

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6039606号
(P6039606)

(45) 発行日 平成28年12月7日(2016.12.7)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016.11.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 18 (全 25 頁)

(21) 出願番号 特願2014-129714 (P2014-129714)
 (22) 出願日 平成26年6月24日(2014.6.24)
 (65) 公開番号 特開2016-7354 (P2016-7354A)
 (43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)
 審査請求日 平成27年12月9日(2015.12.9)

(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
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (72) 発明者 森本 美範
 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 小澤 聡
 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 佐藤 高之

最終頁に続く

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

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、

前記青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、

前記紫色光と前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とを含む照明光を観察対象に照射する第1発光モードと、前記測定光を前記観察対象に照射する第2発光モードとで前記光源部を制御し、前記第1発光モードと前記第2発光モードとを切り替える制御をする光源制御部と、

前記紫色光及び前記測定光を受光する青色画素と、前記緑色光を受光する緑色画素と、前記赤色光を受光する赤色画素とを有するカラー撮像センサと、

前記カラー撮像センサによって前記第1発光モードの前記照明光の反射光で前記観察対象を撮像し、前記カラー撮像センサから第1青色画像信号、第1緑色画像信号、及び第1赤色画像信号を出力させ、かつ、前記カラー撮像センサによって前記第2発光モードの前記測定光の反射光で前記観察対象を撮像し、前記カラー撮像センサから第2青色画像信号を出力させる撮像制御部と、

前記第2青色画像信号を用いて前記観察対象の酸素飽和度を算出し、前記酸素飽和度と前記第1青色画像信号と前記第1緑色画像信号と前記第1赤色画像信号とを用いて前記観察対象の前記酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成部と、

10

20

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長を含み、

前記帯域制限部が生成する前記測定光の前記特定波長帯域は、前記酸化ヘモグロビンの吸光係数が前記還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域、または、前記酸化ヘモグロビンの吸光係数が前記還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域である請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記第 2 発光モードで前記光源部を制御する場合、前記青色光源を点灯させ、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源を消灯させる、または、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源を点灯させたまま、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源の各光量を前記第 1 発光モード時の前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源の各光量に対して減少させる請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 4】

前記酸素飽和度画像生成部は、前記観察対象の構造を強調する構造強調処理を施して前記酸素飽和度画像を生成し、前記第 1 発光モード時の前記紫色光の光量を用いて前記構造強調処理の強度を変更する請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

20

前記光源制御部は、前記第 1 発光モード時に前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とで白色光を形成し、前記白色光に前記紫色光を加えて前記観察対象に照射する請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記第 2 青色画像信号を用いて、前記第 1 発光モード時の前記紫色光、前記測定光、前記緑色光、及び前記赤色光の光量、または前記カラー撮像センサの蓄積時間を指定するための露出量指定値を算出する露出量指定値算出部を備える請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記露出量指定値は、前記第 2 青色画像信号を用いて前記第 1 発光モード時の前記青色光の光量を指定するための値であり、

30

前記露出量指定値算出部は、前記青色光の光量に前記紫色光の光量を対応付ける光量相互関係を有し、前記露出量指定値によって指定される前記青色光の光量と前記光量相互関係とを用いて前記紫色光の光量を指定する請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記露出量指定値は、前記第 2 青色画像信号を用いて前記第 1 発光モード時の前記カラー撮像センサの蓄積時間を指定するための値である請求項 6 または 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 2 青色画像信号を用いて、ハレーションを検出するハレーション検出部を備え、前記露出量指定値算出部は、前記第 2 青色画像信号のうち、前記ハレーションが検出された画素以外の画素の信号値を用いて前記露出量指定値を算出する請求項 6 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 10】

前記光源制御部は、前記カラー撮像センサによる前記観察対象の撮像タイミングに合わせて前記光源部を前記第 1 発光モードと前記第 2 発光モードとで交互に制御する請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

前記酸素飽和度画像生成部は、複数の前記第 2 青色画像信号を用いて前記酸素飽和度を算出する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

50

【請求項 1 2】

前記酸素飽和度画像生成部は、複数の前記第 1 青色画像信号と、複数の前記第 1 緑色画像信号と、複数の前記第 1 赤色画像信号とを用いて前記酸素飽和度画像を生成する請求項 1 ~ 1 1 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、

前記青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、

前記紫色光と前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とを観察対象に照射する第 1 発光モードと、前記測定光を前記観察対象に照射する第 2 発光モードとで前記光源部を制御し、前記第 1 発光モードと前記第 2 発光モードとを切り替える制御をする光源制御部と、

を備える光源装置。

10

【請求項 1 4】

前記青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長を含み、

前記帯域制限部が生成する前記測定光の前記特定波長帯域は、前記酸化ヘモグロビンの吸光係数が前記還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域、または、前記酸化ヘモグロビンの吸光係数が前記還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域である請求項 1 3 に記載の光源装置。

20

【請求項 1 5】

前記光源制御部は、前記第 2 発光モードで前記光源部を制御する場合、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源を消灯させる請求項 1 3 または 1 4 に記載の光源装置。

【請求項 1 6】

前記光源制御部は、前記第 2 発光モードで前記光源部を制御する場合、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源を点灯させたまま、前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源の各光量を前記第 1 発光モード時の前記紫色光源、前記緑色光源、及び前記赤色光源の各光量に対して減少させる請求項 1 3 または 1 4 に記載の光源装置。

【請求項 1 7】

紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、前記青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、を有する内視鏡システムの作動方法において、

30

光源制御部が、前記紫色光と前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とを含む照明光を観察対象に照射する第 1 発光モードで前記光源部を制御する第 1 光源制御ステップと、

前記紫色光及び前記測定光を受光する青色画素と、前記緑色光を受光する緑色画素と、前記赤色光を受光する赤色画素とを有するカラー撮像センサが、前記第 1 発光モードの前記照明光の反射光によって前記観察対象を撮像し、第 1 青色画像信号、第 1 緑色画像信号、第 1 赤色画像信号を出力する第 1 撮像ステップと、

前記光源制御部が、前記測定光を前記観察対象に照射する第 2 発光モードで前記光源部を制御する第 2 光源制御ステップと、

40

前記カラー撮像センサが、前記第 2 発光モードの前記測定光の反射光によって前記観察対象を撮像して第 2 青色画像信号を出力する第 2 撮像ステップと、

酸素飽和度画像生成部が、前記第 2 青色画像信号を用いて前記観察対象の酸素飽和度を算出し、前記酸素飽和度と前記第 1 青色画像信号と前記第 1 緑色画像信号と前記第 1 赤色画像信号とを用いて前記観察対象の前記酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する酸素飽和度画像生成ステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

【請求項 1 8】

紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、

50

赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、前記青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、を有する光源装置の作動方法において、

光源制御部が、前記紫色光と前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とを観察対象に照射する第1発光モードで前記光源部を制御する第1光源制御ステップと、

前記光源制御部が、前記測定光を前記観察対象に照射する第2発光モードで前記光源部を制御する第2光源制御ステップと、

を備える光源装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、観察対象を照明する照明光を複数色の光源を用いて形成する内視鏡システム、光源装置、内視鏡システムの作動方法、及び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、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。光源装置は、体腔の粘膜等の観察対象に照射する照明光を生成する装置であり、キセノンランプや白色LED (Light Emitting Diode) 等の広帯域光源が用いられる他、近年では青色LED、緑色LED、及び赤色LEDなどの複数色の半導体光源が組み合わせて用いられつつある。

20

【0003】

例えば、特許文献1の内視鏡システムは、光源装置に四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 (波長毎の光強度分布) を調整し、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。

【0004】

また、特許文献2の工業用内視鏡システムは、可視光を発するLEDと紫外光を発するLEDを備えており、可視光に加えて紫外光を発光することで、予め塗布された蛍光塗料がたまったキズを蛍光によって目立たせるようにしている。

30

【0005】

さらに、近年の内視鏡システムには、観察対象の画像を得るだけでなく、観察対象の性質を表す情報が得られるものが知られている。例えば、特許文献3の内視鏡システムは、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長帯域を有する酸素飽和度測定光 (以下、測定光という) を観察対象に照射することにより、観察対象の性質として酸素飽和度を測定し、酸素飽和度を表す画像 (以下、酸素飽和度画像という) を生成及び表示している。

【先行技術文献】

【特許文献】

40

【0006】

【特許文献1】特開2013-255655号公報

【特許文献2】特開2007-139822号公報

【特許文献3】特許5303012号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

複数色の半導体光源の光量を各々制御して照明光を生成する光源装置を用いる内視鏡システムにおいても、酸素飽和度を測定できるようにすることが望まれるが、単に複数色の半導体光源を備えているだけでは、各半導体光源が発する光の分光スペクトルを調節する

50

ことができないので酸素飽和度の測定が難しい。すなわち、酸素飽和度の測定のためには、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある特定の波長帯域を有する測定光を照射して観察対象を撮像する必要がある、この特定の波長帯域以外の光が含まれていると測定精度が低下するが、光源装置に複数色の半導体光源を搭載していても、これらの光量調節だけでは酸素飽和度を精度よく測定するための測定光が得られないので、測定光を生成するための帯域制限部を併用する必要がある。

【 0 0 0 8 】

しかしながら、測定光を生成するための帯域制限部を用いると、帯域制限部によってカットされる波長帯域がある分、観察対象の視認性が低下してしまう場合がある。具体的には、酸素飽和度の測定には青色波長帯域の測定光が用いられるので、青色光を発光する青色半導体光源の前に測定光を生成するための帯域制限部を配置することになるが、青色光は主に表層血管やピットパターン等の粘膜表層付近の微細構造によってコントラストが表れる波長帯域であるため、青色光の一部をカットして測定光を生成することによって、これらの構造の視認性が低下してしまう場合がある。また、測定光を生成するための帯域制限部を用いると、帯域制限部によってカットされる波長帯域がある分、撮像のための光量も不足しやすい。

【 0 0 0 9 】

本発明は、観察対象の酸素飽和度を正確に測定可能であり、かつ、表層血管等の微細構造の視認性が良い内視鏡システム、光源装置、内視鏡システムの作動方法、及び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】

【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡システムは、光源部と、帯域制限部と、光源制御部と、カラー撮像センサと、撮像制御部と、酸素飽和度画像生成部と、を備える。光源部は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する。帯域制限部は、青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する。光源制御部は、紫色光と測定光と緑色光と赤色光とを含む照明光を観察対象に照射する第1発光モードと、測定光を観察対象に照射する第2発光モードとで光源部を制御し、第1発光モードと第2発光モードとを切り替える制御をする。カラー撮像センサは、紫色光及び測定光を受光する青色画素と、緑色光を受光する緑色画素と、赤色光を受光する赤色画素とを有する。撮像制御部は、カラー撮像センサによって第1発光モードの前記照明光の反射光で観察対象を撮像し、カラー撮像センサから第1青色画像信号、第1緑色画像信号、第1赤色画像信号を出力させ、かつ、カラー撮像センサによって第2発光モードの前記測定光で観察対象を撮像し、カラー撮像センサから第2青色画像信号を出力させる。酸素飽和度画像生成部は、第2青色画像信号を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度と第1青色画像信号と第1緑色画像信号と第1赤色画像信号とを用いて観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【 0 0 1 1 】

青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長を含み、帯域制限部が生成する測定光の特定波長帯域は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域、または、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域であることが好ましい。

【 0 0 1 2 】

光源制御部は、第2発光モードで光源部を制御する場合、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源を消灯させ、または、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源を点灯させたまま、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源の各光量を第1発光モード時の紫色光源、緑色光源、及び赤色光源の各光量に対して減少させることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

酸素飽和度画像生成部は、観察対象の構造を強調する構造強調処理を施して酸素飽和度画像を生成し、第1発光モード時の紫色光の光量を用いて構造強調処理の強度を変更する

10

20

30

40

50

ことが好ましい。

【0014】

光源制御部は、第1発光モード時に測定光と緑色光と赤色光とで白色光を形成し、白色光に紫色光を加えて観察対象に照射することが好ましい。

【0015】

第2青色画像信号を用いて、第1発光モード時の紫色光、測定光、緑色光、及び赤色光の光量、またはカラー撮像センサの蓄積時間を指定するための露出量指定値を算出する露出量指定値算出部を備えることが好ましい。

【0016】

露出量指定値は、第2青色画像信号を用いて第1発光モード時の青色光の光量を指定するための値であり、露出量指定値算出部は、青色光の光量に紫色光の光量に対応付ける光量相互関係を有し、露出量指定値によって指定される青色光の光量と光量相互関係とを用いて紫色光の光量を指定することが好ましい。

10

【0017】

露出量指定値は、第2青色画像信号を用いて第1発光モード時のカラー撮像センサの蓄積時間を指定するための値であることが好ましい。

【0018】

第2青色画像信号を用いて、ハレーションを検出するハレーション検出部を備え、露出量指定値算出部は、第2青色画像信号のうち、ハレーションが検出された画素以外の画素の信号値を用いて露出量指定値を算出することが好ましい。

20

【0019】

光源制御部は、カラー撮像センサによる観察対象の撮像タイミングに合わせて光源部を第1発光モードと第2発光モードとで交互に制御することが好ましい。

【0020】

酸素飽和度画像生成部は、複数の第2青色画像信号を用いて酸素飽和度を算出することが好ましい。

【0021】

酸素飽和度画像生成部は、複数の第1青色画像信号と、複数の第1緑色画像信号と、複数の第1赤色画像信号とを用いて酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0022】

30

本発明の光源装置は、光源部と、帯域制限部と、光源制御部と、を備える。光源部は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する。帯域制限部は、青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する。光源制御部は、紫色光と測定光と緑色光と赤色光とを観察対象に照射する第1発光モードと、測定光を観察対象に照射する第2発光モードとで光源部を制御し、第1発光モードと第2発光モードとを切り替える制御をする。

【0023】

青色光の波長帯域は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長を含み、帯域制限部が生成する測定光の特定波長帯域は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域、または、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域であることが好ましい。

40

【0024】

光源制御部は、第2発光モードで光源部を制御する場合、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源を消灯させることが好ましい。

【0025】

光源制御部は、第2発光モードで光源部を制御する場合、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源を点灯させたまま、紫色光源、緑色光源、及び赤色光源の各光量を第1発光モード時の紫色光源、緑色光源、及び赤色光源の各光量に対して減少させることが好ましい。

【0026】

50

本発明の内視鏡システムの作動方法は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、を有する内視鏡システムの作動方法であり、第1光源制御ステップと、第1撮像ステップと、第2光源制御ステップと、第2撮像ステップと、酸素飽和度画像生成ステップと、を備える。第1光源制御ステップでは、光源制御部が、紫色光と測定光と緑色光と赤色光とを含む照明光を観察対象に照射する第1発光モードで光源部を制御する。第1撮像ステップでは、紫色光及び測定光を受光する青色画素と、緑色光を受光する緑色画素と、赤色光を受光する赤色画素とを有するカラー撮像センサが、第1発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像し、第1青色画像信号、第1緑色画像信号、第1赤色画像信号を出力する。第2光源制御ステップでは、光源制御部が、測定光を観察対象に照射する第2発光モードで光源部を制御する。第2撮像ステップでは、カラー撮像センサが、第2発光モードの測定光の反射光によって観察対象を撮像して第2青色画像信号を出力する。酸素飽和度画像生成ステップでは、酸素飽和度画像生成部が、第2青色画像信号を用いて観察対象の酸素飽和度を算出し、酸素飽和度と第1青色画像信号と第1緑色画像信号と第1赤色画像信号とを用いて観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。なお、第1光源制御ステップ及び第1撮像ステップの後に、第2光源制御ステップ及び第2撮像ステップを行ってもよく、第2光源制御ステップ及び第2撮像ステップの後に、第1光源制御ステップ及び第1撮像ステップを行ってもよい。

10

【0027】

20

本発明の光源装置の作動方法は、紫色光を発する紫色光源と、青色光を発する青色光源と、緑色光を発する緑色光源と、赤色光を発する赤色光源とを有する光源部と、青色光から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を生成する帯域制限部と、を有する光源装置の作動方法であり、第1光源制御ステップと、第2光源制御ステップと、を備える。第1光源制御ステップでは、光源制御部が、紫色光と測定光と緑色光と赤色光とを観察対象に照射する第1発光モードで光源部を制御する。第2光源制御ステップでは、光源制御部が、測定光を観察対象に照射する第2発光モードで光源部を制御する。なお、第1光源制御ステップと第2光源制御ステップとの実行順序は任意であり、第1光源制御ステップの後に第2光源制御ステップを行っても良いし、第2光源制御ステップの後に第1光源制御ステップを行っても良い。

30

【発明の効果】

【0028】

本発明は、酸素飽和度を測定し、酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成するために、紫色光と青色光から生成される測定光と緑色光と赤色光とを観察対象に照射する第1発光モードと、測定光を観察対象に照射する第2発光モードとで観察対象に照明光を照射する。これにより、酸素飽和度画像のベースとなる画像信号を取得する第1発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像する際には、青色光から測定光を生成することで青色光の一部の波長帯域がカットされてしまう代わりに、表層血管等のコントラストが得られやすい紫色光が加算された照明光が照射されるので、観察対象の酸素飽和度を正確に測定可能であり、かつ、表層血管等の微細構造の視認性が良い酸素飽和度画像が得られる内視鏡システム、光源装置、内視鏡システムの作動方法、光源装置の作動方法を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【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】紫色光、青色光、緑色光、赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】帯域制限部の構成を示す説明図である。

【図5】通常観察用青色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図6】通常観察モード時の照明光の分光スペクトルを示すグラフである。

50

- 【図 7】酸素飽和度観察モード時の帯域制限部の配置を示す説明図である。
- 【図 8】測定光の分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 9】酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。
- 【図 10】第 1 発光モードで照射する照明光の分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 11】第 2 発光モードで照射する照明光の分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 12】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。
- 【図 13】酸素飽和度画像生成部の機能を示すブロック図である。
- 【図 14】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。
- 【図 15】第 1 実施形態のフローチャートである。
- 【図 16】酸素飽和度画像を示す説明図である。
- 【図 17】構造強調処理部が紫色光の光量に応じて強調度を変更する場合のブロック図である。
- 【図 18】第 2 実施形態の内視鏡システムの機能を示すブロック図である。
- 【図 19】ハレーション検出部を有する露出量指定値算出部のブロック図である。
- 【図 20】図 3 と異なる紫色光及び青色光の分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 21】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】

10

【0030】

[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、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。

20

【0031】

また、操作部 12b には、アングルノブ 12e の他、モード切り替えスイッチ（以下、モード切替 SW という）13a、ズーム操作部 13b が設けられている。モード切替 SW 13a は、観察モードの切り替え操作に用いられる。内視鏡システム 10 は、観察モードとして通常観察モードと酸素飽和度観察モードとを有している。通常観察モードは、白色光の反射光によって撮像して得た自然な色合いの画像（以下、通常画像という）をモニタ 18 に表示する。酸素飽和度観察モードは、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光を観察対象に照射して観察対象の酸素飽和度を測定し、酸素飽和度の値を用いて色付けがされた酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示する。

30

【0032】

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 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

【0033】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、四色の半導体光源を有し、観察対象に照射するための光を発生させる光源部 20 と、観察モード毎に光源部 20 が発する光の波長帯域を制限する帯域制限部 21 と、光源部 20 及び帯域制限部 21 の駆動を制御する光源制御部 22 と、光源部 20 及び帯域制限部 21 によって生成される光の光路を結合する光路結合部 23 とを備えている。

【0034】

光源部 20 は、V - LED (Violet Light Emitting Diode) 20a、B - LED (Blue Light Emitting Diode) 20b、G - LED (Green Light Emitting Diode) 20c、

50

及び R - L E D (Red Light Emitting Diode) 2 0 d の四色の L E D を有する。図 3 に示すように、V - L E D 2 0 a は、中心波長 4 0 5 n m、波長帯域 3 8 0 ~ 4 2 0 n m の紫色光 V を発光する紫色光源である。B - L E D 2 0 b は、中心波長 4 6 0 n m、波長帯域 4 2 0 ~ 5 0 0 n m の青色光 B を発する青色光源である。G - L E D 2 0 c は、波長帯域が 4 8 0 ~ 6 0 0 n m に及び緑色光 G を発する緑色光源である。R - L E D 2 0 d は、中心波長 6 2 0 ~ 6 3 0 n m で、波長帯域が 6 0 0 ~ 6 5 0 n m に及び赤色光 R を発光する赤色光源である。なお、V - L E D 2 0 a と B - L E D 2 0 b の中心波長は ± 5 n m から ± 10 n m 程度の幅を有する。

【0035】

帯域制限部 2 1 は、B - L E D 2 0 b の光路上に設けられ、B - L E D 2 0 b が発する青色光から、特定波長帯域を有する光を生成する。具体的には、図 4 に示すように、帯域制限部 2 1 は、ショートパスフィルタ (S P F) 2 1 a とロングパスフィルタ (以下、L P F) 2 1 b とを有し、これらは選択された観察モードにしたがって切り替え自在である。S P F 2 1 a と L P F 2 1 b の切り替えは、光源制御部 2 2 によって制御される。

【0036】

図 5 に示すように、S P F 2 1 a は、通常観察モード時に B - L E D 2 0 b の光路上 (例えば B - L E D の前面) に配置され、B - L E D 2 0 b が発する青色光 B のピーク波長を境に、短波長側の波長帯域 (波長 4 6 0 n m 未満) を透過し、長波長側の波長帯域 (波長 4 6 0 n m 以上) をカットする。すなわち、S P F 2 1 a は、青色光 B から、通常観察モード用の青色光 (以下、通常観察用青色光という) B_s を生成する。また、光源制御部 2 2 は、通常観察モードの場合、V - L E D 2 0 a、B - L E D 2 0 b、G - L E D 2 0 c、及び R - L E D 2 0 d を全て点灯させる。このため、通常観察モード時には、図 6 に示すように、通常観察用青色光 B_s と緑色光 G と赤色光 R とが光路結合部 2 3 によって結合され、照明光として観察対象に照射される。通常観察用青色光 B_s と緑色光 G と赤色光 R とからなる照明光は、ほぼ白色光 (以下、通常観察用白色光という) である。このように、通常観察モード時に S P F 2 1 a によって青色光 B から通常観察用青色光 B_s を生成するのは、4 6 0 ~ 5 0 0 n m の波長帯域の光が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からである。

【0037】

なお、本実施形態では、通常観察モードの場合、V - L E D 2 0 a を点灯させ、紫色光 V を含む通常観察用白色光を観察対象に照射させるが、通常観察モードでは V - L E D 2 0 a を消灯させても良い。また、上記 S P F 2 1 a は模式的に波長 4 6 0 n m で青色光 B をカットしているが、実際のカット特性は波長 5 ~ 10 n m 程度の幅を持つ。このため、波長 4 6 0 n m 以上をカットするために、S P F 2 1 a は、波長 4 5 0 n m 付近から透過率が減衰する特性を有する。また、キセノン光源との演色性を維持するためには、観察対象に照射する照明光の分光スペクトルに離散的な波長帯域がないことが好ましい。このため、S P F 2 1 a のカット特性は、青色光 B の波長 4 6 0 n m 以上の波長帯域の光の光量を厳密に零にするのものではなく、キセノン光源との演色性が維持可能な程度に波長 4 6 0 n m 以上の波長帯域の光を低減する特性を有する。このため、S P F 2 1 a を用いた場合でも、観察対象に照射する照明光には離散的な波長帯域はない (図 6 参照)。

【0038】

図 7 に示すように、L P F 2 1 b は、酸素飽和度観察モード時に B - L E D 2 0 b の光路上に配置される。そして、図 8 に示すように、B - L E D 2 0 b が発する青色光 B のピーク波長を境に、短波長側をカットし、長波長側を透過する。すなわち、L P F 2 1 b は、青色光 B から、酸素飽和度を測定するための特定波長帯域を有する測定光 B_L を生成する。

【0039】

酸素飽和度を測定するための特定波長帯域とは、酸素飽和度によって吸光量に違いが生じる程度に酸化ヘモグロビンの吸光係数と還元ヘモグロビンの吸光係数に差がある波長帯域である。図 9 に示すように、酸化ヘモグロビンの吸光係数 (グラフ 30) と還元ヘモグ

10

20

30

40

50

ロビンの吸光係数（グラフ 3 1）の大小関係は波長帯域によって異なり、複数の波長帯域でこれらの大小関係は逆転する。例えば、紫色から青色の波長帯域では、約 4 2 0 n m、約 4 5 0 n m、約 5 0 0 n m に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長があり、4 2 0 ~ 4 5 0 n m の波長帯域では、酸化ヘモグロビンの吸光係数は還元ヘモグロビンの吸光係数よりも小さく、4 5 0 ~ 5 0 0 n m の波長帯域では酸化ヘモグロビンの吸光係数は還元ヘモグロビンの吸光係数よりも大きい。

【 0 0 4 0 】

これらの各波長帯域はどちらも酸素飽和度を測定するための特定波長帯域として利用することができるが、本実施形態の場合、B - L E D 2 0 b は波長帯域 4 2 0 ~ 5 0 0 n m の青色光 B を発し、L P F 2 1 b は波長 4 6 0 n m 以上を透過して測定光 B_L を生成するので、測定光 B_L は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下である 4 6 0 ~ 5 0 0 n m の波長帯域を有する。L P F 2 1 b の代わりに、4 5 0 n m 以下の波長帯域を透過する S P F を用いれば、測定光 B_L の波長帯域を、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上である 4 2 0 ~ 4 5 0 n m の波長帯域にすることができる。

10

【 0 0 4 1 】

なお、B - L E D 2 0 b が発する青色光 B は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する波長（等吸収点）を含んでいる。このため、青色光 B は、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域と、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域との両方を含んでいるので、青色光 B そのものを、酸素飽和度を測定するための測定光として用いると、酸素飽和度を測定できるとしても測定精度が低い。このため、帯域制限部 2 1 は、上記のように、酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以下の波長帯域、または酸化ヘモグロビンの吸光係数が還元ヘモグロビンの吸光係数以上の波長帯域のいずれかの波長帯域を有する測定光 B_L を生成する。

20

【 0 0 4 2 】

なお、本実施形態では模式的に、L P F 2 1 b が波長 4 6 0 n m 未満をカットしているが、S P F 2 1 a と同様に、実際のカット特性は波長 5 ~ 1 0 n m 程度の幅を持つが、L P F 2 1 b は、波長 4 5 0 n m 未満をカットするために、例えば、波長 4 6 0 n m 付近から透過率が減衰する特性を有することが好ましい。これは、上記のように、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が一致する等吸収点が波長 4 5 0 n m にあるからである。このように、L P F 2 1 b は波長 4 5 0 n m 未満をカットする特性を有することで、測定光が無駄なく酸素飽和度の算出に利用可能となり、かつ、正確な酸素飽和度を求めることができる。

30

【 0 0 4 3 】

酸素飽和度観察モード時には、光源制御部 2 2 は、第 1 発光モードと、第 2 発光モードとで光源部 2 0 を制御する。すなわち、光源制御部 2 2 は、発光モードを第 1 発光モードと第 2 発光モードとで切り替える制御をする。第 1 発光モードは、通常観察モードと同様にほぼ白色光を観察対象に照射するための発光モードであり、光源制御部 2 2 は四色の L E D 2 0 a ~ 2 0 d を全て点灯させる。このため、第 1 発光モードでは、図 1 0 に示すように、紫色光 V と、L P F 2 1 b によって青色光 B から生成される測定光 B_L と、緑色光 G と、赤色光 R とが光路結合部 2 3 によって結合され、照明光として観察対象に照射される。

40

【 0 0 4 4 】

第 1 発光モードで観察対象に照射される照明光は、上記のように紫色光 V , 測定光 B_L , 緑色光 G , 赤色光 R を含むほぼ白色光（以下、酸素飽和度観察用白色光という）であるが、通常観察モード時の通常観察用白色光（図 6 参照）とは異なる分光スペクトルを有する。具体的には、通常観察用白色光は青色成分として表層血管等の構造のコントラストが良い通常観察用青色光 B_S を含むのに対し、酸素飽和度観察用白色光では青色成分として測定光 B_L と紫色光 V を含む。すなわち、酸素飽和度観察用白色光は、青色成分として、

50

酸素飽和度の測定のために表層血管等のコントラストを悪化させる波長帯域の測定光 B_L を含むので、その代わりに、紫色光 V を加える事により、表層血管等の構造のコントラストを向上させる。なお、LPF21bのカット特性は、青色光 B の波長 450 nm 未満の波長帯域の光を厳密に零にするものではなく、第1発光モードにおいてキセノン光源との演色性が維持可能な程度に波長 450 nm 未満の波長帯域の光を低減する特性を有する。このため、LPF21bを用いた場合でも、第1発光モードでは、観察対象に照射する照明光には離散的な波長帯域はない(図10参照)。

【0045】

第2発光モードは、酸素飽和度の測定するための発光モードであり、光源制御部22は $B-LED20b$ を点灯させ、 $V-LED20a$ 、 $G-LED20c$ 、及び $R-LED20d$ を消灯させる。このため、図11に示すように、第2発光モードでは、測定光 B_L が照明光として観察対象に照射される。

10

【0046】

上記のように生成される各種照明光は、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 $105\text{ }\mu\text{m}$ 、クラッド径 $125\text{ }\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $\phi 0.3 \sim 0.5\text{ mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

20

【0047】

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。観察対象からの反射光は、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に観察対象の反射像が結像される。なお、ズームレンズ47は、ズーム操作部13b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の反射像を拡大または縮小する。

【0048】

30

撮像センサ48はカラー撮像センサであり、観察対象の反射像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 Semiconductor)撮像センサを利用可能である。また、撮像センサ48は、図12に示す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)カラーフィルタの三色のカラーフィルタが画素毎に設けられており、観察対象の反射像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。

【0049】

40

より具体的には、表1に示すように、通常観察モードの場合、観察対象には通常観察用白色光が照射されるので、撮像センサ48は、通常観察用白色光のうち紫色光 V と通常観察用青色光 B_s の各反射光を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、通常観察用白色光のうち緑色光 G の反射光を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、赤色光 R の反射光を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。

【0050】

【表 1】

照明光の成分	V, B _S	G	R
受光画素	B画素	G画素	R画素
出力画像信号	B画像信号	G画像信号	R画像信号

【0051】

10

また、表 2 に示すように、酸素飽和度観察モードにおいて、光源制御部 22 が第 1 発光モードで光源部 20 を制御する場合、観察対象には酸素飽和度観察用白色光が照射されるので、撮像センサ 48 は、酸素飽和度観察用白色光のうち紫色光 V 及び測定光 B_L の反射光を B 画素で受光して第 1 青色画像信号（以下、B 1 画像信号という）を出力する。同様に、撮像センサ 48 は、酸素飽和度観察用白色光のうち、緑色光 G の反射光を G 画素で受光し、第 1 緑色画像信号（以下、G 1 画像信号という）を出力し、赤色光 R の反射光を R 画素で受光し、第 1 赤色画像信号（以下、R 1 画像信号という）を出力する。

【0052】

【表 2】

20

照明光の成分	V, B _L	G	R
受光画素	B画素	G画素	R画素
出力画像信号	B 1 画像信号	G 1 画像信号	R 1 画像信号

【0053】

表 3 に示すように、酸素飽和度観察モードにおいて、光源制御部 22 が第 2 発光モードで光源部 20 を制御する場合には、観察対象には測定光 B_L が照射されるので、撮像センサ 48 は、B 画素で測定光 B_L の反射光を受光し、第 2 青色画像信号（以下、B 2 画像信号）を出力する。なお、撮像センサ 48 は、第 2 発光モード時にも G 画素から第 2 緑色画像信号を出力し、R 画素から第 2 赤色画像信号を出力できるが、これらは酸素飽和度の算出や酸素飽和度画像の生成に利用されないので、本実施形態では、撮像センサ 48 は B 2 画像信号だけを出力する。

30

【0054】

【表 3】

照明光の成分	B _L
受光画素	B画素
出力画像信号	B 2 画像信号

40

【0055】

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 の四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 の四色の画像信号を RGB の三色の画像信号に

50

変換することにより、撮像センサ 48 と同様の R G B 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、紫色光 V、青色光 B、緑色光 G、赤色光 R を時分割で点灯させる。但し、紫色光 V と測定光 B_L はどちらも B 画素で受光されるので、紫色光 V と青色光 B は同時に点灯させても良い。

【0056】

撮像センサ 48 から出力される画像信号は、C D S / A G C 回路 50 に送信される。C D S / A G C 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 (C D S ; Correlated Double Sampling) や自動利得制御 (A G C ; Automatic Gain Control) を行う。C D S / A G C 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。

10

【0057】

プロセッサ装置 16 は、撮像制御部 52 と、受信部 53 と、D S P (Digital Signal Processor) 56 と、ノイズ除去部 58 と、画像処理切替部 60 と、通常画像生成部 62 と、酸素飽和度画像生成部 64 と、映像信号生成部 66 とを備えている。

【0058】

撮像制御部 52 は、撮像センサ 48 による観察対象の撮像タイミングや、撮像センサ 48 からの画像信号の出力の制御をする。具体的には、撮像制御部 52 は、光源制御部 22 から同期信号を受け (あるいは光源制御部 22 に同期信号を入力することにより)、撮像センサ 48 によって第 1 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像し、撮像センサ 48 から B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を出力させ、かつ、撮像センサ 48 によって第 2 発光モードの測定光 B_L の反射光で観察対象を撮像し、撮像センサ 48 から B 2 画像信号を出力させる。受信部 53 は、内視鏡 12 からのデジタルの R G B 画像信号を受信する。

20

【0059】

D S P 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 R G B 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 R G B 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 R G B 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 R G B 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 R G B 各色の信号を有するようになる。

30

【0060】

ノイズ除去部 58 は、D S P 56 でデモザイク処理等が施された R G B 画像信号に対してノイズ除去処理 (例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等による) を施すことによって、R G B 画像信号からノイズを除去する。ノイズが除去された R G B 画像信号は、画像処理切替部 60 に送信される。画像処理切替部 60 は、モード切替 S W 13 a によって通常観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を通常画像生成部 62 に送信し、酸素飽和度観察モードにセットされている場合には、R G B 画像信号を酸素飽和度画像生成部 64 に送信する。

40

【0061】

通常画像生成部 62 は、通常観察モードにセットされている場合に作動し、R G B 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、通常画像を生成する。色変換処理では、R G B 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 L U T (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

50

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通常画像である。

【0062】

酸素飽和度画像生成部64は、図13に示すように、信号比算出部71と、相関関係記憶部72と、酸素飽和度算出部73と、色変換処理部76と、色彩強調処理部77と、構造強調処理部78と、画像生成部79とを備える。

【0063】

信号比算出部71は、酸素飽和度算出部73で酸素飽和度の算出のために用いる信号比を算出する。具体的には、信号比算出部71は、第2発光モードの測定光の反射光によって観察対象を撮像して得られるB2画像信号と第1発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られるG1画像信号の比（以下、信号比B2/G1という）をそれぞれ画素毎に算出する。また、第1発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られるR1画像信号とG1画像信号の比（以下、信号比R1/G1という）をそれぞれ画素毎に算出する。

【0064】

相関関係記憶部72は、信号比算出部71が算出する各信号比と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図14に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した二次元テーブルで記憶されている。信号比に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られる。各等値線の間隔は血液量を表す信号比R1/G1に応じて変化する。なお、信号比と酸素飽和度との相関関係はlogスケールで記憶されている。

【0065】

上記相関関係は、酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光特性（図9参照）や光散乱特性と密接に関連している。酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数の差が大きい測定光B_Lの波長帯域では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすいが、測定光B_Lに対応するB2画像信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも依存度が高い。そこで、B2画像信号に加え、主として血液量に依存して変化するG1画像信号と、酸素飽和度及び血液量に愛する依存度が低いR1画像信号とから求められる信号比R1/G1を用いることで血液量に依存することなく、酸素飽和度を正確に求めることができるようにしている。

【0066】

酸素飽和度算出部73は、相関関係記憶部72に記憶された相関関係を参照して、信号比算出部71で算出される信号比B2/G1と信号比R1/G1に対応する酸素飽和度を算出する。例えば、特定画素において信号比がB2*/G1*とR1*/G1*である場合、相関関係を参照すると、これらに対応する酸素飽和度は「60%」である（図14参照）。このため、酸素飽和度算出部73は、この特定画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

【0067】

なお、信号比B2/G1及び信号比R1/G1が極めて大きくなってしまったり、極めて小さくなったりすることはほとんどない。すなわち、信号比B2/G1、信号比R1/G1の組み合わせが、酸素飽和度0%を表す下限等値線を上回ったり、酸素飽和度100%を表す上限等値線を下回ったりすることはほとんどない。但し、算出する酸素飽和度が下限等値線を下回った場合、酸素飽和度算出部73は酸素飽和度を0%と算出し、上限等値線を上回ったりしてしまった場合には、酸素飽和度算出部73は酸素飽和度を100%と算出する。

【0068】

上記のように酸素飽和度を算出する一方で、酸素飽和度画像生成部64は、色変換処理部76、色彩強調処理部77、構造強調処理部78によって酸素飽和度画像のベースとな

10

20

30

40

50

る画像（以下、ベース画像という）を生成する。色変換処理部 76 は、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 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、3 次元 LUT 処理などにより色変換処理を行う。色彩強調処理部 77 は、色変換処理済みの B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号に対して色彩強調処理を施す。構造強調処理部 78 は、色彩強調処理済みの B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号に対して、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構造強調処理を施す。すなわち、ベース画像は、通常画像生成部 62 と同様の各種画像処理等を施した B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号によって形成される。

【0069】

画像生成部 79 は、酸素飽和度算出部 73 が算出する酸素飽和度と、上記各種画像処理等が施された B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号とを用いて、観察対象の酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部 79 は、B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号に対して酸素飽和度に応じたゲインを画素毎に施す。例えば、画像生成部 79 は、酸素飽和度が 60 % 以上の画素では B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号に同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、酸素飽和度が 60 % 未満の画素では、酸素飽和度の値を用いて、B 1 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G 1 画像信号と R 1 画像信号に対しては「1」以上のゲインを乗じる。このゲイン処理後の B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を用いたカラー画像が酸素飽和度画像である。したがって、酸素飽和度画像では、高酸素の画素（酸素飽和度が 60 ~ 100 % の画素）では通常画像と同様の色で表されるが、低酸素の画素（酸素飽和度が 60 % 未満の画素）は通常画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

【0070】

なお、本実施形態では、画像生成部 79 は、低酸素の画素だけを疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素の画素も酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度画像の全体を疑似カラー化しても良い。また、低酸素の画素と高酸素の画素を酸素飽和度 60 % で分けているがこの境界は任意である。

【0071】

上記のように、通常画像生成部 62 が生成する通常画像、及び、酸素飽和度画像生成部 64 が生成する酸素飽和度画像は、映像信号生成部 66 に入力される。映像信号生成部 66 は通常画像や酸素飽和度画像をモニタ 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、通常画像や酸素飽和度画像を表示する。

【0072】

次に、本実施形態における一連の流れを図 15 のフローチャートに沿って説明する。まず、通常観察モードにおいて、遠景状態からスクリーニングを行う（S10）。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤など、病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を検出したときには（S11）、ズーム操作部 13b を操作して、病変可能性部位を含む観察対象を拡大表示する拡大観察を行う。これに合わせて、モード切替 SW 13a を操作して、観察モードを酸素飽和度観察モードに切り替える（S12）。

【0073】

観察モードが酸素飽和度観察モードに切り替えられると、光源制御部 22 は、まず、帯域制限部 21 の LPF 21b を B-LED 20b の光路上に配置する。そして、光源制御部 22 は、第 1 発光モードで光源部 20 を制御し、紫色光 V と測定光 B_L と緑色光 G と赤色光 R とからなる酸素飽和度観察用白色光を観察対象に照射させ（S13：第 1 光源制御ステップ）、撮像センサ 48 はこの酸素飽和度観察用白色光の反射光で観察対象を撮像して、B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を出力する（S14：第 1 撮像ステップ）。

【0074】

その後、光源制御部 22 は、発光モードを自動的に切り替え、第 2 発光モードで光源部 20 を制御し、測定光 B_L を観察対象に照射させ (S15: 第 2 光源制御ステップ)、撮像センサ 48 は測定光 B_L の反射光で観察対象を撮像して、B2 画像信号を出力する (S16: 第 2 撮像ステップ)。

【0075】

こうして、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像することによって B1 画像信号、G1 画像信号、及び R1 画像信号が得られ、第 2 発光モードの測定光 B_L の反射光によって観察対象を撮像することによって B2 画像信号が得られると、酸素飽和度画像生成部 64 は信号比算出部 71 によって信号比 $B2/G1$ と信号比 $R1/G1$ を算出し (S17: 信号比算出ステップ)、酸素飽和度算出部 73 によって酸素飽和度を算出する (S18: 酸素飽和度算出ステップ)。一方で、酸素飽和度画像生成部 64 は、色変換処理部 76 や色彩強調処理部 77、構造強調処理部 78 によって B1 画像信号、G1 画像信号、及び R1 画像信号に対して各種画像処理等を施して酸素飽和度画像のベースとなる画像を生成する。そして、画像生成部 79 によって、各種画像処理等が施された B1 画像信号、G1 画像信号、及び R1 画像信号に酸素飽和度に応じたゲインを施し、酸素飽和度に応じたゲインを施した B1 画像信号、G1 画像信号、及び R1 画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成する (S19: 画像生成ステップ)。上記ステップ S17 ~ ステップ S19 が、酸素飽和度画像生成ステップである。上記のように生成された酸素飽和度画像は、映像信号生成部 66 で映像信号に変換され、モニタ 18 に表示される (S20)。

【0076】

図 16 に示すように、上記のように生成及び表示される酸素飽和度画像 97 では、低酸素の画素が疑似カラー化して表示され、かつ、表層血管やピットパターン等の微細構造 98 が明瞭に表示される。これは、酸素飽和度画像 97 のベースとなる画像が、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる B1 画像信号、G1 画像信号、及び R1 画像信号で形成されており、B1 画像信号が、通常観察用青色光 B_S の反射光による信号値だけでなく、紫色光 V の反射光による信号値が加算されて形成されていることによって微細構造 98 のコントラストが良い画像信号となっているからである。すなわち、内視鏡システム 10 は、信号光 B_L だけでなく、青色成分に紫色光 V を加えた酸素飽和度観察用白色光を観察対象に照射して、酸素飽和度画像のベースとなる画像を形成する画像信号を得ることにより、正確な酸素飽和度の算出と、微細構造 98 の視認性を両立させることができる。

【0077】

上記酸素飽和度観察モードの各ステップは、通常観察モードに切り替えられるか (S21)、診断終了 (S22) まで繰り返し行われる。なお、上記観察フローは一つの例であり、これ以外のフローで酸素飽和度観察モードを用いた観察及び診断を行って良い。例えば、上記観察フローでは、近景観察時に酸素飽和度観察モードによって観察をしているが、スクリーニング等のために遠景観察をする場合にも酸素飽和度観察モードを使用して観察してよい。また、上記実施形態では、第 1 発光モードで観察対象を撮像した後に第 2 発光モードで観察対象を撮像しているが、第 2 発光モードで観察対象を撮像した後に第 1 発光モードで観察対象を撮像してもよい。

【0078】

上記第 1 実施形態では、第 1 発光モード時に紫色光 V と測定光 B_L と緑色光 G と赤色光 R によって酸素飽和度観察用白色光を形成しているが、内視鏡システム 10 の作用からも明らかなように、光源制御部 22 は、測定光 B_L と緑色光 G と赤色光 R の三色の光によって白色光を形成するようにし、そこに紫色光 V を加算して、全体としては青味が強い淡紫光を第 1 発光モード時の照明光としてもよい。こうすると、LPF21b を用いても B1 画像信号を得るための波長成分 (特に青色成分) が不足し難くなり、観察しやすい酸素飽和度画像を生成及び表示することができる。

【0079】

上記第 1 実施形態の内視鏡システム 10 の酸素飽和度画像生成部 64 が備える構造強調

10

20

30

40

50

処理部 78 は、図 17 に示すように、光源制御部 22 から第 1 発光モード時の紫色光 V の光量の情報を取得し、第 1 発光モード時の紫色光 V の光量を用いて構造強調処理の強度を変えることが好ましい。この場合、光源制御部 22 は、紫色光 V の光量の値 (Im や W 等)、または V - LED 20a を制御するための制御値 (V - LED 20a の駆動電流、駆動電圧、パルス幅等) を、紫色光 V の光量の情報として構造強調処理部 78 に入力する。そして、構造強調部 78 は、光源制御部 22 から入力される紫色光 V の光量の情報にしたがって、例えば、紫色光 V の光量が小さいほど、構造強調処理の強度を上げる。このように紫色光 V の光量に基づいた構造強調処理をすれば、酸素飽和度画像における表層血管等の視認性がさらに保たれやすくなる。表層血管等の視認性を高めるために紫色光 V の光量の変更されるので、上記とは逆に、紫色光 V の光量が大きいほど、構造強調処理の強度を上げるように強調度を変更すれば、酸素飽和度画像における表層血管等が、必要に応じて特に向上されやすくなる。後述する第 2 実施形態の内視鏡システムでも同様である。

10

【0080】

[第 2 実施形態]

図 18 に示す内視鏡システム 200 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 に対して露出量指定値算出部 210 を加えられており、それ以外の構成は第 1 実施形態の内視鏡システム 10 と同じである。

【0081】

露出量指定値算出部 210 は、酸素飽和度観察モード時に作動し、画像処理切替部 60 から B2 画像信号を取得する。そして、B2 画像信号を用いて、第 1 発光モード時に V - LED 20a が発する紫色光 V、B - LED 20b が発する青色光 B、G - LED 20c が発する緑色光 G、または R - LED 20d が発する赤色光 R の各光量を指定する露出量指定値を算出する。

20

【0082】

本実施形態では、露出量指定値算出部 210 は、B2 画像信号の全画素の平均値 (以下、B2 画像信号の平均値という) を用いて、第 1 発光モード時に B - LED 20b が発する青色光 B の光量を指定するための露出量指定値を算出する。露出量指定値は、青色光 B の光量を指定するが、酸素飽和度観察モードでは LPF 21b が常に B - LED 20b の光路上に配置されているので、青色光 B の光量を指定することは測定光 B_L の光量を指定することに等しい。この露出量指定値は、B2 画像信号の平均値に特定係数を乗じることによって算出される。特定係数は、青色光 B の分光スペクトルと、帯域制限部 21 の SPF 21a と LPF 21b の分光特性とを用いて、実験 (あるいはシミュレーション) により定められる。

30

【0083】

また、露出量指定値算出部 210 は、露出量指定値によって指定される青色光 B の光量に紫色光 V の光量に対応付ける第 1 光量相互関係 212A と、露出量指定値によって指定される青色光 B の光量に緑色光 G の光量に対応付ける第 2 光量相互関係 212B と、露出量指定値によって指定される青色光 B の光量に赤色光 R の光量に対応付ける第 3 光量相互関係 212C とを記憶部 211 に記憶している。第 1 ~ 第 3 光量相互関係 212A, 212B, 212C は実験等により定められ、酸素飽和度観察用白色光が酸素飽和度画像のベースとなる画像信号が自然な色合いで撮像されるように設定される。第 1 ~ 第 3 光量相互関係 212A, 212B, 212C は、露出量指定値 (青色光 B の光量) に乗じることにより、各色光の光量を算出するための露出比であり、例えば、青色光 B の光量に第 1 光量相互関係 212A として記憶された露出比を乗じることにより、紫色光 V の光量が求められる。緑色光 G と赤色光 R の各光量についても同様である。

40

【0084】

したがって、露出量指定値算出部 210 は、青色光 B の光量を指定する露出量指定値を算出すると、算出した露出量指定値と第 1 ~ 第 3 光量相互関係 212A, 212B, 212C を用いて、紫色光 V の光量を指定するための紫色光用露出量指定値、緑色光 G の光量を指定するための緑色光用露出量指定値、赤色光 R の各光量を指定する赤色光用露出量指

50

定値を算出する。

【 0 0 8 5 】

第 1 発光モード時の青色光の光量を指定する露出量指定値と、紫色光 V、緑色光 G、及び赤色光 R の光量を指定する各色光用露出量指定値は、光量制御部 2 2 に入力される。光量制御部 2 2 は、第 1 発光モードで光源部 2 0 を制御するときに各露光量指定値にしたがって各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の光量を制御する。

【 0 0 8 6 】

酸素飽和度観察モードでは、第 1 発光モードと第 2 発光モードという二種類の異なる条件下で観察対象を撮像する必要があるため、白色光の反射光で連続して撮像をする場合に行われる一般的な自動露出調整を行うことが難しい。特に、第 2 発光モードは測定光 B_L だけが観察対象に照射され、緑色光 G や赤色光 R は照明光に含まれないので、一般的な自動露出調整で基準とされる輝度（画像の平均輝度）を算出することができないので、第 2 発光モードの測定光 B_L の反射光で観察対象を撮像した後、第 1 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像する場合に、第 1 発光モードの各色光の光量を適切に定めることは難しい。また、第 1 発光モード、第 2 発光モード、第 1 発光モードの順に発光モードを切り替える場合に、最初の第 1 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像して得た画像信号を用いて最後の第 1 発光モードの各色光の光量を決定することもできるが、間に第 2 発光モードを介している分、時間的な開きがあるので正確な自動露出調整が行えない場合がある。

【 0 0 8 7 】

しかしながら、酸素飽和度観察モード時でも、青色の画像信号だけは発光モードによらずに連続して得ることができる。そして、第 1 発光モードの酸素飽和度観察用白色光には測定光 B_L の他に紫色光 V が加算されているので、第 1 発光モードの照明光の反射光で観察対象を撮像して得られる B 1 画像信号と、第 2 発光モードの測定光 B_L だけから得られる B 2 画像信号とを同じものとして扱うことはできないものの、違いは紫色光 V の光量だけなので、これらの間には特定の相関がある。これを利用し、上記第 2 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 のように、第 2 発光モードの測定光 B_L の反射光によって観察対象を撮像して得る B 2 画像信号を基準に第 1 発光モード時の青色光 B の光量を定め、青色光 B の光量を基準にさらに紫色光 V、緑色光 G、赤色光 R の各光量を定めれば、第 2 発光モード後に第 1 発光モードにする場合でも正確な自動露出調整をすることができる。

【 0 0 8 8 】

なお、上記第 2 実施形態では、露出量指定値算出部 2 1 0 は、第 1 発光モード時の各色光の光量をそれぞれ指定するが、代わりに、露出量指定値によって撮像センサ 4 8 の蓄積時間を指定してもよい。蓄積時間は、画像信号を得るために、光電変換によって信号電荷を画素に蓄積する時間であり、観察対象に照射する光の光量を変更する代わりに、蓄積時間を長く、あるいは短くすることでも、露出量を調節することができる。もちろん、露出量指定値算出部 2 1 0 によって、第 1 発光モード時の各色光の光量と、撮像センサ 4 8 の蓄積時間の両方を指定することにより、画像信号を得るための露出量を調節してもよい。この場合、露出量指定値算出部 2 1 0 は、各色光の光量を指定するための露出量指定値の他に、撮像センサ 4 8 の蓄積時間を指定するための露出量指定値を算出する。蓄積時間を指定するための露出量指定値は、R G B の各画素で共通の値でもよく、撮像センサ 4 8 が各色の画素の蓄積時間を個別に調節可能な場合には R G B の各画素で異なる露出量指定値を算出してよい。

【 0 0 8 9 】

また、上記第 2 実施形態の内視鏡システム 2 0 0 では、露出量指定値算出部 2 1 0 が第 2 発光モード時に得られる B 2 画像信号を用いて、第 1 発光モード時の各色光の光量を指定しているが、露出量指定値算出部 2 1 0 は第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる B 1 画像信号、G 1 画像信号、または R 1 画像信号を用いて、第 2 発光モードの青色光 B（及び測定光 B_L）の光量を指定してもよい。例えば、露出量指定値算出部 2 1 0 は、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得

られる G 1 画像信号の全画素の平均値に第 2 特定係数を乗じることにより、第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定する第 2 の露出量指定値を算出し、光源制御部 22 に入力する。このように G 1 画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を調節すると、第 1 発光モード時の緑色光 G の光量を用いて第 2 発光モード時の測定光 B_L の光量が指定されるので、G 1 画像信号を得るための緑色光 G と B 2 画像信号を得るための測定光 B_L との光量比を一定の關係に保つことができる。信号比と酸素飽和度の相関關係は、G 1 画像信号と B 2 画像信号が特定の条件で得られることを前提としているので、上記のように第 1 発光モードの緑色光 G と第 2 発光モードの青色光 B の光量比を一定の關係に保つことで酸素飽和度の算出精度が良い状態を常に維持することができる。

【0090】

10

G 1 画像信号の代わりに、B 1 画像信号または R 1 画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定する場合も、第 1 発光モードの緑色光 G と第 2 発光モードの青色光 B の光量比を間接的に一定の關係に保つことができるので、B 1 画像信号または R 1 画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定する第 2 の光量指定値を算出してもよい。前述のように B 1 画像信号と B 2 画像信号は同じ青色の画像信号であり、これらの間には一定の相関があるので、B 1 画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定すると、第 1 発光モード時の紫色光 V 及び青色光 B の光量を用いて第 2 発光モード時の測定光 B_L の光量が指定され、第 1 発光モードから第 2 発光モードに切り替える場合でも安定して露出量を調節することができる。

【0091】

20

また、上記のように第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定する代わりに、第 2 発光モードの測定光 B_L の反射光によって観察対象を撮像する場合の撮像センサ 48 の蓄積時間を指定してもよい。もちろん、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量と撮像センサ 48 の蓄積時間の両方を指定して第 2 発光モード時の露出量を調節してもよい。

【0092】

なお、図 19 に示すように、露出量指定値算出部 210 は、さらにハレーション検出部 213 を備えることが好ましい。ハレーション検出部 213 は、B 2 画像信号からハレーションを検出する。そして、露出量指定値算出部 210 は、B 2 画像信号の全画素を用いて露出量指定値を算出する代わりに、ハレーションが検出された画素以外の画素の信号値を用いて露出量指定値を求めるようにする。こうすると、より正確に露出量を調節することができる。撮像センサ 48 の蓄積時間によって露出量を調節する場合や、第 1 発光モードの照明光の反射光によって観察対象を撮像して得られる B 1 画像信号、G 1 画像信号、及び R 1 画像信号を用いて第 2 発光モードの青色光 B の光量を指定する場合も同様である。

30

【0093】

上記第 1、第 2 実施形態の内視鏡システム 10、200 では、酸素飽和度観察モード時に光源制御部 22 は第 1 発光モードと第 2 発光モードとで光源部 20 を制御するが、光源制御部 22 は、例えば撮像センサ 48 の撮像タイミングに合わせて第 1、第 2 発光モードで交互に光源部 20 を制御する。こうすると、モニタ 18 に表示する酸素飽和度画像を最も速く更新することができる。この場合、先に第 1 発光モードで得た画像信号と次に第 2 発光モードで得た B 2 画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成してもよく、先に第 2 発光モードで得た B 2 画像信号と次に第 1 発光モードで得た画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成しても良く、これらの両方で酸素飽和度画像を生成してもよい。

40

【0094】

この他にも、例えば、第 1 発光モード、第 1 発光モード、第 2 発光モード、第 1 発光モード、... のように第 1 発光モードを第 2 発光モードよりも多くしてもよく、これとは逆に、第 2 発光モードを第 1 発光モードよりも多くしても良い。例えば、第 1 発光モードを第 2 発光モードよりも多くする場合、各第 1 発光モードの酸素飽和度観察用白色光の光量や

50

撮像センサ 48 の蓄積時間を変えておき、複数の第 1 発光モード時に得られた複数の B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を加算して酸素飽和度画像を生成すると、ダイナミックレンジが拡大された酸素飽和度画像を得ることができる。第 2 発光モードを第 1 発光モードよりも多くする場合、各第 2 発光モードの測定光 B_L の光量または撮像センサ 48 の蓄積時間を変えておき、複数の第 2 発光モード時に得られた複数の B 2 画像信号を加算して酸素飽和度を算出すると、酸素飽和度の算出精度を向上させることができる。

【0095】

なお、上記第 1 , 第 2 実施形態では、第 2 発光モード時に B - L E D 2 0 b を点灯させ、V - L E D 2 0 a、G - L E D 2 0 c、及び R - L E D 2 0 d を消灯しているが、これらを消灯する代わりに、これらの各発光量を極小さい値にすることにより実質的に測定光 B_L だけが観察対象に照射されるようにしても良い。このように、V - L E D 2 0 a、G - L E D 2 0 c、及び R - L E D 2 0 d を第 2 発光モード時にも点灯した状態を維持すると、各 L E D の点灯、消灯にともなう過渡的現象によるノイズを減少させることができる。

【0096】

上記第 1 , 第 2 実施形態では、図 3 に示す分光スペクトルを有する四色の光を用いているが、他の分光スペクトルを有する四色の光を用いても良い。例えば、図 20 に示すように、緑色光 G 及び赤色光 R は上記各実施形態と同様の分光スペクトルを有する一方で、紫色光については、紫色光 V* のように中心波長 410 ~ 420 nm で、上記各実施形態の紫色光 V よりもやや長波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、青色光 B については、青色光 B* のように、中心波長 445 ~ 460 nm で、上記各実施形態よりもやや短波長側によった波長帯域を有する光を用いても良い。また、図 3 や図 20 に示す照明光の分光スペクトルは一例であり、観察画像の所望の色味等に応じて各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の相対的な発光量を変更してもよい。具体的には、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電流値等を変更することにより、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量の割合を変えることができる。

【0097】

また、通常観察用青色光 B_S と測定光 B_L が得られれば、上記第 1 , 第 2 実施形態の帯域制限部 21 が備える S P F 2 1 a と L P F 2 1 b の特性は任意にして良い。

【0098】

なお、上記第 1 , 第 2 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 10 , 200 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 21 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 300 と、プロセッサ装置（図示しない）とを少なくとも有する。

【0099】

カプセル内視鏡 300 は、光源 302 と光源制御部 303 と、撮像センサ 304 と、酸素飽和度画像生成部 306 と、送受信アンテナ 308 とを備えている。光源 302 は、紫色光 V を発する V - L E D と、青色光 B を発する B - L E D と、緑色光 G を発する G - L E D と、赤色光 R を発する R - L E D と、青色光 B から測定光 B_L を生成する帯域制限部とを有しており、第 1 , 第 2 実施形態の光源部 20 及び帯域制限部 21 に対応する。

【0100】

光源制御部 303 は、第 1 , 第 2 実施形態の光源制御部 22 と同様にして光源 302 の駆動を制御する。また、光源制御部 303 は、送受信アンテナ 308 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 2 実施形態のプロセッサ装置 16 とほぼ同様であるが、酸素飽和度画像生成部 64 に対応する酸素飽和度画像生成部 306 はカプセル内視鏡 300 に設けられ、酸素飽和度画像生成部 306 が生成した酸素飽和度画像は、送受信アンテナ 308 を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ 304 は上記第 1 , 第 2 実施形態の撮像センサ 48 と同様に構成される。

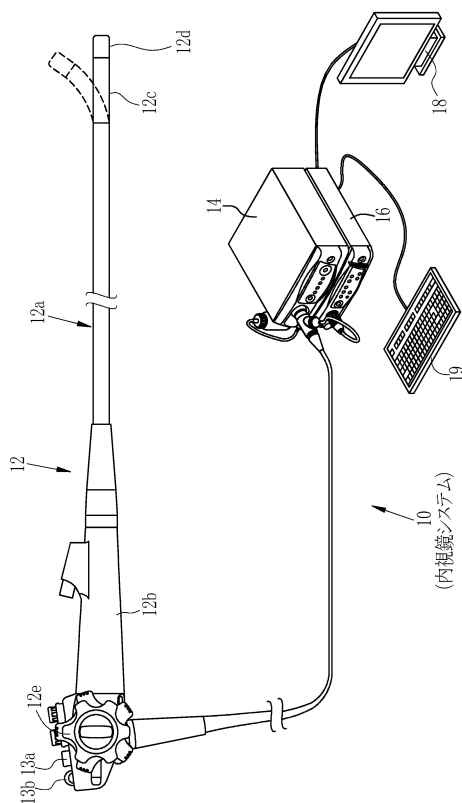
【符号の説明】

【 0 1 0 1 】

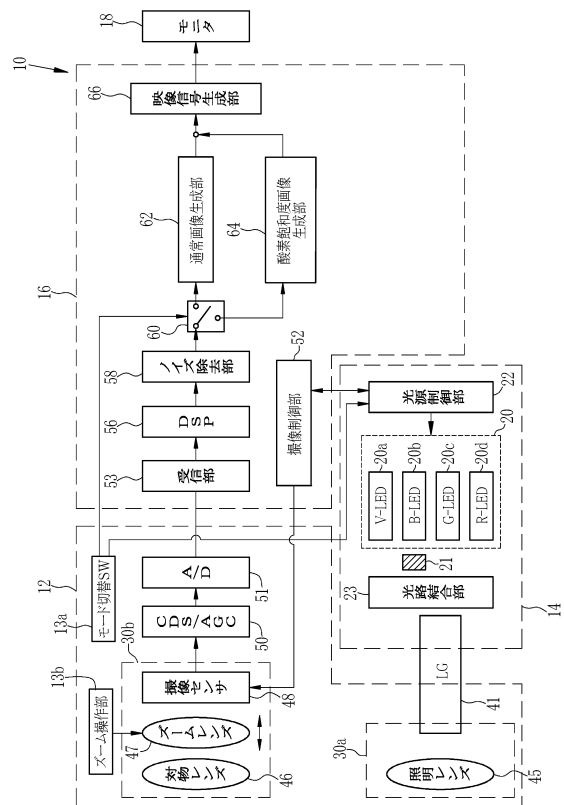
- 1 0 , 2 0 0 内視鏡システム
 2 0 光源部
 2 1 帯域制限部
 2 2 光源制御部
 5 2 撮像制御部
 6 4 酸素飽和度画像生成部
 2 1 0 露出量指定値算出部
 2 1 3 ハレーション検出部
 3 0 0 カプセル内視鏡

10

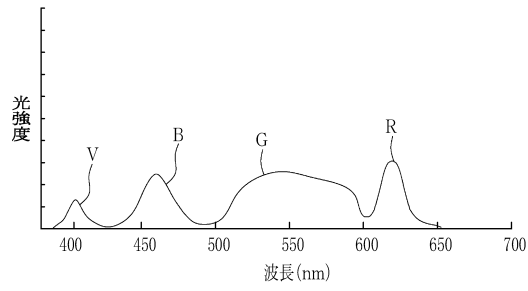
【図 1】



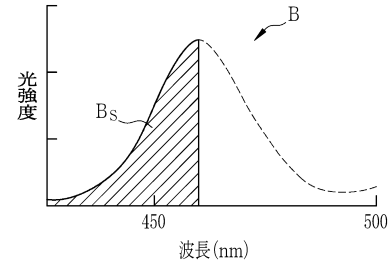
【図 2】



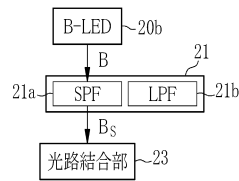
【図 3】



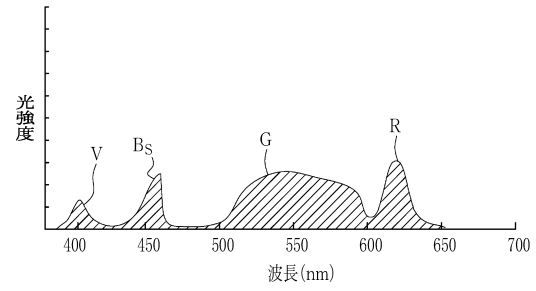
【図 5】



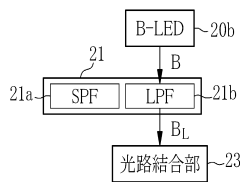
【図 4】



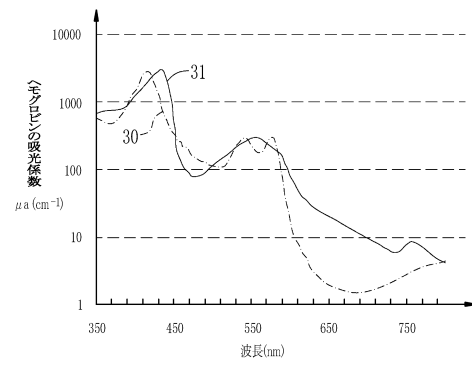
【図 6】



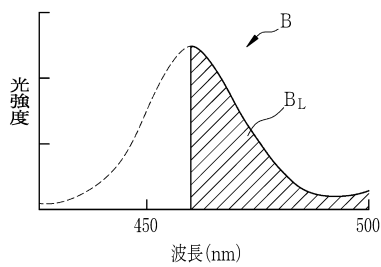
【図 7】



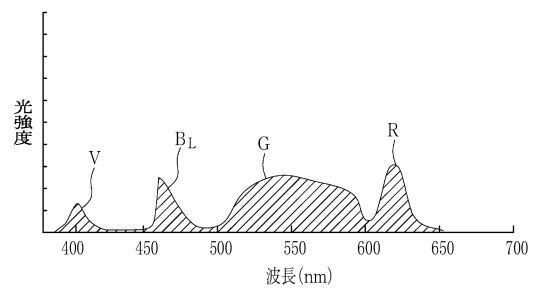
【図 9】



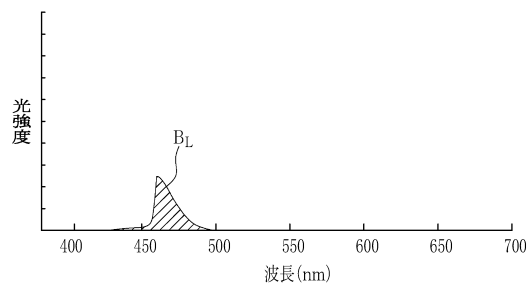
【図 8】



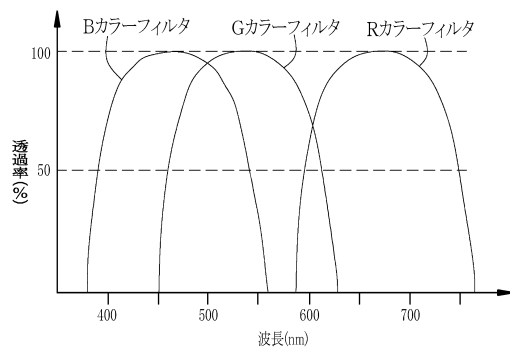
【図 10】



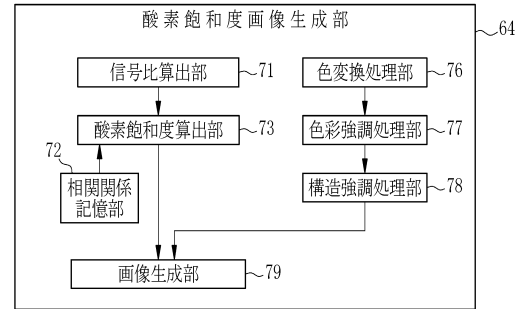
【図 1 1】



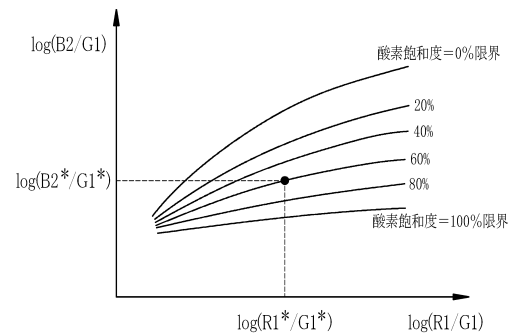
【図 1 2】



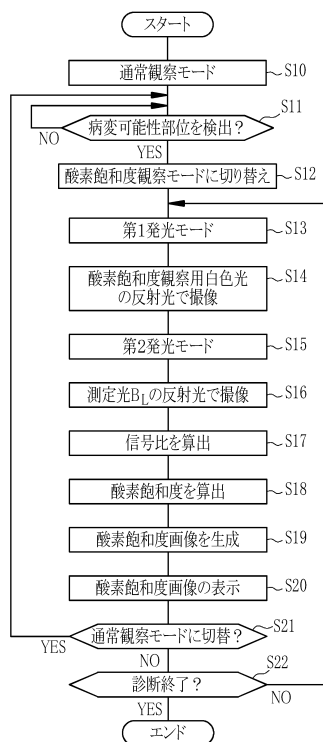
【図 1 3】



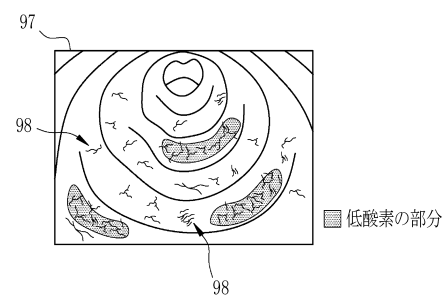
【図 1 4】



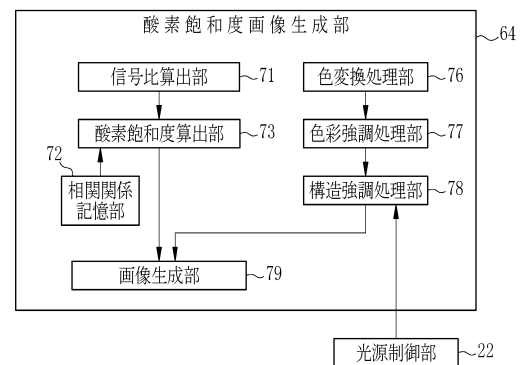
【図 1 5】



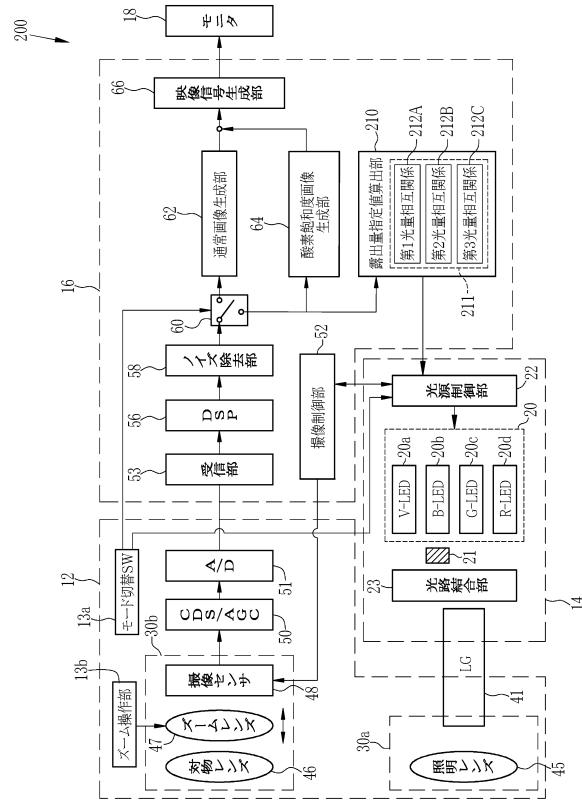
【図 1 6】



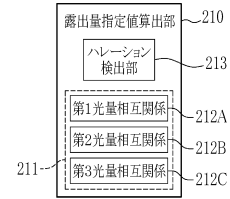
【図 1 7】



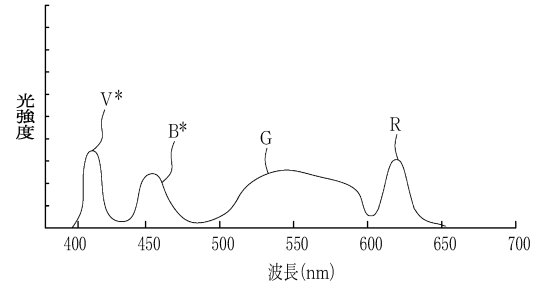
【図18】



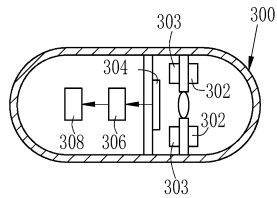
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2014 - 094088 (JP, A)
特開 2013 - 111177 (JP, A)
特開 2013 - 188364 (JP, A)
国際公開第 2013 / 146014 (WO, A1)
国際公開第 2013 / 005533 (WO, A1)
特開 2011 - 147757 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内窥镜系统，光源装置，内窥镜系统的操作方法以及光源装置的操作方法		
公开(公告)号	JP6039606B2	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2014129714	申请日	2014-06-24
[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	森本美範 小澤聡		
发明人	森本 美範 小澤 聡		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/00186 A61B1/0684 A61B5/14551 A61B5/1459		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.622 A61B1/045.632 A61B1/06.A A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	4C161/AA22 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ01 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS21 4C161/WW07 4C161/WW15		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2016007354A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A是可能准确地测量目标观测的氧饱和度和表面的血管的内窥镜系统的可见性等良好的微观结构，光源装置，操作内窥镜系统的方法，以及光源装置提供操作方法。内窥镜系统包括光源部分20，带限制部分21，光源控制部分22，成像传感器48，成像控制部分52和氧饱和度图像产生部分64。光源单元20具有发射紫光V的V-LED 20a，发射蓝光B的B-LED 20b，发射绿光G的G-LED 20c，以及发射红光R的R-LED 20d。频带限制单元21产生具有特定波长带的测量光B L，用于测量来自蓝光B的氧饱和度和。光源控制单元22包括第一光用于照射紫光电压测量模块光B和→和绿色光G和红光R的观察对象，测量光B→发光模式到观察目标，并且在第二发光模式下切换光源单元的控制。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6039606号 (P6039606)
(45) 発行日 平成28年12月7日(2016.12.7)	(24) 登録日 平成28年11月11日(2016.11.11)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	
請求項の数 18 (全 25 頁)		
(21) 出願番号 特許2014-129714 (P2014-129714)	(73) 特許権者 306037311	
(22) 出願日 平成28年6月24日(2014.6.24)	富士フイルム株式会社	
(65) 公開番号 特許2016-7354 (P2016-7354A)	東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)	100075281	
審査請求日 平成27年12月9日(2015.12.9)	(74) 代理人 弁理士 小林 和憲	
	(72) 発明者 森本 美範	
	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 小澤 聡	
	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 佐藤 高之	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、光源装置、内視鏡システムの作動方法、及び光源装置の作動方法		