

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-148791

(P2008-148791A)

(43) 公開日 平成20年7月3日(2008.7.3)

(51) Int.Cl.	F 1	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 D	2 G 0 4 3
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 F	4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2006-337596 (P2006-337596)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成18年12月14日 (2006.12.14)		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	中岡 正哉
			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

最終頁に続く

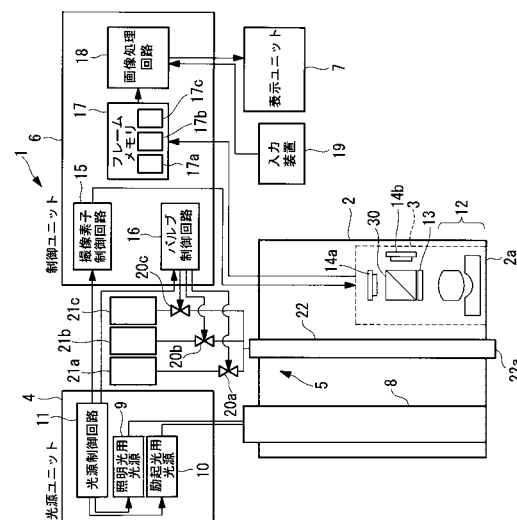
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】混合状態で取得された蛍光画像から各蛍光薬剤毎の蛍光の分布画像を取得することを可能とし、癌細胞の診断能を向上する。

【解決手段】生体の体腔内に少なくとも一部が入れられ、該体腔内の撮影対象の画像を取得する内視鏡システム1であって、光学特性の異なる2種類以上の蛍光薬剤を励起させるために励起光を照射する光源部10と、体腔内に入れられる部位に設けられ、撮影対象から放射される蛍光を2以上の異なる波長帯域の蛍光として同時に撮影する2以上の撮像部14a, 14bとを備え、励起光により励起したときに発生する蛍光強度と各蛍光薬剤の濃度との相対関係に関する情報を記憶する記憶部と、各撮像部により撮影された2以上の波長帯域の画像の蛍光強度と、記憶部に記憶されている相対関係に関する情報とに基づいて、各蛍光薬剤の濃度情報を演算して出力する濃度情報演算部18とを備える内視鏡システムを提供する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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

光学特性の異なる 2 種類以上の蛍光薬剤を励起させるために励起光を照射する光源部と

、
前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記撮影対象から放射される蛍光を 2 以上の異なる波長帯域の蛍光として同時に撮影する 2 以上の撮像部とを備え、

前記励起光により励起したときに発生する蛍光強度と前記各蛍光薬剤の濃度との相対関係に関する情報を記憶する記憶部と、

前記各撮像部により撮影された 2 以上の波長帯域の画像の蛍光強度と、前記記憶部に記憶されている前記相対関係に関する情報とに基づいて、各蛍光薬剤の濃度情報を演算して出力する濃度情報演算部とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記相対関係に関する情報が、前記励起光により励起したときに発生する蛍光の強度と前記各蛍光薬剤の濃度との比率の情報である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記濃度情報演算部により演算して出力された濃度情報を表示する表示部を備える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記表示部が、表示色に対応する複数のチャンネルを備え、

前記各蛍光薬剤に対応する濃度情報が、各チャンネルに割り当てられて出力される請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記各励起光の波長が、近赤外域より長波長側に配されている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、癌などの病巣に親和性を持つ蛍光物質を予め検査対象者の体内に投与し、蛍光物質を励起する励起光を照射することにより、病巣部に集積した蛍光物質からの蛍光を検出する診断・治療法が注目されている。この診断法によれば、病巣部からは強い蛍光が放射されるため、蛍光画像の明るさから病変の有無を判断できる。

特許文献 1 には、この手法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。

【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、癌細胞で過剰発現する分子は、炎症部 / 良性腫瘍等でも過剰発現することがあるため、単一種類の蛍光プローブでは癌細胞を特定する診断能が低いという不都合がある。

一方、癌細胞により過剰発現される生体内分子は数多く知られており、これら癌細胞に関連する複数種の分子をそれぞれ光学特性の異なる蛍光色素により光らせて観察すれば、診断能を向上することができる。

【0005】

しかしながら、複数種の蛍光薬剤を観察する場合に、蛍光の混色が問題となる。蛍光薬

10

20

30

40

50

剤が励起されることで発生される蛍光は非常に微弱であるため、幅広い波長帯域で蛍光を取得することが望ましい。しかし、２種類以上の蛍光薬剤を使用すると、その蛍光の波長帯域が重なってしまうために、それぞれの蛍光薬剤の分布画像ではなく、混合された画像しか取得することができないという不都合がある。

【０００６】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、可変分光素子のような特別な装置を使用することなく、混合状態で取得された蛍光画像から各蛍光薬剤毎の蛍光の分布画像を取得することを可能とし、癌細胞の診断能を向上することができる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】

10

【０００７】

上記目的を達成するために、本発明は以下の手段を提供する。

本発明は、生体の体腔内に少なくとも一部が入れられ、該体腔内の撮影対象の画像を取得する内視鏡システムであって、光学特性の異なる２種類以上の蛍光薬剤を励起させるために励起光を照射する光源部と、前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記撮影対象から放射される蛍光を２以上の異なる波長帯域の蛍光として同時に撮影する２以上の撮像部とを備え、前記励起光により励起したときに発生する蛍光強度と前記各蛍光薬剤の濃度との相対関係に関する情報を記憶する記憶部と、前記各撮像部により撮影された２以上の波長帯域の画像の蛍光強度と、前記記憶部に記憶されている前記相対関係に関する情報とに基づいて、各蛍光薬剤の濃度情報を演算して出力する濃度情報演算部とを備える内視鏡システムを提供する。

20

【０００８】

上記発明においては、前記相対関係に関する情報が、前記励起光により励起したときに発生する蛍光の強度と前記各蛍光薬剤の濃度との比率の情報であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記濃度情報演算部により演算して出力された濃度情報を表示する表示部を備えることとしてもよい。

【０００９】

また、上記発明においては、前記表示部が、表示色に対応する複数のチャンネルを備え、前記各蛍光薬剤に対応する濃度情報が、各チャンネルに割り当てられて出力されることとしてもよい。

30

また、上記発明においては、前記各励起光の波長が、近赤外域より長波長側に配されていることが好ましい。

【発明の効果】

【００１０】

本発明によれば、可変分光素子のような特別な装置を使用することなく、混色状態で取得された蛍光画像から各蛍光薬剤毎の蛍光の分布画像を取得することを可能とし、癌細胞の診断能を向上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】

【００１１】

以下、本発明の第１の実施形態に係る内視鏡システム１について、図１～図４を参照して説明する。

40

本実施形態に係る内視鏡システム１は、図１に示されるように、生体の体腔内に挿入される挿入部２と、該挿入部２内に配置される撮像ユニット３と、励起光および通常光観察用の照明光を発する光源ユニット４と、挿入部２の先端２ａから吐出させる液体を供給する送液ユニット５と、前記撮像ユニット３、光源ユニット４および送液ユニット５を制御する制御ユニット６と、前記撮像ユニット３により取得された画像を表示する表示ユニット７とを備えている。

【００１２】

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

50

ド 8 を備えている。

前記光源ユニット 4 は、体腔内の観察対象を照明し、観察対象において反射して戻る反射光を取得するための照明光を発する照明光用光源 9 と、体腔内の観察対象に照射され、観察対象内に存在する蛍光物質を励起して蛍光を発生させるための励起光を発する励起光用光源（光源部）10 と、これらの光源 9, 10 を制御する光源制御回路 11 とを備えている。

【0013】

前記照明光用光源 9 は、例えば、図示しないキセノンランプと、順次切り替えられるカラーフィルタとを組み合わせたもので、赤色（R）、緑色（G）、青色（B）の照明光を順次発生するようになっている。

【0014】

前記励起光用光源 10 は、例えば、ピーク波長 $690 \pm 5 \text{ nm}$ の励起光を出射する半導体レーザである。この励起光は、Alexa

Fluor 680 (Molecular

Probes 社製) ベースの蛍光プローブを励起することができる。また、同時に、この励起光は、Alexa

Fluor 700 (Molecular

Probes 社製) ベースの蛍光プローブも励起することができる。

【0015】

図 2 に示されるように、Alexa Fluor 680 および Alexa Fluor 700 が励起されることにより発生する蛍光の波長帯域は重複している。このため、観察対象にこれら 2 つの蛍光プローブを散布した状態で、観察対象に対して励起光が照射されると、2 つの蛍光プローブが同時に励起され、2 種類の異なる蛍光プローブからの蛍光が同時に発せられるようになっている。

【0016】

前記光源制御回路 11 は、後述するタイミングチャートに従う所定のタイミングで、照明光用光源 9 と励起光用光源 10 とを交互に点灯および消灯させるようになっている。

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撮像光学系 12 と、観察対象から入射されてくる励起光を遮断する励起光カットフィルタ 13 と、観察対象からの蛍光を異なる 2 つの波長帯域に分光するダイクロイックプリズム 30 と、該ダイクロイックプリズム 30 により分光された蛍光をそれぞれ撮影して電気信号に変換する撮像素子 14 a, 14 b とを備えている。

撮像素子 14 a は、ダイクロイックプリズム 30 を透過した蛍光を、撮像素子 14 b はダイクロイックプリズム 30 により反射された蛍光をそれぞれ受光するようになっている。

【0017】

前記励起光カットフィルタ 13 は、図 2 に示されるように、 $400 \sim 670 \text{ nm}$ の波長帯域で透過率 80% 以上、 $680 \sim 700 \text{ nm}$ の波長帯域で OD 値 4 以上（＝透過率 1×10^{-4} 以下）、 $710 \sim 800 \text{ nm}$ の波長帯域で透過率 80% 以上の透過率特性を有している。

また、ダイクロイックプリズム 30 の特性は、 $400 \sim 720 \text{ nm}$ の波長帯域では透過率 80% 以上、反射率 1% 以下であり、 $730 \sim 800 \text{ nm}$ の波長帯域では透過率 1% 以下、反射率 80% 以上である。このとき、観察対象が発する蛍光の内、撮像素子 14 a が受光する蛍光は、主に 720 nm 以下の波長帯域であり、撮像素子 14 b が受光する蛍光は、主に 730 nm 以上の波長帯域である。

【0018】

前記制御ユニット 6 は、図 1 に示されるように、撮像素子 14 a, 14 b を駆動制御する撮像素子駆動回路 15 と、後述するパルス制御回路 16 と、撮像素子 14 a, 14 b により取得された画像情報を記憶するフレームメモリ 17 と、該フレームメモリ 17 に記憶された画像情報を処理して表示ユニット 7 に出力する画像処理回路 18 とを備えている。

10

20

30

40

50

また、画像処理回路 18 には、入力装置 19 が接続されている。

【0019】

撮像素子駆動回路 15 およびパルプ制御回路 16 は、前記光源制御回路 11 に接続され、光源制御回路 11 による照明光用光源 9 および励起光用光源 10 の切り替えに同期して撮像素子 14a, 14b およびパルプ 20a, 20b, 20c を駆動制御するようになっている。

【0020】

具体的には、図 3 のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路 11 の作動により、励起光用光源 10 から励起光が発せられるときには、撮像素子駆動回路 15 が撮像素子 14a から出力される画像情報を第 1 のフレームメモリ 17a に、撮像素子 14b から出力される画像情報を第 2 のフレームメモリ 17b に出力させるようになっている。

また、照明光用光源 9 から照明光が発せられるときには、撮像素子駆動回路 15 が撮像素子 14a から出力される画像情報を第 3 のフレームメモリ 17c に出力するようになっている。

【0021】

また、前記画像処理回路 18 は、励起光の照射により得られる撮像素子 14a が受光した第 1 の蛍光画像情報および撮像素子 14b が受光した第 2 の蛍光画像情報を第 1, 第 2 のフレームメモリ 17a, 17b からそれぞれ受け取って演算処理を行うようになっている。画像処理回路 18 における演算処理は、以下のように行われる。

【0022】

すなわち、励起光を照射したときに撮像素子 14a が受光する Alexa Fluor 680 ベースの蛍光プローブおよび Alexa Fluor 700 ベースの蛍光プローブから得られる単位濃度当たりの蛍光強度を、それぞれ a, b とし、撮像素子 14b が受光する Alexa Fluor 680 ベースの蛍光プローブおよび Alexa Fluor 700 ベースの蛍光プローブから得られる単位濃度当たりの蛍光強度を、それぞれ c, d とする。

【0023】

励起光の照射による、ある領域の撮像素子 14a が受光する蛍光強度 P1、撮像素子 14b が受光する同一の領域の蛍光強度 P2、Alexa Fluor 680 ベースの蛍光プローブおよび Alexa Fluor 700 ベースの蛍光プローブのそれぞれの濃度 N1, N2 とすると、数 1 の関係がある。

【0024】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} P1 \\ P2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b \\ c & d \end{pmatrix} \begin{pmatrix} N1 \\ N2 \end{pmatrix}$$

【0025】

蛍光強度 P1, P2 は測定結果であり、これを数 1 に代入することにより、各蛍光プローブの濃度 N1, N2 を演算することができるようになっている。

数 1 中の係数 a, b, c, d については、予め測定等により求めておくことができ、入力装置 19 を用いて演算処理回路に入力しておけばよい。あるいは、予め測定等によって求めた値を製造工程において制御ユニット内の図示しない記憶装置に記憶させておいても

10

20

30

40

50

よい。

【0026】

演算の結果、出力された各蛍光プローブの濃度 N_1 , N_2 は、それぞれ、表示ユニット 7 の第 1 (例えば、赤) , 第 2 (例えば、緑) のチャンネルに出力されるようになっている。また、画像処理回路 18 は、照明光の照射により得られた反射光画像情報を、第 3 のフレームメモリ 17 c から受け取って表示ユニット 7 の第 3 (例えば、青) のチャンネルに出力するようになっている。

【0027】

前記送液ユニット 5 は、観察対象の洗浄用の洗浄用水を貯留する第 1 のタンク 21 a と、第 1、第 2 の蛍光プローブ液を貯留する第 2、第 3 のタンク 21 b , 21 c と、これらのタンク 21 a , 21 b , 21 c からの液体を選択的に供給 / 停止する前記バルブ 20 a , 20 b , 20 c と、該バルブ 20 a ~ 20 c を介して第 1 ~ 第 3 のタンク 21 a ~ 21 c に接続され、前記挿入部 2 に沿って、各液体を先端 2 a まで供給する送液チューブ 22 と、前記制御ユニット 6 内に配置され、前記バルブ 20 a ~ 20 c を制御する前記バルブ制御回路 16 とを備えている。送液チューブ 22 は、その先端 22 a が挿入部 2 の先端 2 a に配置され、送られてきた洗浄用水または蛍光プローブ液を観察対象に向けて散布することができるようになっている。送液チューブ 22 としては、挿入部 2 に設けられた鉗子チャンネルを利用することとしてもよい。

【0028】

バルブ制御回路 16 は、前記光源制御回路 11 に接続されている。光源制御回路 11 は、光源の切替のタイミングを基準として、バルブ制御回路 16 に対し、バルブ 20 a ~ 20 c の切替指令を出力するようになっている。

【0029】

したがって、バルブ制御回路 16 は、図 4 に示されるように、光源制御回路 11 からの切替指令に対する励起光用光源 10 への切替の所定時間前の反射光観察中に、所定時間にわたってバルブ 20 a を開放し、第 1 のタンク 21 a に貯留されている洗浄用水を吐出させた後、バルブ 20 a を閉止するとともに、バルブ 20 b , 20 c を開放して第 2、第 3 のタンク 21 b , 21 c 内に貯留されている蛍光プローブ液を散布させるようバルブ 20 a ~ 20 c を制御するようになっている。

【0030】

また、バルブ制御回路 16 は、蛍光プローブ液を散布した後、バルブ 20 a ~ 20 c をオフ状態に切り替える。そして、バルブ制御回路 16 は、光源制御回路 11 からの切替指令に対する励起光用光源 10 への切替の所定時間後に、所定時間にわたって第 1 のタンク 21 a に貯留されている洗浄用水を吐出させるようバルブ 20 a を開放した後、全てのバルブ 20 a ~ 20 c を閉止するようになっている。

【0031】

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

本実施形態に係る内視鏡システム 1 を用いて、生体の体腔内の撮影対象を撮像するには、まず、挿入部 2 を体腔内に挿入し、その先端 2 a を体腔内の撮影対象に対向させる。この状態で、光源ユニット 4 および制御ユニット 6 を作動させ、光源制御回路 11 の作動により、照明光用光源 9 および励起光用光源 10 を作動させて照明光および励起光をそれぞれ発生させる。

【0032】

照明光を照射して行う反射光観察においては、反射光を用いて洗浄位置を確認しながら、洗浄作業が行われた後、2 種類の蛍光プローブ液が散布される。そして、2 種類の蛍光プローブが散布された後には、蛍光観察に切り替えられ、散布領域の洗浄作業の前に、蛍光を用いた蛍光プローブの散布状態の確認作業が行われる。その後、散布領域が洗浄された後に、当該散布領域の蛍光観察が行われる。

【0033】

光源ユニット 4 において発生した照明光および励起光は、それぞれライトガイド 8 を介して挿入部 2 の先端 2 a まで伝播され、挿入部 2 の先端 2 a から撮影対象に向けて照射される。

励起光が撮影対象に照射された場合には、撮影対象に浸透している 2 種類の蛍光プローブが同時に励起されて、図 2 に示されるように、撮影対象からは 2 種類の蛍光が同時に発せられる。撮影対象から発せられた 2 種類の蛍光は、撮像ユニット 3 の撮像光学系 1 2 により集光され励起光カットフィルタ 1 3 を透過した後、ダイクロイックプリズム 3 0 によって異なる 2 つの波長帯域に分光され、主に、波長帯域 4 0 0 ~ 7 2 0 nm の蛍光は撮像素子 1 4 a によって、主に、波長帯域 7 3 0 ~ 8 0 0 nm の蛍光は撮像素子 1 4 b によりそれぞれ混色状態の蛍光として撮影され、第 1 のフレームメモリ 1 7 a、第 2 のフレームメモリ 1 7 b にそれぞれ記憶される。

10

【 0 0 3 4 】

この場合に、撮影対象に照射された励起光の一部が、撮影対象において反射され、蛍光とともに撮像ユニット 3 に入射されるが、撮像ユニット 3 には励起光カットフィルタ 1 3 が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子 1 4 a、1 4 b に入射されることが阻止される。

【 0 0 3 5 】

この時点で、画像処理回路 1 8 は、第 1、第 2 のフレームメモリ 1 7 a、1 7 b から蛍光画像情報を受け取って、数 1 に基づく演算を行い、Alexa Fluor 680 ベースの蛍光プローブおよび Alexa Fluor 700 ベースの蛍光プローブのそれぞれの濃度 N 1、N 2 をそれぞれ算出する。

20

【 0 0 3 6 】

本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、混色状態で取得された蛍光画像情報に基づいて、各蛍光プローブの個別の濃度情報を演算することができる。したがって、可変分光素子のような特別な素子を用いることなく、また、可変分光素子の精密な制御によっても分光できない程近接あるいは重複している波長帯域の蛍光に基づいて、簡易に各蛍光プローブによる癌細胞に関連する分子の分布を観察することができる。

【 0 0 3 7 】

画像処理回路 1 8 により算出された濃度情報 N 1、N 2 は、それぞれ表示ユニット 7 の第 1、第 2 のチャンネルに出力され、表示ユニット 7 に表示される。

30

これにより、各蛍光プローブによる癌細胞に関連する分子の分布を示す個別の画像が、重ね合わせられた形態で表示ユニット 7 に表示される。

【 0 0 3 8 】

その結果、同一の領域から 2 つの蛍光プローブによる蛍光が発生している場合には、その領域に癌細胞が存在している可能性が高いことを簡単に確認することができる。また、一方の蛍光プローブによる蛍光のみが発生している領域においては、癌細胞が存在している可能性が低いと判断することができる。したがって、本発明によれば、2 種類の蛍光プローブを同時に使用して、診断能を向上することができるという利点がある。

【 0 0 3 9 】

一方、照明光が撮影対象に照射された場合には、撮影対象の表面において照明光が反射され、撮像光学系 1 2 により集光されて励起光カットフィルタ 1 3 を透過する。そして、励起光カットフィルタ 1 3、ダイクロイックプリズム 3 0 を透過した反射光は撮像素子 1 4 a に入射される。これにより、反射光画像情報が取得される。このとき、照明光に利用される波長帯域では、ダイクロイックプリズム 3 0 の透過率は 8 0 % 以上、反射率は 1 % 以下であるため、反射光画像情報のほとんどが撮像素子 1 4 a により受光され、撮像素子 1 4 b にはほとんど入射しない。したがって、撮像素子 1 4 a の画像情報のみで反射光画像を取得することができる。

40

【 0 0 4 0 】

取得された反射光画像情報は、第 3 のフレームメモリ 1 7 c に記憶され、画像処理回路 1 8 によって、表示ユニット 7 の第 3 のチャンネルに出力されて表示ユニット 7 により表示

50

される。

これにより、各蛍光プローブによる癌細胞に関連する分子の分布を示す画像とともに、照明光による観察対象の実際の外観の画像を重ね合わせて表示することができ、癌細胞の存在する可能性の高い領域を実際の外観の画像に対応づけて観察することが可能となる。

【 0 0 4 1 】

また、本実施形態に係る内視鏡システム 1 においては、上述したように、光源制御回路 1 1 およびバルブ制御回路 1 6 の作動により、蛍光観察に先立って、反射光観察が行われる。反射光観察においては、光源制御回路 1 1 は、照明光用光源 9 を作動させ、照明光を観察対象に向けて照射する。

【 0 0 4 2 】

そして、反射光観察から蛍光観察に切り替える際には、励起光の照射に先立って、バルブ制御回路 1 6 は、照明光用光源 9 が照明光を照射している状態で、バルブ 2 0 a を開放して第 1 のタンク 2 1 a に貯留されている洗浄用水を送液チューブ 2 4 の先端 2 4 a から観察対象に向けて吐出させ、観察対象の表面を洗浄する。

この場合において、本実施形態によれば、照明光用光源 9 が照明光を照射している状態で観察対象を洗浄するので、患部を容易に確認でき、蛍光プローブ液を散布したい部位を確認しながら洗浄することができる。

【 0 0 4 3 】

また、蛍光プローブ液の散布も照明光用光源 9 が照明光を照射している状態で行われる。したがって、洗浄された観察対象の位置を確認しながら、第 2 , 第 3 のバルブ 2 0 b , 2 0 c を開放し、観察対象の位置を外さないように、必要な部位に少量の蛍光プローブ液を的確に散布することができる。これにより、高価な蛍光プローブの無駄を省くことができる。

【 0 0 4 4 】

その後、光源制御回路 1 1 により励起光用光源 1 0 が作動されて、励起光が観察対象に照射されると、バルブ制御回路 1 6 は光源制御回路 1 1 からの信号を受けて、バルブ 2 0 a ~ 2 0 c をオフ状態に切り替える。

この場合において、本実施形態によれば、蛍光プローブ液が散布された後、洗浄前には、励起光用光源 1 0 が励起光を照射するので、蛍光プローブが透明な場合においても、蛍光により散布の状況を確認することができる。

【 0 0 4 5 】

また、本実施形態に係る内視鏡システム 1 においては、励起光の波長帯域が近赤外域より長波長側に設定されているので、観察対象内に生来存在する自家蛍光物質を励起してしまふことがなく、自家蛍光の発生を防止して、より鮮明な画像を取得することができるという利点がある。

【 0 0 4 6 】

また、本実施形態では 2 つの蛍光プローブを 1 つの励起光で励起させるために、2 つの波長の励起光用光源をそれぞれ用意する必要がない。

また、本実施形態ではダイクロイックプリズム 3 0 は可視域のほぼ全帯域を透過するような特性を持っているため、撮像素子 1 4 a を可視域の通常光観察にも用いることができる。このため、蛍光観察用の撮像素子 1 4 a とは別に通常光観察用の撮像素子を別途用意する必要がない。

【 0 0 4 7 】

また、本実施形態に係る内視鏡システム 1 においては、1 種類の励起光と照明光とを観察対象に照射して、2 種類の蛍光プローブの濃度分布を示す画像と、反射光画像とを重ねて表示することとしたが、これに代えて、照明光の代わりに、第 3 の蛍光プローブを用いて、該第 3 の蛍光プローブを励起させる第 2 の励起光を照射することにしてもよい。このとき、第 3 の蛍光プローブとしては、第 1 , 2 の蛍光プローブが発する蛍光とは異なる波長帯域で蛍光を発する蛍光プローブを採用することにより、混色を生ずることなく、3 種類の蛍光プローブを用いた、より診断能を向上させる観察を行うことができる。

【 0 0 4 8 】

また、本実施形態においては、励起光と照明光とを観察対象に照射して、蛍光プローブの濃度分布を示す画像と反射光画像とを重ねて表示することとしたが、これに代えて、照明光の代わりに、観察対象に自家蛍光を発生させる第2の励起光を照射することにしてもよい。

自家蛍光は、近赤外域に配される薬剤蛍光とは離れた波長帯域を有しているので、薬剤蛍光と混色を生ずることなく検出することができる。

【 0 0 4 9 】

また、図5に示されるように、ダイクロイックプリズム30に代えて、ビームスプリッタ31を用いるとともに、撮像素子14aの直前に第1のフィルタ32、撮像素子14bの直前に第2のフィルタ33を設けてもよい。

このとき、ビームスプリッタ31は観察対象からの光を透過および反射に略等分に分割する特性を持つ。

【 0 0 5 0 】

また、図6に示されるように、第1のフィルタ32は400～720nmの波長帯域では透過率80%以上、730～800nmの波長帯域では透過率1%以下の特性を持つ。

また、第2のフィルタ33は400～660nmの波長帯域では透過率80%以上、690～720nmの波長帯域では透過率1%以下、730～800nmの波長帯域では透過率80%以上の特性を持つ。

【 0 0 5 1 】

これによって、上記実施形態と同等の蛍光観察を行うことができる。また、通常、ビームスプリッタ31で光線を分光すると光量が略半減してしまうが、可視域の通常光観察時には撮像素子14aと撮像素子14bとが取得した画像を合算して表示することにより、ビームスプリッタ31により分割された光でも十分な光量で観察することができる。

【 0 0 5 2 】

さらに、図7に示されるように、第1、第2の撮像光学系12、12を設けてもよい。第1の撮像光学系12によって集光された観察対象からの光は、励起光カットフィルタ13および第1のフィルタ32を透過して撮像素子14aにより受光される。同様に、第2の撮像光学系12によって集光された観察対象からの光は、励起光カットフィルタ13および第2のフィルタ33を透過して撮像素子14bにより受光される。

【 0 0 5 3 】

励起光カットフィルタ13は400～670nmの波長帯域で透過率80%以上、680～700nmの波長帯域でOD値4以上（＝透過率 1×10^{-4} 以下）、710～800nmの波長帯域で透過率80%以上の透過率特性を有している。

また、第1のフィルタ32は400～720nmの波長帯域では透過率80%以上、730nm～800nmの波長帯域では透過率1%以下の特性を持つ。

また、第2のフィルタ33は400～660nmの波長帯域では透過率80%以上、690nm～720nmの波長帯域では透過率1%以下、730～800nmの波長帯域では透過率80%以上の特性を持つ。

この構成により、上記実施形態と同等の蛍光観察および通常観察を行うことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 4 】

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

【 図 2 】 図1の内視鏡システムに用いられる励起光カットフィルタ、ダイクロイックプリズム、励起光、照明光および励起光により発生する蛍光の波長特性を示す図である。

【 図 3 】 図1の内視鏡システムの動作を説明するタイミングチャートである。

【 図 4 】 図1の内視鏡システムのパルス制御回路の動作状態を説明するタイミングチャートである。

【 図 5 】 図1の内視鏡システムの撮像ユニットの変形例を示す図である。

10

20

30

40

50

【図6】図5の撮像ユニットにおけるフィルタの透過率特性を示す図である。

【図7】図1の内視鏡システムの撮像ユニットの他の変形例を示す図である。

【図8】図7の撮像ユニットにおけるフィルタの透過率特性を示す図である。

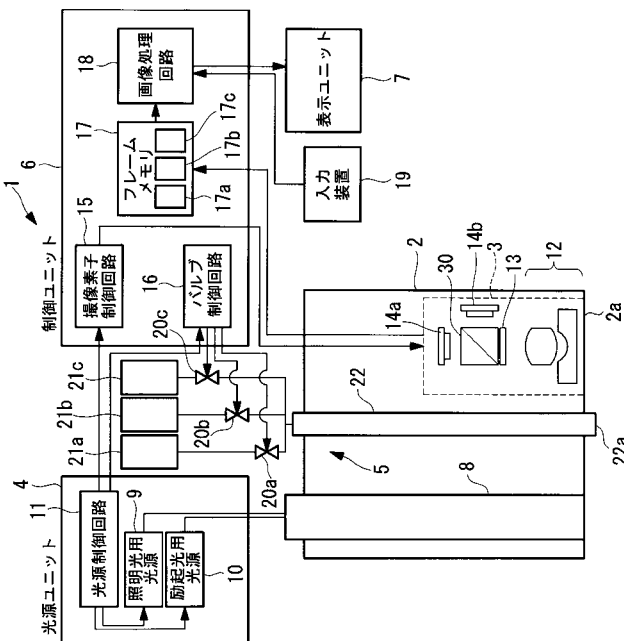
【符号の説明】

【0055】

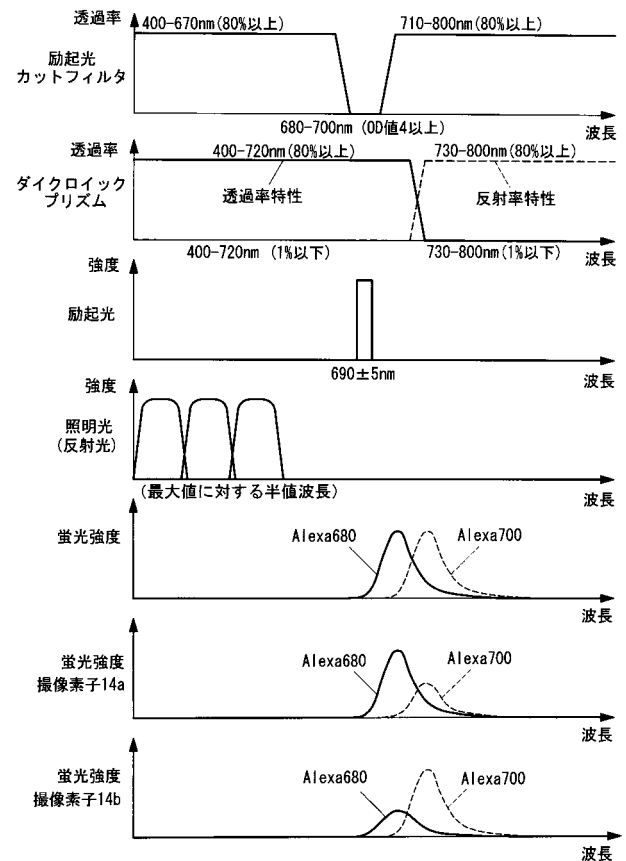
- 1 内視鏡システム
- 7 表示ユニット（表示部）
- 10 励起光用光源（光源部）
- 14a, 14b 撮像素子（撮像部）
- 18 画像処理回路（記憶部、濃度情報演算部）
- N1, N2 濃度情報

10

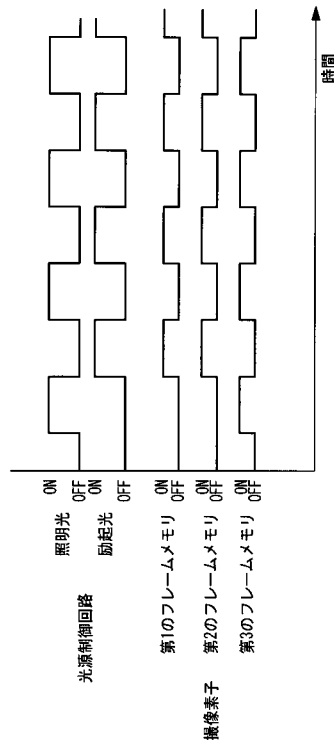
【図1】



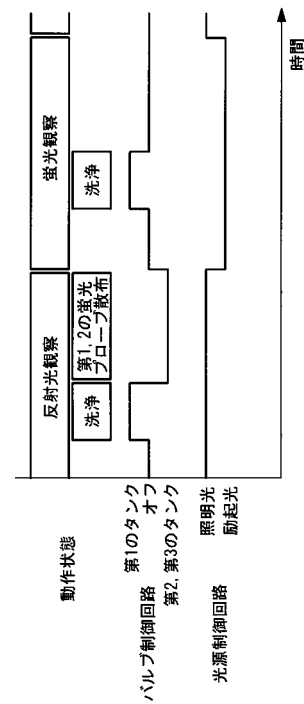
【図2】



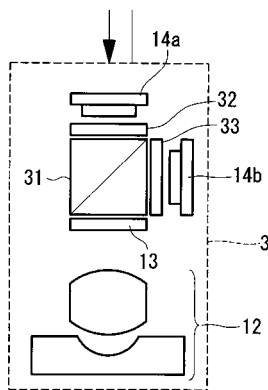
【図 3】



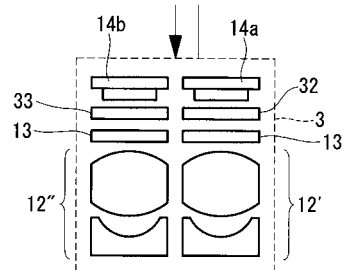
【図 4】



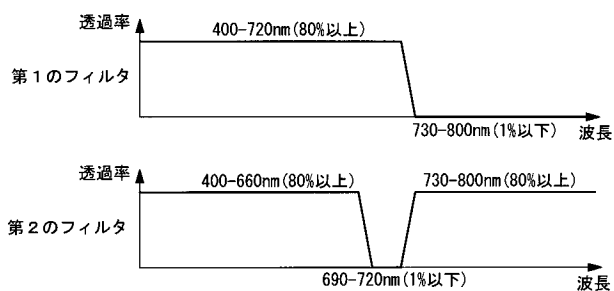
【図 5】



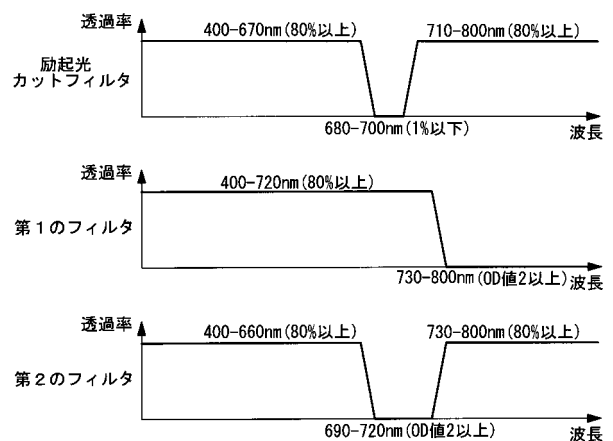
【図 7】



【図 6】



【図 8】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2G043 AA03 BA16 EA01 FA01 GA07 GB16 GB28 HA05 HA09 JA02
KA01 KA02 KA09 LA03 MA01 NA01 NA06
4C061 BB08 CC06 HH54 LL02 QQ04 WW17

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008148791A	公开(公告)日	2008-07-03
申请号	JP2006337596	申请日	2006-12-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	中岡正哉 森下弘靖		
发明人	中岡 正哉 森下 弘靖		
IPC分类号	A61B1/00 G01N21/64		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.F A61B1/00.511 A61B1/00.550		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/FA01 2G043/GA07 2G043/GB16 2G043/GB28 2G043/HA05 2G043/HA09 2G043/JA02 2G043/KA01 2G043/KA02 2G043/KA09 2G043/LA03 2G043/MA01 2G043/NA01 2G043/NA06 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/QQ04 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		

摘要(译)

解决的问题：从混合状态获得的荧光图像中获得每种荧光药物的荧光分布图像，并提高癌细胞的诊断能力。内窥镜系统（1）的至少一部分被放置在生物体的体腔中并且获取该体腔中的成像目标的图像，以激发具有不同光学特性的两种或更多种荧光剂。用于照射激发光的光源单元10和两个或更多个成像单元14a，14b设置在可插入体腔中并同时捕获从成像目标发射的荧光作为两个或更多个不同波长带的荧光的部分。并且存储单元存储关于由激发光激发时产生的荧光强度与每种荧光剂的浓度之间的相对关系以及由每个成像单元捕获的两个或更多个波长带中的图像的荧光强度之间的相对关系的信息。浓度信息计算单元（18）基于存储在存储单元中的关于相对关系的信息来计算并输出每种荧光药物的浓度信息。[选型图]图1

