

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6039605号  
(P6039605)

(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			
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/06	B
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/00	3 0 0 D
<b>A 6 1 B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	1/04	3 7 0

請求項の数 11 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2014-129713 (P2014-129713)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成26年6月24日(2014.6.24)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2016-7353 (P2016-7353A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成28年1月18日(2016.1.18)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成28年8月1日(2016.8.1)		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】 内視鏡システム及びその作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

青色光を発する青色半導体光源と、  
 前記青色光から酸素飽和度を測定するための測定光を生成する帯域制限部と、  
 前記帯域制限部で生成された前記測定光を観察対象へ照射する照射部と、  
 前記照射部によって前記測定光で照明された前記観察対象を撮像する撮像センサと、  
 前記撮像センサの青色画素における目標露出量を決定する目標露出量決定部と、  
 前記撮像センサの青色画素の露出量が前記目標露出量となるように、前記青色半導体光源または前記撮像センサを制御する露出制御部と、  
 を備える内視鏡システム。

10

【請求項2】

前記露出制御部は、前記目標露出量から、前記青色半導体光源を制御するための光源制御パラメータを設定する光源制御パラメータ設定部を有し、  
 前記光源制御パラメータにしたがって前記青色半導体光源を制御させる請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項3】

前記目標露出量と前記光源制御パラメータとの対応関係を記憶する対応関係記憶部を有し、

前記光源制御パラメータ設定部は、前記目標露出量と前記対応関係とを用いて前記光源制御パラメータを求める請求項2に記載の内視鏡システム。

20

## 【請求項 4】

前記目標露出量と前記光源制御パラメータとの前記対応関係は非線形である請求項 3 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 5】

前記光源制御パラメータは、前記青色半導体光源の駆動電力、駆動電流、駆動電圧、パルス幅、パルス数のいずれかである請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 6】

前記露出制御部は、前記撮像センサの青色画素の露出量が前記目標露出量となるように、前記青色半導体光源を制御する場合に、前記青色半導体光源の発光強度または発光時間を制御する請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

## 【請求項 7】

前記目標露出量から、前記撮像センサの露光時間を設定する露光時間設定部と、  
前記露光時間設定部が設定する前記露光時間にしたがって前記撮像センサを制御する撮像制御部と、  
を備える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 8】

前記露出制御部は、前記目標露出量から、前記青色半導体光源を制御するための光源制御パラメータと前記撮像センサの露光時間を設定する露出パラメータ設定部と、  
前記露出パラメータ設定部が設定する前記光源制御パラメータにしたがって前記青色半導体光源を制御する光源制御部と、  
前記露出パラメータ設定部が設定する前記露光時間にしたがって前記撮像センサを制御する撮像制御部と、  
を備える請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

## 【請求項 9】

緑色光を発する緑色半導体光源と、  
赤色光を発する赤色半導体光源と、  
前記青色半導体光源と前記緑色半導体光源と前記赤色半導体光源とを制御する光源制御部と、を備え、  
前記光源制御部は、前記測定光と前記緑色光と前記赤色光とを発光する第 1 発光モードと、前記測定光を発する第 2 発光モードで、前記青色半導体光源、前記緑色半導体光源、及び前記赤色半導体光源を制御し、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請求項 1 に記載の内視鏡システム。

30

## 【請求項 10】

前記帯域制限部は、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、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を生成する請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 11】

青色半導体光源が、青色光を発するステップと、  
帯域制限部が、前記青色光から酸素飽和度を測定するための測定光を生成するステップと、  
撮像センサが、前記帯域制限部で生成された前記測定光で照明された観察対象を撮像するステップと、  
前記青色半導体光源に対して発光量を変更する制御が行われた場合に、目標露出量決定部が、前記撮像センサの青色画素における目標露出量を決定するステップと、  
前記撮像センサの青色画素の露出量が前記目標露出量となるように、露出制御部が、前記青色半導体光源または前記撮像センサを制御するステップと、  
を備える内視鏡システムの作動方法。

40

## 【発明の詳細な説明】

50

## 【技術分野】

## 【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及びそ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。内視鏡システムを用いる医療診断においては、内視鏡の挿入部を被検体内に挿入し、その先端部から観察対象に照明光を照射する。そして、照明光で照射中の観察対象を先端部の撮像素子で撮像し、得られた画像をモニタに表示する。医師は、モニタに表示された画像を観察して、病変部の診断を行う。

10

## 【0003】

また、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1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用の光（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】

20

## 【0004】

【特許文献1】特開2014-046150号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

内視鏡システムの光源装置としては、これまでキセノンランプが広く用いられてきたが、近年では、複数色のLED（Light Emitting Diode）などの半導体光源が用いられつつある。このように複数色の半導体光源を用いて、各色の光の光量を独立に制御することで、様々な色合いを持つ照明光を自在に生成できるようになる。

## 【0006】

30

また、複数色の半導体光源を備え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。その方法の一つとして、複数色の半導体光源のうち、特定色の半導体光源の光路上に酸素飽和度測定用のフィルタを挿入して、酸素飽和度の測定に必要な波長帯域を持つ測定光を生成することが考えられる。

## 【0007】

ここで、半導体光源のなかでも、LEDについては、強度変調やパルス変調によってスペクトル変動が生ずることが知られている。このようにスペクトル変動が生じた場合には、測定光の光量は、強度変調やパルス変調によって、線形に増加または減少しなくなる。すなわち、強度変調やパルス変調を行ったにもかかわらず、実際の測定光の光量が目標の光量に達しないことがある。この場合には、酸素飽和度を正確に算出することができなく

40

## 【0008】

これに関して、特許文献1では、キセノンランプにスペクトル変動が生じた場合においても、スペクトル変動に応じて酸素飽和度の算出方法を変更することで、酸素飽和度の算出精度を維持している。しかしながら、キセノンランプの場合は、スペクトルが短波長側または長波長側のいずれが一方向に、長い時間をかけて変動する。そのため、特許文献1では、キセノンランプの累積使用時間に応じて、酸素飽和度の算出方法を変更している。これに対して、半導体光源の場合は、内視鏡システムの使用中に頻繁に行われる強度変調やパルス変調によって、スペクトルが短波長側または長波長側の両方向にリアルタイムに変動する。このように、キセノンランプと半導体光源とではスペクトル変動が全く異なる

50

ので、特許文献1の方法を、半導体光源を用いた場合の酸素飽和度の算出精度の維持に適用することは難しいと考えられる。

【0009】

本発明は、半導体光源で光量制御を行っても酸素飽和度の算出精度を維持することができる内視鏡システム及びその作動方法を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の内視鏡システムは、青色半導体光源と、帯域制限部と、撮像センサと、目標露出量決定部と、露出制御部と、を備える。青色半導体光源は、青色光を発する。帯域制限部は、青色光から酸素飽和度を測定するための測定光を生成する。撮像センサは、測定光が照射された観察対象を撮像する。目標露出量決定部は、青色半導体光源に対して発光量を変更する制御が行われた場合に、撮像センサの青色画素における目標露出量を決定する。露出制御部は、撮像センサの青色画素の露出量が目標露出量となるように、青色半導体光源または撮像センサを制御する。

10

【0011】

露出制御部は、目標露出量から、青色半導体光源を制御するための光源制御パラメータを設定する光源制御パラメータ設定部を有し、青色半導体光源を制御する光源制御部に、光源制御パラメータにしたがって青色半導体光源を制御させることが好ましい。

【0012】

目標露出量と光源制御パラメータとの対応関係を記憶する対応関係記憶部を有し、光源制御パラメータ設定部は、目標露出量と対応関係とを用いて光源制御パラメータを求めることが好ましい。

20

【0013】

目標露出量と光源制御パラメータとの対応関係は非線形であることが好ましい。

【0014】

光源制御パラメータは、青色半導体光源の駆動電力、駆動電流、駆動電圧、パルス幅、パルス数のいずれかであることが好ましい。

【0015】

露出制御部は、撮像センサの青色画素の露出量が目標露出量となるように、青色半導体光源を制御する場合に、青色半導体光源の発光強度または発光時間を制御することが好ましい。

30

【0016】

目標露出量から、撮像センサの露光時間を設定する露光時間設定部と、露光時間設定部が設定する露光時間にしたがって撮像センサを制御する撮像制御部と、を備えることが好ましい。

【0017】

露出制御部は、目標露出量から、青色半導体光源を制御するための光源制御パラメータと撮像センサの露光時間を設定する露出パラメータ設定部と、露出パラメータ設定部が設定する光源制御パラメータにしたがって青色半導体光源を制御する光源制御部と、露出パラメータ設定部が設定する露光時間にしたがって撮像センサを制御する撮像制御部と、を備えることが好ましい。

40

【0018】

緑色光を発する緑色半導体光源と、赤色光を発する赤色半導体光源と、青色半導体光源と緑色半導体光源と赤色半導体光源とを制御する光源制御部と、を備え、光源制御部は、測定光と緑色光と赤色光とを発光する第1発光モードと、測定光を発する第2発光モードで、青色半導体光源、緑色半導体光源、及び赤色半導体光源を制御し、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ことが好ましい。

【0019】

帯域制限部は、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、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

50

のいずれかの波長帯域を有する測定光を生成することが好ましい。

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、青色半導体光源が、青色光を発するステップと、帯域制限部が、青色光から酸素飽和度を測定するための測定光を生成するステップと、撮像センサが、帯域制限部で生成された測定光で照明された観察対象を撮像するステップと、青色半導体光源に対して発光量を変更する制御が行われた場合に、目標露出量決定部が、撮像センサの青色画素における目標露出量を決定するステップと、撮像センサの青色画素の露出量が目標露出量となるように、露出制御部が、青色半導体光源または撮像センサを制御するステップと、を備える。

【発明の効果】

10

【0021】

本発明によれば、半導体光源の光量制御を行っても酸素飽和度の算出精度が維持される内視鏡システム及びその作動方法を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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】紫色光、青色光、緑色光、及び赤色光の分光スペクトルを示すグラフである。

【図4】青色光の分光スペクトルの変化を示すグラフである。

【図5】帯域制限部の構成を示す説明図である。

20

【図6】SPF（ショートパスフィルタ）の分光特性を示すグラフである。

【図7】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。

【図8】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9】LPF（ロングパスフィルタ）の分光特性を示すグラフである。

【図10】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11】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12】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13】カラーフィルタの分光特性を示すグラフである。

【図14】酸素飽和度画像処理部の機能を示すブロック図である。

【図15】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

30

【図16】波長毎の露出量を示すグラフである。

【図17】発光強度と露出量の関係を示すグラフである。

【図18】目標露出量と発光強度の対応関係を表すグラフである。

【図19】第1実施形態のフローチャートである。

【図20】通常観察モードの目標露出量と発光強度の対応関係を表すグラフである。

【図21】通常観察モードの目標露出量と発光強度の対応関係を表すグラフである。

【図22】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23】目標露出量と露光時間の対応関係を表すグラフである。

【図24】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25】他のB-LEDが発する青色光の分光スペクトルの変化の仕方を示すグラフである。

40

【図26】発光強度と重心波長の関係を示すグラフである。

【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】

【0023】

〔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1

50

2 bと、挿入部 1 2 aの先端側に設けられた湾曲部 1 2 c及び先端部 1 2 dを有している。操作部 1 2 bのアングルノブ 1 2 eを操作することにより、湾曲部 1 2 cは湾曲動作する。この湾曲動作によって、先端部 1 2 dが所望の方向に向けられる。

#### 【 0 0 2 4 】

また、操作部 1 2 bには、アングルノブ 1 2 eの他、モード切り替えスイッチ（以下、モード切替 S W という） 1 3 a、ズーム操作部 1 3 b が設けられている。モード切替 S W 1 3 a 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 1 0 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 1 8 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 1 8 に表示する。

10

#### 【 0 0 2 5 】

プロセッサ装置 1 6 は、モニタ 1 8 及びコンソール 1 9 と電氣的に接続される。モニタ 1 8 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 1 9 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 1 6 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。

#### 【 0 0 2 6 】

図 2 に示すように、光源装置 1 4 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 2 0 と、観察モード毎に光源部 2 0 が発する光の波長帯域を制限する帯域制限部 2 1 と、光源部 2 0 及び帯域制限部 2 1 の駆動を制御する光源制御部 2 2 と、光源部 2 0 及び帯域制限部 2 1 によって生成される光の光路を結合する光路結合部 2 3 とを備えている。

20

#### 【 0 0 2 7 】

光源部 2 0 は、V - L E D (Violet Light Emitting Diode) 2 0 a、B - L E D (Blue Light Emitting Diode) 2 0 b、G - L E D (Green Light Emitting Diode) 2 0 c、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 を発する青色半導体光源である。G - L E D 2 0 c は、波長帯域が 4 8 0 ~ 6 0 0 n m に及ぶ緑色光 G を発する緑色半導体光源である。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 を発光する赤色半導体光源である。なお、V - L E D 2 0 a と B - L E D 2 0 b の中心波長は  $\pm 5$  n m から  $\pm 1 0$  n m 程度の幅を有する。

30

#### 【 0 0 2 8 】

これらの各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の点灯や消灯、点灯時の発光量等は、光源制御部 2 2 が各々に独立した制御信号を入力することによって制御される。L E D 2 0 a ~ 2 0 d は、制御信号が入力されると点灯し、制御信号が入力されない期間は消灯する。また、光源制御部 2 2 が L E D 2 0 a ~ 2 0 d に入力する制御信号はパルス信号であり、制御信号の強度変調（パルス強度の変更）やパルス変調（パルス幅またはパルス数の変更）によって、L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量が変更される。制御信号のパルス強度は、L E D 2 0 a ~ 2 0 d を駆動するための光源制御パラメータであり、具体的には L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電力、駆動電圧、及び駆動電流のいずれかである。すなわち、駆動電力、駆動電圧、及び駆動電流は、光源制御パラメータである。パルス幅は、L E D 2 0 a ~ 2 0 d が発光する時間の長さに関連する光源制御パラメータである。パルス強度が大きいほど発光量は多くなり、パルス幅が長いほど発光量が多くなる。そして、特定の時間内に入力する制御パルスの数（パルス数）が多いほど発光量が多くなる。

40

#### 【 0 0 2 9 】

なお、L E D 2 0 a ~ 2 0 d は、制御信号の強度変調やパルス変調をすることによって

50

発光量が変更される場合、発光量が線形に変化することが好ましいが、実際には非線形に変化する。例えば、図4に示すように、B-LED20bに制御信号の強度変調をすることにより、低電力 $PW_L$ 、中電力 $PW_M$ 、高電力 $PW_H$ の三段階の駆動電力で発光させると、駆動電力の増大にともなって、ピーク波長を中心に発光量が増大し、かつ、全体としての発光量(図4に示す分光スペクトルの各グラフの面積)が増大する。このとき、各駆動電力 $PW_L$ 、 $PW_M$ 、 $PW_H$ の各分光スペクトルが相似形であり、その面積(発光量)だけが変化することが望ましいが、ピーク波長のシフトや分光スペクトルの形状も変化する。本実施形態のB-LED20bの場合、駆動電力を増加させると、ピーク波長は徐々に長波長側にシフトし、さらにピーク波長を中心とする分光スペクトルの形状も変化する。ピーク波長のシフト幅は、例えば5nm~10nm程度である。このように発光量を変更するための制御によって、分光スペクトルのピーク波長や形状に変化が生じるのは、V-LED20a、G-LED20c、及びR-LED20dも同様である。但し、分光スペクトルの変化の仕方は各々に異なる。

10

#### 【0030】

帯域制限部21は、B-LED20bの光路上に設けられ、B-LED20bが発する青色光から各観察モードに適した特定波長帯域を有する光を生成する。具体的には、図5に示すように、帯域制限部21は、ショートパスフィルタ(SPF)21aとロングパスフィルタ(以下、LPF)21bとを有する。そして、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。SPF21aとLPF21bの切り替えは、光源制御部22によって制御される。

20

#### 【0031】

SPF21aは、通常観察モード時にB-LED20bの光路上(例えばB-LEDの前面)に配置され(図5参照)、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<sub>s</sub>を生成する。図6に示すように、SPF21aは、B-LED20bが発する青色光Bの短波長側の波長帯域(波長460nm未満)を透過し、長波長側の波長帯域(波長460nm以上)をカットする特性を有する。このため、SPF21aが生成する通常観察用青色光B<sub>s</sub>は、460nm未満の波長帯域の光である。通常は、B-LED20bの発光量を大きくすることで、SPF21aが生成する通常観察用青色光B<sub>s</sub>の光量も大きくなるが、前述のようにB-LED20bは発光量の変更によって分光スペクトルにも変化があるので、通常観察用青色光B<sub>s</sub>の光量もこの分光スペクトルの変化にしたがった変動がある。本実施形態のB-LED20bの場合、発光量(駆動電力)を大きくすることでピーク波長が長波長側にシフトするので、B-LED20bを低電力 $PW_L$ で駆動した方が、高電力 $PW_H$ (あるいは中電力 $PW_M$ )で駆動するよりもSPF21aによって生成される通常観察用青色光B<sub>s</sub>の光量が大きい場合がある。

30

#### 【0032】

通常観察モードの場合、光源制御部22は、V-LED20a、B-LED20b、G-LED20c、及びR-LED20dを全て点灯させる。このため、通常観察モード時には、図7に示すように、通常観察用青色光B<sub>s</sub>と緑色光Gと赤色光Rとが光路結合部23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<sub>s</sub>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SPF21aによって青色光Bから通常観察用青色光B<sub>s</sub>を生成するのは、460~500nm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。

40

#### 【0033】

なお、本実施形態では、通常観察モードの場合、V-LED20a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-LED20aを消灯させても良い。また、上記SPF21aは模式的に波長460nm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5~10nm程度の幅を持つ。このため、波長460nm以上をカットするために、SPF21aは、波長450nm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。なお、キセノン光源との演色性を維持するた

50

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、SPF21aのカット特性は、青色光Bの波長460nm以上の波長帯域の光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460nm以上の波長帯域の光を低減する特性を有する。このため、SPF21a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7参照)。

#### 【0034】

図8に示すように、LPF21bは、酸素飽和度観察モード時にB-LED20bの光路上に配置され、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。図9に示すように、LPF21bは、B-LED20bが発する青色光Bの短波長側(450nm未満)をカットし、長波長側(450nm以上)を透過する。このため、LPF21bが生成する測定光 $B_L$ は、450nm以上の波長帯域を有する光である。通常は、B-LED20bの発光量を大きくすることで、LPF21bが生成する測定光 $B_L$ の発光量も大きくなるが、前述のようにB-LED20bは発光量の変更によって分光スペクトルにも変化があるので、測定光 $B_L$ の光量にもこの分光スペクトルの変化にしたがった変動がある。このため、通常観察用青色光 $B_S$ と同様に、発光量(駆動電力)を大きくすることで測定光 $B_L$ の光量が減ってしまう場合があるが、本実施形態のB-LED20bの場合、駆動電力を大きくすることで、ピーク波長が長波長側にシフトするので、B-LED20bの駆動電力を大きくすれば測定光 $B_L$ の光量も大きくなる。

#### 【0035】

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10に示すように、酸化ヘモグロビンの吸光係数(グラフ30)と還元ヘモグロビンの吸光係数(グラフ31)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420nm、約450nm、約500nm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(以下、等吸収点という)があり、420~450nm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、450~500nm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。

#### 【0036】

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-LED20bは波長帯域420~500nmの青色光Bを発し、LPF21bは波長460nm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、ほぼ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460~500nmの波長帯域を有する。LPF21bの代わりに、450nm以下の波長帯域を透過するSPF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420~450nmの波長帯域にすることができる。また、LPF21bの代わりに、460~500nmの波長帯域または420~450nmの波長帯域のいずれかを透過するバンドパスフィルタ(BPF)を用いても良い。但し、観察対象への深達度は波長帯域によって異なり、長波長ほど観察対象の深い位置まで到達することができ、短波長ほど観察対象の浅い位置で反射される。具体的には、420~450nmの波長帯域の光は、主に表層と称される程度の深さまで到達し、460~500nmの波長帯域の光は、表層~中層と称される程度の深さまで到達する。このため、420~450nmの波長帯域の光を測定光 $B_L$ にすると、表層付近の酸素飽和度を測定することができ、460~500nmの波長帯域の光を測定光 $B_L$ にすると、表層~中層付近の酸素飽和度を測定することができる。

#### 【0037】

なお、B-LED20bが発する青色光Bの波長帯域は、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

10

20

30

40

50

の両方が含まれているので、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21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。

#### 【0038】

本実施形態では模式的に、LPF21bが波長450nm未満をカットしているが、実際のカット特性は波長5~10nm程度の幅を持つ。このため、LPF21bは、波長450nm未満をカットするために、例えば、波長460nm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450nmにあるからである。このように、LPF21bは波長450nm未満の光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。

10

#### 【0039】

酸素飽和度観察モード時には、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。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22は四色のLED20a~20dを全て点灯させる。このため、第1発光モードでは、図11に示すように、紫色光Vと、LPF21b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23によって結合され、照明光として観察対象に照射される。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、及び赤色光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。なお、LPF21bのカット特性は、青色光Bの波長450nm未満の波長帯域の光を厳密に零にするのものではなく、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450nm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11参照）。

20

#### 【0040】

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を消灯する（あるいは消灯しているとみなせる程度に減光する）。このため、図12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。

30

#### 【0041】

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 $\mu\text{m}$ 、クラッド径125 $\mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が0.3~0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

40

#### 【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。したがって、照明光学系30a（あるいは照明レンズ45）は、帯域制限部21で生成された測定光 $B_L$ 等の照明光を観察対象へ照射する照射部を構成する。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

50

観察対象の反射像を拡大または縮小する。

【 0 0 4 3 】

撮像センサ 4 8 は、撮像光学系 3 0 a 等で構成される照射部によって測定光  $B_L$  等の照明光で照明された撮像する。撮像センサ 4 8 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 4 8 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 4 8 は、図 1 3 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 4 8 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。

10

【 0 0 4 4 】

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 4 8 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。

20

【 0 0 4 5 】

【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

30

【 0 0 4 6 】

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 2 2 が第 1 発光モードで光源部 2 0 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 4 8 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、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。

【 0 0 4 7 】

【表 2】

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

40

【 0 0 4 8 】

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 2 2 が第 2 発光モード

50

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。

【 0 0 4 9 】

【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

10

【 0 0 5 0 】

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、C M Y G 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、C M Y G の四色の画像信号を R G B の三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 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、及び赤色光 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。

20

【 0 0 5 1 】

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 52 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

【 0 0 5 2 】

プロセッサ装置 16 は、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、通常画像処理部 62 と、酸素飽和度画像処理部 64 と、映像信号生成部 66 と、目標露出量決定部 67 と、露出制御部 68 とを備えている。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。

【 0 0 5 3 】

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、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、または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。

40

50

## 【 0 0 5 4 】

ノイズ除去部 5 8 は、D S P 5 6 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 6 0 に送信される。画像処理切替部 6 0 は、モード切替 S W 1 3 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処理部 6 2 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処理部 6 4 に送信する。

## 【 0 0 5 5 】

通常画像処理部 6 2 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  $3 \times 3$  のマトリックス処理、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。色彩強調処理は、色変換処理済みの R G B 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 R G B 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 R G B 画像信号を用いたカラー画像が通常画像である。

10

## 【 0 0 5 6 】

酸素飽和度画像処理部 6 4 は、図 1 4 に示すように、信号比算出部 7 1 と、相関関係記憶部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 3 と、色変換処理部 7 6 と、色彩強調処理部 7 7 と、構造強調処理部 7 8 と、画像生成部 7 9 とを備える。

20

## 【 0 0 5 7 】

信号比算出部 7 1 は、酸素飽和度算出部 7 3 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 7 1 は、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られる B 2 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 G 1 画像信号の比（以下、信号比  $B 2 / G 1$  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 R 1 画像信号と G 1 画像信号の比（以下、信号比  $R 1 / G 1$  という）をそれぞれ画素毎に算出する。

## 【 0 0 5 8 】

相関関係記憶部 7 2 は、信号比算出部 7 1 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 1 5 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  $R 1 / G 1$  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。

30

## 【 0 0 5 9 】

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 1 0 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 B 2 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、B 2 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する G 1 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 R 1 画像信号とから求められる信号比  $R 1 / G 1$  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。

40

## 【 0 0 6 0 】

酸素飽和度算出部 7 3 は、相関関係記憶部 7 2 に記憶された相関関係を参照して、信号比算出部 7 1 で算出される信号比  $B 2 / G 1$  と信号比  $R 1 / G 1$  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  $B 2^* / G 1^*$  と  $R 1^* / G 1^*$  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 1 4 参

50

照)。このため、酸素飽和度算出部 7 3 は、この特定画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。

#### 【0061】

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  $B2/G1$  と信号比  $R1/G1$  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 7 3 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 7 3 は酸素飽和度を 100% と算出する。

10

#### 【0062】

上記のように酸素飽和度を算出する一方で、酸素飽和度画像処理部 6 4 は、色変換処理部 7 6、色彩強調処理部 7 7、及び構造強調処理部 7 8 によって酸素飽和度画像のベースとなる画像（以下、ベース画像という）を生成する。色変換処理部 7 6 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、及び R 1 画像信号に対して、 $3 \times 3$  のマトリックス処理、階調変換処理、及び 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 7 7 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 7 8 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

20

#### 【0063】

画像生成部 7 9 は、酸素飽和度算出部 7 3 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 7 9 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 7 9 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

30

#### 【0064】

なお、本実施形態では、画像生成部 7 9 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。

40

#### 【0065】

上記のように、通常画像処理部 6 2 が生成する通常画像、及び、酸素飽和度画像処理部 6 4 が生成する酸素飽和度画像は、映像信号生成部 6 6 に入力される。映像信号生成部 6 6 は通常画像や酸素飽和度画像をモニタ 1 8 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 1 8 は、通常画像や酸素飽和度画像を表示する。

#### 【0066】

目標露出量決定部 6 7 は、ノイズ除去部 5 8 から画像信号を取得し、取得した画像信号を用いて目標露出量を決定する。目標露出量は、撮像センサ 4 8 の RGB 各色画素の露出量の目標値であり、目標露出量にしたがって、適切な明るさ及び色合いの画像を得るため

50

のLED 20a ~ 20dの発光量または撮像センサ48の露光時間が制御される。本実施形態では、目標露出量にしたがってLED 20a ~ 20dの発光量が制御される。

【0067】

通常観察モードの場合、目標露出量決定部67はノイズ除去部58からB画像信号、G画像信号、及びR画像信号を取得し、これらを用いて輝度信号Yを生成する。そして、生成した輝度信号Yを用いて、撮像センサ48のB画素での露出量を定めるB画素目標露出量と、G画素での露出量を定めるG画素目標露出量と、R画素での露出量を定めるR画素目標露出量とを決定する。例えば、輝度信号Yの信号値が平均的範囲から外れている場合には、輝度信号Yが平均的範囲に近づくようにこれらの各色画素の目標露出量を決定する。

10

【0068】

酸素飽和度観察モードの場合、目標露出量決定部67はノイズ除去部58から光源部20を第1発光モードに制御した場合に得られるB1画像信号、G1画像信号、及びR1画像信号を取得し、これらを用いて輝度信号Yを生成する。そして、輝度信号Yを用いて、通常観察モード時と同様に各色画素の目標露出量、すなわちB画素目標露出量、G画素目標露出量、及びR画素目標露出量を決定する。なお、これらの目標露出量は光源部20を第1発光モードに制御する場合のためのものである。光源部20を第2発光モードに制御する場合のB画素目標露出量は、上記第1発光モード時のG画素目標露出量を用いて決定される。これは、信号比 $B2/G1$ を用いる酸素飽和度の算出方法が、B2画像信号とG1画像信号を得る際の各露出量（例えば第1発光モードの緑色光Gと第2発光モードの測定光 $B_L$ の光量比）が特定のバランスになっていることを前提としているからである。具体的には、第1発光モード時のG画素目標露出量と、第2発光モード時のB画素目標露出量の比率は、特定比（以下、BG露出比という）として予め定められており、第1発光モード時のG画素目標露出量を $L_{G1}$ 、第2発光モード時のB画素目標露出量を $L_{B2}$ 、BG露出比を $B/G$ とすると、第2発光モード時のB画素目標露出量 $L_{B2}$ は $L_{B2} = B/G \times L_{G1}$ に決定される

20

【0069】

上記のように目標露出量決定部67が決定した各色画素の目標露出量は、露出制御部68に入力される。露出制御部68は、各LED 20a ~ 20dの発光量の変更にもなう分光スペクトルの変動を考慮して、撮像センサ48の各色画素の露出量が正確に目標露出量となるように光源制御部22に指示を与えることでLED 20a ~ 20dを制御する制御部であり、光源制御パラメータ設定部81と、対応関係記憶部82とを備える。

30

【0070】

光源制御パラメータ設定部81は、通常観察モードの場合、目標露出量を用いて各LED 20a ~ 20dの駆動電力等の光源制御パラメータを求め、これを光源制御部22に入力することにより各LED 20a ~ 20dの発光量を設定する。また、光源制御パラメータ設定部81は、酸素飽和度観察モードの場合に、各色の目標露出量と、対応関係記憶部82に記憶された対応関係を用いることで、各LED 20a ~ 20dの発光量の変更にもなう分光スペクトルの変動を考慮して、各色画素の実際の露出量が正確に目標露出量となるように各LED 20a ~ 20dの発光量を設定する。

40

【0071】

撮像センサ48の露光時間が特定の長さに制御されているとすれば、撮像センサ48の各色画素での露出量は、概ね各LED 20a ~ 20dが発する各色光の分光スペクトルと、観察対象に含まれるヘモグロビンの吸光特性（図10）と、カラーフィルタの分光特性（図13）の積になる。ヘモグロビンの吸光特性やカラーフィルタの分光特性は一定であるが、LED 20a ~ 20dは発光量の変更により分光スペクトルの変動があるので、この分光スペクトルの変動を考慮せずにLED 20a ~ 20dの発光量を設定すると、撮像センサ48での実際の露出量にはLED 20a ~ 20dの分光スペクトルの変動による誤差が生じて、実際の露出量が目標露出量にならない。また、酸素飽和度は信号比 $B2/G1$ を用いて求めるので、酸素飽和度の算出精度は概ねB2画像信号とG1画像信号（特に

50

B 2 画像信号)の露出量で決まるので、第 1 発光モード時の G 画素の露出量や第 2 発光モード時の B 画素の露出量に誤差が含まれていると、酸素飽和度の算出精度が低下する。

【 0 0 7 2 】

例えば、B - L E D 2 0 b を低電力  $PW_L$ 、中電力  $PW_M$ 、高電力  $PW_H$  の三段階で制御する場合、駆動電力に応じたピーク波長のシフトと分光スペクトル形状の変動は、図 1 6 に示すように、B 画素で受光する段階では、観察対象(ヘモグロビン)とカラーフィルタを介することで助長される。このため、図 1 7 に示すように、B - L E D 2 0 b の発光量を変更しても青色光 B の分光スペクトルに変動が生じなければ、駆動電力と B 画素での露出量との間には比例関係(一点鎖線で示すグラフ 9 0)になるが、実際には、駆動電力と B 画素での露出量との関係は非線形な関係(実線で示すグラフ 9 1)になる。したがって、分光スペクトルの変動を考慮せずに目標露出量に対応する駆動電力を設定すると、実際の露出量には誤差  $L$ 、 $M$ 、 $H$  が生じ、酸素飽和度の値にもこれに対応する誤差が生じる。

10

【 0 0 7 3 】

対応関係記憶部 8 2 は、目標露出量と、実際の露出量を目標露出量とするための各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の光源制御パラメータとの非線形な対応関係を記憶している。この対応関係を用いて得られる光源制御パラメータに基づいて L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御することで、L E D 2 0 a ~ 2 0 d のスペクトル変動による露出量の誤差(例えば、 $L$ 、 $M$ 、 $H$ )を生じることなく、撮像センサ 4 8 の各色画素の露出量を正確に目標露出量にすることができる。本実施形態では、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量を強度変調によって変更するので、図 1 8 に示すように、対応関係記憶部 8 2 は、目標露出量と、実際の露出量を目標露光量にするための各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電力との対応関係を記憶する。光源制御パラメータ設定部 8 1 は、この対応関係を用いて、分光スペクトルの変動も含めて目標露出量となる駆動電力を求める。例えば、目標露出量が  $EV^*$  の場合、実際の露出量が目標露出量になるための駆動電力は  $PW^*$  である。なお、対応関係記憶部 8 2 は、上記対応関係を色毎に記憶しており、光源制御パラメータ設定部 8 1 は、これら各色の対応関係に基づいて各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の駆動電力等の制御パラメータを求め、これを光源制御部 2 2 に入力することにより各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量を設定する。光源制御部 2 2 は、光源制御パラメータ設定部 8 1 から入力される各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の制御パラメータにしたがって各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御する。

20

30

【 0 0 7 4 】

次に、本実施形態における一連の流れを図 1 9 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(S 1 0)。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、病変の可能性のある部位(以下、病変可能性部位という)を検出したときには(S 1 1)、ズーム操作部 1 3 b 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 S W 1 3 a 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(S 1 2)。

【 0 0 7 5 】

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 2 2 は、まず、帯域制限部 2 1 の L P F 2 1 b を B - L E D 2 0 b の光路上に配置する。そして、光源制御部 2 2 は、第 1 発光モードで光源部 2 0 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(S 1 3)、撮像センサ 4 8 はこの酸素飽和度観察用白色光の反射光により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(S 1 4)。

40

【 0 0 7 6 】

その後、光源制御部 2 2 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 2 0 を制御し、測定光  $B_L$  を観察対象に照射させ(S 1 5)、撮像センサ 4 8 は測定光  $B_L$  の反射光により観察対象を撮像して、B 2 画像信号を出力する(S 1 6)。

【 0 0 7 7 】

50

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<sub>L</sub>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、酸素飽和度画像処理部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)、酸素飽和度算出部73によって酸素飽和度を算出する(S18)。一方で、酸素飽和度画像処理部64は、色変換処理部76、色彩強調処理部77、及び構造強調処理部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)。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)。

#### 【0078】

一方、目標露出量決定部67は、B1画像信号、G1画像信号、及びR1画像信号を取得し、これらを用いて輝度信号Yを生成する。そして、輝度信号Yを用いて、第1発光モード時の各色画素の目標露出量を決定し、かつ、第1発光モード時のG画素目標露出量とBG露出比を用いて第2発光モード時のB画素目標露出量を決定する(S21)。その後、光源制御パラメータ設定部81は、対応関係記憶部82が記憶する対応関係を用いて、分光スペクトルの変動を考慮した各LED20a~20dの駆動電力等の制御パラメータを求め、これを光源制御部22に入力することにより各LED20a~20dの発光量を設定する(S22)。上記酸素飽和度観察モードによる観察は、通常観察モードに切り替えるか(S23)、診断を終了するまで(S24)繰り返し行われ、酸素飽和度観察モードでの観察を継続する場合、光源制御部22は、次に第1、第2発光モードで光源部20を制御する際には(S13, S15)、光源制御パラメータ設定部81から入力される制御パラメータにしたがってLED20a~20dを発光させる。これにより、酸素飽和度観察モードでは、実際の各色画素の露出量が目標露出量になるように、LED20a~20dの発光量が分光スペクトルの変動を含めて正確に制御される。このため、内視鏡システム10によれば、酸素飽和度の算出精度を維持することができる。

#### 【0079】

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。

#### 【0080】

また、上記第1実施形態では、酸素飽和度観察モードの場合に、光源制御パラメータ設定部81が目標露出量から各LED20a~20dの制御パラメータを求めるときに対応関係記憶部82に記憶された対応関係を用いることで、各LED20a~20dの分光スペクトルの変動があっても実際の露出量が目標露出量になるように制御しているが、通常観察モード時に各LED20a~20dの発光量を変更すると分光スペクトルに変動が生じるので、通常観察モード時にも酸素飽和度観察モードと同様に分光スペクトルの変動を考慮した制御をすることが好ましい。通常観察モード時には、SPF21aがB-LED20bの光路上に配置されるので、駆動電力と実際の露出量の関係は例えば図20に示すグラフ93の関係になる。このため、通常観察モード時に分光スペクトルの変動を考慮した発光量制御をするためには、対応関係記憶部82には、図21に示すように、通常観察モード用の目標露出量と各LED20a~20dの制御パラメータ(駆動電力等)の対応関係を記憶しておく。そして、光源制御パラメータ設定部81はこの通常観察モード用の対応関係を用いて各LED20a~20dの発光量を設定する。こうすることで、通常観察モード時も各LED20a~20dの分光スペクトルの変動によらずに、各色画素の実際の露出量を正確に目標露出量に制御することができる。

## 【 0 0 8 1 】

## [ 第 2 実施形態 ]

図 2 2 に示す内視鏡システム 2 0 0 は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 に対して撮像制御部 2 2 2 を備え、露出制御部 6 8 には光源制御パラメータ設定部 8 1 の代わりに露光時間設定部 2 8 1 を備える。また、対応関係記憶部 8 2 には目標露出量と撮像センサ 8 4 の制御パラメータとの対応関係が記憶されている。それ以外の構成は第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同じである。

## 【 0 0 8 2 】

内視鏡システム 2 0 0 の対応関係記憶部 8 2 が記憶する対応関係は、目標露出量と撮像センサ 8 4 の露光時間との対応関係である。前述のように、B - L E D 2 0 b の駆動電力と実際の露出量の関係は非線形な関係にあり、B - L E D 2 0 b の発光量（駆動電力）が大きくなると、分光スペクトルの変動にともなって目標露出量よりも実際の露出量が大きくなる（図 1 7 参照）。このため、内視鏡システム 2 0 0 の対応関係記憶部 8 2 が記憶する目標露出量と撮像センサ 8 4 の露光時間との対応関係は、グラフ化すると、図 2 3 に示すように、目標露出量が大きくなるほど、基準とする特定露光時間  $E T_N$  よりも露光時間が短くなる非線形なグラフになる。

## 【 0 0 8 3 】

露光時間設定部 2 8 1 は、目標露出量決定部 6 7 が決定する目標露出量と、目標露出量と撮像センサ 8 4 の露光時間との対応関係とを用いて、撮像センサ 8 4 の露光時間を求め、その値を撮像制御部 2 2 2 に入力することにより、撮像センサ 8 4 の露光時間を設定する。例えば、目標露出量が  $E V^*$  の場合、露光時間は特定露光時間  $E T_N$  よりも短い露光時間  $E T^*$  に設定される。撮像センサ 8 4 は、露光時間設定部 2 8 1 によって設定される値に撮像センサ 8 4 の露光時間を制御する。

## 【 0 0 8 4 】

上記内視鏡システム 2 0 0 のように、目標露出量に応じて撮像センサ 8 4 の露光時間を設定すると、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量の変更にともなって分光スペクトルが変動し、実際の発光量に誤差が生じて、この誤差は、露光時間の短縮（あるいは延長）によって補正される。このため、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 のように各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量を分光スペクトルの変動を考慮して制御する場合と同様に、内視鏡システム 2 0 0 のように目標露出量に応じて撮像センサ 8 4 の露光時間を設定することでも、各色画素の実際の露出量を正確に目標露出量にすることができる。

## 【 0 0 8 5 】

上記第 2 実施形態では、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の分光スペクトルの変動に応じて撮像センサ 8 4 の露光時間だけを調節しているが、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量の制御と撮像センサ 8 4 の露光時間の制御を組み合わせ、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の分光スペクトルの変動による各色画素の実際の露出量の誤差を抑えるようにしても良い。この場合、露出制御部 6 8 には、光源制御パラメータ設定部 8 1 や露光時間設定部 2 8 1 の代わりに（あるいはこれらの機能を統合して）、発光量と露光時間を設定する露出パラメータ設定部（図示しない）を設ける。そして、対応関係記憶部 8 2 には、目標露出量と、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御するための光源制御パラメータと、撮像センサ 8 4 の露光時間と、を対応付ける対応関係を記憶しておく。そして、露出パラメータ設定部は、目標露出量と対応関係を用いて、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d を制御するための光源制御パラメータと、撮像センサ 8 4 の露光時間との二つの露出パラメータを求める。光源制御パラメータと露光時間は、それぞれ光源制御部 2 2 と撮像制御部 2 2 2 に入力すれば良い。このように、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量と撮像センサ 8 4 の露光時間の両方を制御すると、各 L E D 2 0 a ~ 2 0 d の発光量の補正量と撮像センサ 8 4 の露光時間の補正量を小さくすることができるので、安定した制御をすることができる。

## 【 0 0 8 6 】

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 2 4 に示すよう

10

20

30

40

50

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<sup>\*</sup> 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<sup>\*</sup> 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 24 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 LED 20a ~ 20d の相対的な発光量を変更してもよい。具体的には、各 LED 20a ~ 20d の駆動電流値等を変更することにより、各 LED 20a ~ 20d の発光量の割合を変えることができる。

#### 【0087】

上記第 1, 第 2 実施形態では、発光量の変更にともなってピーク波長が長波長側にシフトする B-LED 20b を用いているが、図 25 に示すように、B-LED 20b とほぼ同様の波長帯域を有する LED でも、駆動電力が大きくなるにつれてピーク波長が短波長側にシフトするものがある。また、色によってもピーク波長のシフト方向やシフト量、分光スペクトルの変動の仕方が異なる。このため、対応関係記憶部 82 に記憶する対応関係は、実際に使用する LED の特性に合わせて予め求めておく必要がある。

#### 【0088】

上記第 1, 第 2 実施形態では、実際の露出量を LED 20a ~ 20d が発する各色光の分光スペクトルと、観察対象に含まれるヘモグロビンの吸光特性と、カラーフィルタの分光特性の積を求めることで、分光スペクトルの細かな形状変化も考慮しているが、簡易的には、ピーク波長のシフト方向及びシフト量を分光スペクトルの変動と考えて良い。このため、対応関係記憶部 82 に記憶する対応関係は、各 LED 20a ~ 20d の駆動電力毎のピーク波長及びその強度と、ヘモグロビンの吸光特性と、カラーフィルタの分光特性によって求めても良い。但し、色やチップの種類等によっては、ピーク波長が明確でないブロードな分光スペクトルを有する LED もある。こうした LED を用いる場合には、波長毎の発光量の重み付け平均で求められる重心波長をピーク波長と考えれば良い。B-LED 20b の場合、重心波長は図 26 に示すように変化するので、これを用いて対応関係記憶部 82 に記憶する対応関係 (図 18 参照) を求めることができる。

#### 【0089】

なお、通常観察用青色光 B<sub>s</sub> と測定光 B<sub>L</sub> が得られれば、上記第 1 及び第 2 実施形態の帯域制限部 21 が備える SPF 21a と LPF 21b の特性は任意にして良い。

#### 【0090】

なお、上記第 1 及び第 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 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 300 と、プロセッサ装置 (図示しない) とを少なくとも有する。

#### 【0091】

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、信号処理部 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-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、青色光 B から測定光 B<sub>L</sub> を生成する帯域制限部とを有しており、第 1 及び第 2 実施形態の光源部 20 及び帯域制限部 21 に対応する。

#### 【0092】

光源制御部 303 は、第 1 及び第 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、通常画像処理部 62、酸素飽和度画像処理部 64、目標露出量決定部 67、及び露出制御部 68 の機能を有する信号処理部 306 はカプセル内視鏡 300 に設けられている。信号

10

20

30

40

50

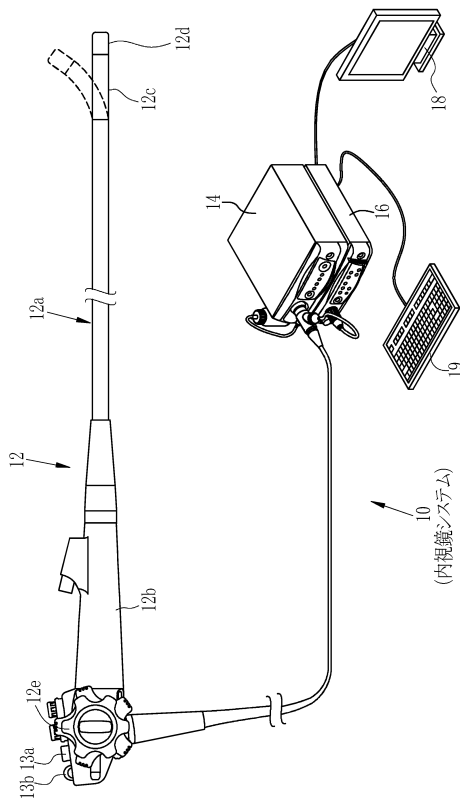
処理部 306 が生成した通常画像や酸素飽和度画像は、送受信アンテナ 308 を介してプロセッサ装置に送信される。撮像センサ 304 は上記第 1, 第 2 実施形態の撮像センサ 48 と同様に構成される。

【符号の説明】

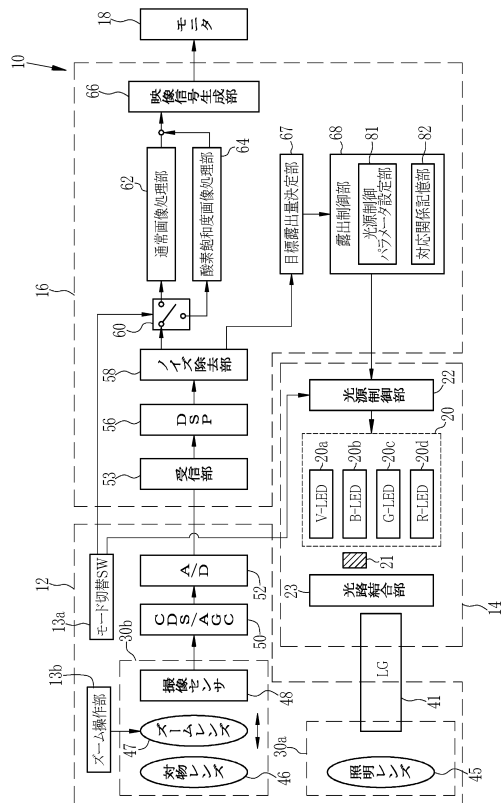
【0093】

- 10, 200 内視鏡システム
- 20 光源部
- 21 帯域制限部
- 22 光源制御部
- 62 通常画像処理部
- 64 酸素飽和度画像処理部
- 67 目標露出量決定部
- 68 露出制御部
- 81 光源制御パラメータ設定部
- 82 対応関係記憶部
- 222 撮像制御部
- 281 露光時間設定部
- 300 カプセル内視鏡

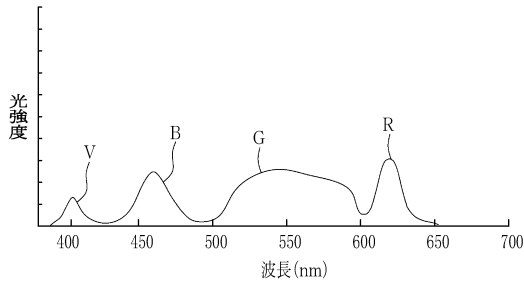
【図 1】



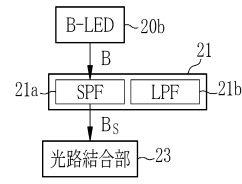
【図 2】



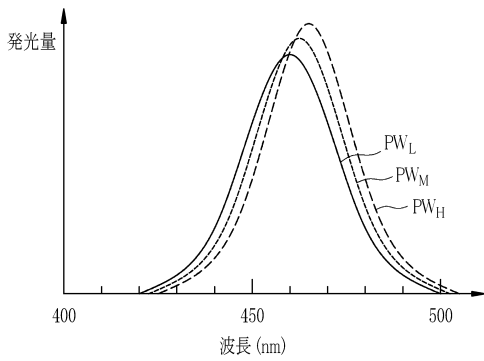
【図3】



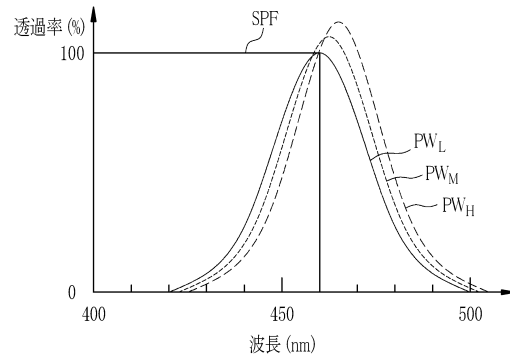
【図5】



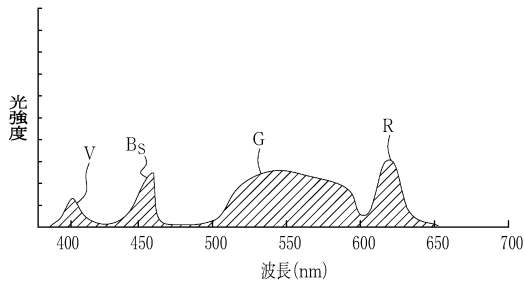
【図4】



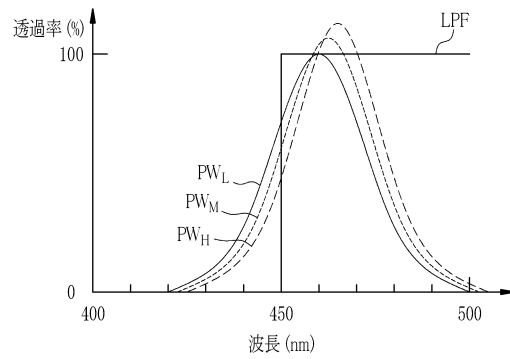
【図6】



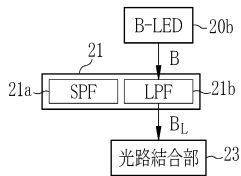
【図7】



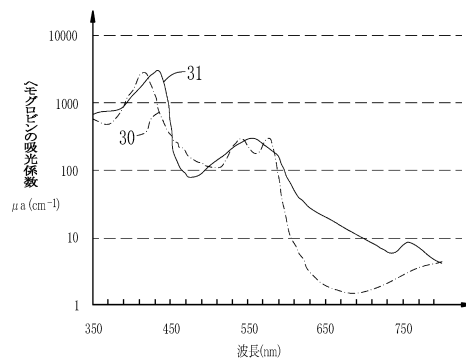
【図9】



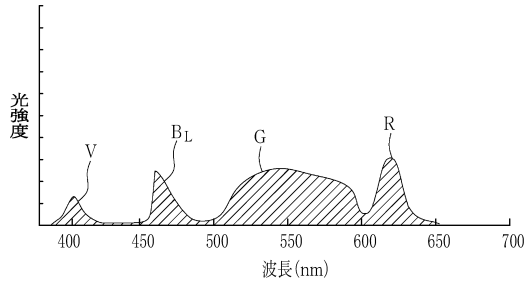
【図8】



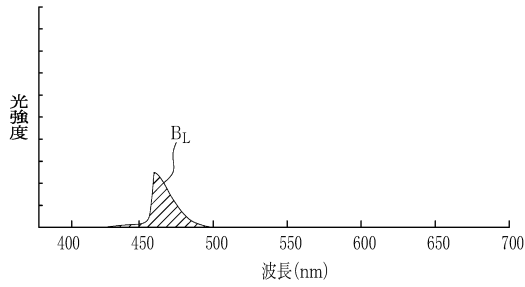
【図10】



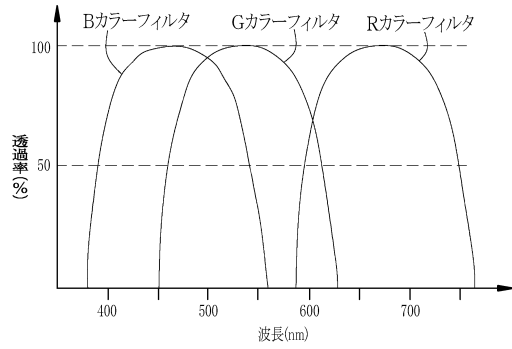
【図11】



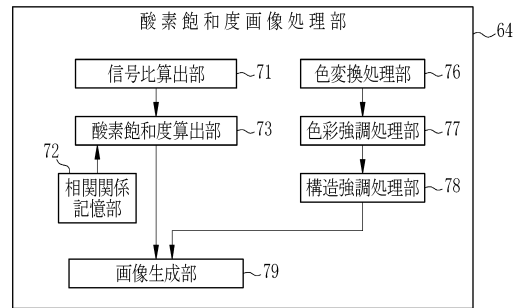
【図12】



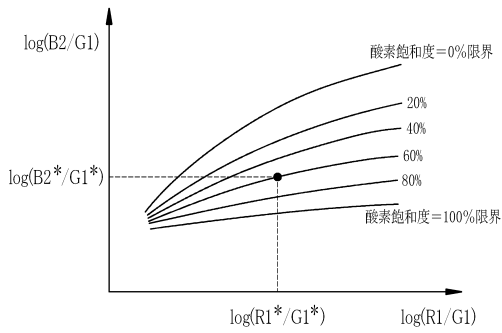
【図13】



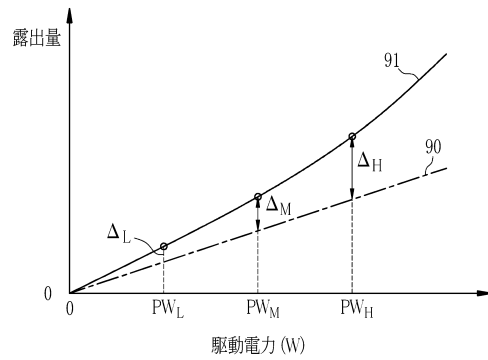
【図14】



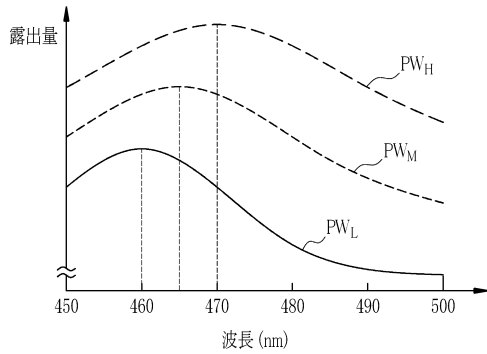
【図15】



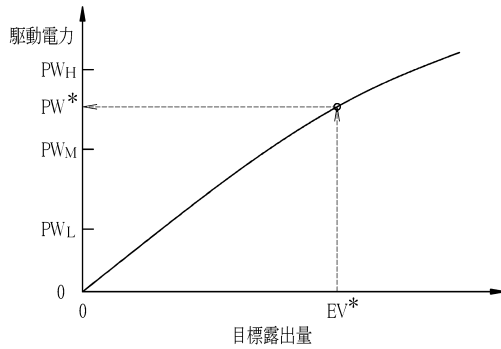
【図17】



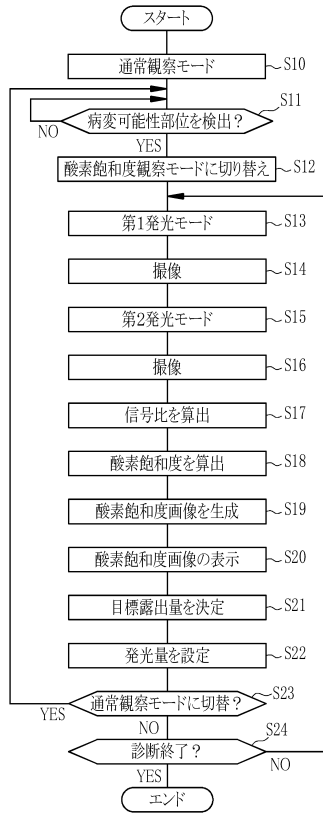
【図16】



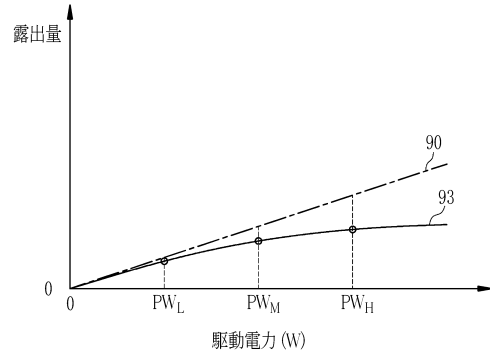
【図18】



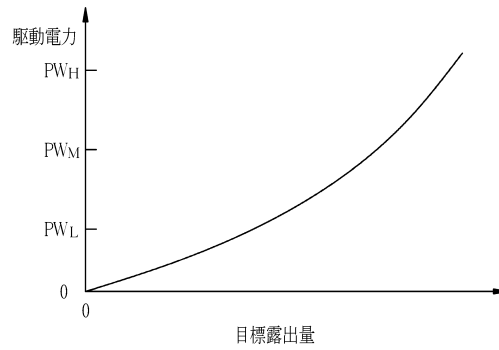
【図19】



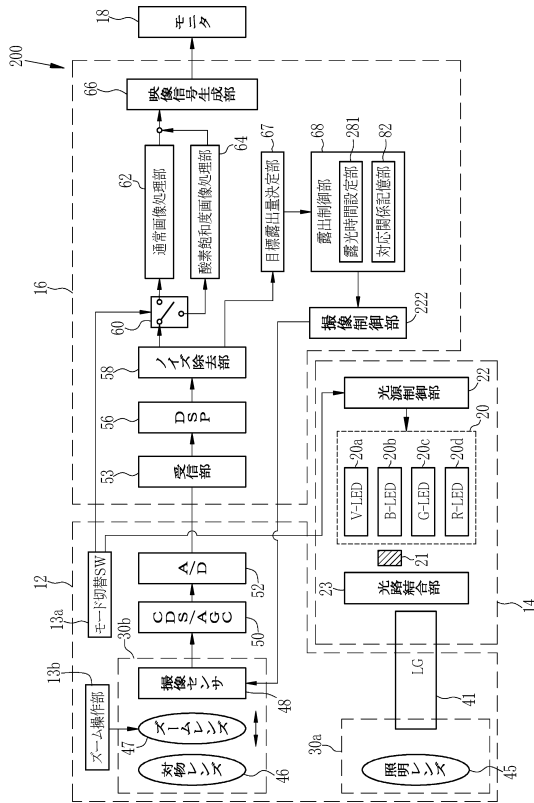
【図20】



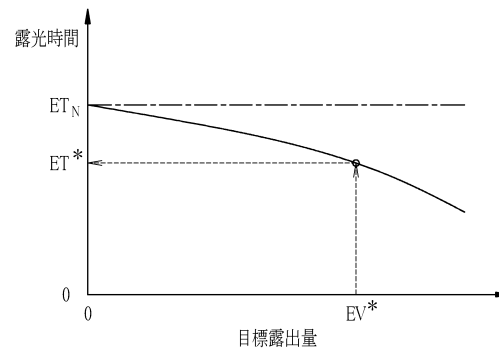
【図21】



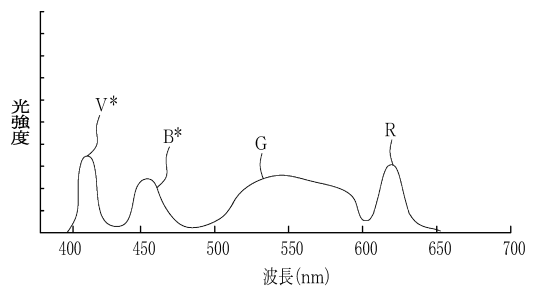
【図22】



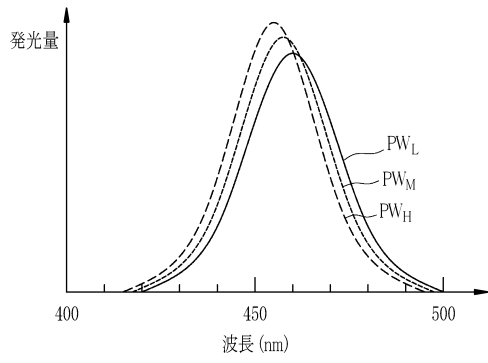
【図23】



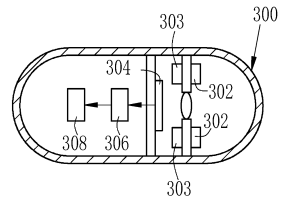
【図24】



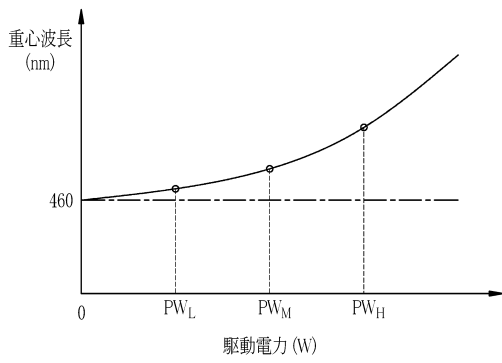
【図 25】



【図 27】



【図 26】



---

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)	内窥镜系统及其操作方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP6039605B2</a>	公开(公告)日	2016-12-07
申请号	JP2014129713	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		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.617 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.613		
F-TERM分类号	4C161/FF14 4C161/HH54 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR22 4C161/WW08		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2016007353A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法，即使在执行半导体光源的光量控制时也能够保持氧饱和度的计算精度。内窥镜系统包括B-LED 20b，频带限制单元21，图像传感器48，目标曝光量确定单元67和曝光控制单元68。B-LED 20b发出蓝光B。频带限制单元21产生用于从蓝光测量氧饱和度的测量光B L。成像传感器48对用测量光B L照射的观察目标成像。当控制B-LED 20b以改变发光量时，目标曝光量确定单元67确定图像传感器48的蓝色像素中的目标曝光量。曝光控制单元68控制B-LED 20b或成像传感器48，使得成像传感器48的蓝色像素的曝光量变为目标曝光量。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6039605号 (P6039605)
(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. A61B 1/06 (2006.01) A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/04 (2006.01)	F I A61B 1/06 B A61B 1/00 300D A61B 1/04 370	請求項の数 11 (全 24 頁)
(21) 出願番号 特願2014-129713 (P2014-129713)	(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26番30号	
(22) 出願日 平成26年6月24日(2014.6.24)	(74) 代理人 100075281 弁理士 小林 和典	
(65) 公開番号 特開2016-7353 (P2016-7353A)	(72) 発明者 森本 美範 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
(43) 公開日 平成28年1月18日(2016.1.18)	(72) 発明者 小澤 聡 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内	
審査請求日 平成28年8月1日(2016.8.1)	審査官 佐藤 高之	最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその操作方法