

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02013/015120

発行日 平成27年2月23日 (2015. 2. 23)

(43) 国際公開日 平成25年1月31日 (2013. 1. 31)

(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	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

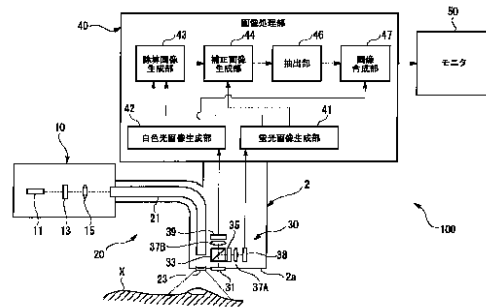
審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

出願番号 特願2013-525656 (P2013-525656)	(71) 出願人 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
(21) 国際出願番号 PCT/JP2012/067740	
(22) 国際出願日 平成24年7月11日 (2012. 7. 11)	
(31) 優先権主張番号 特願2011-160886 (P2011-160886)	(74) 代理人 100118913 弁理士 上田 邦生
(32) 優先日 平成23年7月22日 (2011. 7. 22)	(74) 代理人 100112737 弁理士 藤田 考晴
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 志田 裕美 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) 2H040 CA04 CA09 CA11 CA12 CA23 CA24 GA02 GA07 GA11 4C161 BB01 BB08 CC06 JJ17 NN01 QQ02 QQ04 SS21 SS22 SS23 WW02 WW04 WW05 WW08 WW17 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 蛍光内視鏡装置

(57) 【要約】

被検体の観察条件や被検体の状態（色や形状）によらず、情報を取得し、病変部をより正確に精度よく抽出する。被検体に励起光及び参照光を照射する光源（10）と、該光源からの前記励起光の照射により前記被検体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を生成する蛍光画像生成部（41）と、前記光源からの前記参照光の照射により前記被検体から戻る戻り光を撮影し参照画像を生成する参照画像生成部と、前記蛍光画像生成部により生成された前記蛍光画像を前記参照画像生成部により生成された前記参照画像で除算することにより除算画像を生成する除算画像生成部（43）と、前記除算画像と前記蛍光画像とに基づいて補正画像を生成する補正画像生成部（44）と、を備え、該補正画像生成部（44）は、前記除算画像と前記蛍光画像とが共通して相対的に高輝度となる領域を強調した補正画像を生成する蛍光内視鏡装置（100）を提供する。



- 40 Image-processing unit
- 41 Fluorescent image-generating unit
- 42 White light image-generating unit
- 43 Division image-generating unit
- 44 Correction image-generating unit
- 46 Extraction unit
- 47 Image-combining unit
- 50 Monitor

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に励起光及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検体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、

前記光源からの前記参照光の照射により前記被検体から戻る戻り光を撮影し参照画像を生成する参照画像生成部と、

前記蛍光画像生成部により生成された前記蛍光画像を前記参照画像生成部により生成された前記参照画像で除算することにより除算画像を生成する除算画像生成部と、

前記除算画像と前記蛍光画像とに基づいて補正画像を生成する補正画像生成部と、を備え、

該補正画像生成部は、前記除算画像と前記蛍光画像とが共通して相対的に高輝度となる領域を強調した補正画像を生成する蛍光内視鏡装置。

【請求項 2】

前記被検体に応じて前記除算画像および / または前記蛍光画像に減算処理を行う減算処理部を備え、

前記補正画像生成部は、前記減算処理部により減算された前記除算画像および / または前記蛍光画像に基づいて補正画像を生成する請求項 1 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 3】

前記被検体に応じて前記除算画像と前記蛍光画像とに重み付け処理を行う重み付け処理部を備え、

前記補正画像生成部は、前記重み付け処理部により重み付けされた前記除算画像と前記蛍光画像とに基づいて補正画像を生成する請求項 1 又は請求項 2 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 4】

前記補正画像生成部は、前記除算画像に前記蛍光画像を乗算することにより補正画像を生成する請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 5】

前記補正画像生成部は、前記除算画像と前記蛍光画像とを加算することにより補正画像を生成する請求項 1 乃至請求項 3 の何れか 1 項に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 6】

前記補正画像に対して、所定の閾値に基づいて、該閾値よりも大きい階調値を有する領域を抽出する抽出部を備えた請求項 1 乃至請求項 5 の何れか 1 項に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 7】

前記補正画像における画素ごとの階調値の平均値に基づいて前記閾値を設定する閾値設定部を備えた請求項 6 に記載の蛍光内視鏡装置。

【請求項 8】

前記抽出部により抽出された前記領域を、前記参照画像に重畳することにより合成画像を生成する画像合成部を備えた請求項 6 又は請求項 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

10

20

30

40

50

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る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正常部からも蛍光が検出されるため、全体にバックグラウンドを有する蛍光画像が取得される。また、参照画像は、観察距離や観察角度だけでなく、被検体の色特性や凹凸などの形状に影響を受けた画像である。したがって、例えば、被検体の色特性である吸収特性に起因して戻り光の強度が落ちた参照画像でバックグラウンドを持つ蛍光画像を除算した場合には、バックグラウンドの蛍光強度が増幅された除算画像が取得されることとなる。また、被検体の形状が複雑な場合には凹凸に起因して影が生じるため、戻り光の強度が落ちた参照画像でバックグラウンドを持つ蛍光画像を除算した場合には、バックグラウンドの蛍光強度が増幅された除算画像が取得されることとなる。このため、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、得られる除算画像は、吸収特性の違いや形状等、観察距離や観察角度とは異なる要因の影響を受けた画像となる。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が明るく表示されたりしてしまい、必ずしも病変部を精度よく抽出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、観察条件や被検体の状態（色や形状）によらず、病変部をより正確に精度よく抽出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、被検体に励起光及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検体において発生した蛍光を撮影し蛍光画像を生成する蛍光画像生成部と、前記光源からの前記参照光の照射により前記被検体から戻る戻り光を撮影し参照画像を生成する参照画像生成部と、前記蛍光画像生成部により生成された前記蛍光画像を前記参照画像生成部により生成された前記参照画像で除算することにより除算画像を生成する除算画像生成部と、前記除算画像と前記蛍光画像とに基づいて補正画像を生成する補正画像生成部と、を備え、該補正画像生成部は、前記除算画像と前記蛍光画像とが共通して相対的に高輝度となる領域を強調した補正画像を生成する蛍光内視鏡装置を提供する。

【0007】

本発明によれば、光源から発せられた励起光が被検体に照射されると、蛍光画像生成部により被検体において発生した蛍光の蛍光画像が生成され、光源から励起光とともに発せられた参照光が被検体に照射されると、参照画像生成部によりその戻り光の参照画像が生成される。そして、除算画像生成部において、蛍光画像を参照画像で除算す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画像が生成される。

【0008】

さらに、補正画像生成部により前記除算画像と前記蛍光画像とが共通して相対的に高輝度となる領域を強調した補正画像が生成される。

ここで、除算画像には、バックグラウンドの低輝度領域と、この低輝度領域に対して、

10

20

30

40

50

蛍光画像の病変部から発せられた蛍光に起因して相対的に高輝度となる領域、及び、白色光画像の被検体の色特性等に起因し除算により増幅されたことによって相対的に高輝度となった領域が含まれる。従って、除算画像のうち相対的に高輝度である領域とは、除算画像において例えば上位10%~20%程度の輝度を有する領域であり、病変部から発せられた蛍光によって高輝度となる領域と、被検体の色特性等に起因して高輝度となる領域とを含む領域である。

また、蛍光画像には、バックグラウンドの低輝度領域と、この低輝度領域に対して、病変部から発せられた蛍光によって相対的に高輝度となる領域、及び、被検体の距離が近いために相対的に高輝度となる領域が含まれる。従って、蛍光画像のうち相対的に高輝度の領域とは、蛍光画像において例えば上位10%~20%程度の輝度を有する領域であり、病変部から発せられた蛍光によって高輝度となる領域と、被検体の距離に起因して高輝度となる領域とを含む領域である。

10

【0009】

これにより、観察距離や観察角度の影響を抑えるとともに、除算画像に影響を与える被検体における参照光の吸収特性の相違に起因する参照光の強度変化をも補正し、正常部からの蛍光（バックグラウンド）と病変部からの蛍光とのコントラストを拡大させた補正画像を生成することができる。従って、バックグラウンドの影響を抑制して被検体の情報を取得することができ、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

【0010】

また、上記した本発明において、前記被検体に応じて前記除算画像と前記蛍光画像とに重み付け処理を行う重み付け処理部を備え、前記補正画像生成部は、前記重み付け処理部により重み付けされた前記除算画像と前記蛍光画像とに基づいて補正画像を生成することが好ましい。

20

このようにすることで、より精度の高い補正画像を得ることができる。従って、バックグラウンドの影響を抑制して被検体の情報を取得することができ、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

【0011】

上記した発明において、前記補正画像生成部は、前記除算画像に前記蛍光画像を乗算することにより補正画像を生成することが好ましい。

このように、除算画像に蛍光画像を乗算して補正画像を生成することで、観察距離や観察角度の影響を抑えるとともに、除算画像に影響を与える被検体における参照光の吸収特性の相違に起因する参照光の強度変化をも補正し、正常部からの蛍光（バックグラウンド）と病変部とのコントラストを拡大させた補正画像を生成することができる。従って、バックグラウンドの影響を抑制して被検体の情報を取得することができ、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

30

【0012】

上記した発明において、前記補正画像生成部は、前記除算画像と前記蛍光画像とを加算することにより補正画像を生成することが好ましい。

このように、除算画像に蛍光画像を加算して補正画像を生成することで、観察距離や観察角度の影響を抑えるとともに、除算画像に影響を与える、被検体における参照光の吸収特性の相違に起因する参照光の強度変化をも補正し、正常部からの蛍光（バックグラウンド）と病変部とのコントラストを拡大させた補正画像を生成することができる。従って、バックグラウンドの影響を抑制して被検体の情報を取得することができ、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

40

【0013】

上記した発明において、前記補正画像に対して、所定の閾値に基づいて、該閾値よりも大きい階調値を有する領域を抽出する抽出部を備えることができる。

このように、閾値よりも大きい階調値を有する領域を抽出することで、補正画像においてバックグラウンドによる微弱な蛍光の影響を抑制し、病変部の占める領域を抽出することができる。

50

【 0 0 1 4 】

上記した発明において、前記補正画像における画素ごとの階調値の平均値に基づいて前記閾値を設定する閾値設定部を備えることができる。

このように、補正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ことで、画素ごとの階調値の平均値が画像ごとにばらつきがある場合であっても、より精度が高い閾値を設定することができ、より正確に病変部の占める領域を抽出することができる。

【 0 0 1 5 】

上記した発明において、前記抽出部により抽出された領域を前記参照画像に重畳した合成画像を生成する画像合成部を備えることができる。

このように、抽出部により抽出された領域を参照画像に重畳することで、病変部の占める領域とバックグラウンドとのコントラストが明確な合成画像を取得することができる。

【発明の効果】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、観察条件や被検体の状態（色や形状）によらず、病変部をより正確に精度よく抽出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】

【 0 0 1 7 】

【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 A】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置において生成される蛍光画像の説明図である。

【図 2 B】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置において生成される白色光画像の説明図である。

【図 2 C】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置において生成される除算画像の説明図である。

【図 2 D】本発明の第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置において生成される補正画像の説明図である。

【図 3】本発明の第 1 の実施形態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 4】本発明の第 1 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 5】本発明の第 1 の実施形態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 6】本発明の第 2 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 7】本発明の第 2 の実施形態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。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 8 】

(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 内に配置され被検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及び画像情報等を表示するモニタ 50 とを備えている。

【 0 0 1 9 】

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 1

10

20

30

40

50

5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。

【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(励起光及び蛍光)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。

【0022】

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及び蛍光のうち、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及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及び集光レンズ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。

【0023】

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。蛍光撮影部38は、例えば、蛍光用の高感度モノクロCCDであり、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。

【0024】

画像処理部40は、蛍光画像を生成する蛍光画像生成部41と、白色光画像(参照画像)を生成する白色光画像生成部42と、蛍光画像生成部41により生成された蛍光画像を白色光画像により除算する除算画像生成部43と、除算画像生成部43により生成された除算画像に蛍光画像を乗算して補正画像を生成する補正画像生成部44と、補正画像のうち予め設定された閾値よりも大きい階調値を有する領域を抽出する抽出部46と、抽出部46により抽出された領域を白色光画像に重畳して合成画像を生成する合成画像部47と、を備えている。

【0025】

蛍光画像生成部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、生成した蛍光画像を除算画像生成部43及び補正画像生成部44に出力する。ここで、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正常部からも蛍光が発せられるため、生成された蛍光画像は、全体にバックグラウンドを持つ画像(図2A)となる。

従って、蛍光画像には、バックグラウンドの低輝度領域(図2AのA-1)と、この低輝度領域に比して、病変部から発せられた蛍光によって相対的に高輝度となる領域(図2AのA-2)、及び、被検体の距離が近いために相対的に高輝度となる領域(図2AのA-3)が含まれる。

【0026】

10

20

30

40

50

白色光画像生成部 4 2 は、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 次元の白色光画像を生成し、生成した白色光画像を除算画像生成部 4 3 及び画像合成部 4 7 に出力する。ここで、白色光画像は、被検体の色特性、すなわち白色光の吸収特性に影響を受けた画像（図 2 B）である。

従って、生成された白色光画像には、反射光の全体的な分布によるバックグラウンドの低輝度領域（図 2 B の B - 1）、被検体の色特性に起因して低輝度となる領域（図 2 B の B - 2）、及び、これらの低輝度領域に比して被検体の距離が近いことにより相対的に高輝度となる領域（図 2 B の B - 3）が含まれる。

【 0 0 2 7 】

除算画像生成部 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した除算画像（図 2 C）を生成する。これにより、観察距離や観察角度による影響を軽減した領域（図 2 C の C - 1）を含む画像（除算画像）を生成することができる。

ここで、除算画像は、病変部から発生された蛍光によって相対的に高輝度となる領域（図 2 C の C - 2）を含む。さらに、白色光画像に、被検体の色特性に起因した低輝度領域が含まれる場合には、低輝度領域に相当する領域の輝度が除算画像において増幅されるため、高輝度となる領域（図 2 C の C - 3）を含むこととなる。

【 0 0 2 8 】

補正画像生成部 4 4 は、除算画像に対して蛍光画像を乗算することにより除算画像を補正した補正画像（図 2 D）を生成する。ここで、補正画像は除算画像において観察距離や観察角度による影響を軽減した結果が反映された領域（図 2 D の D - 1）を含んでいる。補正画像において、蛍光画像における相対的に高輝度である領域と除算画像における相対的に高輝度である領域との共通する領域とが強調され、すなわち、病変部から発せられた蛍光による高輝度領域（図 2 D の D - 2）が強調される。その結果、被検体における白色光の吸収特性の相違に起因する白色光の強度変化を軽減した領域（図 2 D の D - 3）を含む画像（補正画像）を生成することができる。

【 0 0 2 9 】

抽出部 4 6 は、予め設定された閾値に基づいて、補正画像の全画素のうち閾値よりも大きい階調値を有する画素を特徴領域として抽出する。

【 0 0 3 0 】

合成画像部 4 7 は、抽出部 4 6 により抽出された特徴領域を、白色光画像に重畳することにより合成画像を生成し、生成した合成画像をモニタ 5 0 に出力する。

モニタ 5 0 は、画像合成部 4 7 から受信した合成画像を表示する。

【 0 0 3 1 】

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 によって生体の体腔内の観察対象部位 X を観察する場合の流れについて、図 3 のフローチャートに従って説明する。

まず、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 を観察するために、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、その後、観察対象部位 X の画像情報を取得する（ステップ S 1 1）。すなわち、蛍光薬剤を観察対象部位 X に付着または吸収させた状態で、観察対象部位 X に励起光を照射することにより、蛍光薬剤を励起し観察対象部位 X から蛍光を生じさせる。

【 0 0 3 2 】

より具体的には、本実施形態においては、蛍光薬剤を観察対象部位 X に付着または吸収させた状態で、体腔内にスコープ 2 を挿入して先端 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。そして、この白色光が散レンズ 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 3 】

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

10

20

30

40

50

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及び励起光の一部が反射させられる。これら蛍光、白色光及び励起光は、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、励起光及び蛍光が反射され、励起波長より波長が短い白色光は透過させられる。

【0034】

ビームスプリッタ33により反射された励起光及び蛍光は、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。また、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。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。

10

【0035】

次のステップS12では、蛍光撮影部38により取得された蛍光画像情報及び白色光撮影部39により取得された白色光画像情報が、それぞれ画像処理部40の蛍光画像生成部41及び白色光画像生成部42に入力される。蛍光画像生成部41では、蛍光画像情報に基づいて2次元的な蛍光画像を生成し、生成された蛍光画像は、除算画像生成部43及び補正画像生成部44に出力される。また、白色光画像生成部42では、白色光画像情報に基づいて2次元的な白色光画像を生成し、生成された白色光画像は除算画像生成部43及び画像合成部47に出力される。

20

【0036】

ところで、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するため、病変部以外の部分(バックグラウンド)による微弱な蛍光が発せられることになる。また、例えば、スコープ2の先端2aと観察対象部位Xとの距離や角度に起因して、正常部位であっても相対的に蛍光が強く発せられ、得られた蛍光画像において病変部か正常部かの判断が困難な場合がある。

【0037】

このため、次のステップS13では、除算画像生成部43において、蛍光画像を白色光画像で除算することにより除算画像を生成する。このようにすることで、除算画像において、観察距離や観察角度に依存する蛍光強度変化を軽減することができる。すなわち、白色光画像の強度は、観察距離や観察角度に大きく依存するので、白色光画像によって蛍光画像を規格化することにより、観察距離や観察角度の影響を軽減することができる。生成された除算画像は、補正画像生成部44に出力される。

30

【0038】

ここで、白色光画像において、蛍光と反射光との観察距離や観察角度に対する依存性の相違に加え、被検体における参照光の吸収特性の相違に起因して本来の反射光の強度が得られない場合がある。このため、このような白色光画像に基づいて除算画像を生成した場合には、除算画像では、観察距離や観察角度に起因した蛍光強度変化による影響は抑えられるが、被検体における参照光の吸収特性の相違に起因する反射光の強度変化による影響が生ずる場合がある。

40

【0039】

そこで、次のステップS14では、補正画像生成部44において、除算画像に蛍光画像を乗算することにより、観察対象部位Xにおける反射光の吸収特性の相違に起因する除算画像の強度変化を補正した補正画像を生成する。すなわち、観察対象部位Xにおける吸収に関係しない蛍光画像を除算画像に乗算することで、観察距離や観察角度に起因した蛍光強度変化を軽減するとともに、吸収による影響を軽減した補正画像を生成することができる。より具体的には、補正画像においては、蛍光画像における相対的に高輝度である領域と白色光画像における相対的に高輝度である領域との共通する領域、すなわち病変部から蛍光が発生している領域が強調されることとなる。生成された補正画像は抽出部46に出力される。

50

【 0 0 4 0 】

次のステップ S 1 5 では、抽出部 4 6 において、補正画像生成部 4 4 から入力された補正画像から、予め設定された閾値に基づいて補正画像の全画素のうち閾値よりも大きい階調値を有する画素を特徴領域として抽出し、次のステップ S 1 6 に進む。ステップ S 1 6 では、合成画像生成部 4 7 において、抽出部 4 6 により抽出された特徴領域を白色光画像に重畳することにより合成画像を生成する。このようにすることで、合成画像において、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される。合成画像生成部 4 7 は、生成された合成画像をモニタ 5 0 に出力する。次のステップ S 1 7 においては、画像合成部 4 7 から受信した合成画像がモニタ 5 0 に表示される。

【 0 0 4 1 】

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、補正画像生成部 4 4 において、除算画像生成部 4 3 により生成された除算画像に対して蛍光画像を乗算することで、観察距離や観察角度の影響を抑えるとともに、除算画像に影響を与える、被検体における参照光の吸収特性の相違に起因する反射光の強度変化をも補正し、正常部からの蛍光（バックグラウンド）と病変部とのコントラストを拡大させた補正画像を生成することができる。

【 0 0 4 2 】

さらに、抽出部によって閾値よりも階調値が高い、主として病変部からの蛍光が表示される領域を特徴領域として抽出するので、この特徴領域を白色光画像に重畳して合成画像を生成することで、生成された合成画像において、閾値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より拡大される。従って、バックグラウンドが、被検体の吸収特性による参照光強度の変化に依存して除算画像へ与える影響を抑制した補正画像から病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

なお、本実施形態において補正画像を生成するに際し、まず除算画像を生成してから、この除算画像に蛍光画像を乗算することとしたが、計算の順序はこれに限られず、例えば、蛍光画像に蛍光画像を乗算して、これを白色光画像で除算などの順序で計算してもよい。

【 0 0 4 3 】

（第 1 の実施形態の変形例）

また、本実施形態は以下のように変形することができる。

上記した第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 では、抽出部 4 6 が、予め定められた閾値に補正画像から補正画像のうち閾値よりも大きい階調値を有する領域を抽出することとしたが、これに限られるものではなく、上記実施形態を図 4 に示す蛍光内視鏡装置 2 0 0 のように変形することができる。すなわち、図 4 の蛍光内視鏡装置 2 0 0 は、補正画像生成部 4 4 から補正画像の情報を取得して、この補正画像に基づいて閾値を演算して設定する閾値設定部 4 5 を備える構成とすることができる。以下、本変形例に係る蛍光内視鏡装置 2 0 0 について説明する。

【 0 0 4 4 】

なお、図 4 に示すように、本変形例に係る蛍光内視鏡装置 2 0 0 と上記した第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 との相違点は、閾値設定部 4 5 をさらに備えた点であり、その他の構成は共通であるため、共通する構成については同符号を付し、その説明を省略する。

【 0 0 4 5 】

蛍光内視鏡装置 2 0 0 は、抽出部 4 6 によって特徴領域を抽出するための基準となる閾値を演算し、設定する閾値設定部 4 5 を備えている。閾値設定部 4 5 は、補正画像生成部 4 4 から補正画像の情報を取得し、この補正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演算して設定する。より具体的には、以下の数式（ 1 ）に示すように、閾値設定部 4 5 は、補正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 S と設定し、設定した閾値 S を抽出部 4 6 に出力する。

$$S = a m \quad \cdot \cdot \cdot \quad (1)$$

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

このように構成された本変形例に係る蛍光内視鏡装置 2 0 0 によって生体の体腔内の観察対象部位 X を観察する場合の流れについて、図 5 のフローチャートに従って説明する。

本変形例に係る蛍光内視鏡装置 2 0 0 は、上記した第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 と同様に、観察対象部位 X の画像情報を取得し、蛍光画像及び白色光画像を生成し、蛍光画像及び白色光画像に基づいて除算画像及び補正画像を生成する（ステップ S 2 1 ~ ステップ S 2 4）。生成された補正画像は、閾値設定部 4 5 に出力されると共に抽出部 4 6 に出力され、次のステップ S 2 5 に進む。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 2 5 では、閾値設定部 4 5 において、上述した数式（ 1 ）の係数 a を決定すると共に、画像補正部 4 3 から出力された補正画像から画像全体の平均階調値 m を算出し、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、数式（ 1 ）により、閾値 S を算出する。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、設定された閾値 S を抽出部 4 6 に出力する。

10

【 0 0 4 8 】

次のステップ S 2 6 では、ステップ S 2 5 で設定した閾値 S を基準として、抽出部 4 6 により補正画像からこの補正画像の全画素のうち閾値 S よりも大きい階調値を有する画素を特徴領域として抽出し、次のステップ S 2 7 に進む。ステップ S 2 7 では、合成画像生成部 4 7 において、抽出部 4 6 により抽出された特徴領域を白色光画像に重畳することにより合成画像を生成する。このようにすることで、合成画像において、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される。合成画像生成部 4 7 は、生成された合成画像をモニタ 5 0 に出力する。次のステップ S 2 8 において、画像合成部 4 7 から受信した合成画像がモニタ 5 0 に表示される。

20

【 0 0 4 9 】

以上説明したように、本変形例に係る蛍光内視鏡装置 2 0 0 によれば、第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 1 0 0 の効果に加え、さらに、抽出部によって閾値よりも階調値が高い、主として病変部からの蛍光が表示される領域を特徴領域として抽出するので、この特徴領域を白色光画像に重畳して合成画像を生成することで、生成された合成画像において、閾値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より拡大される。特に、閾値設定部により補正画像全体の平均階調値に基づいて閾値を設定するため、補正画像における階調値の変動に追従して閾値を更新し、取得する補正画像において被験体の個体差や経時変化による影響を軽減し、病変部を精度よく抽出することができる。従って、バックグラウンドの影響を抑制して観察対象部位 X の情報を取得することができ、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

30

【 0 0 5 0 】

なお、本変形例では平均階調値 m に基づいて閾値を設定することとしたが、これに限られず、例えば、以下の数式（ 2 ）に示すように、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 を設定することもできる。

$$S = m + b \quad \cdot \cdot \cdot (2)$$

：補正画像における各画素の階調値の標準偏差

40

この場合、補正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。

【 0 0 5 1 】

また、閾値設定部は、次フレームの補正蛍光画像ごとに閾値を設定してもよく、また、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。

【 0 0 5 2 】

（第 2 の実施形態）

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

50

本実施形態の説明において、上述した第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置100と構成を共通とする箇所には同一符号を付して説明を省略する。

【0053】

第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置100においては、補正画像生成部44が、除算画像に対して蛍光画像を乗算することにより補正画像を生成することとしたが、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置300においては、図6に示すように、本実施形態では補正画像の生成に先立って、除算画像と蛍光画像とに重み付けを行う構成としている。

すなわち、図6の蛍光内視鏡装置300は、被検体に関する情報を入力する入力部52と、除算画像生成部43から補正画像の情報を取得すると共に入力部52から被検体の情報を取得して除算画像及び蛍光画像に所定の重み付けを行う重み付け処理部49とを備えている。

10

【0054】

入力部52は、予め観察対象部位Xに係る情報を記憶している。被検体としての生体は、腹腔等のように様々な組織が含まれるために観察対象部位の色が複雑なもの、又は、消化管の内壁等のように組織が一様で観察対象部位の色がほぼ均一なもの、など観察部位によって状況が大きく異なる。観察対象部位の色が複雑な場合は、除算画像において正常部の蛍光強度が強く表示されるなど病変部の特定が困難となる傾向がある。一方、観察対象部位の色が略均一な場合は、白色光の吸収特性が略均一となるため、被検体の色特性が除算画像に与える影響は比較的小さくなる。従って、入力部52は、たとえば、生体の各部位の色が複雑な観察対象部位群に属するか、又は、色が略均一な観察対象部位群に属するかを記述したテーブルを観察対象部位Xに係る情報として備えている。

20

【0055】

重み付け処理部49は、除算画像生成部43から取得した除算画像及び蛍光画像生成部41から取得した蛍光画像に対して、観察対象部位Xが、色が複雑な観察対象部位群に属するか、又は、色が略均一な観察対象部位群に属するかに対応して2パターンの重み付け処理を行う。すなわち、入力部52から取得した観察対象部位Xに係る情報に基づいて、色が複雑な観察対象部位群に属する場合には、蛍光画像に重みを持たせるように重み付け処理を行う。一方、色が略均一な観察対象部位群に属する場合には、除算画像に重みを持たせるように重み付け処理を行う。重み付け処理部49は、重み付け処理が行われた除算画像及び重み付け処理が行われた白色光画像を補正画像生成部44に出力する。

30

【0056】

補正画像生成部44は、重み付け処理部49から取得した重み付け処理が行われた除算画像と重み付け処理が行われた蛍光画像を加算することにより補正画像を生成する。

なお、重み付け処理として、加算する場合について例示したが、これに限定されるものではなく、例えば、A、Bを重み付け係数として（除算画像）^A × （蛍光画像）^B、あるいは他の演算処理、すなわち、乗算、加算、べき乗等を個別に又は適宜組み合わせることにより重み付けを行ってもよい。

【0057】

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によって生体の体腔内の観察対象部位Xを観察する場合の流れについて、図7のフローチャートに従って説明する。

40

本実施形態に係る蛍光内視鏡装置300は、上記した第1の実施形態に係る蛍光内視鏡装置100と同様に、観察対象部位Xの画像情報を取得し、蛍光画像及び白色光画像を生成し、蛍光画像及び白色光画像に基づいて除算画像を生成する（ステップS31～ステップS33）。生成された除算画像は、重み付け処理部49に出力され次のステップS34に進む。

【0058】

ステップS34では、入力部52に対して、例えば、蛍光内視鏡装置300の操作者によって観察対象部位Xを特定する情報が入力されると、入力部52に記憶されたテーブルを参照して観察対象部位Xが何れの観察対象部位群に属するかが選択され、入力部52は

50

選択された観察対象部位 X に係る情報を重み付け処理部 49 に出力する。重み付け処理部 49 では、入力部 52 から取得した観察対象部位 X に係る情報に基づいて、色が複雑な観察対象部位群に属する場合には蛍光画像に重みを持たせるように、一方、色が略均一な観察対象部位群に属する場合には除算画像に重みを持たせるように重み付け処理を行う。重み付け処理が行われた除算画像及び蛍光画像は補正画像生成部 44 に出力される。

【0059】

次のステップ S35 では、重み付け処理部 49 から取得した重み付け処理が行われた除算画像と重み付け処理が行われた蛍光画像とを加算することにより、除算画像における観察距離や観察角度に起因した蛍光強度変化、及び、観察対象部位 X における反射光の吸収特性の相違に起因する反射光の強度変化を補正した補正画像を生成する。生成された補正画像は抽出部 46 に出力される。

10

【0060】

抽出部 46 においては、補正画像生成部 44 から入力された補正画像から、予め設定された閾値に基づいて補正画像の全画素のうち閾値よりも大きい階調値を有する画素を特徴領域として抽出し、この特徴領域を、合成画像生成部 47 において白色光画像に重畳することにより合成画像を生成する（ステップ S36 ~ ステップ S37）。このようにすることで、合成画像において、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される。合成画像生成部 47 は、生成された合成画像をモニタ 50 に出力する。次のステップ S38 において、画像合成部 47 から受信した合成画像がモニタ 50 に表示される。

20

【0061】

以上説明したように、本実施形態に係る蛍光内視鏡装置 300 によれば、第 1 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置 100 の効果に加え、重み付け処理部 49 により観察対象部位に応じて除算画像と蛍光画像とに重み付けを行ったうえで補正画像生成部 44 により除算画像に蛍光画像を加算することで、観察対象部位に応じた補正画像を生成することができるので、バックグラウンドの影響を抑制して病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

【0062】

なお、本実施形態においては、観察対象部位 X を、色が複雑な観察対象部位群に属するか、又は、色が略均一な観察対象部位群に属するかに対応して 2 パターンの重み付け処理を行う構成としたが、これに限られるものではなく、例えば、観察対象部位によって夫々異なる重み付け処理を行うように構成することもできる。

30

また、操作者によって入力された観察対象部位 X を特定する情報によって色が複雑な観察対象部位群に属するか、色が略均一な観察対象部位群に属するかを判定しているが、白色画像の色のバラつきから自動的に判定するなどの方法をとってもよい。

【0063】

また、本実施形態は以下のように変形することができる。

上記した第 2 の実施形態に係る蛍光内視鏡装置では、除算画像を生成した後重み付け処理を行っていたが、重み付け処理の前に、ノイズ（被検体の特性から最低でも検出される信号、もしくは観察システムの特性上必ず発生する信号）の信号を前記除算画像および前記蛍光画像のどちらか一方、またはその両方からそれぞれ減算する減算処理部を設けてもよい。

40

例えば、上記ステップ S33 に代えて、減算処理部において蛍光画像と除算画像とのそれぞれからノイズを引いた減算画像を生成することとしてもよい（ステップ S33'）。生成した減算画像に重み付け処理を行い補正画像を生成する。

このようにすることで、正常部からの蛍光であるバックグラウンドの影響を下げ、正常部からの蛍光と病変部とのコントラストをより拡大した補正画像を得ることができる。従って、病変部をより正確に精度よく抽出することができる。

また、本変形例では、減算画像を生成した後に重み付け処理を行うとしたが、重み付けを行うことなく補正画像を生成してもよい。

50

【 0 0 6 4 】

なお、観察対象部位 X の特定はスコープ情報に基づいて行う構成とすることもできる。すなわち、蛍光内視鏡装置が、スコープ情報を記憶する IC チップを有する挿脱可能なスコープを備え、光源 1 0 が IC チップ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を備えることとしてもよい。スコープ情報としては、各スコープに対応した観察対象部位に係る情報等が挙げられる。

【 0 0 6 5 】

この場合、スコープが光源 1 0 に接続されると、スコープ判別部により IC チップに記憶されているスコープ情報を読み出して入力部に送り、スコープ情報に基づいて観察対象部位を特定する。そして、特定された観察対象に係る情報が重み付け処理部に出力される。

10

【 0 0 6 6 】

上記の実施形態では被検体の色特性について触れたが、距離以外の要因で戻り光の強度が落ちる場合（例えば凹凸などの形状など）でも、同様の効果がある。

【 符号の説明 】

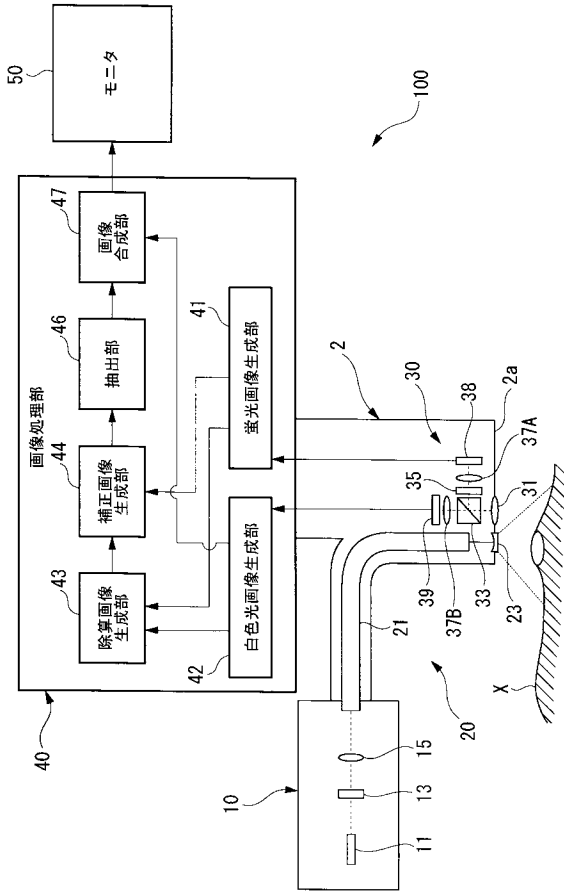
【 0 0 6 7 】

- 1 0 光源
- 4 1 蛍光画像生成部
- 4 2 白色光画像生成部
- 4 3 除算画像生成部
- 4 4 補正画像生成部
- 4 5 閾値設定部
- 4 6 抽出部
- 4 7 画像合成部
- 4 9 重み付け処理部
- 5 0 モニタ
- 5 2 入力部
- 1 0 0 蛍光内視鏡装置
- 2 0 0 蛍光内視鏡装置
- 3 0 0 蛍光内視鏡装置

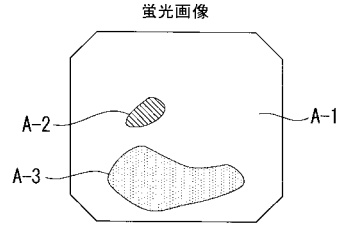
20

30

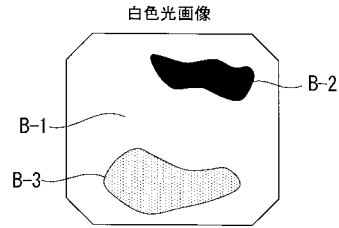
【図1】



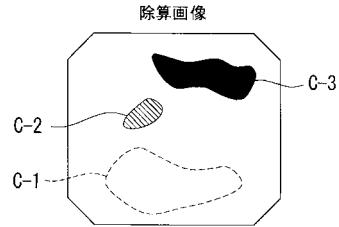
【図2A】



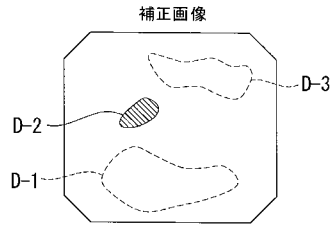
【図2B】



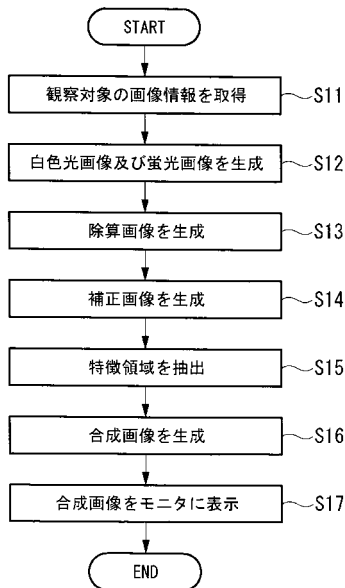
【図2C】



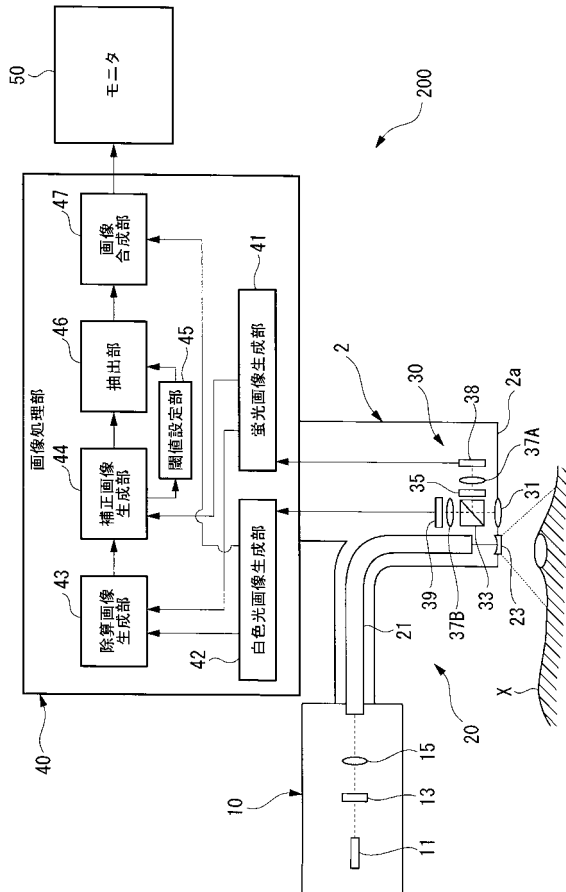
【図2D】



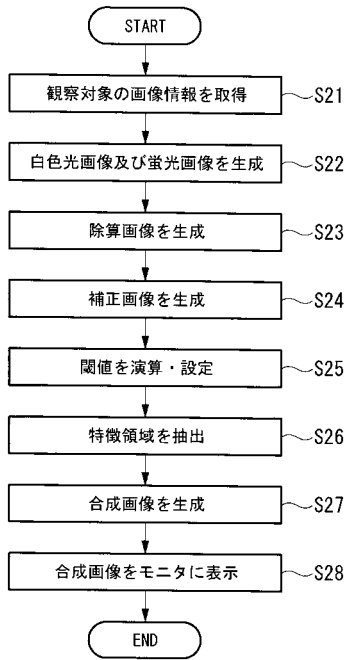
【図3】



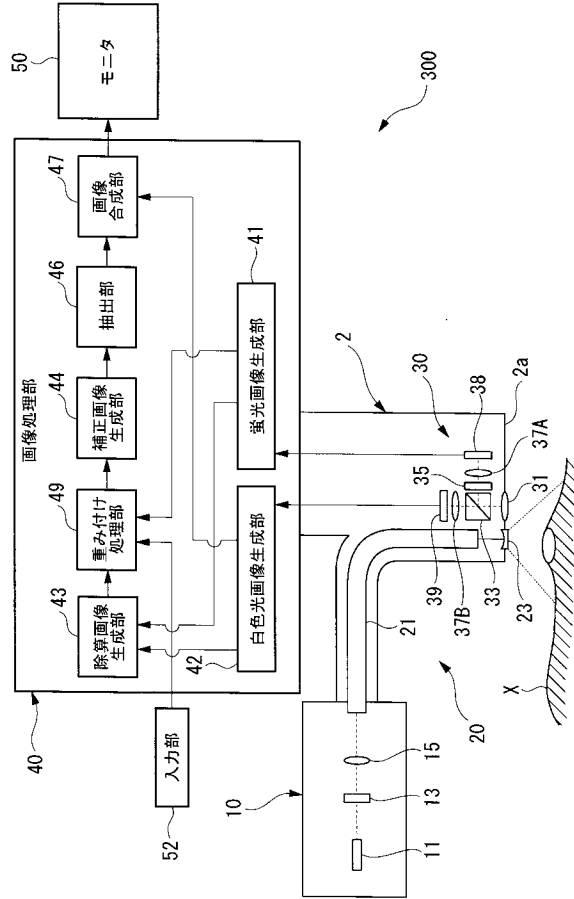
【図4】



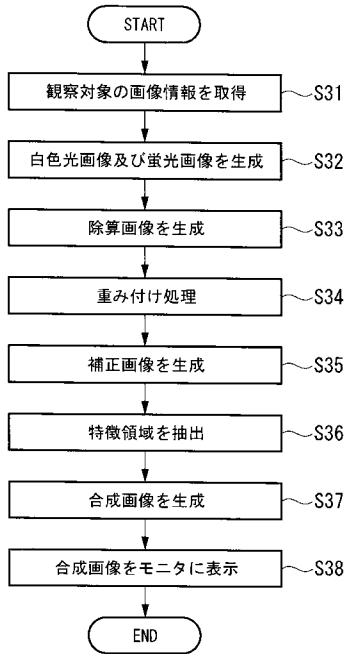
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/067740

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(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) A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24		
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 1996-2012 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2012 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2012		
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.
X Y	JP 2010-227253 A (Olympus Corp.), 14 October 2010 (14.10.2010), paragraphs [0112], [0115] & EP 2412291 A1 & WO 2010/109950 A1 & CN 102361583 A	1 2-8
Y	JP 2005-261974 A (Olympus Corp.), 29 September 2005 (29.09.2005), paragraph [0164] (Family: none)	2-8
Y	JP 2008-93254 A (Fujifilm Corp.), 24 April 2008 (24.04.2008), paragraph [0099] (Family: none)	3-8
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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	"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
"E"	earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"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
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&" document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	
Date of the actual completion of the international search 30 July, 2012 (30.07.12)		Date of mailing of the international search report 07 August, 2012 (07.08.12)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/067740

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 8-317915 A (Hitachi Medical Corp.), 03 December 1996 (03.12.1996), paragraph [0036] (Family: none)	3-8
Y	JP 2003-36436 A (Fuji Photo Film Co., Ltd.), 07 February 2003 (07.02.2003), claim 16; paragraphs [0058] to [0060], [0092] & US 2002/0168096 A1	6-8
X	JP 2011-24726 A (Olympus Medical Systems Corp.), 10 February 2011 (10.02.2011), paragraphs [0043] to [0056] (Family: none)	1
Y		2

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/067740									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(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. A61B1/00, A61B1/04, G02B23/24											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012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									
X Y	JP 2010-227253 A (オリンパス株式会社) 2010.10.14, 段落【0112】、【0115】 & EP 2412291 A1 & WO 2010/109950 A1 & CN 102361583 A	1	2-8								
Y	JP 2005-261974 A (オリンパス株式会社) 2005.09.29, 段落【0164】 (ファミリーなし)	2-8									
Y	JP 2008-93254 A (富士フイルム株式会社) 2008.04.24, 段落【0099】 (ファミリーなし)	3-8									
<input checked="" type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。		<input type="checkbox"/> 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		の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 30.07.2012		国際調査報告の発送日 07.08.2012									
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) 樋熊 政一	2Q 4460								
		電話番号 03-3581-1101	内線 3292								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/067740
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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
Y	JP 8-317915 A (株式会社日立メディコ) 1996.12.03, 段落【0036】 (ファミリーなし)	3-8
Y	JP 2003-36436 A (富士写真フイルム株式会社) 2003.02.07, 【請求項16】、段落【0058】 - 【0060】、【0092】 & US 2002/0168096 A1	6-8
X	JP 2011-24726 A (オリンパスメディカルシステムズ株式会社)	1
Y	2011.02.10, 段落【0043】 - 【0056】 (ファミリーなし)	2

フロントページの続き

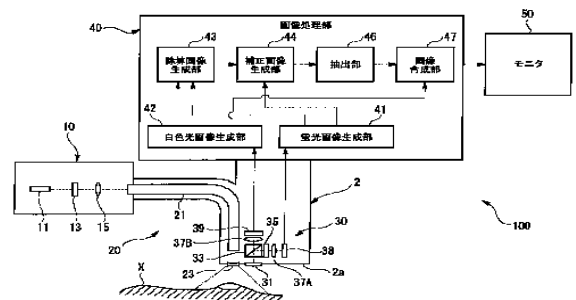
(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, 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, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA

(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	JPWO2013015120A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2013525656	申请日	2012-07-11
[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	志田裕美		
发明人	志田 裕美		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
CPC分类号	A61B5/0071 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0661 G02B21/16 G02B21/244 G02B23/2469 G06T5/50 G06T2207/10064 G06T2207/10068 G06T2207/30004		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/CA24 2H040/GA02 2H040/GA07 2H040/GA11 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/SS22 4C161/SS23 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW05 4C161/WW08 4C161/WW17		
代理人(译)	上田邦夫 藤田 考晴		
优先权	2011160886 2011-07-22 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

不管检查对象的观察条件和检查对象的状态（颜色和形状）如何，都可以获取信息并更准确，更高精度地识别患部。本发明提供一种荧光内窥镜装置（100），该荧光内窥镜装置（100）包括将激发光和参考光照射到检查对象物上的光源（10）。荧光图像生成部（41），其通过捕捉由于来自光源的激发光的照射而在检查对象物上产生的荧光来生成荧光图像。基准图像生成部，其通过捕捉来自光源的基准光的照射而捕获从检查对象返回的返回光，从而生成基准图像。分割图像生成部（43），其通过将由荧光图像生成部生成的荧光图像除以由基准图像生成部生成的基准图像来生成分割图像。以及校正图像产生部分（44），其基于分割图像和荧光图像产生校正图像，其中，校正图像产生部分（44）产生校正图像，在该校正图像中，具有较高亮度的区域和强调了分割图像和荧光图像的共同点。



- 40 Image-processing unit
- 41 Fluorescent image-generating unit
- 42 White light image-generating unit
- 43 Division image-generating unit
- 44 Corrected image-generating unit
- 46 Extraction unit
- 47 Image-combining unit
- 50 Monitor