

(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2013-150712
(P2013-150712A)

(43) 公開日 平成25年8月8日(2013.8.8)

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

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2012-13316 (P2012-13316)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成24年1月25日 (2012.1.25)		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	100075281
			弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	加来 俊彦
			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
		(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
		Fターム(参考)	4C161 AA01 AA02 AA04 BB02 CC06
			DD03 HH51 LL02 NN01 NN05
			QQ07 RR04 RR14 RR18 SS21
			WW02 WW04 WW08

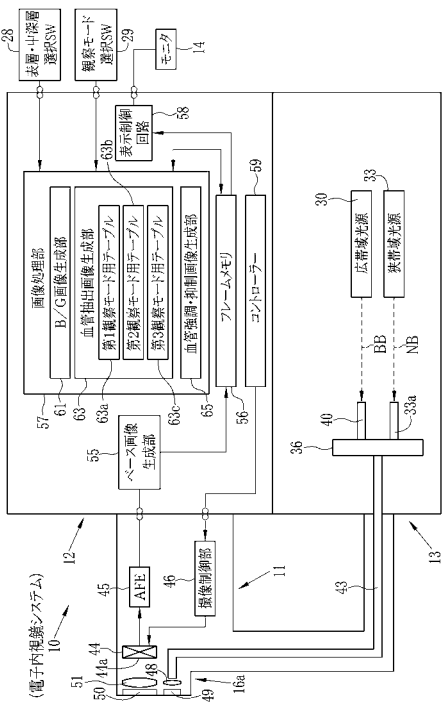
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】 観察する部位が変わったとしても、深さが異なる複数種類の血管を確実に抽出する。

【解決手段】 広帯域光BBと狭帯域光NBが被検体に同時照射される。この被検体をカラーのCCD33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3色の信号B、G、Rからベース画像を生成する。青色信号B及び緑色信号G間の信号比であるB/G比から構成されるB/G画像を生成する。B/G画像において、B/G比が粘膜と表層血管の境界値Ls以下である画素を抽出することにより、表層血管抽出画像を得る。B/G比が粘膜と中深層血管の境界値Ld以上である画素を抽出することにより、中深層血管抽出画像を得る。これら境界値Ls、Ldは、観察モード毎に異なっている。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

青色成分と緑色成分を含む照明光を、被検体に照射する照明手段と、

前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、互いに異なる色情報を持つ 2 以上の色信号を取得する画像信号取得手段と、

前記 2 以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像を生成する多色画像生成手段と、

前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第 1 層血管が抽出された第 1 層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第 1 層血管よりも深い位置にある第 2 層血管が抽出された第 2 層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出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。

10

【請求項 2】

前記血管抽出画像生成手段は、

前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第 1 層血管、及び前記第 2 層血管と演算値との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、

設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第 1 層血管抽出画像、または前記第 2 層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成部とを備えることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

各演算値テーブルには、前記粘膜と前記第 1 層血管との境界を示す演算値が第 1 境界値として記憶され、前記粘膜と前記第 2 層血管との境界を示す演算値が前記第 2 境界値として記憶され、前記第 1 及び第 2 境界値は、各演算値テーブル毎に異なってい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】

前記複数の観察モードは、前記被検体上の所定の部位における血管の視認性を向上させるためのモードであり、各観察モードは各部位毎に設定されていることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 層血管抽出画像を用いて、前記第 1 層血管が強調または抑制された第 1 層血管強調・抑制画像を生成し、または前記第 2 層血管抽出画像を用いて、前記第 2 層血管が強調または抑制された第 2 層血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段を備えることを特徴とする請求項 1 ないし 4 いずれか 1 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記第 1 層血管強調・抑制画像または前記第 2 層血管強調・抑制画像の少なくともいずれか一方を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 5 記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と、この青色狭帯域光により波長変換部材で波長変換される蛍光を、前記被検体に向けて同時照射し、

40

前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光及び蛍光が同時照射された被検体を、カラーの撮像素子で撮像することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を、前記被検体に向けて順次照射し、

前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光と前記緑色狭帯域光が順次照射される毎に、被検体をモノクロの撮像素子で順次撮像することを特徴とする請求項 1 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

50

前記色信号は、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号を有し、

前記多色画像は、各画素毎に青色信号を緑色信号で除することによって得られるB/G比から構成されるB/G画像である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】

青色成分と緑色成分を含む照明光を被検体に照射し、前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することにより、互いに異なる色情報を持つ2つ以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることによって得られる演算値から構成される多色画像を生成する多色画像生成手段と、

前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出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のプロセッサ装置。

【請求項11】

青色成分と緑色成分を含む照明光を被検体に照射し、前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することにより、互いに異なる色情報を持つ2つ以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システム内で行われる画像処理方法において、

前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることによって得られる演算値から構成される多色画像を生成し、

前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成することを特徴とする画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検体内における表層血管、中深層血管などの血管を抽出することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像処理方法に関する。

【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。内視鏡装置による被検体内の観察としては、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、波長を狭帯域化した狭帯域光を用いて、被検体内の血管を強調表示させる血管強調観察も行われるようになってきている。

【0003】

この血管強調観察においては、血管の形状パターンから、ガンか否かを鑑別することが行われている。血管の種類としては、主に、生体組織表層に分布する表層血管とその下方に位置する中深層血管とがあり、診断の目的に応じて、いずれかの血管に着目して診断が行われることがある。この場合、着目しない血管が内視鏡画像上に混じっていると、診断の妨げになるおそれがあるため、画像上から表層血管、中深層血管のいずれかを判別し、着目するほうの血管のみを抽出した画像をモニタに表示することが求められていた。

【0004】

この血管の深さ判別方法に関しては、特許文献1に、特定波長域（415nm、540nm）の狭帯域光に基づいて生成される狭帯域画像の色相が5～35の場合には表層血管と判別し、色相Hが170～200の場合に中深層血管と判別する方法が示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【0005】

【特許文献1】特開2011-135983号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

内視鏡による体腔内の観察時においては、部位によって、例えば食道と胃とでは、それぞれ同じ光量の光を照明しても、被検体からの戻り光の光量が異なることがある。即ち、部位によって、血管の見え方や色調が異なることがある。このように血管の色調が変わる場合には、上記特許文献1のように、色相に基づく血管判別方法では、表層血管と中深層血管とを確実に区別することは難しくなる。

10

【0007】

本発明は、上記背景に鑑みてなされたもので、観察する部位が変わったとしても、深さが異なる複数種類の血管を確実に抽出することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び画像処理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】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、青色成分と緑色成分を含む照明光を、被検体に照射する照明手段と、前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することによって、互いに異なる色情報を持つ2以上の色信号を取得する画像信号取得手段と、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることで得られる演算値から構成される多色画像を生成する多色画像生成手段と、前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備えることを特徴とする。

20

【0009】

前記血管抽出画像生成手段は、前記複数の観察モード毎に設けられ、前記被検体上の粘膜、前記第1層血管、及び前記第2層血管と演算値との相関関係を記憶した複数の演算値テーブルと、設定された観察モードに対応する演算値テーブルを用いた血管抽出処理を行うことによって、前記第1層血管抽出画像、または前記第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成部とを備えることが好ましい。

30

【0010】

各演算値テーブルには、前記粘膜と前記第1層血管との境界を示す演算値が第1境界値として記憶され、前記粘膜と前記第2層血管との境界を示す演算値が前記第2境界値として記憶され、前記第1及び第2境界値は、各演算値テーブル毎に異なっていることが好ましい。前記複数の観察モードは、前記被検体上の所定の部位における血管の視認性を向上させるためのモードであり、各観察モードは各部位毎に設定されていることが好ましい。

【0011】

前記第1層血管抽出画像を用いて、前記第1層血管が強調または抑制された第1層血管強調・抑制画像を生成し、または前記第2層血管抽出画像を用いて、前記第2層血管が強調または抑制された第2層血管強調・抑制画像を生成する血管強調・抑制画像生成手段を備えることが好ましい。前記第1層血管強調・抑制画像または前記第2層血管強調・抑制画像の少なくともいずれか一方を表示する表示手段を備えることが好ましい。

40

【0012】

前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と、この青色狭帯域光により波長変換部材で波長変換される蛍光を、前記被検体に向けて同時照射し、前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光及び蛍光が同時照射された被検体を、カラーの撮像素子で撮像することが好ましい。また、別の実現手段として、前記照明手段は、前記照明光として、青色狭帯域光と緑色狭帯域光を、前記被検体に向けて順次照射し、前記画像信号取得手段は、前記青色狭帯域光と前記緑色狭帯域光が順次照射される毎に、被検体をモノクロの撮像素

50

子で順次撮像することが好ましい。前記色信号は、青色成分の情報が含まれる青色信号と緑色成分の情報が含まれる緑色信号を有し、前記多色画像は、各画素毎に青色信号を緑色信号で除することによって得られるB/G比から構成されるB/G画像であることが好ましい。

【0013】

本発明は、青色成分と緑色成分を含む照明光を被検体に照射し、前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することにより、互いに異なる色情報を持つ2つ以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システムのプロセッサ装置において、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることによって得られる演算値から構成される多色画像を生成する多色画像生成手段と、前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成する血管抽出画像生成手段とを備えることを特徴とする。

10

【0014】

本発明は、青色成分と緑色成分を含む照明光を被検体に照射し、前記被写体からの戻り光を撮像素子で受光して撮像することにより、互いに異なる色情報を持つ2つ以上の色信号を取得する電子内視鏡を有する内視鏡システム内で行われる画像処理方法において、前記2以上の色信号を用いて各画素毎に所定の演算をすることによって得られる演算値から構成される多色画像を生成し、前記多色画像に対して、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行うことによって、前記多色画像から特定深さにある第1層血管が抽出された第1層血管抽出画像、または前記多色画像から前記第1層血管よりも深い位置にある第2層血管が抽出された第2層血管抽出画像の少なくともいずれか一方を生成することを特徴とする。

20

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、複数の観察モード毎に異なる血管抽出処理を行っていることから、観察する部位が変わったとしても、その部位に対応する観察モードに切り替えることで、深さが異なる複数種類の血管を確実に抽出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0016】

30

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】広帯域光及び狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】青色レーザ光とこの青色レーザ光を蛍光体に当てることによって励起発光する励起発光光の発光スペクトルを示すグラフである。

【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6】第1観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

【図7】B成分とG成分の割合が略同じ戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。

40

【図8】第2観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

【図9】B成分がG成分よりも大きい戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。

【図10】第3観察モード用テーブルに記憶されている血管深さとB/G比との関係を示すグラフである。

【図11】G成分がB成分よりも大きい戻り光を受光したときの粘膜、表層血管、中深層血管のB/G比を説明するための図である。

【図12】表層血管が強調され、中深層血管が抑制された画像を示す画像図である。

【図13】表層血管が抑制され、中深層血管が強調された画像を示す画像図である。

50

【図 1 4】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図 1 5】第 2 実施形態の内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 1 6】回転フィルタの概略図である。

【図 1 7 A】第 1 観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さと B-G 差との関係を示すグラフである。

【図 1 7 B】第 2 観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さと B-G 差との関係を示すグラフである。

【図 1 7 C】第 3 観察モード用のテーブルに記憶されている血管深さと B-G 差との関係を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

10

【0017】

図 1 に示すように、第 1 実施形態の電子内視鏡システム 10 は、被検体内を撮像する電子内視鏡 11 と、撮像により得られた信号に基づいて内視鏡画像を生成するプロセッサ装置 12 と、被検体を照明する光を発生する光源装置 13 と、内視鏡画像を表示するモニタ 14 とを備えている。電子内視鏡 11 は、体腔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。

【0018】

この電子内視鏡システム 10 は、被検体上の表層血管を強調・抑制した表層血管強調・抑制画像と中深層血管を強調・抑制した中深層血管強調・抑制画像を生成する機能を備えている。いずれの血管強調・抑制画像を生成するかは、表層・中深層選択 SW 28（図 2 参照）の操作によって決められる。また、内視鏡観察においては、胃、大腸、食道など各部位によって血管の見え方が異なるため、これを補正する機能も備えている。血管の見え方は、被検体から戻ってくる戻り光（反射光等）の青色成分（B 成分）と緑色成分（G 成分）の割合 P によって変化する。ここで、B 成分と G 成分が略同じであると想定される観察モードを第 1 観察モードとし、B 成分が G 成分よりも大きいと想定される観察モードを第 2 観察モードとし、G 成分が B 成分よりも大きいと想定される観察モードを第 3 観察モードとする。これら第 1～第 3 観察モードは、観察モード選択 SW 29（図 2 参照）により切り替えられる。

20

【0019】

挿入部 16 の先端には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 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体腔内の所望の方向に向けられる。

30

【0020】

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。

40

【0021】

図 2 に示すように、光源装置 13 は、広帯域光源 30 と、狭帯域光源 33 と、カプラー 36 とを備えている。広帯域光源 30 は、図 3 に示すように、波長が青色領域から赤色領域（約 400～700 nm）にわたる広帯域光 BB を発生する。広帯域光源 30 は、電子内視鏡 11 の使用中、常時点灯している。広帯域光源 30 から発せられた広帯域光 BB は、広帯域用光ファイバ 40 に入射する。なお、広帯域光 BB としては、キセノンランプなどの白色光ほか、中心波長 445 nm のレーザ光とこのレーザ光により蛍光体から励起発光される 460 nm～700 nm の励起発光光とを合波した白色光（発光スペクトルは図 4 参照）を用いてもよい。

【0022】

50

狭帯域光源 33 は L E D (light Emitting Diode) や L D (Laser Diode) などであり、図 3 に示すように、波長が $400 \pm 10 \text{ nm}$ (中心波長 405 nm) に制限された狭帯域光 N B を発生する。狭帯域光源 33 から発せられた狭帯域光 N B は、この狭帯域用光ファイバ 33 a に入射する。なお、狭帯域光 N B の波長は $400 \pm 10 \text{ nm}$ (中心波長 405 nm) に限らず、例えば $440 \pm 10 \text{ nm}$ (中心波長 445 nm) の狭帯域光であってもよい。

【0023】

カプラー 36 は、電子内視鏡 11 内のライトガイド 43 と、広帯域用光ファイバ 40 及び狭帯域用光ファイバ 33 a とを連結する。これにより、広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B の両方が、ライトガイド 43 に同時に入射する。

10

【0024】

電子内視鏡 11 は、ライトガイド 43、C C D 44、アナログ処理回路 45 (A F E : Analog Front End)、撮像制御部 46 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 36 に挿入されており、出射端が先端部 16 a に設けられた照射レンズ 48 に向けられている。ライトガイド 43 内で導光された広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B は、照射レンズ 48 及び先端部 16 a の端面に取り付けられた照明窓 49 を通して、被検体内に照射される。被検体内で反射した広帯域光 B B 及び狭帯域光 N B は、先端部 16 a の端面に取り付けられた観察窓 50 を通して、集光レンズ 51 に入射する。

【0025】

20

C C D 44 は、集光レンズ 51 からの光を撮像面 44 a で受光し、受光した光を光電変換して信号電荷を蓄積し、蓄積した信号電荷を撮像信号として読み出す。読み出された撮像信号は、A F E 45 に送られる。また、C C D 44 はカラー C C D であり、撮像面 44 a には、B 色、G 色、R 色のいずれかのカラーフィルターが設けられた B 画素、G 画素、R 画素の 3 色の画素が配列されている。

【0026】

B 色、G 色、R 色のカラーフィルターは、図 5 に示すような透過分布 52, 53, 54 を有している。波長領域が約 $400 \sim 700 \text{ nm}$ である広帯域光 B B のみが C C D 44 に入射した場合には、B 色、G 色、R 色のカラーフィルターは、広帯域光 B B のうちそれぞれの透過分布 52, 53, 54 に応じた波長の光を透過する。ここで、R 画素で光電変換された信号を赤色信号 R、G 画素で光電変換された信号を緑色信号 G、B 画素で光電変換された信号を青色信号 B とする。

30

【0027】

A F E 45 は、相関二重サンプリング回路 (C D S)、自動ゲイン制御回路 (A G C)、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。C D S は、C C D 44 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、C C D 44 の駆動により生じたノイズを除去する。A G C は、C D S によりノイズが除去された撮像信号を増幅する。A / D は、A G C 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。

【0028】

40

撮像制御部 46 は、プロセッサ装置 12 内のコントローラー 59 に接続されており、コントローラー 59 から指示がなされたときに C C D 44 に対して駆動信号を送る。C C D 44 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 A F E 45 に出力する。

【0029】

図 2 に示すように、プロセッサ装置 12 は、ベース画像生成部 55 と、フレームメモリ 56 と、画像処理部 57 と、表示制御回路 58 を備えており、コントローラー 59 が各部を制御している。ベース画像生成部 55 は、電子内視鏡の A F E 45 から出力される青色信号 B、緑色信号 G、赤色信号 R に各種信号処理を施すことによって、ベース画像を作成する。作成されたベース画像はフレームメモリ 56 に一時的に記憶される。また、A F E

50

45から出力される青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rも、フレームメモリ56に記憶される。なお、ベース画像は、狭帯域光NBを使用せず、広帯域光BBのみを使用して得られる通常観察画像や、酸素飽和度などの血管機能情報を疑似カラー化した疑似カラー画像などであってもよい。

【0030】

画像処理部57は、B/G画像生成部61と、血管抽出画像生成部63と、血管強調・抑制画像生成部65とを備えている。B/G画像生成部61は、青色信号B及び緑色信号G間の輝度比B/G（B/G比）から構成されるB/G画像を生成する。ここで、B/G比は、青色信号B及び緑色信号G間で、同じ位置にある画素の輝度比を示している。

【0031】

血管抽出画像生成部63は、B/G画像に基づいて、表層血管を抽出した表層血管抽出画像又は中深層血管を抽出した中深層血管抽出画像を生成する。これら血管抽出画像の生成方法は、第1～第3観察モードのいずれに設定されているかによって、異なっている。第1観察モードに設定されている場合には、第1観察モード用テーブル63aを用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第1観察モード用テーブル63aには、図6に示すような、輝度比B/Gと血管深さとの相関関係が記憶されている。この相関関係は、血管深さが大きくなるほど輝度比B/G（B/G比）も大きくなる比例関係となっている。

【0032】

第1観察モードにおいては、被検体からの戻り光のうち青色波長成分（B成分）と緑色波長成分（G成分）とが略同じである。そのため、図7に示すように、血管が無い粘膜に照明光が照射された場合、その戻り光のB成分、G成分の比率は略同じである。これは、粘膜では大きな光の吸収がないためである。このときの平均的なB/G比をPとすると、粘膜が示すB/G比は、 $L_s \sim P \sim L_d$ の一定範囲に収まっている。ここで、 L_s は、第1観察モードにおける粘膜のB/G比の下限値であり、 L_d は第1観察モードにおける粘膜のB/G比の上限値である。

【0033】

また、照明光が表層血管に照射された場合には、照明光のB成分が表層血管で大きく吸収される一方で、G成分はほとんど吸収されない。そのため、B/G比は、ほとんどが L_s 以下となる。したがって、B/G比が L_s 以下の画素には、表層血管が写し出されていることが分かる（即ち L_s は粘膜と表層血管の境界値）。一方、照明光が中深層血管に照射された場合には、照明光のG成分が中深層血管で大きく吸収される一方で、B成分はほとんど吸収されない。そのため、B/G比は、ほとんどが L_d 以上となる。したがって、B/G比が L_d 以上の画素に、中深層血管が写し出されていることが分かる（即ち L_d は粘膜と中深層血管の境界値）。

【0034】

したがって、第1観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が L_s 以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が L_d 以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。

【0035】

また、第2観察モードに設定されている場合には、第2観察モード用テーブル63bを用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第2観察モード用テーブル63bは、上記第1観察モード用テーブル63aと同様、図8に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比B/G（B/G比）も大きくなる比例関係となっている。第2観察モードにおいては、図9に示すように、被検体からの戻り光のうち青色波長成分（B成分）は緑色波長成分（G成分）よりも大きいため、B/G比は全体的に高くなる。これに伴って、粘膜と表層血管の境界値 L_s' は、第1観察モード時の境界値 L_s よりも大きくなり、粘膜と中深層血管の境界値 L_d' は、第1観察モード時の境界値 L_d よりも高く

10

20

30

40

50

なる。

【0036】

したがって、第2観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が Ls' 以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が Ld' 以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。

【0037】

また、第3観察モードに設定されている場合には、第3観察モード用テーブル63cを用いて、表層血管抽出画像または中深層血管抽出画像を生成する。第3観察モード用テーブル63cは、上記第1観察モード用テーブル63aと同様、図10に示すように、血管深さが大きくなるほど輝度比B/G（B/G比）も大きくなる比例関係となっている。第3観察モードにおいては、図11に示すように、被検体からの戻り光のうち緑色波長成分（G成分）は青色波長成分（B成分）よりも大きいため、B/G比は全体的に低くなる。これに伴って、粘膜と表層血管の境界値 Ls'' は、第1観察モード時の境界値 Ls よりも小さくなり、粘膜と中深層血管の境界値 Ld'' は、第1観察モード時の境界値 Ld よりも小さくなる。

【0038】

したがって、第3観察モードにおいて、表層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が Ls'' 以下の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。一方、中深層血管抽出画像を生成する場合には、B/G画像において、B/G比が Ld'' 以上の画素の画素値のみを抽出し、それ以外の画素の画素値を0とする二値化処理を行う。

【0039】

なお、これまでの診断等から、食道、大腸、胃の各部位における平均的なB/G比の関係は、食道のB/G比>大腸のB/G比>胃のB/G比であることが分かっている。したがって、診断の目的その他観察条件にもよるが、大腸を観察する場合には第1観察モードに設定し、食道を観察する場合には第2観察モードに設定し、胃を観察する場合には第3観察モードに設定することが好ましい。

【0040】

血管強調・抑制画像生成部65は、表層血管抽出画像とベース画像とを合成することによって、表層血管が強調（または抑制）された表層血管強調・抑制画像を生成し、また、中深層血管抽出画像とベース画像とを合成することによって、中深層血管が強調（または抑制）された中深層血管強調・抑制画像を生成する。ここで、血管を強調する場合には、表層血管抽出画像（又は中深層血管抽出画像）における各画素の画素値を数倍増加させたものを、ベース画像の各画素の画素値に足し合わせる。また、血管を抑制する場合には、表層血管抽出画像（又は中深層血管抽出画像）における各画素の画素値を数倍増加させたものを、ベース画像の各画素の画素値から減算する。

【0041】

表示制御回路58は、血管強調・抑制画像をモニタ14に表示する。例えば、図12に示すように、B/G画像から抽出した表層血管71を血管強調・抑制画像上で強調している場合には、表層血管71は中深層血管72よりも目立つため、表層血管71のみに着目した診断が可能となる。反対に、図13に示すように、B/G画像から抽出した中深層血管72を血管強調・抑制画像上で強調している場合には、中深層血管72は表層血管71よりも目立つため、中深層血管72のみに着目した診断が可能となる。

【0042】

以上のように、B/G画像から着目する血管の画像のみを抽出し、その抽出した血管画像を用いて血管強調・抑制画像を生成することによって、血管以外の部分、例えば観察部位の凹凸などの情報を消すことなく、着目する血管部分のみを確実に強調・抑制処理することができる。これにより、血管に加え観察部位の凹凸など診断に役立つ情報を数多くユ

10

20

30

40

50

ーザーに提供することができるため、診断能を向上させることができる。また、血管を表層と中深層に分けて別々に抽出し、それぞれを個別に強調・抑制していることから、表層血管に着目した診断や中深層血管に着目した診断が可能となる。

【0043】

次に、本発明の作用について、図14に示すフローチャートを用いて説明する。まず、第1～第3観察モードの中から、部位に応じた観察モードを設定する。光源装置13から発せられる広帯域光BB及び狭帯域光NBは、ライトガイド43を介して、被検体内に同時に照射される。被検体からの反射光は、カラーのCCD44により撮像される。この撮像により得られる青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rから、ベース画像を生成する。生成されたベース画像と青色信号B、緑色信号G、赤色信号Rは、フレームメモリ56に一時的に記憶される。

10

【0044】

次に、B/G画像生成部61において、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。このB/G画像から表層血管を抽出した表層血管抽出画像が生成され、また、B/G画像から中深層血管を抽出した中深層血管抽出画像が生成される。これら血管抽出には、設定した観察モードに対応する観察モード用テーブルが用いられる。血管抽出画像が生成されたら、表層血管抽出画像（または中深層血管抽出画像）とベース画像とから、表層血管（または中深層血管）が強調・抑制された血管強調・抑制画像が生成される。生成された血管強調・抑制画像は、表示制御回路58でモニタ表示可能な信号に変換された後、図12または図13に示すように、モニタ14に画像表示される。

20

【0045】

なお、上記第1実施形態においては、光源装置13内の広帯域光源30から広帯域光BBを発光したが、これに代えて、電子内視鏡11の先端部16aに蛍光体を設置し、その蛍光体を、光源装置13に設置した励起光光源の励起光で励起することによって、蛍光を発光させてもよい。この場合、蛍光と励起光に吸収されなかった励起光とが合波した光が、広帯域光BBとして被検体内に照射される。

【0046】

本発明の第2実施形態は、被検体を照明する2種類の照明光を同時照射した第1実施形態と異なり、2種類の照明光を別々に順次照射する。ここでは、2種類の照明光として、中心波長415nmの青色狭帯域光GNと、中心波長540nmの緑色狭帯域光BNを順次照射する。したがって、第2実施形態の電子内視鏡システム100においては、図15に示すように、青色狭帯域光BNと緑色狭帯域光GNの順次照射のために、回転フィルタ101とこれを一定速度で回転させるモータ102を使用する。また、被検体内の撮像には、カラーのCCD44に代えて、カラーフィルターが設けられていないモノクロのCCD101が用いられる。

30

【0047】

回転フィルタ101は、図16に示すように、広帯域光源30からの広帯域光BBのうち中心波長415nmの青色狭帯域光BN（波長域380～430nm）を透過させる青色フィルタ101aと、広帯域光のうち中心波長540nmの緑色狭帯域光GN（波長域520～560nm）を透過させる緑色フィルタ101bとが、周方向に沿って設けられている。したがって、回転フィルタ101が回転することで、青色狭帯域光BNと緑色狭帯域光GNが、ライトガイド43に向けて別々に順次照射される。

40

【0048】

このように青色狭帯域光BNと緑色狭帯域光GNを順次照射することによって、ベース画像の生成方法とB/G画像の生成方法が、同時照射方式の第1実施形態と異なる。その他については第2実施形態は第1実施形態と同様である。ベース画像を生成する際には、青色狭帯域光BNを照射及び撮像したときに得られる青色狭帯域信号を、モニタ表示用のBチャンネル及びGチャンネルに割り当て、緑色狭帯域光GNを照射及び撮像したときに得られる緑色狭帯域信号を、モニタ表示用のRチャンネルに割り当てることによって、ベース画像

50

を生成する。また、 B/G 画像を生成する際には、青色狭帯域信号及び緑色狭帯域信号間の輝度比から B/G 画像を生成する。

【0049】

なお、上記実施形態においては、 B/G 比を使って表層血管と中深層血管の分離を行ったが、これに代えて、 G/B 比、 $B-G$ 差、 $G-B$ 差、 $B/(B+G)$ 比、 $G/(B+G)$ 比、 B/R 比、 R/B 比、 $B-R$ 差、 $R-B$ 差、 B/Y 比など、互いに異なる色情報を持つ2以上の色信号を用いた演算により得られる演算値によっても、それぞれの血管を分離することができる。

【0050】

この演算値と血管深さとの関係は、上記実施形態と同様に、第1～第3観察モードに対応した複数のテーブルに記憶されており、また、粘膜と表層血管との境界を示す演算値の境界値及び粘膜と中深層血管の境界を示す演算値の境界値は、各テーブル毎に異なっている。例えば、 $B-G$ 差（青色信号の画素値から緑色信号の画素値を引いた値）の場合であれば、第1観察モード時に使用するテーブルには、図17Aに示すような $B-G$ 差と血管深さとの関係が記憶されている。ここで、 L_s は粘膜と表層血管の境界を示す $B-G$ 差を示しており、 L_d は粘膜と中深層血管の境界を示す $B-G$ 差を示している。

【0051】

一方、第2観察モード時に使用するテーブルには、図17Bに示すような $B-G$ 差と血管深さとの関係が記憶されている。このテーブルにおいては、粘膜と表層血管の境界部分の $B-G$ 差 L_s' は L_s よりも大きく、また、粘膜と中深層血管の境界部分の $B-G$ 差 L_d' は L_d よりも大きく設定されている。また、第2観察モード時に使用するテーブルには、図17Cに示すような $B-G$ 差と血管深さとの関係が記憶されている。このテーブルにおいては、粘膜と表層血管の境界部分の $B-G$ 差 L_s'' は L_s よりも小さく、また、粘膜と中深層血管の境界部分の $B-G$ 差 L_d'' は L_d よりも小さく設定されている。

【0052】

なお、 G/B 比は緑色信号を青色信号で除した値であり、 $G-B$ 差は緑色信号から青色信号を引いた値であり、 $B/(B+G)$ 比は青色信号を、青色信号と緑色信号の加算値で除した値であり、 $G/(B+G)$ 比は緑色信号を、青色信号と緑色信号の加算値で除した値であり、 B/R 比は青色信号を赤色信号で除した値であり、 R/B 比は赤色信号を青色信号で除した値であり、 $B-R$ 差は青色信号から赤色信号を引いた値であり、 $R-B$ 差は赤色信号から青色信号を引いた値であり、 B/Y 比は緑色信号を黄色信号で除した値である（黄色信号は500～700nmの波長情報を持つ信号）。

【符号の説明】

【0053】

- 10, 100 電子内視鏡システム
- 14 モニタ
- 30 広帯域光源
- 33 狭帯域光源
- 57 画像処理部
- 61 B/G 画像生成部
- 63 血管抽出画像生成部
- 63a 第1観察モード用テーブル
- 63b 第2観察モード用テーブル
- 63c 第3観察モード用テーブル
- 65 血管強調・抑制画像生成部
- 71 表層血管
- 72 中深層血管

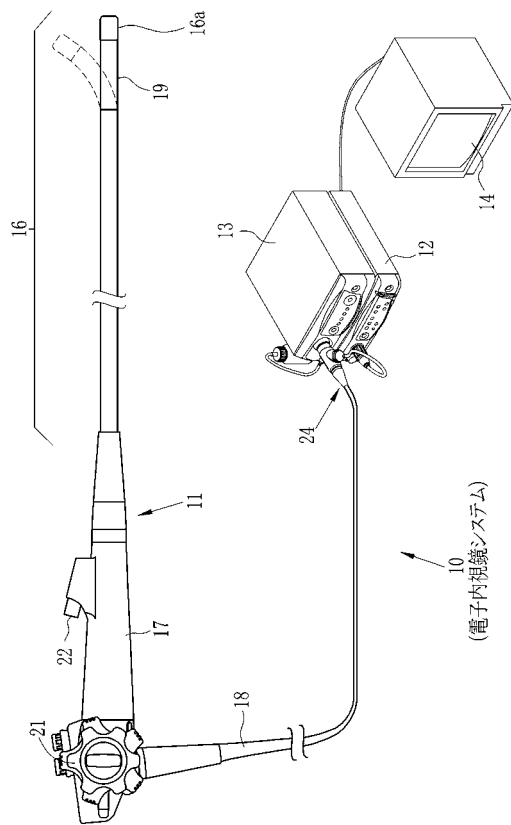
10

20

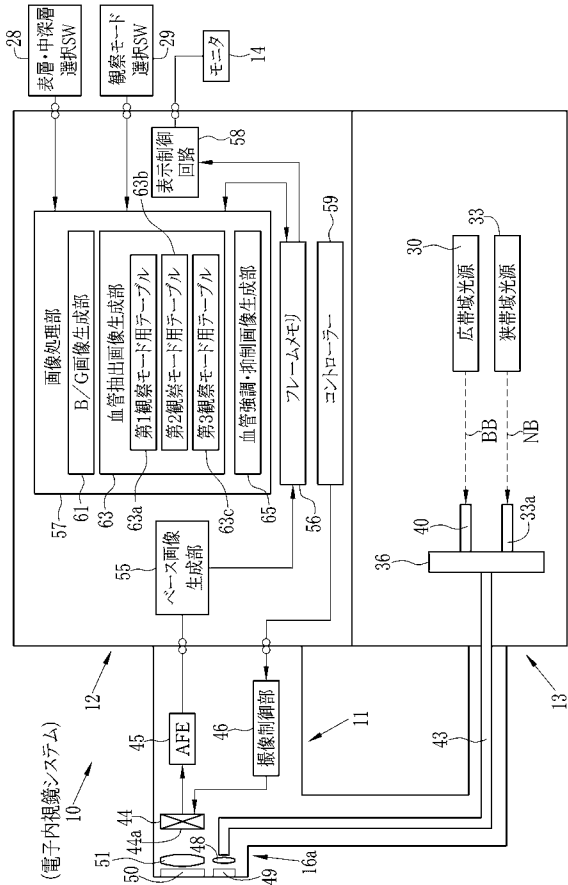
30

40

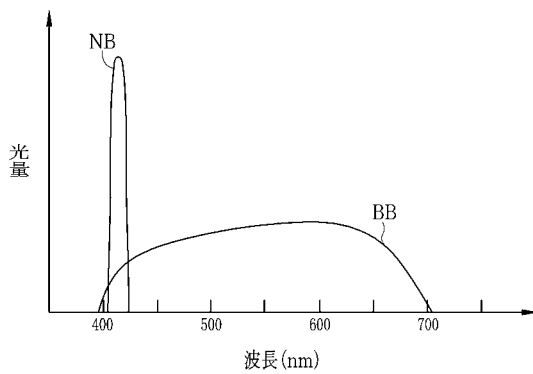
【図 1】



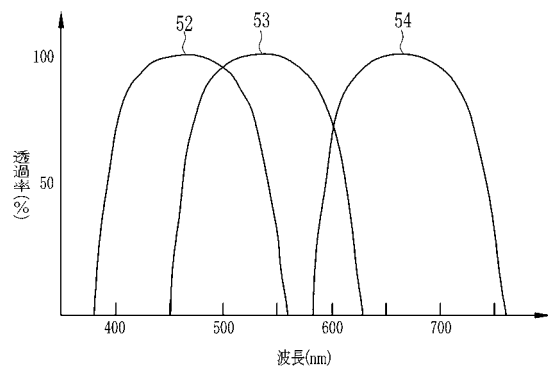
【図 2】



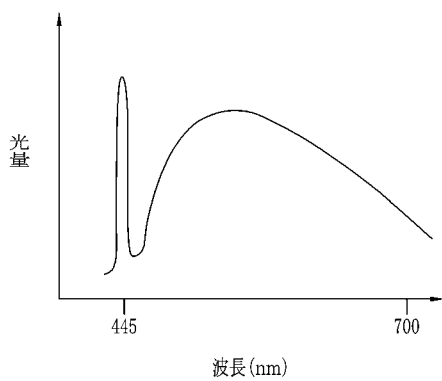
【図 3】



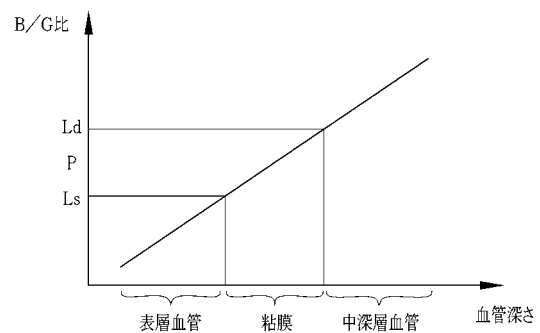
【図 5】



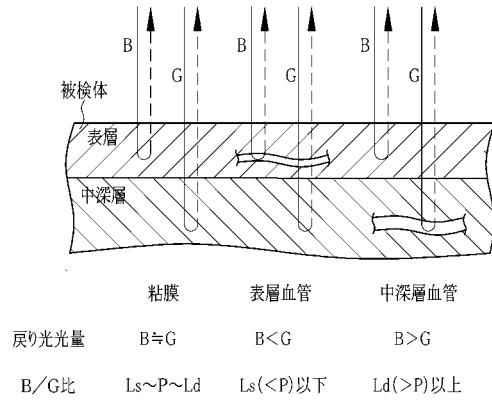
【図 4】



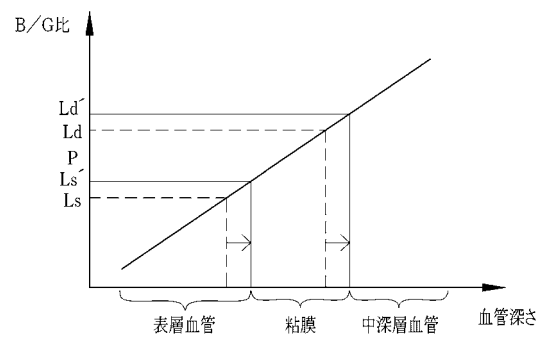
【図 6】



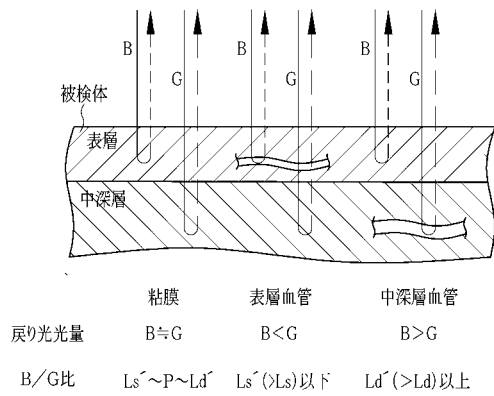
【図 7】



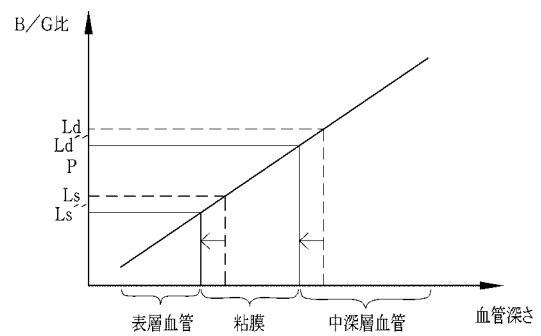
【図 8】



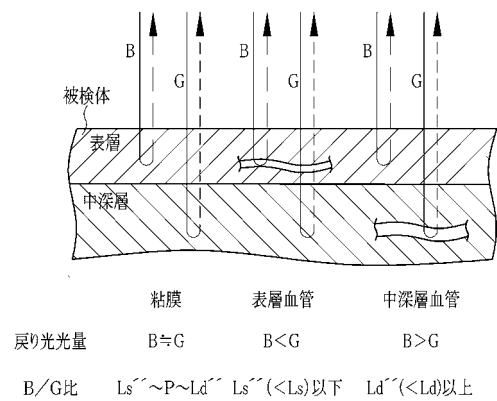
【図 9】



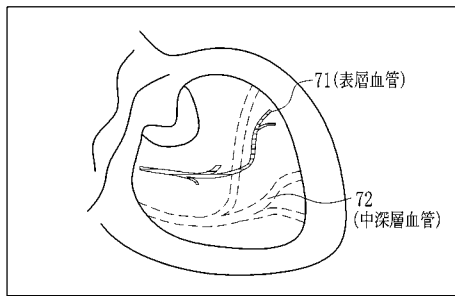
【図 10】



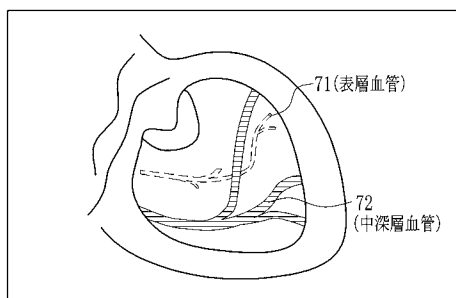
【図 11】



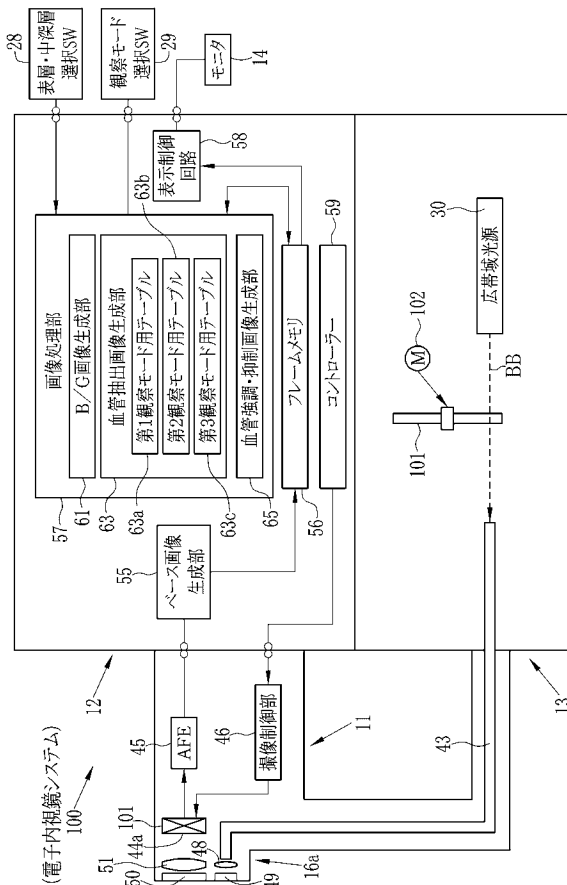
【図 1 2】



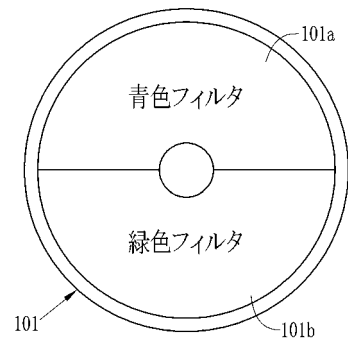
【図 1 3】



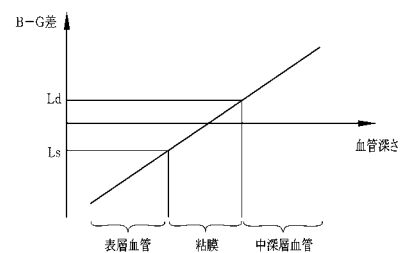
【図 1 5】



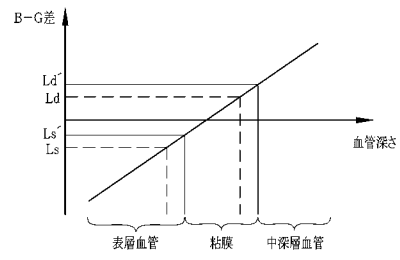
【図 1 6】



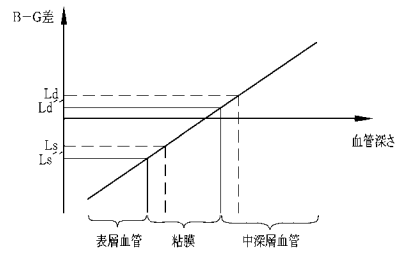
【図 1 7 A】



【図 17 B】



【図 17 C】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2013150712A	公开(公告)日	2013-08-08
申请号	JP2012013316	申请日	2012-01-25
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	加來俊彦 飯田孝之		
发明人	加來 俊彦 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/063 A61B1/0646 A61B1/0653 G06T5/50 G06T2207/10024 G06T2207/10068 G06T2207/20212 G06T2207/30004 G06T2207/30101		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161 /LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW02 4C161/WW04 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5872916B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

受试者同时暴露于宽带光 (BB) 和窄带光 (NB)。使用彩色 CCD (33) 对所述对象成像, 产生蓝色信号 (B), 绿色信号 (G) 和红色信号 (R)。从所述信号 (B, G 和 R) 生成基本图像, 并且从 B/G 比率生成 B/G 图像, 即蓝色信号 (B) 与绿色信号 (G) 的比率。从 B/G 图像中提取表示 B/G 比率小于或等于粘膜/表面血管边界值 (Ls) 的像素, 产生包含提取的浅表血管的图像, 以及表示 B/G 的像素提取大于或等于粘膜/中深度 - 血管边界值 (Ld) 的比率, 产生包含提取的中深度血管的图像。对于每个观察模式, 所述边界值 (Ls 和 Ld) 是不同的。

