

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/142097

発行日 平成30年11月22日 (2018.11.22)

(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 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 O	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 6	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/26 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	
	G O 2 B 23/26 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

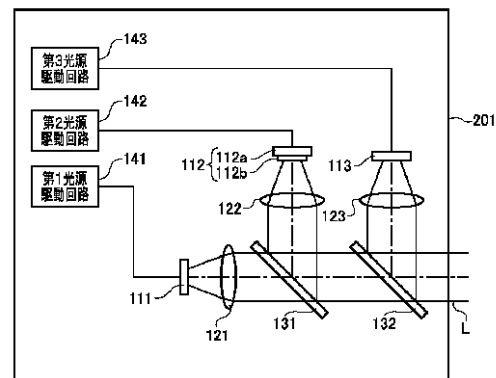
出願番号	特願2018-500244 (P2018-500244)	(71) 出願人	000113263
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/006124		H O Y A 株式会社
(22) 国際出願日	平成29年2月20日 (2017.2.20)		東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(31) 優先権主張番号	PCT/JP2016/054812	(74) 代理人	100078880
(32) 優先日	平成28年2月19日 (2016.2.19)		弁理士 松岡 修平
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100183760
			弁理士 山鹿 宗貴
		(72) 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	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
		Fターム(参考)	2H040 BA09 CA04 CA06 CA09 CA11
			GA02 GA11

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の光源ユニットと、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及び第2の光源ユニットから射出される光の光路を合成する光路合成手段と、各光源ユニットを個別に発光制御する光源制御手段と、から構成する。各光源ユニットが第1のモードで発光駆動されると、各波長帯域の光が第1の強度比で射出され、合成されることにより、通常光となって内視鏡に供給される。また、各光源ユニットが第2のモードで発光駆動されると、各波長帯域の光が、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、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。



141 First light source drive circuit
 142 Second light source drive circuit
 143 Third light source drive circuit

【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 の光路合成手段と、
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、

10

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、

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、該第 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、前記内視鏡に供給される、
内視鏡用光源装置。

20

【請求項 2】

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する第 2 の光路合成手段と、
を更に備え、

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 に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 3】

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 の光路合成手段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 の光路合成手段と、
を更に備え、

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 2 に記載の内視鏡用光源装置。

40

【請求項 4】

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 3 の何れか一項に記載の内視鏡用光源装置。

50

【請求項 5】

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 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 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 5 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

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 4 を引用する、請求項 5 又は請求項 6 に記載の内視鏡用光源装置。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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】

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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【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】

20

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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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

50

強度分布を示す図である。

【図 1 7】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を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 ~ 435 nm) 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 ~ 455 nm) の光を射出する青色 LED 112a と、緑色蛍光体 112b とを有している。緑色蛍光体 112b は、青色 LED 112a 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 ~ 600 nm) 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 ~ 670 nm) 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 1

10

20

30

40

50

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 4 3 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 光はダイクロイックミラー 1 3 1 を透過し、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された緑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、紫色 L E D 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 1 3 1 によって光路が合成された光は、ダイクロイックミラー 1 3 2 に入射される。

【 0 0 2 5 】

また、第 3 の光源ユニット 1 1 3 から射出された赤色 L E D 光は、コリメートレンズ 1 2 3 によって平行光に変換され、ダイクロイックミラー 1 3 2 に入射される。ダイクロイックミラー 1 3 2 は、ダイクロイックミラー 1 3 1 から入射された光の光路と、第 3 の光源ユニット 1 1 3 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 2 は、波長 6 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、ダイクロイックミラー 1 3 1 から入射された紫色 L E D 光及び緑色の蛍光と、第 3 の光源ユニット 1 1 3 から射出された赤色 L E D 光は、ダイクロイックミラー 1 3 2 によってその光路が合成され、光源装置 2 0 1 から照射光 L として射出される。

【 0 0 2 6 】

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 3 及び各ダイクロイックミラー 1 3 1、1 3 2 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 1 1 2 の緑色蛍光体 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、緑色蛍光体 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 7 】

また、各ダイクロイックミラー 1 3 1、1 3 2 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 1 3 1、1 3 2 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 1 1 1 ~ 1 1 3 の前方に配置されたコリメートレンズ 1 2 1 ~ 1 2 3 は省略されている。

【 0 0 2 8 】

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 から射出された紫色 L E D 光の光路と、第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出された青色 L E D 光及び緑色の蛍光の光路が、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の光路と、第 3 の光源ユニット 1 1 3 から射出された赤色 L E D 光の光路は、ダイクロイックミラー 1 3 2 で合成される。ダイクロイックミラー 1 3 2 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 2 9 】

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 0 】

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 1 】

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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【0040】

50

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。

【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。

【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。

【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111～113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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

なお、図 4 (a) に示す分光強度分布 D 1 1 2 は、青色 L E D 光と比較して緑色の蛍光の強度の比率が大きい、本発明はこれに限定されない。第 2 の光源ユニット 1 1 2 から射出される青色 L E D 光と緑色の蛍光の比率は、緑色蛍光体 1 1 2 b 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 1 1 2 は、緑色の蛍光を発する緑色蛍光体 1 1 b 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 1 1 2 は、緑色蛍光体の代わりに、600 nm 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。

【 0 0 4 7 】

また、図 4 (a) に示す分光強度分布 D 1 1 1 ~ D 1 1 3 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 1 1 1 ~ 1 1 3 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。

10

【 0 0 4 8 】

また、図 4 (a) には、各ダイクロイックミラー 1 3 1、1 3 2 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 1 3 1 は、カットオフ波長 λ_{131} が約 430 nm 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 D 1 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 1 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 1 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 1 1 2 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 1 3 1 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 1 3 1 を透過する。

20

【 0 0 4 9 】

また、ダイクロイックミラー 1 3 2 は、カットオフ波長 λ_{132} が約 620 nm 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 D 1 1 1 及び D 1 1 2 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 1 3 2 を透過する。また、図 4 (a) に示される分光強度分布 D 1 1 2 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 1 3 2 で反射される。また、図 4 に示される分光強度分布 D 1 1 3 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 1 3 2 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 1 3 2 を透過する。

30

【 0 0 5 0 】

このように、ダイクロイックミラー 1 3 1 及びダイクロイックミラー 1 3 2 によって各光源ユニット 1 1 1 ~ 1 1 3 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 D 1 1 1 ~ D 1 1 3 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。

40

【 0 0 5 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、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、第 3 の光源ユニット 1 1 3 は発光駆動されない。また、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 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、第

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【0058】

《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

- ・ $Ca_3Sc_2Si_3O_{12}$ (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

50

緑色蛍光体

【0059】

《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

・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

10

【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。

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

【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、

50

約 550 nm、約 630 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 430 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 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。

10

【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。

20

【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 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 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 550 nm 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。

30

【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。

40

【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

50

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 ~ 435 nm）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 ~ 470 nm）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 ~ 570 nm）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 ~ 670 nm）の光を射出する赤色 LED である。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 8 0 】

このように、ダイクロイックミラー 3 3 1 ~ 3 3 3 で、各光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 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 2 0 3 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 D 3 1 1 ~ D 3 1 4 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 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、第 1 の光源ユニット 3 1 1 及び第 3 の光源ユニット 3 1 3 が発光駆動され、第 2 の光源ユニット 3 1 2 及び第 4 の光源ユニット 3 1 4 は発光駆動されない。また、第 3 の光源ユニット 3 1 3 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 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）、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 3 1 3 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 5 5 0 n m 付近の光を含んでいる。そのため、光源ユニット 3 1 1 と共に、光源ユニット 3 1 2 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。

10

【 0 0 8 2 】

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 3 1 1 ~ 3 1 4 を有している。また、複数の光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 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。

20

【 0 0 8 3 】

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 4 つの光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 を有している。そのため、4 つの光源ユニット 3 1 1 ~ 3 1 4 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。

30

【 0 0 8 4 】

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 3 1 2 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 4 1 5 n m 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 3 1 2 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。

40

【 0 0 8 5 】

（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 L E D）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 L E D 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 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。第 4 の実施形態にかかる光源装置 2 0 4 も、第 1 の実施形態に係る光源装置 2 0 1 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。

40

【 0 0 8 6 】

図 9 に示すように、光源装置 2 0 4 は、第 1 ~ 第 3 の光源ユニット 4 1 1 ~ 4 1 3、第 1、第 2 のダイクロイックミラー 4 3 1、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。

50

【 0 0 8 7 】

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430～490nm）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。

【 0 0 8 8 】

10

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431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。

【 0 0 8 9 】

20

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。

【 0 0 9 0 】

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。

【 0 0 9 1 】

30

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。

【 0 0 9 2 】

40

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。

【 0 0 9 3 】

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

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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】

40

(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。

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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】

10

20

30

40

50

図 1 4 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 L E D 光と青色 L E D 光を取り除き、代わりに、第 1 の光源ユニット 6 1 1 から射出される紫色 L E D 光と青色の蛍光 (D 6 1 1) を加えたものになる。ただし、第 6 の実施形態の光源装置 2 0 6 は、ダイクロイックミラー 3 3 1 を有していないため、第 1 の光源ユニット 6 1 1 から射出された光の内、カットオフ波長 λ_{331} (波長 4 3 0 n m) 以上且つカットオフ波長 λ_{631} (波長 5 0 0 n m) よりも短い波長帯域の光も照射光 L として射出される。

【 0 1 0 9 】

第 6 の実施形態の光源装置 2 0 6 は、第 3 の実施形態の光源装置 2 0 3 と比較して、青色 L E D (光源ユニット 2 1 2) 及びダイクロイックミラー 3 3 1 が無い分、構成を簡素にすることができる。

10

【 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 7 は、第 1 ~ 第 4 の光源ユニット 7 1 1 ~ 7 1 4、第 1 ~ 第 3 のダイクロイックミラー 7 3 1 ~ 7 3 3 を備えている。各光源ユニット 7 1 1 ~ 7 1 4 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 1 5 に示すように、第 7 の実施形態に係る光源装置 2 0 7 は、第 3 の実施形態に係る光源装置 2 0 3 の緑色 L E D (第 3 の光源ユニット 3 1 3) を、青色 L E D と黄色蛍光体を有する蛍光体 L E D 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 7 3 1 ~ 7 3 3 のカットオフ波長 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ 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 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ と同じである必要はない。詳しくは、カットオフ波長 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ は、ダイクロイックミラー 7 3 1 ~ 7 3 3 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。

20

【 0 1 1 2 】

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。

30

【 0 1 1 3 】

図 1 6 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 $\lambda_{731} \sim \lambda_{733}$ 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 $\lambda_{331} \sim \lambda_{333}$ 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。

40

【 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 L E D (第 3 の光源ユニット 3 1 3) の代わりに蛍光体 L E D (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。

【 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

50

有していてもよい。或いは、第3の光源ユニット713は、図16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。

【0116】

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。

【0117】

図17は、第3の実施形態の変形例において、光源装置203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。

10

【0118】

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。

20

【0119】

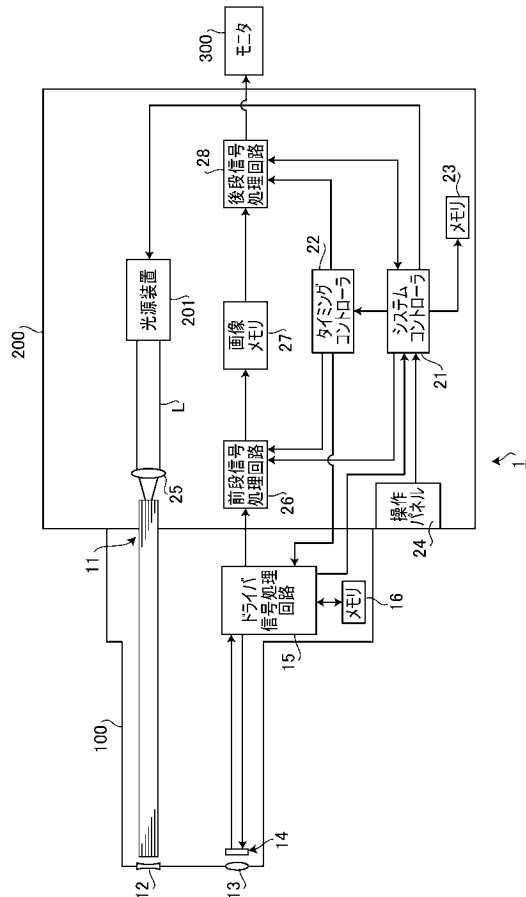
第1特殊観察モード時の動作は、図7及び図8を用いて説明した第3の実施形態の特殊観察モードと同じである。そのため、第1特殊観察モード時は、図8(b)と同じ分光特性を持つ照射光L（特殊光）が射出される。これにより、主に表層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0120】

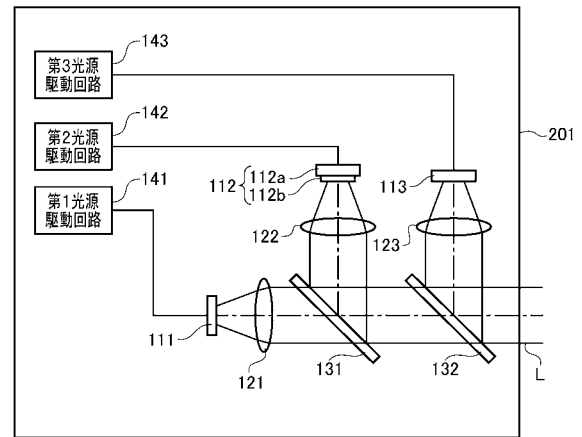
電子内視鏡システム1が第2特殊観察モードである場合、第4の光源ユニット314が発光駆動され、第1～第3の光源ユニット311～313が発光駆動されない。これにより、照射光L（特殊光）のうち、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長650nm付近の光の比率が相対的に高くなり（すなわち波長650nm付近のみにピークを持つ狭帯域光となり）、主に深層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

30

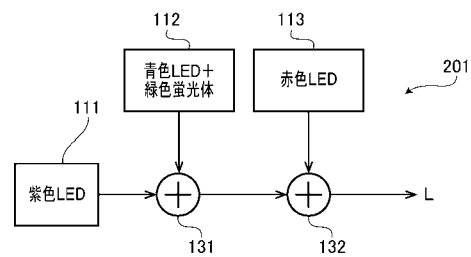
【 図 1 】



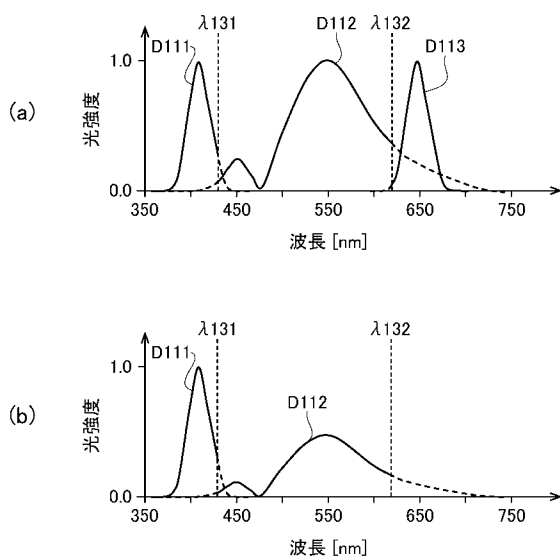
【 図 2 】



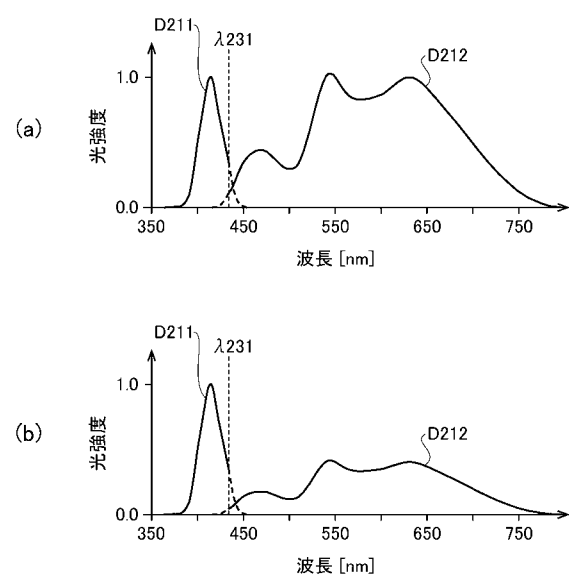
【 図 3 】



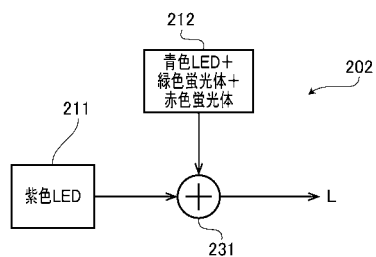
【 図 4 】



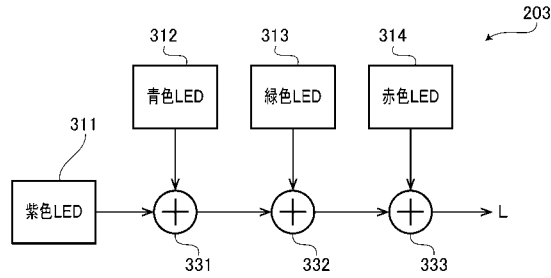
【 図 6 】



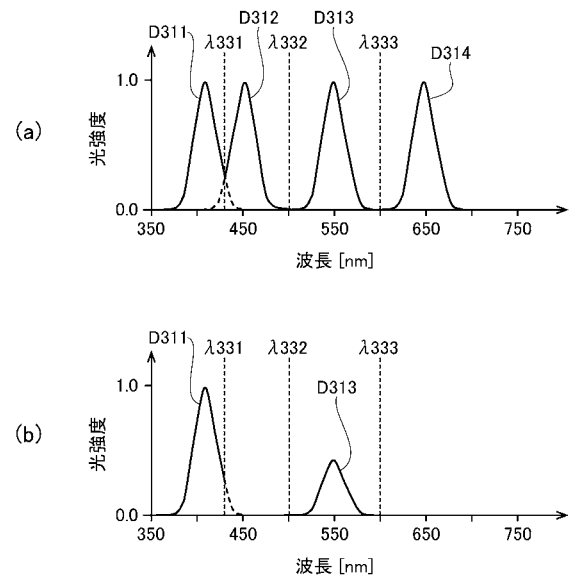
【 図 5 】



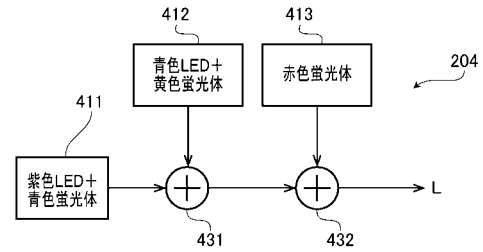
【図 7】



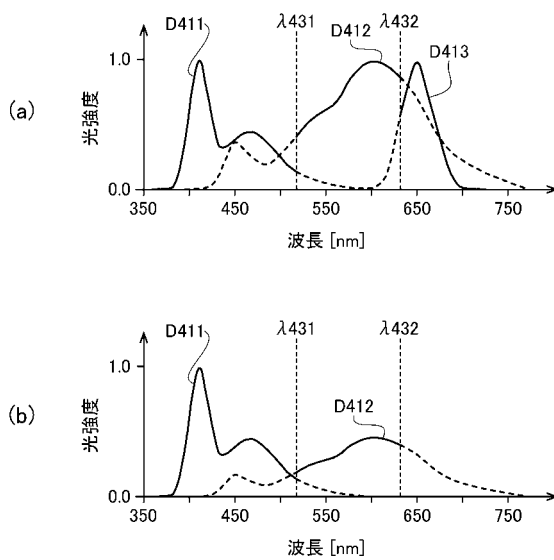
【図 8】



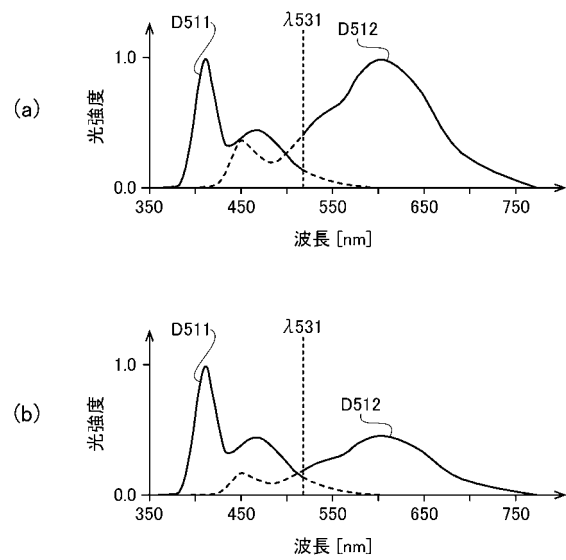
【図 9】



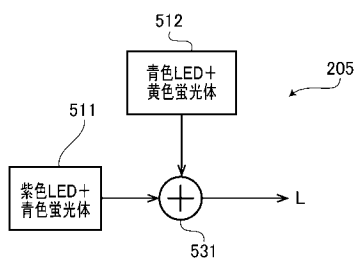
【図 10】



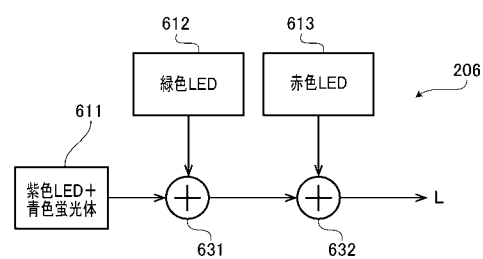
【図 12】



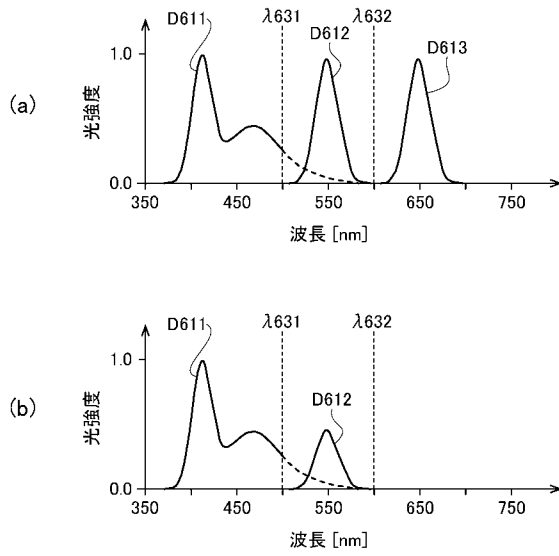
【図 11】



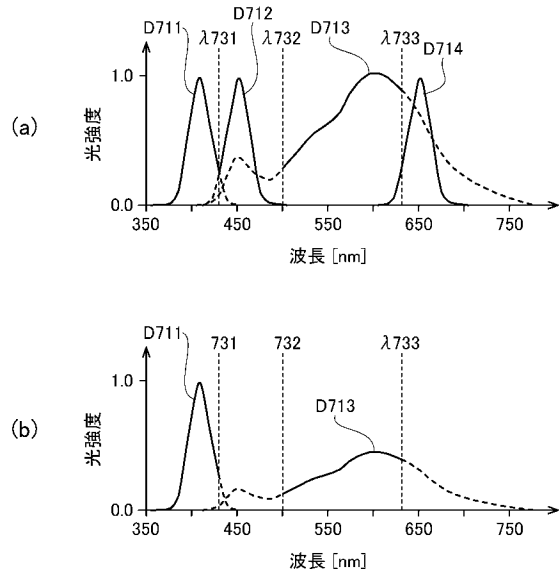
【図 13】



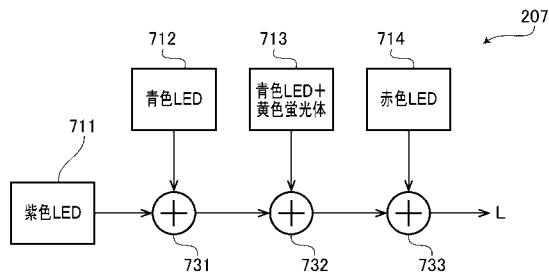
【図 1 4】



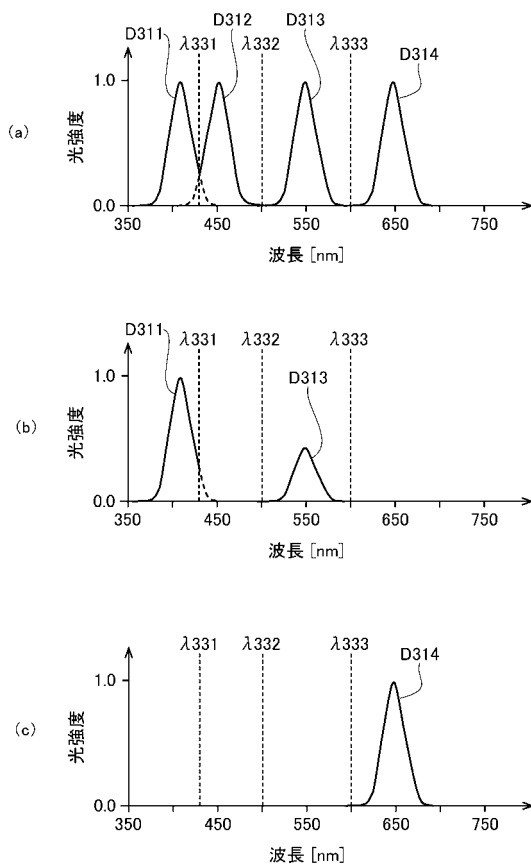
【図 1 6】



【図 1 5】



【図 1 7】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/006124

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 2014-171511 A (Olympus Corp.), 22 September 2014 (22.09.2014), paragraphs [0011] to [0018], [0086] to [0093]; fig. 1, 9 to 11 & US 2015/0374218 A1 paragraphs [0024] to [0040], [0166] to [0184]; fig. 1, 9 to 11 & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-8
Y	JP 2012-170488 A (Fujifilm Corp.), 10 September 2012 (10.09.2012), paragraphs [0024] to [0037], [0055] to [0070]; fig. 1 to 3 (Family: none)	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/JP2017/006124

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 2012-228503 A (Fujifilm Corp.), 22 November 2012 (22.11.2012), paragraphs [0018] to [0022], [0034] to [0041]; fig. 1, 2, 5, 6 & US 2012/0265041 A1 paragraphs [0040] to [0044], [0056] to [0062]; fig. 1, 2, 5, 6 & EP 2510868 A1	1-8
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	2-8
Y	JP 2012-105715 A (Fujifilm Corp.), 07 June 2012 (07.06.2012), paragraphs [0027], [0028], [0037]; fig. 8 & CN 102697449 A	3-8
Y	JP 2013-46688 A (Fujifilm Corp.), 07 March 2013 (07.03.2013), paragraphs [0010] to [0050]; fig. 1 to 3 & US 2013/0053646 A1 paragraphs [0032] to [0060]; fig. 1 to 3 & EP 2564761 A1	6-8
Y	JP 2013-252357 A (Fujikura Ltd.), 19 December 2013 (19.12.2013), paragraphs [0010] to [0024]; fig. 1 & US 2014/0107421 A1 paragraphs [0048] to [0108]; fig. 1 & WO 2013/183387 A1 & EP 2712540 A1 & CN 103619235 A	7,8
Y	JP 2015-183085 A (Mitsubishi Chemical Corp.), 22 October 2015 (22.10.2015), paragraphs [0095] to [0121]; fig. 1, 2 (Family: none)	7,8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 1 2 4	
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 2014-171511 A (オリンパス株式会社) 2014.09.22, 段落[0011]-[0018], [0086]-[0093], 第1, 9-11 図 & US 2015/0374218 A1, paragraph[0024]-[0040], [0166]-[0184], Fig. 1, 9-11 & WO 2014/136706 A1 & EP 2965683 A1 & CN 105025774 A	1-8	
Y	JP 2012-170488 A (富士フイルム株式会社) 2012.09.10, 段落[0024]-[0037], [0055]-[0070], 第1-3 図 (ファミリーなし)	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 4
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2012-228503 A (富士フイルム株式会社) 2012.11.22, 段落[0018]-[0022], [0034]-[0041], 第1, 2, 5, 6 図 & US 2012/0265041 A1, paragraph[0040]-[0044], [0056]-[0062], Fig. 1, 2, 5, 6 & EP 2510868 A1	1-8
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	2-8
Y	JP 2012-105715 A (富士フイルム株式会社) 2012.06.07, 段落[0027], [0028], [0037], 第8 図 & CN 102697449 A	3-8
Y	JP 2013-46688 A (富士フイルム株式会社) 2013.03.07, 段落[0010]-[0050], 第1-3 図 & US 2013/0053646 A1, paragraph[0032]-[0060], Fig. 1-3 & EP 2564761 A1	6-8
Y	JP 2013-252357 A (株式会社フジクラ) 2013.12.19, 段落[0010]-[0024], 第1 図 & US 2014/0107421 A1, paragraph[0048]-[0108], Fig. 1 & WO 2013/183387 A1 & EP 2712540 A1 & CN 103619235 A	7, 8
Y	JP 2015-183085 A (三菱化学株式会社) 2015.10.22, 段落[0095]-[0121], 第1, 2 図 (ファミリーなし)	7, 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

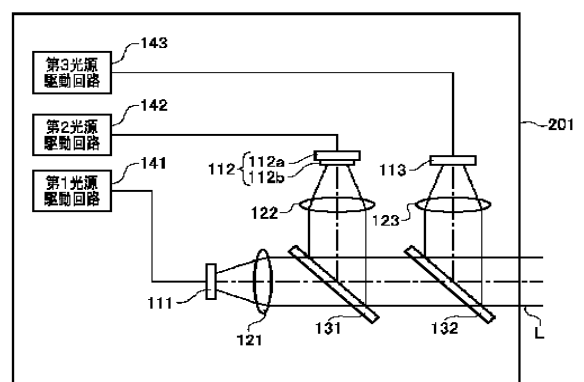
F ターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 HH51 JJ17 JJ18 LL02 MM05 NN01
NN05 QQ01 QQ02 QQ07 QQ09 RR04 RR26 WW08 WW15

(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	JPWO2017142097A1	公开(公告)日	2018-11-22
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		
[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		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 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/RR26 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	PCT/JP2016/054812 2016-02-19 WO		
其他公开文献	JP6685378B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜的光源装置，在第一波长带中发光的第一光源单元，在第二波长带中发光的第二光源单元以及第一和第二光源单元 它由用于合成从光源发射的光的光路的光路合成装置和用于单独控制每个光源单元的光发射的光源控制装置组成。当驱动每个光源单元以第一模式发光时，每个波长带中的光以第一强度比发射并且被组合为普通光，并被提供给内窥镜。此外，当驱动每个光源单元以第二模式发光时，每个波长带中的光以第二强度比被发射和组合，其中第二波长带中的光相对较低。结果，对特定的生物组织具有高吸收率的特殊光被提供给内窥镜。



141 First light source drive circuit
142 Second light source drive circuit
143 Third light source drive circuit