

(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2017-144247  
(P2017-144247A)

(43) 公開日 平成29年8月24日 (2017. 8. 24)

(51) Int. Cl.			F I			テーマコード (参考)	
<b>A61B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/06	610	2H040	
<b>A61B</b>	<b>1/045</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/045	610	4C161	
<b>G02B</b>	<b>23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G02B	23/24		5C054	B
<b>H04N</b>	<b>7/18</b>	<b>(2006.01)</b>	H04N	7/18			M
<b>A61B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A61B	1/00	513		

審査請求 有 請求項の数 11 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2017-53936 (P2017-53936)  
 (22) 出願日 平成29年3月21日 (2017. 3. 21)  
 (62) 分割の表示 特願2016-86957 (P2016-86957)  
 の分割  
 原出願日 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 110001988  
 特許業務法人小林国際特許事務所  
 (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 BA23 CA04 CA06 GA02 GA11  
 4C161 CC06 GG01 HH54 JJ17 NN01  
 QQ01 QQ02 QQ07 QQ09 RR04  
 RR11 RR23 RR26 TT13  
 5C054 CA04 CC02 CE01 EJ01 FC11  
 HA12

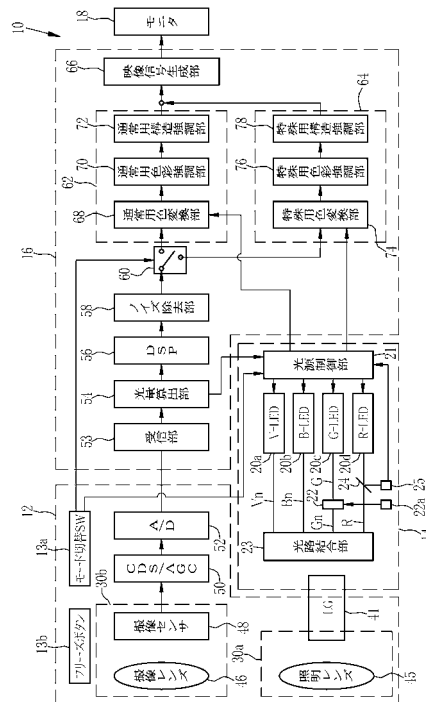
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(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ことができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】 光源制御部 2 1 は、通常観察モードにおいて、通常観察モード用の光源制御を行って、通常観察モード用の光を発生し、特殊観察モードにおいて、特殊観察モード用の光源制御を行って、特殊観察モード用の光を発生するように、複数の LED 光源を制御する。複数の LED 光源のうち少なくとももいずれか 1 つの LED 光源は、発光強度が大きくなる程、ピーク波長がシフトする光を発生する。色変換部 6 8 は、複数の LED 光源に加える駆動量に応じて、色変換処理の内容を変更する。

【選択図】 図 2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

検体を照明するための照明光として、ピーク波長が互いに異なる光を発生する複数の LED 光源と、光源制御部とを有する光源装置と、

前記光源制御部が、前記複数の LED 光源に対して、通常観察モード用の光源制御を行って、通常観察モード用の光を発生する通常観察モードと、前記光源制御部が、前記複数の LED 光源に対して、特殊観察モード用の光源制御を行って、特殊観察モード用の光を発生する特殊観察モードとを切り替えるモード切替部と、

撮像面にカラーフィルタを備えたカラー撮像素子と、

前記照明光で照明中の検体を前記カラー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 カラー画像信号に基づいて目標光量を算出する光量算出部と、

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色変換部とを備え、

前記複数の LED 光源のそれぞれの LED 光源は、前記カラー撮像素子の透過波長範囲にピーク波長を有する光を発生し、前記複数の LED 光源のうち少なくともいずれか 1 つの LED 光源は、発光強度が大きくなる程、ピーク波長がシフトする光を発生し、

前記光源制御部は、前記光量算出部で算出した前記目標光量に基づいて、前記複数の LED 光源に加える駆動量を設定し、

前記色変換部は、前記複数の LED 光源に加える駆動量に応じて、前記色変換処理の内容を変更する内視鏡システム。

## 【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 係数を乗算することによって、前記第 2 カラー画像信号に変換する処理であり、

前記第 1 係数は、前記複数の LED 光源に加える駆動量に関連づけられている請求項 1 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 3】

前記駆動量は電流量である請求項 1 または 2 記載の内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記光源制御部において、

前記目標光量から、設定光量比に基づいて、前記複数の LED 光源の目標光量を算出する請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記通常観察モードが選択された場合に、前記色変換部が、前記色変換処理の内容の変更を行う請求項 1 ないし 4 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 6】

前記照明光の光量を測定する光量測定センサを有する請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 7】

前記複数の LED 光源のうち少なくとも 2 つの LED に、それぞれの LED から発せられた光の光量を測定する光量測定センサが設けられている請求項 1 ないし 5 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記複数の LED 光源は、B - LED、G - LED、R - LED である請求項 1 ないし 7 いずれか 1 項記載の内視鏡システム。

## 【請求項 9】

前記 B - LED、前記 G - LED、前記 R - LED には、それぞれ各 LED から発せられる光の光量を測定する光量測定センサが設けられており、

前記光源制御部は、

前記目標光量から、設定光量比に基づいて、前記 B - LED の目標光量、前記 G - L E

10

20

30

40

50

Dの目標光量、前記R - LEDの目標光量を算出し、

前記光量測定センサで測定した前記B - LED, 前記G - LED, 前記R - LEDの光の光量と、前記B - LEDの目標光量、前記G - LEDの目標光量、前記R - LEDの目標光量との比較に基づいて、前記B - LED, 前記G - LED, 前記R - LEDの前記駆動量を設定する請求項8記載の内視鏡システム。

【請求項10】

前記複数のLED光源は、V - LED、B - LED、G - LED、R - LEDである請求項1ないし7いずれか1項記載の内視鏡システム。

【請求項11】

前記複数のLED光源のうち少なくとも1つのLED光源は、発光強度が大きくなる程、ピーク波長が長波側にシフトする光を発生する請求項1ないし10いずれか1項記載の内視鏡システム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、LED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に関する。

【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。

20

【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が要求されるが、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ずれてしまうと、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。

【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。 )。

30

【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

40

【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

50

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。

【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。

10

【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】

【0010】

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として、ピーク波長が互いに異なる光を発生する複数のLED光源と、光源制御部とを有する光源装置と、光源制御部が、複数のLED光源に対して、通常観察モード用の光源制御を行って、通常観察モード用の光を発する通常観察モードと、光源制御部が、複数のLED光源に対して、特殊観察モード用の光源制御を行って、特殊観察モード用の光を発する特殊観察モードとを切り替えるモード切替部と、撮像面にカラーフィルタを備えたカラー撮像素子と、照明光で照明中の検体をカラー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カラー画像信号に基づいて目標光量を算出する光量算出部と、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色変換部とを備え、複数のLED光源のそれぞれのLED光源は、カラー撮像素子の透過波長範囲にピーク波長を有する光を発し、複数のLED光源のうち少なくともいずれか1つのLED光源は、発光強度が大きくなる程、ピーク波長がシフトする光を発生し、光源制御部は、光量算出部で算出した目標光量に基づいて、複数のLED光源に加える駆動量を設定し、色変換部は、複数のLED光源に加える駆動量に応じて、色変換処理の内容を変更する。

20

30

【0011】

色変換処理は、第1カラー画像信号に対して第1係数を乗算することによって、第2カラー画像信号に変換する処理であり、第1係数は、複数のLED光源に加える駆動量に関連づけられていることが好ましい。駆動量は電流量であることが好ましい。光源制御部において、目標光量から、設定光量比に基づいて、複数のLED光源の目標光量を算出することが好ましい。通常観察モードが選択された場合に、色変換部が、色変換処理の内容の変更を行うことが好ましい。

40

【0012】

照明光の光量を測定する光量測定センサを有することが好ましい。複数のLED光源のうち少なくとも2つのLEDに、それぞれのLEDから発せられた光の光量を測定する光量測定センサが設けられていることが好ましい。

【0013】

複数のLED光源は、B-LED、G-LED、R-LEDであることが好ましい。B-LED、G-LED、R-LEDには、それぞれ各LEDから発せられる光の光量を測定する光量測定センサが設けられており、光源制御部は、目標光量から、設定光量比に基

50

づいて、B - LEDの目標光量、G - LEDの目標光量、R - LEDの目標光量を算出し、光量測定センサで測定したB - LED、G - LED、R - LEDの光の光量と、B - LEDの目標光量、G - LEDの目標光量、R - LEDの目標光量との比較に基づいて、B - LED、G - LED、R - LEDの駆動量を設定することが好ましい。複数のLED光源は、V - LED、B - LED、G - LED、R - LEDであることが好ましい。複数のLED光源のうち少なくとも1つのLED光源は、発光強度が大きくなる程、ピーク波長が長波側にシフトする光を発生することが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、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。

10

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【図2】第1実施形態の内視鏡システムの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）の補色フィルタの分光透過率を示すグラフである。

20

【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。

30

【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。

40

【発明を実施するための形態】

【0016】

[第1実施形態]

図1に示すように、第1実施形態の内視鏡システム10は、内視鏡12と、光源装置14と、プロセッサ装置16と、モニター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と電氣的に接続される。内視鏡12は、検体内に挿入される挿入部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のアンクルノブ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。

【0017】

50

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。

【0018】

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。

10

【0019】

プロセッサ装置 16 は、モニター 18 及びコンソール 19 と電氣的に接続される。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。

【0020】

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 LED 20a~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。

20

【0021】

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-LED 20d 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。

30

【0022】

V-LED 20a 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-LED 20b 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-LED 20c 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-LED 20d 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-LED 20c 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。

【0023】

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-LED 20c の光路上から退避させた状態で、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d 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、特殊観察モード時には、緑色狭帯域フィルタ 22 を G-LED 20c の光路上に挿入した状態で、V-LED 20a、G-LED 20c 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-LED 20a 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。

40

【0024】

光源制御部 21 は、V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c、R-LED 20d に所定の電

50

流量（LEDの駆動量の種類）を加えて、各LED 20a~20dの発光量を制御する。V-LED 20a、B-LED 20b、G-LED 20c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-LED 20d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LED 20a~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。

#### 【0025】

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-LED 20dの発光量が目標光量となるように、R-LED 20d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 20dに出力されるとともに、プロセッサ装置内でR-LED 20dの波長シフトによる色調の変化を抑制するマトリ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。

#### 【0026】

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-LED 20dの光量をフィードバック制御することにより、R-LED 20d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 20dに加える電流量の再設定により是正されるため、R-LED 20dの発光量は常に目標光量を維持することができる。

#### 【0027】

ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコード（図示せず）内に内蔵されており、光路結合部23で結合された光を内視鏡12の先端部12dまで伝搬する。なお、ライトガイド41としては、マルチモードファイバを使用することができる。一例として、コア径105 $\mu$ m、クラッド径125 $\mu$ m、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

#### 【0028】

内視鏡12の先端部12dは照明光学系30aと撮像光学系30bを有している。照明光学系30aは照明レンズ45を有しており、この照明レンズ45を介して、ライトガイド41からの光が検体内に照射される。撮像光学系30bは、撮像レンズ46、撮像センサ48を有している。検体からの反射光は、撮像レンズ46を介して、撮像センサ48に入射する。これにより、撮像センサ48に検体の反射像が結像される。

#### 【0029】

撮像センサ48はカラーの撮像素子であり、検体の反射像を撮像して画像信号を出力する。この撮像センサ48は、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサやCMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) イメージセンサ等であることが好ましい。本発明で用いられるイメージセンサは、R（赤）、G（緑）及びB（青）の3色の画像信号を得るためのカラーイメージセンサ、即ち、撮像面にRGBフィルタを備えた、いわゆるRGBイメージセンサである。図5に示すように、RGBイメージセンサのBフィルタは380~570nmの光を透過させ、Gフィルタは450~630nmの光を透過させ、Rフィルタは580~770nmの光を透過させる。

#### 【0030】

なお、撮像センサ48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、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGBの3色の画像信号を得ることができる。この場合には、CMYGの4色の画像信号からRGBの3色の画像信号に色変換する色変換手段を、内視鏡12又はプロセッサ装置16のいずれかに備えている必要

10

20

30

40

50

がある。

【0031】

図2に示すように、撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS・AGC回路50に送信される。CDS・AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(CDS)や自動利得制御(AGC)を行う。CDS・AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器(A/Dコンバータ)52により、デジタル画像信号に変換される。A/D変換されたデジタル画像信号は、プロセッサ装置16に入力される。

【0032】

プロセッサ装置16は、受信部53と、光量算出部54と、DSP56と、ノイズ除去部58と、画像処理切替部60と、通常光画像処理部62と、特殊光画像処理部64と、映像信号生成部66とを備えている。受信部53は内視鏡12からのRGB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48のR画素(Rフィルタが設けられた画素)から出力される信号に対応し、G画像信号は撮像センサ48のG画素(Gフィルタが設けられた画素)から出力される信号に対応し、B画像信号は撮像センサ48のB画素(Bフィルタが設けられた画素)から出力される信号に対応している。

10

【0033】

光量算出部54は、受信部53で受信したRGB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54は、算出された目標光量と、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d間の設定光量比とに基づいて、各V-LED20a~20dの目標光量を定めた目標光量設定信号を算出する。

20

【0034】

例えば、光量算出部54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-LED20aの目標光量は「 $P \times (a / (a + b + c + d))$ 」となり、B-LED20bの目標光量は「 $P \times (b / (a + b + c + d))$ 」となり、G-LED20cの目標光量は「 $P \times (c / (a + b + c + d))$ 」となり、R-LED20d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19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。

30

【0035】

DSP56は、RGB画像信号に対してガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去部58は、DSP56でガンマ補正等が施されたRGB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、RGB画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去されたRGB画像信号は、画像処理切替部60に送信される。

【0036】

画像処理切替部60は、モード切替SW13aにより、通常観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を通常光画像処理部62に送信し、特殊観察モードにセットされている場合には、RGB画像信号を特殊光画像処理部64に送信する。

40

【0037】

通常光画像処理部62は、通常用色変換部68と、通常用色彩強調部70と、通常用構造強調部72とを有し、検体内を通常の生体の色調で表現した通常光画像を生成する。通常用色変換部68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。この通常用色変換部68では、詳しくは後述するように、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マトリックス処理が行われる。

【0038】

通常用色変換部68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。通常用色彩強調部70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。通常用構造強調部72は、色彩強調処理済

50

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。

【 0 0 3 9 】

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 # M i j ( 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 # M i j 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 M i j # 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 M i j # 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。

10

【 0 0 4 0 】

また、各 L U T # M i j 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 からの 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 M i j # c を出力する。出力された第 1 マトリックス係数 M i j # 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 1 】

加算器 8 8 a は、第 1 マトリックス係数 M 0 0 # c が乗算された R 画像信号と、第 1 マトリックス係数 M 0 1 # c が乗算された G 画像信号とを加算する。加算器 8 8 b は、加算器 8 8 a

20

色変換済 R 画像信号

$$= M 0 0 \# c \times R \text{ 画像信号} + M 0 1 \# c \times G \text{ 画像信号} + M 0 2 \# c \times B \text{ 画像信号} \cdots ( 1 )$$

【 0 0 4 2 】

上記のように、加算器 8 8 c ~ 8 8 f 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、R G B 画像信号出力部 8 4 から出力される。

色変換済 G 画像信号

$$= M 1 0 \# c \times R \text{ 画像信号} + M 1 1 \# c \times G \text{ 画像信号} + M 1 2 \# c \times B \text{ 画像信号} \cdots ( 2 )$$

色変換済 B 画像信号

$$= M 2 0 \# c \times R \text{ 画像信号} + M 2 1 \# c \times G \text{ 画像信号} + M 2 2 \# c \times B \text{ 画像信号} \cdots ( 3 )$$

30

【 0 0 4 3 】

なお、各 L U T # M i j に記憶する R-LED 2 0 d の電流量 c と第 1 マトリックス係数 M i j 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-LED 2 0 d に最小電流量 C m i n 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 R G B 画像信号を出力する。この出力した R G B 画像信号と、目標とする R G B 画像信号とに基づいて、第 1 マトリックス係数 M i j # 0 を決定する。この決定した第 1 マトリックス係数 M i j # 0 を L U T # M i j に格納する。次に、R-LED 2 0 d 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 マトリックス係数 M i j # p ( p は 1 ~ 1 0 2 3 の間の整数 ) を算出して L U T # M i j に格納する。

40

【 0 0 4 4 】

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 1 8、図 2 0 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 マトリックス係数 M i j # 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 マトリックス係数 M 0 0 # c、M 0 1 # c、M 0 2 # c を定めればよい。例えば、R 画像信号に乘算される M 0 0 # c を小さくするか、もしくは、G 画像信号及び R 画像信

50

号に乗算される $M01\#c$ , $M02\#c$ を大きくすればよい。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。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、特殊観察モード時には特殊光画像を表示する。

【0048】

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SW13aにより通常観察モードに設定されると、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20d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RGB画像信号が出力される。

【0049】

光源装置14内では、R-LED20d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-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、プロセッサ装置内の通常用色変換部68にも出力される。

【0050】

光源制御部21から出力されたR-LED20d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 $LUT\#Mij$ に入力される。各 $LUT\#Mij$ 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、RGB画像信号に対して行う。これにより、色変換済RGB画像信号が得られる。この色変換済RGB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-LED20d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。

【0051】

[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 $LUT\#Mij$ 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

10

20

30

40

50

なるため、第2実施形態では、マトリクス回路80のLUT#Mij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。

#### 【0052】

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3×3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13b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13b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、3×3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-LED20d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。

10

#### 【0053】

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LUT#Mijに記憶させてマトリクス処理を行う。これにより、LUT#Mijに記憶する第1マトリクス係数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マトリクス係数を記憶させた場合には、3×3×1024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、3×3×8だけのメモリ容量だけで済むようになる。

20

#### 【0054】

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マトリクス係数Mijを読み出して、この読み出した第1マトリクス係数Mijに基づいてダイレクトにマトリクス処理を行う。そのため、静止画取得時には、マトリクス回路80内のLUT#Mijは用いられない。

30

#### 【0055】

第1マトリクス係数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マトリクス係数に基づいて、マトリ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マトリクス係数に基づいて、マトリクス処理が行われる。

40

#### 【0056】

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マトリクス係数M00を読み出す。この読み出された第1マトリクス係数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マトリクス係数M01~M22の読出しについても、第1マトリクス係数M00の読出しと同様にして行われる。

#### 【0057】

50

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マトリクス係数を読み出してマトリ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クス回路80内の  $LUT\#Mij$  に格納した第1マトリクス係数  $Mij$  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マトリクス係数を用いてマトリ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マトリクス  $Mij$  が格納されている場合、電流量  $c$  が  $128 \sim 256$  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。

$$Mij\#c = ((c-128) \times Mij\#256 + (256-c) \times Mij\#128) / 128 \dots (4)$$

【0058】

[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マトリクス係数  $Mij\#c$  と第2マトリクス係数  $CMij$  を乗算して得られる補正マトリクス係数  $Mij\#c'$  を用いて、第1及び第2実施形態と同様の方法でマトリクス処理を行う。

$$Mij\#c' = CMij \times Mij\#c \dots (5)$$

【0059】

キャリブレーションによる第2マトリクス係数 ( $CM00 \sim CM22$  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  $\times$  3色の画像信号)が得られる。

【0060】

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  $\times$  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  $\times$  3色の画像信号)が得られる。

【0061】

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  $\times$  3色の画像信号)が得られる。

【0062】

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 ( $CM00 \sim CM22$ ) 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。

【0063】

なお、本実施形態のように、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dの

10

20

30

40

50

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。

10

## 【0064】

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。

20

## 【0065】

なお、上記第1~第3実施形態では、R-LED20d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クス処理を行ったが、その他の色のV-LED20a、B-LED20b、G-LED20cについても、図14に示すように、発光強度を大きくすると、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、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14では、「Vn(大)」は「Vn(小)」よりも発光強度が大きいことを、「Bn(大)」は「Bn(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。

## 【0066】

そこで、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c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クス処理を行ってもよい。図15に示すように、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20cの発光量については、光量測定センサ25と同様に、光量測定センサ120~122により測定される。光量測定センサ120~122は、ガラス板125~127で反射した紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光Gの発光量を測定する。なお、ガラス板125~127は、ガラス板25と同様であり、紫色狭帯域光Vn、青緑色狭帯域光Bn、緑色光Gのうち大部分を光路結合部23に向けて透過させ、一部を光量測定センサ120~122に向けて反射させる。

30

## 【0067】

光源制御部21は、各光量測定センサ25及び120~122から出力される光量測定信号と、各LED20a~20dの目標光量設定信号とに基づいて、各LED20a~20dに加える電流量を設定する。ここで、V-LED20aの電流量をcvとし、B-LED20bの電流量をcbとし、G-LED20cの電流量をcgとし、R-LED20dの電流量をcrとする。設定された電流量は各LED20a~20dに出力されるとともに、通常用色変換部68及び特殊用色変換部74に出力される。

40

## 【0068】

通常用色変換部68及び特殊用色変換部74では、各LED20a~20dの波長シフト等による色ムラを補正するためのマトリクス処理を行う。そのため、通常用色変換部68及び特殊用色変換部74には、R-LED20dの波長シフトや経時劣化を補正するための第1マトリクス係数Mij#crの他に、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20cの波長シフトや経時劣化を補正するための第1マトリクス係数Mij#cv、Mij#cb、Mij#cgを、そ

50

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 21 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。

#### 【0069】

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 80 を用いて、R-LED 20d 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、3DLUT (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 16 に示すように、3DLUT130 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 3DLUT130 は、R-LED 20d の電流量毎に複数設けられている。

10

#### 【0070】

したがって、実際のマトリックス処理時には、複数の 3DLUT130 の中から、R-LED 20d に加える電流量に対応する 3DLUT が選択される。この選択された 3DLUT 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、3DLUT 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。

20

#### 【0071】

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 ~ 420 nm 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 ~ 460 nm 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】

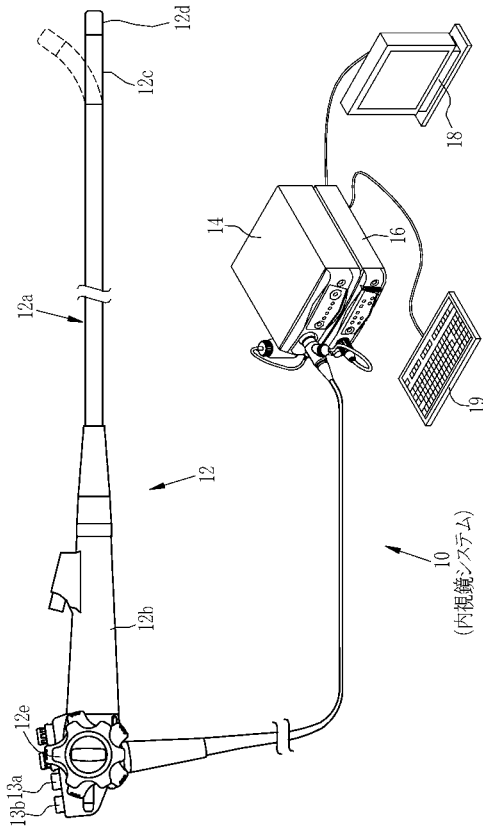
#### 【0072】

- 10 内視鏡システム
- 20 a ~ 20 d 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  $3 \times 3$  マトリックス回路
- 102 大容量メモリ (第 1 メモリ)
- 130 3DLUT (第 2 テーブル)

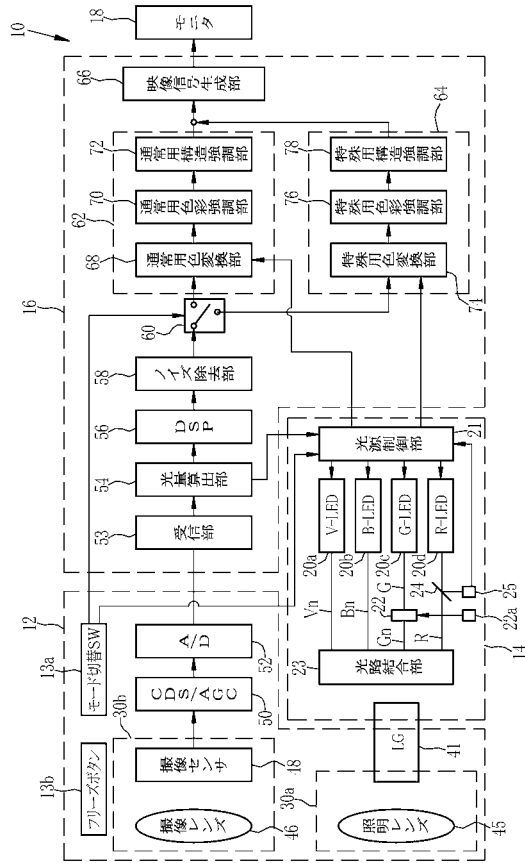
30

40

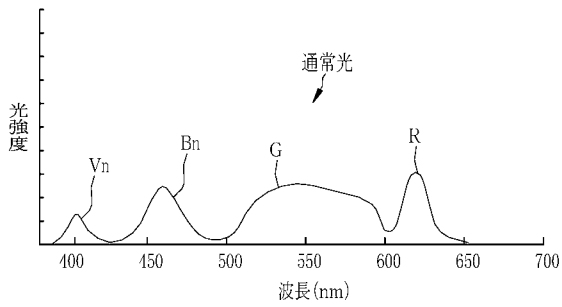
【 図 1 】



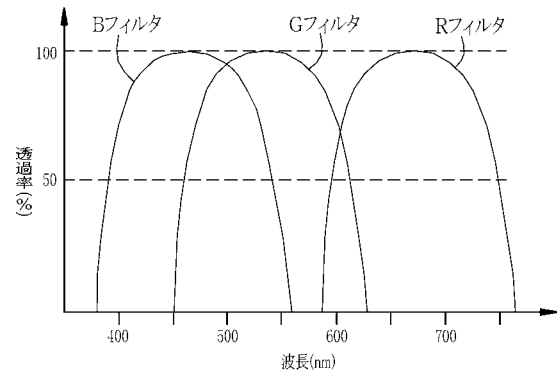
【 図 2 】



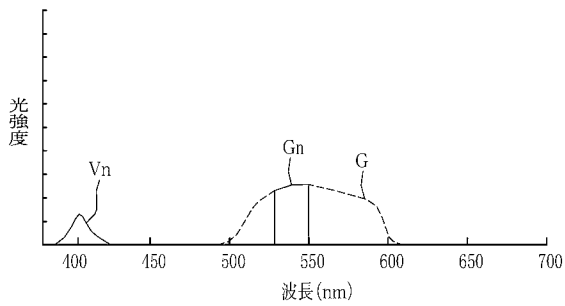
【 図 3 】



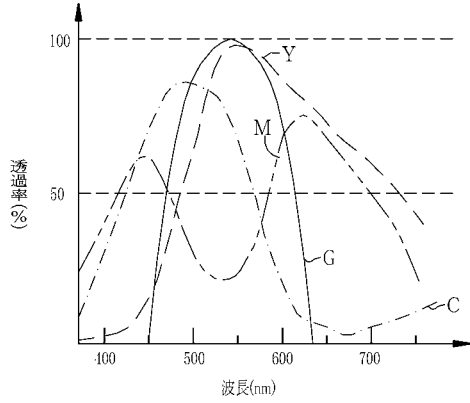
【 図 5 】



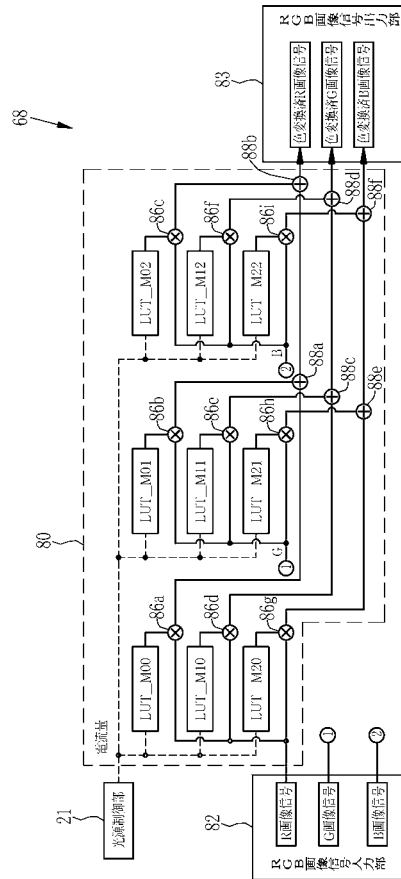
【 図 4 】



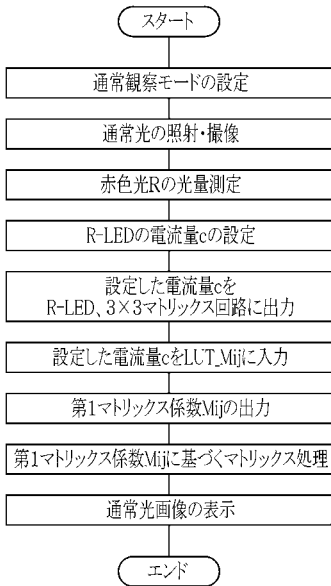
【図6】



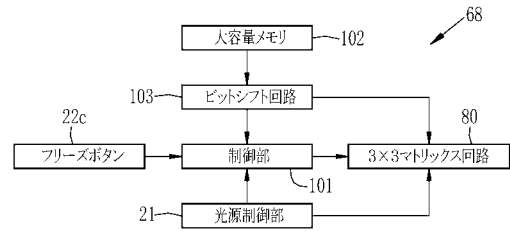
【図7】



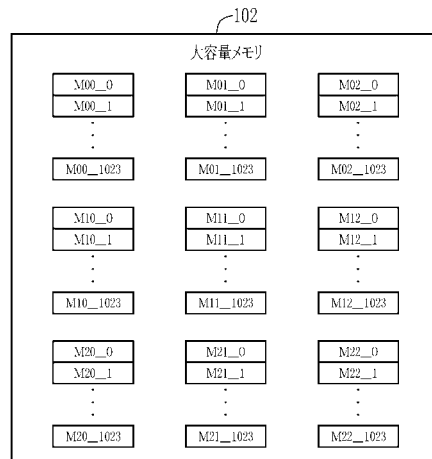
【図8】



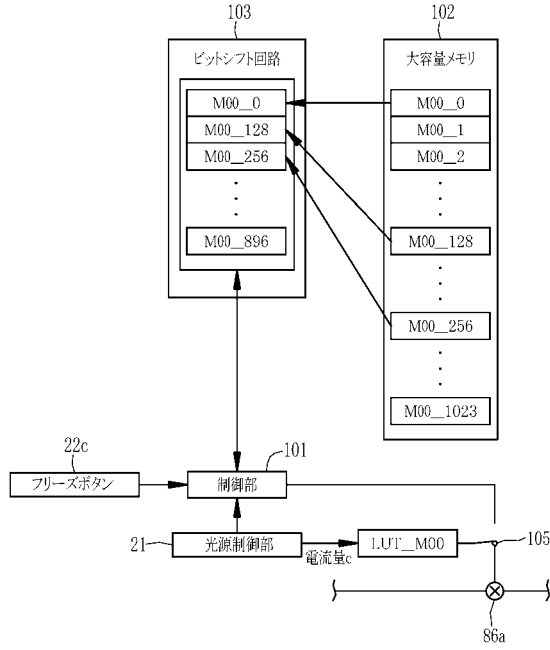
【図9】



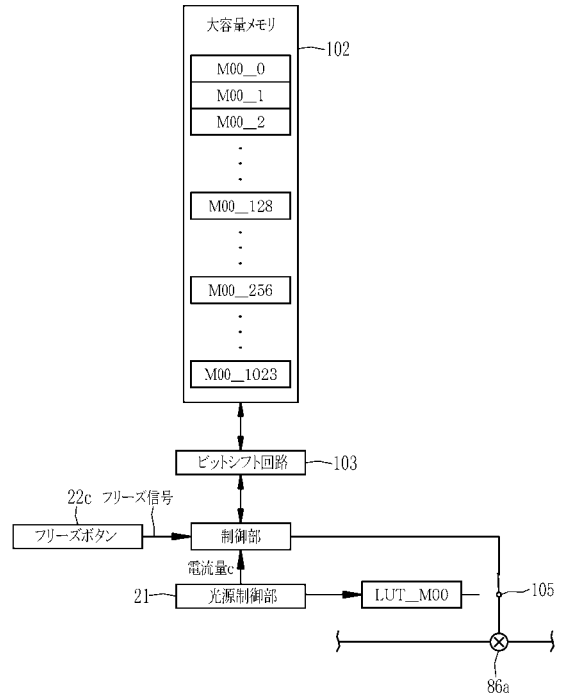
【図10】



【図 1 1】



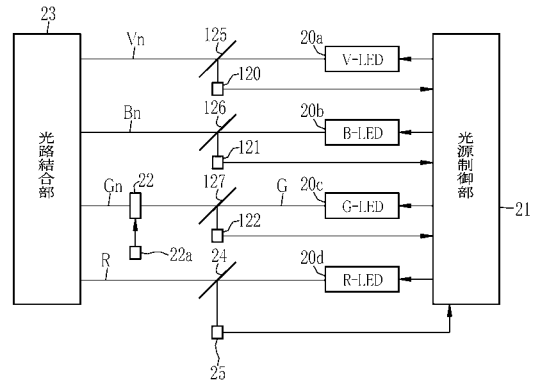
【図 1 2】



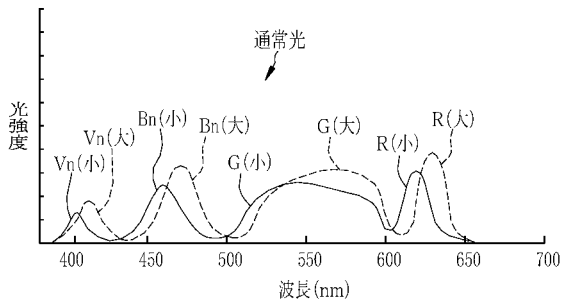
【図 1 3】



【図 1 5】



【図 1 4】

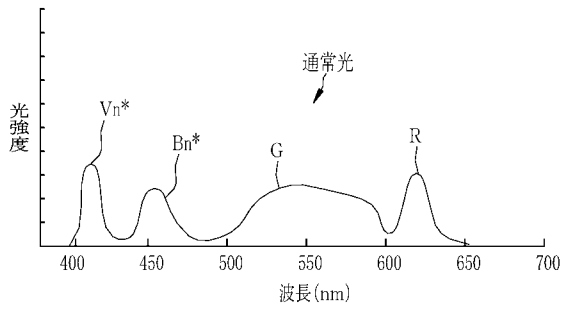


【図 1 6】

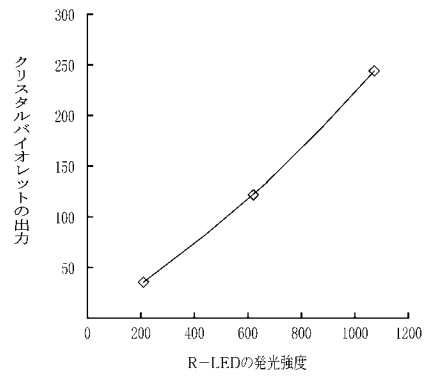
130

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

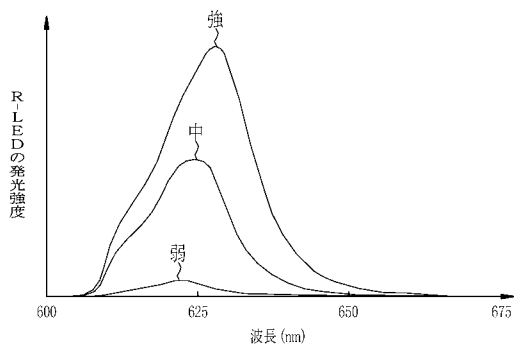
【図17】



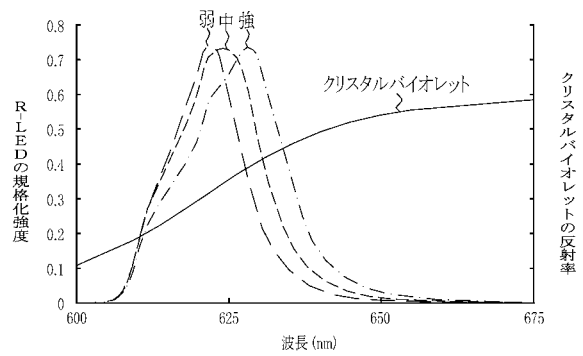
【図19】



【図18】



【図20】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2017144247A</a>	公开(公告)日	2017-08-24
申请号	JP2017053936	申请日	2017-03-21
[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	A61B1/06 A61B1/045 G02B23/24 H04N7/18 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.610 A61B1/045.610 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.513		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR23 4C161/RR26 4C161/TT13 5C054/CA04 5C054/CC02 5C054/CE01 5C054/EJ01 5C054/FC11 5C054/HA12		
其他公开文献	JP6320592B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统，其能够校正伴随半导体光源等的波长偏移的色调变化。光源控制单元在正常观察模式下对正常观察模式进行光源控制，为正常观察模式发光，在特殊观察模式下对特殊观察模式进行光源控制，并控制多个LED光源以便为特殊观察模式发光。多个LED光源中的至少任一个产生光，其峰值波长随着发光强度增加而偏移。颜色转换单元68根据施加到多个LED光源的驱动量来改变颜色转换处理的内容。The

