

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02011/111619

発行日 平成25年6月27日(2013.6.27)

(43) 国際公開日 平成23年9月15日(2011.9.15)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 27 頁)

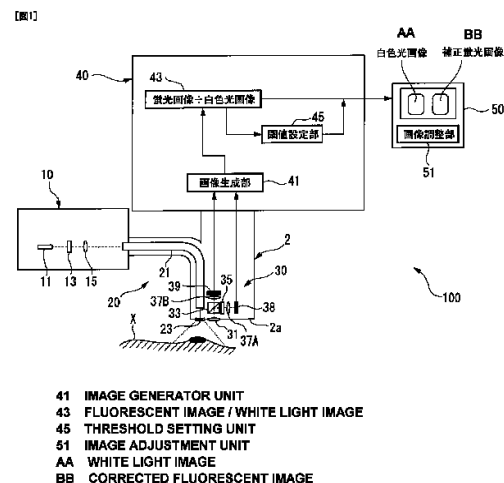
出願番号	特願2012-504428 (P2012-504428)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2011/055051		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成23年3月4日(2011.3.4)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(31) 優先権主張番号	特願2010-52010 (P2010-52010)	(74) 代理人	100118913
(32) 優先日	平成22年3月9日(2010.3.9)		弁理士 上田 邦生
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100112737
			弁理士 藤田 考晴
		(72) 発明者	石原 康成
			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
		Fターム(参考)	4C161 BB02 BB05 CC06 HH51 JJ17
			LL02 LL08 NN01 NN05 QQ02
			QQ04 SS21 TT02 TT20 WW04
			WW08 WW10 WW17

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

被写体の定量的な情報を取得する。被写体に励起光および白色光を照射する光源(10)と、励起光の照射により被写体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を取得したり、白色光の照射により被写体から戻り光を撮影し白色光画像を取得したりする画像生成部(41)と、画像生成部(41)により取得された白色光画像を用いて蛍光画像を補正し補正蛍光画像を生成する画像補正部(43)と、画像補正部(43)により生成された補正蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値に基づいて閾値を設定する閾値設定部(45)と、閾値設定部(45)により設定された閾値より大きい階調値を有する領域と閾値より小さい階調値を有する領域との補正蛍光画像におけるコントラストを拡大する画像調整部(51)と、画像調整部(51)によりコントラストが拡大された補正蛍光画像を表示するモニタ(50)とを備える蛍光内視鏡装置(100)を提供する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体に励起光および参照光を照射する光源と、

該光源からの前記励起光の照射により前記被写体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を取得する蛍光画像取得部と、

前記光源からの前記参照光の照射により前記被写体から戻る戻り光を撮影し参照画像を取得する参照画像取得部と、

該参照画像取得部により取得された前記参照画像を用いて前記蛍光画像取得部により取得された前記蛍光画像を補正し補正蛍光画像を生成する補正蛍光画像生成部と、

該補正蛍光画像生成部により生成された前記補正蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値に基づいて閾値を設定する閾値設定部と、

該閾値設定部により設定された前記閾値より大きい階調値を有する領域と前記閾値より小さい階調値を有する領域との前記補正蛍光画像におけるコントラストを拡大する画像調整部と、

該画像調整部により前記コントラストが拡大された前記補正蛍光画像を表示する表示部とを備える蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記参照画像取得部が、前記被写体において反射または散乱されて戻る前記参照光の反射光または散乱光を取得する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記光源が、さらに白色光を照射し、

前記画像調整部が、前記閾値より小さい階調値を有する領域を非表示としたバックグラウンド除去画像を生成し、

前記白色光の照射により得られる前記被検体の白色光画像を取得する白色光画像取得部と、該白色光画像取得部により取得された白色光画像と前記画像調整部により生成されたバックグラウンド除去画像とを重畳した合成画像を生成する画像合成部とを備え、

前記表示部が、前記画像合成部により生成された合成画像を表示する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記光源が、前記参照光として白色光を照射し、

前記参照画像取得部が、前記参照画像として被写体から戻る白色光画像を取得し、

前記画像調整部が、前記閾値より小さい階調値を有する領域を非表示としたバックグラウンド除去画像を生成し、

前記参照画像取得部により取得された前記被検体の白色光画像と前記画像調整部により生成されたバックグラウンド除去画像とを重畳した合成画像を生成する画像合成部を備え、

前記表示部が、前記画像合成部により生成された合成画像を表示する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記補正蛍光画像生成部が、前記蛍光画像を前記参照画像で除算する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記階調値の平均値に乗算して得られる値を前記閾値として設定する請求項 1 または請求項 5 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 7】

前記閾値設定部が、前記階調値の平均値と標準偏差とに基づいて前記閾値を設定する請求項 1 または請求項 5 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 8】

前記閾値設定部が、前記階調値の平均値に前記標準偏差を加えて得られる値を前記閾値

10

20

30

40

50

として設定する請求項 7 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 9】

前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記階調値の平均値に乗じた値に前記標準偏差を加えて得られる値を前記閾値として設定する請求項 7 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 10】

前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記標準偏差に乗じた値に前記階調値の平均値を加えて得られる値を前記閾値として設定する請求項 7 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 11】

前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された第 1 の係数を前記階調値の平均値に乗じた値に、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域が占める割合が増加するごとに減少するように設定された第 2 の係数を前記標準偏差に乗じた値を加えて得られる値を前記閾値として設定する請求項 7 に記載の蛍光内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、蛍光内視鏡装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、癌細胞等の病変部に特異的に集積する蛍光薬剤を投与した観察対象部位に対し、蛍光薬剤を励起して蛍光を発生させる励起光を照射し、発生した蛍光を撮影することにより病変部における輝度が高い蛍光画像を得ることができる蛍光内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照）。特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置は、励起光を照射した観察対象部位において発生する蛍光の強度に基づく蛍光画像を、参照光を照射した同一の観察対象部位から戻り光の強度に基づく参照画像で除算することにより、蛍光画像における観察距離や観察角度等に依存する蛍光強度変化を補正することとしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2006-175052 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、蛍光薬剤は実際には病変部だけでなく正常部にも若干集積し、病変部からの蛍光よりは弱いもののバックグラウンドからも微弱な蛍光が発生する。また、蛍光と反射光とでは観察距離や観察角度に対する依存性が異なるため、特許文献 1 に記載の蛍光内視鏡装置のように蛍光画像を参照画像によって除算しても、観察距離や観察角度の影響を完全に補正することができず一定の誤差が生じてしまう。その結果、階調値の閾値を設定して病変部と正常部とを区別したとしても、観察条件が変化すると閾値の適正が失われて病変部が表示されなくなったりバックグラウンドからの蛍光が明るく表示されたりしてしまい、生体試料の定量的な情報を得ることができないという不都合が生じる。

【0005】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、被写体の定量的な情報を取得することができる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】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明は以下の手段を採用する。

本発明の一態様は、被写体に励起光および参照光を照射する光源と、該光源からの前記

10

20

30

40

50

励起光の照射により前記被写体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を取得する蛍光画像取得部と、前記光源からの前記参照光の照射により前記被写体から戻り光を撮影し参照画像を取得する参照画像取得部と、該参照画像取得部により取得された前記参照画像を用いて前記蛍光画像取得部により取得された前記蛍光画像を補正し補正蛍光画像を生成する補正蛍光画像生成部と、該補正蛍光画像生成部により生成された前記補正蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値に基づいて閾値を設定する閾値設定部と、該閾値設定部により設定された前記閾値より大きい階調値を有する領域と前記閾値より小さい階調値を有する領域との前記補正蛍光画像におけるコントラストを拡大する画像調整部と、該画像調整部により前記コントラストが拡大された前記補正蛍光画像を表示する表示部とを備える蛍光内視鏡装置を提供する。

10

【0007】

本発明の一態様によれば、光源から発せられた励起光が被写体に照射されると、蛍光画像取得部により被写体において発生した蛍光の蛍光画像が取得され、光源から励起光とともに発せられた参照光が被写体に照射されると、参照画像取得部によりその戻り光の参照画像が取得される。そして、補正蛍光画像生成部において、同一の被写体に対する蛍光画像が参照画像で補正されることにより、観察距離や観察角度に依存する蛍光強度変化を軽減した補正蛍光画像が生成される。

【0008】

ここで、観察距離や観察角度に対する参照光と励起光との依存性が異なることにより、観察距離や観察角度の影響を補正しきれず補正蛍光画像に一定の誤差が生じてしまう場合がある。この場合において、画像調整部によって階調値が閾値より大きい領域と小さい領域とのコントラストが拡大された補正蛍光画像を表示部により表示することで、バックグラウンドから発生される微弱な蛍光の影響を抑制した鮮明な補正蛍光画像を取得することができる。

20

【0009】

また、観察距離等が変動して誤差要因により補正蛍光画像における画素ごとの階調値が変動したとしても、閾値設定部により階調値の変動に追従して閾値を更新し、画像調整部により補正蛍光画像の鮮明度を維持することができる。これにより、被写体の定量的な情報を取得することができる。

【0010】

上記発明においては、前記補正蛍光画像生成部が、前記蛍光画像を前記参照画像で除算することとしてもよい。

30

このように構成することで、簡易な演算処理により定量性の高い補正蛍光画像を生成することができる。

【0011】

また、上記発明においては、前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記階調値の平均値に乗算して得られる値を前記閾値として設定することとしてもよい。

【0012】

このように構成することで、補正蛍光画像中に占める階調値が高い画素の領域の割合に基づいて、閾値の最高値および最低値を制限することができる。例えば、画像内での所定の階調値以上の領域が占める割合が増加すると、つまり、病変部の占める領域が増加すると画面全体の階調値の平均値が増加するので、このような場合に閾値設定部により設定される閾値が高くなりすぎるのを防止することができる。

40

【0013】

これにより、階調値が高い領域が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の平均値が増大する場合であっても閾値が高くなりすぎるのを防ぎ、階調値が高い領域の表示が抑制されてしまうのを防止することができる。一方、階調値が低い領域が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の平均値が減少する場合であっても閾値が低くなりすぎるのを防ぎ、バックグラウンドからの蛍光が強調されてしまうのを防止することができ

50

る。

【0014】

上記発明においては、前記閾値設定部が、前記階調値の平均値と標準偏差とに基づいて前記閾値を設定することとしてもよい。

この場合、前記閾値設定部が、前記階調値の平均値に前記標準偏差を加えて得られる値を前記閾値として設定することとしてもよい。

【0015】

このように構成することで、補正蛍光画像における画素ごとの階調値にばらつきがある場合であっても、階調値の平均値だけに基づいて閾値を設定する場合と比較してより精度が高い閾値を設定することができる。

【0016】

上記発明においては、前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記階調値の平均値に乗じた値に前記標準偏差を加えて得られる値を前記閾値として設定することとしてもよい。

【0017】

このように構成することで、画面全体の階調値の平均値が増加または減少した場合であっても閾値が高くなりすぎたりまたは低くなりすぎたりするのを防止するとともに、画素ごとの階調値にばらつきがある場合であっても精度が高い閾値を設定することができる。

【0018】

上記発明においては、前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された係数を前記標準偏差に乗じた値に前記階調値の平均値を加えて得られる値を前記閾値として設定することとしてもよい。

【0019】

このように構成することで、画像内での所定の階調値以上の領域が占める割合が増加することにより、つまり、病変部の占める領域が増加することにより画面全体の標準偏差が増加する場合であっても、閾値設定部により設定される閾値が高くなりすぎるのを防止することができる。

【0020】

上記発明においては、前記閾値設定部が、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域の占める割合が増加するごとに減少するように設定された第1の係数を前記階調値の平均値に乗じた値に、前記補正蛍光画像における所定の階調値以上の領域が占める割合が増加するごとに減少するように設定された第2の係数を前記標準偏差に乗じた値を加えて得られる値を前記閾値として設定することとしてもよい。

【0021】

このように構成することで、画像内での所定の階調値以上の領域が占める割合が増加することにより、つまり、病変部の占める領域が増加することにより画面全体の平均値および標準偏差が増加する場合であっても、閾値設定部により設定される閾値が高くなりすぎるのを防止することができる。

【発明の効果】

【0022】

本発明によれば、被写体の定量的な情報を取得することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の一実施形態に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図2A】図1のモニタに表示される白色光画像と補正蛍光画像の一例を示す図である。

【図2B】図2Aの補正蛍光画像における画素の階調値と画像全体に占める頻度との関係を示すヒストグラムである。

【図3】図1の蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図４Ａ】モニタに表示される白色光画像と新たな補正蛍光画像の一例を示す図である。

【図４Ｂ】図４Ａの補正蛍光画像における画素の階調値と画像全体に占める頻度との関係を示すヒストグラムである。

【図５Ａ】階調値の変動後の補正蛍光画像における画素の階調値と画像全体に占める頻度との関係を示すヒストグラムである。

【図５Ｂ】図５Ａの補正蛍光画像の一例を示した図である。

【図６Ａ】画像調整後の補正蛍光画像における画素の階調値と画像全体に占める頻度との関係を示すヒストグラムである。

【図６Ｂ】図６Ａの補正蛍光画像の一例を示した図である。

【図７】本発明の一実施形態の第１の変形例に係る蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

10

【図８】本発明の一実施形態の第２の変形例に係る蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

【図９】本発明の一実施形態の第３の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図１０】図９の蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

【図１１】本発明の一実施形態の第４の変形例に係る蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

【図１２】本発明の一実施形態の第５の変形例に係る蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

【図１３】本発明の一実施形態の第６の変形例に係る蛍光内視鏡装置のモニタに表示される係数 a 、 b の選択肢の一例を示した図である。

20

【図１４】スコープに設けられた係数切り替え部を示す図である。

【図１５】本発明の一実施形態の第７の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図１６】本発明の一実施形態の第８の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図１７】本発明の一実施形態の第９の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【発明を実施するための形態】

【００２４】

30

以下、本発明の一実施形態に係る蛍光内視鏡装置について、図面を参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置１００は、図１に示すように、体腔内に挿入される細長いスコープ２と、スコープ２の先端２ａから射出させる照明光を発する光源１０を備える照明ユニット２０と、スコープ２内に配置され、被写体である観察対象部位Ｘの画像情報を取得する撮影ユニット３０と、撮影ユニット３０により取得された画像情報を処理する画像処理部４０と、画像処理部４０により処理された画像および画像情報等を表示するモニタ（表示部）５０とを備えている。

【００２５】

光源１０は、照明光を発するキセノンランプ（Xeランプ）１１と、キセノンランプ１１から発せられた照明光から励起光を含む白色光（参照光）を切り出す励起光フィルタ１３と、励起光フィルタ１３により切り出された励起光を含む白色光を集光するカップリングレンズ１５とを備えている。励起光フィルタ１３は、例えば、波長帯域が４００～７４０nmの励起光を含む白色光を切り出すようになっている。

40

【００２６】

照明ユニット２０には、スコープ２の長手方向の略全長にわたって配置されたライトガイドファイバ２１と、スコープ２の先端２ａに配置された拡散レンズ２３とが備えられている。

ライトガイドファイバ２１は、カップリングレンズ１５によって集光された励起光を含む白色光をスコープ２の先端２ａまで導光するものである。拡散レンズ２３は、ライトガイドファイバ２１により導光された励起光を含む白色光を拡散させて観察対象部位Ｘに照

50

射するようになっている。

【0027】

撮影ユニット30は、照明ユニット20により励起光を含む白色光が照射された観察対象部位Xから戻る戻り光を集光する対物レンズ31と、対物レンズ31により集光された戻り光を波長ごとに分岐するビームスプリッタ33とを備えている。

対物レンズ31は、スコープ2の先端2aに拡散レンズ23と並列して配置されている。ビームスプリッタ33は、戻り光のうち、励起波長以上の光（励起光および蛍光）を反射し、励起波長より波長が短い白色光（戻り光）を透過するようになっている。

【0028】

この撮影ユニット30には、ビームスプリッタ33により反射された励起光および蛍光のうち、励起光を遮断して蛍光（例えば、近赤外蛍光）のみを透過させる励起光カットフィルタ35と、励起光カットフィルタ35を透過した蛍光を集光する集光レンズ37Aおよびビームスプリッタ33を透過した白色光を集光する集光レンズ37Bと、集光レンズ37Aにより集光された蛍光を撮影する蛍光撮影部38および集光レンズ37Bにより集光された白色光を撮影する白色光撮影部39とを備えている。

【0029】

励起光カットフィルタ35は、例えば、波長帯域が765～850nmの蛍光のみを透過させるようになっている。蛍光撮影部38は、例えば、蛍光用の高感度モノクロCCDである。この蛍光撮影部38は、蛍光を撮影することにより蛍光画像情報を取得するようになっている。白色光撮影部39は、例えば、白色光用のカラーCCDであり、モザイク

【0030】

画像処理部40は、蛍光画像および白色光画像（参照画像）を生成する画像生成部（蛍光画像取得部、参照画像取得部）41と、画像生成部41により生成された蛍光画像を白色光画像により補正する画像補正部（補正蛍光画像生成部）43と、画像補正部43により生成された補正蛍光画像における階調値の閾値を設定する閾値設定部45とを備えている。

【0031】

画像生成部41は、蛍光撮影部38により取得された蛍光画像情報から2次元的な蛍光画像を生成し、また、白色光撮影部39により取得された白色光画像情報から2次元的な白色光画像を生成するようになっている。

【0032】

画像補正部43は、同一の観察対象部位Xの蛍光画像を白色光画像で除算することにより蛍光画像を補正するようになっている。これにより、蛍光画像における観察距離や観察角度等に依存する蛍光強度変化を軽減した補正蛍光画像が生成される。また、画像補正部43は、白色光画像および生成した補正蛍光画像をモニタ50に出力するようになっている。

【0033】

閾値設定部45は、以下の計算式（1）に示されるように、補正蛍光画像における各画素の階調値の平均値（画像全体の平均階調値）mに所定の係数aを乗算して得られる値を閾値として設定するようになっている。

【0034】

【数1】

$$S = a \times m \quad \cdots (1)$$

【0035】

モニタ 50 は、画像補正部 43 から送られてくる白色光画像および補正蛍光画像を同時に表示することができるようになっている。また、モニタ 50 は、補正蛍光画像における階調値を調整する画像調整部 51 を備えている。

【0036】

画像調整部 51 は、閾値設定部 45 により設定された閾値 S より大きい階調値を有する画素の領域と小さい階調値を有する画素の領域との補正蛍光画像におけるコントラストを拡大するように、閾値 S 未満の階調値を有する画素を階調値 0 に置き換えて表示するようになっている。

【0037】

このように構成された本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 100 の作用について説明する。

10

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 100 を用いて、生体の体腔内の観察対象部位 X を観察するには、癌細胞等の病変部に特異的に集積する蛍光薬剤を観察対象部位 X に付着または吸収させる。この状態で、観察対象部位 X に励起光を照射することにより、蛍光薬剤が励起され蛍光が発せられる。この蛍光薬剤は、実際には病変部だけでなく正常部にも若干集積してしまうため、病変部以外の部分（バックグラウンド）からも微弱な蛍光が発せられることになる。

【0038】

本実施形態においては、まず、体腔内にスコープ 2 を挿入して先端 2a を観察対象部位 X に対向させる。この状態で、光源 10 を作動させることによりキセノンランプ 11 から発せられて励起光フィルタ 13 によって切り出される励起光を含む白色光が、カップリングレンズ 15 により集光され、ライトガイドファイバ 21 によりスコープ 2 の先端 2a へと導光される。そして、この白色光は拡散レンズ 23 により拡散され、観察対象部位 X に照射される。

20

【0039】

観察対象部位 X においては、内部に含まれている蛍光物質が励起光によって励起されることにより蛍光が発せられるとともに、表面において白色光および励起光の一部が反射させられる。これら蛍光、白色光および励起光は、対物レンズ 31 により集光され、ビームスプリッタ 33 により励起波長以上の光、すなわち、励起光および蛍光が反射され、励起波長より波長が短い白色光は透過させられる。

30

【0040】

ビームスプリッタ 33 により反射された励起光および蛍光は、励起光カットフィルタ 35 により励起光が除去され、蛍光のみが集光レンズ 37A により集光されて蛍光撮影部 38 により撮影される。これにより、蛍光撮影部 38 において観察対象部位 X の蛍光画像情報が取得される。ビームスプリッタ 33 を透過した白色光は、集光レンズ 37B によって集光され、白色光撮影部 39 により撮影される。これにより、白色光撮影部 39 において観察対象部位 X の白色光画像情報が取得される。蛍光画像情報と白色光画像情報は、どちらを先に取得してもよいし同時に取得してもよい。

【0041】

蛍光撮影部 38 により取得された蛍光画像情報および白色光撮影部 39 により取得された白色光画像情報は、それぞれ画像処理部 40 の画像生成部 41 に入力される。画像生成部 41 においては、蛍光画像情報に基づき 2 次元的な蛍光画像が生成され、また、白色光画像情報に基づき 2 次元的な白色光画像が生成される。

40

【0042】

画像生成部 41 により生成された蛍光画像および白色光画像は画像補正部 43 に送られる。画像補正部 43 においては、蛍光画像が白色光画像で除算されることにより補正蛍光画像が生成される。生成された補正蛍光画像は、閾値設定部 45 に送られるとともに、図 2A に示すように、白色光画像と一緒にモニタ 50 に送られて表示される。

【0043】

この補正蛍光画像は、図 2B に示されるように、主にバックグラウンドからの微弱な蛍

50

光が表示される領域と病変部からの強い蛍光が表示される領域とにより構成されている。同図において、横軸は階調値を示し、縦軸は補正蛍光画像全体に占める頻度を示している（図４Ｂ、図５Ａおよび図６Ａにおいて同様である。）。なお、図２Ｂに示すようなヒストグラムをモニタ５０に表示することとしてもよい。

【００４４】

ここで、蛍光と反射光とでは観察距離や観察角度に対する依存性が異なるため、補正蛍光画像において観察距離や観察角度の影響を完全に補正することができず一定の誤差が生じてしまう場合がある。

以下、観察対象部位Ｘの定量的な情報を取得するために行う閾値設定部４５による閾値の設定および画像調整部５１による補正蛍光画像の調整について、図３に示すフローチャートを参照して説明する。

10

【００４５】

閾値設定部４５においては、あらかじめ、上述した計算式（１）の係数 a （例えば、 $a = 1.5$ ）が決定される（ステップＳＡ１）。続いて、閾値設定部４５は、画像補正部４３から送られてきた補正蛍光画像を取得すると（ステップＳＡ２）、画像全体の平均階調値 m を算出する（ステップＳＡ３）。

【００４６】

画像全体の平均階調値 m は、例えば、以下の計算式（２）により算出される。

【００４７】

【数２】

20

$$m = \frac{\overline{n_1 \times m_1} + \overline{n_2 \times m_2}}{n_1 + n_2} \quad \dots (2)$$

$\overline{m_1}$: バックグラウンドを表示する画素の階調値の平均値

$\overline{m_2}$: 病変部を表示する画素の階調値の平均値

n_1 : バックグラウンドを表示する画素の総画素数

n_2 : 病変部を表示する画素の総画素数

30

【００４８】

ここで、補正蛍光画像の全画素数を１００万画素とした場合、そのうちの９５万画素がバックグラウンドからの蛍光を表示し（バックグラウンドの総画素数 $n_1 = 950,000$ ）、５万画素が病変部からの蛍光を表示しているものと仮定する（病変部の総画素数 $n_2 = 50,000$ ）。蛍光薬剤のコントラストを１：２とした場合、バックグラウンドの平均階調値 $m_1 = 1000$ 、病変部の平均階調値 $m_2 = 2000$ と仮定する。

このように仮定した場合、計算式（２）により、画像全体の平均階調値 $m = 1050$ が算出される。

40

【００４９】

次に、閾値設定部４５において、設定された係数 a と算出された画像全体の平均階調値 m を用いて、計算式（１）により、閾値 $S = 1575$ が算出される。これにより、補正蛍光画像における階調値の閾値 S が設定され（ステップＳＡ４）、画像調整部５１へ送られる。

【００５０】

画像調整部５１においては、モニタ５０に表示されている補正蛍光画像の全画素のうち、閾値 $S = 1575$ 未満の階調値を有する画素が階調値０に置き換えられる（ステップＳＡ５）。この場合、バックグラウンドを表示する画素の階調値および病変部を表示する画素の階調値の分布が正規分布に従い、標準偏差が、バックグラウンドを表示する画素の階

50

調値および病変部を表示する画素の階調値の平均値の平方根の10倍と仮定すると、バックグラウンドの表示の96.5%が消去され、病変部の表示の82.9%が残されることになる。

【0051】

これにより、図4Aに示すように、病変部を表示する領域とバックグラウンドを表示する領域とのコントラストが拡大した新たな補正蛍光画像がモニタ50に表示される（ステップSA6）。新たな補正蛍光画像は、図4Bに示されるように、閾値Sより階調値が高い主に病変部からの蛍光が表示される領域により構成されている。

【0052】

次に、観察距離や観察角度が変動し、誤差要因により次フレームの補正蛍光画像における各画素の階調値の平均値が図5Aに示すように高くなる方向に変動するとする。ここで、バックグラウンドを表示する画素の階調値と病変部を表示する画素の階調値の平均値がそれぞれ50%増加するように変動する、すなわち、 $m_1 = 1500$ 、 $m_2 = 3000$ となると仮定する。

この場合、仮に、階調値の変動後も現在の閾値を変更せずに閾値 $S = 1575$ のままとする、閾値Sを超える階調値を有する領域の増加により、図5Bに示すように、病変部の表示の99.5%が残されるもののバックグラウンドの表示の57.7%しか消去されず、補正蛍光画像の鮮明度が低下することになる。

【0053】

本実施形態においては、閾値設定部45により画像全体の平均階調値 m に基づいて閾値Sを設定するため、ステップSA2～ステップSA6が繰り返される。

【0054】

閾値設定部45により、次フレームの補正蛍光画像が取得されると（ステップSA2）、計算式（2）に基づき次フレームの画像全体の平均階調値 m が算出され（ステップSA3）、図6Aに示されるように、前フレーム時の閾値 $S = 1575$ より大きい新たな閾値 $S = 2363$ が設定される（ステップSA4）。

【0055】

これにより、画像調整部51において、補正蛍光画像における階調値が調整され（ステップSA5）、図6Bに示されるように、バックグラウンドの表示の98.7%が消去され、病変部の表示の87.8%が残された新たな補正蛍光画像が表示される（ステップSA6）。

このように、ステップSA2～ステップSA6が繰り返され、次フレームの補正蛍光画像が生成されるとその画像全体の平均階調値 m に基づき閾値Sが更新されて、階調値が調整された新たな補正蛍光画像がモニタ50に表示される。

【0056】

以上説明したように、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置100によれば、画像調整部51により所定の閾値を基準として病変部とバックグラウンドとのコントラストが拡大するように補正蛍光画像の階調値を調整することで、バックグラウンドから発生される微弱な蛍光の影響を抑制した鮮明な補正蛍光画像を取得することができる。

【0057】

また、本実施形態においては、被検体からの反射光および散乱戻り光により生成される白色光画像を参照画像として用いているため、蛍光をほとんど生じない領域においても、参照画像の階調値がゼロまたはゼロに近い値になることは無く、正確な補正蛍光画像を生成することができる。

【0058】

また、閾値設定部45により補正蛍光画像の平均階調値に基づいて閾値を設定することで、補正蛍光画像における階調値の変動に追従して閾値を更新し、取得する補正蛍光画像ごとの鮮明度を維持することができる。これにより、観察対象部位Xの定量的な情報を取得することができる。

本実施形態においては、係数 $a = 1.5$ を例示して説明したが、観察状況に応じて係数

10

20

30

40

50

a の値を変更すればよい。

【0059】

本実施形態は以下のように変形することができる。

例えば、本実施形態においては、補正蛍光画像全体の平均階調値 m に基づいて閾値を設定することとしたが、第1の変形例としては、閾値設定部45が、以下の計算式(3)に示されるように、画像全体の平均階調値 m と標準偏差との和に基づいて閾値 S を設定することとしてもよい。

【0060】

【数3】

$$S = m + \sigma \quad \cdots (3)$$

10

σ : 補正蛍光画像における各画素の階調値の標準偏差

【0061】

また、本実施形態においては、白色光画像を参照画像として用いたが、たとえば、白色光画像を、RGBの3チャンネルからなるCCDもしくはCMOS（白色光画像取得部）を用いて取得し、たとえば、Rチャンネルのみを参照画像として用いるなどの方法をとってもよい。

20

もしくは、白色光とは別の波長帯域、たとえば赤や近赤外の光を別途参照光として照射し、白色光画像と別に参照画像を取得するという方法でもよい。いずれの場合においても、白色光画像と補正蛍光画像を同時に表示するので、白色光画像による観察を阻害することなく、さらに補正蛍光画像の情報を術者に提供することができる。

【0062】

画像全体の標準偏差 σ は、以下の計算式(4)により算出することとすればよい。

【0063】

【数4】

$$\begin{aligned} \sigma^2 &= \overline{x^2} - m^2 = \frac{n_1 \times \overline{x_1^2} + n_2 \times \overline{x_2^2}}{n_1 + n_2} - m^2 \\ &= \frac{n_1(\sigma_1^2 + m_1^2) + n_2(\sigma_2^2 + m_2^2)}{n_1 + n_2} - m^2 \quad \cdots (4) \end{aligned}$$

30

$\overline{x^2}$: 画像全体の階調値の2乗の平均値

$\overline{x_1^2}$: バックグラウンドの階調値の2乗の平均値

40

$\overline{x_2^2}$: 病変部の階調値の2乗の平均値

σ_1 : バックグラウンドを表示する画素の階調値の標準偏差

σ_2 : 病変部を表示する画素の階調値の標準偏差

【0064】

ここで、バックグラウンドの標準偏差 σ_1 および病変部の標準偏差 σ_2 は、理想的にはそれぞれ平均階調値の平方根に近い値となるが、照明の配光分布の揺らぎや観察対象部位

50

Xの表面における凹凸等の影響により、揺らぎが大きくなる。そこで、標準偏差 σ_1 、 σ_2 は理想的な値（平均階調値の平方根）の10倍あると仮定し、バックグラウンドの標準偏差 $\sigma_1 = 316$ 、病変部の標準偏差 $\sigma_2 = 447$ とする。

【0065】

このように仮定した場合、図7のフローチャートに示されるように、閾値設定部45において補正蛍光画像が取得されると（ステップSB1）、計算式（2）、（4）により、その画像全体の平均階調値 $m = 1050$ 、その標準偏差 $\sigma = 391$ が算出される（ステップSB2）。閾値設定部45において、算出された画像全体の平均階調値 m と標準偏差 σ を用いて、計算式（3）により閾値 $S = 1441$ が算出されて設定される（ステップSB3）。

10

【0066】

画像調整部51においては、補正蛍光画像の全画素のうち閾値 $S = 1441$ 未満の階調値を有する画素が階調値0に置き換えられる（ステップSB4）。これにより、バックグラウンドの表示の91.8%が消去され、病変部の表示の89.5%が残された新たな補正蛍光画像がモニタ50に表示される（ステップSB5）。

【0067】

次に、観察距離や観察角度が変動し、誤差要因により次フレームの補正蛍光画像における各画素の階調値の平均値が高くなる方向に変動するとした場合、仮に、閾値を変更せずに閾値 $S = 1441$ のままとすると、階調値の変動後は病変部の表示の98.8%が残されるもののバックグラウンドの表示の65.2%しか消去されず、補正蛍光画像の鮮明度が低下する。

20

【0068】

本変形例においては、閾値設定部45により画像全体の平均階調値 m と標準偏差 σ との和に基づいて閾値 S を設定するため、ステップSB1～ステップSB5が繰り返される。

例えば、各画素の階調値の平均値が30%変動したとすると、バックグラウンドの平均階調値 $m_1 = 1300$ 、その標準偏差 $\sigma_1 = 361$ 、病変部の平均階調値 $m_2 = 2600$ 、その標準偏差 $\sigma_2 = 510$ と仮定することができる。

【0069】

閾値設定部45により、次フレームの補正蛍光画像が取得されると（ステップSB1）、計算式（2）、（4）に基づき算出される次フレームの画像全体の平均階調値 $m = 1365$ と標準偏差 $\sigma = 466$ により（ステップSB2）、計算式（3）に基づいて新たな閾値 $S = 1831$ が設定される（ステップSB3）。これにより、画像調整部51により補正蛍光画像の階調値が調整され（ステップSB4）、バックグラウンドの表示の92.9%が消去されて、病変部の表示の93.4%が残された新たな補正蛍光画像が表示される（ステップSB5）。

30

【0070】

以上説明したように本変形例によれば、画像全体の平均階調値 m と標準偏差 σ との和に基づいて閾値 S を設定することで、補正蛍光画像に観察距離や観察角度に対する誤差要因が残存している場合でも、鮮明な補正蛍光画像を常時取得することができる。また、補正蛍光画像における画素ごとの階調値にばらつきがある場合であっても、平均階調値だけに

40

【0071】

ここで、本変形例の比較例について以下に説明する。

例えば、各画素の階調値の平均値が30%変動し、バックグラウンドの平均階調値 $m_1 = 700$ 、その標準偏差 $\sigma_1 = 265$ 、病変部の平均階調値 $m_2 = 1400$ 、その標準偏差 $\sigma_2 = 374$ になったと仮定する。この場合、比較例として、画像全体の平均階調値 m だけにに基づいて閾値 S を算出すると、閾値 $S = 1103$ となり、バックグラウンドの表示の93%が消去されるが、病変部の表示の78%が残されるに留まる。

【0072】

一方、本変形例のように画像全体の平均階調値 m と標準偏差 σ との和に基づいて閾値 S

50

を算出すると、閾値 $S = 1046$ となり、バックグラウンドの表示の 90% が消去され、病変部の表示の 83% が残される。したがって、病変部の表示をより多く残存させるような閾値を設定することができ、特異度よりも感度を優先する際に特に有効となる。

【0073】

上記一実施形態および本変形例においては次フレームの補正蛍光画像ごとに閾値 S を設定することとしたが、第 2 の変形例としては、次フレームの各画素の階調値の平均値が一定の割合を超えて変動した場合に閾値を設定することとしてもよい。この場合、図 8 のフローチャートに示されるように、閾値設定部 45 において、補正蛍光画像における階調値の閾値 S を設定するとともに、このときの画像全体の平均階調値 m を記憶しておき（ステップ $SB3'$ ）、ステップ $SB4$ 、ステップ $SB5$ により新たな補正蛍光画像を表示する。

10

【0074】

次に、閾値設定部 45 において、次フレームの補正蛍光画像を取得したら（ステップ $SB6$ ）、その画像全体の平均階調値 m を算出し（ステップ $SB7$ ）、記憶しておいた前フレームの画像全体の平均階調値 m と比較する（ステップ $SB8$ ）。

【0075】

その結果、例えば、次フレームの画像全体の平均階調値 m が前フレームの画像全体の平均階調値 m の 1.2 倍以上または 0.8 倍以下の場合には、ステップ $SB2 \sim$ ステップ $SB8$ が繰り返される。これにより、次フレームの画像全体の標準偏差 σ が算出され（ステップ $SB2$ ）、新たな閾値 S が設定されるとともに新たな平均階調値 m が記憶される（ステップ $SB3'$ ）。

20

【0076】

一方、ステップ $SB8$ において、次フレームの画像全体の平均階調値 m が前フレームの画像全体の平均階調値 m の 0.8 倍以上 1.2 倍以下の場合には、閾値は変更せずに次フレームの補正蛍光画像を調整して表示し（ステップ $SB9$ ）、ステップ $SB6$ に戻る。

【0077】

観察条件が比較的安定している状態では各画素の階調値の平均値および標準偏差は大きく変動しないため、補正蛍光画像を生成するごとに閾値 S を設定し直さないでも鮮明度が安定した補正蛍光画像を取得することができる。また、各画素の階調値の平均値が大きく変動しない限り閾値 S を維持することで、標準偏差 σ の計算量を低減し処理速度の向上を図ることができる。

30

【0078】

第 3 の変形例としては、図 9 に示すように、蛍光内視鏡装置 200 が、閾値の変更指令を入力するための閾値変更指令部 261 を備え、術者が閾値変更指令部 261 を作動させることにより手動で閾値を変更することができることとしてもよい。このようにすることで、次フレームの補正蛍光画像を生成するごとに常に閾値を設定するのではなく、観察中に閾値が適切でなくなったと術者が判断したときに補正蛍光画像を調整することができる。

【0079】

この場合、図 10 のフローチャートに示されるように、閾値設定部 45 に次フレームの補正蛍光画像が取得された後（ステップ $SB6$ ）、術者から閾値変更指令部 261 に変更指令が入力された場合は（ステップ $SC7$ 「YES」）、ステップ $SB2 \sim$ ステップ $SC7$ が繰り返されることとすればよい。これにより、閾値設定部 45 が作動させられ、次フレームの画像全体の平均階調値 m と標準偏差 σ との和に基づいて閾値 S が設定される（ステップ $SB3$ ）。

40

【0080】

一方、術者から閾値変更指令部 261 に変更指令が入力されない場合は（ステップ $SC7$ 「NO」）、画像調整部 51 により現在の閾値 S に基づいてその補正蛍光画像の階調値が調整され（ステップ $SC8$ ）、ステップ $SB6$ に戻ることとすればよい。

【0081】

50

第4の変形例としては、次フレームの補正蛍光画像が生成されるごとに常に閾値を設定するのではなく、数フレーム間隔で閾値を設定することとしてもよい。この場合、例えば、スコープ2には閾値を変更する頻度に関する情報nが個別に決められていることとし、蛍光内視鏡装置100が、接続されたスコープ2の情報nを読み出すスコープ情報読み出し部(図略)を備え、読み出された情報nに基づいて閾値設定部45により閾値が変更されることとすればよい。情報nは、例えば、フレーム数iがn枚目に達したら1度閾値を変更することを意味するものとすればよい。

【0082】

この場合、図11のフローチャートに示されるように、ステップSB6において閾値設定部45に取得された次フレームの枚数iがn枚目に達すると(ステップSD7「YES」)、枚数iがリセットされて(ステップSD8)、ステップSB2～ステップSD7が繰り返されることとすればよい。これにより、次フレームの画像全体の平均階調値mと標準偏差σとの和に基づいて閾値Sが設定される(ステップSB2, ステップSB3)。

【0083】

一方、次フレームの枚数iがn枚目に達していない場合は(ステップSD7「NO」)、枚数iに1が加算された後(ステップSD9)、画像調整部51により現在の閾値Sに基づいてその補正蛍光画像の階調値が調整され(ステップSD10)、ステップSB6に戻ることにすればよい。

【0084】

このようにすることで、画像全体の平均階調値mおよび標準偏差σを計算する回数を低減し、処理の迅速化を図ることができる。例えば、胃のように伸縮に応じて観察距離が大きく変動するような観察条件では比較的頻繁に閾値Sを設定し直した方がいいが、大腸のように管腔の径がある程度決まっており観察距離が比較的一定の観察条件では閾値Sの設定し直しの頻度を低くしてもよい。

【0085】

上記各変形例においては、画像全体の平均階調値mと標準偏差σとの和に基づいて閾値Sを設定することとしたが、例えば、第5の変形例としては、閾値設定部45が、以下の計算式(5)に示されるように、それぞれ所定の係数a, b(第1の係数, 第2の係数)を乗算した画像全体の平均階調値mと標準偏差σとの和に基づいて閾値Sを設定することとしてもよい。

【0086】

【数5】

$$S = a \times m + b \times \sigma \quad \cdots (5)$$

また、係数a, bは、想定される補正蛍光画像における病変部の占める割合が増加すると減少するように設定することとすればよい。

【0087】

この場合、図12のフローチャートに示されるように、まず、閾値設定部45において、上述した計算式(5)の係数a, bが設定される(ステップSE1)。

以下、係数a, bの設定の仕方について例示する。

係数a, bは、例えば、想定されるバックグラウンドの平均階調値 m_1 および病変部の平均階調値 m_2 と、想定されるバックグラウンドの総画素数 n_1 および病変部の総画素数 n_2 を基に決定される。

【0088】

ここで、補正蛍光画像の全画素数を100万画素、バックグラウンドの平均階調値 $m_1 = 1000$ 、標準偏差 σ_1 , σ_2 は理想的な値(平均階調値の平方根)の10倍あると仮定する。そして、病変部の平均階調値 $m_2 = 1500, 2000, 2500, 3000$ の

場合について、表 1 に示すようにバックグラウンドの消去率および病変部の残存率の要求値を設定する。

【 0 0 8 9 】

【表 1】

m2⇒	1,500	2000	2500	3000
バックグラウンドの表示の消去率	75%	90%	95%	99%
閾値S	1213	1405	1520	1736
病変部の表示の残存率	77%	91%	97%	99%

10

【 0 0 9 0 】

まず、バックグラウンドの表示の消去率から閾値を設定し、この閾値での病変部の表示の残存率の要求値を設定する。表 1 において、病変部の平均階調値 m_2 が大きいほどバックグラウンドの表示の消去率および病変部の表示の残存率の要求値を高く設定することができる。

20

【 0 0 9 1 】

ここで、係数 $b = 1$ とした場合、表 2 に示す病変部の平均階調値 m_2 とその総画素数 n_2 との関係に基づいて係数 a を設定することができる。表 2 において、病変部の総画素数 n_2 が増加するほど係数 a の値が小さくなることが分かる。

【 0 0 9 2 】

【表 2】

↓ n_2 $m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
300000	1.06	1.08	1.05	1.08
250000	1.08	1.12	1.11	1.16
200000	1.10	1.17	1.17	1.24
150000	1.13	1.22	1.24	1.34
100000	1.16	1.28	1.32	1.45
50000	1.18	1.34	1.41	1.58

30

40

【 0 0 9 3 】

例えば、大腸ポリープのような比較的大きな隆起型病変等を観察する場合、補正蛍光画像上の広範囲を病変部が占めることとなり、病変部の総画素数が増加すると想定することができる。そこで、バックグラウンドの総画素数 $n_1 = 700,000$ 、病変部の総画素数 $n_2 = 300,000$ と仮定し、表 2 に基づいて係数 $a = 0.70$ 、係数 $b = 1.0$ と

50

設定することができる。

【0094】

続いて、閾値設定部45において、補正蛍光画像が取得されると（ステップSE2）、計算式（2）、（4）により、その画像全体の平均階調値 $m = 1300$ 、その標準偏差 $\sigma = 583$ が算出される（ステップSE3）。閾値設定部45において、係数 $a = 0.7$ および係数 $b = 1$ と画像全体の平均階調値 m およびその標準偏差 σ を用いて、計算式（3）により閾値 $S = 1493$ が算出されて設定される（ステップSE4）。

【0095】

画像調整部51においては、閾値 $S = 1493$ に基づいて補正蛍光画像の階調値が調整され（ステップSE5）、バックグラウンドの表示の94.1%が消去されて、病変部の表示の87.1%が残された新たな補正蛍光画像がモニタ50に表示される（ステップSE6）。

【0096】

このようにすることで、補正蛍光画像中に占める階調値が高い画素の領域の割合に基づいて、閾値 S の最低値および最高値を制限することができる。したがって、病変部が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の平均値が増大する場合であっても閾値 S が高くなりすぎるのを防ぎ、病変部の表示が抑制されてしまうのを防止することができる。一方、階調値の低い領域が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の平均値が低減する場合であっても閾値 S が低くなりすぎるのを防ぎ、バックグラウンドの表示が強調されてしまうのを防止することができる。

【0097】

ここで、本変形例の比較例として、例えば、病変部の占める割合が増加して階調値の平均値が増大した場合に係数 $a = b = 1$ と設定したのでは、閾値 $S = m + \sigma = 1300 + 583 = 1883$ となる。この結果、閾値 S が高くなりすぎ、病変部の表示の60.3%しか残されないこととなる。

【0098】

本変形例においては、係数 $b = 1$ としたが、これに代えて、係数 $a = 1$ とし、表3に基づいて係数 b を設定することとしてもよい。このようにすることで、補正蛍光画像中に占める階調値が高い画素の領域の割合に基づいて、閾値 S の最低値および最高値を制限することができる。したがって、病変部が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の標準偏差が増大する場合であっても閾値 S が高くなりすぎるのを防ぎ、病変部の表示が抑制されてしまうのを防止することができる。一方、階調値の低い領域が補正蛍光画像の広範囲を占めることにより階調値の標準偏差が低減する場合であっても閾値 S が低くなりすぎるのを防ぎ、バックグラウンドの表示が強調されてしまうのを防止することができる。

【0099】

【表3】

↓ n2 m2⇒	1,500	2000	2500	3000
300000	0.70	0.63	0.51	0.46
250000	0.72	0.68	0.56	0.52
200000	0.75	0.73	0.63	0.61
150000	0.78	0.79	0.72	0.72
100000	0.82	0.87	0.83	0.87
50000	0.85	0.97	0.98	1.08

10

20

30

40

50

【0100】

係数 $b = 0$ とした場合、すなわち、閾値 $S = a m$ と設定した場合においても、表 4 に示す病変部の総画素数 n_2 と平均階調値 m_2 との関係に基づいて係数 a を設定することとしてもよい。

本変形例においては、例えば、図 9 に示す蛍光内視鏡装置 200 のように、閾値変更指令部 261 により、術者が観察状況に応じて手動で閾値を変更することとしてもよい。このようにすることで、観察中に大きさが異なる病変を見つけたような場合に有効となる。

【0101】

【表 4】

10

↓ n_2 $m_2 \Rightarrow$	1,500	2000	2500	3000
300000	0.15	0.18	0.09	0.14
250000	0.22	0.28	0.19	0.25
200000	0.29	0.39	0.31	0.38
150000	0.37	0.52	0.46	0.54
100000	0.46	0.68	0.66	0.77
50000	0.56	0.91	0.96	1.16

20

30

【0102】

本変形例においては、1組の係数 a 、 b を設定することとしたが、例えば、第 6 の変形例としては、複数組の係数 a 、 b を設定し、観察対象の形状に応じて係数 a 、 b を選択可能にしてもよい。この場合、例えば、図 13 に示すように、隆起していない形状の通常の病変を観察する場合と隆起型病変を観察する場合の 2 組の係数 a 、 b を設定してモニタ 50 に表示することとすればよい。図 14 に示すように、これら 2 組の係数 a 、 b を切り替える係数切り替え部 263 をスコープ 2 に設けることとすればよい。複数組の係数 a 、 b は、それぞれ想定される病変の大きさや形状に応じて表 1～3 を用いて設定しておくこととすればよい。

40

【0103】

第 7 の変形例としては、図 15 に示すように、蛍光内視鏡装置 300 が、蛍光薬剤の情報とこれに対応する階調値の情報を記憶する薬剤情報記憶部 371 と、使用する蛍光薬剤の情報を術者が薬剤情報記憶部 371 から選択して閾値設定部 45 に入力する薬剤情報入力部 373 とを備え、閾値設定部 45 により入力された蛍光薬剤の情報に基づいて係数 a 、 b が選択されることとしてもよい。使用する蛍光薬剤が異なればコントラストも変わるため、蛍光薬剤の種類に応じて係数 a 、 b を選択可能にすることで、より鮮明な補正蛍光画像を取得することができる。この場合も、上記表 1～3 を用いて係数 a 、 b を設定しておくこととすればよい。

50

【0104】

第8の変形例としては、図16に示すように、蛍光内視鏡装置400が、スコープ情報を記憶するICチップ481を有する挿脱可能なスコープ402を備え、光源10がICチップ481に記憶されているスコープ情報を判別するスコープ判別部483を備えることとしてもよい。スコープ情報としては、ライトガイドファイバ21および拡散レンズ23により構成される照射部の数や、この照射部と対物レンズ31により構成される受光部との観察角度等が挙げられる。

【0105】

この場合、スコープ402が光源10に接続されると、スコープ判別部483によりICチップ481に記憶されているスコープ情報を読み出して閾値設定部45に送り、スコープ情報に基づいて係数 a 、 b を選択することとすればよい。スコープ402の種類によって観察倍率等が相違することより、同一の病変部を観察してもバックグラウンドの総画素数 n_1 および病変部の総画素数 n_2 が変わってくる。このようにすることで、仕様や用途が異なる様々なスコープに対応して閾値を設定することができる。この場合においても、上記表1～3を用いて係数 a 、 b を設定しておくこととすればよい。

【0106】

第9の変形例としては、図17に示すように、白色光画像に補正蛍光画像との合成画像を生成する画像合成部591を設け、生成された合成画像をモニタ550に表示してもよい。

このようにすることで、白色光画像と補正蛍光画像の位置関係をより明瞭に術者に提供することができる。閾値以下の領域を階調値0として表示しているため、両画像が重畳された合成画像においても、病変部以外の領域において、白色光画像の表示が補正蛍光画像によって阻害されずに済む。

【0107】

本変形例においても、白色光画像を参照画像として用いたが、たとえば、白色光画像をRGBの3チャンネルからなるCCDもしくはCMOS（白色光画像取得部）を用いて取得し、たとえば、Rチャンネルのみを参照画像として用いるなどの方法をとってもよい。

もしくは、白色光とは別の波長帯域、たとえば赤や近赤外の光を別途参照光として照射し、白色光画像と別に参照画像を取得するという方法でもよい。

【0108】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。例えば、本発明を上記の一実施形態および変形例に適用したものに限定されることなく、これらの実施形態および変形例を適宜組み合わせた実施形態に適用してもよく、特に限定されるものではない。

また、上記実施形態および変形例においては、画像調整部51が、バックグラウンドの蛍光の表示を消去し、病変部の表示を残すこととしたが、病変部からの蛍光とバックグラウンドからの蛍光とのコントラストを拡大させればよく、例えば、バックグラウンドの表示を消去しない程度にその画素の階調値を下げたり、病変部を表示する画素の階調値を高くしたりすることとしてもよい。

【符号の説明】

【0109】

- 10 光源
- 41 画像生成部（蛍光画像取得部、参照画像取得部）
- 43 画像補正部（補正蛍光画像生成部）
- 45 閾値設定部
- 50 モニタ（表示部）
- 51 画像調整部
- 100 蛍光内視鏡装置

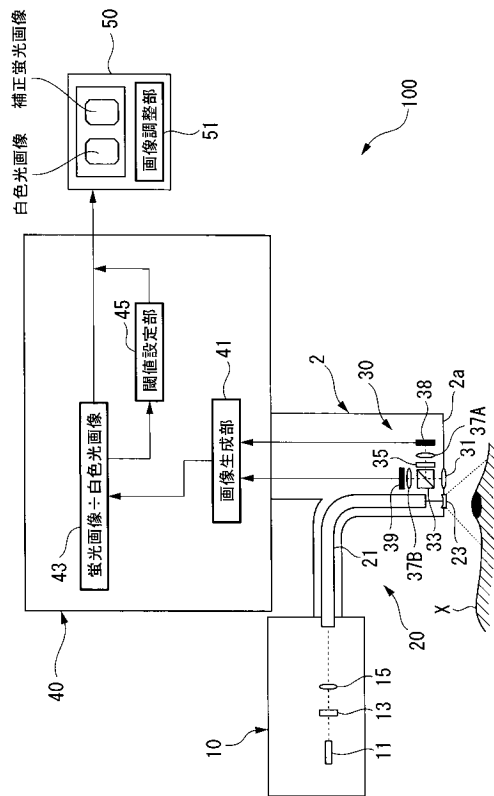
10

20

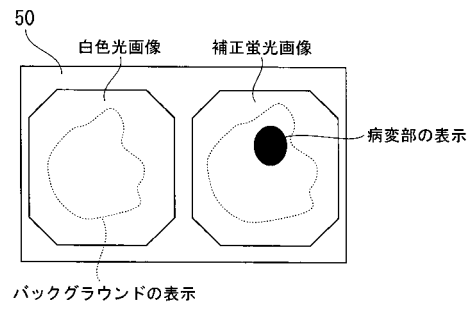
30

40

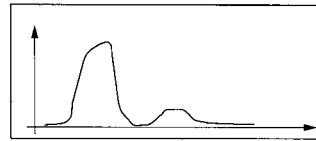
【図 1】



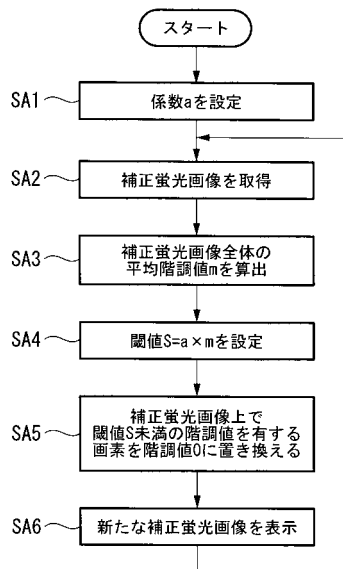
【図 2 A】



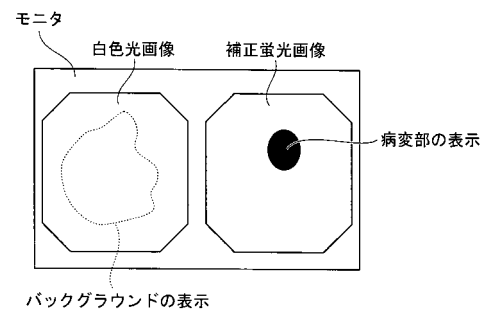
【図 2 B】



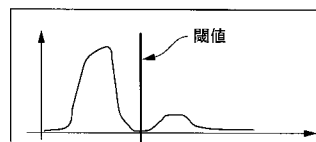
【図 3】



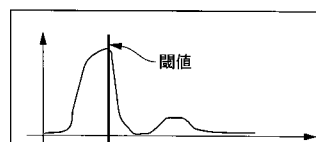
【図 4 A】



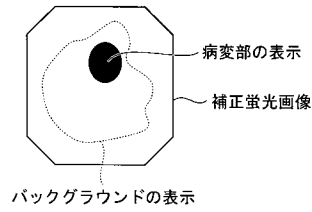
【図 4 B】



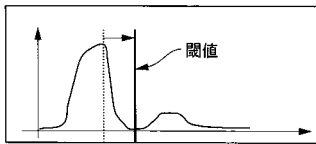
【図 5 A】



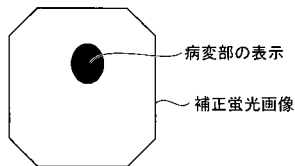
【図 5 B】



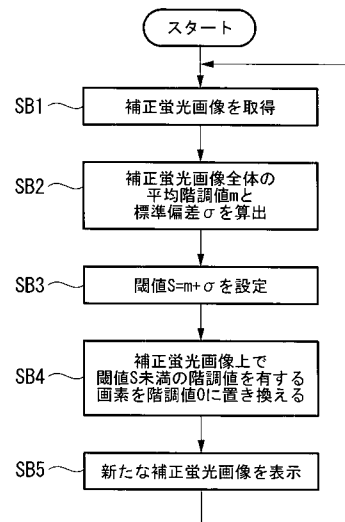
【図 6 A】



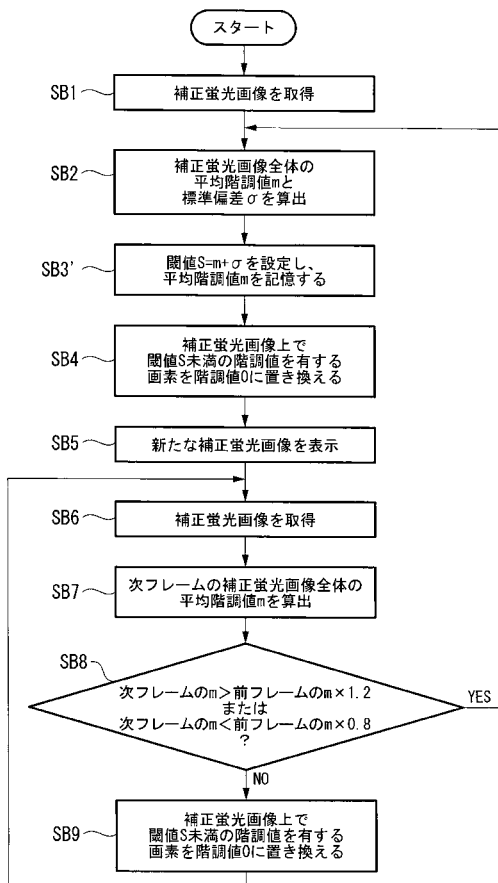
【図 6 B】



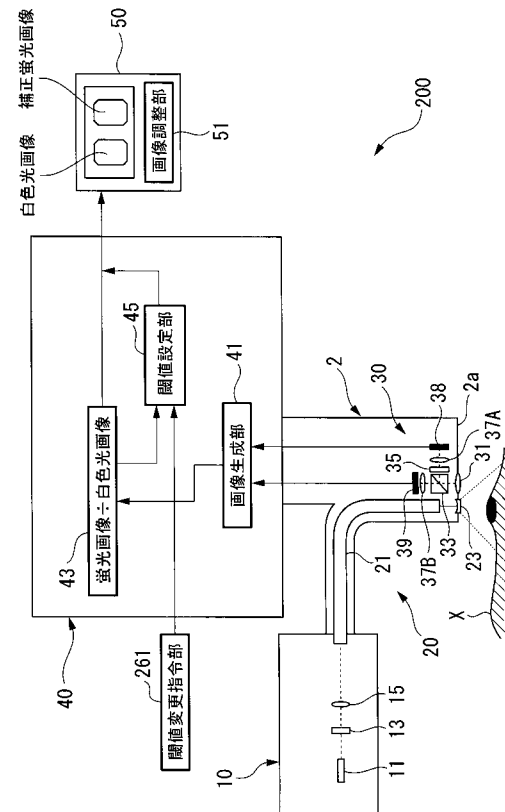
【圖 7】



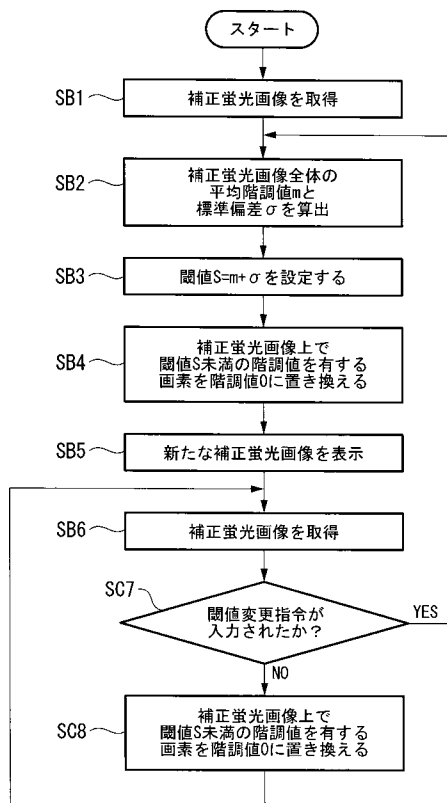
【图 8】



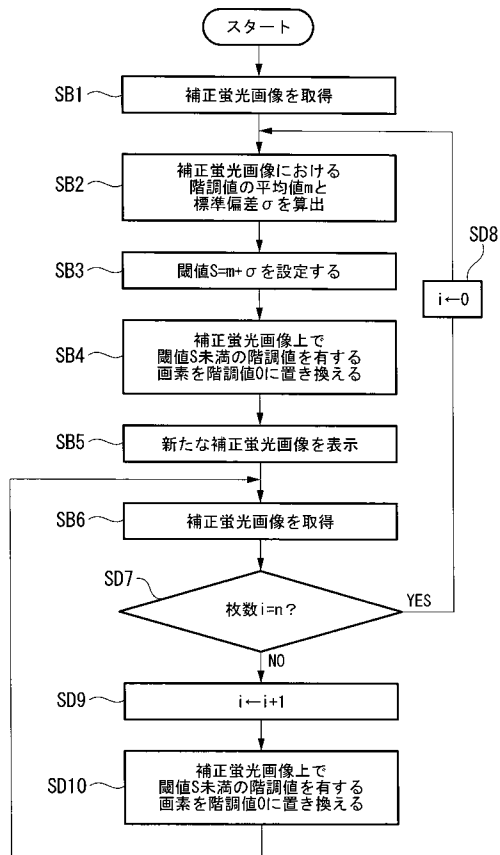
【図 9】



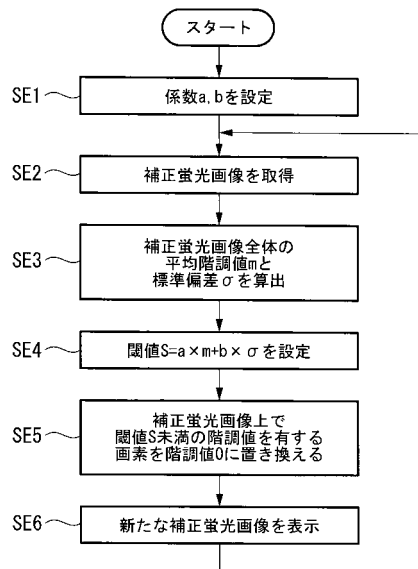
【図 10】



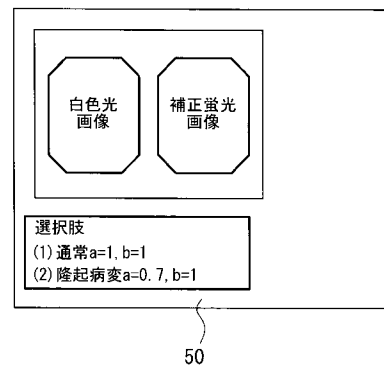
【図 11】



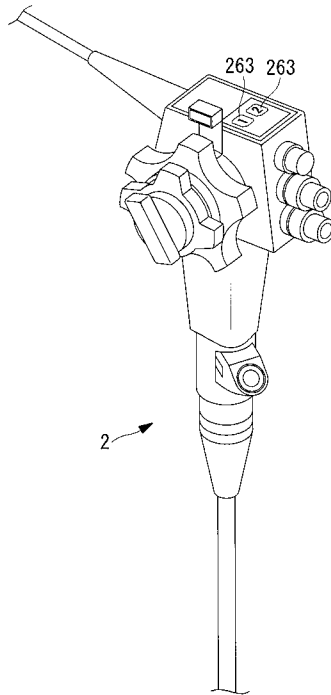
【図 12】



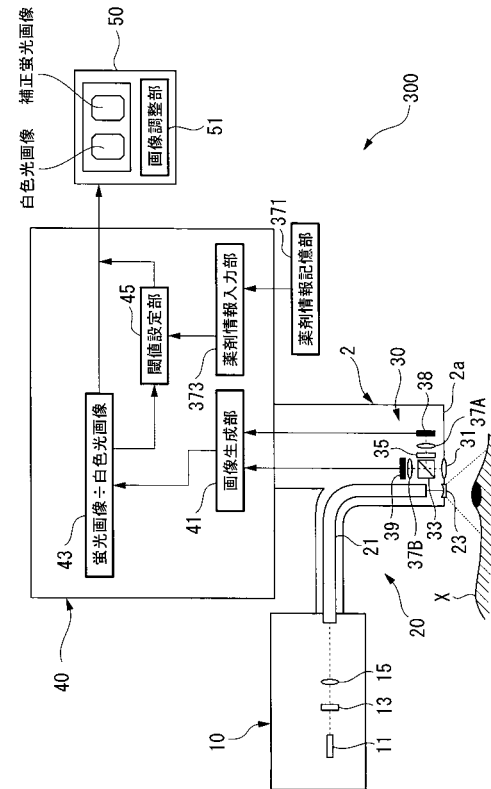
【図 13】



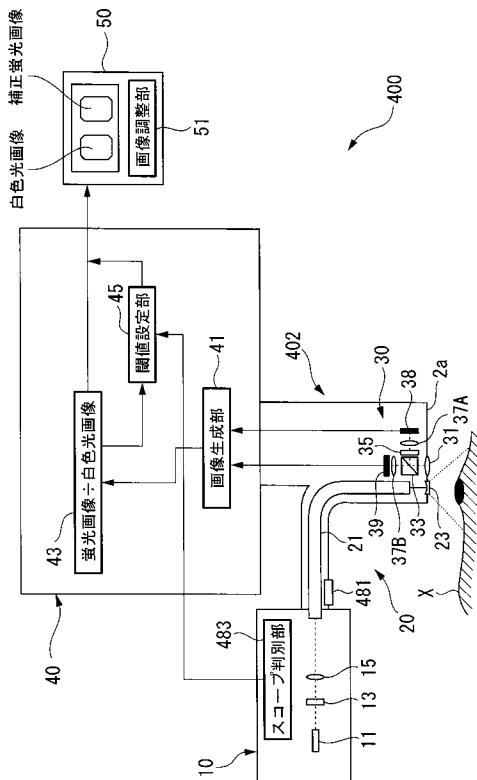
【図 14】



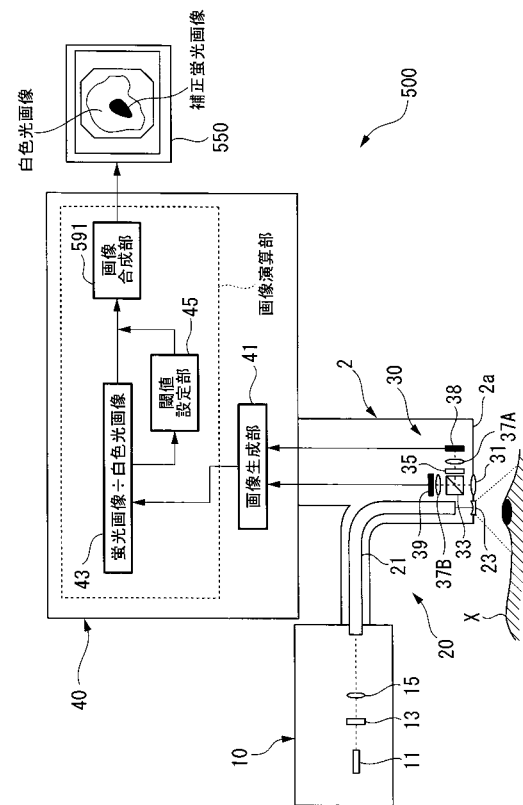
【図 15】



【図 16】



【図 17】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/055051

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/04, A61B1/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2009-279171 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraph [0075]; fig. 4 & EP 2123213 A2	1-11
A	JP 2009-279172 A (Fujinon Corp.), 03 December 2009 (03.12.2009), paragraphs [0060], [0075]; fig. 5 & EP 2123213 A2	1-11
A	JP 2006-43196 A (Pentax Corp.), 16 February 2006 (16.02.2006), paragraphs [0005], [0053] to [0056] (Family: none)	1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
08 April, 2011 (08.04.11)Date of mailing of the international search report
19 April, 2011 (19.04.11)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/055051

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2003-79568 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 18 March 2003 (18.03.2003), paragraphs [0004], [0057] to [0059], [0064] to [0066], [0095], [0101], [0105] to [0108] & US 2003/1104 A1 & EP 1535568 A1	1-11
A	JP 2007-20775 A (Pentax Corp.), 01 February 2007 (01.02.2007), paragraphs [0007], [0042], [0063], [0075] (Family: none)	1-11
A	JP 2002-172082 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 18 June 2002 (18.06.2002), paragraphs [0010], [0032] to [0034], [0167] & US 2002/105505 A1 & EP 1161919 A2	1-11

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2011/055051	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B1/04, A61B1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2011年 日本国実用新案登録公報 1996-2011年 日本国登録実用新案公報 1994-2011年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2009-279171 A（フジノン株式会社） 2009.12.03, 段落【0075】、【図4】 & EP 2123213 A2	1-11	
A	JP 2009-279172 A（フジノン株式会社） 2009.12.03, 段落【0060】、【0075】、【図5】 & EP 2123213 A2	1-11	
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.04.2011		国際調査報告の発送日 19.04.2011	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（ISA/JP） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 小田倉 直人	2Q 9163
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 1 / 0 5 5 0 5 1
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2006-43196 A (ペンタックス株式会社) 2006.02.16, 段落【0005】、【0053】－【0056】 (ファミリーなし)	1－11
A	JP 2003-79568 A (富士写真フイルム株式会社) 2003.03.18, 段落【0004】、【0057】－【0059】、【0064】－【0066】、 【0095】、【0101】、【0105】－【0108】 & US 2003/1104 A1 & EP 1535568 A1	1－11
A	JP 2007-20775 A (ペンタックス株式会社) 2007.02.01, 段落【0007】、【0042】、【0063】、【0075】 (ファミリーなし)	1－11
A	JP 2002-172082 A (富士写真フイルム株式会社) 2002.06.18, 段落【0010】、【0032】－【0034】、【0167】 & US 2002/105505 A1 & EP 1161919 A2	1－11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JPWO2011111619A1	公开(公告)日	2013-06-27
申请号	JP2012504428	申请日	2011-03-04
[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	石原康成		
发明人	石原 康成		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 G06T5/009 G06T5/50		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/TT02 4C161/TT20 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW10 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2010052010 2010-03-09 JP		
其他公开文献	JP5690327B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

获取有关该主题的定量信息。光源（10）用激发光和白光照射对象，并且通过拍摄由激发光照射在对象中产生的荧光来捕获荧光图像，或者通过照射白光和白色来捕获从对象返回的返回光。获取光图像的图像生成单元（41）和使用图像生成单元（41）获取的白光图像校正荧光图像以生成校正后的荧光图像的图像校正单元（43）；以及从阈值设置单元（45）设置的阈值和基于图像校正单元（43）生成的校正荧光图像中每个像素的灰度值的平均值来设置阈值的阈值设置单元（45）图像调整单元（51），用于放大灰度值大的区域和灰度值小于阈值的区域的校正荧光图像中的对比度，以及由图像调整单元（51）扩大对比度的校正荧光图像。显示监视器（50）提供了一种光学内窥镜装置（100）。

