

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5489785号  
(P5489785)

(45) 発行日 平成26年5月14日(2014.5.14)

(24) 登録日 平成26年3月7日(2014.3.7)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 T  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
 A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 5 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2010-46796 (P2010-46796)  
 (22) 出願日 平成22年3月3日(2010.3.3)  
 (65) 公開番号 特開2011-177436 (P2011-177436A)  
 (43) 公開日 平成23年9月15日(2011.9.15)  
 審査請求日 平成25年2月15日(2013.2.15)

(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 110001405  
 特許業務法人篠原国際特許事務所  
 (74) 代理人 100065824  
 弁理士 篠原 泰司  
 (74) 代理人 100104983  
 弁理士 藤中 雅之  
 (72) 発明者 森下 弘靖  
 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 井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体組織に励起光と反射画像取得用の光とを照射し、該生体組織から発生した蛍光と該生体組織で反射した前記反射画像取得用の光とを用いて該生体組織における病変部の位置と該生体組織の形態とを観察する蛍光内視鏡装置であって、

一つの光源を用いて、前記励起光と該励起光及び前記蛍光とは波長の異なる前記反射画像取得用の光とを同時に前記生体組織に照射するように構成された照明手段と、

前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の強度が、該生体組織から発生した前記蛍光の強度と略同程度となるように、前記光源から出射した該反射画像取得用の光または該生体組織で反射した該反射画像取得用の光の強度を調整する光強度調節手段と、

前記生体組織で反射した前記励起光をカットする励起光カットフィルタと、

前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の波長と該生体組織から発生した前記蛍光の波長とを分離する波長分離手段と、

前記波長分離手段を介して分離された反射画像と蛍光画像とを別々に取得する撮像手段を有することを特徴とする蛍光内視鏡装置。

【請求項2】

前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の波長を透過させる反射画像取得波長透過領域と該生体組織から発生した前記蛍光の波長を透過させる蛍光波長透過領域とをモザイク状に備えたモザイクフィルタと単板式イメージセンサとからなるカラーCCDを備え、

10

20

前記波長分離手段が、前記モザイクフィルタからなり、

前記撮像手段が、前記単板式イメージセンサにおける、前記モザイクフィルタに備わるモザイク状の各領域に対応する画素からなることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

単板式イメージセンサからなる単色 CCD を備え、

前記波長分離手段が、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の波長と該生体組織から発生した前記蛍光の波長とを時分割で切替えて透過させる分光光学素子からなり、

前記撮像手段が、前記単板式イメージセンサにおける全画素からなることを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 4】

前記照明手段が、前記光源から出射した光から前記励起光と該励起光及び前記蛍光とは波長の異なる反射画像取得用の光とを同時に抽出する複数波長抽出フィルタを備え、

前記光強度調節手段が、前記複数波長抽出フィルタからなることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記分光光学素子は、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光として通過させる最大透過率の波長が、前記光源が出射する該反射画像取得用の光における最大強度の波長とずれるように構成され、

20

前記光強度調節手段は、前記分光光学素子からなることを特徴とする請求項 3 に記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光画像による生体組織における病変部の位置情報と反射画像による生体組織の形態情報とを取得する蛍光内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡を用いた蛍光観察においては、蛍光画像による生体組織に対する蛍光色素の分布を病変部の位置情報として取得するが、その際に観察対象の形態情報を把握することは必須である。

30

【0003】

ところで形態情報は、観察対象に可視光を照射したときの反射画像により取得できる。従って、観察対象である生体に対しては、励起光を用いた蛍光画像観察と、例えば、白色光などの可視光を用いた反射画像観察の 2 つの観察モードを用いれば、生体組織における病変部の位置情報と生体組織の形態情報とを取得することができることになる。

【0004】

しかし、内視鏡を用いた観察では、観察者が生体内に挿入部を挿入し、挿入部先端を移動させながら生体組織の観察対象部位をライブで観察する。このため、蛍光画像観察と反射画像観察とを観察モードの切替え操作で行うようにしたのでは、切替え操作が煩雑化して観察者の負担が大きくなり、しかも、観察モードの切替え操作に要する時間の経過により、形態情報を取得したときの観察対象と病変部の位置情報を取得したときとで観察対象部位のずれを起し易くなる。

40

このため、内視鏡を用いた蛍光観察においては、反射画像による観察対象の形態情報の取得と、蛍光画像による病変部の位置情報の取得とを一つの観察モードで行うことができるようにすることが望まれる。

【0005】

従来、一つの観察モードで反射画像と蛍光画像を取得する蛍光内視鏡装置としては、例えば、次の特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置がある。

50

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2005-329115号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置は、光源部内において、周方向に反射画像取得用の光を透過させるフィルタと励起光を透過させるフィルタとを備えたフィルタターレットを回転させることで各フィルタを光源からの光路中に順次、略連続的に挿入し、観察対象で反射した反射画像と観察対象で発した蛍光画像を、CCDを介して順次取得するように構成されている。

10

【0008】

しかし、特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置のように、フィルタターレットを回転させることによって、面順次式に反射画像と蛍光画像を繰り返し取得するのでは、そのためのフィルタターレットの回転スペースが必要となり、光源部が大型化してしまう。

【0009】

また、良好な画像を得るためには、観察対象の条件に応じてフィルタターレットの回転速度を調整して露光時間を変更する必要がある。しかし、フィルタターレットは、回転軸をモータ等の機械的な駆動手段を介して回転させる構造であり、回転速度を高精度に調整することは難しい。

20

【0010】

しかも、観察対象から発する蛍光は、観察対象で反射した反射光に比べて光強度が極めて微弱である。このため、蛍光画像を得るための励起光の照射時間と、反射画像を得るための反射画像取得用の光の照射時間とを大きく異ならせる必要がある。しかし、特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置に用いられている、反射画像取得用の光を透過させるフィルタと励起光を透過させるフィルタとを周方向に備え、これらのフィルタを面順次式に切替えるフィルタターレットでは、反射画像取得用の光を透過させるフィルタを光路に挿入しているときと励起光を透過させるフィルタを光路に挿入しているときとで異なる回転速度に調整して照射時間を高精度に調整することは非常に困難である。

30

【0011】

本発明は、このような従来の問題点に鑑みてなされたものであり、光源部を小型化でき、且つ、一つの観察モードで、反射画像による観察対象の形態情報と蛍光画像による病変部の位置情報とを高精度に検出可能な蛍光内視鏡装置を提供することを目的としている。

## 【課題を解決するための手段】

【0012】

上記目的を達成するため、本発明による蛍光内視鏡装置は、生体組織に励起光と反射画像取得用の光とを照射し、該生体組織から発生した蛍光と該生体組織で反射した反射画像取得用の光とを用いて該生体組織における病変部の位置と該生体組織の形態とを観察する蛍光内視鏡装置であって、一つの光源を用いて、前記励起光と該励起光及び前記蛍光とは波長の異なる前記反射画像取得用の光とを同時に前記生体組織に照射するように構成された照明手段と、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の強度が、該生体組織から発生した前記蛍光の強度と略同程度となるように、前記光源から出射した該反射画像取得用の光または該生体組織で反射した該反射画像取得用の光の強度を調整する光強度調節手段と、前記生体組織で反射した前記励起光をカットする励起光カットフィルタと、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の波長と該生体組織から発生した前記蛍光の波長とを分離する波長分離手段と、前記波長分離手段を介して分離された反射画像と蛍光画像とを別々に取得する撮像手段を有することを特徴としている。

40

【0013】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記生体組織で反射した前記反射画像取得

50

用の光の波長を透過させる反射画像取得波長透過領域と該生体組織から発生した前記蛍光の波長を透過させる蛍光波長透過領域とをモザイク状に備えたモザイクフィルタと単板式イメージセンサとからなるカラーCCDを備え、前記波長分離手段が、前記モザイクフィルタからなり、前記撮像手段が、前記単板式イメージセンサにおける、前記モザイクフィルタに備わるモザイク状の各領域に対応する画素からなるのが好ましい。

【0014】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、単板式イメージセンサからなる単色CCDを備え、前記波長分離手段が、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光の波長と該生体組織から発生した前記蛍光の波長とを時分割で切替えて透過させる分光光学素子からなり、前記撮像手段が、前記単板式イメージセンサにおける全画素からなるのが好ましい。

10

【0015】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記照明手段が、前記光源から出射した光から前記励起光と該励起光及び前記蛍光とは波長の異なる反射画像取得用の光とを同時に抽出する複数波長抽出フィルタを備え、前記光強度調節手段が、前記複数波長抽出フィルタからなるのが好ましい。

【0016】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記分光光学素子は、前記生体組織で反射した前記反射画像取得用の光として通過させる最大透過率の波長が、前記光源が出射する該反射画像取得用の光における最大強度の波長とずれるように構成され、前記光強度調節手段は、前記分光光学素子からなるのが好ましい。

20

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、光源部を小型化でき、且つ、一つの観察モードで、反射画像による観察対象の形態情報と蛍光画像による病変部の位置情報とを高精度に検出可能な蛍光内視鏡装置が得られる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の第一実施形態にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。

30

【図2】図1の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)はモザイクCCDに備わる各フィルタの透過率、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【図3】図1の蛍光内視鏡装置において蛍光と反射光による観察の他に通常の白色光による観察を切替え可能に構成した場合に用いるフィルタ切替え部材、及び特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置に用いるフィルタ切替え部材の説明図で、(a)は図1の蛍光内視鏡装置にフィルタ切替え部材としてフィルタスライダを用いた場合のフィルタスライダ内での各フィルタの配置、(b)は図1の蛍光内視鏡装置にフィルタ切替え部材としてフィルタターレットを用いた場合のフィルタターレット内での各フィルタの配置、(c)は特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置にフィルタ切替え部材として用いられているフィルタターレット内での各フィルタの配置、を夫々示している。

40

【図4】本発明の第二実施形態にかかる蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)はモザイクCCDに備わる各フィルタの透過率、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【図5】本発明の第三実施形態にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。

【図6】図5の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)

50

)は分光光学素子が切替える波長透過状態、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【図7】本発明の第四実施形態にかかる蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)は分光光学素子が切替える波長透過状態、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【発明を実施するための形態】

【0019】

#### 第一実施形態

図1は本発明の第一実施形態にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。図2は図1の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)はモザイクCCDに備わる各フィルタの透過率、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【0020】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置は、光源部1と、内視鏡先端挿入部2と、画像処理部3と、表示ユニット4を有している。

【0021】

光源部1は、光源11と、蛍光観察用照明フィルタ12を有している。

光源11は、励起用の波長域と反射画像取得用の波長域とを含む所定波長帯域の光を発生するように構成されている。

蛍光観察用照明フィルタ12は、透明部材と、透明部材にコーティングされた膜とからなり、図2(a)に示すように、励起用の光(460nm~500nm)と反射画像取得用の光(650nm~670nm)を透過させ、その他の波長の光を遮断する光学特性を有するように構成されている。

【0022】

また、蛍光観察用照明フィルタ12は、励起用の光と反射画像取得用の光を1000:1程度の強度比で透過させる光学特性を有するように構成されており、生体組織5で反射した反射画像取得用の光の強度が、生体組織5から発生した蛍光の強度と略同程度となるように、光源11から出射した反射画像取得用の光の強度を調整する、光強度調節手段としての機能を備えている。なお、本願での“略同程度の強度”とは、蛍光画像が反射画像に対して明確に区別できる程度の強度をいうものとする。従って、蛍光画像が反射画像に対して明確に区別できる程度であれば、反射画像取得用の光の強度が蛍光の強度よりも強くても構わない。

【0023】

内視鏡先端挿入部2は、照明光学系21と、撮像光学系22を有している。

照明光学系21は、ライトガイド23を経由した光源部11からの光を生体組織5に照射する。

【0024】

そして、光源部11とライトガイド23と照明光学系21は、互いに相俟って、一つの光源を用いて励起光と励起光及び蛍光とは波長の異なる反射画像取得用の光とを同時に生体組織5に照射する、照明手段としての機能を備えている。

【0025】

撮像光学系22は、対物光学系22aと、結像光学系22bと、励起光カットフィルタ22cと、撮像素子22dを有している。

励起光カットフィルタ22cは、図2(b)に示すように、励起光(460nm~500nm)をカットし、その他の波長の光を透過させる光学特性を有している。

【0026】

撮像素子22dは、モザイクフィルタ(図示省略)と、単板式イメージセンサ(図示省略)とを備えたカラーCCDで構成されている。

10

20

30

40

50

モザイクフィルタは、図2(c)に示すように、R(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)、G(460nm~600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)、B(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)を、モザイク状に多数配置して構成されており、生体組織5で反射した反射画像取得用の光の波長と生体組織5から発生した蛍光の波長とを分離する、波長分離手段としての機能を備えている。

単板式イメージセンサは、夫々の画素が、モザイクフィルタを構成するR(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460nm~600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応し、モザイクフィルタを介して分離された反射画像と蛍光画像とを異なる画素によって別々に取得する。

10

#### 【0027】

画像処理部3は、フレームメモリ31と、画像処理装置32を有している。

フレームメモリ31は、Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>を有している。

Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>は、夫々が、モザイクフィルタを構成するR(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460nm~600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応し、モザイクフィルタを介して分離され対応する夫々の画素で取得された各画像信号を、別々に記憶する。

20

画像処理装置32は、Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>に記憶された各画像信号を合成する。その際、各画像信号に対して、正常組織部分と病変組織部分とが識別し易くなるように、異なる色相の出力信号に変換する。

#### 【0028】

表示ユニット4は、画像処理装置32を介して合成された画像を表示する。

生体組織5には、励起波長460nm~500nm、蛍光波長500nm~600nmの近赤外蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。図1中、5aは生体組織5における蛍光薬剤集積部である。

#### 【0029】

このように構成された第一実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源11から出射し蛍光観察用照明フィルタ12を透過した光が、ライトガイド23に導かれ、内視鏡先端挿入部2先端の照明光学系21から出射して生体組織5を照射する。このときの照射光は、図2(a)に示すように、460nm~500nmの励起光と、650nm~670nmの反射画像取得用の光の2種類の波長域の光である。また、650nm~670nmの反射画像取得用の光は、460nm~500nmの励起光に対して1/1000程度の強度に弱められている。

30

#### 【0030】

この照射光の生体組織5への照射により、生体組織5から次の3種類の波長域の光が内視鏡先端挿入部2へ入射する。

1-1) 生体組織5で反射した460nm~500nmの励起光

40

1-2) 460nm~500nmの励起光の照射により、生体組織5の蛍光薬剤集積部5aから発生した500nm~600nmの蛍光薬剤の蛍光

1-3) 生体組織5で反射した650nm~670nmの反射画像取得用の光

#### 【0031】

ここで、1-2)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、1-1)の生体組織5で反射した励起光の強度の1/1000程度であるが、蛍光観察用照明フィルタ12は、照明光が生体組織5に照射される前に、励起用の光と反射画像取得用の光を1000:1程度の強度比となるように光強度を調整して透過させている。このため、1-2)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、1-3)の生体組織5で反射した反射画像取得用の光と同程度の強度となる。

50

## 【 0 0 3 2 】

生体組織 5 からの 1 - 1 )、1 - 2 )、1 - 3 ) の光は、内視鏡先端挿入部 2 の対物光学系 2 2 a、結像光学系 2 2 b を経由して、励起光カットフィルタ 2 2 c へ入射する。入射した光のうち、1 - 1 ) の励起光は励起光カットフィルタ 2 2 c でカットされ、1 - 2 ) の蛍光、1 - 3 ) の反射画像取得用の光のみがカラー CCD 2 2 d のモザイクフィルタを通過し、イメージセンサを介して撮像され、フレームメモリ 3 1 に記憶される。

## 【 0 0 3 3 】

その際、1 - 2 ) の蛍光は、モザイクフィルタを構成する G ( 4 6 0 n m ~ 6 0 0 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタを透過し、1 - 3 ) の反射画像取得用の光は、モザイクフィルタを構成する R ( 5 7 5 n m ~ 6 9 5 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタを透過する。

また、単板式イメージセンサは、モザイクフィルタを構成する R ( 5 7 5 n m ~ 6 9 5 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタ、G ( 4 6 0 n m ~ 6 0 0 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタに対応する夫々の画素が、モザイクフィルタを介して分離された反射光と蛍光とを別々に取得する。

さらに、フレームメモリ 3 1 は、モザイクフィルタを構成する R ( 5 7 5 n m ~ 6 9 5 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタ、G ( 4 6 0 n m ~ 6 0 0 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタに対応する R フレームメモリ 3 1<sub>1</sub>、G フレームメモリ 3 1<sub>2</sub> の夫々が、モザイクフィルタを介して分離され対応する夫々の画素で取得された反射光の画像信号と蛍光の画像信号とを別々に記憶する。

## 【 0 0 3 4 】

このため、蛍光と反射光は、それぞれ分離して検出することができる。G フレームメモリ 3 1<sub>2</sub> に記憶された 1 - 2 ) の蛍光からは例えば癌などの病変部の位置情報が得られ、R フレームメモリ 3 1<sub>1</sub> に記憶された 1 - 3 ) の反射光からは生体組織 5 の形態情報が得られる。

## 【 0 0 3 5 】

それぞれの情報となる各画像信号は、画像処理装置 3 2 で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット 4 で表示される。その際、画像処理装置 3 2 は、G フレームメモリ 3 1<sub>2</sub> に記憶された蛍光の画像信号と、R フレームメモリ 3 1<sub>3</sub> に記憶された反射光の画像信号とに対し、正常組織部分と病変組織部分とが識別し易くなるように、異なる色相の出力信号に変換する。例えば、G フレームメモリ 3 1<sub>2</sub> に記憶された蛍光による病変部の位置情報は緑色、R フレームメモリ 3 1<sub>3</sub> に記憶された反射光による生体組織 5 の形態情報は赤色に変換して、表示ユニット 4 で表示されるようにしてもよい。

## 【 0 0 3 6 】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 を備えた光源部 1 1 と、ライトガイド 2 3 と、照明光学系 2 1 とが相俟って、一つの光源を用いて励起光と励起光及び蛍光とは波長の異なる反射画像取得用の光とを同時に生体組織 5 に照射するので、特許文献 1 の蛍光内視鏡装置とは異なり、面順次式に反射光と蛍光を繰り返し取得するためにフィルタターレットを回転させずに済み、そのためのフィルタターレットの回転スペースが不要となり、その分、光源部を小型化することができる。

## 【 0 0 3 7 】

また、第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 が、励起用の光と反射画像取得用の光を 1 0 0 0 : 1 程度の強度比で透過させるように構成されており、生体組織 5 で反射した反射画像取得用の光の強度が、生体組織 5 から発生した蛍光の強度と略同程度となるように、光源 1 1 から出射した反射画像取得用の光の強度を調整する、光強度調節手段としての機能を備えているので、特許文献 1 の蛍光内視鏡装置とは異なり、フィルタターレットの回転速度を変化させて蛍光画像を得るための励起光の照射時間と反射画像を得るための反射画像取得用の光の照射時間を調整する必要がない。

## 【 0 0 3 8 】

さらに、第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、カラー CCD を構成するモザイクフ

10

20

30

40

50

フィルタが、生体組織 5 で反射した反射画像取得用の光の波長と生体組織 5 から発生した蛍光の波長とを分離する、波長分離手段としての機能を備え、単板式イメージセンサが、夫々の画素が、モザイクフィルタを構成する B ( 3 8 0 n m ~ 4 9 0 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタ、G ( 4 6 0 n m ~ 6 0 0 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタ、R ( 5 7 5 n m ~ 6 9 5 n m ) の波長域の光を透過させるフィルタに対応し、モザイクフィルタを介して分離された反射画像と蛍光画像とを異なる画素によって別々に取得するので、蛍光画像と反射画像を高精度に得ることができる。

【 0 0 3 9 】

このため、第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、光源部を小型化でき、且つ、一つの観察モードで、反射画像による生体組織の形態情報の取得と、蛍光画像による病変部の位置情報とを高精度に検出できる。

10

【 0 0 4 0 】

加えて、第一実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、反射画像による生体組織の形態情報と、蛍光画像による病変部の位置情報とを同時に取得でき、それぞれの情報を時系列的に取得するような構成を備えずに済むため、全体の構成を簡素化することができる。

【 0 0 4 1 】

なお、第一実施形態の蛍光内視鏡装置は、上述した蛍光と反射光による観察の他に、通常の白色光による観察を、切替え可能に構成してもよい。その場合には、図 1 において二点差線で示すように、例えば、4 0 0 n m ~ 6 6 0 n m 等、所定波長帯域の可視光を透過させる光学特性を持つ白色光観察用フィルタ 1 3 を、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 とともに、図 3 ( a ) に示すフィルタスライダ 1 4 a や図 3 ( b ) に示すフィルタターレット 1 4 b 等のフィルタ切替え部材 1 4 に備えるとともに、フィルタ切替え部材 1 4 の駆動を制御するフィルタ切替え制御手段 1 5 を介して光源部 1 の光路への挿入を切替え可能に構成する。また、フィルタ切替え制御手段 1 5 は、画像処理装置 3 2 も制御し、白色光観察用フィルタ 1 3 を光路に挿入したときには、画像処理装置 3 2 に合成画像のホワイトバランスを調整させるようにする。

20

【 0 0 4 2 】

フィルタ切替え部材 1 4 としてフィルタターレット 1 4 a を用いた場合、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 と白色光観察用フィルタ 1 3 とを切替えるための回転スペースが必要となるが、その場合のフィルタターレット 1 4 a は、図 3 ( b ) に示すように、回転軸 O を中心とする半径が、フィルタ 1 つ分を配置できる長さで足りる。一方、特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置においては、フィルタターレットは、図 3 ( c ) に示すように、回転軸 O ' を中心とする半径が、フィルタ 2 つ分を配置できる長さが必要となり、大型化してしまう。

30

【 0 0 4 3 】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置は、蛍光観察用照明フィルタを介して、一つの光源で励起光と反射画像取得用の光を同時に得ることができるよう構成されており、励起光と反射画像取得用の光を得るためにフィルタターレットを回転させる必要がない。このため、第一実施形態の蛍光内視鏡装置において、蛍光と反射光による観察と通常の白色光による観察とを切替え可能とすべく、フィルタ切替え部材 1 4 としてフィルタターレット 1 4 a を用いたとしても、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 と白色光観察用フィルタ 1 3 とを、フィルタターレット 1 4 a の回転軸 O を中心とする周方向に配置することができる。

40

【 0 0 4 4 】

一方、特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置は、蛍光観察と通常の白色光による観察との切替えに応じて、一つの光源で励起光と反射画像取得用の光とを別々に取得するように構成されているのみで、第一実施形態の蛍光内視鏡装置の蛍光観察用照明フィルタのような一つの光源で励起光と反射画像取得用の光を同時に得ることが可能な構成を備えていない。しかも、特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置は、蛍光観察モード用のフィルタとして複数種類の励起光透過フィルタ、白色光観察モード用のフィルタとして複数種類の可視波長域透過フィルタを用いており、別々に取得する励起光、反射画像取得用の光ごとに、一つの光源で、複数種類の励起波長域の光、又は複数種類の反射画像取得用の可視波長域の光

50

を得るために、ターゲットの回転が不可欠な構成となっている。このため、特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置において、蛍光による観察と通常白色光による観察とを切替え可能にするには、蛍光観察モード用のフィルタと白色光観察モード用のフィルタとを、フィルタターゲットの回転軸O'を中心とする周方向に配置することができず、半径方向に配置せざるを得ない。

#### 【0045】

第一実施形態の蛍光内視鏡装置を、蛍光と反射光による観察と通常白色光による観察とを切替え可能に構成した場合において、フィルタ切替え部材14に備わる白色光観察フィルタ13を光路に挿入したときは、光源11から出射し白色光観察用フィルタ13を透過した光が、ライトガイド23に導かれ、内視鏡先端挿入部2の先端から出射して生体組織5を照射する。生体組織5で反射した光は、対物光学系22a、結像光学系22bを経由して、励起光カットフィルタ22cへ入射する。入射した光のうち、450nm~550nmの波長域の光が励起フィルタでカットされ、それ以外の光(400nm~450nm、550nm~660nm)が透過して、カラーCCD22dで撮像され、フレームメモリ31で記憶される。次いで、フレームメモリ31に記憶された画像信号が画像処理装置32で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット4で表示される。

10

#### 【0046】

その際、400nm~450nmの光は、モザイクフィルタを構成するB(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタを透過し、550nm~600nmの光は、モザイクフィルタを構成するR(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタを透過する。

20

また、単板式イメージセンサは、モザイクフィルタを構成するB(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、R(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応する夫々の画素が、モザイクフィルタを介して分離された400nm~450nmの光と550nm~600nmの光とを別々に取得する。

さらに、フレームメモリ31は、モザイクフィルタを構成するR(575nm~695nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380nm~490nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応するRフレームメモリ31<sub>1</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>の夫々が、モザイクフィルタを介して分離され対応する夫々の画素で取得された550nm~600nmの光の画像信号と400nm~450nmの光の画像信号とを別々に記憶する。

30

#### 【0047】

この場合、Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>に記憶された画像信号をそのまま合成すると、励起光カットフィルタ22cにより450nm~500nmの波長域がカットされた画像となるが、画像処理装置32が、合成画像のホワイトバランスを調整する。これにより、一般の内視鏡での白色画像と略同じ画像を得ることができる。

#### 【0048】

なお、第一実施形態の蛍光内視鏡装置では、蛍光観察用照明フィルタが、励起光、反射画像取得用の光としてそれぞれ一種類ずつの波長域の光を透過させるように構成されているが、複数種類の励起光、反射画像取得用の光を透過させる複数波長抽出フィルタとして構成してもよい。その場合には、モザイクフィルタ、フレームメモリが、複数種類の蛍光、反射画像取得用の光ごとに対応した構成にするとよい。

40

#### 【0049】

### 第二実施形態

図4は本発明の第二実施形態にかかる蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)はモザイクCCDに備わる各フィルタの透過率、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。なお、第二実施形態の蛍光内視鏡装置を構成する夫々の部材の配置は、図1に示した第一実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。ここでは、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と異なる構成について詳細に説明し、同じ構成については説明を省略する。

50

## 【 0 0 5 0 】

第二実施形態の蛍光内視鏡装置は、700 nm ~ 750 nmの励起光の照射により750 nm ~ 800 nmの蛍光を発する近赤外色素を蛍光プローブに用いた蛍光観察に適合させた構成となっている。

## 【 0 0 5 1 】

詳しくは、蛍光観察用照明フィルタ12は、透明部材と、透明部材にコーティングされた膜とからなり、図4(a)に示すように、励起用の光(720 nm ~ 750 nm)と反射画像取得用の光(400 nm ~ 550 nm)を透過させ、その他の波長の光を遮断する光学特性を有するように構成されている。

## 【 0 0 5 2 】

なお、蛍光観察用照明フィルタ12は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と同様、励起用の光と反射画像取得用の光を1000:1程度の強度比で透過させるように構成されており、生体組織5で反射した反射画像取得用の光の強度が、生体組織5から発生した蛍光の強度と略同程度となるように、光源11から出射した反射画像取得用の光の強度を調整する、光強度調節手段としての機能を備えている。

## 【 0 0 5 3 】

励起光カットフィルタ22cは、図4(b)に示すように、励起光(720 nm ~ 750 nm)をカットし、その他の波長の光を透過させる光学特性を有している。

## 【 0 0 5 4 】

撮像素子22dは、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と同様、モザイクフィルタ(図示省略)と、単板式イメージセンサ(図示省略)とを備えたカラーCCDで構成されている。

モザイクフィルタは、図4(c)に示すように、R(575 nm ~ 775 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)、G(460 nm ~ 600 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)、B(380 nm ~ 490 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ(図示省略)を、モザイク状に多数配置して構成されており、生体組織5で反射した反射画像取得用の光の波長と生体組織5から発生した蛍光の波長とを分離する、波長分離手段としての機能を備えている。

単板式イメージセンサは、夫々の画素が、モザイクフィルタを構成するR(575 nm ~ 775 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460 nm ~ 600 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380 nm ~ 490 nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応し、モザイクフィルタを介して分離された反射画像と蛍光画像とを異なる画素によって別々に取得する。

## 【 0 0 5 5 】

画像処理部3は、フレームメモリ31と、画像処理装置32を有している。

フレームメモリ31は、Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>を有している。

Rフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>は、夫々が、モザイクフィルタを構成するR(575 nm ~ 775 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460 nm ~ 600 nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380 nm ~ 490 nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応し、モザイクフィルタを介して分離され対応する夫々の画素で取得された各画像信号を、別々に記憶する。

## 【 0 0 5 6 】

その他の構成は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

生体組織5には、励起波長700 nm ~ 750 nm、蛍光波長750 nm ~ 800 nmの近赤外蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。

## 【 0 0 5 7 】

このように構成された第二実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源11から出射し蛍光観察用照明フィルタ12を透過した光が、ライトガイド23に導かれ、内視鏡先端挿入部2先端の照明光学系21から出射して生体組織5を照射する。このときの照射光は、図4(a)に示すように、400 nm ~ 550 nmの反射画像取得用の光と、720 nm ~ 750

10

20

30

40

50

nmの励起光の2種類の波長域の光である。また、400nm～550nmの反射画像取得用の光は、720nm～750nmの励起光に対して1/1000程度の強度に弱められている。

【0058】

この照射光の生体組織5への照射により、生体組織5から次の3種類の波長域の光が内視鏡先端挿入部2へ入射する。

2-1) 生体組織5で反射した400nm～550nmの反射画像取得用の光

2-2) 生体組織5で反射した720nm～750nmの励起光

2-3) 720nm～750nmの励起光の照射により、生体組織5の蛍光薬剤集積部5aから発生した750nm～800nmの蛍光薬剤の蛍光

10

【0059】

ここで、2-3)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、2-2)の生体組織5で反射した励起光の強度の1/1000程度であるが、蛍光観察用照明フィルタ12は、照明光が生体組織5に照射される前に、励起用の光と反射画像取得用の光を1000:1程度の強度比となるように光強度を調整して透過させている。このため、2-3)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、2-1)の生体組織5で反射した反射画像取得用の光と同程度の強度となる。

【0060】

生体組織5からの2-1)、2-2)、2-3)の光は、内視鏡先端挿入部2の対物光学系22a、結像光学系22bを経由して、励起光カットフィルタ22cへ入射する。入射した光のうち、2-2)の励起光は励起光カットフィルタ22cでカットされ、2-3)の蛍光、2-1)の反射画像取得用の光のみがカラーCCD22dのモザイクフィルタを通過し、イメージセンサを介して撮像され、フレームメモリ31に記憶される。

20

【0061】

その際、2-3)の蛍光のうち、750nm～775nmの光が、モザイクフィルタを構成するR(575nm～775nm)の波長域の光を透過させるフィルタを透過し、2-1)の反射画像取得用の光は、モザイクフィルタを構成するG(460nm～600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、又はB(380nm～490nm)の波長域の光を透過させるフィルタを透過する。

また、単板式イメージセンサは、モザイクフィルタを構成するR(575nm～775nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460nm～600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380nm～490nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応する夫々の画素が、モザイクフィルタを介して分離された蛍光と反射光とを別々に取得する。

30

さらに、フレームメモリ31は、モザイクフィルタを構成するR(575nm～775nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、G(460nm～600nm)の波長域の光を透過させるフィルタ、B(380nm～490nm)の波長域の光を透過させるフィルタに対応するRフレームメモリ31<sub>1</sub>、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>の夫々が、モザイクフィルタを介して分離され対応する夫々の画素で取得された蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを別々に記憶する。

40

【0062】

このため、蛍光と反射画像取得用の光は、それぞれ分離して検出することができる。ところで、血液は主に400nm～500nmの波長域の光を吸収する特性を持つ。このため、2-1)の反射光のうち、Gフレームメモリ31<sub>2</sub>に記憶された500nm～550nmの光からは生体組織5の形態情報、Bフレームメモリ31<sub>3</sub>に記憶された400nm～500nmの光からは生体組織5の血流情報が得られ、Rフレームメモリ31<sub>1</sub>に記憶された2-3)の蛍光からは例えば癌などの病変部の位置情報が得られる。

【0063】

それぞれの情報となる各画像信号は、画像処理装置32で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット4で表示される。

50

その他の作用及び効果は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

【0064】

### 第三実施形態

図5は本発明の第三実施形態にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を概略的に示すブロック図である。図6は図5の蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)は分光光学素子が切替える波長透過状態、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。

【0065】

第三実施形態の蛍光内視鏡装置は、波長分離手段が分光光学素子22eで構成されるとともに、撮像素子22d'が単色CCDで構成されている。

10

詳しくは、撮像光学系22は、対物光学系22aと、結像光学系22bと、励起光カットフィルタ22cと、分光光学素子22eと、撮像素子22d'を有している。また、分光光学素子制御ユニット22fが、分光光学素子22eと画像処理部3とに接続されている。

分光光学素子22eは、エタロンからなり、分光光学素子制御ユニット22fを介して、図6(c)に示すように、中心波長530nmを透過率のピークとして500nm~600nmの波長域の光を透過させる第一の波長透過状態と、660nmを透過率のピークとして600nm~700nmの波長域の光を透過させる第二の波長透過状態、の2種類の波長透過状態の切替えを繰り返すことができるように制御されている。

20

なおエタロンとは、光の干渉を利用するものであり、対向するように配置された一対のミラー面の間隔を変化させることによって、透過又は反射し得る光の波長を変化させることができる分光透過率可変素子である。

【0066】

分光光学素子制御ユニット22fは、分光光学素子22eの波長透過状態(透過波長域)、透過波長状態の切替えピッチ等、分光光学素子22eの駆動を制御するとともに、画像処理部3における画像処理装置32による画像処理のタイミングを制御しており、分光光学素子22eにおける一組の透過波長状態の切替えごと(図6の例では、2種類の透過波長状態の切替えごと)に、画像処理装置32に画像処理をさせる(例えば、画像処理の指示信号を送信する)ように構成されている。

30

【0067】

撮像素子22d'は、単板式イメージセンサ(図示省略)からなる単色CCDで構成されている。

単板式イメージセンサは、全ての画素が、分光光学素子22eにおいて切替わる2種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに画像を時系列的に撮像することで、分光光学素子22eを介して分離された反射画像と蛍光画像とを別々に取得する。

【0068】

画像処理部3は、フレームメモリ31'と、画像処理装置32を有している。

フレームメモリ31'は、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'を有している。

40

第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'は、夫々が、分光光学素子22eにおいて切替わる2種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに時系列的に単板式イメージセンサにおける全ての画素で撮像された各画像信号を、別々に記憶する。

【0069】

画像処理装置32は、分光光学素子制御ユニット22fの制御を介して(例えば、画像処理の指示信号を受信するごとに)、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'に記憶された各画像信号を合成する。その際、各画像信号に対して、正常組織部分と病変組織部分とが識別し易くなるように、異なる色相の出力信号に変換する。

50

## 【 0 0 7 0 】

その他の構成は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

生体組織 5 には、励起波長 4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m、蛍光波長 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の近赤外蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。図 5 中、5 a は生体組織 5 における蛍光薬剤集積部を示している。

## 【 0 0 7 1 】

このように構成された第三実施形態の蛍光内視鏡装置では、分光光学素子 2 2 e が図 6 (c) に示すように、中心波長 5 3 0 n m , 6 6 0 n m の夫々を透過率のピークとする 2 種類の波長透過状態の切替えを繰り返すとともに、撮像素子 2 2 d ' を構成する単板式イメージセンサにおける全ての画素が、分光光学素子 2 2 e における 2 種類の波長透過状態に 10  
 対応し、波長透過状態が切替わるごとに分光光学素子 2 2 e を透過した光による画像を時系列的に撮像するため、5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の蛍光画像と 6 5 0 n m ~ 6 7 0 n m の反射画像を別々に取得することができる。

## 【 0 0 7 2 】

詳しくは、第三実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源 1 1 から出射し蛍光観察用照明フィルタ 1 2 を透過した光が、ライトガイド 2 3 に導かれ、内視鏡先端挿入部 2 先端の照明光学系 2 1 から出射して生体組織 5 を照射する。このときの照射光は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と同様の光であり、図 6 (a) に示すように、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の励起光と、6 5 0 n m ~ 6 7 0 n m の反射画像取得用の光の 2 種類の波長域の光である。また、6 5 0 n m ~ 6 7 0 n m の反射画像取得用の光は、4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の励起用の 20  
 光に対して 1 / 1 0 0 0 程度の強度に弱められている。

## 【 0 0 7 3 】

この照射光の生体組織 5 への照射により、生体組織 5 から次の 3 種類の波長域の光が内視鏡先端挿入部 2 へ入射する。

3 - 1 ) 生体組織 5 で反射した 4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の励起光

3 - 2 ) 4 6 0 n m ~ 5 0 0 n m の励起光の照射により、生体組織 5 の蛍光薬剤集積部 5 a から発生した 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の蛍光薬剤の蛍光

3 - 3 ) 生体組織 5 で反射した 6 5 0 n m ~ 6 7 0 n m の反射画像取得用の光

## 【 0 0 7 4 】

ここで、3 - 2 ) の生体組織 5 で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、3 - 1 ) の生体組織 5 で反射した励起光の強度の 1 / 1 0 0 0 程度であるが、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 は、照明光が生体組織 5 に照射される前に、励起用の光と反射画像取得用の光を 1 0 0 0 : 1 程度の強度比となるように光強度を調整して透過させている。このため、3 - 2 ) の生体組織 5 で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、3 - 3 ) の生体組織 5 で反射した反射画像取得用の光と同程度の強度となる。 30

## 【 0 0 7 5 】

生体組織 5 からの 3 - 1 )、3 - 2 )、3 - 3 ) の光は、内視鏡先端挿入部 2 の対物光学系 2 2 a、結像光学系 2 2 b を経由して、励起光カットフィルタ 2 2 c へ入射する。入射した光のうち、3 - 1 ) の励起光は励起光カットフィルタ 2 2 c でカットされ、3 - 2 ) の蛍光、3 - 3 ) の反射画像取得用の光のみが分光光学素子 2 2 e に入射し、分光光学素子 2 2 e において切替わる 2 種類の波長透過状態に応じて選択された所定波長域の光が分光光学素子 2 2 e を透過し、単色 CCD 2 2 d ' のイメージセンサを介して撮像され、フレームメモリ 3 1 に記憶される。 40

## 【 0 0 7 6 】

その際、分光光学素子 2 2 e は、第一の波長透過状態のときには、中心波長 5 3 0 n m を透過率のピークとして 5 0 0 n m ~ 6 0 0 n m の波長域の光を透過させることができるため、3 - 2 ) の蛍光を透過させる。分光光学素子 2 2 e が第二の波長透過状態のときには、中心波長 6 6 0 n m を透過率のピークとして 6 0 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長域の光を透過させることができるため、3 - 3 ) の反射画像取得用の光を透過させる。

また、単板式イメージセンサは、全ての画素が、分光光学素子 2 2 e において切替わる 50

2種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに蛍光と反射光の画像を時系列的に取得する。

さらに、フレームメモリ31'は、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'の夫々が、分光光学素子22eにおいて切替わる2種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに時系列的に単板式イメージセンサにおける全ての画素で取得された蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを別々に記憶する。

【0077】

このため、蛍光と反射画像取得用の光は、それぞれ分離して検出することができる。分光光学素子22eが第一の波長透過状態のときには、フレームメモリ31<sub>n</sub>'に記憶された3-2)の蛍光色素からの蛍光による例えば癌などの病変部の位置情報が得られ、分光光学素子22eが第二の波長透過状態のときには、3-3)の反射光による生体組織5の形態情報が得られる。

10

【0078】

それぞれの情報となる画像信号は、画像処理装置32で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット4で表示される。その際、画像処理装置32は、各フレームメモリ31<sub>n</sub>'(n:1~3)に記憶された蛍光の画像信号と反射光の画像信号とに対し、正常組織部分と病変組織部分とが識別し易くなるように、異なる色相の出力信号に変換する。例えば、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'に記憶された蛍光による病変部の位置情報は緑色、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'に記憶された反射光による生体組織5の形態情報は赤色に変換して、表示ユニット4で表示されるようにしてもよい。

20

【0079】

第三実施形態の蛍光内視鏡装置によれば、分光光学素子22eが波長透過状態を切替えるとともに、分光光学素子22eの波長透過状態が切替わるごとに分光光学素子22eを透過した光による画像を、撮像素子22d'が時系列的に撮像するため、反射画像と蛍光画像とを別々に取得することができる。しかも、分光光学素子22eは、特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置に用いられているフィルタターレットとは異なり、任意のピッチで高速に切替えることができ、またその切替え速度を高精度に調整することができる。このため、蛍光画像と反射画像を高精度に得ることができ。

その他の効果は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

30

【0080】

なお、第三実施形態の蛍光内視鏡装置は、上述した蛍光と反射光による観察の他に、通常の白色光による観察を、切替え可能に構成してもよい。その場合には、図5において二点差線で示すように、例えば、400nm~660nm等、所定波長帯域の可視光を透過させる光学特性を持つ白色光観察用フィルタ13を、蛍光観察用照明フィルタ12とともに、図3(a)に示すフィルタスライダ14aや図3(b)に示すフィルタターレット14b等のフィルタ切替え部材14に備えるとともに、フィルタ切替え部材14の駆動を制御するフィルタ切替え制御手段15を介して光源部1の光路への挿入を切替え可能に構成する。また、フィルタ切替え制御手段15は、画像処理装置32も制御し、白色光観察用フィルタ13を光路に挿入したときには、画像処理装置32に合成画像のホワイトバランスを調整させるようにする。

40

【0081】

また、分光光学素子制御ユニット22fは、フィルタ切替え制御手段15のフィルタ切替え制御に同期して、分光光学素子22eを、例えば、中心波長640nmを透過率のピークとして600nm~700nmの波長域(Rの波長域)の光を透過させる第一の波長透過状態と、中心波長540nmを透過率のピークとして500nm~600nmの波長域(Gの波長域)の光を透過させる第二の波長透過状態と、中心波長440nmを透過率のピークとして400nm~500nmの波長域(Bの波長域)の光を透過させる第三の波長透過状態の3種類の波長透過状態の切替えを繰り返すことができるように制御する。

【0082】

50

第三実施形態の蛍光内視鏡装置を、蛍光と反射光による観察と通常の白色光による観察とを切替え可能に構成した場合において、フィルタ切替え部材14に備わる白色光観察フィルタ13を光路に挿入したときは、光源11から出射し白色光観察用フィルタ13を透過した光が、ライトガイド23に導かれ、内視鏡先端挿入部2の先端から出射して生体組織5を照射する。生体組織5で反射した光は、対物光学系22a、結像光学系22bを経由して、励起光カットフィルタ22cへ入射する。入射した光のうち、450nm~550nmの波長域の光が励起フィルタでカットされ、それ以外の光(400nm~450nm、550nm~660nm)が透過して、分光光学素子22eに入射し、分光光学素子22eにおいて切替わる3種類の波長透過状態に応じて選択された所定波長域の光が分光光学素子22eを透過し、単色CCD22d'のイメージセンサを介して撮像され、フレームメモリ31'に記憶される。次いで、フレームメモリ31'に記憶された画像信号が画像処理装置32で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット4で表示される。

10

#### 【0083】

その際、分光光学素子22eは、第一の波長透過状態のときには、中心波長640nmを透過率のピークとして600nm~700nmの波長域(Rの波長域)の光を透過させることができるため、600nm~660nmの波長域の光を透過させる。分光光学素子22eが第二の波長透過状態のときには、中心波長540nmを透過率のピークとして500nm~600nmの波長域(Gの波長域)の光を透過させることができるため、550nm~600nmの波長域の光を透過させる。分光光学素子22eが第三の波長透過状態のときには、中心波長440nmを透過率のピークとして400nm~500nmの波長域(Bの波長域)の光を透過させることができるため、400nm~450nmの波長域の光を透過させる。

20

また、単板式イメージセンサは、全ての画素が、分光光学素子22eにおいて切替わる3種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとにR(600nm~660nm)の画像、G(550nm~600nm)の画像、B(400nm~450nm)の画像を時系列的に取得する。

さらに、フレームメモリ31'は、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'の夫々が、分光光学素子22eにおいて切替わる3種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに時系列的に単板式イメージセンサにおける全ての画素で取得されたR、G、Bの画像信号を別々に記憶する。

30

#### 【0084】

この場合、第一フレームメモリ31<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ31<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ31<sub>3</sub>'に記憶された画像信号をそのまま合成すると、励起光カットフィルタ22cにより450nm~500nmの波長域がカットされた画像となるが、画像処理装置32が、合成画像のホワイトバランスを調整する。これにより、一般の内視鏡での白色画像と略同じ画像を得ることができる。

#### 【0085】

なお、第三実施形態の蛍光内視鏡装置では、蛍光観察用照明フィルタが、励起光、反射画像取得用の光としてそれぞれ一種類ずつの波長域の光を透過させるように構成されているが、複数種類の励起光、反射画像取得用の光を、透過させるように構成してもよい。その場合には、分光光学素子22e、分光光学素子制御ユニット22fを、複数種類の蛍光、反射画像取得用の光に対応して複数の波長透過状態に切替えるように構成するとよい。

40

#### 【0086】

その他、第三実施形態の蛍光内視鏡装置において、分光光学素子22eを、生体組織5で反射した反射画像取得用の光として通過させる最大透過率の波長が、光源11が出射する反射画像取得用の光における最大強度の波長とずれるように調整できる構成としてもよい。例えば、図6(c)に二点鎖線で示すように、第二の波長透過状態における透過率のピーク波長を660nmから所定量ずらして、分光光学素子22eを透過する反射画像取得用の光の透過率を調整する。このようにすれば、蛍光観察用照明フィルタ12において、

50

励起用の光と反射画像取得用の光が精密な強度比で透過するように構成しなくてもよい。つまり、分光光学素子 2 2 e が光強度調節手段として機能し、生体組織 5 で反射した反射画像取得用の光の強度を、生体組織 5 から発生した蛍光の強度と略同程度に調整することができる。これにより、蛍光観察用照明フィルタの構成を簡素化でき、装置全体のコストを低減することができる。

【 0 0 8 7 】

#### 第四実施形態

図 7 は本発明の第四実施形態にかかる蛍光内視鏡装置において用いられているフィルタ等の光学特性を示す説明図で、(a)は蛍光観察用照明フィルタの透過率、(b)は励起光カットフィルタの透過率、(c)は分光光学素子が切替える波長透過状態、(d)は検出される蛍光と反射光の波長域及び強度、を夫々示している。なお、第四実施形態の蛍光内視鏡装置を構成する夫々の部材の配置は、図 5 に示した第三実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。ここでは、第三実施形態の蛍光内視鏡装置と異なる構成について詳細に説明し、同じ構成については説明を省略する。

10

【 0 0 8 8 】

第四実施形態の蛍光内視鏡装置は、700 nm ~ 750 nm の励起光の照射により 750 nm ~ 800 nm の蛍光を発する近赤外色素を蛍光プローブに用いた蛍光観察に適合させた構成となっている。

【 0 0 8 9 】

詳しくは、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 は、透明部材と、透明部材にコーティングされた膜とからなり、図 7 (a) に示すように、励起用の光 (720 nm ~ 750 nm) と反射画像取得用の光 (400 nm ~ 550 nm) を透過させ、その他の波長の光を遮断する光学特性を有するように構成されている。

20

【 0 0 9 0 】

なお、蛍光観察用照明フィルタ 1 2 は、第一実施形態の蛍光内視鏡装置と同様、励起用の光と反射画像取得用の光を 1000 : 1 程度の強度比で透過させるように構成されており、生体組織 5 で反射した反射画像取得用の光の強度が、生体組織 5 から発生した蛍光の強度と略同程度となるように、光源 1 1 から出射した反射画像取得用の光の強度を調整する、光強度調節手段としての機能を備えている。

【 0 0 9 1 】

励起光カットフィルタ 2 2 c は、図 7 (b) に示すように、励起用の光 (720 nm ~ 750 nm) をカットし、その他の波長の光を透過させる光学特性を有している。

30

【 0 0 9 2 】

分光光学素子 2 2 e は、エタロンからなり、分光光学素子制御ユニット 2 2 f を介して、図 7 (c) に示すように、中心波長 420 nm を透過率のピークとして 400 nm ~ 450 nm の波長域の光を透過させる第一の波長透過状態と、540 nm を透過率のピークとして 500 nm ~ 600 nm の波長域の光を透過させる第二の波長透過状態と、770 nm を透過率のピークとして 700 nm ~ 800 nm の波長域の光を透過させる第三の波長透過状態、の 3 種類の波長透過状態の切替えを繰り返すことができるように構成されている。

40

【 0 0 9 3 】

分光光学素子制御ユニット 2 2 f は、分光光学素子 2 2 e の波長透過状態 (透過波長域)、透過波長状態の切替えピッチ等、分光光学素子 2 2 e の駆動を制御するとともに、画像処理部 3 における画像処理装置 3 2 による画像処理のタイミングを制御しており、分光光学素子 2 2 e における一組の透過波長状態の切替えごと (図 7 の例では、3 種類の透過波長状態の切替えごと) に、画像処理装置 3 2 に画像処理をさせる (例えば、画像処理の指示信号を送信する) ように構成されている。

【 0 0 9 4 】

その他の構成は、第三実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

生体組織 5 には、励起波長 720 nm ~ 750 nm、蛍光波長 750 nm ~ 800 nm

50

の近赤外蛍光薬剤が蛍光プローブとして標識されている。

【0095】

このように構成された第四実施形態の蛍光内視鏡装置では、分光光学素子22eが図7(c)に示すように、中心波長420nm, 540nm, 770nmの夫々を透過率のピークとする3種類の波長透過状態の切替を繰り返すとともに、撮像素子22d'を構成する単板式イメージセンサにおける全ての画素が、分光光学素子22eにおける3種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに分光光学素子22eを透過した光による画像を時系列的に撮像するため、400nm~450nmの反射画像と500nm~550nmの反射画像と750nm~800nmの蛍光画像を別々に取得することができる。

10

【0096】

詳しくは、第四実施形態の蛍光内視鏡装置では、光源11から出射し蛍光観察用照明フィルタ12を透過した光が、ライトガイド23に導かれ、内視鏡先端挿入部2の先端から出射して生体組織5を照射する。このときの照射光は、第二実施形態の蛍光内視鏡装置と同様の光であり、図7(a)に示すように、400nm~550nmの反射画像取得用の光、720nm~750nmの励起用の光の2種類の波長域の光である。また、400nm~550nmの反射画像取得用の光は、720nm~750nmの励起用の光に対して1/1000程度の強度に弱められている。

【0097】

この照射光の生体組織5への照射により、生体組織5から次の3種類の波長域の光が内視鏡先端挿入部2へ入射する。

20

4-1) 生体組織5で反射した400nm~550nmの反射画像取得用の光

4-2) 生体組織5で反射した720nm~750nmの励起光

4-3) 720nm~750nmの励起光の照射により、生体組織5の蛍光薬剤集積部5aから発生した蛍光750nm~800nmの蛍光薬剤の蛍光

【0098】

ここで、4-3)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、4-2)の生体組織5で反射した励起光の強度の1/1000程度であるが、蛍光観察用照明フィルタ12は、照明光が生体組織5に照射される前に、励起用の光と反射画像取得用の光を1000:1程度の強度比となるように光強度を調整して透過させている。このため、4-3)の生体組織5で発生した蛍光薬剤の蛍光の強度は、4-1)の生体組織5で反射した反射画像取得用の光と同程度の強度となる。

30

【0099】

生体組織5からの4-1)、4-2)、4-3)の光は、内視鏡先端挿入部2の対物光学系22a、結像光学系22bを経由して、励起光カットフィルタ22cへ入射する。入射した光のうち、4-2)の励起光は励起光カットフィルタ22cでカットされ、4-3)の蛍光、4-1)の反射画像取得用の光のみが分光光学素子22eに入射し、分光光学素子22eにおいて切替わる3種類の波長透過状態に応じて選択された所定波長域の光が分光光学素子22eを透過し、単色CCD22d'のイメージセンサを介して撮像され、フレームメモリ31に記憶される。

40

【0100】

その際、分光光学素子22eは、第一の波長透過状態のときには、中心波長420nmを透過率のピークとして400nm~450nmの波長域の光を透過させることができるため、4-1)の反射画像取得用の光のうち、400nm~450nmの光を透過させる。分光光学素子22eが第二の波長透過状態のときには、中心波長540nmを透過率のピークとして500nm~600nmの波長域の光を透過させることができるため、4-1)の反射画像取得用の光のうち、500nm~550nmの光を透過させる。分光光学素子22eが第三の波長透過状態のときには、中心波長770nmを透過率のピークとして700nm~800nmの波長域の光を透過させることができるため、4-2)の蛍光を透過させる。

50

また、単板式イメージセンサは、全ての画素が、分光光学素子 2 2 e において切替わる 3 種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに蛍光と反射光の画像を時系列的に取得する。

さらに、フレームメモリ 3 1 ' は、第一フレームメモリ 3 1<sub>1</sub>'、第二フレームメモリ 3 1<sub>2</sub>'、第三フレームメモリ 3 1<sub>3</sub>' の夫々が、分光光学素子 2 2 e において切替わる 3 種類の波長透過状態に対応し、波長透過状態が切替わるごとに時系列的に単板式イメージセンサにおける全ての画素で取得された蛍光の画像信号と反射光の画像信号とを別々に記憶する。

【 0 1 0 1 】

このため、蛍光と反射画像取得用の光は、それぞれ分離して検出することができる。上述したように、血液は主に 4 0 0 n m ~ 4 5 0 n m の波長域の光を吸収する特性を持つ。このため、分光光学素子 2 2 e が第一の波長透過状態のときには、4 - 1 ) の反射光のうち第一フレームメモリ 3 1<sub>1</sub>' に記憶された 4 0 0 n m ~ 4 5 0 n m の光から生体組織 5 の血流情報、分光光学素子 2 2 e が第二の波長透過状態のときには、4 - 1 ) の反射光のうち第二フレームメモリ 3 1<sub>2</sub>' に記憶された 5 0 0 n m ~ 5 5 0 n m の光から生体組織 5 の形態情報が得られ、分光光学素子 2 2 e が第三の波長透過状態のときには、第三フレームメモリ 3 1<sub>3</sub>' に記憶された 4 - 3 ) の蛍光から例えば癌などの病変部の位置情報が得られる。

10

【 0 1 0 2 】

それぞれの情報となる各画像信号は、画像処理装置 3 2 で画像合成等の所定の画像処理が施され、表示ユニット 4 で表示される。

20

その他の作用及び効果は、第三実施形態の蛍光内視鏡装置と略同じである。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 3 】

本発明の蛍光内視鏡装置は、蛍光画像による生体組織における病変部の位置情報と反射画像による生体組織の形態情報とを取得する蛍光内視鏡装置に有用である。

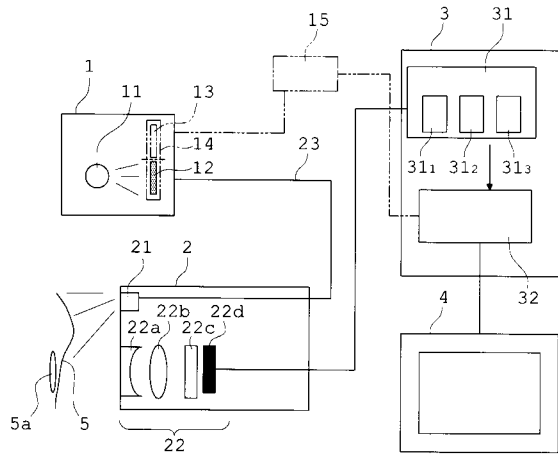
【 符号の説明 】

【 0 1 0 4 】

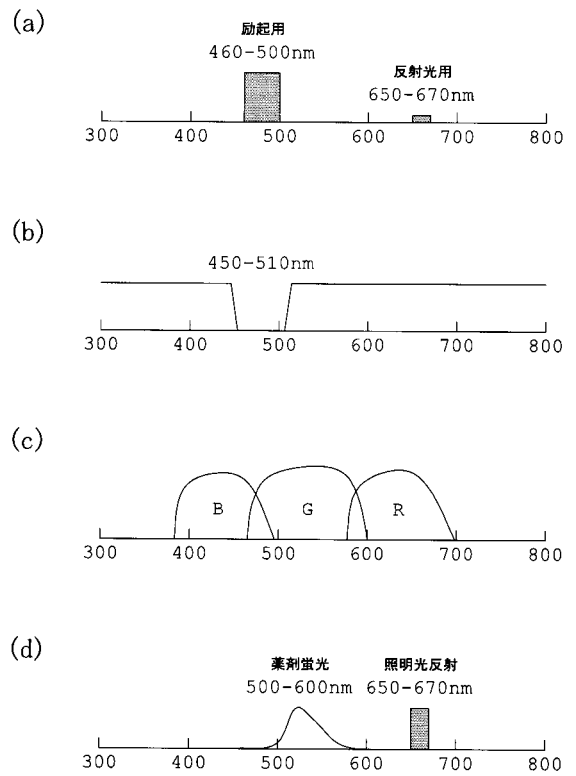
1	光源部	
1 1	光源	30
1 2	蛍光観察用照明フィルタ	
2	内視鏡先端挿入部	
2 1	照明光学系	
2 2	撮像光学系	
2 2 a	対物光学系	
2 2 b	結像光学系	
2 2 c	励起光カットフィルタ	
2 2 d , 2 2 d '	撮像素子	
2 2 e	分光光学素子	
2 2 f	分光光学素子制御ユニット	40
2 3	ライトガイド	
3	画像処理部	
3 1 , 3 1 '	フレームメモリ	
3 1 <sub>1</sub>	R フレームメモリ	
3 1 <sub>2</sub>	G フレームメモリ	
3 1 <sub>3</sub>	B フレームメモリ	
3 1 <sub>1</sub> '	第一フレームメモリ	
3 1 <sub>2</sub> '	第二フレームメモリ	
3 1 <sub>3</sub> '	第三フレームメモリ	
3 2	画像処理装置	50

- 4 表示ユニット
- 5 生体組織
- 5 a 蛍光薬剤集積部

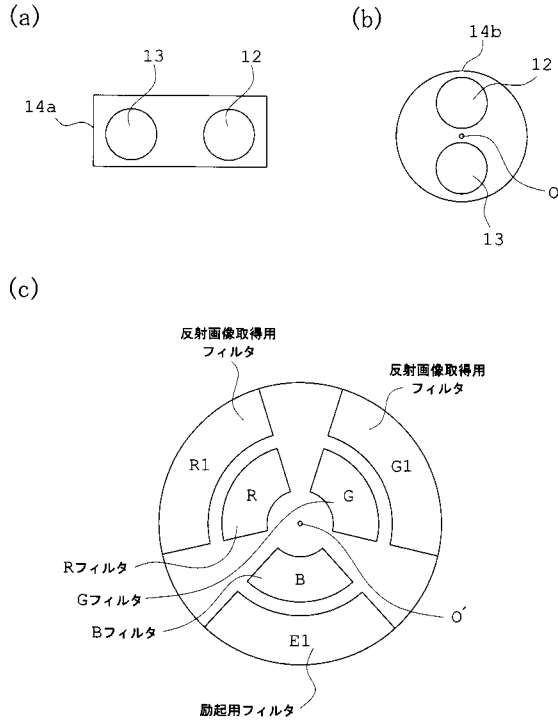
【図1】



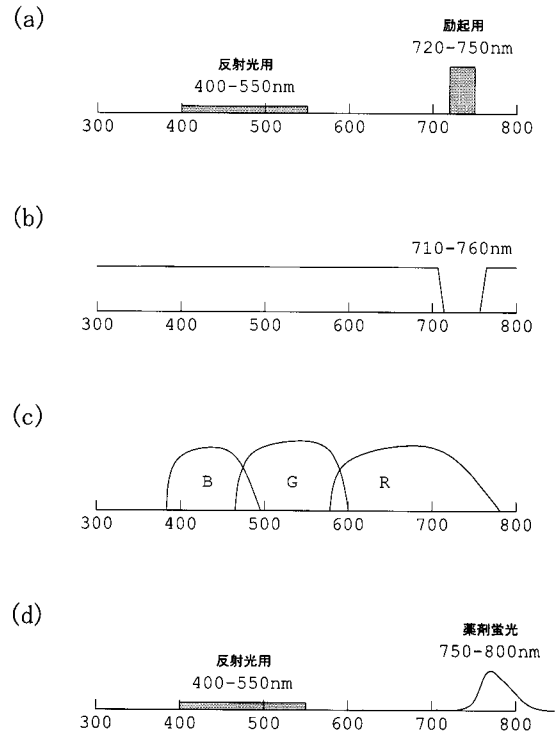
【図2】



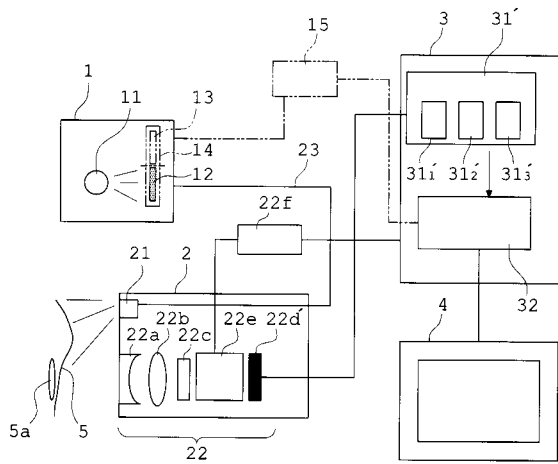
【図3】



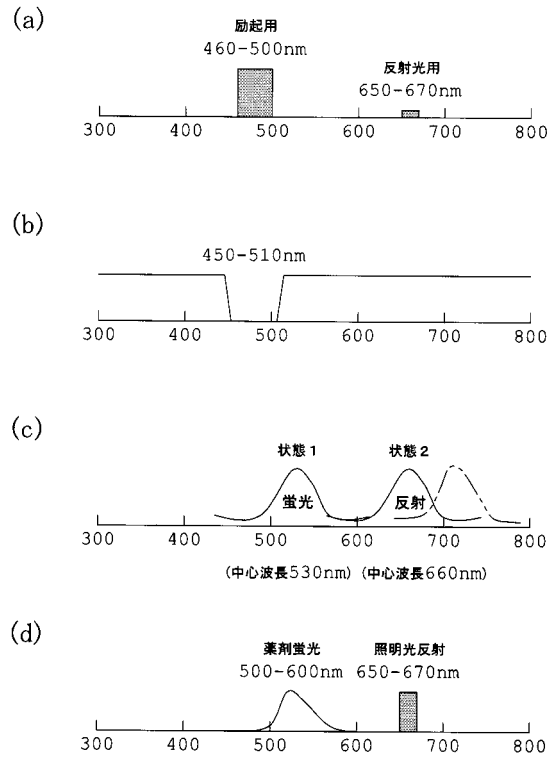
【図4】



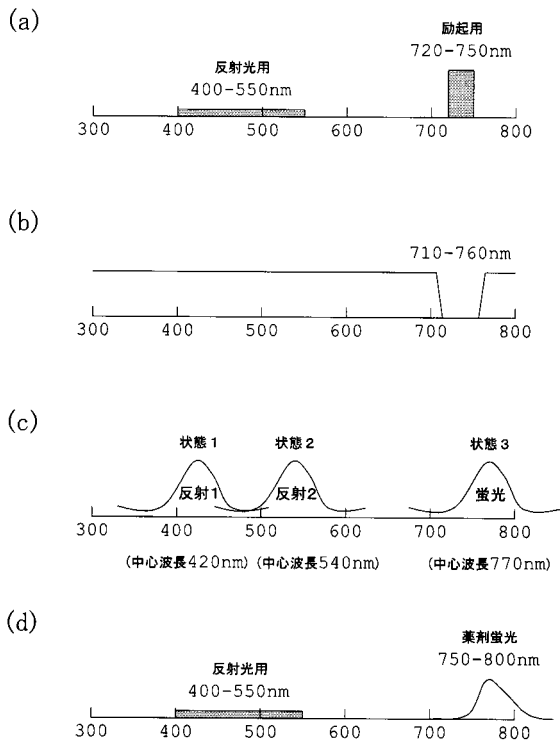
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-167325(JP,A)  
特開2008-259591(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5489785B2</a>	公开(公告)日	2014-05-14
申请号	JP2010046796	申请日	2010-03-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	森下弘靖		
发明人	森下 弘靖		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.T A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.731 A61B1/04.531 A61B1/045.618 A61B1/05 A61B1/06.612 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/MM04 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/ QQ02 4C061/ QQ04 4C061/ QQ09 4C061/ RR02 4C061/ RR04 4C061/ RR14 4C061/ WW10 4C061/ WW17 4C161/ BB08 4C161/ CC06 4C161/ LL02 4C161/ MM04 4C161/ MM05 4C161/ NN01 4C161/ PP12 4C161/ QQ02 4C161/ QQ04 4C161/ QQ09 4C161/ RR02 4C161/ RR04 4C161/ RR14 4C161/ WW10 4C161/ WW17		
其他公开文献	JP2011177436A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光内窥镜系统，其中可以减小光源的尺寸，并且可以高度检测由反射图像获得的观察对象的形成信息和由荧光图像获得的病变的位置信息。一种观察模式的准确性。解决方案：向生物组织5发射激发光和反射图像获取光的荧光内窥镜系统具有：照射器12,23,21，其同时发射激发光和反射图像获取光到生物组织。使用一个光源11；光强度调节器12调节反射的图像获取光的强度，使得从活组织反射的反射图像获取光的强度几乎等于从活组织发射的荧光的强度；滤光器22c，其切割从活组织反射的激发光；波长分离器，其将从活组织反射的反射图像获取光的波长与从活组织发射的荧光的波长分离；成像器22d分别拍摄通过波长分离器分离的反射图像和荧光图像。之

