

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6115967号

(P6115967)

(45) 発行日 平成29年4月19日(2017.4.19)

(24) 登録日 平成29年3月31日(2017.3.31)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

G 0 2 B 23/26 (2006.01)

G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2015-84526 (P2015-84526)
 (22) 出願日 平成27年4月16日(2015.4.16)
 (62) 分割の表示 特願2011-258914 (P2011-258914)
 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2015-134230 (P2015-134230A)
 (43) 公開日 平成27年7月27日(2015.7.27)
 審査請求日 平成27年4月16日(2015.4.16)

(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 北島 拓馬

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
 って、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
 光源制御部とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記青色帯域は、前記緑色帯域よりも狭帯域である請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

10

20

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請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮像手段は、前記青色光を透過する B フィルタが設けられた B 画素と、前記緑色光を透過する G フィルタが設けられた G 画素とを少なくとも備えるカラー撮像素子であって、

前記撮像信号として、前記 B 画素から青色信号を出力し、前記 G 画素から緑色信号を出力し、

前記画像生成部は、前記疑似カラー画像を生成する際に、前記青色信号を割り当てるモニタ表示用のチャンネルと、前記緑色信号を割り当てるモニタ表示用のチャンネルとを互いに異ならせることによって、前記疑似カラー画像において表される前記被写体の表層血管の色調パターンと中深層血管の色調パターンとを互いに異ならせる請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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って、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、前記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 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

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 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

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請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

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 7 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、蛍光体から発せられる蛍光を含む照明光を内視鏡に供給する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【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】

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2009-297311号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上記のような問題の他に、特許文献1に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光源として使用する場合には、光量に応じて発光波長が変動することがあるといった問題がある。上記発光波長に変動が生じた場合は、照明光の色調が不安定となることがある。また、蛍光体の発光効率は励起波長に対して依存性があるため、上記半導体発光素子が発する励起光を用いて蛍光体を励起発光させる場合には、上記発光波長に変動に応じて蛍光体の発光効率が変動することがある。このように蛍光体の発光効率が変動した場合においても照明光の色調が不安定となることがある。

30

【0007】

上記のように照明光の色調が不安定である場合には、特殊光観察において、表層微細血管等の表示を安定化させることが困難であった。特に、表層微細血管や中深層の血管を疑似カラー表示させる特殊光観察を行う場合には、表層微細血管と中深層の血管との色調を安定化させることが困難であった。そこで、光源の光量制御を行うことによって、照明光の色調を安定化させることが求められていた。

【0008】

本発明は、光源の光量制御を行うことによって、蛍光体から発せられる蛍光を含む照明光の色調を安定化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】

40

【0009】

上記目的を達成するために、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、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って、電荷蓄積期間内でパル

50

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光源制御部とを備える。

【0010】

青色帯域は、緑色帯域よりも狭帯域であることが好ましい。

【0011】

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ことが好ましい。

【0012】

撮像手段は、青色光を透過するBフィルタが設けられたB画素と、緑色光を透過するGフィルタが設けられたG画素とを少なくとも備えるカラー撮像素子であって、撮像信号として、B画素から青色信号を出力し、G画素から緑色信号を出力し、画像生成部は、疑似カラー画像を生成する際に、青色信号を割り当てるモニタ表示用のチャンネルと、緑色信号を割り当てるモニタ表示用のチャンネルとを互いに異ならせることによって、疑似カラー画像において表される被写体の表層血管の色調パターンと中深層血管の色調パターンとを互いに異ならせることが好ましい。

【0013】

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、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って、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。

【0014】

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ことが好ましい。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、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】

【0015】

本発明によれば、電荷蓄積期間にパルス変調制御を行うことによって、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。

【0016】

また、蛍光体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、上記電荷蓄積期間におけるパルス変調制御で更に抑制することができる。

【0017】

また、疑似カラー画像を生成する際には、青色信号に含まれる表層血管の色調と、緑色信号に含まれる中深層血管の色調とを安定化させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【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

10

20

30

40

50

である。

【図 3 B】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。

【図 6 A】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 6 B】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 6 C】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 6 D】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 9 A】通常光画像の生成方法を説明するための図である。

【図 9 B】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 9 C】第 2 特殊光画像の生成方法を説明するための図である。

【図 9 D】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】

【0019】

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。

【0020】

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 SW 15 によって適宜切り替えられる。

【0021】

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 16a が設けられている。先端部 16a 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。

【0022】

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。

【0023】

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 16a まで導光する。導光された光は、先端部 16a 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

10

20

30

40

50

号をプロセッサ装置 13 に送信する。

【0024】

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405nmの第1青色光、中心波長470nmの第2青色光、中心波長625nm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。

10

【0025】

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、365nm、380nm、又は395nmにピーク波長を有している。励起光は、照射レンズ30aを通して、第1発光部31の蛍光体42に向けて照射される。

【0026】

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「378nm」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。

20

【0027】

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出射する入射・出射面42a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42bとなっている。また、入射・出射面42a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に向けて出射させる。したがって、励起光光源40と合波部35は、蛍光体42の入射・出射面42a側に設けられている。

30

【0028】

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42aの反対側の反射面42bに、蛍光体42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42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42に対して斜めから入射させるために、励起光光源30を蛍光体42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16aよりも、光源装置12のほうが、設置スペースを確保しやすい。

40

【0029】

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。内視鏡のライトガイド25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、ライトガイド25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

50

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。

【0030】

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。

10

【0031】

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。

【0032】

なお、励起光が蛍光体42に入射するときには、励起光が入射・出射面42a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42aで反射した励起光が、合波部35及びライトガイド25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。

20

【0033】

例えば、図3Aに示すように、入射・出射面42a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3Bに示すように、入射・出射面42aにAR膜50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50は、フッ化マグネシウム MgF_2 (屈折率 n_3 、およそ 1.38)の膜50aとアルミナ Al_2O_3 (屈折率 n_4 、およそ $2.1 \sim 2.4$ 。成膜条件で変化させた場合は 2.3)の膜50b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 405nm とした場合に、それぞれ $1/2\lambda$ 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。

30

【0034】

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。

40

【0035】

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

50

によって、蛍光体 4 2 での発熱は、冷却板 5 2 a を介して、放熱板 5 2 b 側に移動する。ヒートシンク 5 4 には、放熱板 5 2 b 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 5 4 に対して、ファン 5 6 からの風が吹きつけられる。これにより、ヒートシンク 5 4 に蓄積された熱は、光源装置 1 2 の外部へと放熱される。

【 0 0 3 6 】

第 2 発光部 3 2 は、中心波長 4 0 5 n m の第 1 青色光を発する第 1 青色光源 6 0 と、中心波長 4 7 0 n m の第 2 青色光を発する第 2 青色光源 6 1 と、中心波長 6 2 5 n m の赤色光を発する赤色光源 6 2 と、これら光源 6 0 ~ 6 2 が設けられた光源用基板 6 5 と、各光源 6 0 ~ 6 2 で発せられた熱を放熱する放熱部 6 7 とを備えている。第 1 青色光源 6 0、第 2 青色光源 6 1、赤色光源 6 2 は、励起光光源 3 0 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 6 0 ~ 6 2 は、共通の光源用基板 6 5 を介して、光源制御部 3 7 により発光タイミングや光量が制御される。各光源 6 0 ~ 6 2 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 6 9 を通して、合波部 3 5 に向けて照射される。

【 0 0 3 7 】

放熱部 6 7 は、上記放熱部 4 6 と同様のペルチェ素子 5 2、ヒートシンク 5 4、ファン 5 6 を備えている。なお、ペルチェ素子 5 2 の冷却板 5 2 a と光源用基板 6 5 とは、熱抵抗が低いシリコングリース 7 0 等で接着されている。それ以外については、上記放熱部 4 6 と同様であるので説明を省略する。

【 0 0 3 8 】

合波部 3 5 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 7 2 と、第 1 青色光用 PD (Photo Detector) 7 4 a、第 2 青色光用 PD 7 4 b、緑色蛍光用 PD 7 4 c、赤色光用 PD 7 4 d の 4 つのフォトセンサとを備えている。

【 0 0 3 9 】

ダイクロックミラー 7 2 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 3 9 に入射する一方、反射した光は緑色蛍光用 PD 7 4 c 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 7 2 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 3 9 に入射する一方、透過した光は第 1 青色光用 PD 7 4 a、第 2 青色光用 PD 7 4 b、赤色光用 PD 7 4 d で検出される。

【 0 0 4 0 】

第 1 青色光用 PD 7 4 a、第 2 青色光用 PD 7 4 b、緑色蛍光用 PD 7 4 c、赤色光用 PD 7 4 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 3 7 に送信する。

【 0 0 4 1 】

光源制御部 3 7 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 3 0 の光量制御は励起光制御部 3 7 a が行い、第 1 青色光源 6 0 の光量制御は第 1 青色光制御部 3 7 b が行い、第 2 青色光源 6 1 の光量制御は第 2 青色光制御部 3 7 c が行い、赤色光源 6 2 の光量制御は赤色光制御部 3 7 d が行う。これら各制御部 3 7 a ~ 3 7 d 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 PD 7 4 a ~ 7 4 d 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。

【 0 0 4 2 】

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 6 A 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 4 3 】

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。

【 0 0 4 4 】

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 6 B 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 10
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。

【 0 0 4 5 】

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 6 C 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 20
」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。

【 0 0 4 6 】

酸素飽和度観察モードに設定されている場合には、図 6 D 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。

【 0 0 4 7 】

なお、光源制御部 3 7 による光量制御は、各光源 3 0 , 6 0 ~ 6 2 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（ P N M : Pulse Number Modulation ）及びパルス密度制御（ P D M : Pulse D 30
ensity Modulation ）と、パルス幅制御（ P W M : Pulse Width Modulation ）により行われる。

【 0 0 4 8 】

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 2 0 の電荷蓄積期間において、 P N M , P D M , P W M のいずれかのパルス変調を行うことにより、光量制御を行う。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 3 0 , 6 0 ~ 6 2 が点灯し、それ以外のときには各光源 3 0 , 6 0 ~ 6 2 は消灯する。なお、1 フレーム期間は 3 3 m s 、シャッタ速度は 1 / 6 0 s 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 2 0 0 0 個のパルスが含まれているものとする（周波数は 1 2 0 k H z ）。 40

【 0 0 4 9 】

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、 P N M 制御でパルス数を減少させ、次に、 P D M 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、 P W M 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。

【 0 0 5 0 】

P N M 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、 P N M 制御により所定の点灯期間 Wmin まで短縮した後は、 P D M 制御により駆動パルスを間引く処理を行う。この P D M 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 50

灯期間内のパルス密度を減少させる。

【 0 0 5 1 】

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 P D M 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、 P W M 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 (P W M 制御限界) に達するまで P W M 制御を行う。

【 0 0 5 2 】

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 4 2 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。

【 0 0 5 3 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 3 は、電子内視鏡 1 1 からの撮像信号を受信する受信部 8 0 と、受信部 8 0 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 8 1 と、これら受信部 8 0 及び画像生成部 8 1 の他、光源装置 1 2 内の光源制御部 3 7、電子内視鏡 1 1 のモード切替 S W 1 5、モニタ 1 4 等と電気的に接続され、プロセッサ装置 1 3 全体を統括的に制御するコントローラ 8 2 とを備えている。

【 0 0 5 4 】

受信部 8 0 では、電子内視鏡 1 1 のカラー撮像素子 2 0 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 2 0 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。

【 0 0 5 5 】

画像生成部 8 1 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 9 A に示すように、受信部からの青色信号 B c、緑色信号 G c、赤色信号 R c 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 B c、G c、R c は、互いに略同じ信号値を有している。したがって、モニタ 1 4 には、全体的に明るい通常光画像が表示される。

【 0 0 5 6 】

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 9 B に示すように、受信部からの青色信号 B m、緑色信号 G m、赤色信号 R m に基づいて、第 1 特殊光画像を生成する。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 1 4 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。

【 0 0 5 7 】

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 9 C 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 1 4 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。

【 0 0 5 8 】

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 9 D に示すように、第 2 青色光の発光時に得られる青色信号 B 1、緑色蛍光及び赤色光の発光時に得られる緑色信号

10

20

30

40

50

G 2、赤色信号 R 2 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 4 7 0 n m 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 B 1 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 1 4 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。

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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。

【 符号の説明 】

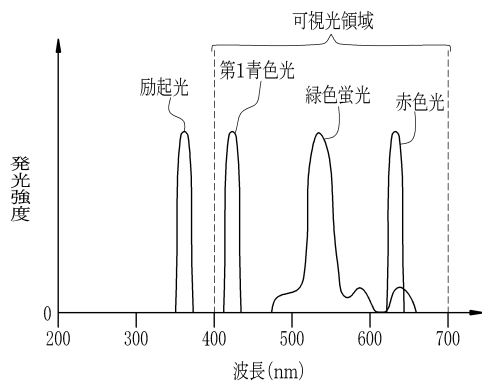
【 0 0 6 1 】

- 1 2 光源装置
- 3 0 励起光光源
- 3 7 光源制御部
- 4 2 蛍光体
- 4 4 高反射部
- 4 6 放熱部
- 5 0 A R 膜
- 6 0 第 1 青色光源
- 6 1 第 2 青色光源
- 6 2 赤色光源

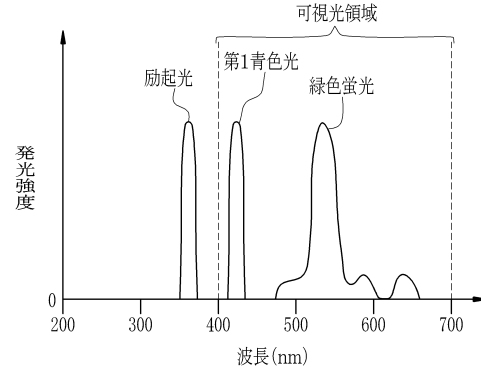
10

20

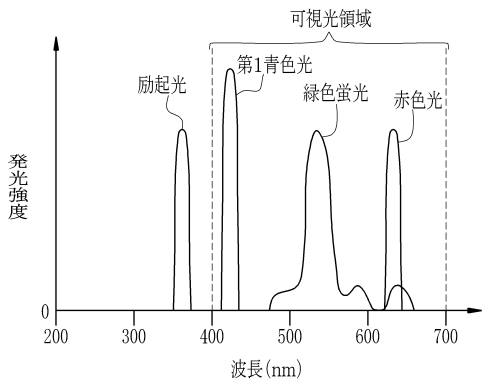
【図 6 A】



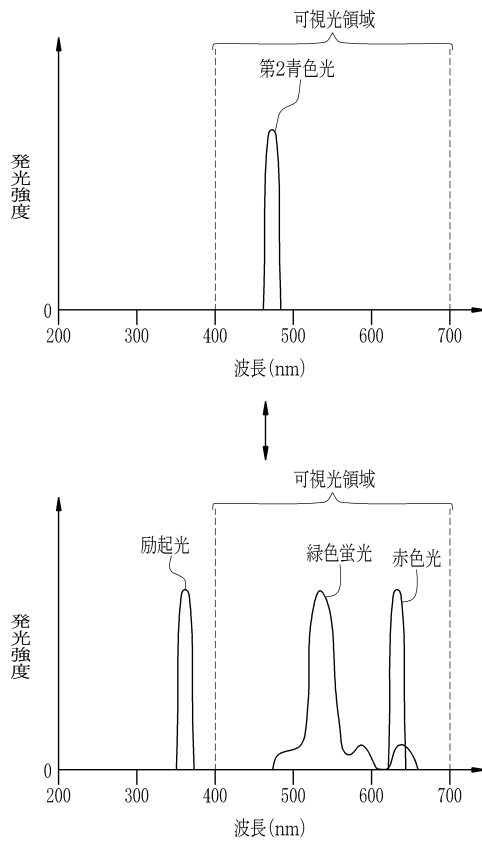
【図 6 C】



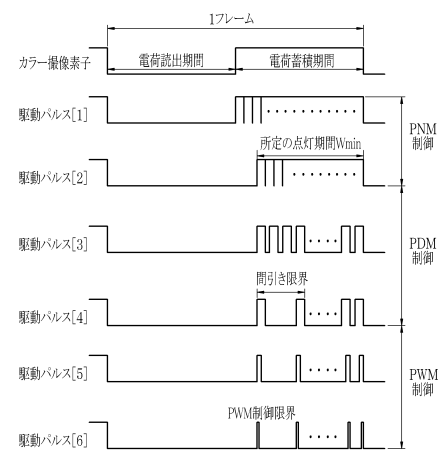
【図 6 B】



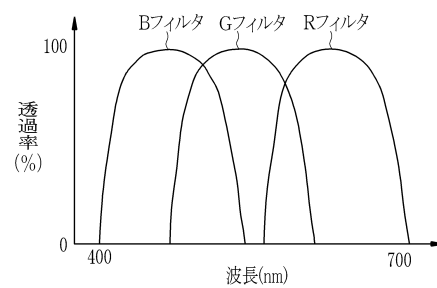
【図 6 D】



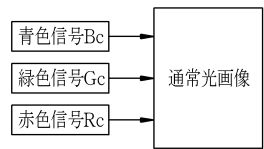
【図 7】



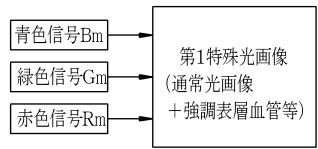
【図 8】



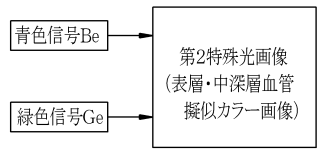
【図 9 A】



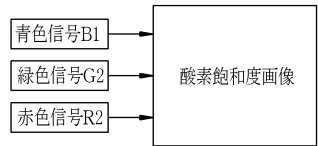
【図 9 B】



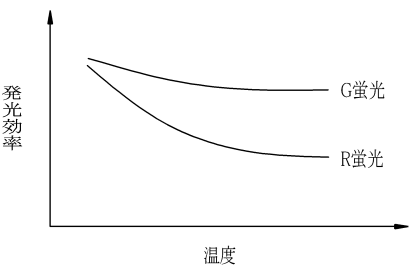
【図 9 C】



【図 9 D】



【図 1 0】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2009 - 297311 (JP, A)
特開 2011 - 041758 (JP, A)
特開 2011 - 036361 (JP, A)
特開 2009 - 056248 (JP, A)
国際公開第 2010 / 064322 (WO, A1)
特開 2006 - 000157 (JP, A)
特開 2010 - 213993 (JP, A)
特開 2010 - 182724 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
H01L33/00 - 33/64
H01S 5/00 - 5/50

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6115967B2	公开(公告)日	2017-04-19
申请号	JP2015084526	申请日	2015-04-16
[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 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.550 A61B1/06.510 A61B1/06.613		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA27 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR24		
其他公开文献	JP2015134230A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过防止在荧光体中产生热量来稳定包括荧光的照明光的色调。解决方案：使来自激发光源30的激发光入射在荧光体42上。荧光体42吸收荧光体42的光。激发光并激发并发出绿色荧光。绿色荧光从与激发光的入射平面相同的平面发出。荧光体42的发热通过设置在与激发光的入射面相反的平面上的散热部46来散热。从荧光体42发出的绿色荧光与来自第一蓝色光源60，第二蓝色光源61和红色光源62的第一蓝光，第二蓝光和红色光组合。通过光导25照射到被摄体中。第一蓝光，第二蓝光，绿色荧光和红光的光量分别由四个光电传感器74a至74d监视。基于该监视结果，对各个光源30、60至62进行光量控制。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6115967号 (P6115967)
(45) 発行日 平成29年4月19日 (2017. 4. 19)	(24) 登録日 平成29年3月31日 (2017. 3. 31)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/06 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/06 B A 6 1 B 1/00 3 0 0 D G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 8 (全 15 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-84526 (P2015-84526) (22) 出願日 平成27年4月16日 (2015. 4. 16) (62) 分割の表示 特願2011-258914 (P2011-258914) 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2015-134230 (P2015-134230A) (43) 公開日 平成27年7月27日 (2015. 7. 27) 審査請求日 平成27年4月16日 (2015. 4. 16)	(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2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 北島 拓馬	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		