

(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2015-231467

(P2015-231467A)

(43) 公開日 平成27年12月24日(2015.12.24)

(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	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2014-119405 (P2014-119405)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成26年6月10日 (2014. 6. 10)		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	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(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	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
		(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
		Fターム(参考)	2H040 BA09 CA04

最終頁に続く

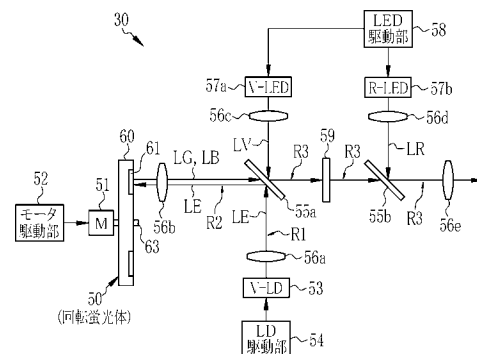
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 緑色光と青色光との強度のバランスを保ちつつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減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。

【解決手段】 第1DM55aは、V-LD53から入射する励起光LEを反射させることにより、励起光LEを回転蛍光体50に照射させる。回転蛍光体50は、励起光LEの照射により緑色光LGを発する第1領域と、励起光LEの照射により青色光LBを発する第2領域とを有し、回転に伴って第1領域及び第2領域が励起光LEの照射位置を通過する。第1DM55aは、回転蛍光体50から発せられた緑色光LG及び青色光LBを透過させる。ノッチフィルタ59は、緑色光LG及び青色光LBの光路上に設けられており、緑色光LG及び青色光LBから、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させる。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

励起光を発する励起光源と、

前記励起光の照射により緑色の第 1 蛍光を発する第 1 領域と、前記励起光の照射により青色の第 2 蛍光を発する第 2 領域とを有し、回転に伴って前記第 1 領域及び前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、

前記励起光源から第 1 光路を経て入射する前記励起光を、前記回転蛍光体に向けて、前記第 1 光路と異なる第 2 光路に射出し、前記回転蛍光体から前記第 2 光路を経て入射する前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光を、前記第 1 光路と異なる第 3 光路に射出する第 1 光学部材と、

前記第 2 光路または前記第 3 光路上に設けられ、前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光から 460nm 以上 500nm 以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記励起光及び前記第 2 蛍光のピーク波長は 460nm 以下であり、前記第 1 蛍光のピーク波長は 500nm 以上であ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】

紫色光を発する紫色光源を備え、

前記第 1 光学部材は、前記紫色光源から発せられた前記紫色光の光路を、前記第 3 光路に統合す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】

赤色光を発する赤色光源と、

前記赤色光源から発せられた赤色光の光路を、前記第 3 光路に統合する第 2 光学部材と、
を備えることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記紫色光源は、前記第 1 領域が前記励起光の照射位置を通過している第 1 期間に前記紫色光を発し、前記赤色光源は、前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過している第 2 期間に前記赤色光を発することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 領域は、前記励起光の照射により赤色の第 3 蛍光を発する蛍光体材料を含み、
前記第 1 蛍光と前記第 3 蛍光とが混合された黄色光を発することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記回転蛍光体は、前記励起光の照射により赤色の第 3 蛍光を発する第 3 領域を有し、
回転に伴って前記第 1 領域、前記第 2 領域、前記第 3 領域が前記励起光の照射位置を通過することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記紫色光源は、前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過している第 2 期間に前記紫色光を発することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 9】

前記励起光源は、前記第 1 領域が前記励起光の照射位置を通過している第 1 期間と、前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過している第 2 期間とで、前記励起光の発光強度を変更することを特徴とする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

励起光を発する励起光源と、

前記励起光の照射により緑色の第 1 蛍光を発する第 1 領域と、前記励起光の照射により青色の第 2 蛍光を発する第 2 領域とを有し、回転に伴って前記第 1 領域及び前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、

前記励起光源から第 1 光路を経て入射する前記励起光を、前記回転蛍光体に向けて、前記第 1 光路と異なる第 2 光路に射出し、前記回転蛍光体から前記第 2 光路を経て入射する

10

20

30

40

50

前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光を、前記第 1 光路と異なる第 3 光路に射出する第 1 光学部材と、

前記第 2 光路または前記第 3 光路上に設けられ、前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光から 460nm 以上 500nm 以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、を備える光源装置と、

前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光の少なくとも一方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、

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】

10

【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、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。電子内視鏡は、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、電子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。

20

【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】

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、励起光の入射により蛍光（緑色光）を発する蛍光体と、励起光を反射させ蛍光を透過させる光学部材としてダイクロイックミラーとが設けられた内視鏡用光源装置が知られている（特許文献 1 参照）。この内視鏡用光源装置では、励起光源から射出された励起光がダイクロイックミラーで反射されて蛍光体に照射される。蛍光体は、励起光の照射に応じて、ダイクロイックミラーに向けて緑色光を発する。この蛍光は、ダイクロイックミラーを透過して射出される。

30

【0005】

特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、緑色光の他に、青色光、赤色光、紫色光を発生するために、青色光源（青色LED）、赤色光源（赤色LED）、紫色光源（紫色LED）が設けられている。また、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。

【0006】

40

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。

【0007】

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

50

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】

【0008】

【特許文献 1】特開 2013 - 215435 号公報

【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】

【0009】

10

特許文献 1 に記載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。

【0010】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、緑色光は、蛍光体により生成されるので高輝度であるのに対して、青色光は、LEDにより生成されるので低輝度である。460nm～500nmの波長帯域は、青色光の長波長側の一部と緑色光の低波長側の一部とを含むので、この波長帯域の光強度を低減すると、青色光の光強度の更なる低下を招き、緑色光とのバランスが取れなくなる。

【0011】

20

例えば、検体までの撮像距離が大きい遠景観察では、観察画像の明るさが低下するので、照明光の光量を上げることが好ましいが、LEDにより生成される青色光は光量を上げることができず、緑色光とのバランスが取れなくなる。

【0012】

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おいて、緑色光と青色光との強度のバランスを保ちつつ、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減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】

【0013】

30

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、励起光の照射により緑色の第 1 蛍光を発する第 1 領域と、励起光の照射により青色の第 2 蛍光を発する第 2 領域とを有し、回転に伴って第 1 領域及び第 2 領域が励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、励起光源から第 1 光路を経て入射する励起光を、回転蛍光体に向けて、第 1 光路と異なる第 2 光路に射出し、回転蛍光体から第 2 光路を経て入射する第 1 蛍光及び第 2 蛍光を、第 1 光路と異なる第 3 光路に射出する第 1 光学部材と、第 2 光路または第 3 光路上に設けられ、第 1 蛍光及び第 2 蛍光から 460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、を備える。

【0014】

励起光及び第 2 蛍光のピーク波長は 460nm以下であり、第 1 蛍光のピーク波長は 500nm以上であることが好ましい。

40

【0015】

紫色光を発する紫色光源を備え、第 1 光学部材は、紫色光源から発せられた紫色光の光路を、第 3 光路に統合することが好ましい。

【0016】

赤色光を発する赤色光源と、赤色光源から発せられた赤色光の光路を、第 3 光路に統合する第 2 光学部材と、を備えることが好ましい。

【0017】

紫色光源は、第 1 領域が励起光の照射位置を通過している第 1 期間に紫色光を発し、赤色光源は、第 2 領域が励起光の照射位置を通過している第 2 期間に赤色光を発することが

50

好ましい。

【0018】

第1領域は、励起光の照射により赤色の第3蛍光を発する蛍光体材料を含み、第1蛍光と第3蛍光とが混合された黄色光を発するものであっても良い。

【0019】

回転蛍光体は、励起光の照射により赤色の第3蛍光を発する第3領域を有し、回転に伴って第1領域、第2領域、第3領域が励起光の照射位置を通過するものであっても良い。この場合、紫色光源は、第2領域が励起光の照射位置を通過している第2期間に紫色光を発することが好ましい。

【0020】

励起光源は、第1領域が励起光の照射位置を通過している第1期間と、第2領域が励起光の照射位置を通過している第2期間とで、励起光の発光強度を変更することが好ましい。

【0021】

本発明の内視鏡システムは、励起光を発する励起光源と、励起光の照射により緑色の第1蛍光を発する第1領域と、励起光の照射により青色の第2蛍光を発する第2領域とを有し、回転に伴って第1領域及び第2領域が励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、励起光源から第1光路を経て入射する励起光を、回転蛍光体に向けて、第1光路と異なる第2光路に射出し、回転蛍光体から第2光路を経て入射する第1蛍光及び第2蛍光を、第1光路と異なる第3光路に射出する第1光学部材と、第2光路または第3光路上に設けられ、第1蛍光及び第2蛍光から460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、を備える光源装置と、第1蛍光及び第2蛍光の少なくとも一方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】

【0022】

本発明によれば、回転蛍光体が、緑色の第1蛍光を発する第1領域と、青色の第2蛍光を発する第2領域とを有し、回転蛍光体から発せられる第1蛍光及び第2蛍光の光路上に、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタが設けられているので、緑色光と青色光との強度のバランスを保ちつつ、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】

【0023】

【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】カラーフィルタア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】ノッチフィルタの光学特性を示すグラフである。

【図10】第2DMの光学特性を示すグラフである。

【図11】光源部及び撮像素子の駆動タイミングを説明するタイミング図である。

【図12】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13】第2DMの射出側に設けたノッチフィルタの光学特性を示すグラフである。

【図14】ノッチ特性を持たせた第1DMの光学特性を示すグラフである。

【図15】ノッチ特性を持たせた第2DMの光学特性を示すグラフである。

【図16】光源部の変形例を示す図である。

【図17】第3実施形態の回転蛍光体の構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 18】第 4 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】

【0024】

[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。

10

【0025】

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。

【0026】

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。

20

【0027】

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。

【0028】

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。

30

【0029】

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。

40

【0030】

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。

【0031】

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（A F E : 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 2

50

9 b に配置されたライトガイド 3 2 の入射端 3 2 a が光源部 3 0 の出射端に対向する。先端部 1 9 に位置するライトガイド 3 2 の出射端は、2 つの照明窓 2 2 にそれぞれ光が導光されるように、照明窓 2 2 の前段で 2 本に分岐している。

【 0 0 3 2 】

照明窓 2 2 の奥には、照射レンズ 3 6 が配置されている。光源装置 1 3 から供給された照明光は、ライトガイド 3 2 により照射レンズ 3 6 に導光されて照明窓 2 2 から観察部位に向けて照射される。照射レンズ 3 6 は、凹レンズであり、ライトガイド 3 2 から出射する照明光を、観察部位の広い範囲に照射する。

【 0 0 3 3 】

観察窓 2 3 の奥には、対物光学系 3 7 を介して撮像素子 3 3 が配置されている。観察部位の像（反射光）は、観察窓 2 3 を通して対物光学系 3 7 に入射し、対物光学系 3 7 によって撮像素子 3 3 の撮像面 3 3 a に結像される。

【 0 0 3 4 】

撮像素子 3 3 は、単板カラー方式の C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (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 3 3 a に形成されている。撮像面 3 3 a には、図 4 に示すカラーフィルタアレイ 3 8 が設けられている。このカラーフィルタアレイ 3 8 は、赤色 (R) フィルタ 3 8 a と、緑色 (G) フィルタ 3 8 b と、青色 (B) フィルタ 3 8 c とで構成されている。各フィルタ 3 8 a , 3 8 b , 3 8 c 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 3 8 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 3 8 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。

【 0 0 3 5 】

R フィルタ 3 8 a が配置された画素は、後述する赤色光 L R を受光する。G フィルタ 3 8 b が配置された画素は、後述する緑色光 L G を受光する。B フィルタ 3 8 c が配置された画素は、後述する青色光 L B 及び紫色光 L V を受光する。

【 0 0 3 6 】

撮像素子 3 3 は、撮像駆動部 3 4 により駆動され、撮像面 3 3 a に結像された像を、カラーフィルタアレイ 3 8 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。

【 0 0 3 7 】

A F E 3 5 は、相関二重サンプリング（C D S : Correlated Double Sampling）回路、自動ゲイン制御（A G C : 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。C D S 回路は、撮像素子 3 3 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。A G C 回路は、C D S 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、A G C 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 1 2 に入力する。

【 0 0 3 8 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部としてのコントローラ 4 0 と、D S P (Digital Signal Processor) 4 1 と、フレームメモリ 4 2 と、画像処理部 4 3 と、表示制御部 4 4 とを有している。コントローラ 4 0 は、C P U (Central Processing Unit)、制御プログラムや制御に必要な設定データを記憶する R O M (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 R A M (Random Access Memory) 等を有し、C P U 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 1 2 の各部と、光源制御部 3 1 と、撮像駆動部 3 4 とを制御する。

【 0 0 3 9 】

D S P 4 1 は、通信用コネクタ 2 9 a を介して A F E 3 5 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

10

20

30

40

50

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。

【0040】

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、コンポ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。

【0041】

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及び第2ダイクロイックミラー(DM)55a, 55bと、第1～第5レンズ56a～56eと、紫色LED(V-LED)57aと、赤色LED(R-LED)57bと、LED駆動部58と、ノッチフィルタ59とを有している。V-LD53、V-LED57a、R-LED57bは、それぞれ特許請求の範囲に記載の励起光源、紫色光源、赤色光源に相当する。

【0042】

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、銅、アルミニウム、ステンレス等の金属で形成されている。

【0043】

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。また、蛍光体層61は、緑色光LG(第1蛍光)を発する第1領域61aと、青色光LB(第2蛍光)を発する第2領域61bとに分けられる。第1領域61a及び第2領域61bは、それぞれ回転軸63を中心とした円周状の蛍光体層61を半分に分割する領域である。

【0044】

第1領域61aは、バインダ(図示せず)に、蛍光体材料として、例えば β -SiAlON(β -Si_{6-x}Al_xO_xN_{8-x})を分散させた領域であり、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。第2領域61bは、バインダ(図示せず)に、蛍光体材料として、例えばBAM(BaMgAl₁₁O₁₇:Eu²⁺)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。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。青色光LBは、波長帯域が約410nm～510nmであり、ピーク波長が約460nmである。

【0045】

青色光LB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LGは、青色光LB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。

【0046】

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。

【0047】

第1レンズ56aは、V-LD53が射出する励起光LEの光路上に配置されており、励起光LEを集光し、第1DM55aに入射させる。以下、V-LD53から第1DM55aまでの光路を、第1光路R1と言う。第1DM55aは、第1光路R1が、一方の面に対して45°の角度をなすように配置されている。第1DM55aは、図8に示すよう

10

20

30

40

50

に、約 425 nm に閾値 λ_1 を有し、閾値 λ_1 以上の波長の光を透過させ、閾値 λ_1 より小さい波長の光を反射させる。すなわち、第 1 DM 55 a は、第 1 レンズ 56 a から入射した励起光 LE を反射させる。

【0048】

第 2 レンズ 56 b は、第 1 DM 55 a により反射された励起光 LE の光路上に配置されており、励起光 LE を集光し、回転蛍光体 50 に入射させる。具体的には、励起光 LE は、第 2 レンズ 56 b により集光され、回転蛍光体 50 の蛍光体層 61 に照射される。以下、第 1 DM 55 a から回転蛍光体 50 までの光路を、第 2 光路 R2 と言う。第 2 光路 R2 は、第 1 光路 R1 とは 90° の角度をなしている。

【0049】

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 の一部分に連続的に照射される。したがって、ホイール板 60 の回転に伴って、第 1 領域 61 a 及び第 2 領域 61 b が励起光 LE の照射位置 64 (図 6 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。

【0050】

回転蛍光体 50 から発せられた緑色光 LG 及び青色光 LB は、それぞれ第 2 レンズ 56 b により集光され、第 1 DM 55 a に向けて射出される。緑色光 LG 及び青色光 LB は、第 2 光路 R2 を経て第 1 DM 55 a に入射する。第 1 DM 55 a が前述の光学特性を有することにより、緑色光 LG 及び青色光 LB のほぼ全ての成分は、第 1 DM 55 a を透過して、第 1 DM 55 a から射出される。以下、第 1 DM 55 a から射出される緑色光 LG 及び青色光 LB の光路を、第 3 光路 R3 と言う。第 3 光路 R3 は、第 1 光路 R1 とは 90° の角度をなしている。

【0051】

V-LED 57 a は、図 7 に示すように、波長帯域が約 395 nm ~ 415 nm で、ピーク波長が約 405 nm の紫色光 LV を発する。この紫色光 LV は、青色光 LB よりも生体組織表層のヘモグロビンに吸収されやすく、かつ血管周辺の生体組織内には拡散せずに反射される光である。R-LED 57 b は、波長帯域が約 580 nm ~ 640 nm で、ピーク波長が約 620 nm の赤色光 LR を発する。

【0052】

LED 駆動部 58 は、光源制御部 31 の制御に基づいて、V-LED 57 a 及び R-LED 57 b のそれぞれを駆動するための LED 駆動信号 (駆動電流または駆動電圧) を生成し、V-LED 57 a 及び R-LED 57 b に供給する。

【0053】

第 3 レンズ 56 c は、V-LED 57 a が射出する紫色光 LV の光路上に配置されており、紫色光 LV を集光する。第 3 レンズ 56 c から射出された紫色光 LV の光路には、前述の第 1 DM 55 a が配置されている。

【0054】

具体的には、第 1 DM 55 a は、第 3 レンズ 56 c から射出された紫色光 LV が、他方の面 (励起光 LE が入射する面とは反対側の面) に対して 45° の角度で入射するように配置されている。第 1 DM 55 a は、前述の光学特性を有するので、第 3 レンズ 56 c から入射した紫色光 LV を反射させる。これにより、紫色光 LV の光路が、緑色光 LG 及び青色光 LB が伝播する第 3 光路 R3 に統合される。

【0055】

この第 3 光路 R3 上には、ノッチフィルタ 59 が配置されている。ノッチフィルタ 59 の光学特性は、図 9 に示すように、460 nm ~ 500 nm (460 nm 以上 500 nm 以下) の波長帯域に対する光透過率が α (例えば、 $\alpha = 30\%$) であり、それ以外の透過率はほぼ 100% である。すなわち、ノッチフィルタ 59 は、青色光 LB 及び緑色光 LG

10

20

30

40

50

から、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させる。光透過率 α は、青色光LBのピーク波長における光強度に対して、460nm～500nmの波長帯域の光強度を20%～70%の範囲内とする値であることが好ましい。但し、光透過率 α は、これを満たす値には限られず、例えば0%であっても良い。

【0056】

第4レンズ56dは、R-LED57bが射出する赤色光LRの光路上に配置されており、赤色光LRを集光する。第4レンズ56dから射出された赤色光LRの光路には、第2DM55bが配置されている。第2DM55bは、図10に示すように、約580nmに閾値 λ_2 を有し、閾値 λ_2 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_2 より小さい波長の光を透過させる。

10

【0057】

第2DM55bは、第4レンズ56dから射出された赤色光LRの光路が、一方の面に対して45°の角度をなし、第3光路R3が、他方の面に対して45°の角度をなすように配置されている。ノッチフィルタ59を透過した光のほぼ全ての成分は、第2DM55bを透過し、赤色光LRは、第2DM55bにより反射される。これにより、赤色光LRの光路が、ノッチフィルタ59を透過した光が伝播する第3光路R3に統合される。

【0058】

第5レンズ56eは、第2DM55bから射出される紫色光LV、青色光LB、緑色光LG、及び赤色光LRが伝播する第3光路R3上に配置されており、これらの光を集光する。また、第5レンズ56eは、光源用コネクタ29bの近傍に配置されており、集光した光をライトガイド32の入射端32aに入射させる。

20

【0059】

次に、光源部30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50の回転、V-LED57a及びR-LED57bの発光、撮像素子33の撮像は、互いに同期して制御される。

【0060】

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、V-LED57a及びR-LED57b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。

30

【0061】

具体的には、コントローラ40は、回転蛍光体50のホイール板60を一定の周期Tで回転させ、V-LED53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11に示すように、回転周期Tの前半は、前述の第1領域61a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61b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。

【0062】

コントローラ40は、第1期間P1にのみV-LED57aを駆動して紫色光LVを発生させ、第2期間P2にのみR-LED57b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P2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。

40

【0063】

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。

50

【 0 0 6 4 】

ここで、第 1 照明光に含まれる緑色光 L G と紫色光 L V とは、波長帯域が互いに離れているので、撮像素子 3 3 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 L B と赤色光 L R とは、波長帯域が互いに離れているので、撮像素子 3 3 により色分離性良く撮像が行われる。

【 0 0 6 5 】

D S P 4 1 は、第 1 撮像信号 S 1 に含まれる G 信号及び B 信号と、第 2 撮像信号 S 2 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 S 1 に含まれる B 信号は、紫色光 L V に基づくものであり、第 2 撮像信号 S 2 に含まれる B 信号は、青色光 L B 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 S 1 に含まれる B 信号と第 2 撮像信号 S 2 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。

10

【 0 0 6 6 】

D S P 4 1 は、図 1 2 に示すように、撮像素子 3 3 から第 1 撮像信号 S 1 または第 2 撮像信号 S 2 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、画像データは、回転周期 T の半分の時間 ($T / 2$) 毎に更新される。この更新される周期 ($T / 2$) が前述の 1 フレーム周期である。

【 0 0 6 7 】

20

このように第 1 及び第 2 撮像信号 S 1 , S 2 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 S 1 のみから観察画像を生成しても良い。第 1 撮像信号 S 1 は、緑色光 L G と紫色光 L V とに基づく信号であるので、第 1 撮像信号 S 1 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。

【 0 0 6 8 】

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。

30

【 0 0 6 9 】

観察が開始すると、回転蛍光体 5 0 のホイール板 6 0 が回転周期 T で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 光路 R 1 を経て第 1 D M 5 5 a に入射し、第 1 D M 5 5 a により反射される。第 1 D M 5 5 a により反射された励起光 L E は、第 1 光路 R 1 とは異なる第 2 光路 R 2 を経て、ホイール板 6 0 の蛍光体層 6 1 に照射される。ホイール板 6 0 の回転に伴って、第 1 領域 6 1 a 及び第 2 領域 6 1 b が励起光 L E の照射位置 6 4 を交互に通過する。第 1 領域 6 1 a が照射位置 6 4 を通過する第 1 期間 P 1 には緑色光 L G が発せられ、第 2 領域 6 1 b が照射位置 6 4 を通過する第 2 期間 P 2 には青色光 L B が発せられる。

【 0 0 7 0 】

40

第 1 期間 P 1 には、回転蛍光体 5 0 から第 1 D M 5 5 a に向けて緑色光 L G が発せられ、この緑色光 L G は、第 2 光路 R 2 を経て第 1 D M 5 5 a に入射し、第 1 D M 5 5 a を透過して、第 1 光路 R 1 とは異なる第 3 光路 R 3 に射出される。また、第 1 期間 P 1 には、V - L E D 5 7 a が駆動されて紫色光 L V が発せられ、第 1 D M 5 5 a により反射される。これにより、緑色光 L G 及び紫色光 L V が合波されてノッチフィルタ 5 9 に入射し、ノッチフィルタ 5 9 により、緑色光 L G から、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光強度が低減される。ノッチフィルタ 5 9 を透過した緑色光 L G 及び紫色光 L V は、第 2 D M 5 5 b を透過し、第 1 照明光としてライトガイド 3 2 に供給される。

【 0 0 7 1 】

第 2 期間 P 2 には、回転蛍光体 5 0 から第 1 D M 5 5 a に向けて青色光 L B が発せられ

50

、この青色光 L B は、第 2 光路 R 2 を経て第 1 D M 5 5 a に入射し、第 1 D M 5 5 a を透過して第 3 光路 R 3 に射出される。第 3 光路 R 3 に射出された青色光 L B は、ノッチフィルタ 5 9 に入射し、ノッチフィルタ 5 9 により、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光強度が低減される。ノッチフィルタ 5 9 を透過した青色光 L B は、第 2 D M 5 5 b を透過する。第 2 期間 P 2 には、R - L E D 5 7 b が駆動されて赤色光 L R が発せられ、第 2 D M 5 5 b により反射される。これにより、青色光 L B 及び赤色光 L R が合波され、第 2 照明光としてライトガイド 3 2 に供給される。

【 0 0 7 2 】

内視鏡 1 1 では、第 1 照明光及び第 2 照明光が交互にライトガイド 3 2 を介して照明窓 2 2 に導光され、照明窓 2 2 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 2 3 から対物光学系 3 7 を介して撮像素子 3 3 に入射する。撮像素子 3 3 は、1 フレーム周期（回転周期 T の半分）毎に入射光を撮像（光電変換）して撮像信号を生成する。具体的には、第 1 期間 P 1 における撮像によって第 1 撮像信号 S 1 を生成し、第 2 期間 P 2 における撮像によって第 2 撮像信号 S 2 を生成する。第 1 及び第 2 撮像信号 S 1 , S 2 はそれぞれ、A F E 3 5 により、C D S 、A G C 、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 1 2 の D S P 4 1 に入力される。

【 0 0 7 3 】

D S P 4 1 では、内視鏡 1 1 から入力された第 1 及び第 2 撮像信号 S 1 , S 2 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 4 2 に記憶される。このとき、画像データは、第 1 撮像信号 S 1 に含まれる G 信号及び B 信号と、第 2 撮像信号 S 2 に含まれる B 信号及び R 信号とに基づいて生成される。この画像データの生成は、図 1 2 に示すように、第 1 及び第 2 撮像信号 S 1 , S 2 のいずれか一方が入力されるたびに行われる。

【 0 0 7 4 】

フレームメモリ 4 2 に記憶された画像データは、画像処理部 4 3 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 4 4 を介してモニタ 1 4 に表示される。モニタ 1 4 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。

【 0 0 7 5 】

この観察画像は、紫色光 L V 、青色光 L B 、緑色光 L G 、及び赤色光 L R 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 4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m 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。

【 0 0 7 6 】

また、緑色光 L G 及び青色光 L B 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、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光強度を低減させることによる青色光の光強度の低下による影響は少なく、緑色光 L G と青色光 L B との強度のバランスが保たれる。

【 0 0 7 7 】

なお、上記実施形態では、ノッチフィルタ 5 9 を第 1 D M 5 5 a と第 2 D M 5 5 b との間の第 3 光路 R 3 上に配置しているが、緑色光 L G 及び青色光 L B の光路上であれば、いずれの位置に配置しても良い。例えば、第 2 D M 5 5 b の射出側（第 1 D M 5 5 a とは反対側）の第 3 光路 R 3 上に配置しても良いし、ノッチフィルタ 5 9 を、回転蛍光体 5 0 と第 1 D M 5 5 a との間の第 2 光路 R 2 上に配置しても良い。

【 0 0 7 8 】

ノッチフィルタ 5 9 を第 2 D M 5 5 b の射出側に設ける場合には、図 1 3 に示すように、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光強度を低減させる第 1 のノッチ特性に加えて、5 6 0 n m ~ 5 9 0 n m （5 6 0 n m 以上 5 9 0 n m 以下）の波長帯域の光強度を低減させる第 2 のノッチ特性をノッチフィルタ 5 9 に持たせることが好ましい。この第 2 のノッチ特性により、緑色光 L G 及び赤色光 L R がそれぞれ部分的に減光され、緑色光 L G 及び赤色光 L R 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

10

20

30

40

50

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 α ）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。

【0079】

さらに、図9に示すノッチ特性を、第1DM55aまたは第2DM55bに持たせ、ノッチフィルタ59を省略することも可能である。これにより、光源部30が小型化するという利点がある。図14は、第1DM55aに、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるノッチ特性を持たせた場合の光学特性を示す。図15は、第2DM55bに、460nm～500nmの波長帯域の光強度を低減させるノッチ特性を持たせた場合の光学特性を示す。

10

【0080】

上記実施形態では、第1DM55aを、閾値 λ_1 以上の波長の光を透過させ、閾値 λ_1 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 λ_1 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_1 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、回転蛍光体50、V-LD53、V-LED57aは、第1DM55aに対して図16に示すように配置され、第1DM55aにより、第1DM55aを透過する紫色光LVの光路が、第1DM55aにより反射された緑色光LG及び青色光LBの光路（第3光路R3）に統合される。

【0081】

20

上記実施形態では、第2DM55bを、閾値 λ_2 以上の波長の光を反射させ、閾値 λ_2 より小さい波長の光を透過させているが、これとは逆に、閾値 λ_2 以上の波長の光を透過させ、閾値 λ_2 より小さい波長の光を反射させるものとしても良い。この場合、第2DM55bにより、第2DM55bを透過した赤色光LRの光路が、第2DM55bにより反射された緑色光LG、青色光LB、及び紫色光LVの光路（第3光路R3）に統合される。

【0082】

したがって、第1DM55a及び第2DM55b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の一方を生じさせ、閾値より小さい波長の光に対して反射及び透過のうちの他方を生じさせれば良いので、表1に示すように、第1DM55a及び第2DM55b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4通りのパターンが可能である。図5に示す構成は第1のパターンに対応しており、図16に示す構成は第2のパターンに対応している。

30

【0083】

【表1】

パターン		LV, LE	LB	LG	LR
1	第1DM	反射	透過		
	第2DM	透過			反射
2	第1DM	透過	反射		
	第2DM	透過			反射
3	第1DM	反射	透過		
	第2DM	反射			透過
4	第1DM	透過	反射		
	第2DM	反射			透過

40

【0084】

50

上記実施形態では、図 11 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、上記実施形態に比べて撮像の色分離性は低下するが、DSP 41 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。

【0085】

また、この場合には、V-LED 57a 及び R-LED 57b を常時駆動して、紫色光 LV 及び赤色光 LR 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 50 の回転とを非同期としても良い。

10

【0086】

上記実施形態では、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。

【0087】

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。

20

【0088】

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。

30

【0089】

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にあると判定し、露光量が一定値より大きい場合には近景観察状態にあると判定すれば良い。

【0090】

また、上記実施形態では、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を用いて観察画像（以下、通常観察画像という）を生成しているが、赤色光 LR を除いた、紫色光 LV、青色光 LB、緑色光 LG からなる照明光（特殊光）を用いて観察画像（以下、特殊観察画像という）を生成しても良い。

40

【0091】

通常観察モードと特殊観察モードとを設け、特殊観察モード時には、R-LED 57b を駆動せず、赤色光 LR を非発光とすれば良い。また、特殊観察モード時には、B 信号及び G 信号のみで特殊観察画像を生成する。特殊観察画像のモニタ 14 への表示は、例えば、B 信号をモニタ 14 の B チャンネル及び G チャンネルに割り当て、G 信号をモニタ 14 の R チャンネルに割り当てることにより行う。

【0092】

50

上記実施形態では、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）を用いているが、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。

【0093】

通常観察モードにおいて、第 1 期間 P1 及び第 2 期間 P2 に対する紫色光 LV 及び赤色光 LR の発光タイミングは、表 2 に示す 3 つのパターンが考えられる。第 1 のパターンは、第 1 期間 P1 に紫色光 LV を発光させ、第 2 期間 P2 に赤色光 LR を発光させる駆動方式であり、上記実施形態と同一である。第 2 のパターンは、第 1 のパターンとは逆に、第 1 期間 P1 に赤色光 LR を発光させ、第 2 期間 P2 に紫色光 LV を発光させる駆動方式である。第 3 のパターンは、第 1 期間 P1 及び第 2 期間 P2 の両方の期間に紫色光 LV 及び赤色光 LR を発光させる駆動方式である。

10

【0094】

この通常観察モードでは、カラーセンサは、第 1 ～ 第 3 のパターンにおいて使用可能である。しかし、第 1 ～ 第 3 のパターンのいずれにおいても、各期間において異なる波長帯の光が混合されるため、モノクロセンサを使用することはできない。

【0095】

【表 2】

通常観察モード				
パターン	第1期間	第2期間	カラーセンサ	モノクロセンサ
1	LV	LR	使用可	使用不可
2	LR	LV	使用可	使用不可
3	LV, LR	LV, LR	使用可	使用不可

20

【0096】

特殊観察モードにおいて、第 1 期間 P1 及び第 2 期間 P2 に対する紫色光 LV 及び赤色光 LR の発光タイミングは、表 3 に示す 3 つのパターンが考えられる。第 1 のパターンは、第 1 期間 P1 に紫色光 LV を発光させる駆動方式である。第 2 のパターンは、第 1 のパターンとは逆に、第 2 期間 P2 に紫色光 LV を発光させる駆動方式である。第 3 のパターンは、第 1 期間 P1 及び第 2 期間 P2 の両方の期間に紫色光 LV を発光させる駆動方式である。

30

【0097】

この特殊観察モードでは、カラーセンサは、第 1 ～ 第 3 のパターンにおいて使用可能である。第 1 ～ 第 3 のパターンのうち、第 2 のパターンでは、第 1 期間 P1 に緑色光 LG が発せられ、第 2 期間 P2 には青色光 LB と紫色光 LV とが発せられる。青色光 LB 及び紫色光 LV は、共に観察画像中の B 信号に関わる光であるため、モノクロセンサで色分離せずに撮像しても問題はない。このため、モノクロセンサは、第 2 のパターンのみで使用可能である。

40

【0098】

【表 3】

特殊観察モード				
パターン	第1期間	第2期間	カラーセンサ	モノクロセンサ
1	LV	—	使用可	使用不可
2	—	LV	使用可	使用可
3	LV	LV	使用可	使用不可

10

【0099】

また、上記実施形態では、赤色光LRをR-LED57bにより生成しているが、赤色光LRの生成には、その他の構成が考えられる。以下に、赤色光LRを生成に関するその他の実施形態を示す。

【0100】

[第2実施形態]

第2実施形態では、蛍光体層61中の第1領域61a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（ β -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_3 ： Eu^{2+} ））を含有させ、図5に示す光源部30の構成から、R-LED57b、第4レンズ56d、及び第2DM55bを削除する。

20

【0101】

本実施形態では、第1領域61a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、上記実施形態と同様であるが、本実施形態では、緑色光LGと赤色光LRとが混合されるので、撮像素子33として、モノクロセンサを用いることはできない。

【0102】

[第3実施形態]

第3実施形態では、図17に示すように、ホイール板60の凹部62に、第1実施形態の蛍光体層61に代えて、蛍光体層70を設ける。この蛍光体層70は、緑色光LG（第1蛍光）を発する第1領域70aと、青色光LB（第2蛍光）を発する第2領域70bと、赤色光LR（第3蛍光）を発する第3領域70cとを有する。第3領域70cは、バインダ（図示せず）に、蛍光体材料として、例えばCASN（ CaAlSiN_3 ： Eu^{2+} ）を分散させた領域である。本実施形態では、図5に示す光源部30の構成から、R-LED57b、第4レンズ56d、及び第2DM55bを削除する。

30

【0103】

本実施形態では、ホイール板60の回転に伴って、第1領域70a、第2領域70b、第3領域70c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。

40

【0104】

本実施形態では、撮像素子33として、カラーセンサと、モノクロセンサとのいずれ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-LED57aを駆動して紫色光LVを発光させることが好ましい。その他の構成は、上記実施形態と同様である。

【0105】

[第4実施形態]

第4実施形態では、図18に示すように、ホイール板60の凹部62に、第1実施形態の蛍光体層61に代えて、蛍光体層80を設ける。この蛍光体層80は、緑色光LG（第

50

１蛍光）を発する第１蛍光体材料８０ａと、青色光ＬＢ（第２蛍光）を発する第２蛍光体材料８０ｂと、赤色光ＬＲ（第３蛍光）を発する第３蛍光体材料８０ｃと、第１～第３蛍光体材料８０ａ～８０ｃが分散されたバインダ８０ｄとで構成されている。本実施形態では、図５に示す光源部３０の構成から、Ｒ－ＬＥＤ５７ｂ、第４レンズ５６ｄ、及び第２ＤＭ５５ｂを削除する

【０１０６】

本実施形態では、蛍光体層８０への励起光ＬＥの照射により、蛍光体層８０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－ＬＥＤ５７ａを駆動して紫色光ＬＶを常時発光させる。その他の構成は、上記実施形態と同様である。

10

【０１０７】

上記各実施形態では、紫色光ＬＶを発生させるためにＶ－ＬＥＤ５７ａを設けているが、本発明には紫色光ＬＶは必須でなく、図５に示す光源部３０の構成から、Ｖ－ＬＥＤ５７ａ及び第３レンズ５６ｃを削除しても良い。

【０１０８】

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。

20

【０１０９】

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。

【０１１０】

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。

【０１１１】

特許請求の範囲に記載の第１光学部材及び第２光学部材は、それぞれ上記各実施形態中の第１ＤＭ５５ａ及び第２ＤＭ５５ｂに対応する。

【０１１２】

特許請求の範囲の請求項１に記載の構成は、第１光学部材（第１ＤＭ５５ａ）が、励起光を反射させて、第１蛍光及び第２蛍光（緑色光及び青色光）を透過させる第１の構成（図５参照）と、励起光を透過させて、第１蛍光及び第２蛍光を反射させる第２の構成（図１６参照）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。

30

【０１１３】

[付記項 １]

励起光を発する励起光源と、

前記励起光の照射により緑色の第１蛍光を発する第１領域と、前記励起光の照射により青色の第２蛍光を発する第２領域とを有し、回転に伴って前記第１領域及び前記第２領域が前記励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、

40

前記励起光源から発せられた前記励起光を反射させて前記回転蛍光体に照射させ、前記回転蛍光体から発せられた前記第１蛍光及び前記第２蛍光を透過させて射出する第１ダイクロイックミラーと、

前記第１蛍光及び前記第２蛍光の光路上に設けられ、前記第１蛍光及び前記第２蛍光から、４６０ｎｍ以上５００ｎｍ以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【０１１４】

[付記項 ２]

励起光を発する励起光源と、

前記励起光の照射により緑色の第１蛍光を発する第１領域と、前記励起光の照射により

50

青色の第 2 蛍光を発する第 2 領域とを有し、回転に伴って前記第 1 領域及び前記第 2 領域が前記励起光の照射位置を通過する回転蛍光体と、

前記励起光源から発せられた前記励起光を透過させて前記回転蛍光体に照射させ、前記回転蛍光体から発せられた前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光を反射させて射出する第 1 ダイクロミックミラーと、

前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光の光路上に設けられ、前記第 1 蛍光及び前記第 2 蛍光から、460nm以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

【0115】

さらに、以下に、上記第 4 実施形態の構成を付記項 3 として記載する。

10

【0116】

[付記項 3]

励起光を発する励起光源と、

前記励起光の照射により緑色の第 1 蛍光を発する第 1 蛍光体材料と、前記励起光の照射により青色の第 2 蛍光を発する第 2 蛍光体材料と、前記励起光の照射により赤色の第 3 蛍光を発する第 3 蛍光体材料とが分散された蛍光体層を有する回転蛍光体と、

前記励起光源から第 1 光路を経て入射する前記励起光を、前記回転蛍光体に向けて、前記第 1 光路と異なる第 2 光路に射出し、前記回転蛍光体から前記第 2 光路を経て入射する前記第 1 ~ 第 3 蛍光を、前記第 1 光路と異なる第 3 光路に射出する第 1 光学部材と、

前記第 2 光路または前記第 3 光路上に設けられ、前記第 1 ~ 第 3 蛍光から、460nm
以上500nm以下の波長帯域の光強度を低減させるノッチフィルタと、
を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置。

20

【符号の説明】

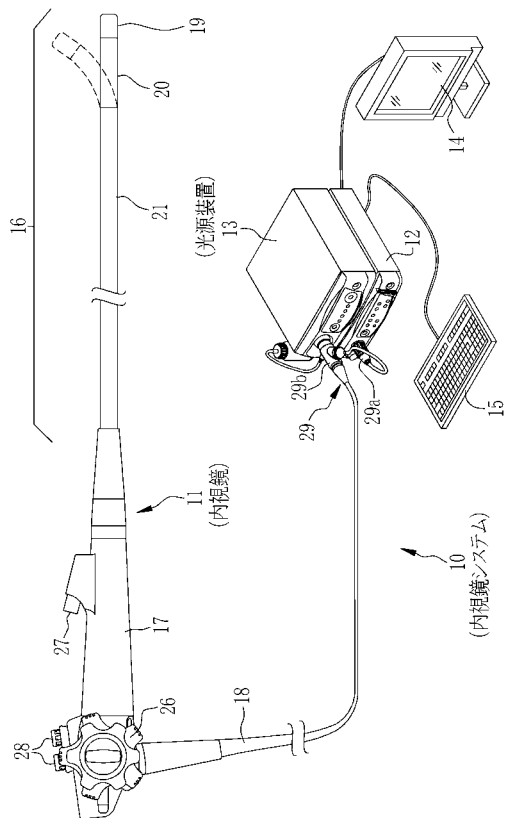
【0117】

- 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
- 30 光源部
- 31 光源制御部
- 32 ライトガイド
- 32a 入射端
- 33 撮像素子
- 38 カラーフィルタアレイ
- 50 回転蛍光体
- 55a 第 1 DM
- 55b 第 2 DM
- 59 ノッチフィルタ
- 60 ホイール板
- 61 蛍光体層
- 61a, 61b 第 1 及び第 2 領域
- 64 照射位置
- 70 蛍光体層
- 70a ~ 70c 第 1 ~ 第 3 領域
- 80 蛍光体層
- 80a ~ 80c 第 1 ~ 第 3 蛍光体材料
- 80d バインダ

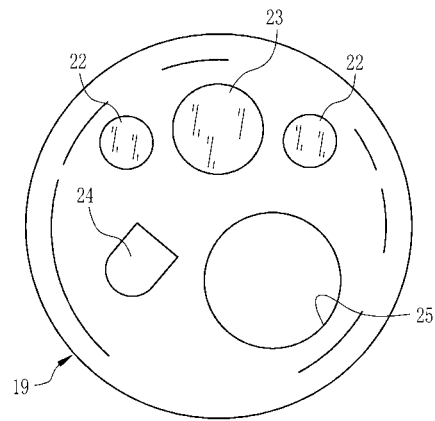
30

40

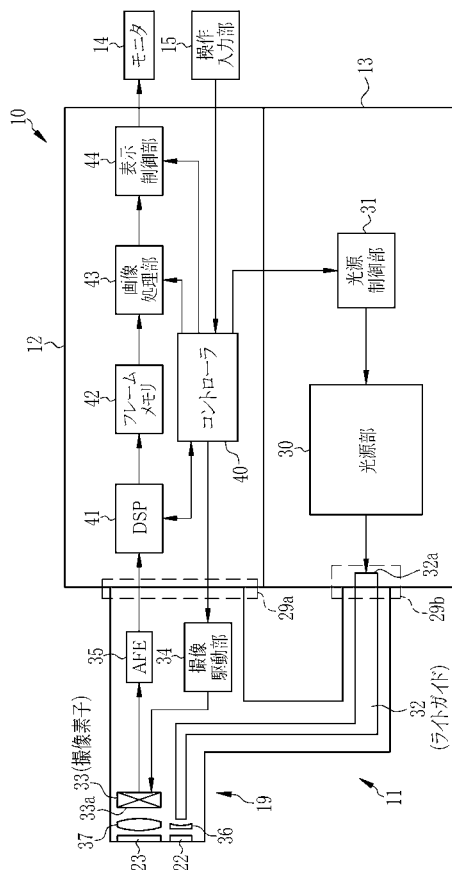
【図 1】



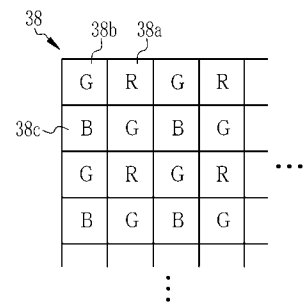
【図 2】



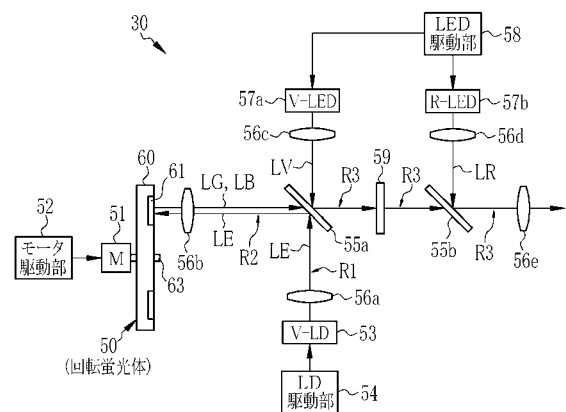
【図 3】



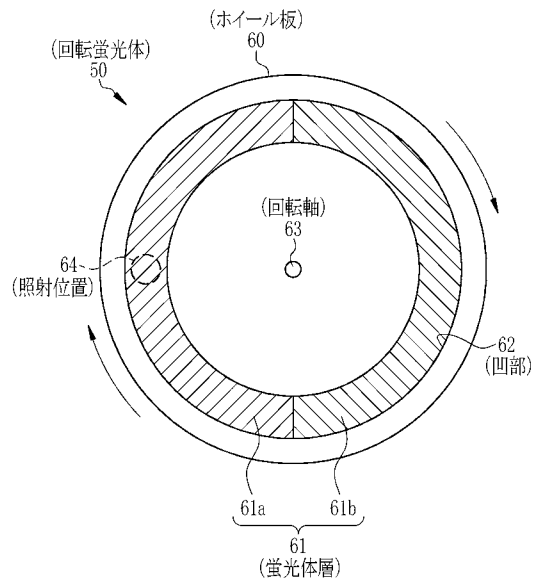
【図 4】



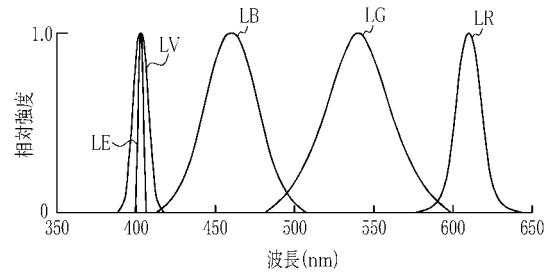
【図 5】



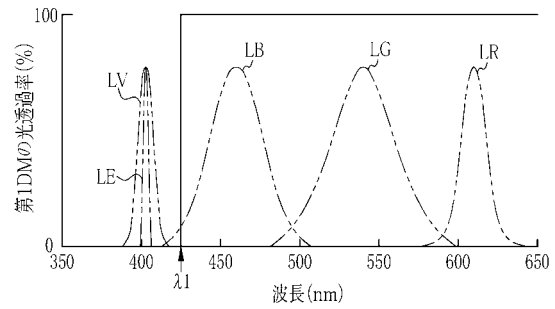
【図 6】



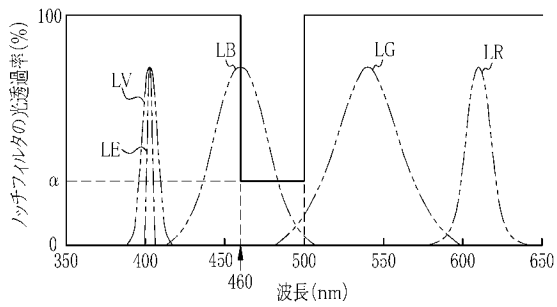
【図 7】



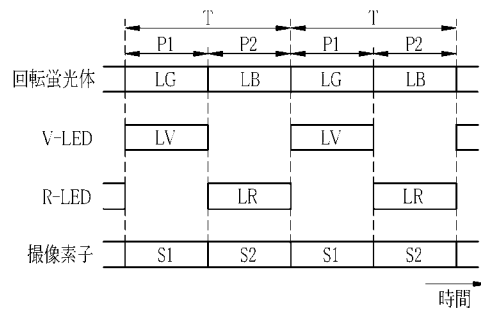
【図 8】



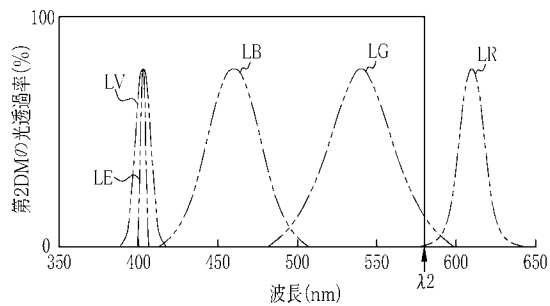
【図 9】



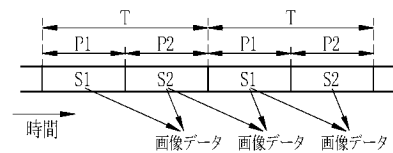
【図 11】



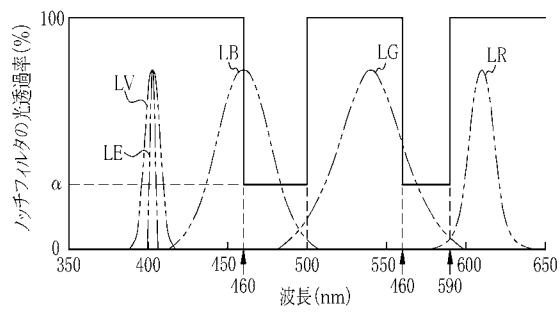
【図 10】



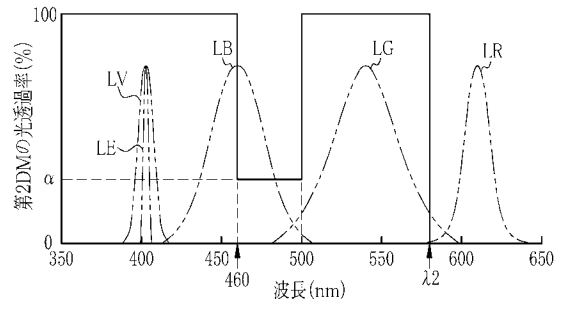
【図 12】



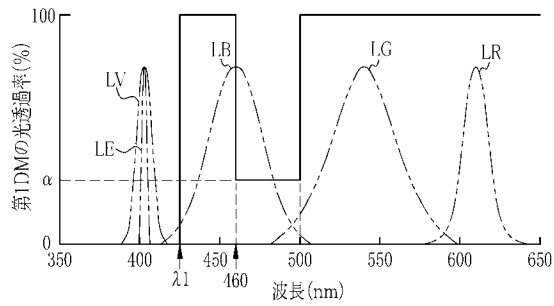
【図 13】



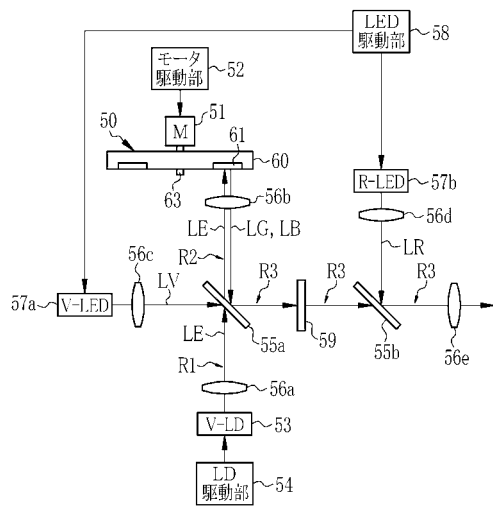
【図 15】



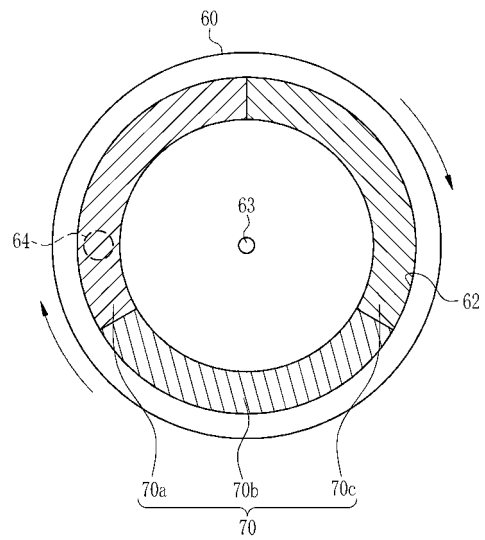
【図 14】



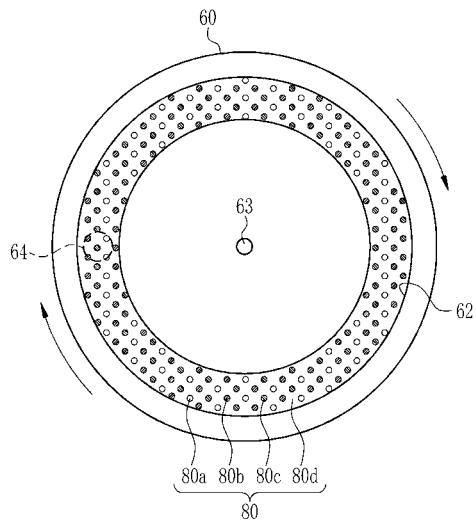
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA22 GG01 JJ17 NN01 QQ02 QQ09 RR04 RR18 RR26

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2015231467A	公开(公告)日	2015-12-24
申请号	JP2014119405	申请日	2014-06-10
[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 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	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.510 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.731 A61B1/07.734 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 4C161/AA22 4C161/GG01 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/RR26		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP6277068B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜光源装置和内窥镜系统，该内窥镜光源装置和内窥镜系统能够在保持绿光和蓝光的强度的平衡的同时，减小460nm以上且500nm以下的波长带的光强度。第一DM 55a反射从V-LD 53入射的激发光LE，以用激发光LE照射旋转的磷光体50。旋转磷光体50具有通过激发光LE的照射而发出绿光LG的第一区域和通过激发光LE的照射而发出蓝光LB的第二区域。两个区域通过激发光LE的照射位置。第一DM 55a透射从旋转的磷光体50发射的绿光LG和蓝光LB。陷波滤波器59设置在绿光LG和蓝光LB的光路上，并且从绿光LG和蓝光LB减小460nm以上且500nm以下的波长带的光强度。[选择图]图5

