

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内の被検部の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した前記生体組織が発する蛍光による像を撮像する蛍光観察内視鏡装置であって、

その先端に対物光学系を備えた内視鏡と、

前記対物光学系によって形成された前記被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、

前記対物光学系と前記撮像素子との間で前記励起光と同じ波長帯域の光を遮断する励起光カットフィルタと、

前記励起光及びこの励起光とは異なる波長帯域の可視光を交互に前記被検部に照射する照明手段と、 10

前記照明手段によって前記励起光が前記被検部に照射されている間に前記撮像装置が前記被検部の像を撮像することによって得られた蛍光映像信号の輝度成分と、前記照明手段によって前記可視光が前記被検部に照射されている間に前記撮像装置が像を撮像することによって得られた可視映像信号の輝度成分と、を夫々抽出する輝度成分抽出手段と、

前記輝度成分抽出手段によって夫々抽出された蛍光映像信号の輝度成分及び可視映像信号の輝度成分のレベルを合わせるレベル調整手段と、

前記レベル調整手段によってレベルが合わされた後における蛍光映像信号の輝度成分と可視映像信号の輝度成分との差分を算出する差分算出手段と、

この差分算出手段によって算出された差分の絶対値が高低二種類の閾値の間にある箇所を特定する特定手段と、 20

前記可視映像信号における前記特定手段によって特定された箇所の色情報を特定色を示すものに変更する色情報変更手段と、

色情報変更手段によって色情報が変更された可視映像信号を出力する出力手段とを備えたことを特徴とする蛍光観察内視鏡装置。

【請求項 2】

前記高低二種類の閾値は、正常部位における前記差分の絶対値よりも大きい値であることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡装置。

【請求項 3】

前記可視映像信号を一時記憶するメモリを更に備えることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡装置。 30

【請求項 4】

前記可視光は白色光であり、

前記撮像素子はカラー映像信号を出力するカラー撮像素子であることを特徴とする請求項 1 記載の蛍光観察内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡を通じて被検部に通常観察用の白色光と蛍光励起用の励起光とを順次照射することによって得られた画像データを処理して、モニター上に被検部の画像を表示する蛍光観察内視鏡装置に、関する。 40

【背景技術】

【0002】

生体組織に対して青～紫外帯域の光を励起光として照射すると、励起光の波長よりも長波長側にスペクトルを有する蛍光が生体組織から発せられることは良く知られている(この蛍光は「自家蛍光」と言われる)。また、自家蛍光の強度(特に、緑光領域の強度)は生体の病変組織(腫瘍、癌)から発生するものの方が正常組織から発生するものよりも低いので、画像として表されると、悪性の腫瘍が発生した病変部が正常組織のみからなる正常部位よりも暗く表示されることも、知られている。これは、悪性の腫瘍によって細胞組織が肥大化すると、血流が悪くなるためであると考えられている。 50

【 0 0 0 3 】

このような知識をベースに、内視鏡を通じて生体の自家蛍光を撮像し、生体が正常であるか異常であるかの診断に供される蛍光画像を表示する蛍光観察内視鏡装置が、提案されている。このような蛍光観察内視鏡装置は、従来の内視鏡（電子内視鏡）及び光源プロセッサ装置（電子内視鏡から出力された映像信号を処理してビデオ信号として出力するプロセッサを備えた光源装置）を改変することによって、構成されている。具体的には、蛍光観察内視鏡装置に用いられる電子内視鏡は、生体組織に向けて照射光を導くライトガイドファイババンドル（以下、単に「ライトガイド」という）として青～紫外帯域の光に対する透過性が良い石英ガラスファイバーからなるものが用いられ、その対物窓から撮像素子に至る光路中に励起光として用いる特定波長の光をカットするための励起光カットフィルタが挿入されたものとなっている。また、光源プロセッサ装置は、生体組織に対する照射光として白色光又は励起光とを任意に切り替えて内視鏡のライトガイドに導入できるように構成されているとともに、白色光をライトガイドに導入することによって得られた動画像（通常カラー画像）をモニタに表示する動作モード（通常観察モード）と、蛍光をライトガイドに導入することによって得られた動画像（蛍光画像）をモニタに表示する動作モード（蛍光観察モード）とで、夫々動作可能になっている。

【 0 0 0 4 】

このように構成されている蛍光観察内視鏡装置を使用する術者（医師）は、光源プロセッサ装置を通常観察モードに設定した状態で、通常の内視鏡を用いる場合と同様にしてモニター上に表示される通常カラー画像を観察しながら、その体腔内挿入部の先端を被験者の体腔内に挿入して行く。そして、病変が生じている疑いのある部位（被検部）をその画像内に捉えたと、術者は、光源プロセッサ装置を蛍光観察モードに切り替える。すると、白色光の代わりに励起光が体腔内挿入部先端から被検部に向けて照射され、その励起光によって励起された体腔内壁下の生体組織から生じた蛍光のみによる被検部の像が対物レンズによって形成され、これを撮像素子が撮像することによって得られた蛍光画像がモニター上に表示される。この蛍光画像では、上述したように病変部が暗くなっている他、元々励起光が届かない部位（例えば、体腔内の奥）も暗い陰となっている。但し、後者の部位は、通常観察モードにおいても照明光が届かないので、通常カラー画像でも暗くなっているはずである。そこで、術者は、一時的に通常観察モードに切り替えることによって蛍光画像と通常カラー画像とを比較して、蛍光画像中の暗部のうち陰の部分特定し、陰でない暗部があれば、それを病変部と特定するのである。

【特許文献 1】特開平 0 9 - 1 3 1 3 0 6 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 5 】

しかしながら、上述した蛍光画像において、病変部に相当する暗部の外縁は、グラデーションになっていることが多いので、一見しただけでは判りづらい。にもかかわらず、病変部の範囲をできるだけ正確に把握することは、その病変部に対する処置方法を決定するためには必須である。際に患部がどの程度の範囲まで及んでいるかどうかを見極め、病変部の大きさに依ってはその場での内視鏡的処理を諦め、別途手術等の処置を施さなければならない場合もあるからである。

【 0 0 0 6 】

本発明は、このような問題に鑑みてなされたものであり、その課題は、蛍光画像に含まれる病変部に相当する暗部の外縁を強調して画像中に示すことができる蛍光観察内視鏡装置を、提供することである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

上記の課題を解決するために案出された本発明による蛍光観察内視鏡装置は、体腔内の被検体の生体組織に励起光を照射し、この励起光によって励起した前記生体組織が発する蛍光による像を内視鏡によって撮像する蛍光観察内視鏡装置であって、その先端に対物光

学系を備えた内視鏡と、前記対物光学系によって形成された被検部の像を逐次撮像して、映像信号に変換して出力する撮像装置と、前記対物光学系と前記撮像素子との間で前記励起光と同じ波長帯域の光を遮断する励起光カットフィルタと、前記励起光及びこの励起光とは異なる波長帯域の可視光を交互に前記被検部に照射する照明手段と、前記照明手段によって前記励起光が前記被検部に照射されている間に前記撮像装置が像を撮像することによって得られた蛍光映像信号の輝度成分と、前記照明手段によって前記可視光が前記被検部に照射されている間に前記撮像装置が像を撮像することによって得られた可視映像信号の輝度成分と、を夫々抽出する輝度成分抽出手段と、前記輝度成分抽出手段によって夫々抽出された蛍光映像信号の輝度成分及び可視映像信号の輝度成分のレベルを合わせるレベル調整手段と、

10

前記レベル調整手段によってレベルが合わされた後における蛍光映像信号の輝度成分と可視映像信号の輝度成分との差分を算出する差分算出手段と、この差分算出手段によって算出された差分の絶対値が高低二種類の閾値の間にある箇所を特定する特定手段と、前記可視映像信号における前記特定手段によって特定された箇所の色情報を特定色を示すものに変更する色情報変更手段と、色情報変更手段によって色情報が変更された可視映像信号を出力する出力手段とを、備えたことを特徴とする。

【0008】

このように構成されると、照明手段が励起光を被検部に照射する間に、この励起光によって被検部の生体組織が発した蛍光によって対物光学系が形成した像を、撮像素子が撮像することによって、蛍光映像信号が出力される。それに前後して照明手段が可視光を被検部に照射する間に、被検部の表面にて反射された可視光によって対物光学系が形成した像を撮像素子が撮像することによって、可視映像信号が出力される。輝度成分抽出回路は、蛍光映像信号の輝度成分及び可視映像信号の輝度成分を夫々抽出する。これら両映像の輝度成分がレベル調整手段によってそのレベルが合わされた後に、差分算出手段によって互いの差分が算出される。そして、この差分の絶対値が高低二種類の閾値の間にある箇所が特定手段によって特定され、可視映像信号における特定手段によって特定された箇所の色情報が、変更手段によって特定色を示すものに変更され、変更後の映像信号が出力手段によって出力される。従って、この出力手段によって出力された映像信号に基づいてモニター上に表示された画像は、可視画像上に、病変部に相当する箇所の外縁を示す環状線が特定色でスーパーインポーズされたものとなっている。よって、術者は、病変部の位置、大きさ及び形状を正確に認識することができる。

20

30

【発明の効果】

【0009】

以上に説明したように、本発明の蛍光観察内視鏡装置によれば、蛍光画像に含まれる病変部に相当する暗部の外縁を強調して画像中に示すことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を、説明する。

【0011】

図1は、本発明による蛍光観察内視鏡装置の実施の形態である内視鏡システムの外観図である。図1に示されるように、この内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、光源プロセッサ装置20、及び、モニター60を、備えている。

40

【0012】

蛍光観察内視鏡10は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成されている体腔内挿入部10a、その体腔内挿入部10aの先端部分を湾曲操作するためのアングルノブ等を有する操作部10b、操作部10bと光源プロセッサ装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10e、及び、このライトガイド可撓管10eの基端に設けられたコネクタ10dを、備えている。

【0013】

図2の概略図に示すように、体腔内挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対

50

物レンズ 12 が夫々嵌め込まれた照明窓及び撮影窓が形成されている。そして、この体腔内挿入部 10 a の内部には、対物レンズ（対物光学系）12 によって形成された被写体の像を撮影する撮像素子（カラー CCD）13、この撮像素子 13 を駆動する駆動回路 15、対物レンズ 12 を透過した光から後述する蛍光励起用として用いられる光（励起光）と同じ紫外波長帯域の成分を除去するための励起光カットフィルタ 14 が、組み込まれている。これら撮像素子 13 及び駆動回路 15 が、前記対物レンズによって形成された被検部の像を撮像して 1 フレームが 2 フィールドからなる映像信号に変換して出力するカラー撮像装置に、該当する。

【0014】

撮像素子 13 から出力されて駆動回路 15 によって処理された画像信号を伝送するための信号ケーブル（各走査線に沿って R [赤]、G [緑]、B [青] の各画素から夫々読み出した RGB の各画像信号を夫々伝送するための 3 系統の信号線を含む信号ケーブル）18 は、体腔内挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 e 内を引き通されて、コネクタ 10 d の端面に設けられた電気コネクタ 31 に接続されている。この信号ケーブル 18 と並行して、体腔内挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 e 内には、石英ファイバからなるライトガイドファイババンドル（以下、単に「ライトガイド」という）16 が引き通されている。このライトガイド 16 の先端は、体腔内挿入部 10 a の先端部内において配光レンズ 11 に対向し、その基端は、コネクタ 10 d の端面から突出した金属製のパイプ 19 内に挿入されて固定されている。

【0015】

光源プロセッサ装置 20 は、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイド 16 の端面に白色光又は励起光を選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡 10 の電気コネクタ 31 を通じて駆動回路 15 から受信した画像信号に対して画像処理を行うことによってビデオ信号を生成してモニター 60 へ出力する装置である。

【0016】

この光源プロセッサ装置 20 の筐体の正面のパネルには、蛍光観察内視鏡 10 のパイプ 19 がその外面側から挿入される筒であるソケット 20 a が、設けられている。このソケット 20 a に穿たれた貫通孔は、光源プロセッサ装置 20 の内部空間に通じている。この光源プロセッサ装置 20 の内部空間内には、ソケット 20 a の中心軸（即ち、ソケット 20 a に挿入されたパイプ 19 内のライトガイド 16 の中心軸）の延長線に沿って順番に、集光レンズ 28、ロータリーシャッタ 32、及び、ランプ 33 が、配置されている。

【0017】

集光レンズ 28 は、その光軸に沿ってランプ 33 側から入射してきた平行光をソケット 20 a に挿入されたパイプ 19 内のライトガイド 16 の基端面に集光するレンズである。

【0018】

ランプ 33 は、ランプ用電源 38 によって電源電流が供給されて紫外光を含む白色光を発光する電球（図示略）と、この電球から発した白色光を平行光にするためのレンズ又はリフレクター（図示略）とを備えている。その結果として、ランプ 33 は、白色光を、集光レンズ 28 の光軸に沿った平行光として、集光レンズ 28 に向けて射出する。

【0019】

これらランプ 33 と集光レンズ 28 との間に介在しているロータリーシャッタ 32 は、図 3 の正面図に示されるように、円形の板からなる。そして、このロータリーシャッタ 32 には、円環状の開口が同心に穿たれており、その開口の半分には、中心角が 180 度であって励起光（紫外帯域の光）のみを透過する励起光透過フィルタ 32 a が嵌め込まれている。そして、この開口における残りの空隙が、白色光透過部 32 b となっている。図 4 は、この励起光透過フィルタ 32 a の透過スペクトルを、励起光カットフィルタ 14 の透過スペクトルと対比させて示すグラフである。このグラフに示されるように、励起光透過フィルタ 32 a の透過波長帯域が紫外帯域であるのに対して励起光カットフィルタ 14 の透過波長帯域は可視帯域であって互いに重なっていないので、励起光透過フィルタ 32 a を透過した励起光が、励起光カットフィルタ 14 を透過することはない、この励起光によ

10

20

30

40

50

って生体組織から生じた蛍光及び被検部の表面にて反射した白色光は、全て、励起光カットフィルター１４を透過して撮像素子１３に入射する。

【００２０】

このロータリーシャッタ３２は、その回転に伴って白色光の光路に対して励起光透過フィルター３２ａ及び白色光透過部３２ｂが交互に挿入されるように、モータ３４によって回転自在に保持されている。

【００２１】

光源プロセッサ装置２０の筐体の正面側パネルには、パイプ１９がソケット２０ａに挿入された状態において電気コネクタ３１を構成する各端子と夫々導通する多数の電極からなる電気ソケット２１と、外部から操作される複数のスイッチ（図２においては、モード切替スイッチ２３ａ，輪郭強調スイッチ２３ｂのみ図示）を有する操作パネル２３が、設けられている。そして、操作パネル２３上の各スイッチ２３ａ，３２ｂは、夫々、システムコントロール回路４２に接続されている。その結果、操作パネル（操作手段に相当）２３上の各スイッチ２３ａ，３２ｂに対する操作によって生じた操作信号は、夫々、システムコントロール回路４２に入力される。

【００２２】

このシステムコントロール回路４２には、上述したモータ３４及びランプ用電源３８に接続されており、これらを制御するための信号を出力する。具体的には、システムコントロール回路４２は、何れの動作モードにおいても、ランプ用電源３８を起動することによってランプ３３から白色光を射出させる。そして、モード切替スイッチ２３ａが投入される毎に、その動作モードを、通常観察モードと蛍光観察モードとの間で切り換える。

【００２３】

そして、システムコントロール回路４２は、動作モードが通常観察モードに切り替わると、モータ３４を制御することによって、ロータリーシャッタ３２をその白色光透過部３２ｂが白色光の光路に挿入された回転位置にて停止させる。この結果、ランプ３３から射出された白色光が、常時、ライトガイド１６に入射する。ライトガイド１６及び配光レンズ１１を通じて被写体に照射された白色光は、被検部の表面で反射され、対物レンズ１２により、励起光カットフィルター１４を通じて撮像素子１３の撮像面上に被検部の像を形成し、１フレーム毎に更新される映像信号に変換される。

【００２４】

また、システムコントロール回路４２は、動作モードが蛍光観察モードに切り替わると、その内部において発生したタイミング信号（個々のフレームの先頭タイミングを示す垂直同期信号）に同期してモータ３４を制御することによって、第１ロータリーシャッタ３２を０．５回転／フレームの回転速度で回転させる。その結果、図５に示すように、ロータリーシャッタ３２の励起光透過フィルター３２ａが白色光の光路に挿入されている期間（偶数番フレームに相当する期間）には励起光がライトガイド１６に導入され、ロータリーシャッタ３２の白色光透過部３２ｂが白色光の光路に挿入されている期間（奇数番フレームに相当する期間）には白色光（励起光とは異なる波長帯域の可視光）がライトガイド１６に導入される。

【００２５】

以上に説明した配光レンズ１１，ライトガイド１６，集光レンズ２８，ロータリーシャッタ３２，モータ３４，ランプ３３，ランプ用電源３８及びシステムコントロール回路４２が、励起光及びこの励起光とは異なる波長帯域の可視光を交互に被検部に照射する照明手段に相当する。

【００２６】

ライトガイド１６及び配光レンズ１１を通じて被写体に照射された白色光は、被検部の表面で反射され、対物レンズ１２により、励起光カットフィルター１４を通じて撮像素子１３の撮像面上に被検部の像を形成し、奇数番フレームの映像信号（可視映像信号に相当、以下、「通常カラー映像信号」という）に変換される。また、ライトガイド１６及び配光レンズ１１を通じて被写体に照射された励起光によって生体組織から発した蛍光は、対物

10

20

30

40

50

レンズ 1 2 により、励起光カットフィルタ 1 4 を通じて撮像素子 1 3 の撮像面上に被検部の生体組織の像を形成し、偶数番フレームの映像信号（以下、「蛍光映像信号」という）に変換される。

【 0 0 2 7 】

さらに、システムコントロール回路 4 2 は、映像信号処理回路 4 3 に接続されており、この映像信号処理回路 4 3 に対しても、タイミング信号を入力するとともに、現在の動作モード、輪郭強調スイッチ 2 3 b の投入の有無、及び、現時点でライトガイド 1 6 に導入されている光の種類、及び、図示せぬ設定手段によって設定された高低二種類の閾値（後述する閾値 1、閾値 2）を、通知する。

【 0 0 2 8 】

この映像信号処理回路 4 3 には、また、電気ソケット 2 1 を構成する各電極が接続されている。よって、蛍光観察内視鏡 1 0 内の撮像素子 1 3 から出力された R G B の各映像信号は、電気コネクタ 3 1 及び電気ソケット 2 1 を通じて、映像信号処理回路 4 3 に入力される。また、この映像信号処理回路 4 3 には、モニター 6 0 が接続されている。映像信号処理回路 4 3 は、蛍光観察内視鏡 1 0 の撮像素子 1 3 から駆動回路 1 5 を介して入力された各映像信号を処理することによって、通常観察モードにおいては通常カラー画像を、蛍光観察モードにおいては通常カラー画像上に信号に含まれる病変部を示す暗部の輪郭をスーパーインポーズしてなる画像を、モニター 6 0 上に表示する。

【 0 0 2 9 】

図 6 は、この映像信号処理回路 4 3 の内部構造を示すブロック図である。この図 6 に示されるように、映像信号処理回路 4 3 内において、撮像素子 1 3 から駆動回路 1 5 を介して出力された映像信号は、前段映像信号処理回路 4 3 1 に入力される。この前段映像信号処理回路 4 3 1 は R G B メモリ 4 3 2、通常輝度信号抽出回路 4 3 5、及び蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6 に接続されている。この R G B メモリ 4 3 2 の内部は、前段映像信号処理回路 4 3 1 によって処理された通常映像信号を構成する R、G、B の各映像信号を夫々一時記憶する R 映像信号記憶領域 4 3 2 a、G 映像信号記憶領域 4 3 2 b、B 映像信号記憶領域 4 3 2 c に、区分されている。そして、R 映像信号記憶領域 4 3 2 a 及び B 映像信号記憶領域 4 3 2 c は直接、また、G 映像信号記憶領域 4 3 2 b は加算回路 4 3 3 を介して、後段映像信号処理回路 4 3 4 に接続されている。一方、通常輝度信号抽出回路 4 3 5 は通常輝度信号メモリ 4 3 7 に接続され、蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6 は蛍光輝度信号メモリ 4 3 8 に接続されている。通常輝度信号メモリ 4 3 7 には第 1 ヒストグラム生成回路 4 3 9 が接続され、蛍光輝度信号メモリ 4 3 8 には第 2 ヒストグラム生成回路 4 4 0 が接続されている。そして、通常輝度信号メモリ 4 3 7、第 1 ヒストグラム生成回路 4 3 9、蛍光輝度信号メモリ 4 3 8、第 2 ヒストグラム生成回路 4 4 0 には、レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 が接続されている。このレベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 には、演算回路 4 4 2 が接続されている。この演算回路 4 4 2 には、二値化回路 4 4 3 が接続されている。この二値化回路 4 4 3 が、上述した加算回路 4 3 3 に接続されている。

【 0 0 3 0 】

以下、映像信号処理回路 4 3 を構成する各ブロックの機能を、図 7 及び図 8 の説明図を参照しながら、説明する。

【 0 0 3 1 】

前段映像信号処理回路 4 3 1 は、撮像素子 1 3 から駆動回路 1 5 を介して送られてくる R G B の各映像信号（通常カラー映像信号、蛍光映像信号）に対して所定の処理を施すための回路である。この前段映像信号処理回路 4 3 1 が各映像信号に施す処理としては、高周波成分除去、増幅、ブラッキング、クランピング、ホワイトバランス、ガンマ補正、アナログデジタル変換、及び、色分離がある。

【 0 0 3 2 】

以下の通常輝度信号抽出回路 4 3 5、蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6、通常輝度信号メモリ 4 3 7、蛍光輝度信号メモリ 4 3 8、第 1 ヒストグラム生成回路 4 3 9、第 2 ヒストグラム生成回路 4 4 0、レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1、演算回路 4 4 2、二値化

10

20

30

40

50

回路 4 4 3 , 及び加算回路 4 3 3 は、蛍光観察モードにおいてのみ動作する。

【 0 0 3 3 】

通常輝度信号抽出回路 4 3 5 は、奇数フレームに相当する期間に通常カラー映像信号を取り込んで、この通常カラー映像信号に対してマトリックス演算を施すことによって輝度情報のみからなる映像信号（通常輝度信号）を抽出する。一方、蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6 は、偶数フレームに相当する期間に蛍光映像信号を取り込んで、この蛍光映像信号に対してマトリックス演算を施すことによって輝度情報のみからなる映像信号（蛍光輝度信号）を抽出する。図 7 (a) は、同一被検物に関して相前後して得られた通常映像信号及び蛍光映像信号に基づいて抽出された通常輝度信号及び蛍光輝度信号における特定走査線に沿った輝度分布の例である。この図 7 (a) に示されるように、同じ走査線同士で比較した場合、全体のレベルは、通常輝度信号の方が蛍光輝度信号よりも高い。また、病変部に相当する箇所においては、蛍光輝度信号のみその輝度が下がっている。なお、図示はされていないが、被検部において白色光及び励起光の陰となっている箇所においては、通常輝度信号も蛍光輝度信号も同様に輝度が下がっている。これら通常輝度信号抽出回路 4 3 5 及び蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6 が、輝度成分抽出手段に相当する。

10

【 0 0 3 4 】

通常輝度信号メモリ 4 3 7 は、通常輝度信号抽出回路 4 3 5 によって出力された通常輝度信号を一時記憶するメモリである。一方、蛍光輝度信号メモリ 4 3 8 は、蛍光輝度信号抽出回路 4 3 6 によって出力された通常輝度信号を一時記憶するメモリである。

【 0 0 3 5 】

第 1 ヒストグラム生成回路 4 3 9 は、通常輝度信号が取りうる全ての値（ 0 ~ 2 5 5 ）毎に、夫々、通常輝度信号に含まれる画素の個数を算出する回路である。同様に、第 2 ヒストグラム生成回路 4 4 0 は、蛍光輝度信号が取りうる全ての輝度値（ 0 ~ 2 5 5 ）毎に、夫々、蛍光輝度信号に含まれる画素の個数を算出する回路である。図 8 (a) , (b) は、夫々、同一被検物に関して相前後して得られた通常映像信号及び蛍光映像信号に基づいて抽出された通常輝度信号及び蛍光輝度信号について得られたヒストグラム情報を、横軸に明るさ（取りうる輝度値）をとるとともに縦軸に度数（画素の個数）をとって論理的に示すグラフである。この図 8 (a) と図 8 (b) とを比較すれば明らかなように、通常輝度信号のヒストグラム（図 8 (b) ）における度数のピークは、蛍光輝度信号のヒストグラム（図 8 (a) ）における度数のピークよりも明るい輝度値に存在することが判る。

20

30

【 0 0 3 6 】

レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 は、第 1 ヒストグラム生成回路 4 3 9 及び第 2 ヒストグラム生成回路 4 4 0 によって夫々入力されたヒストグラム情報に基づき、通常輝度信号及び蛍光輝度信号とを同レベルにする（即ち、ヒストグラムがピーク値を示す輝度値同士を一致させる）ために通常輝度信号又は蛍光輝度信号に乗すべき増幅率を、算出する。そして、レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 は、算出した増幅率を、通常輝度信号又は蛍光輝度信号に乗ずることによって、通常輝度信号のレベルと蛍光輝度信号とのレベルを合致させる。図 7 (b) は、図 7 (a) に示された輝度分布を有する通常輝度信号及び蛍光輝度信号のレベルを合わせた後における両輝度信号の輝度分布を示す。このようにしてレベル合わせをした後に、レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 は、通常輝度信号及び蛍光輝度信号を夫々演算回路 4 4 2 に入力する。このレベル合わせ回路 4 4 1 が、レベル調整手段に相当する。

40

【 0 0 3 7 】

演算回路 4 4 2 は、レベル検出及びレベル合わせ回路 4 4 1 から夫々入力された通常輝度信号と蛍光輝度信号との差分を算出する。図 7 (c) は、図 7 (b) に示された輝度分布を夫々有する蛍光輝度信号から通常輝度信号を減じることによって得られた差分信号の輝度信号を示す。この図 7 (c) に示されるように、病変部以外の部分（正常部位及び陰の部分）においては、両輝度信号はほぼ一致しているので、差分信号は“ 0 ”となり、病変部においては、通常輝度信号よりも蛍光輝度信号が低くなるので、差分信号はマイナスの値となる。この演算回路 4 4 2 が、差分算出回路に相当する。

50

【 0 0 3 8 】

二値化回路 4 4 3 には、システムコントロール回路 4 2 によって、高低二種類の閾値が設定されている。図 7 (c) に示されるように、これら二種類の閾値のうち、一方の閾値 [閾値 2] は “ 0 ” よりも僅かに低い値 (正常部位における差分の絶対値よりも大きい値) に設定され、他方の閾値 [閾値 1] は閾値 2 よりも更に低いが差分信号の最低値よりは高い値に設定されている。そして、二値化回路 4 4 3 は、システムコントロール回路 4 2 によって輪郭強調スイッチ 2 3 b の投入が通知されている場合には、演算回路 4 4 2 によって入力された差分信号を、両閾値と比較することによって、両閾値の間の値を取る箇所では負論理値 (L) を取るとともに閾値 2 よりも高い値を取る箇所及び閾値 1 よりも低い値を取る箇所では正論理値 (H) を取る二値化信号に、変換する。図 7 (d) は、図 7 (e) に示される差分信号に基づいて変換された二値化信号である。この図 7 (d) に示されるように、二値化信号においては、差分信号において病変部を示す暗部 (マイナスの値をとる箇所) の外縁に相当する箇所のみ、一定幅にて抽出されることになる。これに対して、二値化回路 4 4 3 は、システムコントロール回路 4 2 によって輪郭強調スイッチ 2 3 b の投入が通知されていない場合には、演算回路 4 4 2 によって入力された差分信号を、閾値 2 のみと比較することによって、閾値 2 以下の値を取る箇所では負論理値 (L) を取るとともに閾値 2 よりも高い値を取る箇所では正論理値 (H) を取る二値化信号に、変換する。更に、二値化回路 4 4 3 は、二値化信号の負論理値 (L) を最大輝度値 “ 2 5 5 ” に変換するとともに正論理値 (L) を最少輝度値 “ 0 ” に変換することによって二値化映像信号を生成し、加算回路 4 3 3 に入力する (図 7 (e) 参照)。この二値化回路 4 4 3 が、特定手段に相当する。

【 0 0 3 9 】

蛍光観察モードにおいては、R G B メモリ 4 3 2 の各記憶領域 4 3 2 a ~ c からは、奇数番フレームに相当する期間が経過して各領域 4 3 2 a ~ c に新たな通常カラー映像信号が格納され終わった時点で、夫々映像信号が後段映像信号処理回路 4 3 4 によって読み出される。この際、G 映像信号記憶領域 4 3 2 b から読み出された緑色成分に相当する G 映像信号には、加算器 4 3 3 によって、二値化回路 4 4 3 から出力された二値化映像信号信号 (当該通常カラー映像信号の直前のフレームに相当する蛍光映像信号) が、同期をとられて加算される。

【 0 0 4 0 】

一方、通常観察モードにおいては、R G B メモリ 4 3 2 の各記憶領域 4 3 2 a ~ c からは、各フレームに相当する期間が経過して各領域 4 3 2 a ~ c に新たな通常カラー映像信号が格納完了した時点で、夫々映像信号が後段映像信号処理回路 4 3 4 によって読み出される。この際、加算機 4 3 3 は、G 映像信号に対して何ら信号を加算しない。

【 0 0 4 1 】

後段映像信号処理回路 4 3 4 は、入力された R , G , B の各映像信号に対して、デジタルアナログ変換, エンコーディング, 及び、インピーダンスマッチング等の処理を施してモニター 6 0 へ出力する。その結果、モニター 6 0 上には、通常観察モード下では、通常カラー画像のリアルタイム動画が表示され、蛍光観察モード下で輪郭強調スイッチ 3 2 b が投入されている場合には、通常カラー画像上に病変部の外縁を示す一定幅の緑色の環状線がスーパーインポーズされてなる画像 (蛍光診断画像) のリアルタイム動画が表示され、蛍光観察モード下で輪郭強調スイッチ 3 2 b が投入されていない場合には、通常カラー画像上に病変部全体が緑色で着色されてなる画像 (蛍光診断画像) のリアルタイム動画が表示される。この後段映像信号処理回路 4 3 4 が、出力手段に相当する。

【 0 0 4 2 】

以上のように構成された内視鏡システムを用いる術者は、まず、制御装置 4 2 に主電源を投入した後で、モード切替スイッチ 2 3 a を適宜押下することによって、この制御装置 4 2 の動作モードを通常観察モードに切り替える。通常観察モードに切り替わると、蛍光観察内視鏡 1 0 の体腔内挿入部 1 0 a の先端 (配光レンズ 1 1) からは常時白色光が射出され、モニター 6 0 上には対物レンズ 1 2 を通じて撮像された通常カラー画像が表示され

る。そこで、術者は、このモニター 60 上に表示された通常カラー画像を見ながら、蛍光観察内視鏡 10 を操作して、その体腔内挿入部 10 a を被験者の体腔内に挿入して、被検部に導いていく。

【0043】

そして、通常カラー画像内に被検部を捕捉すると、術者は、モード切替スイッチ 23 a を一回投入することにより、制御装置 42 の動作モードを蛍光観察モードに切り替えるとともに、輪郭強調スイッチ 32 b を投入する。すると、体腔内挿入部 10 a の先端の第 1 結像レンズ 11 からは、白色光と励起光 1 とがフィールド毎に交互に射出され、モニター 60 には、蛍光診断画像が表示される。この蛍光診断画像は、その更新周期（動画レート）が通常カラー画像の半分ではあるが、通常カラー画像と等価なカラー画像上に、病変部の外縁を示す緑色の一定幅の環状線がスーパーインポーズされたものとなっている。従って、術者は、この蛍光診断画像上の緑線を見ることによって、病変部の位置、大きさ及び形状を、一目で認識することができる。そして、術者は、この認識に基づいて、当該病変部が内視鏡的処置によって治療できる程度のものであるか、別途手術等の処置をしなければならない程度のものであるのかを、直ちに判断することが可能となる。

10

【図面の簡単な説明】

【0044】

【図 1】本発明の実施形態による内視鏡システムの外観を示す外観図

【図 2】内視鏡システムの内部構成を示す概略図

【図 3】ロータリーシャッタの正面図

20

【図 4】励起光透過フィルタの透過波長スペクトルと励起光カットフィルタの透過波長帯域とを示すグラフ

【図 5】蛍光観察モードにおいてライトガイドに導入される光の種類を示すシーケンス図

【図 6】映像信号処理回路の構成を示すブロック図

【図 7】映像信号処理回路を構成する各ブロックの機能を説明する説明図

【図 8】ヒストグラム例を示すグラフ

【符号の説明】

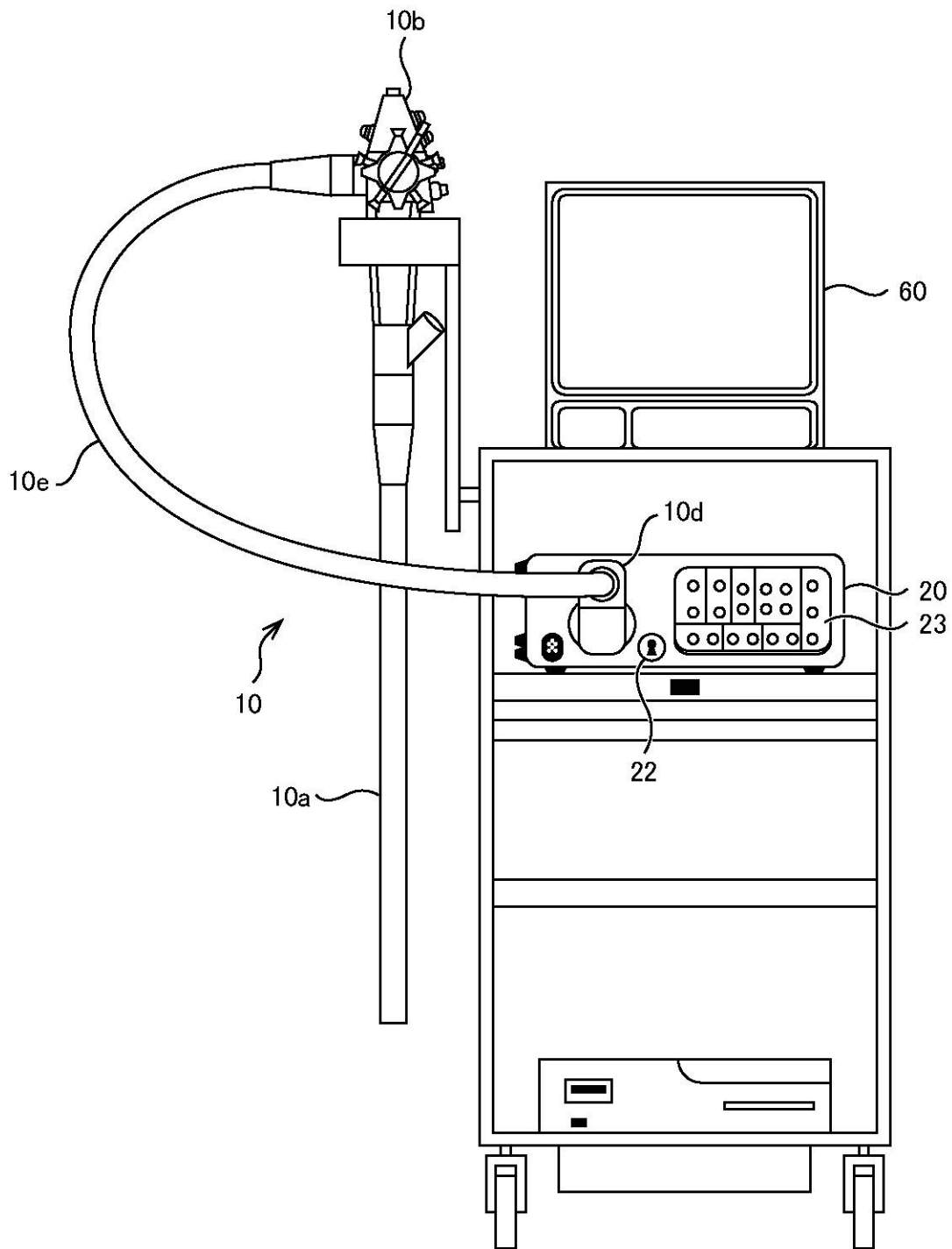
【0045】

- 10 蛍光観察内視鏡
- 11 配光レンズ
- 12 対物レンズ
- 13 撮像素子
- 16 ライトガイド
- 20 光源プロセッサ装置
- 28 集光レンズ
- 32 ロータリーシャッタ
- 33 ランプ
- 34 モータ
- 42 システムコントロール回路
- 43 映像信号処理回路
- 432 RGBメモリ
- 433 加算回路
- 435 通常輝度信号抽出回路
- 436 蛍光輝度信号抽出回路
- 439 第 1 ヒストグラム生成回路
- 440 第 2 ヒストグラム生成回路
- 441 レベル検出及びレベル合わせ回路
- 442 演算回路
- 443 二値化回路

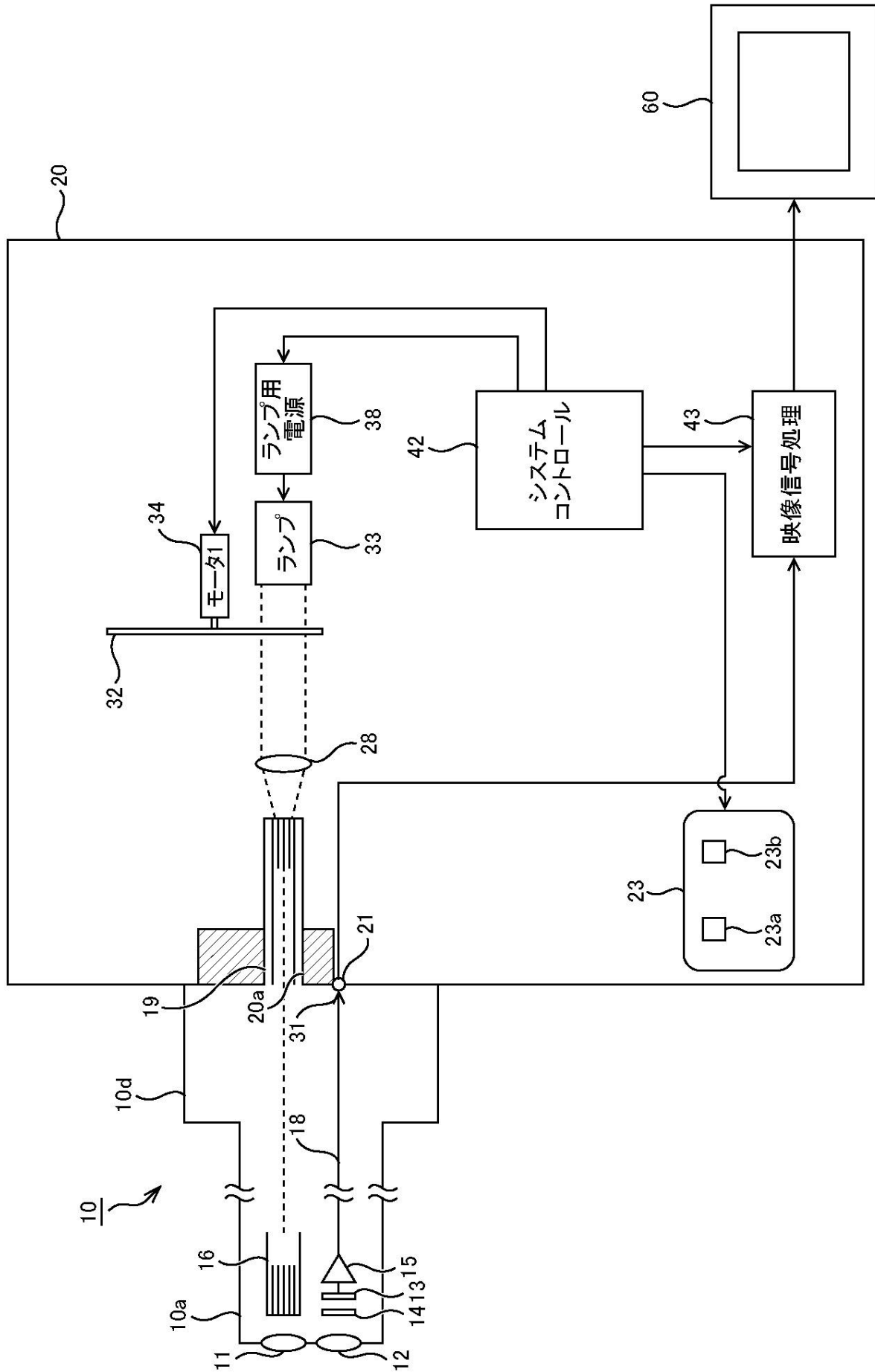
30

40

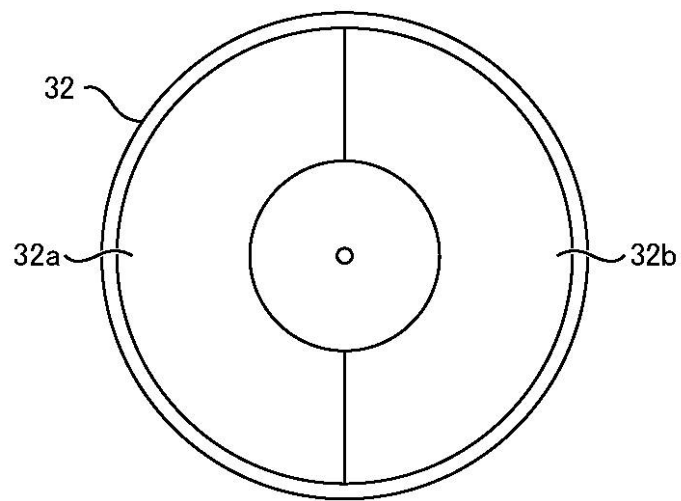
【図 1】



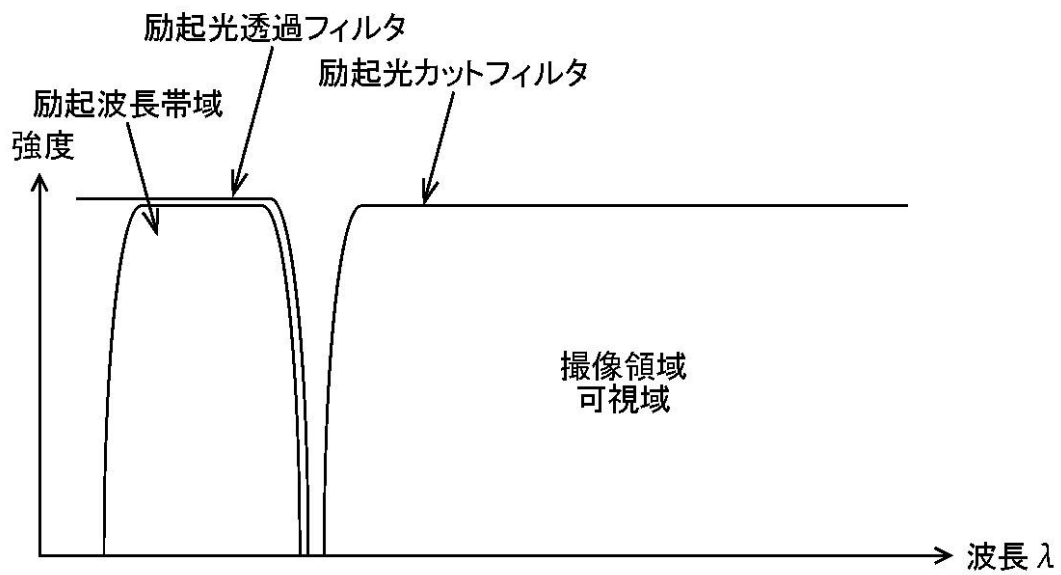
【図 2】



【 図 3 】

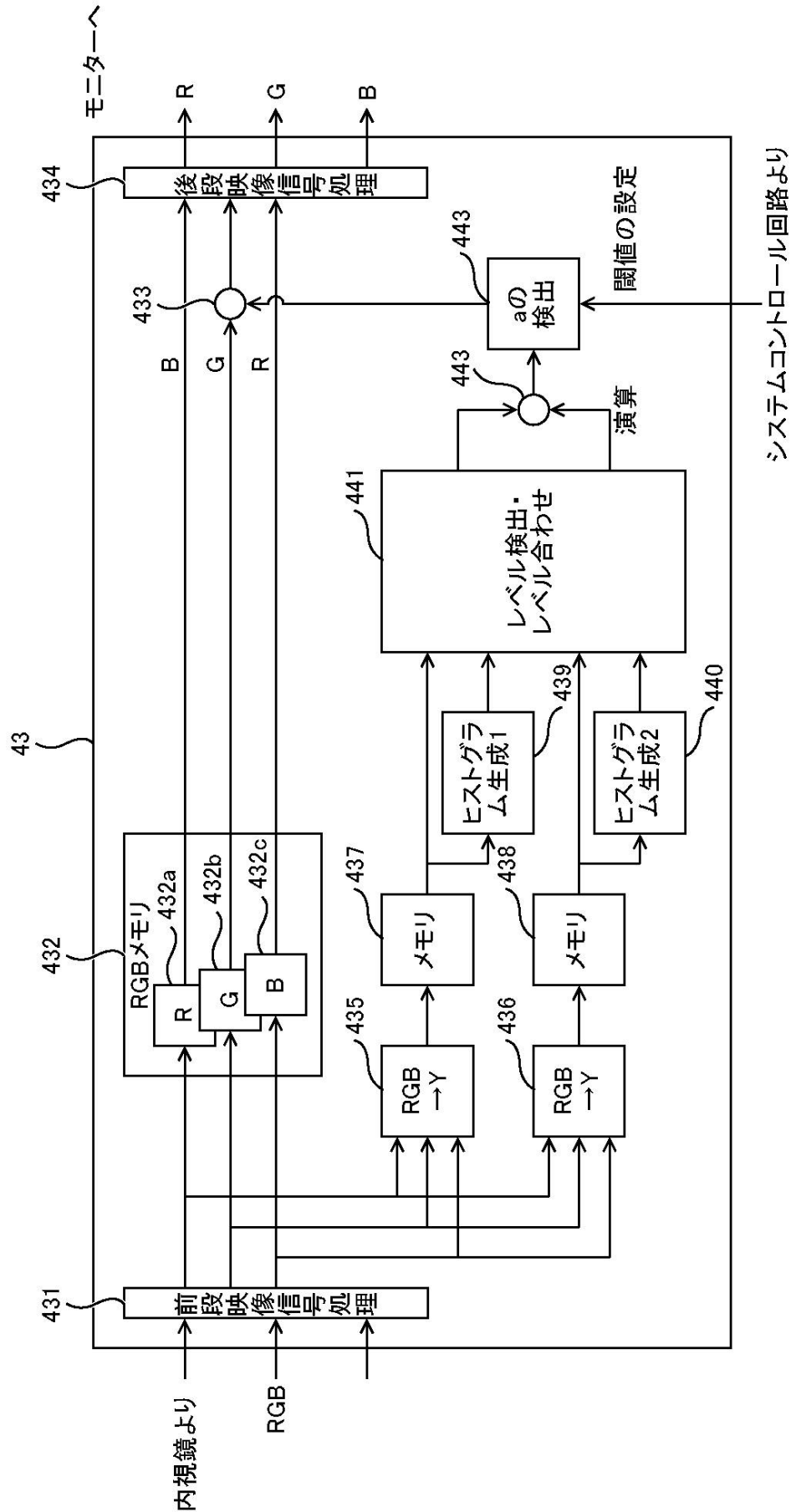


【 図 4 】

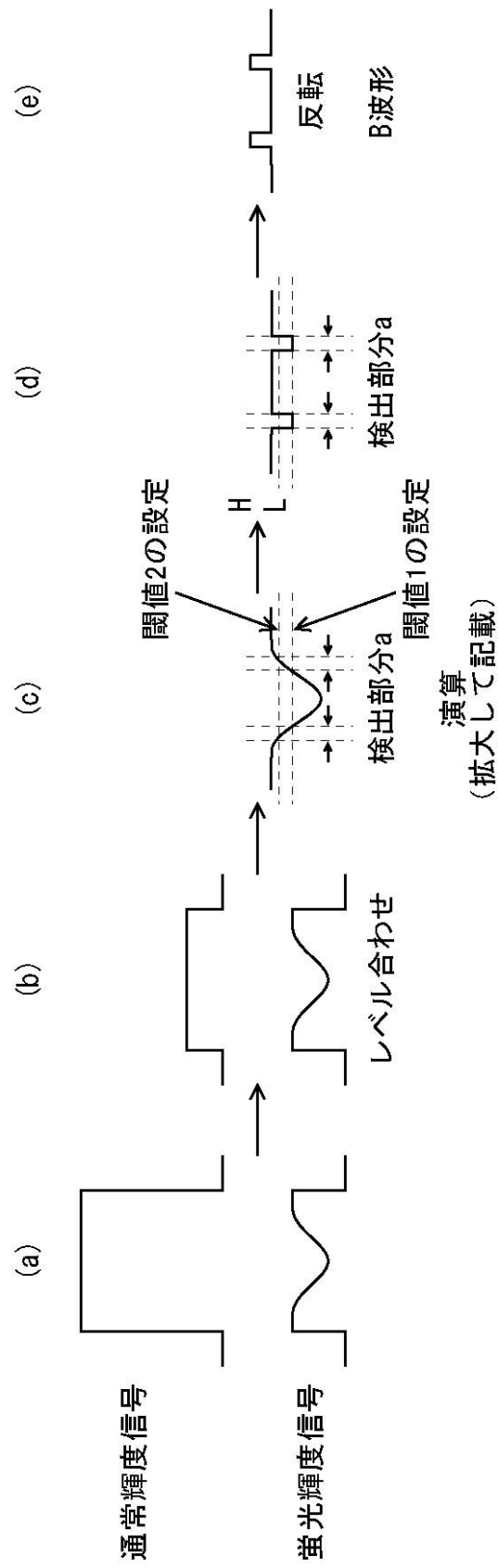




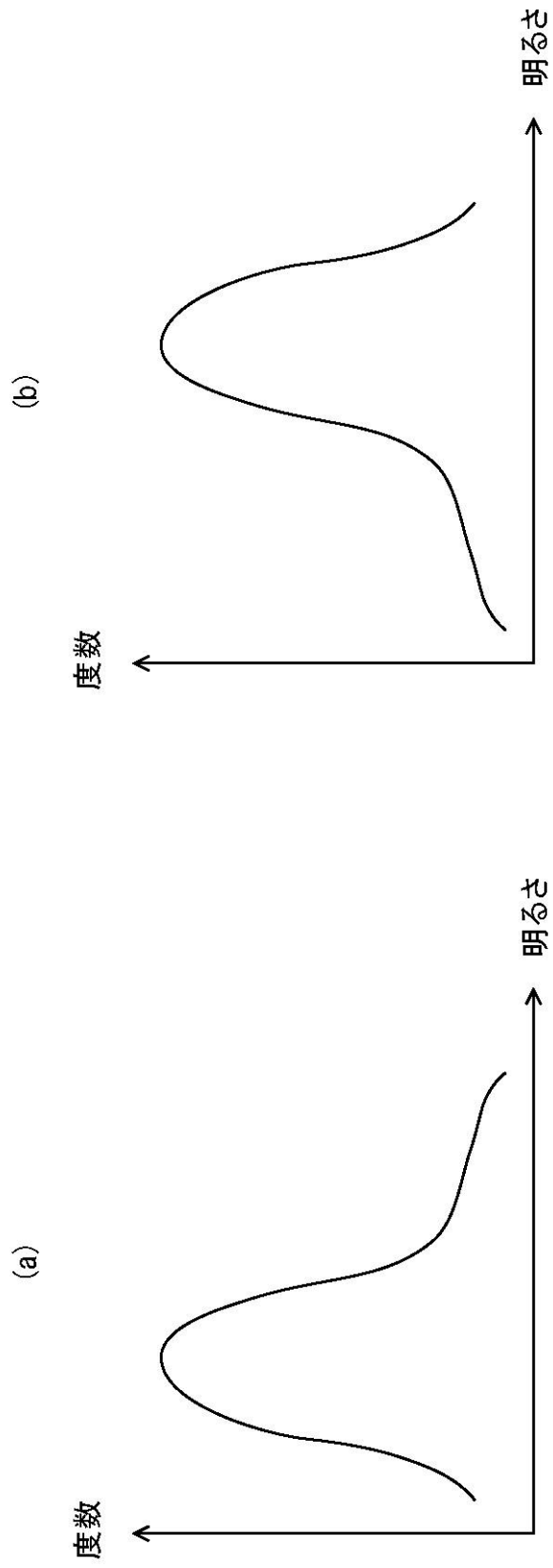
【図6】



【図 7】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 杉山 章

東京都板橋区前野町2丁目3番9号 ペンタックス株式会社内

Fターム(参考) 4C061 CC06 GG01 MM06 QQ02 QQ04 RR03 RR13 RR18 WW08

专利名称(译)	荧光观察内窥镜装置		
公开(公告)号	JP2005319116A	公开(公告)日	2005-11-17
申请号	JP2004140199	申请日	2004-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 宇佐美準二 松井豪 杉山章		
发明人	杉本 秀夫 宇佐美 準二 松井 豪 杉山 章		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/05 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/MM06 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR03 4C061/RR13 4C061/RR18 4C061/WW08 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/MM06 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/RR13 4C161/RR18 4C161/WW08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种荧光观察内窥镜装置，其能够在图像中强调显示与荧光图像中包含的病变相当的暗部的外边缘。解决方案：灯33和旋转快门32通过光导16和配光透镜交替地用白光和激发光照射物体。然后，由物体表面上反射的白光和由活组织产生的荧光的图像通过图像拾取元件13交替地转换成视频信号。视频信号处理电路43分别提取亮度分量从照射激发光期间输出的荧光视频信号图像和用白光照射期间输出的正常彩色视频信号，匹配两者的电平，然后计算两者的差值，并指定绝对值的一部分差异在两种高低阈值之间。然后，视频信号处理电路43将正常彩色视频信号中指定部分的颜色信息改变为指示指定颜色的颜色信息，然后将其输出到监视器60。

