

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

**特許第4818753号
(P4818753)**

(45) 発行日 平成23年11月16日 (2011.11.16)

(24) 登録日 平成23年9月9日 (2011.9.9)

(51) Int.Cl.

F 1

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 1/00 3 0 0 Y

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/04 3 6 2 A

G 0 2 B 23/24 C

請求項の数 27 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2006-51914 (P2006-51914)
 (22) 出願日 平成18年2月28日 (2006.2.28)
 (65) 公開番号 特開2007-229053 (P2007-229053A)
 (43) 公開日 平成19年9月13日 (2007.9.13)
 審査請求日 平成20年12月22日 (2008.12.22)

(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 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
 審査官 伊藤 昭治

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【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、

該撮像手段および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、

前記光源部が発する照射光の分光特性、前記可変分光手段の分光特性および前記撮像手段の露光量を関連づけて、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、

該制御手段は、前記蛍光を撮影するときには前記蛍光の画像の明るさの最大値を前記撮像手段により測定させ、前記蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影するときには該光の画像の明るさの平均値を前記撮像手段により測定させ、測定された明るさの前記最大値または前記平均値が所定の目標値になるように前記撮像素子の露光量を前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段により調節する内視鏡システム。

【請求項 2】

前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じる前記撮像手段の露出調整によって行われる請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じる前記光源部の調光によって行われる請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮影対象から放射される蛍光は、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合、または生体組織に蓄積する蛍光薬剤が励起光としての一の前記照射光により励起されて発せられる光であって、赤色から近赤外の帯域の光である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記撮影対象から放射される前記蛍光とは波長帯域の異なる光は、前記撮影対象からの可視帯域の反射光である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮影対象から放射される前記蛍光とは波長帯域の異なる光は、前記撮影対象内部に生来存在する物質が励起光としての一の前記照射光により励起されて発せられる可視帯域の光である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

20

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前記撮像手段への入射を許可する第 1 の状態と、前記撮影対象から発せられる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 8】

前記可変分光手段が、前記第 1 および第 2 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 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

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、緑色から青色の帯域の少なくとも一部を含む請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

30

前記制御手段は、前記光源部が撮影対象から前記蛍光を発生させるための照射光を発しているときに前記可変分光手段を第 1 の状態とし、前記光源部が他の照射光を発しているときに前記可変分光手段を第 2 の状態とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

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 12】

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 13】

40

前記撮像手段により取得された撮影対象の画像の画像情報を出力する出力手段を備え、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て、前記出力手段の出力する画像情報に対して処理を施す請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記蛍光画像の画像情報に対して施される処理が、波長変換処理または色変換処理である請求項 13 に記載の内視鏡システム。

【請求項 15】

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 16】

50

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 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

前記光源部が、体腔外に配置されている請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

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励起光と該励起光とは分光特性の異なる照明光とを発する光源部と、

前記励起光または照明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、前記励起光により撮影対象から発せられる蛍光および前記照明光の撮影対象における反射光を撮影可能な撮像手段と、

該撮像手段および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、

前記光源部が発する励起光および照明光の分光特性、前記可変分光手段の分光特性および前記撮像手段の露光量を関連づけて、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、

該制御手段は、前記蛍光を撮影するときには前記蛍光の画像の明るさの最大値を前記撮像手段により測定させ、前記反射光を撮影するときには該反射光の画像の明るさの平均値を前記撮像手段により測定させ、測定された明るさの前記最大値または前記平均値が所定の目標値になるように前記撮像素子の露光量を前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段により調節する内視鏡システム。

【請求項 19】

前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じる前記撮像手段の露出調整によって行われる請求項 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 20】

前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じる前記光源部の調光によって行われる請求項 18 または請求項 19 に記載の内視鏡システム。

【請求項 21】

前記蛍光は、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合、または生体組織に蓄積する蛍光薬剤が前記励起光によって励起されて発せられる光であって、赤色から近赤外の帯域の光である請求項 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 22】

前記蛍光は、前記撮影対象内部に生来存在する物質が前記励起光によって励起されて発せられる可視帯域の光である請求項 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 23】

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撮像手段への入射を許可する第 1 の状態と、前記撮影対象から発せられる蛍光の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 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 24】

前記可変分光手段が、前記第 1 および第 2 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 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 25】

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、緑色から青色の帯域の少なくとも一部を含む請求項 24 に記載の内視鏡システム。

【請求項 26】

前記制御手段が、前記光源部から発せられる励起光および照明光を時分割に切り替える請求項 1 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 2 7】

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 8 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、特許文献 1 および特許文献 2 に開示されているものがある。

【0003】

特許文献 1 に開示されている内視鏡は、分光特性の異なる複数種の光を用いた複数種の画像を同一の内視鏡において取得するために、撮影対象からの光をダイクロイックミラーによって分光する。ダイクロイックミラーは、内視鏡の挿入部の先端に内蔵することが困難であるため、体外に配置し、挿入部の先端において受光された撮影対象からの光をファイババンドルによって体外のダイクロイックミラーまで伝送する必要がある。

20

【0004】

また、特許文献 2 に開示されている内視鏡は、ダイクロイックミラーのような分光手段を用いることなく、複数種の光を用いた観察を可能とするために、複数の撮像光学系を内視鏡の挿入部の先端に配置している。

【特許文献 1】特許第 3 6 8 3 2 7 1 号明細書

【特許文献 2】特開 2 0 0 1 - 1 9 0 4 8 9 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

30

しかしながら、特許文献 1 の場合には、撮像手段により取得される画像の解像度が、これを伝播するファイババンドルを構成する光ファイバの本数に依存するという不都合がある。すなわち、内視鏡の細い挿入部内に配置可能な光ファイバの本数には制限があるため、挿入部を細径化する場合には、高解像度の観察を行うことが困難になるという問題がある。

【0006】

また、特許文献 2 の内視鏡においては、複数の撮像光学系を配置することにより、より多くの設置スペースが必要となって、内視鏡の挿入部の先端を細径化することがさらに困難であるという問題がある。さらに、この内視鏡においては、撮影対象からの反射光については、挿入部の先端に配置した撮像手段によって直接撮像しているものの、蛍光については、特許文献 1 と同様に、ファイババンドルを用いて体外まで伝送することとしており、高解像度の観察を行うことができないという問題がある。

40

【0007】

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、高解像度の画像を取得することが可能な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】

【0008】

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

50

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、該撮像手段および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、前記光源部が発する照射光の分光特性、前記可変分光手段の分光特性および前記撮像手段の露光量を関連づけて、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、該制御手段は、前記蛍光を撮影するときには前記蛍光の画像の明るさの最大値を前記撮像手段により測定させ、前記蛍光とは波長帯域の異なる光を撮影するときには該光の画像の明るさの平均値を前記撮像手段により測定させ、測定された明るさの前記最大値または前記平均値が所定の目標値になるように前記撮像素子の露光量を前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段により調節する内視鏡システムを提供する。

10

【 0 0 0 9 】

上記発明においては、前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部が発する照射光の切り替えに応じる前記光源部の調光（照射光の強度または発光時間の調整）または前記撮像手段の露出調整（シャッタ速度または絞りの調整）によって行われることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記撮影対象から放射される蛍光は、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合、または生体組織に蓄積する蛍光薬剤が励起光としての一の前記照射光により励起されて発せられる光であって、赤色から近赤外の帯域の光であることとしてもよい。

20

【 0 0 1 0 】

また、上記発明においては、前記撮影対象から放射される前記蛍光とは波長帯域の異なる光は、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、前記撮影対象から放射される前記蛍光とは波長帯域の異なる光は、前記撮影対象内部に生来存在する物質が励起光としての一の前記照射光により励起されて発せられる可視帯域の光であることとしてもよい。

【 0 0 1 1 】

30

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前記撮像手段への入射を許可する第1の状態と、前記撮影対象から発せられる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。

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、前記第1および第2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。

【 0 0 1 2 】

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、緑色から青色の帯域の少なくとも一部を含むこととしてもよい。

また、上記発明においては、前記制御手段は、前記光源部が撮影対象から前記蛍光を発生させるための照射光を発しているときに前記可変分光手段を第1の状態とし、前記光源部が他の照射光を発しているときに前記可変分光手段を第2の状態とすることとしてもよい。

40

【 0 0 1 3 】

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、前記光源部が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。

【 0 0 1 4 】

また、上記発明においては、前記撮像手段により取得された撮影対象の画像の画像情報を出力する出力手段を備え、前記制御手段が、前記光源部が発する照射光の切り替えに応

50

じて、前記出力手段の出力する画像情報に対して処理を施すこととしてもよい。

【 0 0 1 5 】

また、上記発明においては、前記蛍光画像の画像情報に対して施される処理が、波長変換処理または色変換処理であ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。

【 0 0 1 6 】

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。

【 0 0 1 7 】

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励起光と該励起光とは分光特性の異なる照明光とを発する光源部と、前記励起光または照明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、前記励起光により撮影対象から発せられる蛍光および前記照明光の撮影対象における反射光を撮影可能な撮像手段と、該撮像手段および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、前記光源部が発する励起光および照明光の分光特性、前記可変分光手段の分光特性および前記撮像手段の露光量を関連づけて、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、該制御手段は、前記蛍光を撮影するときには前記蛍光の画像の明るさの最大値を前記撮像手段により測定させ、前記反射光を撮影するときには該反射光の画像の明るさの平均値を前記撮像手段により測定させ、測定された明るさの前記最大値または前記平均値が所定の目標値になるように前記撮像素子の露光量を前記光源部、前記可変分光手段および前記撮像手段により調節する内視鏡システムを提供する。

【 0 0 1 8 】

上記発明においては、前記制御手段による前記撮像手段の露光量の制御は、前記光源部の発する照射光の切り替えに応じた前記光源部の調光（照射光の強度または発光時間の調整）または前記撮像手段の露出調整（シャッタ速度または絞りの調整）によって行われることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記蛍光は、前記撮影対象内部に存在する特定の物質と結合、または生体組織に蓄積する蛍光薬剤が前記励起光によって励起されて発せられる光であって、赤色から近赤外の帯域の光であることとしてもよい。

また、上記発明においては、前記蛍光は、前記撮影対象内部に生来存在する物質が前記励起光によって励起されて発せられる可視帯域の光であることとしてもよい。

【 0 0 1 9 】

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撮像手段への入射を許可する第 1 の状態と、前記撮影対象から発せられる蛍光の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。

また、上記発明においては、前記可変分光手段が、前記第 1 および第 2 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。

【 0 0 2 0 】

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、緑色から青色の帯域の少なくとも一部を含むこととしてもよい。

また、上記発明においては、前記制御手段が、前記光源部から発せられる励起光および照明光を時分割に切り替えることとしてもよい。

【 0 0 2 1 】

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。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

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、高解像度の画像を取得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 】

10

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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 2 a 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。

20

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（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。

【 0 0 2 5 】

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 ~ 460 nm である。すなわち、照明光用光源 8 は、波長帯域 430 ~ 460 nm の照明光を発生するようになっている。

30

【 0 0 2 6 】

前記励起光用光源 9 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ーである。この波長の励起光は、Cy5 . 5（Amersham社製）やALEXAFLUOR700（Molecular Probes社製）等の蛍光薬剤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 とを交互に点灯および消灯させるようになっている。

【 0 0 2 7 】

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。

40

【 0 0 2 8 】

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 13 a , 13 b と、該光学部材 13 a , 13 b の間隔を変化させるアクチュエータ 13 c 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 13 c 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 13 c の作動により光学部材 13 a , 13 b 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

50

を変化させることができるようになっている。

【0029】

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。

【0030】

本実施形態において、可変分光素子13は、蛍光薬剤が励起光により励起されることによって発せられる蛍光（薬剤蛍光）の波長を含む波長帯域（例えば、690～710nm）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。

10

【0031】

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、薬剤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、薬剤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、薬剤蛍光を遮断してもよい。

【0032】

固定透過帯域は、例えば、420～540nmの範囲に配置され、透過率60%以上に固定されている。

20

また、固定透過帯域は、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。

【0033】

また、前記励起光カットフィルタ12は、420～640nmの波長帯域で透過率80%以上、650～670nmの波長帯域でOD値4以上（＝透過率 1×10^{-4} 以下）、690～750nmの波長帯域で透過率80%以上である。

【0034】

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駆動回路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。

30

【0035】

撮像素子駆動回路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。

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の状態として、撮像素子駆動回路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、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を第2の状態として、撮像素子駆動回路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。

40

【0036】

また、前記画像処理回路18は、例えば、励起光の照射により得られる蛍光画像情報を第1のフレームメモリ17aから受け取って表示ユニット6の赤チャネルに出力し、照明光の照射により得られる反射光画像情報を第2のフレームメモリ17bから受け取って表示ユニット6の緑チャネルに出力するようになっている。

50

【 0 0 3 7 】

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 A を撮像するには、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 2 a 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 を交互に作動させて照明光および励起光をそれぞれ発生させる。

【 0 0 3 8 】

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 2 a まで伝播され、挿入部 2 の先端 2 a 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 に浸透している蛍光薬剤が励起されて蛍光が発せられる。撮影対象 A から発せられた蛍光は、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。

【 0 0 3 9 】

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 の状態に切り替えられているので、蛍光に対する透過率が増大させられており、入射された蛍光を透過させることができる。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、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 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。

【 0 0 4 0 】

そして、可変分光素子 13 を透過した蛍光は撮像素子 14 に入射され、蛍光画像情報が取得される。取得された蛍光画像情報は、第 1 のフレームメモリ 17 a に記憶され、画像処理回路 18 によって、表示ユニット 6 の赤チャネルに出力されて表示ユニット 6 により表示される。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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 2 のフレームメモリ 17 b に記憶され、画像処理回路 18 によって、表示ユニット 6 の緑チャネルに出力されて表示ユニット 6 により表示される。

この場合に、可変分光素子 13 は、可変分光素子制御回路 16 の作動により照明光用光源 8 の作動に同期して第 2 の状態に切り替えられているので、蛍光に対する透過率が低下させられており、蛍光が入射されても、これを遮断する。これにより、反射光のみが撮像素子 14 により撮影される。

【 0 0 4 3 】

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、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、平板状の光学部材 13 a, 13 b 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 2 a 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

10

20

30

40

50

を用いて体外に取り出す必要がない。

【0044】

また、本実施形態においては、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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

また、市販されているCy5.5やALEXAFLUOR700等の蛍光薬剤は、赤色の励起光を吸収することによって近赤外域の蛍光を発する。これらの蛍光薬剤から生体内の物質と結合して発光する蛍光プローブを作成することが可能であり、病変と相関性のある物質と結合する、あるいは病変によって生体組織への蓄積量が変化する蛍光プローブを作成し生体に投与すれば、この蛍光を撮像することによって、病変に関する情報を得ることができる。

【0048】

一般に、生体においては長波長ほど散乱の影響を受けにくく、生体の深部で発生した蛍光であっても観察し易い。しかし、波長1μm以上の光は水分の吸収によって減衰してしまい観測が困難になる。したがって、本実施形態に係る内視鏡システム1のように、近赤外域の蛍光を発する蛍光薬剤を利用することにより、生体内の情報、特に粘膜付近から発生するガン等の病変の情報を効率的に取得することが可能となる。

【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】

一般的には、生体の体腔内画像を撮影する場合、反射光画像の輝度に比べて薬剤蛍光画像のそれは極めて小さくなる。その結果、撮像素子14に入射する光の量（露光量）を、反射光画像または薬剤蛍光画像を取得するときごとに適宜調整することが必要となることも考えられる。

【0051】

このため、上記の蛍光内視鏡システムは、撮像素子14で測定した画像の明るさに応じて動作し、画像の明るさをあらかじめ設定された所定の目標値に近づける画像輝度調整を行うために、制御ユニット5が光源ユニット4の照射光（励起光）および可変分光素子13の分光特性の切り替えに加えて、撮影時の撮像ユニット3（撮像素子14）の露光量の調整を行うことが望ましい。具体的には、この露光量の調整のために、光源部4からの照明光（励起光）の調光（発光強度または発光持続時間の調整）、撮像ユニット5の露出（シャッタ速度または絞りの調整）または撮像ユニット5の増幅率の調整のうち、いずれか一つまたは複数の調整が行われることが望ましい。

【0052】

特に、画像内全体が比較的明るい反射光画像と蛍光領域が薬剤の塗布（投与）されている領域に限定される薬剤蛍光画像との組み合わせなど、輝度および高輝度領域（明るい領

10

20

30

40

50

域)が極端に異なる複数の画像から、一つの画像を構築する場合にはこのような調整は重要性を増す。

【0053】

また、この画像輝度調整時に測定する画像の明るさは、画像全体あるいはその一部の平均値を画像の明るさとするモード・平均測光モードで測定された値でもよいし、画像全体あるいはその一部の領域の中での最大値を画像の明るさとするモード・ピーク測光モードで測定された値でもよい。

さらに、反射光画像取得時には平均測光モード、薬剤蛍光画像取得時にはピーク測光モードとなるように、図5に示すタイミングチャートに従う所定のタイミングで、画像の明るさを測定するモードが光源制御回路および可変分光素子制御回路と関連づけて制御されることが、さらによい。

10

【0054】

なぜなら、反射光画像取得時には画像全体に被写体が写っており、画像全体にわたって比較的明るい領域が形成されている場合が多く、平均測光モードが有効であるからである。このような反射光画像に対してピーク測光を行うと、生体の粘液の反射など極端に明るい領域を目標値に近づけようと輝度調整を行ってしまうため、観察対象が暗くなってしまう。

【0055】

一方、薬剤蛍光画像取得時には蛍光薬剤が塗布(投与)された部分のみに蛍光の発生が限定され、画像の多くが蛍光発光の無い暗い領域となり、画像の一部に薬剤蛍光が見られる画像となることが多くなるため、ピーク測光モードが有効である。

20

平均測光を行うと、画像の多くを占める暗い領域を含めて目標の明るさに近づけようと調整するため、蛍光が発光していない領域のノイズが強調されてしまい観察し難い画像となってしまう。

【0056】

次に、本発明の第2の実施形態に係る内視鏡システムについて、図6を参照して以下に説明する。

なお、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。

【0057】

30

本実施形態に係る内視鏡システムは、図6に示されるように、励起光用光源9の出射する励起光の波長が相違し、これに基づいて、可変分光素子13および励起光カットフィルタ12の透過率特性が相違している。

本実施形態に係る内視鏡システムにおいては、励起光用光源9としては、ピーク波長 405 ± 5 nmの半導体レーザが用いられている。この波長の励起光によれば、生体内に生来存在するポルフィリン等の自家蛍光物質を励起することができる。

【0058】

また、可変分光素子13は、第1の実施形態と同様、反射光の波長帯域を含む固定透過帯域と、自家蛍光の波長での透過率が高くなる第1の状態と自家蛍光の波長での透過率が低下する第2の状態とで切り替えられる可変透過帯域とを備えている。

40

固定透過帯域は、例えば、 $430 \sim 540$ nmの波長帯域で、透過率60%以上である。可変透過帯域は、 $625 \sim 645$ nmの波長帯域で、第1の状態においては透過率50%以上、第2の状態においては透過率20%以下となっている。

また、励起光カットフィルタ12は、 $395 \sim 415$ nmの波長帯域においてOD値4以上(透過率 1×10^{-4} 以下)、 $430 \sim 750$ nmの波長帯域で透過率80%以上である。

【0059】

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によれば、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、照明光用光源8の作動は停止され、励起光のみが撮影対象Aに照射される。また、このとき、励起光用光源9の作動

50

に同期して可変分光素子制御回路 16 により可変分光素子 13 が第 1 の状態に切り替えられているので、撮影対象 A において発生した自家蛍光が可変分光素子 13 を透過して撮像素子 14 により撮像され、第 1 のフレームメモリ 17 a に記憶される。

【0060】

一方、光源制御回路 10 の作動により照明光用光源 8 から照明光が発せられるときには、励起光用光源 9 の作動は停止され、照明光のみが撮影対象 A に照射される。また、このとき、照明光用光源 8 の作動に同期して可変分光素子制御回路 16 により可変分光素子 13 が第 2 の状態に切り替えられるので、撮影対象 A において反射した反射光が可変分光素子 13 を透過して撮像素子 14 により撮像され、第 2 のフレームメモリ 17 b に記憶される。

10

【0061】

ここで、自家蛍光物質の多くの最大励起波長は、紫外線領域等の短波長であり、緑色および赤色等の領域で励起することは自家蛍光物質の励起波長域から外れてしまうため困難である。一方、紫外線は生体内で散乱され易く、生体のごく表面近く以外では励起光を自家蛍光物質まで到達させることが困難である。したがって、本実施形態に係る内視鏡システムによれば、励起光用光源 9 にピーク波長 $405 \pm 5 \text{ nm}$ の半導体レーザを用いることで、診断のために必要な深度に存在する自家蛍光物質を青色の励起光により励起することができる。

【0062】

また、生体内の自家蛍光物質の 1 つであるポルフィリン由来の蛍光は、波長 630 nm 付近にピークを有し、病変によってその強度が変化することが知られている。したがって、波長 630 nm を含む帯域で自家蛍光の蛍光画像を観察することにより、病変に関する情報を得ることができる。

20

【0063】

また、第 1 の実施形態に係る内視鏡システムと同様に、照明光用光源 8 が、波長帯域 $430 \sim 460 \text{ nm}$ の照明光を出射し、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。

【0064】

一般的には、生体の体腔内画像を撮影する場合、反射光画像の輝度に比べて生体自家蛍光画像のそれは極めて小さくなる。その結果、撮像素子 14 に入射する光の量（露光量）を、反射光画像または自家蛍光画像を取得するときごとに適宜調整することが必要となることも考えられる。

30

【0065】

このため、上記の蛍光内視鏡システムは、撮像素子 14 で測定した画像の明るさに応じて動作し、画像の明るさをあらかじめ設定された所定の目標値に近づける画像輝度調整を行うために、制御ユニット 5 が光源ユニット 4 の照射光（励起光）および可変分光素子 13 の分光特性の切り替えに加えて、撮影時の撮像ユニット 3（撮像素子 14）の露光量の調整を行うことが望ましい。具体的には、この露光量の調整のために、光源部 4 からの照明（励起）光の調光（発光強度または発光持続時間の調整）、撮像ユニット 5 の露出（シャッタ速度または絞りの調整）または撮像ユニット 5 の増幅率の調整のうち、いずれか一つまたは複数の調整が行われることが望ましい。

40

【0066】

特に、画像内全体が比較的明るい反射光画像と微弱な自家蛍光画像との組み合わせなど、輝度が極端に異なる複数の画像から、一つの画像を構築する場合にはこのような調整は重要性を増す。

【0067】

また、この画像輝度調整時に測定する画像の明るさは、画像全体あるいはその一部の平均値を画像の明るさとするモード・平均測光モードで測定された値でもよいし、画像全体あるいはその一部の領域の中での最大値を画像の明るさとするモード・ピーク測光モード

50

で測定された値でもよい。

さらに、反射光画像取得時には平均測光モードとなるように、所定のタイミングで、画像の明るさを測定するモードが光源制御回路および可変分光素子制御回路と関連づけて制御されることが、さらによい。

【0068】

なぜなら、反射光画像取得時には画像全体に被写体が写っている場合が多く、平均測光モードが有効であるからである。ピーク測光を行うと、生体の粘液の反射など極端に明るい領域を目標値に近づけようと強度調整を行ってしまうため、観察対象が暗くなってしまう。

【0069】

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7および図8を参照して説明する。

なお、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。

【0070】

本実施形態に係る内視鏡システム1 は、光源ユニット4 の構成、可変分光素子13および励起光カットフィルタ12の透過率特性において、第1の実施形態に係る内視鏡システム1と相違している。

本実施形態に係る内視鏡システム1 の光源ユニット4 は、図7に示されるように、2つの励起光用光源21, 22を備えている。

【0071】

第1の励起光用光源21は、ピーク波長 $660 \pm 5 \text{ nm}$ の第1の励起光を発生する半導体レーザである。この半導体レーザが出射する第1の励起光により、Cy5.5やALEXAF LUOR700等の蛍光薬剤を励起することができる。

第2の励起光用光源22は、ピーク波長 $405 \pm 5 \text{ nm}$ の第2の励起光を発生する半導体レーザである。この波長の第2の励起光により、コラーゲン、NADH、FAD等の生体自家蛍光を励起することができる。

【0072】

また、可変分光素子13は、図8に示されるように、自家蛍光の波長帯域を含む固定透過帯域と、薬剤蛍光の波長での透過率が高くなる第1の状態と薬剤蛍光の波長での透過率が低下する第2の状態とが切り替えられる可変透過帯域とを備えている。

固定透過帯域は、例えば、 $430 \sim 540 \text{ nm}$ の波長帯域で、透過率60%以上である。可変透過帯域は、 $690 \sim 710 \text{ nm}$ の波長帯域で、第1の状態においては透過率50%以上、第2の状態においては透過率20%以下となっている。

【0073】

前記励起光カットフィルタ12は、 $395 \sim 415 \text{ nm}$ の波長帯域でOD値4以上(1×10^{-4} 以下)、 $430 \sim 640 \text{ nm}$ の波長帯域で透過率80%以上、 $650 \sim 670 \text{ nm}$ の波長帯域でOD値4以上(1×10^{-4} 以下)、 $690 \sim 750 \text{ nm}$ の波長帯域で透過率80%以上である。

【0074】

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 によれば、光源制御回路10の作動により第1の励起光用光源21から励起光が発せられるときには、第2の励起光用光源22の作動は停止され、第1の励起光のみが撮影対象Aに照射される。また、このとき、第1の励起光用光源21の作動に同期して可変分光素子制御回路16により可変分光素子13が第1の状態に切り替えられるので、撮影対象Aにおいて発生した薬剤蛍光が可変分光素子13を透過して撮像素子14により撮像され、薬剤蛍光画像情報が第1のフレームメモリ17aに記憶される。

【0075】

一方、光源制御回路10の作動により第2の励起光用光源22から第2の励起光が発せられるときには、第1の励起光用光源21の作動は停止され、第2の励起光のみが撮影対

10

20

30

40

50

象 A に照射される。また、このとき、第 2 の励起光用光源 22 の作動に同期して可変分光素子制御回路 16 により可変分光素子 13 が第 2 の状態に切り替えられるので、撮影対象 A において発生した自家蛍光が可変分光素子 13 を透過して撮像素子 14 により撮像され、自家蛍光画像情報が第 2 のフレームメモリ 17b に記憶される。

【0076】

第 1 のフレームメモリ 17a に記憶された薬剤蛍光画像情報は、画像処理回路 18 によって、例えば、表示ユニット 6 の赤チャネルに出力され表示ユニット 6 により表示される。

一方、第 2 のフレームメモリ 17b に記憶された自家蛍光画像情報は、画像処理回路 18 によって、例えば、表示ユニット 6 の緑チャネルに出力されて表示ユニット 6 により表示される。これにより、薬剤蛍光画像と自家蛍光画像とを合成した画像を使用者に提供し、異なる情報を持つ複数の画像を取得する蛍光内視鏡システム 1 を提供することができる。

10

【0077】

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る内視鏡システム 1 について、図 9 ~ 図 12 を参照して説明する。

なお、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。

【0078】

本実施形態に係る内視鏡システム 1 は、光源ユニット 4 の構成および制御ユニット 5 において、第 1 の実施形態に係る内視鏡システム 1 と相違している。

20

本実施形態に係る内視鏡システム 1 の光源ユニット 4 は、図 9 に示されるように、照明光用光源 8 および励起光用光源 9 の他に、通常光用光源 23 を備えており、これらの光源 8, 9, 23 が光源制御回路 10 により点灯および消灯等を制御されるようになって

【0079】

通常光用光源 23 は、420 ~ 650 nm の波長帯域の照明光を発生するようになっている。また、通常光用光源 23 は、ライトガイド 7 までの光路中に回転フィルタ 24 を備えている。回転フィルタ 24 は、図 10 に示されるように、R, G, B の各フィルタ 24a, 24b, 24c を備え、回転により、赤色光 (R)、緑色光 (G) または青色光 (B) を順次ライトガイド 7 に向けて出射することができるようになっている。

30

【0080】

R フィルタ 24a の分光透過率特性は、570 ~ 650 nm の波長帯域で透過率 50 % 以上となり、それ以外の波長帯域では、透過率 20 % 以下となっている。

G フィルタ 24b の分光透過率特性は、500 ~ 580 nm の波長帯域で透過率 50 % 以上となり、それ以外の波長帯域では、透過率 20 % 以下となっている。

B フィルタ 24c の分光透過率特性は、420 ~ 470 nm の波長帯域で透過率 50 % 以上となり、それ以外の波長帯域では、透過率 20 % 以下となっている。

【0081】

制御ユニット 5 には、観察モード選択回路 25 が備えられ、使用者の操作によって蛍光観察モードと通常光観察モードとを選択的に切り替えることができるようになっている。観察モード選択回路 25 において通常光観察モードが選択された場合には、図 12 に示されるように、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 が消灯され、通常光用光源 23 が点灯されるようになっている。

40

【0082】

また、通常光観察モードが選択された場合には、可変分光素子 13 は、第 1 または第 2 の状態のいずれかに固定されるようになっている。

さらに、通常光観察モードが選択された場合には、撮像素子駆動回路 15 の作動により、RGB の各照明に対応して撮像素子 14 から出力される画像情報が、第 1 ~ 第 3 のフレームメモリ 17a, 17b, 17c にそれぞれ格納されるようになっている。

50

【 0 0 8 3 】

そして、通常光観察モードにおいては、画像処理回路 1 8 は、第 1 ~ 第 3 のフレームメモリ 1 7 a ~ 1 7 c に格納された反射光画像から通常光画像を作成して表示ユニット 6 に出力するようになっている。

なお、蛍光観察モードにおける動作は、第 1 の実施形態と同様である。

【 0 0 8 4 】

薬剤蛍光を観察する際には、蛍光観察前に蛍光薬剤を生体に投与する必要があるが、経口投与や静脈注射等による投与の場合には、大量の蛍光薬剤を投与する必要があり、一般に高価な蛍光薬剤を大量に消費してしまう不都合があるため、投与の方法として内視鏡下で薬剤を噴霧する等、局所的に投与することが望ましい。

しかし、一般に蛍光は強度が非常に弱いため、ノイズ等によって蛍光画像の画質が劣化しがちである。このため、蛍光観察のみでは患部を十分に確認できず、蛍光薬剤の噴霧が困難な場合も考えられる。また、従来の内視鏡像と蛍光画像との比較では、患部の変化を確認することが困難であるという不都合もある。

【 0 0 8 5 】

本実施形態に係る内視鏡システム 1 によれば、蛍光観察以外に可視波長帯域の反射光のみで観察する通常観察モードを有するので、必要に応じて使用者の操作により、通常観察モードと蛍光観察モードとを選択的に切り替えることができる。したがって、蛍光薬剤の噴霧時には通常観察モード、蛍光観察時には蛍光観察モードに切り替えることにより、蛍光薬剤の噴霧時の確認を容易にし、かつ、病変の情報を容易に取得することができると

いう利点がある。また、従来の内視鏡像と同様の観察方法であるため、従来の内視鏡画像との比較も容易である。

なお、使用者の操作の煩雑さや誤使用を防ぐためには、電源投入時に自動的に通常観察モードに設定されるようにすることが好ましい。

【 0 0 8 6 】

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 の先端に撮像手段 1 4 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】

【 0 0 8 7 】

【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。

【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】画像取得時の測光モードの切替えの一例を示すタイミングチャートである。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態に係る内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性および照射光および蛍光の波長特性を示す図である。

【図 7】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡システムの光源ユニットを示すブロック図である。

【図 8】図 7 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 9】本発明の第 4 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 1 0】図 9 の内視鏡システムに用いられる回転フィルタを示す正面図である。

【図 1 1】図 9 の内視鏡システムを構成する各光学部品の透過率特性を示す図である。

【図 1 2】図 9 の内視鏡システムの動作を説明するタイムチャートである。

【符号の説明】

【 0 0 8 8 】

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)

7 ライトガイド (光学系)

13 可変分光素子 (可変分光手段)

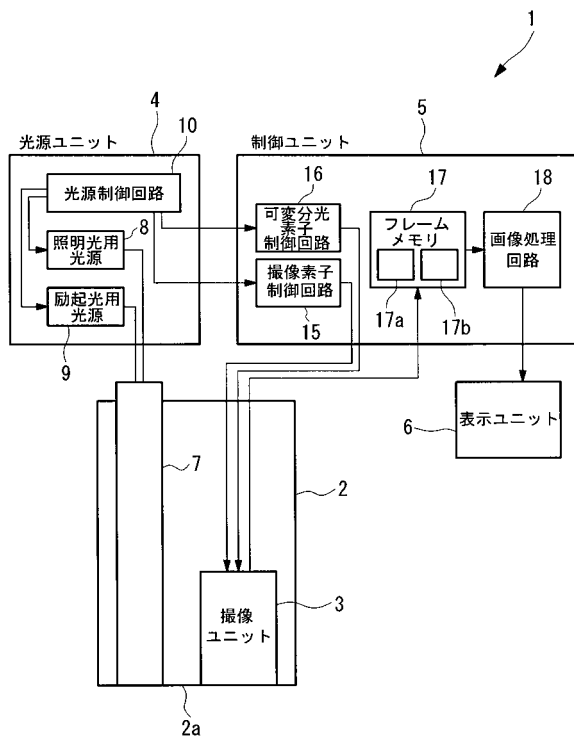
13a, 13b 光学部材

14 撮像素子 (撮像手段)

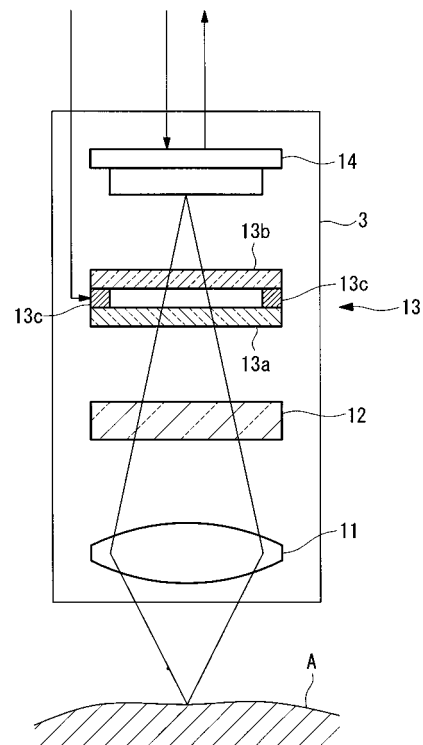
18 画像処理回路 (出力手段)

10

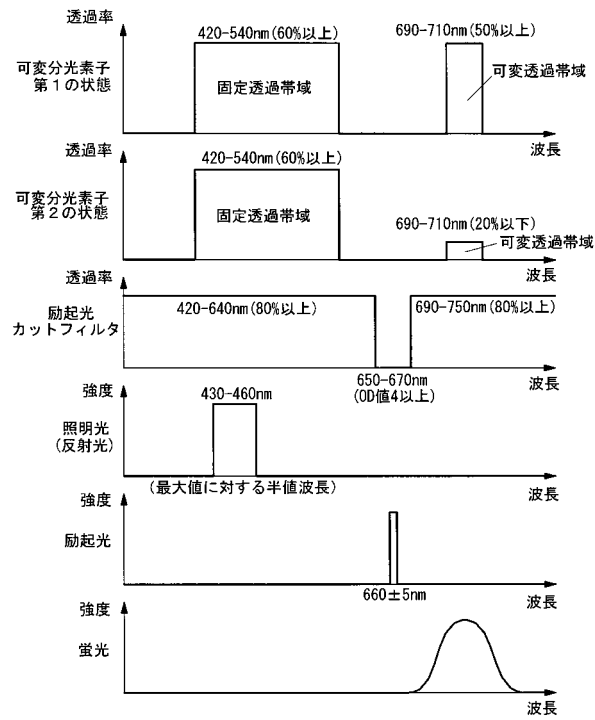
【 図 1 】



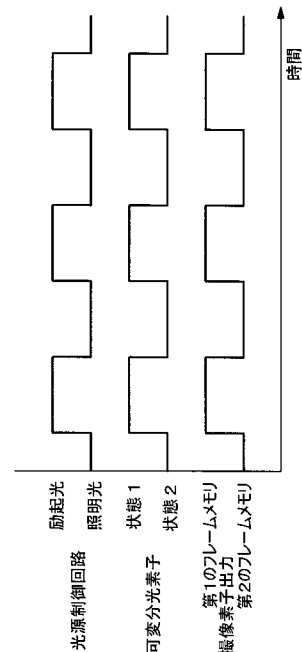
【 図 2 】



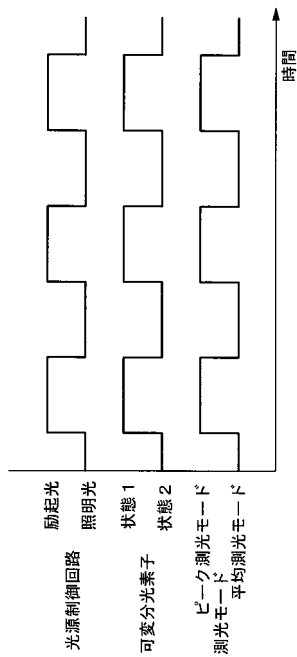
【図 3】



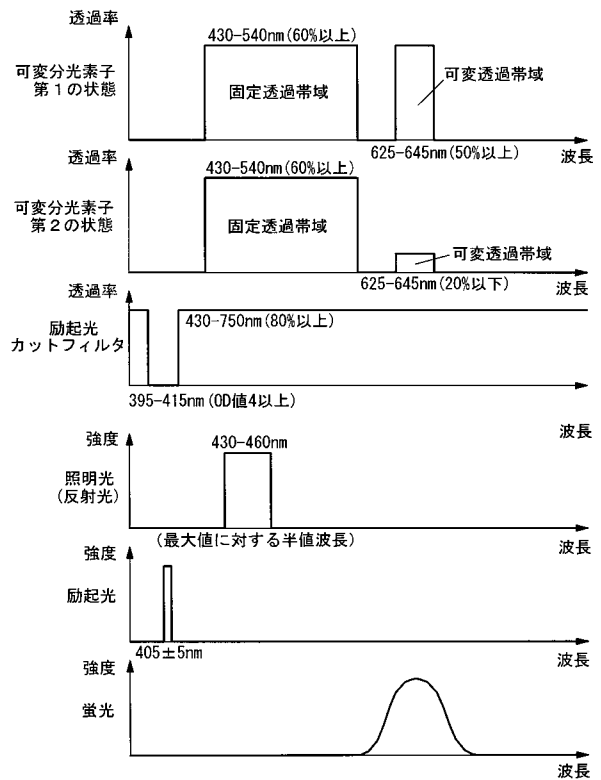
【図 4】



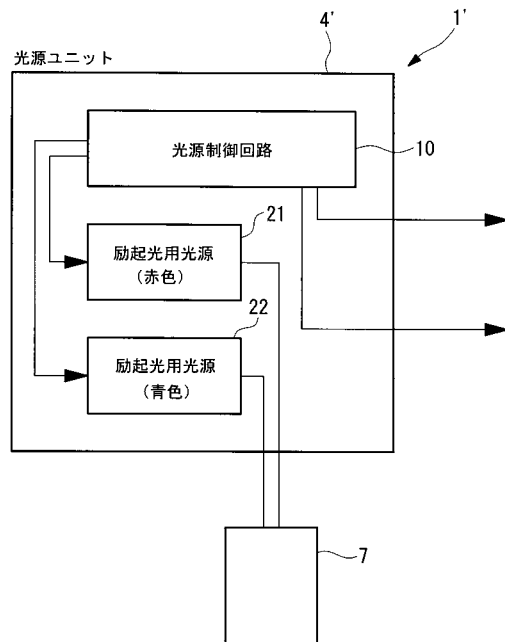
【図 5】



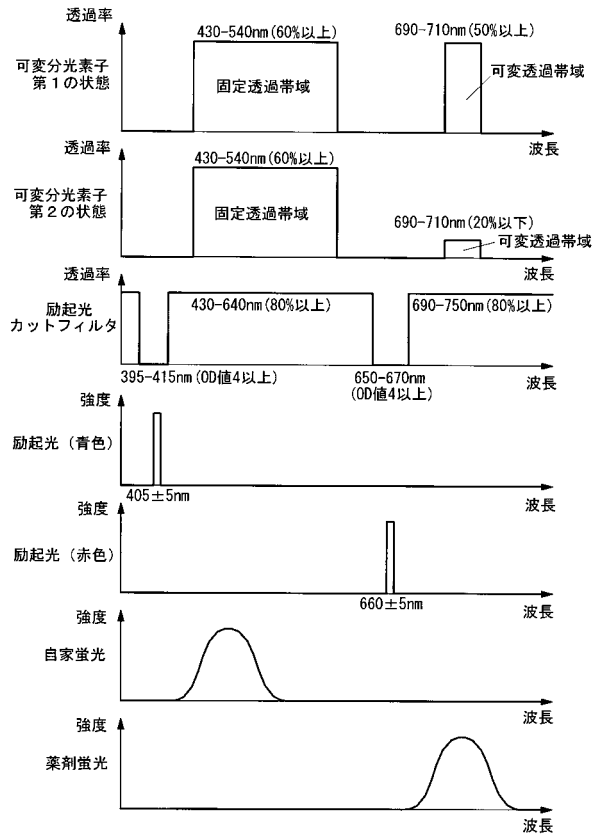
【図 6】



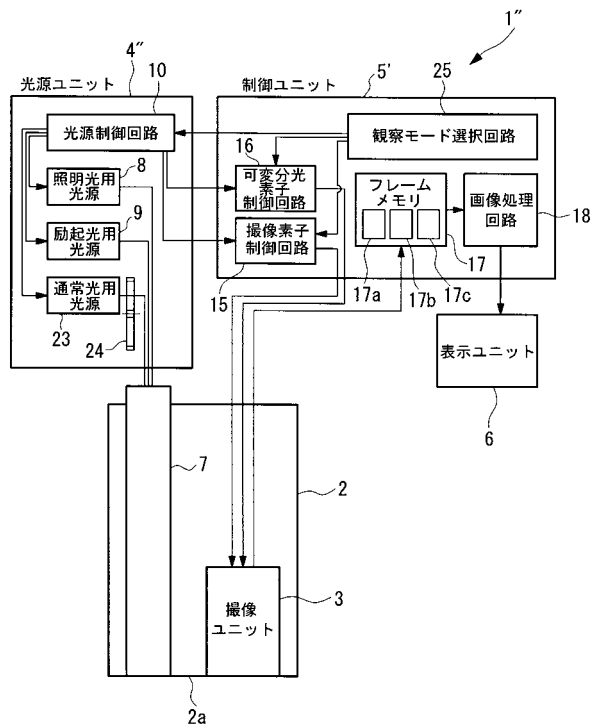
【図 7】



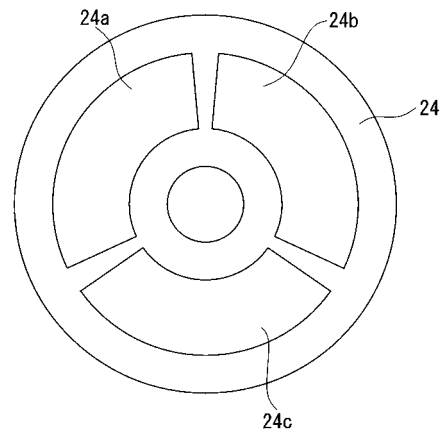
【図 8】



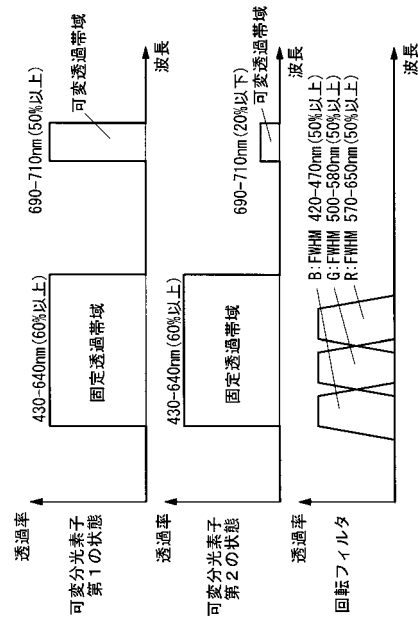
【図 9】



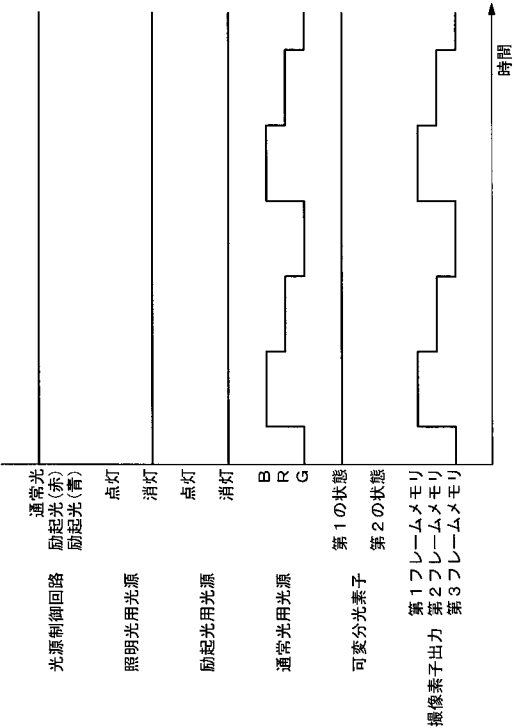
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

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

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4818753B2	公开(公告)日	2011-11-16
申请号	JP2006051914	申请日	2006-02-28
[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	中岡正哉		
发明人	中岡 正哉		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0638 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.300.Y A61B1/04.372 A61B1/04.362.A G02B23/24.C A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/DA53 2H040/FA10 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB08 4C061/FF40 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR11 4C061/WW17 4C161/BB08 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/FF16 4C161/FF40 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR11 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
审查员(译)	伊藤商事		
其他公开文献	JP2007229053A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：使用具有不同光谱特性的多种光进行观察，同时实现内窥镜的插入部分的直径的减小，并获得高分辨率图像。一种光源单元，其发射具有不同光谱特性的多种照射光并朝向待拍摄物体照射；光学系统，其将照射光传播到要拍摄的物体；图像拾取装置14能够通过用多种照射光和具有与荧光的波长带不同的波长带的光照射来拍摄从要拍摄的物体发射的荧光，从光源单元4发射的照射光的光谱特性，从光源单元4发射的照射光的光谱特性，可变光谱单元并且控制装置5用于与成像单元13的光谱特性和成像单元14的曝光量相关联地控制光源单元4，可变分光单元13和成像单元14。点域1

