

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6245710号  
(P6245710)

(45) 発行日 平成29年12月13日(2017.12.13)

(24) 登録日 平成29年11月24日(2017.11.24)

(51) Int.Cl.	F 1				
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	5 1 3
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	6 4 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	5 3 1
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/045	6 1 0
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/07</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/06	6 1 0

請求項の数 12 (全 25 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2016-177437 (P2016-177437)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成28年9月12日 (2016.9.12)		富士フイルム株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-202556 (P2013-202556) の分割		東京都港区西麻布2丁目26番30号
原出願日	平成25年9月27日 (2013.9.27)	(74) 代理人	110001988
(65) 公開番号	特開2016-214941 (P2016-214941A)		特許業務法人小林国際特許事務所
(43) 公開日	平成28年12月22日 (2016.12.22)	(72) 発明者	蔵本 昌之
審査請求日	平成28年9月14日 (2016.9.14)		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	安田 明央

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその作動方法

(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狭帯域光とを同時に発生する光源装置と、

レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有し、レッド画素からレッド画素信号Rが読み出され、グリーン画素からグリーン画素信号Gが読み出され、ブルー画素からブルー画素信号Bが読み出される原色系撮像素子と、

前記レッド画素信号R、前記グリーン画素信号G、及び前記ブルー画素信号Bを、下式(a)に基づいてマトリクス演算して、第1及び第2表示用信号D1、D2を生成するマトリクス演算部と、

前記第1及び第2表示用信号D1、D2を、下式(b)に基づいて補正する混色補正部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【数 1 A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (a)$$

ここで、 $\beta_{11} \sim \beta_{23}$  の 6 個の係数は、それぞれ 0 以上 1 以下の値であり、係数  $\beta_{11}$  及び  $\beta_{22}$  は、その他の係数より大きな値に設定されている。

【数 1 B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (b)$$

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 表示用信号に対する前記第 2 表示用信号の信号値の比を表す第 1 補正係数であり、 $K_2$  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 表示用信号に対する前記第 1 表示用信号の信号値の比を表す第 2 補正係数である。

【請求項 2】

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得られる前記第 1 及び第 2 表示用信号の各信号値に基づき、前記第 1 及び第 2 補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  を算出して求める補正係数取得部を備え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】

前記式 (a) において、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$  であり、 $D1 = B$ 、 $D2 = G$  であ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 4】

前記光源装置には、前記原色系撮像素子を有する原色型内視鏡と、補色系撮像素子を有する補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 から 3 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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制御部を備えることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記情報記憶部は、前記第 1 及び第 2 補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  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または前記原色型内視鏡が接続された場合に、前記情報記憶部から前記第 1 及び第 2 補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  を読み出して、前記混色補正部に入力す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】

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する光源装置と、

レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有し、レッド画素からレッド画素信号 R が読み出され、グリーン画素からグリーン画素信号 G が読み出され、ブルー画素からブルー画素信号 B が読み出される原色系撮像素子と、

前記レッド画素信号 R、前記グリーン画素信号 G、及び前記ブルー画素信号 B を、下式 (c) に基づいてマトリクス演算して、第 1 及び第 2 表示用信号  $D1$ 、 $D2$  を生成するマ

10

20

30

40

50

トリクス演算部と、

前記第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を、下式 ( c ) に基づいて補正する混色補正部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【数 2 A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (c)$$

10

ここで、 $\beta_{11} \sim \beta_{23}$  の 6 個の係数は、それぞれ 0 以上 1 以下の値であり、係数  $\beta_{11}$  及び  $\beta_{22}$  は、その他の係数より大きな値に設定されている。

【数 2 B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & R_1 \\ R_2 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (d)$$

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 表示用信号に対する前記第 2 表示用信号の信号値の比を表す第 1 補正係数であり、 $K_2$  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 表示用信号に対する前記第 1 表示用信号の信号値の比を表す第 2 補正係数であり、 $R_1$  は、前記第 1 表示用信号の補正後の信号値 D 1 ' 中の前記第 2 狭帯域光成分の割合を表す第 1 混色率であり、 $R_2$  は、前記第 2 表示用信号の補正後の信号値 D 2 ' 中の前記第 1 狭帯域光成分の割合を表す第 2 混色率である。

20

【請求項 8】

前記光源装置には、前記原色系撮像素子を有する原色型内視鏡と、補色系撮像素子を有する補色型内視鏡とが着脱自在に接続され、前記補色型内視鏡及び前記原色型内視鏡は、それぞれ前記第 1 及び第 2 混色率  $R_1$  ,  $R_2$  を記憶した情報記憶部を有しており、

30

前記光源装置に前記補色型内視鏡または前記原色系撮像素子が接続された場合に、前記情報記憶部から前記第 1 及び第 2 混色率  $R_1$  ,  $R_2$  を読み出して、前記混色補正部に入力する制御部を備えることを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記信号値 D 1 ' , D 2 ' に基づく画像に対して血管強調処理を行う構造強調処理部を備え、

前記構造強調処理部は、表層血管部分の強調度合いを、前記第 1 混色率  $R_1$  が大きいほど高く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】

前記式 ( c ) において、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$  であり、D 1 = B、D 2 = Gであることを特徴とする請求項 7 から 9 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 11】

光源装置が、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<sup>1</sup>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するステップと、  
レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有する原色系撮像素子が、レッド画素からレッド画素信号 R を出力し、グリーン画素からグリーン画素信号 G を出力し、ブルー画素からブルー画素信号 B を出力するステップと、

マトリクス演算部が、前記レッド画素信号 R、前記グリーン画素信号 G、及び前記ブル

50

画素信号 B を、下式 ( e ) に基づいてマトリクス演算して、第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を生成するステップと、

混色補正部が、前記第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を、下式 ( f ) に基づいて補正するステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

【数 3 A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (e)$$

10

【数 3 B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (f)$$

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 表示用信号に対する前記第 2 表示用信号の信号値の比を表す第 1 補正係数であり、 $K_2$  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 表示用信号に対する前記第 1 表示用信号の信号値の比を表す第 2 補正係数である。

20

【請求項 1 2】

前記式 ( e ) において、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$  であり、 $D 1 = B$ 、 $D 2 = G$  であることを特徴とする請求項 1 1 に記載の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、狭帯域光観察を可能とする内視鏡システム及びその作動方法に関する。

【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。

30

【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。

40

【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（415 nm 付近に中心波長を有する青色狭帯域光と、540 nm 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

50

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。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。

10

【0006】

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)、イエロー(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。

【先行技術文献】

【特許文献】

20

【0007】

【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】

【0008】

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の2つの狭帯域光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。

30

【0009】

また、特許文献2(図19、21)に示されているように、画素の分光感度にばらつきがあると混色成分の量が変動するので、光学的な方法により一律に混色補正を行うことは困難である。

【0010】

さらに、原色系撮像素子であっても、各画素が狭帯域光観察で用いられる2つの狭帯域光の両方に感度を有する場合には、補色系撮像素子の場合と同様に、色分離性及び表層血管の視認性が低下するという問題がある。

40

【0011】

本発明は、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及びそ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】

【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狭帯域光とを同時に発生する光源装置と、レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有し、レッド画素からレッド画素信号Rが

50

読み出され、グリーン画素からグリーン画素信号 G が読み出され、ブルー画素からブルー画素信号 B が読み出される原色系撮像素子と、レッド画素信号 R、グリーン画素信号 G、及びブルー画素信号 B を、下式 ( a ) に基づいてマトリクス演算して、第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を生成するマトリクス演算部と、第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を、下式 ( b ) に基づいて補正する混色補正部とを備える。

【数 1 A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (a) \quad 10$$

ここで、β<sub>11</sub> ~ β<sub>23</sub> の 6 個の係数は、それぞれ 0 以上 1 以下の値であり、係数 β<sub>11</sub> 及び β<sub>22</sub> は、その他の係数より大きな値に設定されている。

【数 1 B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (b) \quad 20$$

ここで、K<sub>1</sub> は、第 1 狭帯域光のみを独立照射した場合における第 1 表示用信号に対する第 2 表示用信号の信号値の比を表す第 1 補正係数であり、K<sub>2</sub> は、第 2 狭帯域光のみを独立照射した場合における第 2 表示用信号に対する第 1 表示用信号の信号値の比を表す第 2 補正係数である。

【0 0 1 3】

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得られる第 1 及び第 2 表示用信号の各信号値に基づき、第 1 及び第 2 補正係数 K<sub>1</sub> , K<sub>2</sub> を算出して求める補正係数取得部を備えることが好ましい。

【0 0 1 4】

式 ( a ) において、β<sub>11</sub> = β<sub>22</sub> = 1、β<sub>12</sub> = β<sub>13</sub> = β<sub>21</sub> = β<sub>23</sub> = 0 であり、D 1 = B、D 2 = G であってもよい。

【0 0 1 5】

光源装置には、原色系撮像素子を有する原色型内視鏡と、補色系撮像素子を有する補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 6】

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、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制御部を備えることが好ましい。

【0 0 1 7】

情報記憶部は、第 1 及び第 2 補正係数 K<sub>1</sub> , K<sub>2</sub> を記憶しており、制御部は、光源装置に補色型内視鏡または原色型内視鏡が接続された場合に、情報記憶部から第 1 及び第 2 補正係数 K<sub>1</sub> , K<sub>2</sub> を読み出して、混色補正部に入力することが好ましい。

【0 0 1 8】

また、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 狭帯域光とを同時に発生する光源装置と、レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有し、レッド画素からレッド画素信号 R が読み出され、グリーン画素からグリーン画素信号 G が読み出され、ブルー画素からブルー画素信号 B が読み出される原色系撮像素子と、レッド画素信号 R、グリーン画素信号 G、及びブルー画素信号 B

を、下式(c)に基づいてマトリクス演算して、第1及び第2表示用信号D1, D2を生成するマトリクス演算部と、第1及び第2表示用信号D1, D2を、下式(d)に基づいて補正する混色補正部とを備える。

【数2A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (c)$$

ここで、 $\beta_{11} \sim \beta_{23}$ の6個の係数は、それぞれ0以上1以下の値であり、係数 $\beta_{11}$ 及び $\beta_{22}$ は、その他の係数より大きな値に設定されている。

【数2B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & R_1 \\ R_2 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (d)$$

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表示用信号に対する第2表示用信号の信号値の比を表す第1補正係数であり、 $K_2$ は、第2狭帯域光のみを独立照射した場合における第2表示用信号に対する第1表示用信号の信号値の比を表す第2補正係数であり、 $R_1$ は、第1表示用信号の補正後の信号値D1'中の第2狭帯域光成分の割合を表す第1混色率であり、 $R_2$ は、第2表示用信号の補正後の信号値D2'中の第1狭帯域光成分の割合を表す第2混色率である。

【0019】

光源装置には、原色系撮像素子を有する原色型内視鏡と、補色系撮像素子を有する補色型内視鏡とが着脱自在に接続され、補色型内視鏡及び原色型内視鏡は、それぞれ第1及び第2混色率 $R_1, R_2$ を記憶した情報記憶部を有しており、光源装置に補色型内視鏡または原色系撮像素子が接続された場合に、情報記憶部から第1及び第2混色率 $R_1, R_2$ を読み出して、混色補正部に入力する制御部を備えることが好ましい。

【0020】

信号値D1', D2'に基づく画像に対して血管強調処理を行う構造強調処理部を備え、構造強調処理部は、表層血管部分の強調度合いを、第1混色率 $R_1$ が大きいくほど高くすることが好ましい。また、式(c)において、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$ であり、D1 = B、D2 = Gであってもよい。

【0021】

また、本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源装置が、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<sup>1</sup>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するステップと、レッド、グリーン、ブルーの各カラーフィルタセグメントからなる原色系色分離フィルタを有する原色系撮像素子が、レッド画素からレッド画素信号Rを出力し、グリーン画素からグリーン画素信号Gを出力し、ブルー画素からブルー画素信号Bを出力するステップと、マトリクス演算部が、レッド画素信号R、グリーン画素信号G、及びブルー画素信号Bを、下式(e)に基づいてマトリクス演算して、第1及び第2表示用信号D1, D2を生成するステップと、混色補正部が、第1及び第2表示用信号D1, D2を、下式(f)に基づいて補正するステップとを備える。

【数 3 A】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (e)$$

【数 3 B】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (f)$$

10

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表示用信号に対する第2表示用信号の信号値の比を表す第1補正係数であり、 $K_2$ は、第2狭帯域光のみを独立照射した場合における第2表示用信号に対する第1表示用信号の信号値の比を表す第2補正係数である。

【0022】

なお、式(e)において、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$ であり、 $D1 = B$ 、 $D2 = G$ であってもよい。

20

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、第1及び第2狭帯域光の両方に感応する複数種の画素からの信号値をマトリクス演算して、第1及び第2表示用信号D1、D2を生成し、第1及び第2表示用信号D1、D2を混色補正するので、狭帯域光観察において色分離性及び表層血管の視認性が向上する。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

30

【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。

40

【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】補色用第1処理部の構成を示すブロック図である。

【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】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16】第1及び第2混色率に応じた第1及び第2混合画素信号の混色補正処理を説明する図である。

【図17】構造強調処理部を有する補色用第1処理部の構成を示すブロック図である。

【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。

50

【図19】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】

【0025】

[第1実施形態]

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。

10

【0026】

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。

【0027】

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。

20

【0028】

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。

【0029】

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。

30

【0030】

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。

40

【0031】

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等により切り替え可能としても良い。

【0032】

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に示すような光強度スペクトルを有する、波長域が380～440nm

50

で中心波長が約405nmの紫色狭帯域光Vnを発生する。WL-LED20bは、図4に示すような光強度スペクトルを有する、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。

【0033】

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。

【0034】

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、波長域が530～550nmで中心波長が約540nm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。

【0035】

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。

【0036】

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が退避するので、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。このため、通常光観察モード時には、V-LED20aは点灯・非点灯のいずれでも良い。

【0037】

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。

【0038】

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。

【0039】

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る。

【0040】

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

10

20

30

40

50

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。

#### 【0041】

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、原色ペイヤー方式と呼ばれている。

10

#### 【0042】

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、後述する補正係数) 等を記憶している。

20

#### 【0043】

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。

#### 【0044】

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

#### 【0045】

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

#### 【0046】

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混合画素信号という) M4が出力される。

#### 【0047】

補色系撮像素子28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11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12に示す分光感度特性を有

50

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(Mg + Cy)が紫色狭帯域光Vn(中心波長405nm)に対して最も高感度であり、第2混合画素(G + Ye)が緑色狭帯域光Gn(中心波長540nm)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(Mg + Cy)は、緑色狭帯域光Gnに対しても高い感度を有しており、第2混合画素(G + Ye)は、紫色狭帯域光Vnに対して若干の感度を有している。

【0048】

撮像制御部32は、原色系撮像素子29の場合には、光源装置11の発光タイミングに合わせて、原色系撮像素子29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

【0049】

補色系撮像素子28及び原色系撮像素子29から出力された信号は、CDS回路33に入力される。CDS回路33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、CCDイメージセンサで生じるノイズ成分を除去する。CDS回路33によりノイズ成分が除去された信号は、A/D変換回路34に入力されると共に、明るさ検出回路35に入力される。A/D変換回路34は、CDS回路33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37に入力する。

【0050】

明るさ検出回路35は、CDS回路33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36は、明るさ検出回路35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21に入力される。光源制御部21は、基準の明るさが得られるように、複数のLED光源20の発光量を調整する。

20

【0051】

制御部31は、内視鏡13のモード切替スイッチ17a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11の発光方式と信号処理部37の信号処理方式を切り替える。

【0052】

信号処理部37は、セレクタ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、補正係数取得部45とを有している。セレクタ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。

30

【0053】

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～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。

40

【0054】

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13に示すように、マトリクス演算部46と、補間処理部47と、混色補正部48とを有する。

【0055】

マトリクス演算部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の各組に対して、式(1)で表されるマトリクス演算を行い、第1及び第2表

50

示用信号 D 1 , D 2 を生成する。具体的には、例えば、図 1 0 に示す相対的な位置関係にある第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 をそれぞれ 1 組としてマトリクス演算を行う。

【 0 0 5 6 】

【数 4】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \alpha_{11} & \alpha_{12} & \alpha_{13} & \alpha_{14} \\ \alpha_{21} & \alpha_{22} & \alpha_{23} & \alpha_{24} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} M1 \\ M2 \\ M3 \\ M4 \end{pmatrix} \dots (1)$$

10

【 0 0 5 7 】

詳しくは後述するが、狭帯域光観察モード時には、第 1 表示用信号 D 1 に基づいて、紫色狭帯域光 V n の画像化が行われ、第 2 表示用信号 D 2 に基づいて緑色狭帯域光 G n の画像化が行われる。 $\alpha_{11} \sim \alpha_{24}$  の 8 個の係数は、0 以上 1 以下の値に設定されるが、第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 のうち、第 1 混合画素信号 M 1 が紫色狭帯域光 V n に対して最も感度が高く、第 2 混合画素信号 M 2 が緑色狭帯域光 G n に対して最も感度が高いので、係数  $\alpha_{11}$  及び  $\alpha_{22}$  が他の係数より大きな値に設定される。すなわち、第 1 混合画素信号 M 1 が第 1 表示用信号 D 1 の主信号とされ、第 2 混合画素信号 M 2 が第 2 表示用信号 D 2

20

の主信号とされる。例えば、単純に、 $\alpha_{11} = \alpha_{22} = 1$ 、 $\alpha_{12} = \alpha_{13} = \alpha_{14} = \alpha_{21} = \alpha_{23} = \alpha_{24} = 0$  (すなわち、D 1 = M 1、D 2 = M 2) と設定しても良い。

【 0 0 5 8 】

マトリクス演算部 4 6 により生成された第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 は、補間処理部 4 7 に入力される。補間処理部 4 7 は、周知の画素補間処理を行い、各画素位置について 1 組の第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 を生成する。混色補正部 4 8 は、式 ( 2 ) を用いて混色補正処理を行う。

【 0 0 5 9 】

【数 5】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \dots (2)$$

30

【 0 0 6 0 】

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 表示用信号 D 1 v に対する第 2 表示用信号 D 2 v の比 ( D 2 v / D 1 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 表示用信号 D 2 g に対する第 1 表示用信号 D 1 g の比 ( D 1 g / D 2 g ) である。

【 0 0 6 1 】

内視鏡システム 1 0 は、補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  を取得するために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 1 5 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 3 1 は、V - L E D 2 0 a 及び W L - L E D 2 0 b の光軸の交点にダイクロイックミラー 2 2 を配置した状態で、V - L E D 2 0 a と W L - L E D 2 0 b とを個別に点灯させて、図 1 4 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 2 8 を駆動する。

40

【 0 0 6 2 】

補正係数取得部 4 5 は、キャリブレーションモード時に式 ( 1 ) に基づくマトリクス演算により前述の第 1 表示用信号 D 1 v , D 1 g 及び第 2 表示用信号 D 2 g , D 2 v を算出

50

し、 $K_1 = D2v / D1v$ 、 $K_2 = D1g / D2g$ の関係式に基づいて補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ を算出する。この補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ は、複数の第1表示用信号 $D1v$ 、 $D1g$ 及び第2表示用信号 $D2g$ 、 $D2v$ の各平均値を用いて計算することが好ましい。補正係数取得部45により取得された補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ は、混色補正部48に入力される。混色補正部48は、入力された補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ を、キャリブレーションが再度行われるまでの間、保持し続けて混色補正処理に用いる。

【0063】

また、この補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ は、製造段階で求められ、補色型内視鏡13aの情報記憶部30に予め記憶されている。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から補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ を読み出し、混色補正部48に入力する。キャリブレーションが行われた場合には、補色型内視鏡13aの情報記憶部30に記憶された補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ は消去され、混色補正部48により算出された補正係数 $K_1$ 、 $K_2$ に書き換えられる。

10

【0064】

式(2)の混色補正処理は、混色成分(第1表示用信号D1中の緑色狭帯域光 $G_n$ 成分と、第2表示用信号D2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表示用信号 $D1'$ 、 $D2'$ は、チャンネル割当部38に送られる。

【0065】

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。

20

【0066】

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。

30

【0067】

チャンネル割当部38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13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14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14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。

【0068】

また、チャンネル割当部38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は、補色用第2処理部42から入力された第1及び第2表示用信号 $D1'$ 、 $D2'$ を、式(3)に示すように画像表示装置14の各チャンネルに割り当てて表示させる。

40

【0069】

【数6】

$$\begin{pmatrix} \text{Rch} \\ \text{Gch} \\ \text{Bch} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \text{D1}' \\ \text{D2}' \end{pmatrix} \quad \dots (3)$$

50

## 【 0 0 7 0 】

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 ( 3 ) では、紫色狭帯域光  $V_n$  に対して高感度の第 1 表示用信号  $D_1'$  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 表示用信号  $D_1'$  ,  $D_2'$  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 7 1 】

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 ( 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。

10

## 【 0 0 7 2 】

## 【数 7】

$$\begin{pmatrix} Rch \\ Gch \\ Bch \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0 & 1 \\ 1 & 0 \\ 1 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \end{pmatrix} \quad \dots (4)$$

## 【 0 0 7 3 】

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。

20

## 【 0 0 7 4 】

次に、混色補正処理の作用について説明する。まず、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 表示用信号  $D_1$  の紫色狭帯域光  $V_n$  に対する平均的な感度を “  $a_1$  ” , 第 1 表示用信号  $D_1$  の緑色狭帯域光  $G_n$  に対する平均的な感度を “  $b_1$  ” , 第 2 表示用信号  $D_2$  の緑色狭帯域光  $G_n$  に対する平均的な感度を “  $a_2$  ” , 第 2 表示用信号  $D_2$  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 表示用信号  $D_1$  ,  $D_2$  は、式 ( 5 ) 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。

30

## 【 0 0 7 5 】

## 【数 8】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a_1 & b_1 \\ b_2 & a_2 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix} \quad \dots (5)$$

## 【 0 0 7 6 】

また、これらの感度  $a_1$  ,  $b_1$  ,  $a_2$  ,  $b_2$  を用いて、混色補正処理に用いられる補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  は、式 ( 6 ) , ( 7 ) で表される。

40

## 【 0 0 7 7 】

## 【数 9】

$$K_1 = \frac{D2v}{D1v} = \frac{b_2}{a_1} \quad \dots (6)$$

【数 1 0】

$$K_2 = \frac{D1g}{D2g} = \frac{b_1}{a_2} \quad \dots (7)$$

【0 0 7 8】

式(5)で表される第1及び第2表示用信号D1, D2に対して、式(2)の混色補正処理を施すと、混色補正後の第1及び第2表示用信号D1', D2'は、式(8), (9)で表され、混色成分が除去される。

【0 0 7 9】

【数 1 1】

$$D1' = \left( a_1 - \frac{b_1 b_2}{a_2} \right) X = (1 - K_1 K_2) a_1 X \quad \dots (8)$$

【数 1 2】

$$D2' = \left( a_2 - \frac{b_1 b_2}{a_1} \right) Y = (1 - K_1 K_2) a_2 Y \quad \dots (9)$$

【0 0 8 0】

式(8)、(9)において、「 $a_1 X$ 」、「 $a_2 Y$ 」は、それぞれ光量Xの紫色狭帯域光Vnのみを独立照射した場合の第1表示用信号D1vと、光量Yの緑色狭帯域光Gnのみを独立照射した場合の第2表示用信号D2gとに相当する。したがって、混色補正後の第1及び第2表示用信号D1', D2'は、時分割照射を行った場合の第1及び第2表示用信号D1v, D2gに比べて、 $(1 - K_1 K_2)$ 倍だけ信号値が低いことを表している。

【0 0 8 1】

特に、 $\alpha_{11} = \alpha_{22} = 1$ 、 $\alpha_{12} = \alpha_{13} = \alpha_{14} = \alpha_{21} = \alpha_{23} = \alpha_{24} = 0$  (すなわち、D1 = M1、D2 = M2)の場合には、図12を参照すると、 $a_1 = 0.45$ 、 $a_2 = 0.98$ 、 $b_1 = 0.53$ 、 $b_2 = 0.07$ であり、 $(1 - K_1 K_2) = 0.92$ となるため、信号値の低下率は8%程度である。

【0 0 8 2】

次に、内視鏡システム10の作用を、図15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。

【0 0 8 3】

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。

【0 0 8 4】

10

20

30

40

50

術者は、補色型内視鏡 13 a 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 17 a が操作される。モード切替スイッチ 17 a 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。

【0085】

狭帯域光観察モードでは、セレクタ 40 により補色用第 2 処理部 42 が選択される。狭帯域光観察モードでは、合波部 24 内のダイクロイックミラー 22 が V - LED 20 a 及び WL - LED 20 b の光軸の交点に配置されると共に、V - LED 20 a と WL - LED 20 b とが同時に点灯する。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 13 a 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 M 1 ~ M 4 を出力する。

10

【0086】

補色用第 2 処理部 42 では、マトリクス演算部 46 により第 1 ~ 第 4 混合画素信号 M 1 ~ M 4 がマトリクス演算され、第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 が生成される。この第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 , D 2 は、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 により前述の混色補正処理が行われる。混色補正後の第 1 及び第 2 表示用信号 D 1 ' , D 2 ' は、チャンネル割当部 38 により、R c h に第 2 表示用信号 D 2 ' が割り当てられ、G c h 及び B c h に第 1 表示用信号 D 1 ' 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。

20

【0087】

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 表示用信号 D 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。また、第 2 画像は、粘膜の微細模様等の視認性に優れる。この第 2 画像は、第 2 表示用信号 D 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。

30

【0088】

本実施形態では、混色補正処理により混色成分が除去されて、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。

【0089】

特殊画像の表示は、モード切替スイッチ 17 a 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 17 a 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

【0090】

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 13 b 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 13 b のライトガイド 27 内に供給される。

【0091】

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 R G B 信号を出力する。この R G B 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

50

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。

【 0 0 9 2 】

この後、術者によりモード切替スイッチ 1 7 a が操作されると、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。狭帯域光観察モードでは、セレクト 4 0 により原色用第 2 処理部 4 4 が選択され、補色型の場合と同様に、光源装置 1 1 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原色型内視鏡 1 3 b のライトガイド 2 7 内に供給される。

【 0 0 9 3 】

原色系撮像素子 2 9 は、同様にプログレッシブ読み出し方式で駆動されて R G B 信号を出力する。この R G B 信号は、原色用第 2 処理部 4 4 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 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、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。

10

【 0 0 9 4 】

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 1 7 a が操作されるか、入力装置 1 5 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 1 7 a 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。

【 0 0 9 5 】

また、光源装置 1 1 及びプロセッサ装置 1 2 に補色型内視鏡 1 3 a が接続されている場合には、入力装置 1 5 等の操作により、混色補正用の補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  を取得するためのキャリブレーションの実行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。

20

【 0 0 9 6 】

キャリブレーションが実行されると、セレクト 4 0 により補正係数取得部 4 5 が選択され、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。このとき、補色系撮像素子 2 8 から出力された第 1 ~ 第 4 混合画素信号  $M_1 \sim M_4$  に基づき、第 1 表示用信号  $D_{1v}$  ,  $D_{1g}$  及び第 2 表示用信号  $D_{2g}$  ,  $D_{2v}$  がそれぞれ生成され、各信号値の平均値が求められる。そして、 $K_1 = D_{2v} / D_{1v}$  ,  $K_2 = D_{1g} / D_{2g}$  の関係式に基づいて補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  が算出される。算出された補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  は、混色補正部 4 8 に入力されると共に、補色型内視鏡 1 3 a 内の情報記憶部 3 0 に記憶されている補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  を消去して書き換える。補色型内視鏡 1 3 a 内の情報記憶部 3 0 に記憶された補正係数  $K_1$  ,  $K_2$  は、補色型内視鏡 1 3 a の次の使用時に、制御部 3 1 に読み取られて混色補正部 4 8 に入力される。

30

【 0 0 9 7 】

[ 第 2 実施形態 ]

次に、第 2 実施形態の内視鏡システムについて説明する。本実施形態の内視鏡システムは、混色補正部 4 8 が、式 ( 1 0 ) を用いて混色補正処理を行う点が第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と異なる。

【 0 0 9 8 】

40

【 数 1 3 】

$$\begin{pmatrix} D1' \\ D2' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & R_1 \\ R_2 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & -K_2 \\ -K_1 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} \quad \dots (10)$$

【 0 0 9 9 】

ここで、 $R_1$  は、第 1 表示用信号  $D_{1'}$  中の緑色狭帯域光  $G_n$  成分の割合を表す第 1 混色率である。 $R_2$  は、第 2 表示用信号  $D_{2'}$  中の紫色狭帯域光  $V_n$  成分の割合を表す第 2 混色率である。 $R_1$  ,  $R_2$  は、0 以上 1 以下の値を取る。

50

## 【 0 1 0 0 】

$R_1 = 0$ 、 $R_2 = 0$  の場合には、式 ( 1 0 ) は第 1 実施形態の式 ( 2 ) と同一であり、図 1 6 に示すように、混色成分が完全に除去される。一方、 $R_1 \neq 0$ 、 $R_2 \neq 0$  の場合には、第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1'$ 、 $D 2'$  中に、緑色狭帯域光  $G_n$  成分及び紫色狭帯域光  $V_n$  成分が、それぞれ第 1 及び第 2 混色率  $R_1$ 、 $R_2$  に応じて付加される。 $R_1 \neq 0$ 、 $R_2 \neq 0$  の場合の第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1'$ 、 $D 2'$  は、式 ( 1 1 )、( 1 2 ) で表される。

## 【 0 1 0 1 】

## 【 数 1 4 】

$$D1' = (1 - K_1 K_2) (a_1 X + R_1 a_2 Y) \quad \dots (11)$$

10

## 【 数 1 5 】

$$D2' = (1 - K_1 K_2) (a_2 Y + R_2 a_1 X) \quad \dots (12)$$

## 【 0 1 0 2 】

第 1 及び第 2 混色率  $R_1$ 、 $R_2$  の各値は、既存の光源装置 (例えば、キセノンランプと狭帯域用波長制限フィルタとを有する光源装置) との互換性を保つように、混色補正部 4 8 内に設定されている。この第 1 及び第 2 混色率  $R_1$ 、 $R_2$  を、補色型内視鏡 1 3 a 内の情報記憶部 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 から取得して混色補正部 4 8 に入力するように構成しても良い。

20

## 【 0 1 0 3 】

また、 $R_1 = 0$ 、 $R_2 = 0$  の場合には、第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1'$ 、 $D 2'$  は、時分割照射時の場合よりも信号値が低下するため、この低下量が大きい場合に、第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1'$ 、 $D 2'$  が所定レベルとなるように、式 ( 1 1 )、( 1 2 ) に基づいて第 1 及び第 2 混色率  $R_1$ 、 $R_2$  を決定することも好ましい。

## 【 0 1 0 4 】

また、図 1 7 に示すように、第 2 実施形態の混色補正部 4 8 の後段に構造強調処理部 4 9 を設け、混色補正部 4 8 から出力される第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1'$ 、 $D 2'$  を、第 1 及び第 2 混色率  $R_1$ 、 $R_2$  の少なくとも一方に基づいて構造強調処理を行っても良い。例えば、構造強調処理部 4 9 として、特開 2 0 1 3 - 0 1 3 6 5 6 号公報に開示された周波数フィルタリングを行う血管強調処理部を適用し、表層血管部分の強調度合いを、第 1 混色率  $R_1$  が大きいほど高く設定する。これは、第 1 混色率  $R_1$  が大きいほど、前述の表層血管のコントラストが低下するためである。

30

## 【 0 1 0 5 】

なお、上記各実施形態では、混色補正部 4 8 は、全ての第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1$ 、 $D 2$  を、1 組の補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  を用いて混色補正を行っているが、第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1$ 、 $D 2$  の 1 組ごとに異なる補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  を用いて混色補正を行っても良い。この場合、例えば、図 1 0 に示す相対的な位置関係にある第 1 ~ 第 4 混合画素信号  $M 1$  ~  $M 4$  により生成される第 1 及び第 2 表示用信号  $D 1$ 、 $D 2$  をそれぞれ 1 組とする。各補正係数  $K_1$ 、 $K_2$  は、キャリブレーションモードにおいて、紫色狭帯域光  $V_n$  及び緑色狭帯域光  $G_n$  を独立照射した場合の第 1 及び第 2 表示用信号を用いて各組ごとに算出すれば良い。

40

## 【 0 1 0 6 】

また、上記各実施形態では、原色用第 2 処理部 4 4 は、RGB 信号に含まれる B 信号及び G 信号をそのまま表示チャンネルに割り当てているが、RGB の各信号が、紫色狭帯域光  $V_n$  及び緑色狭帯域光  $G_n$  の両方に感応する場合があるので、補色用第 2 処理部 4 2 と同様のマトリクス演算及び混色補正を行うことも好ましい。

## 【 0 1 0 7 】

50

具体的には、原色用第2処理部44に入力されるRGB信号(画素信号R, G, B)を、式(13)で表されるマトリクス演算を行い、第1及び第2表示用信号D1, D2を生成する。

【0108】  
【数16】

$$\begin{pmatrix} D1 \\ D2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \beta_{11} & \beta_{12} & \beta_{13} \\ \beta_{21} & \beta_{22} & \beta_{23} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} B \\ G \\ R \end{pmatrix} \quad \dots (13)$$

10

【0109】

$\beta_{11} \sim \beta_{23}$ の6個の係数は、0以上1以下の値である。具体的には、係数 $\beta_{11}$ ,  $\beta_{22}$ が他の係数より大きく設定される。例えば、単純に、 $\beta_{11} = \beta_{22} = 1$ 、 $\beta_{12} = \beta_{13} = \beta_{21} = \beta_{23} = 0$ (すなわち、 $D1 = B$ 、 $D2 = G$ )と設定しても良い。

【0110】

混色補正は、補色用第2処理部42の場合と同様であり、式(2)または式(10)に基づく補正が行われる。補正係数 $K_1$ ,  $K_2$ は、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、原色系撮像素子29から出力されるRGB信号をマトリクス演算して、第1表示用信号 $D1_v$ ,  $D1_g$ 及び第2表示用信号 $D2_g$ ,  $D2_v$ を生成し、 $K_1 = D2_v / D1_v$ 、 $K_2 = D1_g / D2_g$ の関係式に基づいて算出される。この補正係数 $K_1$ ,  $K_2$ は、補色型の場合と同様に、原色型内視鏡13bの情報記憶部30に記憶される。その他、情報記憶部30からの補正係数 $K_1$ ,  $K_2$ の読み出しや、補正係数 $K_1$ ,  $K_2$ の書き換え等の動作は、補色型の場合と同一であるので説明は省略する。

20

【0111】

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 $V_n$ より長波長側の青色狭帯域光 $B_n$ を発生する青色LEDを用いてもよい。この青色狭帯域光 $B_n$ の中心波長は約410nm~420nmの範囲内であり、好ましくは約415nmである。

30

【0112】

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。

【0113】

また、上記各実施形態の光源装置11に代えて、特許第4009626号公報等が開示された、白色光等の波長域の広い光を発生するランプと、狭帯域用フィルタとにより構成された光源装置を用いてもよい。この狭帯域用フィルタは、2つの狭帯域にバンドパス特性を有する2峰性フィルタであり、観察モードに応じてランプの光軸上に挿脱される。

40

【0114】

また、上記各実施形態では、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19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。

【0115】

また、上記各実施形態では、Mg画素とCy画素との組み合わせを第1混合画素、G画素とYe画素との組み合わせを第2混合画素、Mg画素とYe画素との組み合わせを第3混合画素、G画素とCy画素との組み合わせを第4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。

50

## 【 0 1 1 6 】

また、上記各実施形態では、撮像制御部 3 2、C D S 回路 3 3、A / D 変換回路 3 4 等をプロセッサ装置 1 2 内に設けているが、これらを内視鏡 1 3 内に設けても良い。

## 【 0 1 1 7 】

また、上記各実施形態では、補色系撮像素子 2 8 及び原色系撮像素子 2 9 を C C D イメージセンサとしているが、これらは C M O S イメージセンサであっても良い。C M O S 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 C M O S 半導体基板内に、撮像制御部 3 2、C D S 回路 3 3、A / D 変換回路 3 4 等を形成することが可能である。

## 【 0 1 1 8 】

また、上記各実施形態では、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。

10

## 【 0 1 1 9 】

また、上記各実施形態では、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。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 2 0 】

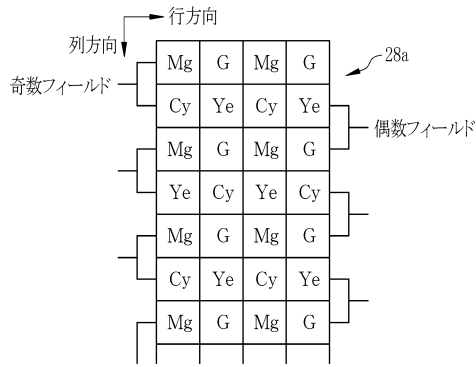
- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 光源装置
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 内視鏡
- 1 3 a 補色型内視鏡
- 1 3 b 原色型内視鏡
- 1 4 画像表示装置
- 1 6 挿入部
- 1 7 操作部
- 1 7 a モード切替スイッチ
- 2 0 L E D 光源
- 2 2 緑色狭帯域フィルタ
- 2 4 合波部
- 2 7 ライトガイド
- 2 8 補色系撮像素子
- 2 8 a 補色系色分離フィルタ
- 2 9 原色系撮像素子
- 2 9 a 原色系色分離フィルタ
- 3 7 信号処理部

20

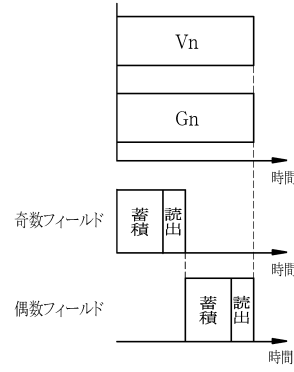
30



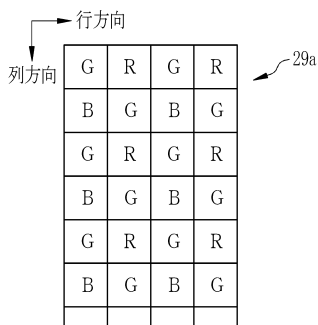
【図7】



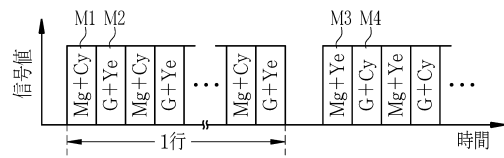
【図9】



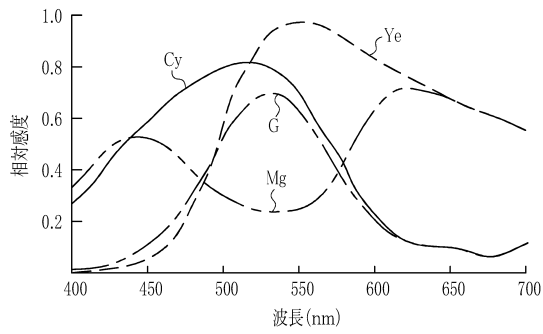
【図8】



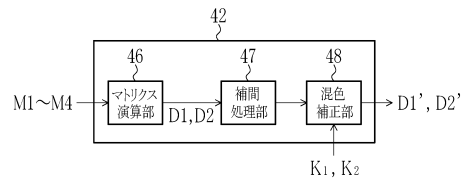
【図10】



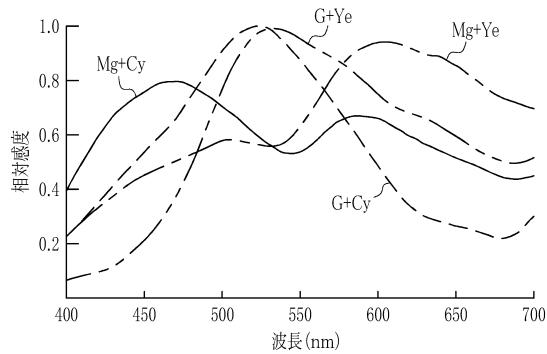
【図11】



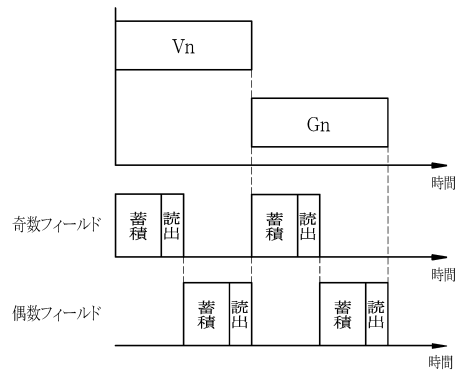
【図13】



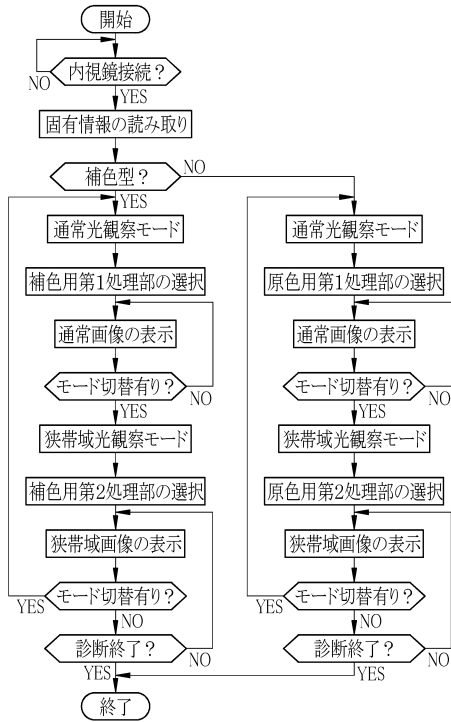
【図12】



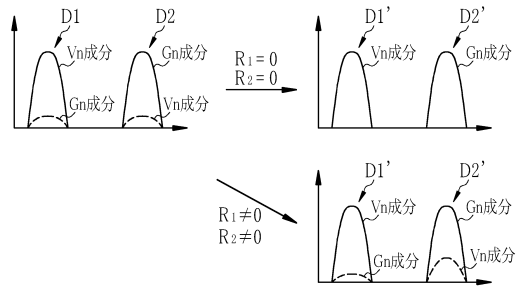
【図14】



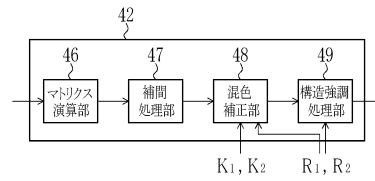
【図15】



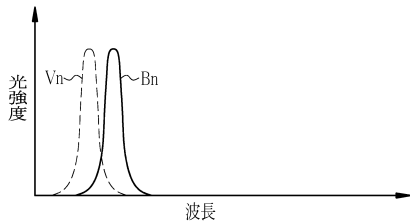
【図16】



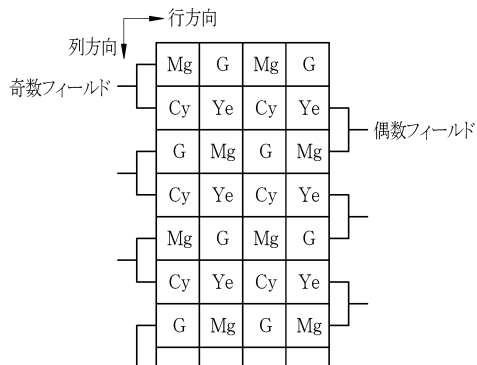
【図17】



【図18】



【図19】



---

フロントページの続き

(51) Int.Cl. F I  
G 0 2 B 23/24 (2006.01) A 6 1 B 1/07 7 3 1  
G 0 2 B 23/24 B

(56) 参考文献 国際公開第 2 0 1 2 / 0 0 2 1 1 5 ( W O , A 1 )  
国際公開第 2 0 1 1 / 1 6 2 0 9 9 ( W O , A 1 )  
特開 2 0 1 3 - 0 2 2 2 1 9 ( 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  
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6245710B2</a>	公开(公告)日	2017-12-13
申请号	JP2016177437	申请日	2016-09-12
[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	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/045 A61B1/06 A61B1/07 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.513 A61B1/00.640 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/06.610 A61B1/07.731 G02B23/24. B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.370 A61B1/045.616 A61B1/06.A A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA05 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW08		
其他公开文献	JP2016214941A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

提供一种内窥镜系统及其对窄带成像操作方法能够增大色分离性能和表面的血管的可见性。光源装置同时产生紫色窄带光和绿色窄带光。原色系统成像装置初选内窥镜，R像素信号，G像素信号，并输出B像素信号。在原色第二处理部44中，矩阵运算单元中，R像素信号，G像素信号，B像素信号的矩阵运算中，第一和第二显示信号D1，D2被生成。然后，混合颜色校正单元校正第一和第二显示信号D1，基于关系表达式“ $D1 = D1 - K \times D2$ ”和“ $D2 = D2 - K \times D1$ ”校正D2。这里，K是在仅紫色窄带光被独立照射的情况下第二显示信号的信号值与第一显示信号的比率。K是在仅独立地照射绿色窄带光的情况下第一显示信号的信号值与第二显示信号的比率。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6245710号 (P6245710)
(45) 発行日 平成29年12月13日(2017.12.13)	(24) 登録日 平成29年11月24日(2017.11.24)	
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 6 4 0	
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 5 3 1	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	
A 6 1 B 1/07 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 0	
請求項の数 12 (全 25 頁) 最終頁に続く		
(21) 出願番号 特願2016-177437 (P2016-177437)	(73) 特許権者 306037311 富士フィルム株式会社	
(22) 出願日 平成28年9月12日(2016.9.12)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(62) 分割の表示 特願2013-202556 (P2013-202556) の分割	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
原出願日 平成25年9月27日(2013.9.27)	(72) 発明者 蔵本 昌之 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
(65) 公開番号 特開2016-214941 (P2016-214941A)	審査官 安田 明央	
(43) 公開日 平成28年12月22日(2016.12.22)		
審査請求日 平成28年9月14日(2016.9.14)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその操作方法		