

(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2016-154649

(P2016-154649A)

(43) 公開日 平成28年9月1日(2016.9.1)

(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 B	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
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 O D	5 C 0 5 4
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	
審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2015-33779 (P2015-33779)
 (22) 出願日 平成27年2月24日 (2015.2.24)

(71) 出願人 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 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
 (72) 発明者 寺川 祐樹
 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 BA09 CA04 CA06 CA09 CA11
 CA12 CA23 DA12 DA14 DA21
 FA10 GA02 GA05 GA06 GA11

最終頁に続く

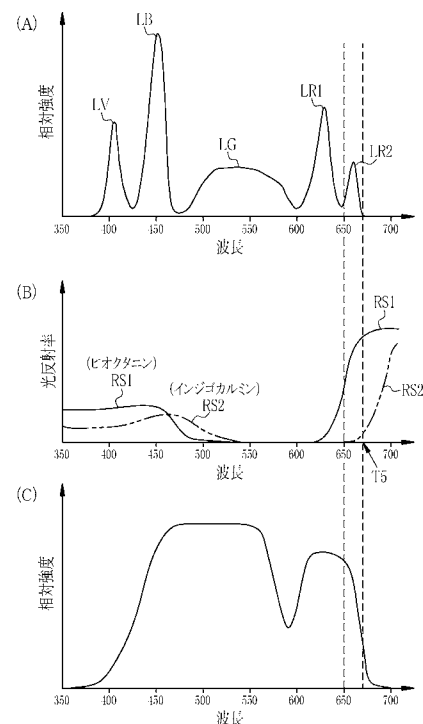
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】加算方式光源を用いた場合の染色部の色を、広帯域光源を用いた場合の染色部の色に合わせることを可能とする内視鏡システムを提供する。

【解決手段】加算方式光源は、青色光LBと、緑色光LGと、第1赤色光LR1と、第1赤色光LR1より長波長の波長帯域を有する第2赤色光LR2とを含む照明光を生成する。第1赤色光LR1と第2赤色光LR2とは異なる発光源から発せられる。光源制御部は、青色光LB、緑色光LG、第1赤色光LR1、及び第2赤色光LR2の発光強度比を制御する。発光比率設定部は、観察対象がピオクタニンにより染色されている場合に、加算方式光源により生成された照明光で照明して得られた観察画像上の観察対象の色と、広帯域光源により生成された広帯域光で照明して得られた観察画像上の観察対象の色との色差を、一定値以下とするように発光強度比を設定する。

【選択図】図12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

青色光と、緑色光と、第 1 赤色光と、前記第 1 赤色光より長波長の波長帯域を有する第 2 赤色光とを含む照明光を生成し、前記第 1 赤色光と前記第 2 赤色光とは異なる発光源から発せられる加算方式光源と、

前記青色光、前記緑色光、前記第 1 赤色光、及び前記第 2 赤色光の発光強度比を制御する光源制御部と、

前記照明光を観察対象に照射する照明部と、

前記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、

10

前記加算方式光源により生成された前記照明光で照明して得られた前記観察画像上の前記観察対象の色と、少なくとも前記緑色光、前記第 1 赤色光、及び前記第 2 赤色光を含む波長帯域において連続的な発光強度スペクトルを有する広帯域光で照明して得られた前記観察画像上の前記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比を設定する発光比率設定部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記観察対象に色素を散布する色素散布部を備え、

前記観察対象は、前記色素散布部により散布されたピオクタニンにより染色されている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記加算方式光源は、前記第 1 赤色光を発する第 1 赤色光源と、前記第 2 赤色光を発する第 2 赤色光源とを有する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 2 赤色光は、640～680nmの波長帯域を有する請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記加算方式光源は、

前記第 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前記緑色光を発する緑色光源と、

30

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存在する第 1 閾値と、前記第 1 赤色光のピーク波長より長波長の波長帯域に存在する第 2 閾値とを有し、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、前記緑色光の前記第 2 閾値より長波長の波長成分の波長成分の光路とを統合する光路統合部と、

を有し、

前記第 2 赤色光は、前記緑色光の前記第 2 閾値より長波長の波長成分の波長成分である請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

40

前記緑色光源は、励起光を発する励起光源と、前記励起光を受けて発光する蛍光体とにより構成されている請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記光路統合部は、ダイクロイックミラーである請求項 5 または 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 2 閾値は、640～660nmの波長帯域に存在する請求項 5 から 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記画像信号は、赤色画像信号、緑色画像信号、及び青色画像信号からなり、

50

前記第 1 赤色光の発光強度に応じて、前記赤色画像信号に対してゲイン補正を行うゲイン補正部を備える請求項 5 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記赤色画像信号に対するゲイン量は、前記第 1 赤色光の発光強度が低いほど大きい請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記照明光から赤外線をカットする赤外線カットフィルタを備える請求項 1 から 10 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記赤外線カットフィルタは、670nmより長い波長を有する赤外線をカットする請求項 11 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、加算方式光源を有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野において、光源装置、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白色の広帯域光を発する広帯域光源が広く普及している。近年では、赤色、緑色、青色等の特定の波長帯域の光を発する光源を複数組み合わせ、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方式の光源（以下、加算方式光源という）が用いられつつある。加算方式光源では、赤色LED（Light Emitting Diode）、緑色LED、青色LED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）。

【0004】

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。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許第5654167号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ピオクタニンによる染色部は、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、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、色味が不足して色調が変化する。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

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内視鏡システムで観察を行った場合に、ピオクタニン等による染色部の色を、従来より青味がかかった色として認識する可能性がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、加算方式光源を用いた場合の染色部の色を、広帯域光源を用いた場合の染色部の色に合わせることを可能とす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】

【 0 0 0 9 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、加算方式光源と、光源制御部と、照明部と、撮像素子と、観察画像生成部と、発光比率設定部とを備える。加算方式光源は、青色光と、緑色光と、第1赤色光と、第1赤色光より長波長の波長帯域を有する第2赤色光とを含む照明光を生成する。第1赤色光と第2赤色光とは異なる発光源から発せられる。光源制御部は、青色光、緑色光、第1赤色光、及び第2赤色光の発光強度比を制御する。照明部は、照明光を観察対象に照射する。撮像素子は、観察対象を撮像してカラーの画像信号を出力する。観察画像生成部は、画像信号を画像処理して観察画像を生成する。発光比率設定部は、加算方式光源により生成された照明光で照明して得られた観察画像上の観察対象の色と、少なくとも緑色光、第1赤色光、及び第2赤色光を含む波長帯域において連続的な発光強度スペクトルを有する広帯域光で照明して得られた観察画像上の観察対象の色との色差を、一定値以下とする発光強度比を設定する。

10

20

【 0 0 1 0 】

観察対象に色素を散布する色素散布部を備え、観察対象は、色素散布部により散布されたピオクタニンにより染色されている。

【 0 0 1 1 】

加算方式光源は、第1赤色光を発する第1赤色光源と、第2赤色光を発する第2赤色光源とを有する。第2赤色光は、640～680nmの波長帯域を有することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

加算方式光源は、赤色光源と、緑色光源と、光路統合部とを有するものであっても良い。赤色光源は、第1赤色光を発する。緑色光源は、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。光路統合部は、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存在する第1閾値と、第1赤色光のピーク波長より長波長の波長帯域に存在する第2閾値とを有し、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、緑色光の第2閾値より長波長の波長成分の波長成分の光路とを統合する。第2赤色光は、緑色光の第2閾値より長波長の波長成分の波長成分である。

30

【 0 0 1 3 】

緑色光源は、励起光を発する励起光源と、励起光を受けて発光する蛍光体とにより構成されている。光路統合部は、ダイクロイックミラーであることが好ましい。第2閾値は、640～660nmの波長帯域に存在することが好ましい。

【 0 0 1 4 】

画像信号は、赤色画像信号、緑色画像信号、及び青色画像信号からなり、第1赤色光の発光強度に応じて、赤色画像信号に対してゲイン補正を行うゲイン補正部を備えることが好ましい。赤色画像信号に対するゲイン量は、第1赤色光の発光強度が低いほど大きい。

40

【 0 0 1 5 】

照明光から赤外線をカットする赤外線カットフィルタを備えることが好ましい。この赤外線カットフィルタは、670nmより長い波長を有する赤外線をカットする。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、加算方式光源を用いた場合の染色部の色を、広帯域光源を用いた場合の染色部の色に合わせることが可能となる。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

【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、第 2 赤色光の各発光強度スペクトルを示すグラフである。

【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。

10

【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】第 4 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 11】赤外カットフィルタの光学特性を示すグラフである。

【図 12】(A) は第 1 実施形態の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 13】第 2 実施形態の加算方式光源の構成を示す図である。

【図 14】第 2 実施形態の第 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。

20

【図 15】(A) は第 2 実施形態の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 16】(A) は第 1 赤色光の発光強度と色差の関係を示すグラフであり、(B) は第 1 赤色光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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

〔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、光源装置 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。

30

【 0 0 1 9 】

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

【 0 0 2 0 】

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。

40

【 0 0 2 1 】

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 12 b に設けられた鉗子入口 20 a 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 22 a は、内視鏡 12 の先端部 12 d に形成された鉗子出口 20 b から露呈される。

【 0 0 2 2 】

50

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 22 a 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。

【0023】

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 12 a 内に挿通されたライトガイド 33 及び照明レンズ 35 を介して、被検体内の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 33 及び照明レンズ 35 を含む構成に対応している。

10

【0024】

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 12 d 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 $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0025】

内視鏡 12 の先端部 12 d には、照明光学系 34 a と撮像光学系 34 b とが設けられている。照明光学系 34 a 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 34 b 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。

20

【0026】

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。

30

【0027】

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。

【0028】

撮像素子 38 は、図 3 に示す第 1 分光透過特性 38 a を有する赤色 (R) カラーフィルタと、第 2 分光透過特性 38 b を有する緑色 (G) カラーフィルタと、第 3 分光透過特性 38 c 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。

40

【0029】

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。

【0030】

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、ノイズ除去部 43 と、観察画像生成部 44 と、映像信号生成部 45 と

50

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。

【0031】

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。DSP 42 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。

【0032】

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。

【0033】

ノイズ除去部 43 は、DSP 42 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除去処理（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除去する。ノイズが除去された RGB 画像信号は、観察画像生成部 44 に入力される。

【0034】

観察画像生成部 44 は、ノイズ除去部 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。

【0035】

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。

【0036】

図 4 において、加算方式光源 30 は、V-LED 50a と、B-LED 50b と、G-LED 50c と、R1-LED 50d と、R2-LED 50e と、LED 駆動部 51 と、第 1～第 5 コリメータレンズ 52a～52e と、第 1～第 4 ダイクロイックミラー（DM）55a～55d と、赤外線カットフィルタ 56 と、集光レンズ 59 とを有する。

【0037】

加算方式光源 30 は、V-LED 50a、B-LED 50b、G-LED 50c、R1-LED 50d、及び R2-LED 50e 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方式光源である。本実施形態では、光源からの光を加算は、第 1～第 4 DM 55a～55d により行われる。

【0038】

図 5 に示すように、V-LED 50a は、ピーク波長が約 405 nm であって、波長帯域が約 380～420 nm の紫色光 LV を発光する紫色光源である。B-LED 50b は、ピーク波長が約 460 nm であって、波長帯域が約 420～480 nm の青色光 LB を発する青色光源である。G-LED 50c は、ピーク波長が約 530 nm であって、波長帯域が約 480～700 nm の緑色光 LG を発する緑色光源である。R1-LED 50d は、ピーク波長が約 630 nm であって、波長帯域が約 600～650 nm の第 1 赤色光

10

20

30

40

50

L R 1 を発光する第 1 赤色光源である。R 2 - L E D 5 0 e は、ピーク波長が約 6 6 0 n m であって、波長帯域が約 6 4 0 ~ 6 8 0 n m の第 2 赤色光 L R 2 を発光する第 2 赤色光源である。第 2 赤色光 L R 2 は、第 1 赤色光 L R 1 より長波長の波長帯域を有する。

【 0 0 3 9 】

V - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R 1 - L E D 5 0 d、及び R 2 - L E D 5 0 e のうち、G - L E D 5 0 c は、図 6 に示すように、励起光源としての励起用 L E D 6 1 と、緑色蛍光体 6 2 との組み合わせにより構成されている。励起用 L E D 6 1 は、ピーク波長が約 4 4 0 n m の励起光 L E を発生し、緑色蛍光体 6 2 に入射させる。緑色蛍光体 6 2 は、励起光 L E の入射を受けて発光し、緑色光 L G を発生する。このように、G - L E D 5 0 c は、緑色蛍光体 6 2 を有するので、緑色光 L G の波長帯域は、
10 緑色領域から赤色領域まで広がっている。

【 0 0 4 0 】

L E D 駆動部 5 1 は、V - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R 1 - L E D 5 0 d、及び R 2 - L E D 5 0 e をそれぞれ駆動する。

【 0 0 4 1 】

第 1 ~ 第 5 コリメータレンズ 5 2 a ~ 5 2 e は、それぞれ V - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、G - L E D 5 0 c、R 1 - L E D 5 0 d、R 2 - L E D 5 0 e に対応するように配置されており、紫色光 L V、青色光 L B、緑色光 L G、第 1 赤色光 L R 1、第 2 赤色光 L R 2 をそれぞれ平行化する。以下、第 1 ~ 第 5 コリメータレンズ 5 2 a ~ 5 2 e により平行化された紫色光 L V、青色光 L B、緑色光 L G、第 1 赤色光 L R 1、第 2 赤色光 L
20 R 2 の各光路を、それぞれ第 1 ~ 第 5 光路 5 7 a ~ 5 7 e と称する。

【 0 0 4 2 】

第 1 光路 5 7 a と第 2 光路 5 7 b とは直交しており、この交点に第 1 D M 5 5 a が配置されている。具体的には、第 1 D M 5 5 a は、一方の面が第 1 光路 5 7 a に 4 5 ° の角度で交わり、他方の面が第 2 光路 5 7 b に 4 5 ° の角度で交わるように配置されている。第 1 D M 5 5 a は、図 7 に示すように、約 4 2 5 n m に閾値 T 1 を有し、閾値 T 1 より短い波長の光を反射させ、閾値 T 1 より長い波長の光を透過させる。ここで、閾値 T 1 は、第 1 D M 5 5 a の光透過率及び光反射率がほぼ 5 0 % となる波長である。この光学特性を有することにより、第 1 D M 5 5 a は、紫色光 L V の大部分を反射させ、青色光 L B の大部分を透過させる。したがって、第 1 D M 5 5 a により、第 1 光路 5 7 a と第 2 光路 5 7 b
30 とが統合される。以下、第 1 光路 5 7 a と第 2 光路 5 7 b とが統合された光路を、第 1 統合光路 5 8 a と称する。

【 0 0 4 3 】

第 4 光路 5 7 d と第 5 光路 5 7 e とは直交しており、この交点に第 2 D M 5 5 b が配置されている。具体的には、第 2 D M 5 5 b は、一方の面が第 4 光路 5 7 d に 4 5 ° の角度で交わり、他方の面が第 5 光路 5 7 e に 4 5 ° の角度で交わるように配置されている。第 2 D M 5 5 b は、図 8 に示すように、約 6 4 0 n m に閾値 T 2 を有し、閾値 T 2 より短い波長の光を透過させ、閾値 T 2 より長い波長の光を反射させる。ここで、閾値 T 2 は、第 2 D M 5 5 b の光透過率及び光反射率がほぼ 5 0 % となる波長である。この光学特性を有することにより、第 2 D M 5 5 b は、第 1 赤色光 L R 1 の大部分を透過させ、第 2 赤色光
40 L R 2 の大部分を反射させる。したがって、第 2 D M 5 5 b により、第 4 光路 5 7 d と第 5 光路 5 7 e との光路とが統合される。以下、第 4 光路 5 7 d と第 5 光路 5 7 e とが統合された光路を、第 2 統合光路 5 8 b と称する。

【 0 0 4 4 】

第 2 統合光路 5 8 b と第 3 光路 5 7 c とは直交しており、この交点に第 3 D M 5 5 c が配置されている。具体的には、第 3 D M 5 5 c は、一方の面が第 2 統合光路 5 8 b に 4 5 ° の角度で交わり、他方の面が第 3 光路 5 7 c に 4 5 ° の角度で交わるように配置されている。第 3 D M 5 5 c は、図 9 に示すように、約 5 9 0 n m に閾値 T 3 を有し、閾値 T 3 より短い波長の光を透過させ、閾値 T 3 より長い波長の光を反射させる。ここで、閾値 T 3 は、第 3 D M 5 5 c の光透過率及び光反射率がほぼ 5 0 % となる波長である。この光学
50

特性を有することにより、第3 DM 55 cは、緑色光 L Gの大部分を透過させ、第1赤色光 L R 1及び第2赤色光 L R 2の大部分を反射させる。したがって、第3 DM 55 cにより、第2統合光路 58 bと第3光路 57 cとが統合される。以下、第2統合光路 58 bと第3光路 57 cとが統合された光路を、第3統合光路 58 cと称する。

【0045】

第1統合光路 58 aと第3統合光路 58 cとは直交しており、この交点に第4 DM 55 dが配置されている。具体的には、第4 DM 55 dは、一方の面が第1統合光路 58 aに45°の角度で交わり、他方の面が第3統合光路 58 cに45°の角度で交わるように配置されている。第4 DM 55 dは、図10に示すように、約480 nmに閾値 T 4を有し、閾値 T 4より短い波長の光を反射させ、閾値 T 4より長い波長の光を透過させる。ここで、閾値 T 4は、第4 DM 55 dの光透過率及び光反射率がほぼ50%となる波長である。この光学特性を有することにより、第4 DM 55 dは、緑色光 L G、第1赤色光 L R 1、及び第2赤色光 L R 2の大部分を透過させ、紫色光 L V及び青色光 L Bの大部分を反射させる。したがって、第4 DM 55 dにより、第1統合光路 58 aと第3統合光路 58 cとが統合される。以下、第1統合光路 58 aと第3統合光路 58 cとが統合された光路を、第4統合光路 58 dと称する。

10

【0046】

赤外線カットフィルタ 56は、第4統合光路 58 d上に配置されている。赤外線カットフィルタ 56は、図11に示すように、約670 nmの閾値 T 5を有し、閾値 T 5より短い波長の光を透過させ、閾値 T 5より長い波長の光を反射させることで、閾値 T 5より大きい波長の光（赤外線）をカットする。ここで、閾値 T 5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。

20

【0047】

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 12 dから射出されて観察対象を照明する。

【0048】

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 LED 50 a ~ 50 e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 LED 50 a ~ 50 eの発光強度を調整する。

30

【0049】

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、本実施形態の加算方式光源 30により生成される照明光により照明された染色部の色と、従来の広帯域光源により生成される照明光（広帯域光）により得られた染色部の色との色差を、一定値以下とする設定値が記憶されている。この色差は、L a b空間における距離 ΔE で表されるものであり、例えば、 ΔE 6を満たすように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 L G、第1赤色光 L R 1、及び第2赤色光 L R 2を含む波長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。

40

【0050】

本実施形態の加算方式光源 30により生成される照明光は、図12 (A) に示すような発光強度スペクトルを有する。図12 (B) は、ピオクタニンの分光反射スペクトル R S 1と、インジゴカルミンの分光反射スペクトル R S 2とを示している。ピオクタニンは、約470 nm以下の波長帯域と、約640 nm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520 nm以下の波長帯域と、約670 nm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。

【0051】

図12 (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

50

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 400 nm から約 670 nm までの連続した発光強度スペクトルを有する。

【0052】

従来の加算方式光源では、本実施形態のような第2赤色光LR2を発光する第2赤色光源を有していないので、波長スペクトルの上限波長は約650 nmである。このため、観察対象中のピオクタニンによる染色部からの戻り光には、約650 nmより大きい赤色成分が殆ど含まれず、該染色部は、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は、第2赤色光源としてのR2-LED50eを有するので、ピオクタニンによる染色部からの戻り光には、約650 nmより大きい赤色成分が多く含まれ、該染色部は、従来の広帯域光源の照明光(図12(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。

10

【0053】

一方、インジゴカルミンは、約670 nm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670 nm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による染色部の色が、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670 nm以上の波長成分をカットしているので、インジゴカルミンによる染色部は、従来の広帯域光源の照明光(図12(C)参照)を用いた場合と同様、青色として観察画像中表示される。

【0054】

20

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。

【0055】

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LED50a~50eの発光強度を制御する。各LED50a~50e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、第2赤色光LR2)は、第1~第4DM55a~55dにより合波され、赤外線カットフィルタ56を透過することにより、図12(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12dから射出されて観察対象を照明する。

30

【0056】

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、DSP42により各種信号処理が施され、ノイズ除去部43によりノイズ除去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。

40

【0057】

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

50

を観察対象に散布する。

【0058】

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650～670nmの波長成分を含むので、観察対象中のピオクタニンによる染色部と、インジゴカルミンによる染色部とは、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。

【0059】

このように、本実施形態の内視鏡システム10により観察される染色部の色は、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染色部の色との差異（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

【0060】

なお、上記第1実施形態では、第1～第4DM55a～55dの光学特性として、図7～図10に示すものを用いているが、これに限られず、各光学特性の透過と反射の関係を逆としたものを用いることも可能である。

【0061】

[第2実施形態]

上記第1実施形態では、第2赤色光LR2を得るために、第2赤色光源(R2-LED50e)を設けているが、第2実施形態では、第2赤色光源を設けずに、緑色光源(G-LED50c)から発せられる緑色光の長波長成分(約650nmより長波長側の波長成分)を抽出することにより、第2赤色光LR2とする。

20

【0062】

すなわち、上記第1実施形態では、第1赤色光源(R1-LED50d)と第2赤色光源(R2-LED50e)とを設けることにより、第2赤色光LR2を、第1赤色光LR1とは異なる発光源から生成しているが、第2実施形態では、緑色光源(G-LED50c)から第2赤色光LR2を抽出することにより、第2赤色光LR2を、第1赤色光LR1とは異なる発光源から生成する。

【0063】

第2実施形態では、第1実施形態の加算方式光源30に代えて、図13に示す加算方式光源60を用いる。加算方式光源60は、第1実施形態の加算方式光源30からR2-LED50e、第5コリメータレンズ52e、及び第2DM55bを取り除き、第3DM55cを、図14に示す光学特性を有するものとしたものである。

30

【0064】

本実施形態では、第3DM55cは、約590nmに第1閾値T3Aを有し、約650nmに第2閾値T3Bを有する。第3DM55cは、第1閾値T3Aより短い波長の光を透過させ、第1閾値T3Aより長く、かつ第2閾値T3Bより短い波長の光を反射させる。また、第3DM55cは、第2閾値T3Bより長い波長の光を透過させる。

【0065】

赤色光源としてのR1-LED50d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3DM55cの第1閾値T3Aと第2閾値T3Bとの間の波長帯域に存在するので、第3DM55cにより反射される。一方、G-LED50cから射出される緑色光LGは、波長帯域が広く、緑色領域から、第1赤色光LR1のピーク波長(約630nm)より長波長側に広がっているので、第1閾値T3Aより短い波長成分が第3DM55cを透過するとともに、第2閾値T3Bより長い波長成分が第3DM55cを透過する。本実施形態では、緑色光LGのうちの第2閾値T3Bより長い波長成分が、第2赤色光LR2である。

40

【0066】

第3DM55cは、本発明の「光路統合部」に対応している。すなわち、第3DM55

50

c は、緑色光 L G の第 1 閾値 T 3 A より短波長の波長成分の光路と、第 1 赤色光 L R 1 の第 1 閾値 T 3 A より長波長の波長成分の光路と、緑色光 L G の第 2 閾値 T 3 B より長波長の波長成分の波長成分（第 2 赤色光 L R 2）の光路とを統合するものである。第 1 閾値 T 3 A は、第 1 赤色光 L R 1 のピーク波長と緑色光 L G のピーク波長との間に存在する。第 2 閾値 T 3 B は、第 1 赤色光 L R 1 のピーク波長より長波長の波長帯域（640 ~ 660 nm）に存在することが好ましい。

【0067】

本実施形態では、第 3 DM 55 c により、第 1 赤色光 L R 1 と、緑色光 L G（第 1 閾値 T 3 A より短い波長成分）と、第 2 赤色光 L R 2 とが合波されて、第 4 DM 55 d に入射する。また、第 2 赤色光 L R 2 の約 670 nm より長い波長成分は、赤外線カットフィルタ 56 によりカットされる。

10

【0068】

本実施形態の加算方式光源 60 により生成される照明光は、図 15（A）に示すような発光強度スペクトルを有する。第 2 赤色光 L R 2 の光量は、第 1 赤色光 L R 1 のうちの約 670 nm より長い波長成分の光量よりも大きい。しかし、第 2 赤色光 L R 2 の光量は、G - LED 50 c から射出される緑色光 L G の総光量のうちの数パーセント程度であり、第 1 赤色光 L R 1 の光量よりも小さい。

【0069】

このため、観察対象にピオクタニンが散布されている場合に、本実施形態の加算方式光源 60 により生成される照明光により照明された染色部の色と、従来の広帯域光源により生成される照明光（広帯域光）により得られた染色部の色との色差を一定値以下とするには、R 1 - LED 50 d による第 1 赤色光 L R 1 の発光強度を低下させ、第 1 赤色光 L R 1 の光量と第 2 赤色光 L R 2 の光量との差異を小さくする必要がある。このように、第 1 赤色光 L R 1 の発光強度を低下させると、第 1 赤色光 L R 1 と第 2 赤色光 L R 2 とを合わせた総赤色光量が低下するので、DSP 42 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。DSP 42 は、本発明の「ゲイン補正部」に対応する。

20

【0070】

この色差は、図 16（A）に示すように、第 1 赤色光 L R 1 の発光強度を低下させ、第 1 赤色光 L R 1 の光量が低下するとともに低下する。しかし、第 1 赤色光 L R 1 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、第 1 赤色光 L R 1 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、V - LED 50 a、B - LED 50 b、及び G - LED 50 c 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。

30

【0071】

赤色画像信号に対するゲイン量は、図 16（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、第 1 赤色光 L R 1 の発光強度が低いほど大きい。DSP 42 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。

【0072】

以上のように、第 2 実施形態では、第 2 赤色光源を設けることなく、第 2 赤色光 L R 2 を生成することを可能とするので、光源装置を小型化することができる。

40

【0073】

本実施形態の内視鏡システムにより観察される染色部の色は、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染色部の色との差異（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。

【0074】

なお、上記第 2 実施形態では、R 1 - LED 50 d による第 1 赤色光 L R 1 の発光強度を下げ、第 1 赤色光 L R 1 の光量を下げることにより、第 1 赤色光 L R 1 の光量と第 2 赤

50

色光 L R 2 の光量との差異を小さくしているが、これに代えて、G - L E D 5 0 c による緑色光 L G の発光強度を上げて、第 2 赤色光 L R 2 の光量を上げることにより、第 1 赤色光 L R 1 の光量と第 2 赤色光 L R 2 の光量との差異を小さくすることも可能である。

【 0 0 7 5 】

また、上記第 2 実施形態では、第 1 ~ 第 3 D M 5 5 a ~ 5 5 c の光学特性として、図 7、図 8、及び図 1 4 に示すものを用いているが、これに限られず、各光学特性の透過と反射の関係を逆としたものを用いることも可能である。

【 0 0 7 6 】

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 5 6 を、第 4 D M 5 5 d と集光レンズ 5 9 との間に配置しているが、第 3 D M 5 5 c と第 4 D M 5 5 d との間に配置しても良い。また、赤外線カットフィルタ 5 6 の光学特性を、第 3 D M 5 5 c または第 4 D M 5 5 d の光学特性に組み込むことにより、赤外線カットフィルタ 5 6 を省略することも可能である。

【 0 0 7 7 】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、加算方式光源 3 0 , 6 0 内に紫色光源としての V - L E D 5 0 a 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、第 1 赤色光源、及び第 2 赤色光源により加算方式光源を構成しても良い。

【 0 0 7 8 】

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 5 6 を設けているが、加算方式光源 3 0 , 6 0 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 6 7 0 n m の閾値 T 5 より大きい波長成分が少ないので、赤外線カットフィルタ 5 6 は、必須ではなく、必要に応じて設ければ良い。

【 0 0 7 9 】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、撮像素子 3 8 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 8 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 8 0 】

また、上記第 1 及び第 2 実施形態では、撮像素子 3 8 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。

【 0 0 8 1 】

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 2 0 1 4 - 1 2 1 6 3 0 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 4 4 5 n m 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。

【 0 0 8 2 】

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 】

【 0 0 8 3 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 光源装置

10

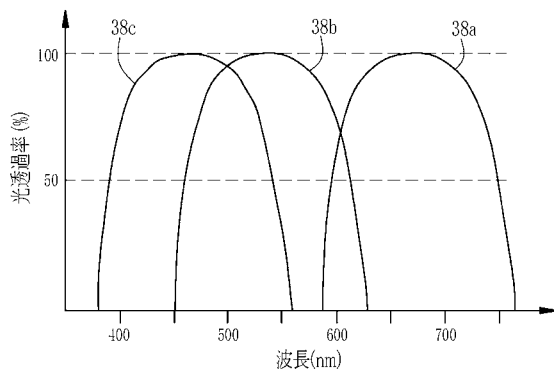
20

30

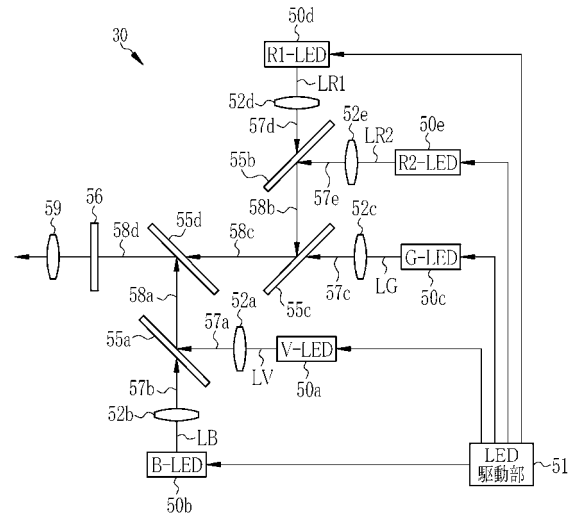
40

50

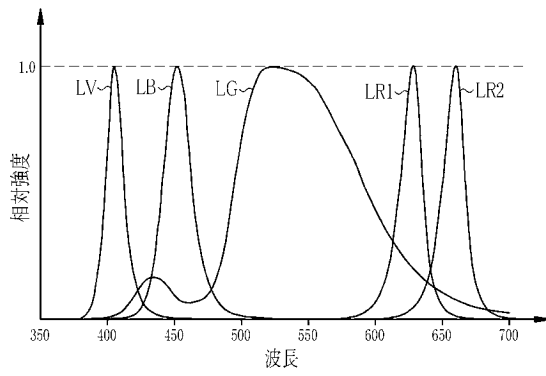
【図 3】



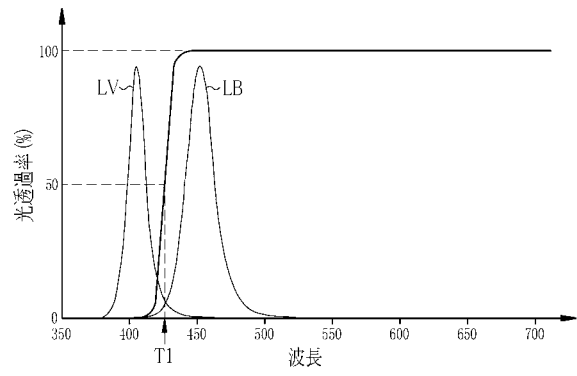
【図 4】



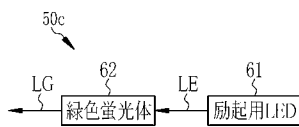
【図 5】



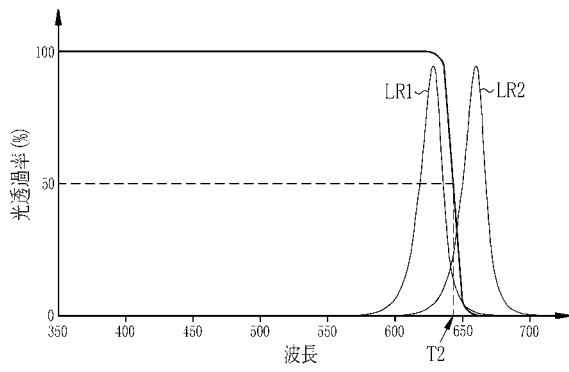
【図 7】



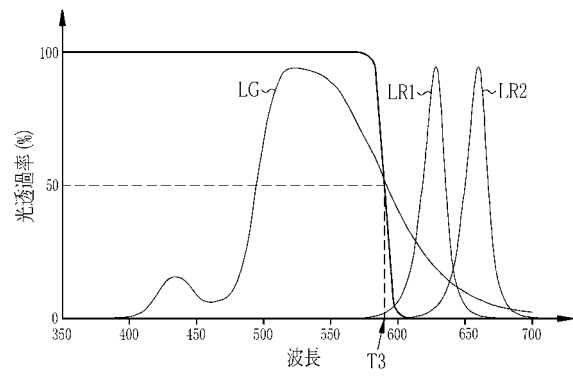
【図 6】



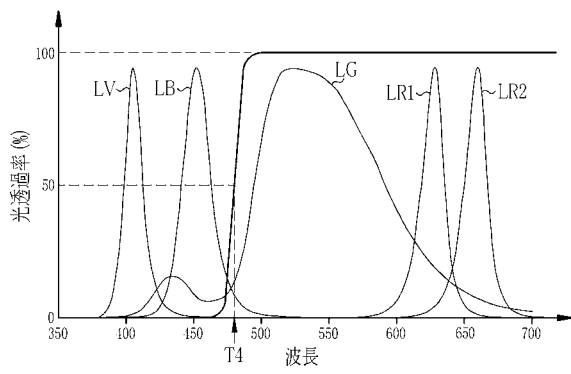
【図 8】



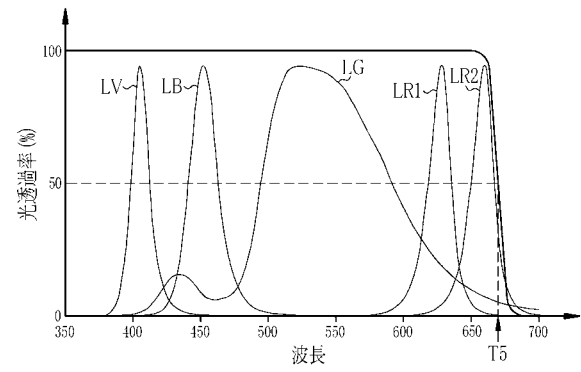
【図 9】



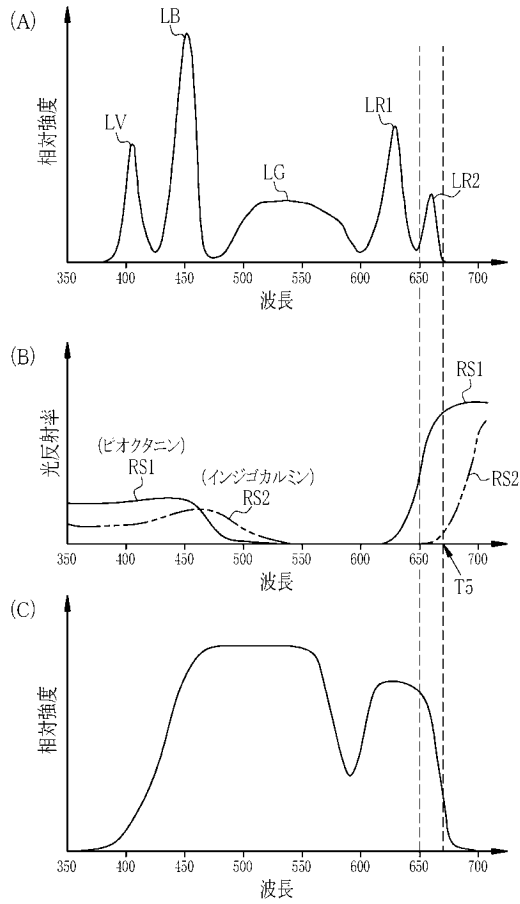
【図 10】



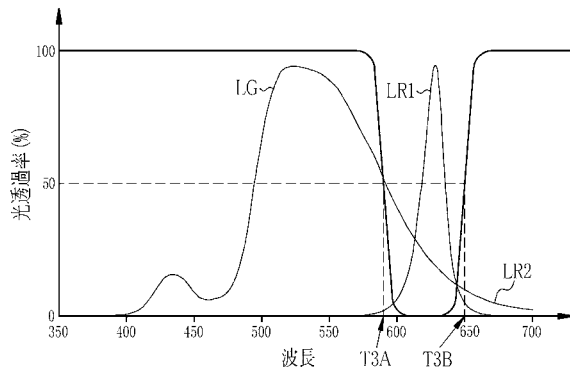
【図 11】



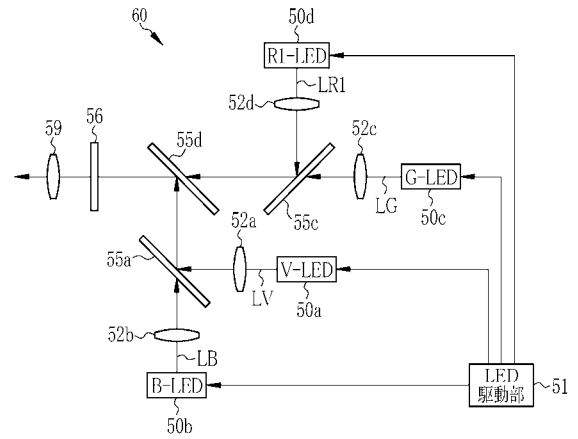
【図 1 2】



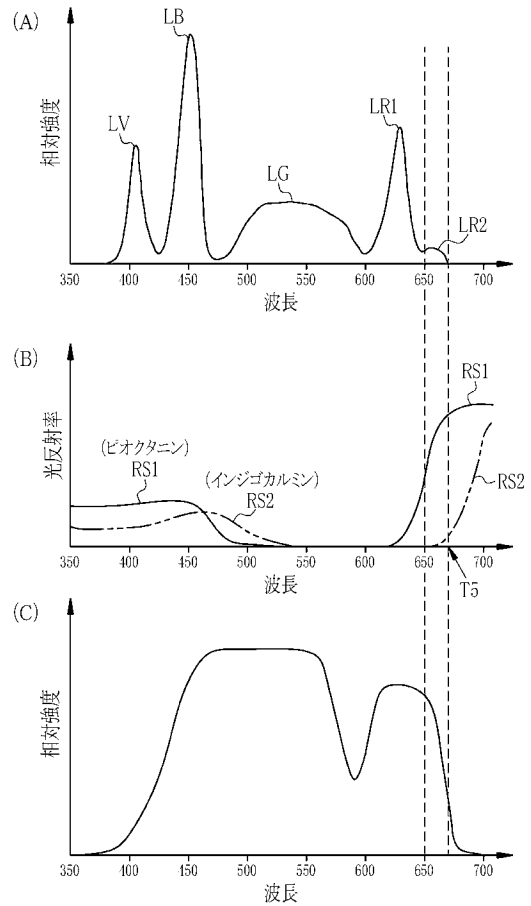
【図 1 4】



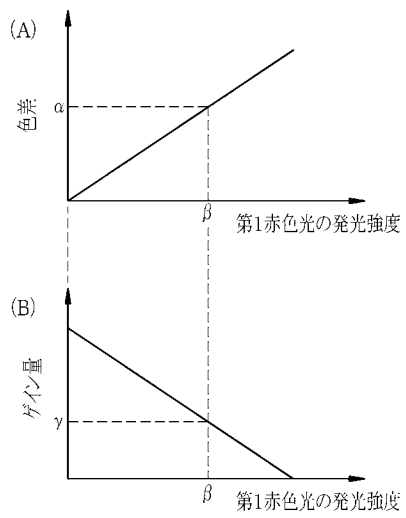
【図 1 3】



【図 1 5】



【図 16】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
H 0 4 N 7/18 (2006.01) H 0 4 N 7/18 M

F ターム(参考) 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 HH54 LL02 NN01 QQ07 RR02 RR22
SS22
5C054 CA04 CC02 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016154649A	公开(公告)日	2016-09-01
申请号	JP2015033779	申请日	2015-02-24
[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		
[标]发明人	森本美範 寺川祐樹		
发明人	森本 美範 寺川 祐樹		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.500 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/FA10 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/SS22 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/HA12		
其他公开文献	JP6438322B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜系统，其能够使使用加成型光源时的染色部位的颜色与使用宽带光源时的染色部位的颜色匹配。加成型光源发射包括蓝光LB，绿光LG，第一红光LR1和具有比第一红光LR1更长的波长带的第二红光LR2的照明光。产生。第一红光LR1和第二红光LR2从不同的发光源发出。光源控制单元控制蓝光LB，绿光LG，第一红光LR1和第二红光LR2的发射强度比。发射率设定单元在通过用二十碳六烯染成观察对象时用加法型光源产生的照明光和宽带光源照射在观察图像上产生观察对象的颜色。设置发射强度比，以使得与通过宽带光照明而获得的观察图像上的观察目标的颜色色差被设定为特定值或更小。[选择图]图12

