

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6438322号
(P6438322)

(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 1

A 6 1 B 1/07 (2006.01)

A 6 1 B 1/07 7 3 5

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 6 1 2

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 0

請求項の数 9 (全 18 頁)

(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)
 (65) 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)
 審査請求日 平成29年2月15日 (2017.2.15)

(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 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

審査官 ▲高▼ 芳徳

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、

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、

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、

10

20

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 閾値より長波長かつ前記第 2 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 2 閾値より長波長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である内視鏡システム。

【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、

10

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。

【請求項 3】

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 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光路統合部は、ダイクロイックミラーである請求項 1 から 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 2 閾値は、640 ~ 660 nm の波長帯域に存在する請求項 1 から 4 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 6】

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、

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 1 から 5 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

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 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

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 7 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 9】

前記赤外線カットフィルタは、670 nm より長い波長を有する赤外線をカットする請求項 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、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】

40

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 (Li

50

ght 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、赤味が不足して色調が変化する。

【0007】

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。

【0008】

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】

【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し、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加算方式光源と、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光源制御部と、照明光を観察対象に照射する照明部と、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、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、一定値以下とする前記発光強度比を設定する発光比率設定部と、を備え、加算方式光源は、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閾値より長波長かつ第2閾値より短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光路とを統合する光路統合部と、を有し、第2赤色光は、緑色光の第2閾値より長波長の波長成分である。

。

10

20

30

40

50

【 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 ~ 680 nm 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。

【 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 ~ 660 nm 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。

【 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、670 nm 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。

【 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。

【 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 1 0 】 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 1 1 】 赤外カットフィルタの光学特性を示すグラフである。

【 図 1 2 】 (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。

10

20

30

40

50

【図 1 3】第 2 実施形態の加算方式光源の構成を示す図である。

【図 1 4】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。

【図 1 5】(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 1 6】(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 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 と、コンソール 1 9 とを有している。内視鏡 1 2 は、ユニバーサルコード 2 5 により、光源装置 1 4 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。

【 0 0 1 9 】

内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられた湾曲部 1 2 c と、湾曲部 1 2 c の先端に設けられた先端部 1 2 d とを有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c が湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、ズーム操作部 1 3 等が設けられている。

【 0 0 2 0 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する表示部である。コンソール 1 9 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 1 6 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。

【 0 0 2 1 】

また、内視鏡 1 2 には、鉗子チャンネル 2 0 が設けられている。鉗子チャンネル 2 0 には、色素を観察対象に散布するための散布チューブ 2 2 が挿通される。散布チューブ 2 2 は、操作部 1 2 b に設けられた鉗子入口 2 0 a から鉗子チャンネル 2 0 に挿入される。散布チューブ 2 2 の少なくとも先端 2 2 a は、内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d に形成された鉗子出口 2 0 b から露呈される。

【 0 0 2 2 】

散布チューブ 2 2 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 2 4 が接続される。医師等のユーザは、注射器 2 4 を操作することにより、散布チューブ 2 2 の先端 2 2 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 2 2 と注射器 2 4 とを含む構成に対応している。

【 0 0 2 3 】

図 2 において、光源装置 1 4 は、加算方式光源 3 0、光源制御部 3 1、及び発光比率設定部 3 2 を有している。加算方式光源 3 0 は、光源制御部 3 1 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 3 0 から射出される光は、挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド 3 3 及び照明レンズ 3 5 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 3 3 及び照明レンズ 3 5 を含む構成に対応している。

【 0 0 2 4 】

ライトガイド 3 3 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、加算方式光源 3 0 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 3 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 μm 、クラッド径が約 1 2 5 μm 、外皮（保護層）を含めた径が ϕ

10

20

30

40

50

0.3 ~ 0.5 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。

【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。

【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。

【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。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。

【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 4 3 は、DSP 4 2 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 4 4 に入力される。

【0034】

観察画像生成部 4 4 は、ノイズ除去部 4 3 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。

10

【0035】

観察画像生成部 4 4 が生成する観察画像は、映像信号生成部 4 5 に入力される。映像信号生成部 4 5 は、観察画像をモニタ 1 8 に表示するための映像信号に変換する。モニタ 1 8 は、映像信号生成部 4 5 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 3 0 は、V-LED 5 0 a と、B-LED 5 0 b と、G-LED 5 0 c と、R1-LED 5 0 d と、R2-LED 5 0 e と、LED 駆動部 5 1 と、第 1 ~ 第 5 コリメータレンズ 5 2 a ~ 5 2 e と、第 1 ~ 第 4 ダイクロイックミラー（DM）5 5 a ~ 5 5 d と、赤外線カットフィルタ 5 6 と、集光レンズ 5 9 とを有する。

20

【0037】

加算方式光源 3 0 は、V-LED 5 0 a、B-LED 5 0 b、G-LED 5 0 c、R1-LED 5 0 d、及び R2-LED 5 0 e 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 5 5 a ~ 5 5 d により行われる。

【0038】

図 5 に示すように、V-LED 5 0 a 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 5 0 b 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 5 0 c 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 5 0 d 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 LR1 を発光する第 1 赤色光源である。R2-LED 5 0 e は、ピーク波長が約 660 nm であって、波長帯域が約 640 ~ 680 nm の第 2 赤色光 LR2 を発光する第 2 赤色光源である。第 2 赤色光 LR2 は、第 1 赤色光 LR1 より長波長の波長帯域を有する。

30

【0039】

V-LED 5 0 a、B-LED 5 0 b、G-LED 5 0 c、R1-LED 5 0 d、及び R2-LED 5 0 e のうち、G-LED 5 0 c は、図 6 に示すように、励起光源としての励起用 LED 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 LED 6 1 は、ピーク波長が約 440 nm の励起光 LE 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 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 5 0 c は、緑色蛍光体 6 2 を有するので、緑色光 LG の波長帯域は、緑色領域から赤色領域まで広がっている。

40

【0040】

LED 駆動部 5 1 は、V-LED 5 0 a、B-LED 5 0 b、G-LED 5 0 c、R1-LED 5 0 d、及び R2-LED 5 0 e をそれぞれ駆動する。

【0041】

第 1 ~ 第 5 コリメータレンズ 5 2 a ~ 5 2 e は、それぞれ V-LED 5 0 a、B-LED 5 0 b、G-LED 5 0 c、R1-LED 5 0 d、R2-LED 5 0 e に対応するよう

50

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 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 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。

10

【 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 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。

20

【 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。この光学特性を有することにより、第 3 D M 5 5 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 D M 5 5 c により、第 2 統合光路 5 8 b と第 3 光路 5 7 c とが統合される。以下、第 2 統合光路 5 8 b と第 3 光路 5 7 c とが統合された光路を、第 3 統合光路 5 8 c と称する。

30

【 0 0 4 5 】

第 1 統合光路 5 8 a と第 3 統合光路 5 8 c とは直交しており、この交点に第 4 D M 5 5 d が配置されている。具体的には、第 4 D M 5 5 d は、一方の面が第 1 統合光路 5 8 a に 4 5 ° の角度で交わり、他方の面が第 3 統合光路 5 8 c に 4 5 ° の角度で交わるように配置されている。第 4 D M 5 5 d は、図 1 0 に示すように、約 4 8 0 n m 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 D M 5 5 d 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 4 D M 5 5 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 D M 5 5 d により、第 1 統合光路 5 8 a と第 3 統合光路 5 8 c とが統合される。以下、第 1 統合光路 5 8 a と第 3 統合光路 5 8 c とが統合された光路を、第 4 統合光路 5 8 d と称する。

40

【 0 0 4 6 】

50

赤外線カットフィルタ５６は、第４統合光路５８ｄ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６７０ｎｍの閾値Ｔ５を有し、閾値Ｔ５より短い波長の光を透過させ、閾値Ｔ５より長い波長の光を反射させることで、閾値Ｔ５より大きい波長の光（赤外線）をカットする。ここで、閾値Ｔ５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。

【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１２ｄ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ＬＥＤ５０ａ～５０ｅ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～５０ｅの発光強度を調整する。

【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、Ｌａｂ空間における距離ΔＥで表されるものであり、例えば、ΔＥ６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ＬＧ、第１赤色光ＬＲ１、及び第２赤色光ＬＲ２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。

【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。

【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。

【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６５０ｎｍ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６５０ｎｍ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６５０ｎｍ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。

【００５３】

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６７０ｎｍ以上の波長成分をカットしているため、インジゴカルミンによる染色部は、従来の広

10

20

30

40

50

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に表示される。

【００５４】

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。

【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。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、第 2 赤色光 L R 2 を得るために、第 2 赤色光源 (R 2 - L E D 5 0 e) 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 - L E D 5 0 c) から発せられる緑色光の長波長成分 (約 6 5 0 n m 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 L R 2 とする。

【 0 0 6 2 】

すなわち、上記第 1 実施形態では、第 1 赤色光源 (R 1 - L E D 5 0 d) と第 2 赤色光源 (R 2 - L E D 5 0 e) とを設けることにより、第 2 赤色光 L R 2 を、第 1 赤色光 L R 1 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 - L E D 5 0 c) から第 2 赤色光 L R 2 を抽出することにより、第 2 赤色光 L R 2 を、第 1 赤色光 L R 1 とは異なる発光源から生成する。

【 0 0 6 3 】

第 2 実施形態では、第 1 実施形態の加算方式光源 3 0 に代えて、図 1 3 に示す加算方式光源 6 0 を用いる。加算方式光源 6 0 は、第 1 実施形態の加算方式光源 3 0 から R 2 - L E D 5 0 e、第 5 コリメータレンズ 5 2 e、及び第 2 D M 5 5 b を取り除き、第 3 D M 5 5 c を、図 1 4 に示す光学特性を有するものとしたものである。

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、第 3 D M 5 5 c は、約 5 9 0 n m に第 1 閾値 T 3 A を有し、約 6 5 0 n m に第 2 閾値 T 3 B を有する。第 3 D M 5 5 c は、第 1 閾値 T 3 A より短い波長の光を透過させ、第 1 閾値 T 3 A より長く、かつ第 2 閾値 T 3 B より短い波長の光を反射させる。また、第 3 D M 5 5 c は、第 2 閾値 T 3 B より長い波長の光を透過させる。

【 0 0 6 5 】

赤色光源としての R 1 - L E D 5 0 d から射出される第 1 赤色光 L R 1 の波長成分は、その大部分が第 3 D M 5 5 c の第 1 閾値 T 3 A と第 2 閾値 T 3 B との間の波長帯域に存在するので、第 3 D M 5 5 c により反射される。一方、G - L E D 5 0 c から射出される緑色光 L G は、波長帯域が広く、緑色領域から、第 1 赤色光 L R 1 のピーク波長 (約 6 3 0 n m) より長波長側に広がっているため、第 1 閾値 T 3 A より短い波長成分が第 3 D M 5 5 c を透過するとともに、第 2 閾値 T 3 B より長い波長成分が第 3 D M 5 5 c を透過する。本実施形態では、緑色光 L G のうちの第 2 閾値 T 3 B より長い波長成分が、第 2 赤色光 L R 2 である。

【 0 0 6 6 】

第 3 D M 5 5 c は、本発明の「光路統合部」に対応している。すなわち、第 3 D M 5 5 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 (6 4 0 ~ 6 6 0 n m) に存在することが好ましい。

【 0 0 6 7 】

本実施形態では、第 3 D M 5 5 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 D M 5 5 d に入射する。また、第 2 赤色光 L R 2 の約 6 7 0 n m より長い波長成分は、赤外線カットフィルタ 5 6 によりカットされる。

【 0 0 6 8 】

本実施形態の加算方式光源 6 0 により生成される照明光は、図 1 5 (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 6 7 0 n m 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 - L E D 5 0 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 9 】

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 6 0 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 - L E D 5 0 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、D S P 4 2 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。D S P 4 2 は、本発明の「ゲイン補正部」に対応する。

【 0 0 7 0 】

10

この色差は、図 1 6 (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 - L E D 5 0 a、B - L E D 5 0 b、及び G - L E D 5 0 c の発光強度の設定値とともに、発光比率設定部 3 2 に記憶されている。

【 0 0 7 1 】

赤色画像信号に対するゲイン量は、図 1 6 (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。D S P 4 2 は、発光比率設定部 3 2 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。

20

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

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。

30

【 0 0 7 4 】

なお、上記第 2 実施形態では、R 1 - L E D 5 0 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。

40

【 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

50

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。

10

【 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。

20

【 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 】

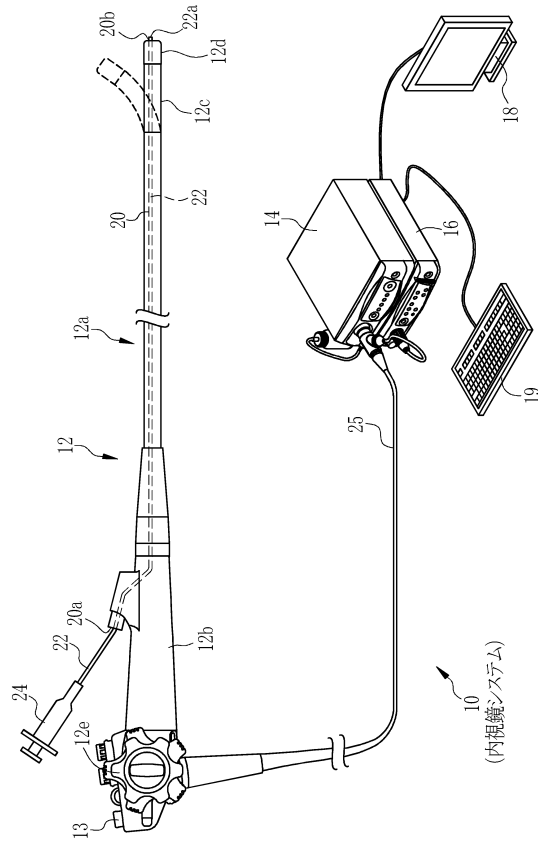
【 0 0 8 3 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 4 光源装置
- 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 , 6 0 加算方式光源
- 5 5 a ~ 5 5 d 第 1 ~ 第 4 ダイクロイックミラー
- 5 6 赤外線カットフィルタ

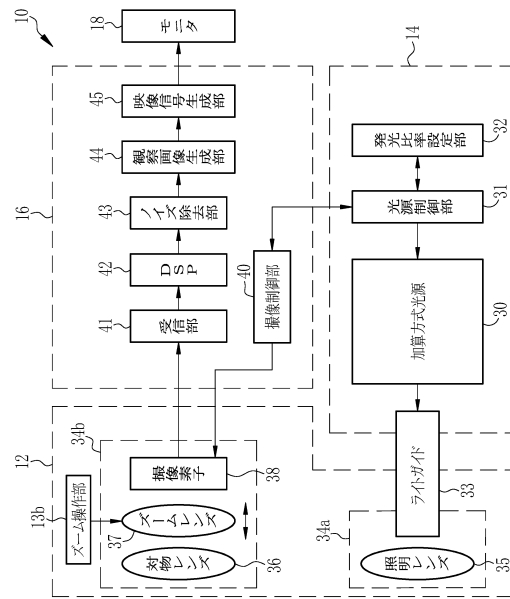
30

40

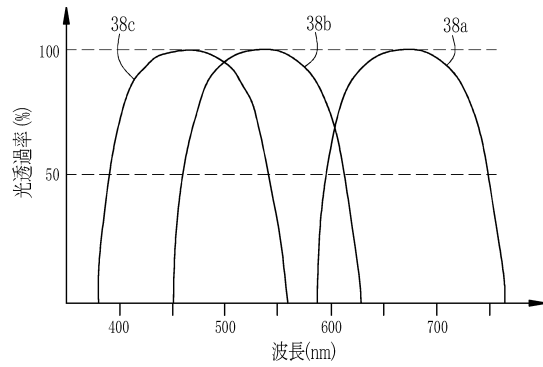
【図 1】



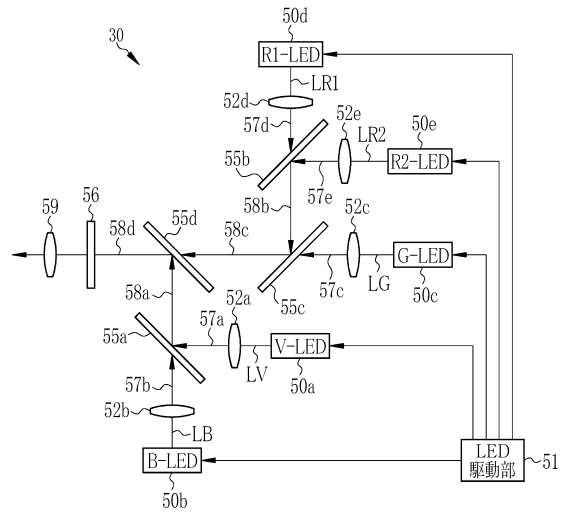
【図 2】



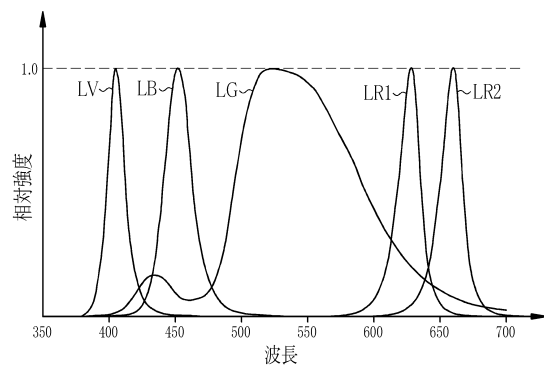
【図 3】



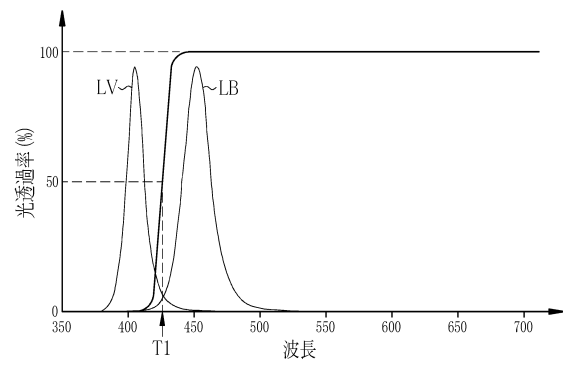
【図 4】



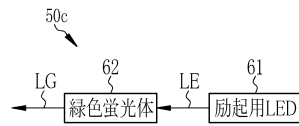
【図 5】



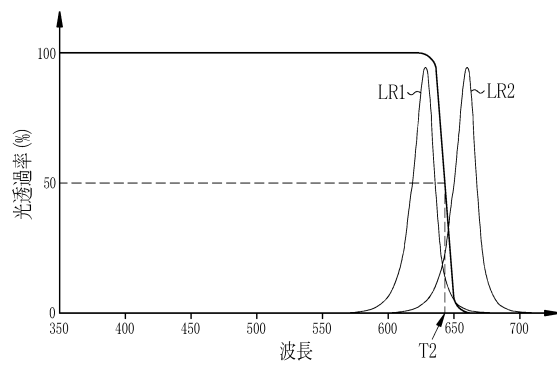
【図 7】



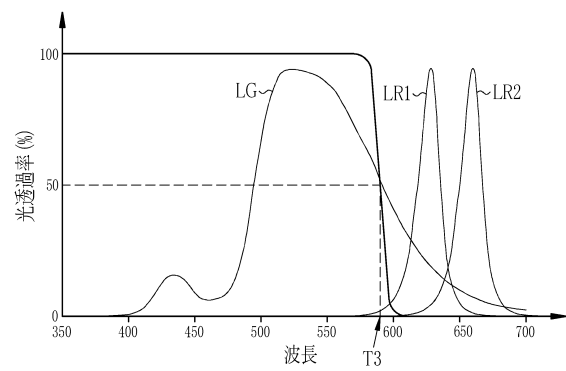
【図 6】



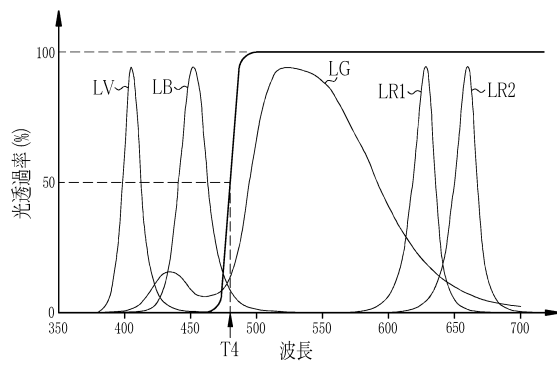
【図 8】



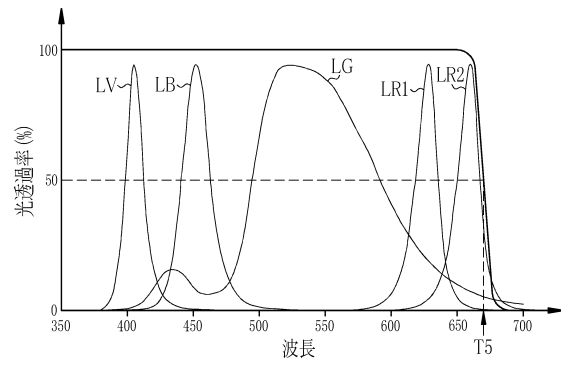
【図 9】



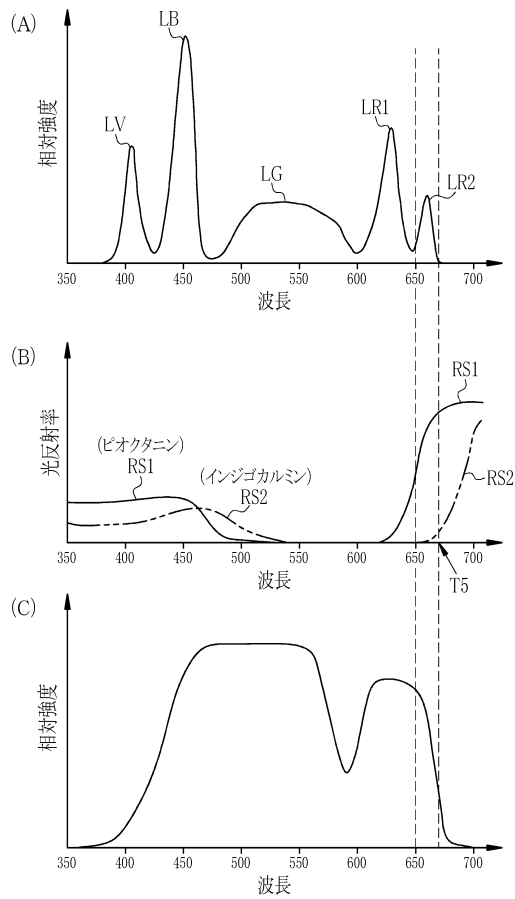
【図 10】



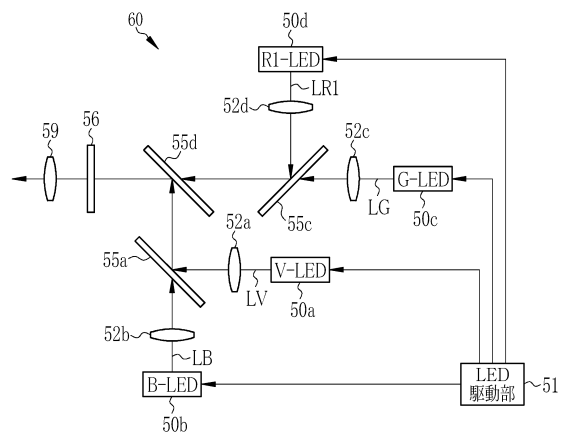
【図 11】



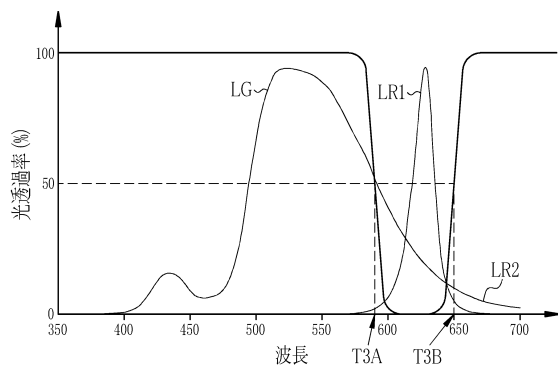
【図 12】



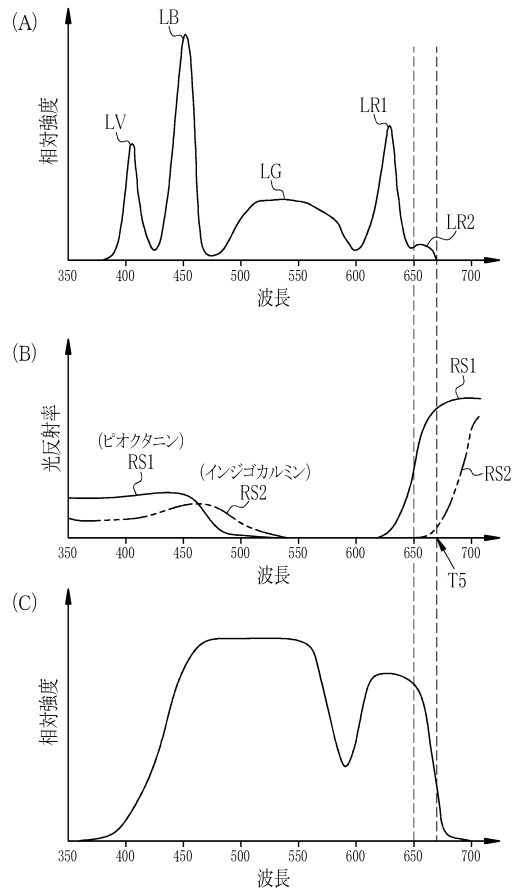
【図 13】



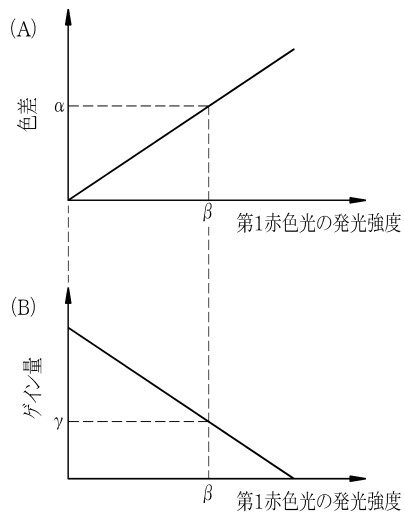
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2014 - 150932 (JP, A)
特開 2007 - 275243 (JP, A)
特開 2001 - 327510 (JP, A)
特開 2002 - 165757 (JP, A)
特開 2002 - 219103 (JP, A)
特表 2011 - 509142 (JP, A)
特開 2013 - 111176 (JP, A)
実開昭 61 - 114414 (JP, U)
特開 2007 - 185341 (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	JP6438322B2	公开(公告)日	2018-12-12
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		
当前申请(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	A61B1/07 A61B1/06 A61B1/045		
FI分类号	A61B1/07.735 A61B1/06.612 A61B1/045.610 A61B1/00.300.D A61B1/00.500 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/06.B A61B1/06.510 G02B23/24.B G02B23/26.B H04N7/18.M		
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	JP2016154649A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在使用添加方法光源，提供一种内窥镜系统，其允许以匹配使用宽带光源的情况下的染色部分的颜色的情况下的彩色染色部件。添加方法的光源，和蓝色光LB，绿色光LG，并且第一红色光LR1，照明光，并具有一个波长的波长带比所述第一红色光LR1长的第二红色光LR2产生。第一红光LR 1和第二红光LR 2从不同的发光源发射。光源控制单元控制蓝光LB，绿光LG，第一红光LR 1和第二红光LR 2的发光强度比。发射率设定单元，当通过Piokutanin，观察对象的与由添加法的光源，这是由宽带光源产生的产生的照明光照明获得的观察图像上的颜色染色的观察对象设定发光强度比，使得通过用宽带光照射获得的观察图像上的观察目标的颜色的色差不大于恒定值。 .The 12

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6438322号 (P6438322)
(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 1	
A 6 1 B 1/07 (2006. 01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	A 6 1 B 1/06 6 1 2	
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
請求項の数 9 (全 18 頁)		
(21) 出願番号 特願2015-33779 (P2015-33779)	(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	
(22) 出願日 平成27年2月24日 (2015. 2. 24)	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
(65) 公開番号 特開2016-154649 (P2016-154649A)	(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	
(43) 公開日 平成28年9月1日 (2016. 9. 1)	(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	
審査請求日 平成29年2月15日 (2017. 2. 15)	審査官 ▲高▼ 芳徳	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム		