

(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2007-313171

(P2007-313171A)

(43) 公開日 平成19年12月6日(2007.12.6)

(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 D 4 C 0 6 1
 A 6 1 B 1/00 3 0 0 T

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2006-148040 (P2006-148040)
 (22) 出願日 平成18年5月29日(2006.5.29)

(71) 出願人 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 中岡 正哉
 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
 Fターム(参考) 4C061 CC06 GG01 QQ01 QQ09 WW14

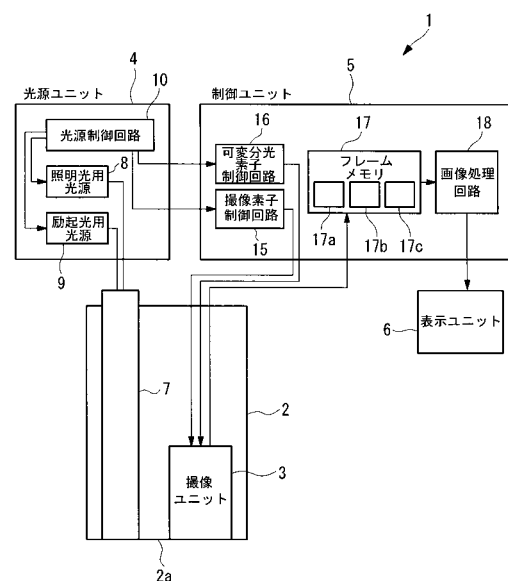
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 内視鏡の挿入部の細径化を図りつつ、分光特性の異なる複数種の光を用いた観察を可能とし、かつ、そのまま相互間の演算処理や重畳表示を行うことができる複数種の画像取得を可能として、観察精度を向上する。

【解決手段】 撮影対象に向けて照射される分光特性の異なる複数種の照射光を発生する光源部4と、照射光を撮影対象に向けて伝播する光学系7と、体腔内に入れられる部位に設けられ、複数種の照射光の照射により撮影対象から放射される複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影可能な撮像手段と、撮像手段と体腔内に入れられる部位の先端との間の光路中に配置され、分光特性を変化させて撮影対象から撮像手段に入射する光の波長帯域を変更可能な可変分光手段と、複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光の画像を同じ位置で時分割に取得するよう、光源部4、可変分光手段および撮像手段を制御する制御手段5とを備える内視鏡システム1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、

該撮影対象に向けて照射される分光特性の異なる複数種の照射光を発する光源部と、

該光源部からの照射光を前記撮影対象に向けて伝播する光学系と、

前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記複数種の照射光の照射により撮影対象から放射される複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影可能な撮像手段と、

該撮像手段と前記体腔内に入れられる部位の先端との間の光路中に配置され、分光特性を変化させて前記撮影対象から撮像手段に入射する光の波長帯域を変更可能な可変分光手段と、

前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光の画像を同じ位置で時分割に取得するよう、前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段を制御する制御手段とを備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

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、

該撮影対象に向けて照射される分光特性の異なる複数種の照射光を発する光源部と、

該光源部からの照射光を前記撮影対象に向けて伝播する光学系と、

前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記複数種の照射光の照射により撮影対象から放射される複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影可能な撮像手段と、

該撮像手段と前記体腔内に入れられる部位の先端との間の光路中に配置され、前記撮影対象から撮像手段に入射する光を空間的に分光する分光手段と、

前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光の画像を実質的に同時に取得するよう、前記光源部および前記撮像手段を制御する制御手段とを備える内視鏡システム。

20

【請求項 3】

前記分光手段が、前記撮像手段の前段に配置された異なる波長特性を有する複数の光学フィルタである請求項 2 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 4】

前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光は、前記撮像手段が前記撮影対象に対して相対的に移動する前に撮影される請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光が、連続的に撮影される請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記複数の波長帯域の蛍光の撮影により取得された複数の蛍光画像間において演算処理を行う画像演算処理手段を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

前記画像演算処理手段により演算処理された画像を表示する表示手段を備える請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記複数の波長帯域の蛍光が、1 以上の波長帯域の照射光で複数の蛍光物質を励起することにより発生される請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記複数の波長帯域の蛍光の少なくとも 1 つは、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合する蛍光薬剤または観察対象内部に蓄積する蛍光薬剤が前記照射光により励起さ

50

れて発せられる赤色から近赤外の波長帯域の蛍光である請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 0】

前記蛍光とは波長帯域の異なる光が、前記撮影対象からの可視帯域の反射光である請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 1】

前記複数の波長帯域の蛍光の少なくとも 1 つは、前記撮影対象内部に生来存在する物質が前記照射光により励起されて発せられる蛍光である請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記可変分光手段が、前記撮影対象から発せられる蛍光の内、少なくとも 1 つの波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可する第 1 の状態と、その波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第 2 の状態とを有する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記可変分光手段が、

前記撮影対象から発せられる蛍光の内、第 1 の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可し、該第 1 の波長帯域とは異なる第 2 の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第 1 の状態と、

前記第 1 の波長帯域および第 2 の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第 2 の状態と、

前記第 1 の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止し、前記第 2 の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可する第 3 の状態とを有する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記可変分光手段が、全ての状態において、その分光特性に共通の通過帯域を有する請求項 1 2 または請求項 1 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

前記共通の通過帯域が、赤色、緑色および青色で構成される可視帯域において、緑色から青色の波長帯域の少なくとも一部を含む請求項 1 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 6】

前記制御手段が、前記光源部から発せられる複数種の照射光を時分割に切り替える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記制御手段が、前記光源部の発する照射光の切り替えと、前記可変分光手段の分光特性の切り替えとを同期して行う請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

前記制御手段が、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じた該光源部の調光または前記撮像手段の露出調整により前記撮像手段の露光量を制御する請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記可変分光手段が、隙間をあけて互いに対向する光学部材を備え、これら光学部材の間隙の大きさを変更して分光透過率を変化させる請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 0】

前記反射光が、ヘモグロビンの光の吸収帯域を含み、かつ、赤色、緑色および青色の各帯域を合わせて構成される前記撮像手段の分光感度帯域の内、緑色から青色帯域より狭い帯域の波長の光である請求項 1 0 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 1】

前記光源部が、体腔外に配置されている請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 2】

10

20

30

40

50

前記露光量が、前記撮像手段により取得された少なくとも1つの画像の強度に基づいて制御される請求項18に記載の内視鏡システム。

【請求項23】

前記演算処理が、前記撮像手段により取得された少なくとも1つの画像の強度で他の画像の強度を規格化する処理である請求項6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】

10

【0002】

内視鏡システムを用いた生体の内視鏡観察において、生体の状態を精度よく観察するためには、分光特性の異なる複数種の光を用いた観察方法を行うことが好ましい。

分光特性の異なる複数種の光を用いた観察が可能な内視鏡としては、例えば、特許文献1に開示されているものがある。

特許文献1に開示されている内視鏡は、透過率特性可変の可変分光素子を内視鏡の光学系に用いたものである。

【特許文献1】特許第2802061号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0003】

しかしながら、この特許文献1に開示されている内視鏡は、単に異なる波長帯域の光を撮影して画像を取得し、提示するものである。このため、取得された複数種の画像が、位置ずれしていたり距離が変動していたりして、そのまま相互間の演算処理や重畳表示を行うことが困難であるという問題がある。これを解決するには、複雑な像ブレ補正等を行わなければならない、システムが複雑になるという不都合もある。

【0004】

本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであって、内視鏡の挿入部の細径化を図りつつ、分光特性の異なる複数種の光を用いた観察を可能とし、かつ、そのまま相互間の演算処理や重畳表示を行うことができる複数種の画像取得を可能として、観察精度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。

30

【課題を解決するための手段】

【0005】

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、該撮影対象に向けて照射される分光特性の異なる複数種の照射光を発する光源部と、該光源部からの照射光を前記撮影対象に向けて伝播する光学系と、前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記複数種の照射光の照射により撮影対象から放射される複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影可能な撮像手段と、該撮像手段と前記体腔内に入れられる部位の先端との間の光路中に配置され、分光特性を変化させて前記撮影対象から撮像手段に入射する光の波長帯域を変更可能な可変分光手段と、前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光の画像を同じ位置で時分割に取得するよう、前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段を制御する制御手段とを備える内視鏡システムを提供する。

40

【0006】

また、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、該撮影対象に向けて照射される分光特性の異なる複数種の照射光を発する光源部と、該光源部からの照射光を前記撮影対象に向けて伝播する光学系と、前記体腔内に入れられる部位に設けられ、前記複数種の照射光の照射により撮影対象から放射される複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光を撮

50

影可能な撮像手段と、該撮像手段と前記体腔内に入れられる部位の先端との間の光路中に配置され、前記撮影対象から撮像手段に入射する光を空間的に分光する分光手段と、前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光の画像を実質的に同時に取得するよう、前記光源部および前記撮像手段を制御する制御手段とを備える内視鏡システムを提供する。

【0007】

上記発明においては、前記分光手段が、前記撮像手段の前段に配置された異なる波長特性を有する複数の光学フィルタであることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光は、前記撮像手段が前記撮影対象に対して相対的に移動する前に撮影されることとしてよい。

10

【0008】

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光および該蛍光とは波長帯域の異なる光が、連続的に撮影されることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光の撮影により取得された複数の蛍光画像間において演算処理を行う画像演算処理手段を備えることとしてもよい。

【0009】

また、上記発明においては、前記画像演算処理手段により演算処理された画像を表示する表示手段を備えることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光が、1以上の波長帯域の照射光で複数の蛍光物質を励起することにより発生されることとしてもよい。

20

【0010】

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光の少なくとも1つは、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合する蛍光薬剤または観察対象内部に蓄積する蛍光薬剤が前記照射光により励起されて発せられる赤色から近赤外の波長帯域の蛍光であることとしてもよい。

【0011】

また、上記発明においては、前記蛍光とは波長帯域の異なる光が、前記撮影対象からの可視帯域の反射光であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記複数の波長帯域の蛍光の少なくとも1つは、前記撮影対象内部に生来存在する物質が前記照射光により励起されて発せられる蛍光であることとしてよい。

30

【0012】

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、前記撮影対象から発せられる蛍光の内、少なくとも1つの波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可する第1の状態と、その波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第2の状態とを有することとしてもよい。

【0013】

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、前記撮影対象から発せられる蛍光の内、第1の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可し、該第1の波長帯域とは異なる第2の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第1の状態と、前記第1の波長帯域および第2の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止する第2の状態と、前記第1の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を阻止し、前記第2の波長帯域の蛍光の前記撮像手段への入射を許可する第3の状態とを有することとしてもよい。

40

【0014】

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、全ての状態において、その分光特性に共通の通過帯域を有することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記共通の通過帯域が、赤色、緑色および青色で構成される可視帯域において、緑色から青色の波長帯域の少なくとも一部を含むこととしてもよい。

50

【0015】

また、上記発明においては、前記制御手段が、前記光源部から発せられる複数種の照射光を時分割に切り替えることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記制御手段が、前記光源部の発する照射光の切り替えと、前記可変分光手段の分光特性の切り替えとを同期して行うこととしてもよい。

【0016】

また、上記発明においては、前記制御手段が、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じた該光源部の調光または前記撮像手段の露出調整により前記撮像手段の露光量を制御することとしてもよい。

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、隙間をあけて互いに対向する光学部材を備え、これら光学部材の間隙の大きさを変更して分光透過率を変化させることとしてもよい。

【0017】

また、上記発明においては、前記反射光が、ヘモグロビンの光の吸収帯域を含み、かつ、赤色、緑色および青色の各帯域を合わせて構成される前記撮像手段の分光感度帯域の内、緑色から青色帯域より狭い帯域の波長の光であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記光源部が、体腔外に配置されていることとしてもよい。

【0018】

また、上記発明においては、前記露光量が、前記撮像手段により取得された少なくとも1つの画像の強度に基づいて制御されることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記演算処理が、前記撮像手段により取得された少なくとも1つの画像の強度で他の画像の強度を規格化する処理であることとしてもよい。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、内視鏡の挿入部の細径化を図りつつ、分光特性の異なる複数種の光を用いた観察を可能とし、かつ、そのまま相互間の演算処理や重畳表示を行うことができる複数種の画像取得を可能として、観察精度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】

【0020】

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。

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(撮像手段)3と、複数種の光を発する光源ユニット(光源部)4と、前記撮像ユニット3および光源ユニット4を制御する制御ユニット(制御手段)5と、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(出力手段)6とを備えている。

【0021】

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(導光光学系)7とを備えている。

前記光源ユニット4は、体腔内の観察対象A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(照明光)を発する照明光用光源8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9と、これらの光源8,9を制御する光源制御回路10とを備えている。

【0022】

前記照明光用光源8は、例えば、図示しないキセノンランプおよびバンドパスフィルタを組み合わせたもので、バンドパスフィルタの50%透過域は、430～460nmである。すなわち、照明光用光源8は、波長帯域430～460nmの照明光を発生するよう

10

20

30

40

50

になっている。

【0023】

前記励起光用光源9は、例えば、ピーク波長 405 ± 5 nmの励起光を出射する半導体レーザーである。この波長の励起光は、図3に示される複数の自家蛍光成分を励起することができる。

前記光源制御回路10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8と励起光用光源9とを点灯および消灯させるようになっている。

【0024】

前記撮像ユニット3は、図2に示されるように、観察対象Aから入射される光を集光する撮像光学系11と、観察対象A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12と、制御ユニット5の作動により分光特性を変化させられる可変分光素子(可変分光手段)13と、撮像光学系11により集光された光を撮影して電気信号に変換する撮像素子14とを備えている。

10

【0025】

前記可変分光素子13は、平行間隔を空けて配置され対向面に反射膜が設けられた2枚の平板状の光学部材13a, 13bと、該光学部材13a, 13bの間隔を変化させるアクチュエータ13cとを備えるエタロン型の光学フィルタである。アクチュエータ13cは、例えば、圧電素子である。この可変分光素子13は、アクチュエータ13cの作動により光学部材13a, 13bの間隔寸法を変化させることで、その透過する光の波長帯域を変化させることができるようになっている。

20

【0026】

さらに具体的には、可変分光素子13は、図3に示されるように、1つの固定透過帯域および1つの可変透過帯域の2つの透過帯域を有する透過率波長特性を有している。固定透過帯域は、可変分光素子13の状態によらず、常に入射光を透過するようになっている。また、可変透過帯域は可変分光素子13の状態に応じて透過率特性が変化するようになっている。

【0027】

本実施形態において、可変分光素子13は、生体内に生来存在する物質が励起光により励起されることによって発せられる2つの蛍光(自家蛍光)のうち、長波長側の波長を含む波長帯域(例えば、 $620 \sim 650$ nm)に可変透過帯域を備えている。そして、可変分光素子13は、制御ユニット5からの制御信号に応じて2つの状態に変化するようになっている。

30

【0028】

第1の状態は、可変透過帯域での透過率を50%以上に増大させ、長波長側の自家蛍光を透過させる状態である。第2の状態は、可変透過帯域での透過率を20%以下に低下させ、長波長側の自家蛍光を遮断する状態である。

第2の状態は、可変透過帯域の波長域を第1の状態から変化させることによって、自家蛍光を遮断してもよい。

【0029】

固定透過帯域は、例えば、 $430 \sim 560$ nmの範囲に配置され、透過率60%以上に固定されている。

40

また、固定透過帯域は、短波長側の自家蛍光の波長および照明光に対する反射光の波長を含む波長帯域に位置し、上記第1および第2の状態のいずれの場合においても短波長側の自家蛍光および反射光を撮像素子14に向けて透過させることができるようになっている。

【0030】

また、前記励起光カットフィルタ12は、 $395 \sim 415$ nmの波長帯域でOD値4以上(=透過率 1×10^{-4} 以下)、 $430 \sim 650$ nmの波長帯域で透過率80%以上である。

【0031】

50

前記制御ユニット5は、図1に示されるように、撮像素子14を駆動制御する撮像素子制御回路15と、可変分光素子13を駆動制御する可変分光素子制御回路16と、撮像素子14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6の出力する画像処理回路18とを備えている。

【0032】

撮像素子制御回路15および可変分光素子制御回路16は、前記光源制御回路10に接続され、光源制御回路10による照明光用光源8および励起光用光源9の切り替えに同期して可変分光素子13および撮像素子14を駆動制御するようになっている。

【0033】

具体的には、図4のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路10の作動により、励起光用光源9から励起光が発せられるときには、可変分光素子制御回路16が、可変分光素子13を第1の状態に維持して、撮像素子制御回路15が撮像素子14から出力される画像情報を第1のフレームメモリ17aに出力させるようになっている。また、励起光用光源9から励起光が発せられてから所定時間経過後に、可変分光素子制御回路16が、可変分光素子13を第2の状態として、撮像素子制御回路15が撮像素子14から出力される画像情報を第2のフレームメモリ17bに出力するようになっている。さらに、照明光用光源8から照明光が発せられるときには、可変分光素子制御回路16が、可変分光素子13を再度第1の状態に切り替えるとともに、撮像素子制御回路15が撮像素子14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。

10

20

【0034】

したがって、第1のフレームメモリ17aに記憶される画像情報は、可変分光素子13を第1の状態として、励起光を照射することにより得られる画像情報であるから、2つの蛍光成分が混合された第1の蛍光画像情報となっている。また、第2のフレームメモリ17bに記憶される画像情報は、可変分光素子13を第2の状態として、励起光を照射することにより得られる画像情報であるから、短波長側の蛍光成分のみを含む第2の蛍光画像情報となっている。さらに、第3のフレームメモリ17cに記憶される画像情報は、可変分光素子13を第1の状態として、照明光を照射することにより得られる画像情報であるから、反射光画像情報となっている。

30

【0035】

また、前記画像処理回路18は、例えば、第2の蛍光画像情報を第2のフレームメモリ17bから受け取って表示ユニット6の第1のチャンネルに出力し、第1および第2の蛍光画像情報を第1および第2のフレームメモリ17a, 17bから受け取って、第1の蛍光画像情報から第2の蛍光画像情報を減算処理したものを表示ユニット6の第2のチャンネルに出力し、反射光画像情報を第3のフレームメモリ17cから受け取って表示ユニット6の第3のチャンネルに出力するようになっている。

【0036】

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。

40

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Aを撮像するには、挿入部2を体腔内に挿入し、その先端2aを体腔内の撮影対象A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5を作動させ、光源制御回路10の作動により、照明光用光源8および励起光用光源9を切り替えて作動させて照明光および励起光をそれぞれ発生させる。

【0037】

光源ユニット4において発生した励起光および照明光は、それぞれライトガイド7を介して挿入部2の先端2aまで伝播され、挿入部2の先端2aから撮影対象Aに向けて照射される。

励起光が撮影対象Aに照射された場合には、撮影対象Aに生来存在している蛍光物質が

50

励起されて2種類の自家蛍光が発せられる。撮影対象Aから発せられた自家蛍光は、撮像ユニット3の撮像光学系11により集光され励起光カットフィルタ12を透過し可変分光素子13に入射される。

【0038】

可変分光素子13は、可変分光素子制御回路16の作動により励起光用光源9の作動に同期して第1の状態が維持されているので、2つの自家蛍光成分に対する透過率が増大させられており、入射された2つの自家蛍光成分をいずれも透過させることができる。そして、可変分光素子13を透過した2つの自家蛍光成分は撮像素子14に入射され、第1の蛍光画像情報が取得される。取得された第1の蛍光画像情報は、第1のフレームメモリ17aに記憶される。

10

【0039】

この場合に、撮影対象Aに照射された励起光の一部が、撮影対象Aにおいて反射され、自家蛍光成分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12が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子14に入射されることが阻止される。

【0040】

次いで、可変分光素子13は、可変分光素子制御回路16の作動により、励起光用光源9の作動から所定時間後に第2の状態に切り替えられるので、長波長側の自家蛍光成分に対する透過率が低下させられ、入射された2つの自家蛍光成分の内、短波長側の自家蛍光成分のみを透過させるようになる。そして、可変分光素子13を透過した短波長側の自家

20

【0041】

一方、照明光が撮影対象Aに照射された場合には、撮影対象Aの表面において照明光が反射され、撮像光学系11により集光されて励起光カットフィルタ12を透過し、可変分光素子13に入射される。照明光の反射光の波長帯域は、可変分光素子13の固定透過帯域に位置しているので、可変分光素子13に入射された反射光は全て可変分光素子13を透過させられる。

そして、可変分光素子13を透過した反射光は撮像素子14に入射され、反射光画像情報が取得される。取得された反射光画像情報は、第3のフレームメモリ17cに記憶される。

30

【0042】

その後、画像処理回路18は、第1、第2のフレームメモリ17a, 17bに記憶されている第1、第2の蛍光画像情報を読み出して、第1の蛍光画像情報から第2の蛍光画像情報を減算処理することにより、長波長側の自家蛍光成分の蛍光画像情報を生成して表示ユニット6の第2のチャンネルに出力し、第2のフレームメモリ17bから読み出した第2の蛍光画像情報をそのまま表示ユニット6の第1のチャンネルに出力し、第3のフレームメモリ17cから読み出した反射光画像情報をそのまま表示ユニット6の第2のチャンネルに出力し、表示ユニット6により表示させる。

【0043】

このように、本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、2種類の自家蛍光画像と反射光画像とを合成した画像を使用者に提供することができる。

40

この場合において、本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、光源ユニット4における複数の光源8, 9の切替と同期させて可変分光素子13の状態を切り替え、また、励起光用光源9からの励起光の照射中に可変分光素子13の状態を切り替えて、2つの蛍光画像情報および1つの反射光画像情報を同じ位置で時分割に取得することができる。

【0044】

その結果、撮影対象Aに対する撮像素子14の相対位置または姿勢が変更される前に、2つの蛍光画像情報および1つの反射光画像情報を取得することができ、蛍光画像間の演算処理による長波長側の蛍光画像の抽出を正確に行うことができる。また、反射光画像と

50

蛍光画像とを重畳表示する場合においても、複雑な補正処理を行うことなく、位置ずれのない鮮明な画像表示を行うことができる。その結果、内視鏡システム1の複雑化を防止することができる。

【0045】

また、光源ユニット4における複数の光源8, 9の切替と同期させて可変分光素子13の状態を切り替えるので、波長帯域の異なる複数種の蛍光や反射光を同一の撮像素子14により撮影することができる。したがって、蛍光や反射光に対応した複数の撮影光学系を設ける必要がない。その結果、挿入部2を細径化することができる。

【0046】

また、本実施形態に係る内視鏡システム1によれば、平板状の光学部材13a, 13bの間隔を変更するだけで光の透過率特性を変化させる可変分光素子13を用いているので、極めて小型の可変分光素子13および撮像素子14を挿入部2先端2aに配置することができる。したがって、撮影対象Aからの蛍光や反射光をファイババンドルを用いて体外に取り出す必要がない。

【0047】

また、生体の体腔内であっても生体組織を透過する外光が存在するため、特に蛍光観察のように微弱な光を観察する際にはノイズを低減することが重要であるが、本実施形態においては、撮像ユニット3に可変分光素子13を設けることによって、観察する波長帯域が変わっても常に観察対象の波長以外の光を遮光することができるため、ノイズを低減した良好な画像を得ることができる。

【0048】

さらに、本実施形態においては、照明光用光源8が、波長帯域430~460nmの照明光を発生する。この波長帯域は、ヘモグロビンの吸収帯域を含んでいるので、その反射光を撮像すると生体の表面に比較的近い血管の構造等の情報を取得することができる。

【0049】

なお、本実施形態に係る内視鏡システム1においては、撮像ユニット3において、挿入部2先端2a側から撮像光学系11、励起光カットフィルタ12および可変分光素子13の順に配列したが、これらの部品の配列順序はこれに限定されるものではなく、任意の配列順序を採用することができる。

【0050】

次に、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡システム1について、図5~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1の実施形態に係る内視鏡システム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。

【0051】

本実施形態に係る内視鏡システム1は、2つの自家蛍光と反射光とを撮影する第1の実施形態に係る内視鏡システム1に加えて、1つの薬剤蛍光を撮影するものである。

光源ユニット4には、図5に示されるように、励起光用光源9に加えて、他の励起光用光源20が備えられている。また、フレームメモリ17には、第4のフレームメモリ17dが新たに備えられている。また、制御ユニット5には、観察モード選択回路25が新たに備えられている。

【0052】

励起光用光源20は、例えば、ピーク波長 660 ± 5 nmの励起光を出射する半導体レーザである。この波長の励起光は、図6に示されるように、700nm付近にピークを有する蛍光を発生する蛍光薬剤を励起することができるようになっている。

可変分光素子13は、図6に示されるように、1つの固定透過帯域および1つの可変透過帯域の2つの透過帯域を有する透過率波長特性を有している。固定透過帯域は、可変分光素子13の状態によらず、常に入射光を透過するようになっている。また、可変透過帯域は可変分光素子13の状態に応じて透過帯域が変化するようになっている。

【0053】

10

20

30

40

50

本実施形態において、可変分光素子 13 は、制御ユニット 5 からの制御信号に応じて 3 つの状態に可変透過帯域を移動させるようになっている。

すなわち、第 1 の状態は、生体内に生来存在する物質が励起光により励起されることによって発せられる 2 つの蛍光（自家蛍光）のうち、長波長側の波長を含む波長帯域（例えば、620 ~ 650 nm）に可変透過帯域が一致する状態である。これにより、長波長側の自家蛍光を透過させることができる。

【0054】

第 3 の状態は、薬剤蛍光の波長帯域（例えば、685 ~ 715 nm）に可変透過帯域が一致する状態である。これにより、薬剤蛍光を透過させることができる。

第 2 の状態は、第 1 の状態および第 3 の状態とは異なる波長帯域（例えば、565 ~ 595 nm）に可変透過帯域を有する状態である。これにより、長波長側の自家蛍光および薬剤蛍光を遮断することができる。

【0055】

固定透過帯域は、例えば、430 ~ 560 nm の範囲に配置され、透過率 60 % 以上に固定されている。

また、固定透過帯域は、短波長側の自家蛍光の波長および照明光に対する反射光の波長を含む波長帯域に位置し、上記第 1 および第 2 の状態のいずれの場合においても短波長側の自家蛍光および反射光を撮像素子 14 に向けて透過させることができるようになっている。

【0056】

また、前記励起光カットフィルタ 12 は、395 ~ 415 nm の波長帯域で OD 値 4 以上（= 透過率 1×10^{-4} 以下）、430 ~ 650 nm の波長帯域で透過率 80 % 以上である。

また、励起光カットフィルタ 12 に加えて、570 ~ 590 nm の波長帯域で、OD 値 2 以上（= 透過率 1×10^{-2} 以下）、430 ~ 560 nm および 600 ~ 720 nm の波長帯域で透過率 50 % 以上となるノッチフィルタを配置しておくことが好ましい。このようにすることで、可変分光素子 13 における可変透過帯域の切替に伴って変動する固定透過帯域の長波長側の透過率特性を修正することができる。

【0057】

図 7 のタイミングチャートに示されるように、光源制御回路 10 の作動により、励起光用光源 9 から第 1 の励起光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 16 が、可変分光素子 13 を第 1 の状態に維持して、撮像素子制御回路 15 が撮像素子 14 から出力される画像情報を第 1 のフレームメモリ 17 a に出力させる。

また、励起光用光源 9 から第 1 の励起光が発せられてから所定時間経過後に、可変分光素子制御回路 16 が、可変分光素子 13 を第 2 の状態として、撮像素子制御回路 15 が撮像素子 14 から出力される画像情報を第 2 のフレームメモリ 17 b に出力させる。

【0058】

さらに、励起光用光源 20 から第 2 の励起光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 16 が、可変分光素子 13 を第 3 の状態に切り替えるとともに、撮像素子制御回路 15 が撮像素子 14 から出力される画像情報を第 3 のフレームメモリ 17 c に出力させる。

また、照明光用光源 8 から照明光が発せられるときには、可変分光素子制御回路 16 が、可変分光素子 13 を再度第 1 の状態に切り替えるとともに、撮像素子制御回路 15 が撮像素子 14 から出力される画像情報を第 4 のフレームメモリ 17 d に出力するようになっている。

【0059】

したがって、第 1 のフレームメモリ 17 a に記憶される画像情報は、可変分光素子 13 を第 1 の状態として、第 1 の励起光を照射することにより得られる画像情報であるから、2 つの自家蛍光成分が混合された混合自家蛍光画像情報となっている。また、第 2 のフレームメモリ 17 b に記憶される画像情報は、可変分光素子 13 を第 2 の状態として、第 1 の励起光を照射することにより得られる画像情報であるから、短波長側の自家蛍光成分の

みを含む短波長域自家蛍光画像情報となっている。さらに、第3のフレームメモリ17cに記憶される画像情報は、可変分光素子13を第3の状態として、第2の励起光を照射することにより得られる画像情報であるから、薬剤蛍光のみを含む薬剤蛍光画像情報となっている。また、第4のフレームメモリ17dに記憶される画像情報は、可変分光素子13を第1の状態にして照明光を照射することにより得られる画像情報であるから、反射光画像情報となっている。

【0060】

また、観察モード選択回路25は、観察者の入力により、表示すべき画像情報を選択させるようになっている。上述したように、本実施形態に係る内視鏡システム1は、2つの自家蛍光成分、1つの薬剤蛍光成分および反射光成分の4つの画像を取得することができる。通常が表示ユニット6の出力チャンネルは、赤、緑および青の第1～第3のチャンネルの3つであるから、観察モード選択回路25を介して、4つの画像の内の3つの画像を選択して重畳表示することができるようになっている。

10

【0061】

例えば、短波長域自家蛍光画像情報、薬剤蛍光画像情報および反射光画像情報を重畳表示したい場合には、第2～第4のフレームメモリ17b～17dに記憶されている画像情報をそのまま表示ユニット6の第1～第3のチャンネルに出力させればよい。

また、長波長側の自家蛍光成分のみを含む長波長域自家蛍光画像情報を表示したい場合には、観察モード選択回路25は、画像処理回路18を作動させ、第1のフレームメモリ17aから受け取った混合自家蛍光画像情報から第2のフレームメモリ17bから受け取った短波長域自家蛍光画像情報を減算処理することにより長波長域自家蛍光画像情報を算出し、表示ユニット6のいずれかのチャンネルに出力させることとすればよい。

20

【0062】

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。

ここでは、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Aの長波長側自家蛍光画像情報、薬剤蛍光画像情報および反射光画像情報を表示ユニット6に重畳表示する場合について説明する。

【0063】

本実施形態に係る内視鏡システム1を用いて撮影対象Aの観察を行うには、まず、蛍光薬剤を体内に注入するとともに、挿入部2を体腔内に挿入し、その先端2aを体腔内の撮影対象A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5を作動させ、光源制御回路10の作動により、照明光用光源8および励起光用光源9、20を切り替えて作動させて照明光および第1、第2の励起光をそれぞれ発生させる。

30

【0064】

光源ユニット4において発生した第1、第2の励起光および照明光は、それぞれライトガイド7を介して挿入部2の先端2aまで伝播され、挿入部2の先端2aから撮影対象Aに向けて照射される。

第1の励起光が撮影対象Aに照射された場合には、撮影対象Aに生来存在している蛍光物質が励起されて2種類の自家蛍光が発せられる。撮影対象Aから発せられた自家蛍光は、撮像ユニット3の撮像光学系11により集光され励起光カットフィルタ12を透過し可変分光素子13に入射される。

40

【0065】

可変分光素子13は、可変分光素子制御回路16の作動により励起光用光源9の作動に同期して第1の状態が維持されているので、2つの自家蛍光成分に対する透過率が增大させられており、入射された2つの自家蛍光成分をいずれも透過させることができる。そして、可変分光素子13を透過した2つの自家蛍光成分は撮像素子14に入射され、混合自家蛍光画像情報が取得される。取得された混合自家蛍光画像情報は、第1のフレームメモリ17aに記憶される。

【0066】

50

この場合に、撮影対象 A に照射された励起光の一部が、撮影対象 A において反射され、自家蛍光成分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 2 が設けられているので、励起光は遮断され、撮像素子 1 4 に入射されることが阻止される。

【0067】

次いで、可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 6 の作動により、励起光用光源 9 の作動から所定時間後に第 2 の状態に切り替えられるので、入射された 2 つの自家蛍光成分の内、短波長側の自家蛍光成分のみを透過させるようになる。そして、可変分光素子 1 3 を透過した短波長側の自家蛍光成分は撮像素子 1 4 に入射され、短波長域自家蛍光画像情報が取得される。取得された短波長域自家蛍光画像情報は、第 2 のフレームメモリ 1 7 b に記憶される。

【0068】

また、第 2 の励起光が撮影対象 A に照射された場合には、撮影対象 A に浸透している蛍光薬剤が励起されて薬剤蛍光が発せられる。薬剤蛍光は、撮像ユニット 3 の撮像光学系 1 1 により集光され励起光カットフィルタ 1 2 を透過し可変分光素子 1 3 に入射される。

可変分光素子 1 3 は、可変分光素子制御回路 1 6 の作動により励起光用光源 2 0 の作動に同期して第 3 の状態に切り替えられるので、薬剤蛍光成分に対する透過率が増大させられており、入射された薬剤蛍光を透過させることができる。そして、可変分光素子 1 3 を透過した薬剤蛍光は撮像素子 1 4 に入射され、薬剤蛍光画像情報が取得される。取得された薬剤蛍光画像情報は、第 3 のフレームメモリ 1 7 c に記憶される。

【0069】

一方、照明光が撮影対象 A に照射された場合には、撮影対象 A の表面において照明光が反射され、撮像光学系 1 1 により集光されて励起光カットフィルタ 1 2 を透過し、可変分光素子 1 3 に入射される。照明光の反射光の波長帯域は、可変分光素子 1 3 の固定透過帯域に位置しているので、可変分光素子 1 3 に入射された反射光は全て可変分光素子 1 3 を透過させられる。

そして、可変分光素子 1 3 を透過した反射光は撮像素子 1 4 に入射され、反射光画像情報が取得される。取得された反射光画像情報は、第 4 のフレームメモリ 1 7 d に記憶される。

【0070】

その後、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 に記憶されている混合自家蛍光画像情報および短波長域自家蛍光画像情報を読み出して、混合自家蛍光画像情報から短波長域自家蛍光画像情報を減算処理することにより、長波長域自家蛍光画像情報を生成する。そして、このようにして算出された長波長域自家蛍光画像情報、薬剤蛍光画像情報および反射光画像情報がそれぞれ、表示ユニット 6 の第 1 ~ 第 3 のチャンネルに出力されることにより、表示ユニット 6 により重畳表示されることになる。

【0071】

このように、本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、長波長域自家蛍光画像と薬剤蛍光画像と反射光画像とを合成した画像を使用者に提供することができる。

この場合において、本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、光源ユニット 4 における複数の光源 8 , 9 , 2 0 の切替と同期させて可変分光素子 1 3 の状態を切り替え、また、励起光用光源 9 からの第 1 の励起光の照射中に可変分光素子 1 3 の状態を切り替えて、2 つの自家蛍光画像情報、1 つの薬剤蛍光画像情報および 1 つの反射光画像情報を同じ位置で時分割に取得することができる。

【0072】

その結果、撮影対象 A に対する撮像素子 1 4 の相対位置または姿勢が変更される前に、3 つの蛍光画像情報および 1 つの反射光画像情報を取得することができ、蛍光画像間の演算処理による長波長側の自家蛍光画像の抽出を正確に行うことができる。また、3 つの蛍光画像と 1 つの反射光画像とを、複雑な補正処理を行うことなく重畳表示でき、位置ずれのない鮮明な画像表示を行うことができる。その結果、内視鏡システム 1 の複雑化を防

10

20

30

40

50

止することができる。

【0073】

なお、本実施形態においては、全ての画像情報を取得する場合について説明したが、長波長域自家蛍光画像情報を表示しない場合には、混合自家蛍光画像情報の取得ステップは不要である。また、全ての光源を作動させる場合について説明したが、選択されない画像情報がある場合には、観察モード選択回路25からの指示により光源制御回路10が一部の光源の作動を停止させることとしてもよい。その場合には、可変分光素子制御回路16および撮像素子制御回路15も図7とは異なるタイミングチャートに従って制御されることとなる。

【0074】

また、観察モード選択回路25による観察方法の選択により、得られた画像情報の内の1つで他の3つの画像情報を規格化した規格化画像情報を生成し、これらを重畳表示させることとしてもよい。例えば、薬剤蛍光画像情報を長波長域自家蛍光画像情報で画素ごとに除算した規格化薬剤蛍光画像情報を第1のチャンネルに、短波長域自家蛍光画像情報を長波長域自家蛍光画像情報で画素ごとに除算した規格化自家蛍光画像情報を第2のチャンネルに、反射光画像情報を長波長域自家蛍光画像情報で画素ごとに除算した規格化反射光画像情報を第3のチャンネルに、それぞれ出力することとしてもよい。

【0075】

このようにすることで、光源からの光量の変動や、撮影対象Aからの距離の変動に基づく撮像素子14における露光量の変動を調整することができるという利点がある。また、規格化により微小光量の画素を強調し、病変等の注目部位をより目立つように表示することもできるという利点がある。

【0076】

また、これに代えて、いずれかの画像情報の全体または一部の範囲内での平均値または最大値を算出して光源制御回路10にフィードバックし、各光源の光量の調節を行うことにより撮像素子14における露光量を調節することとしてもよい。

【0077】

次に、本発明の第3の実施形態に係る内視鏡システム1 について、図8～図10を参照して以下に説明する。

本実施形態に係る内視鏡システム1 は、第1、第2の実施形態に係る内視鏡システム1, 1 が、可変分光素子13を使用していたのに対し、モザイクフィルタ30を使用する点において相違している。

【0078】

モザイクフィルタ30は、図8に示されるように、撮像素子14の前段に配置される。モザイクフィルタ30は、図9に示されるように、撮像素子14の各画素に対応して、複数種のフィルタ片30a～30cを配置したものであり、本実施形態においては3種類のフィルタ片30a～30cを備えている。

【0079】

モザイクフィルタ30の各フィルタ片30a～30cは、図10に示されるような透過率特性を有している。すなわち、全てのフィルタ片30a～30cは、短波長側に共通の透過帯域を有し、それよりも長波長側においてそれぞれ異なる透過帯域を有している。これにより、3種類のフィルタ片30a～30cは全体として、上述した第2の実施形態に係る内視鏡システム1 の可変分光素子13と同等の透過率特性を有していることになる。

【0080】

そこで、第2の実施形態に係る内視鏡システム1 と同様の光源8, 9, 20およびタイミングチャートを用いて、同一種類のフィルタ片30a～30cに対応する画素により取得された画像情報のみを同一のフレームメモリ17a～17cにそれぞれ記憶することにより、第2の実施形態と同様の効果を得ることができる。

【0081】

10

20

30

40

50

また、本発明の蛍光内視鏡システム 1, 1, 1 は、生体の体腔内に挿入する挿入部 2 の先端に撮像素子 14 を有するスコープ型のものに限られるものではなく、光源部、撮像手段および可変分光手段が一つの筐体内に設けられ、該筐体ごと生体の体腔内に挿入可能なカプセル型のものに適用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【0082】

【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の内視鏡システムの撮像ユニット内部の構成を示す概略構成図である。

【図3】図1の内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性、照射光および蛍光の波長特性を示す図である。 10

【図4】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5】本発明の第2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6】図5の内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性、照射光および蛍光の波長特性を示す図である。

【図7】図5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8】本発明の第3の実施形態に係る内視鏡システムの撮像ユニット内部の構成を示す概略構成図である。

【図9】図8の撮像ユニットに配置されるモザイクフィルタを示す模式図である。 20

【図10】図9のモザイクフィルタの透過率特性を示す図である。

【符号の説明】

【0083】

A 撮影対象

1, 1, 1 内視鏡システム

2 挿入部

4, 4, 4 光源ユニット(光源部)

5, 5 制御ユニット(制御手段)

6 表示ユニット(表示手段)

7 ライトガイド(光学系) 30

13 可変分光素子(可変分光手段)

13a, 13b 光学部材

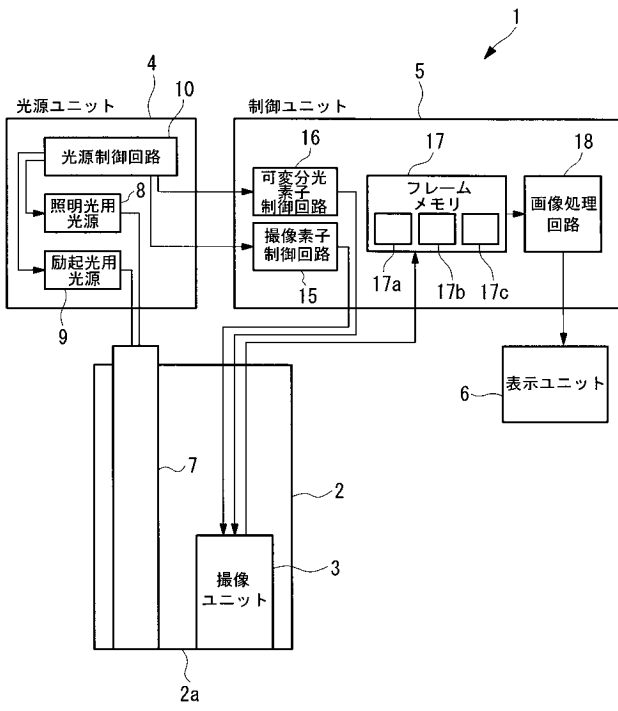
14 撮像素子(撮像手段)

18 画像処理回路(画像演算処理回路)

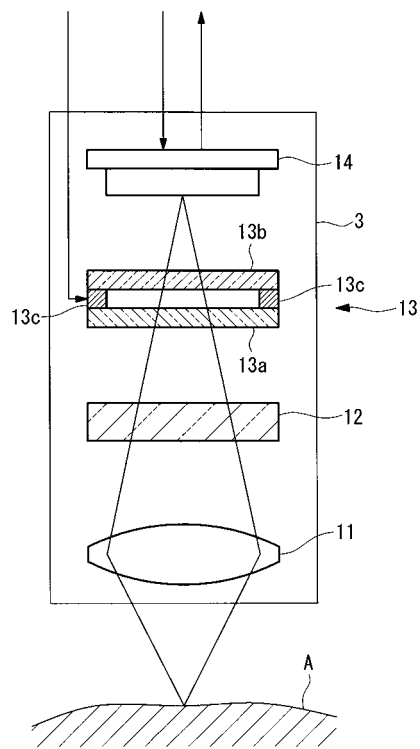
30 モザイクフィルタ(分光手段)

30a, 30b, 30c フィルタ片(光学フィルタ)

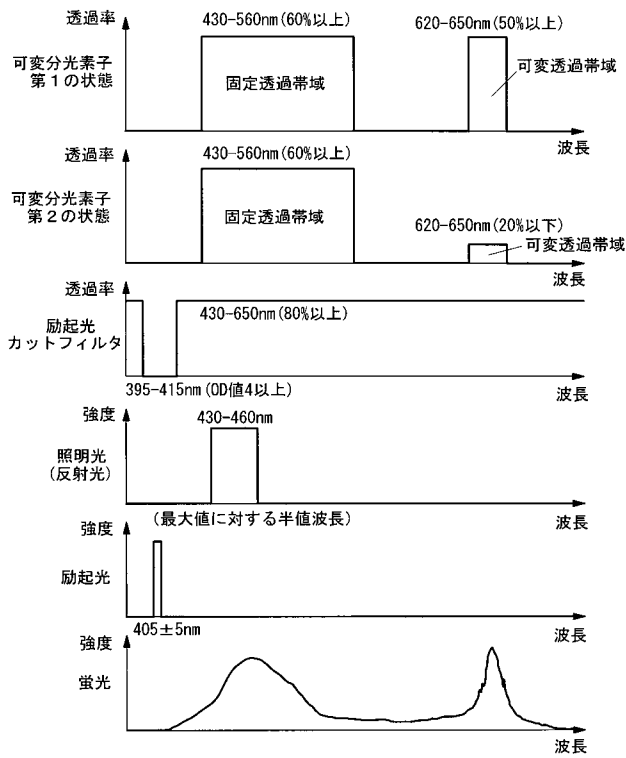
【 図 1 】



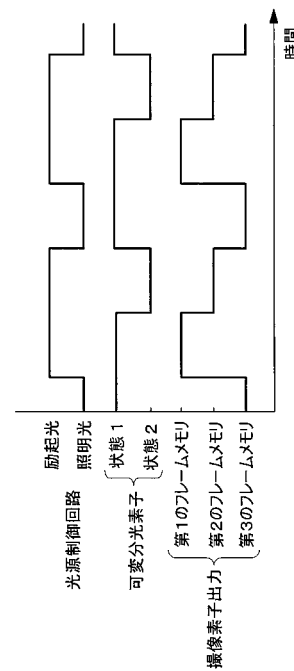
【 図 2 】



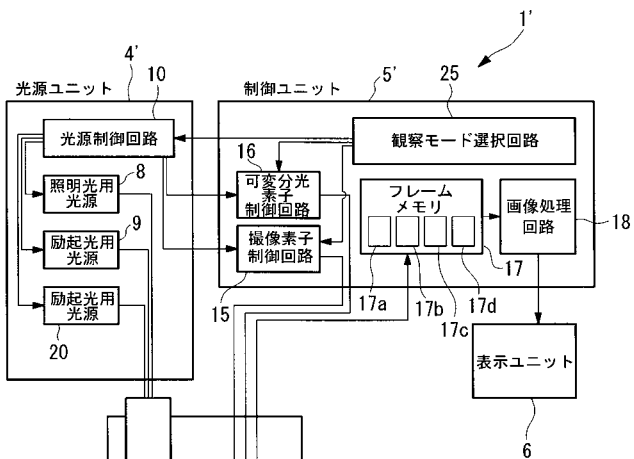
【 図 3 】



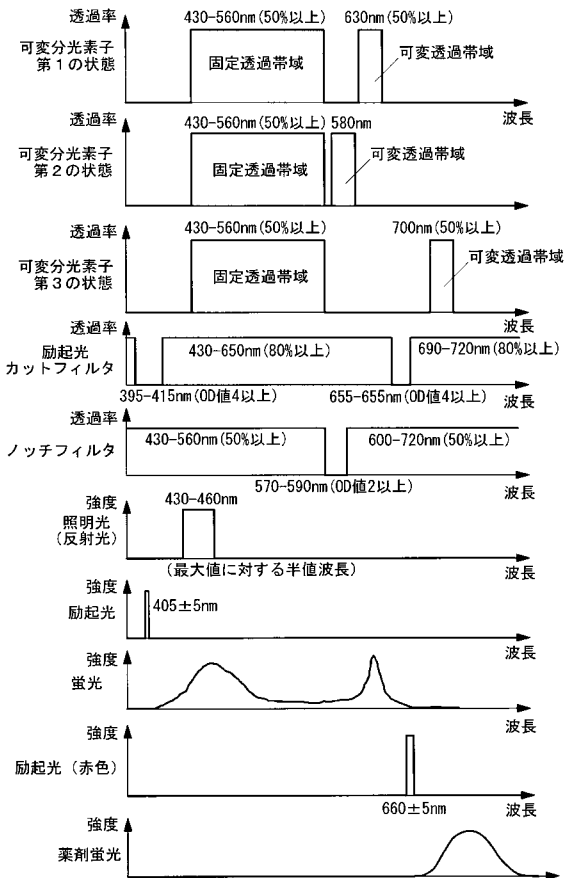
【 図 4 】



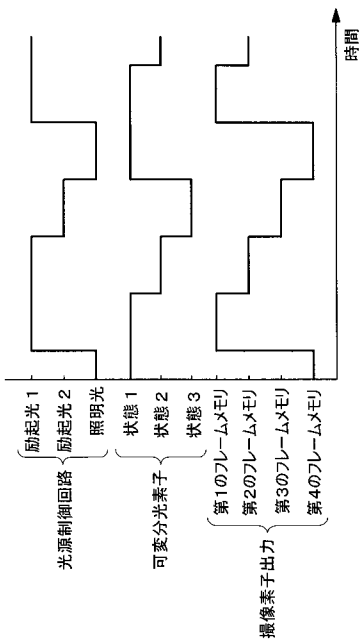
【 図 5 】



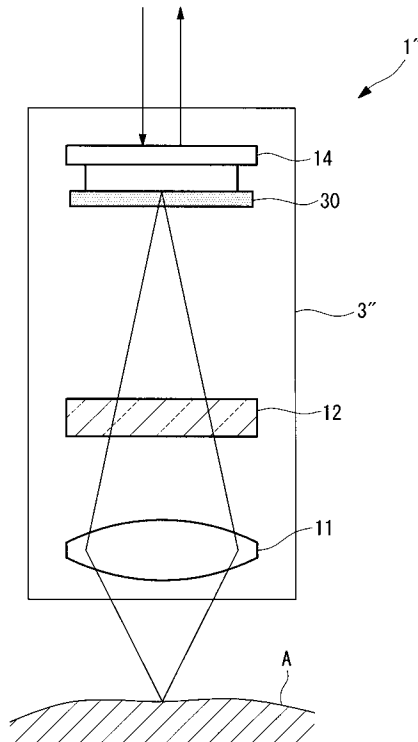
【 図 6 】



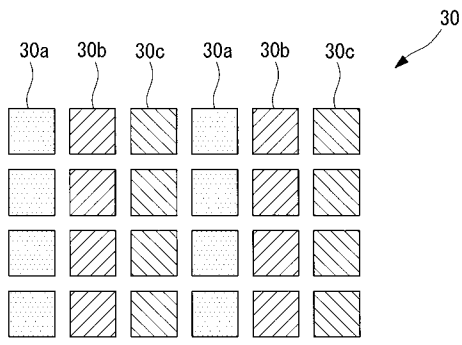
【 図 7 】



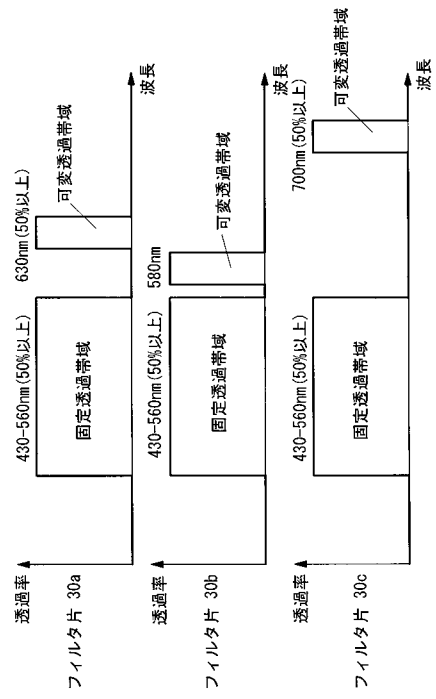
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2007313171A	公开(公告)日	2007-12-06
申请号	JP2006148040	申请日	2006-05-29
[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		
发明人	中岡 正哉		
IPC分类号	A61B1/00		
CPC分类号	G02B23/24 A61B1/00186 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0075 A61B5/0086		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.T A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.730 A61B1/00.735 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/045.617 A61B1/045.632 A61B1/06.611 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/QQ01 4C061/QQ09 4C061/WW14 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/QQ01 4C161/QQ09 4C161/WW14		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：减小内窥镜的插入部的直径，使得能够使用具有不同光谱特性的多种类型的光进行观察，并按原样进行相互的算术处理和叠加显示。通过启用种子图像采集来提高观察精度。解决方案：光源单元4发出多种具有不同光谱特征的照射光，该多种照射光被照射到成像目标，光学系统7将照射光朝着成像目标传播，并且一部分可以插入体腔。提供一种成像单元，其能够对通过多种类型的照射光和具有不同于荧光的波长带的光的照射而从要成像的对象发射的多个波长带的荧光进行成像，并且该成像单元能够插入成像单元和体腔中。可变光谱装置设置在可变光谱元件的尖端与可变光谱元件的光谱特性之间的光路中，该光学路径能够改变从要成像的物体入射到成像部上的光的波长带以及多个波长带的荧光和荧光。(EN)内窥镜系统(1)，包括光源单元(4)，可变光谱单元和控制单元(5)，用于控制摄像单元，以便在同一位置以时分方式获取不同波段的光的图像。[选型图]图1

