

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/008185

発行日 平成30年7月26日 (2018. 7. 26)

(43) 国際公開日 平成30年1月11日 (2018. 1. 11)

(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 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/07 7 3 1	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 22 頁)

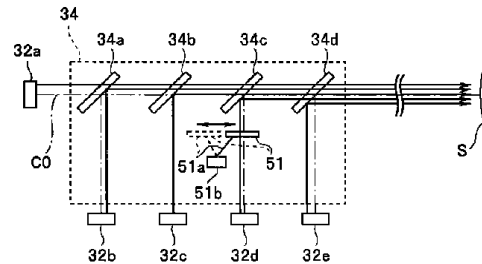
出願番号 特願2018-514466 (P2018-514466)	(71) 出願人 000000376 オリンパス株式会社 東京都八王子市石川町2951番地
(21) 国際出願番号 PCT/JP2017/007441	
(22) 国際出願日 平成29年2月27日 (2017. 2. 27)	
(31) 優先権主張番号 特願2016-134364 (P2016-134364)	(74) 代理人 100076233 弁理士 伊藤 進
(32) 優先日 平成28年7月6日 (2016. 7. 6)	(74) 代理人 100101661 弁理士 長谷川 靖
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(74) 代理人 100135932 弁理士 篠浦 治
	(72) 発明者 五十嵐 誠 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内
	(72) 発明者 坂上 陽一朗 東京都八王子市石川町2951番地 オリ ンパス株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】

内視鏡装置 1 は、LED 3 2 d を有する光源装置 3 と、光学フィルタ 5 1 とを有する。LED 3 2 d は、被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより 6 0 0 n m にピーク波長を有する光を発生し、かつ所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより 6 0 0 n m とは異なる波長にピーク波長がシフトした光を発生する。光学フィルタ 5 1 は、LED 3 2 d から被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部 2 1 に至る照明光の光路上に設けられ、波長軸上において 5 9 5 n m よりも短波長へのシフト方向に位置する波長の光を光路上の光から除去する。



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより第 1 の波長にピーク波長を有する光を発生し、かつ前記所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより前記第 1 の波長とは異なる第 2 の波長に前記ピーク波長がシフトした光を発生する第 1 の発光部と、

前記第 1 の発光部から前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部に至る前記照明光の光路上に設けられ、波長軸上において前記第 2 の波長よりも前記第 1 の波長から前記第 2 の波長へのシフト方向に位置する波長の光を前記光路上の光から除去する除去部と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

**【請求項 2】**

前記第 1 の発光部において、前記第 1 の波長は、ヘモグロビンの吸光特性における極大値となる波長から極小値となる波長までの帯域内の波長であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 3】**

前記第 1 の発光部は、前記所定の駆動電流が供給されることにより前記第 1 の波長としての 600 nm 以上の波長に前記ピーク波長を有する狭帯域光を発生し、前記所定の駆動電流よりも低い駆動電流が供給されることにより前記第 2 の波長としての 600 nm 未満の波長に前記ピーク波長を有する狭帯域光を発生することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 4】**

前記除去部は、前記照明光から 600 nm 未満の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 5】**

前記除去部は、前記照明光から 595 nm 以下の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 6】**

前記除去部は、前記照明光から 591 nm 以下の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 7】**

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、

前記除去部は、前記観察モード切り換え部における前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 8】**

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光より短い波長に前記ピーク波長を有する光を発生する第 2 の発光部と、

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光と前記第 2 の発光部が発生する光とが通る光路上に配置され、前記第 1 の発光部からの光と前記第 2 の発光部からの光とを合波するダイクロイックミラーと、

を有し、

前記除去部は、前記第 1 の発光部と前記ダイクロイックミラーとの間の光路上に設けられた光学フィルタであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

**【請求項 9】**

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光よりも短い波長に前記ピーク波長を有する光を発生する第 2 の発光部を有し、

前記除去部は、前記第 1 の発光部が発生する光と前記第 2 の発光部から発生する光とが通る光路上に配置され、かつ前記第 1 の発光部からの光を反射し、前記第 2 の発光部からの光を透過することによって前記第 1 の発光部からの光と第 2 の発光部からの光を合波するダイクロイックミラーであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 10】

前記除去部は、前記照明光が前記第 1 の発光部から前記被写体へ向かう前記光路上に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 11】

前記第 1 の発光部から出射された前記照明光は、ダイクロイックミラーにおいて反射されて前記被写体へ向けて照射され、

前記除去部は、前記第 1 の発光部と前記ダイクロイックミラーの間に配置された光学フィルタであることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 12】

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、

10

前記除去部は、前記観察モード切り換え部による前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 13】

前記第 1 の発光部から出射された前記照明光は、ダイクロイックミラーにおいて反射されて前記被写体へ向けて照射され、

前記除去部は、前記第 2 の波長よりも前記シフト方向に位置する波長の光を反射しない前記ダイクロイックミラーであることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

## 【請求項 14】

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、

20

前記ダイクロイックミラーは、前記観察モード切り換え部による前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、所定のピーク波長を有する照明光を発生する発光部を有する内視鏡装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来より、照明光を照射し体腔内の内視鏡画像を得る内視鏡装置が広く用いられている。術者は、内視鏡装置を用いて、モニタに表示される生体組織の内視鏡画像を見ながら、各種診断をしたり、必要な処置を行ったりすることができる。

30

## 【0003】

生体観察システムとしての内視鏡装置には、白色光の照明光により生体組織を照明して生体組織を観察する通常光観察モード、及び特殊光の照明光により生体組織を照明して生体組織を観察する特殊光観察モード、等の複数の観察モードを有するものもある。

## 【0004】

また、キセノン光源などの熱光源が内視鏡装置の光源として用いられていたが、近年は、特開 2016 - 49447 号公報に開示のように、照明光のための光源として、半導体発光素子を利用する内視鏡装置が提案されている。半導体発光素子の出射光の光量は、駆動電流に応じて変化する。

40

## 【0005】

しかし、半導体発光素子の場合、駆動電流値によっては、出射光のピーク波長がシフトしてしまい、所望の波長帯域の光からずれた波長の光が出射されるという問題がある。例えば、所定の狭帯域光を照明光として用い、被検体における深部血管などの特定の構造を強調した画像を生成したり、酸素飽和度を測定したりする場合、ピーク波長のシフトにより、特定構造のコントラストが低下したり正確な酸素飽和度の測定ができないという問題がある。

## 【0006】

そこで、本発明は、駆動信号の値によってピーク波長がシフトする照明光を出射する光

50

源を用いた場合においても、所望の観察に不適切な波長の光を低減することができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより第1の波長にピーク波長を有する光を発生し、かつ前記所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより前記第1の波長とは異なる第2の波長に前記ピーク波長がシフトした光を発生する第1の発光部と、前記第1の発光部から前記被検体からの光を受けて撮像信号を生成する撮像部に至る前記照明光の光路上に設けられ、波長軸上において前記第2の波長よりも前記第1の波長から前記第2の波長へのシフト方向に位置する波長の光を前記光路上の光から除去する除去部と、を有する。

10

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の第1の実施の形態に係わる内視鏡装置の要部を示す構成図である。

【図2】本発明の第1の実施の形態に係わる、LEDユニット32から出射される光の波長帯域の強度と、波長に対する酸化ヘモグロビンとヘモグロビンの吸光係数の変化を示す図である。

【図3】本発明の第1の実施の形態に係わるミラーユニット34の構成を示す図である。

【図4】本発明の第1の実施の形態に係わる、DM34cの分光反射特性と、光学フィルタ51の分光透過特性を示すグラフである。

20

【図5】本発明の第1の実施の形態に係わる、特殊光観察モードにおける全体の処理の流れを説明するための図である。

【図6】本発明の第1の実施の形態に係わる、内視鏡2の先端部2cが被写体に近づいているときの動作、処理及び作用の流れを説明するための図である。

【図7】本発明の第1の実施の形態に係わる、LED32dの出射する狭帯域光のピーク波長が、LED32dの駆動電流の減少に伴い、短波長側へシフトすることを示す図である。

【図8】本発明の第2の実施の形態のミラーユニット34Aの構成を示す図である。

【図9】本発明の第2の実施の形態に係わるDM34cAの分光反射特性を示すグラフである。

30

【図10】本発明の第2の実施の形態の変形例に係わる、LED32dに対応するDM71の構成を説明するための図である。

【図11】本発明の第2の実施の形態の変形例に係わる、LED32dに対応するDM71の構成を説明するための図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0010】

(第1の実施の形態)

40

(構成)

図1は、本実施の形態に係る内視鏡装置の要部を示す構成図である。

図1に示すように、生体観察システムである内視鏡装置1は、内視鏡2と、光源装置3と、プロセッサ4と、表示装置5と、入力装置6とを有している。

【0011】

内視鏡2は、被検体内に挿入可能であるとともに、被検体内の生体組織等の被写体を撮像して撮像信号を出力するように構成されている。光源装置3は、内視鏡2の内部に挿通配置されたライトガイド7を介して当該被写体の観察に用いられる照明光を供給するように構成されている。プロセッサ4は、内視鏡2から出力される撮像信号に応じた映像信号等を生成して出力するように構成されている。表示装置5は、プロセッサ4から出力され

50

る映像信号に応じた観察画像等を表示する。入力装置 6 は、術者等のユーザの入力操作に応じた指示等をプロセッサ 4 に対して行うことが可能なスイッチ及び/またはボタン等を備えている。

【0012】

内視鏡 2 は、被検体内に挿入可能な細長形状に形成された挿入部 2 a と、挿入部 2 a の基端側に設けられた操作部 2 b と、を有している。また、内視鏡 2 は、撮像信号等の種々の信号の伝送に用いられる複数の信号線が内蔵されたユニバーサルケーブル（不図示）を介し、プロセッサ 4 に着脱可能に接続されるように構成されている。また、内視鏡 2 は、ライトガイド 7 の少なくとも一部が内蔵されたライトガイドケーブル（不図示）を介し、光源装置 3 に着脱可能に接続されるように構成されている。

10

【0013】

挿入部 2 a の先端部 2 c には、被検体内の生体組織等の被写体を撮像するための撮像部 2 1 と、ライトガイド 7 の出射端部と、ライトガイド 7 により伝送された照明光を被写体へ照射する照明光学系 2 2 と、が設けられている。

【0014】

撮像部 2 1 は、照明光学系 2 2 を経て出射される照明光により照明された被写体からの光を受けて撮像信号を生成して出力するように構成されている。具体的には、撮像部 2 1 は、被写体からの戻り光を結像するように構成された対物光学系 2 1 a と、原色のカラーフィルタ 2 1 f を配設して構成された撮像素子 2 1 b と、を有している。カラーフィルタ 2 1 f は、被写体からの戻り光を受光して撮像するための複数の画素が対物光学系 2 1 a の結像位置に合わせてマトリクス状に、当該複数の画素の前面に配置されている。

20

【0015】

撮像素子 2 1 b は、例えば、CCD または CMOS 等のイメージセンサを具備し、カラーフィルタ 2 1 f を通過した戻り光を撮像することにより撮像信号を生成し、当該生成した撮像信号を出力するように構成されている。

【0016】

カラーフィルタ 2 1 f は、R（赤色）、G（緑色）及び B（青色）の微小なカラーフィルタを撮像素子 2 1 b の各画素に対応する位置にベイア配列でモザイク状に配置することにより形成されている。

【0017】

操作部 2 b は、ユーザが把持して操作することが可能な形状を具備して構成されている。また、操作部 2 b には、ユーザの入力操作に応じた指示をプロセッサ 4 に対して行うことが可能な 1 つ以上のスイッチを具備して構成されたスコープスイッチ 2 3 が設けられている。

30

【0018】

光源装置 3 は、LED 駆動部 3 1 と、LED ユニット 3 2 と、集光レンズ 3 3 と、ミラーユニット 3 4 とを有して構成されている。

LED 駆動部 3 1 は、例えば、駆動回路等を具備して構成されている。また、LED 駆動部 3 1 は、プロセッサ 4 から出力される照明制御信号及び調光信号に応じて LED ユニット 3 2 の各 LED を駆動するための LED 駆動信号を生成して出力するように構成されている。

40

【0019】

LED ユニット 3 2 は、例えば、図 2 に示すような、相互に異なる 5 つの波長帯域の光を発する光源である LED 3 2 a ~ 3 2 e を有して構成されている。また、ミラーユニット 3 4 は、LED 3 2 a ~ 3 2 e から出射された光を偏向して集光レンズ 3 3 に入射させるためのダイクロイックミラー等の光学素子（図 3 参照）を備えている。

【0020】

図 2 は、本実施の形態に係る LED ユニット 3 2 から出射される光の波長帯域の強度と、波長に対する酸化ヘモグロビンとヘモグロビンの吸光係数の変化を示す図である。

LED 3 2 a ~ 3 2 e の各々は、LED 駆動部 3 1 から出力される LED 駆動信号に応

50

じたタイミングで個別に発光または消光する半導体発光素子である。また、LED 32 a ~ 32 e は、LED 駆動部 31 から出力される LED 駆動信号に応じた発光強度で発光するように構成されている。

【0021】

LED 32 a は、例えば、図 2 に示すように、中心波長が 415 nm に設定され、かつ、波長帯域が青色域に属するように設定された狭帯域光である BS 光を発するように構成されている。すなわち、BS 光は、生体組織の表層に存在する毛細血管において散乱及び/または反射するとともに、血液に対する吸光係数が後述の BL 光に比べて高くなるような特性を具備している。

【0022】

LED 32 b は、例えば、図 2 に示すように、中心波長が 460 nm に設定され、かつ、波長帯域が青色域に属するように設定された狭帯域光である BL 光を発するように構成されている。すなわち、BL 光は、生体組織の表層に存在する毛細血管において散乱及び/または反射するとともに、血液に対する吸光係数が BS 光に比べて低くなるような特性を具備している。

【0023】

LED 32 c は、例えば、図 2 に示すように、中心波長が 540 nm に設定され、かつ、波長帯域が緑色域に属するように設定された狭帯域光である G 光を発するように構成されている。すなわち、G 光は、生体組織の深部よりも表層側の中層に存在する血管において散乱及び/または反射するような特性を具備している。なお、ここでは、G 光は、緑色域以外の波長帯域を含むようなやや広い狭帯域光である。

【0024】

LED 32 d は、例えば、図 2 に示すように、中心波長が 600 nm に設定され、かつ、波長帯域が赤色域に属するように設定された狭帯域光である RS 光を発するように構成されている。すなわち、RS 光は、生体組織の深部に存在する太径の血管において散乱及び/または反射するとともに、血液に対する吸光係数が後述の RL 光に比べて高くなるような特性を具備している。

【0025】

LED 32 e は、例えば、図 2 に示すように、中心波長が 630 nm に設定され、かつ、波長帯域が赤色域に属するように設定された狭帯域光である RL 光を発するように構成されている。すなわち、RL 光は、生体組織の深部に存在する太径の血管において散乱及び/または反射するとともに、血液に対する吸光係数が RS 光に比べて低くなるような特性を具備している。

【0026】

半導体発光素子の出射光の光量は、駆動電流に応じて変化する。各 LED 32 a から 32 e においても、駆動電流の電流値が大きくなるとピーク波長は長波長側へシフトし、駆動電流の電流値が小さくなるとピーク波長は短波長側へシフトする。特に、LED 32 d は、所定の電流値よりも小さな電流値の駆動電流が供給されると、ピーク波長が短波長側へシフトする。

【0027】

すなわち、LED 32 d は、所定の駆動電流が供給されることにより 600 nm 以上の波長にピーク波長を有する狭帯域光を発生し、所定の駆動電流よりも低い駆動電流が供給されることにより 600 nm 未満の波長にピーク波長を有する狭帯域光を発生する。

【0028】

よって、LED 32 d は、被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより 600 nm の波長にピーク波長を有する光を発生し、かつその所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより 600 nm の波長とは異なる波長、例えば 595 nm にピーク波長がシフトした光を発生する発光部を構成する。

【0029】

そして、LED 32 a、32 b 及び 32 c は、LED 32 d が発生する光より短い波長

10

20

30

40

50

にピーク波長を有する光を発生する発光部である。DM34cは、LED32dが発生する光とLED32a、32b及び32cが発生する光とが通る光路上に配置され、LED32dからの光とLED32a等からの光とを合波する。

【0030】

ヘモグロビンは、600nmの波長の近辺において光を吸収する度合いが大きく変化する。

図2において、一点鎖線は、酸化ヘモグロビンの吸収スペクトルを示し、二点鎖線は、還元ヘモグロビンの吸収スペクトルを示している。

【0031】

例えば、一般に、静脈血には、酸化ヘモグロビン(HbO<sub>2</sub>)と還元ヘモグロビン(Hb)(以下、両者を合わせて単にヘモグロビンという)が、略60:40~80:20の割合で含まれている。光はヘモグロビンにより吸収されるが、その吸光係数は、光の波長毎で異なっている。略400nmから略800nmまでの波長毎の静脈血の光の吸収特性は、550nmから、750nmの範囲において、吸光係数は、略波長576nmの点で極大値を示し、波長730nmの点で極小値を示している。

【0032】

RS光は、中心波長であるピーク波長が600nmの狭帯域光であり、ヘモグロビンの吸光特性における極大値(ここでは波長576nmにおける吸光係数)となる波長から極小値(ここでは波長730nmにおける吸光係数)となる波長までの波長帯域内の光である。

【0033】

RL光は、中心波長であるピーク波長が630nmの狭帯域光であり、ヘモグロビンの吸光特性の同じ極大値から極小値の波長帯域内の光であるが、RS光の波長よりも長く、吸光係数が低く、かつ生体組織の散乱特性が抑制された波長帯域の光である。散乱特性が抑制されているとは、散乱係数が、長波長側に向かって低くなっていることを意味する。

【0034】

図3は、ミラーユニット34の構成を示す図である。

ミラーユニット34は、4つのダイクロイックミラー(以下、DMと略す)34a、34b、34c、34dと、光学フィルタ51とを有している。

【0035】

DM34aは、460nm以上の波長帯域の光を反射する分光反射特性と、460nm未満の波長帯域の光を透過させる分光透過特性を有している。DM34aは、LED32aから出射した光を被写体Sへ出射する光路C0上に、LED32bから出射した光を反射させて光路C0に沿って被写体Sへ出射する位置に配置されている。

【0036】

DM34bは、540nm以上の波長帯域の光を反射する分光反射特性と、540nm未満の波長帯域の光を透過させる分光透過特性を有している。DM34bは、LED32aから出射した光を被写体Sへ出射する光路C0上に、LED32cから出射した光を反射させて光路C0に沿って被写体Sへ出射する位置に配置されている。

【0037】

DM34cは、585nm以上の波長帯域の光を反射する分光反射特性と、585nm未満の波長帯域の光を透過させる分光透過特性を有している。DM34cは、LED32aから出射した光を被写体Sへ出射する光路C0上に、LED32dから出射した光を反射させて光路C0に沿って被写体Sへ出射する位置に配置されている。

【0038】

DM34dは、630nm以上の波長帯域の光を反射する分光反射特性と、630nm未満の波長帯域の光を透過させる分光透過特性を有している。DM34dは、LED32aから出射した光を被写体Sへ出射する光路C0上に、LED32eから出射した光を反射させて光路C0に沿って被写体Sへ出射する位置に配置されている。

【0039】

10

20

30

40

50

光学フィルタ 5 1 は、LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に配設されている。

【0040】

光学フィルタ 5 1 は、595 nm 以上の波長帯域の光を透過するロングパスフィルタである。図 4 は、DM 3 4 c の分光反射特性と、光学フィルタ 5 1 の分光透過特性を示すグラフである。

【0041】

DM 3 4 c は、LED 3 2 d から出射された照明光を、被写体へ向けて照射するように反射するが、図 4 において実線で示すように、DM 3 4 c は、585 nm 以上の波長帯域の光のみを反射する。

そして、図 4 において点線で示すように、光学フィルタ 5 1 は、595 nm 以下の波長帯域の光を除去する。

【0042】

以上のように、光学フィルタ 5 1 は、LED 3 2 d から撮像部 2 1 に至る照明光の光路上、ここでは LED 3 2 d から被写体へ向かう光路上の LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に設けられている。光学フィルタ 5 1 は、波長軸上において 595 nm よりも 600 nm の波長から 595 nm の波長へのシフト方向（すなわち短波長方向）に位置する波長の光（すなわち 595 nm 以下の波長帯域の光）を光路上の光から除去する除去部を構成する。

【0043】

光学フィルタ 5 1 は、LED 3 2 d からの照明光のうち、ピーク波長である 600 nm 未満の波長を除去するが、ここでは、595 nm 未満の波長の光を除去している。

【0044】

図 3 に示すように、光学フィルタ 5 1 は、可動式であり、アーム部材 5 1 a により、モータなどを有するアクチュエータ 5 1 b と接続されている。アクチュエータ 5 1 b は、制御部 4 6 により、LED 駆動部 3 1 を介して制御されて駆動される。

【0045】

光学フィルタ 5 1 は、特殊光観察モードのとき、図 3 において実線で示すように LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に配設される。光学フィルタ 5 1 は、通常光観察モードのとき、図 3 において点線で示すように LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に配設されない位置に移動される。光学フィルタ 5 1 は、図 3 において矢印で示すように、移動可能であり、特殊光観察モードのときに、実線で示すように LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に配設される。すなわち、光学フィルタ 5 1 は、所定の波長以下の波長帯域の光を除去する除去部であり、入力装置 6 またはスコープスイッチ 2 3 における観察モードの切り換えに応じて照明光の光路上から挿脱される。

【0046】

集光レンズ 3 3 は、ミラーユニット 3 4 から出射される光を集光してライトガイド 7 の入射端部へ入射させるように構成されている。

図 1 に戻り、プロセッサ 4 は、前処理部 4 1 と、A/D 変換部 4 2 と、画像生成部 4 3 と、バッファ部 4 4 と、表示制御部 4 5 と、制御部 4 6 と、調光部 4 7 と、を有して構成されている。

【0047】

前処理部 4 1 は、例えば、各種処理回路を具備して構成されている。また、前処理部 4 1 は、内視鏡 2 の撮像部 2 1 から出力される撮像信号に対して増幅及びノイズ除去等の所定の信号処理を施して A/D 変換部 4 2 へ出力するように構成されている。

【0048】

A/D 変換部 4 2 は、例えば、A/D 変換回路を具備して構成されている。また、A/D 変換部 4 2 は、前処理部 4 1 から出力される撮像信号に対して A/D 変換等の処理を施すことにより画像データを生成し、当該生成した画像データを画像生成部 4 3 へ出力するように構成されている。

【0049】

画像生成部 4 3 は、例えば、色分離処理回路、カラーバランス回路などを含んで構成さ

10

20

30

40

50

れている。画像生成部 4 3 は、カラーバランス処理等を施した画像データをバッファ部 4 4 へ出力するように構成されている。

【 0 0 5 0 】

バッファ部 4 4 は、例えば、バッファメモリ等のバッファ回路を具備して構成されている。また、バッファ部 4 4 は、制御部 4 6 の制御に応じ、画像生成部 4 3 から出力される画像データを一時的に蓄積し、当該蓄積した画像データを表示制御部 4 5 へ出力するように構成されている。

表示制御部 4 5 は、例えば、表示制御回路を具備して構成されている。また、表示制御部 4 5 は、制御部 4 6 の制御に応じ、バッファ部 4 4 から出力される画像データを表示装置 5 の R チャンネル、G チャンネル及び B チャンネルに割り当てることにより映像信号を生成し、当該生成した映像信号を表示装置 5 へ出力するように構成されている。

10

【 0 0 5 1 】

制御部 4 6 は、例えば、CPU、ROM、RAM 等により構成された制御回路を具備している。ROM には、内視鏡装置 1 全体の動作を制御するプログラム、各観察モードに応じた動作を制御するプログラムなどが記憶されており、CPU が、ユーザからの指示に応じて各種プログラムを ROM から読み出して実行し、各部へ制御信号を出力する。

【 0 0 5 2 】

制御部 4 6 は、観察モードに応じて、被写体を照明するための照明制御信号を生成して LED 駆動部 3 1 へ出力するように構成されている。

制御部 4 6 は、入力装置 6 及び / またはスコープスイッチ 2 3 に設けられた観察モード切替スイッチ (不図示) において切り換え可能な複数の観察モードの中から選択された所望の観察モードに応じ、表示装置 5 に表示される観察画像を変更するための制御を表示制御部 4 5 に対して行うように構成されている。よって、入力装置 6 またはスコープスイッチ 2 3 は、被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を構成する。

20

【 0 0 5 3 】

調光部 4 7 は、例えば、調光回路を具備して構成されている。また、調光部 4 7 は、画像生成部 4 3 から出力される画像データに基づいて LED ユニット 3 2 の各 LED における発光強度を調整するための調光信号を生成し、当該生成した調光信号を LED 駆動部 3 1 へ出力するように構成されている。

【 0 0 5 4 】

30

(動作)

術者は、入力装置 6 及び / またはスコープスイッチ 2 3 に設けられた観察モード切替スイッチを操作することによって、所望の観察モードで被検体を観察することができる。

【 0 0 5 5 】

観察モードが通常光観察モードに設定されると、制御部 4 6 は、LED 駆動部 3 1 を制御して、5 つの LED 3 2 a ~ 3 2 e を発光させ、光学フィルタ 5 1 を、図 3 において点線で示すように LED 3 2 d と DM 3 4 c の間に配設されない位置に移動させる。

【 0 0 5 6 】

さらに、制御部 4 6 は、通常光観察モードに応じて、通常光観察用の内視鏡画像を表示装置 5 に表示させるために、画像生成部 4 3、バッファ部 4 4 及び表示制御部 4 5 を制御する。

40

【 0 0 5 7 】

通常光観察モードにおける内視鏡画像は、5 つの LED 3 2 a ~ 3 2 e から出射された 5 つの狭帯域光の戻り光から生成される。

観察モードが特殊光観察モードに設定されると、制御部 4 6 は、LED 駆動部 3 1 を制御して、5 つの LED 3 2 a ~ 3 2 e の中から、LED 3 2 b と LED 3 2 c のいずれか 1 つと、LED 3 2 d と、LED 3 2 e の 3 つの LED のみを発光させ、光学フィルタ 5 1 を、図 3 において実線で示すように LED 3 2 d と DM 3 4 c の間の位置に移動させる。

【 0 0 5 8 】

50

ここでは、特殊光観察モードでは、460nm（又は540nm）、600nm及び630nmの照明光の各戻り光により得られた3つの狭帯域画像は、それぞれ表示装置5の3つの入力チャンネルの青色チャンネル、緑色チャンネル及び赤色チャンネルに割り当てられて、深部血管強調表示あるいは出血点表示のための狭帯域画像が表示画面5a上に表示される。

#### 【0059】

特殊光観察モードは、ここでは、深部血管強調あるいは出血点表示のための狭帯域光観察モードである。

図5は、本実施の形態に係わる、特殊光観察モードにおける全体の処理の流れを説明するための図である。

術者は、内視鏡の挿入部2aを体腔内に挿入し、通常観察モード下で、挿入部2aの先端部2cを病変部近傍に位置させ、処置対象の病変部を確認すると、粘膜下の、比較的太い、例えば直径が1~2mmの、深部血管61を観察するために、観察モード切替スイッチを操作して、内視鏡装置1を特殊光観察モードに切り換える。ここでは、深部血管61が、観察対象であり、生体粘膜の深さ方向に存在する対象物である。

#### 【0060】

狭帯域観察モード下では、制御部46は、所定の3つの狭帯域光を出射するように、光源装置3のLED駆動部31を制御する。このとき、上述したように、光学フィルタ51は、図3において実線で示すようにLED32dとDM34cの間に挿入される。制御部46は、特殊光観察のための内視鏡画像を生成するように、プロセッサ4内の各種回路を制御する。

#### 【0061】

図5に示すように、特殊光観察モードでは、発光部である光源装置3からの3つの狭帯域波長の照明光が、内視鏡2の挿入部2aの先端部2cから出射され、被写体Sの粘膜層を透過して、粘膜下層及び固有筋層を走行する深部血管61に照射される。

#### 【0062】

中心波長が460nm又は540nm付近の狭帯域光、中心波長が600nm付近の狭帯域光及び中心波長が波長630nm付近の狭帯域光の反射光は、撮像部21で受光される。撮像部21の出力する撮像信号は、上述した画像生成部43に供給される。

画像生成部43で処理されて生成された画像信号は、表示装置5の表示画面5a上に出力される。表示画面5aには、深部血管61が強調されて表示されたり、出血点が表示されたりする。

#### 【0063】

特殊光観察モードのとき、先端部2cが被写体に接近すると照明光の光量制御が行われるが、本実施の形態の内視鏡装置1によれば、出血点が、コントラストの低下がなく表示されることについて説明する。

#### 【0064】

図6は、内視鏡2の先端部2cが被写体に近づいているときの動作、処理及び作用の流れを説明するための図である。

先端部2cが被写体に近づくと、調光部47の制御により、照明光の光量の低下が必要となる(S0)。照明光の光量を低下させるために、LED32bとLED32cのいずれか1つと、LED32dと、LED32eの3つのLEDは、PWMにより発光がオンオフされるPWM制御によるLEDの光量制御が行われる(S1)。すなわち、適切な明るさの内視鏡画像が生成されるように、調光部47は、3つのLEDをPWM制御で駆動するようにLED駆動部31を動作させる。

#### 【0065】

各LEDは、所定の駆動電流が供給されることにより所定のピーク波長を有する狭帯域光を出射する。特に、LED32dは、所定の電流値P、例えば最大駆動電流値の駆動電流PIが供給されることにより、600nmのピーク波長の狭帯域光を出射する。PWM制御時には、所定の電流値Pの駆動電流PIの供給がデューティ比に応じてオンオフされ

10

20

30

40

50

る。

【0066】

先端部2cが被写体にさらに近づいて、PWM制御による照明光の光量調整だけでは光量の低下ができなくなると、電流値制御によるLEDの光量制御が行われる(S2)。

PWM制御の場合は、3つのLEDは、各LEDに流れる駆動電流PIは所定の電流値P(例えば最大電流値)のまま、算出されたデューティ比でオンオフ制御されるので、駆動電流PIの電流値の低下はなく、LED32dのピーク波長のシフトは発生しない。

【0067】

S2の電流値制御が行われると、駆動電流PIの電流値は所定の電流値Pよりも小さい値pに低下するため、LED32dの光の短波長側へのピーク波長の波長シフトが発生する(S3)。

10

【0068】

しかし、LED32dの出射する光に短波長側へのピーク波長の波長シフトが発生しても、光学フィルタ51は、595nm以下の光を透過させないように帯域制限する。

図7は、LED32dの出射する狭帯域光のピーク波長が、LED32dの駆動電流の減少に伴い、短波長側へシフトすることを示す図である。図7において実線で示すように、所定の電流値P、例えば最大電流値Pmaxの駆動電流PIがLED32dに供給されているときは、LED32dは、ピーク波長が600nmの狭帯域光を出射する。

【0069】

LED32dの駆動電流PIの強度すなわち電流値が減少すると、図7において一点鎖線で示すように、LED32dは、ピーク波長が短波長側へシフトした狭帯域光を出射する。

20

【0070】

しかし、光学フィルタ51は、点線で示すように、595nm未満の波長の光は透過させないので、図7において斜線で示す領域の光が光学フィルタ51を透過する。

結果として、LED32dからの光のうち、595nm以上の光、すなわち略600nm近辺の狭帯域光のみがDM34cにおいて反射されて被写体へ照射されるので、表示装置5の表示画面5aに表示される深部血管及び出血点のコントラストは、維持される(S5)。

【0071】

ピーク波長が短波長側へシフトすると、図7の斜線で示す領域の光が光学フィルタ51を透過する。そのため、ピーク波長が短波長側へシフトすると、600nmの狭帯域光の光量が若干低下するが、出願人の実験によれば、深部血管及び出血点は、高いコントラストで表示画面5aに表示され、かつ所定の電流値Pの駆動電流PIを供給しているときに得られる画像の色味と同じ色味で表示画面5a上に表示された。

30

【0072】

さらに、出願人の実験によれば、光学フィルタ51が、591nm以上の光を透過させ、591nm未満の波長の光を透過しない分光透過特性を有する場合であっても、深部血管及び出血点は、高いコントラストで表示画面5aに表示され、かつ所定の電流値Pの駆動電流PIを供給しているときに得られる画像の色味と同じ色味で表示画面5a上に表示された。よって、除去部としての光学フィルタ51は、照明光から591nm以下の波長の光を除去するようにしてもよい。

40

【0073】

また、595nm未満の光が被写体に照射されないので、出血点が表示されるとき、出血点の周辺部は、血液の量が少ないので600nmの光は血液による吸収量が少なく血液が透けて見える粘膜の見え方にも大きな差はない。

【0074】

以上のように、上述した特殊光観察モードでは、深部血管が表示可能であり、その表示画像の品質の低下の抑制がされるが、術中に出血が起こったときには、出血点を表示させることもできる。術者は、表示された出血点の位置を確認して、その出血点に対して止血

50

処置を行う。

【0075】

駆動信号の値によってピーク波長がシフトすると、従来は出血点が高いコントラストで表示されなくなってしまうが、上述した特殊光観察モードでは、コントラストの低下が抑制されるので、出血点の色再現性も良い。

【0076】

また、術中に出血が起こったときに、出血点から離れた周辺粘膜の下の深部血管も高いコントラストで表示される。600nmの狭帯域光には、周辺粘膜上に広がった薄い血液の層を透過すると共に、595nm以下の波長は含まれない。よって、周辺粘膜上に広がった薄い層の血液によって覆われた粘膜の下の深部血管も高いコントラストで表示される。

10

【0077】

従って、上述した実施の形態によれば、駆動信号の値によってピーク波長がシフトする照明光を出射する光源を用いた場合においても、所望の観察に不適切な波長の光の照射を低減することができる内視鏡装置を提供することができる。

【0078】

また、酸素飽和度などの測定のために特定の狭帯域光を用いる場合にも、上述したような狭帯域光のピーク波長のシフトを制限するための除去部を設けることによって、正確な測定結果を得ることができる。

【0079】

さらにまた、上述した実施の形態は、駆動信号の値が小さくなることによって、短波長側への波長シフトが起こる例であるが、駆動信号の値が大きくなることによって、長波長側への波長シフトが起こる例においても、除去部を設けるようにしてもよい。

20

【0080】

(第2の実施の形態)

第1の実施の形態は、所定の波長帯域以下の光を透過しない光学フィルタを用いてピーク波長のシフトによる画像の品質の低下を防いでいるが、第2の実施の形態では、所定の波長帯域以下の光を反射させないダイクロイックミラー(DM)を用いてピーク波長のシフトによる画像の品質の低下を防いでいる。

【0081】

第2の実施の形態の内視鏡装置の構成は、第1の実施の形態の内視鏡装置1と略同じ構成を有しているので、本実施の形態の内視鏡装置において同じ構成要素については同じ符号を付して説明は省略する。

30

【0082】

本実施の形態の内視鏡装置は、図1に示す第1の実施の形態の内視鏡装置1と略同じであるが、ミラーユニットの構成において異なっている。

図8は、本実施の形態のミラーユニット34Aの構成を示す図である。図9は、DM34cAの分光反射特性を示すグラフである。

【0083】

ミラーユニット34Aは、4つのDM34a、34b、34cA、34dを有している。LED32dに対応するDM34cAは、595nm以上の波長帯域の光のみを反射する分光反射特性と、595nm未満の波長帯域の光を透過させる分光透過特性を有している。DM34cAは、LED32dから出射した光を反射させて光路C0に沿って被写体Sへ出射する位置に配置されている。

40

【0084】

すなわち、DM34cAは、LED32dが発生する光とLED32a、32b及び32cが発生する光とが通る光路上に配置され、かつLED32dからの光のうち波長軸上において595nmよりも600nmから595nmへの方向に位置する波長の光を反射せず、595nm以上の波長帯域の光のみを反射し、LED32a、32b及び32cからの光を透過することによってLED32dからの光とLED32a、32b及び32c

50

からの光を合波する除去部を構成する。

【0085】

結果として、DM34cAは、LED32dからの光が短波長側へ波長シフトしても、595nm未満の波長の光は反射させない帯域制限を行うので、図7において斜線で示す領域の光が反射して被写体へ出射する。

【0086】

その結果、LED32dからの光のうち、595nm以上の光、すなわち略600nm近辺の狭帯域光のみがDM34cAにおいて反射されて被写体へ照射されるので、表示装置5の表示画面5aに表示される出血点等のコントラストは、維持される。

本実施の形態によっても、第1の実施の形態と同様の効果が得られる。

10

【0087】

次に変形例について説明する。

【0088】

(変形例)

第2の実施の形態の場合、通常光観察モードにおいて、LED32dからの光はDM34cAにおいて反射するが、ピーク波長がシフトすると、被写体へ出射されるLED32dからの光の光量は減少してしまう。そこで、本変形例では、通常光観察モードにおけるこのようなLED32dからの光の光量の減少を無くすために、観察モードに応じたDMの切り換えが行われる。

【0089】

図10及び図11は、本変形例に係わる、LED32dに対応するDM71の構成を説明するための図である。LED32dに対応するDM71は、互いに異なる反射特性を有する2つのDMを有している。DM71は、DM34cAに代わって、DM34bと34dの間に配設されている。

20

【0090】

DM71は、2つのDM71aと71bを有している。DM71aは、上述したDM34cと同様に、585nm以上の波長帯域の光を反射し、585nm未満の波長帯域の光を透過させる分光反射特性を有している。DM71bは、上述したDM34cAと同様に、595nm以上の波長帯域の光を反射し、595nm未満の波長帯域の光を透過させる分光反射特性を有している。

30

【0091】

図10は、通常光観察モード時における、DM71のDM71aが光路C0上に配置されている状態を示し、図11は、特殊光観察モード時における、DM71のDM71bが光路C0上に配置されている状態を示している。

【0092】

DM71は、円板状で、DM71aとDM71bが半円板状で、モータ72の軸72aに固定されている。モータ72の駆動に応じて、光路C0上に、DM71aと71bのいずれかが配置可能となっている。

【0093】

モータ72の駆動は、制御部46によって制御され、円板状のDM71は、二点鎖線で示すように回動可能となっている。通常光観察モードのときは、制御部46は、DM71aが光路C0上に配置されるようにモータ72を駆動する。特殊光観察モードのときは、制御部46は、DM71bが光路C0上に配置されるようにモータ72を駆動する。

40

【0094】

なお、DM71は、ここでは、円板状であるが、板状でもよい。

【0095】

さらになお、ここでは、モータ72の軸72aの軸回りのDM71の回動動作によって、DM71aとDM71bのいずれかを光路C0上に配置するが、2位置間で直線移動させるアクチュエータによって、DM71aとDM71bのいずれかを光路C0上に配置するようにしてもよい。

50

従って、本変形例によれば、通常光観察モード時に、LED 32dからの光の、DM 71aにおける反射光の光量の減少をなくすることができる。

【0096】

以上のように上述した各実施の形態及び各変形例によれば、駆動信号の値によってピーク波長がシフトする照明光を出射する光源を用いた場合においても、所望の観察に不適切な波長の光を低減することができる内視鏡装置を提供することができる。

【0097】

なお、上述した各実施の形態及び各変形例では、光源として駆動電流によりピーク波長がシフトするLEDを挙げたが、レーザダイオードなどの固体レーザ、色素レーザなどの液体レーザ、ガスレーザなどで、駆動信号によりピーク波長がシフトする装置を、光源として用いた場合でも、上述した各実施の形態及び各変形例は適用可能である。

10

【0098】

さらになお、上述した第1及び第2実施の形態では、特殊光観察モードのときには、照明光として複数の狭帯域光を照射して、そのうちの600nmの狭帯域光のための595nm以下の光は透過あるいは反射させない光学フィルタ51あるいはDM 34cAを、帯域制限手段として用いているが、照明光は、所定の広帯域光を用いて、撮像部のカラーフィルタ21fに、595nm以下の波長帯域の光は透過させない帯域制限特性を持たせるようにしてもよい。

【0099】

例えば、被写体からの戻り光は、カラーフィルタ21fを有する撮像素子21bに入射する。そのカラーフィルタ21fは、ベイヤー配列などの青色フィルタと緑色フィルタと赤色フィルタを有しているが、青色フィルタは、ピーク波長が415nmと460nmの2つの狭帯域光を透過する2峰性フィルタとし、緑色フィルタは、ピーク波長が540nmの狭帯域光を透過するフィルタとし、赤色フィルタは、ピーク波長が600nmと630nmの2つの狭帯域光を透過する2峰性フィルタとする。そして、赤色フィルタに、600nm及び630nmの2つの狭帯域光を透過する特性と共に、595nm以下の波長帯域の光は透過しないような特性を持たせる。これにより、照明光にピーク波長のシフトが生じた場合でも、画質の低下を防ぐことができる。

20

【0100】

また、撮像素子21bの前に配置されたカラーフィルタに595nm以下の波長帯域の光は透過させない帯域制限特性を持たせる代わりに、図1のライトガイド7の先端部に点線で示すようなフィルタ部21gを設け、そのフィルタ部21gに、595nm以下の波長帯域の光は透過しないような帯域制限特性を持たせるようにしてもよい。

30

【0101】

例えば、フィルタ部21gが、5峰性フィルタであり、かつピーク波長が600nmの狭帯域光については、595nm以下の光は透過しないような特性を有するようにする。照明光にピーク波長のシフトが生じた場合でも、画質の低下を防ぐことができる。

【0102】

さらにまた、上述した各実施の形態では、照明光として、複数の狭帯域光を用いているが、被写体からの反射光により得られた画像信号を分光推定処理して狭帯域画像信号を生成する場合に、595nm以下の光の画像を生成しないようにしてもよい。

40

【0103】

例えば、分光推定処理において、ピーク波長が600nmの狭帯域光に対応する画像は、595nm以下の波長帯域の光に基づく狭帯域画像を含まないように生成される。照明光にピーク波長のシフトが生じた場合でも、画質の低下を防ぐことができる。

【0104】

以上説明したように、上述した各実施の形態及び各変形例によれば、駆動信号の値によってピーク波長がシフトする照明光を出射する光源を用いた場合においても、所望の観察に不適切な波長の光を低減することができる内視鏡装置を提供することができる。

【0105】

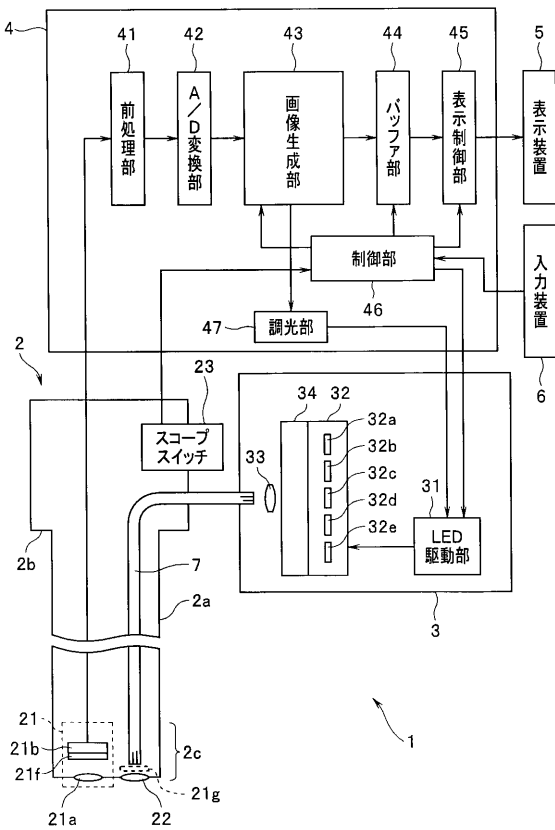
50

本発明は、上述した実施の形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

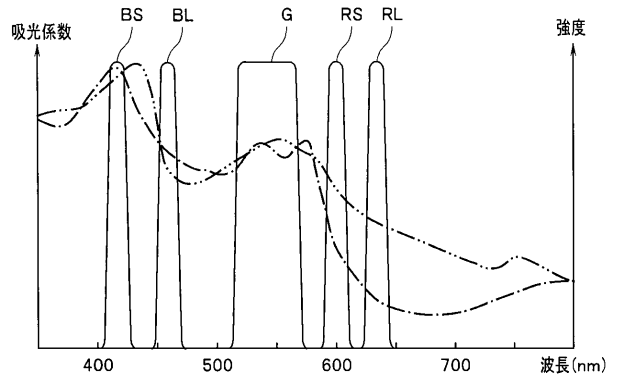
【0106】

本出願は、2016年7月6日に日本国に出願された特願2016-134364号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲に引用されるものとする。

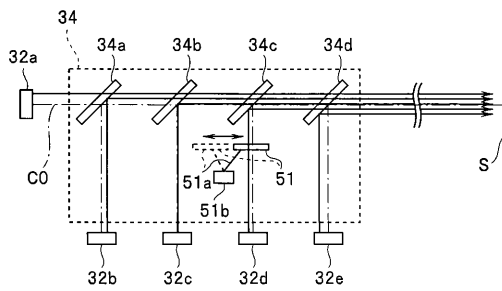
【図1】



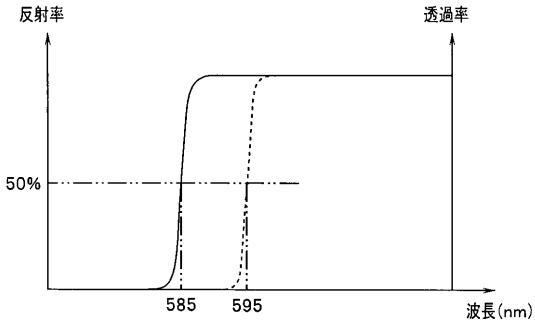
【図2】



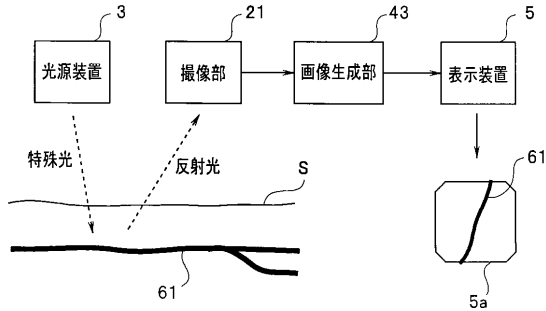
【図3】



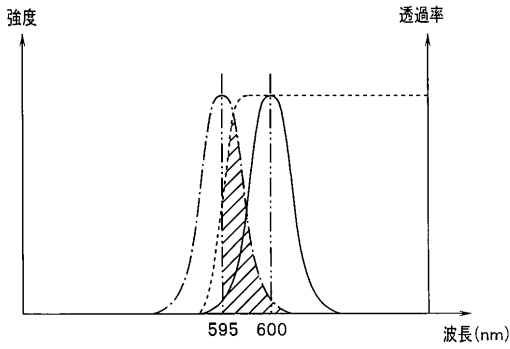
【 図 4 】



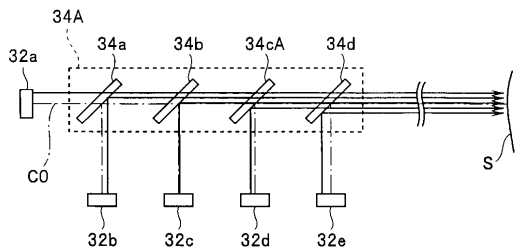
【 図 5 】



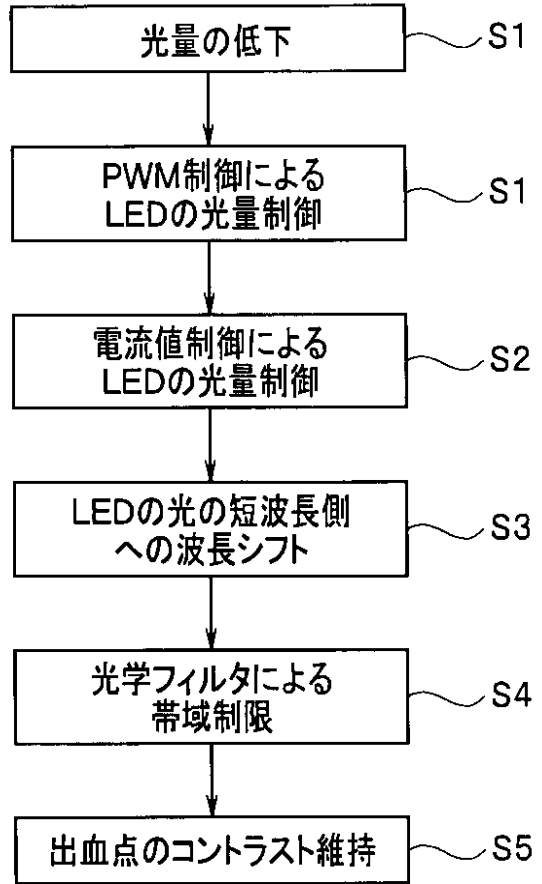
【 図 7 】



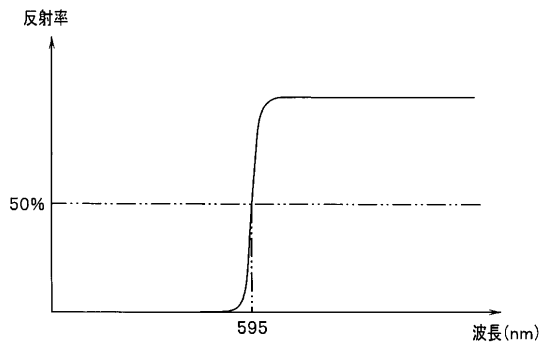
【 図 8 】



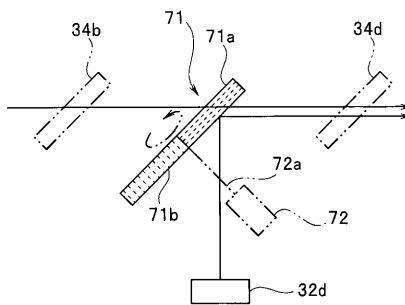
【 図 6 】



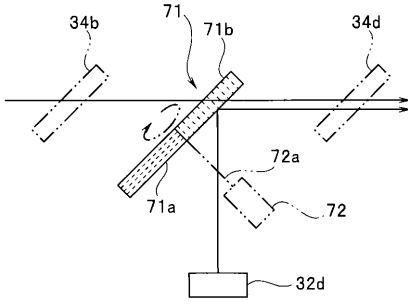
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 1 1】



## 【手続補正書】

【提出日】平成30年3月16日(2018.3.16)

## 【手続補正 1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより第1の波長にピーク波長を有する光を発生し、かつ前記所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより前記第1の波長とは異なる第2の波長に前記ピーク波長がシフトした光を発生する第1の発光部と、前記第1の発光部から撮像部に至る前記照明光の光路上に設けられ、波長軸上において前記第2の波長よりも前記第1の波長から前記第2の波長へのシフト方向に位置する波長の光を除去する除去部と、を有する。

## 【手続補正 2】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に照射するための照明光として、所定の駆動電流が供給されることにより第1の波長にピーク波長を有する光を発生し、かつ前記所定の駆動電流とは異なる駆動電流が供給されることにより前記第1の波長とは異なる第2の波長に前記ピーク波長がシフトした

光を発生する第 1 の発光部と、

前記第 1 の発光部から撮像部に至る前記照明光の光路上に設けられ、波長軸上において前記第 2 の波長よりも前記第 1 の波長から前記第 2 の波長へのシフト方向に位置する波長の光を除去する除去部と、  
を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第 1 の発光部において、前記第 1 の波長は、ヘモグロビンの吸光特性における極大値となる波長から極小値となる波長までの帯域内の波長であることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 1 の発光部は、前記所定の駆動電流が供給されることにより前記第 1 の波長としての 600 nm 以上の波長に前記ピーク波長を有する狭帯域光を発生し、前記所定の駆動電流よりも低い駆動電流が供給されることにより前記第 2 の波長としての 600 nm 未満の波長に前記ピーク波長を有する狭帯域光を発生することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記除去部は、前記照明光から 600 nm 未満の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記除去部は、前記照明光から 595 nm 以下の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

前記除去部は、前記照明光から 591 nm 以下の波長の光を除去することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置。

【請求項 7】

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、

前記除去部は、前記観察モード切り換え部における前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 8】

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光より短い波長に前記ピーク波長を有する光を発生する第 2 の発光部と、

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光と前記第 2 の発光部が発生する光とが通る光路上に配置され、前記第 1 の発光部からの光と前記第 2 の発光部からの光とを合波するダイクロイックミラーと、  
を有し、

前記除去部は、前記第 1 の発光部と前記ダイクロイックミラーとの間の光路上に設けられた光学フィルタであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 9】

さらに、前記第 1 の発光部が発生する光よりも短い波長に前記ピーク波長を有する光を発生する第 2 の発光部を有し、

前記除去部は、前記第 1 の発光部が発生する光と前記第 2 の発光部が発生する光とが通る光路上に配置され、かつ前記第 1 の発光部からの光を反射し、前記第 2 の発光部からの光を透過することによって前記第 1 の発光部からの光と前記第 2 の発光部からの光を合波するダイクロイックミラーであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 10】

前記除去部は、前記照明光が前記第 1 の発光部から前記被検体へ向かう前記光路上に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 11】

前記第 1 の発光部から出射された前記照明光は、ダイクロイックミラーにおいて反射されて前記被検体へ向けて照射され、

前記除去部は、前記第 1 の発光部と前記ダイクロイックミラーの間に配置された光学フィルタであることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡装置。

【請求項 12】

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、前記除去部は、前記観察モード切り換え部による前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡装置。

【請求項 13】

前記第 1 の発光部から出射された前記照明光は、ダイクロイックミラーにおいて反射されて前記被検体へ向けて照射され、

前記除去部は、前記第 2 の波長よりも前記シフト方向に位置する波長の光を反射しない前記ダイクロイックミラーであることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡装置。

【請求項 14】

更に、前記被検体の観察モードを切り換える観察モード切り換え部を有し、前記ダイクロイックミラーは、前記観察モード切り換え部による前記観察モードの切り換えに応じて、前記照明光の光路上から挿脱されることを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡装置。

## 【 国際調査報告 】

<b>INTERNATIONAL SEARCH REPORT</b>		International application No. PCT/JP2017/007441
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/07(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/07, A61B1/00, A61B1/06  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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2015-85097 A (Fujifilm Corp.), 07 May 2015 (07.05.2015), paragraph [0070]; fig. 16 (Family: none)	1-14
A	US 2015/0087903 A1 (Fujifilm Corp.), 26 March 2015 (26.03.2015), paragraphs [0056], [0057] & JP 2015-61569 A & EP 2850994 A1 & CN 104434000 A	1-14
<input 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 12 May 2017 (12.05.17)		Date of mailing of the international search report 23 May 2017 (23.05.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer  Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 0 7 4 4 1													
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/07(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, 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. A61B1/07, A61B1/00, A61B1/06															
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2017年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2017年</td> </tr> </table>				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				
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													
A	JP 2015-85097 A (富士フイルム株式会社) 2015.05.07, [0070], 図 16 (ファミリーなし)	1-14													
A	US 2015/0087903 A1 (FUJIFILM CORP.) 2015.03.26, [0056], [0057] & JP 2015-61569 A & EP 2850994 A1 & CN 104434000 A	1-14													
<input 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。															
<table border="0"> <tr> <td>* 引用文献のカテゴリー</td> <td>の日の後に公表された文献</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「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)</td> <td>「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</td> </tr> <tr> <td>「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</td> <td>「&amp;」同一パテントファミリー文献</td> </tr> <tr> <td>「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願</td> <td></td> </tr> </table>				* 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	
* 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 12.05.2017		国際調査報告の発送日 23.05.2017													
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) 増渕 俊仁	2Q 4747												
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292												

## 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 GG01 JJ11 NN01 QQ02 RR04 RR14

(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)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2018008185A1</a>	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	JP2018514466	申请日	2017-02-27
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	五十嵐誠 坂上陽一郎		
发明人	五十嵐 誠 坂上 陽一郎		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/07		
CPC分类号	A61B1/0646 A61B1/04 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B1/07 A61B2090/3618		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/00.513 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR04 4C161/RR14		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2016134364 2016-07-06 JP		
其他公开文献	JP6355877B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

内窥镜装置1包括具有LED 32d和滤光器51的光源装置3。LED 32d通过被提供有预定的驱动电流作为用于照射被摄体的照明光而产生具有在600nm处的峰值波长的光，并且被提供有与预定的驱动电流不同的驱动电流。产生峰值波长移至不同于600 nm的波长的光。滤光器51设置在到达成像单元21的照明光的光路上，该成像单元21从LED 32d接收来自被摄体的光并产生成像信号，并且在移位方向上位于波长轴上小于595nm的波长。波长光从光路上的光中去除。

