

(19) 日本国特許庁 (JP)

再 公 表 特 許 (A1)

(11) 国際公開番号

W02017/142096

発行日 平成30年11月15日 (2018.11.15)

(43) 国際公開日 平成29年8月24日 (2017.8.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 6	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 O	
	G O 2 B 23/24 B	

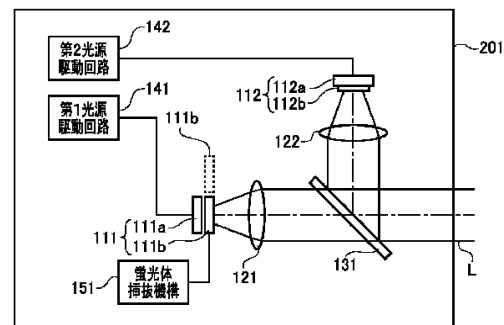
審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 32 頁)

出願番号	特願2018-500243 (P2018-500243)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/006123		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成29年2月20日 (2017.2.20)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(31) 優先権主張番号	PCT/JP2016/054811	(74) 代理人	100078880
(32) 優先日	平成28年2月19日 (2016.2.19)		弁理士 松岡 修平
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 発明者	尾登 邦彦
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		(72) 発明者	横内 文香
			東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H
			O Y A 株式会社内
		Fターム (参考)	2H040 BA09 CA04 CA10 CA11 CA12
			CA23 GA02 GA05
			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】

内視鏡用光源装置を、第1の波長帯域の光を射出する第1の固体発光素子と、第1の波長帯域の光によって励起され、第1の蛍光を発する第1の蛍光体と、を有する第1の光源ユニットと、第1の蛍光体を第1の固体発光素子から射出される光の光路に対して挿抜可能に支持する蛍光体挿抜手段と、から構成する。蛍光体挿抜手段により第1の蛍光体が光路に挿入されると、第1の波長帯域の光と第1の蛍光とが同一の光路で射出されて内視鏡に供給される。また、第1の蛍光体が光路から抜去されると、第1の波長帯域の光が射出されて内視鏡に供給される。



141 First light source drive circuit
 142 Second light source drive circuit
 151 Fluorescent body inserting/removing mechanism

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 の波長帯域の光を射出する第 1 の固体発光素子と、該第 1 の波長帯域の光によって励起され、第 1 の蛍光を発する第 1 の蛍光体と、を有する第 1 の光源ユニットと、

前記第 1 の蛍光体を前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路に対して挿抜可能に支持する蛍光体挿抜手段と、

を備え、

前記蛍光体挿抜手段により前記第 1 の蛍光体が前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路に挿入されると、前記第 1 の光源ユニットから該第 1 の波長帯域の光と前記第 1 の蛍光とが同一の光路で射出されて内視鏡に供給され、

10

前記蛍光体挿抜手段により前記第 1 の蛍光体が前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路から抜去されると、前記第 1 の光源ユニットから該第 1 の波長帯域の光が射出されて前記内視鏡に供給される、

内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記第 1 の蛍光の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ波長帯域の光を射出する第 2 の光源ユニットと、

前記第 1 の光源ユニットから射出される光の光路と前記第 2 の光源ユニットから射出される光の光路とを合成し、光路を合成した光を前記内視鏡に供給する第 1 の光路合成手段と、

20

を更に備える、

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 2 の光源ユニットは、

第 2 の固体発光素子と、該第 2 の固体発光素子から射出された光によって励起され、第 2 の蛍光を発する第 2 の蛍光体と、を有し、

前記第 2 の蛍光の波長帯域のピーク波長は、

前記第 1 の波長帯域のピーク波長及び前記第 1 の蛍光の波長帯域のピーク波長とは異なる、

30

請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 1 の光源ユニットから射出される光のピーク波長及び前記第 2 の光源ユニットから射出される光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 3 の波長帯域の光を射出する第 3 の光源ユニットと、

前記第 1 の光路合成手段によって合成された光の光路と、前記第 3 の光源ユニットから射出された光の光路とを合成し、光路を合成した光を前記内視鏡に供給する第 2 の光路合成手段と、

を更に備える、

請求項 2 又は請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

40

前記第 1 の光源ユニットは、

前記第 1 の固体発光素子から射出された前記第 1 の波長帯域の光によって励起され、前記第 1 の蛍光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 3 の蛍光を発する第 3 の蛍光体を更に有し、

前記蛍光体挿抜手段により前記第 1 の蛍光体が前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路に挿入されると、前記第 1 の光源ユニットから該第 1 の波長帯域の光、前記第 1 の蛍光、前記第 3 の蛍光が同一の光路で射出されて内視鏡に供給され、

前記蛍光体挿抜手段により前記第 1 の蛍光体が前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路から抜去されると、前記第 1 の光源ユニットから該第 1 の波長帯域及び前記第 3 の蛍光が同一の光路で射出されて前記内視鏡に供給される、

50

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 の光源ユニットは、

前記第 1 の固体発光素子から射出された前記第 1 の波長帯域の光によって励起され、前記第 1 の蛍光のピーク波長及び前記第 3 の蛍光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 4 の蛍光を発する第 4 の蛍光体を更に備え、

前記蛍光体挿抜手段は、

前記第 1 の蛍光体及び前記第 4 の蛍光体を、前記第 1 の固体発光素子から射出される光の光路に対して個別に挿抜可能に支持する、

請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 7】

所定の撮像周期と同期して回転するターレット

を更に備え、

前記ターレットには、夫々異なる発光特性を持つ蛍光体が周方向に並べて配置されており、

前記ターレットが回転することによって前記照射光の光路に各蛍光体が順に挿入されると、該照射光が、順次、該光路上に挿入された蛍光体に応じた光となって前記内視鏡に供給される、

請求項 1 から請求項 6 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置と、

内視鏡と、

を備える、

内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被写体に光を照射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】

照射光の分光強度特性を変化させ、特殊な画像を撮影することが可能な内視鏡システムが知られている。例えば国際公開第 2012/108420 号パンフレット（以下、「特許文献 1」と記す。）に、この種の内視鏡システムに使用される光源装置の具体的構成が記載されている。

30

【0003】

特許文献 1 に記載の内視鏡システムは、2 つの発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）と光学フィルタが搭載された光源装置を備えている。2 つの LED の内、一方は紫色の波長帯域の光を射出する紫色 LED である。また、他方の LED は、青色 LED と黄色の蛍光体を有する蛍光体 LED であり、青色の LED 光と黄色の蛍光を混色することにより、擬似的な白色光を射出する。光学フィルタは、特定の生体組織に対して高い吸光度を有する波長帯域の光のみを通過させる波長選択フィルタであり、蛍光体 LED から射出される光の光路上に挿抜可能である。

40

【0004】

特許文献 1 に記載の光源装置では、光学フィルタが光路上から抜去されているときは、蛍光体 LED から射出された光が、波長帯域が制限されることなく、白色光として被写体に照射される。一方、光学フィルタが光路上に挿入されているときは、蛍光体 LED から射出され波長帯域が制限された照射光と、紫色 LED から射出された照射光の両方が被写体に照射される。このように、照射光の分光強度特性を変化させ、特定の波長帯域の光のみを被写体に照射することにより、生体内の被写体のうち、特定の組織を強調した撮影画像を得ることができる。

50

【発明の概要】

【0005】

特許文献１に記載の光源装置では、特定の波長帯域にのみ高い強度を有する照射光を得るために、光学フィルタによって白色ＬＥＤから射出される照射光の波長帯域を制限し、不要な波長帯域の光をカットしている。このカットされた光は被写体には照射されないため、光源装置の光利用効率が低いという問題がある。

【0006】

本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、特定の波長帯域にのみ高い強度を有する照射光を高い光利用効率で照射することが可能な内視鏡用光源装置及び内視鏡システムを提供することである。

10

【0007】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置は、第１の波長帯域の光を射出する第１の固体発光素子と、第１の波長帯域の光によって励起され、第１の蛍光を発する第１の蛍光体と、を有する第１の光源ユニットと、第１の蛍光体を第１の固体発光素子から射出される光の光路に対して挿抜可能に支持する蛍光体挿抜手段と、を備える。この構成において、蛍光体挿抜手段により第１の蛍光体が第１の固体発光素子から射出される光の光路に挿入されると、第１の光源ユニットから第１の波長帯域の光と第１の蛍光とが同一の光路で射出されて内視鏡に供給される。また、蛍光体挿抜手段により第１の蛍光体が第１の固体発光素子から射出される光の光路から抜去されると、第１の光源ユニットから第１の波長帯域の光が射出されて内視鏡に供給される。

20

【0008】

このような構成によれば、蛍光体を、固体発光素子から射出される光の光路に挿入することにより、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光を被写体に照射することができる。また、蛍光体を光路から抜去することにより、被写体の特定の生体組織に対する吸光度の高い波長帯域の光の強度が、他の波長帯域に比べて高い特殊光を被写体に照射することができる。また、照射光の分光強度特性の切り替えを行う際に、波長制限フィルタ等の光学フィルタを用いる必要が無いため、分光強度特性の切り替えに伴う光量損失を抑えることができる。

【0009】

また、本発明の一実施形態において、内視鏡用光源装置は、例えば、第１の蛍光の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ波長帯域の光を射出する第２の光源ユニットと、第１の光源ユニットから射出される光の光路と第２の光源ユニットから射出される光の光路とを合成し、光路を合成した光を内視鏡に供給する第１の光路合成手段と、を更に備える。

30

【0010】

また、本発明の一実施形態において、第２の光源ユニットは、例えば、第２の固体発光素子と、第２の固体発光素子から射出された光によって励起され、第２の蛍光を発する第２の蛍光体と、を有する。この構成において、第２の蛍光の波長帯域のピーク波長は、第１の波長帯域のピーク波長及び第１の蛍光の波長帯域のピーク波長とは異なる。

【0011】

40

また、本発明の一実施形態において、内視鏡用光源装置は、例えば、第１の光源ユニットから射出される光のピーク波長及び第２の光源ユニットから射出される光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第３の波長帯域の光を射出する第３の光源ユニットと、第１の光路合成手段によって合成された光の光路と、第３の光源ユニットから射出された光の光路とを合成し、光路を合成した光を内視鏡に供給する第２の光路合成手段と、を更に備える。

【0012】

また、本発明の一実施形態において、第１の光源ユニットは、例えば、第１の固体発光素子から射出された第１の波長帯域の光によって励起され、第１の蛍光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第３の蛍光を発する第３の蛍光体を更に有する。この場合、蛍光

50

体挿抜手段により第1の蛍光体が第1の固体発光素子から射出される光の光路に挿入されると、第1の光源ユニットから第1の波長帯域の光、第1の蛍光、第3の蛍光が同一の光路で射出されて内視鏡に供給される。また、蛍光体挿抜手段により第1の蛍光体が第1の固体発光素子から射出される光の光路から抜去されると、第1の光源ユニットから第1の波長帯域及び第3の蛍光が同一の光路で射出されて内視鏡に供給される。

【0013】

また、本発明の一実施形態において、第1の光源ユニットは、例えば、第1の固体発光素子から射出された第1の波長帯域の光によって励起され、第1の蛍光のピーク波長及び第3の蛍光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第4の蛍光を発する第4の蛍光体を更に備える。この場合、蛍光体挿抜手段は、第1の蛍光体及び第4の蛍光体を、第1の固体発光素子から射出される光の光路に対して個別に挿抜可能に支持する。

10

【0014】

また、本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置は、所定の撮像周期と同期して回転するターレットを更に備える構成としてもよい。この場合、ターレットには、夫々異なる発光特性を持つ蛍光体が周方向に並べて配置されている。ターレットが回転することによって照射光の光路に各蛍光体が順に挿入されると、該照射光が、順次、該光路上に挿入された蛍光体に応じた光となって内視鏡に供給される。

【0015】

また、本発明に一実施形態に係る内視鏡システムは、上記の内視鏡用光源装置と内視鏡とを備える。

20

【0016】

本発明の一実施形態によれば、特定の波長帯域にのみ高い強度を有する照射光を高い光利用効率で照射することが可能な内視鏡用光源装置及び内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

30

【図5】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図6】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

【図7】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図8】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

【図9】本発明の第4の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図10】本発明の第4の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

40

【図11】本発明の第5の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図12】本発明の第5の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

【図13】本発明の第6の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図14】本発明の第6の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

【図15】本発明の第7の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図16】本発明の第7の実施形態に係る内視鏡用光源装置から射出される照射光の分光強度分布を示す図である。

【図17】本発明の第4の実施形態の変形例に係る内視鏡用光源装置から射出される照射

50

光の分光強度分布を示す図である。

【図 1 8】本発明の別の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図 1 9】本発明の別の実施形態に係る内視鏡用光源装置のブロック図である。

【図 2 0】本発明の別の実施形態に係る内視鏡用光源装置に備えられる回転式ターレットの構成を示す図である。

【図 2 1】550nm 付近を拡大したヘモグロビンの吸収スペクトルである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として内視鏡用光源装置を備える電子内視鏡システムを例に取り説明する。

10

【0019】

(第 1 の実施形態)

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る内視鏡用光源装置 201 を備えた電子内視鏡システム 1 の構成を示すブロック図である。図 1 に示されるように、電子内視鏡システム 1 は、医療用に特化されたシステムであり、電子スコープ 100、プロセッサ 200 及びモニタ 300 を備えている。

【0020】

プロセッサ 200 は、システムコントローラ 21 及びタイミングコントローラ 22 を備えている。システムコントローラ 21 は、メモリ 23 に記憶された各種プログラムを実行し、電子内視鏡システム 1 全体を統合的に制御する。また、システムコントローラ 21 は、操作パネル 24 に接続されている。システムコントローラ 21 は、操作パネル 24 に入力される術者からの指示に応じて、電子内視鏡システム 1 の各動作及び各動作のためのパラメータを変更する。術者による入力指示には、例えば電子内視鏡システム 1 の観察モードの切替指示がある。観察モードには、通常観察モード、特殊観察モードがある。各観察モードについての詳細は後述する。タイミングコントローラ 22 は、各部の動作のタイミングを調整するクロックパルス電子内視鏡システム 1 内の各回路に出力する。

20

【0021】

プロセッサ 200 は、光源装置 201 を備えている。図 2 に、本発明の第 1 の実施形態に係る光源装置 201 のブロック図を示す。光源装置 201 は、第 1 の光源ユニット 111 及び第 2 の光源ユニット 112 を備えている。第 1、第 2 の光源ユニット 111、112 はそれぞれ、第 1、第 2 光源駆動回路 141、142 によって個別に発光制御される。

30

【0022】

本実施形態では、光源装置 201 がプロセッサ 200 内に備えられているが、別の実施形態では、光源装置 201 は、プロセッサ 200 (より正確には、画像処理装置を構成する部分) と別体の装置であってもよい。

【0023】

第 1 の光源ユニット 111 は、紫色の波長帯域 (例えば、波長が 395 ~ 435 nm) の光を射出する紫色発光ダイオード (LED: Light Emitting Diode) 111a と、青色蛍光体 111b とを有している。青色蛍光体 111b は、紫色 LED 111a から射出された紫色 LED 光によって励起され、青色の波長帯域 (例えば、波長 430 ~ 550 nm) の蛍光を発する。

40

【0024】

青色蛍光体 111b は、蛍光体挿抜機構 151 により、光路上に挿抜可能に支持されている。詳しくは、青色蛍光体 111b は、観察モードに応じて、紫色 LED 111a から射出された紫色 LED 光の光路に挿入又は抜去される。図 2 に実線で示すように、青色蛍光体 111b が紫色 LED 光の光路上に挿入されている場合、青色蛍光体 111b は青色の蛍光を発する。これにより、光源ユニット 111 からは、紫色 LED 光と青色の蛍光の両方が射出される。また、図 2 に点線で示すように、青色蛍光体 111b が紫色 LED 光の光路から抜去されている場合、青色蛍光体 111b は励起されず、蛍光を発しない。そ

50

のため、光源ユニット 1 1 1 からは、紫色 L E D 光のみが射出される。

【 0 0 2 5 】

第 2 の光源ユニット 1 1 2 は、青色の波長帯域（例えば、波長が 4 2 0 ~ 4 8 0 n m ）の光を射出する青色 L E D 1 1 2 a と、黄色蛍光体 1 1 2 b とを有している。黄色蛍光体 1 1 2 b は、青色 L E D 1 1 2 a から射出された青色 L E D 光によって励起され、黄色の波長帯域（例えば、波長が 4 2 0 ~ 7 0 0 n m ）の蛍光を発する。黄色蛍光体 1 1 2 b は青色 L E D 1 1 2 a の発光面上に取り付けられており、青色蛍光体 1 1 1 b とは異なり、青色 L E D 光の光路上に挿抜可能ではない。

【 0 0 2 6 】

各光源ユニット 1 1 1、1 1 2 の光の射出方向の前方にはそれぞれ、コリメートレンズ 1 2 1、1 2 2 が配置されている。第 1 の光源ユニット 1 1 1 から射出された光は、コリメートレンズ 1 2 1 によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 1 3 1 に入射される。また、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された光は、コリメートレンズ 1 2 2 によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 1 3 1 に入射される。ダイクロイックミラー 1 3 1 は、第 1 の光源ユニット 1 1 1 から射出された光の光路と、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された光の光路とを合成する。詳しくは、ダイクロイックミラー 1 3 1 は、波長 5 2 0 n m 付近にカットオフ波長を有しており、カットオフ波長よりも短い波長の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長の光を反射する特性を有している。そのため、第 1 の光源ユニット 1 1 1 から射出された紫色 L E D 光や青色の蛍光はダイクロイックミラー 1 3 1 を透過する。また、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された黄色の蛍光はダイクロイックミラー 1 3 1 で反射される。これにより、第 1 の光源ユニット 1 1 1 から射出された光と第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された光の光路が合成される。ダイクロイックミラー 1 3 1 によって光路が合成された光は、光源装置 2 0 1 から照射光 L として射出される。

【 0 0 2 7 】

図 3 は、光源装置 2 0 1 のうち、各光源ユニット 1 1 1、1 1 2 及びダイクロイックミラー 1 3 1 のみを概念的に示したブロック図である。青色蛍光体 1 1 1 b は、紫色 L E D 1 1 1 a とは別体であるため、図 3 において、青色蛍光体 1 1 1 b と紫色 L E D 1 1 1 a は、別々のブロックで示されている。一方、黄色蛍光体 1 1 2 b は、青色 L E D 1 1 2 a の発光面に取り付けられており、青色 L E D 1 1 2 a と一体に構成されているため、図 3 において、黄色蛍光体 1 1 2 b と青色 L E D 1 1 2 a は、一つのブロックで示されている。

【 0 0 2 8 】

また、ダイクロイックミラー 1 3 1 は、波長の異なる光の光路を合成するものである。そのため、図 3 において、ダイクロイックミラー 1 3 1 は、加算記号「+」で示されている。また、図 3 において、各光源ユニット 1 1 1、1 1 2 の前方に配置されたコリメートレンズ 1 2 1、1 2 2 は省略されている。

【 0 0 2 9 】

図 3 において、各矢印は光の光路を示している。図 3 に示す例では、第 1 の光源ユニット 1 1 1 の紫色 L E D 1 1 1 a から射出された紫色 L E D 光と、青色蛍光体 1 1 1 b が発した青色の蛍光が同一の光路で射出される。また、第 2 の光源ユニット 1 1 2 の青色 L E D から射出された青色 L E D 光と、黄色蛍光体が発した黄色の蛍光が同一の光路で射出される。第 1 の光源ユニットから射出された光の光路と第 2 の光源ユニットから射出された光の光路は、ダイクロイックミラー 1 3 1 で合成される。ダイクロイックミラー 1 3 1 で光路が合成された光は、光源装置 2 0 1 から、照射光 L として射出される。

【 0 0 3 0 】

図 1 に示すように、光源装置 2 0 1 から射出された照射光 L は、集光レンズ 2 5 により L C B（Light Carrying Bundle）1 1 の入射端面に集光されて L C B 1 1 内に入射される。

【 0 0 3 1 】

10

20

30

40

50

L C B 1 1 内に入射された照射光 L は、L C B 1 1 内を伝播する。L C B 1 1 内を伝播した照射光 L は、電子スコープ 1 0 0 の先端に配置された L C B 1 1 の射出端面から射出され、配光レンズ 1 2 を介して被写体に照射される。配光レンズ 1 2 からの照射光 L によって照射された被写体からの戻り光は、対物レンズ 1 3 を介して固体撮像素子 1 4 の受光面上で光学像を結ぶ。

【 0 0 3 2 】

固体撮像素子 1 4 は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラー C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサである。固体撮像素子 1 4 は、受光面上の各画素で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積して、R (Red)、G (Green)、B (Blue) の画像信号を生成して出力する。なお、固体撮像素子 1 4 は、C C D イメージセンサに限らず、C M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサやその他の種類の撮像装置に置き換えられてもよい。固体撮像素子 1 4 はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

10

【 0 0 3 3 】

電子スコープ 1 0 0 の接続部内には、ドライバ信号処理回路 1 5 が備えられている。ドライバ信号処理回路 1 5 には、配光レンズ 1 2 からの光によって照射された被写体の画像信号がフレーム周期で固体撮像素子 1 4 から入力される。フレーム周期は、例えば、1 / 3 0 秒である。ドライバ信号処理回路 1 5 は、固体撮像素子 1 4 から入力される画像信号に対して所定の処理を施してプロセッサ 2 0 0 の前段信号処理回路 2 6 に出力する。

【 0 0 3 4 】

20

ドライバ信号処理回路 1 5 はまた、メモリ 1 6 にアクセスして電子スコープ 1 0 0 の固有情報を読み出す。メモリ 1 6 に記録される電子スコープ 1 0 0 の固有情報には、例えば、固体撮像素子 1 4 の画素数や感度、動作可能なフレームレート、型番等が含まれる。ドライバ信号処理回路 1 5 は、メモリ 1 6 から読み出された固有情報をシステムコントローラ 2 1 に出力する。

【 0 0 3 5 】

システムコントローラ 2 1 は、電子スコープ 1 0 0 の固有情報に基づいて各種演算を行い、制御信号を生成する。システムコントローラ 2 1 は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ 2 0 0 に接続されている電子スコープ 1 0 0 に適した処理がなされるようにプロセッサ 2 0 0 内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

30

【 0 0 3 6 】

タイミングコントローラ 2 2 は、システムコントローラ 2 1 によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路 1 5 にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路 1 5 は、タイミングコントローラ 2 2 から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子 1 4 をプロセッサ 2 0 0 側で処理される映像のフレームレートに同期したタイミングで駆動制御する。

【 0 0 3 7 】

前段信号処理回路 2 6 は、ドライバ信号処理回路 1 5 から 1 フレーム周期で入力される画像信号に対してデモザイク処理、マトリックス演算、Y / C 分離等の所定の信号処理を施して、画像メモリ 2 7 に出力する。

40

【 0 0 3 8 】

画像メモリ 2 7 は、前段信号処理回路 2 6 から入力される画像信号をバッファし、タイミングコントローラ 2 2 によるタイミング制御に従い、後段信号処理回路 2 8 に出力する。

【 0 0 3 9 】

後段信号処理回路 2 8 は、画像メモリ 2 7 から入力される画像信号を処理してモニタ表示用の画面データを生成し、生成されたモニタ表示用の画面データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 3 0 0 に出力される。これにより、被写体の画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

【 0 0 4 0 】

50

本実施形態の電子内視鏡システム 1 は、通常観察モードと特殊観察モードを含む複数の観察モードを有している。各観察モードは、観察する被写体によって手動又は自動で切り替えられる。例えば、被写体を通常光で照明して観察したい場合は、観察モードが通常観察モードに切り替えられる。なお、通常光は、例えば、白色光や擬似白色光である。白色光は可視光帯域においてフラットな分光強度分布を有する。擬似白色光は、分光強度分布はフラットではなく、複数の波長帯域の光が混色されている。また、例えば、被写体を特殊光で照明することによって特定の生体組織が強調された撮影画像を得たい場合は、観察モードが特殊観察モードに切り替えられる。

【0041】

なお、特殊光は、例えば、鮮鋭なピークを特定波長に持つ狭帯域光であって、特定の生体組織に対して吸光度の高い光である。特定波長の光には、例えば、表層血管に対して吸光度の高い 415 nm 付近（例えば $415 \pm 5\text{ nm}$ ）の光、表層よりも深い中層の血管に対して吸光度の高い 550 nm 付近（例えば $550 \pm 5\text{ nm}$ ）の光、中層よりも深い深層の血管に対して吸光度の高い 650 nm 付近（例えば $650 \pm 5\text{ nm}$ ）の光が挙げられる。なお、波長の長い光ほど生体組織への深達度が深くなる。そのため、 415 nm 付近、 550 nm 付近、 650 nm 付近の狭帯域光の順に、深達する層域が深くなっている。以下では、特殊観察モードで強調される生体組織が、表層血管である場合について主に説明する。

【0042】

表層血管内にはヘモグロビンを含む血液が流れている。ヘモグロビンは、波長 415 nm 付近と 550 nm 付近に吸光度のピークを有することが知られている。そのため、被写体に対して表層血管を強調するのに適した特殊光（具体的には、他の波長帯域よりもヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 415 nm 付近の強度が高い光）を照射することにより、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。波長 550 nm 付近の強度が高い特殊光は、表層血管に対しても比較的高い吸光度を持っている。言い換えると、波長 550 nm 付近の強度が高い特殊光も表層血管の強調表示に寄与する。そのため、波長 415 nm 付近の光と共に、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長 550 nm 付近の強度が高い特殊光を照射することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を明るくすることができる。

【0043】

すなわち、特殊観察モードでは、特定波長にピークを持つ狭帯域光（特殊光）を用いることにより、通常観察モードでは観察することが難しい血管（表層や中層、深層等の各層域の血管）の走行状態を明瞭に把握するのに適した狭帯域観察を行うことができる。狭帯域観察を行うことにより、癌等の病変の早期発見に有用な情報が得られる。

【0044】

図 4 は、各観察モードにおいて、光源装置 201 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。図 4 (a) は、通常観察モードにおける照射光 L（通常光）の分光強度分布を示し、図 4 (b) は、特殊観察モードにおける照射光 L（特殊光）の分光強度分布を示している。図 4 に示される分光強度分布の横軸は波長（ nm ）を示し、縦軸は照射光 L の強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が 1 となるように規格化されている。

【0045】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、青色蛍光体 111b が光路上に挿入された上で、第 1 の光源ユニット 111 及び第 2 の光源ユニット 112 が発光駆動される。

【0046】

第 1 の光源ユニット 111 から射出される光の分光強度分布 D111 は、波長約 415 nm と約 470 nm に強度のピークを有している。なお本願において、この特定の波長のうち最も強度が高い波長をピーク波長と称する。例えば、強度のピークが 2 つ以上あった場合には、そのうち最も高い強度を持つ波長をピーク波長という。この 2 つの波長はそれ

10

20

30

40

50

ぞれ、紫色LED 111aから射出される光のピーク波長と、青色蛍光体111bが発する蛍光の分光強度分布のピーク波長である。

【0047】

第2の光源ユニット112から射出される光の分光強度分布D112は、波長約450nmと波長約600nmにピークを有している。この2つの波長はそれぞれ、青色LED 112aから射出される光のピーク波長と、黄色蛍光体112bが発する蛍光のピーク波長である。

【0048】

なお、図4(a)に示す分光強度分布D111は、紫色LED光と青色の蛍光のピーク強度が略同じであるが、本発明はこれに限定されない。第1の光源ユニット111から射出される紫色LED光と青色の蛍光の強度の比率は、青色蛍光体111bの種類や使用量を変更することによって自由に変更することができる。また、図4(a)に示す分光強度分布D112は、青色LED光と比較して黄色の蛍光の強度の比率が大きいが、本発明はこれに限定されない。第2の光源ユニット112から射出される青色LED光と黄色の蛍光の比率は、黄色蛍光体112bの種類や使用量を変更することによって自由に変更することができる。

10

【0049】

また、図4(a)に示す分光強度分布D111、D112は、強度の最大値が1に揃えられているが、本発明はこれに限定されない。各光源ユニット111、112から射出される光の強度比は、観察する被写体や撮影モード、術者の好みに応じて任意に設定することができる。

20

【0050】

また、図4(a)には、ダイクロイックミラー131のカットオフ波長 λ_{131} が点線で示されている。ダイクロイックミラー131は、カットオフ波長 λ_{131} が約520nmであり、カットオフ波長 λ_{131} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{131} 以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図4(a)に示される分光強度分布D111のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー131を透過し、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー131で反射される。また、図4(a)に示される分光強度分布D112のうち、実線で示されるカットオフ波長 λ_{131} 以上の波長帯域の光がダイクロイックミラー131で反射され、短い点線で示されるカットオフ波長 λ_{131} よりも波長帯域の光がダイクロイックミラー131を透過する。

30

【0051】

これにより、ダイクロイックミラー131で、各光源ユニット111、112から射出された光の光路が合成され、光源装置201からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光L（通常光）が射出される。この照射光L（通常光）の分光強度分布は、図4(a)に示す分光強度分布D111、D112のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【0052】

また、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、青色蛍光体111bが光路上から抜去された上で、第1の光源ユニット111及び第2の光源ユニット112が発光駆動される。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。また、第2の光源ユニット112から射出される光は、ヘモグロビンの吸光度のもう一つのピークとなる波長550nm付近の光を含んでいる。そのため、第1の光源ユニット111と共に、第2の光源ユニット112を発光駆動することにより、表層血管が強調された状態を維持しつつ、撮影画像の輝度を上げることができる。

40

【0053】

また、本実施形態では、特定の波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタを使用する

50

ことなく、青色蛍光体 1 1 1 b を光路上に挿抜することによって、照射光 L を通常光と特殊光との間で切り替えている。そのため、光学フィルタによって被写体の観察に使用されない波長帯域の光がカットされ、第 1 の光源ユニットの光利用効率が低下してしまうことを防止できる。

【 0 0 5 4 】

更に、仮に、第 1 の光源ユニットから射出された紫色 L E D 光及び青色の蛍光から、光学フィルタを用いて紫色 L E D 光を抽出する場合、光学フィルタが理想的な特性を有していない限り、照射光 L には青色の蛍光も混ざってしまう。青色の蛍光は表層血管の強調した撮影画像を得るのに不要な光であるため、照射光 L に青色の蛍光が混ざることにより、表層血管の強調効果が低減する。これに対し、本実施形態では、光学フィルタを用いることなく、青色の蛍光を完全に抑えることができるため、表層血管の強調効果が低減してしまうことを防止することができる。

10

【 0 0 5 5 】

また、各光源ユニット 1 1 1、1 1 2 から射出された光は、ダイクロイックミラー 1 3 1 によってその光路が合成される。このとき、各光源ユニット 1 1 1、1 1 2 から射出される光の波長帯域は互いに異なるため、ダイクロイックミラー 1 3 1 での光路の合成時において、光量の損失を最小限に抑えることができる。

【 0 0 5 6 】

例えば、特殊観察モードにおいて、従来技術のように、実質的に特定の波長帯域の光のみを透過させる光学フィルタを使用する場合、特定の波長帯域以外の光を無駄に発光させる必要があり、光源装置の光利用効率が低い。これに対し、本発明の第 1 の実施形態では、図 4 に示されるように、ダイクロイックミラー 1 3 1 における光路の合成により照射光 L として使用されない光（図 4 で破線で示された領域の光）は、照射光 L として使用される光（図 4 で実線で示された領域の光）に比べて、その光量が小さい。そのため、本実施形態の光源装置 2 0 1 では、被写体に照射されない波長帯域の光を無駄に発光させる必要がなく、従来技術に比べて光利用効率を高くすることができる。

20

【 0 0 5 7 】

また、比較的広い空間を持つ部位（例えば胃）を観察する場合、典型的には、電子スコープ 1 0 0 の先端部から被写体（例えば胃壁）までの距離が遠いため、被写体に照射される照射光の強度が低くなる。明るい撮影画像を得るためには、高い強度の照射光で被写体を照明する必要がある。本実施形態の光源装置 2 0 1 は、特殊観察モードにおいて光学フィルタを使用せず、高い光利用効率を有しているため、被写体に照射される照射光の強度を高くすることができる。そのため、胃などの部位を観察する場合にも、明るい撮影画像を得ることができる。

30

【 0 0 5 8 】

なお、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、図 4（b）に示すように、分光強度分布 D 1 1 1 と D 1 1 2 のピーク強度はいずれも 1 に揃えられているが、本発明はこれに限定されない。例えば、特殊観察モードでは、第 2 の光源ユニット 1 1 2 は、通常観察モード時よりも、駆動電流を小さくし、強度が低くなるように発光駆動されてもよい。これにより、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 n m 付近の強度が、他の波長帯域の強度よりも相対的に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、より表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

40

【 0 0 5 9 】

なお、本実施形態において用いられる蛍光体には下記のもの为例示として挙げられる。大分類として、酸化物系蛍光体と窒化物系蛍光体が挙げられる。

【 0 0 6 0 】

《酸化物系蛍光体》

黄色蛍光体

・ $Y_3Al_5O_{12}$ （イットリウムアルミニウム酸化物）を母体結晶とする黄色蛍光体

緑色蛍光体

50

・ $\text{Ca}_3\text{Sc}_2\text{Si}_3\text{O}_{12}$ (カルシウムスカンジウムケイ素酸化物) を母体結晶として Ce を付活させた緑色蛍光体

・ CaSc_2O_4 (カルシウムスカンジウム酸化物) を母体結晶として Ce を付活させた緑色蛍光体

【0061】

《窒化物系蛍光体》

赤色蛍光体

・ 母体結晶として Eu を付活させたカルシウムアルミニウムケイ素窒化物 (CaAlSiN_3) にケイ素酸窒化物 ($\text{Si}_2\text{N}_2\text{O}$) を固溶させた赤色蛍光体

その他の蛍光体

10

・ 母体となるセラミックス結晶に希土類元素等の発光を担う金属イオンを微量添加したサイアロン蛍光体、 α 型窒化ケイ素 (Si_3N_4) 結晶の固溶体である α - サイアロン蛍光体、窒化カルシウムアルミニウムケイ素 (CaAlSiN_3) 蛍光体など

【0062】

(第2の実施形態)

次に、本発明の第2の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第2の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

【0063】

図5は、第2の実施形態に係る光源装置202のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置202は、第1の光源ユニット211、第2の光源ユニット212、第1のダイクロイックミラー231を備えている。各光源ユニット211、212はそれぞれ、図示省略された第1光源駆動回路、第2光源駆動回路によって個別に発光制御される。

20

【0064】

図5に示すように、第1の光源ユニット211は、紫色の波長帯域(例えば、波長が395~435nm)の光を射出する紫色LED211aと、青色蛍光体211bとを有している。青色蛍光体211bは、紫色LED211aから射出された紫色LED光によって励起され、青色の波長帯域(例えば、波長430~550nm)の蛍光を発する。青色蛍光体211bは、不図示の蛍光体挿抜機構により、紫色LED211aから射出された紫色LED光の光路に対して挿抜可能に支持されている。なお、青色蛍光体211bは、紫色LED211aとは別体であるため、図5において、青色蛍光体211bと紫色LED211aは、別々のブロックで示されている。

30

【0065】

また、図5に示すように、第2の光源ユニット212は、青色の波長帯域(例えば、波長が420~480nm)の光を射出する青色LED、緑色蛍光体、赤色蛍光体を有している。緑色蛍光体は、青色LEDから射出された青色LED光によって励起され、緑色の波長帯域(例えば、波長が510~630nm)の蛍光を発する。赤色蛍光体は、青色LEDから射出された青色LED光によって励起され、赤色の波長帯域(例えば、波長が550~750nm)の蛍光を発する。なお、緑色蛍光体と赤色蛍光体は、青色LED光の射出方向に沿って並べて配置されていてもよく、青色LED光の射出方向と垂直な方向に並べて配置されていてもよい。また、緑色蛍光体と赤色蛍光体は、その材料が混ぜ合わされ、一つの蛍光体として作成されたものであってもよい。

40

【0066】

各光源ユニット211、212の射出方向の前方にはそれぞれ、図示省略されたコリメートレンズが配置されている。第1の光源ユニット211から射出された光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー231に入射される。また、第2の光源ユニット212から射出された光は、コリメートレンズによって平行光に変換され、ダイクロイックミラー231に入射される。ダイクロイックミラー231は、第1の光源ユニット211から射出された光の光路と第2の光源ユニット212から射出され

50

た光の光路を合成する。ダイクロイックミラー 2 3 1 で光路が合成された光は、照射光 L として光源装置 2 0 2 から射出される。

【 0 0 6 7 】

図 6 は、図 4 と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置 2 0 2 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【 0 0 6 8 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、青色蛍光体 2 1 1 b が光路上に挿入された上で、第 1 の光源ユニット 2 1 1 と第 2 の光源ユニット 2 1 2 の両方が発光駆動される。

【 0 0 6 9 】

第 1 の光源ユニット 2 1 1 から射出される光の分光強度分布 D 2 1 1 は、波長約 4 1 5 nm と波長約 4 7 0 nm にピークを有している。この 2 つの波長はそれぞれ、紫色 LED 2 1 1 a から射出される光のピーク波長と、青色蛍光体 2 1 1 b が発する蛍光のピーク波長である。

【 0 0 7 0 】

第 2 の光源ユニット 2 1 2 から射出される光の分光強度分布 D 2 1 2 は、波長約 4 5 0 nm、約 5 5 0 nm、約 6 5 0 nm にピークを有している。この 3 つの波長はそれぞれ、青色 LED 光、緑色蛍光体が発する蛍光、赤色蛍光体が発する蛍光のピーク波長である。

【 0 0 7 1 】

また、図 6 (a) には、ダイクロイックミラー 2 3 1 のカットオフ波長 λ_{231} が点線で示されている。ダイクロイックミラー 2 3 1 は、カットオフ波長 λ_{231} が約 5 1 0 nm であり、カットオフ波長 λ_{231} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{231} 以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図 4 (a) に示される分光強度分布 D 2 1 1 のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー 2 3 1 を透過し、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー 2 3 1 で反射される。また、図 4 (a) に示される分光強度分布 D 2 1 2 のうち、実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー 2 3 1 で反射され、破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー 2 3 1 を透過する。

【 0 0 7 2 】

これにより、ダイクロイックミラー 2 3 1 で、各光源ユニット 2 1 1、2 1 2 から射出された光の光路が合成され、光源装置 2 0 2 からは、紫外領域（近紫外の一部）から赤色領域にかけて広い波長帯域を有する照射光 L（通常光）が射出される。この照射光 L（通常光）の分光強度分布は、図 6 (a) に示す分光強度分布 D 2 1 1、D 2 1 2 のうち、実線で示される領域を足し合わせたものになる。この照射光 L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、青色蛍光体 2 1 1 b が光路上から抜去された上で、第 1 の光源ユニット 2 1 1 と第 2 の光源ユニット 2 1 2 の両方が発光駆動される。これにより、照射光 L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 nm 付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【 0 0 7 4 】

また、第 2 の光源ユニット 2 1 2 は、緑色蛍光体と赤色蛍光体の 2 つの蛍光体を有している。そのため、電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合の照射光 L（通常光）の分光強度分布は、第 2 の光源ユニット 2 1 2 が 1 つの蛍光体を有している場合よりも、可視領域においてフラットに近づく。これにより、通常観察モードにおいて、自然の白色光に近い照射光 L（通常光）で被写体を照明することができる。

【 0 0 7 5 】

（第 3 の実施形態）

次に、本発明の第 3 の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第 3 の実

10

20

30

40

50

施形態にかかる光源装置も、第 1 の実施形態にかかる光源装置 2 0 1 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

【 0 0 7 6 】

図 7 は、第 3 の実施形態に係る光源装置 2 0 3 のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 2 0 3 は、第 1 の光源ユニット 3 1 1、第 2 の光源ユニット 3 1 2、第 3 の光源ユニット 3 1 3、第 1 のダイクロイックミラー 3 3 1、第 2 のダイクロイックミラー 3 3 2 を備えている。各光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 3 はそれぞれ、図示省略された第 1 ~ 第 3 光源駆動回路によって個別に発光制御される。

【 0 0 7 7 】

図 7 に示すように、第 3 の実施形態に係る光源装置 2 0 3 は、第 1 の実施形態に係る光源装置 2 0 1 に、第 3 の光源ユニット 3 1 3 及び第 2 のダイクロイックミラー 3 3 2 を追加した構成である。また、第 1 の光源ユニット 3 1 1、第 2 の光源ユニット 3 1 2、ダイクロイックミラー 3 3 1 の特性はそれぞれ、第 1 の実施形態の第 1 の光源ユニット 1 1 1、第 2 の光源ユニット 1 1 2、ダイクロイックミラー 1 3 1 の特性と同じである。第 3 の光源ユニット 3 1 3 は、赤色の波長帯域（例えば、波長が 6 2 0 ~ 6 8 0 n m）の光を射出する赤色 L E D である。ダイクロイックミラー 3 3 2 のカットオフ波長 λ_{332} は 6 3 0 n m である。ダイクロイックミラー 3 3 2 は、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。

【 0 0 7 8 】

図 8 は、図 4 と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置 2 0 3 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【 0 0 7 9 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、青色蛍光体 3 1 1 b が光路上に挿入された上で、第 1 ~ 第 3 光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 3 が発光駆動される。図 8 (a) に示すように、第 3 の実施形態における照射光 L の分光強度分布は、第 1 の実施形態における照射光 L に、赤色 L E D 3 1 3 の分光強度分布 D 3 1 3 を追加したものになる。ただし、第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 は、第 1 の実施形態とは異なり、ダイクロイックミラー 3 3 2 を有しているため、第 2 の光源ユニット 3 1 2 から射出された光のうち、ダイクロイックミラー 3 3 2 のカットオフ波長 λ_{332} (6 3 0 n m) 以上の波長の光の光路は、ダイクロイックミラー 3 3 2 で合成されず、照射光 L として射出されない。また、第 3 の光源ユニット 3 1 3 から射出された光のうち、カットオフ波長 λ_{332} よりも波長の短い光の光路は、ダイクロイックミラー 3 3 2 で合成されず、照射光 L として射出されない。

【 0 0 8 0 】

第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 は、赤色 L E D 3 1 3 を有している。そのため、電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合の照射光 L (通常光) の分光強度分布は、赤色 L E D 3 1 3 を有していない構成に比べて、可視領域においてフラットに近づく。これにより、通常観察モードにおいて、自然の白色光に近い照射光 L (通常光) で被写体を照明することができる。

【 0 0 8 1 】

また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、青色蛍光体 2 1 1 b が光路上から抜去された上で、第 1 の光源ユニット 3 1 1 及び第 2 の光源ユニット 3 1 2 が発光駆動され、第 3 の光源ユニット 3 1 3 は発光駆動されない。これにより、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 n m 付近の光の比率が相対的に高くなり (すなわち狭帯域光となり) 、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【 0 0 8 2 】

また、第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 は、波長帯域が異なり、それぞれ個別に発光制御可能な 3 つの光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 3 を有している。そのため、3 つの光源ユニッ

10

20

30

40

50

ト 3 1 1 ~ 3 1 3 の中から発光駆動させる光源ユニットを選択し、発光駆動時の駆動電流を個別に制御することにより、照射光 L の分光強度分布を細かく制御することができる。

【 0 0 8 3 】

(第 4 の実施形態)

次に、本発明の第 4 の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第 4 の実施形態にかかる光源装置も、第 1 の実施形態にかかる光源装置 2 0 1 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

【 0 0 8 4 】

図 9 は、第 4 の実施形態に係る光源装置 2 0 4 のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 2 0 4 は、第 1 の光源ユニット 4 1 1、第 2 の光源ユニット 4 1 2、第 3 の光源ユニット 4 1 3、第 1 のダイクロイックミラー 4 3 1、第 2 のダイクロイックミラー 4 3 2 を備えている。各光源ユニット 4 1 1 ~ 4 1 3 はそれぞれ、図示省略された第 1 ~ 第 3 光源駆動回路によって個別に発光制御される。

【 0 0 8 5 】

図 9 に示すように、第 4 の実施形態に係る光源装置 2 0 4 は、第 3 の実施形態に係る光源装置 2 0 3 における第 2 の光源ユニット 3 1 2 を、蛍光体を有しない LED に置き換えたものである。第 2 の光源ユニット 4 1 2 は、緑色の波長帯域 (例えば、波長が 5 2 0 ~ 5 8 0 nm) の光を射出する緑色 LED である。なお、第 1、第 3 の光源ユニット 4 1 1、4 1 3 及び第 1、第 2 のダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 の特性は、第 3 の実施形態の第 1、第 3 の光源ユニット 3 1 1、3 1 3 及び第 1、第 2 のダイクロイックミラー 3 3 1、3 3 2 の特性と同じである必要はない。

【 0 0 8 6 】

図 1 0 は、図 4 と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置 2 0 4 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【 0 0 8 7 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、青色蛍光体 4 1 1 b が光路上に挿入された上で、第 1 ~ 第 3 の光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 3 が発光駆動される。

【 0 0 8 8 】

第 1 の光源ユニット 4 1 1 から射出される光の分光強度分布 D 4 1 1 は、波長約 4 1 5 nm と波長約 4 7 0 nm にピークを有している。この 2 つの波長はそれぞれ、紫色 LED 4 1 1 a から射出される光のピーク波長と、青色蛍光体 4 1 1 b が発する蛍光のピーク波長である。第 2 の光源ユニット 4 1 2 から射出される光の分光強度分布 D 4 1 2 は、約 5 5 0 nm をピーク波長とする強度分布を有している。第 3 の光源ユニット 4 1 3 から射出される光の分光強度分布 D 4 1 3 は、約 6 4 0 nm をピーク波長とする強度分布を有している。

【 0 0 8 9 】

また、図 1 0 (a) には、各ダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 のカットオフ波長 λ 4 3 1、 λ 4 3 2 が点線で示されている。カットオフ波長 λ 4 3 1、 λ 4 3 2 はそれぞれ、5 1 0 nm、5 9 0 nm である。何れのダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 も、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。このダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 により、各光源ユニット 4 1 1 ~ 4 1 3 から射出された光の光路が合成され、照射光 L (通常光) として射出される。この照射光 L (通常光) を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【 0 0 9 0 】

また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、青色蛍光体 4 1 1 b が光路上から抜去された上で、第 1 の光源ユニット 4 1 1 と第 2 の光源ユニット 4 1 2 が発光駆動され、第 3 の光源ユニット 4 1 3 は発光駆動されない。これにより、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 nm 付近の光の比率が相対的

に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0091】

（第5の実施形態）

次に、本発明の第5の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第5の実施形態にかかる光源装置も、第1の実施形態にかかる光源装置201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

【0092】

図11は、第5の実施形態に係る光源装置205のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置205は、第1の光源ユニット511、第2の光源ユニット512、第1のダイクロイックミラー531を備えている。各光源ユニット511、512はそれぞれ、図示省略された第1、第2光源駆動回路によって個別に発光制御される。

10

【0093】

図11に示すように、第1の光源ユニット511は、蛍光体LED511aと青色蛍光体511bとを有している。蛍光体LED511aは、紫色の波長帯域（例えば、波長が395～435nm）の光を射出する紫色LEDと、この紫色LEDの発光面上に取り付けられた緑色蛍光体とを有している。緑色蛍光体は、紫色LEDから射出された紫色LED光によって励起され、緑色の波長帯域（例えば、波長が510～630nm）の蛍光を発する。青色蛍光体511bは、紫色LEDから射出された紫色LED光によって励起され、青色の波長帯域（例えば、波長が430～550nm）の蛍光を発する。青色蛍光体511bは、不図示の蛍光体挿抜機構により、蛍光体LED511aから射出される光の光路に対して挿抜可能に支持されている。

20

【0094】

また、図11に示すように、第2の光源ユニット512は、赤色の波長帯域（例えば、波長が620～680nm）の光を射出する赤色LEDである。ダイクロイックミラー531は、第1の光源ユニット511から射出された光の光路と第2の光源ユニット512から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー531で光路が合成された光は、照射光Lとして光源装置205から射出される。

30

【0095】

図12は、図4と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置205から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。

【0096】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、青色蛍光体511bが光路上に挿入された上で、第1、第2の光源ユニット511、512が発光駆動される。

【0097】

第1の光源ユニット511から射出される光の分光強度分布D511は、波長約415nm、約470nm、約550nmにピークを有している。この3つの波長はそれぞれ、紫色LEDから射出される紫色LED光、青色蛍光体511bが発する蛍光、緑色蛍光体が発する蛍光のピーク波長である。第2の光源ユニット512から射出される光の分光強度分布D512は、波長約650nmをピーク波長とする強度分布を有している。

40

【0098】

また、図12(a)には、ダイクロイックミラー531のカットオフ波長 λ_{531} が点線で示されている。カットオフ波長 λ_{531} は620nmである。ダイクロイックミラー531は、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。このダイクロイックミラー531により、第1の光源ユニット511及び第2の光源ユニット512から射出された光の光路が合成され、照射光Lとして射出される。この照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【0099】

50

また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、青色蛍光体 5 1 1 b が光路上から抜去された上で、第 1 の光源ユニット 5 1 1 のみが発光駆動され、第 2 の光源ユニット 5 1 2 は発光駆動されない。これにより、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 nm 付近の光の比率が相対的に高くなり (すなわち狭帯域光となり)、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0100】

なお、第 5 の実施形態では、第 1 の光源ユニット 5 1 1 の緑色蛍光体は、紫色 LED の発光面上に取り付けられているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第 1 の光源ユニット 5 1 1 の緑色蛍光体は、紫色 LED から射出される光の光路上に挿抜可能に配置されていてもよい。この場合、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードであるとき、緑色蛍光体を光路上に挿入又は抜去することにより、被写体に照射する照射光 L の分光強度特性を変更することができる。

10

【0101】

(第 6 の実施形態)

次に、本発明の第 6 の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第 6 の実施形態にかかる光源装置も、第 1 の実施形態にかかる光源装置 2 0 1 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

【0102】

図 1 3 は、第 6 の実施形態に係る光源装置 2 0 6 のうち、光源ユニットおよびダイクロイックミラーのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 2 0 6 は、第 1 の光源ユニット 6 1 1、第 2 の光源ユニット 6 1 2、第 1 のダイクロイックミラー 6 3 1 を備えている。各光源ユニット 6 1 1、6 1 2 はそれぞれ、図示省略された第 1、第 2 光源駆動回路によって個別に発光制御される。

20

【0103】

図 1 3 に示すように、第 1 の光源ユニット 6 1 1 は、蛍光体 LED 6 1 1 a と赤色蛍光体 6 1 1 b とを有している。蛍光体 LED 6 1 1 a は、青色の波長帯域 (例えば、波長が 4 3 0 ~ 4 9 0 nm) の光を射出する青色 LED と、この青色 LED の発光面上に取り付けられた緑色蛍光体とを有している。緑色蛍光体は、青色 LED から射出された青色 LED 光によって励起され、緑色の波長帯域 (例えば、波長が 5 1 0 ~ 6 3 0 nm) の蛍光を発する。赤色蛍光体 6 1 1 b は、青色 LED から射出された青色 LED 光によって励起され、赤色の波長帯域 (例えば、波長が 5 5 0 ~ 7 5 0 nm) の蛍光を発する。赤色蛍光体 6 1 1 b は、不図示の蛍光体挿抜機構により、蛍光体 LED 6 1 1 a から射出される光の光路に対して挿抜可能に支持されている。

30

【0104】

また、図 1 3 に示すように、第 2 の光源ユニット 6 1 2 は、紫色の波長帯域 (例えば、波長が 3 9 5 ~ 4 3 5 nm) の光を射出する紫色 LED である。ダイクロイックミラー 6 3 1 は、第 1 の光源ユニット 6 1 1 から射出された光の光路と第 2 の光源ユニット 6 1 2 から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー 6 3 1 で光路が合成された光は、照射光 L として光源装置 2 0 6 から射出される。

【0105】

図 1 4 は、図 4 と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置 2 0 6 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

40

【0106】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、赤色蛍光体 6 1 1 b が光路上に挿入された上で、第 1、第 2 の光源ユニット 6 1 1、6 1 2 が発光駆動される。

【0107】

第 1 の光源ユニット 6 1 1 から射出される光の分光強度分布 D 6 1 1 は、波長約 4 6 0 nm、約 5 5 0 nm、約 6 5 0 nm にピークを有している。この 3 つの波長はそれぞれ、蛍光体 LED 6 1 1 a から射出される青色 LED 光と緑色の蛍光、赤色蛍光体 6 1 1 b が発する蛍光の分光強度分布のピークである。第 2 の光源ユニット 6 1 2 から射出される光

50

の分光強度分布 D 6 1 2 は、約 4 1 5 n m をピークとする強度分布を有している。

【 0 1 0 8 】

また、図 1 4 (a) には、ダイクロイックミラー 6 3 1 のカットオフ波長 λ 6 3 1 が点線で示されている。カットオフ波長 λ 6 3 1 は 4 4 0 n m である。ダイクロイックミラー 6 3 1 は、カットオフ波長よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長以上の波長帯域の光を反射する。このダイクロイックミラー 6 3 1 により、第 1 の光源ユニット 6 1 1 及び第 2 の光源ユニット 6 1 2 から射出された光の光路が合成され、照射光 L として射出される。この照射光 L (通常光) を被写体に照射することにより、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【 0 1 0 9 】

また、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、赤色蛍光体 6 1 1 b が光路上から抜去された上で、第 1 及び第 2 の光源ユニット 6 1 1 、 6 1 2 が発光駆動される。これにより、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 n m 付近の光の比率が相対的に高くなり (すなわち狭帯域光となり) 、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【 0 1 1 0 】

(第 7 の実施形態)

次に、本発明の第 7 の実施形態にかかる内視鏡用光源装置について説明する。第 7 の実施形態にかかる光源装置も、第 1 の実施形態にかかる光源装置 2 0 1 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

【 0 1 1 1 】

図 1 5 は、第 7 の実施形態に係る光源装置 2 0 7 のうち、光源ユニットのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 2 0 7 は、光源ユニット 7 1 1 を備えている。光源ユニット 7 1 1 は、図示省略された光源駆動回路によって発光制御される。

【 0 1 1 2 】

図 1 5 に示すように、光源ユニット 7 1 1 は、蛍光体 L E D 7 1 1 a 、青色蛍光体 7 1 1 b 、赤色蛍光体 7 1 1 c を有している。蛍光体 L E D 7 1 1 a は、紫色の波長帯域 (例えば、波長が 3 9 5 ~ 4 3 5 n m) の光を射出する紫色 L E D と、紫色 L E D の発光面上に取り付けられた緑色蛍光体とを有している。この緑色蛍光体は、紫色 L E D から射出された紫色 L E D 光によって励起され、緑色の波長帯域 (例えば、波長が 5 1 0 ~ 6 3 0 n m) の蛍光を発する。

【 0 1 1 3 】

青色蛍光体 7 1 1 b は、紫色 L E D から射出された紫色 L E D 光によって励起され、青色の波長帯域 (例えば、波長が 4 3 0 ~ 5 5 0 n m) の蛍光を発する。赤色蛍光体 7 1 1 c は、紫色 L E D から射出された紫色 L E D 光によって励起され、赤色の波長帯域 (例えば、波長が 5 5 0 ~ 7 5 0 n m) の蛍光を発する。青色蛍光体 7 1 1 b 及び赤色蛍光体 7 1 1 c は、不図示の蛍光体挿抜機構により、蛍光体 L E D 7 1 1 a から射出される光の光路に個別に挿入又は抜去される。

【 0 1 1 4 】

図 1 6 は、図 4 と同様の図であり、各観察モードにおいて、光源装置 2 0 7 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【 0 1 1 5 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、青色蛍光体 7 1 1 b 及び赤色蛍光体 7 1 1 c が光路上に挿入された上で、光源ユニット 7 1 1 が発光駆動される。

【 0 1 1 6 】

光源ユニット 7 1 1 から射出される光の分光強度分布 D 7 1 1 は、波長約 4 1 5 n m 、約 4 7 0 n m 、約 5 5 0 n m 、約 6 5 0 n m にピークを有している。この 4 つの波長はそれぞれ、蛍光体 L E D 7 1 1 a から射出される紫色 L E D 光、青色蛍光体 7 1 1 b が発する蛍光、蛍光体 L E D 7 1 1 a の緑色蛍光体が発する蛍光、赤色蛍光体 7 1 1 c が発する蛍光のピーク波長である。光源ユニット 7 1 1 から射出された光は、照射光 L (通常光)

10

20

30

40

50

として被写体に照射される。これにより、通常のカラー撮影画像を得ることができる。

【0117】

また、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、青色蛍光体711b及び赤色蛍光体711cが光路上から抜去された上で、光源ユニット711が発光駆動される。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0118】

また、第7の実施形態の光源装置207は、光源ユニットの数が1つのみであるため、光源装置207の構成を簡素にすることができる。また、光源ユニット711は、赤色、青色、緑色の3つの蛍光体を有している。蛍光体は、LEDから射出される光に比べて、広い波長帯域を有している。そのため、電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合の照射光L（通常光）の分光強度分布は、光源ユニット711が1つ又は2つの蛍光体を有している場合よりも、可視領域においてフラットに近づく。これにより、自然の白色光に近い照射光L（通常光）で被写体を照明することができる。

【0119】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本発明の実施形態に含まれる。例えば、上記各実施形態では、固体発光素子としてLEDを想定している。本発明はこれに限定するものではなく、LD（Laser Diode）を固体発光素子として採用することも可能である。

【0120】

図17は、第4の実施形態の変形例において、光源装置204から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。本変形例では、4つの観察モード（通常観察モード、第1特殊観察モード、第2特殊観察モード、第3特殊観察モード）がある。図17（a）は、通常観察モードにおける照射光L（通常光）の分光強度分布を示し、図17（b）は、第1特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示し、図17（c）は、第2特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示し、図17（d）は、第3特殊観察モードにおける照射光L（特殊光）の分光強度分布を示している。図17に示される分光強度分布の横軸は波長（nm）を示し、縦軸は照射光Lの強度を示している。なお、縦軸は、強度の最大値が1となるように規格化されている。

【0121】

通常観察モード時の動作は、図9及び図10を用いて説明した第4の実施形態と同じである。そのため、通常観察モード時は、図10（a）と同じ分光特性を持つ照射光L（通常光）が射出される。この照射光L（通常光）を被写体に照射することにより、通常のカラー撮影画像を得ることができる。

【0122】

電子内視鏡システム1が第1特殊観察モードである場合、青色蛍光体411bが光路上から抜去された上で、第1の光源ユニット411が発光駆動され、第2の光源ユニット412及び第3の光源ユニット413が発光駆動されない。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち波長415nm付近のみにピークを持つ狭帯域光となり）、主に表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0123】

電子内視鏡システム1が第2特殊観察モードである場合、青色蛍光体411bが光路上から抜去された上で、第2の光源ユニット412が発光駆動され、第1の光源ユニット411及び第3の光源ユニット413が発光駆動されない。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長550nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち波長550nm付近のみにピークを持つ狭帯域光となり）、主に中

層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0124】

電子内視鏡システム1が第3特殊観察モードである場合、青色蛍光体411bが光路上から抜去された上で、第3の光源ユニット413が発光駆動され、第1の光源ユニット411及び第2の光源ユニット412が発光駆動されない。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長650nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち波長650nm付近のみにピークを持つ狭帯域光となり）、主に深層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0125】

このように、本変形例では、第1特殊観察モードにおいて、主に表層血管を強調した撮影画像を得ることができ、第2特殊観察モードにおいて、主に中層血管を強調した撮影画像を得ることができ、第3特殊観察モードにおいて、主に深層血管を強調した撮影画像を得ることができる。すなわち、本変形例では、第1～第3の各特殊観察モードを切り替えることにより、所望の層域（第1特殊観察モードでは表層、第2特殊観察モードでは中層、第3特殊観察モードでは深層）の血管を重点的に強調した画像を観察することができる。

10

【0126】

第7の実施形態では、通常観察モード時には青色蛍光体711b及び赤色蛍光体711cが光路上に挿入され、特殊観察モード時には青色蛍光体711b及び赤色蛍光体711cが光路から抜去される。従って、第7の実施形態では、青色蛍光体711b及び赤色蛍光体711cが観察モードに応じて同じ挿抜動作（リンクした動き）を行っている。これに対し、第7の実施形態の変形例では、青色蛍光体711b及び赤色蛍光体711cが観察モードに応じて同じ挿抜動作を行わず、別の挿抜動作を行う。

20

【0127】

具体的には、第7の実施形態の変形例では、更に2つの特殊観察モード（第1及び第2特殊観察モード）が追加される。第1特殊観察モード時には、青色蛍光体711bが光路上から抜去された上で、蛍光体LED711a及び赤色蛍光体711cが発光駆動される。一方、第2特殊観察モード時には、赤色蛍光体711cが光路上から抜去された上で、蛍光体LED711a及び青色蛍光体711bが発光駆動される。すなわち、本変形例では、蛍光体LED711aより射出される光によって励起される複数の蛍光体（青色蛍光体711b、赤色蛍光体711c）が蛍光体LED711aの光路上に並べて配置されており、各蛍光体が観察モードに応じて別の挿抜動作（青色蛍光体711bの挿入時には赤色蛍光体711cが抜去され、赤色蛍光体711cの挿入時には青色蛍光体711bが抜去される。）を行う。

30

【0128】

上記の実施形態に係る電子内視鏡システムでは、特殊光（狭帯域光）を用いて血管を強調した狭帯域観察画像を生成して表示する構成が採用されているが、別の実施形態に係る電子内視鏡システムでは、波長域の異なる光で撮像した複数の画像に基づいて被写体の生体情報（具体的には酸素飽和度）を定量的に分析して画像化する構成が採用されてもよい。

40

【0129】

図18に、別の実施形態に係る光源装置208のブロック図を示す。別の実施形態については、便宜上、第1の実施形態をベースに説明する。図18に示されるように、光源装置208は、第1の実施形態に係る光源装置201に対し、第2の光源ユニット112を第2の光源ユニット112'に代えると共に回転式ターレット400及びフィルタ回転機構430を追加した構成となっている。

【0130】

図19は、別の実施形態に係る光源装置208のうち、光源ユニット、ダイクロイックミラー及び回転式ターレットのみを概念的に示したブロック図である。第2の光源ユニット112'は、青色LED112aを有しており、黄色蛍光体112bを有していない。

50

【 0 1 3 1 】

図 2 0 は、回転式ターレット 4 0 0 の構成を示す図である。図 2 0 に示されるように、回転式ターレット 4 0 0 の中心に形成された軸受孔には、フィルタ回転機構 4 3 0 を構成する DC モータのモータ軸 4 3 2 が圧入されている。回転式ターレット 4 0 0 は、フィルタ回転機構 4 3 0 により、モータ軸 4 3 2 周りに回転動作可能に軸支されている。なお、フィルタ回転機構 4 3 0 には周知の構成が採用されるため、フィルタ回転機構 4 3 0 に関する、ここでの詳細な説明は省略する。

【 0 1 3 2 】

回転式ターレット 4 0 0 には、4 つの開口が周方向に並べて形成されている。各開口には、夫々異なる蛍光体が埋設されている。具体的には、黄色蛍光体 1 1 2 b'、第 1 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 1、第 2 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 2、狭帯域観察用蛍光体 F s 3 が埋設されている。別の実施形態では、回転式ターレット 4 0 0 を用いることにより、通常観察モードによる通常観察画像及び特殊観察モードによる狭帯域観察画像に加えて、酸素飽和度観察モードによる酸素飽和度分布画像を表示することが可能となっている。

10

【 0 1 3 3 】

ここで、ヘモグロビンの分光特性と、本実施形態における酸素飽和度の計算原理について説明する。

【 0 1 3 4 】

図 2 1 に、5 5 0 n m 付近のヘモグロビンの吸収スペクトルを示す。ヘモグロビンは、5 5 0 n m 付近にポルフィリンに由来する Q 帯と呼ばれる強い吸収帯を有している。ヘモグロビンの吸収スペクトルは、酸素飽和度（全ヘモグロビンのうち酸素化ヘモグロビンが占める割合）に応じて変化する。図 2 1 における実線の波形は、酸素飽和度が 1 0 0 % の場合の（すなわち、酸素化ヘモグロビン HbO の）吸収スペクトルを示し、長破線の波形は、酸素飽和度が 0 % の場合の（すなわち、還元ヘモグロビン Hb の）吸収スペクトルを示す。また、短破線は、その中間の酸素飽和度（1 0、2 0、3 0、・・・9 0 %）におけるヘモグロビン（酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの混合物）の吸収スペクトルを示す。

20

【 0 1 3 5 】

図 2 1 に示されるように、Q 帯において、酸素化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンは互いに異なるピーク波長を有している。具体的には、酸素化ヘモグロビンは、波長 5 4 2 n m 付近に吸収ピーク P 1 を有しており、波長 5 7 8 n m 付近に吸収ピーク P 3 を有している。一方、還元ヘモグロビンは、5 5 8 n m 付近に吸収ピーク P 2 を有している。図 2 1 は、各成分（酸素化ヘモグロビン、還元ヘモグロビン）の濃度の和が一定となる 2 成分系の吸収スペクトルであるため、各成分の濃度（すなわち酸素飽和度）によらず吸収が一定となる等吸収点 E 1、E 2、E 3、E 4 が現れる。

30

【 0 1 3 6 】

以下の説明では、等吸収点 E 1 と E 2 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 1」と記し、等吸収点 E 2 と E 3 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 2」と記し、等吸収点 E 3 と E 4 とで挟まれた波長領域を「波長域 R 3」と記す。また、等吸収点 E 1 と E 4 とで挟まれた波長領域（すなわち波長域 R 1、R 2 及び R 3 を合わせたもの）を「波長域 R 0」と記す。

40

【 0 1 3 7 】

なお、波長域 R 0 は、5 2 8 n m ~ 5 8 4 n m である。波長域 R 2 は、5 4 6 n m ~ 5 7 0 n m である。

【 0 1 3 8 】

図 2 1 に示されるように、隣接する等吸収点間では、酸素飽和度に対して吸収が単調に増加又は減少する。また、隣接する等吸収点間では、ヘモグロビンの吸収は、酸素飽和度に対してほぼ線形的に変化する。

【 0 1 3 9 】

50

具体的には、波長域 R_1 、 R_3 におけるヘモグロビンの吸収 A_{R_1} 、 A_{R_3} は酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加し、波長域 R_2 におけるヘモグロビンの吸収 A_{R_2} は還元ヘモグロビンの濃度（ $1 - \text{酸素飽和度}$ ）に対して線形的に単調増加する。従って、次式（１）により定義される指標 X は、酸素化ヘモグロビンの濃度（酸素飽和度）に対して線形的に単調増加する。

（式１）

$$X = (A_{R_1} + A_{R_3}) - A_{R_2}$$

【０１４０】

従って、予め実験的に酸素飽和度と指標 X との定量的な関係を取得すれば、指標 X の値から酸素飽和度を計算することができる。

10

【０１４１】

第１の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_1 は、青色 LED_{112a} より射出される光によって励起される蛍光体であり、 550nm 帯の蛍光を発する。図２１に示されるように、第１の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_1 は、等吸収点 E_1 から E_4 までの波長域（すなわち、波長域 R_0 ）の蛍光を発し、それ以外の波長領域の蛍光を発しない。第２の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_2 は、青色 LED_{112a} より射出される光によって励起される蛍光体であり、等吸収点 E_2 から E_3 までの波長域（すなわち、波長域 R_2 ）の蛍光を発し、それ以外の波長領域の蛍光を発しない。

【０１４２】

黄色蛍光体 $112b'$ は、青色 LED_{112a} より射出される光によって励起される蛍光体であり、黄色蛍光体 $112b$ と同じ蛍光を発する。狭帯域観察用蛍光体 Fs_3 は、特定の生体組織（主に深層血管）に対して吸光度の高い 650nm 帯（ $630 \sim 650\text{nm}$ ）の蛍光を発し、それ以外の波長領域の蛍光を発しない。

20

【０１４３】

なお、別の実施形態では、青色 LED_{112a} に代えて、他色の LED （紫色 LED や緑色 LED 等）が備えられてもよい。この場合、第１の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_1 は、上記の他色の LED より射出される光によって波長域 R_0 の蛍光を発する。第２の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_2 は、上記の他色の LED より射出される光によって波長域 R_2 の蛍光を発する。黄色蛍光体 $112b'$ は、上記の他色の LED より射出される光によって黄色蛍光体 $112b$ と同じ蛍光を発する。

30

【０１４４】

このように、回転式ターレット４００には、夫々異なる発光特性を持つ蛍光体が複数（黄色蛍光体 $112b'$ 、第１の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_1 、第２の酸素飽和度観察用蛍光体 Fs_2 、狭帯域観察用蛍光体 Fs_3 ）配置されている。

【０１４５】

通常観察モード時は、青色蛍光体 $111b$ が光路上に挿入された上で、第１の光源ユニット１１１及び第２の光源ユニット１１２' が発光駆動されると共に、黄色蛍光体 $112b'$ が照射光 L の光路上に位置する状態で回転式ターレット４００が停止する。そのため、通常観察モード時は、第１の実施形態と同じ分光特性（図４（ａ）参照）を持つ照射光 L （通常光）が射出される。この照射光 L （通常光）を被写体に照射することにより、通常カラー撮影画像を得ることができる。

40

【０１４６】

特殊観察モード時は、青色蛍光体 $111b$ が光路から抜去された上で、第１の光源ユニット１１１及び第２の光源ユニット１１２' が発光駆動されると共に、黄色蛍光体 $112b'$ が照射光 L の光路上に位置する状態で回転式ターレット４００が停止する。そのため、特殊観察モード時も、第１の実施形態と同じ分光特性（図４（ｂ）参照）を持つ照射光 L （通常光）が射出される。これにより、照射光 L （特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 415nm 付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち狭帯域光となり）、主に表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【０１４７】

50

酸素飽和度観察モード時は、青色蛍光体 1 1 1 b が光路から抜去された上で、第 1 の光源ユニット 1 1 1 及び第 2 の光源ユニット 1 1 2 ' が発光駆動されると共に、黄色蛍光体 1 1 2 b '、第 1 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 1、第 2 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 2、狭帯域観察用蛍光体 F s 3 の各蛍光体が照射光 L の光路上にフレームレートと同期（撮像周期と同期）したタイミングで順次挿入されるように、フィルタ回転機構 4 3 0 により、4 フレームで一回転する周期で回転式ターレット 4 0 0 が回転駆動される。なお、酸素飽和度観察モード時において、第 1 の光源ユニット 1 1 1 は発光駆動されなくてもよい。

【 0 1 4 8 】

回転式ターレット 4 0 0 には、貫通孔 4 0 2 が形成されている。システムコントローラ 2 1 は、フィルタ回転機構 4 3 0 を構成するフォトインタラプタ 4 3 4 による貫通孔 4 0 2 の検出タイミングに基づいて回転式ターレット 4 0 0 の回転位相を検知して調整する。これにより、回転式ターレット 4 0 0 は、酸素飽和度観察モード中、一定速度（4 フレームで一回転する周期）で回転駆動する。

10

【 0 1 4 9 】

これにより、被写体には、黄色蛍光体 1 1 2 b '、第 1 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 1、第 2 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 2、狭帯域観察用蛍光体 F s 3 の各蛍光体に応じた照射光 L（蛍光）が順次照射される。そのため、後段信号処理回路 2 8 には、黄色蛍光体 1 1 2 b '、第 1 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 1、第 2 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 2、狭帯域観察用蛍光体 F s 3 の各蛍光体を介した照射光 L に対応する画像信号が順次入力される。

20

【 0 1 5 0 】

後段信号処理回路 2 8 は、上記式（1）を用いて、画像メモリ 2 7 より入力される第 1 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 1 に対応する画像信号及び第 2 の酸素飽和度観察用蛍光体 F s 2 に対応する画像信号から指標 X を計算する。

【 0 1 5 1 】

後段信号処理回路 2 8 が備える不揮発性メモリ（不図示）には、予め実験的に取得されたヘモグロビンの酸素飽和度と指標 X の値との定量的関係を示す数値表が記憶されている。後段信号処理回路 2 8 は、この数値表を参照して、上記式（1）を用いて算出された指標 X の値に対応する酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ を取得する。後段信号処理回路 2 8 は、取得された酸素飽和度 $SatO_2(x, y)$ に所定の定数を乗じた値を各画素（x, y）の画素値とする画像データ（酸素飽和度分布画像データ）を生成する。

30

【 0 1 5 2 】

また、後段信号処理回路 2 8 は、画像メモリ 2 7 より入力される狭帯域観察用蛍光体 F s 3 に対応する画像信号を用いて狭帯域観察画像データを生成する。

【 0 1 5 3 】

後段信号処理回路 2 8 は、酸素飽和度分布画像データを所定のビデオフォーマット信号に変換する。変換されたビデオフォーマット信号は、モニタ 3 0 0 に出力される。これにより、酸素飽和度分布画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

【 0 1 5 4 】

別の実施形態では、光学フィルタ等の減光手段を用いることなく、酸素飽和度分布画像が得られる。そのため、光利用効率が減光手段を用いる場合と比べて高い。

40

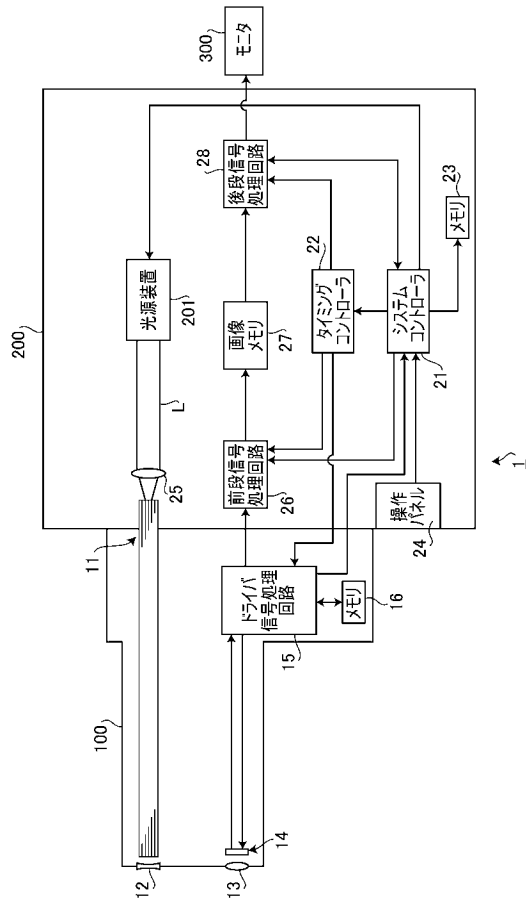
【 0 1 5 5 】

後段信号処理回路 2 8 は、酸素飽和度分布画像データに加えて狭帯域観察画像データを所定のビデオフォーマット信号に変換してもよい。この場合、酸素飽和度分布画像に加えて狭帯域観察画像がモニタ 3 0 0 の表示画面に表示される。

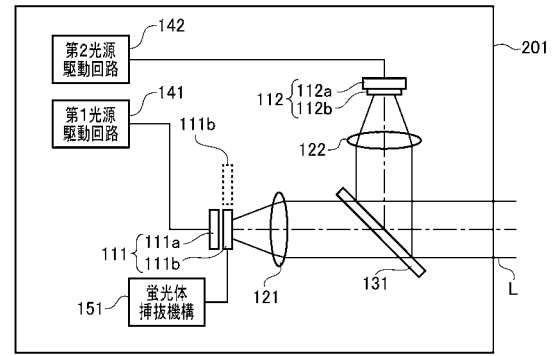
【 0 1 5 6 】

なお、酸素飽和度を定量的に分析して画像化する技術については、例えば国際公開第 2 0 1 4 / 1 9 2 7 8 1 号パンフレットに、より具体的な例示が開示されている。

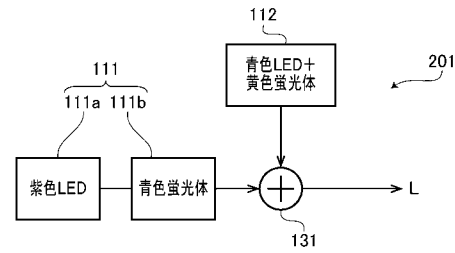
【図 1】



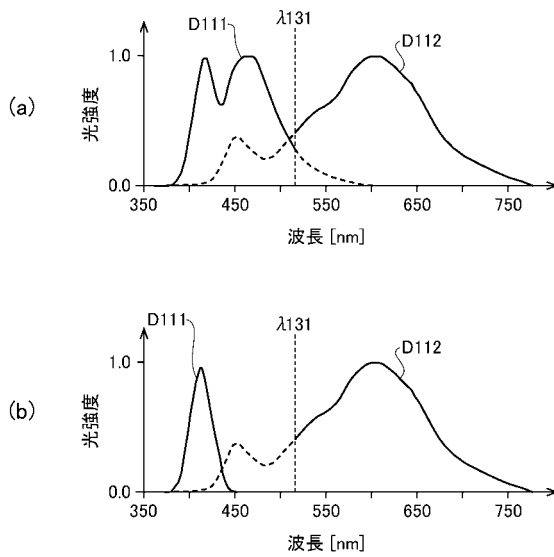
【図 2】



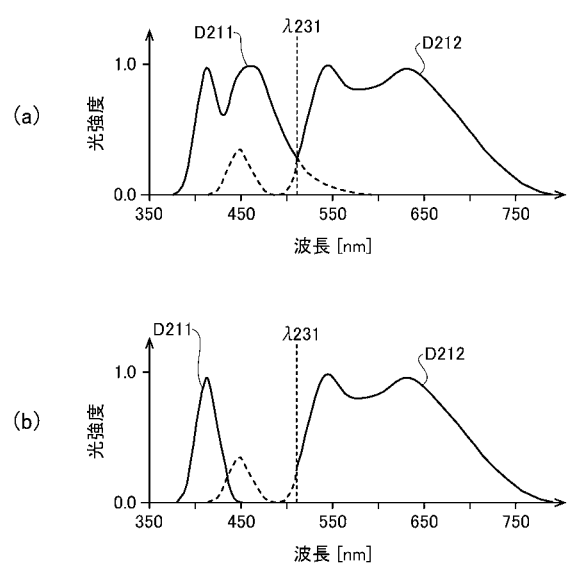
【図 3】



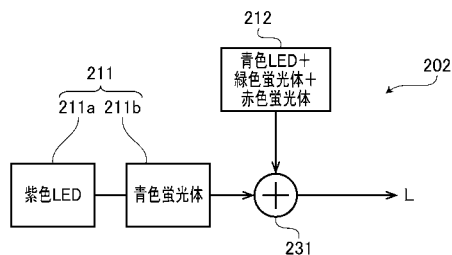
【図 4】



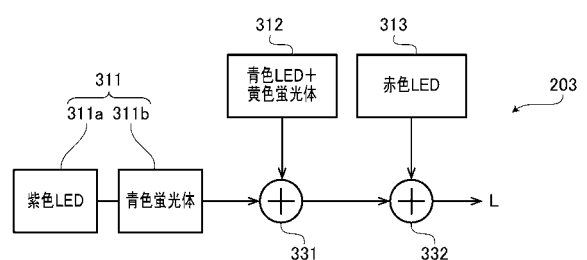
【図 6】



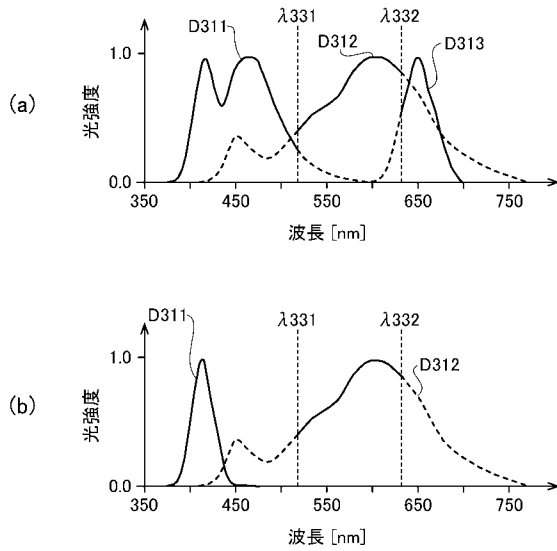
【図 5】



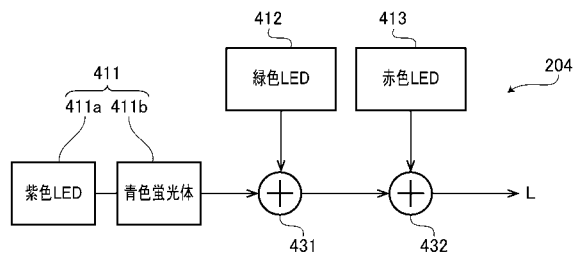
【図 7】



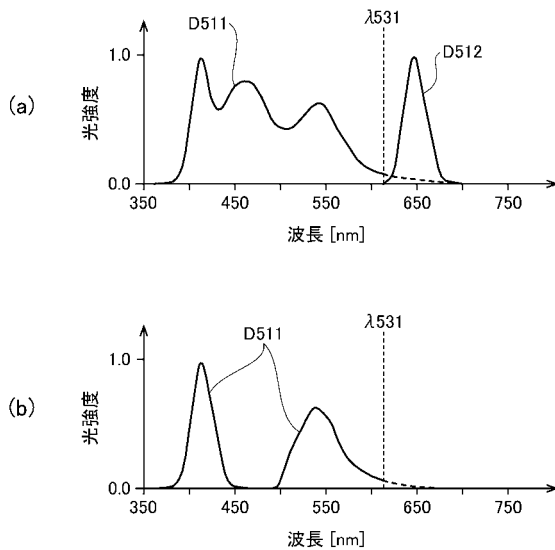
【図 8】



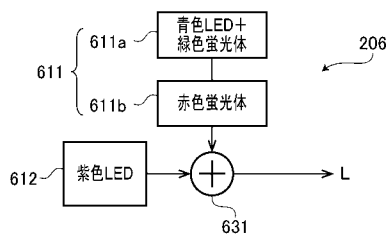
【図 9】



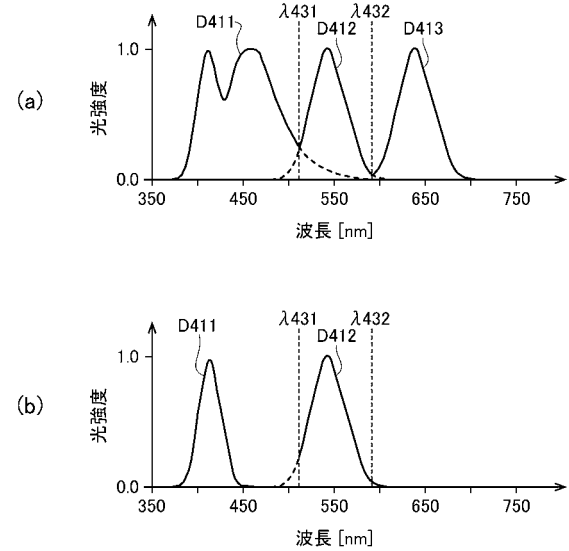
【図 1 2】



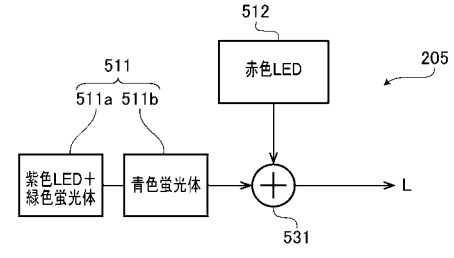
【図 1 3】



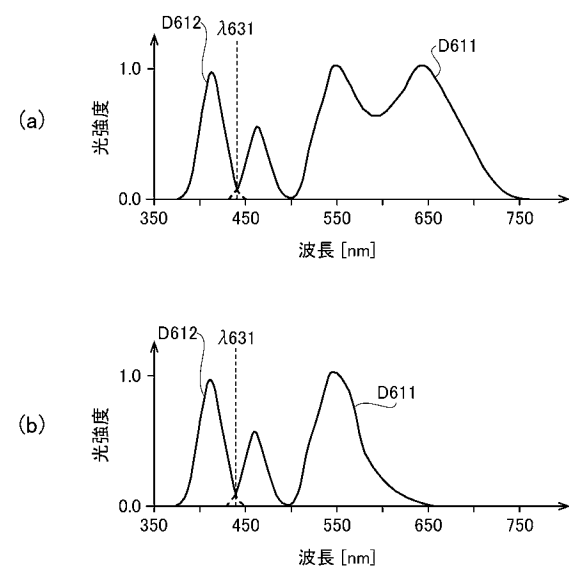
【図 1 0】



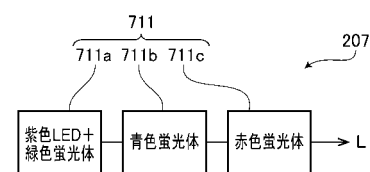
【図 1 1】



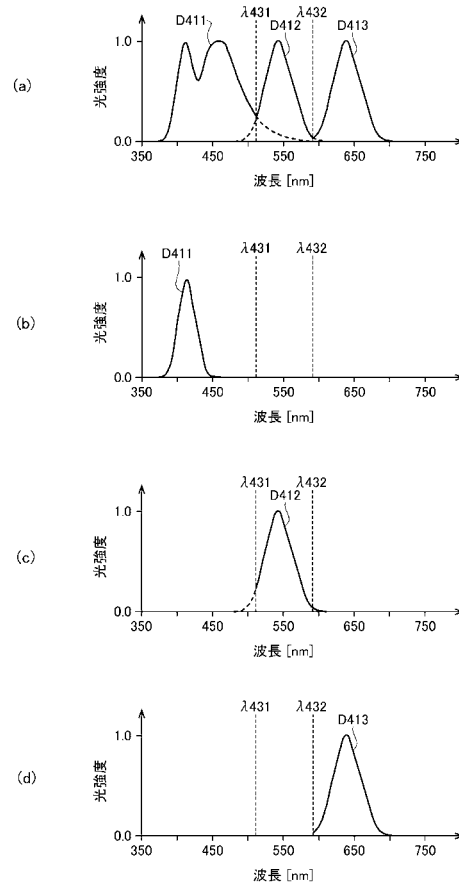
【図 1 4】



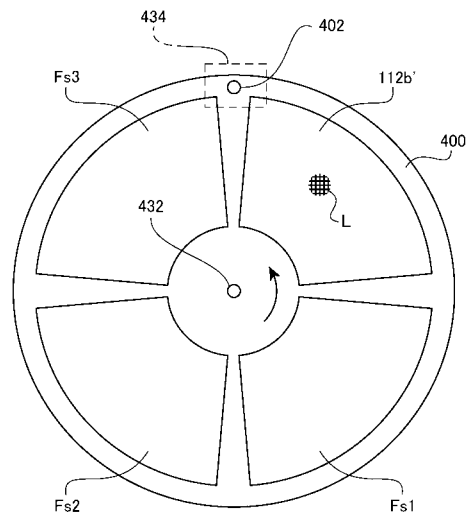
【図 1 5】



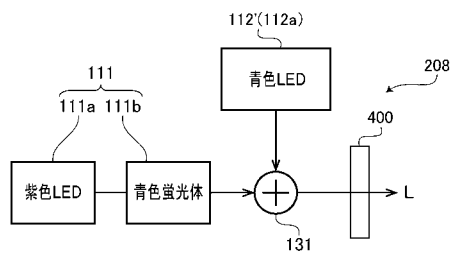
【 図 1 7 】



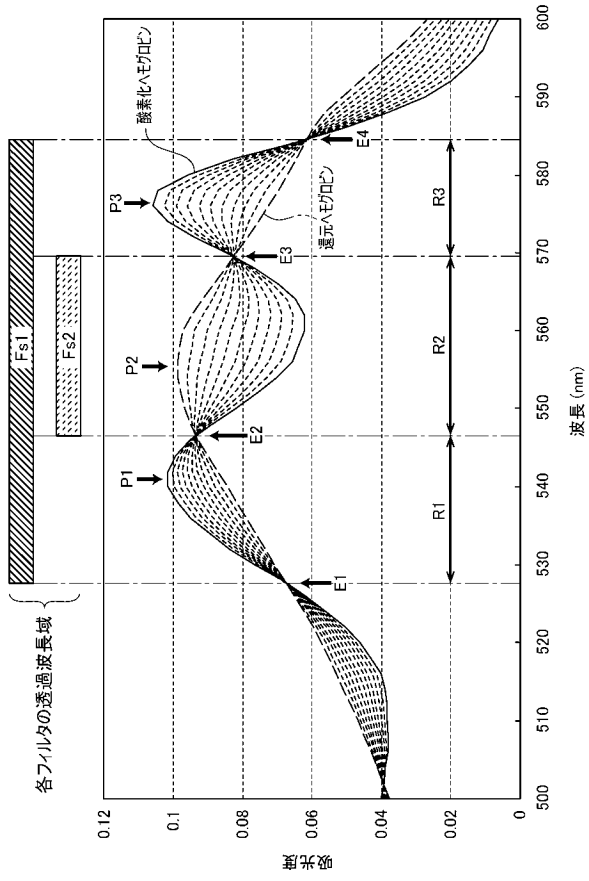
【 ㊦ 2 0 】



【 図 1 9 】



【図 2 1】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006123

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017
 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2014-144144 A (Olympus Corp.), 14 August 2014 (14.08.2014), paragraphs [0055] to [0058], [0072] to [0081]; fig. 9, 10, 13, 14 & US 2015/0327755 A1 paragraphs [0024] to [0040], [0166] to [0184]; fig. 9, 10, 13, 14 & WO 2014/119546 A1 & EP 2952132 A1 & CN 104955379 A	1-8
Y	JP 2006-296636 A (Olympus Corp.), 02 November 2006 (02.11.2006), paragraphs [0026] to [0030]; fig. 6 & US 2008/0051632 A1 paragraphs [0124] to [0131]; fig. 9 & WO 2006/109733 A1 & EP 1867272 A1 & CN 101155545 A	1-8

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
04 April 2017 (04.04.17)Date of mailing of the international search report
11 April 2017 (11.04.17)

Name and mailing address of the ISA/
 Japan Patent Office
 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
 Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006123

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2016-73 A (Fujifilm Corp.), 07 January 2016 (07.01.2016), paragraph [0106] to [0111]; fig. 19, 20 (Family: none)	6-8
A	JP 2014-171511 A (Olympus Corp.), 22 September 2014 (22.09.2014), entire text; all drawings & US 2015/0374218 A1 whole documents & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 1 2 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/06 (2006.01) i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y	JP 2014-144144 A (オリンパス株式会社) 2014.08.14, 段落[0055]-[0058], [0072]-[0081], 第9, 10, 13, 14 図 & US 2015/0327755 A1, paragraph[0024]-[0040], [0166]-[0184], Fig. 9, 10, 13, 14 & WO 2014/119546 A1 & EP 2952132 A1 & CN 104955379 A	1-8	
Y	JP 2006-296636 A (オリンパス株式会社) 2006.11.02, 段落[0026]-[0030], 第6 図 & US 2008/0051632 A1, paragraph[0124]-[0131], Fig. 9	1-8	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 04.04.2017		国際調査報告の発送日 11.04.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 安田 明央 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9309

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 1 2 3
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
	& WO 2006/109733 A1 & EP 1867272 A1 & CN 101155545 A	
Y	JP 2016-73 A (富士フイルム株式会社) 2016.01.07, 段落 [0106]]-[0111], 第 19, 20 図 (ファミリーなし)	6-8
A	JP 2014-171511 A (オリンパス株式会社) 2014.09.22, 全文, 全図 & US 2015/0374218 A1, whole documents & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-8

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ

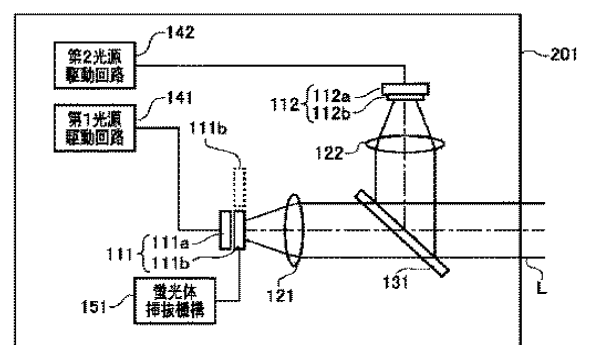
F ターム(参考) 4C161 AA01 BB02 CC06 GG01 HH51 JJ17 JJ18 LL02 MM05 NN01
NN05 QQ01 QQ02 QQ07 QQ09 RR04 RR18 RR20 RR26 WW08
WW15

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜光源装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2017142096A1	公开(公告)日	2018-11-15
申请号	JP2018500243	申请日	2017-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	尾登邦彦 横内文香		
发明人	尾登 邦彦 横内 文香		
IPC分类号	A61B1/07 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/07.731 A61B1/07.736 A61B1/06.610 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/AA01 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR18 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	PCT/JP2016/054811 2016-02-19 WO		
其他公开文献	JP6695416B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜的光源装置，发射第一波长带中的光的第一固态发光元件，被第一波长带中的光激发并发射第一荧光的第一磷光体，以及荧光体插入/去除单元，其支撑第一荧光体，从而可以将其插入从第一固态发光元件发射的光的路中和从光路中去除。当通过荧光体插入/去除装置将第一荧光体插入到光路中时，第一波长带中的光和第一荧光在相同的光路中发射并被提供给内窥镜。此外，当从光路去除第一荧光体时，第一波长带中的光被发射并提供给内窥镜。



- 141 First light source drive circuit
- 142 Second light source drive circuit
- 151 Fluorescent body inserting/removing mechanism