

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第6467275号
(P6467275)

(45) 発行日 平成31年2月6日(2019.2.6)

(24) 登録日 平成31年1月18日(2019.1.18)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

G O 2 B 23/26 (2006.01)

A 6 1 B 1/07 7 3 5

A 6 1 B 1/00 5 1 0

G O 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2015-81718 (P2015-81718)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2016-198369 (P2016-198369A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成28年12月1日 (2016. 12. 1)	(74) 代理人	110001988
審査請求日	平成29年8月14日 (2017. 8. 14)		特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	久保 雅裕
			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】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

励起光を発する励起光源と、前記励起光により蛍光を発する蛍光体層とを有し、青色、緑色、及び赤色に渡る光強度スペクトルを有する射出光を射出する半導体光源と、
前記射出光から閾値以上の波長帯域の光強度を低減させる帯域制限部であり、前記閾値は650nm以上であって、前記閾値において、第1色素剤の光反射率が一定値以上であり、前記第1色素剤とは光反射特性が異なる第2色素剤の光反射率がほぼゼロである帯域制限部と、を備え、
前記光強度スペクトルは、青色、緑色、及び赤色に渡って連続的であり、かつ700nm以上の波長成分を有し、
前記第1色素剤が散布された観察対象に対して、前記帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、前記観察対象からの反射光に、470nm以下の波長成分と640nm以上670nm未満の波長成分が含まれ、
前記第2色素剤が散布された観察対象に対して、前記帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、前記観察対象からの反射光に、520nm以下の波長成分が含まれる内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記閾値は、670nmである請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第1色素剤はピオクタニンであり、前記第2色素剤はインジゴカルミンである請求

項 1 または 2 記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記励起光は、中心波長が 450 nm の青色光であり、前記蛍光は黄色光である請求項 1 から 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記射出光は、前記蛍光と、前記励起光のうち前記蛍光体層を通過した成分とが混合された光である請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記半導体光源は、白色発光ダイオードである請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

励起光を発する励起光源と、前記励起光により蛍光を発する蛍光体層とを有し、青色、緑色、及び赤色に渡る光強度スペクトルを有する射出光を射出する半導体光源と、
前記射出光から閾値以上の波長帯域の光強度を低減させる帯域制限部であり、前記閾値は 650 nm 以上であって、前記閾値において、第 1 色素剤の光反射率が一定値以上であり、前記第 1 色素剤とは光反射特性が異なる第 2 色素剤の光反射率がほぼゼロである帯域制限部と、

前記帯域制限部を透過した光を照明光として観察対象へ照明する照明部と、

前記観察対象からの戻り光を撮像して、カラーの画像信号を出力する撮像素子と、

前記画像信号を画像処理して観察画像を生成する観察画像生成部と、を備え、

前記光強度スペクトルは、青色、緑色、及び赤色に渡って連続的であり、かつ 700 nm 以上の波長成分を有し、

前記第 1 色素剤が散布された観察対象に対して、前記帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、前記観察対象からの反射光に、470 nm 以下の波長成分と 640 nm 以上 670 nm 未満の波長成分が含まれ、

前記第 2 色素剤が散布された観察対象に対して、前記帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、前記観察対象からの反射光に、520 nm 以下の波長成分が含まれる内視鏡システム。

【請求項 8】

前記観察対象に、前記第 1 色素剤または前記第 2 色素剤を散布する色素散布部を備える請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 色素剤はピオクタニンであり、前記第 2 色素剤はインジゴカルミンである請求項 8 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、内視鏡用光源装置及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。光源装置により発生された照明光は、内視鏡内のライトガイドを介して内視鏡の先端部から観察対象に照射される。内視鏡の先端部には、撮像素子が内蔵されており、観察対象からの戻り光が撮像素子により受光される。プロセッサ装置は、撮像素子により得られる画像信号を画像処理して観察画像を生成する。

【0003】

光源装置としては、キセノンランプ等の放電型光源により、白色の広帯域光（白色光）を発するものが広く普及している。近年では、放電型光源に代えて、発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある。

【0004】

10

20

30

40

50

この半導体光源を用いた光源装置には、赤色LED、緑色LED、及び青色LEDから発せられる各光を加算して白色光を生成する加算方式の光源（以下、加算方式光源という）が知られている（例えば、特許文献1参照）。また、半導体光源を用いた光源装置には、蛍光体を励起させることにより白色光を生成する白色LED光源が知られている（例えば、特許文献2参照）。

【0005】

また、内視鏡システムでは、診断の目的に応じて、観察対象に色素散布を行い、色素によって着色された観察対象を撮像素子により撮像することが行われている（例えば、特許文献3参照）。代表的な色素剤として、ピオクタニンやインジゴカルミンがある。ピオクタニンは、クリスタルバイオレットとも呼ばれている

10

【0006】

ピオクタニンは、紫色の色素剤であり、主に大腸を観察対象として使用される。観察対象にピオクタニンを散布することにより、病変が紫色に染色され、表面の模様が明瞭化する。この模様のパターンによって、病変の性状（良性であるか悪性であるか）を判断することができる。

【0007】

インジゴカルミンは、青色の色素剤であり、胃、小腸、大腸等を観察対象として幅広く使用されている。観察対象にインジゴカルミンを散布することにより、観察対象の表面の凹凸が明瞭化し、病変が目立つようになる。

【先行技術文献】

20

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特許第5654167号公報

【特許文献2】特開2011-41758号公報

【特許文献3】特開2010-131265号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、ピオクタニンやインジゴカルミン等の色素剤が散布された観察対象を内視鏡システムで観察する場合には、光源装置から内視鏡を介して観察対象に照射される照明光の光強度スペクトルに依存して、観察される色素剤の色が変化する。特に、放電型光源を有する光源装置を備えた内視鏡システムでの観察される色素剤の色と、半導体光源を有する光源装置を備えた内視鏡システムで観察される色素剤の色とで差異が生じることがある。

30

【0010】

図6に示すように、ピオクタニン（第1色素剤）は、約470nm以下の波長帯域と、約640nm以上の波長帯域において一定以上の光反射率を有している。ピオクタニンは、約470nm以下の波長帯域の青色の反射光と、約640nm以上の波長帯域の赤色の反射光とが撮像素子により受光されることにより、紫色として観察される。

【0011】

40

これに対して、インジゴカルミン（第2色素剤）は、約520nm以下の波長帯域と、約670nm以上の波長帯域において一定以上の光反射率を有している。インジゴカルミンは、主に約520nm以下の波長帯域が撮像素子により受光されることにより、青色として観察される。

【0012】

このように、観察対象に照射される照明光が、約640nm以上の赤色帯域の波長成分を含む程度に依存して、観察されるピオクタニン及びインジゴカルミンの色が変化する。例えば、照明光中に赤色帯域の波長成分が少ない場合には、ピオクタニン及びインジゴカルミンがともに青色として観察され、両者の区別がつきにくくなる。逆に、照明光中の赤色帯域の波長成分が赤外の領域まで広がっている場合には、ピオクタニン及びインジゴカ

50

ルミンがともに紫色として観察され、両者の区別がつきにくくなる。

【 0 0 1 3 】

本発明は、観察画像中における第 1 色素剤と第 2 色素剤との色の差異を明瞭化することを可能とする内視鏡用光源装置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】

【 0 0 1 4 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用光源装置は、励起光を発する励起光源と、励起光により蛍光を発する蛍光体層とを有し、青色、緑色、及び赤色に渡る光強度スペクトルを有する射出光を射出する半導体光源と、射出光から閾値以上の波長帯域の光強度を低減させる帯域制限部であり、閾値は 6 5 0 n m 以上であって、閾値において、第 1 色素剤の光反射率が一定値以上であり、第 1 色素剤とは光反射特性が異なる第 2 色素剤の光反射率がほぼゼロである帯域制限部と、を備え、光強度スペクトルは、青色、緑色、及び赤色に渡って連続的であり、かつ 7 0 0 n m 以上の波長成分を有し、第 1 色素剤が散布された観察対象に対して、帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、観察対象からの反射光に、4 7 0 n m 以下の波長成分と 6 4 0 n m 以上 6 7 0 n m 未満の波長成分が含まれ、第 2 色素剤が散布された観察対象に対して、帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、観察対象からの反射光に、5 2 0 n m 以下の波長成分が含まれる。

10

【 0 0 1 6 】

第 1 色素剤はピオクタニンであり、第 2 色素剤はインジゴカルミンであることが好ましい。

20

【 0 0 1 7 】

励起光は、中心波長が 4 5 0 n m の青色光であり、蛍光は黄色光であることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

射出光は、蛍光と、励起光のうち蛍光体層を通過した成分とが混合された光であることが好ましい。半導体光源は、白色発光ダイオードであることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡システムは、励起光を発する励起光源と、励起光により蛍光を発する蛍光体層とを有し、青色、緑色、及び赤色に渡る光強度スペクトルを有する射出光を射出する半導体光源と、射出光から閾値以上の波長帯域の光強度を低減させる帯域制限部であり、閾値は 6 5 0 n m 以上であって、閾値において、第 1 色素剤の光反射率が一定値以上であり、第 1 色素剤とは光反射特性が異なる第 2 色素剤の光反射率がほぼゼロである帯域制限部と、帯域制限部を透過した光を照明光として観察対象へ照明する照明部と、観察対象からの戻り光を撮像して、カラーの画像信号を出力する撮像素子と、画像信号を画像処理して観察画像を生成する観察画像生成部と、を備え、光強度スペクトルは、青色、緑色、及び赤色に渡って連続的であり、かつ 7 0 0 n m 以上の波長成分を有し、第 1 色素剤が散布された観察対象に対して、帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、観察対象からの反射光に、4 7 0 n m 以下の波長成分と 6 4 0 n m 以上 6 7 0 n m 未満の波長成分が含まれ、第 2 色素剤が散布された観察対象に対して、帯域制限部によって光強度が低減された光を照明した場合には、観察対象からの反射光に、5 2 0 n m 以下の波長成分が含まれる。

30

40

【 0 0 2 0 】

50

観察対象に、第１色素剤または第２色素剤を散布する色素散布部を備えることが好ましい。第１色素剤はピオクタニンであり、第２色素剤はインジゴカルミンであることが好ましい。

【発明の効果】

【００２１】

本発明によれば、半導体光源の射出光から閾値以上の波長帯域の光強度を低減させる帯域制限部を設け、この閾値は６５０ｎｍ以上であって、閾値において、第１色素剤の光反射率が一定値以上であり、第１色素剤とは光反射特性が異なる第２色素剤の光反射率がほぼゼロであるので、観察画像中における第１色素剤と第２色素剤との色の差異を明瞭化することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【００２２】

【図１】内視鏡システムの外観図である。

【図２】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図３】（Ａ）は、白色ＬＥＤ光源からの射出光の光強度スペクトルを示す図であり、（Ｂ）は、帯域制限部の光透過特性を示す図であり、（Ｃ）は、ピオクタニン及びインジゴカルミンの光反射特性を示す図である。

【図４】カラーフィルタの分光特性を示す図である。

【図５】帯域減衰フィルタにより光強度が部分的に減衰された射出光の光強度スペクトルを示す図である。

20

【図６】ピオクタニン及びインジゴカルミンの光反射特性を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【００２３】

図１において、内視鏡システム１０は、内視鏡１２と、内視鏡用光源装置（以下、光源装置という）１４と、プロセッサ装置１６と、モニタ１８と、コンソール１９とを有している。内視鏡１２は、ユニバーサルコード２５により、光源装置１４と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置１６と電氣的に接続される。

【００２４】

内視鏡１２は、被検体内に挿入される挿入部１２ａと、挿入部１２ａの基端部分に設けられた操作部１２ｂと、挿入部１２ａの先端側に設けられた湾曲部１２ｃと、湾曲部１２ｃの先端に設けられた先端部１２ｄとを有している。操作部１２ｂのアングルノブ１２ｅを操作することにより、湾曲部１２ｃが湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部１２ｄが所望の方向に向けられる。また、操作部１２ｂには、アングルノブ１２ｅの他、ズーム操作部１３等が設けられている。

30

【００２５】

プロセッサ装置１６は、モニタ１８及びコンソール１９と電氣的に接続される。モニタ１８は、画像情報等を出力表示する表示部である。コンソール１９は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザーインターフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像情報等を記録する外付けの記録部（図示せず）を接続することが可能である。

【００２６】

40

また、内視鏡１２には、鉗子チャネル２０が設けられている。鉗子チャネル２０には、色素剤を観察対象に散布するための散布チューブ２２が挿通される。散布チューブ２２は、操作部１２ｂに設けられた鉗子入口２０ａから鉗子チャネル２０に挿入される。散布チューブ２２の少なくとも先端２２ａは、内視鏡１２の先端部１２ｄに形成された鉗子出口２０ｂから露呈される。

【００２７】

散布チューブ２２の基端側には、ピオクタニン（第１色素剤）またはインジゴカルミン（第２色素剤）が充填された注射器２４が接続される。医師等のユーザは、注射器２４を操作することにより、散布チューブ２２の先端２２ａから、観察対象に向けて霧状に色素剤を散布することができる。なお、本発明の「色素散布部」は、散布チューブ２２と注射

50

器 2 4 とを含む構成に対応している。

【 0 0 2 8 】

図 2 において、光源装置 1 4 は、白色 L E D 光源 3 0、光源制御部 3 1、及び帯域制限部 3 2 を有している。白色 L E D 光源 3 0 は、励起光源 3 0 a と蛍光体層 3 0 b とで構成された半導体光源である。励起光源 3 0 a は、励起光として、例えば中心波長が約 4 5 0 n m の青色光を発する青色 L E D 光源である。蛍光体層 3 0 b は、樹脂材に黄色蛍体が分散されたものであり、励起光源 3 0 a から射出された励起光を受けて、黄色の蛍光を発する。この黄色蛍光体としては、例えば、Y A G ($Y_3 A l_5 O_{12}$) 蛍光体が用いられる。

【 0 0 2 9 】

励起光源 3 0 a から射出された励起光の一部の成分は、蛍光体層 3 0 b で蛍光に変換されずに、そのまま蛍光体層 3 0 b を透過する。このため、白色 L E D 光源 3 0 からは、図 3 (A) に示すように、蛍光 L F と励起光 L E とが混合された光 (以下、射出光 L O という) が射出される。

【 0 0 3 0 】

励起光 L E は青色光であり、蛍光 L F は黄色光である。このため、射出光 L O は、青色、緑色、及び赤色に渡って連続的な光強度スペクトルを有する。射出光 L O は、約 4 0 0 n m ~ 7 5 0 n m 程度の波長帯域を有する。この射出光 L O は、帯域制限部 3 2 に入射する。なお、射出光 L O は、7 0 0 n m 以上の波長成分を有していることが好ましい。

【 0 0 3 1 】

帯域制限部 3 2 は、図 3 (B) に示すように、閾値 λ_T 以上の波長帯域の光を低減させる光透過特性を有する波長制限フィルタである。本実施形態では、 $\lambda_T = 6 7 0$ n m とする。帯域制限部 3 2 は、約 6 7 0 n m 未満の波長帯域で光透過率がほぼ 1 0 0 % であり、約 7 0 0 n m 以上の波長帯域で光透過率がほぼ 0 % である。帯域制限部 3 2 の半値波長は、約 6 8 5 n m である。帯域制限部 3 2 は、図 3 (A) に示すように、射出光 L O から約 6 7 0 n m 以上の波長帯域の光強度を低減させる。

【 0 0 3 2 】

帯域制限部 3 2 を透過した射出光 L O は、集光レンズ 3 3 を介して、照明光としてライトガイド 3 4 に入射する。ライトガイド 3 4 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード 2 5 内に内蔵されており、光源装置 1 4 から供給された照明光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬させる。なお、ライトガイド 3 4 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径が約 1 0 5 μ m、クラッド径が約 1 2 5 μ m、外皮 (保護層) を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ m m の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 3 3 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 5 a と撮像光学系 3 5 b とが設けられている。照明光学系 3 5 a は、照明レンズ 3 6 を有している。ライトガイド 3 4 から射出された照明光は、照明レンズ 3 6 を介して観察対象に照射される。なお、本発明の「照明部」は、ライトガイド 3 4 及び照明レンズ 3 6 を含む構成に対応している。

【 0 0 3 4 】

撮像光学系 3 5 b は、対物レンズ 3 7、ズームレンズ 3 8、及び撮像素子 3 9 を有している。照明光の観察対象からの戻り光は、対物レンズ 3 7 及びズームレンズ 3 8 を介して、撮像素子 3 9 に入射する。撮像素子 3 9 には、観察対象の光像が結像される。

【 0 0 3 5 】

ズームレンズ 3 8 は、ズーム操作部 1 3 を操作に応じて、テレ端とワイド端の間を移動する。拡大観察をしない場合 (非拡大観察時) には、ズームレンズ 3 8 はワイド端に配置されている。拡大観察を行う場合には、ズームレンズ 3 8 は、ズーム操作部 1 3 の操作に応じてワイド端からテレ端に移動する。

【 0 0 3 6 】

撮像素子 3 9 は、同時式の原色型カラーセンサであり、観察対象の光像を撮像してカラーの画像信号を出力する。撮像素子 3 9 としては、C M O S (Complementary Metal-Oxid

10

20

30

40

50

e Semiconductor) 型撮像センサが用いられる。

【0037】

撮像素子39は、図4に示す第1分光透過特性39aを有する赤色(R)カラーフィルタと、第2分光透過特性39bを有する緑色(G)カラーフィルタと、第3分光透過特性39cを有する青色(B)カラーフィルタとを有する。撮像素子39の各画素には、いずれか1つのカラーフィルタが設けられている。すなわち、撮像素子39は、Rカラーフィルタが設けられたR画素と、Gカラーフィルタが設けられたG画素と、Bカラーフィルタが設けられたB画素とを有し、RGB形式の画像信号を出力する。この画像信号は、1画素毎にRGBのいずれかの色信号が割り当てられたものであり、R画像信号、G画像信号、及びB画像信号からなる。

10

【0038】

撮像素子39は、相関二重サンプリング回路やA/D(Analog to Digital)コンバータを備え、各画像信号をデジタル信号として出力する。

【0039】

プロセッサ装置16は、撮像制御部40と、受信部41と、DSP(Digital Signal Processor)42と、ノイズ低減部43と、観察画像生成部44と、映像信号生成部45とを備えている。撮像制御部40は、撮像素子39による観察対象の撮像タイミングや、撮像素子39からの画像信号の出力タイミングを制御する。

【0040】

受信部41は、内視鏡12の撮像素子39から出力されたデジタルのRGB画像信号を受信する。DSP42は、受信したRGB画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。

20

【0041】

欠陥補正処理では、撮像素子39の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確なゼロレベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB画像信号に特定のゲイン値を乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理(等方化処理、同時化処理とも称される)が施され、各画素についてRGB各色の信号が生成される。

30

【0042】

ノイズ低減部43は、DSP42でデモザイク処理等が施されたRGB画像信号に対してノイズ低減処理(移動平均法やメディアンフィルタ法等による処理)を施すことによってノイズを低減する。ノイズが低減されたRGB画像信号は、観察画像生成部44に入力される。

【0043】

観察画像生成部44は、ノイズ低減部43から入力されたRGB画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理等の画像処理を行うことにより、観察画像を生成する。色変換処理では、RGB画像信号に対して3×3のマトリクス処理、階調変換処理、及び3次元LUT(ルックアップテーブル)処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みのRGB画像信号に対して行われる。構造強調処理は、表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後のRGB画像信号に対して行われる。

40

【0044】

観察画像生成部44が生成する観察画像は、映像信号生成部45に入力される。映像信号生成部45は、観察画像をモニタ18に表示するための映像信号に変換する。モニタ18は、映像信号生成部45から入力される映像信号に基づいて画像表示を行う。

【0045】

50

図3(C)は、観察対象に散布されるピオクタニンの光反射特性 $R_1(\lambda)$ と、インジゴカルミンの光反射特性 $R_2(\lambda)$ とを示している。ピオクタニンは、約470nm以下の波長帯域と、約640nm以上の波長帯域において一定以上の光反射率を有している。インジゴカルミンは、約520nm以下の波長帯域と、約670nm以上の波長帯域において一定以上の光反射率を有している。

【0046】

帯域制限部32の閾値 λ_T において、ピオクタニンの光反射率は一定値 R_c 以上であり、インジゴカルミンの光反射率はほぼゼロである。すなわち、閾値 λ_T は、「 $R_1(\lambda_T) \geq R_c$ 」及び「 $R_2(\lambda_T) = 0$ 」の関係を満たす。本実施形態では、「 $\lambda_T = 670\text{nm}$ 」であり、一定値 R_c は、図3(C)に示す5%~55%の範囲Wに含まれる値(例えば、 $R_c = 40\%$)である。また、「 $R_2(\lambda_T) = 0$ 」とは、光反射率が実質的にゼロとみなせる値であり、例えば、範囲Wに含まれず、「 $R_2(\lambda_T) < 5\%$ 」の関係を満たすことを意味する。

10

【0047】

図3(A)に示すように、照明光は、帯域制限部32により閾値 $\lambda_T (= 670\text{nm})$ 以上の波長帯域の光強度が低減されているので(同図の点線部分)、インジゴカルミンからの反射光には、ほぼ約520nm以下の波長成分のみが含まれる。一方、ピオクタニンからの反射光には、約470nm以下の波長成分に加えて、約640nm以上約670nm未満の波長成分が含まれる。

【0048】

20

このため、モニタ18に表示される観察画像において、ピオクタニンの散布箇所は紫色として観察され、インジゴカルミンの散布箇所は青色として観察される。このように、観察画像中におけるピオクタニン(第1色素剤)とインジゴカルミン(第2色素剤)との色の差異が明瞭化する。

【0049】

次に、本実施形態の内視鏡システム10の作用を説明する。まず、医師等のユーザにより、内視鏡12の挿入部12aが大腸などの被検体内に挿入された状態で、被検体内の遠景観察が行われ、スクリーニングが行われる。このとき、光源装置14の発光動作と、内視鏡12内の撮像素子39による撮像動作と、プロセッサ装置16による観察画像の生成動作、及びモニタ18への観察画像の画像表示動作が行われる。

30

【0050】

光源装置14では、光源制御部31が、白色LED光源30中の励起光源30aを駆動することにより、青色の励起光LEを射出させ、蛍光体層30bが励起光LEを受けることにより、黄色の蛍光LFが発生する。白色LED光源30からは、蛍光LFと、励起光LEの一部の成分とが混合された射出光LOが射出される。この射出光LOは、帯域制限部32に入射し、帯域制限部32によって約670nm以上の波長帯域の光強度が低減される。

【0051】

帯域制限部32を透過した射出光LOは、集光レンズ33を介して、照明光としてライトガイド34に入射する。ライトガイド34に入射した照明光は、内視鏡12の先端部12dから射出されて観察対象を照明する。

40

【0052】

この照明光により照明された観察対象は、内視鏡12内の撮像素子39により撮像される。撮像素子39は、デジタルのRGB画像信号を生成してプロセッサ装置16に入力される。プロセッサ装置16では、RGB画像信号が、DSP42により各種信号処理が施され、ノイズ低減部43によりノイズ低減処理が行われて、観察画像生成部44に入力される。観察画像生成部44は、入力されたRGB画像信号に対して、各種画像処理を行うことにより観察画像を生成する。観察画像は、映像信号生成部45を介してモニタ18に表示される。この観察画像は、赤味を帯びて表示される。これは、観察対象中のヘモグロビンが短波光を吸収することによる。

50

【 0 0 5 3 】

ユーザは、スクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性がある部位（病変可能性部位）を検出したときには、ズーム操作部 13 を操作して、その病変可能性部位を含む観察対象を拡大表示する拡大観察を行う。また、ユーザは、病変可能性部位を明瞭化させるために、観察対象に色素散布を行う。具体的には、ユーザは、拡大表示された観察画像中において、散布チューブ 22 の先端 22a を確認したうえで、ピオクタニンやインジゴカルミン等の色素剤が充填された注射器 24 を操作することにより、色素剤を観察対象に散布する。

【 0 0 5 4 】

この拡大観察における発光動作、撮像動作、観察画像の生成動作、及び画像表示動作は、遠景観察の場合と同様である。モニタ 18 には、色素剤が散布された病変部を含む観察画像の表示が行われる。

10

【 0 0 5 5 】

本実施形態では、前述のように、照明光は、約 670 nm 以上の波長帯域の光強度が低減されているので、モニタ 18 に表示される観察画像において、ピオクタニンの散布箇所は紫色として観察され、インジゴカルミンの散布箇所は青色として観察される。

【 0 0 5 6 】

このように、本実施形態の内視鏡システム 10 により観察され観察対象は、ピオクタニンが散布された場合と、インジゴカルミンが散布された場合とで色の差異が明瞭化するので、医師等のユーザは、より正確に病変部の性状を判断することができる。

20

【 0 0 5 7 】

なお、上記実施形態では、帯域制限部 32 の閾値 λ_T を 670 nm としているが、閾値 λ_T は、「 $R_1(\lambda_T) < R_c$ 」及び「 $R_2(\lambda_T) = 0$ 」の関係を満たす値であれば良く、670 nm には限定されない。また、帯域制限部 32 の半値波長も 685 nm には限られず閾値 λ_T に応じて設定することが好ましい。

【 0 0 5 8 】

また、上記実施形態では、帯域制限部 32 を光源装置 14 内に設けているが、帯域制限部 32 を光源装置 14 内に加えて、内視鏡 12 内にも設けても良い。また、帯域制限部 32 を内視鏡 12 内にも設けても良い。

【 0 0 5 9 】

また、上記実施形態では、帯域制限部 32 は、赤外領域の光強度を低減する波長制限フィルタであるが、さらに、射出光 LO から、緑色帯域と赤色帯域との間の波長帯域（波長 580 nm 付近）の光強度を減衰させる帯域減衰フィルタを設けても良い。この帯域減衰フィルタを設けることにより、射出光 LO は、図 5 において破線で示すように、光強度が部分的に低下する。これにより、観察画像の色分離性が向上する。

30

【 0 0 6 0 】

また、上記実施形態では、白色 LED 光源 30 の蛍光体層 30b を、樹脂材に黄色蛍光体が分散されたものとしているが、樹脂材に分散される蛍光体の種類は黄色蛍光体に限られない。例えば、蛍光体層 30b を、樹脂材に緑色蛍光体と赤色蛍光体とを分散させたものとしても良い。この場合、緑色蛍光体として、 β -SiAlON (β -Si_{6-x}Al_xO_xN_{8-x}) 蛍光体を用いることができる。赤色蛍光体として、CASN (CaAlSiN₃:Eu²⁺) 蛍光体を用いることができる。

40

【 0 0 6 1 】

また、上記実施形態では、励起光源 30a を、青色の励起光を発するものとしているが、中心波長が青色領域以外の励起光を発するものとしても良い。例えば、励起光源 30a として、中心波長が約 405 nm の励起光を発する紫色 LED を用いることが可能である。この場合には、蛍光体層 30b として、樹脂材に、青色蛍光体、緑色蛍光体、及び赤色蛍光体が分散されたものを用いれば良い。青色蛍光体として、BAM (BaMgAl₁₀O₁₇:Eu²⁺) 蛍光体を用いることができる。緑色蛍光体として、 β -SiAlON (β -Si_{6-x}Al_xO_xN_{8-x}) 蛍光体を用いることができる。赤色蛍光体として、CASN (C

50

a A l S i N₃ : E u²⁺) 蛍光体を用いることができる。

【 0 0 6 2 】

また、上記実施形態では、撮像素子 3 9 として原色型カラーセンサを用いているが、これに代えて、補色型カラーセンサを用いても良い。この補色型カラーセンサとしては、シアン (C) 画素、マゼンタ (M g) 画素、黄色 (Y) 画素、及び緑色 (G) 画素を有するものが好ましい。このように、撮像素子 3 9 が補色型カラーセンサである場合には、プロセッサ装置 1 6 において、補色画像信号 (C M Y G 画像信号) を、原色画像信号 (R G B 画像信号) に変換する演算を行えば良い。

【 0 0 6 3 】

また、上記実施形態では、撮像素子 3 9 として C M O S 型撮像センサを用いているが、これに代えて、C C D (Charge-Coupled Device) 型撮像センサを用いても良い。

10

【 0 0 6 4 】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体として構成しているが、光源装置とプロセッサ装置とを 1 つの装置で構成しても良い。

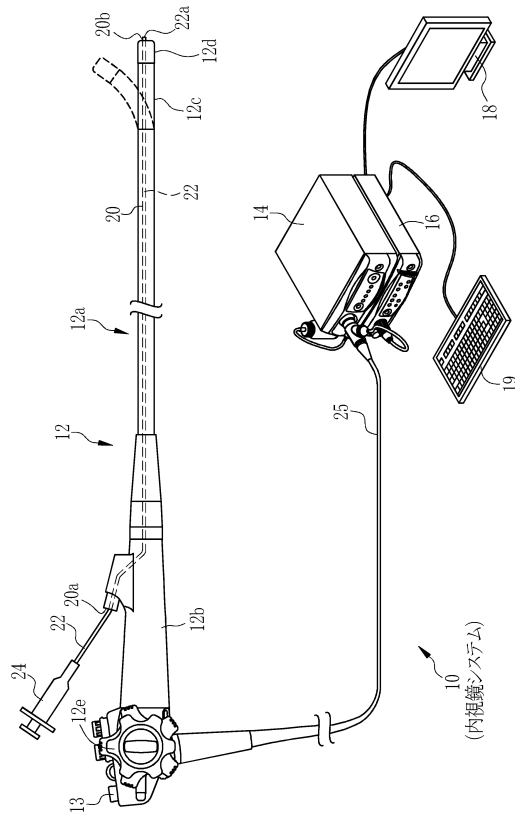
【 符号の説明 】

【 0 0 6 5 】

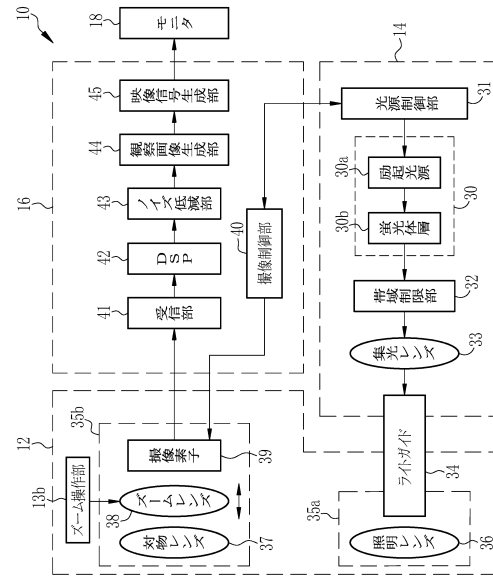
- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 内視鏡用光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 2 0 鉗子チャネル
- 2 2 散布チューブ
- 2 2 a 先端
- 2 4 注射器
- 3 0 白色 L E D 光源
- 3 5 a 照明光学系
- 3 5 b 撮像光学系

20

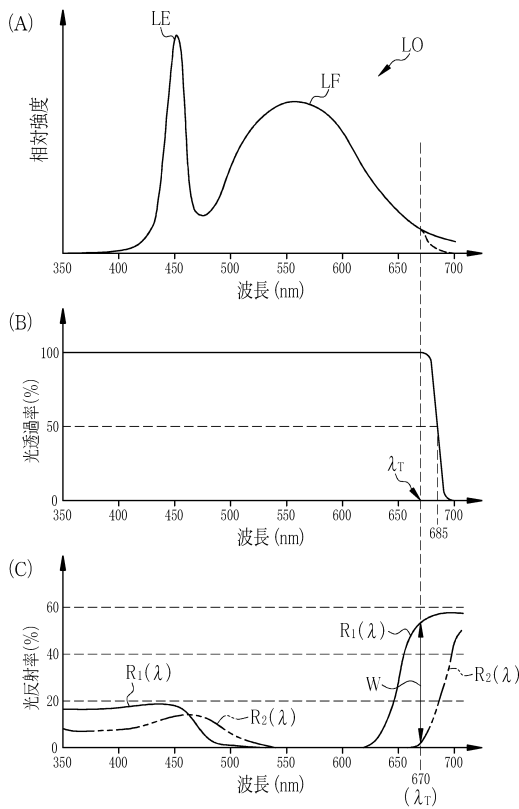
【図 1】



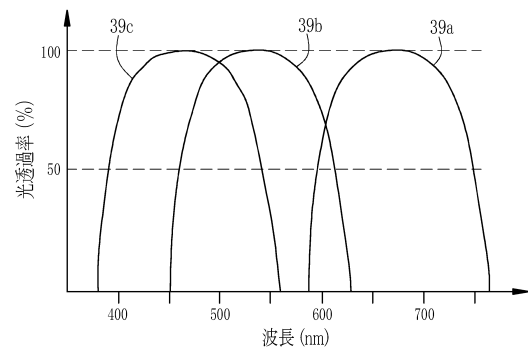
【図 2】



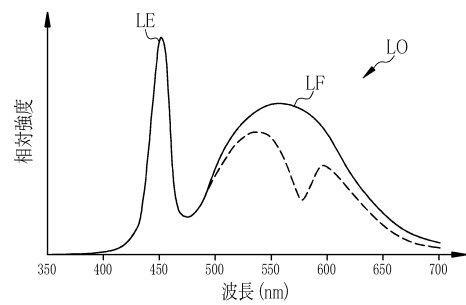
【図 3】



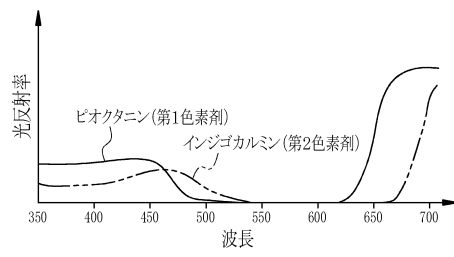
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 1 0 - 1 3 1 2 6 5 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 0 5 7 4 6 (J P , A)
特開 2 0 1 0 - 1 7 9 0 4 2 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 4 1 7 5 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6467275B2	公开(公告)日	2019-02-06
申请号	JP2015081718	申请日	2015-04-13
[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	久保雅裕		
发明人	久保 雅裕		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/05 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/31 A61B1/0646 A61B1/0653 F21Y2101/00 A61B1/00009 A61B1/043 A61B2090/309 A61K49/0021 A61K49/0023 A61K49/006 A61M31/005 F21V9/08 H04N5/2256 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/07.735 A61B1/00.510 G02B23/26.B A61B1/045.610 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/CA23 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04		
其他公开文献	JP2016198369A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种光源装置和内窥镜使得能够澄清第一染料剂的颜色和第二染料剂观察图像中的差异的内窥镜系统。用于内窥镜的光源装置包括白色LED光源和带限制单元。白色LED光源具有发射蓝色激发光LE的激发光源和在接收激发光时发射黄色荧光LF的磷光体层。白光LED光源，通过该荧光LF激发光LE是混合的，的一部分发出蓝色，绿色和光发射具有在红色的连续光强度光谱LO。频带限制单元32，出射光LO，阈值λ^T减少上述波长带的光。阈值λ^T大于650nm。阈值λ^T光反射率Piokutanin（第一染料材料）的 $\tau_1(\lambda^T)$ 是至少一个预定值时，靛蓝胭脂红光反射率R₁（第二染料材料）（λ^T）近似为零。阈值λ^T是670nm。点域

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6467275号 (P6467275)
(45) 発行日 平成31年2月6日 (2019. 2. 6)	(24) 登録日 平成31年1月18日 (2019. 1. 18)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/07 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/07 7 3 5 A 6 1 B 1/00 5 1 0 G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 9 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-81718 (P2015-81718) (22) 出願日 平成27年4月13日 (2015. 4. 13) (65) 公開番号 特開2016-198369 (P2016-198369A) (43) 公開日 平成28年12月1日 (2016. 12. 1) 審査請求日 平成29年8月14日 (2017. 8. 14)	(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 110001988 (74) 代理人 特許業務法人小林国際特許事務所 久保 雅裕 (72) 発明者 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】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム		