

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6654004号
(P6654004)

(45) 発行日 令和2年2月26日(2020.2.26)

(24) 登録日 令和2年1月31日(2020.1.31)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	5 1 0
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26	B
H 0 4 N	5/225	(2006.01)	H 0 4 N	5/225	6 0 0

請求項の数 15 (全 23 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2015-150941 (P2015-150941)</p> <p>(22) 出願日 平成27年7月30日 (2015.7.30)</p> <p>(65) 公開番号 特開2016-144624 (P2016-144624A)</p> <p>(43) 公開日 平成28年8月12日 (2016.8.12)</p> <p>審査請求日 平成29年2月15日 (2017.2.15)</p> <p>審判番号 不服2019-6478 (P2019-6478/J1)</p> <p>審判請求日 令和1年5月17日 (2019.5.17)</p> <p>(31) 優先権主張番号 特願2015-15178 (P2015-15178)</p> <p>(32) 優先日 平成27年1月29日 (2015.1.29)</p> <p>(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)</p>	<p>(73) 特許権者 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</p> <p>(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所</p> <p>(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</p> <p>合議体 審判長 森 電介 審判官 東松 修太郎 審判官 福島 浩司</p>
--	---

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

互いに異なる色の光を独立して発光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、
前記第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の前記第1波長帯域の光量積分値に一致させ、かつ、前記第1多色スペクトル光の前記第1波長帯域とは異なる第2波長帯域の光量積分値を、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一致させるように前記複数の光源の光量をそれぞれ制御する光源制御部と、

前記複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、
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内視鏡光源装置。

【請求項2】

前記白色光は、キセノンランプが発する光である請求項1に記載の内視鏡光源装置。

【請求項3】

前記第1波長帯域は、紫色波長帯域及び青色波長帯域を合わせた波長帯域であり、前記第2波長帯域は、緑色波長帯域である請求項1または2に記載の内視鏡光源装置。

【請求項4】

10

20

前記複数の光源は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源とを含み、
前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域は、前記紫色光及び前記青色光を含む波長帯域である請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記第 1 波長帯域及び前記第 2 波長帯域に加えて、さらに、前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域及び前記第 2 波長帯域とは異なる第 3 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 3 波長帯域の光量積分値とを一致させる請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 6】

前記第 3 波長帯域は、赤色波長帯域である請求項 5 に記載の内視鏡光源装置。

10

【請求項 7】

前記光源部は、前記複数の光源によって、前記第 1 多色スペクトル光及び前記連続スペクトル光とは分光スペクトルが異なる第 2 多色スペクトルを有する第 2 多色スペクトル光を発し、

前記光源制御部は、前記第 2 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値を、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よりも大きくし、かつ、前記第 2 多色スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値を、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一致させる請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【請求項 8】

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光量の検出を繰り返し行う請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

20

【請求項 9】

前記第 1 多色スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値が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に一致し、かつ、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が、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 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡光源装置。

【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 9 に記載の内視鏡光源装置。

30

【請求項 11】

互いに異なる色の光を独立して発光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、
前記第 1 多色スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域とは異なる第 2 波長帯域の光量積分値を、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一致させるように前記複数の光源の光量をそれぞれ制御する光源制御部と、

前記複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、
を備え、

40

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内視鏡システム。

【請求項 12】

前記光源部は、前記複数の光源によって、前記第 1 多色スペクトル光及び前記連続スペクトル光とは分光スペクトルが異なる第 2 多色スペクトルを有する第 2 多色スペクトル光を発し、

前記光源制御部は、前記第 2 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値を、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よりも大きくし、かつ、前記第 2 多色スペクトル光の前記第 2 波長帯域の光量積分値を、前記連続スペクトル光の前記第 2 波

50

長帯域の光量積分値と一致させる請求項 1 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

接続された内視鏡の機種を検出し、検出結果を前記光源制御部に入力する内視鏡機種検出部を備え、

前記光源制御部は、前記内視鏡機種検出部によって検出された前記内視鏡の機種によって、前記光源部が発する光を、前記第 1 多色スペクトル光と前記第 2 多色スペクトル光とで切り替える請求項 1 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 4】

前記光源制御部は、前記内視鏡の機種が、前記連続スペクトル光で使用する機種である場合に、前記光源部が発する光を前記第 1 多色スペクトル光にし、かつ、前記内視鏡の機種が、前記連続スペクトル光で使用する機種でない場合に、前記光源部が発する光を前記第 2 多色スペクトル光にする請求項 1 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 5】

互いに異なる色の光を独立して発光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、前記複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、を有する内視鏡光源装置の作動方法において、

光源制御部が、前記第 1 多色スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の前記第 1 波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、前記第 1 多色スペクトル光の前記第 1 波長帯域とは異なる第 2 波長帯域の光量積分値を、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一致させるように前記複数の光源の光量をそれぞれ制御して、前記第 1 多色スペクトル光を発光させるステップと、

前記光源制御部が、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ステップと、

を備える内視鏡光源装置の作動方法。

【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光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置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て用いることにより、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。

【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、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。

【 0 0 0 4 】

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。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 3 - 2 5 5 6 5 5 号公報 10

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 3 - 2 0 2 1 6 6 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

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。 20

【 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広帯域な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、広帯域な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。 30

【 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広帯域な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広帯域な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 の各中心波長を広帯域な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広帯域な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広帯域な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広帯域な連続スペクトル光の光量を大幅に超過してしまう。 40

【 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、広帯域な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光源装置、内視鏡 50

システム、及び内視鏡光源装置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】

本発明の内視鏡光源装置は、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、第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、第1多色スペクトル光の第1波長帯域とは異なる第2波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と一致させるように複数の光源の光量をそれぞれ制御する光源制御部と、複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、
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。

10

【0012】

白色光は、キセノンランプが発する光であることが好ましい。

【0013】

第1波長帯域は、紫色波長帯域及び青色波長帯域を合わせた波長帯域であり、第2波長帯域は、緑色波長帯域であることが好ましい。

【0014】

複数の光源は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源とを含み、第1多色スペクトル光の第1波長帯域は、紫色光及び青色光を含む波長帯域であることが好ましい。

20

【0015】

光源制御部は、第1波長帯域及び第2波長帯域に加えて、さらに、第1多色スペクトルの第1波長帯域及び第2波長帯域とは異なる第3波長帯域の光量積分値と、連続スペクトル光の第3波長帯域の光量積分値とを一致させることが好ましい。

【0016】

第3波長帯域は、赤色波長帯域であることが好ましい。

【0017】

光源部は、複数の光源によって、第1多色スペクトル光及び連続スペクトル光とは分光スペクトルが異なる第2多色スペクトルを有する第2多色スペクトル光を発し、光源制御部は、第2多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値よりも大きくし、かつ、第2多色スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と一致させることが好ましい。

30

【0019】

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光量の検出を繰り返し行うことが好ましい。

【0020】

第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値が連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値に一致し、かつ、第1多色スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値が、連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と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。

40

【0021】

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。

【0022】

本発明の内視鏡システムは、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、第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、第1多色スペクトル光の第1波長帯域とは異なる第2波長帯域の光量積分値を、連続ス

50

ペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と一致させるように複数の光源の光量をそれぞれ制御する光源制御部と、複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、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。

【0023】

光源部は、複数の光源によって、第1多色スペクトル光及び連続スペクトル光とは分光スペクトルが異なる第2多色スペクトルを有する第2多色スペクトル光を発し、光源制御部は、第2多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値よりも大きくし、かつ、第2多色スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と一致させることが好ましい。

10

【0024】

接続された内視鏡の機種を検出し、検出結果を光源制御部に入力する内視鏡機種検出部を備え、光源制御部は、内視鏡機種検出部によって検出された内視鏡の機種によって、光源部が発する光を、第1多色スペクトル光と第2多色スペクトル光とで切り替えることが好ましい。

【0025】

光源制御部は、内視鏡の機種が、連続スペクトル光で使用する機種である場合に、光源部が発する光を第1多色スペクトル光にし、かつ、内視鏡の機種が、連続スペクトル光で使用する機種でない場合に、光源部が発する光を第2多色スペクトル光にすることが好ましい。

20

【0026】

本発明の内視鏡光源装置の作動方法は、互いに異なる色の光を独立して発光する複数の光源と、複数の光源が発する光の光量をそれぞれ検出する光量検出部と、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複数の光源を有する内視鏡光源装置の作動方法であり、光源制御部が、第1多色スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値を、白色光源が発光する白色光である連続スペクトル光の第1波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、第1多色スペクトル光の第1波長帯域とは異なる第2波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第2波長帯域の光量積分値と一致させるように複数の光源の光量をそれぞれ制御して、第1多色スペクトル光を発光させるステップと、光源制御部が、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ステップと、を備える。

30

【発明の効果】

【0027】

本発明の内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法は、少なくとも2つの波長帯域で、多色スペクトル光の光量積分値と、広帯域な連続スペクトル光の光量積分値とを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。

40

【図面の簡単な説明】

【0028】

【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】キセノンランプの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】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6】第1多色スペクトル光とキセノンランプの連続スペクトル光の関係を示す説明図である。

50

【図7】帯域制限部121を設けた内視鏡システムのブロック図である。

【図8】第2多色スペクトル光とキセノンランプの連続スペクトル光の関係を示す説明図である。

【図9】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10】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11】半導体光源の経時劣化を示すグラフである。

【図12】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。

10

【図13】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14】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15】検証部を有する内視鏡システムのブロック図である。

【図16】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】

【0029】

[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。

20

【0030】

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。

30

【0031】

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。

【0032】

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。

40

【0033】

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460nm、波長帯域420~500nm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、波長帯域が480~600nmに及ぶ緑色光(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620~630nmで、波長帯域が600~650nmに及び赤色光(以下、R光という)を発光す

50

る赤色光源である。なお、V - L E D 2 0 a 及び B - L E D 2 0 b の中心波長は $\pm 5 \text{ nm}$ から $\pm 1 0 \text{ nm}$ 程度の幅を有する。

【 0 0 3 4 】

光源部 2 0 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 2 5 を発する。各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 5 の分光スペクトルは、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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 2 0 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 2 6 を照明光として用いて観察する場合を模倣するバランスで、V 光、B 光、G 光、及び R 光を発光して多色スペクトル光 2 5 を発光する。このキセノンエミュレートモードで光源部 2 0 が発する多色スペクトル光 2 5 を、以下では第 1 多色スペクトル光という。

10

【 0 0 3 5 】

光源制御部 2 2 は、光源部 2 0 が有する各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電流や駆動電圧、駆動電流または駆動電圧を各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d 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。これにより、光源制御部 2 2 は、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d が発する各光の発光タイミングや光量を制御する。具体的には、光源制御部 2 2 は、光源部 2 0 の各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御し、これらの各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d が発する V 光、B 光、G 光、及び R 光を重ね合わせた第 1 多色スペクトル光を発生させる。第 1 多色スペクトル光を発生させる場合、光源制御部 2 2 は、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光タイミングや光量を制御して、第 1 多色スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第 1 波長帯域の光量積分値と一致させ、かつ、第 1 多色スペクトルの第 2 波長帯域の光量積分値を、連続スペクトル光の第 2 波長帯域の光量積分値と一致させる。

20

【 0 0 3 6 】

光量積分値とは、第 1 波長帯域または第 2 波長帯域等の予め定められた特定の波長帯域内の各波長における相対光量を、特定の波長帯域内で積分した値である。本実施形態では、光量積分値は、光源部 2 0 が出射する光の相対光量を特定の波長帯域内で積分した値であるが、光伝搬中の損失等を考慮して、観察対象に照射される光の相対光量を特定の波長帯域内で積分した値を光量積分値としても良い。また、撮像センサ 4 8 に入射する光（観察対象や観察対象を模したファントムからの戻り光）の各波長の相対光量を特定の波長帯域内で積分した値を光量積分値としても良い。さらに、撮像センサ 4 8 の画素にカラーフィルタが設けられている場合には、観察対象や観察対象を模したファントムからの戻り光がカラーフィルタを通過した後の光、すなわち撮像センサ 4 8 の各画素で光電変換に用いる光の各波長の相対光量を、特定の波長帯域内で積分した値を光量積分値としても良い。これらの光量積分値は、L E D 2 0 a ~ 2 0 d の特性、光伝搬中の損失や撮像センサ 4 8 の感度（カラーフィルタの特性を含む）等が定まった実際の内視鏡システムにおいては、実質的に同じ役割を果たす数値である。

30

【 0 0 3 7 】

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 $4 0 0 \text{ nm}$ から $7 0 0 \text{ nm}$ ）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 L E D 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。

40

【 0 0 3 8 】

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。さらに、広帯域とは、光源部 2 0 で用いる複数の光源（L E D 2 0 a

50

～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。キセノンランプが発する白色光は、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。広帯域な連続スペクトル光は、キセノンランプが発する白色光に限定されるものではなく、従来の内視鏡システムで利用されている白色光等を含む。

10

【0039】

第1波長帯域は予め定められた特定の波長範囲であり、第2波長帯域もまた予め定められた特定の波長範囲であるが、第2波長帯域は第1波長帯域とは異なる波長帯域である。第1波長帯域と第2波長帯域は、完全に一致していなければ任意に定めることができる。例えば、第1波長帯域と第2波長帯域は一部が重複していても良い。また、例えば、第1波長帯域または第2波長帯域の一方の波長帯域が、他方の波長帯域に全部含まれていても良い。例えば、第1波長帯域と第2波長帯域の境界の少なくとも一方が異なるが、第1波長帯域(第2波長帯域)が第2波長帯域(第1波長帯域)の一部を形成する場合はこれに該当する。本実施形態では、第1波長帯域は紫色波長帯域及び青色波長帯域を合わせた波長帯域(波長350nm以上480nm未満の波長帯域)であり、第2波長帯域は緑色波長帯域(波長480nm以上600nm未満の波長帯域)である。また、赤色波長帯域(波長600nm以上700nm未満の波長帯域)を第3波長帯域という。

20

【0040】

光源制御部22は、光源部20の各LED20a～20dの光量のバランスを制御して、上記のように第1多色スペクトル光を発生させ、第1多色スペクトル光を照明光にすることで、キセノンランプが発する白色光で観察対象を観察する場合とほぼ同様に、内視鏡システム10で観察対象を観察することができるようにしている。

【0041】

光源部20が発する多色スペクトル光(第1多色スペクトル光)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。

30

【0042】

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。

40

【0043】

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カラー撮像センサであり、観察対象からの戻り光を撮像して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 S

50

emiconductor) 撮像センサを利用可能である。また、撮像センサ48は、R(赤色)カラーフィルタ、G(緑色)カラーフィルタ、及びB(青色)カラーフィルタの3色のカラーフィルタのいずれか各画素に設けられており、観察対象からの戻り光を撮像して色毎の画像信号を出力する。すなわち、撮像センサ48は、Rカラーフィルタが設けられたR画素(赤色画素)と、Gカラーフィルタが設けられたG画素(緑色画素)と、Bカラーフィルタが設けられたB画素(青色画素)とを有し、各画素からそれぞれ画像信号を出力することにより、RGB画像信号を出力する。

【0044】

より具体的には、観察対象には第1多色スペクトル光が照射されるので、撮像センサ48は、第1多色スペクトル光のうちV光とB光の各戻り光をB画素で受光し、青色画像信号(以下、B画像信号という)を出力する。同様に、第1多色スペクトル光のうちG光の戻り光をG画素で受光し、緑色画像信号(以下、G画像信号という)を出力し、R光の戻り光をR画素で受光し、赤色画像信号(以下、R画像信号という)を出力する。

10

【0045】

なお、原色のカラー撮像センサである撮像センサ48の代わりに、C(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(緑)の補色フィルタを備えた補色撮像センサを用いても良い。補色撮像センサを用いる場合には、CMYGの4色の画像信号が出力されるので、補色-原色色変換によって、CMYGの4色の画像信号をRGBの3色の画像信号に変換することにより、撮像センサ48と同様のRGB画像信号を得ることができる。また、撮像センサ48の代わりに、カラーフィルタを設けていないモノクロセンサを用いても良い。この場合、光源制御部22は、必要に応じて、V光、B光、G光、R光を時分割で点灯させる。但し、V光とB光はどちらもB画素で受光されるので、V光とB光は同時に点灯させても良い。

20

【0046】

撮像センサ48から出力される画像信号は、CDS/AGC回路50に送信される。CDS/AGC回路50は、アナログ信号である画像信号に相関二重サンプリング(CDS; 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。

30

【0047】

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。

【0048】

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。

40

【0049】

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。

50

【0050】

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。

10

【0051】

次に、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多色スペクトル光の特性を説明する。第1多色スペクトル光27は、図5に示す光量のバランスでV光、B光、G光、及びR光を発光し、これらの重ね合わせによって得られる光である。図5では二点鎖線で示すキセノンランプの連続スペクトル光26と比較すると、第1多色スペクトル光27は、キセノンランプの連続スペクトル光26と分光スペクトルの形状の違いは大きい。第1多色スペクトル光27は、キセノンランプの連続スペクトル光26と分光スペクトルの形状を一致させてはいない。これは、光源部20に搭載するLEDが4個という少数であり、V光、B光、G光、及びR光の光量を調節するだけでは、キセノンランプの連続スペクトル光26を完全に再現することができないからでもあるが、キセノンランプの連続スペクトル光26の分光スペクトルの形状を完全に再現しなくても、キセノンランプの連続スペクトル光26を用いる場合と同様に観察対象を観察することができるからである。

20

【0052】

このように、分光スペクトルの形状を完全に再現することなく、第1多色スペクトル光27によって、キセノンランプの連続スペクトル光26を照明光にする場合を模倣するために、光源制御部22は、光源部20の各LED20a~20dの光量を制御する。具体的には、図6に示すように、光源制御部22は、各LED20a~20dの光量を制御して、青色波長帯域である第1波長帯域、緑色波長帯域である第2波長帯域、及び赤色波長帯域である第3波長帯域において、第1多色スペクトル光27の光量積分値と、キセノンランプの連続スペクトル光26の光量積分値とを一致させる。すなわち、観察対象に照射する（あるいは光源部20が出射する）第1多色スペクトル光27の第1波長帯域の光量積分値 S_{1E} と、キセノンランプの連続スペクトル光26の第1波長帯域における光量積分値 S_{1X} を一致させ（ $S_{1E} = S_{1X}$ ）、かつ、第1多色スペクトル光27の第2波長帯域の光量積分値 S_{2E} と、キセノンランプの連続スペクトル光26の第2波長帯域における光量積分値 S_{2X} を一致させる（ $S_{2E} = S_{2X}$ ）。さらに、本実施形態では、光源制御部22は、第1多色スペクトル光27の第3波長帯域の光量積分値 S_{3E} と、キセノンランプの連続スペクトル光26の第3波長帯域における光量積分値 S_{3X} とを一致させる（ $S_{3E} = S_{3X}$ ）。

30

40

【0053】

上記のように、第1波長帯域、第2波長帯域、及び第3波長帯域において、光量積分値がキセノンランプの連続スペクトル光26と一致した第1多色スペクトル光27によれば、分光スペクトルの形状がキセノンランプの連続スペクトル光26を再現していなくても、キセノンランプの連続スペクトル光26を用いる場合と同様に観察対象を観察することができる。

【0054】

なお、上記第1実施形態では、赤色波長帯域である第3波長帯域まで、第1多色スペクトル光27とキセノンランプの連続スペクトル光26の光量積分値を一致させているが、少なくとも第1波長帯域及び第2波長帯域において第1多色スペクトル光27とキセノン

50

ランプの連続スペクトル光 2 6 の光量積分値を一致させれば、第 1 多色スペクトル光 2 7 によってキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 とほぼ同様に観察対象を観察することができる。これは、内視鏡画像で重要な診断の指針となる血管やピットパターン等の組織や構造の情報はほぼ第 1 波長帯域の光及び第 2 波長帯域の光が持っており、第 3 波長帯域の光はほとんどこれらの情報を持っていないので、血管等をキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合と同様に観察することができれば、第 1 多色スペクトル光 2 7 はキセノンランプの連続スペクトル光 2 6 をほぼ模倣していると言えるからである。

【 0 0 5 5 】

上記第 1 実施形態では、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1E} と、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1X} とを一致 10
させているが、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域は概ね V 光と B 光の 2 色の光で形成されているので、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1E} を保ったまま、V 光と B 光の光量のバランスを変更することができる。このため、少なくとも第 1 波長帯域においては、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の分光スペクトル形状にできる限り合致するように、V 光と B 光の光量のバランスを調節することが好ましい。具体的には、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 が、第 1 波長帯域において短波長ほど光量が小さくなることに合わせて、B 光の光量よりも V 光の光量を小さくすることが好ましい。さらに、V 光の分光スペクトルの短波長側の形状が、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の分光スペクトル形状にできる限り一致するように V 光の光量を設定した後、設定された V 光の光量と、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1X} とを用いて、B 光の光量を設定することが好ましい。こうすると、第 1 多色スペクトル光 2 7 による観察対象の見え方を、さらに、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 を用いる場合の観察対象の見え方に近づけることができる。 20

【 0 0 5 6 】

また、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域は概ね V 光と B 光の 2 色の光で形成されているので、第 1 波長帯域を、V 光の波長帯域を含む第 1 短波長側帯域（第 1 波長帯域のうち短波長側の波長帯域）と、B 光の波長帯域を含む第 1 長波長側帯域（第 1 波長帯域のうち長波長側の波長帯域）の 2 つの波長帯域に分けても良い。この場合、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 短波長側帯域の光量積分値を、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 短波長側帯域の光量積分値と一致させ、かつ、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 長波長側帯域の光量積分値を、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 長波長側帯域の光量積分値と一致させる。こうすれば、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1E} を、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1X} と一致させることができる。 30

【 0 0 5 7 】

なお、上記第 1 実施形態では、B - L E D 2 0 b が発する B 光をそのまま第 1 多色スペクトル光 2 7 に利用しているが、約 4 5 0 n m から約 5 0 0 n m 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 7 に示す内視鏡システム 1 0 0 のように、B - L E D 2 0 b の光路中に、約 4 5 0 n m から約 5 0 0 n m の波長の光を低減する帯域制限部 1 2 1 を配置することによって、B - L E D 2 0 b が 40
発する B 光から、約 4 5 0 n m から約 5 0 0 n m の波長成分を低減した B s 光を生成し、B s 光を第 1 多色スペクトル光 2 7 に用いることが好ましい。この場合、B - L E D 2 0 b が発する B 光を用いて、第 1 波長帯域の光量積分値を算出しても良く、帯域制限部 1 2 1 を通過後の B s 光を用いて第 1 波長帯域の光量積分値を算出してもよい。

【 0 0 5 8 】

なお、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1E} は、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1X} に対して少なくとも 5 % ~ 1 0 % 程度の誤差を許容できる。また、第 1 多色スペクトル光 2 7 の第 2 波長帯域の光量積分値 S_{2E} は、キセノンランプの連続スペクトル光 2 6 の第 2 波長帯域における光量積分値 S_{2X} に対して少なくとも 5 % ~ 1 0 % 程度の誤差を許容できる。同様に、第 1 多色 50

スペクトル光 27 の第 3 波長帯域の光量積分値 S_{3E} は、キセノンランプの連続スペクトル光 26 の第 3 波長帯域における光量積分値 S_{3X} に対して少なくとも 5% ~ 10% 程度の誤差を許容できる。すなわち、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 26 を用いた場合とほぼ同じになるので、上記各光量積分値は一致していると見做せる。したがって、本明細書等と言う、光量積分値の「一致」とは上記誤差を含んだ「ほぼ一致」を含む。

【0059】

[第 2 実施形態]

上記第 1 実施形態では、光源制御部 22 は、光源部 20 の各 LED 20a ~ 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 27 を発生させているが、光源制御部 22 は、光源部 20 の各 LED 20a ~ 20d によって、第 1 多色スペクトル光 27 と切り替えて、第 1 多色スペクトル光 27 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。

【0060】

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で観察対象を照明する光であり、例えば、光源制御部 22 は、図 8 に示すように、第 2 多色スペクトル光 201 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1U} を、キセノンランプの連続スペクトル光 26 の第 1 波長帯域における光量積分値 S_{1X} よりも大きくし ($S_{1U} > S_{1X}$)、かつ、第 2 多色スペクトル光 201 の第 2 波長帯域の光量積分値 S_{2U} を、キセノンランプの連続スペクトル光 26 の第 2 波長帯域における光量積分値 S_{2X} と一致させる ($S_{2U} = S_{2X}$)。さらに、本実施形態では、光源制御部 22 は、第 2 多色スペクトル光 201 の第 3 波長帯域の光量積分値 S_{3U} を、キセノンランプの連続スペクトル光 26 の第 3 波長帯域における光量積分値 S_{3X} と一致させる ($S_{3U} = S_{3X}$)。

【0061】

上記の第 2 多色スペクトル光 201 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の情報を多く持った第 1 波長帯域の光量積分値が、キセノンランプの連続スペクトル光 26 よりも大きくなっているため、これらの構造等を、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 27 と第 2 多色スペクトル光 201 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。

【0062】

本実施形態の第 1 多色スペクトル光 27 と第 2 多色スペクトル光 201 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 27 と第 2 多色スペクトル光 201 とを切り替えることが好ましい。

【0063】

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 27 と第 2 多色スペクトル光 201 を自動的に切り替える場合、図 9 に示す内視鏡システム 210 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 211 を設け、内視鏡光源装置 14 には、内視鏡機種検出部 212 を設ける。内視鏡機種検出部 212 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 211 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 212 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 27 と第 2 多色スペクトル光 201 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 多色スペクトル光 27 に自動設定し、かつ、内視鏡 12 の機種が上記以外の機種である場合 (多色

10

20

30

40

50

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 2 0 1 に自動設定することが好ましい。

【 0 0 6 4 】

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 7 と第 2 多色スペクトル光 2 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。

10

【 0 0 6 5 】

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

20

【 0 0 6 6 】

[第 3 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 1 1 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 7 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 7 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 7 や第 2 多色スペクトル光 2 0 1 を発光させることが好ましい。

30

【 0 0 6 7 】

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 実施形態や第 2 実施形態の条件を満たす第 1 多色スペクトル光 2 7 や第 2 多色スペクトル光 2 0 1 を発光させるためには、例えば、図 1 2 に示す内視鏡システム 3 0 0 のように、内視鏡光源装置 1 4 に光量検出部 3 0 1 を設け、光源制御部 2 2 には経時劣化検出部 3 0 4 を設ける。

【 0 0 6 8 】

光量検出部 3 0 1 は、V - LED 2 0 a の光量を検出する V 光量検出部 3 0 2 a と、B - LED 2 0 b の光量を検出する B 光量検出部 3 0 2 b と、G - LED 2 0 c の光量を検出する G 光量検出部 3 0 2 c と、R - LED 2 0 d の光量を検出する R 光量検出部 3 0 2 d とを備える。V 光量検出部 3 0 2 a は、ミラー 3 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 3 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 3 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 3 0 2 b、G 光量検出部 3 0 2 c、及び R 光量検出部 3 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 3 0 3 b、ミラー 3 0 3 c、及びミラー 3 0 3 d が配置される。B 光量検出部 3 0 2 b は、ミラー 3 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

40

50

たB光の光量を検出する。G光量検出部302cは、ミラー303c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302dは、ミラー303d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。

【0069】

光量検出部301は、各色用の光量検出部302a~302d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304が、第1多色スペクトル光27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301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304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304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13に示すように、光源制御部22が第1多色スペクトル光27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27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27を形成する指定の光量が発光した多色スペクトル光326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304がR-LED20dを最劣化光源として検出する。このため、図14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光の光量を低減することにより、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327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27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、各色光のバランスを保たれた第1多色スペクトル光327を発光させる。

【0070】

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を保たれた第1多色スペクトル光27や第2多色スペクトル光201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を保たれた第1多色スペクトル光27及び327や第2多色スペクトル光201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。

【0071】

上記第3実施形態で光量検出部301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301は、観察対象を観察するために各LED20a~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27等のバランスを整えることが好ましい。

【0072】

[第4実施形態]

上記第3実施形態の内視鏡システム300では、LED20a~20dの経時劣化を検出しているが、LED20a~20dの経時劣化以外の要因によって、正確な第1多色ス

10

20

30

40

50

ペクトル光 27 が発光できない場合もある。この場合、図 15 に示す内視鏡システム 400 のように、第 3 実施形態の内視鏡システム 300 と同様の光量検出部 301 等を設け、光源制御部 22 には経時劣化検出部 304 の代わりに、検証部 404 を設ける。

【0073】

検証部 404 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 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1x} 、第 2 波長帯域の光量積分値 S_{2x} 、及び第 3 波長帯域の光量積分値 S_{3x} を、光量積分値テーブル 406 に予め記憶している。

【0074】

検証部 404 は、この光量積分値テーブル 406 と光量検出部 301 の検出結果を用いて、実際に発光した多色スペクトル光が第 1 多色スペクトル光 27 になっているかを検証する。具体的には、検証部 404 は、光量検出部 301 の検出結果である各 LED 20a ~ 20d の実際の光量を用いて第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1E} を算出し、光量積分値テーブル 406 に記憶した連続スペクトル光 26 の第 1 波長帯域の光量積分値 S_{1x} と比較する。同様に、第 2 波長帯域の光量積分値 S_{2E} を算出して、光量積分値テーブル 406 に記憶した連続スペクトル光 26 の第 2 波長帯域の光量積分値 S_{2x} と比較し、第 3 波長帯域の光量積分値 S_{3E} を算出して、光量積分値テーブル 406 に記憶した連続スペクトル光 26 の第 3 波長帯域の光量積分値 S_{3x} と比較する。

【0075】

これらの比較の結果、連続スペクトル光 26 の光量積分値 S_{1x} に対する光量積分値 S_{1E} の誤差、光量積分値 S_{2x} に対する光量積分値 S_{2E} の誤差、及び光量積分値 S_{3x} に対する光量積分値 S_{3E} の誤差が、いずれも許容範囲内（例えば、誤差 10% 程度以下）の場合、検証部 404 は、第 1 多色スペクトル光 27 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 27 の発光を継続する。

【0076】

一方、連続スペクトル光 26 の光量積分値 S_{1x} に対する光量積分値 S_{1E} の誤差、光量積分値 S_{2x} に対する光量積分値 S_{2E} の誤差、及び光量積分値 S_{3x} に対する光量積分値 S_{3E} の誤差のうちいずれかが許容範囲外である場合、検証部 404 は適切な第 1 多色スペクトル光 27 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 404 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 404 で算出した連続スペクトル光 26 の光量積分値 S_{1x} に対する光量積分値 S_{1E} の誤差、光量積分値 S_{2x} に対する光量積分値 S_{2E} の誤差、及び光量積分値 S_{3x} に対する光量積分値 S_{3E} の誤差に基づいて、各 LED 20a ~ 20d の光量を調整した制御をする。これにより、照明光は常に適切な第 1 多色スペクトル光 27 に補正される。

【0077】

上記第 4 実施形態の内視鏡システム 400 では、検証部 404 が、連続スペクトル光 26 の光量積分値 S_{1x} に対する光量積分値 S_{1E} の誤差、及び、光量積分値 S_{2x} に対する光量積分値 S_{2E} の誤差だけでなく、さらに、光量積分値 S_{3x} に対する光量積分値 S_{3E} の誤差を求め、適切な第 1 多色スペクトル光 27 が発光されているか否かの検証に利用しているが、光量積分値 S_{3x} に対する光量積分値 S_{3E} の誤差を用いずに、連続スペクトル光 26 の光量積分値 S_{1x} に対する光量積分値 S_{1E} の誤差、及び、光量積分値 S_{2x} に対する光量積分値 S_{2E} の誤差を用いて適切な第 1 多色スペクトル光 27 が発光されているか否かを検証しても良い。

【0078】

また、上記第 4 実施形態の内視鏡システム 400 では、光量検出部 301 によって各 LED 20a ~ 20d の光量を検出しているが、各 LED 20a ~ 20d の光量の代わりに、各 LED 20a ~ 20d が発光する各光の分光スペクトルを検出しても良い。この場合も、上記第 4 実施形態と同様に、適切な第 1 多色スペクトル光 27 が発光されているか否かの検証をすることができる。

【0079】

10

20

30

40

50

上記各実施形態及び変形例では、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16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500と、プロセッサ装置(図示しない)とを少なくとも有する。

【0080】

カプセル内視鏡500は、光源502と光源制御部503と、撮像センサ504と、画像生成部506と、送受信アンテナ508とを備えている。光源502は、上記各実施形態及び変形例の光源部20と同様に、紫色光Vを発するV-LEDと、青色光Bを発するB-LEDと、緑色光Gを発するG-LEDと、赤色光Rを発するR-LEDと、を有している。

10

【0081】

光源制御部503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502の駆動を制御する。また、光源制御部503は、送受信アンテナ508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、上記各実施形態及び変形例のプロセッサ装置16とほぼ同様であるが、画像生成部506はカプセル内視鏡500に設けられ、生成された内視鏡画像は、送受信アンテナ508を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ504は上記各実施形態及び変形例の撮像センサ48と同様に構成される。

【0082】

なお、上記各実施形態及び変形例では、光源制御部22は、キセノンランプの白色光を模倣する第1多色スペクトル光27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、他の連続スペクトル光を模倣する第1多色スペクトル光27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。

20

30

【0083】

上記各実施形態及び変形例では、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)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。

【0084】

上記各実施形態及び変形例では、キセノンランプの連続スペクトル光26と同様に観察対象を観察できるように調節した第1多色スペクトル光27を観察対象に照射する。すなわち、観察対象に照射する照明光の段階でキセノンランプを模倣しているが、観察対象からの戻り光を撮像センサ48で受光する段階でキセノンランプの連続スペクトル光26を模倣しても良い。このように、観察対象からの戻り光を撮像センサ48で受光する段階でキセノンランプの連続スペクトル光26を模倣する場合も、観察対象に照射する照明光の段階でキセノンランプを模倣する場合と同様の信号を撮像センサ48から得ることができる。

40

【0085】

例えば、光源制御部22は、第1多色スペクトル光27を観察対象に照射する場合に撮

50

像センサ 48 に入射する戻り光と、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を観察対象に照射した場合の戻り光とで、第 1 波長帯域及び第 2 波長帯域の各光量積分値が一致するように各 LED 20a ~ 20d の光量を制御する。こうすると、観察対象から撮像センサ 48 に入射する戻り光の段階で、キセノンの連続スペクトル光 26 を模倣することができるので、結果として、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を観察対象に照射した場合と同様に観察対象を観察することができる。

【0086】

また、光源制御部 22 は、撮像センサ 48 の各画素に設けられた各色のカラーフィルタの特性を加味して、各 LED 20a ~ 20d の光量を制御しても良い。具体的には、光源制御部 22 は、第 1 多色スペクトル光 27 を観察対象に照射する場合に第 1 色カラーフィルタ（例えば B カラーフィルタ）が設けられた第 1 色画素（例えば B 画素）で得られる信号と、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を観察対象に照射する場合に第 1 画素で得られる信号とを一致させ、かつ、第 1 多色スペクトル光 27 を観察対象に照射する場合に第 2 色カラーフィルタ（例えば G カラーフィルタ）が設けられた第 2 色画素（例えば G 画素）で得られる信号と、キセノンランプの連続スペクトル光 26 を観察対象に照射する場合に第 2 色画素で得られる信号と、を一致させる。すなわち、上記各実施形態の第 1 波長帯域、第 2 波長帯域、及び第 3 波長帯域を撮像センサ 48 の RGB カラーセンサの波長帯域に設定する。

【0087】

こうすると、第 1 色画素で得られる信号は、第 1 波長帯域の光量積分値であり、第 2 色画素で得られる信号は第 2 波長帯域の光量積分値であり、第 3 色画素で得られる信号は第 3 波長帯域の光量積分値である。このため、第 1 色画素で得られる信号を第 1 色画素で得られる光量積分値という。同様に、第 2 色画素で得られる信号を第 2 色画素で得られる光量積分値といい、第 3 色画素で得られる信号を第 3 色画素で得られる光量積分値という。これら各色画素の光量積分値は、各画素での露光時間まで含めた値（時間で積分した値）になるが、上記実施形態及び変形例の光量積分値と実質的に同じ役割を果たす。第 1 色画素、第 2 色画素、または第 3 色画素でそれぞれ露光時間を異ならせる場合でも、露光時間まで各画素の露光時間まで考慮して各画素で得られる光量積分値が調節される。

【0088】

[付記項]

互いに異なる色の光を独立して発光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、第 1 色カラーフィルタが設けられた第 1 色画素と、前記第 1 色カラーフィルタとは異なる第 2 色カラーフィルタが設けられた第 2 色画素とを有し、前記第 1 多色スペクトル光が照射された観察対象を撮像する撮像センサと、

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観察対象に照射した場合に前記撮像センサの前記第 1 色画素で得られる光量積分値と、連続スペクトル光を前記観察対象に照射した場合に前記撮像センサの前記第 1 色画素で得られる光量積分値とを一致させ、かつ、前記第 1 多色スペクトル光を前記観察対象に照射した場合に前記撮像センサの前記第 2 色画素で得られる光量積分値と、連続スペクトル光を前記観察対象に照射した場合に前記撮像センサの前記第 2 色画素で得られる光量積分値と、を一致させる光源制御部と、

を備える内視鏡システム。

【符号の説明】

【0089】

10, 100, 210, 300, 400 内視鏡システム

20 光源部

22 光源制御部

25, 326 多色スペクトル光

26 連続スペクトル光

10

20

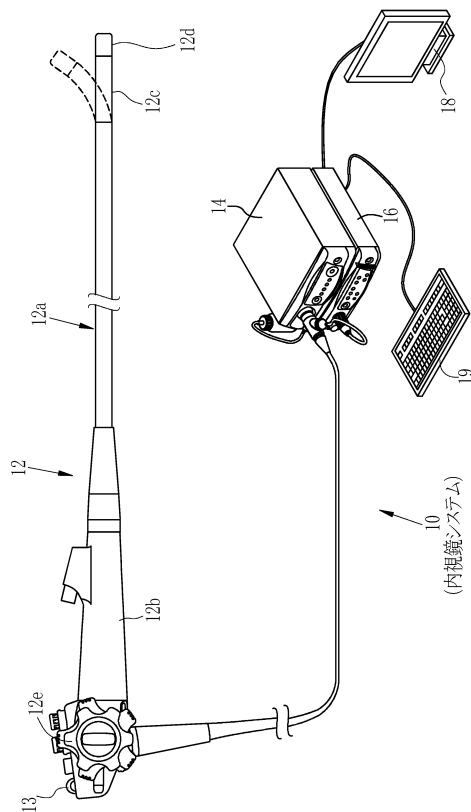
30

40

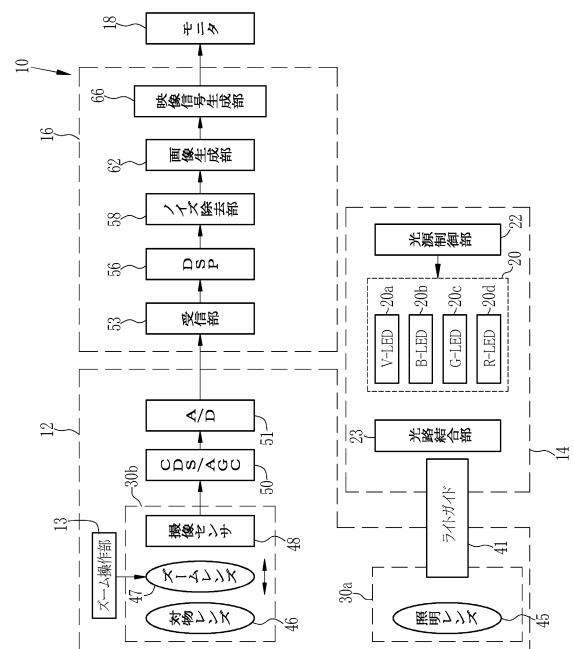
50

- 2 7 , 3 2 7 第 1 多色スペクトル光
- 2 0 1 第 2 多色スペクトル光
- 2 1 2 内視鏡機種検出部
- 3 0 1 光量検出部
- 3 0 4 経時劣化検出部
- 4 0 4 検証部
- 4 0 6 光量積分値テーブル
- 5 0 0 カプセル内視鏡

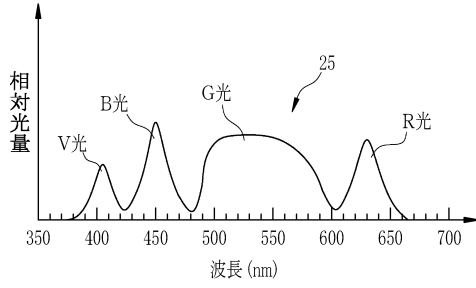
【 図 1 】



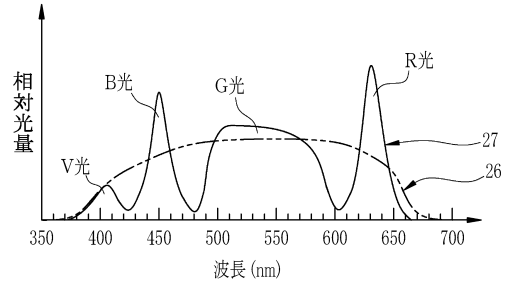
【 図 2 】



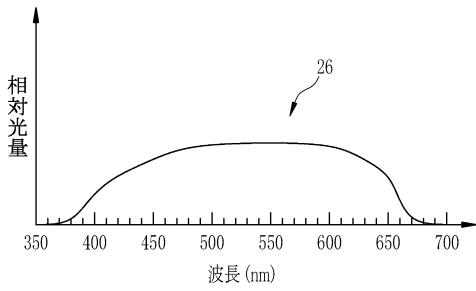
【図3】



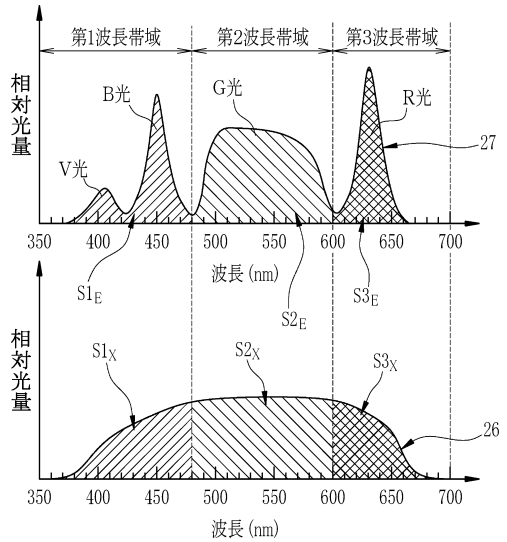
【図5】



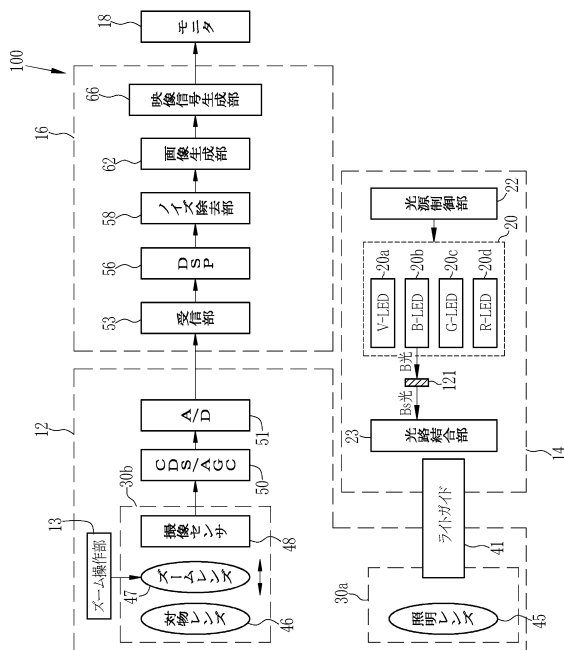
【図4】



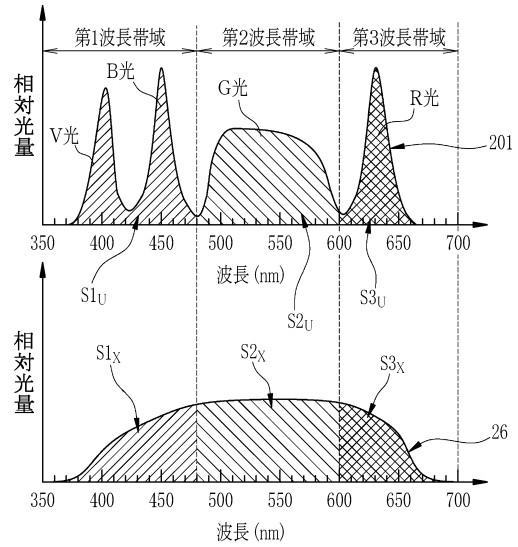
【図6】



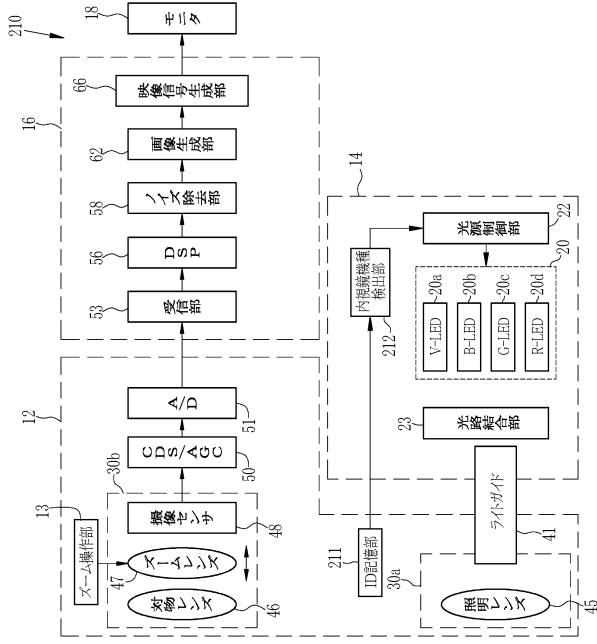
【図7】



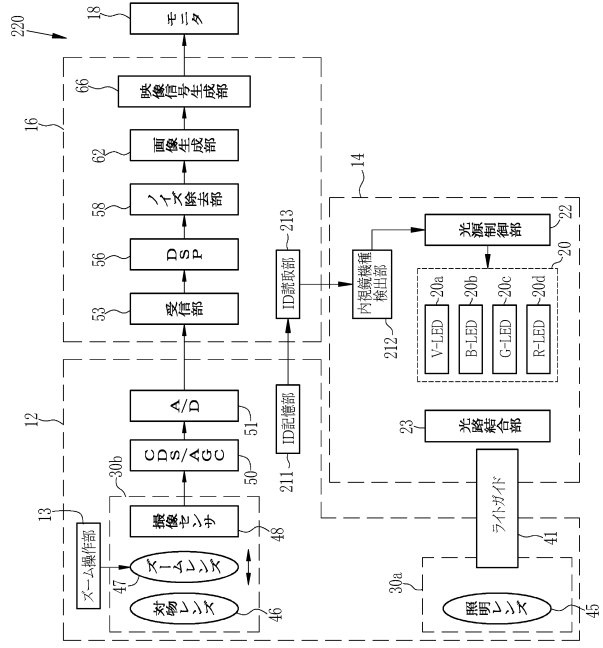
【図8】



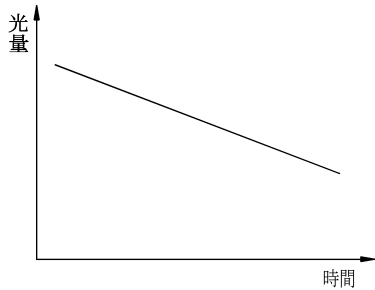
【図9】



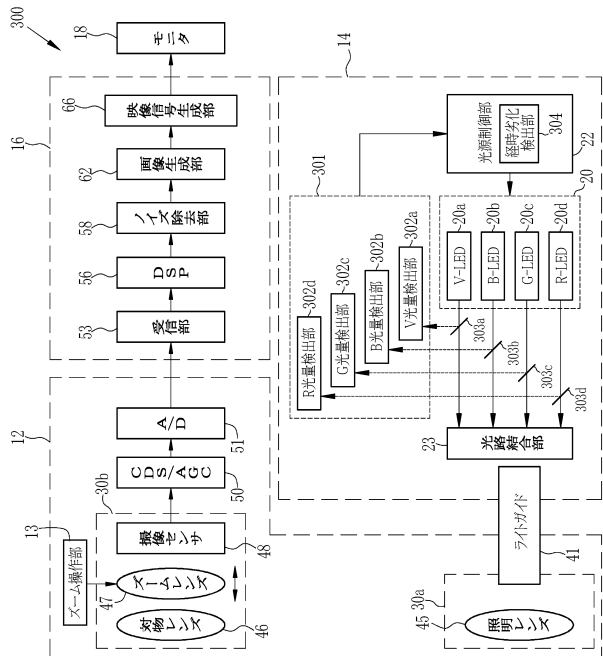
【図10】



【図11】



【図12】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-10998(JP,A)
特開2011-201697(JP,A)
特開2013-111177(JP,A)
特開2011-36361(JP,A)
特開2008-181933(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0184243(US,A1)
国際公開第2015/005277(WO,A1)
国際公開第2012/161028(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00- 1/32
G02B 23/00-23/26
H04N 5/238
H04N 5/225

专利名称(译)	内窥镜光源装置，内窥镜系统以及操作内窥镜光源装置的方法		
公开(公告)号	JP6654004B2	公开(公告)日	2020-02-26
申请号	JP2015150941	申请日	2015-07-30
[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		
发明人	大谷 健一		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/06.510 G02B23/26.B H04N5/225.600 A61B1/00.510 A61B1/06.B A61B1/06.612 H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/238 H04N5/238.Z		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA04 2H040/CA06 4C161/DD07 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR11 4C161/RR24 4C161/RR25 5C122/DA26 5C122/EA18 5C122/FA12 5C122/GG06 5C122/GG17 5C122/GG19 5C122/GG30 5C122/HB06		
优先权	2015015178 2015-01-29 JP		
其他公开文献	JP2016144624A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于内窥镜的光源装置，该光源装置使观察对象几乎与用连续光谱光例如氙灯发出的白光照射观察对象时相似。内窥镜包括：光源单元，其包括各自独立地发射与其他LED不同颜色的光的LED，并且发射具有通过叠加由LED发射的光束而获得的第一多光谱的第一多光谱光27；光源控制单元，其使第一波长带中的第一多色光谱光的光量积分值S1等于连续光谱光26的光量积分值S1，该连续光谱光26包括由白色发出的光的波长带的至少一部分。第一波长带中的光源，并且使与第一波长带不同的第二波长带中的第一多色光谱光27的光量积分值S2等于第二波长带中的连续光谱光26的光量积分值S2。第二个波段图6

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6654004号 (P6654004)
(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020. 2. 26)	(24) 登録日 令和2年1月31日 (2020. 1. 31)	
(51) Int. Cl. A61B 1/06 (2006.01) G02B 23/26 (2006.01) H04N 5/225 (2006.01)	F I A61B 1/06 510 G02B 23/26 B H04N 5/225 600	請求項の数 15 (全 23 頁)
(21) 出願番号 特願2015-150941 (P2015-150941)	(73) 特許権者 306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(22) 出願日 平成27年7月30日 (2015. 7. 30)	(74) 代理人 110001988 特許業務法人小林国際特許事務所	
(65) 公開番号 特開2016-144624 (P2016-144624A)	(72) 発明者 大谷 健一 神奈川県足柄上郡開成町宮台79番地 富士フィルム株式会社内	
(43) 公開日 平成28年8月12日 (2016. 8. 12)	台議体	
審査請求日 平成28年2月15日 (2017. 2. 15)	審判長 森 電介	
審判番号 不服2019-6478 (P2019-6478/J1)	審判官 東松 修太郎	
審判請求日 令和1年5月17日 (2019. 5. 17)	審判官 福島 浩司	
(31) 優先権主張番号 特願2015-15178 (P2015-15178)		
(32) 優先日 平成27年1月29日 (2015. 1. 29)		
(33) 優先権主張国・地域又は機関 日本国 (JP)		

(54) 【発明の名称】 内視鏡光源装置、内視鏡システム、及び内視鏡光源装置の作動方法

最終頁に続く