

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2011年8月18日(18.08.2011)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2011/099363 A1

- (51) 国際特許分類:  
A61B 1/00 (2006.01) G01N 21/64 (2006.01)  
A61B 1/04 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/051445
- (22) 国際出願日: 2011年1月26日(26.01.2011)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2010-027886 2010年2月10日(10.02.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オリンパス株式会社 (OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 石原 康成 (ISHIHARA, Yasushige) [JP/JP]; 〒1510072 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 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 上田 邦生, 外 (UEDA, Kunio et al.); 〒2208137 神奈川県横浜市西区みなとみらい2-2-1 横浜ランドマークタワー37F Kanagawa (JP).

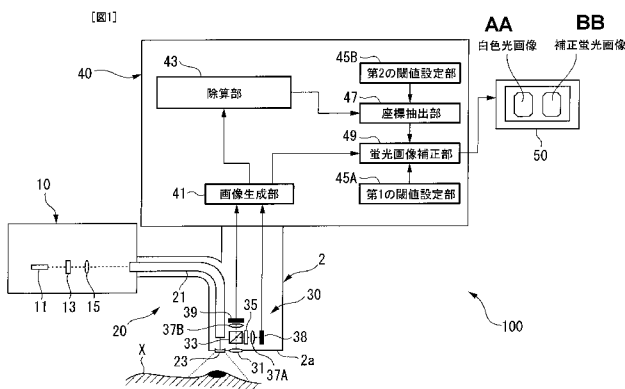
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, 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.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (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), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(54) Title: FLUORESCENCE ENDOSCOPE DEVICE

(54) 発明の名称: 蛍光内視鏡装置



- AA White light image
- BB Corrected fluorescence image
- 41 Image generating unit
- 43 Division unit
- 45A First threshold value setting unit
- 45B Second threshold value setting unit
- 47 Coordinate extraction unit
- 49 Fluorescence image correction unit

(57) 要約:

(57) Abstract: A fluorescence image which has few factors for impairing image quality and which has high accuracy is obtained. Provided is a fluorescence endoscope device (100) which is provided with: a light source (10) which irradiates a site (X) to be observed with excitation light and white light; an image generating unit (41) which obtains a fluorescence image by imaging the fluorescence generated by means of irradiating the site (X) to be observed with excitation light, and which obtains a white light image by imaging the return light that returned from the site (X) to be observed with irradiating same with white light; a division unit (43) which generates a divided fluorescence image by dividing the fluorescence image using the white light image; a coordinate extraction unit (47) which extracts a second region having a higher gradation value than the second threshold value of the divided fluorescence image; a fluorescence image correction unit (49) which extracts a first region having a higher gradation value than the first threshold value of the fluorescence image, and which generates a corrected fluorescence image in which the overlapping region that overlaps with the second region of the divided fluorescence image extracted by means of the coordinate extraction unit (47) is extracted; and a monitor (50) which displays the corrected fluorescence image.

[続葉有]

WO 2011/099363 A1



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。観察対象部位（X）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観察対象部位（X）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観察対象部位（X）から戻る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、白色光画像を用いて蛍光画像を除算し除算蛍光画像を生成する除算部（43）と、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の領域を抽出する座標抽出部（47）と、蛍光画像の第1の閾値より高い階調値を有する第1の領域を抽出するとともに、座標抽出部（47）により抽出された除算蛍光画像の第2の領域と重複する重複領域を抽出した補正蛍光画像を生成する蛍光画像補正部（49）と、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。

## 明 細 書

**発明の名称**： 蛍光内視鏡装置

**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**

**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。

[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。

### 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照明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照明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。

[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照明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。

[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。

[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。

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。

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。

[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。

## 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。
- [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。
- [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。

[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。

[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

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。

[0022] 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。

[0023] 励起光カットフィルタ 35 は、例えば、波長帯域が 765 nm 以上 850 nm 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 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。

[0024] 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除算する除算部（除算蛍光画像生成部）43 とを備えている。

[0025] 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、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。除算部 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。

[0026] また、画像処理部 40 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 45 A と、除算部 43 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 45 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 47（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）49 とを備えている。

[0027] 第 1 の閾値設定部 45 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 45 A は、設定した第 1 の閾値を蛍光画像補正部 49 に出力するようになっている。

[0028] 第 2 の閾値設定部 45 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 45 B は、設定した第 2 の閾値を座標抽出部 47 に出力するようになっている。

[0029] 座標抽出部 47 は、除算蛍光画像における第 2 の閾値設定部 45 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 47 は、抽出した座標を蛍光画像補正部 49 に出力するようになっている。

[0030] 蛍光画像補正部 49 は、蛍光画像における第 1 の閾値設定部 45 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 49 は、補正した蛍光画像のうち、座標抽出部 47 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 49 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 50 に

送るようになっている。

[0031] モニタ50は、蛍光画像補正部49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。

[0032] 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、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。

[0033] 続いて、第1の閾値設定部45Aにより第1の閾値が設定され（ステップSA1）、蛍光画像補正部49に出力される。また、第2の閾値設定部45Bにより第2の閾値が設定され（ステップSA2）、座標抽出部47に出力される。

[0034] 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。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。

[0035] 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、励起波長よりも波長が短い白色光は透過させられる。

[0036] 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。

[0037] 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図4A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49を介してモニタ50に送られて表示される。

[0038] 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、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。）。

[0039] 蛍光画像は、図4Aおよび図4B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4B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5Bおよび図6Bにおいて同様である。）。

[0040] 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除算部43に送られる。除算部43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5A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47に送られる（ステップSA3）。

[0041] 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5Aおよび図5B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。

- [0042] 座標抽出部47においては、除算部43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45B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49へ送られる（ステップSA4）。これにより、座標抽出部47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。
- [0043] 蛍光画像補正部49においては、蛍光画像のうち第1の閾値設定部45A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SA5）。これにより、図6Aおよび図6B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。
- [0044] 続いて、蛍光画像補正部49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47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SA6）。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。
- [0045] 生成された補正蛍光画像がモニタ50に送られて表示される（ステップSA7）。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SA3～ステップSA7が繰り返され、新たな補正蛍光画像がモニタ50に表示される。

- [0046] 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、第 1 の領域抽出部 45A 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 45B および補正蛍光画像生成部 49 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。
- [0047] 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。
- [0048] 本実施形態においては、座標抽出部 47 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 47 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 47 が第 2 の領域の座標を蛍光画像補正部 49 に出力し、蛍光画像補正部 49 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。
- [0049] また、本実施形態においては、蛍光画像補正部 49 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 49 が蛍光画像における座標抽出部 47 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。

[0050] 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45Aおよび第2の閾値設定部45B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101が各閾値を入力する閾値入力部61を備え、術者が閾値入力部61を作動させて第1の閾値設定部45Aおよび第2の閾値設定部45B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。

[0051] 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2000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1000を示すようなものを用いることができる。

[0052] この場合、例えば、図10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SB1）、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SB2）。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41により土台部分が階調値1000、隆起部Aが階調値約4000、隆起部Bが階調値約2000となる蛍光画像が生成される。一方、除算部43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1000、隆起部Aが階調値約4000となる。

[0053] 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2

69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。

[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。

[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。

[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。

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。

### 符号の説明

- [0063] 1 0 光源
- 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

## 請求の範囲

- [請求項1] 被写体に励起光および照明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照明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。

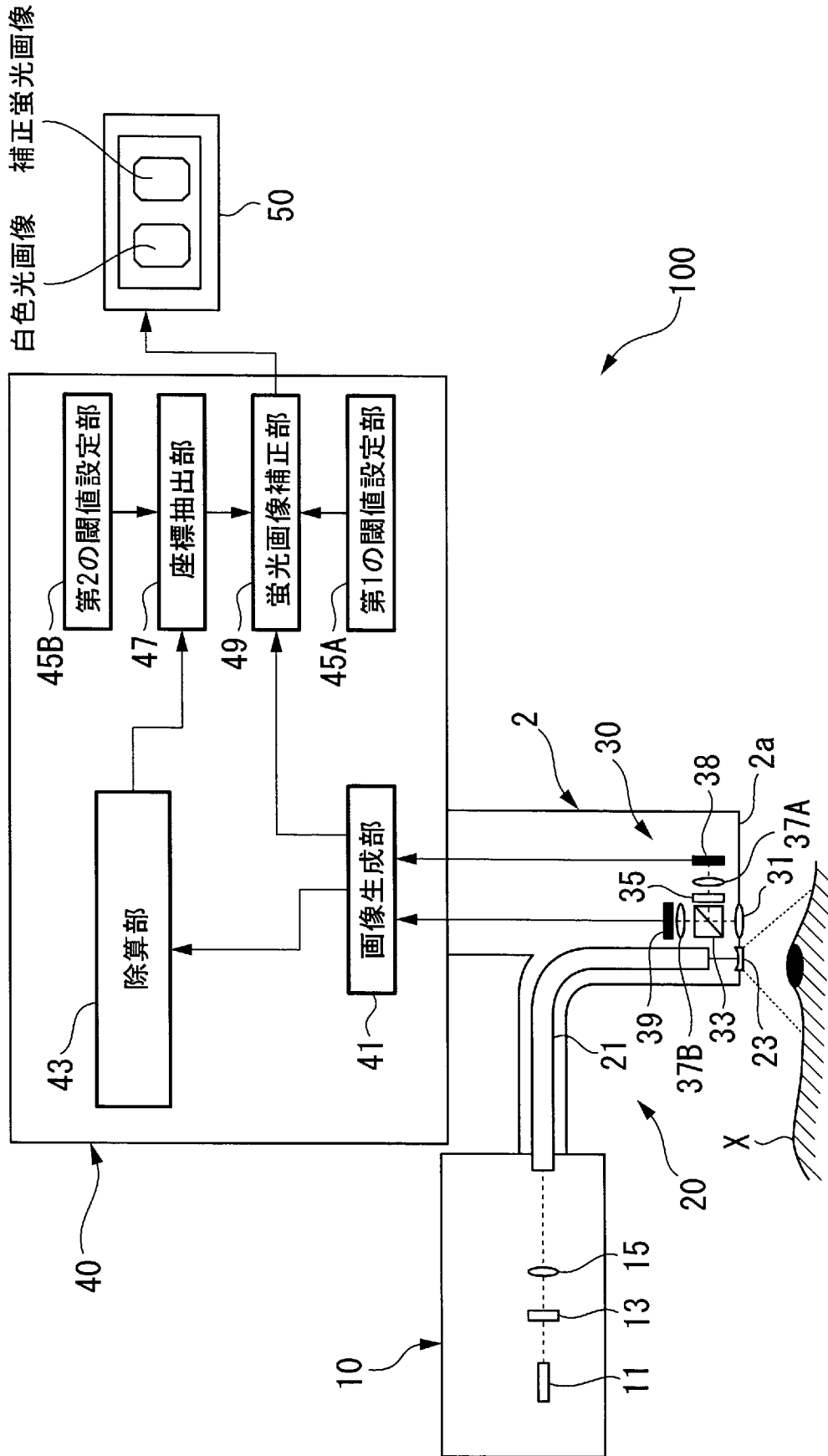
[請求項6] 前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の最頻値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部を備える請求項 1、請求項 2 および請求項 5 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

[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。

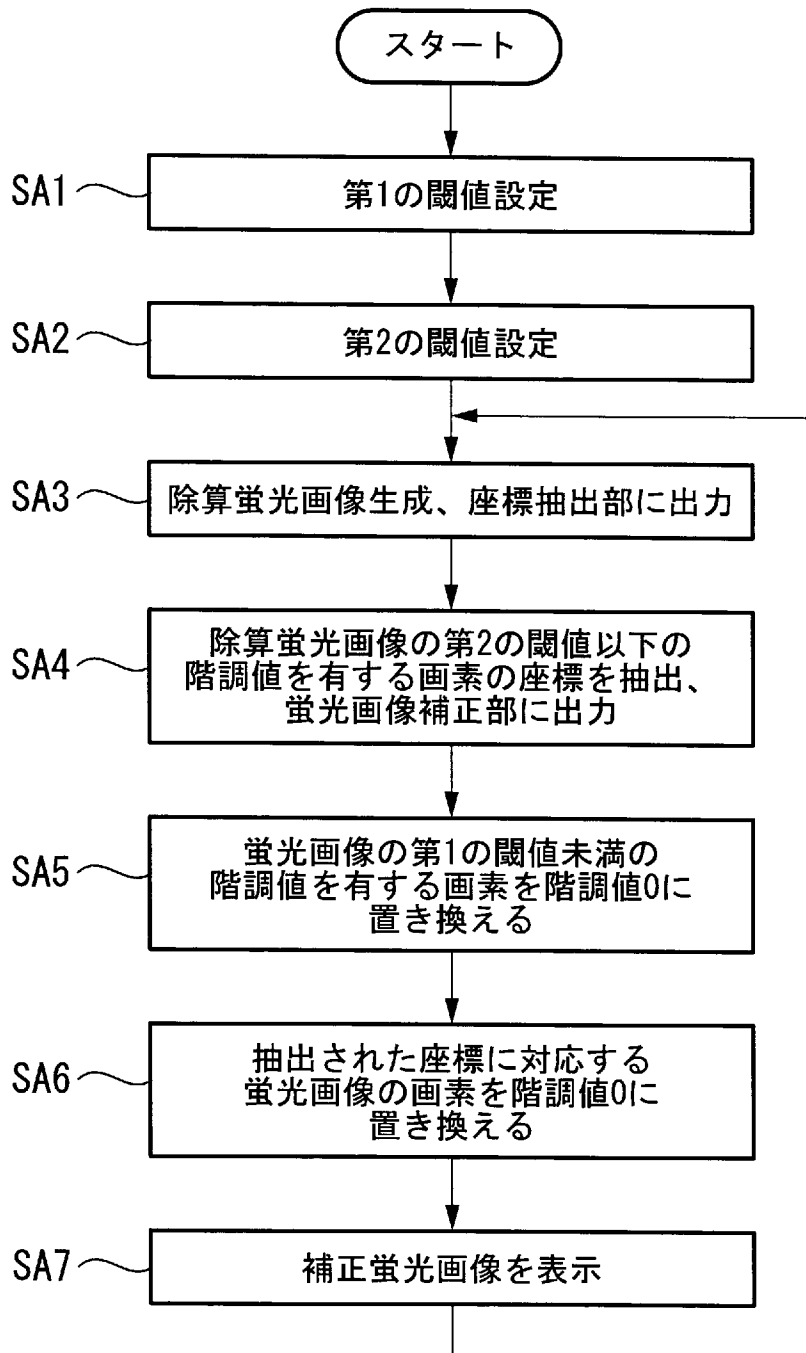
[請求項8] 前記除算蛍光画像における画素ごとの階調値の中央値とその階調値の標準偏差との和に基づいて前記第 2 の閾値を設定する第 2 の閾値設定部を備える請求項 1、請求項 2 および請求項 7 のいずれかに記載の蛍光内視鏡装置。

[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。

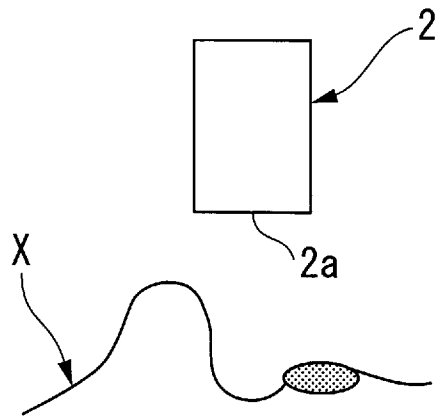
[図1]



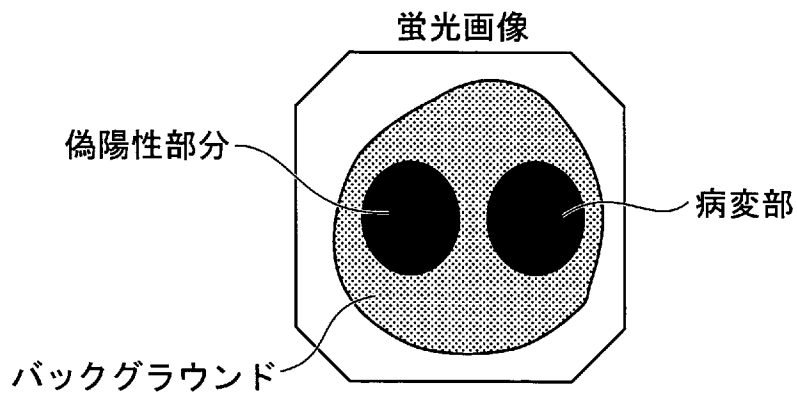
[図2]



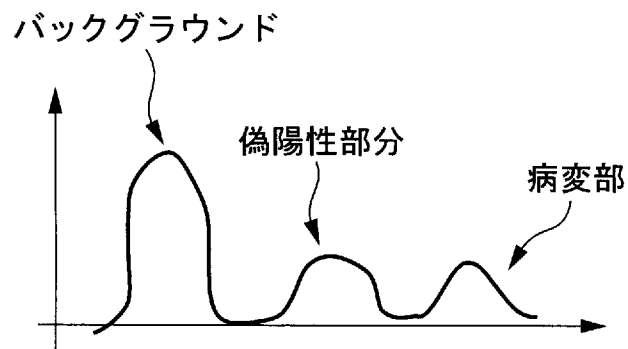
[図3]



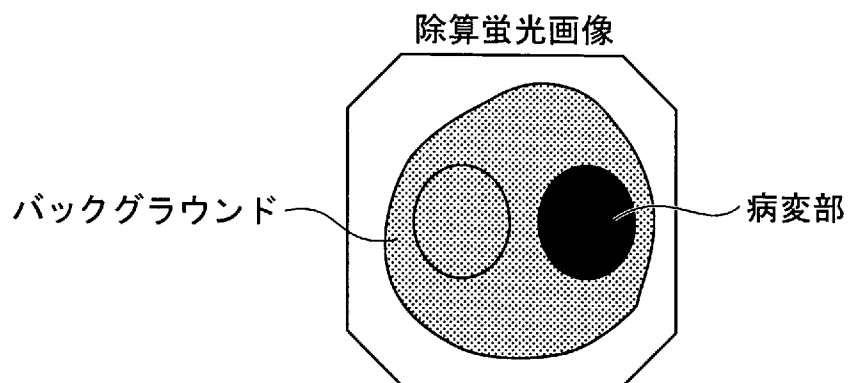
[図4A]



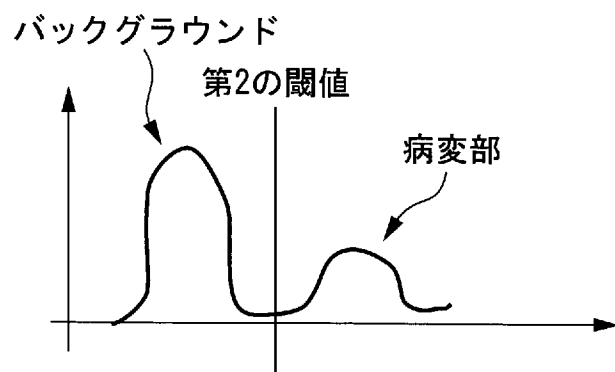
[図4B]



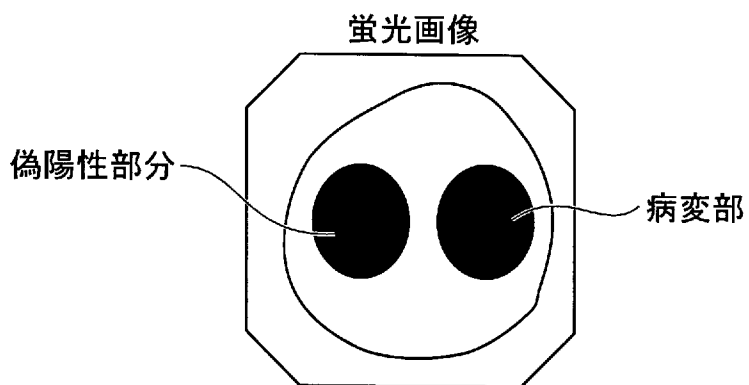
[図5A]



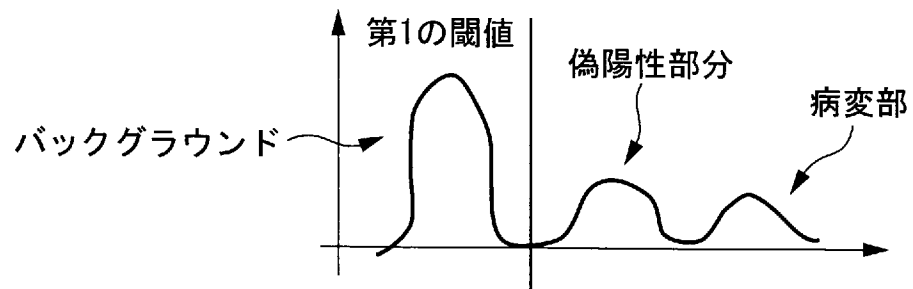
[図5B]



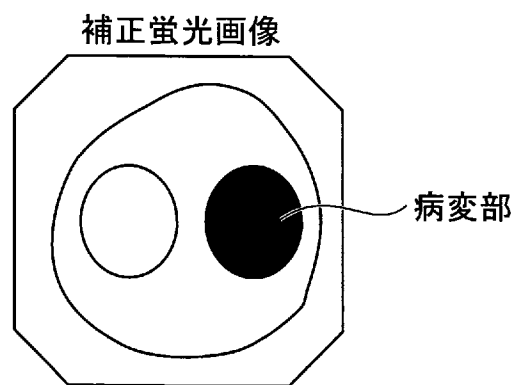
[図6A]



[図6B]

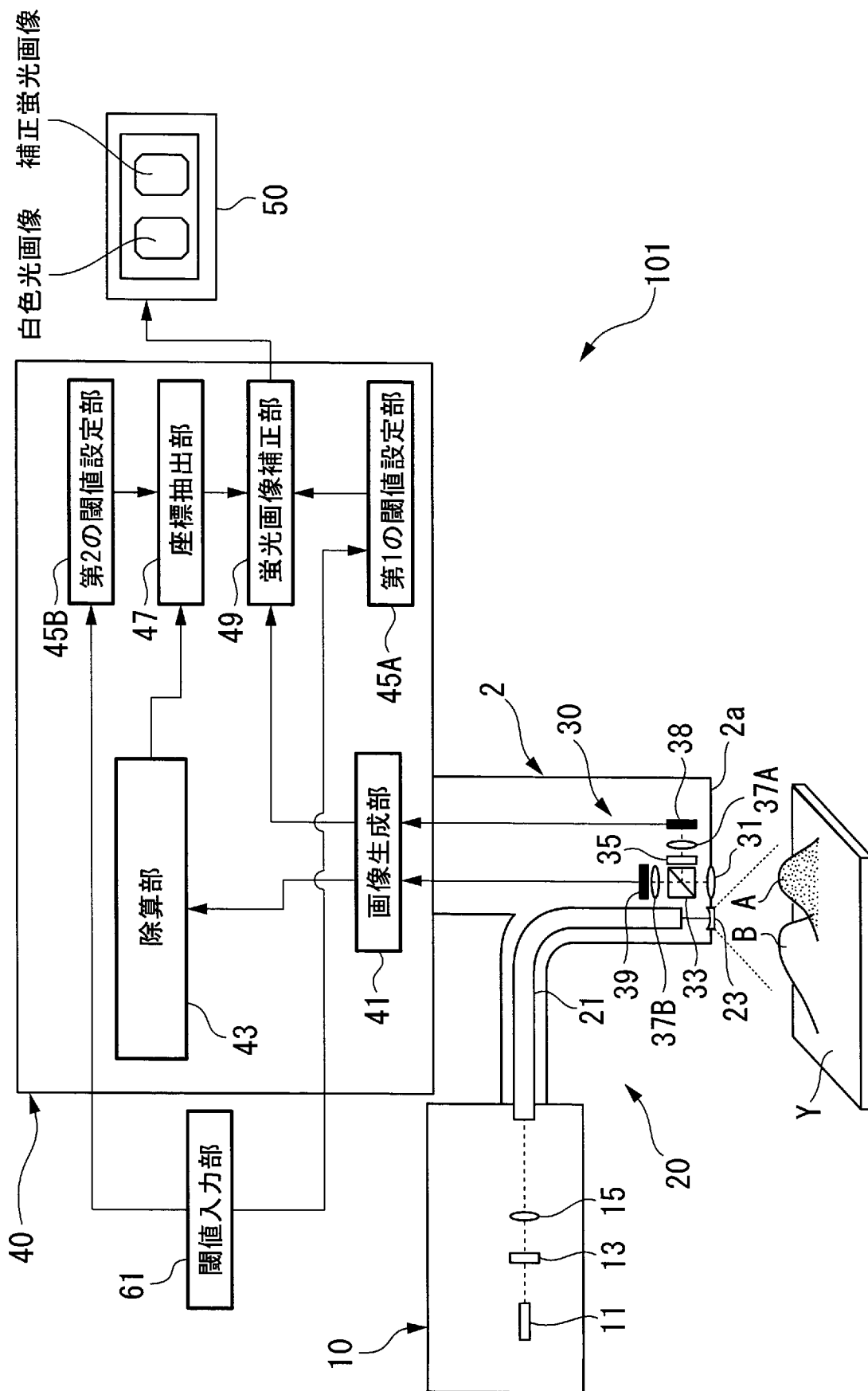


[図7]

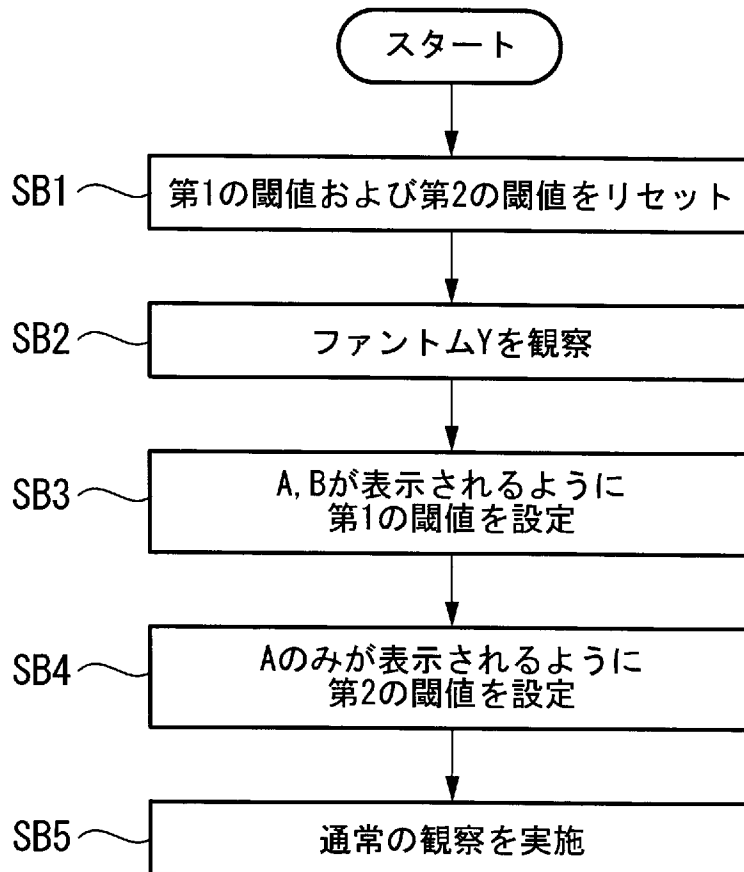




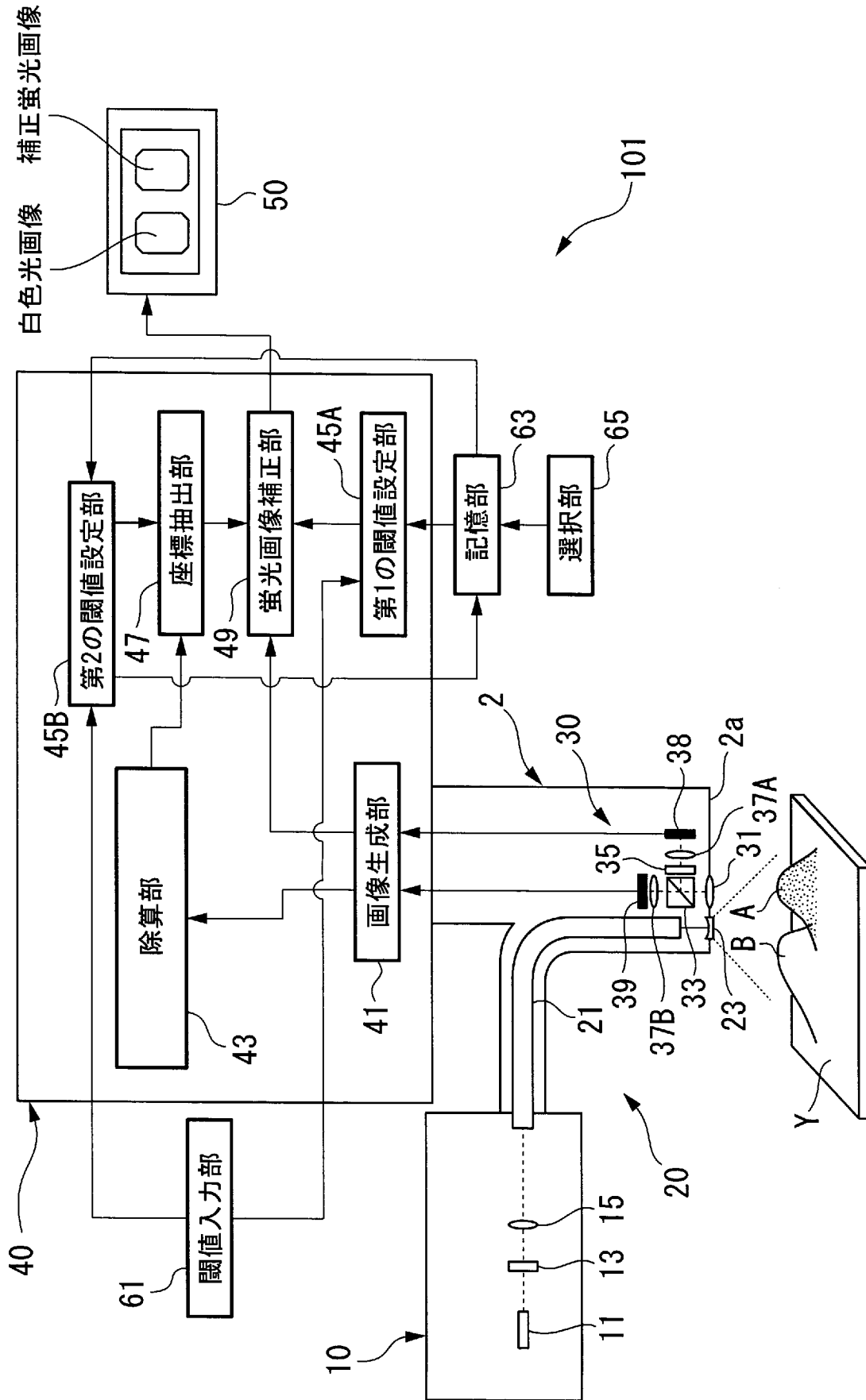
[図9]



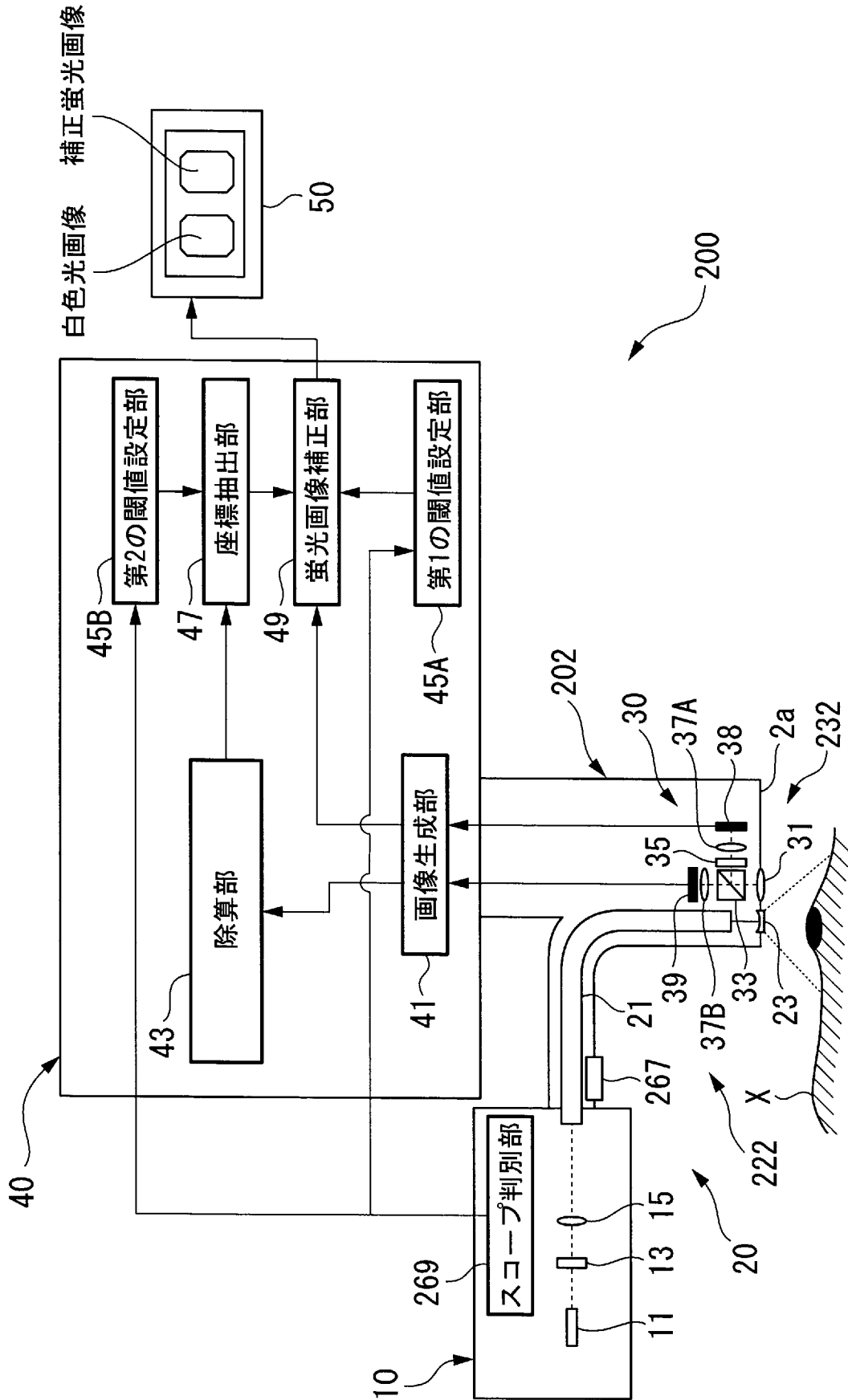
[図10]



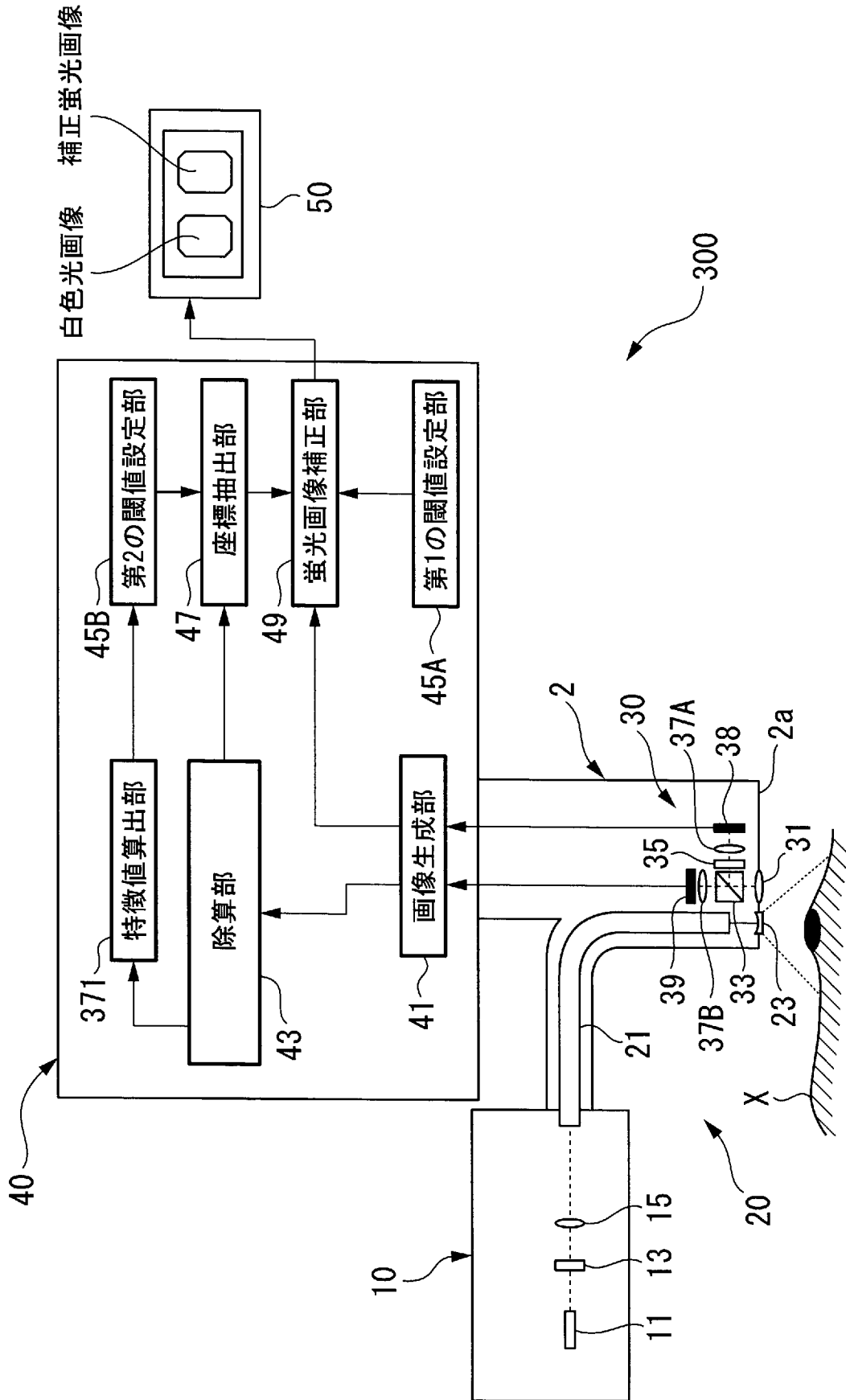
[図11]



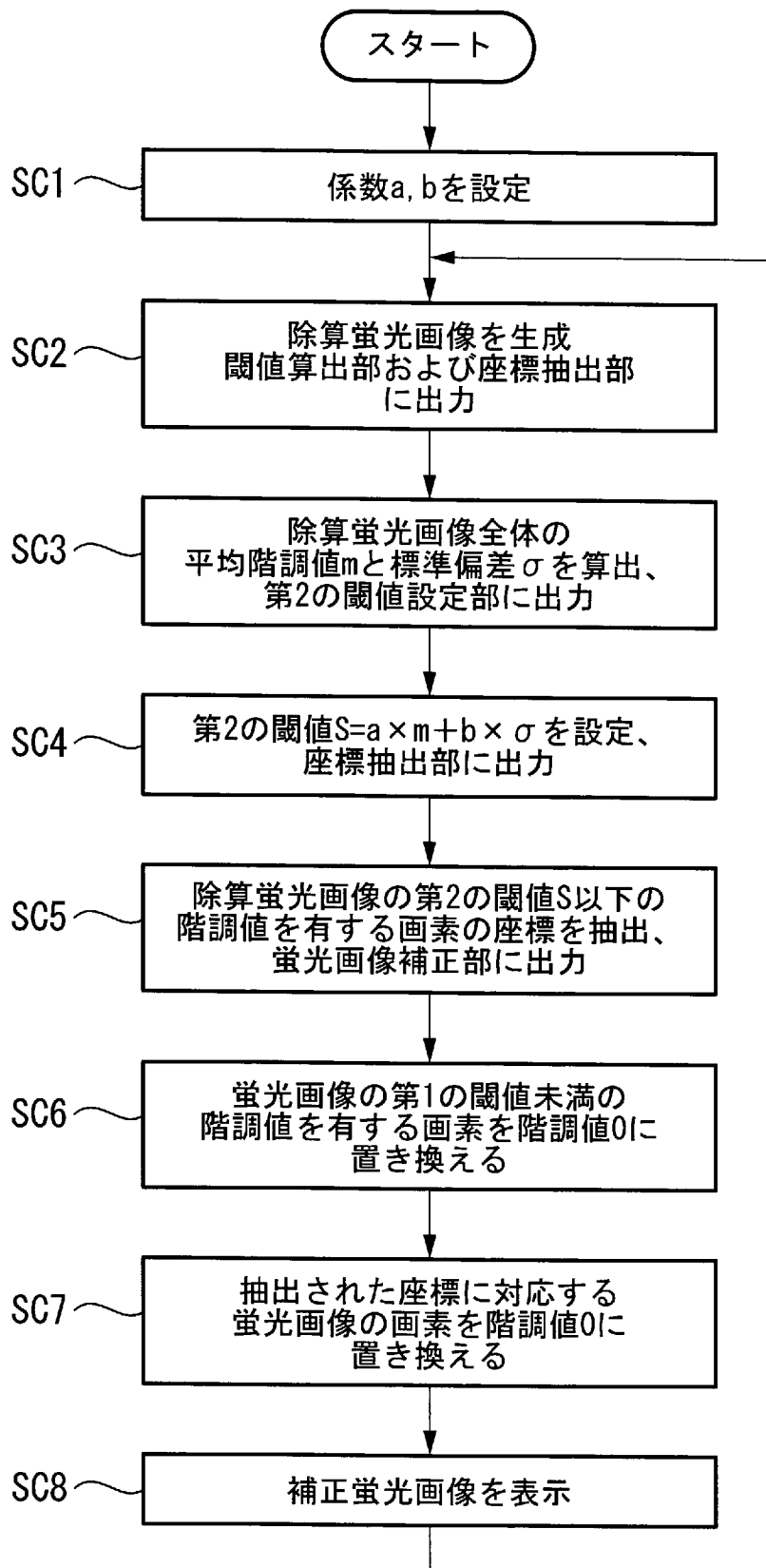
[図12]



[図13]



[図14]



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2011/051445

**A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER**

A61B1/00(2006.01) i, A61B1/04(2006.01) i, G01N21/64(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, G01N21/64

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 2007-215927 A (Pentax Corp.), 30 August 2007 (30.08.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-9
A	JP 2008-154846 A (Olympus Corp.), 10 July 2008 (10.07.2008), entire text; all drawings & US 2010/0049058 A & WO 2008/078742 A & WO 2008/078742 A1	1-9

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  
31 March, 2011 (31.03.11)

Date of mailing of the international search report  
12 April, 2011 (12.04.11)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

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, G01N21/64(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, G01N21/64

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 2007-215927 A (ペンタックス株式会社) 2007.08.30, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2008-154846 A (オリンパス株式会社) 2008.07.10, 全文、全図 & US 2010/0049058 A & WO 2008/078742 A & WO 2008/078742 A1	1-9

☐ 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、一般的な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 31.03.2011	国際調査報告の発送日 12.04.2011
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 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 電話番号 03-3581-1101 内線 3292