

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5881658号
(P5881658)

(45) 発行日 平成28年3月9日(2016.3.9)

(24) 登録日 平成28年2月12日(2016.2.12)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	B
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
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B

請求項の数 17 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2013-202554 (P2013-202554)	(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2015-66131 (P2015-66131A)		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23日 (2015.1.23)		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	原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び光源装置

(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、最適光量比を Z_0 として表される式(a)
を満たす「Z」の値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。

$$Z_0 (1 -) Z Z_0 (1 +) \dots (a)$$

ここで、 $Z_0 = Z_i (R_1 / R_2)^{1/2}$ 、 $= 0.5$ であって、

R_1 は、前記第1混合画素の前記第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対す
る前記第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、

R_2 は、前記第2混合画素の前記第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対す
る前記第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、

Z_i は、前記独立照射時の前記第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2】

前記比 R_1 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1混合画素の
信号値の平均値を、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

の信号値を平均値で割った値であり、

前記比 R_2 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 2 混合画素の信号値の平均値を、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 混合画素の信号値を平均値で割った値である

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光量比は、式 (b) 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。

$$Z_0 (1 -) Z < Z_0 \cdot \cdot \cdot (b)$$

【請求項 4】

前記光量比は、前記最適光量比に一致するよう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。

【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 1 または 2 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】

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】

前記補色型内視鏡の前記情報記憶部は、前記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。

【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 (c) 及び (d) 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。

10

20

30

40

50

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

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

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】

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ことを特徴とする請求項1から12いずれか1項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項14】

画像表示装置のR、G、Bチャンネルのうち、前記Bチャンネル及び前記Gチャンネルに前記第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を特徴とする請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項15】

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、

20

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、最適光量比を Z_0 として表される式(e)を満たす「Z」の値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。

$$Z_0 (1 - \quad) \quad Z < Z_0 (1 + \quad) \quad \dots (e)$$

ここで、 $Z_0 = (r_1 / r_2)^{1/2}$ 、 $\quad = 0.5$ であって、

r_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を、前記第1混合画素の前記第2狭帯域光に対する感度で割った値であり、

r_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を、前記第2混合画素の前記第1狭帯域光に対する感度で割った値である。

30

【請求項16】

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狭帯域光とを同時に発生して内視鏡に供給する光源と、この光源を制御する光源制御部とを備えた光源装置において、

前記第1及び第2狭帯域光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を有する補色型内視鏡が接続可能であり、

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、最適光量比を Z_0 として表される式(a)を満たす「Z」の値に設定されていることを特徴とする光源装置。

40

$$\frac{Z_0 (1 - \quad)}{Z} \quad Z < \frac{Z_0 (1 + \quad)}{Z} \quad \dots (a)$$

ここで、 $Z_0 = Z_i (R_1 / R_2)^{1/2}$ 、 $\quad = 0.5$ であって、

R_1 は、前記第1混合画素の前記第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対する前記第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、

R_2 は、前記第2混合画素の前記第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対する前記第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、

Z_i は、前記独立照射時の前記第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17】

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

50

波長域中に中心波長を有する第2狭帯域光とを同時に発生して内視鏡に供給する光源と、この光源を制御する光源制御部とを備えた光源装置において、

前記第1及び第2狭帯域光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を有する補色型内視鏡が接続可能であり、

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、最適光量比を Z_0 として表される式(e)を満たす「Z」の値に設定されていることを特徴とする光源装置。

$$\frac{Z_0(1 - \quad)}{Z < Z_0(1 + \quad)} \cdot \cdot \cdot (e)$$

ここで、 $Z_0 = (r_1 / r_2)^{1/2}$ 、 $\quad = 0.5$ であって、

r_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を、前記第1混合画素の前記第2狭帯域光に対する感度で割った値であり、

r_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を、前記第2混合画素の前記第1狭帯域光に対する感度で割った値である。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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及びこれに用いられる光源装置に関する。

【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。

【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。

【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が、補色系撮像素子は、原色系撮像素子に比べて高感度であるため、感度を重視する内視鏡システムで用いられている。

【0006】

特許文献1、2には、マゼンタ(Mg)、グリーン(G)、シアン(Cy)、イエロ(Ye)の4種の画素を有し、奇数列を、Mg画素、Cy画素、Mg画素、Ye画素、・・・の順番、偶数列を、G画素、Ye画素、G画素、Cy画素、・・・の順番とするように、奇数行にMg画素とG画素とを交互に配置し、偶数行にCy画素とYe画素とを交互に

10

20

30

40

50

配置した補色系撮像素子が示されている。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。

【0007】

この補色系撮像素子は、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、列方向に隣接する2行の各画素信号を混合（加算）して読み出すフィールド読み出し方式で駆動される。この補色系撮像素子からは、Mg画素とCy画素との混合画素信号（以下、第1混合画素信号という）と、G画素とYe画素との混合画素信号（以下、第2混合画素信号という）と、Mg画素とYe画素との混合画素信号（以下、第3混合画素信号という）と、G画素とCy画素との混合画素信号（以下、第4混合画素信号という）が出力される。補色市松色差線順次方式は、第1～第4の混合画素信号に基づいて簡単な演算を行うだけで、原色信号（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】

【0008】

【特許文献1】特許第4009626号公報

【特許文献2】特許第4847250号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

しかしながら、特許文献1、2に記載の補色系撮像素子では、狭帯域光観察の場合に、青色狭帯域光と緑色狭帯域光との混色が問題となる。例えば、青色狭帯域光に対しては、前述の第1～第4混合画素のうち、第1混合画素（Mg + Cy）が高い感度を有するため、前述の第1混合画素信号を用いて青色狭帯域光の画像（表層画像）を生成することが考えられるが、第1混合画素は、緑色狭帯域光に対しても高い感度を有する。一方の緑色狭帯域光に対しては、第2混合画素（G + Ye）が高い感度を有するため、第2混合画素信号を用いて緑色狭帯域光の画像（中深層画像）を生成することが考えられるが、第2混合画素は、青色狭帯域光に対しても若干の感度を有する。

20

【0010】

このように、補色系撮像素子を用いると、高感度化や、通常光観察時に容易に原色信号を生成することができるという利点はあるが、狭帯域光観察では、青色狭帯域光成分と緑色狭帯域光成分との色分離性が悪く、表層画像と中深層画像とが混ざり合い、表層血管のコントラストが低くなる。このため、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を向上させることが望まれている。

30

【0011】

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、色分離性を向上させることを可能とする内視鏡システム及び光源装置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】

【0012】

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、最適光量比を Z_0 として表される式(a)を満たす「Z」の値に設定された光源装置を有する照明部とを備える。

40

【0013】

$$Z_0 (1 - \dots) \quad Z \quad Z_0 (1 + \dots) \quad \dots (a)$$

ここで、 $Z_0 = Z_i (R_1 / R_2)^{1/2}$ 、 $\dots = 0.5$ であって、 R_1 は、第1混合画素の第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対する第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、 R_2 は、第2混合画素の第2狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値に対する第1狭帯域光のみを独立照射した場合の信号値の比であり、 Z_i は

50

、独立照射時の第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。

【0014】

比 R_1 は、第2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を、第1狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の第1混合画素の信号値を平均値で割った値であり、比 R_2 は、第1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を、第2狭帯域光のみを独立照射した場合の複数の第2混合画素の信号値を平均値で割った値であることが好ましい。

【0015】

光量比は、式(b)を満たす「Z」の値に設定されていても良い。

$$Z_0(1 - \quad) \quad Z < Z_0 \quad \dots (b)$$

10

【0016】

光量比は、最適光量比に一致するように設定されていても良い。

【0017】

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。

【0018】

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。

【0019】

20

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。

【0020】

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。

【0021】

補色型内視鏡の情報記憶部は、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

【0022】

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レーションモードを有し、制御部は、キャリア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。

【0023】

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。

【0024】

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(c)及び(d)に基づいて補正する補正部を備えることが好ましい。

40

$$M_1' = M_1 - K_2 \times M_2 \quad \dots (c)$$

$$M_2' = M_2 - K_1 \times M_1 \quad \dots (d)$$

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。

【0025】

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混合画素は、グリーン画素とイエロー

50

画素との組み合わせであり、第1狭帯域光は、ブルーまたはバイオレットの波長域中に中心波長を有し、第2狭帯域光は、グリーンの波長域中に中心波長を有することが好ましい。

【0026】

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。

【0027】

光量比は、最適光量比を Z_0 として表される式(e)を満たす「Z」の値に設定されていることが好ましい。

$$Z_0(1 - \quad) \quad Z < Z_0(1 + \quad) \quad \cdots (e)$$

ここで、 $Z_0 = (r_1 / r_2)^{1/2}$ 、 $\quad = 0.5$ であって、 r_1 は、第1混合画素の第1狭帯域光に対する感度を、第1混合画素の第2狭帯域光に対する感度で割った値であり、 r_2 は、第2混合画素の第2狭帯域光に対する感度を、第2混合画素の第1狭帯域光に対する感度で割った値である。

【0028】

本発明の光源装置は、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2狭帯域光とを同時に発生して内視鏡に供給する光源と、この光源を制御する光源制御部とを備えた光源装置において、第1及び第2狭帯域光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を有する補色型内視鏡が接続可能であり、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、最適光量比を Z_0 として表される式(a)を満たす「Z」の値に設定されている。光量比が、最適光量比を Z_0 として表される式(e)を満たす「Z」の値に設定されていてもよい。

【発明の効果】

【0029】

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1混合画素信号中の第1狭帯域光成分の割合と、第2混合画素信号中の第2狭帯域光成分の割合とを一致させる最適光量比を基準とした所定の範囲内に設定されているので、色分離性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0030】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【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。

【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

10

20

30

40

50

である。

【図 1 7】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 1 8】青色狭帯域光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 1 9】光源装置の変形例を示す模式図である。

【図 2 0】回転型フィルタの構成を示す模式図である。

【図 2 1】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 2 2】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 2 3】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】

【0031】

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。

【0032】

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、プロセッサ装置 12 に対して各種情報を入力する。

【0033】

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 13 a と、原色系撮像素子 29（図 2 参照）を備える原色型内視鏡 13 b 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 13 a と原色型内視鏡 13 b 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 19 a と、信号コネクタ 19 b により構成されている。

【0034】

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 17 a が含まれている。

【0035】

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 19 a 及び信号コネクタ 19 b 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 19 a は、光源装置 11 に着脱自在に接続される。信号コネクタ 19 b は、プロセッサ装置 12 に着脱自在に接続される。

【0036】

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 13 a と原色型内視鏡 13 b とのいずれを用いる場合にも可能である。

【0037】

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 17 a 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

10

20

30

40

50

替え可能としても良い。

【0038】

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-LED20aは、図3に示すように、380~440nmの波長域の紫色狭帯域光Vnを発生する。WL-LED20b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-LED20a及びWL-LED20bの発光制御を行う。

【0039】

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LED20a, 20bに対応して配置されており、各LED20a, 20bから射出された光を集光して平行光とする。V-LED20a及びWL-LED20b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。

【0040】

ダイクロイックミラー22は、例えば530nm以上550nm未満の波長域の光を透過させると共に、530nm未満及び550nm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Vn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、530~550nmの波長域の緑色狭帯域光Gnとなって第3レンズ23cにより集光される。

【0041】

狭帯域光観察モード時には、V-LED20a及びWL-LED20bが同時に点灯し、紫色狭帯域光Vnと緑色狭帯域光Gnとがダイクロイックミラー22により合波されて第3レンズ23cにより集光され、ライトガイド27に入射する。

【0042】

通常光観察モード時には、ダイクロイックミラー22は、移動機構(図示せず)によりWL-LED20b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WLは、第3レンズ23cに直接入射し、ライトガイド27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22が退避し、V-LED20aから射出された紫色狭帯域光Vnはダイクロイックミラー22で反射されても第3レンズ23cには入射しないので、V-LED20aは点灯・非点灯のいずれでも良い。

【0043】

紫色狭帯域光Vnは、中心波長が約405nm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Gnは、中心波長が約540nm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Gnは、紫色狭帯域光Vnより粘膜での反射率が高いという特性を有する。

【0044】

内視鏡13の挿入部16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25が取り付けられており、観察窓に対物レンズ26が取り付けられている。内視鏡13内には、ライトガイド27が挿通されており、ライトガイド27の一端が照明レンズ25に対向している。ライトガイド27の他端は、ライトガイドコネクタ19aに配置され、光源装置11内に挿入される。

【0045】

照明レンズ25は、光源装置11からライトガイド27に入射され、ライトガイド27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26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26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13aの場合には補色系撮像素子28、原色型内視鏡13bの場合には原色系撮像素子29)が配置されている。補色系撮像素子28及び原色系撮像素子29は、CCD(Charge Coupled Device)イメージセンサであ

10

20

30

40

50

る。

【0046】

補色系撮像素子28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28aが設けられている。この補色系色分離フィルタ28aは、図7に示すように、マゼンタ(Mg)、グリーン(G)、シアン(Cy)、イエロー(Ye)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28は、Mg、G、Cy、Yeの4種の画素を有し、奇数列を、Mg画素、Cy画素、Mg画素、Ye画素、・・・の順番、偶数列を、G画素、Ye画素、G画素、Cy画素、・・・の順番とするように、奇数行にMg画素とG画素とが交互に配置され、偶数行にCy画素とYe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。

10

【0047】

原色系撮像素子29の撮像面には、原色系色分離フィルタ29aが設けられている。この原色系色分離フィルタ29a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29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、原色バイヤー方式と呼ばれている。

20

【0048】

内視鏡13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30が設けられている。情報記憶部30は、内視鏡13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。

【0049】

プロセッサ装置12は、制御部31と、撮像制御部32と、相関二重サンプリング(CDS)回路33と、A/D変換回路34と、明るさ検出回路35と、調光回路36と、信号処理部37と、チャンネル割当部38とを有する。

【0050】

制御部31は、プロセッサ装置12内の各部と、光源装置11との制御を行う。制御部31は、光源装置11及びプロセッサ装置12に内視鏡13が接続された際に、情報記憶部30から内視鏡13の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。撮像制御部32は、制御部31により判定された内視鏡13の種類に応じて、撮像素子(補色系撮像素子28または原色系撮像素子29)を駆動する。

30

【0051】

撮像制御部32は、補色系撮像素子28の場合には、光源装置11の発光タイミングに合わせて、補色系撮像素子28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WLとすること以外は狭帯域光観察モード時と同一である。

40

【0052】

このフィールド読み出し方式より、補色系撮像素子28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10に示すように、Mg画素とCy画素との混合画素信号(以下、第1混合画素信号という)M1と、G画素とYe画素との混合画素信号(以下、第2混合画素信号という)M2と、Mg画素とYe画素との混合画素信号(以下、第3混合画素信号という)M3と、G画素とCy画素との混合画素信号(以下、第4混合

50

画素信号という) M 4 が出力される。

【 0 0 5 3 】

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。

10

【 0 0 5 4 】

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 5 】

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。

20

【 0 0 5 6 】

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 7 】

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。

30

【 0 0 5 8 】

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 9 】

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。

40

【 0 0 6 0 】

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 の場合よりも大きい。

【 0 0 6 1 】

【数 1】

$$Z_0(1-\Delta) \leq Z \leq Z_0(1+\Delta) \quad \dots (1)$$

【0062】

ここで、 Z_0 は、上記光量比 Z として最適な光量比であり、式 (2) により規定される値である。詳しくは後述するが、この最適光量比 Z_0 は、狭帯域光観察モード時に得られる第 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 の成分の割合とを共に高めて一致させる (すなわち、色分離性を最も向上させる) 光量比である。

【0063】

【数 2】

$$Z_0 = Z_i \sqrt{R_1/R_2} \quad \dots (2)$$

【0064】

R_1 、 R_2 は、光源装置 11 から紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n とをそれぞれ独立に照射 (時分割照射) した場合における第 1 及び第 2 混合画素信号の値に基づいて求められる。 R_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 $M1_v$ に対する緑色狭帯域光 G_n のみを独立照射した場合に得られる第 1 混合画素信号 $M1_g$ の比 ($M1_g / M1_v$) である。 R_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 $M2_g$ に対する紫色狭帯域光 V_n のみを独立照射した場合に得られる第 2 混合画素信号 $M2_v$ の比 ($M2_v / M2_g$) 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。

【0065】

第 1 混合画素信号 $M1_v$ 、 $M1_g$ は、それぞれ複数の第 1 混合画素信号値の平均値 (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 混合画素信号値の平均値) とすることが好ましい。同様に、第 2 混合画素信号 $M2_g$ 、 $M2_v$ は、それぞれ複数の第 2 混合画素信号値の平均値 (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 混合画素信号値の平均値) とすることが好ましい。

【0066】

式 (1) 中の Δ は、光量比 Z を設定する際の最適光量比 Z_0 に対するマージンを規定する値であり、本実施形態では、 $\Delta = 0.5$ とする。特に、色分離性を最も高めるためには、 $Z = Z_0$ と設定することが好ましい。

【0067】

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。

【0068】

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。

【0069】

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 440 nm 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

10

20

30

40

50

光強度比と、補色型内視鏡 13 a 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 $V-LED 20 a$ 及び $WL-LED 20 b$ の発光強度を設定する。例えば、 $V-LED 20 a$ 及び $WL-LED 20 b$ の発光強度比と、補色型内視鏡 13 a から射出される紫色狭帯域光 V_n と紫色狭帯域光 V_n 及び緑色狭帯域光 G_n の光量比 Z との関係性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 $V-LED 20 a$ 及び $WL-LED 20 b$ を制御すればよい。

【0070】

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 $V-LED 20 a$ 及び $WL-LED 20 b$ 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。

【0071】

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。設定中の光量比 Z が適正であれば、式 (2) 中の $(R_1 / R_2)^{1/2}$ がほぼ“1”となり、 $Z_0 = Z_i$ となるので、設定中の光量比 Z を変更する必要はない。したがって、制御部 31 は、 $(R_1 / R_2)^{1/2}$ の値を、設定中の光量比 Z に対する補正係数として用いて、光量比 Z を調整する。

【0072】

信号処理部 37 は、セレクトア 40 と、補色用第 1 処理部 41 と、補色用第 2 処理部 42 と、原色用第 1 処理部 43 と、原色用第 2 処理部 44 と、キャリブレーション用処理部 45 とを有している。セレクトア 40 は、制御部 31 により判定された内視鏡 13 の種類及び観察モードに応じて、処理部 41 ~ 45 のうちからいずれか 1 つを選択する。

【0073】

キャリブレーション用処理部 45 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 28 から出力された信号は、 CDS 回路 33 及び A/D 変換回路 34 を介して信号処理部 37 に入力され、セレクトア 40 によりキャリブレーション用処理部 45 に送られる。キャリブレーション用処理部 45 は、入力された信号から、前述の第 1 混合画素信号 $M1v$ 、 $M1g$ 及び第 2 混合画素信号 $M2g$ 、 $M2v$ を抽出し、各信号値の平均値を求めて、制御部 31 内の最適光量比算出部 39 に入力する。最適光量比算出部 39 は、キャリブレーション用処理部 45 から入力された信号値に基づいて、最適光量比 Z_0 を算出する。

【0074】

また、制御部 31 は、キャリブレーションが行われると、補色型内視鏡 13 a の情報記憶部 30 に記憶された最適光量比 Z_0 を消去して、最適光量比算出部 39 により算出された最適光量比 Z_0 に書き換える。

【0075】

補色用第 1 処理部 41 は、内視鏡 13 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 41 には、補色系撮像素子 28 から第 1 ~ 第 4 混合画素信号 $M1 \sim M4$ (図 10 参照) が入力される。補色用第 1 処理部 41 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 Cr 、 Cb 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 Cr 、 Cb を RGB 信号に変換する。この RGB 信号は、チャンネル割当部 38 に送られる。具体的には、輝度信号 Y と色差信号 Cr 、 Cb は、行方向に隣接する第 1 混合画素信号 $M1$ と第 2 混合画素信号 $M2$ との加減算と、行方向に隣接する第 3 混合画素信号 $M3$ と第 4 混合画素信号 $M4$ との加減算とにより算出される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 6 】

補色用第2処理部42は、内視鏡13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42は、図15に示すように、信号抽出部46と、補間処理部47と、混色補正部48とを有する。

【 0 0 7 7 】

信号抽出部46は、補色系撮像素子28から入力される第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のみを抽出して補間処理部47に入力する。補間処理部47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M1，M2の2つの信号を生成する。混色補正部48は、式(3)を用いて混色補正処理を行う。

【 0 0 7 8 】

【数3】

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

【 0 0 7 9 】

ここで、 K_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 $M1_v$ に対する第2混合画素信号 $M2_v$ の比($M2_v / M1_v$)である。 K_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 $M2_g$ に対する第1混合画素信号 $M1_g$ の比($M1_g / M2_g$)である。

【 0 0 8 0 】

混色補正部48は、補正係数 K_1 ， K_2 を、前述のキャリブレーションモード時にキャリブレーション用処理部45により得られる第1混合画素信号 $M1_v$ ， $M1_g$ 及び第2混合画素信号 $M2_g$ ， $M2_v$ を用いて算出する。混色補正部48は、算出した補正係数 K_1 ， K_2 を、キャリブレーションが再度行われるまでの間、保持し続ける。

【 0 0 8 1 】

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13aの情報記憶部30に記憶しておき、補色型内視鏡13aが光源装置11及びプロセッサ装置12に接続された際に、制御部31が情報記憶部30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13aの情報記憶部30に記憶された補正係数 K_1 ， K_2 を消去して、混色補正部48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 8 2 】

式(3)の混色補正処理は、混色成分(第1混合画素信号M1中の緑色狭帯域光 G_n 成分と、第2混合画素信号M2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 $M1'$ ， $M2'$ は、チャンネル割当部38に送られる。

【 0 0 8 3 】

原色用第1処理部43は、内視鏡13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43には、原色系撮像素子29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43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38に送られる。

【 0 0 8 4 】

原色用第2処理部44は、内視鏡13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44には、原色系撮像素子29からRGB信号が入力される。原色用第2処理部44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38に送られる。

10

20

30

40

50

【 0 0 8 5 】

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 R G B 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 R c h、G c h、B c h 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 6 】

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 7 】

【 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 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。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 】

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 9 0 】

【 数 5 】

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

【 0 0 9 1 】

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 9 2 】

次に、最適光量比 Z_0 を規定する式 (2) 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 “ a_1 ”、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 “ b_1 ”、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 “ a_2 ”、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 “ b_2 ” 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。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 3 】

【 数 6 】

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

【 0 0 9 4 】

第 1 混合画素信号 M 1 中に占める紫色狭帯域光 V n の成分の割合 P 1、第 2 混合画素信号 M 2 中に占める緑色狭帯域光 G n の成分の割合 P 2 は、それぞれ式 (7)、(8) で表される。

【 0 0 9 5 】

【 数 7 】

$$P1 = \frac{a_1 X}{a_1 X + b_1 Y} = \frac{r_1 Z}{r_1 Z + 1} \quad \dots (7)$$

【 数 8 】

$$P2 = \frac{a_2 Y}{b_2 X + a_2 Y} = \frac{r_2}{Z + r_2} \quad \dots (8)$$

【 0 0 9 6 】

ここで、 $Z = X / Y$ 、 $r_1 = a_1 / b_1$ 、 $r_2 = a_2 / b_2$ と定義している。Z は、前述の光量比 Z である。r₁ は、第 1 混合画素 (M g + C y) の紫色狭帯域光 V n に対する感度と緑色狭帯域光 G n に対する感度との比である。r₂ は、第 2 混合画素 (G + Y e) の緑色狭帯域光 G n に対する感度と紫色狭帯域光 V n に対する感度との比である。

【 0 0 9 7 】

図 1 2 を参照すると、 $a_1 = 0.45$ 、 $a_2 = 0.98$ 、 $b_1 = 0.53$ 、 $b_2 = 0.07$ であるので、 $r_1 = 0.85$ 、 $r_2 = 14.0$ となる。これらの値を式 (7)、(8) に適用すると、割合 P 1、P 2 及びこれらの和は、図 1 6 に示すように光量比 Z に依存して変化する。光量比 Z が増加させると、割合 P 1 が増加するのに対して、割合 P 2 が減少する。割合 P 1、P 2 は、両者が一致する付近で約 8 0 % と共に高く、すなわち両者の色分離性が共に向上することが分かる。

【 0 0 9 8 】

割合 P 1、P 2 が一致する光量比が前述の最適光量比 Z₀ である。この最適光量比 Z₀ は、式 (7)、(8) に基づいて演算を行うことにより得られ、式 (9) として表される。

【 0 0 9 9 】

【 数 9 】

$$Z_0 = \sqrt{r_1 / r_2} \quad \dots (9)$$

【 0 1 0 0 】

この式 (9) に上記 r₁、r₂ の値を代入すると、Z₀ = 4.06 となる。すなわち、紫色狭帯域光 V n の光量を、緑色狭帯域光 G n の光量の約 4 倍とすれば、割合 P 1、P 2 が共に約 8 0 % (混色成分が約 2 0 %) となり、色分離性が共に向上する。

【 0 1 0 1 】

キャリブレーションを想定し、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 及び第 2 混合画素信号 M 1 v、M 2 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 1 及び第 2 混合画素信号 M 1 g、M 2 g とは、式 (1 0) ~ (1 3) で表される。

【 0 1 0 2 】

10

20

30

40

【数 1 0】
 $M1v = a_1 X_1 \quad \dots (10)$

【数 1 1】
 $M2g = a_2 Y_1 \quad \dots (11)$

【数 1 2】
 $M1g = b_1 Y_1 \quad \dots (12)$

【数 1 3】
 $M2v = b_2 X_1 \quad \dots (13)$

【 0 1 0 3】

式 (1 0) ~ (1 3) を式 (9) に適用すると、最適光量比 Z_0 は式 (1 4) で表される。

【 0 1 0 4】

【数 1 4】

$$Z_0 = \frac{X_1}{Y_1} \sqrt{\left(\frac{M1g}{M1v}\right) / \left(\frac{M2v}{M2g}\right)} \quad \dots (14)$$

【 0 1 0 5】

そして、前述の $R_1 = M1g / M1v$ 、 $R_2 = M2v / M2g$ 、 $Z_1 = X_1 / Y_1$ の定義を式 (1 4) に適用すると、前述の式 (2) が得られる。

【 0 1 0 6】

次に、式 (1 0) ~ (1 3) を用いると、混色補正で用いる補正係数 K_1 、 K_2 は、それぞれ $K_1 = b_2 / a_1$ 、 $K_2 = b_1 / a_2$ と表される。この補正係数 K_1 、 K_2 を、混色補正式である式 (3) に適用すると、この混色補正により式 (6) は対角化され、混色補正後の第 1 及び第 2 混合画素信号 $M1'$ 、 $M2'$ は、式 (1 5)、(1 6) で表される。

【 0 1 0 7】

【数 1 5】

$$M1' = \left(a_1 - \frac{b_1 b_2}{a_2} \right) X = \left(1 - \frac{1}{r_1 r_2} \right) a_1 X \quad \dots (15)$$

【数 1 6】

$$M2' = \left(a_2 - \frac{b_1 b_2}{a_1} \right) Y = \left(1 - \frac{1}{r_1 r_2} \right) a_2 Y \quad \dots (16)$$

【 0 1 0 8】

これは、混色補正により混色成分が除去されるが、混色補正後の第 1 及び第 2 混合画素信号 $M1'$ 、 $M2'$ は、時分割照射を行った場合の第 1 及び第 2 混合画素信号 $M1v$ 、 $M2g$ (式 (1 0)、(1 1) 参照) に比べて、主成分の信号値が $(1 - 1 / (r_1 r_2))$ の係数分だけ低下することを意味している。しかし、本実施形態では、 $r_1 r_2 = 1.1$ であり、 $(1 - 1 / (r_1 r_2)) = 0.92$ であるため、主成分の信号値の低下率は 8 % 程度で済む。

【 0 1 0 9】

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、

10

20

30

40

50

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。例えば、補色型内視鏡 1 3 a である場合には、制御部 3 1 は、光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 2 を通常光観察モードに設定し、信号処理部 3 7 内のセレクト 4 0 に補色用第 1 処理部 4 1 を選択させる。

【 0 1 1 0 】

この通常光観察モードでは、光源装置 1 1 の合波部 2 4 内のダイクロイックミラー 2 2 が前述のように退避すると共に、WL - LED 2 0 b が点灯し、通常光（白色光）WL が生成されて、補色型内視鏡 1 3 a 内のライトガイド 2 7 内に供給される。また、補色型内視鏡 1 3 a 内の補色系撮像素子 2 8 は、撮像制御部 3 2 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 M 1 ~ M 4 を出力する。この第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 は、補色用第 1 処理部 4 1 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 3 8 を介して画像表示装置 1 4 に表示される。これにより、画像表示装置 1 4 には、通常光のもとで撮像された通常画像が表示される。

10

【 0 1 1 1 】

術者は、補色型内視鏡 1 3 a の挿入部 1 6 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 1 7 a が操作される。モード切替スイッチ 1 7 a が操作された場合には、この操作信号が制御部 3 1 により検出されて、光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 2 が狭帯域光観察モードに切り替えられる。

【 0 1 1 2 】

この狭帯域光観察モードでは、セレクト 4 0 により補色用第 2 処理部 4 2 が選択されると共に、光源装置 1 1 の設定変更が行われる。具体的には、合波部 2 4 内のダイクロイックミラー 2 2 が V - LED 2 0 a 及び WL - LED 2 0 b の光軸の交点に配置される。このとき、制御部 3 1 は、情報記憶部 3 0 から読み出した固有情報に含まれている最適光量比 Z_0 に基づいて光源制御部 2 1 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 1 3 a から射出されるように、V - LED 2 0 a 及び WL - LED 2 0 b の強度比を変更する。

20

【 0 1 1 3 】

V - LED 2 0 a と WL - LED 2 0 b とは同時に点灯し、合波部 2 4 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 1 3 a 内のライトガイド 2 7 内に供給される。補色系撮像素子 2 8 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 M 1 ~ M 4 を出力する。補色用第 2 処理部 4 2 では、信号抽出部 4 6 により第 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 が抽出され、補間処理部 4 7 により画素補間処理が行われた後、混色補正部 4 8 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 M 1 ' , M 2 ' は、チャンネル割当部 3 8 により、Rch に第 2 混合画素信号 M 2 ' 、Gch 及び Bch に第 1 混合画素信号 M 1 ' が割り当てられて画像表示装置 1 4 に表示される。これにより、画像表示装置 1 4 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。

30

【 0 1 1 4 】

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 M 1 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。この第 2 画像は、第 2 混合画素信号 M 2 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。

40

【 0 1 1 5 】

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、図 1 6 に示すように、第 1 混合画素信号 M 1 中に占める紫色狭帯域光 V_n の成分の割合 P_1 、第 2 混合画素信号 M 2 中に占める緑

50

色狭帯域光 G_n の成分の割合 P_2 とが共に大きくなる。すなわち、第 1 及び第 2 混合画素信号 M_1 中の主成分の占める割合が大きくなり、色分離性が向上する。さらに、式 (3) に基づく混色補正が行われることにより、色分離性がさらに向上する。このように、本実施形態の特殊画像は、表層血管のコントラストが向上するとともに、中深層血管のコントラストが向上した画像である。

【0116】

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て行われる。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

【0117】

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 が接続されると判定されると、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、セレクタ 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。

【0118】

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

【0119】

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、セレクタ 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 $V-LED 20a$ 及び $WL-LED 20b$ 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、 $V-LED 20a$ 及び $WL-LED 20b$ 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 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原色型内視鏡 13b のライトガイド 27 内に供給される。

30

【0120】

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。

【0121】

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て行われる。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

【0122】

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。

【0123】

キャリブレーションが実行されると、セレクタ 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 V_n と緑色狭帯域光 G_n との時分割照射が行われる。補色系撮像素子 28 により第 1 混合画素信号 M_{1v} 、 M_{1g} 及び第 2

50

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 45 により各信号値の平均値が求められる。そして、各信号値の平均値と、現在使用中の光量比 Z とに基づいて最適光量比算出部 39 により最適光量比 Z_0 が算出される。制御部 31 は、算出された最適光量比 Z_0 を光源装置 11 に設定すると共に、補色型内視鏡 13a 内の情報記憶部 30 に記憶された最適光量比 Z_0 を消去して書き換える。

【0124】

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 13a 内の情報記憶部 30 に書き込まれ、補色型内視鏡 13a の次の使用時に用いられる。

10

【0125】

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。

【0126】

また、上記実施形態では、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(好ましくは $Z = Z_0$) に設定されているが、光量比 Z を最適光量比 Z_0 より小さく、すなわち式(17)を満たすように設定しても良い。この場合には、 $P2 > P1$ となり、粘膜等での反射率の高い緑色狭帯域光 Gn に基づく第2画像が強調され、粘膜の視認性が向上する。

20

【0127】

【数17】

$$Z_0(1-\Delta) \leq Z < Z_0 \quad \dots (17)$$

【0128】

また、上記実施形態では、 $\Delta = 0.5$ としている。この Δ は、光学特性等のばらつきを考慮したものであるため、 $\Delta = 0.2$ 、 $\Delta = 0.3$ 等に適宜変更しても良い。

【0129】

また、上記各実施形態では、LED光源20として $V-LED20a$ と $WL-LED20b$ とを用いているが、 $V-LED20a$ に代えて、図18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 $410\text{nm} \sim 420\text{nm}$ の範囲内であり、好ましくは約 415nm である。

30

【0130】

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。

【0131】

また、上記実施形態の光源装置11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19において、光源装置60は、ランプ61と、赤外カットフィルタ62と、絞り63と、絞り駆動部64と、回転型フィルタ65と、フィルタ切替部66と、集光レンズ67とを有する。

40

【0132】

ランプ61は、前述の制御部31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62は、ランプ61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63に入射させる。絞り63は、絞り駆動部64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64は、前述の調光回路36により制御される。

【0133】

50

図20に示すように、回転型フィルタ65には、第1狭帯域用フィルタ部65aと、第2狭帯域用フィルタ部65bと、開口部65cとが設けられている。フィルタ切替部66は、制御部31による制御に基づいて回転型フィルタ65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65a、狭帯域用フィルタ部65b、開口部65cのうちのいずれかを配置する。

【0134】

第1狭帯域用フィルタ部65aは、図21に示すように、第1の狭帯域(中心波長405nm)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540nm)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。

10

【0135】

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。

【0136】

20

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。

【0137】

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。

30

【0138】

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。

【0139】

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。

40

【0140】

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。

【0141】

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

50

比 Z を段階的に変化させながら紫色狭帯域光 V_n と緑色狭帯域光 G_n との時分割照射を行い、各光量比 Z について第 1 及び第 2 混合画素の各信号値に基づいて前述の割合 P_1 , P_2 を算出することにより、割合 P_1 , P_2 が一致する最適光量比 Z_0 を求めてもよい。

【0142】

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。

【0143】

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。

10

【0144】

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。

【0145】

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良い。

【0146】

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。

20

【符号の説明】

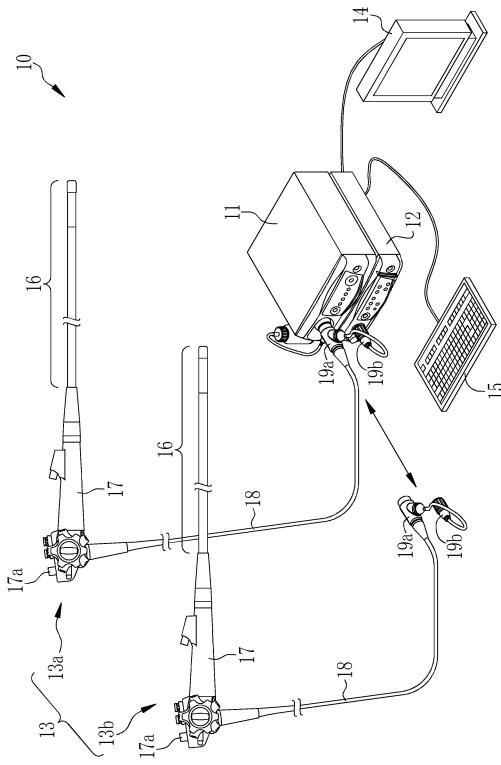
【0147】

- 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
- 13 a 補色型内視鏡
- 13 b 原色型内視鏡
- 14 画像表示装置
- 16 挿入部
- 17 操作部
- 17 a 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
- 28 a 補色系色分離フィルタ
- 29 原色系撮像素子
- 29 a 原色系色分離フィルタ

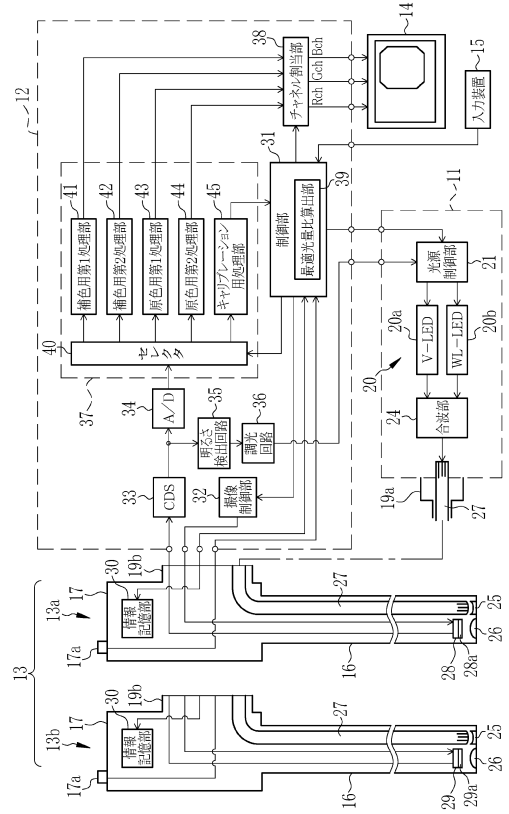
30

40

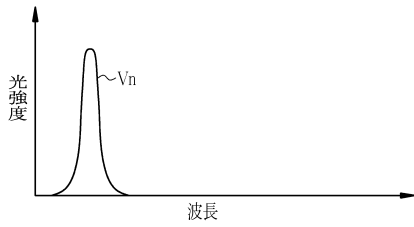
【図1】



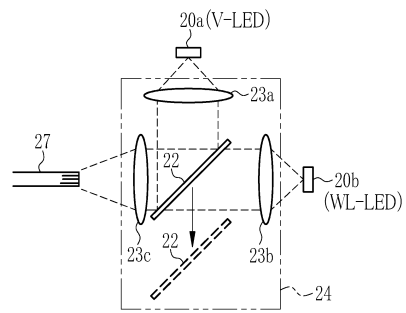
【図2】



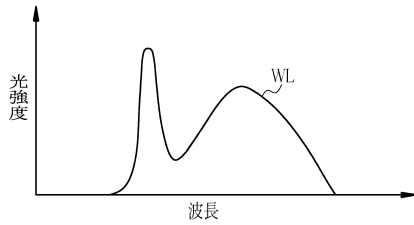
【図3】



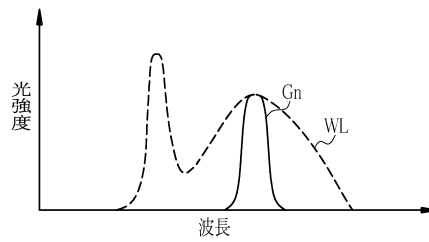
【図5】



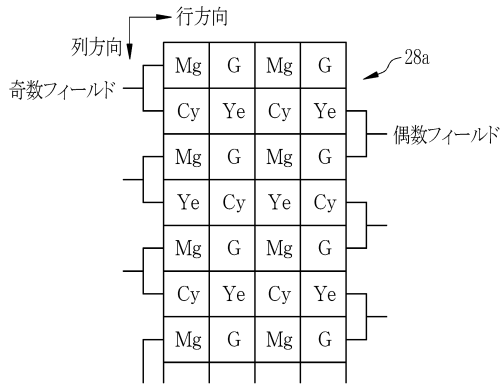
【図4】



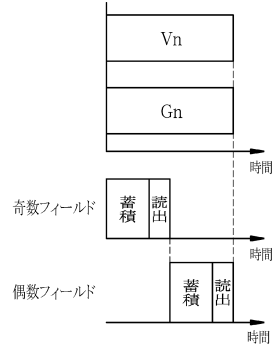
【図6】



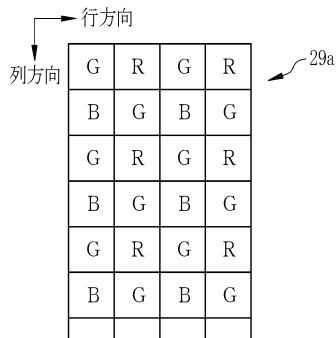
【図7】



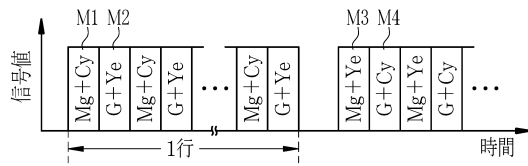
【図9】



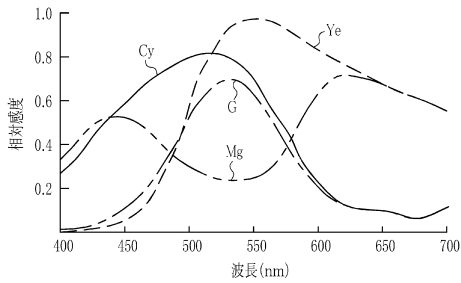
【図8】



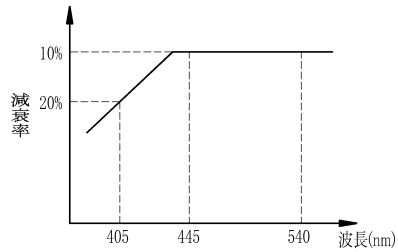
【図10】



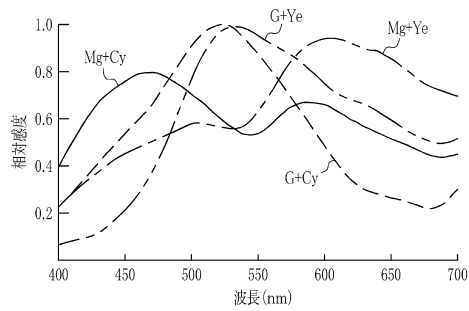
【図11】



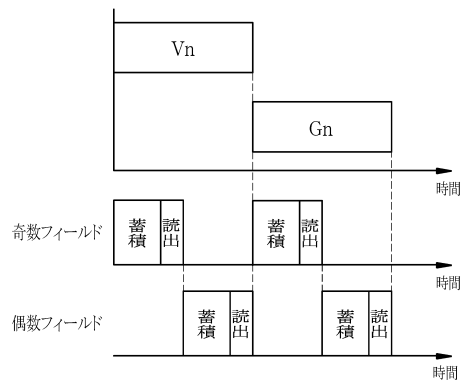
【図13】



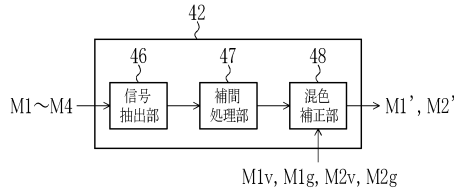
【図12】



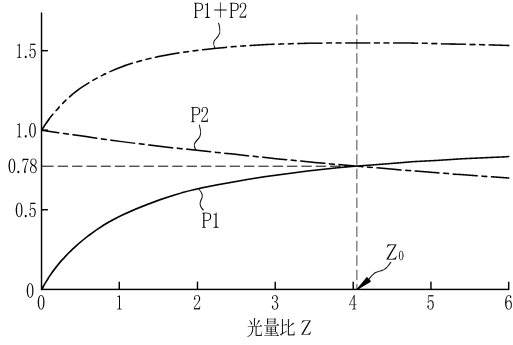
【図14】



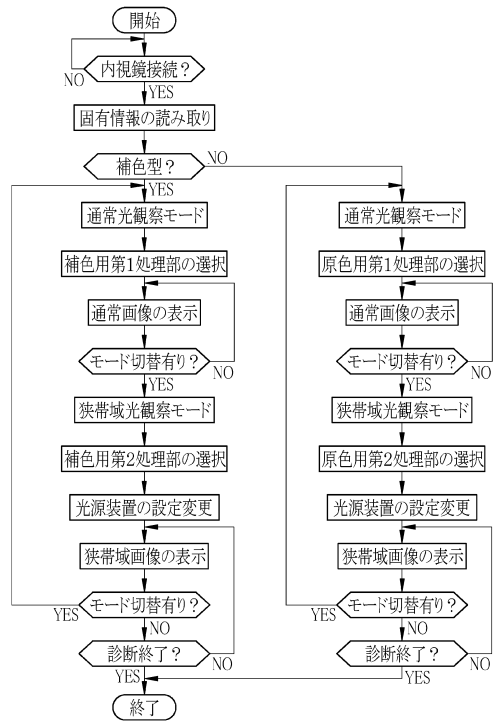
【図15】



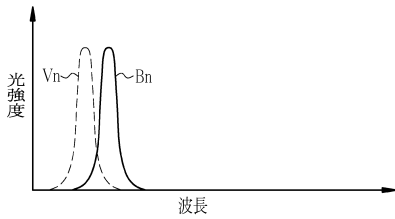
【図16】



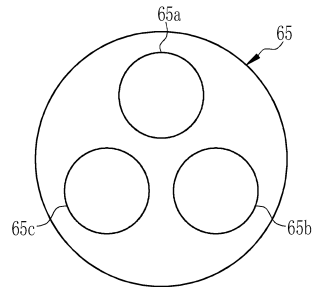
【図17】



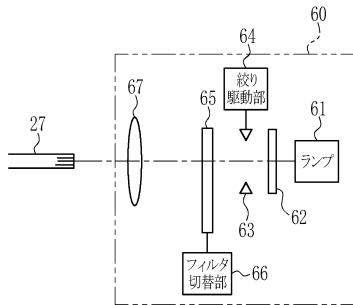
【図18】



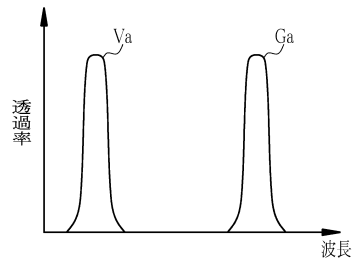
【図20】



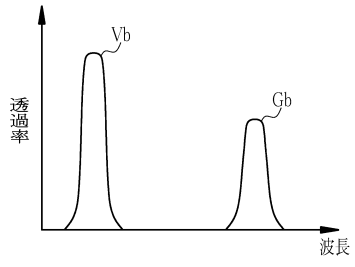
【図19】



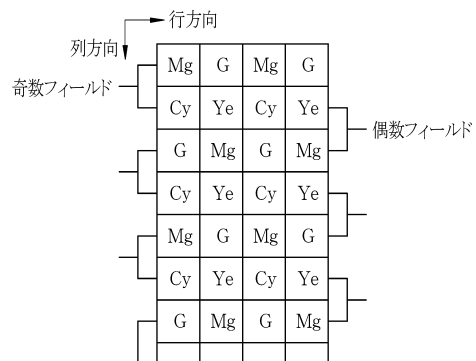
【図21】



【図 2 2】



【図 2 3】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-061620(JP,A)
特開2012-016545(JP,A)
特開2011-206226(JP,A)
特開2012-152413(JP,A)
特開2002-122794(JP,A)
国際公開第2012/002115(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统和光源装置		
公开(公告)号	JP5881658B2	公开(公告)日	2016-03-09
申请号	JP2013202554	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	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/26		
CPC分类号	H04N9/045 A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/00057 A61B1/051 A61B1/0684 H04N5/2256 H04N5/372 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/26.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR22 4C161/SS21		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2015066131A		
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。从补色型成像装置读出感测紫色窄带光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基于第一混合像素信号内的紫色窄带光Vn分量的比例P1变为最佳光量比Z0而设定在预定范围内等于第二混合像素信号内的绿色窄带光Gn分量的比例P2。这提高了内窥镜系统的颜色可分离性。

(21) 出願番号	特願2013-202554 (P2013-202554)	(73) 特許権者	306037311 富士フイルム株式会社
(22) 出願日	平成25年9月27日 (2013. 9. 27)		東京都港区西麻布2丁目2番30号
(65) 公開番号	特開2015-66131 (P2015-66131A)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)	(72) 発明者	藏本 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
審査請求日	平成27年1月23日 (2015. 1. 23)	審査官	原 俊文