

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4610970号
(P4610970)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/00 3 0 0 P

請求項の数 9 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-259442 (P2004-259442)
 (22) 出願日 平成16年9月7日(2004.9.7)
 (65) 公開番号 特開2006-75189 (P2006-75189A)
 (43) 公開日 平成18年3月23日(2006.3.23)
 審査請求日 平成19年7月17日(2007.7.17)

(73) 特許権者 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 謝 天宇
 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
 審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 着脱フィルタ装置および内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に向けて光を出射する投光部と、生体組織からの戻り光を検出する固体撮像素子とを備える内視鏡装置の挿入部の先端に着脱可能に取り付けられる着脱フィルタ装置であって、

生体組織からの戻り光の内、異なる波長の蛍光を透過させ、該蛍光を発生させる励起光を遮断する複数のフィルタを有する着脱フィルタ装置。

【請求項 2】

前記複数のフィルタが、それぞれ前記固体撮像素子の受光面の一部を覆う位置に配置され、

前記生体組織からの戻り光を前記複数のフィルタに向けて分岐する分岐手段が備えられている請求項 1 記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 3】

前記分岐手段が偏光子である請求項 2 記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 4】

前記分岐手段がスプリッタである請求項 2 記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 5】

前記固体撮像素子を 2 つ有し、

それぞれの前記固体撮像素子の受光面を覆う位置に、少なくとも 1 つの前記フィルタが配置されている請求項 1 から 4 のいずれかに記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 6】

前記複数のフィルタの内、少なくとも 1 つの前記フィルタが可視光を透過する請求項 1 から 5 のいずれかに記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 7】

前記投光部から射出される光を、先端面まで導く延長ライトガイドを有する請求項 1 から 6 のいずれかに記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 8】

前記内視鏡装置に備えられた処置具用チャネルを、先端面まで延長する延長処置具用チャネルが形成されている請求項 1 から 7 のいずれかに記載の着脱フィルタ装置。

【請求項 9】

光を射出する光源と、
該光源から出射された光を、波長の異なる複数の光に変換する切換え手段と、
生体内に挿入される挿入部内に配置され、前記切換え手段により変換された光を前記挿入部の先端まで導き、生体組織に向けて射出するライトガイドと、
前記挿入部の先端に配置され前記生体組織からの戻り光を検出する固体撮像素子と、
前記挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、生体組織からの戻り光の内、異なる波長の蛍光を透過させ、該蛍光を発生させる励起光を遮断する複数のフィルタを有する着脱フィルタ装置と、を備える内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、複数波長の蛍光を観察するためのビデオ内視鏡の着脱フィルタ装置およびそれを用いた内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、生体からの自家蛍光や生体に注入した薬物の蛍光を観察し、観察した蛍光から生体組織の変性や、癌などの疾患を診断する技術が知られている。

例えば、生体組織に励起光を照射すると、励起光よりも波長の長い蛍光が発生する。生体内においても励起光により蛍光を発する物質が存在し、その物質と疾患との相互関係があることが明らかになりつつある。また、癌細胞に結合する蛍光色素を持つ蛍光剤が知られている。癌細胞には、正常な細胞よりもこの蛍光剤が多く集まるため、この蛍光剤を生体内に注入することにより、ガン疾患の部位を診断することが可能になる。

【0003】

上述のような蛍光の観察を内視鏡により行う方法も提案されており、内視鏡を用いることにより、体腔内の癌疾患などの診断が可能となっている。

内視鏡としては、光ファイバにより光を外部にまで誘導して観察するファイバースコープと、内視鏡の先端部に備えた CCD 素子により光を観察するビデオスコープとがあり、両者とも体腔内の癌疾患などの診断が行える。ファイバースコープはその径をビデオスコープより細くできるという利点を有し、ビデオスコープは画像の解像度をファイバースコープよりも高くできるという利点を有している。

ビデオスコープについては、その先端部に CCD 素子や光フィルタなどを備えるための配置方法や構成方法などについて、多くの技術が提案されている（例えば、特許文献 1 または 2 参照。）。

【特許文献 1】特開平 8 - 140928 号公報

【特許文献 2】特開平 8 - 224208 号公報

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

上述の特許文献 1 においては、可視光を検出する CCD 素子と、所定の 1 波長の蛍光を検出する CCD 素子とを備えた内視鏡が開示されている。

このように 1 波長の蛍光を検出する内視鏡においては、例えば癌細胞において蛍光を発する蛍光剤を患者に投与した際に、蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか判らなかった。そのため、癌細胞が存在しないため蛍光が検出されないのか、それとも蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができず、癌細胞などの検出を容易に行うことができないという問題があった。

【 0 0 0 5 】

上述の問題を解決するため、上述の特許文献 2 においては、可視光を検出することができるとともに、2 つの異なる波長の蛍光を検出することができる内視鏡が開示されている。

このように、2 つの異なる波長の蛍光を検出できる内視鏡においては、例えば癌細胞において所定波長の蛍光を発する一の蛍光剤と、所定波長とは異なる波長の蛍光を発する他の蛍光剤とを患者に投与することにより、両蛍光剤がどの部位にまで浸透しているか検出することができる。つまり、両蛍光剤の浸透の程度は略同じであるため、他の蛍光剤から発せられる蛍光を検出することで、一の蛍光剤がどの部位にまで浸透したか検出することができる。

その結果、癌細胞が存在しないため蛍光が検出されないのか、それとも蛍光剤が浸透していないため蛍光が検出されないのかを判別することができるため、癌細胞などの検出が容易となっていた。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、上述の特許文献 1 および 2 においては、いずれも蛍光剤から蛍光を励起させるために、蛍光剤に蛍光よりも強度の高い（明るい）励起光を照射するとともに、励起光を遮断し、蛍光を透過するフィルタを CCD 素子などの光入射側に配置して蛍光を検出していた。

つまり、蛍光剤の特性と内視鏡の特性、つまり蛍光剤に対応した励起光および蛍光の波長と内視鏡に備えられたフィルタの透過・遮断特性とを一致させる必要があった。そのため、例えば癌細胞検出に用いる蛍光剤の数に応じた内視鏡を用意する必要があり、癌細胞などを容易に検出することができないという問題があった。

また、多数の蛍光剤に対応したフィルタ、つまり多数の励起光を遮断するとともに、複数の蛍光を透過するフィルタを製作するのは困難であり、製作できたとしても高価なため、癌細胞などを容易に検出することができないという問題があった。

【 0 0 0 7 】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、異なる波長の蛍光を容易に選択し、透過させることができる着脱フィルタ装置およびそれを用いた内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

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。

請求項 1 に係る発明は、生体組織に向けて光を出射する投光部と、生体組織からの戻り光を検出する固体撮像素子とを備える内視鏡装置の挿入部の先端に着脱可能に取り付けられる着脱フィルタ装置であって、生体組織からの戻り光の内、異なる波長の蛍光を透過させ、該蛍光を発生させる励起光を遮断する複数のフィルタを有する着脱フィルタ装置を提供する。

【 0 0 0 9 】

本発明によれば、着脱フィルタ装置を交換することにより、フィルタを交換することができるため、着脱フィルタ装置により遮断する励起光および透過する蛍光の波長を、容易に選択・変更することができる。

そのため、例えば観察する蛍光および蛍光を励起する励起光の波長に応じて着脱フィルタ装置を選択・交換することにより、1 つの内視鏡で異なる波長の蛍光を観察することができる。

また、着脱フィルタ装置は複数のフィルタを有するため、同時に複数の励起光を遮断す

10

20

30

40

50

るとともに複数の蛍光を透過することができる。

そのため、例えば複数の異なる蛍光剤を与えられた生体組織を観察する場合において、各蛍光剤に対応したフィルタを有する着脱フィルタ装置を用いることで、各蛍光剤から発せられた蛍光を同時に観察することができる。

【0010】

また、上記発明においては、前記複数のフィルタが、それぞれ前記固体撮像素子の受光面の一部を覆う位置に配置され、前記生体試料からの戻り光を前記複数のフィルタに分岐する分岐手段が備えられていることが望ましい。

本発明によれば、分岐手段により分岐された各分岐光を、固体撮像素子の受光面のそれぞれ異なる部分に入射させているので、1つの固体撮像素子により生体組織の複数の画像を同時に撮像することができる。

10

また、各分岐光をそれぞれ異なるフィルタに入射させ、各フィルタを透過した蛍光を固体撮像素子の受光面に入射させているため、1つの固体撮像素子により生体組織からの複数の蛍光画像を同時に撮像することができる。

【0011】

さらに、上記発明においては、前記分岐手段が偏光子であることが望ましい。

本発明によれば、例えば、光は偏光子によりその振動方向が互いに直交する直線偏光に分離される。分離された直線偏光により表される画像は、互いに同一であるとともに、偏光子に入射した光により表される画像とも同一である。そのため、1つの固体撮像素子により生体組織の同一領域から発せられた複数の蛍光画像を、同時に撮像することができる。

20

なお、偏光子を2つ以上用いることにより、3つ以上の光に分離することができる。

【0012】

上記発明においては、前記分岐手段がスプリッタであることが望ましい。

本発明によれば、光はスプリッタにより複数の分岐光に分離される。各分岐光により表される画像は、全てが同一であるとともに、スプリッタに入射した光により表される画像とも同一である。そのため、1つの固体撮像素子により生体組織の同一領域から発せられた複数の蛍光画像を、同時に撮像することができる。

なお、スプリッタとしては、入射した光の一部を反射し、残りを透過するハーフミラーを備えたものが好適である。

30

【0013】

上記発明においては、前記固体撮像素子を2つ有し、それぞれの前記固体撮像素子の受光面を覆う位置に、少なくとも1つの前記フィルタが配置されていることが望ましい。

本発明によれば、両固体撮像素子の受光面に、フィルタを透過した蛍光を入射させることができる。そのため、両固体撮像素子が生体組織からの蛍光を検出することができる。

【0014】

上記発明においては、前記複数のフィルタの内、少なくとも1つの前記フィルタが可視光を透過することが望ましい。

本発明によれば、固体撮像素子により、生体組織の可視光の画像を観察することができる。そのため、例えば、可視光の画像と蛍光の画像とを同時に観察・検出することができ、両画像を用いることで蛍光を発している部位をより正確に特定することができる。

40

【0015】

上記発明においては、前記投光部から射出される光を、先端面まで導く延長ライトガイドを有することが望ましい。

本発明によれば、延長ライトガイドから光を生体組織に向けて射出することができる。そのため、着脱フィルタを挿入部の先端に着けても投光部から射出される光を遮ることがない。

【0016】

上記発明においては、前記内視鏡装置に備えられた処置具用チャンネルを、先端面まで延長する延長処置具用チャンネルが形成されていることが望ましい。

50

本発明によれば、延長処置具用チャネルにより処置具を生体組織に向けて誘導することができる。そのため、着脱フィルタを挿入部の先端に着けても、処置具用チャネルにより誘導される処置具を遮ることがない。

【 0 0 1 7 】

請求項 9 に係る発明は、光を射出する光源と、該光源から出射された光を、波長の異なる複数の光に変換する切換え手段と、生体内に挿入される挿入部に配置され、前記切換え手段により変換された光を前記挿入部の先端まで導き、生体組織に向けて射出するライトガイドと、前記挿入部の先端に配置され前記生体組織からの戻り光を検出する固体撮像素子と、前記挿入部の先端に着脱可能に取り付けられ、生体組織からの戻り光の内、異なる波長の蛍光を透過させ、該蛍光を発生させる励起光を遮断する複数のフィルタを有する着脱フィルタ装置と、を備える内視鏡装置を提供する。

10

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、例えば観察する蛍光および蛍光を励起する励起光の波長に応じて着脱フィルタ装置を交換することにより、1つの内視鏡で異なる波長の蛍光を観察することができる。

また、着脱フィルタ装置は複数のフィルタを有するため、例えば複数の異なる蛍光剤を与えられた生体組織を観察する場合において、各蛍光剤から発せられた蛍光を同時に観察することができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 9 】

20

本発明の着脱フィルタ装置によれば、透過させる蛍光の波長に応じて着脱フィルタ装置を交換することができるため、異なる波長の蛍光を容易に選択し、透過させることができるという効果を奏する。また着脱フィルタ装置は、それぞれ異なる波長の励起光および蛍光を遮断・透過する複数のフィルタを有するため、異なる波長の蛍光の選択を容易にし、同時に透過させることができるという効果を奏する。

本発明の内視鏡装置によれば、観察する蛍光の波長に応じて着脱フィルタ装置を交換することができるため、1つの内視鏡装置で異なる波長の蛍光を容易に観察できるという効果を奏する。また、異なる波長の蛍光の同時観察を容易に行う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】

30

【 0 0 2 0 】

〔第 1 の実施の形態〕

以下、本発明の第 1 の実施形態について図 1 から図 6 を参照して説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係り、蛍光により病変部を診断する内視鏡装置の全体構成を示す構成図である。

内視鏡装置 10 は、図 1 に示すように、可視光や励起光などを射出する光源部（投光部）20 と、生体内空に挿入され病変部（生体組織）C を撮像する内視鏡スコープ（挿入部）30 と、内視鏡スコープ 30 により撮像された画像信号をビデオ信号に変換するカメラコントロールユニット 55 と、ビデオ信号を処理し病変部 C と正常部とを認識しやすくするイメージプロセッサ 60 と、イメージプロセッサ 60 からの出力を表示するモニタ 65 と、から概略構成されている。

40

【 0 0 2 1 】

図 2 は、内視鏡装置 10 の光源部 20 に備えられたフィルタターレット 22 の平面図である。

光源部 20 は、図 1 および図 2 に示すように、例えばキセノンランプなどの光源 21 と、光源 21 から射出された光を変換するフィルタターレット（切換え手段）22 とから構成されている。フィルタターレット 22 は、回転軸 23 を中心に回転する円板 24 と、青色光（可視光）B を透過する青色光フィルタ 25 B と、緑色光（可視光）G を透過する緑色光フィルタ 25 G と、赤色光（可視光）R を透過する赤色光フィルタ 25 R と、第 1 励起光（励起光）E X 1 を透過する第 1 励起光フィルタ 26 と、第 2 励起光（励起光）E X

50

2を透過する第2励起光フィルタ27と、から構成されている。各フィルタ25B, 25G, 25R, 26、27は円板24の略同一円周上に配置され、フィルタターレット22は、光源21からの光が各フィルタ25B, 25G, 25R, 26、27の内の1つに入射するように配置されている。

【0022】

図3(a)は、光源部20から射出される光の波長分布を示す図であり、図3(b)は、青色光フィルタ25B、緑色光フィルタ25G、赤色光フィルタ25Rの光の波長に対する透過特性を示す図であり、図3(c)は、第1励起光フィルタの光に対する透過特性を示す図であり、図3(d)は、第2励起光フィルタの光に対する透過特性を示す図である。

10

光源21から射出される光は、図3(a)に示すように、B, G, R, EX1, EX2の各波長の光を全て含んだ光である。そのため、光源21から射出された光が、青色光フィルタ25B、緑色光フィルタ25G、赤色光フィルタ25Rに照射されたときには、図3(b)に示すように、それぞれB, G, Rの光が透過する。光源21から射出された光が、第1励起光フィルタ26、第2励起光フィルタ27に照射されたときには、図3(c)、(d)に示すように、それぞれEX1, EX2が透過する。

各フィルタ25B, 25G, 25R, 26、27には、図1および図2に示すように、円板24が回転することにより光源21の光が時間順次に照射されるため、光源部20からB, G, R, EX1, EX2の各光が時間順次に射出される。

【0023】

20

図4は、内視鏡スコープ30における体腔内に挿入される先端部の拡大断面図である。

内視鏡スコープ30は、図1および図4に示すように、スコープ本体31と、その先端部(先端)32に着脱可能に取り付けられるキャップ(着脱フィルタ装置)41と、から概略構成されている。

スコープ本体31には、光源部20から照射されたB, G, R, EX1, EX2の各光を体腔内に導くライトガイド(投光部)33と、鉗子などの処置具を体腔内に導く内視鏡チャンネル(処置具用チャンネル)34と、が備えられている。先端部32には、病変部Cの蛍光像を撮像するCCD素子などの撮像素子(固体撮像素子)35と、が備えられている。

【0024】

30

キャップ41は、図4に示すように、本体42と、病変部Cからの蛍光を選択透過するフィルタ部43と、ライトガイド33からの光をキャップ41の先端にまで導く延長ライトガイド44と、処置具をキャップ41の先端にまで導く延長内視鏡チャンネル(延長処置具用チャンネル)45とから概略構成されている。また、フィルタ部43、延長ライトガイド44、延長内視鏡チャンネル45は、キャップ41を先端部32に取り付けたときに、それぞれ、撮像素子35、ライトガイド33、内視鏡チャンネル34と対向するように配置されている。

本体42には先端部32との取り付け部46が配置されている。取り付け部46の形状は、キャップ41が先端部32と着脱が可能な形状であればよく、取り付け方法としては公知の方法を用いることができる。

40

【0025】

フィルタ部43は、病変部Cからの蛍光を偏光子(分岐手段)48に導くレンズ47と、入射した光をp偏光およびs偏光に分離する偏光子48と、分離されたp偏光およびs偏光を撮像素子35に集光する第1レンズ49aおよび第2レンズ49bと、それぞれ所定波長の蛍光を透過する第1フィルタ(フィルタ)50aおよび第2フィルタ(フィルタ)50bと、から構成されている。

偏光子48は、レンズ47から入射した蛍光をp偏光およびs偏光に分離して、それぞれ第1レンズ49aおよび第2レンズ49bに入射するように配置されている。偏光子48としては、例えば、2つの1軸性結晶をその光軸が直交するように結合させたウォラストンプリズムを用いることができる。

50

【 0 0 2 6 】

第1レンズ49aおよび第2レンズ49bは、偏光子48により分離されたp偏光およびs偏光がそれぞれ入射するように配置されているとともに、第1レンズ49aおよび第2レンズにより集光された各偏光が、撮像素子35の受光面35aに結像するように配置されている。また、第1レンズ49aおよび第2レンズ49bは、受光面35aのそれぞれ異なる半面に各偏光の画像が結像するように配置されている。

第1フィルタ50aは、図4に示すように、第1レンズ49aと撮像素子35との間に配置され、第2フィルタ50bは第2レンズ49bと撮像素子35との間に配置されている。

【 0 0 2 7 】

10

図5(a)は、各光B, G, R, EX1, EX2の波長および、第1励起光EX1に励起される第1蛍光FL1、第2励起光EX2に励起される第2蛍光FL2の波長の関係を示した図である。図5(b)は、第1フィルタ50aの入射光の波長に対する透過特性を示す図であり、図5(c)は、第2フィルタ50bの入射光の波長に対する透過特性を示す図である。

また、第1フィルタ50aとしては、図5(b)に示すように、第1励起光EX1により励起される第1蛍光(蛍光)FL1に対して透過性を示し、他の波長の光、特に第1励起光EX1に対しては遮光性を示すフィルタが用いられている。第2フィルタ50bとしては、図5(c)に示すように、第2励起光EX2により励起される第2蛍光(蛍光)FL2に対して透過性を示し、第2蛍光FL2よりも波長の短い光に対して遮光性を示すフ

20

【 0 0 2 8 】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置10における作用について説明する。

光源21に電力が供給されると、図1および図2に示すように、青色光Bから第2励起光EX2まで全ての波長を含む光(照明光)が光源21からフィルタターレット22に向けて射出される。フィルタターレット22は回転軸23を中心に回転しており、回転している各フィルタ25B, 25G, 25R, 26、27に照明光が照射される。

【 0 0 2 9 】

フィルタターレット22からは、各フィルタ25B, 25G, 25R, 26、27に対応した各光B, G, R, EX1, EX2が、フィルタターレット22の回転周期に応じて順に(時間順次に)射出され、各光B, G, R, EX1, EX2は、内視鏡スコープ30のライトガイド33に入射される。ライトガイド33により体腔内に導かれた各光B, G, R, EX1, EX2は、さらに延長ライトガイド44に導かれて体腔内に射出され、病変部Cを照明する。

30

【 0 0 3 0 】

病変部Cには、あらかじめ第1励起光EX1により第1蛍光FL1を発する第1蛍光剤と、病変部Cの病変に係る細胞(例えば癌細胞)に結合し、かつ第2励起光EX2により第2蛍光FL2を発する第2蛍光剤が与えられている。

そのため、病変部Cの第1蛍光剤が浸透している領域からは、第1蛍光FL1が発せられ、癌細胞からは第2蛍光FL2が発せられている。

40

【 0 0 3 1 】

各光B, G, R, EX1, EX2および各蛍光FL1, FL2は、図4に示すように、レンズ47を介して偏光子48に入射され、p偏光、s偏光に分離される。p偏光、s偏光は、それぞれ第1フィルタ50aおよび第2フィルタ50bに入射される。第1フィルタ50aにおいては、図5に示すように、第1蛍光FL1のみが透過し、他の波長の光は遮断される。第2フィルタ50bにおいては、第2蛍光FL2のみが透過し、他の波長の光は遮断される。

【 0 0 3 2 】

第1フィルタ50aを透過した第1蛍光FL1は、図4に示すように、撮像素子35における受光面35aの左半面に入射し、第1蛍光FL1による画像が結像される。第2フ

50

フィルタ 50b を透過した第 2 蛍光 FL2 は受光面 35a の右半面に入射し、第 2 蛍光 FL2 による画像が結像される。

撮像素子 35 は、図 1 に示すように、受光面 35a に結像された各蛍光 FL1 および FL2 の画像を電気信号に変換してカメラコントロールユニット 55 へ出力する。電気信号はカメラコントロールユニット 55 においてビデオ信号に変換されイメージプロセッサ 60 に出力される。ビデオ信号はイメージプロセッサ 60 において病変部 C と正常部とを認識しやすくする信号処理がなされ、モニタ 65 に出力される。

モニタ 65 には、図 6 に示すように、信号処理がされた第 1 蛍光の画像 P1 と、第 2 蛍光の画像 P2 とが並んで表示される。

【0033】

上記の構成によれば、キャップ 41 を交換することにより、第 1 フィルタ 50a および第 2 フィルタ 50b を容易に交換することができる。そのため、フィルタ部 43 を透過して撮像素子 35 に入射する光の波長も容易に変更することができる。

例えばキャップ 41 を、観察する蛍光の波長に応じて選択することにより、1 つの内視鏡装置 10 で複数の異なる波長の蛍光を観察することができる。具体的には、病変部 C の種類により用いられる蛍光剤の種類が変わるため、蛍光剤を励起する励起光の波長や蛍光の波長が変わる。これら光の波長に応じたキャップ 41 を準備し、交換することにより、1 つの内視鏡装置 10 で複数の異なる波長の蛍光を観察することができる。

内視鏡装置 10 全体を交換する場合と比較して、非常に安価なキャップ 41 のみを交換することで、複数種類の蛍光剤に対応することができ、検査をより安価に行うことができる。

【0034】

偏光子 48 によりフィルタ部 43 に入射した光を、その光の画像を損なうことなく p 偏光および s 偏光の 2 つに分けることができる（光の強度は略半分になる）。また、p 偏光および s 偏光を、撮像素子 35 の受光面 35a の半面にそれぞれ入射させているため、内視鏡スコープ 31 の先端 32 の径を小型化することができる。

そのため、内視鏡装置 10 は、同時に 2 つの蛍光 FL1, FL2 の画像を観察することができるとともに、先端 32 の径を小型化することができる。

【0035】

内視鏡装置 10 は、2 つの蛍光 FL1, FL2 の画像を観察することができるため、2 つの異なる性質の蛍光剤を与えられた病変部 C を観察することができる。

例えば、一方の蛍光剤として、病変部 C の病変に係る細胞に結合し、励起光により蛍光を発する蛍光剤を用い、他方の蛍光剤として、励起光により異なる波長の蛍光を発する蛍光剤を用いることもできる。この場合、他方の蛍光剤により、投与された両蛍光剤の浸透の程度を観測することができ、一方の蛍光剤により、病変に係る細胞の有無などを観測することができる。

【0036】

延長ライトガイド 44 は、ライトガイド 33 により導かれた各光 B, G, R, EX1, EX2 を、キャップ 41 に妨げられることなく病変部 C に向けて射出することができる。そのため、キャップ 41 を内視鏡スコープ 31 の先端 32 に着けても光源部 20 から射出された各光 B, G, R, EX1, EX2 を遮ることがない。

延長内視鏡チャンネル 45 は、内視鏡チャンネル 34 により導かれた処置具を、キャップ 41 に妨げられることなく病変部 C に導くことができる。そのため、キャップ 41 を内視鏡スコープ 31 の先端 32 に着けても処置具を病変部 C に導くことができる。

【0037】

なお、上述のように、キャップ 41 に備えられたそれぞれ異なる波長の蛍光を透過するフィルタを用いて、異なる蛍光の画像を観察してもよいし、キャップ 41 を交換することにより、蛍光を透過するフィルタおよび可視光（青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を含んだ光）を透過するフィルタを用いて、蛍光の画像と可視光の画像を観察してもよい。

また、偏光子 48 を 2 つ以上設けることにより、3 つ以上の光に分離させるようにして

10

20

30

40

50

もよい。こうすることで、より多くの蛍光画像を同時に撮像することができる。

【 0 0 3 8 】

〔 第 2 の実施の形態 〕

次に、本発明の第 2 の実施形態について図 7 および図 8 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実施の形態とは、内視鏡スコープの構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 7 および図 8 を用いて内視鏡スコープ周辺のみを説明し、光源装置等の説明を省略する。

図 7 は、本実施の形態に係る内視鏡装置における体腔内に挿入される先端部の拡大断面図である。

10

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素には、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 3 9 】

内視鏡装置 1 1 0 の内視鏡スコープ（挿入部）1 3 0 は、図 7 に示すように、スコープ本体 3 1 と、その先端部 3 2 に着脱可能に取り付けられるキャップ（着脱フィルタ装置）1 4 1 と、から概略構成されている。

先端部 3 2 には、病変部 C の蛍光像を撮像する CCD 素子などの第 1 撮像素子（固体撮像素子）1 3 5 と、病変部 C の可視光像を撮像する第 2 撮像素子（固体撮像素子）1 3 6 と、が備えられている。

20

【 0 0 4 0 】

キャップ 1 4 1 は、本体 4 2 と、フィルタ部 4 3 と、延長ライトガイド 4 4 と、延長内視鏡チャンネル 4 5 と、病変部 C からの可視光を第 2 撮像素子 1 3 6 に導く導光部 1 4 4 と、から概略構成されている。また、フィルタ部 4 3、導光部 1 4 4、延長ライトガイド 4 4、延長内視鏡チャンネル 4 5 は、キャップ 1 4 1 を先端部 3 2 に取り付けたときに、それぞれ、第 1 撮像素子 1 3 5、第 2 撮像素子 1 3 6、ライトガイド 3 3、内視鏡チャンネル 3 4 と対向するように配置されている。

導光部 1 4 4 は、病変部 C の可視光による画像を第 2 撮像素子 1 3 6 の受光面 1 3 6 a に結像させる第 1 導光部レンズ 1 4 5 および第 2 導光部レンズ 1 4 6 から構成されている。

【 0 0 4 1 】

30

次に、上記の構成からなる内視鏡装置 1 1 0 における作用について説明する。

内視鏡装置 1 1 0 においては、図 7 に示すように、病変部 C からの各蛍光 F L 1、F L 2 の画像は第 1 撮像素子 1 3 5 により電気信号に変換され、前述のカメラコントロールユニットに出力される。

また、病変部 C からの可視光は、第 1 導光部レンズ 1 4 5 および第 2 導光部レンズ 1 4 6 により第 2 撮像素子 1 3 6 の受光面 1 3 6 a に集光され、可視光の画像が結像される。可視光の画像は、第 2 撮像素子 1 3 6 により電気信号に変換され、前述のカメラコントロールユニットに出力される。

【 0 0 4 2 】

40

撮像された各光の画像は、第 1 の実施形態と同様に、カメラコントロールユニットにおいてビデオ信号に変化され、イメージプロセッサにおいて信号処理された後に、モニタに出力される。

モニタ 6 5 には、図 8 に示すように、画面の左半面に病変部 C の可視光の画像 P 3 が表示され、右半面に信号処理がされた第 1 蛍光の画像 P 1 と、第 2 蛍光の画像 P 2 とが上下に並んで表示される。

【 0 0 4 3 】

上記の構成によれば、第 2 撮像素子 1 3 6 により、病変部 C における可視光の画像を観察することができる。そのため、可視光の画像 P 3 と蛍光の画像 P 1、P 2 とを同時に観察することができ、これら画像を用いることで病変に係る細胞の部位をより正確に特定することができる。

50

【 0 0 4 4 】

〔 第 3 の実施の形態 〕

次に、本発明の第 3 の実施形態について図 9 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 2 の実施の形態と同様であるが、第 2 の実施の形態とは、フィルタ部の構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 9 を用いてフィルタ部周辺のみを説明し、光源装置等の説明を省略する。

図 9 は、本実施の形態に係る内視鏡装置における体腔内に挿入される先端部の拡大断面図である。

なお、第 2 の実施形態と同一の構成要素には、同一の符号を付し、その説明を省略する。

10

【 0 0 4 5 】

内視鏡装置 2 1 0 の内視鏡スコープ 2 3 0 は、図 9 に示すように、スコープ本体 3 1 と、その先端部 3 2 に着脱可能に取り付けられるキャップ（着脱フィルタ装置）2 4 1 と、から概略構成されている。

先端部 3 2 には、病変部 C の蛍光像を撮像する C C D 素子などの第 1 撮像素子 1 3 5 と、病変部 C の可視光像を撮像する第 2 撮像素子 1 3 6 と、が備えられている。

【 0 0 4 6 】

キャップ 2 4 1 は、本体 4 2 と、フィルタ部 2 4 3 と、延長ライトガイド 4 4 と、延長内視鏡チャンネル 4 5 と、病変部 C からの可視光を第 2 撮像素子 1 3 6 に導く導光部 1 4 4 と、から概略構成されている。また、フィルタ部 2 4 3、導光部 1 4 4、延長ライトガイド 4 4、延長内視鏡チャンネル 4 5 は、キャップ 2 4 1 を先端部 3 2 に取り付けたときに、それぞれ、第 1 撮像素子 1 3 5、第 2 撮像素子 1 3 6、ライトガイド 3 3、内視鏡チャンネル 3 4 と対向するように配置されている。

20

【 0 0 4 7 】

フィルタ部 2 4 3 は、病変部 C からの光をスプリッタ 2 4 8 に導くレンズ 4 7 と、入射した光を 2 つに分離するスプリッタ（分岐手段）2 4 8 と、2 つに分離された光を第 1 撮像素子 1 3 5 に集光する第 1 レンズ 4 9 a および第 2 レンズ 4 9 b と、それぞれ所定波長の蛍光を透過する第 1 フィルタ 5 0 a および第 2 フィルタ 5 0 b と、から構成されている。

スプリッタ 2 4 8 には、入射した光の略半分を反射して残りを透過するハーフミラー 2 4 9 と、入射した光を全て反射するミラー 2 5 0 と、が備えられている。ハーフミラー 2 4 9 は、スプリッタ 2 4 8 に入射した光に対して略 4 5 ° の傾きを持つように配置され、ミラー 2 5 0 は、ハーフミラー 2 4 9 に反射された光を第 1 撮像素子 1 3 5 に向けて反射するように配置されている。

30

【 0 0 4 8 】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置 2 1 0 における作用について説明する。

内視鏡装置 2 1 0 においては、図 9 に示すように、病変部 C からの可視光は、第 1 導光部レンズ 1 4 5 および第 2 導光部レンズ 1 4 6 により第 2 撮像素子 1 3 6 の受光面 1 3 6 a に集光され、可視光の画像が結像される。可視光の画像は、第 2 撮像素子 1 3 6 により電気信号に変換され、前述のカメラコントロールユニットに出力される。

40

【 0 0 4 9 】

病変部 C からの光は、レンズ 4 7 を介してスプリッタ 2 4 8 に入射される。スプリッタ 2 4 8 に入射した光はハーフミラー 2 4 9 に入射し、その略半分がハーフミラー 2 4 9 によりミラー 2 5 0 に向けて反射される。ミラー 2 5 0 に入射した光は、第 1 撮像素子 1 3 5 に向けて反射される。ハーフミラー 2 4 9 を透過した残りの光は、第 1 撮像素子 1 3 5 に向けてスプリッタ 2 3 5 から射出される。

第 1 レンズ 4 9 a および第 2 レンズ 4 9 b を介して、第 1 フィルタ 5 0 a および第 2 フィルタ 5 0 b に入射した光の内、それぞれ第 1 蛍光 F L 1 および第 2 蛍光 F L 2 のみが各フィルタ 5 0 a、5 0 b を透過し、第 1 撮像素子 1 3 5 に画像を結像する。第 1 蛍光 F L 1 および第 2 蛍光 F L 2 の画像は、第 1 撮像素子 1 3 5 により電気信号に変換され、前述

50

のカメラコントロールユニットに出力される。

【 0 0 5 0 】

撮像された各光の画像は、第 2 の実施形態と同様に、カメラコントロールユニットにおいてビデオ信号に変化され、イメージプロセッサにおいて信号処理された後に、モニタに出力される。

モニタ 6 5 には、画面の左半面に病変部 C の可視光の画像 P 3 が表示され、右半面に信号処理がされた第 1 蛍光の画像 P 1 と、第 2 蛍光の画像 P 2 とが上下に並んで表示される（図 8 参照）。

【 0 0 5 1 】

上記の構成によれば、スプリッタ 2 4 8 によりフィルタ部 2 4 3 に入射した光を、その光の画像を損なうことなくハーフミラー 2 4 9 で 2 つに分けることができる（光の強度は略半分になる）。また、分けられた光を、第 1 撮像素子 1 3 5 の半面にそれぞれ入射させているため、内視鏡スコープ 3 1 の先端 3 2 の径を小型化することができる。

そのため、内視鏡装置 2 1 0 は、同時に 2 つの蛍光 F L 1 , F L 2 の画像を観察することができるとともに、先端 3 2 の径を小型化することができる。

【 0 0 5 2 】

なお、スプリッタ 2 4 8 は、入射した光の強度の比（分岐比）が 1 対 1 となるスプリッタに適用して説明しているが、分岐比は 1 対 1 に限られることなく、その他の分岐比を有するスプリッタを用いても構わない。

【 0 0 5 3 】

なお、上述のように、内視鏡装置は、入射した光を 2 つに分離するスプリッタを用いても良いし、図 1 0 に示すように、入射した光を 3 つに分離するスプリッタ 2 6 0 を用いても良い。

【 0 0 5 4 】

具体的には、キャップ（着脱フィルタ装置）2 4 1 A のフィルタ部 2 4 3 A は、図 1 0 に示すように、病変部 C からの光をスプリッタ 2 6 0 に導くレンズ 4 7 と、入射した光を 3 つに分離するスプリッタ（分岐手段）2 6 0 と、3 つに分離された光を第 1 撮像素子 1 3 5 に集光する第 1 レンズ 4 9 a、第 2 レンズ 4 9 b および第 3 レンズ 4 9 c と、それぞれ所定波長の蛍光を透過する第 1 フィルタ 5 0 a、第 2 フィルタ 5 0 b および第 3 フィルタ（フィルタ）5 0 c と、から構成されている。

【 0 0 5 5 】

スプリッタ 2 6 0 には、入射した光の略 1 / 3 を反射して残り 2 / 3 を透過するハーフミラー 2 6 1 と、入射した光の略半分を反射して残りを透過するハーフミラー 2 6 2 と、入射した光を全て反射するミラー 2 6 3 と、が備えられている。ハーフミラー 2 6 1 は、スプリッタ 2 6 0 に入射した光に対して略 4 5 ° の傾きを持つように配置されている。ハーフミラー 2 6 2 は、ハーフミラー 2 6 1 に反射された光を第 1 撮像素子 1 3 5 に向けて反射するように配置されている。ミラー 2 6 3 は、ハーフミラー 2 6 2 を透過した光を第 1 撮像素子 1 3 5 に向けて反射するように配置されている。

【 0 0 5 6 】

このような構成によれば、スプリッタ 2 6 0 によりフィルタ部 2 4 3 A に入射した光を、その光の画像を損なうことなくハーフミラー 2 6 1 , 2 6 2 で 2 つに分けることができる（光の強度は略 3 分の 1 になる）。また、分けられた光を、第 1 撮像素子 1 3 5 の略 3 分の 1 の面にそれぞれ入射させているため、内視鏡スコープ 3 1 の先端 3 2 の径を小型化することができる。そのため、内視鏡装置 2 1 0 は、同時に 3 つの蛍光の画像を観察することができるとともに、先端 3 2 の径を小型化することができる。

また、上記ハーフミラーがダイクロイックプリズムであってもよい。

【 0 0 5 7 】

〔 第 4 の実施の形態 〕

次に、本発明の第 4 の実施形態について図 1 1 を参照して説明する。

本実施の形態の内視鏡装置の基本構成は、第 1 の実施の形態と同様であるが、第 1 の実

10

20

30

40

50

施の形態とは、内視鏡スコープの構成が異なっている。よって、本実施の形態においては、図 1 1 を用いて内視鏡スコープ周辺のみを説明し、光源装置等の説明を省略する。

図 1 1 は、本実施の形態に係る内視鏡装置における体腔内に挿入される先端部の拡大断面図である。

なお、第 1 の実施形態と同一の構成要素には、同一の符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 5 8 】

内視鏡装置 3 1 0 の内視鏡スコープ 3 3 0 は、図 1 1 に示すように、スコープ本体 3 1 と、その先端部 3 2 に着脱可能に取り付けられるキャップ（着脱フィルタ装置）3 4 1 と、から概略構成されている。

10

先端部 3 2 には、病変部 C の可視光像および蛍光像を撮像する C C D 素子などの第 1 撮像素子（固体撮像素子）3 3 5 と、病変部 C の蛍光像を撮像する第 2 撮像素子（固体撮像素子）3 3 6 と、が備えられている。

【 0 0 5 9 】

キャップ 3 4 1 は、本体 4 2 と、第 1 フィルタ部 3 4 3 と、第 2 フィルタ部 3 5 3 と、延長ライトガイド 4 4 と、延長内視鏡チャンネル 4 5 と、から概略構成されている。また、第 1 フィルタ部 3 4 3、第 2 フィルタ部 3 5 3、延長ライトガイド 4 4、延長内視鏡チャンネル 4 5 は、キャップ 3 4 1 を先端部 3 2 に取り付けたときに、それぞれ、第 1 撮像素子 3 3 5、第 2 撮像素子 3 3 6、ライトガイド 3 3、内視鏡チャンネル 3 4 と対向するように配置されている。

20

【 0 0 6 0 】

第 1 フィルタ部 3 4 3 は、病変部 C からの光を第 1 フィルタ（フィルタ）3 4 8 に導く第 1 レンズ 3 4 7 と、入射した光の内、可視光および第 1 蛍光 F L 1 を透過する第 1 フィルタ 3 4 8 と、から構成されている。

第 2 フィルタ部 3 5 3 は、病変部 C からの光を第 2 フィルタ（フィルタ）3 5 8 に導く第 2 レンズ 3 5 7 と、入射した光の内、第 2 蛍光 F L 2 を透過する第 2 フィルタ 3 5 8 と、から構成されている。

【 0 0 6 1 】

図 1 2 (a) は、可視光の波長および各光 E X 1 , E X 2 , F L 1 , F L 2 の波長の関係を示した図である。図 1 2 (b) は、本実施の形態に係る第 1 フィルタ 3 4 8 の光透過特性を示す図であり、図 1 2 (c) は、本実施の形態に係る第 2 フィルタ 3 5 8 の光透過特性を示す図である。

30

第 1 フィルタ 3 4 8 としては、図 1 2 (b) に示すように、可視光および第 1 蛍光 F L 1 に対して透過性を示し、第 1 励起光 E X 1 に対しては遮光性を示すフィルタが用いられている。第 2 フィルタ 3 5 8 としては、図 1 2 (c) に示すように、第 2 蛍光 F L 2 およびそれよりも波長の長い光に対して透過性を示し、第 2 蛍光よりも波長の短い光に対して遮光性を示すフィルタが用いられている。

【 0 0 6 2 】

次に、上記の構成からなる内視鏡装置 3 1 0 における作用について説明する。

内視鏡装置 3 1 0 においては、図 1 1 に示すように、病変部 C からの光は第 1 レンズ 3 4 7 および第 2 レンズ 3 5 7 に入射し、それぞれ第 1 撮像素子 3 3 5、第 2 撮像素子 3 3 6 に画像を結像するように集光される。第 1 レンズ 3 4 7 および第 2 レンズ 3 5 7 を透過した光は、それぞれ第 1 フィルタ 3 4 8、第 2 フィルタ 3 5 8 に入射する。

40

【 0 0 6 3 】

第 1 フィルタ 3 4 8 においては、図 1 2 (b) に示すように、第 1 励起光 E X 1 のみが遮光され、第 1 フィルタ 3 4 8 を透過した他の光は第 1 撮像素子 3 3 5 に画像を結像する。第 2 フィルタ 3 5 8 においては、図 1 2 (c) に示すように、第 2 蛍光 F L 2 よりも波長の短い光が遮光され、第 2 フィルタ 3 5 8 を透過した第 2 蛍光 F L 2 は第 2 撮像素子 3 3 6 に画像を結像する。

【 0 0 6 4 】

50

第1撮像素子335および第2撮像素子336は、結像された画像を電気信号に変換し、前述のカメラコントロールユニットに出力する。

なお、第1撮像素子335には、第2励起光EX2および第2蛍光FL2の画像も結像されているが、第1撮像素子335では第2励起光EX2および第2蛍光FL2の画像の撮像は行わない。

【0065】

撮像された各光の画像は、第1の実施形態と同様に、カメラコントロールユニットにおいてビデオ信号に変化され、イメージプロセッサにおいて信号処理された後に、モニタに出力される。

モニタ65には、画面の左半面に病変部Cの可視光の画像P3が表示され、右半面に信号処理がされた第1蛍光の画像P1と、第2蛍光の画像P2とが上下に並んで表示される(図8参照)。

【0066】

上記の構成によれば、第1撮像素子335および第2撮像素子336に、それぞれ第1フィルタ347および第2フィルタ358を透過した第1蛍光FL1および第2蛍光FL2を入射させることができる。そのため、第1撮像素子335および第2撮像素子336が、それぞれ病変部Cからの第1蛍光FL1および第2蛍光FL2を検出することができる。

【0067】

また、第1フィルタ347は、可視光(青色光B、緑色光G、赤色光Rを含む光)を透過するため、第1撮像素子335により、病変部Cにおける可視光の画像を観察することができる。そのため、可視光の画像P3と蛍光の画像P1、P2とを同時に観察することができ、これら画像を用いることで病変に係る細胞の部位をより正確に特定することができる。

【0068】

なお、本発明の技術範囲は上記実施形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば、上記の実施の形態においては、固体撮像素子を1つまたは2つ備える構成に適應して説明したが、固体撮像素子の数は1または2に限られることなく、3つ以上備える構成に適應することができるものである。

【図面の簡単な説明】

【0069】

【図1】本発明による第1の実施形態に係る内視鏡装置を示す概略構成図である。

【図2】図1に示したフィルタターレットの平面図である。

【図3】図1に示した光源から射出された光の波長分布と、図2に示したフィルタターレットの各フィルタの光透過特性と、を示す図である。

【図4】図1に示した内視鏡スコープの先端部の拡大断面図である。

【図5】図1に示した光源部から射出された光の波長分布と、図4に示したフィルタ部の各フィルタの光透過特性と、を示す図である。

【図6】図1に示したモニタに表示される病変部の蛍光画像の一例を示す図である。

【図7】本発明による第2の実施形態に係る内視鏡装置における内視鏡スコープの先端部の拡大断面図である。

【図8】図1に示したモニタに表示される病変部の可視光画像および蛍光画像の一例を示す図である。

【図9】本発明による第3の実施形態に係る内視鏡装置における内視鏡スコープの先端部の拡大断面図である。

【図10】本発明による第3の実施形態の他の例に係る内視鏡装置における内視鏡スコープの先端部の拡大断面図である。

【図11】本発明による第4の実施形態に係る内視鏡装置における内視鏡スコープの先端部の拡大断面図である。

10

20

30

40

50

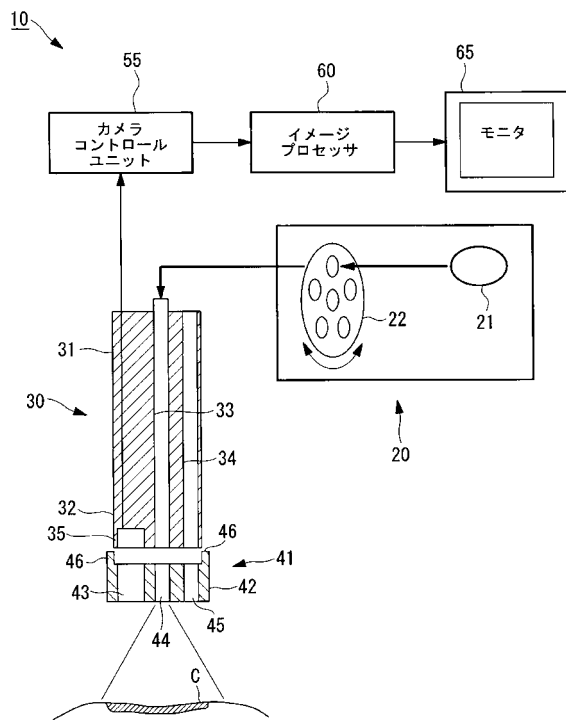
【図 1 2】図 1 に示した光源部から射出された光の波長分布と、図 1 1 に示した各フィルタ部のフィルタの光透過特性と、を示す図である。

【符号の説明】

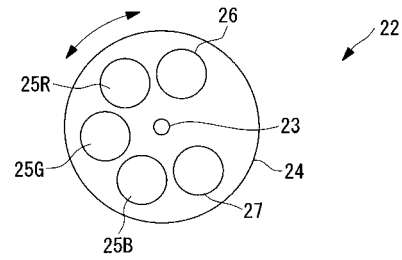
【 0 0 7 0 】

- 1 0、1 1 0、2 1 0、3 1 0 内視鏡装置
- 2 0 光源部（投光部）
- 2 1 光源
- 2 2 フィルタターレット（切換え手段）
- 3 0、1 3 0、2 3 0、3 3 0 内視鏡スコープ（挿入部）
- 3 2 先端部（先端） 10
- 3 3 ライトガイド（投光部）
- 3 4 内視鏡チャンネル（処置具用チャンネル）
- 3 5 撮像素子（固体撮像素子）
- 3 5 a、1 3 6 a 受光面
- 4 1、1 4 1、2 4 1、2 4 1 A、3 4 1 キャップ（着脱フィルタ装置）
- 4 4 延長ライトガイド
- 4 5 延長内視鏡チャンネル（延長処置具用チャンネル）
- 4 8 偏光子（分岐手段）
- 5 0 a、3 4 8 第 1 フィルタ（フィルタ）
- 5 0 b、3 5 8 第 2 フィルタ（フィルタ） 20
- 5 0 c 第 3 フィルタ（フィルタ）
- 1 3 5、3 3 5 第 1 撮像素子（固体撮像素子）
- 1 3 6、3 3 6 第 2 撮像素子（固体撮像素子）
- 2 4 3、2 6 0 スプリッタ（分岐手段）
- C 病変部（生体組織）
- B 青色光（可視光）
- G 緑色光（可視光）
- R 赤色光（可視光）
- E X 1 第 1 励起光（励起光）
- E X 2 第 2 励起光（励起光） 30
- F L 1 第 1 蛍光（蛍光）
- F L 2 第 2 蛍光（蛍光）

【 図 1 】

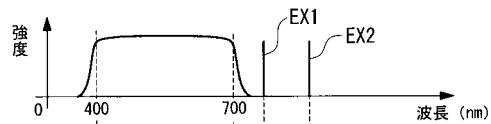


【 図 2 】

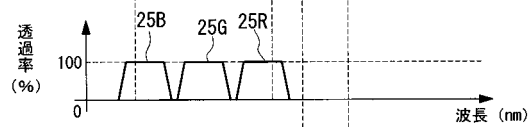


【 図 3 】

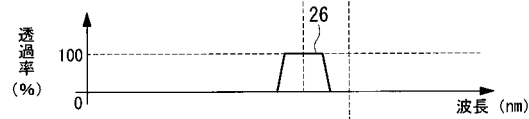
(a)



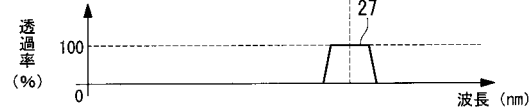
(b)



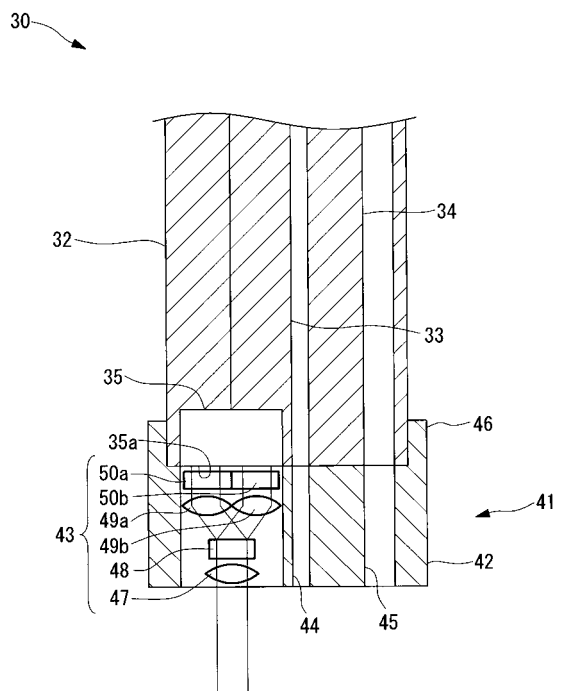
(c)



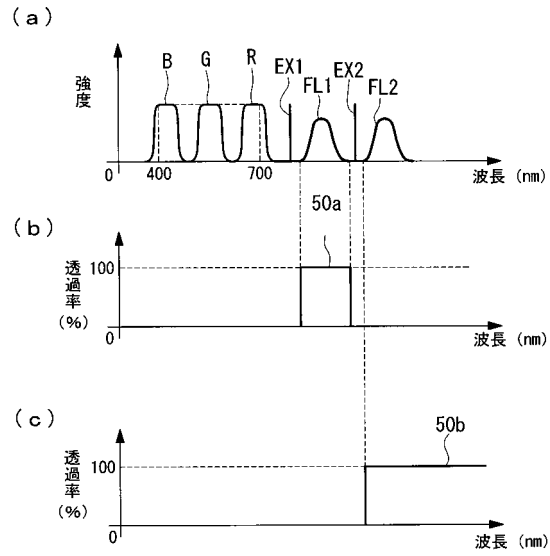
(d)



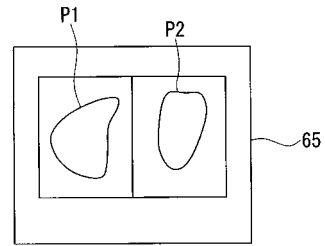
【図 4】



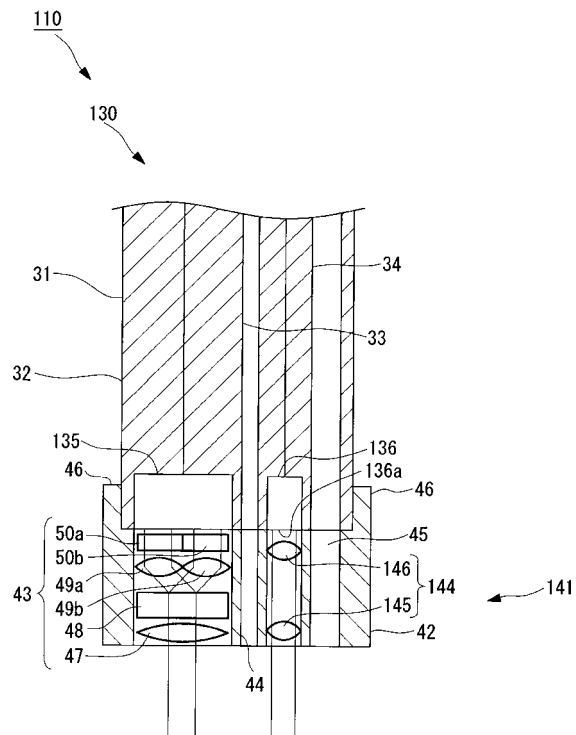
【図 5】



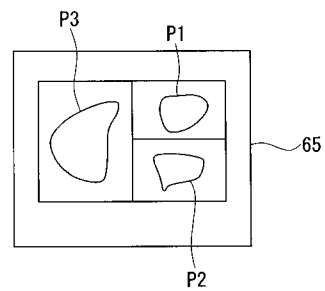
【図 6】



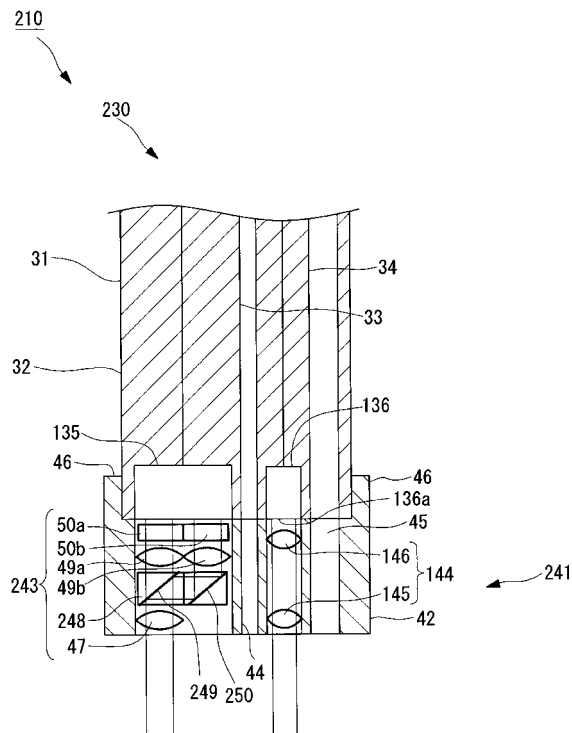
【図 7】



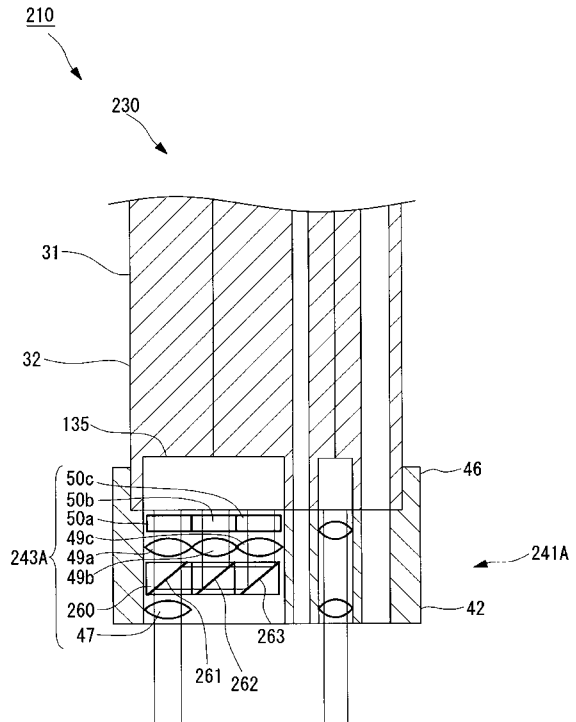
【図 8】



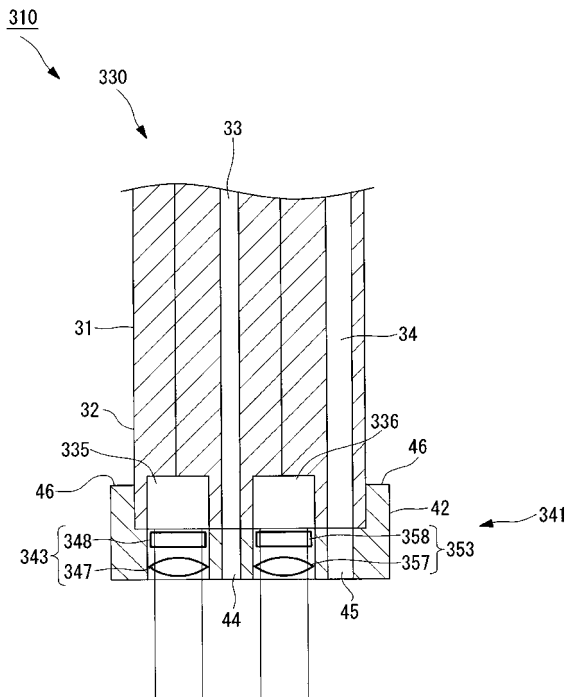
【図 9】



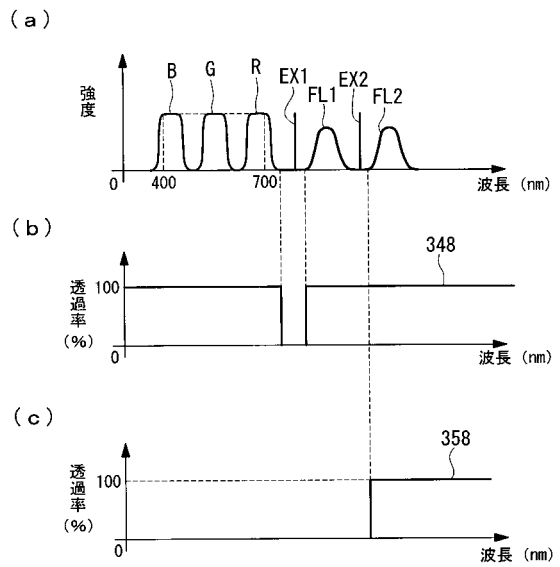
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 5 8 6 1 8 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 3 7 0 8 1 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 0 2 6 8 0 (J P , A)
特開平 1 1 - 2 4 4 2 2 0 (J P , A)
特開平 8 - 1 4 0 9 2 8 (J P , A)
特開平 8 - 2 2 4 2 0 8 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

