

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02018/066318

発行日 令和1年8月8日 (2019. 8. 8)

(43) 国際公開日 平成30年4月12日 (2018. 4. 12)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 6	4 C 1 6 1
G 0 6 T 7/60 (2017.01)	G 0 6 T 7/60 1 5 0 Z	5 L 0 9 6
G 0 6 T 7/00 (2017.01)	G 0 6 T 7/00 6 1 2	

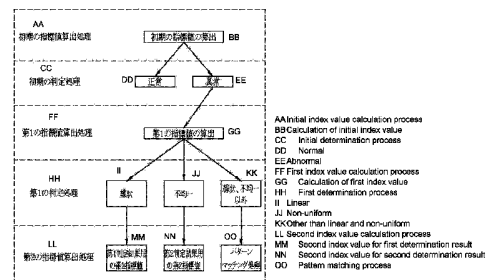
審査請求 有 予備審査請求 有 (全 30 頁)

出願番号	特願2018-543805 (P2018-543805)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2017/032720		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成29年9月11日 (2017. 9. 11)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2016-197142 (P2016-197142)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成28年10月5日 (2016. 10. 5)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国・地域又は機関	日本国 (JP)	(72) 発明者	山本 拓明
			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)	4C161 AA02 AA04 BB02 CC06 DD03
			HH51 JJ17 LL02 MM05 NN01
			NN05 NN07 QQ02 QQ07 QQ09
			RR02 RR04 RR26 SS22 WW04
			WW07 WW08 WW14 WW15 WW18
			YY07 YY12 YY14
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 プロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法

(57) 【要約】

複数の指標値の中から病変部の診断に必要な指標値を絞り込むことができるプロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置の作動方法を提供する。構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する。指標値算出部(70)が、画像に基づいて、構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う。指標値演算処理部(74)が、複数の指標値のうち第1指標値を算出した後に、第1指標値と異なる第2指標値を算出する処理順序に従って、指標値算出部(70)を制御する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、
前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、
複数の前記指標値のうち第 1 指標値を算出した後に、前記第 1 指標値と異なる第 2 指標値を算出する処理順序を記憶する処理順序記憶部と、
前記処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行う指標値演算処理部とを備えるプロセッサ装置。

【請求項 2】

前記指標値に対応する基準に基づいて、前記指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部を有し、
前記指標値演算処理部は、
前記第 1 指標値を算出する第 1 の指標値演算処理と、前記第 1 指標値について第 1 指標値用基準に基づいて判定を行う第 1 の指標値判定処理と、前記複数の指標値のうち、前記第 1 の指標値判定処理の結果に従って前記第 2 指標値を選択し、選択した第 2 指標値を算出する第 2 の指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部及び前記指標値判定部に対して行う請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

粘膜判定用の指標値に基づいて、粘膜の状態を判定する粘膜判定処理を行う粘膜判定部を備え、
前記指標値演算処理部は、前記粘膜判定用の指標値の算出が完了するまで、前記指標値算出処理を繰り返す制御を行う請求項 1 または 2 記載のプロセッサ装置。

【請求項 4】

前記粘膜の状態には、少なくとも特定の病変部の種類、特定の病変部の進行度、及び正常な粘膜の状態の何れかを含む請求項 3 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記構造は血管構造又は粘膜構造を含む請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

前記画像取得部は、前記観察対象を異なるフレームに分けて撮像することで得られるマルチフレーム画像であり、前記マルチフレーム画像には、指標値算出用の画像が含まれる請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記処理順序は、特定の病変部に対する医学的知見に基づいて予め設定される請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置と、
前記指標値を画像化した指標値画像を表示する表示部と、
前記処理順序に従って表示制御を行う表示制御部であって、前記第 1 指標値を前記表示部に表示した後に、前記第 2 指標値を表示するように制御する表示制御部とを備える内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 3 または 4 記載のプロセッサ装置と、
前記粘膜判定処理の結果を表示する表示部とを備える内視鏡システム。

【請求項 10】

構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、
前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、
前記指標値に対応する基準に基づいて、前記指標値の判定を行う指標値判定処理を行う

10

20

30

40

50

指標値判定部と、

複数の前記指標値のうち第１指標値を算出した後に、前記第１指標値と異なる第２指標値を算出する処理順序を記憶する処理順序記憶部と、

前記処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行う指標値演算処理部であって、前記第１指標値を算出する第１の指標値演算処理と、前記第１指標値について第１指標値用基準に基づいて判定を行う第１の指標値判定処理と、前記複数の指標値のうち、前記第１の指標値判定処理の結果に従って前記第２指標値を選択し、選択した第２指標値を算出する第２の指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部及び前記指標値判定部に対して行う指標値演算処理部とを備えるプロセッサ装置。

【請求項１１】

画像取得部が、構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得するステップと、

指標値算出部が、前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行うステップと、

指標値演算処理部が、複数の前記指標値のうち第１指標値を算出した後に、前記第１指標値と異なる第２指標値を算出する指標値算出処理の処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行うステップとを有するプロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、血管パターンの形状的特徴などを指標化した指標値を算出するプロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置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。

【０００３】

また、内視鏡診断においては、病変部での血管パターンや腺管パターンが特異的な形状や色を有することから、これら血管パターンや腺管パターンを形状や色毎に分類して、病変部の種類や進行度を診断することが行われている（図７等参照）。このような血管パターン等の形状に基づく診断は、ある程度の経験が有することから、特許文献１では、血管パターンのパターンマッチング処理を行うことによって、病変部の進行度を判断する診断支援を行っている。

【０００４】

また、血管パターン等の形状は多種多様であることから、特許文献２では、血管パターン等の形状を、直線、円などの基本的な形状に対応付けることによって、血管パターン等の形状を定量化し易くしている。更には、特許文献３に示すように、血管密度や血管太さなど各種構造の性状を指標化した指標値を用いて、病変部を診断することも行われている。この特許文献３では、血管パターンの形状などを指標値として指標化し、得られた指標値から病変部の種類や進行度を判断する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００５】

【特許文献１】特開２０１２－１５２２７９号公報

【特許文献２】国際公開２０１３／００８５２６

【特許文献３】特開２０１６－１４４６２６号公報

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献3に示すように、複数の指標値を用いて病変部の診断を行う際、病変の種類や進行度によっては、病変部の診断に必要な無い指標値も含まれることがあった。例えば、進行度が高い可能性のある血管パターンを観察する場合には、進行度が低い場合に特異的な血管パターンの指標値は必要でない可能性が高い。このような場合には、指標値の解析の効率が低下し、また検査時間が無駄にかかるおそれがあった。したがって、複数の指標値の中から病変部の診断に必要な指標値に絞り込むことによって、指標値を用いる診断を効率的に行うことが求められていた。

【0007】

本発明は、複数の指標値の中から病変部の診断に必要な指標値を絞り込むことができるプロセッサ装置及び内視鏡システム並びにプロセッサ装置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】

【0008】

本発明のプロセッサ装置は、構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、画像に基づいて、構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、複数の前記指標値のうち第1指標値を算出した後に、第1指標値と異なる第2指標値を算出する処理順序を記憶する処理順序記憶部と、処理順序に従って指標値算出処理を行う制御を、指標値算出部に対して行う指標値演算処理部とを備える。

【0009】

指標値に対応する基準に基づいて、指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部を有し、指標値演算処理部は、複数の指標値のうち第1指標値を算出する第1の指標値演算処理と、第1指標値について第1指標値用基準に基づいて判定を行う第1の指標値判定処理と、複数の指標値のうち、第1の指標値判定処理の結果に従って第2指標値を選択し、選択した第2指標値を算出する第2の指標値算出処理を行う制御を、指標値算出部及び指標値判定部に対して行う。

【0010】

粘膜判定用の指標値に基づいて、粘膜の状態を判定する粘膜判定処理を行う粘膜判定部を備え、指標値演算処理部は、粘膜判定用の指標値の算出が完了するまで、指標値算出処理を繰り返す制御を行うことが好ましい。粘膜の状態には、病変部の種類、病変部の進行度、正常な粘膜の状態を含むことが好ましい。構造は血管構造又は粘膜構造を含むことが好ましい。画像取得部は、観察対象を異なるフレームに分けて撮像することで得られるマルチフレーム画像であり、マルチフレーム画像には、指標値算出用の画像が含まれることが好ましい。処理順序は、特定の病変部に対する医学的知見に基づいて予め設定されることが好ましい。

【0011】

本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、指標値を画像化した指標値画像を表示する表示部と、処理順序に従って表示制御を行う表示制御部であって、第1指標値を表示部に表示した後に、第2指標値を表示するように制御する表示制御部を備える。本発明の内視鏡システムは、上記記載の本発明のプロセッサ装置と、粘膜判定処理の結果を表示する表示部とを備える。

【0012】

本発明のプロセッサ装置は、構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、画像に基づいて、構造の性状を指標化した指標値を算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、指標値に対応する基準に基づいて、指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部と、複数の前記指標値のうち第1指標値を算出した後に、第1指標値と異なる第2指標値を算出する処理順序を記憶する処理順序記憶部と、処理順序に従って指標値算出処理を行う制御を、指標値算出部に対して行う指標値演算処理部であっ

10

20

30

40

50

て、第 1 指標値を算出する第 1 の指標値演算処理と、第 1 指標値について第 1 指標値用基準に基づいて判定を行う第 1 の指標値判定処理と、複数の指標値のうち、第 1 の指標値判定処理の結果に従って第 2 指標値を選択し、選択した第 2 指標値を算出する第 2 の指標値算出処理を行う制御を、指標値算出部及び指標値判定部に対して行う指標値演算処理部とを備える。

【 0 0 1 3 】

本発明のプロセッサ装置の作動方法は、画像取得部が、構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得するステップと、指標値算出部が、画像に基づいて、構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行うステップと、指標値演算処理部が、複数の前記指標値のうち第 1 指標値を算出した後に、第 1 指標値と異なる第 2 指標値を算出する処理順序に従って指標値算出処理を行う制御を、指標値算出部に対して行うステップとを有する。

10

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、複数の指標値の中から病変部の診断に必要な指標値を絞り込むことができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 5 】

【 図 1 】 内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 第 1 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。

20

【 図 3 】 紫色光 V、青色光 B、青色光 B x、緑色光 G、赤色光 R の分光スペクトルを示すグラフである。

【 図 4 】 第 1 実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【 図 5 】 第 1 実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

【 図 6 】 指標値画像処理部の機能を示すブロック図である。

【 図 7 】 食道癌用診断パターンを示す表である。

【 図 8 】 第 1 大腸癌用診断パターンを示す表である。

【 図 9 】 第 2 大腸癌用診断パターンを示す表である。

【 図 1 0 】 第 3 大腸癌用診断パターンを示す表である。

【 図 1 1 】 処理順序記憶部に記憶された指標値算出処理及び指標値判定処理の処理順序を示す表である。

30

【 図 1 2 】 食道癌用処理順序を示す説明図である。

【 図 1 3 】 指標値が表示された指標値画像を示す画像図である。

【 図 1 4 】 指標値及び粘膜の判定結果が表示された指標値画像を示す画像図である。

【 図 1 5 】 指標値表示モードの一連の流れを示すフローチャートである。

【 図 1 6 】 通常光発光フレームと特殊光発光フレームを交互に行うことを示す説明図である。

【 図 1 7 】 第 2 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 8 】 第 2 実施形態の通常光の分光スペクトルを示すグラフである。

【 図 1 9 】 第 2 実施形態の特殊光の分光スペクトルを示すグラフである。

40

【 図 2 0 】 第 3 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 2 1 】 回転フィルタの平面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 6 】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 1 0 は、内視鏡 1 2 と、光源装置 1 4 と、プロセッサ装置 1 6 と、モニタ 1 8 (表示部) と、コンソール 1 9 とを有する。内視鏡 1 2 は、光源装置 1 4 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続する。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入する挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けた湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作

50

部 1 2 b のアングルノブ 1 3 a を操作することにより、湾曲部 1 2 c が湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

【 0 0 1 7 】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 3 a の他、静止画像の取得操作に用いる静止画像取得部 1 3 b、観察モードの切り替え操作に用いるモード切替部 1 3 c、ズーム倍率の変更操作に用いるズーム操作部 1 3 d を設けている。静止画像取得部 1 3 b は、モニタ 1 8 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。

【 0 0 1 8 】

内視鏡システム 1 0 は、観察モードとして、通常モードと、特殊モードと、指標値表示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、複数色の光を通常モード用の光量比 L_c で合波した通常光を発光するとともに、この通常光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、通常画像をモニタ 1 8 に表示する。また、観察モードが特殊モードである場合、複数色の光を特殊モード用の光量比 L_s で合波した特殊光を発光するとともに、この特殊光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、特殊画像をモニタ 1 8 に表示する。

10

【 0 0 1 9 】

また、観察モードが指標値表示モードである場合、特殊光を発光するとともに、この特殊光で照明中の観察対象を撮像して得られた画像信号に基づき、血管パターンの形状的特徴などを指標値化した指標値を算出する。合わせて、指標値を画像化した指標値画像をモニタ 1 8 に表示する。

20

【 0 0 2 0 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電気的に接続する。モニタ 1 8 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 1 9 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。プロセッサ装置 1 6 内にある各部のハードウェア的な構造は、次に示すような各種のプロセッサである。各種のプロセッサには、ソフトウェア (プログラム) を実行して各種の処理部として機能する汎用的なプロセッサである CPU (Central 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)、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が含まれる。なお、内視鏡 1 2 や光源装置 1 4 の内部の各部についても同様である。

30

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 は、観察対象の照明に用いる照明光を発する光源 2 0 と、光源 2 0 を制御する光源制御部 2 2 とを備えている。光源 2 0 は、複数色の LED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源である。光源制御部 2 2 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 2 2 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。

40

【 0 0 2 2 】

第 1 実施形態では、光源 2 0 は、V-LED (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B-LED (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G-LED (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、及び R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d の 4 色の LED と、波長カットフィルタ 2 3 とを有している。図 3 に示すように、V-LED 2 0 a は、波長帯域 380 nm ~ 420 nm の紫色光 V を発する。

【 0 0 2 3 】

B-LED 2 0 b は、波長帯域 420 nm ~ 500 nm の青色光 B を発する。B-LED 2 0 b から出射した青色光 B のうち少なくともピーク波長の 450 nm よりも長波長側は、波長カットフィルタ 2 3 によりカットされる。これにより、波長カットフィルタ 2 3

50

を透過した後の青色光Bxは、420～460nmの波長範囲になる。このように、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットしているのは、この460nmよりも長波長側の波長域の光は、観察対象である血管の血管コントラストを低下させる要因であるためである。なお、波長カットフィルタ23は、460nmよりも長波長側の波長域の光をカットする代わりに、460nmよりも長波長側の波長域の光を減光させてもよい。

【0024】

G-LED20cは、波長帯域が480nm～600nmに及ぶ緑色光Gを発する。R-LED20dは、波長帯域が600nm～650nmに及び赤色光Rを発する。なお、各LED20a～20dから発せられる光は、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

【0025】

光源制御部22は、各LED20a～20d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。なお、基準の明るさは光源装置14の明るさ設定部又はコンソール19等によって設定可能である。

【0026】

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。その際、図4に示すように、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光量比Lcは、青色光Bxの発光量が、紫色光V、緑色光G、及び赤色光Rのいずれの発光量よりも大きくなるように、設定されている。これにより、通常モードでは、光源装置14から、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rを含む通常モード用の多色光が、通常光として、が発せられる。通常光は、青色帯域から赤色帯域まで一定以上の強度を有しているため、ほぼ白色となっている。

20

【0027】

特殊モード又は指標値表示モードの場合についても、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。その際、図5に示すように、紫色光V、青色光B、緑色光G、及び赤色光R間の光量比Lsは、紫色光Vの発光量が、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rのいずれの発光量よりも大きくなるように、また、緑色光G及び赤色光Rは紫色光V及び青色光Bxよりも小さくなるように、設定されている。これにより、特殊モード又は指標値表示モードでは、光源装置14から、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、及び赤色光Rを含む特殊モード又は指標値表示モード用の多色光が、特殊光として発せられる。特殊光は、紫色光Vの発光量が大きいことから、青みを帯びた光となっている。

30

【0028】

図2に示すように、光源20が発した照明光は、ミラーやレンズ等で形成される光路結合部(図示しない)を介して、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105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径がφ0.3mm～φ0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

40

【0029】

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を伝搬した照明光によって観察対象を照明する。撮像光学系30bは、対物レンズ34と、拡大光学系36と、撮像センサ38とを有している。これら対物レンズ34及び拡大光学系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

50

。

【 0 0 3 0 】

拡大光学系 3 6 は、観察対象を拡大するズームレンズ 3 6 a と、ズームレンズ 3 6 a を光軸方向 C L に移動させるレンズ駆動部 3 6 b とを備えている。ズームレンズ 3 6 a は、レンズ駆動部 3 6 b によるズーム制御に従って、テレ端とワイド端の間で自在に移動させることで、撮像センサ 3 8 に結像する観察対象を拡大又は縮小させる。

【 0 0 3 1 】

撮像センサ 3 8 は、照明光が照射された観察対象を撮像するカラー撮像センサである。撮像センサ 3 8 の各画素には、R (赤色) カラーフィルタ、G (緑色) カラーフィルタ、B (青色) カラーフィルタのいずれかを設けている。撮像センサ 3 8 は、B カラーフィルタが設けられている B 画素で紫色から青色の光を受光し、G カラーフィルタが設けられている G 画素で緑色の光を受光し、R カラーフィルタが設けられている R 画素で赤色の光を受光する。そして、各色の画素から、R G B 各色の画像信号を出力する。撮像センサ 3 8 は、出力した画像信号を、C D S 回路 4 0 に送信する。

【 0 0 3 2 】

通常モードにおいては、撮像センサ 3 8 は、通常光が照明された観察対象を撮像することにより、B 画素から B c 画像信号を出力し、G 画素から G c 画像信号を出力し、R 画素から R c 画像信号を出力する。また、特殊モード又は指標値表示モードにおいては、撮像センサ 3 8 は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、B 画素から B s 画像信号を出力し、G 画素から G s 画像信号を出力し、R 画素から R s 画像信号を出力する。

【 0 0 3 3 】

撮像センサ 3 8 としては、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等を利用可能である。また、R G B の原色のカラーフィルタを設けた撮像センサ 3 8 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、C M Y G 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、C M Y G の 4 色の画像信号を R G B の 3 色の画像信号に変換することにより、撮像センサ 3 8 と同様の R G B 各色の画像信号を得ることができる。また、撮像センサ 3 8 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。

【 0 0 3 4 】

C D S 回路 4 0 は、撮像センサ 3 8 から受信したアナログの画像信号に、相関二重サンプリング (C D S : Correlated Double Sampling) を行う。C D S 回路 4 0 を経た画像信号は A G C 回路 4 2 に入力される。A G C 回路 4 0 は、入力された画像信号に対して、自動利得制御 (A G C : Automatic Gain Control) を行う。A / D (Analog to Digital) 変換回路 4 4 は、A G C 回路 4 2 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 4 4 は、A / D 変換後のデジタル画像信号を、プロセッサ装置 1 6 に入力する。

【 0 0 3 5 】

プロセッサ装置 1 6 は、画像信号取得部 5 0 と、D S P (Digital Signal Processor) 5 2 と、ノイズ低減部 5 4 と、画像処理部 5 6 と、表示制御部 5 8 とを備えている。

【 0 0 3 6 】

画像信号取得部 5 0 (本発明の「画像取得部」に相当する) は、内視鏡 1 2 から、観察モードに対応したデジタル画像信号を取得する。通常モードの場合には、B c 画像信号、G c 画像信号、R c 画像信号を取得する。特殊モード又は指標値表示モードの場合には、B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号を取得する。

【 0 0 3 7 】

D S P 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、欠陥補正処理、オフセット処理、D S P 用ゲイン補正処理、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

10

20

30

40

50

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。DSP用ゲイン補正処理は、オフセット処理した画像信号に特定のDSP用ゲインを乗じることにより信号レベルを整える。

【0038】

リニアマトリクス処理は、DSP用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54は、DSP52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。ノイズ低減後の画像信号は画像処理部56に入力される。

10

【0039】

画像処理部56は、通常画像処理部60と、特殊画像処理部62と、指標値画像処理部64を備えている。通常画像処理部60は、通常モードに設定されている場合に作動し、受信したBc画像信号、Gc画像信号、Rc画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理では、RGB画像信号に対して3×3のマトリックス処理、階調変換処理、及び3次元LUT（Look Up Table）処理などにより色変換処理を行う。

20

【0040】

色彩強調処理は、色変換処理済みのRGB画像信号に対して行われる。構造強調処理は、観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後のRGB画像信号に対して行われる。上記のような各種画像処理等を行うことによって、通常画像が得られる。通常画像は、紫色光V、青色光Bx、緑色光G、赤色光Rがバランス良く発せられた通常光に基づいて得られた画像であるため、自然な色合いの画像となっている。通常画像は、表示制御部58に入力される。

【0041】

特殊画像処理部62は、特殊モードに設定されている場合に作動する。特殊画像処理部62では、受信したBs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行う。色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理の処理内容は、通常画像処理部60と同様である。上記のような各種画像処理を行うことによって、特殊画像が得られる。特殊画像は、血管のヘモグロビンの吸収係数が高い紫色光Vが、他の色の青色光Bx、緑色光G、赤色光Rよりも大きい発光量となっている特殊光に基づいて得られた画像であるため、血管構造や腺管構造の解像度が他の構造よりも高くなっている。特殊画像は表示制御部58に入力される。

30

【0042】

指標値画像処理部64は、指標値表示モードに設定されている場合に作動する。指標値画像処理部64では、受信したBs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号に基づいて、血管構造や腺管構造を含む観察対象上の各種構造の性状を指標値化した指標値を算出する。指標値画像処理部64では、複数の指標値が算出可能であるとともに、特定の病変部に対する医学的知見に基づいて予め設定された指標値算出処理の処理順序に従って、指標値の算出を行う。また、指標値画像処理部64は、算出した指標値に基づいて、特定の病変部における粘膜の状態を判定する。

40

【0043】

また、指標値画像処理部64は、指標値の算出結果に基づいて指標値画像を生成するとともに、粘膜の状態の判定結果が得られた場合には、その判定結果を重畳表示した指標値画像を生成する。指標値画像については表示制御部58に入力される。なお、指標値画像処理部64の詳細については、後述する。

【0044】

表示制御部58は、画像処理部56からの画像をモニタ18に表示するための表示制御

50

を行う。通常モードに設定されている場合には、表示制御部 58 は、通常画像をモニタ 18 に表示する制御を行う。特殊モードに設定されている場合には、表示制御部 58 は、特殊画像をモニタ 18 に表示する制御を行う。指標値表示モードに設定されている場合には、表示制御部 58 は、指標値画像をモニタ 18 に表示する制御を行う。

【0045】

図 6 に示すように、指標値画像処理部 64 は、病変診断パターン設定部 68 と、指標値算出部 70 と、指標値判定部 72 と、指標値演算処理部 74 と、指標値画像生成部 76 と、粘膜判定部 78 を備えている。病変診断パターン設定部 68 は、コンソール 19 等による入力情報に基づいて、食道癌や大腸癌など特定の病変部の種類やステージ判別などに用いる病変診断パターンを設定する。指標値演算処理部 74 は、病変診断パターン設定部 68 で設定した病変診断パターンに従って、指標値算出部 70 及び指標値判定部 72 を制御する。

10

【0046】

本実施形態で行われる指標値の算出及び判定からなる病変診断パターンは、特定の病変部に対して既に確立された医学的知見に基づいて定められている。食道癌に対する病変診断パターン（以下、「食道癌用診断パターンとする」として、例えば、図 7 に示す食道癌用の微細血管パターン分類がある（Micro Vascular Pattern Classification（「食道小扁平上皮癌の拾い上げと鑑別診断における F I C E 併用拡大内視鏡の有用性 胃と腸 2009;44:1675-1687 参照」））。

【0047】

この食道癌用診断パターンは、type 1 は、細く直線的な乳頭内血管が観察される血管パターンである。type 2 は、血管の延長・分岐や拡張、密度の上昇が有るが、構造が保たれ、また、配列の規則性が、比較的、保たれている血管パターンである。type 3 a は、壊れた糸くず状の血管パターンである。type 3 b は、潰れた赤丸状の血管パターンである。type 3 c は、type 3 b が伸長・癒合する血管パターンである。type 3 d は、乳頭状隆起の中に螺旋条血管が見られるイクラ状の形態の血管パターンである。type 4 M L は、多重状の血管パターンである。type 4 I B は、不整樹枝状の血管パターンである。さらに、type 4 R は、網状の血管パターンである。

20

【0048】

食道癌用診断パターンでは、type 1 から type 4 に向けて、順次、食道癌の進達度が高くなる。なお、この食道癌用診断パターンにおいて、type 4 では、無血管領域（avascular area A V A）の大きさで、さらに、S（0.5 mm 以下）、M（0.5 mm 超 3 mm 以下）および L（3 mm 超）の亜分類を加えてもよい。

30

【0049】

また、大腸癌に対する病変診断パターンとしては、例えば、広島大学の腺口パターン分類（pit 様構造の拡大所見分類）（以下、「第 1 大腸癌用診断パターン」とする）、佐野医師による血管パターン（網目状血管パターン（capillary pattern；C P））分類（以下、「第 2 大腸癌用診断パターン」とする）、および、東京慈恵医大の腺口パターンを加味した血管（微細血管構築）パターン分類（拡大観察所見分類）（以下、「第 3 大腸癌用診断パターン」とする）がある。

40

【0050】

第 1 大腸癌用診断パターンは、図 8 に示すような腺口パターンによる分類である。第 1 大腸癌用診断パターンにおいて、A type は、正色～褐色調を呈した腺口パターンであり、微細血管を観察することはできない。B type は、間接的に明瞭で整った腺口様構造（pit 様構造）が観察される腺口パターンであり、網目状の微細血管模様を有する。C type 1 は、間接的に、不整な腺口様構造を有する腺口パターンであり、血管は、太さおよび分布が比較的均一な網目模様を有している。C type 2 は、間接的に不整の強い腺口様構造を有する腺口パターンであり、血管は、太さおよび分布が不均一な網目模様を有している。C type 3 は、不整腺口様構造が不明瞭で観察不可能な腺口パターンであり、血管は不整で太さおよび分布が不均一であり、無血管領域が出現し、また、断片化した微細血管が散在する。

50

以上の第 1 大腸癌用診断パターンでは、A type から C type に向けて、順次、大腸癌の進達度が高くなり、また、C type では、1 から 3 に向けて、順次、大腸癌の進達度が高くなる。

【 0 0 5 1 】

第 2 大腸癌用診断パターンは、図 9 に示すような血管パターン分類である。この血管パターン分類において、C P type I は、微細血管が確認できない血管パターンである。C P type II は、血管が腺管周囲を取り巻くように観察でき、血管径が均一な血管パターンである。C P type III A は、血管が不整で、かつ、不規則な血管が明瞭な血管パターンである。C P type III B は、血管が不整で、かつ、不規則な血管が不明瞭な血管パターンである。この第 2 大腸癌用診断パターンでは、C P type I から C P type III に向けて、順次、大腸癌の進達度が高くなり、また、C P type III では、A より B の方が進達度が高い。

10

【 0 0 5 2 】

第 3 大腸癌用診断パターンは、図 10 に示すような血管パターン分類である。この第 3 大腸癌用診断パターンにおいて、1 型は、血管走行が認識されない血管パターンである。2 型は、血管径の軽度の拡張が認められる血管パターンである。3 型は、血管径の明らかな拡張が認められる血管パターンであり、3 型の V 型は、繊毛状構造を呈し、腺管の間質に一致して、拡張血管が規則的に走行する血管パターンである。3 型の I 型は、不規則な拡張血管の走行を有する血管パターンである。4 型は、血管分布が疎で、血管走行を認識できない血管パターンである。この第 3 大腸癌用診断パターン j では、1 型から 4 型に向けて、順次、大腸癌の進達度が高くなり、また、3 型では、I 型の方が V 型よりも進達度が高い。

20

【 0 0 5 3 】

指標値算出部 70 は、B s 画像信号、G s 画像信号、R s 画像信号に基づいて、血管構造や腺管構造を含む観察対象上の各種構造の性状を指標値化した指標値を算出する指標値算出処理を行う。この指標値算出部 70 は、指標値演算処理部 74 により指標値算出指示があったときに、指標値算出指示に基づいて指標値算出処理を行う。

【 0 0 5 4 】

例えば、指標値演算処理部 74 からの指標値算出処理が、血管密度を算出する処理である場合には、まず、血管を抽出する血管抽出処理が行われる。血管抽出処理としては、例えば、B s 画像信号と G s 画像信号の差分処理によって、深さが異なる血管を抽出した画像を得ることができる。そして、血管抽出画像において血管が占める割合を求めることにより、血管密度が得られる。

30

【 0 0 5 5 】

指標値判定部 72 は、指標値演算処理部 74 により指標値判定指示があったときに、指標値算出部 70 で算出した指標値に対して、病変診断パターンに対応する指標値の基準を満たしているか否かを判定する指標値判定処理を行う。例えば、食道癌用診断パターンにおいて、type1、type2 のいずれに該当するかを判断する際の指標値の基準は、血管太さが特定太さを下回るか否かを基準とすることが好ましい。

【 0 0 5 6 】

指標値演算処理部 74 は、特定の病変部に対する医学的知見によって予め定められた指標値算出処理又は指標値判定処理の処理順序に従って、指標値算出部 70 又は指標値判定部 72 を制御する。この指標値演算処理部 74 は、病変診断パターンと指標値算出処理又は指標値判定処理の処理順序とを対応付けて記憶する処理順序記憶部 74 a を参照して、制御を行う。処理順序記憶部 74 a には、図 11 に示すように、食道癌用診断パターンに基づいて定められた食道癌用処理順序、第 1 大腸癌用診断パターンに基づいて定められた第 1 大腸癌用処理順序、第 2 大腸癌用診断パターンに基づいて定められた第 2 大腸癌用処理順序、および、第 3 大腸癌用診断パターンに基づいて定められた第 3 大腸癌用処理順序を含む複数の処理順序が、特定の病変診断パターンと対応付けて記憶されている。

40

【 0 0 5 7 】

なお、処理順序には、指標値判定処理の結果に対応する複数の処理ルートが設定されて

50

いる。処理ルートの設定方法としては、例えば、指標値判定処理の結果によって、次に算出する指標値の種類を変更できるような処理ルートとすることが好ましい。また、指標値判定処理の結果によって、次に算出する指標値の数を増減できるような処理ルートとすることが好ましい。

【0058】

ここで、食道癌用処理順序に基づく指標値演算処理部74の制御について、図12に沿って説明する。まず、病変診断パターン設定部68により食道癌用診断パターンが設定されると、指標値演算処理部74は、処理順序記憶部74aに記憶された食道癌用処理順序を参照して、初期の指標値算出処理を行うように、指標値算出部70に指示を行う。なお、処理順序記憶部74aはHDD（Hard Disk Drive）やSSD（Solid State Drive）といった記録媒体により構成されている。この初期の指標値算出処理では、多くの病変部に共通し、且つおおまかに病変の可能性の有無が分かるような初期の指標値の算出を行う。初期の指標値としては、例えば、粘膜の色の違いや血管密度が挙げられる。なお、初期の指標値の算出は、特殊光を発光する1フレーム毎に行ってもよく、数フレーム間隔で行ってもよい。また、コンソール19等の入力指示によって、ユーザーが予め設定したタイミングで行うようにしてもよく、また、指標値表示モードの起動時のみ行うようにしてもよい。

10

【0059】

次に、指標値演算処理部74は、初期の指標値が初期の指標値用の基準を満たしているかの初期の指標値判定処理を行うように、指標値判定部72に指示する。これに従い、指標値判定部72は、初期の指標値判定処理を行い、初期の指標値が初期の指標値用の基準を満たしている場合には、観察対象における粘膜の状態は正常であると判定する。例えば、初期の指標値が粘膜の色の違いや血管密度である場合には、正常粘膜の色と異なる領域が一定面積を下回る場合、又は血管密度が一定値以上の領域が存在しない場合に、正常であると判定する。この正常である旨の判定結果は、指標値画像で表示することが好ましい。なお、正常であると判定された場合には、指標値表示モードを終了して通常モード又は特殊モードに切り替えるか、もしくは、異常であるとの判定が行われるまで、指標値表示モードを継続してもよい。

20

【0060】

これに対して、初期の指標値が初期の指標値用の基準を満たしていない場合には、粘膜の状態は異常であると判定する。例えば、初期の指標値が粘膜の色の違いや血管密度である場合には、正常粘膜の色と異なる領域が一定面積以上ある場合、又は血管密度が一定値以上の領域が存在する場合に、異常と判定する。異常と判定された場合には、指標値演算処理部74は、第1の指標値算出処理を行うように、指標値算出部70に指示する。第1の指標値算出処理では、異常と判定された領域における第1指標値を算出することが好ましい。異常と判定された領域とは、例えば、正常粘膜の色と異なる領域、又は血管密度が一定値以上になる領域がある。また、第1指標値は、type1、2の線状の血管パターンとtype3、4の不均一な形状の血管パターンとの区別に適した指標値であることが好ましい。例えば、第1指標値は血管長さであることが好ましい。

30

【0061】

次に、第1指標値が算出されたら、指標値演算処理部74は、第1の指標値判定処理を行うように、指標値判定部72に指示する。第1の指標値判定処理では、第1指標値が、食道癌用診断パターンに対応する第1指標値用基準を満たしているか否かの判定を行う。第1基準としては、第1指標値が、線状の血管パターンに対応する指標値の範囲、不均一な形状の血管パターンに対応する指標値の範囲、又はいずれのパターンでもない場合の指標値の範囲のいずれに含まれるかを判定する。

40

【0062】

次に、第1の指標値判定処理が完了した後は、指標値演算処理部74は、第1の指標値判定処理の判定結果に従って第2の指標値算出処理を行うように、指標値算出部70を制御する。この第2の指標値算出処理では、複数の指標値のうち、第1の指標値判定処理の

50

結果に従って第2指標値を選択し、選択した第2指標値を算出する。具体的には、第1の指標値判定処理の判定結果が、第1指標値が、線状の血管パターンに対応する指標値の範囲に含まれると判定された第1判定結果である場合には、第2の指標値算出処理として、type1の細い血管パターンとtype2の太い血管パターンとの区別に適した第1判定結果用の第2指標値を選択して算出する。第1判定結果用の第2指標値としては、例えば、血管太さであることが好ましい。

【0063】

一方、第1指標値が、不均一な形状の血管パターンに対応する指標値の範囲に含まれると判定された第2判定結果である場合には、第2の指標値算出処理として、type3の血管パターンとtype4の血管パターンとの区別に適した第2判定結果用の第2指標値を選択して算出する。第2判定結果用の第2指標値としては、血管の蛇行度、複雑度、分岐数などを用いることが好ましい。また、type3とtype4の血管パターンは、それぞれ多様な形状を有していることから、第2の指標値算出処理に代えて又は加えて、type3とtype4のテンプレートに基づくパターンマッチング処理を行ってもよい。更に、第1指標値が、線状又は不均一な形状のいずれでもない血管パターンに対応する指標値に含まれると判定された第3判定結果である場合には、指標値演算処理部74は、type1～type4のテンプレートに基づくパターンマッチング処理を行う。

【0064】

指標値演算処理部74は、指標値算出処理又は指標値判定処理を行う毎に、粘膜の状態の判定に必要な粘膜判定用の指標値の全てが揃ったか否かを判定する。また、指標値演算処理部74は、指標値算出処理毎に、算出した指標値に基づいて指標値画像を生成するように、指標値画像生成部76に指示する。指標値画像生成部76で生成された指標値画像は、表示制御部58によってモニタ18に表示される。

【0065】

表示制御部58は、指標値算出処理毎に、算出した指標値を指標値画像に表示するように制御する。例えば、図13に示すように、第1判定結果用の第2指標値の算出が完了した場合には、第1判定結果用の第2指標値だけでなく、それまでに算出した初期の指標値、第1指標値も、観察対象の画像とともに指標値画像に重畳表示させる。モニタ18には、食道癌の可能性のある粘膜の状態の判定に必要な指標値のみが表示されているため、食道癌の診断を行い易くなる。なお、パターンマッチング処理を行った場合には、パターンマッチング処理の結果から得られる血管パターンを指標値画像上に表示するようにしてもよい。なお、表示制御部58は、指標値算出処理毎に、それまでに算出した指標値の全てを表示するようにしているが、直近の2～3の指標値だけ表示するようにしてもよい。また、新しい指標値を算出したら、新しい指標値だけを表示するようにし、過去に算出した指標値の表示しないようにしてもよい。

【0066】

また、指標値演算処理部74は、粘膜判定用の指標値の全てが揃ったと判断した段階で、粘膜判定部78に対して、粘膜の状態を判定する粘膜判定処理を行うように指示する。粘膜の状態としては、例えば、病変部の種類、病変部の進行度、正常な粘膜などがある。粘膜判定部78は、粘膜の例えば、第1判定結果用の第2指標値の算出が完了した場合には、粘膜判定部78は、初期の指標値、第1指標値、及び第1判定結果用の第2指標値に基づいて、粘膜の状態を判定する粘膜判定処理を行う。粘膜判定部78では、第1判定結果用の第2指標値が、type1の細い血管パターンに対応する指標値の範囲に含まれている場合には、「type1」と判定する。一方、第1判定結果用の第2指標値がtype2の太い血管パターンに対応する指標値の範囲に含まれている場合には、「type2」と判定する。粘膜判定部78での判定結果は、単独で指標値画像上に、又は、図14に示すように、指標値とともに指標値画像で表示される。

【0067】

以上のように、食道癌用処理順序は、指標値判定処理の結果に対応する4つの第1～第4処理ルートが設定されていることになる(図12参照)。即ち、第1処理ルートは、初

10

20

30

40

50

期の指標値算出処理を行い、初期の指標値判定処理を行って、「正常」と判定されるルートである。第2～第4処理ルートは、初期の指標値算出処理を行い、初期の指標値判定処理を行って、「異常」と判定されるルートであって、その後に、第1の指標値算出処理を行うルートである。これら第2～第4処理ルートのうち、第2処理ルートは、第1の指標値判定処理において、第1判定結果を得るルートであり、その後に、第1判定結果用の第2指標値を算出するルートである。第3処理ルートは、第1の指標値判定処理において、第2判定結果を得るルートであり、その後に、第2判定結果用の第2指標値を算出するルートである。第4処理ルートは、第1の指標値判定処理において、第3判定結果を得るルートであり、その後に、パターンマッチング処理を行うルートである。

【0068】

10

次に、指標値表示モードの一連の流れについて、図15のフローチャートに沿って説明する。まず、モード切替部13cによって指標値表示モードに設定すると、病変診断パターンを設定するように促すガイダンスがモニタ18上に表示される。これに従って、ユーザーは、コンソール19等を用いて、病変診断パターンを入力する。この入力に従って、病変診断パターン設定部68は病変診断パターンを設定する。また、観察対象に対して特殊光が照射される。撮像センサ38は、特殊光が照明された観察対象を撮像することにより、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号を出力する。

【0069】

Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号が得られたら、指標値演算処理部74は、処理順序記憶部74aを参照して、病変診断パターンに対応する処理順序を選択し、選択した処理順序に従って、指標値算出部70及び指標値判定部72を制御する。まず、指標値演算処理部74は、初期の指標値を算出するように、指標値算出部70に対して指示を行う。指標値算出部70は、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号に基づいて、初期の指標値を算出する。算出された初期の指標値は、表示制御部58の表示制御に従って、モニタ18上の指標値画像に表示される。指標値画像の生成は、指標値画像生成部76で行われる。初期の指標値が算出されたら、指標値演算処理部74は、初期の指標値が初期の指標値用の基準を満たしているか否かを判定する初期の指標値判定処理を行う。

20

【0070】

初期の指標値判定処理の結果、正常であると判定された場合には、指標値演算処理部74は、指標値画像生成部76に対して指標値画像を生成するように指示する。指標値演算処理部74は、Bs画像信号、Gs画像信号、Rs画像信号に基づいて指標値画像を生成するとともに、指標値画像上に「正常」とあるとの表示を行う。

30

【0071】

一方、初期の指標値算出処理の結果、異常であると判定された場合には、指標値演算処理部74は、第n（nは1以上の自然数）の指標値算出処理又は第n（nは1以上の自然数）の指標値判定処理を行うように、指標値算出部70又は指標値判定部72に指示を行う。まずは、指標値算出部70は、第1の指標値算出処理を行って、第1指標値を算出する。算出された第1指標値は、表示制御部58の表示制御に従って、モニタ18上の指標値画像に表示される。第1指標値が算出されると、指標値演算処理部74は、第1指標値に対して第1指標値用基準に基づく判定を行う第1の指標値判定処理を行うように、指標値判定部72に指示を行う。指標値判定部72は、第1の指標値判定処理を行って、第1判定結果及び第2判定結果を含む複数の判定結果を出力する。

40

【0072】

次に、指標値演算処理部74は、複数の指標値の中から、第1の指標値判定処理の結果に従って第2指標値を選択し、選択した第2指標値を算出する第2の指標値算出処理を行うように、指標値算出部70に指示する。指標値算出部70は、第2の指標値算出処理を行うことによって、第1判定結果用の第2指標値、第2判定結果用の第2指標値を含む複数の第2指標値を算出する。算出された第2指標値は、既に算出済みの第1指標値とともに、表示制御部58の表示制御に従って、モニタ18上の指標値画像に表示される。

【0073】

50

第2指標値が算出されたら、上記と同様に、指標値演算処理部74は、病変診断パターンによって定められた処理順序に従って、指標値演算終了条件を満たすときまで、指標値算出処理又は指標値判定処理を行う。例えば、指標値演算終了条件が、N回分（Nは2以上の自然数）の指標値算出処理及び指標値判定処理を行うことである場合には、指標値算出処理又は指標値判定処理をN回繰り返し行う。また、指標値演算終了条件が、粘膜判定用の指標値を全て算出することである場合には、粘膜判定用の指標値の全ての算出が完了するまで、指標値算出処理又は指標値判定処理を繰り返し行う。

【0074】

そして、指標値演算終了条件を満たし、また、粘膜判定部78において、粘膜の判定を行った場合には、既に算出済みの指標値とともに、粘膜の判定結果も指標値画像に合わせて表示させる。あるいは、これに限らず、粘膜の判定結果のみを表示させ、算出済みの指標値は表示しないようにしてもよい。

10

【0075】

なお、上記実施形態では、指標値表示モードにおいて、1フレーム毎に特殊光を照明し、指標値の算出及び指標値画像の生成を行っているが、複数種類の光を複数のマルチフレームに分けて照明し、それらマルチフレームの照明及び撮像で得られたマルチフレーム画像信号に基づいて、指標値算出用の画像を含む複数の画像を生成してもよい。例えば、図16に示すように、通常光と特殊光とを異なるフレームで照明する。そして、通常光に基づいて、通常画像を生成するとともに、特殊光に基づいて得られた指標値算出用の画像から、指標値の算出及び指標値画像の生成を行う。この場合には、生成された通常画像と指標値画像は、モニタ18に並列表示する他、特定の表示タイミングで交互に表示することが好ましい。

20

【0076】

なお、上記実施形態では、指標値の具体例として、血管密度や血管太さなどを示したが、その他の指標値を用いてもよい。例えば、血管の指標値としては、血管の本数、分岐数、分岐角度、分岐点間距離、交差数、太さの変化、間隔、粘膜を基準とした深さ、高低差、傾き、コントラスト、色、色の变化、蛇行度、血液濃度、酸素飽和度、動脈の割合、静脈の割合、投与した色素の濃度、走行パターン、及び血流量などがある。

【0077】

血管の本数とは、内視鏡画像全体また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、または、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。

30

【0078】

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。

【0079】

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り、例えば、抽出した血管のエッジから血管の中を通して血管の短手方向に沿って画素数を計数することにより計数する。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。

40

【0080】

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情報であり、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。

【0081】

50

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。

【0082】

また、血管の太さの変化として、細径部の割合、また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り、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。

10

【0083】

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)は、血管の太さ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情報であり、血管の太さの変化を表す血管情報(すなわち血管径の変化率、細径部の割合、または太径部の割合)を複数組み合わせる算出する血管情報である。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。

【0084】

血管の長さとは、抽出した血管の長手方向に沿って計数した画素数である。

【0085】

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。

20

【0086】

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、粘膜の表面に近い位置にある血管はマゼンタ系の色で表され、粘膜の表面から遠く、粘膜下の深い位置にある血管はシアン系の色で表されるので、血管情報算出部83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。

【0087】

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。

30

【0088】

血管の傾きとは、血管の深さの変化率であり、血管の長さ(血管の長さ)と血管の深さを用いて算出する。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。

【0089】

血管の面積は、血管として抽出した画素の画素数、または、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、または、内視鏡画像全体について算出する。

40

【0090】

血管のコントラストとは、観察対象の粘膜に対する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 」または「 $(Y_V - Y_M) / (Y_V + Y_M)$ 」で算出する。

【0091】

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または比である。例えば、血管を表すB画素の画素値の最大値と最小値の比、G画素の画素値の最大値と最小値の比、またはR画素の画素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

50

色の変化を算出しても良い。

【 0 0 9 2 】

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情報である。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。

【 0 0 9 3 】

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情報である。血管を表す R 画素の画素値に対する G 画素の画素値の比（ 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。

10

【 0 0 9 4 】

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に違いが大きい特定の波長帯域の光（例えば、波長 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 程度の青色光）で観察対象を撮影した内視鏡画像を用いて算出することができる。波長 $470 \pm 10 \text{ nm}$ 程度の青色光を用いる場合、血管を表す B 画素の画素値は酸素飽和度と相関があるので、B 画素の画素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。

【 0 0 9 5 】

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分けられるので、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。

20

【 0 0 9 6 】

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、また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、Bs 画像信号とGs 画像信号の比率 B / G や、Bs 画像信号とRs 画像信号の比率 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。

30

【 0 0 9 7 】

血管の走行パターンとは、血管の走行方向に関する血管情報である。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。

【 0 0 9 8 】

血管の血流量（血流速度ともいう）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、血管の血流量を求めることができる。

【 0 0 9 9 】

40

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態では、上記第 1 実施形態で示した 4 色の LED 20 a ~ 20 d の代わりに、レーザ光源と蛍光体を用いて観察対象の照明を行う。以下においては、第 1 実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第 1 実施形態と略同様の部分については、説明を省略する。

【 0 1 0 0 】

図 17 に示すように、第 2 実施形態の内視鏡システム 100 では、光源装置 14 の光源 20 において、4 色の LED 20 a ~ 20 d の代わりに、中心波長 $445 \pm 10 \text{ nm}$ の青色レーザ光を発する青色レーザ光源（「445 LD」と表記。LD は「Laser Diode」を表す）104 と、中心波長 $405 \pm 10 \text{ nm}$ の青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源（「405 LD」と表記）106 とが設けられている。これら各光源 104、106 の半

50

導体発光素子からの発光は、光源制御部 108 により個別に制御されており、青色レーザ光源 104 の出射光と、青紫色レーザ光源 106 の出射光の光量比は変更自在になっている。

【0101】

光源制御部 108 は、通常モードの場合には、青色レーザ光源 104 を点灯させる。これに対して、特殊モード又は指標値表示モードの場合には、青色レーザ光源 104 と青紫色レーザ光源 106 の両方を点灯させるとともに、青色レーザ光の発光比率を青紫色レーザ光の発光比率よりも大きくなるように制御している。

【0102】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は ± 10 nm 程度にすることが好ましい。また、青色レーザ光源 104 及び青紫色レーザ光源 106 は、ブロードエリア型の InGa_N系レーザダイオードが利用でき、また、InGa_NAs系レーザダイオードやGa_NAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオードなどの発光体を用いた構成としてもよい。

【0103】

照明光学系 30a には、照明レンズ 32 の他に、ライトガイド 24 からの青色レーザ光又は青紫色レーザ光が入射する蛍光体 110 が設けられている。蛍光体 110 は、青色レーザ光によって励起され、蛍光を発する。また、青色レーザ光の一部は、蛍光体 110 を励起させることなく透過する。青紫色レーザ光は、蛍光体 110 を励起させることなく透過する。蛍光体 110 を出射した光は、照明レンズ 32 を介して、観察対象の体内を照明する。

【0104】

ここで、通常モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体 110 に入射するため、図 18 に示すような、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 110 から励起発光する蛍光を合波した通常モード用の広帯域光が、通常光として、観察対象に照明される。この通常光で照明された観察対象を撮像センサ 38 で撮像することによって、Bc 画像信号、Gc 画像信号、Rc 画像信号からなる通常画像が得られる。

【0105】

一方、特殊モード又は指標値表示モードにおいては、青紫色レーザ光と青色レーザ光の両方が蛍光体 110 に入射するため、図 19 に示すような、青紫色レーザ光、青色レーザ光、及び青色レーザ光により蛍光体 110 から励起発光する蛍光を合波した特殊モード用の広帯域光が、特殊光として、観察対象に照明される。この特殊光で照明された観察対象を撮像センサ 38 で撮像することによって、Bs 画像信号、Gs 画像信号、Rs 画像信号からなる特殊画像が得られる。また、指標値表示モードにおいては、特殊光で照明された観察対象を撮像センサ 38 で撮像してBs 画像信号、Gs 画像信号、Rs 画像信号を取得するとともに、これら 3 つの画像信号に基づいて、指標値の算出と指標値画像を生成する。

【0106】

なお、蛍光体 110 は、青色レーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)などの蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。本構成例のように、半導体発光素子を蛍光体 110 の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0107】

[第3実施形態]

第3実施形態では、4色のLED 20a～20dの代わりに、キセノンランプ等の白色光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 38 に代えて、モノクロの撮像センサで観察対象の撮像を行っても良い。以下においては、第1実施形態と異なる部分のみ説明を行い、第1実施形態と略同様の部分については、説明を

10

20

30

40

50

省略する。

【0108】

図20に示す内視鏡システム200では、光源装置14において、内視鏡システム10の各LED20a~20dに代えて、白色光光源202と、回転フィルタ204と、フィルタ切替部206とが設けられている。また、撮像光学系30bには、カラーの撮像センサ38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208が設けられている。また、白色光光源202と回転フィルタ204との間には絞り203が設けられており、この絞り203は絞り制御部205によって開口部の面積が調整される。

【0109】

白色光光源202はキセノンランプや白色LED等であり、波長域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ204は、回転軸に近い一番近い内側に設けた通常モード用フィルタ210と、この通常モード用フィルタ210の外側に設けた特殊モード又は指標値表示モード用フィルタ212とを備えている(図21参照)。

10

【0110】

フィルタ切替部206は、回転フィルタ204を径方向に移動する。具体的には、フィルタ切替部206は、モード切替部13cにより通常モードにセットした場合に、通常モード用フィルタ210を白色光の光路に挿入する。フィルタ切替部206は、特殊モード又は指標値表示モードにセットした場合に、特殊モード又は指標値表示モード用フィルタ212を白色光の光路に挿入する。

【0111】

20

図21に示すように、通常モード用フィルタ210には、周方向に沿って、Bbフィルタ210aと、Gフィルタ210bと、Rフィルタ210cとが設けられている。Bbフィルタ210aは、白色光のうち400~500nmの波長範囲を持つ広帯域の青色光Bbを透過する。Gフィルタ210bは、白色光のうち緑色光Gを透過する。Rフィルタ210cは、白色光のうち赤色光Rを透過する。したがって、通常モード時には、回転フィルタ204が回転することで、通常光として、広帯域の青色光Bb、緑色光G、赤色光Rが、観察対象に向けて、順次照射される。

【0112】

特殊モード又は指標値表示モード用フィルタ212には、周方向に沿って、Bnフィルタ212aと、Gnフィルタ212bとが設けられている。Bnフィルタ212aは、白色光のうち400~450nmの青色狭帯域光Bnを透過する。Gnフィルタ212bは、白色光のうち530~570nmの緑色狭帯域光Gnを透過する。したがって、特殊モード時には、回転フィルタ204が回転することで、特殊光として、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が、観察対象に向けて、順次照射される。

30

【0113】

内視鏡システム200では、通常モード時には、広帯域の青色光Bb、緑色光G、赤色光R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、広帯域の青色光Bbの照明時にBc画像信号が得られ、緑色光Gの照明時にGc画像信号が得られ、赤色光Rの照明時にRc画像信号が得られる。これらBn画像信号、Gc画像信号とRc画像信号によって、通常画像が構成される。

40

【0114】

特殊モード時には、青色狭帯域光Bn、緑色狭帯域光Gn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、青色狭帯域光Bnの照明時にBn画像信号が得られ、緑色狭帯域光Gnの照射時にGn画像信号が得られる。これらBn画像信号とGn画像信号によって、特殊画像が構成される。また、指標値表示モードの場合には、青色狭帯域光Bnの照明時に得られるBn画像信号と、緑色狭帯域光Gnの照射時に得られるGn画像信号とに基づいて、指標値の算出と指標値画像の生成が行われる。

【符号の説明】

【0115】

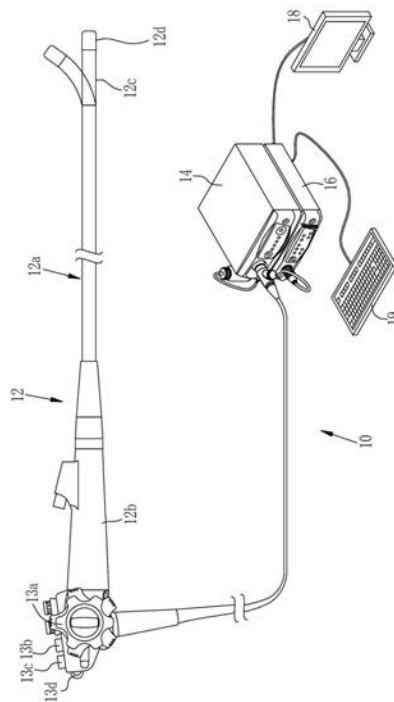
50

1 0	内視鏡システム	
1 2	内視鏡	
1 2 a	挿入部	
1 2 b	操作部	
1 2 c	湾曲部	
1 2 d	先端部	
1 3 a	アングルノブ	
1 3 b	静止画像取得部	
1 3 c	モード切替部	
1 3 d	ズーム操作部	10
1 4	光源装置	
1 6	プロセッサ装置	
1 8	モニタ	
1 9	コンソール	
2 0	光源	
2 0 a	V - L E D	
2 0 b	B - L E D	
2 0 c	G - L E D	
2 0 d	R - L E D	
2 2	光源制御部	20
2 3	波長カットフィルタ	
2 4	ライトガイド	
3 0 a	照明光学系	
3 0 b	撮像光学系	
3 2	照明レンズ	
3 4	対物レンズ	
3 6	拡大光学系	
3 6 a	ズームレンズ	
3 6 b	レンズ駆動部	
3 8	撮像センサ	30
4 0	C D S 回路	
4 2	A G C 回路	
4 4	A / D 変換回路	
5 0	画像信号取得部	
5 2	D S P	
5 4	ノイズ低減部	
5 6	画像処理部	
5 8	表示制御部	
6 0	通常画像処理部	
6 2	特殊画像処理部	40
6 4	指標値画像処理部	
6 8	病変診断パターン設定部	
7 0	指標値算出部	
7 2	指標値判定部	
7 4	指標値演算処理部	
7 4 a	処理順序記憶部	
7 6	指標値画像生成部	
7 8	粘膜判定部	
8 3	血管情報算出部	
1 0 0	内視鏡システム	50

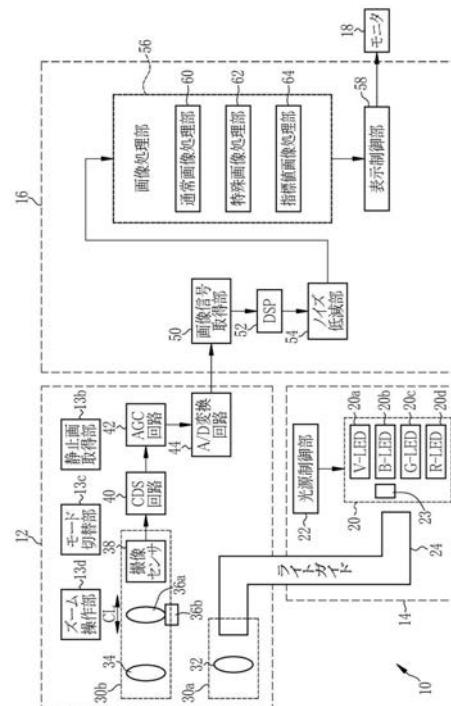
- 104 青色レーザ光源
- 106 青紫色レーザ光源
- 108 光源制御部
- 110 蛍光体
- 200 内視鏡システム
- 202 白色光光源
- 204 回転フィルタ
- 205 制御部
- 206 フィルタ切替部
- 208 撮像センサ
- 210 通常モード用フィルタ
- 210a B_bフィルタ
- 210b Gフィルタ
- 210c Rフィルタ
- 212 特殊モード又は指標値表示モード用フィルタ
- 212a B_nフィルタ
- 212b G_nフィルタ

10

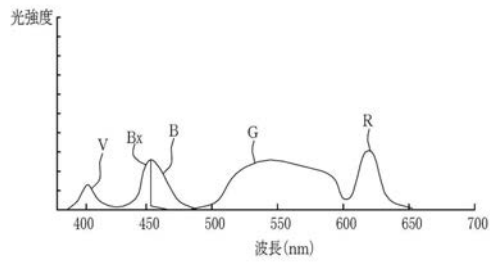
【図 1】



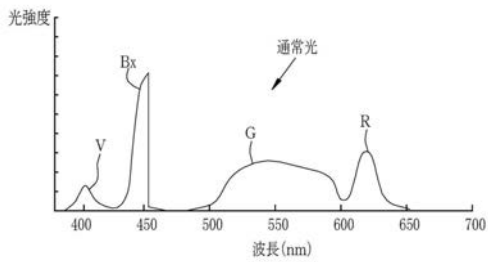
【図 2】



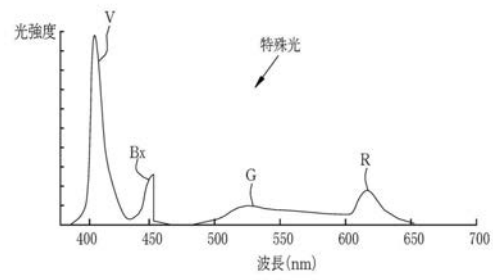
【図 3】



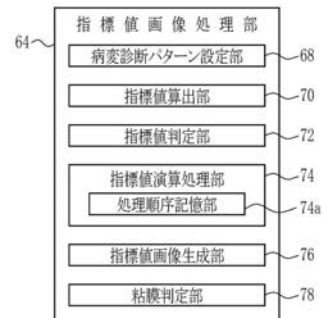
【図 4】



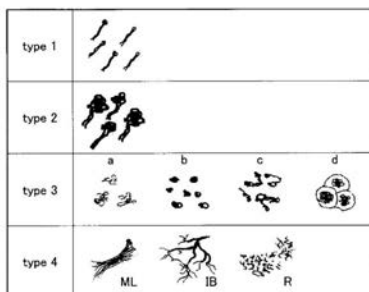
【図 5】



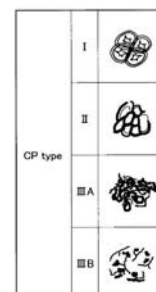
【図 6】



【図 7】



【図 9】



【図 8】



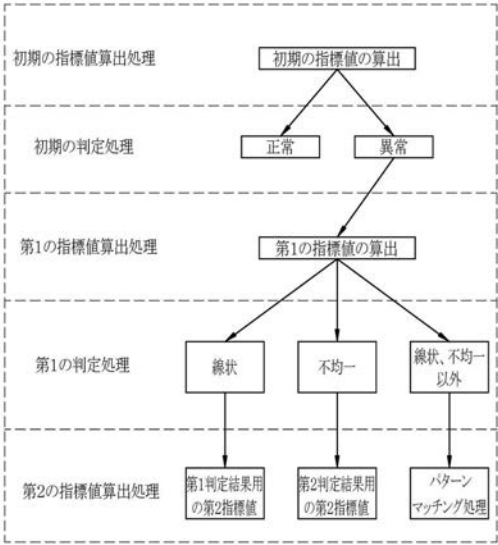
【図 10】



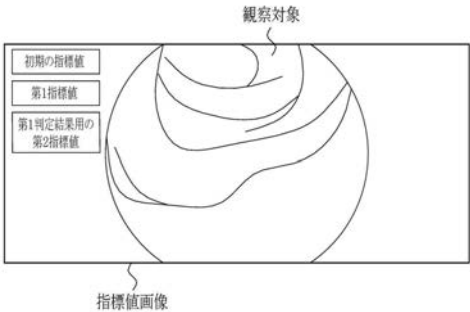
【 図 1 1 】

	処理手順
食道癌用診断パターン	食道癌用処理順序
第1大腸癌用診断パターン	第1大腸癌用処理順序
第2大腸癌用診断パターン	第2大腸癌用処理順序
第3大腸癌用診断パターン	第3大腸癌用処理順序
⋮	⋮

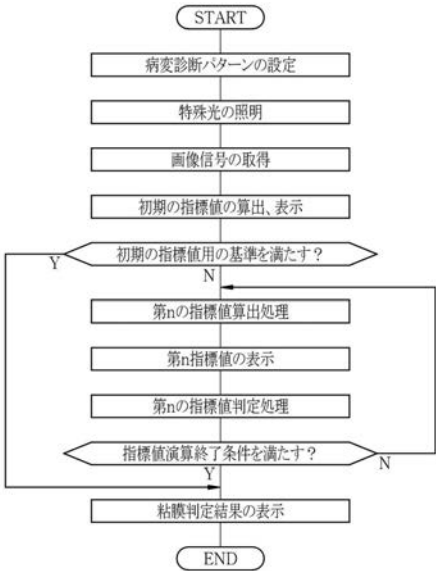
【 図 1 2 】



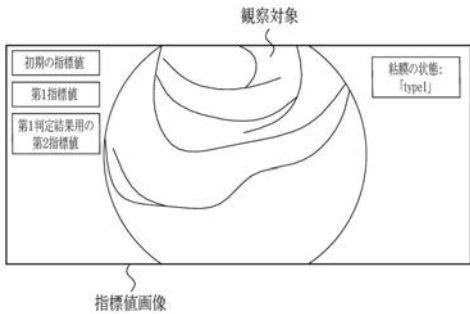
【 図 1 3 】



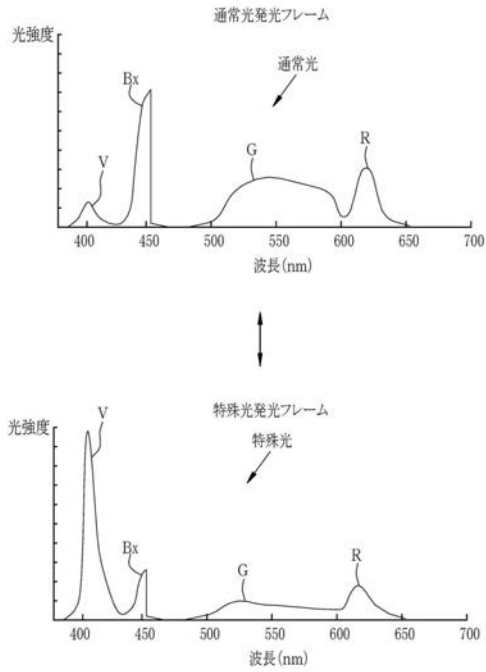
【 図 1 5 】



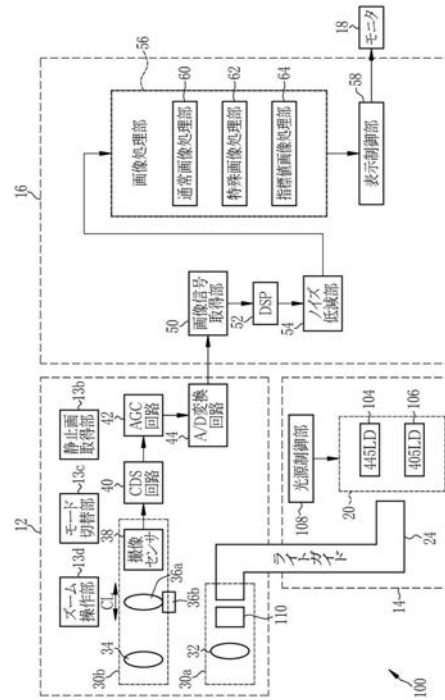
【 図 1 4 】



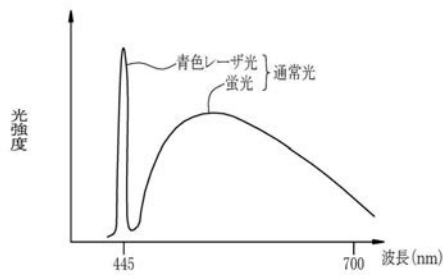
【図 16】



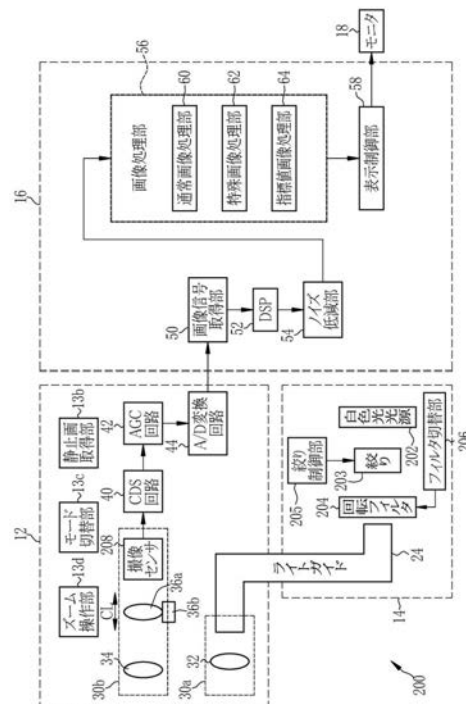
【図 17】



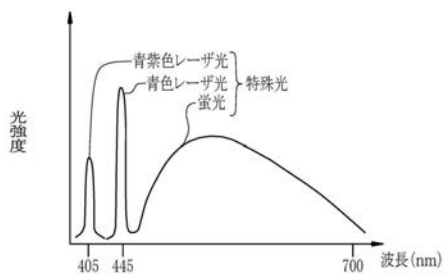
【図 18】



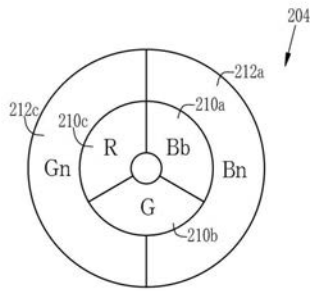
【図 20】



【図 19】



【図 2 1】



【手続補正書】

【提出日】平成30年7月9日(2018.7.9)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、

前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、

複数の前記指標値のうち第 1 指標値を算出した後に、前記第 1 指標値と異なる第 2 指標値を算出する複数の処理順序を記憶する処理順序記憶部と、

前記処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行う指標値演算処理部と、

前記指標値に対応する基準に基づいて、前記指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部を有し、

前記指標値演算処理部は、

前記第 1 指標値を算出する第 1 の指標値演算処理と、前記第 1 指標値について第 1 指標値用基準に基づいて判定を行う第 1 の指標値判定処理と、前記複数の指標値のうち、前記第 1 の指標値判定処理の結果、及び前記複数の処理順序の何れか一つに従って前記第 2 指標値を選択し、選択した第 2 指標値を算出する第 2 の指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部及び前記指標値判定部に対して行う、プロセッサ装置。

【請求項 2】

(削除)

【請求項 3】

粘膜判定用の指標値に基づいて、粘膜の状態を判定する粘膜判定処理を行う粘膜判定部を備え、

前記指標値演算処理部は、前記粘膜判定用の指標値の算出が完了するまで、前記指標値算出処理を繰り返す制御を行う請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 4】

前記粘膜の状態には、少なくとも特定の病変部の種類、特定の病変部の進行度、及び正常な粘膜の状態の何れかを含み請求項 3 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記構造は血管構造又は粘膜構造を含む請求項 1、及び 3 ないし 4 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

前記画像取得部は、前記観察対象を異なるフレームに分けて撮像することで得られるマルチフレーム画像であり、前記マルチフレーム画像には、指標値算出用の画像が含まれる請求項 1、及び 3 ないし 5 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記処理順序は、特定の病変部に対する医学的知見に基づいて予め設定される請求項 1、及び 3 ないし 6 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

請求項 1、及び 3 ないし 7 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置と、

前記指標値を画像化した指標値画像を表示する表示部と、

前記処理順序に従って表示制御を行う表示制御部であって、前記第 1 指標値を前記表示部に表示した後に、前記第 2 指標値を表示するように制御する表示制御部とを備える内視鏡システム。

【請求項 9】

請求項 3 または 4 記載のプロセッサ装置と、

前記粘膜判定処理の結果を表示する表示部とを備える内視鏡システム。

【請求項 10】

構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得する画像取得部と、

前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行う指標値算出部と、

前記指標値に対応する基準に基づいて、前記指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部と、

複数の前記指標値のうち第 1 指標値を算出した後に、前記第 1 指標値と異なる第 2 指標値を算出する複数の処理順序を記憶する処理順序記憶部と、

前記処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行う指標値演算処理部であって、前記第 1 指標値を算出する第 1 の指標値演算処理と、前記第 1 指標値について第 1 指標値用基準に基づいて判定を行う第 1 の指標値判定処理と、前記複数の指標値のうち、前記第 1 の指標値判定処理の結果、及び前記複数の処理順序の何れか一つに従って前記第 2 指標値を選択し、選択した第 2 指標値を算出する第 2 の指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部及び前記指標値判定部に対して行う指標値演算処理部とを備えるプロセッサ装置。

【請求項 11】

画像取得部が、構造を含む観察対象を撮像して得られる画像を取得するステップと、

指標値算出部が、前記画像に基づいて、前記構造の性状を指標化した指標値を複数算出する指標値算出処理を行うステップと、

指標値演算処理部が、複数の前記指標値のうち第 1 指標値を算出した後に、前記第 1 指標値と異なる第 2 指標値を算出する指標値算出処理の複数の処理順序に従って前記指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部に対して行うステップと、

前記指標値に対応する基準に基づいて、前記指標値の判定を行う指標値判定処理を行う指標値判定部を有し、

前記指標値演算処理部が、

前記第 1 指標値を算出する第 1 の指標値演算処理と、前記第 1 指標値について第 1 指標値用基準に基づいて判定を行う第 1 の指標値判定処理と、前記複数の指標値のうち、前記第 1 の指標値判定処理の結果、及び前記複数の処理順序の何れか一つに従って前記第 2 指標値を選択し、選択した第 2 指標値を算出する第 2 の指標値算出処理を行う制御を、前記指標値算出部及び前記指標値判定部に対して行うステップと、を有するプロセッサ装置の作動方法。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/032720

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/045(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00-1/317, G06T1/00 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2017 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	WO 2016/006389 A1 (Olympus Corp.), 14 January 2016 (14.01.2016), paragraphs [0031] to [0055]; fig. 1 to 7 & US 2017/0112355 A1 paragraphs [0047] to [0071]; fig. 1 to 7 & JP 2016-16185 A	1-7, 9-11 8
Y	WO 2016/121811 A1 (Fujifilm Corp.), 04 August 2016 (04.08.2016), paragraphs [0079] to [0082] & JP 2016-144626 A & US 2017/0258296 A1 paragraphs [0093] to [0096]	8
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 08 November 2017 (08.11.17)		Date of mailing of the international search report 21 November 2017 (21.11.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 7 / 0 3 2 7 2 0	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/045(2006.01)i, G06T1/00(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00-1/317, G06T1/00			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2017年 日本国実用新案登録公報 1996-2017年 日本国登録実用新案公報 1994-2017年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
X Y	WO 2016/006389 A1 (オリンパス株式会社) 2016.01.14, [0031]-[0055]、図 1-7 & US 2017/0112355 A1, [0047]-[0071], Figs. 1-7 & JP 2016-16185 A	1-7, 9-11 8	
Y	WO 2016/121811 A1 (富士フイルム株式会社) 2016.08.04, [0079]-[0082] & JP 2016-144626 A & US 2017/0258296 A1, [0093]-[0096]	8	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願			
の日の後に公表された文献 「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」 同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 08.11.2017		国際調査報告の発送日 21.11.2017	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 門田 宏 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 9224

フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT

Fターム(参考) 5L096 BA06 CA04 DA02 FA70 JA11 JA24

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	处理器设备，内窥镜系统和处理器设备的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2018066318A1	公开(公告)日	2019-08-08
申请号	JP2018543805	申请日	2017-09-11
[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	山本拓明		
发明人	山本 拓明		
IPC分类号	A61B1/045 G06T7/60 G06T7/00		
CPC分类号	A61B1/00009 G06T7/0012 G06T2207/30101 A61B1/00045 A61B1/00066 A61B1/045 A61B1/0676 G02B23/24 G16H30/40		
FI分类号	A61B1/045.616 G06T7/60.150.Z G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS22 4C161/WW04 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW14 4C161/WW15 4C161/WW18 4C161/YY07 4C161/YY12 4C161/YY14 5L096/BA06 5L096/CA04 5L096/DA02 5L096/FA70 5L096/JA11 5L096/JA24		
优先权	2016197142 2016-10-05 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种处理器设备，内窥镜系统以及处理器设备的操作方法，该处理器设备，内窥镜系统和处理器设备的操作方法能够根据多个指标值来缩小诊断病变所需的指标值。获取通过对包括该结构的观察目标进行成像而获得的图像。指标值计算单元（70）执行指标值计算处理，该指标值计算处理基于图像来计算对结构的特性进行指标的多个指标值。指标值计算处理单元（74）在计算出多个指标值中的第一指标值之后，根据计算不同于第一指标值的第二指标值的处理顺序，指标值计算单元（70）要控制。

