

(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2008-151544

(P2008-151544A)

(43) 公開日 平成20年7月3日(2008.7.3)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
G 0 1 J 3/26 (2006.01)	G 0 1 J 3/26	2 G 0 2 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 Y	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 1
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 0 6 1
G 0 2 B 26/00 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 F	
審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 15 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2006-337595 (P2006-337595)
 (22) 出願日 平成18年12月14日 (2006.12.14)

(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 CC55 CC63
 2G043 AA03 BA16 DA02 EA01 HA01
 JA01 JA08 LA03
 2H041 AA21 AB16 AC08 AZ06

最終頁に続く

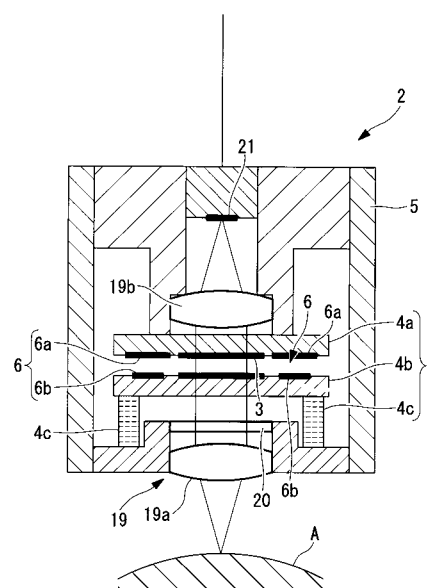
(54) 【発明の名称】 可変分光素子、分光装置および内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】小型でありながら組立容易性を向上でき、厳密な組立を行わなくても、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2つの光学基板4a、4bと、該光学基板4a、4bの対向面に設けられた光学コート層3と、2つの光学基板4a、4bの間隔を変化させるアクチュエータ4cと、2つの光学基板4a、4bにそれぞれ設けられたセンサ電極6a、6bを有し、光学基板4a、4bの間隔を検出する静電容量センサ6とを備え、一方の光学基板4aに設けられたセンサ電極6aが他方の光学基板4bに投影される範囲内に、当該他の光学基板4bに設けられたセンサ電極6bが含まれる可変分光素子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 のセンサ電極と、

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 のセンサ電極に対向するとともに、該第 1 のセンサ電極を前記第 2 の光学基板上に投影した範囲内に含まれるように設けられた第 2 のセンサ電極とを有する可変分光素子。

10

【請求項 2】

前記第 1 および第 2 のセンサ電極が相似形である請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 3】

前記第 1 および第 2 のセンサ電極が円形である請求項 2 に記載の可変分光素子。

【請求項 4】

前記光学コート層が導電性材料により構成され、

前記第 1 および第 2 のセンサ電極が、前記光学コート層により構成されている請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 5】

前記第 1 および第 2 のセンサ電極の形状が異なる請求項 1 に記載の可変分光素子。

20

【請求項 6】

前記第 1 および第 2 のセンサ電極が、半径方向よりも周方向に大きな寸法差を有する請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 7】

前記光学コート層が、所望の波長帯域の光を透過する請求項 1 に記載の可変分光素子。

【請求項 8】

請求項 1 から請求項 7 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 9】

請求項 8 に記載の可変分光装置を備える内視鏡システム。

30

【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、平行性を保ちながら間隔を制御することができるようになっている。

40

【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】**

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、可変分光素子のサイズ自体が極めて小さいものとなる。このため、2 枚の光学基板を精度よく組み立てることが困難であり、光学基板どうし、特

50

に、センサ電極どうしを精度よく正対させた状態に組み立てることが困難であるという不都合がある。また、アクチュエータによる光学基板の変位の際に、光学基板の板厚方向以外の方向への変位が発生し、センサ電極どうしの正対状態が維持できない場合もある。

【 0 0 0 5 】

静電容量センサにより検出される静電容量は、センサ電極どうしが精度よく正対している場合に、センサ電極の面積に比例し、間隔に反比例するが、センサ電極どうしの対向状態がずれると、静電容量の距離依存特性が複雑な関数形になってしまい、光学基板の間隔を精度よく検出することが困難になるという不都合がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、小型でありながら組立容易性を向上でき、厳密な組立を行わなくても、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。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

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 のセンサ電極と、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 のセンサ電極に対向するとともに、該第 1 のセンサ電極を前記第 2 の光学基板上に投影した範囲内に含まれるように設けられた第 2 のセンサ電極とを有する可変分光素子を提供する。

20

【 0 0 0 8 】

上記発明においては、前記第 1 および第 2 のセンサ電極が相似形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 のセンサ電極が円形であることとしてもよい。

【 0 0 0 9 】

また、上記発明においては、前記光学コート層が導電性材料により構成され、前記第 1 および第 2 のセンサ電極が、前記光学コート層により構成されていることとしてもよい。

30

また、上記発明においては、前記第 1 および第 2 のセンサ電極の形状が異なることとしてもよい。

【 0 0 1 0 】

また、上記発明においては、前記第 1 および第 2 のセンサ電極が、半径方向よりも周方向に大きな寸法差を有することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記光学コート層が、所望の波長帯域の光を透過することとしてもよい。

【 0 0 1 1 】

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を撮影する撮像素子とを備える分光装置を提供する。

40

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。

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、小型でありながら組立容易性を向上でき、厳密な組立を行わなくても、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】

【 0 0 1 3 】

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

50

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 4 a , 4 b と、該光学基板 4 a , 4 b の間隔を変化させるアクチュエータ 4 c とを備えるエタロン型の光学フィルタである。光学基板 4 a 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 4 b は、アクチュエータ 4 c 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 4 c は積層型の圧電素子であり、光学基板 4 b の周縁に沿って周方向に等間隔をあけて 4 力所に設けられている。

10

この可変分光素子 4 は、アクチュエータ 4 c の作動により、光学基板 4 a , 4 b 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 4 a , 4 b には、該光学基板 4 a , 4 b 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 4 a , 4 b の光学有効径 B（図 2 参照。）外の外周部に、相互に対向する位置にそれぞれ設けられた複数のセンサ電極 6 a , 6 b を備えている。センサ電極 6 a , 6 b は、光学基板 4 a , 4 b 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 6 a , 6 b としては金属膜を用いることができる。

20

【0016】

静電容量方式は、センサ電極 6 a , 6 b 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。

本実施形態に係る可変分光素子 1 において、センサ電極 6 a , 6 b は、図 1 および図 2 に示されるように、いずれも円形を有し、一方の光学基板 4 a に設けられたセンサ電極 6 a が、他方の光学基板 4 b に設けられたセンサ電極 6 b よりも大きな半径寸法を有している。そして、図 2 に示されるように、一方の光学基板 4 a に設けられたセンサ電極 6 a が他方の光学基板 4 b 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 4 b に設けられたセンサ電極 6 b が配置されている。

【0017】

30

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 4 a , 4 b の傾き誤差を調整するために、複数のセンサ 6 を備え、複数の駆動自由度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る。

【0018】

40

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。

【0019】

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

50

、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。センサ電極 6 a , 6 b は光学基板の周方向に 4 対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、対向するセンサ電極 6 a , 6 b の半径寸法が異なっているので、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 b 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 a に設けられたセンサ電極 6 a が他方の光学基板 4 b に投影される範囲内に、当該他方の光学基板 4 b に設けられたセンサ電極 6 b が配置されているので、2 枚の光学基板 4 a , 4 b どうしが板厚方向に交差する方向、つまり、光学基板 4 a , 4 b 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 6 a , 6 b 間に形成される静電容量に変化はない。

【 0 0 2 1 】

また、複数のアクチュエータ 4 c の駆動により、2 枚の光学基板 4 a , 4 b 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 4 c の個体差により、2 枚の光学基板 4 a , 4 b 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 6 a , 6 b 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 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 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利点がある。

【 0 0 2 2 】

なお、本実施形態に係る可変分光素子 1 においては、センサ電極 6 a , 6 b を光学基板 4 a , 4 b の周方向に 4 対設けることとしたが、これに代えて、図 3 に示されるように、3 対設けることとしてもよく、任意の数だけ設けることにしてもよい。図 3 に示される例では、各センサ電極 6 a , 6 b の形状として楕円形状のものをを用いている。また、その形状としては特に限定されるものではなく、図 4 または図 5 に示されるように、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。

【 0 0 2 3 】

この場合において、図 4 および図 5 におけるセンサ電極 6 a , 6 b の形状は、大きい側のセンサ電極 6 a が、小さい側のセンサ電極 6 b 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 4 a , 4 b 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 6 a , 6 b を構成することで、光学基板 4 a , 4 b 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 6 a , 6 b 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。

【 0 0 2 4 】

また、図 6 および図 7 に示されるように、各光学基板 4 a , 4 b に設けられたセンサ電極 6 a , 6 b の数は同じでなくても構わない。すなわち、図 6 に示されるように、一方の光学基板 4 b に周方向に間隔をあけて設けられた 2 つのセンサ電極 6 b 毎に、これら 2 つのセンサ電極 6 b のいずれにも対向する大きさの 1 つのセンサ電極 6 a を他の光学基板 4 a に設けることにしてもよい。また、図 7 に示されるように、一方の光学基板 4 b に周方向に間隔をあけて設けられた複数のセンサ電極 6 b に対して、全てのセンサ電極 6 b に対向する単一のリング状のセンサ電極 6 a を他方の光学基板 4 a に設けることにしてもよい。

【 0 0 2 5 】

さらに、図 8 に示す例では、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。この場合、各光学基板 4 a , 4 b の中心位置に半径寸法の異なる円形の反射膜 3 を設けることにより、光学基板 4 a , 4 b どうしが、半径方向および周方向のいずれの方向にずれて組み付けられても、あるいはアクチュエータ 4 c の作動により、いずれの方向にずれても、間隔寸法が同じであれば、同一の電圧信号を出力することができ、検出精度を向上することができる。なお、各光学基板 4 a , 4 b の中心位置に同一の半径寸法を有する反射膜 3 を設け、これらをセンサ電極 6 a , 6 b として兼用することとしても、光学基板 4 a , 4 b どうしが周方向に位置ずれした場合には、光学基板 4 a , 4 b の間隔寸法の検出精度を低下させずに済むという利点がある。

10

【 0 0 2 6 】

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 9 ~ 図 1 2 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 9 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。

【 0 0 2 7 】

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。

20

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。

【 0 0 2 8 】

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。

30

【 0 0 2 9 】

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。

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 0 】

40

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。挿入部 1 1 の先端部は、例えば、挿入部 1 1 の長さ方向の中央位置より先端 1 1 a 側、好ましくは、挿入部 1 1 の先端 1 1 a の向きを変更するために湾曲動作させられる屈曲部 1 1 b よりも先端 1 1 a 側である。

【 0 0 3 1 】

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 5 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。

50

【 0 0 3 2 】

可変分光素子 1 は、さらに具体的には、図 1 0 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 3 】

また、センサ電極 6 a , 6 b には、例えば、図 1 2 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 b の間隔寸法に応じて決定されるセンサ電極 6 a , 6 b 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 1 2 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 4 a に固定されている。

【 0 0 3 4 】

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 つの光学部材 4 a , 4 b の傾き誤差を調整するために、複数のセンサ 6 を備え、複数の駆動自由度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。

【 0 0 3 5 】

前記制御ユニット 1 3 は、図 9 に示されるように、撮像素子 2 1 を駆動制御する撮像素子駆動回路 2 2 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 2 3 と、撮像素子 2 1 により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ 2 4 と、該フレームメモリ 2 4 に記憶された画像情報を処理して表示ユニット 1 4 に出力する画像処理回路 2 5 とを備えている。

撮像素子駆動回路 2 2 および可変分光素子制御回路 2 3 は、前記光源制御回路 1 8 に接続され、光源制御回路 1 8 による照明光用光源 1 6 および励起光用光源 1 7 の切り替えに同期して可変分光素子 1 および撮像素子 2 1 を駆動制御するようになっている。

【 0 0 3 6 】

具体的には、図 1 1 のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路 1 8 の作動により、励起光用光源 1 7 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 2 3 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 2 2 が撮像素子 2 1 から出力される画像情報を第 1 のフレームメモリ 2 4 a に出力させるようになっている。また、照明光用光源 1 6 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 2 3 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 2 2 が撮像素子 2 1 から出力される画像情報を第 2 のフレームメモリ 2 4 b に出力するようになっている。

【 0 0 3 7 】

また、前記画像処理回路 2 5 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 2 4 a から受け取って表示ユニット 1 4 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 2 4 b から受け取って表示ユニット 1 4 の第 2 のチャンネルに出力するようになっている。

【 0 0 3 8 】

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 1 0 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 1 0 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 1 1 を体腔内に挿入し、その先端 1 1

10

20

30

40

50

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。

【0039】

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。

10

【0040】

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。

【0041】

そして、可変分光素子1を透過した蛍光は撮像素子21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24aに記憶され、画像処理回路25によって、表示ユニット14の第1のチャンネルに出力されて表示ユニット14により表示される。

20

【0042】

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19により集光されて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。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を透過させられる。

【0043】

そして、可変分光素子1を透過した反射光は撮像素子21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24bに記憶され、画像処理回路25によって、表示ユニット14の第2のチャンネルに出力されて表示ユニット14により表示される。

30

【0044】

この場合に、励起光用光源17がオフにされているので、波長660nmの励起光による蛍光は発生していない。照明光用光源16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23の作動により照明光用光源16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21により撮影される。

40

このように、本実施形態に係る内視鏡システム10によれば、蛍光画像と反射光画像とを合成した画像を使用者に提供することができる。

【0045】

この場合において、本実施形態に係る内視鏡システム10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4a, 4bの間隔寸法が検出され、アクチュエータ4c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4a, 4bの間隔寸法が精度よく制御され、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。

50

【 0 0 4 6 】

さらに、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 b 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。

【 0 0 4 7 】

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で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 4 8 】

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 8 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。例えば、可変分光素子 1 として、図 7 に示されるものを使用する場合には、電気回路 7 として図 1 3 に示されるものを採用すればよい。

【 0 0 4 9 】

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。

【 0 0 5 0 】

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、自家蛍光と反射光画像など他の組み合わせ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 1 】

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。

【 0 0 5 2 】

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、挿入部 1 1 の先端に配置された光源ユニット 3 0 に可変分光素子 1 を備えていてもよい。

光源ユニット 3 0 は、図 1 4 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、上記可変分光素子 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 3 】

このようにすることで、可変分光素子 1 のアクチュエータ 4 c の駆動によって、光学基板 4 a , 4 b どうしが光軸に交差する方向に相対的に変位してもセンサ 6 により検出される静電容量の値が変化せず、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 5 4 】

10

20

30

40

50

なお、光源ユニット 30 においては、単一の白色 LED 31 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 LED 31 を複数配置することとしてもよい。また、単一の白色 LED 31 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。

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】

【0055】

【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。

10

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

【図 7】図 2 の可変分光素子におけるセンサ電極の第 5 の変形例を示す図である。

【図 8】図 2 の可変分光素子におけるセンサ電極の第 6 の変形例を示す図である。

【図 9】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 10】図 9 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。

20

【図 11】図 9 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 12】図 9 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。

【図 13】図 7 の可変分光素子を用いた場合の電気回路の例を示す図である。

【図 14】図 9 の内視鏡システムの変形例であって挿入部の先端に配置される光源ユニットの一例を示す縦断面図である。

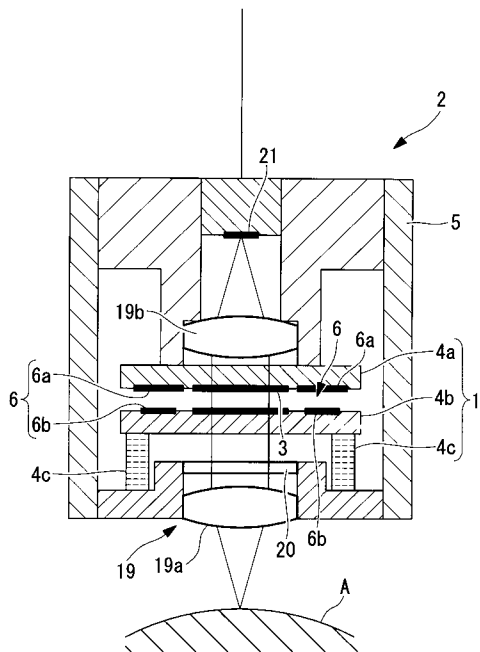
【符号の説明】

【0056】

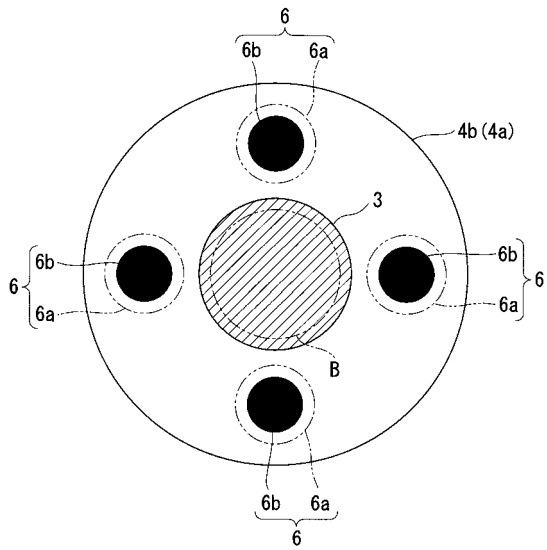
- 1 可変分光素子
- 3 反射膜（光学コート層）
- 4 a , 4 b 光学基板
- 4 c アクチュエータ
- 6 センサ（静電容量センサ）
- 6 a , 6 b センサ電極
- 10 内視鏡システム（分光装置）
- 21 撮像素子

30

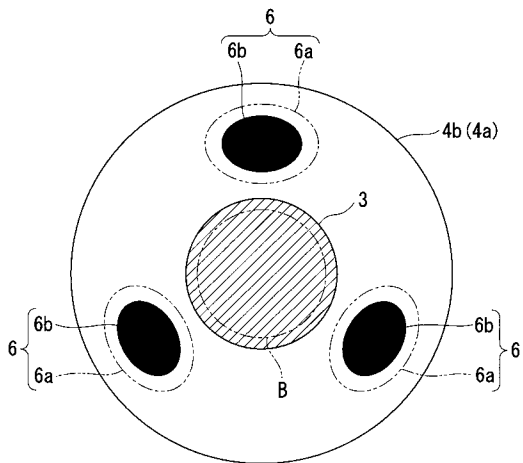
【 図 1 】



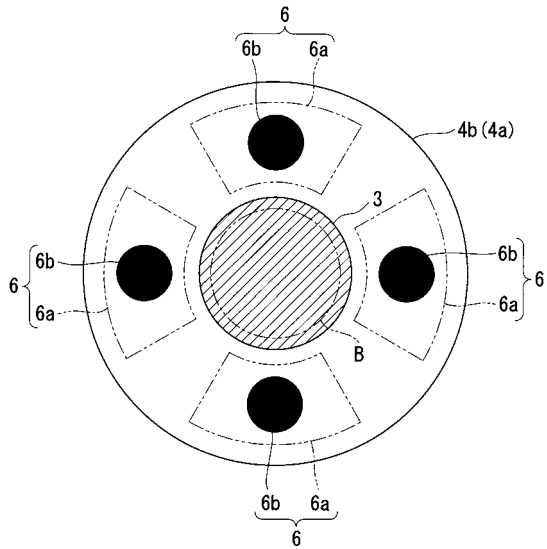
【 図 2 】



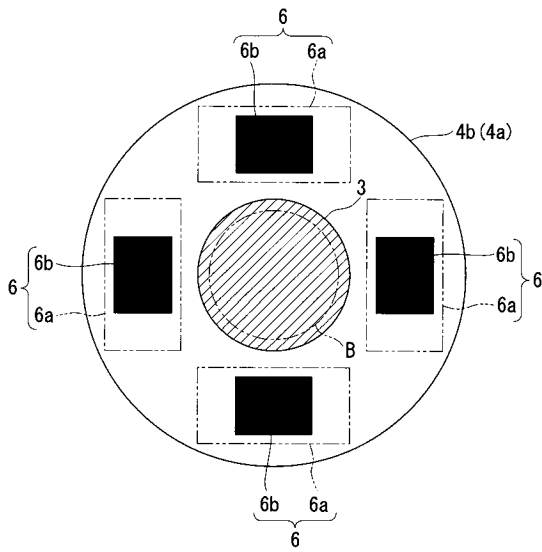
【 図 3 】



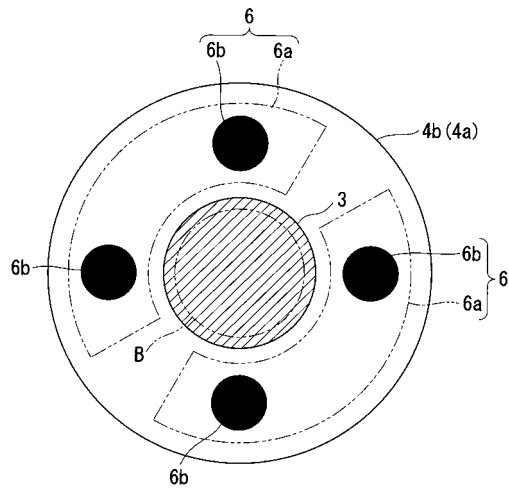
【 図 4 】



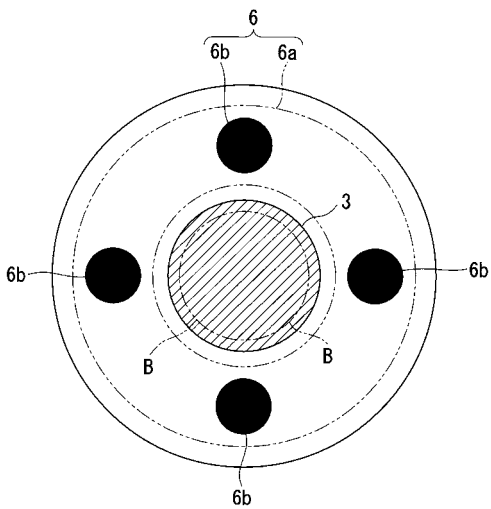
【 図 5 】



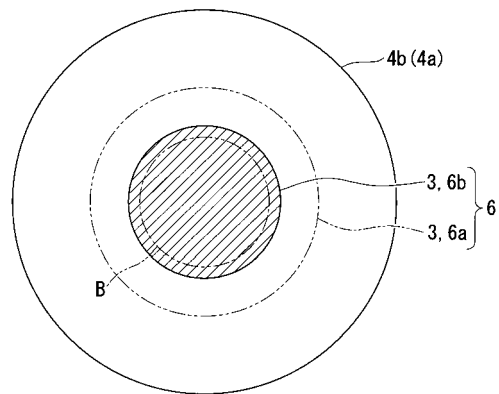
【 図 6 】



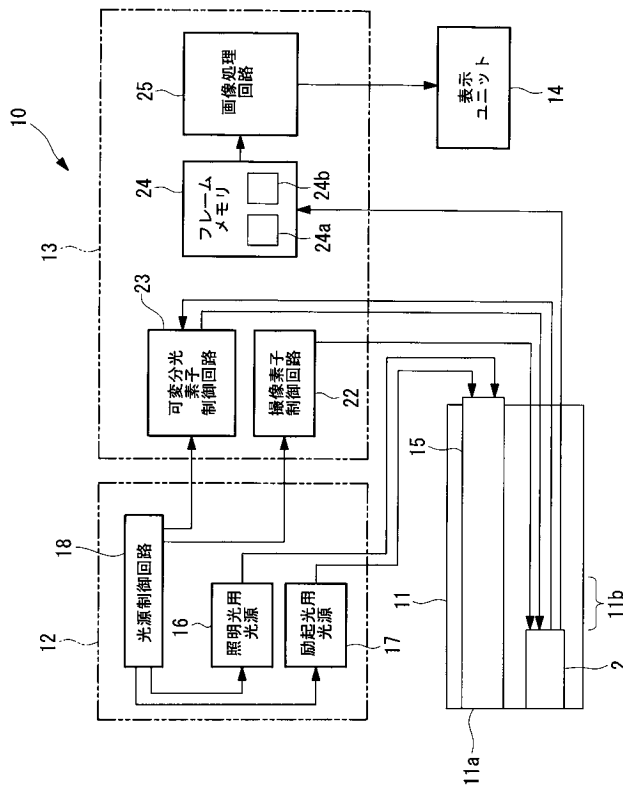
【 図 7 】



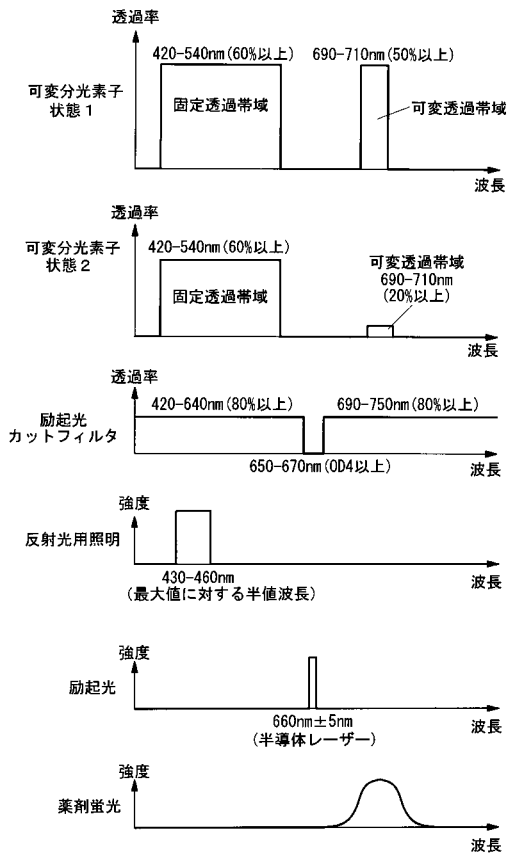
【 図 8 】



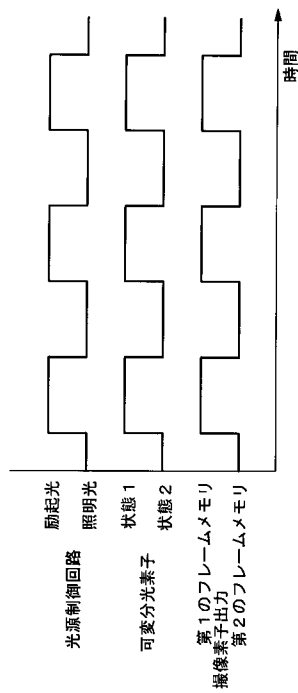
【図 9】



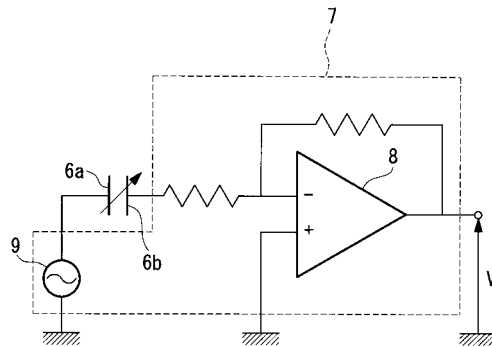
【図 10】



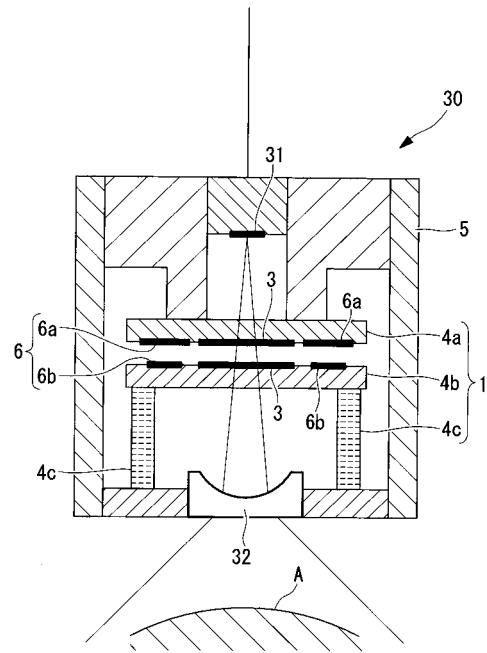
【図 11】



【図 12】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

G 0 1 N 21/64

Z

G 0 2 B 26/00

F ターム(参考) 4C061 BB08 HH54 JJ20 LL02 NN01 PP11 QQ02 QQ04 RR04 RR11
RR17

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	JP2008151544A	公开(公告)日	2008-07-03
申请号	JP2006337595	申请日	2006-12-14
[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	G01J3/26 A61B1/00 A61B1/04 G01N21/64 G02B26/00		
CPC分类号	G01J3/26 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0084 G01N21/64 G02B26/001		
FI分类号	G01J3/26 A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G01N21/64.F G01N21/64.Z G02B26/00 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/00.735 A61B1/05		
F-TERM分类号	2G020/CB06 2G020/CC23 2G020/CC55 2G020/CC63 2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/DA02 2G043/EA01 2G043/HA01 2G043/JA01 2G043/JA08 2G043/LA03 2H041/AA21 2H041/AB16 2H041/AC08 2H041/AZ06 4C061/BB08 4C061/HH54 4C061/JJ20 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR11 4C061/RR17 2H141/MA15 2H141/MA22 2H141/MA23 2H141/MA28 2H141/MB23 2H141/MB28 2H141/MC09 2H141/MD02 2H141/MD04 2H141/ME02 2H141/ME04 2H141/ME06 2H141/ME23 2H141/ME25 2H141/MF02 2H141/MF26 2H141/MF28 2H141/MG09 2H141/MZ13 4C161/BB08 4C161/HH54 4C161/JJ20 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过精确地检测光学基板之间的空间尺寸来获得所需的光谱特性，即使它的尺寸很小并且可以提高组装的便利性并且不进行严格的组装。 解决方案：改变彼此面对的两个光学基板4a，4b，在光学基板4a，4b的相对表面上设置的光学涂层3，以及两个光学基板4a，4b之间的空间。 分别设置在两个光学基板4a和4b上的致动器4c和传感器电极6a和6b，以及用于检测光学基板4a和4b之间的距离的电容传感器6，并且提供一个光学基板4a。 提供一种可变光谱元件1，其中在另一光学基板4b上设置的传感器电极6a被投影在另一光学基板4b上的范围内包括设置在另一光学基板4b上的传感器电极6a。 [选型图]图1

