

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6234621号
(P6234621)

(45) 発行日 平成29年11月22日 (2017.11.22)

(24) 登録日 平成29年11月2日 (2017.11.2)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 7 3 1
	G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2016-575600 (P2016-575600)	(73) 特許権者	000000376
(86) (22) 出願日	平成28年4月5日 (2016.4.5)		オリンパス株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2016/061147		東京都八王子市石川町2951番地
(87) 国際公開番号	W02017/047140	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成29年3月23日 (2017.3.23)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成28年12月26日 (2016.12.26)	(74) 代理人	100101661
(31) 優先権主張番号	特願2015-185489 (P2015-185489)		弁理士 長谷川 靖
(32) 優先日	平成27年9月18日 (2015.9.18)	(74) 代理人	100135932
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 篠浦 治
早期審査対象出願		(72) 発明者	鶴田 美沙
			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	渡邊 俊明
			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) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可視光、第1の励起光及び前記第1の励起光よりも長波長の第2の励起光が照射された被写体からの戻り光の光軸上に配置され、前記可視光の波長帯域を含む第1の波長帯域を分光して白色光観察用の撮像素子に入射させると共に、前記第1の波長帯域以外の第2の波長帯域を分光して出射する分光部と、

前記被写体と前記分光部との間の前記光軸上に配置されて前記戻り光に含まれる前記第1及び第2の励起光のうち一方の励起光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の前記戻り光を前記分光部に出射する第1の励起光カットフィルタと、

前記分光部から出射された前記第2の波長帯域の光の光軸上に配置されて前記第1及び第2の励起光のうち他方の励起光の波長帯域及び前記可視光の波長帯域を阻止して前記第1の励起光により励起される第1の蛍光の波長帯域の光及び前記第2の励起光により励起される第2の蛍光の波長帯域の光を通過させ、阻止した波長帯域以外の波長帯域の光を蛍光観察用の撮像素子に入射する第2の励起光カットフィルタと

を具備したことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記第1の励起光カットフィルタは、前記第2の励起光のみを阻止するシングルノッチフィルタにより構成され、

前記第2の励起光カットフィルタは、前記第1の蛍光の波長帯域よりも長波長を通過させるロングパスフィルタによって構成される

10

20

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 の蛍光は、青色、緑色又は赤色であり、

前記第 2 の蛍光は、前記可視光よりも長波長である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 の波長帯域には、前記第 1 及び第 2 の励起光の波長帯域は含まれない

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 1 の波長帯域には、前記第 1 及び第 2 の励起光のいずれか一方の励起光の波長帯域が含まれる

10

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 6】

被写体からの戻り光の光軸上に配置され、可視光の波長帯域を含む第 1 の波長帯域を分光して白色光観察用の撮像素子に入射させると共に、前記第 1 の波長帯域以外の第 2 の波長帯域を分光して前記光軸の方向とは異なる方向に出射する分光部と、

前記被写体と前記分光部との間の前記光軸上に配置されて前記戻り光に含まれる第 1 及び第 2 の励起光のうちの少なくとも一方の励起光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の前記戻り光を前記分光部に出射する第 1 の励起光カットフィルタと、

前記分光部から出射された前記第 2 の波長帯域の光の光軸上に配置されて前記第 1 及び第 2 の励起光のうち前記第 1 の励起光カットフィルタによって阻止されない励起光の波長帯域及び前記可視光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の光を蛍光観察用の撮像素子に出射する第 2 の励起光カットフィルタと

20

を具備し、

前記第 2 の励起光は前記第 1 の励起光よりも長波長であり、

前記第 1 の励起光及び前記第 1 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 1 の蛍光は、前記可視光の波長帯域に含まれ、

前記第 2 の励起光及び前記第 2 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 2 の蛍光は、前記可視光よりも長波長であり、

前記第 1 の励起光カットフィルタは、前記第 1 及び第 2 の励起光の波長帯域を阻止し、

30

前記第 2 の励起光カットフィルタは、前記第 1 の蛍光の波長帯域及び前記第 2 の蛍光の波長帯域よりも長い波長帯域を通過させる

ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 7】

被写体からの戻り光の光軸上に配置され、可視光の波長帯域を含む第 1 の波長帯域を分光して白色光観察用の撮像素子に入射させると共に、前記第 1 の波長帯域以外の第 2 の波長帯域を分光して前記光軸の方向とは異なる方向に出射する分光部と、

前記被写体と前記分光部との間の前記光軸上に配置されて前記戻り光に含まれる第 1 及び第 2 の励起光のうちの少なくとも一方の励起光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の前記戻り光を前記分光部に出射する第 1 の励起光カットフィルタと、

40

前記分光部から出射された前記第 2 の波長帯域の光の光軸上に配置されて前記第 1 及び第 2 の励起光のうち前記第 1 の励起光カットフィルタによって阻止されない励起光の波長帯域及び前記可視光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の光を蛍光観察用の撮像素子に出射する第 2 の励起光カットフィルタと

を具備し、

前記第 2 の励起光は前記第 1 の励起光よりも長波長であり、

前記第 1 の励起光及び前記第 1 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 1 の蛍光は、前記可視光の波長帯域に含まれ、

前記第 2 の励起光及び前記第 2 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 2 の蛍光は、前記可視光よりも長波長であり、

50

前記第 1 の励起光カットフィルタは、前記第 1 の励起光の波長帯域を阻止し、
前記第 2 の励起光カットフィルタは、前記第 1 の蛍光の波長帯域及び前記第 2 の蛍光の波長帯域よりも長い波長帯域を通過させる
ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 8】

被写体からの戻り光の光軸上に配置され、可視光の波長帯域を含む第 1 の波長帯域を分光して白色光観察用の撮像素子に入射させると共に、前記第 1 の波長帯域以外の第 2 の波長帯域を分光して前記光軸の方向とは異なる方向に出射する分光部と、

前記被写体と前記分光部との間の前記光軸上に配置されて前記戻り光に含まれる第 1 及び第 2 の励起光のうちの少なくとも一方の励起光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の前記戻り光を前記分光部に出射する第 1 の励起光カットフィルタと、

前記分光部から出射された前記第 2 の波長帯域の光の光軸上に配置されて前記第 1 及び第 2 の励起光のうち前記第 1 の励起光カットフィルタによって阻止されない励起光の波長帯域及び前記可視光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の光を蛍光観察用の撮像素子に出射する第 2 の励起光カットフィルタと

を具備し、

前記第 2 の励起光は前記第 1 の励起光よりも長波長であり、

前記第 1 の励起光は、前記可視光の波長帯域に含まれ、

前記第 1 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 1 の蛍光、前記第 2 の励起光及び前記第 2 の励起光に基づいて前記被写体から発生する第 2 の蛍光は、前記可視光よりも長波長であり、

前記第 1 の励起光カットフィルタは、前記第 1 の励起光の波長帯域を阻止し、

前記第 2 の励起光カットフィルタは、前記第 1 の蛍光の波長帯域及び前記第 2 の蛍光の波長帯域よりも長い波長帯域を通過させる

ことを特徴とする内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光観察及び蛍光観察に好適な内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、分子標的薬剤を用いた癌診断技術が注目されている。癌細胞において特異的に発現する生体タンパク質をターゲットとした蛍光プローブ（蛍光薬剤）を生体の対象部位へ散布または注入した後、該対象部位において発せられる蛍光に基づいて癌の有無を判別する手法である。この手法は、消化管分野の癌の早期発見において有用である。

【0003】

内視鏡装置において、この技術を利用した蛍光観察による診断が可能である。即ち、光源装置からの励起光を被写体に照射し、癌に集積した蛍光薬剤からの蛍光を捉えることで癌の存在診断や悪性度などの質的診断を行うのである。

【0004】

ところで、診断に際して複数の蛍光薬剤を投与することもできる。蛍光薬剤の種類に応じた複数の波長帯域での蛍光観察が可能である。光源装置から各蛍光薬剤に対応した複数の波長帯域の励起光を出射させて被写体に照射することで、各励起光にそれぞれ対応した蛍光が得られる。一般的に、蛍光は励起光よりも長波長側に生じる。被写体から反射した励起光の反射光成分は、励起光から得られる蛍光のレベルよりも大きいことから、蛍光観察を行うためには、励起光の通過を阻止する励起光カットフィルタを用いる必要がある。

【0005】

また、白色光の照射による通常観察（白色光観察）と蛍光観察の両方を同時に行う装置も開発されている。欧州特許出願公開第 2 1 2 2 3 3 1 号明細書（以下、文献 1 という）には、白色光観察と蛍光観察とを同時に行う装置において、複数の波長帯域の励起光を 1

10

20

30

40

50

つの励起光カットフィルタによってカットする技術が開示されている。文献 1 の装置は、ビームスプリッタによって、白色光と励起光及び蛍光とを分離し、更に、励起光カットフィルタによって複数の波長帯域の励起光をカットする。こうして、白色光観察と複数の蛍光による蛍光観察を可能にしている。

【 0 0 0 6 】

ところで、白色光の反射光のレベルは蛍光のレベルに比べて比較的高いことから、必ずしもビームスプリッタによって白色光を完全に分離することができるとは限らない。このため、文献 1 の提案では、励起光フィルタに白色光の漏れ光が入射してしまう。そうすると、この白色光の漏れ光による画像成分が蛍光に基づく画像（蛍光画像）に悪影響を与えて、蛍光画像の画質が劣化してしまうという問題があった。

10

【 0 0 0 7 】

本発明は、白色光観察及び複数の励起光による蛍光観察を同時に行う場合でも、白色光を確実にカットして蛍光を取り出し、高精度の蛍光画像を得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】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様による内視鏡装置は、可視光、第 1 の励起光及び前記第 1 の励起光よりも長波長の第 2 の励起光が照射された被写体からの戻り光の光軸上に配置され、前記可視光の波長帯域を含む第 1 の波長帯域を分光して白色光観察用の撮像素子に入射させると共に、前記第 1 の波長帯域以外の第 2 の波長帯域を分光して出射する分光部と、前記被写体と前記分光部との間の前記光軸上に配置されて前記戻り光に含まれる前記第 1 及び第 2 の励起光のうちの一方の励起光の波長帯域を阻止して阻止した波長帯域以外の波長帯域の前記戻り光を前記分光部に出射する第 1 の励起光カットフィルタと、前記分光部から出射された前記第 2 の波長帯域の光の光軸上に配置されて前記第 1 及び第 2 の励起光のうちの他方の励起光の波長帯域及び前記可視光の波長帯域を阻止して前記第 1 の励起光により励起される第 1 の蛍光の波長帯域の光及び前記第 2 の励起光により励起される第 2 の蛍光の波長帯域の光を通過させ、阻止した波長帯域以外の波長帯域の光を蛍光観察用の撮像素子に出射する第 2 の励起光カットフィルタと、を具備する。

20

【図面の簡単な説明】

30

【 0 0 0 9 】

【図 1 A】本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置を含む内視鏡システムを示すブロック図である。

【図 1 B】光源装置の他の例を示すブロック図である。

【図 1 C】図 1 B の光源装置に採用される回転フィルタを示す説明図である。

【図 2】パターン A - a の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。

【図 3】パターン A - a の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

【図 4】パターン B - d の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。

40

【図 5】パターン B - d の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

【図 6】パターン A - b の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。

【図 7】パターン A - b の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

【図 8】パターン A - c の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。

【図 9】パターン A - c の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

【図 1 0】パターン A - d の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。

【図 1 1】パターン A - d の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

50

【図 1 2】本発明の第 2 の実施の形態を示す説明図である。

【図 1 3】本発明の第 3 の実施の形態を示す説明図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について詳細に説明する。

【0011】

(第 1 の実施の形態)

図 1 A は本発明の第 1 の実施の形態に係る内視鏡装置を含む内視鏡システムを示すブロック図である。

【0012】

内視鏡システム 1 は、図 1 A に示すように、被検体内に挿入されるとともに、当該被検体内における生体組織等の被写体を撮像して撮像信号として出力するように構成された内視鏡装置 2 と、当該被写体を照明するための照明光を内視鏡装置 2 に供給するように構成された光源装置 3 と、内視鏡装置 2 から出力される撮像信号に対して信号処理を施すことにより観察画像等を生成して出力するように構成されたビデオプロセッサ 4 と、ビデオプロセッサ 4 から出力される観察画像等を画面上に表示するように構成されたモニタ 5 と、を有している。

【0013】

内視鏡装置 2 は、細長の挿入部 6 を備えた光学視管 2 A と、光学視管 2 A の接眼部 7 に対して着脱可能なカメラユニット 2 B と、を有して構成されている。光学視管 2 A は、被検体内に挿入される細長の挿入部 6 と、挿入部 6 の基端部に設けられた把持部 8 と、把持部 8 の基端部に設けられた接眼部 7 と、を有して構成されている。

【0014】

光源装置 3 は、白色光発生部 3 1 と、励起光発生部 3 2 と、ダイクロイックミラー 3 3 及び 3 4 と、集光レンズ 3 5 と、光源制御部 3 6 と、を有して構成されている。

【0015】

白色光発生部 3 1 は、例えば、広帯域な白色光を発するキセノンランプまたは LED を具備して構成されている。また、白色光発生部 3 1 は、光源制御部 3 6 の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、白色光発生部 3 1 は、光源制御部 3 6 の制御に応じた光量を具備する白色光を発生するように構成されている。

【0016】

なお、本実施の形態においては、光源装置 3 の代わりに、例えば、図 1 B に示すような構成を有する光源装置 3 A を用いて内視鏡システム 1 を構成してもよい。

【0017】

光源装置 3 A は、図 1 B に示すように、キセノンランプ 7 1 と、フィルタ切替装置 7 2 と、集光レンズ 7 3 と、光源制御部 7 4 と、を有して構成されている。キセノンランプ 7 1 は、例えば、可視光から赤外帯域 (2 つの励起光波長帯域) を含む広帯域光である BL 光を発するように構成されている。また、キセノンランプ 7 1 は、光源制御部 7 4 の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、キセノンランプ 7 1 は、点灯状態において、光源制御部 7 4 の制御に応じた光量の BL 光を発生するように構成されている。

【0018】

フィルタ切替装置 7 2 は、キセノンランプ 7 1 から発せられる光の光路を垂直に横切るように設けられた回転フィルタ 7 2 A と、光源制御部 7 4 の制御に応じて回転駆動することにより、キセノンランプ 7 1 から発せられる光の光路上に介挿するフィルタを回転フィルタ 7 2 A の各フィルタのうちの 1 つに切り替えるモータ 7 2 B と、を有して構成されている。

【0019】

図 1 C は図 1 B の光源装置に設けられた回転フィルタの構成の一例を示す説明図である

10

20

30

40

50

。回転フィルタ 72A は、例えば、円板形状を具備して形成されている。また、回転フィルタ 72A には、例えば、図 1C に示すように、白色光観察用フィルタ 721 と、蛍光観察用フィルタ 722 と、が設けられている。白色光観察用フィルタ 721 は、例えば、可視光帯域に含まれる光を透過させる一方で、可視光帯域以外の波長帯域に含まれる光を遮断するような光学特性を具備して形成されている。

【0020】

蛍光観察用フィルタ 722 は、例えば、蛍光観察に用いる所定の波長帯域に含まれる光を透過させる一方で、当該所定の波長帯域以外の波長帯域に含まれる光を遮断するような光学特性を具備して形成されている。なお、蛍光観察用フィルタ 722 は、蛍光観察に用いる所定の波長帯域として複数の波長帯域を透過させることができるように構成されてい

10

【0021】

すなわち、フィルタ切替装置 72 は、光源制御回路 74 の制御に応じてモータ 72B を回転駆動することにより、白色光観察用フィルタ 721 及び蛍光観察用フィルタ 722 のうちの一方のフィルタをキセノンランプ 71 から発せられる光の光路上に介挿させつつ、当該一方のフィルタとは異なる他方のフィルタを当該光路上から退避させることができるように構成されている。

【0022】

集光レンズ 73 は、フィルタ切替装置 72 を経て入射した光を集光してライトガイド 13 へ出射するように構成されている。光源制御部 74 は、ビデオプロセッサ 4 の制御部 53 から出力される照明制御信号に基づき、キセノンランプ 71 及びフィルタ切替装置 72 に対する制御を行うように構成されている。

20

【0023】

具体的には、光源制御部 74 は、制御部 53 から出力される照明制御信号に基づき、例えば、内視鏡システム 1 の観察モードが白色光観察モードに設定されたことを検知した際に、所定の光量の BL 光を発生させるための制御をキセノンランプ 71 に対して行うとともに、キセノンランプ 71 から発せられる光の光路上に白色光観察用フィルタ 721 を介挿させるための制御をフィルタ切替装置 72 のモータ 72B に対して行うように構成されている。また、光源制御部 74 は、制御部 53 から出力される照明制御信号に基づき、例えば、内視鏡システム 1 の観察モードが蛍光観察モードに設定されたことを検知した際に、所定の光量の BL 光を発生させるための制御をキセノンランプ 71 に対して行うとともに、キセノンランプ 71 から発せられる光の光路上に蛍光観察用フィルタ 722 を介挿させるための制御をフィルタ切替装置 72 のモータ 72B に対して行うように構成されている。

30

【0024】

励起光発生部 32 は、例えば、被検体内に投与される複数の蛍光薬剤の励起波長をそれぞれ含む複数の所定の波長帯域の光（励起光）をそれぞれ発する複数の LED 等を具備して構成されている。また、励起光発生部 32 は、光源制御部 36 の制御に応じて点灯状態または消灯状態に切り替わるように構成されている。また、励起光発生部 32 は、光源制御部 36 の制御に応じた光量の励起光を発生するように構成されている。

40

【0025】

ダイクロイックミラー 33 は、例えば、白色光発生部 31 から発せられる白色光を集光レンズ 35 側へ透過させるとともに、励起光発生部 32 から発せられる励起光を集光レンズ 35 側へ反射するような光学特性を具備して形成されている。

【0026】

ダイクロイックミラー 34 は、例えば、励起光発生部 32 から発せられる励起光をダイクロイックミラー 33 側へ反射するような光学特性を具備して形成されている。

【0027】

集光レンズ 35 は、ダイクロイックミラー 33 を経て入射される光を集光してライトガイド 13 へ出射するように構成されている。

50

【 0 0 2 8 】

光源制御部 3 6 は、ビデオプロセッサ 4 から出力される照明制御信号に応じて白色光発生部 3 1 及び励起光発生部 3 2 に対する制御を行うように構成されている。

【 0 0 2 9 】

光学視管 2 A の挿入部 6 の内部には、ケーブル 1 3 a を介して供給される照明光を伝送するためのライトガイド 1 1 が挿通されている。ライトガイド 1 1 の出射端部は、挿入部 6 の先端部における照明レンズ 1 5 の近傍に配置されている。また、ライトガイド 1 1 の入射端部は、把持部 8 に設けられたライトガイド口金 1 2 に配置されている。

【 0 0 3 0 】

ケーブル 1 3 a の内部には、光源装置 3 から供給される照明光を伝送するためのライトガイド 1 3 が挿通されている。また、ケーブル 1 3 a の一方の端部には、ライトガイド口金 1 2 に対して着脱可能な接続部材（不図示）が設けられている。また、ケーブル 1 3 a の他方の端部には、光源装置 3 に対して着脱可能なライトガイドコネクタ 1 4 が設けられている。

10

【 0 0 3 1 】

挿入部 6 の先端面には、ライトガイド 1 1 により伝送された照明光を外部へ出射するための照明レンズ 1 5 が配置された照明窓（不図示）と、外部から入射される光に応じた光学像を得るための対物レンズ 1 7 が配置された対物窓（不図示）と、が相互に隣接して設けられている。

【 0 0 3 2 】

挿入部 6 の内部には、対物レンズ 1 7 により得られた光学像を接眼部 7 へ伝送するためのリレーレンズ 1 8 が設けられている。接眼部 7 の内部には、リレーレンズ 1 8 により伝送された光学像を肉眼で観察可能とするための接眼レンズ 1 9 が設けられている。

20

【 0 0 3 3 】

カメラユニット 2 B は、光学部 2 1、撮像素子 2 5、2 6 及び信号処理回路 2 7 を有している。光学部 2 1 は、接眼レンズ 1 9 を経て入射される被写体の戻り光から白色光画像を生成するための白色光を取り出すと共に、接眼レンズ 1 9 を経て入射される被写体の戻り光から蛍光画像を生成するための蛍光を取り出すようになっている。光学部 2 1 によって取り出された白色光は白色光画像を生成する撮像素子 2 5 の撮像面に入射され、光学部 2 1 によって取り出された蛍光は蛍光画像を生成する撮像素子 2 6 の撮像面に入射されるようになっている。

30

【 0 0 3 4 】

撮像素子 2 5 は、例えば、原色系または補色系のカラーフィルタを撮像面に設けたカラー CCD により構成されている。また、撮像素子 2 5 は、ビデオプロセッサ 4 から出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。撮像素子 2 5 は、光学部 2 1 によって結像された白色光を撮像し、当該撮像した白色光に応じた白色光画像を生成して出力するように構成されている。

【 0 0 3 5 】

撮像素子 2 6 は、例えば、高感度なモノクロ CCD により構成されている。また、撮像素子 2 6 は、ビデオプロセッサ 4 から出力される撮像素子駆動信号に応じた撮像動作を行うように構成されている。撮像素子 2 6 は、光学部 2 1 によって結像された蛍光を撮像し、当該撮像した蛍光に応じた蛍光画像を生成して出力するように構成されている。

40

【 0 0 3 6 】

光学部 2 1 は、第 1 の励起光カットフィルタである励起光カットフィルタ 2 2、第 2 の励起光カットフィルタである励起光カットフィルタ 2 4 と分光部であるビームスプリッタ 2 3 によって構成されている。励起光カットフィルタ 2 2、2 4 は、光源装置 3 から発せられる励起光の波長帯域をカットする分光特性を備えている。また、ビームスプリッタ 2 3 は、接眼レンズ 1 9 からの光が励起光カットフィルタ 2 2 を介して入射され、入射した光を白色光帯域とそれ以外とに分離する。ビームスプリッタ 2 3 は、分離した白色光帯域の光を通過させて撮像素子 2 5 に導き、通過させた波長帯域以外の波長帯域の光を反射し

50

て励起光カットフィルタ 24 を介して撮像素子 26 に導くようになっている。

【0037】

なお、本実施の形態においては、後述するように、励起光及び蛍光の波長帯域に応じて、励起光カットフィルタ 22, 24 及びビームスプリッタ 23 の特性を適宜設定するようになっている。

【0038】

信号処理回路 27 は、撮像素子 25 から出力される白色光画像及び撮像素子 26 から出力される蛍光画像に対して、例えば、相関二重サンプリング処理、ゲイン調整処理、及び、A/D変換処理等の所定の信号処理を施すとともに、当該所定の信号処理を施した蛍光画像及び白色光画像を、信号ケーブル 28 を介してビデオプロセッサ 4 に出力するように構成されている。

10

【0039】

ビデオプロセッサ 4 の撮像素子駆動部 41 は、例えば、ドライバ回路等を具備して構成されている。撮像素子駆動部 41 は、制御部 53 の制御に応じた撮像素子駆動信号を生成して出力するように構成されている。画像入力部 42 は、例えば、バッファメモリ等を具備し、カメラユニット 2B の信号処理回路 27 から順次出力される画像を 1 フレーム分蓄積するとともに、当該蓄積した画像を 1 フレーム分ずつ画像処理部 46 に出力するように構成されている。また、画像入力部 42 は、制御部 53 の制御に応じ、蓄積した白色光画像を 1 フレーム分ずつ画像処理部 46 に出力するように構成されている。また、画像入力部 42 は、制御部 53 の制御に応じ、蓄積した蛍光画像を 1 フレーム分ずつ画像処理部 4

20

【0040】

画像処理部 46 は、例えば、所定の画像処理を行うための画像処理回路等を具備して構成されている。また、画像処理部 46 は、制御部 53 の制御に応じ、画像入力部 42 から 1 フレーム分ずつ順次出力される白色光画像に対して所定の画像処理を施すことにより白色光画像を生成し、当該生成した白色光画像をモニタ 5 に出力するように構成されている。また、画像処理部 46 は、制御部 53 の制御に応じ、画像入力部 42 から 1 フレーム分ずつ順次出力される蛍光画像に対して所定の画像処理を施すことにより蛍光画像を生成し、当該生成した蛍光画像をモニタ 5 に出力するように構成されている。

【0041】

30

制御部 53 は、例えば、CPU等のプロセッサにより構成することができる。制御部 53 は、図示しないメモリに記憶されたプログラムを読み出し、読み出したプログラムに従って各部を制御するように構成されていてもよい。入力 I/F 52 は、ユーザの操作に応じた指示を行うことが可能な 1 以上の入力装置からの操作信号を受け付ける。制御部 53 は、入力 I/F 52 を介して入力された操作信号に基づいて各部を制御するように構成されていてもよい。また、制御部 53 は、内視鏡システム 1 の観察モードに応じた照明光を射出させるための照明制御信号を生成して光源制御部 36 に出力するように構成されている。

【0042】

本実施の形態においては、制御部 53 は光源装置 3 を制御して、白色光の照射による白色光観察と、2種類の蛍光色素から発する蛍光による蛍光観察とを同時に行う同時観察モードで各部を制御することができるようになっている。即ち、この同時観察モードにおいては、制御部 53 は、白色光と2種類の蛍光色素の蛍光のための2種類の励起光とを発生するように、光源制御部 36 を制御する。また、光源装置として図 1B の光源装置 3A が採用される場合には、制御部 53 は、白色光の照射による白色光観察と、2種類の蛍光色素から発する蛍光による蛍光観察とを時分割に切替ながら実施するように各部を制御することができるようになっている。

40

【0043】

なお、本実施の形態においては、取得する2種類の蛍光のうち、少なくとも1種類の蛍光は可視光よりも長波長であるものとする。

【0044】

50

ところで、励起光の波長帯域が白色光の波長帯域（可視光の波長帯域）内に存在する場合と存在しない場合とがある。励起光の波長帯域が白色光の波長帯域内に存在する場合には、白色光画像の生成に際して、励起光の戻り光成分を白色光画像の作成に用いることが考えられる。なお、後述するように、励起光及び蛍光の波長帯域によっては、可視光のうち一部の波長帯域の成分を含まない光によって白色光画像を生成する場合もあるので、以下の説明では、可視光の一部の波長帯域を含まない光についても、白色光として説明することもある。

【 0 0 4 5 】

励起光の波長帯域と白色光の波長帯域との関係によって、画像処理部 4 6 における白色光画像の生成パターンとしては、以下の 3 つのパターン A ~ C がある。本実施の形態においては、これらの 3 つのパターン A ~ C のうちパターン A , B の場合が適用可能である。なお、2 種類の励起光のうち波長が長い方の励起光を L 励起光といい、波長が短い方の励起光を S 励起光というものとする。

10

【 0 0 4 6 】

A ... S , L 励起光の戻り光成分を白色光画像の作成に使用しない

B ... S , L 励起光の戻り光成分のいずれか一方のみを白色光画像の作成に使用する

C ... S , L 励起光の戻り光成分の両方を白色光画像の作成に使用する。

【 0 0 4 7 】

更に、パターン A には、以下の 4 つのパターン a ~ d が考えられる。なお、2 種類の蛍光のうち、波長が長い方の蛍光を L 蛍光といい、波長が短い方の蛍光を S 蛍光というものとする。

20

【 0 0 4 8 】

A - a ... S , L 蛍光はいずれも可視光より長波長

A - b ... S 蛍光は青色 (B)、L 蛍光は可視光より長波長

A - c ... S 蛍光は緑色 (G)、L 蛍光は可視光より長波長

A - d ... S 蛍光は赤色 (R)、L 蛍光は可視光より長波長。

【 0 0 4 9 】

また、パターン B にも、同様の 4 つのパターン a ~ d が考えられる。

【 0 0 5 0 】

B - a ... S , L 蛍光はいずれも可視光より長波長

B - b ... S 蛍光は青色 (B)、L 蛍光は可視光より長波長

B - c ... S 蛍光は緑色 (G)、L 蛍光は可視光より長波長

B - d ... S 蛍光は赤色 (R)、L 蛍光は可視光より長波長。

30

【 0 0 5 1 】

本実施の形態においては、上述したパターン A - a ~ A - d 及びパターン B - a ~ B - d において、1 つのビームスプリッタ 2 3 及び 2 種類の励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 を用いて、確実に白色光と 2 種類の蛍光とを分離して、高精度に白色光画像及び蛍光画像を取得することを可能にする。

【 0 0 5 2 】

(白色光と 2 種類の蛍光の分離)

40

次に、このような構成の光学部 2 1 を用いて、白色光と 2 種類の蛍光とを分離する方法について、図 2 乃至図 1 1 を参照して説明する。図 2、図 4、図 6、図 8 及び図 1 0 は、それぞれパターン A - a , B - d , A - b ~ A - d の例における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 の設定と、光源装置 3 から出射され撮像素子 2 5 , 2 6 に至る光の変化との関係を示す説明図である。また、図 3、図 5、図 7、図 9 及び図 1 1 は、それぞれ、パターン A - a , B - d , A - b ~ A - d の例における光のフィルタ制御を示す説明図である。

【 0 0 5 3 】

ところで、一般的に、励起光カットフィルタは、励起光の波長成分をカットして、蛍光の波長成分を通過させる。このような励起光カットフィルタは、複数の膜を積層して構成する。なお、成膜の方法としては、イオンアシスト蒸着等の方法がある。そして、入射光

50

と出射光との比の対数であるOD（光学濃度）値が大きくなるようにフィルタ特性を設計する。しかしながら、高いOD値を得るためには、つまり、フィルタ特性を急峻にして、確実に蛍光のみを通過させるようにするためには、積層する膜数を多くする必要がある。

【0054】

しかも、文献1の提案のように、1つの励起光カットフィルタで2つの波長帯域の励起光をカットするためには、2箇所にノッチを有するフィルタを構成する必要がある。ノッチフィルタとして十分な特性を得るためには、ロングパスフィルタやショートパスフィルタに比べて、より多くの膜を積層して構成する必要がある。更に、2箇所にノッチを有するダブルノッチフィルタでは必要な膜数がシングルノッチフィルタに比べて極めて多くなる。

10

【0055】

積層する膜数が極めて多い場合には、膜厚誤差により、所望のOD値や波長特性が得にくくなる。しかも、膜数が多い場合にはフィルタ自体の変形が生じやすい。このため、文献1の提案では、所望の特性の励起光カットフィルタの製造歩留まりは極めて悪いという欠点があった。

【0056】

本実施の形態においては、パターンA - aについては、励起光カットフィルタ22, 24として、1つのノッチ又はロングパス特性のフィルタによって構成することを可能にしている。これにより、パターンA - aの場合には、励起光カットフィルタ22, 24としては、比較的膜数が少なく、製造歩留まりが高い製品を採用することが可能である。

20

【0057】

（パターンA - a）

図2に示すように、同時観察モードにおいては、光源装置3から白色光、S励起光及びL励起光を含む光が出射される。図3に示すように、パターンA - aにおいては、S, L励起光のいずれも、可視光より長波長であり、S励起光の波長帯域は可視光の波長帯域に連続した長波長側の帯域である。光源装置3からの光は、挿入部6のライトガイド11に伝送されて、照明レンズ15から被写体表面61に照射される。被写体表面61からの戻り光には、白色光、L, S励起光の戻り光（以下、単に白色光、L, S励起光という）の他に、L励起光によって発生するL蛍光及びS励起光によって発生するS蛍光が含まれる。

30

【0058】

なお、図3の光源装置3、励起光カットフィルタ22, 24は、太線によって透過率が高い領域を示している。また、図3の最下段は一点鎖線、破線、実線、2点鎖線によって、それぞれ戻り光の青色帯域（Bch）、緑色帯域（Gch）、赤色帯域（Rch）及び近赤外帯域（IR）の感度特性を示している。図3に示すように、S励起光の長波長側に近赤外域のS蛍光（IRS）が発生し、L励起光の長波長側に近赤外域のL蛍光（IRL）が発生する。

【0059】

被写体からの戻り光は、接眼レンズ19を介して光学部21の励起光カットフィルタ22に入射する。この場合には、励起光カットフィルタ22は、L励起光の波長帯域にノッチ特性を有するノッチフィルタによって構成されており、入射光からL励起光成分を除去し、L励起光波長帯域以外の波長帯域を透過させる。こうして、この場合には、励起光カットフィルタ22を白色光、S励起光、S, L蛍光を含む光が通過してビームスプリッタ23に入射する。

40

【0060】

ビームスプリッタ23は、図3に示すように、可視光帯域を通過させ、それ以外の帯域を反射させる。こうして、撮像素子25には、可視光帯域である白色光が入射する。

【0061】

一方、ビームスプリッタ23は、可視光帯域以外の光については光軸を90度変化させて、励起光カットフィルタ24に出射する。図3に示すように、この場合には、励起光カ

50

ットフィルタ 24 は、可視光及び S 励起光を含む波長帯域をカットし、それ以外の波長帯域を通過させる ロングパスフィルタ により構成される。即ち、励起光カットフィルタ 24 を通過する光は、S 蛍光の波長帯域（近赤外帯域（IRS））と L 蛍光以上の波長帯域（近赤外帯域（IRL））である。こうして、撮像素子 26 には、S 蛍光及び L 蛍光が入射する。

【0062】

このようにパターン A - a においては、励起光カットフィルタ 22 は可視光の波長帯域よりも長波長の L 励起光をカットするノッチフィルタによって構成され、励起光カットフィルタ 24 は可視光の波長帯域を含み S 励起光の波長帯域よりも短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成される。文献 1 等の技術では、2 種類の励起光をカットするために、2 箇所にノッチ特性を有するダブルノッチフィルタを採用する必要があった。これに対し、本実施の形態においては、励起光カットフィルタ 22、24 は、シングルノッチフィルタ又は ロングパスフィルタ によって構成することができる。従って、各フィルタ 22、24 は、比較的少ない膜数で構成することができ、比較的高い歩留まりを得ることができる。

10

【0063】

仮に、励起光カットフィルタ 22 を、S 励起光をカットするノッチフィルタによって構成した場合には、励起光カットフィルタ 24 において L 励起光をカットする必要が生じ、励起光カットフィルタ 24 も L 励起光をカットするノッチフィルタによって構成する必要がある。この場合でも、シングルノッチフィルタはダブルノッチフィルタよりも少ない膜数で構成することは可能であるが、ロングパスフィルタ よりも膜数は多くなる。この理由から、本実施の形態においては、入射光が先に入射される励起光カットフィルタ 22 は、L 励起光をカットするノッチフィルタによって構成し、励起光カットフィルタ 24 については、可視光帯域を含む S 励起光の波長帯域より短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成するようにしている。これにより、特に、励起光カットフィルタ 24 については、膜数を十分に低減して、高い歩留まりを得ることができる。

20

【0064】

また、励起光カットフィルタ 24 に入射される光は、可視光以外の波長帯域を分離して反射させるビームスプリッタ 23 の出射光であり、励起光カットフィルタ 24 を、可視光帯域を含む S 励起光の波長帯域より短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成することにより、ビームスプリッタ 23 及び励起光カットフィルタ 24 の両方のフィルタによって、可視光をカットするようになっている。可視光は 2 つのフィルタによってカットされることから、励起光カットフィルタ 24 からは可視光（白色光）成分が十分に除去された光が出射される。これにより、撮像素子 26 によって得られる蛍光画像には、白色光による成分が含まれないので、高精度の蛍光画像が得られる。

30

【0065】

（パターン B - d）

図 4 及び図 5 はそれぞれ図 2 又は図 3 と同様の記載方法により記載したものであり、図 4 及び図 5 はパターン B - d における励起光カットフィルタ 22、24 及びビームスプリッタ 23 を通過する光を説明するものである。図 5 に示すように、パターン B - d においては、L 励起光は可視光より長波長であり、S 励起光の波長帯域は可視光の波長帯域中の最も長波長側の帯域である。被写体表面 61 からの戻り光には、白色光、L、S 励起光、L 蛍光及び S 蛍光が含まれる。図 5 に示すように、S 励起光の長波長側に赤色の S 蛍光（R）が発生し、L 励起光の長波長側に近赤外域の L 蛍光（IR）が発生する。

40

【0066】

被写体からの戻り光は、励起光カットフィルタ 22 に入射する。この場合には、励起光カットフィルタ 22 は、L 励起光の波長帯域にノッチ特性を有するノッチフィルタによって構成されており、入射光から L 励起光成分を除去し、L 励起光波長帯域以外の波長帯域を透過させる。こうして、この場合には、励起光カットフィルタ 22 を白色光、S 励起光、L、S 蛍光を含む光が通過してビームスプリッタ 23 に入射する。

50

【 0 0 6 7 】

ビームスプリッタ 2 3 は、図 5 に示すように、可視光波長帯域及び S 励起光波長帯域を通過させ、それ以外の帯域を反射させる。こうして、撮像素子 2 5 には、可視光及び S 励起光波長帯域による白色光が入射する。

【 0 0 6 8 】

一方、ビームスプリッタ 2 3 は、可視光及び S 励起光波長帯域以外の光については光軸を 9 0 度変化させて、励起光カットフィルタ 2 4 に出射する。図 5 に示すように、この場合には、励起光カットフィルタ 2 4 は、可視光及び S 励起光を含む波長帯域をカットし、それ以外の波長帯域を通過させる ロングパスフィルタ により構成される。即ち、励起光カットフィルタ 2 4 を通過する光は、赤色の S 蛍光 (I R) と近赤外帯域の L 蛍光 (I R) 以上の波長帯域である。こうして、撮像素子 2 6 には、S 蛍光及び L 蛍光が入射する。

10

【 0 0 6 9 】

このようにパターン B - d においては、励起光カットフィルタ 2 2 は可視光の波長帯域よりも長波長の L 励起光をカットするノッチフィルタによって構成され、励起光カットフィルタ 2 4 は可視光の波長帯域を含み S 励起光の波長帯域よりも短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成される。従って、各フィルタ 2 2 , 2 4 は、比較的少ない膜数で構成することができ、比較的高い歩留まりを得ることができる。

【 0 0 7 0 】

また、パターン B - d においても、入射光が先に入射される励起光カットフィルタ 2 2 は、L 励起光をカットするノッチフィルタによって構成し、励起光カットフィルタ 2 4 については、可視光帯域を含む S 励起光の波長帯域より短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成するようにしている。これにより、特に、励起光カットフィルタ 2 4 については、膜数を十分に低減して、高い歩留まりを得ることができる。

20

【 0 0 7 1 】

そして本実施の形態においては、励起光カットフィルタ 2 4 に入射される光は、可視光及び S 励起光以外の波長帯域を分離して反射させるビームスプリッタ 2 3 の出射光であり、励起光カットフィルタ 2 4 を、可視光帯域を含む S 励起光の波長帯域より短波長側をカットする ロングパスフィルタ によって構成することにより、ビームスプリッタ 2 3 及び励起光カットフィルタ 2 4 の両方のフィルタによって、可視光をカットするようになっている。可視光は 2 つのフィルタによってカットされることから、励起光カットフィルタ 2 4 からは可視光 (白色光) 成分が十分に除去された光が出射される。これにより、撮像素子 2 6 によって得られる蛍光画像には、白色光による成分が含まれないので、高精度の蛍光画像が得られる。

30

【 0 0 7 2 】

(パターン A - b)

図 6 及び図 7 はそれぞれ図 2 又は図 3 と同様の記載方法により記載したものであり、図 6 及び図 7 はパターン A - b における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 及びビームスプリッタ 2 3 を通過する光を説明するものである。図 7 に示すように、パターン A - b においては、L 励起光のみが可視光より長波長であり、S 励起光の波長帯域は可視光の波長帯域中の最も単波長側の帯域である。被写体表面 6 1 からの戻り光には、白色光、L , S 励起光、L 蛍光及び S 蛍光が含まれる。図 7 に示すように、S 励起光の長波長側に青色の S 蛍光 (B) が発生し、L 励起光の長波長側に近赤外域の L 蛍光 (I R) が発生する。

40

【 0 0 7 3 】

被写体からの戻り光は、励起光カットフィルタ 2 2 に入射する。この場合には、励起光カットフィルタ 2 2 は、S 励起光の波長帯域及び L 励起光の波長帯域を含む帯域にノッチ特性を有するダブルノッチフィルタによって構成されており、入射光から S , L 励起光成分を除去し、それ以外の波長帯域を透過させる。こうして、この場合には、励起光カットフィルタ 2 2 を白色光、L , S 蛍光を含む光が通過してビームスプリッタ 2 3 に入射する。

【 0 0 7 4 】

50

ビームスプリッタ 23 は、図 7 に示すように、青色より長波長側の可視光波長帯域を通過させ、それ以外の帯域を反射させる。こうして、撮像素子 25 には、青色より長波長側の可視光による白色光が入射する。

【0075】

一方、ビームスプリッタ 23 は、青色より長波長側の可視光の波長帯域以外の光については光軸を 90 度変化させて、励起光カットフィルタ 24 に出射する。図 7 に示すように、この場合には、励起光カットフィルタ 24 は、可視光及び S、L 励起光を含む波長帯域をカットし、青色の S 蛍光 (B) の波長帯域及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長側の波長帯域を通過させる。即ち、励起光カットフィルタ 24 を通過する光は、青色の S 蛍光 (B) と近赤外帯域の L 蛍光 (IR) 以上の波長帯域である。こうして、撮像素子 26 には、S 蛍光及び L 蛍光が入射する。

10

【0076】

このようにパターン A - b においては、励起光カットフィルタ 24 に入射される光は、青色より長波長側の可視光以外の波長帯域を分離して反射させるビームスプリッタ 23 の出射光であり、励起光カットフィルタ 24 には、可視光がカットされた光がビームスプリッタ 23 から入射される。更に、励起光カットフィルタ 24 は、青色の S 蛍光 (B) 及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長の波長帯域のみを通過させるようになっており、励起光カットフィルタ 24 において可視光がカットされる。このように、ビームスプリッタ 23 及び励起光カットフィルタ 24 の両方のフィルタによって、可視光をカットするようになっており、励起光カットフィルタ 24 からは可視光 (白色光) 成分が十分に除去された光が出射される。これにより、撮像素子 26 によって得られる蛍光画像には、白色光による成分が含まれないので、高精度の蛍光画像が得られる。

20

【0077】

(パターン A - c)

図 8 及び図 9 はそれぞれ図 2 又は図 3 と同様の記載方法により記載したものであり、図 8 及び図 9 はパターン A - c における励起光カットフィルタ 22、24 及びビームスプリッタ 23 を通過する光を説明するものである。図 9 に示すように、パターン A - c においては、L 励起光のみが可視光より長波長であり、S 励起光の波長帯域は可視光の波長帯域中の緑色帯域の短波長側の帯域である。被写体表面 61 からの戻り光には、白色光、L、S 励起光、L 蛍光及び S 蛍光が含まれる。図 9 に示すように、S 励起光の長波長側に緑色の S 蛍光 (G) が発生し、L 励起光の長波長側に近赤外域の L 蛍光 (IR) が発生する。

30

【0078】

被写体からの戻り光は、励起光カットフィルタ 22 に入射する。この場合には、励起光カットフィルタ 22 は、S 励起光の波長帯域にノッチ特性を有するシングルノッチフィルタによって構成されており、入射光から S 励起光成分を除去し、それ以外の波長帯域を透過させる。こうして、この場合には、励起光カットフィルタ 22 を白色光、L 励起光、L、S 蛍光を含む光が通過してビームスプリッタ 23 に入射する。

【0079】

ビームスプリッタ 23 は、図 9 に示すように、緑色の波長帯域を除く可視光波長帯域を通過させ、それ以外の帯域を反射させる。こうして、撮像素子 25 には、緑色の波長帯域を除く可視光による白色光が入射する。

40

【0080】

一方、ビームスプリッタ 23 は、緑色を除く可視光の波長帯域以外の光については光軸を 90 度変化させて、励起光カットフィルタ 24 に出射する。図 9 に示すように、この場合には、励起光カットフィルタ 24 は、可視光及び L 励起光を含む波長帯域をカットし、緑色の S 蛍光 (G) の波長帯域及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長側の波長帯域を通過させる。即ち、励起光カットフィルタ 24 を通過する光は、緑色の S 蛍光 (G) と近赤外帯域の L 蛍光 (IR) 以上の波長帯域である。こうして、撮像素子 26 には、S 蛍光及び L 蛍光が入射する。

【0081】

50

このようにパターン A - c においては、励起光カットフィルタ 2 4 に入射される光は、緑色を除く可視光以外の波長帯域を分離して反射させるビームスプリッタ 2 3 の出射光であり、励起光カットフィルタ 2 4 には、可視光がカットされた光がビームスプリッタ 2 3 から入射される。更に、励起光カットフィルタ 2 4 は、緑色の S 蛍光 (G) 及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長の波長帯域のみを通過させるようになっており、励起光カットフィルタ 2 4 において可視光がカットされる。このように、ビームスプリッタ 2 3 及び励起光カットフィルタ 2 4 の両方のフィルタによって、可視光をカットするようになっており、励起光カットフィルタ 2 4 からは可視光 (白色光) 成分が十分に除去された光が出射される。これにより、撮像素子 2 6 によって得られる蛍光画像には、白色光による成分が含まれないので、高精度の蛍光画像が得られる。

10

【 0 0 8 2 】

(パターン A - d)

図 1 0 及び図 1 1 はそれぞれ図 2 又は図 3 と同様の記載方法により記載したものであり、図 1 0 及び図 1 1 はパターン A - d における励起光カットフィルタ 2 2 , 2 4 及びビームスプリッタ 2 3 を通過する光を説明するものである。図 1 1 に示すように、パターン A - d においては、S 励起光及び L 励起光のいずれも可視光より長波長である。なお、S 励起光の波長帯域は可視光の波長帯域に連続した長波長側の帯域である。被写体表面 6 1 からの戻り光には、白色光、L , S 励起光、L 蛍光及び S 蛍光が含まれる。図 1 1 に示すように、S 励起光の長波長側に赤の S 蛍光 (R) が発生し、L 励起光の長波長側に近赤外域の L 蛍光 (IR) が発生する。

20

【 0 0 8 3 】

被写体からの戻り光は、励起光カットフィルタ 2 2 に入射する。この場合には、励起光カットフィルタ 2 2 は、S 励起光の波長帯域にノッチ特性を有するシングルノッチフィルタによって構成されており、入射光から S 励起光成分を除去し、それ以外の波長帯域を透過させる。こうして、この場合には、励起光カットフィルタ 2 2 を白色光、L 励起光、L , S 蛍光を含む光が通過してビームスプリッタ 2 3 に入射する。

【 0 0 8 4 】

ビームスプリッタ 2 3 は、図 1 1 に示すように、可視光の波長帯域及び S 励起光の波長帯域を含む波長帯域を通過させ、それ以外の帯域を反射させる。こうして、撮像素子 2 5 には、可視光及び S 励起光による白色光が入射する。

30

【 0 0 8 5 】

一方、ビームスプリッタ 2 3 は、可視光及び S 励起光の波長帯域以外の光については光軸を 9 0 度変化させて、励起光カットフィルタ 2 4 に出射する。図 1 1 に示すように、この場合には、励起光カットフィルタ 2 4 は、可視光及び S , L 励起光を含む波長帯域をカットし、赤色の S 蛍光 (R) の波長帯域及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長側の波長帯域を通過させる。即ち、励起光カットフィルタ 2 4 を通過する光は、赤色の S 蛍光 (R) と近赤外帯域の L 蛍光 (IR) 以上の波長帯域である。こうして、撮像素子 2 6 には、S 蛍光及び L 蛍光が入射する。

【 0 0 8 6 】

このようにパターン A - d においては、励起光カットフィルタ 2 4 に入射される光は、可視光及び S 励起光の波長帯域以外の波長帯域を分離して反射させるビームスプリッタ 2 3 の出射光であり、励起光カットフィルタ 2 4 には、可視光がカットされた光がビームスプリッタ 2 3 から入射される。更に、励起光カットフィルタ 2 4 は、赤色の S 蛍光 (R) 及び近赤外帯域の L 蛍光 (IR) より長波長の波長帯域のみを通過させるようになっており、励起光カットフィルタ 2 4 において可視光がカットされる。このように、ビームスプリッタ 2 3 及び励起光カットフィルタ 2 4 の両方のフィルタによって、可視光をカットするようになっており、励起光カットフィルタ 2 4 からは可視光 (白色光) 成分が十分に除去された光が出射される。これにより、撮像素子 2 6 によって得られる蛍光画像には、白色光による成分が含まれないので、高精度の蛍光画像が得られる。

40

【 0 0 8 7 】

50

このように本実施の形態においては、分光部は、可視光の波長帯域を通過させると共に、通過させた波長帯域以外の波長帯域を反射させる。被写体から分光部を介して白色光観察用の撮像素子に至る光路上には、被写体と分光部との間に第 1 の励起光カットフィルタが配置される。この第 1 の励起光カットフィルタによって、白色光観察と 2 種類の蛍光観察を同時に行う同時観察モードにおける 2 種類の蛍光を発生させる 2 種類の励起光のうちの少なくとも一方の波長帯域をカットする。分光部から反射された光には、分光部によりカットされる可視光の波長帯域と第 1 の励起光カットフィルタによってカットされる励起光の波長帯域とは含まれない。更に、分光部から反射された光は、第 1 の励起光カットフィルタでは除去されていない励起光の波長帯域と可視光の波長帯域とをカットする第 2 の励起光カットフィルタを介して蛍光観察用の撮像素子に入射する。蛍光観察用の撮像素子に入射する光は、第 1 及び第 2 の励起光カットフィルタによって 2 種類の励起光がカットされていると共に、分光部及び第 2 の励起光カットフィルタによって、可視光がカットされている。即ち、可視光は、分光部及び第 2 の励起光カットフィルタの 2 つのフィルタによってカットされた後蛍光観察用の撮像素子に入射されており、白色光の影響を受けない高精度の蛍光観察が可能である。

10

【0088】

なお、2 種類の励起光及び 2 種類の蛍光の波長帯域と可視光の波長帯域との関係によっては、第 2 の励起光カットフィルタをシングルノッチフィルタで構成し、第 2 の励起光カットフィルタを ロングパスフィルタ で構成することもできる。この場合には、2 種類の励起光をカットするフィルタとして膜数が少ないフィルタを採用することができ、製造歩留まりが良好となる。

20

【0089】

(第 2 の実施の形態)

図 12 は本発明の第 2 の実施の形態を示す説明図である。図 12 において図 2 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。図 12 は図 2 と同一の記載方法によって第 2 の実施の形態を示すものである。図 12 はパターン A - d に対応した例を示しているが、第 2 の実施の形態は上述した他のパターンにも同様に適用可能である。

【0090】

本実施の形態は励起光カットフィルタ 22 に代えて励起光カットフィルタ 71 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なるのみであり、他の構成は図 1A と同様である。励起光カットフィルタ 71 は、配置位置が励起光カットフィルタ 22 と異なるのみである。励起光カットフィルタ 71 は、戻り光がビームスプリッタ 23 に入射されるまでの光路上であって、光学視管 2A 内に配置されており、励起光カットフィルタ 22 と同様の特性を有して、戻り光から S 励起光及び L 励起光の少なくとも一方を除去し、除去した波長帯域以外の波長帯域の成分を通過させる。

30

【0091】

他の構成及び作用は第 1 の実施の形態と同様である。本実施の形態においては、第 1 の実施の形態と同様の効果が得られると共に、励起光カットフィルタを有する光学視管 2A を用いる場合には、カメラユニット 2B から 1 つの励起光フィルタを省略することができるという利点がある。

40

【0092】

(第 3 の実施の形態)

図 13 は本発明の第 3 の実施の形態を示す説明図である。図 13 において図 2 と同一の構成要素には同一符号を付して説明を省略する。図 13 は図 2 と同一の記載方法によって第 3 の実施の形態を示すものである。図 13 はパターン A - d に対応した例を示しているが、第 3 の実施の形態は上述した他のパターンにも同様に適用可能である。

【0093】

本実施の形態は励起光カットフィルタ 22 に代えて励起光カットフィルタ 72 を採用した点が第 1 の実施の形態と異なるのみであり、他の構成は図 1A と同様である。励起光カットフィルタ 72 は、配置位置が励起光カットフィルタ 22 と異なるのみである。励起光

50

カットフィルタ 72 は、ビームスプリッタ 23 と励起光カットフィルタ 24 との間の光路上に配置される。励起光カットフィルタ 24 は励起光カットフィルタ 22 と同様の特性を有して、ビームスプリッタ 23 の出射光から S 励起光の波長帯域及び L 励起光の波長帯域の少なくとも一方の波長帯域を除去し、除去した波長帯域以外の波長帯域の成分を通過させる。

【0094】

他の構成及び作用は第 1 の実施の形態と同様である。本実施の形態においては、被写体表面 61 からの戻り光は、ビームスプリッタ 23、励起光カットフィルタ 72 及び励起光カットフィルタ 24 を通過して撮像素子 26 に入射されることから、撮像素子 26 に入射される光については、第 1 の実施の形態と同様である。従って、本実施の形態においても、第 1 の実施の形態と同様の効果を得ることができる。

10

【0095】

以上の実施の形態においては、カメラユニット 2B に光学部 21、撮像素子 25、26 及び信号処理回路 27 が設けられているが、代わりに被検体に挿入される細長の挿入部に設けてもよい。また、光学部 21、撮像素子 25、26 及び信号処理回路 27 は、挿入部内であれば、先端部でも基端部でも、或いは中間部でも、配設可能である。さらに、挿入部は湾曲部を有する可撓管のタイプであってもよい。以上のいずれの場合においても、第 1、第 2 及び第 3 の実施の形態と同様の効果を有する。

【0096】

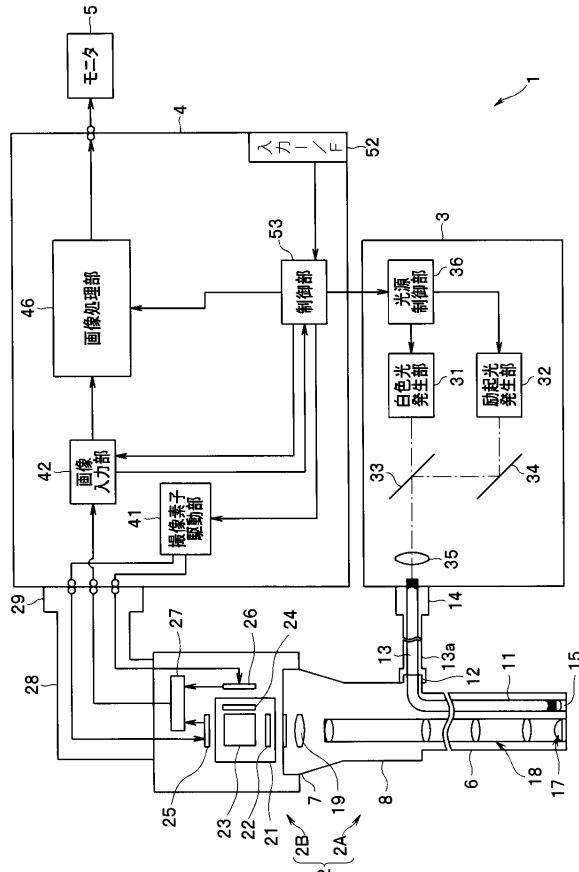
本発明は、上記各実施形態にそのまま限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記各実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素の幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

20

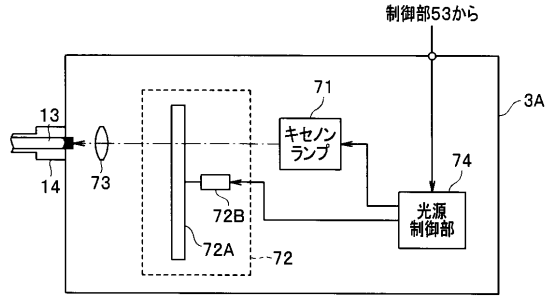
【0097】

本出願は、2015 年 9 月 18 日に日本国に出願された特願 2015 - 185489 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。

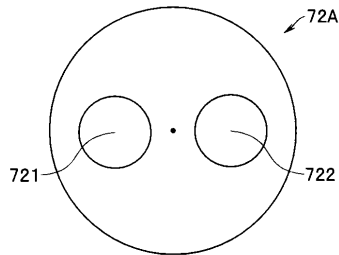
【 図 1 A 】



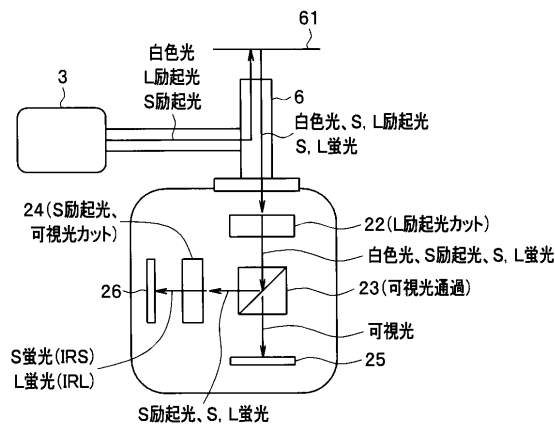
【 図 1 B 】



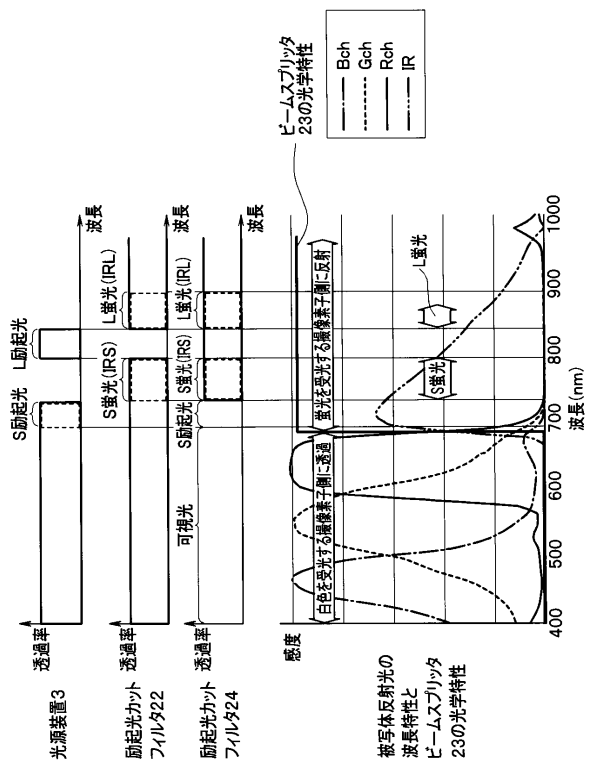
【 図 1 C 】



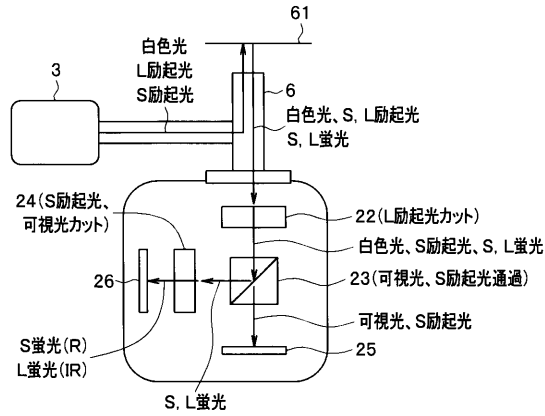
【圖 2】



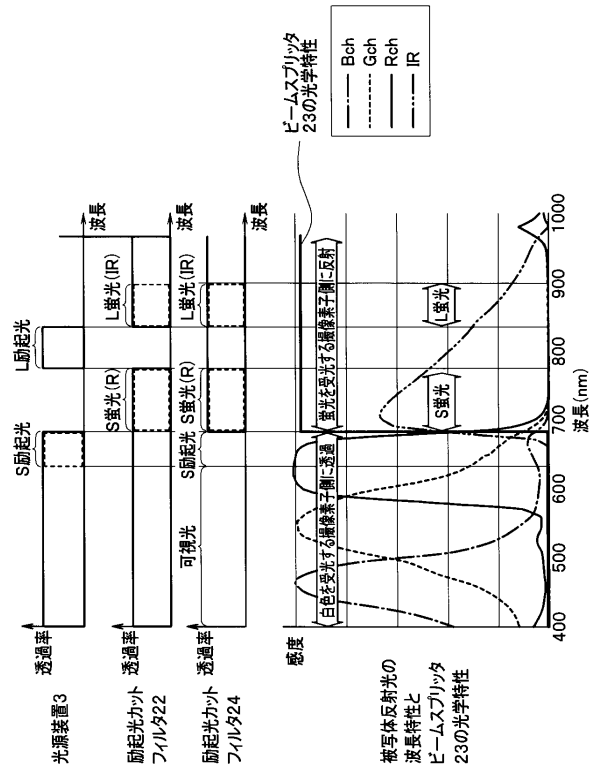
【 図 3 】



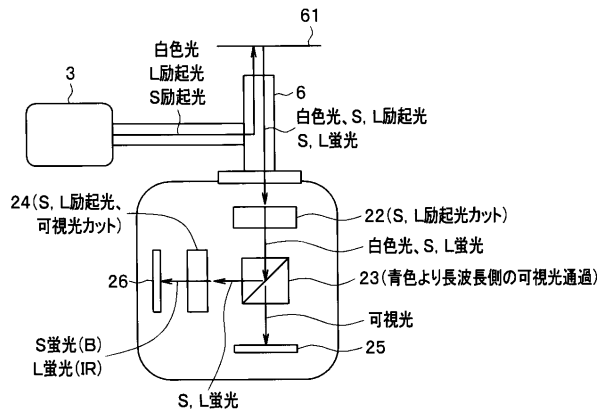
【図 4】



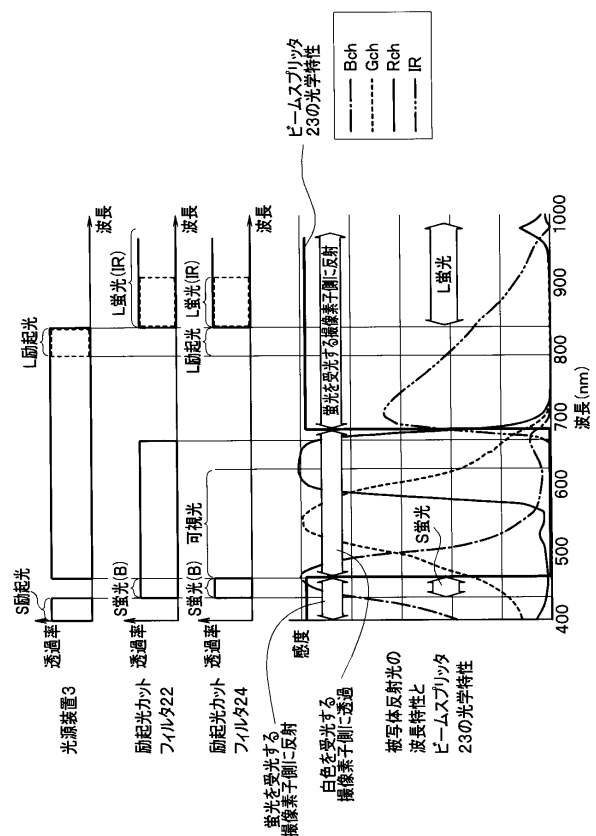
【図 5】



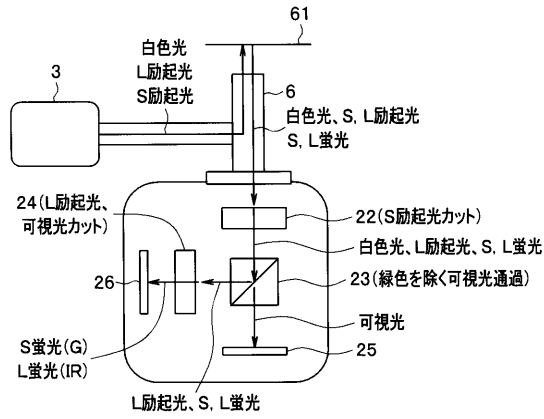
【図 6】



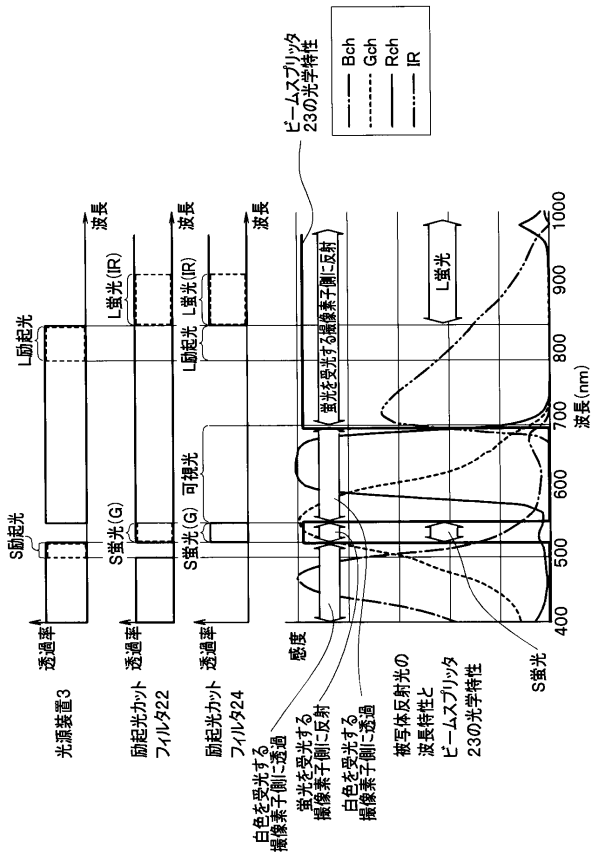
【図 7】



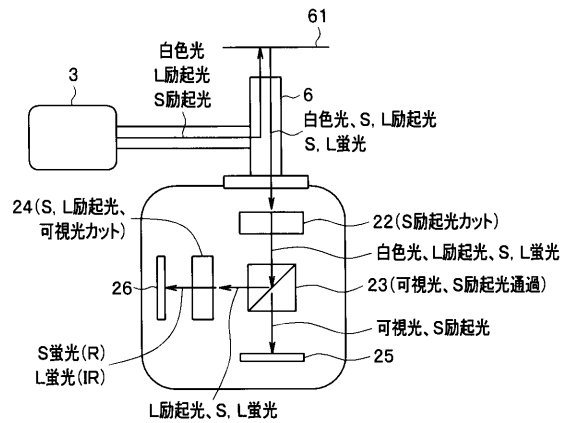
【 図 8 】



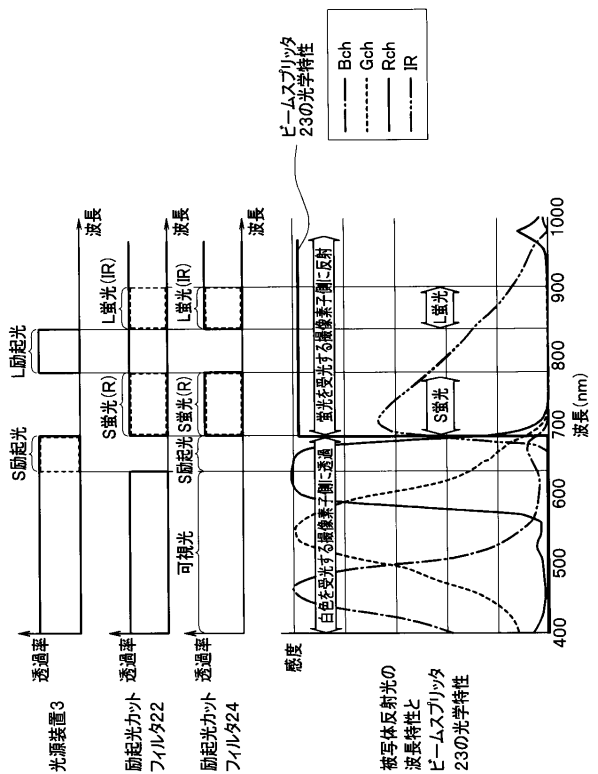
【 図 9 】



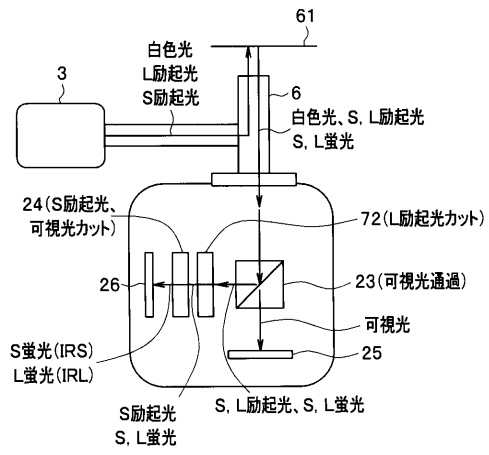
【 ㊦ 1 0 】



【 図 1 1 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

- (72)発明者 竹内 佑一
東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内
- (72)発明者 内山 博樹
東京都八王子市石川町2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

審査官 山口 裕之

- (56)参考文献 特開2 0 0 6 - 0 7 5 1 8 9 (J P , A)
特開2 0 0 6 - 1 0 2 4 8 1 (J P , A)
特開2 0 0 8 - 1 4 8 7 9 1 (J P , A)
特開2 0 0 9 - 2 2 6 0 6 7 (J P , A)
特開2 0 1 1 - 1 8 8 9 2 9 (J P , A)
特開2 0 1 1 - 2 2 4 1 2 7 (J P , A)
国際公開第2 0 1 5 / 0 2 3 9 9 0 (WO , A 1)
米国特許出願公開第2 0 0 9 / 0 2 3 6 5 4 1 (US , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP6234621B2	公开(公告)日	2017-11-22
申请号	JP2016575600	申请日	2016-04-05
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	鶴田 美沙 渡邊 俊明 竹内 佑一 内山 博樹		
发明人	鶴田 美沙 渡邊 俊明 竹内 佑一 内山 博樹		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B5/0071 G02B23/2469 G02B23/2484 G02B26/008 A61B1/0646 A61B1/0661 G01N21/6456		
FI分类号	A61B1/00.511 A61B1/00.731 G02B23/24.B		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
审查员(译)	山口博之		
优先权	2015185489 2015-09-18 JP		
其他公开文献	JPWO2017047140A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种内窥镜设备，包括：光谱部分，设置在来自被可见光照射的物体的返回光的光轴上；第一激发光和第二激发光，包括比第一激发光的波长更长的波长，并被配置为分离和发射光第一激发光截止滤光器，其被配置为阻挡包括在返回光中的第一激发光和第二激发光之一的波长带，以及第二激发光切割，第一激发光截止滤光器被配置为阻挡第一波长带的光以外的第二波长带滤光器，被配置为阻挡第一激发光和第二激发光的另一激发光的波长带和可见光的波长带。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6234621号 (P6234621)
(45) 発行日 平成29年11月22日(2017.11.22)	(24) 登録日 平成29年11月2日(2017.11.2)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/00 (2006.01) G 0 2 B 23/24 (2006.01)	F I A 6 1 B 1/00 5 1 1 A 6 1 B 1/00 7 3 1 G 0 2 B 23/24 B	
請求項の数 8 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-575600 (P2016-575600)	(73) 特許権者 000000376 オリンパス株式会社	
(22) 出願日 平成28年4月5日(2016.4.5)		
(30) 国際出願番号 PCT/JP2016/061147	東京都八王子市石川町2951番地	
(31) 国際公開番号 WO2017/047140	100076233	
(32) 国際公開日 平成29年3月23日(2017.3.23)	発明者 伊藤 進	
(33) 優先権主張番号 特願2015-185489 (P2015-185489)	100101661	
(34) 優先日 平成27年9月18日(2015.9.18)	発明者 長谷川 靖	
(35) 優先権主張国 日本国(JP)	100135932	
早期審査対象出願	発明者 鶴田 美沙	
	東京都八王子市石川町2951番地 オリ	
	ンパス株式会社内	
	渡邊 俊明	
	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		