

(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2019-58689

(P2019-58689A)

(43) 公開日 平成31年4月18日(2019.4.18)

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード (参考)

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A61B 1/06

610

2H040

GO 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24

B

4 C 1 6 1

GO 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26

B

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2018-216972 (P2018-216972)

(22) 出願日 平成30年11月20日 (2018.11.20)

(62) 分割の表示 特願2015-131741 (P2015-131741)
の分割

原出願日 平成27年6月30日 (2015. 6. 30)

(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 大谷 健一

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

(72) 発明者 杉崎 誠

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 CA04 CA06 GA02 GA10

[最終頁に続く](#)

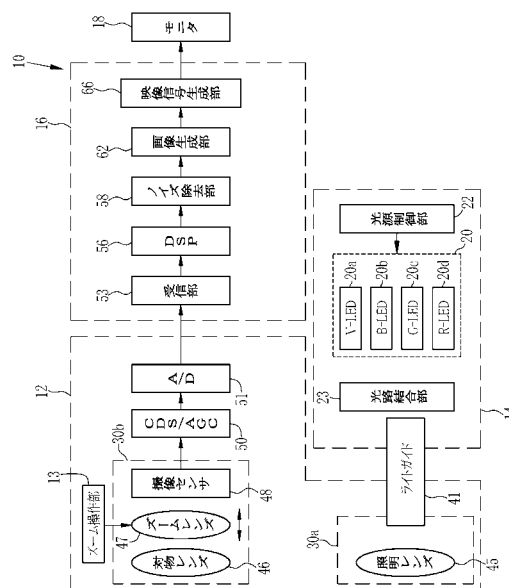
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】互いに異なる色の光を独立して発光する複数の光源を用いて連続スペクトル光を照明光に用いた場合とほぼ同様に観察対象を観察可能にする内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】V光、B光、G光、R光を重ね合わせた第1多色スペクトルを有する第1多色スペクトル光25を発する光源部20と、B画素、G画素、R画素を有する撮像センサ48と、各LED20a~20dを制御し、第1多色スペクトル光25を各色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、キセノンランプの連続スペクトル光26を各色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させる光源制御部22と、を備える。光源制御部22では、V光とB光の光量比 $K_v : K_b$ を決定した後に、光量比 $K_v : K_b$ でV光とB光を合成した光であるB2光、G光、及びR光の光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を算出する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 波長帯域の紫色光である V 光を発する紫色光源、第 2 波長帯域の青色光である B 光を発する青色光源、緑色光である G 光を発する緑色光源、及び、赤色光である R 光を発する赤色光源を有する複数の光源を有し、前記複数の光源が発光する光を重ね合わせた第 1 多色スペクトルを有する第 1 多色スペクトル光を発する光源部と、

異なる色に感度を有する複数色の画素を有する撮像センサであって、第 1 色に感度を有する第 1 色画素と、第 2 色に感度を有する第 2 色画素と、第 3 色に感度を有する第 3 色画素とを有する撮像センサと、

前記複数の光源を制御し、前記第 1 多色スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、キセノンランプ、ハロゲンランプ、または白色 LED が発光する白色光である連続スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させる光源制御部とを備え、

前記光源制御部は、

前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値とが一致し、且つ、前記第 1 多色スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値とが一致するように、前記 V 光と前記 B 光の光量比 $K_v : K_b$ を決定し、

前記光量比 $K_v : K_b$ で前記 V 光と前記 B 光を合成した光を B 2 光とした場合であって、前記 B 2 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ B 2 b、B 2 g、及び B 2 r とし、前記第 1 多色スペクトル光の G 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ G b、G g、及び G r とし、前記第 1 多色スペクトル光の R 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ R b、R g、及び R r とし、前記連続スペクトル光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ X b、X g、及び X r とした場合において、下記数 3 を満たすように、B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を算出する内視鏡システム。

数 3

$$\begin{pmatrix} Xb \\ Xg \\ Xr \end{pmatrix} = P_{b2} \begin{pmatrix} B2b \\ B2g \\ B2r \end{pmatrix} + P_g \begin{pmatrix} Gb \\ Gg \\ Gr \end{pmatrix} + P_r \begin{pmatrix} Rb \\ Rg \\ Rr \end{pmatrix}$$

【請求項 2】

前記光源制御部は、

前記光量比 $K_v : K_b$ と前記光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を用いて、前記 V 光、前記 B 光、前記 G 光、及び前記 R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を算出する請求項 1 記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

観察対象の種類毎に光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を記憶する光量比記憶部を備え、

前記光源制御部は、前記観察対象の種類毎の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ のなかから光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を選択する請求項 2 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記第 1 色画素は青色画素、前記第 2 色画素は緑色画素、前記第 3 色画素は赤色画素である請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記複数の光源が発する光量をそれぞれ検出する光量検出部を備え、

前記光源制御部は、前記光量検出部による検出結果を用いて、前記複数の光源のうち、前記第 1 多色スペクトル光を形成する光量の指定値に対して、光量の不足が最も大きい最劣化光源の光量に合わせて、残りの光源の光量を設定する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光量検出部は、前記複数の光源が発光している間、前記複数の光源が発光する光の検出を繰り返し行う請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記第 1 多色スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、前記連続スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する検証部を備える請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 8】

前記複数の光源が発する光量をそれぞれ検出する光量検出部を備え、

前記検証部は、前記光量検出部による検出結果を用いて、前記第 1 多色スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、前記連続スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

20

前記検証部は、前記撮像センサの出力を用いて、前記第 1 多色スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、前記連続スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記光源制御部は、前記検証部による検証結果を用いて前記複数の光源を制御する請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記第 1 色画素で受光する波長帯域は前記第 1 波長帯域と前記第 2 波長帯域に区切られており、

30

前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値とは、それぞれ前記第 1 色画素の前記第 1 波長帯域で受光して得られる光量積分値であり、

前記第 1 多色スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値とは、それぞれ前記第 1 色画素の前記第 2 波長帯域で受光して得られる光量積分値である請求項 1 ないし 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

第 1 波長帯域の紫色光である V 光を発する紫色光源、第 2 波長帯域の青色光である B 光を発する青色光源、緑色光である G 光を発する緑色光源、及び、赤色光である R 光を発する赤色光源を有する複数の光源を有し、前記複数の光源が発光する光を重ね合わせた第 1 多色スペクトルを有する第 1 多色スペクトル光を発する光源部と、異なる色に感度を有する複数色の画素を有する撮像センサであって、第 1 色に感度を有する第 1 色画素と、第 2 色に感度を有する第 2 色画素と、第 3 色に感度を有する第 3 色画素とを有する撮像センサと、を有する内視鏡システムの作動方法において、

40

光源制御部が前記複数の光源を制御し、前記第 1 多色スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、キセノンランプ、ハロゲンランプ、または白色 LED が発光する白色光である連続スペクトル光を前記複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させるステップであって、

前記光源制御部は、

前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の

50

前記第 1 波長帯域の光量積分値とが一致し、且つ、前記第 1 多色スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値と前記連続スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値とが一致するように、前記 V 光と前記 B 光の光量比 $K_v : K_b$ を決定し、

前記光量比 $K_v : K_b$ で前記 V 光と前記 B 光を合成した光を B 2 光とした場合であって、前記 B 2 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ B 2 b、B 2 g、及び B 2 r とし、前記第 1 多色スペクトル光の G 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ G b、G g、及び G r とし、前記第 1 多色スペクトル光の R 光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ R b、R g、及び R r とし、前記連続スペクトル光を前記第 1 色画素、前記第 2 色画素、及び前記第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ X b、X g、及び X r とした場合において、下記数 3 を満たすように、B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を算出するステップを有する内視鏡システムの作動方法。

10

数 3

$$\begin{pmatrix} Xb \\ Xg \\ Xr \end{pmatrix} = P_{b2} \begin{pmatrix} B2b \\ B2g \\ B2r \end{pmatrix} + P_g \begin{pmatrix} Gb \\ Gg \\ Gr \end{pmatrix} + P_r \begin{pmatrix} Rb \\ Rg \\ Rr \end{pmatrix}$$

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、観察対象に照射する照明光を複数の光源を用いて形成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。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、内視鏡光源装置、内視鏡、及び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。内視鏡光源装置は、体腔の粘膜等の観察対象に照射する光（以下、照明光という）を発生する装置である。内視鏡光源装置には、従来、キセノンランプ等の広帯域な連続スペクトルを有する光（以下、連続スペクトル光という）を発する光源が用いられてきたが、近年では、キセノンランプ等の広帯域光源の代わりに、LED（Light Emitting Diode）等の半導体光源が用いられつつある。光源に半導体光源を用いる場合には、例えば、青色LED、緑色LED、及び赤色LEDなどの互いに異なる色の光を発光する複数の半導体光源を組み合わせることで、これらの光を重ね合わせた分光スペクトルを有する光（以下、多色スペクトル光という）が照明光になる。

30

【0003】

例えば、特許文献 1 の内視鏡システムは、内視鏡光源装置に 4 個の独立制御可能な半導体光源を搭載し、各々の発光量を制御することで照明光の分光スペクトル（波長毎の光量分布）を調整することで、取得したい画像特性に応じた最適な特性を有する照明光を観察対象に照射できるようにしている。具体的には、明るさに対するダイナミックレンジの大きな画像、色温度が低い画像、色温度が高い画像、及び特殊な狭帯域波長を狭いエリアに照射した場合の画像を得るために、それぞれ照明光の分光スペクトル等を調節している。

40

【0004】

また、特許文献 2 の内視鏡システムは、複数の独立制御可能な半導体光源を搭載しており、内視鏡の機種を識別し、内視鏡の機種に応じて各半導体光源の駆動条件を設定している。具体的には、機種によって照明光を伝搬するためのライトガイドの光透過特性が異なる

50

るので、内視鏡の機種を識別して、ライトガイドの光透過特性に応じた各半導体光源の光量比を設定している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2013-255655号公報

【特許文献2】特開2013-202166号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

10

上記のように、内視鏡システムで用いる照明光は、従来のキセノンランプ等による連続スペクトル光から、複数の半導体光源による多色スペクトル光になりつつあるが、連続スペクトル光と多色スペクトル光とは、それぞれ分光スペクトルが異なっているので、連続スペクトル光を照射して撮像した観察対象の画像と、多色スペクトル光を照射して撮像した観察対象の画像とは、同じ観察対象であっても見え方が異なる場合がある。連続スペクトル光を照明光に用いる場合と、多色スペクトル光を照明光に用いる場合との観察対象の見え方の違いは一概にどちらが優れているとは言えないが、複数の半導体光源が独立制御可能であり、観察対象等に応じて分光スペクトルを調節できる分、多色スペクトル光を照明光に用いる場合の方が柔軟に観察できる利点がある。

【0007】

20

一方、内視鏡システムでは、キセノンランプ等による連続スペクトル光を照明光として用いてきた期間が長いので、多くの医師はキセノンランプ等による連続スペクトル光を照射した場合の観察対象の見え方に慣れている。このため、複数の半導体光源による多色スペクトル光を照明光に用いる場合でも従前のキセノンランプ等による連続スペクトル光を照明光に用いた場合と同様に観察できるようにしておくことが望まれている。また、過去の症例として蓄積されている内視鏡画像の多くも、キセノンランプ等による連続スペクトル光によって撮影されているので、複数の半導体光源による多色スペクトル光を照明光に用いる場合でも、過去の症例と単純に比較しやすくするために、連続スペクトル光を照明光に用いた場合と同様の内視鏡画像を得られるようにしておくことが望まれている。

【0008】

30

上記の要望に応えるためには、複数の半導体光源で連続スペクトル光の分光スペクトルを再現できれば良いが、実際には、複数の半導体光源で連続スペクトル光の分光スペクトルを完全に再現することはできない。例えば、中心波長から離れた波長ほど光量が小さくなる青色LED及び緑色LEDを光源として用いる場合、これらの中間色（青色と緑色の中間付近の波長）の光量は、青色LEDと緑色LEDの光量を調節しただけでは変化し難く、青色LED及び緑色LEDの各中心波長を連続スペクトル光の光量に近づけると、青色と緑色の中間色の光量は連続スペクトル光の光量を大幅に下回る。逆に、青色と緑色の中間色の光量を連続スペクトル光に近づけるために青色LEDと緑色LEDの光量を増大させると、青色LEDの中心波長付近の色や緑色LEDの中心波長の色では連続スペクトル光の光量を大幅に超過してしまう。

40

【0009】

本発明は、互いに異なる色の光を独立して発光する複数の光源を用いて、これらの光を重ね合わせた多色スペクトル光を照明光として用いる場合でも、連続スペクトル光を照明光に用いた場合と同様に観察対象を観察可能にする内視鏡システム及び内視鏡システム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】

【0010】

本発明の内視鏡システムは、第1波長帯域の紫色光であるV光を発する紫色光源、第2波長帯域の青色光であるB光を発する青色光源、緑色光であるG光を発する緑色光源、及び、赤色光であるR光を発する赤色光源を有する複数の光源を有し、複数の光源が発光す

50

る光を重ね合わせた第 1 多色スペクトルを有する第 1 多色スペクトル光を発する光源部と、異なる色に感度を有する複数色の画素を有する撮像センサであって、第 1 色に感度を有する第 1 色画素と、第 2 色に感度を有する第 2 色画素と、第 3 色に感度を有する第 3 色画素とを有する撮像センサと、複数の光源を制御し、第 1 多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、キセノンランプ、ハロゲンランプ、または白色 LED が発光する白色光である連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させる光源制御部とを備え、光源制御部は、第 1 多色スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値とが一致し、且つ、第 1 多色スペクトル光の第 2 波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第 2 波長帯域の光量積分値とが一致するように、V 光と B 光の光量比 $K_v : K_b$ を決定し、光量比 $K_v : K_b$ で V 光と B 光を合成した光を B 2 光とした場合であって、B 2 光を第 1 色画素、第 2 色画素、及び第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ B_{2b} 、 B_{2g} 、及び B_{2r} とし、第 1 多色スペクトル光の G 光を第 1 色画素、第 2 色画素、及び第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ G_b 、 G_g 、及び G_r とし、第 1 多色スペクトル光の R 光を第 1 色画素、第 2 色画素、及び第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ R_b 、 R_g 、及び R_r とし、連続スペクトル光を第 1 色画素、第 2 色画素、及び第 3 色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ X_b 、 X_g 、及び X_r とした場合において、下記数 3 を満たすように、B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を算出する内視鏡システム。

数 3

$$\begin{pmatrix} X_b \\ X_g \\ X_r \end{pmatrix} = P_{b2} \begin{pmatrix} B_{2b} \\ B_{2g} \\ B_{2r} \end{pmatrix} + P_g \begin{pmatrix} G_b \\ G_g \\ G_r \end{pmatrix} + P_r \begin{pmatrix} R_b \\ R_g \\ R_r \end{pmatrix}$$

【 0 0 1 1 】

光源制御部は、光量比 $K_v : K_b$ と光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を用いて、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を算出することが好ましい。観察対象の種類毎に光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を記憶する光量比記憶部を備え、光源制御部は、観察対象の種類毎の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ のなかから光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を選択することが好ましい。第 1 色画素は青色画素、第 2 色画素は緑色画素、第 3 色画素は赤色画素であることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

複数の光源が発する光量をそれぞれ検出する光量検出部を備え、光源制御部は、光量検出部による検出結果を用いて、複数の光源のうち、第 1 多色スペクトル光を形成する光量の指定値に対して、光量の不足が最も大きい最劣化光源の光量に合わせて、残りの光源の光量を設定することが好ましい。光量検出部は、複数の光源が発光している間、複数の光源が発光する光の検出を繰り返し行うことが好ましい。

【 0 0 1 3 】

第 1 多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する検証部を備えることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

複数の光源が発する光量をそれぞれ検出する光量検出部を備え、検証部は、光量検出部による検出結果を用いて、第 1 多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証することが好ましい。

【 0 0 1 5 】

検証部は、撮像センサの出力を用いて、第1多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証することが好ましい。光源制御部は、検証部による検証結果を用いて複数の光源を制御することが好ましい。

【0016】

第1色画素で受光する波長帯域は第1波長帯域と第2波長帯域に区切られており、第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値とは、それぞれ第1色画素の第1波長帯域で受光して得られる光量積分値であり、第1多色スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値とは、それぞれ第1色画素の第2波長帯域で受光して得られる光量積分値であることが好ましい。

10

【0017】

本発明は、第1波長帯域の紫色光であるV光を発する紫色光源、第2波長帯域の青色光であるB光を発する青色光源、緑色光であるG光を発する緑色光源、及び、赤色光であるR光を発する赤色光源を有する複数の光源を有し、複数の光源が発光する光を重ね合わせた第1多色スペクトルを有する第1多色スペクトル光を発する光源部と、異なる色に感度を有する複数色の画素を有する撮像センサであって、第1色に感度を有する第1色画素と、第2色に感度を有する第2色画素と、第3色に感度を有する第3色画素とを有する撮像センサと、を有する内視鏡システムの作動方法において、光源制御部が複数の光源を制御し、第1多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、キセノンランプ、ハロゲンランプ、または白色LEDが発光する白色光である連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させるステップであって、光源制御部は、第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値とが一致し、且つ、第1多色スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値とが一致するように、V光とB光の光量比 $K_v : K_b$ を決定し、光量比 $K_v : K_b$ でV光とB光を合成した光をB2光とした場合であって、B2光を第1色画素、第2色画素、及び第3色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ B_{2b} 、 B_{2g} 、及び B_{2r} とし、第1多色スペクトル光のG光を第1色画素、第2色画素、及び第3色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ G_b 、 G_g 、及び G_r とし、第1多色スペクトル光のR光を第1色画素、第2色画素、及び第3色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ R_b 、 R_g 、及び R_r とし、連続スペクトル光を第1色画素、第2色画素、及び第3色画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ X_b 、 X_g 、及び X_r とした場合において、下記数3を満たすように、B2光、G光、及びR光の光量比 $P_{b2} : P_g : P_r$ を算出するステップを有する。

20

30

数3

$$\begin{pmatrix} X_b \\ X_g \\ X_r \end{pmatrix} = P_{b2} \begin{pmatrix} B_{2b} \\ B_{2g} \\ B_{2r} \end{pmatrix} + P_g \begin{pmatrix} G_b \\ G_g \\ G_r \end{pmatrix} + P_r \begin{pmatrix} R_b \\ R_g \\ R_r \end{pmatrix}$$

40

【発明の効果】

【0018】

本発明の内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法は、複数の光源が発光する光を重ね合わせた多色スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、白色光源が発光する光の少なくとも一部の波長帯域を有する連続スペクトル光を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させることにより、多色スペクトル光を照明光として用いる場合でも、連続スペクトル光を照明光に用いた場合とほぼ同様に観察対象を観察可能にすることができる。

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

【図 1】内視鏡システムの外觀図である。

【図 2】内視鏡システムの機能を示すブロック図である。

【図 3】多色スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 4】キセノンランプが発する連続スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 5】カラーフィルタの分光スペクトルを示すグラフである。

【図 6】V 光、B 光、G 光、及び R 光とキセノンランプが発する連続スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

10

【図 7】第 1 多色スペクトル光の V 光と B 光のバランスを示すグラフである。

【図 8】食道の反射率を示すグラフである。

【図 9】V 光、B 光、G 光、及び R 光の戻り光を示すグラフである。

【図 10】キセノンランプの連続スペクトル光の戻り光を示すグラフである。

【図 11】食道の反射率を考慮した第 1 多色スペクトル光を示すグラフである。

【図 12】食道、胃、及び大腸の反射率を示すグラフである。

【図 13】観察対象の種類に対応して第 1 多色スペクトル光を形成する各色光の光量比を変える内視鏡システムのブロック図である。

【図 14】補色系カラーフィルタの分光スペクトルを示すグラフである。

【図 15】補色系カラーフィルタの総合感度を示すグラフである。

20

【図 16】補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を示すグラフである。

【図 17】第 2 多色スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 18】内視鏡の機種によって第 1 多色スペクトル光と第 2 多色スペクトル光を切り替える内視鏡システムのブロック図である。

【図 19】内視鏡の機種によって第 1 多色スペクトル光と第 2 多色スペクトル光を切り替える内視鏡システムのブロック図である。

【図 20】半導体光源の経時劣化を示すグラフである。

【図 21】半導体光源の経時劣化に対応した第 1 多色スペクトル光を発光する内視鏡システムのブロック図である。

【図 22】半導体光源が経時劣化した場合の第 1 多色スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

30

【図 23】最も経時劣化した光源に合わせて光量を調節した第 1 多色スペクトル光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図 24】検証部を有する内視鏡システムのブロック図である。

【図 25】検証部を有する内視鏡システムのブロック図である。

【図 26】帯域制限部を設けた内視鏡システムのブロック図である。

【図 27】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

[第 1 実施形態]

40

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、内視鏡光源装置 14 と、プロセッサ装置 16 と、モニタ 18 と、コンソール 19 とを有する。内視鏡 12 は内視鏡光源装置 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、被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た湾曲部 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。この湾曲動作によって、先端部 12d が所望の方向に向けられる。また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、ズーム操作部 13 等が設けられている。

【 0 0 2 1 】

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

50

１８は、各観察モードの画像や画像に付帯する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ユーザインタフェースとして機能する。なお、プロセッサ装置１６には、画像や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。

【００２２】

図２に示すように、内視鏡光源装置１４は、観察対象に照射する照明光を発生する装置であり、複数の光源を有する光源部２０と、光源部２０の各光源を制御する光源制御部２２と、光源部２０が発する光の光路を結合する光路結合部２３とを備えている。

【００２３】

光源部２０は、紫色ＬＥＤ（以下、Ｖ－ＬＥＤ（Violet Light Emitting Diode）という）２０ａ、青色ＬＥＤ（以下、Ｂ－ＬＥＤ（Blue Light Emitting Diode）という）２０ｂ、緑色ＬＥＤ（以下、Ｇ－ＬＥＤ（Green Light Emitting Diode）という）２０ｃ、及び、赤色ＬＥＤ（以下、Ｒ－ＬＥＤ（Red Light Emitting Diode）という）２０ｄの４色のＬＥＤを有する。

【００２４】

図３に示すように、Ｖ－ＬＥＤ２０ａは、中心波長４０５ｎｍ、波長帯域３８０～４２０ｎｍの紫色光（以下、Ｖ光という）を発光する紫色光源である。Ｂ－ＬＥＤ２０ｂは、中心波長４５０ｎｍ、波長帯域４２０～４９０ｎｍの青色光（以下、Ｂ光という）を発する青色光源である。Ｇ－ＬＥＤ２０ｃは、中心波長が５２４ｎｍ～５２５ｎｍ、波長帯域が４８０ｎｍ～５９０ｎｍの緑色光（以下、Ｇ光という）を発する緑色光源である。Ｒ－

【００２５】

光源部２０は、これらの互いに異なる色の光を独立して発光する複数の光源によって、Ｖ光、Ｂ光、Ｇ光、及びＲ光を重ね合わせた多色スペクトルを有する多色スペクトル光を発する。Ｖ－ＬＥＤ２０ａの波長帯域とＢ－ＬＥＤ２０ｂの波長帯域には重複があり、Ｂ－ＬＥＤ２０ｂの波長帯域とＧ－ＬＥＤ２０ｃの波長帯域にも重複があり、かつ、Ｇ－ＬＥＤ２０ｃの波長帯域とＲ－ＬＥＤ２０ｄの波長帯域にも重複がある。また、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの発光量（以下、単に光量という）はそれぞれ独立に制御可能であるため、多色スペクトル光の分光スペクトルは、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの光量を変えることによって変化させることができる。本実施形態では、光源部２０は、図４に示す従来の内視鏡システムが用いてきたキセノンランプが発する白色光の広帯域な連続スペクトル光２６を照明光として用いて観察する場合を模倣する特定のバランスで、Ｖ光、Ｂ光、Ｇ光、及びＲ光を発光する。このキセノンエミュレートモードで光源部２０が発する多色スペクトル光を、以下では第１多色スペクトル光という。図３に示す分光スペクトルを有する多色スペクトル光が、本実施形態の第１多色スペクトル光２５であり、第１多色スペクトル光２５の分光スペクトルが第１多色スペクトルである。

【００２６】

光源制御部２２は、光源部２０が有する各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの駆動電流や駆動電圧、駆動電流または駆動電圧を各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄにパルス入力する際のパルス幅やパルス長等を個別に制御することによって、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄが発する各光の発光タイミングや光量を制御する。本実施形態では、光源部２０から第１多色スペクトル光２５を発光する場合、光源制御部２２は、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄを同時に点灯し、かつ、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの発光量の比（以下、光量比という）を制御する。そして、光源制御部２２は、各ＬＥＤ２０ａ～２０ｄの光量比を制御することで、第１多色スペクトル光２５を撮像センサ４８の複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率を、連続スペクトル光２６を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させる。

【００２７】

光量積分値とは、撮像センサ４８が複数色の各画素で光電変換して得る信号電荷の量である。このため、撮像センサ４８の機種や設定等によっては、複数色の各画素で異なるゲインをかけて信号電荷の読み出しを行って画像信号を出力するが、光量積分値は撮像センサ４８が信号電荷の読み出し時にかかるゲインの値には依存しない。また、光量積分値は、プロセッサ装置１６が画像信号に対して行う信号処理の内容にも依存しない。本実施形態では、光量積分値は、光源部２０が発する第１多色スペクトル光（あるいはキセノンランプの連続スペクトル光２６）の分光スペクトルと、撮像センサ４８のカラーフィルタの分光スペクトルの波長毎の積を、カラーフィルタの波長帯域毎に積分して算出する。

【００２８】

連続スペクトルとは白色光源が発光する光の少なくとも一部の波長帯域を有する光の分光スペクトルであり、連続スペクトル光とは連続スペクトルを有する光である。白色光源とは、１つの光源から可視光域（例えば４００nmから７００nm）にわたってなだらかな分布の光を出す光源である。より具体的には、白色光源とは、キセノンランプや、ハロゲンランプ、または白色ＬＥＤ等である。また、白色光源が発光する光の少なくとも一部の波長帯域を有する光とは、白色光源が発光する光からカラーフィルタ等によって抽出した光をいう。

【００２９】

多色スペクトルとは、複数の光源がそれぞれ発光する光の分光スペクトルを重ね合わせて得る１つの分光スペクトルであり、複数の光源が発光する光を重ね合わせた光が多色スペクトル光である。広帯域とは、光源部２０で用いる複数の光源（ＬＥＤ２０a～２０d）のうち少なくとも１個の光源が発光する光の波長帯域よりも波長帯域が広いことを表す。キセノンランプの白色光は、ＬＥＤ２０aが発光するＶ光の波長帯域（紫色波長帯域）、ＬＥＤ２０bが発光するＢ光の波長帯域（青色波長帯域）、ＬＥＤ２０cが発光するＧ光の波長帯域（緑色波長帯域）、及び、ＬＥＤ２０dが発光するＲ光の波長帯域（赤色波長帯域）の各波長帯域よりも波長帯域が広く、これら全ての波長帯域（波長３５０nm以上７００nm未満）の各波長の成分を含み、かつ、可視光域にわたってなだらかな分布を有する光である。したがって、キセノンランプが発光する白色光は、広帯域な連続スペクトル光２６である。

【００３０】

光源部２０が発光する多色スペクトル光（第１多色スペクトル光２５）は、光路結合部２３を介して挿入部１２a内に挿通されたライトガイド４１に入射される。ライトガイド４１は、内視鏡１２及びユニバーサルコード（内視鏡１２と内視鏡光源装置１４及びプロセッサ装置１６とを接続するコード）内に内蔵されており、光路結合部２３から導光される照明光を内視鏡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１０５μm、クラッド径１２５μm、外皮となる保護層を含めた経がφ０．３～０．５mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【００３１】

内視鏡１２の先端部１２dには、照明光学系３０aと撮像光学系３０bが設けられている。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によって伝搬された照明光は観察対象に照射される。撮像光学系３０bは、対物レンズ４６、ズームレンズ４７、撮像センサ４８を有している。観察対象からの戻り光（反射光の他、観察対象等から発生する蛍光を含む光）は、対物レンズ４６及びズームレンズ４７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に観察対象が結像される。なお、ズームレンズ４７は、ズーム操作部１３を操作することで、テレ端とワイド端の間で自在に移動され、撮像センサ４８に結像する観察対象を拡大または縮小する。

【００３２】

撮像センサ４８は、異なる色に感度を有する複数色の画素を有する。すなわち、撮像センサ４８には、互いに色（カラーフィルタの分光スペクトル）が異なる画素がある。より

10

20

30

40

50

具体的には、撮像センサ４８は、青、緑、及び赤を含む原色系カラーフィルタを有する原色系カラー撮像センサであり、観察対象からの戻り光を複数色の画素でそれぞれ撮像して各色の画像信号を出力する。撮像センサ４８としては、ＣＣＤ（Charge Coupled Device）撮像センサやＣＭＯＳ（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）撮像センサを利用可能である。本実施形態では、撮像センサ４８は、図５に示す分光スペクトルを有する青色カラーフィルタ（以下、Ｂフィルタという）、緑色カラーフィルタ（以下、Ｇフィルタという）、及び赤色カラーフィルタ（以下、Ｒフィルタという）の３色のカラーフィルタのいずれかが各画素に設けられている。

【００３３】

Ｂフィルタが設けられたＢ画素（青色画素）は、観察対象からの戻り光のうちＢフィルタを透過する青色光成分を受光し、Ｇフィルタが設けられたＧ画素（緑色画素）は、観察対象からの戻り光のうちＧフィルタを透過する緑色光成分を受光する。同様に、Ｒフィルタが設けられたＲ画素（赤色画素）は、観察対象からの戻り光のうちＲカラーフィルタを透過する赤色光成分を受光する。したがって、光源部２０が第１多色スペクトル光２５を発光する場合、Ｂ画素は第１多色スペクトル光２５のうち、Ｖ光とＢ光の各戻り光を受光し、Ｂ画像信号（青色画像信号）を出力する。同様に、光源部２０が第１多色スペクトル光２５を発光する場合、Ｇ画素はＧ光の戻り光を受光してＧ画像信号（緑色画像信号）を出力し、かつ、Ｒ画素はＲ光の戻り光を受光してＲ画像信号（赤色画像信号）を出力する。

10

【００３４】

撮像センサ４８が出力する各色の画像信号は、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；Correlated Double Sampling）や自動利得制御（ＡＧＣ；Automatic Gain Control）を行う。ＣＤＳ／ＡＧＣ回路５０を経た画像信号は、Ａ／Ｄコンバータ５１により、デジタル画像信号に変換される。Ａ／Ｄ変換後のデジタル画像信号がプロセッサ装置１６に入力される。

20

【００３５】

プロセッサ装置１６は、受信部５３と、ＤＳＰ（Digital Signal Processor）５６と、ノイズ除去部５８と、画像生成部６２と、映像信号生成部６６とを備えている。

【００３６】

受信部５３は、内視鏡１２からデジタルのＲＧＢ画像信号を受信する。ＤＳＰ５６は、受信した画像信号に対して、欠陥補正処理、オフセット処理、ゲイン補正処理、リニアマトリクス処理、ガンマ変換処理、及びデモザイク処理等の各種信号処理を施す。欠陥補正処理では、撮像センサ４８の欠陥画素の信号が補正される。オフセット処理では、欠陥補正処理が施されたＲＧＢ画像信号から暗電流成分が除かれ、正確な零レベルが設定される。ゲイン補正処理では、オフセット処理後のＲＧＢ画像信号に特定のゲインを乗じることにより信号レベルが整えられる。ゲイン補正処理後のＲＧＢ画像信号には、色再現性を高めるためのリニアマトリクス処理が施される。その後、ガンマ変換処理によって明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後のＲＧＢ画像信号には、デモザイク処理（等方化処理、同時化処理とも言う）が施され、各画素で不足した色の信号が補間によって生成される。このデモザイク処理によって、全画素がＲＧＢ各色の信号を有するようになる。

30

40

【００３７】

ノイズ除去部５８は、ＤＳＰ５６でデモザイク処理等が施された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による）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、画像生成部６２に送信される。

【００３８】

画像生成部６２は、ＲＧＢ画像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理を行い、画像（以下、内視鏡画像という）を生成する。色変換処理では、ＲＧＢ画

50

像信号に対して 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、及び 3 次元 LUT (ルックアップテーブル) 処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理は、色変換処理済みの RGB 画像信号に対して行われる。構造強調処理は、例えば表層血管やピットパターン等の観察対象の構造を強調する処理であり、色彩強調処理後の RGB 画像信号に対して行われる。上記のように、構造強調処理まで各種画像処理等を施した RGB 画像信号を用いたカラー画像が内視鏡画像である。映像信号生成部 66 は、画像生成部 62 が生成した内視鏡画像をモニタ 18 で表示可能な画像として表示するための映像信号に変換する。この映像信号を用いて、モニタ 18 は内視鏡画像を表示する。

【0039】

以下、本実施形態の内視鏡システム 10 がキセノンエミュレートモードの照明光として使用する第 1 多色スペクトル光 25 の特性と、第 1 多色スペクトル光 25 を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比の求め方を説明する。

【0040】

まず、光源制御部 22 は、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を任意に変更することができるが、これらの各色光の光量比を調節するだけでは、図 6 に示すようにキセノンランプの連続スペクトル光 26 の分光スペクトルを再現することはできない。例えば、V 光及び B 光の光量を連続スペクトル光 26 に一致させても、これらの中間の波長帯域 (約 $420\text{ nm} \sim 430\text{ nm}$ の波長帯域) の光量は連続スペクトル光 26 の光量には及ばない。逆に、V 光と B 光の中間の波長帯域の光量を連続スペクトル光 26 の光量に一致させると、V 光及び B 光の中心波長の光量は連続スペクトル光 26 の光量を大幅に超過する。

【0041】

したがって、光源制御部 22 は、各色の LED 20a ~ 20d でキセノンランプの連続スペクトル光 26 を再現する代わりに、第 1 多色スペクトル光 25 を B 画素で受光して得る光量積分値、G 画素で受光して得る光量積分値、及び R 画素で受光して得る光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を B 画素で受光して得る光量積分値、G 画素で受光して得る光量積分値、及び R 画素で受光して得る光量積分値の比率にほぼ一致するように、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を調節する。こうすると、第 1 多色スペクトル光 25 とキセノンランプの連続スペクトル光 26 の分光スペクトルが異なっていたとしても、結果として、撮像センサ 48 で観察対象を撮像して得る画像信号が等しくなるので、モニタ 18 に表示する内視鏡画像も実質的に同じものである。すなわち、分光スペクトルを一致させなくても、観察対象の見え方がキセノンランプを用いた場合と同じ内視鏡画像が得られる。

【0042】

第 1 多色スペクトル光 25 を形成する V 光を B 画素、G 画素、及び R 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ V_b 、 V_g 、及び V_r とする。同様に、第 1 多色スペクトル光 25 を形成する B 光を B 画素、G 画素、及び R 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ B_b 、 B_g 、及び B_r とし、第 1 多色スペクトル光 25 を形成する G 光を B 画素、G 画素、及び R 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ G_b 、 G_g 、及び G_r とし、第 1 多色スペクトル光 25 を形成する R 光を B 画素、G 画素、及び R 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ R_b 、 R_g 、及び R_r とする。

【0043】

V 光を B 画素で受光して得る光量積分値 V_b は、例えば最大値 (中心波長の光量) を「1」に規格化した V 光の分光スペクトル (図 6 参照) と B カラーフィルタの分光スペクトル (図 5 参照) の波長毎の積を積分することにより求められる。V 光の分光スペクトル及び B カラーフィルタの分光スペクトルは既知なので、V 光を B 画素で受光して得る光量積分値 V_b は既知量である。他の光量積分値 V_g 、 V_r 、 B_b 、 B_g 、 B_r 、 R_b 、 R_g 、及び R_r も同様である。

【0044】

また、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を B 画素で受光して得る光量積分値を X_b とし、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を G 画素で受光して得る光量積分値を X

10

20

30

40

50

gとし、かつ、キセノンランプの連続スペクトル光26をR画素で受光して得る光量積分値をX_rとする。連続スペクトル光26をB画素で受光して得る光量積分値X_bは、例えば最大値を「1」に規格化したキセノンランプの連続スペクトル光26（図4または図6参照）とBカラーフィルタの分光スペクトル（図5参照）の波長毎の積を積分することにより求められる。連続スペクトル光26の分光スペクトル及びBカラーフィルタの分光スペクトルは既知なので、連続スペクトル光26をB画素で受光して得る光量積分値X_bは既知量である。他の光量積分値X_g及びX_rも同様である。

【0045】

そして、第1多色スペクトル光25を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比をV光：B光：G光：R光＝C_v：C_b：C_g：C_rとする。これらC_v、C_b、C_g、C_rの値は変数であり、第1多色スペクトル光25をB画素で受光して得る光量積分値、G画素で受光して得る光量積分値、及びR画素で受光して得る光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光26をB画素で受光して得る光量積分値、G画素で受光して得る光量積分値、及びR画素で受光して得る光量積分値の比率に一致するように決定する。

10

【0046】

すなわち、第1多色スペクトル光25を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比C_v：C_b：C_g：C_rは、数1を満たすように決定すればよいが、方程式の数よりも変数の数の方が多いので、このままではV光、B光、G光、及びR光の光量比C_v：C_b：C_g：C_rを一意に定めることができない。

20

【0047】

【数1】

数1

$$\begin{pmatrix} Xb \\ Xg \\ Xr \end{pmatrix} = Cv \begin{pmatrix} Vb \\ Vg \\ Vr \end{pmatrix} + Cb \begin{pmatrix} Bb \\ Bg \\ Br \end{pmatrix} + Cg \begin{pmatrix} Gb \\ Gg \\ Gr \end{pmatrix} + Cr \begin{pmatrix} Rb \\ Rg \\ Rr \end{pmatrix}$$

30

【0048】

そこで、本実施形態ではまずB画素で受光するV光とB光の光量比（V光：B光＝K_v：K_b）を決定する。具体的には、B画素で受光する波長帯域を、V光の第1波長帯域（波長380nm以上430nm未満）とB光の第2波長帯域（波長430nm以上480nm未満）の2つの波長帯域に区切る。そして、第1多色スペクトル光25の第1波長帯域の光量積分値と、キセノンランプの連続スペクトル光26の第1波長帯域の光量積分値が一致し、かつ、第1多色スペクトル光25の第2波長帯域の光量積分値と、キセノンランプの連続スペクトル光26の第2波長帯域の光量積分値を一致するように、V光とB光の光量比K_v：K_bを決定する。

【0049】

40

V光の第1及び第2波長帯域の各光量積分値をV_{b1}及びV_{b2}とし、B光の第1及び第2波長帯域の各光量積分値をB_{b1}及びB_{b2}とする。また、連続スペクトル光26の第1及び第2波長帯域の各光量積分値をX_{b1}、X_{b2}とする。V光の第1波長帯域の光量積分値V_{b1}は、V光の分光スペクトルとBカラーフィルタの分光スペクトルの積を第1波長帯域で積分することで算出する。V光の分光スペクトルとBカラーフィルタの分光スペクトルは既知なので、V光の第1波長帯域の光量積分値V_{b1}は既知量である。他の光量積分値V_{b2}、B_{b1}、B_{b2}、X_{b1}、X_{b2}も同様である。

【0050】

したがって、V光とB光の光量比K_v：K_bは、数2によって算出できる。本実施形態では、図7に示すように、K_v：K_b＝0.53：1（0.35：0.65）である。

50

【 0 0 5 1 】

【 数 2 】

数 2

$$\begin{pmatrix} Xb1 \\ Xb2 \end{pmatrix} = Kv \begin{pmatrix} Vb1 \\ Vb2 \end{pmatrix} + Kb \begin{pmatrix} Bb1 \\ Bb2 \end{pmatrix}$$

【 0 0 5 2 】

10

第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する V 光と B 光の光量比 $Kv : Kb$ が定まれば、この光量比で合成した V 光と B 光の合成光を擬似的に青色光（以下、B 2 光という）として扱うことができる（図 7 参照）。

【 0 0 5 3 】

このため、B 2 光を B 画素で受光して得る光量積分値を $B2b$ 、B 2 光を G 画素で受光して得る光量積分値を $B2g$ 、B 2 光を R 画素で受光して得る光量積分値を $B2r$ とし、第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する B 2 光、G 光、及び R 光の光量比を $Pb2 : Pg : Pr$ とすると、数 3 によって B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 $Pb2 : Pg : Pr$ を算出することができる。本実施形態では、 $Pb2 : Pg : Pr = 1 : 1.64 : 1.65$ （ $0.24 : 0.36 : 0.40$ ）である。

20

【 0 0 5 4 】

【 数 3 】

数 3

$$\begin{pmatrix} Xb \\ Xg \\ Xr \end{pmatrix} = Pb2 \begin{pmatrix} B2b \\ B2g \\ B2r \end{pmatrix} + Pg \begin{pmatrix} Gb \\ Gg \\ Gr \end{pmatrix} + Pr \begin{pmatrix} Rb \\ Rg \\ Rr \end{pmatrix}$$

30

【 0 0 5 5 】

こうして第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する V 光と B 光の光量比 $Kv : Kb$ と、B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 $Pb2 : Pg : Pr$ が定まれば、これらを用いて第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $Cv : Cb : Cg : Cr$ を算出することができる。本実施形態では、 $Cv : Cb : Cg : Cr = Kv / Kb : 1 : Pg / Pb2 : Pr / Pb2 = 0.53 : 1 : 1.64 : 1.65$ （ $0.11 : 0.22 : 0.32 : 0.36$ ）である。

【 0 0 5 6 】

上記光量比 $Cv : Cb : Cg : Cr$ で V 光、B 光、G 光、及び R 光を合成した多色スペクトル光が第 1 多色スペクトル光 2 5 である（図 3 参照）。内視鏡システム 1 0 は、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を上記光量比 $Cv : Cb : Cg : Cr$ にした第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いることで、第 1 多色スペクトル光 2 5 を撮像センサ 4 8 の複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を撮像センサ 4 8 の複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致する。

40

【 0 0 5 7 】

具体的には、数 1 から分かるように、例えば、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いた場合の G 画素での光量積分値（ $CvVg + CbBg + CgGg + CrRg$ ）に対する B 画素での光量積分値（ $CvVb + CbBb + CgGb + CrRb$ ）の比率（ $CvVb + CbBb + CgGb + CrRb$ ） / （ $CvVg + CbBg + CgGg + CrRg$ ）が、キセノン

50

ランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合の G 画素での光量積分値 X_g に対する B 画素での光量積分値 X_b の比率 X_b / X_g に一致する。かつ、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いた場合の G 画素での光量積分値 $(C_v V_g + C_b B_g + C_g G_g + C_r R_g)$ に対する R 画素での光量積分値 $(C_v V_r + C_b B_r + C_g G_r + C_r R_r)$ の比率 $(C_v V_r + C_b B_r + C_g G_r + C_r R_r) / (C_v V_g + C_b B_g + C_g G_g + C_r R_g)$ は、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合の G 画素での光量積分値 X_g に対する R 画素での光量積分値 X_r の比率 X_r / X_g に一致する。

【 0 0 5 8 】

すなわち、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いれば、撮像センサ 4 8 から得られる画像信号の色毎のバランスがキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いた場合とほぼ同じになる。このため、内視鏡システム 1 0 は、観察対象の見え方をキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いた場合とほぼ同じになる。また、DSP 5 6 で行う各種信号処理や、ノイズ除去部 5 8 で行うノイズ除去処理、画像生成部 6 2 で行う各種画像処理等で用いるゲインやマトリクスを再計算する必要もなく、従来と同じゲインやマトリクスを使用できるので、ノイズもキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合とほぼ同じになる。

10

【 0 0 5 9 】

したがって、本実施形態のように撮像センサ 4 8 が、青色（第 1 色）に感度を有する B 画素（第 1 色画素）と、緑色（第 2 色）に感度を有する G 画素（第 2 色画素）と、赤色（第 3 色）に感度を有する R 画素（第 3 色画素）と、を有する場合、光源制御部 2 2 は、V 光、B 光、G 光、及び R 光を上記光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ で発光させることにより、B 画素で得る青色の光量積分値と G 画素で得る第 2 色の光量積分値との比率を、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いる場合と連続スペクトル光 2 6 を用いる場合とで一致させ、かつ、R 画素で得る赤色の光量積分値と緑色の光量積分値との比率を、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いる場合と連続スペクトル光 2 6 を用いる場合とで一致させる。

20

【 0 0 6 0 】

第 1 多色スペクトル光 2 5 は、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 と比較すると、一部の波長帯域（V 光と B 光の中間の波長帯域等）の波長成分が少ないが、いわゆる表層血管やピットパターン等の粘膜の表層付近の構造の情報や、中深層血管等の粘膜下の中深層の構造に関する情報は、第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する各色光が十分に担持している。したがって、内視鏡システム 1 0 では、第 1 多色スペクトル光 2 5 を用いることで、こうした表層血管等の見え方も含めて観察対象の見え方をキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いた場合とほぼ一致する。逆に言えば、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 のうち、V 光と B 光の中間の波長帯域等の光は、内視鏡画像を明るくするが、第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する各色光と比較すると、表層血管や中深層血管等の観察対象の構造の見え方への寄与が少ない。このため、内視鏡観察には、第 1 多色スペクトル光 2 5 で不足はない。

30

【 0 0 6 1 】

なお、第 1 多色スペクトル光 2 5 を撮像センサ 4 8 の複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率は、連続スペクトル光 2 6 を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に対して少なくとも 5 % ~ 1 0 % 程度の誤差を許容できる。視覚が色差の違いに比較的鈍感であることもあり、誤差が上記程度であれば、観察対象の見え方はキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いた場合とほぼ同じになるので、各比率はほぼ一致していると見做せる。したがって、本明細書等と言う、第 1 多色スペクトル光 2 5 を撮像センサ 4 8 の複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率と、連続スペクトル光 2 6 を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率の「一致」には、上記のような誤差を含んだ「ほぼ一致」も含む。

40

【 0 0 6 2 】

[第 2 実施形態]

内視鏡システム 1 0 の観察対象は例えば食道であり、食道の反射率は、図 8 に示すよう

50

に波長毎に異なる。このため、図 9 に示すように、V 光、B 光、G 光、及び R 光の各最大値を「1」に規格化した多色スペクトル光 201 を用いる場合でも、食道からの戻り光 202 は食道の反射率を反映して変化する。同様に、図 10 に示すように、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を用いる場合でも、食道からの戻り光 203 は食道の反射率を反映して元の連続スペクトル光 26 から変化する。なお、食道の反射率には、食道からの反射光の光量の他に、食道の粘膜等を形成する組織から発生する蛍光の光量も含まれている。このため、戻り光 202 は多色スペクトル光 201 の反射光の他、多色スペクトル光 201 を照射したことによって食道から発生する蛍光も含む。戻り光 203 も同様である。

【0063】

上記のように、食道からの戻り光 202 及び戻り光 203 は、食道の反射率を反映して変化する。第 2 実施形態では、光源制御部 22 は、食道に照射した多色スペクトル光 201 の戻り光 202 を撮像センサ 48 の複数色の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率が、食道に照射したキセノンランプの連続スペクトル光 26 を撮像センサ 48 の複数の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致するように、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を制御する。

【0064】

このように、食道からの戻り光を撮像センサ 48 の複数色の画素で受光して得る色毎の光量積分値を、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を撮像センサ 48 の複数の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致させた多色スペクトル光が、図 11 に示す第 1 多色スペクトル光 225 である。グラフ 226 は、第 1 多色スペクトル光 225 の食道からの戻り光である。

【0065】

数 1 ~ 数 3 で用いる各光量積分値の算出する際に、V 光、B 光、G 光、R 光、及び連続スペクトル光 26 の代わりに戻り光 202 及び戻り光 203 のデータを用いれば、第 1 実施形態と同様に、第 1 多色スペクトル光 225 を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を算出することができる。具体的には、第 1 多色スペクトル光 225 の場合、 $C_v : C_b : C_g : C_r = 0.53 : 1 : 1.36 : 1.33$ ($0.13 : 0.24 : 0.32 : 0.32$) である。なお、第 1 多色スペクトル光 225 の場合、 $K_v : K_b = 1.05 : 1.98$ ($0.35 : 0.65$) であり、 $P_b2 : P_g : P_r = 2.02 : 2.75 : 2.69$ ($= 0.27 : 0.37 : 0.36$) である。

【0066】

第 2 実施形態のように、特定の観察対象の性状を加味して V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を設定した第 1 多色スペクトル光 225 を用いれば、特定の観察対象の見え方が、キセノンの連続スペクトル光 26 を用いる場合と特に正確に一致する。

【0067】

なお、観察対象の反射率は、観察対象の種類（部位）によって異なる。例えば、食道の他、胃や大腸等も内視鏡システム 10 の観察対象であるが、図 12 に示すように、食道と胃と大腸とでは各波長の反射率は異なる。したがって、食道の反射率を考慮した第 1 多色スペクトル光 225 を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比と、胃の反射率を考慮した第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比とは異なる。同様に、大腸の反射率を考慮した第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比も、食道や胃の場合とは異なる。このため、食道や胃や大腸等の観察対象の種類に合わせて第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を適切に制御することが好ましい。

【0068】

この場合、図 13 に示す内視鏡システム 240 のように、観察対象の種類毎に、複数の V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を記憶する光量比記憶部 241 を設ける。光量比記憶部 241 には、例えば、食道用光量比 251 と胃用光量比 252 と大腸用光量比 253 を予め記憶しておく。そして、キセノンランプを模倣する第 1 多色スペクトル光を用いる

10

20

30

40

50

場合、光源制御部 22 は、光量比記憶部 241 が記憶する複数の光量比のなかから、観察対象の種類に応じた光量比を選択し、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を選択した光量比に制御する。観察対象が胃の場合、光源制御部 22 は光量比記憶部 241 から胃用光量比 252 を選択し、V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を選択した胃用光量比 252 に制御する。こうすれば、観察対象の種類に合わせた第 1 多色スペクトル光を発光することができる。

【0069】

なお、内視鏡システム 240 では、光量比記憶部 241 を内視鏡光源装置 14 に設けているが、光量比記憶部 241 は、プロセッサ装置 16 に設けてもよく、内視鏡 12 に設けても良い。すなわち、光源制御部 22 が観察対象の種類に合わせて適切な光量比を選択することができる、光量比記憶部 241 を設けておく場所は任意である。

10

【0070】

[第 3 実施形態]

上記第 1 実施形態及び第 2 実施形態では、原色系カラーフィルタを有する撮像センサ 48 を用いているが、内視鏡システム 10 及び 240 は、原色系の撮像センサ 48 の代わりに、補色系カラーフィルタを有する補色系カラー撮像センサを用いることもできる。補色系カラーフィルタは、シアンカラーフィルタ (Cy)、マゼンタカラーフィルタ (Mg)、及びイエローカラーフィルタ (Ye) を含む。本実施形態では、図 14 に示すように、補色系カラーフィルタは、例えば、Cy、Mg、及び Ye に加え、グリーンカラーフィルタ (G) を備える。すなわち、本実施形態では、撮像センサ 48 は、シアン画素 (以下、Cy 画素という)、マゼンタ画素 (以下、Mg 画素という)、イエロー画素 (以下、Ye 画素という)、及びグリーン画素 (以下、G 画素という) を有する。

20

【0071】

撮像センサ 48 に補色系カラー撮像センサを用いる場合、観察対象の見え方をキセノンランプの連続スペクトル光 26 を用いる場合とほぼ等しくする第 1 多色スペクトル光は、第 1 及び第 2 実施形態の第 1 多色スペクトル光 25 及び 225 とは V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比が異なる。このため、これらの代わりに補色系カラー撮像センサ用の V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比を用いる必要がある。

【0072】

補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する V 光を Cy 画素、Mg 画素、Ye 画素、及び G 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ Vcy、Vm g、Vye、及び Vg とする。同様に、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する B 光を Cy 画素、Mg 画素、Ye 画素、及び G 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ Bcy、Bm g、Bye、及び Bg とし、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する G 光を Cy 画素、Mg 画素、Ye 画素、及び G 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ Gcy、Gm g、Gye、及び Gg とし、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する R 光を Cy 画素、Mg 画素、Ye 画素、及び G 画素で受光して得る光量積分値をそれぞれ Rcy、Rm g、Rye、及び Rg とする。これらが既知量であることは第 1 及び第 2 実施形態と同様である。

30

【0073】

また、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を Cy 画素で受光して得る光量積分値を Xcy とし、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を Mg 画素で受光して得る光量積分値を Xm g とし、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を Ye 画素で受光して得る光量積分値を Xye とし、かつ、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を G 画素で受光して得る光量積分値を Xg とする。これらが既知量であることは第 1 及び第 2 実施形態と同様である。

40

【0074】

そして、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比は、第 1 及び第 2 実施形態と同様に、V 光 : B 光 : G 光 : R 光 = Cv : Cb : Cg : Cr とする。これら Cv、Cb、Cg、Cr の値は変数であり、補色系

50

カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を補色系の各画素で受光して得る光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を補色系の各画素で受光して得る光量積分値の比率に一致するように決定する。すなわち、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ は、数 4 を満たすように決定すればよい。数 4 は、方程式の数と変数の数が等しいので、これを解いて V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を求めることができる。

【0075】

【数 4】

10

数 4

$$\begin{pmatrix} X_{cy} \\ X_{mg} \\ X_{ye} \\ X_g \end{pmatrix} = C_v \begin{pmatrix} V_{cy} \\ V_{mg} \\ V_{ye} \\ V_g \end{pmatrix} + C_b \begin{pmatrix} B_{cy} \\ B_{mg} \\ B_{ye} \\ B_g \end{pmatrix} + C_g \begin{pmatrix} G_{cy} \\ G_{mg} \\ G_{ye} \\ G_g \end{pmatrix} + C_r \begin{pmatrix} R_{cy} \\ R_{mg} \\ R_{ye} \\ R_g \end{pmatrix}$$

【0076】

20

あるいは、以下に説明する算出方法によっても、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を算出することができる。

【0077】

この場合、図 15 に示すように、 C_y 、 M_g 、 Y_e 、及び G の各カラーフィルタの感度を波長毎に合算し、補色系カラー撮像センサの総合感度 S_{um} を求め、補色系カラー撮像センサが総合感度 S_{um} のカラーフィルタを有する 1 つの画素（以下、S 画素という）とみなす。

【0078】

次いで、波長帯域を、V 光の第 1 波長帯域（波長 380 nm 以上 430 nm 未満）と、B 光の第 2 波長帯域（波長 430 nm 以上 480 nm 未満）と、G 光の第 3 波長帯域（波長 480 nm 以上 580 nm 未満）と、R 光の第 4 波長帯域（波長 580 nm 以上 700 nm 未満）と、に区切り、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する V 光を S 画素で受光して得る光量積分値のうち、第 1 ～ 第 4 波長帯域の光量積分値をそれぞれ V_{S1} 、 V_{S2} 、 V_{S3} 、及び V_{S4} とする。

30

【0079】

同様に、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する B 光を S 画素で受光して得る光量積分値のうち、第 1 ～ 第 4 波長帯域の光量積分値をそれぞれ B_{S1} 、 B_{S2} 、 B_{S3} 、及び B_{S4} とし、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する G 光を S 画素で受光して得る光量積分値のうち、第 1 ～ 第 4 波長帯域の光量積分値をそれぞれ G_{S1} 、 G_{S2} 、 G_{S3} 、及び G_{S4} とし、かつ、補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光を形成する R 光を S 画素で受光して得る光量積分値のうち、第 1 ～ 第 4 波長帯域の光量積分値をそれぞれ R_{S1} 、 R_{S2} 、 R_{S3} 、及び R_{S4} とする。また、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を S 画素で受光して得る光量積分値のうち、第 1 ～ 第 4 波長帯域の光量積分値をそれぞれ X_{S1} 、 X_{S2} 、 X_{S3} 、及び X_{S4} とする。

40

【0080】

光量積分値 V_{S1} は、V 光の分光スペクトルと総合感度 S_{um} の波長毎の積を第 1 波長帯域の範囲で積分することで算出する。他の光量積分値 V_{S2} 、 V_{S3} 、 V_{S4} 、 B_{S1} 、 B_{S2} 、 B_{S3} 、 B_{S4} 、 G_{S1} 、 G_{S2} 、 G_{S3} 、 G_{S4} 、 R_{S1} 、 R_{S2} 、 R_{S3}

50

、RS4、XS1、XS2、XS3、及びXS4も同様である。

【0081】

そして、数4の代わりに、数5によって、補色系カラー撮像センサ用の第1多色スペクトル光を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を算出する。本実施形態で用いる図14の補色系カラーフィルタを有する補色系カラー撮像センサの場合、数5によって求めた光量比は $C_v : C_b : C_g : C_r = 0.12 : 0.23 : 0.27 : 0.39$ である。図16に示す多色スペクトル光は、数5によって求めた光量比のV光、B光、G光、及びR光で形成する補色系カラー撮像センサ用の第1多色スペクトル光325である。

【0082】

【数5】

数5

$$\begin{pmatrix} XS1 \\ XS2 \\ XS3 \\ XS4 \end{pmatrix} = C_v \begin{pmatrix} VS1 \\ VS2 \\ VS3 \\ VS4 \end{pmatrix} + C_b \begin{pmatrix} BS1 \\ BS2 \\ BS3 \\ BS4 \end{pmatrix} + C_g \begin{pmatrix} GS1 \\ GS2 \\ GS3 \\ GS4 \end{pmatrix} + C_r \begin{pmatrix} RS1 \\ RS2 \\ RS3 \\ RS4 \end{pmatrix}$$

【0083】

補色系カラー撮像センサ用の第1多色スペクトル光325を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ の数5による算出方法は、複数の波長帯域（第1～第4波長帯）で、第1多色スペクトル光を補色系カラー撮像センサの複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の合計値を、キセノンランプの連続スペクトル光26を補色系カラー撮像センサの複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の合計値と一致させる算出方法である。数5の算出方法は、数4の算出方法に比べて、色毎の光量積分値の比率に誤差が発生するが、その代わりに、確実に $C_v > 0$ 、 $C_b > 0$ 、 $C_g > 0$ 、かつ $C_r > 0$ を満たす範囲内で C_v 、 C_b 、 C_g 、及び C_r を決定できる利点がある。第1多色スペクトル光325を補色系カラー撮像センサの複数の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率は、キセノンランプの連続スペクトル光26を補色系カラー撮像センサの複数の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率と実質的に一致し、これらの誤差は例えば数%程度である。

【0084】

したがって、本実施形態のように、撮像センサ48が、シアン（第1色）に感度を有するCy画素（第1色画素）と、マゼンタ（第3色）に感度を有するMg画素（第3色画素）と、イエロー（第4色）に感度を有するYe画素（第4色画素）と、グリーン（第2色）に感度を有するG画素（第2色画素）を有する場合、光源制御部22は、V光、B光、G光、及びR光を上記光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ で発光させることにより、Cy画素で得るシアンの光量積分値とG画素で得るグリーンの光量積分値との比率を、第1多色スペクトル光25を用いる場合と連続スペクトル光26を用いる場合とで一致させ、Mg画素で得るマゼンタの光量積分値とグリーンの光量積分値との比率を、第1多色スペクトル光25を用いる場合と連続スペクトル光26を用いる場合とで一致させ、かつ、Ye画素で得るイエローの光量積分値とグリーンの光量積分値との比率を、第1多色スペクトル光25を用いる場合と連続スペクトル光26を用いる場合とで一致させる。

【0085】

上記第3実施形態の数5による光量比の算出方法は、撮像センサ48に原色系カラー撮像センサを用いる場合にも応用可能である。原色系カラー撮像センサのなかには、B画素、G画素、及びR画素に加え、エメラルド色カラーフィルタを有するE画素を有するセン

サヤ、カラーフィルタが設けられていない白画素（W画素）を有するセンサもある。これらの原色系カラー撮像センサを用いる場合には、数4の光量比の算出方法よりも数5の光量比の算出方法の方が好適な場合がある。

【0086】

なお、上記第3実施形態のように撮像センサ48に補色系カラー撮像センサを用いる場合も、第2実施形態と同様に観察対象を加味して第1多色スペクトル光を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を制御することが好ましい。

【0087】

第1実施形態の数2や、第3実施形態の数5に示す通り、第1多色スペクトル光のうち複数色の光源が発光する波長帯域の光を1つの画素で受光する場合、1つの画素が受光する光の波長帯域毎（すなわち各光源が発光する光の波長帯域毎）に、光量積分値を、キセノンランプの連続スペクトル光26を受光して得る光量積分値に一致させると、第1多色スペクトル光を形成するV光、B光、G光、及びR光の光量比 $C_v : C_b : C_g : C_r$ を適切に決定することができる。この方法は、光源の色数が画素の色数よりも多い場合に特に効果的である（第1実施形態の数2参照）。

10

【0088】

[第4実施形態]

上記第1～第3実施形態では、光源制御部22は、光源部20の各LED20a～20dによって、キセノンランプの連続スペクトル光26を用いる場合を模倣する第1多色スペクトル光25、225、及び325を発生させているが、光源制御部22は、光源部20の各LED20a～20dによって、第1多色スペクトル光25、225、及び325と切り替えて、第1多色スペクトル光25及びキセノンランプの連続スペクトル光26とは異なる第2多色スペクトルを有する第2多色スペクトル光を発生させるようにしても良い。

20

【0089】

第2多色スペクトル光は、従来のキセノンランプを用いた内視鏡システムにはない固有の分光スペクトルを有する照明光である。例えば、光源制御部22は、図17に示すように、V光またはB光の少なくともいずれか一方（本実施形態ではV光）の光量を第1多色スペクトル光25よりも大きくする。すなわち、第2多色スペクトル光401をB画素で受光して得る光量積分値を、第1多色スペクトル光25をB画素で受光して得る光量積分値よりも大きくする。また、本実施形態では、第1多色スペクトル光25に対して、第2多色スペクトル光401を形成するV光の光量だけを変化させているが、さらに、第2多色スペクトル光401は、G画素で受光して得る光量積分値を、第1多色スペクトル光25をG画素で受光して得る光量積分値よりも小さくすることが好ましい。

30

【0090】

上記第2多色スペクトル光401を用いて観察対象を観察すれば、粘膜表層にある血管やピットパターン等を、キセノンランプの連続スペクトル光26を用いる場合よりも明瞭に観察することができる。このため、第1多色スペクトル光25と第2多色スペクトル光401と切り替え可能にしておけば、上記のような多色スペクトル光を用いる場合の特有の利点をも享受できる。

40

【0091】

第1多色スペクトル光25と第2多色スペクトル光401との切り替えは、内視鏡12の操作部12bに設けた観察モード切り替えスイッチ（図示しない）等を用いて、任意に切り替えられるようにすることができるが、特に、内視鏡システム10で用いる内視鏡12の機種に応じて自動的に第1多色スペクトル光25と第2多色スペクトル光401とを切り替えることが好ましい。

【0092】

このように、内視鏡12の機種によって第1多色スペクトル光25と第2多色スペクトル光401を自動的に切り替える場合、図18に示す内視鏡システム410のように、内視鏡12には機種を示すID（Identification Data）を記憶するID記憶部411を設

50

け、内視鏡光源装置 1 4 には、内視鏡機種検出部 4 1 2 を設ける。内視鏡機種検出部 4 1 2 は、内視鏡 1 2 が内視鏡光源装置 1 4 に接続された場合に、I D 記憶部 4 1 1 から内視鏡 1 2 の I D を読み出すことによって、接続された内視鏡 1 2 の機種を検出し、検出結果を光源制御部 2 2 に入力する。そして、光源制御部 2 2 は、内視鏡機種検出部 4 1 2 によって検出された内視鏡 1 2 の機種によって、光源部 2 0 で発生させる照明光を第 1 多色スペクトル光 2 5 と第 2 多色スペクトル光 4 0 1 とで切り替える。より具体的には、光源制御部 2 2 は、内視鏡 1 2 の機種が、キセノンランプの連続スペクトル光を用いる従来の内視鏡システムで使用する機種である場合は、光源部 2 0 で発生させる照明光を第 1 多色スペクトル光 2 5 に自動設定し、かつ、内視鏡 1 2 の機種が上記以外の機種である場合（多色スペクトル光を用いる内視鏡システムでだけ用いられる機種の場合等）には、光源部 2 0 で発生させる照明光を第 2 多色スペクトル光 4 0 1 に自動設定することが好ましい。

10

【 0 0 9 3 】

キセノンランプを用いる従来の内視鏡システムで使用する内視鏡を接続する場合、医師は使い慣れた従来の内視鏡システムと同様に観察対象を観察できることを望むことが多く、多色スペクトル光を照明光として使用する内視鏡システムでだけ用いる内視鏡を接続する場合は、医師は多色スペクトル光の利点を活かした観察を望むことが多い。このため、上記のように、内視鏡 1 2 の機種によって照明光を第 1 多色スペクトル光 2 5 と第 2 多色スペクトル光 4 0 1 とで自動的に切り替えると、操作や設定等をせずに、ニーズに合った内視鏡画像を自動的に提供することができる。もちろん、初期設定を上記のように内視鏡 1 2 の機種に応じて自動設定し、その後は、医師の判断で手動切り替えられるようにすることがさらに好ましい。

20

【 0 0 9 4 】

図 1 8 の内視鏡システム 4 1 0 では、内視鏡光源装置 1 4 が内視鏡機種検出部 4 1 2 によって内視鏡 1 2 の接続を検知し、かつ、内視鏡 1 2 から I D を読み出して内視鏡 1 2 の機種を検出しているが、図 1 9 に示す内視鏡システム 4 2 0 のように、プロセッサ装置 1 6 に I D 読取部 4 1 3 を設け、I D 読取部 4 1 3 によって内視鏡 1 2 の接続を検知し、かつ、内視鏡 1 2 から I D を読み出しても良い。この場合、内視鏡機種検出部 4 1 2 は、プロセッサ装置 1 6 の I D 読取部 4 1 3 から内視鏡 1 2 の I D を取得し、その機種を検出すれば良い。

30

【 0 0 9 5 】

[第 5 実施形態]

L E D 等の半導体光源は、キセノンランプ等の従来の光源と比較すると長寿命であるが、L E D 等の半導体光源であっても、図 2 0 に示すように経時的に劣化して、既定の駆動電流や既定の駆動電圧で駆動しても、光量が低下する。また、半導体光源の種類（発光する光の波長等）によっても経時劣化の程度は異なる。経時劣化を無視すると、光源制御部 2 2 が例えば第 1 多色スペクトル光 2 5 を発光させるための既定の制御をしても、第 1 多色スペクトル光 2 5 の条件を満たさない多色スペクトル光が発せられてしまうことがある。このため、光源制御部 2 2 は、光源部 2 0 の各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の経時劣化を考慮して、第 1 多色スペクトル光 2 5 や第 2 多色スペクトル光 4 0 1 を発光させることが好ましい。

40

【 0 0 9 6 】

上記のように光源部 2 0 の各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d に経時劣化があっても第 1 実施形態等の条件を満たす第 1 多色スペクトル光 2 5 や第 2 多色スペクトル光 4 0 1 を発光させるためには、例えば、図 2 1 に示す内視鏡システム 5 0 0 のように、内視鏡光源装置 1 4 に光量検出部 5 0 1 を設け、光源制御部 2 2 には経時劣化検出部 5 0 4 を設ける。

【 0 0 9 7 】

光量検出部 5 0 1 は、V 光の光量を検出するための V 光量検出部 5 0 2 a と、B 光の光量を検出するための B 光量検出部 5 0 2 b と、G 光の光量を検出するための G 光量検出部 5 0 2 c と、R 光の光量を検出するための R 光量検出部 5 0 2 d とを備える。V 光量検出部 3 0 2 a は、ミラー 5 0 3 a を介して V 光の一部を取得することで、V - L E D 2 0 a

50

が発光したV光の光量を検出する。ミラー503aは、V-LED20aの光路中に配置され、V-LED20aが発光したV光の一部を反射してV光量検出部502aに入射させ、かつ、残りのV光を光路結合部23に向けて透過する。同様に、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dの光路中には、これらが発光した各色光の一部を反射してB光量検出部502b、G光量検出部502c、及びR光量検出部502dにそれぞれ入射させ、残りの各色光を光路結合部23に向けて透過するミラー503b、ミラー503c、及びミラー503dが配置される。B光量検出部502bは、ミラー503bを介してB光の一部を取得してB-LED20bが発光したB光の光量を検出する。G光量検出部502cは、ミラー503cを介してG光の一部を取得してG-LED20cが発光したG光の光量を検出する。R光量検出部502dは、ミラー503dを介してR光の一部を取得してR-LED20dが発光したR光の光量を検出する。

10

【0098】

光量検出部501は、各色用の光量検出部502a~502dが検出したV光、B光、G光、及びR光の光量を光源制御部22に入力する。光源制御部22では、経時劣化検出部504が、第1多色スペクトル光25を発光する各LED20a~20dの駆動電流等の駆動条件と、光量検出部501で実際に検出された各色光の光量とを用いて、各LED20a~20dの経時劣化を検出する。具体的には、経時劣化検出部504は、各LED20a~20dのうち、既定の光量に対して最も光量が低下した最劣化光源を検出する。光源制御部22は、経時劣化検出部504で検出した最劣化光源の光量に合わせて、残りの光源の光量を設定する。例えば、図22に示すように、光源制御部22が第1多色スペクトル光25を発光する駆動条件で各LED20a~20dを駆動することで各LED20a~20dの光量を指定したにも関わらず、R-LED20dの経時劣化のためにR光の光量が第1多色スペクトル光25を形成する指定の光量に満たず、かつ、V光、B光、及びG光は第1多色スペクトル光25を形成する指定の光量が発光した多色スペクトル光524になっていたとする。この場合、光源制御部22では、経時劣化検出部504がR-LED20dを最劣化光源として検出する。このため、図23に示すように、光源制御部22は、R-LED20dが発光するR光の光量に合わせて、V光、B光、及びG光の光量を低減させることにより、経時劣化したR-LED20dが発するR光の光量と、V光、B光、及びG光の光量のバランスを保たれた新たな第1多色スペクトル光525を発光させる。すなわち、各LED20a~20dの少なくともいずれか1つに光量の不足が検出された場合、光源制御部22は、第1多色スペクトル光25を形成する各LED20a~20dの光量の指定値に対して、光量の不足量が最も大きい最劣化光源の光量に合わせて、残りの光源の光量を設定する。これにより、各色光のバランスが保たれた第1多色スペクトル光525を発光させる。

20

30

【0099】

上記のように、各LED20a~20dが発光する各色光の光量を検出し、これら各LED20a~20dの中で最も経時劣化した光源の光量に合わせて残りの光源の光量を設定することで、光源制御部22は、光源部20によって常に各色光のバランスが保たれた第1多色スペクトル光25や第2多色スペクトル光401を安定して発光させることができる。また、上記のようにすれば、常に各色光のバランスが保たれた第1多色スペクトル光25及び325や第2多色スペクトル光401が安定して発光されるので、マトリックス処理で用いるマトリックス等、内視鏡画像を生成するために用いる信号処理パラメータや画像処理パラメータを再計算したり、複数用意したりしておく必要がない。また、撮像センサ48のカラーフィルタに混色がある場合には、内視鏡画像を生成するために用いる信号処理パラメータや画像処理パラメータを再計算したり、複数用意したりしておいても補正しきれないが、上記のようにすれば、常に安定して観察対象を観察することができる。

40

【0100】

上記第5実施形態で光量検出部501が行う各色光の光量検出は、少なくともキャリブレーション時に行うことが好ましい。特に、光量検出部501は、観察対象を観察するた

50

めに各LED 20a ~ 20dが発光している間、各色光の光量検出を繰り返し行なって、光源制御部22にフィードバックして、リアルタイムに第1多色スペクトル光25等のバランスを整えることが好ましい。

【0101】

[第6実施形態]

上記第5実施形態の内視鏡システム500では、LED 20a ~ 20dの経時劣化を検出しているが、LED 20a ~ 20dの経時劣化以外の要因によって、光源制御部22が正確な第1多色スペクトル光25が発光できない場合もある。この場合、図24に示す内視鏡システム600のように、第5実施形態の内視鏡システム500と同様の光量検出部501等を設け、光源制御部22には経時劣化検出部504の代わりに、検証部604を設ける。

10

【0102】

検証部604は、模倣対象であるキセノンランプの連続スペクトル光26を撮像センサ48の各色の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率を模倣比率テーブル606に予め記憶している。検証部604は、この模倣比率テーブル606と光量検出部501の検出結果を用いて、実際に発光した第1多色スペクトル光25を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光26を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する。

【0103】

20

検証部604は、光量検出部501の検出結果である各LED 20a ~ 20dの実際の光量と撮像センサ48のカラーフィルタの分光特性から各色画素の光量積分値を算出し、これらの比率を求める。例えば、撮像センサ48がB画素、G画素、及びR画素を有する原色系カラー撮像センサである場合、G画素で得る光量積分値に対するB画素で得る光量積分値の比率（以下、本実施形態において B_p / G_p という）と、G画素で得る光量積分値に対するR画素で得る光量積分値の比率（以下、本実施形態において R_p / G_p という）を算出する。

【0104】

また、模倣するキセノンランプの連続スペクトル光26と、撮像センサ48のカラーフィルタの分光特性から各色画素の光量積分値は予め算出し、模倣比率テーブル606は、模倣する連続スペクトル光26を用いた場合のG画素で得る光量積分値に対するB画素で得る光量積分値の比率（以下、本実施形態において B_x / G_x という）と、模倣する連続スペクトル光26を用いた場合のG画素で得る光量積分値に対するR画素で得る光量積分値（以下、本実施形態において R_x / G_x という）とを記憶する。

30

【0105】

このため、検証部604は、算出した比率 B_p / G_p と模倣比率テーブル606に記憶している比率 B_x / G_x を比較し、かつ、算出した比率 R_p / G_p と模倣比率テーブル606に記憶している比率 R_x / G_x を比較する。これら2つの比較の結果、比率 B_x / G_x に対して比率 B_p / G_p の誤差が許容範囲内（例えば比率 B_p / G_p の10%程度以下）であり、かつ、比率 R_x / G_x に対して比率 R_p / G_p の誤差が許容範囲内（例えば比率 B_x / G_x の10%程度以下）であれば、第1多色スペクトル光25が適切に発光していると判断する。この場合、光源制御部22は、第1多色スペクトル光25の発光を継続する。

40

【0106】

一方、比率 B_x / G_x に対して比率 B_p / G_p の誤差が許容範囲外である場合、または、比率 R_x / G_x に対して比率 R_p / G_p の誤差が許容範囲外である場合、検証部604は適切な第1多色スペクトル光25が発光されていないと判断する。この場合、光源制御部22は、検証部604の検証結果を用いてLED 20a ~ 20dをフィードバック制御する。すなわち、光源制御部22は、検証部604で算出した比率 B_x / G_x に対して比率 B_p / G_p の誤差、または、比率 R_x / G_x に対して比率 R_p / G_p の誤差に基づいて

50

、各LED 20a～20dの光量を調整して制御する。これにより、照明光は常に適切な第1多色スペクトル光25に補正される。

【0107】

上記第6実施形態の内視鏡システム600では、検証部604が各色の光量積分値の算出する際に観察対象の種類を考慮していないが、第2実施形態と同様に観察対象の種類を考慮して検証部604で算出する各色の光量積分値や光量積分値の比率を算出することができる。また、上記第6実施形態の内視鏡システム600の検証部604は、第5実施形態の経時劣化検出部504として機能することもできる。なお、上記第6実施形態では、内視鏡光源装置14に検証部604を設けているが、検証部604はプロセッサ装置16に設けても良い。

10

【0108】

上記第6実施形態の内視鏡システム600は、光量検出部501の検出結果を用いて照明光が第1多色スペクトル光25になっているかを検証しているが、光量検出部501の検出結果を用いる代わりに、撮像センサ48の出力を用いて照明光が第1多色スペクトル光25になっているかを検証することもできる。この場合、図25に示す内視鏡システム700のように、プロセッサ装置16に検証部704を設ける。

【0109】

検証部704は、光量検出部501の検出結果の代わりに、受信部53から取得する撮像センサ48の出力を用いる以外は、上記第6実施形態の検証部604と同様である。すなわち、検証部704は、模倣比率テーブル706に模倣対象であるキセノンランプの連続スペクトル光26を撮像センサ48の各色の画素で受光して得る色毎の光量積分値の比率を記憶しており、この模倣比率テーブル706と撮像センサ48の出力を用いて、実際に発光した第1多色スペクトル光25を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率が、キセノンランプの連続スペクトル光26を複数色の画素でそれぞれ受光して得る色毎の光量積分値の比率に一致しているか否かを検証する。

20

【0110】

検証部704は、撮像センサ48の出力である画像信号を受信部53から取得し、これらの比率を求める。撮像センサ48がB画素、G画素、及びR画素を有する原色系カラー撮像センサである場合、例えば検証部704はB画像信号、G画像信号、及びR画像信号の各々の平均値等（平均値や中央値等の統計量）を求めることにより各色の画素の光量積分値を算出し、それらの比率 B_p / G_p と比率 R_p / G_p を算出する。なお、検証部704が算出する各色の画像信号の平均値等は、撮像センサ48からの信号電荷の読み出し時にかかるゲインや受信部53で行う各種処理の具体的内容に影響されるので本明細書でいう光量積分値そのものではないが、第1多色スペクトル光25を発光するキセノンエミュレートモードでは常に同じ処理をするので、各色の画像信号の平均値等は実質的に光量積分値を表す。

30

【0111】

模倣比率テーブル706は、模倣する連続スペクトル光26を用いる場合のB画像信号、G画像信号、及びR画像信号の各々の平均値等を用いて算出した比率 B_x / G_x 及び比率 R_x / G_x を記憶する。検証部704は、算出した比率 B_p / G_p と模倣比率テーブル706に記憶している比率 B_x / G_x を比較し、かつ、算出した比率 R_p / G_p と模倣比率テーブル606に記憶している比率 R_x / G_x を比較し、光源制御部22がこれらの比較結果（検証部704の検証結果）に基づいてLED 20a～20dの制御するのは上記第6実施形態の内視鏡システム600と同様である。

40

【0112】

なお、実際の観察対象を撮影しながら検証部704による検証を行うことができるが、観察対象の個体差等の影響を除くためには、例えば生体粘膜の反射率を模した模擬体（ファントム）や照明光をほぼ直接に撮像センサ48に入射させる白板を撮影して検証をすることが好ましい。

【0113】

50

上記変形例の内視鏡システム700は、検証部704が各色の光量積分値の算出する際に観察対象の種類を考慮していないが、第2実施形態と同様に観察対象の種類を考慮して検証部704で算出する各色の光量積分値や光量積分値の比率を算出することができる。このように、検証部704が行う検証に観察対象の種類を考慮する場合、食道、胃、及び大腸等の反射率を模した模擬体を用いる。

【0114】

上記変形例の内視鏡システム700では、検証部704は、撮像センサ48の出力として受信部53から画像信号を取得しているが、受信部53から画像信号を取得する代わりに、DPS56、ノイズ除去部58、または画像生成部62から画像信号を取得することができる。検証部704は、これらプロセッサ装置16の各部から画像信号を取得する代わりに、内視鏡12のA/Dコンバータ51、CDS/AGC回路50、または撮像センサ48から画像信号を取得してもよい。

【0115】

上記第1～第5実施形態では、B-LED20bが発するB光をそのまま第1多色スペクトル光25、225、325、及び525に利用しているが、約450nmから約500nmの波長の光は表層血管やピットパターン等の構造のコントラストを低下させてしまう。このため、図26に示す内視鏡システム800のように、B-LED20bの光路中に、約450nmから約500nmの波長の光を低減する帯域制限部801を配置することによって、B-LED20bが発するB光から、約450nmから約500nmの波長成分を低減したBs光を生成し、Bs光を第1多色スペクトル光25、225、325、及び525に用いることが好ましい。この場合、光量比は、帯域制限部801を通過後のBs光の分光スペクトルを用いて算出する。

【0116】

上記第1～第6実施形態では、撮像センサ48が設けられた内視鏡12を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムによって本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムでも本発明は好適である。例えば、図27に示すように、カプセル内視鏡システムでは、カプセル内視鏡900と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【0117】

カプセル内視鏡900は、光源部902と光源制御部903と、撮像センサ904と、画像生成部906と、送受信アンテナ908とを備えている。光源部902は、上記第1～第6実施形態の光源部20と同様に、V光を発するV-LEDと、B光を発するB-LEDと、G光を発するG-LEDと、R光を発するR-LEDと、を有している。

【0118】

光源制御部903は、上記各実施形態及び変形例の光源制御部22と同様にして光源部902の駆動を制御する。また、光源制御部903は、送受信アンテナ908によって、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線で通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記第1～第6実施形態のプロセッサ装置16とほぼ同様であるが、画像生成部906はカプセル内視鏡900に設けられ、生成された内視鏡画像は、送受信アンテナ908を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ904は上記第1～第6実施形態の撮像センサ48と同様に構成される。

【0119】

なお、上記第1～第6実施形態では、光源制御部22は、キセノンランプの白色光を模倣するための第1多色スペクトル光25、225、325、及び525を発生させているが、キセノンランプの白色光の代わりに、他の広帯域な連続スペクトル光を模倣するための第1多色スペクトル光を発生させても良い。例えば、従来の内視鏡システムでは、キセノンランプ以外のハロゲンランプを用いる場合がある。キセノンランプ以外のハロゲンランプを模倣するための第1多色スペクトル光を発生させても良く、模倣するランプの種類を医師等が選択できるようにしても良い。同様に、励起光を発する励起光源と、励起光の照射によって蛍光を発する蛍光体を組み合わせた広帯域光源や、半導体光源からなる広帯域光源が発する連続スペクトル光を模倣することもできる。蛍光体に励起光を照射して広

10

20

30

40

50

帯域光源は、例えば、紫外光、紫色光、または青色光等を発光する励起光光源と、紫外光、紫色光、または青色光等の照射によって緑色から黄色（あるいは赤色）の蛍光を発光する蛍光体を組み合わせて構成される。半導体光源からなる広帯域光源は、例えば、白色光を発生する半導体光源である。上記のように、キセノンランプ以外の広帯域な連続スペクトル光（実質的に白色に見える擬似白色光やその他白色以外の光を含む）を模倣する場合も、上記実施形態のキセノンランプの白色光を模倣する場合と同様にして第1多色スペクトル光を発生させることができる。

【0120】

上記第1～第6実施形態では、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、R-LED20dの4色のLEDを用いているが、内視鏡光源装置14に用いる複数の光源が発光する光の色（波長）や組み合わせ、LEDの個数等は、これ以外の色及び組み合わせでも良い。また、LEDの代わりに、LD（Laser Diode）等の他の半導体光源を用いても良い。LEDやLDと蛍光体を組み合わせた光源を用いても良い。

10

【0121】

なお、上記第1～第6実施形態では、光源部20の各LED20a～20dを全て同時に点灯しているが、撮像センサ48が観察対象を撮像している間（光電変換をする間の時間）にこれら各LED20a～20dを順次点灯させても良い。また、撮像センサ48が観察対象を撮像している間に、色毎に点灯時間を調節して、光量を制御してもよい。これらの場合も上記第1～第5実施形態のように光源部20の各LED20a～20dを同時に点灯するのと同じ結果が得られる。

20

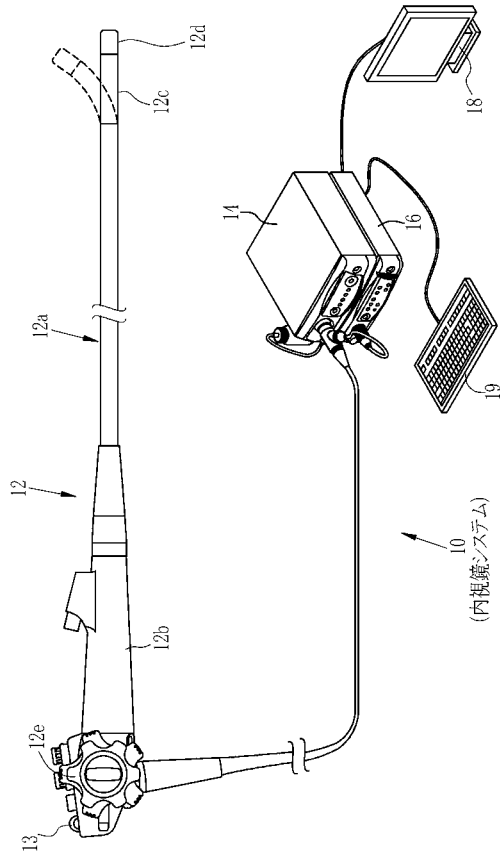
【符号の説明】

【0122】

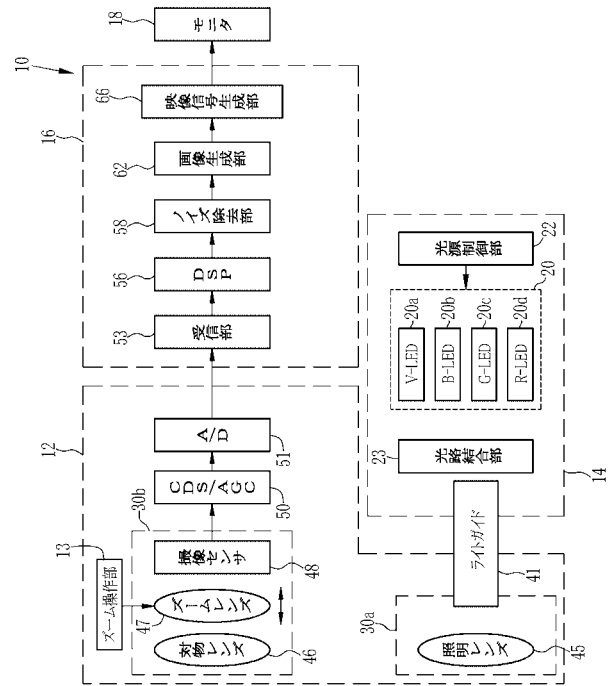
10, 240, 410, 420, 500, 600, 700, 800 内視鏡システム
 20 光源部
 22 光源制御部
 25, 225, 325, 525 第1多色スペクトル光
 26 連続スペクトル光
 412 内視鏡機種検出部
 501 光量検出部
 504 経時劣化検出部
 604, 704 検証部
 900 カプセル内視鏡

30

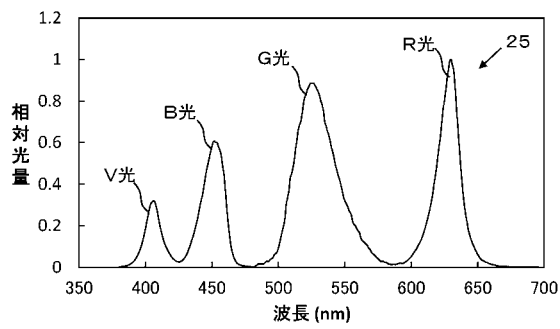
【図 1】



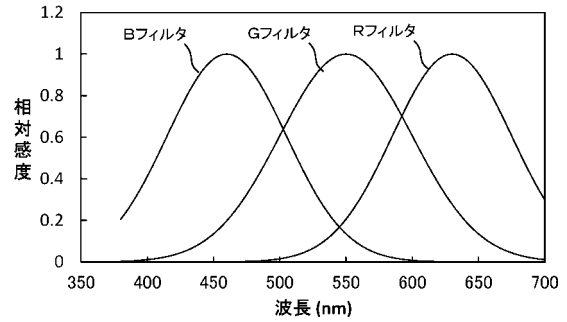
【図 2】



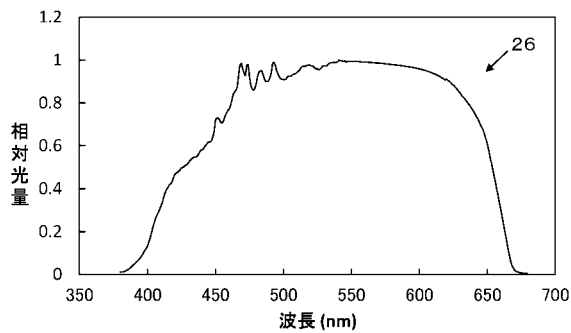
【図 3】



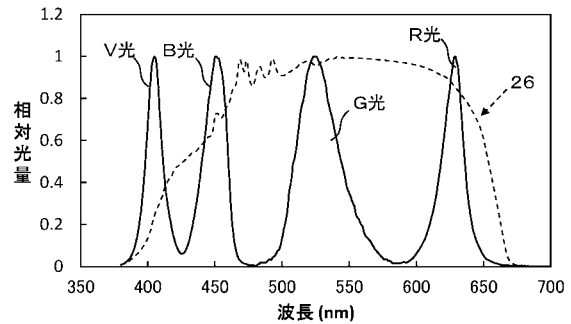
【図 5】



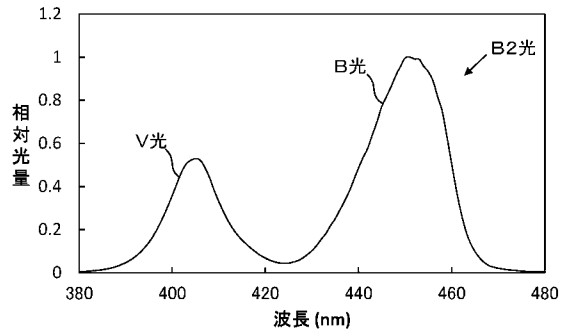
【図 4】



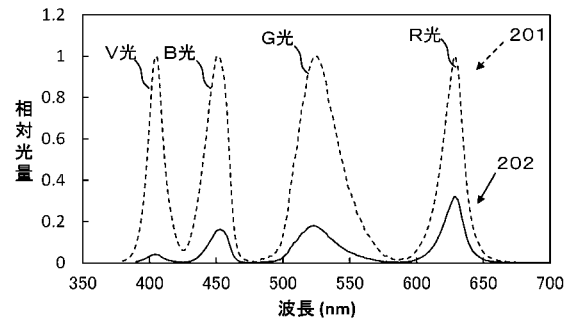
【図 6】



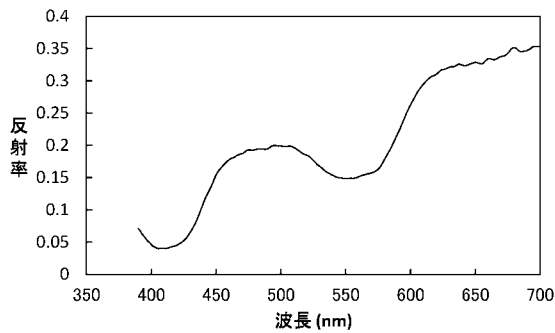
【図 7】



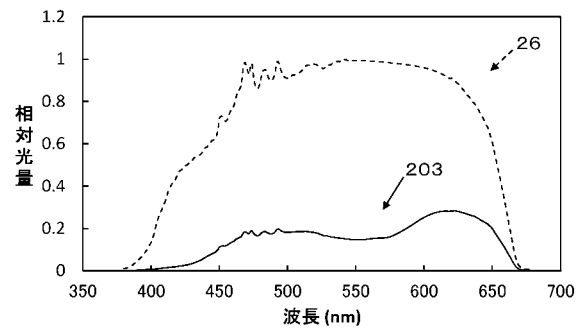
【図 9】



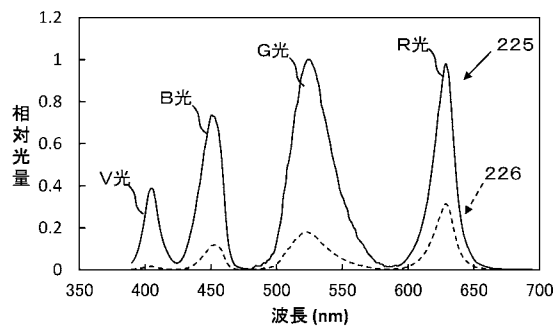
【図 8】



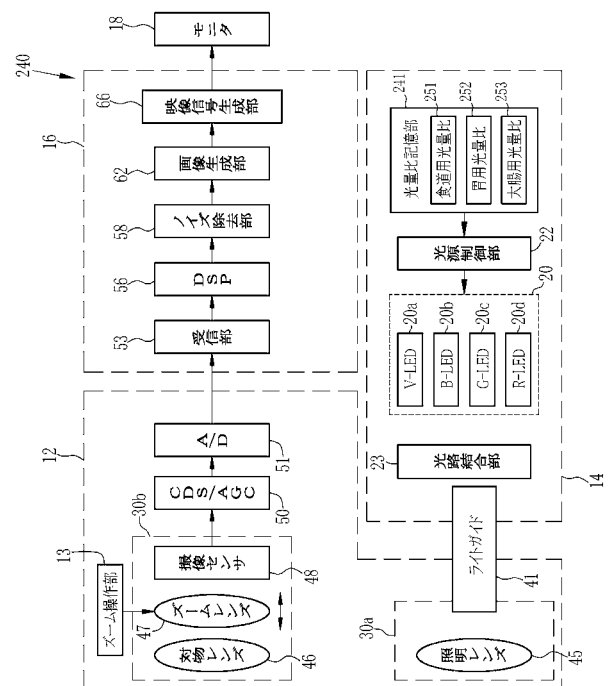
【図 10】



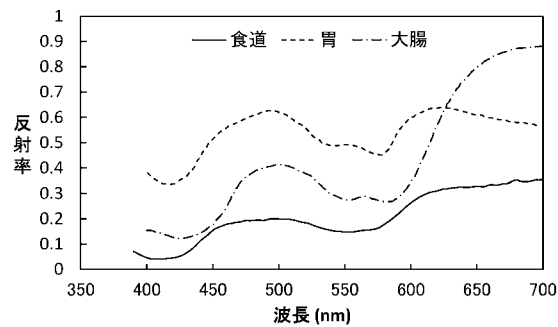
【図 11】



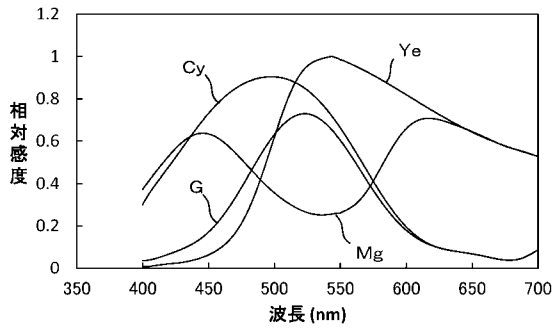
【図 13】



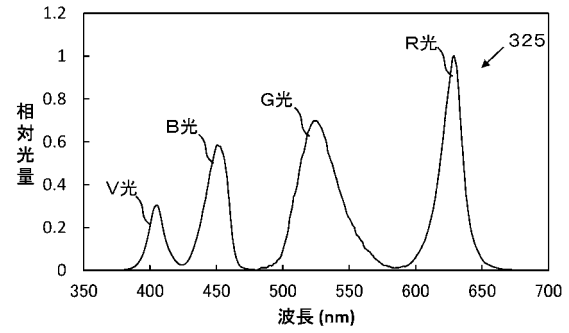
【図 12】



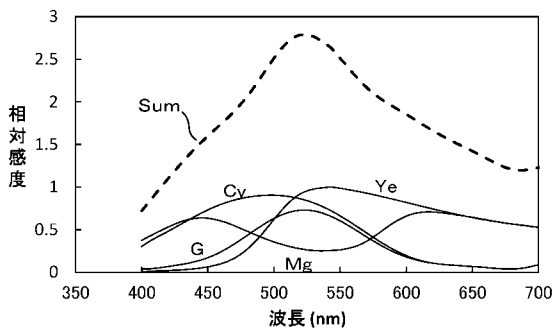
【図 14】



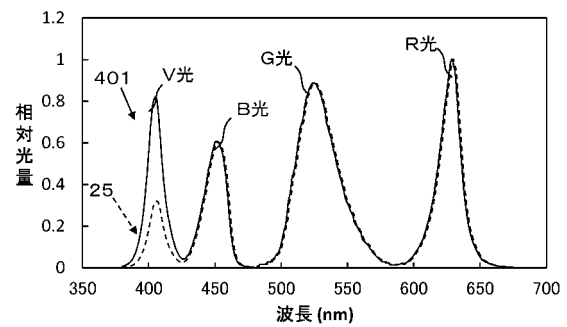
【図 16】



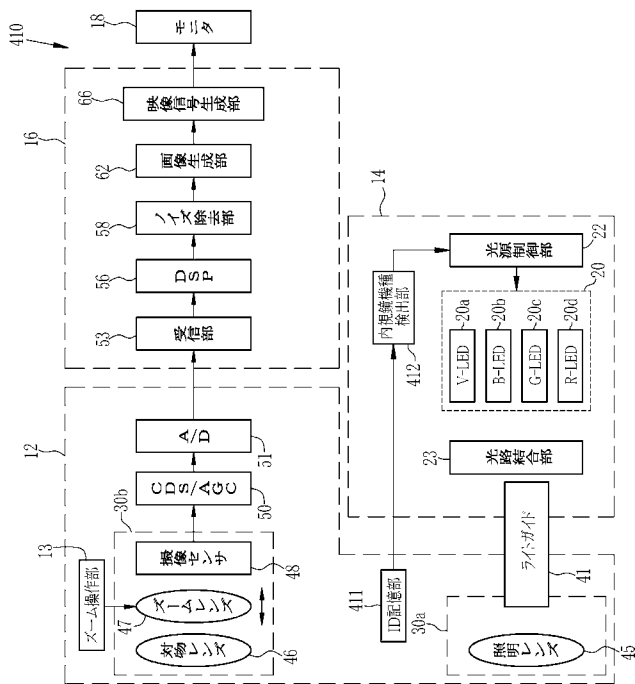
【図 15】



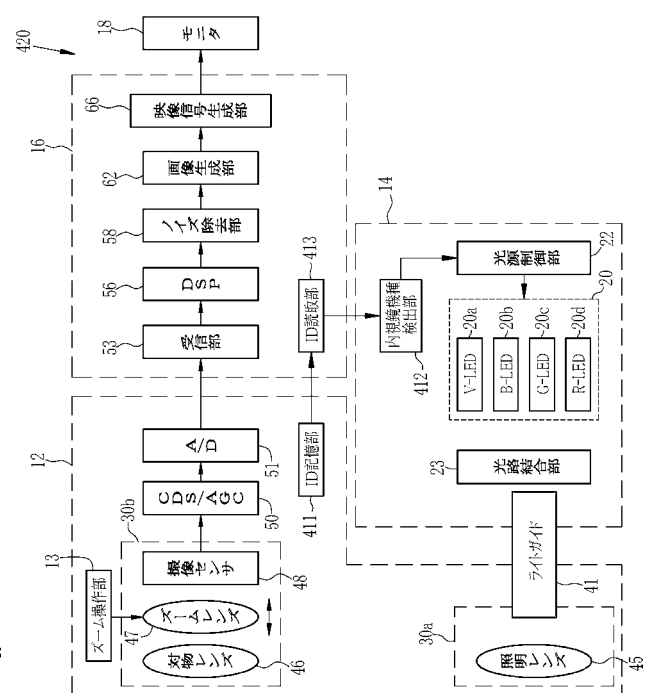
【図 17】



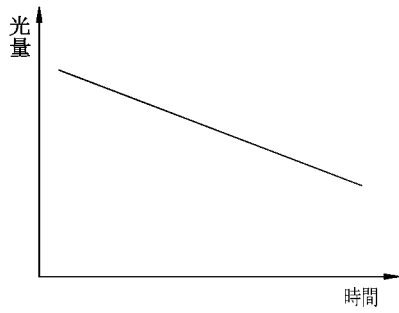
【図 18】



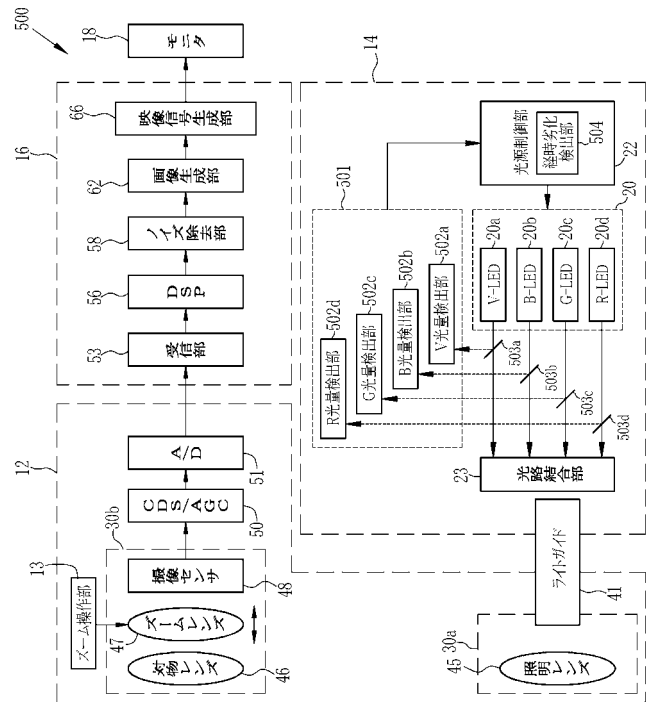
【図 19】



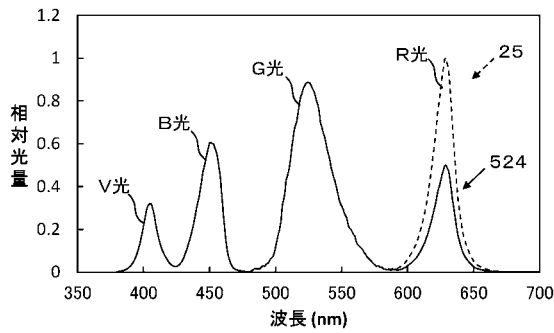
【図 20】



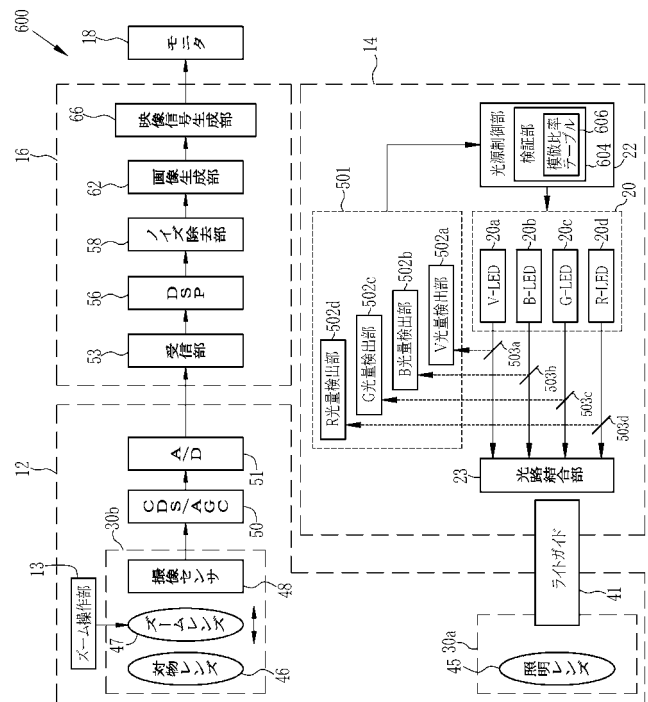
【図 21】



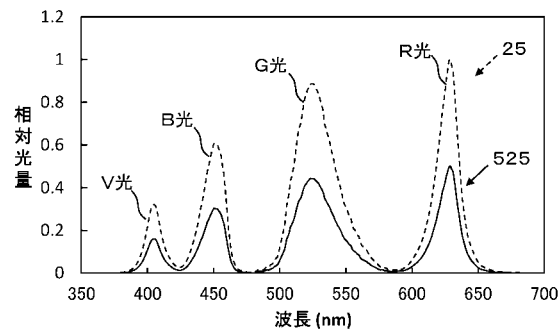
【図 22】



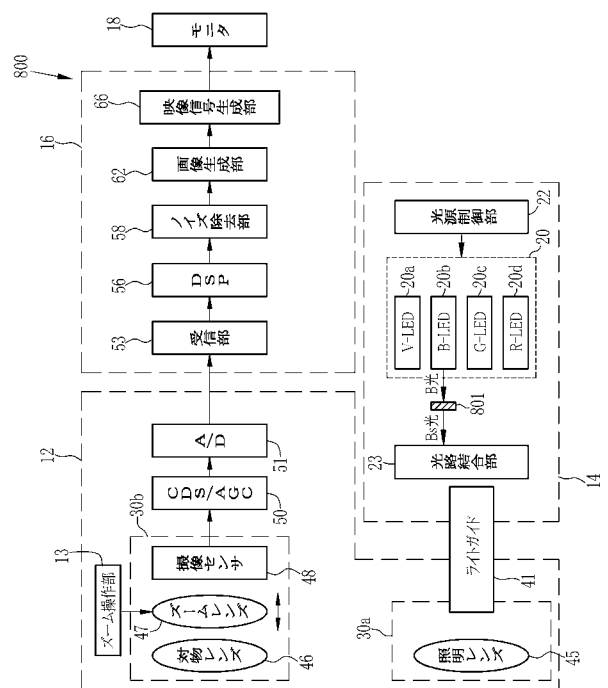
【図 24】



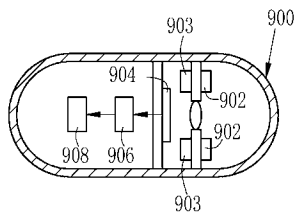
【図 23】



【 図 2 6 】



【 図 2 7 】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA01 AA02 AA04 BB02 CC06 DD03 DD07 HH54 JJ17 JJ18
LL02 MM05 NN01 NN07 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR22 RR23
RR25 SS23 YY14

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	JP2019058689A	公开(公告)日	2019-04-18
申请号	JP2018216972	申请日	2018-11-20
[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	大谷 健一 杉崎 誠		
发明人	大谷 健一 杉崎 誠		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.610 G02B23/24.B G02B23/26.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA10 4C161/AA01 4C161/AA02 4C161/AA04 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR23 4C161/RR25 4C161/SS23 4C161/YY14		
其他公开文献	JP6602939B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统和内窥镜系统，其能够以与使用连续光谱光作为照明光的情况几乎相同的方式通过使用独立地发射不同颜色的光的多个光源来观察观察对象。提供一种操作方法 发射第一多色光谱光25的光源单元20，所述第一多色光谱光25具有通过叠加V光，B光，G光和R光，B像素，G像素和R像素而获得的第一多色光谱。通过控制成像传感器48和每个LED 20a至20d获得的每种颜色的光强度积分值与通过每个颜色像素接收第一多色光谱25的比率，每种颜色的灯的连续光谱光26并且，光源控制单元22用于使通过接收每个像素中的光而获得的每种颜色的光量积分值的比率一致。光源控制器22，V光和B光量比的 K_v ：确定 K_B ，光强比的 K_v 后： K_B 是通过将所述V光和B光B2的光，G光，R光的光量获得的光计算 P_b2 ： P_g ： P_r 的比率。[选择图]图2

