

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-61569  
(P2015-61569A)

(43) 公開日 平成27年4月2日(2015.4.2)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
<b>A61B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/04	370	2H040	
<b>A61B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/06	A	4C161	
<b>G02B</b>	<b>23/26</b>	<b>(2006.01)</b>	G02B	23/26	B	5C054	
<b>H04N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	H04N	7/18	M		

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2013-196305 (P2013-196305)  
(22) 出願日 平成25年9月23日 (2013.9.23)

(71) 出願人 306037311  
富士フイルム株式会社  
東京都港区西麻布2丁目26番30号  
(74) 代理人 100075281  
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  
Fターム(参考) 2H040 BA09 CA04 CA06 CA10 CA11  
CA12 CA23 DA12 DA14 DA21  
GA02 GA05 GA07 GA12  
4C161 BB02 CC06 DD03 GG01 HH51  
LL02 MM05 NN01 NN05 QQ07  
QQ09 RR02 RR23 SS21 TT03  
5C054 CA04 EJ01 FC11 HA12

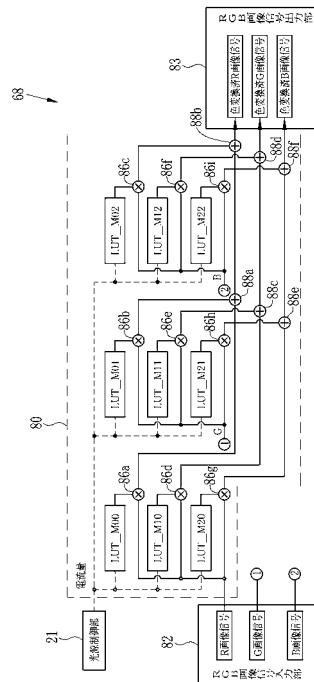
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】半導体光源の波長シフトなどに伴う色調の変化を補正する。

【解決手段】R-LEDを含む4色のLEDが全て点灯することにより、通常光が検体内に照射される。通常光で照明中の検体を撮像センサで撮像することで、RGB画像信号が得られる。R-LEDから発せられる赤色光Rの光量は、光量測定センサで測定される。光源制御部21は、光量測定センサで得られた光量測定信号とR-LEDの目標光量設定信号とに基づいて、R-LEDに加える電流量cを設定する。設定された電流量cは、R-LEDに出力されるとともに、通常色変換部68に出力される。通常色変換部68の各LUT\_Mijは、R-LEDの電流量cに応じた第1マトリクス係数Mijを出力する。第1マトリクス係数Mijに基づくマトリクス処理によって、RGB画像信号は色変換済RGB画像信号に変換される。

【選択図】 図7



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

検体を照明するための照明光を発する半導体光源と、  
前記照明光の光量を測定する光量測定センサと、  
前記光量測定センサで測定した前記照明光の光量に基づいて、前記半導体光源の駆動量を設定する光源制御部と、  
前記照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して、複数の色信号からなる第 1 カラー画像信号を取得する画像信号取得部と、  
前記第 1 カラー画像信号を、前記第 1 カラー画像信号と異なる第 2 カラー画像信号に変換する色変換処理を行うとともに、前記半導体光源の駆動量に応じて、前記色変換処理の内容を変更する色変換部とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

10

**【請求項 2】**

前記色変換処理は、前記第 1 カラー画像信号に対して、第 1 マトリックス係数に基づくマトリックス演算を行って、前記第 2 カラー画像信号に変換するマトリックス処理であり、前記第 1 マトリックス係数は、前記半導体光源の駆動量に応じて変更されることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記半導体光源の駆動量と前記第 1 マトリックス係数とを関連付けて記憶し、前記半導体光源の駆動量の入力に対して、前記駆動量に対応する第 1 マトリックス係数を出力する第 1 テーブルを有することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

20

**【請求項 4】**

前記半導体光源の駆動量のうち一部の特定駆動量とこの特定駆動量に対応する第 1 マトリックス係数とを関連付けて記憶する第 1 テーブルと、  
前記第 1 テーブルとは別に設けられ、前記半導体光源に加えることができる全ての駆動量とこの全ての駆動量に対応する第 1 マトリックス係数とを関連付けて記憶する第 1 メモリとを有し、  
前記第 2 カラー画像信号に基づいて前記検体内の動画を表示する動画モード時には、前記第 1 テーブルから、前記半導体光源の駆動量に近い特定駆動量に対応する第 1 マトリックス係数を出力し、前記第 2 カラー画像信号に基づく静止画の取得処理を含む静止画モード時には、前記第 1 メモリから、前記半導体光源の駆動量に対応する第 1 マトリックス係数を読み出すことを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

30

**【請求項 5】**

前記半導体光源の駆動量のうち一部の特定駆動量とこの特定駆動量に対応する第 1 マトリックス係数とを関連付けて記憶する第 1 テーブルを有し、  
前記第 2 カラー画像信号に基づいて前記検体内の動画を表示する動画モード時には、第 1 テーブルから、前記半導体光源の駆動量に近い特定駆動量に対応する第 1 マトリックス係数を出力し、前記第 2 カラー画像信号に基づく静止画の取得処理を含む静止画モード時には、前記第 1 テーブルの第 1 マトリックス係数に基づく補間処理を行って、前記半導体光源の駆動量に対応する第 1 マトリックス係数を算出することを特徴とする請求項 2 記載の内視鏡システム。

40

**【請求項 6】**

前記マトリックス処理では、前記第 1 マトリックス係数に加えて、前記第 1 マトリックス係数と異なる前記第 2 マトリックス係数に基づくマトリックス演算を前記第 1 カラー画像信号に対して行い、前記第 2 マトリックス係数は、前記撮像素子の分光感度に応じて変更されることを特徴とする請求項 2 ないし 5 記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記半導体光源は、複数色の半導体光源を有しており、各色の半導体光源は検体内に照明光を順次照射し、  
前記色変換部は、各照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して得られる第 1 カラー画像信号に基づいて、前記第 2 マトリックス係数を算出することを特徴とする請求項 6 記載

50

の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像素子を有する内視鏡のスコープ I D と前記第 2 マトリックス係数とを関連付けて記憶し、入力されたスコープ I D に対して、前記スコープ I D に対応する第 2 マトリックス係数を出力する第 2 メモリを備えることを特徴とする請求項 6 記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記色変換処理は、前記第 1 カラー画像信号と前記第 2 カラー画像信号を関連付けて記憶する第 2 テーブルに基づいて、前記第 1 カラー画像信号を前記第 2 カラー画像信号に変換する処理であり、前記第 2 テーブルは、前記半導体光源の駆動量毎に、前記色変換部に設けられていることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡システム。

10

【請求項 10】

前記半導体光源は L E D であることを特徴とする請求項 1 ないし 9 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

半導体光源が、検体を照明するための照明光を発生するステップと、  
光量測定センサが、前記照明光の光量を測定するステップと、  
光源制御部が、前記光量測定センサで測定した前記照明光の光量に基づいて、前記半導体光源の駆動量を設定するステップと、  
画像信号取得部が、前記照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して、複数の色信号からなる第 1 カラー画像信号を取得するステップと、  
色変換部が、前記第 1 カラー画像信号を、前記第 1 カラー画像信号と異なる第 2 カラー画像信号に変換する色変換処理を行うとともに、前記半導体光源の駆動量に応じて、前記色変換処理の内容を変更するステップとを有することを特徴とする内視鏡システムの作動方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、L E D など複数の半導体光源を用いて検体内を照明する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

30

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、光源装置、内視鏡装置、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断が広く行われている。この内視鏡システムの光源装置としては、これまで、キセノンランプなどの広帯域光源が広く用いられてきたが、LED (Light Emitting Diode) や LD (Laser Diode) などの半導体光源も用いられつつある。

【0003】

ここで、半導体光源には、温度変動や経時劣化などによって、出射光の発光量に変動が生ずることが知られている。複数色の半導体光源を組み合わせて用いる場合、どのような明るさにおいても各色の半導体光源の発光量の比率を所定の設定比率に合わせておくこと要求されるが、温度変動等により、ある色の半導体光源の発光量の変動が変動してしまうと、発光量の比率が設定比率から外れて、色調が変動してしまうという問題がある。

40

【0004】

そこで、特許文献 1 では、出射光の発光量の変動を防ぐため、出射光の光量を、センサなどの受光部で検出し、その受光部の検出結果に基づいて、出射光の色温度が一定になるように半導体光源を駆動制御している。また、特許文献 2 では、出射光の発光量の変動を防ぐため、半導体光源の温度を温度センサで検出し、この温度センサの検出結果に応じて、プロセッサ装置内で画像信号に乗じるゲインを変更している。この特許文献 2 では、ゲインの変更により、出射光の発光量の変動に伴う画像信号の変動が抑えられる (ただし、特許文献 2 の場合は、経時的な劣化までは検出することができない。 ) 。

50

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0005】

【特許文献1】特開2010-158413公報

【特許文献2】特許4787032号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0006】

半導体光源には、上記のような発光量の変動の他に、半導体光源に加える電流量に応じて、即ち、発光強度に応じて、温度ドリフト（波長シフト）が発生することが知られている。R-LEDの場合であれば、図18に示すように、発光強度が大きくなる程、波長シフトにより、ピーク波長が長波長側にシフトすることが知られている（図18の「弱」、「中」、「強」は発光強度の大きさを示している。（図20についても同様））。この波長シフトは、内視鏡画像上の色調に変化を及ぼすものであるため、内視鏡観察において様々な影響を与える。

10

## 【0007】

例えば、色素を用いた観察において、クリスタルバイオレットを用いる場合、図19に示すように、R-LEDの発光強度が大きくなると、クリスタルバイオレットの出力値（反射光量）がリニアに変化しなくなる。特に、遠景観察時のように、R-LEDの発光量が増える場合は、赤味が強くなる。これは、図20に示すように、発光強度が大きくなる程、R-LEDのピーク波長が長波長側に波長シフトすることに加えて、クリスタルバイオレットの反射率は600nmよりも長波長側で徐々に増加するため、R-LEDの反射光量が多くなり過ぎるためである。このような波長シフトにより、クリスタルバイオレットの部分の赤みが強くなると、ドクターは、クリスタルバイオレットを出血部位と間違える可能性がある。

20

## 【0008】

以上のような、クリスタルバイオレットの色味変化など波長シフトに伴う色調の変化については、波長シフトに合わせて補正する必要があるが、特許文献1のような光源補正や特許文献2のようなゲイン変更では補正することができない。

## 【0009】

本発明は、半導体光源の波長シフトなどに伴う色調の変化を補正することができる内視鏡システム及び作動方法を提供することを目的とする。

30

## 【課題を解決するための手段】

## 【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、検体を照明するための照明光を発する半導体光源と、照明光の光量を測定する光量測定センサと、光量測定センサで測定した照明光の光量に基づいて、半導体光源の駆動量を設定する光源制御部と、照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して、複数の色信号からなる第1カラー画像信号を取得する画像信号取得部と、第1カラー画像信号を、第1カラー画像信号と異なる第2カラー画像信号に変換する色変換処理を行うとともに、半導体光源の駆動量に応じて、色変換処理の内容を変更する色変換部とを備えることを特徴とする。

40

## 【0011】

色変換処理は、第1カラー画像信号に対して、第1マトリックス係数に基づくマトリックス演算を行って、第2カラー画像信号に変換するマトリックス処理であり、第1マトリックス係数は、半導体光源の駆動量に応じて変更されることが好ましい。半導体光源の駆動量と第1マトリックス係数とを関連付けて記憶し、半導体光源の駆動量の入力に対して、駆動量に対応する第1マトリックス係数を出力する第1テーブルを有することが好ましい。

## 【0012】

半導体光源の駆動量のうち一部の特定駆動量とこの特定駆動量に対応する第1マトリックス係数とを関連付けて記憶する第1テーブルと、第1テーブルとは別に設けられ、半導

50

体光源に加えることができる全ての駆動量とこの全ての駆動量に対応する第1マトリックス係数とを関連付けて記憶する第1メモリとを有し、第2カラー画像信号に基づいて検体内の動画を表示する動画モード時には、第1テーブルから、半導体光源の駆動量に近い特定駆動量に対応する第1マトリックス係数を読み出すことが好ましい。

【0013】

半導体光源の駆動量のうち一部の特定駆動量とこの特定駆動量に対応する第1マトリックス係数とを関連付けて記憶する第1テーブルを有し、第2カラー画像信号に基づいて検体内の動画を表示する動画モード時には、第1テーブルから、半導体光源の駆動量に近い特定駆動量に対応する第1マトリックス係数を読み出すことが好ましい。

10

【0014】

マトリックス処理では、第1マトリックス係数に加えて、第1マトリックス係数と異なる第2マトリックス係数に基づくマトリックス演算を第1カラー画像信号に対して行い、第2マトリックス係数は、前記撮像素子の分光感度に応じて変更されることが好ましい。半導体光源は、複数色の半導体光源を有しており、各色の半導体光源は検体内に照明光を順次照射し、色変換部は、各照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して得られる第1カラー画像信号に基づいて、第2マトリックス係数を算出することが好ましい。撮像素子を有する内視鏡のスコop IDと前記第2マトリックス係数とを関連付けて記憶し、入力されたスコop IDに対して、スコop IDに対応する第2マトリックス係数を出力する第2メモリを備えることが好ましい。

20

【0015】

色変換処理は、第1カラー画像信号と第2カラー画像信号を関連付けて記憶する第2テーブルに基づいて、第1カラー画像信号を第2カラー画像信号に変換する処理であり、第2テーブルは、半導体光源の駆動量毎に、色変換部に設けられていることが好ましい。半導体光源はLEDであることが好ましい。

【0016】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、半導体光源が、検体を照明するための照明光を発するステップと、光量測定センサが、照明光の光量を測定するステップと、光源制御部が、光量測定センサで測定した照明光の光量に基づいて、半導体光源の駆動量を設定するステップと、画像信号取得部が、照明光で照明中の検体を撮像素子で撮像して、複数の色信号からなる第1カラー画像信号を取得するステップと、色変換部が、第1カラー画像信号を、第1カラー画像信号と異なる第2カラー画像信号に変換する色変換処理を行うとともに、半導体光源の駆動量に応じて、色変換処理の内容を変更するステップとを有することを特徴とする。

30

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、半導体光源の駆動量に応じて、色変換処理の内容を変更しているため、半導体光源の波長シフトなどに伴う色調の変化を補正することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図3】通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】紫色狭帯域光  $V_n$ 、緑色狭帯域光  $G_n$  の発光スペクトルを示すグラフである。

【図5】Bフィルタ、Gフィルタ、Rフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【図6】C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及びG（緑）の補色フィルタの

50

分光透過率を示すグラフである。

【図 7】第 1 実施形態の通常用色変換部の機能を示すブロック図である。

【図 8】第 1 実施形態における通常観察モードの一連の流れを示すフローチャートである。

【図 9】第 2 実施形態の通常用色変換部の機能を示すブロック図である。

【図 10】第 1 マトリックス係数  $M_{ij}$  が格納された大容量メモリを示す説明図である。

【図 11】動画表示時における通常用色変換部の動作を示す説明図である。

【図 12】静止画取得時における通常用色変換部の動作を示す説明図である。

【図 13】白色版を示す平面図である。

【図 14】発光強度の増大による紫色狭帯域光、青緑色狭帯域光、緑色光、赤色光の波長変動を示す説明図である。

【図 15】光路結合部及び紫色狭帯域光、青緑色狭帯域光、緑色光、赤色光の光量を測定する光量測定センサを示すブロック図である。

【図 16】3DLUTを示す説明図である。

【図 17】図 3 とは異なる通常光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図 18】R-LEDの分光発光強度を示すグラフである。

【図 19】R-LEDの発光強度とクリスタルバイオレットの出力値（反射光量値）との関係を示すグラフである。

【図 20】R-LEDの規格化強度とクリスタルバイオレットの分光反射率を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニター 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は光源装置 14 と光学的に接続されるとともに、プロセッサ装置 16 と電気的に接続される。内視鏡 12 は、検体内に挿入される挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分に設けられた操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられる湾曲部 12c 及び先端部 12d を有している。操作部 12b のアングルノブ 12e を操作することにより、湾曲部 12c は湾曲動作する。この湾曲動作に伴って、先端部 12d が所望の方向に向けられる。

【0020】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切替 SW 13a と、フリーズボタン 13b が設けられている。モード切替 SW 13a は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、白色光を用いて通常光画像をモニター 18 上に表示するモードであり、特殊観察モードは、表層血管などの特定構造を粘膜とのコントラスト差を付けて強調表示することができる特定波長の光を用いて、モニター 18 上に特殊光画像を表示するモードである。

【0021】

フリーズボタン 13b は、プロセッサ装置 16 にフリーズ信号を送信する。プロセッサ装置 16 は、フリーズ信号の受信待機中は、動画モードに設定されて、モニター 18 に、通常光画像や特殊光画像などの動画を表示する。プロセッサ装置 16 は、フリーズ信号受信すると、受信してから一定時間の間だけ、動画モードから静止画モードに移行する。この静止画モード中に、現在取得中の画像の中からブレ等が無い高画質な静止画を選択し、選択した静止画を静止画用メモリ（図示省略）に記憶する。

【0022】

プロセッサ装置 16 は、モニター 18 及びコンソール 19 と電気的に接続される。モニター 18 は、画像情報等を出力表示する。コンソール 19 は、機能設定等の入力操作を受け付ける UI（ユーザーインターフェース）として機能する。なお、プロセッサ装置 16 には、画像情報等を記録する外付けの記録部（図示省略）を接続してもよい。

【0023】

10

20

30

40

50

図2に示すように、光源装置14は、V-LED(Violet Light Emitting Diode)20a、B-LED(Blue Light Emitting Diode)20b、G-LED(Green Light Emitting Diode)20c、R-LED(Red Light Emitting Diode)20d、これら4色のLEDの駆動を制御する光源制御部21、G-LEDの光路上に挿脱される緑色狭帯域フィルタ22と、4色のLED20a~20dから発せられる光の光路を結合する光路結合部23と、ガラス板24と、光量測定センサ25とを備えている。

【0024】

光路結合部23で結合された光は、挿入部12a内に挿通されたライトガイド41及び照明レンズ45を介して、検体内に照射される。ガラス板24は、R-LED20dからの赤色光Rのうち大部分を光路結合部23に向けて透過させるとともに、一部を光量測定センサ25に向けてフレネル反射させる。なお、緑色狭帯域フィルタ22はフィルタ挿脱部22aにより挿脱される。なお、LEDの代わりに、LD(Laser Diode)を用いてもよい。

10

【0025】

V-LED20aは、中心波長405nm、波長範囲380~440nmの紫色狭帯域光Vnを発生する。B-LED20bは、中心波長460nm、波長範囲420~500nmの青緑色狭帯域光Bnを発生する。G-LED20cは、波長範囲が480~600nmに及ぶ正規分布の緑色光Gを発生する。R-LED20dは、中心波長620~630nmで、波長範囲が600~650nmに及ぶ赤色光Rを発生する。緑色狭帯域フィルタ22は、G-LED20cから発せられる緑色光Gのうち、530~550nmの緑色狭帯域光Gnを透過させる。

【0026】

光源制御部21は、通常観察モード時には、緑色狭帯域フィルタ22をG-LED20cの光路上から退避させた状態で、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dを全て点灯する。これにより、図3に示すように、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光G、赤色光Rの4色の光が混色することで、通常光が生成される。一方、狭帯域観察モード時には、緑色狭帯域フィルタ22をG-LED20cの光路上に挿入した状態で、V-LED20a、G-LED20cを同時点灯することにより、紫色狭帯域光Vn、緑色狭帯域光Gnを同時に発生する。これにより、図4に示すように、V-LED20aからの紫色狭帯域光Vnと、緑色狭帯域フィルタ22で波長制限された緑色狭帯域光Gnとが同時に生成される。

20

【0027】

光源制御部21は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dに所定の電流量(LEDの駆動量の一種)を加えて、各LED20a~20dの発光量を制御する。V-LED20a、B-LED20b、G-LED20cに加える電流量については、プロセッサ装置の光量算出部54から出力される目標光量設定信号に応じて決定される。これに対して、R-LED20dに加える電流量については、目標光量設定信号に加えて、光量測定センサ25で測定した赤色光Rの光量に基づいて決定される。なお、本実施形態では、各LED20a~20dに加える電流量cは、ビット換算値、即ち、0~1023(10ビット)の間の値で表記される。

30

【0028】

図2に示すように、光量測定センサ25は、ガラス板24で反射した赤色光Rを受光するとともに、この受光した赤色光Rの光量に応じた光量測定信号を光源制御部21に出力する。光源制御部21は、光量測定センサ25から出力された光量測定信号とプロセッサ装置内の光量算出部54から出力された目標光量設定信号とを比較し、この比較結果に基づいて、R-LED20dの発光量が目標光量となるように、R-LED20dに加える電流量cを設定する。設定された電流量cは、R-LED20dに出力されるとともに、プロセッサ装置内でR-LED20dの波長シフトによる色調の変化を抑制するマトリックス処理を行うために、プロセッサ装置内の通常用色変換部68及び特殊用色変換部74にも出力される。

40

【0029】

以上のように、本実施形態では、光量測定センサ25を用いて赤色光Rの発光量をモニタリングし、このモニタリング結果に基づいて、R-LED20dの光量をフィードバック制

50

御することにより、R-LED 2 0 d の温度ドリフト（波長シフト）や経時劣化によって発光量に変動したとしても、その変動は、R-LED 2 0 d に加える電流量の再設定により是正されるため、R-LED 2 0 d の発光量は常に目標光量を維持することができる。

#### 【 0 0 3 0 】

ライトガイド 4 1 は、光源装置 1 4 と内視鏡 1 2 を接続するユニバーサルコード（図示せず）内に内蔵されており、光路結合部 2 3 で結合された光を内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d まで伝搬する。なお、ライトガイド 4 1 としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径 1 0 5  $\mu\text{m}$ 、クラッド径 1 2 5  $\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が 0 . 3 ~ 0 . 5 mm の細径なファイバケーブルを使用することができる。

#### 【 0 0 3 1 】

内視鏡 1 2 の先端部 1 2 d は照明光学系 3 0 a と撮像光学系 3 0 b を有している。照明光学系 3 0 a は照明レンズ 4 5 を有しており、この照明レンズ 4 5 を介して、ライトガイド 4 1 からの光が検体内に照射される。撮像光学系 3 0 b は、撮像レンズ 4 6、撮像センサ 4 8 を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ 4 6 を介して、撮像センサ 4 8 に入射する。これにより、撮像センサ 4 8 に検体の反射像が結像される。

#### 【 0 0 3 2 】

撮像センサ 4 8 はカラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ 4 8 は、C C D (Charge Coupled Device) イメージセンサや C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、R（赤）、G（緑）及び B（青）の 3 色の画像信号を得るためのカラーイメージセンサ、即ち、撮像面に R G B フィルタを備えた、いわゆる R G B イメージセンサである。図 5 に示すように、RGB イメージセンサの B フィルタは 3 8 0 ~ 5 7 0 nm の光を透過させ、G フィルタは 4 5 0 ~ 6 3 0 nm の光を透過させ、R フィルタは 5 8 0 ~ 7 7 0 nm の光を透過させる。

#### 【 0 0 3 3 】

なお、撮像センサ 4 8 としては、RGB イメージセンサの代わりに、図 6 に示すような分光透過率を有する C（シアン）、M（マゼンタ）、Y（イエロー）及び G（緑）の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサであっても良い。補色イメージセンサの場合には、C M Y G の 4 色の画像信号から色変換によって R G B の 3 色の画像信号を得ることができる。この場合には、C M Y G の 4 色の画像信号から R G B の 3 色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡 1 2 又はプロセッサ装置 1 6 のいずれかに備えている必要がある。

#### 【 0 0 3 4 】

図 2 に示すように、撮像センサ 4 8 から出力される画像信号は、C D S ・ A G C 回路 5 0 に送信される。C D S ・ A G C 回路 5 0 は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング（C D S）や自動利得制御（A G C）を行う。C D S ・ A G C 回路 5 0 を経た画像信号は、A / D 変換器（A / D コンバータ）5 2 により、デジタル画像信号に変換される。A / D 変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置 1 6 に入力される。

#### 【 0 0 3 5 】

プロセッサ装置 1 6 は、受信部 5 3 と、光量算出部 5 4 と、D S P 5 6 と、ノイズ除去部 5 8 と、画像処理切替部 6 0 と、通常光画像処理部 6 2 と、特殊光画像処理部 6 4 と、映像信号生成部 6 6 とを備えている。受信部 5 3 は内視鏡 1 2 からの R G B のデジタル画像信号を受信する。R 画像信号は撮像センサ 4 8 の R 画素（R フィルタが設けられた画素）から出力される信号に対応し、G 画像信号は撮像センサ 4 8 の G 画素（G フィルタが設けられた画素）から出力される信号に対応し、B 画像信号は撮像センサ 4 8 の B 画素（B フィルタが設けられた画素）から出力される信号に対応している。

#### 【 0 0 3 6 】

光量算出部 5 4 は、受信部 5 3 で受信した R G B のデジタル画像信号に基づいて露光量を算出するとともに、この算出された露光量に基づいて、目標光量を算出する。そして、光量算出部 5 4 は、算出された目標光量と、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c、R

10

20

30

40

50

-LED 2 0 d 間の設定光量比とに基づいて、各V-LED 2 0 a ~ 2 0 d の目標光量を定めた目標光量設定信号を算出する。

【 0 0 3 7 】

例えば、光量算出部 5 4 で算出された光量が「 P 」で、設定光量比が「 V-LED : B-LED : G-LED : R-LED = a : b : c : d 」である場合、V-LED 2 0 a の目標光量は「  $P \times (a / (a + b + c + d))$  」となり、B-LED 2 0 b の目標光量は「  $P \times (b / (a + b + c + d))$  」となり、G-LED 2 0 c の目標光量は「  $P \times (c / (a + b + c + d))$  」となり、R-LED 2 0 d の目標光量は「  $P \times (d / (a + b + c + d))$  」となる。なお、光量比はコンソール 1 9 によって設定され、通常観察モードと特殊観察モードで異なる光量比が設定される。

10

【 0 0 3 8 】

D S P 5 6 は、R G B 画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 でガンマ補正等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理（例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等）を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 6 0 に送信される。

【 0 0 3 9 】

画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 a により、通常観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常光画像処理部 6 2 に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を特殊光画像処理部 6 4 に送信する。

20

【 0 0 4 0 】

通常光画像処理部 6 2 は、通常用色変換部 6 8 と、通常用色彩強調部 7 0 と、通常用構造強調部 7 2 とを有し、検体内を通常の生体の色調で表現した通常光画像を生成する。通常用色変換部 6 8 は、R G B 3 チャンネルのデジタル画像信号に対して色変換処理を施すことにより、色変換済RGB画像信号を出力する。この通常用色変換部 6 8 では、詳しくは後述するように、R-LED 2 0 d の波長シフトや経時劣化による色調の変化を抑制するマトリックス処理が行われる。

【 0 0 4 1 】

通常用色変換部 6 8 では、更に、色変換済 R G B 画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済 R G B 画像信号を出力する。通常用色彩強調部 7 0 は、階調変換済 R G B 画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。通常用構造強調部 7 2 は、色彩強調処理済 R G B 画像信号に対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。通常用構造強調部 7 2 で構造強調処理が施された R G B 画像信号は、映像信号生成部 6 6 に入力される。

30

【 0 0 4 2 】

通常用色変換部 6 8 は、図 7 に示すように、 $3 \times 3$  のマトリックス回路 8 0 と、R G B 画像信号入力部 8 2 と、R G B 画像信号出力部 8 4 と、9 つの L U T\_Mij ( i , j は、それぞれ 0、1、2 のいずれかの値 ) ( 本発明の第 1 テーブルに相当 ) と、乗算器 8 6 a ~ 8 6 i と、加算器 8 8 a ~ 8 8 f とを有している。各 L U T\_Mij は、1 0 ビット分の R-LED 2 0 d の電流量 c に対応する第 1 マトリックス係数 Mij\_c を記憶している ( c は 0 又は 1 ~ 1 0 2 3 の整数 ) 。この第 1 マトリックス係数 Mij\_c は、R-LED 2 0 d の波長シフトや経時劣化を補正するためのパラメータである。

40

【 0 0 4 3 】

また、各 L U T\_Mij は、光源装置内の光源制御部 2 1 と乗算器 8 6 a ~ 8 6 i との間に接続されており、光源制御部 2 1 から R-LED 2 0 d の電流量 c の入力に対して、その入力された電流量 c に対応する第 1 マトリックス係数 Mij\_c を出力する。出力された第 1 マトリックス係数 Mij\_c は、乗算器 8 6 a ~ 8 6 i によって、R G B 画像信号入力部 8 2 からの R G B 画像信号に対して乗算される。

【 0 0 4 4 】

加算器 8 8 a は、第 1 マトリックス係数 M00\_c が乗算された R 画像信号と、第 1 マトリ

50

ックス係数M01\_cが乗算されたG画像信号とを加算する。加算器88bは、加算器88aで加算された画像信号に対して、更に、第1マトリクス係数M02\_cが乗算されたB画像信号を加算する。加算器88bを経た画像信号は、下記(1)式で示される色変換済R画像信号として、RGB画像信号出力部84から出力される。

色変換済R画像信号

$$= M00\_c \times R \text{ 画像信号} + M01\_c \times G \text{ 画像信号} + M02\_c \times B \text{ 画像信号} \cdots (1)$$

【0045】

上記のように、加算器88c~88fを用いた演算を行うことで、下記(2)、(3)式で示される色変換済G画像信号及び色変換済B画像信号が、RGB画像信号出力部84から出力される。

色変換済G画像信号

$$= M10\_c \times R \text{ 画像信号} + M11\_c \times G \text{ 画像信号} + M12\_c \times B \text{ 画像信号} \cdots (2)$$

色変換済B画像信号

$$= M20\_c \times R \text{ 画像信号} + M21\_c \times G \text{ 画像信号} + M22\_c \times B \text{ 画像信号} \cdots (3)$$

【0046】

なお、各LUT\_Mijに記憶するR-LED20dの電流量cと第1マトリクス係数Mijとの対応関係は、内視鏡出荷時の測定により得られ、以下のようにして定められる。まず、R-LED20dに最小電流量Cminを加えて赤色光Rを発光し、この赤色光Rで照明中の検体を撮像してRGB画像信号を出力する。この出力したRGB画像信号と、目標とするRGB画像信号とに基づいて、第1マトリクス係数Mij\_0を決定する。この決定した第1マトリクス係数Mij\_0をLUT\_Mijに格納する。次に、R-LED20dに加える電流量cを徐々に増加させ、増加させる毎に、同様の手順で、第1マトリクス係数Mij\_p(qは1~1023の間の整数)を算出してLUT\_Mijに格納する。

【0047】

なお、R-LEDは、発光強度が大きくなる程、即ち、電流量cが大きくなる程、ピーク波長が長波長側にシフトすることから(図18、図20参照)、この波長シフトに伴う色調の変化が補正されるように、第1マトリクス係数Mij\_cが定められる。例えば、クリスタルバイオレットを用いた色素観察時には、R-LEDの発光強度が大きくなると赤味が強くなるが、これを補正するためには、電流量cが一定値を超える場合に、色変換済R画像信号が小さくなるように、第1マトリクス係数M00\_c, M01\_c, M02\_cを定めればよい。例えば、R画像信号に乘算されるM00\_cを小さくするか、もしくは、G画像信号及びR画像信号に乘算されるM01\_c, M02\_cを大きくすればよい。

【0048】

特殊光画像処理部64は、特殊用色変換部74と、特殊用色彩強調部76と、特殊用構造強調部78とを有し、表層血管など特定構造を強調表示した特殊光画像を生成する。特殊用色変換部74は、RGB3チャンネルのデジタル画像信号に対して色変換処理を施すことにより、色変換済RGB画像信号を出力する。この特殊用色変換部74は、通常用色変換部68と同様の方法で、R-LED20dの波長シフトや経時劣化による色調の変化を抑制することに加えて、特殊光画像を疑似カラー表示するためのマトリクス処理が行われる。

【0049】

特殊用色変換部74では、更に、色変換済RGB画像信号に対して階調変換処理を行って、階調変換済RGB画像信号を出力する。特殊用色彩強調部76は、階調変換済RGB画像信号に対して、各種色彩強調処理を施す。特殊用構造強調部78は、色彩強調処理済RGB画像信号に対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。特殊用構造強調部78で構造強調処理が施されたRGB画像信号は、映像信号生成部66に入力される。

【0050】

映像信号生成部66は、通常光画像処理部62又は特殊光画像処理部64から入力されたRGB画像信号を、モニタ18で表示可能画像として表示するための映像信号に変換する

10

20

30

40

50

。この変換後の映像信号に基づいて、モニタ 18 は、通常観察モード時には通常光画像を表示し、特殊光観察モード時には特殊光画像を表示する。

【0051】

次に、本発明の作用について、図 8 に示すフローチャートを参照しながら説明する。モード切替 SW 13 a により通常観察モードに設定されると、V-LED 20 a、B-LED 20 b、G-LED 20 c、R-LED 20 d が全て点灯する。これにより、紫色狭帯域光 V n、青緑色狭帯域光 B n、緑色光 G、赤色光 R がそれぞれ合波した通常光が検体内に発光される。通常光で照明された検体は、撮像センサ 48 によって撮像される。撮像センサ 48 からは R G B 画像信号が出力される。

【0052】

光源装置 14 内では、R-LED 20 d から発せられる赤色光 R は、光量測定センサ 25 で発光量が測定される。光量測定センサ 25 が測定した光量測定信号は、光源制御部 21 に出力される。光源制御部 21 では、光量測定信号とプロセッサ装置内の光量算出部 54 から出力された目標光量設定信号とを比較し、この比較結果に基づいて、R-LED 20 d の発光量が目標光量となるように、R-LED 20 d に加える電流量 c を設定する。設定された電流量 c は、R-LED 20 d に出力されるとともに、プロセッサ装置内の通常用色変換部 68 にも出力される。

【0053】

光源制御部 21 から出力された R-LED 20 d の電流量 c は、通常用色変換部 68 内の  $3 \times 3$  のマトリクス回路 80 に入力される。 $3 \times 3$  のマトリクス回路 80 では、電流量 c が各 L U T<sub>Mij</sub> に入力される。各 L U T<sub>Mij</sub> は、入力された電流量 c に対応する第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  を出力する。この出力された第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  に基づくマトリクス処理を、R G B 画像信号に対して行う。これにより、色変換済 R G B 画像信号が得られる。この色変換済 R G B 画像信号に基づいて通常光画像が生成されて、モニタ 18 に表示される。通常光画像においては、R-LED 20 d の波長シフトや経時劣化により生じる色調の変化が抑制されている。

【0054】

[第 2 実施形態]

第 1 実施形態では、R-LED の電流量 c の全てに対応する第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  ( $i, j$  は 0、1、2 いずれかの値、c は 0 又は 1 ~ 1023 の整数) をマトリクス回路 80 内の L U T<sub>Mij</sub> に記憶してマトリクス処理を行ったが、この場合には、メモリ量が膨大になるため、第 2 実施形態では、マトリクス回路 80 の L U T<sub>Mij</sub> とは別の大容量メモリに、R-LED の電流量 c の全てに対応する第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  を記憶させておき、必要に応じて、大容量メモリから第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  を読み出してマトリクス処理を行う。

【0055】

図 9 に示すように、第 2 実施形態の通常用色変換部 68 は、第 1 実施形態と同様の  $3 \times 3$  のマトリクス回路 80 に加えて、制御部 101 と、大容量メモリ 102 と、ビットシフト回路 103 とを備えている。制御部 101 は光源制御部 21 及びフリーズボタン 13 b に接続されており、光源制御部 21 からの電流量 c 及びフリーズボタン 13 b からのフリーズ信号が入力される。また、制御部 101 は、ビットシフト回路 103 を介して、大容量メモリ 102 に接続されており、ビットシフト回路 103 は、 $3 \times 3$  のマトリクス回路 80 に接続されている。大容量メモリ 102 には、図 10 に示すように、10 ビット分の R-LED 20 d の電流量 c に対応する第 1 マトリクス係数  $Mij\_c$  ( $i, j$  は 0、1、2 いずれかの値、c は 0 又は 1 ~ 1023 の整数) が記憶されている。なお、第 2 実施形態の特殊用色変換部 74 についても、上記と同様の構成を有している。

【0056】

制御部 101 は、フリーズ信号がプロセッサ装置 16 に入力されない動画モード時には、大容量メモリ 102 から一部のマトリクス係数  $Mij$  のみを読み出し、その一部の読み出した第 1 マトリクス係数  $Mij$  をマトリクス回路 80 内の L U T<sub>Mij</sub> に記憶させてマ

10

20

30

40

50

トリックス処理を行う。これにより、LUT\_Mijに記憶する第1マトリックス係数Mijの数を減らすことができるため、メモリ容量を削減することができる。例えば、図10に示すように、各LUT\_Mijに全ての電流量分の第1マトリックス係数を記憶させた場合には、 $3 \times 3 \times 1024$ のメモリ容量が必要となるが、7ビット(128)の間隔で間引いた場合には、 $3 \times 3 \times 8$ だけのメモリ容量だけで済むようになる。

【0057】

これに対して、制御部101は、フリーズ信号がプロセッサ装置16に入力される静止画モード時には、大容量メモリ102から電流量cに対応する第1マトリックス係数Mijを読み出して、この読み出した第1マトリックス係数Mijに基づいてダイレクトにマトリックス処理を行う。そのため、静止画取得時には、マトリックス回路80内のLUT\_Mijは用いられない。

10

【0058】

第1マトリックス係数M00の読出しに関しては、以下のように行われる。動画モード時には、図11に示すように、大容量メモリのM00\_0~M00\_1023の中から、ビットシフト回路103により、M00\_0, M00\_128, M00\_256...M00\_896のように、第1マトリックス係数M00が間引かれて読み出される。この間引かれた第1マトリックス係数M00はLUT\_M00に格納される。次に、LUT\_M00と乗算器86eとの間が、マトリックス係数切替スイッチ105により接続状態にされる。そして、動画モード中は、LUT\_M00に格納された第1マトリックス係数に基づいて、マトリックス処理が行われる。例えば、電流量cが入力されると、LUT\_M00に格納された第1マトリックス係数の中から、入力された電流量cにもっとも近い電流量に対応する第1マトリックス係数が選択される。そして、この選択された第1マトリックス係数に基づいて、マトリックス処理が行われる。

20

【0059】

これに対して、静止画モード時には、図12に示すように、LUT\_M00と乗算器86eとの間がマトリックス係数切替スイッチ105により非接続状態となる一方、制御部101と乗算器86eとの間が接続状態になる。次に、大容量メモリ102から電流量cに対応する第1マトリックス係数M00を読み出す。この読み出された第1マトリックス係数M00は、LUT\_M00を経由することなく、乗算器86aによってダイレクトにR画像信号に乗算される。第1マトリックス係数M01~M22の読出しについても、第1マトリックス係数M00の読出しと同様に行われる。

30

【0060】

なお、第2実施形態では、静止画モード時には、大容量メモリから電流量cに対応する第1マトリックス係数を読み出してマトリックス処理を行ったが、これに代えて、動画モード時にマトリックス回路80内のLUT\_Mijに格納した第1マトリックス係数Mijに基づいて補間処理し、この補間処理により得られる第1マトリックス係数を用いてマトリックス処理を行ってもよい。例えば、LUT\_Mij内において、電流量が7ビット(128)の間隔で間引きされた第1マトリックスMijが格納されている場合、電流量cが128~256の間にある場合の補間処理は、下記(4)式のように行われる。

$$Mij\_c = ((c-128) \times Mij\_256 + (256-c) \times Mij\_128) / 128 \dots (4)$$

40

【0061】

[第3実施形態]

上記第1及び第2実施形態では、R-LEDの波長シフトや経時劣化に伴う色調の変化をマトリックス処理により補正したが、これに加えて、スコープ間の個体差、即ち、撮像センサ48の分光感度のバラツキによる色調の変化をマトリックス処理により行ってもよい。第3実施形態では、内視鏡診断前に事前にキャリブレーションを行って、スコープ間の個体差を吸収するための、即ち、撮像センサ48の分光感度のバラツキを補正するための第2マトリックス係数CMij(i, jは0, 1, 2いずれかの値)を算出する。そして、下記(5)式のように、第1マトリックス係数Mij\_cと第2マトリックス係数CMijを乗算して得られる補正マトリックス係数Mij\_c'を用いて、第1及び第2実施形態と同様の方法でマトリックス処理を行う。

50

$$Mij\_c' = CMij \times Mij\_c \dots (5)$$

【0062】

キャリブレーションによる第2マトリクス係数(CM00~CM22の9つの係数)の算出方法は、以下のような手順で行われる。まず、図13に示す白板110に向けて、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光G、赤色光Rの4種類の単色光をそれぞれ照射し、照射毎に、撮像センサ48から3色分のR画像信号、G画像信号、B画像信号を出力する。これにより、単色光照射時には、合計で12の画像信号(4種類の光の照射×3色の画像信号)が得られる。

【0063】

次に、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光G、赤色光Rの中からそれぞれ2色の光を組み合わせた2色混色光、即ち、6種類の混色光をそれぞれ照射し、照射毎に、撮像センサ48から3色分のR画像信号、G画像信号、B画像信号を出力する。これにより、2色混色光照射時には、合計で18の画像信号(6種類の光の照射×3色の画像信号)が得られる。また、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光G、赤色光Rの中からそれぞれ3色の光を組み合わせた3色混色光、即ち、3種類の混色光をそれぞれ照射し、照射毎に、撮像センサ48から3色分のR画像信号、G画像信号、B画像信号を出力する。これにより、3色混色光照射時には、合計で9の画像信号(3種類の光の照射×3色の画像信号)が得られる。

【0064】

最後に、各色LEDを全て点灯して通常光を照射し、または、各色LEDを全て消灯してBk光とそれぞれを照射し、照射毎に、撮像センサ48から3色分のR画像信号、G画像信号、B画像信号を出力する。これにより、通常光及びBk光照射時には、合計で6の画像信号(2種類の光の照射×3色の画像信号)が得られる。

【0065】

以上のように、単色光、2色混色光、3色混色光、通常光、Bk光の照射によって、合計で45の画像信号が得られる。この45の画像信号と、目標とする45の画像信号に基づいて、第2マトリクス係数(CM00~CM22)を算出する。なお、45色の光を用いて、第2マトリクス係数を算出したが、45色以下の光を用いて、第2マトリクス係数を算出してもよい。

【0066】

なお、本実施形態のように、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dの4色のLEDを備える内視鏡システムの代わりに、R-LED、G-LED、B-LEDの3色のLEDを備える内視鏡システムの場合であれば、以下のようにして、第2マトリクス係数の算出が行われる。まず、白板110(図13参照)に向けて、「R光(R-LEDを点灯)」、「G光(G-LEDを点灯)」、「B光(B-LEDを点灯)」、「C光(B-LED、G-LEDを同時点灯)」、「M光(B-LED、R-LEDを同時点灯)」、「Y光(G-LED、R-LEDを同時点灯)」、「W光(B-LED、G-LED、R-LEDを同時点灯)」、「Bk光(B-LED、G-LED、R-LEDを全て消灯)」をそれぞれ照射し、照射毎に、撮像センサ48から3色分のR画像信号、G画像信号、B画像信号を出力する。これにより、合計で24の画像信号(8種類の光の照射×3色の画像信号)が得られる。この24の画像信号と、目標とする24の画像信号に基づいて、第2マトリクス係数(CM00~CM22)を算出する。なお、8色の光を用いて、第2マトリクス係数を算出したが、8色以下の光を用いて、第2マトリクス係数を算出してもよい。

【0067】

また、第3実施形態では、キャリブレーションにより第2マトリクス係数を算出したが、内視鏡製造時などに、上記キャリブレーションに相当する処理を行って、第2マトリクス係数を算出し、この算出した第2マトリクス係数と内視鏡のスコープIDとを対応付けてプロセッサ装置内のメモリ(図示省略(本発明の第2メモリに相当))に記憶してもよい。そして、実際の内視鏡使用時には、内視鏡がプロセッサ装置に接続されたときには、プロセッサ装置内のID読み取り部でスコープIDを読み取り、この読み取ったスコープIDに対応する第2マトリクス係数を用いてマトリクス処理を行う。

## 【 0 0 6 8 】

なお、上記第 1 ~ 第 3 実施形態では、R-LED 2 0 d のみ発光量を測定し、この測定結果に基づいてプロセッサ装置内でマトリックス処理を行ったが、その他の色の V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c についても、図 1 4 に示すように、発光強度を大きくすると、紫色狭帯域光 V n、青緑色狭帯域光 B n、緑色光 G の中心波長が長波長側にシフトする波長シフトが生ずる。なお、図 1 4 では、「V n (大)」は「V n (小)」よりも発光強度が大きいことを、「B n (大)」は「B n (小)」よりも発光強度が大きいことを、「G (大)」は「G (小)」よりも発光強度が大きいことを、「R (大)」は「R (小)」よりも発光強度が大きいことをそれぞれ示している。

## 【 0 0 6 9 】

そこで、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c についてもそれぞれ発光量を測定し、その測定結果に基づいてマトリックス処理を行ってもよい。図 1 5 に示すように、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c の発光量については、光量測定センサ 2 5 と同様に、光量測定センサ 1 2 0 ~ 1 2 2 により測定される。光量測定センサ 1 2 0 ~ 1 2 2 は、ガラス板 1 2 5 ~ 1 2 7 で反射した紫色狭帯域光 V n、青緑色狭帯域光 B n、緑色光 G の発光量を測定する。なお、ガラス板 1 2 5 ~ 1 2 7 は、ガラス板 2 5 と同様であり、紫色狭帯域光 V n、青緑色狭帯域光 B n、緑色光 G のうち大部分を光路結合部 2 3 に向けて透過させ、一部を光量測定センサ 1 2 0 ~ 1 2 2 に向けて反射させる。

## 【 0 0 7 0 】

光源制御部 2 1 は、各光量測定センサ 2 5 及び 1 2 0 ~ 1 2 2 から出力される光量測定信号と、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d の目標光量設定信号とに基づいて、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d に加える電流量を設定する。ここで、V-LED 2 0 a の電流量を  $c_v$  とし、B-LED 2 0 b の電流量を  $c_b$  とし、G-LED 2 0 c の電流量を  $c_g$  とし、R-LED 2 0 d の電流量を  $c_r$  とする。設定された電流量は各 LED 2 0 a ~ 2 0 d に出力されるとともに、通常用色変換部 6 8 及び特殊用色変換部 7 4 に出力される。

## 【 0 0 7 1 】

通常用色変換部 6 8 及び特殊用色変換部 7 4 では、各 LED 2 0 a ~ 2 0 d の波長シフト等による色ムラを補正するためのマトリックス処理を行う。そのため、通常用色変換部 6 8 及び特殊用色変換部 7 4 には、R-LED 2 0 d の波長シフトや経時劣化を補正するための第 1 マトリックス係数  $M_{ij\_cr}$  の他に、V-LED 2 0 a、B-LED 2 0 b、G-LED 2 0 c の波長シフトや経時劣化を補正するための第 1 マトリックス係数  $M_{ij\_cv}$ 、 $M_{ij\_cb}$ 、 $M_{ij\_cg}$  を、それぞれ、電流量  $c_v$ 、 $c_b$ 、 $c_g$ 、 $c_g$  に関連付けて記憶させておく。そして、実際のマトリックス処理時には、光源制御部 2 1 で設定された電流量  $c_v$ 、 $c_b$ 、 $c_g$ 、 $c_g$  に対応する 4 つの第 1 マトリックス係数をそれぞれ掛け合わせた  $M_{ij\_cv} \times M_{ij\_cb} \times M_{ij\_cg} \times M_{ij\_cr}$  を、RGB 画像信号に乗算する。これにより、波長シフト等による色ムラが補正された色変換済 RGB 画像信号が得られる。

## 【 0 0 7 2 】

なお、上記第 1 ~ 第 3 実施形態では、 $3 \times 3$  のマトリックス回路 8 0 を用いて、R-LED 2 0 d の波長シフトや経時劣化に伴う色調の変化を補正したが、これに代えて、3 D L U T ( 3 次元ルックアップテーブル ( 3-Dimesion Look Up Table ) ) ( 本発明の第 2 テーブルに相当 ) を用いて、補正してもよい。図 1 6 に示すように、3 D L U T 1 3 0 は、RGB 画像信号と色変換済 RGB 画像信号が対応付けて記憶されており、RGB 画像信号の入力に対して、色変換済 RGB 画像信号を出力する。この 3 D L U T 1 3 0 は、R-LED 2 0 d の電流量毎に複数設けられている。

## 【 0 0 7 3 】

したがって、実際のマトリックス処理時には、複数の 3 D L U T 1 3 0 の中から、R-LED 2 0 d に加える電流量に対応する 3 D L U T が選択される。この選択された 3 D L U T により、RGB 画像信号を色変換済 RGB 画像信号に変換する。なお、3 D L U T の作成方法としては、所定の電流量で発光したときの RGB 画像信号と色変換済 RGB 画像信号との関係を、電流量と関連付けて多数記憶しておき、その記憶した電流量、RGB 画像信

10

20

30

40

50

号、色変換済RGB画像信号間の相関関係に基づいて、3DLUTを作成する方法が考えられる。

【0074】

なお、上記実施形態では、図3に示すような発光スペクトルを有する4色の光を用いたが、発光スペクトルはこれに限られない。例えば、図17に示すように、緑色光G及び赤色光Rについては、図3と同様のスペクトルを有する光にする一方で、紫色狭帯域光Vn\*については、中心波長410~420nmで、図3の紫色狭帯域光Vnよりもやや長波長側に波長範囲を有する光にし、青緑色狭帯域光Bn\*については、中心波長445~460nmで、図3の青緑色狭帯域光Bnよりもやや短波長側に波長範囲を有する光にしてもよい。

【符号の説明】

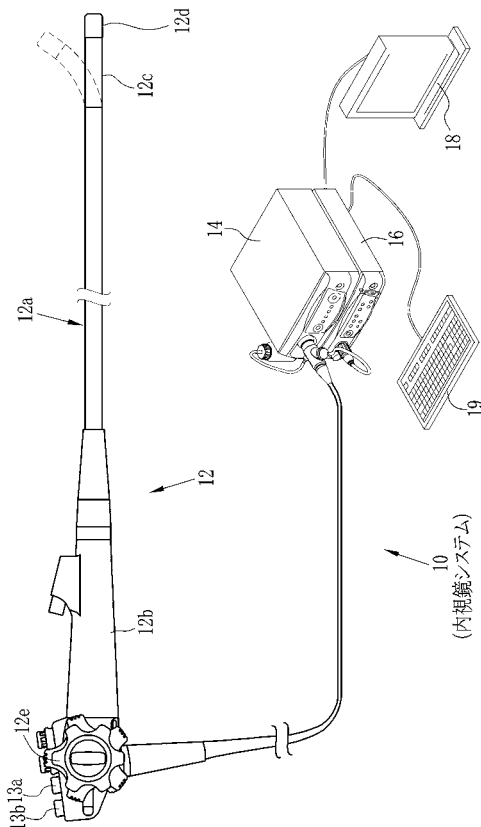
【0075】

- 10 内視鏡システム
- 20a~20d V-LED,B-LED,G-LED,R-LED(半導体光源)
- 21 光源制御部
- 25, 120~122 光量測定センサ
- 48 撮像センサ(画像信号取得手段)
- 68 通常用色変換部(色変換部)
- 74 特殊用色変換部(色変換部)
- 80 3x3マトリクス回路
- 102 大容量メモリ(第1メモリ)
- 130 3DLUT(第2テーブル)

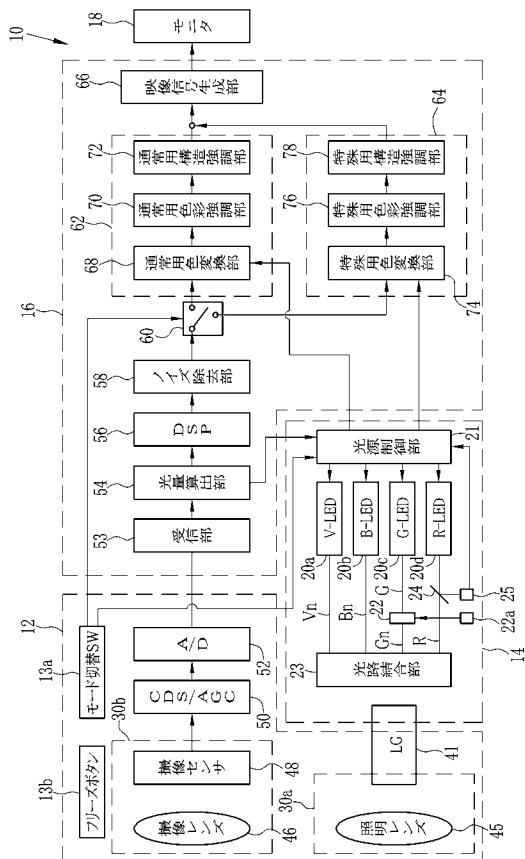
10

20

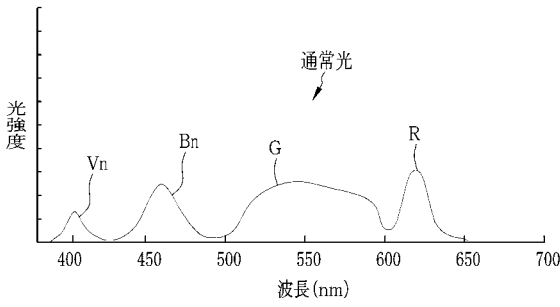
【図1】



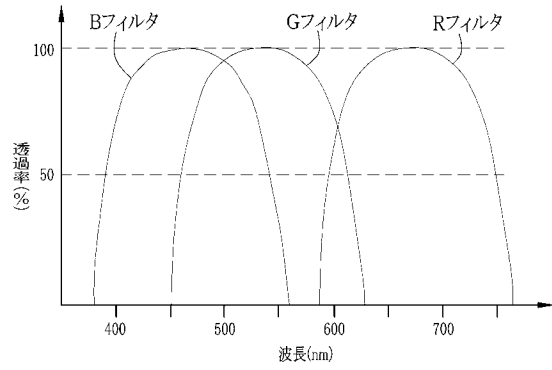
【図2】



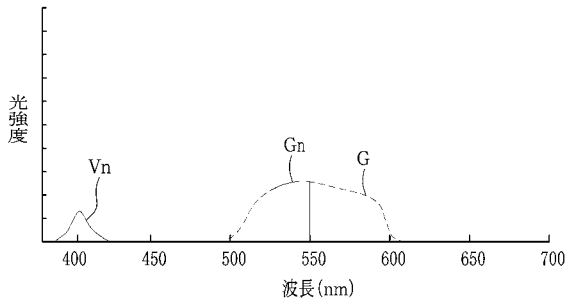
【 図 3 】



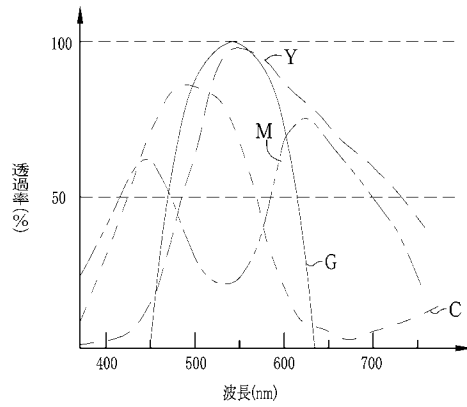
【 図 5 】



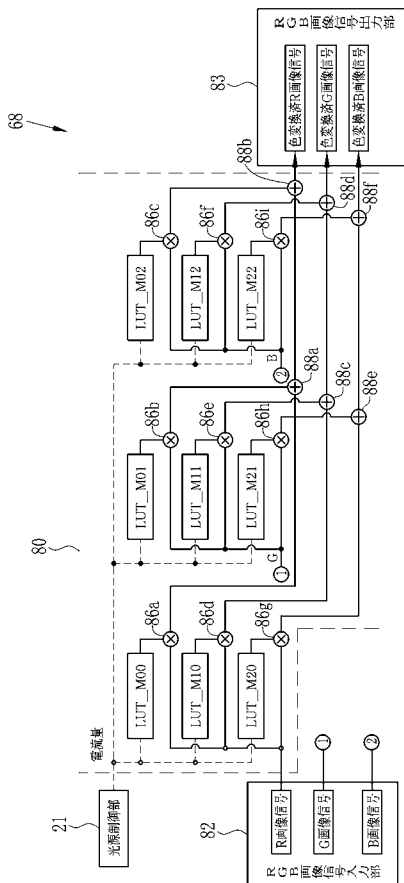
【 図 4 】



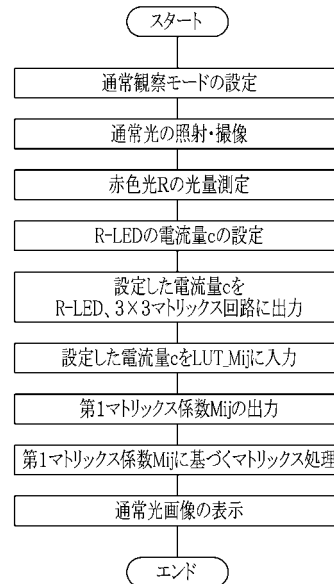
【 図 6 】



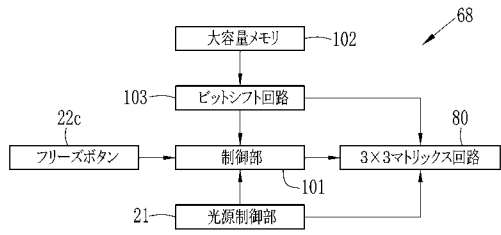
【 図 7 】



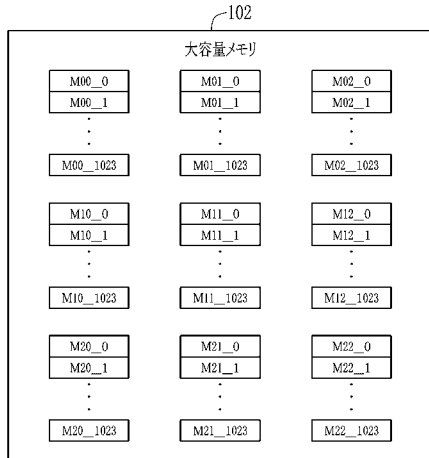
【 図 8 】



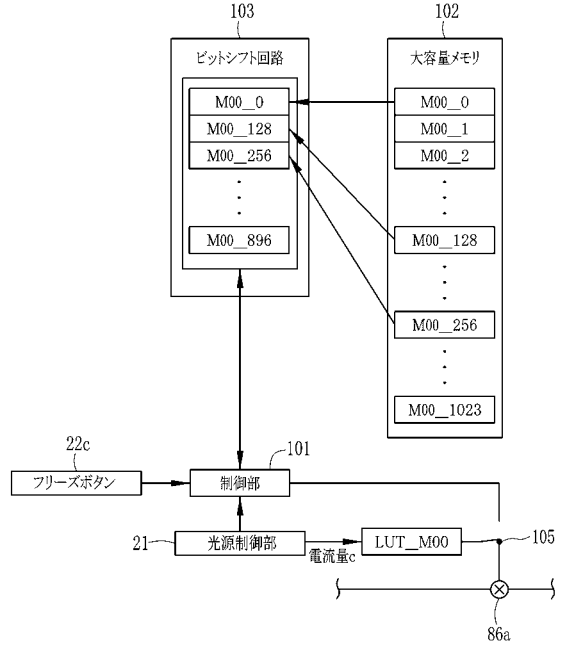
【図9】



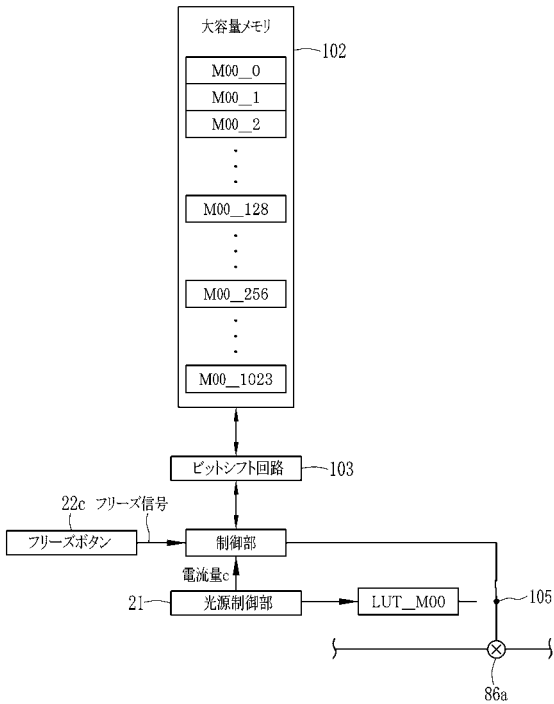
【図10】



【図11】



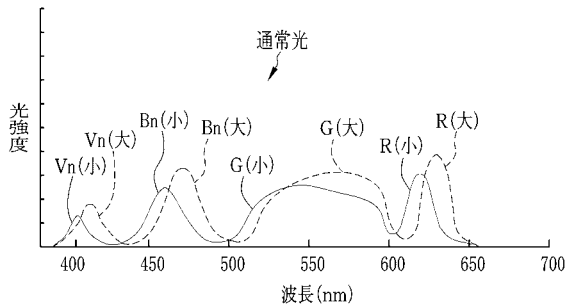
【図12】



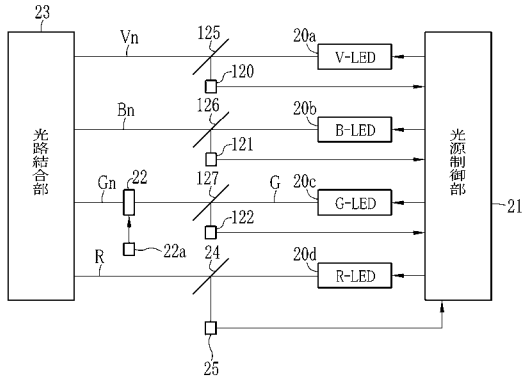
【図13】



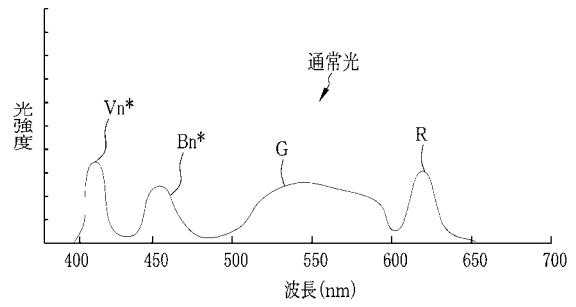
【図14】



【図15】



【図17】

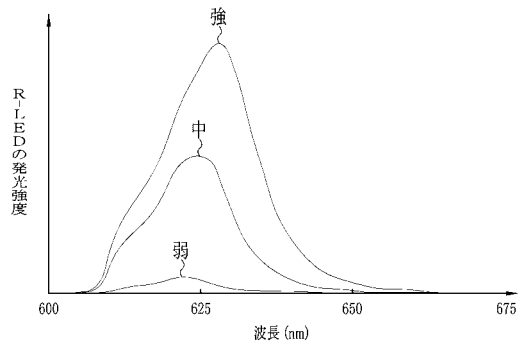


【図16】

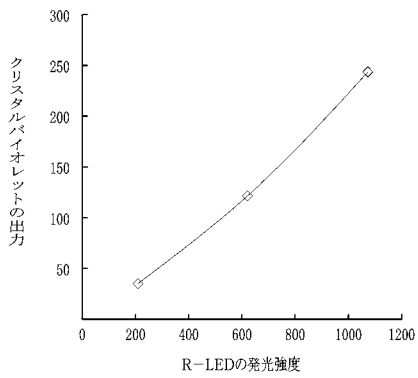
130

RGB画像信号			色変換済RGB画像信号		
R0	G0	B0	R0	G0	B0
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮	⋮	⋮	⋮
R255	G255	B255	R240	G255	B255

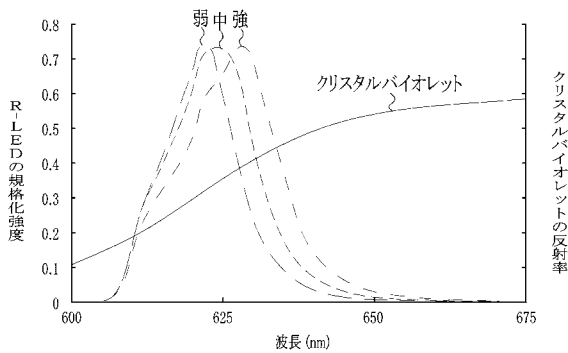
【図18】



【図19】



【図20】



专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2015061569A</a>	公开(公告)日	2015-04-02
申请号	JP2013196305	申请日	2013-09-23
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	藏本昌之		
发明人	藏本 昌之		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/00004 A61B1/00009 A61B1/0661 A61B1/0684 A61B1/00006 A61B1/0002 A61B1/00059 A61B1/045 A61B1/0638		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/06.A G02B23/26.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.640 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA07 2H040/GA12 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/SS21 4C161/TT03 5C054/CA04 5C054/EJ01 5C054/FC11 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP5931031B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：校正由于半导体光源的波长偏移引起的色调变化。 解决方案：通过点亮包括R-LED在内的所有四个彩色LED，正常的光会发射到样品中。 可以通过使用图像传感器捕获普通光照射的样本的图像来获得RGB图像信号。 从R-LED发射的红光R的量由光量测量传感器测量。 光源控制单元21基于由光量测量传感器获得的光量测量信号和R-LED的目标光量设置信号来设置要施加到R-LED的电流c。 设定电流c被输出到R-LED并且还输出到正常颜色转换单元68。 普通颜色转换单元68的每个LUT\_Mij根据R-LED的电流c输出第一矩阵系数Mij。 通过基于第一矩阵系数Mij的矩阵处理，将RGB图像信号转换为经颜色转换的RGB图像信号。 [选择图]图7

