

(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2008-183350

(P2008-183350A)

(43) 公開日 平成20年8月14日(2008.8.14)

(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	2 G 0 2 0
G 0 1 J 3/26 (2006.01)	G 0 1 J 3/26	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	
審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 14 頁)		

(21) 出願番号 特願2007-21560 (P2007-21560)
 (22) 出願日 平成19年1月31日 (2007.1.31)

(71) 出願人 000000376
 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) 2G020 CB06 CC23 CD14 CD32 CD33
 CD37 CD51
 2H040 BA23 CA22 CA25 DA12 GA02
 4C061 WW14

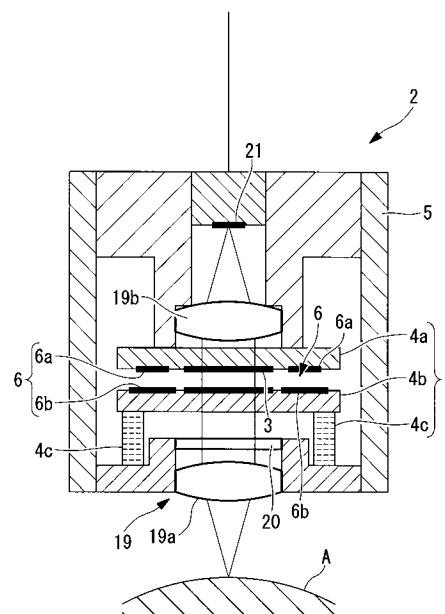
(54) 【発明の名称】 可変分光素子、分光装置および内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 小型化の実現およびノイズの低減を図り、光学基板間の間隔寸法を精度よく検出して所望の分光特性を達成する。

【解決手段】 間隔を空けて対向する第1および第2の光学基板4a, 4bの互いに対向する対向面に設けられた光学コート層3と、第1および第2の光学基板4a, 4bの間隔を変化させるアクチュエータ4cと、第1および第2の光学基板4a, 4bの間隔を検出するためのものであって、第1の光学基板4aに設けられた第1のセンサ部6aと、第1および第2の光学基板4a, 4bの間隔を検出するためのものであって、第2の光学基板4bに、第1のセンサ部6aに対向するように設けられた第2のセンサ部6bとを有し、第1および第2のセンサ電極6a, 6bの個数が異なる可変分光素子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 の光学基板の互いに対向する対向面に設けられた光学コート層と、

前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を変化させるアクチュエータと、

前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を検出するためのものであって、前記第 1 の光学基板に設けられた第 1 のセンサと、

前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を検出するためのものであって、前記第 2 の光学基板に、前記第 1 のセンサ部に対向するように設けられた第 2 のセンサ部とを有し、

前記第 1 および第 2 のセンサ部の個数が異なる可変分光素子。

10

【請求項 2】

前記第 1 のセンサ部の個数が、前記アクチュエータの自由度と同数以上であり、第 2 のセンサ部の個数が第 1 のセンサ部の個数より少ない請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 3】

前記第 1 のセンサ部の個数が、前記アクチュエータの自由度と同数である請求項 2 に記載の可変分光素子。

【請求項 4】

前記第 2 のセンサ部が 1 個である請求項 2 に記載の可変分光素子。

【請求項 5】

前記第 1 のセンサ部の個数が 3 個以上である請求項 1 に記載の可変分光素子。

20

【請求項 6】

前記第 2 のセンサ部が 1 個である請求項 5 に記載の可変分光素子。

【請求項 7】

前記第 1 の基板が固定され、前記第 2 の基板が前記アクチュエータにより変位させられる請求項 2 に記載の可変分光素子。

【請求項 8】

前記第 2 のセンサ部が 1 個である請求項 7 に記載の可変分光素子。

【請求項 9】

前記第 1 および第 2 のセンサ部が、静電容量方式のセンサ部である請求項 1 に記載の可変分光素子。

30

【請求項 10】

前記第 1 および第 2 のセンサ部が、渦電流方式のセンサ部である請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 10 のいずれかに記載の可変分光素子と、

該可変分光素子により分光された光を撮影する撮像素子とを備える分光装置。

【請求項 12】

請求項 11 に記載の分光装置を備える内視鏡システム。

【請求項 13】

体腔内に挿入される挿入部に、前記可変分光素子が備えられ、前記第 2 の基板が前記第 1 の基板よりも前記挿入部の先端側に配置されている請求項 12 に記載の内視鏡システム。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、可変分光素子、分光装置および内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

対向面に光学コート層が設けられた 2 枚の光学基板を対向させ、その間隔をピエゾ素子からなるアクチュエータにより可変としたエタロン型の可変分光素子が知られている（例

50

えば、特許文献 1 参照。)。

この可変分光素子は、2 枚の光学基板の対向面に静電容量センサのセンサ電極を備え、静電容量センサによって光学基板間の間隔寸法を検出し、間隔を制御することができるようになっている。

【0003】

【特許文献 1】特開平 1 - 9 4 3 1 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このようなエタロン型の可変分光素子の性能を発揮するためには高精度に光学基板間の平行度を制御する必要があり、そのためにはアクチュエータが複数の自由度を有するとともに、それと同数の検出信号を得ることが望ましい。

10

【0005】

しかしながら、特許文献 1 の可変分光素子を内視鏡装置の挿入部先端のような極めて狭小なスペースに設置する場合には、可変分光素子のサイズ自体が極めて小さいものとなる。このような場合にアクチュエータおよびセンサ電極を複数配置すると、それらの配線数の合計が増加してしまい、実装が困難であり、また、クロストークノイズが増大するという不都合がある。

【0006】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、小型化の実現およびノイズの低減を図り、光学基板間の間隔寸法を精度よく検出して、所望の分光特性を達成できる可変分光素子、分光装置および内視鏡システムを提供することを目的としている。

20

【課題を解決するための手段】

【0007】

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 の光学基板の互に対向する対向面に設けられた光学コート層と、前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を変化させるアクチュエータと、前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を検出するためのものであって、前記第 1 の光学基板に設けられた第 1 のセンサ部と、前記第 1 および第 2 の光学基板の間隔を検出するためのものであって、前記第 2 の光学基板に、前記第 1 のセンサ部に対向するように設けられた第 2 のセンサ部とを有し、前記第 1 および第 2 のセンサ部の個数が異なる可変分光素子を提供する。

30

【0008】

上記発明においては、前記第 1 のセンサ部の個数が、前記アクチュエータの自由度と同数以上であり、第 2 のセンサ部の個数が第 1 のセンサ部の個数より少ないこととしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 1 のセンサ部の個数が、前記アクチュエータの自由度と同数であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 1 のセンサ部の個数が 3 個以上であることとしてもよい。

40

また、上記発明においては、前記第 1 の基板が固定され、前記第 2 の基板が前記アクチュエータにより変位させられることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 2 のセンサ部が 1 個であることとしてもよい。

【0009】

また、上記発明においては、前記第 1 および第 2 のセンサ部が、静電容量方式のセンサ部であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記第 1 および第 2 のセンサ部が、渦電流方式のセンサ部であることとしてもよい。

【0010】

また、本発明は、上記いずれかの可変分光素子と、該可変分光素子により分光された光

50

を撮影する撮像素子とを備える分光装置を提供する。

【0011】

また、本発明は、上記可変分光装置を備える内視鏡システムを提供する。

また、上記発明においては、体腔内に挿入される挿入部に前記可変分光素子を備え、前記第2のセンサ部が前記挿入部の先端側に配置されていることとしてもよい。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、小型化の実現およびノイズの低減を図り、光学基板間の間隔寸法を精度よく検出して所望の分光特性を達成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】

【0013】

以下、本発明の第1の実施形態に係る可変分光素子1について、図1および図2を参照して説明する。

本実施形態に係る可変分光素子1は、図1に示されるように、例えば、撮像ユニット2に備えられる素子であって、平行間隔をあけて配置され対向面に反射膜（光学コート層）3が設けられた2枚の円板状の光学基板4a、4bと、該光学基板4a、4bの間隔を変化させるアクチュエータ4cとを備えるエタロン型の光学フィルタである。光学基板4aは、撮像ユニット2を構成する枠部材5に直接固定され、光学基板4bは、アクチュエータ4cを介して枠部材5に取り付けられている。

【0014】

アクチュエータ4cは積層型の圧電素子であり、光学基板4bの周縁に沿って周方向に等間隔をあけて4カ所に設けられている。

この可変分光素子1は、アクチュエータ4cの作動により、光学基板4a、4bの間隔寸法を変化させ、それによって、軸方向に通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。

【0015】

可変分光素子1を構成する2つの光学基板4a、4bには、該光学基板4a、4bの間隔を検出するためのセンサ6が備えられている。センサ6は、静電容量方式のものであって、光学基板4a、4bの光学有効径B（図2参照。）外の外周部に備えられ、4つのセンサ電極（第1のセンサ部）6aと1つのセンサ電極（第2のセンサ部）6bを有している。センサ電極6aは、光学基板4aの外周部に周方向に沿って等間隔に4箇所配置されている。センサ電極6bは、光学基板4bの外周部に4つのセンサ電極6aの全てに対向するように配置されている。センサ電極6a、6bとしては金属膜を用いることができる。

静電容量方式は、センサ電極6a、6b間の静電容量が面間隔に反比例して変化する特性を用いるものである。

【0016】

本実施形態に係る可変分光素子1においては、図1および図2に示されるように、光学基板4aに設けられたセンサ電極6aは円形状をなし、光学基板4bに設けられたセンサ電極6bは光学基板4aに周方向に間隔をあけて設けられた4つのセンサ電極6aの全てに対向するような単一のリング状をなしている。そして、図2に示されるように、光学基板4bに設けられたセンサ電極6bが他方の光学基板4aへ投影される範囲（図中、鎖線で示す範囲）内に当該他方の光学基板4aに設けられたセンサ電極6aが配置されている。

【0017】

蛍光観察においては、一般に、得られる蛍光強度が微弱なため、光学系の透過効率は非常に重要になる。エタロン型の可変分光素子1は、反射膜が平行なときに高い透過率が得られるが、その平行度調整に誤差があると透過率が急激に低下する。したがって、蛍光観察用の撮像ユニット2に用いられる可変分光素子1としては、間隔を変化させたときの2つの光学基板4a、4bの傾き誤差を調整するために、複数のセンサ6を備え、複数のア

10

20

30

40

50

クチュエータ 4 c を有していることが望ましい。

センサ電極 6 a , 6 b からの信号をもとに、アクチュエータ 4 c への駆動信号のフィードバック制御を実施することにより、透過率特性の制御において精度を向上させることができるようになっていく。

【 0 0 1 8 】

このように構成された本実施形態に係る可変分光素子 1 の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る可変分光素子 1 によれば、平行間隔をあけた 2 枚の光学基板 4 a , 4 b の光学有効径 B の領域に光を入射させることにより、光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法に応じて定まる波長の光のみが 2 枚の光学基板 4 a , 4 b を透過し、残りの光は反射される。そして、アクチュエータ 4 c の作動により 2 枚の光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法を変化させることにより、該 2 枚の光学基板 4 a , 4 b を透過する光の波長を変更し、これにより観察したい所望の波長帯域の光を他の波長帯域の光から分光することができる。

【 0 0 1 9 】

光学基板 4 a , 4 b の対向面にはセンサ電極 6 a , 6 b が対向して配置されているので、センサ電極 6 a , 6 b 間に形成された静電容量を示す電圧信号が検出され、該電圧信号に応じてセンサ電極 6 a , 6 b 間の間隔寸法を検出することができる。光学基板 4 a の周方向にセンサ電極 6 a が 4 個設けられ、光学基板 4 b にこれらセンサ電極 6 b の全てに対向する 1 個のセンサ電極 6 b が設けられているので、各対のセンサ電極 6 a , 6 b 毎に、対応する位置の光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法を検出でき、検出された間隔寸法に基づいてアクチュエータ 4 c を制御することにより、2 枚の光学基板 4 a , 4 b を平行状態に維持しながら、精度よく間隔寸法を調節することができる。

【 0 0 2 0 】

この場合において、本実施形態に係る可変分光素子 1 は、一方の光学基板 4 b に配置されたセンサ電極 6 b の個数が、他方の光学基板 4 a に配置されたセンサ電極 6 a の個数よりも少ないので、センサ電極 6 a , 6 b に接続する配線数を減少させることができる。これにより、センサ電極 6 a , 6 b の実装を容易にして可変分光素子 1 の小型化および簡略化を図り、また、各配線どうしを遠ざけた位置に配置してクロストークノイズの混入を低減することができる。

【 0 0 2 1 】

また、アクチュエータ 4 c の駆動により変位させられる光学基板 4 b に設けられたセンサ電極 6 b の個数が、撮像ユニット 2 を構成する枠部材 5 に直接固定される光学基板 4 a に設けられたセンサ電極 6 a の個数よりも少ないため、アクチュエータ 4 c の駆動時に動く配線数を少なくして、配線間の容量変化に伴うノイズの発生を低減することができる。

【 0 0 2 2 】

また、対向するセンサ電極 6 a , 6 b の個数が異なっても、光学基板 4 b に設けられたセンサ電極 6 b に、光学基板 4 a に設けられた 4 個のセンサ電極 6 a が対向しているので、4 対のセンサ 6 が構成されている。これにより、駆動自由度、すなわち、アクチュエータ 4 c の個数と同じ 4 つの電圧信号を検出することができる。

【 0 0 2 3 】

したがって、2 枚の光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法に一意的に対応した静電容量を示す、アクチュエータ 4 c の個数と同数の電圧信号に基づいて 2 つの光学基板 4 a , 4 b 間の間隔を精度よく制御し、所望の波長帯域の光を精度よく分光することができるという効果がある。

【 0 0 2 4 】

さらに、本実施形態に係る可変分光素子 1 は、センサ電極 6 b がセンサ電極 6 a よりも周方向および半径方向に大きく形成されているので、組み付けの際に厳密な位置合わせ作業を行わなくても、小さい側のセンサ電極 6 a の面積分の対向面積を確保することができる。すなわち、一方の光学基板 4 b に設けられたセンサ電極 6 b が他方の光学基板 4 a に投影される範囲内に、当該他方の光学基板 4 a に設けられたセンサ電極 6 a が配置されて

いるので、2枚の光学基板4a, 4bどうしが板厚方向に交差する方向、つまり、光学基板4a, 4bの半径方向あるいは周方向に微妙にずれて組み付けられても、両センサ電極6a, 6b間に形成される静電容量に変化はない。

【0025】

また、複数のアクチュエータ4cの駆動により、2枚の光学基板4a, 4bの間隔寸法を精度よく調節することができるが、各アクチュエータ4cの個体差により、2枚の光学基板4a, 4bの相対位置が、板厚方向に交差する方向にずれることが考えられる。この場合においても、両センサ電極6a, 6b間に形成される静電容量に変化はない。

したがって、2枚の光学基板4a, 4bの間隔寸法に一意的に対応した静電容量を示す電圧信号を検出することができ、該電圧信号に基づいて2つの光学基板4a, 4b間の間隔を精度よく制御し、所望の波長帯域の光を精度よく分光することができるという利点がある。

10

【0026】

この場合において、センサ電極6a, 6bの形状は、大きい側のセンサ電極6bが、小さい側のセンサ電極6aに対して、半径方向の寸法差よりも周方向の寸法差が大きいことが好ましい。円形の光学基板4a, 4bどうしは、その外周面を一致させることで、半径方向にはほぼ精度よく位置決めすることができるが、周方向への位置決めは困難である。上記のようにセンサ電極6a, 6bを構成することで、光学基板4a, 4bどうしの周方向の位置決めを大まかに行っても、センサ電極6a, 6bにより検出される静電容量に変化はなく、組み付け作業をより容易にすることができるという利点がある。

20

【0027】

なお、本実施形態に係る可変分光素子1においては、一方の光学基板4aの周方向に沿って等間隔に4つのセンサ電極6aを設け、これら全てのセンサ電極6bに対向する1つのセンサ電極6bを、他方の光学基板4bに設けることとしたが、センサ電極6a, 6bは任意の個数を設けることができる。

すなわち、図3に示されるように、一方の光学基板4aに周方向に間隔をあけて設けられた2つのセンサ電極6a毎に、これら2つのセンサ電極6aのいずれにも対向する大きさの1つのセンサ電極6bを他方の光学基板4bに設けることにしてもよい。

【0028】

また、図4に示されるように、一方の光学基板4aに設けられた一部の電極6aに対して、1対1に対向するセンサ電極6bを、他方の光学基板4bに設けることにしてもよい。

30

また、図5に示されるように、一方の光学基板4aに周方向に間隔をあけて設けられた3つセンサ電極6aに対して、これら3つのセンサ電極6aのいずれにも対向する大きさの1つのセンサ電極6bを他方の光学基板4bに設けることにしてもよい。

【0029】

この場合、一方の光学基板4aにセンサ電極6aを3個設ければ、3つの検出信号を得ることができ、アクチュエータ駆動時の光学基板4a, 4bの傾き誤差を検出するための必要最小限の情報を得ることができる。これにより、光学基板4a, 4b間の平行度を調整することができ、2つの光学基板4a, 4b間の間隔を精度よく制御し、所望の波長帯域の光を精度よく分光することができる。

40

【0030】

また、センサ電極6a, 6bの形状としては特に限定されるものではなく、図5に示されるセンサ電極6aのような楕円形状や、図3または図4に示されるセンサ電極6bのような扇形状、あるいは長方形のような任意の形状を採用することができる。

【0031】

また、本実施形態に係る可変分光素子1においては、光学基板4a, 4bの間隔を検出するためセンサ6として、静電容量方式のセンサを採用し、光学基板4a, 4bの外周部にセンサ電極6a, 6bを備えることとしたが、これに代えて、渦電流方式のセンサを採用し、光学基板4a, 4bの外周部にセンサコイル6a, 6bを備えることができる。

50

【 0 0 3 2 】

また、光学基板 4 a , 4 b の対向面に設けられた反射膜 3 を導電性の材料により構成し、該反射膜 3 自体を、静電容量を形成するためのセンサ電極 6 a , 6 b として兼用してもよい。

【 0 0 3 3 】

次に、本発明の一実施形態に係る内視鏡システム 1 0 について、図 6 ~ 図 9 を参照して説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 は、図 6 に示されるように、生体の体腔内に挿入される挿入部 1 1 と、該挿入部 1 1 内に配置される撮像ユニット 2 と、複数種の光を発する光源ユニット 1 2 と、前記撮像ユニット 2 および光源ユニット 1 2 を制御する制御ユニット 1 3 と、撮像ユニット 2 により取得された画像を表示する表示ユニット 1 4 とを備えている。

10

【 0 0 3 4 】

前記挿入部 1 1 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 2 と、前記光源ユニット 1 2 からの光を先端 1 1 a まで伝播するライトガイド 1 5 とを備えている。

前記光源ユニット 1 2 は、体腔内の観察対象 A を照明し、観察対象 A 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 1 6 と、体腔内の観察対象 A に照射され、観察対象 A 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 1 7 と、これらの光源 1 6 , 1 7 を制御する光源制御回路 1 8 とを備えている。

20

【 0 0 3 5 】

前記照明光用光源 1 6 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 5 0 % 透過域は、4 3 0 ~ 4 6 0 n m である。すなわち、光源 1 6 は、波長帯域 4 3 0 ~ 4 6 0 n m の照明光を発生するようになっている。

【 0 0 3 6 】

前記励起光用光源 1 7 は、例えば、ピーク波長 660 ± 5 n m の励起光を出射する半導体レーザである。この波長の励起光は、Cy 5 . 5 (A m e r s h a m 社製) や A l e x a f l u o r 7 0 0 (M o l e c u l a r P r o b e s 社製) 等の蛍光薬剤を励起することができる。

30

前記光源制御回路 1 8 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 1 6 と励起光用光源 1 7 とを交互に点灯および消灯させるようになっている。

【 0 0 3 7 】

前記撮像ユニット 2 は、挿入部 1 1 の先端部に配置されている。

前記撮像ユニット 2 は、図 1 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レンズ 1 9 a , 1 9 b を含む撮像光学系 1 9 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 2 0 と、制御ユニット 1 3 の作動により分光特性を変化させられる上記可変分光素子 1 と、撮像光学系 1 9 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 2 1 と、これらを支持する枠部材 5 とを備えている。

40

【 0 0 3 8 】

可変分光素子 1 は、さらに具体的には、図 7 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、可変分光素子 1 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 1 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。

【 0 0 3 9 】

また、センサ電極 6 a , 6 b には、例えば、図 9 に示されるような電気回路 7 が接続されている。電気回路 7 は、センサ電極 6 a , 6 b に交流電流を供給し、光学部材 4 a , 4

50

bの間隔寸法に応じて決定されるセンサ電極6a, 6b間の静電容量を電圧信号に変換し、増幅して(電圧Vを)出力するようになっている。図9中、符号8は能動素子であるオペアンプ、符号9は交流電源である。電気回路7は、枠部材5に固定された光学部材4aに固定されている。

【0040】

前記制御ユニット13は、図6に示されるように、撮像素子21を駆動制御する撮像素子駆動回路22と、可変分光素子1を駆動制御する可変分光素子制御回路23と、撮像素子21により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ24と、該フレームメモリ24に記憶された画像情報を処理して表示ユニット14に出力する画像処理回路25とを備えている。

10

撮像素子駆動回路22および可変分光素子制御回路23は、前記光源制御回路18に接続され、光源制御回路18による照明光用光源16および励起光用光源17の切り替えに同期して可変分光素子1および撮像素子21を駆動制御するようになっている。

【0041】

具体的には、図8のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路18の作動により、励起光用光源17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23が、可変分光素子1を第1の状態として、撮像素子駆動回路22が撮像素子21から出力される画像情報を第1のフレームメモリ24aに出力させるようになっている。また、照明光用光源16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23が、可変分光素子1を第2の状態として、撮像素子駆動回路22が撮像素子21から出力される画像情報を第2のフレームメモリ24bに出力するようになっている。

20

【0042】

また、前記画像処理回路25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24aから受け取って表示ユニット14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24bから受け取って表示ユニット14の第2のチャンネルに出力するようになっている。

【0043】

このように構成された本実施形態に係る内視鏡システム10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10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11を体腔内に挿入し、その先端11a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12および制御ユニット13を作動させ、光源制御回路18の作動により、照明光用光源16および励起光用光源17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。

30

【0044】

光源ユニット12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15を介して挿入部11の先端11aまで伝播され、挿入部11の先端11a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2の撮像光学系19により集光され、励起光カットフィルタ20を透過し、可変分光素子1に入射される。

40

【0045】

可変分光素子1は、可変分光素子制御回路23の作動により励起光用光源17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2に入射されるが、撮像ユニット2には励起光カットフィルタ20が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子21に入射されることが阻止される。

【0046】

50

そして、可変分光素子 1 を透過した蛍光は撮像素子 2 1 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 2 4 a に記憶され、画像処理回路 2 5 によって、表示ユニット 1 4 の第 1 のチャンネルに出力されて表示ユニット 1 4 により表示される。

【 0 0 4 7 】

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 1 9 により集光されて励起光カットフィルタ 2 0 を透過し、可変分光素子 1 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 1 の固定透過帯域に位置しているので、可変分光素子 1 に入射された反射光は全て可変分光素子 1 を透過せられる。

10

【 0 0 4 8 】

そして、可変分光素子 1 を透過した反射光は撮像素子 2 1 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 2 4 b に記憶され、画像処理回路 2 5 によって、表示ユニット 1 4 の第 2 のチャンネルに出力されて表示ユニット 1 4 により表示される。

【 0 0 4 9 】

このときに、励起光用光源 1 7 がオフにされているので、波長 6 6 0 n m の励起光による蛍光は発生していない。照明光用光源 1 6 の波長域は、上記蛍光薬剤に対しては励起効率が極めて低いので、実質的に発生しないと考えてよい。さらに、可変分光素子 1 は、可変分光素子制御回路 2 3 の作動により照明光用光源 1 6 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 2 1 により撮影される。

20

このように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 によれば、蛍光画像と反射光画像を使用者に提供することができる。

【 0 0 5 0 】

この場合において、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 によれば、可変分光素子 1 にセンサ 6 が設けられているので、第 1 の状態および第 2 の状態に切り替えられた際に、センサ 6 により 2 枚の光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法が検出され、アクチュエータ 4 c に加える電圧信号がフィードバック制御される。これにより、光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法を精度よく制御して、高精度に所望の波長帯域の光を分光し、鮮明な蛍光画像および反射光画像を得ることができる。

30

【 0 0 5 1 】

さらに、本実施形態においては、挿入部 1 1 の先端 1 1 a 側に位置する光学基板 4 b に設けられるセンサ 6 b の個数が、基端側に位置する光学基板 4 a に設けられるセンサの個数より少ないので、より空間の少ない先端 1 1 a 側における配線数を減少させることができる。これにより、挿入部 1 1 の先端 1 1 a の小径化を図ることができ、また、配線の近接に伴うクロストークノイズの発生を抑制することができる。

【 0 0 5 2 】

また、本実施形態においては、センサ電極 6 a , 6 b から出力されたセンサ電極 6 a , 6 b 間の静電容量を示す電気信号が、可変分光素子 1 の光学基板 4 a に固定された電気回路 7 により増幅されるとともに出力インピーダンスが低減された後に、挿入部 1 1 内を伝送され、挿入部 1 1 の基端側から体外の可変分光素子制御回路 2 3 に送られる。したがって、センサ 6 により検出された電気信号に対するノイズの混入を低減することができ、光学基板 4 a , 4 b の間隔を高精度に検出でき、ひいては可変分光素子 1 の分光特性を高精度に制御することができるという効果がある。

40

【 0 0 5 3 】

また、本実施形態においては、各光学基板 4 a , 4 b の対向面に設けられたセンサ電極 6 a , 6 b として異なる外形寸法のものが採用されているので、アクチュエータ 4 c の駆動に際して、アクチュエータ 4 c の個体差等により、光学基板 4 a , 4 b 間に光軸に交差する方向へのずれが発生した場合であっても、対向するセンサ電極 6 a , 6 b 間に形成さ

50

れる静電容量は変化せず、光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法を精度よく検出することができる。

【 0 0 5 4 】

なお、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 においては、可変分光素子 1 として、図 1 ~ 図 5 のいずれかに示されたものを採用することとしてもよい。

また、電気回路 7 として静電容量を電圧信号として検出して増幅する回路を用いたが、これに限定されるものではなく、増幅機能を有しないバッファ回路を採用してもよい。バッファ回路としては、例えば、ボルテージフォロワ回路が挙げられる。バッファ回路によってもセンサ出力の出力インピーダンスを低下させることができ、耐ノイズ性を向上させることができる。

10

【 0 0 5 5 】

また、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 においては、薬剤蛍光画像および反射光画像を取得するシステムについて説明したが、これに代えて、自家蛍光画像と薬剤蛍光画像、自家蛍光画像と反射光画像、反射光画像単独など他の観察手法に用いることもできる。

また、センサ 6 用の電気回路 7 として、静電容量値を電圧値に変換する回路を用いたが、電流値に変換する回路を用いてもよい。

【 0 0 5 6 】

また、本実施形態においては屈曲部 1 1 b を有する内視鏡システム 1 0 を例示して説明したが、これに代えて、屈曲部 1 1 b を有しない硬性鏡に適用してもよい。また、観察対象 A としては生体に限らない。配管や機械、構造物などの内部を対象とする工業用内視鏡にも適用できる。

20

【 0 0 5 7 】

また、本実施形態においては、撮像ユニット 2 に可変分光素子 1 を備える内視鏡システム 1 0 について説明したが、これに代えて、図 1 0 および図 1 1 に示されるように挿入部 1 1 の先端に配置された、光源ユニット 3 4 の一部に可変分光素子 1 を備える内視鏡システム 3 3 としてもよい。

光源ユニット 3 4 は、図 1 1 に示されるように、挿入部 1 1 の先端部に配置された先端光源部 3 0 と、体外に配置され該先端光源部 3 0 を制御する光源制御部 3 5 とを備えている。

30

【 0 0 5 8 】

先端光源部 3 0 は、図 1 0 に示されるように、白色光を発生する白色 L E D (光電変換素子) 3 1 と、2つの光学基板 4 a , 4 b およびアクチュエータ 4 c からなる可変分光素子 1 と、白色 L E D 3 1 から発せられた白色光を拡散させるレンズ 3 2 と、これらを固定する枠部材 5 とを備えている。

【 0 0 5 9 】

これにより、挿入部 1 1 の先端の小径化を図るとともに、配線数を少なくしてノイズの混入を低減することができ、光学基板 4 a , 4 b どうしの間隔寸法を正確に検出して、白色光から精度よく分光した波長帯域の照明光を観察対象 A に照射することができる。

【 0 0 6 0 】

なお、先端光源部 3 0 においては、単一の白色 L E D 3 1 を備える場合の他、照明光量の増加および配光特性の向上を図るために、白色 L E D 3 1 を複数配置することとしてもよい。また、単一の白色 L E D 3 1 と拡散板とを組み合わせ、光源面積を拡大したものや、ランプなどを用いることとしてもよい。

40

また、多波長励起の半導体レーザやスーパーluminescentダイオードなどを用いることもできる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 1 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態に係る可変分光素子を備える撮像ユニットを示す縦断面図である。

【 図 2 】 図 1 の可変分光素子の光学基板を光軸方向からみた反射膜およびセンサ電極の配

50

置例を示す図である。

【図 3】図 2 の可変分光素子におけるセンサ電極の第 1 の変形例を示す図である。

【図 4】図 2 の可変分光素子におけるセンサ電極の第 2 の変形例を示す図である。

【図 5】図 2 の可変分光素子におけるセンサ電極の第 3 の変形例を示す図である。

【図 6】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムを示す全体構成図である。

【図 7】図 6 の内視鏡システムに備えられる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 8】図 6 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 9】図 6 の内視鏡システムに備えられる撮像ユニットを構成する可変分光素子のセンサの信号を増幅する電気回路を示す図である。

10

【図 10】図 6 の内視鏡システムの変形例を示す全体構成図である。

【図 11】図 10 の内視鏡システムの挿入部の先端に配置される光源ユニットの先端光源部を示す縦断面図である。

【符号の説明】

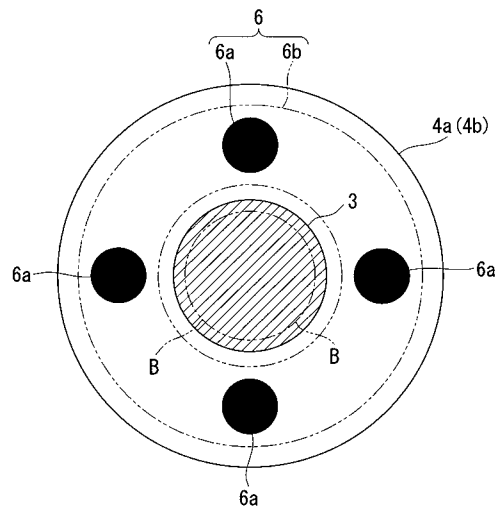
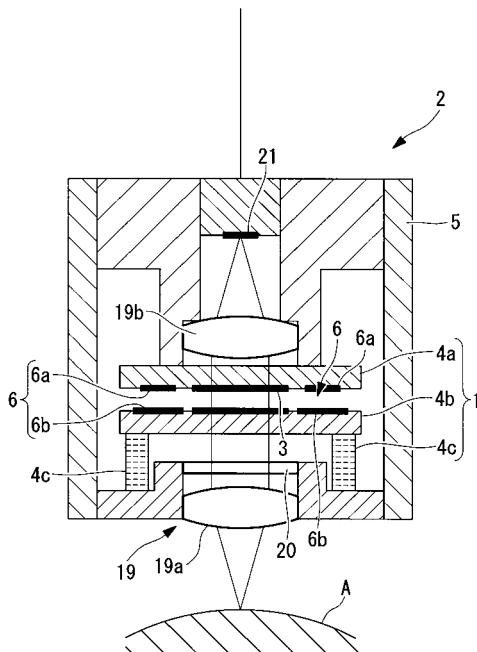
【0062】

- 1 可変分光素子
- 3 反射膜（光学コート層）
- 4 a , 4 b 光学基板
- 4 c アクチュエータ
- 6 センサ
- 6 a センサ電極（第 1 のセンサ部）
- 6 b センサ電極（第 2 のセンサ部）
- 10 内視鏡システム（分光装置）
- 21 撮像素子

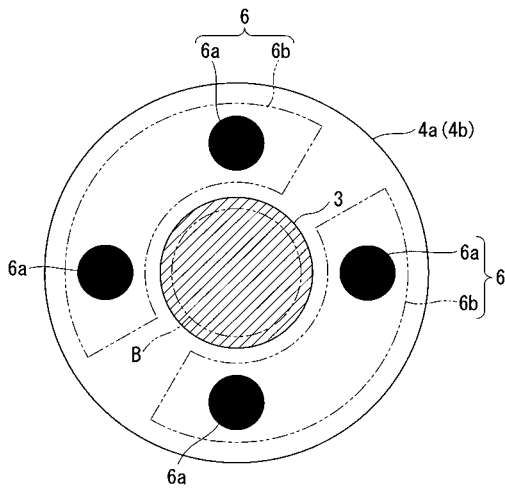
20

【図 1】

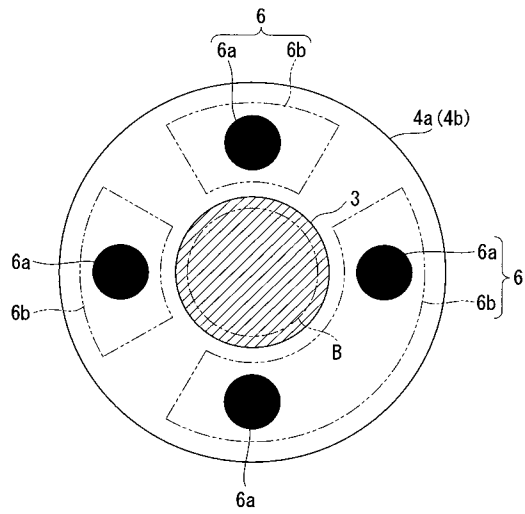
【図 2】



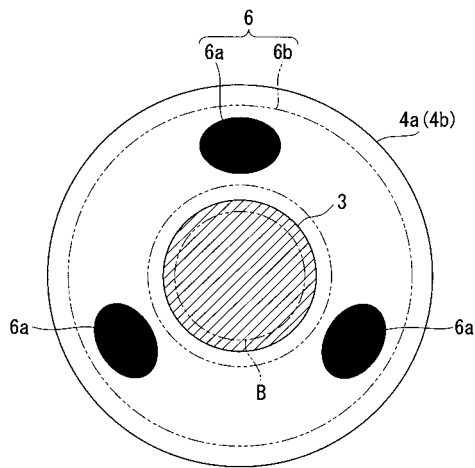
【図 3】



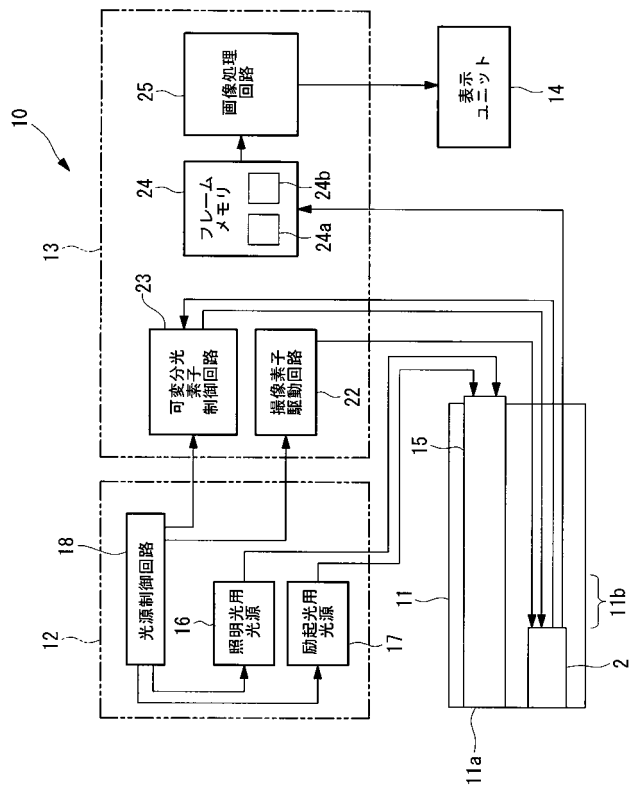
【図 4】



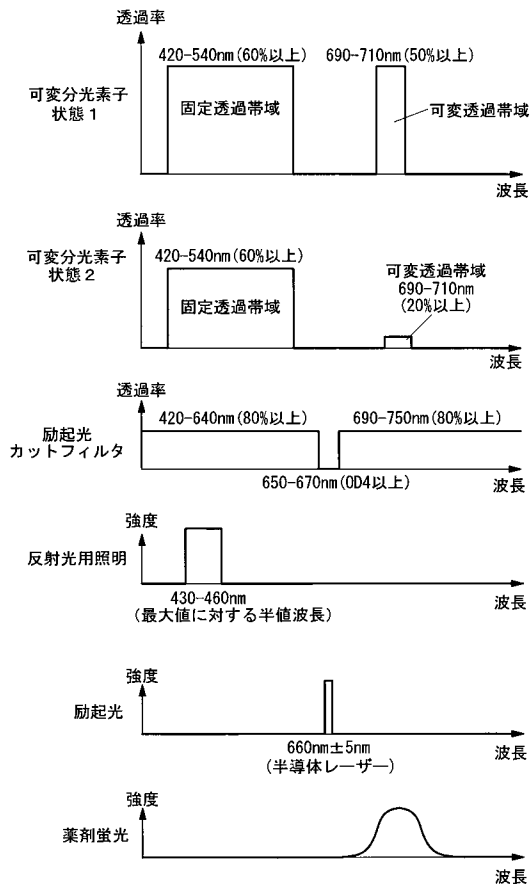
【図 5】



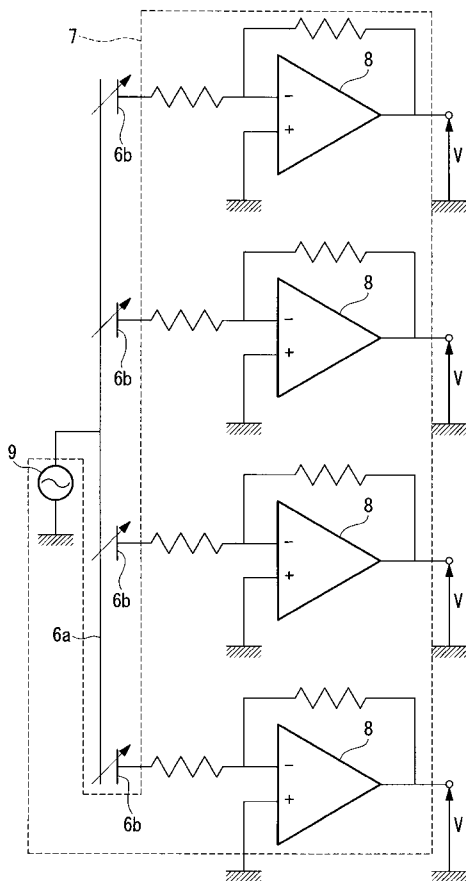
【図 6】



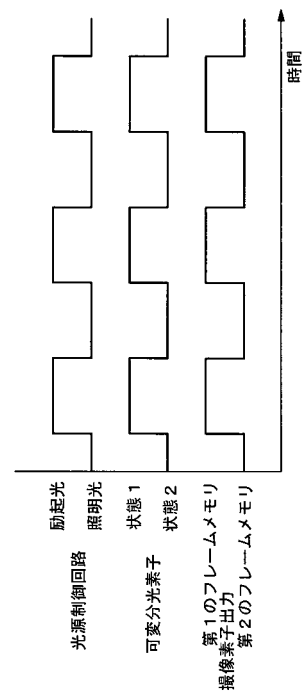
【 図 7 】



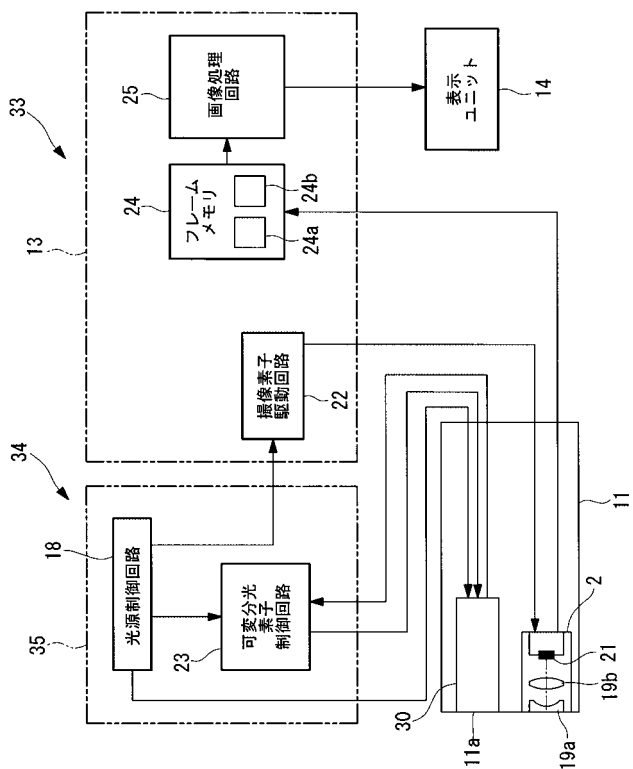
【 図 9 】



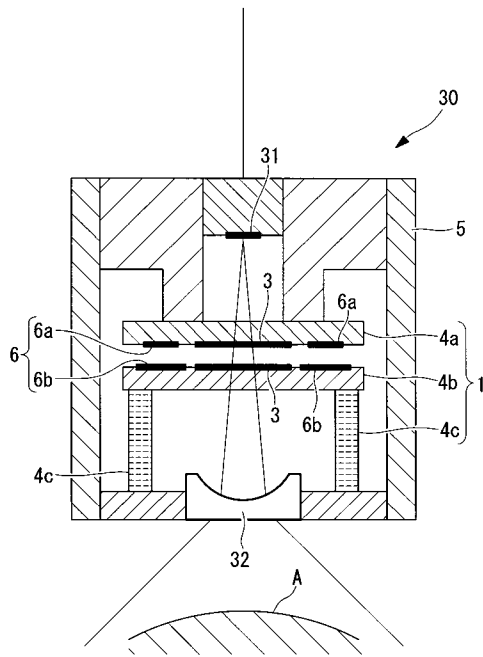
【圖 8】



【 図 1 0 】



【図 11】



专利名称(译)	可变光谱元件，光谱设备和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008183350A	公开(公告)日	2008-08-14
申请号	JP2007021560	申请日	2007-01-31
[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 G01J3/26 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	G01J3/26 A61B1/04 G01J3/02 G01J3/0202 G01J3/0237 G01J3/027 G01J3/0291 G02B23/2469		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01J3/26 A61B1/04.372 G02B23/24.B G02B23/26.C A61B1/00.300.Y A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2G020/CB06 2G020/CC23 2G020/CD14 2G020/CD32 2G020/CD33 2G020/CD37 2G020/CD51 2H040/BA23 2H040/CA22 2H040/CA25 2H040/DA12 2H040/GA02 4C061/WW14 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ06 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR17 4C161/UU09 4C161/WW14 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2008183350A5		

摘要(译)

要解决的问题：实现小型化和降噪，并准确检测光学基板之间的空间尺寸，以实现所需的光谱特性。 解决方案：光学涂层3设置在彼此相对的第一和第二光学基板4a，4b的相对表面上，并且在第一和第二光学基板4a，4b之间具有一定的间距。 致动器4c用于改变第一光学基板4a上的第一传感器部分6a，并用于检测第一光学基板4a和第二光学基板4b之间的距离。 并且用于检测第二光学基板4a，4b，第二光学基板4b，以与第一传感器部6a相对的方式设置的第二传感器部6b和第二传感器部6b之间的距离。 并且可变光谱元件1具有不同数量的第一传感器电极6a和第二传感器电极6b。 [选型图]图1

