

(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2016-202774
(P2016-202774A)

(43) 公開日 平成28年12月8日 (2016. 12. 8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2015-90983 (P2015-90983)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成27年4月28日 (2015. 4. 28)		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	森本 美範
			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
		Fターム(参考)	2H040 BA03 BA10 BA23 CA04 CA11
			DA43 GA02 GA05 GA11
			4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01
			MM02 NN01 QQ07

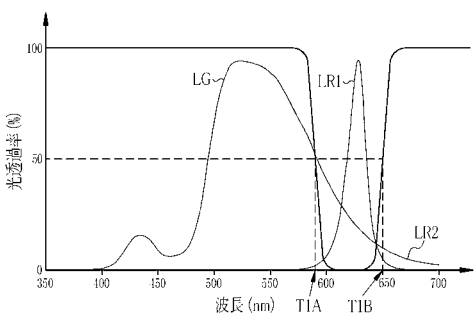
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 加算方式光源を用いた場合の色素散布領域の色を、広帯域光源を用いた場合の色素散布領域の色に合わせ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。

【解決手段】 加算方式光源は、第1赤色光LR1を発する赤色光源と、第1赤色光のピーク波長より長波長側に波長帯域が広がった緑色光LGを発する緑色光源と、第1ダイクロイックミラー(DM)とを有する。第1DMの一方の面に第1赤色光LR1が入射し、他方の面に緑色光LGが入射する。第1DMは、第1閾値T1Aと第2閾値T1Bとの間の波長帯域の光を反射させる帯域制限特性を有する。第1閾値T1Aは、第1赤色光LR1のピーク波長と緑色光LGのピーク波長との間にある。第2閾値T1Bは、第1赤色光LR1のピーク波長より長波長側にある。第1DMは、第2閾値T1Bより長波長の波長成分である第2赤色光LR2を抽出して、第1赤色光LR1の光路に導く。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 赤色光を発する赤色光源と、

前記第 1 赤色光のピーク波長より長波長側に波長帯域が広がった緑色光を発する緑色光源と、

前記第 1 赤色光のピーク波長と前記緑色光のピーク波長との間に第 1 閾値を有し、前記緑色光の前記第 1 閾値より短波長の波長成分の光路と、前記第 1 赤色光の前記第 1 閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第 1 光路統合部と、

前記緑色光から、前記第 1 赤色光のピーク波長より長波長側にある第 2 閾値より長波長の波長成分である第 2 赤色光を抽出し、前記第 1 光路統合部により統合される光路に導く第 2 光路統合部と、

を備える内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 光路統合部と前記第 2 光路統合部とは、前記第 1 閾値と前記第 2 閾値との間の波長帯域の光を反射または透過させる帯域制限特性を有する 1 つのダイクロイックミラーにより構成されている請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記ダイクロイックミラーの一方の面に前記第 1 赤色光が入射し、他方の面に前記緑色光が入射する請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 2 閾値は、640 nm～670 nm の範囲内にある請求項 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】

前記第 2 赤色光の光量は、前記第 1 赤色光のうちの前記第 2 閾値より長波長の波長成分の光量より大きい請求項 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】

前記赤色光源は、発光ダイオードにより構成されており、

前記緑色光源は、励起光を発生する励起光源と、前記励起光を受けて発光する蛍光体により構成されている請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記緑色光は、500 nm～690 nm の波長成分を有する請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

青色光を発する青色光源と、

前記青色光のピーク波長と前記緑色光のピーク波長との間に第 3 閾値を有し、前記青色光の前記第 3 閾値より短波長の波長成分の光路と、前記緑色光の前記第 3 閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第 3 光路統合部と、

を備える請求項 1 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

紫色光を発する紫色光源と、

前記紫色光のピーク波長と前記青色光のピーク波長との間に第 4 閾値を有し、前記紫色光の前記第 4 閾値より短波長の波長成分の光路と、前記青色光の前記第 4 閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第 4 光路統合部と、

を備える請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置と、

前記内視鏡用光源装置により発せられた照明光により照明された観察対象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、

前記赤色光源と前記緑色光源との発光強度の比率を設定する発光比率設定部と、

10

20

30

40

50

を備える内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記発光比率設定部は、前記緑色光を含む緑色光帯域と、前記第 1 赤色光及び前記第 2 赤色光を含む赤色光帯域において連続的なスペクトルを有する広帯域光で照明して得られた観察対象の色と、前記内視鏡用光源装置からの前記照明光により照明して得られた観察対象の色との色差を、一定値以下とする前記発光強度の比率を設定する請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記色差は L a b 空間における距離を表し、

前記発光比率設定部は、前記距離を 6 以下とする前記発光強度の比率を設定する請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 1 3】

前記観察対象にピオクタニンを散布する色素散布部を備える請求項 1 1 または 1 2 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、加算方式光源を有する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】

【0 0 0 2】

20

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。

【0 0 0 3】

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（L E D : Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある。

30

【0 0 0 4】

この半導体光源を用いた光源装置には、赤色 L E D、緑色 L E D、及び青色 L E D 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。加算方式光源では、赤色 L E D（Light Emitting Diode）、緑色 L E D、青色 L E D 等の半導体光源が用いられている。各光源からの光の加算は、ダイクロイックミラーを用いて行われている（例えば、特許文献 1 参照）。

【0 0 0 5】

また、内視鏡システムでは、診断の目的に応じて、観察対象にピオクタニンやインジゴカルミン等の色素散布を行い、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、観察対象としての大腸にピオクタニンを散布することにより、病変が青紫色に染色され、表面の様子が明瞭化する。この様子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。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 6】

【特許文献 1】特許第 5 6 5 4 1 6 7 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 7】

ピオクタニンの散布領域は、広帯域光源を用いた場合には青紫色として観察されるが、

50

加算方式光源を用いた場合には色味が変化し、色調が青色側にシフトすることがある。これは、加算方式光源の赤色光源である赤色LEDは、波長帯域が狭く、長波長側の光量が広帯域光源の照明光に比べて少ないためである。特に、ピオクタニンは、約500nm以下の短波長帯域と、約650nm以上の長波長帯域とで一定以上の反射率を有するが、加算方式光源の照明光には、該長波長帯域の波長成分が殆ど含まれていないことから、赤味が不足して色調が変化する。

【0008】

このように、従来の広帯域光源を有する内視鏡システムでの観察に慣れている医師は、加算方式光源を有する光源装置を備えた内視鏡システムで観察を行った場合に、ピオクタニン等の色素散布領域の色を、従来より青味がかった色として認識する可能性がある。

10

【0009】

本発明は、加算方式光源を用いた場合の色素散布領域の色を、広帯域光源を用いた場合の色素散布領域の色に合わせ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】

【0010】

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、第1赤色光を発する赤色光源と、第1赤色光のピーク波長より長波長側に波長帯域が広がった緑色光を発する緑色光源と、第1赤色光のピーク波長と緑色光のピーク波長との間に第1閾値を有し、緑色光の第1閾値より短波長の波長成分の光路と、第1赤色光の第1閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第1光路統合部と、緑色光から、第1赤色光のピーク波長より長波長側にある第2閾値より長波長の波長成分である第2赤色光を抽出し、第1光路統合部により統合される光路に導く第2光路統合部とを備える。

20

【0011】

第1光路統合部と第2光路統合部とは、第1閾値と第2閾値との間の波長帯域の光を反射または透過させる帯域制限特性を有する1つのダイクロイックミラーにより構成されていることが好ましい。このダイクロイックミラーの一方の面に第1赤色光が入射し、他方の面に緑色光が入射する。

【0012】

第2閾値は、640nm～670nmの範囲内にあることが好ましい。

30

【0013】

第2赤色光の光量は、第1赤色光のうちの第2閾値より長波長の波長成分の光量より大きいことが好ましい。

【0014】

赤色光源は、発光ダイオードにより構成されており、緑色光源は、励起光を発生する励起光源と、励起光を受けて発光する蛍光体により構成されていることが好ましい。緑色光は、500nm～690nmの波長成分を有することが好ましい。

【0015】

青色光を発する青色光源と、青色光のピーク波長と緑色光のピーク波長との間に第3閾値を有し、青色光の第3閾値より短波長の波長成分の光路と、緑色光の第3閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第3光路統合部とを備えることが好ましい。

40

【0016】

紫色光を発する紫色光源と、紫色光のピーク波長と青色光のピーク波長との間に第4閾値を有し、紫色光の第4閾値より短波長の波長成分の光路と、青色光の第4閾値より長波長の波長成分の光路とを統合する第4光路統合部とを備えることが好ましい。

【0017】

本発明の内視鏡システムは、上記内視鏡用光源装置と、内視鏡用光源装置により発せられた照明光により照明された観察対象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、赤色光源と緑色光源との発光強度の比率を設定する発光比率設定部とを備える。

50

【0018】

発光比率設定部は、緑色光を含む緑色光帯域と、第1赤色光及び第2赤色光を含む赤色光帯域において連続的なスペクトルを有する広帯域光で照明して得られた観察対象の色と、内視鏡用光源装置からの照明光により照明して得られた観察対象の色との色差を、一定値以下とする発光強度の比率を設定することが好ましい。この場合、色差はL a b空間における距離を表し、発光比率設定部は、距離を6以下とする発光強度の比率を設定することが好ましい。

【0019】

観察対象にピオクタニンを散布する色素散布部を備えることが好ましい。

【発明の効果】

10

【0020】

本発明によれば、加算方式光源を用いた場合の色素散布領域の色を、広帯域光源を用いた場合の色素散布領域の色に合わせることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【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】カラーフィルタの分光特性を示す図である。

【図4】加算方式光源の構成を示す図である。

【図5】紫色光、青色光、緑色光、第1赤色光の各発光強度スペクトルを示すグラフである。

20

【図6】G-L E Dの構成を示す図である。

【図7】第1ダイクロイックミラーの光学特性を示すグラフである。

【図8】第2ダイクロイックミラーの光学特性を示すグラフである。

【図9】第3ダイクロイックミラーの光学特性を示すグラフである。

【図10】赤外カットフィルタの光学特性を示すグラフである。

【図11】(A)は照明光の発光強度スペクトルを示す図であり、(B)は色素の分光反射スペクトルを示す図であり、(C)は広帯域光源の照明光の発光強度スペクトルを示す図である。

【図12】(A)はR-L E Dの発光強度と色差の関係を示すグラフであり、(B)はR-L E Dの発光強度と赤色画像信号に対するゲイン量との関係を示す図である。

30

【図13】第1～第3ダイクロイックミラーの配列順序の変形例を示す図である。

【図14】第2実施形態の加算方式光源の構成を示す図である。

【図15】第2実施形態の第1ダイクロイックミラーの光学特性を示すグラフである。

【図16】第2実施形態の第2ダイクロイックミラーの光学特性を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0022】

〔第1実施形態〕

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。

40

【0023】

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。

【0024】

50

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）を接続してもよい。

【0025】

また、内視鏡 12 には、鉗子チャンネル 20 が設けられている。鉗子チャンネル 20 には、色素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 から鉗子チャンネル 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。

10

【0026】

散布チューブ 22 の基端側には、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 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 と注射器 24 とを含む構成に対応している。

【0027】

図 2 において、光源装置 14 は、加算方式光源 30、光源制御部 31、及び発光比率設定部 32 を有している。加算方式光源 30 は、光源制御部 31 により駆動されて、白色の照明光を発生する。加算方式光源 30 から射出される光は、挿入部 12a 内に挿通された

20

【0028】

ライトガイド 33 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード 25 内に内蔵されており、加算方式光源 30 から供給された照明光を内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬させる。なお、ライトガイド 33 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 105 μm 、クラッド径が約 125 μm 、外皮（保護層）を含めた径が $\phi 0.3\text{mm} \sim 0.5\text{mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0029】

内視鏡 12 の先端部 12d には、照明光学系 34a と撮像光学系 34b とが設けられている。照明光学系 34a は、照明レンズ 35 を有している。ライトガイド 33 から射出された照明光は、照明レンズ 35 を介して観察対象に照射される。撮像光学系 34b は、対物レンズ 36、ズームレンズ 37、及び撮像素子 38 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 36 及びズームレンズ 37 を介して、撮像素子 38 に入射する。撮像素子 38 には、観察対象の光像が結像される。

30

【0030】

ズームレンズ 37 は、ズーム操作部 13 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 37 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 37 は、ズーム操作部 13 の操作に応じてワイド端からテレ端に移動する。

【0031】

撮像素子 38 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 38 としては、CMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）型撮像センサが用いられる。

40

【0032】

撮像素子 38 は、図 3 に示す第 1 分光透過特性 38a を有する赤色（R）カラーフィルタと、第 2 分光透過特性 38b を有する緑色（G）カラーフィルタと、第 3 分光透過特性 38c を有する青色（B）カラーフィルタとを有する。撮像素子 38 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 38 は、R カラーフィルタが設けられた R 画素（赤色画素）と、G カラーフィルタが設けられた G 画素（緑色画素）と、B カラーフィルタが設けられた B 画素（青色画素）とを有し、RGB 形式の画像

50

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、赤色画像信号、緑色画像信号、及び青色画像信号からなる。なお、B画素は、青色光に加えて、紫色（V）光にも感度を有する。

【0033】

撮像素子38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。

【0034】

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38による観察対象の撮像タイミングや、撮像素子38からの画像信号の出力タイミングを制御する。

10

【0035】

受信部41は、内視鏡12の撮像素子38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。

【0036】

欠陥補正処理では、撮像素子38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。

20

【0037】

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。

30

【0038】

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のマトリックス処理、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。

【0039】

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。

40

【0040】

図4において、加算方式光源30は、R-LED50aと、G-LED50bと、B-LED50cと、V-LED50dと、LED駆動部51と、第1～第4コリメータレンズ52a～52dと、第1～第3ダイクロイックミラー（DM）55a～55cと、赤外線カットフィルタ56と、集光レンズ59とを有する。

【0041】

加算方式光源30は、R-LED50a、G-LED50b、B-LED50c、及びV-LED50dの各光源から発せられる光を加算することにより照明光を生成する加算

50

方式光源である。本実施形態では、光源からの光の加算は、第1～第3 DM 55 a～55 cにより行われる。

【0042】

図5に示すように、R-LED 50 aは、ピーク波長が約630 nmであって、波長帯域が約600 nm～650 nmの赤色光（以下、第1赤色光LR1という）を発光する赤色光源である。G-LED 50 bは、ピーク波長が約530 nmであって、波長帯域が約480 nm～700 nmの緑色光LGを発する緑色光源である。B-LED 50 cは、ピーク波長が約460 nmであって、波長帯域が約420 nm～480 nmの青色光LBを発する青色光源である。V-LED 50 dは、ピーク波長が約405 nmであって、波長帯域が約380 nm～420 nmの紫色光LVを発光する紫色光源である。

10

【0043】

R-LED 50 a、G-LED 50 b、B-LED 50 c、及びV-LED 50 dのうち、G-LED 50 bは、図6に示すように、励起光源としての励起用LED 61と、緑色蛍光体62との組み合わせにより構成されている。励起用LED 61は、ピーク波長が約440 nmの励起光LEを発生し、緑色蛍光体62に入射させる。緑色蛍光体62は、励起光LEの入射を受けて発光し、緑色光LGを発生する。このように、G-LED 50 bは、緑色蛍光体62を有するので、緑色光LGの波長帯域は、緑色領域から第1赤色光LR1のピーク波長より長波長側に広がっている。緑色光LGは、少なくとも500 nm～690 nmの波長成分を有することが好ましい。

【0044】

LED駆動部51は、R-LED 50 a、G-LED 50 b、B-LED 50 c、及びV-LED 50 dをそれぞれ駆動する。

20

【0045】

第1～第4 コリメータレンズ52 a～52 dは、それぞれR-LED 50 a、G-LED 50 b、B-LED 50 c、V-LED 50 dに対応するように配置されており、第1赤色光LR1、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVをそれぞれ平行化する。以下、第1～第4 コリメータレンズ52 a～52 dにより平行化された第1赤色光LR1、緑色光LG、青色光LB、紫色光LVの各光路を、それぞれ第1～第4 光路57 a～57 dと称する。

【0046】

第1 光路57 aと第2 光路57 bとは直交しており、この交点に第1 DM 55 aが配置されている。具体的には、第1 DM 55 aは、一方の面が第1 光路57 aに45°の角度で交わり、他方の面が第2 光路57 bに45°の角度で交わるように配置されている。第1 DM 55 aは、図7に示すように、約590 nmに第1 閾値T1 Aを有し、約650 nmに第2 閾値T1 Bを有する。第1 DM 55 aは、第1 閾値T1 Aより短い波長の光を透過させ、第1 閾値T1 Aより長く、かつ第2 閾値T1 Bより短い波長の光を反射させる。また、第1 DM 55 aは、第2 閾値T1 Bより長い波長の光を透過させる。第1 DM 55 aは、第1 閾値T1 Aと第2 閾値T1 Bとの間の波長帯域の光を反射させる帯域制限特性を有する。

30

【0047】

R-LED 50 aから射出される第1赤色光LR1の波長成分は、その大部分が第1 DM 55 aの第1 閾値T1 Aと第2 閾値T1 Bとの間の波長帯域に存在するので、第1 DM 55 aにより反射される。一方、G-LED 50 bから射出される緑色光LGは、波長帯域が広く、緑色光帯域から、第1赤色光LR1のピーク波長（約630 nm）より長波長側に広がっているため、第1 閾値T1 Aより短い波長成分が第1 DM 55 aを透過するとともに、第2 閾値T1 Bより長い波長成分が第1 DM 55 aを透過する。以下、緑色光LGのうちの第2 閾値T1 Bより長い波長成分を、第2赤色光LR2と称する。

40

【0048】

このように、第1 DM 55 aは、緑色光LGの第1 閾値T1 Aより短波長の波長成分の光路と、第1赤色光LR1の第1 閾値T1 Aより長波長の波長成分の光路と、緑色光LG

50

の第2閾値T1Bより長波長の波長成分(第2赤色光LR2)の光路とを統合する。

【0049】

本実施形態では、第1DM55aが、本発明の「第1光路統合部」及び「第2光路統合部」として機能している。第1光路統合部は、緑色光LGの第1閾値T1Aより短波長の波長成分の光路と、第1赤色光LR1の第1閾値T1Aより長波長の波長成分の光路とを統合する。この統合された光路を、第1統合光路58aと称する。第2光路統合部は、緑色光LGから、第2閾値T1Bより長波長の波長成分である第2赤色光LR2を抽出し、第1統合光路58aに導く。

【0050】

第1閾値T1A及び第2閾値T1Bは、第1DM55aの光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長である。第1閾値T1Aは、第1赤色光LR1のピーク波長と緑色光LGのピーク波長との間に存在する。第2閾値T1Bは、第1赤色光LR1のピーク波長より長波長であり、かつ640nm~670nmの範囲内に存在することが好ましい。

【0051】

第3光路57cと第4光路57dとは直交しており、この交点に第2DM55bが配置されている。具体的には、第2DM55bは、一方の面が第3光路57cに45°の角度で交わり、他方の面が第4光路57dに45°の角度で交わるように配置されている。第2DM55bは、図8に示すように、約425nmに閾値T2を有し、閾値T2より短い波長の光を反射させ、閾値T2より長い波長の光を透過させる。ここで、閾値T2は、第2DM55bの光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長である。

【0052】

この光学特性を有することにより、第2DM55bは、紫色光LVの大部分を反射させ、青色光LBの大部分を透過させる。したがって、第2DM55bにより、第3光路57cと第4光路57dとが統合される。以下、第3光路57cと第4光路57dとが統合された光路を、第2統合光路58bと称する。

【0053】

第1統合光路58aと第2統合光路58bとは直交しており、この交点に第3DM55cが配置されている。具体的には、第3DM55cは、一方の面が第1統合光路58aに45°の角度で交わり、他方の面が第2統合光路58bに45°の角度で交わるように配置されている。第3DM55cは、図9に示すように、約480nmに閾値T3を有し、閾値T3より短い波長の光を反射させ、閾値T3より長い波長の光を透過させる。ここで、閾値T3は、第3DM55cの光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長である。

【0054】

この光学特性を有することにより、第3DM55cは、第1統合光路58aから入射する緑色光LG、第1赤色光LR1、及び第2赤色光LR2の大部分を透過させ、第2統合光路58bから入射する紫色光LV及び青色光LBの大部分を反射させる。したがって、第3DM55cにより、第1統合光路58aと第2統合光路58bとが統合される。以下、第1統合光路58aと第2統合光路58bとが統合された光路を、第3統合光路58cと称する。

【0055】

本実施形態では、第3DM55cが本発明の「第3光路統合部」に対応し、閾値T3が「第3閾値」に対応する。また、第2DM55bが本発明の「第4光路統合部」に対応し、閾値T2が「第4閾値」に対応する。

【0056】

赤外線カットフィルタ56は、第3統合光路58c上に配置されている。赤外線カットフィルタ56は、図10に示すように、約670nmの閾値T4を有し、閾値T4より短い波長の光を透過させ、閾値T4より長い波長の光を反射させることで、閾値T4より長い波長の光(赤外線)をカットする。ここで、閾値T4は、赤外線カットフィルタ56の光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長である。

【0057】

集光レンズ５９は、ライトガイド３３の入射端の近傍に配置されており、赤外線カットフィルタ５６を透過した光を集光して、照明光としてライトガイド３３の入射端に入射させる。この照明光は、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。

【００５８】

ＬＥＤ駆動部５１は、光源制御部３１によって制御される。発光比率設定部３２には、各ＬＥＤ５０ａ～５０ｄの発光強度比の設定値が記憶されている。光源制御部３１は、発光比率設定部３２に記憶された発光強度比の設定値に基づいてＬＥＤ駆動部５１を駆動することにより、各ＬＥＤ５０ａ～５０ｄの発光強度を調整する。

【００５９】

第２赤色光ＬＲ２は、Ｇ－ＬＥＤ５０ｂから射出される緑色光ＬＧの一部の成分であるので、第２赤色光ＬＲ２の光量は、Ｇ－ＬＥＤ５０ｂの発光強度に依存する。Ｇ－ＬＥＤ５０ｂの発光強度は、第２赤色光ＬＲ２の光量が、第１赤色光ＬＲ１のうちの第２閾値Ｔ１Ｂ（約６５０ｎｍ）より長波長の波長成分の光量よりも大きくなるように設定されている。

【００６０】

発光比率設定部３２に記憶された設定値は、ピオクタニンが散布された観察対象の観察画像上の色に基づいて設定されている。具体的には、発光比率設定部３２には、観察対象にピオクタニンが散布されている場合に、加算方式光源３０により生成される照明光により照明された色素散布領域の色と、従来の広帯域光源により生成される照明光（広帯域光）により照明された色素散布領域の色との色差を、一定値以下とする設定値が記憶されている。この色差は、Ｌａｂ空間における距離ΔＥで表されるものであり、例えば、 $\Delta E \leq 6$ とする設定値が定められている。従来の広帯域光源により生成される広帯域光は、少なくとも緑色光ＬＧを含む緑色光帯域と、第１赤色光ＬＲ１及び第２赤色光ＬＲ２を含む赤色光帯域において連続的な発光強度スペクトルを有するものである。

【００６１】

加算方式光源３０により生成される照明光は、図１１（Ａ）に示すような発光強度スペクトルを有する。図１１（Ｂ）は、ピオクタニンの分光反射スペクトルＲＳ１と、インジゴカルミンの分光反射スペクトルＲＳ２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反射率を有している。

【００６２】

図１１（Ｃ）は、従来の広帯域光源により生成される広帯域光として、例えば、キセノン光源により生成される照明光の発光強度スペクトルを示している。この照明光は、約４００ｎｍから約６７０ｎｍまでの連続した発光強度スペクトルを有する。

【００６３】

従来の加算方式光源では、波長スペクトルの上限波長が約６５０ｎｍであるため、観察対象中のピオクタニンの散布領域からの戻り光には、約６５０ｎｍより長波長側の赤色成分が殆ど含まれず、該散布領域は、青色に近い色として観察画像中表示される。これに対して、本実施形態の加算方式光源３０では、Ｇ－ＬＥＤ５０ｃから射出される緑色光ＬＧのうちの第２閾値Ｔ１Ｂより長波長の波長成分を第２赤色光ＬＲ２として抽出し、照明光中に加算しているので、観察対象中のピオクタニンの散布領域からの戻り光には、約６５０ｎｍより長波長側の赤色成分が多く含まれる。これにより、該散布領域は、従来の広帯域光源の照明光（図１１（Ｃ）参照）を用いた場合と同様、青紫色として観察画像中表示される。

【００６４】

一方、インジゴカルミンは、約６７０ｎｍ以上の波長帯域において一定以上の反射率を有していることにより、もし、照明光に約６７０ｎｍ以上の波長成分が多く含まれると、観察対象中のインジゴカルミンの色が、赤味を帯びて観察画像中表示されることになる。本実施形態では、赤外線カットフィルタ５６により、照明光から約６７０ｎｍ以上の波

10

20

30

40

50

長成分をカットしているので、インジゴカルミンは、従来の広帯域光源の照明光（図 1 1（C）参照）を用いた場合と同様、青色として観察画像中に表示される。

【0065】

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 12 a 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 38 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。

【0066】

光源装置 14 では、光源制御部 31 が、発光比率設定部 32 に記憶された設定値に基づいて LED 駆動部 51 を駆動することにより、加算方式光源 30 の各 LED 50 a ~ 50 d の発光強度を制御する。各 LED 50 a ~ 50 d から射出された光（紫色光 LV、青色光 LB、緑色光 LG、第 1 赤色光 LR1）は、第 1 ~ 第 3 DM 55 a ~ 55 c により合波される。なお、第 1 DM 55 a は、図 7 に示す光学特性を有することにより、緑色光 LG から第 2 閾値 T1B より長波長の波長成分である第 2 赤色光 LR2 を抽出して、緑色光 LG の第 1 閾値 T1A より短波長の波長成分の光路に導く。

【0067】

第 1 ~ 第 3 DM 55 a ~ 55 c により合波された光は、赤外線カットフィルタ 56 を透過することにより、図 1 1（A）に示す発光強度スペクトルを有する照明光となる。この照明光は、集光レンズ 59 により集光されて内視鏡 12 内のライトガイド 33 に入射し、内視鏡 12 の先端部 12 d から射出されて観察対象を照明する。

【0068】

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 38 により撮像される。撮像素子 38 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、DSP 42 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。

【0069】

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 22 a 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、色素を観察対象に散布する。

【0070】

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、散布された色素により染色された病変部を含む観察画像の表示が行われる。本実施形態では、前述のように、照明光が約 650 nm ~ 670 nm の波長成分を含むので、観察対象中のピオクタニンとインジゴカルミンとは、それぞれ従来の広帯域光源の照明光を用いた場合と同様の色として観察画像に表示される。

【0071】

このように、本実施形態の内視鏡システム 10 により観察される色素散布領域の色は、従来の広帯域光源を有する内視鏡システムにより観察される色素散布領域の色との差異（色差）が小さく、従来の広帯域光源を有する内視鏡システムでの観察に慣れているユーザであっても、色味の変化を感じることはない。

10

20

30

40

50

【0072】

また、第2赤色光LR2の光量は、GLED50cから射出される緑色光LGの総光量のうちの数パーセント程度であり、第1赤色光LR1の光量よりも小さいので、RLED50aの発光強度を低下させることにより、第1赤色光LR1の光量を低下させ、少なくとも第2閾値T1B（約650nm）より長波長の波長成分では第2赤色光LR2の光量が、第1赤色光LR1の光量よりも大きくなるようにすることが好ましい。そして、結果的に、第1赤色光LR1の光量と第2赤色光LR2の光量との差異を小さくすることが好ましい。この場合、第1赤色光LR1の光量が低下することにより、第1赤色光LR1と第2赤色光LR2とを合わせた総赤色光量が低下するので、DSP42により赤色画像信号に対してゲイン補正を行うことが好ましい。DSP42は、本発明の「ゲイン補正部」に対応する。

10

【0073】

この色差は、図12（A）に示すように、RLED50aの発光強度を低下させ、第1赤色光LR1の光量が低下するとともに低下する。しかし、第1赤色光LR1の光量を低下させすぎると、赤色画像信号のS/Nが低下するので、色差が所定値 α （例えば、 $\Delta E=6$ ）となるように、RLED50aの発光強度を設定することが好ましい。この発光強度の設定値を β と称する。この設定値 β は、GLED50b、BLED50c、及びVLED50dの発光強度の設定値とともに、発光比率設定部32に記憶されている。

【0074】

20

赤色画像信号に対するゲイン量は、図12（B）に示すように、設定値 β に基づいて設定される。この設定値 β に対応するゲイン量を γ とする。このゲイン量 γ は、RLED50aの発光強度が低いほど大きい。DSP42は、発光比率設定部32に記憶された設定値 β に対応するゲイン量 γ を用いて赤色画像信号のゲイン補正を行う。

【0075】

なお、RLED50aの発光強度を下げることに代えて、GLED50bの発光強度を上げることで、第1赤色光LR1の光量と第2赤色光LR2の光量との差異を小さくすることも可能である。すなわち、発光比率設定部32は、RLED50aとGLED50bとの発光強度の比率を設定することにより、第1赤色光LR1と第2赤色光LR2との光量比を設定する。

30

【0076】

なお、上記第1実施形態では、第1～第3DM55a～55cの光学特性として、図7～図9に示す光学特性を用いているが、これに限られず、各光学特性の透過と反射の関係を逆とすることも可能である。例えば、上記第1実施形態では、第1DM55aは、第1閾値T1Aと第2閾値T1Bとの間の波長帯域の光を反射させる帯域制限特性を有しているが、第1閾値T1Aと第2閾値T1Bとの間の波長帯域の光を透過させる帯域制限特性を有するものとする 것도可能である。

【0077】

また、上記第1実施形態では、第1～第3DM55a～55cを、図4に示すように配置しているが、図13に示す順序で配置することも可能である。この場合、第1DM55aは、第3DM55cにより合波された紫色光LV、青色光LB、及び緑色光LGと、第1DM55aから射出された第1赤色光LR1を合波するとともに、緑色光LGから緑色光LGから第2閾値T1Bより長波長の波長成分である第2赤色光LR2を抽出して合波する。

40

【0078】

〔第2実施形態〕

また、上記第1実施形態では、第1DM55aに、第1閾値T1Aと第2閾値T1Bとの間の波長帯域を反射させる帯域制限特性を持たせることにより第2赤色光LR2を抽出しているが、第1DM55aに代えて、第1閾値T1Aを有するダイクロイックミラーと、第2閾値T1Bを有するダイクロイックミラーとを設けることにより第2赤色光LR2

50

を抽出することも可能である。

【0079】

図14において、第2実施形態の加算方式光源70は、第1実施形態の加算方式光源30の第1～第3DM55a～55cに代えて、第1～第4DM71a～71dを設け、さらに第1及び第2ミラー72a, 72bと遮蔽板73とを設けたものである。第1実施形態と同一の構成については、同一の符号を付している。

【0080】

第1DM71aは、一方の面が第1光路57aに45°の角度で交わり、他方の面が第2光路57bに45°の角度で交わるように配置されている。第1DM55aは、図15に示すように、約590nmに第1閾値T1Aを有し、第1閾値T1Aより短い波長の光を透過させ、第1閾値T1Aより長い波長の光を反射させる。したがって、第1DM71aにより、緑色光LGの第1閾値T1Aより短波長の波長成分の光路と、第1赤色光LR1の第1閾値T1Aより長波長の波長成分の光路とが統合される。この統合された光路を、第1統合光路74aと称する。

10

【0081】

一方、緑色光LGの第1閾値T1Aより長波長の波長成分（第2赤色光LR2を含む）は、第1DM71aにより反射され、第1統合光路74aと直交する分岐光路74bを伝搬する。この分岐光路74b上には、第1及び第2ミラー72a, 72bが配置されている。分岐光路74bは、第1及び第2ミラー72a, 72bにより屈曲されて第2DM71bに導かれる。

20

【0082】

第1統合光路74aと分岐光路74bとは直交しており、この交点に第2DM71bが配置されている。具体的には、第2DM71bは、一方の面が第1統合光路74aに45°の角度で交わり、他方の面が分岐光路74bに45°の角度で交わるように配置されている。第2DM71bは、図16に示すように、約650nmに第2閾値T1Bを有し、第2閾値T1Bより短い波長の光を透過させ、第2閾値T1Bより長い波長の光を反射させる。したがって、第2DM71bにより、第2赤色光LR2が抽出され、第1統合光路74aに導かれる。

【0083】

このように、本実施形態では、第1DM71aが「第1光路統合部」に対応し、第2DM71bが「第2光路統合部」に対応する。

30

【0084】

第3DM71cは、第1実施形態の第2DM55bと同一の構成であり、第3光路57cと第4光路57dとを統合する。この統合された光路を、第2統合光路64cと称する。第1統合光路74aと第2統合光路74cとは直交しており、この交点に第4DM71dが配置されている。第4DM71dは、第1実施形態の第3DM55cと同一の構成であり、第1統合光路74aと第2統合光路74cとを統合する。この統合された光路を、第3統合光路74dと称する。

【0085】

本実施形態では、第4DM71dが本発明の「第3光路統合部」に対応し、第3DM71cが本発明の「第4光路統合部」に対応する。

40

【0086】

第3統合光路74dには、第1実施形態と同様に、赤外線カットフィルタ56及び集光レンズ59が配置されており、赤外線カットフィルタ56を透過し、集光レンズ59により集光された光が照明光としてライトガイド33に入射される。この照明光の発光強度スペクトルは、第1実施形態と同様であり、例えば、図11(A)に示すような発光強度スペクトルとなる。

【0087】

また、遮蔽板73は、分岐光路74b上に挿脱可能に構成されており、分岐光路74b上に挿入された挿入位置と、分岐光路74b上から離脱された離脱位置とで移動する。遮

50

蔽板 73 の移動は、光源制御部 31 により制御される。遮蔽板 73 を挿入位置とした場合には、第 2 赤色光 L R 2 は、遮蔽板 73 により遮蔽され、第 1 統合光路 74 a には導かれない。このように、第 2 実施形態の加算方式光源 70 では、遮蔽板 73 の挿脱を制御することにより、照明光中に第 2 赤色光 L R 2 を付加するか否かを選択することができる。

【0088】

なお、遮蔽板 73 に代えて、液晶シャッタ等の電氣的に光透過率を制御可能なシャッタ装置を分岐光路 74 b 上に固定配置し、このシャッタ装置の光透過率を制御するように構成しても良い。

【0089】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、加算方式光源 30, 70 内に紫色光源としての V-L E D 50 d を設けているが、この紫色光源は必須ではない。したがって、紫色光源を設けず、青色光源、緑色光源、及び赤色光源により加算方式光源を構成しても良い。さらに、青色光源を設けず、G-L E D 50 c に含まれる励起光源から射出される青色の励起光 L E を照明光の青色成分として用いることも可能である。したがって、緑色光源及び赤色光源により加算方式光源を構成することも可能である。

【0090】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、赤外線カットフィルタ 56 を設けているが、加算方式光源 30, 70 により生成される照明光は、従来の広帯域光源により生成される照明光と比べて、約 670 nm の閾値 T 4 より長波長側の波長成分が少ないので、赤外線カットフィルタ 56 は、必須ではなく、必要に応じて設ければ良い。

【0091】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、撮像素子 38 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 38 が補色型カラーセンサである場合には、プロセッサ装置 16 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。

【0092】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、撮像素子 38 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。

【0093】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、本発明の加算方式光源との比較対象の従来の広帯域光源として、高輝度放電光源の一種であるキセノン光源を用いているが、少なくとも緑色光 L G と第 1 赤色光 L R 1 と第 2 赤色光 L R 2 との波長帯域を含む連続的な発光強度スペクトルを有するものであれば、その他の広帯域光源を用いても良い。例えば、特開 2014-121630 号公報に記載されている広帯域光源を用いても良い。この広帯域光源は、中心波長が約 445 nm の青色レーザ光を発するレーザ光源と、この青色レーザ光を受けて白色の蛍光を発する蛍光体とを有するものである。

【0094】

上記第 1 及び第 2 実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、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】

【0095】

- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 14 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 20 鉗子チャネル
- 22 散布チューブ

10

20

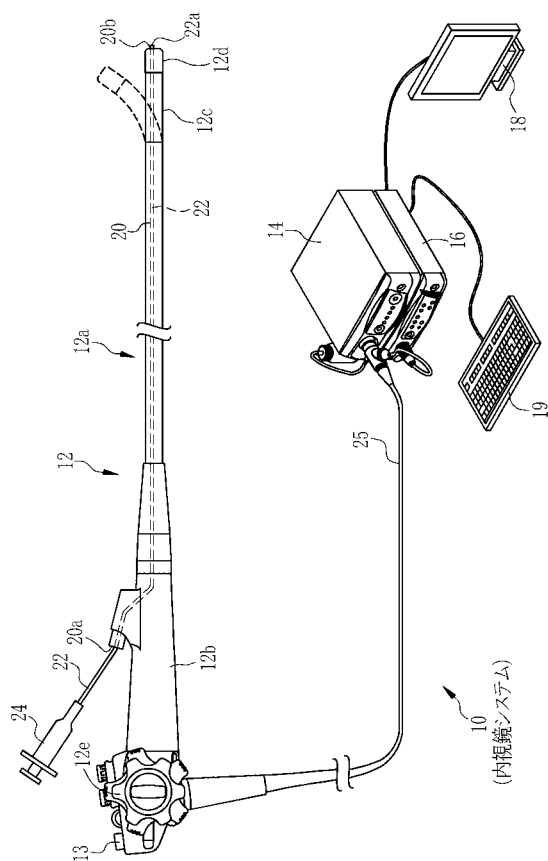
30

40

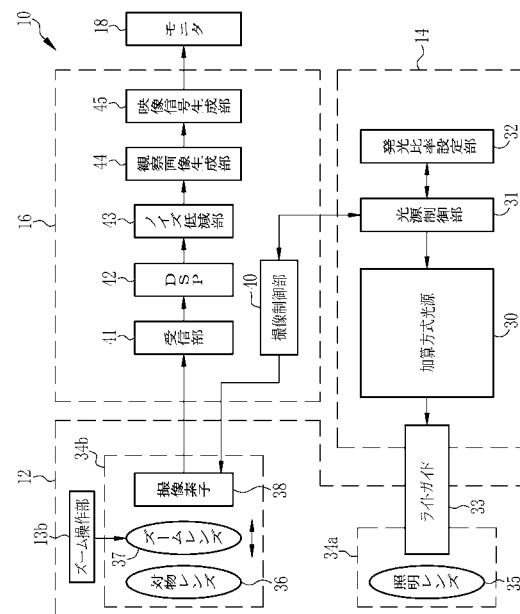
50

- 22a 先端
 24 注射器
 30, 70 加算方式光源
 55a～55c 第1～第3ダイクロイックミラー
 56 赤外線カットフィルタ
 71a～71d 第1～第4ダイクロイックミラー
 73 遮蔽板

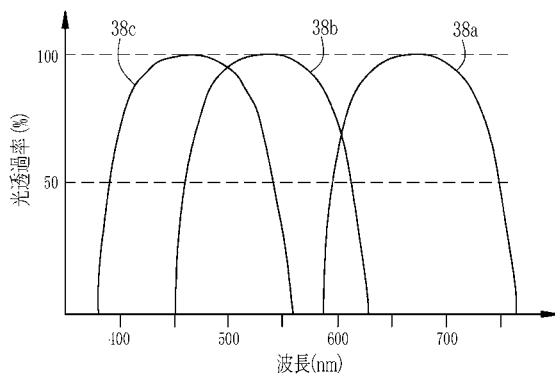
【図1】



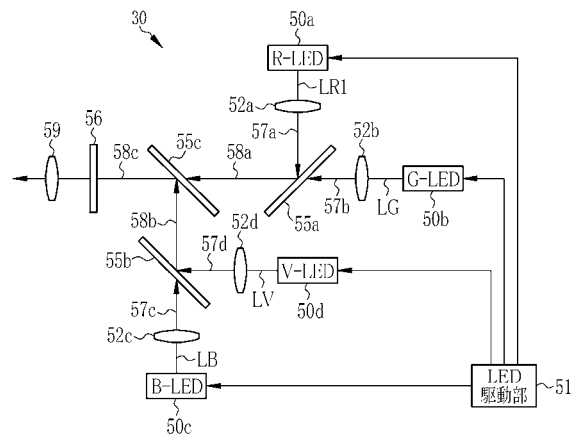
【図2】



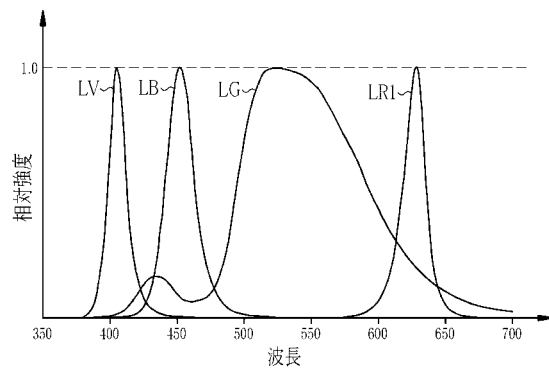
【図 3】



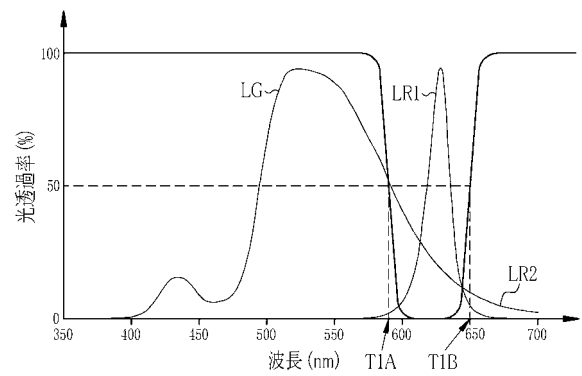
【図 4】



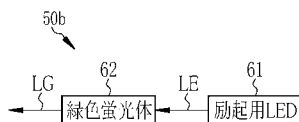
【図 5】



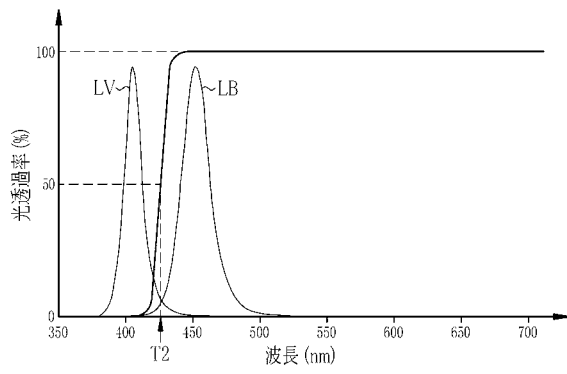
【図 7】



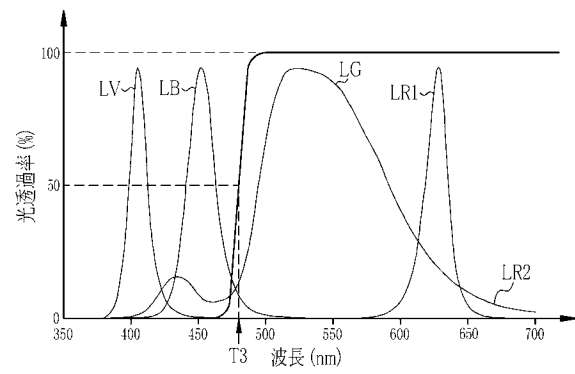
【図 6】



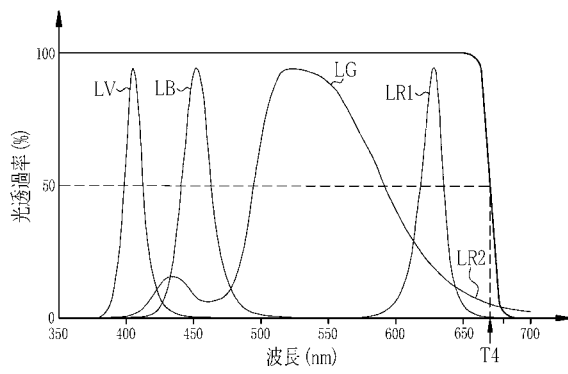
【図 8】



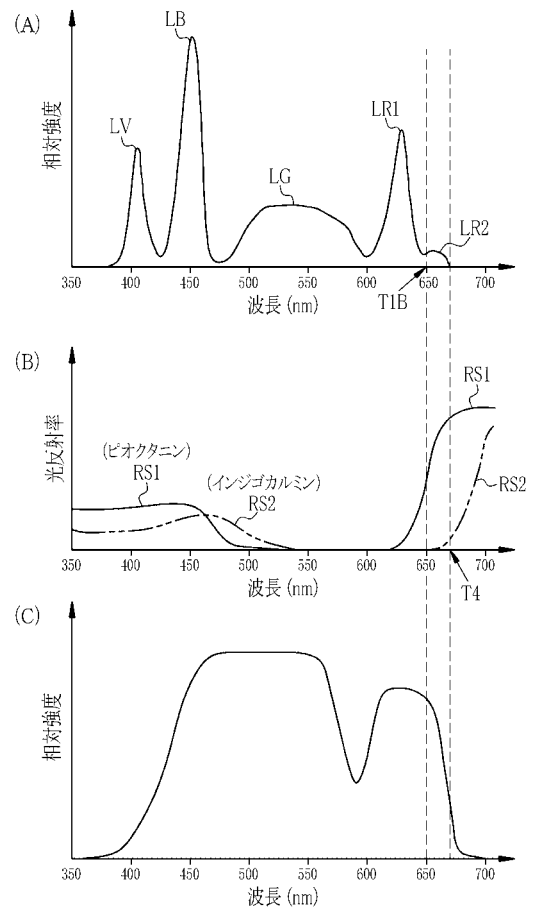
【図 9】



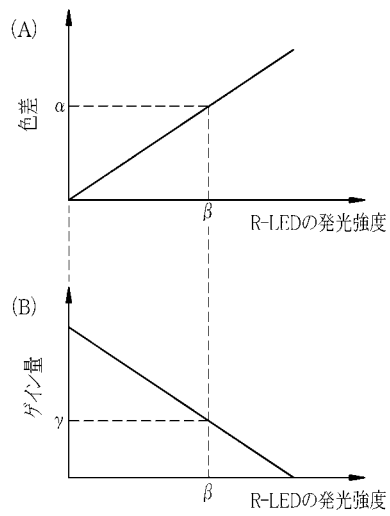
【図 10】



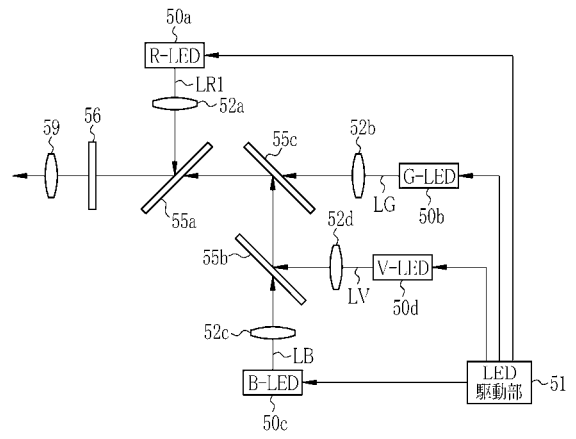
【図 11】



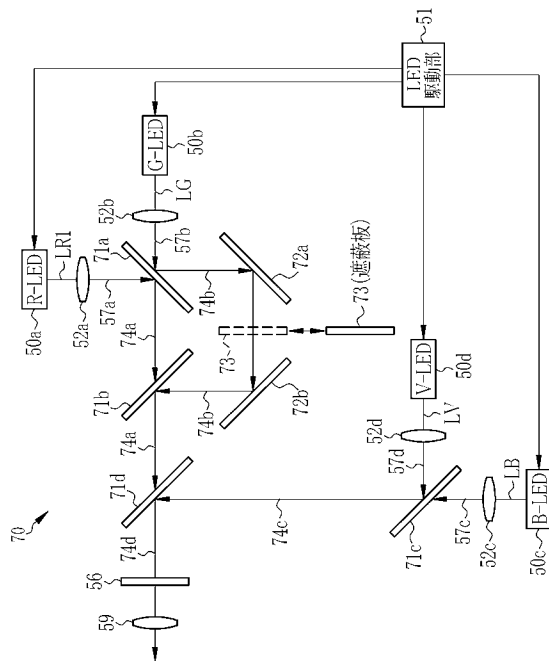
【図 1 2】



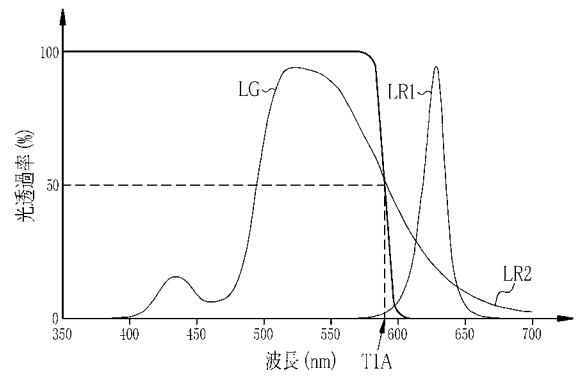
【図 1 3】



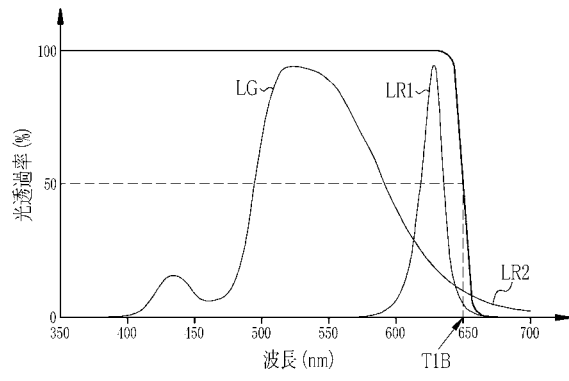
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 16】



专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016202774A	公开(公告)日	2016-12-08
申请号	JP2015090983	申请日	2015-04-28
[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		
[标]发明人	森本美範		
发明人	森本 美範		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00163 A61B1/04 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B1/07		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 G02B23/26.B A61B1/04 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA43 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/QQ07		
其他公开文献	JP6422816B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供了一种彩色染料中使用的另外系统的光，光源装置和内窥镜的内窥镜系统，使该染料喷涂区域的颜色匹配使用宽带光源的情况下的情况下，喷涂地点到。求和方法光源包括用于发射第一红色光LR1，发出绿色光LG波长频带变宽朝向长波长侧比第一红色光的峰值波长的绿色光源，第一分色镜红光源和一个 (DM)。第一红色光LR1是入射到第一1DM的一个表面，绿光LG进入另一侧。的1DM有助于反射在第一阈值T1A和第二阈值T1B之间的波长带的光频带限制特性。第一阈值T1A是峰值波长的峰值波长和所述第一红色光LR1的绿色光LG之间。第二阈值T1B是在长波长侧比第一红色光LR1的峰值波长。所述1DM提取第二红色光LR2大于第二阈值T1B是长波长的一个波长分量，导致第一红色光LR1的光路。7技术领域

