

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2017-113183

(P2017-113183A)

(43) 公開日 平成29年6月29日(2017.6.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2015-250537 (P2015-250537)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成27年12月22日 (2015.12.22)		富士フイルム株式会社
			東京都港区西麻布2丁目26番30号
		(74) 代理人	110001988
			特許業務法人小林国際特許事務所
		(72) 発明者	今井 睦朗
			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
		Fターム(参考)	2H040 BA10 CA11 CA13 DA43 FA13
			GA02 GA05 GA06 GA11
			4C161 BB02 CC06 DD03 HH51 LL02
			MM05 NN01 NN05 QQ07 RR03
			RR04 RR26 SS21 WW04 WW08

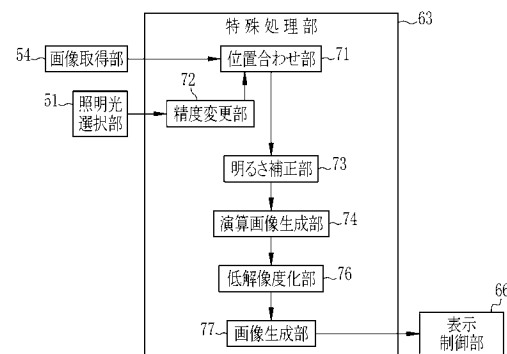
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を用いて注目する組織等の強調等をする際に、位置合わせにかかる時間を必要に応じて適切に削減し、フレームレートと、注目する組織等の強調等の正確性を両立した内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】内視鏡システム10は、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像とを取得する画像取得部54と、第1画像と第2画像の位置合わせを行う位置合わせ部71と、少なくとも観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、位置合わせの精度を変更する精度変更部72と、を備える。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、前記第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、前記第 1 画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第 2 画像とを取得する画像取得部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像の位置合わせを行う位置合わせ部と、

少なくとも前記観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、前記位置合わせの精度を変更する精度変更部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記注目構造にしたがって、前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を選択する照明光選択部を備え、

前記精度変更部は、前記照明光選択部が選択した前記第 1 照明光、前記第 2 照明光、または、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の組み合わせにしたがって、前記位置合わせの精度を変更する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記精度変更部は、前記照明光選択部が選択した前記第 1 照明光、前記第 2 照明光、または、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の組み合わせが短波長であるほど、前記位置合わせの精度を高くする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記注目構造の深さを指定する深さ指定部を備え、

前記精度変更部は、前記深さ指定部が指定した深さをを用いて前記位置合わせの精度を変更する請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記精度変更部は、前記深さ指定部が指定した前記注目構造の深さが浅いほど、前記位置合わせの精度を高くする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 1 画像と前記第 2 画像とを用いて前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、

前記精度変更部は、前記動き量を用いて前記位置合わせの精度を変更する請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記精度変更部は、前記動き量が小さいほど前記位置合わせの精度を高くする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 画像または前記第 2 画像のブレ量を算出するブレ量算出部を備え、

前記精度変更部は、前記ブレ量を用いて前記位置合わせの精度を変更する請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記精度変更部は、前記ブレ量が小さいほど前記位置合わせの精度を高くする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、前記第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、前記第 1 画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第 2 画像とを取得する画像取得部と、

前記第 1 画像と前記第 2 画像の位置合わせを行う位置合わせ部と、

少なくとも前記観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、前記位置合わせの精度を変更する精度変更部と、

を備える内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 11】

10

20

30

40

50

画像取得部が、第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、前記第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、前記第 1 画像とは異なるタイミングにおいて前記観察対象を撮影して得る第 2 画像とを取得するステップと、

位置合わせ部が、前記第 1 画像と前記第 2 画像の位置合わせを行うステップと、

精度変更部が、少なくとも前記観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、前記位置合わせの精度を変更するステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、2 以上の画像の位置合わせを行う内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、及びプロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて、観察対象をほぼリアルタイムに動画を用いて観察しながら診断することが一般的になっている。また、観察対象を自然に観察するだけでなく、青色及び緑色のごく狭い波長帯域の光（以下、狭帯域光という）を照明光に利用することで、血管等の注目する組織や腺管構造（いわゆるピットパターン）等の注目する構造を強調した画像を得る内視鏡システムが知られている。

20

【0003】

注目する組織や構造を強調した画像を得る際には、多くの場合、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を利用する。例えば、上記のように青色及び緑色の狭帯域光を用いて血管等を強調した画像を得る際には、青色の狭帯域光と緑色の狭帯域光を観察対象に順次照射し、これらの各狭帯域光を用いて観察対象を順次撮影して得た画像を合成する。この他、注目する組織や構造を抽出したり強調したりする際や、酸素飽和度等の生体機能情報を算出する際にも、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を利用する場合がある。

【0004】

30

注目する組織等の強調等を正確に行うためには、通常は、使用する複数の画像に写る観察対象（被写体）の位置合わせ（以下、単に、「位置合わせ」または「画像の位置合わせ」という）を行う。使用する画像の位置合わせを行うことで、画像間の観察対象の位置ずれに起因した誤差（以下、アーチファクトという）が低減されるので、注目する組織等の強調等の精度が向上する。

【0005】

例えば、特許文献 1 の内視鏡システムは、白色光を用いて撮影した通常の画像と、狭帯域光を用いて撮影した画像とを、位置合わせをして合成し、注目する組織等を強調した画像を生成及び表示している。また、特許文献 2 の内視鏡システムは、画像の位置合わせをする際に、位置合わせをする範囲を画像内に限定することにより、位置合わせの精度を向上している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特開 2011 - 234844 号公報

【特許文献 2】特開 2013 - 153813 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

上記のように、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を用いて

50

注目する組織等の強調等をする場合、使用する複数の画像の位置合わせをし、アーチファクトを低減することが望ましい。しかし、位置合わせは、計算負荷が高く、時間がかかるので、診断に使用できる程度に正確な強調等をするために、常に高精度な位置合わせをすると、フレームレートが低下してしまうという問題がある。

【0008】

もちろん、位置合わせ処理をしなければ、ストレスなく観察対象を観察可能なフレームレートを維持することができるが、強調等した部分や生体機能情報の値が不正確になるので、注目する組織等の強調等や生体機能情報の表示を信頼して診断することができない。このため、注目する組織等の強調等や生体機能情報を算出する意味がなくなってしまう。

【0009】

本発明は、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を用いて注目する組織等の強調等をする際に、位置合わせにかかる時間を必要に応じて適切に削減し、フレームレートと、注目する組織等の強調等の正確性を両立した内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動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】

【0010】

本発明の内視鏡システムは、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像とを取得する画像取得部と、第1画像と第2画像の位置合わせを行う位置合わせ部と、少なくとも観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、位置合わせの精度を変更する精度変更部と、を備える。

【0011】

注目構造にしたがって、第1照明光及び第2照明光を選択する照明光選択部を備え、精度変更部は、照明光選択部が選択した第1照明光、第2照明光、または、第1照明光と第2照明光の組み合わせにしたがって、位置合わせの精度を変更することが好ましい。

【0012】

精度変更部は、照明光選択部が選択した第1照明光、第2照明光、または、第1照明光と第2照明光の組み合わせが短波長であるほど、位置合わせの精度を高くすることが好ましい。

【0013】

注目構造の深さを指定する深さ指定部を備え、精度変更部は、深さ指定部が指定した深さを用いて位置合わせの精度を変更することが好ましい。

【0014】

精度変更部は、深さ指定部が指定した注目構造の深さが浅いほど、位置合わせの精度を高くすることが好ましい。

【0015】

第1画像と第2画像とを用いて観察対象の動き量を算出する動き量算出部を備え、精度変更部は、動き量を用いて位置合わせの精度を変更することが好ましい。

【0016】

精度変更部は、動き量が小さいほど位置合わせの精度を高くすることが好ましい。

【0017】

第1画像または第2画像のブレ量を算出するブレ量算出部を備え、精度変更部は、ブレ量を用いて位置合わせの精度を変更することが好ましい。

【0018】

精度変更部は、ブレ量が小さいほど位置合わせの精度を高くすることが好ましい。

【0019】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、第1照明光を用いて観察対象を撮影して得る第1画像と、第1照明光とは異なる第2照明光を用いて、第1画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第2画像とを取得する画像取得部と、第1画像と第2画像の位置合わせを行う位置合わせ部と、少なくとも観察対象のなかで注目する注目構

10

20

30

40

50

造にしたがって、位置合わせの精度を変更する精度変更部と、を備える。

【 0 0 2 0 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得部が、第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、第 1 画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第 2 画像とを取得するステップと、位置合わせ部が、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせを行うステップと、精度変更部が、少なくとも観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、位置合わせの精度を変更するステップと、を備える。

【発明の効果】

【 0 0 2 1 】

本発明の内視鏡システム、プロセッサ装置、及び、内視鏡システムの作動方法は、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得た複数の画像を用いて注目する組織等の強調等をする際に、位置合わせにかかる時間を必要に応じて適切に削減し、フレームレートと、注目する組織等の強調等の正確性を両立することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【図 1】内視鏡システムの外觀図である。

【図 2】内視鏡システムのブロック図である。

【図 3】特殊処理部のブロック図である。

【図 4】照明光の波長と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 5】血管の深さと血管のコントラストの関係を模式的に表すグラフである。

【図 6】注目構造強調画像の生成方法を示す説明図である。

【図 7】特殊観察モードの動作の流れを示すフローチャートである。

【図 8】V 画像の模式図である。

【図 9】B 画像の模式図である。

【図 10】演算画像の模式図である。

【図 11】低解像度化した演算画像の模式図である。

【図 12】注目構造強調画像の模式図である。

【図 13】深さ指定部と特殊処理部の関係を示すブロック図である。

【図 14】注目構造の深さと位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 15】動き量算出部を設けた特殊処理部のブロック図である。

【図 16】動き量と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 17】動き量と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 18】動き量と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 19】動き量と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 20】ブレ量算出部を設けた特殊処理部のブロック図である。

【図 21】ブレ量と位置合わせの精度の関係を示すグラフである。

【図 22】ブレ量と位置合わせのオンオフの関係を示すグラフである。

【図 23】ブレ量の算出と動き量の算出を組みわせる場合のフローチャートである。

【図 24】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 3 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続するとともに、プロセッサ装置 16 に電氣的に接続する。内視鏡 12 は、被検体内に挿入する挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられた湾曲部 12c と、先端部 12d とを有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c が湾曲する。この湾曲部 12c が湾曲した結果、先端部 12d が所望の方向に向く。

【0024】

また、操作部12bには、アングルノブ12eの他、モード切り替えスイッチ13a、ズーム操作部13bが設けられている。モード切り替えスイッチ13aは、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム10は、通常観察モードと特殊観察モードを有する。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮影して得る自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ18に表示する観察モードである。特殊観察モードは、観察対象を撮影して得た画像を用いて観察対象に含まれる血管のうち、特定の深さにある血管を強調した画像を表示する観察モードである。

【0025】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電氣的に接続する。モニタ18は、各観察モードの画像や画像に付帯する画像情報等を出力表示する。コンソール19は、機能設定等の入力操作を受け付けるユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置16には、画像や画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0026】

図2に示すように、光源装置14は、照明光を発光する光源部20と、光源部20の駆動を制御する光源制御部22と、を備えている。

【0027】

光源部20は、V光源20a、B光源20b、G光源20c、及び、R光源20dの4個の光源を備える。本実施形態においては、V光源20a、B光源20b、G光源20c、及び、R光源20dはいずれもLED(Light Emitting Diode)である。光源部20には、これらのLEDの代わりに、LD(Laser Diode)と蛍光体と帯域制限フィルタとの組み合わせや、キセノンランプ等のランプと帯域制限フィルタとの組み合わせ等を用いることができる。

【0028】

V光源20aは、中心波長が約405nm、波長帯域が約380nm～420nmの紫色光Vを発光する紫色光源である。B光源20bは、中心波長が約460nm、波長帯域が約420nm～500nmの青色光Bを発光する青色光源である。G光源20cは、波長帯域が約480nm～600nmに及ぶ緑色光Gを発光する緑色光源である。R光源20dは、中心波長が約620nm～630nm、波長帯域が約600nm～650nmに及ぶ赤色光Rを発光する赤色光源である。なお、V光源20a及びB光源20bの中心波長は±5nmから±10nm程度の幅を有する。

【0029】

光源制御部22は、光源部20を構成する各光源20a～20dの点灯や消灯のタイミング、及び点灯時の発光量等をそれぞれ独立に制御する。通常観察モードの場合、光源制御部22は、V光源20a、B光源20b、G光源20c、及びR光源を全て点灯する。このため、通常観察モードにおいては、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rを含む白色光が照明光になる。

【0030】

一方、特殊観察モードの場合、第1照明光と、第1照明光とは異なる第2照明光を、設定により選択して使用する。このため、特殊観察モードの場合、光源制御部22は、第1照明光を発光する発光パターンと、第2照明光を発光する発光パターンで各色の光源20a～20dを制御する。

【0031】

例えば、設定により選択した第1照明光及び第2照明光が紫色光V及び青色光Bである場合、光源制御部22は、V光源20aだけを点灯する発光パターンと、B光源20bだけを点灯する発光パターンを交互に繰り返す。また、設定により選択した第1照明光及び第2照明光が青色光Bと緑色光Gである場合、光源制御部22は、B光源20bだけを点灯する発光パターンと、G光源20cだけを点灯する発光パターンを交互に繰り返す。

【0032】

もちろん、赤色光 R は、第 1 照明光または第 2 照明光に使用できる。また、各色の光源 20 a ~ 20 d のうちのいずれか 1 つを用いて発光する単色の光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用できる他、各色の光源 20 a ~ 20 d のうち 2 以上の光源を点灯して発光する光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用することもできる。複数の光源を点灯して第 1 照明光または第 2 照明光を発光する場合には、点灯する光源の光量のバランスを調節して全体としての分光スペクトルを変えることで、点灯する光源の組み合わせ同じ場合でも様々な色の光を第 1 照明光または第 2 照明光として使用することができる。帯域制限フィルタを用いて、各色の光源 20 a ~ 20 d が発光する各色光の波長帯域や光量の一部を制限した光も第 1 照明光または第 2 照明光として使用可能である。したがって、本明細書において、照明光が「異なる」とは、2 つの照明光を比較した場合に、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。

10

【0033】

光源部 20 が発光した照明光は、ライトガイド 41 に入射する。ライトガイド 41 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード（内視鏡 12 と光源装置 14 及びプロセッサ装置 16 とを接続するコード）内に内蔵されており、照明光を内視鏡 12 の先端部 12 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 41 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0034】

内視鏡 12 の先端部 12 d には、照明光学系 30 a と撮影光学系 30 b が設けられている。照明光学系 30 a は、照明レンズ 45 を有しており、この照明レンズ 45 を介して照明光が観察対象に照射される。撮影光学系 30 b は、対物レンズ 46、ズームレンズ 47、及びイメージセンサ 48 を有している。イメージセンサ 48 は、対物レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介して、観察対象から戻る照明光の反射光や散乱光（観察対象が発する蛍光や観察対象に投与等した薬剤に起因して蛍光を含む）等を用いて観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 13 b の操作をすることで移動し、イメージセンサ 48 を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

20

【0035】

イメージセンサ 48 は、原色系のカラーセンサであり、主に紫色から青色の波長帯域の光を透過する青色カラーフィルタが設けられた B 画素（青色画素）、主に緑色の波長帯域の光を透過する緑色カラーフィルタが設けられた G 画素（緑色画素）、及び、主に赤色の波長帯域の光を透過する赤色カラーフィルタが設けられた R 画素（赤色画素）の 3 種類の画素を有する。このため、イメージセンサ 48 を用いて観察対象を撮影すると、B 画像（青色画像）、G 画像（緑色画像）、及び R 画像（赤色画像）の 3 種類の画像が得られる。

30

【0036】

通常観察モードの場合、照明光は白色光であるため、上記の通り、B 画像、G 画像、及び R 画像がそれぞれ得られる。具体的には、B 画素は、白色光の反射光等のうち、紫色から青色の波長帯域の光を受光して観察対象を撮影し、B 画像を出力する。G 画素は緑色の波長帯域の光を受光して G 画像を出力し、R 画素は赤色の波長帯域の光を受光して R 画像を出力する。

40

【0037】

一方、特殊観察モードにおいては、照明光は第 1 照明光と第 2 照明光とに交互に切り替わる。このため、第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る B G R 各色の画像（以下、第 1 画像という）と、第 2 照明光を用いて、第 1 画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る B G R 各色の画像（以下、第 2 画像という）が得られる。例えば、紫色光 V を第 1 照明光に使用し、かつ、青色光 B を第 2 照明光に使用する場合、紫色光 V の反射光等に対応する B 画像（以下、V 画像という）が第 1 画像であり、青色光 B に対応する B 画像が第 2 画像である。

【0038】

なお、イメージセンサ 48 としては、CCD（Charge Coupled Device）センサや、C

50

M O S (Complementary Metal Oxide Semiconductor) センサを利用可能である。また、本実施形態のイメージセンサ 4 8 は、原色系のカラーセンサであるが、補色系のカラーセンサを用いることもできる。補色系のカラーセンサは、例えば、シアンカラーフィルタが設けられたシアン画素、マゼンタカラーフィルタが設けられたマゼンタ画素、イエローカラーフィルタが設けられたイエロー画素、及び、グリーンカラーフィルタが設けられたグリーン画素を有する。補色系カラーセンサを用いる場合に上記各色の画素から得る画像は、補色 - 原色色変換をすれば、B 画像、G 画像、及び R 画像に変換することができる。また、カラーセンサの代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサをイメージセンサ 4 8 として使用することができる。この場合、B G R 等各色の照明光を用いて観察対象を順次撮影することにより、上記各色の画像を得ることができる。

10

【 0 0 3 9 】

プロセッサ装置 1 6 は、照明光選択部 5 1 と、制御部 5 2 と、画像取得部 5 4 と、画像処理部 6 1 と、表示制御部 6 6 と、を有する。

【 0 0 4 0 】

照明光選択部 5 1 は、コンソール 1 9 からの設定入力等に基づいて、観察対象のなかで注目する注目構造にしたがって、特殊観察モードにおいて使用する第 1 照明光及び第 2 照明光を選択する。注目構造とは、観察対象が含む血管等の組織ピットパターン等の構造等のうち、診断のために観察の目的として注目する組織や構造等である。例えば、観察対象が含む血管のうち、特定の深さ範囲にある血管が注目構造である。

【 0 0 4 1 】

コンソール 1 9 を用いて注目構造の観察等に適した第 1 照明光及び第 2 照明光の各波長を設定入力すると、照明光選択部 5 1 は、系統的に選択可能な光のなかから、設定入力した第 1 照明光及び第 2 照明光の各波長に近い適切な照明光を第 1 照明光及び第 2 照明光に選択する。例えば、粘膜下の比較的浅い深さ範囲にある血管（以下、表層血管という）のうち、特に浅い深さ範囲にある血管（以下、極表層血管という）が注目構造である場合、極表層血管の観察等に適した第 1 照明光の波長（例えば 4 0 0 n m）、波長帯域、または、色等と、第 2 照明光の波長（例えば 4 5 0 n m）、波長帯域、または色等を設定入力する。内視鏡システム 1 0 が系統的に紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、または赤色光 R の 4 種類の光のなかから任意に第 1 照明光及び第 2 照明光を選択可能であるとすれば、照明光選択部 5 1 は、設定入力にしたがって、紫色光 V を第 1 照明光に選択し、青色光 B を第 2 照明光に選択する。設定入力は注目構造にしたがって行われるので、上記のように第 1 照明光及び第 2 照明光を選択することは、注目構造にしたがって第 1 照明光及び第 2 照明光を選択することに等しい。

20

30

【 0 0 4 2 】

制御部 5 2 は、モード切り替えスイッチ 1 3 a からモード切り替え信号の入力を受けて、光源制御部 2 2 及びイメージセンサ 4 8 に制御信号を入力することにより、観察モードを切り替える。また、特殊観察モードの場合、制御部 5 2 は、照明光選択部 5 1 が選択した第 1 照明光及び第 2 照明光に応じた制御信号を光源制御部 2 2 に入力する。これにより、光源制御部 2 2 は、光源部 2 0 を用いて照明光選択部 5 1 が選択した第 1 照明光及び第 2 照明光を発光する。この他、制御部 5 2 は、照明光の照射タイミングと撮影のタイミングの同期制御等もする。

40

【 0 0 4 3 】

画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から各色の画像を取得する。具体的には、通常観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から B 画像、G 画像、及び R 画像を取得する。一方、特殊観察モードの場合、画像取得部 5 4 は、イメージセンサ 4 8 から第 1 照明光を用いて観察対象を撮影して得る第 1 画像と、第 1 照明光とは異なる第 2 照明光を用いて、第 1 画像とは異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第 2 画像と、を取得する。例えば、第 1 照明光が紫色光 V であり、第 2 照明光が青色光 B の場合には、画像取得部 5 4 は、V 画像と B 画像を順次取得する。

【 0 0 4 4 】

50

また、画像取得部 5 4 は、DSP (Digital Signal Processor) 5 6 と、ノイズ低減部 5 8 と、変換部 5 9 と、を有し、これらを用いて、取得した画像に各種処理を施す。

【0045】

DSP 5 6 は、取得した画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、デモザイク処理、及び Y C 変換処理等の各種処理を施す。

【0046】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 4 8 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした画像にゲインを乗じることにより各画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理や同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ 4 8 において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、B 画像は B 画素を用いて観察対象を撮影して得る画像なので、イメージセンサ 4 8 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 4 8 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。Y C 変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネル Y と色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に変換する処理である。

【0047】

ノイズ低減部 5 8 は、輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r に対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部 5 9 は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネル Y、色差チャンネル C b 及び色差チャンネル C r を再び B G R の各色の画像に再変換する。

【0048】

画像処理部 6 1 は、通常処理部 6 2 と、特殊処理部 6 3 とを有する。通常処理部 6 2 は、通常観察モード時に作動し、B G R 各色の画像に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を施し、通常画像を生成する。色変換処理は、B G R 各色の画像に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3 次元 LUT (ルックアップテーブル) 処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。表示制御部 6 6 は、通常処理部 6 2 から通常画像を順次取得し、取得した通常画像を表示に適した形式に変換してモニタ 1 8 に順次出力表示する。これにより、通常観察モードの場合、医師等は、通常画像の動画を用いて観察対象を観察することができる。

【0049】

特殊処理部 6 3 は、特殊観察モード時に作動し、特殊観察モードにおいて取得した画像を用いて、特定深さ（例えば、観察対象の粘膜の表面を基準とした深さが特定の深さ）にある血管を、他の血管に対して色の違いを用いて表す画像を生成する。図 3 に示すように、特殊処理部 6 3 は、位置合わせ部 7 1、精度変更部 7 2、明るさ補正部 7 3、演算画像生成部 7 4、低解像度化部 7 6、及び、画像生成部 7 7 を備える。

【0050】

位置合わせ部 7 1 は、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせを行う。第 1 画像と第 2 画像の位置合わせ（以下、単に位置合わせという）とは、第 1 画像が表す観察対象と第 2 画像が表す観察対象の対応する部分の位置（座標）を概ね一致させる処理である。具体的には、位置合わせは、第 1 画像及び第 2 画像のマッチングにより両画像が表す観察対象の動きベクトルを推定し、推定した動きベクトルに基づいて第 1 画像及び第 2 画像のうち少なくとも一方を変形して行うことができる。

【0051】

10

20

30

40

50

位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度は変更可能である。具体的には、位置合わせ部 7 1 は、推定する動きベクトルの密度（いわゆる格子密度）を変えることで、位置合わせの精度を変更することができる。推定する動きベクトルの密度が高い（動きベクトルの数が多い）ほど、位置合わせの精度は高くなる。例えば、1 画素ずつ動きベクトルを推定する場合と、2 画素ごとに動きベクトルを推定する場合とでは、1 画素ずつ動きベクトルを推定する場合の方が位置合わせの精度が高い。また、位置合わせ部 7 1 は、動きベクトルの終点を求める精度を変更し、その結果として、位置合わせの精度を変更することができる。例えば、動きベクトルの終点を、サブピクセルレベルにおいて求めると位置合わせの精度が高くなる。同様に、動きベクトルの終点を、1 / 8 サブピクセルレベルにおいて求める場合と、1 / 2 サブピクセルレベルにおいて求める場合とで比較すれば、1 / 8 サブピクセルレベルにおいて動きベクトルの終点を求める場合の方が位置合わせの精度が高い。また、画像間のマッチングを多重解像度に分解して階層毎（分解した解像度毎）に行う場合は、高解像度の階層でのマッチングをスキップすることでも位置合わせの精度を変更できる。

10

20

30

40

50

【0052】

精度変更部 7 2 は、少なくとも観察対象において注目する注目構造にしたがって、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。本実施形態においては、精度変更部 7 2 は、照明光選択部 5 1 が選択した第 1 照明光、第 2 照明光、または、第 1 照明光と第 2 照明光の組み合わせ（以下、選択照明光という）にしたがって、位置合わせの精度を設定する。照明光選択部 5 1 は、注目構造にしたがって第 1 照明光及び第 2 照明光を選択するので、選択照明光にしたがって位置合わせの精度を変更することは、注目構造にしたがって位置合わせの精度を変更するのと同じことである。

【0053】

「第 1 照明光にしたがって位置合わせの精度を変更する」とは、第 1 照明光の中心波長、ピーク波長、波長帯域の広さ、または分光スペクトルを加味した平均波長等に基づいて位置合わせの精度を変更することをいう。「第 2 照明光にしたがって位置合わせ精度を変更する」の意味も同様である。「第 1 照明光と第 2 照明光の組み合わせにしたがって位置合わせの精度を変更する」とは、第 1 照明光と第 2 照明光の中心波長、ピーク波長、波長帯域の広さ、または分光スペクトルを加味した波長等の統計量（平均値、中央値等）に基づいて位置合わせの精度を変更することをいう。

【0054】

また、精度変更部 7 2 は、選択照明光（第 1 照明光、第 2 照明光、または、第 1 照明光と第 2 照明光の組み合わせ）が短波長であるほど、位置合わせの精度を高くする。「第 1 照明光が短波長」とは、第 1 照明光の中心波長、ピーク波長、波長帯域の広さ、または、分光スペクトルを加味した平均波長等が短いことを表す。第 2 照明光についても同様である。「第 1 照明光と第 2 照明光の組み合わせが短波長である」とは、第 1 照明光と第 2 照明光の中心波長、ピーク波長、波長帯域の広さ、または分光スペクトルを加味した波長等の統計量（平均値、中央値、または標準偏差等）が、短いことまたは小さいことを表す。

【0055】

精度変更部 7 2 が上記 3 パターンのうち第 1 照明光にしたがって位置合わせの精度を決めるとする。この場合、例えば、第 1 照明光が紫色光 V である場合と、第 2 照明光が青色光 B である場合を比較すると、青色光 B よりも紫色光 V の方が、中心波長等が短い。したがって、精度変更部 7 2 は、第 1 照明光に紫色光 V を使用する場合の方が青色光 B を使用する場合よりも、位置合わせの精度を高くする。精度変更部 7 2 が第 2 照明光にしたがって位置合わせの精度を決める場合も同様である。

【0056】

精度変更部 7 2 が、上記 3 パターンのうち、第 1 照明光と第 2 照明光の組み合わせにしたがって位置合わせの精度を決めるとする。この場合、例えば、第 1 照明光及び第 2 照明光の組み合わせが、紫色光 V 及び青色光 B である場合と、青色光 B 及び緑色光 G である場合とを比較すると、中心波長の平均値は、青色光 B 及び緑色光 G の組み合わせよりも、紫

色光 V 及び青色光 B の組み合わせの方が短い。したがって、精度変更部 72 は、第 1 照明光及び第 2 照明光に青色光 B 及び緑色光 G を使用する場合よりも、第 1 照明光及び第 2 照明光に紫色光 V 及び青色光 B を使用する場合の方が位置合わせの精度を高くする。

【0057】

いずれにしても、例えば、図 4 に示すように、精度変更部 72 は、特殊観察モードにおいて使用する照明光が全体として短波長であるほど、位置合わせの精度を高くする。これは、特殊観察モードにおいて使用する照明光が全体として長波長であるほど、位置合わせ精度を低くすることでもある。

【0058】

一般に、観察対象が生体の場合、粘膜下の深さが浅いほど、組織や構造等は細く小さくなり、粘膜下の深さが深いほど組織や構造は太く大きくなる傾向にある。また、観察対象中への深達度は、短波長の光ほど小さく、長波長の光ほど大きいので、短波長の光を使用するほど粘膜下の浅い位置にある構造等を観察しやすく、長波長の光を使用するほど粘膜下の深い位置にある構造等を観察しやすい。したがって、特殊観察モードにおいて使用する照明光を全体として短波長にするケースは、注目構造が概ね細く小さい組織や構造であるから、第 1 画像と第 2 画像の間にわずかな位置ずれがあるだけでも、その後の演算等において無視できないアーチファクトになりやすい。逆に、観察モードにおいて使用する照明光を全体として長波長にするケースは、注目構造が概ね太く大きい組織や構造であるから、第 1 画像と第 2 画像の間に多少の位置ずれがあったとしても相対的にアーチファクトは小さい。この場合、特に観察対象を、動画を用いて観察すると、アーチファクトに起因する画像の乱れ等はほとんど視認されない。

【0059】

こうしたことから、精度変更部 72 は、特殊観察モードで使用する照明光の波長等（すなわち注目構造が何であるか）にしたがって、上記のように位置合わせの精度を変更することで、必要に応じて位置合わせ部 71 の処理負荷を低減し、位置合わせの処理が早く完了するようにしているのである。これにより、特殊観察モードにおいて生成及び表示する画像のフレームレートが維持しやすくする。

【0060】

なお、位置合わせの精度の変更には、位置合わせのオンオフの切り替えを含む。すなわち、精度変更部 72 は、位置合わせの精度を下げる場合、位置合わせをオフに設定することにより、位置合わせ部 71 が行う処理をスキップして、位置合わせを行わないようにすることができる。また、位置合わせの精度の変更を、オンオフの切り替えてする場合、位置合わせをオンにした場合の精度は、一定の精度に設定してもよく、上記と同様に選択照明光の波長にしたがって設定することもできる。

【0061】

明るさ補正部 73 は、位置合わせ部 71 が位置合わせした第 1 画像または第 2 画像のうち少なくとも一方の明るさを補正し、第 1 画像及び第 2 画像の明るさを特定の比率にする。例えば、明るさ補正部 73 は、第 1 照明光と第 2 照明光の光量比を用いて、第 1 画像または第 2 画像のうち少なくともいずれか一方をゲイン補正することにより、第 1 画像及び第 2 画像の相対的な明るさを補正することができる。

【0062】

第 1 画像を得たときの第 1 照明光の光量と、第 2 画像を得たときの第 2 照明光の光量は、第 1 画像及び第 2 画像を得た時点でいずれも既知であるから、第 1 照明光と第 2 照明光の光量比は、明るさ補正部 73 が明るさの補正をする段階で既知である。このため、例えば、第 1 照明光が紫色光 V であり、第 2 照明光が青色光 B であり、紫色光 V の光量と青色光 B の光量が 2 : 1 の場合、明るさ補正部 73 は、V 画像（第 1 画像）の明るさをゲイン補正により 1 / 2 倍にし、または、B 画像（第 2 画像）の明るさをゲイン補正により 2 倍して、V 画像（第 1 画像）の明るさと B 画像（第 2 画像）の明るさの比率を 1 : 1（特定の比率）にする。

【0063】

10

20

30

40

50

また、第 1 画像の輝度の平均値は、第 1 画像が表す観察対象の粘膜の明るさに概ね相当する。第 2 画像でも同様である。このため、上記のように、第 1 照明光と第 2 照明光の比を用いる代わりに、明るさ補正部 7 3 は、第 1 画像及び第 2 画像の輝度の平均値を算出し、これらの比を用いて、第 1 画像または第 2 画像のうち少なくとも一方にゲイン補正をして、第 1 画像及び第 2 画像の相対的な明るさを特定の比率に補正することができる。

【0064】

演算画像生成部 7 4 は、明るさを補正した第 1 画像及び第 2 画像を用いて演算し、演算画像 Δ を生成する。具体的には、演算画像生成部 7 4 は、第 1 画像と第 2 画像の差または比を表す演算画像を生成する。本実施形態においては、演算画像生成部 7 4 は、第 1 画像及び第 2 画像を対数変換し、対数変換後の第 1 画像及び第 2 画像の差を表す演算画像 Δ (より具体的には第 2 画像から第 1 画像を減算した演算画像 Δ) を生成する。第 1 画像と第 2 画像を対数変換せずに使用する場合には、第 1 画像と第 2 画像の比 (より具体的には第 2 画像に対する第 1 画像の比) を表す演算画像 Δ を生成する。第 1 画像及び第 2 画像の各画素の画素値は受光量を表すが、対数変換をすると、画素値は濃度を表すことになるので、各画像を得たときの照明光の照度によらず、安定した演算結果を得ることができる。

【0065】

上記のように演算画像生成部 7 4 が、演算画像 Δ を生成することは、第 1 画像と第 2 画像を用いて特定深さにある血管を強調することに相当する。例えば、図 5 に示すように、紫色光 V 及び青色光 B を第 1 照明光及び第 2 照明光に使用すると、どちらの照明光の場合も、概ね表層血管 (A s 及び A d の全深さ範囲の血管) を観察可能である。しかし、紫色光 V は、青色光 B と比較して波長が短いので深達度が小さい。このため、紫色光 V を照明光に使用すると、青色光 B を照明光に使用する場合と比較して、相対的に粘膜下の浅い深さ範囲 A s にある血管しか写し出せない。その代わり、深さ範囲 A s にある血管のコントラスト (周辺の粘膜からの反射光量に対する血管からの反射光量の比) は、青色光 B を照明光に使用する場合よりも大きい。逆に、青色光 B は、紫色光 V と比較して波長が長いので深達度が大きい。このため、青色光 B を照明光に使用すると、紫色光 V を照明光に使用する場合と比較して、相対的に深い深さ範囲 A d にある血管まで写し出せる。その代わり、浅い深さ範囲 A s にある血管のコントラストは紫色光 V を使用した場合よりも小さい。

【0066】

したがって、紫色光 V を照明光に使用して得る V 画像から、青色光 B を照明光に使用して得る B 画像を減算して演算画像 Δ を生成すると、この演算画像 Δ においては、表層血管のなかでも特に粘膜下の浅い深さ範囲 A s にある極表層血管を表す画素の画素値は大きい値 (白色) になり、表層血管の中でも深い深さ範囲 A d にある血管を表す画素の画素値は小さい値 (黒色) になる。このため、注目構造が極表層血管の場合には、第 1 照明光を紫色光 V にし、第 2 照明光を青色光 B にすることで、V 画像から B 画像を減算して演算画像 Δ を生成すると、この演算画像 Δ は、特定の深さ範囲 A s にある極表層血管を強調した画像となる。

【0067】

なお、B 画像から V 画像を減算して演算画像 Δ を生成すると、この演算画像 Δ においては、深さ範囲 A s にある極表層血管を表す画素の画素値は小さい値 (黒色) になり、深さ範囲 A d にある血管を表す画素の画素値が大きい値 (白色) になる。このため、上記と同じ紫色光 V 及び青色光 B の組み合わせを第 1 照明光及び第 2 照明光にする場合でも、第 1 照明光を青色光 B にし、第 2 照明光を紫色光 V にして、V 画像から B 画像を減算して演算画像 Δ を生成すると、この演算画像 Δ は、特定の深さ範囲 A d にある血管を強調した画像となる。

【0068】

演算画像生成部 7 4 が上記のように演算画像 Δ を生成する際には、演算画像生成部 7 4 の演算精度に起因する誤差の他に、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせの精度に起因したアーチファクトが生じる。演算画像生成部 7 4 の演算精度は一定であるため、演算画像 Δ の変動し得る実質的の誤差は、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせの精度に起因したアーチフ

10

20

30

40

50

ファクトである。第 1 画像と第 2 画像の位置合わせの精度に起因したアーチファクトは、精度変更部 7 2 が制御しているので、結果として、精度変更部 7 2 が演算画像 Δ の生成精度を制御している。

【0069】

低解像度化部 7 6 は、いわゆるローパスフィルタ（以下、LPF という）であり、演算画像 Δ を低解像度化する。低解像度化部 7 6 が演算画像 Δ に施す低解像度化の処理強度は、LPF のカットオフ周波数で定まる。LPF のカットオフ周波数は予め設定され、少なくとも、元の演算画像 Δ の解像度よりは低解像度化する。

【0070】

画像生成部 7 7 は、第 1 画像または第 2 画像のうちのいずれかと、低解像度化した演算画像 Δ とを用いて、輝度チャンネル Y と、2 つの色差チャンネル C b , C r とを有する画像を生成する。具体的には、画像生成部 7 7 は、第 1 画像と第 2 画像のうち、注目構造のコントラストがより高い方の画像を輝度チャンネル Y に割り当て、低解像度化した演算画像 Δ を 2 つの色差チャンネル C b , C r に割り当てることにより、注目構造を、色を用いて強調した注目構造強調画像を生成する。

10

【0071】

例えば、注目構造が極表層血管であり、第 1 照明光に紫色光 V を使用し、第 2 照明光に青色光 B を使用する場合、V 画像（第 1 画像）と B 画像（第 2 画像）を比較すると、相対的に V 画像の方が注目構造である極表層血管のコントラストが高い。このため、図 6 に示すように、画像生成部 7 7 は、相対的に極表層血管のコントラストが高い V 画像を輝度チャンネル Y に割り当てる。また、演算画像 Δ を色差チャンネル C b , C r に割り当てる際には、それぞれ係数 α （例えば $\alpha = 0.169$ ）と係数 β （例えば $\beta = 0.5$ ）を乗じ、表層血管等を強調観察する他の内視鏡システムが表示する画像と色味を揃える。このようにして生成した注目構造強調画像は、全体としての色味は従来の内視鏡システムの血管等を強調する画像とほぼ同じで、粘膜や深さ範囲 A d 等の他の血管に対して、注目構造である極表層血管を色の違いで強調した画像になる。なお、係数 α 及び係数 β は、注目構造にしたがって、すなわち選択照明光にしたがって異なる。

20

【0072】

表示制御部 6 6 は、特殊観察モードの場合、画像生成部 7 7 から上記注目構造強調画像を順次取得し、モニタ 1 8 への表示に適した形式に変換して順次出力する。これにより、特殊観察モードの場合、医師等は、注目構造強調画像の動画を用いて観察対象を観察することができる。

30

【0073】

次に、特殊観察モードにおける内視鏡システム 1 0 の画像処理の流れを図 7 に沿って説明する。まず、医師等は、コンソール 1 9 等を用いて、特殊観察モードにおいて他の組織等と峻別して観察する注目構造の設定をする（S 1 0）。具体的には、注目構造に応じて、特殊観察モードにおいて使用する照明光の波長を、例えば数値を設定入力することにより、注目構造の設定をする。以下においては、一例として、注目構造が極表層血管であり、極表層血管を強調観察するために、第 1 照明光の波長を 4 0 0 nm に、第 2 照明光の波長を 4 5 0 nm にする設定にしたとする。

40

【0074】

注目構造の設定がされた状態において特殊観察モードに切り替えると、あるいは、特殊観察モードに切り替えた後に注目構造の設定入力をする、照明光選択部 5 1 が、注目構造の設定にしたがって、特殊観察モードにおいて使用する第 1 照明光及び第 2 照明光を選択する（S 1 1）。簡単のために、内視鏡システム 1 0 が、第 1 照明光及び第 2 照明光に、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R のうちのいずれかを選択可能であるとすると、照明光選択部 5 1 は、注目構造の設定入力にしたがって、紫色光 V を第 1 照明光に選択し、青色光 B を第 2 照明光に選択する。

【0075】

上記のように照明光選択部 5 1 が第 1 照明光及び第 2 照明光を選択すると、精度変更部

50

72が、注目構造にしたがって、位置合わせ部71において行う位置合わせの精度を変更する(S12)。具体的には、精度変更部72は、第1照明光である紫色光V、第2照明光である青色光B、または、これらの組み合わせの波長が短波長であるほど位置合わせの精度を高く設定変更し、逆に、波長が長波長であるほど位置合わせの精度を低く設定変更する。これにより、結果として、精度変更部72は、注目構造である極表層血管の強調に適した位置合わせの精度を設定する。

【0076】

一方、照明光選択部51が第1照明光及び第2照明光を選択すると、光源部20が、まず第1照明光である紫色光Vを発光する(S13)。そして、イメージセンサ48が、この紫色光Vが照射された観察対象を撮影することにより、画像取得部54が第1照明光に
10
対応した第1画像であるV画像110を取得する(S14)。図8に示すように、ここで得るV画像110は、観察対象の起伏等の形状112の他、極表層血管124が観察可能である。また、極表層血管124よりも粘膜下の深い位置にある表層血管123も、V画像110を用いて観察可能である。

【0077】

こうしてV画像110を取得すると、光源部20が、第2照明光である青色光Bを発光し(S15)、イメージセンサ48がこの青色光Bが照射された観察対象を撮影することにより、画像取得部54が第2照明光に対応した第2画像であるB画像を取得する(S16)。図9に示すように、B画像120は、観察対象の形状112の他、比較的深い位置にある表層血管123が観察可能である。また、極表層血管124もB画像120を用いて
20
観察可能である。但し、V画像110とB画像120を比較すると、V画像110の方が極表層血管124のコントラストが高く、B画像120の方が極表層血管124よりも深い位置にある表層血管123のコントラストが高い。

【0078】

上記のように、画像取得部54がV画像110とB画像120を取得すると、位置合わせ部71は、第1画像であるV画像110と、第2画像であるB画像120とを位置合わせする(S17)。位置合わせ部71は、V画像110とB画像120の位置合わせを、精度変更部72がステップS12において設定変更した精度で行う。すなわち、位置合わせ部71は、常に高精度で位置合わせをするのではなく、注目構造が何であるかにしたがって位置合わせに要する時間を必要最小限にし、迅速に位置合わせを完了する。
30

【0079】

位置合わせが完了すると、明るさ補正部73が、第1画像であるV画像110と第2画像であるB画像120の明るさを補正し(S18)、演算画像生成部74が、第1画像であるV画像110から第2画像であるB画像120を減算して、演算画像Δを生成する(S19)。演算画像Δは、元のV画像110及びB画像120に対して、粘膜下の比較的深い位置にある表層血管123の画素値は小さくなり、かつ、極表層血管124の画素値は大きくなる。このため、図10に示すように、演算画像Δにおいては、極表層血管124と、粘膜下の比較的深い位置にある表層血管123の違いが、V画像110よりも顕著になる。

【0080】

演算画像生成部74が生成した演算画像Δは、低解像度化部76が低解像度化する(S20)。図11に示すように、低解像度化した演算画像Δは、極表層血管124や表層血管123はぼやけた状態になる。

【0081】

その後、画像生成部77は、第1画像であるV画像110を輝度チャンネルYに割り当て、低解像度化した演算画像Δを色差チャンネルCb、Crに割り当てることにより、注目構造強調画像130を生成する(S21)。図12に示すように、注目構造強調画像130においては、比較的深い位置にある表層血管123がシアン系の色に着色し、極表層血管124がマゼンタ系の色に着色する。このため、注目構造強調画像130は、注目構造である極表層血管124を、比較的深い位置にある表層血管123に対して色の違いで
50

強調しており、注目構造である極表層血管 1 2 4 が識別しやすくなっている。

【 0 0 8 2 】

内視鏡システム 1 0 は、注目構造の設定変更をしなければ、上記ステップ S 1 3 ~ S 2 1 の動作を繰り返し行う。このため、表示制御部 6 6 は、上記のように生成する注目構造強調画像 1 3 0 を順次取得し、モニタ 1 8 に表示する。これにより、医師等は、特殊観察モードの場合に、注目構造強調画像 1 3 0 の動画を観察することができる。注目構造の設定を変更した場合には、再び上記ステップ S 1 0 から行う。

【 0 0 8 3 】

上記のように、内視鏡システム 1 0 は、特殊観察モード時に、第 1 照明光と第 2 照明光を用いてそれぞれ異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して取得する第 1 画像と第 2 画像を位置合わせする。このように、第 1 画像と第 2 画像の位置合わせをするのは、注目構造を正確に強調するためである。したがって、注目構造を正確に強調することだけを追求するだけであれば、可能な限り高い精度で、第 1 画像と第 2 画像を位置合わせするのが良い。しかし、位置合わせは処理負荷が高く、時間がかかる処理なので、高精度にするほど、位置合わせのためにモニタ 1 8 に表示する動画のフレームレートが低下する。こうしたことから、内視鏡システム 1 0 においては、むやみに高い精度で第 1 画像と第 2 画像を位置合わせするのではなく、上記のように精度変更部 7 2 が位置合わせの精度を適切に変更する。これにより、内視鏡システム 1 0 は、モニタ 1 8 に表示する動画のフレームレートをできる限り維持しつつ、かつ、必要十分な精度で第 1 画像と第 2 画像の位置合わせすることができる。

10

20

【 0 0 8 4 】

なお、上記第 1 実施形態においては、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光の波長の長短にしたがって直線的に位置合わせの精度を変更しているが（図 4）、選択照明光の波長に応じて、曲線や単調に変化する関数にしたがって位置合わせの精度を変更してもよい。この他、選択照明光の波長にしたがって、段階的に位置合わせの精度を変更してもよい。

【 0 0 8 5 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態においては、特殊観察モードにおいて使用する第 1 照明光及び第 2 照明光の波長等を設定入力し、その結果、照明光選択部 5 1 が適切な照明光を選択するが、この代わりに、注目構造の深さ等の情報を設定入力し、照明光選択部 5 1 は、この注目構造の深さ等の情報を用いて第 1 照明光及び第 2 照明光を選択しても良い。

30

【 0 0 8 6 】

この場合、図 1 3 に示すように、コンソール 1 9 に深さ指定部 2 0 1 を設ける。深さ指定部 2 0 1 は、コンソール 1 9 等からの操作入力を受け、照明光選択部 5 1 に対して注目構造の粘膜下の深さを指定する。例えば、粘膜表面等を基準として、その基準からの距離（深さ）を数値または数値の範囲において入力する。また、「極表層血管」、「表層血管」、「中層血管」、または、「深層血管」等の予め定める深さの情報を含むメニューの選択にしたがって、簡易的に注目構造の深さを指定することもできる。

40

【 0 0 8 7 】

照明光選択部 5 1 は、深さ指定部 2 0 1 が指定した深さを用いて第 1 照明光及び第 2 照明光を指定する。例えば、注目構造が極表層血管 1 2 4 である場合、極表層血管 1 2 4 がある深さの数値の入力や「極表層血管」メニューの選択により、深さ指定部 2 0 1 は照明光選択部 5 1 に深さを指定するので、照明光選択部 5 1 は、第 1 照明光に紫色光 V を選択し、第 2 照明光に青色光 B を選択する。

【 0 0 8 8 】

上記のように、注目構造の深さの指定にしたがって特殊観察モードが動作するようにすれば、医師等は、注目構造を適切に観察するための第 1 照明光及び第 2 照明光の波長等を検討しなくても良いので、より簡便に特殊観察モードを使用することができる。

50

【 0 0 8 9 】

なお、精度変更部 7 2 は、第 1 実施形態と同様に、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光にしたがって位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。但し、上記のように深さ指定部 2 0 1 を設ける場合には、精度変更部 7 2 は、選択照明光の代わりに、深さ指定部 2 0 1 が指定する深さの情報を用いて位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせ精度を変更することができる。この場合、図 1 4 に示すように、精度変更部 7 2 は、深さ指定部 2 0 1 が指定した注目構造の深さが浅いほど位置合わせの精度を高くし、深さ指定部 2 0 1 が指定した注目構造の深さが深いほど位置合わせ精度の精度を低くする。これは、選択照明光が短波長であるほど位置合わせの精度を高くし、選択照明光が長波長であるほど位置合わせの精度を低くするのとほぼ等しい。

【0090】

10

また、上記のように深さ指定部 2 0 1 を設ける場合、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光と、深さ指定部 2 0 1 が指定した深さを用いて、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更することができる。この場合も、選択照明光が短波長であるほど位置合わせの精度を高くし、選択照明光が長波長であるほど位置合わせの精度を低くし、指定した深さが浅いほど位置合わせの精度を高くし、かつ、指定した深さが深いほど位置合わせの精度を低くするのは上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態と同様である。このように、選択照明光と、深さ指定部 2 0 1 が指定した深さとにしたがって位置合わせの精度を変更すると、上記第 1 実施形態及び上記第 2 実施形態よりも、さらに適切に位置合わせの精度を設定変更することができる。

【0091】

20

なお、上記第 2 実施形態においては、指定した注目構造の深さを用いて直線的に位置合わせの精度を変更しているが（図 1 4）、指定した注目構造の深さを用いて、曲線や単調に変化する関数にしたがって位置合わせの精度を変更してもよい。この他、指定した注目構造の深さを用いて、段階的に位置合わせの精度を変更することができる。また、上記第 2 実施形態においては、プロセッサ装置 1 6 に深さ指定部 2 0 1 を設けているが、深さ指定部 2 0 1 は特殊処理部 6 3 に組み込んで良い。

【0092】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態においては、精度変更部 7 2 は、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光や深さ指定部 2 0 1 が指定した注目構造の深さを用いて、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更するが、これらの代わりに、精度変更部 7 2 は、第 1 画像と第 2 画像間の観察対象の動きの大きさ（以下、動き量という）を用いて位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更することができる。

30

【0093】

この場合、図 1 5 に示すように、特殊処理部 6 3 に動き量算出部 3 0 1 を設ける。動き量算出部 3 0 1 は、画像取得部 5 4 から第 1 画像と第 2 画像を取得し、これらの間の観察対象の動き量を算出する。具体的には、動き量算出部 3 0 1 は、第 1 画像と第 2 画像のマッチングにより、第 1 画像の観察対象と第 2 画像の観察対象の間の動きベクトルを求め、動きベクトルの大きさの統計量（平均値、中央値、または最大値等）を算出し、動き量とする。

40

【0094】

精度変更部 7 2 は、第 1 実施形態と同様に、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光にしたがって位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。但し、本実施形態においては、さらに、動き量算出部 3 0 1 が算出した動き量を用いても、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。具体的には、精度変更部 7 2 は、選択照明光が短波長であるほど位置合わせの精度を高くし、選択照明光が長波長であるほど位置合わせの精度を低くし、動き量が小さいほど位置合わせの精度を高くし、かつ、動き量が大きいほど位置合わせの精度を低くする。便宜的に選択照明光の波長が λ_1 、 λ_2 、及び λ_3 （ $\lambda_3 > \lambda_2 > \lambda_1$ ）の場合を比較すると、例えば、図 1 6 に示すグラフにしたがって精度変更部 7 2 は位置合わせの精度を変更する。すなわち、選択照明光の波長ごとに、動き量が小さ

50

いほど位置合わせの精度を高くし、かつ、動き量が大きいほど位置合わせの精度を低くする。これは、動き量が大きい場合、位置合わせの精度が低いためにアーチファクトがあったとしても、モニタ 18 に表示する動画においてはアーチファクトがあることに気づき難く、高精度の位置合わせが実質的には功を奏しないからである。

【0095】

上記のように、動き量をさらに考慮すると、より適切に位置合わせの精度を設定変更でき、モニタ 18 に表示する動画のフレームレートが維持しつつ、必要十分な精度で第 1 画像と第 2 画像の位置合わせしやすくなる。

【0096】

上記第 3 実施形態は、第 1 実施形態だけでなく、第 2 実施形態とも組み合わせることができる。また、上記第 3 実施形態は、第 1 実施形態及び第 2 実施形態と組み合わせることができる。第 2 実施形態のように深さ指定部 201 を設ける場合には、深さ指定部 201 が指定した注目構造の深さが浅いほど位置合わせの精度を高くし、深さ指定部 201 が指定した注目構造の深さが深いほど位置合わせの精度を低くし、動き量が小さいほど位置合わせの精度を高くし、かつ、動き量が大きいほど位置合わせの精度を低くする。

10

【0097】

なお、図 16 においては、 $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及び $\lambda 3$ のグラフがほぼ平行であり、各照明光選択部 51 が選択した選択照明光の波長によらず、動き量を用いて一律に位置合わせの精度を変更しているが、例えば図 17 及び図 18 に示すように、選択照明光の波長にしたがって動き量に応じた位置合わせの精度の変化率を変えても良い。第 2 実施形態の深さ指定部 201 と組み合わせる場合も同様である。

20

【0098】

上記第 3 実施形態においては、動き量を用いて直線的に位置合わせの精度を変更しているが（図 16 ～ 図 18）、動き量に応じて、曲線や単調に変化する関数にしたがって位置合わせの精度を変更してもよい。この他、動き量を用いて段階的に位置合わせの精度を変更してもよい。これらのことは、第 2 実施形態の深さ指定部 201 と組み合わせる場合も同様である。

【0099】

動き量を用いて段階的に位置合わせの精度を変更する場合、例えば図 19 に示すように、選択照明光の波長が最も短波長の $\lambda 1$ である場合には、動き量 $TM 1$ を閾値とし、動き量が $TM 1$ 以下の場合に、位置合わせの精度を $Ac 2$ から $Ac 1$ ($Ac 1 > Ac 2$) に変更する。そして、選択照明光の波長が $\lambda 1$ よりも長波長の $\lambda 2$ である場合には、より小さい動き量 $TM 2$ ($< TM 1$) を閾値とし、動き量が $TM 2$ 以下の場合に、位置合わせの精度を $Ac 2$ から $Ac 1$ に変更する。同様に、選択照明光の波長が $\lambda 2$ よりもさらに長波長の $\lambda 3$ である場合には、さらに小さい動き量 $TM 3$ ($< TM 2$) を閾値とし、動き量が $TM 3$ 以下の場合に位置合わせの精度を $Ac 2$ から $Ac 1$ に変更する。このように、動き量を用いて段階的に位置合わせの精度を変更する場合は、選択照明光の波長が短波長であるほど、位置合わせの精度を変更する動き量の閾値を大きくする。選択照明光の波長が短波長であるほど、注目構造が細かくかつ浅い位置にあるので、位置合わせの精度に起因したアーチファクトの影響が相対的に大きいからである。

30

40

【0100】

図 19 においては、位置合わせの精度を $Ac 1$ と $Ac 2$ の 2 段階に変化させているが、3 以上の段階に位置合わせの精度を変更する場合も同様である。また、図 19 においては、段階的に変更する位置合わせの精度が選択照明光の波長によらず共通であるが、段階的に変更する位置合わせの精度は、選択照明光の波長毎に変えることができる。第 2 実施形態の深さ指定部 201 と組み合わせる場合も同様である。

【0101】

[第 4 実施形態]

上記第 3 実施形態においては、精度変更部 72 は、動き量、すなわち第 1 画像と第 2 画像との間の相対的な観察対象の動きの大きさにしたがって位置合わせ部 71 が行う位置合

50

わせの精度を変更しているが、精度変更部 7 2 は、第 1 画像内における観察対象の動きの大きさ、第 2 画像内における観察対象の動きの大きさ、または、第 1 画像内における観察対象の動きの大きさと第 2 画像内における観察対象の動きの大きさにしたがって、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更することが好ましい。第 1 画像内（または第 2 画像内）における観察対象の動きとは、第 1 画像（または第 2 画像）を撮影した際の観察対象の移動または観察対象と内視鏡 1 2 との相対的な動きである。したがって、第 1 画像内（または第 2 画像内）における観察対象の動きの大きさは、第 1 画像（または第 2 画像）のいわゆるブレの大きさ（以下、ブレ量という）である。

【0102】

精度変更部 7 2 が第 1 画像のブレ量、第 2 画像のブレ量、または、第 1 画像のブレ量と第 2 画像のブレ量を用いて、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する場合、図 2 0 に示すように、例えば、特殊処理部 6 3 にブレ量を算出するブレ量算出部 4 0 1 を設ける。ブレ量算出部 4 0 1 は、例えば、周波数解析を用いてブレ量を算出する。より具体的には、第 1 画像（または第 2 画像）をフーリエ変換してスペクトルを求め、低周波成分と高周波成分の強度比を算出することにより、第 1 画像（または第 2 画像）のブレ量を算出する。低周波成分が大きい場合または高周波成分が小さい場合にブレ量は大きくなり、低周波成分が小さい場合または高周波成分が大きい場合にブレ量は小さくなる。

10

【0103】

精度変更部 7 2 は、第 1 実施形態と同様に、照明光選択部 5 1 が選択した選択照明光にしたがって位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。但し、本実施形態においては、さらに、ブレ量算出部 4 0 1 が算出したブレ量を用いても、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせの精度を変更する。

20

【0104】

ブレ量を用いて位置合わせの精度を変更する際、精度変更部 7 2 は、ブレ量算出部 4 0 1 が算出したブレ量を予め設定した閾値と比較する。具体的には、精度変更部 7 2 は、ブレ量が小さいほど位置合わせの精度を高くし、ブレ量が小さいほど位置合わせの精度を低くする。便宜的に選択照明光の波長が $\lambda 1$ 、 $\lambda 2$ 、及び $\lambda 3$ ($\lambda 3 > \lambda 2 > \lambda 1$) の場合を比較すると、例えば、図 2 1 に示すグラフにしたがって精度変更部 7 2 は位置合わせの精度を変更する。すなわち、動き量を用いて位置合わせの精度を変更する場合（第 3 実施形態、図 1 6 参照）と同様に、ブレ量を用いて位置合わせの精度を変更する。本実施形態の精度変更部 7 2 は、第 3 実施形態の変形例（図 1 7 または図 1 8）と同様に、選択照明光の波長にしたがってブレ量に応じた位置合わせの精度の変化率を変えてもよい。また、本実施形態の精度変更部 7 2 は、第 3 実施形態の別の変形例（図 1 9）と同様に、ブレ量を用いて段階的に位置合わせの精度を変更できる。

30

【0105】

なお、ブレ量を用いて位置合わせの精度を変更する場合、精度変更部 7 2 は、ブレ量を用いて位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせのオンオフを切り替えると良い。具体的には、ブレ量が閾値よりも大きい場合、精度変更部 7 2 は、位置合わせ部 7 1 が行う第 1 画像と第 2 画像の位置合わせをオフにする。これにより、位置合わせ部 7 1 は、位置合わせをスキップする。ブレ量が閾値以下の場合には、精度変更部 7 2 は、位置合わせ部 7 1 が行う位置合わせをオンにし、第 1 実施形態と同様に、選択照明光が短波長であるほど位置合わせの精度を高くし、選択照明光が長波長であるほど位置合わせの精度を低くする。この場合、位置合わせ部 7 1 は、精度変更部 7 2 が設定変更した精度で第 1 画像と第 2 画像の位置合わせを行う。

40

【0106】

モニタ 1 8 に表示する動画のフレームレートに対してブレ量が大きすぎると、その中の 1 フレーム分の画像を静止画として視認したとしても、アーチファクトの有無にかかわらず注目構造を観察できない。このため、上記のように、ブレ量が大きい場合に位置合わせをスキップしてアーチファクトが生じたとしても、注目構造が観察できないという点では観察には何ら影響しない。したがって、精度変更部 7 2 は、上記のようにブレ量が大きい

50

場合には、モニタ 18 に表示する動画のフレームレートを優先し、位置合わせをスキップする。

【0107】

便宜的に選択照明光の波長が λ_1 、 λ_2 、及び λ_3 ($\lambda_3 > \lambda_2 > \lambda_1$) の場合を比較すると、例えば、図 22 に示すグラフにしたがって精度変更部 72 は位置合わせのオンオフを切り替える。すなわち、選択照明光の波長が最も短波長の λ_1 の場合、最も小さいブレ量 T_{B1} を閾値とし、ブレ量が閾値 T_{B1} 以下のときに位置合わせをオンにし、ブレ量が閾値 T_{B1} より大きい場合には位置合わせをオフにする。次いで選択照明光の波長が短波長である λ_2 の場合、 λ_1 用の閾値 T_{B1} よりも大きなブレ量 T_{B2} を閾値とし ($T_{B2} > T_{B1}$)、ブレ量が閾値 T_{B2} 以下の場合に位置合わせをオンにし、ブレ量が閾値 T_{B2} よりも大きい場合に位置合わせをオフにする。同様に、選択照明光の波長が最も長波長である λ_3 の場合、 λ_2 用の閾値 T_{B2} よりも更に大きいブレ量 T_{B3} を閾値とし ($T_{B3} > T_{B2}$)、ブレ量が閾値 T_{B3} 以下の場合に位置合わせをオンにし、ブレ量が閾値 T_{B3} よりも大きい場合に、位置合わせをオフにする。

10

【0108】

このように、精度変更部 72 が選択照明光の波長が短波長である場合に位置合わせのオンオフを切り替えるブレ量の閾値を小さくするのは、選択照明光の波長が短波長であるほど、注目構造が小さく細かいので、比較的小さなブレでも、モニタ 18 に表示する動画では観察対象のブレにしたがって注目構造が観察できなくなるからである。

20

【0109】

精度変更部 72 は、ブレ量を位置合わせの具体的な精度の決定と、位置合わせのオンオフの切り替えに使用することができるが、上記のように、ブレ量は、位置合わせのオンオフにだけ使用してもよい。

【0110】

上記第 4 実施形態は、第 1 実施形態だけでなく、第 2 実施形態及び第 3 実施形態とも組み合わせることができる。ブレ量を用いて位置合わせのオンオフを切り替える上記第 4 実施形態の変形例についても同様である。但し、上記第 4 実施形態及び変形例のように、ブレ量は、位置合わせの具体的な精度の決定と、位置合わせのオンオフの切り替えに使用することができるが、第 1 ~ 第 3 実施形態と上記第 4 実施形態の変形例を組み合わせる場合、ブレ量を位置合わせのオンオフの切り替えにだけ使用することができる。

30

【0111】

例えば、第 2 実施形態の深さ指定部 201 を設け、かつ、ブレ量を用いて位置合わせのオンオフを切り替える場合は、位置合わせのオンオフを切り替えるブレ量の閾値は、深さ指定部 201 が指定する注目構造の深さを用いて切り替えることができる。具体的には、深さ指定部 201 が指定する注目構造の深さが浅いほど、位置合わせのオンオフを切り替える閾値を小さくし、深さ指定部 201 が指定する注目構造の深さが深いほど、位置合わせのオンオフを切り替える閾値を大きくすれば良い。ブレ量を用いた位置合わせのオンオフの切り替えを、第 1 実施形態及び第 2 実施形態と組み合わせる場合には、選択照明光の波長が短波長である場合に位置合わせのオンオフを切り替えるブレ量の閾値を小さくし、かつ、深さ指定部 201 が指定する注目構造の深さが浅いほど、位置合わせのオンオフを切り替える閾値を小さくすれば良い。

40

【0112】

第 3 実施形態の動き量算出部 301 を設け、かつ、ブレ量を用いて位置合わせのオンオフを切り替える場合は、図 23 に示すように、まずブレ量算出部 401 がブレ量を算出し ($S510$)、精度変更部 72 が位置合わせのオンオフを決める閾値とブレ量を比較する ($S511$)。ブレ量が閾値以下であった場合には ($S511: YES$)、動き量算出部 301 が動き量を算出して ($S512$)、精度変更部 72 が動き量等に基づいて位置合わせの精度を決定する ($S513$)。そして、位置合わせ部 71 は、精度変更部 72 が決定した精度で第 1 画像と第 2 画像を位置合わせする。一方、ブレ量が閾値よりも大きい場合には ($S511: NO$)、動き量の算出もスキップする。このように、第 1 画像と第 2 画

50

像を位置合わせする際に、最初に位置合わせをするか否かを決め、位置合わせをしない場合には位置合わせだけでなく、動き量の算出もスキップすれば、無駄な演算を省くことができるので、モニタ 18 に表示する動画のフレームレートを維持しやすい。

【0113】

上記第 1 ～ 第 4 実施形態においては、注目構造を強調した注目構造強調画像 130 を生成及び表示しているが、本発明は、注目構造を強調する場合の他、注目構造を抽出する場合や、注目構造に関する生体機能情報（酸素飽和度等）を算出する場合にも好適である。すなわち、本発明は、異なるタイミングにおいて観察対象を撮影して得る第 1 画像と第 2 画像を用いて演算をする場合に好適である。

【0114】

上記第 1 ～ 第 4 実施形態においては、イメージセンサ 48 が設けられた内視鏡 12 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図 24 に示すように、例えば、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡 700 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【0115】

カプセル内視鏡 700 は、光源部 702 と制御部 703 と、イメージセンサ 704 と、画像処理部 706 と、送受信アンテナ 708 と、を備えている。光源部 702 は、光源部 20 に対応する。制御部 703 は、光源制御部 22 及び制御部 52 と同様に機能する。また、制御部 703 は、送受信アンテナ 708 を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線を用いて通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記第 1 ～ 第 4 実施形態のプロセッサ装置 16 とほぼ同様であるが、画像取得部 54 及び画像処理部 61 に対応する画像処理部 706 はカプセル内視鏡 700 に設けられ、生成した注目構造強調画像 130 等は、送受信アンテナ 708 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 704 はイメージセンサ 48 と同様に構成される。

【符号の説明】

【0116】

- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 12a 挿入部
- 12b 操作部
- 12c 湾曲部
- 12d 先端部
- 12e アングルノブ
- 13a スイッチ
- 13b ズーム操作部
- 14 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ
- 19 コンソール
- 20, 702 光源部
- 20a V 光源
- 20b B 光源
- 20c G 光源
- 20d R 光源
- 22 光源制御部
- 30a 照明光学系
- 30b 撮影光学系
- 41 ライトガイド
- 45 照明レンズ

10

20

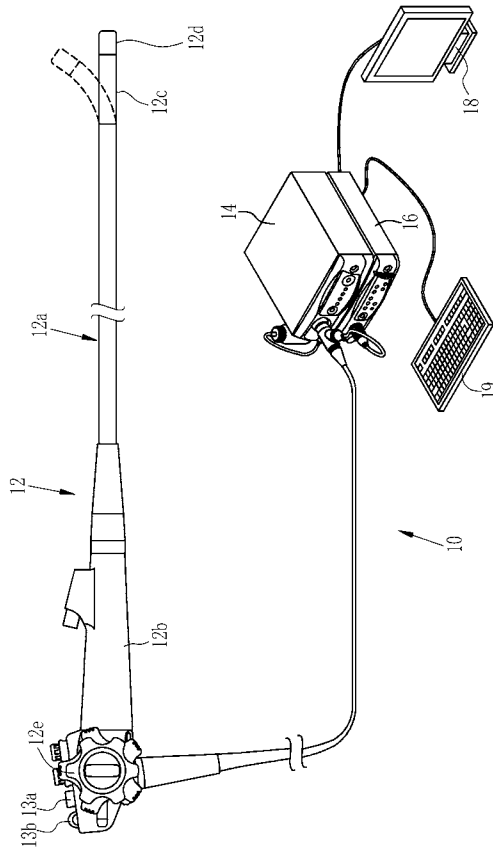
30

40

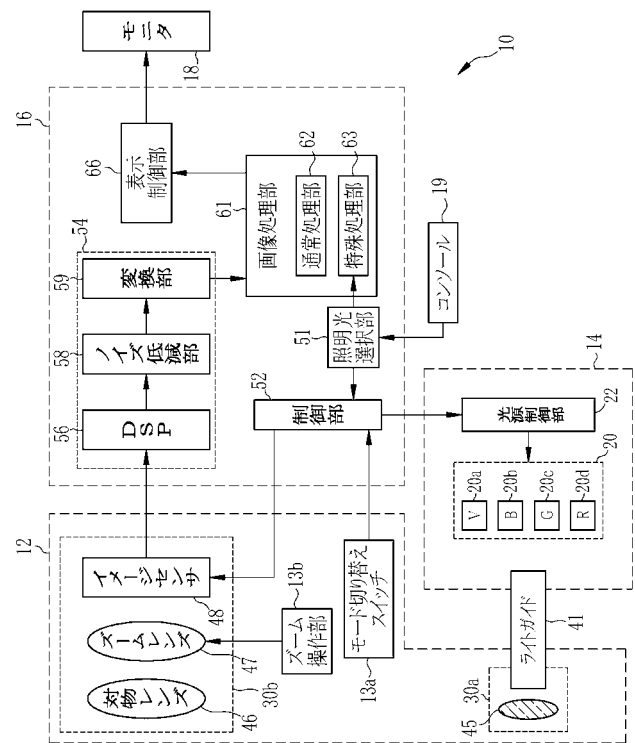
50

4 6	対物レンズ	
4 7	ズームレンズ	
4 8 , 7 0 4	イメージセンサ	
5 1	照明光選択部	
5 2 , 7 0 3	制御部	
5 4	画像取得部	
5 6	D S P	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	
6 1 , 7 0 6	画像処理部	10
6 2	通常処理部	
6 3	特殊処理部	
6 6	表示制御部	
7 1	位置合わせ部	
7 2	精度変更部	
7 3	明るさ補正部	
7 4	演算画像生成部	
7 6	低解像度化部	
7 7	画像生成部	
1 1 0	V 画像	20
1 1 2	形状	
1 2 0	B 画像	
1 2 3	表層血管	
1 2 4	極表層血管	
1 3 0	注目構造強調画像	
2 0 1	深さ指定部	
3 0 1	動き量算出部	
4 0 1	ブレ量算出部	
7 0 0	カプセル内視鏡	
7 0 8	送受信アンテナ	30
A d , A s	範囲	
T M 1 , T M 2 , T M 3 , T B 1 , T B 2 , T B 3	閾値	

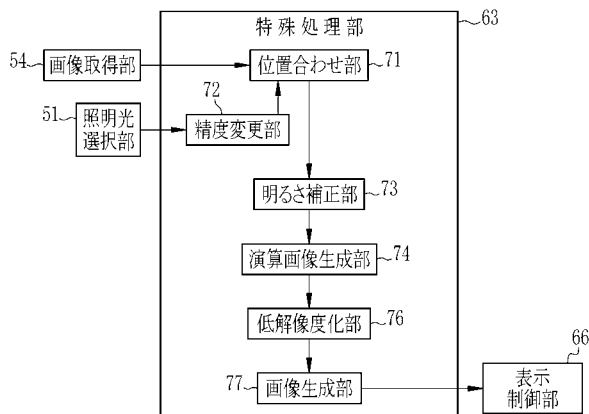
【図 1】



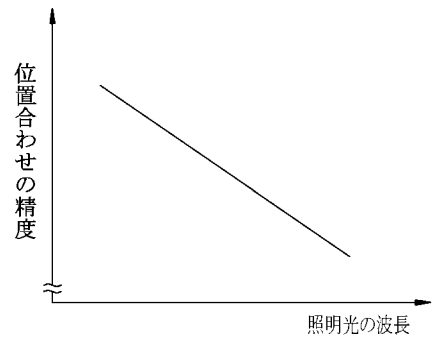
【図 2】



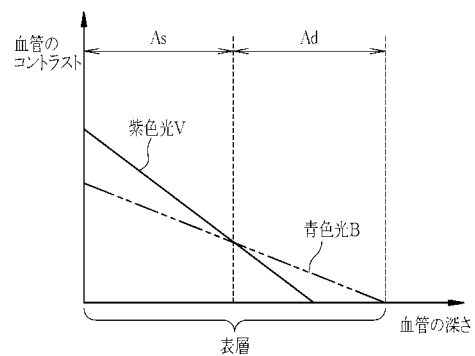
【図 3】



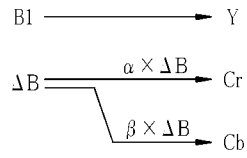
【図 4】



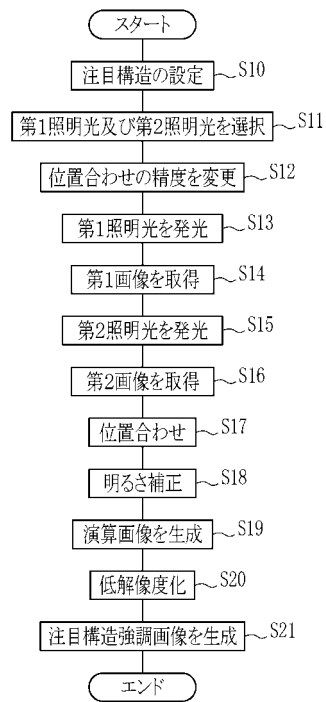
【図 5】



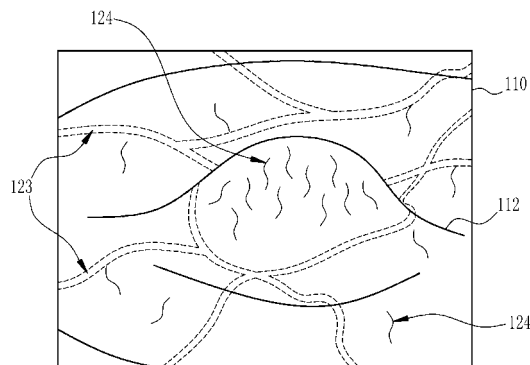
【図 6】



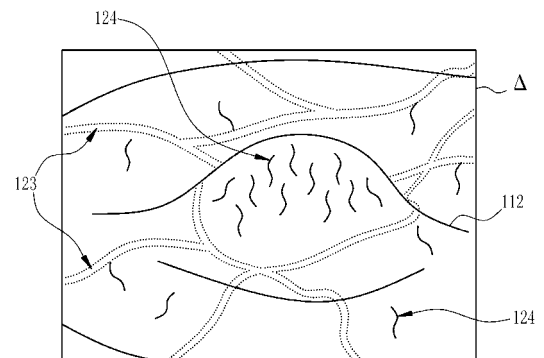
【図 7】



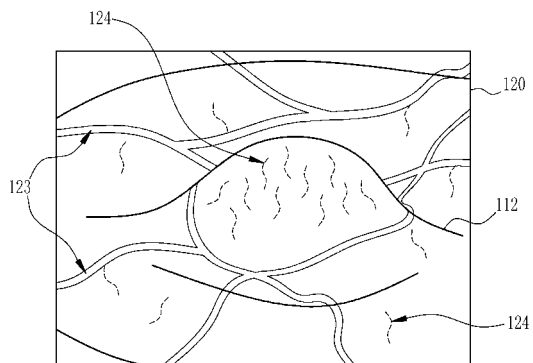
【図 8】



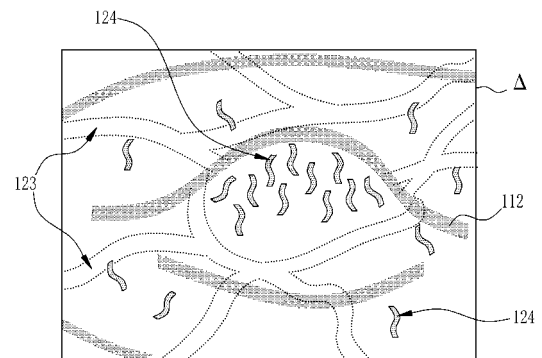
【図 10】



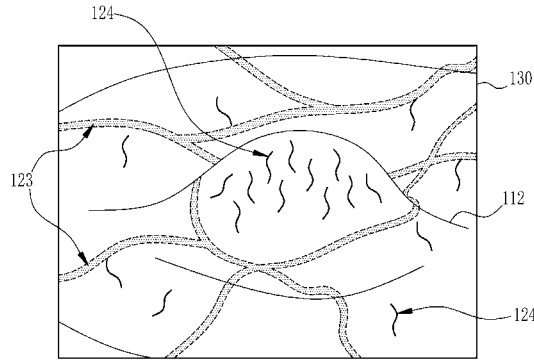
【図 9】



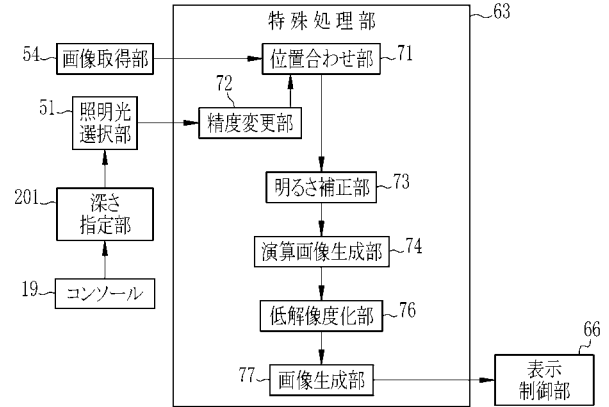
【図 11】



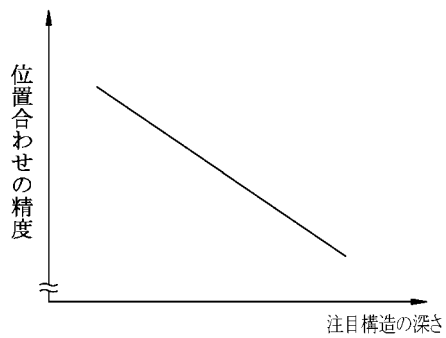
【図 1 2】



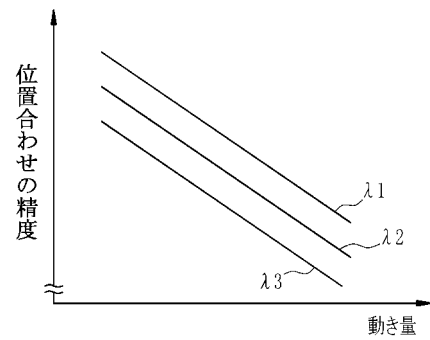
【図 1 3】



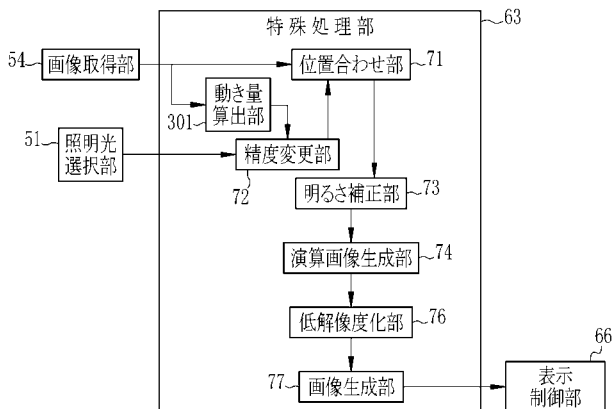
【図 1 4】



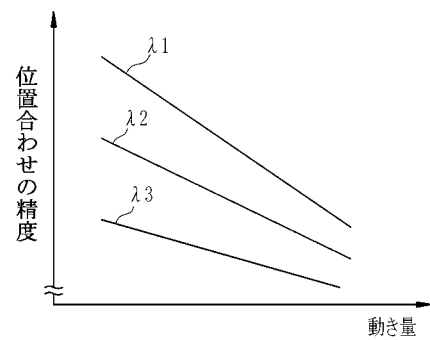
【図 1 6】



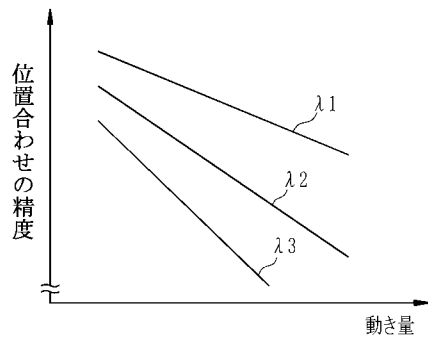
【図 1 5】



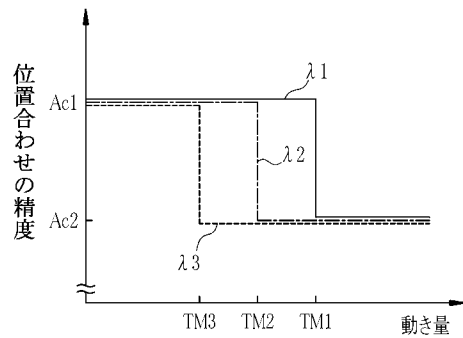
【図 1 7】



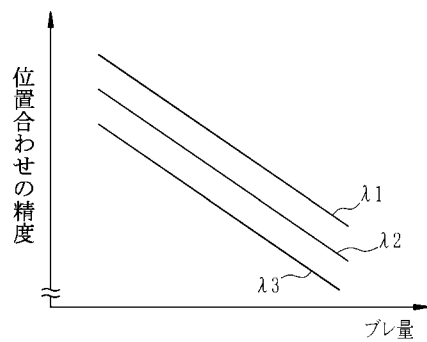
【図 18】



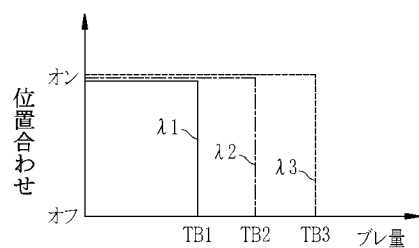
【図 19】



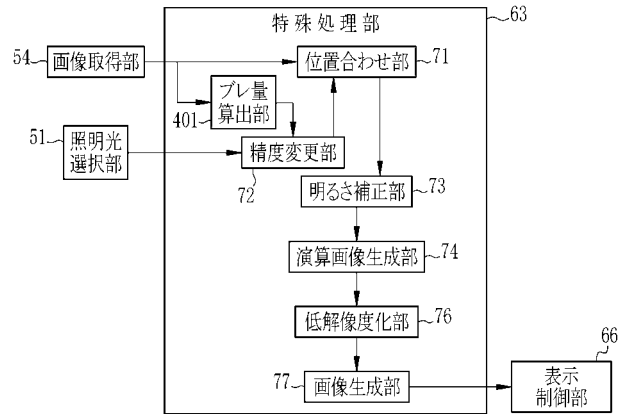
【図 21】



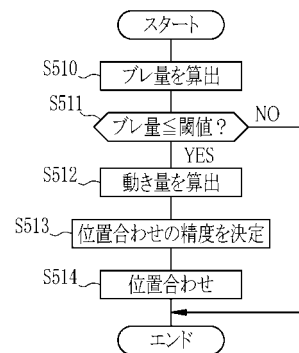
【図 22】



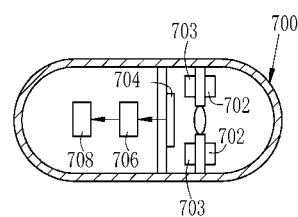
【図 20】



【図 23】



【図 24】



专利名称(译)	内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JP2017113183A	公开(公告)日	2017-06-29
申请号	JP2015250537	申请日	2015-12-22
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	今井睦朗		
发明人	今井 睦朗		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 G02B23/2484		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA11 2H040/CA13 2H040/DA43 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08		
其他公开文献	JP6654038B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用通过在不同时间拍摄观察目标而获得的多个图像来适当地减少在强调感兴趣的组织等时定位所需的时间，并且适当地降低帧速率和内窥镜系统，处理器装置和内窥镜系统的操作方法，其与诸如感兴趣组织的强调等的准确性兼容。 解决方案：内窥镜系统10使用通过使用第一照明光和不同于第一照明光的第二照明光拍摄观察目标而获得的第一图像，并且与第一图像不同图像获取单元54，用于获取通过在不同时刻拍摄观察目标获得的第一图像和通过在不同时刻拍摄观察目标获得的第二图像，用于执行第一图像和第二图像之间的位置匹配的定位单元71，并且精度改变单元72用于根据该结构改变对准精度。 点域

