

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6660823号
(P6660823)

(45) 発行日 令和2年3月11日(2020.3.11)

(24) 登録日 令和2年2月13日(2020.2.13)

| | | |
|--------------------------------|---------------|-------|
| (51) Int.Cl. | F 1 | |
| A 6 1 B 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 | 5 3 0 |
| A 6 1 B 1/045 (2006.01) | A 6 1 B 1/045 | 6 3 1 |
| A 6 1 B 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 | 6 1 1 |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 | 5 1 1 |
| G O 2 B 23/24 (2006.01) | G O 2 B 23/24 | B |
| 請求項の数 9 (全 17 頁) 最終頁に続く | | |

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|--|
| (21) 出願番号 | 特願2016-125659 (P2016-125659) | (73) 特許権者 | 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| (22) 出願日 | 平成28年6月24日(2016.6.24) | (74) 代理人 | 110002505 特許業務法人航栄特許事務所 |
| (65) 公開番号 | 特開2017-225736 (P2017-225736A) | (74) 代理人 | 100115107 弁理士 高松 猛 |
| (43) 公開日 | 平成29年12月28日(2017.12.28) | (74) 代理人 | 100151194 弁理士 尾澤 俊之 |
| 審査請求日 | 平成30年8月9日(2018.8.9) | (72) 発明者 | 鈴木 一誠 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 |
| | | (72) 発明者 | 矢野 孝 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内 |
| 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】

照明光を内視鏡の先端部から出射する照明部と、前記照明光が照射された被検体の被観察領域を撮像する撮像部と、前記照明部及び前記撮像部を制御する制御部と、を備えた内視鏡装置であって、

前記照明部は、白色光を生成するための白色光用光源と、前記被検体から蛍光を発光させる励起光を生成するための励起光用光源と、を有し、

前記撮像部は、光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置され、可視光画像を生成する第1撮像素子と、前記第1撮像素子を透過した光を光電変換する光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置された第2撮像素子と、前記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過する第1光透過膜と、前記白色光の波長成分の光を透過させない第2光透過膜と、を有し、前記被検体からの光の入射側から前記第1光透過膜、前記第1撮像素子、前記第2光透過膜、前記第2撮像素子の順に積層配置されており、

前記制御部は、前記励起光用光源を、前記白色光用光源の発光期間にのみ発光させ、前記第2撮像素子からの画像信号の読み出しを、前記第1撮像素子からの画像信号の読み出し期間の全ての読み出し期間に、前記第1撮像素子からの画像信号の読み出しと同時にを行う、内視鏡装置。

【請求項2】

照明光を内視鏡の先端部から出射する照明部と、前記照明光が照射された被検体の被観察領域を撮像する撮像部と、前記照明部及び前記撮像部を制御する制御部と、を備えた内

視鏡装置であって、

前記照明部は、白色光を生成するための白色光用光源と、前記被検体から蛍光を発光させる励起光を生成するための励起光用光源と、を有し、

前記撮像部は、光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置され、可視光画像を生成する第1撮像素子と、前記第1撮像素子を透過した光を光電変換する光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置された第2撮像素子と、前記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過する第1光透過膜と、前記白色光の波長成分の光を透過させない第2光透過膜と、を有し、前記被検体からの光の入射側から前記第1光透過膜、前記第1撮像素子、前記第2光透過膜、前記第2撮像素子の順に積層配置されており、

前記制御部は、前記励起光用光源を、少なくとも前記白色光用光源の発光期間には発光させ、前記第2撮像素子からの画像信号の読み出しを、前記第1撮像素子からの画像信号の読み出し期間の1つ置きの読み出し期間に、前記第1撮像素子からの画像信号の読み出しと同時に、内視鏡装置。

10

【請求項3】

請求項2に記載の内視鏡装置であって、

前記制御部は、前記第1撮像素子からの画像信号の読み出し期間であって、前記第2撮像素子からの画像信号の読み出しを行わない期間に、前記励起光用光源を発光させる、内視鏡装置。

【請求項4】

請求項1から3のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記第2撮像素子の光電変換部の受光面積は、前記第1撮像素子の光電変換部の受光面積よりも大きい、内視鏡装置。

20

【請求項5】

請求項1から4のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記制御部は、前記第2撮像素子からの画像信号をビニング処理して読み出す、内視鏡装置。

【請求項6】

請求項5に記載の内視鏡装置であって、

前記撮像部は、前記第1光透過膜と前記第1撮像素子の間に、前記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過するベイヤー配列されたRGBの色フィルターを有し、

前記ビニング処理して読み出される前記第2撮像素子の画像信号の画素は、前記ベイヤー配列の繰り返し単位に対応した画素である、内視鏡装置。

30

【請求項7】

請求項1から6のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記白色光用光源は、発光波長の異なる複数の発光ダイオードによって構成され、前記励起光用光源は、レーザーダイオードによって構成される、内視鏡装置。

【請求項8】

請求項1及び4から6のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記白色光用光源は、発光波長の異なる複数の発光ダイオードによって構成され、前記励起光用光源は、前記白色光用光源を構成する前記複数の発光ダイオードのうちの1つによって構成される、内視鏡装置。

40

【請求項9】

請求項1から8のいずれか一項に記載の内視鏡装置であって、

前記第1撮像素子及び前記第2撮像素子は、ローリングシャッター方式によって駆動されるセンサーである、内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られている。一般的に内視鏡装置は、白色光を体腔内の観察部位に照射し、観察部位からの反射光を撮像素子が受光して観察画像を生成する。

【 0 0 0 3 】

特許文献 1 に記載の電子内視鏡装置は、可視光すなわち白色光を観察部位に照射してフルカラーの通常観察画像を表示する通常観察モードに加え、青色フィルターによって励起光を観察部位に照射して自家蛍光観察画像及び狭帯域画像（NBI画像）を表示する特殊観察モードを有する。特殊観察モードによれば、血管走行など通常観察画像に現れないものを観察できる。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 5 0 1 0 6 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 5 - 1 9 2 0 1 5 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に記載の電子内視鏡装置では、通常観察モード及び特殊観察モードでの観察を行うために 2 つの CCD（固体撮像素子）が設けられており、2 つの CCD は並列に配置されている。しかし、複数の CCD を並列に配置すると、体腔内に挿入される内視鏡先端部の大径化を招くという問題がある。特許文献 2 に記載の固体撮像素子では、光電変換部が形成された半導体基板が複数段に積層された構成を有するため、特許文献 1 の電子内視鏡装置が有する上述の問題を解決できる可能性がある。しかし、内視鏡の撮像部に特許文献 2 の固体撮像素子を用いるに際しては、感度又は解像度等の性能が所望のレベルを満たすための工夫が必要である。

20

【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した事情に鑑みなされたものであり、2 つの撮像素子が積層配置された撮像部を用いた白色光による被検体からの反射光と励起光による同被検体からの蛍光の同時観察を所望の性能を満たして実行可能な内視鏡装置を提供することを目的とする。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、

照明光を内視鏡の先端部から出射する照明部と、上記照明光が照射された被検体の被観察領域を撮像する撮像部と、上記照明部及び上記撮像部を制御する制御部と、を備えた内視鏡装置であって、

上記照明部は、白色光を生成するための白色光用光源と、上記被検体から蛍光を発光させる励起光を生成するための励起光用光源と、を有し、

上記撮像部は、光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置され、可視光画像を生成する第 1 撮像素子と、上記第 1 撮像素子を透過した光を光電変換する光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置された第 2 撮像素子と、上記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過する第 1 光透過膜と、上記白色光の波長成分の光を透過させない第 2 光透過膜と、を有し、上記被検体からの光の入射側から上記第 1 光透過膜、上記第 1 撮像素子、上記第 2 光透過膜、上記第 2 撮像素子の順に積層配置されており、

40

上記制御部は、上記励起光用光源を、上記白色光用光源の発光期間にのみ発光させ、上記第 2 撮像素子からの画像信号の読み出しを、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出し期間の全ての読み出し期間に、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出しと同時にを行う。

また、本発明の別の一態様の内視鏡装置は、

照明光を内視鏡の先端部から出射する照明部と、上記照明光が照射された被検体の被観

50

察領域を撮像する撮像部と、上記照明部及び上記撮像部を制御する制御部と、を備えた内視鏡装置であって、

上記照明部は、白色光を生成するための白色光用光源と、上記被検体から蛍光を発光させる励起光を生成するための励起光用光源と、を有し、

上記撮像部は、光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置され、可視光画像を生成する第1撮像素子と、上記第1撮像素子を透過した光を光電変換する光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置された第2撮像素子と、上記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過する第1光透過膜と、上記白色光の波長成分の光を透過させない第2光透過膜と、を有し、上記被検体からの光の入射側から上記第1光透過膜、
上記第1撮像素子、上記第2光透過膜、上記第2撮像素子の順に積層配置されており、 10

上記制御部は、上記励起光用光源を、少なくとも上記白色光用光源の発光期間には発光させ、上記第2撮像素子からの画像信号の読み出しを、上記第1撮像素子からの画像信号の読み出し期間の1つ置きの読み出し期間に、上記第1撮像素子からの画像信号の読み出しと同時にを行う。

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、白色光用光源と励起光用光源の発光期間と、撮像部の2つの撮像素子からの画像信号の読み出しタイミングを制御することによって、2つの撮像素子が積層配置された撮像部を用いた白色光による被検体からの反射光と励起光による同被検体からの蛍光の同時観察を所望の性能を満たして実行可能な内視鏡装置を提供することができる。 20

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】本発明の実施形態を説明するための内視鏡装置の外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡装置の内部構成を示す図である。

【図3】第1実施形態の白色光用光源K1及び励起光用光源K2から出射される光の波長と相対強度との関係を示す図である。

【図4】固体撮像装置の構造を示す断面図である。

【図5】色フィルターの分光透過特性を示す図である。

【図6】(A)は色フィルターにおけるペイヤー配列の一例を示す図であり、(B)は色フィルターにおけるペイヤー配列の他の例を示す図である。 30

【図7】第2撮像素子から得られる画像信号のビンニング処理によって統合される画素を示す図である。

【図8】第1実施形態での二種同時観察モードの設定時における各光源の発光タイミング及び各撮像素子からの画像信号の読み出しタイミングの一例を示す図である。

【図9】第1実施形態での二種同時観察モードの設定時における各光源の発光タイミング及び各撮像素子からの画像信号の読み出しタイミングの他の例を示す図である。

【図10】第1実施形態での三種同時観察モードの設定時における各光源の発光タイミング及び各撮像素子からの画像信号の読み出しタイミングの一例を示す図である。

【図11】第2実施形態の内視鏡装置の内部構成を示す図である。

【図12】第2実施形態の白色光用光源K1及び励起光用光源K2から出射される光の波長と相対強度との関係を示す図である。 40

【図13】第2実施形態での三種同時観察モードの設定時における各光源の発光タイミング及び各撮像素子からの画像信号の読み出しタイミングの一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0011】

(第1実施形態)

図1は、本発明の実施形態を説明するための内視鏡装置100の外観図である。

【0012】

内視鏡装置 100 は、内視鏡 11 と、制御装置 13 と、液晶表示装置等の表示部 15 と、制御装置 13 に情報を入力するキーボードやマウス等の入力部 17 とを備える。

【0013】

制御装置 13 は、照明部 45 と、内視鏡 11 から出力される画像信号の信号処理等を行う制御部 47 とを備える。制御部 47 には、表示部 15 と入力部 17 とが接続されている。

【0014】

内視鏡 11 は、被検体内に挿入される内視鏡挿入部 19 と、内視鏡挿入部 19 の先端の湾曲操作や観察のための操作を行う操作部 23 と、内視鏡 11 を制御装置 13 に着脱自在に接続するコネクタ部 25, 27 とを備える。

10

【0015】

内視鏡挿入部 19 は、可撓性を持つ軟性部 29 と、湾曲部 31 と、先端部（以降、内視鏡先端部とも呼称する）33 とから構成される。

【0016】

なお、図示はしないが、操作部 23 及び内視鏡挿入部 19 の内部には、組織採取用処置器具等を挿入する鉗子チャンネルや、送気・送水用のチャンネル等、各種のチャンネルが設けられる。

【0017】

図 2 は、図 1 に示される内視鏡装置 100 の内部構成を示す図である。

【0018】

20

内視鏡先端部 33 は、被観察領域へ光を照射するための照明窓 35 と、照明窓 35 に対向配置される拡散板 58 と、拡散板 58 と照明窓 35 の間に配置される照明用のレンズ 59 と、被観察領域からの光を受光する撮像部 21 と、撮像部 21 の受光面に被観察領域からの光を入射させるための観察窓 40 と、観察窓 40 と撮像部 21 との間に設けられる対物レンズ 39 とを備える。

【0019】

湾曲部 31 は、軟性部 29 と内視鏡先端部 33 との間に設けられ、操作部 23 に配置されたアングルノブ 43（図 1 参照）の回動操作により湾曲自在にされている。

【0020】

この湾曲部 31 は、内視鏡 11 が使用される被検体の部位等に応じて、任意の方向及び任意の角度に湾曲させることができ、内視鏡先端部 33 の照明窓 35 及び観察窓 40 を、所望の観察部位に向けることができる。

30

【0021】

制御装置 13 は、被観察領域に供給する照明光を内視鏡先端部 33 の照明窓 35 から射出する照明部 45 と、照明部 45 及び撮像部 21 を制御する制御部 47 とを備える。照明部 45 と制御部 47 は、それぞれコネクタ部 25, 27 を介して内視鏡 11 と接続される。

【0022】

以下、制御装置 13 の照明部 45 について詳細に説明する。照明部 45 は、図 2 に示すように、光源駆動部 49 と、白色光用光源 K1 と、励起光用光源 K2 と、光ファイババンドル 51 と、光ファイバ 53 とを備える。

40

【0023】

白色光用光源 K1 は、通常観察（白色光観察）及び狭帯域光観察のための光を発する半導体素子である。白色光用光源 K1 は、R - LED（Red-Light Emitting Diode）、G - LED（Green-Light Emitting Diode）、B - LED（Blue-Light Emitting Diode）、及び V - LED（Violet-Light Emitting Diode）の四色の LED（Light Emitting Diode）を含む。

【0024】

図 3 に示すように、R - LED は、波長帯域が 600 ~ 650 nm の赤色光を発する発光ダイオードである。G - LED は、波長帯域が 480 ~ 600 nm の緑色光を発する発

50

光ダイオードである。B - L E Dは、波長帯域420 ~ 500 nmの青色光を発する発光ダイオードである。V - L E Dは、波長帯域380 ~ 420 nmの紫色光を発する発光ダイオードである。各L E Dによって生成された光が合わさることで白色光が生成され、白色光用光源K1からは当該白色光が出射される。なお、白色光用光源K1はキセノンランプであっても、白色L E Dでも良い。

【0025】

励起光用光源K2は、蛍光観察のための光源である。励起光用光源K2は、被検体に注入されたI C G (インドシアニンググリーン)を励起するための、中心波長が780 nmのレーザー光(近赤外帯域の励起光)を発するレーザーダイオードである。なお、I C Gが励起して発する蛍光の波長は800 ~ 900 nmである。

10

【0026】

なお、白色光用光源K1と励起光用光源K2とを合わせた光源として、R成分、G成分及びB成分の各フィルター要素、並びに、透過波長が780 nmの近赤外成分のフィルター要素を回転方向に並べた回転フィルターとキセノンランプとを組み合わせた面順次露光タイプの照明部を使用しても良い。

【0027】

白色光用光源K1及び励起光用光源K2は、被検体の観察モードに応じて、光源駆動部49により個別に駆動される。観察モードには、白色光を被検体の被観察領域に照射して反射光を観察する「通常観察モード」と、I C Gが注入された被検体の被観察領域に励起光を照射して蛍光を観察する「蛍光観察モード」と、可視光のうち特定の波長領域だけの光を被検体の被観察領域に照射して反射光を観察する「狭帯域光観察モード」と、通常観察と蛍光観察を同時に行う「二種同時観察モード」と、通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察を同時に行う「三種同時観察モード」とがある。光源駆動部49は、通常観察モード時及び狭帯域光観察モード時には白色光用光源K1のみから光を出射させ、蛍光観察モード時には励起光用光源K2のみから光を出射させ、二種同時観察モード時及び三種同時観察モード時には両光源K1, K2から光を出射させる。なお、白色光用光源K1として白色L E Dが用いられる場合、狭帯域光観察を行う際に被観察領域に照射される光は、白色L E Dから発せられた可視光のうち特定の波長領域の光を透過するフィルター(図示せず)を透過した光である。

20

【0028】

白色光用光源K1から出射される白色光は、集光レンズ(図示略)を介して光ファイババンドル51に入力される。励起光用光源K2から出射される励起光は、集光レンズ(図示略)を介して光ファイバ53に入力される。光ファイババンドル51と光ファイバ53は、ライトガイド55によって一つに束ねられる。ライトガイド55は、コネクタ部25を介して内視鏡先端部33まで延設されている。ライトガイド55の内視鏡先端部33側の端面から出射した光は、拡散板58で拡散された後に、レンズ59を通過して照明窓35から出射される。

30

【0029】

光源駆動部49は、パルス駆動によって両光源K1, K2をそれぞれ独立に駆動する。つまり、光源駆動部49は、それぞれ異なる駆動信号(駆動パルスのパターン)を各光源に供給する。この駆動パルスがハイレベルとなっている期間に光源は光を出射する。なお、光源駆動部49は、白色光用光源K1の駆動制御時には、R - L E D、G - L E D、B - L E D及びV - L E Dをそれぞれ独立に駆動する。

40

【0030】

次に、内視鏡先端部33に設けられた撮像部21について詳細に説明する。撮像部21は、図2に示すように、第1光透過膜60と、固体撮像装置61とを有し、照明部45からの光が照射された被検体の被観察領域を撮像する。被検体からの光は、対物レンズ39及び第1光透過膜60を透過して固体撮像装置61に入射する。第1光透過膜60は、励起光用光源K2が出射した励起光の波長成分の光、すなわち780 nmの光を遮断する特性を有する励起光カットフィルターである。第1光透過膜60は、固体撮像装置61の受

50

光面側に積層されている。

【0031】

固体撮像装置61は、図4に示すように、色フィルター93と、第1撮像素子83と、第2光透過膜89と、第2撮像素子87とを備え、被検体からの光の入射側からこの順に積層配置された構成を有する。

【0032】

色フィルター93は、固体撮像装置61に入射する光のRGB成分を分離し、かつ、約790nm以上の波長の赤外光を透過する。色フィルター93の配列パターンは、RGBの各色成分が千鳥状に配列されたベイヤー配列であるが、図6(A)に示す一般的なG成分が多いベイヤー配列であっても、図6(B)に示すB成分が多いベイヤー配列であっても良い。なお、色フィルター93は、第1撮像素子83の後述する画素に各色成分が対応するよう配置される。

10

【0033】

図5は、色フィルター93の分光透過特性を示す図である。色フィルター93のR成分は、図5に点線で示すように、波長帯域が550~700nmの赤色光Rと、約790nm以上の波長の赤外光を透過する。また、G成分は、図5に一点鎖線で示すように、波長帯域が460~630nmの緑色光Gと、約790nm以上の波長の赤外光を透過する。また、B成分は、図5に二点鎖線で示すように、波長帯域が380~550nmの青色光Bと、約790nm以上の波長の赤外光を透過する。このように、色フィルター93はどの色成分も、蛍光成分である800~900nmの光を含む赤外光を十分に透過する。但し、3つの成分のうち、ベイヤー配列における構成比が高いG成分又はB成分のみが約790nm以上の波長の赤外光を透過しても良い。

20

【0034】

第1撮像素子83は、光電変換部81を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置されて構成され、可視光画像を生成する。

【0035】

第2光透過膜89は、白色光の波長成分、すなわち、波長帯域が約750nm以下の光を遮断する特性を有する白色光カットフィルターである。第2光透過膜89を第1撮像素子83と第2撮像素子87の間に設けることで、第2撮像素子87にとっての光のノイズ成分を除去することができる。

30

【0036】

第2撮像素子87は、第1撮像素子83及び第2光透過膜89を透過した、被検体からの蛍光の波長成分(800~900nm)の光を光電変換する光電変換部85を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置されて構成されている。光の入射側から見た第1撮像素子83の画素の位置と第2撮像素子87の画素の位置は互いに重なっている。したがって、色フィルター93の各色成分と、第1撮像素子83の画素と、第2撮像素子87の画素は、光の入射側から見て互いに重なっている。

【0037】

また、第2撮像素子87の各画素における光電変換部85の受光面積は、第1撮像素子83の各画素における光電変換部81の受光面積よりも大きい。光電変換部85の受光面積が大きければ、被検体からの蛍光が微弱であっても第2撮像素子87は所望の感度を実現できる。

40

【0038】

第1撮像素子83及び第2撮像素子87はどちらもCMOS(Complementary Metal Oxide Semiconductor)構造の撮像素子であり、ローリングシャッター方式により駆動される。このため、第1撮像素子83及び第2撮像素子87は、駆動単位となる複数列の画素行(Line1~Line n の n 行)を有し、制御部47による制御の下、画素行毎に露光時間と画像信号(電荷)の読出期間をずらして駆動される。すなわち、撮像素子からの画像信号の読み出しは画素行毎にずらして順次行われ、撮像素子の露光は電子シャッターによって画素行毎に行われ、画像信号の読み出し時以外は露光される。

50

【0039】

次に、制御装置13の制御部47について詳細に説明する。制御部47は、図2に示すように、記憶部71と、タイミング制御部69と、信号処理部66とを備える。

【0040】

記憶部71は、照明部45が有する白色光用光源K1の各LEDに供給される駆動信号を構成する各駆動パルスのデューティ比と、各駆動パルスのオンオフレベルが切り替わるタイミングと、撮像部21が有する固体撮像装置61の第1撮像素子83から画像信号(電荷)を読み出すタイミングとが規定された第1テーブルを記憶する。また、記憶部71は、励起光用光源K2に供給される駆動信号を構成する駆動パルスのデューティ比と、当該駆動パルスのオンオフレベルが切り替わるタイミングと、撮像部21が有する固体撮像装置61の第2撮像素子87から画像信号(電荷)を読み出すタイミングとが規定された第2テーブルを記憶する。

10

【0041】

タイミング制御部69は、内視鏡11の操作部23や入力部17からの指示に従い設定された観察モードに応じて、駆動する光源を決定する。また、タイミング制御部69は、記憶部71が記憶する第1テーブルに規定された情報及び第2テーブルに規定された情報の少なくとも一方に基づいて、光源駆動部49が行う両光源K1、K2の駆動のタイミングと、第1撮像素子83及び第2撮像素子87からの信号処理部66による画像信号の読み出しのタイミングを制御する。

【0042】

信号処理部66は、タイミング制御部69からの制御に従って読み出した内視鏡11からの画像信号を信号処理して画像データを生成する。信号処理部66が生成した画像データに基づく画像は表示部15に表示される。なお、信号処理部66が生成した通常観察画像、蛍光観察画像及び狭帯域光観察画像は、それぞれ並んで表示されても重ねて表示されても良い。

20

【0043】

なお、信号処理部66は、第2撮像素子87からの画像信号をビニング処理して読み出す。すなわち、信号処理部66は、図7に示すように、第2撮像素子87の隣り合う複数(例えば $2 \times 2 = 4$ 個)の画素を1つの画素と見なして、隣り合う複数の画素の画像信号を1つの画像信号に統合する。これにより、約790nm以上の波長の赤外光を受光する第2撮像素子87の受光感度が見かけ上向上する。また、ビニング処理して読み出される第2撮像素子87の画素を色フィルター93のベイヤー配列の繰り返し単位に対応させることにより、色フィルター93のRGB成分による赤外光の透過率の差による影響を排除できる。なお、ビニング処理により統合される画素数は 2×2 の倍数であれば良い。なお、ビニング処理を行う代わりに、第2撮像素子87の画素の大きさを色フィルター93のベイヤー配列の繰り返し単位に対応した大きさにしても良い。

30

【0044】

以下、第1実施形態の内視鏡装置100の動作について、図8~図10を参照して詳細に説明する。内視鏡11に設けられた観察モード切替ボタン73(図2参照)を操作者が押下することにより、タイミング制御部69は、通常観察モード、蛍光観察モード、狭帯域光観察モード、通常観察と蛍光観察を同時に行う二種同時観察モード、通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察を同時に行う三種同時観察モードの各種観察モードに切り替える。

40

【0045】

図8は、二種同時観察モードの設定時における内視鏡装置100の動作の一例が示されている。図8に示す例では、タイミング制御部69は、白色光用光源K1の全てのLEDを所定のデューティ比で発光させ、励起光用光源K2を白色光用光源K1の発光期間のみ発光させるよう光源駆動部49を制御する。また、タイミング制御部69は、撮像部21の固体撮像装置61が有する第1撮像素子83及び第2撮像素子87からの各画像信号の読み出しを、白色光用光源K1及び励起光用光源K2の非発光期間に行うよう信号処理部66を制御する。すなわち、第2撮像素子87からの画像信号の読み出しは、第1撮像

50

素子 8 3 からの画像信号の読み出し期間の全ての読み出し期間に、第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出しと同時にされる。なお、第 1 撮像素子 8 3 及び第 2 撮像素子 8 7 からの各画像信号の読み出しは、第 1 撮像素子 8 3 及び第 2 撮像素子 8 7 がどちらも CMOS であるため、各素子における画素行毎にずらして順次行われる。

【 0 0 4 6 】

この動作例によれば、白色光 (VGRB) が照射された被観察領域からの反射光の画像信号と、中心波長 780 nm の励起光 (IR) を照射することにより被観察領域から発せられた波長帯域 800 ~ 900 nm の蛍光の画像信号とが同時に読み出されるため、通常観察と蛍光観察を同じフレームレートで同時に行うことができる。また、通常観察のための画像信号と蛍光観察のための画像信号は 1 つの固体撮像装置 6 1 から得られるため、体腔内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 の大径化を招くことなく、同じフレームレートでの二種同時観察モードが可能な内視鏡装置 1 0 0 を実現できる。

10

【 0 0 4 7 】

なお、被観察領域から発せられる蛍光が微弱であるために第 2 撮像素子 8 7 が十分な感度を得ることができない場合には、上述したビンング処理を信号処理部 6 6 が行うことによって、蛍光観察の解像度は低下するものの、所望の感度での蛍光観察が可能である。

【 0 0 4 8 】

図 9 は、二種同時観察モードの設定時における内視鏡装置 1 0 0 の動作の他の例が示されている。図 9 に示す例では、タイミング制御部 6 9 は、白色光用光源 K 1 の全ての LED を所定のデューティ比で発光させるよう光源駆動部 4 9 を制御し、撮像部 2 1 の固体撮像装置 6 1 が有する第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出しを、白色光用光源 K 1 の非発光期間に行うよう信号処理部 6 6 を制御する。また、タイミング制御部 6 9 は、第 2 撮像素子 8 7 からの画像信号の読み出しを、第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出し期間の 1 つ置きに読み出し期間に、第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出しと同時に進行する。さらに、タイミング制御部 6 9 は、励起光用光源 K 2 を、白色光用光源 K 1 の発光期間、及び、第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出し期間であって、第 2 撮像素子からの画像信号の読み出しを行わない期間 T 1 に発光させるよう光源駆動部 4 9 を制御する。

20

【 0 0 4 9 】

この動作例によれば、中心波長 780 nm の励起光 (IR) を照射することにより被観察領域から発せられた波長帯域 800 ~ 900 nm の蛍光の画像信号の読み出しが、白色光 (VGRB) が照射された被観察領域からの反射光の画像信号の読み出しの半分のフレームレートで行われるが、第 2 撮像素子 8 7 の露光期間は第 1 撮像素子 8 3 の 3 倍であるため、被観察領域から発せられる蛍光が微弱であっても所望の感度での蛍光観察と通常観察を同時に行うことができる。また、通常観察のための画像信号と蛍光観察のための画像信号は 1 つの固体撮像装置 6 1 から得られるため、体腔内に挿入される内視鏡挿入部 1 9 の大径化を招くことなく、所望の感度での二種同時観察モードが可能な内視鏡装置 1 0 0 を実現できる。

30

【 0 0 5 0 】

図 1 0 は、三種同時観察モードの設定時における内視鏡装置 1 0 0 の動作の一例が示されている。図 1 0 に示す例では、励起光用光源 K 2 の発光期間と第 2 撮像素子 8 7 からの画像信号の読み出しタイミングは図 9 に示した例と同じであるが、タイミング制御部 6 9 は、所定のデューティ比で駆動される白色光用光源 K 1 の発光期間のうち、通常観察のための全ての LED の発光と、狭帯域光観察のための G - LED 及び B - LED のみの発光を交互に行うよう光源駆動部 4 9 を制御する。なお、第 1 撮像素子 8 3 からの画像信号の読み出しは、白色光用光源 K 1 の LED が全て消灯している非発光期間に行われる。

40

【 0 0 5 1 】

この動作例によれば、白色光 (VGRB) が照射された被観察領域からの反射光の画像信号の読み出しと、可視光のうち特定の波長帯域だけの光 (GB) が照射された被観察領域からの反射光の画像信号の読み出しが、図 8 に示した例や図 9 に示した例とは半分のフ

50

レーンレートで行われるが、通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察を同時に行うことができる。また、通常観察のための画像信号と蛍光観察のための画像信号と狭帯域光観察のための画像信号は1つの固体撮像装置61から得られるため、体腔内に挿入される内視鏡挿入部19の大径化を招くことなく、三種同時観察モードが可能な内視鏡装置100を実現できる。

【0052】

以上説明したように、本実施形態によれば、照明部45が有する白色光用光源K1及び励起光用光源K2の各発光と、内視鏡挿入部19の小径化を実現可能な1つの固体撮像装置61が有する第1撮像素子83及び第2撮像素子87の各読み出し動作がそれぞれタイミングを合わせて協働するよう制御される。このため、白色光による被検体からの反射光による通常観察と、励起光による同被検体からの蛍光観察を、同じフレームレート又は所望の感度で同時に行うことができる。また、蛍光が微弱であるために第2撮像素子87が十分な感度を得ることができない場合には、ビニング処理を行うことによって所望の感度での蛍光観察が可能である。

10

【0053】

(第2実施形態)

図11～図13を参照して第2実施形態について説明する。なお、第2の実施形態が第1の実施形態と異なる点は、励起光用光源K2が射出する励起光の波長と、被検体に投入される蛍光物質である。この点以外は第1の実施形態と同様であるため、第1実施形態と同一又は同等の事項は説明を簡略化又は省略する。

20

【0054】

図11は、第2実施形態の内視鏡装置の内部構成を示す図である。図11に示すように、第2実施形態の励起光用光源K2は、第1実施形態と同様に、蛍光観察のための光源ではあるが、被検体に注入された蛍光物質を励起するための中心波長が670nmのレーザー光(励起光)を生成するレーザーダイオードである。なお、上記蛍光物質が励起して発する蛍光の波長は700～900nmである。なお、図12に示すように、670nmの光は可視光のうちR成分の波長帯域に属する。このため、本実施形態では、励起光カットフィルターである第1光透過膜60は設けられない。

【0055】

以下、第2実施形態の内視鏡装置200の動作について、図13を参照して詳細に説明する。

30

【0056】

図13は、三種同時観察モードの設定時における内視鏡装置200の動作の一例が示されている。図13に示す例では、タイミング制御部69は、励起光用光源K2を所定のデューティ比で発光させるよう光源駆動部49を制御し、撮像部21の固体撮像装置61が有する第2撮像素子87からの画像信号の読み出しを、励起光用光源K2の非発光期間に行うよう信号処理部66を制御する。また、タイミング制御部69は、白色光用光源K1の発光期間を励起光用光源K2の発光期間と同期させるが、白色光用光源K1の発光期間のうち、通常観察のための全てのLEDの発光と、狭帯域光観察のためのG-LED及びB-LEDのみの発光を交互に行うよう光源駆動部49を制御する。第1撮像素子83からの画像信号の読み出しは、第2撮像素子87からの画像信号の読み出しと同時であって、白色光用光源K1のLEDが全て消灯している非発光期間に行われる。なお、第1撮像素子83及び第2撮像素子87からの各画像信号の読み出しは、第1撮像素子83及び第2撮像素子87がどちらもCMOSであるため、各素子における画素行毎にずらして順次行われる。

40

【0057】

この動作例によれば、通常観察時の表示部15の画像には励起光が映り込むため、励起光の照射位置が明確になる。したがって、励起光の正しい照射位置を確認しつつ通常観察を行うことができる。一方、狭帯域光観察時の表示部15の画像には、色フィルター93のG成分及びB成分のフィルター要素の特性により励起光は映り込まない。したがって、

50

励起光の映り込みのない適切な狭帯域光観察画像が得られる。さらに、通常観察と蛍光観察と狭帯域光観察を同時に行うことができる。また、通常観察のための画像信号と蛍光観察のための画像信号と狭帯域光観察は1つの固体撮像装置61から得られるため、体腔内に挿入される内視鏡挿入部19の大径化を招くことなく、三種同時観察モードが可能な内視鏡装置200を実現できる。

【0058】

以上説明したように、本実施形態によれば、照明部45が有する白色光用光源K1及び励起光用光源K2の各発光と、内視鏡挿入部19の小径化を実現可能な1つの固体撮像装置61が有する第1撮像素子83及び第2撮像素子87の各読み出し動作がそれぞれタイミングを合わせて協働するよう制御される。このため、励起光の波長が可視光の波長領域に含まれる場合であっても、白色光による被検体からの反射光による通常観察と、励起光による同被検体からの蛍光観察と、狭帯域光による被検体からの反射光による狭帯域光観察を同時に行うことができる。また、蛍光が微弱であるために第2撮像素子87が十分な感度を得ることができない場合には、ピニング処理を行うことによって所望の感度での蛍光観察が可能である。

10

【0059】

なお、第2実施形態では、白色光用光源K1を構成するR-LEDが、被検体に注入された蛍光物質を励起するsための光(励起光)を生成する光源として兼用されても良い。この場合、照明部45に励起光用光源K2は設けられない。

【0060】

また、上述の第1実施形態では中心波長が780nmの励起光を使用する場合について説明し、第2実施形態では中心波長が670nmの励起光を使用する場合について説明したが、その他の波長の励起光を使用しても良い。すなわち、被検体に投入される蛍光物質が励起する光の波長に応じた励起光が使用される。

20

【0061】

また、上記説明では、第1光透過膜60と固体撮像装置61とが別体として構成されているが、第1光透過膜60と固体撮像装置61とを一体として構成してもよい。その場合、第1光透過膜60の機能を色フィルター93に持たせてもよい。

【0062】

また、上記説明では、体腔内に挿入される内視鏡挿入部19が可撓性を有するいわゆる軟性鏡である場合について説明したが、本発明の内視鏡装置100,200は、内視鏡挿入部が硬質な材料で形成されたいわゆる硬性鏡のカメラヘッドに適用することも可能である。

30

【0063】

以上説明したとおり、本明細書に開示された内視鏡装置は、照明光を内視鏡の先端部から出射する照明部と、上記照明光が照射された被検体の被観察領域を撮像する撮像部と、上記照明部及び上記撮像部を制御する制御部と、を備えた内視鏡装置であって、

上記照明部は、白色光を生成するための白色光用光源と、上記被検体から蛍光を発生させる励起光を生成するための励起光用光源と、を有し、

40

上記撮像部は、光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置され、可視光画像を生成する第1撮像素子と、上記第1撮像素子を透過した光を光電変換する光電変換部を有する画素が二次元のマトリクス状に複数配置された第2撮像素子と、上記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過する第1光透過膜と、を有し、上記被検体からの光の入射側から上記第1光透過膜、上記第1撮像素子、第2撮像素子の順に積層配置されており、

上記制御部は、上記励起光用光源を、少なくとも上記白色光用光源の発光期間には発光させ、上記第2撮像素子からの画像信号の読み出しを、上記第1撮像素子からの画像信号の読み出し期間の少なくとも一部の読み出し期間に、上記第1撮像素子からの画像信号の読み出しと同時に進行。

50

【 0 0 6 4 】

また、上記制御部が、上記励起光用光源を、上記白色光用光源の発光期間にのみ発光させ、上記第 2 撮像素子からの画像信号の読み出しを、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出し期間の全ての読み出し期間に、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出しと同時に行う。

【 0 0 6 5 】

また、上記制御部が、上記第 2 撮像素子からの画像信号の読み出しを、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出し期間の 1 つ置きを読み出し期間に、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出しと同時に行う。

【 0 0 6 6 】

また、上記制御部が、上記第 1 撮像素子からの画像信号の読み出し期間であって、上記第 2 撮像素子からの画像信号の読み出しを行わない期間に、上記励起光用光源を発光させる。

【 0 0 6 7 】

また、上記第 2 撮像素子の光電変換部の受光面積が、上記第 1 撮像素子の光電変換部の受光面積よりも大きい。

【 0 0 6 8 】

また、上記制御部は、上記第 2 撮像素子からの画像信号をビニング処理して読み出す。

【 0 0 6 9 】

また、上記撮像部は、上記第 1 光透過膜と上記第 1 撮像素子の間に、上記被検体からの蛍光の波長成分の光を透過するベイヤー配列された R G B の色フィルターを有し、

上記ビニング処理して読み出される上記第 2 撮像素子の画像信号の画素は、上記ベイヤー配列の繰り返し単位に対応した画素である。

【 0 0 7 0 】

また、上記撮像部が、上記白色光の波長成分の光を透過させない第 2 光透過膜を、上記第 1 撮像素子と上記第 2 撮像素子の間に有する。

【 0 0 7 1 】

また、上記白色光用光源は、発光波長の異なる複数の発光ダイオードによって構成され、上記励起光用光源は、レーザーダイオードによって構成される。

【 0 0 7 2 】

また、上記白色光用光源が、発光波長の異なる複数の発光ダイオードによって構成され、上記励起光用光源は、上記白色光用光源を構成する上記複数の発光ダイオードのうちの 1 つによって構成される。

【 0 0 7 3 】

また、上記第 1 撮像素子及び上記第 2 撮像素子が、ローリングシャッター方式によって駆動されるセンサーである。

【 符号の説明 】

【 0 0 7 4 】

2 1 撮像部

4 5 照明部

6 0 第 1 光透過膜

6 1 固体撮像装置

6 9 タイミング制御部

8 1 光電変換部

8 3 第 1 撮像素子

8 5 光電変換部

8 7 第 2 撮像素子

9 3 色フィルター

1 0 0 , 2 0 0 内視鏡装置

8 9 第 2 光透過膜

10

20

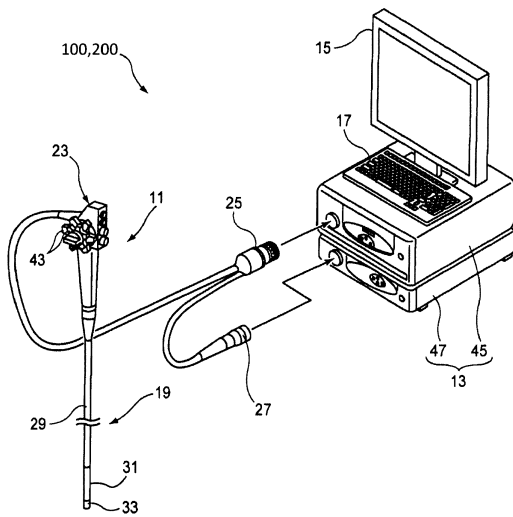
30

40

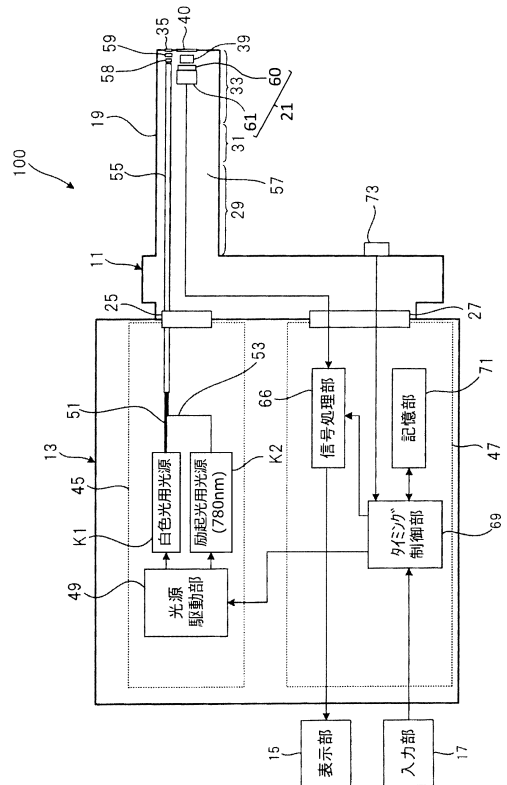
50

- K 1 白色光用光源
- K 2 励起光用光源

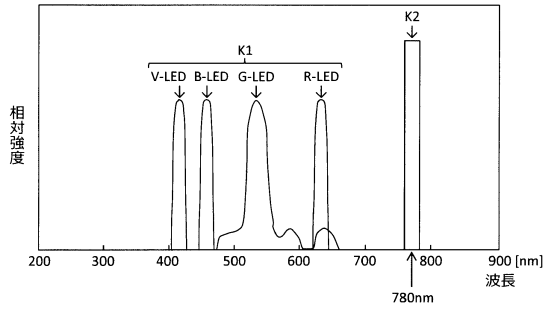
【 図 1 】



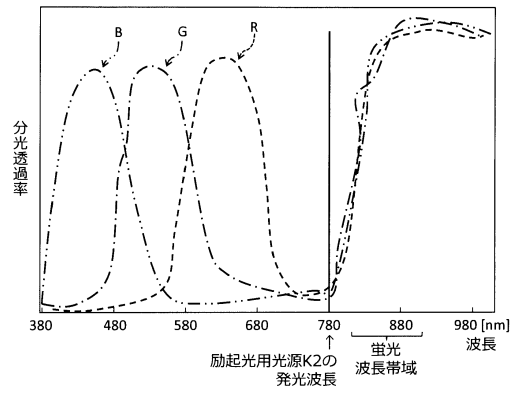
【 図 2 】



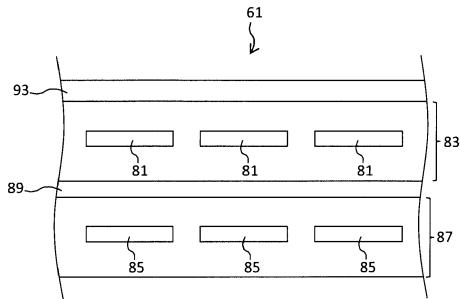
【図3】



【図5】



【図4】



【図6】

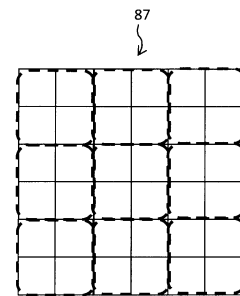
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| B | G | B | G | B | G |
| G | R | G | R | G | R |
| B | G | B | G | B | G |
| G | R | G | R | G | R |
| B | G | B | G | B | G |
| G | R | G | R | G | R |

(A)

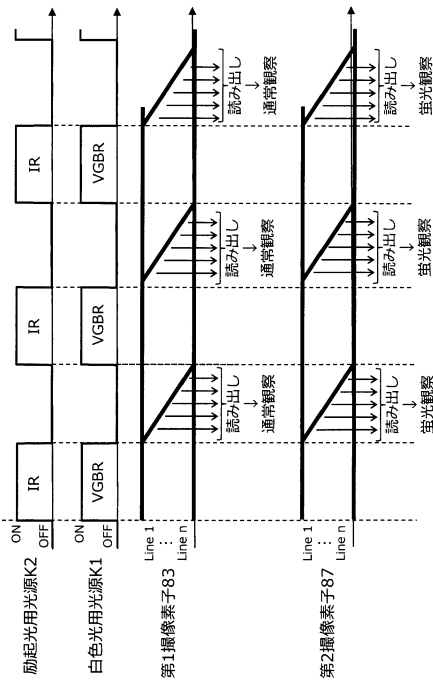
| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| G | B | G | B | G | B |
| B | R | B | R | B | R |
| G | B | G | B | G | B |
| B | R | B | R | B | R |
| G | B | G | B | G | B |
| B | R | B | R | B | R |

(B)

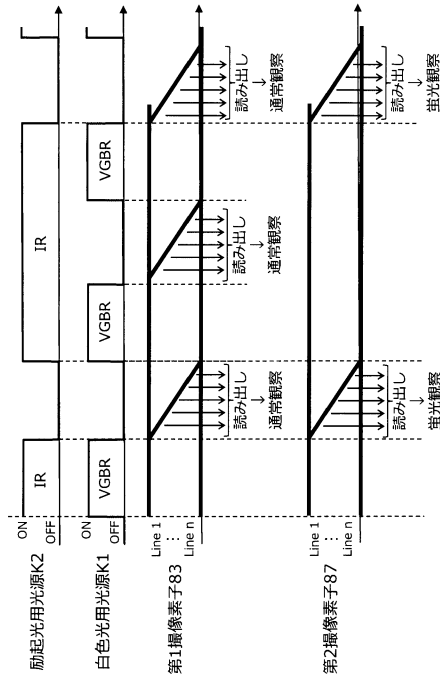
【図7】



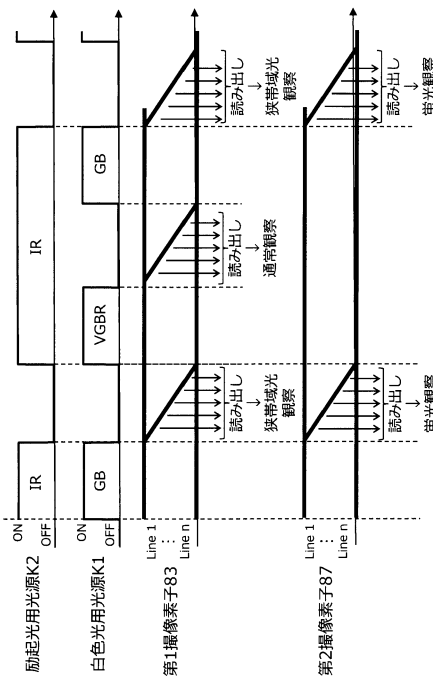
【図8】



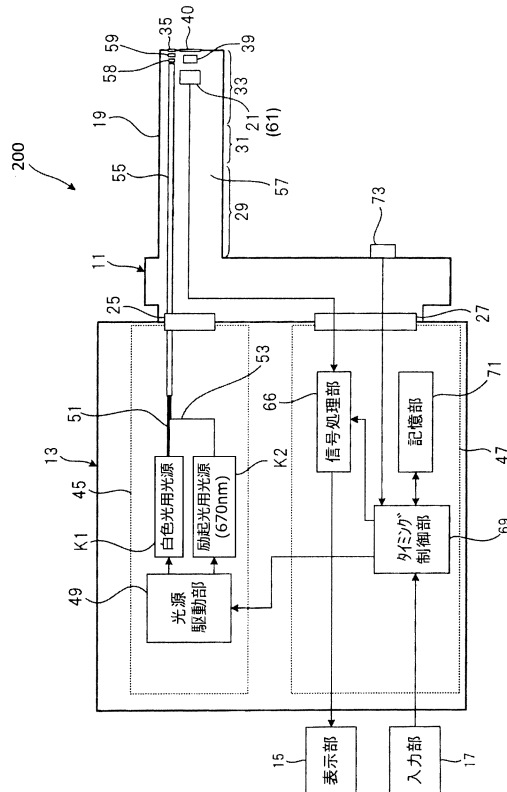
【図9】



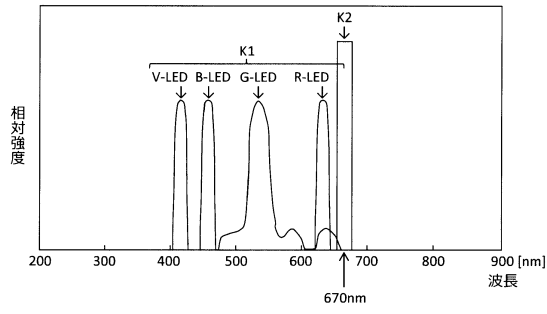
【図10】



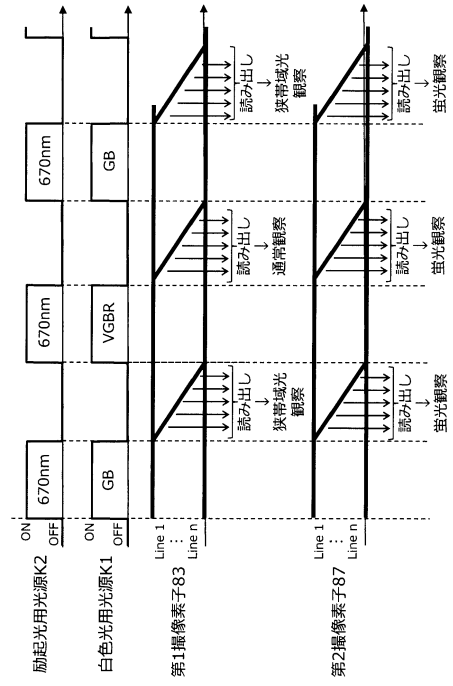
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

| | | | | | |
|----------------|--------------|------------------|---------|-------|---|
| (51)Int.Cl. | | | F I | | |
| G 0 2 B | 23/26 | (2006.01) | G 0 2 B | 23/26 | B |
| H 0 4 N | 9/04 | (2006.01) | H 0 4 N | 9/04 | A |
| | | | H 0 4 N | 9/04 | Z |

(72)発明者 小澤 聡
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

審査官 北島 拓馬

(56)参考文献 特開2016-058866(JP,A)
 特開2011-224127(JP,A)
 国際公開第2014/125724(WO,A1)
 特開2016-077756(JP,A)
 米国特許出願公開第2015/0054962(US,A1)
 特開2015-099875(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
 G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6
 H 0 1 L 2 7 / 1 4 - 2 7 / 1 4 8
 H 0 1 L 2 7 / 3 0
 H 0 1 L 2 9 / 7 6
 H 0 4 N 5 / 3 0 - 5 / 3 7 8
 H 0 4 N 9 / 0 4 - 9 / 1 1

| | | | |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜装置 | | |
| 公开(公告)号 | JP6660823B2 | 公开(公告)日 | 2020-03-11 |
| 申请号 | JP2016125659 | 申请日 | 2016-06-24 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 富士胶片株式会社 | | |
| [标]发明人 | 鈴木一誠 矢野孝 小澤聡 | | |
| 发明人 | 鈴木一誠 矢野孝 小澤聡 | | |
| IPC分类号 | A61B1/04 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N9/04 | | |
| FI分类号 | A61B1/04.530 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/00.511 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N9/04.A H04N9/04.Z A61B1/04.372 A61B1/04.531 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/07.730 A61B1/07.731 H04N5/335.690 H04N5/369 | | |
| F-TERM分类号 | 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/BB02 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM01 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP01 4C161/PP08 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS07 4C161/WW15 4C161/WW17 5C024/AX02 5C024/AX04 5C024/BX02 5C024/EX17 5C024/EX52 5C024/GX07 5C024/GZ24 5C024/GZ41 5C065/AA04 5C065/DD18 5C065/FF11 | | |
| 其他公开文献 | JP2017225736A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜设备，该内窥镜设备使用在其上层叠地安装有两个成像元件的成像单元，以使得能够同时观察由白光引起的来自对象的反射以及由激发光引起的来自对象的荧光，同时具有期望的性能。解决方案：使用的是成像单元21，该成像单元21从接收对象的光的一侧层叠安装，该第一透光膜60屏蔽激发光，第一成像元件83光电转换白光，第二成像元件87光电转换 转换透射过第一透光膜60和第一成像元件83的荧光，从而同时观察到由激发光引起的来自对象的反射和来自对象的荧光。定时控制单元69使激发光源K2至少在白光源K1的照明时段期间照明，以允许在从第一成像元件87读取成像信号的同时读取来自第二成像元件87的图像信号。在读取来自第一成像元件83的图像信号的周期的至少一部分期间，成像元件83选择绘制的图：图8

| | | |
|---|--------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁 (JP) | (12) 特 許 公 報 (B2) | (11) 特許番号 特許第6660823号 (P6660823) |
| (45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11) | (24) 登録日 令和2年2月13日 (2020.2.13) | |
| (51) Int. Cl. | F I | |
| A 6 1 B 1/04 (2006.01) | A 6 1 B 1/04 5 3 0 | |
| A 6 1 B 1/045 (2006.01) | A 6 1 B 1/045 6 3 1 | |
| A 6 1 B 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 6 1 1 | |
| A 6 1 B 1/00 (2006.01) | A 6 1 B 1/00 5 1 1 | |
| G 0 2 B 23/24 (2006.01) | G 0 2 B 23/24 B | |
| | | 請求項の数 9 (全 17 頁) 最終頁に続く |
| (21) 出願番号 特願2016-125659 (P2016-125659) | (73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 | |
| (22) 出願日 平成28年6月24日 (2016.6.24) | 東京都港区西麻布2丁目2番30号 | |
| (65) 公開番号 特開2017-225736 (P2017-225736A) | 110002505 | |
| (43) 公開日 平成29年12月28日 (2017.12.28) | 特許業務法人航栄特許事務所 | |
| 審査請求日 平成30年8月9日 (2018.8.9) | 100115107 | |
| | 弁理士 高松 猛 | |
| | 100151194 | |
| | 弁理士 尾澤 俊之 | |
| | (72) 発明者 鈴木 一誠 | |
| | 神奈川県足柄上郡開成町百台798番地 | |
| | 富士フイルム株式会社内 | |
| | (72) 発明者 矢野 孝 | |
| | 神奈川県足柄上郡開成町百台798番地 | |
| | 富士フイルム株式会社内 | |
| | 最終頁に続く | |

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置