

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6259747号
(P6259747)

(45) 発行日 平成30年1月10日(2018.1.10)

(24) 登録日 平成29年12月15日(2017.12.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 1 6

A 6 1 B 1/045 6 1 8

A 6 1 B 1/045 6 2 2

請求項の数 19 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2014-201749 (P2014-201749)
 (22) 出願日 平成26年9月30日(2014.9.30)
 (65) 公開番号 特開2016-67706 (P2016-67706A)
 (43) 公開日 平成28年5月9日(2016.5.9)
 審査請求日 平成28年8月3日(2016.8.3)

(73) 特許権者 306037311
 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 白石 泰士
 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
 審査官 森川 能匡

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、
 前記画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成する血管抽出部と、
 前記画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成する腺管抽出部と、
 前記血管画像信号から血管指標を算出し、前記腺管画像信号から腺管指標を算出する指標算出部と、
 前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成する画像生成部と、
 を備えるプロセッサ装置。

【請求項 2】

前記画像生成部は、前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報として、前記血管指標及び前記腺管指標を表示部に表示するための表示用の画像を生成する請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

前記血管指標から、前記血管の形状や走行に関する血管パターンを判定し、且つ、前記腺管指標から、前記腺管の形状や走行に関する腺管パターンを判定するパターン判定部を有する請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 4】

前記血管パターンには「正常」、「異常」、「消失」が含まれ、前記腺管パターンには

10

20

「正常」、「異常」、「消失」が含まれる請求項 3 記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報として、前記パターン判定部での判定結果を表示するための表示用の画像を生成する請求項 3 または 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

前記パターン判定部の判定結果において前記血管パターンと前記腺管パターンのうち少なくともいずれかが「異常」または「消失」の場合に、病変であると判定する第 1 の病変判定部を有する請求項 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記腺管指標の分布から病変境界部を算出する境界部算出部と、

前記病変境界部を含む領域を関心領域として設定する関心領域設定部とを有する請求項 6 記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

前記画像生成部は、前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報として、前記第 1 の病変判定部での判定結果及び前記関心領域の少なくとも一方を表示部に表示するための表示用の画像を生成する請求項 7 記載のプロセッサ装置。

【請求項 9】

前記血管パターンには「正常」、「異常 1」、「異常 2」、「消失」が含まれ、前記腺管パターンには、「正常」、「異常 1」、「異常 2」、「消失」が含まれる請求項 3 記載のプロセッサ装置。

【請求項 10】

前記画像信号から色調を求める色調算出部と、

前記パターン判定部の判定結果において前記血管パターンと前記腺管パターンのうち少なくともいずれかが「異常 1」、「異常 2」、「消失」の場合に病変であると判定し、且つ、前記色調に従って、前記病変のタイプを判別する第 2 の病変判定部を有する請求項 9 記載のプロセッサ装置。

【請求項 11】

前記色調は、周囲との色又は明るさの関係がそれぞれ異なる「色調 1」、「色調 2」、「色調 3」で表わされる請求項 10 記載のプロセッサ装置。

【請求項 12】

前記画像生成部は、前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報として、前記第 2 の病変判定部での判定結果を表示部に表示するための表示用の画像を生成する請求項 10 または 11 記載のプロセッサ装置。

【請求項 13】

前記血管指標は、前記血管の密度、正常時の血管パターンと前記血管との相関係数、前記血管の走行方向、前記血管の周波数成分のうち少なくとも 1 つであり、前記腺管指標は、前記腺管の密度、正常時の腺管パターンと前記腺管との相関係数、前記腺管の走行方向、前記腺管の周波数成分のうち少なくとも 1 つである請求項 11 ないし 12 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 14】

前記血管抽出部は、前記画像信号内で、周辺の画素よりも画素値が小さい画素を含む領域を前記血管の画素として抽出して、前記血管画像信号を生成し、

前記腺管抽出部は、前記画像信号内で、周辺の画素よりも画素値が大きい画素を含む領域を前記腺管の画素として抽出して、前記腺管画像信号を生成する請求項 11 ないし 13 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 15】

前記血管抽出部は、前記画像信号に対してブラックハットフィルタ処理を施すことにより、前記血管画像信号を生成し、

前記腺管抽出部は、前記画像信号に対してトップハットフィルタ処理を施すことにより

10

20

30

40

50

、前記腺管画像信号を生成する請求項 1 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 1 6】

請求項 1 ないし 1 5 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置を備える内視鏡システムにおいて、

短波長の光を含む光又は前記短波長の光を、前記観察対象を照明するための光として発する光源部を有する内視鏡システム。

【請求項 1 7】

前記短波長の光は 4 0 0 ~ 4 2 0 nm の波長域を含む狭帯域光である請求項 1 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 1 8】

画像信号取得部が、観察対象を撮像して得られた画像信号を取得するステップと、血管抽出部が、前記画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成するステップと、腺管抽出部が、前記画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成するステップと、指標算出部が、前記血管画像信号から血管指標を算出し、前記腺管画像信号から腺管指標を算出するステップと、

画像生成部が、前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成するステップと、を有するプロセッサ装置の作動方法。

【請求項 1 9】

コンピュータを、観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、前記画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成する血管抽出部と、前記画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成する腺管抽出部と、前記血管画像信号から血管指標を算出し、前記腺管画像信号から腺管指標を算出する指標算出部と、

前記血管指標及び前記腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成する画像生成部として機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、微細な血管と腺管に基づく病変診断を支援するプロセッサ装置、内視鏡システム、プロセッサ装置の作動方法、及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

近年の医療においては、光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡システムによる検体内の観察としては、ブラウニッシュエリアや発赤など病変部である可能性が高い病変可能性部位を遠景状態から検出するスクリーニング観察の他、そのような病変可能性部位を検出したときに、ズームレンズを用いて、その病変可能性部位を拡大して精査する拡大観察が行われている。

【0 0 0 3】

拡大観察では、近年、微細な粘膜構造について着目して診断する「VS classification」が行われるようになってきている。この「VS classification」では、粘膜表層にある微細な血管パターンと腺管パターンをそれぞれ独立に観察して、「正常」のパターンに該当するか否かを判断する。血管パターンと腺管パターンのいずれもが「正常」のパターンである場合には、病変でないと判断し、血管パターンと腺管パターンのいずれか一方が「正常」でない場合には、病変の可能性が高いと判断する。

【0 0 0 4】

このVS classificationにおいて、血管パターンと腺管パターンが「正常」のパターンに該当するか否かの判断は、ドクターがパターンの観察に熟練していないと難しい。そこで、特許文献 1 では、内視鏡観察中に得られた画像の中の血管パターンと腺管パターンと

10

20

30

40

50

、テンプレートのパターンとをパターンマッチングし、そのパターンマッチングの処理結果を用いて診断の支援に関する情報をモニタ等に表示している。この特許文献1の方法を用いることで、ドクターの熟練度によらずとも、病変部の診断を確実にに行えることができるようになると思われる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特許5435746号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0006】

しかしながら、特許文献1においては、内視鏡観察中に得られた画像の画質が良くない場合には、テンプレートのパターンとのパターンマッチングを確実に行えない場合がある。また、血管パターンや腺管パターンは多種多様であることから、パターンマッチングの精度を上げようとする、マッチングに必要なテンプレートが数多く必要になる。したがって、テンプレートの血管パターンや腺管パターンに基づくパターンマッチングを用いることなく、血管と腺管に基づく病変部の診断を支援できることが求められていた。

【0007】

本発明は、血管と腺管に基づく病変部の診断を支援するプロセッサ装置、内視鏡システム、プロセッサ装置の作動方法、及びプログラム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】

【0008】

本発明のプロセッサ装置は、観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成する血管抽出部と、画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成する腺管抽出部と、血管画像信号から血管指標を算出し、腺管画像信号から腺管指標を算出する指標算出部と、血管指標及び腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成する画像生成部と、を備える。

【0009】

画像生成部は、血管指標及び腺管指標に基づく情報として、血管指標及び腺管指標を表示部に表示するための表示用の画像を生成することが好ましい。血管指標から、血管の形状や走行に関する血管パターンを判定し、且つ、腺管指標から、腺管の形状や走行に関する腺管パターンを判定するパターン判定部を有することが好ましい。血管パターンには「正常」、「異常」、「消失」が含まれ、腺管パターンには「正常」、「異常」、「消失」が含まれることが好ましい。画像生成部は、血管指標及び腺管指標に基づく情報として、パターン判定部での判定結果を表示するための表示用の画像を生成することが好ましい。

30

【0010】

パターン判定部の判定結果において血管パターンと腺管パターンのうち少なくともいずれかが「異常」または「消失」の場合に、病変であると判定する第1の病変判定部を有することが好ましい。腺管指標の分布から病変境界部を算出する境界部算出部と、病変境界部を含む領域を関心領域として設定する関心領域設定部とを有することが好ましい。画像生成部は、血管指標及び腺管指標に基づく情報として、第1の病変判定部での判定結果及び関心領域の少なくとも一方を表示部に表示するための表示用の画像を生成することが好ましい。

40

【0011】

血管パターンには「正常」、「異常1」、「異常2」、「消失」が含まれ、腺管パターンには、「正常」、「異常1」、「異常2」、「消失」が含まれることが好ましい。画像信号から色調を求める色調算出部と、パターン判定部の判定結果において血管パターンと腺管パターンのうち少なくともいずれかが「異常1」、「異常2」、「消失」の場合に病変であると判定し、且つ、色調に従って、病変のタイプを判別する第2の病変判定部を有することが好ましい。色調は、周囲との色又は明るさの関係がそれぞれ異なる「色調1」

50

、「色調 2」、「色調 3」で表わされることが好ましい。画像生成部は、血管指標及び腺管指標に基づく情報として、第 2 の病変判定部での判定結果を表示部に表示するための表示用の画像を生成することが好ましい。

【0012】

血管指標は、血管の密度、正常時の血管パターンと血管との相関係数、血管の走行方向、血管の周波数成分のうち少なくとも 1 つであり、腺管指標は、腺管の密度、正常時の腺管パターンと腺管との相関係数、腺管の走行方向、腺管の周波数成分のうち少なくとも 1 つであることが好ましい。

【0013】

血管抽出部は、画像信号内で、周辺の画素よりも画素値が小さい画素を含む領域を前記血管の画素として抽出して、血管画像信号を生成し、腺管抽出部は、前記画像信号内で、周辺の画素よりも画素値が大きい画素を含む領域を腺管の画素として抽出して、腺管画像信号を生成することが好ましい。血管抽出部は、画像信号に対してブラックハットフィルタ処理を施すことにより、血管画像信号を生成し、腺管抽出部は、画像信号に対してトップハットフィルタ処理を施すことにより、腺管画像信号を生成することが好ましい。

【0014】

上記記載の本発明のプロセッサ装置を備える内視鏡システムにおいて、短波長の光を含む光又は短波長の光を、観察対象を照明するための光として発する光源部を有する。短波長の光は 400 ~ 420 nm の波長域を含む狭帯域光であることが好ましい。

【0015】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号取得部が、観察対象を撮像して得られた画像信号を取得するステップと、血管抽出部が、画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成するステップと、腺管抽出部が、画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成するステップと、指標算出部が、血管画像信号から血管指標を算出し、腺管画像信号から腺管指標を算出するステップと、画像生成部が、血管指標及び腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成するステップと、を有する。

【0016】

本発明のプログラムは、コンピュータを、観察対象を撮像して得られた画像信号を取得する画像信号取得部と、画像信号から血管を抽出して血管画像信号を生成する血管抽出部と、画像信号から腺管を抽出して腺管画像信号を生成する腺管抽出部と、血管画像信号から血管指標を算出し、腺管画像信号から腺管指標を算出する指標算出部と、血管指標及び腺管指標に基づく情報を表示部に表示するための表示用の画像を生成する画像生成部として機能させる。

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、テンプレートの血管パターンや腺管パターンに基づくパターンマッチングを用いることなく、血管と腺管に基づく病変部の診断を支援することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図 1】第 1 実施形態の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。

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

【図 4】紫色光 V の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 6】血管抽出部の機能を示す説明図である。

【図 7】腺管抽出部の機能を示す説明図である。

【図 8】観察対象と血管指標及び腺管指標を表示する表示用の特殊画像を示す画像図である。

【図 9】パターン判定部が追加された特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 1 0】観察対象とパターン判定部での判定結果を表示する表示用の特殊画像を示す画像図である。

【図 1 1】パターン判定部、第 1 の病変判定部、境界部算出部、関心領域設定部が追加された特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 1 2】観察対象、第 1 の病変判定部での判定結果、関心領域 R O I を表示する表示用の特殊画像を示す画像図である。

【図 1 3】パターン判定部、第 2 の病変判定部、色調算出部が追加された特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 1 4】観察対象、第 2 の病変判定部での判定結果、関心領域 R O I を表示する表示用の特殊画像を示す画像図である。

10

【図 1 5】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 1 6】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 7】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 1 8】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 1 9】青紫色レーザ光のスペクトルを示すグラフである。

【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】回転フィルタを示す平面図である。

【図 2 2】第 4 実施形態のカプセル内視鏡システムの機能を示す図である。

【図 2 3】図 3 とは異なる紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の発光スペクトルを示すグラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【0019】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 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 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 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 1 6 と電氣的に接続される。内視鏡 1 2 は、被検体内に挿入される挿入部 1 2 a と、挿入部 1 2 a の基端部分に設けられた操作部 1 2 b と、挿入部 1 2 a の先端側に設けられる湾曲部 1 2 c 及び先端部 1 2 d を有している。操作部 1 2 b のアングルノブ 1 2 e を操作することにより、湾曲部 1 2 c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 1 2 d が所望の方向に向けられる。

30

【0020】

また、操作部 1 2 b には、アングルノブ 1 2 e の他、モード切替 S W 1 3 a、診断情報表示用 S W 1 3 b、ズーム操作部 1 3 c が設けられている。モード切替 S W 1 3 a は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、通常画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。特殊観察モードは、特殊画像をモニタ 1 8 上に表示するモードである。診断情報表示用 S W 1 3 b は特殊画像中に押圧操作したときに、特殊画像とともに、血管又は腺管に関する指標など病変部の診断を支援するための診断情報がモニタ 1 8 上に表示される。ズーム操作部 1 3 c はズームレンズ 4 7 (図 2 参照) をテレ位置とワイド位置との間で移動させることによって、モニタ 1 8 に表示中の観察対象を拡大又は縮小する。なお、通常観察モードの場合にも、診断情報表示用 S W 1 3 b を押圧操作したときに、診断情報をモニタ 1 8 に表示するようにしてもよい。

40

【0021】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 1 9 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (User Interface: ユーザーインターフェース) として機能する。なお、プロセッサ装置 1 6 には、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。

【0022】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 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

50

0 c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d、これら 4 色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動を制御する光源制御部 2 1、及び 4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d から発せられる 4 色の光の光路を結合する光路結合部 2 3 を備えている。光路結合部 2 3 で結合された光は、挿入部 1 2 a 内に挿通されたライトガイド (L G (Light Guide)) 4 1 及び照明レンズ 4 5 を介して、被検体内に照射される。なお、LED の代わりに、LD (Laser Diode) を用いてもよい。なお、本発明の「光源部」は 4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d に対応する。

【 0 0 2 3 】

図 3 に示すように、V-LED 2 0 a は、中心波長 405 ± 10 nm、波長範囲 380 ~ 420 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 2 0 b は、中心波長 460 ± 10 nm、波長範囲 420 ~ 500 nm の青色光 B を発生する。G-LED 2 0 c は、波長範囲が 480 ~ 600 nm に及ぶ緑色光 G を発生する。R-LED 2 0 d は、中心波長 620 ~ 630 nm で、波長範囲が 600 ~ 650 nm に及ぶ赤色光 R を発生する。なお、本発明の「400 ~ 420 nm の波長域を含む狭帯域光」は紫色光 V に対応する。

10

【 0 0 2 4 】

光源制御部 2 1 は、通常観察モード及び特殊観察モードのいずれの観察モードにおいても、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を点灯する。したがって、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R の 4 色の光が混色した光が、観察対象に照射される。また、光源制御部 2 1 は、通常観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が $V_c : B_c : G_c : R_c$ となるように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御する。一方、光源制御部 2 1 は、第 1 及び第 2 特殊観察モード時には、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R 間の光量比が $V_s : B_s : G_s : R_s$ となるように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御する。

20

【 0 0 2 5 】

なお、特殊観察モードのときには、図 4 に示すように、青色光 B、緑色光 G、及び赤色光 R は消灯して、紫色光 V のみを発するようにしてもよい。このように紫色光 V のみを観察対象に照明するようにすることで、血管や腺管のコントラストを向上させることができる。これにより、後述する血管指標や腺管指標の算出精度を高めることができるとともに、血管指標や腺管指標に基づく病変判定の精度も高めることができる。

【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、ライトガイド 4 1 は、内視鏡 1 2 及びユニバーサルコード (内視鏡 1 2 と光源装置 1 4 及びプロセッサ装置 1 6 とを接続するコード) 内に内蔵されており、光路結合部 2 3 で結合された光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 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 $105 \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125 \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5$ mm の細径なファイバケーブルを使用することができる。

30

【 0 0 2 7 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d には、照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b が設けられている。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 からの光が観察対象に照射される。撮像光学系 3 0 b は、対物レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、撮像センサ 4 8 を有している。観察対象からの反射光は、対物レンズ 4 6 及びズームレンズ 4 7 を介して、撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に観察対象の反射像が結像される。

40

【 0 0 2 8 】

撮像センサ 4 8 はカラーの撮像センサであり、被検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ 4 8 は、C C D (Charge Coupled Device) 撮像センサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 撮像センサ等であることが好ましい。本発明で用いられる撮像センサ 4 8 は、R (赤)、G (緑) 及び B (青) の 3 色の R G B 画像信号を得るためのカラーの撮像センサ、即ち、R フィルタが設けられた R 画素、G フィルタが設けられた G 画素、B フィルタが設けられた B 画素を備えた、いわゆる R G B 撮像センサである。

50

【0029】

なお、撮像センサ48としては、RGBのカラーの撮像センサの代わりに、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、いわゆる補色撮像センサであっても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるため、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必要がある。また、撮像センサ48はカラーフィルタを設けていないモノクロ撮像センサであっても良い。この場合、光源制御部21は青色光B、緑色光G、赤色光Rを時分割で点灯させて、撮像信号の処理では同時化処理を加える必要がある。

【0030】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（CDS（Correlated Double Sampling））や自動利得制御（AGC（Auto Gain Control））を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器（A/D（Analog/Digital）コンバータ）52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

10

【0031】

プロセッサ装置16は、受信部53と、DSP（Digital Signal Processor）56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、通常画像処理部62と、特殊画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は内視鏡12からのデジタルのRGB画像信号を受信する。R画像信号は撮像センサ48のR画素から出力される信号に対応し、G画像信号は撮像センサ48のG画素から出力される信号に対応し、B画像信号は撮像センサ48のB画素から出力される信号に対応している。

20

【0032】

DSP56は、受信した画像信号に対して、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、デモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ48の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたRGB画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のRGB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が整えられる。ゲイン補正処理後のRGB画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のRGB画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、画素補間処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。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。

30

【0033】

ノイズ除去部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理切替部60に送信される。なお、本発明の「画像信号取得部」は、受信部53と、DSP56と、ノイズ除去部58を含む構成に対応する。

40

【0034】

画像処理切替部60は、モード切替SW13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常画像処理部62に送信し、第1又は第2特殊観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0035】

通常画像処理部62は、RGB画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行う。色変換処理では、デジタルのRGB画像信号に対しては、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3次元LUT処理などを行い、色変換処理済みのRGB画像信号に変換する。次に、色変換処理済みのRGB画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。この色彩強調処理済みのRGB画像信号に対して、空間周波数強調等の構造強調処

50

理を行う。構造強調処理が施された R G B 画像信号は、表示用の通常画像の R G B 画像信号として、通常画像処理部 6 2 から映像信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 6 】

特殊画像処理部 6 4 は、表示用の特殊画像を生成するとともに、診断情報表示用 S W 1 3 b が操作されたときに、血管や腺管に関する指標など病変の診断を支援するための診断情報を加えた表示用の特殊画像を生成する。この特殊画像処理部 6 4 の詳細については後述する。この特殊画像処理部 6 4 で生成された表示用の特殊画像の R G B 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。なお、特殊画像処理部 6 4 においても、通常画像処理部 6 2 と同様に、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理を行うようにしてもよい。

【 0 0 3 7 】

映像信号生成部 6 6 は、通常画像処理部 6 2 又は特殊画像処理部 6 4 から入力された表示用の画像の R G B 画像信号を、モニタ 1 8 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号に基づいて、モニタ 1 8 は、通常画像、特殊画像を表示する。

【 0 0 3 8 】

図 5 に示すように、特殊画像処理部 6 4 は、切替部 6 8、血管抽出部 7 0、腺管抽出部 7 2、指標算出部 7 4、画像生成部 7 6 を備えている。切替部 6 8 は、診断情報表示用 S W 1 3 b が操作されていないときには、画像処理切替部 6 0 からの R G B 画像信号を画像生成部 7 6 にのみ送信する。一方、切替部 6 8 は、診断情報表示用 S W 1 3 b が操作されると、画像処理切替部 6 0 からの R G B 画像信号を画像生成部 7 6 だけでなく、血管抽出部 7 0 及び腺管抽出部 7 2 に送信する。

【 0 0 3 9 】

血管抽出部 7 0 は、切替部 6 8 からの R G B 画像信号のうち B 画像信号に対してブラックハットフィルタ処理を施して、B 画像信号から血管を抽出した血管画像信号を生成する。図 6 に示すように、血管抽出部 7 0 に入力する前の B 画像信号には、周辺の画素よりも画素値が小さい血管 V の画素の他に、周辺の画素よりも画素値が大きい腺管 S の画素が含まれている。この B 画像信号に対してブラックハットフィルタを施すことで、画素値が周辺の画素よりも小さい血管 V の画素のみが抽出された血管画像信号が得られる。一方、腺管抽出部 7 2 は、切替部 6 8 からの R G B 画像信号のうち B 画像信号に対してトップハットフィルタ処理を施す。このトップハットフィルタを施すことにより、図 7 に示すように、画素値が周辺の画素よりも大きい腺管 S の画素のみが抽出された腺管画像信号が得られる。

【 0 0 4 0 】

なお、血管抽出部 7 0 においては、B 画像信号に対してトップハットフィルタ処理を施した後に反転処理することで、上記と同様の血管画像信号を生成することが可能である。このように血管抽出部 7 0 と腺管抽出部 7 2 で同じトップハットフィルタ処理を行うことで、処理負担を軽減することが可能である。また、腺管抽出部 7 2 においては、B 画像信号にブラックハットフィルタ処理を施して反転処理することで、上記と同様の腺管画像信号を生成することができる。

【 0 0 4 1 】

指標算出部 7 4 は、血管画像信号から血管指標を算出する。血管指標としては、例えば、血管画像信号における単位面積当たりの血管の密度、血管画像信号上の血管パターンと正常時の血管パターンと相関係数、血管画像信号上の血管の走行方向、血管画像信号上の血管の周波数成分である。同様にして、指標算出部 7 4 は、腺管画像信号から腺管指標を算出する。腺管指標としては、例えば、腺管画像信号における単位面積当たりの腺管の密度、腺管画像信号上の腺管パターンと正常時の腺管パターンと相関係数、腺管画像信号上の腺管の走行方向、腺管画像信号上の腺管の周波数成分である。

【 0 0 4 2 】

なお、血管画像信号上の血管の走行方向や腺管画像信号上の腺管の走行方向は、例えば、血管画像信号や腺管画像信号にガボールフィルタを施すことで得ることができる。この

10

20

30

40

50

ガボールフィルタを用いた場合、全ての方向に成分を有しているときには、血管又は腺管はランダム走行とされる。また、血管画像信号上の血管の周波数成分や腺管画像信号上の腺管の周波数成分は、例えば、血管画像信号や腺管画像信号にフーリエ変換を施すことで得ることができる。

【0043】

画像生成部76は、切替部68からのRGB画像信号と血管指標及び腺管指標に基づいて、表示用の特殊画像を生成する。表示用の特殊画像としては、例えば、図8に示すように、血管Vや腺管Sなど観察対象の画像78を中央に表示するとともに、血管指標及び腺管指標79を右上に表示する。

【0044】

なお、指標算出部74で算出した血管指標及び腺管指標に基づいて、血管の形状や走行に関する血管パターン及び腺管の形状や走行に関する腺管パターンを判定してもよい。この場合には、図9に示すように、指標算出部74と画像生成部76との間に、パターン判定部80が設けられる。

【0045】

例えば、観察対象が胃である場合には、パターン判定部80では、血管指標から血管パターンが「正常」、「異常」、「消失」のいずれに該当するかを判定するとともに、腺管指標から腺管パターンが「正常」、「異常」、「消失」のいずれに該当するかを判定する。この「正常」、「異常」、「消失」は、それぞれ、VS classificationの「regular」、「irregular」、「absent」に相当する（例えば、「NBI内視鏡アトラス（編集：武藤学/八尾健史/佐野寧）（出版：南江堂）」の114、115頁参照）。パターン判定部80での判定結果82については、図10に示すように、血管Vや腺管Sなど観察対象の画像78とともに、表示用の特殊画像上に表示される。

【0046】

具体的には、パターン判定部80は、血管密度が一定値以下、もしくは血管の周波数成分の周波数成分が低周波成分のパワーしかない場合には、血管パターンは「消失」と判定される。また、パターン判定部80は、腺管密度が一定値以上かつ正常値と著しく異なる場合、「正常」の血管パターンとの相関係数が一定値以下の場合、血管の走行方向が「正常」の血管パターンの走行方向と一致しない場合のうちいずれか1つでも該当する場合には、血管パターンを「異常」と判定する。そして、パターン判定部80は、上記「消失」の条件、「異常」の条件のいずれにも該当しない場合に、血管パターンを「正常」と判定する。なお、腺管パターンの「消失」、「異常」、「正常」についても、血管パターンと同様の方法で、判定を行う。

【0047】

例えば、観察対象が大腸である場合には、パターン判定部80は、血管指標から血管パターンが「正常」、「異常1」、「異常2」、「消失」のいずれに該当するかを判定するとともに、腺管指標から腺管パターンが「正常」、「異常1」、「異常2」、「消失」のいずれに該当するかを判定する。これらのうち「異常1」、「異常2」、「消失」は、NICE（NBI International Colorectal Endoscopic classification）分類に従って分類される（例えば、上記の「NBI内視鏡アトラス」の164、165頁参照）。観察対象を大腸とした場合のパターン判定部80での判定結果については、上記と同様に、血管Vや腺管Sなど観察対象の画像とともに、表示用の特殊画像上に表示される。

【0048】

なお、血管パターンの「異常1」は、「血管が存在しない、若しくは病変を横切るように走行するレース状の孤立した血管」を示している。血管パターンの「異常2」は「白い腺管構造を取り囲む茶色の血管」を示している。血管パターンの「消失」は「血管が分裂又は消失した領域が存在すること」を示している。一方、腺管パターンの「異常1」は「それぞれのサイズが同である暗い又は白のスポットが存在する、若しくは同じような腺管構造が存在しない」ことを示している。腺管パターンの「異常2」は「茶色の血管によって囲まれる楕円、管状、若しくは分岐した白の腺管構造」を示している。腺管パターンの

「消失」は「無形化した、若しくは消失した腺管パターン」を示している。

【 0 0 4 9 】

なお、パターン判定部 8 0 での判定結果などを用いて、がんなどの病変が存在するか否かを判定するとともに、病変の領域を関心領域としてモニタ 1 8 上に表示するようにしてもよい。例えば、観察対象が胃である場合には、図 1 1 に示すように、パターン判定部 8 0 と画像生成部 7 6 との間に設けた第 1 の病変判定部 8 4 と関心領域設定部 8 6 と、指標算出部 7 4 と関心領域設定部 8 6 との間に設けた境界部算出部 8 8 を用いて、病変の判定及び関心領域の設定を行う。

【 0 0 5 0 】

第 1 の病変判定部 8 4 は、血管パターンと腺管パターンのいずれもが「正常」である場合に、「病変は存在しない」と判定する。この場合には、表示用の特殊画像上に、「病変は存在しない」旨が表示される。これに対して、病変判定部 8 4 は、血管パターンと腺管パターンのいずれか一方が「異常」又は「消失」である場合（即ち、「正常」でない場合）、「病変が存在する」と判定する。この場合には、図 1 2 に示すように、「病変が存在する可能性がある」ことを知らせる旨のガイダンス表示が表示用の特殊画像上に表示される。

10

【 0 0 5 1 】

また、境界部算出部 8 8 が、病変と非病変との境界を示す病変境界部（デマルケーションライン）を算出する。この境界部算出部 8 8 では、指標算出部 7 4 で算出した腺管指標のうち、例えば、腺管の密度分布及び／又は形状分布を用いて、腺管の密度分布及び／又は形状分布非連続点を算出する。非連続点は、腺管の密度及び／又は形状が急激に変化する部分であり、エッジ検出などによって算出することができる。そして、境界部算出部 8 8 は、算出した非連続点を連結して閉曲線を生成する。この生成された閉曲線が病変境界部となる。そして、関心領域設定部 8 6 は、境界部算出部 8 8 で算出した病変境界部を、病変が含まれる関心領域 R O I（Region Of Interest）として設定する。この設定された関心領域 R O I は、図 1 2 に示すように、観察対象の画像 9 0 とともに、表示用の特殊画像上に表示される。

20

【 0 0 5 2 】

また、観察対象が大腸である場合には、図 1 3 に示すように、色調算出部 9 2 と、第 2 病変判定部 9 4 とを用いて、病変の判定を行う。色調算出部 9 2 は第 2 切替部 6 8 からの R G B 画像信号を受信し、この受信した R G B 画像信号に基づいて、観察対象の色調を算出する。また、色調算出部 9 2 では、算出した色調を、「周囲と同等もしくは明るい」を色調 1 として、「周囲の色と比較して茶色」を色調 2 として、「周囲より茶色で明るい」を色調 3 として分類する。

30

【 0 0 5 3 】

第 2 の病変判定部 9 4 はパターン判定部 8 0 と画像生成部 7 6 との間に設けられている。この第 2 の病変判定部 9 4 では、血管パターンと腺管パターンのいずれもが「正常」である場合に、「病変は存在しない」と判定する。この場合には、表示用の特殊画像上に、「病変は存在しない」旨が表示される。これに対して、第 2 の病変判定部 9 4 は、血管パターンと腺管パターンのいずれか一方が「異常 1」、「異常 2」、又は「消失」である場合に、「病変が存在する」と判定する。このように「病変が存在する」と判定した場合には、更に、第 2 の病変判定部 9 4 は、パターン判定部 8 0 での判定結果と色調算出部 9 4 で算出した色調も加えて、病変のタイプを判別する。病変のタイプは、「タイプ 1」、「タイプ 2」、「タイプ 3」からなり、以下の表 1 に従って、分類される。

40

【表 1】

	病変のタイプ		
	タイプ 1	タイプ 2	タイプ 3
色調	色調 1	色調 2	色調 3
血管	異常 1	異常 2	消失
腺管	異常 1	異常 2	消失

10

なお、観察対象が大腸である場合においても、血管指標又は腺管指標が特定の条件を満たす領域を、病変が含まれる関心領域 R O I (Region Of Interest) として、表示用の特殊画像上に表示するようにしてもよい。

【0054】

次に、本発明の一連の流れについて、図 15 に示すフローチャートを用いて説明する。まず、通常モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など病変の可能性がある部位（病変可能性部位）を検出したときには、ズーム操作部 13c を操作して、その病変可能性部位を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 SW 13a を操作して、特殊モードに切り替える。これにより、特殊画像がモニタ 18 に表示される。

20

【0055】

そして、特殊画像の表示中に、病変可能性部位が病変かどうかを血管 V と腺管 S の状態から診断するために、診断情報表示用 SW 13b を操作する。この操作に応じて、血管抽出部 70 が特殊画像の B 画像信号にブラックハットフィルタ処理を施すことにより、血管 V を抽出した血管画像信号を生成する。また、腺管抽出部 72 が特殊画像の B 画像信号にトップハットフィルタ処理を施すことにより、腺管 S を抽出した腺管画像信号を生成する。そして、指標算出部 74 が、血管画像信号から血管指標を算出するとともに、腺管画像信号から腺管指標を算出する。算出した血管指標と腺管指標は、血管 V と腺管 S を含む観察対象とともに、モニタ 18 に表示される。

30

【0056】

以上のように、拡大観察中において、血管 V 及び腺管 S に関する血管密度や腺管密度など客観的な血管指標及び腺管指標をモニタ 18 上に表示することで、血管パターンや腺管パターンの観察に熟練していないドクターであっても、確実に病変部の診断を行うことができるようになる。

【0057】

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の LED 20a ~ 20d 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。それ以外については、第 1 実施形態と同様である。

40

【0058】

図 16 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 において、4 色の LED 20a ~ 20d 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（図 16 では「445LD」と表記）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（図 16 では「405LD」と表記）106 とが設けられている。これら各光源 104、106 の半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。なお、本発明の「400 ~ 420 nm の波長域を含む狭帯域光」は青紫色レーザ光に対応する。

【0059】

50

光源制御部 108 は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源 104 を駆動させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、青色レーザ光源 104 と青紫色レーザ光源 106 の両方を駆動させるとともに、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。以上の各光源 104、106 から出射されるレーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器などの光学部材（いずれも図示せず）を介して、ライトガイド（LG）41 に入射する。

【0060】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は $\pm 10\text{nm}$ 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、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【0061】

照明光学系 30a には、照明レンズ 45 の他に、ライトガイド 41 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 に、青色レーザ光が照射されることで、蛍光体 110 から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザ光は、そのまま蛍光体 110 を透過する。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 45 を介して、検体内に照射される。なお、本発明の「光源部」は、青色レーザ光源 104、青紫色レーザ光源 106、蛍光体 110 を含む構成に対応する。

【0062】

ここで、通常観察モードにおいては、主として青色レーザ光が蛍光体 110 に入射するため、図 17 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白色光が、観察対象に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、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 18 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光が、検体内に照射される。

【0063】

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の蛍光体（例えば YAG 系蛍光体、或いは BaMgAl₁₀O₁₇）等の蛍光体）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。

【0064】

なお、特殊観察モードのときには、図 19 に示すように、青色レーザ光は消灯して、青紫色レーザ光のみを発するようにしてもよい。この青紫色レーザ光のみを観察対象に照明するようにすることで、血管や腺管のコントラストを向上させることができる。これにより、上述した血管指標や腺管指標の算出精度を高めることができるとともに、血管指標や腺管指標に基づく病変判定の精度も高めることができる。

【0065】

〔第 3 実施形態〕

第 3 実施形態では、第 1 実施形態で示した 4 色の LED 20a～20d の代わりに、キセノンランプなど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 48 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。

【0066】

図 20 に示すように、第 3 実施形態の内視鏡システム 200 では、光源装置 14 において、4 色の LED 20a～20d に代えて、広帯域光源 202、回転フィルタ 204、フィルタ切替部 205 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

10

20

30

40

50

サ４８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２０６が設けられている。なお、本発明の「光源部」は広帯域光源２０２、回転フィルタ２０４を含む構成に対応する。

【００６７】

広帯域光源２０２はキセノンランプ、白色ＬＥＤなどであり、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、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ２０８と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ２０９とを備えている（図２１参照）。フィルタ切替部２０５は、回転フィルタ２０４を径方向に移動させるものであり、モード切替ＳＷ１３ａにより通常観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の通常観察モード用フィルタ２０８を白色光の光路に挿入し、特殊観察モードにセットされたときに、回転フィルタ２０４の特殊観察モード用フィルタ２０９を白色光の光路に挿入する。

10

【００６８】

図２１に示すように、通常観察モード用フィルタ２０８には、周方向に沿って、白色光のうち青色光を透過させるＢフィルタ２０８ａ、白色光のうち緑色光を透過させるＧフィルタ２０８ｂ、白色光のうち赤色光を透過させるＲフィルタ２０８ｃが設けられている。したがって、通常観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、青色光、緑色光、赤色光が交互に観察対象に照射される。

【００６９】

特殊観察モード用フィルタ２０９には、周方向に沿って、白色光のうちと青色光と異なる帯域の特殊青色光を透過させるＢフィルタ２０９ａと、白色光のうち緑色光と異なる帯域の特殊緑色光を透過させるＧフィルタ２０９ｂ、白色光のうち赤色光と異なる帯域の特殊赤色光を透過させるＲフィルタ２０９ｃが設けられている。したがって、特殊観察モード時には、回転フィルタ２０４が回転することで、特殊青色光、特殊緑色光、特殊赤色光が交互に観察対象に照射される。

20

【００７０】

内視鏡システム２００では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、ＲＧＢの３色の画像信号が得られる。そして、それらＲＧＢ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、通常画像が生成される。

30

【００７１】

一方、特殊観察モード時には、特殊青色光、特殊緑色光、特殊赤色光が観察対象に照射される毎にモノクロの撮像センサ２０６で検体内を撮像する。これにより、ＲＧＢの３色の画像信号が得られる。これら３色のＲＧＢ画像信号のうち少なくとも１色の画像信号に基づいて、特殊画像の生成が行われる。それ以外については、第１実施形態と同様の方法で特殊画像の生成が行われる。

【００７２】

なお、特殊観察モードのときには、回転フィルタ２０４のＢフィルタ２０９ａに固定して、特殊青色光のみを発するようにしてもよい。この場合、狭帯域の特殊青色光（本発明の「４００～４２０nmの波長域を含む狭帯域光」に対応する）のみを観察対象に照明するようにすることで、血管や腺管のコントラストを向上させることができる。これにより、上述した血管指標や腺管指標の算出精度を高めることができるとともに、血管指標や腺管指標に基づく病変判定の精度も高めることができる。

40

【００７３】

[第４実施形態]

第４実施形態では、挿入型の内視鏡１２及び光源装置１４に代えて、飲み込み式のカプセル内視鏡を用いて、通常画像、特殊画像の生成に必要なＲＧＢ画像信号を取得する。

【００７４】

図２２に示すように、第４実施形態のカプセル内視鏡システム３００は、カプセル内視鏡３０２と、送受信アンテナ３０４と、カプセル用受信装置３０６と、プロセッサ装置１

50

6と、モニタ18を備えている。カプセル内視鏡302は、LED302aと、撮像センサ302bと、画像処理部302cと、送信アンテナ302dとを備えている。なお、プロセッサ装置16は第1実施形態と同様であるが、第4実施形態では、通常観察モード、特殊観察モードに切り替えるためのモード切替SW308、診断情報表示用SW310が新たに設けられている。

【0075】

LED302aは、白色光を発するものであり、カプセル内視鏡302内に複数設けられている。ここで、LED302aとしては、青色光源と、この青色光源からの光を波長変換して蛍光を発する蛍光体とを備える白色LEDなどを用いることが好ましい。LEDに代えて、LD(Laser Diode)を用いてもよい。LED302aから発せられた白色光は、観察対象に対して照明される。なお、本発明の「光源部」はLED302aに対応する。

10

【0076】

撮像センサ302bはカラーの撮像センサであり、白色光で照明された観察対象を撮像して、RGBの画像信号を出力する。ここで、撮像センサ302bとしては、CCD(Charge Coupled Device)撮像センサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)撮像センサを用いることが好ましい。撮像センサ302bから出力されたRGB画像信号は、画像処理部302cで、送信アンテナ302dで送信可能な信号にするための処理が施される。画像処理部302cを経たRGB画像信号は、送信アンテナ302dから、無線で送受信アンテナ304に送信される。

20

【0077】

送受信アンテナ304は被検者の体に貼り付けられており、送信アンテナ302dからのRGB画像信号を受信する。送受信アンテナ304は、受信したRGB画像信号を、無線でカプセル用受信装置306に送信する。カプセル用受信装置306はプロセッサ装置16の受信部53と接続されており、送受信アンテナ304からのRGB画像信号を受信部53に送信する。

【0078】

なお、上記実施形態では、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図23に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する一方で、紫色光V^{*}については、中心波長410～420nmで、図3の紫色光Vよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。また、青色光B^{*}については、中心波長445～460nmで、図3の青色光Bよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

30

【0079】

なお、本発明は、第1～第3実施形態のような内視鏡システムや第4実施形態のようなカプセル内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置の他、各種の医用画像処理装置に対して適用することが可能である。

【符号の説明】

【0080】

10, 100, 200 内視鏡システム

40

70 血管抽出部

72 腺管抽出部

74 指標算出部

76 画像生成部

80 パターン判定部

84 第1の病変判定部

86 関心領域設定部

88 境界部算出部

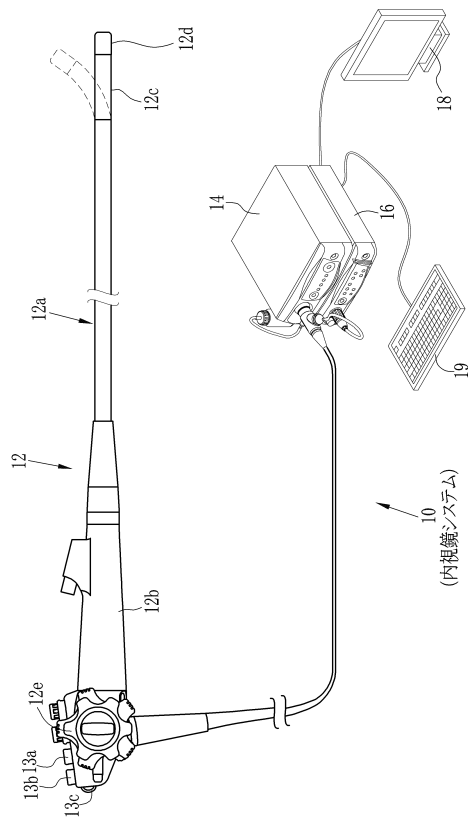
92 色調算出部

94 第2の病変判定部

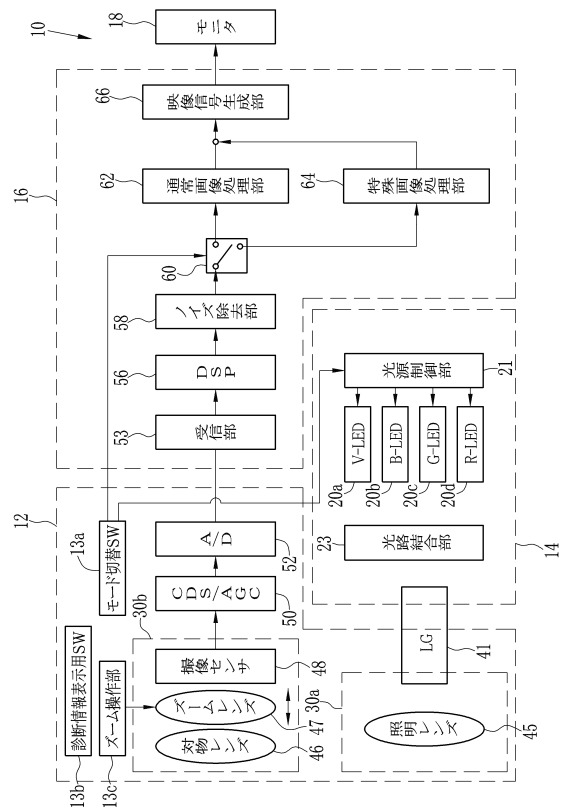
50

3 0 0 カプセル内視鏡システム

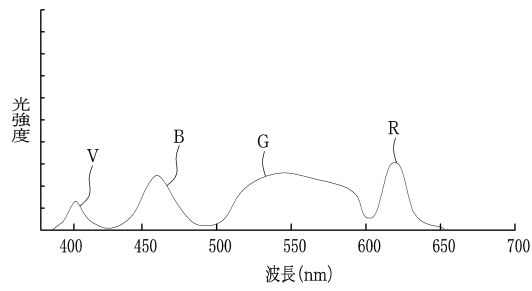
【図 1】



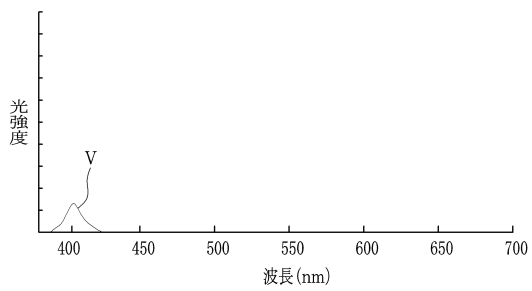
【図 2】



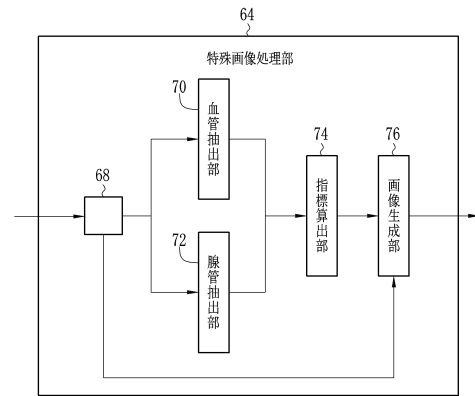
【図 3】



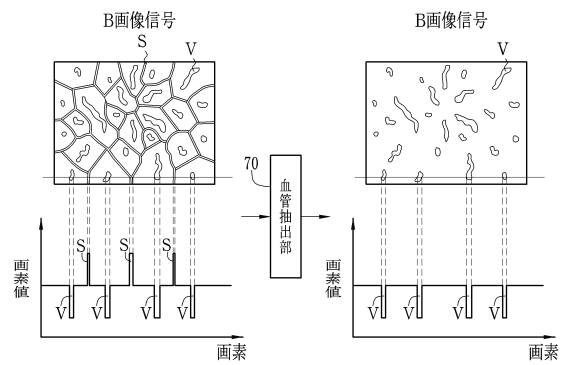
【図 4】



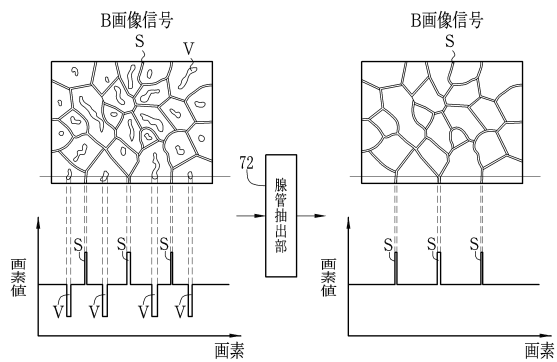
【図 5】



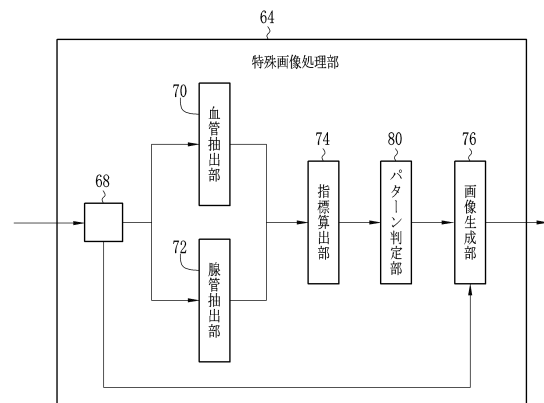
【図 6】



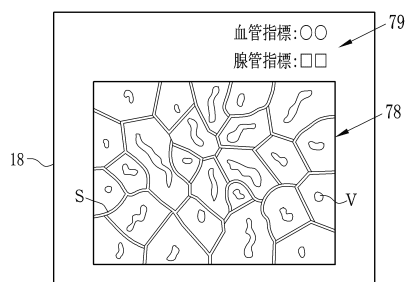
【図 7】



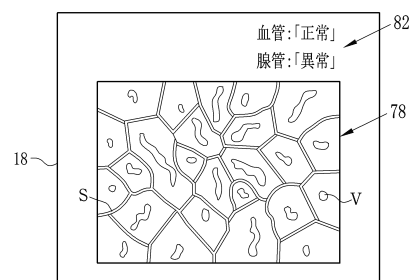
【図 9】



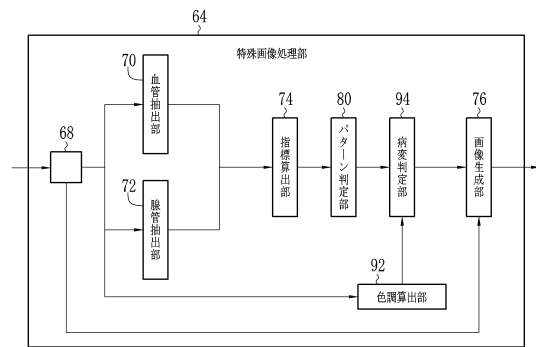
【図 8】



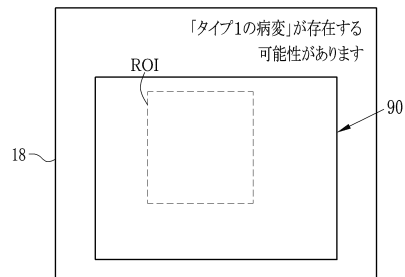
【図 10】



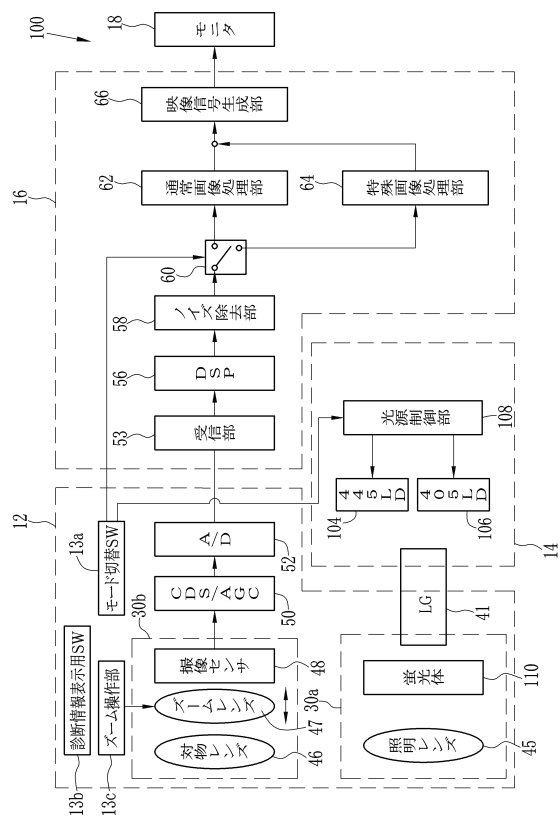
【 図 1 3 】



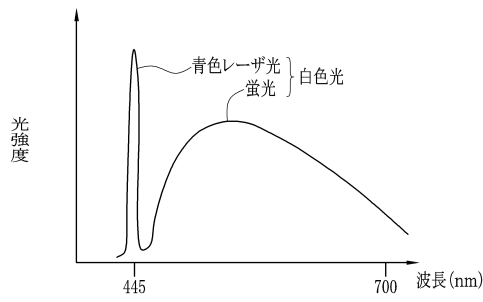
【 図 1 4 】



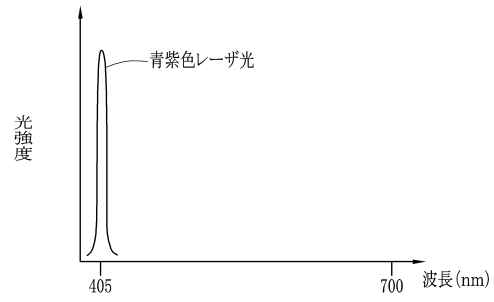
【 図 1 6 】



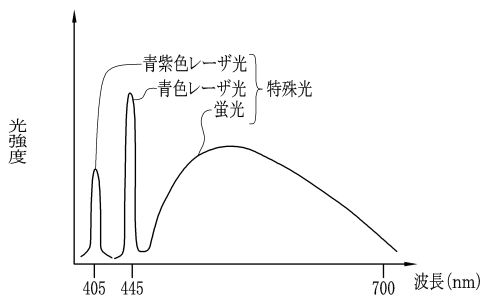
【図 17】



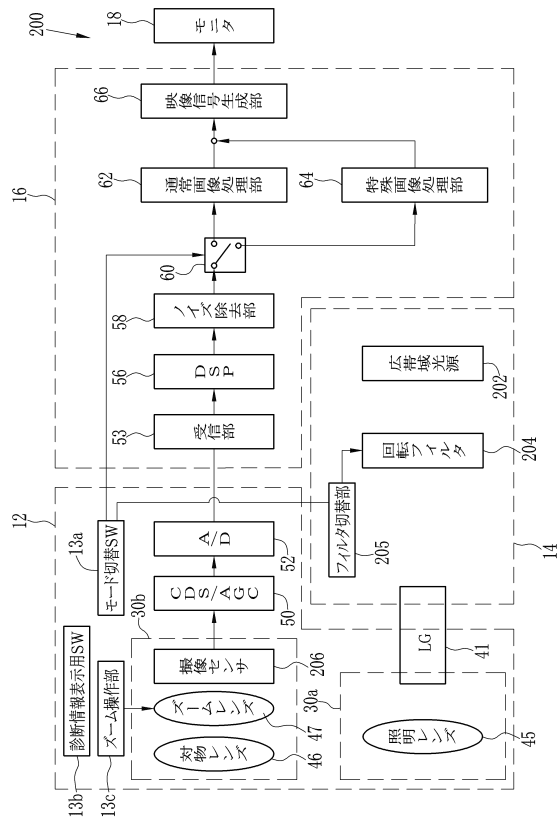
【図 19】



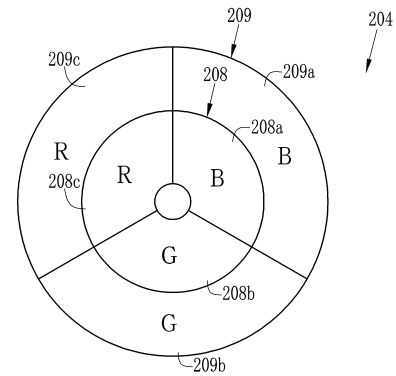
【図 18】



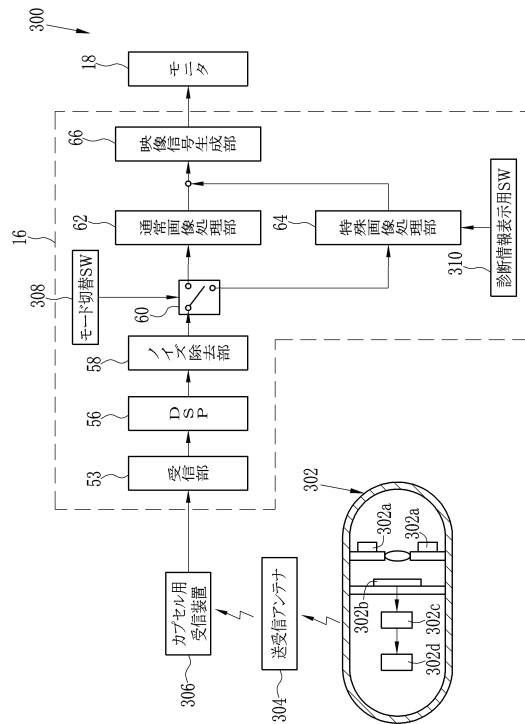
【図 20】



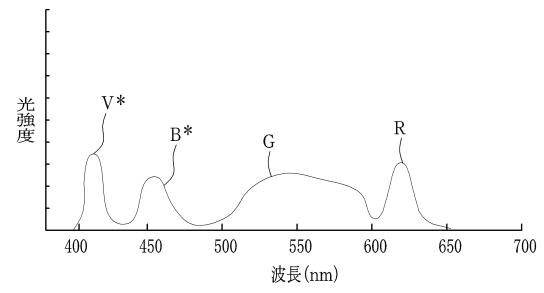
【図 21】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特許第5435746(JP, B2)
国際公開第2014/132741(WO, A1)
特開2007-061638(JP, A)
特開2011-218135(JP, A)
特開2005-192880(JP, A)
特開2014-166298(JP, A)

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

专利名称(译)	处理器设备，内窥镜系统，处理器设备的操作方法和程序		
公开(公告)号	JP6259747B2	公开(公告)日	2018-01-10
申请号	JP2014201749	申请日	2014-09-30
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	白石泰士		
发明人	白石 泰士		
IPC分类号	A61B1/045		
FI分类号	A61B1/045.616 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/045.615		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA04 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/WW08 4C161/WW13 4C161/WW15 4C161/WW18		
其他公开文献	JP2016067706A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供处理器设备，内窥镜系统，处理器设备的操作方法，以及用于支持基于血管和管道诊断病变的程序。种类代码：A1获取通过对观察目标成像而获得的RGB图像信号。并且从RGB图像信号中的B图像信号中提取血管以产生血管图像信号。并且从RGB图像信号的B图像信号中提取腺体管道以产生腺体管道图像信号。根据血管图像信号计算血管指数，并根据管道图像信号计算管道指示器。使用血管指数和导管道指数，除了观察目标78之外，还生成包括血管指数和导管道指数79的用于显示的特殊图像。点域8

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6259747号 (P6259747)
(45) 発行日 平成30年1月10日 (2018. 1. 10)	(24) 登録日 平成29年12月15日 (2017. 12. 15)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	F 1 A 6 1 B 1/045 6 1 6 A 6 1 B 1/045 6 1 8 A 6 1 B 1/045 6 2 2	
請求項の数 19 (全 21 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-201749 (P2014-201749) (22) 出願日 平成26年9月30日 (2014. 9. 30) (65) 公開番号 特開2016-67706 (P2016-67706A) (43) 公開日 平成28年5月9日 (2016. 5. 9) 審査請求日 平成28年8月3日 (2016. 8. 3)	(73) 特許権者 306037311 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 白石 泰士 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 審査官 森川 能匡	最終頁に続く
(54) 【発明の名称】 プロセッサ装置、内視鏡システム、プロセッサ装置の作動方法、及びプログラム		