

(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2017-70504

(P2017-70504A)

(43) 公開日 平成29年4月13日(2017.4.13)

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

審査請求 未請求 請求項の数 15 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2015-199393 (P2015-199393)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成27年10月7日 (2015.10.7)		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	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
		Fターム(参考)	2H040 BA03 CA04 CA11 CA12 CA13
			GA02 GA05 GA06 GA11
			4C161 CC06 DD03 FF14 HH51 LL02
			MM03 MM05 NN01 PP13 QQ02
			QQ04 QQ07 QQ09 RR04 WW18
			YY07

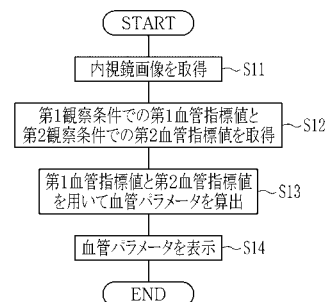
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】観察条件に応じて、複数の血管指標値を用いて、個々の血管指標値よりもさらに有益な診断支援パラメータを正確に算出することができる内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】画像処理部60は、画像取得部70と、血管指標値取得部76と、血管パラメータ算出部78とを備える。画像取得部70は、内視鏡12が撮影した内視鏡画像を取得する。血管指標値取得部76は、画像取得部70が取得した内視鏡画像を用いて、観察対象の血管の血管指標値として、第1観察条件での第1血管指標値を取得し、且つ第2観察条件での第2血管指標値を取得する。血管パラメータ算出部78は、第1血管指標値と第2血管指標値とを用いて血管パラメータを算出する。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像を取得する画像取得部と、

前記画像から、前記観察対象の血管の血管指標値として、第 1 観察条件での第 1 血管指標値を取得し、且つ前記第 1 観察条件とは異なる第 2 観察条件での第 2 血管指標値を取得することによって、前記第 1 血管指標値と前記第 2 血管指標値とを含む少なくとも 2 以上の血管指標値を取得する血管指標値取得部と、

前記第 1 血管指標値と前記第 2 血管指標値とを用いて血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部とを備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記血管パラメータ算出部は、前記第 1 血管指標値及び前記第 2 血管指標値に対して、前記第 1 血管指標値と前記第 2 血管指標値とに基づいた重み付けを行って演算する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記血管パラメータ算出部は、前記第 1 血管指標値と前記第 2 血管指標値とを含む少なくとも 2 以上の血管指標値のうち、特定の血管指標値以外の血管指標値に対してのみ前記重み付けを行う請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 血管指標値を前記第 1 観察条件に基づいた第 1 補正值で補正し、前記第 2 血管指標値を前記第 2 観察条件に基づいた第 2 補正值で補正する血管指標値補正部を備え、

前記血管パラメータ算出部は、前記第 1 補正值で補正した前記第 1 血管指標値及び前記第 2 補正值で補正した前記第 2 血管指標値に対して、前記重み付けを行う請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記画像から、前記観察対象との間の観察距離である第 1 観察距離と、前記第 1 観察距離とは異なる第 2 観察距離とを取得する距離取得部を備え、

前記第 1 補正值は、前記第 1 観察条件が前記第 1 観察距離である場合の補正值であり、

前記第 2 補正值は、前記第 2 観察条件が前記第 2 観察距離である場合の補正值である請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記血管パラメータ算出部は、四則演算により前記血管パラメータを算出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を判定する判定部を備える請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む 3 種類以上の状態のいずれかに判定する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記判定部は、前記血管パラメータを用いて、前記観察対象の粘膜の状態を、正常、過形成ポリープ、SSA/P、腺腫、側方発達型腫瘍、及びがんを含む状態のいずれかに判定する請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記判定部は、前記観察対象の粘膜の状態をがんの状態であると判定した場合、更に、がんのステージを判定する請求項 8 または 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記血管指標値取得部は、血管の本数、血管の分岐数、血管の分岐角度、分岐点間距離、血管の交差数、血管の太さ、血管の太さの変化、血管の太さの変化の複雑度、血管の長さ、血管の間隔、血管の深さ、血管の高低差、血管の傾き、血管の面積、血管の密度、血

10

20

30

40

50

管のコントラスト、血管の色、血管の色の变化、血管の蛇行度、血管の血液濃度、血管の酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、血管の走行パターン、及び血管の血流量のうちから、少なくとも2以上の血管指標値を取得する請求項1～10のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項12】

前記第1血管指標値は、前記第2血管指標値と種類が同じであり、且つ値が互いに異なっている請求項11に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記第1血管指標値は、前記第2血管指標値と種類が異なっている請求項11に記載の内視鏡システム。

10

【請求項14】

前記第1観察条件及び前記第2観察条件は、前記観察対象との間の観察距離、前記内視鏡のズーム倍率、特殊光を用いる観察モード、前記観察対象に散布した色素のうちの少なくともいずれかである請求項1～13のいずれか1項に記載の内視鏡システム。

【請求項15】

画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像を取得するステップと、血管指標値取得部が、前記画像から、前記観察対象の血管の血管指標値として、第1観察条件での第1血管指標値を取得し、且つ前記第1観察条件とは異なる第2観察条件での第2血管指標値を取得することによって、前記第1血管指標値と前記第2血管指標値とを含む少なくとも2以上の血管指標値を取得するステップと、

20

血管パラメータ算出部が、前記第1血管指標値と前記第2血管指標値とを用いて血管パラメータを算出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】

【0001】

本発明は、内視鏡で撮影した内視鏡画像を用いた診断に供する数値等のデータを算出する内視鏡システム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た診断が広く行われている。内視鏡システムは、光源装置が発する照明光を、内視鏡を介して観察対象に照射し、その照明光で照明中の観察対象を撮像して得た画像信号に基づいて、プロセッサ装置が観察対象の画像を生成する。この画像をモニタに表示することにより、医師は、モニタ上の画像を見ながら診断を行うことができる。

30

【0003】

また、内視鏡システムを用いた診断では、白色の照明光で照明中の観察対象を観察する通常観察の他、例えば、特許文献1、2に示すような、観察対象が発する蛍光の情報や、特許文献3に示すような、観察対象の血管の太さや密度等の血管の情報等の生体情報を用いて、観察対象の状態を把握する生体情報観察も行われている。

【先行技術文献】

40

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-229025

【特許文献2】特開2006-061683

【特許文献3】特開2011-217798

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

生体情報の中でも、血管の太さや密度等の血管に関する情報を数値化した血管指標値については、医師が診断を行う際に特に有用な情報である。しかし、医師は、1つの血管指

50

標値に基づいて診断をするわけではなく、複数の血管指標値を総合的に考慮して診断をすることが多い。このため、近年では、内視鏡システムによって、複数の血管指標値を用いて、血管指標値よりもさらに直接的で有用な情報等を算出し、医師に提示することによって、診断を支援するという新しい試みがなされている。

【 0 0 0 6 】

しかしながら、血管指標値は、観察距離等の観察条件の変化に伴って画像内での血管の写り方が変わると正確に取得することが難しいことが多い。例えば、観察距離が近い場合は、細い血管が明瞭に写っているので、細い血管について血管指標値を正確に取得できるが、観察距離が遠い場合は、観察距離が近い場合よりも細い血管が少なく写ることがあるので、細い血管について血管指標値を正確に取得することが難しい場合が多い。

10

【 0 0 0 7 】

この問題に関して、特許文献 1 ~ 3 のうちの特許文献 1 , 2 には、観察距離に応じた蛍光の補正方法が示されているが、この補正方法は、観察距離に応じて蛍光画像の明るさを調整するものであって、血管を明瞭に写した高解像度の画像にすることはできない。血管が明瞭に写っていない場合には、血管指標値を正確に取得することが難しいので、複数の血管指標値を用いて、血管指標値よりもさらに直接的で有用な情報等を正確に算出することが難しい。

【 0 0 0 8 】

本発明は、観察条件に応じて、複数の血管指標値を用いて、内視鏡画像を用いた診断の実態にあわせ、個々の血管指標値よりもさらに有益な診断支援パラメータ（以下、血管パラメータという）を正確に算出することができる内視鏡システム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。

20

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡システムは、内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像を取得する画像取得部と、画像から、観察対象の血管の血管指標値として、第 1 観察条件での第 1 血管指標値を取得し、且つ第 1 観察条件とは異なる第 2 観察条件での第 2 血管指標値を取得することによって、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを含む少なくとも 2 以上の血管指標値を取得する血管指標値取得部と、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを用いて血管パラメータを算出する血管パラメータ算出部とを備える。

30

【 0 0 1 0 】

血管パラメータ算出部は、第 1 血管指標値及び第 2 血管指標値に対して、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに基づいた重み付けを行って演算することが好ましい。

【 0 0 1 1 】

血管パラメータ算出部は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを含む少なくとも 2 以上の血管指標値のうち、特定の血管指標値以外の血管指標値に対してのみ重み付けを行うことが好ましい。

【 0 0 1 2 】

第 1 血管指標値を第 1 観察条件に基づいた第 1 補正值で補正し、第 2 血管指標値を第 2 観察条件に基づいた第 2 補正值で補正する血管指標値補正部を備え、血管パラメータ算出部は、第 1 補正值で補正した第 1 血管指標値及び第 2 補正值で補正した第 2 血管指標値に対して、重み付けを行うことが好ましい。

40

【 0 0 1 3 】

画像から、観察対象との間の観察距離である第 1 観察距離と、第 1 観察距離とは異なる第 2 観察距離とを取得する距離取得部を備え、第 1 補正值は、第 1 観察条件が第 1 観察距離である場合の補正值であり、第 2 補正值は、第 2 観察条件が第 2 観察距離である場合の補正值であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

血管パラメータ算出部は、四則演算により血管パラメータを算出することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

50

血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を判定する判定部を備えることが好ましい。

【0016】

判定部は、血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む3種類以上の状態のいずれかに判定することが好ましい。

【0017】

判定部は、血管パラメータを用いて、観察対象の粘膜の状態を、正常、過形成ポリープ、SSA/P、腺腫、側方発達型腫瘍、及びがんを含む状態のいずれかに判定することが好ましい。

【0018】

血管指標値取得部は、血管の本数、血管の分岐数、血管の分岐角度、分岐点間距離、血管の交差数、血管の太さ、血管の太さの変化、血管の太さの変化の複雑度、血管の長さ、血管の間隔、血管の深さ、血管の高低差、血管の傾き、血管の面積、血管の密度、血管のコントラスト、血管の色、血管の色の变化、血管の蛇行度、血管の血液濃度、血管の酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、血管の走行パターン、及び血管の血流量のうちから、少なくとも2以上の血管指標値を取得することが好ましい。

10

【0019】

第1血管指標値は、第2血管指標値と種類が同じであり、且つ値が互いに異なっていることが好ましい。

【0020】

第1血管指標値は、第2血管指標値と種類が異なっていることが好ましい。

20

【0021】

第1観察条件及び第2観察条件は、観察対象との間の観察距離、内視鏡のズーム倍率、特殊光を用いる観察モード、観察対象に散布した色素のうちの少なくともいずれかであることが好ましい。

【0022】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像取得部が、内視鏡によって観察対象を撮像して得た画像を取得するステップと、血管指標値取得部が、画像から、観察対象の血管の血管指標値として、第1観察条件での第1血管指標値を取得し、且つ第1観察条件とは異なる第2観察条件での第2血管指標値を取得することによって、第1血管指標値と第2血管指標値とを含む少なくとも2以上の血管指標値を取得するステップと、血管パラメータ算出部が、第1血管指標値と第2血管指標値とを用いて血管パラメータを算出するステップとを備える。

30

【発明の効果】

【0023】

本発明の内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法は、観察条件に応じて、複数の血管指標値を用いて血管パラメータを正確に算出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムの外観図である。

40

【図2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】非拡大観察距離の特殊観察画像を示す説明図である。

【図4】拡大観察距離の特殊観察画像を示す説明図である。

【図5】血管パラメータの算出を説明する説明図である。

【図6】血管パラメータを表示するモニタを示す説明図である。

【図7】第1実施形態の内視鏡システムの動作を示すフローチャートである。

【図8】特定の血管指標値を用いた血管パラメータの算出を説明する説明図である。

【図9】第2実施形態の画像処理部を示すブロック図である。

【図10】第3実施形態の画像処理部を示すブロック図である。

【図11】内視鏡に角度がついた状態で撮影した内視鏡画像を示す説明図である。

50

【図 1 2】第 4 実施形態の画像処理部を示すブロック図である。

【図 1 3】判定部による判定結果を表示するモニタを示す説明図である。

【図 1 4】第 5 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 1 5】回転フィルタの平面図である。

【図 1 6】第 6 実施形態の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】

【0025】

〔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 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続する。内視鏡 12 は、被検体内に挿入する挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けた湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 13a を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 12d を所望の方向に向ける。

【0026】

また、操作部 12b には、アングルノブ 13a の他、静止画像の取得操作に用いる静止画像取得部 13b、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替部 13c、及びズーム倍率の変更操作に用いるズーム操作部 13d を設けている。静止画像取得部 13b は、モニタ 18 に観察対象の静止画像を表示するフリーズ操作と、ストレージに静止画像を保存するリリース操作が可能である。

【0027】

内視鏡システム 10 は、観察モードとして、通常モードと、特殊モードとを有している。観察モードが通常モードである場合、光源装置 14 は、照明光として、白色光を発する。観察モードが特殊モードである場合、光源装置 14 は、照明光として、白色光よりも波長帯域が狭い特定の波長帯域を有する光（以下、狭帯域光という）を発する。

【0028】

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、観察対象の画像や、画像に付帯する情報等を出力表示する。コンソール 19 は、関心領域（ROI：Region Of Interest）の指定等や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。

【0029】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、観察対象の照明に用いる照明光を発する光源 20 と、光源 20 を制御する光源制御部 22 とを備えている。光源 20 は、例えば、波長域が異なる複数色の LED（Light Emitting Diode）等の半導体光源、レーザーダイオードと蛍光体の組み合わせ、又はキセノンランプ等である。また、光源 20 には、LED 等が発光した光の波長帯域を調整する光学フィルタ等が含まれる。光源制御部 22 は、LED 等のオン/オフや、LED 等の駆動電流や駆動電圧の調整によって、照明光の発光量を制御する。また、光源制御部 22 は、光学フィルタの変更等によって、照明光の波長帯域を制御する。

【0030】

本実施形態では、光源 20 は、例えば、V-LED（Violet Light Emitting Diode）20a、B-LED（Blue Light Emitting Diode）20b、G-LED（Green Light Emitting Diode）20c、及び R-LED（Red Light Emitting Diode）20d の 4 色の LED を有する。V-LED 20a は、波長帯域 380nm～420nm の紫色光 V を発する。B-LED 20b は、波長帯域 420nm～500nm の青色光 B を発する。G-LED 20c は、波長帯域が 480nm～600nm に及ぶ緑色光 G を発する。R-LED 20d は、波長帯域が 600nm～650nm に及び赤色光 R を発する。なお、各色の光は、それぞれの中心波長とピーク波長とが同じであっても良いし、異なっても良い。

10

20

30

40

50

【0031】

光源制御部22は、各LEDの点灯や消灯、及び点灯時の発光量等を独立に制御することによって、照明光の発光タイミング、発光期間、光量、及び分光スペクトルの調節を行う。光源制御部22における点灯及び消灯の制御は、観察モードごとに異なっている。通常モードの場合、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。このため、通常モードでは、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光Rの全てを発することによって、白色光を発する。一方、特殊モードの場合、光源制御部22は、例えば、V-LED20aだけを点灯する制御と、B-LED20bだけを点灯する制御とを切り替える。この場合の特殊モードでは、紫色光Vと青色光Bとを順次を発する。

10

【0032】

光源20が発した照明光は、挿入部12a内に挿通したライトガイド24に入射する。ライトガイド24は、内視鏡12及びユニバーサルコードに内蔵しており、照明光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。ユニバーサルコードは、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である。なお、ライトガイド24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、ライトガイド24には、コア径105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0033】

内視鏡12の先端部12dには、照明光学系30aと撮像光学系30bとを設けている。照明光学系30aは、照明レンズ32を有している。この照明レンズ32を介して、ライトガイド24によって伝搬した照明光により観察対象を照明する。撮像光学系30bは、対物レンズ34と、ズームレンズ36と、撮像センサ38とを有している。これら対物レンズ34及びズームレンズ36を介して、観察対象からの反射光、散乱光、及び蛍光等の各種の光が撮像センサ38に入射する。これにより、撮像センサ38に観察対象の像が結像する。ズームレンズ36は、ズーム操作部13dを操作することでテレ端とワイド端の間で自在に移動し、撮像センサ38に結像する観察対象を拡大又は縮小する。

20

【0034】

撮像センサ38は、画素毎にR(赤)、G(緑)、又はB(青)の原色のカラーフィルタのいずれかを設けたカラー撮像センサであり、観察対象を撮像してRGB各色の画像信号を出力する。撮像センサ38は、出力した画像信号を、CDS/AGC回路40に送信する。撮像センサ38としては、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサ等を利用可能である。また、原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ38の代わりに、C(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号を出力する。このため、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ38と同様のRGB各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ38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用いても良い。

30

40

【0035】

CDS/AGC回路40は、撮像センサ38から受信したアナログの画像信号に、相關二重サンプリング(CDS: Correlated Double Sampling)や自動利得制御(AGC: Automatic Gain Control)を行う。A/D(Analog to Digital)変換回路42は、CDS/AGC回路40を経たアナログ画像信号を、デジタルの画像信号に変換する。A/D変換回路42は、A/D変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置16に入力する。

【0036】

プロセッサ装置16は、画像信号取得部50と、DSP(Digital Signal Processor)52と、ノイズ低減部54と、メモリ56と、信号処理部58と、画像処理部60と、映像信号生成部62とを備えている。

50

【 0 0 3 7 】

画像信号取得部 5 0 は、内視鏡 1 2 からデジタル画像信号を取得する。DSP 5 2 は、画像信号取得部 5 0 が取得した画像信号に対して、例えば、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、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理は、撮像センサ 3 8 の欠陥画素の信号を補正する。オフセット処理は、欠陥補正処理した画像信号から暗電流成分を除き、正確なゼロレベルを設定する。ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

【 0 0 3 8 】

リニアマトリクス処理は、ゲイン補正処理した画像信号の色再現性を高める。ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理した画像信号の明るさや彩度を整える。ガンマ変換処理した画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、又は同時化処理とも言う）を施すことによって、各画素で不足した色の信号を補間によって生成する。このデモザイク処理によって、全画素が RGB 各色の信号を有するようになる。ノイズ低減部 5 4 は、DSP 5 2 でデモザイク処理等を施した画像信号に対して、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ低減処理を施し、ノイズを低減する。ノイズを低減した画像信号は、メモリ 5 6 に記憶する。

【 0 0 3 9 】

信号処理部 5 8 は、メモリ 5 6 からノイズ低減後の画像信号を取得する。そして、取得した画像信号に対して、必要に応じて、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理等の信号処理を施し、観察対象が写ったカラーの内視鏡画像を生成する。色変換処理は、画像信号に対して 3 × 3 のマトリクス処理、階調変換処理、及び 3 次元 LUT（ルックアップテーブル）処理等により色の変換を行う処理である。色彩強調処理は、色変換処理した画像信号に対して行う。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に含まれる特定の組織や構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の画像信号に対して行う。

【 0 0 4 0 】

信号処理部 5 8 が行う色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の内容は、観察モードによって異なる。通常モードの場合、信号処理部 5 8 は、上記各種信号処理を行うことによって、自然な色合いの観察対象が写った画像（以下、通常観察画像という）を内視鏡画像として生成する。特殊モードの場合、信号処理部 5 8 は、少なくとも観察対象の血管を強調する上記各種信号処理を行うことによって、観察対象の血管を色の違いで表して血管を強調した画像（以下、特殊観察画像という）を内視鏡画像として生成する。信号処理部 5 8 は、生成した内視鏡画像を画像処理部 6 0 に入力する。

【 0 0 4 1 】

また、信号処理部 5 8 は、静止画像取得部 1 3 b によりリリース操作が行われると、生成した内視鏡画像をストレージ 6 4 に保存する。ストレージ 6 4 は、プロセッサ装置 1 6 に LAN（Local Area Network）等で接続した外部記憶装置である。ストレージ 6 4 は、例えば、PACS（Picture Archiving and Communication System）等の内視鏡画像をファイリングするシステムのファイルサーバや、NAS（Network Attached Storage）等である。なお、ストレージ 6 4 には、静止画像取得部 1 3 b の操作に関係なく、内視鏡画像の動画をモニタ 1 8 に表示する場合に、この内視鏡画像の動画を保存しても良い。

【 0 0 4 2 】

画像処理部 6 0 は、信号処理部 5 8 が生成した内視鏡画像に画像処理を行う。画像処理部 6 0 は、画像取得部 7 0 と、観察条件取得部 7 2 と、血管抽出部 7 4 と、血管指標値取得部 7 6 と、血管パラメータ算出部 7 8 とを備える。

【 0 0 4 3 】

画像取得部 7 0 は、信号処理部 5 8 から、内視鏡 1 2 によって観察対象を撮像して得た内視鏡画像を取得する。本実施形態では、特殊モードの場合について、以下説明をする。したがって、画像取得部 7 0 は、信号処理部 5 8 から特殊観察画像を取得する。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

観察条件取得部 7 2 は、第 1 観察条件と、第 1 観察条件とは異なる第 2 観察条件とを取得する。「異なる」には、観察条件の種類が、第 1 観察条件と第 2 観察条件とで異なる場合や、観察条件の種類としては第 1 観察条件と第 2 観察条件とで同じであるものの、観察対象上の特定の血管の写り方が、第 1 観察条件で得た内視鏡画像と第 2 観察条件で得た内視鏡画像との間で異なる場合を含む。

【 0 0 4 5 】

観察条件取得部 7 2 が第 1 観察条件及び第 2 観察条件として取得可能な観察条件の種類は、例えば、観察対象との間の観察距離、内視鏡 1 2 のズーム倍率、特殊光を用いる観察モード、観察対象に散布した色素等である。観察対象との間の観察距離は、例えば、観察距離が遠距離の非拡大観察距離や、観察距離が近距離の拡大観察距離等である。内視鏡 1 2 のズーム倍率は、例えば、非拡大観察とする低倍率や、拡大観察を可能とする高倍率等である。特殊光を用いる観察モードは、例えば、紫色光及び青色光を用いることにより表層血管が観察可能な表層血管観察モードや、緑色光及び赤色光を用いることにより中深層血管が観察可能な中深層血管観察モード等である。観察対象に散布した色素は、例えば、赤色系の色素や、青色系の色素等である。本実施形態では、観察条件取得部 7 2 は、これら 4 種類の観察条件のうちから、コンソール 1 9 の入力操作に基づいて、第 1 観察条件及び第 2 観察条件を取得する。なお、観察条件の種類は、上記 4 種類のみに限定されない。

【 0 0 4 6 】

なお、観察条件の種類が第 1 観察条件と第 2 観察条件とで異なる場合とは、例えば、上記 4 種類の観察条件のうち、観察対象との間の観察距離を第 1 観察条件として取得し、特殊光を用いる観察モードを第 2 観察条件として取得する場合である。

【 0 0 4 7 】

また、観察対象上の特定の血管の写り方が第 1 観察条件で得た内視鏡画像と第 2 観察条件で得た内視鏡画像とで異なる場合とは、例えば、観察条件の種類としては上記 4 種類の観察条件のうちの観察距離に該当するものの、内視鏡画像内で血管が縮小して写る非拡大観察距離を第 1 観察条件として取得し、内視鏡画像内で血管が拡大して写る拡大観察距離を第 2 観察条件として取得する場合である。

【 0 0 4 8 】

本実施形態では、観察条件取得部 7 2 は、観察対象との間の観察距離を取得する。例えば、観察条件取得部 7 2 は、ズーム操作部 1 3 d の操作に基づいて、ズーム倍率の変更が開始した際の観察距離である非拡大観察距離を、第 1 観察条件として取得する。また、観察条件取得部 7 2 は、ズーム操作部 1 3 d の操作に基づいて、ズーム倍率の変更が終了した際の観察距離である拡大観察距離を、第 2 観察条件として取得する。

【 0 0 4 9 】

観察距離は、例えば、内視鏡画像から得られる露光量に基づいて取得できる。観察条件取得部 7 2 は、ズーム倍率の変更が開始した際に画像取得部 7 0 が取得した図 3 に示す特殊観察画像 9 0 から、露光量に基づいて非拡大観察距離を取得する。特殊観察画像 9 0 は、観察対象の粘膜表面の形状 9 1 が観察できる他、粘膜の表面を基準として比較的浅い位置にある細い表層血管 9 2、及び比較的深い位置にある太い中深層血管 9 3 が観察できる。なお、表層血管 9 2 はマゼンタ系の色で表され、中深層血管 9 3 はシアン系の色で表されている。

【 0 0 5 0 】

また、観察条件取得部 7 2 は、ズーム倍率の変更が終了した際に画像取得部 7 0 が取得した図 4 に示す特殊観察画像 9 4 から、露光量に基づいて拡大観察距離を取得する。特殊観察画像 9 4 は、非拡大観察距離での特殊観察画像 9 0 と同様に、粘膜表面の形状 9 1、表層血管 9 2、及び中深層血管 9 3 が観察できる。

【 0 0 5 1 】

特殊観察画像 9 0 と特殊観察画像 9 4 とを比較すると、特殊観察画像 9 0 は、特殊観察画像 9 4 よりも観察距離が遠いので、特殊観察画像 9 4 上の表層血管 9 2 のうち一部の表

10

20

30

40

50

層血管 92 しか写していない。したがって、特殊観察画像 90 は、特殊観察画像 94 よりも表層血管 92 の本数が少ない。

【0052】

なお、観察距離は、内視鏡画像の周波数解析によって取得しても良い。特殊観察画像 90 に対して周波数解析を行った場合、高周波成分が少ない、すなわち表層血管 92 が少ないので、特殊観察画像 90 が非拡大観察距離で得た画像であると推定できる。一方、特殊観察画像 94 に対して周波数解析を行った場合、高周波成分が多い、すなわち表層血管 92 が多いので、特殊観察画像 94 が拡大観察距離で得た画像であると推定できる。したがって、観察条件取得部 72 は、特殊観察画像 90 を周波数解析することで非拡大観察距離を取得し、特殊観察画像 94 を周波数解析することで拡大観察距離を取得することができる。

10

【0053】

血管抽出部 74 は、画像取得部 70 が取得した内視鏡画像から、観察対象の血管を抽出する。血管抽出部 74 は、例えば、周波数フィルタ等によって内視鏡画像から血管を抽出する。本実施形態では、非拡大観察距離での特殊観察画像 90 と拡大観察距離での特殊観察画像 94 とを取得するので、血管抽出部 74 は、特殊観察画像 90 及び特殊観察画像 94 から血管をそれぞれ抽出する。なお、血管の抽出方法は任意であり、上記した例の他、光源装置 14 によって異なる波長帯域の照明光で観察対象を照明した場合には、各照明光で照明中の観察対象を撮影して得た各画像の間で差分をとることによって血管を抽出しても良い。例えば、紫色光 V で照明中の観察対象を撮影して得た画像と青色光 B で照明中の観察対象を撮影して得た画像の間で差分をとることによって、粘膜下の浅い位置にある表層血管、または表層血管よりも浅い位置にある血管を抽出できる。また、本実施形態では、血管抽出部 74 は内視鏡画像の全体から血管を抽出するが、コンソール 19 の操作によって関心領域を指定した場合は、指定した関心領域内だけで血管を抽出しても良い。

20

【0054】

血管指標値取得部 76 は、画像取得部 70 が取得した内視鏡画像を用いて、観察対象の血管の血管指標値を取得する。具体的には、血管指標値取得部 76 は、第 1 観察条件での第 1 血管指標値を取得し、且つ第 2 観察条件での第 2 血管指標値を取得する。

【0055】

血管指標値は、複数種類に分類可能である。血管指標値の種類は、例えば、血管の本数、血管の分岐数、血管の分岐角度、分岐点間距離、血管の交差数、血管の太さ、血管の太さの変化、血管の太さの変化の複雑度、血管の長さ、血管の間隔、血管の深さ、血管の高低差、血管の傾き、血管の面積、血管の密度、血管のコントラスト、血管の色、血管の色の变化、血管の蛇行度、血管の血液濃度、血管の酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、血管の走行パターン、及び血管の血流量等である。なお、血管指標値の種類は、上記した例のみに限定されない。

30

【0056】

血管の本数とは、内視鏡画像全体又は関心領域内で抽出した血管の数である。血管の本数は、例えば、抽出した血管の分岐点の個数（分岐数）や他の血管との交差点の個数（交差数）等を用いて算出する。血管の分岐角度は、2 本の血管が分岐点においてなす角度である。分岐点間距離は、任意の分岐点とその隣の分岐点の直線距離、又は、任意の分岐点とその隣の分岐点までの血管に沿った長さである。

40

【0057】

血管の交差数とは、粘膜下の深さが異なる血管が内視鏡画像上で交差する交差点の個数である。より具体的には、血管の交差数とは、相対的に粘膜下の浅い位置にある血管が、深い位置にある血管を横切る数である。

【0058】

血管の太さ（血管径）とは、血管と粘膜の境界線間の距離である。血管の太さは、例えば、抽出した血管のエッジから血管の中を通過して血管の短手方向に沿って画素数を計数して得る。したがって、血管の太さは画素数であるが、内視鏡画像を撮影した際の撮影距離

50

やズーム倍率等が既知の場合には、必要に応じて「 μm 」等の長さの単位に換算可能である。

【0059】

血管の太さの変化とは、血管の太さのばらつきに関する血管指標値であり、口径不同度ともいう。血管の太さの変化は、例えば、血管径の変化率（拡張度ともいう）である。血管径の変化率は、血管の最も細い部分の太さ（最小径）と血管の最も太い部分の太さ（最大径）を用いて、「血管径の変化率（％）＝最小径／最大径×100」で求める。

【0060】

なお、過去の検査で観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、その後の新たな検査で同じ観察対象を撮影して得た内視鏡画像と、を用いる場合、過去の検査で得た内視鏡画像から抽出した血管の太さに対して、その後の新たな検査で得た内視鏡画像から抽出した同じ血管の太さの時間的な変化を、血管の太さの変化としてもよい。

10

【0061】

また、血管の太さの変化として、細径部の割合、又は太径部の割合を算出しても良い。細径部とは、太さが閾値以下の部分である。太径部とは、太さが閾値よりも太い部分である。細径部の割合は、「細径部の割合（％）＝細径部の長さ／血管の長さ×100」で求める。同様に、太径部の割合は、「太径部の割合（％）＝太径部の長さ／血管の長さ×100」で求める。

【0062】

血管の太さの変化の複雑度（以下、「太さ変化の複雑度」という）とは、血管の太さが変化している場合に、その変化がどの程度複雑であるかを表す血管指標値であり、血管の太さの変化を表す血管指標値（すなわち、血管径の変化率、細径部の割合、又は太径部の割合）を複数組み合わせる算出する血管指標値である。太さ変化の複雑度は、例えば、血管径の変化率と細径部の割合の積で求めることができる。

20

【0063】

血管の長さとは、抽出した血管を長手方向に沿って計数した画素数である。

【0064】

血管の間隔とは、抽出した血管のエッジ間にある粘膜を表す画素の画素数である。抽出した血管が1本の場合、血管の間隔は値を持たない。

【0065】

血管の深さは、粘膜（より具体的には粘膜の表面）を基準として測る。この粘膜を基準とした血管の深さは、例えば、血管の色に基づいて算出することができる。特殊観察画像の場合、例えば、粘膜の表面に近い位置（粘膜下の浅い位置）にある表層血管をマゼンタ系の色で表しており、粘膜の表面から遠い位置（粘膜下の深い位置）にある中深層血管をシアン系の色で表しているため、血管指標値取得部76は、血管として抽出した画素のR、G、B各色の信号のバランスに基づいて、粘膜を基準とした血管の深さを画素毎に算出する。

30

【0066】

血管の高低差とは、血管の深さの差の大きさである。例えば、注目する1本の血管の高低差は、この血管の最も深い箇所の深さ（最大深さ）と、最も浅い箇所の深さ（最小深さ）の差で求める。深さが一定の場合、高低差は零である。

40

【0067】

血管の傾きとは、血管の深さの変化率であり、血管の長さと血管の深さをを用いて算出する。すなわち、血管の傾きは、「血管の傾き＝血管の深さ／血管の長さ」で求める。なお、血管を複数の区間に区切り、各区間で血管の傾きを算出してもよい。

【0068】

血管の面積は、血管として抽出した画素の画素数、又は、血管として抽出した画素の画素数に比例する値である。血管の面積は、関心領域内、関心領域外、又は、内視鏡画像全体について算出する。

【0069】

50

血管の密度は、単位面積中にある血管の割合である。血管の密度を算出する画素を概ね中心に含む特定の大きさの領域（例えば、単位面積の領域）を切り出し、この領域内の全画素に占める血管の割合を算出する。これを関心領域又は内視鏡画像全体の全画素に対して行うことで、各画素の血管の密度を算出することができる。

【0070】

血管のコントラストとは、観察対象の粘膜に対する血管の相対的なコントラストである。血管のコントラストは、血管の輝度 Y_V と、粘膜の輝度 Y_M と、を用いて、例えば「 Y_V / Y_M 」又は「 $(Y_V - Y_M) / (Y_V + Y_M)$ 」で算出する。

【0071】

血管の色とは、血管を表す画素のRGBの各値である。そして、血管の色の変化とは、血管を表す画素のRGB各値の各々の最大値と最小値の差又は比である。例えば、血管を表す画素のB値の最大値と最小値の比、G値の最大値と最小値の比、又はR値の最大値と最小値の比は、血管の色の変化を表す。もちろん、補色に変換して、シアン、マゼンタ、イエロー、グリーン等の各値について血管の色及び血管の色の変化を算出しても良い。

【0072】

血管の蛇行度とは、血管が蛇行して走行する範囲の広さを表す血管指標値である。血管の蛇行度は、例えば、蛇行度を算出する血管を含む最小の長方形の面積（画素数）である。また、血管の始点と終点の直線距離に対する血管の長さの比を血管の蛇行度としても良い。

【0073】

血管の血液濃度とは、血管が含むヘモグロビンの量に比例する血管指標値である。血管を表す画素のR値に対するG値の比（ G/R ）はヘモグロビンの量に比例するので、 G/R の値を算出することで、画素ごとに血液濃度を算出することができる。

【0074】

血管の酸素飽和度とは、ヘモグロビンの総量（酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの総量）に対する酸化ヘモグロビンの量である。酸素飽和度は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の違いが大きい特定の波長帯域の光（例えば、波長 470 ± 10 nm程度の青色光）で観察対象を照明した際に得た内視鏡画像を用いて算出することができる。波長 470 ± 10 nm程度の青色光を用いる場合、血管を表す画素のB値は酸素飽和度と相関があるので、B値を酸素飽和度に対応付けるテーブル等を用いることで、血管を表す各画素の酸素飽和度を算出することができる。

【0075】

動脈の割合とは、全血管の画素数に対する動脈の画素数の割合である。同様に、静脈の割合とは、全血管の画素数に対する静脈の画素数の割合である。動脈と静脈は、酸素飽和度によって区別することができる。例えば、酸素飽和度が70%以上の血管を動脈とし、酸素飽和度が70%未満の血管を静脈とすれば、抽出した血管を動脈と静脈に区別できるので、上記動脈の割合及び静脈の割合を算出することができる。

【0076】

投与した色素の濃度とは、観察対象に対して散布した色素、又は静脈注射により血管に注入した色素の濃度である。投与した色素の濃度は、例えば、色素色以外の画素の画素値に対する色素色の画素値の割合で算出する。例えば、青色に着色する色素を投与した場合は、 B/G や B/R 等が、観察対象に定着（あるいは一時的に付着）した色素の濃度を表す。

【0077】

血管の走行パターンとは、血管の走行方向に関する血管指標値である。血管の走行パターンは、例えば、任意に設定する基準線に対する血管の平均角度（走行方向）や、任意に設定する基準線に対して血管がなす角度の分散（走行方向のばらつき）等である。

【0078】

血管の血流量は、単位時間あたりに赤血球が通り抜ける数である。超音波プローブを内視鏡12の鉗子チャネル等を介して併用する場合等に、内視鏡画像の血管を表す各画素の

10

20

30

40

50

ドップラーシフト周波数を、超音波プローブで得る信号を用いて算出することによって、血管の血流量を求めるができる。

【0079】

血管指標値取得部76は、内視鏡画像の画素毎に血管指標値を算出することによって、血管指標値を取得する。例えば、血管指標値を算出する画素を含む予め定めた範囲（例えば血管指標値を算出する画素を中心とする 99×99 画素の範囲）の画素のデータを用いて1つの画素の血管指標値を算出する。例えば、血管指標値として血管の太さを算出する場合、画素毎の「血管の太さ」は、上記予め定めた範囲に写る血管の太さの統計量である。統計量とは、いわゆる基本統計量であり、例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値である。また、例示した値以外の統計量を使用しても良い。例えば、最大値、最小値、平均値、中央値、または最頻値等のいわゆる代表値を用いて演算した値（最大値と最小値の比等）や、分散や標準偏差、変動係数等のいわゆる散布度を使用することができる。

10

【0080】

血管指標値取得部76は、コンソール19の操作によって内視鏡画像の一部に関心領域を設定した場合には、設定した関心領域内で血管指標値を算出する。関心領域を設定していない場合や、内視鏡画像の全部に関心領域に設定している場合には、血管指標値取得部76は、内視鏡画像の全体に対して血管指標値を算出する。

【0081】

関心領域を設定する場合には、血管指標値取得部76は、関心領域に含まれる各画素の血管指標値の統計量を算出し、その値に関心領域の血管指標値とする。例えば、血管指標値として血管の太さを算出する場合、上記のように各画素の「血管の太さ」を算出し、関心領域を設定している場合には、さらに関心領域に含まれる各画素の「血管の太さ」の統計量を算出し、設定した1つの関心領域に対して1つの「血管の太さ」を算出する。内視鏡画像の全体に関心領域に設定する場合も同様である。

20

【0082】

なお、画素毎の血管指標値を算出する場合の統計量と、関心領域の血管指標値を算出する場合の統計量は、同じ統計量であっても良いし、異なっても良い。例えば、画素毎の血管の太さを算出する場合には「予め定めた範囲」に写る血管の太さの平均値を算出し、その後、関心領域の血管の太さを算出する場合にも、各画素の血管の太さの平均値を算出してよいし、各画素の血管の太さの最頻値を算出してよい。

30

【0083】

また、算出する血管指標値の種類や、画素毎の血管指標値を算出する場合の統計量の計算の仕方と関心領域の血管指標値を算出する場合の統計量の計算の仕方の関係等によっては、画素毎の血管指標値を省略することができる。例えば、「血管の太さ」であれば、関心領域に写る血管の太さの平均値を、関心領域の血管の太さにすることができる。

【0084】

本実施形態では、血管指標値取得部76は、特殊観察画像90及び特殊観察画像94のそれぞれから血管抽出部74が抽出した表層血管92について血管指標値を取得する。また、第1血管指標値は、第2血管指標値と種類が同じであり、且つ値が互いに異なっている。例えば、第1血管指標値と第2血管指標値の種類は、ともに、血管の本数、すなわち、表層血管92の本数である。非拡大観察距離での表層血管92の本数（第1血管指標値）は、拡大観察距離での表層血管92の本数（第2血管指標値）よりも少ない。

40

【0085】

非拡大観察距離で得た特殊観察画像90では、拡大観察距離で得た特殊観察画像94上の表層血管92のうち一部の表層血管92しか写していない。したがって、拡大観察距離での表層血管92の本数（第2血管指標値）は、非拡大観察距離での表層血管92の本数（第1血管指標値）よりも正確である。

【0086】

血管パラメータ算出部78は、第1血管指標値と第2血管指標値とを用いて血管パラメ

50

ータを算出する。具体的には、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値及び第 2 血管指標値に対して、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに基づいた重み付けを行って演算することにより血管パラメータを算出する。

【0087】

血管パラメータは、複数の血管指標値を総合的に考慮して診断を行う医師の視点を模して、複数の血管指標値を用いて算出した数値である。この血管パラメータは、互いに次元（単位）が異なる血管指標値を加算等の演算により算出するので、血管パラメータには物理的な意味は無いが、診断の指標として機能する。すなわち、血管パラメータは、物理的な意味がない値であることが血管指標値との違いである。

【0088】

図 5 に示すように、本実施形態では、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値及び第 2 血管指標値に対して、重み付け係数を乗じて加算をする。非拡大観察距離での表層血管 92 の本数（第 1 血管指標値）に対する重み付け係数を α とする。重み付け係数 α は、拡大観察距離での表層血管 92 の本数に対する非拡大観察距離での表層血管 92 の本数の比率とする。また、拡大観察距離での表層血管 92 の本数（第 2 血管指標値）に対する重み付け係数を β とする。重み付け係数 β は、非拡大観察距離での表層血管 92 の本数に対する拡大観察距離での表層血管 92 の本数の比率とする。上記のように非拡大観察距離での表層血管 92 の本数よりも拡大観察距離での表層血管 92 の本数の方が正確なので、血管パラメータ算出部 78 は、非拡大観察距離での表層血管 92 の本数に対する重み付け係数 α よりも、拡大観察距離での表層血管 92 の本数に対する重み付け係数 β を大きくする（ $\alpha < \beta$ ）。重み付け係数 α 、 β は、重み付け係数テーブル 96 に記憶しており、例えば、機械学習によって予め定めている。なお、重み付け係数 α 、 β は、血管パラメータ算出部 78 が上記のように算出しても良い。

【0089】

映像信号生成部 62 は、画像処理部 60 が画像処理した内視鏡画像を、モニタ 18 で出力表示が可能な映像信号に変換する。また、図 6 に示すように、映像信号生成部 62 は、例えば、モニタ 18 に特殊観察画像 90 を表示し、且つモニタ 18 上に設定した血管パラメータ表示部 98 に、血管パラメータ算出部 78 が算出した血管パラメータを表示する。

【0090】

次に、本発明の内視鏡システム 10 について、図 7 のフローチャートに沿って説明する。

【0091】

画像取得部 70 は、内視鏡 12 が観察対象を撮像して得た内視鏡画像を取得する（S11）。本実施形態では、画像取得部 70 は、ズーム操作部 13d が操作された場合に、ズーム倍率の変更が開始した際の観察距離である非拡大観察距離を第 1 観察条件として、非拡大観察距離の特殊観察画像 90 を取得する。また、画像取得部 70 は、ズーム倍率の変更が終了した際の観察距離である拡大観察距離を第 2 観察条件として、拡大観察距離の特殊観察画像 94 を取得する。血管抽出部 74 は、特殊観察画像 90 と特殊観察画像 94 とから、観察対象の血管をそれぞれ抽出する。具体的には、血管抽出部 74 は、表層血管 92 及び中深層血管 93 をそれぞれ抽出する。

【0092】

血管指標値取得部 76 は、画像取得部 70 が取得した内視鏡画像を用いて、第 1 観察条件での第 1 血管指標値を取得し、且つ第 2 観察条件での第 2 血管指標値を取得する（S12）。具体的には、血管指標値取得部 76 は、非拡大観察距離で得た特殊観察画像 90 から、血管抽出部 74 が抽出した表層血管 92 の本数を算出する。血管指標値取得部 76 は、算出した非拡大観察距離での表層血管 92 の本数を第 1 血管指標値として取得する。また、血管指標値取得部 76 は、拡大観察距離で得た特殊観察画像 94 から、血管抽出部 74 が抽出した表層血管 92 の本数を算出する。血管指標値取得部 76 は、算出した拡大観察距離での表層血管 92 の本数を第 2 血管指標値として取得する。

【0093】

次に、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを用いて血管パラメータを算出する (S 13)。具体的には、血管パラメータ算出部 78 は、非拡大観察距離での表層血管 92 の本数、及び拡大観察距離での表層血管 92 の本数に対して、非拡大観察距離での表層血管 92 の本数と拡大観察距離での表層血管 92 の本数との比率を乗じて加算する。そして、血管パラメータ算出部 78 が算出した血管パラメータは、映像信号生成部 62 によって、内視鏡画像とともにモニタ 18 に表示する (S 14)。

【0094】

以上のように、第 1 観察条件での第 1 血管指標値を取得し、且つ第 1 観察条件とは異なる第 2 観察条件での第 2 血管指標値を取得し、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを用いて血管パラメータを算出するので、観察条件に応じた適切な血管パラメータを医師に提示することができる。

10

【0095】

なお、上記第 1 実施形態では、血管指標値取得部 76 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値との 2 つの血管指標値を取得しているが、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを含む 2 以上の血管指標値を取得しても良い。

【0096】

また、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値との 2 つの血管指標値を用いて血管パラメータを算出しているが、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを含む 2 以上の血管指標値を用いて血管パラメータを算出しても良い。

【0097】

また、上記第 1 実施形態では、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに対してそれぞれ重み付け係数を乗じているが、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値に加え、特定の血管指標値を用いて血管パラメータを算出する場合には、特定の血管指標値に対しては重み付け係数を乗じることなく、特定の血管指標値以外の血管指標値に対して重み付け係数を乗じるようにしても良い。「特定の血管指標値」には、ある血管に関して正確に観察することが難しい観察条件下において、その血管についての血管指標値が含まれる。例えば、特定の血管指標値は、観察距離が近い場合における太い血管についての血管指標値である。観察距離が近い場合に得た内視鏡画像では、観察距離が遠い場合と比較して、太い血管の一部が途切れる等により全景を正確に観察することが難しい。なお、コンソール 19 の入力操作によって特定の血管指標値を設定することもできる。

20

30

【0098】

図 8 に示すように、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値に加え、特定の血管指標値を取得した場合には、第 1 血管指標値に対して重み付け係数 α を乗じ、第 2 血管指標値に対して重み付け係数 β を乗じ、特定の血管指標値に対しては重み付け係数を乗じずに、各血管指標値を加算する。これにより、血管パラメータをより正確に算出できる。なお、重み付け係数 α 、 β は、上記同様に、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに基づいた重み付け係数としても良い。

【0099】

なお、血管パラメータ算出部 78 は、特定の血管指標値を取得した場合には、特定の血管指標値については、血管パラメータの算出に用いなくても良い。

40

【0100】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに対して、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とに基づいた重み付け係数を乗算しているが、第 2 実施形態では、第 1 血管指標値と第 2 血管指標値とを観察条件に基づいた補正値を用いてそれぞれ補正した後、上記重み付け係数の乗算を行う。この場合、図 9 に示すように、画像処理部 100 には、上記第 1 実施形態の画像処理部 60 の各構成に加え、血管指標値補正部 102 を設ける。以下では、上記第 1 実施形態と同じ構成については説明を省略する。

【0101】

50

血管指標値補正部 102 は、第 1 血管指標値を第 1 観察条件に基づいた第 1 補正值で補正し、第 2 血管指標値を第 2 観察条件に基づいた第 2 補正值で補正する。例えば、血管指標値補正部 102 は、例えば、非拡大観察距離での血管の密度に対して第 1 補正值を乗じる。拡大観察距離では、非拡大観察距離の場合と比較して、画像上の粘膜の面積が小さいため、単位面積に占める血管の割合が大きい。このため、非拡大観察距離での血管の密度は、拡大観察距離での血管の密度よりも正確である。したがって、血管指標値補正部 102 は、血管の密度に対しては、非拡大観察距離の場合に、第 1 補正值を乗じることによって、血管の密度を補正する。第 1 補正值は、1 より大きい値である。

【0102】

また、非拡大観察距離での太い血管の長さに対して第 2 補正值を乗じる。拡大観察距離では、非拡大観察距離の場合と比較して、上記のように太い血管の全景を正確に観察することが難しいので、太い血管の長さを正確に取得することが難しい。このため、非拡大観察距離での太い血管の長さは、拡大観察距離での太い血管の長さよりも正確である。したがって、血管指標値補正部 102 は、太い血管の長さに対しては、非拡大観察距離の場合に、第 2 補正值を乗じることによって、太い血管の長さを補正する。第 2 補正值は、1 より大きい値である。

10

【0103】

血管パラメータ算出部 78 は、第 1 補正值で補正した非拡大観察距離での血管の密度に対して、非拡大観察距離での血管の密度と非拡大観察距離での太い血管の長さに基づいた重み付け係数を乗じる。同様に、血管パラメータ算出部 78 は、第 2 補正值で補正した非拡大観察距離での太い血管の長さに対して、非拡大観察距離での血管の密度と非拡大観察距離での太い血管の長さに基づいた重み付け係数を乗じる。そして、血管パラメータ算出部 78 は、第 1 補正值で補正した血管の密度と、第 2 補正值で補正した太い血管の長さを加算することによって、血管パラメータをより正確に算出できる。

20

【0104】

なお、第 1 補正值及び第 2 補正值は、コンソール 19 の入力操作に基づいて、任意に設定することができる。

【0105】

[第 3 実施形態]

上記第 2 実施形態では、観察条件取得部 72 により第 1 観察条件及び第 2 観察条件を取得しているが、第 3 実施形態では、第 1 観察距離及び第 2 観察距離を取得する。この場合、図 10 に示すように、画像処理部 110 には、上記第 2 実施形態の画像処理部 100 の観察条件取得部 72 に代えて、距離取得部 112 を設けている。

30

【0106】

距離取得部 112 は、画像取得部 70 が取得した内視鏡画像から、観察対象との間の観察距離である第 1 観察距離と、第 1 観察距離とは異なる第 2 観察距離とを取得する。

【0107】

具体的には、距離取得部 112 は、図 11 に示す内視鏡画像 114 を、第 1 エリア 116 と、第 2 エリア 117 とに 2 分割する。内視鏡画像 114 は、観察対象の表面に直交する軸に対して内視鏡 12 が傾いた状態で撮影した画像であり、観察対象の奥行きが表れている。第 1 エリア 116 には、暗部 118 が奥行き方向に存在している。暗部 118 では、露光量が閾値以下となる。第 2 エリア 117 は、露光量がほぼ一定となっている。

40

【0108】

距離取得部 112 は、第 1 エリア 116 の平均の露光量を求めることによって、第 1 エリア 116 の平均の観察距離を求める。距離取得部 112 は、求めた第 1 エリア 116 の平均の観察距離を第 1 観察距離として取得する。同様に、距離取得部 112 は、第 2 エリア 117 の平均の露光量を求めることによって、第 2 エリア 117 の平均の観察距離を求める。距離取得部 112 は、求めた第 2 エリア 117 の平均の観察距離を第 2 観察距離として取得する。暗部 118 を含む第 1 エリア 116 では、第 2 エリア 117 よりも平均の露光量が小さい。このため、第 1 観察距離は、第 2 観察距離よりも遠距離である。

50

【0109】

なお、距離取得部112は、内視鏡画像114内の各位置について露光量を求めることにより、内視鏡画像114内の露光量の分布を求めることができる。そして、距離取得部112は、露光量の分布に基づき、内視鏡12の角度を推定することができる。距離取得部112は、内視鏡12に角度がついていると推定した場合に、内視鏡画像114を用いて第1観察距離と第2観察距離を取得し、内視鏡12に角度がついていないと推定した場合には、第1観察距離と第2観察距離を取得しないようにしても良い。

【0110】

血管指標値取得部76では、第1観察距離を第1観察条件とし、第1観察距離の第1血管指標値を取得する。同様に、血管指標値取得部76は、第2観察距離を第2観察条件とし、第2観察距離の第2血管指標値を取得する。

10

【0111】

血管指標値取得部76は、例えば、第1観察距離の第1エリア116で表層血管92の本数を取得する。また、血管指標値取得部76は、第2観察距離の第2エリア117で表層血管92の本数を取得する。なお、第1観察距離の第1エリア116では、第2観察距離の第2エリア117の表層血管92のうち一部の表層血管92しか写していない。したがって、第2観察距離での表層血管92の本数は、第1観察距離での表層血管92の本数よりも正確である。

【0112】

血管指標値補正部102では、第1観察距離での表層血管92の本数を第1補正值で補正し、第2観察距離での表層血管92の本数を第2補正值で補正する。すなわち、第3実施形態において、第1補正值は、第1観察条件が第1観察距離である場合の補正值である。また、第2補正值は、第2観察条件が第2観察距離である場合の補正值である。このため、内視鏡12に角度がついた状態で撮影した内視鏡画像を用いる場合であっても、血管パラメータを正確に算出することができる。

20

【0113】

[第4実施形態]

上記第各実施形態では、血管パラメータをモニタ18に表示しているが、第4実施形態では、血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定し、この判定結果を血管パラメータとともにモニタ18に表示する。図12に示すように、第4実施形態の画像処理部120には、上記第1実施形態の画像処理部60の各部に加え、判定部122を設ける。

30

【0114】

判定部122は、血管パラメータ算出部78が算出した血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定する。観察対象の「粘膜の状態」とは、血管を含む粘膜全体としての総合的なステータスであり、例えば、「正常」、「腺腫（腺腫の疑いがある）」、または、「がん（がんの疑いがある）」等である。したがって、判定部122は、粘膜の状態を、正常、腺腫、がんの3種類の状態に判定する。

【0115】

例えば、血管パラメータの算出に用いる重み付け係数を、粘膜の状態を正常、腺腫、がんの3種類の状態のいずれかに判定可能なバランスに設定しているとする。この場合には、判定部122は、血管パラメータの数値と閾値とを比較することによって粘膜の状態を判定する。具体的には、血管パラメータが第1閾値以下の場合、判定部122は、観察対象の粘膜の状態を「正常」と判定する。血管パラメータが第1閾値よりも大きく第2閾値以下の場合、判定部122は、観察対象の粘膜の状態を「腺腫」と判定する。血管パラメータが第2閾値よりも大きい場合、判定部122は、観察対象の粘膜の状態を「がん」と判定する。そして、図13に示すように、モニタ18上に設定した判定結果表示部124に、判定結果を表示する。このように、血管パラメータを用いて観察対象の粘膜の状態を判定し、この判定結果を表示することによって、より直接的に診断を支援することができる。

40

【0116】

50

なお、判定部 1 2 2 は、粘膜の状態を、正常、腺腫、及びがんを含む 3 種類以上の状態に判定することが望ましい。特に、大腸の粘膜の状態を判定する場合には、正常、過形成ポリープ（H P : Hyperplastic Polyp）、S S A / P（Sessile Serrated Adenoma / Polyp）、腺腫（T S A : Traditional Serrated Adenoma）、側方発達型腫瘍（L S T : Laterally Spreading Tumor）、及びがんを含むいずれかの状態に判定することが好ましい。このように、判定部 1 2 2 の判定結果を細分化する場合、判定部 1 2 2 は、血管パラメータに加えて、血管指標値を用いることが好ましい。

【0 1 1 7】

従来、過形成ポリープはがん化のリスクが低く、処置の必要がないと考えられていたが、近年では、過形成ポリープに似た S S A / P ががん化した例も発見されているため、特に過形成ポリープと S S A / P を鑑別することが重要になってきている。一方、過形成ポリープあるいは S S A / P と思いき肥厚した粘膜下を中深層血管が横断していると、S S A / P が形成される可能性が高いことが分かっている。血管パラメータを用いれば判定部 1 2 2 によって過形成ポリープと S S A / P を鑑別することができるが、血管パラメータと血管指標値（血管の太さ及び長さ）を組み合わせると判定をすれば、より高い確率で過形成ポリープから S S A / P を鑑別することができる。

【0 1 1 8】

また、観察対象の粘膜の状態ががんであると判定した場合、判定部 1 2 2 は、血管パラメータを用いて、さらに、がんのステージを判定することが好ましい。そして、モニタ 1 8 には、判定部 1 2 2 が判定したがんのステージを表示することが好ましい。このように、観察対象の粘膜の状態をがんと判定した場合にさらにステージを判定して、その結果をモニタ 1 8 に表示すれば、さらに細やかに診断を支援することができる。

【0 1 1 9】

また、モニタ 1 8 には、血管パラメータを算出する際に用いる血管指標値や、重み付け係数を表示しても良い。この場合は、血管指標値取得部 7 6 が算出した血管指標値と重み付け係数とを対応付けて表示することが好ましい。なお、血管指標値だけ、あるいは重み付け係数だけを表示しても良い。このように、血管パラメータの算出に用いる血管指標値や重み付け係数を表示することで、医師は血管パラメータの意味や判定の根拠を把握しやすくなる。

【0 1 2 0】

なお、上記各実施形態では、第 1 血管指標値は、第 2 血管指標値と種類が同じであり、且つ値が互いに異なっているが、第 1 血管指標値は、第 2 血管指標値と種類が異なっても良い。例えば、第 1 血管指標値は、血管の密度とし、第 2 血管指標値は、血管の深さとしても良い。このように、種類が異なる複数の血管指標値を用いることによって、種類が同じ血管指標値を用いる場合とは異なる病変の診断を支援することができる。

【0 1 2 1】

なお、上記各実施形態では、複数の血管指標値に対して重み付けを行って加算することにより血管パラメータを算出しているが、血管パラメータの算出方法は任意である。例えば、四則演算により血管パラメータを算出しても良い。また、その他の関数を用いて血管パラメータを算出しても良い。なお、この場合には、判定部 1 2 2 は、四則演算により求めた血管パラメータの数値を閾値と比較することによって、粘膜の状態を判定しても良い。

【0 1 2 2】

なお、上記各実施形態では、観察モードとして、通常モードと特殊モードとの 2 種類の観察モードを有しているが、3 種類以上の観察モードを有していても良い。例えば、内視鏡システム 1 0 は、上記 2 種類の観察モードに加え、表層血管観察モードと、中深層血管観察モードとを有する。観察条件取得部 7 2 は、表層血管観察モードを第 1 観察条件として取得し、中深層血管観察モードを第 2 観察条件として取得しても良い。

【0 1 2 3】

表層血管観察モードは、照明光として、紫色光及び青色光を発する。表層血管観察モー

10

20

30

40

50

ドで得た内視鏡画像では、表層血管が明瞭に観察できる。中深層血管観察モードは、照明光として、緑色光及び赤色光を発する。中深層血管観察モードで得た内視鏡画像では、中深層血管が明瞭に観察できる。

【 0 1 2 4 】

血管指標値取得部 7 6 では、表層血管観察モードの場合には表層血管の血管指標値を取得し、中深層血管観察モードの場合には中深層血管の血管指標値を取得する。そして、血管パラメータ算出部 7 8 では、表層血管観察モードで得た表層血管の血管指標値と、中深層血管観察モードで得た中深層血管の血管指標値とを用いることによって、血管パラメータを正確に算出できる。

【 0 1 2 5 】

[第 5 実施形態]

第 5 実施形態では、上記各実施形態で示した 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の代わりに、キセノンランプ等の広帯域光源と回転フィルタを用いて観察対象の照明を行う。また、カラーの撮像センサ 3 8 に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行う。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

【 0 1 2 6 】

図 1 4 に示すように、第 5 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、光源装置 1 4 において、4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d に代えて、広帯域光源 2 0 2、回転フィルタ 2 0 4、フィルタ切替部 2 0 6 が設けられている。また、撮像光学系 3 0 b には、カラーの撮像センサ 3 8 の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ 2 0 8 が設けられている。

【 0 1 2 7 】

広帯域光源 2 0 2 はキセノンランプ、白色 L E D 等であり、波長域が青色から赤色に及び白色光を発する。回転フィルタ 2 0 4 は、内側に設けた通常モード用フィルタ 2 1 0 と、外側に設けた特殊モード用フィルタ 2 1 2 とを備えている（図 1 5 参照）。フィルタ切替部 2 0 6 は、回転フィルタ 2 0 4 を径方向に移動させるものであり、モード切替 S W 1 2 f により通常モードにセットしたときに、回転フィルタ 2 0 4 の通常モード用フィルタ 2 1 0 を白色光の光路に挿入し、特殊モードにセットしたときに、回転フィルタ 2 0 4 の特殊モード用フィルタ 2 1 2 を白色光の光路に挿入する。

【 0 1 2 8 】

図 1 5 に示すように、通常モード用フィルタ 2 1 0 には、周方向に沿って、B フィルタ 2 1 0 a と、G フィルタ 2 1 0 b と、R フィルタ 2 1 0 c とが設けられている。B フィルタ 2 1 0 a は、白色光のうち青色光を透過する。G フィルタ 2 1 0 b は、白色光のうち緑色光を透過する。R フィルタ 2 1 0 c は、白色光のうち赤色光を透過する。したがって、通常モード時には、回転フィルタ 2 0 4 が回転することで、青色光、緑色光、赤色光により交互に観察対象を照明する。

【 0 1 2 9 】

特殊モード用フィルタ 2 1 2 には、周方向に沿って、例えば、B n フィルタ 2 1 2 a と、G フィルタ 2 1 2 b と、R フィルタ 2 1 2 c とが設けられている。B n フィルタ 2 1 2 a は、白色光のうち特定の波長帯域の青色狭帯域光を透過する。G フィルタ 2 1 2 b は、白色光のうち緑色光を透過する。R フィルタ 2 1 2 c は、白色光のうち赤色光を透過する。したがって、特殊モード時には、回転フィルタ 2 0 4 が回転することで、青色狭帯域光、緑色光、赤色光により交互に観察対象を照明する。

【 0 1 3 0 】

なお、特殊モード用フィルタ 2 1 2 には、上記各フィルタ 2 1 2 a ~ 2 1 2 c の他、白色光のうち紫色光を透過する V フィルタや白色光のうち青色光を透過する B フィルタ等を設けても良い。上記第 1 実施形態のように、特殊モードで紫色光 V と青色光 B とを順次に発する場合には、特殊モード用フィルタ 2 1 2 には、V フィルタ及び B フィルタを設ける。

【 0 1 3 1 】

内視鏡システム２００では、通常モード時には、青色光、緑色光、赤色光で観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ２０８で観察対象を撮像する。これにより、ＲＧＢの３色の画像信号を得ることができる。そして、ＲＧＢ色の画像信号に基づいて、上記第１実施形態と同様の方法で、通常観察画像を生成する。

【０１３２】

一方、特殊モード時には、青色狭帯域光、緑色光、赤色光で観察対象を照明する毎にモノクロの撮像センサ２０８で観察対象を撮像する。これにより、Ｂｎ画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号を得ることができる。そして、Ｂｎ画像信号と、Ｇ画像信号、Ｒ画像信号に基づいて、第１実施形態と同様の方法で、特殊観察画像を生成する。

【０１３３】

10

[第６実施形態]

上記各実施形態では、撮像センサ３８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１０、２００によって本発明を実施しているが、第６実施形態では、カプセル内視鏡システムにおいて本発明を実施する。カプセル内視鏡システムは、例えば、図１６に示すカプセル内視鏡３００と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。カプセル内視鏡３００は、光源３０２と、光源制御部３０３と、撮像センサ３０４と、画像信号取得処理部３０６と、送受信アンテナ３０８とを備えている。光源３０２は、内視鏡システム１０の光源２０と同様に構成され、光源制御部３０３の制御によって、照明光を発光する。画像信号取得処理部３０６は、画像信号取得部５０、ＤＳＰ５２、ノイズ低減部５４、信号処理部５８として機能する。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、内視鏡システム１０のプロセッサ装置１６と同様に構成され、画像処理部６０としても機能する。画像信号取得処理部３０６が生成する内視鏡画像は、送受信アンテナ３０８を介してプロセッサ装置に送信される。そして、プロセッサ装置では、受信した内視鏡画像から、第１観察条件での第１血管指標値を取得し、且つ第２観察条件での第２血管指標値を取得し、これら第１血管指標値及び第２血管指標値を用いて血管パラメータを算出する。

20

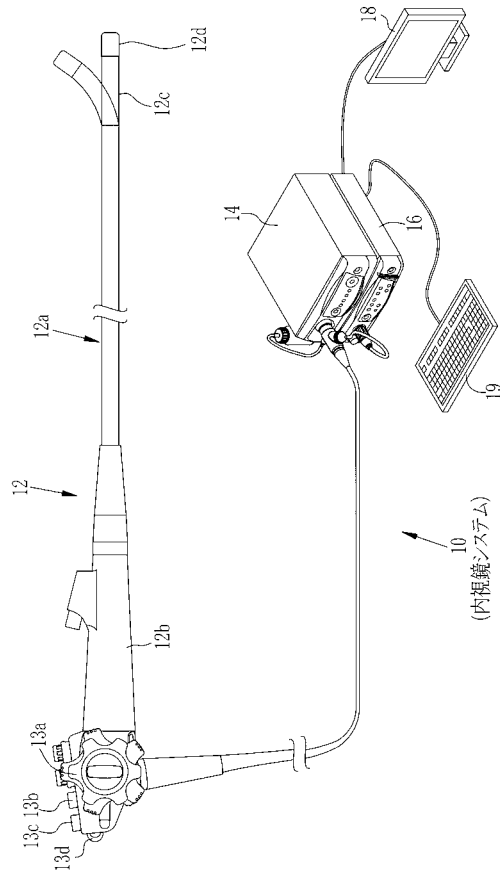
【符号の説明】

【０１３４】

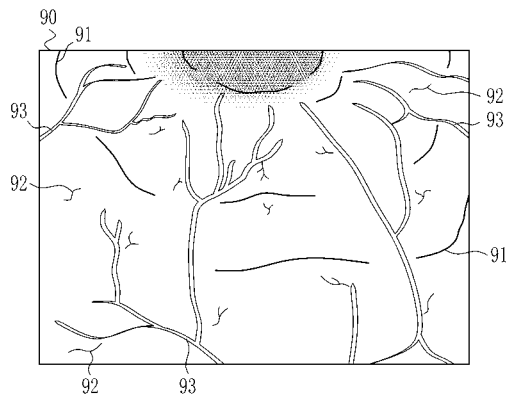
- １０、２００ 内視鏡システム
- １２ 内視鏡
- １４ 光源装置
- １６ プロセッサ装置
- ７０ 画像取得部
- ７４ 血管抽出部
- ７６ 血管指標値取得部
- ７８ 血管パラメータ算出部
- １０２ 血管指標値補正部
- １１２ 距離取得部
- １２２ 判定部

30

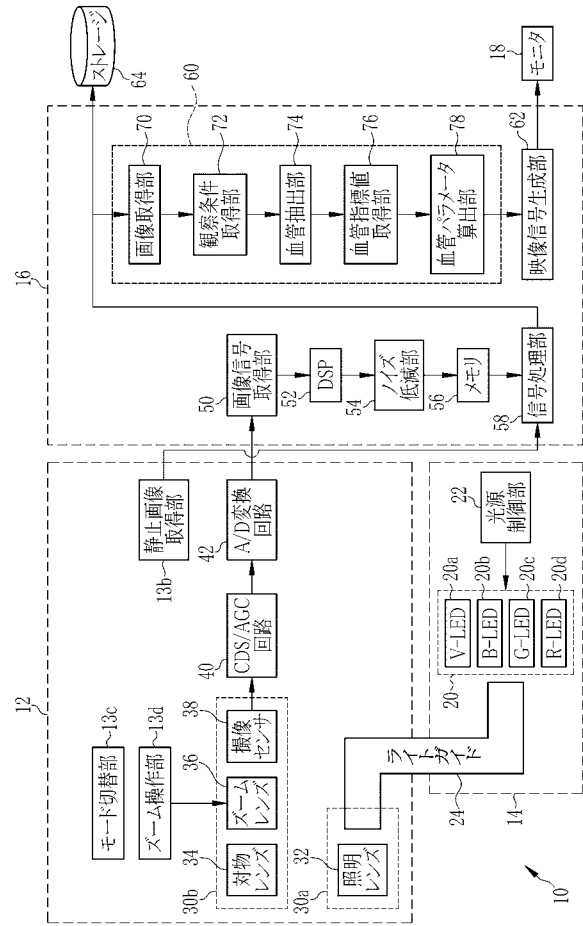
【図 1】



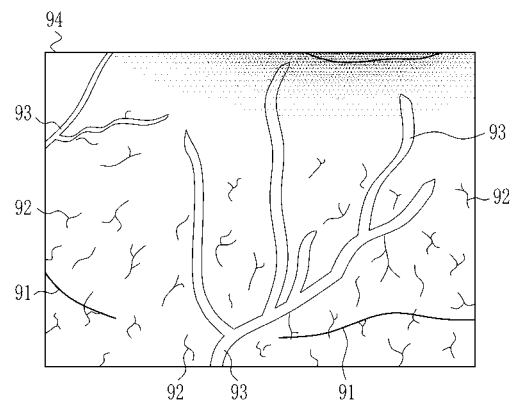
【図 3】



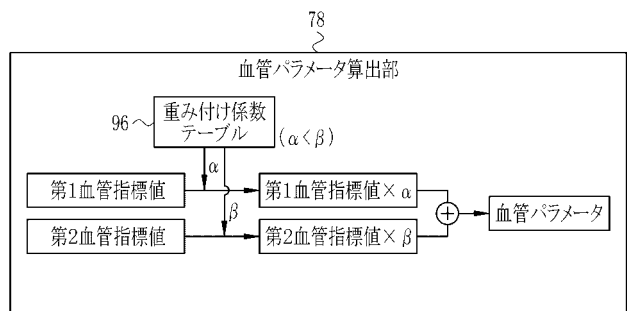
【図 2】



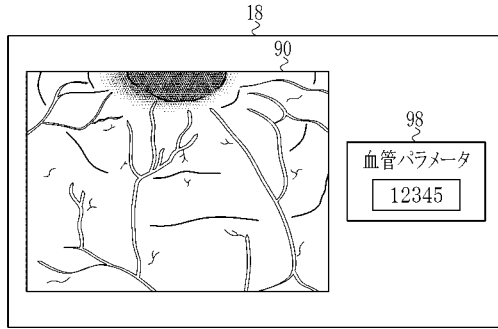
【図 4】



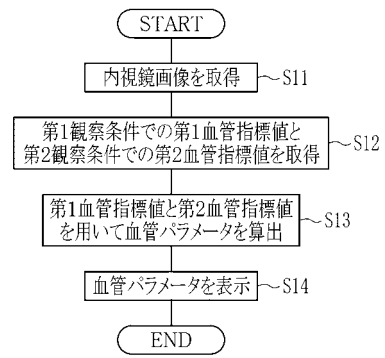
【図 5】



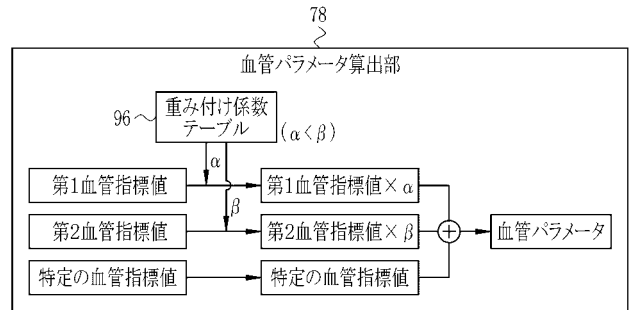
【図 6】



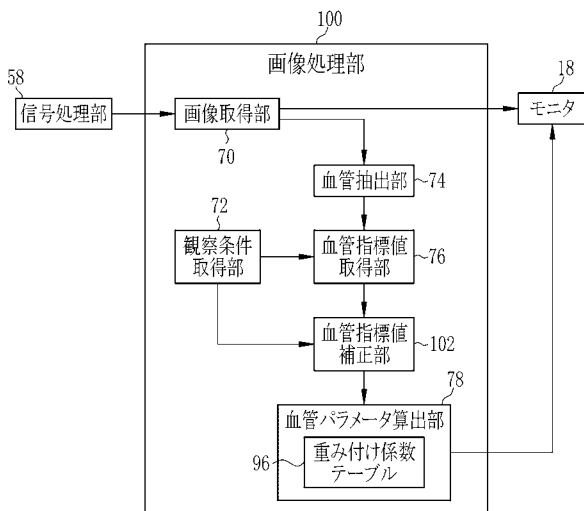
【図 7】



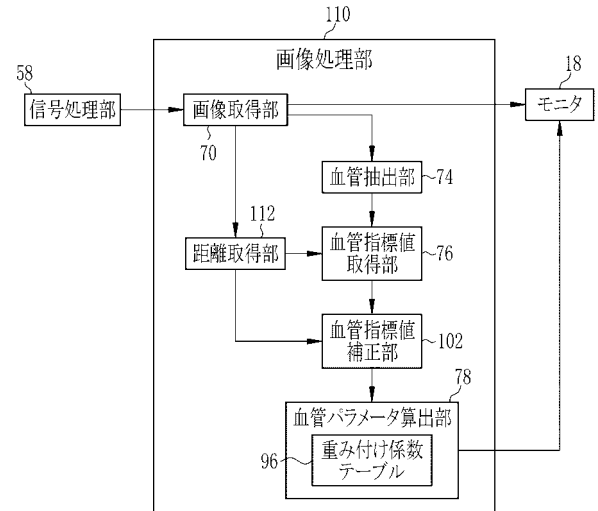
【図 8】



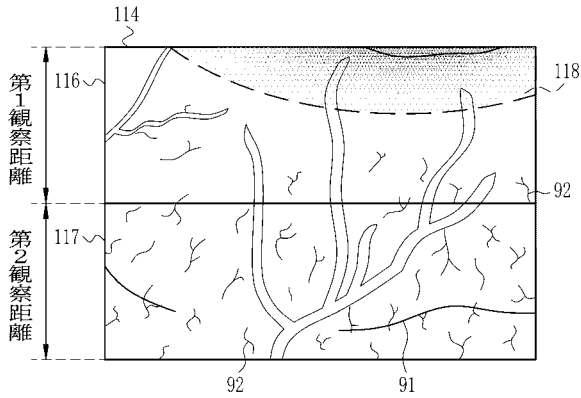
【図 9】



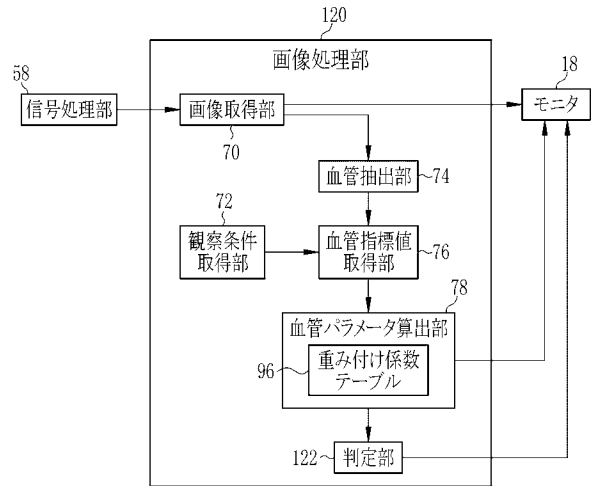
【図 10】



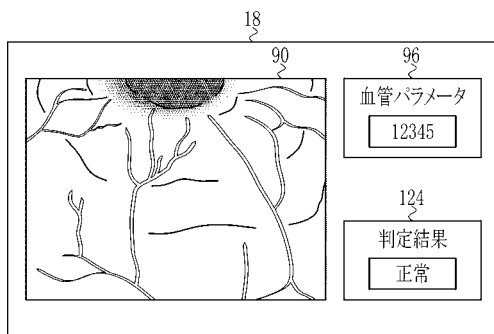
【図 1 1】



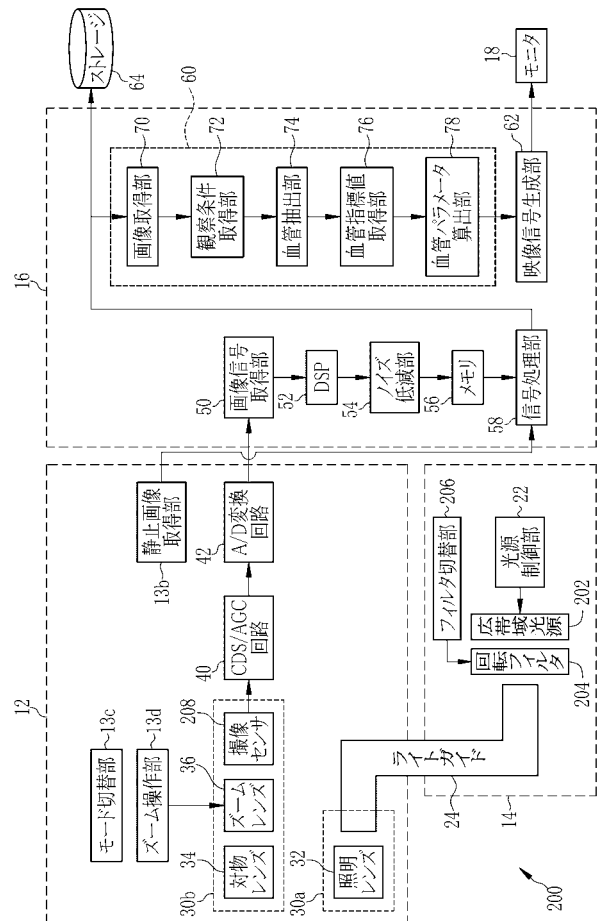
【図 1 2】



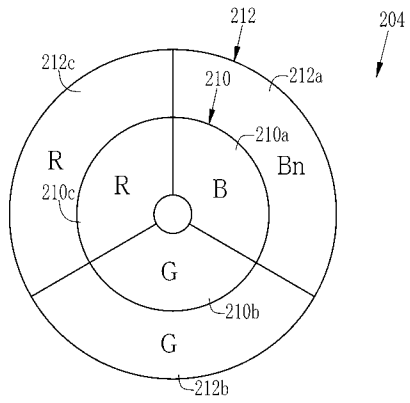
【図 1 3】



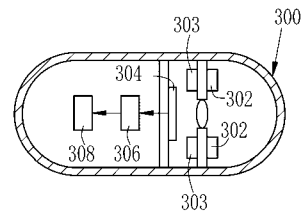
【図 1 4】



【図 15】



【図 16】



专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP2017070504A	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2015199393	申请日	2015-10-07
[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	加門 駿平		
发明人	加門 駿平		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B5/02007 A61B1/00009 A61B1/0005 A61B1/00188 A61B1/041 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0084 A61B5/0086 A61B5/02133 A61B5/0261 A61B5/1032 A61B5/107 A61B5/1079 A61B5/1459 A61B5/4842 A61B5/489 A61B5/7282 G02B23/24 G06T7/0012 G06T2207/10068 G06T2207/10141 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.551 A61B1/00.553 A61B1/045.618		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF14 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/PP13 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/WW18 4C161/YY07		
其他公开文献	JP6469558B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供内窥镜系统和内窥镜系统的操作，其能够通过根据观察条件使用多个血管指标值来精确地计算比单个血管指标值更有用的诊断支持参数。提供一种方法。图像处理单元包括图像获取单元，血管指标值获取单元和血管参数计算单元。图像获取单元70获取由内窥镜12捕获的内窥镜图像。血管指标值获取单元76通过使用由图像获取单元70获取的内窥镜图像，获取第一观察条件下的第一血管指标值作为要观察的血管的血管指标值，2在观察条件下获得第二血管指数值。血管参数计算单元78使用第一血管指标值和第二血管指标值计算血管参数。点域

7

