

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6505792号  
(P6505792)

(45) 発行日 平成31年4月24日(2019.4.24)

(24) 登録日 平成31年4月5日(2019.4.5)

(51) Int.Cl.		F 1			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/07	7 3 5
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	5 1 0
<b>G 0 2 B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 8 (全 22 頁)

(21) 出願番号	特願2017-163976 (P2017-163976)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成29年8月29日(2017.8.29)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2014-120471 (P2014-120471) の分割		東京都港区西麻布2丁目26番30号
原出願日	平成26年6月11日(2014.6.11)	(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2017-209530 (P2017-209530A)	(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29年11月30日(2017.11.30)	(72) 発明者	大橋 永治 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8月29日(2017.8.29)	(72) 発明者	杉▲崎▼ 誠 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

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、  
前記励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体であり、前記蛍光として、緑色光及び赤色光を発する蛍光体と、  
前記蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第1光源と、  
前記蛍光の光路と前記特定光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第2ダイクロイックミラーと、  
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項2】

前記第2ダイクロイックミラーは、前記蛍光の光路と前記励起光の光路とを統合せずに、前記蛍光の光路と前記特定光の光路とを統合することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項3】

前記特定光は、紫色光であることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項4】

前記第2ダイクロイックミラーは、560nm以上590nm以下の波長帯域の光の光量を低減させる特性をさらに有することを特徴とする請求項1ないし3いずれか1項に記載の内視鏡用光源装置。

## 【請求項 5】

前記蛍光体は、前記緑色光を発する蛍光体材料と、前記赤色光を発する蛍光体材料とがバインダに分散された蛍光体層を有する請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置。

## 【請求項 6】

前記蛍光体は固設されている請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置。

## 【請求項 7】

前記励起光源と前記蛍光体との間に配置され、前記励起光を透過させ、前記蛍光のうち前記励起光源側に向かう成分を反射させる第 1 ダイクロイックミラーを備える請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡用光源装置。

10

## 【請求項 8】

励起光を発する励起光源と、

前記励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体であり、前記蛍光として、緑色光及び赤色光を発する蛍光体と、

前記蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第 1 光源と、

前記蛍光の光路上に配置され、前記蛍光の光路と前記特定光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第 2 ダイクロイックミラーと、を備える光源装置と、

前記蛍光及び前記特定光が照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、

20

前記光源装置及び前記撮像素子の制御を行う制御部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、励起光源と蛍光体と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】

## 【0002】

近年の医療においては、内視鏡用光源装置、電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡用光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。内視鏡は、照明光が照射された検体内を、撮像素子により撮像して撮像信号を生成する。プロセッサ装置は、内視鏡により生成された撮像信号を画像処理して、モニタに表示するための観察画像を生成する。

30

## 【0003】

従来、内視鏡用光源装置には、照明光として白色光を発するキセノンランプやハロゲンランプ等のランプ光源が使用されていたが、最近では、ランプ光源に代えて、特定の色の光を発するレーザダイオード（LD：Laser Diode）や発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある。

## 【0004】

40

また、照明光の高輝度化を図るために、励起光（青色光）を発する励起光源（青色LD）と、励起光が照射されることにより蛍光（緑色光）を発する蛍光体とを設け、蛍光体により発せられた蛍光を内視鏡に供給する内視鏡用光源装置が知られている（特許文献 1 参照）。特許文献 1 には、蛍光体から励起光の入射方向とは反対方向に蛍光が射出される「反射型」と、蛍光体から励起光の入射方向に蛍光が射出される「透過型」とが記載されている。

## 【0005】

反射型では、励起光を反射させて蛍光を透過させるダイクロイックミラーが、励起光の光路上に 45°傾けて配置される。励起光源から発せられた励起光は、ダイクロイックミラーにより反射されて蛍光体に照射され、蛍光体からダイクロイックミラーに向けて発せ

50

られた蛍光が、ダイクロイックミラーを透過し、内視鏡に向けて射出される。

【0006】

一方、透過型では、励起光を透過させて蛍光を反射させるダイクロイックミラーが、励起光源と蛍光体との間に配置される。励起光源から発せられた励起光は、ダイクロイックミラーを透過して蛍光体に照射され、蛍光体からダイクロイックミラーとは反対方向に発せられた蛍光が内視鏡に向けて射出される。ダイクロイックミラーは、蛍光体から励起光源側に向かった蛍光を反射して蛍光体に戻すことで、光射出効率を高めることを目的としている。

【0007】

また、特許文献1に記載の内視鏡用光源装置では、蛍光(緑色光)の他に、青色光、赤色光、紫色光を発生するために、LEDにより構成された青色光源、赤色光源、紫色光源が設けられている。これらの光の光路を、蛍光体からの蛍光(緑色光)の光路と統合するために、各光源に対して1つずつダイクロイックミラーが設けられている。

10

【0008】

これらの光のうち紫色光は、生体組織表層のヘモグロビンにより吸収されやすく、かつ血管周辺の生体組織内には殆ど拡散せずに反射される光である。緑色光は、紫色光よりも生体組織内に深く拡散し、かつヘモグロビンによる吸収も大きい光である。このため、生体組織表層の血管を強調するための血管強調観察モードでは、照明光として紫色光及び緑色光のみが用いられている。

【0009】

20

しかし、照明光として紫色光及び緑色光のみを用いて得られる血管強調観察画像は、白色光を用いた通常観察画像より暗く、色再現性が低い疑似カラーの画像であることから、照明光として白色光を用い、この白色光から波長帯域が460nm~500nmの波長帯域の光強度を低減させることにより血管コントラストの高い画像を得ることが知られている(特許文献2参照)。これは、460nm~500nmの波長帯域の光が、ヘモグロビンには殆ど吸収されずに反射または散乱が生じやすいためである。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2013-215435号公報

30

【特許文献2】特許第5306447号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1に記載の反射型と透過型の内視鏡用光源装置のうち、透過型のほうが、装置構成を小型化することができるという利点がある。これは、反射型では、励起光の光路を折り曲げるために、ダイクロイックミラーを、励起光の光路に対して45°傾けて配置する必要があるが、透過型では、ダイクロイックミラーを傾ける必要がないためである。

【0012】

この透過型の内視鏡用光源装置において、各光源を発光させて白色光を生成し、この白色光から、特許文献2に記載のように460nm~500nmの波長帯域の光強度を低減させることにより、血管コントラストの高い画像を得ることが考えられる。

40

【0013】

しかしながら、白色光から460nm~500nmの波長帯域の光強度を低減させるには、460nm~500nmの波長帯域の光に対する光透過率が低いノッチフィルタを設ける必要がある。単純にノッチフィルタを設けると、透過型を採用して装置構成を小型化したにも関わらず、装置構成が大型化するという問題がある。

【0014】

本発明は、透過型の蛍光体を有する内視鏡用光源装置及び内視鏡システムにおいて、装置構成を大型化することなく、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減

50

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】

【0015】

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、励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体であり、蛍光として、緑色光及び赤色光を発する蛍光体と、蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第1光源と、蛍光の光路と特定光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第2ダイクロイックミラーと、を備える。

【0016】

第2ダイクロイックミラーは、蛍光の光路と励起光の光路とを統合せずに、蛍光の光路と特定光の光路とを統合することが好ましい。特定光は、紫色光であることが好ましい。第2ダイクロイックミラーは、560nm以上590nm以下の波長帯域の光の光量を低減させる特性をさらに有することが好ましい。

【0017】

蛍光体は、緑色光を発する蛍光体材料と、赤色光を発する蛍光体材料とがバインダに分散された蛍光体層を有することが好ましい。蛍光体は固設されていることが好ましい。励起光源と蛍光体との間に配置され、励起光を透過させ、蛍光のうち励起光源側に向かう成分を反射させる第1ダイクロイックミラーを備えることが好ましい。

【0018】

本発明の内視鏡システムは、励起光を発する励起光源と、励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体であり、蛍光として、緑色光及び赤色光を発する蛍光体と、蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第1光源と、蛍光の光路上に配置され、蛍光の光路と特定光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第2ダイクロイックミラーと、を備える光源装置と、蛍光及び特定光が照射された観察部位からの反射光を撮像する撮像素子を有する内視鏡と、光源装置及び撮像素子の制御を行う制御部と、を備える。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、蛍光の光路と紫色光の光路とを統合する第2ダイクロイックミラーに、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を持たせているので、装置構成を大型化することなく、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図4】カラーフィルタレイの構成を示す図である。

【図5】光源部の構成を示す図である。

【図6】回転蛍光体の構成を示す図である。

【図7】照明光の波長スペクトルを示すグラフである。

【図8】第1DMの光学特性を示すグラフである。

【図9】第2DMの光学特性を示すグラフである。

【図10】第3DMの光学特性を示すグラフである。

【図11】第4DMの光学特性を示すグラフである。

【図12】ノッチ特性を組み込んだ第3DMの光学特性を示すグラフである。

【図13】反射と透過の関係を逆にした第4DMの光学特性を示すグラフである。

【図14】第2のノッチ特性を組み込んだ第4DMの光学特性を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 15】第 2 実施形態の回転蛍光体の構成を示す図である。

【図 16】第 2 実施形態の光源部の構成を示す図である。

【図 17】第 2 実施形態の光源部と撮像素子との駆動タイミングを説明するタイミング図である。

【図 18】画像データの生成タイミングを説明するタイミング図である。

【図 19】第 4 実施形態の回転蛍光体の構成を示す図である。

【図 20】第 4 実施形態の光源部の構成を示す図である。

【図 21】第 5 実施形態の回転蛍光体の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

10

[第 1 実施形態]

図 1 において、内視鏡システム 10 は、検体として生体内の観察部位を撮像する電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）11 と、撮像により得られた撮像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射する照明光を内視鏡 11 に供給する内視鏡用光源装置（以下、単に光源装置という）13 と、表示画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、キーボードやマウス等の操作入力部 15 が接続されている。

【0022】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

20

【0023】

先端部 19 の先端面には、図 2 に示すように、観察部位に照明光を照射する照明窓 22 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 23 と、観察窓 23 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 24 と、鉗子や電気メス等の処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 25 とが設けられている。観察窓 23 の奥には、撮像素子 33（図 3 参照）が内蔵されている。

【0024】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 26 の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、撮像素子 33 を駆動するための駆動信号や、撮像素子 33 が出力する撮像信号を伝達する信号ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 22 に導光するライトガイド 32（図 3 参照）が挿通されている。

30

【0025】

操作部 17 には、アングルノブ 26 の他、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 24 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン（図示せず）等が設けられている。

40

【0026】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 32 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b とはそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 29b にはライトガイド 32 の入射端 32a（図 3 参照）が配置されている。

【0027】

図 3 において、光源装置 13 は、光源部 30 と、光源制御部 31 とを有している。光源

50

部 30 は、光源制御部 31 の制御に基づき、照明光を出力する。光源部 30 から出力された照明光は、内視鏡 11 のライトガイド 32 の入射端 32a に入射する。

【0028】

内視鏡 11 は、ライトガイド 32 と、撮像素子 33 と、撮像駆動部 34 と、アナログ処理回路 (AFE: Analog Front End) 35 と、照射レンズ 36 と、対物光学系 37 とを有している。ライトガイド 32 は、複数本の光ファイバをバンドル化したファイババンドルである。光源用コネクタ 29b が光源装置 13 に接続されたときに、光源用コネクタ 29b に配置されたライトガイド 32 の入射端 32a が光源部 30 の出射端に対向する。先端部 19 に位置するライトガイド 32 の出射端は、2つの照明窓 22 にそれぞれ光が導光されるように、照明窓 22 の前段で2本に分岐している。

10

【0029】

照明窓 22 の奥には、照射レンズ 36 が配置されている。光源装置 13 から供給された照明光は、ライトガイド 32 により照射レンズ 36 に導光されて照明窓 22 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 36 は、凹レンズであり、ライトガイド 32 から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

【0030】

観察窓 23 の奥には、対物光学系 37 を介して撮像素子 33 が配置されている。観察部位の像 (反射光) は、観察窓 23 を通して対物光学系 37 に入射し、対物光学系 37 によって撮像素子 33 の撮像面 33a に結像される。

【0031】

撮像素子 33 は、単板カラー方式の CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサであり、光電変換により画素信号を生成する複数の画素が撮像面 33a に形成されている。撮像面 33a には、図 4 に示すカラーフィルタアレイ 38 が設けられている。このカラーフィルタアレイ 38 は、赤色 (R) フィルタ 38a と、緑色 (G) フィルタ 38b と、青色 (B) フィルタ 38c とで構成されている。各フィルタ 38a, 38b, 38c は、1つの画素に対応して、その光入射側に配置されている。カラーフィルタアレイ 38 の色配列は、ベイヤー配列と呼ばれるものである。さらに、カラーフィルタアレイ 38 上には、各画素に対応してマイクロレンズ (図示せず) が設けられている。

20

【0032】

R フィルタ 38a が配置された画素は、後述する赤色光 LR を受光する。G フィルタ 38b が配置された画素は、後述する緑色光 LG を受光する。B フィルタ 38c が配置された画素は、後述する青色光 LB 及び紫色光 LV を受光する。

30

【0033】

撮像素子 33 は、撮像駆動部 34 により駆動され、撮像面 33a に結像された像を、カラーフィルタアレイ 38 を介して複数の画素により撮像して撮像信号を出力する。撮像信号には、画素毎に R, G, B のうちのいずれかの色信号 (R 信号、G 信号、B 信号) が含まれる。

【0034】

AFE 35 は、相関二重サンプリング (CDS: Correlated Double Sampling) 回路、自動ゲイン制御 (AGC: Automatic Gain Control) 回路、アナログ/デジタル (A/D) 変換器等で構成されている。CDS 回路は、撮像素子 33 から入力された撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施してノイズを除去する。AGC 回路は、CDS 回路によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/D 変換器は、AGC 回路により増幅された撮像信号を、所定ビット数のデジタル信号に変換してプロセッサ装置 12 に入力する。

40

【0035】

プロセッサ装置 12 は、制御部としてのコントローラ 40 と、DSP (Digital Signal Processor) 41 と、フレームメモリ 42 と、画像処理部 43 と、表示制御部 44 とを有している。コントローラ 40 は、CPU (Central Processing Unit)、制御プログラム

50

や制御に必要な設定データを記憶するROM (Read Only Memory) や、制御プログラムをロードする作業メモリとしてのRAM (Random Access Memory) 等を有し、CPUが制御プログラムを実行することにより、プロセッサ装置12の各部と、光源制御部31と、撮像駆動部34とを制御する。

【0036】

DSP41は、通信用コネクタ29aを介してAFE35から入力される撮像信号に対して、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理を施す。画素補間処理は、R信号、G信号、B信号の各信号について画素補間処理を行う。DSP41は、信号処理を施した撮像信号を、1フレーム周期毎に画像データとして、フレームメモリ42に記憶させる。

10

【0037】

画像処理部43は、フレームメモリ42から画像データを読み出して、所定の画像処理を施して観察画像を生成する。表示制御部44は、画像処理部43により生成された画像を、コンジット信号やコンポーネント信号等のビデオ信号に変換してモニタ14に出力する。

【0038】

図5において、光源部30は、回転蛍光体50と、回転モータ51と、モータ駆動部52と、紫色レーザダイオード(V-LD)53と、LD駆動部54と、第1~第4ダイクロミックミラー(DM)55a~55dと、青色LED(B-LED)56aと、赤色LED(R-LED)56bと、紫色LED(V-LED)56cと、LED駆動部57と、第1~第5コリメータレンズ58a~58eと、集光レンズ59とを有する。

20

【0039】

回転蛍光体50は、円盤状のホイール板60と、ホイール板60の一方の面に設けられた蛍光体層61とで構成されている。ホイール板60は、ガラス等の透明材料で形成されている。

【0040】

蛍光体層61は、図6に示すように、ホイール板60の一方の面に形成された凹部62に埋設されている。この凹部62は、ホイール板60の回転軸63を中心とした円周状に形成されている。蛍光体層61には、蛍光体材料として、例えば  $\text{Si}_{6-x}\text{Al}_x\text{O}_x\text{N}_{8-x}$  が分散されており、励起光源としてのV-LD53から射出される励起光LEを受けて緑色光LGを発する。緑色光LGは、図7に示すように、波長帯域が約480nm~600nmであり、ピーク波長が約540nmである。

30

【0041】

LD駆動部54は、光源制御部31の制御に基づいて、V-LD53を駆動するためのLD駆動信号(駆動電流または駆動電圧)を生成し、V-LD53に供給する。V-LD53は、複数のLD素子(図示せず)を2次元アレイ状に配列したものである。V-LD53は、図7に示すように、励起光LEとして、ピーク波長が約405nmの紫色レーザ光を射出する。

【0042】

第1DM55aは、V-LD53が射出する励起光LEの光路上で、かつ励起光LEの光路に対して垂直に配置されている。第1DM55aは、図8に示すように、約425nmに閾値1を有し、閾値1以上の波長の光を反射させ、閾値1より小さい波長の光を透過させる。すなわち、第1DM55aは、励起光LEを透過させる。回転蛍光体50は、蛍光体層61が、第1DM55aを透過した励起光LEの光路上に位置するように配置されている。

40

【0043】

回転モータ51は、ホイール板60を、その回転軸63を中心として回転させる。モータ駆動部52は、光源制御部31の制御に基づいて回転駆動信号を生成し、回転モータ51に供給する。回転モータ51は、回転駆動信号に応じてホイール板60を回転させる。励起光LEは、ホイール板60が回転駆動されている状態で、蛍光体層61の一部分に連

50

続的に照射される。したがって、蛍光体層 6 1 上の励起光 L E の照射位置 6 4 は、ホイール板 6 0 の回転とともに移動し、照射位置 6 4 から緑色光 L G が発生する。蛍光体層 6 1 で発生した緑色光 L G は、散乱により前方及び後方に向かう。

【 0 0 4 4 】

第 1 コリメータレンズ 5 8 a は、凸面が V - L D 5 3 側に向けて配置された平凸レンズまたはメニスカスレンズであり、第 1 D M 5 5 a と回転蛍光体 5 0 との間に配置されている。第 1 コリメータレンズ 5 8 a は、蛍光体層 6 1 において後方 ( V - L D 5 3 側 ) に向かった緑色光 L G を平行化して第 1 D M 5 5 a に向けて射出する。第 1 D M 5 5 a は、前述の光学特性により、緑色光 L G を反射する。第 1 D M 5 5 a は、第 1 D M 5 5 a により反射されて戻された緑色光 L G を回転蛍光体 5 0 の蛍光体層 6 1 に集光する。

10

【 0 0 4 5 】

第 2 コリメータレンズ 5 8 b は、凸面が V - L D 5 3 とは反対側に向けて配置された平凸レンズまたはメニスカスレンズであり、回転蛍光体 5 0 の V - L D 5 3 とは反対側に配置されている。第 2 コリメータレンズ 5 8 b は、回転蛍光体 5 0 から入射する緑色光 L G を平行化して、励起光 L E の光路に沿って射出する。

【 0 0 4 6 】

B - L E D 5 6 a は、図 7 に示すように、波長帯域が約 4 3 0 n m ~ 4 8 0 n m で、ピーク波長が約 4 6 0 n m の青色光 L B を発する。R - L E D 5 6 b は、波長帯域が約 5 8 0 n m ~ 6 4 0 n m で、ピーク波長が約 6 2 0 n m の赤色光 L R を発する。V - L E D 5 6 c は、波長帯域が約 3 9 5 n m ~ 4 1 5 n m で、ピーク波長が約 4 0 5 n m の紫色光 L V を発する。

20

【 0 0 4 7 】

青色光 L B 及び紫色光 L V は、生体組織表層のヘモグロビンでの吸収が大きく、かつ血管周辺の生体組織内には殆ど拡散せずに反射される光である。緑色光 L G は、青色光 L B 及び紫色光 L V よりも生体組織内に深く拡散し、かつヘモグロビンによる吸収も大きい光である。

【 0 0 4 8 】

L E D 駆動部 5 7 は、光源制御部 3 1 の制御に基づいて、B - L E D 5 6 a、R - L E D 5 6 b、V - L E D 5 6 c のそれぞれを駆動するための L E D 駆動信号 ( 駆動電流または駆動電圧 ) を生成し、各 L E D 5 6 a ~ 5 6 c に供給する。

30

【 0 0 4 9 】

第 3 コリメータレンズ 5 8 c は、B - L E D 5 6 a が射出する青色光 L B の光路上に配置されており、この青色光 L B を平行化して射出する。第 2 コリメータレンズ 5 8 b から射出される緑色光 L G の光路と、第 3 コリメータレンズ 5 8 c から射出される青色光 L B の光路とは直交しており、この交点に第 2 D M 5 5 b が配置されている。第 2 D M 5 5 b の一方の面に緑色光 L G が 4 5 ° の角度で入射し、他方の面に青色光 L B が 4 5 ° の角度で入射する。

【 0 0 5 0 】

第 2 D M 5 5 b は、図 9 に示すように、約 4 9 0 n m に閾値 2 を有し、閾値 2 以上の波長の光を透過させ、閾値 2 より小さい波長の光を反射させる。すなわち、第 2 D M 5 5 b は、第 2 コリメータレンズ 5 8 b から入射する緑色光 L G を透過させ、第 3 コリメータレンズ 5 8 c から入射する青色光 L B を反射させて光路を 9 0 ° 曲げる。これにより、緑色光 L G の光路と青色光 L B の光路とが統合される。また、第 2 D M 5 5 b は、第 2 コリメータレンズ 5 8 b から入射する励起光 L E を反射させて、励起光 L E を緑色光 L G 及び青色光 L B の光路から除外する。これは、励起光 L E は強度の高いレーザー光であるので、照明光にレーザー光が含まれると、照明光が照射された生体組織が破損される恐れがあるためである。

40

【 0 0 5 1 】

第 4 コリメータレンズ 5 8 d は、R - L E D 5 6 b が射出する赤色光 L R の光路上に配置されており、この赤色光 L R を平行化して射出する。第 2 D M 5 5 b から射出される緑

50

色光 L G 及び青色光 L B の光路と、第 4 コリメータレンズ 5 8 d から射出される赤色光 L R の光路とは直交しており、この交点に第 3 D M 5 5 c が配置されている。

【 0 0 5 2 】

第 3 D M 5 5 c は、図 1 0 に示すように、約 5 9 0 n m に閾値 3 を有し、閾値 3 以上の波長の光を反射させ、閾値 3 より小さい波長の光を透過させる。すなわち、第 3 D M 5 5 c は、第 2 D M 5 5 b から入射する緑色光 L G 及び青色光 L B を透過させ、第 4 コリメータレンズ 5 8 d から入射する赤色光 L R を反射させて光路を 9 0 ° 曲げる。これにより、緑色光 L G 及び青色光 L B の光路と、赤色光 L R の光路とが統合される。

【 0 0 5 3 】

第 5 コリメータレンズ 5 8 e は、V - L E D 5 6 c が射出する紫色光 L V の光路上に配置されており、この紫色光 L V を平行化して射出する。第 3 D M 5 5 c から射出される緑色光 L G、青色光 L B、及び赤色光 L R の光路と、第 5 コリメータレンズ 5 8 e から射出される紫色光 L V の光路とは直交しており、この交点に第 4 D M 5 5 d が配置されている。

【 0 0 5 4 】

第 4 D M 5 5 d は、図 1 1 に示すように、約 4 2 5 n m に閾値 4 を有し、閾値 4 以上の波長の光を透過させ、閾値 4 より小さい波長の光を反射させる。また、第 4 D M 5 5 d は、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m ( 4 6 0 n m 以上 5 0 0 n m 以下 ) の波長帯域の光強度を低減させるノッチ特性を有する。具体的には、第 4 D M 5 5 d の閾値 4 より大きい波長帯域の特性は、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域に対する光透過率が ( 例えば、  
= 3 0 % ) であり、それ以外の光透過率はほぼ 1 0 0 % である。

【 0 0 5 5 】

すなわち、第 4 D M 5 5 d は、第 3 D M 5 5 c から入射する緑色光 L G、青色光 L B、及び赤色光 L R を透過させるとともに、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光強度を低減させ、第 5 コリメータレンズ 5 8 e から入射する紫色光 L V を反射させて光路を 9 0 ° 曲げる。これにより、緑色光 L G、青色光 L B、及び赤色光 L R の光路と、紫色光 L V の光路とが統合される。

【 0 0 5 6 】

集光レンズ 5 9 は、第 4 D M 5 5 d から射出される緑色光 L G、青色光 L B、赤色光 L R、及び紫色光 L V の光路上に配置されており、これらの光を集光する。また、集光レンズ 5 9 は、光源用コネクタ 2 9 b の近傍に配置されており、集光した光をライトガイド 3 2 の入射端 3 2 a に入射させる。

【 0 0 5 7 】

次に、内視鏡システム 1 0 の作用を説明する。内視鏡診断を行う場合には、内視鏡 1 1 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に接続し、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 の電源を投入する。そして、内視鏡 1 1 の挿入部 1 6 を被検者の消化管内に挿入して、消化管内の観察を開始する。観察の開始指示は、操作入力部 1 5 により行われる。

【 0 0 5 8 】

観察が開始すると、回転蛍光体 5 0 のホイール板 6 0 が回転されるとともに、V - L D 5 3 が駆動されて励起光 L E が射出される。この励起光 L E は、第 1 D M 5 5 a を透過し、第 1 コリメータレンズ 5 8 a を通過して回転蛍光体 5 0 の蛍光体層 6 1 に照射される。蛍光体層 6 1 は、励起光 L E の照射に伴って緑色光 L G を発する。

【 0 0 5 9 】

この緑色光 L G のうち、V - L D 5 3 側に向かう成分は、第 1 コリメータレンズ 5 8 a により平行化されて第 1 D M 5 5 a に向かい、第 1 D M 5 5 a により反射されて、再び第 1 コリメータレンズ 5 8 a に入射する。この緑色光 L G は、第 1 コリメータレンズ 5 8 a により集光されて、蛍光体層 6 1 に戻り、第 2 コリメータレンズ 5 8 b に向けて射出される。一方、蛍光体層 6 1 で発生した緑色光 L G のうち、V - L D 5 3 とは反対側に向かう成分は、そのまま第 2 コリメータレンズ 5 8 b に入射する。

【 0 0 6 0 】

10

20

30

40

50

第2コリメータレンズ58bに入射した緑色光LGは、平行化して射出され、第2～第4DM55b～55dを透過して集光レンズ59に入射する。この緑色光LGは、第4DM55dを透過する際に、第4DM55dのノッチ特性により、460nm～500nmの波長帯域の光強度が低減される。また、励起光LEは、蛍光体層61で緑色光LGの生成に寄与しなかった成分が、第2コリメータレンズ58bを通過するが、この励起光LEの成分は、第2DM55bにより反射されて、緑色光LGの光路から除外され、集光レンズ59には入射しない。

【0061】

また、緑色光LGの発生中に、B-LED56a、R-LED56b、V-LED56cが駆動され、青色光LB、赤色光LR、紫色光LVが射出される。青色光LBは、第3コリメータレンズ58cにより平行化された後、第2DM55bにより反射されて、緑色光LGに合波され、第3及び第4DM55c、55dを透過して集光レンズ59に入射する。この青色光LBは、第4DM55dを透過する際に、第4DM55dのノッチ特性により、460nm～500nmの波長帯域の光強度が低減される。すなわち、第2DM55bは、緑色光LGの光路と励起光LEの光路とを統合せずに、緑色光LGの光路と青色光LBの光路とを統合する。

10

【0062】

赤色光LRは、第4コリメータレンズ58dにより平行化された後、第3DM55cにより反射されて、緑色光LG及び青色光LBに合波され、第4DM55dを透過して集光レンズ59に入射する。紫色光LVは、第5コリメータレンズ58eにより平行化された後、第4DM55dにより反射されて、緑色光LG、青色光LB、及び赤色光LRに合波され、集光レンズ59に入射する。

20

【0063】

集光レンズ59に入射した各光は、ライトガイド32の入射端32aに集光されて、ライトガイド32に照明光(白色光)として供給される。

【0064】

内視鏡11では、照明光がライトガイド32を介して照明窓22に導光され、照明窓22から観察部位に照射される。観察部位からの反射光は、観察窓23から対物光学系37を介して撮像素子33に入射する。撮像素子33は、1フレーム周期毎に入射光を撮像(光電変換)して撮像信号を生成する。撮像信号はそれぞれ、AFE35により、CDS、AGC、A/D変換等の処理が施され、デジタル信号としてプロセッサ装置12のDSP41に入力される。

30

【0065】

DSP41では、内視鏡11から入力された撮像信号に対して、画素補間処理、ガンマ補正、ホワイトバランス補正等の信号処理が施され、画像データとしてフレームメモリ42に記憶される。フレームメモリ42に記憶された画像データは、画像処理部43により所定の画像処理が施されて観察画像となり、表示制御部44を介してモニタ14に表示される。モニタ14に表示される観察画像は、1フレーム周期毎に更新される。

【0066】

この観察画像は、紫色光LV、青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRからなる白色の照明光から、血中ヘモグロビンには殆ど吸収されずに反射または散乱される460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させた照明光を用いて検体を撮像した画像に相当するので、色再現性が高く、明るく、血管コントラストが高い画像である。

40

【0067】

以上のように、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるためのノッチ特性は、第4DM55dの光学特性に組み込まれているので、ノッチフィルタを設ける必要がなく、光源部30の装置構成を小型化することができる。

【0068】

なお、上記実施形態では、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるためのノッチ特性を、図11に示すように、第4DM55dの光学特性に組み込んでいるが

50

、図12に示すように、第3DM55cの光学特性に組み込むことも可能である。但し、第2DM55bは、460nm～500nmの波長帯域に閾値2を有するので、第2DM55bの光学特性には、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるためのノッチ特性を組み込むことはできない。

【0069】

上記実施形態では、第2～第4DM55b～55dを、上流側(V-LD53側)からこの順に配置しているが、第2DM55b、第4DM55d、第3DM55cの順に配置し、この配置に合わせてB-LED56a、R-LED56b、V-LED56c、及び第3～第5コリメータレンズ58c～58eを配置しても良い。第2DM55bは、青色光LBを合波するためのものであるため、前述のノッチ特性を有する第4DM55dまたは第3DM55cより上流側(回転蛍光体50側)に設ける必要がある。

10

【0070】

上記実施形態では、第2DM55bを、閾値2以上の波長の光を透過させ、閾値2より小さい波長の光を反射させているが、これとは逆に、閾値2以上の波長の光を反射させ、閾値2より小さい波長の光を透過させるものとしても良い。この場合には、紫色光LVは、第2DM55bにより反射されることにより90°曲がり、この光路に、第2DM55bを透過する青色光LBの光路が統合される。励起光LEは、第2DM55bを透過することにより、紫色光LVの光路から除外され、集光レンズ59には入射しない。

【0071】

同様に、第3DM55cを、閾値3以上の波長の光を透過させ、閾値3より小さい波長の光を反射させるものとしても良い。第4DM55dを、閾値4以上の波長の光を反射させ、閾値4より小さい波長の光を透過させるものとしても良い。この場合には、前述のノッチ特性を第4DM55dに持たせるために、図13に示すように、閾値4より大きい波長帯域において、460nm～500nmの波長帯域に対する光透過率を(例えば、 $\gamma = 70\%$ )とし、それ以外の光透過率をほぼ0%とすれば良い。

20

【0072】

したがって、第2～第4DM55b～55dは、それぞれ閾値以上の波長の光に対して反射及び透過のうち一方を生じさせ、閾値より小さい波長の光に対して反射及び透過のうち他方を生じさせれば良いので、第2～第4DM55b～55dの光学特性(反射又は透過)の組み合わせは、上記実施形態を含めて8通りのパターンが可能である。

30

【0073】

また、第4DM55dに、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるノッチ特性を設ける場合には、図14に示すように、このノッチ特性(第1のノッチ特性)に加えて、560nm～590nm(560nm以上590nm以下)の波長帯域の光強度を低減させる第2のノッチ特性を持たせることが可能である。この第2のノッチ特性により、緑色光LG及び赤色光LRがそれぞれ部分的に減光され、緑色光LG及び赤色光LRの波長帯域が、従来のキセノン光源と波長選択フィルタとにより得られる波長帯域に近づき、従来の機器との親和性の点で好ましい。第2のノッチ特性の減光率は、第1のノッチ特性の減光率(光透過率 $\gamma$ )と異なっても良い。また、第2のノッチ特性の波長帯域は、560nm～590nmに限られず、より広く、550nm～600nmとしても良い。

40

【0074】

また、上記実施形態では、蛍光体層61を、緑色光LGのみを発するものとしているが、緑色光LGに加えて、その他の波長帯域光を発するよう構成しても良い。以下に、複数種の光を発する蛍光体層を有する回転蛍光体を備えた内視鏡システムの実施形態を示す。

[第2実施形態]

第2実施形態では、第1実施形態の回転蛍光体50に代えて、図15に示す回転蛍光体70を用いる。回転蛍光体70は、ホイール板60の凹部62に、緑色光LG(第1蛍光)を発する第1領域71aと、青色光LB(第2蛍光)を発する第2領域71bとを有する蛍光体層71が設けられている。第1領域71aは、バイнда(図示せず)に、蛍光体

50

材料として、例えば  $\text{SiAlON}(\text{Si}_{6-x}\text{Al}_x\text{O}_x\text{N}_{8-x})$  を分散させた領域であり、励起光 LE を受けて緑色光 LG を発する。第 2 領域 71b は、バインダ（図示せず）に、蛍光体材料として、例えば BAM ( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{17}:\text{Eu}^{2+}$ ) を分散させた領域であり、励起光 LE を受けて青色光 LB を発する。

【0075】

本実施形態の光源部 72 は、図 16 に示すように、図 5 に示す光源部 30 の構成から、B-LED 56a、第 3 コリメータレンズ 58c、及び第 2 DM 55b を削除したものである。その他の構成は、第 1 実施形態と同様である。

【0076】

本実施形態では、ホイール板 60 の回転に伴って、第 1 領域 71a 及び第 2 領域 71b が励起光 LE の照射位置 64（図 15 参照）を通過し、緑色光 LG と青色光 LB とが交互に発せられる。回転蛍光体 70 から発せられた緑色光 LG 及び青色光 LB のうち、V-LD 53 側に向かう成分は、第 1 DM 55a により反射されて、回転蛍光体 70 に戻され、第 2 コリメータレンズ 58b に入射する。緑色光 LG 及び青色光 LB のうち、V-LD 53 とは反対側に向かう成分は、そのまま第 2 コリメータレンズ 58b に入射する。

【0077】

第 2 コリメータレンズ 58b から射出された緑色光 LG 及び青色光 LB は、第 3 及び第 4 DM 55c、55d を透過して集光レンズ 59 に入射する。緑色光 LG 及び青色光 LB は、第 4 DM 55d を透過する際に、第 4 DM 55d のノッチ特性により、460nm ~ 500nm の波長帯域の光強度が低減される。なお、本実施形態では、第 2 DM 55b が設けられていないので、励起光 LE は、第 3 DM 55c を透過して第 4 DM 55d に入射し、第 4 DM 55d により反射されることで、緑色光 LG 及び青色光 LB の光路から除外され、集光レンズ 59 には入射しない。

【0078】

R-LED 56b 及び V-LED 56c から射出される赤色光 LR 及び紫色光 LV の各光路は、第 3 及び第 4 DM 55c、55d により、緑色光 LG 及び青色光 LB の光路に統合される。すなわち、第 4 DM 55d は、緑色光 LG 及び赤色光 LR の光路と励起光 LE の光路とを統合せずに、緑色光 LG 及び赤色光 LR の光路と紫色光 LV の光路とを統合する。

【0079】

次に、光源部 72 及び撮像素子 33 の駆動タイミングについて説明する。コントローラ 40 により、光源制御部 31 と撮像駆動部 34 とが制御されることにより、回転蛍光体 70 の回転、R-LED 56b 及び V-LED 56c の発光、撮像素子 33 の撮像は、互いに同期して制御される。

【0080】

コントローラ 40 は、ホイール板 60 の回転位置を検出する回転位置検出センサ（図示せず）の検出値に基づいて、R-LED 56b 及び V-LED 56c の発光タイミングと、撮像素子 33 の撮像タイミングとを制御する。

【0081】

具体的には、コントローラ 40 は、回転蛍光体 70 のホイール板 60 を一定の周期 T で回転させ、V-LD 53 を駆動して励起光 LE を射出させる。この励起光 LE の発光強度は一定である。図 17 に示すように、回転周期 T の前半は、前述の第 1 領域 71a が励起光 LE の照射位置 64 を通過している期間（以下、第 1 期間 P1 という）であり、緑色光 LG が発せられる。回転周期 T の後半は、第 2 領域 71b が照射位置 64 を通過している期間（以下、第 2 期間 P2 という）であり、青色光 LB が発せられる。

【0082】

コントローラ 40 は、第 1 期間 P1 にのみ V-LED 56c を駆動して紫色光 LV を発生させ、第 2 期間 P2 にのみ R-LED 56b を駆動して赤色光 LR を発生させる。これにより、第 1 期間 P1 には、緑色光 LG と紫色光 LV とが合波された光（以下、第 1 照明光という）が、光源部 30 から内視鏡 11 のライトガイド 32 に供給される。第 2 期間 P

10

20

30

40

50

2には、青色光LBと赤色光LRとが合波された光（以下、第2照明光という）が、光源部30から内視鏡11のライトガイド32に供給される。

【0083】

コントローラ40は、撮像素子33に、第1期間P1と第2期間P2とのそれぞれにおいて撮像動作を行わせる。すなわち、撮像素子33は、第1期間P1では、第1照明光により照明された検体を撮像して撮像信号（以下、第1撮像信号S1という）を生成し、第2期間P2では、第2照明光により照明された検体を撮像して撮像信号（以下、第2撮像信号S2という）を生成する。

【0084】

ここで、第1照明光に含まれる緑色光LGと紫色光LVとは、波長帯域が互いに離れているので、撮像素子33により色分離性良く撮像が行われる。同様に、第2照明光に含まれる青色光LBと赤色光LRとは、波長帯域が互いに離れているので、撮像素子33により色分離性良く撮像が行われる。

10

【0085】

DSP41は、第1撮像信号S1に含まれるG信号及びB信号と、第2撮像信号S2に含まれるB信号及びR信号とに基づいて画像データを生成する。なお、第1撮像信号S1に含まれるB信号は、紫色光LVに基づくものであり、第2撮像信号S2に含まれるB信号は、青色光LBに基づくものである。画像データを生成する際には、第1撮像信号S1に含まれるB信号と第2撮像信号S2に含まれるB信号とを同一の画素毎に加算したものをB信号とする。そして、このB信号と、G信号及びR信号とを用いて前述の信号処理を行うことにより画像データが生成される。

20

【0086】

DSP41は、図18に示すように、撮像素子33から第1撮像信号S1または第2撮像信号S2が得られるたびに、得られた撮像信号と、その直前に得られた撮像信号とを用いて1フレーム分の画像データを生成する。すなわち、回転周期Tの半分（ $T/2$ ）が前述の1フレーム周期である。

【0087】

このように第1及び第2撮像信号S1, S2により得られる画像データに基づく観察画像は、フルカラーの画像である。なお、この観察画像に加えて、第1撮像信号S1のみから観察画像を生成しても良い。第1撮像信号S1は、緑色光LGと紫色光LVとに基づく信号であるので、第1撮像信号S1に基づく観察画像は、表層血管等が強調された擬似カラーの画像である。

30

【0088】

第2実施形態では、緑色光LG及び青色光LBは、蛍光体により生成されたものであり、共に高輝度であるので、緑色光LGと青色光LBとの強度のバランスが保たれる。

【0089】

第2実施形態においても、第4DM55dを、第3DM55cより上流側（V-LD53側）に配置することが可能であるが、第4DM55dを下流側に配置する場合には、第4DM55dに、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させる第1のノッチ特性に加えて、560nm～590nmの波長帯域の光強度を低減させる第2のノッチ特性を持たせることが可能である。また、第3及び第4DM55c, 55dの光学特性（反射又は透過）は変更可能であり、図16に示す構成を含めて4通りのパターンの変形が可能である。

40

【0090】

第2実施形態では、図17に示すように、撮像素子33の撮像周期を回転周期Tの半分とし、第1期間P1と第2期間P2とでそれぞれ個別に撮像動作を行っているが、撮像素子33の撮像周期を回転周期Tと一致させ、1回転周期Tで1回の撮像動作を行っても良い。この場合には、第1照明光で照明された検体像と第2照明光で照明された検体像とが混合されて撮像されるため、第2実施形態に比べて撮像の色分離性は低下するが、DSP41による画像データを生成するための信号処理が簡便化される。

50

## 【0091】

また、この場合には、R - LED 56b 及び V - LED 56c を常時駆動して、赤色光 LR 及び紫色光 LV を常時点灯させても良い。また、撮像素子 33 の撮像周期を回転周期 T の整数倍に一致させても良い。さらに、回転周期 T が撮像周期に対して十分に小さい場合には、撮像周期を回転周期 T の整数倍に一致させず、撮像素子 33 の撮像と回転蛍光体 70 の回転とを非同期としても良い。

## 【0092】

第2実施形態では、V - LD 53 による励起光 LE の発光強度を一定としているが、第1期間 P1 と第2期間 P2 とで励起光 LE の発光強度を変更することも好ましい。励起光 LE の発光強度に応じて、緑色光 LG と青色光 LB との発光強度がそれぞれ変化するので、第1期間 P1 と第2期間 P2 とで励起光 LE の発光強度を変更することにより、緑色光 LG と青色光 LB との光量比を変更することができる。

10

## 【0093】

緑色光 LG と青色光 LB との光量比は、遠景観察時と近景観察時とで変更することが好ましい。遠景観察とは、内視鏡 11 の先端部 19 を検体から離れた位置で観察することであり、表層血管及び中深層血管の位置関係を含む被観察部位の全体の状態を観察することを主目的とするものである。これに対して、近景観察とは、内視鏡 11 の先端部 19 を検体に近接させた位置で観察することであり、早期癌などによる病変が現れやすい表層血管を集中的に観察することを主目的とするものである。

## 【0094】

遠景観察時には、近景観察時よりも観察画像の明るさが低下するので、青色光 LB の光量に対する緑色光 LG の光量比  $R_{G/B}$  を大きくすることが好ましい。これは、緑色光 LG は、青色光 LB に比べて、ヘモグロビンの吸収係数や生体組織内での散乱係数が低いため、生体組織内をより深くかつ広く拡散し、粘膜等を効率よく照明することによる。

20

## 【0095】

この光量比  $R_{G/B}$  の変更は、例えば、操作入力部 15 からの入力信号に基づいて行えば良い。具体的には、操作入力部 15 により、遠景観察モードと近景観察モードとを設定可能とし、遠景観察モードが設定された場合には、近景観察モードの場合より光量比  $R_{G/B}$  を大きくする。これに代えて、撮像素子 33 により取得される撮像信号に基づいて露光量を求め、この露光量に基づいて光量比  $R_{G/B}$  を制御しても良い。具体的には、露光量が一定値以下の場合には遠景観察状態であると判定し、露光量が一定値より大きい場合には近景観察状態であると判定すれば良い。

30

## [第3実施形態]

第3実施形態では、蛍光体層 71 中の第1領域 71a に、励起光 LE を受けて緑色光 LG (第1蛍光) を発する蛍光体材料 (SIALON 等) に加えて、励起光 LE を受けて赤色光 LR (第3蛍光) を発する蛍光体材料 (例えば、CASN (CaAlSiN<sub>3</sub>:Eu<sup>2+</sup>)) を含有させ、図 16 に示す光源部 72 の構成から、R - LED 56b、第4コリメータレンズ 58d、及び第3DM 55c を削除する。

## 【0096】

第3実施形態では、第1領域 71a から、緑色光 LG と赤色光 LR とが混合された黄色光が発せられる。その他の構成は、第2実施形態と同様である。

40

## [第4実施形態]

第4実施形態では、図 19 に示すように、ホイール板 60 の凹部 62 に、第1～第3領域 81a～81c を有する蛍光体層 81 が設けられた回転蛍光体 80 を用いる。第1及び第2領域 81a、81b は、第2実施形態の第1及び第2領域 71a と同様に、励起光 LE を受けて緑色光 LG (第1蛍光) 及び青色光 LB (第2蛍光) をそれぞれ発生する。

## 【0097】

第3領域 81c は、励起光 LE を受けて赤色光 LR (第3蛍光) を発生する。第3領域 81c は、バインダ (図示せず) に、蛍光体材料として、例えば CASN (CaAlSiN<sub>3</sub>:Eu<sup>2+</sup>) を分散させた領域である。

50

## 【0098】

本実施形態の光源部82は、図20に示すように、図16に示す光源部72の構成から、R-LED56b、第4コリメータレンズ58d、及び第3DM55cを削除したものである。その他の構成は、第1実施形態と同様である。

## 【0099】

本実施形態では、ホイール板60の回転に伴って、第1領域81a、第2領域81b、第3領域81cが励起光LEの照射位置64を順に通過し、緑色光LG、青色光LB、赤色光LRが順に発せられる。緑色光LG、青色光LB、赤色光LRは、第4DM55dを透過する際に、第4DM55dのノッチ特性により、460nm~500nmの波長帯域の光強度が低減される。

10

## 【0100】

本実施形態では、撮像素子33として、カラーフィルタアレイを有していないモノクロのイメージセンサ(以下、モノクロセンサという)を用いることも可能である。撮像素子33としてモノクロセンサを用いる場合には、緑色光LG、青色光LB、赤色光LRの各発光期間に合わせて撮像を行えば良い。この場合には、青色光LBの発光期間(第2期間P2)に、V-LED56cを駆動して紫色光LVを発光させることが好ましい。

## 【0101】

一方、撮像素子33として単板カラー方式のイメージセンサ(以下、カラーセンサという)を用いる場合には、赤色光LRの発光期間(第3領域81cが励起光LEの照射位置64を通過している期間)に、V-LED56cを駆動して紫色光LVを発光させることが好ましい。赤色光LRと紫色光LVとは、波長帯域が互いに離れているので、撮像素子33により色分離性良く撮像が行われる。

20

## [第5実施形態]

第5実施形態では、図21に示すように、ホイール板60の凹部62に、第1~第3蛍光体材料91a~91cと、これらが分散されたバインダ91dとで構成された蛍光体層91を有する回転蛍光体90を用いる。第1蛍光体材料91aは、励起光LEを受けて緑色光LG(第1蛍光)を発する。第2蛍光体材料91bは、励起光LEを受けて青色光LB(第2蛍光)を発する。第3蛍光体材料91cは、励起光LEを受けて赤色光LR(第3蛍光)を発する。

## 【0102】

本実施形態の光源部は、第4実施形態と同様に、図16に示す光源部72の構成から、R-LED56b、第4コリメータレンズ58d、及び第3DM55cを削除したものである。その他の構成は、第1実施形態と同様である。

30

## 【0103】

本実施形態では、蛍光体層91への励起光LEの照射により、蛍光体層91から、緑色光LG、青色光LB、及び赤色光LRが混合された光(白色光)が発せられる。このため、撮像素子33としては、カラーセンサを用い、モノクロセンサを用いることはできない。本実施形態では、ホイール板60の回転中、V-LED56cを駆動して紫色光LVを常時発光させる。その他の構成は、第1実施形態と同様である。

## 【0104】

第4及び第5実施形態においても、第4DM55dに、460nm~500nmの波長帯域の光強度を低減させる第1のノッチ特性に加えて、560nm~590nmの波長帯域の光強度を低減させる第2のノッチ特性を持たせることが可能である。また、第4DM55dの光学特性の反射と透過の関係を逆とすることも可能である。

40

## 【0105】

上記各実施形態では、青色光LBのピーク波長を約460nm、緑色光LGのピーク波長を約540nmとしているが、青色光LBのピーク波長は460nm以下であれば良く、緑色光LGのピーク波長は500nm以上であれば良い。

## 【0106】

上記各実施形態では、カラーセンサに、原色型のカラーフィルタアレイ38を設けてい

50

るが、これに代えて、補色型のカラーフィルタアレイを設けても良い。

【0107】

上記各実施形態では、第1DM55aが回転蛍光体とは別体として設けられているが、ホイール板の蛍光体層の背面側(V-LD53側)に第1DM55aを設けても良い。

【0108】

上記各実施形態では、蛍光体を、回転駆動される回転蛍光体としているが、蛍光体は、固設されて回転しないものであっても良い。

【0109】

上記各実施形態では、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1つの装置で構成しても良い。

10

【0110】

特許請求の範囲に記載の第1ダイクロイックミラーは、上記実施形態中の第1DM55aに対応する。特許請求の範囲に記載の第1光源は、V-LED56cまたはR-LED56bに対応し、特定光は、紫色光LVまたは赤色光LRに対応する。特許請求の範囲に記載の第2ダイクロイックミラーは、第3DM55cまたは第4DM55dに対応する。特許請求の範囲に記載の第2光源は、B-LED56aまたはR-LED56bに対応し、第3ダイクロイックミラーは、第2DM55bまたは第3DM55cに対応する。特許請求の範囲に記載の第3光源は、R-LED56bに対応し、第4ダイクロイックミラーは、第3DM55cに対応する。

【0111】

20

特許請求の範囲の請求項1に記載の構成は、第2ダイクロイックミラーが、蛍光を透過させて特定光を反射させる第1の構成と、蛍光を反射させて特定光を透過させる第2の構成とを含むものである。以下に、第1及び第2の構成をそれぞれ付記項1、2として記載する。

[付記項1]

励起光を発する励起光源と、  
前記励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体と、  
前記励起光源と前記蛍光体との間に配置され、前記励起光を透過させ、前記蛍光のうち、前記励起光源側に向かう成分を反射させる第1ダイクロイックミラーと、  
前記蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第1光源と、  
前記蛍光の光路上に配置され、前記蛍光を透過させて前記特定光を反射させることにより前記蛍光の光路と前記紫色光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第2ダイクロイックミラーと、  
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

30

[付記項2]

励起光を発する励起光源と、  
前記励起光が照射されることにより蛍光を発する蛍光体と、  
前記励起光源と前記蛍光体との間に配置され、前記励起光を透過させ、前記蛍光のうち、前記励起光源側に向かう成分を反射させる第1ダイクロイックミラーと、  
前記蛍光とは波長帯域が異なる特定光を発する第1光源と、  
前記蛍光の光路上に配置され、前記蛍光を反射させて前記特定光を透過させることにより前記蛍光の光路と前記紫色光の光路とを統合し、かつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる特性を有する第2ダイクロイックミラーと、  
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

40

【符号の説明】

【0112】

- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置

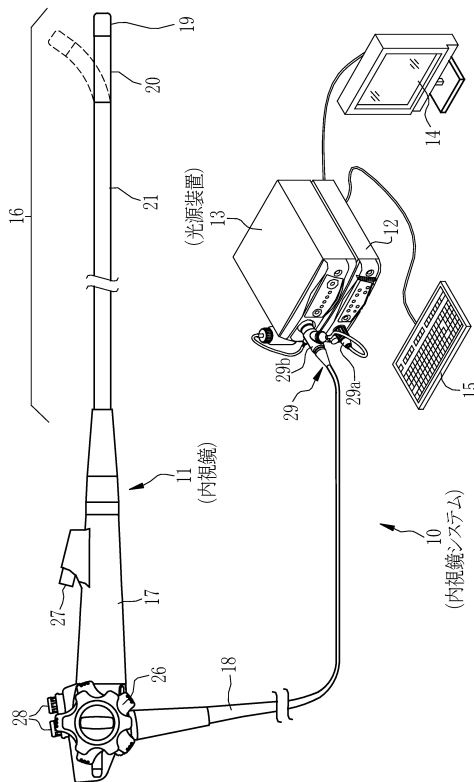
50

- 3 0 光源部
- 3 2 ライトガイド
- 3 2 a 入射端
- 3 3 撮像素子
- 3 3 a 撮像面
- 3 8 カラーフィルタアレイ
- 5 0 回転蛍光体
- 5 5 a ~ 5 5 d 第 1 ~ 第 4 D M
- 5 8 a ~ 5 8 e 第 1 ~ 第 5 コリメータレンズ
- 6 0 ホイール板
- 6 1 蛍光体層
- 6 4 照射位置
- 7 0 回転蛍光体
- 7 1 蛍光体層
- 7 1 a , 7 1 b 第 1 及び第 2 領域
- 8 0 回転蛍光体
- 8 1 蛍光体層
- 8 1 a ~ 8 1 c 第 1 ~ 第 3 領域
- 9 0 回転蛍光体
- 9 1 蛍光体層
- 9 1 a ~ 9 1 c 第 1 ~ 第 3 蛍光体材料
- 9 1 d バインダ

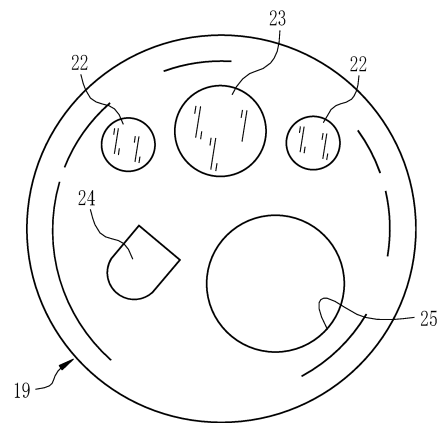
10

20

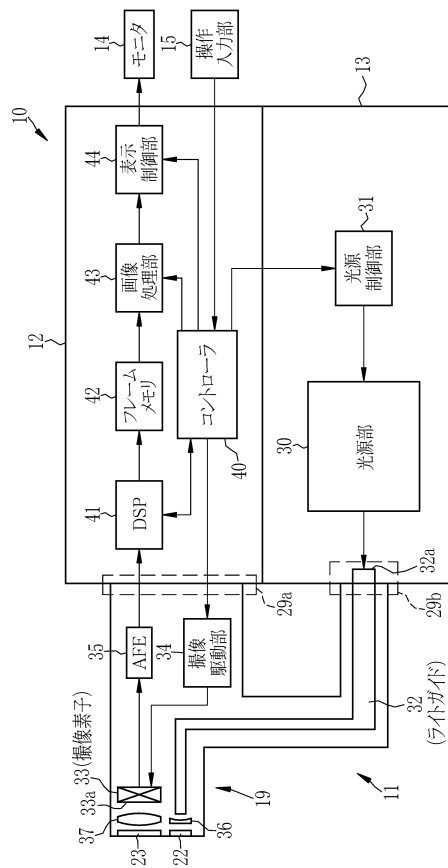
【 図 1 】



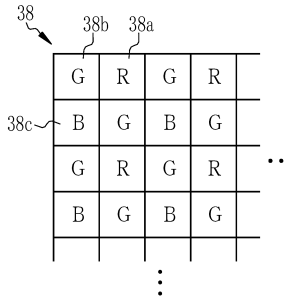
【 図 2 】



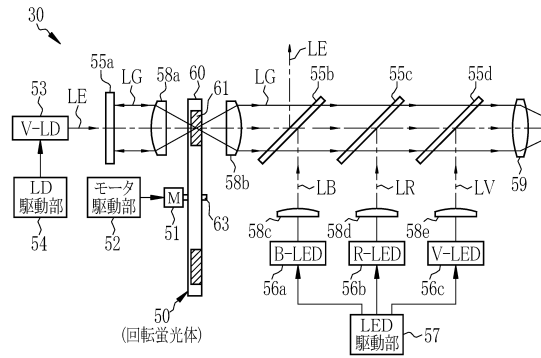
【図3】



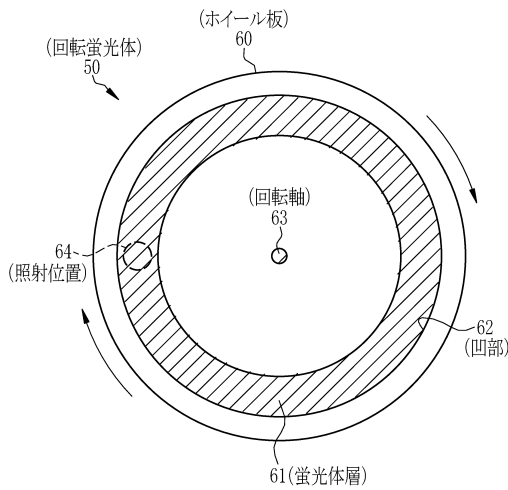
【図4】



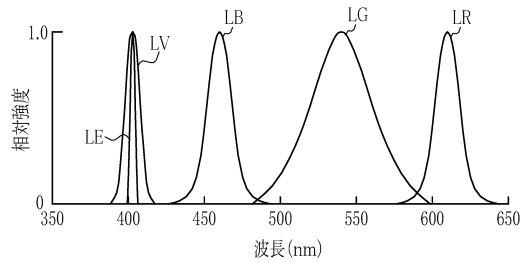
【図5】



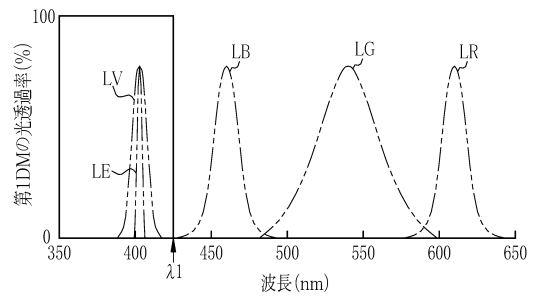
【図6】



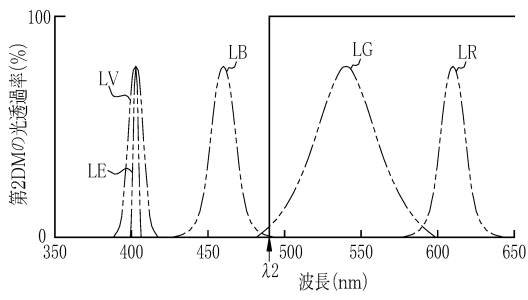
【図7】



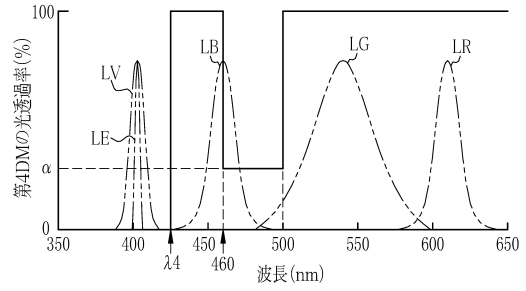
【図8】



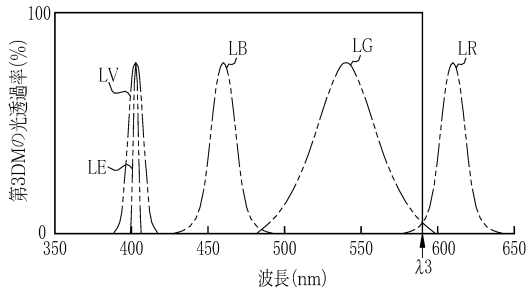
【図9】



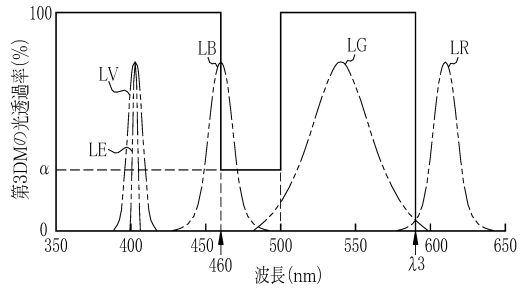
【図11】



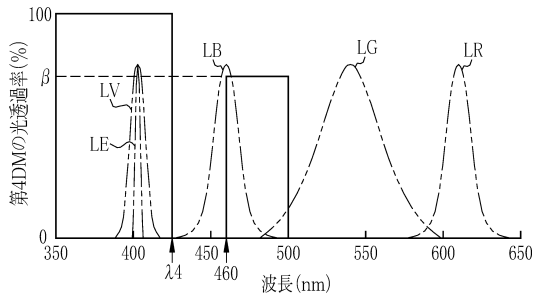
【図10】



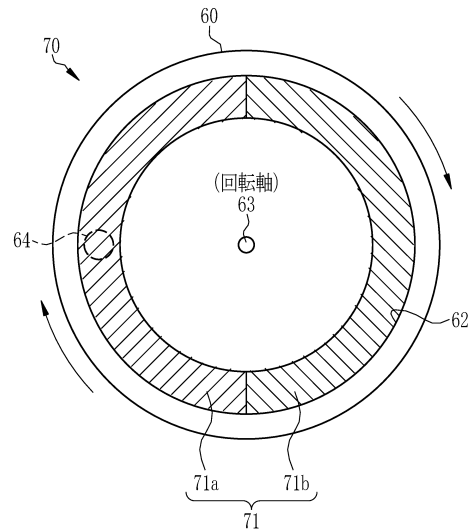
【図12】



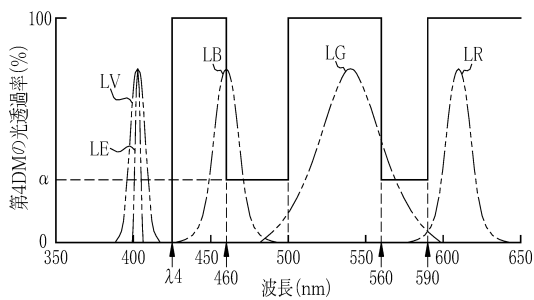
【図13】



【図15】

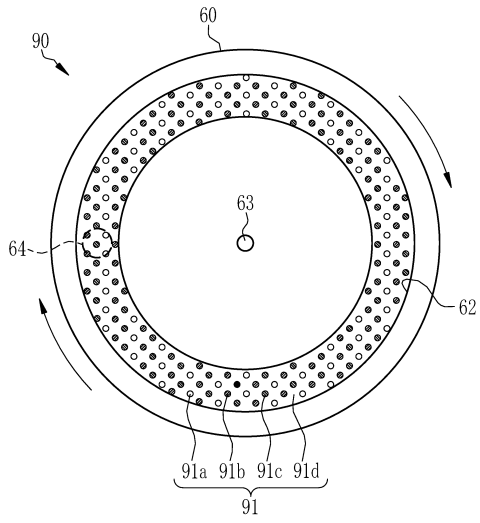


【図14】





【 図 2 1 】



---

フロントページの続き

審査官 高 芳徳

- (56)参考文献 特表2014-506719(JP,A)  
特開2013-215435(JP,A)  
国際公開第2011/010534(WO,A1)  
特開2014-036759(JP,A)  
特開2009-153712(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32  
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	用于内窥镜和内窥镜系统的光源装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP6505792B2</a>	公开(公告)日	2019-04-24
申请号	JP2017163976	申请日	2017-08-29
[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 大橋永治 杉崎誠		
发明人	森本 美範 大橋 永治 杉▲崎▼ 誠		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/00 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/07.735 A61B1/00.510 G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/06.611 A61B1/07.731 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA11 2H040/CA04 2H040/CA06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF40 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR18		
其他公开文献	JP2017209530A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜光源装置和内窥镜系统，其能够在不增加装置配置的尺寸的情况下减小460nm或更大且500nm或更小的波长带中的光强度。V-LD 53发射激发光LE。作为荧光体之一的旋转荧光体50在被激发光LED照射时发出绿光和红光作为荧光。V-LED 56c发射紫光LV。第四个DM 55d集成了荧光的光路和紫光LV的光路。[选定图]图16

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6505792号 (P6505792)
(45) 発行日 平成31年4月24日 (2019. 4. 24)		(24) 登録日 平成31年4月5日 (2019. 4. 5)
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/07 (2006. 01)	A 6 1 B 1/07 7 3 5	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 1 0	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)	G 0 2 B 23/26 B	
請求項の数 8 (全 22 頁)		
(21) 出願番号 特願2017-163976 (P2017-163976)	(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成29年8月29日 (2017. 8. 29)	東京都港区西麻布2丁目26番30号	
(62) 分割の表示 特願2014-120471 (P2014-120471)の分割	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
原出願日 平成26年6月11日 (2014. 6. 11)	(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	
(65) 公開番号 特願2017-209530 (P2017-209530A)	(72) 発明者 大橋 永治 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29年11月30日 (2017. 11. 30)	(72) 発明者 杉▲崎▼ 誠 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8月29日 (2017. 8. 29)		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		