

(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2008-272507

(P2008-272507A)

(43) 公開日 平成20年11月13日(2008.11.13)

(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 4 C 0 6 1

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-171623 (P2008-171623)	(71) 出願人	000000376
(22) 出願日	平成20年6月30日 (2008. 6. 30)		オリンパス株式会社
(62) 分割の表示	特願2001-323937 (P2001-323937)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
の分割		(74) 代理人	100076233
原出願日	平成13年10月22日 (2001.10.22)		弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	上野 仁士
			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
		(72) 発明者	秋本 俊也
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	今泉 克一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内

最終頁に続く

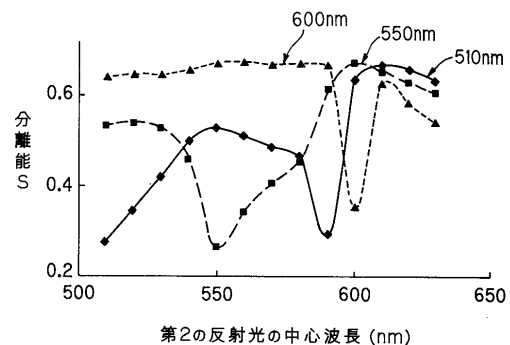
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】正常組織と病変組織とを識別し易い画像として表示する。

【解決手段】複数の異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を発生する光源における前記複数の異なる波長帯域の照明光は、生体組織より得られる前記反射光または前記蛍光の波長に対する強度分布特性に基づいて、正常組織の分布と病変組織の分布との重なり分離能 S を分離能 $S = 1 - (\text{正常組織の分布と病変組織の分布とが重なった部分}) / \text{分布全体としたとき}$ 、分離能 S が最も大きな値を示す波長特性を有する。

【選択図】図6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

複数の異なる波長帯域の照明光と、蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、
前記光源からの当該複数の照明光および励起光を生体組織に照射し反射された反射光による各々の反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像とを撮像する撮像手段において撮像した前記反射光画像信号および前記蛍光画像信号を入力し、所定の画像処理を行う画像処理装置と、

を備えた内視鏡装置であって、

前記画像処理装置は、前記撮像手段から入力した前記反射光画像信号および前記蛍光画像信号により、生体組織における正常組織と病変組織とを識別する識別手段を備え、

前記光源における前記複数の異なる波長帯域の照明光は、

生体組織より得られる前記反射光または前記蛍光の波長に対する強度分布特性に基づいて、正常組織の分布と病変組織の分布との重なり分離能 S を

分離能 $S = 1 - (\text{正常組織の分布と病変組織の分布とが重なった部分}) / \text{分布全体}$

としたとき、

前記識別手段が用いる当該分離能 S が最も大きな値を示す波長特性を有する

ことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記複数の異なる波長帯域の照明光は、中心波長が 550 nm となる反射光と、中心波長が 600 nm となる反射光とを得るように設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記反射光の波長幅は、20 nm 以下に設定されることを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源における前記励起光は、強度のピーク波長が 520 nm である波長帯域を含むことを特徴とする請求項 1 - 3 のいずれか一項に記載の内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は反射画像と蛍光画像とを得て正常組織と病変組織を診断するための内視鏡装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。特に医療用分野においては、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像が得られるような技術の提案も行われている。

【0003】

例えば、第 1 の従来例としての特公平 5 - 37650 号公報では、蛍光画像と参照光による参照画像とを用いて生体の呼吸代謝の異常部を検出する装置を開示している。

また、第 2 の従来例としての特開平 10 - 309282 号公報では、励起光を照射して、波長帯の異なる 2 つの蛍光画像と励起光による反射画像とから正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得る装置を開示している。

また、第 3 の従来例としての特開 2000 - 270265 号公報では、蛍光画像と背景画像とを重ね合わせる装置を開示している。

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0004】**

第 1 の先行技術では蛍光画像と参照画像とを用いて対象組織に対する回帰直線を導出するようにしているが、参照画像の波長を蛍光画像の波長に一致させているのみであるので

10

20

30

40

50

、正常組織と病変組織との識別機能が十分でない可能性がある。

【 0 0 0 5 】

また、第 2 の従来例は構成が複雑となってしまう。

また、第 3 の従来例では、反射光が広帯域のため、十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得る機能が低下する欠点がある。

【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得ることができる内視鏡装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡装置は、複数の異なる波長帯域の照明光と、蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、前記光源からの当該複数の照明光および励起光を生体組織に照射し反射された反射光による各々の反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像とを撮像する撮像手段において撮像した前記反射光画像信号および前記蛍光画像信号を入力し、所定の画像処理を行う画像処理装置と、を備えた内視鏡装置であって、

前記画像処理装置は、前記撮像手段から入力した前記反射光画像信号および前記蛍光画像信号により、生体組織における正常組織と病変組織とを識別する識別手段を備え、

前記光源における前記複数の異なる波長帯域の照明光は、生体組織より得られる前記反射光または前記蛍光の波長に対する強度分布特性に基づいて、正常組織の分布と病変組織の分布との重なり分離能 S を

分離能 $S = 1 - (\text{正常組織の分布と病変組織の分布とが重なった部分}) / \text{分布全体}$ としたとき、

前記識別手段が用いる当該分離能 S が最も大きな値を示す波長特性を有することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、正常組織と病変組織とを識別し易い画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 9 】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【 0 0 1 0 】

(第 1 の実施の形態)

図 1 ないし図 11 は本発明の第 1 の実施の形態に係り、図 1 は第 1 の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示し、図 2 は通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示し、図 3 は通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示し、図 4 は生体組織より得られる蛍光の波長に対する強度分布の特性例と、生体組織より得られる反射光の波長に対する強度分布の特性例とを示し、図 5 は蛍光強度と 2 つの反射光強度を 3 軸とした軸空間座標上で正常の部分と病変の部分とを分布させた様子を示し、図 6 は第 1 の反射光の波長をパラメータとした場合における第 2 の反射光の中心波長に対する分離能の変化の様子を示し、図 7 は第 1 の反射光の波長幅をパラメータとした場合における第 2 の反射光の中心波長に対する分離能の変化の様子を示し、図 8 及び図 9 は蛍光画像を G チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を B、R チャンネルと R、B チャンネルとに設定した場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図を示し、図 10 及び図 11 は蛍光画像を B チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を G、R チャンネルと R、G チャンネルとに設定した場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図を示す。

【 0 0 1 1 】

図 1 に示す本発明の第 1 の実施の形態の通常観察モードと蛍光観察モードとを備えた内視鏡装置 1 A は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡 2 A と、通常観察用の光及び励起用の光を発する光源装置 3 A と、通常観察画像と蛍光画像を構築する信号処理を行

10

20

30

40

50

うプロセッサ 4 A と、通常光による画像と蛍光による画像を表示するモニタ 5 とにより構成される。

【 0 0 1 2 】

電子内視鏡 2 A は体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有し、この挿入部 7 の先端部 8 に照明手段と撮像手段を内蔵している。

挿入部 7 内には通常観察のための照明光及び励起光を伝送（導光）するライトガイドファイバ 9 が挿通され、このライトガイドファイバ 9 の手元側の入射端に設けた光源用コネクタ 1 0 は光源装置 3 A に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 3 】

光源装置 3 A は、ランプ駆動回路 1 1 により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を放射するランプ 1 2 と、このランプ 1 2 による照明光路上に設けられ、ランプ 1 2 からの光量を制限する光源絞り 1 3 と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部 1 4 と、この切替フィルタ部 1 4 を通った光を集光するコンデンサレンズ 1 5 とを備えている。

【 0 0 1 4 】

この切替フィルタ部 1 4 は回転用モータ 1 6 により回転されると共に、移動用モータ 2 0 により光路上に配置されるフィルタが切り替えられる切替フィルタ 1 7 と、回転用モータ 1 6 に取り付けたラック 1 8 に螺合するピニオン 1 9 を回転駆動することにより、回転用モータ 1 6 と共に切替フィルタ 1 7 を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ 2 0 とを備えている。

【 0 0 1 5 】

切替フィルタ 1 7 には図 2 に示すように内周側と外周側とに同心状に通常観察用の R G B フィルタ 2 1 と蛍光観察用フィルタ 2 2 とが設けてあり、前記移動用モータ 2 0 を駆動することにより光路上に通常照明用フィルタ 2 1 を設定して通常画像モード（通常モードともいう）での動作状態に設定したり、通常照明用フィルタ 2 1 から蛍光照明用フィルタ 2 2 に切り換えて蛍光画像モード（蛍光モードともいう）に設定した動作状態に切り替えができるようにしている。

【 0 0 1 6 】

上記 R G B フィルタ 2 1 は、周方向に R（赤）、G（緑）、B（青）の各波長帯域の光をそれぞれ透過する R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c が 3 等分するように設けてあり、回転用モータ 1 6 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次、略連続的に介挿される。

【 0 0 1 7 】

また、R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c の透過特性は図 3（A）に示すように、600 - 700 nm、500 - 600 nm、400 - 500 nm の各波長帯の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。図 3 等では符号 2 1 a、2 1 b、2 1 c の代わりに、そのフィルタ透過特性に対応する符号 R、G、B を用いて示している（後述する蛍光観察用フィルタ 2 2 においても、同様である）。

【 0 0 1 8 】

また、蛍光観察用フィルタ 2 2 は、周方向に狭帯域の赤（R 1）、狭帯域の緑（G 1）、狭帯域の励起光をそれぞれ透過する R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c が 3 等分するように設けてあり、回転用モータ 1 6 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次介挿される。

また、R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c の透過特性は図 3（B）に示すように 590 - 610 nm、540 - 560 nm、390 - 445 nm を各波長帯域の光をそれぞれ透過するフィルタ特性を有する。

【 0 0 1 9 】

光源装置 3 A からの照明光はライトガイドファイバ 9 により、電子内視鏡 2 A の挿入部 7 の先端側に伝送（導光）される。このライトガイドファイバ 9 は蛍光観察のための光と通常観察のための光を少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ 9 としては

10

20

30

40

50

、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で構成される。

【 0 0 2 0 】

ライトガイドファイバ 9 の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓に取り付けた照明レンズ 2 4 を経て、拡開して体腔内の観察対象部位側に照射される。

【 0 0 2 1 】

先端部 8 にはこの照明窓に隣接して観察窓が設けてあり、この観察窓には光学像を結ぶための対物レンズ系 2 5 と、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に入射光量を制限する絞り 2 6 と、励起光をカットする励起光カットフィルタ 2 7 と、蛍光および反射光の各画像を撮像する撮像素子として例えばモノクロ撮像（或いは白黒撮像）を行う電荷結合素子（CCD と略記）2 8 とが配置されている。

10

蛍光および反射画像を撮像する撮像素子としては、CCD 2 8 の代わりに C M D (Charged Modulation Device) 撮像素子、C - M O S 撮像素子、A M I (Amplified MOS Imager)、B C C D (Back Illuminated CCD) でも良い。

【 0 0 2 2 】

励起光カットフィルタ 2 7 は蛍光観察時に、蛍光を発生させるために励起される励起光を遮光するフィルタである。この励起光カットフィルタ 2 7 の特性を図 3 (C) に示す。この図 3 (C) に示すように 4 7 0 - 7 0 0 n m の波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長 (4 0 0 - 4 7 0 n m) を除いた可視光を透過する特性を有する。

【 0 0 2 3 】

なお、この電子内視鏡 2 A には蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、リリースの指示操作を行うためのスコープスイッチ 2 9 が設けてあり、その操作信号は制御回路 3 7 に入力され、制御回路 3 7 はその操作信号に対応した制御動作を行う。

20

【 0 0 2 4 】

例えばスコープスイッチ 2 9 におけるモード切換スイッチの通常モードスイッチを操作すると、光源装置 3 A はライトガイドファイバ 9 に通常モードの照明光、つまり R、G、B の光を順次供給する状態となり、またプロセッサ 4 A も通常モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【 0 0 2 5 】

また、モード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作すると、光源装置 3 A はライトガイドファイバ 9 に蛍光モードの照明光、つまり R 1、G 1、E 1 の光を順次供給する状態となり、またプロセッサ 4 A も蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

30

【 0 0 2 6 】

CCD 2 8 はプロセッサ 4 A 内に設けた CCD 駆動回路 3 1 からの CCD 駆動信号により駆動され、CCD 2 8 に結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【 0 0 2 7 】

この画像信号はプロセッサ 4 A 内に設けたプリアンプ 3 2 で増幅され、さらにオートゲインコントロール (A G C) 回路 3 3 で所定レベルまで増幅された後、A / D 変換回路 3 4 によりアナログ信号からデジタル信号 (画像データ) に変換され、各画像データは切換を行うマルチプレクサ 3 5 を経て、第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b 及び第 3 フレームメモリ 3 6 c に一時格納 (記憶) される。

40

【 0 0 2 8 】

なお、CCD 駆動回路 3 1 は制御回路 3 7 により制御される。具体的には、後述するように通常モードにおいては、B フィルタ 2 1 c で照明を行った場合、CCD 2 8 で受光される光量が他の R、G フィルタ 2 1 a、2 1 b で照明を行った場合よりも低下するので、電子シャッタ機能を動作させる。

【 0 0 2 9 】

また、蛍光モードにおいても、E 1 フィルタ 2 2 c により励起光を照射して蛍光画像を得る期間における CCD 2 8 で受光される光量が R 1、G 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b で照明を行った場合の反射光の場合よりもはるかに低下するので、電子シャッタ機能を動作さ

50

せる。

【 0 0 3 0 】

また、制御回路 3 7 は選択されたモードに応じて移動用モータ 2 0 を制御する。また、回転用モータ 1 6 は制御回路 3 7 により制御されると共に、この回転用モータ 1 6 の回転軸等に取り付けた図示しないエンコーダの出力は制御回路 3 7 に入力され、制御回路 3 7 はこのエンコーダの出力に同期して C C D 駆動回路 3 1 やマルチプレクサ 3 5 の切換等を制御する。

【 0 0 3 1 】

また、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 5 の切換を制御し、通常モードでは R、G、B フィルタ 2 1 a、2 1 b、2 1 c の照明のもとで撮像した各画像データをそれぞれ第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b、第 3 フレームメモリ 3 6 c に順次記憶させるように制御する。

10

【 0 0 3 2 】

また、蛍光モードにおいても、制御回路 3 7 は、マルチプレクサ 3 5 の切換を制御し、R 1、G 1、E 1 フィルタ 2 2 a、2 2 b、2 2 c の照明のもとで撮像した各信号をそれぞれ第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b、第 3 フレームメモリ 3 6 c に順次記憶させるように制御する。

上記フレームメモリ 3 6 a ~ 3 6 c に格納された画像データは画像処理回路 3 8 に入力され、画像処理回路 3 8 により入力信号を R、G、B チャンネルの色信号に割り当てる割り当て処理を適当に行うことにより、正常組織部分と病変組織部分とを識別し易い色相の出力信号に変換する画像処理が施された後、D / A 変換回路 3 9 によりアナログの R G B 信号に変換されてモニタ 5 に出力される。

20

【 0 0 3 3 】

本実施の形態の特徴の 1 つとなる画像処理回路 3 8 では、これに入力される 3 つの信号、つまり、狭帯域の 2 つの照明光 G 1、R 1 による生体組織での反射光で撮像した反射光撮像信号と、励起光 E 1 により生体組織から発生した蛍光で撮像した蛍光画像信号との 3 つの信号を画像処理回路 3 8 により（カラー表示する際の色信号に適当に割り当てる）変換処理して出力するようにしている。

【 0 0 3 4 】

また、このプロセッサ 4 A にはプリアンプ 3 2 を通した信号に基づいて光源装置 3 A 内の光源絞り 1 3 の開口量を自動的に制御する調光回路 4 0 が設けてある。また、この調光回路 4 0 は制御回路 3 7 により、制御される。

30

また、この制御回路 3 7 は、ランプ駆動回路 1 1 のランプ 1 2 を発光駆動するランプ電流を制御する。

また、この制御回路 3 7 はスコープスイッチ 2 9 の操作に応じた制御動作を行う。

【 0 0 3 5 】

本実施の形態では内視鏡装置 1 A では、光源装置 3 A の切替フィルタ 1 7 の R G B フィルタ 2 1、蛍光観察用フィルタ 2 2 及び、電子内視鏡 2 A の撮像光路中に設けた励起光カットフィルタ 2 7 のフィルタ特性を図 3 (A) ~ 図 3 (C) に示すように設定して、正常組織と病変組織の部分との分離度を大きくできるようにしたことが特徴となっている。

40

【 0 0 3 6 】

また、画像処理回路 3 8 により、特に蛍光モードでの 3 つの入力信号に対してカラー表示する場合の色信号に割り当てる割り当てを適切に行うことにより、正常組織と病変組織とを識別し易いように色相が異なり、病変組織が特定の色相に入るように表示できるように設定したことも特徴となっている。

【 0 0 3 7 】

まず分離度を大きくしたことを図 4 等を参照して以下に説明する。

図 4 (A) は生体組織より得られる蛍光の波長に対する強度分布の特性例を示し、図 4 (B) は生体組織より得られる反射光の波長に対する強度分布の特性例とを示す。

【 0 0 3 8 】

50

図4(A)から分かるように520nm付近でピークとなる分布特性を示し、本実施の形態では励起光カットフィルタ27による透過特性をこの520nm付近の波長帯域を含むように設定して、得られる蛍光画像のS/Nを高くしている。

【0039】

また、図4(B)の反射光の強度特性では、550nm付近でヘモグロビンによる吸収が大きく、この波長付近で反射強度が低下する谷となっている。なお、600nm付近はヘモグロビンによる非吸収帯となる。

そして、2つのフィルタ22a、22b(図ではG1、R1)の中心波長は550nmと600nmに設定されている。

【0040】

つまり、本実施の形態では、R1フィルタ22aの帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が低い部分に設定し、かつG1フィルタ22bの帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が高い部分に設定している。

【0041】

なお、蛍光モードで照明し、その反射光で撮像する第1及び第2の照明光(反射光)となるG1、R1の光は、その波長幅を数10nm、より具体的には20nmに設定している(後述するように20nm以下に設定しても良い)。

なお、E1フィルタ22cにより遮光された青色領域(の長波長領域)と、励起光カットフィルタ27で遮光させた青色領域(の短波長領域)の光の透過率はOD4(1/10000)以下に設定されている。

【0042】

上述のように蛍光モードでの2つの反射光の画像を得る場合におけるその波長(中心波長)を550nmと600nmに設定した理由を図5等により説明する。

【0043】

図5は2つの反射光強度と蛍光強度とを3軸とした軸空間座標上で正常の部分と病変の部分とを分布させた様子を示す。図5において、梨地模様で示す部分が生体組織における正常組織、斜線で示す部分が生体組織における病変組織となることを示す。

【0044】

そして、正常組織と病変組織とが重なった部分が小さい程、正常組織と病変組織との識別が容易となるので、本実施の形態では、この重なり部分が最小となるように、2つの反射光の帯域を統計的手法(具体的にはフィッシャーの判別関数)を用いて算出する。

つまり、正常組織と病変組織の分布の重なりにより分離能Sを以下の式で求める。

【0045】

分離能 $S = 1 - (\text{正常組織と病変組織の分布が重なった部分}) / (\text{分布全体})$

そして、第1の反射光と第2の反射光との中心波長を変化させて、得られる分離能Sを算出する。

【0046】

図6は第1の反射光の中心波長をパラメータとして変化させた場合における第2の反射光の中心波長に対して得られる分離能Sを示す。ここでは、第1の反射光の中心波長をパラメータとして510nm、550nm、600nmと変化させた場合を示している。

【0047】

そして、第1の反射光の中心波長が550nmで、第2の反射光の中心波長が600nmの場合に最も大きな分離能Sが得られることが分かる。なお、第1の反射光と第2の反射光の中心波長を入れ換えた場合、つまり第1の反射光の中心波長が600nmで、第2の反射光の中心波長が550nmの場合に最も大きな分離能Sが得られる。

【0048】

また、図7は第1の反射光の中心波長を550nmとし、その波長幅をパラメータとして変化させた場合に得られる分離能Sを示す。図7では波長幅を80nm、20nm、10nmにした場合を示す。

【0049】

10

20

30

40

50

図 7 から第 1 の反射光の中心波長を 550 nm は略 20 nm がこれより小さい場合に大きな分離能 S が得られることが分かる。図 7 から 20 nm より 10 nm の場合の方が大きな分離能 S が得られるが、波長幅を小さくすると、強度が低下して S/N が低下する。このため、本実施の形態では、20 nm の波長幅に設定している。プロセッサ 4 A の信号処理系等の S/N に応じて、波長幅を 20 nm 以下の例えば 10 nm 等にしても良い。

【0050】

図 6 及び図 7 から、本実施の形態では、図 3 に示したように第 1 及び第 2 の反射光（照明光）の波長をそれぞれ、550 nm と 600 nm とに設定すると共に、その波長幅を 20 nm に設定して、大きな分離能 S にできるように、つまり正常組織と病変組織とを出来るだけ分離した状態に分布させることができるようにしている。

10

【0051】

なお、本実施の形態では蛍光画像の強度は反射光の場合に比べてはるかに弱いので、図 4 (A) に示すようにその強度がピークとなる 520 nm 付近の波長帯域を少なくとも含む蛍光画像を得る特性の励起光カットフィルタ 27 を採用している。これにより、 S/N の良い蛍光画像を得られるようにしている。

【0052】

また、本実施の形態では、画像処理回路 38 により、3 つの入力信号を 3 つの色信号に適切に割り当てるように設定して、正常組織と病変組織とを表示画像上で、識別し易い色相となるようにしている。

そして、図 8 から図 11 に示す色度図上に正常組織と病変組織が識別し易い状態で分布するような状態で、擬似カラー表示できるようにしている。

20

【0053】

このような構成による本実施の形態の作用を以下に説明する。

図 1 に示すように電子内視鏡 2 A の光源用コネクタ 10 を光源装置 3 A に接続し、また電子内視鏡 2 A の図示しない信号用コネクタをプロセッサ 4 A に接続する。そして、図 1 に示すような接続状態に設定して、各装置の電源を投入し、動作状態に設定する。すると、制御回路 37 は初期設定の動作を行い、この初期設定の状態では例えば通常モードで動作するように設定する制御を行う。

【0054】

この通常モードでは、制御回路 37 は光源装置 3 A の移動用モータ 20 を制御して、切替フィルタ 17 をその内周側の RGB フィルタ 21 が照明光路中に位置するように設定する。

30

【0055】

そして、回転モータ 16 を回転させる。ランプ 12 の白色光は切替フィルタ 17 の R、G、B フィルタ 21 a、21 b、21 c が順次照明光路中に配置されるようになり、観察対象側へ R、G、B の照明光が出射される。

【0056】

この通常モードでは切替フィルタによる（観察対象側への）照明光は R、G、B フィルタ 21 a、21 b、21 c が順次照明光路中に配置される。

R、G、B の光で照明され、CCD 28 で撮像された信号は、増幅、A/D 変換された後、マルチプレクサ 35 が制御回路 37 で順次切り換えられることにより、第 1 フレームメモリ 36 a、第 2 フレームメモリ 36 b、第 3 フレームメモリ 36 c に順次格納される。

40

【0057】

これらフレームメモリ 36 a ~ 36 c に格納された R、G、B の色成分の画像データは所定のフレーム期間（例えば 33 ms、つまり 1/30 秒）で同時に読み出され、画像処理回路 38 に入力される。

【0058】

この画像処理回路 38 は通常モードでは、入力信号をそのまま出力する。つまり、第 1 フレームメモリ 36 a ~ 36 c からそれぞれ出力される R、G、B の色信号は画像処理回

50

路 3 8 をスルーして（必要に応じてガンマ補正や輪郭強調を行うようにしても良い）D / A 変換回路 3 9 に出力される。

【 0 0 5 9 】

このようにして、D / A 変換回路 3 9 を経てアナログの標準的な映像信号、ここでは R G B 信号にされて R、G、B チャンネルからモニタ 5 に出力され、モニタ 5 の表示面には（白色光を照射した場合に、直接被写体を観察した場合のカラー色調を反映した）通常観察画像がカラー表示される。

【 0 0 6 0 】

上述したように、B フィルタ 2 1 c を通して照明を行った場合における被写体側での反射光量は励起光カットフィルタ 2 7 によりその短波長側がカットされて C C D 2 8 で受光されるため、その B の色成分画像の受光量が他の R、G の色成分画像の受光量より少なくなり、そのままではホワイトバランスが崩れることになる。

【 0 0 6 1 】

これを防止するために、制御回路 3 7 は C C D 駆動回路 3 1 を介して B フィルタ 2 1 c での照明期間で撮像した場合の C C D 2 8 の増幅率を例えば 2 倍に増大させる。

また、制御回路 3 7 はランプ駆動回路 1 1 を制御し、B フィルタ 2 1 c での照明期間におけるランプ 1 2 を駆動するランプ電流を、例えば通常のランプ電流の値より増大させて、B の照明光量を増大させる。

【 0 0 6 2 】

また、制御回路 3 7 は C C D 駆動回路 3 1 を制御し、C C D 2 8 の電子シャッタの機能を動作させる。つまり、R、G の照明期間においては、その照明期間の一部の期間でのみ撮像を行うようにして、短い撮像期間となるように C C D 2 8 を駆動し、これに対して B の照明期間においては、その照明期間の全部を撮像に用いるようにして、長い撮像期間となるようにする。

【 0 0 6 3 】

このようにして、モニタ 5 にはホワイトバランスがとれた通常画像を表示する。なお、電子シャッタによる撮像期間の設定は予め白い被写体を撮像した場合に、モニタ 5 でその被写体が白く表示されるように、制御回路 3 7 内の図示しないメモリ等に、具体的な撮像期間の値が格納されている（或いは、電源投入の後の初期設定の際に、白い被写体を撮像して、電子シャッタによる撮像期間を具体的に設定するようにしても良い）。この時、電子シャッタの撮像期間ではなく、C C D 増幅率の値、ランプ電流の値を記憶して、これらを単独或いは組み合わせても良い。

【 0 0 6 4 】

このようにして通常モードで被写体を観察でき、例えば注目する患部部位等の被写体に対して蛍光観察を行いたい場合には、スコープスイッチ 2 9 のモード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作する。

【 0 0 6 5 】

すると、この操作信号を受けて、制御回路 3 7 は光源装置 3 A は移動用モータ 2 0 を駆動して、切替フィルタ 1 7 を移動させ、蛍光観察用フィルタ 2 2 が照明光路上に配置される状態に設定し、蛍光モードに切り換える。

【 0 0 6 6 】

蛍光モードに設定されると、電子内視鏡 2 A のライトガイドファイバ 9 には蛍光モードの照明光、つまり図 3 (B) に示す R 1、G 1、E 1 の光が順次供給される状態となる。

【 0 0 6 7 】

そして、被写体には R 1、G 1、E 1 の光が順次照射される。R 1、G 1 の照明の場合には、通常モードでの R、G の光が順次照射された場合と同様の動作となる。つまり、この場合には R 1、G 1 の被写体での反射光を C C D 2 8 で受光する。この場合、励起光カットフィルタ 2 7 による影響を受けないで、C C D 2 8 は撮像することになる。

【 0 0 6 8 】

これに対し、励起光 E 1 を照射した場合には、その励起光 E 1 の反射光は励起光カット

10

20

30

40

50

フィルタ 27 で殆ど完全に遮光され、かつこの励起光カットフィルタ 27 の透過帯域内の被写体側からの蛍光を受光する。

【0069】

この蛍光の強度は、R1、G1の被写体での反射光の強度に比べてはるかに小さいので、上述した通常モードでのR、Gの照明、Bの照明及びそれらの場合の信号処理と類似した動作を行うようにして、(R1、G1の被写体での反射光の画像と対比し易い)明るい蛍光画像が表示されるようにする。

【0070】

具体的には、R1、G1の被写体での反射光を撮像する場合には、電子シャッタにより、照明期間の一部の期間でのみCCD28で撮像した画像データを第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bに格納するようにする。

10

【0071】

これに対し、E1の励起光を照射した場合で、その蛍光画像を撮像する場合には、CCD28の増幅率を例えば10倍から100倍程度に増大し、かつランプ電流も増大し、励起光の照明光量も増大させる。そして、この場合に撮像した蛍光画像データを第3フレームメモリ36cに格納する。

そして、1フレーム周期で第1フレームメモリ36a～第3フレームメモリ36cの画像データは同時に読み出され、画像処理回路38に入力される。

【0072】

画像処理回路38は入力信号R1、G1、EX(ここで、R1、G1は狭帯域の照明光による反射画像の信号で図6、図7の第2、第1の反射光に相当し、またEXは励起光E1による蛍光画像の信号を示す)はR、G、Bのチャンネルに適切に割り当てられる。

20

【0073】

蛍光モードの場合には、蛍光波長帯域からなる画像信号EXをGチャンネルに、2つの異なる中心波長と波長幅を持った反射光波長帯域のうちの1つをRチャンネル、もう1つの反射光波長帯域をBチャンネルに割り付け(割り当て)たものとなっている。

【0074】

具体的には、蛍光波長帯域からなる画像信号EXをGチャンネルに割り当て、残りの2つの反射光画像の信号R1、G1をB、RかR、Bに割り付けるようにしている。つまり

30

EX → G、R1 → B、G1 → R (割付1)

又は

EX → G、R1 → B、G1 → R (割付2)

である。

【0075】

この場合には図8或いは図9に示すように色度図(に相当する状態)で正常組織部分と病変組織部分とが異なり、特に病変組織部分が略単一の色相に入るようにしてモニタ5には擬似カラーで表示される。

割付1に対応する図8の場合には病変組織部分はピンクの色相付近に限定されるようになる。

40

【0076】

また、割付2の場合に対応する図9の場合には病変組織部分は紫の色相付近に限定されるようになる。なお、図8或いは図9に対応する表示モードは蛍光モードにおける切換モードを操作することにより相互に切り換えることができる。そして、ユーザは好みの方で表示させることができる。

【0077】

従って、術者は図8の場合にはピンクの色相付近で表示される部分を注目することにより、病変組織である可能性が高いと判断できる。

また、術者は図9の場合には、紫の色相付近で表示される部分を注目することにより、病変組織である可能性が高いと判断できる。

50

【 0 0 7 8 】

また、図 8 或いは図 9 のような色度図に対応する状態の擬似カラーによる表示状態で、病変組織の可能性が高いと判断できた場合には、スコープスイッチ 2 9 の蛍光モードにおいてさらに用意した病変組織用モードのスイッチを操作した場合には、制御回路 3 7 による制御で画像処理回路 3 8 による割付をさらに変更設定する。

【 0 0 7 9 】

具体的には蛍光波長帯域からなる画像信号 E X を B チャンネルに割り当て、残りの 2 つの反射光画像の信号 R 1、G 1 を G、R か R、G に割り付けるようにしている。つまり、
E X → B、R 1 → G、G 1 → R (割付 3)

又は

E X → B、R 1 → R、G 1 → G (割付 4)

である。

【 0 0 8 0 】

割付 3 或いは割付 4 は図 1 0 或いは図 1 1 に示すような色度図に相当する状態で、蛍光モードでの画像、つまり 2 つの反射光画像と蛍光画像を擬似カラー表示する。

【 0 0 8 1 】

図 1 0 或いは図 1 1 では病変組織が複数の色相に分布するように表示されるので、最初から正常組織と病変組織との診断を行う場合には適切ではないかもしれないが、図 8 或いは図 9 で病変組織の可能性が高いと診断したような場合には、さらに図 1 0 或いは図 1 1 に示すような表示モードにすると、その色相の違いにより、病変組織の状態をより詳しく診断し易い。例えば、色相の変化により、病変の進行の程度等を判断し易くなる。

【 0 0 8 2 】

このように本実施の形態によれば、2 つの反射光による画像と蛍光画像とで擬似カラーで表示する場合に、正常組織と病変組織との重なりを小さくして分離能 S を大きくなるように反射光による画像の波長を適切な値に設定し、さらに病変組織を正常組織とは異なり、識別し易い略単一の色相に入るように擬似カラー表示するようにしているので、病変組織の部分か否かを診断する場合、術者は病変組織を容易に診断することができる。つまり、診断し易い環境を提供できる。

【 0 0 8 3 】

また、電子内視鏡 2 A の撮像素子の前に配置した励起光カットフィルタ 2 7 は、青色の波長帯域の一部を含む励起光をカットすると共に、前記励起光カットフィルタ 2 7 は、通常観察を行うための可視領域の青色光の一部以外の光を透過する（青色光の一部と、緑、赤の波長帯の全域を透過する）ようにしているので、1 つの撮像素子を挿入部 7 の先端部 8 に配置することにより、通常画像の撮像と蛍光画像の撮像及び信号処理により通常画像と蛍光画像の表示ができる。

【 0 0 8 4 】

従って、（複数の撮像素子を内蔵した場合に比較して）電子内視鏡 2 A の挿入部 7 を細径にでき、挿入使用できる適用範囲を広げることができると共に、挿入の際に患者に与える苦痛を軽減できる。また、術者も体腔内に挿入する作業が容易となる。また、1 つの撮像素子で済むので低コスト化が可能となる。

【 0 0 8 5 】

また、励起光として可視光の波長帯域（領域）内の青色を採用しているので、光源装置 3 A のランプ 1 2 として、通常照明（白色照明）に使用できるハロゲンランプ、キセノンランプ等を使用できる。また、紫外線等を励起光とした場合に比較して、ライトガイドファイバ 9 による伝送ロス小さくできたり、通常照明用のものをそのまま使用できる等のメリットがある。

特に、簡単な構成で正常組織と病変組織を識別し易いように（蛍光画像と反射光画像とによる）画像画像を擬似カラー表示することができる内視鏡装置 1 A を実現できる。

【 0 0 8 6 】

（第 2 の実施の形態）

10

20

30

40

50

次に本発明の第 2 の実施の形態を図 1 2 を参照して説明する。本実施の形態の構成は第 1 の実施の形態と同様の構成であり、図 3 (C) に示す励起光カットフィルタ 2 7 の特性を一部変更している。

【 0 0 8 7 】

図 1 2 はポリフィリンを含む生体組織より得られる蛍光の波長に対する強度の特性を示す。この図のようにポリフィリンを含む生体組織の場合には、6 2 0 n m より少し長い波長帯にポリフィリンによる蛍光を発するピークを持つ場合がある。このポリフィリンによる蛍光の影響を排除するために、本実施の形態ではこの図 1 2 で 1 点鎖線で示すように励起光カットフィルタ 2 7 の透過特性における超波長側を 6 2 0 n m でカットし、これより長波長側の蛍光を C C D で受光しないようにした。

10

【 0 0 8 8 】

つまり、励起光カットフィルタ 2 7 は短波長側は第 1 の実施の形態と同様に例えば 4 7 0 n m から長波長側の 6 2 0 n m までの蛍光を透過するように設定されている。その他は第 1 の実施の形態と同様である。

【 0 0 8 9 】

本実施の形態によれば、第 1 の実施の形態の作用効果の他に、ポリフィリンを含む生体組織部分を観察する場合にも、ポリフィリンによる影響を排除して、正常組織と病変組織とを識別し易い色調で擬似カラー表示できる内視鏡装置を提供できる。

【 0 0 9 0 】

[付 記]

20

1 . 2 つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を発生する光源と、

前記照明光及び励起光を導光する導光手段と、

前記導光手段を介して生体組織に前記照明光が照射され、反射された反射光による各々 2 つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像する撮像手段と、

前記 2 つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築する画像処理手段と、

前記処理画像を表示する表示手段よりなる内視鏡装置において、

生体組織からの 2 つの異なる反射光と蛍光の強度を 3 軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が 3 軸空間座標軸上で分離するように前記反射光と蛍光の波長が選択され、

30

前記画像処理手段により処理された処理画像が、正常組織と病変組織で色相が異なり、病変組織が特定の略 1 つの色相に入るように、前記反射光と蛍光が特定の色信号に割当て処理され、表示されることを特徴とする内視鏡装置。

【 0 0 9 1 】

1 ' . 2 つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を発生する光源装置と、

前記照明光及び励起光を導光する導光手段と、

前記導光手段を介して生体組織に前記照明光が照射され、反射された反射光による各々 2 つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像する撮像手段とを有する内視鏡と、

40

前記 2 つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築し、画像表示手段に出力する画像処理手段と、

を有する内視鏡装置において、

生体組織からの 2 つの異なる反射光と蛍光の強度を 3 軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が 3 軸空間座標軸上で分離するように前記反射光と蛍光の波長が選択され、

前記画像処理手段により処理された処理画像が、正常組織と病変組織で色相が異なり、病変組織が特定の略 1 つの色相に入るように、前記反射光と蛍光が特定の色信号に割当て処理され、表示されることを特徴とする内視鏡装置。

2 . 付記 1 において、選択された 2 つの反射光波長帯域は、1 つは、ヘモグロビンの光の

50

吸収帯を含む波長帯域であり、もう１つは、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域であることを特徴とする。

３．付記１において、選択された１つの蛍光波長帯域は、５２０nmを含む波長帯域であり、２つの反射光波長帯域は、それぞれ、５５０nm、６００nmを含む波長帯域であることを特徴とする。

４．付記３において、選択された１つの蛍光波長帯域は、５２０nmを含むとともに、６２０nm以上の帯域を除く波長帯域であることを特徴とする。

【００９２】

５．付記３において、選択された２つの反射光波長帯域の波長幅は、当該２０nmないし２０nm以下であることを特徴とする。

６．付記１において、前記処理画像は、１の蛍光波長帯域からの画像信号を緑色に、２つの異なる波長帯域の反射光波長帯域のうち１つの画像信号を赤色、または青色に、もう１つを青色、または赤色の色信号に割当て処理することを特徴とする。

７．２つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を照明する光源と、

生体組織に前記照明光が照射され、反射された反射光による各々２つの反射光画像と、前記生体組織に前記照明光が反射され、反射された反射光による各々２つの反射画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像する撮像手段と、

前記２つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築する画像処理手段と、

前記処理画像を表示する表示手段よりなる内視鏡装置において、

生体組織からの２つの異なる反射光と蛍光の強度を３軸とした空間座標軸上にプロットした際に、正常組織と病変組織が３軸空間座標軸上で分離するように前記反射光と蛍光の波長が選択され、

前記処理手段により処理された処理画像が、病変組織が複数の色相にまたがるように、前記反射光と蛍光が特定の色信号に割当て処理され、表示されることを特徴とする内視鏡装置。

【００９３】

８．２つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を順次照明するため、前記波長帯域を通す２つの帯域フィルタと前記励起光を通す励起フィルタが、切り替え可能なように配置された光源と、

生体組織に前記２つの照明光が照射され、反射された２つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像するため、前記励起光は遮断し、前記蛍光と反射光を透過する蛍光検出フィルタが内蔵された撮像手段と、前記２つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築する画像処理手段と、

前記処理画像を表示する表示手段よりなる内視鏡装置において、

前記２つの帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長帯域は、生体組織からの２つの異なる帯域フィルタによる反射光と蛍光検出フィルタによる蛍光を３軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が３軸空間座標軸上で分離するように帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長が選択されるようにしたことを特徴とする内視鏡装置。

【００９４】

８'．２つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を順次照明するため、前記波長帯域を通す２つの帯域フィルタと前記励起光を通す励起フィルタが、切り替え可能なように配置された光源と、

生体組織に前記２つの照明光が照射され、反射された２つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像するため、前記励起光は遮断し、前記蛍光と反射光を透過する蛍光検出フィルタが内蔵された撮像手段と、前記２つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築し、画像表示手段に出力する画像処理手段と、

を有する内視鏡装置において、

前記２つの帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長帯域は、生体組織からの２つの異なる帯域フィルタによる反射光と蛍光検出フィルタによる蛍光を３軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が３軸空間座標軸上で分離するように帯域フィルタ

10

20

30

40

50

と蛍光検出フィルタの波長が選択されるようにしたことを特徴とする内視鏡装置。

９．付記８において、反射光像の波長帯域を特定の波長に制限する各々の帯域フィルタは、ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域を透過するフィルタと、ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域を透過するフィルタであることを特徴とする。

１０．付記８において、反射光像の波長帯域を特定の波長に制限する各々の帯域フィルタは、５５０nmを含む波長帯域を透過するフィルタと、６００nmを含む波長帯域を透過するフィルタであり、蛍光像の波長帯域を特定の波長に制限する蛍光検出フィルタは、５２０nmを含む波長帯域を透過するフィルタであることを特徴とする。

【００９５】

１１．付記１０において、反射光像の波長帯域を特定の波長に制限する各々の帯域フィルタが透過する波長幅は、当該２０nm、ないし２０nm以下であることを特徴とする。

１２．付記１０において、蛍光像の波長帯域を特定の波長に制限する蛍光検出フィルタは、５２０nmを含むとともに、６２０nm以上の光を遮断する特性を持つことを特徴とする。

【００９６】

１３．２つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を順次照明するため、前記波長帯域を通す２つの帯域フィルタと前記励起光を通す励起フィルタが、切り替え可能なように配置された光源と、

生体組織に前記２つの照明光が照射され、反射された２つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像するため、前記励起光は遮断し、前記蛍光と反射光は透過する蛍光検出フィルタが内蔵された撮像手段と、前記２つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築する画像処理手段と、

前記処理画像を表示する表示手段よりなる内視鏡装置において、

前記２つの帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長帯域は、生体組織からの２つの異なる帯域フィルタによる反射光と蛍光検出フィルタによる蛍光を３軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が３軸空間座標軸上で分離するように帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長が選択され、

前記画像処理手段は、正常組織と病変組織で色相が異なり、病変組織が特定の１つの色相にはいるように、前記反射光と蛍光を特定の色信号に割当て処理する処理回路を含むことを特徴とする内視鏡装置。

１３'．２つの異なる波長帯域の照明光と蛍光を励起するための励起光を順次照明するため、前記波長帯域を通す２つの帯域フィルタと前記励起光を通す励起フィルタが、切り替え可能なように配置された光源と、

生体組織に前記２つの照明光が照射され、反射された２つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像を撮像するため、前記励起光は遮断し、前記蛍光と反射光は透過する蛍光検出フィルタが内蔵された撮像手段と、前記２つの反射光画像と蛍光画像とを処理して処理画像を構築し、画像表示手段に出力する画像処理手段と、

を有する内視鏡装置において、

前記２つの帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長帯域は、生体組織からの２つの異なる帯域フィルタによる反射光と蛍光検出フィルタによる蛍光を３軸とした空間座標軸上にプロットした際、正常組織と病変組織が３軸空間座標軸上で分離するように帯域フィルタと蛍光検出フィルタの波長が選択され、

前記画像処理手段は、正常組織と病変組織で色相が異なり、病変組織が特定の１つの色相にはいるように、前記反射光と蛍光を特定の色信号に割当て処理する処理回路を含むことを特徴とする内視鏡装置。

１４．付記１３において、画像処理手段は、蛍光像をＧチャンネルに、反射光像をＲチャンネル、またはＢチャンネルの色信号に割当て処理することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【００９７】

【図１】本発明の第１の実施の形態の内視鏡装置の全体構成を示すブロック図。

10

20

30

40

50

【図 2】通常観察用フィルタと蛍光観察用フィルタが設けられた切替フィルタの構成を示す図。

【図 3】通常観察用フィルタ、蛍光観察用フィルタ及び励起光カットフィルタの波長に対する透過特性を示す図。

【図 4】生体組織より得られる蛍光画像及び反射光画像の波長に対する強度分布の特性例を示す図。

【図 5】蛍光強度と 2 つの反射光強度を 3 軸とした軸空間座標上で正常の部分と病変の部分とをプロットして分布させた様子を示す図。

【図 6】第 1 の反射光の波長をパラメータとした場合における第 2 の反射光の中心波長に対する分離能の変化の様子を示す図。

【図 7】第 1 の反射光の波長幅をパラメータとした場合における第 2 の反射光の中心波長に対する分離能の変化の様子を示す図。

【図 8】蛍光画像を G チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を B、R チャンネルに割り付けた場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図。

【図 9】蛍光画像を G チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を R、B チャンネルに割り付けた場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図。

【図 10】蛍光画像を B チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を G、R チャンネルに設定した場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図を示す図。

【図 11】蛍光画像を B チャンネルに、第 1 及び第 2 の反射光の画像を R、G チャンネルに設定した場合に得られる正常部分と病変部分の分布を示す色度図を示す図。

【図 12】本発明の第 2 の実施の形態における励起光カットフィルタの透過特性等を示す図。

【符号の説明】

【0098】

- 1 A ... 内視鏡装置
- 2 A ... 電子内視鏡
- 3 A ... 光源装置
- 4 A ... プロセッサ
- 5 ... モニタ
- 7 ... 挿入部
- 8 ... 先端部
- 9 ... ライトガイドファイバ
- 10 ... コネクタ
- 11 ... ランプ駆動回路
- 12 ... ランプ
- 13 ... 光源絞り
- 14 ... 切替フィルタ部
- 16 ... 回転用モータ
- 17 ... 切替フィルタ
- 18 ... ラック
- 20 ... 移動用モータ
- 21 ... R G B フィルタ
- 22 ... 蛍光観察用フィルタ
- 25 ... 対物レンズ系
- 27 ... 励起光カットフィルタ
- 28 ... C C D
- 29 ... スコープスイッチ
- 31 ... C C D 駆動回路
- 34 ... A / D 変換回路
- 36 a ~ 36 c ... フレームメモリ

10

20

30

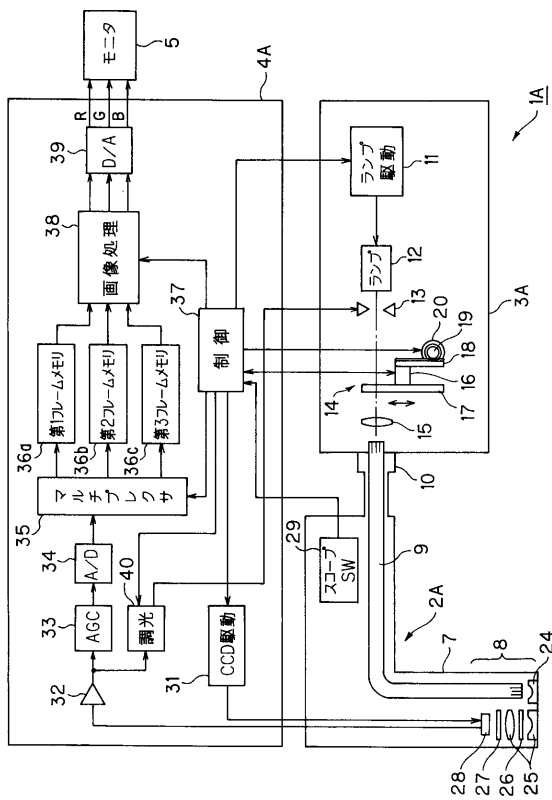
40

50

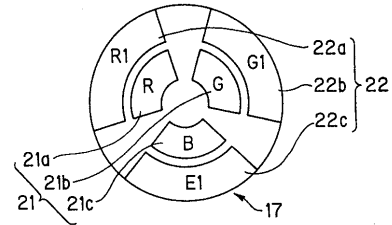
3 7 ... 制御回路

3 8 ... 画像処理回路

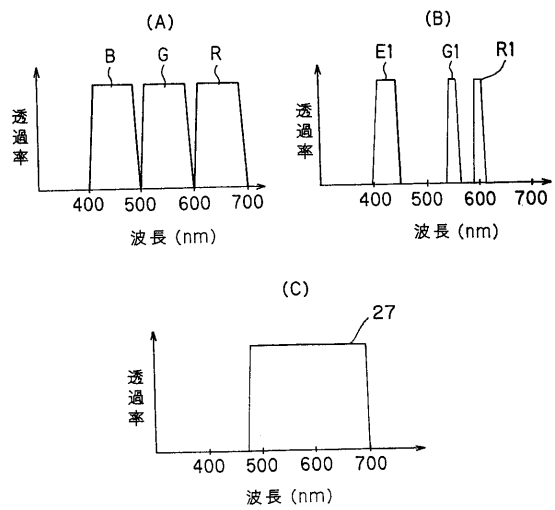
【図 1】



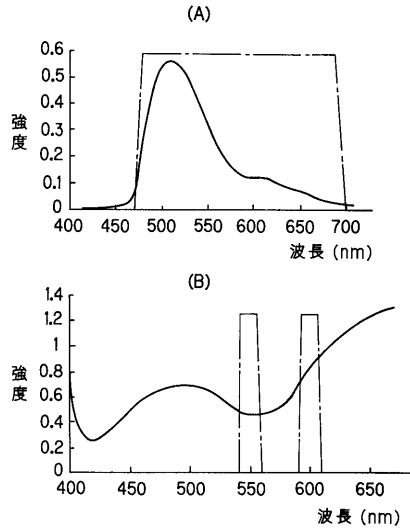
【図 2】



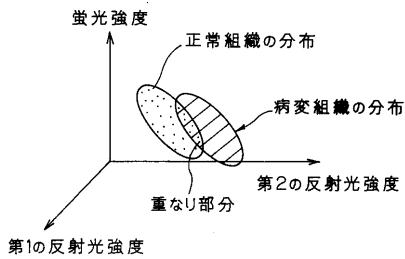
【図 3】



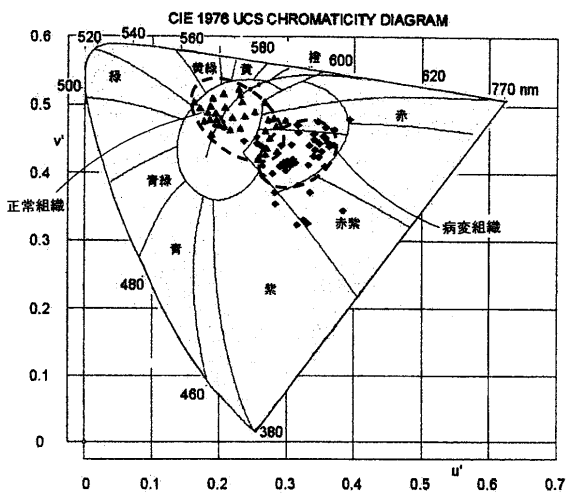
【図 4】



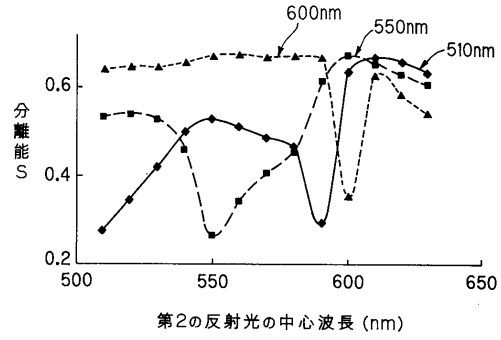
【図 5】



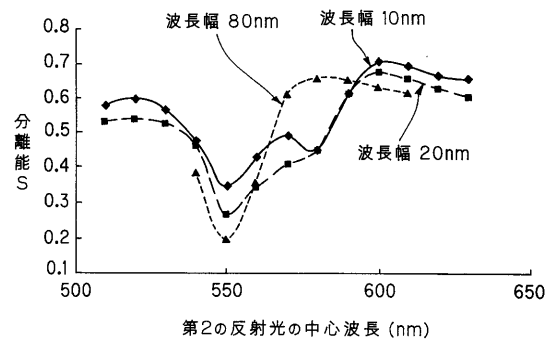
【図 8】



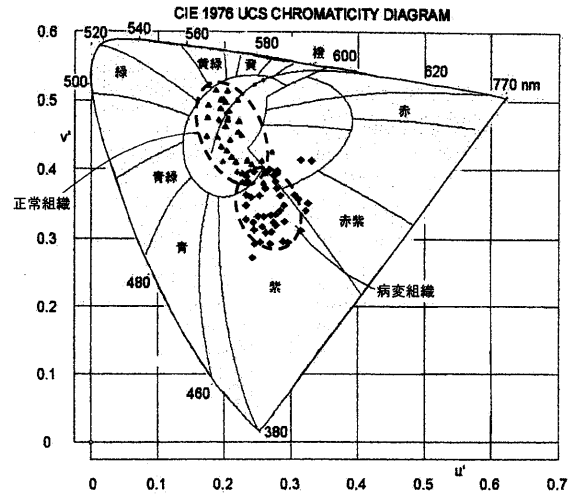
【図 6】



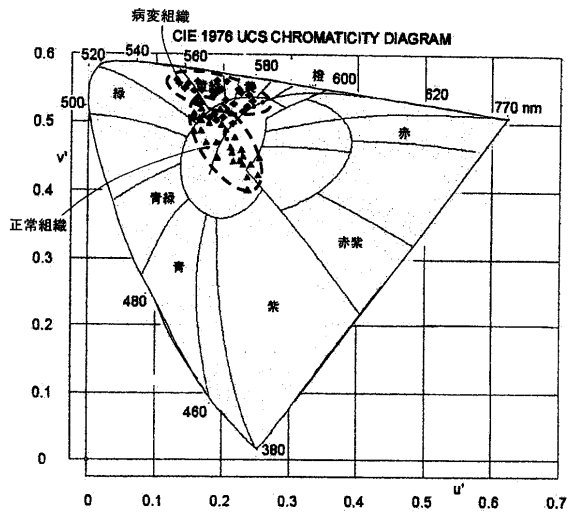
【図 7】



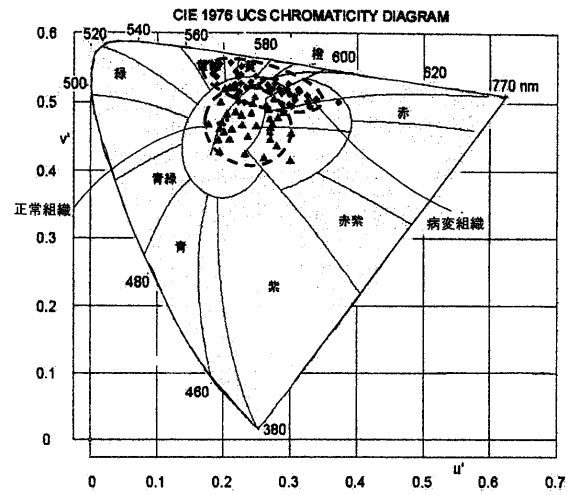
【図 9】



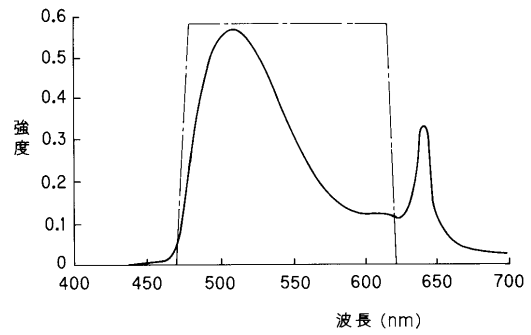
【図 10】



【図 11】



【図 12】



フロントページの続き

(72)発明者 金子 守

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 後野 和弘

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

F ターム(参考) 4C061 BB02 CC06 HH51 JJ17 LL02 NN01 QQ04 WW17

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP2008272507A	公开(公告)日	2008-11-13
申请号	JP2008171623	申请日	2008-06-30
[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	上野仁士 秋本俊也 今泉克一 金子守 後野和弘		
发明人	上野 仁士 秋本 俊也 今泉 克一 金子 守 後野 和弘		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.618 A61B1/06.B A61B1/06.510		
F-TERM分类号	4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ04 4C061/WW17 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/SS06 4C161/WW17		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5331394B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：将正常组织和患病组织显示为易于区分的图像。解决方案：光源中产生激发光以激发荧光的多个不同波段的照明光，而多个不同波段的照明光是反射光或从生物组织获得的荧光的波长。基于强度分布特性，正常组织分布和患病组织分布之间重叠部分的可分离性S为分离度 $S = 1 - (\text{正常组织分布和患病组织分布重叠的部分}) / \text{整个分布}$ ，波长特性具有最高的可分离性S。[选择图]图6

