

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2007-307279
(P2007-307279A)

(43) 公開日 平成19年11月29日(2007.11.29)

(51) Int.Cl.	F I			テーマコード (参考)	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D	4 C 0 6 1	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 Y		
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2		
	A 6 1 B	1/06	A		

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2006-141382 (P2006-141382)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年5月22日 (2006.5.22)		オリンパス株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100118913
			弁理士 上田 邦生
		(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	上原 靖弘
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパス株式会社内
		Fターム(参考)	4C061 CC06 FF40 FF47 HH51 JJ17
			LL02 NN01 NN05 NN07 PP12
			QQ06 QQ07 RR04 RR11 RR17
			RR26 WW10 WW17 YY02 YY12
			YY18

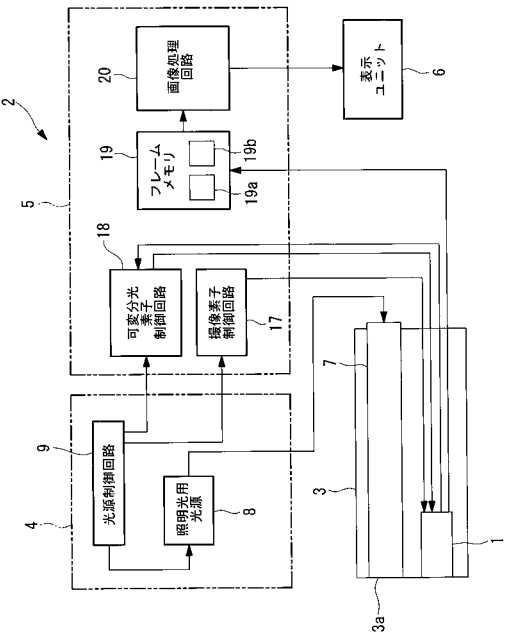
(54) 【発明の名称】 分光画像観察用光学装置

(57) 【要約】

【課題】隣接する光学部材の間隔を小さく維持しながら、駆動手段のストロークを大きく確保して、透過特性を精度よく調節する。

【解決手段】間隔を空けて対向する第1および第2の光学部材11a、11bを有し、これら光学部材11a、11bの相対位置の変化により分光特性が変化する可変分光素子16と、第1の光学部材11aを固定する枠部材14と、該枠部材14と第2の光学部材11bとの間に配置され、入力される駆動信号に応じ、枠部材14に対して第2の光学部材11bを変位させる駆動手段と、可変分光素子16を通過する光束を偏向もしくは分光する光学素子10a、10bまたは光電変換を行う光電変換素子13とを備え、枠部材14に光学素子10a、10bまたは光電変換素子13が支持されている分光画像観察用光学装置1を提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

間隔を空けて対向する第 1 および第 2 の光学部材を有し、これら光学部材の相対位置の変化により分光特性が変化する可変分光素子と、

前記第 1 の光学部材を固定する枠部材と、

該枠部材と前記第 2 の光学部材との間に配置され、入力される駆動信号に応じ、前記枠部材に対して前記第 2 の光学部材を変位させる駆動手段と、

前記可変分光素子を通過する光束を偏向もしくは分光する光学素子または光電変換を行う光電変換素子とを備え、

前記枠部材に前記光学素子または前記光電変換素子が支持されている分光画像観察用光学装置。 10

【請求項 2】

生体組織の分光画像を観察する請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 3】

生体体腔内の組織の分光画像を観察する請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 4】

前記駆動手段と前記光学素子または光電変換素子の少なくとも一部とが光軸方向に重なる位置に配置されている請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 5】

前記光学素子が、レンズまたはフィルタである請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。 20

【請求項 6】

前記光電変換素子が、入射された光を電気エネルギーに変換する素子、または、入力された電気エネルギーを光に変換する素子である請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 7】

前記駆動手段が、光軸を挟んで両側に配置されている請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 8】

前記駆動手段が、前記第 2 の光学部材を光軸方向に変位させる請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。 30

【請求項 9】

前記第 1 の光学部材が、前記第 2 の光学部材と、前記枠部材による前記駆動手段の支持位置との間に配置されている請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 10】

前記第 2 の光学部材が、前記第 1 の光学部材と、前記枠部材による前記駆動手段の支持位置との間に配置されている請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 11】

前記光電変換素子が受光素子であり、

前記光学素子が、前記可変分光素子を通過する光束を受光素子上に結像させる請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。 40

【請求項 12】

前記光電変換素子が光源であり、

前記光学素子が、前記可変分光素子を通過する光束を観察対象に投光する請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 13】

前記光源が面光源である請求項 12 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 14】

前記可変分光素子を通過する光束が非コリメート光である請求項 11 から請求項 13 のいずれかに記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 15】

前記光学素子が、前記可変分光素子を通して光束に対して光学的パワーを有する請求項 14 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 16】

前記枠部材が、筒状に形成され、前記可変分光素子、前記駆動手段、光学素子または光電変換素子とその内側に収容する請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 17】

前記駆動手段が、前記第 1 の光学部材と第 2 の光学部材との間隔寸法を変化させる請求項 1 に記載の分光画像観察用光学装置。

【請求項 18】

前記第 1 の光学部材と第 2 の光学部材との間隔寸法を検出する間隔検出手段を備える請求項 17 に記載の分光画像観察用光学装置。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、分光画像観察用光学装置に関し、特に、エタロン素子を用いて生体等の分光情報を取得する技術に関するものである。

【背景技術】

【0002】

内視鏡先端の撮像光学系または照明光学系の少なくとも一方に、複数の光学部材の間隔をピエゾ素子からなる駆動手段により可変としたエタロン素子を配置して、観察光または照明光の波長特性を変化させる技術が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。 20

この特許文献 1 に開示された技術を用いることにより生体等の分光情報を取得することができる。

【0003】

特許文献 1 に開示されているエタロン素子は、2 以上の光学部材間にピエゾ素子からなる駆動手段を配置している。エタロン素子は、光の干渉効果を用いて透過特性を変化させるものであるため、隣接する光学部材の間隔を光束のコヒーレンス長程度以下に近接させる必要があるとともに、光学部材を変位させる駆動手段には高い駆動分解能が必要とされる。

【特許文献 1】特許第 2802061 号明細書 30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、隣接する光学部材の間隔を光束のコヒーレンス長程度以下に効率よく調整するためには、駆動手段のストロークを大きく確保することが必要となるが、駆動手段を 2 以上の光学部材間に配置する特許文献 1 の構造では、ストロークの長大化は困難であるという問題がある。

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、隣接する光学部材の間隔を小さく維持しながら、駆動手段のストロークを大きく確保して、透過特性を精度よく調節することができる分光画像観察用光学装置を提供することを目的としている。 40

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、間隔を空けて対向する第 1 および第 2 の光学部材を有し、これら光学部材の相対位置の変化により分光特性が変化する可変分光素子と、前記第 1 の光学部材を固定する枠部材と、該枠部材と前記第 2 の光学部材との間に配置され、入力される駆動信号に応じ、前記枠部材に対して前記第 2 の光学部材を変位させる駆動手段と、前記可変分光素子を通して光束を偏向もしくは分光する光学素子または光電変換を行う光電変換素子とを備え、前記枠部材に前記光学素子または前記光電変換素子が支持されている分光画像観察用光学装置を提供する。

【 0 0 0 6 】

上記発明においては、生体組織の分光画像を観察することとしてもよく、生体体腔内の組織の分光画像を観察することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記駆動手段と前記光学素子または光電変換素子の少なくとも一部とが光軸方向に重なる位置に配置されていることが好ましい。

【 0 0 0 7 】

また、上記発明においては、前記光学素子が、レンズまたはフィルタであることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記光電変換素子が、入射された光を電気エネルギーに変換する素子、または、入力された電気エネルギーを光に変換する素子であることとしてもよい。

【 0 0 0 8 】

また、上記発明においては、前記駆動手段が、光軸を挟んで両側に配置されていることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記駆動手段が、前記第 2 の光学部材を光軸方向に変位させることとしてもよい。

【 0 0 0 9 】

また、上記発明においては、前記第 1 の光学部材が、前記第 2 の光学部材と、前記枠部材による前記駆動手段の支持位置との間に配置されていることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 2 の光学部材が、前記第 1 の光学部材と、前記枠部材による前記駆動手段の支持位置との間に配置されていることとしてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、上記発明においては、前記光電変換素子が受光素子であり、前記光学素子が、前記可変分光素子を通しての光束を受光素子上に結像させることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記光電変換素子が光源であり、前記光学素子が、前記可変分光素子を通しての光束を観察対象に投光することとしてもよい。

【 0 0 1 1 】

また、上記発明においては、前記光源が面光源であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記可変分光素子を通しての光束が非コリメート光であることとしてもよい。

【 0 0 1 2 】

また、上記発明においては、前記光学素子が、前記可変分光素子を通しての光束に対して光学的パワーを有することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記枠部材が、筒状に形成され、前記可変分光素子、前記駆動手段、光学素子または光電変換素子をその内側に収容することとしてもよい。

【 0 0 1 3 】

また、上記発明においては、前記駆動手段が、前記第 1 の光学部材と第 2 の光学部材との間隔寸法を変化させることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 1 の光学部材と第 2 の光学部材との間隔寸法を検出する間隔検出手段を備えることとしてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、隣接する光学部材の間隔を小さく維持しながら、駆動手段のストロークを大きく確保して、透過特性を精度よく調節することができるという効果を奏する。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、本発明の第 1 の実施形態に係る分光画像観察用光学装置 1 について、図 1 ~ 図 3 を参照して説明する。

本実施形態に係る分光画像観察用光学装置（以下、撮像ユニットという。）1 は、図 1 に示されるように、内視鏡システム 2 に搭載されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 6 】

内視鏡システム 2 は、図 1 に示されるように、生体の体腔内に挿入される挿入部 3 と、該挿入部 3 内に配置される撮像ユニット 1 と、複数種の光を発する光源ユニット 4 と、前記撮像ユニット 1 および光源ユニット 4 を制御する制御ユニット 5 と、撮像ユニット 1 により取得された画像を表示する表示ユニット 6 とを備えている。

【 0 0 1 7 】

前記挿入部 3 は、生体の体腔に挿入できる極めて細い外形寸法を有し、その内部に、前記撮像ユニット 1 と、前記光源ユニット 4 からの光を先端 3 a まで伝播するライトガイド 7 とを備えている。

前記光源ユニット 4 は、体腔内の観察対象を照明する照明光を発する光源 8 と、該光源 8 を制御する光源制御回路 9 とを備えている。 10

【 0 0 1 8 】

前記光源 8 は、例えば、図示しないキセノンランプおよびバンドパスフィルタを組み合わせたもので、バンドパスフィルタの 50 % 透過域は、430 ~ 700 nm である。すなわち、光源 8 は、波長帯域 430 ~ 700 nm の照明光を発生するようになっている。

【 0 0 1 9 】

本実施形態に係る撮像ユニット 1 は、図 2 に示されるように、観察対象 A から入射される光を集光する撮像光学系 10 と、間隔をあけて配置され集光された光を透過させる第 1、第 2 の光学部材 11 a, 11 b と、制御ユニット 5 の作動により作動させられるアクチュエータ（駆動手段）12 と、撮像光学系 10 により集光された光を撮影して電気信号に変換する撮像素子（光電変換素子）13 と、これらを支持する枠部材 14 とを備えている。 20

【 0 0 2 0 】

前記撮像光学系 10 は、第 1 のレンズ（光学素子）10 a および第 2 のレンズ（光学素子）10 b を備えている。

前記第 1, 第 2 の光学部材 11 a, 11 b の対向面には、光学有効径の範囲に反射コート（図示略）が施されている。反射コートは、例えば、金属膜や誘電体多層膜により構成されている。そして、第 1、第 2 の光学部材 11 a, 11 b の面間隔は、極めて微小な値、例えば、ミクロンオーダーになるように配置されている。

【 0 0 2 1 】

また、第 1、第 2 の光学部材 11 a, 11 b の光学有効径に設けられた反射コートの半径方向外側には、容量センサ 15 を構成する輪帯形状のセンサ電極 15 a, 15 b が配置されている。センサ電極 15 a, 15 b は、例えば、金属膜により構成されている。これにより、容量センサ 15 は、センサ電極 15 a, 15 b 間の隙間に応じて変化する静電容量に基づいて、センサ電極 15 a, 15 b 間の隙間寸法を検出することができるようになっている。 30

【 0 0 2 2 】

アクチュエータ 12 は、例えば、円筒形状の圧電素子により構成されている。アクチュエータ 12 に駆動信号が入力されると、アクチュエータ 12 は該駆動信号に応じてその長さを伸縮させるようになっている。そして、アクチュエータ 12 の作動により光学部材 11 a, 11 b の間隔寸法を変化させることで、その透過する光の波長帯域を変化させることができるようになっている。 40

【 0 0 2 3 】

枠部材 14 は、円筒状の外筒 14 a と、該外筒 14 a の内面に固定された第 1, 第 2 の支持部材 14 b, 14 c とを備えている。

アクチュエータ 12 の一端は、第 1 の支持部材 14 b に固定され、他端には第 2 の光学部材 11 b が固定されている。第 1 の支持部材 14 b は、その半径方向の中央に、アクチュエータ 12 の内側に延びる筒状部 14 d を備え、該筒状部 14 d の先端に第 1 の光学部材 11 a が固定されている。

【 0 0 2 4 】

また、筒状部 14 d の半径方向内方には第 2 のレンズ 10 b および撮像素子 13 がアクチュエータ 12 の軸方向に間隔をあけて配置されている。これにより、第 1 の光学部材 11 a、第 2 のレンズ 10 b および撮像素子 13 と、これらを内蔵するアクチュエータ 12 とが軸方向に重なる位置に配置されている。

【0025】

また、第 2 の支持部材 14 c は、第 1、第 2 の光学部材 11 a、11 b を挟んで第 2 のレンズ 10 b とは反対側に配置される第 1 のレンズ 10 a を支持している。枠部材 14 を構成する外筒 14 a、第 1、第 2 の支持部材 14 b、14 c、第 1、第 2 のレンズ 10 a、10 b、第 1、第 2 の光学部材 11 a、11 b、撮像素子 13 およびアクチュエータ 12 は、例えば、接着剤により相互に固定されている。

10

【0026】

第 1、第 2 の光学部材 11 a、11 b とアクチュエータ 12 とによって光の透過率特性を微調整可能な可変分光素子 16 が構成されている。

可変分光素子 16 の可変波長帯域は、図 3 に示されるように、制御ユニット 5 からの制御信号に応じて 2 つの状態に変化している。このとき、容量センサ 15 からの信号をもとに制御信号のフィードバック制御を実施することにより、制御精度を向上させることができる。

【0027】

第 1 の状態は、可視光の緑の領域である波長帯域 530 ~ 560 nm の光を透過させるようになっている（透過波長帯域は透過率 50 % となる波長で定義される。）。

20

第 2 の状態は、可視光の赤の領域である波長帯域 630 ~ 660 nm の光を透過させるようになっている。

【0028】

前記制御ユニット 5 は、図 1 に示されるように、撮像素子 13 を駆動制御する撮像素子駆動回路 17 と、可変分光素子 16 を駆動制御する可変分光素子制御回路 18 と、撮像素子 13 により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ 19 と、該フレームメモリ 19 に記憶された画像情報を処理して表示ユニット 6 に出力する画像処理回路 20 とを備えている。

【0029】

撮像素子駆動回路 17 および可変分光素子制御回路 18 は、前記光源制御回路 9 に接続され、可変分光素子 16 および撮像素子 13 を駆動制御するようになっている。

30

具体的には、可変分光素子制御回路 18 が、可変分光素子 16 を第 1 の状態としたときに、撮像素子駆動回路 17 が撮像素子 13 からの画像情報を第 1 のフレームメモリ 19 a に出力させるようになっている。また、可変分光素子制御回路 18 が、可変分光素子 16 を第 2 の状態としたときに、撮像素子駆動回路 17 が撮像素子 13 からの画像情報を第 2 のフレームメモリ 19 b に出力させるようになっている。

【0030】

また、前記画像処理回路 20 は、例えば、緑の帯域の反射光画像情報を第 1 のフレームメモリ 19 a から受け取って、表示ユニット 6 の第 1 のチャンネルに出力し、赤の帯域の反射光画像情報を第 2 のフレームメモリ 19 b から受け取って、表示ユニット 6 の第 2 のチャンネルに出力するようになっている。

40

【0031】

このように構成された本実施形態に係る撮像ユニット 1 を含む内視鏡システム 2 の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る撮像ユニット 1 を備えた内視鏡システム 2 を用いて、生体の体腔内の撮影対象 A を撮像するには、挿入部 3 を体腔内に挿入し、その先端 3 a を体腔内の撮影対象 A に対向させる。この状態で、光源ユニット 4 および制御ユニット 5 を作動させ、光源制御回路 9 の作動により、光源 8 から照明光を発生させる。

【0032】

光源ユニット 4 の光源 8 において発生した照明光は、ライトガイド 7 を介して挿入部 3

50

の先端 3 a まで伝播され、挿入部 3 の先端 3 a から撮影対象 A に向けて照射される。

照明光は撮影対象 A の表面において反射され、第 1 のレンズ 10 a により略平行光にされた後、可変分光素子 16 を透過して、第 2 のレンズ 10 b により撮像素子 13 に結像される。これにより、反射光画像情報が取得される。

【0033】

緑の帯域の反射光画像情報を取得する場合には、可変分光素子制御回路 18 により可変分光素子 16 を第 1 の状態に切り替える。これにより、撮像素子 13 に到達する反射光の帯域を 530 ~ 560 nm に制限することができる。取得された反射光画像情報は、第 1 のフレームメモリ 19 a に記憶され、画像処理回路 20 によって、表示ユニット 6 の第 1 のチャンネルに出力され、表示される。

10

【0034】

赤の帯域の反射光画像情報を取得する場合には、可変分光素子制御回路 18 により可変分光素子 16 を第 2 の状態に切り替える。これにより、撮像素子 13 に到達する反射光の帯域を 630 ~ 660 nm に制限することができる。取得された反射光画像情報は、第 2 のフレームメモリ 19 b に記憶され、画像処理回路 20 によって、表示ユニット 6 の第 2 のチャンネルに出力され、表示される。

このように、本実施形態に係る撮像ユニット 1 を備える内視鏡システム 2 によれば、反射光の異なる波長域に対する画像情報を使用者に提供することができる。

【0035】

この場合において、本実施形態に係る撮像ユニット 1 によれば、筒状のアクチュエータ 12 の内部に、第 1 の光学部材 11 a、第 2 のレンズ 10 b および撮像素子 13 を配置しているので、これらを直列に配列した従来の装置と比較して、アクチュエータ 12 のストロークを十分に確保しつつ、撮像ユニット 1 の全長を短くすることができるという効果がある。内視鏡システム 2 においては、先端の変形しない硬質部分の長さを短縮できるので特に好ましい。

20

【0036】

なお、本実施形態に係る撮像ユニット 1 の構成に対しては、種々の変更および変形が可能である。

例えば、筒状のアクチュエータ 12 を第 1 の支持部材 14 b と第 2 の光学部材 11 b との間に配置したが、これに代えて、図 4 に示されるように、アクチュエータ 12 を第 2 の光学部材 11 b と第 2 の支持部材 14 c との間に配置し、第 1 の光学部材 11 a および第 1 のレンズ 10 a をアクチュエータ 12 内に配置することとしてもよい。

30

これにより、第 1 のレンズ 10 a がアクチュエータ 12 内意配置され、アクチュエータ 12 のストロークを確保しながら全長を短縮することができる。

【0037】

また、図 5 に示されるように、アクチュエータ 12 を第 2 の光学部材 11 b と第 1 の支持部材 14 b との間に配置し、第 1 の光学部材 11 a を第 2 の支持部材 14 c に支持させることとしてもよい。このようにすることで、精度が必要な第 1 の光学部材 11 a とアクチュエータ 12 とを入れ子構造に構成する必要がなく、構造が簡単で組立を容易にできるという利点がある。

40

【0038】

さらに、図 6 に示されるように、アクチュエータ 12 を第 2 の光学部材 11 b と第 2 の支持部材 14 c との間に配置し、第 1 の光学部材 11 a を第 1 の支持部材 14 b に支持させることとしてもよい。これにより、第 1 のレンズ 10 a がアクチュエータ 12 内に配置され、アクチュエータ 12 のストロークを確保しながら全長を短縮することができる。

【0039】

また、撮像素子 13 としては、CCD 素子、C-MOS、フォトダイオード、電子増倍 CCD (EMCCD)、電子打ち込み型 CCD (EBCCD) 等を採用することとしてもよい。

また、枠部材 14 やアクチュエータ 12 の固定方法としては、他の固定方法、例えば、

50

止めネジによる固定方法や嵌合による固定方法を用いてもよい。また、アクチュエータ 12 としては、圧電素子の他、例えば、磁歪素子を採用してもよい。また、軟性鏡の他、硬性鏡に適用することとしてもよい。さらに、内視鏡システム 2 ではなく、生体内部観察用の対物レンズに適用することとしてもよい。

【0040】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る撮像ユニット 30 および内視鏡システム 31 について、図 7 ~ 図 9 を参照して以下に説明する。

なお、本実施形態の説明において、上述した第 1 の実施形態に係る撮像ユニット 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0041】

本実施形態に係る撮像ユニット 30 を含む内視鏡システム 31 は、図 7 に示されるように、反射光画像に加えて蛍光画像を取得する点において第 1 の実施形態における内視鏡システム 2 と相違している。また、反射光画像の波長帯域も相違している。

【0042】

前記光源ユニット 4 は、体腔内の観察対象を照明し、観察対象において反射して戻る反射光を取得するための照明光を発する照明光用光源 32 と、体腔内の観察対象に照射され、観察対象内に存在する蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を発する励起光用光源 33 と、これらの光源 32, 33 を制御する光源制御回路 9 とを備えている。

【0043】

前記照明光用光源 32 は、例えば、図示しないキセノンランプおよびバンドパスフィルタを組み合わせたもので、バンドパスフィルタの 50% 透過域は、430 ~ 460 nm である。すなわち、照明光用光源 32 は、波長帯域 430 ~ 460 nm の照明光を発生している。

【0044】

前記励起光用光源 33 は、例えば、ピーク波長 660 ± 5 nm の励起光を出射する半導体レーザーである。この波長の励起光は、Cy5.5 (Amersham 社製) や ALEXAFLUOR 700 (Molecular Probes 社製) 等の蛍光薬剤を励起することができる。

前記光源制御回路 9 は、後述するタイミングチャートに従う所定のタイミングで、照明光用光源 32 と励起光用光源 33 とを交互に点灯および消灯させるようになっている。

【0045】

前記撮像ユニット 30 は、図 8 に示されるように、観察対象 A から入射される光を集光する第 1 のレンズ 10a および第 2 のレンズ 10b を備える撮像光学系 10 と、観察対象 A から入射されてくる励起光を遮断する励起光カットフィルタ 34 と、制御ユニット 5 の作動により分光特性を変化させられる可変分光素子 (可変分光手段) 16 と、撮像光学系 10 により集光された光を撮影して電気信号に変換する撮像素子 13 と、これらを支持する枠部材 14 とを備えている。

【0046】

アクチュエータ 12 は、例えば、円筒状の圧電素子からなり、その一端は、第 2 の支持部材 14c に固定され、他端には第 2 の光学部材 11b が固定されている。第 2 の支持部材 14c は、その半径方向の中央に、アクチュエータ 12 の内側に延びる筒状部 14d を備えている。該筒状部 14d の内側には、前記撮像光学系 10 を構成する第 1、第 2 のレンズ 10a, 10b および励起光カットフィルタ 34 が固定されている。

【0047】

また、第 1 の支持部材 14b は、第 1、第 2 の光学部材 11a, 11b を挟んで第 2 の支持部材 14c とは反対側に配置され、第 1 の光学部材 11a および撮像素子 13 を支持している。

【0048】

可変分光素子 16 は、図 9 に示されるように、1 つの固定透過帯域および 1 つの可変透過帯域の 2 つの透過帯域を有する透過率波長特性を有している。固定透過帯域は、可変分

10

20

30

40

50

光素子 16 の状態によらず、常に入射光を透過するようになっている。また、可変透過帯域は可変分光素子 16 の状態に応じて透過率特性が変化するようになっている。

【0049】

本実施形態において、可変分光素子 16 は、蛍光薬剤が励起光により励起されることによって発せられる蛍光（薬剤蛍光）の波長を含む波長帯域（例えば、690～710nm）に可変透過帯域を備えている。そして、可変分光素子 16 は、制御ユニット 5 からの制御信号に応じて 2 つの状態に変化するようになっている。

【0050】

第 1 の状態は、可変透過帯域での透過率を 50% 以上に増大させ、薬剤蛍光を透過させる状態である。第 2 の状態は、可変透過帯域での透過率を 20% 以下に低下させ、薬剤蛍光を遮断する状態である。

第 2 の状態は、可変透過帯域の波長域を第 1 の状態から変化させることによって、薬剤蛍光を遮断してもよい。

【0051】

固定透過帯域は、例えば、420～540nm の範囲に配置され、透過率 60% 以上に固定されている。

また、固定透過帯域は、照明光に対する反射光の波長を含む波長帯域に位置し、上記第 1 および第 2 の状態のいずれの場合においても反射光を撮像素子 13 に向けて透過させることができるようになっている。

【0052】

また、前記励起光カットフィルタ 34 は、420～640nm の波長帯域で透過率 80% 以上、650～670nm の波長帯域で OD 値 4 以上（＝透過率 1×10^{-4} 以下）、690～750nm の波長帯域で透過率 80% 以上である。

【0053】

撮像素子駆動回路 17 および可変分光素子制御回路 18 は、前記光源制御回路 9 に接続され、光源制御回路 9 による照明光用光源 32 および励起光用光源 33 の切り替えに同期して可変分光素子 16 および撮像素子 13 を駆動制御するようになっている。

【0054】

具体的には、図 10 のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路 9 の作動により、励起光用光源 33 から励起光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 18 が、可変分光素子 16 を第 1 の状態として、撮像素子駆動回路 17 が撮像素子 13 から出力される画像情報を第 1 のフレームメモリ 19a に出力させるようになっている。また、照明光用光源 32 から照明光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 18 が、可変分光素子 16 を第 2 の状態として、撮像素子駆動回路 17 が撮像素子 13 から出力される画像情報を第 2 のフレームメモリ 19b に出力するようになっている。

【0055】

また、前記画像処理回路 20 は、例えば、励起光の照射により得られる蛍光画像情報を第 1 のフレームメモリ 19a から受け取って表示ユニット 6 の第 1 のチャンネルに出力し、照明光の照射により得られる反射光画像情報を第 2 のフレームメモリ 19b から受け取って表示ユニット 6 の第 2 のチャンネルに出力するようになっている。

【0056】

このように構成された本実施形態に係る撮像ユニット 30 および内視鏡システム 31 の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム 31 を用いて、生体の体腔内の撮影対象 A を撮像するには、蛍光薬剤を体内に注入するとともに、挿入部 3 を体腔内に挿入し、その先端 3a を体腔内の撮影対象 A に対向させる。この状態で、光源ユニット 4 および制御ユニット 5 を作動させ、光源制御回路 9 の作動により、照明光用光源 32 および励起光用光源 33 を交互に作動させて照明光および励起光をそれぞれ発生させる。

【0057】

光源ユニット 4 において発生した励起光および照明光は、それぞれライトガイド 7 を介

10

20

30

40

50

して挿入部 3 の先端 3 a まで伝播され、挿入部 3 の先端 3 a から撮影対象 A に向けて照射される。

励起光が撮影対象 A に照射された場合には、撮影対象 A に浸透している蛍光薬剤が励起されて蛍光が発せられる。撮影対象 A から発せられた蛍光は、撮像ユニット 30 の撮像光学系 10 により集光され励起光カットフィルタ 34 を透過し可変分光素子 16 に入射される。

【0058】

可変分光素子 16 は、可変分光素子制御回路 17 の作動により励起光用光源 33 の作動に同期して第 1 の状態に切り替えられているので、蛍光に対する透過率が増大させられており、入射された蛍光を透過させることができる。この場合に、撮影対象 A に照射された励起光の一部が、撮影対象 A において反射され、蛍光とともに撮像ユニット 30 に入射されるが、撮像ユニット 30 には励起光カットフィルタ 34 が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子 13 に入射されることが阻止される。

10

【0059】

そして、可変分光素子 16 を透過した蛍光は撮像素子 13 に入射され、蛍光画像情報が取得される。取得された蛍光画像情報は、第 1 のフレームメモリ 19 a に記憶され、画像処理回路 20 によって、表示ユニット 6 の第 1 のチャンネルに出力されて表示ユニット 6 により表示される。

【0060】

一方、照明光が撮影対象 A に照射された場合には、撮影対象 A の表面において照明光が反射され、撮像光学系 10 により集光されて励起光カットフィルタ 34 を透過し、可変分光素子 16 に入射される。照明光の反射光の波長帯域は、可変分光素子 16 の固定透過帯域に位置しているので、可変分光素子 16 に入射された反射光は全て可変分光素子 16 を透過させられる。

20

【0061】

そして、可変分光素子 16 を透過した反射光は撮像素子 13 に入射され、反射光画像情報が取得される。取得された反射光画像情報は、第 2 のフレームメモリ 19 b に記憶され、画像処理回路 20 によって、表示ユニット 6 の第 2 のチャンネルに出力されて表示ユニット 6 により表示される。

【0062】

この場合に、可変分光素子 16 は、可変分光素子制御回路 18 の作動により照明光用光源 32 の作動に同期して第 2 の状態に切り替えられているので、蛍光に対する透過率が低下させられており、蛍光が入射されても、これを遮断する。これにより、反射光のみが撮像素子 13 により撮影される。

30

このように、本実施形態に係る撮像ユニット 30 を含む内視鏡システム 31 によれば、蛍光画像と反射光画像とを合成した画像を提供することができる。

【0063】

本実施形態に係る撮像ユニット 30 によれば、円筒状のアクチュエータ 12 の内側に撮像光学系 10 を構成するレンズ 10 a , 10 b および励起光カットフィルタ 34 を配置したので、アクチュエータ 12 によって支持する第 2 の光学部材 11 b と撮像光学系 10 を構成するレンズ 10 b とを近接して配置することができる。したがって、可変分光素子 16 を通過する光束が収束光の場合でも、レンズ 10 b を大型化させることなく、レンズ 10 b に取り込まれる光束の開口数を確保することができる。その結果、明るいレンズ系を実現できる。これにより、一般に微弱な蛍光を観察する場合に有利である。

40

【0064】

なお、本実施形態においては、可変分光素子 16 を構成する第 1 , 第 2 の光学部材 11 a , 11 b をそれぞれ別個の支持部材 14 b , 14 c に支持させた場合を例示したが、これに代えて、図 11 に示されるように、アクチュエータ 12 を介して第 2 の光学部材 11 b を支持する第 1 の支持部材 14 b の筒状部 14 d 先端に、第 1 の光学部材 11 a を支持させることとしてもよい。このようにすることで、アクチュエータ 12 の軸方向長さを長

50

く確保することができ、ストロークを確保して高い駆動分解能を達成することができるという利点がある。

【0065】

また、円筒状のアクチュエータ12の内部に撮像光学系10を配置することで、レンズ10a, 10bと第2の光学部材11bとを近接させてレンズ10bの小径化を図ることとしたが、これに代えて、図12に示されるように、円筒状のアクチュエータ12の内部に撮像素子13を配置することで、同様の効果を達成することとしてもよい。また、図13に示されるように、アクチュエータ12を介して第2の光学部材11bを支持する第2の支持部材14cに筒状部14dを設け、該筒状部14dの内部に撮像光学系10、筒状部14dの先端に第1の光学部材11aを配置して、アクチュエータ12のストロークを

10

【0066】

また、第1、第2の光学部材11a, 11bを通過する光束が収束光の場合について説明したが、これに代えて、発散光となる位置に第1, 第2の光学部材11a, 11bを配置してもよい。

また、アクチュエータ12としては、圧電素子に限られるものではなく、例えば、銅のように熱伝導率の高い物質からなる円筒部材の側面に、ヒータ素子を配置して、円筒部材の熱膨張を利用するようなアクチュエータ12を採用してもよい。このようにすることで、圧電素子に見られるようなヒステリシスの発生を抑えて、高精度の制御を容易にすることができるという利点がある。

20

【0067】

次に、本発明の第3の実施形態に係る分光画像観察用光学装置40および内視鏡システム41について、図14および図15を参照して説明する。

なお、本実施形態の説明において、第1の実施形態において説明した内視鏡システム2と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0068】

本実施形態における内視鏡システム41は、第1の実施形態における内視鏡システム2が、撮像ユニット1として分光画像観察用光学装置を採用していたのに対し、光源ユニット42の一部に分光画像観察用光学装置40を採用した点で相違している。

すなわち、光源ユニット42は、図14に示されるように、挿入部3の先端3aに配置された先端光源部(分光画像観察用光学装置)40と、体外に配置され該先端光源部40を制御する光源制御部43とを備えている。

30

【0069】

先端光源部40は、図15に示されるように、白色光を発生する白色LED(光電変換素子)44と、2つの光学部材11a, 11bおよびアクチュエータ12からなる可変分光素子16と、白色LED44から発せられた白色光を拡散させるレンズ45と、これらを固定する枠部材14とを備えている。

【0070】

アクチュエータ12は、例えば、円筒状の圧電素子からなり、その一端は、第1の支持部材14bに固定され、他端には第2の光学部材11bが固定されている。本実施形態によれば、白色LED44がアクチュエータ12の内部に配置されている。

40

また、第2の支持部材14cは、第1、第2の光学部材11a, 11bを挟んで第1の支持部材14bとは反対側に配置され、第1の光学部材11aを支持している。

【0071】

光源制御部43は、白色LED44のオンオフ状態を制御する光源制御回路46と、可変分光素子16による透過波長帯域を切り替える可変分光素子制御回路47とを備えている。

なお、本実施形態における撮像ユニット48は、挿入部3の先端3aに固定された第1, 第2のレンズ10a, 10bと、該第1, 第2のレンズ10a, 10bにより集光された観察対象Aからの反射光を撮像する撮像素子49とを備えている。

50

【 0 0 7 2 】

このように構成された本実施形態に係る先端光源部 4 0 によれば、異なる透過波長帯域の状態に可変分光素子 1 6 を切り替えて画像を取得することにより、分光画像を取得することができる。

この場合において、本実施形態に係る先端光源部 4 0 によれば、白色 L E D 4 4 を円筒状のアクチュエータ 1 2 内に配置しているので、アクチュエータ 1 2 の長いストロークを確保しながら、白色 L E D 4 4 を第 1 の光学部材 1 1 a に近接して配置することができる。

【 0 0 7 3 】

これにより、光源ユニットの全長を短縮でき、光学部材 1 1 a , 1 1 b を通過する照明光束が発散光であっても、レンズ 4 5 を大型化させることなく、レンズ 4 5 を通過させる照明光束の開口数を確保することができる。したがって、明るい照明を実現することができる。

また、白色 L E D 4 4 を複数配置した面光源の場合には、点光源の場合と比較して、レンズ 4 5 からの距離が離れたときにレンズ 4 5 に必要とされる外径寸法が増加する。したがって、このような場合に、本実施形態に係る先端光源部 4 0 によれば、レンズ 4 5 の大型化を防止しつつ、先端光源部 4 0 の全長の短縮を図ることができるという利点が多い。

【 0 0 7 4 】

なお、本実施形態においては、光源として、白色 L E D 4 4 を採用したがその個数は 1 個でも複数でもよく、また、白色 L E D 4 4 を 1 個と拡散板（図示略）との組み合わせにより光源面積を拡大したものやランプ（図示略）を用いることとしてもよい。また、多波長励起の半導体レーザやスーパーミネッセントダイオード等を用いることとしてもよい。

【 0 0 7 5 】

また、図 1 6 に示されるように、第 1 の支持部材 1 4 b と第 1 の光学部材 1 4 c との間に配置した円筒状のアクチュエータ 1 2 の内側に白色 L E D 4 4 を配置する代わりに、第 2 の支持部材 1 4 c と第 2 の光学部材 1 1 b との間に、アクチュエータ 1 2 を配置し、該アクチュエータ 1 2 の内側に、第 1 の光学部材 1 1 a およびレンズ 4 5 を配置することとしてもよい。

【 0 0 7 6 】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る分光画像観察用光学装置 5 0 について、図 1 7 を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る分光画像観察用光学装置 5 0 は、図 1 1 に示される第 2 の実施形態に係る分光画像観察用光学装置 3 0 と同様に撮像ユニットであるが、アクチュエータ 1 2 の構造において相違している。したがって、図 1 1 に示される第 2 の実施形態に係る分光画像観察用光学装置 3 0 と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 7 】

本実施形態の撮像ユニット（分光画像観察用光学装置）5 0 においては、アクチュエータ 1 2 が円筒状に形成された第 2 の実施形態とは異なり、複数（例えば、4 本）の棒状のアクチュエータ 5 1 が、第 1、第 2 の光学部材 1 1 a , 1 1 b および撮像素子 1 3 の光軸回りに周方向に間隔を空けて配置されている。また、本実施形態においては、容量センサ 1 5 のセンサ電極 1 5 a , 1 5 b もアクチュエータ 5 1 と同数（例えば、4 個）に分割され、各アクチュエータ 5 1 に対応する位置に、周方向に間隔をあけて配置されている。

【 0 0 7 8 】

このように構成された本実施形態に係る撮像ユニット 5 0 によれば、センサ電極 1 5 a , 1 5 b およびアクチュエータ 5 1 が周方向に分割されて複数配置されているので、独立した別個のセンサ電極 1 5 a , 1 5 b によって、第 1 , 第 2 の光学部材 1 1 a , 1 1 b の相対的な傾きを検出し、独立したアクチュエータ 5 1 によって、その傾きを補正するように第 2 の光学部材 1 1 b を移動させることができる。

【 0 0 7 9 】

10

20

30

40

50

蛍光観察においては、一般に、得られる蛍光強度が微弱であるため、光学系の透過効率が非常に重要である。第1, 第2の光学部材11a, 11bは、反射コートが精度よく平行なときに高い透過効率を得ることができる一方、平行度が悪化すると急激に透過効率が低下する。したがって、本実施形態に係る撮像ユニット50によれば、第2の光学部材11bの変位量を確保できるのみならず、その傾斜を調節することもでき、透過効率を向上して明るい蛍光画像を取得することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る撮像ユニットを含む内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。

10

【図2】本発明の第1の実施形態に係る撮像ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【図3】図2の撮像ユニットを構成する可変分光素子の透過率特性を示す図である。

【図4】図2の撮像ユニットの変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図5】図2の撮像ユニットの他の変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図6】図2の撮像ユニットの他の変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る撮像ユニットを含む内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。

【図8】本発明の第2の実施形態に係る撮像ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【図9】図8の撮像ユニットを構成する各光学部品の透過率特性、照明光および励起光の波長特性を示す図である。

20

【図10】図7の内視鏡システムの動作を説明するタイミングチャートである。

【図11】図8の撮像ユニットの変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図12】図8の撮像ユニットの他の変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図13】図8の撮像ユニットの他の変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図14】本発明の第3の実施形態に係る撮像ユニットを含む内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。

【図15】本発明の第3の実施形態に係る撮像ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【図16】図15の撮像ユニットの変形例を模式的に示す縦断面図である。

【図17】本発明の第4の実施形態に係る撮像ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【符号の説明】

30

【0081】

A 観察対象

1 撮像ユニット（分光画像観察用光学装置）

10a 第1のレンズ（光学素子）

10b 第2のレンズ（光学素子）

11a 第1の光学部材

11b 第2の光学部材

12, 51 アクチュエータ（駆動手段）

13 撮像素子（光電変換素子）

14 枠部材

15 容量センサ（間隔検出手段）

16 可変分光素子

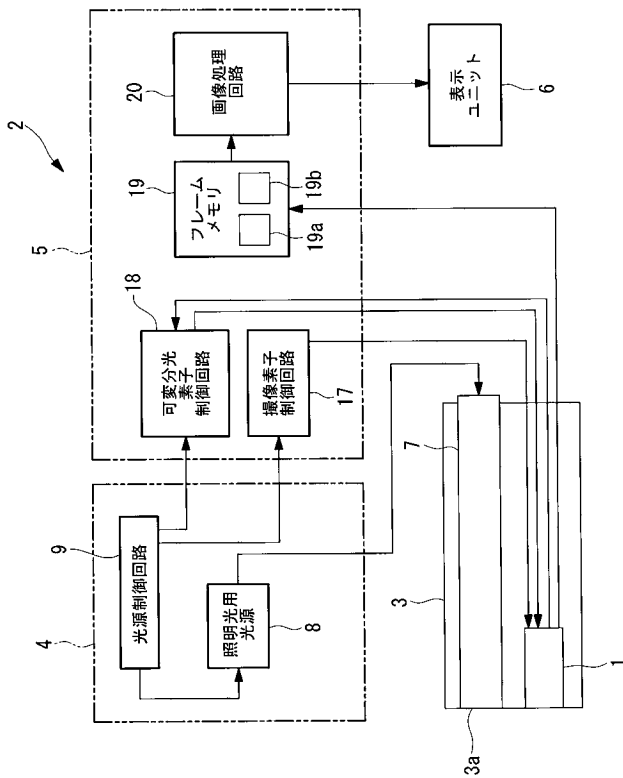
34 励起光カットフィルタ（光学素子：フィルタ）

40 先端光源部（分光画像観察用光学装置）

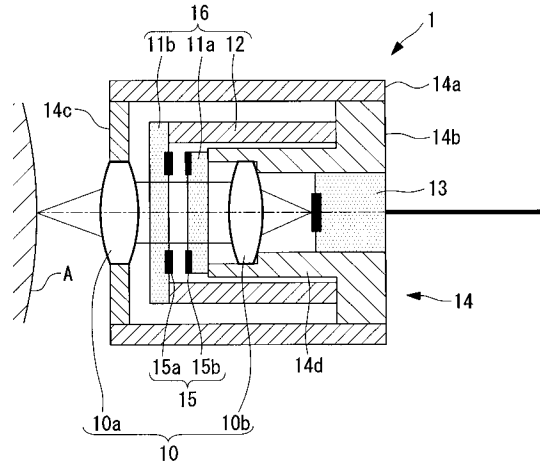
44 白色LED（光電変換素子）

40

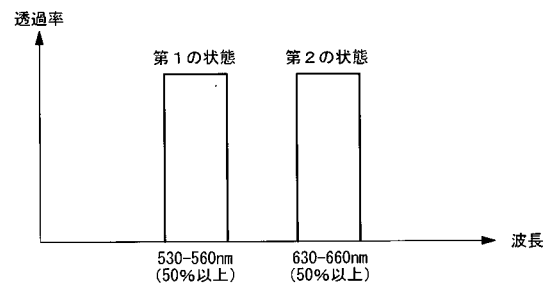
【図 1】



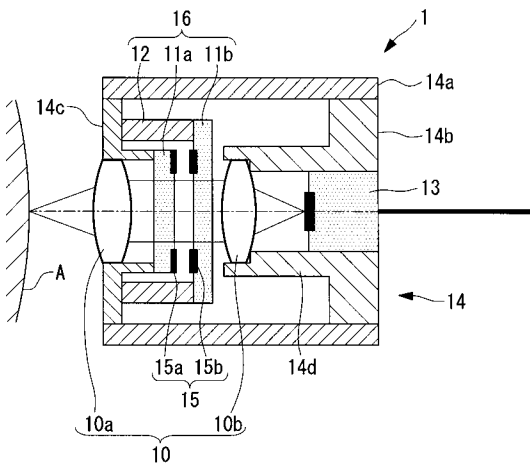
【図 2】



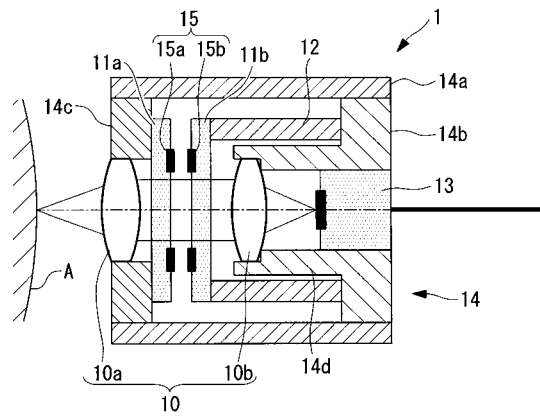
【図 3】



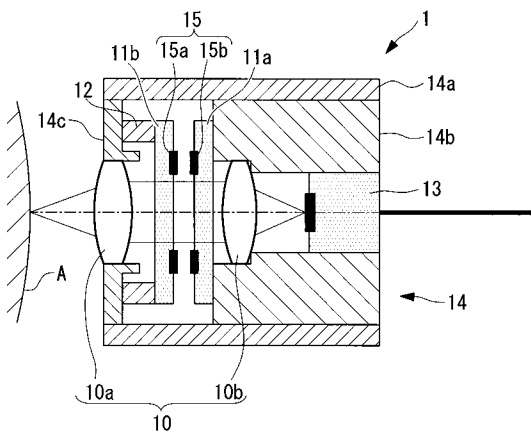
【図 4】



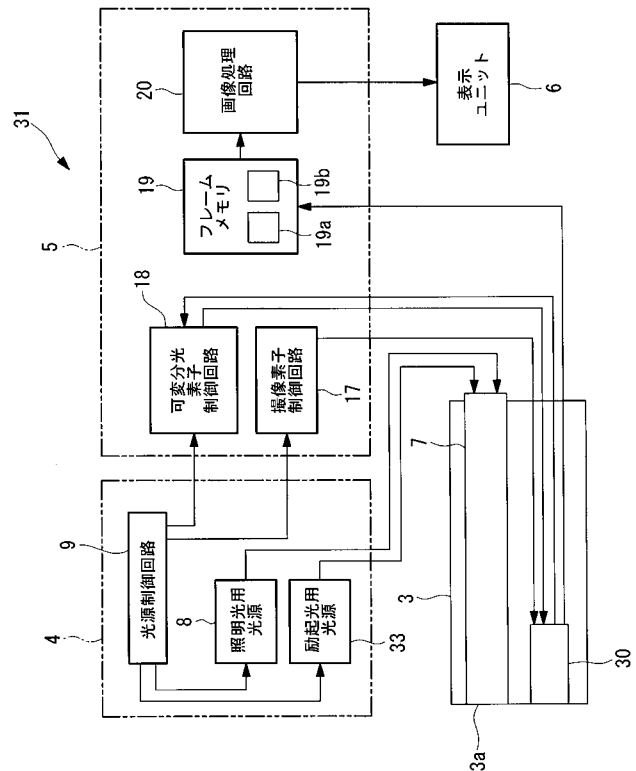
【図 5】



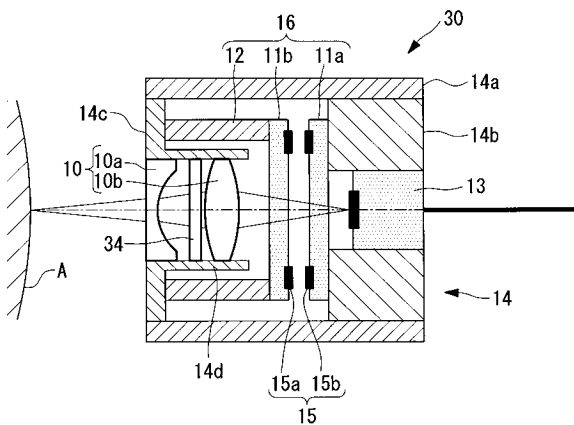
【 図 6 】



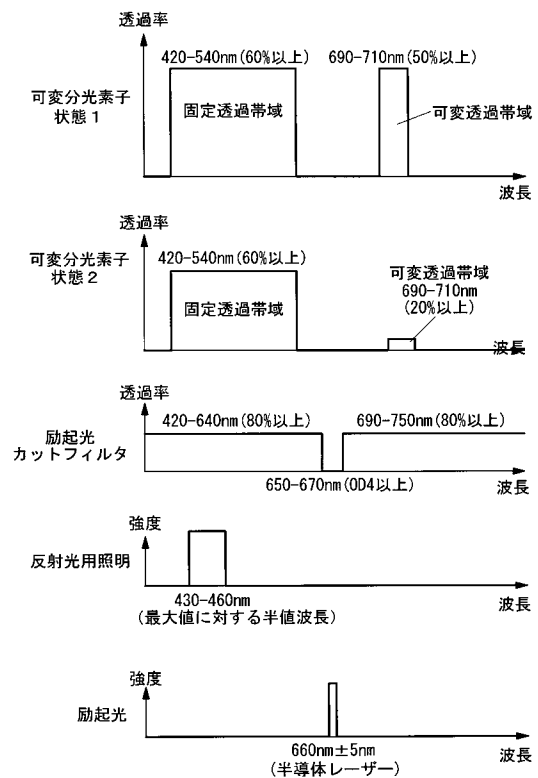
【 図 7 】



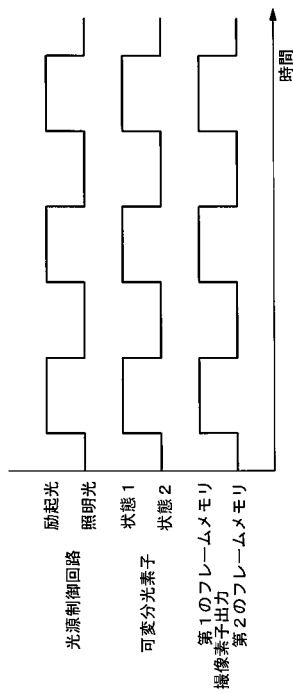
【 図 8 】



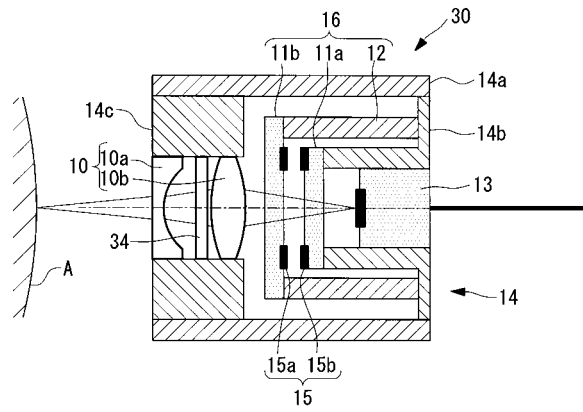
【 図 9 】



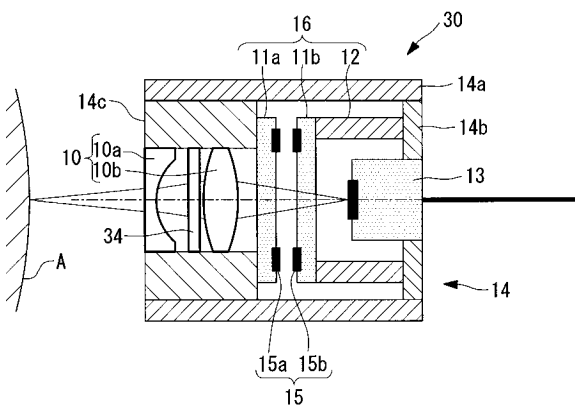
【図 10】



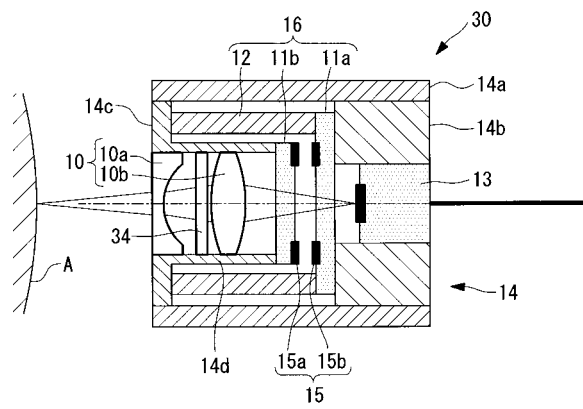
【図 11】



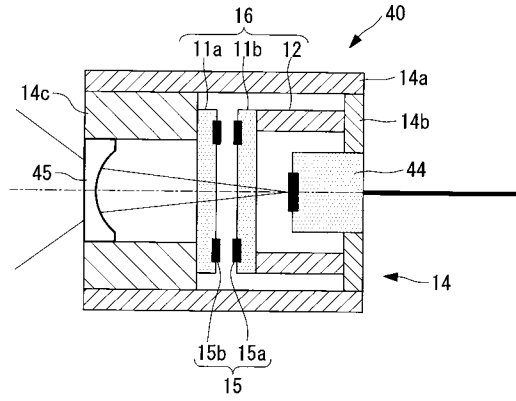
【図 12】



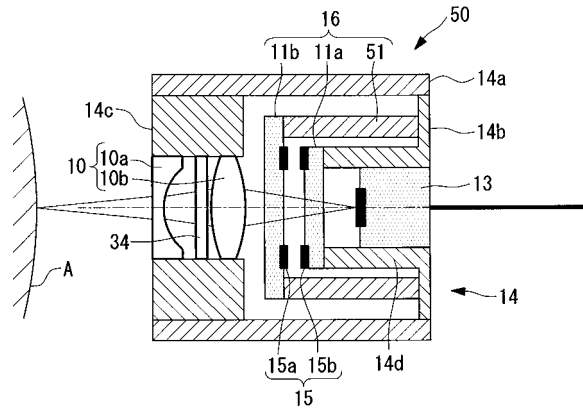
【図 13】



【 図 1 5 】



【 圖 1 7 】



专利名称(译)	光谱图像观察光学装置及内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007307279A5	公开(公告)日	2009-07-02
申请号	JP2006141382	申请日	2006-05-22
[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	上原靖弘		
发明人	上原 靖弘		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	G01J3/26 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G01J3/02 G01J3/0208 G01J3/0256 G01J3/0291 G01N21/6456 G01N2021/6423		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/06.A		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ06 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR11 4C061/RR17 4C061/RR26 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/YY02 4C061/YY12 4C061/YY18 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ06 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR17 4C161/RR26 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/YY02 4C161/YY12 4C161/YY18		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2007307279A JP5123492B2		

摘要(译)

要解决的问题：在确保驱动装置的大行程的同时，保持相邻光学部件之间的间隔很小，并以高精度调节透射特性。可变分光镜元件（16）具有彼此相对的第一光学构件（11a）和第二光学构件（11b），第二光学构件（11b）彼此相对并具有随着这些光学构件（11a，11b）的相对位置的变化而变化的光谱特性。根据输入的驱动信号，用于固定光学构件11a的框架构件14和第二光学构件11b相对于框架构件14设置在框架构件14和第二光学构件11b与框架构件14之间。用于移动的驱动装置，以及用于使穿过可变光谱元件16或用于执行光电转换的光电转换元件13的光束偏转或分离的光学元件10a，10b，框架部件14，光学元件10a，10b或光电转换。提供了一种用于观察光谱图像的光学装置（1），其上支撑有元件（13）。[选型图]图1