１１では、撮像期間にわたって、ＩＲ励起光源３７は常にオン（継続してオン）であり、ＩＲ励起光が一定光量で被写体に向けて照射される（図１０の波形ｗ１）。

【００６５】

ＩＲ励起光が照射された被写体（患部）では、ＩＲ励起光の照射から所定時間△ｔ（例えば数ｍｓｅｃ）遅れてピーク光量となるように蛍光発光が生じ、蛍光発光の光が出力される（図１０の波形ｗ２）。被写体から出力される蛍光発光の光がピーク光量に達した後に、蛍光発光による露光が開始されるように、露光開始の所定時間△ｔ以上前に、ＩＲ励起光の照射が開始される。

【００６６】

コントローラ９７は、第１駆動回路９５に対し、イメージセンサ３３による光電変換を開始させる信号を出力する（イメージセンサＯＮ）（図１１のＳ２）。第１駆動回路９５は、この信号を受け取ると、イメージセンサ３３にセンサリセット信号を出力して、イメージセンサ３３を露光開始前の状態に戻す（センサリセット）（図１１のＳ３、図１０のタイミングｔ２）。ここでは、例えばＣＣＤイメージセンサの場合、第１駆動回路９５は、露光によって蓄積された電荷をクリアする。

【００６７】

センサリセット後、第１駆動回路９５は、イメージセンサ３３の電子シャッタをオンにして、被写体からの蛍光発光による露光を開始する（図１１のＳ４、図１０の波形ｗ４）。

【００６８】

第１駆動回路９５は、露光を開始してから所定時間経過後、イメージセンサ３３の電子

シャッタをオフにして、被写体からの蛍光発光による露光を終了する（図１１のＳ５、図１０のタイミングｔ３）。

【００６９】

露光終了と同時に、イメージプロセッサ９３は、イメージセンサ３３からのＩＲ蛍光信号の読み出しを開始する（図１１のＳ６、図１０のタイミングｔ３、波形ｗ６）。ＩＲ蛍光信号は、蛍光発光の露光により得られる信号である。ＩＲ蛍光信号の読み出しは、画素数に応じた読み出し時間の経過後、終了する（図１０のタイミングｔ４）。

【００７０】

イメージプロセッサ９３によるＩＲ蛍光信号の読み出しが終了すると（図１０のタイミングｔ４）、ディスプレイプロセッサ１０１は、ＩＲ蛍光信号から得られる蛍光発光画像の表示信号を、モニタ１７に出力する。モニタ１７は、蛍光発光画像を可視光画像に切り替えるまでの期間Ｔｉ、蛍光発光画像を表示する（図１０の波形ｗ８）。

【００７１】

また、イメージプロセッサ９３によるＩＲ蛍光信号の読み出しが終了すると（図１０のタイミングｔ４）、コントローラ９７は、可視光を点灯させるために、第２駆動回路９９を駆動する。第２駆動回路９９は、可視光源４７をオンにし、可視光を点灯させる（図１１のＳ７、図１０のタイミングｔ４、波形ｗ３）。

【００７２】

可視光源４７が点灯し、可視光を発光させると、可視光は、スコープ内の光ファイバ３９を通って、一対の照射窓５１から被写体に向けて照射され、患部を含む周囲の部位を照明する。患部等で反射された可視光は、撮像窓３５を通ると、レンズによって集光され、ＩＲ励起光カットフィルタ８３を透過してイメージセンサ３３の撮像面に結像する。

【００７３】

また、イメージプロセッサ９３によるＩＲ蛍光信号の読み出しが終了すると（図１０のタイミングｔ４）、第１駆動回路９５は、イメージセンサ３３にセンサリセット信号を出力して、イメージセンサ３３を露光開始前の状態に戻す（図１１のＳ８）。

【００７４】

センサリセット後、第１駆動回路９５は、イメージセンサ３３の電子シャッタをオンにして、可視光による露光を開始する（図１１のＳ９）。

【００７５】

第１駆動回路９５は、露光を開始してから所定時間経過後、イメージセンサ３３の電子シャッタをオフにして、可視光の露光を終了する（図１１のＳ１０、図１０のタイミングｔ５）。

【００７６】

可視光の露光終了と同時に、イメージプロセッサ９３は、イメージセンサ３３からの可視光信号の読み出しを開始する（図１１のＳ１１、図１０の波形ｗ７）。可視光信号は、可視光の露光により得られる信号である。可視光信号の読み出しは、画素数に応じた読み出し時間の経過後、終了する（図１０のタイミングｔ６）。

【００７７】

イメージプロセッサ９３による可視光信号の読み出しが終了すると、ディスプレイプロセッサ１０１は、可視光信号から得られる可視光画像の表示信号を、モニタ１７に出力する。モニタ１７は、可視光画像を蛍光発光画像に切り替えるまでの期間Ｔｒ、可視光画像を表示する（図１０の波形ｗ８）。

【００７８】

また、図１０のタイミングｔ５で可視光の露光を終了すると、第２駆動回路９９は、可視光源４７をオフにし、可視光を消灯させる（図１１のＳ１２、図１０の波形ｗ３）。

【００７９】

この後、コントローラ９７は、撮像を終了するか否かを判別する（Ｓ１３）。撮像の終了は、例えば、ユーザがビデオプロセッサ１３又は内視鏡１５に設けられたスイッチ（図示せず）をオフに操作し、この操作が内視鏡システム１１により受け付けられたか否かに

より、判別される。撮像を終了しない場合、図１１のＳ３に戻る。そして、前述したように、第１駆動回路９５は、イメージセンサ３３にセンサリセット信号を出力して、イメージセンサ３３を露光開始前の状態に戻す（図１１のＳ３、図１０のタイミングｔ５）。

【００８０】

一方、Ｓ１３で撮像を終了する場合、コントローラ９７は、第１駆動回路９５に対し、イメージセンサ３３による光電変換を終了させる信号を出力する（図１１のＳ１４）。第２駆動回路９９は、ＩＲ励起光源３７をオフにし、ＩＲ励起光を消灯させる（図１１のＳ１５）。そして、図１１に示した、ＩＲ励起光を連続照射する場合の撮像動作が終了する。

【００８１】

このように、内視鏡システム１１は、撮像期間にわたって、撮像動作が行われる。この間、モニタ１７の同一の領域には、蛍光発光画像と可視光画像とが表示される。

【００８２】

なお、図１０の波形ｗ８で示された蛍光発光画像と可視光画像との表示の切り替えは短期間であるので、蛍光発光画像と可視光画像とは重ねて表示されているとも言える。また、ここではスイッチのオンオフ操作に応じて撮像動作（撮像期間）が開始され、終了されることを例示したが、その他の方法（例えばタイマにより所定時刻を検出）により、撮像動作（撮像期間）が開始され、終了されてもよい。

【００８３】

次に、上記した構成の作用を説明する。

【００８４】

本実施の形態に係る内視鏡１５では、撮像光学系５５の光路に少なくとも一つの光学部品を挟んでタンデム配列される複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３を設けた。ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、被写体からの光のうち被写体に照射されて反射した励起光の少なくとも一部を反射又は吸収する。内視鏡１５では、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３を、少なくとも一つの光学部品を挟んでタンデム配列することにより、撮像光学系５５の適所に好適なタイプのＩＲ励起光カットフィルタ８３を配置することができる。また、同一種のＩＲ励起光カットフィルタ８３を用いた場合であっても、イメージセンサ３３の直前のＩＲ励起光カットフィルタ８３に加え、撮像光学系５５の特に被写体側にＩＲ励起光カットフィルタ８３を追加することにより、撮像光学系５５への励起光侵入抑制作用と、イメージセンサ３３への透過抑制作用との異なる作用が生じる。これにより、最終的に、イメージセンサ３３への励起光の侵入抑制効果が大きく（より確実に）得られるようになる。

【００８５】

図１２は、励起光がセンサ内に侵入して画質が低下した画像ＩＭＧ１の説明図である。図１３は、励起光の侵入が抑制されて画質が良好となった画像ＩＭＧ２の説明図である。イメージセンサ３３の直前にのみＩＲ励起光カットフィルタ８３を設けた構成例では、図１２に示すように、励起光の侵入が十分に阻止できない場合がある。その結果、画像ＩＭＧ１には迷光により露出がオーバーする白抜け等の生じる場合がある。

【００８６】

これに対し、上述した本実施の形態による構成では、イメージセンサ３３の直前の第１励起光カットフィルタ７９に加え、撮像光学系５５の被写体側に第２励起光カットフィルタ８１を配置することにより、励起光の侵入が十分に阻止できる。従って、図１３に示すように、白抜け等の生じない良好な画像ＩＭＧ２が得られる。

【００８７】

また、ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、複数に分けることにより、高い透過特性を持たせることができる。これは、フィルタ面の２つの別々の部分が独立に良好な透過率を持つように設計が可能となるためである。また、２枚のＩＲ励起光カットフィルタ８３を採用することにより、それぞれのエッジを別々に微調整するための入射角シフトの効果を容易に得ることができる。その結果、最適なエッジの境９１を容易に設定可能として、励起

光の侵入による画質低下を抑制しやすくできる。従って、本実施の形態に係る内視鏡１５及び内視鏡システム１１によれば、小型化や屈曲性を妨げずに、励起光の侵入による画質低下を抑制できる。

【００８８】

また、内視鏡１５では、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３は、励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性が異なるものであってもよい。例えば撮像光学系５５の被写体側には、角度依存特性の少ない吸収型カットフィルタを配置することにより、撮像光学系５５における迷光の発生を大幅に抑制できる。また、イメージセンサ３３の前面にＯＤ値の高い反射型カットフィルタを配置することにより、撮像光学系５５に侵入してしまった励起光による迷光のイメージセンサ３３への透過を抑制することができる。

【００８９】

また、内視鏡１５では、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の透過禁止帯域が、励起光のピーク強度に対応する波長と、励起光の強度がピークの１／Ｅｘｐ２（つまり、e^{2}）以下になる波長と、を含み、かつ、励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の全てを含まない波長となる。ＩＲ励起光カットフィルタ８３は、蛍光波長Ｗｋのうち特に微弱で、励起光に近接する波長領域を阻止帯に含めることで切り捨てている。これにより、励起光の侵入を極力抑制しながら、かつ微弱な蛍光波長Ｗｋのうち実効ある有効蛍光波長Ｗｋａを効率よく取り込み可能としている。

【００９０】

また、内視鏡１５では、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３の少なくとも一つは、吸収型カットフィルタにより構成されるので、複数のＩＲ励起光カットフィルタ８３をタンデム配列した場合に、対向面での反射による迷光の発生を、反射型に比べ低減することが可能となる。

【００９１】

また、内視鏡１５では、第１励起光カットフィルタ７９が、撮像光学系５５とイメージセンサ３３との間に配置され、第２励起光カットフィルタ８１が、第１レンズ６３より被写体側に配置されるので、撮像光学系５５に入射する前の光を、第２励起光カットフィルタ８１に通すことができ、一旦、撮像光学系５５に侵入した迷光の乱反射等による画質の低下を抑制できる。

【００９２】

また、内視鏡１５では、撮像光学系５５が、第１レンズ６３より被写体側に第１の負レンズ８５を有する。第１の負レンズ８５と第１レンズ６３との間に絞り８７を有する。第２励起光カットフィルタ８１は、第１の負レンズ８５と絞り８７の間に配置される。言い換えると、第２励起光カットフィルタ８１は、第１の負レンズ８５よりもイメージセンサ３３側に配置される。第１の負レンズ８５は、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の光入射面に垂直な方向に対する角度θ１の光を、角度θ１よりも小さな角度θ２（θ２＜θ１）に屈折する。従って、第１の負レンズ８５を設けた内視鏡１５は、入射光をＩＲ励起光カットフィルタ８３の光入射面に垂直な方向に近づけることができるので、ＩＲ励起光カットフィルタ８３の角度依存特性による励起光カット効率の低下を緩和することができる。

【００９３】

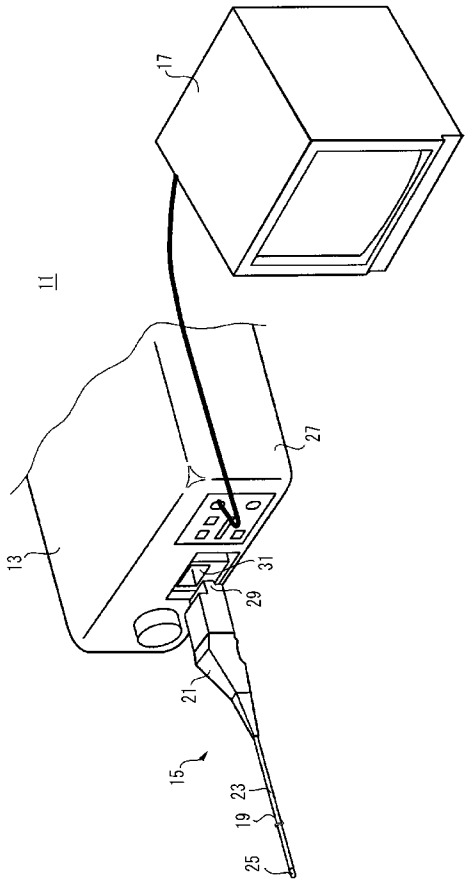
この内視鏡１５では、ＩＲ励起光カットフィルタ８３のフィルタ面を、光学部品の光入射面又は光出射面に成膜することができる。このような構成とすれば、撮像光学系５５の部品点数を減らして、内視鏡１５の小型化をより容易とすることができる。

【００９４】

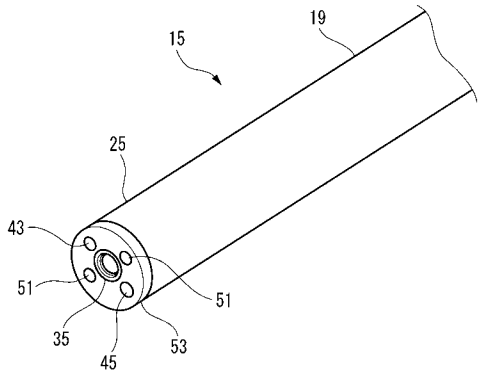
この内視鏡１５では、鏡筒５９の内周面、及び光学部品であるレンズの外周側面には反射率を抑制する反射抑制面を形成することにより、撮像光学系５５に侵入した迷光の反射を、吸収により抑制することができる。これにより、微弱な蛍光による蛍光画像の画質低下を抑制できる。なお、イメージセンサ３３の周辺部（例えば、イメージセンサ３３のセンサカバーガラスの側面）などにも、反射率を抑制可能となるように遮光処理が施されてもよい。

【００９５】
本実施形態に係る内視鏡システム１１では、可視光により取得した可視光画像と、励起光により発生した蛍光画像とを表示する表示デバイスを有するので、蛍光発光画像と可視光画像との重畳表示や個別表示を可能にできる。
【００９６】
また、内視鏡システム１１では、モニタ１７が、可視光画像及び蛍光画像を同一の画面上に、重畳又は個別に表示する。これにより、ユーザは、モニタ１７に表示された蛍光発光画像と可視光画像とを、同一撮像画像に重ねて、或いは個別に見ながら、観察対象を高精度に確認できる。
【００９７】
更に、内視鏡システム１１は、可視光と励起光とを交互に出力する光源装置を有する。そして、内視鏡システム１１では、可視光の照射タイミングと、励起光により発生した蛍光画像の撮像タイミングが重複しないので、可視光と微弱な蛍光とを切り分けて、蛍光画像の画質低下を抑制できる。
【００９８】
以上、図面を参照しながら実施の形態について説明したが、本開示はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。
【産業上の利用可能性】
【００９９】
本開示は、小型化や屈曲性を妨げずに、イメージセンサにおいて撮像されることが不要な励起光の撮像面への進入による撮像画像の画質低下を抑制する内視鏡及び内視鏡システムとして有用である。
【符号の説明】
【０１００】
１１…内視鏡システム
１５…内視鏡
１７…モニタ（表示デバイス）
３３…イメージセンサ
５５…撮像光学系
５９…鏡筒
６１…レンズカバーガラス（光学部品）
６３…第１レンズ（光学部品）
６５…スペーサ（光学部品）
６７…第２レンズ（光学部品）
６９…第３レンズ（光学部品）
７９…第１励起光カットフィルタ（光学部品）
８１…第２励起光カットフィルタ（光学部品）
８３…ＩＲ励起光カットフィルタ（励起光カットフィルタ）
８５…第１の負レンズ（光学部品）
８７…絞り（光学部品）

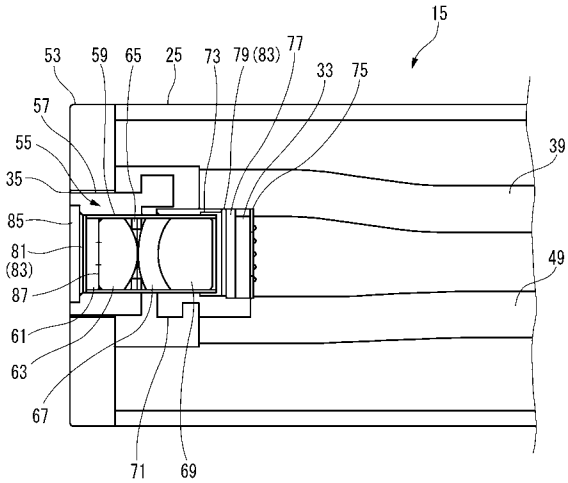
【図１】


11
17
13
27
31
29
21
15
23
19
25

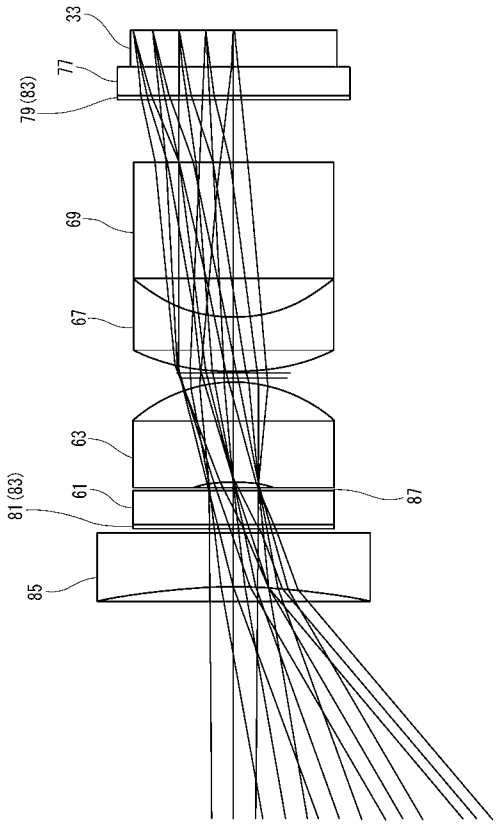
【図２】


15
19
25
43
51
51
35
45
53

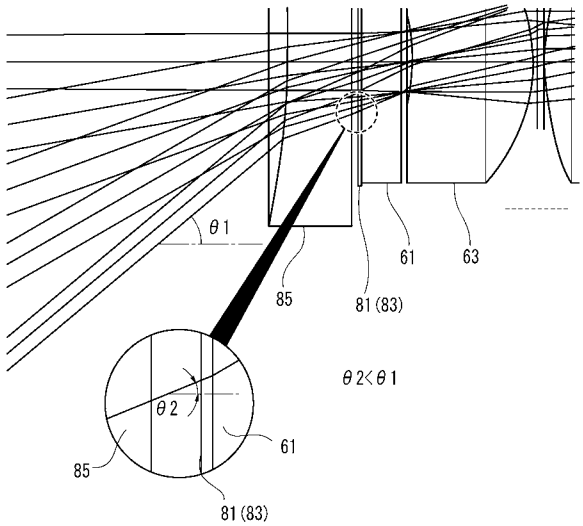
【図３】


15
53
59
65
25
73
79(83)
77
33
75
57
55
35
85
81
(83)
87
61
63
67
71
69
39
49

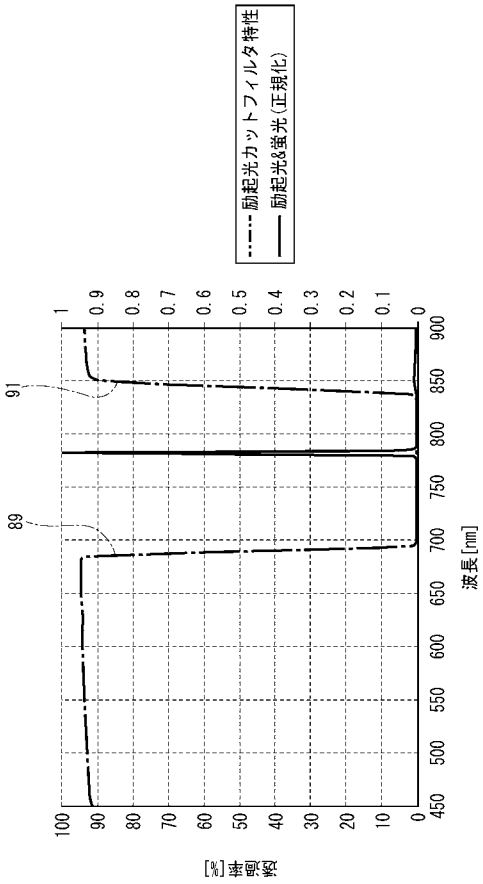
【図４】


33
77
79(83)
69
67
63
61
81(83)
85
87

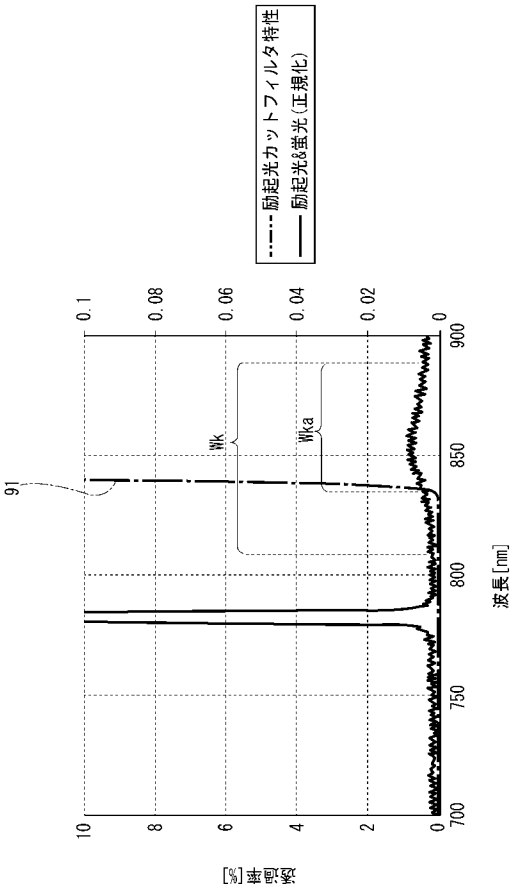
【図５】


θ1
85
81(83)
61
63
θ2<θ1
θ2
85
61
81(83)

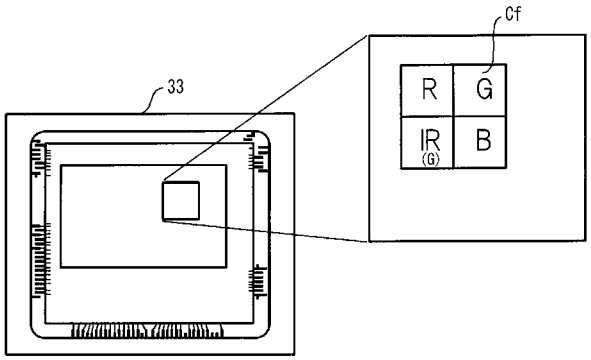
【図６】


励起光カットフィルタ特性
励起光&蛍光(正規化)
91
89
透過率[%]
波長[nm]

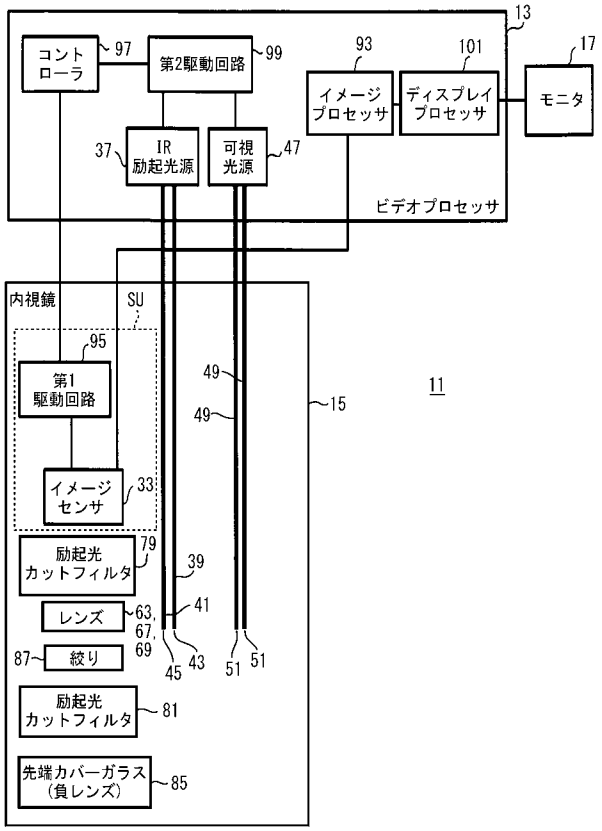
【図７】


励起光カットフィルタ特性
励起光&蛍光(正規化)
91
Wk
Wka
透過率[%]
波長[nm]

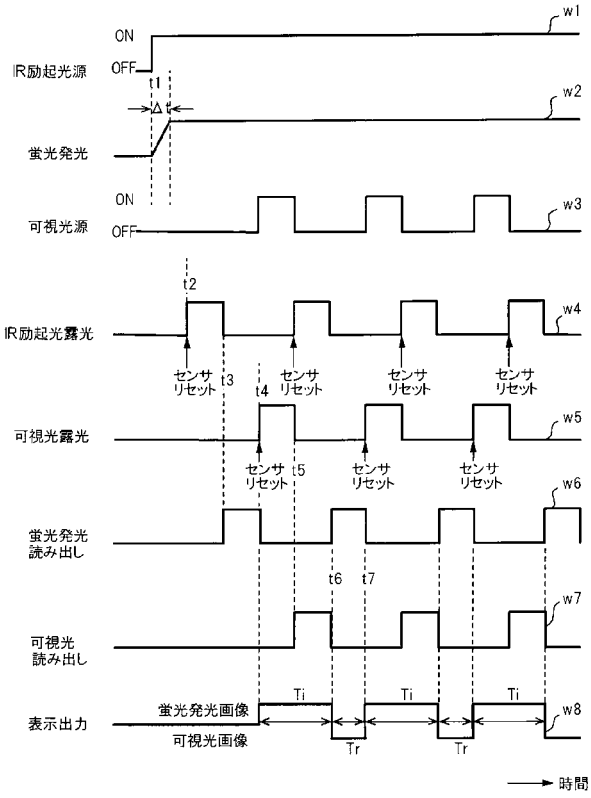
【図８】


33
Cf
R
G
IR
(G)
B

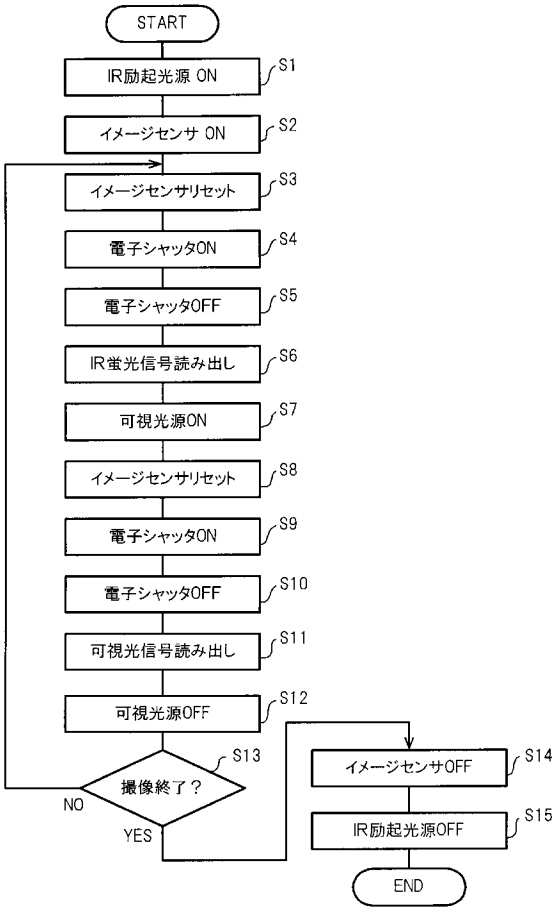
【図９】



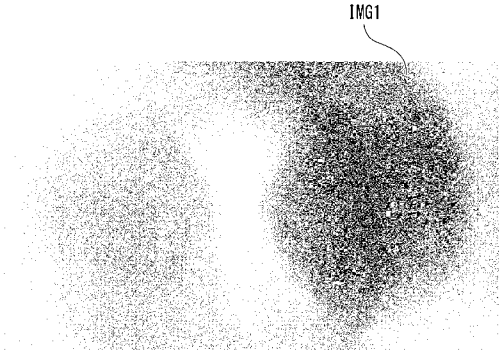
【図１０】



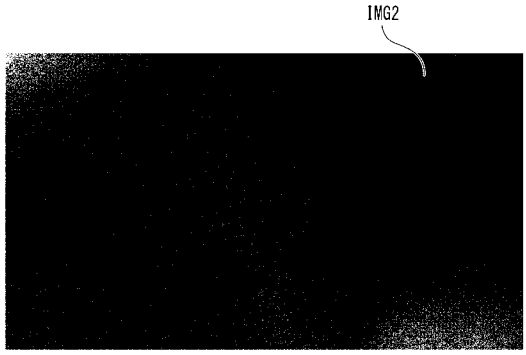
【図１１】



【図１２】



【図１３】



【手続補正書】
【提出日】平成30年5月25日(2018.5.25)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、
前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、
前記撮像光学系の前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部の透過を遮断する複数の励起光カットフィルタと、を備え、
前記複数の励起光カットフィルタのうち第１励起光カットフィルタは、前記撮像光学系の前記被写体に最も近い第１レンズより被写体側に配置され、
前記複数の励起光カットフィルタのうち第２励起光カットフィルタは、前記第１レンズより前記イメージセンサ側に配置される、
内視鏡。
【請求項２】
前記複数の励起光カットフィルタは、励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性が異なる光学特性を有する、

請求項１に記載の内視鏡。
【請求項３】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、反射型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／ｅ^{2}以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項４】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、吸収型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／ｅ^{2}以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項５】
前記励起光カットフィルタは、フィルタ面が前記光学部品であるレンズの光入射面又は光出射面に成膜される、
請求項１～４のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項６】
前記撮像光学系は、前記複数の光学部品を収容する鏡筒を有し、
前記鏡筒の内周面、及び前記光学部品であるレンズの外周側面には反射率を抑制する反射抑制面が形成されている、
請求項１～５のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項７】
請求項１～６のうちいずれか一項に記載の内視鏡と、
前記可視光により取得した可視光画像と、前記励起光により発生した蛍光画像とを表示する表示デバイスと、を備える、
内視鏡システム。
【請求項８】
前記表示デバイスは、前記可視光画像及び前記蛍光画像を同一の画面上に、重畳又は個別に表示する、
請求項７に記載の内視鏡システム。
【請求項９】
前記可視光と前記励起光とを交互に出力する光源装置、を更に備え、
前記可視光の照射タイミングと、前記励起光により発生した前記蛍光画像の撮像タイミングとが重複しない、
請求項７又は８に記載の内視鏡システム。
【手続補正２】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】０００６
【補正方法】変更
【補正の内容】
【０００６】
本開示は、光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、前記撮像光学系の前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部の透過を遮断する複数の励起光カットフィルタと、を備え、前記複数の励起光カットフィルタのうち第１励起光カットフィルタは、前記撮像光学系の前記被写体に最も近い第１レンズより被写体側に配置され、前記複数の励起光カ

ットフィルタのうち第２励起光カットフィルタは、前記第１レンズより前記イメージセンサ側に配置される、内視鏡を提供する。
【手続補正書】
【提出日】平成30年8月9日(2018.8.9)
【手続補正１】
【補正対象書類名】特許請求の範囲
【補正対象項目名】全文
【補正方法】変更
【補正の内容】
【特許請求の範囲】
【請求項１】
光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、
前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、
前記撮像光学系の前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部の透過を遮断する複数の励起光カットフィルタと、を備え、
前記複数の励起光カットフィルタのうち第１励起光カットフィルタは、前記撮像光学系の前記被写体に最も近い第１レンズより前記イメージセンサ側に配置され、
前記複数の励起光カットフィルタのうち第２励起光カットフィルタは、前記第１レンズより前記被写体側に配置される、
内視鏡。
【請求項２】
前記複数の励起光カットフィルタは、励起光反射率、励起光吸収率又は角度依存特性が異なる光学特性を有する、
請求項１に記載の内視鏡。
【請求項３】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、反射型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／e^2以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項４】
前記複数の励起光カットフィルタの少なくとも一つは、吸収型カットフィルタにより構成され、透過禁止帯域として、前記励起光のピーク強度に対応する波長と、前記励起光の強度がピークの１／e^2以下になる波長と、を含み、かつ、前記励起光に基づいて発生した蛍光の波長帯の一部を含むか、又は前記蛍光の波長帯の全てを含まない波長である、
請求項２に記載の内視鏡。
【請求項５】
前記励起光カットフィルタは、フィルタ面が前記光学部品であるレンズの光入射面又は光出射面に成膜される、
請求項１～４のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項６】
前記撮像光学系は、前記複数の光学部品を収容する鏡筒を有し、
前記鏡筒の内周面、及び前記光学部品であるレンズの外周側面には反射率を抑制する反射抑制面が形成されている、
請求項１～５のうちいずれか一項に記載の内視鏡。
【請求項７】

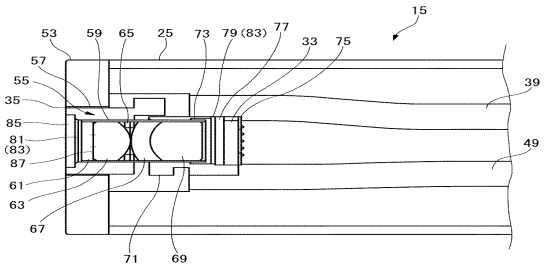
請求項１～６のうちいずれか一項に記載の内視鏡と、
前記可視光により取得した可視光画像と、前記励起光により発生した蛍光画像とを表示する表示デバイスと、を備える、
内視鏡システム。
【請求項８】
前記表示デバイスは、前記可視光画像及び前記蛍光画像を同一の画面上に、重畳又は個別に表示する、
請求項７に記載の内視鏡システム。
【請求項９】
前記可視光と前記励起光とを交互に出力する光源装置、を更に備え、
前記可視光の照射タイミングと、前記励起光により発生した前記蛍光画像の撮像タイミングとが重複しない、
請求項７又は８に記載の内視鏡システム。
【手続補正２】
【補正対象書類名】明細書
【補正対象項目名】０００６
【補正方法】変更
【補正の内容】
【０００６】
本開示は、光路を構成する複数の光学部品を有し、被写体における可視光に対する反射光もしくは前記被写体に投与された蛍光物質を蛍光発光させる励起光に対する蛍光を含む、前記被写体からの光を前記光路に入射させて結像する撮像光学系と、前記撮像光学系により結像された前記被写体からの光を光電変換するイメージセンサと、前記撮像光学系の前記光路に少なくとも一つの前記光学部品を挟んでそれぞれ配列され、前記被写体からの光のうち前記励起光の少なくとも一部の透過を遮断する複数の励起光カットフィルタと、を備え、前記複数の励起光カットフィルタのうち第１励起光カットフィルタは、前記撮像光学系の前記被写体に最も近い第１レンズより前記イメージセンサ側に配置され、前記複数の励起光カットフィルタのうち第２励起光カットフィルタは、前記第１レンズより前記被写体側に配置される、内視鏡を提供する。

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	ＦＩ	テーマコード（参考）
	Ｇ０２Ｂ　23/26　Ｃ	

Ｆターム(参考) 4C161 BB02 CC06 FF40 LL02 NN01 NN05 QQ04 QQ07 RR03 RR04 WW17

专利名称(译)	内窥镜和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2019063217A	公开(公告)日	2019-04-25
申请号	JP2017191208	申请日	2017-09-29
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	長田晃典 松尾直人 花田康行		
发明人	長田 晃典 松尾 直人 花田 康行		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/05 A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/05 A61B1/00.731 A61B1/06.610 A61B1/06.611 G02B23/26.C		
F-TERM分类号	2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA13 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/WW17		
其他公开文献	JP6407386B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是抑制由于激发光进入成像表面而导致的捕获图像的图像质量的劣化，该成像表面不需要被图像传感器捕获而不会妨碍小型化和灵活性。 内窥镜包括构成光路的多个光学部件，来自被检体的光包括用于被检体的可见光的反射光或用于激发光的荧光，其使得施用于被检体的荧光物质发荧光。用于通过使光入射到光路上来形成图像的成像光学系统，用于光电转换来自由成像光学系统形成的物体的光的图像传感器，以及成像光学系统的光路中的至少一个光学部件并且多个激发光截止滤光器布置并反射或吸收来自对象的光的激发光的至少一部分。 [选中图]图3