

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5789280号
(P5789280)

(45) 発行日 平成27年10月7日(2015.10.7)

(24) 登録日 平成27年8月7日(2015.8.7)

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

請求項の数 13 (全 17 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2013-102510 (P2013-102510)	(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
(22) 出願日	平成25年5月14日(2013.5.14)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(65) 公開番号	特開2014-221168 (P2014-221168A)	(72) 発明者	繁田 典雅 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
(43) 公開日	平成26年11月27日(2014.11.27)	審査官	右▲高▼ 孝幸
審査請求日	平成27年1月16日(2015.1.16)	(56) 参考文献	特開2003-093336 (JP, A)) 国際公開第2013/042396 (WO, A1)

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、及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号及び緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号を入力する画像信号入力手段と、青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、検体の像を表示する表示手段とを有する内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置において、

前記青色信号を前記青の表示用画像信号に割り当て、前記青色信号と前記緑色信号に重み付け係数を乗じて足し合わせたものを前記緑の表示用画像信号に割り当て、前記緑色信号を前記赤の表示用画像信号に割り当てる色変換手段を備え、

前記色変換手段は、

前記青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、前記検体の色特徴量を算出する色特徴量算出部と、

前記色特徴量に基づいて、前記重み付け係数を算出する重み付け係数算出部とを有することを特徴とするプロセッサ装置。

【請求項2】

前記色特徴量は、前記検体内に存在する残渣、残液、胆汁、又は腸液のうち少なくとも1つ含む第1対象物の色に近づくほど、大きくなる一方、BA (Brownish Area) を含む第2対象物の色に近づくほど、小さくなっており、

前記色特徴量が大きくなるのに伴って、前記緑色信号に乗じる第1の重み付け係数を大きくする一方で、前記青色信号に乗じる第2の重み付け係数を小さくすることを特徴とす

る請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 3】

前記第 1 の重み付け係数と前記第 2 の重み付け係数の和は「1」であり、

前記色特徴量が第 1 閾値以下の場合、前記第 1 の重み付け係数は「0」、前記第 2 の重み付け係数は「1」であり、

前記色特徴量が、前記第 1 閾値よりも大きい第 2 閾値以上の場合には、前記第 1 の重み付け係数は「1」、前記第 2 の重み付け係数は「0」であり、

前記色特徴量が前記第 1 閾値と前記第 2 閾値との間にある場合に、前記色特徴量が大きくなるのに伴って、前記第 1 の重み付け係数を大きくする一方で、前記第 2 の重み付け係数を小さくすることを特徴とする請求項 2 記載のプロセッサ装置。

10

【請求項 4】

前記色特徴量は、前記青色信号及び緑色信号に基づく演算で得られる第 1 色情報に基づいて算出されることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載のプロセッサ装置。

【請求項 5】

前記画像信号入力手段は、前記青色信号及び緑色信号に加えて、赤色領域の波長帯域に対応する赤色信号を入力し、

前記色特徴量は、前記第 1 色情報に加えて、前記緑色信号及び赤色信号に基づく演算で得られる第 2 色情報に基づいて算出されることを特徴とする請求項 4 記載のプロセッサ装置。

【請求項 6】

20

前記色特徴量は、前記第 1 色情報と前記第 2 色情報とを重み付して足し合わせたものであって、前記第 2 色情報よりも前記第 1 色情報のほうの重み付けを大きくしたものであることを特徴とする請求項 5 記載のプロセッサ装置。

【請求項 7】

前記表示手段では、前記検体内に存在する残渣、残液、胆汁、又は腸液のうち少なくとも 1 つ含む第 1 対象物の色が黄色調になることを特徴とする請求項 1 記載のプロセッサ装置。

【請求項 8】

前記表示手段では、前記第 1 対象物の下にある構造が透けて表示されることを特徴とする請求項 7 記載のプロセッサ装置。

30

【請求項 9】

青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号と、緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号とを入力する画像信号入力手段と、

前記青色信号を青の表示用画像信号に割り当て、前記青色信号と前記緑色信号に重み付け係数を乗じて足し合わせたものを緑の表示用画像信号に割り当て、前記緑色信号を赤の表示用画像信号に割り当てる色変換手段と、

前記青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、検体の像を表示する表示手段とを備え、

前記色変換手段は、

前記青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、前記検体の色特徴量を算出する色特徴量算出部と、

40

前記色特徴量に基づいて、前記重み付け係数を算出する重み付け係数算出部とを有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

青色狭帯域光を含む照明光を前記検体に照射する第 1 照明手段を有し、

前記画像信号入力手段は、前記検体を撮像して、前記青色狭帯域光に対応する青色狭帯域信号を含む前記青色信号及び前記緑色信号を出力するカラーの撮像素子を有することを特徴とする請求項 9 記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを前記検体に交互に照射する第 2 照明手段を有し、

前記画像信号入力手段は、前記検体を撮像して、前記青色狭帯域光に対応する青色狭帯

50

域信号を含む青色信号を出力し、前記緑色狭帯域光に対応する緑色狭帯域信号を含む緑色信号を出力するモノクロの撮像素子を有することを特徴とする請求項9記載の内視鏡システム。

【請求項12】

波長域が青色領域から赤色領域に及ぶ広帯域光を前記検体に照射する第3照明手段を有し、

前記画像信号入力手段は、

前記検体を撮像して、青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号を出力するカラーの撮像素子と、

前記複数の画像信号に基づく分光演算により、前記青色信号及び緑色信号を生成する分光演算部とを有することを特徴とする請求項9記載の内視鏡システム。

10

【請求項13】

画像信号入力手段が、青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号と、緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号とを入力するステップと、

色特徴量算出部が、前記青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、検体の色特徴量を算出するステップと、

重み付け係数算出部が、前記色特徴量に基づいて、前記青色信号と前記緑色信号に対する重み付け係数を算出するステップと、

色変換手段が、前記青色信号を青の表示用画像信号に割り当て、前記青色信号と前記緑色信号に前記重み付け係数を乗じて足し合わせたものを緑の表示用画像信号に割り当て、前記緑色信号を赤の表示用画像信号に割り当てるステップと、

20

表示手段が、前記青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、前記検体の像を表示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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、狭帯域の波長情報を含む狭帯域信号に基づいて、血管強調観察などの特殊光観察を行うプロセッサ装置、内視鏡システム、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0002】

30

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。この内視鏡システムでは、光源装置から白色光を生体内の被写体に照射することにより、肉眼による観察と略同様の検体の像の画像を得ることが可能な通常観察の他に、通常観察における照明光よりも狭い帯域を有する光である青色狭帯域光と緑色狭帯域光を検体に交互に照射することにより、通常観察に比べ、生体における粘膜表層の血管等が強調された像の画像を得ることが可能な特殊光観察（特許文献1参照）も行われつつある。

【0003】

特許文献1では、表層血管等を強調表示するために、青色狭帯域光の照射時に得られる青色狭帯域信号を青の表示用画像信号と緑の表示用画像信号に割り当てるとともに、緑色狭帯域光の照射時に得られる緑色狭帯域信号を赤の表示用画像信号に割り当てている。これにより、表層血管等と粘膜とのコントラストを向上させることができる。しかしながら、このような色の割り当てを行った結果、残渣、残液、胆汁、又は腸液などの像が血液の色と同様の赤色で表示されてしまう。そのため、残渣等の像に対して、病変が疑われる出血部位の像と同様の注意を払いつつ観察を進めていく必要があるため、術者に対して無用な負担をかけることになる。

40

【0004】

これに対して、特許文献2では、青色狭帯域信号を緑の表示用画像信号に割り当てるとともに、緑色狭帯域信号を青の表示用画像信号及び赤の表示用画像信号に割り当てることにより、残渣等がマゼンタで表示されるようにしている。これにより、残渣等と出血部位

50

とを区別できるようになる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2002-95635号公報

【特許文献2】特許4891990号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、特許文献2のように、残渣等をマゼンタで表示した場合には、残渣等の下にある血管などの各種構造が見えにくくなる(図5A参照)。このような場合には、病変部を見落としてしまう可能性がある。また、残渣等だけでなく、表層血管やBA(Brownish Area)なども一部マゼンタで表示されることがあるため、残渣等とBAとを明確に区別することができない場合がある。

【0007】

本発明は、残渣等の下にある血管などの各種構造を透けて見えるようにするとともに、残渣等とBAとの違いが分かるように表示することができるプロセッサ装置、内視鏡システム、及び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】

【0008】

上記目的を達成するために、本発明は、青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号及び緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号を入力する画像信号入力手段と、青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、検体の像を表示する表示手段とを有する内視鏡システムに組み込まれるプロセッサ装置において、青色信号を青の表示用画像信号に割り当て、青色信号と緑色信号に重み付け係数を乗じて足し合わせたものを緑の表示用画像信号に割り当て、緑色信号を赤の表示用画像信号に割り当てる色変換手段を備え、色変換手段は、青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、検体の色特徴量を算出する色特徴量算出部と、色特徴量に基づいて、重み付け係数を算出する重み付け係数算出部とを有することを特徴とする。

【0009】

色特徴量は、検体内に存在する残渣、残液、胆汁、又は腸液のうち少なくとも1つ含む第1対象物の色に近づくほど、大きくなる一方、BA(Brownish Area)を含む第2対象物の色に近づくほど、小さくなっており、色特徴量が大きくなるのに伴って、緑色信号に乗じる第1の重み付け係数を大きくする一方で、青色信号に乗じる第2の重み付け係数を小さくすることが好ましい。第1の重み付け係数と第2の重み付け係数の和は「1」であり、色特徴量が第1閾値以下の場合には、第1の重み付け係数は「0」、第2の重み付け係数は「1」であり、色特徴量が、第1閾値よりも大きい第2閾値以上の場合には、第1の重み付け係数は「1」、第2の重み付け係数は「0」であり、色特徴量が第1閾値と第2閾値との間にある場合に、色特徴量が大きくなるのに伴って、第1の重み付け係数を大きくする一方で、第2の重み付け係数を小さくすることが好ましい。

【0010】

色特徴量は、青色信号及び緑色信号に基づく演算で得られる第1色情報に基づいて算出されることが好ましい。画像信号入力手段は、青色信号及び緑色信号に加えて、赤色領域の波長帯域に対応する赤色信号を入力し、色特徴量は、第1色情報に加えて、緑色信号及び赤色信号に基づく演算で得られる第2色情報に基づいて算出されることが好ましい。色特徴量は、第1色情報と第2色情報とを重み付して足し合わせたものであって、第2色情報よりも第1色情報のほうの重み付けを大きくしたものであることが好ましい。表示手段では、検体内に存在する残渣、残液、胆汁、又は腸液のうち少なくとも1つ含む第1対象物の色が黄色調になることが好ましい。前記表示手段では、第1対象物の下にある構造が透けて表示されることが好ましい。

10

20

30

40

50

【0011】

本発明の内視鏡システムは、青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号と、緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号とを入力する画像信号入力手段と、青色信号を青の表示用画像信号に割り当て、青色信号と緑色信号に重み付け係数を乗じて足し合わせたものを緑の表示用画像信号に割り当て、緑色信号を赤の表示用画像信号に割り当てる色変換手段と、青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、検体の像を表示する表示手段とを備え、色変換手段は、青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、検体の色特徴量を算出する色特徴量算出部と、色特徴量に基づいて、重み付け係数を算出する重み付け係数算出部とを有することを特徴とする。

【0012】

青色狭帯域光を含む照明光を検体に照射する第1照明手段を有し、画像信号入力手段は、検体を撮像して、青色狭帯域光に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号及び緑色信号を出力するカラーの撮像素子を有することが好ましい。青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを検体に交互に照射する第2照明手段を有し、画像信号入力手段は、検体を撮像して、青色狭帯域光に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号を出力し、緑色狭帯域光に対応する緑色狭帯域信号を含む緑色信号を出力するモノクロの撮像素子を有することが好ましい。波長域が青色領域から赤色領域に及ぶ広帯域光を検体に照射する第3照明手段を有し、画像信号入力手段は、検体を撮像して、青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号を出力するカラーの撮像素子と、複数の画像信号に基づく分光演算により、青色信号及び緑色信号を生成する分光演算部とを有することが好ましい。

【0013】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、画像信号入力手段が、青色領域の波長帯域に対応する青色狭帯域信号を含む青色信号と、緑色領域の波長帯域に対応する緑色信号とを入力するステップと、色特徴量算出部が、青色信号及び緑色信号を含む複数の画像信号に基づいて、検体の色特徴量を算出するステップと、重み付け係数算出部が、色特徴量に基づいて、青色信号と緑色信号に対する重み付け係数を算出するステップと、色変換手段が、青色信号を青の表示用画像信号に割り当て、青色信号と緑色信号に重み付け係数を乗じて足し合わせたものを緑の表示用画像信号に割り当て、緑色信号を赤の表示用画像信号に割り当てるステップと、表示手段が、青、緑、赤の表示用画像信号に基づいて、検体の像を表示するステップとを有することを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、残渣等の下にある血管などの各種構造が透けて見えるようになり、また、残渣等とBAとの違いが分かるように表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3A】白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図3B】特殊光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4A】原色系のセンサに設けられる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4B】補色系のセンサに設けられるY（イエロー）フィルタ、M（マゼンタ）フィルタ、C（シアン）フィルタ、G（グリーン）フィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図5A】重み付け係数 w_1 が「0」の場合の特殊光画像を示す画像図である。

【図5B】重み付け係数 w_1 が「0」よりも大きく「1」よりも小さい場合の特殊光画像を示す画像図である。

【図6】二次元色空間における残渣・残液とBAの色分布を示すグラフである。

【図7】1DLUTの入出力関係を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 8】本発明の作用を示すフローチャートである。

【図 9】蛍光体が光源装置内に設けられた内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 10】第 2 実施形態の内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 11】回転フィルタの平面図である。

【図 12】B_nフィルタ、G_nフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図 13】分光演算部が設けられた特殊光画像処理部を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

[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 20 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 21 と、挿入部の基端部分に設けられた操作部 22 と、挿入部 21 の先端側に設けられる湾曲部 23 及び先端部 24 を有している。操作部 22 のアングルノブ 22a を操作することにより、湾曲部 23 は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 24 が所望の方向に向けられる。

【0017】

また、操作部 22 には、アングルノブ 22a の他、モード切替 SW 22b と、ズーム操作部 22c が設けられている。モード切替 SW 22b 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光画像をモニタ 18 上に表示するモードであり、特殊観察モードは青味を帯びた特殊光を用いて、モニタ 18 上に特殊光画像を表示するモードである。ズーム操作部 22c は、内視鏡 12 内のズーミングレンズ 47 (図 2 参照) を駆動させて、検体を拡大させるズーム操作に用いられる。

【0018】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 20 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 20 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。

【0019】

図 2 に示すように、光源部 14 は、中心波長 445 nm の青色レーザ光を発する青色レーザ光源 (445 LD) 34 と、中心波長 405 nm の青紫色レーザ光を発する青紫色レーザ光源 (405 LD) 36 とを発光源として備えている。これら各光源 34、36 の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 40 により個別に制御されており、青色レーザ光源 34 の出射光と、青紫色レーザ光源 36 の出射光の光量比は変更自在になっている。光源制御部 40 は、通常観察モードの場合には、青色レーザ光源 34 のみを駆動させる。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 34 と青紫色レーザ光 36 の両方を駆動させるとともに、青紫色レーザ光の発光比率を青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。

【0020】

なお、青色レーザ光又は青紫色レーザ光の半値幅は ±10 nm 程度にすることが好ましい。また、通常観察モードの場合にも、青紫色レーザ光源 36 を駆動してもよい。ただし、この場合には、青紫色レーザ光の発光強度を低く抑えることが好ましい。また、青色レーザ光源 34 及び青紫色レーザ光源 36 は、ブロードエリア型の InGa_nN 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。

【0021】

これら各光源 34、36 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

10

20

30

40

50

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。ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコード（図示せず）内に内蔵されている。中心波長445nmの青色レーザー光又は中心波長405nmの青紫色レーザー光は、ライトガイド41を介して、内視鏡12の先端部24まで伝搬される。なお、ライトガイド41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 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0022】

内視鏡12の先端部24は照明光学系24aと撮像光学系24bを有している。照明光学系24aには、ライトガイド41からの中心波長445nmの青色レーザー光又は中心波長405nmの青紫色レーザー光が入射する蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44に、青色レーザー光が照射されることで、蛍光体44から蛍光が発せられる。また、一部の青色レーザー光は、そのまま蛍光体44を透過する。青紫色レーザー光は、蛍光体44を励起させることなく透過する。蛍光体44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。

10

【0023】

ここで、通常観察モードにおいては、青色レーザー光のみが蛍光体44に入射するため、図3Aに示すように、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体44から励起発光する蛍光を合波した白色光が、検体内に照射される。一方、特殊観察モードにおいては、青紫色レーザー光と青色レーザー光の両方が蛍光体44に入射するため、図3Bに示すように、青紫色レーザー光、青色レーザー光、及び青色レーザー光により蛍光体44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。この特殊観察モードでは、青紫色レーザー光の発光比率を青色レーザー光の発光比率よりも大きくしているため、特殊光は、青色成分を多く含み且つ波長範囲がほぼ可視光全域に及ぶ光となっている。

20

【0024】

なお、蛍光体44は、青色レーザー光の一部を吸収して、緑色~黄色に励起発光する複数種の蛍光体（例えばYAG系蛍光体、或いはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)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44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。

30

【0025】

図2に示すように、内視鏡12の撮像光学系24bは、撮像レンズ46、ズームングレンズ47、センサ48を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ46及びズームングレンズ47を介して、センサ48に入射する。これにより、センサ48に検体の反射像が結像される。ズームングレンズ47は、ズーム操作部22cを操作することで、テレ端とワイド端との間を移動する。ズームングレンズ47がワイド端側に移動すると検体の反射像が拡大する一方で、テレ端側に移動することで、検体の反射像が縮小する。

【0026】

センサ48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。なお、センサ48は、CCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(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、撮像面にRGBフィルタを備えた、いわゆるRGBイメージセンサである。図4Aに示すように、RGBイメージセンサのBフィルタは380~570nmの光を透過させ、Gフィルタは450~630nmの光を透過させ、Rフィルタは580~770nmの光を透過させる。

40

【0027】

なお、センサ48としては、RGBイメージセンサの代わりに、図4B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

50

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、光源装置14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。

【0028】

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

10

【0029】

プロセッサ装置16は、受信部54と、画像処理切替部60と、通常光画像処理部62と、特殊光画像処理部64と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は内視鏡12からのR G Bのデジタル画像信号を受信する。R画像信号はセンサ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。受信部54は、D S P(Digital Signal Processor)56とノイズ除去部58を備えている。D S P56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 P56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。

20

【0030】

画像処理切替部60は、モード切替S W 2 2 b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画像信号を通常光画像処理部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画像信号を特殊光画像処理部64に送信する。ここで、特殊光画像処理部64に送信されるR G B画像信号のうちB画像信号には、特殊光のうちヘモグロビンの吸光係数が高い波長域を有する青色レーザ光及び青紫色レーザ光に対応する青色狭帯域信号が含まれている。

30

【0031】

通常光画像処理部62は、色変換部68と、色彩強調部70と、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光画像を生成する。色変換部68は、R G B 3チャンネルのデジタル画像信号(R_i, G_i, B_i と表記)に対して、下記式(1)に基づくマトリックス変換を施すことにより、表示用R G B画像信号(R_o, G_o, B_o と表記)を出力する。これら表示用R G B画像信号に対しては、更に、階調変換処理などを行って、色変換処理済R G B画像信号に変換する。なお、式(1)のうち、 k_1, k_2, k_3 は任意の定数である。

【数1】

40

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} k_1 & 0 & 0 \\ 0 & k_2 & 0 \\ 0 & 0 & k_3 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} R_i \\ G_i \\ B_i \end{pmatrix} \cdots (1)$$

【0032】

色彩強調部70は、色変換済R G B画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部72は、色彩強調処理済R G B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。構造強調部72で構造強調処理が施されたR G B画像信号は、通常光画像として通常光画像処理部62から画像表示信号生成部66に入力される。

50

【 0 0 3 3 】

特殊光画像処理部 6 4 は、色変換部 7 4 と、色彩強調部 7 6 と、構造強調部 7 8 とを有し、表層血管などを強調表示するとともに、出血部位と区別するために、残渣・残液、胆汁、又は腸液（以下単に「残渣・残液」とする）を黄色調で表示する特殊光画像を生成する。色変換部 7 4 は、R G B 3 チャンネルのデジタル画像信号（ R_i, G_i, B_i と表記）に対して、下記式（2）に基づくマトリックス変換を施すことにより、表示用RGB画像信号（ R_o, G_o, B_o と表記）を出力する。これら表示用R G B画像信号に対しては、更に、階調変換処理などを行って、色変換処理済R G B画像信号に変換する。

【 数 2 】

$$\begin{pmatrix} R_o \\ G_o \\ B_o \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 0 & w_1 & w_2 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} R_i \\ G_i \\ B_i \end{pmatrix} \cdots (2)$$

10

【 0 0 3 4 】

ここで、式（2）において、 w_1 はG画像信号に乗ずる重み付け係数で、 w_2 はB画像信号に乗ずる重み付け係数であり、 $w_2 = 1 - w_1$ の関係を有している。 w_1 が「0」で、 w_2 が「1」の場合には、 $(R_o, G_o, B_o) = (G_i, B_i, B_i)$ となる。この場合、残渣・残液は、B画像信号（ B_i ）ではなく（B画像信号の画素値は「0」に近い）、G画像信号（ G_i ）に多く含まれているため、モニタ 1 8 で真っ赤に表示される。そのため、残渣・残液は出血部位と同色となる。また、残渣・残液下の血管等の構造情報は、B画像信号（ B_i ）ではなく、G画像信号（ G_i ）に多く含まれている。そのため、表示用G画像信号（ G_o ）にB画像信号（ B_i ）を割り付けると、図 5 A に示すように、残渣・残液 8 0 下の血管や病変等の各種構造 8 2 は本来の色で表示されず、また、それら各種構造 8 2 は、残渣・残液 8 0 に遮られて見えない可能性が高い。

20

【 0 0 3 5 】

そこで、 w_1 を「0」～「1」の間で大きくして、表示用G画像信号（ G_o ）に対して、G画像信号（ G_i ）を加えるようにすることで、特殊光画像は、通常光画像と略同等の色調で表示されるようになる。これによって、特殊光画像上での残渣・残液の色が「黄色」調で表示されるようになる。これにより、残渣・残液と出血部位とを区別することができるようになる。さらに、図 5 B に示すように、残渣・残液 8 0 下の血管や病変等の各種構造 8 2 が本来の色で表示されるとともに、それら各種構造 8 2 は、残渣・残液に遮られることなく、見えるようになる。これにより、残渣・残液が存在する状況下においても、残渣・残液下の血管や病変等に関する情報を、より分かりやすく表示することができる。なお、 w_1 を大きくする程、残渣・残液の色は、本来の色である「黄色」に近づくことから、 w_1 は残渣・残液らしさを表す係数となっている。

30

【 0 0 3 6 】

ここで、図 6 に示すように、横軸が「 $\log B - \log G$ 」であり、縦軸が「 $\log R - \log G$ 」である二次元色空間においては、残渣・残液がある画素の値（「 \square 」と表記）と、病変部である可能性があるブラウニッシュエリア（Brownish Area（BA））がある画素の値（「 \times 」と表記）とは近似している。即ち、残渣・残液の色とブラウニッシュエリアの色とは類似している。そのため、 w_1, w_2 を「0」～「1」の間の定数にして、上記式（2）に基づくマトリックス変換を行った場合、BAが「黄色」調で表示されて、残渣・残液と同じ色になってしまうおそれがある。この場合には、BAを検出することが困難になって、病変部を見落とすやすくなる。そこで、色変換部 7 4 では、残渣・残液を本来の色である「黄色」調で表示する一方、BAを「黄色」以外での色で表示するために、各画素が持つ色特徴量 x に応じて、重み付け係数 w_1, w_2 を設定する。なお、図 6 の横軸「 $\log B - \log G$ 」は血管深さ（粘膜組織の深さ方向における血管の位置）によって変動する値であり、縦軸「 $\log R - \log G$ 」は血液量（血中ヘモグロビン量）によって変動する値となっている。

40

50

【 0 0 3 7 】

色特徴量算出部 7 4 a は、RGB 画像信号 (R_i, G_i, B_i と表記) に基づいて、下記式 (3) により色特徴量 x (「0」~「1」の数値) を算出する。

【 数 3 】

$$x = a \times |\log B_i - \log G_i| + b \times |\log R_i - \log G_i| \cdots (3)$$

ここで、式 (3) のうち、「R」、「G」、「B」は、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号である。また、a、b は、残渣・残液及び B A の色分布から予め定められる定数である。図 6 に示すように、残渣・残液と B A とでは、「logB-logG」の違いが、「logR-logG」の違いよりも大きいことから、本実施形態では、a = 0.8、b = 0.2 に設定されている。また、残渣・残液の色に近づくほど、「logB-logG」が小さくなる、即ち「|logB-logG|」が大きくなっていることを鑑みると、B A の色に近い場合には色特徴量 x は小さく、残渣・残液の色に近い場合には色特徴量 x が大きくなっている。なお、色特徴量 x を、G 画像信号と B 画像信号の差、G 画像信号と R 画像信号の差で表わすが、その他の演算により得られる値で表わしてもよい。

10

【 0 0 3 8 】

重み付け算出部 7 4 b は、色特徴量 x に基づいて、重み付け係数 w₁、w₂ を算出する。重み付け係数 w₁ は、色特徴量 x と重み付け係数 w₁ との対応関係を記憶する 1 D L U T (x) により、算出される。この 1 D L U T (1 - dimension Look Up Table) は、図 7 に示すような非線形な入出力関係を有している。一方、重み付け係数 w₂ は、「1」から重み付け係数 w₁ を減ずることで得られる。したがって、色特徴量 x が第 1 閾値 T h₁ 未満の場合には、重み付け係数 w₁ は「0」で、重み付け係数 w₂ は「1」となる。そして、色特徴量 x が第 1 閾値 T h₁ 以上になった場合に、重み付け係数 w₁ が大きくなる一方で、重み付け係数 w₂ は小さくなる。そして、色特徴量 x が第 2 閾値 T h₂ 以上となった場合には、重み付け係数 w₁ が「1」となる一方で、重み付け係数 w₂ は「0」となる。

20

【 0 0 3 9 】

このように、色特徴量 x に応じて重み付け係数 w₁、w₂ を変えることで、上記式 (2) に基づくマトリックス変換は、単純なマトリックス変換ではなく、B A のコントラストをある程度保ちつつ、且つ残渣・残液を本来の色である「黄色」にすることができる非線形なマトリックス変換となる。

30

【 0 0 4 0 】

色彩強調部 7 6 は、色変換済 R G B 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部 7 8 は、色彩強調処理済 R G B 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。構造強調部 7 8 で構造強調処理が施された R G B 画像信号は、特殊光画像として特殊光画像処理部 6 4 から画像表示信号生成部 6 6 に入力される。

【 0 0 4 1 】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常光画像処理部 6 2 又は特殊光画像処理部 6 4 から入力された通常光画像又は特殊光画像を、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、通常光画像又は特殊光画像を表示する。

40

【 0 0 4 2 】

次に、本発明の作用について、図 8 に示すフローチャートに従って、説明する。まず、モード切替 S W 2 2 b を操作して、特殊観察モードに切り替える。これにより、検体内には特殊光が照射される。この特殊光が照射された検体内をセンサ 4 8 で撮像する。これにより、R G B 画像信号が得られる。これら R G B 画像信号は、特殊光画像処理部 6 4 にて各種画像処理が施される。

【 0 0 4 3 】

50

特殊光画像処理部 6 4 では、まず、色特徴量算出部 7 4 a において、RGB 画像信号に基づいて、色特徴量 x を算出する。この色特徴量 x は、BA の場合には小さく、反対に、残渣・残液の場合には大きい。そして、重み付け係数算出部 7 4 b において、色特徴量 x から、重み付け係数 w_1 、 w_2 を算出する。重み付け係数 w_1 は、色特徴量 x が一定値以上の場合に、「0」よりも大きくなる。そして、式(2)に基づくマトリックス変換により、RGB 画像信号 (R_i, G_i, B_i) を表示用 RGB 画像信号 (R_o, G_o, B_o と表記) に変換する。そして、この表示用画像信号に基づいて、特殊光画像をモニタ 1 8 に表示する。

【0044】

この特殊光画像においては、残渣・残液は「黄色」調で表示されるため、残渣・残液は出血部位と区別することができる。また、残渣・残液 8 0 下の血管や病変等の各種構造 8 2 が本来の色で表示されるとともに、透けて表示されるようになる(図 5 B 参照)。さらに、色特徴量 x に応じた非線形なマトリックス変換を行っているため、残渣・残液は本来の色である「黄色」調で表示される一方で、BA は「黄色」と異なる色で表示される。これにより、BA は残渣・残液を区別することができる。

10

【0045】

なお、上記第 1 実施形態では、内視鏡 1 2 の先端部 2 4 に蛍光体 4 4 を設けたが、これに代えて、図 9 の内視鏡システム 1 0 0 に示すように、光源装置 1 4 の内部に蛍光体 4 4 を設けてもよい。この場合には、青色レーザ光源(4 4 5 LD) 3 4 及び青紫色レーザ光源(4 0 5 LD) 3 6 と、ライトガイド 4 1 との間に、蛍光体 4 4 を設ける。通常観察モード時には、青色レーザ光源 3 4 から青色レーザ光を蛍光体 4 4 に向けて照射して、蛍光体 4 4 から白色光を発する。一方、特殊観察モード時には、青色レーザ光源 3 4 及び青紫色レーザ光源 3 6 から青色レーザ光及び青紫色レーザ光を蛍光体 4 4 に向けて照射して、蛍光体から特殊光を発する。これら白色光又は特殊光は、ライトガイド 4 1 を介して、検体内に照射される。それ以外については、内視鏡システム 1 0 0 は、内視鏡システム 1 0 と同様である。

20

【0046】

[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センサで同時に取得する同時方式で本発明の実施を行ったが、これに代えて、各観察モードに必要な複数の画像信号をモノクロのセンサで順次取得する面順次式であっても同様に本発明の実施が可能である。

30

【0047】

図 1 0 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、青色レーザ光源 3 4、青紫色レーザ光源 3 6、光源制御部 4 0 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、内視鏡 1 2 の照明光学系 2 4 a には、蛍光体 4 4 が設けられていない。また、撮像光学系 2 4 b には、カラーのセンサ 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。

【0048】

広帯域光源 2 0 2 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 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 1 参照)。フィルタ切替部 2 0 5 は、回転フィルタ 2 0 4 を径方向に移動させるものであり、モード切替 SW 2 2 b 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 2 0 4 の通常観察モード用フィルタ 2 0 8 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 2 0 4 の特殊観察モード用フィルタ 2 0 9 を白色光の光路に挿入する。

40

【0049】

図 1 1 に示すように、通常観察モード用フィルタ 2 0 8 には、周方向に沿って、白色光

50

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、赤色光が交互に検体内に照射される。BGRフィルタ208a~208cの透過率は、第1実施形態のセンサ48のBGRフィルタの透過率と同様である(図3参照)。

【0050】

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415nmの青色狭帯域光を透過させるB_nフィルタ209aと、白色光のうち中心波長540nmの緑色狭帯域光を透過させるG_n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、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が交互に検体内に照射される。なお、図12に示すように、B_nフィルタ209aは、400~440nmに透過率を有し、G_nフィルタ209bは520~560nmに透過率を有している。

10

【0051】

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、通常光画像が生成される。

【0052】

一方、特殊観察モード時には、青色狭帯域光、緑色狭帯域光が検体内に照射される毎にモノクロのセンサ206で検体内を撮像する。これにより、B_n画像信号と、G_n画像信号が得られる。特殊光画像処理部64では、B_n画像信号と、G_n画像信号(B_n,G_nと表記)に対して、下記式(4)に基づくマトリクス変換を施すことにより、表示用RGB画像信号(R_o,G_o,B_oと表記)を出力する。そして、表示用RGB画像信号に基づいて、第1実施形態と同様の方法で特殊光画像の生成が行われる。

20

【数4】

$$\begin{pmatrix} Ro \\ Go \\ Bo \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 \\ w1 & w2 \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \times \begin{pmatrix} Gn \\ Bn \end{pmatrix} \cdots (4)$$

30

【0053】

なお、第2実施形態では、重み付け係数w1、w2を算出する際に用いる色特徴量xは、B_n画像信号とG_n画像信号(B_n,G_nと表記)に基づいて、下記式(5)により算出される。

【数5】

$$x = |\log Bn - \log Gn| \cdots (5)$$

40

【0054】

[第3実施形態]

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、415nmの波長情報を持つB_n画像信号と、540nmの波長情報を持つG_n画像信号を生成し、これらB_n画像信号とG_n画像信号に基づいて、特殊光画像を作成する。

【0055】

この第3実施形態では、同時式の内視鏡システム10の特殊観察モード時において、特殊光の代わりに、広帯域光である白色光(蛍光体44により得られる白色光の他、キセノ

50

ンランプなどの広帯域光源から発せられる広帯域光などを照明する。そして、図13に示すように、受信部54と色彩強調部76との間に設けた分光演算部300において、白色光の発光・撮像により得られるRGB画像信号に基づく分光演算処理を行う。これにより、415nmの波長情報を持つBn画像信号と、540nmの波長情報を持つGn画像信号が得られる。なお、分光演算の方法は、特開2003-093336号公報に記載の方法を用いる。

【0056】

そして、特殊光画像処理部64では、第2実施形態と同様に、Bn画像信号と、Gn画像信号(Bn,Gnと表記)に対して、上記式(4)に基づくマトリックス変換を施すことにより、表示用RGB画像信号(Bo,Go,Roと表記)を出力する。また、重み付け係数w1、w2を算出する際に用いる色特徴量xは、Bn画像信号、Gn画像信号、R画像信号に基づいて、第1実施形態と同様に、式(3)により算出する(ただし、式(3)のBiをBn画像信号、GiをGn画像信号、RiをR画像信号とする)。そして、表示用RGB画像信号に基づいて、第1実施形態と同様の方法で特殊光画像の生成を行う。

10

【0057】

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。

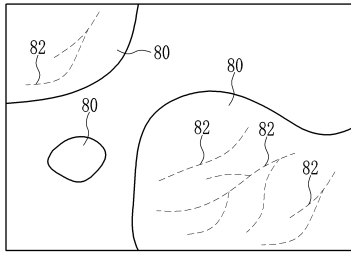
【符号の説明】

【0058】

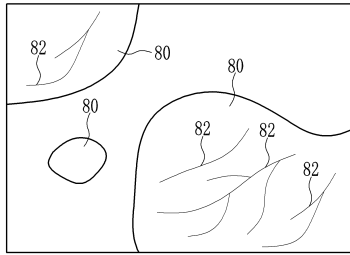
- 10, 100, 200 内視鏡システム
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ
- 48 (カラーの)センサ
- 74 色変換部(色変換手段)
- 74a 色特徴量算出部
- 74b 重み付け係数算出部
- 206 (モノクロの)センサ
- 300 分光演算部

20

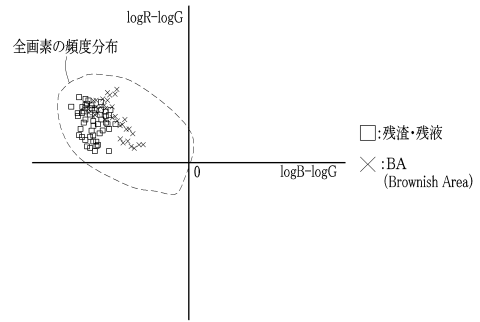
【図5A】



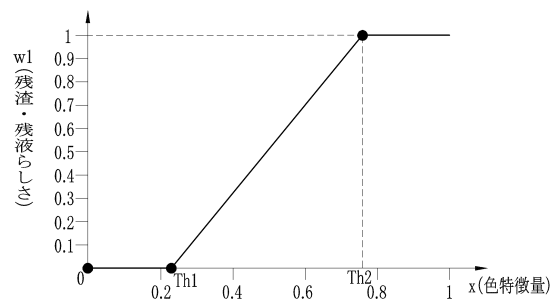
【図5B】



【図6】



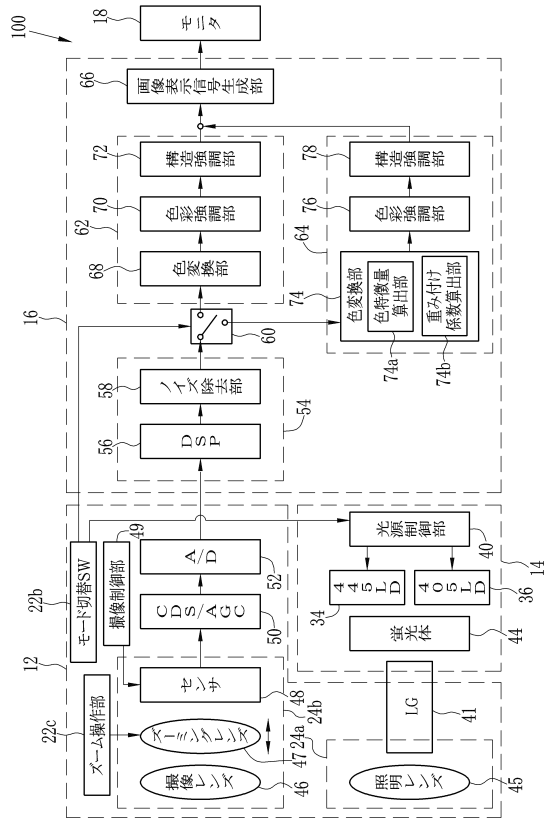
【図7】



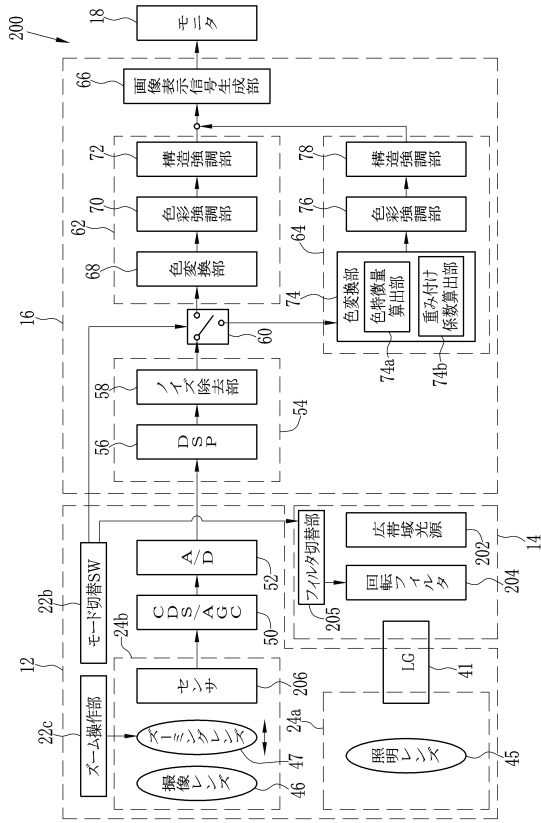
【図8】



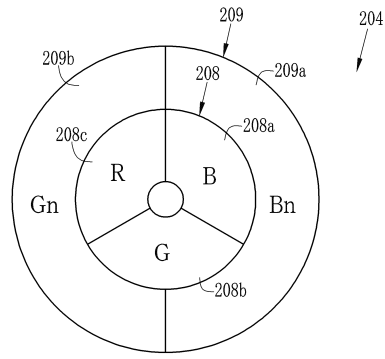
【図9】



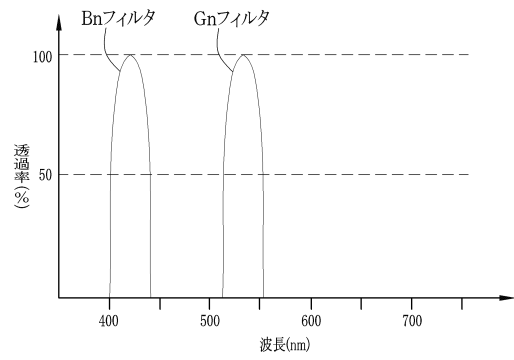
【図10】



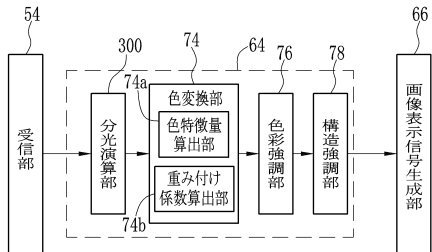
【図11】



【図12】



【図13】



フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I
G 0 2 B 23/26 (2006.01) G 0 2 B 23/26 A

(58) 調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 / 0 4
A 6 1 B 1 / 0 0
A 6 1 B 1 / 0 6
G 0 2 B 2 3 / 2 4
H 0 4 N 7 / 1 8
G 0 2 B 2 3 / 2 6

专利名称(译)	处理器装置，内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP5789280B2	公开(公告)日	2015-10-07
申请号	JP2013102510	申请日	2013-05-14
[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	繁田典雅		
发明人	繁田 典雅		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/05 A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/06.A G02B23/24.B H04N7/18.M G02B23/26.A A61B1/00.510 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.616 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA03 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA22 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS21 4C161/TT03 4C161/WW07 4C161/WW08 5C054/CA06 5C054/CC02 5C054/EA01 5C054/EB05 5C054/FC12 5C054/FE13 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2014221168A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了显示与残差可区别的褐色区域，从内窥镜（12）获得的彩色图像信号中输入具有与蓝色窄带光和G图像信号相对应的蓝色窄带信号的B图像信号，一个处理器设备（16）。B图像信号被分配为B显示图像信号。B显示图像信号和G图像信号被独立地加权，并且加权B显示图像信号和加权G图像信号的和被指定为G显示图像信号。G图像信号被分配为R显示图像信号。基于RGB显示图像信号，在监视器（18）上显示特殊的光图像。在特殊光图像中，残余物或残余流体（80）以淡黄色显示，并且包括血管（82）和病变的结构在残液（80）下半透明地可见。

(21) 出願番号	特願2013-102510 (P2013-102510)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成25年5月14日 (2013.5.14)		
(65) 公開番号	特開2014-221168 (P2014-221168A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成26年11月27日 (2014.11.27)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
審査請求日	平成27年1月16日 (2015.1.16)	(72) 発明者	繁田 典雅 神奈川県足柄上郡開成町百台798番地 富士フイルム株式会社内
		審査官	右▲高▼ 幸幸
(56) 参考文献	特開2003-093336 (JP, A)		
			国際公開第2013/042396 (W O, A1)