

(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2011-177247

(P2011-177247A)

(43) 公開日 平成23年9月15日(2011.9.15)

(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 Y	2 G 0 4 3
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	2 H 0 4 2
G 0 2 B 5/04 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 C	4 C 0 6 1
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 2 B 5/04 D	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 15 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2010-42739 (P2010-42739)
 (22) 出願日 平成22年2月26日 (2010.2.26)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 黒田 修
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01
 FA06 GA04 GB02 GB18 GB19
 HA01 HA05 HA07 HA09 JA03
 JA08 KA02 LA03 NA06
 2H040 CA22 DA12 GA02
 2H042 CA10 CA14 CA17

最終頁に続く

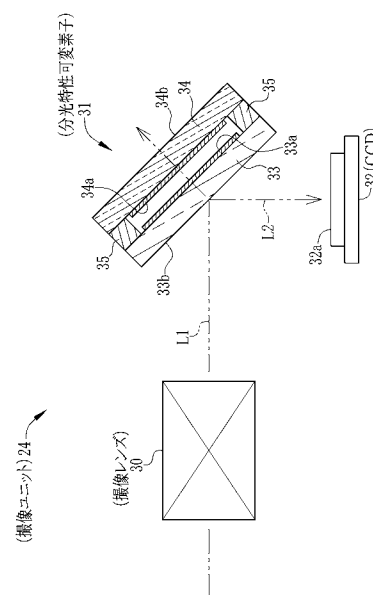
(54) 【発明の名称】 内視鏡用撮像光学系及び内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡を用いて蛍光観察を行う際に、利便性の低下や患者の負担増、及び挿入部の大径化を招くことなく、励起光の波長が異なる複数種類の蛍光薬剤に対応できるようにする。

【解決手段】内視鏡の撮像ユニット24は、撮像レンズ30と分光特性可変素子31とCCD32とで構成されている。分光特性可変素子31は、各基板33、34の間隔に応じて特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させるとともに、アクチュエータ35を駆動して各基板33、34の間隔を変化させることにより、透過する光の波長を変化させる。撮像ユニット24は、分光特性可変素子31が反射させた光をCCD32で撮像する。そして、内視鏡を用いて蛍光観察を行う際に、励起光の波長の光が透過するように各基板33、34の間隔を調整することで、観察対象からの像光に含まれる励起光の成分を分光特性可変素子31で除去する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

挿入部の先端部分に配置され、前記先端部分に形成された開口を介して入射する観察対象からの像光を撮像する内視鏡用撮像光学系において、

前記像光を結像させる撮像レンズと、

透光性の有る材料によって略平板状に形成され、平行間隔を空けて対向して設けられた複数の基板と、前記各基板の間隔を変化させる駆動手段とで構成されるとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が入射するように配置され、前記各基板の間隔に応じて前記像光に含まれる特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させる分光特性可変素子と、

10

前記分光特性可変素子が反射させた前記像光を撮像し、その像光に対応した撮像信号を出力する撮像素子とを備えたことを特徴とする内視鏡用撮像光学系。

【請求項 2】

前記分光特性可変素子は、前記像光が入射する光入射面が前記撮像レンズの光軸に対して所定の角度傾斜するように配置され、前記撮像レンズから入射した前記像光を前記撮像レンズと異なる方向に向けて反射させることにより、その像光を前記撮像素子に入射させることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用撮像光学系。

【請求項 3】

P 偏光又は S 偏光の直線偏光光の一方を透過させ、他方を反射させる偏光分離膜を有するとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が前記偏光分離膜に入射するように配置された偏光ビームスプリッタと、

20

前記偏光ビームスプリッタを透過した直線偏光の前記像光を円偏光に変換し、前記分光特性可変素子に入射させる四分の一波長板とを設け、

前記分光特性可変素子で反射した前記像光が再び前記四分の一波長板に入射するように、前記像光が入射する光入射面を前記四分の一波長板の光軸と略直交させて前記分光特性可変素子を配置し、

前記分光特性可変素子で反射することによって前記分光特性可変素子に入射したときは逆向きに回転する円偏光になるとともに、前記四分の一波長板に再び入射することによって前記偏光ビームスプリッタから入射したときとは 90 度回転した直線偏光となることにより、前記四分の一波長板から再び前記偏光ビームスプリッタに入射した際に、前記偏光分離膜で反射する前記像光を撮像するように前記撮像素子を配置したことを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡用撮像光学系。

30

【請求項 4】

前記分光特性可変素子を透過する光を吸収して減光させる光吸収体を設けたことを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用撮像光学系。

【請求項 5】

前記分光特性可変素子を透過した光が出射する光出射面を有する前記基板を前記光吸収体にしたことを特徴とする請求項 4 記載の内視鏡用撮像光学系。

【請求項 6】

蛍光物質を励起させるための励起光を観察対象に向けて照射し、これによって前記観察対象から発せられる蛍光を像光として内視鏡で観察する内視鏡システムにおいて、

40

前記像光を結像させる撮像レンズと、透光性の有る材料によって略平板状に形成され、平行間隔を空けて対向して設けられた複数の基板と、前記各基板の間隔を変化させる駆動手段とで構成されるとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が入射するように配置され、前記各基板の間隔に応じて前記像光に含まれる特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させる分光特性可変素子と、前記分光特性可変素子が反射させた前記像光を撮像し、その像光に対応した撮像信号を出力する撮像素子とからなり、前記内視鏡の挿入部の先端部分に配置され、前記先端部分に形成された開口を介して入射する観察対象からの像光を撮像する内視鏡用撮像光学系と、

前記分光特性可変素子を透過する光の波長が前記励起光の波長となるように前記駆動手

50

段の駆動を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 7】

前記観察対象から発せられる前記蛍光の波長を指示するための蛍光指示手段と、

前記撮像素子から出力された前記撮像信号をデジタルの画像データに変換する A / D 変換器と、

前記画像データに対して分光推定処理を行い、その分光推定処理の結果を基に、前記励起光以外の波長の前記像光に対応した前記画像データから、前記蛍光指示手段で指示された前記蛍光の波長帯域に対応した部分のみを抽出した分光画像を生成する分光画像生成手段とを備えたことを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記励起光の波長を指示するための励起光指示手段と、

前記励起光指示手段で指示された波長の前記励起光を前記内視鏡に供給する光源とを備え、

前記内視鏡は、前記光源から供給された前記励起光を照射するための照明窓と、前記光源から供給された前記励起光を前記照明窓に案内するライトガイドとを有し、

前記制御手段は、前記励起光指示手段で指示された前記励起光の波長となるように、前記駆動手段の駆動を制御することを特徴とする請求項 6 又は 7 記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡に用いられる撮像光学系、及び内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

蛍光薬剤が付着又は吸収された観察対象からの蛍光を観察する内視鏡システムが、特許文献 1 などで知られている。蛍光薬剤は、特定の生体組織に付着又は吸収された状態で対応する波長の励起光が入射した場合にのみ、その励起光を吸収して励起し、励起光とは異なる波長の蛍光を発する。こうした蛍光薬剤を用いた内視鏡検査では、可視光による検査では見分けることができないような微細な病変部も観察することができる。

【0003】

上記のように蛍光を観察する際、内視鏡の撮像光学系には、観察対象からの蛍光が入射するとともに、観察対象で反射した励起光も入射する。このように撮像光学系に入射した励起光は、観察対象からの蛍光を内視鏡画像として観察する際にノイズとなり、内視鏡画像の画質を劣化させる要因となる。このため、特許文献 1 では、励起光を除去するための励起光カットフィルタを撮像素子の前に設け、撮像素子に励起光が入射しないようにしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2009 - 291554 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

励起光の波長は、使用する蛍光薬剤の種類によって異なる。このため、特許文献 1 のように励起光カットフィルタが固定されていると、特定の蛍光薬剤に対してしか内視鏡が使用できなくなってしまう。この対策としては、励起光カットフィルタを着脱自在にし、使用する蛍光薬剤に応じてユーザが任意の波長のフィルタに付け替えたり、複数のフィルタのいずれかを選択的に撮影光軸に侵入させる回転機構を設け、回転機構を駆動することによって任意の波長のフィルタに交換できるようにしたりすることが考えられる。

【0006】

しかしながら、近年では、蛍光薬剤の種類も増えてきており、1 回の検査で複数種類の

10

20

30

40

50

蛍光薬剤を使用する場合もある。こうした場合、ユーザがフィルタを交換する方式では、異なる蛍光薬剤を使用する毎に、逐一内視鏡の挿入部を抜き差ししなければならず、利便性が悪いとともに、患者への負担も増加してしまう。一方、回転機構などによって自動的にフィルタを交換する方式では、挿入部を抜き差しする必要はなくなるが、機構の分だけ挿入部が太くなってしまい、内視鏡の操作性の低下や患者への負担増が懸念される。このため、蛍光観察を行う内視鏡では、利便性の低下や患者の負担増、及び挿入部の大径化を招くことなく、励起光の波長が異なる複数種類の蛍光薬剤に対応できるようにすることが望まれている。

【0007】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、内視鏡を用いて蛍光観察を行う際に、利便性の低下や患者の負担増、及び挿入部の大径化を招くことなく、励起光の波長が異なる複数種類の蛍光薬剤に対応できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

上記目的を達成するため、本発明は、挿入部の先端部分に配置され、前記先端部分に形成された開口を介して入射する観察対象からの像光を撮像する内視鏡用撮像光学系において、前記像光を結像させる撮像レンズと、透光性の有る材料によって略平板状に形成され、平行間隔を空けて対向して設けられた複数の基板と、前記各基板の間隔を変化させる駆動手段とで構成されるとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が入射するように配置され、前記各基板の間隔に応じて前記像光に含まれる特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させる分光特性可変素子と、前記分光特性可変素子が反射させた前記像光を撮像し、その像光に対応した撮像信号を出力する撮像素子とを備えたことを特徴とする。

【0009】

前記分光特性可変素子は、前記像光が入射する光入射面が前記撮像レンズの光軸に対して所定の角度傾斜するように配置され、前記撮像レンズから入射した前記像光を前記撮像レンズと異なる方向に向けて反射させることにより、その像光を前記撮像素子に入射させることが好ましい。

【0010】

また、P偏光又はS偏光の直線偏光光の一方を透過させ、他方を反射させる偏光分離膜を有するとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が前記偏光分離膜に入射するように配置された偏光ビームスプリッタと、前記偏光ビームスプリッタを透過した直線偏光の前記像光を円偏光に変換し、前記分光特性可変素子に入射させる四分の一波長板とを設け、前記分光特性可変素子で反射した前記像光が再び前記四分の一波長板に入射するように、前記像光が入射する光入射面を前記四分の一波長板の光軸と略直交させて前記分光特性可変素子を配置し、前記分光特性可変素子で反射することによって前記分光特性可変素子に入射したときとは逆向きに回転する円偏光になるとともに、前記四分の一波長板に再び入射することによって前記偏光ビームスプリッタから入射したときとは90度回転した直線偏光となることにより、前記四分の一波長板から再び前記偏光ビームスプリッタに入射した際に、前記偏光分離膜で反射する前記像光を撮像するように前記撮像素子を配置した構成としてもよい。

【0011】

前記分光特性可変素子を透過する光を吸収して減光させる光吸収体を設けることが好ましい。また、前記分光特性可変素子を透過した光が出射する光出射面を有する前記基板を前記光吸収体にすると、より好適である。

【0012】

また、本発明は、蛍光物質を励起させるための励起光を観察対象に向けて照射し、これによって前記観察対象から発せられる蛍光を像光として内視鏡で観察する内視鏡システムにおいて、前記像光を結像させる撮像レンズと、透光性の有る材料によって略平板状に形成され、平行間隔を空けて対向して設けられた複数の基板と、前記各基板の間隔を変化さ

10

20

30

40

50

せる駆動手段とで構成されるとともに、前記撮像レンズが結像させた前記像光が入射するように配置され、前記各基板の間隔に応じて前記像光に含まれる特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させる分光特性可変素子と、前記分光特性可変素子が反射させた前記像光を撮像し、その像光に対応した撮像信号を出力する撮像素子とからなり、前記内視鏡の挿入部の先端部分に配置され、前記先端部分に形成された開口を介して入射する観察対象からの像光を撮像する内視鏡用撮像光学系と、前記分光特性可変素子を透過する光の波長が前記励起光の波長となるように前記駆動手段の駆動を制御する制御手段とを備えたことを特徴とする。

【0013】

前記観察対象から発せられる前記蛍光の波長を指示するための蛍光指示手段と、前記撮像素子から出力された前記撮像信号をデジタルの画像データに変換するA/D変換器と、前記画像データに対して分光推定処理を行い、その分光推定処理の結果を基に、前記励起光以外の波長の前記像光に対応した前記画像データから、前記蛍光指示手段で指示された前記蛍光の波長帯域に対応した部分のみを抽出した分光画像を生成する分光画像生成手段とを備えると、より好適である。

10

【0014】

前記励起光の波長を指示するための励起光指示手段と、前記励起光指示手段で指示された波長の前記励起光を前記内視鏡に供給する光源とを備え、前記内視鏡は、前記光源から供給された前記励起光を照射するための照明窓と、前記光源から供給された前記励起光を前記照明窓に案内するライトガイドとを有し、前記制御手段は、前記励起光選択手段で指示された前記励起光の波長となるように、前記駆動手段の駆動を制御することが好ましい。

20

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、励起光の波長の光が透過するように各基板の間隔を調整することで、観察対象からの像光に含まれる励起光の成分を分光特性可変素子で除去することができる。従って、複数種類の蛍光薬剤に対する蛍光観察を行う際にも、挿入部を逐一抜き挿しして励起光を除去するためのフィルタの交換などを行う必要がなく、利便性の低下や患者の負担増などを招く心配がない。また、複数のフィルタやこれらを交換するための機構を設ける必要がないので、挿入部の大径化を招くこともない。

30

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】内視鏡システムの構成を示す説明図である。

【図2】撮像ユニットの構成を示す説明図である。

【図3】偏光ビームスプリッタと四分の一波長板とを設けた撮像ユニットの構成を示す説明図である。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図1に示すように、内視鏡システム2は、患者の体腔内を撮影する電子内視鏡10と、内視鏡画像を生成するプロセッサ装置12と、体腔内を照明するための白色の照明光、及び観察対象内に存在する蛍光物質を励起させるための励起光を電子内視鏡10に供給する光源装置14と、内視鏡画像を表示するモニタ16とからなる。

40

【0018】

この内視鏡システム2は、電子内視鏡10に白色の照明光を供給することにより、体腔内を可視光で観察する通常観察モードと、電子内視鏡10に励起光を供給することにより、蛍光薬剤を付着又は吸収させた腫瘍などからの蛍光を観察する蛍光観察モードとを有している。

【0019】

医師や技師などの術者は、検査を行う場合、まず内視鏡システム2を通常観察モードに設定して体腔内を観察する。そして、病変が疑われる観察対象が発見された場合などに、

50

その観察対象への蛍光薬剤の散布を行った後、内視鏡システム２を蛍光観察モードに切り替え、当該観察対象からの蛍光を観察する。こうした、蛍光薬剤を用いた蛍光観察では、可視光では認識することができないような微細な病変部も観察することができる。

【００２０】

電子内視鏡１０は、細管状に形成され、患者の体腔内に挿入される挿入部２０を有している。また、電子内視鏡１０は、図示を省略したユニバーサルコードを有しており、このユニバーサルコードの先端に設けられたコネクタを介してプロセッサ装置１２、及び光源装置１４に着脱自在に接続される。

【００２１】

挿入部２０の先端部分には、観察対象からの像光を取り込むための観察窓２１と、光源装置１４から供給された照明光及び励起光を照射するための照明窓２２とが設けられている。各窓２１、２２は、挿入部２０の先端部分に形成された開口２０ａ、２０ｂにそれぞれ嵌め込まれ、これらの各開口２０ａ、２０ｂを塞いでいる。また、各窓２１、２２には、光学ガラスや光学プラスチックなどの透光性の有る材料が用いられている。これにより、観察対象からの像光が開口２０ａ及び観察窓２１を介して挿入部２０の内部に入射し、光源装置１４から供給された照明光や励起光が開口２０ｂ及び照明窓２２を介して挿入部２０の外部に照射されるとともに、各開口２０ａ、２０ｂから体液などが挿入部２０の内部に入り込んでしまうことが防がれる。

【００２２】

電子内視鏡１０の内部には、撮像ユニット（内視鏡用撮像光学系）２４と、ライトガイド２５とが設けられている。撮像ユニット２４は、挿入部２０の先端部分に観察窓２１と対面するように配置され、観察窓２１を介して入射した像光の撮像を行う。ライトガイド２５は、可撓性を有するオプティカルファイバで構成され、光源装置１４から供給された照明光及び励起光を照明窓２２に案内する。

【００２３】

図２に示すように、撮像ユニット２４は、撮像レンズ３０と、分光特性可変素子３１と、ＣＣＤ（撮像素子）３２とで構成されている。撮像レンズ３０は、観察窓２１から入射した像光を分光特性可変素子３１に結像させる。分光特性可変素子３１は、略平板状に形成され、平行間隔を空けて対向して設けられた第１及び第２の２枚の基板３３、３４と、これらの各基板３３、３４の間に配置され、駆動信号の入力に応じて伸縮することにより、各基板３３、３４の間隔を変化させるアクチュエータ（駆動手段）３５とで構成されている。

【００２４】

各基板３３、３４には、光学ガラスや光学プラスチックなどの透光性材料が用いられている。また、各基板３３、３４には、それぞれの対向面に反射膜３３ａ、３４ａが設けられている。この分光特性可変素子３１は、いわゆるファブリ・ペロー・エタロンであり、各基板３３、３４の間隔に応じて特定の波長の光のみを透過させ、その他の波長の光を反射させる。そして、アクチュエータ３５を駆動して各基板３３、３４の間隔を変化させることにより、透過する光の波長を変化させる。

【００２５】

第１基板３３は、無色透明な透光性材料からなり、高い透過率を有している。一方、第２基板（光吸収体）３４は、透光性材料に光吸収物質を溶解させた、いわゆる吸収型のＮＤフィルタであり、入射した光を吸収して減光させる。なお、この第２基板３４は、紫外から赤外までの波長域において、なるべく高い光学濃度を有していることが好ましい。

【００２６】

分光特性可変素子３１は、第１基板３３の表面３３ｂを光入射面とするとともに、第２基板３４の表面３４ｂを光出射面とし、この表面３３ｂを撮像レンズ３０の後端に向けるとともに、撮像レンズ３０の光軸Ｌ１と、表面３３ｂの中心とが略一致し、かつ表面３３ｂが光軸Ｌ１に対して略４５度傾斜するように配置されている。これにより、撮像レンズ３０によって結像された像光が分光特性可変素子３１に入射し、各基板３３、３４の間隔

10

20

30

40

50

に応じて、特定の波長の光が分光特性可変素子 3 1 を透過し、その他の波長の光が略 90 度の角度で反射する。また、この際、分光特性可変素子 3 1 を透過する光は、第 2 基板 3 4 に吸収され、減光される。

【0027】

分光特性可変素子 3 1 が透過させる光の波長は、内視鏡システム 2 の観察モードに応じて設定される。蛍光観察を行う際、観察対象に向けて励起光を照射すると、観察対象内に含まれる蛍光物質が励起して蛍光が発せられ、この蛍光が像光として観察窓 2 1 に入射するとともに、観察対象で反射した励起光も像光として観察窓 2 1 に入射する。励起光の成分は、観察対象からの蛍光を内視鏡画像として観察する際のノイズとなり、画質を劣化させる要因となる。

10

【0028】

このため、内視鏡システム 2 が蛍光観察モードに設定されている場合、分光特性可変素子 3 1 は、励起光が透過するように、各基板 3 3、3 4 の間隔が設定される。これにより、撮像レンズ 3 0 によって結像された像光が、分光特性可変素子 3 1 に入射すると、像光に含まれる励起光の成分が透過し、蛍光の成分を含む他の波長の光が反射する。このように、分光特性可変素子 3 1 は、蛍光観察を行う際に、像光に含まれる励起光成分を除去するためのフィルタとして用いられる。

【0029】

また、分光特性可変素子 3 1 を透過する励起光は、前述のように、第 2 基板 3 4 によって吸収される。これにより、分光特性可変素子 3 1 を一度透過した励起光が、他の部材などで反射して第 2 基板 3 4 側から再び分光特性可変素子 3 1 に入射し、第 1 基板 3 3 側に透過してしまうことを防ぐことができる。

20

【0030】

一方、内視鏡システム 2 が通常観察モードに設定されている場合、分光特性可変素子 3 1 は、紫外域や赤外域など可視域以外の波長の光が透過するように、各基板 3 3、3 4 の間隔が設定される。これにより、通常観察モードでは、通常観察に必要な可視光の像光が反射する。

【0031】

CCD 3 2 は、分光特性可変素子 3 1 で反射した光の光軸 L 2 と受光面 3 2 a の中心とが略一致し、かつ光軸 L 2 と受光面 3 2 a とが略直交するように配置されている。これにより、分光特性可変素子 3 1 で反射した光が、CCD 3 2 の受光面 3 2 a に入射する。すなわち、内視鏡システム 2 が通常観察モードに設定されている場合には、可視光の像光が受光面 3 2 a に入射し、内視鏡システム 2 が蛍光観察モードに設定されている場合には、励起光以外の波長の光が像光として受光面 3 2 a に入射する。そして、CCD 3 2 は、分光特性可変素子 3 1 で反射した像光を撮像し、その像光に対応した撮像信号を出力する。

30

【0032】

図 1 に戻って、プロセッサ装置 1 2 には、CPU 4 0、RAM 4 1、タイミングジェネレータ（以下、TG と称す）4 2、CCD 駆動回路 4 3、分光特性可変素子駆動回路 4 4、相関二重サンプリング／プログラマブルゲインアンプ（以下、CDS / PGA と称す）4 5、A / D 変換器（以下、A / D と称す）4 6、画像処理部 4 7、表示制御部 4 8 が設けられている。

40

【0033】

RAM 4 1 には、プロセッサ装置 1 2 を制御するための各種のプログラムやデータが記憶されている。CPU 4 0 は、RAM 4 1 から各プログラムを読み出し、それらを逐次処理することによってプロセッサ装置 1 2 の各部を統括的に制御する。

【0034】

また、CPU 4 0 には、各観察モードの設定を切り替えるためのモード切替スイッチ 5 0 と、励起光の波長を選択的に切り替えるようにして指示するための励起光選択ダイヤル（励起光指示手段）5 1 と、観察対象から発せられる蛍光の波長を選択的に切り替えるようにして指示するための蛍光選択ダイヤル（蛍光指示手段）5 2 とが接続されている。

50

【 0 0 3 5 】

C P U 4 0 は、モード切替スイッチ 5 0 の操作に応じて各観察モードの設定を行い、その観察モードに対応した制御を行う。そして、C P U 4 0 は、蛍光観察モードに設定した場合、各選択ダイヤル 5 1、5 2 で指示された波長に応じて各部の制御を行う。なお、モード切替スイッチ 5 0 と各選択ダイヤル 5 1、5 2 とは、プロセッサ装置 1 2 に限ることなく、光源装置 1 4 や電子内視鏡 1 0 の手元操作部などに設けてもよい。

【 0 0 3 6 】

T G 4 2 は、C P U 4 0 の制御の下、タイミング信号（クロックパルス）を C C D 駆動回路 4 3 に入力する。C C D 駆動回路 4 3 は、入力されたタイミング信号に基づいて駆動信号を C C D 3 2 に入力し、C C D 3 2 の蓄積電荷の読み出しタイミングや C C D 3 2 の電子シャッタのシャッタ速度などを制御する。

10

【 0 0 3 7 】

分光特性可変素子駆動回路 4 4 は、C P U 4 0 の制御の下、分光特性可変素子 3 1 のアクチュエータ 3 5 に駆動信号を入力し、各基板 3 3、3 4 の間隔を変化させる。C P U 4 0 は、通常観察モードが設定されている場合、分光特性可変素子 3 1 を透過する光の波長が、紫外域や赤外域など可視域以外の波長となるように、分光特性可変素子駆動回路 4 4 を制御する。一方、C P U 4 0 は、蛍光観察モードが設定されている場合、分光特性可変素子 3 1 を透過する光の波長が、励起光選択ダイヤル 5 1 で指示された励起光の波長となるように、分光特性可変素子駆動回路 4 4 を制御する。

【 0 0 3 8 】

C D S / P G A 4 5 は、C C D 駆動回路 4 3 の制御に基づいて C C D 3 2 から出力される撮像信号に対し、ノイズ除去と増幅とを行い、A / D 4 6 に出力する。A / D 4 6 は、C D S / P G A 4 5 から出力されたアナログの撮像信号をデジタルの画像データに変換し、画像処理部 4 7 に出力する。

20

【 0 0 3 9 】

画像処理部 4 7 には、通常画像生成部 5 4 と、分光画像生成部 5 5 とが設けられている。画像処理部 4 7 は、通常観察モードが設定されている場合に通常画像生成部 5 4 を起動させ、蛍光観察モードが設定されている場合に、分光画像生成部 5 5 を起動させる。通常画像生成部 5 4 は、A / D 4 6 でデジタル化された画像データに対して各種の画像処理を施すことにより、可視光の像光に対応した通常画像を生成し、その通常画像を表示制御部 4 8 に出力する。

30

【 0 0 4 0 】

分光画像生成部 5 5 は、A / D 4 6 でデジタル化された画像データを基に、主成分分析を用いた次元圧縮による線形近似や、ウィナー推定などによる分光推定処理を行う。分光推定処理では、C C D 3 2 の画素毎に可視光波長帯域（4 0 0 ~ 7 0 0 n m）における観察対象の分光反射率を画像データから推定する。そして、分光画像生成部 5 5 は、分光推定処理の結果を基に、励起光以外の波長の像光に対応した画像データから、蛍光選択ダイヤル 5 2 で指示された蛍光の波長帯域に対応した部分のみを抽出した分光画像を生成し、その分光画像を表示制御部 4 8 に出力する。

【 0 0 4 1 】

表示制御部 4 8 は、画像処理部 4 7 から出力された通常画像又は分光画像をモニタ 1 6 の形式に対応したビデオ信号（コンポーネント信号、コンボジット信号など）に変換し、そのビデオ信号をモニタ 1 6 に出力する。これにより、可視光の波長帯域に対応した通常画像、又は観察対象からの蛍光の波長帯域に対応した分光画像が、患者の体腔内を撮影した内視鏡画像としてモニタ 1 6 に表示される。

40

【 0 0 4 2 】

光源装置 1 4 には、照明光を照射する照明光用光源 6 0 と、励起光を照射する励起光用光源 6 1 と、照明光用光源を点灯 / 消灯させるための照明光用駆動回路 6 2 と、励起光用光源を点灯 / 消灯させるための励起光用駆動回路 6 3 とが設けられている。照明光用光源 6 0 は、可視域全体に亘って比較的フラットな波長特性の白色光を照明光として照射する

50

。この照明光用光源 6 0 には、例えば、キセノンランプが用いられる。励起光用光源 6 1 には、紫外から赤外の範囲で任意に波長を変えることができる波長可変レーザが用いられている。これらの各光源 6 0、6 1 から照射された光は、図示を省略した導光路を介して、光源装置 1 4 に接続された電子内視鏡 1 0 のライトガイド 2 5 の光入射面に入射する。これにより、照明光又は励起光が電子内視鏡 1 0 に供給される。

【0043】

各駆動回路 6 2、6 3 は、プロセッサ装置 1 2 の CPU 4 0 と電氣的に接続されており、CPU 4 0 からの駆動信号に応じて対応する各光源 6 0、6 1 を点灯 / 消灯させる。CPU 4 0 は、通常観察モードが設定されている場合、照明光用駆動回路 6 2 に駆動信号を送信し、照明光用光源 6 0 を点灯させる。

10

【0044】

一方、CPU 4 0 は、蛍光観察モードが設定されている場合、励起光用駆動回路 6 3 に駆動信号を送信し、励起光用光源 6 1 を点灯させる。また、この際、CPU 4 0 は、励起光選択ダイヤル 5 1 で指示された波長の情報を励起光用駆動回路 6 3 への駆動信号に含める。励起光用駆動回路 6 3 は、駆動信号を受信すると、これに応じて励起光用光源 6 1 を駆動することにより、励起光選択ダイヤル 5 1 で指示された波長の光を励起光として照射させる。

【0045】

次に、上記構成による内視鏡システム 2 の作用について説明する。術者は、内視鏡システム 2 で検査を行う場合、まず図 1 に示すように、内視鏡システム 2 の各部をセットアップする。術者は、各部のセットアップを行ったら、モード切替スイッチ 5 0 を操作し、内視鏡システム 2 を通常観察モードに設定する。この後、術者は、各部の電源を ON にし、通常観察モードで内視鏡システム 2 を起動させる。

20

【0046】

プロセッサ装置 1 2 の CPU 4 0 は、通常観察モードで起動すると、照明光用駆動回路 6 2 に駆動信号を送信し、照明光用光源 6 0 を点灯させるとともに、TG 4 2 を制御して撮像ユニット 2 4 の CCD 3 2 を駆動させる。また、これと同時に、CPU 4 0 は、分光特性可変素子駆動回路 4 4 を制御して分光特性可変素子 3 1 のアクチュエータ 3 5 を駆動させ、可視光以外の波長の光が分光特性可変素子 3 1 を透過するように、各基板 3 3、3 4 の間隔を変化させる。これにより、分光特性可変素子 3 1 で反射した可視光の像光が CCD 3 2 によって撮像され、その像光に対応した撮像信号が CCD 3 2 から出力される。

30

【0047】

CCD 3 2 から出力された撮像信号は、プロセッサ装置 1 2 の CDS / PGA 4 5 に入力される。CDS / PGA 4 5 は、入力された撮像信号に対してノイズ除去と増幅とを行い、処理後の撮像信号を A / D 4 6 に出力する。A / D 4 6 は、入力された撮像信号をデジタルの画像データに変換し、画像処理部 4 7 に出力する。画像処理部 4 7 は、画像データが入力されると、通常画像生成部 5 4 を起動させ、その画像データから通常画像を生成し、その通常画像を表示制御部 4 8 に出力する。表示制御部 4 8 は、入力された通常画像をビデオ信号に変換し、そのビデオ信号をモニタ 1 6 に出力する。これにより、可視光の波長帯域に対応した通常画像が内視鏡画像としてモニタ 1 6 に表示される。

40

【0048】

術者は、証明用光源 6 0 の点灯によって照明窓 2 2 から照明光が照射され、モニタ 1 6 に通常画像が表示された後、挿入部 2 0 を患者の体腔内に挿入し、検査を開始する。そして、術者は、病変が疑われる観察対象が発見された場合などに、通常観察モードから蛍光観察モードに切り替えると判断する。

【0049】

術者は、蛍光観察モードに切り替えると判断すると、まず図示を省略した鉗子チャンネルに挿通して使用される処置具などを用いて、蛍光観察したい観察対象に、その検査の用途に応じた蛍光薬剤を散布する。術者は、蛍光薬剤の散布を行ったら、各選択ダイヤル 5 1、5 2 を操作し、その蛍光薬剤の励起光の波長、及び蛍光の波長を指示する。この後、

50

モード切替スイッチ 50 を操作し、内視鏡システム 2 の観察モードの設定を通常観察モードから蛍光観察モードに切り替える。

【0050】

プロセッサ装置 12 の CPU 40 は、各観察モードの設定が通常観察モードから蛍光観察モードに切り替えられると、照明光用駆動回路 62 への駆動信号の送信を停止して照明光用光源 60 を消灯させた後、励起光用駆動回路 63 に駆動信号を送信して励起光用光源 61 を点灯させ、励起光選択ダイヤル 51 で指示された波長の光を励起光として励起光用光源 61 に照射させる。

【0051】

また、CPU 40 は、これと同時に、分光特性可変素子駆動回路 44 を制御して分光特性可変素子 31 のアクチュエータ 35 を駆動させ、励起光選択ダイヤル 51 で指示された励起光が分光特性可変素子 31 を透過するように、各基板 33、34 の間隔を変化させる。これにより、分光特性可変素子 31 で反射した励起光以外の波長の光が CCD 32 によって撮像され、その光に対応した撮像信号が CCD 32 から出力される。

【0052】

また、この際、分光特性可変素子 31 を透過した励起光は、第 2 基板 34 によって吸収・減光される。従って、分光特性可変素子 31 を一度透過した励起光が、他の部材などで反射して第 2 基板 34 側から再び分光特性可変素子 31 に入射し、第 1 基板 33 側に透過してしまうことが抑えられ、励起光の入射に起因する内視鏡画像の画質の劣化を適切に防ぐことができる。

【0053】

CCD 32 から出力された撮像信号は、通常観察モードの場合と同様に、CDS / PGA 45 によってノイズ除去や増幅が行われた後、A / D 46 によってデジタルの画像データに変換され、画像処理部 47 に入力される。画像処理部 47 は、画像データが入力されると、分光画像生成部 55 を起動させ、その画像データから分光画像を生成し、その分光画像を表示制御部 48 に出力する。このように、蛍光選択ダイヤル 52 で指示された蛍光の波長帯域に対応した部分のみを抽出した分光画像を表示するようにすれば、観察対象の蛍光の発光具合をより詳細に観察することができる。

【0054】

表示制御部 48 は、入力された分光画像をビデオ信号に変換し、そのビデオ信号をモニタ 16 に出力する。これにより、観察対象からの蛍光の波長帯域に対応した分光画像が内視鏡画像としてモニタ 16 に表示される。

【0055】

術者は、モニタ 16 に表示された分光画像を参照し、蛍光薬剤が付着又は吸収された観察対象の蛍光の発光具合を観察することにより、病変の有無などを確認する。そして、術者は、分光画像を観察した後、必要に応じて他の蛍光薬剤での蛍光観察を行う。

【0056】

他の蛍光薬剤の蛍光観察を行う場合、術者は、1 回目の場合と同様に、処置具などを用いて蛍光観察したい観察対象に蛍光薬剤を散布する。そして、各選択ダイヤル 51、52 を操作し、その蛍光薬剤に合わせて励起光及び蛍光の波長を指示し直す。

【0057】

CPU 40 は、励起光選択ダイヤル 51 が操作されたら、その操作結果に応じて励起光用駆動回路 63 への駆動信号を更新することにより、指示し直された波長の励起光を励起光用光源 61 に照射させる。また、CPU 40 は、これと同時に、分光特性可変素子駆動回路 44 を制御して分光特性可変素子 31 のアクチュエータ 35 を駆動させ、指示し直された波長の励起光が分光特性可変素子 31 を透過するように、各基板 33、34 の間隔を変化させる。これにより、変更後の蛍光薬剤に対応した励起光が照明窓 22 から照射され、その蛍光薬剤の分光画像がモニタ 16 に表示される。

【0058】

このように、本例では、各選択ダイヤル 51、52 を操作するだけで複数種類の蛍光薬

10

20

30

40

50

剤に対する蛍光観察を行うことができ、挿入部 20 を逐一抜き挿しして励起光を除去するためのフィルタの交換などを行う必要がないので、利便性の低下や患者の負担増などを招く心配がない。

【0059】

また、本例では、分光特性可変素子 31 によって、観察対象からの像光に含まれる励起光成分を除去するようにした。この分光特性可変素子 31 では、各基板 33、34 の間隔を変えるだけで任意の波長の励起光を除去することができ、挿入部 20 の内部に複数のフィルタやこれらを交換するための機構を設ける必要がないので、挿入部 20 の大径化を招くこともない。

【0060】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。なお、上記第 1 の実施形態と機能・構成上同一のものについては、同符号を付し、詳細な説明は省略する。図 3 に示すように、本実施形態の撮像レンズ 81、偏光ビームスプリッタ 82、四分の一波長板 83、分光特性可変素子 84、CCD 85 で構成されている。

【0061】

撮像レンズ 81 は、上記第 1 の実施形態の撮像レンズ 30 と同様に、観察窓 21 から入射した像光を偏光ビームスプリッタ 82 に結像させる。偏光ビームスプリッタ 82 は、P 偏光成分の直線偏光光を透過させ、S 偏光成分の直線偏光光を反射させる特性を有する偏光分離膜 82a が設けられている。四分の一波長板 83 は、偏光ビームスプリッタ 82 を透過した P 偏光の像光を円偏光に変換し、分光特性可変素子 84 に入射させる。

【0062】

分光特性可変素子 84 は、上記第 1 の実施形態の分光特性可変素子 31 と同様に、各基板 33、34 と、アクチュエータ 35 とで構成されている。そして、各基板 33、34 の間隔も同様に、通常観察モードの場合に可視光以外の波長の光が透過するように設定され、蛍光観察モードの場合に励起光が透過するように設定される。

【0063】

分光特性可変素子 84 は、光入射面である第 1 基板 33 の表面 33b が四分の一波長板 83 の光軸と略直交するように配置されている。これにより、分光特性可変素子 84 で反射した像光は、再び四分の一波長板 83 に入射する。四分の一波長板 83 は、分光特性可変素子 84 から入射した円偏光の像光を直線偏光の光に変換し、偏光ビームスプリッタ 82 に入射させる。この際、像光は、分光特性可変素子 84 で反射することにより、分光特性可変素子 84 に入射したときとは逆向きに回転する円偏光になる。従って、分光特性可変素子 84 から四分の一波長板 83 に入射した像光は、偏光ビームスプリッタ 82 から入射した像光に対して 90 度回転した直線偏光、すなわち S 偏光の直線偏光光に変換される。

【0064】

偏光ビームスプリッタ 82 は、入射した S 偏光の像光を偏光分離膜 82a で反射させ、CCD 85 の受光面 85a に入射させる。これにより、通常観察モードが設定されている場合には、可視光の像光が受光面 85a に入射し、蛍光観察モードが設定されている場合には、励起光以外の波長の光が像光として受光面 85a に入射する。CCD 85 は、受光面 85a に入射した像光を撮像し、その像光に応じた撮像信号を出力する。

【0065】

上記のように構成された撮像ユニット 80 でも、観察対象からの像光に含まれる励起光成分を分光特性可変素子 84 で除去することができるので、上記第 1 の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0066】

上記各実施形態では、内視鏡用撮像光学系である撮像ユニット 24、80 と観察窓 21 とを分けて記載したが、これに限ることなく、観察窓 21 をレンズ状に形成し、撮像ユニット 24、80 の一部としてもよい。

【0067】

10

20

30

40

50

上記各実施形態では、２枚の基板３３、３４を有する分光特性可変素子３１、８４を示したが、分光特性可変素子３１、８４の基板の枚数は、３枚以上でもよい。また、上記各実施形態では、第２基板３４を光吸収体として示したが、光吸収体は、これに限ることなく、例えば、分光特性可変素子３１、８４の後方に配置されるＮＤフィルタでもよい。

【００６８】

上記各実施形態では、撮像素子としてＣＣＤ３２、８５を示したが、これに限ることなく、ＣＭＯＳイメージセンサなどの周知の撮像素子でよい。上記各実施形態では、励起光指示手段及び蛍光指示手段として各選択ダイヤル５１、５２を示したが、励起光指示手段及び蛍光指示手段は、これに限定されるものではない。例えば、波長を数値で入力する入力装置などを励起光指示手段及び蛍光指示手段としてもよい。

10

【００６９】

上記各実施形態では、画像処理部４７に分光画像生成部５５を設け、励起光以外の波長の像光に対応した画像データから、蛍光選択ダイヤル５２で指示された蛍光の波長帯域に対応した部分のみを抽出した分光画像を生成して表示するようにしたが、これに限ることなく、励起光以外の波長の像光に対応した画像データをそのまま表示するようにしてもよい。

【００７０】

上記各実施形態では、プロセッサ装置１２と光源装置１４とを有する内視鏡システム２に本発明を適用した例を示したが、これに限ることなく、プロセッサ装置１２と光源装置１４とが一体になった内視鏡システムに適用してもよい。また、上記各実施形態では、電子内視鏡１０から励起光を照射するようにしたが、これに限ることなく、例えば、電子内視鏡１０の鉗子チャンネルに挿通して使用される処置具から励起光を照射するようにしてもよい。

20

【００７１】

上記各実施形態では、医療用の内視鏡に本発明を適用した例を示したが、本発明は、これに限ることなく、機器の内部や狭い配管内などを観察する工業用の内視鏡（ファイバ스코ープ）に適用してもよい。

【符号の説明】

【００７２】

- ２ 内視鏡システム
- １０ 電子内視鏡（内視鏡）
- １２ プロセッサ装置
- １４ 光源装置
- ２０ 挿入部
- ２１ 観察窓
- ２２ 照明窓
- ２４、８０ 撮像ユニット（内視鏡用撮像光学系）
- ２５ ライトガイド
- ３０、８１ 撮像レンズ
- ３１、８４ 分光特性可変素子
- ３２、８５ ＣＣＤ（撮像素子）
- ３３ 第１基板
- ３４ 第２基板（光吸収体）
- ３５ アクチュエータ（駆動手段）
- ４６ Ａ／Ｄ
- ４７ 画像処理部
- ５１ 励起光選択ダイヤル（励起光指示手段）
- ５２ 蛍光選択ダイヤル（蛍光指示手段）
- ５５ 分光画像生成部（分光画像生成手段）
- ６０ 照明用光源

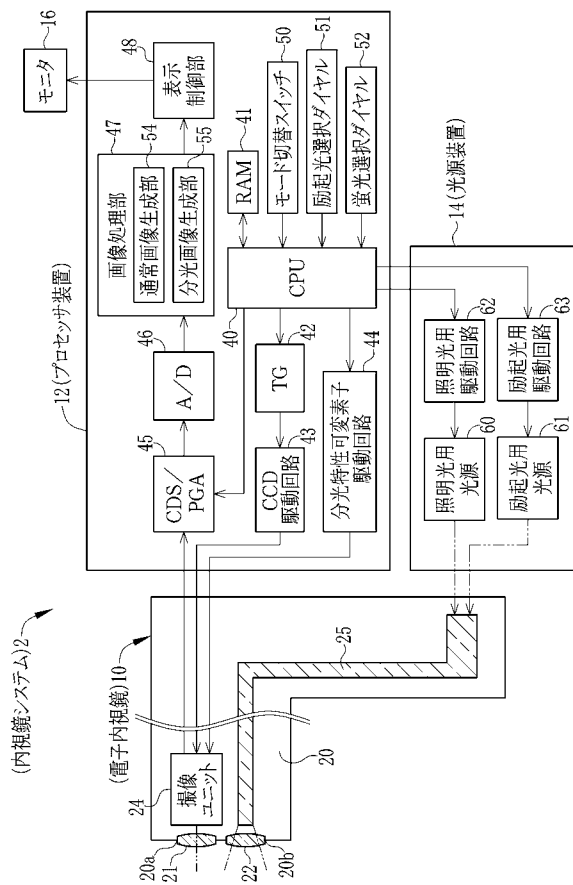
30

40

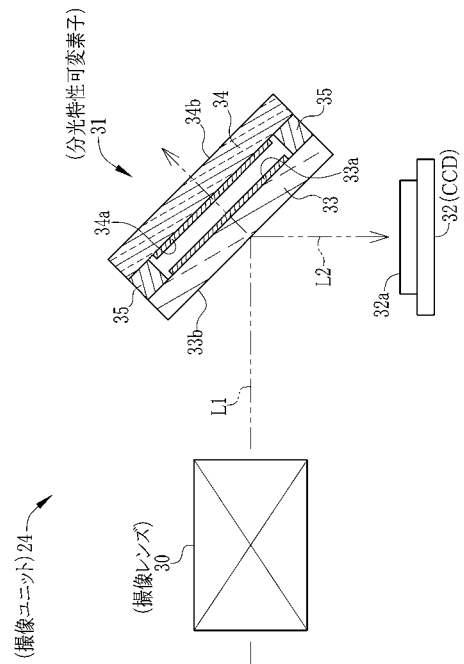
50

- 6 1 励起光用光源
 8 2 偏光ビームスプリッタ
 8 3 四分の一波長板

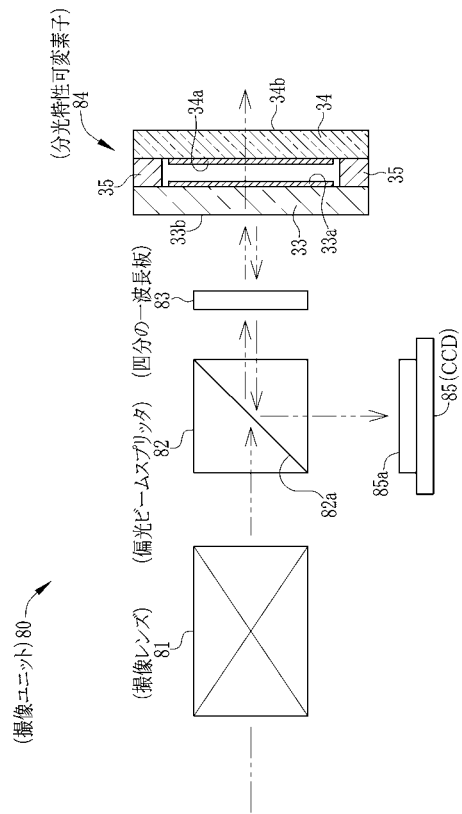
【図 1】



【図 2】



【図 3】



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

F

F ターム(参考) 4C061 AA00 AA29 CC06 FF40 FF47 HH54 LL02 NN01 NN05 PP07
 QQ02 QQ04 WW17
 4C161 AA00 AA29 CC06 FF40 FF47 HH54 LL02 NN01 NN05 PP07
 QQ02 QQ04 WW17

专利名称(译)	用于内窥镜和内窥镜系统的成像光学系统		
公开(公告)号	JP2011177247A	公开(公告)日	2011-09-15
申请号	JP2010042739	申请日	2010-02-26
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	黒田修		
发明人	黒田 修		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 G02B23/26 G02B5/04 G01N21/64		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638		
FI分类号	A61B1/00.300.Y A61B1/00.300.D G02B23/24.B G02B23/26.C G02B5/04.D G01N21/64.F A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/GA04 2G043/GB02 2G043/GB18 2G043/GB19 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/HA07 2G043/HA09 2G043/JA03 2G043/JA08 2G043/KA02 2G043/LA03 2G043/NA06 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/GA02 2H042/CA10 2H042/CA14 2H042/CA17 4C061/AA00 4C061/AA29 4C061/CC06 4C061/FF40 4C061/FF47 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/PP07 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/AA29 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/WW17 4C161/SS06		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5438550B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：应用具有不同波长的激发光的几种荧光医疗剂而不会引起方便性的下降，当使用内窥镜进行荧光观察时增加患者的负担和插入部分的直径的增加。解决方案：内窥镜的成像单元24包括图像拾取透镜30，光谱特征可变元件31和CCD 32。光谱特性可变元件31根据各个基板之间的间隔仅透射特定波长的光33。34，反射其他波长的光，并且通过驱动致动器35改变各个基板33,34之间的间隔，改变要透射的光的波长。成像单元24通过CCD 32对由光谱特征可变元件31反射的光成像。然后，当使用内窥镜进行荧光观察时，通过调节各个基板33,34之间的间隔以透射波长的光。在激发光中，来自观察对象的图像光中包含的激发光的成分在光谱特征可变元件31中被去除。

