

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5932748号
(P5932748)

(45) 発行日 平成28年6月8日(2016.6.8)

(24) 登録日 平成28年5月13日(2016.5.13)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 14 (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2013-202553 (P2013-202553)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年9月27日 (2013. 9. 27)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-66130 (P2015-66130A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成27年1月20日 (2015. 1. 20)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	蔵本 昌之
			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
		審査官	佐藤 高之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ブルーまたはバイオレットの波長域中に中心波長を有する第1狭帯域光と、グリーンの波長域中に中心波長を有する第2狭帯域光との両方に感応する第1混合画素と第2混合画素とが読み出しされる補色系撮像素子と、

前記第1狭帯域光に基づく画像化に前記第1混合画素の信号値を用い、前記第2狭帯域光に基づく画像化に前記第2混合画素の信号値を用いる信号処理部と、

前記第1及び第2狭帯域光を検体内に同時照射すると共に、前記第2狭帯域光の光量に対する前記第1狭帯域光の光量の光量比が、前記第2狭帯域光の光量よりも前記第1狭帯域光の光量を多くし、かつ、前記第1混合画素の信号値よりも前記第2混合画素の信号値を大きくするように設定された光源装置を有する照明部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記補色系撮像素子は、シアン、マゼンタ、イエロー、グリーンの各カラーフィルタセグメントからなる補色市松線順次方式の補色系色分離フィルタを有し、

前記第1混合画素は、マゼンタ画素とシアン画素との組み合わせであり、前記第2混合画素は、グリーン画素とイエロー画素との組み合わせである請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光量比は、式(a)を満たす「Z」の値に設定されていることを特徴とする請求項

1 または 2 に記載の内視鏡システム。

$$1 < Z < Z_1 S_2 / S_1 \cdots (a)$$

ここで、 S_1 は、前記第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合の前記第 1 混合画素の信号値であり、 S_2 は、前記第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合の前記第 2 混合画素の信号値であり、 Z_1 は、前記独立照射時における前記第 2 狭帯域光の光量に対する前記第 1 狭帯域光の光量の比である。

【請求項 4】

前記 S_1 は、前記第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の前記第 1 混合画素の信号値の平均値であり、前記 S_2 は、前記第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の前記第 2 混合画素の信号値の平均値であることを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記光源装置には、前記補色系撮像素子を有する補色型内視鏡と、原色系撮像素子を有する原色型内視鏡とが着脱自在に接続されることを特徴とする請求項 3 または 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光源装置に前記補色型内視鏡が接続された場合に、前記光源装置を制御して、前記光源装置に前記原色型内視鏡が接続された場合よりも大きな値に前記光量比を設定する制御部を備えることを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

20

前記制御部は、前記光源装置に前記原色型内視鏡が接続された場合に、前記光量比を「1」とし、前記光源装置に前記補色型内視鏡が接続された場合に、前記光量比を前記式 (a) を満たす「Z」の値に設定することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記補色型内視鏡及び前記原色型内視鏡は、それぞれ固有情報を記憶した情報記憶部を有しており、

前記制御部は、前記光源装置に接続された内視鏡の前記情報記憶部から前記固有情報を読み出して、内視鏡の種類を判定することを特徴とする請求項 6 または 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

30

前記補色型内視鏡の前記情報記憶部は、前記式 (a) を満たす最適光量比を記憶しており、

前記制御部は、前記光源装置に前記補色型内視鏡が接続された場合に、前記情報記憶部から読み出した前記最適光量比に基づいて前記光量比を設定することを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光源装置から前記第 1 及び第 2 狭帯域光をそれぞれ独立照射して前記最適光量比を算出するキャリブレーションモードを有し、

前記制御部は、前記キャリブレーションモードで算出された前記最適光量比を、前記光源装置に接続された前記補色型内視鏡の前記情報記憶部に記憶させることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 11】

前記光源装置は、複数の LED 光源を有しており、

前記制御部は、前記複数の LED 光源の発光強度及び / 又は発光時間を制御することにより前記光量比を設定することを特徴とする請求項 6 から 10 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記第 1 混合画素の信号値 M_1 と、前記第 2 混合画素の信号値 M_2 とを、式 (b) 及び (c) に基づいて補正する補正部を備えることを特徴とする請求項 1 から 11 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

50

$$M1' = M1 - K_2 \times M2 \quad \dots (b)$$

$$M2' = M2 - K_1 \times M1 \quad \dots (c)$$

ここで、 K_1 は、前記第1狭帯域光のみを独立照射した場合における前記第1混合画素の信号値に対する前記第2混合画素の信号値の比であり、 K_2 は、前記第2狭帯域光のみを独立照射した場合における前記第2混合画素の信号値に対する前記第1混合画素の信号値の比である。

【請求項13】

画像表示装置のR、G、Bチャネルのうち、前記Bチャネル及び前記Gチャネルに前記第1混合画素の信号値を割り当て、前記Rチャネルに前記第2混合画素の信号値を割り当てることにより特殊画像を表示させるチャネル割当部を備えることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡システム。

10

【請求項14】

前記光量比は、式(d)を満たす「Z」の値に設定されていることを特徴とする請求項1または2に記載の内視鏡システム。

$$1 < Z < a_2 / a_1 \quad \dots (d)$$

ここで、 a_1 は、前記第1混合画素の前記第1狭帯域光に対する感度であり、 a_2 は、前記第2混合画素の前記第2狭帯域光に対する感度である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、補色系撮像素子を用いた狭帯域光観察を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の医療においては、光源装置、電子内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。光源装置は、照明光を発生して検体内に照射する。電子内視鏡は、照明光が照射されて検体内を撮像素子により撮像して画像信号を生成する。プロセッサ装置は、電子内視鏡により生成された撮像信号を画像処理してモニタに表示するための観察画像を生成する。

【0003】

内視鏡システムで使用される観察方法としては、波長域の広い通常光（白色光）を照明光とする通常光観察の他に、波長域の狭い特殊光（狭帯域光）を照明光とする狭帯域光観察が知られている。狭帯域光観察は、例えば、白色光の場合に得られる光学情報では埋もれてしまい易い粘膜表層の血管走行の状態の視認性を向上させて表示することができる。このため、狭帯域光観察では、血管走行の中でも表層血管に着目し、その表層血管の形態によって、病変部の進行度や、深さ方向の深達度などを判断することができる。

30

【0004】

この狭帯域光観察では、血液中のヘモグロビンに吸収されやすい2つの狭帯域光（415nm付近に中心波長を有する青色狭帯域光と、540nm付近に中心波長を有する緑色狭帯域光）が用いられている。狭帯域光観察での撮像方式としては、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを交互に照射し、各狭帯域光の照射毎にモノクロの撮像素子を用いて撮像する面順次方式の他、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とを同時照射して、カラーフィルタを有する同時式撮像素子で撮像する同時方式が知られている（特許文献1、2参照）。同時方式は、面順次方式に比べて解像度は低い、画像にブレが生じにくいという利点や、内視鏡システムの構成が簡単化されるという利点がある。

40

【0005】

同時式撮像素子には、原色系フィルタを有する原色系撮像素子と、補色系フィルタを有する補色系撮像素子とがある。原色系撮像素子は、補色系撮像素子と比べて感度は劣るものの色再現性に優れているため、色を重視する内視鏡システムで用いられる。一方、補色系撮像素子は、原色系撮像素子に比べて色再現性は劣るものの高感度であるため、感度を重視する内視鏡システムで用いられる。したがって、原色系撮像素子と補色系撮像素子は

50

それぞれ一長一短であるため、今後の内視鏡システムは、原色系撮像素子を内蔵した原色型内視鏡と、補色系撮像素子を内蔵した補色型内視鏡との両方が接続可能な内視鏡システムが求められている。

【 0 0 0 6 】

特許文献 1、2 には、補色系撮像素子として、マゼンタ (Mg)、グリーン (G)、シアン (Cy)、イエロ (Ye) の 4 種の画素を有する補色市松色差線順次方式のものが示されている。この補色市松色差線順次方式では、フィールド読み出しにより、隣接する 2 行の各画素信号が混合 (加算) されて読み出される。具体的には、Mg 画素と Cy 画素、G 画素と Ye 画素、Mg 画素と Ye 画素、G 画素と Cy 画素の 4 種の組み合わせで読み出される。この補色市松色差線順次方式は、4 種の混合画素の信号に基づいて加減算を行うだけで、簡単に Y / C 信号及び RGB 信号を生成することができるという利点がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特許第 4 0 0 9 6 2 6 号公報

【特許文献 2】特許第 4 8 4 7 2 5 0 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

上記の内視鏡システムで狭帯域光観察を行う場合、原色系撮像素子では、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とが、ブルー (B) 画素及びグリーン (G) 画素によりそれぞれ個別に撮像されるため、色分離性がよく、表層血管の視認性 (表層血管と粘膜とのコントラスト) に優れた画像が得られる。これに対して、補色系撮像素子では、青色狭帯域光と緑色狭帯域光とが各混合画素により同時にセンシングされる (すなわち、混色が生じる) ため、色分離性が悪く、表層血管が散乱光の影響でボケることにより、表層血管の視認性が低下するという問題がある。

20

【 0 0 0 9 】

この問題に関連して、特許文献 1、2 では、Y / C 信号を RGB 信号に変換するためのマトリクス演算における係数を、カラーフィルタの特性等に応じて変更することにより混色を低減させることが記載されている。しかし、このマトリクス演算は、各混合画素信号に基づく演算を行う信号処理回路内で行われるものであり、各混合画素信号は信号処理回路に入力される時点で既に青色狭帯域光成分と緑色狭帯域光成分とが混じった信号であるので、マトリクス演算は色分離性及び表層血管の視認性を根本的に向上させるものではない。

30

【 0 0 1 0 】

本発明は、補色系撮像素子を用いた狭帯域光観察において、色分離性及び表層血管の視認性を向上させることを可能とする内視鏡システム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 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、ブルーまたはバイオレットの波長域中に中心波長を有する第 1 狭帯域光と、グリーンの波長域中に中心波長を有する第 1 狭帯域光より長波長の第 2 狭帯域光との両方に感応する第 1 混合画素と第 2 混合画素とが読み出しされる補色系撮像素子と、第 1 狭帯域光に基づく画像化に第 1 混合画素の信号値を用い、第 2 狭帯域光に基づく画像化に第 2 混合画素の信号値を用いる信号処理部と、第 1 及び第 2 狭帯域光を検体内に同時照射すると共に、第 2 狭帯域光の光量に対する第 1 狭帯域光の光量の光量比が、第 2 狭帯域光の光量よりも第 1 狭帯域光の光量を多くし、かつ、第 1 混合画素の信号値よりも第 2 混合画素の信号値を大きくするように設定された光源装置を有する照明部と、を備える。補色系撮像素子は、シアン、マゼンタ、イエロー、グリーンの各カラーフィルタセグメントからなる補色市松線順次方式の補色系色分離フィルタを有し、第 1 混合画素は、マゼンタ画素とシアン画素との組み合わせであり、第 2 混

40

50

合画素は、グリーン画素とイエロー画素との組み合わせであることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

光量比は、式 (a) を満たす「 Z 」の値に設定されていることが好ましい。

$$1 < Z < Z_i S_2 / S_1 \cdots (a)$$

ここで、 S_1 は、第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合の第 1 混合画素の信号値であり、 S_2 は、第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合の第 2 混合画素の信号値であり、 Z_i は、独立照射時における第 2 狭帯域光の光量に対する第 1 狭帯域光の光量の比である。

【 0 0 1 3 】

S_1 は、第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の第 1 混合画素の信号値の平均値であり、 S_2 は、第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の第 2 混合画素の信号値の平均値であることが好ましい。

10

【 0 0 1 4 】

光源装置には、補色系撮像素子を有する補色型内視鏡と、原色系撮像素子を有する原色型内視鏡とが着脱自在に接続されることが好ましい。

【 0 0 1 5 】

光源装置に補色型内視鏡が接続された場合に、光源装置を制御して、光源装置に原色型内視鏡が接続された場合よりも大きな値に光量比を設定する制御部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

この場合、制御部は、光源装置に原色型内視鏡が接続された場合に、光量比を「 1 」とし、光源装置に補色型内視鏡が接続された場合に、光量比を式 (a) を満たす「 Z 」の値に設定することが好ましい。

20

【 0 0 1 7 】

補色型内視鏡及び原色型内視鏡は、それぞれ固有情報を記憶した情報記憶部を有しており、制御部は、光源装置に接続された内視鏡の情報記憶部から固有情報を読み出して、内視鏡の種類を判定することが好ましい。

【 0 0 1 8 】

補色型内視鏡の情報記憶部は、式 (a) を満たす最適光量比を記憶しており、制御部は、光源装置に補色型内視鏡が接続された場合に、情報記憶部から読み出した最適光量比に基づいて光量比を設定することが好ましい。

30

【 0 0 1 9 】

光源装置から第 1 及び第 2 狭帯域光をそれぞれ独立照射して最適光量比を算出するキャリアブレーションモードを有し、制御部は、キャリアブレーションモードで算出された最適光量比を、光源装置に接続された補色型内視鏡の情報記憶部に記憶させることが好ましい。

【 0 0 2 0 】

光源装置は、複数の LED 光源を有しており、制御部は、複数の LED 光源の発光強度及び / 又は発光時間を制御することにより光量比を設定することが好ましい。

【 0 0 2 1 】

第 1 混合画素の信号値 M_1 と、第 2 混合画素の信号値 M_2 とを、式 (b) 及び (c) に基づいて補正する補正部を備えることが好ましい。

40

$$M_1' = M_1 - K_2 \times M_2 \cdots (b)$$

$$M_2' = M_2 - K_1 \times M_1 \cdots (c)$$

ここで、 K_1 は、第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合における第 1 混合画素の信号値に対する第 2 混合画素の信号値の比であり、 K_2 は、第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合における第 2 混合画素の信号値に対する第 1 混合画素の信号値の比である。

【 0 0 2 3 】

画像表示装置の R、G、B チャンネルのうち、B チャンネル及び G チャンネルに第 1 混合画素の信号値を割り当て、R チャンネルに第 2 混合画素の信号値を割り当てることにより特殊画像を表示させるチャンネル割当部を備えることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

50

光量比は、式 (d) を満たす「Z」の値に設定されていることが好ましい。

$$1 < Z < a_2 / a_1 \quad \cdots (d)$$

ここで、 a_1 は、第 1 混合画素の第 1 狭帯域光に対する感度であり、 a_2 は、第 2 混合画素の第 2 狭帯域光に対する感度である。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、第 2 狭帯域光の光量に対する第 1 狭帯域光の光量の光量比が、第 2 狭帯域光の光量よりも第 1 狭帯域光の光量を多くし、かつ、第 1 混合画素の信号値よりも第 2 混合画素の信号値を大きくするように設定されているので、色分離性及び表層血管の視認性が向上する。

10

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図 1】内視鏡システムの外観図である。

【図 2】内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図 3】紫色狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】合波部の構成を説明する図である。

【図 6】緑色狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 7】補色系色分離フィルタを示す模式図である。

【図 8】原色系色分離フィルタを示す模式図である。

20

【図 9】狭帯域光観察モード時の光源及び補色系撮像素子の駆動タイミングを示す図である。

【図 10】補色系撮像素子からの出力信号を示す図である。

【図 11】補色系撮像素子の分光感度特性を例示するグラフである。

【図 12】第 1 ～ 第 4 混合画素の分光感度特性を例示するグラフである。

【図 13】ライトガイドの分光減衰特性を例示するグラフである。

【図 14】キャリブレーションモード時の光源及び補色系撮像素子の駆動タイミングを示す図である。

【図 15】補色用第 1 処理部の構成を示すブロック図である。

【図 16】第 1 及び第 2 混合画素信号中の主成分の各割合及び両者の和を例示するグラフである。

30

【図 17】内視鏡システムの作用を説明するフローチャートである。

【図 18】青色狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 19】光源装置の変形例を示す模式図である。

【図 20】回転型フィルタの構成を示す模式図である。

【図 21】第 1 狭帯域用フィルタ部の透過特性を例示するグラフである。

【図 22】第 2 狭帯域用フィルタ部の透過特性を例示するグラフである。

【図 23】補色系色分離フィルタの変形例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

40

図 1 において、内視鏡システム 10 は、光源装置 11 と、プロセッサ装置 12 と、光源装置 11 及びプロセッサ装置 12 に着脱自在に接続可能な電子内視鏡（以下、単に内視鏡という）13 により構成されている。光源装置 11 は、照明光を発生して内視鏡 13 に供給する。内視鏡 13 は、先端側が検体の体腔内等に挿入されて、体腔内を撮像する。プロセッサ装置 12 は、内視鏡 13 の撮像制御を行うと共に、内視鏡 13 が取得した撮像信号に対して信号処理を施す。

【0029】

プロセッサ装置 12 には、画像表示装置 14 及び入力装置 15 が接続されている。画像表示装置 14 は、液晶モニタ等であり、プロセッサ装置 12 により生成された検体内の画像を表す検体画像を表示する。入力装置 15 は、キーボードやマウスにより構成され、プ

50

ロセッサ装置 12 に対して各種情報を入力する。

【0030】

内視鏡 13 には、補色系撮像素子 28 (図 2 参照) を備える補色型内視鏡 13a と、原色系撮像素子 29 (図 2 参照) を備える原色型内視鏡 13b があり、いずれも光源装置 11 及びプロセッサ装置 12 に接続可能である。補色型内視鏡 13a と原色型内視鏡 13b は、撮像素子以外は同一の構成であって、挿入部 16 と、操作部 17 と、ユニバーサルケーブル 18 と、ライトガイドコネクタ 19a と、信号コネクタ 19b により構成されている。

【0031】

挿入部 16 は、細長く、検体の体腔内等に挿入される。操作部 17 は、挿入部 16 の後端に接続されており、スコープスイッチや湾曲操作ダイヤル等が設けられている。スコープスイッチには、観察モードを切り替えるためのモード切替スイッチ 17a が含まれている。

10

【0032】

ユニバーサルケーブル 18 は、操作部 17 から延出されている。ライトガイドコネクタ 19a 及び信号コネクタ 19b は、ユニバーサルケーブル 18 の端部に設けられている。ライトガイドコネクタ 19a は、光源装置 11 に着脱自在に接続される。信号コネクタ 19b は、プロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。

【0033】

内視鏡システム 10 は、観察モードとして、通常光観察モードと狭帯域光観察モードとを有する。通常光観察モードでは、波長域が青色帯域から赤色帯域に及ぶ通常光 (白色光) を検体に照射して撮像が行われ、通常光画像が生成される。狭帯域光観察モードでは、波長域の狭い狭帯域光 (後述する紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n) を検体に照射して撮像が行われ、狭帯域光画像が生成される。この通常光観察モード及び狭帯域光観察モードは、補色型内視鏡 13a と原色型内視鏡 13b とのいずれを用いる場合にも可能である。

20

【0034】

通常光観察モードと狭帯域光観察モードとは、前述のモード切替スイッチ 17a により切り替え可能であるが、プロセッサ装置 12 に接続可能なフットスイッチ (図示せず) や、プロセッサ装置 12 のフロントパネルに設けられたボタン、入力装置 15 等により切り

30

【0035】

図 2 において、光源装置 11 は、複数の LED (Light Emitting Diode) 光源 20 と、光源制御部 21 と、合波部 24 とを有している。LED 光源 20 は、紫色 LED ($V-LED$) 20a と、白色 LED ($WL-LED$) 20b とにより構成されている。 $V-LED$ 20a は、図 3 に示すように、380 ~ 440 nm の波長域の紫色狭帯域光 V_n を発生する。 $WL-LED$ 20b は、図 4 に示すように、広波長域の白色光 WL を発生する。光源制御部 21 は、 $V-LED$ 20a 及び $WL-LED$ 20b の発光制御を行う。

【0036】

合波部 24 は、図 5 に示すように、ダイクロイックミラー 22 と、第 1 ~ 第 3 レンズ 23a ~ 23c とを有している。第 1 及び第 2 レンズ 23a, 23b は、それぞれ LED 20a, 20b に対応して配置されており、各 LED 20a, 20b から射出された光を集光して平行光とする。 $V-LED$ 20a 及び $WL-LED$ 20b は、光軸が直交するように配置されており、この光軸の交点にダイクロイックミラー 22 が配置されている。

40

【0037】

ダイクロイックミラー 22 は、例えば 530 nm 以上 550 nm 未満の波長域の光を透過させると共に、530 nm 未満及び 550 nm 以上の波長域の光を反射させる光学特性を有している。したがって、紫色狭帯域光 V_n は、ダイクロイックミラー 22 により反射され、第 3 レンズ 23c により集光される。一方の白色光 WL は、その一部がダイクロイックミラー 22 を透過し、図 6 に示すように、530 ~ 550 nm の波長域の緑色狭帯域

50

光 G n となって第 3 レンズ 2 3 c により集光される。

【 0 0 3 8 】

狭帯域光観察モード時には、V - L E D 2 0 a 及び W L - L E D 2 0 b が同時に点灯し、紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n とがダイクロイックミラー 2 2 により合波されて第 3 レンズ 2 3 c により集光され、ライトガイド 2 7 に入射する。

【 0 0 3 9 】

通常光観察モード時には、ダイクロイックミラー 2 2 は、移動機構（図示せず）により W L - L E D 2 0 b の光軸外に移動される。これにより、通常光観察モード時には、白色光 W L は、第 3 レンズ 2 3 c に直接入射し、ライトガイド 2 7 に供給される。通常光観察モード時には、ダイクロイックミラー 2 2 が退避し、V - L E D 2 0 a から射出された紫色狭帯域光 V n はダイクロイックミラー 2 2 で反射されても第 3 レンズ 2 3 c には入射しないので、V - L E D 2 0 a は点灯・非点灯のいずれでも良い。

【 0 0 4 0 】

紫色狭帯域光 V n は、中心波長が約 4 0 5 n m であり、可視光領域においてヘモグロビンの吸光係数が高い波長である。緑色狭帯域光 G n は、中心波長が約 5 4 0 n m であり、緑色光の波長域においてヘモグロビンの吸光係数が高い波長である。また、緑色狭帯域光 G n は、紫色狭帯域光 V n より粘膜での反射率が高いという特性を有する。

【 0 0 4 1 】

内視鏡 1 3 の挿入部 1 6 の先端には、照明窓と観察窓とが隣接して設けられており、照明窓に照明レンズ 2 5 が取り付けられており、観察窓に対物レンズ 2 6 が取り付けられている。内視鏡 1 3 内には、ライトガイド 2 7 が挿通されており、ライトガイド 2 7 の一端が照明レンズ 2 5 に対向している。ライトガイド 2 7 の他端は、ライトガイドコネクタ 1 9 a に配置され、光源装置 1 1 内に挿入される。

【 0 0 4 2 】

照明レンズ 2 5 は、光源装置 1 1 からライトガイド 2 7 に入射され、ライトガイド 2 7 から射出された光を集光して検体内に照射する。対物レンズ 2 6 は、検体の生体組織等からの反射光を集光して光学像を結像する。対物レンズ 2 6 の結像位置には、光学像を撮像して撮像信号を生成する撮像素子（補色型内視鏡 1 3 a の場合には補色系撮像素子 2 8、原色型内視鏡 1 3 b の場合には原色系撮像素子 2 9）が配置されている。補色系撮像素子 2 8 及び原色系撮像素子 2 9 は、C C D（Charge Coupled Device）イメージセンサである。

【 0 0 4 3 】

補色系撮像素子 2 8 の撮像面には、光学像を光学的に画素毎に色分離する補色系色分離フィルタ 2 8 a が設けられている。この補色系色分離フィルタ 2 8 a は、図 7 に示すように、マゼンタ（M g）、グリーン（G）、シアン（C y）、イエロー（Y e）の 4 種のカラーフィルタセグメントを有し、各カラーフィルタセグメントは画素単位で取り付けられている。したがって、補色系撮像素子 2 8 は、M g、G、C y、Y e の 4 種の画素を有し、奇数列を、M g 画素、C y 画素、M g 画素、Y e 画素、・・・の順番、偶数列を、G 画素、Y e 画素、G 画素、C y 画素、・・・の順番とするように、奇数行に M g 画素と G 画素とが交互に配置され、偶数行に C y 画素と Y e 画素とが交互に配置されている。このカラーフィルタ配列は、補色市松色差線順次方式と呼ばれている。

【 0 0 4 4 】

原色系撮像素子 2 9 の撮像面には、原色系色分離フィルタ 2 9 a が設けられている。この原色系色分離フィルタ 2 9 a は、図 8 に示すように、レッド（R）、グリーン（G）、ブルー（B）の 3 種のカラーフィルタセグメントを有し、各カラーフィルタセグメントは画素単位で取り付けられている。したがって、原色系撮像素子 2 9 は、R、G、B の 3 種の画素を有し、奇数列に G 画素と B 画素とが交互に配置され、偶数列に R 画素と G 画素とが交互に配置され、奇数行に G 画素と R 画素とが交互に配置され、偶数行に B 画素と G 画素とが交互に配置されている。このカラーフィルタ配列は、原色ベイヤー方式と呼ばれている。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

内視鏡 1 3 には、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリで構成された情報記憶部 3 0 が設けられている。情報記憶部 3 0 は、内視鏡 1 3 の固有情報（撮像素子のカラーフィルタ配列や画素数）等を記憶している。

【 0 0 4 6 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部 3 1 と、撮像制御部 3 2 と、相関二重サンプリング（CDS）回路 3 3 と、A/D変換回路 3 4 と、明るさ検出回路 3 5 と、調光回路 3 6 と、信号処理部 3 7 と、チャンネル割当部 3 8 とを有する。

【 0 0 4 7 】

制御部 3 1 は、プロセッサ装置 1 2 内の各部と、光源装置 1 1 との制御を行う。制御部 3 1 は、光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 2 に内視鏡 1 3 が接続された際に、情報記憶部 3 0 から内視鏡 1 3 の固有情報を読み取り、接続された内視鏡 1 3 が補色型内視鏡 1 3 a であるか原色型内視鏡 1 3 b であるかを判定する。撮像制御部 3 2 は、制御部 3 1 により判定された内視鏡 1 3 の種類に応じて、撮像素子（補色系撮像素子 2 8 または原色系撮像素子 2 9 ）を駆動する。

【 0 0 4 8 】

撮像制御部 3 2 は、補色系撮像素子 2 8 の場合には、光源装置 1 1 の発光タイミングに合わせて、補色系撮像素子 2 8 をフィールド読み出し方式で駆動する。具体的には、フィールド読み出し方式では、奇数フィールドと偶数フィールドとの各読み出し時において、列方向に隣接する 2 画素を 2 行の各画素信号が混合（加算）して読み出される（図 7 参照）。この画素信号の混合は、CCDイメージセンサの水平転送路（図示せず）内で行われる。図 9 は、狭帯域光観察モード時の駆動タイミングを示している。通常光観察モード時の駆動タイミングは、照明光を白色光 W L とすること以外は狭帯域光観察モード時と同一である。

【 0 0 4 9 】

このフィールド読み出し方式より、補色系撮像素子 2 8 からは、奇数フィールドと偶数フィールドとのそれぞれにおいて、図 1 0 に示すように、M g 画素と C y 画素との混合画素信号（以下、第 1 混合画素信号という）M 1 と、G 画素と Y e 画素との混合画素信号（以下、第 2 混合画素信号という）M 2 と、M g 画素と Y e 画素との混合画素信号（以下、第 3 混合画素信号という）M 3 と、G 画素と C y 画素との混合画素信号（以下、第 4 混合画素信号という）M 4 が出力される。

【 0 0 5 0 】

補色系撮像素子 2 8 の各画素がカラーフィルタセグメントに応じて、例えば図 1 1 に示す分光感度特性を有することから、各混合画素は、例えば図 1 2 に示す分光感度特性を有する。この分光感度特性によると、第 1 ～ 第 4 混合画素のうち、第 1 混合画素（M g + C y ）が紫色狭帯域光 V n （中心波長 4 0 5 n m ）に対して最も高感度であり、第 2 混合画素（G + Y e ）が緑色狭帯域光 G n （中心波長 5 4 0 n m ）に対して最も高感度であることが分かる。ただし、第 1 混合画素（M g + C y ）は、緑色狭帯域光 G n に対しても高い感度を有しており、第 2 混合画素（G + Y e ）は、紫色狭帯域光 V n に対して若干の感度を有している。

【 0 0 5 1 】

狭帯域光観察モード時には、第 1 混合画素信号 M 1 に基づいて、紫色狭帯域光 V n の画像化が行われ、第 2 混合画素信号 M 2 に基づいて緑色狭帯域光 G n の画像化が行われる。一方、通常光観察モード時には、第 1 ～ 第 4 混合画素信号 M 1 ～ M 4 を全て用いて画像化が行われる。

【 0 0 5 2 】

撮像制御部 3 2 は、原色系撮像素子 2 9 の場合には、光源装置 1 1 の発光タイミングに合わせて、原色系撮像素子 2 9 を周知のプログレッシブ読み出し方式で駆動する。このプログレッシブ読み出し方式では、画素信号の混合は行われずに、1 行ずつ順に 1 フレーム分の画素信号が個別に読み出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 3 】

補色系撮像素子 2 8 及び原色系撮像素子 2 9 から出力された信号は、C D S 回路 3 3 に入力される。C D S 回路 3 3 は、入力された信号に対して相関二重サンプリングを行って、C C D イメージセンサで生じるノイズ成分を除去する。C D S 回路 3 3 によりノイズ成分が除去された信号は、A / D 変換回路 3 4 に入力されると共に、明るさ検出回路 3 5 に入力される。A / D 変換回路 3 4 は、C D S 回路 3 3 から入力された信号をデジタル信号に変換して、信号処理部 3 7 に入力する。

【 0 0 5 4 】

明るさ検出回路 3 5 は、C D S 回路 3 3 から入力された信号に基づいて、明るさ（信号の平均輝度）を検出する。調光回路 3 6 は、明るさ検出回路 3 5 により検出された明るさ信号と、基準の明るさ（調光の目標値）との差分である調光信号を生成する。この調光信号は、光源制御部 2 1 に入力される。光源制御部 2 1 は、基準の明るさが得られるように、L E D 光源 2 0 の発光量を調整する。

10

【 0 0 5 5 】

制御部 3 1 は、内視鏡 1 3 のモード切替スイッチ 1 7 a が操作された際に発せられるモード切替信号を受信し、受信したモード切替信号に基づいて、光源装置 1 1 の発光方式と信号処理部 3 7 の信号処理方式を切り替える。

【 0 0 5 6 】

制御部 3 1 は、狭帯域光観察モードの場合には、情報記憶部 3 0 から読み取った固有情報に基づく内視鏡 1 3 の種類に応じて光源制御部 2 1 を制御し、V - L E D 2 0 a 及び W L - L E D 2 0 b の発光強度を変更する。具体的には、原色型内視鏡 1 3 b の場合には、制御部 3 1 は、原色型内視鏡 1 3 b から検体内に射出される紫色狭帯域光 V n と緑色狭帯域光 G n との光量がほぼ等しくなるように光源制御部 2 1 を制御する。

20

【 0 0 5 7 】

一方、補色型内視鏡 1 3 a の場合には、制御部 3 1 は、補色型内視鏡 1 3 a から検体内に射出される緑色狭帯域光 G n の光量に対する紫色狭帯域光 V n の光量の光量比 Z が、式（ 1 ）を満たすように光源制御部 2 1 を制御する。この光量比 Z は、少なくとも原色型内視鏡 1 3 b の場合（ Z = 1 ）よりも大きい。

【 0 0 5 8 】

【 数 1 】

30

$$1 < Z < Z_i \frac{S_2}{S_1} \quad \dots (1)$$

【 0 0 5 9 】

ここで、 S_1 は、紫色狭帯域光 V n のみを独立照射した場合に得られる第 1 混合画素信号 M 1 v である。 S_2 は、緑色狭帯域光 G n のみを独立照射した場合に得られる第 2 混合画素信号 M 2 g である。 Z_i は、この独立照射時における緑色狭帯域光 G n の光量 Y_i に対する紫色狭帯域光 V n の光量 X_i の比（ X_i / Y_i ）である。

【 0 0 6 0 】

詳しくは後述するが、式（ 1 ）は、検体に同時照射される紫色狭帯域光 V n の光量を緑色狭帯域光 G n の光量より高めるとともに、緑色狭帯域光 G n に基づく画像化に用いられる第 2 混合画素の信号値を、紫色狭帯域光 V n に基づく第 1 混合画素の画像化に用いられる信号値よりも高くする光量比 Z の条件である。これにより、後述するように色分離性が向上すると共に、表層血管の視認性（表層血管と粘膜のコントラスト）が向上する。

40

【 0 0 6 1 】

特に、光量比 Z は、式（ 2 ）で表される最適光量比 Z_0 に設定することが好ましい。この最適光量比 Z_0 は、式（ 1 ）で規定される範囲の中央値である。

【 0 0 6 2 】

【数 2】

$$Z_0 = \frac{1}{2} \left(Z_i \frac{S_2}{S_1} + 1 \right) \dots (2)$$

【0063】

S_1 は、紫色狭帯域光 V_n の独立照射時における複数の第 1 混合画素信号値 M_{1v} の平均値（例えば、奇数フィールドと偶数フィールドとの全ての第 1 混合画素信号値 M_{1v} の平均値）とすることが好ましい。同様に、 S_2 は、緑色狭帯域光 G_n の独立照射時における複数の第 2 混合画素信号値 M_{2g} の平均値（例えば、奇数フィールドと偶数フィールドとの全ての第 2 混合画素信号値 M_{2g} の平均値）とすることが好ましい。

10

【0064】

この最適光量比 Z_0 は、内視鏡システム 10 の製造時の最終検査工程等で、光源装置 11 から紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n とを所定の光量比 Z_i （例えば、 $Z_i = 1$ ）でそれぞれ独立に照射（時分割照射）させ、補色系撮像素子 28 から第 1 及び第 2 混合画素信号 M_{1v} 、 M_{2g} を取得し、式（2）に基づいて演算を行うことにより求められる。このように製造段階で求められた最適光量比 Z_0 は、補色型内視鏡 13a の情報記憶部 30 に記憶される。

【0065】

制御部 31 は、補色型内視鏡 13a が光源装置 11 及びプロセッサ装置 12 に接続されて、モード切替スイッチ 17a により狭帯域光観察モードが選択された場合には、補色型内視鏡 13a の情報記憶部 30 に記憶された最適光量比 Z_0 を読み出して、光源制御部 21 を制御し、補色型内視鏡 13a から式（1）を満たす光量比 Z の紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n が射出されるように $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ を強度変調して発光強度を設定する。

20

【0066】

前述のライトガイド 27 は、図 13 に示すような分光減衰特性を有し、約 440nm 以下の短波長域で伝播光の減衰率が高くなる。このため、紫色狭帯域光 V_n は、光源装置 11 から射出された後、補色型内視鏡 13a のライトガイド 27 内で、緑色狭帯域光 G_n より多く減衰することになる。したがって、 $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ の発光強度比と、補色型内視鏡 13a から射出される紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n の光量比 Z とは一致しないため、制御部 31 は、ライトガイド 27 の分光減衰率を考慮して $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ の発光強度を設定する。例えば、 $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ の発光強度比と、補色型内視鏡 13a から射出される紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n の光量比 Z との関係を予め実測してテーブル化しておき、このテーブルに基づいて $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ を制御すればよい。

30

【0067】

また、内視鏡システム 10 は、製品としての完成後に最適光量比 Z_0 を再計算することを可能とするキャリブレーションモードを有する。このキャリブレーションモードは、入力装置 15 等の操作により選択可能である。このキャリブレーションモードでは、制御部 31 は、光源装置 11 の $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ を個別に点灯させて、図 14 に示すように、紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n とを時分割照射し、各照射タイミングに合わせて補色系撮像素子 28 を駆動する。

40

【0068】

このキャリブレーションモードで用いる紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n との光量比 Z_i は、光源制御部 21 に設定中の光量比 Z のままで良い。制御部 31 には、最適光量比算出部 39 が構成されている。最適光量比算出部 39 は、式（2）に基づく演算を行い、最適光量比 Z_0 を算出する。

【0069】

信号処理部 37 は、セレクト 40 と、補色用第 1 処理部 41 と、補色用第 2 処理部 42

50

と、原色用第 1 処理部 4 3 と、原色用第 2 処理部 4 4 と、キャリブレーション用処理部 4 5 とを有している。セクタ 4 0 は、制御部 3 1 により判定された内視鏡 1 3 の種類及び観察モードに応じて、処理部 4 1 ~ 4 5 のうちからいずれか 1 つを選択する。

【 0 0 7 0 】

キャリブレーション用処理部 4 5 は、前述のキャリブレーションモード時に選択される。キャリブレーションモード時に補色系撮像素子 2 8 から出力された信号は、CDS 回路 3 3 及び A/D 変換回路 3 4 を介して信号処理部 3 7 に入力され、セクタ 4 0 によりキャリブレーション用処理部 4 5 に送られる。キャリブレーション用処理部 4 5 は、入力された信号から、前述の第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 v , M 2 g を抽出し、各信号値の平均値を求めて、制御部 3 1 内の最適光量比算出部 3 9 に入力する。最適光量比算出部 3 9 は、キャリブレーション用処理部 4 5 から入力された信号値を用いて、式 (2) に基づいて最適光量比 Z₀ を算出する。

10

【 0 0 7 1 】

また、制御部 3 1 は、キャリブレーションが行われると、補色型内視鏡 1 3 a の情報記憶部 3 0 に記憶された最適光量比 Z₀ を消去して、最適光量比算出部 3 9 により算出された最適光量比 Z₀ に書き換える。

【 0 0 7 2 】

補色用第 1 処理部 4 1 は、内視鏡 1 3 の種類が補色型で、かつ観察モードが通常光観察モードである場合に選択される。補色用第 1 処理部 4 1 には、補色系撮像素子 2 8 から第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 (図 1 0 参照) が入力される。補色用第 1 処理部 4 1 は、補色市松色差線順次方式に用いられる周知の Y/C 変換を行って、輝度信号 Y と色差信号 C_r , C_b を生成し、さらにマトリクス演算により輝度信号 Y と色差信号 C_r , C_b を RGB 信号に変換する。この RGB 信号は、チャンネル割当部 3 8 に送られる。具体的には、輝度信号 Y と色差信号 C_r , C_b は、行方向に隣接する第 1 混合画素信号 M 1 と第 2 混合画素信号 M 2 との加減算と、行方向に隣接する第 3 混合画素信号 M 3 と第 4 混合画素信号 M 4 との加減算とにより算出される。

20

【 0 0 7 3 】

補色用第 2 処理部 4 2 は、内視鏡 1 3 の種類が補色型で、かつ観察モードが狭帯域光観察モードである場合に選択される。補色用第 2 処理部 4 2 は、図 1 5 に示すように、信号抽出部 4 6 と、補間処理部 4 7 と、混色補正部 4 8 とを有する。

30

【 0 0 7 4 】

信号抽出部 4 6 は、補色系撮像素子 2 8 から入力される第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 から、第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 , M 2 のみを抽出して補間処理部 4 7 に入力する。補間処理部 4 7 は、周知の画素補間処理を行い、各混合画素の位置について第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 , M 2 の 2 つの信号を生成する。混色補正部 4 8 は、式 (3) を用いて混色補正処理を行う。

【 0 0 7 5 】

【 数 3 】

$$\begin{pmatrix} M1' \\ M2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M1 \\ M2 \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

40

【 0 0 7 6 】

ここで、K₁ は、紫色狭帯域光 V_n のみを独立照射した場合に得られる第 1 混合画素信号 M 1 v に対する第 2 混合画素信号 M 2 v の比 (M 2 v / M 1 v) である。K₂ は、緑色狭帯域光 G_n のみを独立照射した場合に得られる第 2 混合画素信号 M 2 g に対する第 1 混合画素信号 M 1 g の比 (M 1 g / M 2 g) である。

【 0 0 7 7 】

混色補正部 4 8 は、補正係数 K₁ , K₂ を、前述のキャリブレーションモード時に得られる第 1 混合画素信号 M 1 v , M 1 g 及び第 2 混合画素信号 M 2 g , M 2 v を用いて算出する。混色補正部 4 8 は、算出した補正係数 K₁ , K₂ を、キャリブレーションが再度行

50

われるまでの間、保持し続ける。

【 0 0 7 8 】

また、この補正係数 K_1 , K_2 を、製造段階で求めて、補色型内視鏡 1 3 a の情報記憶部 3 0 に記憶しておき、補色型内視鏡 1 3 a が光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 2 に接続された際に、制御部 3 1 が情報記憶部 3 0 から取得するようにしても良い。さらに、キャリブレーションが行われた場合に、補色型内視鏡 1 3 a の情報記憶部 3 0 に記憶された補正係数 K_1 , K_2 を消去して、混色補正部 4 8 により算出された補正係数 K_1 , K_2 に書き換えることが好ましい。

【 0 0 7 9 】

式 (3) の混色補正処理は、混色成分 (第 1 混合画素信号 M_1 中の緑色狭帯域光 G_n 成分と、第 2 混合画素信号 M_2 中の紫色狭帯域光 V_n 成分) を低減させる。混色補正後の第 1 及び第 2 混合画素信号 M_1' , M_2' は、チャンネル割当部 3 8 に送られる。

【 0 0 8 0 】

原色用第 1 処理部 4 3 は、内視鏡 1 3 の種類が原色型で、かつ観察モードが通常光観察モードである場合に選択される。原色用第 1 処理部 4 3 には、原色系撮像素子 2 9 から RGB 信号が入力される。この RGB 信号は、1 画素に、R、G、B のいずれかの信号が割り当てられたものである。原色用第 1 処理部 4 3 は、周知の画素補間処理を行い、各画素について R、G、B の 3 つの信号を生成する。この画素補間処理後の RGB 信号は、チャンネル割当部 3 8 に送られる。

【 0 0 8 1 】

原色用第 2 処理部 4 4 は、内視鏡 1 3 の種類が原色型で、かつ観察モードが狭帯域光観察モードである場合に選択される。原色用第 2 処理部 4 4 には、原色系撮像素子 2 9 から RGB 信号が入力される。原色用第 2 処理部 4 4 は、紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n に感応する B 信号及び G 信号を抽出し、同様に画素補間処理を施すことにより、画素毎の B 信号及び G 信号を生成する。この B 信号及び G 信号は、チャンネル割当部 3 8 に送られる。

【 0 0 8 2 】

チャンネル割当部 3 8 は、観察モードが通常光観察モードである場合には、内視鏡 1 3 の種類によらず RGB 信号が入力されるため、この R、G、B の信号をそれぞれ画像表示装置 1 4 の Rch、Gch、Bch の各チャンネルに割り当てて表示させる。これにより、画像表示装置 1 4 には、通常光によって照明された検体の像が映し出された通常画像が表示される。

【 0 0 8 3 】

また、チャンネル割当部 3 8 は、内視鏡 1 3 の種類が補色型で、かつ観察モードが狭帯域光観察モードである場合には、補色用第 2 処理部 4 2 から入力された第 1 及び第 2 混合画素信号 M_1' , M_2' を、式 (4) に示すように画像表示装置 1 4 の各チャンネルに割り当てて表示させる。

【 0 0 8 4 】

【 数 4 】

$$\begin{pmatrix} Rch \\ Gch \\ Bch \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M1' \\ M2' \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

【 0 0 8 5 】

これにより、画像表示装置 1 4 には、紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n により照明された検体の像が映し出された特殊画像が表示される。式 (4) では、紫色狭帯域光 V_n に対応する第 1 混合画素信号 M_1' を 2 つのチャンネルに割り当てて表示させているので、特殊画像は、生体表層付近の表層血管 (毛細血管など) 等の構造が視認しやすい画像となる。なお、第 1 及び第 2 混合画素信号 M_1' , M_2' に、「 1 」 , 「 0 」 以外の係数で

10

20

30

40

50

重み付けを行ってチャンネルに割り当てても良い。

【 0 0 8 6 】

さらに、チャンネル割当部 3 8 は、内視鏡 1 3 の種類が原色型で、かつ観察モードが狭帯域光観察モードである場合には、原色用第 2 処理部 4 4 から入力された B 信号及び G 信号を、式 (5) に示すように画像表示装置 1 4 の各チャンネルに割り当てて表示させる。

【 0 0 8 7 】

【数 5】

$$\begin{pmatrix} \text{Rch} \\ \text{Gch} \\ \text{Bch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{B} \\ \text{G} \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

10

【 0 0 8 8 】

これにより、画像表示装置 1 4 には、紫色狭帯域光 V n 及び緑色狭帯域光 G n により照明された検体の像が映し出された特殊画像が表示される。この特殊画像は、生体表層付近の表層血管等の構造が視認しやすい画像である。同様に、B 信号及び G 信号に、「 1 」, 「 0 」以外の係数で重み付けを行ってチャンネルに割り当てても良い。

【 0 0 8 9 】

次に、光量比 Z の範囲を規定する式 (1) の導出方法について説明する。補色型内視鏡 1 3 a から検体内に同時照射される紫色狭帯域光 V n 及び緑色狭帯域光 G n の光量をそれぞれ “ X ”、 “ Y ” とし、第 1 混合画素 (M g + C y) の紫色狭帯域光 V n に対する平均的な感度を “ a₁ ”、第 1 混合画素 (M g + C y) の緑色狭帯域光 G n に対する平均的な感度を “ b₁ ”、第 2 混合画素 (G + Y e) の緑色狭帯域光 G n に対する平均的な感度を “ a₂ ”、第 2 混合画素 (G + Y e) の紫色狭帯域光 V n に対する平均的な感度を “ b₂ ” とすると、第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 , M 2 は、式 (6) で表される。平均的な感度とは、各狭帯域光の波長域における感度を平均化したものである。

20

【 0 0 9 0 】

【数 6】

$$\begin{pmatrix} \text{M1} \\ \text{M2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & b_1 \\ b_2 & a_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{X} \\ \text{Y} \end{pmatrix} \quad \dots (6)$$

30

【 0 0 9 1 】

また、これらの感度 a₁ , b₁ , a₂ , b₂ を用いて、前述の混色補正処理に用いられる補正係数 K₁ , K₂ は、式 (7) , (8) で表される。

【 0 0 9 2 】

【数 7】

$$K_1 = \frac{\text{M2v}}{\text{M1v}} = \frac{b_2}{a_1} \quad \dots (7)$$

40

【数 8】

$$K_2 = \frac{\text{M1g}}{\text{M2g}} = \frac{b_1}{a_2} \quad \dots (8)$$

【 0 0 9 3 】

式 (6) で表される第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 , M 2 に対して、式 (3) で表される混色補正を行うと、混色補正後の第 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 ' , M 2 ' は、式 (9) , (1 0) で表される。

【 0 0 9 4 】

【数 9】

$$M1' = \left(a_1 - \frac{b_1 b_2}{a_2} \right) X = (1 - K_1 K_2) a_1 X \quad \dots (9)$$

【数 10】

$$M2' = \left(a_2 - \frac{b_1 b_2}{a_1} \right) Y = (1 - K_1 K_2) a_2 Y \quad \dots (10)$$

【0095】

10

したがって、検体に同時照射される紫色狭帯域光 V_n の光量 X を緑色狭帯域光 G_n の光量 Y より高める ($X > Y$) とともに、緑色狭帯域光 G_n に基づく画像化に用いられる第2混合画素の信号値 $M2'$ を、紫色狭帯域光 V_n に基づく画像化に用いられる第1混合画素の信号値 $M1'$ よりも高くする ($M1' < M2'$) ための光量比 $Z (= X / Y)$ の条件は、式 (11) で表される。

【0096】

【数 11】

$$1 < Z < \frac{a_2}{a_1} \quad \dots (11)$$

20

【0097】

光量 X_i の紫色狭帯域光 V_n のみを独立照射した場合の第1混合画素信号 $M1_v$ と、光量 Y_i の緑色狭帯域光 G_n のみを独立照射した場合の第2混合画素信号 $M2_g$ とは、それぞれ式 (12), (13) で表される。

【0098】

【数 12】

$$M1_v = a_1 X_i \quad \dots (12)$$

【数 13】

$$M2_g = a_2 Y_i \quad \dots (13)$$

30

【0099】

この式 (12), (13) を式 (11) に適用すると、前述の式 (1) が得られる。図 12 を参照すると、 $a_1 = 0.45$ 、 $a_2 = 0.98$ であるので、これらの値を式 (11) に代入すると、式 (1) で規定される光量比 Z は、 $1 < Z < 2.2$ の範囲であり、最適光量比 Z_0 はおよそ 1.6 であることが分かる。

【0100】

図 16 は、第1混合画素信号 $M1$ 中に占める紫色狭帯域光 V_n の成分の割合 $P1 (= a_1 X / (a_1 X + b_1 Y))$ と、第2混合画素信号 $M2$ 中に占める緑色狭帯域光 G_n の成分の割合 $P2 (= a_2 Y / (a_2 Y + b_2 X))$ と、両者の和 ($P1 + P2$) とを、光量比 $Z (= X / Y)$ に対して示したものである。ここでは、図 12 の分光感度特性に基づいて、 $a_1 = 0.45$ 、 $a_2 = 0.98$ 、 $b_1 = 0.53$ 、 $b_2 = 0.07$ としている。

40

【0101】

光量比 Z が $1 < Z < 2.2$ の範囲では、 $Z = 1$ の場合と比べて、割合 $P1$ が増加するのに対して割合 $P2$ は減少するが、割合 $P1$ の増加率が割合 $P2$ の減少率より大きいので、両者の和が増加 (S/N 比が向上) する。したがって、この範囲では、紫色狭帯域光 V_n の成分と、緑色狭帯域光 G_n の成分との色分離性が向上するとともに、緑色狭帯域光 G_n に基づく画像化に用いられる第2混合画素の信号値 $M2'$ が、紫色狭帯域光 V_n に基づく画像化に用いられる第1混合画素の信号値 $M1'$ よりも増加する。紫色狭帯域光 V_n は表層血管中のヘモグロビンで殆ど吸収されるのに対して、緑色狭帯域光 G_n は粘膜等で反射されやすいので、 $M2' > M1'$ であることにより、粘膜等での反射光の光量が増え、表

50

層血管の視認性（表層血管と粘膜とのコントラスト）が向上する。

【0102】

次に、内視鏡システム10の作用を、図17に示すフローチャートに沿って説明する。術者により、内視鏡13が光源装置11及びプロセッサ装置12に接続されると、プロセッサ装置12の制御部31は、内視鏡13内の情報記憶部30から固有情報を読み取り、接続された内視鏡13が、補色型内視鏡13aであるか原色型内視鏡13bであるかを判定する。例えば、補色型内視鏡13aである場合には、制御部31は、光源装置11及びプロセッサ装置12を通常光観察モードに設定し、信号処理部37内のセクタ40に補色用第1処理部41を選択させる。

【0103】

この通常光観察モードでは、光源装置11の合波部24内のダイクロイックミラー22が前述のように退避すると共に、WL-LED20bが点灯し、通常光（白色光）WLが生成されて、補色型内視鏡13a内のライトガイド27内に供給される。また、補色型内視鏡13a内の補色系撮像素子28は、撮像制御部32によりフィールド読み出し方式で駆動されて第1～第4混合画素信号M1～M4を出力する。この第1～第4混合画素信号M1～M4は、補色用第1処理部41により、Y/C変換後、RGB信号に変換されて、チャンネル割当部38を介して画像表示装置14に表示される。これにより、画像表示装置14には、通常光のもとで撮像された通常画像が表示される。

【0104】

術者は、補色型内視鏡13aの挿入部16を患者の体腔内に挿入することにより、内視鏡検査を行う。体腔内における患部等の検査対象組織の表層血管の走行状態等をより詳しく観察しようと思う場合には、術者によりモード切替スイッチ17aが操作される。モード切替スイッチ17aが操作された場合には、この操作信号が制御部31により検出されて、光源装置11及びプロセッサ装置12が狭帯域光観察モードに切り替えられる。

【0105】

この狭帯域光観察モードでは、セクタ40により補色用第2処理部42が選択されると共に、光源装置11の設定変更が行われる。具体的には、合波部24内のダイクロイックミラー22がV-LED20a及びWL-LED20bの光軸の交点に配置される。このとき、制御部31は、情報記憶部30から読み出した固有情報に含まれている最適光量比Z₀に基づいて光源制御部21を制御し、前述の式(1)を満たす光量比Zの紫色狭帯域光V_nと緑色狭帯域光G_nとが補色型内視鏡13aから射出されるように、V-LED20a及びWL-LED20bの強度比を変更する。

【0106】

V-LED20aとWL-LED20bとは同時に点灯し、合波部24により紫色狭帯域光V_nと緑色狭帯域光G_nとが混合された狭帯域光が生成されて補色型内視鏡13a内のライトガイド27内に供給される。補色系撮像素子28は、フィールド読み出し方式で駆動されて第1～第4混合画素信号M1～M4を出力する。補色用第2処理部42では、信号抽出部46により第1～第4混合画素信号M1～M4から、第1及び第2混合画素信号M1、M2が抽出され、補間処理部47により画素補間処理が行われた後、混色補正部48により混色補正が行われる。混色補正後の第1及び第2混合画素信号M1'、M2'は、チャンネル割当部38により、Rchに第2混合画素信号M2'、Gch及びBchに第1混合画素信号M1'が割り当てられて画像表示装置14に表示される。これにより、画像表示装置14には、狭帯域光のもとで撮像が行われた特殊画像が表示される。

【0107】

紫色狭帯域光V_nは、検体の表面から表層付近の第1透過距離まで透過可能であることから、紫色狭帯域光V_nに基づく第1画像には、表層血管など第1透過距離に含まれる構造の像が多く含まれている。この第1画像は、第1混合画素信号M1に基づいて生成される。一方、緑色狭帯域光G_nは、検体の表面から中深層付近の第2透過距離まで透過可能であることから、緑色狭帯域光G_nに基づく第2画像には、中深層血管など第2透過距離に含まれる構造の像が多く含まれている。また、第2画像は、粘膜の微細模様等の視認性

10

20

30

40

50

に優れる。この第2画像は、第2混合画素信号M2に基づいて生成される。この第1画像と第2画像とが合成されたものが特殊画像である。

【0108】

本実施形態では、光量比Zを、最適光量比 Z_0 に基づいて式(1)を満たすように設定する(好ましくは、 $Z = Z_0$ とする)ことから、色分離性が向上すると共に、表層血管の視認性(表層血管と粘膜のコントラスト)が向上した特殊画像が得られる。

【0109】

特殊画像の表示は、モード切替スイッチ17aが操作されるか、入力装置15により診断を終了するための終了操作が行われるまでの間繰り返し行われる。モード切替スイッチ17aが操作されると、通常光観察モードに戻り、終了操作が行われると、動作を終了する。

10

【0110】

一方、制御部31により、光源装置11及びプロセッサ装置12に原色型内視鏡13bが接続されたと判定されると、光源装置11及びプロセッサ装置12が通常光観察モードに設定される共に、セクタ40により原色用第1処理部43が選択される。この通常光観察モードでは、補色型の場合と同様に、光源装置11により通常光(白色光)WLが生成されて、原色型内視鏡13bのライトガイド27内に供給される。

【0111】

この場合、原色系撮像素子29は、プログレッシブ読み出し方式で駆動されてRGB信号を出力する。このRGB信号は、原色用第1処理部43により画素補間処理等が行われて、チャンネル割当部38を介して画像表示装置14に表示される。これにより、画像表示装置14には、通常光のもとで撮像された通常画像が表示される。

20

【0112】

この後、術者によりモード切替スイッチ17aが操作されると、光源装置11及びプロセッサ装置12が狭帯域光観察モードに切り替えられる。この狭帯域光観察モードでは、セクタ40により原色用第2処理部44が選択されるとともに、光源装置11の設定変更が行われ、合波部24内のダイクロイックミラー22がV-LED20a及びWL-LED20bの光軸の交点に配置される。この場合、補色型の場合とは異なり、V-LED20a及びWL-LED20bの発光強度比は、 $Z = 1$ となるように設定される。この紫色狭帯域光Vnと緑色狭帯域光Gnとが混合された狭帯域光が生成されて原色型内視鏡13bのライトガイド27内に供給される。

30

【0113】

原色系撮像素子29は、同様にプログレッシブ読み出し方式で駆動されてRGB信号を出力する。このRGB信号は、原色用第2処理部44によりB信号及びG信号のみが抽出されて、画素補間処理等が行われ、チャンネル割当部38を介して画像表示装置14に表示される。これにより、画像表示装置14には、狭帯域光のもとで撮像が行われた特殊画像が表示される。

【0114】

補色型の場合と同様に、特殊画像の表示は、モード切替スイッチ17aが操作されるか、入力装置15により終了操作が行われるまでの間繰り返し行われる。モード切替スイッチ17aが操作されると、通常光観察モードに戻り、終了操作が行われると、動作を終了する。

40

【0115】

また、光源装置11及びプロセッサ装置12に補色型内視鏡13aが接続されている場合には、入力装置15等の操作により最適光量比 Z_0 を再計算するためのキャリブレーションを実行することが可能となっている。このキャリブレーションは、白色板などを撮像対象として行われる。

【0116】

キャリブレーションが実行されると、セクタ40によりキャリブレーション用処理部45が選択され、現在使用中の光量比Zで紫色狭帯域光Vnと緑色狭帯域光Gnとの時分

50

割照射が行われる。補色系撮像素子 2 8 により第 1 混合画素信号 $M1v$, $M1g$ 及び第 2 混合画素信号 $M2g$, $M2v$ が出力され、キャリブレーション用処理部 4 5 により各信号値の平均値が求められる。そして、現在使用中の光量比 Z と、第 1 及び第 2 混合画素信号 $M1v$, $M2g$ の各平均値とに基づいて最適光量比算出部 3 9 により最適光量比 Z_0 が算出される。制御部 3 1 は、算出された最適光量比 Z_0 を光源装置 1 1 に設定すると共に、補色型内視鏡 1 3 a 内の情報記憶部 3 0 に記憶された最適光量比 Z_0 を消去して書き換える。

【 0 1 1 7 】

このキャリブレーションにより得られる第 1 混合画素信号 $M1v$, $M1g$ 及び第 2 混合画素信号 $M2g$, $M2v$ は、前述の混色補正において補正係数 K_1 , K_2 を算出する際に用いられる。算出された補正係数 K_1 , K_2 は、補色型内視鏡 1 3 a 内の情報記憶部 3 0 に書き込まれ、補色型内視鏡 1 3 a の次の使用時に用いられる。

10

【 0 1 1 8 】

なお、上記実施形態では、光量比 Z を、 $V-LED20a$ 及び $WL-LED20b$ の発光強度を制御することにより設定しているが、各発光時間を制御することにより設定しても良い。さらに発光強度と発光時間との両方を制御して光量比 Z を設定しても良い。

【 0 1 1 9 】

また、上記各実施形態では、 LED 光源 2 0 として $V-LED20a$ と $WL-LED20b$ とを用いているが、 $V-LED20a$ に代えて、図 1 8 に示すように、紫色狭帯域光 Vn より長波長側の青色狭帯域光 Bn を発生する青色 LED を用いてもよい。この青色狭帯域光 Bn の中心波長は約 4 1 0 nm ~ 4 2 0 nm の範囲内であり、好ましくは約 4 1 5 nm である。

20

【 0 1 2 0 】

また、 $V-LED20a$ と $WL-LED20b$ に代えて、発光波長域の異なる複数の LED (例えば、4 個の LED) を設け、複数の LED を全て点灯させることにより通常光 (白色光) を生成し、複数の LED のうちの 2 個の LED により 2 つの狭帯域光を生成するように構成しても良い。さらに、 LED に代えて LD (Laser Diode) 等のその他の半導体光源を用いても良い。

【 0 1 2 1 】

また、上記実施形態の光源装置 1 1 に代えて、白色光等の波長域の広い光を発するランプと、狭帯域用フィルタとを有する光源装置を用いることも可能である。図 1 9 において、光源装置 6 0 は、ランプ 6 1 と、赤外カットフィルタ 6 2 と、絞り 6 3 と、絞り駆動部 6 4 と、回転型フィルタ 6 5 と、フィルタ切替部 6 6 と、集光レンズ 6 7 とを有する。

30

【 0 1 2 2 】

ランプ 6 1 は、前述の制御部 3 1 による制御に基づいて、白色光 WL を発生する。赤外カットフィルタ 6 2 は、ランプ 6 1 から発生された白色光 WL から赤外成分をカットして絞り 6 3 に入射させる。絞り 6 3 は、絞り駆動部 6 4 により開口量が調整され、白色光 WL の通過光量を調整する。この絞り駆動部 6 4 は、前述の調光回路 3 6 により制御される。

【 0 1 2 3 】

図 2 0 に示すように、回転型フィルタ 6 5 には、第 1 狭帯域用フィルタ部 6 5 a と、第 2 狭帯域用フィルタ部 6 5 b と、開口部 6 5 c とが設けられている。フィルタ切替部 6 6 は、制御部 3 1 による制御に基づいて回転型フィルタ 6 5 を回転させ、白色光 WL の光軸上に、第 1 狭帯域用フィルタ部 6 5 a 、狭帯域用フィルタ部 6 5 b 、開口部 6 5 c のうちのいずれかを配置する。

40

【 0 1 2 4 】

第 1 狭帯域用フィルタ部 6 5 a は、図 2 1 に示すように、第 1 の狭帯域 (中心波長 4 0 5 nm) にバンドパス特性を有する第 1 特性部 Va と、第 2 の狭帯域 (中心波長 5 4 0 nm) にバンドパス特性を有する第 2 特性部 Ga とを備えた 2 峰性フィルタである。第 1 特性部 Va の透過率と第 2 特性部 Ga の透過率とはほぼ等しい。

50

【 0 1 2 5 】

この第1狭帯域用フィルタ部65aは、観察モードが狭帯域光観察モードであって、内視鏡13の種類が原色型の場合に白色光WLの光軸上に配置される。白色光WLは、第1狭帯域用フィルタ部65aを透過することにより、紫色狭帯域光Vn及び緑色狭帯域光Gnとなり、集光レンズ67を介してライトガイド27に入射する。ライトガイド27は、前述の図13に示す分光減衰特性を有するため、この分光減衰特性等を考慮し、ライトガイド27から射出される紫色狭帯域光Vn及び緑色狭帯域光Gnの光量がほぼ等しくなるように、第1特性部Vaの透過率を第2特性部Gaの透過率より若干高くすることも好ましい。

【 0 1 2 6 】

10

第2狭帯域用フィルタ部65bは、図22に示すように、第1狭帯域用フィルタ部65aと同様に第1の狭帯域にバンドパス特性を有する第1特性部Vbと、第2の狭帯域にバンドパス特性を有する第2特性部Gbとを備えた2峰性フィルタであるが、第1特性部Vbの透過率と第2特性部Gbの透過率とが大きくことなる。

【 0 1 2 7 】

この第2狭帯域用フィルタ部65bは、観察モードが狭帯域光観察モードであって、内視鏡13の種類が補色型の場合に白色光WLの光軸上に配置される。白色光WLは、第1狭帯域用フィルタ部65aを透過することにより、第1及び第2特性部Vb、Gbの透過率の比に対応した所定の光量比の紫色狭帯域光Vn及び緑色狭帯域光Gnとなり、集光レンズ67を介してライトガイド27に入射する。第1及び第2特性部Vb、Gbの透過率の比は、ライトガイド27から射出される紫色狭帯域光Vn及び緑色狭帯域光Gnの光量比Zが、式(1)を満たす(好ましくは、 $Z = Z_0$)ように、ライトガイド27の分光減衰特性等を考慮して設定されている。

20

【 0 1 2 8 】

開口部65cは、観察モードが通常光観察モードである場合に白色光WLの光軸上に配置される。開口部65cは、入射した白色光WLを波長制限せずにそのまま通過させる。この白色光WLは、集光レンズ67を介してライトガイド27に入射し、通常光としてライトガイド27から射出される。

【 0 1 2 9 】

また、上記実施形態では、図7に示す補色市松色差線順次方式の補色系色分離フィルタ28aを有する補色系撮像素子28を用いているが、図23に示す補色市松色差線順次方式の補色系色分離フィルタを有する補色系撮像素子を用いても良い。

30

【 0 1 3 0 】

また、上記実施形態では、Mg画素とCy画素との組み合わせを第1混合画素とし、G画素とYe画素との組み合わせを第2混合画素としているが、混合画素の組み合わせはこれに限られず適宜変更しても良い。

【 0 1 3 1 】

また、上記実施形態では、キャリブレーションモード時に、現在使用中の光量比Zで紫色狭帯域光Vnと緑色狭帯域光Gnとの時分割照射を行い、この光量比Zと第1及び第2混合画素の各信号値とに基づいて最適光量比 Z_0 を算出しているが、これに代えて、光量比Zを段階的に変化させながら紫色狭帯域光Vnと緑色狭帯域光Gnとの時分割照射を行い、各光量比Zについて得られる第1混合画素の信号値M1'と第2混合画素の信号値M2'との大小関係を判定することにより、式(1)に相当する範囲を特定し、式(2)に相当する最適光量比 Z_0 を求めてもよい。

40

【 0 1 3 2 】

また、上記実施形態では、撮像制御部32、CDS回路33、A/D変換回路34等をプロセッサ装置12内に設けているが、これらを内視鏡13内に設けても良い。

【 0 1 3 3 】

また、上記実施形態では、補色系撮像素子28及び原色系撮像素子29をCCDイメージセンサとしているが、これらはCMOSイメージセンサであっても良い。CMOSイメ

50

ージセンサの場合には、イメージセンサが形成されたＣＭＯＳ半導体基板内に、撮像制御部３２、ＣＤＳ回路３３、Ａ／Ｄ変換回路３４等を形成することが可能である。

【０１３４】

また、上記実施形態では、光源装置及びプロセッサ装置に、補色型内視鏡と原色型内視鏡とが接続可能であるが、補色型内視鏡のみが接続可能であっても良い。

【０１３５】

また、上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体の装置として構成しているが、これらを単一の装置としても良い。さらに、光源装置を、内視鏡内に組み込んでも良い。

【０１３６】

なお、特許請求の範囲の「照射部」は、本実施形態において「光源装置」と「光源装置からの光を導光して検体内に照射するための光学部材（ライトガイド、照明レンズ等）」を組み合わせたものに対応している。

【符号の説明】

【０１３７】

１０ 内視鏡システム

１１ 光源装置

１２ プロセッサ装置

１３ 内視鏡

１３ａ 補色型内視鏡

１３ｂ 原色型内視鏡

１４ 画像表示装置

１６ 挿入部

１７ 操作部

１７ａ モード切替スイッチ

２０ ＬＥＤ光源

２４ 合波部

２７ ライトガイド

２８ 補色系撮像素子

２８ａ 補色系色分離フィルタ

２９ 原色系撮像素子

２９ａ 原色系色分離フィルタ

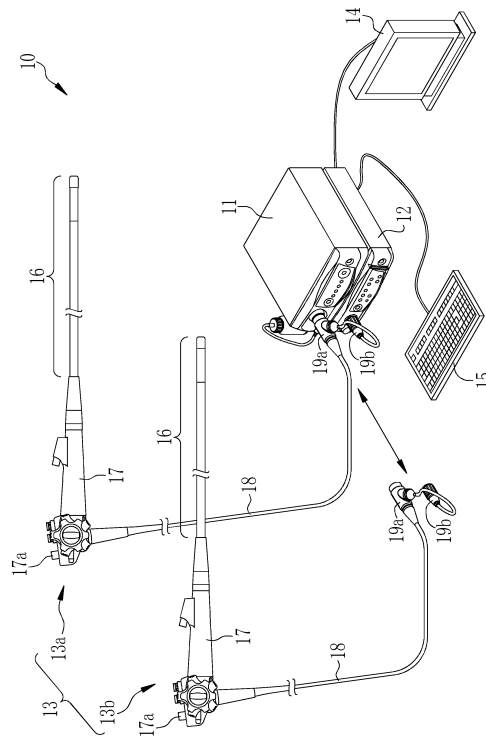
３７ 信号処理部

10

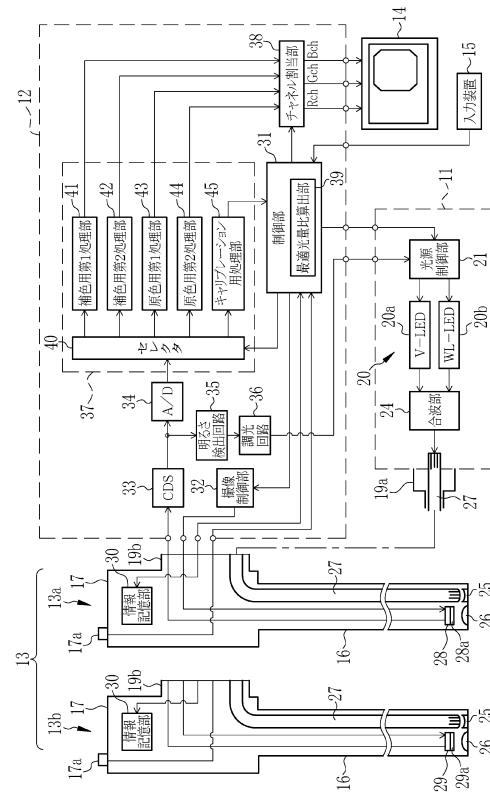
20

30

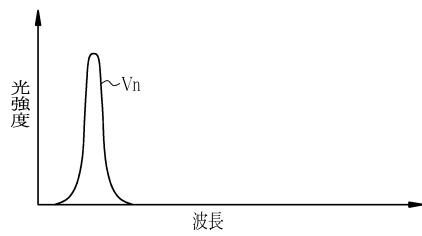
【図 1】



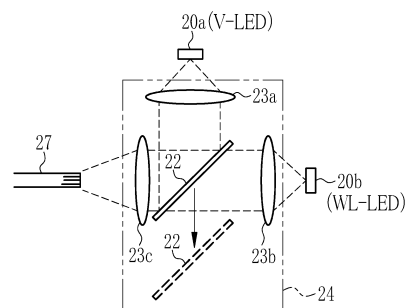
【図 2】



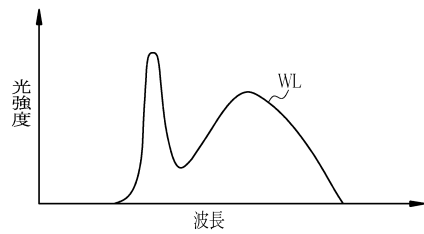
【図 3】



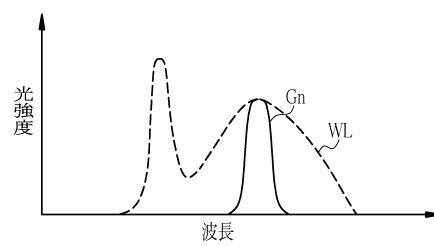
【図 5】



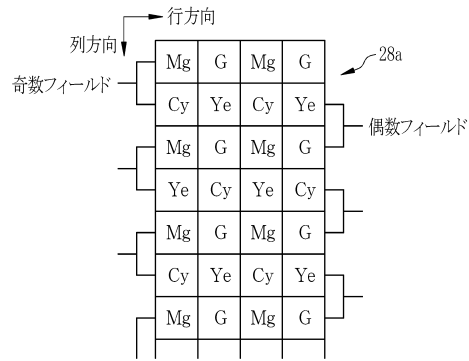
【図 4】



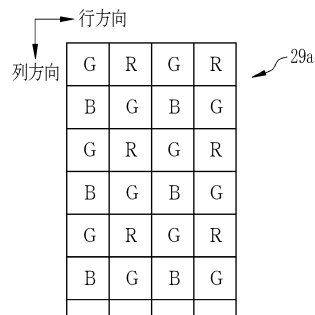
【図 6】



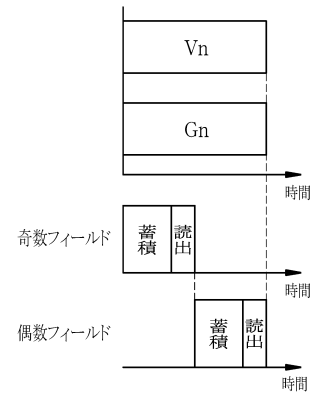
【図 7】



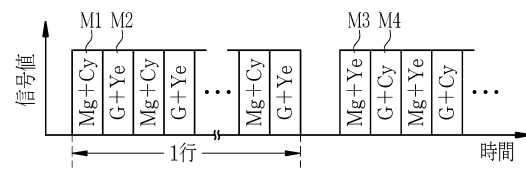
【図 8】



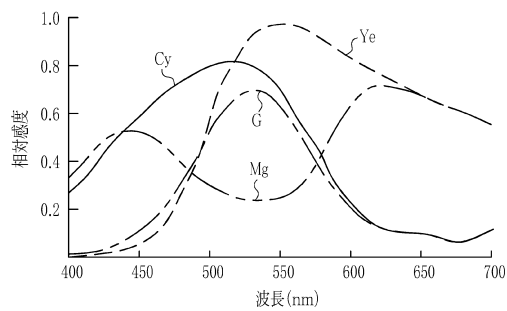
【図 9】



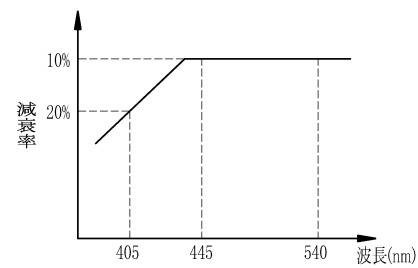
【図 10】



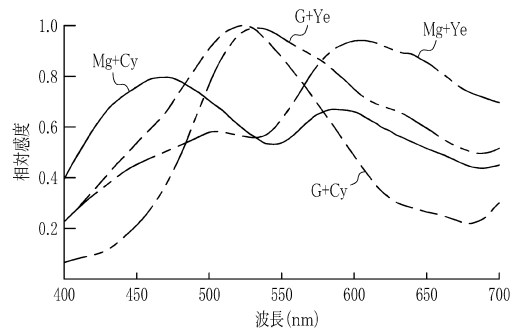
【図 11】



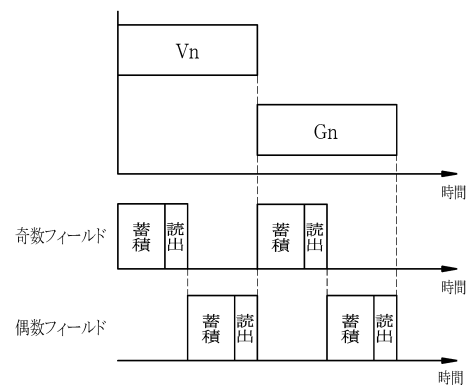
【図 13】



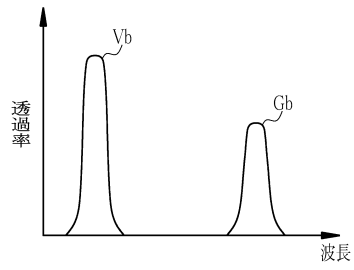
【図 12】



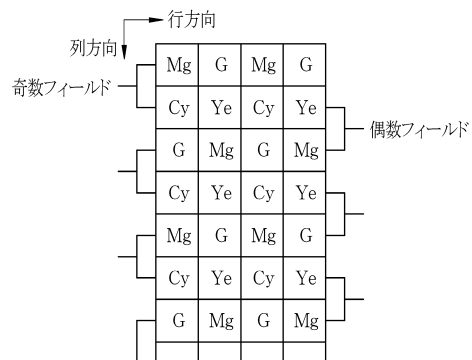
【図 14】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 0 3 6 0 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 3 4 5 7 3 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 1 7 8 6 7 4 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 5 6 8 6 0 (W O , A 1)
特開 2 0 1 1 - 2 1 8 1 3 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5932748B2	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	JP2013202553	申请日	2013-09-27
[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	蔵本昌之		
发明人	蔵本 昌之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00059 A61B1/043 A61B1/0638 H04N5/2256 H04N9/045 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/04 A61B1/0684 G02B23/2469 G02B23/2484 H04N5/372 H04N5/378 H04N9/07 H04N9/12 H04N9/77 H05B45/10 H05B45/37		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.300.D A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/00.640 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.611 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR22 4C161/VV03		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015066130A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

由光源装置产生的紫色窄带光Vn和绿色窄带光Gn被提供给互补色型内窥镜，并且同时被施加到观察对象。在补色型成像装置中，读出了感测紫色窄带光Vn和绿色窄带光Gn的第一混合像素和第二混合像素。紫色窄带光Vn与绿色窄带光Gn的光量比Z被设定在使紫色窄带光Vn的光量大于绿色窄带光Gn的光量的范围内，第二混合像素的信号值高于第一混合像素的信号值。

(21) 出願番号	特願2013-202553 (P2013-202553)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成25年9月27日 (2013. 9. 27)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2015-66130 (P2015-66130A)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成27年1月20日 (2015. 1. 20)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	蔵本 昌之
			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
		審査官	佐藤 高之

[最終頁に続く](#)