

(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2014-64861

(P2014-64861A)

(43) 公開日 平成26年4月17日 (2014. 4. 17)

(51) Int.Cl.	F I	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
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-220933 (P2012-220933)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成24年10月3日 (2012. 10. 3)		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2011-225142 (P2011-225142)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(32) 優先日	平成23年10月12日 (2011. 10. 12)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	山口 博司 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
(31) 優先権主張番号	特願2012-193909 (P2012-193909)	(72) 発明者	小澤 聡 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
(32) 優先日	平成24年9月4日 (2012. 9. 4)		
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	飯田 孝之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

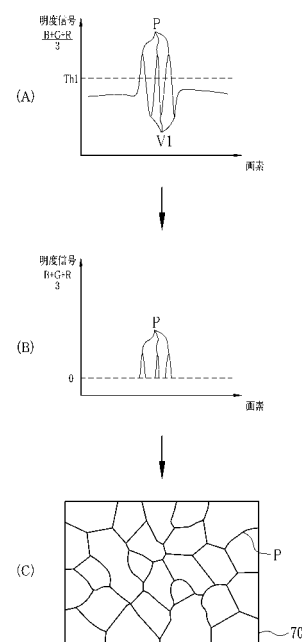
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸の
みを明瞭化する。

【解決手段】白色光Wで照明された被検体をカラーのC
C D 4 4で撮像することにより、青色信号B、緑色信号
G、赤色信号Rを得る。これら信号B、G、Rに基づい
て、被検体の平均的な明るさを示す明度信号I ($(B +$
 $G + R) / 3$) を生成する。明度信号Iのうち一定の閾
値Th1を超える画素領域をピットパターンなどの表層
微細構造Pとして抽出する。表層微細構造Pが抽出され
た表層微細構造画像70はモニタ14に表示される。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を撮像することにより、画像信号を取得する画像信号取得手段と、
前記画像信号から前記被検体上の凹凸情報のみを抽出して、凹凸画像を生成する凹凸画像生成手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記凹凸画像生成手段は、
前記画像信号から生体組織表層の微細構造のみを抽出した微細構造画像を、前記凹凸画像として生成する微細構造画像生成部を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

10

【請求項 3】

前記画像信号は互いに異なる波長成分の情報を有する複数色の画像信号から構成され、
前記微細構造画像生成部は、
前記複数色の画像信号に基づいて、前記被検体の平均的な明るさを示す明度信号を生成する第 1 明度信号生成部と、
前記明度信号のうち画素値が一定の閾値を超える画素領域を微細構造として抽出することにより、前記微細構造画像を生成する第 1 画像生成部とを有することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記微細構造画像には高周波の周波数フィルタリングが施されることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記凹凸画像生成手段は、
前記画像信号から生体組織表層から中深層にかけて厚みを帯びた肥厚のみを抽出した肥厚画像を、前記凹凸画像として生成する肥厚画像生成部を有することを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記画像信号は互いに異なる波長成分の情報を有する複数色の画像信号から構成され、
前記肥厚画像生成部は、
前記複数色の画像信号に基づいて、前記被検体の平均的な明るさを示す明度信号を生成する第 2 明度信号生成部と、
前記明度信号のうち画素値が一定の範囲内にある画素領域を肥厚として抽出することにより、前記肥厚画像を生成する第 2 画像生成部とを有することを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 7】

前記一定の範囲の下限値は、前記被検体の血管部分の画素値よりも大きいことを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記肥厚画像には低～中周波の周波数フィルタリングが施されることを特徴とする請求項 6 または 7 記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

前記被検体の撮像は、色分離フィルタが設けられた複数色の画素を有するカラーの撮像素子によって行うことを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

複数色の光を被検体に順次照射する照明手段を備え、
前記被検体の撮像は、前記照明手段で順次照射される毎に、モノクロの撮像素子で行うことを特徴とする請求項 1 ないし 8 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記凹凸画像を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 10 いずれ

50

か 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

被検体を撮像素子で撮像することにより画像信号を取得し、

前記画像信号から前記被検体上の凹凸情報のみを抽出した凹凸画像を、凹凸画像生成手段によって生成することを特徴とする画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体組織上に形成されるピットパターンなどの微細構造や肥厚などの凹凸パターンを明瞭に観察することができる内視鏡システム及び画像生成方法に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、内視鏡装置を用いた診断等が広く行われている。この内視鏡診断では、被検体内の照明光として広帯域光の白色光を用いる通常光観察の他、特定波長の特殊光を照明光として用いることによって、ガンなどの病変部を他の部位よりも明瞭化したり、また、病変部の位置や大きさを直感的に把握し易くする特殊光観察も行われるようになってきている。

【0003】

例えば、特許文献 1 では、生体組織の深さ方向への深達度及び血中ヘモグロビンの吸光特性が波長依存性を有すること利用し、短波長の青色狭帯域光で、生体組織表層に形成される微細血管やピットパターンなどの微細構造の明瞭化するとともに、青色狭帯域光よりも長波長の緑色狭帯域光で、生体組織の中深層に位置する太い血管を明瞭化している。これら表層～中深層の血管や表層微細構造は、ガンの鑑別や深達度診断をする際の重要な手がかりとなることから、青色狭帯域光や緑色狭帯域光で明瞭化することによって、鑑別等の精度を飛躍的に向上させることができる。

20

【0004】

また、特許文献 2 では、自家蛍光を励起するための励起光を生体組織に照射したときには、ガンなどの病変によって肥厚している病変部位から発せられる自家蛍光は、肥厚していない正常部位からの自家蛍光よりも光量が減少するという特性を利用することで、病変部位と正常部位との境界の明確化を図っている。このように病変部位との境界を明確化することで、スクリーニング時のように遠景状態から観察を行う場合に、病変部の位置や大きさの把握が容易になる。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 7 0 0 0 9 号公報

【特許文献 2】特開平 8 - 2 5 2 2 1 8 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

40

近年では、ガンの鑑別方法や深達度診断の方法は多岐にわたっている。したがって、表層微細血管や中深層血管などの血管パターンと、表層微細構造や肥厚などの凹凸パターンの両方から、ガン診断を行う場合の他、凹凸パターンのみに着目して診断を行う場合もある。このように凹凸パターンのみに着目して診断を行う場合には、凹凸パターンの視認性を向上させる一方で、血管パターンの視認性を低下させる必要がある。

【0007】

この凹凸パターンのみの明瞭化については、特許文献 1 には記載及び示唆がない。また、特許文献 2 によれば、凹凸パターンのうち肥厚の明瞭化を行うことができる。しかしながら、肥厚の検出に用いる自家蛍光は微弱であるため、これを感度良く捉えるためには、E M C C D のような高感度の撮像素子が別途必要となってしまう。

50

【 0 0 0 8 】

本発明は、表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸のみを明瞭化することができる内視鏡システム及び画像生成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】

【 0 0 0 9 】

本発明の内視鏡システムは、被検体を撮像することにより、画像信号を取得する画像信号取得手段と、画像信号から被検体上の凹凸情報のみを抽出して、凹凸画像を生成する凹凸画像生成手段とを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

凹凸画像生成手段は、画像信号から生体組織表層の微細構造のみを抽出した微細構造画像を、凹凸画像として生成する微細構造画像生成部を有することが好ましい。画像信号は互いに異なる波長成分の情報を有する複数色の画像信号から構成され、微細構造画像生成部は、複数色の画像信号に基づいて、被検体の平均的な明るさを示す明度信号を生成する第1明度信号生成部と、明度信号のうち画素値が一定の閾値を超える画素領域を微細構造として抽出することにより、微細構造画像を生成する第1画像生成部とを有することが好ましい。微細構造画像には高周波の周波数フィルタリングが施されることが好ましい。

10

【 0 0 1 1 】

凹凸画像生成手段は、画像信号から生体組織表層から中深層にかけて厚みを帯びた肥厚のみを抽出した肥厚画像を、凹凸画像として生成する肥厚画像生成部を有することが好ましい。画像信号は互いに異なる波長成分の情報を有する複数色の画像信号から構成され、肥厚画像生成部は、複数色の画像信号に基づいて、被検体の平均的な明るさを示す明度信号を生成する第2明度信号生成部と、明度信号のうち画素値が一定の範囲内にある画素領域を肥厚として抽出することにより、肥厚画像を生成する第2画像生成部とを有することが好ましい。一定の範囲の下限値は、被検体の血管部分の画素値よりも大きいことが好ましい。肥厚画像には低～中周波の周波数フィルタリングが施されることが好ましい。

20

【 0 0 1 2 】

被検体の撮像は、色分離フィルタが設けられた複数色の画素を有するカラーの撮像素子によって行うことが好ましい。複数色の光を被検体に順次照射する照明手段を備え、被検体の撮像は、照明手段で順次照射される毎に、モノクロの撮像素子で行うことが好ましい。凹凸画像を表示する表示手段を備えることが好ましい。

30

【 0 0 1 3 】

本発明の画像生成方法は、被検体を撮像素子で撮像することにより画像信号を取得し、画像信号から被検体上の凹凸情報のみを抽出した凹凸画像を、凹凸画像生成手段によって生成することを特徴とする。

【発明の効果】

【 0 0 1 4 】

本発明によれば、凹凸画像生成手段で得られる凹凸画像は、画像信号から被検体上の凹凸情報のみを抽出して生成された画像であるため、この凹凸画像においては、微細血管などの血管パターンではなく、表層微細構造や肥厚などの生体組織上の凹凸パターンのみが明瞭化している。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 5 】

【図1】第1実施形態の内視鏡システムを示す図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図3】励起光により励起発光する白色光Wの発光スペクトルを示すグラフである。

【図4A】ズームレンズがワイド位置にあるときに撮像された非拡大画像を表す図である。

【図4B】ズームレンズがテレ位置にあるときに撮像された拡大画像を表す図である。

【図5】R色、G色、B色のカラーフィルターの分光透過率を示すグラフである。

【図6A】第1実施形態における通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モー

50

ド時のＣＣＤの撮像制御を説明するための図である。

【図６Ｂ】第１実施形態における表層微細構造観察モード、微細構造・血管観察モード時のＣＣＤの撮像制御を説明するための図である。

【図７】特殊光画像生成部の内部構成を示す図である。

【図８】表層微細構造画像の生成方法を説明するための図である。

【図９】表層微細構造強調画像を表す図である。

【図１０】肥厚画像の生成方法を説明するための図である。

【図１１】肥厚、肥厚でない部位、中深層血管からの反射光Ｒ１、Ｒ２、Ｒ３を表す図である。

【図１２】肥厚強調画像を表す図である。

10

【図１３】輝度比Ｂ／Ｇと血管深さとの関係を示すグラフである。

【図１４】Ｂ／Ｇ画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図１５】表層血管抽出画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図１６】中深層血管画像の一部の輝度分布を表すグラフである。

【図１７】微細構造・血管強調画像を表す図である。

【図１８】肥厚・血管強調画像を表す図である。

【図１９】表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モードにおける一連の流れを表したフローチャートである。

【図２０】肥厚観察モード又は肥厚・血管観察モードにおける一連の流れを表したフローチャートである。

20

【図２１】第２実施形態の内視鏡システムの内部構成を示す図である。

【図２２】ロータリフィルタを示す図である。

【図２３】Ｂフィルタ、Ｇフィルタ、Ｒフィルタの分光透過率と、広帯域光ＢＢ及び青色狭帯域光ＢＮの発光強度を示すグラフである。

【図２４Ａ】第２実施形態における通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モード時のＣＣＤの撮像制御を説明するための図である。

【図２４Ｂ】第２実施形態における表層微細構造観察モード、微細構造・血管観察モード時のＣＣＤの撮像制御を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１６】

30

図１及び図２に示すように、第１実施形態の内視鏡システム１０は、被検体内を撮像する電子内視鏡１１と、電子内視鏡１１で撮像した画像に各種画像処理を施すプロセッサ装置１２と、被検体を照明する光を電子内視鏡１１に供給する光源装置１３と、プロセッサ装置１２で各種画像処理が施された画像を表示するモニタ１４とを備えている。

【００１７】

電子内視鏡１１は、被検体内に挿入される可撓性の挿入部１６と、挿入部１６の基端部分に設けられた操作部１７と、操作部１７とプロセッサ装置１２及び光源装置１３との間を連結するユニバーサルコード１８とを備えている。挿入部１６の先端には、複数の湾曲部を連結した湾曲部１９が形成されている。湾曲部１９は、操作部１７のアングルノブ２１を操作することにより、上下左右方向に湾曲動作する。湾曲部１９の先端には、体腔内撮影用の光学系等を内蔵した先端部１６ａが設けられている。先端部１６ａは、湾曲部１９の湾曲動作によって被検体内の所望の方向に向けられる。

40

【００１８】

また、操作部１７には、各種モードに切り替えるためのモード切替ＳＷ１５が設けられている。各種モードは、白色光で照明された被検体を撮像することで得られる通常光画像をモニタ１４に表示する通常観察モードと、生体組織の表層上に形成された微細構造を強調した表層微細構造強調画像をモニタ１４に表示する表層微細構造観察モードと、生体組織において表層から中深層にかけて厚みを帯びた肥厚を強調した肥厚強調画像をモニタ１４に表示する肥厚観察モードと、表層微細構造とともに特定の深さに位置する血管を強調した微細構造・血管強調画像をモニタ１４に表示する微細構造・血管観察モードと、肥厚

50

とともに特定深さに位置する血管を強調した肥厚・血管強調画像をモニタ 14 に表示する肥厚・血管観察モードの合計 5 つのモードで構成される。

【0019】

ユニバーサルコード 18 には、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 側にコネクタ 24 が取り付けられている。コネクタ 24 は、通信用コネクタと光源用コネクタからなる複合タイプのコネクタであり、電子内視鏡 11 は、このコネクタ 24 を介して、プロセッサ装置 12 および光源装置 13 に着脱自在に接続される。

【0020】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、特定波長の励起光 EL を発する励起光光源 30 と、青色帯域において特定波長に狭帯域化された青色狭帯域光 BN を発する青色狭帯域光源 31 と、励起光光源 30 からの励起光 EL が入射する励起光用光ファイバ 35 と、青色狭帯域光源 31 からの青色狭帯域光 BN が入射する青色狭帯域光用光ファイバ 36 と、これら光ファイバ 35, 36 と電子内視鏡内のライトガイド 43 とを光学的に連結するカプラー 37 と、励起光光源 30 及び青色狭帯域光源 31 の ON・OFF を切り替えるための光源切替部 39 とを備えている。

10

【0021】

励起光光源 30 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、図 3 に示すように、中心波長 445 nm の励起光 EL を発する。この励起光 EL は、励起光用光ファイバ 35、カプラー 37 及びライトガイド 43 を介して、電子内視鏡 11 の先端部 16a に設けられた蛍光体 40 に照射される。蛍光体 40 では、励起光 EL の一部を吸収して緑色～赤色の蛍光 FL を励起発光する複数種の蛍光物質（例えば YAG 系蛍光物質、或いは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光物質) を含んで構成される。蛍光体 40 で励起発光した蛍光 FL は、蛍光体 40 により吸収されず透過した励起光 EL と合波することで、白色光 W が生成される。

20

【0022】

青色狭帯域光源 31 はレーザーダイオードなどの半導体光源で構成され、中心波長 405 nm の青色狭帯域光 BN を発する。この青色狭帯域光 BN は、生体組織の表層にまで深達度を有していることから、ピットパターンなどの生体組織の表層微細構造を明るく光らせるために用いられる。

【0023】

光源切替部 39 はプロセッサ装置内のコントローラ 59 に接続されており、設定されているモードに応じて、励起光光源 30 及び青色狭帯域光源 31 の ON (点灯)、OFF (消灯) に切り替える。通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30 が常時 ON にされる一方で、青色狭帯域光源 31 は常時 OFF にされる。したがって、被検体には白色光 W のみが常時照射される。一方、表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モードに設定されている場合には、励起光光源 30 が常時 ON にされる一方で、青色狭帯域光源 31 は 1 フレームおきに ON・OFF が切り替えられる。これにより、白色光 W のみの照射と、白色光 W 及び青色狭帯域光 BN の同時照射とが、1 フレームおきに交互に繰り返される。

30

【0024】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、CCD 44、アナログ処理回路 45 (AFE: Analog Front End)、撮像制御部 46、倍率制御部 47 を備えている。ライトガイド 43 は大口径光ファイバ、バンドルファイバなどであり、入射端が光源装置内のカプラー 37 に挿入されており、出射端が蛍光体 40 に向けられている。ライトガイド 43 内で導光された光は、蛍光体 40、照射レンズ 48b、及び照明窓 49 を通して、被検体内に照射される。観察窓 50 は、被検体からの戻り光を受光する。受光した光は、集光レンズ 51 及びズームレンズ 48a を介して CCD 44 に入射する。

40

【0025】

ズームレンズ 48a には、このズームレンズ 48a を光軸方向に移動させるアクチュエータ 48c が取り付けられている。アクチュエータ 48c は、コントローラ 59 に接続さ

50

れた倍率制御部 47 によって駆動制御される。倍率制御部 47 は、ズーム操作部 20 で設定された倍率に応じた位置にズームレンズ 48a が移動するように、アクチュエータ 48c を制御する。スクリーニング時のように、被検体内の全体的な様子を観察する必要がある場合には、ズームレンズ 48a をワイド位置にセットして、図 4A のような非拡大画像をモニタ 14 に表示させる。一方、癌の鑑別診断時のように、観察部位の詳細構造を観察する必要がある場合には、ズームレンズ 48a をテレ位置にセットして、図 4B のような拡大画像をモニタ 14 に表示させる。

【0026】

なお、通常観察モード時、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モード時には、被検体内の全体的な様子を観察することが多いことから、ズームレンズ 48a をワイド位置にセットすることが多い。一方、表層微細構造観察モード、微細構造・血管観察モード時には、観察対象を拡大して観察することが多いことから、ズームレンズ 48a をテレ位置にセットすることが多い。

【0027】

CCD44 は、集光レンズ 51 からの光が入射する撮像面 44a を有しており、この撮像面 44a で受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積する。蓄積された信号電荷は撮像信号として読み出され、AFE45 に送られる。CCD44 はカラー CCD であり、撮像面 44a には、B 色のカラーフィルタが設けられた B 画素、G 色のカラーフィルタが設けられた G 画素、R 色のカラーフィルタが設けられた R 画素の 3 色の画素が配列されている。これら B 色、G 色、R 色のカラーフィルタは、図 5 に示す曲線 52, 53, 54 で示される分光透過率を有している。

【0028】

AFE45 は、相関二重サンプリング回路 (CDS)、自動ゲイン制御回路 (AGC)、及びアナログ/デジタル変換器 (A/D) (いずれも図示省略) から構成されている。CDS は、CCD44 からの撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD44 の駆動により生じたノイズを除去する。AGC は、CDS によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A/D は、AGC で増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 12 に入力する。

【0029】

撮像制御部 46 は、プロセッサ装置 12 内のコントローラ 59 に接続されており、コントローラ 59 から指示がなされたときに CCD44 に対して駆動信号を送る。CCD44 は、撮像制御部 46 からの駆動信号に基づいて、所定のフレームレートで撮像信号を AFE45 に出力する。

【0030】

通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードに設定されている場合には、図 6A に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この撮像制御は、通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。なお、読出ステップ毎に、CCD44 の B 画素、G 画素、R 画素からは、青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R が出力される。

【0031】

表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モードに設定されている場合には、図 6B に示すように、1 フレーム期間内で、白色光 W の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷として読み出すステップとが行なわれる。この後に、1 フレーム期間内で、白色光 W 及び青色狭帯域光 BN の像光を光電変換して信号電荷を蓄積するステップと、蓄積した信号電荷を読み出すステップとが行なわれる。この 2 フレーム分の撮像制御は、表層観察モードに設定されている間、繰り返し行なわれる。なお、読出ステップ毎に、最初の 1 フレーム目では、CCD44 の B 画素、G 画素、R 画素から青色信号 B1、緑色信号 G1、赤色信号 R1 が出力され、次の 2 フレーム目では、B 画素、G 画素、R 画素から青色信号 B2、緑色信号 G2、赤色信号 R2 が出力される。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 1 2 は、通常光画像生成部 5 5 と、フレームメモリ 5 6 と、特殊光画像生成部 5 7 (凹凸画像生成手段の一態様) と、表示制御回路 5 8 を備えており、コントローラ 5 9 が各部を制御している。通常光画像生成部 5 5 は、白色光 W の像光を電子内視鏡 1 1 で撮像して得られる信号から、通常光画像を作成する。即ち、通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モード時には、青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R から通常光画像が生成される。また、表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モード時には、青色信号 B 1、緑色信号 G 1、赤色信号 R 1 から通常光画像が生成される。なお、生成された通常光画像はフレームメモリ 5 6 に一時的に記憶される。

10

【 0 0 3 3 】

図 7 に示すように、特殊光画像生成部 5 7 は、表層微細構造強調画像生成部 6 1 と、肥厚強調画像生成部 6 2 と、凹凸・血管強調画像生成部 6 3 とを備えている。表層微細構造強調画像生成部 6 1 は、被検体の平均的明るさを表す明度信号 I を生成する明度信号生成部 6 1 a (第 1 明度信号生成部) と、明度信号 I から表層微細構造画像を抽出する微細構造抽出部 6 1 b (微細構造画像生成部) と、この微細構造抽出部 6 1 b で抽出した表層微細構造画像を通常光画像に合成して表層微細構造強調画像を生成する画像生成部 6 1 c とを備えている。

【 0 0 3 4 】

明度信号生成部 6 1 a は、表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モード時に得られる 2 フレーム目の信号 B 2, G 2, R 2 の信号値の合計値 ($B 2 + G 2 + R 2$) を 3 で除算することにより、明度信号 I ($= (B 2 + G 2 + R 2) / 3$) を生成する。この明度信号 I は、各色の信号値を平均化したものであるため、被検体の平均的な明るさを表している。微細構造抽出部 6 1 b は、図 8 (A) に示すように、明度信号 I のうち一定の高輝度閾値 $T h 1$ を超える画素領域を、表層微細構造 P として抽出する。なお、微細構造抽出部 6 1 b には、明度信号 I のうち一定の高輝度閾値 $T h 1$ を超える画素領域を、表層微細構造 P として抽出することにより、微細構造画像を生成する第 1 画像生成部が含まれている。表層微細構造 P が抽出された表層微細構造画像は、図 8 (B) に示すように、高輝度閾値 $T h 1$ を超える画素領域については明度信号 I の画素値をそのまま用いる一方で、高輝度閾値 $T h 1$ 以下の画素領域については画素値を「 0 」にする。

20

30

【 0 0 3 5 】

このように高輝度閾値 $T h 1$ を超える画素領域を表層微細構造 P としているのは、以下の理由による。表層微細構造は、生体組織表層に形成される微細孔が多数集まったピットパターンなどから構成されるため、そのピットパターンの微細孔に、白色光や青色狭帯域光 B N が入り込むと、多重散乱現象が生じて明るく光ようになる。そこで、高輝度閾値 $T h 1$ を超える明るい領域を表層微細構造としている。なお、腺管と腺管との間には表層微細血管 V 1 が存在することが多いが、この表層微細血管は白色光の青色成分や青色狭帯域光 B N に強い吸光特性を示すため、画像上では暗く表示される。したがって、表層微細血管 V 1 はほとんど高輝度閾値 $T h 1$ を下回るため、表層微細構造画像には表層微細血管はほとんど存在しない (入り込んでいない) 。

40

【 0 0 3 6 】

次に、表層微細構造画像に対して、高周波の周波数フィルタリング処理を施す。表層微細構造 P の部分の輝度値は他の部位と比べて大きく変化する。したがって、高周波の周波数フィルタリングを施すことで、図 8 (C) に示すように、表層微細構造 P のみがシャープに抽出された表層微細構造画像 7 0 が得られる。

【 0 0 3 7 】

画像生成部 6 1 c は、微細構造抽出部 6 1 b で得られた表層微細構造画像 7 0 と通常光画像を合成することにより、図 9 に示す表層微細構造強調画像 7 2 を生成する。生成された表層微細構造強調画像 7 2 は、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。表層微細構造強調画像 7 2 は、明るい通常光画像をベースとしているため、視認性が確保し

50

た状態で診断を行うことができる。また、表層微細構造強調画像 72 は、表層の生体組織のうち表層微細血管 V1 ではなく表層微細構造 P のみが明瞭化されているため、表層微細構造 P のみに着目して癌診断を行う場合に適した画像となっている。

【0038】

図 7 に示すように、肥厚強調画像生成部 62 は、肥厚部分の情報が入った信号を大きくするために信号 B, G, R のゲインを調整するゲイン調整部 62a と、ゲイン調整された信号 B, G, R から被検体の平均的明るさを表す明度信号 I を生成する明度信号生成部 62b (第 2 明度信号生成部) と、明度信号 I から肥厚画像を抽出する肥厚抽出部 62c (肥厚画像生成部) と、この肥厚抽出部で抽出した肥厚画像を通常光画像に合成して肥厚強調画像を生成する画像生成部 62d とを備えている。

10

【0039】

ゲイン調整部 62a は、肥厚観察モード時又は肥厚・血管観察モード時に得られる信号 B, G, R のうち、信号 B については画素値に 1 以下のゲインを掛け合わせ、信号 G, R については画素値に 1 以上のゲインを掛け合わせる。肥厚は表層から中深層にかけて厚みを帯びているため、波長が 500 nm を下回るような短波長の光の反射光ではなく、波長が 500 nm を超えるような長波長の光の反射光に肥厚に関する情報が多く含まれている。したがって、波長が 500 nm を下回る光の反射光の情報を多く含む信号 B の画素値を低下させる一方で、波長が 500 nm を超える光の反射光の情報を多く含む信号 G, R の画素値を増加させることで、肥厚に関する情報を顕著化することができる。

20

【0040】

明度信号生成部 61b は、ゲイン調整された信号 B, G, R の信号値の合計値 ($B + G + R$) を 3 で除算することにより、明度信号 I ($= (B + G + R) / 3$) を生成する。この明度信号 I は、各色の信号値を平均化したものであるため、被検体の平均的な明るさを表している。肥厚抽出部 62c は、図 10 (A) に示すように、明度信号 I のうち画素値が閾値 $Th2 \sim Th3$ の中輝度範囲 M 内にある画素領域を、肥厚 Q として抽出する。なお、肥厚抽出部 62c には、明度信号 I のうち画素値が閾値 $Th2 \sim Th3$ の中輝度範囲 M 内にある画素領域を、肥厚 Q として抽出する第 2 画像生成部が含まれている。肥厚 Q が抽出された肥厚画像 80 は、図 10 (B) に示すように、画素値が中輝度範囲 M 内に収まっている画素領域については画素値をそのままを用いる一方で、画素値が中輝度範囲 M に入っていない画素領域については画素値を「0」にする。

30

【0041】

このように画素値が中輝度範囲 M に入っている画素領域を肥厚 Q としているのは、以下の理由による。肥厚 Q は、図 11 に示すように、生体組織表層から隆起部によって、肥厚していない他の部位と比べて、表層～中深層にかけての厚みが大きくなっている。したがって、中深層にまで深達度を有する 500 nm 超の光を照射した場合、肥厚 Q からの反射光 R1 は、肥厚していない他の部位の反射光 R2 と比較して、光量が弱まる。一方、この肥厚 Q から反射光 R1 は、中深層血管 V2 に 500 nm 超の光を照射したときの反射光 R3 ほど、光量は弱まらない。これは、肥厚 Q を形成する粘膜の吸光度が、血管中のヘモグロビンの吸光度よりも低いためである。そこで、画素値が中輝度範囲 M に入っている画素領域を肥厚 Q としている。

40

【0042】

次に、肥厚画像 80 に対して、低～中周波の周波数フィルタリング処理を施す。肥厚部分の輝度値は他の部位と比べて変化が小さい。そこで、低～中周波の周波数フィルタリングを施すことで、図 10 (C) に示すように、肥厚のみがシャープに抽出された肥厚画像 80 が得られる。

【0043】

画像生成部 61d は、肥厚抽出部 61c で得られた肥厚画像 80 と通常光画像を合成することにより、図 12 に示す肥厚強調画像 82 を生成する。生成された肥厚強調画像 82 は、表示制御回路 58 によってモニタ 14 に表示される。肥厚強調画像 82 は、明るい通常光画像をベースとしているため、視認性が確保した状態で診断を行うことができる。ま

50

た、肥厚強調画像 8 2 は、生体組織表層の生体情報のうち肥厚 Q のみが明瞭化されているため、肥厚のみに着目して癌診断を行う場合に適した画像となっている。

【 0 0 4 4 】

図 7 に示すように、凹凸・血管強調画像生成部 6 3 は、B / G 画像生成部 6 3 a、血管抽出部 6 3 b、凹凸・血管強調画像生成部 6 3 c を備えている。B / G 画像生成部 6 3 a は、白色光の像光の撮像により得られる信号のうち青色成分の信号及び緑色成分の信号から、B / G 画像を生成する。B / G 画像の各画素には、青色信号 B の信号値を緑色信号 G の信号値で除した輝度比 B / G の情報が含まれている。肥厚観察モード又は肥厚・血管観察モードの場合であれば、B と G とから B / G 画像が生成される。一方、表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モードの場合であれば、B 1 と G 1 とから B / G 画像が生成される。

10

【 0 0 4 5 】

B / G 画像における各画素の輝度比 B / G は血管深さと関連性を有しており、図 1 3 に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比 B / G も大きくなる比例関係となっている。したがって、「表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度」の大小関係が成り立っている。なお、図 1 4 の B / G 画像が示すように、照明ムラ等の要因により、B / G 画像の輝度は中心部分が一番高く、中心から周辺に向かうほど低くなる分布となる場合があることから、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）は局所的には成り立つものの、大局的には成り立たないことがある。

【 0 0 4 6 】

20

血管抽出部 6 3 b は、B / G 画像から特定の層に位置する血管を抽出した血管抽出画像を生成する。血管抽出は、周波数フィルタリング処理により行われる。表層血管を抽出する場合には、表層血管に多い周波数帯成分である高周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 1 5 に示すように、表層血管の輝度が負で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる表層血管抽出画像が得られる。表層血管抽出画像では、表層血管のみがシャープに抽出されている。一方、中深層血管を抽出する場合には、中深層血管に多い周波数帯成分である中周波成分を B / G 画像から抽出する。これにより、図 1 6 に示すように、中深層血管の輝度が正で、粘膜部分の輝度がほぼ「0」となる中深層血管抽出画像が得られる。中深層血管抽出画像では、中深層血管のみがシャープに抽出されている。

【 0 0 4 7 】

30

以上のような周波数フィルタリング処理を行うことで、粘膜の成分はほぼ「0」に近い値となるため、血管部分のみを抽出することができる。また、上記大小関係（表層血管の輝度 < 粘膜の輝度 < 中深層血管の輝度）も大局的に成り立つようになる。

【 0 0 4 8 】

凹凸・血管強調画像生成部 6 5 は、微細構造・血管観察モードに設定されている場合には、表層微細構造画像、血管抽出画像、及び通常光画像を合成することにより、表層微細構造及び特定層の血管とが明瞭化された微細構造・血管強調画像が生成される。生成された微細構造・血管強調画像は、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。例えば、血管抽出画像として表層血管抽出画像が用いられた場合には、図 1 7 に示すように、多数の腺管で構成されるピットパターン P と腺管の間にある微細血管 V 1 の両方が明瞭化された微細構造・血管強調画像 9 0 が表示される。このように、ピットパターン P と微細血管 V 1 の両方を明瞭化することで、癌の鑑別における診断能を向上させることができる。

40

【 0 0 4 9 】

一方、凹凸・血管強調画像生成部 6 5 は、肥厚・血管観察モードに設定されている場合には、肥厚画像、血管抽出画像、及び通常光画像を合成することにより、肥厚及び特定層の血管とが明瞭化された肥厚・血管強調画像が生成される。生成された肥厚・血管強調画像は、表示制御回路 5 8 によってモニタ 1 4 に表示される。例えば、血管抽出画像として中深層血管抽出画像が用いられた場合には、図 1 8 に示すように、肥厚 Q と中深層血管 V 2 の両方が明瞭化された肥厚・血管強調画像 9 2 が表示される。このように癌の可能性が

50

ある肥厚Qと中深層血管V2の両方を明瞭化することで、スクリーニング時に病変部を検出し易くなる。

【0050】

次に、表層微細構造観察モード及び微細構造・血管観察モードにおける一連の流れを、図19に示すフローチャートを用いて説明する。

【0051】

モード切替SW15により表層微細構造観察モード又は微細構造・血管観察モードに切り替えられると、被検体に向けて白色光Wが照射される。この白色光Wが照明された被検体をカラーのCCD44で撮像することにより、CCD44から青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1が出力される。この後に、被検体に向けて白色光W及び青色狭帯域光BNが同時照射される。白色光W及び青色狭帯域光BNが照明された被検体をCCD44で撮像することにより、CCD44から青色信号B2、緑色信号G2、赤色信号R2が出力される。

10

【0052】

次に、青色信号B1、緑色信号G1、赤色信号R1に基づいて、通常光画像を生成する。そして、青色信号B2、G2、R2の信号値の合計値($B2 + G2 + R2$)を3で除算することにより、明度信号Iを生成する。この明度信号Iのうち高輝度閾値Th1を超える画素領域を抽出して表層微細構造画像を生成する。生成した表層微細構造画像70に高周波の周波数フィルタリングを施すことによって、画像中の表層微細構造をシャープにする。

20

【0053】

そして、表層微細構造観察モードに設定されている場合には、周波数フィルタリングが施された表層微細構造画像と通常光画像とを合成することによって、表層微細構造強調画像が生成される。生成された表層微細構造強調画像は、モニタ14に表示される。以上の一連の動作は、表層微細構造観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0054】

一方、微細構造・血管観察モードに設定されている場合には、青色信号B1及び緑色信号G1間の輝度比 B/G からなる B/G 画像を生成する。 B/G 画像が生成されると、 B/G 画像から特定層の血管が抽出される。これにより、血管抽出画像が得られる。この血管抽出画像、表層微細構造強調画像70、及び通常光画像を合成することにより、微細構造・血管強調画像が生成される。生成された微細構造・血管強調画像は、モニタ14に表示される。以上の一連の動作は、微細構造・血管観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

30

【0055】

次に、肥厚観察モード及び肥厚・血管観察モードにおける一連の流れを、図19に示すフローチャートを用いて説明する。

【0056】

モード切替SW15により肥厚観察モード又は肥厚・血管観察モードに切り替えられると、被検体に向けて白色光Wが照射される。この白色光Wが照明された被検体をカラーのCCD44で撮像することにより、CCD44から青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rが出力される。

40

【0057】

次に、青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rに基づいて、通常光画像を生成する。また、これら信号B、G、Rをゲイン調整することによって、信号Bの画素値を低下させる一方で、信号G、Rの画素値は増加させる。そして、ゲイン調整された信号B、G、Rの信号値の合計値($B + G + R$)を3で除算することにより、明度信号Iを生成する。この明度信号Iのうち低輝度閾値Th2を下回る画素領域を抽出して肥厚画像を生成する。生成した肥厚画像に低～中周波の周波数フィルタリングを施すことによって、画像中の肥厚をシャープにする。

【0058】

50

そして、肥厚観察モードに設定されている場合には、周波数フィルタリングが施された肥厚画像と通常光画像とを合成することによって、肥厚強調画像が生成される。生成された肥厚強調画像は、モニタ 14 に表示される。以上の一連の動作は、肥厚観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

【0059】

一方、肥厚・血管観察モードに設定されている場合には、青色信号 B 及び緑色信号 G 間の輝度比 B / G からなる B / G 画像を生成する。B / G 画像が生成されると、B / G 画像から特定層の血管が抽出される。これにより、血管抽出画像が得られる。この血管抽出画像、肥厚強調画像、及び通常光画像を合成することにより、肥厚・血管強調画像が生成される。生成された肥厚・血管強調画像は、モニタ 14 に表示される。以上の一連の動作は、肥厚・血管観察モードに設定されている間、繰り返し行われる。

10

【0060】

本発明の第 2 実施形態では、カラーの CCD を用いた同時方式の第 1 実施形態とは異なり、RGB のロータリフィルタを用いた面順次方式で、被検体の撮像を行う。図 21 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 113 の構成が第 1 実施形態の光源装置 13 と異なっている。また、電子内視鏡 11 の先端部 16a には蛍光体 40 が設けられていない。また、電子内視鏡 11 内の CCD の構成及び撮像制御部 46 の動作が第 1 実施形態と異なっている。また、微細構造観察モード及び微細構造・血管観察モードにおける通常光画像の生成方法が異なっている。それ以外については、第 1 実施形態と同様であるので、第 1 実施形態と異なる部分についてのみ以下で説明する。

20

【0061】

光源装置 113 は、広帯域光 BB (400 ~ 700 nm) を発する白色光源 130 と、この白色光源 130 からの広帯域光 BB を B、G、R の 3 色の光に色分離し、それら各色の光を順次ライトガイド 43 に供給するロータリフィルタ 134 と、青色狭帯域光 BN を発する半導体光源ユニット 136 と、ロータリフィルタ 134 とライトガイド 43 の間の広帯域光 BB の光路 L1 上に青色狭帯域光 BN を合流させる光合流部 138 とを備えている。

【0062】

白色光源 130 はキセノンランプ、ハロゲンランプ、メタルハライドなどから構成される。ロータリフィルタ 134 は、図 22 に示すように、B フィルタ部 134a、G フィルタ部 134b、R フィルタ部 134c が選択的に広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されるように回転自在に設けられている。ロータリフィルタ 134 は、円板形状をしており、円周方向に 3 分割されて中心角が 120° の扇型の領域に、それぞれ B フィルタ部 134a、G フィルタ部 134b、R フィルタ部 134c が設けられている。

30

【0063】

図 23 に示すように、B フィルタ部 134a は広帯域光 BB から青色帯域の B 光を透過させ、G フィルタ部 134b は広帯域光 BB から緑色帯域の G 光を透過させ、R フィルタ部 134c は広帯域光 BB から赤色帯域の R 光を透過させる。したがって、ロータリフィルタ 134 の回転によって、ロータリフィルタ 134 からは B 光、G 光、R 光が順次出射する。

40

【0064】

半導体光源ユニット 136 は、青色狭帯域光源 136a、光ファイバ 136b、光源制御部 136c を有する。青色狭帯域光源 136a はレーザーダイオードなどの半導体光源から構成され、図 23 に示すように、中心波長 405 nm の青色狭帯域 BN を発光する。青色狭帯域光源 136a は、光源制御部 136c の制御に従って、点灯及び消灯を行う。通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードの場合には、青色狭帯域光源 236a は常時消灯される。微細構造観察モード、微細構造・血管観察モードの場合には、ロータリフィルタ 134 の B フィルタ部 134a が広帯域光 BB の光路 L1 に挿入されたときのみ、青色狭帯域光源 136a のみが点灯し、それ以外の G フィルタ部 134b、134c が光路 L1 に挿入されたときには、青色狭帯域光源 136a は消灯する。

50

【 0 0 6 5 】

光ファイバ 1 3 6 b は、青色狭帯域光源 1 3 6 a からの青色狭帯域光 BN が入射する。この青色狭帯域光 BN は、コリメータレンズ（図示省略）を通して、光合流部 1 3 8 に向けて出射する。光合流部 1 3 8 はダイクロイックミラーであり、ロータリフィルタ 1 3 4 からの光はそのまま透過させる一方で、半導体光源ユニット 1 3 6 からの青色狭帯域光 B N は反射させる。これによって、青色狭帯域光 BN の光路 L 2 を広帯域光 BB の光路 L 1 に一致させる。光合流部 1 3 8 を出た光は、集光レンズ 1 4 2 を通して、ライトガイド 4 3 に入射する。

【 0 0 6 6 】

電子内視鏡内の C C D 1 4 4 は、上記第 1 実施形態と異なり、撮像面にマイクロカラーフィルタが設けられていないモノクロ撮像素子である。また、この C C D 1 4 4 の撮像を制御する撮像制御部 4 6 についても、上記第 1 実施形態と異なる動作を行う。

10

【 0 0 6 7 】

通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードにおいては、図 2 4 A に示すように、B、G、R の三色の像光を順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 B、G、R を順次出力する。この一連の動作は、通常観察モード、肥厚観察モード、肥厚・血管観察モードに設定されている間、繰り返される。面順次撮像信号 B、G、R は、それぞれ第 1 実施形態の B、G、R に対応している。

【 0 0 6 8 】

また、微細構造観察モード、微細構造・血管観察モードにおいては、図 2 4 B に示すように、同時照射された B 色の光及び青色狭帯域光 BN の混色光の像光、G 色の光の像光、R 色の光の像光をそれぞれ順次撮像して電荷を蓄積し、この蓄積した電荷に基づいて面順次撮像信号 B + B N、G、R を順次出力する。この一連の動作は表層観察モードに設定されている間、繰り返される。面順次撮像信号 B + B N、G、R は、それぞれ第 1 実施形態の B 2、G 2、R 2 に対応している。

20

【 0 0 6 9 】

第 2 実施形態では、微細構造観察モード、微細構造・血管観察モード時に通常光画像を生成する場合、通常光画像生成部 5 5 内の補正信号生成部 5 5 a で、面順次撮像信号 B + B N から青色狭帯域光 B N の成分を除去した補正信号 B' を生成し、その補正信号 B' と面順次撮像信号 G、R と用いて、通常光画像を生成する。補正信号生成部 5 5 a では、B 色の光の光量と青色狭帯域光 B N の光量の関係等から予め定められる補正係数 k を、面順次撮像信号 B + B N に掛け合わせることによって、補正信号 B' を生成する。

30

【 0 0 7 0 】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、表層微細構造画像を通常光画像に合成して表層微細構造強調画像を生成し、また、肥厚画像を通常光画像に合成して肥厚強調画像を生成したが、通常光画像との合成を行わず、表層微細構造画像または肥厚画像をそのままモニタに表示してもよい。

【 0 0 7 1 】

なお、上記第 1 及び第 2 実施形態では、明度信号 I のうち画素値が閾値 T h 1 を上回る画素領域を表層微細構造としたが、これに代えて、明度信号 I のうち画素値が閾値 T h 4 ~ T h 5 の高輝度範囲 N にある画素領域を表層微細構造としてもよい。この高輝度範囲 N の上限値 T h 5 は、照明光の正反射により生じるハレーションの輝度値よりも低く設定されている。したがって、高輝度範囲 N によって抽出処理を行うことで、ハレーション領域ではなく、表層微細構造のみを抽出することができる。なお、閾値 T h 1 は、高輝度範囲 N の範囲内に含まれている。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 7 2 】

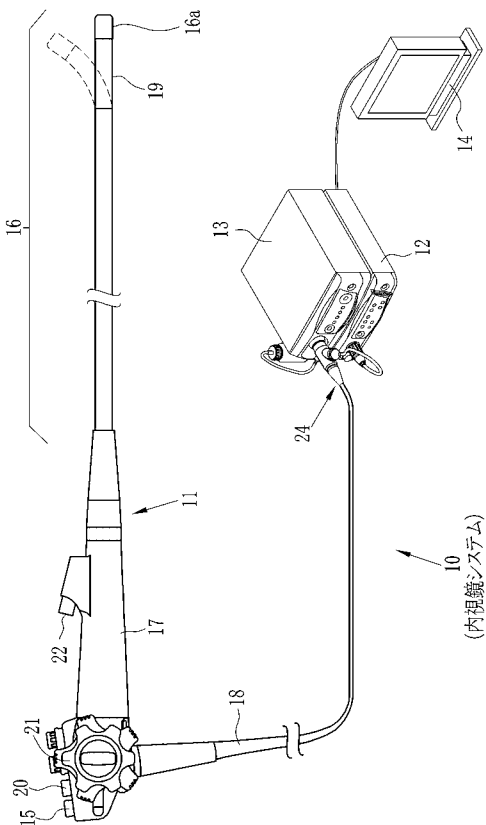
1 0 , 1 0 0 内視鏡システム
4 4 (カラーの) C C D
5 7 特殊光画像生成部

50

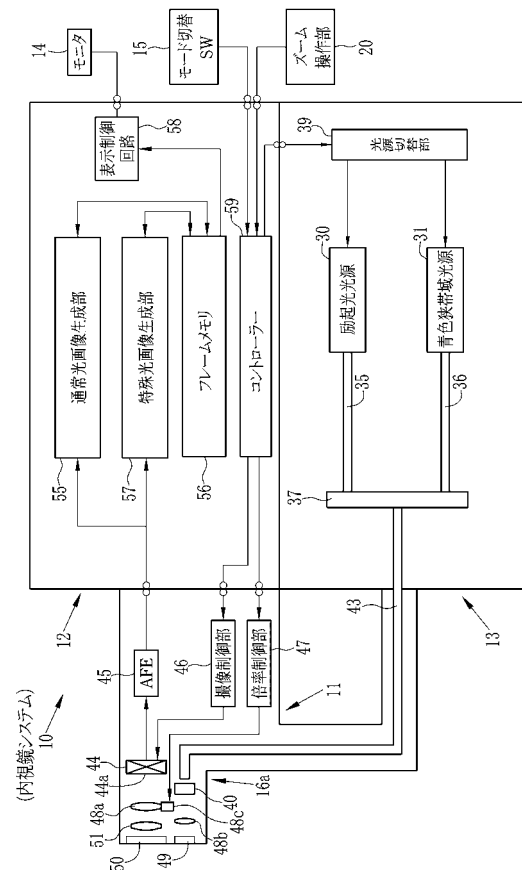
- 6 1 表層微細構造強調画像生成部
- 6 1 a 明度信号生成部
- 6 1 b 微細構造抽出部
- 6 1 c , 6 2 d 画像生成部
- 6 2 a ゲイン調整部
- 6 2 b 明度信号生成部
- 6 2 c 肥厚抽出部
- 7 0 表層微細構造画像
- 8 0 肥厚画像
- 1 3 0 白色光源
- 1 3 4 ロータリフィルタ
- 1 4 4 (モノクロの) C C D

10

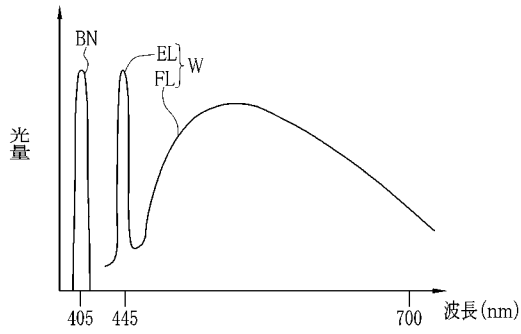
【図 1】



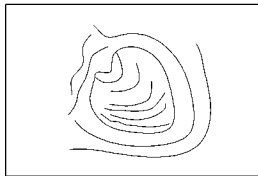
【図 2】



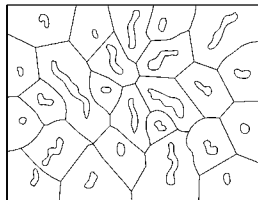
【図 3】



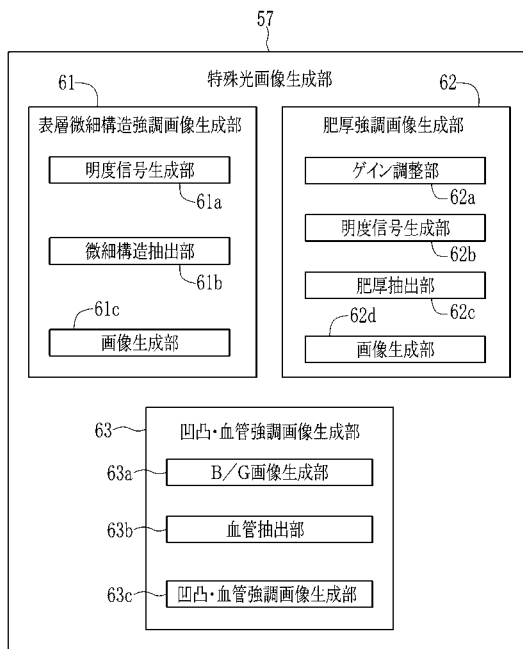
【図 4 A】



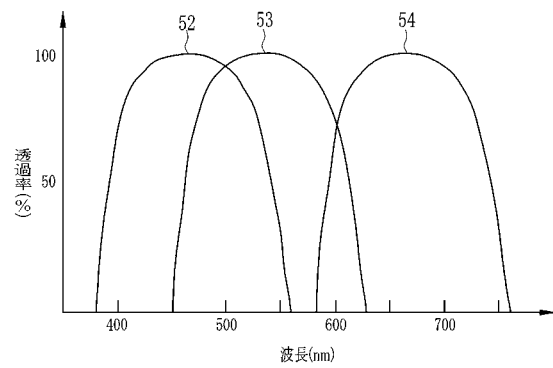
【図 4 B】



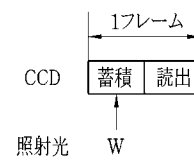
【図 7】



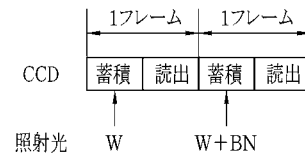
【図 5】



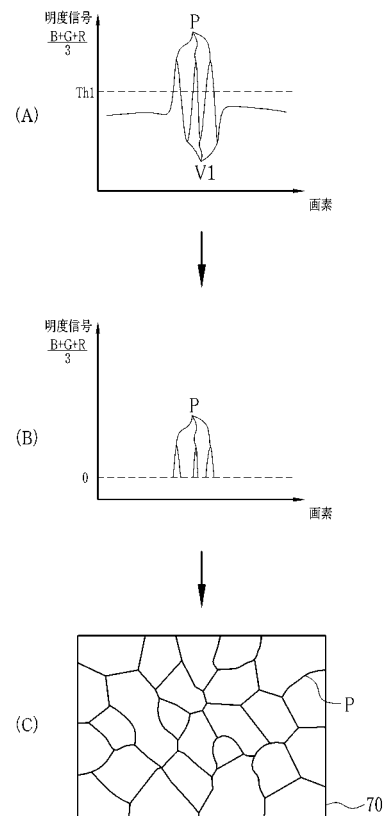
【図 6 A】



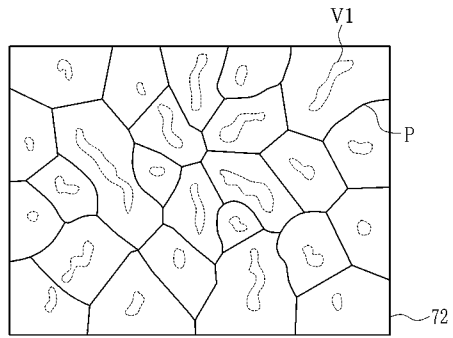
【図 6 B】



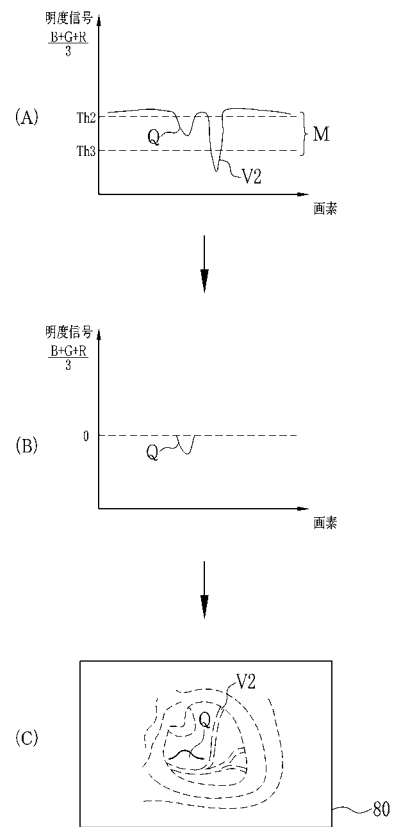
【図 8】



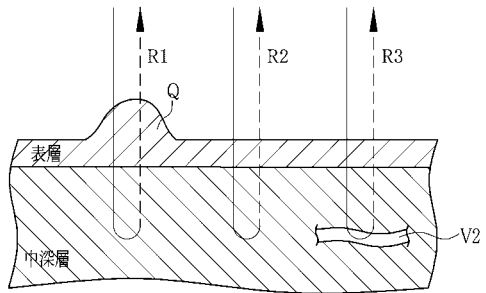
【図 9】



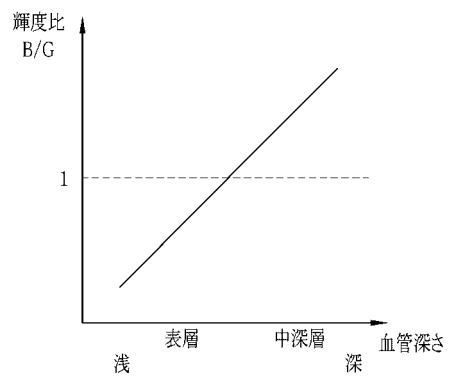
【図 10】



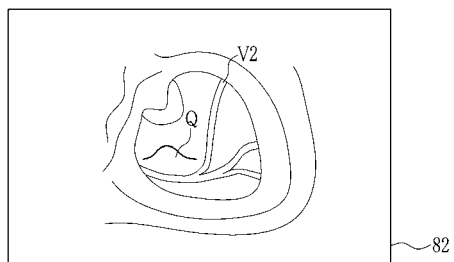
【図 11】



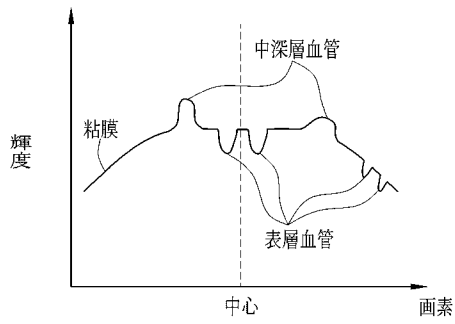
【図 13】



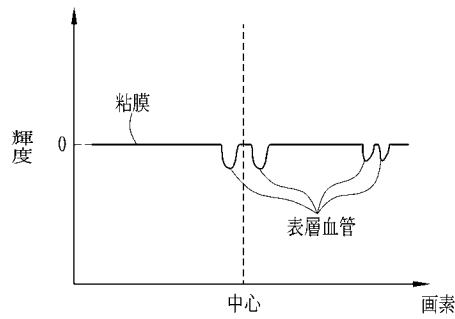
【図 12】



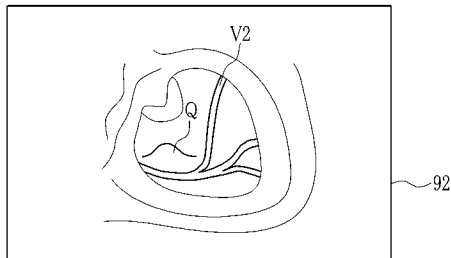
【図 14】



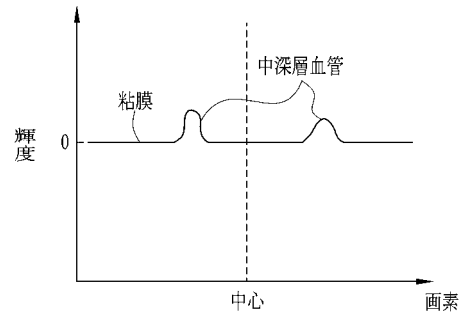
【図 15】



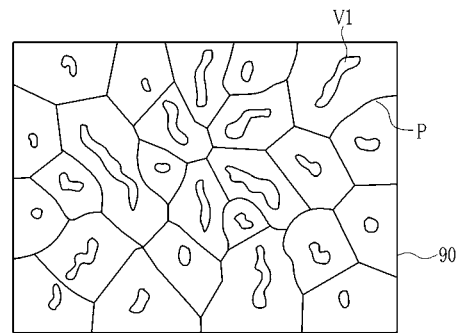
【図 18】



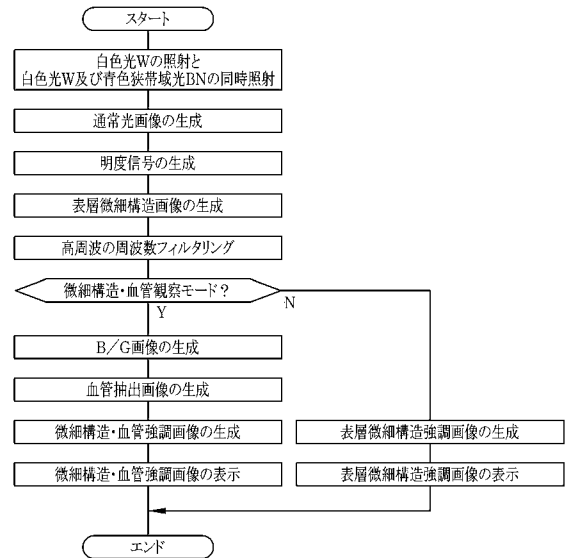
【図 16】



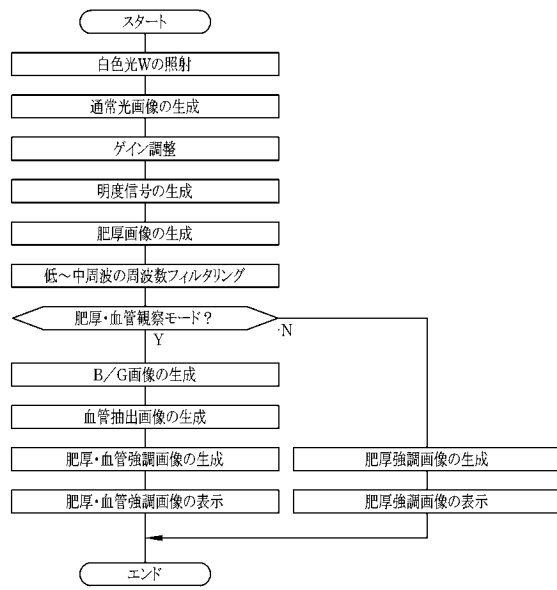
【図 17】



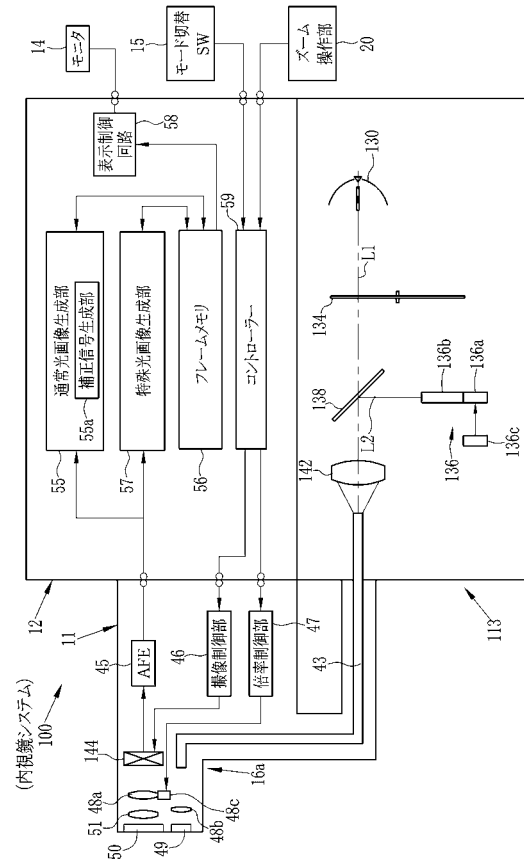
【図 19】



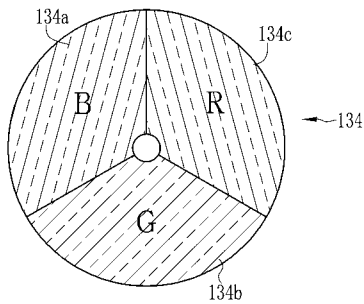
【図 20】



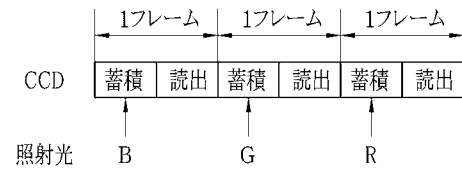
【図 21】



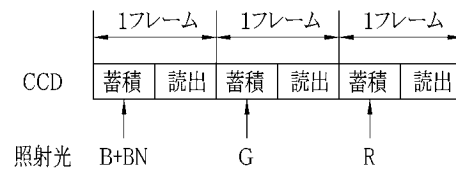
【図 22】



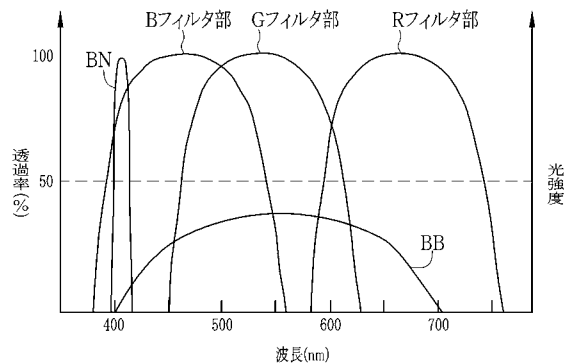
【図 24 A】



【図 24 B】



【図 23】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 CA04 CA06 CA11 CA23 DA03 DA11 DA21 GA02 GA05 GA11
4C161 CC06 FF47 HH51 HH53 LL02 MM03 MM05 NN01 NN05 PP12
QQ02 QQ04 QQ07 SS09 SS21 WW08
5C054 CC07 FC12 FE09 HA12

专利名称(译)	内窥镜系统和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2014064861A	公开(公告)日	2014-04-17
申请号	JP2012220933	申请日	2012-10-03
[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	山口博司 小澤聡 飯田孝之		
发明人	山口 博司 小澤 聡 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/0051 A61B1/05 A61B1/0669 A61B1/0684 A61B5/0084 G02B23/2461 G06T7/11 G06T7/136 G06T2207/10068 G06T2207/10152 H04N5/23245 H04N5/23296 H04N5/2351 H04N9/045 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF47 4C161/HH51 4C161/HH53 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/SS09 4C161/SS21 4C161/WW08 5C054/CC07 5C054/FC12 5C054/FE09 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
优先权	2011225142 2011-10-12 JP 2012193909 2012-09-04 JP		
其他公开文献	JP5948203B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题仅澄清活组织上的不规则性，如表面微观结构和增厚。用白光W照射的对象由彩色CCD 44成像，以获得蓝色信号B，绿色信号G和红色信号R。基于这些信号B，G，R，产生指示对象的平均亮度的亮度信号I ($(B + G + R) / 3$)。亮度信号I的超过特定阈值Th 1的像素区域被提取为诸如凹坑图案的表面层精细结构P。在表面上显示表面微结构P的表面微结构图像70显示在监视器14上。点域8

