

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5444377号  
(P5444377)

(45) 発行日 平成26年3月19日(2014.3.19)

(24) 登録日 平成25年12月27日(2013.12.27)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
**A 6 1 B 1/04 (2006.01)** A 6 1 B 1/04 3 7 2

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2011-553792 (P2011-553792)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(86) (22) 出願日	平成23年1月26日(2011.1.26)	(74) 代理人	100118913 弁理士 上田 邦生
(86) 国際出願番号	PCT/JP2011/051445	(74) 代理人	100112737 弁理士 藤田 考晴
(87) 国際公開番号	W02011/099363	(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
(87) 国際公開日	平成23年8月18日(2011.8.18)		
審査請求日	平成24年8月8日(2012.8.8)	審査官	増淵 俊仁
(31) 優先権主張番号	特願2010-27886 (P2010-27886)		
(32) 優先日	平成22年2月10日(2010.2.10)		
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【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、

前記参照画像を用いて前記蛍光画像を除算し除算蛍光画像を生成する除算蛍光画像生成部と、

前記蛍光画像の第1の閾値より高い階調値を有する第1の領域を抽出する第1の領域抽出部と、

前記除算蛍光画像の第2の閾値より高い階調値を有する第2の領域を抽出する第2の領域抽出部と、

前記第1の領域抽出部により抽出された前記蛍光画像の前記第1の領域と前記第2の領域抽出部により抽出された前記除算蛍光画像の前記第2の領域とが重複する重複領域を前記蛍光画像から抽出した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】

前記第1の閾値および前記第2の閾値を入力する閾値入力部を備える請求項1に記載の

10

20

蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 1 の閾値を設定する第 1 の閾値設定部を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部を備える請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記蛍光画像における画素ごとの階調値の最頻値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 1 の閾値を設定する第 1 の閾値設定部を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の最頻値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部を備える請求項 1、請求項 2 および請求項 5 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 7】

前記蛍光画像における画素ごとの階調値の中央値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 1 の閾値を設定する第 1 の閾値設定部を備える請求項 1 または請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 8】

前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の中央値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部を備える請求項 1、請求項 2 および請求項 7 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 9】

先端部分に前記励起光および前記参照光の照射部および前記蛍光および前記戻り光の受光部を有する内視鏡スコープを備え、

該内視鏡スコープの前記照射部および前記受光部に関するスコープ情報に基づいて前記第 1 の閾値および前記第 2 の閾値を設定する閾値設定部を備える請求項 1 から請求項 8 のいずれか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色素を投与した観察対象部位に対し、蛍光色素を励起して薬剤蛍光を発生させる励起光を照射し、発生した薬剤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、観察対象部位に励起光を照射して得られる蛍光の強度に基づく蛍光画像を、同一の観察対象部位に参照光を照射して得られる反射光の強度に基づく参照画像で除算することにより、観察距離や観察角度等に依存する蛍光強度変化を補正して定量性のある除算蛍光画像を取得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】

10

20

30

40

50

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、実際には蛍光薬剤は病変部だけでなく正常部にも若干集積するため、病変部からの蛍光よりは弱いものの正常部からも微弱な蛍光が発生され、病変部を除く背景画像、すなわち、バックグラウンドの要因となっている。また、内視鏡による観察では観察距離や観察角度が大きく変動するため、正常部と病変部とを区別する所定の閾値を設定してもその閾値が常に適切であるとは限らない。例えば、内視鏡と観察対象部位とが近づきすぎると、正常部から発せられる微弱な蛍光であっても閾値を超えてしまい、正常部であるにもかかわらず病変部であるかのように偽陽性として表示されてしまうことがある。さらに、参照画像には、観察距離や観察角度に関する情報以外に、観察対象部位のエッジ部分や影となる部分等の形状に関する情報や、出血部位や血管等から周囲とは異なる色に関する情報等が含まれる。

10

## 【0005】

そのため、特許文献1に記載の蛍光内視鏡装置のように単に参照画像を用いて蛍光画像を除算したのでは、バックグラウンドや偽陽性の影響が生じたり、観察距離や観察角度に関する情報以外に上記の形状や色の情報等の影響も反映されたりしてしまい、蛍光画像を精度よく補正することができないという不都合がある。また、かえって蛍光画像よりも除算蛍光画像の画質が悪化してしまうこともある。

## 【0006】

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、画質を悪化させる要因が少なく精度が高い蛍光画像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。

20

## 【課題を解決するための手段】

## 【0007】

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、前記参照画像を用いて前記蛍光画像を除算し除算蛍光画像を生成する除算蛍光画像生成部と、前記蛍光画像の第1の閾値より高い階調値を有する第1の領域を抽出する第1の領域抽出部と、前記除算蛍光画像の第2の閾値より高い階調値を有する第2の領域を抽出する第2の領域抽出部と、前記第1の領域抽出部により抽出された前記蛍光画像の前記第1の領域と前記第2の領域抽出部により抽出された前記除算蛍光画像の前記第2の領域とが重複する重複領域を前記蛍光画像から抽出した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を表示する表示部とを備える蛍光内視鏡装置である。

30

## 【0008】

本態様によれば、光源から発せられた励起光が被写体に照射されると、被写体において発生した蛍光が蛍光画像取得部により撮影されて蛍光画像が取得される。また、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、その戻り光が参照画像取得部により撮影されて参照画像が取得される。そして、同一の被写体に対する蛍光画像が参照画像で除算されることにより、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除算蛍光画像が生成される。

40

## 【0009】

蛍光画像では、第1の領域抽出部により、病変部等のような階調値が高い領域を第1の領域として抽出し、バックグラウンドのような階調値が低い領域と区別することができる。同様に、除算蛍光画像では、第2の領域抽出部により、病変部等のような階調値が高い領域を第2の領域として抽出し、バックグラウンドのような階調値が低い領域と区別することができる。この場合において、蛍光画像上では観察距離や観察角度の影響に起因して階調値が高い領域として識別され第1の領域に含まれてしまう偽陽性部分も、観察距離や

50

観察角度の影響が軽減された除算蛍光画像ではバックグラウンドの一部として識別し、第2の領域に含まれる領域と区別することができる。

【0010】

したがって、補正蛍光画像生成部により蛍光画像から第1の領域と第2の領域との重複領域を抽出することで、第1の閾値を下回るバックグラウンドの影響だけでなく、第1の閾値を上回る偽陽性部分の影響をも抑制した補正蛍光画像を生成することができる。また、蛍光画像を基にして補正蛍光画像を生成することで、被写体のエッジ部分や影となる部分等の形状に関する情報や出血部位や血管等の周囲とは異なる色に関する情報といった除算画像に反映されてしまう参照画像特有の画質を悪化させる要因の影響を抑制することができる。これにより、画質を悪化させる要因が少なく高精度な補正蛍光画像を取得することができる。

10

【0011】

上記態様においては、前記第1の閾値および前記第2の閾値を入力する閾値入力部を備えることとしてもよい。

このように構成することで、術者が観察対象や観察方法に応じて所望の閾値を設定することができる。

【0012】

また、上記態様においては、前記蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第1の閾値を設定する第1の閾値設定部を備えることとしてもよい。また、第1の閾値設定部が、前記蛍光画像における画素ごとの階調値の最頻値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第1の閾値を設定することとしてもよいし、前記蛍光画像における画素ごとの階調値の中央値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第1の閾値を設定することとしてもよい。

20

このように構成することで、蛍光画像における画素ごとの階調値の変動に追従して第1の閾値を更新することができる。また、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第1の閾値を設定することができる。

【0013】

また、上記態様においては、前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第2の閾値を設定する第2の閾値設定部を備えることとしてもよい。また、第2の閾値設定部が、前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の最頻値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第2の閾値を設定することとしてもよいし、前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の中央値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第2の閾値を設定することとしてもよい。

30

このように構成することで、除算蛍光画像における画素ごとの階調値の変動に追従して第2の閾値を更新したり、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第2の閾値を設定したりすることができる。

【0014】

また、上記態様においては、先端部分に前記励起光および前記参照光の照射部および前記蛍光および前記戻り光の受光部を有する内視鏡スコープを備え、該内視鏡スコープの前記照射部および前記受光部に関するスコープ情報に基づいて前記第1の閾値および前記第2の閾値を設定する閾値設定部を備えることとしてもよい。

40

【0015】

このように構成することで、用途や仕様が異なる内視鏡スコープごとに実用的な第1の閾値および第2の閾値を設定し、観察対象および観察方法に応じてより高精度な補正蛍光画像を取得することができる。スコープ情報としては、例えば、照射部の数や照射部および受光部の観察角度等が挙げられる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、画質を悪化させる要因が少なく精度が高い蛍光画像を取得することができるという効果を奏する。

50

## 【図面の簡単な説明】

【0017】

【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2】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。

【図3】図1の蛍光内視鏡装置のスコープを観察対象部位に対向配置した状態を示す図である。

【図4A】蛍光画像の一例を示した図である。

【図4B】図4Aの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】除算蛍光画像の一例を示した図である。

10

【図5B】図5Aの除算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6A】バックグラウンドを除去した補正蛍光画像の一例を示した図である。

【図6B】図6Aの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7】補正蛍光画像の一例を示した図である。

【図8】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概略構成図である。

【図9】図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】図9の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

20

【図12】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概略構成図である。

【図13】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14】図13の蛍光内視鏡装置の作用を示すフローチャートである。

## 【発明を実施するための形態】

【0018】

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。

30

【0019】

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400nm以上740nm以下の励起光を含む白色光を切り出すようになっている。

40

【0020】

また、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に照射するようになっている。

【0021】

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

50

象部位 X から戻る戻り光を集光する対物レンズ 3 1 と、対物レンズ 3 1 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 3 3 とを備えている。

対物レンズ 3 1 は、スコープ 2 の先端 2 a に拡散レンズ 2 3 と並列して配置されている。ビームスプリッタ 3 3 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。

【 0 0 2 2 】

この撮影ユニット 3 0 には、ビームスプリッタ 3 3 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 3 5 と、励起光カットフィルタ 3 5 を透過した蛍光を集光する集光レンズ 3 7 A およびビームスプリッタ 3 3 を透過した白色光を集光する集光レンズ 3 7 B と、集光レンズ 3 7 A により集光された蛍光を撮影する蛍光撮影部 3 8 および集光レンズ 3 7 B により集光された白色光を撮影する白色光撮影部 3 9 とを備えている。

10

【 0 0 2 3 】

励起光カットフィルタ 3 5 は、例えば、波長帯域が 7 6 5 n m 以上 8 5 0 n m 以下の蛍光のみを透過させるようになっている。蛍光撮影部 3 8 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 3 8 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 3 9 は、例えば、白色光用のカラー CCD であり、モザイクフィルタ（図示略）を備えている。この白色光撮影部 3 9 は、白色光を撮影することにより白色光画像情報を取得するようになっている。

【 0 0 2 4 】

20

画像処理部 4 0 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） 4 1 と、画像生成部 4 1 により生成された蛍光画像を白色光画像により除算する除算部（除算蛍光画像生成部） 4 3 とを備えている。

【 0 0 2 5 】

画像生成部 4 1 は、蛍光撮影部 3 8 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、白色光撮影部 3 9 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。除算部 4 3 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除算蛍光画像を生成するようになっている。

【 0 0 2 6 】

30

また、画像処理部 4 0 には、蛍光画像の階調値の第 1 の閾値を設定する第 1 の閾値設定部 4 5 A と、除算部 4 3 により生成する除算蛍光画像の階調値の第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部 4 5 B と、除算蛍光画像における画素の所定の座標を抽出する座標抽出部 4 7（第 2 の領域抽出部）と、蛍光画像を補正する蛍光画像補正部（第 1 の領域抽出部、補正蛍光画像生成部） 4 9 とを備えている。

【 0 0 2 7 】

第 1 の閾値設定部 4 5 A は、蛍光画像における観察対象部位 X の正常部から発せられる微弱な蛍光によるバックグラウンドのような階調値が低い領域を除去するための閾値を第 1 の閾値として設定する。また、第 1 の閾値設定部 4 5 A は、設定した第 1 の閾値を蛍光画像補正部 4 9 に出力するようになっている。

40

【 0 0 2 8 】

第 2 の閾値設定部 4 5 B は、除算蛍光画像における観察対象部位 X のバックグラウンドのような階調値が低い領域を除去するための閾値を第 2 の閾値として設定する。また、第 2 の閾値設定部 4 5 B は、設定した第 2 の閾値を座標抽出部 4 7 に出力するようになっている。

【 0 0 2 9 】

座標抽出部 4 7 は、除算蛍光画像における第 2 の閾値設定部 4 5 B から入力された第 2 の閾値以下の階調値を有する画素の座標を抽出するようになっている。また、座標抽出部 4 7 は、抽出した座標を蛍光画像補正部 4 9 に出力するようになっている。

【 0 0 3 0 】

50

蛍光画像補正部 4 9 は、蛍光画像における第 1 の閾値設定部 4 5 A から入力された第 1 の閾値を下回る階調値を有する画素を階調値 0 に置き換える補正を行うようになっている。さらに、蛍光画像補正部 4 9 は、補正した蛍光画像のうち、座標抽出部 4 7 により抽出された座標と重複する座標の画素を階調値 0 に置き換える補正を行うようになっている。これにより、蛍光画像が 2 回補正された補正蛍光画像が生成される。また、蛍光画像補正部 4 9 は、生成した補正蛍光画像を白色光画像および蛍光画像とともにモニタ 5 0 に送るようになっている。

【 0 0 3 1 】

モニタ 5 0 は、蛍光画像補正部 4 9 から送られてくる白色光画像と、蛍光画像または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。

10

【 0 0 3 2 】

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 1 0 0 の作用について、図 2 に示すフローチャートを参照して説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 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。

【 0 0 3 3 】

続いて、第 1 の閾値設定部 4 5 A により第 1 の閾値が設定され (ステップ S A 1 )、蛍光画像補正部 4 9 へ出力される。また、第 2 の閾値設定部 4 5 B により第 2 の閾値が設定され (ステップ S A 2 )、座標抽出部 4 7 へ出力される。

20

【 0 0 3 4 】

次に、体腔内にスコープ 2 を挿入し、図 3 に示すように、先端 2 a を観察対象部位 X に対向させる。この状態で、光源 1 0 を作動させることによりキセノンランプ 1 1 から発せられて励起光フィルタ 1 3 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 1 5 により集光され、ライトガイドファイバ 2 1 によりスコープ 2 の先端 2 a へと導光される。この白色光は拡散レンズ 2 3 により拡散され、観察対象部位 X に照射される。

【 0 0 3 5 】

観察対象部位 X においては、付着または吸収した蛍光薬剤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 3 1 により集光され、ビームスプリッタ 3 3 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、励起波長よりも波長が短い白色光は透過させられる。

30

【 0 0 3 6 】

ビームスプリッタ 3 3 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 3 5 により励起光が除去され、蛍光のみが集光レンズ 3 7 A により集光されて蛍光撮影部 3 8 により撮影される。これにより、蛍光撮影部 3 8 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 3 3 を透過した白色光は、集光レンズ 3 7 B によって集光され、白色光撮影部 3 9 により撮影される。これにより、白色光撮影部 3 9 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。

40

【 0 0 3 7 】

蛍光撮影部 3 8 により取得された蛍光画像情報および白色光撮影部 3 9 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 4 0 の画像生成部 4 1 へ入力される。画像生成部 4 1 においては、蛍光画像情報に基づき図 4 A に示すような 2 次元的な蛍光画像が生成されるとともに、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。生成された蛍光画像および白色光画像は蛍光画像補正部 4 9 を介してモニタ 5 0 に送られて表示される。

【 0 0 3 8 】

実際には、蛍光薬剤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、病変部以外の部分からも微弱な蛍光が発せられる。病変部以外の部分から発せられた微弱な蛍光は

50

、蛍光画像において病変部等を除く背景画像、すなわち、バックグラウンドとして表示される。また、正常部であってもスコープ 2 との距離が近すぎると、微弱な蛍光にもかかわらず階調値が高い領域として識別され、蛍光画像に病変部であるかのように表示されてしまうことがある（以下、このような領域を「偽陽性部分」とする。）。

【 0 0 3 9 】

蛍光画像は、図 4 A および図 4 B に示されるように、主に、病変部の領域および偽陽性部分の領域と、その周囲のバックグラウンドの領域により構成されている。図 4 B 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 5 B および図 6 B において同様である。）。

【 0 0 4 0 】

画像生成部 4 1 により生成された蛍光画像および白色光画像は除算部 4 3 に送られる。除算部 4 3 においては、蛍光画像が白色光画像を用いて除算されることにより、図 5 A に示されるような除算蛍光画像が生成される。生成された除算蛍光画像は、座標抽出部 4 7 に送られる（ステップ S A 3）。

【 0 0 4 1 】

上述したように、除算蛍光画像は観察距離や観察角度の影響が軽減されているので、蛍光画像では観察距離や観察角度の影響に起因して第 1 の閾値を超えてしまう偽陽性部分の領域も、除算蛍光画像では第 2 の閾値を超えずバックグラウンドの一部として識別することができる。除算蛍光画像は、図 5 A および図 5 B に示されるように、主に、第 2 の閾値を上回る階調値を有する病変部の領域と、第 2 の閾値以下の階調値を有する偽陽性部分を含むバックグラウンドの領域により構成されている。

【 0 0 4 2 】

座標抽出部 4 7 においては、除算部 4 3 から送られてきた除算蛍光画像のうち、第 2 の閾値設定部 4 5 B から入力された第 2 の閾値以下の階調値を有する画素の座標が抽出され、抽出された画素の座標が蛍光画像補正部 4 9 へ送られる（ステップ S A 4）。これにより、座標抽出部 4 7 によって除算蛍光画像の第 2 の閾値よりも高い階調値を有する領域（第 2 の領域）、すなわち、病変部の領域が抽出されるのと同様に、第 2 の領域とバックグラウンドのような階調値が低い領域とが区別される。

【 0 0 4 3 】

蛍光画像補正部 4 9 においては、蛍光画像のうち第 1 の閾値設定部 4 5 A から入力された第 1 の閾値を下回る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 S A 5）。これにより、図 6 A および図 6 B に示されるように、蛍光画像のバックグラウンドが除去され、第 1 の閾値よりも高い階調値を有する領域（第 1 の領域）、すなわち、病変部の領域および偽陽性部分の領域が抽出される。

【 0 0 4 4 】

続いて、蛍光画像補正部 4 9 においては、病変部の領域および偽陽性部分の領域を抽出した蛍光画像のうち、座標抽出部 4 7 から入力された座標に対応する画素が階調値 0 に置き換えられる（ステップ S A 6）。これにより、図 7 に示すように、蛍光画像の偽陽性部分の領域が除去され、蛍光画像の第 1 の領域と除算蛍光画像の第 2 の領域との重複領域である病変部の領域が抽出された補正蛍光画像が生成される。

【 0 0 4 5 】

生成された補正蛍光画像がモニタ 5 0 に送られて表示される（ステップ S A 7）。このように、次フレームの蛍光画像および白色光画像が生成されるとステップ S A 3 ~ ステップ S A 7 が繰り返され、新たな補正蛍光画像がモニタ 5 0 に表示される。

【 0 0 4 6 】

以上説明したように、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 によれば、第 1 の領域抽出部 4 5 A により蛍光画像のバックグラウンドを除去し、第 2 の領域抽出部 4 5 B および補正蛍光画像生成部 4 9 よりもさらに蛍光画像の偽陽性部分を除去することで、第 1 の閾値を下回るバックグラウンドの影響だけでなく第 1 の閾値を上回る偽陽性部分の影響をも抑制し、病変部のみを抽出した補正蛍光画像を生成することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 4 7 】

また、蛍光画像を基にして補正蛍光画像を生成することで、観察対象部位 X のエッジ部分や影となる部分等の形状に関する情報や出血部位や血管等の周囲とは異なる色に関する情報といった除算画像に反映されてしまう白色光画像特有の画質を悪化させる要因の影響を抑制することができる。これにより、画質を悪化させる要因が少なく高精度な補正蛍光画像を取得することができる。

## 【 0 0 4 8 】

本実施形態においては、座標抽出部 4 7 により除算蛍光画像の第 2 の閾値以下の階調値を有する画素の座標を抽出することとしたが、これに代えて、座標抽出部 4 7 が除算蛍光画像の第 2 の閾値を上回る階調値を有する領域（第 2 の領域）の座標を直接抽出することとしてもよい。この場合、座標抽出部 4 7 が第 2 の領域の座標を蛍光画像補正部 4 9 に出し、蛍光画像補正部 4 9 が第 1 の領域を抽出した蛍光画像から第 2 の領域の座標に対応する画素（重複領域）以外の画素を階調値 0 に置き換えることにより補正蛍光画像を生成することとしてもよい。

10

## 【 0 0 4 9 】

また、本実施形態においては、蛍光画像補正部 4 9 が蛍光画像の第 1 の閾値を下回る階調値を有する画素を階調値 0 に置き換えることとしたが、蛍光画像の第 1 の閾値を上回る階調値を有する第 1 の領域を抽出することができればよく、例えば、蛍光画像の第 1 の領域と第 1 の閾値を下回る階調値を有する領域とを異なる色で表示することとしてもよい。また、蛍光画像補正部 4 9 が蛍光画像における座標抽出部 4 7 により抽出された座標と重複する座標の画素を階調値 0 に置き換えることとしたが、蛍光画像の第 1 の領域と除算蛍光画像の第 2 の閾値を上回る階調値を有する第 2 の領域との重複領域を蛍光画像から抽出することができればよく、例えば、重複領域と重複領域以外の領域とを異なる色で表示することとしてもよい。

20

## 【 0 0 5 0 】

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第 1 の閾値設定部 4 5 A および第 2 の閾値設定部 4 5 B により各閾値が設定されることとしたが、第 1 の変形例としては、図 8 に示すように、蛍光内視鏡装置 1 0 1 が各閾値を入力する閾値入力部 6 1 を備え、術者が閾値入力部 6 1 を作動させて第 1 の閾値設定部 4 5 A および第 2 の閾値設定部 4 5 B にそれぞれ第 1 の閾値および第 2 の閾値を手動で入力することができるようにしてもよい。このようにすることで、観察対象や観察方法に応じて術者が所望の閾値を設定することができる。

30

## 【 0 0 5 1 】

本変形例においては、例えば、図 9 に示すように、ファントム（標準試料） Y を観察して第 1 の閾値および第 2 の閾値を設定することとしてもよい。ファントム Y としては、例えば、平板状の土台部分に 2 つの隆起部 A , B を有する形状であって、所定の観察条件（距離・角度）で観察した場合に隆起部 A が周囲より強い蛍光を発生し蛍光画像上で階調値 2 0 0 0 を示し、隆起部 B が土台部分と同程度の強度の蛍光を発生し蛍光画像上で階調値 1 0 0 0 を示すようなものを用いることができる。

40

## 【 0 0 5 2 】

この場合、例えば、図 1 0 のフローチャートに示されるように、あらかじめ設定されている第 1 の閾値および第 2 の閾値をリセットし（ステップ S B 1）、スコープ 2 から隆起部 A , B までの観察距離がスコープ 2 から土台部分までの距離の約 7 割程度になるようにファントム Y を設置して観察を始める（ステップ S B 2）。蛍光強度は観察距離の 2 乗に反比例するので、上記の所定の観察条件で観察すると、画像生成部 4 1 により土台部分が階調値 1 0 0 0、隆起部 A が階調値約 4 0 0 0、隆起部 B が階調値約 2 0 0 0 となる蛍光画像が生成される。一方、除算部 4 3 により生成される除算蛍光画像は、観察距離の影響が軽減されているため、土台部分と隆起部 B がそれぞれ階調値 1 0 0 0、隆起部 A が階調値約 4 0 0 0 となる。

## 【 0 0 5 3 】

50

次に、第1の閾値設定部45Aにより、蛍光画像上で隆起部A、Bのみが表示されるように、例えば、第1の閾値を1500と設定する(ステップSB3)。また、第2の閾値設定部45Bにより、隆起部Bも土台部分とともに第2の閾値以下として識別されるように、第2の閾値を1500と設定する(ステップSB4)。各閾値をこのように設定することで、バックグラウンドとなるファントムYの土台部分と偽陽性部分となる隆起部Bとを除去し、隆起部Aが表示される補正蛍光画像を生成することができる。したがって、この第1の閾値および第2の閾値を用いて、生体の体腔内の観察対象部位Xの観察を行うこととすればよい(ステップSB5)。

【0054】

観察対象となる部位の形状に対応するような形状のファントムを複数用意することにより、様々な観察対象に対して精度よく各閾値を設定することができる。例えば、大腸を観察する場合には、大腸の管腔と同様に筒形状のファントムを用いて各閾値を設定することとすればよい。また、例えば、胃を観察する場合には、比較的広い空間を有する中空形状のファントムを用いて各閾値を設定することとすればよい。

【0055】

本変形例においては、例えば、図11に示すように、蛍光内視鏡装置101が、複数のファントムYを用いて設定した各閾値を記憶する記憶部63と、記憶部63に記憶されているファントムごとの閾値を選択する選択部65とを備えることとしてもよい。このようにすることで、同一の観察条件で観察する際に精度が高い閾値を容易に設定することができ、操作性の簡便化を図ることができる。

【0056】

第2の変形例としては、図12に示すように、蛍光内視鏡装置200が、スコープ情報を記憶するICチップ267を有する挿脱可能なスコープ(内視鏡スコープ)202を備え、光源10がICチップ267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269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222の数や、この照射部222と対物レンズ31により構成される受光部232との観察角度等が挙げられる。

【0057】

この場合、スコープ202が光源10に接続されると、スコープ判別部269によりICチップ267に記憶されているスコープ情報を読み出して第1の閾値設定部(閾値設定部)45Aおよび第2の閾値設定部(閾値設定部)45Bに出力し、第1の閾値設定部45Aおよび第2の閾値設定部45Bがスコープ情報に基づいて第1の閾値および第2の閾値を設定することとすればよい。このようにすることで、用途や仕様が異なる内視鏡スコープ202ごとに実用的な第1の閾値および第2の閾値を設定し、観察対象および観察方法に応じて、より高精度な補正蛍光画像を取得することができる。

本変形例においては、第1の変形例と同様に、ファントムYを観察して第1の閾値および第2の閾値を設定することとしてもよい。

【0058】

第3の変形例としては、図13に示すように、蛍光内視鏡装置300が、除算蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値 $m$ とその階調値の標準偏差 $\sigma$ とを算出する特徴値算出部371を備え、第2の閾値設定部45Bが、以下の計算式(1)に示すように、その階調値の平均値 $m$ と標準偏差 $\sigma$ との和に基づいて第2の閾値 $S$ を設定することとしてもよい。

。

10

20

30

40

## 【数 1】

$$S = a \times m + b \times \sigma \quad \dots (1)$$

ここで、 $a$ ：係数、 $b$ ：係数

## 【0059】

本変形例に係る蛍光内視鏡装置300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、図14のフローチャートに示されるように、まず、特徴値算出部371により、上述した計算式(1)の係数 $a$ 、 $b$ (例えば、 $a = b = 1$ )を設定し(ステップSC1)、除算部43により生成された除算蛍光画像を特徴値算出部371と座標抽出部47に出力することとすればよい(ステップSC2)。また、特徴値算出部371により、除算蛍光画像全体の平均階調値 $m$ とその標準偏差 $\sigma$ とを算出して第2の閾値設定部45Bに出力し(ステップSC3)、第2の閾値設定部45Bにより、計算式(1)を用いて第2の閾値 $S$ を設定して座標抽出部47に出力することとすればよい(ステップSC4)。以下、ステップSC5～ステップSC8については、図2のステップSA4～ステップSA7と同様である。

10

## 【0060】

このようにすることで、除算蛍光画像における画素ごとの階調値の変動に追従して第2の閾値を更新したり、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第2の閾値を設定したりすることができる。また、除算蛍光画像における観察距離や観察誤差に対する誤差を吸収し、生成される除算蛍光画像ごとに精度が高い第2の閾値を設定することができる。係数 $a$ 、 $b$ は、例えば、想定される除算蛍光画像における病変部が占める割合に反比例するように設定することとしてもよい。このようにすることで、除算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、第2の閾値の最低値および最高値を制限することができる。

20

## 【0061】

本変形例においては、第2の閾値設定部45Bが除算蛍光画像全体の平均階調値 $m$ とその階調値の標準偏差 $\sigma$ との和に基づいて第2の閾値 $S$ を設定することとしたが、例えば、第1の閾値設定部45Aも蛍光画像全体の平均階調値とその階調値の標準偏差との和に基づいて第1の閾値を設定することとしてもよい。この場合、第2の閾値 $S$ と同様に、特徴値算出部371が蛍光画像全体の平均階調値とその標準偏差とを算出して第1の閾値設定部45Aに出力することとすればよい。

30

本変形例においては、蛍光内視鏡装置300が、特徴値算出部371に係数 $a$ 、 $b$ を入力する係数入力部(図示略)を備えることとしてもよい。

## 【0062】

また、本変形例においては、第2の閾値設定部45Bが除算蛍光画像における画素ごとの階調値の平均値 $m$ とその階調値の標準偏差 $\sigma$ との和に基づいて第2の閾値 $S$ を設定することとしたが、これに代えて、第2の閾値設定部45Bが画素ごとの階調値の最頻値または中央値とその階調値の標準偏差 $\sigma$ との和に基づいて第2の閾値 $S$ を設定することとしてもよい。例えば、観察距離が大きくなると、補正蛍光画像において階調値0の部分が多くなることが考えられる。このような場合は、画素ごとの階調値の平均値がバックグラウンドからの蛍光による階調値よりも小さくなる。そこで、画素ごとの階調値の平均値に代えて、画素ごとの階調値の最頻値または中央値を用いることで、階調値0の画素による影響を低減し、バックグラウンドからの蛍光強度をよりの確に反映させることができる。

40

## 【符号の説明】

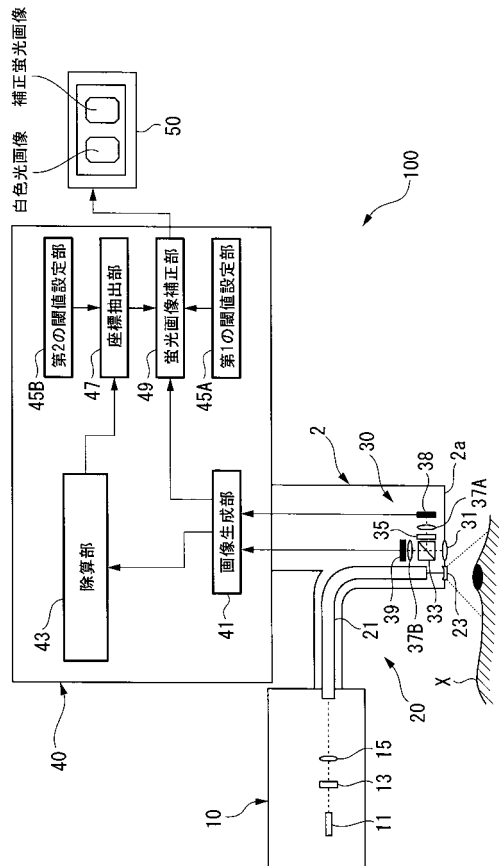
## 【0063】

10 光源

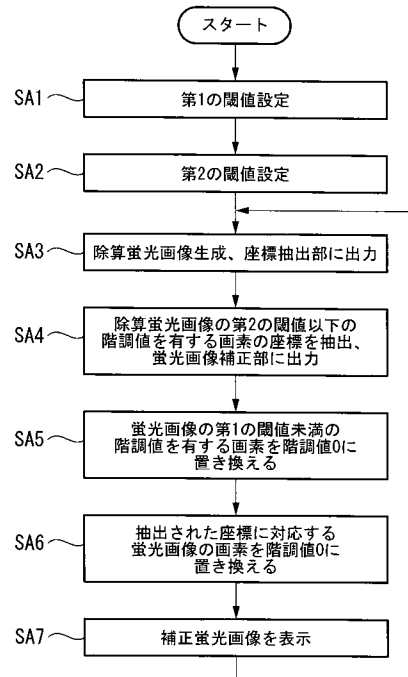
50

- 4 1 画像生成部（蛍光画像取得部、参照画像取得部）
- 4 3 除算部（除算蛍光画像生成部）
- 4 5 A 第1の閾値設定部
- 4 5 B 第2の閾値設定部
- 4 7 座標抽出部（第2の領域抽出部）
- 4 9 蛍光画像補正部（第1の領域抽出部、補正蛍光画像生成部）
- 5 0 モニタ（表示部）
- 6 1 閾値入力部
- 1 0 0 , 1 0 1 , 2 0 0 , 3 0 0 蛍光内視鏡装置
- 2 0 2 内視鏡スコープ
- 2 2 2 照射部
- 2 3 2 受光部

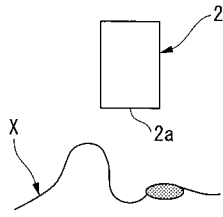
【 図 1 】



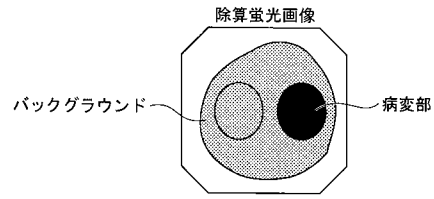
【 図 2 】



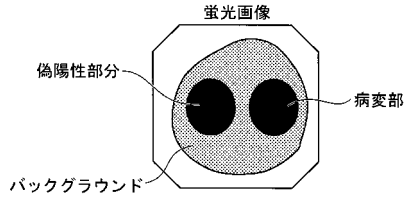
【図3】



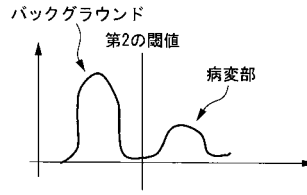
【図5A】



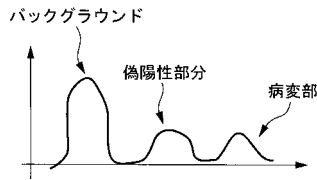
【図4A】



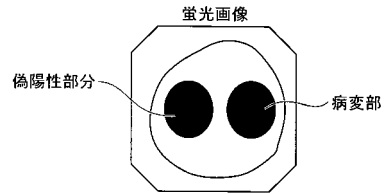
【図5B】



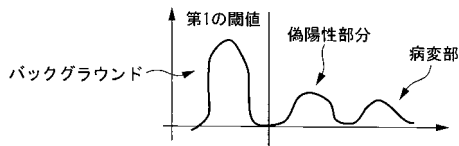
【図4B】



【図6A】

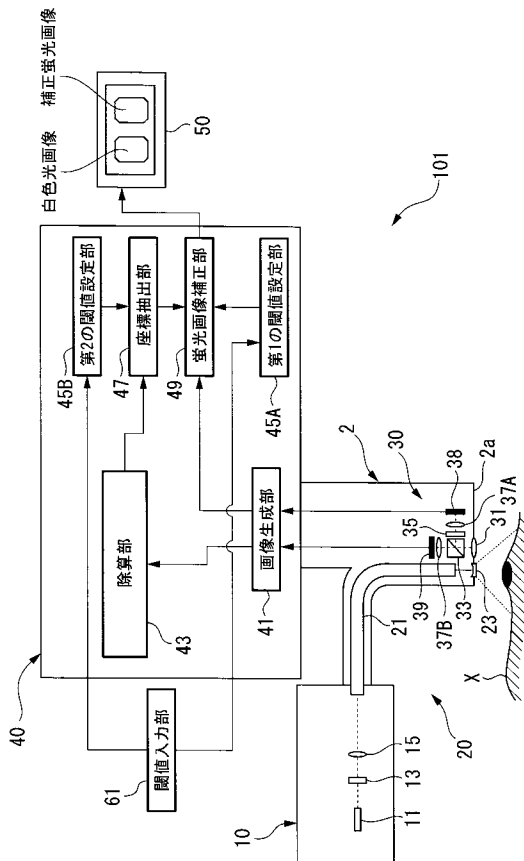
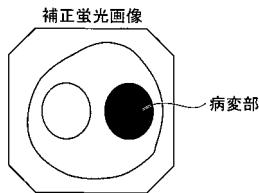


【図6B】

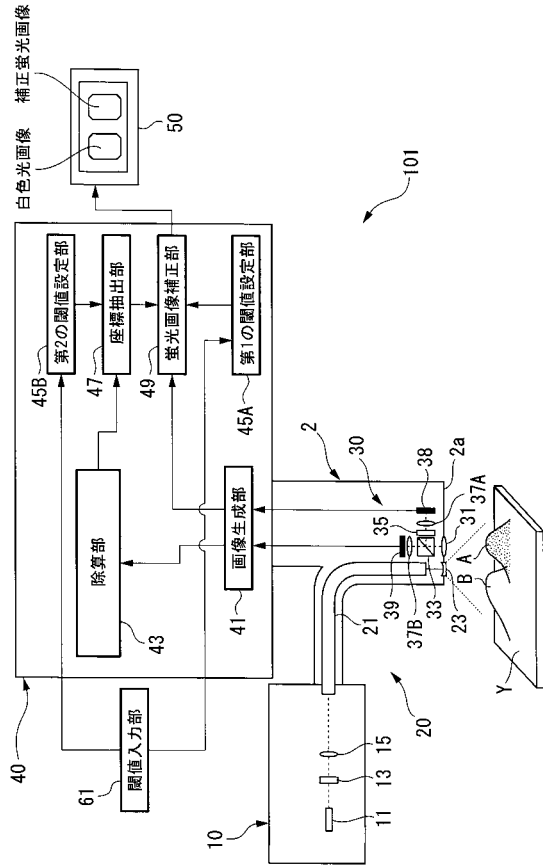


【図8】

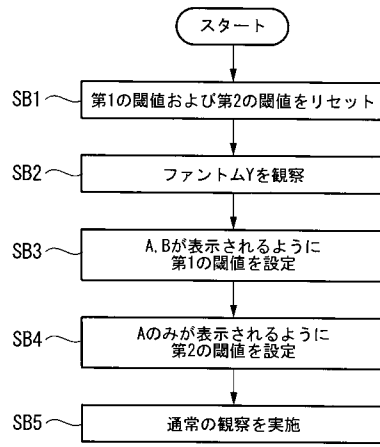
【図7】



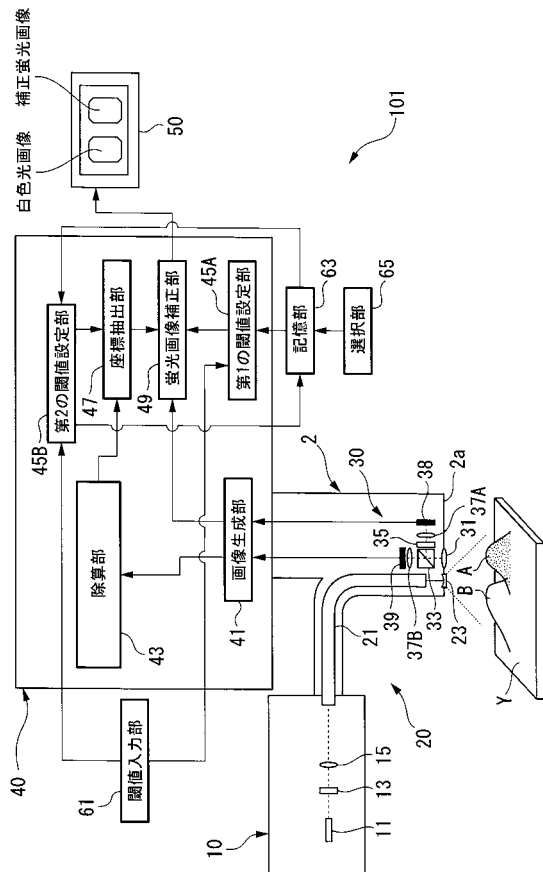
【図9】



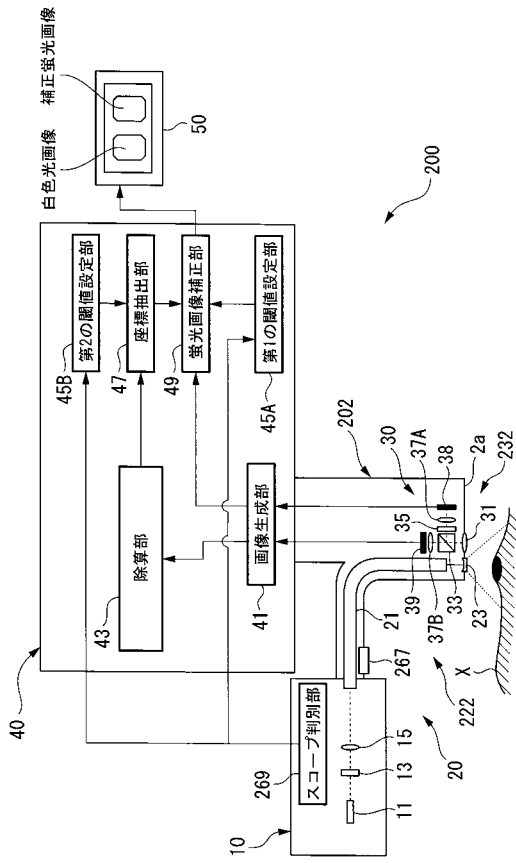
【図10】



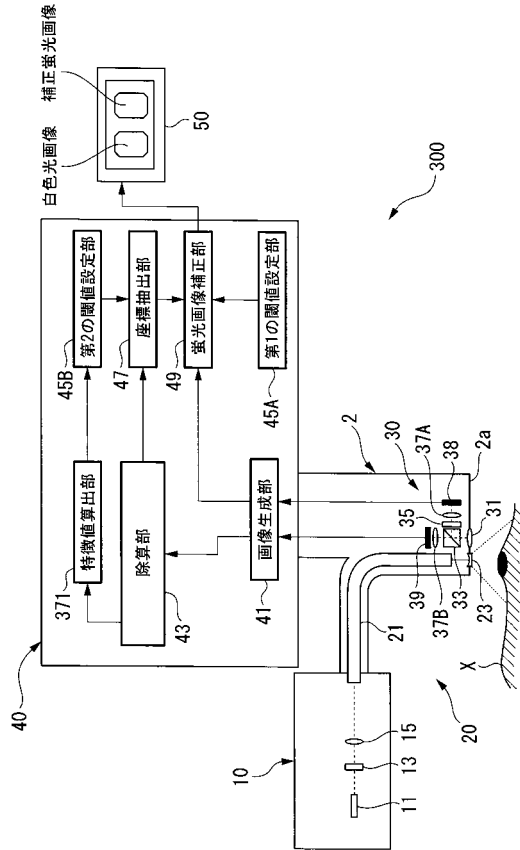
【図11】



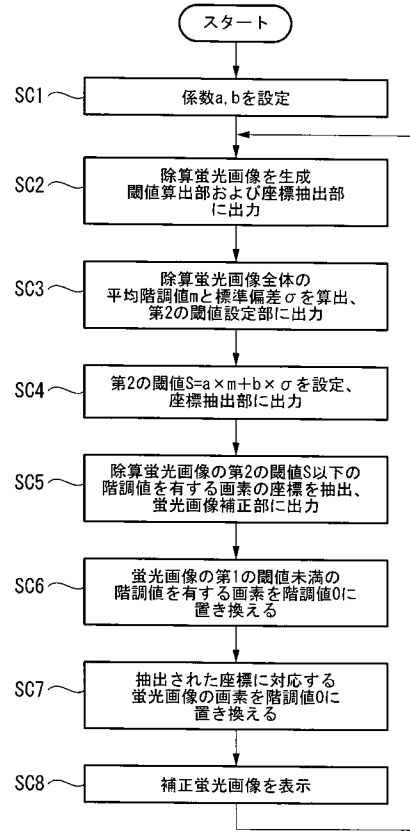
【図12】



【図13】



【図14】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2007-215927(JP,A)  
特開2008-154846(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP5444377B2</a>	公开(公告)日	2014-03-19
申请号	JP2011553792	申请日	2011-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	石原康成		
发明人	石原 康成		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00186 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 G01N21/6456		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2010027886 2010-02-10 JP		
其他公开文献	JPWO2011099363A1		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

获得具有降低图像质量的几个因素的精确荧光图像。本发明提供一种荧光内窥镜装置(100)，其包括利用激发光和白光照射观察目标部位(X)的光源(10)。图像生成部分(41)，其捕获由于激发光的照射而在观察目标部位(X)处产生的荧光的图像，以获得荧光图像并且捕获从观察目标部位返回的返回光的图像(X)由于用白光照射而获得白光图像;分割部分(43)，其通过白光图像分割荧光图像以产生分割的荧光图像;坐标提取部分(47)，其提取具有高于第二阈值的灰度值的分割荧光图像的第二区域;荧光图像校正部分(49)，其提取荧光图像中具有高于第一阈值的灰度值的第一区域，并产生校正的荧光图像，其中重叠区域与由提取的分割的荧光图像的第二区域重叠。提取坐标提取部分(47);显示校正后的荧光图像的监视器(50)。

【图1】

