

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6685378号
(P6685378)

(45) 発行日 令和2年4月22日 (2020.4.22)

(24) 登録日 令和2年4月2日 (2020.4.2)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 6
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1
	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2018-500244 (P2018-500244)	(73) 特許権者	000113263
(86) (22) 出願日	平成29年2月20日 (2017.2.20)		H O Y A 株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2017/006124		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(87) 国際公開番号	W02017/142097	(74) 代理人	100078880
(87) 国際公開日	平成29年8月24日 (2017.8.24)		弁理士 松岡 修平
審査請求日	平成30年7月27日 (2018.7.27)	(74) 代理人	100183760
(31) 優先権主張番号	PCT/JP2016/054812		弁理士 山鹿 宗貴
(32) 優先日	平成28年2月19日 (2016.2.19)	(72) 発明者	尾登 邦彦
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		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	福田 雅明
			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
		審査官	安田 明央

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】

第1の波長帯域の光を射出する第1の光源ユニットと、

前記第1の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第2の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する第1のダイクロイックミラーと、

前記第1の光源ユニットと前記第2の光源ユニットを複数のモードのそれぞれに応じて個別に発光制御する光源制御手段と、
を備え、

前記第1のダイクロイックミラーのカットオフ波長は、前記第1の波長帯域のピーク波長と前記第2の波長帯域のピーク波長との間の波長であり、

前記光源制御手段により前記第1の光源ユニット及び前記第2の光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光が第1の強度比で射出され、前記第1のダイクロイックミラーにて合成されることにより、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光となって、内視鏡に供給され、

前記光源制御手段により前記第1の光源ユニット及び前記第2の光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、前記第1の波長帯域の光と前記第2の波長帯域の光が、前記第1の強度比と比べて、前記第2の波長帯域の光が相対的に低くなる第2の強度比で射出され、前記第1のダイクロイックミラーにて合成されることにより、特定の生体組織に対

して吸光度の高い特殊光となって、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 のダイクロイックミラーは、

前記第 1 の波長帯域の光のうち、前記第 1 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光を透過させ、

前記第 2 の波長帯域の光のうち、前記第 1 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光を反射させ、

前記透過させた前記第 1 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光と、前記反射させた前記第 1 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光とを単一の光路に合成する、

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記第 1 の波長帯域のピーク波長及び前記第 2 の波長帯域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 のダイクロイックミラー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する第 2 のダイクロイックミラーと、
を更に備え、

前記第 2 のダイクロイックミラーのカットオフ波長は、前記第 2 の波長帯域のピーク波長と前記第 3 の波長帯域のピーク波長との間の波長であり、

前記光源制御手段は、

前記第 1 のモードでは、前記第 3 の光源ユニットを、前記第 1 の光源ユニット及び前記第 2 の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、

前記第 2 のモードでは、前記第 3 の光源ユニットを発光させない、
請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記第 2 のダイクロイックミラーは、

前記第 1 のダイクロイックミラーより入射される光のうち、前記第 2 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光を透過させ、

前記第 3 の波長帯域の光のうち、前記第 2 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光を反射させ、

前記透過させた前記第 2 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光と、前記反射させた前記第 2 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光とを単一の光路に合成する、

請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 5】

前記第 1 の波長帯域のピーク波長、前記第 2 の波長帯域のピーク波長、前記第 3 の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 4 の波長帯域の光を射出する第 4 の光源ユニットと、

前記第 2 のダイクロイックミラーによって合成された光の光路と、前記第 4 の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第 3 のダイクロイックミラーと、
を更に備え、

前記第 3 のダイクロイックミラーのカットオフ波長は、前記第 3 の波長帯域のピーク波長と前記第 4 の波長帯域のピーク波長との間の波長であり、

前記光源制御手段は、

前記第 1 のモードでは、前記第 4 の光源ユニットを、前記第 1 の光源ユニット、前記第 2 の光源ユニット、前記第 3 の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、

前記第 2 のモードでは、前記第 4 の光源ユニットを発光させない、
請求項 3 又は請求項 4 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 3 のダイクロイックミラーは、
前記第 2 のダイクロイックミラーより入射される光のうち、前記第 3 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光を透過させ、
前記第 4 の波長帯域の光のうち、前記第 3 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光を反射させ、
前記透過させた前記第 3 のダイクロイックミラーのカットオフ波長よりも短い光と、前記反射させた前記第 3 のダイクロイックミラーのカットオフ波長以上の波長の光とを単一の光路に合成する、
請求項 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

10

前記第 1 の光源ユニットは、
第 1 の固体発光素子と、
前記第 1 の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第 1 の蛍光体と、
を有する、
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。

【請求項 8】

前記第 2 の光源ユニットは、
第 2 の固体発光素子と、
前記第 2 の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第 2 の蛍光体と、
を有する、
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。

20

【請求項 9】

前記第 2 の蛍光体は、
前記第 2 の固体発光素子から射出された光によって励起され、互いに異なるピーク波長をもつ光を発する 2 つの蛍光体を含む、
請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記第 1 の固体発光素子は、
紫色の波長帯域の光を射出し、
前記第 1 の蛍光体は、
青色の波長帯域の蛍光を発する蛍光体であり、
前記第 1 の光源ユニットから射出される光のうち、前記青色の波長帯域の蛍光の強度は、前記紫色の波長帯域の光の強度よりも弱い、
請求項 7 を引用する、請求項 8 又は請求項 9 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 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。

40

【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

50

記載されている。

【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、特定の波長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から射出される照射光の光路上に挿抜可能である。

【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拔出されているときは、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。

【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、蛍光体LEDから射出された光の波長帯域を光学フィルタによって制限し、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。また、光学フィルタは、実質的に特定の波長帯域の光のみを透過させるため、光学フィルタを透過した光の強度は低く、明るい撮影画像が得られな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。

【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の光源ユニットと、第1の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第2の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する第1の光路合成手段と、第1の光源ユニットと第2の光源ユニットを複数のモードのそれぞれに応じて個別に発光制御する光源制御手段と、を備える。この構成において、光源制御手段により第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、第1の波長帯域の光と第2の波長帯域の光が第1の強度比で射出され、第1の光路合成手段にて合成されることにより、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光となって、内視鏡に供給される、また、光源制御手段により第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、第1の波長帯域の光と第2の波長帯域の光が、第1の強度比と比べて、第2の波長帯域の光が相対的に低くなる第2の強度比で射出され、第1の光路合成手段にて合成されることにより、特定の生体組織に対して吸光度の高い特殊光となって、内視鏡に供給される。

【0008】

このような構成によれば、第1の光源ユニットと第2の光源ユニットを個別に発光駆動することにより、被写体に照射される照射光を、可視光領域内に広い波長帯域を有する通常光と、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との間で切り替えることができる。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

10

20

30

40

50

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の波長帯域のピーク波長及び第2の波長帯域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する第2の光路合成手段と、を更に備える。この場合、光源制御手段は、第1のモードでは、第3の光源ユニットを、第1の光源ユニット及び第2の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、第2のモードでは、第3の光源ユニットを発光させない。

【0010】

10

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の波長帯域のピーク波長、第2の波長帯域のピーク波長、第3の波長帯域のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第4の波長帯域の光を射出する第4の光源ユニットと、第2の光路合成手段によって合成された光の光路と、第4の光源ユニットから射出された光の光路とを合成する第3の光路合成手段と、を更に備える。この場合、光源制御手段は、第1のモードでは、第4の光源ユニットを、第1の光源ユニット、第2の光源ユニット、第3の光源ユニットに対して所定の強度比で発光させ、第2のモードでは、第4の光源ユニットを発光させない。

【0011】

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の固体発光素子と、第1の固体発光素子から射出された光によって励起され、蛍光を発する第1の蛍光体と、を有する。

20

【0012】

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、蛍光を発する第2の蛍光体と、を有する。

【0013】

また、本発明の一実施形態において、第2の蛍光体は、例えば、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、互いに異なるピーク波長をもつ光を発する2つの蛍光体を含む。

30

【0014】

また、本発明の一実施形態において、例えば、第1の固体発光素子は、紫色の波長帯域の光を射出し、第1の蛍光体は、青色の波長帯域の蛍光を発する蛍光体である。この場合、第1の光源ユニットから射出される光のうち、青色の波長帯域の蛍光の強度は、紫色の波長帯域の光の強度よりも弱い。

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【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。

【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 3 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光の分光強度分布を示す図である。

【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。

【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。

【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、第 2 の光源ユニット 112、第 3 の光源ユニット 113 を備えている。第 1～第 3 の光源ユニット 111～113 はそれぞれ、第 1～第 3 光源駆動回路 141～143 によって個別に発光制御される。

【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395～435nm）の光を射出する紫色発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）である。第2の光源ユニット112は、青色の波長帯域（例えば、波長が425～455nm）の光を射出する青色LED112aと、緑色蛍光体112bとを有している。緑色蛍光体112bは、青色LED112a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460～600nm）の蛍光を発する。第3の光源ユニット113は、赤色の波長帯域（例えば、波長が630～670nm）の光を射出する赤色発光ダイオード（LED：Light Emitting Diode）である。

【0024】

各光源ユニット111～113の光の射出方向の前方にはそれぞれ、コリメートレンズ121～123が配置されている。第1の光源ユニット111から射出された紫色LED光は、コリメートレンズ121によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー131に入射される。また、第2の光源ユニット112から射出された光、すなわち、青色LED光及び緑色の蛍光は、コリメートレンズ122によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー131に入射される。ダイクロイックミラー131は、第1の光源ユニット111から射出された光の光路と、第2の光源ユニット112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131は、波長430nm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111から射出された紫色LED光はダイクロイックミラー131を透過し、第2の光源ユニット112から射出された緑色の蛍光はダイクロイックミラー131で反射される。これにより、紫色LED光と緑色の蛍光の光路が合成される。ダイクロイックミラー131によって光路が合成された光は、ダイクロイックミラー132に入射される。

【0025】

また、第3の光源ユニット113から射出された赤色LED光は、コリメートレンズ123によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー132に入射される。ダイクロイックミラー132は、ダイクロイックミラー131から入射された光の光路と、第3の光源ユニット113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132は、波長620nm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、ダイクロイックミラー131から入射された紫色LED光及び緑色の蛍光と、第3の光源ユニット113から射出された赤色LED光は、ダイクロイックミラー132によってその光路が合成され、光源装置201から照射光Lとして射出される。

【0026】

図3は、光源装置201のうち、各光源ユニット111～113及び各ダイクロイックミラー131、132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の緑色蛍光体112bは、青色LED112aの発光面に取り付けられており、青色LED112aと一体に構成されているため、図3において、緑色蛍光体112bと青色LED112aは、一つのブロックで示されている。

【0027】

また、各ダイクロイックミラー131、132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、各ダイクロイックミラー131、132はいずれも、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111～113の前方に配置されたコリメートレンズ121～123は省略されている。

【0028】

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111から射出された紫色LED光の光路と、第2の光源ユニット112から射出された青色LED光及び緑色の蛍光の光路が、ダイクロイックミラー131で合成される。ダイクロイックミラー131で光路が合成された光の光路と、第3の光源ユニット113か

ら射出された赤色LED光の光路は、ダイクロイックミラー132で合成される。ダイクロイックミラー132で光路が合成された光は、光源装置201から、照射光Lとして射出される。

【0029】

光源装置201から射出された照射光Lは、集光レンズ25によりLCB(Light Carrying Bundle)11の入射端面に集光されてLCB11内に入射される。

【0030】

LCB11内に入射された照射光Lは、LCB11内を伝播する。LCB11内を伝播した照射光Lは、電子スコープ100の先端に配置されたLCB11の射出端面から射出され、配光レンズ12を介して被写体に照射される。配光レンズ12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13を介して固体撮像素子14の受光面上で光学像を結ぶ。

10

【0031】

固体撮像素子14は、ベイヤ型画素配置を有する単板式カラーCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサである。固体撮像素子14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14は、CCDイメージセンサに限らず、CMOS(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14はまた、補色系フィルタを搭載したものであってもよい。

20

【0032】

電子スコープ100の接続部内には、ドライバ信号処理回路15が備えられている。ドライバ信号処理回路15には、配光レンズ12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14から入力される。フレーム周期は、例えば、1/30秒である。ドライバ信号処理回路15は、固体撮像素子14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200の前段信号処理回路26に出力する。

【0033】

ドライバ信号処理回路15はまた、メモリ16にアクセスして電子スコープ100の固有情報を読み出す。メモリ16に記録される電子スコープ100の固有情報には、例えば、固体撮像素子14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15は、メモリ16から読み出された固有情報をシステムコントローラ21に出力する。

30

【0034】

システムコントローラ21は、電子スコープ100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21は、生成された制御信号を用いて、プロセッサ200に接続されている電子スコープに適した処理がなされるようにプロセッサ200内の各種回路の動作やタイミングを制御する。

【0035】

タイミングコントローラ22は、システムコントローラ21によるタイミング制御に従って、ドライバ信号処理回路15にクロックパルスを供給する。ドライバ信号処理回路15は、タイミングコントローラ22から供給されるクロックパルスに従って、固体撮像素子14をプロセッサ200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。

40

【0036】

前段信号処理回路26は、ドライバ信号処理回路15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27に出力する。

【0037】

画像メモリ27は、前段信号処理回路26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22によるタイミング制御に従い、後段信号処理回路28に出力する

50

。

【0038】

後段信号処理回路28は、画像メモリ27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300に出力される。これにより、被写体の画像がモニタ300の表示画面に表示される。

【0039】

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。

10

【0040】

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415nm付近（例えば415±5nm）の光、表層よりも深い中層の血管に対して吸光度の高い550nm付近（例えば550±5nm）の光、中層よりも深い深層の血管に対して吸光度の高い650nm付近（例えば650±5nm）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、415nm付近、550nm付近、650nm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。

20

【0041】

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415nm付近と550nm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415nm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550nm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550nm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415nm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550nm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。

30

【0042】

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。

40

【0043】

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。

。

【0044】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、全ての光源ユニット111～11

50

3が発光駆動される。LEDは、特定の波長に強度のピークを有する急峻な分光強度分布を有する。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。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、約415nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。また、第3の光源ユニット113から射出される光の分光強度分布D113は、約650nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

【0045】

一方、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550nmにピークを有している。この2つのピークはそれぞれ、青色LED112aから射出される光の分光強度分布のピークと、緑色蛍光体112bが発する蛍光の分光強度分布のピークである。蛍光の分光強度分布は、使用する材料に大きく依存するが、LEDの分光強度分布と比較して広い波長帯域に亘っている。第1の実施形態における緑色蛍光体112bは、約550nmをピーク波長とする分光強度分布を有している。なお図4(a)に示すように、第2の光源ユニット112のピーク波長は約550nmである。

【0046】

なお、図4(a)に示す分光強度分布D112は、青色LED光と比較して緑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光と緑色の蛍光の比率は、緑色蛍光体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。また、第2の光源ユニット112は、緑色の蛍光を発する緑色蛍光体11bを有するが、本実施形態はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット112は、緑色蛍光体の代わりに、600nm付近にピーク波長を有する黄色の蛍光を発する黄色蛍光体を有していてもよい。

【0047】

また、図4(a)に示す分光強度分布D111～D113はそれぞれ、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111～113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。

【0048】

また、図4(a)には、各ダイクロイックミラー131、132のカットオフ波長 λ_{131} 、 λ_{132} 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430nm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、破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。

【0049】

また、ダイクロイックミラー132は、カットオフ波長 λ_{132} が約620nmであり、カットオフ波長 λ_{132} よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長 λ_{132} 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及びD112のうち、カットオフ波長 λ_{131} よりも短い実線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー132を透過する。また、図4(a)に示される分光強度分布D112のうち、カットオフ波長 λ_{132} 以上の破線で示される波長帯域の光がダイクロイックミラー132で反射される。また、図4に示される分光強度分布D113のうち、実線で示されるカットオフ波長 λ_{132} 以上の波長帯域の光がダイクロイックミラー132で反射され、カットオフ波長 λ_{132} よりも短い破線で示される波長帯域の光がダイクロイ

ックミラー１３２を透過する。

【００５０】

このように、ダイクロイックミラー１３１及びダイクロイックミラー１３２によって各光源ユニット１１１～１１３から射出された光の光路が合成されることにより、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～Ｄ１１３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。

【００５１】

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、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、第３の光源ユニット１１３は発光駆動されない。また、第２の光源ユニット１１２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る。これにより、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長４１５ｎｍ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）、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。

【００５２】

このように、第１の実施形態によれば、光源装置２０１は、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット１１１～１１３を有している。また、複数の光源ユニット１１１～１１３は、撮影モードに応じて個別に発光制御される。そのため、発光駆動する光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、照射光Ｌの分光強度特性を観察モードに応じたものに切り替えることができる。

【００５３】

また、各光源ユニット１１１～１１３から射出された光は、ダイクロイックミラー１３１、１３２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１１１～１１３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１３１、１３２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。

【００５４】

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１３１、１３２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２０１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いため、従来技術に比べて光利用効率を高くすることができる。

【００５５】

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１００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２０１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。

【００５６】

また、第１の実施形態では、第１の光源ユニット１１１として、約４１５ｎｍのピーク

10

20

30

40

50

波長を有する光を射出する紫色LEDが使用されるが、本発明はこれに限定されない。第1の光源ユニット111から射出される光は、ヘモグロビンの吸収度のピークである波長415nmの光を含んでいればよく、例えば、第1の光源ユニット111は405nmにピーク波長を有する光を射出するLEDであってもよい。また、光源装置201が有する各LED及び蛍光体の特性は、観察する対象に合わせて適宜変更可能である。

【0057】

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が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。

【0058】

《酸化物系蛍光体》

10

〈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〉

・ $Ca_3Sc_2Si_3O_{12}$ （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

【0059】

《窒化物系蛍光体》

20

〈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（ Si_2N_2O ）を固溶させた赤色蛍光体

〈その他の蛍光体〉

・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

【0060】

（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。

30

【0061】

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、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。

【0062】

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LEDである。第2の光源ユニット212は、青色の波長帯域（例えば、波長が430～490nm）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460～600nm）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、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せられ、一つの蛍光体として作成されたものであってもよい。

40

【0063】

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

50

ートレンズが配置されている。第1の光源ユニット211から射出された紫色LED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、すなわち、青色LED光と、緑色及び赤色の蛍光は、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から射出された光の光路とを合成する。ダイクロイックミラー231で光路が合成された光は、照射光Lとして光源装置202から射出される。

【0064】

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202から射出される照射光Lの分光強度分布を示している。

10

【0065】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、光源ユニット211と光源ユニット212の両方が発光駆動される。第1の光源ユニット211から射出される光の分光強度分布D211は、約415nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第2の光源ユニット212から射出される光の分光強度分布D212は、波長約470nm、約550nm、約630nm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、緑色の蛍光、赤色の蛍光のピーク波長である。

【0066】

また、図6(a)には、ダイクロイックミラー231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231は、カットオフ波長 λ_{231} が約430nm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D211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231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231で反射される。また、図4(a)に示される分光強度分布D212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231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231を透過する。

20

【0067】

このように、ダイクロイックミラー231で、各光源ユニット211、212から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置202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D211、D212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。

30

【0068】

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、第1の光源ユニット211と第2の光源ユニット212の両方が発光駆動される。また、第2の光源ユニット212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）、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、光源ユニット212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、光源ユニット211と共に、光源ユニット212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

【0069】

このように、第2の実施形態によれば、光源装置202は、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット211、212を有している。また、複数の光源ユニット211、212は、個別に発光制御される。そのため、観察モードに応じて発光駆動す

50

る光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、所望の分光強度分布を有する照射光Lを得ることができる。

【0070】

また、第2の実施形態の光源装置202は、光源ユニットの数が2つのみであるため、光源装置202の構成を簡素にすることができる。また、第2の光源ユニット212は、緑色と赤色の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212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、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。

【0071】

（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。

【0072】

図7は、第3の実施形態に係る光源装置203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203は、第1～第4の光源ユニット311～314、第1～第3のダイクロイックミラー331～333を備えている。各光源ユニット311～314はそれぞれ、図示省略された第1～第4光源駆動回路によって個別に発光制御される。

【0073】

第1の光源ユニット311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である。第2の光源ユニット312は、青色の波長帯域（例えば、波長が430～470nm）の光を射出する青色LEDである。第3の光源ユニット313は、緑色の波長帯域（例えば、波長が530～570nm）の光を射出する緑色LEDである。第4の光源ユニット314は、赤色の波長帯域（例えば、波長が630～670nm）の光を射出する赤色LEDである。

【0074】

各光源ユニット311～314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311から射出された紫色LED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331に入射される。また、第2の光源ユニット312から射出された青色LED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331に入射される。ダイクロイックミラー331は、第1の光源ユニット311から射出された光の光路と第2の光源ユニット312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331で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー332に入射される。

【0075】

また、第3の光源ユニット313から射出された緑色LED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332に入射される。ダイクロイックミラー332は、ダイクロイックミラー331から入射された光の光路と第3の光源ユニット313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332で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー333に入射される。

【0076】

また、第4の光源ユニット314から射出された赤色LED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333に入射される。ダイクロイックミラー333は、ダイクロイックミラー332から入射された光の光路と第4の光源ユニット314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333で光路が合成された光は照射光Lとして光源装置203から射出される。

【0077】

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203から射出され

10

20

30

40

50

る照射光 L の分光強度分布を示している。

【0078】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、第 1 ～第 4 の光源ユニット 311 ～314 が全て発光駆動される。第 1 の光源ユニット 311 の分光強度分布 D311 は、約 415 nm をピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第 2 の光源ユニット 312 の分光強度分布 D312 は、約 450 nm をピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第 3 の光源ユニット 313 の分光強度分布 D313 は、約 550 nm をピーク波長とする急峻な強度分布を有している。第 4 の光源ユニット 314 の分光強度分布 D314 は、約 650 nm をピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

【0079】

また、図 8 (a) には、ダイクロイックミラー 331 ～333 のカットオフ波長 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ が点線で示されている。カットオフ波長 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ はそれぞれ、430 nm、500 nm、600 nm である。何れのダイクロイックミラー 331 ～333 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 331 ～333 により、各光源ユニット 311 ～314 から射出された光の光路が合成される。

【0080】

このように、ダイクロイックミラー 331 ～333 で、各光源ユニット 311 ～314 から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置 203 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 8 (a) に示す分光強度分布 D311 ～D314 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。

【0081】

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、第 1 の光源ユニット 311 及び第 3 の光源ユニット 313 が発光駆動され、第 2 の光源ユニット 312 及び第 4 の光源ユニット 314 は発光駆動されない。また、第 3 の光源ユニット 313 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 415 nm 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）、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、光源ユニット 313 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 550 nm 付近の光を含んでいる。そのため、光源ユニット 311 と共に、光源ユニット 312 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。

【0082】

このように、第 3 の実施形態によれば、それぞれ異なる波長帯域の光を射出する複数の光源ユニット 311 ～314 を有している。また、複数の光源ユニット 311 ～314 は、個別に発光制御される。そのため、観察モードに応じて発光駆動する光源ユニットを選択すると共に、光源ユニットの駆動電流を変更することにより、所望の分光強度分布を有する照射光 L を得ることができる。

【0083】

また、第 3 の実施形態の光源装置 203 は、波長帯域が異なり、それぞれ個別に発光制御可能な 4 つの光源ユニット 311 ～314 を有している。そのため、4 つの光源ユニット 311 ～314 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。

【0084】

なお、第 3 の実施形態では、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合に、第 2 の光源ユニット 312 が、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。ヘモグロビンは 415 nm 付近に吸光度のピークを有しているが、その近傍の青色の波長帯域においても比較的高い吸光度を有している。その

10

20

30

40

50

ため、特殊観察モード時に、青色の波長帯域の光を射出する第2の光源ユニット312を
発光駆動させることにより、撮影画像における表層血管の強調効果を向上しつつ、撮影画
像の輝度を上げることができる。

【0085】

(第4の実施形態)

第1～第3の実施形態では、紫色の波長帯域の光を射出する光源ユニット(紫色LED
)とそれ以外の波長帯域を射出する光源ユニットとを分けていたが、本発明はこれに限定
されない。例えば、紫色LEDが蛍光体を有してもよい。図9は、本発明の第4の実施形
態に係る光源装置204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。第4の実施形態にかかる光源装置204も、第1の実施形態
に係る光源装置201と同様に、例えば、電子内視鏡システム1において使用される。

10

【0086】

図9に示すように、光源装置204は、第1～第3の光源ユニット411～413、第
1、第2のダイクロイックミラー431、432を備えている。各光源ユニット411～
413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。

【0087】

第1の光源ユニット411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、紫色LED光によって励起され、青色(例えば、波長が4
30～490nm)の蛍光を発する青色蛍光体を有する。第2の光源ユニット412は、
青色の波長帯域(例えば、波長が430～470nm)の光を射出する青色LEDと、青
色LEDから射出された青色LED光によって励起され、黄色の波長帯域(例えば、波長
が500～720nm)の蛍光を発する黄色蛍光体を有する。第3の光源ユニット413
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。

20

【0088】

各光源ユニット411～413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411から射出された紫色LED光及
び青色の蛍光は、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4
31に入射される。また、第2の光源ユニット412から射出された青色LED光及び黄
色の蛍光は、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431
に入射される。ダイクロイックミラー431は、第1の光源ユニット411から射出され
た光の光路と第2の光源ユニット412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431で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー432に入射される
。

30

【0089】

また、第3の光源ユニット413から射出された赤色LED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432に入射される。ダイクロイックミ
ラー432は、ダイクロイックミラー431から入射された光の光路と第3の光源ユニッ
ト413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432で光路が合
成された光は照射光Lとして光源装置204から射出される。

40

【0090】

図10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。

【0091】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、第1～第3の光源ユニット411
～413が全て発光駆動される。第1の光源ユニット411の分光強度分布D411は、
波長約415nm、470nm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光と青色の蛍光の分光強度分布のピーク波長である。ここで、分光強度分布D411
のうち、波長約415nmのピークの高さは、波長約470nmのピークの高さよりも高

50

くなるように設定されている。第2の光源ユニット412の分光強度分布D412は、波長約450nm、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光と黄色の蛍光のピーク波長である。第3の光源ユニット413の分光強度分布D413は、約650nmをピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

【0092】

また、図10(a)には、ダイクロイックミラー431、432のカットオフ波長 λ_{431} 、 λ_{432} が点線で示されている。カットオフ波長 λ_{431} 、 λ_{432} はそれぞれ、520nm、630nmである。何れのダイクロイックミラー431、432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431、432により、各光源ユニット411~413から射出された光の光路が合成される。なお、第2の光源ユニット412から射出される光のうち、波長約450nmにピークを有する青色LED光は、カットオフ波長 λ_{431} よりも短いため、ダイクロイックミラー431で光路が合成される光には含まれない。

【0093】

このように、ダイクロイックミラー431、432で、各光源ユニット411~413から射出された光の光路が合成されることにより、光源装置204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10(a)に示す分光強度分布D411~D413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。

【0094】

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、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、第3の光源ユニット413は発光駆動されない。また、第2の光源ユニット412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）、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412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411と共に、第2の光源ユニット412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。

【0095】

なお、電子内視鏡システム1によって撮影される体腔内の生体組織は、通常、血液によって全体的に赤味を帯びている。そのため、特殊観察モード時に赤色の光を生体組織に照射すると、撮影画像全体が赤味を帯び、表層血管の強調効果が得られにくい。本実施形態では、特殊観察モード時に赤色LED（第3の光源ユニット413）は発光駆動されないため、表層血管の強調効果が低減することを防止することができる。

【0096】

また、本実施形態では、特殊観察モードにおいて、第1の光源ユニット411から射出された青色帯域の光が被写体に照射される。青色の波長帯域は、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長を含んでいないものの、赤色の光に比べて生体組織で吸収されやすい。そのため、特観察モード時に青色の光が生体組織に照射されても、表層血管の強調効果への影響は少ない。また、青色の光を被写体に照射することにより、撮影画像の輝度を上げることができる。

【0097】

また、本実施形態では、第2の光源ユニット412から射出された光のうち、黄色の蛍光のみが被写体に照射され、青色LED光は照射されない。他方、青色の波長帯域の光は、第1の光源ユニット411から射出され、被写体に照射される。そのため、表層血管の強調効果への影響が比較的少ない青色の波長帯域の光の強度と、当該影響が比較的多い黄色の波長帯域の光の強度を個別に変更することができる。これにより、特殊観察モード時

に、表層血管の強調効果と、撮影画像の明るさとのバランスの調整が行いやすくなる。

【0098】

また、第4の実施形態では、第2の光源ユニット412は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット412は、黄色蛍光体の代わりに、550nm付近にピーク波長を有する緑色蛍光体を有していてもよい。

【0099】

(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。

10

【0100】

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、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。図11に示すように、第5の実施形態に係る光源装置205は、第4の実施形態に係る光源装置204から、赤色LED(第3の光源ユニット413)及びダイクロイックミラー432を取り除いた構成である。また、第1の光源ユニット511、第2の光源ユニット512、ダイクロイックミラー531の特性はそれぞれ、第4の実施形態の第1の光源ユニット411、第2の光源ユニット412、ダイクロイックミラー431の特性と同じである。

20

【0101】

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。

【0102】

図12に示すように、第5の実施形態における照射光Lの分光強度分布は、第4の実施形態における照射光Lから、赤色LED光を取り除いたものになる。ただし、第5の実施形態の光源装置205は、ダイクロイックミラー432を有していないため、第2の光源ユニット512から射出された光の内、波長630nm以上の赤色の波長帯域の光も照射光Lとして照射される。

30

【0103】

第5の実施形態の光源装置205は、第4の実施形態の光源装置204と比較して、赤色LED(光源ユニット413)及びダイクロイックミラー432が無い分、構成を簡素にすることができる。また、第5の実施形態の光源装置205は、第2の光源ユニット512から射出される光の内、波長630nmよりも長い赤色の波長帯域の光が照射光Lとして使用されるため、通常観察モード時において、赤色LEDが無くても、擬似白色の照射光L(通常光)を得ることができる。

【0104】

また、第5の実施形態では、第2の光源ユニット512は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第2の光源ユニット512は、第2の実施系他における第2の光源ユニット212と同様に、黄色蛍光体の代わりに、緑色蛍光体と赤色蛍光体を有していてもよい。この場合、通常観察モード時に、黄色蛍光体を使用する場合に比べ、より広い波長帯域を有する通常光を得ることができる。

40

【0105】

(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201と同様に、電子内視鏡システム1において使用される。

【0106】

図13は、第6の実施形態に係る光源装置206のうち、光源ユニットおよびダイクロ

50

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 206 は、第 1～第 3 の光源ユニット 611～613、第 1、第 2 のダイクロイックミラー 631、632 を備えている。各光源ユニット 611～613 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。図 13 に示すように、第 6 の実施形態に係る光源装置 206 は、第 3 の実施形態に係る光源装置 203 から、青色 LED（第 2 の光源ユニット 312）及びダイクロイックミラー 331 を取り除き、代わりに、第 1 の光源ユニット 611 に青色蛍光体を持たせた構成である。また、第 1 の光源ユニット 611 の特性は、第 5 の実施形態における第 1 の光源ユニット 511 の特性と同じである。また、第 2 の光源ユニット 612、第 3 の光源ユニット 613、ダイクロイックミラー 631、ダイクロイックミラー 632 の特性はそれぞれ、第 3 の実施形態の第 3 の光源ユニット 313、第 4 の光源ユニット 314、ダイクロイックミラー 332、ダイクロイックミラー 333 の特性と同じである。

10

【0107】

図 14 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 206 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【0108】

図 14 に示すように、第 6 の実施形態における照射光 L の分光強度分布は、第 3 の実施形態における照射光 L から、紫色 LED 光と青色 LED 光を取り除き、代わりに、第 1 の光源ユニット 611 から射出される紫色 LED 光と青色の蛍光（D611）を加えたものになる。ただし、第 6 の実施形態の光源装置 206 は、ダイクロイックミラー 331 を有していないため、第 1 の光源ユニット 611 から射出された光の内、カットオフ波長 λ_{331} （波長 430 nm）以上且つカットオフ波長 λ_{631} （波長 500 nm）よりも短い波長帯域の光も照射光 L として射出される。

20

【0109】

第 6 の実施形態の光源装置 206 は、第 3 の実施形態の光源装置 203 と比較して、青色 LED（光源ユニット 212）及びダイクロイックミラー 331 が無い分、構成を簡素にすることができる。

【0110】

（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 201 と同様に、電子内視鏡システム 1 において使用される。

30

【0111】

図 15 は、第 7 の実施形態に係る光源装置 207 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 207 は、第 1～第 4 の光源ユニット 711～714、第 1～第 3 のダイクロイックミラー 731～733 を備えている。各光源ユニット 711～714 はそれぞれ、図示省略された第 1～第 4 光源駆動回路によって個別に発光制御される。図 15 に示すように、第 7 の実施形態に係る光源装置 207 は、第 3 の実施形態に係る光源装置 203 の緑色 LED（第 3 の光源ユニット 313）を、青色 LED と黄色蛍光体を有する蛍光体 LED に置き換えたものである。ただし、第 7 の実施形態のダイクロイックミラー 731～733 のカットオフ波長 λ_{731} ～ λ_{733} は、第 3 の実施形態のダイクロイックミラー 331～333 の λ_{331} ～ λ_{333} と同じである必要はない。詳しくは、カットオフ波長 λ_{731} ～ λ_{733} は、ダイクロイックミラー 731～733 による光路の合成時の光量損失が少なくなるように、或いは、照射光 L の分光強度分布が所望の分布となるように適宜設定される。

40

【0112】

図 16 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 207 から射出される照射光 L の分光強度分布を示している。

【0113】

図 16 に示すように、第 7 の実施形態における照射光 L の分光強度分布は、第 3 の光源

50

ユニット 7 1 3 から射出された光の分光強度分布 D 7 1 3 以外は、第 3 の実施形態における照射光 L の分光強度分布と同じである。ただし、第 7 の実施形態のダイクロイックミラー 7 3 1 ~ 7 3 3 のカットオフ波長 λ 7 3 1 ~ λ 7 3 3 は、第 3 の実施形態のダイクロイックミラー 3 3 1 ~ 3 3 3 の λ 3 3 1 ~ λ 3 3 3 と異なっている。そのため、照射光 L として射出される光の分光強度分布（図 1 6 に示される分光強度分布のうち、実線で示される領域）は、第 3 の実施形態における照射光 L の分光強度分布とは異なる。

【0 1 1 4】

第 7 の実施形態の光源装置 2 0 7 は、第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 と比較して、緑色 LED（第 3 の光源ユニット 3 1 3）の代わりに蛍光体 LED（第 3 の光源ユニット 7 1 3）を使用しているため、照射光 L（通常光）の分光強度分布が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。

10

【0 1 1 5】

また、第 3 の光源ユニット 7 1 3 は、黄色蛍光体を有しているが、本発明はこれに限定されない。例えば、第 3 の光源ユニット 7 1 3 は、黄色蛍光体の代わりに、550 nm 付近にピーク波長を有する緑色蛍光体と 650 nm 付近にピーク波長を有する赤色蛍光体を有していてもよい。或いは、第 3 の光源ユニット 7 1 3 は、図 1 6 に示すよりも、より広い波長帯域に強度を有する黄色蛍光体を有していてもよい。

【0 1 1 6】

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。

20

【0 1 1 7】

図 1 7 は、第 3 の実施形態の変形例において、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。本変形例では、3 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）がある。図 1 7（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 1 7（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 1 7（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ている。図 1 7 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。

30

【0 1 1 8】

通常観察モード時の動作は、図 7 及び図 8 を用いて説明した第 3 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 8（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、通常のカラ撮影画像を得ることができる。

【0 1 1 9】

第 1 特殊観察モード時の動作は、図 7 及び図 8 を用いて説明した第 3 の実施形態の特殊観察モードと同じである。そのため、第 1 特殊観察モード時は、図 8（b）と同じ分光特性を持つ照射光 L（特殊光）が射出される。これにより、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。

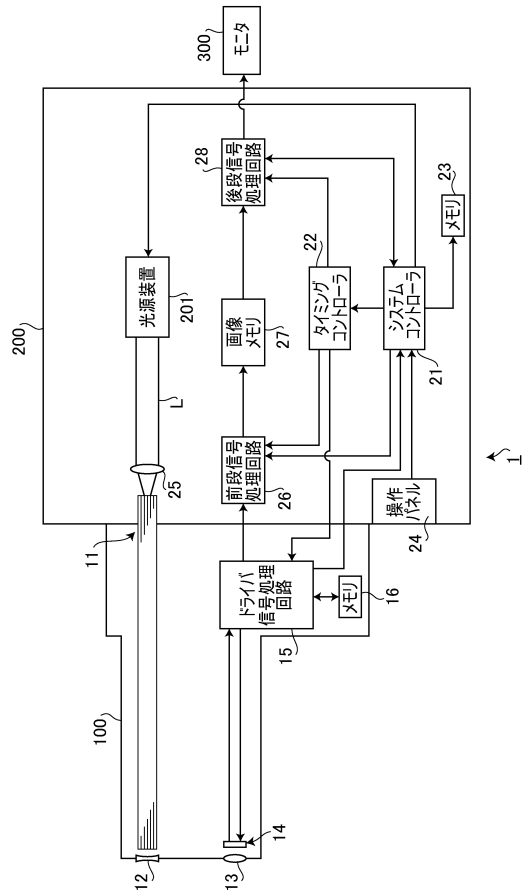
40

【0 1 2 0】

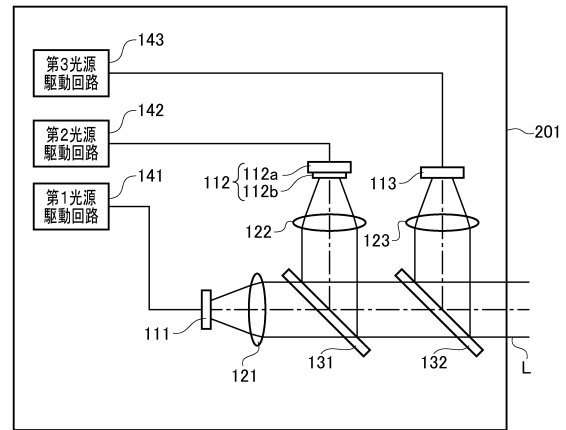
電子内視鏡システム 1 が第 2 特殊観察モードである場合、第 4 の光源ユニット 3 1 4 が発光駆動され、第 1 ~ 第 3 の光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 3 が発光駆動されない。これにより、照射光 L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長 650 nm 付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち波長 650 nm 付近のみにピークを持つ狭帯域光となり）、主に深層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

50

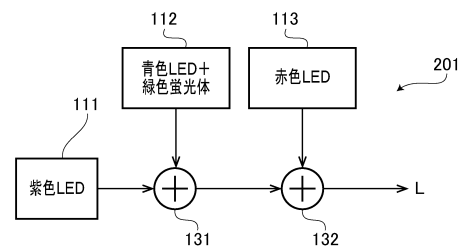
【図 1】



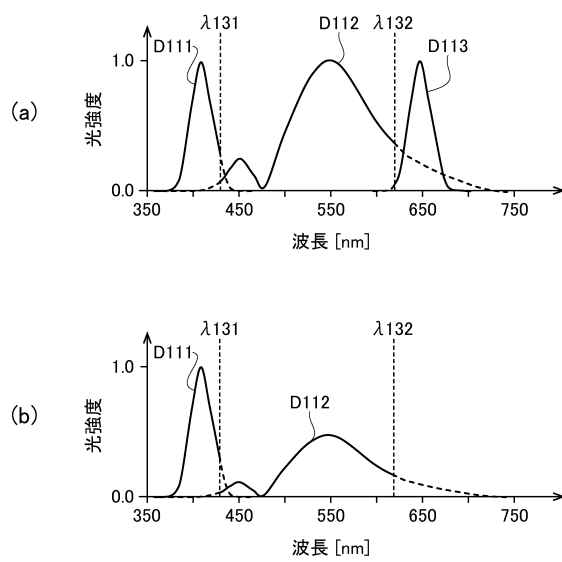
【図 2】



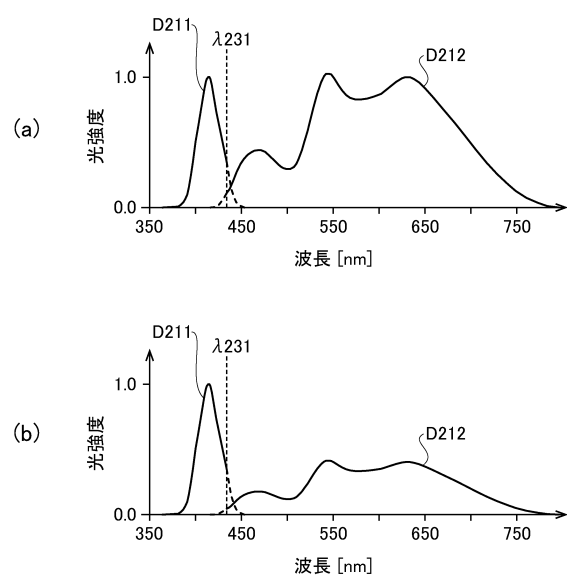
【図 3】



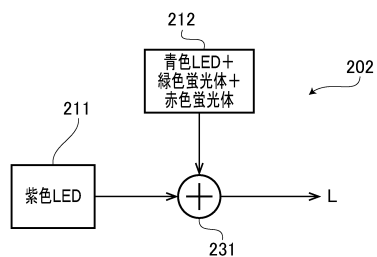
【図 4】



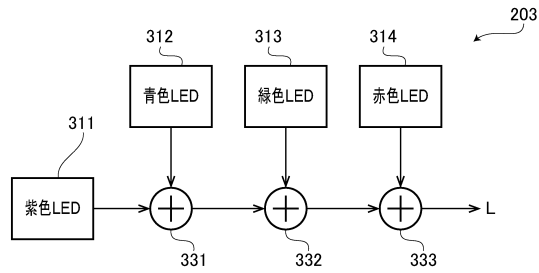
【図 6】



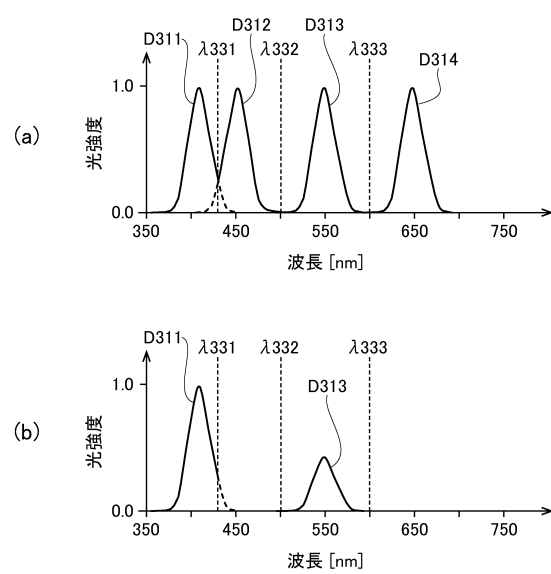
【図 5】



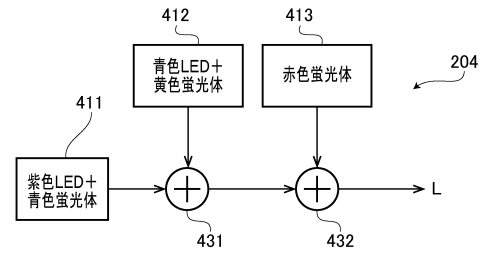
【図 7】



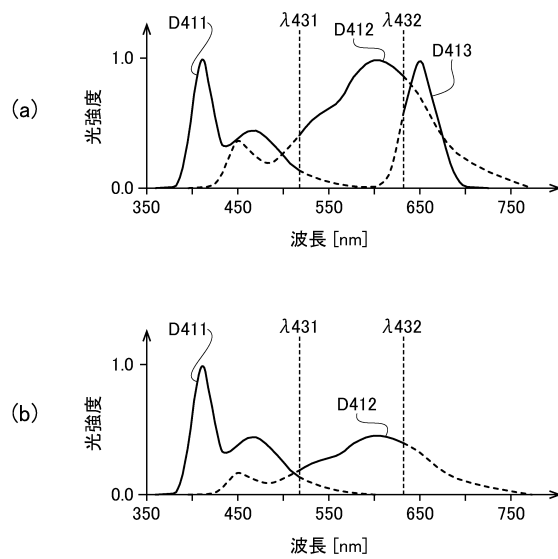
【図 8】



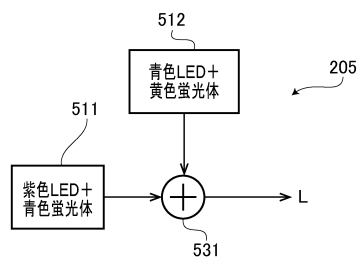
【図 9】



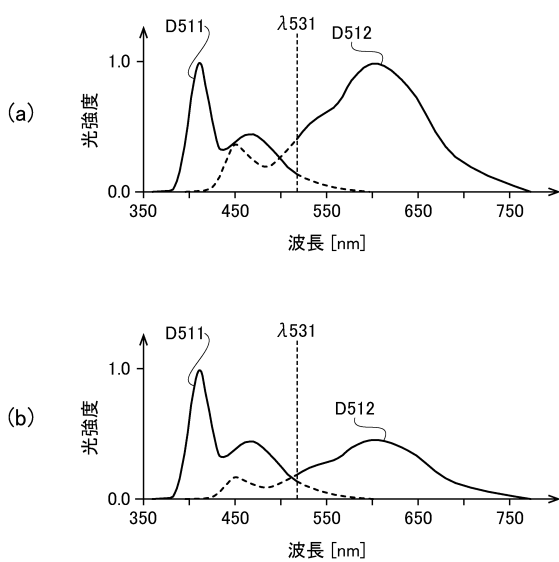
【図 10】



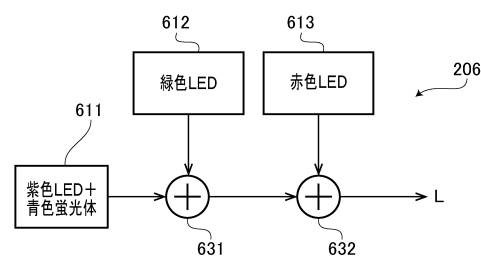
【図 11】



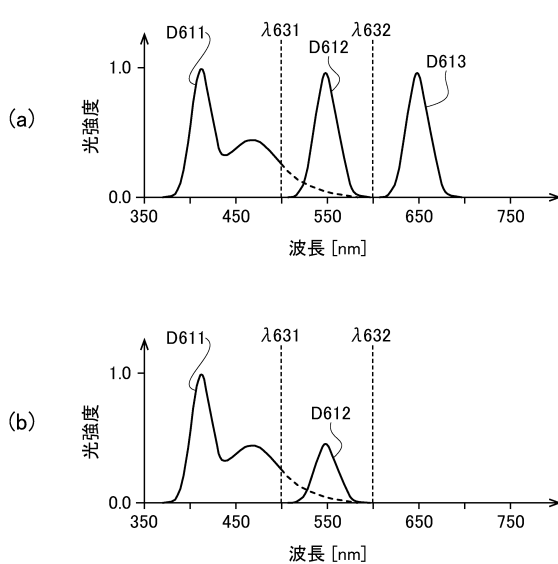
【図 12】



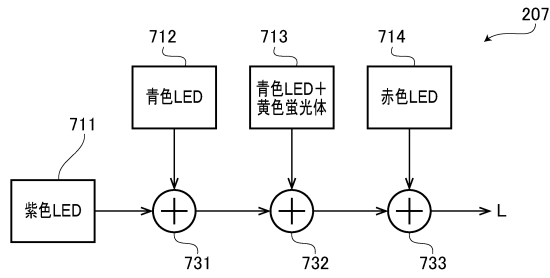
【図 13】



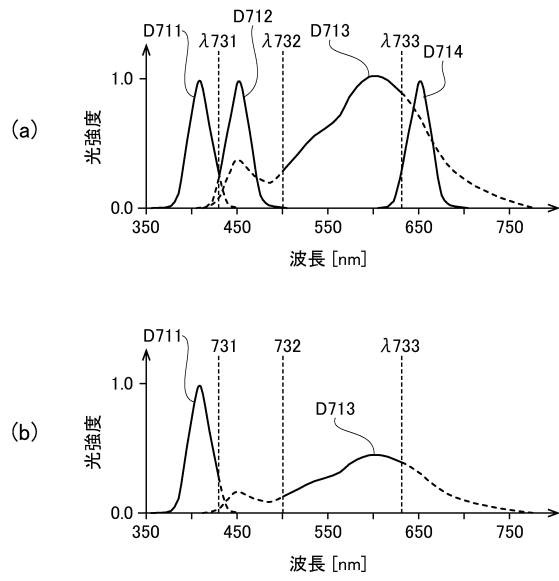
【図 14】



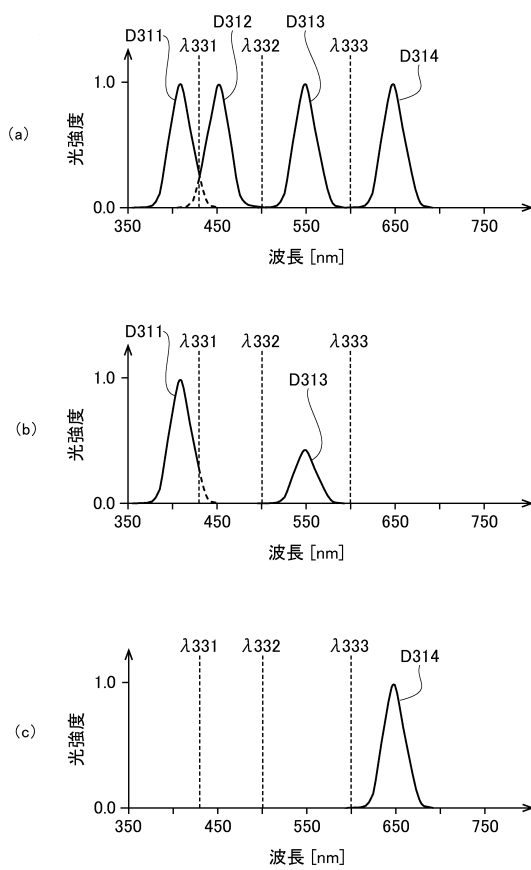
【図 15】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2014-171511 (JP, A)
特開2012-170488 (JP, A)
特開2012-228503 (JP, A)
特開2014-144144 (JP, A)
特開2012-105715 (JP, A)
特開2013-046688 (JP, A)
特開2013-252357 (JP, A)
特開2015-183085 (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)	内窥镜光源装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	JP6685378B2	公开(公告)日	2020-04-22
申请号	JP2018500244	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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	尾登邦彦 福田雅明		
发明人	尾登 邦彦 福田 雅明		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/07 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0653 A61B1/0684 A61B1/04 A61B1/0676 G02B23/2423		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/07.736 A61B1/07.731 G02B23/26.B		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	PCT/JP2016/054812 2016-02-19 WO		
其他公开文献	JPWO2017142097A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜光源装置由发射第一波长带的光的第一光源单元，发射第二波长带的光的第二光源单元，用于组合所发射的光的光路的光路组合装置构成。光源控制装置由第一和第二光源单元提供，并具有分别控制光源单元的发光的光源控制装置。当驱动光源单元以第一模式发光时，光的各个波长带以第一强度比发射并且彼此组合以获得正常光，该正常光被提供给内窥镜。而且，当驱动光源单元以第二模式发光时，光的各个波段以第二强度比发射，该第二强度比具有相对较低的第二波段中的光的比率，并且彼此组合。从而获得在特定生物组织中具有高光吸收率的特殊光，并将该特殊光提供给内窥镜。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6685378号 (P6685378)
(45) 発行日 令和2年4月22日 (2020. 4. 22)		(24) 登録日 令和2年4月2日 (2020. 4. 2)	
(51) Int. Cl.		F I	
A 6 1 B 1/06 (2006. 01)		A 6 1 B 1/06 6 1 0	
A 6 1 B 1/07 (2006. 01)		A 6 1 B 1/07 7 3 6	
G 0 2 B 23/26 (2006. 01)		A 6 1 B 1/07 7 3 1	
		G 0 2 B 23/26 B	
		請求項の数 11 (全 24 頁)	
(21) 出願番号 特願2018-500244 (P2018-500244)		(73) 特許権者 000113263	
(86) (22) 出願日 平成29年2月20日 (2017. 2. 20)		H O Y A 株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2017/006124		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇番 1 号	
(87) 国際公開番号 W02017/142097		(74) 代理人 100078880	
(87) 国際公開日 平成29年8月24日 (2017. 8. 24)		弁理士 松岡 修平	
審査請求日 平成30年7月27日 (2018. 7. 27)		(74) 代理人 100183760	
(31) 優先権主張番号 PCT/JP2016/054812		弁理士 山鹿 宗貴	
(32) 優先日 平成28年2月19日 (2016. 2. 19)		(72) 発明者 尾登 邦彦	
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇番 1 号 H	
		O Y A 株式会社内	
		(72) 発明者 福田 雅明	
		東京都新宿区西新宿六丁目 1 〇番 1 号 H	
		O Y A 株式会社内	
		審査官 安田 明央	
		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