

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6602939号
(P6602939)

(45) 発行日 令和1年11月6日(2019.11.6)

(24) 登録日 令和1年10月18日(2019.10.18)

| | |
|--------------------------------|--------------------|
| (51) Int.Cl. | F 1 |
| A 6 1 B 1/06 (2006.01) | A 6 1 B 1/06 6 1 0 |
| G 0 2 B 23/24 (2006.01) | G 0 2 B 23/24 B |
| G 0 2 B 23/26 (2006.01) | G 0 2 B 23/26 B |

請求項の数 12 (全 32 頁)

| | | | |
|------------|-------------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2018-216972 (P2018-216972) | (73) 特許権者 | 306037311 |
| (22) 出願日 | 平成30年11月20日 (2018.11.20) | | 富士フイルム株式会社 |
| (62) 分割の表示 | 特願2015-131741 (P2015-131741) の分割 | | 東京都港区西麻布2丁目26番30号 |
| 原出願日 | 平成27年6月30日 (2015.6.30) | (74) 代理人 | 110001988 |
| (65) 公開番号 | 特開2019-58689 (P2019-58689A) | | 特許業務法人小林国際特許事務所 |
| (43) 公開日 | 平成31年4月18日 (2019.4.18) | (72) 発明者 | 大谷 健一 |
| 審査請求日 | 平成30年11月26日 (2018.11.26) | | 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 |
| | | 審査官 | 山口 裕之 |

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) 【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B2光とした場合であって、前記B2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

10

20

量積分値をそれぞれ $B2b$ 、 $B2g$ 、及び $B2r$ 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 Gb 、 Gg 、及び Gr 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 Rb 、 Rg 、及び Rr 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 Xb 、 Xg 、及び Xr 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 $Pb2 : Pg : Pr$ を算出する内視鏡システム。

数 3

10

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

【請求項 2】

前記光源制御部は、

前記光量比 $Kv : Kb$ と前記光量比 $Pb2 : Pg : Pr$ 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 $Cv : Cb : Cg : Cr$ を算出する請求項 1 記載の内視鏡システム。

20

【請求項 3】

観察対象の種類毎に光量比 $Cv : Cb : Cg : Cr$ 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 $Cv : Cb : Cg : Cr$ のなかから光量比 $Cv : Cb : Cg : Cr$ 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。

30

【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。

40

【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】

50

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、

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、

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B2光とした場合であって、前記B2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_{2b} 、 B_{2g} 、及び B_{2r} 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、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内視鏡システムの作動方法。

10

20

30

40

数3

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

【発明の詳細な説明】

10

【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）を発生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生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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

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では、それぞれ分光スペクトルが異なっているため、連

50

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では、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で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。

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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ことを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

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B2b、B2g、及びB2rとし、第1多色スペクトル光のG光を第1色画素、第2色

10

20

30

40

50

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を算出する内視鏡システム。

数3

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

10

【0011】

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。

20

【0012】

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。

【0013】

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。

30

【0014】

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。

【0015】

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。

40

【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。

【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

50

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。

10

20

数3

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

【発明の効果】

30

【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。

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】内視鏡システムの外觀図である。

40

【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。

【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。

50

- 【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。
- 【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。 10
- 【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。
- 【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。 20
- 【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】

【0020】

[第1実施形態]

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と電気的に接続される。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。 30

【0021】

プロセッサ装置16は、モニタ18及びコンソール19と電気的に接続される。モニタ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。 40

【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 50

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-LED20dは、中心波長が628~629nmであり、波長帯域が580~700nmの赤色光(以下、R光という)を発光する赤色光源である。なお、これらの各LED20a~20dの中心波長は±5nmから±10nm程度の幅を有する。

10

【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

20

【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

30

【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。

40

【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、ハ口

50

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。

10

【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105 μ m、クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた経が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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【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）

10

【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。DSP 56 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。

20

【0037】

ノイズ除去部 58 は、DSP 56 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。

30

【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 画像信号に対して 3×3 のマトリクス処理、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。

40

【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】

50

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 nm ~ 430 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_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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【0047】

【数1】

数1

$$\begin{pmatrix} Xb \\ Xg \\ Xr \end{pmatrix} = C_v \begin{pmatrix} Vb \\ Vg \\ Vr \end{pmatrix} + C_b \begin{pmatrix} Bb \\ Bg \\ Br \end{pmatrix} + C_g \begin{pmatrix} Gb \\ Gg \\ Gr \end{pmatrix} + C_r \begin{pmatrix} Rb \\ Rg \\ Rr \end{pmatrix}$$

10

【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。

20

【0049】

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。

30

【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。

【0051】

【数2】

数2

$$\begin{pmatrix} Xb1 \\ Xb2 \end{pmatrix} = K_v \begin{pmatrix} Vb1 \\ Vb2 \end{pmatrix} + K_b \begin{pmatrix} Bb1 \\ Bb2 \end{pmatrix}$$

40

【0052】

第1多色スペクトル光25を形成するV光とB光の光量比 $K_v : K_b$ が定めれば、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、B2光という）として扱うことができる（図7参照）。

50

【 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 B 2 b、B 2 光を G 画素で受光して得る光量積分値を B 2 g、B 2 光を R 画素で受光して得る光量積分値を B 2 r 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 P b 2 : P g : P r とすると、数 3 によって B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 P b 2 : P g : P r を算出することができる。本実施形態では、P b 2 : P g : P r = 1 : 1 . 6 4 : 1 . 6 5 (0 . 2 4 : 0 . 3 6 : 0 . 4 0) である。

【 0 0 5 4 】

【 数 3 】

数 3

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

【 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 K v : K b と、B 2 光、G 光、及び R 光の光量比 P b 2 : P g : P r が定めれば、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 C v : C b : C g : C r を算出することができる。本実施形態では、C v : C b : C g : C r = K v / K b : 1 : P g / P b 2 : P r / P b 2 = 0 . 5 3 : 1 : 1 . 6 4 : 1 . 6 5 (0 . 1 1 : 0 . 2 2 : 0 . 3 2 : 0 . 3 6) である。

【 0 0 5 6 】

上記光量比 C v : C b : C g : C r 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 C v : C b : C g : C r 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。

【 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 (C v V g + C b B g + C g G g + C r R g) に対する B 画素での光量積分値 (C v V b + C b B b + C g G b + C r R b) の比率 (C v V b + C b B b + C g G b + C r R b) / (C v V g + C b B g + C g G g + C r R g) が、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 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、D S P 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

10

20

30

40

50

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。

【 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。

10

【 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。

20

【 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、本明細書等で言う、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。

30

【 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 2 0 1 を用いる場合でも、食道からの戻り光 2 0 2 は食道の反射率を反映して変化する。同様に、図 1 0 に示すように、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合でも、食道からの戻り光 2 0 3 は食道の反射率を反映して元の連続スペクトル光 2 6 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 2 0 2 は多色スペクトル光 2 0 1 の反射光の他、多色スペクトル光 2 0 1 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 2 0 3 も同様である。

40

【 0 0 6 3 】

上記のように、食道からの戻り光 2 0 2 及び戻り光 2 0 3 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 2 2 は、食道に照射した多色スペクトル光 2 0 1 の戻り光 2 0 2 を撮像センサ 4 8 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 2 6 を撮像センサ 4 8 の複

50

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実施形態と同様にして、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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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れば、光量比記憶部241を設けておく場所は任意である。

【0070】

[第3実施形態]

50

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。

【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、Vmg、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、Bmg、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、Gmg、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、Rmg、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。

【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Xmg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。

【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Cv：Cb：Cg：Cr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Cv：Cb：Cg：Crを求めることができる。

【0075】

10

20

30

40

【数4】

数4

$$\begin{pmatrix} Xcy \\ Xmg \\ Xye \\ Xg \end{pmatrix} = Cv \begin{pmatrix} Vcy \\ Vmg \\ Vye \\ Vg \end{pmatrix} + Cb \begin{pmatrix} Bcy \\ Bmg \\ Bye \\ Bg \end{pmatrix} + Cg \begin{pmatrix} Gcy \\ Gmg \\ Gye \\ Gg \end{pmatrix} + Cr \begin{pmatrix} Rcy \\ Rmg \\ Rye \\ Rg \end{pmatrix}$$

10

【0076】

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Cv : Cb : Cg : Crを算出することができる。

【0077】

この場合、図15に示すように、Cy、Mg、Ye、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Sumを求め、補色系カラー撮像センサが総合感度Sum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。

20

【0078】

次いで、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)と、G光の第3波長帯域(波長480nm以上580nm未満)と、R光の第4波長帯域(波長580nm以上700nm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VS1、VS2、VS3、及びVS4とする。

【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BS1、BS2、BS3、及びBS4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GS1、GS2、GS3、及びGS4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RS1、RS2、RS3、及びRS4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XS1、XS2、XS3、及びXS4とする。

30

【0080】

光量積分値VS1は、V光の分光スペクトルと総合感度Sum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VS2、VS3、VS4、BS1、BS2、BS3、BS4、GS1、GS2、GS3、GS4、RS1、RS2、RS3、RS4、XS1、XS2、XS3、及びXS4も同様である。

40

【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Cv : Cb : Cg : Cr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Cv : Cb : Cg : Cr = 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

50

ル光 3 2 5 である。

【 0 0 8 2 】

【 数 5 】

数 5

$$\begin{pmatrix} XS1 \\ XS2 \\ XS3 \\ XS4 \end{pmatrix} = C_v \begin{pmatrix} VS1 \\ VS2 \\ VS3 \\ VS4 \end{pmatrix} + C_b \begin{pmatrix} BS1 \\ BS2 \\ BS3 \\ BS4 \end{pmatrix} + C_g \begin{pmatrix} GS1 \\ GS2 \\ GS3 \\ GS4 \end{pmatrix} + C_r \begin{pmatrix} RS1 \\ RS2 \\ RS3 \\ RS4 \end{pmatrix} \quad 10$$

【 0 0 8 3 】

補色系カラー撮像センサ用の第 1 多色スペクトル光 3 2 5 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 2 6 を補色系カラー撮像センサの複数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 3 2 5 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 2 6 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。 20

【 0 0 8 4 】

したがって、本実施形態のように、撮像センサ 4 8 が、シアン（第 1 色）に感度を有する C_y 画素（第 1 色画素）と、マゼンタ（第 3 色）に感度を有する M_g 画素（第 3 色画素）と、イエロー（第 4 色）に感度を有する Y_e 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 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、 C_y 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 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、 M_g 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 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、 Y_e 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 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。 30

【 0 0 8 5 】

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 4 8 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や、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。 40

【 0 0 8 6 】

なお、上記第 3 実施形態のように撮像センサ 4 8 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。

【 0 0 8 7 】

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）。

【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。

【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。

【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。

【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を設け、内視鏡光源装置14には、内視鏡機種検出部412を設ける。内視鏡機種検出部412は、内視鏡12が内視鏡光源装置14に接続された場合に、ID記憶部411から内視鏡12のIDを読み出すことによって、接続された内視鏡12の機種を検出し、検出結果を光源制御部22に入力する。そして、光源制御部22は、内視鏡機種検出部412によって検出された内視鏡12の機種によって、光源部20で発生させる照明光を第1多色スペクトル光25と第2多色スペクトル光401とで切り替える。より具体的には、光源制御部22は、内視鏡12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20で発生させる照明光を第1多色ス

10

20

30

40

50

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。

【 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。

【 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。

【 0 0 9 5 】

[第 5 実施形態]

LED 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、LED 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 LED 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。

【 0 0 9 6 】

上記のように光源部 2 0 の各 LED 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 - LED 2 0 a が発光した V 光の光量を検出する。ミラー 5 0 3 a は、V - LED 2 0 a の光路中に配置され、V - LED 2 0 a が発光した V 光の一部を反射して V 光量検出部 5 0 2 a に入射させ、かつ、残りの V 光を光路結合部 2 3 に向けて透過する。同様に、B - LED 2 0 b、G - LED 2 0 c、及び R - LED 2 0 d 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 5 0 2 b、G 光量検出部 5 0 2 c、及び R 光量検出部 5 0 2 d にそれぞれ入射させ、残りの各色光を光路結合部 2 3 に向けて透過するミラー 5 0 3 b、ミラー 5 0 3 c、及びミラー 5 0 3 d が配置される。B 光量検出部 5 0 2 b は、ミラー 5 0 3 b を介して B 光の一部を取得して B - LED 2 0 b が発光した B 光の光量を検出する。

G 光量検出部 5 0 2 c は、ミラー 5 0 3 c を介して G 光の一部を取得して G - L E D 2 0 c が発光した G 光の光量を検出する。R 光量検出部 5 0 2 d は、ミラー 5 0 3 d を介して R 光の一部を取得して R - L E D 2 0 d が発光した R 光の光量を検出する。

【 0 0 9 8 】

光量検出部 5 0 1 は、各色用の光量検出部 5 0 2 a ~ 5 0 2 d が検出した V 光、B 光、G 光、及び R 光の光量を光源制御部 2 2 に入力する。光源制御部 2 2 では、経時劣化検出部 5 0 4 が、第 1 多色スペクトル光 2 5 を発光する各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電流等の駆動条件と、光量検出部 5 0 1 で実際に検出された各色光の光量とを用いて、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の経時劣化を検出する。具体的には、経時劣化検出部 5 0 4 は、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 2 は、経時劣化検出部 5 0 4 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 2 2 に示すように、光源制御部 2 2 が第 1 多色スペクトル光 2 5 を発光する駆動条件で各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を駆動することで各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の光量を指定したにも関わらず、R - L E D 2 0 d 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 2 5 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 2 5 を形成する指定の光量が発光した多色スペクトル光 5 2 4 になっていたとする。この場合、光源制御部 2 2 では、経時劣化検出部 5 0 4 が R - L E D 2 0 d を最劣化光源として検出する。このため、図 2 3 に示すように、光源制御部 2 2 は、R - L E D 2 0 d 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 - L E D 2 0 d 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 5 2 5 を発光させる。すなわち、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 2 は、第 1 多色スペクトル光 2 5 を形成する各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 5 2 5 を発光させる。

【 0 0 9 9 】

上記のように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d が発光する各色光の光量を検出し、これら各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 2 は、光源部 2 0 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 2 5 や第 2 多色スペクトル光 4 0 1 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 2 5 及び 3 2 5 や第 2 多色スペクトル光 4 0 1 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 4 8 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。

【 0 1 0 0 】

上記第 5 実施形態で光量検出部 5 0 1 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 5 0 1 は、観察対象を観察するために各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 2 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 2 5 等のバランスを整えることが好ましい。

【 0 1 0 1 】

[第 6 実施形態]

上記第 5 実施形態の内視鏡システム 5 0 0 では、L E D 2 0 a ~ 2 0 d の経時劣化を検出しているが、L E D 2 0 a ~ 2 0 d の経時劣化以外の要因によって、光源制御部 2 2 が正確な第 1 多色スペクトル光 2 5 が発光できない場合もある。この場合、図 2 4 に示す内

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【0103】

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】

20

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。

【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。

30

【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、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。

40

【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等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

50

、内視鏡光源装置 1 4 に検証部 6 0 4 を設けているが、検証部 6 0 4 はプロセッサ装置 1 6 に設けても良い。

【 0 1 0 8 】

上記第 6 実施形態の内視鏡システム 6 0 0 は、光量検出部 5 0 1 の検出結果を用いて照明光が第 1 多色スペクトル光 2 5 になっているかを検証しているが、光量検出部 5 0 1 の検出結果を用いる代わりに、撮像センサ 4 8 の出力を用いて照明光が第 1 多色スペクトル光 2 5 になっているかを検証することもできる。この場合、図 2 5 に示す内視鏡システム 7 0 0 のように、プロセッサ装置 1 6 に検証部 7 0 4 を設ける。

【 0 1 0 9 】

検証部 7 0 4 は、光量検出部 5 0 1 の検出結果の代わりに、受信部 5 3 から取得する撮像センサ 4 8 の出力を用いる以外は、上記第 6 実施形態の検証部 6 0 4 と同様である。すなわち、検証部 7 0 4 は、模倣比率テーブル 7 0 6 に模倣対象である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 7 0 6 と撮像センサ 4 8 の出力を用いて、実際に発光した第 1 多色スペクトル光 2 5 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 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一致しているか否かを検証する。

【 0 1 1 0 】

検証部 7 0 4 は、撮像センサ 4 8 の出力である画像信号を受信部 5 3 から取得し、これらの比率を求める。撮像センサ 4 8 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 7 0 4 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 7 0 4 が算出する各色の画像信号の平均値等は、撮像センサ 4 8 からの信号電荷の読み出し時にかかるゲインや受信部 5 3 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 2 5 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。

【 0 1 1 1 】

模倣比率テーブル 7 0 6 は、模倣する連続スペクトル光 2 6 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 7 0 4 は、算出した比率 B_p / G_p と模倣比率テーブル 7 0 6 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 6 0 6 に記憶している比率 R_x / G_x を比較し、光源制御部 2 2 がこれらの比較結果（検証部 7 0 4 の検証結果）に基づいて LED 2 0 a ~ 2 0 d の制御するのは上記第 6 実施形態の内視鏡システム 6 0 0 と同様である。

【 0 1 1 2 】

なお、実際の観察対象を撮影しながら検証部 7 0 4 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 4 8 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。

【 0 1 1 3 】

上記変形例の内視鏡システム 7 0 0 は、検証部 7 0 4 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 7 0 4 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 7 0 4 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。

【 0 1 1 4 】

上記変形例の内視鏡システム 7 0 0 では、検証部 7 0 4 は、撮像センサ 4 8 の出力として受信部 5 3 から画像信号を取得しているが、受信部 5 3 から画像信号を取得する代わり

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【0120】

50

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。

【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。

10

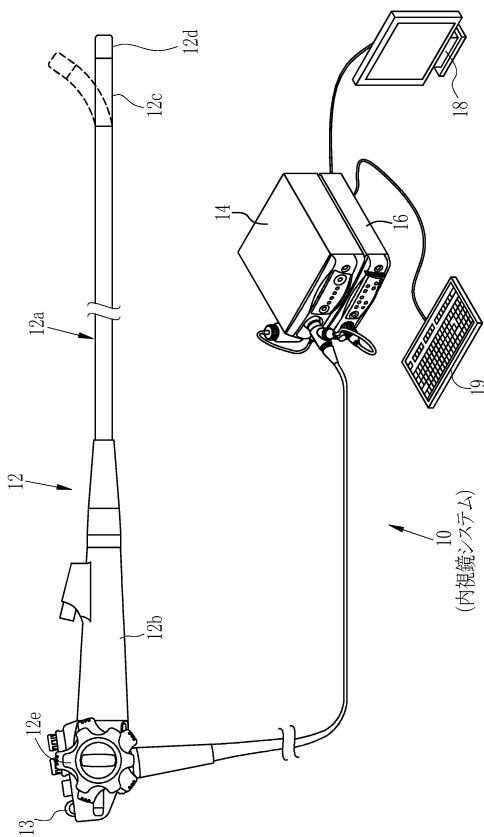
【符号の説明】

【0122】

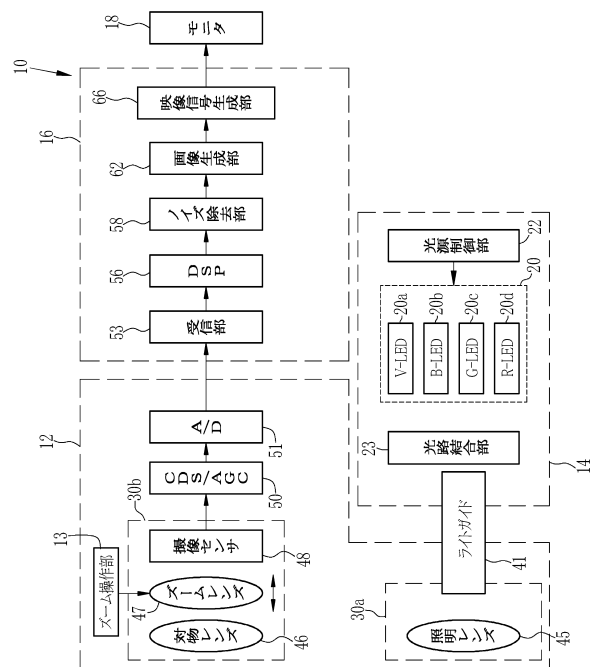
- 10, 240, 410, 420, 500, 600, 700, 800 内視鏡システム
- 20 光源部
- 22 光源制御部
- 25, 225, 325, 525 第1多色スペクトル光
- 26 連続スペクトル光
- 412 内視鏡機種検出部
- 501 光量検出部
- 504 経時劣化検出部
- 604, 704 検証部
- 900 カプセル内視鏡

20

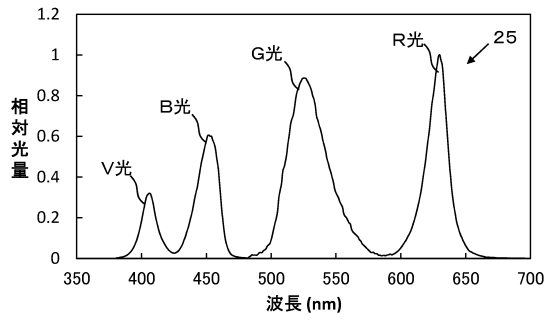
【図1】



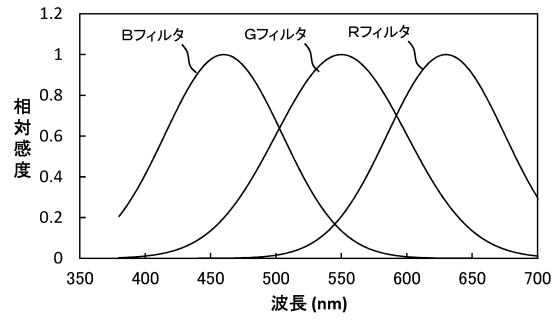
【図2】



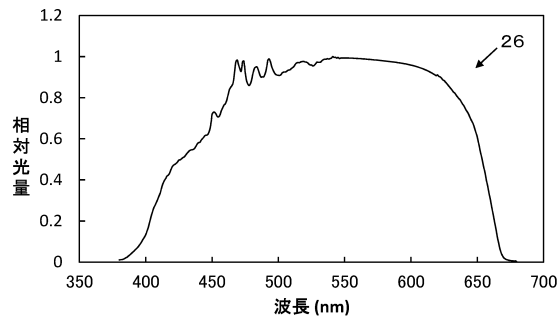
【図3】



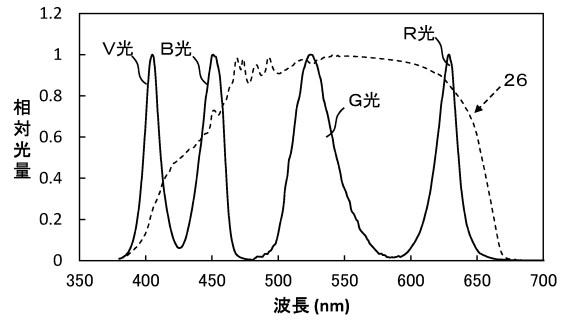
【図5】



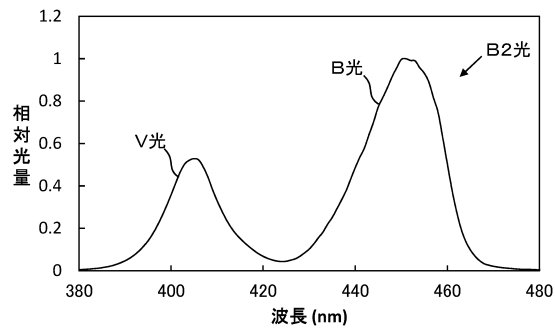
【図4】



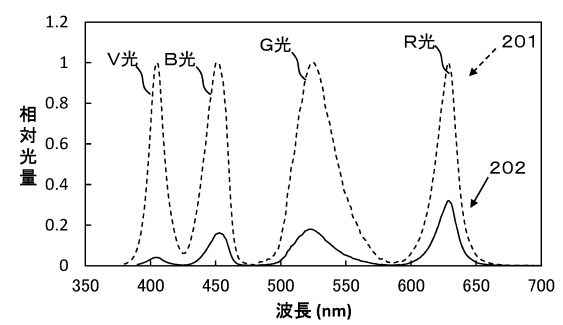
【図6】



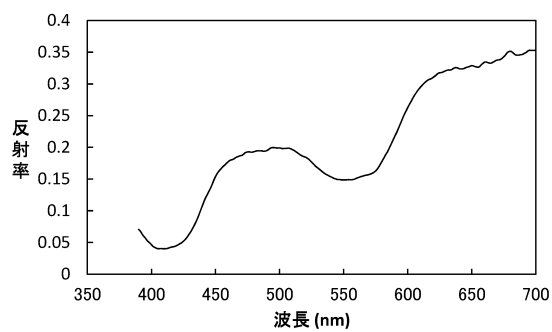
【図7】



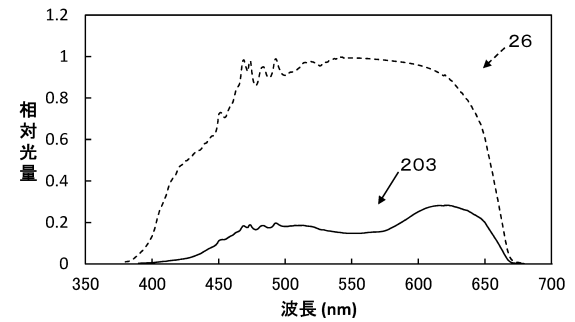
【図9】



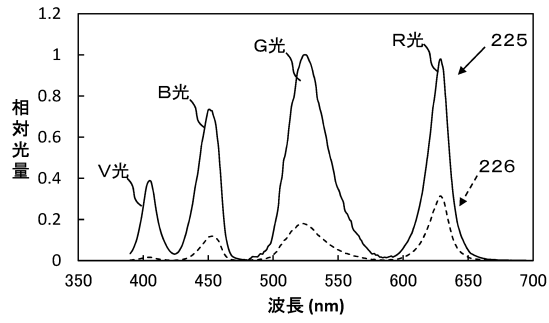
【図8】



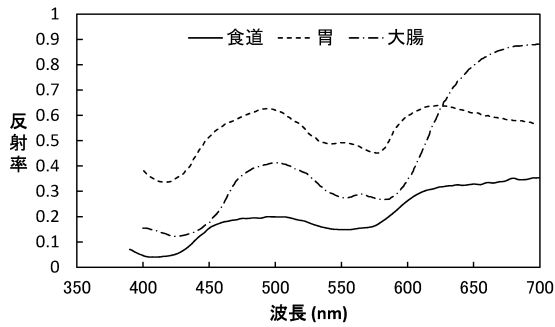
【図10】



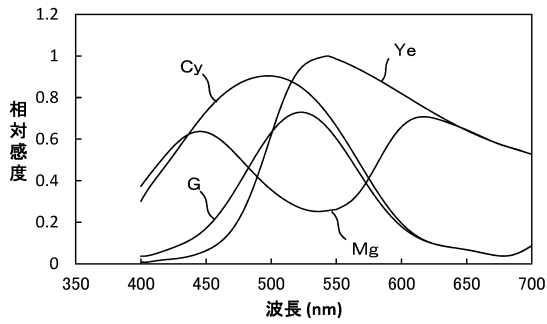
【図11】



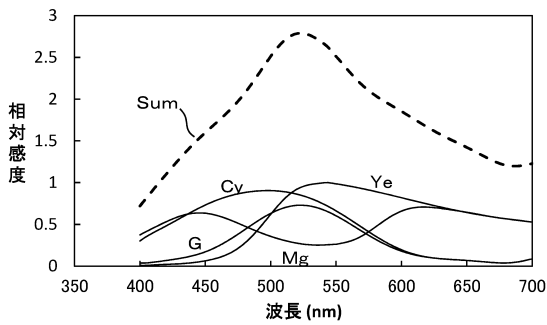
【図12】



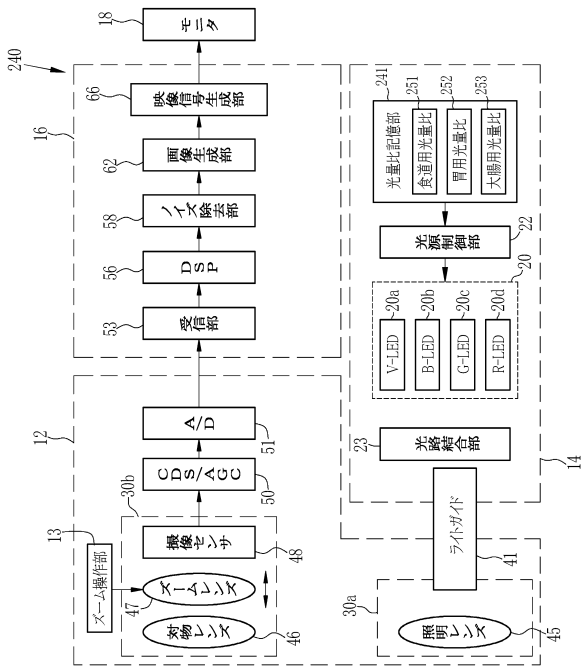
【図14】



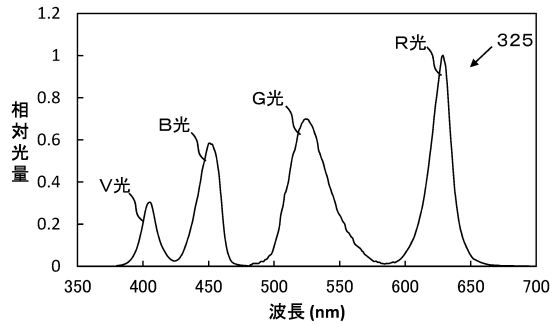
【図15】



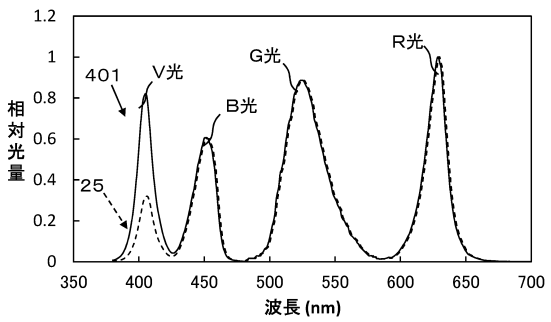
【図13】



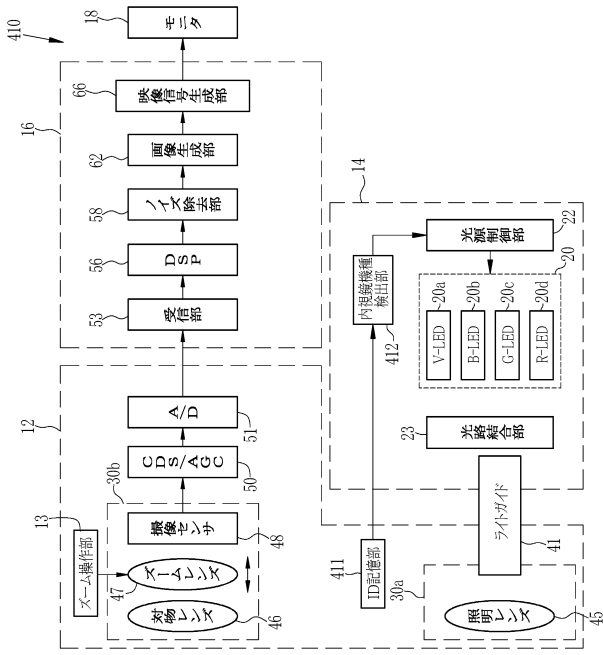
【図16】



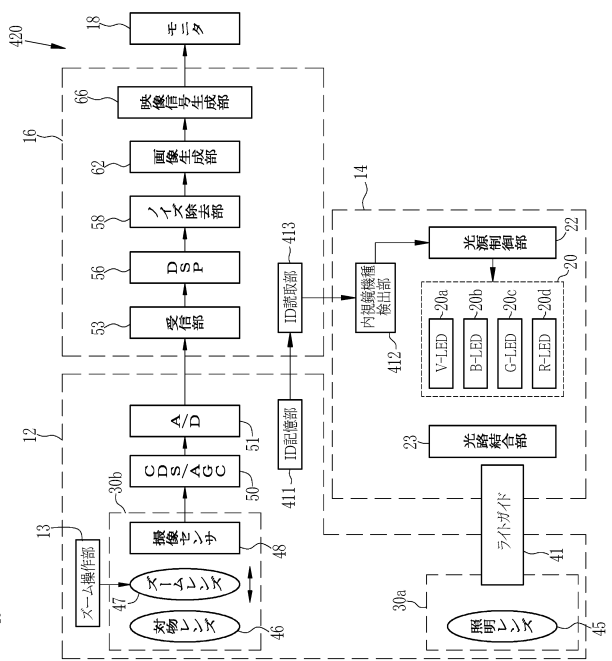
【図17】



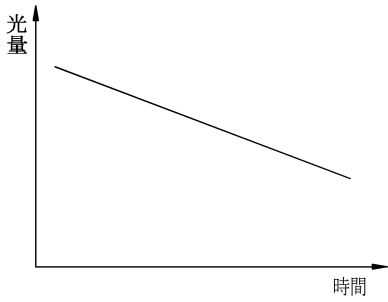
【図18】



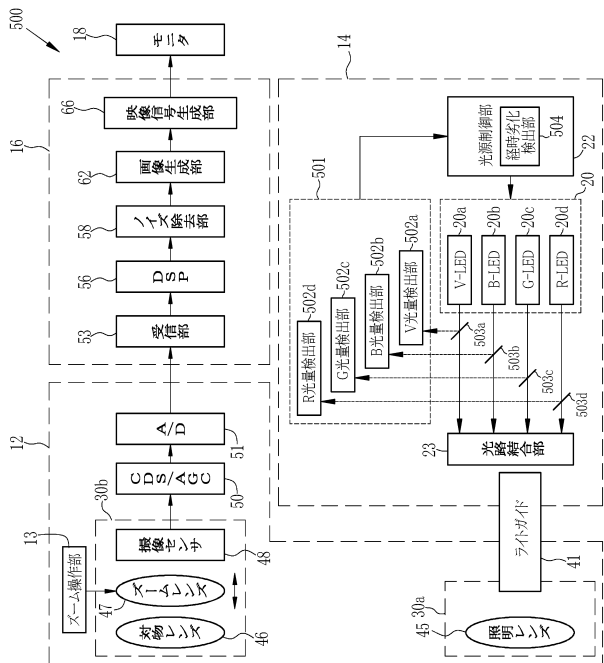
【図19】



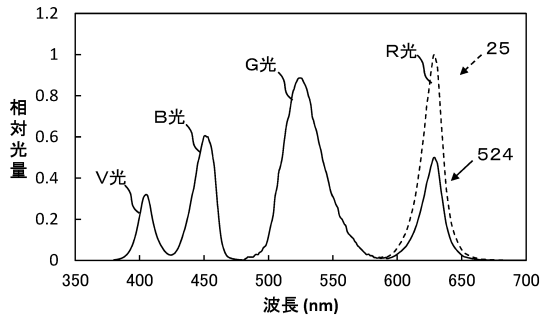
【図20】



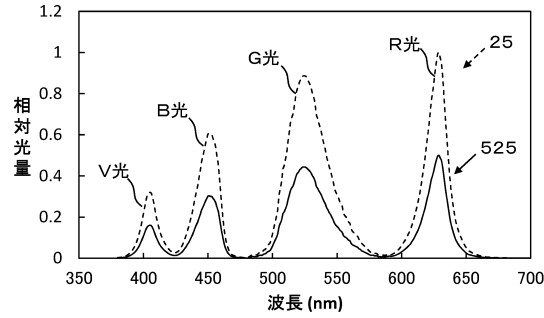
【図21】



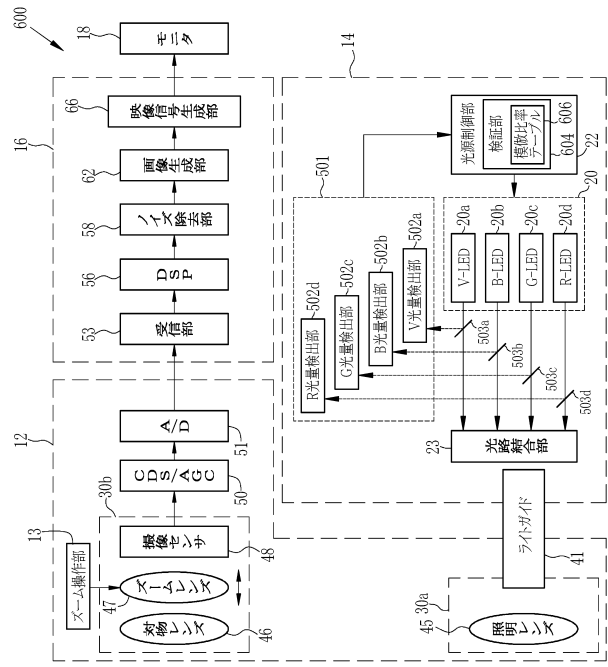
【図22】



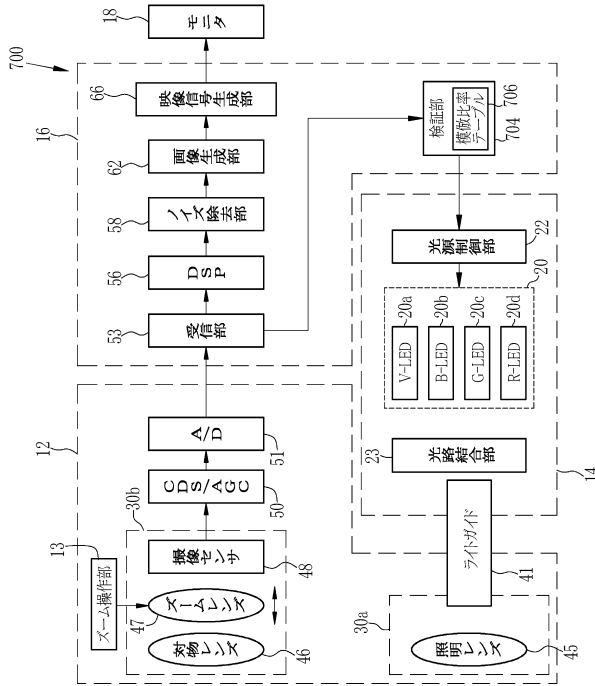
【図23】



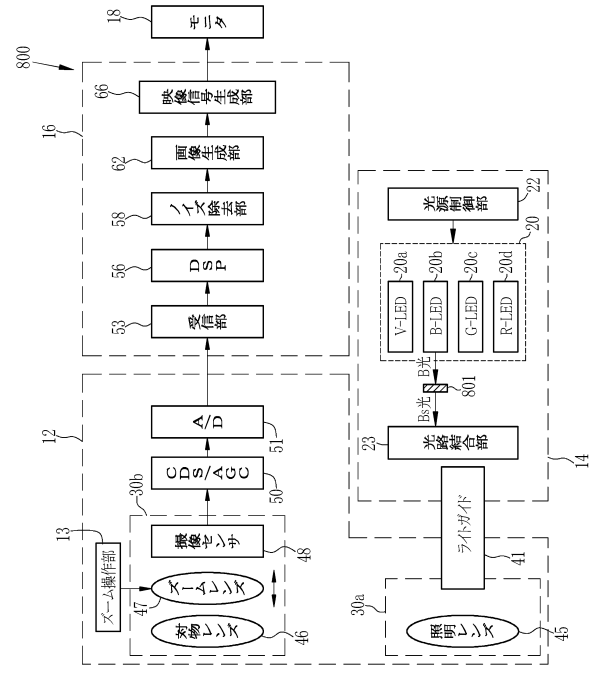
【図24】



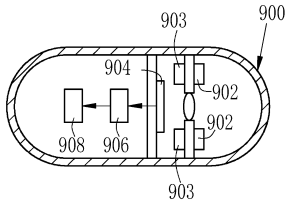
【図25】



【図26】



【 図 27 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-201697(JP,A)
特開2001-208985(JP,A)
国際公開第2007/039981(WO,A1)
特開2011-10998(JP,A)
特開2012-55391(JP,A)
特開2015-61569(JP,A)
特開2015-62656(JP,A)
国際公開第2015/005277(WO,A1)
国際公開第2015/064470(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/06

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 内窥镜系统及内窥镜系统的操作方法 | | |
| 公开(公告)号 | JP6602939B2 | 公开(公告)日 | 2019-11-06 |
| 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 | | |
| 当前申请(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 | | |
| 审查员(译) | 山口博之 | | |
| 其他公开文献 | JP2019058689A | | |
| 外部链接 | Espacenet | | |

摘要(译)

提供一种内窥镜系统和内窥镜系统的操作方法，该内窥镜系统和内窥镜系统的操作方法能够以与使用连续光谱光作为照明光，并使用多个独立地发射颜色与解决方案：内窥镜系统包括：光源单元20，用于发射具有通过叠加V光，B光，G光和R光获得的第一多光谱的第一多光谱光25；具有B像素，G像素和R像素的成像传感器48；光源控制单元22，其控制各个LED 20a至20d，以使通过使用该颜色的像素分别接收第一多光谱光25而获得的每种颜色的光量积分值的比率与该光的比率一致。通过使用该颜色的像素单独接收氙灯的连续光谱光26而获得的每种颜色的颜色积分值。光源控制单元22在计算通过以下方式获得的光即Pb2：Pg：Pr，B2光，G光和R光之间的光量比之前，确定Vv与B光之间的光量比Kv：Kb。使用光量比Kv：Kb合成V光和B光。选择的图：图2

| | | |
|---|------------------------------------|--|
| (19) 日本国特許庁(JP) | (12) 特許公報(B2) | (11) 特許番号 特許第6602939号 (P6602939) |
| (45) 発行日 令和1年11月6日(2019.11.6) | (24) 登録日 令和1年10月18日(2019.10.18) | |
| (51) Int. Cl. | F I | |
| A61B 1/06 (2006.01) | A61B 1/06 | 610 |
| G02B 23/24 (2006.01) | G02B 23/24 | B |
| G02B 23/26 (2006.01) | G02B 23/26 | B |
| 請求項の数 12 (全 32 頁) | | |
| (21) 出願番号 特願2018-216972(P2018-216972) | (73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社 | |
| (22) 出願日 平成30年11月20日(2018.11.20) | 東京都港区西麻布2丁目2番30号 | |
| (62) 分割の表示 特願2015-131741(P2015-131741)の分割 | (74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所 | |
| 原出願日 平成27年6月30日(2015.6.30) | 大谷 健一 | |
| (65) 公開番号 特願2019-58689(P2019-58689A) | (72) 発明者 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 | |
| (43) 公開日 平成31年4月18日(2019.4.18) | 富士フイルム株式会社内 | |
| 審査請求日 平成30年11月26日(2018.11.26) | 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 | |
| | 審査官 山口 裕之 | |
| | | 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操作方法