

(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2016-41388

(P2016-41388A)

(43) 公開日 平成28年3月31日(2016.3.31)

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

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2016-1523 (P2016-1523)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成28年1月7日(2016.1.7)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-190568 (P2013-190568)	(74) 代理人	110001988
	の分割		特許業務法人小林国際特許事務所
原出願日	平成25年9月13日(2013.9.13)	(72) 発明者	寺川 祐樹
			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 AA00 BB08 CC06 HH51 JJ17
			QQ02 QQ04 SS21 WW07 WW08
			WW15

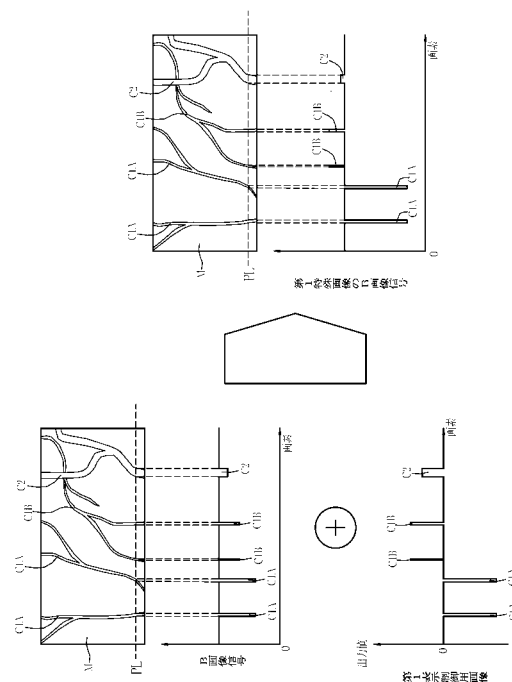
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】極表層血管と表層血管とを分離して表示し、またそれら血管を選択的に強調・抑制する。

【解決手段】紫色光Vと緑色光Gで照明された検体を撮像して、RGBの画像信号を得る。RGB画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のRGBの画像信号を得る。B画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる極表層血管C1A、表層血管C1B、中層血管C2を抽出した血管抽出信号を得る。血管抽出信号において、抽出した各血管は粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている。血管抽出信号で得られた前記各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を色彩強調済のRGBの画像信号に対して行って、深さが異なる複数の血管の少なくとも3層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成する。

【選択図】図14



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成する画像信号生成部と、

前記カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得る色彩強調部と、

前記色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は前記粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ前記各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得る周波数フィルタリング処理部と

10

、
前記血管抽出信号で得られた前記各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を前記色彩強調済のカラー画像信号に対して行って、前記深さが異なる複数の血管の少なくとも 3 層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成する特殊画像生成部とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記血管抽出信号上の複数の血管には、エッジの強度が一定値を超えるダウンエッジの第 1 層血管と、この第 1 層血管よりも深い位置にあり、エッジの強度が前記一定値以下となるダウンエッジの第 2 層血管が含まれ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】

前記特殊画像は、前記第 1 層血管をダウンエッジで表示し、前記第 2 層血管をアップエッジで表示する第 1 特殊画像であ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】

前記特殊画像生成部は、

前記血管抽出信号のうち、前記第 2 層血管をアップエッジに変更した第 1 表示制御用画像を生成する第 1 表示制御用画像生成部と、

前記色彩強調済のカラー画像信号に前記第 1 表示制御用画像を加算して、前記色彩強調済のカラー画像信号中のダウンエッジの第 2 層血管をアップエッジにすることにより、前記第 1 特殊画像を生成する画像合成部とを備えることを特徴とする請求項 3 記載の内視鏡システム。

30

【請求項 5】

前記特殊画像は、前記第 1 層血管及び第 2 層血管を選択的に強調又は抑制した第 2 特殊画像であ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 6】

前記特殊画像生成部は、

前記血管抽出信号に基づいて、血管毎に、前記エッジの強度に応じた強調量又は抑制量を定めた第 2 表示制御用画像を生成する第 2 表示制御用画像生成部と、

前記色彩強調済のカラー画像信号に前記第 2 表示制御用画像を合成して、前記第 2 特殊画像を生成する画像合成部と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。

40

【請求項 7】

前記第 1 層血管は極表層血管であり、前記第 2 層血管は表層血管又は中層血管であることを特徴とする請求項 2 ないし 6 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記短波長の画像信号は、波長範囲が 380 ~ 440 nm の紫色光に対応することを特徴とする請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記紫色光を前記検体に照射する紫色光照明部を備え、

前記短波長の画像信号は、前記紫色光で照明中の検体を撮像することにより得られることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

50

【請求項 10】

白色光を前記検体に照射する白色光照明部と、

前記白色光で照明中の検体を撮像して得られる白色画像に基づく分光演算により、前記短波長の画像信号を生成する分光演算部とを備えることを特徴とする請求項 8 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記カラー画像信号には、波長範囲が 480 ~ 600 nm の緑色光又は波長範囲が 530 ~ 550 nm の緑色狭帯域光に対応する長波長の画像信号が含まれ、

前記色彩強調済のカラー画像信号は、前記短波長の画像信号及び長波長の画像信号に基づいて生成されることを特徴とする請求項 8 ないし 10 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

10

【請求項 12】

検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成する画像信号生成部を有する内視鏡が接続されるプロセッサ装置において、

前記カラー画像信号を受信する受信部と、

前記カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得る色彩強調部と、

前記色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は前記粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ前記各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得る周波数フィルタリング処理部と

20

、
前記血管抽出信号で得られた前記各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を前記色彩強調済のカラー画像信号に対して行って、前記深さが異なる複数の血管の少なくとも 3 層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成する特殊画像生成部とを備えることを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項 13】

画像信号生成部が、検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成するステップと、

色彩強調部が、前記カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得るステップと、

30

周波数フィルタリング処理部が、前記色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は前記粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ前記各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得るステップと、

特殊画像生成部が、前記血管抽出信号で得られた前記各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を前記色彩強調済のカラー画像信号に対して行って、前記深さが異なる複数の血管の少なくとも 3 層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、狭帯域光を用いて血管などの構造組織を強調して観察する内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

医療分野においては、光源装置、内視鏡装置、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。内視鏡システムを用いる診断では、白色光などの広帯域の光を用いて検体内を全体的に観察する通常観察の他に、特定波長に狭帯域化した狭帯

50

域光を用いて検体内の血管や腺管構造など構造組織を強調する狭帯域光観察も行われつつある。

【 0 0 0 3 】

狭帯域光観察では、青色の狭帯域光によって検体の表層組織に分布する表層血管を強調するとともに、検体の中深層組織に分布する中層血管を強調している。しかしながら、診断の目的によっては、表層血管又は中層血管のいずれかのみに着目して観察を行う場合があり、表層血管又は中層血管のうち、いずれか一方のみを強調し、もう一方を抑制して表示することが求められている。これに対して、特許文献 1 では、表層組織に関する生体情報を持つ青色画像と中深層組織に関する生体情報を持つ緑色画像間の輝度比 B / G で構成される B / G 画像から、表層血管又は中層血管を抽出し、その血管を抽出した画像をベース画像に合成することによって、表層血管又は中層血管を選択的に強調・抑制している。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 2 - 1 5 2 4 5 9 公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

検体内の血管の中でも、表層血管については、診断上重要な部位である。したがって、粘膜表面に極めて近い位置にある極表層血管と、それよりも深い表層血管とを分離して表示し、また、それぞれの血管を選択的に強調表示又は抑制表示して、診断の精度を向上することが求められている。しかしながら、極表層血管と表層血管はいずれも青色画像に含まれることが多い。したがって、特許文献 1 に示すような B / G 画像からは、極表層血管と表層血管を別々に抽出することは困難であるため、それら極表層血管と表層血管とを分離表示等することは難しい。

20

【 0 0 0 6 】

本発明は、極表層血管とそれよりも深い表層血管とを分離して表示し、またそれら血管を選択的に強調・抑制することができる内視鏡システム及びプロセッサ装置並びに内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

30

【 0 0 0 7 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成する画像信号生成部と、カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得る色彩強調部と、色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得る周波数フィルタリング処理部と、血管抽出信号で得られた各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を色彩強調済のカラー画像信号に対して行って、深さが異なる複数の血管の少なくとも 3 層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成する特殊画像生成部とを備えることを特徴とする。

40

【 0 0 0 8 】

血管抽出信号上の複数の血管には、エッジの強度が一定値を超えるダウンエッジの第 1 層血管と、この第 1 層血管よりも深い位置にあり、エッジの強度が一定値以下となるダウンエッジの第 2 層血管が含まれることが好ましい。特殊画像は、第 1 層血管をダウンエッジで表示し、第 2 層血管をアップエッジで表示する第 1 特殊画像であることが好ましい。特殊画像生成部は、血管抽出信号のうち、第 2 層血管をアップエッジに変更した第 1 表示制御用画像を生成する第 1 表示制御用画像生成部と、色彩強調済のカラー画像信号に第 1 表示制御用画像を加算して、色彩強調済のカラー画像信号中のダウンエッジの第 2 層血管をアップエッジにすることにより、第 1 特殊画像を生成する画像合成部とを備えることが

50

好ましい。

【0009】

特殊画像は、第1層血管及び第2層血管を選択的に強調又は抑制した第2特殊画像であることが好ましい。特殊画像生成部は、血管抽出信号に基づいて、血管毎に、エッジの強度に応じた強調量又は抑制量を定めた第2表示制御用画像を生成する第2表示制御用画像生成部と、色彩強調済のカラー画像信号に第2表示制御用画像を合成して、第2特殊画像を生成する画像合成部とを備えることが好ましい。第1層血管は極表層血管であり、第2層血管は表層血管又は中層血管であることが好ましい。

【0010】

短波長の画像信号は、波長範囲が380～440nmの紫色光に対応することが好ましい。紫色光を検体に照射する紫色光照明部を備え、短波長の画像信号は、紫色光で照明中の検体を撮像することにより得られることが好ましい。白色光を検体に照射する白色光照明部と、白色光で照明中の検体を撮像して得られる白色画像に基づく分光演算により、短波長の画像信号を生成する分光演算部とを備えることが好ましい。カラー画像信号には、波長範囲が480～600nmの緑色光又は波長範囲が530～550nmの緑色狭帯域光に対応する長波長の画像信号が含まれ、色彩強調済のカラー画像信号は、短波長の画像信号及び長波長の画像信号に基づいて生成されることが好ましい。

10

【0011】

本発明は、検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成する画像信号生成部を有する内視鏡が接続されるプロセッサ装置において、カラー画像信号を受信する受信部と、カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得る色彩強調部と、色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得る周波数フィルタリング処理部と、血管抽出信号で得られた各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を色彩強調済みのカラー画像信号に対して行って、深さが異なる複数の血管の少なくとも3層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成する特殊画像生成部とを備えることを特徴とする。

20

【0012】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号生成部が、検体の粘膜表面を撮像して複数色の画像信号からなるカラー画像信号を生成するステップと、色彩強調部が、カラー画像信号に対して色彩強調処理を施すことによって、色彩強調済のカラー画像信号を得るステップと、周波数フィルタリング処理部が、色彩強調済のカラー画像信号のうち少なくとも短波長の画像信号に周波数フィルタリング処理を施して、互いに深さが異なる複数の血管を抽出した血管抽出信号であって抽出した各血管は粘膜表面よりも画素値が低いダウンエッジであり、且つ各血管のダウンエッジはそれぞれ異なっている血管抽出信号を得るステップと、特殊画像生成部が、血管抽出信号で得られた各血管のダウンエッジに基づく表示制御処理を色彩強調済みのカラー画像信号に対して行って、深さが異なる複数の血管の少なくとも3層の各血管の表示を制御した特殊画像を作成するステップとを有することを特徴とする。

30

40

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、極表層血管、表層血管、中層血管など所定深さの血管のエッジ強度に応じた表示制御処理を行っていることから、それら極表層血管、表層血管、中層血管をそれぞれ分離して表示し、またそれら極表層血管、表層血管、中層血管を選択的に強調表示又は抑制表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

50

【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】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】紫色光 V と緑色光 G の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】B フィルタ、G フィルタ、R フィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 6】C (シアン)、M (マゼンタ)、Y (イエロー) 及び G (緑) の補色フィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 7】特殊用構造表示制御部の機能を示すブロック図である。

【図 8】色彩強調済 (又はベース画像) の B 画像信号とこの B 画像信号の所定画素ラインにおける信号分布を示す説明図である。

【図 9】シミュレーションにより得られる粘膜と所定深さにおける血管の分光反射スペクトルを示すグラフである。

10

【図 10】血管抽出信号の所定画素ラインにおける信号分布を示すグラフである。

【図 11】第 1 表示制御用信号の所定画素ラインにおける信号分布を示すグラフである。

【図 12】エッジ強度と血管の強調量又は抑制量との関係を示すグラフである。

【図 13】第 2 表示制御用画像の所定画素ラインにおける信号分布を示すグラフである。

【図 14】第 1 特殊画像の生成方法を示す説明図である。

【図 15】第 2 特殊画像の生成方法を示す説明図である。

【図 16】本発明の一連の流れを示すフローチャートである。

【図 17】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 18】回転フィルタの平面図である。

20

【図 19】第 3 実施形態の特殊画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図 20】図 3 と異なる通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

[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 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続される。内視鏡 12 は、検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられる湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。

30

【0016】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW 13a と、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切替 SW 13a 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、白色光を用いて通常画像をモニタ 18 上に表示するモードであり、特殊観察モードは、表層血管などの特定構造を粘膜とのコントラスト差を付けて強調表示することができる光を用いて、モニタ 18 上に特殊画像を表示するモードである。特殊画像には、検体内における深さが異なる複数の血管を分離して表示する第 1 特殊画像と、検体内における深さが異なる複数の血管を選択的に強調又は抑制表示する第 2 特殊画像がある。ズーム操作部 13b は、ズームレンズ 47 (図 2 参照) の駆動操作に用いられ、ズームレンズ 47 をテレ側に移動させることにより、検体を拡大する。なお、特殊観察モードにおいて、第 1 特殊画像又は第 2 特殊画像いずれを表示するかは、コンソール 19 の操作によって設定される。

40

【0017】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI (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 16 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。

【0018】

50

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 0 c、R-LED (Red Light Emitting Diode) 2 0 d、これら 4 色の L E D の駆動を制御する光源制御部 2 1、4 色の LED 2 0 a ~ 2 0 d から発せられる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 4 1 及び照明レンズ 4 5 を介して、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。

【 0 0 1 9 】

V-LED 2 0 a は、中心波長 4 0 5 nm、波長範囲 3 8 0 ~ 4 4 0 nm の紫色光 V を発生する。B-LED 2 0 b は、中心波長 4 6 0 nm、波長範囲 4 4 0 ~ 4 8 0 nm の青色光 B を発生する。G-LED 2 0 c は、4 8 0 ~ 6 0 0 nm の間で正規分布を有する緑色光 G を発生する。R-LED 2 0 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 nm、波長範囲が 6 0 0 ~ 6 5 0 nm に及ぶ赤色光 R を発生する。

10

【 0 0 2 0 】

光源制御部 2 1 は、通常観察モード時には、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R-LED 2 0 d を全て点灯する。これにより、図 3 に示すように、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R の 4 色の光が混色することで、通常光が生成される。一方、狭帯域観察モード時には、V-LED 2 0 a、G-LED 2 0 c を同時点灯することにより、紫色光 V、緑色光 G を同時に発生する。これにより、図 4 に示すように、V-LED 2 0 a からの紫色光 V と、緑色光 G とが同時に生成される。

20

【 0 0 2 1 】

図 2 に示すように、ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4 と内視鏡 1 2 を接続するユニバーサルコード (図示せず) 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 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5 \text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 2 2 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d は照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b を有している。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 からの光が検体内に照射される。撮像光学系 3 0 b は、撮像レンズ 4 6、ズームレンズ 4 7、撮像センサ 4 8 を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ 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 に検体の反射像が結像される。

30

【 0 0 2 3 】

撮像センサ 4 8 はカラーの撮像素子であり、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) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、R (赤)、G (緑) 及び B (青) の 3 色の画像信号を得るためのカラーイメージセンサ、即ち、撮像面に R G B フィルタを備えた、いわゆる R G B イメージセンサである。図 5 に示すように、RGB イメージセンサの B フィルタは 3 4 0 ~ 5 2 0 nm の光を透過させ、G フィルタは 4 5 0 ~ 6 3 0 nm の光を透過させ、R フィルタは 5 8 0 ~ 7 7 0 nm の光を透過させる。したがって、検体からの反射光のうち、紫色光 V は B フィルタを透過し、青色光 B 及び緑色光 G は B フィルタ及び G フィルタの両方を透過し、赤色光 R は R フィルタを透過する。

40

【 0 0 2 4 】

なお、撮像センサ 4 8 としては、RGB イメージセンサの代わりに、図 6 に示すような分光透過率を有する 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、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、C M Y G の 4 色の画像信号から色変換によって R G B の 3 色の画像信号を得るこ

50

とができる。この場合には、C M Y Gの4色の画像信号からR G Bの3色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡12又はプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要がある。

【0025】

図2に示すように、撮像センサ48から出力される画像信号は、C D S・A G C回路50に送信される。C D S・A G C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(C D S)や自動利得制御(A G C)を行う。C D S・A G C回路50を経た画像信号は、A / D変換器(A / D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。

【0026】

プロセッサ装置16は、受信部53と、光量算出部54と、D S P 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R G B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(Rフィルタが設けられた画素)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(Gフィルタが設けられた画素)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(Bフィルタが設けられた画素)から出力される信号に対応している。

【0027】

光量算出部54は、受信部53で受信したデジタルのRGB画像信号に基づいて露光量を算出するとともに、この算出された露光量に基づいて、通常観察モード又は特殊観察モード時に用いる光の目標光量を算出する。そして、光量算出部54は、算出された目標光量と、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d間の設定光量比とに基づいて、各V-LED 20a ~ 20dの目標光量を定めた目標光量設定信号を算出する。

【0028】

例えば、通常観察モードでは、光量算出部54で算出された光量を「P」とし、設定光量比を「V-LED : B-LED : G-LED : R-LED = a : b : c : d」とした場合、V-LED 20aの目標光量は「 $P \times (a / (a + b + c + d))$ 」となり、B-LED 20bの目標光量は「 $P \times (b / (a + b + c + d))$ 」となり、G-LED 20cの目標光量は「 $P \times (c / (a + b + c + d))$ 」となり、R-LED 20dの目標光量は「 $P \times (d / (a + b + c + d))$ 」となる。一方、特殊観察モードでは、光量算出部54で算出された光量を「Q」とし、設定光量比を「V-LED : G-LED = m : n」とした場合、V-LED 20aの目標光量は「 $Q \times (m / (m + n))$ 」となり、G-LED 20cの目標光量は「 $Q \times (n / (m + n))$ 」となる。なお、光量比はコンソール19によって設定され、通常観察モードと特殊観察モードで異なる光量比が設定される。

【0029】

D S P 56は、R G B画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部58は、D S P 56でガンマ補正等が施されたR G B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、R G B画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたR G B画像信号は、画像処理切替部60に送信される。

【0030】

画像処理切替部60は、モード切替S W 13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、R G B画像信号を通常画像処理部62に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、R G B画像信号を特殊画像処理部64に送信する。

【0031】

通常画像処理部62は、通常用色変換部68と、通常用色彩強調部70と、通常用構造強調部72とを有し、検体内を通常の生体の色調で表現した通常画像を生成する。通常用色変換部68は、デジタルのR G B画像信号に対して色変換処理を施すことにより、色変換済RGB画像信号を出力する。通常用色変換部68では、更に、色変換済R G B画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済R G B画像信号を出力する。通常用色彩強調

10

20

30

40

50

部 7 0 は、階調変換済 RGB 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。通常用構造強調部 7 2 は、色彩強調処理済 RGB 画像信号に対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。通常用構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された RGB 画像信号は、通常画像の RGB 画像信号として、映像信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 2 】

特殊画像処理部 6 4 は、特殊用色変換部 7 4 と、特殊用色彩強調部 7 6 と、特殊用構造表示制御部 7 8 とを有し、極表層血管と表層血管及び中層血管とを分離して表示する第 1 特殊画像、又は極表層血管、表層血管、中層血管を選択的に強調又は抑制表示する第 2 特殊画像を生成する。極表層血管、表層血管、中層血管については、この順で、粘膜表面からの深さが大きくなっている。特殊用色変換部 7 4 は、デジタルの RGB 画像信号に対して色変換処理を施すことにより、色変換済 RGB 画像信号を出力する。特殊観察モードでは、撮像センサ 4 8 のうち B 画素及び G 画素に感応し、R 画素に感応しない紫色光 V 及び緑色光 G が検体内に同時照射されるため、血管などの検体に関する情報が含まれているのは、B 画像信号及び G 画像信号であり、R 画像信号にはほとんどは含まれていない。したがって、以下のような変換式 (1) ~ (3) のように、R 画像信号は使用せずに、B 画像信号及び G 画像信号のみに基づいて、色変換処理が行われる。

色変換済 R 画像信号 = $k_1 \times G$ 画像信号 $\cdots$ (1)

色変換済 G 画像信号 = $k_2 \times B$ 画像信号 $\cdots$ (2)

色変換済 B 画像信号 = $k_3 \times B$ 画像信号 $\cdots$ (3)

ここで、 $k_1 \sim k_3$ は正の係数である。

【 0 0 3 3 】

特殊用色変換部 7 4 では、更に、色変換済 RGB 画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済 RGB 画像信号を出力する。特殊用色彩強調部 7 6 は、階調変換済 RGB 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。特殊用構造表示制御部 7 8 は、詳しくは後述するように、色彩強調処理済 RGB 画像信号に対して、極表層血管、表層血管、中層血管の表示制御処理を行う。特殊用構造表示制御部 7 8 で構造表示制御処理が施された RGB 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 3 4 】

図 7 に示すように、特殊用構造表示制御部 7 8 は、ベース画像生成部 8 0 と、周波数フィルタリング処理部 8 1 と、エッジ強度算出部 8 2、第 1 表示制御用画像生成部 8 3 と、第 2 表示制御用画像生成部 8 4 と、画像合成部 8 5 とを備えている。ベース画像生成部 8 0 及び周波数フィルタリング処理部 8 1 には、それぞれ特殊用色彩強調部 7 6 で色彩強調処理済の RGB 画像信号が入力される。なお、本発明の特殊画像生成部は、第 1 表示制御用画像生成部 8 3 と画像合成部 8 5 とで構成され、又は第 2 表示制御用画像生成部 8 4 と画像合成部 8 5 とで構成される。

【 0 0 3 5 】

色彩強調済の RGB 画像信号のうち B 画像信号については、図 8 に示すように、所定画素ライン PL において、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 は、それぞれ粘膜 M よりも画素値が低いダウンエッジとなっている。また、ダウンエッジとなる血管のうち、極表層血管 C 1 A の画素値が一番低く、その次に画素値が低いのは表層血管 C 1 B であり、画素値が一番大きいのは中層血管 C 2 である。色彩強調済の RGB 画像信号のうち G 画像信号についても、図 8 に示す B 画像信号と同様の分布を有している。

【 0 0 3 6 】

このように、血管の深さが小さくなる程、画素値が小さくなって粘膜 M とのコントラストが大きくなるのは、以下の理由からである。色彩強調済の RGB 画像信号のうち B 画像信号及び G 画像信号は、紫色光 V を撮像センサ 4 8 の B 画素で光電変換して得られる B 画像信号を、色変換処理した信号に対応している (上記変換式 (1) ~ (3) 参照)。したがって、B 画像信号及び G 画像信号中の血管部分の画素値は、紫色光 V を照射したときの血管の反射光の光量によって大きく影響を受ける。ここで、波長範囲 3 8 0 ~ 4 4 0 nm の紫色光 V に対する血管の反射率は、図 9 のシミュレーション結果に示すように、粘膜表面から血管

10

20

30

40

50

までの距離を示す血管深さ d によって、異なっている。

【 0 0 3 7 】

図 9 は、粘膜 M の反射率 R_m に加えて、血管径（血管の太さ）が $10\ \mu\text{m}$ の場合に、所定波長の光を血管に照射したときの血管の反射率 $R_1 \sim R_3$ と、血管径（血管の太さ）が $40\ \mu\text{m}$ の場合に、所定波長の光を血管に照射したときの血管の反射率 R_4 とを示している。 R_1 は血管深さ d が $5\ \mu\text{m}$ のときの反射率であり、 R_2 は血管深さ d が $10\ \mu\text{m}$ のときの反射率であり、 R_3 は血管深さ d が $15\ \mu\text{m}$ のときの反射率であり、 R_4 は血管深さ d が $40\ \mu\text{m}$ のときの反射率である。以上の波長と血管の反射率の関係から、紫色光 V の波長範囲である $380 \sim 440\text{nm}$ においては、血管深さが小さくなる程、反射率が低くなって、B 画像信号及び G 画像信号中における血管部分の画素値が小さくなることが分かる。即ち、B 画像信号及び G 画像信号中で、深さが小さい血管部分ほど、粘膜 M とのコントラストが大きくなっている。

10

【 0 0 3 8 】

なお、上記のように、血管深さが小さくなる程、血管部分の画素値が小さくなるということは、紫色光 V のような波長範囲 440nm 以下の可視光に関しては、血管深さに対する分解能があることに相当する。これに対して、波長範囲が 440nm を超える光に関しては、血管深さ d が $5 \sim 15\ \mu\text{m}$ の反射率はほぼ同じになるため、血管深さが小さくなくても、血管部分の画素値の変化はほとんどない。即ち、血管深さ d が $5 \sim 15\ \mu\text{m}$ の範囲内では、血管深さの分解能は有していない。なお、本実施形態では、極表層血管 $C1A$ については、おおよそ粘膜表面から $8\ \mu\text{m}$ までの深さの範囲に位置し、表層血管 $C1B$ については、おおよそ $8\ \mu\text{m} \sim 20\ \mu\text{m}$ までの深さの範囲に位置し、おおよそ中層血管 $C2$ については、 $20 \sim 45\ \mu\text{m}$ までの深さの範囲に位置するものとするが、深さの定義はこれに限られない。

20

【 0 0 3 9 】

ベース画像生成部 80 は、色彩強調処理済の RGB 画像信号から、ベース画像を生成する。ベース画像は RGB 画像信号からなり、この RGB 画像信号は色彩強調処理済の RGB 画像信号にそれぞれに対応している。周波数フィルタリング処理部 81 は、色彩強調処理済の B 画像信号に対して、極表層血管 $C1A$ 、表層血管 $C1B$ 、中層血管 $C2$ の太さに対応する周波数帯域成分を抽出する周波数フィルタリング処理を施す。B 画像信号については、周波数フィルタリング処理により、図 10 に示すような、極表層血管 $C1A$ 、表層血管 $C1B$ 、中層血管 $C2$ 部分の出力値が「負」で、粘膜 M 部分の出力値が「0」となる血管抽出信号が得られる。なお、周波数フィルタリング処理部 81 では、B 画像信号及び G 画像信号の両方に周波数フィルタリングを施してもよい。

30

【 0 0 4 0 】

エッジ強度算出部 82 は、血管抽出信号中の血管毎にエッジ強度を求める。血管抽出信号は、上記したように、血管深さが小さくなる程、画素値が小さくなる B 画像信号及び G 画像信号を周波数フィルタリング処理して得られる信号であるため、血管深さが小さくなる程、出力値の絶対値が大きくなっている。即ち、血管深さが小さくなる程、粘膜 M とのコントラストが大きくなって、エッジ強度が大きくなる。したがって、図 10 に示すように、エッジ強度算出部 82 で算出されるエッジ強度のうち、極表層血管 $C1A$ のエッジ強度 $P1A$ が一番大きく、その次に小さいのが表層血管 $C1B$ のエッジ強度 $P1B$ であり、一番小さいのが中層血管 $C2$ のエッジ強度 $P2$ である（ $P1A > P1B > P2$ ）。

40

【 0 0 4 1 】

第 1 表示制御用画像生成部 83 は、極表層血管 $C1A$ と表層血管 $C1B$ 及び中層血管 $C2$ とを分離して表示するために用いられる第 1 表示制御用画像を生成する。この第 1 表示制御用画像生成部 83 では、エッジ強度 $P1B$ 以下の血管をアップエッジに変更する処理を行うとともに、第 1 表示制御用画像をベース画像に合成したときに粘膜よりも明るくなるように、アップエッジの出力値を大きくする処理を行う。一方、エッジ強度 $P1B$ を超える血管についてはダウンエッジを維持する。これにより、第 1 表示制御用画像が得られる。例えば、図 11 の第 1 表示制御用画像であれば、極表層血管 $C1A$ については、エッジ強度 $P1A$ が

50

閾値であるP1Bを超えているため、アップエッジには変更されていない。これに対して、表層血管C1B及び中層血管C2については、エッジ強度P1B及びP2が閾値P1B以下であるため、それぞれの表層血管C1B及び中層血管C2の出力値に対して所定の係数を乗算して、アップエッジに変更されるとともに出力値が大きくなっている。

【0042】

第2表示制御用画像生成部84は、表層血管C1A、表層血管C1B、中層血管C2を選択的に強調表示又は抑制表示するために用いられる第2表示制御用画像を生成する。この第2表示制御用画像生成部84では、血管抽出信号において血管毎に血管のエッジ強度に応じた強調量又は抑制量を設定して第2表示制御用画像を生成する。第2表示制御用画像生成部84では、エッジ強度と血管の強調量又は抑制量との関係を記憶するLUT84aを有して
10
おり、このLUT84aを参照して、血管毎に、エッジ強度に対応する強調量又は抑制量を設定する。これにより、第2表示制御用画像が得られる。例えば、エッジ強度が閾値P1Bを超えるとときに強調し、エッジ強度がP1B以下のときに抑制する場合には、図12の入出力関係に示すように、閾値P1Bを超える入力に対しては入出力関係90を用いる一方で、閾値P1B以下の入力に対しては入出力関係91を用いる。

【0043】

したがって、極表層血管C1Aに関しては、エッジ強度P1Aが閾値P1Bを超えているため、入出力関係90が用いられる。この入出力関係90によって、エッジ強度P1Aに対応する強調量E1Aが設定される。これに対して、表層血管C1B及び中層血管C2に関しては、エッジ強度P1B及びP2が閾値P1B以下であるため、入出力関係91が用いられる。この入出力関係91によって、エッジ強度P1B及びP2に対応する抑制量D1B及びD2が設定される。
20
これにより、図13に示すように、各血管C1A、C1B、C2に、強調量E1A又は抑制量D1B、D2が設定された第2表示制御用画像が生成される。なお、LUTの入出力関係については、コンソール19等の操作によって、適宜、更新可能である。

【0044】

画像合成部85は、第1表示制御用画像をベース画像に合成することにより、極表層血管C1Aと表層血管C1B及び中層血管C2とを分離して表示可能な第1特殊画像を生成する。また、画像合成部85は、第2表示制御用画像をベース画像に合成することにより、極表層血管C1A、表層血管C1B、中層血管C2を選択的に強調表示又は抑制表示可能な第2特殊画像を生成する。また、第1及び第2表示制御用画像のうち粘膜Mの部分は「0」である
30
ので、ベース画像に合成したとしても、粘膜Mを強調又は抑制することがない。なお、画像合成部85では、ベース画像のうちB画像信号に第1又は第2表示制御用画像を加算するが、ベース画像のG画像信号又はR画像信号に対して第1又は第2表示制御用画像を加算してもよい。

【0045】

例えば、図8に示すベース画像のB画像信号に対して、図11に示す第1表示制御用画像を加算した場合には、図14に示すように、極表層血管C1Aについては、ダウンエッジを維持する一方で、表層血管C1B及び中層血管C2については、ダウンエッジから、粘膜Mよりも明るくなるアップエッジに変更された第1特殊画像が得られる。このように、極表層血管C1Aをダウンエッジで表示し、表層血管C1B及び中層血管C2をアップエッジで表示
40
することで、第1特殊画像上では、極表層血管C1Aと表層血管C1B及び中層血管C2を分離して表示される。

【0046】

また、図8に示すベース画像のB画像信号に対して、図13に示す第2表示制御用画像を加算した場合には、図15の第2特殊画像に示すように、極表層血管C1Aについては、第2表示制御用画像との加算により、画素値が低下して粘膜Mとのコントラストが大きくなる。これにより、極表層血管C1Aは強調表示される。これに対して、表層血管C1B及び中層血管C2については、第2表示制御用画像との加算により、画素値が大きくなって粘膜Mとのコントラストが小さくなる。これにより、表層血管C1B及び中層血管C2は抑制表示される。以上から、第2特殊画像では、極表層血管C1A、表層血管C1B、中層血管C2が
50

選択的に強調又は抑制表示されている。

【 0 0 4 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 から入力された通常画像のRGB画像信号、第 1 特殊画像のRGB画像信号、第 2 特殊画像のRGB画像信号を、モニタ 1 8 で表示可能画像として表示するための映像信号に変換する。この変換後の映像信号に基づいて、モニタ 1 8 は、通常観察モード時には通常画像を表示し、特殊観察モード時には、第 1 特殊画像又は第 2 特殊画像を表示する。

【 0 0 4 8 】

次に、本発明の作用について、図 1 6 に示すフローチャートを参照しながら説明する。まず、通常観察モードにおいて、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 1 3 b 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 S W 1 3 a を操作して、特殊観察モードに切り替える。

10

【 0 0 4 9 】

モード切替 S W 1 3 a により特殊観察モードに切り替えられると V-LED 2 0 a、G-LED 2 0 c のみ点灯する。これにより、紫色光 V、緑色光 G が検体内に同時に照射される。これら紫色光 V 及び緑色光 G で照明された検体は、撮像センサ 4 8 によって撮像される。撮像センサ 4 8 からは R G B 画像信号が出力される。

20

【 0 0 5 0 】

出力されたRGB画像信号に基づいて、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 の表示制御を行うためのベース画像を生成する。また、B画像信号に対して周波数フィルタリング処理を施すことによって、粘膜 M の出力値を「 0 」にし、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 の出力値を「 負 」にした血管抽出信号を生成する。この血管抽出信号から、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 のエッジの強度を算出する。そして、血管抽出信号とエッジの強度に基づいて、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 の表示制御に用いる第 1 又は第 2 表示制御用画像を生成する。

【 0 0 5 1 】

第 1 又は第 2 表示制御用画像をベース画像に合成することにより、第 1 又は第 2 特殊画像が生成される。第 1 又は第 2 特殊画像はモニタ 1 8 上に表示される。第 1 特殊画像は、極表層血管 C 1 A と表層血管 C 1 B 及び中層血管 C 2 とを分離して表示され、第 2 特殊画像は、極表層血管 C 1 A、表層血管 C 1 B、中層血管 C 2 を選択的に強調表示又は抑制表示される。第 1 又は第 2 特殊画像の表示後は、モード切替 S W 1 3 a により通常観察モードに切り替えられるまで継続される。また、通常観察モードに切り替えられない場合であっても、内視鏡診断が完了したら、内視鏡 1 2 を検体から抜いてモニタ 1 8 への画像の表示を停止する。

30

【 0 0 5 2 】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、各観察モードに必要な複数の画像信号をカラーの撮像センサで同時に取得しているが、これに代えて、第 2 実施形態では、各観察モードに必要な複数の画像信号をモノクロの撮像センサで順次取得する。

40

【 0 0 5 3 】

図 1 7 に示すように、面順次式の内視鏡システム 2 0 0 の光源装置 1 4 には、V-LED 2 0 a 等の代わりに、広帯域光源 2 0 2、回転フィルタ 2 0 4、フィルタ切替部 2 0 5 が設けられている。また、撮像光学系 3 0 b には、カラーの撮像センサ 4 8 の代わりに、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像センサ 2 0 6 が設けられている。それ以外については、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同様である。

【 0 0 5 4 】

広帯域光源 2 0 2 はキセノンランプ、白色 L E D 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 2 0 4 は、内側に設けられた通常観察モード用フィルタ 2 0 8 と、外側に設けられた特殊観察モード用フィルタ 2 0 9 とを備えている（図 1 8

50

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 SW 13a 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。

【0055】

図 18 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 20c 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、赤色光が交互に検体内に照射される。

10

【0056】

特殊観察モード用フィルタ 209 には、周方向に沿って、白色光のうち中心波長 405 nm、波長範囲 380 ~ 440 nm の紫色光 V を透過させる Vn フィルタ 209a と、530 ~ 550 nm の緑色狭帯域光 Gn を透過させる Gn フィルタ 209b 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、紫色光 V、緑色狭帯域光 Gn が交互に検体内に照射される。なお、本発明の紫色光照明部は、広帯域光源 202 と回転フィルタ 20 の Vn フィルタ部 209a とから構成される。

【0057】

面順次方式の内視鏡システム 200 では、通常観察モード時には、青色光、緑色光、赤色光が検体内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。一方、特殊観察モード時には、紫色光 V、緑色狭帯域光 Gn が検体内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、B 画像信号と、Gn 画像信号（第 1 実施形態の G 画像信号に相当する）が得られる。これら B 画像信号と、Gn 画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、第 1 又は第 2 特殊画像の生成が行われる。

20

【0058】

[第 3 実施形態]

上記第 1 及び第 2 実施形態では、第 1 又は第 2 特殊画像を生成するために、紫色光 V 及び緑色光 G を照射し撮像することにより、紫色光 V 及び緑色光 G に対応する B 画像信号及び G 画像信号を取得しているが、第 3 実施形態では、白色画像などの広帯域画像に基づく分光演算により、紫色光 V 及び緑色光 G に対応する B 画像信号及び G 画像信号を取得してもよい。

30

【0059】

この場合には、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 の特殊観察モード時において、V-LED 20a 等の代わりに、広帯域光である白色光を広帯域光源（本発明の白色光照明部に相当）照明する。そして、図 19 に示すように、特殊画像処理部 64 において分光演算部 300 を設け、この分光演算部 300 において、白色光の発光・撮像により得られる白色画像の RGB 画像信号に基づく分光演算処理を行う。この分光演算処理により、白色光の反射光の含まれる紫色光 V（380 ~ 440 nm）及び緑色光 G（480 ~ 600 nm）に対応する B 画像信号及び G 画像信号を生成する。第 3 実施形態では、分光演算部 300 で生成された B 画像信号及び G 画像信号に基づいて、上記第 1 実施形態と同様の方法で、第 1 又は第 2 特殊画像を生成する。なお、白色光としては、蛍光体 44 により得られる白色光の他、キセノンランプなどの広帯域光源から発せられる広帯域光を用いてもよい。

40

【0060】

上記第 1 及び第 2 実施形態では、特殊観察モードにおいては、紫色光 V 及び緑色光 G に加えて、赤色光 R を照射してもよい。この場合には、RGB 画像信号の全てに、血管などの検体に関する情報が含まれることから、特殊用色変換部 74 では、以下の変換式（1'）~（3'）のように、RGB 画像信号全てに対して色変換処理を行う。

50

色変換済R画像信号 = $k_1' \times R$ 画像信号 $\cdots (1')$

色変換済G画像信号 = $k_2' \times G$ 画像信号 $\cdots (2')$

色変換済B画像信号 = $k_3' \times B$ 画像信号 $\cdots (3')$

ここで、 $k_1' \sim k_3'$ は正の係数である。

【0061】

なお、第1実施形態では、図3及び図4に示すような発光スペクトルを有する光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図20に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては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410～415nmでやや長波長側に波長範囲を有するものに代えるとともに、青色光Bについては中心波長445～460nmでやや短波長側に波長範囲を有するものに代えてもよい。ただし、この場合には、各血管C1A、C1B、C2のエッジ強度を算出できるようにするため、紫色光Vの波長範囲の上限値を440nmよりも短波長側にする必要がある。

10

【0062】

なお、上記実施形態では、本発明の実施を内視鏡の診断中に行ったが、これに限らず、内視鏡診断後、内視鏡システムの記録部に記録しておいた内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよく、また、カプセル内視鏡で取得したカプセル内視鏡画像に基づいて、本発明の実施を行ってもよい。

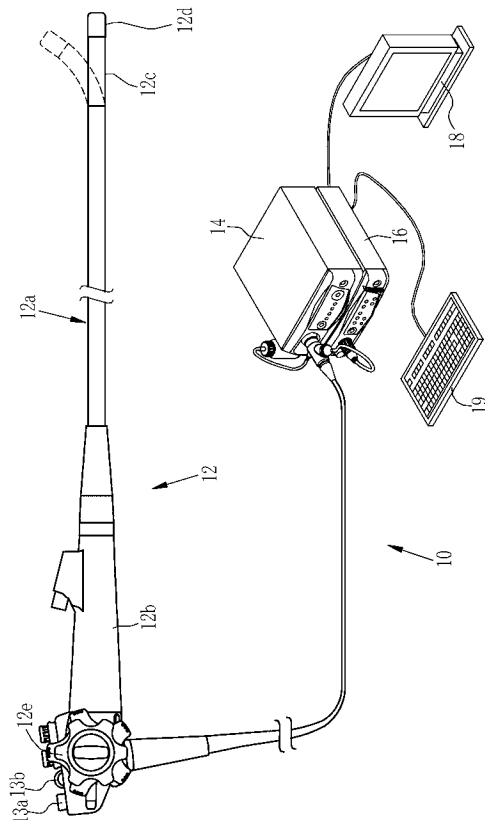
【符号の説明】

【0063】

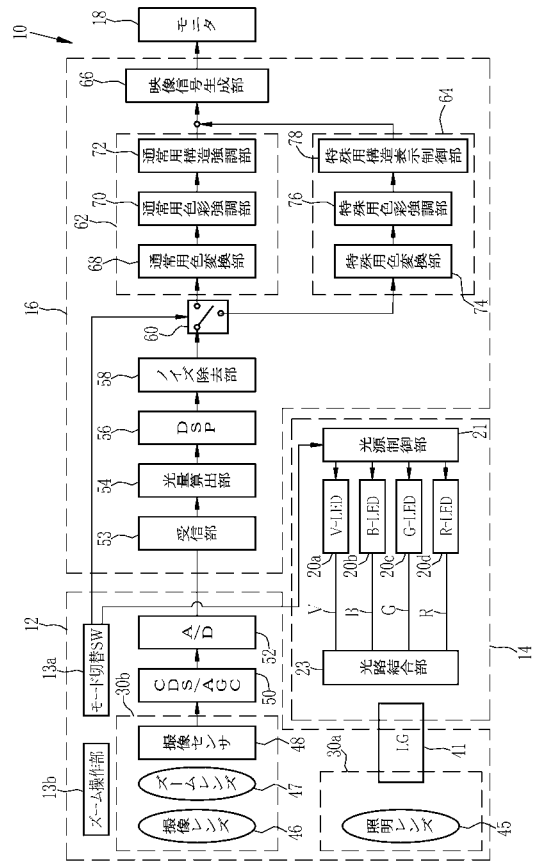
10, 200 内視鏡システム
 20a, 206 V-LED (紫色光照明部)
 48 撮像センサ (画像信号生成部)
 80 ベース画像生成部
 81 周波数フィルタリング処理部
 82 エッジ強度算出部
 83 第1表示制御用画像生成部
 84 第2表示制御用画像生成部
 85 画像合成部
 300 分光演算部

20

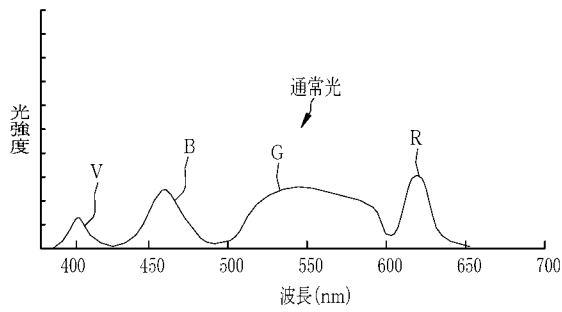
【図 1】



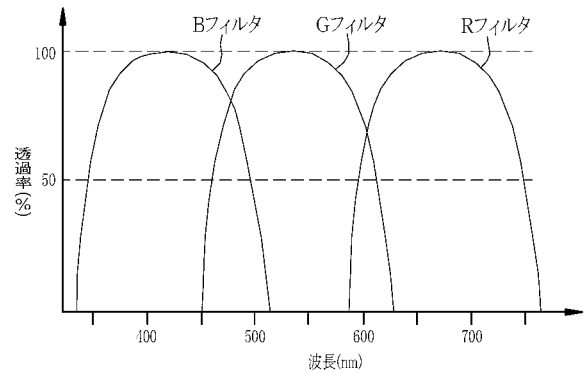
【図 2】



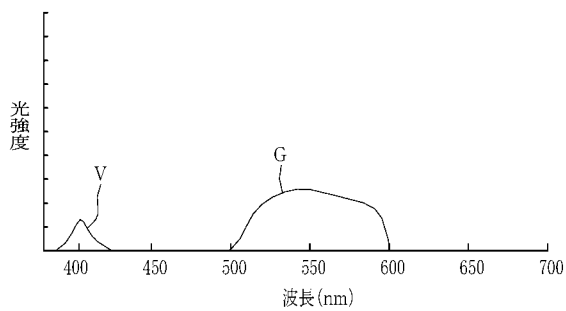
【図 3】



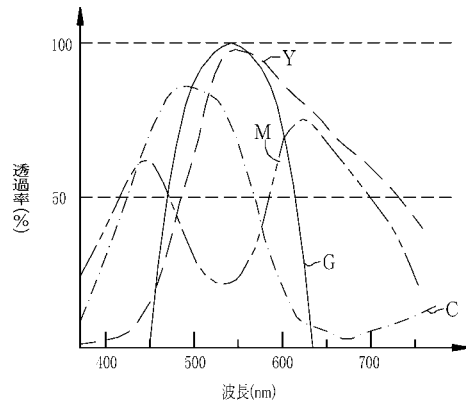
【図 5】



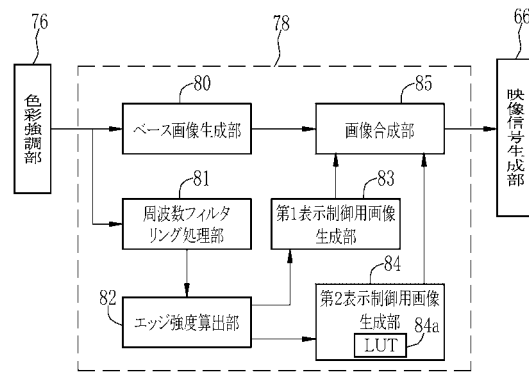
【図 4】



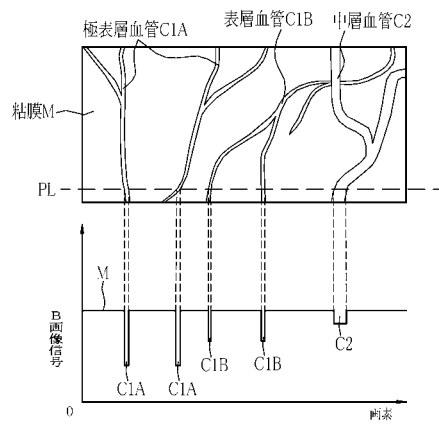
【図 6】



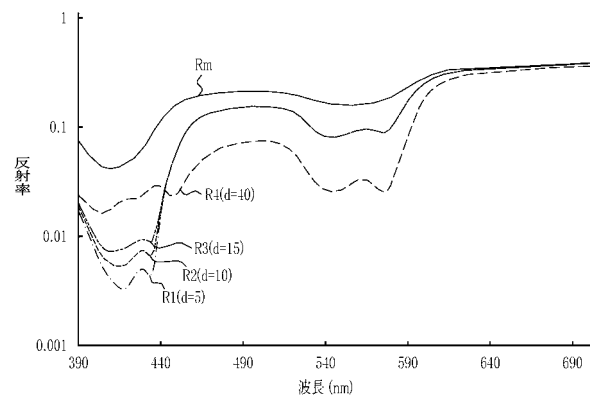
【図 7】



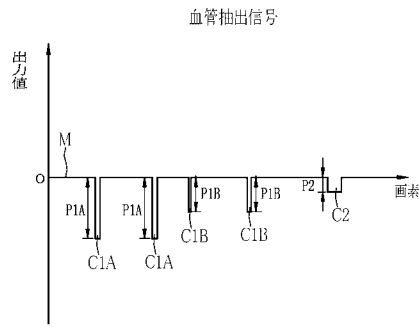
【図 8】



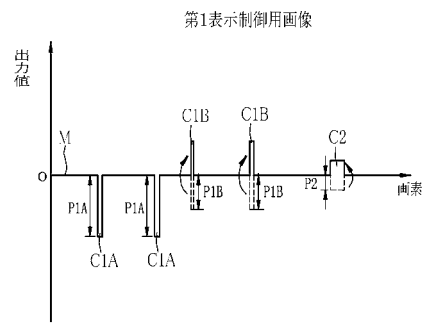
【図 9】



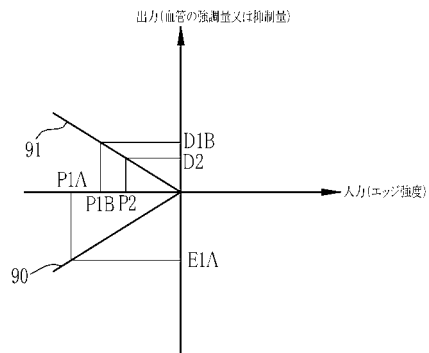
【図 10】



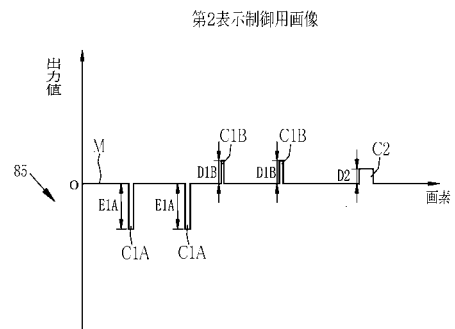
【図 11】



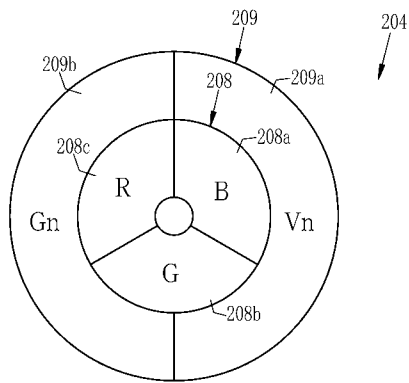
【図 12】



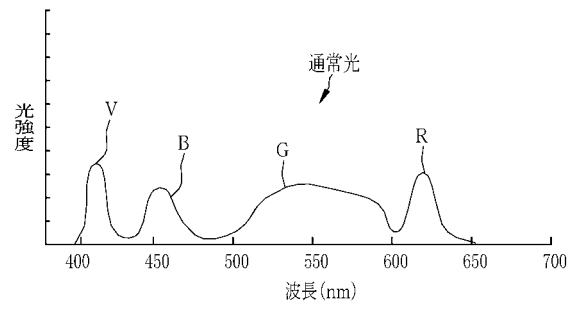
【図 13】



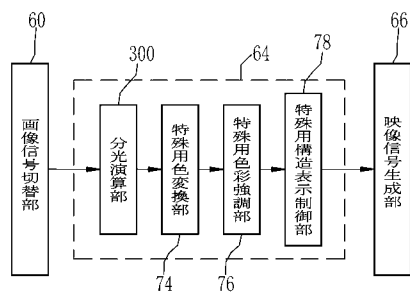
【図 18】



【図 20】



【図 19】



专利名称(译)	内窥镜系统和处理器设备		
公开(公告)号	JP2016041388A	公开(公告)日	2016-03-31
申请号	JP2016001523	申请日	2016-01-07
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	寺川祐樹		
发明人	寺川 祐樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.618 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C161/AA00 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/SS21 4C161/WW07 4C161/WW08 4C161/WW15		
其他公开文献	JP6081622B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译) 要解决的问题：分离并显示极端的表面血管和表面血管，并有选择地强调和抑制这些血管。SOLUTION：用紫色光V和绿色光G照射的样品的图像被成像以获得RGB图像信号。通过对RGB图像信号执行色彩增强处理来获得色彩增强的RGB图像信号。对B图像信号进行频率滤波处理以获得通过提取深度不同的最表面血管C1A，表面血管C1B和中血管C2而获得的血管提取信号。在血管提取信号中，每个提取的血管是像素值低于粘膜表面的像素值的下边缘，并且每个血管具有不同的下边缘。在彩色增强的RGB图像信号上执行基于通过血管提取信号获得的每个血管的下边缘的显示控制处理，以在深度不同的多个血管的至少三层中显示每个血管。创建受控的特殊图像。[选择图]图14	(21) 出願番号 特願2016-1523 (P2016-1523) (22) 出願日 平成28年1月7日 (2016. 1. 7) (62) 分割の表示 特願2013-190568 (P2013-190568) の分割 原出願日 平成25年9月13日 (2013. 9. 13)	(71) 出願人 306037311 富士フイルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2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 寺川 祐樹 神奈川県足柄上郡開成町官台798番地 富士フイルム株式会社内 Fターム(参考) 4C161 AA00 BB08 CC06 HH51 JJ17 QQ02 QQ04 SS21 WW07 WW08 WW15
---	--	---