

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4954699号  
(P4954699)

(45) 発行日 平成24年6月20日 (2012. 6. 20)

(24) 登録日 平成24年3月23日 (2012. 3. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

A 6 1 B 1/00 (2006. 01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

請求項の数 4 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2006-356140 (P2006-356140)  
 (22) 出願日 平成18年12月28日 (2006. 12. 28)  
 (65) 公開番号 特開2008-161551 (P2008-161551A)  
 (43) 公開日 平成20年7月17日 (2008. 7. 17)  
 審査請求日 平成21年12月24日 (2009. 12. 24)

(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4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 高岡 秀行  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス株式会社内  
 (72) 発明者 森下 弘靖  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ  
 リンパス株式会社内

審査官 藤田 年彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、

前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、

該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、

前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、

前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、

前記自家蛍光信号設定部が、前記撮像部により取得された蛍光画像内の少なくとも一部の画像範囲を指定する画像範囲指定部を備え、該画像範囲指定部により指定された画像範囲内の蛍光信号強度を自家蛍光の信号強度として設定する蛍光内視鏡システム。

【請求項 2】

生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、

前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、

該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、

10

20

前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、

前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、

前記励起光源から射出される励起光とは異なる波長帯域にあって、前記蛍光色素の励起効率が前記励起光よりも低い波長帯域の他の励起光を射出する他の励起光源を備え、

前記撮像部が、前記2つの励起光源からの2種類の励起光を切り替えて照射したときに、生体組織から発せられる蛍光をそれぞれ撮影し、

前記自家蛍光信号設定部が、前記他の励起光が照射されたときに前記撮像部により取得された蛍光画像情報に基づいて、自家蛍光の信号強度を推定する蛍光内視鏡システム。

10

【請求項3】

生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、

前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、

該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、

前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、

前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、

20

生体組織からの反射光画像を取得するため照明光を射出する参照光源を備え、

前記撮像部が、前記励起光源からの励起光と前記参照光源からの参照光を切り替えて照射したときに、生体組織から発せられる蛍光と前記参照光の反射光とをそれぞれ撮影し、

前記自家蛍光信号設定部が、前記参照光が照射されたときに前記撮像部により取得された反射光画像情報に基づいて、自家蛍光の信号強度を推定する蛍光内視鏡システム。

【請求項4】

前記参照光源が前記励起光源により構成されている請求項3に記載の蛍光内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【0001】

本発明は、蛍光内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、癌細胞においては、ある種のタンパク質等が正常部に比べて過剰に発現していることが知られており、蛍光プローブを用いて、発現したタンパク質等の分子を光らせることで癌細胞を診断し、また、この蛍光を内視鏡的に観察することで癌細胞を識別する手法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

特許文献1には、1種類の蛍光プローブを用いて癌細胞を診断する内視鏡装置が開示されている。

40

【0003】

【特許文献1】特開平10-201707号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、生体組織に付着あるいは吸収された蛍光プローブを励起させるための励起光を照射すると、生体組織自体に生来含有されている自家蛍光物質も励起されて自家蛍光が発せられるため、蛍光観察画像において蛍光プローブからの蛍光が、自家蛍光に埋もれてしまう、すなわち、バックグラウンド光としての自家蛍光が大きく、薬剤蛍光のコントラストが低下してしまうという不都合がある。

50

## 【 0 0 0 5 】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、自家蛍光の影響を抑制して、蛍光プローブから発せられる蛍光による鮮明な蛍光画像により、癌細胞等の異常組織を正確かつ明瞭に判別することを可能とする蛍光内視鏡システム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】

## 【 0 0 0 6 】

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、生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、前記自家蛍光信号設定部が、前記撮像部により取得された蛍光画像内の少なくとも一部の画像範囲を指定する画像範囲指定部を備え、該画像範囲指定部により指定された画像範囲内の蛍光信号強度を自家蛍光の信号強度として設定する蛍光内視鏡システムを提供する。

10

## 【 0 0 0 8 】

本発明は、生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、前記励起光源から射出される励起光とは異なる波長帯域にあって、前記蛍光色素の励起効率が前記励起光よりも低い波長帯域の他の励起光を射出する他の励起光源を備え、前記撮像部が、前記2つの励起光源からの2種類の励起光を切り替えて照射したときに、生体組織から発せられる蛍光をそれぞれ撮影し、前記自家蛍光信号設定部が、前記他の励起光が照射されたときに前記撮像部により取得された蛍光画像情報に基づいて、自家蛍光の信号強度を推定する蛍光内視鏡システムを提供する。

20

30

## 【 0 0 0 9 】

本発明は、生体組織に付着または吸収させた蛍光色素からの蛍光を観察する蛍光内視鏡システムであって、前記蛍光色素を励起する励起光を射出する励起光源と、該励起光源からの励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる蛍光を撮影する撮像部と、前記励起光を照射したときに前記生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部と、前記撮像部により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部とを備え、前記励起光源から射出される励起光とは異なる波長帯域にあって、前記蛍光色素の励起効率が前記励起光よりも低い波長帯域の他の励起光を射出する他の励起光源を備え、生体組織からの反射光画像を取得するため照明光を射出する参照光源を備え、前記撮像部が、前記励起光源からの励起光と前記参照光源からの参照光を切り替えて照射したときに、生体組織から発せられる蛍光と前記参照光の反射光とをそれぞれ撮影し、前記自家蛍光信号設定部が、前記参照光が照射されたときに前記撮像部により取得された反射光画像情報に基づいて、自家蛍光の信号強度を推定する蛍光内視鏡システムを提供する。

40

## 【 0 0 1 0 】

また、上記発明においては、前記参照光源が前記励起光源により構成されていることとしてもよい。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 1 】

本発明によれば、自家蛍光の影響を抑制して、蛍光プローブから発せられる蛍光による

50

鮮明な蛍光画像により、癌細胞等の異常組織を正確かつ明瞭に判別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】

【0012】

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および図2を参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム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（撮像部）3と、励起光を発する光源ユニット4と、該光源ユニット4からの励起光を照射したときに生体組織から発せられる自家蛍光の信号強度を設定する自家蛍光信号設定部5と、前記撮像ユニット3により取得された蛍光画像情報を、前記自家蛍光信号設定部5により設定された自家蛍光の信号強度に基づいて補償する画像補償部6と、前記撮像ユニット3により取得された蛍光画像情報および前記画像補償部6により補償された蛍光画像情報を表示する表示ユニット7とを備えている。

10

【0013】

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および前記光源ユニット4からの光を先端2aまで伝播するライトガイド8とを備えている。

前記撮像ユニット3は、観察対象から入射される光を集光する対物レンズ9と、該対物レンズ9により集光された光の内、特定の波長帯域の蛍光を通過させる蛍光フィルタ10と、該蛍光フィルタ10を透過した蛍光を撮影して電気信号に変換する撮像素子11とを備えている。

20

【0014】

前記自家蛍光信号設定部5は、撮像ユニット3により取得された蛍光画像内の少なくとも一部の画像範囲を指定する画像範囲指定部12を備えている。該画像範囲指定部は、表示ユニット7の画面上において、所定の画像範囲を指定するためのカーソルAを表示させるカーソル表示部（図示略）と、該カーソル表示部により表示されたカーソルAを表示ユニット7の画面上において移動させるマウス等のカーソル位置設定部13とを備えている。そして、自家蛍光信号設定部5は、カーソル位置設定部13により指定された表示ユニット7上のカーソルA内の蛍光画像の強度情報を取得してその平均値を算出し、算出された平均強度を自家蛍光の強度情報として設定するようになっている。

30

【0015】

前記画像補償部6は、撮像素子11により取得された蛍光画像情報と、自家蛍光信号設定部5により設定された自家蛍光の強度情報とを受けて、蛍光画像情報の各画素の強度から自家蛍光信号設定部5により設定された自家蛍光強度を減算し、表示ユニット7に出力するようになっている。

【0016】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1の作用について以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム1を用いて蛍光プローブが付着または吸収された生体組織を観察するには、まず、挿入部2を体腔内に挿入してその先端2aを体腔内の観察対象部位に対向させる。この状態で、光源ユニット4から励起光を射出させると、ライトガイド8を介して伝播された励起光が体腔内の観察対象部位に照射される。

40

【0017】

生体組織には蛍光プローブが付着または吸収されているので、励起光が照射されることにより蛍光プローブが励起され、薬剤蛍光が発せられる。また、生体組織には自家蛍光物質が生来含有されているので、励起光が照射されることにより自家蛍光も発せられる。これら薬剤蛍光および自家蛍光のうち、所定の波長帯域の光が蛍光フィルタ10を透過して撮像素子11によって撮影される。

【0018】

50

これにより、撮像素子 11 によって、薬剤蛍光および自家蛍光の両方が含まれた蛍光画像情報が取得される。そして、撮像素子 11 により取得された蛍光画像情報は、画像補償部 6 に送られるとともに、画像補償部 6 を経由して表示ユニット 7 に出力され、表示される。

#### 【0019】

この状態で、観察者は、表示ユニット 7 に表示される蛍光画像を確認しながら、カーソル位置設定部 13 を操作することにより、蛍光画像内においてカーソル A を移動させ、正常組織であると思われる領域（すなわち、蛍光プローブが付着あるいは吸収されていないと思われる領域）を指定する。観察者により、蛍光画像内の画像範囲が指定されると、その指定された画像範囲内の蛍光画像情報が自家蛍光信号設定部 5 に送られ、該自家蛍光信号設定部 5 において、画像範囲内の蛍光強度の平均値が算出され、自家蛍光の強度情報として画像補償部 6 に出力される。

10

#### 【0020】

画像補償部 6 においては、撮像素子 11 から送られてきた蛍光画像情報と自家蛍光信号設定部 5 から送られてきた自家蛍光の強度情報とを受け取って、蛍光画像情報から自家蛍光の強度情報を減算する。すなわち、図 2 (a), (b) に示されるように、撮像素子 11 から送られてくる蛍光画像情報には、薬剤蛍光の強度情報  $I_1$  および自家蛍光の強度情報  $I_0$  の両方が含まれているので、薬剤蛍光が発せられていない領域においても自家蛍光が発せられ、薬剤蛍光が自家蛍光に埋もれて不鮮明な蛍光画像となる。

20

#### 【0021】

そこで、図 2 (c) に示されるように、画像補償部 6 において、薬剤蛍光の強度情報  $I_1$  から自家蛍光の強度情報  $I_0$  を減算することにより、薬剤蛍光が発せられている領域以外の領域における蛍光（バックグラウンド蛍光）を低減することができる。このように本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 1 によれば、薬剤蛍光のコントラストを向上して、鮮明な蛍光画像を取得することができるという利点がある。また、図 2 (d) に示されるように、減算後に増幅処理することによって、さらにコントラストを向上した蛍光画像を得ることができる。

#### 【0022】

なお、本実施形態においては、カーソル位置設定部 13 としてマウスを例示したが、これに代えて、タッチペン等の他の機器を使用してもよいし、座標を数値入力することにしてもよい。

30

また、本実施形態においては、カーソル A により表示ユニット 7 上で指定された画像範囲の蛍光強度の平均値を算出して自家蛍光の強度情報  $I_0$  として採用したが、これに代えて、自家蛍光の強度情報  $I_0$  として任意の値を観察者に手動で入力させ、これを減算することにしてもよい。

#### 【0023】

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡システム 20 について、図 3 ~ 図 5 を参照して以下に説明する。

本実施形態の説明において、上述した第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡システム 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。

40

#### 【0024】

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 20 は、光源ユニット 4 に 2 つの異なる波長帯域の励起光を出射する 2 種類の励起光用光源 4a, 4b を備えている点および自家蛍光信号設定部 5 が、撮像素子 11 により取得された蛍光画像情報に基づいて自家蛍光の強度情報を推定する点において、第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡システム 1 と相違している。

#### 【0025】

光源ユニット 4 に備えられた第 1 の励起光用光源 4a の波長特性 B と、該第 1 の励起光用光源 4a からの励起光による薬剤蛍光の波長特性 C、第 2 の励起光用光源 4b の波長特性 D と、該第 2 の励起光用光源 4b からの励起光による自家蛍光の波長特性 E、および第 1 の励起光用光源 4a からの励起光による自家蛍光の波長特性 F を図 4 に示す。第 1 の励

50

起光用光源 4 b からの励起光は、生体組織に付着あるいは吸収されている蛍光色素の励起効率が、第 1 の励起光用光源 4 a からの励起光と比較して十分に低い波長域を有している。

【 0 0 2 6 】

前記自家蛍光信号設定部 5 は、予め、蛍光プローブが散布されていない状態において、第 1 の励起光用光源 4 a からの励起光が照射されたときに生体組織から発せられる自家蛍光の強度  $I_2$  と、第 2 の励起光用光源 4 b からの励起光が照射されたときに生体組織から発せられる自家蛍光の強度  $I_3$  との比率  $(= I_2 / I_3)$  を算出して記憶している。そして、蛍光プローブが散布された状態での蛍光観察時には、第 2 の励起光用光源 4 b からの励起光を照射することにより取得された蛍光の強度情報に、予め記憶していた比率を乗算することで、第 1 の励起光用光源 4 a からの励起光が照射されたときの自家蛍光の強度情報を算出するようになっている。

10

【 0 0 2 7 】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 20 の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 20 を用いて蛍光プローブが付着または吸収された生体組織を観察するには、まず、挿入部 2 を体腔内に挿入してその先端 2 a を体腔内の観察対象部位に対向させる。この状態で、光源ユニット 4 の第 1 および第 2 の励起光用光源 4 a , 4 b からの励起光をそれぞれ射出させ、ライトガイド 8 を介して伝播された 2 種類の励起光を切り替えて体腔内の観察対象部位に照射する。

20

【 0 0 2 8 】

生体組織には蛍光プローブが付着または吸収されているので、第 1 励起光用光源 4 a からの励起光が照射されることにより蛍光プローブが励起され、薬剤蛍光が発せられる。また、生体組織には自家蛍光物質が生来含有されているので、同じ励起光が照射されることにより自家蛍光も発せられる。これら薬剤蛍光および自家蛍光のうち、所定の波長帯域の光が蛍光フィルタ 10 を透過して撮像素子 11 によって撮影される。これにより薬剤蛍光の強度情報を含む画像（以下、薬剤蛍光画像情報という。）が取得される。

【 0 0 2 9 】

また、第 2 の励起光用光源 4 b からの励起光は、第 1 の励起光用光源 4 a からの励起光に比べて蛍光プローブの励起効率が十分に低い波長帯域の光であるため、当該第 2 の励起光用光源 4 b からの励起光が照射されても薬剤蛍光は少なく、専ら自家蛍光が発せられる。生体組織から発せられた自家蛍光のうち、所定の波長帯域の光が蛍光フィルタ 10 を透過して撮像素子 11 によって撮影される。これにより自家蛍光の強度情報を含む画像（以下、自家蛍光画像情報）が取得される。

30

【 0 0 3 0 】

そして、撮像素子 11 により取得された自家蛍光画像情報は、自家蛍光信号設定部 5 に送られることにより、予め記憶しておいた比率が乗算され、自家蛍光の強度情報が推定される。推定された自家蛍光の強度情報は、画像補償部 6 に送られる。

【 0 0 3 1 】

画像補償部 6 においては、第 1 の実施形態と同様にして、撮像素子 11 により取得された薬剤蛍光画像情報と、自家蛍光信号設定部 5 により算出された自家蛍光の強度情報とが入力され、薬剤蛍光画像情報から自家蛍光の強度情報が減算される。すなわち、図 5 ( a ) に示されるように、撮像素子 11 から送られてくる蛍光画像情報には、薬剤蛍光および自家蛍光の両方が含まれているので、図 5 ( b ) に示されるような自家蛍光信号設定部 5 において推定された自家蛍光の強度情報を、画像補償部 6 において減算することにより、図 5 ( c ) に示されるように、薬剤蛍光が発せられている領域 G 以外の領域における蛍光（バックグラウンド蛍光）を低減することができる。このように本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 20 によれば、薬剤蛍光のコントラストを向上して、鮮明な蛍光画像を取得することができる。

40

【 0 0 3 2 】

50

特に、本実施形態においては、自家蛍光の強度情報を一律に減算する第1の実施形態とは異なり、実際に取得した生体組織の自家蛍光画像に基づいて推定した自家蛍光の強度情報を減算するので、光源、光学系および撮像素子11等の蛍光内視鏡システム20に起因する画像中の強度の変化、および、生体組織の起伏や挿入部2の先端2aからの距離に起因する画像中の強度の変化も加味した自家蛍光の強度情報を減算することができる。その結果、より確実にバックグラウンド蛍光を除去し、より鮮明な薬剤蛍光画像により観察を行うことができるという利点がある。

#### 【0033】

次に、本発明の第3の実施形態に係る蛍光内視鏡システム30について、図6および図7を参照して以下に説明する。

本実施形態の説明において、上述した第2の実施形態に係る蛍光内視鏡システム20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。

#### 【0034】

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム30は、図6に示されるように、光源ユニット4の第2の励起光用光源4bに代えて、参照光を出射する参照光用光源4bを備えている点、および、自家蛍光信号設定部5に記憶している比率において、第2の実施形態に係る蛍光内視鏡システム20と相違している。参照光としては、蛍光物質を励起しない光が採用される。また、本実施形態においては、蛍光フィルタ10に代えて、励起光による観察時と、参照光による観察時とで透過帯域を異ならせた波長選択フィルタ10を採用している。

#### 【0035】

波長選択フィルタ10としては、励起光による観察時には、薬剤蛍光の蛍光波長帯域に透過帯域を有するものが使用され、参照光による観察時には、薬剤蛍光の蛍光波長帯域とは重ならない透過帯域を有するもの、例えば、ファブリペロー型の可変分光素子が使用されるようになっている。

#### 【0036】

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム30においては、自家蛍光信号設定部5には、参照光を照射したときに得られる生体組織の表面における反射光の強度 $I_4$ と、励起光を照射したときに得られる自家蛍光の強度 $I_5$ との比率（ $= I_5 / I_4$ ）が予め測定して記憶されている。観察範囲において、反射光強度と自家蛍光強度の比は大きく変化しないと考えられるため、参照光源4bからの参照光を照射することにより取得された反射光強度情報に、予め記憶していた比率を乗算することで、励起光源4aからの励起光を照射したときの自家蛍光の強度を推定することができるようになっている。

#### 【0037】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡システム30の作用について、以下に説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡システム30を用いて蛍光プローブが付着または吸収された生体組織を観察するには、まず、挿入部2を体腔内に挿入してその先端2aを体腔内の観察対象部位に対向させる。この状態で、光源ユニット4から励起光および参照光をそれぞれ射出させ、ライトガイド8を介して伝播された励起光および参照光を体腔内の観察対象部位に照射する。

#### 【0038】

生体組織には蛍光プローブが付着または吸収されているので、励起光が照射されることにより蛍光プローブが励起され、薬剤蛍光が発せられる。また、生体組織には自家蛍光物質が生来含有されているので、励起光が照射されることにより自家蛍光も発せられる。これら薬剤蛍光および自家蛍光のうち、所定の波長帯域の光が波長選択フィルタ10を透過して撮像素子11によって撮影される。これにより薬剤蛍光の輝度情報を含む画像（以下、薬剤蛍光画像情報という。）が取得される。

#### 【0039】

一方、参照光の照射の際には生体組織表面における反射光のみを観測する。生体組織に

10

20

30

40

50

よる反射光のうち、所定の波長帯域の光が波長選択フィルタ 10 を透過して撮像素子 11 によって撮影される。これにより反射光の強度情報を含む画像（以下、反射光画像情報）が取得される。

【0040】

そして、撮像素子 11 により取得された反射光画像情報は、自家蛍光信号設定部 5 に送られることにより、予め記憶しておいた比率 が乗算され、自家蛍光の強度情報が推定される。推定された自家蛍光の強度情報は、画像補償部 6 に送られる。

【0041】

画像補償部 6 においては、第 1 の実施形態と同様にして、撮像素子 11 により取得された薬剤蛍光画像情報と自家蛍光の強度情報とが入力され、薬剤蛍光画像情報から自家蛍光の強度情報が減算される。すなわち、撮像素子 11 から送られてくる蛍光画像情報には、薬剤蛍光および自家蛍光の両方が含まれているので、自家蛍光信号設定部 5 において推定された自家蛍光の強度情報を、画像補償部 6 において減算することにより、薬剤蛍光が発せられている領域以外の領域における蛍光（バックグラウンド蛍光）の強度を低減することができる。このように本実施形態に係る蛍光内視鏡システム 30 によれば、薬剤蛍光のコントラストを向上して、鮮明な蛍光画像を取得することができる。

【0042】

本実施形態においても、自家蛍光の強度情報を一律に減算する第 1 の実施形態とは異なり、実際に取得した生体組織の反射光画像に基づいて推定した自家蛍光の強度情報を減算するので、光源、光学系および撮像素子 11 等の蛍光内視鏡システム 30 に起因する画像中の強度の変化、および、生体組織の起伏や挿入部 2 の先端 2a からの距離に起因する画像中の強度の変化も加味した自家蛍光の強度情報を減算することができる。その結果、より確実にバックグラウンド蛍光を除去し、より鮮明な薬剤蛍光画像により観察を行うことができるという利点がある。

【0043】

なお、本実施形態において使用する参照光用光源 4b は、前記励起光用光源 4a と共用することとしてもよい。この場合、波長選択フィルタ 10 の透過帯域として、図 8 に示されるように、励起光の波長帯域を設定しておけばよい。また、参照光の波長帯域としては、例えば、血液の吸収が弱い波長帯域のように、生体組織の血液分布に左右されない帯域を選ぶことが好ましい。このようにすることで、自家蛍光画像をより正確に推定することができる。

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 2】図 1 の蛍光内視鏡システムにより取得された（a）蛍光画像例、（b）線 P - P に沿う蛍光強度分布、（c）補償後の強度分布、（d）増幅後の強度分布を示す図である。

【図 3】本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 4】図 3 の蛍光内視鏡システムの励起光用光源、薬剤蛍光、自家蛍光および蛍光フィルタの波長特性を示す図である。

【図 5】図 1 の蛍光内視鏡システムにより取得された（a）薬剤蛍光および自家蛍光を含む蛍光画像例、（b）自家蛍光画像例、（c）補償後の薬剤蛍光画像例を示す図である。

【図 6】本発明の第 3 の実施形態に係る蛍光内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【図 7】図 3 の蛍光内視鏡システムの励起光用光源、薬剤蛍光、自家蛍光および蛍光フィルタの波長特性を示す図である。

【図 8】図 7 の変形例であって、励起光用光源と参照光用光源とを共用した場合の波長特性を示す図である。

【符号の説明】

【0045】

1, 20, 30 蛍光内視鏡システム

10

20

30

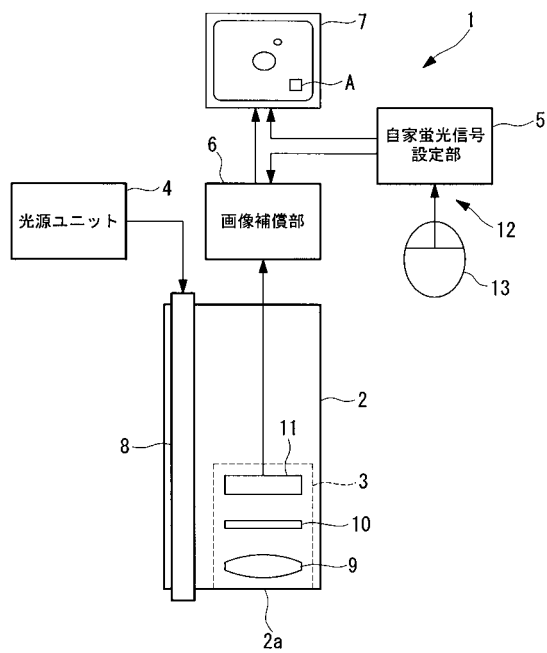
40

50



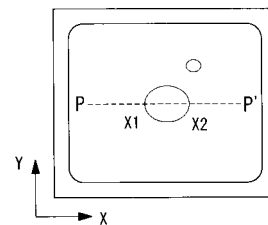
- 3 撮像ユニット（撮像部）
- 4 光源ユニット（励起光源）
- 4 a , 4 b 励起光用光源（励起光源）
- 4 b 参照光用光源（参照光源）
- 5 自家蛍光信号設定部
- 6 画像補償部
- 1 3 カーソル位置設定部（画像範囲指定部）

【図 1】

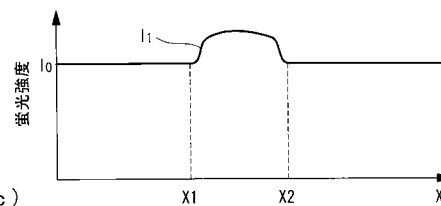


【図 2】

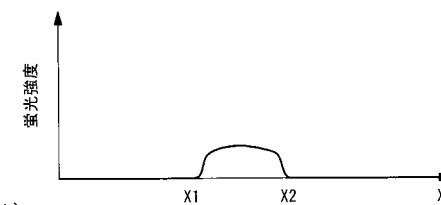
(a)



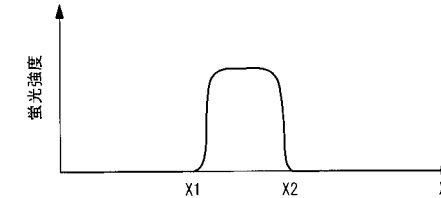
(b)



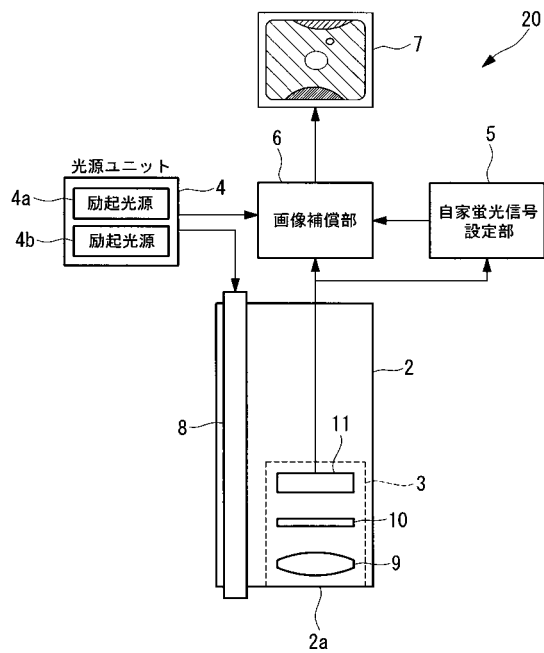
(c)



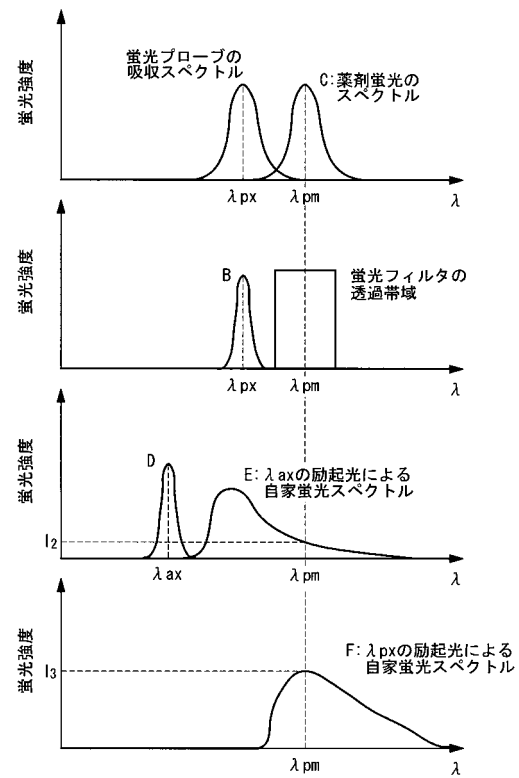
(d)



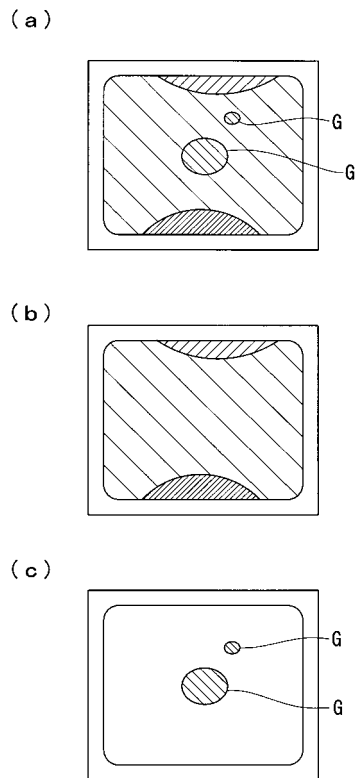
【図 3】



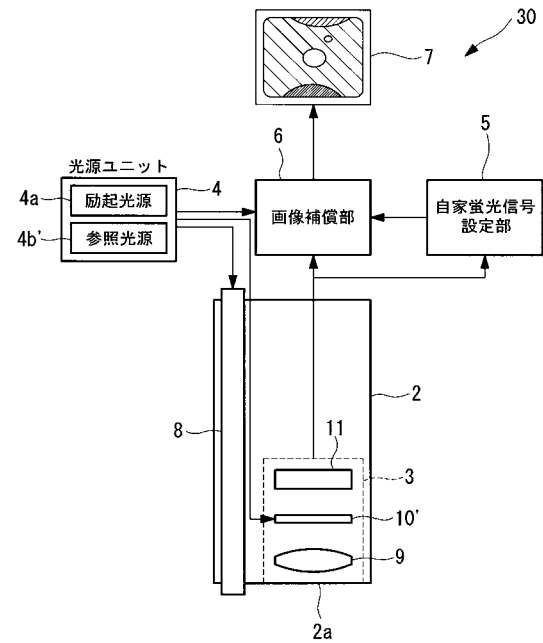
【図 4】



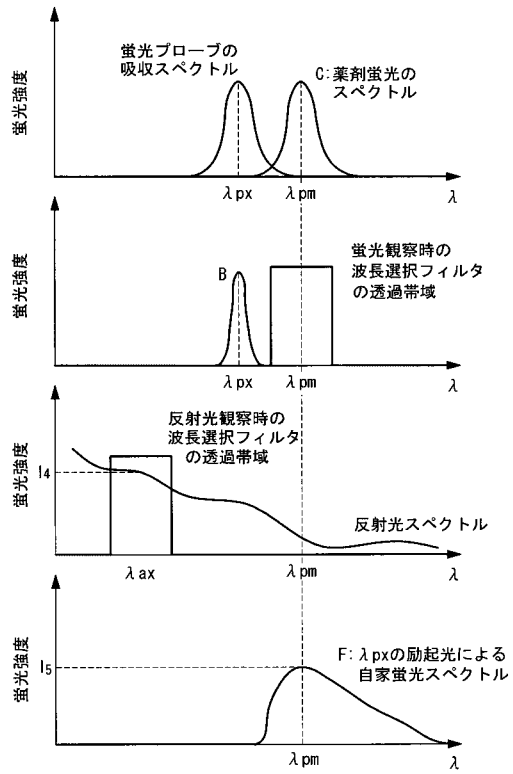
【図 5】



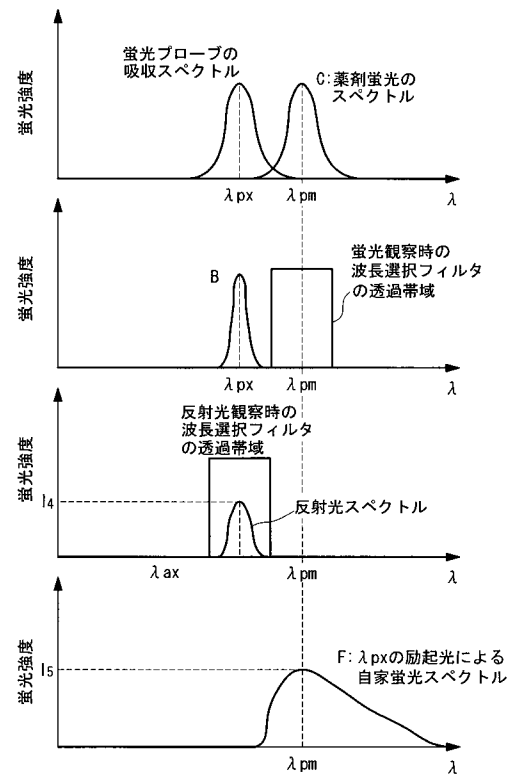
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平10-201707(JP,A)  
特開2006-263044(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4954699B2	公开(公告)日	2012-06-20
申请号	JP2006356140	申请日	2006-12-28
[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	高岡秀行 森下弘靖		
发明人	高岡 秀行 森下 弘靖		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.615 A61B1/045.618 A61B1/045.631 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/FF40 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/PP11 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/SS22 4C061/SS23 4C061/WW02 4C061/WW05 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/FF40 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/PP11 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/WW02 4C161/WW05 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2008161551A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：抑制自发荧光的影响，准确清晰地区分癌细胞等异常组织与荧光探针发出的荧光所产生的清晰荧光图像。 解决方案：用于观察来自附着或吸收在活体组织中的荧光染料的荧光的荧光内窥镜系统1包括发射激发光以激发荧光染料的激发光源4，和自发荧光信号设定单元5，用于设定当用激发光照射时从活组织发出的自发荧光的信号强度；并且，图像补偿单元（6）用于基于由自发荧光信号设置单元（5）设置的自发荧光的信号强度来补偿由成像单元（3）获取的荧光图像信息。 点域1

