

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5555002号
(P5555002)

(45) 発行日 平成26年7月23日(2014.7.23)

(24) 登録日 平成26年6月6日(2014.6.6)

(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 0

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2010-27885 (P2010-27885)
 (22) 出願日 平成22年2月10日(2010.2.10)
 (65) 公開番号 特開2011-161046 (P2011-161046A)
 (43) 公開日 平成23年8月25日(2011.8.25)
 審査請求日 平成24年12月6日(2012.12.6)

(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
 (74) 代理人 100118913
 弁理士 上田 邦生
 (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
 審査官 増渕 俊仁

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、
 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輝度値が所定の誤差範囲内となる有効領域を設定する有効領域設定部と、
 前記補正蛍光画像における前記輝度値が所定の閾値以上の高輝度領域を抽出する領域抽出部と、
 該領域抽出部により抽出された前記高輝度領域を該高輝度領域が前記有効領域内に存在するか否かを識別可能に表示する表示部とを備え、
 前記有効領域設定部が、観察範囲内で均一な強度の蛍光を発生する標準試料を前記被写体として測定された前記有効領域を、他の前記被写体の前記補正蛍光画像における前記有効領域として設定する蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

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 3】

前記表示部が、前記補正蛍光画像上に前記有効領域を他の領域と識別可能に表示する請求項 1 または請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記表示部が、前記高輝度領域の画像情報を表示する請求項 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】

前記表示部が、前記高輝度領域の前記画像情報を前記補正蛍光画像上のその高輝度領域の近傍に表示する請求項 4 に記載の蛍光内視鏡装置。

10

【請求項 6】

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、

前記有効領域設定部が、前記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有効領域を設定する請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 7】

前記参照画像取得部によって取得された前記参照画像において、所定の大きさの領域内に、所定の状況判別用の閾値以下の領域が含まれているか否かによって観察状況を判別する状況判別部を備え、

20

前記有効領域設定部が、前記状況判別部の判別結果に基づいて前記有効領域を設定する請求項 1 から請求項 5 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、励起光を照射した観察対象部位から得られ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、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。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2006 - 175052 号公報

40

【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たとしても、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ない。例えば、観察距離や観察角度に応じて励起光および参照光の照射分布が異なることにより、画像の中心部と周辺部とでは誤差が生じるという問題がある。

【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

50

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輝度値が所定の誤差範囲内となる有効領域を設定する有効領域設定部と、前記補正蛍光画像における前記輝度値が所定の閾値以上の高輝度領域を抽出する領域抽出部と、該領域抽出部により抽出された前記高輝度領域を該高輝度領域が前記有効領域内に存在するか否かを識別可能に表示する表示部とを備え、前記有効領域設定部が、観察範囲内で均一な強度の蛍光を発生する標準試料を前記被写体として測定された前記有効領域を、他の前記被写体の前記補正蛍光画像における前記有効領域として設定する蛍光内視鏡装置を提供する。

10

【0007】

本発明によれば、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。

20

【0008】

ここで、観察距離や観察角度に応じて励起光および参照光の照射分布が異なることにより、補正蛍光画像上の輝度値は画像上の位置に応じて誤差が生じている場合がある。この場合において、有効領域設定部により補正蛍光画像に有効領域を設定することで、領域抽出部により抽出される高輝度領域について輝度値の有効性が高いものと低いものとで区別することができる。したがって、表示部により、高輝度領域が有効領域内に存在するか否かを識別可能に表示することで、被写体の観察距離や観察角度の影響による誤差が少ない有効かつ定量的な情報を選択的に取得することができる。

30

【0009】

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。

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。

【0010】

また、上記発明においては、前記表示部が、前記補正蛍光画像上に前記有効領域を他の領域と識別可能に表示することとしてもよい。

このように構成することで、補正蛍光画像の有効領域内に存在する高輝度領域を補正蛍光画像上で一見して識別することができる。

40

【0011】

また、上記発明においては、前記表示部が、前記高輝度領域の画像情報を表示することとしてもよい。

このように構成することで、補正蛍光画像の有効領域内に存在する高輝度領域についての具体的な情報を容易に把握することができる。なお、画像情報としては、例えば、高輝度領域内の平均輝度値や面積等が挙げられる。

【0012】

また、上記発明においては、前記表示部が、前記高輝度領域の前記画像情報を前記補正蛍光画像上のその高輝度領域の近傍に表示することとしてもよい。

50

このように構成することで、有効な高輝度領域の画像情報を補正蛍光画像上で容易に把握することができる。

【0013】

本発明の参考例としての発明においては、前記有効領域設定部が、前記補正蛍光画像の中心から所定の範囲内を前記有効領域とすることとしてもよい。

被写体に対する観察距離や観察角度が小さいほど輝度値の誤差量が小さく、観察距離や観察角度が大きくなるほど輝度値の誤差量が大きくなる傾向にあるので、このように構成することで、被写体を正面視して観察する場合に信頼性が高い有効領域を設定することができる。

【0014】

また、本発明においては、前記有効領域設定部が、観察範囲内で均一な強度の蛍光を発生する標準試料を前記被写体として測定された前記有効領域を、他の前記被写体の前記補正蛍光画像における前記有効領域として設定する。

【0015】

観察範囲内で均一な強度の蛍光を発生する標準試料の補正蛍光画像には、観察距離および観察角度の影響による輝度値の誤差が明確に表れる。したがって、標準試料の補正蛍光画像における輝度の実測値に基づいて、他の被写体の補正蛍光画像に精度が高い有効領域を設定することができる。

【0016】

また、上記発明においては、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、前記有効領域設定部が、前記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有効領域を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、観察対象および観察方法に応じて、用途や仕様が異なる内視鏡スコープごとに実用的で信頼性が高い有効領域を設定することができる。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。例えば、単一の照射部から光が照射される場合はその光軸を中心とする円形状の有効領域を設定し、複数の照射部から光が照射される場合は全ての照射部の照射範囲を含むような長円形状の有効領域を設定することとしてもよい。また、被写体を正面視して観察する場合は画像の中心から所定の範囲内を有効領域とし、管腔内で体腔壁を広角で観察する場合は画像の中心部を除く環状の範囲内を有効領域とすることとしてもよい。

上記発明においては、前記参照画像取得部によって取得された前記参照画像において、所定の大きさの領域内に、所定の状況判別用の閾値以下の領域が含まれているか否かによって観察状況を判別する状況判別部を備え、前記有効領域設定部が、前記状況判別部の判別結果に基づいて前記有効領域を設定することとしてもよい。

【発明の効果】

【0018】

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】

【0019】

【図1】本発明の第1の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のモニタの拡大図である。

【図3】抽出された高輝度領域が有効領域外に存在する場合を示した図である。

【図4】抽出された高輝度領域が有効領域内に存在する場合を示した図である。

【図5】本発明の第1の実施形態の第1の変形例に係る蛍光内視鏡装置により抽出した複数の高輝度領域が有効領域外に存在する場合を示した図である。

【図6】本発明の第1の実施形態の第1の変形例に係る蛍光内視鏡装置により抽出した複数の高輝度領域が有効領域内に存在する場合を示した図である。

【図7】本発明の第1の実施形態の第2の変形例に係る蛍光内視鏡装置により抽出した複

10

20

30

40

50

数の高輝度領域の一方が複数の有効領域のいずれかに存在する場合を示した図である。

【図 8】本発明の第 1 の実施形態の第 2 の変形例に係る蛍光内視鏡装置により抽出した複数の高輝度領域がそれぞれ複数の有効領域のいずれかに存在する場合を示した図である。

【図 9】本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図 10】図 9 のスコープと交換可能な他のスコープを示す概略図である。

【図 11】図 9 のスコープと交換可能な別の他のスコープを示す概略図である。

【図 12】図 10 のスコープを用いて得られる補正蛍光画像を示した図である。

【図 13】図 11 のスコープを用いて得られる補正蛍光画像を示した図である。

【図 14】本発明の第 3 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図 15】図 13 のスコープとファントムの拡大図である。

10

【図 16】図 15 のファントムの補正蛍光画像における輝度分布を示した図である。

【図 17】図 15 のファントムの有効領域を示した図である。

【図 18】本発明の第 3 の実施形態の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図 19】他のファントムとスコープの拡大図である。

【図 20】図 19 のファントムの補正蛍光画像を示した図である。

【図 21】図 19 のファントムの有効領域を示した図である。

【図 22】本発明の第 4 の実施形態の変形例に係る蛍光内視鏡装置の概略構成図である。

【図 23】図 22 の画像生成部により生成される白色光画像を示した図である。

【図 24】図 22 の画像生成部により生成される別の白色光画像を示した図である。

【図 25】図 23 の白色光画像を用いた補正蛍光画像を示した図である。

20

【図 26】図 24 の白色光画像を用いた補正蛍光画像を示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

〔第 1 の実施形態〕

以下、本発明の第 1 の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 2 a 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 50 とを備えている。

30

【0021】

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 ~ 740 nm の励起光を含む白色光を切り出すようになっている。

【0022】

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 2 a に配置された拡散レンズ 23 とが備えられている。

40

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 2 a 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。

【0023】

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。

50

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。

【0024】

また、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。

10

【0025】

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、モザイクフィルタ(図示略)を備えている。この白色光撮影部39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。

【0026】

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とを備えている。

20

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。

【0027】

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。

30

【0028】

また、画像処理部40は、画像補正部43により生成された補正蛍光画像上で輝度値が所定の閾値以上の画素の領域(以下、「高輝度領域」とする。)を抽出する領域抽出部45と、補正蛍光画像における輝度が有効な領域(以下「有効領域」とする。)を設定する有効領域設定部47と、領域抽出部45により抽出された高輝度領域が有効領域内に存在するか否かを判定する判定部49とを備えている。

【0029】

領域抽出部45には、予め所定の閾値を入力するようになっている。

有効領域設定部47は、補正蛍光画像の中心の画素における蛍光強度に対して所定の誤差範囲内(例えば、±10%や±20%の範囲内。)の蛍光強度で表示されるような画素の領域を有効領域として設定するようになっている。

40

【0030】

例えば、画像の中心から所定の半径(所定の画素数)で形成される円内が有効領域として設定される。被写体に対する観察距離や観察角度が小さいほど輝度値の誤差量が小さく、観察距離や観察角度が大きくなるほど輝度値の誤差量が大きくなる傾向にあるので、被写体を正面視して観察する際に信頼性が高い有効領域を設定することができる。

【0031】

判定部49は、有効領域内に存在すると判定した高輝度領域については画像情報を算出し、有効領域内に存在しないと判定した高輝度領域については画像情報を算出しないようになっている。画像情報としては、例えば、高輝度領域内の平均輝度値や面積等が挙げら

50

れる。

【 0 0 3 2 】

モニタ 5 0 は、画像補正部 4 3 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 5 0 は、有効領域設定部 4 7 により設定された有効領域の外縁を補正蛍光画像上に表示したり、判定部 4 9 により算出された高輝度領域の画像情報を表示したりする表示部 5 1 を備えている。

【 0 0 3 3 】

表示部 5 1 は、判定部 4 9 により高輝度領域が有効領域内に含まれていると判定されると、算出されたその高輝度領域の画像情報、具体的には、平均輝度値 (A v e r a g e) および面積 (A r e a) を表示し、一方、高輝度領域が有効領域内に含まれていないと判定されると、その高輝度領域の平均輝度値 (A v e r a g e) および面積 (A r e a) を N A (N o t A v a i l a b l e) と表示するようになっている。

10

【 0 0 3 4 】

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 を正面視して観察する場合は、観察対象部位 X に蛍光色素を付着または吸収させる。そして、光源 1 0 を作動させ、体腔内にスコープ 2 の先端 2 a を挿入して観察対象部位 X に対向させる。

【 0 0 3 5 】

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は、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。そして、励起光を含む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。

20

【 0 0 3 6 】

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 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、励起波長より波長が短い白色光は透過させられる。

30

【 0 0 3 7 】

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。また、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。なお、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。

【 0 0 3 8 】

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 に入力される。画像生成部 4 1 においては、蛍光画像情報に基づき 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

【 0 0 3 9 】

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画像補正部 4 3 に送られる。画像補正部 4 3 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、領域抽出部 4 5 に送られるとともに、図 2 に示すように、白色光画像と一緒にモニタ 5 0 に送られて表示される。

【 0 0 4 0 】

領域抽出部 4 5 においては、同図に示されるように、補正蛍光画像上であらかじめ入力

50

された所定の閾値以上の輝度値を有する画素群が高輝度領域Hとして抽出される。

ここで、例えば、補正蛍光画像の中心において輝度値2000で表示される強度の蛍光を±10%の誤差量の範囲内で観察する場合には、有効領域設定部47により、この蛍光強度が輝度値1800~2200で表示されるような円状の領域が有効領域Eとして設定される。そして、表示部51により、図3および図4に示すように、設定された有効領域Eの外縁が補正蛍光画像上に表示される。

【0041】

判定部49においては、図3に示すように、抽出された高輝度領域Hが有効領域Eの外に存在する場合には、判定部49により高輝度領域Hが有効領域E内に含まれていないと判定される。また、表示部51により、[Average]および[Area]に「NA」と表示される。

10

【0042】

一方、図4に示すように、抽出された高輝度領域Hが有効領域E内に存在する場合には、判定部49により高輝度領域Hが有効領域E内に含まれていると判定され、その画像情報が算出される。また、表示部51により、高輝度領域Hの[Average]および[Area]に算出された数値が表示される。同図においては、高輝度領域Hの[Average]が1550、[Area]が8000である。

【0043】

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、補正蛍光画像において、励起光および参照光の照射分布の相違により画像上の位置に応じて輝度値に誤差が生じている場合であっても、有効領域E内に存在する高輝度領域Hについてのみ画像情報を算出して表示することで、観察距離や観察角度の影響による誤差が少ない有効かつ定量的な画像情報を選択的に取得することができる。

20

【0044】

なお、本実施形態においては、有効領域E内に存在する高輝度領域Hについてのみ画像情報を算出して表示することとしたが、高輝度領域Hが有効領域E内に存在するか否かを識別可能に表示することとすればよく、例えば、有効領域Eの外縁を表示したり有効領域E内の色を他の領域の色と変えたりする等、有効領域E内と有効領域E外とを識別可能にすることで、有効領域E外に存在する高輝度領域についても画像情報を表示することとしてもよい。また、有効領域E外の高輝度領域については画像上に表示しない、または、その画像情報を表示しないこととし、有効領域E内に存在する高輝度領域Hについてのみを画像上に表示したり、または、その画像情報を表示したりすることで、有効領域Eを補正蛍光画像上に表示しないこととしてもよい。

30

【0045】

また、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、領域抽出部45が補正蛍光画像上の高輝度領域Hを1ヶ所抽出することとしたが、第1の変形例としては、同一の補正蛍光画像上の高輝度領域Hを同時に2ヶ所以上抽出することとしてもよい。この場合、判定部49は、有効領域E内に存在する高輝度領域Hについてのみ画像情報を算出し、有効領域E内に存在しない高輝度領域Hについては画像情報を算出しないこととすればよい。また、表示部51は、算出された画像情報を画像上の高輝度領域Hの近傍に表示することとすればよい。

40

【0046】

例えば、図5に示すように、抽出された高輝度領域H1、H2が有効領域E内に存在しない場合は、いずれの高輝度領域H1、H2の画像情報も算出せず、一方、図6に示すように、高輝度領域H1、H2が有効領域E内に存在する場合には、各高輝度領域H1、H2の画像情報を算出してそれぞれの近傍に表示することとすればよい(同図においては、高輝度領域H1の平均輝度値1400、高輝度領域H2の平均輝度値2450)。このようにすることで、補正蛍光画像上で複数の高輝度領域H1、H2の画像情報を容易に把握することができる。

【0047】

50

また、本実施形態においては、補正蛍光画像上に有効領域 E を 1 つ設定することとしたが、第 2 の変形例としては、同一の補正蛍光画像において複数の有効領域 E を同時に設定することとしてもよい。この場合、有効領域設定部 47 において、例えば、図 7 および図 8 に示すように、補正蛍光画像の中心において輝度値 2000 で表示される蛍光が、 $\pm 10\%$ の誤差量（輝度値 1800 ~ 2000）で表示されるような領域を有効領域 E1 とし、 $\pm 20\%$ の誤差量（輝度値 1600 ~ 2400）で表示されるような領域を有効領域 E2 とすればよい。

【0048】

また、表示部 51 は、例えば、図 7 に示すように、抽出された高輝度領域 H2 が有効領域 E2 内に存在する場合には、高輝度領域 H2 の画像情報をその近傍に表示し（同図において、高輝度領域 H2 の平均輝度値 2700。）、どちらの有効領域 E1、E2 にも含まれていない高輝度領域 H1 についてはその近傍に何も表示しないこととすればよい。

10

【0049】

また、図 8 に示すように、高輝度領域 H1 が有効領域 E2 内に存在し、高輝度領域 H2 が有効領域 E1 内に存在する場合には、各高輝度領域 H1、H2 の画像情報をそれぞれの近傍に表示することとすればよい（同図において、高輝度領域 H1 の平均輝度値 1300、高輝度領域 H2 の平均輝度値 2700。）。この場合、有効領域 E1、E2 内の色をそれぞれ変えて表示することとしてもよいし、また、領域効領域 E1、E2 ごとに画像情報の色等を変えて表示することとしてもよい。このようにすることで、求める輝度値の誤差の精度に応じて画像情報を把握し易くすることができる。

20

【0050】

本変形例においては、高輝度領域 H1 の輝度値は $\pm 20\%$ の範囲の誤差量があるから、その蛍光強度は輝度値 1040 ~ 1560 の範囲であることが分かる。また、高輝度領域 H2 の輝度値は $\pm 10\%$ の範囲の誤差量があるから、その蛍光強度は輝度値 2430 ~ 2970 の範囲であることが分かる。

【0051】

〔第 2 の実施形態〕

次に、本発明の第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置について説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 200 は、図 9 に示すように、スコープ（内視鏡スコープ）202 がスコープ 202 に関するスコープ情報を記憶する IC チップ 261 を備える点と、光源 210 が IC チップ 261 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 263 を備える点で、第 1 の実施形態と異なる。

30

以下、第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 100 と構成を共通する箇所には、同一符号を付して説明を省略する。

【0052】

スコープ 202 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 265 と、対物レンズ 31 により構成される受光部 267 とを備えている。このスコープ 202 は、観察対象部位 X を正面視して観察するように照射部 265 および受光部 267 の観察角度が設定されている。

【0053】

また、スコープ 202 は、図 10 および図 11 に示すような用途や仕様が異なる他のスコープ 202A、202B と交換可能に設けられている。スコープ 202A は、図 10 に示すように、観察対象部位 X を正面視して観察するように観察角度が設定された 2 つの照射部 265 および受光部 267 を備えている。このスコープ 202A は、各照射部 265 の光軸を中心とする略長円形状の照射範囲に励起光および参照光を照射するようになっている。

40

【0054】

また、スコープ 202B は、図 11 に示すように、画像の中心よりもやや周辺部で観察する際に用いられ、食道や大腸等の管腔内に沿って配置された状態で体腔壁等を広角で観察するように観察角度が設定された 2 つの照射部 265 および受光部 267 を備えている

50

。このスコープ 202B は、照射部 165 から体腔壁等の周方向全域に向かって励起光および参照光を広角に照射するようになっている。

【0055】

ICチップ 261 は、スコープ 202, 202A, 202B ごとに特有の情報を記憶しているものであり、各スコープ 202, 202A, 202B の光源側基端部に配置されている。スコープ情報としては、例えば、照射部 265 の数や、照射部 265 と受光部 267 の観察角度等が挙げられる。

【0056】

スコープ判別部 263 は、スコープ 202 が光源 210 に接続されると、ICチップ 261 に記憶されているスコープ情報を読み出し、その情報を有効領域設定部 247 に出力するようになっている。有効領域設定部 247 は、スコープ判別部 263 から送られてくるスコープ情報に基づいて、観察対象部位 X を観察するのに適切な位置および形状の有効領域を設定するようになっている。表示部 51 は、設定された有効領域の形状に応じて、その外縁を表示したり有効領域内を有効領域外とは異なる色で表示したりするようになっている。

【0057】

このように構成された蛍光内視鏡装置 200 の作用について説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 200 を用いて、生体の体腔内の観察対象部位 X を観察する場合には、まず、スコープ判別部 263 により、光源 210 に接続されたいずれかのスコープ 202, 202A, 202B のスコープ情報が ICチップ 261 から判別され、有効領域設定部 247 にそのスコープ情報が入力される。

【0058】

図 10 に示すスコープ 202A が接続されている場合には、有効領域設定部 247 により、スコープ情報に基づき各照射部 265 から照射される励起光および参照光の全ての照射範囲を含むような有効領域 E が設定される。この場合、表示部 51 により、図 12 に示すように、長円形状の有効領域 E の外縁が表示される。

一方、スコープ 202B が接続されている場合には、有効領域設定部 247 により、スコープ情報に基づき画像の中心よりもやや周辺部で観察するような有効領域 E が設定される。この場合、表示部 51 により、図 13 に示すように、中心部を除く環状の有効領域 E が有効領域 E 外の色とは異なる色で表示される。

【0059】

以上説明したように、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 200 によれば、有効領域設定部 247 によりスコープ情報に基づいて有効領域 E を設定することで、観察対象および観察方法に応じて用途や仕様が異なるスコープ 202, 202A, 202B ごとに実用的で信頼性が高い有効領域 E を設定することができる。

【0060】

なお、本実施形態においては、スコープ判別部 263 が ICチップ 261 からスコープ情報を読み出して有効領域設定部 247 に出力することとしたが、例えば、キーボード等の入力装置を用いて手動で有効領域設定部 247 にスコープ情報を入力することとしてもよい。

また、本実施形態においては、有効領域設定部 247 がスコープ情報に基づいて有効領域 E を設定することとしたが、例えば、観察対象や観察方法に応じて、術者が手動で有効領域設定部 247 を作動させて有効領域 E を設定することとしてもよい。

【0061】

〔第 3 の実施形態〕

次に、本発明の第 3 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置について説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 300 は、図 14 に示すように、画像処理部 340 が、ファントム（標準試料）Y を観察して得られる標準試料情報を記憶する情報記憶部 371 を備え、有効領域設定部 347 が標準試料情報に基づいて有効領域を設定する点で、第 1 の実施形態と異なる。

以下、第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置100と構成を共通する箇所には、同一符号を付して説明を省略する。

【0062】

ファントムYとしては、ほぼ全域にわたり均一な強度の蛍光を発生する平板状のものが用いられる。このファントムYは、例えば、図15に示すように、正面視して観察した場合に得られる補正蛍光画像の中心において輝度値2000で表示される蛍光強度を有している。

【0063】

情報記憶部371は、有効領域設定部347によりファントムYの補正蛍光画像において設定された有効領域を記憶することができるようになっている。例えば、図16に示すように、輝度値の誤差量が±10%の範囲（蛍光強度が輝度値1900～2100で表示される範囲）と、誤差量が-10～-20%の範囲（蛍光強度が輝度値1800～1900で表示される範囲）と、誤差量が+10～+20%の範囲（蛍光強度が輝度値2100～2200で表示される範囲）とにより構成される領域が図17に示すような有効領域Eとして記憶される。

10

【0064】

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300の作用について説明する。

本実施形態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を観察する場合は、画像補正部43により観察対象部位Xの補正蛍光画像が生成されると、有効領域設定部347により情報記憶部371に記憶されているファントムYの有効領域Eが読み出され、観察対象部位Xの補正蛍光画像に設定される。

20

【0065】

ここで、観察範囲内で均一な強度の蛍光を発生するファントムYの補正蛍光画像には、観察距離および観察角度の影響による輝度値の誤差が明確に表れているので、ファントムYの補正蛍光画像における輝度の実測値に基づいて、観察対象部位Xの補正蛍光画像に精度が高い有効領域Eを設定することができる。これにより、観察距離および観察角度の影響による誤差が少なく精度が高い画像情報を取得することができる。

【0066】

なお、本実施形態は以下のように変形することができる。

30

例えば、図18に示すように、蛍光内視鏡装置300が、形状が異なる他の複数のファントムの有効領域Eが記憶されている情報記憶部371から任意の有効領域Eを選択する選択部373を備えることとしてもよい。

【0067】

他のファントムとしては、全域にわたり均一な強度の蛍光を発生する蛍光体により形成されるものであればよく、例えば、図19に示すような輝度値2000の蛍光強度を有する管腔形状のファントムZが挙げられる。このファントムZの中空内部にスコープ2を挿入して内壁を広角で観察すると、例えば、図20に示すように、中心部よりその周囲の環状部分で高い輝度値が得られる補正蛍光画像が生成される。

【0068】

この補正蛍光画像は、中心部を含み蛍光強度が輝度値1800以下で表示される範囲と、その周囲に蛍光強度が輝度値1800～2200で表示される範囲と、さらにその周囲に蛍光強度が輝度値2200以上で表示される範囲とにより構成される。この場合、例えば、図21に示すように、食道や大腸の内壁を広角で観察する場合に適した輝度値1800～2200で表示される環状の領域を有効領域Eとして設定することができる。

40

【0069】

以上、本変形例においては、形状や蛍光強度が異なる複数のファントムYの有効領域Eを情報記憶部371に記憶しておき、選択部373の作動により観察対象や観察方法に適したファントムYの有効領域Eを選択して観察対象部位Xの補正蛍光画像に用いることで、様々なバリエーションの観察を精度よく行うことができる。

50

【 0 0 7 0 】

〔 第 4 の 実 施 形 態 〕

次に、本発明の第 4 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置について説明する。

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 4 0 0 は、図 2 2 に示すように、画像処理部 4 4 0 が、観察状況を判別する状況判別部 4 8 1 を備え、有効領域設定部 4 4 7 が状況判別部 4 8 1 からの指示に基づいて有効領域 E を設定する点で、第 1 の実施形態と異なる。

以下、第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 と構成を共通する箇所には、同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 7 1 】

状況判別部 4 8 1 は、画像生成部 4 1 により生成された白色光画像において、所定の大きさの状況判別領域を設定するようになっている。状況判別領域は、例えば、画像の中心から所定の半径（所定の画素数）により形成される円内とする。また、状況判別部 4 8 1 は、状況判別領域内に所定の閾値以下の輝度値を有する領域が含まれているか否かを判別するようになっている。

10

【 0 0 7 2 】

この状況判別部 4 8 1 は、例えば、図 2 3 に示すように、状況判別領域 C 内に閾値を下回る画素の領域が含まれている場合には食道や大腸等の管腔内の体腔壁を広角で観察していると判別し、また、図 2 4 に示すように、状況判別領域 C 内に閾値を下回る画素の領域が含まれていない場合には、内壁等に正面視して観察していると判別するようになっている。状況判別部 4 8 1 により判別された判別結果は有効領域設定部 4 4 7 へと出力される。

20

【 0 0 7 3 】

有効領域設定部 4 4 7 は、状況判別部 4 8 1 から広角で観察しているとの判別結果が入力されると、図 2 5 に示すような補正蛍光画像の中心部を除く環状の有効領域 E を設定し、一方、正面視して観察しているとの判別結果が入力されると、図 2 6 に示すような補正蛍光画像の中心から所定の半径により形成される円形状の有効領域 E を設定するようになっている。

【 0 0 7 4 】

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 4 0 0 によれば、状況判別部 4 8 1 の観察状況に応じた判断結果に基づいて有効領域 E の形状を変化させることで、観察状況が変化した場合であっても信頼性が高い有効領域 E により観察することができる。

30

【 0 0 7 5 】

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。

【 符号の説明 】

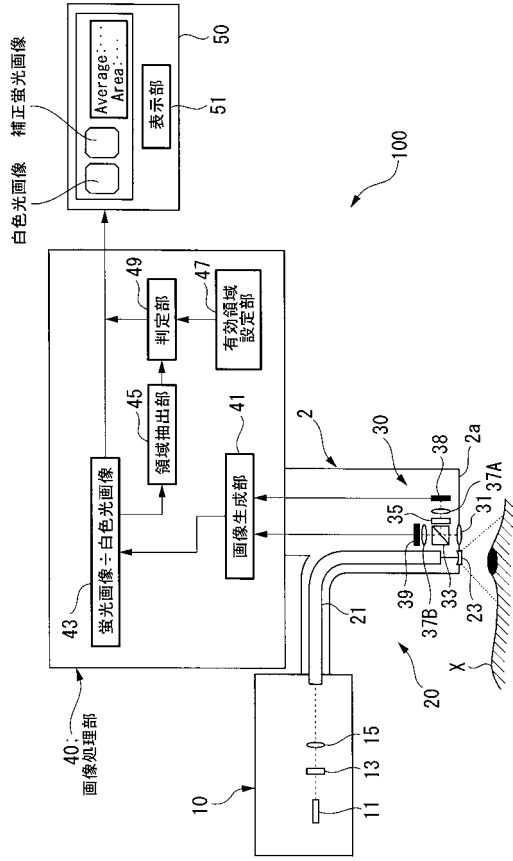
【 0 0 7 6 】

- 1 0 光源
- 2 1 , 2 3 照射部
- 3 1 受光部
- 4 1 画像生成部（蛍光画像取得部、参照画像取得部）
- 4 3 画像補正部（補正蛍光画像生成部）
- 4 5 領域抽出部
- 4 7 有効領域設定部
- 5 1 表示部
- 2 0 2 , 2 0 2 A , 2 0 2 B スコープ（内視鏡スコープ）
- H 高輝度領域
- E 有効領域

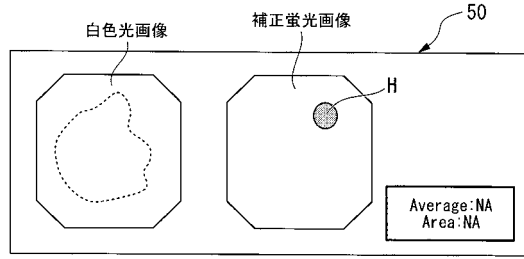
40

50

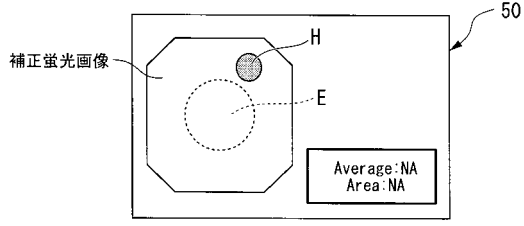
【 図 1 】



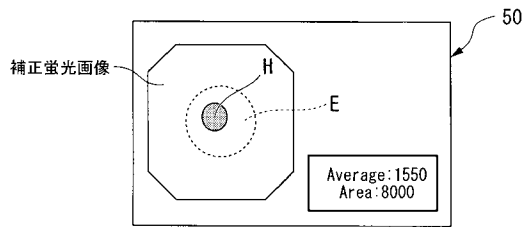
【 図 2 】



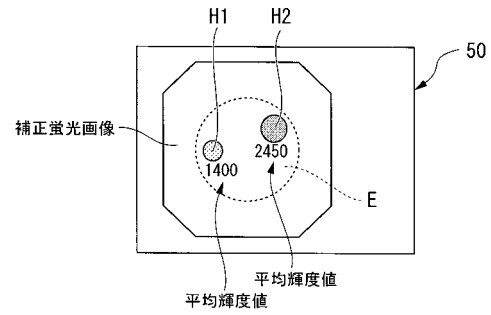
【 図 3 】



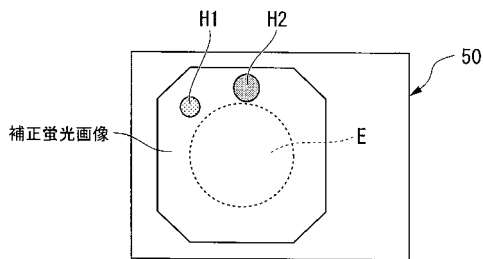
【 図 4 】



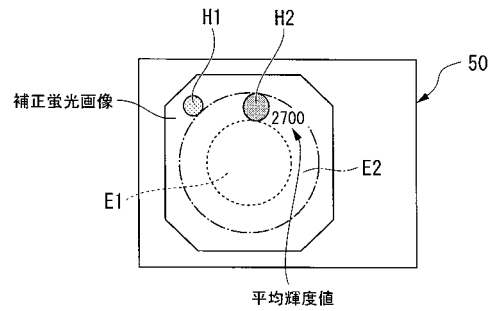
【 図 6 】



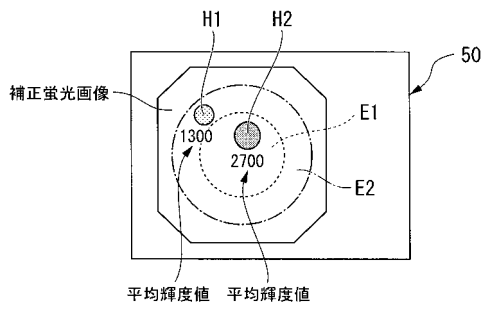
【 図 5 】



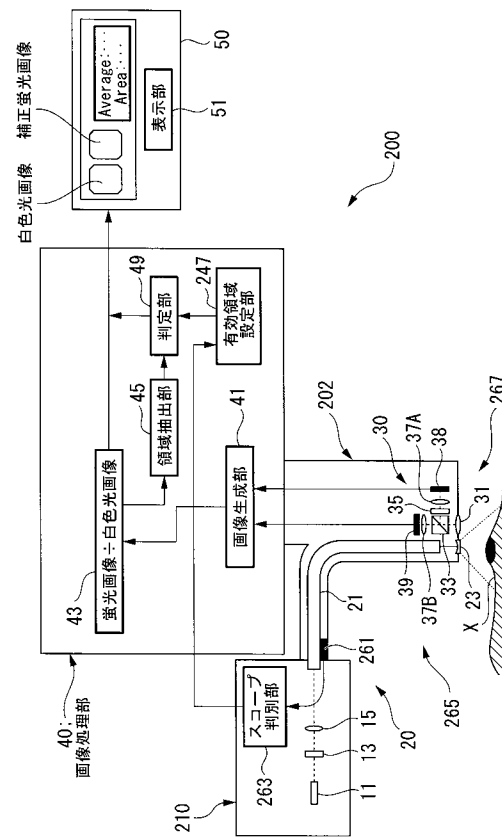
【 図 7 】



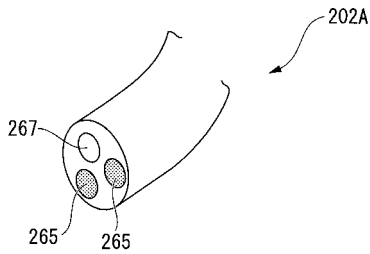
【 図 8 】



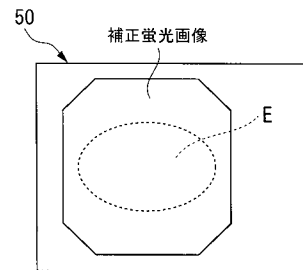
【 図 9 】



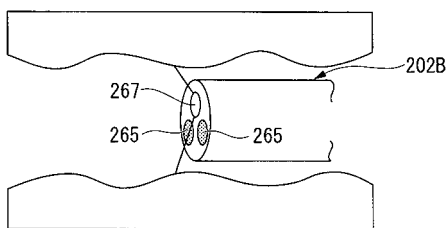
【 図 10 】



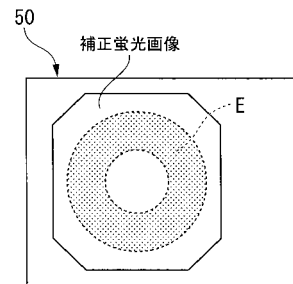
【 図 12 】



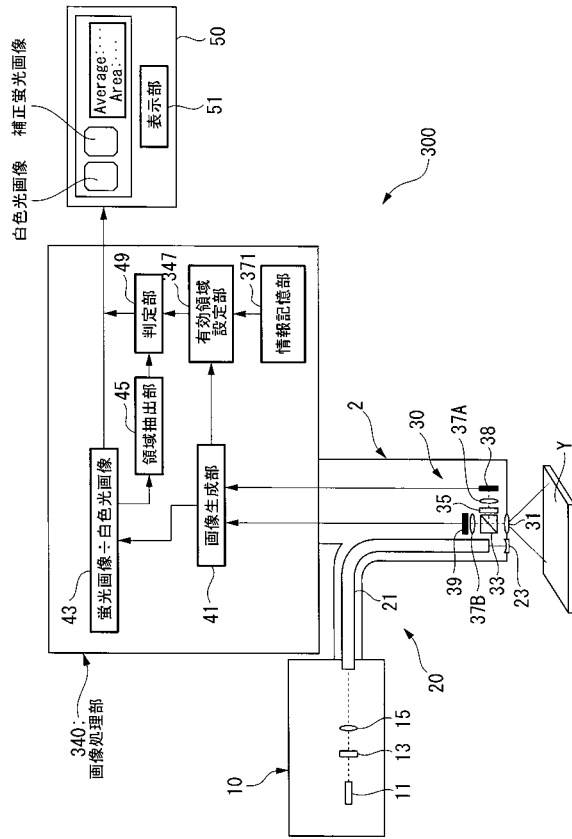
【 図 11 】



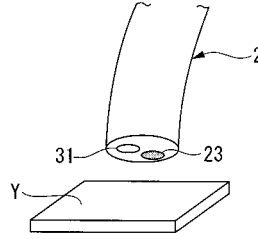
【 図 13 】



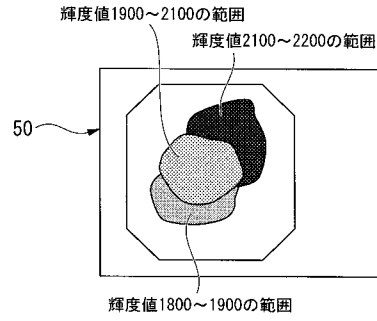
【図14】



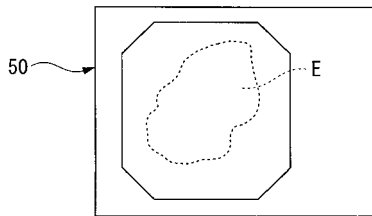
【図15】



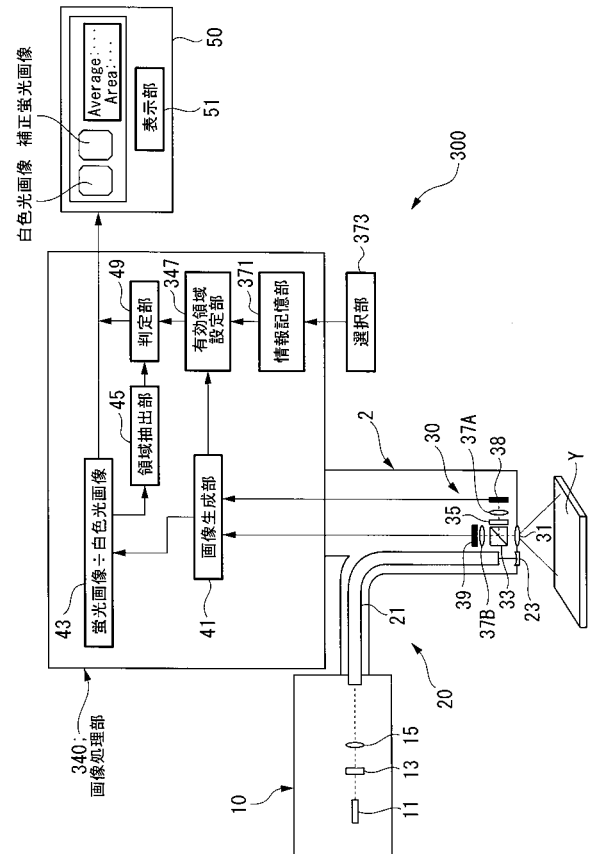
【図16】



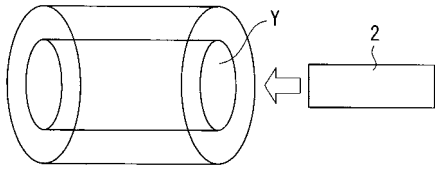
【図17】



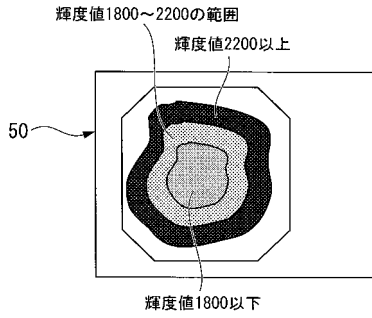
【図18】



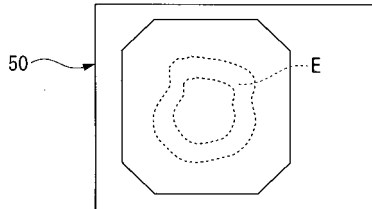
【図19】



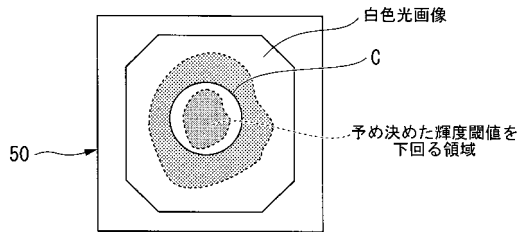
【図20】



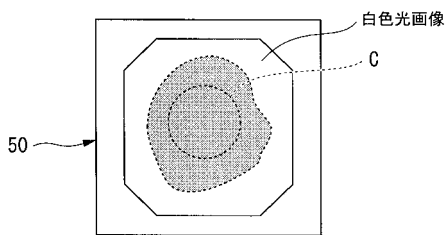
【図21】



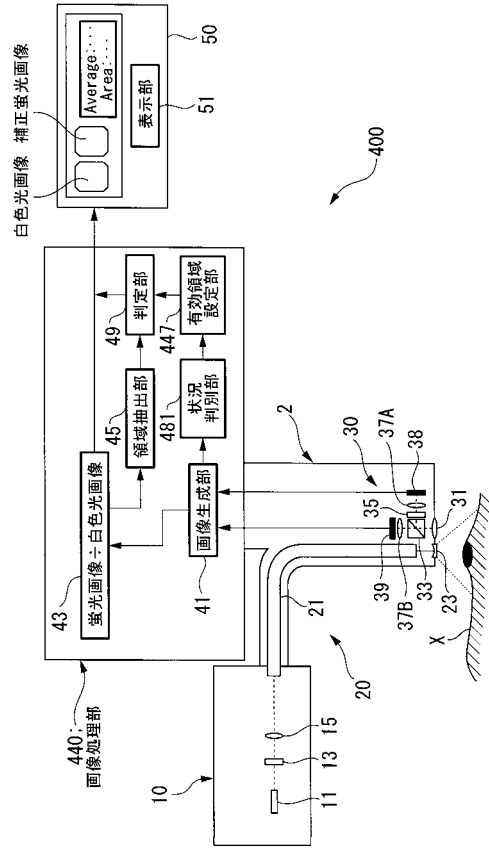
【図23】



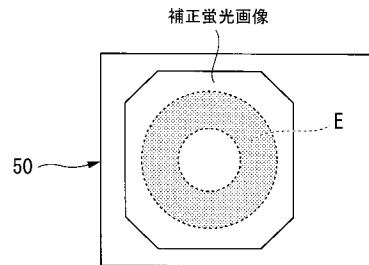
【図24】



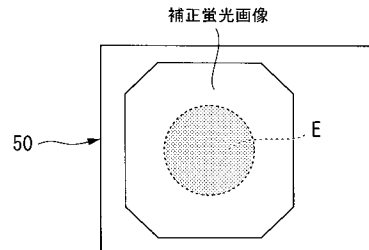
【図22】



【図25】



【図26】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2003-079568(JP,A)
特開2009-225851(JP,A)
特開2002-263064(JP,A)
特開2006-175052(JP,A)
特開2003-036436(JP,A)
特開2001-258820(JP,A)
特開2002-102146(JP,A)
特開2006-271871(JP,A)
特開2006-043002(JP,A)
特開2008-154846(JP,A)
欧州特許出願公開第02108300(EP,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

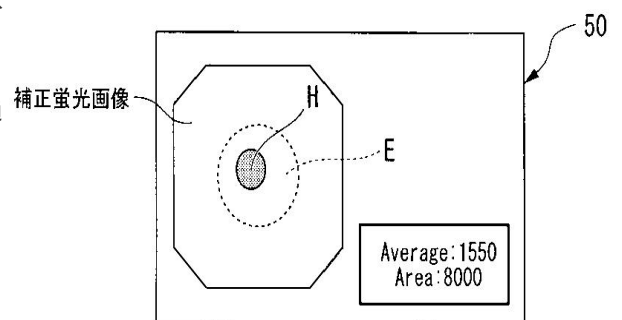
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	荧光内窥镜设备		
公开(公告)号	JP5555002B2	公开(公告)日	2014-07-23
申请号	JP2010027885	申请日	2010-02-10
[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	A61B1/043 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00186 A61B1/05 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084 G01N21/274 G01N21/6456 G01N2021/6484		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.640 A61B1/00.650 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 H04N7/18.M		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR14 4C061/WW02 4C061/WW05 4C061/WW10 4C061/WW17 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR14 4C161/WW02 4C161/WW05 4C161/WW10 4C161/WW17 5C054/AA05 5C054/CC07 5C054/FC04 5C054/FE09 5C054/FE16 5C054/HA12		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
其他公开文献	JP2011161046A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供荧光内窥镜，其中可获得对象的定量信息。注意：荧光内窥镜100包括光源10，用于将激发光和参考光两者照射到对象身体部位X用于观察，图像生成部41通过照射来自光源10的激发光来拍摄在观察体部X处产生的荧光，以获得荧光图像，或者通过照射参考光来拍摄从观察体部X返回的返回光，以获得参考图像，图像校正部分43，用于通过使用由图像生成部分41获得的参考图像校正荧光图像来生成校正的荧光图像，有效区域设置部分47，用于在预定的允许范围内设置有效区域。由图像校正部分生成的校正荧光图像中的亮度误差水平如图43所示，区域提取部分45用于提取超出校正的荧光图像中的规定阈值亮度级别的高亮度区域，以及显示器51，用于区别地显示由区域提取部分45提取的高亮度区域是否存在于有效区域中。

【图4】



【图5】