

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6941233号
(P6941233)

(45) 発行日 令和3年9月29日 (2021.9.29)

(24) 登録日 令和3年9月7日 (2021.9.7)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/045 (2006.01) A 6 1 B 1/045 6 2 2

請求項の数 21 (全 42 頁)

(21) 出願番号	特願2020-523601 (P2020-523601)	(73) 特許権者	306037311
(86) (22) 出願日	令和1年5月20日 (2019.5.20)		富士フイルム株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2019/019842		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(87) 国際公開番号	W02019/235195	(74) 代理人	100083116
(87) 国際公開日	令和1年12月12日 (2019.12.12)		弁理士 松浦 憲三
審査請求日	令和2年11月18日 (2020.11.18)	(74) 代理人	100170069
(31) 優先権主張番号	特願2018-107152 (P2018-107152)		弁理士 大原 一樹
(32) 優先日	平成30年6月4日 (2018.6.4)	(74) 代理人	100128635
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)		弁理士 松村 潔
		(74) 代理人	100140992
			弁理士 松浦 憲政
		(72) 発明者	加門 駿平
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1観察光により撮影された第1画像と、第1観察光とは異なる第2観察光により撮影された第2画像と、を取得する画像取得部と、

静止画像の取得指示を受け付ける取得指示受付部と、

前記画像取得部による前記第1画像及び前記第2画像の取得を制御する画像取得制御部と、

少なくとも前記第1画像を表示装置に表示させる表示制御部と、

少なくとも前記第2画像に映った被写体を分類する分類部と、

を備え、

前記画像取得制御部は、

前記取得指示受付部が前記取得指示を受け付けるまでは、前記第1画像を動画像として

順次取得する動画像取得処理を前記画像取得部に行わせ、

前記取得指示の受け付けに応じて、前記第 1 画像及び前記第 2 画像を静止画像として取得する静止画像取得処理を前記画像取得部に行わせ、

前記静止画像取得処理が終了した後に、前記画像取得部に前記動画像取得処理を行わせる画像処理装置。

【請求項 2】

前記動画像として取得した前記第 1 画像から注目領域を検出する注目領域検出部をさらに備え、

10

前記画像取得制御部は、前記注目領域が検出された場合は前記取得指示受付部に対し前記静止画像としての前記第 1 画像及び前記第 2 画像の取得を指示する請求項 1 に記載の画像処理装置。

【請求項 3】

前記注目領域検出部は前記静止画像としての前記第 1 画像及び／または前記第 2 画像から前記被写体としての前記注目領域を検出し、

20

前記表示制御部は、前記静止画像としての前記第 1 画像及び／または前記第 2 画像を、前記検出した前記注目領域を強調して前記表示装置に表示させる請求項 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 4】

前記分類の結果を前記第 1 画像及び／または前記第 2 画像と関連付けて保存する分類結果保存部をさらに備える請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 5】

30

前記表示制御部は前記分類の結果を示す情報を前記表示装置に表示させる請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 6】

前記表示制御部は前記静止画像としての前記第 1 画像及び／または前記第 2 画像を前記表示装置に表示させる請求項 1 または 2 に記載の画像処理装置。

【請求項 7】

前記静止画像としての前記第 1 画像及び／または前記第 2 画像に対し画像処理を施す画像加工部をさらに備え、

40

前記表示制御部は前記画像処理により得られた画像を前記表示装置に表示させる請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 8】

前記第 1 画像と前記第 2 画像とを位置合わせするパラメータを算出するパラメータ算出部と、

前記パラメータを前記第 1 画像に適用して位置合わせ第 1 画像を生成する画像生成部と、をさらに備え、

50

前記表示制御部は、前記第 2 画像を取得したタイミングでは前記位置合わせ第 1 画像を前記表示装置に表示させる請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記パラメータ算出部は、前記第 2 画像と、前記第 2 画像の撮影時刻との時間差が第 1 のしきい値以下である撮影時刻に撮影された前記第 1 画像と、を位置合わせする前記パラメータを算出する請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 10】

10

前記パラメータ算出部は、前記第 1 画像の画像信号と前記第 2 画像の画像信号のうち、前記第 1 観察光の波長と前記第 2 観察光の波長とで共通する波長成分を抽出し、前記共通する波長成分の前記第 1 画像の画像信号成分に重みづけして、前記共通する波長成分以外の前記第 1 画像の画像信号成分の強度よりも前記共通する波長成分の前記第 1 画像の画像信号成分を相対的に強くした画像信号を生成すること、及び、前記共通する波長成分の前記第 2 画像の画像信号成分に重みづけして、前記共通する波長成分以外の前記第 2 画像の画像信号成分の強度よりも前記共通する波長成分の前記第 2 画像の画像信号成分を相対的に強くした画像信号を生成すること、の少なくともいずれかを行い、前記第 1 画像と前記第 2 画像とを位置合わせするパラメータを算出する請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

20

前記パラメータ算出部は、前記第 1 画像の画像信号と前記第 2 画像の画像信号のうち、前記第 1 観察光の波長と前記第 2 観察光の波長とで共通する波長成分を抽出し、前記共通する波長成分の前記第 1 画像の画像信号成分の生成、及び、前記共通する波長成分の前記第 2 画像の画像信号成分の生成を行い、前記第 1 画像と前記第 2 画像とを位置合わせするパラメータを算出する請求項 8 に記載の画像処理装置。

【請求項 12】

前記表示制御部は、前記第 2 画像を取得したタイミングでは、前記第 2 画像の撮影時刻との時間差が第 2 のしきい値以下である撮影時刻に撮影された前記第 1 画像を前記表示装置に表示させる請求項 1 から 11 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

30

【請求項 13】

前記画像取得部は、中心波長が前記第 1 観察光よりも短い光を前記第 2 観察光として撮影された画像を前記第 2 画像として取得する請求項 1 から 12 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 14】

前記取得指示受付部はユーザによる静止画像の取得指示を前記取得指示として受け付ける請求項 1 から 13 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

40

【請求項 15】

請求項 1 から 14 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置と、

前記表示装置と、

被検体に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、前記先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、前記湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、前記挿入部の基端側に接続された手元操作部と、を有する内視鏡と、

50

前記第 1 観察光または前記第 2 観察光を前記被検体に照射する光源装置と、

前記被検体の光学像を結像させる撮影レンズと、前記撮影レンズにより前記光学像が結像される撮像素子と、を有する撮像部と、

を備え、

前記撮影レンズは前記先端硬質部に設けられる内視鏡システム。

【請求項 1 6】

10

前記光源装置は、前記第 1 観察光として赤色、青色、及び緑色の波長帯域の光を含む白色光を前記被検体に照射し、前記第 2 観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応する狭帯域光を前記被検体に照射する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記光源装置は、励起光としての白色光用レーザを照射する白色光用レーザ光源と、前記白色光用レーザを照射されることにより前記第 1 観察光としての前記白色光を発光する蛍光体と、前記第 2 観察光としての前記狭帯域光を照射する狭帯域光用レーザ光源と、を備える請求項 1 6 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 1 8】

前記光源装置は、前記白色光を発光する白色光源と、前記白色光を透過させる白色光フィルタと、前記白色光のうち前記狭帯域光の成分を透過させる狭帯域光フィルタと、前記白色光源が発光する前記白色光の光路に前記白色光フィルタまたは前記狭帯域光フィルタを挿入する第 1 のフィルタ切替制御部と、を備える請求項 1 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 9】

前記光源装置は、前記第 1 観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応する第 1 狭帯域光を前記被検体に照射し、前記第 2 観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応し前記第 1 狭帯域光とは波長帯域が異なる第 2 狭帯域光を前記被検体に照射する請求項 1 5 に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 2 0】

前記光源装置は、赤色、青色、及び緑色の波長帯域の光を含む白色光を発光する白色光源と、前記白色光のうち前記第 1 狭帯域光の成分を透過させる第 1 狭帯域光フィルタと、前記白色光のうち前記第 2 狭帯域光の成分を透過させる第 2 狭帯域光フィルタと、前記白色光源が発光する前記白色光の光路に前記第 1 狭帯域光フィルタまたは前記第 2 狭帯域光フィルタを挿入する第 2 のフィルタ切替制御部と、を備える請求項 1 9 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 2 1】

第 1 観察光により撮影された第 1 画像と、第 1 観察光とは異なる第 2 観察光により撮影された第 2 画像と、を取得する画像取得部を備える画像処理装置の画像処理方法であって、

静止画像の取得指示を受け付ける取得指示受付工程と、

前記画像取得部による前記第 1 画像及び前記第 2 画像の取得を制御する画像取得制御工程と、

50

少なくとも前記第 1 画像を表示装置に表示させる表示制御工程と、

少なくとも前記第 2 画像に映った被写体を分類する分類工程と、

を備え、

前記画像取得制御工程では、

前記取得指示受付工程で前記取得指示を受け付けるまでは、前記第 1 画像を動画像として順次取得する動画像取得処理を前記画像取得部に行わせ、 10

前記取得指示の受け付けに応じて、前記第 1 画像及び前記第 2 画像を静止画像として取得する静止画像取得処理を前記画像取得部に行わせ、

前記静止画像取得処理が終了した後に、前記画像取得部に前記動画像取得処理を行わせる画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】 20

本発明は画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法に関し、特に複数の観察光で画像を取得する画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療現場では、医用機器を用いて撮影した被検体の画像が診断、治療等に用いられているが、「撮影された画像で被写体のどのような構造が明確に（あるいは不明確に）映るか」は撮影に用いる観察光に依存する。例えば、短波長成分が強い狭帯域光等の特殊光の下で撮影した画像では表層の血管がコントラストよく描写されるため病変の検出に適しており、一方で長波長成分が強い特殊光の下で撮影した画像では深層の血管がコントラストよく描写される。また、医師による観察は特殊光ではなく通常光（白色光）で行われることが多い。このように、撮影では画像の使用目的や対象に応じた観察光を照射することが好ましい。 30

【0003】

このように観察光を切り替える技術としては、例えば特許文献 1 が知られている。特許文献 1 には、第 2 白色光を照射して通常光画像を表示させる通常観察モードと、第 1 白色光と第 2 白色光とを交互に照射して得た画像から酸素飽和度画像を生成し表示させる特殊観察モードとを備える内視鏡システムが記載されている。 40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2017-153978 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

短波長成分が強い狭帯域光と通常光とを切り替える場合、特殊光による画像（複数の狭 50

帯域光を照射して生成した画像、短波長の狭帯域光を照射して生成した画像を含む）は通常光による画像での観察に慣れたユーザにとっては観察に適さない場合があり、診断中に常時特殊光による画像を取得する方法はユーザの観察の妨げとなり得る。

【0006】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、ユーザの観察への影響を抑制しつつ必要に応じて複数の観察光による画像を取得できる画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法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】

10

上述した目的を達成するため、本発明の第1の態様に係る画像処理装置は、第1観察光により撮影された第1画像と、第1観察光とは異なる第2観察光により撮影された第2画像と、を取得する画像取得部と、静止画像の取得指示を受け付ける取得指示受付部と、画像取得部による第1画像及び第2画像の取得を制御する画像取得制御部と、少なくとも第1画像を表示装置に表示させる表示制御部と、少なくとも第2画像に映った被写体を分類する分類部と、を備え、画像取得制御部は、取得指示受付部が取得指示を受け付けるまでは、第1画像を動画像として順次取得する動画像取得処理を画像取得部に行わせ、取得指示の受け付けに応じて、第1画像及び第2画像を静止画像として取得する静止画像取得処理を画像取得部に行わせ、静止画像取得処理が終了した後に、画像取得部に動画像取得処理を行わせる。

20

【0008】

複数の観察光で画像を取得する場合、ユーザによる観察を妨げないようにしつつ、必要に応じて複数の観察光により画像を取得することが好ましい。しかしながら上述した特許文献1では、特殊観察モードでは第1、第2白色光が交互に照射され、また酸素飽和度画像が表示されるので、通常光での観察に支障が生じる。このような従来技術に対し、第1の態様では、静止画取得指示を受け付けるまでは第1観察光による第1画像を動画像として順次取得及び表示し、静止画像の取得指示を受け付けた場合は第1、第2観察光による第1、第2画像を静止画像として取得し、静止画像の取得終了後は第1観察光による第1画像の動画像取得及び表示に戻る。これにより、ユーザは第1画像による観察を継続しつつ必要に応じて（例えば、ユーザの指示があった場合、あるいは注目領域が検出された場合等、静止画像の取得が必要なタイミングにおいて）第1、第2観察光により静止画像を取得し、観察と共に被写体（注目領域等）の分類を行うことができる。

30

【0009】

第1の態様において、動画像の1フレームを静止画像として取得することができる。また、生体内を撮影する場合、ポリープの種類（腫瘍性か非腫瘍性か）、癌のステージ診断、管腔内の位置（撮影位置）の判断等を「分類」として行うことができる。また第1の態様において、第1画像は継続して表示される。第2画像は必要により（例えば、ユーザの指示入力に応じて、あるいは第2画像を処理した結果に応じて）表示することができる。

40

【0010】

第1の態様及び以下の各態様において、第1観察光及び第2観察光は一方が白色光で他方が狭帯域光でもよいし、双方が異なる狭帯域光でもよい。また、第1観察光及び第2観察光は光源から出射された光をそのまま用いてもよいし、光源から出射された光（例えば白色光）に特定の波長帯域を透過させるフィルタを適用して生成した光でもよい。また、第1観察光及び／または第2観察光として狭帯域光を用いる場合、用いる狭帯域光は狭帯域光用の光源から照射された狭帯域光でもよいし、白色光に対し特定の波長帯域を透過させるフィルタを適用して生成した狭帯域光でもよい。この場合、フィルタを順次切り替え

50

ることにより異なる狭帯域光が異なるタイミングで照射されるようにしてもよい。

【0011】

第1の態様では、第1観察光により撮影された第1画像と、第2観察光により撮影された第2画像とを取得する。第1画像の撮影には第2観察光は用いられておらず、第2画像の撮影には第1観察光は用いられていないので、波長分離しきれずに第1画像、第2画像の画質が低下することはない。

【0012】

なお、第1の態様及び以下の各態様において、「第1観察光と第2観察光とが異なる」とは、第1観察光と第2観察光とで波長帯域または分光スペクトルの少なくとも一方が同一でないことを意味する。また、第1画像及び第2画像は生体等の被検体を撮影した医用画像でもよい。

10

【0013】

第1の態様及び以下の各態様において、医用画像は医療画像ともいう。また、医用画像撮影の際に用いる光源は白色帯域の光、白色帯域として複数の波長（狭帯域光）を含む光、赤外光、励起光を発生する光源を用いることができる。また、第1の態様で取得する医用画像は白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像でもよいし、通常光画像に基づいて取得した、特定の波長帯域の情報を有する特殊光画像でもよい。

20

【0014】

このように、第1の態様によれば、ユーザの観察への影響を抑制しつつ目的（観察、被写体の分類等）に応じて複数の観察光による画像を取得することができる。

【0015】

第2の態様に係る画像処理装置は第1の態様において、動画像として取得した第1画像から注目領域を検出する注目領域検出部をさらに備え、画像取得制御部は、注目領域が検出された場合は取得指示受付部に対し静止画像としての第1画像及び第2画像の取得を指示する。第2の態様では、注目領域の検出に応じて自動的に（ユーザの指示なしに）静止画像を取得することができる。注目領域検出部は、動画像の1フレームを構成する第1画像に対し注目領域の検出処理を行うことができる。なお、注目領域は関心領域ともいう。

30

【0016】

第3の態様に係る画像処理装置は第2の態様において、注目領域検出部は静止画像としての第1画像及び／または第2画像から被写体としての注目領域を検出し、表示制御部は、静止画像としての第1画像及び／または第2画像を、検出した注目領域を強調して表示装置に表示させる。第3の態様によれば、静止画像としての第1画像及び／または第2画像が注目領域を強調して表示されるので、ユーザは第1画像及び／または第2画像取得のきっかけとなった注目領域の位置、及びどの領域を対象として分類が行われたのかを容易に確認でき、また仮に注目領域の検出が誤検出であった場合には、第1画像及び／または第2画像取得のきっかけとなった対象を確認できるため、誤検出であることを容易に判断することができる。なお第3の態様において、注目領域の強調は矩形、円形、十字、矢印等特定の図形でマーキングする、重畳処理、色調や階調の変更、周波数処理等により行うことができるが、このような態様に限定されるものではない。

40

【0017】

第4の態様に係る画像処理装置は第1から第3の態様のいずれか1つにおいて、分類の結果を第1画像及び／または第2画像と関連付けて保存する分類結果保存部をさらに備え

50

る。第4の態様によれば、分類結果と第1, 第2画像との関連が明確になる。第4の態様において、分類結果は、動画像としての第1画像、静止画像としての第1画像及び／または第2画像と関連付けることができる。

【0018】

第5の態様に係る画像処理装置は第1から第4の態様のいずれか1つにおいて、表示制御部は分類の結果を示す情報を表示装置に表示させる。第5の態様において、情報の表示は例えば分類結果に応じた文字、数字、図形、記号、色彩等により行うことができ、これによりユーザは分類結果を容易に認識することができる。なお、情報は画像に重畳表示してもよいし、画像とは別に表示してもよい。

【0019】

第6の態様に係る画像処理装置は第1または第2の態様において、表示制御部は静止画像としての第1画像及び／または第2画像を表示装置に表示させる。第6の態様によれば、ユーザは第1画像（動画像）による観察を行いつつ静止画像（第1画像及び／または第2画像）を確認することができ、これにより撮影した静止画像に不備があれば再撮影するなどの判断が可能である。

【0020】

第7の態様に係る画像処理装置は第1から第3の態様のいずれか1つにおいて、静止画像としての第1画像及び／または第2画像に対し画像処理を施す画像加工部をさらに備え、表示制御部は画像処理により得られた画像を表示装置に表示させる。第7の態様では、例えばカラーバランス調整、血管強調、特徴量強調、差分強調、またはそれらの処理を施した画像を合成する等の画像処理を行って観察用画像、分類（鑑別）用画像等の画像を生成し、これらの画像を表示させることができる。

【0021】

第8の態様に係る画像処理装置は第1から第7の態様のいずれか1つにおいて、第1画像と第2画像とを位置合わせするパラメータを算出するパラメータ算出部と、パラメータを第1画像に適用して位置合わせ第1画像を生成する画像生成部と、をさらに備え、表示制御部は、第2画像を取得したタイミングでは位置合わせ第1画像を表示装置に表示させる。第1観察光と第2観察光との一方のみを照射して画像を取得する場合、第2画像を取得するタイミングでは第1画像を得ることができない。しかしながら第8の態様では、位置合わせをするパラメータを第1画像に適用して位置合わせ第1画像を生成するので、第1画像のフレームレートの実質的な低下を防止することができる。また、フレーム間（第1画像のフレームと位置合わせ第1画像のフレーム間）で被写体の色味及び構造の変化を小さくすることができる。なお、第8の態様及び以下の各態様において「位置合わせ第1画像」とは、「第1画像に対して位置合わせのパラメータを適用することにより生成した、第2画像の撮影時刻における第1画像」を意味する。

【0022】

第8の態様において、パラメータ算出部は第1画像と第2画像との相対的な移動、回転、及び変形のうち少なくとも1つについてのパラメータをパラメータとして算出してもよい。「変形」には拡大、縮小を含めることができる。また、パラメータ算出部は第1画像と第2画像との射影変換を行うパラメータをパラメータとして算出し、画像生成部は算出したパラメータに基づく射影変換を第1画像に施して位置合わせ第1画像を生成してもよい。

【0023】

第9の態様に係る画像処理装置は第8の態様において、パラメータ算出部は、第2画像

10

20

30

40

50

と、第2画像の撮影時刻との時間差が第1のしきい値以下である撮影時刻に撮影された第1画像と、を位置合わせするパラメータを算出する。撮影時刻の時間差が第1のしきい値を超える場合、被写体の動き等に起因して撮影範囲、撮影角度等が変化し、位置合わせ精度が低下する可能性があるので、第9の態様では第2画像の撮影時刻との時間差が第1のしきい値以下である撮影時刻に撮影された第1画像を取得する。これにより、第1画像と比較して被写体の構造の変化が少ない位置合わせ第1画像を生成することができる。なお第9の態様において、第1のしきい値は位置合わせ精度等の条件を考慮して設定することができる。

第10の態様に係る画像処理装置は第8の態様において、パラメータ算出部は、第1画像の画像信号と第2画像の画像信号のうち、第1観察光の波長と第2観察光の波長とで共通する波長成分を抽出し、共通する波長成分の第1画像の画像信号成分に重みづけして、共通する波長成分以外の第1画像の画像信号成分の強度よりも共通する波長成分の第1画像の画像信号成分を相対的に強くした画像信号を生成すること、及び、共通する波長成分の第2画像の画像信号成分に重みづけして、共通する波長成分以外の第2画像の画像信号成分の強度よりも共通する波長成分の第2画像の画像信号成分を相対的に強くした画像信号を生成すること、の少なくともいずれかを行い、第1画像と第2画像とを位置合わせするパラメータを算出する。これにより、位置合わせ精度を向上させフレーム間での被写体の色味及び構造の変化が小さい画像（位置合わせ第1画像）を得ることができる。

第11の態様に係る画像処理装置は第8の態様において、パラメータ算出部は、第1画像の画像信号と第2画像の画像信号のうち、第1観察光の波長と第2観察光の波長とで共通する波長成分を抽出し、共通する波長成分の第1画像の画像信号成分の生成、及び、共通する波長成分の第2画像の画像信号成分の生成を行い、第1画像と第2画像とを位置合わせするパラメータを算出する。これにより、位置合わせ精度を向上させフレーム間での被写体の色味及び構造の変化が小さい画像（位置合わせ第1画像）を得ることができる。

【0024】

第12の態様に係る画像処理装置は第1から第11の態様において、表示制御部は、第2画像を取得したタイミングでは、第2画像の撮影時刻との時間差が第2のしきい値以下である撮影時刻に撮影された第1画像を表示装置に表示させる。第12の態様によれば、第2画像を取得したタイミングでは第1画像の表示が継続されるので、第1画像の表示が途切れることや色味の異なる画像が表示されることによる観察への影響を抑制することができる。なお第12の態様において、第2のしきい値は撮影時刻のズレによる画像への影響（被写体の位置、向き等）を考慮して設定することができる。

【0025】

第13の態様に係る画像処理装置は第1から第12の態様のいずれか1つにおいて、画像取得部は、中心波長が第1観察光よりも短い光を第2観察光として撮影された画像を第2画像として取得する。画像に映る被写体の構造は観察光の波長によって異なるので、病変等の微細な構造を撮影、検出するには波長の短い観察光を用いるのが好ましい。第13の態様では、第1画像の表示により観察を継続しつつ、第2画像を用いて微細な構造の検出、被写体の分類等を精度良く行うことができる。

【0026】

第14の態様に係る画像処理装置は第1から第13の態様のいずれか1つにおいて、取得指示受付部はユーザによる静止画像の取得指示を取得指示として受け付ける。第14の態様によれば、ユーザは所望のタイミングで画像を取得させることができる。

【0027】

10

20

30

40

50

上述した目的を達成するため、本発明の第15の態様に係る内視鏡システムは第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置と、表示装置と、被検体に挿入される挿入部であって、先端硬質部と、先端硬質部の基端側に接続された湾曲部と、湾曲部の基端側に接続された軟性部とを有する挿入部と、挿入部の基端側に接続された手元操作部と、を有する内視鏡と、第1観察光または第2観察光を被検体に照射する光源装置と、被検体の光学像を結像させる撮影レンズと、撮影レンズにより光学像が結像される撮像素子と、を有する撮像部と、を備え、撮影レンズは先端硬質部に設けられる。第15の態様に係る内視鏡システムは、第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置を備えるので、ユーザの観察への影響を抑制しつつ必要に応じて複数の観察光による画像を取得することができる。

10

【0028】

また、第15の態様に係る内視鏡システムは第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第2画像の必要性が低い場合（例えば、注目領域等が検出されず被写体の分類が不要な場合）にまで第2画像を取得することがないので、観察光の照射と非照射の繰り返し増加により光源の劣化が無駄に早まるのを防止することができる。

【0029】

第15の態様において、光源から出射された光をそのまま観察光として用いてもよいし、光源から出射された光に特定の波長帯域を透過させるフィルタを適用して生成した光を観察光としてもよい。例えば、狭帯域光を第1観察光及び／または第2観察光として用いる場合、狭帯域光用の光源から照射された光を観察光として用いてもよいし、白色光に対し特定の波長帯域を透過させるフィルタを適用して生成した光を観察光としてもよい。この場合、白色光に適用するフィルタを順次切り替えることで、異なる狭帯域光を異なるタイミングで照射してもよい。

20

【0030】

第16の態様に係る内視鏡システムは第15の態様において、光源装置は、第1観察光として赤色、青色、及び緑色の波長帯域の光を含む白色光を被検体に照射し、第2観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応する狭帯域光を被検体に照射する。第16の態様によれば、白色光（第1観察光）により撮影した第1画像を表示させて観察しつつ、狭帯域光（第2観察光）により撮影した第2画像を用いて注目領域の検出、分類を行うこと等が可能である。なお、紫色及び赤外の波長帯域に対応する狭帯域光を用いてもよい。

30

【0031】

第17の態様に係る内視鏡システムは第16の態様において、光源装置は、励起光としての白色光用レーザを照射する白色光用レーザ光源と、白色光用レーザを照射されることにより第1観察光としての白色光を発光する蛍光体と、第2観察光としての狭帯域光を照射する狭帯域光用レーザ光源と、を備える。第1観察光としての白色光を得るために励起光用のレーザ光源を用いる場合、第2画像の取得頻度が高いと第1観察光の照射と非照射の繰り返しが多くなり、このため白色光用レーザ光源の励起と非励起の繰り返しが多くなり光源の劣化が早まる可能性がある。しかしながら、第17の態様に係る内視鏡システムは第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第2画像の必要性が低い場合（例えば、注目領域等が検出されず分類が不要な場合）にまで第2画像を取得することがないので、観察光の照射と非照射の繰り返し増加により光源の劣化が無駄に早まるのを防止することができる。

40

【0032】

50

第18の態様に係る内視鏡システムは第16の態様において、光源装置は、白色光を発光する白色光源と、白色光を透過させる白色光フィルタと、白色光のうち狭帯域光の成分を透過させる狭帯域光フィルタと、白色光源が発光する白色光の光路に白色光フィルタまたは狭帯域光フィルタを挿入する第1のフィルタ切替制御部と、を備える。フィルタを切り替えて複数種類の観察光（白色光、狭帯域光）を生成する場合、フィルタの切替とイメージセンサ（撮像素子）の読み出しタイミングとの同期ズレにより第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる可能性があるが、第18の態様に係る内視鏡システムは第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第2画像の必要性が低い場合（例えば、注目領域が検出されず分類が必要ない場合）にまで第2の画像を取得することで光源またはフィルタの切替回数が増え、第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる度合いを低減することができる。

【0033】

第19の態様に係る内視鏡システムは第15の態様において、光源装置は、第1観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応する第1狭帯域光を被検体に照射し、第2観察光として赤色、青色、及び緑色のうちいずれかの波長帯域に対応し第1狭帯域光とは波長帯域が異なる第2狭帯域光を被検体に照射する。第19の態様は複数の狭帯域光を用いる態様を規定するものであり、例えば波長が異なる複数の青色狭帯域光、青色狭帯域光と緑色狭帯域光、波長が異なる複数の赤色狭帯域光等の組合せを用いることができるが、観察光はこれらの組合せに限定されるものではない。なお、紫色及び赤外の波長帯域に対応する狭帯域光を用いてもよい。

【0034】

第20の態様に係る内視鏡システムは第19の態様において、光源装置は、赤色、青色、及び緑色の波長帯域の光を含む白色光を発光する白色光源と、白色光のうち第1狭帯域光の成分を透過させる第1狭帯域光フィルタと、白色光のうち第2狭帯域光の成分を透過させる第2狭帯域光フィルタと、白色光源が発光する白色光の光路に第1狭帯域光フィルタまたは第2狭帯域光フィルタを挿入する第2のフィルタ切替制御部と、を備える。第2のフィルタ切替制御部によりフィルタを切り替えて複数種類の観察光（第1狭帯域光、第2狭帯域光）を生成する場合、フィルタの切替とイメージセンサ（撮像素子）の読み出しタイミングとの同期ズレにより第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる可能性がある。しかしながら、第20の態様に係る内視鏡システムは第1から第14の態様のいずれか1つに係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第2画像の必要性が低い場合（例えば、注目領域が検出されず分類が必要ない場合）にまで第2の画像を取得することで光源またはフィルタの切替回数が増え、第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる度合いを低減することができる。

【0035】

上述した目的を達成するため、本発明の第21の態様に係る画像処理方法は第1観察光により撮影された第1画像と、第1観察光とは異なる第2観察光により撮影された第2画像と、を取得する画像取得部を備える画像処理装置の画像処理方法であって、静止画像の取得指示を受け付ける取得指示受付工程と、画像取得部による第1画像及び第2画像の取得を制御する画像取得制御工程と、少なくとも第1画像を表示装置に表示させる表示制御工程と、少なくとも第2画像に映った被写体を分類する分類工程と、を備え、画像取得制御工程では、取得指示受付工程で取得指示を受け付けるまでは、第1画像を動画像として順次取得する動画像取得処理を画像取得部に行わせ、取得指示の受け付けに応じて、第1画像及び第2画像を静止画像として取得する静止画像取得処理を画像取得部に行わせ、静

止画像取得処理が終了した後に、画像取得部に動画像取得処理を行わせる。第21の態様によれば、第1の態様と同様にユーザの観察への影響を抑制しつつ必要に応じて複数の観察光による画像を取得することができる。

【0036】

なお、第21の態様に係る画像処理方法に対し、第2から第14の態様と同様の構成をさらに含めてもよい。また、それら態様の画像処理方法を画像処理装置や内視鏡システムに実行させるプログラム、並びにそのプログラムのコンピュータ読み取り可能なコードを記録した非一時的記録媒体も本発明の態様として挙げることができる。

【発明の効果】

10

【0037】

以上説明したように、本発明の画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法によれば、ユーザの観察への影響を抑制しつつ必要に応じて複数の観察光による画像を取得することができる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る内視鏡システムの外観図である。

【図2】図2は、内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

20

【図3】図3は、内視鏡の先端硬質部の構成を示す図である。

【図4】図4は、画像処理部の機能構成を示す図である。

【図5】図5は、記録部に記録される情報を示す図である。

【図6】図6は、画像処理の手順を示すフローチャートである。

【図7】図7は、画像処理の手順を示すフローチャート（図6の続き）である。

【図8】図8は、動画像及び静止画像の取得の様子を示す図である。

【図9】図9は、動画像及び静止画像を表示する例を示す図である。

【図10】図10は、静止画像を表示する例を示す図である。

【図11】図11は、画像と共に注目領域の鑑別結果を表示する様子を示す図である。

【図12】図12は、注目領域の強調表示の例を示す図である。

30

【図13】図13は、注目領域の強調表示の例を示す他の図である。

【図14】図14は、画像と注目領域の分類結果を関連付けて保存する様子を示す図である。

【図15】図15は、画像と注目領域の分類結果を関連付けて保存する様子を示す他の図である。

【図16】図16は、位置合わせ第1画像についての処理を示すフローチャートである。

【図17】図17は、位置合わせ第1画像を作成する様子を示す図である。

【図18】図18は、第1静止画像において青色光成分に重み付けをした状態を示す図である。

【図19】図19は、位置合わせ第1画像の例を示す図である。

40

【図20】図20は、光源の構成の例を示す図である。

【図21】図21は、光源の構成の他の例を示す図である。

【図22】図22は、回転フィルタの例を示す図である。

【図23】図23は、回転フィルタの他の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0039】

以下、添付図面を参照しつつ、本発明に係る画像処理装置、内視鏡システム、及び画像処理方法の実施形態について詳細に説明する。なお、以下の説明において、第1観察光を照射して取得した動画像を「第1動画像」、第1、第2観察光を照射して取得した静止画

50

像をそれぞれ「第1静止画像」、「第2静止画像」と記載する場合がある。

【0040】

<第1の実施形態>

図1は、第1の実施形態に係る内視鏡システム10（画像処理装置、診断支援装置、内視鏡システム、医療画像処理装置）を示す外観図であり、図2は内視鏡システム10の要部構成を示すブロック図である。図1、2に示すように、内視鏡システム10は、内視鏡本体100（内視鏡）、プロセッサ200（プロセッサ、画像処理装置、医療画像処理装置）、光源装置300（光源装置）、及びモニタ400（表示装置）から構成される。

10

【0041】

<内視鏡本体の構成>

内視鏡本体100は、手元操作部102（手元操作部）と、この手元操作部102に連設される挿入部104（挿入部）とを備える。術者（ユーザ）は手元操作部102を把持して操作し、挿入部104を被検体（生体）の体内に挿入して観察する。また、手元操作部102には送気送水ボタン141、吸引ボタン142、及び各種の機能を割り付けられる機能ボタン143、及び撮影指示操作（静止画像、動画像）を受け付ける撮影ボタン144が設けられている。挿入部104は、手元操作部102側から順に、軟性部112（軟性部）、湾曲部114（湾曲部）、先端硬質部116（先端硬質部）で構成されている。すなわち、先端硬質部116の基端側に湾曲部114が接続され、湾曲部114の基端側に軟性部112が接続される。挿入部104の基端側に手元操作部102が接続される。ユーザは、手元操作部102を操作することにより湾曲部114を湾曲させて先端硬質部116の向きを上下左右に変えることができる。先端硬質部116には、撮影光学系130（撮像部）、照明部123、鉗子口126等が設けられる（図1～図3参照）。

20

【0042】

観察、処置の際には、操作部208（図2参照）の操作により、照明部123の照明用レンズ123A、123Bから白色光及び／または狭帯域光（赤色狭帯域光、緑色狭帯域光、及び青色狭帯域光のうち1つ以上）を照射することができる。また、送気送水ボタン141の操作により図示せぬ送水ノズルから洗浄水が放出されて、撮影光学系130の撮影レンズ132（撮影レンズ、撮像部）、及び照明用レンズ123A、123Bを洗浄することができる。先端硬質部116で開口する鉗子口126には不図示の管路が連通しており、この管路に腫瘍摘出等のための図示せぬ処置具が挿通されて、適宜進退して被検体に必要な処置を施せるようになっている。

30

【0043】

図1～図3に示すように、先端硬質部116の先端側端面116Aには撮影レンズ132（撮像部）が配設されている。撮影レンズ132の奥にはCMOS（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）型の撮像素子134（撮像素子、撮像部）、駆動回路136、AFE138（AFE：Analog Front End）が配設されて、これらの要素により画像信号を出力する。撮像素子134はカラー撮像素子であり、特定のパターン配列（ベイヤー配列、X-Trans（登録商標）配列、ハニカム配列等）でマトリクス状に配置（2次元配列）された複数の受光素子により構成される複数の画素を備える。撮像素子134の各画素はマイクロレンズ、赤（R）、緑（G）、または青（B）のカラーフィルタ及び光電変換部（フォトダイオード等）を含んでいる。撮影光学系130は、赤、緑、青の3色の画素信号からカラー画像を生成することもできるし、赤、緑、青のうち任意の1色または2色の画素信号から画像を生成することもできる。なお、第1の実施形態では撮像素子134がCMOS型の撮像素子である場合について説明するが、撮像素子134はCCD

40

50

(Charge Coupled Device) 型でもよい。なお、撮像素子 1 3 4 の各画素は紫色光源に対応した紫色カラーフィルタ、及び／または赤外光源に対応した赤外用フィルタをさらに備えていてもよい。

【0044】

被検体（腫瘍部、病変部）の光学像は撮影レンズ 1 3 2 により撮像素子 1 3 4 の受光面（撮像面）に結像されて電気信号に変換され、不図示の信号ケーブルを介してプロセッサ 2 0 0 に出力されて映像信号に変換される。これにより、プロセッサ 2 0 0 に接続されたモニタ 4 0 0 に観察画像が表示される。

【0045】

10

また、先端硬質部 1 1 6 の先端側端面 1 1 6 A には、撮影レンズ 1 3 2 に隣接して照明部 1 2 3 の照明用レンズ 1 2 3 A、1 2 3 B が設けられている。照明用レンズ 1 2 3 A、1 2 3 B の奥には、後述するライトガイド 1 7 0 の射出端が配設され、このライトガイド 1 7 0 が挿入部 1 0 4、手元操作部 1 0 2、及びユニバーサルケーブル 1 0 6 に挿通され、ライトガイド 1 7 0 の入射端がライトガイドコネクタ 1 0 8 内に配置される。

【0046】

<光源装置の構成>

20

図 2 に示すように、光源装置 3 0 0 は、照明用の光源 3 1 0、絞り 3 3 0、集光レンズ 3 4 0、及び光源制御部 3 5 0 等から構成されており、観察光をライトガイド 1 7 0 に入射させる。光源 3 1 0 は、それぞれ赤色、緑色、青色の狭帯域光を照射する赤色光源 3 1 0 R、緑色光源 3 1 0 G、青色光源 3 1 0 B を備えており、赤色、緑色、及び青色の狭帯域光を照射することができる。光源 3 1 0 による観察光の照度は光源制御部 3 5 0 により制御され、必要に応じて観察光の照度を下げること、及び照明を停止することができる。

【0047】

光源 3 1 0 は赤色、緑色、青色の狭帯域光を任意の組合せで発光させることができる。例えば、赤色、緑色、青色の狭帯域光を同時に発光させて白色光（通常光）を観察光として照射することもできるし、いずれか 1 つもしくは 2 つを発光させることで狭帯域光（特殊光）を照射することもできる。光源 3 1 0 は、紫色光（狭帯域光の一例）を照射する紫色光源、及び／または赤外光（狭帯域光の一例）を照射する赤外光源をさらに備えていてもよい。また、白色光を照射する光源と、白色光及び各狭帯域光を透過させるフィルタとにより、白色光または狭帯域光を観察光として照射してもよい（例えば、図 2 0 ～ 2 3 を参照）。

30

【0048】

<光源の波長帯域>

40

光源 3 1 0 は白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を発生する光源でもよいし、白色の波長帯域よりも狭い特定の波長帯域の光を発生する光源でもよい。特定の波長帯域は、可視域の青色帯域もしくは緑色帯域、あるいは可視域の赤色帯域であってもよい。特定の波長帯域が可視域の青色帯域もしくは緑色帯域である場合、390 nm 以上 450 nm 以下、または 530 nm 以上 550 nm 以下の波長帯域を含み、かつ、390 nm 以上 450 nm 以下または 530 nm 以上 550 nm 以下の波長帯域内にピーク波長を有していてもよい。また、特定の波長帯域が可視域の赤色帯域である場合、585 nm 以上 615 nm 以下、または 610 nm 以上 730 nm 以下、の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、585 nm 以上 615 nm 以下または 610 nm 以上 730 nm 以下の波長帯域内にピーク波長を有していてもよい。

50

【0049】

上述した特定の波長帯域の光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域を含み、かつ、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域にピーク波長を有していてもよい。この場合、特定の波長帯域は、 $400 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 、または、 600 nm 以上 750 nm の波長帯域を含み、かつ、 $400 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $440 \pm 10 \text{ nm}$ 、 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 、または 600 nm 以上 750 nm 以下の波長帯域にピーク波長を有していてもよい。

【0050】

10

また、光源310が発生する光は 790 nm 以上 820 nm 以下、または 905 nm 以上 970 nm 以下の波長帯域を含み、かつ、 790 nm 以上 820 nm 以下または 905 nm 以上 970 nm 以下の波長帯域にピーク波長を有していてもよい。

【0051】

また、光源310は、ピークが 390 nm 以上 470 nm 以下である励起光を照射する光源を備えていてもよい。この場合、被検体（生体）内の蛍光物質が発する蛍光の情報を有する医用画像（生体内画像）を取得することができる。蛍光画像を取得する場合は、蛍光法用色素剤（フルオレスチン、アクリジンオレンジ等）を使用してもよい。

【0052】

20

光源310の光源種類（レーザ光源、キセノン光源、LED光源（LED：Light-Emitting Diode）等）、波長、フィルタの有無等は被写体の種類、観察の目的等に応じて構成することが好ましく、また観察の際は被写体の種類、観察の目的等に応じて観察光の波長を組合せ及び／または切り替えることが好ましい。波長を切り替える場合、例えば光源の前方に配置され特定波長の光を透過または遮光するフィルタが設けられた円板状のフィルタ（ロータリカラーフィルタ）を回転させることにより、照射する光の波長を切り替えてもよい（図20～23を参照）。

【0053】

30

また、本発明を実施する際に用いる撮像素子は撮像素子134のように各画素に対しカラーフィルタが配設されたカラー撮像素子に限定されるものではなく、モノクロ撮像素子でもよい。モノクロ撮像素子を用いる場合、観察光の波長を順次切り替えて面順次（色順次）で撮像することができる。例えば出射する観察光の波長を（青色、緑色、赤色）の間で順次切り替えてもよいし、広帯域光（白色光）を照射してロータリカラーフィルタ（赤色、緑色、青色等）により出射する観察光の波長を切り替えてもよい。また、1または複数の狭帯域光（緑色、青色等）を照射してロータリカラーフィルタ（緑色、青色等）により出射する観察光の波長を切り替えてもよい。狭帯域光は波長の異なる2波長以上の赤外光（第1狭帯域光、第2狭帯域光）でもよい。

【0054】

40

ライトガイドコネクタ108（図1参照）を光源装置300に連結することにより、光源装置300から照射された観察光がライトガイド170を介して照明用レンズ123A、123Bに伝送され、照明用レンズ123A、123Bから観察範囲に照射される。

【0055】

<プロセッサの構成>

図2に基づきプロセッサ200の構成を説明する。プロセッサ200は、内視鏡本体100から出力される画像信号を画像入力コントローラ202を介して入力し、画像処理部

50

204で必要な画像処理を行ってビデオ出力部206を介して出力する。これによりモニタ400（表示装置）に観察画像（生体内画像）が表示される。これらの処理はCPU210（CPU：Central Processing Unit）の制御下で行われる。すなわち、CPU210は画像取得部、取得指示受付部、画像取得制御部、表示制御部、分類部、注目領域検出部、分類結果保存部、画像処理部、パラメータ算出部、画像生成部としての機能を有する。通信制御部205は、図示せぬ病院内システム（HIS：Hospital Information System）、病院内LAN（Local Area Network）等との通信制御を行う。記録部207には、被写体の画像（医用画像、撮影画像）、注目領域の検出及び／または分類結果を示す情報等が記録される。音声処理部209は、CPU210及び画像処理部204の制御により、注目領域の検出及び／または分類の結果に応じたメッセージ（音声）等をスピーカ209Aから出力する。

10

【0056】

また、ROM211（ROM：Read Only Memory）は不揮発性の記憶素子（非一時的記録媒体）であり、本発明に係る画像処理方法をCPU210及び／または画像処理部204（画像処理装置、コンピュータ）に実行させるプログラムのコンピュータ読み取り可能なコードが記憶されている。RAM212（RAM：Random Access Memory）は各種処理の際の一時記憶用の記憶素子であり、また画像取得時のバッファとしても使用することができる。

20

【0057】

<画像処理部の機能>

図4は画像処理部204（医療画像取得部、医療画像解析処理部、医療画像解析結果取得部）の機能構成を示す図である。画像処理部204は画像取得部204A（画像取得部）、取得指示受付部204B（取得指示受付部）、画像取得制御部204C（画像取得制御部）、表示制御部204D（表示制御部）、分類部204E（分類部）、注目領域検出部204F（注目領域検出部）、分類結果保存部204G（分類結果保存部）、画像加工部204H（画像加工部）、パラメータ算出部204I（パラメータ算出部）、及び画像生成部204J（画像生成部）を有する。分類部204E、及び注目領域検出部204Fは医療画像解析処理部としても動作する。

30

【0058】

また、画像処理部204は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像に基づいて特定の波長帯域の情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部を備えていてもよい。この場合、特定の波長帯域の信号は、通常光画像に含まれるRGB（R：赤、G：緑、B：青）あるいはCMY（C：シアン、M：マゼンタ、Y：イエロー）の色情報に基づく演算により得ることができる。

【0059】

40

また、画像処理部204は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像と、特定の波長帯域の光を照射して得る特殊光画像との少なくとも一方に基づく演算によって、特徴量画像を生成する特徴量画像生成部を備え、医用画像（医療画像）としての特徴量画像を取得及び表示してもよい。画像加工部204Hが特徴量画像生成部の機能を有していてもよい。

【0060】

画像処理部204のこれらの機能による処理については、詳細を後述する。なお、これらの機能による処理はCPU210の制御下で行われる。

【0061】

50

上述した画像処理部204の機能は、各種のプロセッサ（processor）を用いて実現できる。各種のプロセッサには、例えばソフトウェア（プログラム）を実行して各種の機能を実現する汎用的なプロセッサであるCPU（Central Processing Unit）が含まれる。また、上述した各種のプロセッサには、画像処理に特化したプロセッサであるGPU（Graphics Processing Unit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）などの製造後に回路構成を変更可能なプロセッサであるプログラマブルロジックデバイス（Programmable Logic Device：PLD）も含まれる。さらに、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）などの特定の処理を実行させるために専用に設計された回路構成を有するプロセッサである専用電気回路なども上述した各種のプロセッサに含まれる。

10

【0062】

各部の機能は1つのプロセッサにより実現されてもよいし、同種または異種の複数のプロセッサ（例えば、複数のFPGA、あるいはCPUとFPGAの組み合わせ、またはCPUとGPUの組み合わせ）で実現されてもよい。また、複数の機能を1つのプロセッサで実現してもよい。複数の機能を1つのプロセッサで構成する例としては、第1に、画像処理装置本体、サーバなどのコンピュータに代表されるように、1つ以上のCPUとソフトウェアの組合せで1つのプロセッサを構成し、このプロセッサが複数の機能として実現する形態がある。第2に、システムオンチップ（System On Chip：SOC）などに代表されるように、システム全体の機能を1つのIC（Integrated Circuit）チップで実現するプロセッサを使用する形態がある。このように、各種の機能は、ハードウェア的な構造として、上述した各種のプロセッサを1つ以上用いて構成される。さらに、これらの各種のプロセッサのハードウェア的な構造は、より具体的には、半導体素子などの回路素子を組み合わせた電気回路（circuitry）である。

20

【0063】

上述したプロセッサあるいは電気回路がソフトウェア（プログラム）を実行する際は、実行するソフトウェアのプロセッサ（コンピュータ）読み取り可能なコードをROM（Read Only Memory）等の非一時的記録媒体に記憶しておき、プロセッサがそのソフトウェアを参照する。非一時的記録媒体に記憶しておくソフトウェアは、画像の入力及び被写体の計測を実行するためのプログラムを含む。ROMではなく各種光磁気記録装置、半導体メモリ等の非一時的記録媒体にコードを記録してもよい。ソフトウェアを用いた処理の際には例えばRAM（Random Access Memory）が一時的記憶領域として用いられ、また例えば不図示のEEPROM（Electrically Erasable and Programmable Read Only Memory）に記憶されたデータを参照することもできる。

30

【0064】

<操作部の構成>

プロセッサ200は操作部208を備えている。操作部208は図示せぬ操作モード設定スイッチ等を備えており、観察光の波長（白色光か狭帯域光か、狭帯域光の場合いずれの狭帯域光を用いるか）を設定することができる。また、操作部208は図示せぬキーボード及びマウスを含み、ユーザはこれらデバイスを介して撮影条件及び表示条件の設定操作、あるいは動画像、静止画像の撮影指示（取得指示）を行うことができる（動画像、静止画像の撮影指示は撮影ボタン144により行ってもよい）。これらの設定操作は図示せぬフットスイッチを介して行っても良いし、音声、視線、ジェスチャ等により行ってもよい。

40

【0065】

<記録部の構成>

50

記録部 207（記録装置）は各種の光磁気記録媒体、半導体メモリ等の非一時的記録媒体及びこれら記録媒体の制御部を含んで構成され、第1動画像 207A（第1画像）、第1静止画像 207B（第1画像）、第2静止画像 207C（第1画像）、位置合わせ第1画像 207D、観察用静止画像 207E、注目領域分類結果 207F等を互いに関連付けて記録する。これらの画像及び情報は、操作部 208を介した操作、CPU 210及び／または画像処理部 204の制御によりモニタ 400に表示される。

【0066】

上述した画像の他に、医用画像（医療画像）に含まれる注目すべき領域である注目領域（関心領域）と、注目すべき態様の有無のいずれか、もしくは両方と、についての解析結果を記録部 207（記録装置）に記録してもよい。この場合、画像処理部 204（医療画像解析処理部、医療画像解析結果取得部）がそれら解析結果を記録部 207から取得してモニタ 400に表示することができる。

【0067】

<表示装置の構成>

モニタ 400（表示装置）は、操作部 208を介した操作、CPU 210及び／または画像処理部 204の制御により第1動画像 207A（第1画像）、第1静止画像 207B（第1画像）、第2静止画像 207C（第1画像）、位置合わせ第1画像 207D、観察用静止画像 207E、注目領域分類結果 207F等を表示する。また、モニタ 400は撮影条件設定操作及び／または表示条件設定操作を行うための図示せぬタッチパネルを有する。

【0068】

<画像処理方法>

上述した構成の内視鏡システム 10を用いた画像処理方法について説明する。図 6～7は第1の実施形態に係る画像処理方法の手順を示すフローチャートである。

【0069】

<第1画像及び第2画像の観察光>

第1の実施形態では、白色光を観察光（第1観察光）とした白色光画像（通常画像）を第1画像として取得し、狭帯域光としての青色光（中心波長は第1観察光より短い）を観察光（第2観察光）とした青色光画像（特殊光画像）を第2画像として取得する場合について説明する。しかしながら、本発明において観察光はこのような組合せに限定されるものではない。例えば、第2画像は狭帯域光としての緑色光、赤色光、赤外光、紫色光等を観察光として取得した特殊光画像でもよい。また、第1観察光、第2観察光の双方を狭帯域光（例えば青色光と緑色光、あるいは波長の異なる赤色光等の、第1狭帯域光及び第2狭帯域光）としてとして第1画像及び第2画像を取得してもよい。なお、第1の実施形態では、1つのフレームでは第1観察光のみ、または第2観察光のみを照射して第1画像、第2画像を撮影するものとする。

【0070】

<第1動画像の取得>

画像取得部 204Aは光源制御部 350を制御して赤色光源 310R、緑色光源 310G、及び青色光源 310Bを発光させて白色光（第1観察光）を被検体に照射し、撮影光

学系130、撮像素子134等により被検体の第1動画像（第1画像、通常光画像）を撮影する（ステップS100：画像取得制御工程、動画像取得処理）。具体的には、30フレーム／秒、60フレーム／秒等のレートで動画像を構成するフレーム画像を順次取得する。画像取得部204Aは、撮影した第1動画像を、画像入力コントローラ202を介して取得（入力）する（ステップS100：画像取得工程）。表示制御部204Dは、取得した第1動画像をモニタ400（表示装置）に表示する（ステップS102：表示制御工程）。

【0071】

<注目領域の検出>

10

注目領域検出部204F（注目領域検出部）は、取得された第1動画像の各フレームから注目領域を検出する（ステップS103：第1の注目領域検出工程）。注目領域の検出は、注目領域検出部204Fが例えば公知のCADシステム（CAD：Computer Aided Diagnosis）を備えることにより行うことができる。具体的には、例えば医用画像の画素の特徴量に基づいて、注目領域（注目すべき領域である注目領域）及び注目領域における対象（注目すべき対象）の有無を抽出することができる。この場合、注目領域検出部204Fは検出対象画像を例えば複数の矩形領域に分割し、分割した各矩形領域を局所領域として設定する。注目領域検出部204Fは検出対象画像の局所領域ごとに局所領域内の画素の特徴量（例えば色相）を算出し、各局所領域の中から特定の色相を有する局所領域を注目領域として決定する。なお、ステップS103において「注目領域を検出する」とは、画像に対し検出処理を施すことを意味する。

20

【0072】

<深層学習アルゴリズムに基づく注目領域の検出>

注目領域の検出は、深層学習の結果を利用して行ってもよい。例えば、新たな画像が記録部207に記録されるごとに（または新たな画像が撮影されるごとに）、注目領域検出部204Fが深層学習アルゴリズムに基づき深層学習（ディープラーニング）を用いた画像解析処理を行うことにより、画像に注目領域が含まれるか否かを解析する。深層学習アルゴリズムは、公知のコンボリューションニューラルネットワーク（畳み込みニューラルネットワーク）の手法、すなわち畳み込み層及びプーリング層の繰り返しと、全結合層と、出力層とを経て、画像に注目領域が含まれている否かを認識するアルゴリズムである。

30

深層学習を用いた画像解析処理においては、「注目領域である」あるいは「注目領域ではない」とのラベルを付した画像を教師データとして与えて生成した学習器を用いてもよい。「このような機械学習を行うか否か」、及び／または「学習結果を利用するか否か」を、操作部208及びモニタ400を介したユーザの操作に応じて設定してもよい。

【0073】

40

ステップS103で検出する注目領域（関心領域）の例としては、ポリープ、癌、大腸憩室、炎症、治療痕（EMR癒痕（EMR：Endoscopic Mucosal Resection）、ESD癒痕（ESD：Endoscopic Submucosal Dissection）、クリップ箇所等）、出血点、穿孔、血管異型性などを挙げることができる。

【0074】

注目領域検出部204Fは、注目領域を検出したか否かを判断する（ステップS104）。判断が肯定された場合（注目領域を検出した場合）はステップS108へ進み、静止画像の撮影指示（取得指示）を行う。判断が否定された場合（注目領域が検出されない場合）はステップS106へ進み、ユーザによる静止画像の撮影指示を受け付けたか否かを判

50

断する（取得指示受付工程）。ユーザによる撮影指示は、撮影ボタン144あるいは操作部208の操作により行うことができる。ステップS106の判断が否定された場合は、ステップS102へ戻って第1動画像の取得及び表示を繰り返す（動画像取得処理）。

【0075】

< 静止画像撮影指示及び取得指示の受け付け >

ステップS104の判断が肯定された場合（注目領域が検出された場合）、画像取得制御部204Cは、静止画像の撮影指示（取得指示）を行う（ステップS108：静止画像取得指示工程）。ステップS106でユーザ指示を受け付けた場合も、その指示に従って同様に静止画像の撮影指示（取得指示）を行う（ステップS108：静止画像取得指示工程）。取得指示受付部204Bは、静止画像の撮影指示（取得指示）を受け付ける（ステップS110：取得指示受付工程）。

【0076】

< 静止画像の撮影 >

静止画像の撮影指示（取得指示）を受け付けられると、画像取得部204Aは、画像取得制御部204Cの制御により第1動画像の1フレームを第1静止画像として取得する（ステップS112：静止画像取得工程、静止画像取得処理）。第1静止画像としてするフレームは上述した処理により注目領域が検出されたフレームとすることができるが、他のフレーム（例えば、注目領域を検出したフレームとの撮影時間差がしきい値以下の他のフレーム）でもよい。また画像取得部204Aは、画像取得制御部204Cの制御により光源制御部350を制御し、白色光（第1観察光）に代えて青色光源310Bを発光させて狭帯域光としての青色光（第2観察光）を被検体に照射して、撮影光学系130、撮像素子134等により被検体の第2静止画像を撮影（取得）する（ステップS114：静止画像取得工程、静止画像取得処理）。

【0077】

< 第1画像及び第2画像の取得パターン >

図8は、第1の実施形態における第1画像（第1動画像、第1静止画像）及び第2画像（第2静止画像）の取得の例を示す図である。これらの図は、時間軸tに沿って図の左側から右側に向けて画像が取得されていく様子を示している。図8の（a）部分は、第1観察光（白色光、通常光）による第1動画像500（第1画像）を指定されたフレームレート（フレーム間隔： Δt ）で連続的に撮影する様子を示している。図8の（b）部分は（ $t = t_1$ ）のタイミングで静止画像の取得指示を受け付けられ、これに応じて動画像600中の画像605（第1画像）が第1静止画像701として取得され（ステップS112）、画像606（第2画像）が第2静止画像702として取得された（ステップS114）様子を示している。なお、静止画像の取得指示に応じて第1、第2静止画像を複数撮影してもよい。

【0078】

< 観察用静止画像の生成 >

画像加工部204Hは、第1静止画像701及び／または第2静止画像702に対し画像処理を施して観察用静止画像を生成する（ステップS116：画像処理工程）。画像加工部204Hは、白色光画像、特殊光画像、及びこれらの組合せによる画像を生成することができる。また画像加工部204Hは、カラーバランス調整、血管強調、特徴量強調、差分強調、またはこれらの処理を施した画像を合成する等の画像処理を行って観察用画像

、分類（鑑別）用画像等の画像を生成することができる。例えば、画像加工部204Hは白色光画像と青色狭帯域光画像から青色領域強調画像を生成することができる。青色領域強調画像では、臓器の粘膜表層の微細な血管や粘膜の微細な構造などを強調して表示することができる。また、画像加工部204Hは赤色領域強調画像を生成することができる。

赤色領域強調画像では、画像の赤色領域のわずかな色の違いを強調して表示することができる。なお、白色光画像は通常の観察に適した画像である。これらの観察用画像により、ユーザは効率的に観察を行うことができる。どのような画像処理を施すかをユーザの指示に応じて決定してもよいし、ユーザの指示によらずに画像加工部204Hが決定してもよい。なお、画像加工部204Hは、生成した観察用静止画像を観察用静止画像207Eとして記録部207に記録することができる。

10

【0079】

<第1画像のフレームレート低下防止>

第1の実施形態では、波長分離に起因する画質低下防止のために観察光としては第1観察光または第2観察光のみを照射し第1観察光と第2観察光は同時照射しないので、第2観察光の照射タイミングでは第1画像は得られない。例えば、図8の(b)部分に示すパターンで第1静止画像及び第2静止画像を取得する場合、画像606（第2静止画像）の取得タイミングでは第1静止画像が取得できない。そこで第1の実施形態では、以下のよう

20

【0080】

<第2静止画像からの注目領域の検出>

注目領域検出部204Fは、第1静止画像及び／または第2静止画像から、被写体としての注目領域を検出する（ステップS119：第2の注目領域検出工程）。注目領域の検出は、ステップS103における第1の注目領域検出工程と同様に行うことができる。なお、ステップS103の処理で注目領域が検出された第1動画画像のフレームを第1静止画像として取得している場合は、その第1静止画像に対する再度の検出処理は省略することができる。

30

【0081】

<注目領域の分類>

分類部204Eは、ステップS119において第2静止画像から検出した注目領域（被写体の一例）を分類（鑑別）する（ステップS120：分類工程）。分類の例としては、病変の病種（過形成ポリープ、腺腫、粘膜内癌、浸潤癌など）、病変の範囲、病変のサイズ、病変の肉眼形、癌のステージ診断、管腔内の現在位置（上部であれば咽頭、食道、胃、十二指腸等、下部であれば盲腸、上行結腸、横行結腸、下行結腸、S状結腸、直腸等）等を挙げることができる。これらの分類においても、検出の場合と同様に機械学習（深層学習）の結果を利用することができる。また、注目領域の分類は検出と一体として行ってもよい。なお、第1観察光が白色光、第2観察光が青色狭帯域光の場合、分類部204Eは、第1静止画像及び第2静止画像のうち少なくとも第2静止画像に基づいて注目領域（被写体）を分類することが好ましい。これは、上述の例では第2静止画像は第1観察光（白色光）よりも中心波長が短い青色狭帯域光により撮影されており、病変等の微細な構造

40

50

を分類するのに適しているからである。なお、どのような画像に基づいて注目領域を分類するかは、操作部 208 を介したユーザの操作に基づいて設定してもよいし、ユーザの操作によらずに分類部 204 E が設定してもよい。

【0082】

< 静止画像の表示 >

表示制御部 204 D は、静止画像（第 1 静止画像、第 2 静止画像、観察用静止画像）をモニタ 400（表示装置）に表示させる（ステップ S 122：静止画像表示工程）。表示する静止画像は、取得した第 1 静止画像及び第 2 静止画像の他に、ステップ S 116 で生成した観察用静止画像でもよい。これらの静止画像は種々のパターンで表示することができる。例えば図 9 の（a）部分に示すようにモニタ 400 に動画像 800 を連続的に表示しつつ、別の表示領域に第 1 静止画像 802 を表示してもよい。また、図 9 の（b）部分に示すように第 1 静止画像 802 に加えて第 2 静止画像 804 を表示してもよい。なお、表示する静止画像の数は 1 つに限らず、複数表示してもよい。複数の静止画像を表示する場合、静止画像が取得される度に表示を追加し、表示領域が一杯になったら古い静止画像を消去して新たに取得された静止画像を表示してもよい。また、図 9 のように動画像と静止画像を並行して表示する態様に代えて、図 10 に示すように静止画像 806（第 1 静止画像及び／または第 2 静止画像）のみを一定期間フリーズ表示（同一の静止画像の表示を継続）してもよい。図 9、10 に例示する静止画像の表示により、ユーザは分類（鑑別）に利用された画像等の静止画像を診断（観察）中に確認することができ、画像にボケ、ハレーション、水かぶり等の不備があれば再度撮影を指示する等の対応が可能となる。

【0083】

< 分類結果の表示 >

表示制御部 204 D は、分類の結果を示す情報を静止画像と併せてモニタ 400（表示装置）に表示してもよい（ステップ S 124：分類結果表示工程）。図 11 は分類結果の表示例を示す図であり、動画像 800 に加えて静止画像 808、810、812 とそれら静止画像に対する分類結果を示している。図 11 において「H P」は「Helicobacter Pylori（ヘリコバクター ピロリ）」を示し、「a d e n o m a」は「腺腫」を示す。このような分類結果の表示により、ユーザは静止画像の質と分類（鑑別）結果を同時に評価できるため、同一病変の鑑別結果が異なる場合にどの結果を信頼すべきかの判断が可能となる。なお、分類部 204 E 及び注目領域検出部 204 F は、注目領域の検出結果及び／または分類結果を示す情報を、音声処理部 209 及びスピーカ 209 A を介して音声で報知してもよい。

【0084】

< 注目領域の強調表示 >

画像及び分類結果の表示において、表示制御部 204 D、分類部 204 E、及び注目領域検出部 204 F は、注目領域を強調表示することができる。情報の出力は、表示制御部 204 D、分類部 204 E、及び注目領域検出部 204 F 等が例えば注目領域の位置、大きさを示す文字、数字、記号、色彩等を第 1 静止画像及び／または第 2 静止画像に重畳表示することにより行うことができる。図 12 はそのような強調表示の例であり、図 11 に示す分類結果の表示に加え、分類の対象となった注目領域を囲む矩形 820 を表示した場合を示している。強調表示は、図 9、10 に示す表示態様（分類結果の表示なし）に対して行ってもよい。図 13 は、図 9 に示す態様において強調表示を行った例を示す図である。注目領域を強調表示せずに第 1 静止画像及び／または第 2 静止画像を表示した場合、ユーザは画像全体にわたって注目領域を確認する必要があるが、このような注目領域の強調

表示により、ユーザはどの領域を対象として注目領域の検出や分類が行われたのか容易に確認できる。また仮に注目領域の検出が誤検出であった場合には、第1静止画像及び／または第2静止画像に注目領域が含まれず誤検出であることを容易に判断することができる。なお、注目領域の強調は図12、13に示す例（矩形の表示）の他に円形、十字、矢印等特定の図形でマーキングする、重畳処理、色調や階調の変更、周波数処理等により行うことができるが、このような態様に限定されるものではない。

【0085】

<分類結果及び画像の保存>

分類結果保存部204Gは、分類の結果を第1静止画像及び／または第2静止画像と関連付けて、注目領域分類結果207Fとして記録部207に保存する（ステップS126：分類結果保存工程）。分類の結果は、上述した観察用静止画像と関連付けてもよい。図14、15は分類結果と画像とを関連付けて保存する例を示す図である。図14は、記録部207に作成されたメインフォルダ1000の中に、動画像に関連付けられたサブフォルダ1010、1020、1030、1040、1050、1060が格納されている様子を示している。図15はサブフォルダ1010に格納された画像及び情報を示す図であり、動画像1011及び動画像1011に関連付けられたサブフォルダ1012、1013が格納され、これにより動画像1011とサブフォルダ1012、1013が関連付けられた様子を示している。サブフォルダ1012には第1静止画像1012A、第2静止画像1012B、観察用静止画像1012C、及び分類結果1012Dが格納され、これら静止画像と分類結果が関連することを示している。同様にサブフォルダ1013には第1静止画像1013A、第2静止画像1013B、観察用静止画像1013C、及び分類結果1013Dが格納され、これら静止画像と分類結果が関連することを示している。このようなフォルダ分けした保存により、ユーザは画像と分類結果の対応を容易に把握することができる。

【0086】

上述のように画像及び分類結果を保存する際に、病変等の注目領域が検出された画像（以下、「病変画像」という）については、特定の病変（有病率の低いもの、検出困難症例等）が発見された検査について保存（記録）してもよい。例えば、病変のサイズが小さい場合、あるいは病変の形状が平坦で隆起がほとんどない場合に「検出が困難な病変」として病変画像（静止画像、動画像）を保存することができる。また、例えば病理生検を行った場合（この場合、「生検をとる病変は、内視鏡所見で判断することが難しい」と考えられる）、あるいは病理生検の結果と内視鏡所見とに不整合がある場合（例えば、内視鏡所見では「腺腫疑い」となり生検をとったが病理結果は過形成ポリープであった、など）に「診断が困難な病変」として病変画像を保存することができる。さらに、病変画像を入力として機械学習により学習器を構築する場合、学習器の利用目的に応じて病変画像を保存してもよい。例えば、スクリーニング中の病変検出（拾い上げ）を目的とする学習器を構築する場合はスクリーニング目的の検査のみ保存する（ESD（Endoscopic Submucosal Dissection：内視鏡的粘膜下層剥離術）などの手技動画は機械学習等での利用価値が低い）、癌のステージ判別（粘膜内癌、進行癌など）を目的とする学習器を構築する場合はESD、EMR（EMR：Endoscopic Mucosal Resection）等治療目的の検査についての病変画像のみを保存する、等が考えられる。

【0087】

分類結果及び画像の保存が終了したら、画像処理部204（画像取得制御部204C）は画像処理方法の処理を終了するか否か判断する（ステップS128：終了判断工程）。処理を継続する場合（ステップS128でNO）は静止画像取得処理（第1、第2静止画像の取得及びその表示等）を終了し、ステップS102に戻って動画像取得処理を再開す

る。

【0088】

＜位置合わせ第1画像についての処理＞

以下、図16のフローチャートを参照しつつ、図7のステップS118における位置合わせ第1画像についての処理について詳細に説明する。

【0089】

＜位置合わせ第1画像の生成に用いる画像＞

10

位置合わせ第1画像の生成には、例えば図8の(b)部分の画像605(第1静止画像701)と画像606(第2静止画像702)のように、第1静止画像の欠落タイミング(第2静止画像である画像606の撮影タイミング)より前に取得された第1静止画像(画像605)を使用することができる。具体的には、「第2静止画像の撮影時刻より前であって第2静止画像の撮影時刻との時間差が第1のしきい値以下である撮影時刻に撮影された第1静止画像」を用いることができる。これにより、フレーム間での被写体の色味及び構造の変化が小さい位置合わせ第1画像を生成することができる。撮影時刻に対するしきい値(第1のしきい値)は、位置合わせ精度、画像の生成及び表示の遅れに対する許容時間等に応じて定めることができる。以下では、第1静止画像としての画像605(第1静止画像701)及び第2静止画像としての画像606(第2静止画像702)を用いて位置合わせ第1画像を生成する場合について説明する。

20

【0090】

なお、位置合わせ第1画像の生成においては、上述したパターン以外に、撮影時刻が異なる複数の第1静止画像(図8の(b)部分では、例えば画像604、605)を用いてもよいし、第1静止画像の欠落タイミングより後に取得された第1静止画像(図8の(b)部分では、例えば画像607、608)を用いてもよい。例えば画像取得から表示までに遅延があるシステムの場合、第2画像の撮影時刻より後に撮影された第1画像(例えば、画像607、608)を使って位置合わせすることが可能であり、また第2画像の撮影時刻の前後の時刻で撮影された第1画像(例えば、画像605、607)を用いて位置合わせすることで、精度の高い位置合わせを行うことができる。

30

【0091】

＜位置合わせ前の補正(前処理)＞

第1静止画像と第2静止画像とでは、撮影タイミングに加えて観察光の波長が異なっている。これにより白色光を観察光とする第1静止画像701では、例えば図17の(a)部分に示すように太い血管601は鮮明に映っているが、細かい血管602ははっきり映っていない。これに対し青色狭帯域光を観察光とする第2静止画像702では、例えば図17の(b)部分に示すように、第1静止画像701と比較して太い血管601は不鮮明であるが、細かい血管602は鮮明に映っている。そこで第1の実施形態では、画像処理部204(パラメータ算出部204I)は第1観察光と第2観察光との相違に起因する第1静止画像と第2静止画像との差異を低減させる補正(前処理)を行う(ステップS200:画像補正工程)。

40

【0092】

具体的には、パラメータ算出部204Iは第1静止画像の画像信号と第2静止画像の画像信号とのうち第1観察光と第2観察光とで共通する波長の成分を抽出し、抽出した波長の成分を第1静止画像の画像信号と第2静止画像の画像信号とのうち少なくとも一方に重

50

み付けして、共通する波長の成分の信号強度を共通する波長の成分以外の成分の信号強度よりも相対的に強くした画像を生成する。第1の実施形態では第1観察光が白色光で第2観察光が青色光なので、パラメータ算出部204Iは第1静止画像の画像信号と第2静止画像の画像信号とのうち共通する波長である青色光の成分の重みを強くする。図18は第1静止画像701において青色光成分に重み付けをした状態を示す例であり、細かい血管602が相対的に強調されている。

【0093】

第1の実施形態では、このような補正（前処理）により位置合わせ精度を向上させフレーム間での被写体の色味及び構造の変化が小さい画像（位置合わせ第1画像）を得ることができる。なお、上述のように共通する波長成分（青色光成分）に対して重み付けをするのではなく、共通する波長成分のみを用いて位置合わせ第1画像を生成してもよい。

【0094】

＜パラメータの算出及び位置合わせ＞

パラメータ算出部204Iは、補正（前処理）を施した第1静止画像701と第2静止画像702とを位置合わせにより一致させるパラメータを算出する（ステップS202：パラメータ算出工程）。算出するパラメータは相対的な移動、回転、及び変形のうち少なくとも1つについてのパラメータであり、「変形」は拡大または縮小を含んでよい。画像生成部204Jは、生成したパラメータを補正後の第1静止画像701に適用して位置合わせ第1画像を生成する（ステップS204：画像生成工程）。なお、ステップS202、S204では、パラメータ算出部204Iが第1静止画像と第2静止画像との間の射影変換を行うパラメータを算出し、画像生成部204Jが算出したパラメータに基づく射影変換を第1静止画像に施して位置合わせ第1画像を生成することができる。位置合わせ第1画像の例（画像710）を図19に示す。上述のように、パラメータ算出の際に第2静止画像を用いているが、位置合わせ第1画像は第1静止画像が移動、変形等されて生成されるので、第2静止画像の画素値の影響により位置合わせ第1画像の色味が変化することはない。

【0095】

＜位置合わせ第1画像についての出力＞

表示制御部204D及び画像生成部204Jは、位置合わせ第1画像をモニタ400（表示装置）に表示させる（ステップS206：表示制御工程）。また、表示制御部204D及び画像生成部204Jは、生成した位置合わせ第1画像を「位置合わせ第1画像207D」として記録部207に記録する（ステップS208：位置合わせ第1画像記録工程）。位置合わせ第1画像の表示及び記録は、第1動画像の各フレームの表示及び記録に続いて順次行うことができる。このような順次表示は、被写体の検査中にリアルタイムに行ってもよいし、第1動画像及び位置合わせ第1画像を記録部207に記録しておき（第1動画像207A、位置合わせ第1画像207D）ユーザが後から画像を見返す際に行ってもよい。なお、第1画像について上述した補正（青色光成分の重み付け）を行って位置合わせ第1画像を生成している場合、位置合わせ第1画像を出力（表示等）する際に、画像生成部204Jが波長成分のバランスを元に戻して白色光と同じにしてもよい。これにより、波長バランスの異なる画像がモニタ400に表示されてユーザが違和感を覚えるのを防ぐことができる。

【0096】

このように第1の実施形態では、通常の第1動画像の表示（ステップS102）に加えて第1画像が取得できないタイミングでも位置合わせ第1画像を表示することができる（

10

20

30

40

50

ステップS206)。これにより第1動画像のフレームレートの実質的な低下を防止し、ユーザは通常光（白色光）により撮影された通常光画像（第1画像）により観察を継続することができる。

【0097】

なお、図6、7のフローチャートでは第1画像が取得できないタイミングで位置合わせ第1画像を表示する態様について説明したが、表示制御部204Dは位置合わせ第1画像ではなく第1画像の表示を継続してもよい。この場合、表示制御部204Dは、第2画像を取得したタイミングでは、第2画像の撮影時刻との時間差が第2のしきい値以下である撮影時刻に撮影された第1画像をモニタ400（表示装置）に表示させることが好ましい。例えば、第2のしきい値を（ $2 \times \Delta t$ ； Δt は動画像のフレーム間隔）とすると、図8に示す例では、第2画像である画像606の取得タイミングにおいて、画像605、607（時間差が Δt ）、あるいは画像607、608（時間差が $2 \times \Delta t$ ）のうちいずれかの表示を継続することができる。

【0098】

以上説明したように、第1の実施形態に係る内視鏡システム10では、ユーザは第1画像による観察を継続しつつ必要に応じて（例えば、ユーザの指示があった場合、あるいは注目領域が検出された場合等、静止画像の取得が必要なタイミングにおいて）第1、第2観察光により静止画像を取得し、観察と共に被写体の分類を行うことができる。また、位置合わせ第1画像の生成及び表示により画像表示（第1画像）のフレームレートの実質的な低下を防止しつつ、フレーム間での被写体の色味及び構造の変化が小さい画像を得ることができ、これにより被写体の正確な構造を観察することができる。このように、内視鏡システム10では、ユーザの観察への影響を抑制しつつ必要に応じて複数の観察光による画像を取得することができる。

【0099】

<光源の他の構成及び本発明を適用する効果>

本発明の内視鏡システムにおける光源の他の構成の例、及びその場合に本発明の画像処理装置を適用する効果について説明する。

【0100】

（例1）

図20に示すように、光源装置320（光源装置）は、励起光としての白色光用レーザを照射する白色光用レーザ光源312（白色光用レーザ光源）と、白色光用レーザを照射されることにより第1観察光としての白色光を発光する蛍光体314（蛍光体）と、第2観察光としての狭帯域光（例えば、青色狭帯域光とすることができるが、緑色狭帯域光、赤色狭帯域光でもよい）を照射する狭帯域光用レーザ光源316（狭帯域光用レーザ光源）と、を備える。光源装置320は光源制御部350により制御される。なお、図20において、内視鏡システム10の構成要素のうち光源装置320及び光源制御部350以外は図示を省略している。

【0101】

第1観察光としての白色光を得るために白色光用レーザ光源312を用いる場合、第2画像の取得回数が多いと第1観察光の照射と非照射の繰り返しが多くなり、このため白色光用レーザ光源312の励起と非励起の繰り返しが多くなり光源の劣化が早まる可能性がある。しかしながら、内視鏡システム10は本発明に係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第2画像は静止画像の

取得指示があった場合（注目領域が検出された場合、ユーザ指示があった場合）にのみ取得され、取得指示がない場合（例えば、注目領域が検出されず、分類の必要がない場合）には第2画像を取得することがないので、第1観察光の照射と非照射の繰り返しが増加し光源の劣化が無駄に早まるのを防止することができる。

【0102】

（例2）

図21に示すように、光源装置322（光源装置）は、白色光を発光する白色光源318（白色光源）と、白色光を透過させる白色光領域と狭帯域光を透過させる狭帯域光領域とが形成された回転フィルタ360（白色光フィルタ、狭帯域光フィルタ）と、回転フィルタ360の回転を制御して白色光の光路に白色光領域または狭帯域光領域を挿入する回転フィルタ制御部363（第1のフィルタ切替制御部）とを備える。白色光源318及び回転フィルタ制御部363は光源制御部350により制御される。なお、図21において、内視鏡システム10の構成要素のうち光源装置322及び光源制御部350以外は図示を省略している。

【0103】

回転フィルタ360の回転を制御して複数種類の観察光（例えば第1観察光としての白色光と、第2観察光としての狭帯域光）を生成する場合、回転フィルタ360の回転とイメージセンサ（撮像素子134）の読み出しタイミングとの同期ズレにより第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる可能性がある。しかしながら、内視鏡システム10は本発明に係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、すなわち、第2画像は静止画像の取得指示があった場合（注目領域が検出された場合、ユーザ指示があった場合）にのみ取得され、取得指示がない場合（例えば、注目領域が検出されず、分類の必要がない場合）には第2画像を取得することがないので、光源またはフィルタの切替回数が増えて第1画像及び／または第2画像の色バランスが崩れる度合いを低減することができる。

【0104】

なお、例2において、白色光源318は広帯域の光を発する白色光源を用いていてもよいし、赤色、青色、緑色の光を発する光源を同時に照射させることで白色光を発生させてもよい。また、このような回転フィルタ360及び回転フィルタ制御部363を、図2に示す光源310に設けてもよい。

【0105】

図22は回転フィルタ360の例を示す図である。図22の（a）部分に示す例では、回転フィルタ360には白色光を透過させる2つの円形の白色光領域362（白色光フィルタ）と狭帯域光を透過させる1つの円形の狭帯域光領域364（狭帯域光フィルタ）とが形成され、回転フィルタ制御部363（第1のフィルタ切替制御部）の制御により回転軸361の周りに回転することで白色光領域362または狭帯域光領域364が白色光の光路に挿入され、これにより被写体に白色光または狭帯域光が照射される。狭帯域光領域364は赤色、青色、緑色、紫色等任意の狭帯域光を透過させる領域とすることができる。また、白色光領域362及び狭帯域光領域364の数、形状、及び配置は図22の（a）部分に示した例に限られず、白色光及び狭帯域光の照射比率に応じて変更してよい。

【0106】

白色光領域及び狭帯域光領域の形状は、図22の（a）部分に示したように円形に限らず図22の（b）部分に示すように扇型でもよい。図22の（b）部分は、回転フィルタ360の4分の3を白色光領域362とし、4分の1を狭帯域光領域364とした例を示

している。扇型の面積は、白色光と狭帯域光の照射比率に応じて変更することができる。

なお、図 2 2 の例において、それぞれ異なる狭帯域光に対応した複数の狭帯域光領域を回転フィルタ 3 6 0 に設けてもよい。

【0 1 0 7】

図 2 3 は回転フィルタの他の例を示す図である。図 2 2 示す回転フィルタに対する白色光源としては、図 2 3 に示す光源装置 3 2 2 と同様に白色光源 3 1 8 を用いることができる。また、図 2 3 の (a) 部分に示す回転フィルタ 3 6 9 は図 2 1 に示す回転フィルタ 3 6 0 と異なり白色光を透過させる白色光領域が設けられておらず、白色光のうち第 1 狭帯域光の成分を透過させる 2 つの円形の第 1 狭帯域光領域 3 6 5 (第 1 狭帯域光フィルタ) と、第 2 狭帯域光の成分を透過させる 1 つの円形の第 2 狭帯域光領域 3 6 7 (第 2 狭帯域光フィルタ) とが設けられている。このような回転フィルタ 3 6 9 を回転フィルタ制御部 3 6 3 (図 2 1 参照; 第 2 のフィルタ切替制御部) により回転軸 3 6 1 の周りに回転させることで、白色光源 3 1 8 が発光する白色光の光路に第 1 狭帯域光領域 3 6 5 (第 1 狭帯域光フィルタ) または第 2 狭帯域光領域 3 6 7 (第 2 狭帯域光フィルタ) が挿入され、第 1 狭帯域光または第 2 狭帯域光を被写体に照射することができる。

【0 1 0 8】

第 1 狭帯域光領域 3 6 5 及び第 2 狭帯域光領域 3 6 7 の形状は、図 2 3 の (a) 部分に示したように円形に限らず図 2 3 の (b) 部分に示すように扇型でもよい。図 2 3 の (b) 部分は、回転フィルタ 3 6 9 の 3 分の 2 を第 1 狭帯域光領域 3 6 5 とし、3 分の 1 を第 2 狭帯域光領域 3 6 7 とした例を示している。扇型の面積は、第 1 狭帯域光と第 2 狭帯域光の照射比率に応じて変更することができる。なお、図 2 3 の例において、それぞれ異なる狭帯域光に対応した 3 種類以上の狭帯域光領域を回転フィルタ 3 6 9 に設けてもよい。

【0 1 0 9】

回転フィルタ制御部 3 6 3 によりフィルタを切り替えて複数種類の観察光 (第 1 狭帯域光、第 2 狭帯域光) を生成する場合、フィルタの切替とイメージセンサ (撮像素子 1 3 4) の読み出しタイミングとの同期ズレにより第 1 画像及び/または第 2 画像の色バランスが崩れる可能性がある。しかしながら、内視鏡システム 1 0 は本発明に係る画像処理装置を備えるので、その画像処理装置を備えることの有利な効果が奏される。すなわち、第 2 画像の取得指示がない場合 (例えば、注目領域が検出されず、分類の必要がない場合) には第 2 画像を取得することがないので、光源またはフィルタの切替回数が増えて、第 1 画像及び/または第 2 画像の色バランスが崩れる度合いを低減することができる。

【0 1 1 0】

(付記)

上述した実施形態の各態様に加えて、以下に記載の構成も本発明の範囲に含まれる。

【0 1 1 1】

(付記 1)

医療画像解析処理部は、医療画像の画素の特徴量に基づいて、注目すべき領域である注目領域を検出し、

医療画像解析結果取得部は、医療画像解析処理部の解析結果を取得する医療画像処理装置。

【0 1 1 2】

(付記 2)

医療画像解析処理部は、医療画像の画素の特徴量に基づいて、注目すべき対象の有無を検出し、

医療画像解析結果取得部は、医療画像解析処理部の解析結果を取得する医療画像処理装置。

【0113】

10

(付記 3)

医療画像解析結果取得部は、

医療画像の解析結果を記録する記録装置から取得し、

解析結果は、医療画像に含まれる注目すべき領域である注目領域と、注目すべき対象の有無のいずれか、もしくは両方である医療画像処理装置。

【0114】

20

(付記 4)

医療画像は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得た通常光画像である医療画像処理装置。

【0115】

(付記 5)

医療画像は、特定の波長帯域の光を照射して得た画像であり、

30

特定の波長帯域は、白色の波長帯域よりも狭い帯域である医療画像処理装置。

【0116】

(付記 6)

特定の波長帯域は、可視域の青色もしくは、緑色帯域である医療画像処理装置。

【0117】

(付記 7)

40

特定の波長帯域は、390nm以上450nm以下または530nm以上550nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、390nm以上450nm以下または530nm以上550nm以下の波長帯域内にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0118】

(付記 8)

特定の波長帯域は、可視域の赤色帯域である医療画像処理装置。

【0119】

50

(付記 9)

特定の波長帯域は、585 nm以上615 nm以下または610 nm以上730 nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、585 nm以上615 nm以下または610 nm以上730 nm以下の波長帯域内にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0120】

(付記 10)

特定の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0121】

(付記 11)

特定の波長帯域は、 400 ± 10 nm、 440 ± 10 nm、 470 ± 10 nm、または、600 nm以上750 nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、 400 ± 10 nm、 440 ± 10 nm、 470 ± 10 nm、または、600 nm以上750 nm以下の波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0122】

(付記 12)

医療画像は生体内を写した生体内画像であり、

生体内画像は、生体内の蛍光物質が発する蛍光の情報を有する医療画像処理装置。

【0123】

(付記 13)

蛍光は、ピークが390以上470 nm以下である励起光を生体内に照射して得る医療画像処理装置。

【0124】

(付記 14)

医療画像は生体内を写した生体内画像であり、

特定の波長帯域は、赤外光の波長帯域である医療画像処理装置。

【0125】

(付記 15)

特定の波長帯域は、790 nm以上820 nm以下または905 nm以上970 nm以下の波長帯域を含み、かつ、特定の波長帯域の光は、790 nm以上820 nm以下または905 nm以上970 nm以下の波長帯域にピーク波長を有する医療画像処理装置。

【0126】

(付記 16)

10

20

30

40

50

医療画像取得部は、白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像に基づいて、特定の波長帯域の情報を有する特殊光画像を取得する特殊光画像取得部を備え、

医療画像は特殊光画像である医療画像処理装置。

【0127】

(付記17)

10

特定の波長帯域の信号は、通常光画像に含まれるRGBあるいはCMYの色情報に基づく演算により得る医療画像処理装置。

【0128】

(付記18)

白色帯域の光、または白色帯域の光として複数の波長帯域の光を照射して得る通常光画像と、特定の波長帯域の光を照射して得る特殊光画像との少なくとも一方に基づく演算によって、特徴量画像を生成する特徴量画像生成部を備え、

20

医療画像は特徴量画像である医療画像処理装置。

【0129】

(付記19)

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置と、

白色の波長帯域の光、または、特定の波長帯域の光の少なくともいずれかを照射して画像を取得する内視鏡と、

30

を備える内視鏡装置。

【0130】

(付記20)

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置を備える診断支援装置。

【0131】

(付記21)

40

付記1から18のいずれか1つに記載の医療画像処理装置を備える医療業務支援装置。

【0132】

以上で本発明の実施形態及び他の態様に関して説明してきたが、本発明は上述した態様に限定されず、本発明の精神を逸脱しない範囲で種々の変形が可能である。

【符号の説明】

【0133】

10 内視鏡システム

50

1 0 0	内視鏡本体	
1 0 2	手元操作部	
1 0 4	挿入部	
1 0 6	ユニバーサルケーブル	
1 0 8	ライトガイドコネクタ	
1 1 2	軟性部	10
1 1 4	湾曲部	
1 1 6	先端硬質部	
1 1 6 A	先端側端面	
1 2 3	照明部	20
1 2 3 A	照明用レンズ	
1 2 3 B	照明用レンズ	
1 2 6	鉗子口	
1 3 0	撮影光学系	
1 3 2	撮影レンズ	30
1 3 4	撮像素子	
1 3 6	駆動回路	
1 3 8	A F E	
1 4 1	送気送水ボタン	
1 4 2	吸引ボタン	40
1 4 3	機能ボタン	
1 4 4	撮影ボタン	
1 7 0	ライトガイド	
2 0 0	プロセッサ	
2 0 2	画像入力コントローラ	50

2 0 4	画像処理部	
2 0 4 A	画像取得部	
2 0 4 B	取得指示受付部	
2 0 4 C	画像取得制御部	
2 0 4 D	表示制御部	10
2 0 4 E	分類部	
2 0 4 F	注目領域検出部	
2 0 4 G	分類結果保存部	
2 0 4 H	画像加工部	
2 0 4 I	パラメータ算出部	20
2 0 4 J	画像生成部	
2 0 5	通信制御部	
2 0 6	ビデオ出力部	
2 0 7	記録部	
2 0 7 A	第 1 動画像	30
2 0 7 B	第 1 静止画像	
2 0 7 C	第 2 静止画像	
2 0 7 D	位置合わせ第 1 画像	
2 0 7 E	観察用静止画像	
2 0 7 F	注目領域分類結果	40
2 0 8	操作部	
2 0 9	音声処理部	
2 0 9 A	スピーカ	
2 1 0	C P U	
2 1 1	R O M	50

2 1 2	R A M	
3 0 0	光源装置	
3 1 0	光源	
3 1 0 B	青色光源	
3 1 0 G	緑色光源	10
3 1 0 R	赤色光源	
3 1 2	白色光用レーザ光源	
3 1 4	蛍光体	
3 1 6	狭帯域光用レーザ光源	
3 1 8	白色光源	20
3 2 0	光源装置	
3 2 2	光源装置	
3 3 0	絞り	
3 4 0	集光レンズ	
3 5 0	光源制御部	30
3 6 0	回転フィルタ	
3 6 1	回転軸	
3 6 2	白色光領域	
3 6 3	回転フィルタ制御部	
3 6 4	狭帯域光領域	40
3 6 5	第1狭帯域光領域	
3 6 7	第2狭帯域光領域	
3 6 9	回転フィルタ	
4 0 0	モニタ	
5 0 0	第1動画像	50

6 0 0	動画像	
6 0 1	血管	
6 0 2	血管	
6 0 4	画像	
6 0 5	画像	10
6 0 6	画像	
6 0 7	画像	
6 0 8	画像	
7 0 1	第 1 静止画像	
7 0 2	第 2 静止画像	20
7 1 0	画像	
8 0 0	動画像	
8 0 2	第 1 静止画像	
8 0 4	第 2 静止画像	
8 0 6	静止画像	30
8 0 8	静止画像	
8 1 0	静止画像	
8 1 2	静止画像	
8 2 0	矩形	
1 0 0 0	メインフォルダ	40
1 0 1 0	サブフォルダ	
1 0 1 1	動画像	
1 0 1 2	サブフォルダ	
1 0 1 2 A	第 1 静止画像	
1 0 1 2 B	第 2 静止画像	50

1 0 1 2 C 観察用静止画像

1 0 1 2 D 分類結果

1 0 1 3 サブフォルダ

1 0 1 3 A 第1静止画像

1 0 1 3 B 第2静止画像

10

1 0 1 3 C 観察用静止画像

1 0 1 3 D 分類結果

1 0 2 0 サブフォルダ

1 0 3 0 サブフォルダ

1 0 4 0 サブフォルダ

20

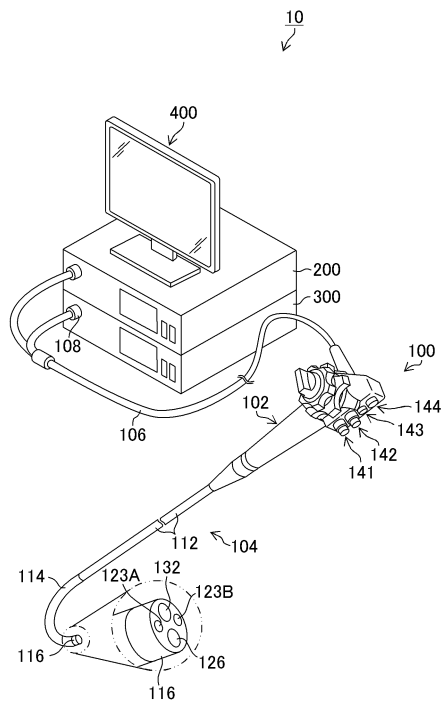
1 0 5 0 サブフォルダ

1 0 6 0 サブフォルダ

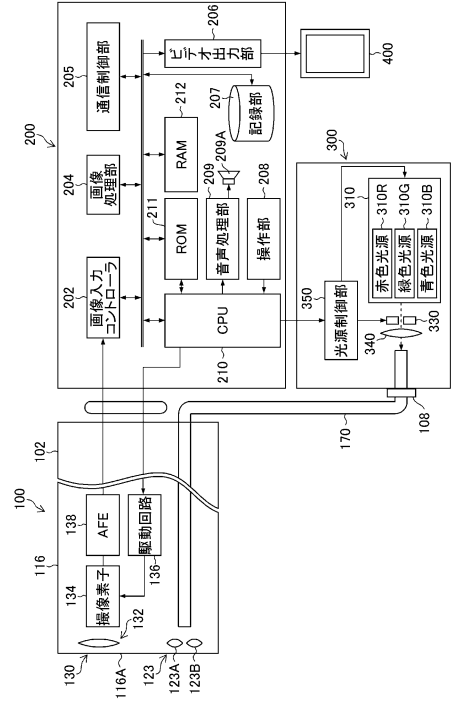
S 1 0 0 ～ S 2 0 8 画像処理方法の各ステップ

t 時間軸

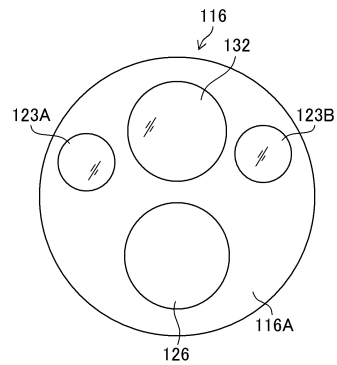
【図 1】



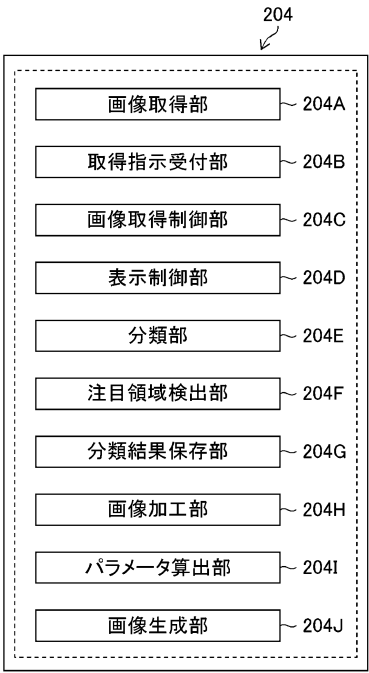
【図 2】



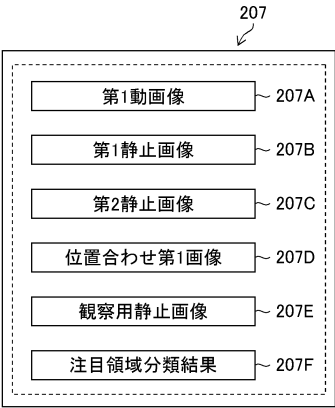
【図 3】



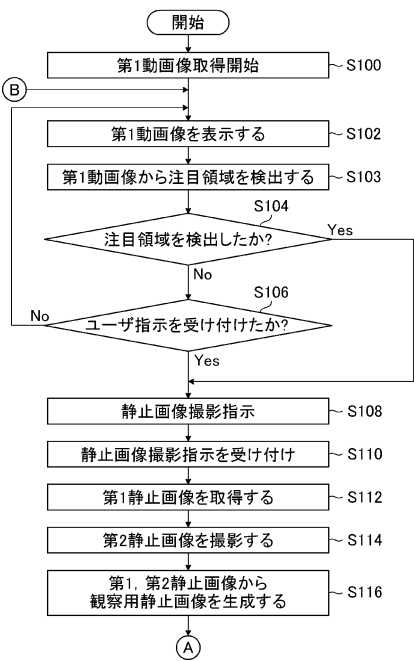
【図 4】



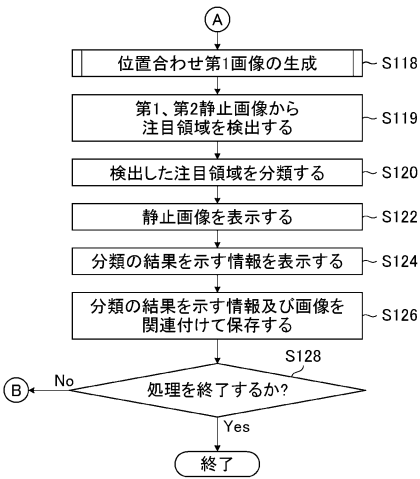
【図 5】



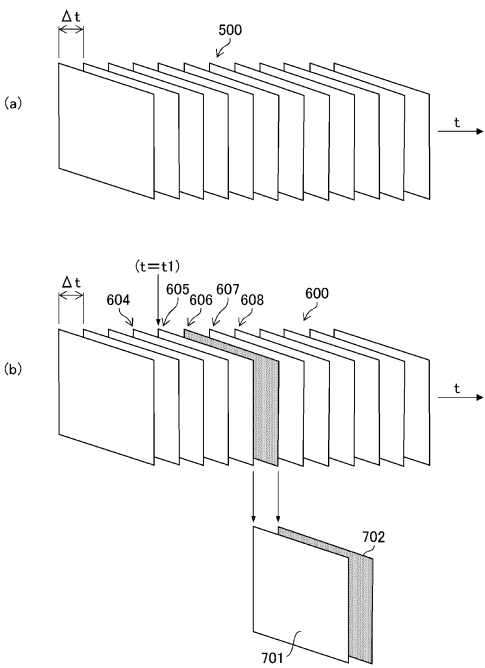
【図 6】



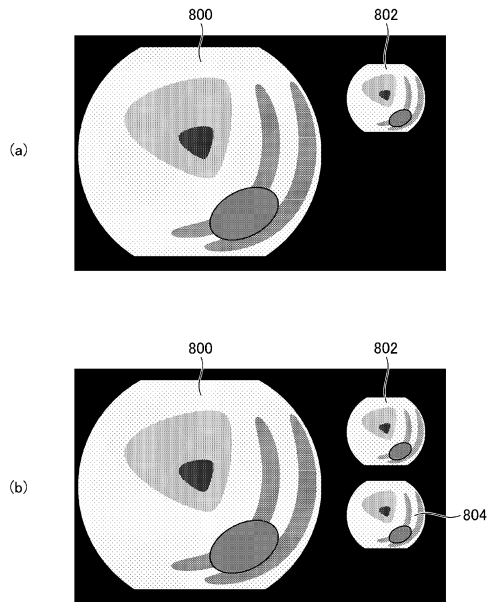
【図 7】



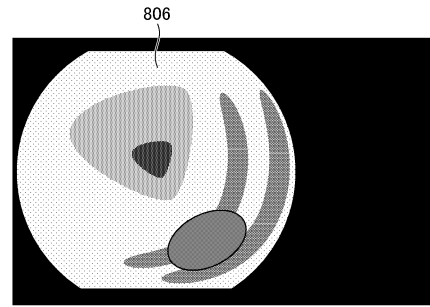
【図 8】



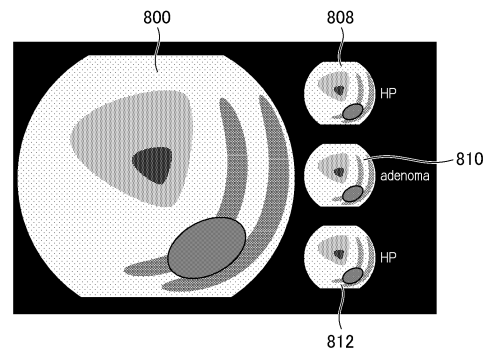
【図 9】



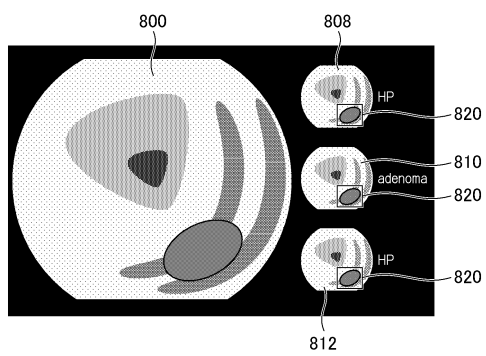
【図 10】



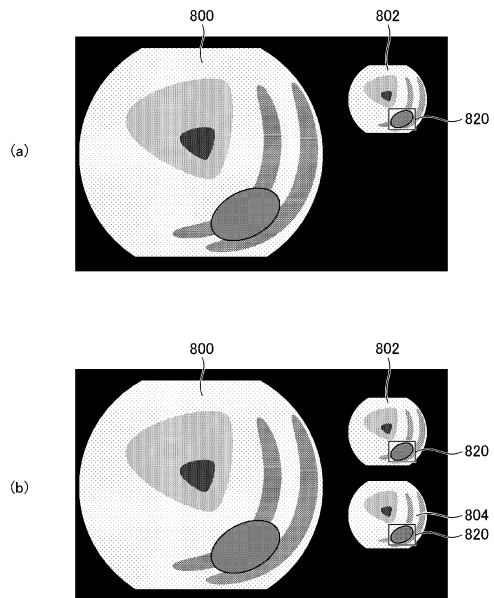
【図 11】



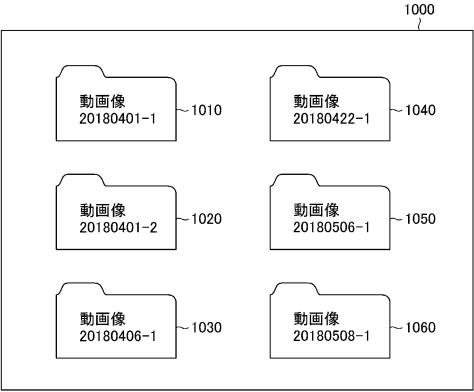
【図 12】



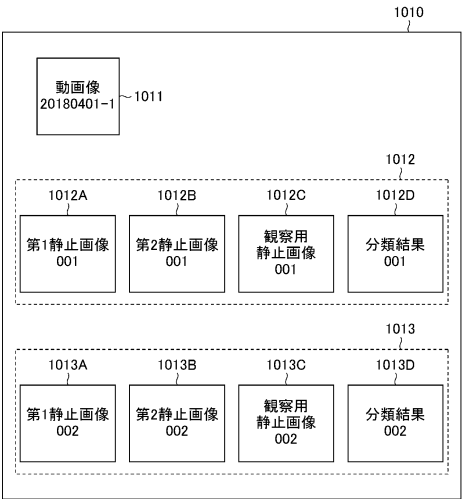
【図 13】



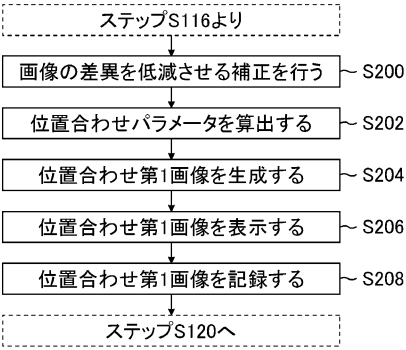
【図 1 4】



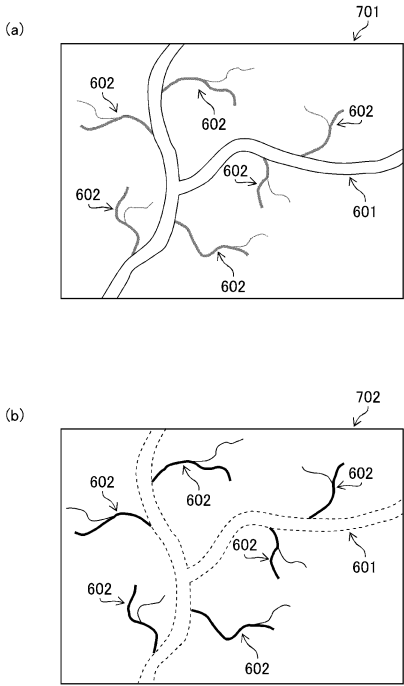
【図 1 5】



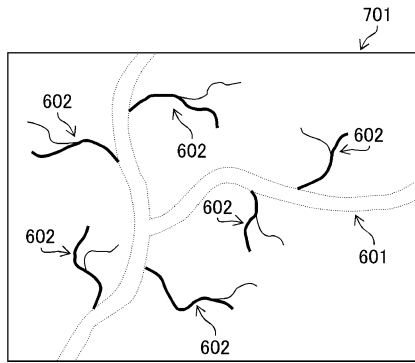
【図 1 6】



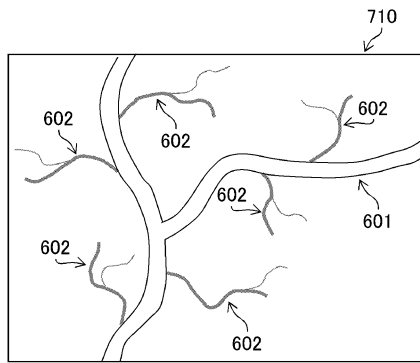
【図 1 7】



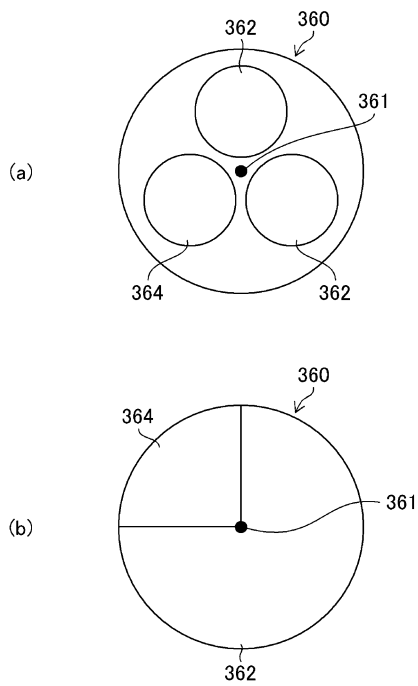
【図 18】



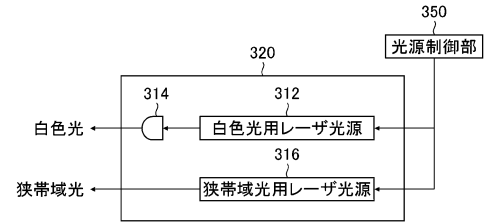
【図 19】



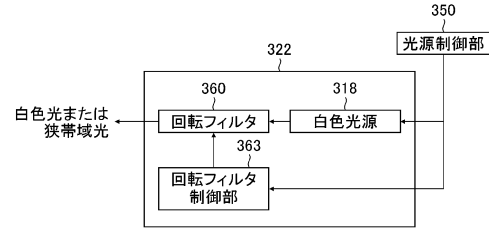
【図 22】



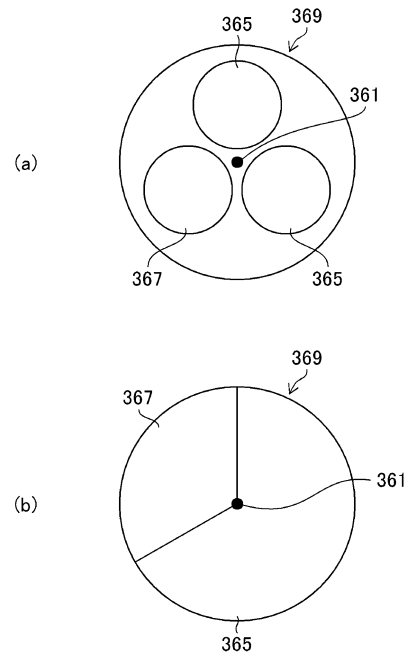
【図 20】



【図 21】



【図 23】



フロントページの続き

審査官 田辺 正樹

- (56)参考文献 特開2013-188364 (JP, A)
特開2010-172673 (JP, A)
特開2006-141686 (JP, A)
特開2013-240522 (JP, A)
国際公開第2017/104192 (WO, A1)
特開2017-79870 (JP, A)
国際公開第2012/157338 (WO, A1)
特表2015-528716 (JP, A)

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