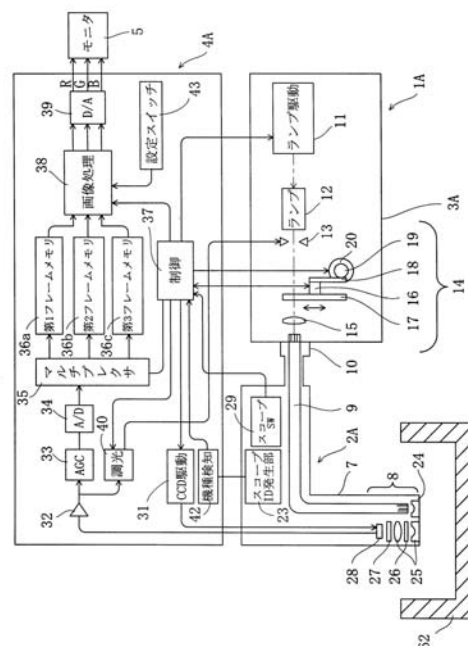




【特許請求の範囲】

【請求項 1】

少なくとも光源と、励起光用光学フィルタと、複数の通常照明光用光学フィルタを有する光源装置と、

前記光源装置からの励起光及び複数の通常照明光を被写体に導き、被写体から得られる蛍光及び複数の反射光の画像を撮像する電子内視鏡と、

前記電子内視鏡で撮像された蛍光画像及び複数の反射光画像の画像信号を処理してモニタに導く画像処理装置を有し、

前記画像処理装置が、標準被写体を被写体とすることによって得た画像信号を基に、前記複数の反射光画像の画像信号のみの色調整を行う第 1 の色調整手段を備えていることを特徴とする蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 2】

前記画像処理装置が、生体組織を被写体とすることによって得た画像信号を基に、前記第 1 の色調整手段で調整された前記複数の反射光画像の画像信号と、該生体組織を被写体とすることによって得た蛍光画像の画像信号との色調整を行う第 2 の色調整手段を有することを特徴とする請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記複数の通常照明光用光学フィルタの透過率が、前記励起光用光学フィルタの透過率の 100 分の 1 以下であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記各々の通常照明光用光学フィルタが、2 枚の光学フィルタを貼り合せて構成されていることを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光画像を得る蛍光内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、例えば、医療用分野において、通常の白色光による通常画像を得る他に、正常組織と病変組織とをするために蛍光画像が得られるようにした蛍光内視鏡装置が知られている。

30

【0003】

このような蛍光内視鏡装置としては、例えば、次の特許文献 1 ~ 4 に記載のものが提案されている。

【特許文献 1】特開 2001 - 137174 号公報

【特許文献 2】特開 2004 - 24611 号公報

【特許文献 3】特開 2003 - 111716 号公報

【0004】

特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置は、主として蛍光の相対強度を色に、参照光の強度を輝度に反映させて画像信号を生成するように構成されている。

40

【0005】

また、特許文献 2 に記載の蛍光内視鏡装置は、観察画像から、生体組織の病変部と正常部の領域を設定し、蛍光画像信号及び複数の反射光信号の強度比を調整するように構成されている。

【0006】

また、特許文献 3 に記載の蛍光内視鏡装置は、蛍光の波長帯域を含む標準光源を生体観察部に照射することによって、蛍光と反射光との色調整を行うように構成されている。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

50

しかしながら、正常組織から発せられる蛍光の強度が患者毎に異なる。このため、特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置では、患者毎に正常組織の色調が異なり、病変組織と正常組織との識別が困難になりやすい。

【 0 0 0 8 】

また、特許文献 2 に記載の蛍光内視鏡装置では、設定する領域によって、複数の反射光の強度が変わるため、正確な色調整が難しい。また、病変部は少なく小さいため、病変部を探すことや病変部の領域を設定すること自体が難しい。

【 0 0 0 9 】

また、特許文献 3 に記載の蛍光内視鏡装置では、上述したように、生体組織の正常部から発せられる蛍光の強度が患者毎に異なるため、患者毎に正常組織の色調が変わってしまい、病変組織と正常組織との識別が困難になりやすい。また、特許文献 3 に記載の蛍光内視鏡装置における標準光源は、構成が複雑である。また、標準光源の特性は経時的に変化するため、調整後の色調が変化してしまう。

10

【 0 0 1 0 】

また、一般に、蛍光観察においては、生体から得られる蛍光の強度は反射光に比べて微弱である。このため、反射光を得るための照明光の強度を励起光に比べて $1 / 100$ 程度に小さくする必要があるが、照明光の強度を小さくすると、各波長帯域の照明光の強度が、所定波長帯域の光を得るために用いる各通過帯域制限フィルタに備わる透過率のバラツキに大きく影響されてしまう。この各波長帯域の照明光の強度のバラツキを色調整で補正すると、その分電気ノイズが増加するため、画像の精度が劣化してしまう。

20

【 0 0 1 1 】

本発明は上記問題点に鑑みてなされたものであり、簡単な構成で簡単かつ正確に色調整を行うことができ、正常組織と病変組織とを識別するための有用な画像情報が得ることが可能な蛍光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 1 2 】

上記目的を達成するため、蛍光内視鏡装置は、少なくとも光源と、励起光用光学フィルタと、複数の通常照明光用光学フィルタを有する光源装置と、前記光源装置からの励起光及び複数の通常照明光を被写体に導き、被写体から得られる蛍光及び複数の反射光の画像を撮像する電子内視鏡と、前記電子内視鏡で撮像された蛍光画像及び複数の反射光画像の画像信号を処理してモニタに導く画像処理装置を有し、前記画像処理装置が、標準被写体を被写体とすることによって得た画像信号を基に、前記複数の反射光画像の画像信号のみの色調整を行う第 1 の色調整手段を備えていることを特徴としている。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記画像処理装置が、生体組織を被写体とすることによって得た画像信号を基に、前記第 1 の色調整手段で調整された前記複数の反射光画像の画像信号と、該生体組織を被写体とすることによって得た蛍光画像の画像信号との色調整を行う第 2 の色調整手段を備えていることを特徴としている。

【 0 0 1 4 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記複数の通常照明光用光学フィルタの透過率が、前記励起光用光学フィルタの透過率の 100 分の 1 以下であることを特徴としている。

40

【 0 0 1 5 】

また、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記各々の通常照明光用光学フィルタが、2 枚の光学フィルタを貼り合せて構成されていることを特徴としている。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

以上説明したように本発明によれば、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易い画像が得られる蛍光内視鏡装置を実現できる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【0017】

実施例の説明に先立ち、本発明の作用効果について説明する。

反射光の強度は、患者毎には変化が少なく、生体組織の種類、状態で変化するという特性がある。

しかるに、本発明の蛍光内視鏡装置のように第1の色調整手段を備えれば、状態に変化のない標準被写体を用いて各波長帯域の反射光画像の画像信号のみの強度比が調整される。標準被写体は全体の状態が均一に固定されているため、観察画像中に領域を設定する必要がなく、簡易に正確な反射光の色調整（色再現性を高めること）ができる。この調整した反射光画像の画像信号の強度を蛍光画像の画像信号の強度比とを調整することで、有用な診断情報が得られる。

10

なお、本発明では、標準被写体とは、観察対象範囲内において、全体の状態が一定に固定され、かつ、反射率特性が均一に構成された、例えば、白色板等の反射部材をいう。

【0018】

また、本発明の蛍光内視鏡装置のように第2の色調整手段を備えれば、患者の体内（生体組織）で、蛍光を励起するための励起光を照射して得た蛍光画像の画像信号と、上記標準被写体を用いて第1の色調整手段を介して強度比が調整された複数の波長帯域の反射光画像の画像信号との強度比が所定の強度比となるように、蛍光画像の画像信号の強度を調整することができ、蛍光強度が患者毎に異なっても、一定の正確な色再現が可能となり、有用な診断情報が得られる。そして、生体組織から得た蛍光画像の画像信号の強度のみを調整するようにすれば、設定が困難な病変部の領域を設定する必要がなく、設定が容易な生体組織の正常部のみの領域設定を行うことで足り、その正常部での蛍光画像の画像信号の値から色調整が可能となる。このため、色調整を簡単かつ正確に行うことができる。

20

【0019】

なお、本発明の蛍光内視鏡装置における生体組織から得られる蛍光画像の画像信号の強度の調整は、標準被写体からの反射光画像の画像信号の強度と、蛍光画像の画像信号の強度とを予め定めておいた所定の強度比になるように調整するとよい。あるいは、使用者の所望する強度比に蛍光画像の画像信号の強度を任意に調整できるようにしてもよい。

【0020】

また、蛍光観察において得られる蛍光は、通常照明光の反射光に比べて遥かに微弱である。

30

このため、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記複数の通常照明光用光学フィルタの透過率を、前記励起光用光学フィルタの透過率の100分の1以下にして、励起光の強度に比べて反射光を得るための通常照明光の強度を1/100程度に小さくするのが好ましい。これにより、CCDに到達する通常照明光の反射光強度と励起光による蛍光強度を近くすることができる。よって、前記反射光のCCD出力のみが飽和することを回避できる。

【0021】

なお、上述したように、反射光を得るための通常照明光の強度を小さくすると、所望の波長帯域の反射光を得るために用いる各光学フィルタの透過率のバラツキによる影響が大きくなる。このバラツキにより生じる各波長帯域における反射光画像の画像信号の強度のバラツキを色調整で電氣的に調整しようとする、その分、電気ノイズが増加し、反射光画像の画像信号の精度が劣化してしまう。

40

このため、本発明の蛍光内視鏡装置においては、前記各々の通常照明光用光学フィルタを、2枚の光学フィルタを貼り合せて構成するのが好ましい。また、光学フィルタは誘電体の多層膜コートで構成するのが好ましい。このようにすれば、フィルタの透過率のバラツキを低減することが可能となる。

【実施例1】

【0022】

以下、本発明の実施例を図面を用いて説明する。

50

図 1 は本発明の実施例 1 にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を示すブロック図、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換フィルタの構成を示す図である。図 3 (A) は通常観察用フィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフ、図 3 (B) は蛍光観察用フィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフ、図 3 (C) は励起光カットフィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフである。図 4 (A) は通常観察モードで白い標準被写体を観察した場合の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフ、図 4 (B) は蛍光観察モードで皮膚を観察した場合の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフである。図 5 (A) は生体組織に対する蛍光画像の波長より得られる強度分布特性の一例を示すグラフ、図 5 (B) は生体組織に対する反射光画像の波長より得られる強度分布特性の一例を示すグラフである。図 6 は図 1 の蛍光内視鏡装置に備わる画像処理回路の構成を示すブロック図である。図 7 は図 6 に示した画像処理回路に接続される設定スイッチの構成を示すブロック図、図 8 はモニタに表示される合成画像に対して関心領域を設定する際の画像表示例を示す説明図である。

10

【0023】

実施例 1 の蛍光内視鏡装置 1 A は、通常観察用の照明光と蛍光観察用の照明光を選択して発することが可能な光源装置 3 A と、光源装置 3 A からの光を被写体である体腔内に導き、被写体から得られる蛍光及び複数の反射光の画像を撮像する電子内視鏡 2 A と、電子内視鏡 2 A からの画像信号について信号処理を行ってモニタに導く画像処理装置 4 A と、画像処理装置 4 A で信号処理された画像信号を表示可能なモニタ 5 とにより構成されている。

20

【0024】

電子内視鏡 2 A は、被写体である体腔内に挿入される細長の挿入部 7 を有して構成されている。挿入部 7 は、先端部 8 に照明手段と撮像手段を内蔵している。また、挿入部 7 には、通常観察用の照明光と蛍光観察用の照明光を伝送（導光）するライトガイドファイバ 9 が挿通されている。ライトガイドファイバ 9 は、手元側の入射端に設けた光源用コネクタ 10 が光源装置 3 A に着脱自在に接続されている。

【0025】

光源装置 3 A は、ランプ駆動回路 11 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 12 と、ランプ 12 による照明光路上に設けられ、ランプ 12 からの光量を制限する光源絞り 13 と、照明光路上に設けられた切換フィルタ部 14 と、切換フィルタ部 14 を通った光を集光するコンデンサレンズ 15 とを備えている。

30

【0026】

切換フィルタ部 14 は、回転用モータ 16 を介して回転させられると共に、移動用モータ 20 を介して光路上に配置される光学フィルタを切り換える切換フィルタ 17 と、回転用モータ 16 に取り付けられたラック 18 に螺合するピニオン 19 を回転駆動することにより、回転用モータ 16 と共に切換フィルタ 17 を光軸に垂直な方向に移動する移動用モータ 20 とを備えている。

【0027】

切換フィルタ 17 は、図 2 に示すように内周側と外周側とに同心円上に通常観察用フィルタ 21 と蛍光観察用フィルタ 22 とを設けて構成されている。切換フィルタ 17 は、移動用モータ 20 を駆動することにより、光路上に通常観察用フィルタ 21 が配置されるようにした通常画像モード（通常モードともいう）の動作状態の設定と、光路上に配置される光学フィルタを通常照明光用光学フィルタ 21 から蛍光観察用フィルタ 22 に切り換えた蛍光画像モード（蛍光モードともいう）の動作状態の設定との切り換えができるようになっている。

40

【0028】

通常観察用フィルタ 21 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 フィルタ 21 a、G フィルタ 21 b、B フィルタ 21 c が 3 等分するように設けられている。そして、RGB フィルタ 21 は、回転モータ 16 を介して回転

50

駆動させられることで、Rフィルタ21a、Gフィルタ21b、Bフィルタ21cが、それぞれ光路中に順次、略連続的に介挿されるようになっている。

【0029】

また、Rフィルタ21a、Gフィルタ21b、Bフィルタ21cは、図3(A)に示すように、それぞれ600 - 700 nm、500 - 600 nm、400 - 500 nmの各波長帯域の光を透過するフィルタ特性を有している。なお、図3(A)では符号21a、21b、21c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。

【0030】

また、蛍光観察用フィルタ22は、周方向に狭帯域の赤色の光(R1)、狭帯域の緑色の光(G1)、狭帯域の励起光(E1)をそれぞれ透過するR1フィルタ22a、G1フィルタ22b、E1フィルタ22cが3等分するように設けられている。そして、蛍光観察用フィルタ22は、回転用モータ16を介して回転駆動させられることで、R1フィルタ22a、G1フィルタ22b、E1フィルタ22cが、それぞれ光路中に順次、略連続的に介挿されるようになっている。

【0031】

また、R1フィルタ22a、G1フィルタ22b、E1フィルタ22cは、図3(B)に示すように、それぞれ590 - 610 nm、540 - 560 nm、390 - 440 nmの各波長帯域の光を透過するフィルタ特性を有している。なお、図3(B)では符号22a、22b、22cの代わりに、そのフィルタ透過特性に対応する符号R1、G1、E1を用いて示している。

【0032】

光源装置3Aからの照明光は、電子顕微鏡2Aに設けられたライトガイドファイバ9により、電子内視鏡2Aの挿入部7の先端側に伝送(導光)されるようになっている。ライトガイドファイバ9は、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で形成されている。そして、ライトガイドファイバ9は、通常観察用の照明光と蛍光観察用の照明光とを少ない伝送ロスで伝送する。

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24を介して拡散して体腔内の観察対象部位に照射される。

【0033】

先端部8には、この照明窓に隣接して観察窓が設けられている。そして、先端部8の観察窓の後方には、光学像を結ぶための対物レンズ系25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26と、励起光をカットする励起光カットフィルタ27と、蛍光及び反射光の各画像を撮像する撮像素子としての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)28が配置されている。

なお、蛍光及び反射光の画像を撮像する撮像素子としては、CCD28の代わりにCMD(Charged Modulation Device)撮像素子、C-MOS撮像素子、AMI(Amplified MOS Imager)、BCCD(Back Illuminated CCD)、SPD(Single Photon Detector)等を用いても良い。

【0034】

励起光カットフィルタ27は、蛍光観察時に蛍光を励起するために観察対象を照射し、観察対象で反射した励起光を遮光するフィルタである。励起光カットフィルタ27の特性を図3(C)に示す。励起光カットフィルタ27は、470 - 700 nmの波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長(390 - 470 nm)を除いた可視光を透過する特性を有している。

【0035】

なお、電子内視鏡2A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29が設けられている。スコープスイッチ29からの操作信号は、画像処理措置4A内の制御回路37に入力され

10

20

30

40

50

る。そして、制御回路 37 は、その操作信号に対応した制御動作を行うように構成されている。

【0036】

例えば、ユーザが、スコープスイッチ 29 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した場合には、制御回路 37 は次のような制御動作を行う。

制御回路 37 の制御により、光源装置 3A 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る。更に、画像処理装置 4A も制御回路 37 の制御により、通常モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0037】

図 4 (A) は通常モードにおいて、標準被写体としての白色板等の白い被写体 62 を撮像した場合における CCD 28 の受光面 (撮像面) での光強度を示している。 10

この場合、図 3 (A) に示す特性を持つ R フィルタ 21a、G フィルタ 21b、B フィルタ 21c により R、G、B 光の照明が行われる。ここで、CCD 28 の前方に配置された励起光カットフィルタ 27 のフィルタ特性は、図 3 (C) に示すように G (緑色)、R (赤色) の光を全て透過するが、B (青色) の光に対してはその長波長側の一部のみの光を透過する特性を有している。このため、CCD 28 の受光面 (撮像面) での光強度は、図 4 (A) において 2 点鎖線で示す B (青色) の光の短波長側がカットされたものとなる。つまり、CCD 28 は、B (青色) の光に対しては実線で示すようにその長波長側の一部のみが受光されることになる。よって、励起光カットフィルタ 27 を有する対物レンズ 25 においても、通常観察が可能な構成になっている。 20

【0038】

また、ユーザが、スコープスイッチ 29 におけるモード切換スイッチの蛍光モードスイッチを操作した場合には、制御回路 37 は次のような制御動作を行う。

制御回路 37 の制御により、光源装置 3A 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 R1、G1、E1 の光を順次供給する状態となる。更に、画像処理装置 4A も制御回路 37 の制御により、蛍光モードに対応した信号処理を行う状態になる。

【0039】

図 4 (B) は蛍光モードにおいて、例えば皮膚を撮像した場合における CCD 28 の受光面 (撮像面) での光強度を示している。

この場合、図 3 (B) に示す R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b、E1 フィルタ 22c により R1、G1、E1 の波長帯域の光が皮膚に照明される。ここで、R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b を経た光による反射光は、励起光カットフィルタ 27 の透過帯域内であるので、皮膚の反射特性に応じて CCD 28 で受光される。しかしながら、E1 フィルタ 22c の励起光による反射光は、図 4 (B) の 2 点鎖線で示すように励起光カットフィルタ 27 の透過帯域の外になるのでカットされる。また、その励起光により観察対象で発した蛍光は、励起光カットフィルタ 27 の透過帯域内のものが CCD 28 で受光される。なお、R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b による照明光の反射光強度は E1 フィルタ 22c の励起光の反射光強度と比較しては遥かに小さいので、図 4 (B) において、例えば 100 倍 ($\times 100$ の表記) して表示している。また、本発明では、R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b による R1、G1 の波長帯域の光の強度は、E1 フィルタ 22c による E1 の波長帯域の励起光の $1/100$ 以下になっている。このため、図 3 (B)、図 4 (B) では、R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b による R1、G1 の波長帯域の光の強度、及び、蛍光の強度を 100 倍して示してある。 30 40

以上により、CCD 28 に到達する反射光強度と蛍光強度を近くすることができる。よって、反射光の CCD 出力のみが飽和することを回避できる。

しかしながら、R1 フィルタ 22a、G1 フィルタ 22b は低透過率のため、製造バラツキによる光強度バラツキへの影響が大きくなる。

【0040】

CCD 28 は、画像処理装置 4A 内に設けられた CCD 駆動回路 31 からの CCD 駆動信号により駆動され、CCD 28 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 50

。

この画像信号は、画像処理装置 4 A 内に設けた信号入力手段としてのプリアンプ 3 2 を介してケーブル伝送時の損失分が増幅される。また、画像信号は、更にオートゲインコントロール (A G C) 回路 3 3 を介して所定レベルまで増幅される。その後、画像信号は、 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) に変換される。変換された各画像データは、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。

【 0 0 4 1 】

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、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エンコード信号を制御回路 3 7 へ出力するようになっている。制御回路 3 7 は、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。 10

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、通常モードにおいて、 R フィルタ 2 1 a、 G フィルタ 2 1 b、 B フィルタ 2 1 c による照明のもとで撮像した各画像信号をそれぞれ第 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。

【 0 0 4 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 フィルタ 2 2 a、 G 1 フィルタ 2 2 b、 E 1 フィルタ 2 2 c による照明のもとで撮像した各画像信号をそれぞれ第 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。 20

上記フレームメモリ 3 6 a ~ 3 6 c に格納された画像信号は、画像処理回路 3 8 に入力される。蛍光画像モードにおいて、画像処理回路 3 8 は、入力信号に対して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を施す。そして、画像信号は、 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 に表示される。

【 0 0 4 3 】

本実施例では、画像処理装置 4 A は、蛍光画像モードとして、信号入力手段であるプリアンプ 3 2 に 3 つの画像信号、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を撮像した反射光画像の画像信号と、励起光 E 1 により生体組織より発生した蛍光を撮像した蛍光画像の画像信号とが入力されるようになっている。 30

そして、本実施例では、画像処理回路 3 8 は、合成手段として R G B チャンネルの B (青色) チャンネルに R 1 フィルタ 2 2 a での照明光による反射光 (ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域) の画像信号、 G (緑色) チャンネルに蛍光画像の画像信号、 R (赤色) チャンネルに G 1 フィルタ 2 2 b での照明光による反射光 (ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域) の画像信号を割り当て、 1 つの画像として合成して合成画像を生成するようになっている。更に、本実施例では、画像処理回路 3 8 は、後述するように入力される 3 つの画像信号のゲインを調整するように構成されている。

【 0 0 4 4 】

また、画像処理装置 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 内の光源絞リ 1 3 の開口量を自動的に制御する調光回路 4 0 が設けられている。調光回路 4 0 は、制御回路 3 7 により制御されるようになっている。 40

また、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。さらに、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ように構成されている。

【 0 0 4 5 】

また、電子内視鏡 2 A は、少なくともその機種を含む固有の I D 情報を発生するスコープ I D 発生部 2 3 を有している。そして、画像処理装置 4 A には、スコープ I D 発生部 2 3 と接続する機種検知回路 4 2 が設けられている。機種検知回路 4 2 は、電子内視鏡 2 A 50

を画像処理装置 4 A に接続したときに、接続された電子内視鏡 2 A の機種情報を検知し、その機種情報を制御回路 3 7 に送信するようになっている。

【 0 0 4 6 】

制御回路 3 7 は、接続された電子内視鏡 2 A の機種の特性に応じて、画像処理回路 3 8 のマトリクス変換等のパラメータを適切なものに設定する制御信号を出力する。また、画像処理回路 3 8 には、マトリクス変換等のパラメータを選択設定ができる設定スイッチ 4 3 が接続されている。

【 0 0 4 7 】

上述したように、内視鏡装置 1 A では、光源装置 3 A の切換フィルタ 1 7 の通常観察用フィルタ 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 として、図 3 (A) ~ 図 3 (C) に示すフィルタ特性に設定されたものを用いている。これにより、正常組織と病変組織の部分との分離度を大きくすることができるようになっている。

【 0 0 4 8 】

図 5 (A) に生体組織により得られる蛍光画像の波長に対する強度分布の特性例を示し、図 5 (B) に生体組織により得られる反射光の波長に対する強度分布の特性例を示す。

図 5 (A) から分かるように、蛍光画像の強度分布特性は、520 nm 付近でピークとなる。本実施例では励起光カットフィルタ 2 7 による透過特性をこの 520 nm 付近の波長帯域を含むように設定してある。

【 0 0 4 9 】

また、図 5 (B) に示す反射光の強度分布特性は、550 nm 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、600 nm 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 2 2 a、2 2 b (図 5 では G 1、R 1) の中心波長は 550 nm と 600 nm に設定されている。

つまり、本実施例では、R 1 フィルタ 2 2 a は、透過波長帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が低い部分に設定され、且つ G 1 フィルタ 2 2 b は、透過波長帯域を酸化ヘモグロビンの吸光度が高い部分に設定されている。

【 0 0 5 0 】

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 の通常照明光による反射光となる G 1、R 1 の光は、その波長幅を例えば 20 nm に設定している。なお、20 nm 以下に設定しても良い。また、R 1 フィルタ 2 2 a の中心波長は 610 nm に設定しても良い。

なお、E 1 フィルタ 2 2 c で遮光する青色領域 (の長波長領域) 光の透過率と、励起光カットフィルタ 2 7 で遮光する青色領域 (の短波長領域) の光の透過率は、それぞれ 0 . 0 1 % 以下に設定されている。

【 0 0 5 1 】

画像処理回路 3 8 は、第 1 の色調整手段としての反射光色調整回路 5 4 と、第 2 の色調整手段としての蛍光色調整回路 5 8 を有している。

反射光色調整回路 5 4 は、LUT (ルックアップテーブル) 5 1 とパラメータ決定部 5 2 と ROM 5 3 を有している。

蛍光色調整回路 5 8 は、LUT 5 5 と、パラメータ決定部 5 6 と ROM 5 7 を有している。

【 0 0 5 2 】

LUT 5 1、5 5 は、パラメータ決定部 5 2、5 6 を介して ROM 5 3、5 7 と接続されている。パラメータ決定部 5 2、5 6 は、制御回路 3 7 及び設定スイッチ 4 3 に接続されている。

ROM 5 3、5 7 は、予め複数通りの出力値が格納されており、パラメータ決定部 5 2、5 6 を介して制御回路 3 7 の制御信号及び設定スイッチ 4 3 の設定により決定されたものを LUT 5 1、5 5 にセットする。

本実施例では、ROM 5 3 には、各波長帯域の反射光画像の画像信号の基準強度比が格

10

20

30

40

50

納されており、標準被写体を被写体として用いたときに得られる各波長帯域の反射光画像の画像信号の強度比がその基準強度比となるように、各波長帯域の反射光画像の画像信号の強度を調整可能になっている。また、ROM 57には、反射光色調整回路 54 で色調整された反射光画像の画像信号と蛍光画像の画像信号との基準強度比が格納されており、生体組織を被写体として用いたときに得られる蛍光画像の画像信号の強度を、反射光色調整回路 54 で色調整された反射光画像の画像信号と蛍光画像の画像信号との基準強度比となるように、調整可能になっている。

【0053】

そして、蛍光モードの場合、入力端 $T_a \sim T_c$ から入力される 3 つの信号に対して、LUT 51, 55 で対応する出力値が読み出され、出力端 T_a'' 、 T_b'' 、 T_c'' から R、G、B チャンネルに出力するようになっている。なお、通常モードの場合、ルックアップテーブル 51, 55 は、入力信号をそのまま出力する特性のものにセットされるようになっている。

10

出力端 T_a'' 、 T_b'' 、 T_c'' から R、G、B チャンネルに出力された画像データは、D/A 変換回路 39 によりアナログの RGB 信号に変換されてモニタ 5 に出力され、このモニタ 5 で合成画像として表示されるようになっている。

【0054】

設定スイッチ 43 は、第 1 色調整スイッチ 59 と第 2 色調整スイッチ 60 を有し、いずれかのスイッチを選択可能に構成されている。第 1 色調整スイッチ 59 は反射光色調整回路 54 と接続されている。第 2 色調整スイッチ 60 は蛍光色調整回路 58 と接続されている。

20

そして、第 1 色調整スイッチ 59 を選択したときは、反射光色調整回路 54 による反射光の色調整処理が行なわれ、第 2 色調整スイッチ 60 を選択したときは、反射光色調整回路 60 による蛍光の色調整処理が行なわれるようになっている。

【0055】

ここで、本実施例の内視鏡装置を用いた具体的な色調整手順について説明する。

まず、反射光の色調整を行う。

ユーザが電子内視鏡 A 2 の先端に、標準被写体 62 を配置する。次いで、第 1 色調整スイッチ 59 を選択する。

反射光色調整回路 54 では、標準被写体を被写体としたときに得られた R 1 反射光信号 (T_a)、G 1 反射光信号 (T_b)、励起光 E 1 による標準被写体の蛍光 (T_c) に対し、次のような色調整 (係数 α の決定) を行う。

30

なお、 α は $T_a' = T_b'$ となる係数である。

$$T_a' = T_a \times \alpha$$

$$T_b' = T_b$$

$$T_c' = T_c$$

蛍光色調整回路 58 では、色調整を行わず、出力信号の変換を行う。

$$T_a'' = T_b'$$

$$T_b'' = T_c'$$

$$T_c'' = T_a'$$

40

これにより、R 1 反射光信号 T_a と、G 1 反射光信号 T_b の強度比が所定の強度比となるように色調整が行なわれる。

【0056】

次に、蛍光の色調整を行う。

ユーザが、電子内視鏡 A 2 の先端に、生体組織を配置する。

次いで、生体組織の正常組織の関心領域 61 を設定し、第 2 色調整スイッチ 60 を選択する。

蛍光色調整回路 58 では、蛍光色調整回路 58 では、関心領域 61 の平均値信号である R 1 反射光信号 T_a' 、G 1 反射光信号 T_b' 、励起光 E 1 による蛍光信号 T_c' に対し、次のような色調整 (係数 β の決定) を行う。

50

$$T_{a''} = T_{b'} = T_b$$

$$T_{b''} = T_{c'} \times \beta = T_c \times \beta$$

$$T_{c''} = T_{a'} = T_a \times \alpha$$

これにより、G 1 反射光信号 T_b の強度比が所定の強度比に調整された反射光信号に対する蛍光信号の強度比が所定の強度比となるように色調整が行なわれる。

【0057】

以上の２段階の調整により、色調整（ α 、 β ）が決定される。画像処理回路 38 は前記 α 、 β の値を用いて画像信号の色調整を行い、モニタ 5 には色調整後の蛍光画像が表示される。これにより、ユーザは蛍光モードでの観察を行うことが可能となる。なお、 β の値の決定はユーザが好みに応じてマニュアルで設定できるように、色調整スイッチ 60 を図 9 に示すように矢印の向きに応じて β の値が増減されるように構成しても良い。

10

【0058】

そして、R、G、B チャンネルに出力された画像データは、D/A 変換回路 39 によりアナログの RGB 信号に変換されてモニタ 5 に出力され、このモニタ 5 で合成画像として擬似カラー表示される。

【0059】

この結果、本実施例の画像処理装置 4 A では、画像処理回路 38 で 3 つの画像信号のゲインを調整することで、正常組織と病変組織とを識別し易い合成画像を得られる。

即ち、本実施例の蛍光内視鏡装置によれば、状態に変化のない標準被写体を用いて各波長帯域の反射光画像の画像信号のみの強度比が第 1 色調整スイッチ 59 を選択したときの画像処理回路 38 により調整される。標準被写体は全体の状態が均一に固定されているため、観察画像中に領域を設定する必要がなく、簡易に正確な反射光の色調整（色再現性を高めること）ができる。この調整した反射光画像の画像信号の強度を蛍光画像の画像信号の強度比とを調整することで、有用な診断情報が得られる。

20

【0060】

また、患者の体内（生体組織）で、蛍光を励起するための励起光を照射して得た蛍光画像の画像信号と、上記標準被写体を用いて第 1 色調整スイッチ 59 を選択したときの画像処理回路 38 により強度比が調整された複数の波長帯域の反射光画像の画像信号との強度比が所定の強度比となるように、第 2 色調整スイッチ 60 を選択したときの画像処理回路 38 により蛍光画像の画像信号の強度を調整することができ、蛍光強度が患者毎に異なっているとしても、一定の正確な色再現が可能となり、有用な診断情報が得られる。そして、生体組織から得た蛍光画像の画像信号の強度のみを調整するようにすれば、設定が困難な病変部の領域を設定する必要がなく、設定が容易な生体組織の正常部のみの領域設定を行うことで足り、その正常部での蛍光画像の画像信号の値から色調整が可能となる。

30

以上により、R 1 フィルタ 22 a、G 1 フィルタ 22 b 等の製造バラツキによる色調バラツキ、患者毎に異なる蛍光強度バラツキの補正（色調整）を簡単かつ正確に行うことができる。

【0061】

従って、本実施例の画像処理装置 4 A によれば、簡単な構成で十分に正常組織と病変組織とを識別し易い画像が得られる。

40

【0062】

なお、画像処理回路 38 は、RGB チャンネルの B チャンネルに反射光の短波長側（ヘモグロビンの光の吸収帯を含む波長帯域）の画像信号、G チャンネルに蛍光画像の画像信号、R チャンネルに反射光の長波長側（ヘモグロビンの光の非吸収帯を含む波長帯域）の画像信号を割り当て、1 つの画像として合成するように構成しても良い。

【0063】

なお、本実施例では、画像処理装置 4 A は、画像処理回路 38 がルックアップテーブル 51、55 を用いて構成されているものに本発明を適用しているが、本発明はこれに限定されず、画像処理回路 38 がマトリクス回路や色調変換を用いて構成されているものに本発明を適用しても構わない。

50

【0064】

また、本実施例では、画像処理装置4Aは、入力される3つの画像信号のゲインを画像処理回路38で調整するように構成されているが、本発明はこれに限定されず、例えば、プリアンプ32やオートゲインコントロール(AGC)回路33又は、D/A変換回路39等で、入力される3つの画像信号のゲインを調整するように構成しても良い。

【0065】

また、通常観察モードの色調整に反射光色調整回路54を使用しても良い。ユーザが電子内視鏡A2の先端に、標準被写体62を配置する。次いで、第1色調整スイッチ59を選択する。反射光色調整回路54では、標準被写体を被写体としたときに得られたR反射光信号(Ta)、G反射光信号(Tb)、B反射光信号(Tc)に対し、次の

10

$$T a' = T a \times \alpha'$$

$$T b' = T b$$

$$T c' = T c \times \beta'$$

蛍光色調整回路58では、入力信号を変換することなく出力する。

$$T a'' = T a'$$

$$T b'' = T b'$$

$$T c'' = T c'$$

以上により、回路を追加することなく、通常観察フィルタ21の製造バラツキ等による色調バラツキを補正することが可能となる。

20

【0066】

図10は本発明の実施例2にかかる蛍光内視鏡装置に用いるG1フィルタ22bの概略構成図、図11は図10に示した光学フィルタの透過率特性を示すグラフ、図12は図11の変形例にかかる光学フィルタの透過率特性を示すグラフである。

本実施例のG1フィルタ22bは、図10に示すように、光学フィルタ63と光学フィルタ64とが接着剤65を介して接合されて構成されている。

光学フィルタ63は、誘電体(SiO₂、Ta₂O₅等)の多層膜コートが施され、図11の符号66に示すように、波長540nm - 560nmのみの光を透過するバンドパスフィルタとなっている。

光学フィルタ64は、誘電体(SiO₂、Ta₂O₅等)の多層膜コートが施され、図11の符号67に示すように、波長540nm - 560nmの光の透過率が0.8%になるようなバンドカットフィルタとなっている。誘電体の多層膜コートを使用することでコート蒸着装置を用いて製造することが可能となり、光を吸収するNDフィルタに比べて透過率0.8%の製造バラツキを低減することが可能である。

30

なお、光学フィルタ64の変形例として、図12の符号68に示すような特性を持つ金属単層膜(Ni等)によるコートを用いても良い。

また、R1フィルタ22aに関しても、G1フィルタ22bと同様、2枚の光学フィルタが接着剤を介して接合されている構成をとればよい。

【0067】

本実施例では、R1フィルタ22a、G1フィルタ22bの透過率を0.8%程度に設定している。すなわち、励起光用フィルタ(E1フィルタ22c)の透過率の100分の1以下に設定している。これにより、CCD28に到達する、R1フィルタでの反射光強度、G1フィルタでの反射光強度、E1フィルタによる蛍光強度を近くすることができる。よって、前記反射光のCCD出力のみが飽和することを回避できる。

40

また、本実施例では、R1フィルタ22a、G1フィルタ22bのそれぞれを、2枚の光学フィルタを接合して構成している。これにより、各光学フィルタの両面、計4面を用いた多層膜コートの設計・製造が可能となり、コートの設計・製造が容易となる。また、各光学フィルタの製造誤差の測定値を基に、製造誤差を相殺する組み合わせで光学フィルタを接合することで、高精度なR1フィルタ22a、G1フィルタ22bを製造することも可能である。

50

以上により、低透過率の R 1 フィルタ 2 2 a、G 1 フィルタ 2 2 b を高精度に製造することができる。それにより、画像処理装置 3 8 の色調整で発生する電気ノイズを低減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【図 1】本発明の実施例 1 にかかる蛍光内視鏡装置の全体構成を示すブロック図である。

【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換フィルタの構成を示す図である。

【図 3】(A) は通常観察用フィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフ、(B) は蛍光観察用フィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフ、(C) は励起光カットフィルタの波長に対する透過率特性を示すグラフである。 10

【図 4】(A) は通常観察モードで白い標準被写体を観察した場合の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフ、(B) は蛍光観察モードで皮膚を観察した場合の CCD で受光した光強度の波長に対する特性を示すグラフである。

【図 5】(A) は生体組織に対する蛍光画像の波長より得られる強度分布特性の一例を示すグラフ、(B) は生体組織に対する反射光画像の波長より得られる強度分布特性の一例を示すグラフである。

【図 6】図 1 の蛍光内視鏡装置に備わる画像処理回路の構成を示すブロック図である。

【図 7】図 6 に示した画像処理回路に接続される設定スイッチの構成を示すブロック図である。 20

【図 8】モニタに表示される合成画像に対して関心領域を設定する際の画像表示例を示す説明図である。

【図 9】図 7 に示した設定スイッチに備わる色調整スイッチ 6 0 の変形例を示す説明図である。

【図 10】本発明の実施例 2 にかかる蛍光内視鏡装置に用いる G 1 フィルタ 2 2 b の概略構成図である。

【図 11】図 10 に示した G 1 フィルタ 2 2 b に備わる光学フィルタの透過率特性を示すグラフである。

【図 12】図 11 の変形例にかかる光学フィルタの透過率特性を示すグラフである。

【符号の説明】 30

【0069】

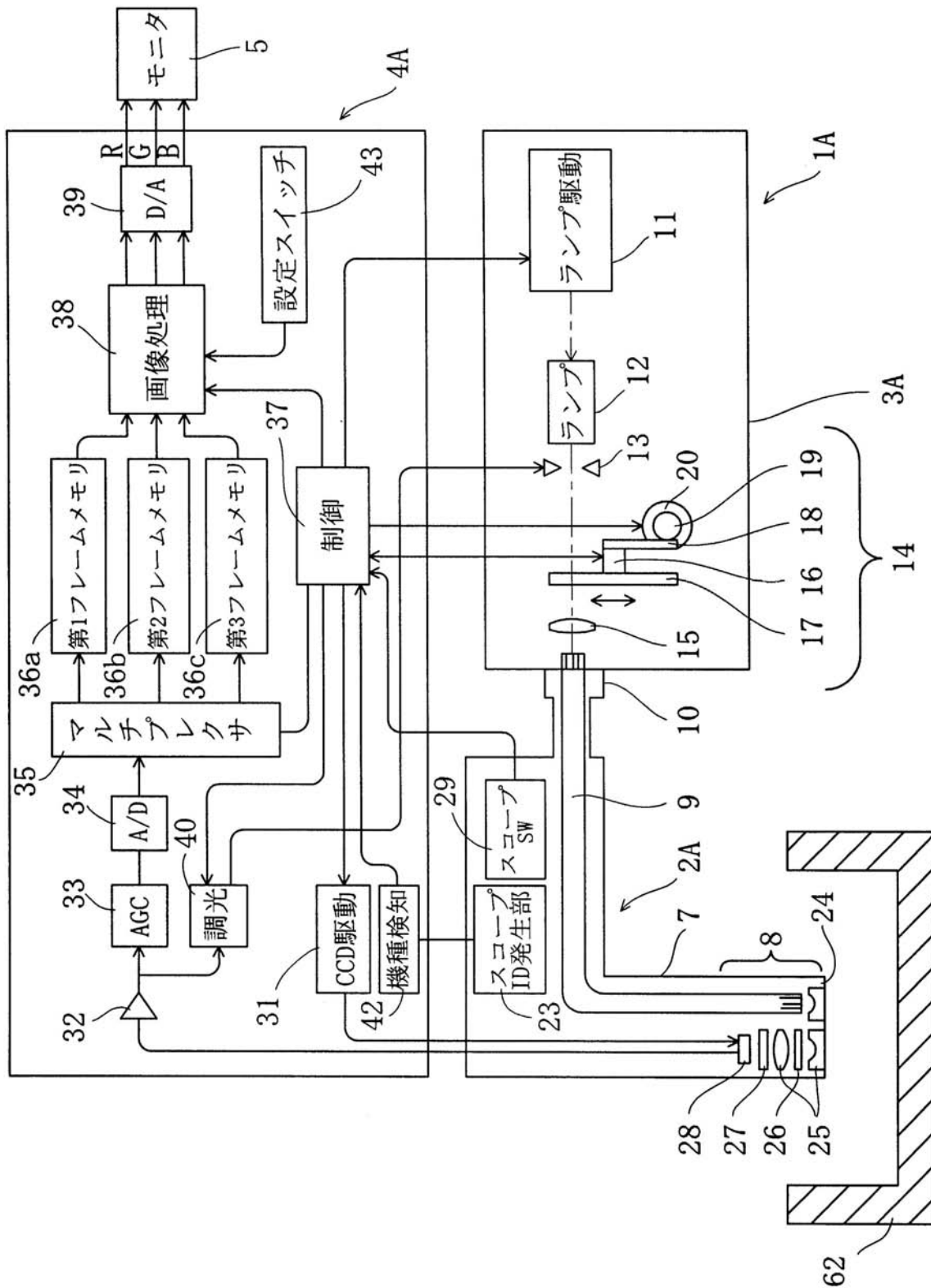
1 A	内視鏡装置
2 A	電子内視鏡
3 A	光源装置
4 A	画像処理装置
5	モニタ
7	挿入部
8	先端部
9	ライトガイドファイバ
1 0	光源用コネクタ
1 1	ランプ駆動回路
1 2	ランプ
1 3	光源絞り
1 4	切換フィルタ部
1 5	コンデンサレンズ
1 6	回転用モータ
1 7	切換フィルタ
1 8	ラック
1 9	ピニオン
2 0	移動用モータ

40

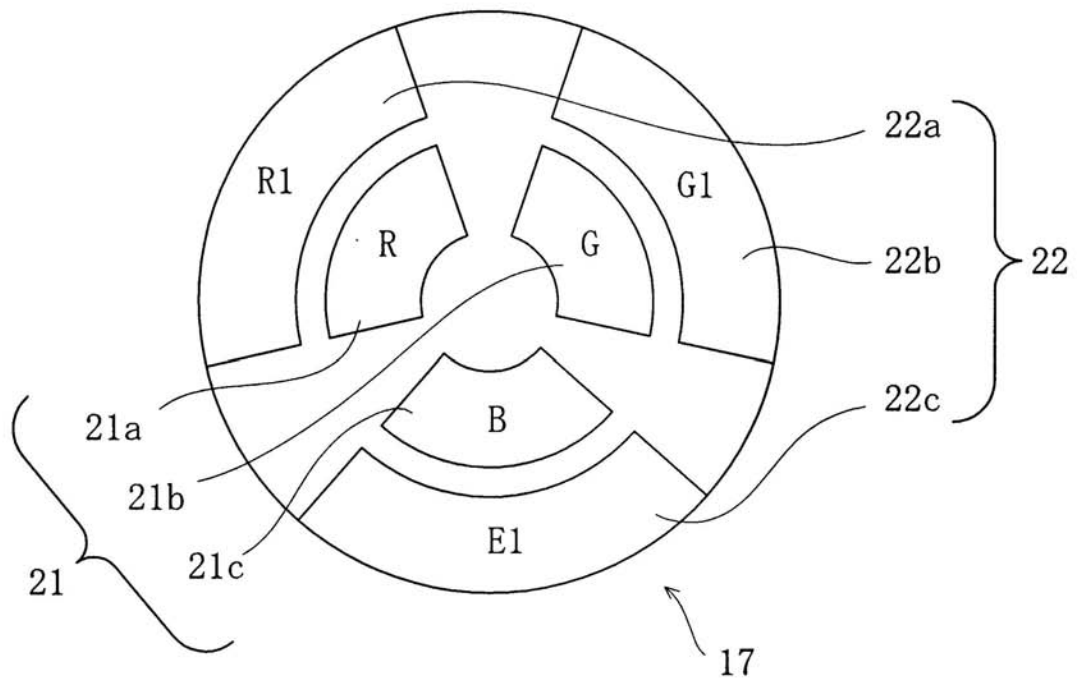
50

2 1	通常観察用フィルタ	
2 1 a	R フィルタ	
2 1 b	G フィルタ	
2 1 c	B フィルタ	
2 2	蛍光観察用フィルタ	
2 2 a	R 1 フィルタ	
2 2 b	G 1 フィルタ	
2 2 c	E 1 フィルタ	
2 4	照明レンズ	
2 5	対物レンズ系	10
2 6	絞り	
2 7	励起光カットフィルタ	
2 8	C C D	
2 9	スコープスイッチ	
3 1	C C D 駆動回路	
3 2	プリアンプ	
3 3	オートゲインコントロール (A G C) 回路	
3 4	A / D 変換回路	
3 5	マルチプレクサ	
3 6	フレームメモリ	20
3 7	制御回路	
3 8	画像処理回路	
3 9	D / A 変換回路	
4 3	設定スイッチ	
5 1、5 5	ルックアップテーブル	
5 2、5 6	パラメータ決定部	
5 3、5 7	R O M	
5 4	反射光色調整回路	
5 8	蛍光色調整回路	
5 9	第 1 色調整スイッチ	30
6 0	第 2 色調整スイッチ	
6 1	正常組織の関心領域	
6 2	標準被写体	
6 3、6 4	光学フィルタ	
6 5	接着剤	

【図 1】

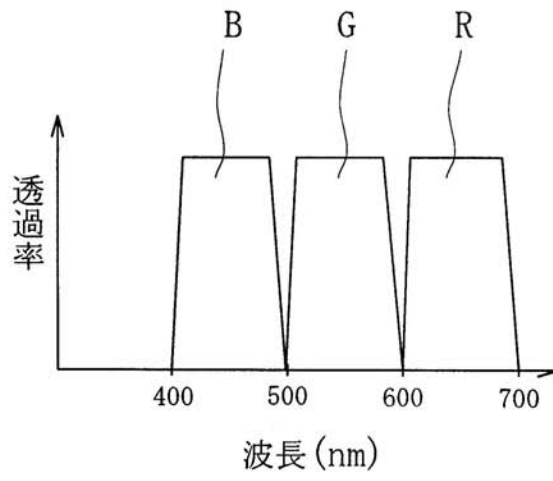


【 図 2 】

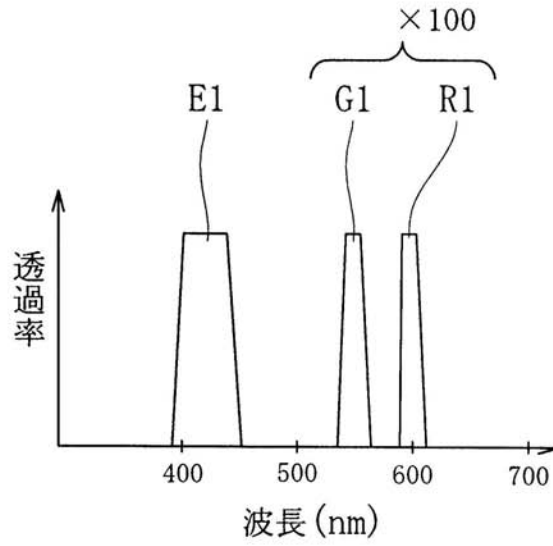


【図 3】

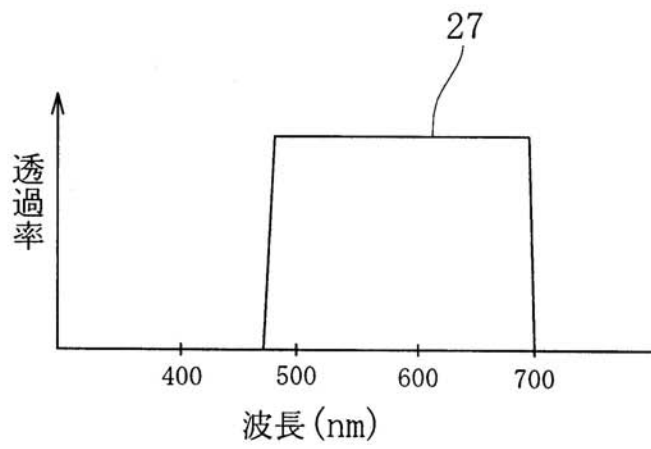
(A)



(B)

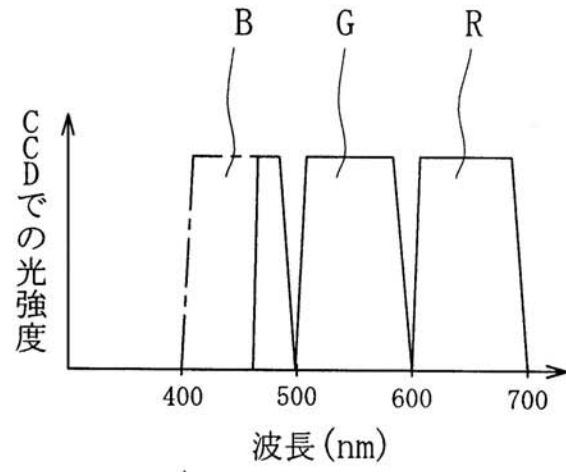


(C)

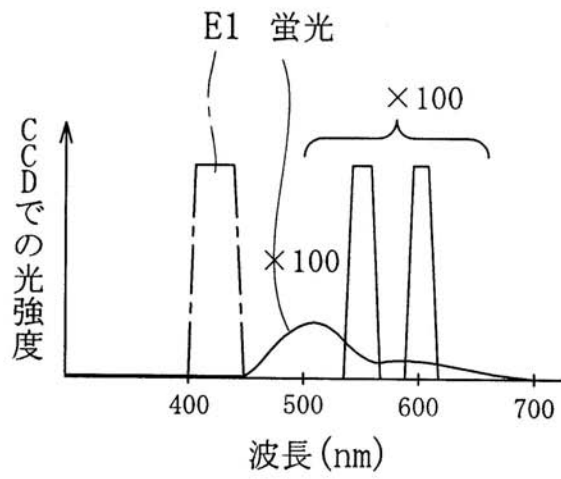


【 図 4 】

(A)

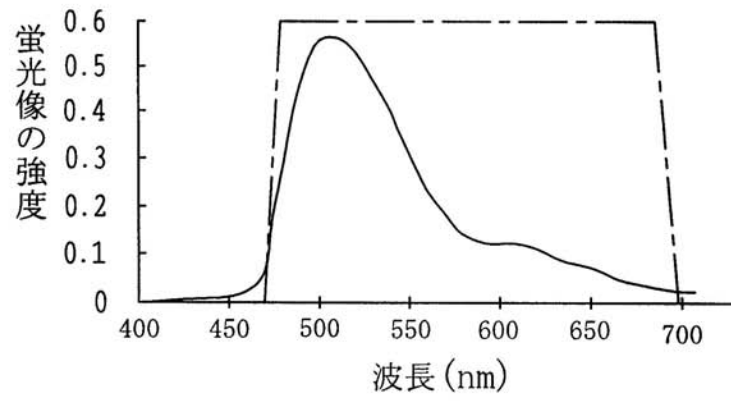


(B)

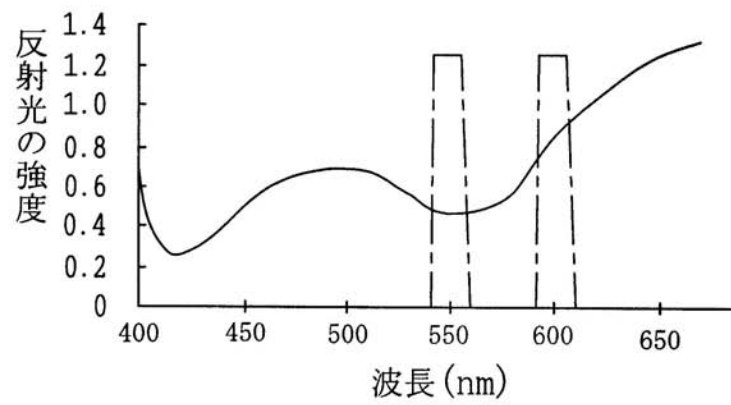


【図 5】

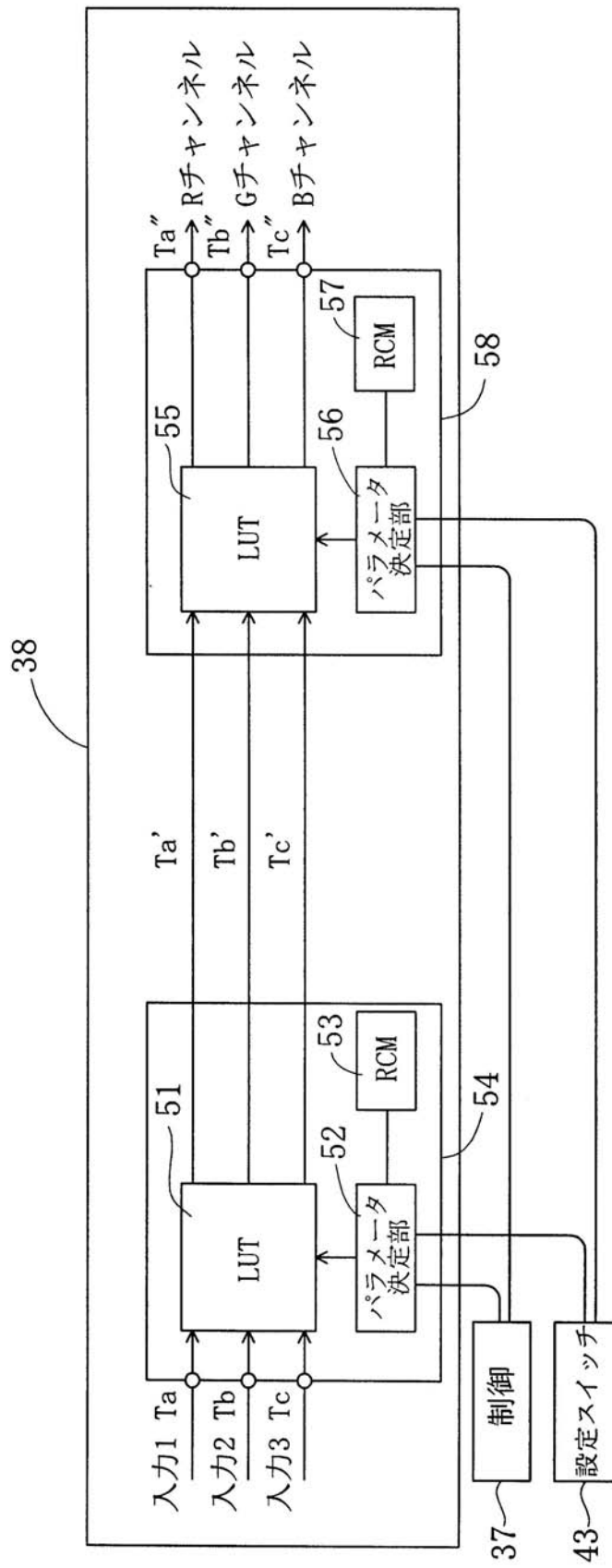
(A)



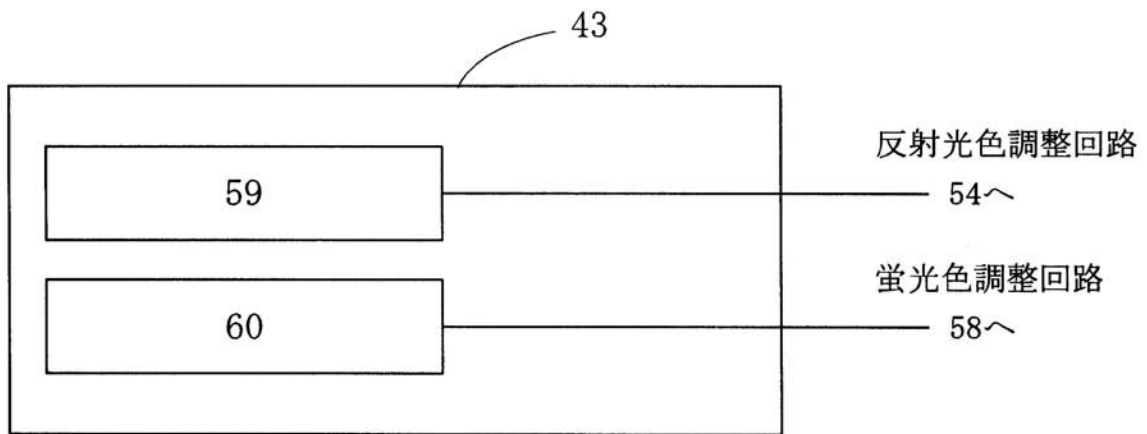
(B)



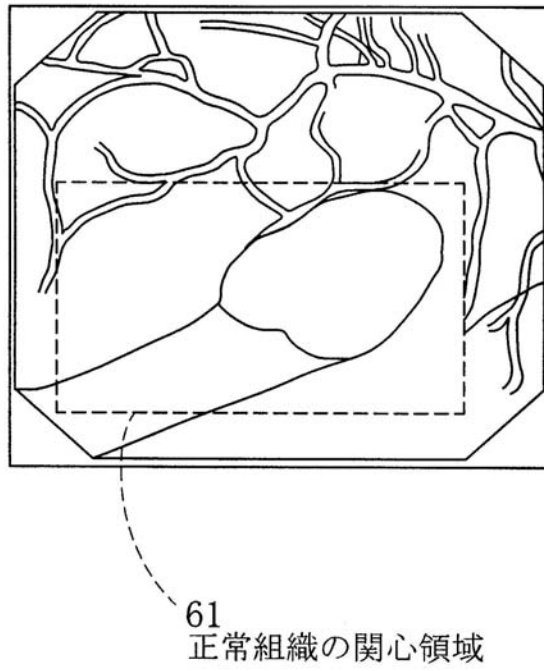
【図 6】



【図 7】

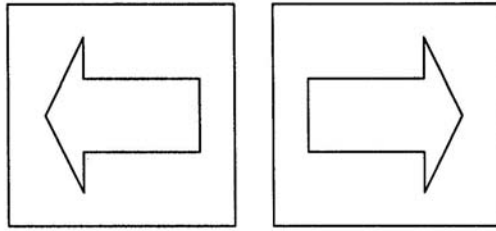


【図 8】

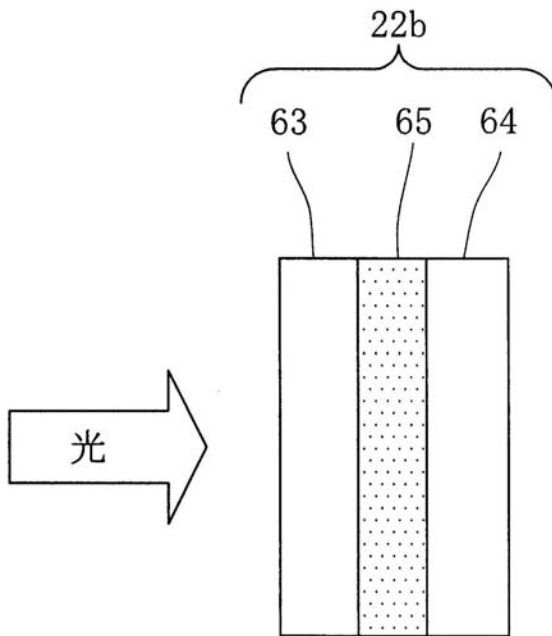


【図 9】

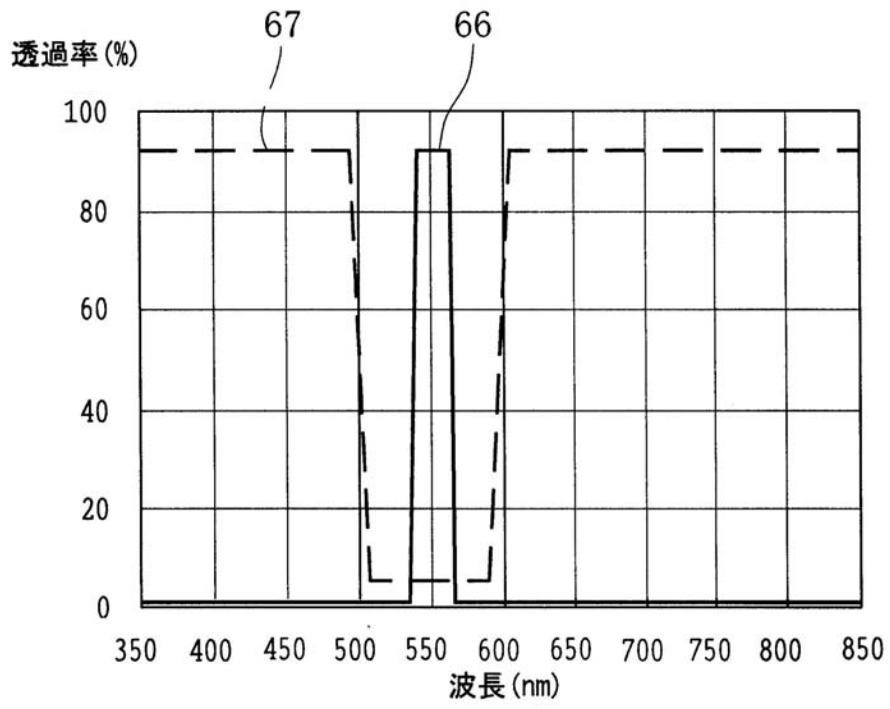
マニュアル調整スイッチ



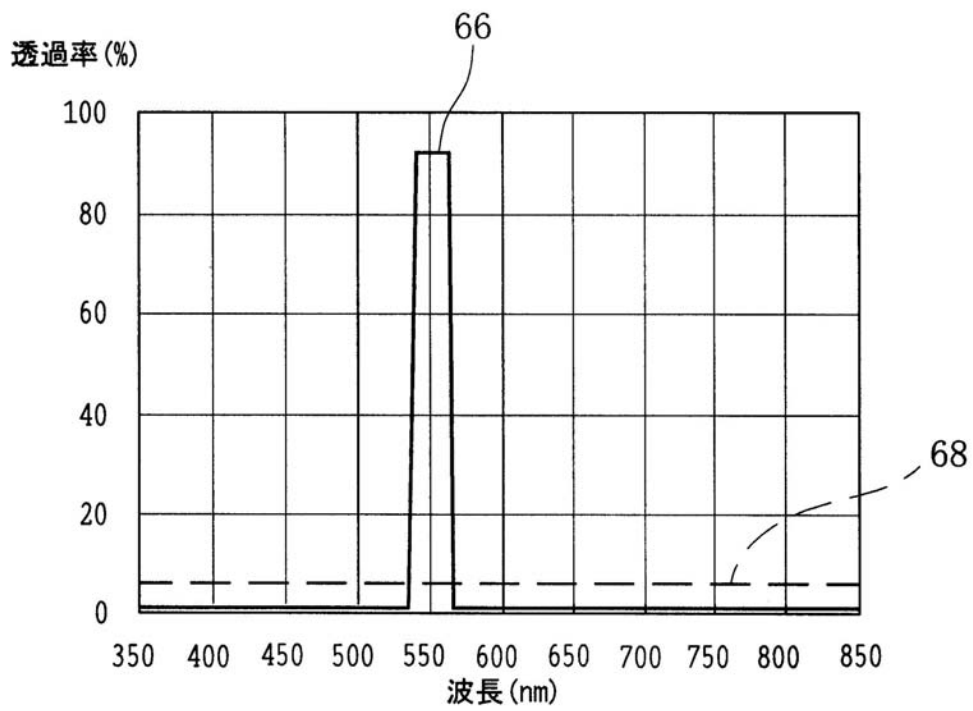
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 CC06 FF47 HH51 JJ18 LL02 MM03 NN01 QQ02 QQ04 RR02
RR04 RR14 RR15 RR18 RR22 RR26 WW08

【要約の続き】

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP2005329115A	公开(公告)日	2005-12-02
申请号	JP2004151646	申请日	2004-05-21
[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	菅武志		
发明人	菅 武志		
IPC分类号	G01N21/64 A61B1/00 A61B1/04 A61B6/00 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/043 A61B1/0646		
FI分类号	A61B1/00.300.D G01N21/64.Z G02B23/24.B G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.610 A61B1/06.B A61B1/06.510 A61B1/07.735		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA01 2G043/HA05 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA01 2G043/NA05 2G043/NA06 2H040/BA00 2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA06 4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/HH51 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR22 4C061/RR26 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/WW08		
其他公开文献	JP2005329115A5 JP4716673B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种荧光内窥镜设备，该荧光内窥镜设备能够以简单的构造容易且准确地进行颜色调整，并且获得用于区分正常组织和患病组织的有用的图像信息。 解决方案：具有光源，激发光滤光器和多个普通照明光滤光器的光源装置1A，用于拾取从被检体获得的荧光和多个反射光的图像的电子内窥镜2A和荧光 提供了一种图像处理装置4A，用于处理图像和多个反射光图像的图像信号并将其引导至监视器5。 图像处理装置4A包括第一颜色调整单元，该第一颜色调整单元基于通过使用标准对象62作为对象而获得的图像信号，仅对多个反射光图像的图像信号进行颜色调整。 由第一颜色调节装置基于以生物组织为被检体而得到的图像信号和以生物组织为被检体而得到的荧光图像的图像，对由第一颜色调节单元调节的多个反射光图像中的图像信号进行处理。 提供了用于对信号进行颜色调整的第二颜色调整装置。 [选型图]图1

