

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02017/142095

発行日 平成30年12月20日 (2018.12.20)

(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)
A61B 1/06 (2006.01)	A61B 1/06 610	2H040
A61B 1/07 (2006.01)	A61B 1/07 736	4C161
GO2B 23/26 (2006.01)	A61B 1/07 735	
	A61B 1/07 731	
	GO2B 23/26 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

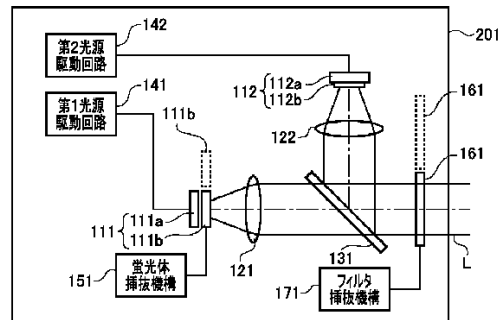
出願番号 特願2018-500242 (P2018-500242)	(71) 出願人 000113263 HOYA株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/006122	(74) 代理人 100078880 弁理士 松岡 修平
(22) 国際出願日 平成29年2月20日 (2017.2.20)	(74) 代理人 100183760 弁理士 山鹿 宗貴
(31) 優先権主張番号 PCT/JP2016/054810	(72) 発明者 尾登 邦彦 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号 H OYA株式会社内
(32) 優先日 平成28年2月19日 (2016.2.19)	(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 OYA株式会社内
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06

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の固体発光素子、第1及び第2の蛍光体を有し、第1の固体発光素子から射出される第1の波長帯域の光、第1の蛍光体から発せられる第1の蛍光、及び第2の蛍光体から発せられる第2の蛍光を含む照射光を射出する光源部と、照射光のうち特定の波長帯域の光のみを透過させる少なくとも1つの波長制限フィルタと、波長制限フィルタを、照射光の光路に対して挿抜可能に支持するフィルタ挿抜手段とから構成する。波長制限フィルタが光路に挿入されると、照射光が、第1の波長帯域の光と第2の蛍光を含む光にフィルタリングされて内視鏡に供給される。波長制限フィルタが光路から抜去されると、照射光がフィルタリングされことなく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
- 171 Filter inserting/removing mechanism

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の固体発光素子、第 1 及び第 2 の蛍光体を有し、該第 1 の固体発光素子から射出される第 1 の波長帯域の光、該第 1 の蛍光体から発せられる第 1 の蛍光、及び該第 2 の蛍光体から発せられ、該第 1 の蛍光のピーク波長とは異なるピーク波長をもつ第 2 の蛍光を含む照射光を射出する光源部と、

前記照射光のうち特定の波長帯域の光のみを透過させる少なくとも 1 つの波長制限フィルタと、

前記波長制限フィルタを、前記照射光の光路に対して挿抜可能に支持するフィルタ挿抜手段と、

を備え、

前記フィルタ挿抜手段により前記波長制限フィルタが前記照射光の光路に挿入されると、前記照射光が、前記第 1 の波長帯域の光と前記第 2 の蛍光を含む光にフィルタリングされて内視鏡に供給され、

前記フィルタ挿抜手段により前記波長制限フィルタが前記照射光の光路から抜去されると、前記照射光が前記波長制限フィルタによってフィルタリングされることなく前記内視鏡に供給される、

内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

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、

前記少なくとも 1 つの波長制限フィルタは、

夫々異なる分光透過特性を持つ複数の波長制限フィルタを含み、

前記ターレットには、前記複数の波長制限フィルタ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波長制限フィルタ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波長制限フィルタに応じてフィルタリングされて前記内視鏡に供給される、

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 3】

前記光源部は、

第 2 の固体発光素子を更に有し、

前記照射光は、

前記第 2 の固体発光素子から射出される第 2 の波長帯域の光を更に含む、

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】

前記光源部は、

励起光を射出する励起用固体発光素子を更に有し、

前記第 1 の蛍光体は、

前記第 1 の固体発光素子から射出される前記第 1 の波長帯域の光によって励起され、

前記第 2 の蛍光体は、

前記励起用固体発光素子から射出される前記励起光によって励起される、

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。

【請求項 5】

前記第 1 の蛍光体及び前記第 2 の蛍光体は、

前記第 1 の固体発光素子から射出される前記第 1 の波長帯域の光によって励起される、

請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記第 1 の蛍光体及び前記第 2 の蛍光体は、

前記第 2 の固体発光素子から射出される前記第 2 の波長帯域の光によって励起される

10

20

30

40

50

請求項 3 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 7】

前記光源部は、

前記第 1 の蛍光のピーク波長及び前記第 2 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、

前記照射光は、

前記第 3 の蛍光を更に含む、

請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記光源部は、

前記第 1 の固体発光素子と前記第 1 の蛍光体を有する第 1 の光源ユニットと、

前記第 2 の蛍光体を有する第 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た光の光路と前記第 2 の光源ユニットから射出された光の光路を合成することにより、前記照射光を前記内視鏡に供給する光路合成手段と、

を更に備える、

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 9】

前記第 1 の光源ユニットは、

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を更に有し、

前記フィルタ挿抜手段により前記波長制限フィルタが前記照射光の光路に挿入されると、前記蛍光体挿抜手段は前記第 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から抜去し、

前記フィルタ挿抜手段により前記波長制限フィルタが前記照射光の光路から抜去されると、前記蛍光体挿抜手段は前記第 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挿入する、

請求項 1 から請求項 4 の何れか一項又は請求項 8 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

請求項 1 から請求項 9 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。例えば特開 2009 - 165889 号公報（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、キセノンランプと、キセノンランプから射出された照射光の波長帯域を制限する複数の帯域切替フィルタを搭載した光源装置を備えている。帯域切替フィルタは、可視光帯域の光を透過させる通常光観察用フィルタ、赤外領域の光のみを透過させる赤外観察用フィルタ、可視光帯域の光のうち、特定の波長帯域の光を透過させる特殊光観察用フィルタを有している。これらの複数の帯域切替フィルタの 1

10

20

30

40

50

つを照射光の光路に挿入することにより、被写体に照射する照射光の分光強度特性を切り替えることができる。例えば、通常光観察用フィルタを照射光の光路に挿入すると、白色の通常光によって被写体が照明され、通常カラー撮影画像を得ることができる。また、特殊光観察用フィルタを照射光の光路に挿入すると、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】

【0004】

特許文献1に記載の光源装置では、光源としてキセノンランプを使用している。一方、近年、発光ダイオード(LED:Light Emitting Diode)等の固体発光素子の高輝度化が進んでおり、より寿命の長い固体発光素子を光源として使用したいという需要がある。固体発光素子の波長帯域はキセノンランプに比べて狭い。そこで、例えば、青色のLED光を射出するLEDと黄色の蛍光を発する蛍光体を組み合わせて擬似的な白色光を生成している。しかし、このようにLEDと蛍光体を組み合わせるだけでは、通常光の分光強度分布は可視光帯域でフラットとならず、撮影された被写体の撮影画像の色再現性が悪いという問題がある。

10

【0005】

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、固体発光素子を光源として使用し、被写体の撮影画像の色再現性を向上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。

【0006】

本発明の一実施形態に係る内視鏡用光源装置は、第1の固体発光素子、第1及び第2の蛍光体を有し、第1の固体発光素子から射出される第1の波長帯域の光、第1の蛍光体から発せられる第1の蛍光、及び第2の蛍光体から発せられ、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2の蛍光を含む照射光を射出する光源部と、照射光のうち特定の波長帯域の光のみを透過させる少なくとも1つの波長制限フィルタと、波長制限フィルタを、照射光の光路に対して挿抜可能に支持するフィルタ挿抜手段と、を備える。この構成において、フィルタ挿抜手段により波長制限フィルタが照射光の光路に挿入されると、照射光が、第1の波長帯域の光と第2の蛍光を含む光にフィルタリングされて内視鏡に供給される。また、フィルタ挿抜手段により波長制限フィルタが照射光の光路から抜去されると、照射光が波長制限フィルタによってフィルタリングされることなく内視鏡に供給される。

20

30

【0007】

このような構成によれば、波長制限フィルタを照射光の光路に挿抜することにより、照射光を、可視光帯域において広い波長帯域を有する通常光と、通常光と比較して狭い波長帯域を有する特殊光との間で切り替えることができる。また、内視鏡用光源装置は、第1の固体発光素子と2つの蛍光体を有しているため、通常光の分光強度分布が可視光帯域においてフラットに近づけられる。これにより、色再現性の高い撮影画像を得ることができる。

【0008】

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、波長制限フィルタは、夫々異なる分光透過特性を持つ複数の波長制限フィルタを含む。また、ターレットには、複数の波長制限フィルタ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波長制限フィルタ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波長制限フィルタに応じてフィルタリングされて内視鏡に供給される。

40

【0009】

また、本発明に一実施形態において、光源部は、例えば、第2の固体発光素子を更に有する。この場合、照射光は、第2の固体発光素子から射出される第2の波長帯域の光を更に含む。

【0010】

50

また、本発明に一実施形態において、光源部は、例えば、励起光を射出する励起用固体発光素子を更に有する。この場合、第1の蛍光体は、第1の固体発光素子から射出される第1の波長帯域の光によって励起され、第2の蛍光体は、励起用固体発光素子から射出される励起光によって励起される。

【0011】

また、本発明に一実施形態において、第1の蛍光体及び第2の蛍光体は、例えば、第1の固体発光素子から射出される第1の波長帯域の光によって励起される。

【0012】

また、本発明に一実施形態において、第1の蛍光体及び第2の蛍光体は、例えば、第2の固体発光素子から射出される第2の波長帯域の光によって励起される。

10

【0013】

また、本発明に一実施形態において、光源部は、例えば、第1の蛍光のピーク波長及び第2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、照射光は、第3の蛍光を更に含む。

【0014】

また、本発明に一実施形態において、光源部は、例えば、第1の固体発光素子と第1の蛍光体を有する第1の光源ユニットと、第2の蛍光体を有する第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を合成することにより、照射光を内視鏡に供給する光路合成手段と、を更に備える。

【0015】

また、本発明に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を更に有する。この場合、フィルタ挿抜手段により波長制限フィルタが照射光の光路に挿入されると、蛍光体挿抜手段は第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から抜去し、フィルタ挿抜手段により波長制限フィルタが照射光の光路から抜去されると、蛍光体挿抜手段は第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挿入する。

20

【0016】

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。

30

【0017】

本発明の一実施形態によれば、固体発光素子を光源として使用し、被写体の撮影画像の色再現性を向上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】

【0018】

【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の実施形態に係る波長制限フィルタの分光透過特性を示す図である。

40

【図4】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5】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6】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7】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8】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9】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10】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。

50

【図 1 1】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 1 2】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 1 3】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 1 4】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 1 5】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 1 6】本発明の第 3 の実施形態の変形例に係る波長制限フィルタの分光透過特性を示す図である。

10

【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。

【図 1 8】本発明の第 5 の実施形態の変形例に係る波長制限フィルタの分光透過特性を示す図である。

【図 1 9】本発明の第 5 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。

【図 2 0】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 1】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 2】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。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

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。

【0020】

(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。

30

【0021】

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 より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

40

【0022】

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。

【0023】

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。

50

【0024】

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）111aと、青色蛍光体111bとを有している。青色蛍光体111bは、紫色LED111a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。

【0025】

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LED111a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。そのため、光源ユニット111からは、紫色LED光のみが射出される。

10

【0026】

第2の光源ユニット112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LED112aと、黄色蛍光体112bとを有している。黄色蛍光体112bは、青色LED112aから射出された青色LED光によって励起され、黄色の波長帯域（例えば、波長が420～700nm）の蛍光を発する。黄色蛍光体112bは青色LED112aの発光面上に取り付けられており、青色蛍光体111bとは異なり、青色LED光の光路上に挿抜可能ではない。

20

【0027】

各光源ユニット111、112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、122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520nm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光や青色の蛍光はダイクロイックミラー131を透過する。また、第2の光源ユニット112から射出された黄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、第1の光源ユニット111から射出された光と第2の光源ユニット112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131によって光路が合成された光は、照射光Lとして波長制限フィルタ161に向かって射出される。

30

【0028】

波長制限フィルタ161は、特定の波長帯域の光のみを透過させる特性を有する。図3は、波長制限フィルタ161の分光透過特性T161を示している。図3に示されるグラフの横軸は波長（nm）を示し、縦軸は透過率を示している。図3に示すように、波長制限フィルタ161は、波長415nm付近（より詳細には390nm～430nm）及び波長550nm付近（より詳細には520nm～580nm）の光に対する透過率は略1（100%）であり、それ以外の波長帯域の光に対する透過率は略0（0%）である。

40

【0029】

波長制限フィルタ161は、フィルタ挿抜機構171によって、照射光Lの光路に対して挿抜可能支持されている。電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、図2に点線で示すように、波長制限フィルタ161は、照射光Lの光路から抜去される。この場合、照射光Lは、波長制限フィルタ161で波長が制限されることなく、光源装置201

50

から射出される。一方、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、図 2 に実線で示すように、波長制限フィルタ 161 は、照射光 L の光路に挿入される。この場合、照射光 L のうち、波長 415 nm 付近及び波長 550 nm 付近の光のみが光源装置 201 から射出される。

【0030】

図 4 は、光源装置 201 のうち、各光源ユニット 111、112、ダイクロイックミラー 131、波長制限フィルタ 161 のみを概念的に示したブロック図である。青色蛍光体 111b は、紫色 LED 111a とは別体であるため、図 4 において、青色蛍光体 111b と紫色 LED 111a は、別々のブロックで示されている。一方、黄色蛍光体 112b は、青色 LED 112a の発光面に取り付けられており、青色 LED 112a と一体に構成されているため、図 4 において、黄色蛍光体 112b と青色 LED 112a は、一つのブロックで示されている。

10

【0031】

また、ダイクロイックミラー 131 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 4 において、ダイクロイックミラー 131 は、加算記号「+」で示されている。図 4 において、各光源ユニット 111、112 の前方に配置されたコリメートレンズ 121、122 は省略されている。

【0032】

図 4 において、各矢印は光の光路を示している。図 4 に示す例では、第 1 の光源ユニット 111 の紫色 LED 111a から射出された紫色 LED 光と、青色蛍光体 111b 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 112 の青色 LED から射出された青色 LED 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 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は、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は、光源装置 201 から、照射光 L として射出される。

20

【0033】

図 1 に示すように、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 LCB 11 内に入射される。

【0034】

LCB 11 内に入射された照射光 L は、LCB 11 内を伝播する。LCB 11 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 LCB 11 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。

30

【0035】

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。

40

【0036】

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。

【0037】

50

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。

【0038】

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100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。

10

【0039】

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。

【0040】

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。

20

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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。

30

【0044】

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。

40

【0045】

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415n

50

m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。

【0046】

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。

【0047】

図5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5(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5(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5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。

【0048】

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。また、このとき、波長制限フィルタ161は、照射光Lの光路上から抜去される。

【0049】

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415nmと波長約470nmに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。分光強度分布D111の強度のピークとなる2つの波長はそれぞれ、紫色LED111a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。

【0050】

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LED112aから射出される光の分光強度分布のピーク波長と、黄色蛍光体112bが発する蛍光の分光強度分布のピーク波長である。

【0051】

なお、図5(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5(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。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。

【0052】

また、図5(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

10

20

30

40

50

とができる。

【0053】

また、図5(a)には、ダイクロミックミラー131のカットオフ波長131が点線で示されている。ダイクロミックミラー131は、カットオフ波長131が約520nmであり、カットオフ波長131よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長131以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図5(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ミックミラー131を透過し、破線で示される波長帯域の光がダイクロミックミラー131で反射される。また、図5(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131以上の波長帯域の光がダイクロミックミラー131で反射され、破線で示されるカットオフ波長131よりも波長帯域の光がダイクロミックミラー131を透過する。

10

【0054】

これにより、ダイクロミックミラー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5(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。

【0055】

本実施形態では、広い波長帯域を有し、且つ、波長帯域の異なる2つの蛍光体111b、112bを有している。そのため、照射光L(通常光)の分光強度分布は、蛍光体を使用しない場合や、1種類の蛍光体のみを有する場合に比べて、可視光帯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)で被写体が照明され、色再現性の高いカラー撮影画像を得ることができる。

20

【0056】

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。また、このとき、波長制限フィルタ161は、照射光Lの光路上に挿入される。

【0057】

図5(b)には、各光源ユニット111、112から射出される光の強度分布と、波長制限フィルタ161の分光透過特性T161が示されている。光源装置201から照射光L(特殊光)として射出される光は、ダイクロミックミラー131で光路が合成され、且つ、波長制限フィルタ161を透過した光である。そのため、照射光L(特殊光)の分光強度分布は、図5(b)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。

30

【0058】

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ることにより、紫色LED111aから射出された光が青色蛍光体111bを励起するために使用されないため、ヘモグロビンの吸光度のピークとなる波長415nm付近の光の強度を高くすることができる。また、波長制限フィルタ161により、第2の光源ユニット112から射出される光のうち、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付近の光のみが被写体に照射される。これにより、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

【0059】

また、各光源ユニット111、112から射出された光は、ダイクロミックミラー131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、112から射出される光の波長帯域は互いに異なるため、ダイクロミックミラー131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。

【0060】

また、本実施形態では、波長制限フィルタ161を照射光Lの光路上に挿抜することに

50

よって、光源装置 201 から射出される照射光 L の分光強度分布を切り替えている。これにより、プロセッサ 200 は、所望の照射光 L の分光強度分布に合わせて、複数の光源装置 201 を有している必要がなく、プロセッサ 200 の構成の簡素化や小型化が可能である。

【0061】

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 5 (b) に示すように、分光強度分布 D111 と D112 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 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 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）、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。

10

【0062】

また、本実施形態では、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が、本発明はこれに限定されない。例えば、青色蛍光体 111b は光路上に挿抜可能ではなく、紫色 LED 111a の発光面上に取り付けられていてもよい。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場合、第 1 の光源ユニット 111 から青色の蛍光も射出される。しかし、この青色の蛍光は波長制限フィルタ 161 でカットされるため、青色の蛍光によって表層血管の強調効果が低下してしまうことはない。

20

【0063】

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。

【0064】

《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

30

・ $CaSc_2O_4$ (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

【0065】

《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 (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、型窒化ケイ素 (Si_3N_4) 結晶の固溶体である - 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

40

【0066】

(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。

【0067】

図 6 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、ダイクロイックミラー、波長制限フィルタ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、

50

波長制限フィルタ261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。

【0068】

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。

【0069】

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。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。

【0070】

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から射出された光の光路を合成する。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として波長制限フィルタ261に向かって射出される。波長制限フィルタ261の分光透過特性は、第1の実施形態の波長制限フィルタ161の分光透過特性と同じである。

【0071】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ261は、照射光Lの光路から抜去される。この場合、照射光Lは、波長制限フィルタ261で波長が制限されることなく、光源装置202から射出される。一方、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ261は、照射光Lの光路に挿入される。この場合、照射光Lのうち、波長415nm付近及び波長550nm付近の光のみが光源装置202から射出される。

【0072】

図7は、図5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。なお、図7(b)には、波長制限フィルタ261の分光透過特性T261も示されている。

【0073】

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211bが光路上に挿入された上で、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、このとき、波長制限フィルタ261は、照射光Lの光路上から抜去される。

【0074】

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、波長約415nmと波長約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LED211aから射出される光の分光強度分布のピーク波長と、青色蛍光体211bが発する蛍光の分光強度分布のピーク波長である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 5 】

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450nm、約550nm、約650nm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分光強度分布のピーク波長である。

【 0 0 7 6 】

また、図7(a)には、ダイクロイックミラー231のカットオフ波長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231が約510nmであり、カットオフ波長231よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長231以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図7(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7(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

【 0 0 7 7 】

これにより、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、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7(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

【 0 0 7 8 】

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211bが光路上から抜去された上で、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、このとき、波長制限フィルタ261は、照射光Lの光路上に挿入される。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。

30

【 0 0 7 9 】

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、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 0 】

(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。

40

【 0 0 8 1 】

図8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、ダイクロイックミラー、波長制限フィルタ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の光源ユニット311、第2の光源ユニット312、ダイクロイックミラー331、波長制限フィルタ361を備えている。各光源ユニット311、312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。

【 0 0 8 2 】

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、蛍光体LED312aと赤色蛍光体312bとを有している。蛍光体LED312aは、青色の波長帯域(例え

50

ば、波長が430～490nm)の光を射出する青色LEDと、青色LEDの発光面上に取り付けられた緑色蛍光体を有している。この緑色蛍光体は、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312b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。赤色蛍光体312bは、不図示の蛍光体挿抜機構により、青色LED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。

【0083】

各光源ユニット311、312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、照射光Lとして波長制限フィルタ361に向かって射出される。波長制限フィルタ361の分光透過特性は、第1の実施形態の波長制限フィルタ161の分光透過特性と同じである。

【0084】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ361は、照射光Lの光路から抜去される。この場合、照射光Lは、波長制限フィルタ361で波長が制限されることなく、光源装置203から射出される。一方、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ361は、照射光Lの光路に挿入される。この場合、照射光Lのうち、波長415nm付近及び波長550nm付近の光のみが光源装置203から射出される。

【0085】

図9は、図5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。なお、図9(b)には、波長制限フィルタ361の分光透過特性T361も示されている。

【0086】

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312bが光路上に挿入された上で、光源ユニット311と光源ユニット312の両方が発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ361は、照射光Lの光路上から抜去される。

【0087】

第1の光源ユニット311から射出される光の分光強度分布D311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312から射出される光の分光強度分布D312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、赤色の蛍光の分光強度分布のピーク波長である。

【0088】

また、図9(a)には、ダイクロイックミラー331のカットオフ波長331が点線で示されている。ダイクロイックミラー331は、カットオフ波長331が約430nmであり、カットオフ波長331よりも短い波長帯域の光を透過させ、カットオフ波長331以上の波長帯域の光を反射する。そのため、図9(a)に示される分光強度分布D311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331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331で反射される。また、図9(a)に示される分光強度分布D312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331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331を透過する。

【0089】

10

20

30

40

50

このように、ダイクロイックミラー 3 3 1 で、各光源ユニット 3 1 1、3 1 2 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 9（a）に示す分光強度分布 D 3 1 1、D 3 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。

【0090】

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 3 1 2 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 と第 2 の光源ユニット 3 1 2 の両方が発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ 3 6 1 は、照射光 L の光路上に挿入される。これにより、照射光 L（特殊光）のうち、ヘモグビンの吸光度のピークとなる波長 4 1 5 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。

10

【0091】

また、第 2 の光源ユニット 3 1 2 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 3 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、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。

20

【0092】

また、本実施形態では、赤色蛍光体 3 1 2 b は、蛍光体挿抜機構により、光路上に挿抜可能に支持されているが、本発明はこれに限定されない。例えば、赤色蛍光体 3 1 2 b は光路上に挿抜可能ではなく、青色 LED の発光面上に、緑色 LED と共に、取り付けられていてもよい。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場合、第 2 の光源ユニット 3 1 2 から赤色の蛍光も射出される。しかし、この赤色の蛍光は波長制限フィルタ 3 6 1 でカットされるため、赤色の蛍光によって表層血管の強調効果が低下してしまうことはない。

【0093】

（第 4 の実施形態）

図 10 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、ダイクロイックミラー、波長制限フィルタ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。

30

【0094】

図 10 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、波長制限フィルタ 4 6 1 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。

【0095】

第 1 の光源ユニット 4 1 1 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 と、紫色 LED 光によって励起され、青色（例えば、波長が 4 3 0 ~ 4 9 0 nm）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 4 1 2 は、青色の波長帯域（例えば、波長が 4 3 0 ~ 4 7 0 nm）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 5 0 0 ~ 7 2 0 nm）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 4 1 3 は、赤色の波長帯域（例えば、波長が 6 2 0 ~ 6 8 0 nm）の光を射出する赤色 LED である。

40

【0096】

各光源ユニット 4 1 1 ~ 4 1 3 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 4 1 1 から射出された紫色 LED 光及

50

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 3 1 に入射される。また、第 2 の光源ユニット 4 1 2 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 4 3 1 に入射される。ダイクロイックミラー 4 3 1 は、第 1 の光源ユニット 4 1 1 から射出された光の光路と第 2 の光源ユニット 4 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 4 3 1 で光路が合成された光は、ダイクロイックミラー 4 3 2 に入射される。

【 0 0 9 7 】

また、第 3 の光源ユニット 4 1 3 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 4 3 2 に入射される。ダイクロイックミラー 4 3 2 は、ダイクロイックミラー 4 3 1 から入射された光の光路と第 3 の光源ユニット 4 1 3 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 4 3 2 で光路が合成された光は照射光 L として波長制限フィルタ 4 6 1 に向かって射出される。波長制限フィルタ 4 6 1 の分光透過特性は、第 1 の実施形態の波長制限フィルタ 1 6 1 の分光透過特性と同じである。

10

【 0 0 9 8 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ 4 6 1 は、照射光 L の光路から抜去される。この場合、照射光 L は、波長制限フィルタ 4 6 1 で波長が制限されることなく、光源装置 2 0 4 から射出される。一方、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ 4 6 1 は、照射光 L の光路に挿入される。この場合、照射光 L のうち、波長 4 1 5 nm 付近及び波長 5 5 0 nm 付近の光のみが光源装置 2 0 4 から射出される。

20

【 0 0 9 9 】

図 1 1 は、図 5 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。なお、図 1 1 (b) には、波長制限フィルタ 4 6 1 の分光透過特性 T 4 6 1 も示されている。

【 0 1 0 0 】

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 4 1 1 ~ 4 1 3 が全て発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ 4 6 1 は、照射光 L の光路上から抜去される。

30

【 0 1 0 1 】

第 1 の光源ユニット 4 1 1 の分光強度分布 D 4 1 1 は、波長約 4 1 5 nm、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 光と青色の蛍光のピーク波長である。ここで、分光強度分布 D 4 1 1 のうち、波長約 4 1 5 nm のピークの高さは、波長約 4 7 0 nm 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 4 1 2 の分光強度分布 D 4 1 2 は、約 4 5 0 nm、6 0 0 nm 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 4 1 3 の分光強度分布 D 4 1 3 は、約 6 5 0 nm をピーク波長とする急峻な強度分布を有している。

40

【 0 1 0 2 】

また、図 1 1 (a) には、ダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 のカットオフ波長 4 3 1、4 3 2 が点線で示されている。カットオフ波長 4 3 1、4 3 2 はそれぞれ、5 2 0 nm、6 3 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る。なお、第 2 の光源ユニット 4 1 2 から射出される光のうち、約 4 5 0 nm のピーク波長を有する青色 LED 光は、カットオフ波長 4 3 1 よりも短いため、ダイクロイックミラー 4 3 1 で光路が合成される光には含まれない。

【 0 1 0 3 】

このように、ダイクロイックミラー 4 3 1、4 3 2 で、各光源ユニット 4 1 1 ~ 4 1 3

50

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 11（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。

【0104】

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、このとき、波長制限フィルタ 461 は、照射光 L の光路上に挿入される。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。

10

【0105】

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。

【0106】

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、550 nm 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。

20

【0107】

（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。

【0108】

図 12 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、ダイクロイックミラー、波長制限フィルタ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、波長制限フィルタ 561 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。

30

【0109】

第 1 の光源ユニット 511 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 と、紫色 LED の発光面上に取り付けられた緑色蛍光体及び青色蛍光体を有している。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 ~ 630 nm）の蛍光を発する。青色蛍光体は、紫色 LED から射出された紫色 LED 光によって励起され、青色の波長帯域（例えば、波長が 430 ~ 550 nm）の蛍光を発する。

40

【0110】

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 ~ 680 nm）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 として波長制限フィルタ 561 に向かって射出される。波長制限フィルタ 561 の分光透過特性は、第 1 の実施形態の波長制限フィルタ 161 の分光透過特性と同じである。

【0111】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ 561 は、照射光 L の光路から抜去される。この場合、照射光 L は、波長制限フィルタ 561 で波長が制

50

限されることなく、光源装置 205 から射出される。一方、電子内視鏡システム 1 が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ 561 は、照射光 L の光路に挿入される。この場合、照射光 L のうち、波長 415 nm 付近及び波長 550 nm 付近の光のみが光源装置 205 から射出される。

【0112】

図 13 は、図 5 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。なお、図 13 (b) には、波長制限フィルタ 561 の分光透過特性 T561 も示されている。

【0113】

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 2 の光源ユニット 511、512 が発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ 561 は、照射光 L の光路上から抜去される。

【0114】

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 415 nm、約 470 nm、約 550 nm 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、約 650 nm をピーク波長とする強度分布を有している。

【0115】

また、図 13 (a) には、ダイクロイックミラー 531 のカットオフ波長 531 が点線で示されている。カットオフ波長 531 は 620 nm 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、通常の色画像を得ることができる。

【0116】

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 511 のみが発光駆動され、第 2 の光源ユニット 512 は発光駆動されない。また、このとき、波長制限フィルタ 561 は、照射光 L の光路上に挿入される。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。

【0117】

(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。

【0118】

図 14 は、第 6 の実施形態に係る光源装置 206 のうち、光源ユニット及び波長制限フィルタのみを概念的に示したブロック図である。光源装置 206 は、光源ユニット 611 と波長制限フィルタ 661 を備えている。光源ユニット 611 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。

【0119】

光源ユニット 611 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、青色蛍光体、緑色蛍光体、赤色蛍光体を有している。青色蛍光体は、紫色 LED から射出された紫色 LED 光によって励起され、青色の波長帯域 (例えば、波長が 430 ~ 550 nm) の蛍光を発する。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 ~ 630 nm) の蛍光を発する。赤色蛍光体は、紫色 LED から射出された紫色 LED 光によって励起さ

10

20

30

40

50

れ、赤色の波長帯域（例えば、波長が550～750nm）の蛍光を発する。光源ユニット611から射出された光は、照射光Lとして波長制限フィルタ661に向かって射出される。波長制限フィルタ661の分光透過特性は、第1の実施形態の波長制限フィルタ161の分光透過特性と同じである。

【0120】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ661は、照射光Lの光路から抜去される。この場合、照射光Lは、波長制限フィルタ661で波長が制限されることなく、光源装置206から射出される。一方、電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ661は、照射光Lの光路に挿入される。この場合、照射光Lのうち、波長415nm付近及び波長550nm付近の光のみが光源装置205から射出される。

10

【0121】

図15は、図5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。なお、図15(b)には、波長制限フィルタ661の分光透過特性T661も示されている。

【0122】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ661が照射光Lの光路上から抜去された上で、光源ユニット611が発光駆動される。

【0123】

光源ユニット611から射出される光の分光強度分布D611は、波長約415nm、約470nm、約550nm、約650nmにピークを有している。この4つの波長はそれぞれ、紫色LEDから射出される紫色LED光、青色蛍光体が発する蛍光、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。光源ユニット611から射出された光は、照射光L（通常光）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。

20

【0124】

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、波長制限フィルタ661が照射光Lの光路上に挿入された上で、光源ユニット611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。

30

【0125】

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。

【0126】

図16は、第3の実施形態の変形例に係る波長制限フィルタの分光透過特性を示している。本変形例では、2つの波長制限フィルタ（波長制限フィルタ361A、361B）が備えられている。図16(a)は、波長制限フィルタ361Aの分光透過特性T361Aを示し、図16(b)は、波長制限フィルタ361Bの分光透過特性T361Bを示している。

40

【0127】

図16(a)に示されるように、波長制限フィルタ361Aは、波長415nm付近（より詳細には390nm～430nm）の光に対する透過率が略1（100%）であり、それ以外の波長帯域の光に対する透過率が略0（0%）である。図16(b)に示されるように、波長制限フィルタ361Bは、波長550nm付近（より詳細には520nm～580nm）の光に対する透過率が略1（100%）であり、それ以外の波長帯域の光に

50

対する透過率が略 0 (0 %) である。

【 0 1 2 8 】

波長制限フィルタ 3 6 1 A 及び 3 6 1 B は、フィルタ挿抜機構 1 7 1 と同様の挿抜機構により、照射光 L の光路に対して挿抜可能支持されている。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。

【 0 1 2 9 】

電子内視鏡システム 1 が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ 3 6 1 A 及び 3 6 1 B は、照射光 L の光路から抜去される。この場合、照射光 L は、波長制限フィルタ 3 6 1 A 及び 3 6 1 B で波長が制限されることなく、光源装置 2 0 3 から射出される。

【 0 1 3 0 】

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、波長制限フィルタ 3 6 1 A は、照射光 L の光路に挿入され、波長制限フィルタ 3 6 1 B は、照射光 L の光路に挿入されない。この場合、照射光 L のうち、波長 4 1 5 n m 付近の光のみが光源装置 2 0 3 から射出される。

【 0 1 3 1 】

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、波長制限フィルタ 3 6 1 B は、照射光 L の光路に挿入され、波長制限フィルタ 3 6 1 A は、照射光 L の光路に挿入されない。この場合、照射光 L のうち、波長 5 5 0 n m 付近の光のみが光源装置 2 0 3 から射出される。

【 0 1 3 2 】

図 1 7 は、図 5 と同様の図であり、本変形例の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。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。なお、図 1 7 (b)、図 1 7 (c) には、それぞれ、波長制限フィルタ 3 6 1 A の分光透過特性 T 3 6 1 A、波長制限フィルタ 3 6 1 B の分光透過特性 T 3 6 1 B も示されている。

【 0 1 3 3 】

通常観察モード時の動作は、図 8 及び図 9 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 9 (a) と同じ分光特性を持つ照射光 L (通常光)、すなわち紫外領域 (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 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。

【 0 1 3 4 】

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、赤色蛍光体 3 1 2 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 と第 2 の光源ユニット 3 1 2 の両方が発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ 3 6 1 A が照射光 L の光路上に挿入され、波長制限フィルタ 3 6 1 B が照射光 L の光路上に抜去される。これにより、図 1 7 (b) に示されるように、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグ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 (すなわち波長 4 1 5 n m 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。

【 0 1 3 5 】

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、赤色蛍光体 3 1 2 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 と第 2 の光源ユニット 3 1 2 の両方が発光駆動される。また、このとき、波長制限フィルタ 3 6 1 B が照射光 L の光路上に挿入され、波長制限フィルタ 3 6 1 A が照射光 L の光路上に抜去される。これにより、図 1 7 (c) に示されるように、照射光 L (特殊光) のうち、ヘモグビンの吸光度のピークとなる波長 5 5 0 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 (すなわち波長 5 5 0 n m 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

10

20

30

40

50

画像を得ることができる。

【0136】

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る。すなわち、本変形例では、第1特殊観察モードと第2特殊観察モードと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）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。

【0137】

図18は、第5の実施形態の変形例に係る波長制限フィルタ561'の分光透過特性T561'を示している。図18に示されるように、本変形例に係る波長制限フィルタ561'は、波長415nm付近（より詳細には390nm～430nm）、波長550nm付近（より詳細には520nm～580nm）及び波長650nm付近（より詳細には620nm～680nm）の光に対する透過率が略1（100%）であり、それ以外の波長帯域の光に対する透過率が略0（0%）である。

10

【0138】

電子内視鏡システム1が通常観察モードである場合、波長制限フィルタ561'は、照射光Lの光路から抜去される。この場合、照射光Lは、波長制限フィルタ561'で波長が制限されることなく、光源装置205から射出される。

【0139】

電子内視鏡システム1が特殊観察モードである場合、波長制限フィルタ561'は、照射光Lの光路に挿入される。この場合、照射光Lのうち、波長415nm付近、波長550nm付近及び波長650nm付近の光のみが光源装置205から射出される。

20

【0140】

図19は、図5と同様の図であり、本変形例の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。なお、図19(b)には、波長制限フィルタ561'の分光透過特性T561'も示されている。

【0141】

通常観察モード時の動作は、図12及び図13を用いて説明した第5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13(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。

30

【0142】

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、第2の光源ユニット511、512が発光駆動される。また、波長制限フィルタ561'は、照射光Lの光路上に挿入される。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付近及び650nm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）、主に表層血管と深層血管が強調された撮影画像を得ることができる。

【0143】

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

【0144】

図20に、別の実施形態に係る光源装置207のブロック図を示す。別の実施形態については、便宜上、第2の実施形態をベースに説明する。図20に示されるように、光源装置207は、第2の実施形態に係る光源装置202に対し、波長制限フィルタ261を回転式ターレット400に代えると共にフィルタ回転機構430を追加した構成となっている。回転式ターレット400は、フィルタ挿抜機構171により、照射光Lの光路に対して挿抜可能支持されている。

50

【 0 1 4 5 】

図 2 1 は、回転式ターレット 4 0 0 の構成を示す図である。図 2 1 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 4 6 】

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、夫々異なる分光特性を持つフィルタが配置されている。具体的には、波長制限フィルタ 2 6 1'、第 1 の酸素飽和度観察用フィルタ F s 1、第 2 の酸素飽和度観察用フィルタ F s 2、狭帯域観察用フィルタ F s 3 が配置されている。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 4 7 】

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 4 8 】

図 2 2 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 2 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 4 9 】

図 2 2 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 2 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 5 0 】

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 5 1 】

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 5 2 】

図 2 2 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 5 3 】

50

具体的には、波長域 R₁、R₃におけるヘモグロビンの吸収 A_{R₁}、A_{R₃} 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 R₂におけるヘモグロビンの吸収 A_{R₂} は還元ヘモグロビンの濃度（1 - 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）

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

【0154】

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

【0155】

第 1 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s1} は、550 nm 帯の光を選択的に透過させる光バンドパスフィルタである。図 22 に示されるように、第 1 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s1} は、等吸収点 E₁ から E₄ までの波長域（すなわち、波長域 R₀）の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。第 2 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s2} は、等吸収点 E₂ から E₃ までの波長域（すなわち、波長域 R₂）の光を低損失で透過させ、それ以外の波長領域の光を遮蔽する分光特性を持つ。

【0156】

波長制限フィルタ 261' は、波長制限フィルタ 261 と同一の分光透過特性を持つ。狭帯域観察用フィルタ F_{s3} は、特定の生体組織（主に深層血管）に対して吸光度の高い 650 nm 帯（630 ~ 650 nm）の光のみを透過させる分光透過特性を持つ。

20

【0157】

このように、回転式ターレット 400 には、波長を制限する 4 つ（第 1 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s1}、第 2 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s2}、狭帯域観察用フィルタ F_{s3} 及び波長制限フィルタ 261'）のフィルタが 4 つ配置されている。すなわち、回転式ターレット 400 には、夫々異なる分光透過特性を持つ波長制限フィルタが複数（4 つ）配置されている。

【0158】

通常観察モード時は、回転式ターレット 400 が照射光 L の光路から抜去されると共に青色蛍光体 211b が光路上に挿入された状態で、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。すなわち、通常観察モード時の動作は、図 6 及び図 7 を用いて説明した第 2 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 7 (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。

30

【0159】

特殊観察モード時は、回転式ターレット 400 が照射光 L の光路上に挿入されると共に青色蛍光体 211b が光路上から抜去された状態で、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。このとき、回転式ターレット 400 は、波長制限フィルタ 261' が照射光 L の光路上に位置する状態で停止する。すなわち、特殊観察モード時の動作も、図 6 及び図 7 を用いて説明した第 2 の実施形態と同じである。そのため、特殊観察モード時は、図 7 (b) と同じ分光特性を持つ照射光 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 415 nm 付近（及び 550 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（及び中層血管）が強調された撮影画像を得ることができる。

40

【0160】

酸素飽和度観察モード時は、回転式ターレット 400 が照射光 L の光路上に挿入されると共に青色蛍光体 211b が光路上から抜去された状態で、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。このとき、フィルタ回転機構 430 は、波長制限フィルタ 261'、第 1 の酸素飽和度観察用フィルタ F_{s1}、第 2 の酸素飽

50

和度観察用フィルタFs2、狭帯域観察用フィルタFs3の各フィルタが照射光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、4フレームで一回転する周期で回転式ターレット400を回転駆動する。

【0161】

回転式ターレット400には、貫通孔402が形成されている。システムコントローラ21は、フィルタ回転機構430を構成するフォトインタラプタ434による貫通孔402の検出タイミングに基づいて回転式ターレット400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400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。

【0162】

これにより、被写体には、波長制限フィルタ261'、第1の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第2の酸素飽和度観察用フィルタFs2、狭帯域観察用フィルタFs3の各フィルタに応じてフィルタリングされた照射光Lが順次照射される。そのため、後段信号処理回路28には、波長制限フィルタ261'、第1の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第2の酸素飽和度観察用フィルタFs2、狭帯域観察用フィルタFs3の各フィルタによってフィルタリングされた照射光Lに対応する画像信号が順次入力される。

【0163】

後段信号処理回路28は、上記式(1)を用いて、画像メモリ27より入力される第1の酸素飽和度観察用フィルタFs1に対応する画像信号及び第2の酸素飽和度観察用フィルタFs2に対応する画像信号から指標Xを計算する。

【0164】

後段信号処理回路28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28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28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。

【0165】

また、後段信号処理回路28は、画像メモリ27より入力される波長制限フィルタ261'に対応する画像信号を用いて狭帯域観察画像データ（レートは落ちるが、特殊観察モード時と同じ画像）を生成する。

【0166】

また、後段信号処理回路28は、画像メモリ27より入力される狭帯域観察用フィルタFs3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。

【0167】

後段信号処理回路28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300に出力される。これにより、酸素飽和度分布画像がモニタ300の表示画面に表示される。

【0168】

別の実施形態では、第1の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第2の酸素飽和度観察用フィルタFs2の各フィルタによる照射光Lが、緑色蛍光体によって発せられた蛍光を用いて生成されている。これにより、酸素飽和度の計算精度が向上するため、病変部の診断を補助するのにより一層好適な酸素飽和度分布画像が得られる。第1の酸素飽和度観察用フィルタFs1、第2の酸素飽和度観察用フィルタFs2の各フィルタによる照射光Lを、黄色蛍光体によって発せられた蛍光を用いて生成した場合にも同様に、酸素飽和度の計算精度が向上する効果が得られる。

【0169】

後段信号処理回路28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300の表示画面に表示される。

10

20

30

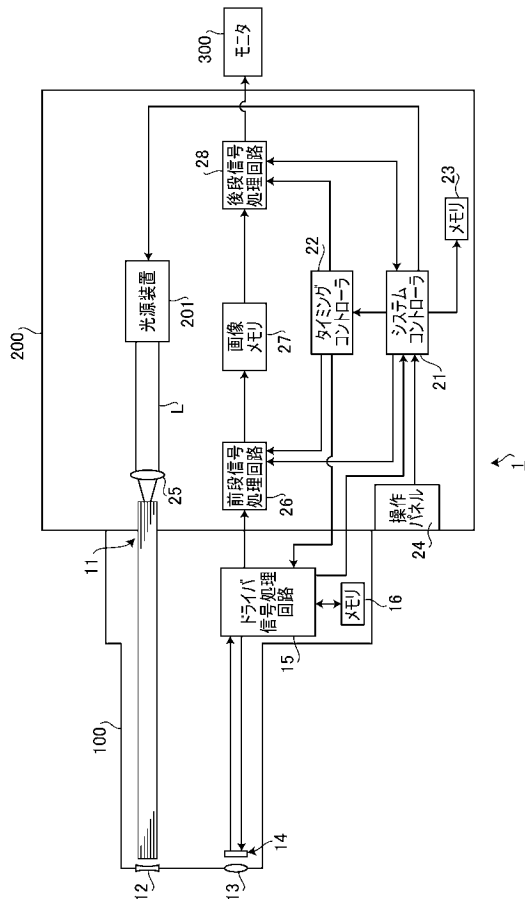
40

50

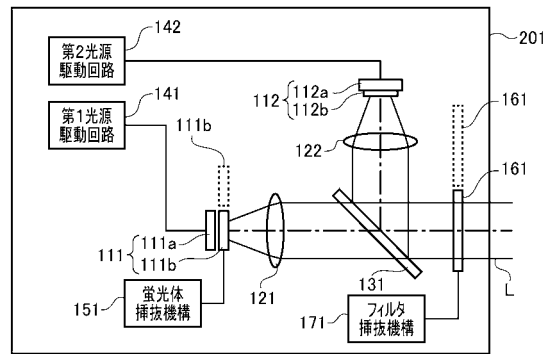
【 0 1 7 0 】

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。

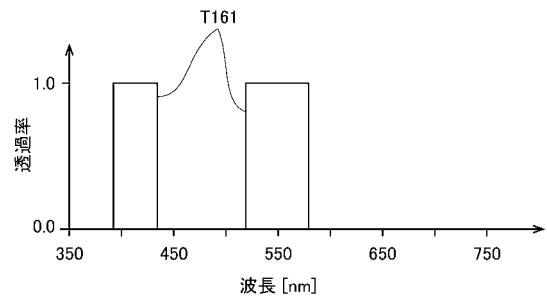
【 図 1 】



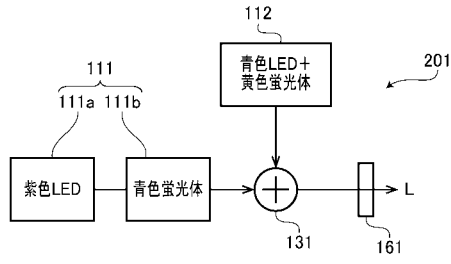
【 図 2 】



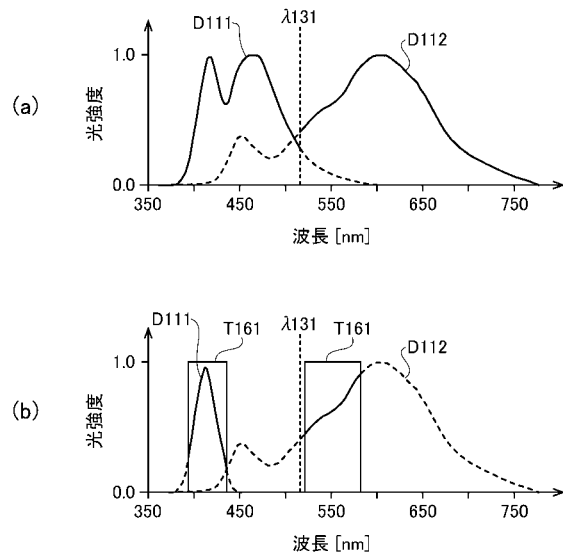
【 図 3 】



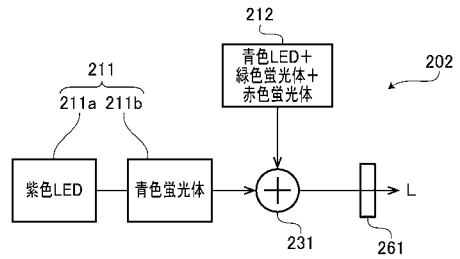
【 图 4 】



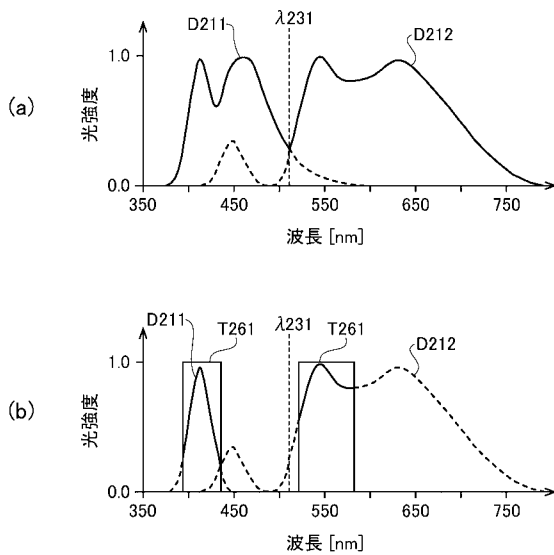
【 图 5 】



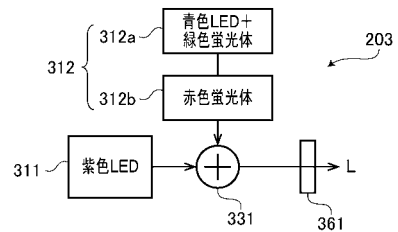
【 图 6 】



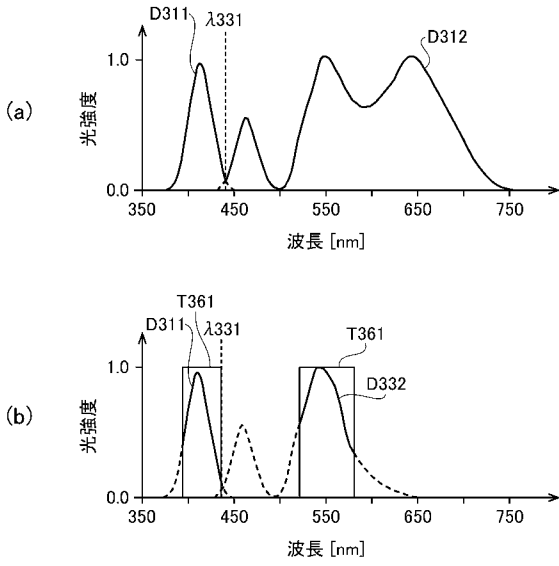
【 图 7 】



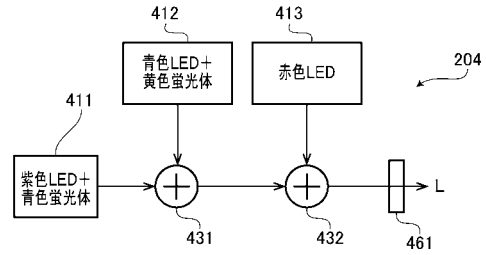
【 图 8 】



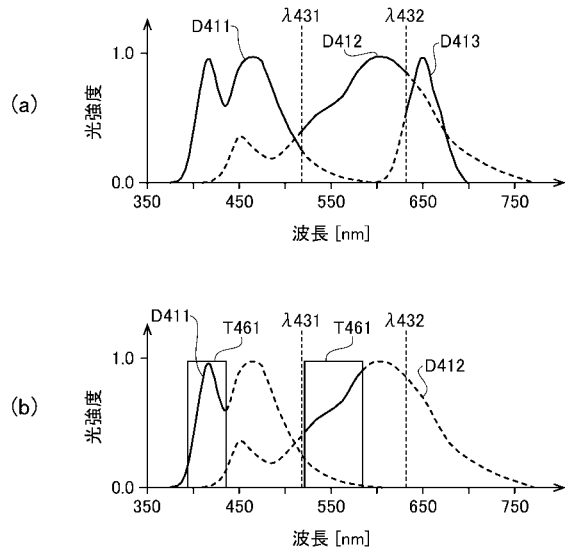
【 図 9 】



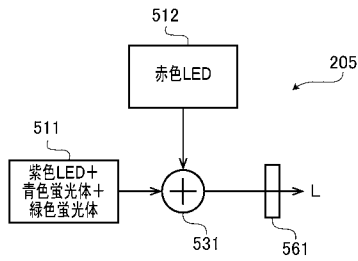
【 図 1 0 】



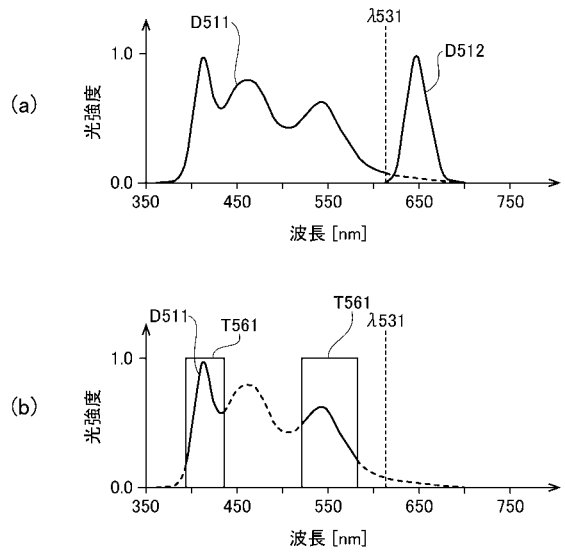
【 図 1 1 】



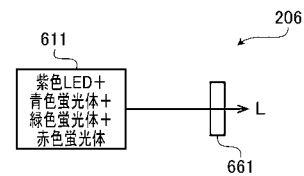
【 図 1 2 】



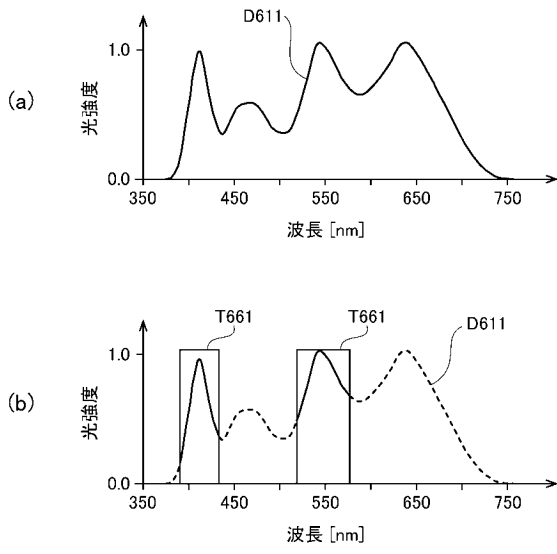
【 図 1 3 】



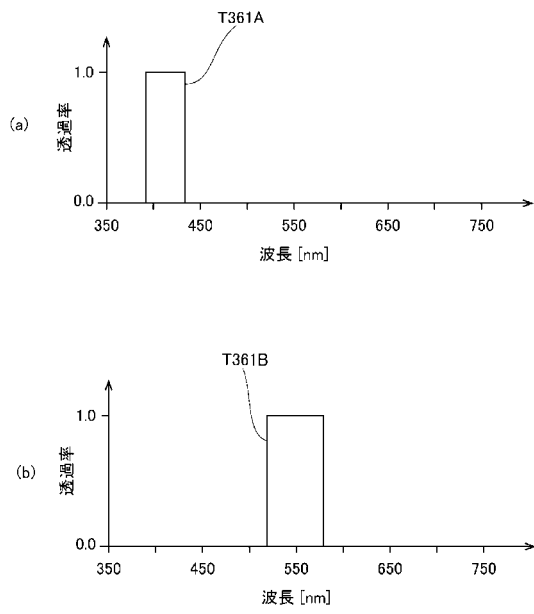
【 図 1 4 】



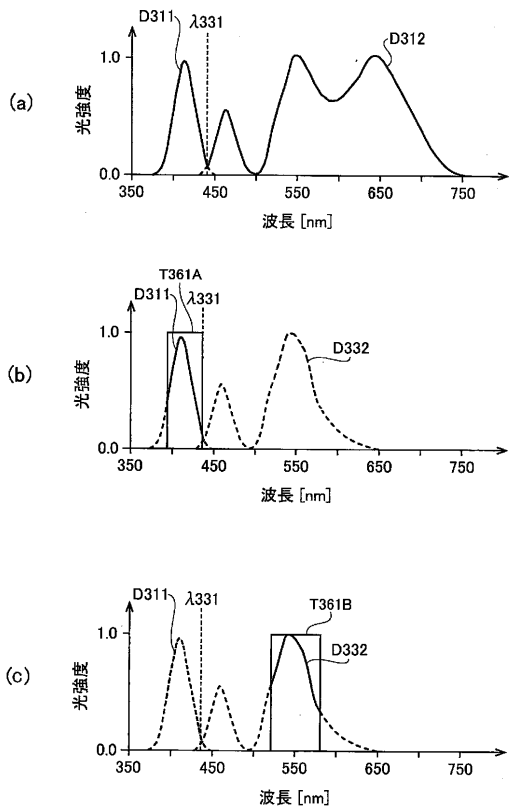
【 図 1 5 】



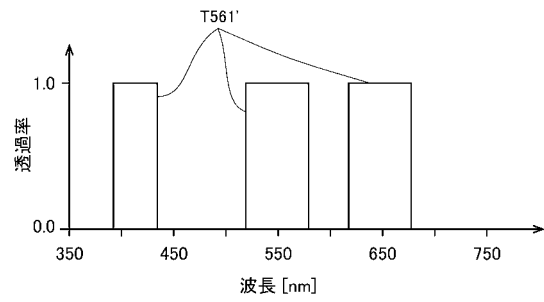
【 図 1 6 】



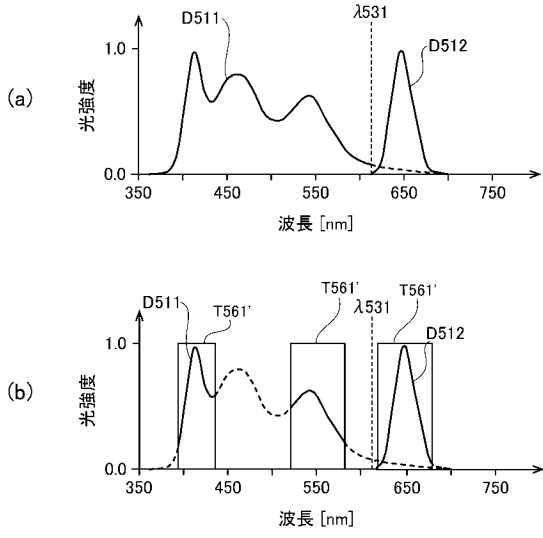
【 図 1 7 】



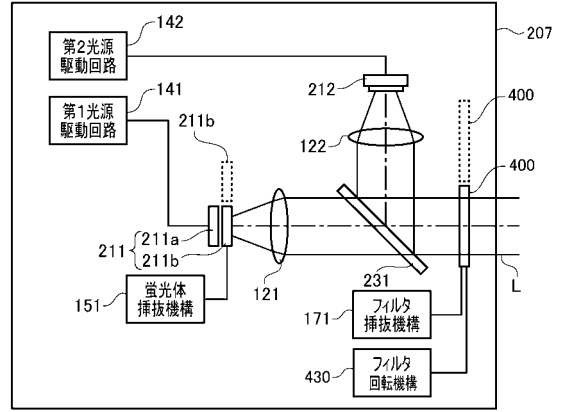
【 図 1 8 】



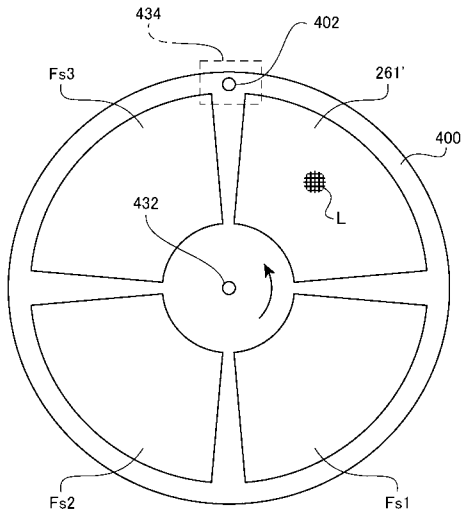
【 図 1 9 】



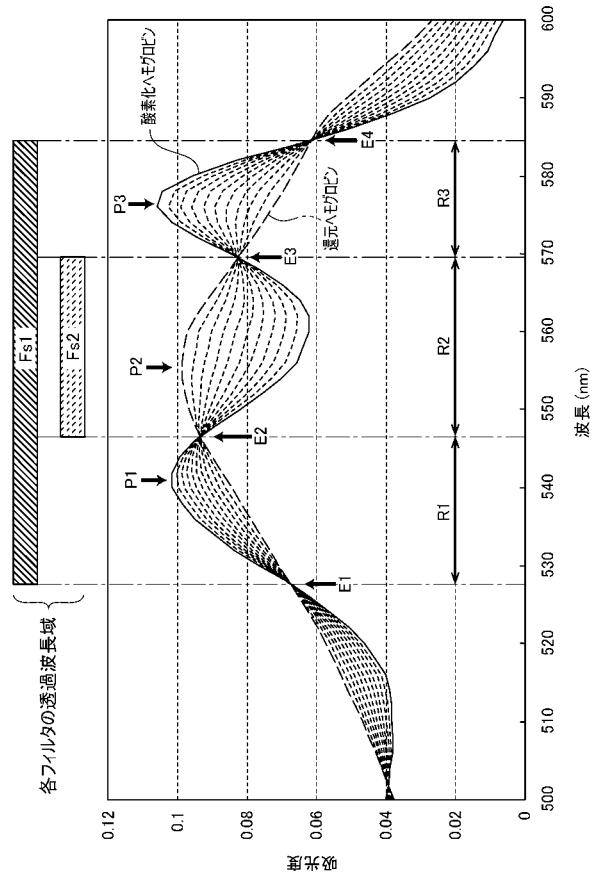
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2017/006122
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	1-10
Y	JP 2015-66131 A (Fujifilm Corp.), 13 April 2015 (13.04.2015), paragraphs [0004], [0131] to [0138]; fig. 19 to 22 & US 2015/0092033 A1 paragraphs [0007], [0145] to [0152]; fig. 19 to 22	1-10
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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/JP2017/006122

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 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	2-10
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	9,10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 1 2 2	
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	1-10	
Y	JP 2015-66131 A (富士フイルム株式会社) 2015.04.13, 段落[0004], [0131]-[0138], 第19-22 図 & US 2015/0092033 A1, paragraph[0007], [0145]-[0152], Fig. 19-22	1-10	
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献	
「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの		「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	
「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		「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	
「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)		「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	
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献	
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
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	2Q 9309
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 6 1 2 2
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
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	2-10
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 & WO 2006/109733 A1 & EP 1867272 A1 & CN 101155545 A	9, 10

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

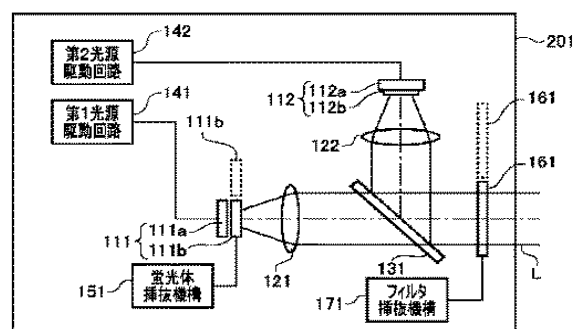
Fターム(参考) 4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 HH51 JJ17 JJ18 LL02 MM05 NN01
NN05 QQ01 QQ02 QQ07 QQ09 RR04 RR14 RR18 RR20 RR26
WW08 WW15

(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	JPWO2017142095A1	公开(公告)日	2018-12-20
申请号	JP2018500242	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	A61B1/06 A61B1/07 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/06		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/07.736 A61B1/07.735 A61B1/07.731 G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 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/RR14 4C161/RR18 4C161/RR20 4C161/RR26 4C161/WW08 4C161/WW15		
代理人(译)	山鹿SoTakashi		
优先权	PCT/JP2016/054810 2016-02-19 WO		
其他公开文献	JP6686127B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

用于内窥镜的光源装置，具有第一荧光粉和第二荧光粉的第一固态发光元件，从第一固态发光元件发射的第一波段的光，第一荧光粉根据从第二荧光体发出的第一荧光和从第二荧光体发出的第二光，用于发射照射光的光源单元包括至少一个仅透射照射光的特定波段中的光的波长。限制滤光器和波长限制滤光器由支撑波长限制滤光器的滤光器插入/移除单元组成，使得其可以插入到照射光的光路中或从照射光的光路中移除。当在光路上插入波长限制滤光器时，照射光被过滤成第一波长带的光和包含第二荧光的光，并且被提供给内窥镜。当将波长限制滤光片从光路上移开时，照射光不经过滤就被提供给内窥镜。



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