

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6438062号
(P6438062)

(45) 発行日 平成30年12月12日(2018.12.12)

(24) 登録日 平成30年11月22日(2018.11.22)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	6 1 3
A 6 1 B	1/045	(2006.01)	A 6 1 B	1/045	6 1 7
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	5 1 3
G O 2 B	23/26	(2006.01)	G O 2 B	23/26	B
A 6 1 B	1/07	(2006.01)	A 6 1 B	1/07	7 3 1

請求項の数 7 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-49425 (P2017-49425)
 (22) 出願日 平成29年3月15日(2017.3.15)
 (62) 分割の表示 特願2015-84526 (P2015-84526)
 の分割
 原出願日 平成23年11月28日(2011.11.28)
 (65) 公開番号 特開2017-136396 (P2017-136396A)
 (43) 公開日 平成29年8月10日(2017.8.10)
 審査請求日 平成29年3月15日(2017.3.15)

(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
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 水由 明
 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 飯田 孝之
 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 島田 保

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】

青色帯域を有する青色光を発する第1の半導体光源と、
 前記青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第2の半導体光源と、
 前記励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ前記青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、
 前記青色光を反射させ、かつ、前記広帯域光のうちの前記緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、前記青色光と前記緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、
 前記ダイクロイックミラーによって合波された前記青色光と前記緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、
 前記撮像信号に基づいて、前記被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、
 前記青色光の光量と前記緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、

前記青色帯域は、前記緑色帯域よりも狭帯域である内視鏡システム。

【請求項2】

前記光源制御部は、
 前記撮像手段による1フレームのうちの電荷蓄積期間にパルス変調制御を行うことによつて、前記電荷蓄積期間内でパルスが立ち上げられた場合に前記第1の半導体光源及び前記第2の半導体光源を点灯させる制御と、前記電荷蓄積期間内で前記パルスの立ち上がり

がない場合に前記第 1 の半導体光源及び前記第 2 の半導体光源を消灯させる制御とを行う請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

青色帯域を有する青色光を発する第 1 の半導体光源と、
前記青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第 2 の半導体光源と、
前記励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ前記青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、
前記青色光を反射させ、かつ、前記広帯域光のうちの前記緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、前記青色光と前記緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、
前記ダイクロイックミラーによって合波された前記青色光と前記緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、
前記撮像信号に基づいて、前記被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、
前記青色光の光量と前記緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、

前記広帯域光は、前記緑色帯域の他に赤色帯域を含み、
 前記ダイクロイックミラーは、前記青色光と、前記広帯域光のうちの前記赤色帯域を有する光とを反射させ、かつ、前記緑色光を透過させる特性を持つ内視鏡システム。

【請求項 4】

赤色光を発する第 3 の半導体光源を更に備え、
 前記光源制御部は、前記撮像手段による 1 フレームのうちの電荷蓄積期間にパルス変調制御を行うことにより、前記電荷蓄積期間内で前記第 1 の半導体光源と前記第 2 の半導体光源と前記第 3 の半導体光源とを点灯させる制御と、前記電荷蓄積期間内で前記第 1 の半導体光源と前記第 2 の半導体光源と前記第 3 の半導体光源とを消灯させる制御とを行い、
 前記ダイクロイックミラーは、前記青色光と前記赤色光とを反射させ、前記緑色光を透過させることにより、前記青色光と前記緑色光と前記赤色光とを合波し、
 前記画像生成部は、前記ダイクロイックミラーにより前記青色光と前記緑色光と前記赤色光とが合波される場合には、前記疑似カラー画像に代えて、表層血管が強調された表層血管強調用の画像を生成する請求項 3 記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の半導体光源と前記第 3 の半導体光源は共通の光源用基板に設けられる請求項 4 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

青色帯域を有する青色光を発する第 1 の半導体光源と、
前記青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第 2 の半導体光源と、
前記励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ前記青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、
前記青色光を反射させ、かつ、前記広帯域光のうちの前記緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、前記青色光と前記緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、
前記ダイクロイックミラーによって合波された前記青色光と前記緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、
前記撮像信号に基づいて、前記被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、
前記青色光の光量と前記緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、

前記青色光の光量と前記緑色光の光量とをそれぞれモニタリングするモニタリング手段を備える内視鏡システム。

【請求項 7】

前記内視鏡には、前記ダイクロイックミラーを介して前記青色光の一部及び前記緑色光

の一部が供給され、

前記モニタリング手段には、前記ダイクロイックミラーを介して前記青色光の残りの一部及び前記緑色光の残りの一部が供給され、

前記光源制御部は、前記モニタリングの結果に基づいて、前記第1の半導体光源と前記第2の半導体光源とを制御する請求項6に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、青色光と緑色光を用いて被写体を照明する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

内視鏡における通常観察用の照明光としては、キセノンランプ等の広帯域光の他、励起光によって蛍光体で励起発光させた蛍光を含む白色光も用いられるようになってきている。また、近年では、表層微細血管の強調表示等の特殊光観察を行うために、蛍光を含む白色光の他、特定波長の狭帯域光を混合して体内に同時照射することも行われている。

【0003】

このように蛍光体の蛍光を用いた照明の場合には、高輝度化を図ることができるとともに、キセノンランプ等の照明の場合ほど設置スペースを要しないため、装置全体としてコンパクト化を図ることができる。その一方で、キセノンランプ等を用いた場合には無かった新たな課題もいくつか出てきている。例えば、通常観察時に使用する白色光として青色の励起光も含めた場合には、緑色及び赤色の蛍光の光量は、青色の励起光の光量によって決まってしまう。この場合、蛍光の光量は励起光の光量と関係なく独立に制御できないため、白色光の色調を合わせることが難しいことがあった。また、RGB撮像素子を用いる特殊光観察時において、青色の励起光を使用し、その他の特殊観察用の狭帯域光として青色狭帯域光を使用した場合には、それら光の同時照射によって一定の光量を超えてしまうと、RGB撮像素子のB画素が飽和してしまうという問題も生じることがあった。

20

【0004】

これら問題に対して、特許文献1では、蛍光体の励起光として、紫外域の励起光を用いている。紫外域の励起光は非可視光であるため、仮に、この紫外域の励起光が照明光に含まれたとしても、照明光の色調に影響を与えることはない。また、紫外域の励起光はRGB撮像素子では完全に遮光されるため、B画素などの特殊観察用の画素に、比較的高い光量の特殊観察用の狭帯域光が入射したとしても、飽和するおそれはない。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-297311号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

蛍光体を用いる照明の場合には、上記のような問題の他に、特許文献1で示される半導体レーザーや発光ダイオードなどの半導体発光素子を、蛍光体を励起発光させるための励起光用の光源として使用する場合、蛍光体から発する光の光量は、励起光の光量に連動して変動することになる。そのため、蛍光体から発する光については、光量を独立に制御することが難しい。

40

【0007】

内視鏡診断においては、蛍光体から発する光の他、青色光などその他の波長の光が用いられており、これら蛍光体からの光やその他の波長の光の光量を独立に制御して、目的の光量比で観察を行えるようにすることが求められていた。

【0008】

本発明は、蛍光体から発する光の他、青色光などのその他の波長の光の光量をそれぞれ

50

独立に制御することができる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】

【0009】

本発明の内視鏡システムは、青色帯域を有する青色光を発する第1の半導体光源と、青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第2の半導体光源と、励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、青色光を反射させ、かつ、広帯域光のうちの緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、青色光と緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、ダイクロイックミラーによって合波された青色光と緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、撮像信号に基づいて、被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、青色光の光量と緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、青色帯域は、緑色帯域よりも狭帯域である。

10

【0010】

光源制御部は、撮像手段による1フレームのうちの電荷蓄積期間にパルス変調制御を行うことにより、電荷蓄積期間内でパルスが立ち上げられた場合に第1の半導体光源及び第2の半導体光源を点灯させる制御と、電荷蓄積期間内でパルスの立ち上がりがない場合に第1の半導体光源及び第2の半導体光源を消灯させる制御とを行うことが好ましい。

【0011】

本発明の内視鏡システムは、青色帯域を有する青色光を発する第1の半導体光源と、青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第2の半導体光源と、励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、青色光を反射させ、かつ、広帯域光のうちの緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、青色光と緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、ダイクロイックミラーによって合波された青色光と緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、撮像信号に基づいて、被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、青色光の光量と緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、広帯域光は、緑色帯域の他に赤色帯域を含み、ダイクロイックミラーは、青色光と、広帯域光のうちの赤色帯域を有する光とを反射させ、かつ、緑色光を透過させる特性を持つ。

20

赤色光を発する第3の半導体光源を更に備え、光源制御部は、撮像手段による1フレームのうちの電荷蓄積期間にパルス変調制御を行うことにより、電荷蓄積期間内で第1の半導体光源と第2の半導体光源と第3の半導体光源とを点灯させる制御と、電荷蓄積期間内で第1の半導体光源と第2の半導体光源と第3の半導体光源とを消灯させる制御とを行い、ダイクロイックミラーは、青色光と赤色光とを反射させ、緑色光を透過させることにより、青色光と緑色光と赤色光とを合波し、画像生成部は、ダイクロイックミラーにより青色光と緑色光と赤色光とが合波される場合には、疑似カラー画像に代えて、表層血管が強調された表層血管強調用の画像を生成することが好ましい。第1の半導体光源と第3の半導体光源は共通の光源用基板に設けられることが好ましい。

30

【0012】

本発明の内視鏡システムは、青色帯域を有する青色光を発する第1の半導体光源と、青色帯域とは異なる波長域を有する励起光を発する第2の半導体光源と、励起光を、緑色帯域を少なくとも含み、かつ青色帯域よりも広帯域とされた広帯域光に波長変換する波長変換部と、青色光を反射させ、かつ、広帯域光のうちの緑色帯域を有する緑色光を透過させることにより、青色光と緑色光とを合波するダイクロイックミラーと、ダイクロイックミラーによって合波された青色光と緑色光とで照明中の被写体内を撮像して撮像信号を出力する撮像手段を有する内視鏡と、撮像信号に基づいて、被写体を疑似カラーで表した疑似カラー画像を生成する画像生成部と、青色光の光量と緑色光の光量とを、それぞれ独立に制御する光源制御部とを備え、青色光の光量と緑色光の光量とをそれぞれモニタリングするモニタリング手段を備える。

40

内視鏡には、ダイクロイックミラーを介して青色光の一部及び緑色光の一部が供給され

50

、モニタリング手段には、ダイクロイックミラーを介して青色光の残りの一部及び緑色光の残りの一部が供給され、光源制御部は、モニタリングの結果に基づいて、第1の半導体光源と第2の半導体光源とを制御することが好ましい。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、蛍光体から発する光の他、青色光などの光の光量をそれぞれ独立に制御することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡システムの概略を示す図である。

【図2】光源装置及びプロセッサ装置の内部構成を示す図である。

【図3A】AR膜無しの蛍光体に対して斜めに入射する励起光の入射角を説明するための図である。

【図3B】AR膜有りの蛍光体に対して斜めに入射する励起光の入射角を説明するための図である。

【図4】蛍光体に対する励起光の分光透過率を示すグラフである。

【図5】ダイクロイックミラーの分光透過率と第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、赤色光の発光強度を示すグラフである。

20

【図6A】通常光観察モードにおける発光パターン、発光強度を示すグラフである。

【図6B】第1特殊光観察モードにおける発光パターン、発光強度を示すグラフである。

【図6C】第2特殊光観察モードにおける発光パターン、発光強度を示すグラフである。

【図6D】酸素飽和度観察モードにおける発光パターン、発光強度を示すグラフである。

【図7】PNM、PDM、PWMを説明するための図である。

【図8】カラー撮像素子の分光透過率を示すグラフである。

【図9A】通常光画像の生成方法を説明するための図である。

【図9B】第1特殊光画像の生成方法を説明するための図である。

【図9C】第2特殊光画像の生成方法を説明するための図である。

30

【図9D】酸素飽和度画像の生成方法を説明するための図である。

【図10】蛍光体の温度特性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、被検体内を撮像する電子内視鏡11と、被検体を照明する光を発生する光源装置12と、電子内視鏡からの撮像信号に基づいて画像を生成するとともに、各種画像処理を行うプロセッサ装置13と、内視鏡画像を表示するモニタ14とを備えている。

【0016】

この内視鏡システム10には、白色光で照明された被検体内の通常光画像をモニタ14に表示する通常光観察モード、通常光画像上において表層の微細血管や微細構造が強調表示された第1特殊光画像をモニタ14に表示する第1特殊光観察モード、表層微細血管や中深層の血管が疑似カラーで表された第2特殊光画像をモニタ14に表示する第2特殊光観察モード、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ14に表示する酸素飽和度観察モードの4つのモードが設けられている。これらモードは、モード切替SW15によって適宜切り替えられる。

40

【0017】

電子内視鏡11は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部16と、挿入部16の基端部分に設けられた操作部17と、操作部17と光源装置12及びプロセッサ装置13との間を連結するユニバーサルコード18とを備えている。挿入部16の先端には、複数の湾曲駒

50

を連結した湾曲部 19 が形成されている。湾曲部 19 は、操作部のアングルノブ 21 を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部 19 の先端には、体腔内を撮像するカラー撮像素子 20 (例えばカラー CCD やカラー CMOS) を内蔵した先端部 16 a が設けられている。先端部 16 a は、湾曲部 19 の湾曲動作によって体腔内の所望の方向に向けられる。

【0018】

ユニバーサルコード 18 には、光源装置 12 及びプロセッサ装置 13 側にコネクタ 24 が取り付けられている。コネクタ 24 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 24 を介して、光源装置 12 及びプロセッサ装置 13 に着脱自在に接続される。

10

【0019】

電子内視鏡 11 の内部には、ライトガイド 25 と、信号ケーブル 26 とが設けられている。ライトガイド 25 は波長が異なる複数種類の光を導光可能なバンドル光ファイバであり、光源装置 12 からの光を先端部 16 a まで導光する。導光された光は、先端部 16 a から体腔内に向けて照射される。信号ケーブル 26 は、カラー撮像素子 20 からの撮像信号をプロセッサ装置 13 に送信する。

【0020】

図 2 に示すように、光源装置 12 は、紫外域に波長範囲を有する励起光を発する励起光源 30 と、励起光光源 30 からの励起光によって緑色蛍光を発する第 1 発光部 31 と、中心波長 405 nm の第 1 青色光、中心波長 470 nm の第 2 青色光、中心波長 625 nm の赤色光を発する第 2 発光部 32 と、第 1 発光部 31 からの緑色蛍光と第 2 発光部 32 からの第 1 青色光、第 2 青色光又は赤色光とを合波する合波部 35 と、緑色蛍光、第 1 青色光、第 2 青色光、赤色光の発光強度や発光タイミングを制御する光源制御部 37 と、合波部 35 で合波された光をライトガイド 25 の入射面に向けて集光する集光レンズ 39 とを備えている。

20

【0021】

励起光光源 30 はレーザーダイオード (Laser Diode) や発光ダイオード (Light Emitting Diode) などの半導体光源で構成される。この励起光光源 30 では、第 1 発光部 31 の蛍光体 42 から緑色蛍光を励起発光させるための励起光を発する。この励起光は、非可視光領域である紫外域の波長範囲内において、365 nm、380 nm、又は 395 nm にピーク波長を有している。励起光は、照射レンズ 30 a を通して、第 1 発光部 31 の蛍光体 42 に向けて照射される。

30

【0022】

第 1 発光部 31 は、励起光によって緑色蛍光を励起発光する蛍光体 42 と、銀やアルミ又はこれらの合金などの高反射性物質で構成される高反射部 44 と、蛍光体で発せられた熱を放熱する放熱部 46 とを備えている。蛍光体 42 は、紫外域の励起光に対して高い光吸収特性を有するとともに、緑色蛍光を高い発光強度及び発光効率で励起発光するものが用いられる。本実施形態では、蛍光体 42 として、「BaMgAl₁₀O₁₇:Eu,Mn」を用いる。「BaMgAl₁₀O₁₇:Eu,Mn」は、励起光のピーク波長を「378 nm」とした場合に、励起光に対する吸収率が「66.8%」であり、また発光効率は「55.8%」である。光吸収率、発光効率に関しては「Li_{0.6}Na_{0.4}W₂O₈」よりも高く、また、発光強度に関しては「Li_{0.6}Na_{0.4}W₂O₈」よりも高くなっている。

40

【0023】

蛍光体 42 は、ガラス樹脂などとバインダにより固められて形成されており、略直方体形状を有している。蛍光体 42 の一方の面は、励起光光源からの励起光が入射するとともに緑色蛍光が射出する入射・射出面 42 a となっており、他方の面は、励起光及び緑色蛍光を高反射部 44 で反射させる反射面 42 b となっている。また、入射・射出面 42 a には凸レンズ 48 が設けられており、この凸レンズ 48 は、励起光を蛍光体 42 に集光するとともに、励起発光した緑色蛍光を合波部 35 に向けて射出させる。したがって、励起光光源 40 と合波部 35 は、蛍光体 42 の入射・射出面 42 a 側に設けられている。

50

【 0 0 2 4 】

このように、励起光の入射面と緑色蛍光の出射面を同一面にする反射型とすることで、入射・出射面 4 2 a の反対側の反射面 4 2 b に、蛍光体 4 2 での発熱を放熱する放熱手段等を直接的に設けることができる。これに対して、特許文献 1 のように、励起光の入射面と蛍光の出射面が別々の面である透過型の場合には、蛍光体 4 2 に対して放熱手段を直接的に設けるスペースを確保することができない。また、反射型では、励起光を蛍光体 4 2 に対して斜めから入射させるために、励起光光源 3 0 を蛍光体 4 2 に対して空間的に離して設置する設置スペースが別途必要となるが、この点においては、電子内視鏡の先端部 1 6 a よりも、光源装置 1 2 のほうが、設置スペースを確保しやすい。

【 0 0 2 5 】

また、被検体内を照明する照明光のうち、緑色光として、LED などの半導体光源でなく、緑色蛍光を使用するのは以下の理由からである。内視鏡のライドガイド 2 5 としては、挿入部の細径化の観点から径が細いものが用いられるため、光入光部が小さい。そのため、ライドガイド 2 5 には、高輝度の照明光を入射させる必要がある。即ち、単位面積当たりの出力が大きな光源が必要となる。現時点では、照明光のうち青色光、赤色光については、LED、LD などの半導体光源によって高輝度で発光できることが知られている。一方、緑色光については、緑色 LED、緑色半導体レーザー、緑色蛍光体の発光手段が考えられる。

【 0 0 2 6 】

緑色 LED については、現在の窒化ガリウム LED のような、青色から赤色にかけて急激に発光効率が低下する LED 素子しか存在しない。また、仮に、高輝度な LED を製造できたとしても、半値幅がレーザーダイオードよりも狭くなることが考えられる。したがって、内視鏡の照明として使用した場合には、発光半値幅が狭くなりすぎるため、演色性が劣ることが考えられる。一方、緑色半導体レーザーについては、高輝度光源ではあるものの、発光半値幅が狭すぎる。そのため、照明光として用いた場合には、急峻な光吸収や反射を持つ物体（例えば内視鏡で用いる色素）などの反射信号が得られにくい。また、現状では、緑色半導体レーザーは出力、寿命の点で問題がある。

【 0 0 2 7 】

これに対して、緑色蛍光体は、上記緑色 LED、緑色半導体レーザーのような問題点を有していない。したがって、内視鏡の照明に用いる発光手段としては、緑色蛍光体が一番適している。

【 0 0 2 8 】

なお、励起光が蛍光体 4 2 に入射するときには、励起光が入射・出射面 4 2 a で反射しないようにすることが好ましい。仮に、入射・出射面 4 2 a で反射した励起光が、合波部 3 5 及びライドガイド 2 5 を通して、体内に照射された場合には、いくつかの問題が起こりうる。その問題の一つとして、励起光は生体組織の自家蛍光物質に対しても励起光となりうるため、体内から不要な自家蛍光が励起発光するおそれがある。この不要な自家蛍光は、観察画像にとってノイズであるため、励起光は体内に入らないようにすることが好ましい。

【 0 0 2 9 】

例えば、図 3 A に示すように、入射・出射面 4 2 a に AR (Anti Reflection) 膜を設けない場合には、励起光の偏波面を p 偏光にし、励起光の入射角 θ をブリュースター角である「 56° 」にすることが好ましい ($\theta = \text{ArcTan}(n_2/n_1)$ (n_1 : 空気の屈折率、 n_2 (1.5): 蛍光体含有ガラスの屈折率))。また、図 3 B に示すように、入射・出射面 4 2 a に AR 膜 5 0 を設ける場合には、励起光の偏波面を p 偏光にし、励起光の入射角 θ を「 50° 」にすることが好ましい ($\theta = \text{ArcTan}(n_2/n_1)$ (n_1 : 空気の屈折率、 n_2 (1.5): 蛍光体含有ガラスの屈折率))。ここで、AR 膜 5 0 は、フッ化マグネシウム MgF_2 (屈折率 n_3 、およそ 1.38) の膜 5 0 a とアルミナ Al_2O_3 (屈折率 n_4 、およそ 2.1 ~ 2.4。成膜条件で変化させた場合は 2.3) の膜 5 0 b の 2 層で形成することが好ましい。フッ化マグネシウム MgF_2 、アルミナ Al_2O_3 については、設計波長 λ を 405 nm

10

20

30

40

50

とした場合に、それぞれ $1/2$ の厚さにすることが好ましい。したがって、屈折率については、 $n_1 < n_3 < n_2 < n_4$ の関係にすることが好ましい。

【0030】

図3A及び図3Bのいずれの場合においても、図4に示す透過分布 $T(p)$ に示すように、励起光のピーク波長である「365nm、380nm、又は395nm」あたりで蛍光体への透過率が「99.98%」近くになる。したがって、励起光は、入射・出射面42aで反射することなく、確実に蛍光体42へと入射する。なお、励起光の偏波面がs偏光である場合には、透過分布 $T(s)$ に示すように、「365nm、380nm、又は395nm」あたりでの透過率が「90%」となるため、入射する励起光のうち「10%」程度が入射・出射面42aで反射することとなる。

10

【0031】

図2に示すように、放熱部46には、蛍光体42側から順に、ペルチェ素子52と、ヒートシンク54と、ファン56とが設けられている。ペルチェ素子52は、蛍光体42及び高反射部44側に設けられた冷却板52aと、ヒートシンク54側に設けられた放熱板52bを有している。素子駆動部(図示省略)によってペルチェ素子52を駆動することによって、蛍光体42での発熱は、冷却板52aを介して、放熱板52b側に移動する。ヒートシンク54には、放熱板52bから発せられる熱が拡散しやすいように、金属製の四角柱が複数設けられている。このヒートシンク54に対して、ファン56からの風が吹きつけられる。これにより、ヒートシンク54に蓄積された熱は、光源装置12の外部へと放熱される。

20

【0032】

第2発光部32は、中心波長405nmの第1青色光を発する第1青色光源60と、中心波長470nmの第2青色光を発する第2青色光源61と、中心波長625nmの赤色光を発する赤色光源62と、これら光源60~62が設けられた光源用基板65と、各光源60~62で発せられた熱を放熱する放熱部67とを備えている。第1青色光源60、第2青色光源61、赤色光源62は、励起光光源30と同様、レーザーダイオード(Laser Diode)や発光ダイオード(Light Emitting Diode)などの半導体光源で構成される。これら光源60~62は、共通の光源用基板65を介して、光源制御部37により発光タイミングや光量が制御される。各光源60~62から発せられる第1青色光、第2青色光、赤色光は、照射レンズ69を通して、合波部35に向けて照射される。

30

【0033】

放熱部67は、上記放熱部46と同様のペルチェ素子52、ヒートシンク54、ファン56を備えている。なお、ペルチェ素子52の冷却板52aと光源用基板65とは、熱抵抗が低いシリコングリース70等で接着されている。それ以外については、上記放熱部46と同様であるので説明を省略する。

【0034】

合波部35は、第1発光部からの緑色蛍光と第2発光部からの第1青色光、第2青色光、赤色光を合波するダイクロックミラー72と、第1青色光用PD(Photo Detector)74a、第2青色光用PD74b、緑色蛍光用PD74c、赤色光用PD74dの4つのフォトセンサとを備えている。

40

【0035】

ダイクロックミラー72は、図5に示すような透過分布 T_a を有している。したがって、緑色蛍光がダイクロックミラーに入射したときには、入射する緑色蛍光のうちのほとんどが透過し、わずかな光だけが反射する。透過した光は集光レンズ39に入射する一方、反射した光は緑色蛍光用PD74cで検出される。一方、第1青色光、第2青色光、赤色光がダイクロックミラー72に入射したときには、それら光のほとんどが反射し、わずかな光だけが透過する。反射した光は集光レンズ39に入射する一方、透過した光は第1青色光用PD74a、第2青色光用PD74b、赤色光用PD74dで検出される。

【0036】

第1青色光用PD74a、第2青色光用PD74b、緑色蛍光用PD74c、赤色光用PD74

50

dは、第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、赤色光の光量を常時モニタリングし、そのモニタリング結果を光源制御部37に送信する。

【0037】

光源制御部37は、第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、赤色光間の光量比が一定となるように、励起光光源、第1青色光源、第2青色光源、赤色光源を制御する。図2に示すように、励起光光源30の光量制御は励起光制御部37aが行い、第1青色光源60の光量制御は第1青色光制御部37bが行い、第2青色光源61の光量制御は第2青色光制御部37cが行い、赤色光源62の光量制御は赤色光制御部37dが行う。これら各制御部37a~37dによって、第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、赤色光の光量独立制御が可能となる。また、各光が発光している間は、各PD74a~74dでのモニタリング結果に基づく光量フィードバック制御によって、光量を一定に保持する。

10

【0038】

第1青色光、第2青色光、緑色蛍光、赤色光の発光タイミングと光量比は、モード毎に予め定められている。通常光観察モードに設定されている場合には、図6Aに示すように、第1青色光、緑色蛍光、赤色光が発光される。このとき、互いのピーク強度が同一となるように発光される。したがって、体内には、第1青色光、緑色蛍光、赤色光が混色した白色光として照射される。

【0039】

ここで、第1青色光、緑色蛍光、赤色光は、それぞれ光量を独立制御することが可能であるため、それらの光量比を一定に保つことが可能である。また、励起光は可視光領域以外にあるため、仮に励起光が体内に入ったとしても、白色光の色味に影響を与えることない。以上から、体内に照射された白色光の色味は変化することなく一定に保持される。

20

【0040】

また、第1特殊光観察モードに設定されている場合には、図6Bに示すように、第1青色光、緑色蛍光、赤色光が発光される。このとき、第1青色光のピーク強度は、他の緑色蛍光、赤色光のピーク強度よりも大きくなるように発光されるとともに、体内の血管と粘膜のコントラスト比が「1.6」以上となる第1光量比(第1青色光、緑色蛍光、赤色光の光量比)で発光される。上記したように、第1青色光、緑色蛍光、赤色光は光量を独立に制御することが可能であるため、第1光量比を一定に保つことが可能である。

【0041】

また、第2特殊光観察モードに設定されている場合には、図6Cに示すように、第1青色光、緑色蛍光が発光される。このとき、体内の血管と粘膜のコントラスト比が「1.6」以上となる第2光量比(第1青色光、緑色蛍光の光量比)で発光される。上記したように、第1青色光、緑色蛍光は光量を独立に制御することが可能であるため、第2光量比を一定に保つことが可能である。

30

【0042】

酸素飽和度観察モードに設定されている場合には、図6Dに示すように、第2青色光のみの発光と緑色蛍光及び赤色光の発光とを、1フレーム毎に交互に繰り返す。このとき、第2青色光、緑色蛍光、赤色光の第3光量比は一定になるように発光される。上記したように、第2青色光、緑色蛍光、赤色光は光量を独立に制御することが可能であるため、第3光量比を一定に保つことが可能である。

40

【0043】

なお、光源制御部37による光量制御は、各光源30, 60~62の発光量を予め定めた駆動パルスに基づくパルス変調制御により行うことが好ましい。パルス変調制御は、パルス数制御(PNM:Pulse Number Modulation)及びパルス密度制御(PDM:Pulse Density Modulation)と、パルス幅制御(PWM:Pulse Width Modulation)により行われる。

【0044】

具体的には、図7に示すように、1フレームのうちカラー撮像素子20の電荷蓄積期間において、PNM, PDM, PWMのいずれかのパルス変調を行うことにより、光量制御

50

を行う。ここで、図7においては、パルスが立ち上がった時に各光源30, 60~62が点灯し、それ以外のときには各光源30, 60~62は消灯する。なお、1フレーム期間は33ms、シャッタ速度は1/60sとする。また、最大光量時においては、駆動パルス[1]に示すように、カラー撮像素子の電荷蓄積期間内に2000個のパルスが含まれているものとする(周波数は120kHz)。

【0045】

最大光量から最小光量の間で光量を減少させる場合、まず、PNM制御でパルス数を減少させ、次に、PDM制御でパルスを間引くことによってパルス密度を減少させ、最後に、PWM制御でパルス幅を狭めることによって、光量を徐々に減少させる。

【0046】

PNM制御においては、駆動パルス[2]に示すように、電荷蓄積期間内でパルス数を減少させ、点灯期間を短縮する。パルス数の減少に従って、光量も減少する。そして、駆動パルス[3]に示すように、PNM制御により所定の点灯期間Wminまで短縮した後は、PDM制御により駆動パルスを間引く処理を行う。このPDM制御においては、所定の点灯期間Wminまで短縮された点灯期間に対し、所定間隔で駆動パルスを間引くことで点灯期間内のパルス密度を減少させる。

【0047】

そして、駆動パルス[4]に示すように、駆動パルスのパルス間隔が間引き限界に達するまで、即ち、駆動パルスが所定の最小パルス密度となるまでPDM制御を行う。次に、駆動パルス[5]に示すように、駆動パルスが所定の最小パルス数となった後は、PWM制御により駆動パルスのパルス幅を減少させる。そして、駆動パルス[6]に示すように、駆動パルスのパルス幅が一定の限界幅(PWM制御限界)に達するまでPWM制御を行う。

【0048】

上記パルス変調方式を用いることで、半導体レーザーや発光ダイオードなどの半導体発光素子において光量に応じて発光波長が変動したとしても、照明光の色調の変動を最小限に抑制することができる。また、蛍光体42の発光効率も励起波長に対して依存性があるが、この発光効率の変動も上記パルス変調で更に抑制することができる。

【0049】

図2に示すように、プロセッサ装置13は、電子内視鏡11からの撮像信号を受信する受信部80と、受信部80で受信した撮像信号に基づいて、被検体内の観察画像を生成する画像生成部81と、これら受信部80及び画像生成部81の他、光源装置12内の光源制御部37、電子内視鏡11のモード切替SW15、モニタ14等と電気的に接続され、プロセッサ装置13全体を統括的に制御するコントローラ82とを備えている。

【0050】

受信部80では、電子内視鏡11のカラー撮像素子20から出力された撮像信号を受信する。このカラー撮像素子20は、図8に示すような分光透過率を有するBフィルタ、Gフィルタ、Rフィルタが設けられたB画素、G画素、R画素を多数備えている。したがって、カラー撮像素子が被検体内を撮像することにより、1フレーム毎に、B画素から青色信号が、G画素から緑色信号が、R画素から赤色信号が出力される。

【0051】

画像生成部81は、設定されたモードに応じた観察画像を生成する。通常光観察モードに設定されている場合には、図9Aに示すように、受信部からの青色信号Bc、緑色信号Gc、赤色信号Rcに基づいて、通常光画像を生成する。通常光観察モード時には、各色(青、緑、赤)のピーク強度が略同一である白色光が体内に照射されるため、各信号Bc、Gc、Rcは、互いに略同じ信号値を有している。したがって、モニタ14には、全体的に明るい通常光画像が表示される。

【0052】

また、第1特殊光観察モードに設定されている場合には、図9Bに示すように、受信部からの青色信号Bm、緑色信号Gm、赤色信号Rmに基づいて、第1特殊光画像を生成す

10

20

30

40

50

る。第1特殊光観察モード時には、青色のピーク強度が他の色（緑、赤）よりも高い白色光が体内に照射されるため、青色信号B_mは緑色信号G_m、赤色信号R_mよりも高い信号値を有している。即ち、青色信号B_mには、表層の微細血管や微細構造などの青色成分の情報量が多く含まれている。したがって、モニタ14には、全体的に明るい通常光画像上に、表層の微細血管や微細構造が明瞭に表示された第1特殊光画像が表示される。

【0053】

また、第2特殊光観察モードに設定されている場合には、図9Cに示すように、受信部からの青色信号B_e、緑色信号G_eに基づいて、第2特殊光画像を生成する。この第2特殊光画像を生成する際には、青色信号B_eをモニタ表示用のB、Gチャンネルに割り当て、緑色信号G_eをモニタ表示用のRチャンネルに割り当てる。したがって、モニタ14には、青色信号B_eに含まれる表層血管の情報が茶色調パターンで、緑色信号G_eに含まれる中深層血管の情報がシアン系の色調パターンで表された第2特殊光画像が表示される。

10

【0054】

また、酸素飽和度観察モードに設定されている場合には、図9Dに示すように、第2青色光の発光時に得られる青色信号B₁、緑色蛍光及び赤色光の発光時に得られる緑色信号G₂、赤色信号R₂に基づいて、酸素飽和度画像を生成する。第2青色光の中心波長470nmは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が大きく異なっているため、青色信号B₁には酸素飽和度に関する情報が多く含まれている。したがって、モニタ14上に表示される酸素飽和度画像から、酸素飽和度の変化を視覚的に把握することができる。

20

【0055】

なお、上記実施形態では、半導体光源から青色光（第1、第2青色光）及び赤色光を発光させ、蛍光体から緑色蛍光を励起発光させているが、これに代えて、半導体光源から青色光及び緑色光を発光させ、赤色用の蛍光体から赤色蛍光を励起発光してもよい。

【0056】

なお、上記実施形態においては、紫外域の励起光が被検体内に入ることを避けるために、蛍光体から電子内視鏡の先端部までの間の光路上に、励起光をカット又は減光する励起光カットフィルタを設けることが好ましい。また、ライトガイドとして、紫外域における透過特性が極めて低いものを使用することによって、ライドガイドで励起光をカット又は減光するようにしてもよい。

30

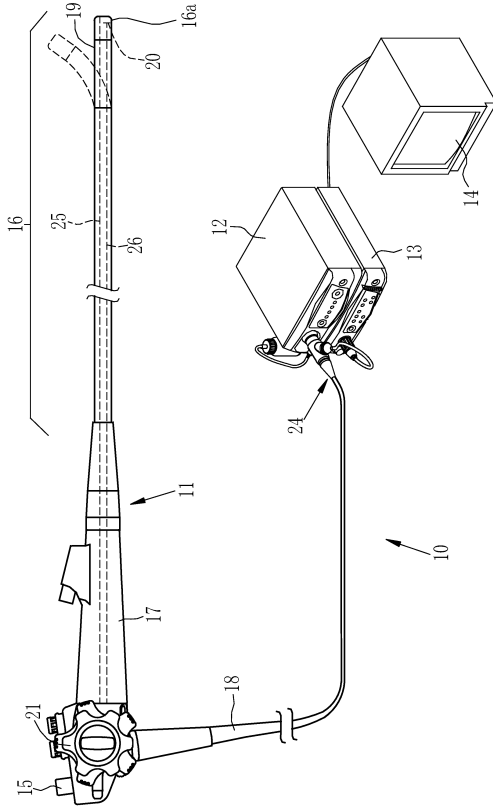
【符号の説明】

【0057】

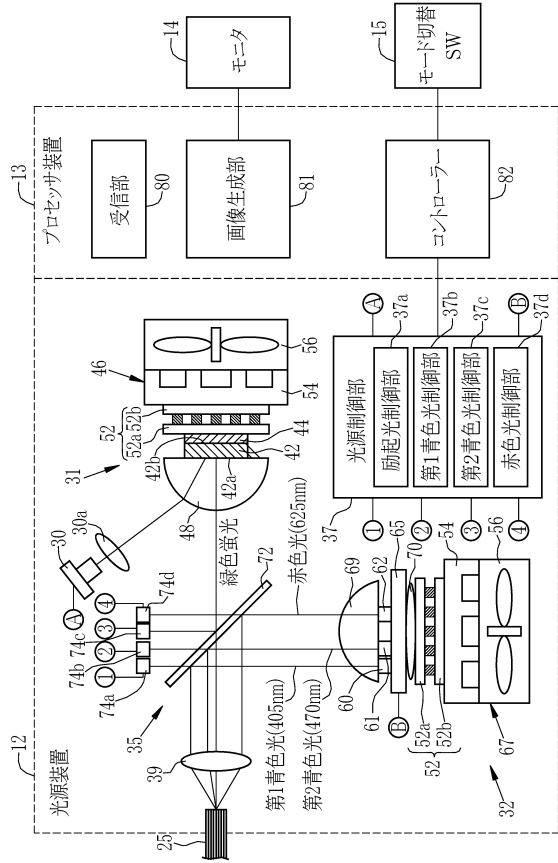
- 12 光源装置
- 30 励起光光源
- 37 光源制御部
- 42 蛍光体
- 44 高反射部
- 46 放熱部
- 50 A R 膜
- 60 第1青色光源
- 61 第2青色光源
- 62 赤色光源

40

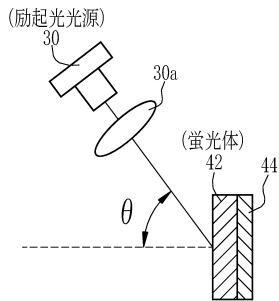
【図1】



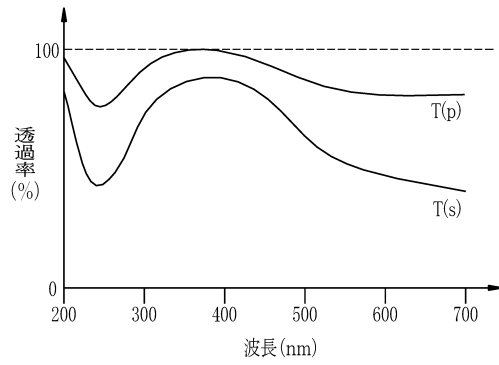
【図2】



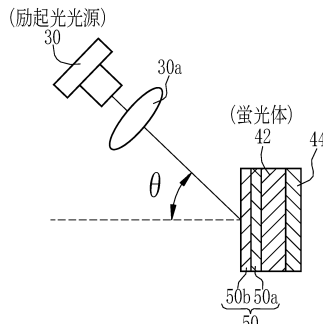
【図3A】



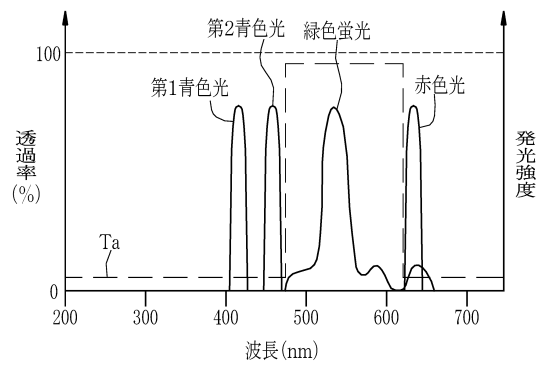
【図4】



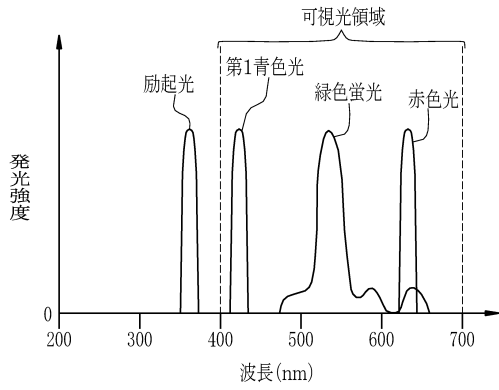
【図3B】



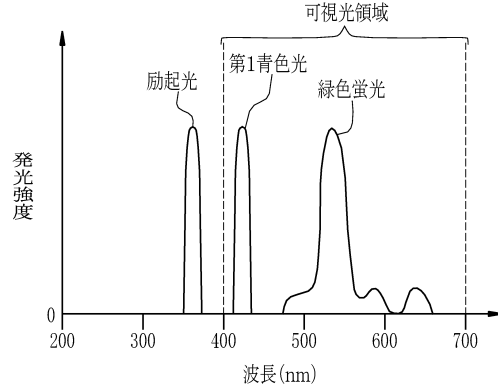
【図5】



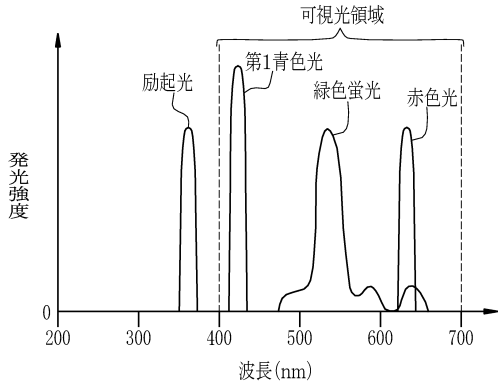
【図6A】



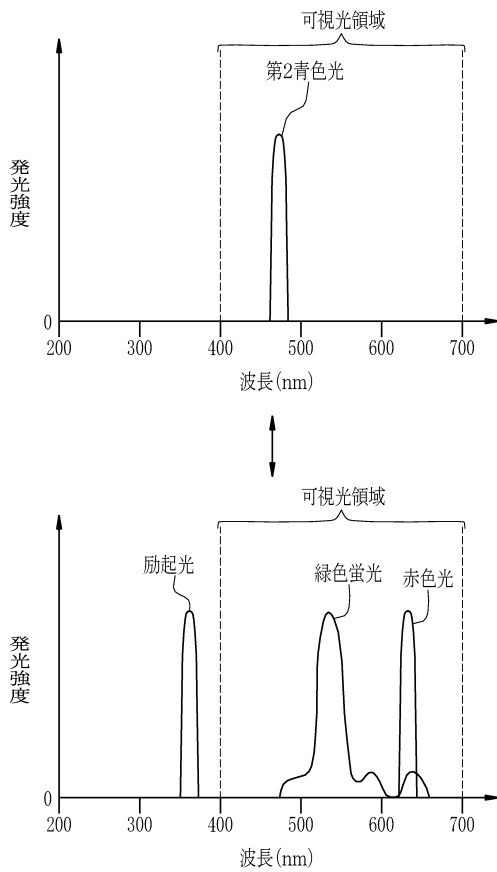
【図6C】



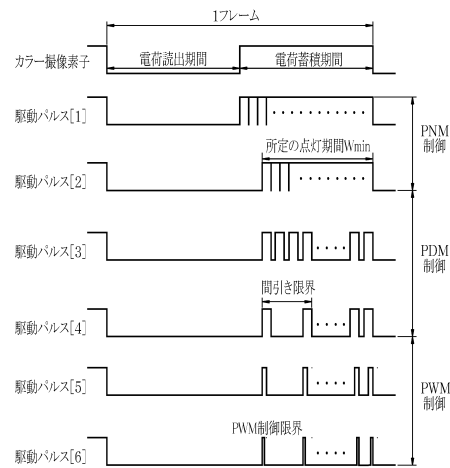
【図6B】



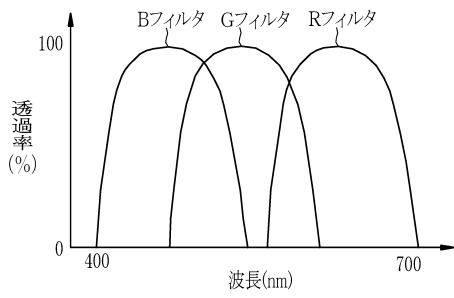
【図6D】



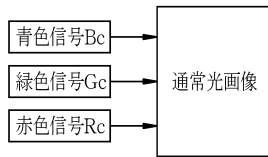
【図7】



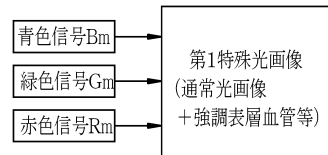
【図8】



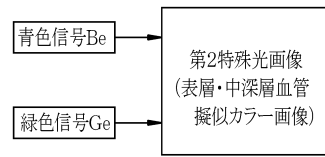
【図9A】



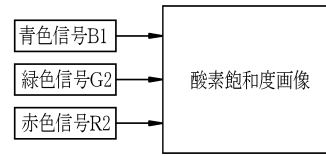
【図9B】



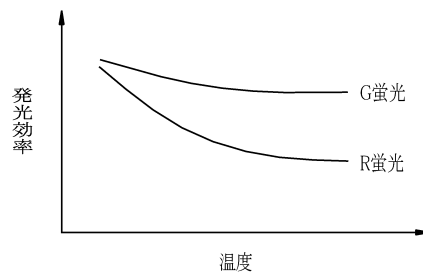
【図9C】



【図9D】



【図10】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-041758(JP,A)
特開2009-297311(JP,A)
特開2011-036361(JP,A)
特開2010-182724(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6438062B2	公开(公告)日	2018-12-12
申请号	JP2017049425	申请日	2017-03-15
[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	水由明 飯田孝之		
发明人	水由明 飯田孝之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/045 A61B1/00 G02B23/26 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/06.613 A61B1/045.617 A61B1/00.513 G02B23/26.B A61B1/07.731 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW08		
审查员(译)	Tamotsu島		
其他公开文献	JP2017136396A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：除了从荧光体发出的光之外，还提供能够独立控制其他波长（例如蓝光）的光的光量的内窥镜系统。二向色镜72通过反射蓝光并透射绿光来组合蓝光和绿光。彩色图像拾取装置20拾取用蓝光和绿光照射的对象的内部，并输出图像拾取信号。图像生成单元81生成伪彩色图像，其中基于图像拾取信号以伪彩色表示对象。光源控制单元37独立地控制蓝光量和绿光量。The

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6438062号 (P6438062)
(45) 発行日 平成30年12月12日 (2018.12.12)	(24) 登録日 平成30年11月22日 (2018.11.22)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 3	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	
請求項の数 7 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-49425 (P2017-49425)	(73) 特許権者 306037311 富士フィルム株式会社	
(22) 出願日 平成29年3月15日 (2017.3.15)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(62) 分割の表示 特願2015-84526 (P2015-84526) の分割	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
原出願日 平成23年11月28日 (2011.11.28)	(72) 発明者 水由明 神奈川県足柄上郡開成町宮台79-8番地 富士フィルム株式会社内	
(65) 公開番号 特願2017-136396 (P2017-136396A)	(72) 発明者 飯田孝之 神奈川県足柄上郡開成町宮台79-8番地 富士フィルム株式会社内	
(43) 公開日 平成29年8月10日 (2017.8.10)	審査官 島田保	
審査請求日 平成29年3月15日 (2017.3.15)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		