

(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
2016年1月14日(14.01.2016)



(10) 国際公開番号

WO 2016/006389 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 1/04 (2006.01) G02B 23/24 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) G06T 1/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/067080
- (22) 国際出願日: 2015年6月12日(12.06.2015)
- (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 2014-141813 2014年7月9日(09.07.2014) JP
- (71) 出願人: 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: 弘田 昌士 (HIROTA, Masashi); 〒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). 神田 大和 (KANDA, Yamato); 〒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). 河

野 隆志 (KONO, Takashi); 〒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: 酒井 宏明 (SAKAI, Hiroaki); 〒1000013 東京都千代田区霞が関3丁目8番1号 虎の門三井ビルディング 特許業務法人酒井国際特許事務所 Tokyo (JP).

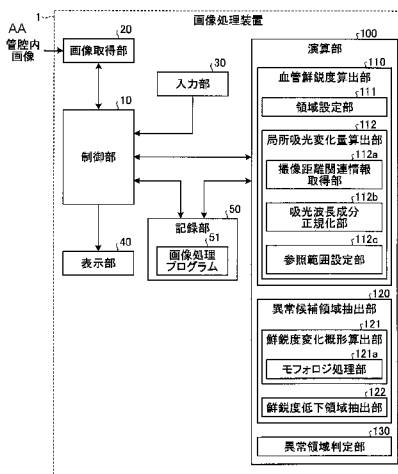
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, 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,

[続葉有]

(54) Title: IMAGE PROCESSING DEVICE, IMAGE PROCESSING METHOD, AND IMAGE PROCESSING PROGRAM

(54) 発明の名称: 画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム



- 1 Image processing device
10 Control unit
20 Image acquisition unit
30 Input unit
40 Display unit
50 Recording unit
51 Image processing program
100 Computing unit
110 Vessel sharpness calculation unit
111 Region setting unit
112 Local light absorption change calculation unit
112a Imaging distance information acquisition unit
112b Light absorption wavelength component normalization unit
112c Reference range setting unit
120 Abnormality candidate region extraction unit
121 Sharpness change outline calculation unit
121a Morphology processing unit
122 Reduced sharpness region extraction unit
130 Abnormality region determination unit
AA Endoluminal image

(57) Abstract: Provided is an image processing device or the like which makes it possible to extract, from an endoluminal image, a region from which a through-blood vessel image has been locally lost. An image processing device (1) equipped with: a vessel sharpness calculation unit (110) for calculating the vessel sharpness indicating the sharpness of a through-blood vessel image in a mucous membrane region, which is a region in which an endoluminal mucous membrane is captured in an endoluminal image; an abnormality candidate region extraction unit (120) for extracting a reduced sharpness region, which is a region of reduced vessel sharpness, as a candidate region for an abnormality region, which is a region from which a through-blood vessel image has been locally lost; and an abnormality region determination unit (130) for determining whether or not the candidate region is an abnormality region, on the basis of the shape of the candidate region.

(57) 要約: 管腔内画像において血管透見像が局所的に消失した領域を抽出することができる画像処理装置等を提供する。画像処理装置1は、管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出部110と、血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出部120と、候補領域の形状をもとに、該候補領域が異常領域であるか否かを判定する異常領域判定部130とを備える。



MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：

画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラム

技術分野

[0001] 本発明は、生体の管腔内が写された画像に対して画像処理を行う画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムに関する。

背景技術

[0002] 内視鏡やカプセル型内視鏡等の医用観察装置を用いて生体の管腔内を撮像することにより取得した管腔内画像に対し、腫瘍等が写った異常領域が存在するか否かを判定する技術が知られている。例えば特許文献1には、管腔内画像の特定空間周波数成分を2値化して得られた領域の形状特徴量を算出し、この形状特徴量に基づいて血管が延びる様子を判別することにより、異常領域の有無を判定する技術が開示されている。なお、血管が延びる様子のことを、以下、血管の走行形態ともいう。また、特許文献2には、管腔内画像のうちのG成分の画像に関心領域（ROI）を設定し、このROIにガボール（Gabor）フィルタを適用することにより特徴量を算出し、この特徴量に対して線形判別関数を適用することで異常を判別する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特許第2918162号公報

特許文献2：特開2002-165757号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、管腔内において発生する早期表面型腫瘍は、内視鏡検査において発見することが難しい異常の1つである。この早期表面型腫瘍を医師が発見する際の手がかりとして、血管透見像の局所的な消失が知られている。血管透見像とは、管腔内の粘膜の表面近傍に存在する血管網が透けて見える領

域が写った像のことである。この血管透見像において、血管網が部分的に見え難くなっている領域、或いは局所的に消失した領域には、腫瘍が存在する可能性が高い。

[0005] それに対し、上記特許文献 1、2 においては、血管の走行形態など、画像に明確に表出している血管の特徴に基づいて異常領域を抽出しているだけであり、血管透見像が局所的に消失した領域を抽出する技術は開示されていない。

[0006] 本発明は、上記に鑑みて為されたものであって、管腔内画像において血管透見像が局所的に消失した領域を抽出することができる画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムの提供を目的とする。

課題を解決するための手段

[0007] 上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る画像処理装置は、管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出部と、前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出部と、前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定部と、を備えることを特徴とする。

[0008] 本発明に係る画像処理方法は、管腔内画像に画像処理を施す画像処理装置が実行する画像処理方法において、前記管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出ステップと、前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出ステップと、前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定ステップと、を含むことを特徴とする。

[0009] 本発明に係る画像処理プログラムは、管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を

算出する血管鮮鋭度算出ステップと、前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出ステップと、前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定ステップと、をコンピュータに実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0010] 本発明によれば、粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度をもとに、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域を抽出し、候補領域の形状をもとに、該候補領域が異常領域であるか否かを判定するので、管腔内画像において血管透見像が局所的に消失した領域を精度良く検出することが可能となる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、本発明の実施の形態1に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。

[図2]図2は、図1に示す画像処理装置の動作を示すフローチャートである。

[図3]図3は、図1に示す血管鮮鋭度算出部が実行する血管鮮鋭度の算出処理を示すフローチャートである。

[図4]図4は、管腔内画像を示す模式図である。

[図5]図5は、図4のA-A'ラインに沿った血管鮮鋭度の変化を示すグラフである。

[図6]図6は、図1に示す異常候補領域抽出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。

[図7]図7は、図1に示す異常領域判定部が実行する異常領域の判定処理を示すフローチャートである。

[図8]図8は、構造要素の設定方法の別の例を説明するための模式図である。

[図9]図9は、本発明の実施の形態1の変形例1-1に係る画像処理装置が備える鮮鋭度低下領域抽出部の構成を示すブロック図である。

[図10]図10は、図9に示す鮮鋭度低下領域抽出部を備える異常候補領域抽

出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。

[図11]図 1 1 は、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2 に係る画像処理装置が備える鮮鋭度低下領域抽出部の構成を示すブロック図である。

[図12]図 1 2 は、図 1 1 に示す鮮鋭度低下領域抽出部を備える異常候補領域抽出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。

[図13]図 1 3 は、本発明の実施の形態 2 に係る画像処理装置が備える血管鮮鋭度算出部の構成を示すブロック図である。

[図14]図 1 4 は、図 1 3 に示す血管鮮鋭度算出部が実行する血管鮮鋭度の算出処理を示すフローチャートである。

[図15]図 1 5 は、本発明の実施の形態 3 に係る画像処理装置が備える異常候補領域抽出部の構成を示すブロック図である。

[図16]図 1 6 は、図 1 5 に示す異常候補領域抽出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。

[図17]図 1 7 は、図 5 に示す血管鮮鋭度の変化の概形に対して算出された血管鮮鋭度の局所変化量を示すグラフである。

[図18]図 1 8 は、図 1 に示す画像処理装置が適用される内視鏡システムの概略構成を示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、本発明の実施の形態に係る画像処理装置、画像処理方法、及び画像処理プログラムについて、図面を参照しながら説明する。なお、これらの実施の形態によって本発明が限定されるものではない。また、各図面の記載において、同一部分には同一の符号を付して示している。

[0013] (実施の形態 1)

図 1 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置の構成を示すブロック図である。実施の形態 1 に係る画像処理装置 1 は、内視鏡等の医用観察装置により生体の管腔内を撮像することによって取得された管腔内画像に対して画像処理を行うことにより、管腔内画像から特定の特徴を有する注目領域である異常領域を検出する装置である。管腔内画像は、通常、各画素位置にお

いてR（赤）、G（緑）、B（青）の波長成分に対する画素レベル（画素値）を持つカラー画像である。

[0014] 図1に示すように、画像処理装置1は、該画像処理装置1全体の動作を制御する制御部10と、医用観察装置が管腔内を撮像して生成した画像データを取得する画像取得部20と、外部からの操作に応じた信号を制御部10に入力する入力部30と、各種情報や画像の表示を行う表示部40と、画像取得部20によって取得された画像データや種々のプログラムを格納する記録部50と、画像データに対して所定の画像処理を実行する演算部100とを備える。

[0015] 制御部10は、CPU等のハードウェアによって実現され、記録部50に記録された各種プログラムを読み込むことにより、画像取得部20から入力される画像データや入力部30から入力される信号等に従って、画像処理装置1を構成する各部への指示やデータの転送等を行い、画像処理装置1全体の動作を統括的に制御する。

[0016] 画像取得部20は、医用観察装置を含むシステムの態様に応じて適宜構成される。例えば、医用観察装置を画像処理装置1に接続する場合、画像取得部20は、医用観察装置において生成された画像データを取り込むインタフェースによって構成される。また、医用観察装置によって生成された画像データを保存しておくサーバを設置する場合、画像取得部20は、サーバと接続される通信装置等で構成され、サーバとデータ通信を行って画像データを取得する。或いは、医用観察装置によって生成された画像データを、可搬型の記録媒体を用いて受け渡ししても良く、この場合、画像取得部20は、可搬型の記録媒体を着脱自在に装着し、記録された画像の画像データを読み出すリーダ装置によって構成される。

[0017] 入力部30は、例えばキーボードやマウス、タッチパネル、各種スイッチ等の入力デバイスによって実現され、これらの入力デバイスに対する外部からの操作に応じて発生させた入力信号を制御部10に出力する。

[0018] 表示部40は、LCDやELディスプレイ等の表示装置によって実現され

、制御部１０の制御の下で、管腔内画像を含む各種画面を表示する。

[0019] 記録部５０は、更新記録可能なフラッシュメモリ等のＲＯＭやＲＡＭといった各種ＩＣメモリ、内蔵若しくはデータ通信端子で接続されたハードディスク、又は、ＣＤ－ＲＯＭ等の情報記録装置及びその読取装置等によって実現される。記録部５０は、画像取得部２０によって取得された管腔内画像の画像データその他、画像処理装置１を動作させると共に、種々の機能を画像処理装置１に実行させるためのプログラムや、このプログラムの実行中に使用されるデータ等を格納する。具体的には、記録部５０は、管腔内画像から血管透見像が局所的に消失した領域を異常領域として抽出する画像処理プログラム５１や、該画像処理において用いられる閾値のテーブル等を格納する。

[0020] 演算部１００は、ＣＰＵ等のハードウェアによって実現され、画像処理プログラム５１を読み込むことにより、管腔内画像から血管透見像が局所的に消失した領域を異常領域として抽出する画像処理を行う。

[0021] 次に、演算部１００の構成について説明する。図１に示すように、演算部１００は、管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出部１１０と、血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出部１２０と、候補領域の形状をもとに、該候補領域が異常領域であるか否かを判定する異常領域判定部１３０とを備える。以下、異常領域の候補領域のことを、異常候補領域という。

[0022] ここで、管腔内の粘膜においては、粘膜の表面近傍に存在する血管が透けて見える。このような血管の像は、血管透見像と呼ばれる。血管鮮鋭度とは、この血管透見像がどの程度鮮やかに、明瞭に、或いは高コントラストで見えるかを表す尺度である。本実施の形態１においては、血管透見像が鮮やかに見えるほど値が大きくなるように、血管鮮鋭度を設定する。また本明細書において、「局所的に消失した」とは、「部分的に見え難くなっている」又は「部分的に完全に見えなくなっている」のいずれかの場合を意味するもの

とする。

- [0023] 血管鮮鋭度算出部 110 は、管腔内画像のうち、処理対象とする領域を設定する領域設定部 111 と、該領域設定部 111 が設定した領域における局所吸光変化量を算出する局所吸光変化量算出部 112 とを備える。
- [0024] 領域設定部 111 は、管腔内画像から少なくとも粘膜輪郭、暗部、鏡面反射、泡、残渣の何れかが写った領域を除いた領域を、局所吸光変化量の算出対象となる粘膜領域として設定する。
- [0025] 局所吸光変化量算出部 112 は、領域設定部 111 が設定した粘膜領域内の各画素の画素値に基づき、管腔内の粘膜における吸光波長成分の局所的な吸光変化量を算出し、この吸光変化量を血管鮮鋭度とする。本実施の形態 1 においては、各画素の画素値のうち、管腔内における吸光波長成分である G 成分の強度を表す G 値に基づいて、局所的な吸光変化量を算出する。局所吸光変化量算出部 112 は、撮像距離関連情報取得部 112 a、吸光波長成分正規化部 112 b、及び参照範囲設定部 112 c を備える。
- [0026] 撮像距離関連情報取得部 112 a は、粘膜領域内の各画素の撮像距離に関する情報である撮像距離関連情報を取得する。ここで、撮像距離とは、管腔内画像に写った粘膜等の被写体から該被写体を撮像した撮像手段の撮像面までの距離のことである。
- [0027] 吸光波長成分正規化部 112 b は、撮像距離関連情報に基づいて、粘膜領域内の各画素における吸光波長成分の値を正規化する。
- [0028] 参照範囲設定部 112 c は、撮像距離関連情報をもとに、吸光変化量を算出する際に参照する画素の範囲を参照範囲として設定する。具体的には、管腔内画像において血管は近景であるほど太く表れ易いので、近景であるほど参照範囲を大きく設定する。
- [0029] 異常候補領域抽出部 120 は、血管鮮鋭度算出部 110 が算出した血管鮮鋭度の変化の概形を算出する鮮鋭度変化概形算出部 121 と、該血管鮮鋭度の変化の概形から、血管透見像において血管鮮鋭度が低下する領域である鮮鋭度低下領域を抽出する鮮鋭度低下領域抽出部 122 とを備える。このうち

、鮮鋭度変化概形算出部 121 は、モフォロジ処理部 121a を備え、血管鮮鋭度に対して濃淡画像を扱う濃淡モフォロジ処理を施すことにより、該血管鮮鋭度の変化の概形を算出する。一方、鮮鋭度低下領域抽出部 122 は、血管鮮鋭度の変化の概形に対して閾値処理を行うことにより、鮮鋭度低下領域を抽出する。この鮮鋭度低下領域が、異常候補領域として出力される。

[0030] 異常領域判定部 130 は、異常候補領域抽出部 120 により抽出された異常候補領域を取り込み、該異常候補領域の円形状の度合いに基づいて、異常候補領域が異常領域であるか否かを判定する。具体的には、異常候補領域が円形らしい場合に、異常候補領域は異常領域であると判定される。

[0031] 次に、画像処理装置 1 の動作について説明する。図 2 は、画像処理装置 1 の動作を示すフローチャートである。まず、ステップ S10 において、画像処理装置 1 は、画像取得部 20 を介して管腔内画像を取得する。本実施の形態 1 においては、内視鏡により R、G、B の各波長成分を含む照明光（白色光）を管腔内に照射して撮像を行うことにより生成され、各画素位置においてこれらの波長成分に対応する画素値（R 値、G 値、B 値）を有する管腔内画像が取得される。図 4 は、ステップ S10 において取得された管腔内画像の一例を示す模式図である。

[0032] 続くステップ S11 において、演算部 100 は管腔内画像を取り込み、該管腔内画像における血管鮮鋭度を算出する。血管鮮鋭度は、血管領域における吸光変化量として表すことができる。そこで、本実施の形態 1 においては、管腔内画像内の各画素の画素値のヘッセ行列における第一固有値（最大固有値）を吸光変化量として算出する。

[0033] 図 3 は、血管鮮鋭度算出部 110 が実行する血管鮮鋭度の算出処理を示すフローチャートである。ステップ S111 において、領域設定部 111 は、管腔内画像から粘膜輪郭、暗部、鏡面反射、泡、残渣の何れかが写った領域を除去して残った領域、即ち粘膜領域を、処理対象領域として設定する。具体的には、管腔内画像内の各画素に対して G/R 値を算出し、 G/R 値が閾値以下である領域、即ち、赤みを帯びた領域を処理対象領域に設定する。

[0034] なお、処理対象領域の設定方法は上述した方法に限定されず、公知の種々の方法を適用しても良い。例えば、特開 2007-313119 号公報に開示されているように、泡の輪郭部及び泡の内部に存在する照明反射による弧形状の凸エッジといった泡画像の特徴に基づいて設定される泡モデルと管腔内画像から抽出されたエッジとのマッチングを行うことにより泡領域を検出しても良い。また、特開 2011-234931 号公報に開示されているように、各画素値（R 値、G 値、B 値）に基づく色特徴量をもとに黒色領域を抽出し、この黒色領域の周囲の画素値変化の方向に基づいて、黒色領域が暗部であるか否かを判別しても良い。また、各画素値に基づく色特徴量をもとに白色領域を抽出し、この白色領域の境界付近の画素値の変化に基づいて、白色領域が鏡面反射された領域であるか否かを判別しても良い。さらには、各画素値に基づく色特徴量をもとに非粘膜領域とみられる残渣候補領域を検出し、この残渣候補領域と管腔内画像から抽出されたエッジとの位置関係に基づいて残渣候補領域が粘膜領域であるか否かを判別しても良い。

[0035] 続くステップ S 112 において、局所吸光変化量算出部 112 は、ステップ S 111 において設定された処理対象領域内の各画素に対して G/R 値を算出する。ここで、照明光の R 成分はヘモグロビンに対する吸光が非常に少ない波長帯域であるため、管腔内における R 成分の減衰量は、照明光が管腔内を通過した距離に対応するといえる。そこで、本実施の形態 1 においては、管腔内画像内の各画素の R 値を、当該画素位置における撮像距離関連情報として用いる。R 値は、撮像距離が短いほど、即ち被写体が近景であるほど大きくなり、撮像距離が長いほど、即ち被写体が遠景であるほど小さくなる。従って、 G/R 値は、管腔内における吸光波長成分である G 成分を撮像距離によって正規化した値とみなすことができる。

[0036] 続いて、局所吸光変化量算出部 112 は、処理対象領域内の各画素に対してループ A の処理を実行することにより、各画素における局所的な吸光変化量を算出する。

[0037] ステップ S 113 において、参照範囲設定部 112c は、処理対象の画素

におけるR値に基づいて、局所的な吸光変化量を算出する際に参照する画素の範囲である参照範囲を設定する。ここで、管腔内画像において、血管は近景であるほど太く表れ易いため、撮像距離に応じて参照範囲を適応的に設定する必要がある。そこで、参照範囲設定部112cは、撮像距離と相関があるR値に基づいて、処理対象の画素における被写体が近景であるほど参照範囲が大きくなるように設定を行う。実際の処理としては、R値と参照範囲とが関連付けられたテーブルを事前に作成して記録部50に記録しておき、参照範囲設定部112cは、このテーブルを参照して、R値に応じた参照範囲を画素ごとに設定する。

[0038] 続くステップS114において、局所吸光変化量算出部112は、処理対象の画素及びその周辺の参照範囲内の画素に対して算出されたG/R値を用いて、次式(1)に示すヘッセ行列の第一固有値(最大固有値)を算出する。

[数1]

$$H(x_0, y_0) = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 I(x_0, y_0)}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I(x_0, y_0)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 I(x_0, y_0)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 I(x_0, y_0)}{\partial y^2} \end{pmatrix} \quad \dots (1)$$

式(1)に示す $I(x_0, y_0)$ は、管腔内画像内の座標 (x_0, y_0) に位置する画素のG/R値を示す。

[0039] 上記ヘッセ行列 $H(x_0, y_0)$ の第一固有値は、処理対象の画素の周辺における最大主曲率(Curvedness)を表す。従って、この第一固有値を局所的な吸光変化量とみなすことができる。局所吸光変化量算出部112は、この局所的な吸光変化量を、当該画素位置における血管鮮鋭度として出力する。なお、本実施の形態1においては、ヘッセ行列の第一固有値を血管鮮鋭度として算出しているが、本願発明はこれに限定されず、公知のMTF (Modulation Transfer Function) やCTF (Contrast Transfer Function) により血管鮮鋭度を算出しても良い。

- [0040] 処理対象領域内の全ての画素に対してループAの処理がなされると、演算部100の動作はメインルーチンに戻る。
- [0041] ステップS11に続くステップS12において、異常候補領域抽出部120は、ステップS11において算出された血管鮮鋭度、言い換えると局所的な吸光変化量に基づいて異常候補領域を抽出する。
- [0042] 図5は、図4のA-A'ラインに沿った血管鮮鋭度の変化を示すグラフである。本実施の形態1において、異常候補領域とは、血管透見像の局所的な消失が疑われる領域のことである。このような領域は、図4及び図5に示すように、血管鮮鋭度が低い領域として管腔内画像に表れる。そこで、異常候補領域抽出部120は、血管鮮鋭度が低下する領域を検出することにより、異常候補領域を抽出する。
- [0043] 図6は、異常候補領域抽出部120が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。ステップS121において、鮮鋭度変化概形算出部121は、血管鮮鋭度の変化の概形を算出する際に用いる各画素における構造要素のサイズを設定する。ここで、血管透見像が消失した領域は、近景であるほど大きく写り易いため、撮像距離に応じて構造要素のサイズを適応的に設定する必要がある。そこで、鮮鋭度変化概形算出部121は、撮像距離と相関があるR値を取得し、該R値が大きいほど、即ち撮像距離が短いほど構造要素のサイズが大きくなるように、構造要素のサイズを設定する。
- [0044] 続くステップS122において、モフォロジ処理部121aは、ステップS11において算出された血管鮮鋭度に対し、各画素のR値に応じて設定されたサイズの構造要素を用いてモフォロジのクロージング処理を行うことにより、該血管鮮鋭度の変化の概形を算出する（図5参照）。
- [0045] 続くステップS123において、鮮鋭度低下領域抽出部122は、ステップS122において算出された血管鮮鋭度の変化の概形に対して閾値処理を行い、血管鮮鋭度が所定の閾値 T_{h1} 以下である領域を異常候補領域として抽出する。その後、演算部100の動作はメインルーチンに戻る。
- [0046] ステップS12に続くステップS13において、異常領域判定部130は

、ステップS 1 2において抽出された異常候補領域の形状に基づいて異常領域の判定を行う。ここで、異常候補領域には、血管透見像の消失により血管鮮鋭度が低下している領域のほか、単に血管が見え難いだけの正常な粘膜領域も含まれる。このような粘膜領域は、血管透見像が局所的に消失した異常領域と異なり、面積が大きくなり易い等の形状の特徴がある。そこで、異常領域判定部130は、こういった形状の特徴に基づいて、異常候補領域が異常領域であるか否かを判定する。

[0047] 図7は、異常領域判定部130が実行する異常領域の判定処理を示すフローチャートである。ステップS 1 3 1において、異常領域判定部130は、管腔内画像から抽出された異常候補領域をラベリングする。

[0048] 続いて、異常領域判定部130は、ステップS 1 3 1においてラベリングされた各領域に対してループBの処理を行う。

[0049] まず、ステップS 1 3 2において、処理対象の領域、即ち異常候補領域の面積を算出する。具体的には、該領域に含まれる画素数をカウントする。

[0050] 続くステップS 1 3 3において、異常領域判定部130は、ステップS 1 3 2において算出された面積が、面積を判別するための閾値（面積判別閾値）以下であるか否かを判定する。算出された面積が面積判別閾値よりも大きい場合（ステップS 1 3 3：N o）、異常領域判定部130は、当該領域は異常領域ではない、即ち非異常領域であると判定する（ステップS 1 3 7）。

[0051] 一方、面積が面積判別閾値以下である場合（ステップS 1 3 3：Y e s）、続いて異常領域判定部130は、処理対象の領域の円形度を算出する（ステップS 1 3 4）。ここで、円形度とは、領域の形状がどれだけ円形らしいかを表す尺度であり、該領域の面積を S 、周囲長を L とした場合に、 $4\pi S / L^2$ によって与えられる。円形度は、値が1に近いほど真円に近づくことを示す。なお、異常候補領域の円形らしさを表す尺度であれば、上記円形度以外の尺度を用いても良い。

[0052] 続くステップS 1 3 5において、異常領域判定部130は、ステップS 1

34において算出された円形度が、円形度を判別するための閾値（円形度判別閾値）以上であるか否かを判定する。円形度が円形度判別閾値よりも小さい場合（ステップS135：No）、異常領域判定部130は、当該領域は異常領域ではない、即ち非異常領域であると判定する（ステップS137）。

[0053] 一方、円形度が円形度判別閾値以上である場合（ステップS135：Yes）、異常領域判定部130は、処理対象の領域は異常領域であると判定する（ステップS136）。

[0054] ステップS131においてラベリングされた全ての領域に対してループBの処理がなされると、演算部100の動作はメインルーチンに戻る。

[0055] ステップS13に続くステップS14において、演算部100は、ステップS13における判定結果を出力する。これに応じて、制御部10は、異常領域と判定された領域を表示部40に表示させる。異常領域と判定された領域の表示方法は特に限定されない。一例として、管腔内画像に対し、異常領域と判定された領域を指し示すマークを重畳させる、異常領域と判定された領域に他の領域とは異なる色や網掛けを附して表示する、といった表示方法が挙げられる。併せて、ステップS13における異常領域の判定結果を記録部50に記録しても良い。その後、画像処理装置1の動作は終了する。

[0056] 以上説明したように、本発明の実施の形態1によれば、管腔内画像から、局所的に吸光変化量が低下している領域を異常候補領域として抽出し、異常候補領域の形状に基づいて該異常候補領域が異常領域であるか否かを判定するので、血管透見像が局所的に消失した領域を精度良く抽出することが可能となる。

[0057] なお、上記実施の形態1においては、ヘッセ行列の第一固有値を吸光変化量として算出したが、吸光変化量の算出方法はこれに限定されない。例えば、管腔内画像内の各画素の画素値に対してバンドパスフィルタを適用しても良い。また、この場合、処理対象の画素のR値に基づいてフィルタサイズを適応的に設定すると良い。具体的には、R値が小さいほど、即ち撮像距離が

長いほど、フィルタサイズを大きくすることが好ましい。

[0058] また、上記実施の形態 1 においては、モフォロジ処理において用いられる構造要素に関して、撮像距離に基づいてサイズを設定することとしたが、併せて、構造要素の形状や向きを設定しても良い。図 8 は、構造要素の設定方法の別の例を説明するための模式図である。

[0059] ここで、内視鏡により管腔内を撮像する場合、被写体である粘膜面に対して撮像方向が斜めになることが多い。このような場合、内視鏡から見て奥行方向における被写体のサイズは、同じ被写体を正面から撮像した場合と比べて小さく画像に表れる。そこで、撮像面に対する粘膜面の傾きが最大となる方向、即ち、管腔内画像上の距離に対して実際の撮像距離の変化が大きい方向においてはサイズが小さく、この撮像距離の変化が大きい方向と直交する方向においてはサイズが大きくなるように、構造要素の形状及び向きを設定することで、適切なモフォロジ処理を行うことができる。具体例として、図 8 に示す画像 M 1 のように、管腔の奥行方向に向かって撮像を行った場合、画像内の各位置から管腔の奥 m 2 に向かう方向が楕円形の短軸方向、奥 m 2 に向かう方向と直交する方向が楕円形の長軸方向となるように、構造要素 m 1 の形状及び向きを設定する。

[0060] また、上記実施の形態 1 においては、異常候補領域の面積及び円形度を閾値と順次比較することにより異常領域の判定を行ったが、異常候補領域の面積及び円形度をもとに判定を行うことができれば、判定方法はこれに限定されない。例えば、円形度に対する判定を先に行っても良い。或いは、面積及び円形度の双方を参照可能なテーブルを事前に作成しておき、このテーブルを参照することにより、異常候補領域について算出された面積及び円形度を同時に評価しても良い。

[0061] (変形例 1 - 1)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 1 について説明する。図 9 は、本変形例 1 - 1 に係る画像処理装置の演算部が備える鮮鋭度低下領域抽出部の構成を示すブロック図である。本変形例 1 - 1 に係る画像処理装置の演算

部 1 0 0（図 1 参照）において、異常候補領域抽出部 1 2 0 は、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 2 の代わりに、図 9 に示す鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 を備える。なお、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 以外の演算部 1 0 0 の各部の構成及び動作並びに画像処理装置 1 の各部の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

[0062] 鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 は、撮像距離関連情報取得部 1 2 3 a 及び距離適応閾値設定部 1 2 3 b を備える。撮像距離関連情報取得部 1 2 3 a は、管腔内画像に写された被写体と、該被写体を撮像した撮像手段の撮像面との間の撮像距離に関する情報として、各画素の R 値を取得する。距離適応閾値設定部 1 2 3 b は、この R 値に応じて、血管鮮鋭度の変化の概形から鮮鋭度低下領域を抽出する際に用いられる閾値（図 5 参照）を適応的に設定する。

[0063] 本変形例 1 - 1 に係る画像処理装置の動作は全体として実施の形態 1 と同様であり、図 2 に示す異常候補領域の抽出処理（ステップ S 1 2）の詳細が実施の形態 1 と異なる。図 1 0 は、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 を備える異常候補領域抽出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。なお、図 1 0 に示すステップ S 1 2 1 及び S 1 2 2 は、実施の形態 1 と同様である。

[0064] ステップ S 1 2 2 に続くステップ S 1 5 1 において、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 は、管腔内画像に設定された処理対象領域（図 3 のステップ S 1 1 1 参照）内の各画素の R 値に応じて、血管鮮鋭度が低下した領域を抽出するための閾値を適応的に設定する。

[0065] ここで、管腔内を撮像する際、撮像手段の被写界深度から外れた領域においては、異常領域でなくとも血管鮮鋭度が他の領域よりも低下してしまう。そこで、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3 は、撮像距離と相関のある R 値を取得し、R 値が所定の範囲内、具体的には被写界深度に対応する範囲内から逸脱するほど閾値を小さく設定する。実際の処理としては、被写界深度をもとに R 値と閾値とを関連づけたテーブルを事前に作成して記録部 5 0 に記録しておき、距離適応閾値設定部 1 2 3 b は、このテーブルを参照して、R 値に応

じた閾値を画素ごとに設定する。

[0066] 続くステップS 1 5 2において、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 3は、ステップS 1 5 1において画素ごとに設定された閾値を用いて、血管鮮鋭度の変化の概形に対して閾値処理を行うことにより、閾値以下である領域を異常候補領域として抽出する。その後、演算部 1 0 0の動作はメインルーチンに戻る。

[0067] 以上説明したように、本変形例 1 - 1によれば、鮮鋭度低下領域を抽出する際に用いられる閾値を、撮像距離に応じて適応的に設定するので、管腔内画像のうち被写界深度から外れた領域における鮮鋭度低下領域の誤検出を抑制することが可能となる。

[0068] (変形例 1 - 2)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 2について説明する。図 1 1は、本変形例 1 - 2に係る画像処理装置の演算部が備える鮮鋭度低下領域抽出部の構成を示すブロック図である。本変形例 1 - 2に係る画像処理装置の演算部 1 0 0 (図 1 参照)において、異常候補領域抽出部 1 2 0は、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 2の代わりに、図 1 1に示す鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4を備える。なお、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4以外の演算部 1 0 0の各部の構成及び動作並びに画像処理装置 1の各部の構成及び動作は、実施の形態 1と同様である。

[0069] 鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4は、収差適応閾値設定部 1 2 4 aを備え、該収差適応閾値設定部 1 2 4 aが設定した閾値を用いて閾値処理を行うことにより、鮮鋭度低下領域を抽出する。収差適応閾値設定部 1 2 4 aは、管腔内を撮像した内視鏡等が備える光学系の特性に応じて閾値を適応的に設定する光学系適応閾値設定部である。本変形例 1 - 2において、収差適応閾値設定部 1 2 4 aは、光学系の特性の一例として光学系の収差の影響を低減するため、管腔内画像内の各画素の座標に応じて閾値を設定する。

[0070] 本変形例 1 - 2に係る画像処理装置の動作は全体として実施の形態 1と同様であり、図 2に示す異常候補領域の抽出処理 (ステップS 1 2)の詳細が

実施の形態 1 と異なる。図 1 2 は、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4 を備える異常候補領域抽出部が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。なお、図 1 2 に示すステップ S 1 2 1 及び S 1 2 2 は、実施の形態 1 と同様である。

[0071] ステップ S 1 2 2 に続くステップ S 1 6 1 において、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4 は、管腔内画像に設定された処理対象領域（図 3 のステップ S 1 1 1 参照）内の各画素の座標に応じて、血管鮮鋭度が低下した領域を抽出するための閾値を適応的に設定する。

[0072] ここで、管腔内画像には、内視鏡等が備える光学系の影響によりボケが生じ易い領域が存在する。具体的には、球面収差、コマ収差、非点収差、像面湾曲といった収差の大きい領域、即ち、管腔内画像の周縁領域ではボケが生じ易くなる。このような領域においては、異常領域でなくても血管鮮鋭度が他の領域より低下するため、鮮鋭度低下領域が過検出されてしまうおそれがある。

[0073] そこで、収差適応閾値設定部 1 2 4 a は、管腔内画像の各画素の座標に基づき、収差の影響が大きい領域ほど閾値を小さく設定する。実際の処理としては、管腔内画像の各画素の座標と閾値とを関連付けたテーブルを事前に作成して記録部 5 0 に記録しておき、収差適応閾値設定部 1 2 4 a は、このテーブルを参照して、座標に応じた閾値を画素ごとに設定する。

[0074] 続くステップ S 1 6 2 において、鮮鋭度低下領域抽出部 1 2 4 は、ステップ S 1 6 1 において画素ごとに設定された閾値を用いて、血管鮮鋭度の変化の概形に対して閾値処理を行うことにより、閾値以下である領域を異常候補領域として抽出する。その後、演算部 1 0 0 の動作はメインルーチンに戻る。

[0075] 以上説明したように、本変形例 1 - 2 によれば、鮮鋭度低下領域を抽出する際に用いられる閾値を、画素の座標に応じて適応的に設定するので、収差の影響が大きい領域等においても、鮮鋭度低下領域の検出精度を向上させることが可能となる。

[0076] (変形例 1 - 3)

次に、本発明の実施の形態 1 の変形例 1 - 3 について説明する。鮮鋭度低下領域を抽出する際に用いられる閾値は、管腔内画像内の各画素に対応する撮像距離及び座標の両方に基づいて設定しても良い。実際の処理としては、撮像距離及び画素の座標と閾値とを関連付けたテーブルを事前に作成して記録部 50 に記録しておけば良い。

[0077] この場合、被写界深度から外れ、且つ、光学系の収差の影響が大きい領域に対しても、鮮鋭度低下領域の検出精度を向上させることが可能となる。

[0078] 鮮鋭度低下領域を抽出する際に用いられる閾値は、これらの他にも、種々の要素に応じて設定しても良い。例えば、光学系の焦点距離の切り替えが可能な内視鏡を用いる場合、焦点距離に応じて変化する被写界深度をもとに閾値を設定しても良い。実際の処理としては、被写界深度をもとに、撮像距離関連情報としての R 値と閾値とを関連付けたテーブル（変形例 1 - 1 参照）を、切り替え可能な焦点距離に応じて複数種類用意しておく。そして、処理対象の管腔内画像の撮像時における焦点距離情報に基づいてテーブルを選択し、選択したテーブルを用いて閾値を画素ごとに設定する。なお、焦点距離情報は、内視鏡等から画像処理装置に直接入力されるようにしても良いし、撮像時における焦点距離情報を管腔内画像の画像データに関連づけておき、画像処理装置 1 が管腔内画像を取得する際に、焦点距離情報を一緒に取り込むようにしても良い。

[0079] (実施の形態 2)

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。図 13 は、本実施の形態 2 に係る画像処理装置が備える血管鮮鋭度算出部の構成を示すブロック図である。本実施の形態 2 に係る画像処理装置において、演算部 100（図 1 参照）は、血管鮮鋭度算出部 110 の代わりに、図 13 に示す血管鮮鋭度算出部 210 を備える。なお、血管鮮鋭度算出部 210 以外の演算部 100 の構成及び動作並びに画像処理装置 1 の構成及び動作は、実施の形態 1 と同様である。

[0080] 血管鮮鋭度算出部 210 は、領域設定部 111 及び局所吸光変化量算出部 112 に加え、管状領域抽出部 211 をさらに備える。管状領域抽出部 211 は、管腔内画像内の各画素の画素値をもとに、該管腔内画像から管状をなす管状領域を抽出する。

[0081] 次に、本実施の形態 2 に係る画像処理装置の動作を説明する。本実施の形態 2 に係る画像処理装置の動作は全体として実施の形態 1 と同様であり（図 2 参照）、ステップ S11 における血管鮮鋭度の算出処理の詳細が実施の形態 1 と異なる。

[0082] 図 14 は、血管鮮鋭度算出部 210 が実行する血管鮮鋭度の算出処理を示すフローチャートである。なお、図 14 に示すステップ S111 及び S112 は、実施の形態 1 と同様である（図 3 参照）。

[0083] ステップ S112 に続くステップ S211 において、管状領域抽出部 211 は、ステップ S111 において設定された処理対象領域内の画素の画素値をもとに、該処理対象領域内から管状領域を抽出する。詳細には、管状領域抽出部 211 は、処理対象領域内の各画素の画素値をもとにシェイプインデックス（Shape Index）を算出し、該シェイプインデックスに対して閾値処理を実行することにより、管状領域を抽出する。シェイプインデックス SI は、ヘッセ行列の第一固有値 $eVal_1$ 及び第二固有値 $eVal_2$ （ $eVal_1 > eVal_2$ ）を用いて、次式（2）によって与えられる。

[数2]

$$SI = \frac{2}{\pi} \arctan \left(\frac{eVal_2 + eVal_1}{eVal_2 - eVal_1} \right) \quad \dots (2)$$

[0084] 一例として、式（2）によって与えられるシェイプインデックス SI が 0.4 以下となる領域、即ち、凹んだ形状を有する領域を管状領域として抽出すると良い。

[0085] 続いて、血管鮮鋭度算出部 210 は、処理対象領域内の各画素に対してループ C の処理を実行することにより、各画素における局所的な吸光変化量を算出する。

[0086] ステップS 2 1 2において、血管鮮鋭度算出部 2 1 0は、処理対象の画素が管状領域内の画素であるか否かを判定する。即ち、当該画素が血管領域に含まれるか否かを判定する。管状領域内の画素であった場合（ステップS 2 1 2 : Y e s）、参照範囲設定部 1 1 2 cは、処理対象の画素におけるR値に基づいて、局所的な吸光変化量を算出する際に参照する画素の範囲（参照範囲）を設定する（ステップS 2 1 3）。具体的には、R値が大きいほど、即ち撮像距離が短いほど、参照範囲が大きくなるように設定を行う。

[0087] 続くステップS 2 1 4において、局所吸光変化量算出部 1 1 2は、処理対象の画素及びその周辺の参照範囲内の画素に対して算出されたG/R値を用いてヘッセ行列の第一固有値（最大固有値）を算出し、この第一固有値を局所的な吸光変化量、即ち、血管鮮鋭度とする。

[0088] 一方、ステップS 2 1 2において、処理対象の画素が管状領域内の画素でなかった場合（ステップS 2 1 2 : N o）、次の画素に対する処理に移行する。このようなループCの処理により、処理対象領域の画素のうち、管状領域内の画素についてのみ、血管鮮鋭度が算出されることになる。

[0089] 処理対象領域内の全ての画素に対してループCの処理がなされると、演算部 1 0 0の動作はメインルーチンに戻る。

[0090] 以上説明したように、本実施の形態2によれば、管状領域、即ち血管領域内の画素に対してのみ血管鮮鋭度を算出し、非血管領域に対しては血管鮮鋭度の算出を行わないので、異常候補領域をより絞り込むことができ、異常領域の検出精度を向上させることが可能となる。

[0091] （実施の形態3）

次に、本発明の実施の形態3について説明する。図15は、本実施の形態3に係る画像処理装置が備える異常候補領域抽出部の構成を示すブロック図である。本実施の形態3に係る画像処理装置において、演算部 1 0 0は、異常候補領域抽出部 1 2 0の代わりに、図15に示す異常候補領域抽出部 3 1 0を備える。なお、異常候補領域抽出部 3 1 0以外の演算部 1 0 0の構成及び動作並びに画像処理装置1の構成及び動作は、実施の形態1と同様である。

。

[0092] 異常候補領域抽出部 310 は、図 1 に示す鮮鋭度低下領域抽出部 122 の代わりに、鮮鋭度低下領域抽出部 311 を備える。鮮鋭度低下領域抽出部 311 は、鮮鋭度変化概形算出部 121 が算出した血管鮮鋭度の変化の概形に対する局所的な変化を算出し、該局所的な変化に基づいて、鮮鋭度低下領域を抽出する鮮鋭度局所低下領域抽出部 311a を備え、この血管鮮鋭度が局所的に低下した領域を異常候補領域として抽出する。

[0093] 次に、本実施の形態 3 に係る画像処理装置の動作を説明する。本実施の形態 3 に係る画像処理装置の動作は全体として実施の形態 1 と同様であり（図 2 参照）、ステップ S12 における異常候補領域の抽出処理の詳細が実施の形態 1 と異なる。

[0094] 図 16 は、異常候補領域抽出部 310 が実行する異常候補領域の抽出処理を示すフローチャートである。なお、図 16 に示すステップ S121 及び S122 は実施の形態 1 と同様である（図 6 参照）。

[0095] ステップ S122 に続くステップ S311 において、鮮鋭度局所低下領域抽出部 311a は、ステップ S122 において算出された血管鮮鋭度の変化の概形に対し、局所的な変化量である局所変化量を算出する。局所変化量の算出方法は特に限定されず、公知の種々の算出方法を適用することができる。一例として、本実施の形態 3 においては、バンドパスフィルタを用いて局所変化量を算出する。図 17 は、図 5 に示す血管鮮鋭度の変化の概形に対して算出された血管鮮鋭度の局所変化量を示すグラフである。

[0096] 続くステップ S312 において、鮮鋭度低下領域抽出部 311 は、ステップ S311 において算出された血管鮮鋭度の局所変化量に対して閾値処理を行い、局所変化量が所定の閾値 T_h2 以下である領域を異常候補領域として抽出する。ここで、図 4 に示すように、血管透見像の消失領域の周囲には、通常の血管が存在している。そのため、血管透見像の消失領域は、図 17 に示すように、血管鮮鋭度が局所的に低下した領域として表れ易い。そこで、血管鮮鋭度の局所変化量に対して閾値処理を行うことにより、血管透見像の

消失領域を検出し易くなる。

[0097] 以上説明したように、本実施の形態 3 によれば、血管鮮鋭度の変化の概形に対して局所変化量を算出するので、血管透見像の消失領域のように、鮮鋭度の局所的な変化が生じている領域のみを異常候補領域として抽出することができる。従って、異常領域の検出精度を向上させることが可能となる。

[0098] なお、本実施の形態 3 においても、血管鮮鋭度の局所変化量に対する閾値処理に用いられる閾値（ステップ S 3 1 2 参照）を、変形例 1 - 1 と同様に、画素の R 値、即ち撮像距離関連情報に基づいて画素ごとに設定しても良い。或いは、変形例 1 - 2 と同様に、管腔内画像における画素の座標に基づいて、該閾値を画素ごとに設定しても良い。

[0099] 図 1 8 は、本発明の実施の形態 1 に係る画像処理装置（図 1 参照）が適用される内視鏡システムの概略構成を示す図である。図 1 8 に示す内視鏡システム 3 は、画像処理装置 1 と、被検体の管腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内を撮像した画像を生成する内視鏡 4 と、内視鏡 4 の先端から出射する照明光を発生する光源装置 5 と、画像処理装置 1 が画像処理を施した体内画像を表示する表示装置 6 とを備える。画像処理装置 1 は、内視鏡 4 が生成した画像に所定の画像処理を施すとともに、内視鏡システム 3 全体の動作を統括的に制御する。なお、画像処理装置 1 の代わりに、変形例 1 - 1 ~ 1 - 3 若しくは実施の形態 2、3 において説明した画像処理装置を適用しても良い。

[0100] 内視鏡 4 は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 4 1 と、挿入部 4 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 4 2 と、操作部 4 2 から挿入部 4 1 が延びる方向と異なる方向に延び、画像処理装置 1 及び光源装置 5 と接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 4 3 と、を備える。

[0101] 挿入部 4 1 は、撮像素子を内蔵した先端部 4 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 4 5 と、湾曲部 4 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓針管 4 6 と、を有する。

- [0102] 撮像素子は、外部からの光を受光して電気信号に光電変換して所定の信号処理を施す。撮像素子は、例えばＣＣＤ（Charge Coupled Device）イメージセンサやＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）イメージセンサを用いて実現される。
- [0103] 操作部４２と先端部４４との間には、画像処理装置１との間で電気信号の送受信を行う複数の信号線が束ねられた集合ケーブルが接続されている。複数の信号線には、撮像素子が出力した映像信号を画像処理装置１へ伝送する信号線及び画像処理装置１が出力する制御信号を撮像素子へ伝送する信号線等が含まれる。
- [0104] 操作部４２は、湾曲部４５を上下方向及び左右方向に湾曲させる湾曲ノブ４２１と、生検針、生体鉗子、レーザメス、及び検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部４２２と、画像処理装置１、光源装置５に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ４２３と、を有する。
- [0105] ユニバーサルコード４３は、ライトガイド及び集合ケーブルを少なくとも内蔵している。また、ユニバーサルコード４３の操作部４２に連なる側と異なる側の端部には、光源装置５に着脱自在なコネクタ部４７と、コイル状をなすコイルケーブル４７０を介してコネクタ部４７と電氣的に接続され、画像処理装置１と着脱自在な電気コネクタ部４８と、が設けられている。
- [0106] 画像処理装置１は、先端部４４から出力された画像信号をもとに、表示装置６が表示する管腔内画像を生成する。画像処理装置１は、例えばホワイトバランス調整処理、ゲイン調整処理、 γ 補正処理、Ｄ／Ａ変換処理、フォーマット変更処理などを行い、さらに、上述した管腔内画像から異常領域を抽出する画像処理を行う。
- [0107] 光源装置５は、例えば、光源、回転フィルタ、及び光源制御部を備える。光源は、白色ＬＥＤ（Light Emitting Diode）又はキセノンランプ等を用いて構成され、光源制御部の制御のもと、白色光を発生する。光源が発生した光は、ライトガイドを経由して先端部４４の先端から照射される。

[0108] 表示装置 6 は、映像ケーブルを介して画像処理装置 1 が生成した体内画像を画像処理装置 1 から受信して表示する機能を有する。表示装置 6 は、例えば液晶又は有機 E L (Electro Luminescence) を用いて構成される。

[0109] 以上説明した実施の形態 1 ～ 3 及びこれらの変形例は、記録装置に記録された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーション等のコンピュータシステムで実行することによって実現することができる。また、このようなコンピュータシステムを、ローカルエリアネットワーク (LAN)、広域エリアネットワーク (WAN)、又は、インターネット等の公衆回線を介して、他のコンピュータシステムやサーバ等の機器に接続して使用しても良い。この場合、実施の形態 1 ～ 3 及びこれらの変形例に係る画像処理装置は、これらのネットワークを介して管腔内画像の画像データを取得したり、これらのネットワークを介して接続されたビューアーやプリンタ等の種々の出力機器に画像処理結果を出力したり、これらのネットワークを介して接続された記憶装置、例えばネットワークに接続された読取装置によって読み取り可能な記録媒体等に画像処理結果を格納するようにしても良い。

[0110] なお、本発明は、実施の形態 1 ～ 3 及びこれらの変形例に限定されるものではなく、各実施の形態や変形例に開示されている複数の構成要素を適宜組み合わせることによって、種々の発明を形成できる。例えば、各実施の形態や変形例に示される全構成要素からいくつかの構成要素を除外して形成しても良いし、異なる実施の形態や変形例に示した構成要素を適宜組み合わせて形成しても良い。

符号の説明

- [0111]
- 1 画像処理装置
 - 3 内視鏡システム
 - 4 内視鏡
 - 5 光源装置
 - 6 表示装置
 - 10 制御部

- 2 0 画像取得部
- 3 0 入力部
- 4 0 表示部
- 5 0 記録部
- 5 1 画像処理プログラム
- 1 0 0 演算部
- 1 1 0、2 1 0 血管鮮鋭度算出部
- 1 1 1 領域設定部
- 1 1 2 局所吸光変化量算出部
- 1 1 2 a、1 2 3 a 撮像距離関連情報取得部
- 1 1 2 b 吸光波長成分正規化部
- 1 1 2 c 参照範囲設定部
- 1 2 0、3 1 0 異常候補領域抽出部
- 1 2 1 鮮鋭度変化概形算出部
- 1 2 1 a モフォロジ処理部
- 1 2 2、1 2 3、1 2 4、3 1 1 鮮鋭度低下領域抽出部
- 1 2 3 b 距離適応閾値設定部
- 1 2 4 a 収差適応閾値設定部
- 1 3 0 異常領域判定部
- 2 1 1 管状領域抽出部
- 3 1 1 a 鮮鋭度局所低下領域抽出部
- 4 1 挿入部
- 4 2 操作部
- 4 2 1 湾曲ノブ
- 4 2 2 処置具挿入部
- 4 2 3 スイッチ
- 4 3 ユニバーサルコード
- 4 4 先端部

- 4 5 湾曲部
- 4 6 可撓針管
- 4 7 コネクタ部
- 4 7 0 コイルケーブル
- 4 8 電気コネクタ部

請求の範囲

- [請求項1] 管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出部と、
- 前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出部と、
- 前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定部と、
- を備えることを特徴とする画像処理装置。
- [請求項2] 前記血管鮮鋭度算出部は、
- 前記粘膜領域内の各画素の画素値に基づき、前記粘膜における吸光波長成分の局所的な吸光変化量を算出する局所吸光変化量算出部を備え、
- 前記局所的な吸光変化量を前記血管鮮鋭度として出力する、
- ことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。
- [請求項3] 前記血管鮮鋭度算出部は、前記管腔内画像から少なくとも粘膜輪郭、暗部、鏡面反射、泡、及び残渣の何れかが写った領域を除いた領域を、前記局所的な吸光変化量の算出対象領域として設定する領域設定部をさらに備える、ことを特徴とする請求項2に記載の画像処理装置。
- [請求項4] 前記局所吸光変化量算出部は、
- 前記粘膜領域内の各画素に写った被写体から該被写体を撮像した撮像手段までの距離である撮像距離に関する情報を取得する撮像距離関連情報取得部と、
- 前記撮像距離に関する情報をもとに、前記吸光変化量を算出する際に参照される範囲である参照範囲を設定する参照範囲設定部と、
- を備え、

前記参照範囲設定部は、前記撮像距離が遠いほど前記参照範囲を小さく設定する、

ことを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像処理装置。

[請求項5]

前記局所吸光変化量算出部は、

前記粘膜領域内の各画素に写った被写体から該被写体を撮像した撮像手段までの距離である撮像距離に関する情報を取得する撮像距離関連情報取得部と、

前記撮像距離に関する情報をもとに、前記吸光波長成分の値を正規化する吸光波長成分正規化部と、

を備えることを特徴とする請求項 2 又は 3 に記載の画像処理装置。

[請求項6]

前記血管鮮鋭度算出部は、

前記粘膜領域内の各画素の画素値をもとに、管状をなす領域を抽出する管状領域抽出部を備え、

前記管状をなす領域における局所的な吸光変化量を前記血管鮮鋭度として算出する、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項7]

前記異常候補領域抽出部は、

前記血管鮮鋭度の変化の概形を算出する鮮鋭度変化概形算出部と、

前記概形に対して閾値処理を行うことにより、前記鮮鋭度低下領域を抽出する鮮鋭度低下領域抽出部と、

を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項8]

前記鮮鋭度変化概形算出部は、

前記血管鮮鋭度に対してモフォロジ処理を実行するモフォロジ処理部を備え、

前記モフォロジ処理の結果をもとに、前記血管鮮鋭度の変化の概形を算出する、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項9]

前記モフォロジ処理部は、

前記粘膜領域内の各画素に写った被写体から該被写体を撮像した撮像手段までの距離である撮像距離に関する情報をもとに、少なくとも前記各画素におけるモフォロジの構造要素のサイズを設定する、ことを特徴とする請求項 8 に記載の画像処理装置。

[請求項10]

前記鮮鋭度低下領域抽出部は、

前記粘膜領域内の各画素に写った被写体から該被写体を撮像した撮像手段までの距離である撮像距離に関する情報を取得する撮像距離関連情報取得部と、

前記閾値処理において用いられる閾値を、前記各画素に対応する前記撮像距離に応じて適応的に設定する距離適応閾値設定部と、を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項11]

焦点距離に応じて定まる被写界深度に基づいて前記撮像距離と前記閾値とを関連づけた情報を複数種類記録する記録部をさらに備え、

前記距離適応閾値設定部は、前記管腔内を撮像した前記撮像手段が備える光学系の焦点距離に対応する前記情報を用いて前記閾値を設定する、

ことを特徴とする請求項 10 に記載の画像処理装置。

[請求項12]

前記鮮鋭度低下領域抽出部は、前記閾値処理において用いられる閾値を、前記管腔内を撮像した撮像手段が備える光学系の特性に応じて適応的に設定する光学系適応閾値設定部を備える、ことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項13]

前記光学系適応閾値設定部は、前記粘膜領域内の各画素の座標に応じて前記閾値を設定する、ことを特徴とする請求項 12 に記載の画像処理装置。

[請求項14]

前記鮮鋭度低下領域抽出部は、

前記血管鮮鋭度の変化の概形における局所的な変化量を算出する鮮鋭度局所変化量算出部を備え、

前記局所的な変化量をもとに前記鮮鋭度低下領域を抽出する、

ことを特徴とする請求項 7 に記載の画像処理装置。

[請求項15] 前記異常領域判定部は、前記候補領域が円形らしい場合に、前記候補領域は前記異常領域であると判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項16] 前記異常領域判定部は、前記候補領域の面積が閾値以下である場合に、前記候補領域は前記異常領域であると判定する、ことを特徴とする請求項 1 に記載の画像処理装置。

[請求項17] 管腔内画像に画像処理を施す画像処理装置が実行する画像処理方法において、

前記管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出ステップと、

前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出ステップと、

前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定ステップと、

を含むことを特徴とする画像処理方法。

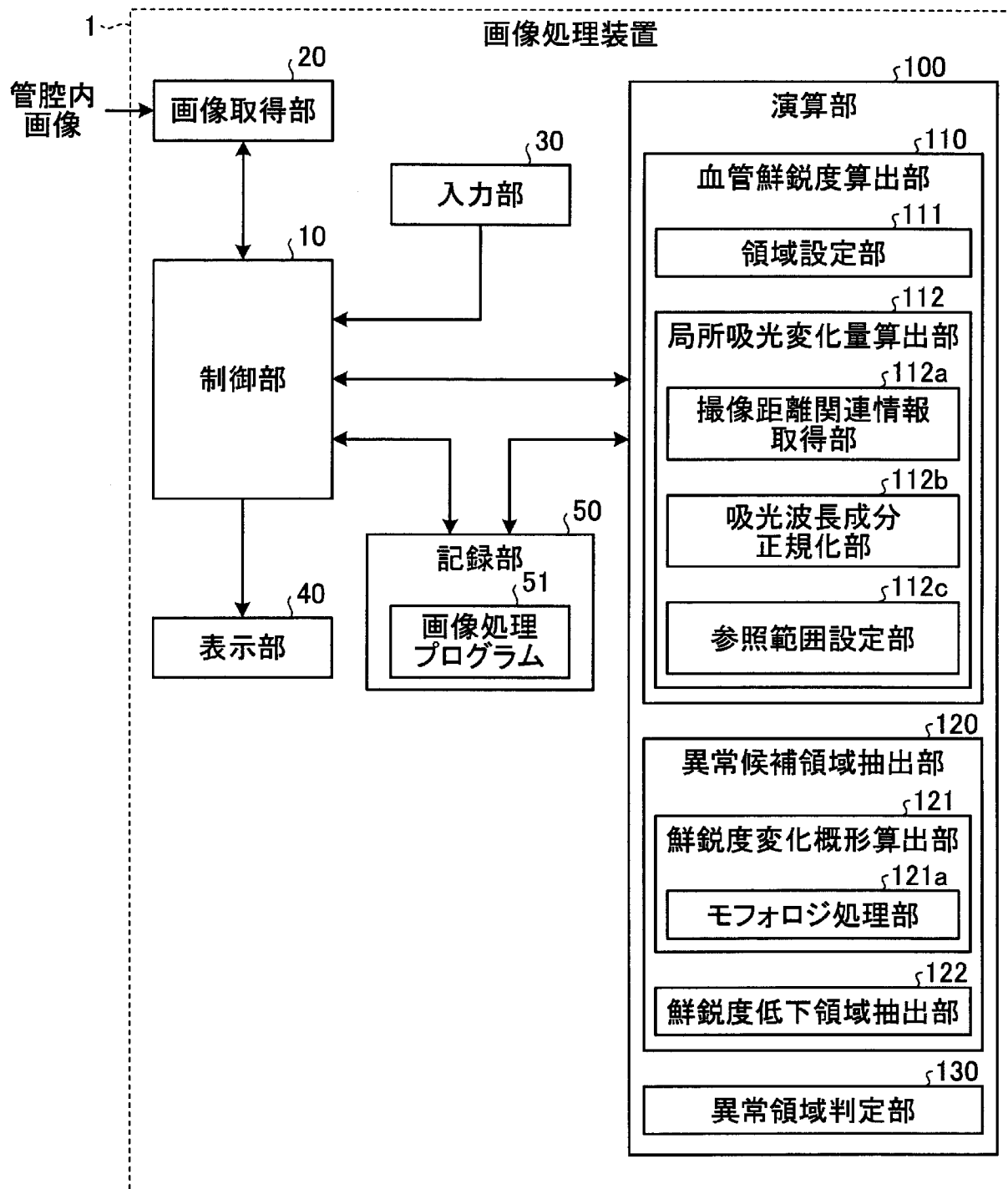
[請求項18] 管腔内画像のうち、管腔内の粘膜が写った領域である粘膜領域における血管透見像の鮮鋭度を示す血管鮮鋭度を算出する血管鮮鋭度算出ステップと、

前記血管鮮鋭度が低下した領域である鮮鋭度低下領域を、血管透見像が局所的に消失した領域である異常領域の候補領域として抽出する異常候補領域抽出ステップと、

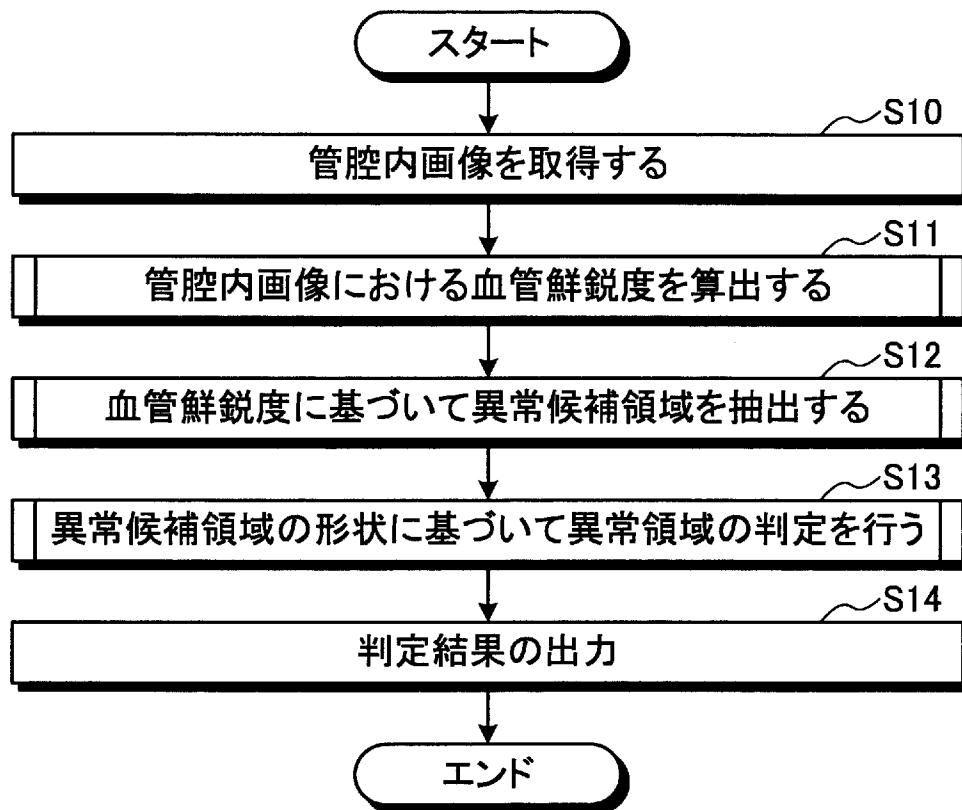
前記候補領域の形状をもとに、該候補領域が前記異常領域であるか否かを判定する異常領域判定ステップと、

をコンピュータに実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

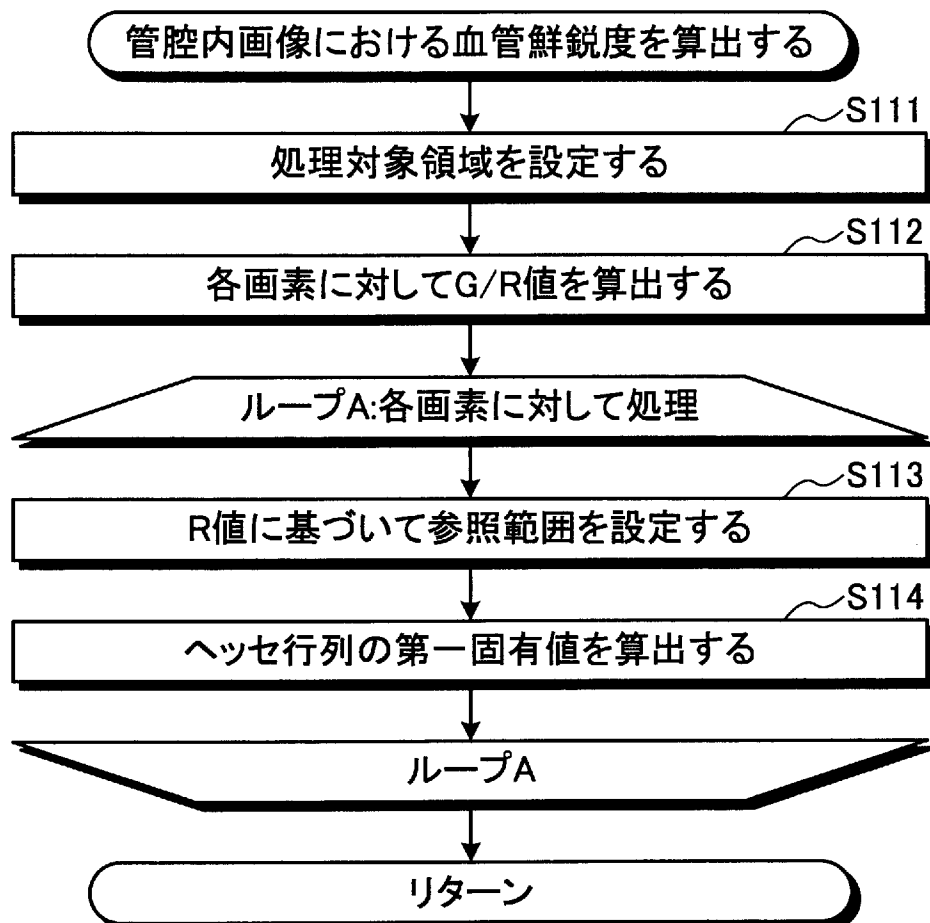
[図1]



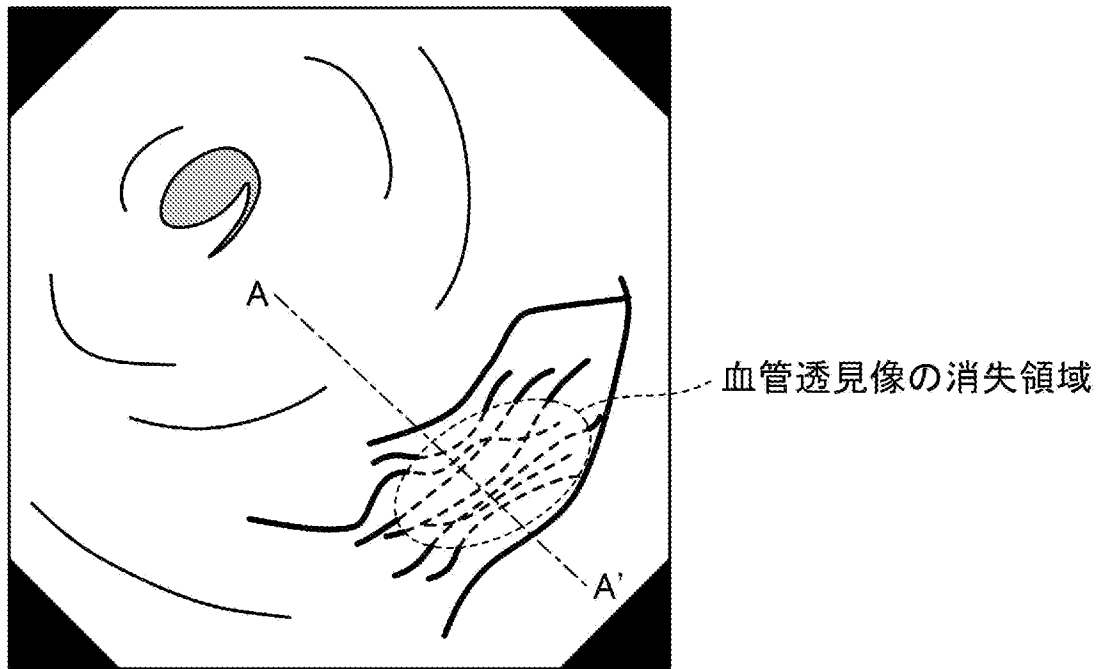
[図2]



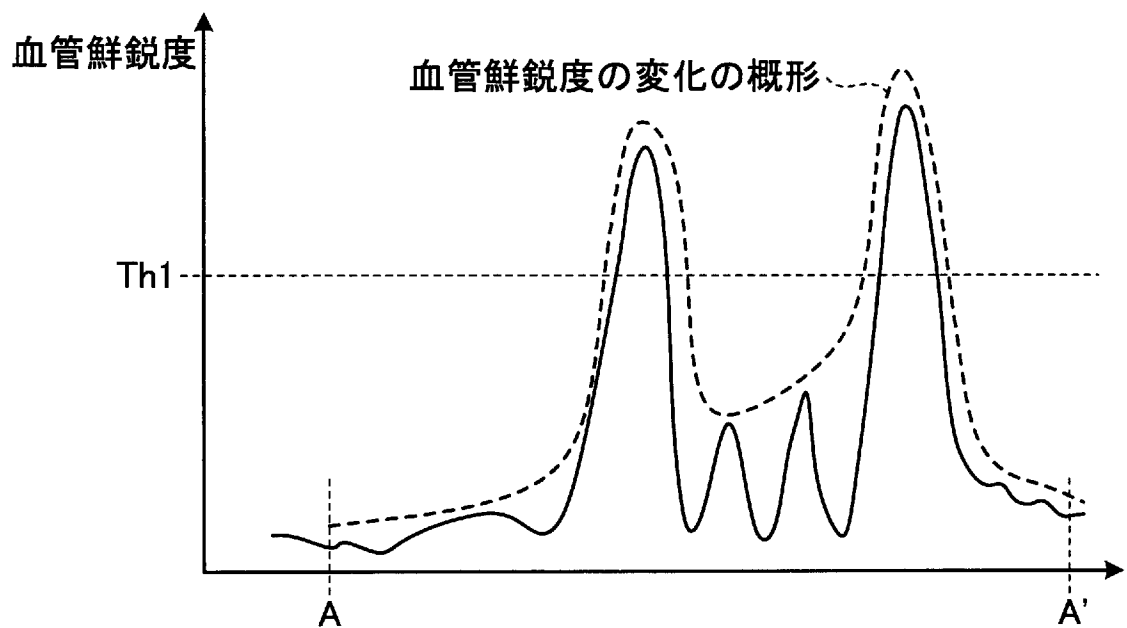
[図3]



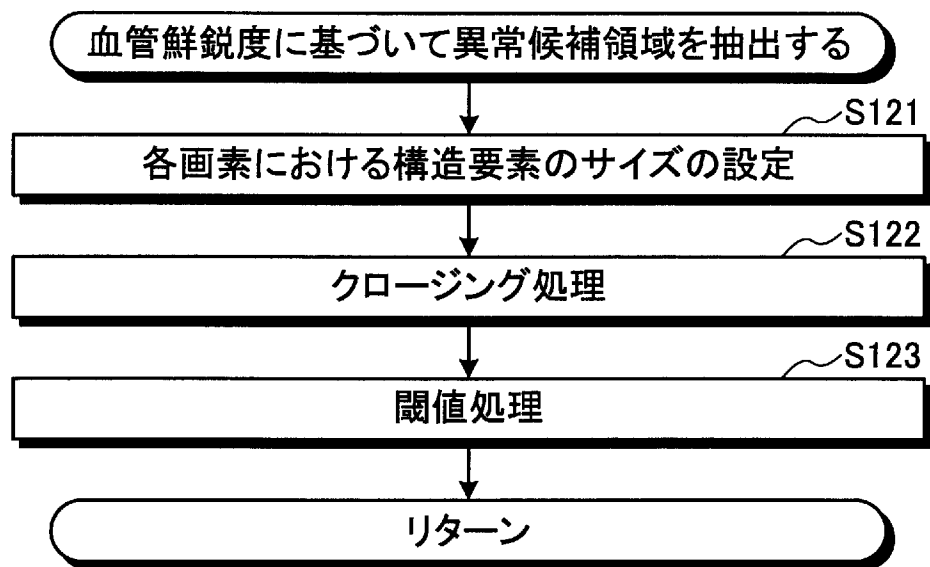
[図4]



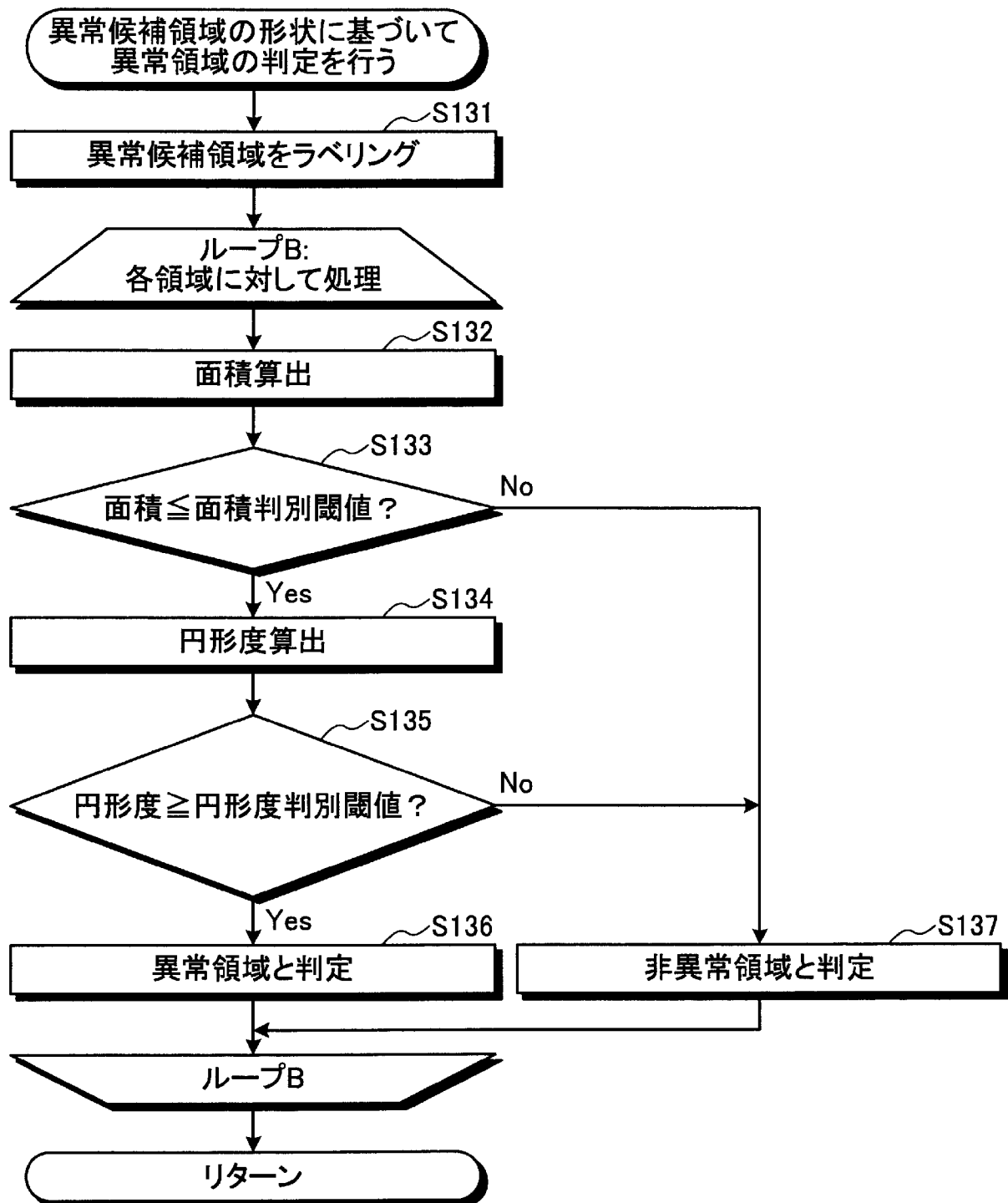
[図5]



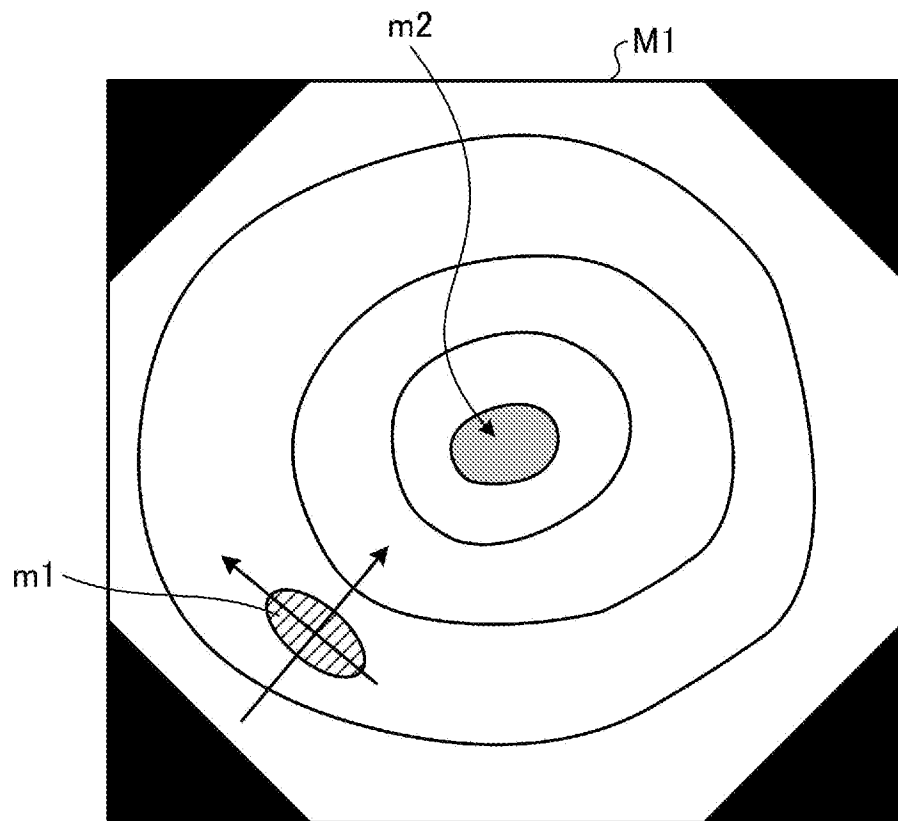
[図6]



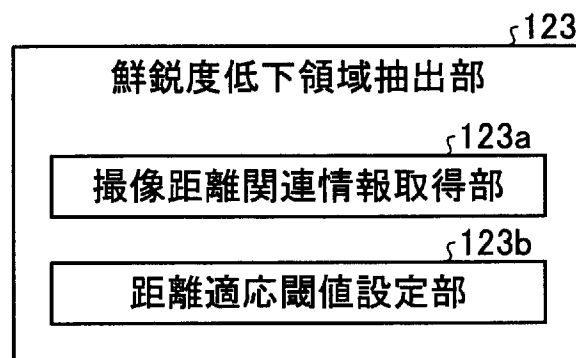
[図7]



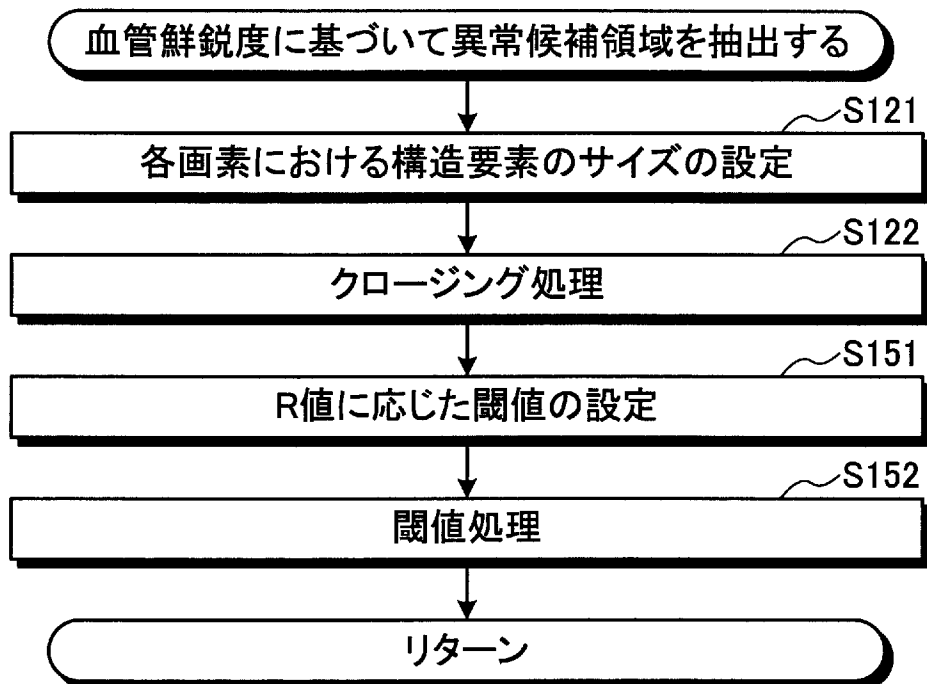
[図8]



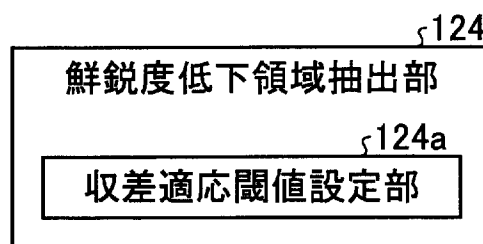
[図9]



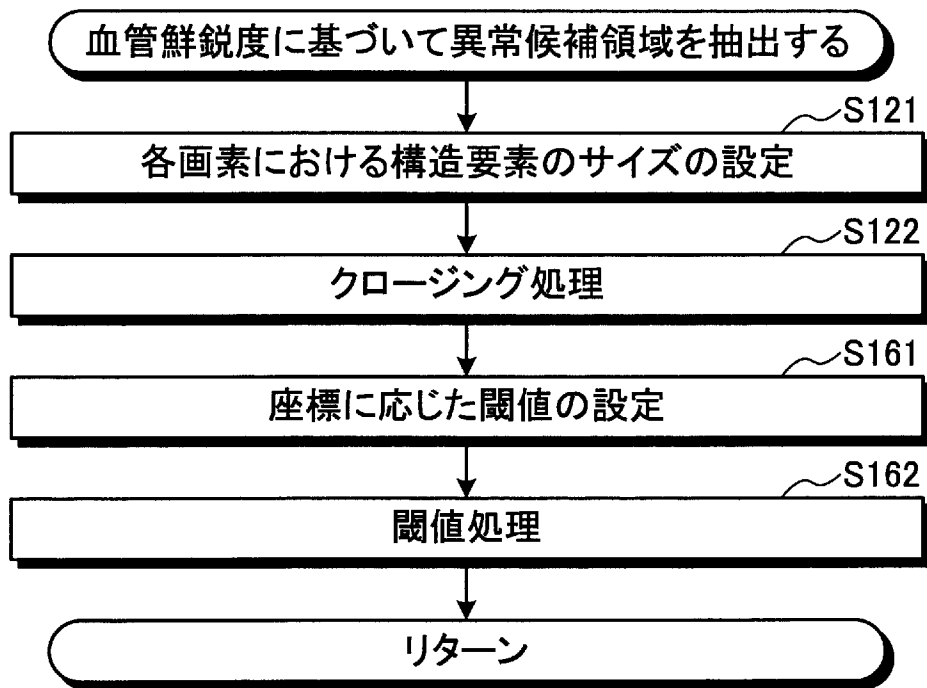
[図10]



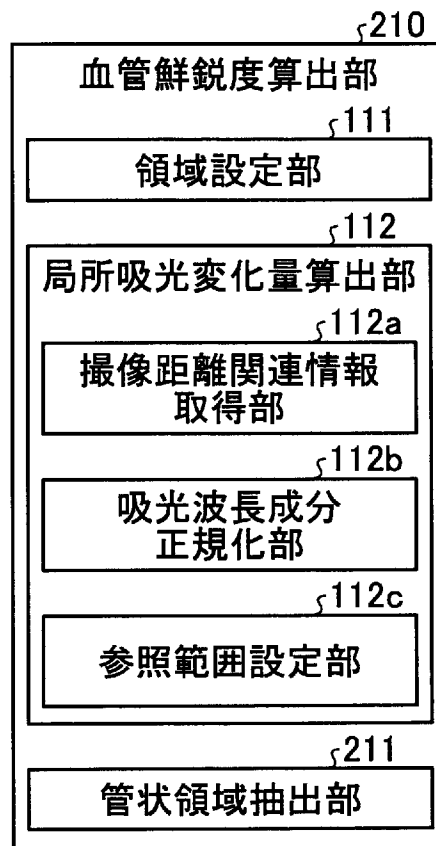
[図11]



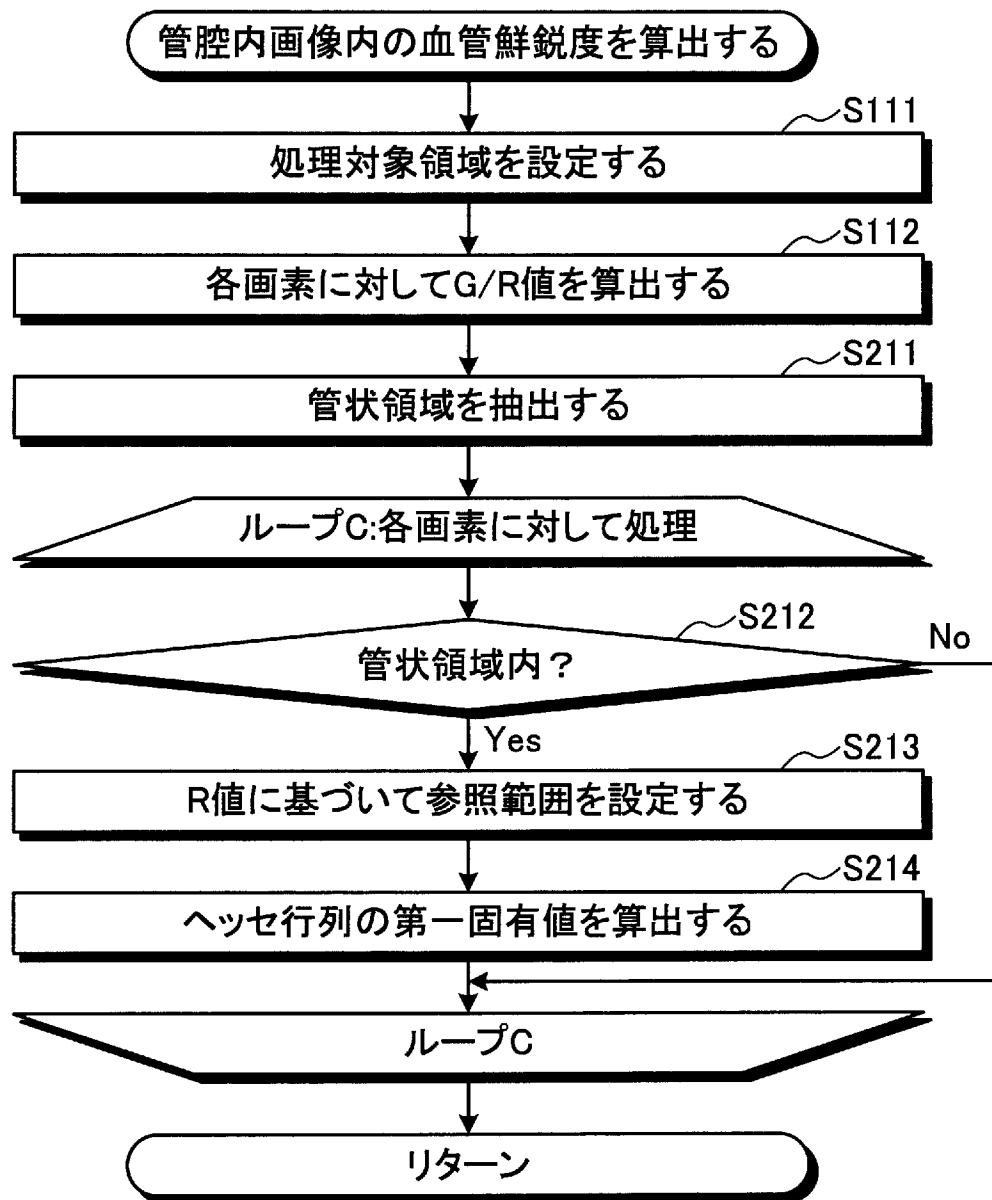
[図12]



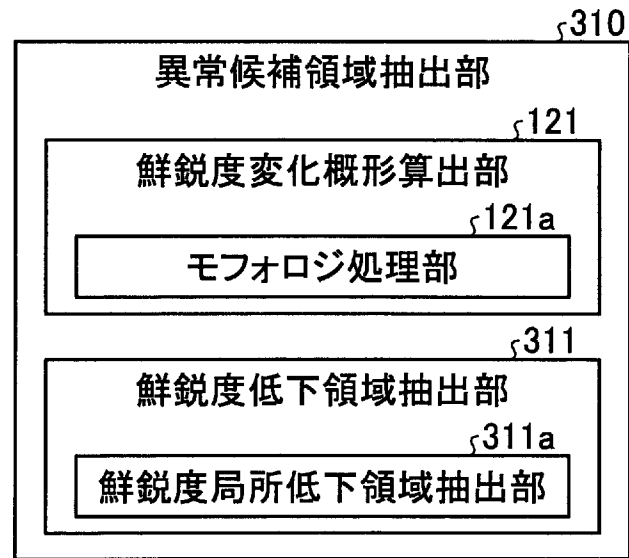
[図13]



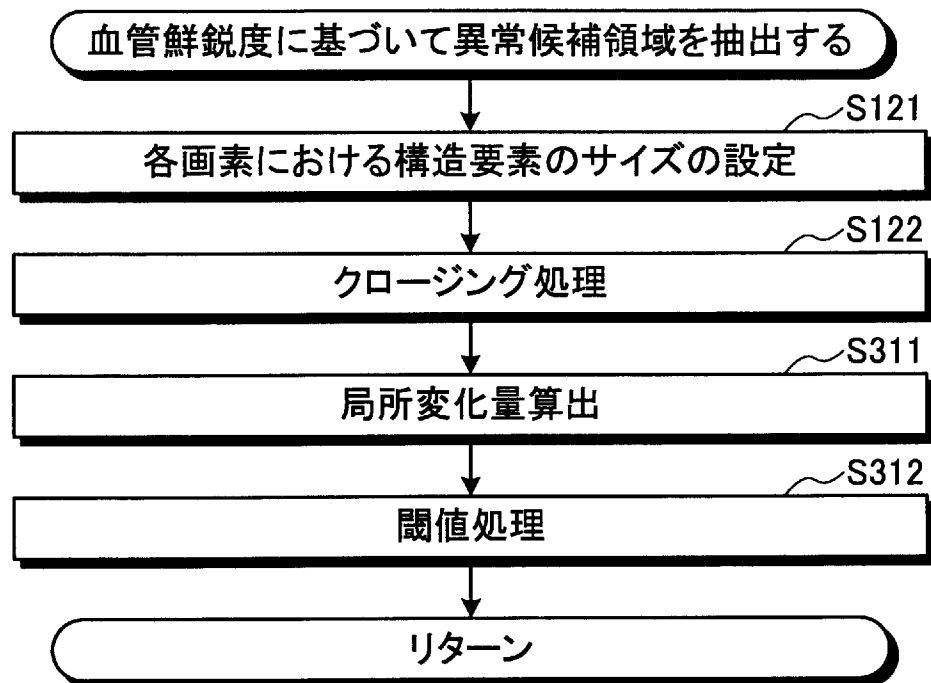
[図14]



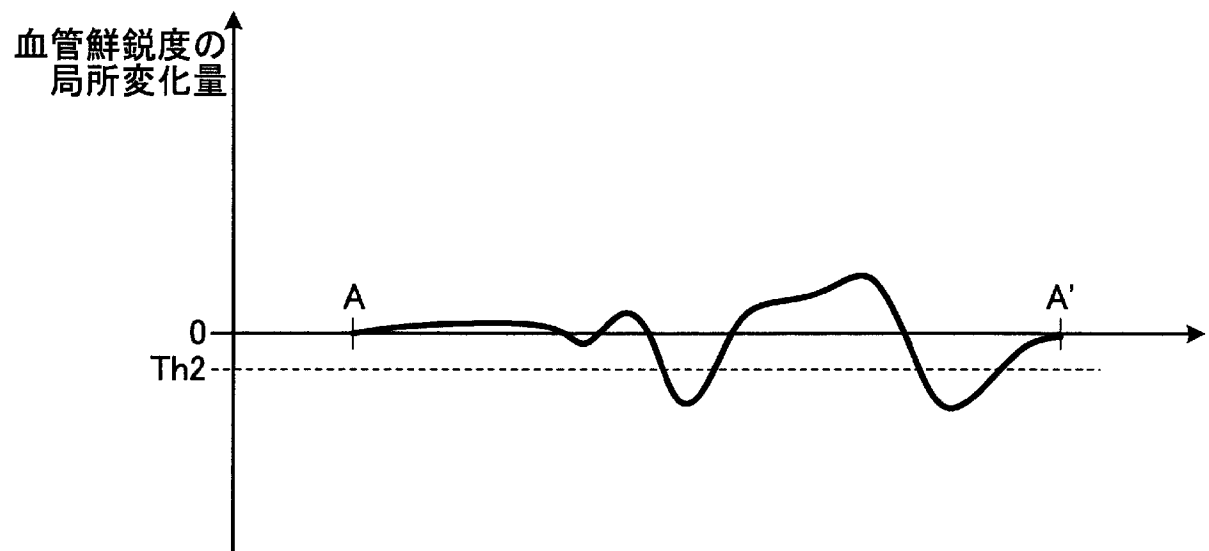
[図15]



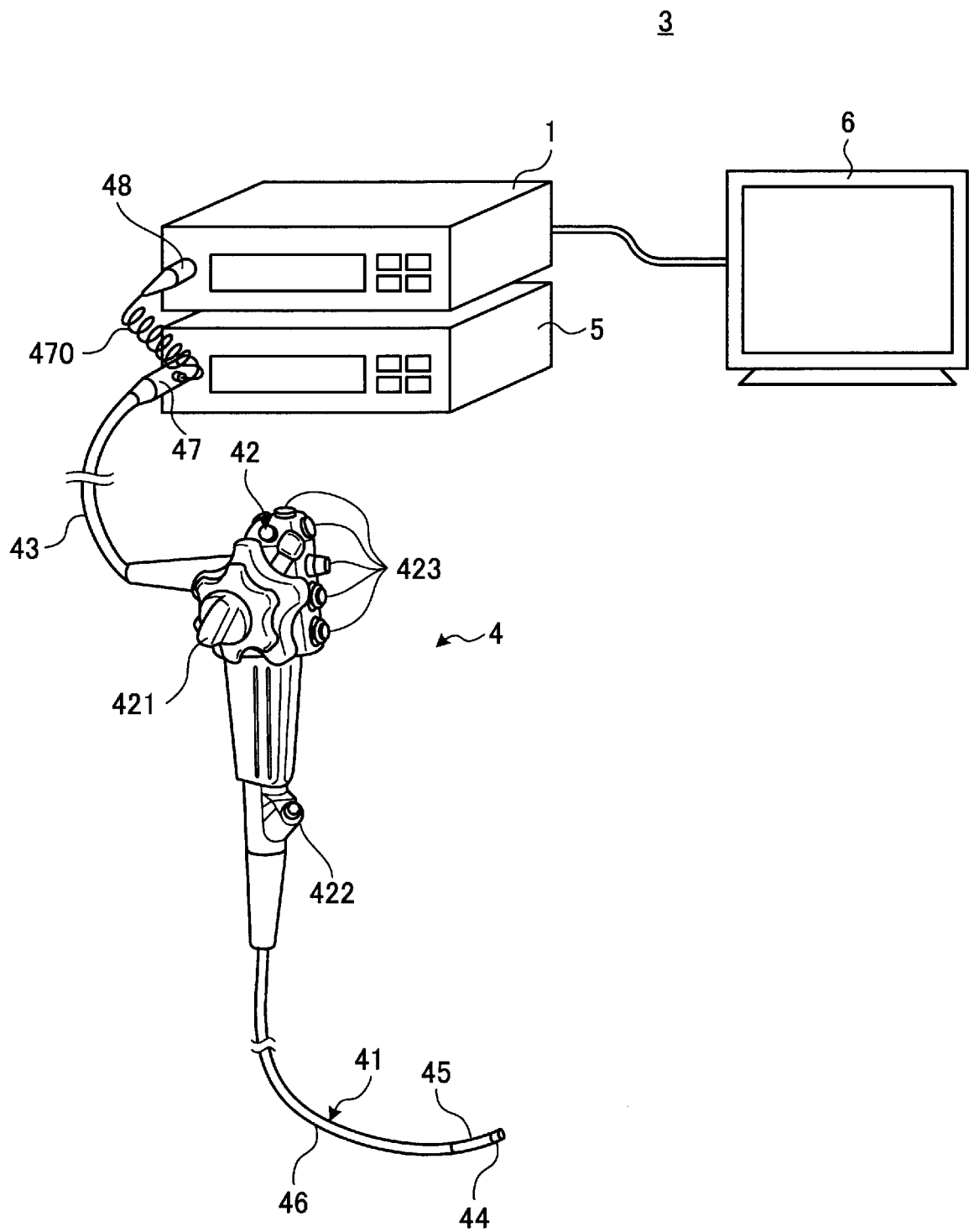
[図16]



[図17]



[図18]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/067080

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, G06T1/00

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII), DWPI(Thomson Innovation)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2918162 B2 (Olympus Optical Co., Ltd.), 12 July 1999 (12.07.1999), column 11, line 11 to column 14, line 27; fig. 11 (Family: none)	1-18
A	JP 2-224635 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 06 September 1990 (06.09.1990), page 4, upper left column, line 13 to lower left column, line 5 & US 4961110 A & DE 3922679 A1	1-18
A	JP 2008-93172 A (Olympus Corp.), 24 April 2008 (24.04.2008), entire text; all drawings & US 2009/0202124 A1 & WO 2008/044466 A1 & EP 2085019 A1	1-18

☒ 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
26 August 2015 (26.08.15)

Date of mailing of the international search report
08 September 2015 (08.09.15)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/067080

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-234931 A (Olympus Corp.), 24 November 2011 (24.11.2011), entire text; all drawings & US 2011/0311133 A1 & EP 2386999 A2 & CN 102243762 A	1-18

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B1/00 - 1/32, G02B23/24 - 23/26, G06T1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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）

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)
DWPI (Thomson Innovation)

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 2918162 B2（オリンパス光学工業株式会社）1999.07.12, 第11欄第11行～第14欄第27行、第11図 （ファミリーなし）	1-18
A	JP 2-224635 A（オリンパス光学工業株式会社）1990.09.06, 第4頁左上欄第13行～左下欄第5行 & US 4961110 A & DE 3922679 A1	1-18

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

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

2 6 . 0 8 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

0 8 . 0 9 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / 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）

渡▲辺▼ 純也

2 Q

3 6 0 6

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2008-93172 A (オリンパス株式会社) 2008. 04. 24, 全文全図 & US 2009/0202124 A1 & WO 2008/044466 A1 & EP 2085019 A1	1-18
A	JP 2011-234931 A (オリンパス株式会社) 2011. 11. 24, 全文全図 & US 2011/0311133 A1 & EP 2386999 A2 & CN 102243762 A	1-18