

(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2008-188229

(P2008-188229A)

(43) 公開日 平成20年8月21日(2008.8.21)

(51) Int.Cl.
A61B 1/06 (2006.01)F1
A61B 1/06テーマコード(参考)
4C061

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2007-25783 (P2007-25783)
(22) 出願日 平成19年2月5日(2007.2.5)(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) 4C061 AA00 BB01 DD00 FF40 JJ17
LL02 NN01 PP09 RR02 RR17
RR24

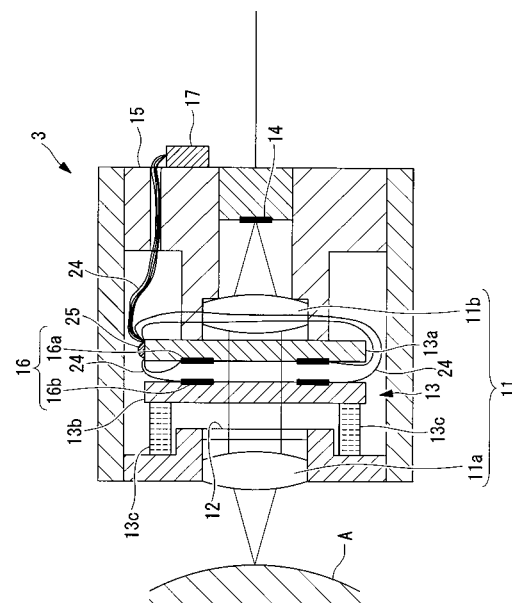
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 操作者による移動や外部から受ける振動あるいは姿勢変更等が生じて、高精度に分光特性を制御して、所望の観察画像を取得することを可能とする。

【解決手段】 生体の体腔内に少なくとも一部が挿入され、該体腔内の撮影対象Aの画像を取得する内視鏡システムであって、間隔を空けて対向する2つの光学基板13a、13bと、入力される駆動信号に応じて2つの光学基板13a、13bの間隔を変化させるアクチュエータ13cと、2つの光学基板13a、13bに固定され、光学基板13a、13bの間隔を検出するセンサ16と、光学基板13a、13bの近傍に配置され、センサ16からの出力が入力され、能動素子を含みセンサ16の出力に対応する電気信号を出力する電気回路17と、該電気回路17と各センサ16とを接続する電気配線24を、これら電気回路17とセンサ16との間のいずれかの位置において固定する固定部25とを備える内視鏡システムを提供する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体の体腔内に少なくとも一部が挿入され、該体腔内の撮影対象の画像を取得する内視鏡システムであって、

間隔を空けて対向する 2 つの光学基板と、

入力される駆動信号に応じて前記 2 つの光学基板の間隔を変化させるアクチュエータと

、
前記 2 つの光学基板に固定され、前記光学基板の間隔を検出するセンサと、

前記光学基板の近傍に配置され、前記センサからの出力が入力され、能動素子を含み前記センサの出力に対応する電気信号を出力する電気回路と、

該電気回路と各センサとを接続する電気配線を、これら電気回路とセンサとの間のいずれかの位置において固定する固定部とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記電気回路が、増幅回路を有する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記電気回路が、バッファ回路を有する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記センサが、前記 2 つの光学基板にそれぞれ電極を備え、該電極間の静電容量を検出することにより、2 つの光学基板の間隔を検出する前記請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記電気回路が、前記センサの電極間に生じる静電容量を電気信号に変換する請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記センサが、前記 2 つの光学基板の一方に設けられたコイルと他方に設けられた金属板とを備え、前記コイルのインピーダンスを検出することにより、2 つの光学基板の間隔を検出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記固定部が、前記電気配線を光学基板に固定している請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記固定部が、前記電気配線を固定側の光学基板に固定している請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記固定部が、固定側の光学基板を固定するベース部材に前記電気配線を固定している請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記固定部が、前記センサから前記電気回路までの前記電気配線を中継する端子台に、当該電気配線を固定している請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記固定部が、前記電気配線を接着剤により固定している請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記固定部が、前記センサからの複数の電気配線を相互に固定している請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

前記固定部が、異なる光学基板に設けられたセンサからの電気配線を相互に固定している請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記固定部が、同一の光学基板に設けられたセンサからの電気配線を相互に固定してい

10

20

30

40

50

る請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

前記光学基板、前記アクチュエータおよび前記センサを備える可変分光素子が、前記挿入部の先端部に配置されている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記光学基板、前記アクチュエータおよび前記センサを備える可変分光素子が、前記挿入部の先端部に対し反対側の基端部に配置されている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、内視鏡システム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、複数の光学基板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。）。

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。特許文献 1 に開示されているエタロン素子は、2 以上の光学基板間にこれらの光学基板の間隔を変化させるピエゾ素子からなる駆動手段を備えている。

【0003】

20

【特許文献 1】特許第 2802061 号明細書

【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 の内視鏡においては、2 つの光学基板に面間隔を検出するためのセンサが配置されておらず、高精度の分光特性制御を行うことができないという不都合がある。また仮に、センサが備えられている装置を仮定した場合、特に内視鏡などの可搬型分光装置では、操作者による挿入部の移動や体腔から受ける振動あるいは患者の姿勢変更等によりセンサに接続する電気配線の位置が変動し、センサからの信号にノイズや変動（ドリフトなど）が発生する可能性がある。そして、センサからの信号にノイズや変動が発生すると高精度の信号検出が困難になり、分光特性の制御を高精度に行うことができないという不都合がある。

30

【0005】

すなわち、電界または磁界を利用して複数の光学基板の面間隔を検出するセンサの出力に基づいて当該光学基板の面間隔を制御する可変型エタロン分光素子においては、当該エタロン分光素子を含む装置全体の動きに伴って当該センサからの電気配線に作用する外力（振動等）が発生し、それによって発生する当該電気配線の変位が当該光学基板の面間隔の検出精度に悪影響を与える可能性がある。

【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、操作者による移動や外部から受ける振動あるいは姿勢変更等が生じて、高精度に分光特性を制御して、所望の観察画像を取得することを可能とする内視鏡システム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】

【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、生体の体腔内に少なくとも一部が挿入され、該体腔内の撮影対象の画像を取得する内視鏡システムであって、間隔を空けて対向する 2 つの光学基板と、入力される駆動信号に応じて前記 2 つの光学基板の間隔を変化させるアクチュエータと、前記 2 つの光学基板に固定され、前記光学基板の間隔を検出するセンサと、前記光学基板の近傍に配置され、前記センサからの出力が入力され、能動素子を含み前記センサの出力に対応する電

50

気信号を出力する電気回路と、該電気回路と各センサとを接続する電気配線を、これら電気回路とセンサとの間のいずれかの位置において固定する固定部とを備える内視鏡システムを提供する。

【0008】

上記発明においては、前記電気回路が、増幅回路を有することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記電気回路が、バッファ回路を有することとしてもよい。

【0009】

また、上記発明においては、前記センサが、前記2つの光学基板にそれぞれ電極を備え、該電極間の静電容量を検出することにより、2つの光学基板の間隔を検出することとしてもよい。

10

また、上記発明においては、前記センサが、前記2つの光学基板の一方に設けられたコイルと他方に設けられた金属板とを備え、前記コイルのインピーダンスを検出することにより、2つの光学基板の間隔を検出することとしてもよい。

【0010】

また、上記発明においては、前記電気回路が、前記センサの電極間に生じる静電容量を電気信号に変換することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記固定部が、前記電気配線を光学基板に固定していることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記固定部が、前記電気配線を固定側の光学基板に固定していることとしてもよい。

20

【0011】

また、上記発明においては、前記固定部が、固定側の光学基板を固定するベース部材に前記電気配線を固定していることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記固定部が、前記センサから前記電気回路までの前記電気配線を中継する端子台に、当該電気配線を固定していることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記固定部が、前記電気配線を接着剤により固定していることとしてもよい。

【0012】

また、上記発明においては、前記固定部が、前記センサからの複数の電気配線を相互に固定していることとしてもよい。

30

また、上記発明においては、前記固定部が、異なる光学基板に設けられたセンサからの電気配線を相互に固定していることとしてもよい。

【0013】

また、上記発明においては、前記固定部が、同一の光学基板に設けられたセンサからの電気配線を相互に固定していることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記光学基板、前記アクチュエータおよび前記センサを備える可変分光素子が、前記挿入部の先端部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、前記光学基板、前記アクチュエータおよび前記センサを備える可変分光素子が、前記挿入部の先端部に対し反対側の基端部に配置されていることとしてもよい。

40

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、操作者による移動や外部から受ける振動あるいは姿勢変更等が生じて、高精度に分光特性を制御して、所望の観察画像を取得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】

【0015】

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

50

内視鏡システム 1 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 2 と、該挿入部 2 内に配置される撮像ユニット 3 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 3 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 3 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 6 】

前記挿入部 2 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 3 と、前記光源ユニット 4 から光を先端 2 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 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 8 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 9 と、これらの光源 8 , 9 を制御する光源制御回路 1 0 とを備えている。

【 0 0 1 7 】

前記照明光用光源 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 5 0 % 透過域は、4 3 0 ~ 4 6 0 nm である。すなわち、光源 8 は、波長帯域 4 3 0 ~ 4 6 0 nm の照明光を発生するようになっている。

【 0 0 1 8 】

前記励起光用光源 9 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 0 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 8 と励起光用光源 9 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 1 9 】

前記撮像ユニット 3 は、挿入部 2 の先端部に配置されている。

また、前記撮像ユニット 3 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レンズ 1 1 a , 1 1 b を含む撮像光学系 1 1 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 1 2 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 1 3 と、撮像光学系 1 1 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 1 4 と、これらを支持する枠部材 1 5 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

可変分光素子 1 3 は、平行間隔をあけて配置され対向面に反射膜が設けられた 2 枚の円板状の光学基板 1 3 a , 1 3 b と、該光学基板 1 3 a , 1 3 b の間隔を変化させるアクチュエータ 1 3 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 1 3 a は、前記枠部材 1 5 に直接固定され、光学基板 1 3 b は、アクチュエータ 1 3 c を介して枠部材 1 5 に取り付けられている。

【 0 0 2 1 】

アクチュエータ 1 3 c は積層型の圧電素子であり、光学基板 1 3 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。

この可変分光素子 1 3 は、アクチュエータ 1 3 c の作動により、光学基板 1 3 a , 1 3 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。

【 0 0 2 2 】

さらに具体的には、可変分光素子 1 3 は、図 4 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 3 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 3 の状態に応じて透過率特性が変化している。

【 0 0 2 3 】

可変分光素子 13 を構成する 2 つの光学基板 13 a , 13 b には、該光学基板 13 a , 13 b の間隔を検出するためのセンサ 16 が備えられている。センサ 16 は、静電容量方式のものであって、光学基板 13 a , 13 b の光学有効径外の外周部に、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 16 a , 16 b を備えている。センサ電極 16 a , 16 b は、光学基板 13 a , 13 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 16 a , 16 b としては金属膜を用いることができる。

【0024】

静電容量方式は、センサ電極 16 a , 16 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。センサ電極 16 a , 16 b には、電気配線 24 を介して電気回路 17 が接続されている。すなわち、図 3 に示されるように、撮像ユニット 3 の可変分光素子 13 と同センサ 16 用の電気回路 17 とが電氣的に接続され、該電気回路 17 の出力が図 1 に示される可変分光素子制御回路 19 に接続されている。

10

【0025】

電気回路 17 は、例えば、図 6 に示されるように、センサ電極 16 a , 16 b に交流電流を供給し、光学基板 13 a , 13 b の間隔寸法に応じて決定されるセンサ電極 16 a , 16 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 6 中、符号 22 は能動素子であるオペアンプ、符号 23 は交流電源である。電気回路 17 は、枠部材 15 に固定されている。

【0026】

また、本実施形態においては、各センサ電極 16 a , 16 b から引き出された電気配線 24 は、電気回路 17 との間において固定側の光学基板 13 a に接着剤 25 により固定されている。

20

アクチュエータ 13 c による光学基板 13 a , 13 b の間隔寸法の調整量は微細であり、それに伴うセンサ電極 16 a , 16 b 間の静電容量の変動も微小である。このため、センサ電極 16 a , 16 b から引き出される電気配線 24 間に形成される静電容量（寄生容量）の変動も無視できない。

【0027】

本実施形態によれば、センサ電極 16 a , 16 b から引き出される電気配線 24 が接着剤 25 により光学基板 13 a に固定されているので、電気配線 24 の変位は、光学基板 13 b の変位に伴う変位のみに止まる。したがって、操作者による挿入部 2 の移動や体腔から受ける振動、患者の姿勢変更等が生じて、センサ電極 16 a , 16 b と電気回路 17 との間の電気配線 24 が変位しないようになっている。

30

【0028】

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 13 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 3 に用いられる可変分光素子 13 としては、間隔を変化させたときの 2 つの光学基板 13 a , 13 b の傾き誤差を調整するために、複数のセンサ 16 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 16 a , 16 b からの信号をもとに、アクチュエータ 13 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。

40

【0029】

本実施形態において、可変分光素子 13 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 ~ 710 nm）に可変透過帯域を備えている。そして、可変分光素子 13 は、制御ユニット 5 からの制御信号に応じて 2 つの状態に変化している。

【0030】

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

50

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。

【0031】

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

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14に向けて透過させることができるようになっている。

【0032】

また、前記励起光カットフィルタ12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。

【0033】

前記制御ユニット5は、図1に示されるように、撮像素子14を駆動制御する撮像素子制御回路18と、可変分光素子13を駆動制御する可変分光素子制御回路19と、撮像素子14により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ20と、該フレームメモリ20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21とを備えている。

撮像素子制御回路18および可変分光素子制御回路19は、前記光源制御回路10に接続され、光源制御回路10による照明光用光源8および励起光用光源9の切り替えに同期して可変分光素子13および撮像素子14を駆動制御するようになっている。

【0034】

具体的には、図5のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路10の作動により、励起光用光源9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19が、可変分光素子13を第1の状態として、撮像素子制御回路18が撮像素子14から出力される画像情報を第1のフレームメモリ20aに出力させるようになっている。また、照明光用光源8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19が、可変分光素子13を第2の状態として、撮像素子制御回路18が撮像素子14から出力される画像情報を第2のフレームメモリ20bに出力するようになっている。

【0035】

また、前記画像処理回路21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20a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20b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。

【0036】

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2を体腔内に挿入し、その先端2a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10の作動により、照明光用光源8および励起光用光源9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。

【0037】

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を介して挿入部2の先端2aまで伝播され、挿入部2の先端2a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3の撮像光学系11により集光され、励起光カットフィルタ12を透過し、可変分光素子13に入射さ

10

20

30

40

50

れる。

【 0 0 3 8 】

可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 9 の作動により励起光用光源 9 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 3 に入射されるが、撮像ユニット 3 には励起光カットフィルタ 1 2 が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子 1 4 に入射されることが阻止される。

【 0 0 3 9 】

そして、可変分光素子 1 3 を透過した蛍光は撮像素子 1 4 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 0 a に記憶され、画像処理回路 2 1 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。

10

【 0 0 4 0 】

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 1 により集光されて励起光カットフィルタ 1 2 を透過し、可変分光素子 1 3 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 3 の固定透過帯域に位置しているので、可変分光素子 1 3 に入射された反射光は全て可変分光素子 1 3 を透過させられる。

【 0 0 4 1 】

そして、可変分光素子 1 3 を透過した反射光は撮像素子 1 4 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 0 b に記憶され、画像処理回路 2 1 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。

20

【 0 0 4 2 】

この場合に、可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 9 の作動により照明光用光源 8 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 1 4 により撮影される。

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

30

【 0 0 4 3 】

この場合において、本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、可変分光素子 1 3 にセンサ 1 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 1 6 により 2 枚の光学基板 1 3 a , 1 3 b の間隔寸法が検出され、アクチュエータ 1 3 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 1 3 a , 1 3 b 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。

【 0 0 4 4 】

さらに、本実施形態においては、センサ電極 1 6 a , 1 6 b から出力されたセンサ電極 1 6 a , 1 6 b 間の静電容量を示す電気信号が、可変分光素子 1 3 の光学基板 1 3 b に固定された電気回路 1 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 2 内を伝送され、挿入部 2 の基端側から体外の可変分光素子制御回路 1 9 に送られる。したがって、センサ 1 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 1 3 a , 1 3 b の間隔を高精度に検出でき、ひいては可変分光素子 1 3 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 4 5 】

また、本実施形態においては、センサ電極 1 6 a , 1 6 b から引き出された電気配線 2 4 が電気回路 1 7 に接続されるまでの途中位置において固定側の光学基板 1 3 a に接着剤 2 5 により固定されているので、電気配線 2 は、光学基板 1 3 b が変位することに伴って

50

変位する場合以外に大きく変位することが抑制される。すなわち、電気配線 2 4 によって形成される寄生容量が、アクチュエータ 1 3 c による光学基板 1 3 a , 1 3 b の相対的な変位とは無関係に変動してしまうことを防止することができる。

【 0 0 4 6 】

したがって、操作者による挿入部 2 の移動や体腔から受ける振動、患者の姿勢変更等が生じて、電気配線 2 4 が変動せず、これにより、センサ 1 6 により検出される光学基板 1 3 a , 1 3 b の間隔寸法が変動してしまうことをより確実に防止することができる。

特に、内視鏡検査においては、観察時の進退動作やアングル動作などが必須であり、可変分光素子 1 3 自体が変位させられるのに加えて、拍動等を行う観察対象に挿入部 2 の少なくとも一部が接触することが多く、観察対象からの振動を受け易いため、本実施形態のようにすることが有利である。

10

【 0 0 4 7 】

なお、本実施形態に係る内視鏡システム 1 においては、以下の各種の変形、変更が可能である。

本実施形態においては、各光学基板 1 3 a , 1 3 b に備えられたセンサ電極 1 6 a , 1 6 b から引き出された電気配線 2 4 を纏めて固定側の光学基板 1 3 a に接着剤 2 5 で固定することとした。これに代えて、図 7 に示されるように、各光学基板 1 3 a , 1 3 b に設けられたセンサ電極 1 6 a , 1 6 b から引き出された電気配線 2 4 は、各センサ電極 1 6 a , 1 6 b が設けられている光学基板 1 3 a , 1 3 b に接着剤 2 5 により固定することにしてもよい。

20

【 0 0 4 8 】

また、図 8 に示されるように、各光学基板 1 3 a , 1 3 b に周方向に間隔をあけて複数設けられた複数のセンサ電極 1 6 a , 1 6 b 毎に、固定側の光学基板 1 3 a に電気配線 2 4 を接着剤 2 5 により固定してもよい。

また、図 9 に示されるように、固定側の光学基板 1 3 a を固定する枠部材 1 5 に電気配線 2 4 が接着剤 2 5 により固定されていてもよい。

【 0 0 4 9 】

また、図 1 0 に示されるように、固定側の光学基板 1 3 a を固定する枠部材 1 5 に固定された端子台 2 6 において電気配線 2 4 を中継することにしてもよい。

また、図 1 1 に示されるように、端子台 2 6 により固定されるまでのセンサ電極 1 6 a , 1 6 b からの複数の電気配線 2 4 どうしを相互に接着剤 2 5 により固定することにしてもよい。

30

【 0 0 5 0 】

また、図 1 2 に示されるように、電気配線 2 4 として、絶縁被覆を有するフィーダ線、ツイストペア線あるいはフラットケーブルを採用してもよい。このようにすることによっても、センサ電極 1 6 a , 1 6 b からの電気配線 2 4 を相互に固定することができる。

また、図 1 3 に示されるように、センサ電極 1 6 a , 1 6 b から固定側の光学基板 1 3 a に近接して配置した電気回路 1 7 までの途中位置において、電気配線 2 4 を固定側の光学基板 1 3 a に接着剤 2 5 により固定することにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態に係る内視鏡システム 1 においては、反射光画像および薬剤蛍光画像を切り替えて取得する場合について説明したが、これに代えて、反射光画像のみを取得する場合、あるいは自家蛍光画像と薬剤蛍光画像とを切り替えて取得する場合あるいは自家蛍光画像と反射光画像とを切り替えて取得する場合等の他の観察方法に適用することもできる。

また、電気回路 1 7 として静電容量値を電圧値に変換する回路を採用したが、これに代えて、電流値に変換する回路を用いてもよい。

【 0 0 5 2 】

また、本実施形態においては、センサ 1 6 として、静電容量方式を採用したが、これに代えて、例えば、渦電流方式等の他の方式を用いてもよい。ここで、渦電流方式のセンサ

40

50

とは、コイルとコンデンサで構成した共振回路で作った高周波数の磁界により対象物に渦電流を発生させ、この渦電流によって磁界が変化することを利用して変位を測定するものである。コイルと対象物との距離によって決まる磁界の強さをコイルのインピーダンスの変化として検出するもので、一方の光学基板 13a (13b) に金属板を配置し、他方の光学基板 13b (13a) の対向位置にコイルを配置することにより構成される。

【0053】

また、挿入部 2 が変形する軟性鏡について説明したが、これに代えて硬性鏡に適用することにしてもよい。また、観察対象 A としては生体に限られるものではなく、配管や機械、構造物などの内部を観察対象 A とする工業用内視鏡にも適用することができる。

また、挿入部 2 の先端に撮像素子 14 を配置した内視鏡システム 1 を例に挙げて説明したが、これに代えて、図 14 に示されるように、挿入部 2 内にイメージファイバ 30 を配置し、挿入部 2 の基端側に撮像ユニット 31 を備えるファイバ型の内視鏡システム 32 に適用することにしてもよい。図中、符号 33 は対物レンズである。

10

【0054】

また、電気回路 17 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。

【0055】

20

さらに、図 6 の電気回路 17 を挿入部先端に配置する構成としたが、これに限られるものではなく、オペアンプ 22 部分のみを挿入部先端に配置し、交流電源 23 を挿入部の外部に配置する構成としてもよい。

【0056】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡システムについて、図 15 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 の実施形態に係る内視鏡システム 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。

【0057】

本実施形態における内視鏡システムは、第 1 の実施形態における内視鏡システム 1 が、撮像ユニット 3 に可変分光素子 13 を備えていたのに対し、光源ユニット 40 の一部に可変分光素子 13 を備えている点で相違している。

30

すなわち、光源ユニット 40 は、挿入部 2 の先端部に配置されている。

【0058】

光源ユニット 40 は、白色光を発生する白色 LED (光電変換素子) 41 と、2 つの光学基板 13a, 13b およびアクチュエータ 13c からなる可変分光素子 13 と、白色 LED 41 から発せられた白色光を拡散させるレンズ 42 と、これらを固定する枠部材 15 とを備えている。

【0059】

アクチュエータ 13c は、光学基板 13b と枠部材 15 との間に配置されている。

40

また、可変分光素子 13 に設けられたセンサ電極 16a, 16b を有するセンサ 16 により検出された静電容量値を電圧信号に変換して増幅する電気回路 17 は、枠部材 15 に固定されている。これにより、所望の波長帯域の照明光を高い透過率で生体 A に照射することができ、明るく鮮明な分光画像を取得することが可能となる。

【0060】

なお、光源ユニット 40 においては、単一の白色 LED 41 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 41 を複数配置することとしてもよい。また、単一の白色 LED 41 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

50

ともできる。

【0061】

なお、以上までの実施の形態においては内視鏡システムに可変型エタロン分光素子を適用し、その作用効果を説明していたが、適用例としてはそれに限定されない。例えば、複数の光学基板の面間隔をセンサにより検出し、当該センサの出力に基づいて当該光学基板の面間隔を圧電素子（PZT）などアクチュエータにより変化させ、これを制御するエタロン分光素子全般に適用しても効果を奏する。

【0062】

なぜなら、エタロン分光素子そのものに加わる外部振動は、実施の形態の中で説明したように面間隔検出精度に影響するが、エタロン分光素子そのものも機械的な振動源となり得る。すなわち、エタロン分光素子を構成する光学基板も分光特性を変更するためにアクチュエータで相対的に移動させられるから、光学基板の微小な変位ではあるが、分光素子内部に振動源が存在することになる。

したがって、据え置き型の位置姿勢が変動しない装置に組み込まれたエタロン分光素子においても、この分光素子内部の振動源の影響を抑制し高精度な面間隔の検出を実現するためには、センサからの電気配線を固定することは効果がある。

【0063】

また、内視鏡以外において、例えば、顕微鏡への適用も考えられる。詳しくは、顕微鏡に搭載された撮像素子の前に上記のようなエタロン分光素子を配置して使用することも考えられる。そのような顕微鏡によって小動物などの生体や生細胞（組織）を観察する場合には、小動物の拍動や培養液の還流装置の振動などが光学基板の面間隔の検出精度に影響することも推測される。したがって、上記のようなエタロン分光素子を搭載した顕微鏡においても実施の形態に記載した内視鏡と同様の効果を期待できる。

【0064】

以上、実施の形態およびその変形例を説明したが、本明細書には以下の発明も含まれる。

（１）間隔を空けて対向する２つの光学基板と、

入力される駆動信号に応じて前記２つの光学基板の間隔を変化させるアクチュエータと

、前記２つの光学基板に固定され、前記光学基板の間隔を検出するセンサと、

前記光学基板の近傍に配置され、前記センサからの出力が入力され、能動素子を含み前記センサの出力に対応する電気信号を出力する電気回路と、

該電気回路と各センサとを接続する電気配線を、これら電気回路とセンサとの間のいずれかの位置において固定する固定部とを備える可変分光素子。

（２）前記アクチュエータが時分割に前記光学基板の間隔を変化させることにより、異なる波長帯域の２次元の分光画像情報を時分割で取得する（１）に記載の分光素子。

（３）上記（１）に記載の可変分光素子を備える分光装置。

【図面の簡単な説明】

【0065】

【図１】本発明の第１の実施形態に係る内視鏡システムの全体構成を示すブロック図である。

【図２】図１の内視鏡システムの撮像ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【図３】図１の内視鏡システムの撮像ユニット内部の配線接続を説明するブロック図である。

【図４】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５】図１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６】図２の撮像ユニットに備えられ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７】図２の撮像ユニットの第１の変形例を示す縦断面図である。

【図８】図２の撮像ユニットの第２の変形例を示す縦断面図である。

【図 9】図 2 の撮像ユニットの第 3 の変形例を示す縦断面図である。

【図 10】図 2 の撮像ユニットの第 4 の変形例を示す縦断面図である。

【図 11】図 2 の撮像ユニットの第 5 の変形例を示す縦断面図である。

【図 12】図 2 の撮像ユニットの第 6 の変形例を示す縦断面図である。

【図 13】図 2 の撮像ユニットの第 7 の変形例を示す縦断面図である。

【図 14】撮像ユニットを挿入部の基端側に配置したファイバ型の内視鏡システムの一例を示す模式図である。

【図 15】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡システムの光源ユニットを模式的に示す縦断面図である。

【符号の説明】

【0066】

A 撮影対象

1 内視鏡システム

2 挿入部

13 可変分光素子

13a, 13b 光学基板

13c アクチュエータ

15 枠部材（ベース部材）

16 センサ

16a, 16b センサ電極（電極）

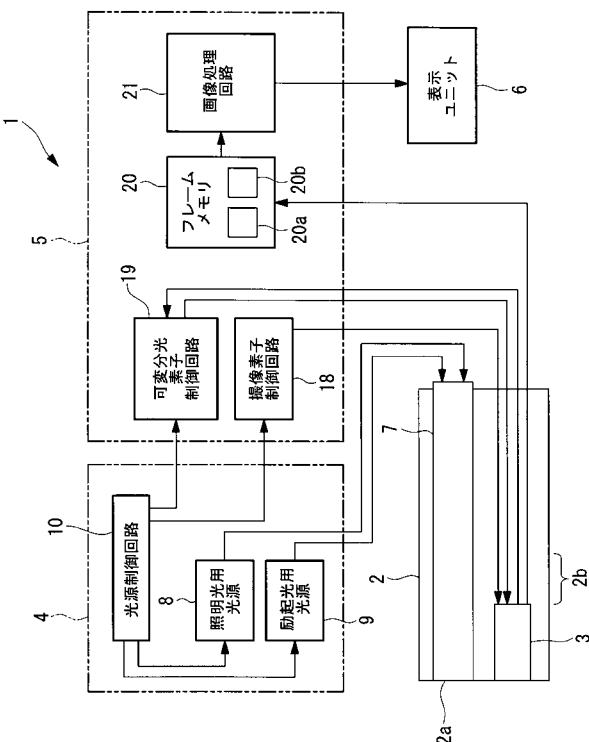
17 電気回路

22 オペアンプ（増幅回路）

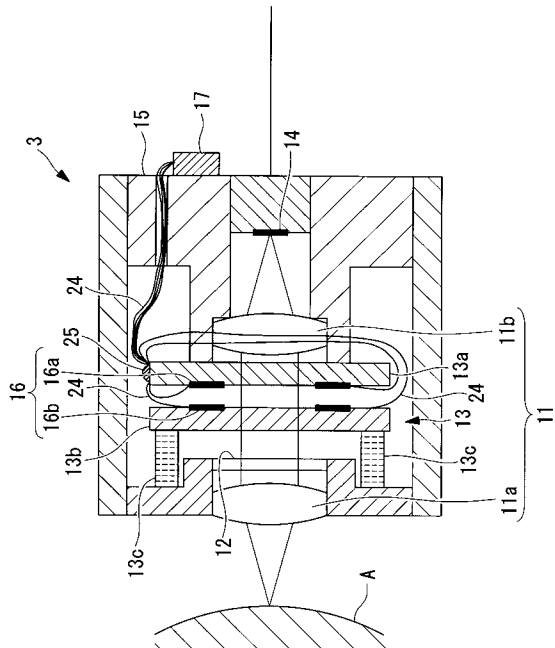
24 電気配線

25 接着剤（固定部）

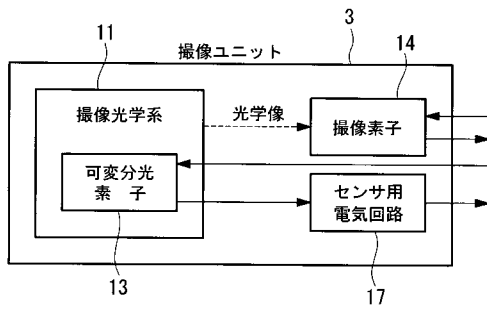
【図 1】



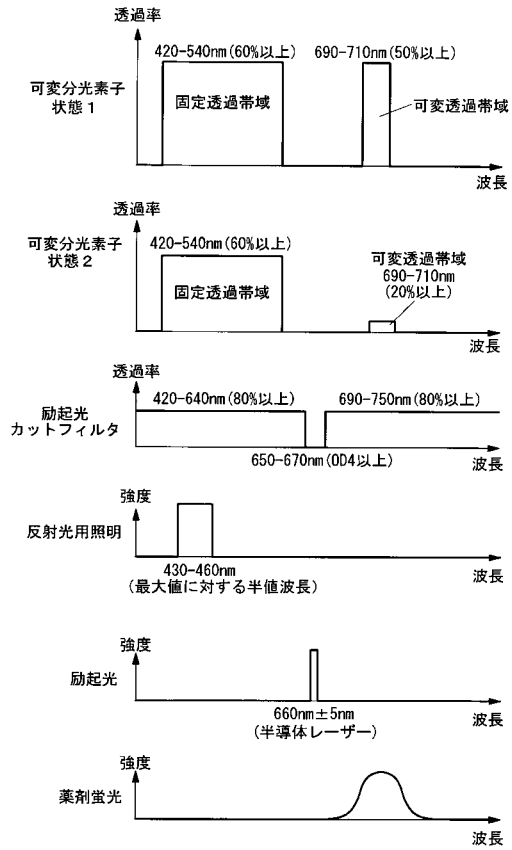
【図 2】



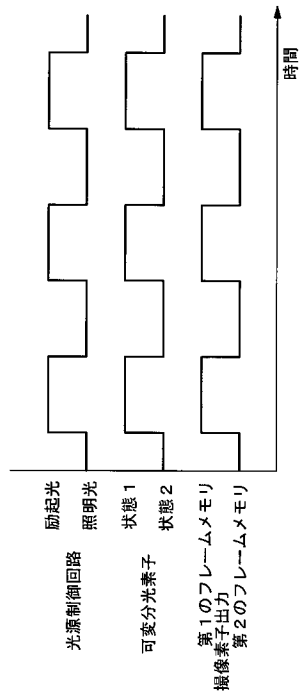
【図 3】



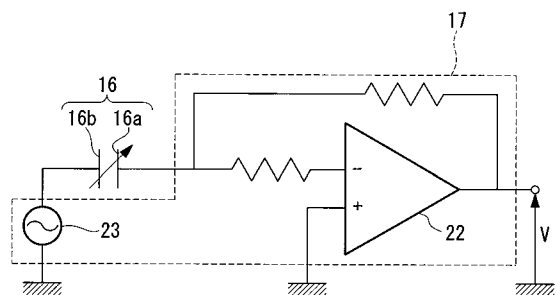
【図 4】



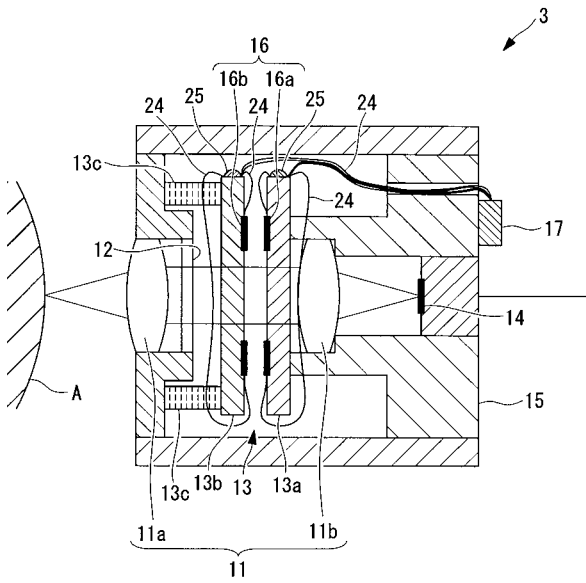
【図 5】



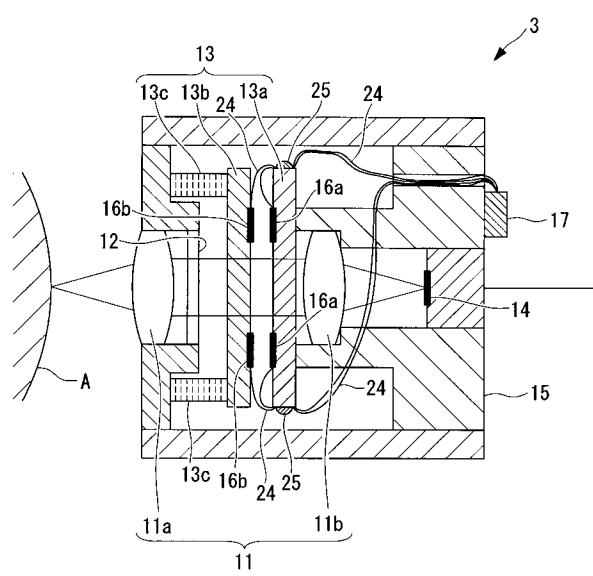
【図 6】



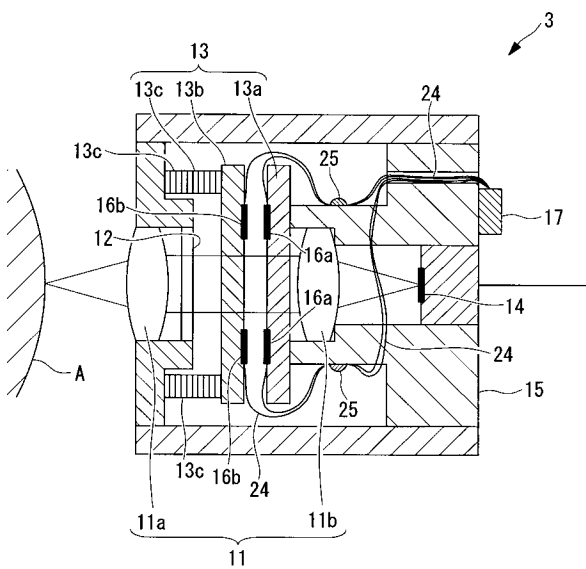
【図 7】



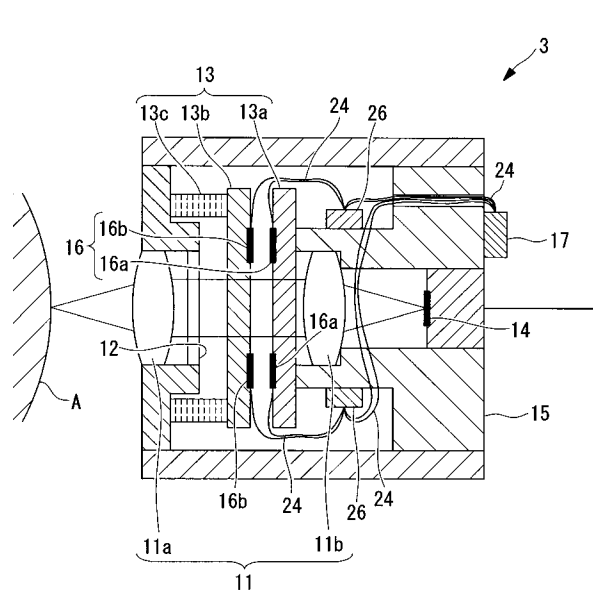
【図 8】



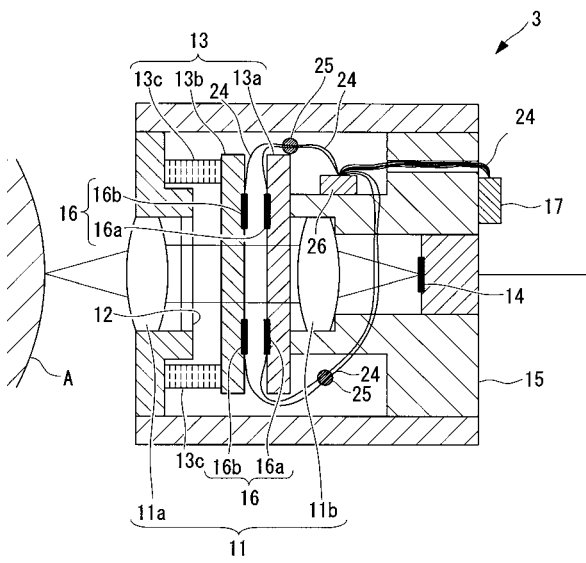
【図 9】



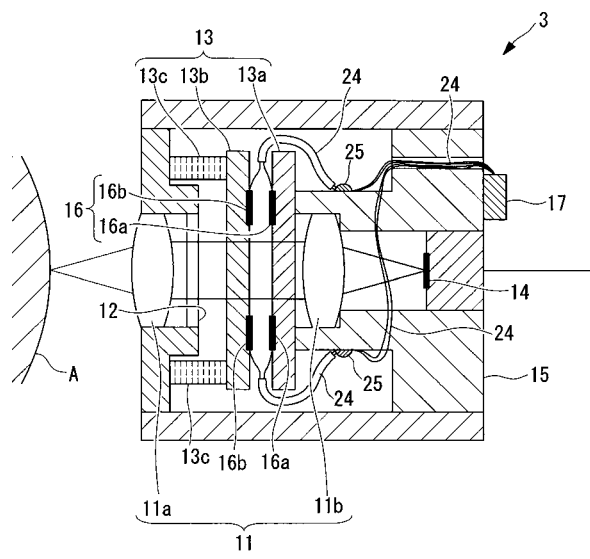
【図 10】



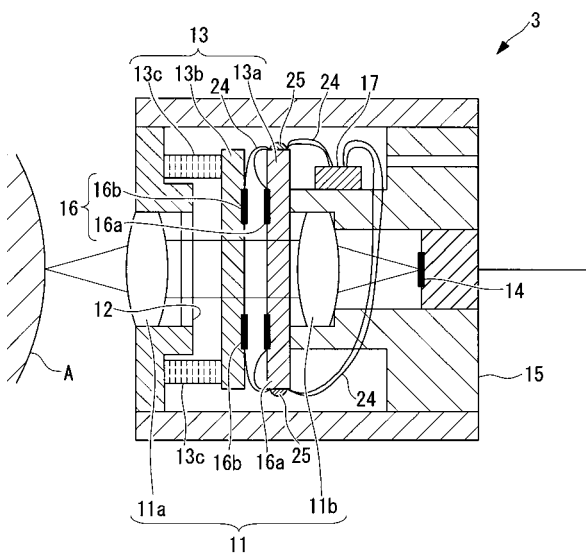
【図 1 1】



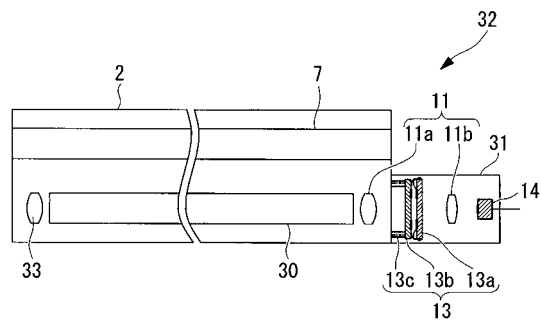
【図 1 2】



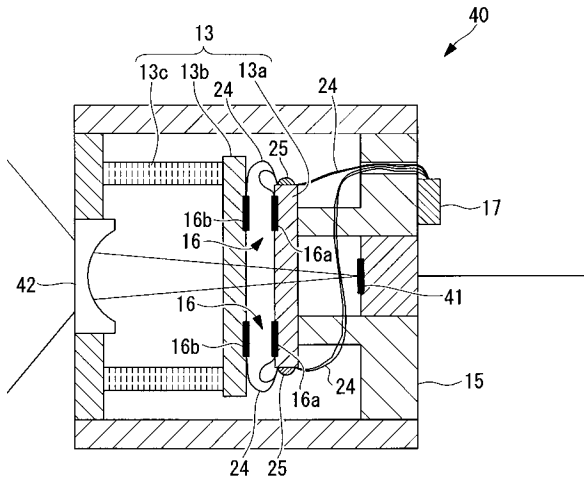
【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008188229A	公开(公告)日	2008-08-21
申请号	JP2007025783	申请日	2007-02-05
[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		
[标]发明人	上原靖弘		
发明人	上原 靖弘		
IPC分类号	A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/043		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.715 A61B1/00.731 A61B1/00.733 A61B1/00.735 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP09 4C061/RR02 4C061/RR17 4C061/RR24 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP09 4C161/RR02 4C161/RR17 4C161/RR24		
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：即使操作员移动，外部受到振动或姿势变化，也可以通过高精度控制光谱特性来获得所需的观察图像。提供一种内窥镜系统，其中至少一部分插入到活体的体腔中以获取要在体腔中成像的对象A的图像，并且提供彼此相对并在其间具有间隔的两个光学基板（13a，13b）。致动器13c根据输入的驱动信号改变两个光学基板13a和13b之间的距离，以及传感器16，传感器16固定到两个光学基板13a和13b并检测光学基板13a和13b之间的距离，布置在光学基板13a，13b附近的电路17，来自传感器16的输出被输入到光学基板13a，13b，并且该电路17输出与包括有源元件，电路17和每个传感器16的传感器16的输出相对应的电信号。提供了一种内窥镜系统，其包括用于将连接在电路（17）和传感器（16）之间的电线（24）固定在任何位置的固定部分（25）。

[选择图]图2

