

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号
特開2018-51364
(P2018-51364A)

(43) 公開日 平成30年4月5日(2018.4.5)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/045 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 7	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/045 6 1 0	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 6 1 1	
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 5 1 0	
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 請求項の数 12 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2017-251321 (P2017-251321)
(22) 出願日 平成29年12月27日 (2017.12.27)
(62) 分割の表示 特願2016-143704 (P2016-143704)
の分割
原出願日 平成26年2月6日 (2014.2.6)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 110001988
特許業務法人小林国際特許事務所
(72) 発明者 繁田 典雅
神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
富士フイルム株式会社内
Fターム(参考) 2H040 CA13 DA03 FA13 GA02 GA05
GA06
4C161 CC06 DD03 HH51 LL02 MM05
NN01 QQ04 QQ07 QQ09 RR14
RR18 SS21 WW04 WW08

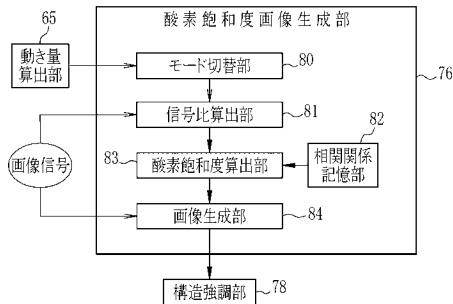
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、プロセッサ装置の作動方法

(57) 【要約】

【課題】観察対象や内視鏡に動きがある場合でも正確に酸素飽和度を算出することができる内視鏡システムを提供する。

【解決手段】内視鏡システム10は、互いに発光スペクトルが異なる第1白色光と第2白色光を発光する第1、第2青色レーザ光源34及び蛍光体44と、第1白色光で照明中の観察対象を撮像して第1画像信号を出力し、第2白色光で照明中の観察対象を撮像して第2画像信号を出力するセンサ48と、観察対象の動き量を算出する動き量算出部65と、動き量が特定範囲に収まる場合に第1及び第2画像信号を用いて生体機能情報を算出する第1モード、または、動き量が特定範囲に収まらない場合に第1画像信号もしくは第2画像信号を用いて生体機能情報を算出する第2モードによって、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部(酸素飽和度算出部83)と、を備える。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、
前記第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、
前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、
前記動き量が特定範囲に収まる場合に前記第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、前記動き量が前記特定範囲に収まらない場合に前記第 1 画像信号もしくは前記第 2 画像信号を用いて前記生体機能情報を算出する第 2 モードによって、前記生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、
を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

前記動き量算出部は、前記第 1 画像信号または前記第 2 画像信号が表す撮像領域の全体で一つの前記動き量を算出し、
前記第 1、第 2 モードは、前記撮像領域の全体で一括して変更される請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記動き量算出部は、前記第 1 画像信号または前記第 2 画像信号が表す撮像領域を複数の領域に分け、前記領域毎に前記動き量を算出し、
前記生体機能情報算出部は、前記動き量が前記特定範囲に収まる前記領域については前記第 1 モードで前記生体機能情報を算出し、前記動き量が前記特定範囲に収まらない前記領域については前記第 2 モードで前記生体機能情報を算出する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

20

【請求項 4】

前記動き量算出部は、前記第 1 画像信号または前記第 2 画像信号の画素毎に前記動き量を算出する請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の発光タイミングを制御し、前記第 1、第 2 モードのいずれの場合においても、前記第 1 照明光と前記第 2 照明光を交互に発光させる光源制御部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 6】

前記第 1 照明光と前記第 2 照明光の発光タイミングを制御し、前記第 1 モードの場合には前記第 1 照明光と前記第 2 照明光を交互に発光させ、前記第 2 モードの場合には前記第 1 照明光のみを発光させる光源制御部を備える請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記動き量算出部は、前記第 1 画像信号に含まれる赤色の画像信号と、前記第 2 画像信号に含まれる赤色の画像信号との比に基づいて前記動き量を算出する請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記第 1 モードは、前記第 1 画像信号に含まれる青色の画像信号と前記第 2 画像信号に含まれる緑色の画像信号の比に基づいて酸素飽和度を算出する算出モードであり、
前記第 2 モードは、前記第 1 画像信号に含まれる青色と緑色の画像信号の比に基づいて酸素飽和度を算出する算出モードである請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 9】

互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、
前記第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、
前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、

50

前記第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モードと、前記第 1 画像信号もしくは前記第 2 画像信号を用いて前記生体機能情報を算出する第 2 モードとで、それぞれ前記生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、を備え、

さらに、前記生体機能情報算出部は、

前記第 1 モードで算出された前記生体機能情報を表す第 1 モード画像を生成する第 1 モード画像生成部と、

前記第 2 モードで算出された前記生体機能情報を表す第 2 モード画像を生成する第 2 モード画像生成部と、

前記動き量が大きいほど前記第 2 モード画像の比率を高くし、かつ、前記動き量が小さいほど前記第 1 モード画像の比率を高くする重み付けをして、前記第 1 モード画像と前記第 2 モード画像を合成することにより、合成画像を生成する重み付け合成部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 10】

互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、前記第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を受信する受信部と、

前記観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、

前記動き量が特定範囲に収まる場合に前記第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、前記動き量が前記特定範囲に収まらない場合に前記第 1 画像信号もしくは前記第 2 画像信号を用いて前記生体機能情報を算出する第 2 モードによって、前記生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、

を備える内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 11】

光源が互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光し、撮像素子が、前記第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像ステップと、

動き量算出部が、前記観察対象の動き量を算出する動き量算出ステップと、

生体機能情報算出部が、前記動き量が特定範囲に収まる場合に前記第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、前記動き量が前記特定範囲に収まらない場合に前記第 1 画像信号もしくは前記第 2 画像信号を用いて前記生体機能情報を算出する第 2 モードによって、前記生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、

を備える内視鏡システムの作動方法。

【請求項 12】

互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、前記第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、前記第 2 照明光で照明中の前記観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、を備える内視鏡システムに用いるプロセッサ装置の作動方法であり、

受信部が前記第 1 画像信号と前記第 2 画像信号を受信する受信ステップと、

動き量算出部が、前記観察対象の動き量を算出する動き量算出ステップと、

前記生体機能情報算出部が、前記動き量が特定範囲に収まる場合に前記第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、前記動き量が前記特定範囲に収まらない場合に前記第 1 画像信号もしくは前記第 2 画像信号を用いて前記生体機能情報を算出する第 2 モードによって、前記生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、

を備えるプロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

本発明は、被検体内の観察対象を撮像して得られる画像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する生体機能情報を求める内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、プロセッサ装置の作動方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

医療分野においては、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いて診断することが一般的になっている。また、近年においては、生体機能情報の中でも血中ヘモグロビンの酸素飽和度を用いた病変部の診断が行われつつある。酸素飽和度を得る方法としては、波長帯域と、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が異なる第1信号光と第2信号光を交互に粘膜内の血管に照射して、第1及び第2信号光の各反射光を内視鏡先端部のセンサで検出する方法が知られている（特許文献1～3）。

10

【 0 0 0 3 】

センサで検出した第1信号光の反射光に対応する画像信号と、第2信号光の反射光に対応する画像信号の各画素の信号値の比率（以下、信号比という）は、血管内の酸素飽和度に変化がなければ一定値を維持するが、酸素飽和度の変化が生じれば、それにもとって変化する。したがって、上記画像信号の信号比に基づいて酸素飽和度を算出することができる。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

20

【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 2 - 1 0 0 8 0 0 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 2 - 1 3 0 4 2 9 号 公 報

【 特許文献 3 】 特開 2 0 1 3 - 0 9 9 4 6 4 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 5 】

特許文献1～3のように、第1信号光と第2信号光を異なるタイミングで観察対象に照射する場合、第1、第2信号光に対応する各画像信号を得る各タイミング間で観察対象に動きがないときに酸素飽和度を最も正確に算出することができる。しかし、観察対象は、例えば食道や胃、腸等の生体であり、内視鏡システムによる観察を行っている間も、蠕動運動等によってほぼ絶えず動きがあるのが通常である。また、観察対象自体に動きがない場合でも、術者が内視鏡を動かした場合等、内視鏡側に動きがあると、相対的に観察対象に動きがあるのと同様である。

30

【 0 0 0 6 】

観察対象や内視鏡に動きが生じると、第1、第2信号光に対応する各画像信号を得る各フレーム間で、位置ずれが生じることがある。また、観察対象や内視鏡の動きによって、観察対象への第1、第2各照明光の照射角度が変化して、第1、第2照明光の各反射光の光量比が変化してしまうことがある。これら位置ずれや光量比の変化は、酸素飽和度の算出精度が悪化する原因になる。

40

【 0 0 0 7 】

本発明は、観察対象や内視鏡の動きに対するロバスト性を高め、観察対象や内視鏡に動きがある場合でも正確に酸素飽和度を算出することができる内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、プロセッサ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 0 8 】

本発明の内視鏡システムは、互いに発光スペクトルが異なる第1照明光と第2照明光を発光する光源と、第1照明光で照明中の観察対象を撮像して第1画像信号を出力し、第2照明光で照明中の観察対象を撮像して第2画像信号を出力する撮像素子と、観察対象の動

50

き量を算出する動き量算出部と、動き量が特定範囲に収まる場合に第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、動き量が特定範囲に収まらない場合に第 1 画像信号もしくは第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 2 モードによって、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、を備える。

【0009】

例えば、動き量算出部は、撮像領域の全体で一つの前記動き量を算出し、第 1、第 2 モードは、撮像領域の全体で一括して変更される。

【0010】

また、動き量算出部は、撮像領域を複数の領域に分け、領域毎に動き量を算出し、生体機能情報算出部は、動き量が特定範囲に収まる領域については第 1 モードで生体機能情報を算出し、動き量が特定範囲に収まらない領域については第 2 モードで生体機能情報を算出しても良い。この場合、動き量算出部は、第 1 画像信号または第 2 画像信号の画素毎に動き量を算出しても良い。

10

【0011】

第 1 照明光と第 2 照明光の発光タイミングを制御し、第 1、第 2 モードのいずれの場合においても、第 1 照明光と第 2 照明光を交互に発光させる光源制御部を備えていても良い。

【0012】

また、第 1 照明光と第 2 照明光の発光タイミングを制御し、第 1 モードの場合には第 1 照明光と第 2 照明光を交互に発光させ、第 2 モードの場合には第 1 照明光のみを発光させる光源制御部を備えていても良い。

20

【0013】

動き量算出部は、第 1 画像信号に含まれる赤色の画像信号と、第 2 画像信号に含まれる赤色の画像信号との比に基づいて動き量を算出することができる。

【0014】

第 1 モードは、例えば、第 1 画像信号に含まれる青色の画像信号と第 2 画像信号に含まれる緑色の画像信号の比に基づいて酸素飽和度を算出するモードである。また、第 2 モードは、例えば、第 1 画像信号に含まれる青色と緑色の画像信号の比に基づいて酸素飽和度を算出するモードである。

【0015】

本発明の別の内視鏡システムは、互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、第 2 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モードと、第 1 画像信号もしくは第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 2 モードとで、それぞれ生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、を備え、さらに、生体機能情報算出部は、第 1 モードで算出された生体機能情報を表す第 1 モード画像を生成する第 1 モード画像生成部と、第 2 モードで算出された生体機能情報を表す第 2 モード画像を生成する第 2 モード画像生成部と、動き量が大きいほど第 2 モード画像の比率を高くし、かつ、動き量が小さいほど第 1 モード画像の比率を高くする重み付けをして、第 1 モード画像と第 2 モード画像を合成することにより、合成画像を生成する重み付け合成部と、

30

40

を備える。

【0016】

本発明のプロセッサ装置は、互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、第 2 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置であり、第 1 画像信号と第 2 画像信号を受信する受信部と、観察対象の動き量を算出する動き量算出部と、動き量が特定範囲に収まる場合に第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、動き量が特定範囲に

50

収まらない場合に第 1 画像信号もしくは第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 2 モードによって、生体機能情報を算出する生体機能情報算出部と、を備える。

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、光源が互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光し、撮像素子が、第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、第 2 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像ステップと、動き量算出部が、観察対象の動き量を算出する動き量算出ステップと、生体機能情報算出部が、動き量が特定範囲に収まる場合に第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、動き量が特定範囲に収まらない場合に第 1 画像信号もしくは第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 2 モードによって、生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、を備える。

10

【 0 0 1 8 】

本発明のプロセッサ装置の作動方法は、互いに発光スペクトルが異なる第 1 照明光と第 2 照明光を発光する光源と、第 1 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 1 画像信号を出力し、第 2 照明光で照明中の観察対象を撮像して第 2 画像信号を出力する撮像素子と、を備える内視鏡システムに用いるプロセッサ装置の作動方法であり、受信部が第 1 画像信号と第 2 画像信号を受信する受信ステップと、動き量算出部が、観察対象の動き量を算出する動き量算出ステップと、生体機能情報算出部が、動き量が特定範囲に収まる場合に第 1 及び第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 1 モード、または、動き量が特定範囲に収まらない場合に第 1 画像信号もしくは第 2 画像信号を用いて生体機能情報を算出する第 2 モードによって、生体機能情報を算出する生体機能情報算出ステップと、を備える。

20

【 発 明 の 効 果 】

【 0 0 1 9 】

本発明の内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、内視鏡システムの作動方法、プロセッサ装置の作動方法によれば、観察対象や内視鏡に動きがある場合であっても、正確に酸素飽和度を算出することができる。すなわち、観察対象や内視鏡の動きに対するロバスト性を高めることができる。

【 図 面 の 簡 単 な 説 明 】

【 0 0 2 0 】

30

【 図 1 】 内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 内視鏡システムのブロック図である。

【 図 3 】 通常観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【 図 4 】 特殊観察モード時に発光する光のスペクトルを示すグラフである。

【 図 5 】 R G B カラーフィルタの分光透過率を示すグラフである。

【 図 6 】 通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【 図 7 】 特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【 図 8 】 酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

【 図 9 】 信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

40

【 図 1 0 】 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 1 1 】 酸素飽和度を算出する方法を示す説明図である。

【 図 1 2 】 内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【 図 1 3 】 第 2 実施形態の動き量算出部及び酸素飽和度画像生成部を示すブロック図である。

【 図 1 4 】 複数の領域毎に酸素飽和度を算出するモードを切り替える説明図である。

【 図 1 5 】 第 3 実施形態の酸素飽和度画像生成部を示すブロック図である。

【 図 1 6 】 第 1 , 第 2 モード画像に重み付けをして合成し、合成酸素飽和度画像を生成する説明図である。

【 図 1 7 】 第 3 実施形態の作用を示すフローチャートである。

50

【 図 1 8 】 第 4 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 19】第 4 実施形態の制御態様を示す説明図である。

【図 20】第 5 実施形態の内視鏡システムのブロック図である。

【図 21】LED の発光帯域と H P F の特性を示すグラフである。

【図 22】第 5 実施形態における通常観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 23】第 5 実施形態における特殊観察モード時の撮像制御を示す説明図である。

【図 24】参考例の内視鏡システムのブロック図である。

【図 25】回転フィルタの平面図である。

【図 26】C M O S イメージセンサを用いる場合の通常観察モードの撮像制御を示す説明図である。

【図 27】C M O S イメージセンサを用いる場合の特殊観察モードの撮像制御を示す説明図である。

【図 28】第 1 , 第 2 各モード用の相関関係を記憶する酸素飽和度画像生成部のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、第 1 実施形態の内視鏡システム 10 は、内視鏡 12 と、光源装置 14 と、プロセッサ装置 16、モニタ 18 (表示部) と、コンソール 20 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 21 と、挿入部 21 の基端部分に設けられた操作部 22 と、挿入部 21 の先端側に設けられた湾曲部 23 及び先端部 24 を有している。操作部 22 のアングルノブ 22 a を操作することにより、湾曲部 23 は湾曲動作する。この湾曲動作にともなって、先端部 24 が所望の方向に向けることができる。

【0022】

また、操作部 22 には、アングルノブ 22 a の他、観察モード切替 S W (観察モード切替スイッチ) 22 b と、ズーム操作部 22 c と、静止画像を保存するためのフリーズボタン (図示しない) と、が設けられている。モード切替 S W 22 b は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類のモード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、被検体内の観察対象をフルカラー画像化した通常光画像をモニタ 18 に表示するモードである。特殊観察モードは、観察対象の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像をモニタ 18 に表示するモードである。ズーム操作部 22 c は、内視鏡 12 内のズームレンズ 47 (図 2 参照) を駆動させて、観察対象を拡大させるズーム操作に用いられる。

【0023】

プロセッサ装置 16 は、モニタ 18 及びコンソール 20 と電氣的に接続される。モニタ 18 は、通常光画像や酸素飽和度画像等の画像、及びこれらの画像に関する情報 (以下、画像情報等という) を表示する。コンソール 20 は、機能設定等の入力操作を受け付ける U I (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、画像情報等を記録する記録部 (図示省略) を接続しても良い。

【0024】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、中心波長 473 nm の第 1 青色レーザ光を発する第 1 青色レーザ光源 (473 L D (レーザダイオード)) 34 と、中心波長 445 nm の第 2 青色レーザ光を発する第 2 青色レーザ光源 (445 L D) 36 とを発光源として備えている。これらの半導体発光素子からなる各光源 34 , 36 の発光量及び発光タイミングは、光源制御部 40 により個別に制御される。このため、第 1 青色レーザ光源 34 の出射光と、第 2 青色レーザ光源 36 の出射光の光量比は変更自在になっている。なお、第 1 , 第 2 青色レーザ光の半値幅は ± 10 nm 程度にすることが好ましい。また、第 1 青色レーザ光源 34 と第 2 青色レーザ光源 36 は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 系レーザダイオ

10

20

30

40

50

ードを用いることもできる。また、上記光源として、発光ダイオード等の発光体を用いた構成としても良い。

【0025】

光源制御部40は、通常観察モードの場合には、第2青色レーザ光源36を点灯させる。これに対して、特殊観察モードの場合には、1フレーム間隔で、第1青色レーザ光源34と第2青色レーザ光源36を交互に点灯させる。

【0026】

各光源34, 36から出射される第1, 第2青色レーザ光は、集光レンズ、光ファイバ、合波器等の光学部材(いずれも図示せず)を介してライトガイド(LG)41に入射する。ライトガイド41は、光源装置14と内視鏡12を接続するユニバーサルコード17(図1参照)と、内視鏡12に内蔵されている。ライトガイド41は、各光源34, 36からの第1, 第2青色レーザ光を、内視鏡12の先端部24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径が ϕ 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。

【0027】

内視鏡12の先端部24は、照明光学系24aと撮像光学系24bを有している。照明光学系24aには、蛍光体44と、照明レンズ45が設けられている。蛍光体44には、ライトガイド41から第1, 第2青色レーザ光が入射する。蛍光体44は、第1または第2青色レーザ光が照射されることで蛍光を発する。また、一部の第1または第2青色レーザ光は、そのまま蛍光体44を透過する。蛍光体44を出射した光は、照明レンズ45を介して観察対象に照射される。したがって、第1青色レーザ光源34と、第2青色レーザ光源36と、蛍光体44は観察対象に照明光を照射する光源を構成する。

【0028】

通常観察モードにおいては、第2青色レーザ光が蛍光体44に入射するため、図3に示すスペクトルの白色光(以下、第2白色光という)が照明光として観察対象に照射される。この第2白色光は、第2青色レーザ光と、この第2青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色~赤色の第2蛍光とから構成される。したがって、第2白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。

【0029】

一方、特殊観察モードにおいては、第1青色レーザ光と第2青色レーザ光が蛍光体44に交互に入射することにより、図4に示すように、互いに発光スペクトルが異なる第1白色光と第2白色光が交互に照明光として観察対象に照射される。第1白色光は、第1青色レーザ光と、この第1青色レーザ光により蛍光体44から励起発光する緑色~赤色の第1蛍光とから構成される。したがって、第1白色光は、波長範囲が可視光全域に及んでいる。第2白色光は、通常観察モード時に照射される第2白色光と同様である。本実施形態の場合、第1白色光が第1照明光であり、第2白色光が第2照明光である。

【0030】

第1蛍光と第2蛍光は、波形(スペクトルの形状)がほぼ同じであり、第1蛍光の強度($I_1(\lambda)$)と第2蛍光の強度($I_2(\lambda)$)の比(以下、フレーム間強度比という)は、何れの波長 λ においても同じである。例えば、 $I_2(\lambda_1)/I_1(\lambda_1)=I_2(\lambda_2)/I_1(\lambda_2)$ である。このフレーム間強度比 $I_2(\lambda)/I_1(\lambda)$ は、酸素飽和度の算出精度に影響を与えるものであるため、光源制御部40により、予め設定された基準フレーム間強度比を維持するように高精度に制御されている。

【0031】

なお、蛍光体44は、第1及び第2青色レーザ光の一部を吸収して、緑色~赤色に励起発光する複数種類の蛍光体(例えばYAG系蛍光体、あるいはBAM(BaMgAl₁₀O₁₇)等の蛍光体)を含んで構成されるものを使用することが好ましい。また、本実施形態のように、半導体発光素子を蛍光体44の励起光源として用いれば、高い発光効率で高強度の第1白色光及び第2白色光が得られる。また、各白色光の強度を容易に調整できる上

10

20

30

40

50

に、色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

【0032】

内視鏡12の撮像光学系24bは、撮像レンズ46、ズームレンズ47、センサ48を有している(図2参照)。観察対象からの反射光は、撮像レンズ46及びズームレンズ47を介してセンサ48に入射する。これにより、センサ48に観察対象の反射像が結像される。ズームレンズ47は、ズーム操作部22cを操作することでテレ端とワイド端との間を移動する。ズームレンズ47がテレ端側に移動すると観察対象の反射像が拡大する。一方、ズームレンズ47がワイド端側に移動することで、観察対象の反射像が縮小する。なお、拡大観察をしない場合(非拡大観察時)には、ズームレンズ47はワイド端に配置されている。そして、拡大観察を行う場合には、ズーム操作部22cの操作によってズームレンズ47はワイド端からテレ端側に移動される。

10

【0033】

センサ48は、カラーの撮像素子であり、観察対象の反射像を撮像して画像信号を出力する。センサ48としては、例えばCCD(Charge Coupled Device)イメージセンサやCMOS(Complementary Metal-Oxide Semiconductor)イメージセンサを用いることができる。本実施形態では、センサ48はCCDイメージセンサである。また、センサ48は、撮像面にRGBカラーフィルタが設けられたRGB画素を有しており、RGBの各色の画素で光電変換をすることによってR、G、Bの三色の画像信号を出力する。

【0034】

図5に示すように、Bカラーフィルタは380~560nmの分光透過率を有しており、Gカラーフィルタは450~630nmの分光透過率を有しており、Rカラーフィルタは580~760nmの分光透過率を有している。したがって、通常観察モード時に第2白色光が観察対象に照射された場合には、B画素には第2青色レーザ光と第2蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第2蛍光の緑色成分の一部が入射し、R画素には第2蛍光の赤色成分が入射する。B画素から出力されるB画像信号は、第2青色レーザ光は第2蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、大部分が第2青色レーザ光の反射光成分で占められている。

20

【0035】

一方、特殊観察モード時に第1白色光が観察対象に照射された場合には、B画素には第1青色レーザ光と第1蛍光の緑色成分の一部が入射し、G画素には第1蛍光の緑色成分の一部とGカラーフィルタによって減衰した第1青色レーザ光が入射し、R画素には第1蛍光の赤色成分が入射する。第1青色レーザ光は第1蛍光よりも発光強度が極めて大きいので、B画素から出力されるB画像信号の大部分は第1青色レーザ光の反射光成分で占められている。

30

【0036】

特殊観察モード時に第2白色光が観察対象に照射されたときのRGB各画素での光入射成分は、通常観察モードの場合と同様である。

【0037】

センサ48としては、撮像面にC(シアン)、M(マゼンタ)、Y(イエロー)及びG(グリーン)の補色フィルタを備えた、いわゆる補色イメージセンサを用いても良い。センサ48として補色イメージセンサを用いる場合は、CMYGの四色の画像信号からRGBの三色の画像信号に変換する色変換部を、内視鏡12、光源装置14またはプロセッサ装置16のいずれかに設けておけば良い。こうすれば補色イメージセンサを用いる場合でも、CMYGの4色の画像信号から色変換によってRGB3色の画像信号を得ることができる。

40

【0038】

撮像制御部49はセンサ48の撮像制御を行う。図6に示すように、通常観察モード時には、1フレームの期間(以下、単に1フレームという)毎に、第2白色光で照明された観察対象をセンサ48で撮像する。これにより、1フレーム毎にセンサ48からRGBの各画像信号が出力される。なお、本実施形態の場合、センサ48はCCDイメージセンサ

50

なので、1フレームは例えば電荷蓄積期間（露光期間とも言う）の終了時（時刻 T_A ）から次の電荷蓄積期間の終了時（時刻 T_B ）までの長さの期間である。また、センサ48はCCDイメージセンサであるため、図6では読出期間と電荷蓄積期間を分けているが、ほぼ1フレームの全てを電荷蓄積期間にし、信号電荷の蓄積中に前のフレームで蓄積された信号電荷の読み出すこともできる。撮像制御部49は、こうした電荷蓄積期間の長さの調節等の制御も行う。

【0039】

撮像制御部49は、特殊観察モード時も、通常観察モード時と同様にしてセンサ48の撮像制御を行う。但し、特殊観察モード時には、センサ48の撮像のフレームに同期して第1白色光と第2白色光が交互に観察対象に照射される。このため、図7に示すように、センサ48は、第1白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を1フレーム目の読出期間に読み出して、RGB各色の画像信号を出力する。そして、第2白色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を2フレーム目の読出期間に読み出して、RGB各色の画像信号を出力する。センサ48は、1フレーム目、2フレーム目ともRGBの各色の画像信号を出力するが、依拠する白色光のスペクトルが異なるので、以下では区別のために、センサ48が1フレーム目に出力するRGB各色の画像信号をそれぞれR1画像信号、G1画像信号、B1画像信号といい、2フレーム目に出力するRGB各色の画像信号をR2画像信号、G2画像信号、B2画像信号という。また、1フレーム目に出力されるB1画像信号とG1画像信号とR1画像信号を第1画像信号と称し、2フレーム目に出力されるB2画像信号とG2画像信号とR2画像信号は第2画像信号と称する。

10

20

【0040】

なお、酸素飽和度の算出には、例えば、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ と、R2画像信号とG2画像信号の信号比 $R2/G2$ が用いられる。これらのうち、酸素飽和度の算出に必須な信号比は、B1画像信号とG2画像信号の信号比 $B1/G2$ である。このため、第1白色光中のB1画像信号になる成分（蛍光体44を透過した第1青色レーザー光）が第1信号光であり、第2白色光中のG2画像信号になる成分（第2蛍光の緑色帯域成分）が第2信号光である。また、内視鏡システム10では、B1画像信号とG1画像信号の信号比 $B1/G1$ と、R1画像信号とG1画像信号の信号比 $R1/G1$ を用いる場合がある。この場合、第1白色光中のB1画像信号になる成分が第1信号光であり、かつ、第1白色光中のG1画像信号になる成分（第1蛍光の緑色帯域成分）が第2信号光である。

30

【0041】

センサ48から出力される各色の画像信号は、CDS（correlated double sampling）/AGC（automatic gain control）回路50に送信される（図2参照）。CDS/AGC回路50は、センサ48から出力されるアナログの画像信号に相関二重サンプリング（CDS）や自動利得制御（AGC）を行う。CDS/AGC回路50を経た画像信号は、A/D変換器52によってデジタル画像信号に変換される。こうしてデジタル化された画像信号はプロセッサ装置16に入力される。

【0042】

プロセッサ装置16は、受信部54と、画像処理切替部60と、通常観察画像処理部62と、特殊観察画像処理部64と、動き量算出部65と、画像表示信号生成部66とを備えている。受信部54は、内視鏡12から入力される画像信号を受信する。受信部54はDSP（Digital Signal Processor）56とノイズ除去部58と信号変換部59とを備えている。

40

【0043】

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、デモザイク処理、YC変換処理等の各種信号処理を行う。欠陥補正処理では、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画像信号から暗電流成分を除かれ、正確な零レベルを設定される。ゲイン補正処理は、オフセット処理後のRGB各画像信号に特定のゲ

50

インを乗じることにより各画像信号の信号レベルを整える。ゲイン補正処理後の各色の画像信号には、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、各画像信号の明るさや彩度が整えられる。リニアマトリクス処理後の画像信号には、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、補間により各画素の欠落した色の信号を生成される。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。DSP59は、デモザイク処理後の各画像信号にYC変換処理を施し、輝度信号Yと色差信号Cb，Crをノイズ除去部58に出力する。

【0044】

ノイズ除去部58は、DSP56でデモザイク処理等が施された画像信号に対して、例えば移動平均法やメディアンフィルタ法等によるノイズ除去処理を施す。ノイズが除去された画像信号は、信号変換部59に入力され、RGBの画像信号に再変換され、画像処理切替部60に入力される。

【0045】

画像処理切替部60は、観察モード切替SW22bが通常観察モードにセットされている場合には、画像信号を通常観察画像処理部62に入力する。一方、観察モード切替SW22bが特殊観察モードに設定されている場合、画像処理切替部60は、画像信号を特殊観察画像処理部64と動き量算出部65に入力する。

【0046】

通常観察画像処理部62は、色変換部68と、色彩強調部70と、構造強調部72とを有する。色変換部68は、入力された1フレーム分のRGBの各画像信号を、それぞれR画素、G画素、B画素に割り当てたRGB画像データを生成する。そして、RGB画像データに対して、さらに3×3のマトリクス処理、階調変換処理、3次元LUT処理等の色変換処理を施す。

【0047】

色彩強調部70は、色変換処理済みのRGB画像データに対して、各種色彩強調処理を施す。構造強調部72は、色彩強調処理済みのRGB画像データに対して、空間周波数強調等の構造強調処理を施す。構造強調部72で構造強調処理が施されたRGB画像データは、通常観察画像として画像表示信号生成部66に入力される。

【0048】

特殊観察画像処理部64は、酸素飽和度画像生成部76と、構造強調部78とを有する。酸素飽和度画像生成部76は、酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を表す酸素飽和度画像を生成する。

【0049】

構造強調部78は、酸素飽和度画像生成部76から入力される酸素飽和度画像に対して、空間周波数強調処理等の構造強調処理を施す。構造強調部72で構造強調処理が施された酸素飽和度画像は、画像表示信号生成部66に入力される。

【0050】

動き量算出部65は、観察モード切替SW22bが特殊観察モードの場合に、画像処理切替部60から画像信号を取得し、取得した画像信号を用いて動き量を算出する。動きとは、観察対象の蠕動運動等による移動，変形，回転，向き等の変化や、被検体内での先端部24の移動，回転，向き等の変化による相対的な観察対象の変化、あるいは観察対象自体の変化と先端部24の変化による相対的な観察対象の変化とが組み合わせられた結果による総合的な観察対象の変化である。そして、動き量とは、こうした観察対象の動きの大きさを示す値である。

【0051】

動き量算出部65は、1フレーム目に得られるR1画像信号と2フレーム目に得られるR2画像信号の信号比に基づいて動き量を算出する。具体的には、例えば、R1画像信号とR2画像信号の信号値の比を画素毎にそれぞれ算出し、その平均値を動き量とする。このため、動き量算出部65が算出する動き量は、第1画像信号（または第2画像信号）が表す撮像領域の全体で一つ算出される。もちろん、R1画像信号とR2画像信号の信号値

10

20

30

40

50

の比の合計値や最大値、最小値、中央値、分散等のその他統計値を動き量としても良い。
R 1 画像信号と R 2 画像信号は、観察対象に動きがない場合にはほぼ同じになるので、動き量はほぼ「1」である。一方、1 フレーム目と 2 フレーム目の間に観察対象に動きが生じると、R 1 画像信号と R 2 画像信号に差が生じ、動き量は「1」からずれた値になる。動き量は、観察対象の動きが大きいほど「1」からのずれが大きくなる。

【0052】

動き量算出部 6 5 は、算出した動き量を酸素飽和度画像生成部 7 6 に入力する。酸素飽和度画像生成部 7 6 は、酸素飽和度を算出するモードとして、第 1 モードと第 2 モードとを有しており、動き量算出部 6 5 から入力される動き量に基づいて、少なくともこれらのいずれかのモードで酸素飽和度を算出する。第 1 モードは、第 1 白色光で照明中の観察対象を撮像し、1 フレーム目に得られる第 1 画像信号と、第 2 白色光で照明中の観察対象を撮像し、2 フレーム目に得られる第 2 画像信号との両方に基づいて酸素飽和度を算出するモードである。より具体的には、第 1 モードでは B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B1/G2$ と、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R2/G2$ とに基づいて酸素飽和度が算出される。一方、第 2 モードは、第 2 画像信号を用いず、第 1 画像信号だけに基づいて酸素飽和度を算出するモードである。より具体的には、第 2 モードでは、B 1 画像信号と G 1 画像信号の信号比 $B1/G1$ と、R 1 画像信号と G 1 画像信号の信号比 $R1/G1$ とに基づいて酸素飽和度が算出される。

【0053】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常観察画像または酸素飽和度画像を表示用形式の信号（表示用画像信号）に変換し、モニタ 1 8 に入力する。これにより、モニタ 1 8 には通常観察画像または酸素飽和度画像が表示される。

【0054】

図 8 に示すように、酸素飽和度画像生成部 7 6 は、モード切替部 8 0 と、信号比算出部 8 1 と、相関関係記憶部 8 2 と、酸素飽和度算出部 8 3 と、画像生成部 8 4 と、を備えている。

【0055】

モード切替部 8 0 は、動き量算出部 6 5 から入力される動き量を閾値（動き量の範囲を定める上限及び下限の値の組）と比較し、その結果に応じて酸素飽和度を算出するモードを切り替えるためのモード設定信号を信号比算出部 8 1 に入力する。具体的には、動き量が閾値で定められる特定範囲に収まっており、観察対象の動きが小さいと判定した場合には、酸素飽和度を算出するモードを第 1 モードに設定するためのモード設定信号を信号比算出部 8 1 に入力する。一方、動き量が閾値で定められる特定範囲に収まらず、観察対象の動きが大きいと判定した場合には、酸素飽和度を算出するモードを第 2 モードに設定するためのモード設定信号を信号比算出部 8 1 に入力する。なお、閾値及び閾値によって定められる特定範囲は、設定等により予め定められている。また、動き量は第 1 画像信号（または第 2 画像信号）が表す撮像領域の全体で一つ算出されるので、モード切替部 8 0 が行う算出モードの切り替えは、この一つの動き量に基づいて、撮像領域の全体で一括して変更される。

【0056】

信号比算出部 8 1 は、モード切替部 8 0 から入力されるモード設定信号に応じて、酸素飽和度算出部 8 3 で用いる信号比を算出する。第 1 モードに設定された場合、信号比算出部 8 1 は、B 1 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $B1/G2$ を画素毎に算出し、かつ、R 2 画像信号と G 2 画像信号の信号比 $R2/G2$ を画素毎に算出する。なお、信号比算出部 8 1 は、信号比 $B1/G2$ を算出する際に、B 1 画像信号，G 1 画像信号，R 1 画像信号を用いた画素間演算によって、B 1 画像信号から第 1 蛍光による信号値を除去して色の分離性を高める補正処理を施し、ほぼ第 1 青色レーザ光だけによる信号値に補正した B 1 画像信号を用いる。

【0057】

一方、第 2 モードに設定された場合、信号比算出部 8 1 は、B 1 画像信号と G 1 画像信

10

20

30

40

50

号の信号比 B_1 / G_1 を画素毎に算出し、かつ、 R_1 画像信号と G_1 画像信号の信号比 R_1 / G_1 を画素毎に算出する。信号比算出部 81 は、これらの信号比 B_1 / G_1 , R_1 / G_1 を算出する際に、 B_1 画像信号 , G_1 画像信号 , R_1 画像信号を用いた画素間演算によって、 B_1 画像信号から第 1 蛍光による信号値を除去し、 G_1 画像信号からは第 1 レーザ光による信号値を除去して、各々の色の分離性を高める補正処理を施す。そして、ほぼ第 1 青色レーザ光だけによる信号値に補正された B_1 画像信号と、ほぼ第 1 蛍光だけによる信号値に補正された G_1 画像信号とを用いて信号比 B_1 / G_1 及び信号比 R_1 / G_1 を算出する。

【0058】

第 1 モードと第 2 モードを比較すると、第 1 モードは酸素飽和度の算出に用いる信号比を算出する際に補正処理を施す画像信号が B_1 画像信号だけなので、 B_1 画像信号と G_1 画像信号との 2 種類の画像信号に補正処理を施す第 2 モードよりも酸素飽和度の精度が高い。一方、第 2 モードでは、1 フレーム (1 フレーム目) に同時に得られる第 1 画像信号だけを用いて酸素飽和度を算出するので、観察対象に動きがあっても酸素飽和度の算出精度が低下しない。

【0059】

相関関係記憶部 82 は、信号比算出部 81 が各モードで算出する二つの信号比の組と、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 9 に示す二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルで記憶されており、本実施形態では第 1 , 第 2 モードで共通して用いられる。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、各等値線の間隔は血液量 (図 9 の横軸) 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。

【0060】

なお、上記相関関係は、図 10 に示すように、酸化ヘモグロビン (グラフ 90) や還元ヘモグロビン (グラフ 91) の吸光特性や光散乱特性と密接に関連し合っている。例えば、第 1 青色レーザ光の中心波長 473 nm 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の差が大きい波長では、酸素飽和度の情報を取り扱いやすい。しかしながら、 473 nm の光に対応する信号を含む B_1 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、第 1 モードでは、 B_1 画像信号に加え、主として血液量に依存して変化する光に対応する R_2 画像信号と、 B_1 画像信号と R_2 画像信号のリファレンス信号となる G_2 画像信号から得られる信号比 R_2 / G_2 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。第 2 モードでは、 B_1 画像信号と R_1 画像信号のリファレンス信号として G_1 画像信号を用い、血液量を表す信号比として信号比 R_1 / G_1 を用いているが、信号比 R_1 / G_1 を用いることで第 1 モードの場合と同様に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。

【0061】

酸素飽和度算出部 83 は、信号比算出部 81 で算出された信号比を用いることによって、動き量に基づいて酸素飽和度を算出する。より具体的には、酸素飽和度算出部 83 は、相関関係記憶部 82 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 81 で算出された信号比に対応する酸素飽和度を画素毎に算出する。例えば、第 1 モードにおいて、特定画素における信号比 B_1 / G_2 及び信号比 R_2 / G_2 がそれぞれ B_1^* / G_2^* 及び R_2^* / G_2^* である場合、図 11 に示すように、相関関係を参照すると、信号比 B_1^* / G_2^* 及び信号比 R_2^* / G_2^* に対応する酸素飽和度は「60%」である。したがって、酸素飽和度算出部 83 は、この特定画素の酸素飽和度を「60%」と算出する。第 2 モードの場合も同様である。

【0062】

なお、第 1 モードの場合、信号比 B_1 / G_2 及び信号比 R_2 / G_2 が極めて大きくなったり、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 B_1 / G_2 や信号比 R_2 / G_2 の値が、酸素飽和度 0% の下限ライン 93 を上回ったり、反対に酸素飽和

10

20

30

40

50

度 100% の上限ライン 94 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ライン 93 を下回ってしまった場合には酸素飽和度算出部 83 は酸素飽和度を 0% とし、上限ライン 94 を上回ってしまった場合には酸素飽和度を 100% とする。また、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に対応する点が下限ライン 93 と上限ライン 94 の間から外れた場合には、その画素における酸素飽和度の信頼度が低いことが分かるように表示をしたり、酸素飽和度を算出しないようにしても良い。第 2 モードの場合も同様である。

【0063】

画像生成部 84 は、酸素飽和度算出部 83 で算出された酸素飽和度を用いて、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成する。具体的には、第 1 モードの場合、画像生成部 84 は、B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を取得し、これらの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。そして、ゲインを施した B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を用いて RGB 画像データを生成する。例えば、画像生成部 84 は、補正酸素飽和度が 60% 以上の画素では B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号のいずれにも同じゲイン「1」を乗じる。これに対して、補正酸素飽和度が 60% 未満の画素では、B2 画像信号に対して「1」未満のゲインを乗じ、G2 画像信号及び R2 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 B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号を用いて生成された RGB 画像データが酸素飽和度画像である。

【0064】

第 2 モードの場合、画像生成部 84 は、B1 画像信号、G1 画像信号、R1 画像信号を取得し、これらの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。そして、ゲインを施した B1 画像信号、G1 画像信号、R1 画像信号を用いて RGB 画像データを酸素飽和度画像として生成する。ゲインの掛け方は第 1 モードの場合と同様である。

【0065】

画像生成部 84 が生成した酸素飽和度画像では、高酸素の領域（酸素飽和度が 60 ~ 100% の領域）では、通常観察画像と同様の色で表される。一方、酸素飽和度が特定値を下回る低酸素の領域（酸素飽和度が 0 ~ 60% の領域）は、通常観察画像とは異なる色（疑似カラー）で表される。

【0066】

なお、本実施形態では、画像生成部 84 は、低酸素の領域のみ疑似カラー化するゲインを乗じているが、高酸素領域で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、低酸素領域と高酸素領域を酸素飽和度 60% で分けているがこの境界も任意である。

【0067】

次に、本実施形態の内視鏡システム 10 による観察の流れを図 12 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、最も遠景の状態からスクリーニングを行う（S10）。通常観察モードでは、通常観察画像がモニタ 18 に表示される。このスクリーニング時に、ブラウニッシュエリアや発赤等の病変の可能性がある部位（以下、病変可能性部位という）を発見した場合（S11）には、モード切替 SW22b を操作して、特殊観察モードに切り替える（S12）。そして、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位の診断を行う。

【0068】

特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 白色光がセンサ 48 の撮像フレームに同期して交互に観察対象に照射されるので、センサ 48 は 1 フレーム目に R1 画像信号、G1 画像信号、B1 画像信号を出力し、2 フレーム目に R2 画像信号、G2 画像信号、B2 画像信号を出力する（撮像ステップ（S12））。そして、プロセッサ装置 16 は受信部 54 でこれらの撮像信号を受信し（受信ステップ（S12））、動き量算出部 65 によって、これら 2 フレーム分の画像信号のうち、R1 画像信号と R2 画像信号の信号比を画素毎に算出され、その平均値が動き量として算出される（S13：動き量算出ステップ）。

【0069】

10

20

30

40

50

動き量はモード切替部 80 において閾値と比較され (S 14)、動き量が小さく、閾値で定められる特定範囲に収まっている場合は酸素飽和度を算出するモードが第 1 モードに設定される (S 14: YES)。一方、動き量が大きく、閾値で定められる特定範囲に収まらない場合には、酸素飽和度を算出するモードは第 2 モードに設定される (S 14: NO)。

【0070】

酸素飽和度を算出するモードが第 1 モードに設定された場合、信号比算出部 81 によって信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ が算出される (S 15: 信号比算出ステップ)。但し、信号比 $B1/G2$ を算出する際には、画像処理切替部 60 を介して取得する B1 画像信号から、第 1 蛍光による信号値を除去する補正処理が施された B1 画像信号が用いられる。一方、酸素飽和度算出モードが第 2 モードに設定された場合、信号比算出部 81 によって、信号比 $B1/G1$ 及び信号比 $R1/G1$ が算出される (S 16: 信号比算出ステップ)。但し、これら信号比 $B1/G1$, $R1/G1$ を算出する際には、画像処理切替部 60 を介して取得する B1 画像信号から第 1 蛍光による信号値を除去する補正処理が施された B1 画像信号と、G1 画像信号から第 1 レーザ光による信号値を除去する補正処理が施された G1 画像信号が用いられる。

【0071】

こうして算出モードに応じて算出された信号比が算出されると、酸素飽和度算出部 83 は、算出された信号比に基づき、画素毎に酸素飽和度を算出する (S 17: 酸素飽和度算出ステップ)。酸素飽和度が算出されると、画像生成部 84 において酸素飽和度画像が生成される (S 18)。酸素飽和度を算出するモードが第 1 モードに設定されている場合、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ に基づいて算出された酸素飽和度に応じて、B2 画像信号、G2 画像信号、R2 画像信号にゲインを施すことによって酸素飽和度画像が生成される。一方、酸素飽和度を算出するモードが第 2 モードに設定されている場合、信号比 $B1/G1$ 及び信号比 $R1/G1$ に基づいて算出された酸素飽和度に応じて、B1 画像信号、G1 画像信号、R1 画像信号にゲインを施すことによって酸素飽和度画像が生成される。そして、生成された酸素飽和度画像は、モニタ 18 に表示される (S 19: 表示ステップ)。これらの動作は、通常観察モードに切り替えられるか (S 20)、診断終了 (S 21) まで繰り返し行われる。

【0072】

上記のように、観察対象の動きが小さい場合に設定される第 1 モードでは、1 フレーム目に得られる第 1 画像信号と、第 2 フレーム目に得られる第 2 画像信号との両方を用いて酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される。一方、観察対象の動きが大きい場合に設定される第 2 モードでは、2 フレーム目に得られる第 2 画像信号は用いず、1 フレーム目に得られる第 1 画像信号だけを用いて酸素飽和度が算出され、酸素飽和度画像が生成される。そして、これら第 1 モードと第 2 モードの切り替えは、動き量に基づいて、自動的に行われる。

【0073】

第 1 モードは、特に正確な酸素飽和度を算出することができるが、酸素飽和度の算出に 2 フレーム分の画像信号を必要とするので、観察対象に動きがあると酸素飽和度の算出精度が悪化する場合がある。また、第 2 モードは、酸素飽和度の算出精度を上げるために B1 画像信号と G2 画像信号の二つの画像信号に対して補正処理をしてから信号比 $B1/G1$, $R1/G1$ を算出する必要があるため、第 1 モードと比較すると酸素飽和度の算出精度が劣るが、1 フレーム分の画像信号だけを用いるので、観察対象に動きでは酸素飽和度の算出精度が低下し難い。このため、内視鏡システム 10 では、上記のように観察対象の動き量を算出することにより、観察対象の動きを検出し、動き量として算出される観察対象の動きの大きさに応じて第 1 モードと第 2 モードを自動的に切り替えている。

【0074】

これにより、先端部 24 の位置や向きをほぼ動かさずに行われる精査時等で、観察対象に殆ど動きがない場合には、第 1 モードが自動選択され、スクリーニング時よりも正確性

10

20

30

40

50

が高い酸素飽和度を算出及び提示することができる。さらに、先端部 24 の位置や向きを変えながら行われるスクリーニング時等で、観察対象に大きな動きがある場合には、第 2 モードが自動選択され、誤診を招くことがない程度の精度が確保された正確な酸素飽和度を算出及び提示することができる。もちろん、精査時に蠕動運動等によって観察対象に動きがあった場合でも、その動きが大きい場合には自動的に第 2 モードに切り替えられ、正確な酸素飽和度の算出及び提示は維持される。また、スクリーニング時でも、観察対象に動きがなければ、自動的に第 1 モードに切り替えられ、第 2 モードを続行する場合よりも高精度な酸素飽和度を算出及び提示することができる。すなわち、内視鏡システム 10 は観察対象の動きがあっても、可能な限り正確な酸素飽和度を算出及び提示を行うことができる。

10

【0075】

[第 2 実施形態]

第 2 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態の動き量算出部 65 と、酸素飽和度画像生成部 76 のモード切替部 80、信号比算出部 81、酸素飽和度算出部 83 を、図 13 に示す動き量算出部 265、モード切替部 280、信号比算出部 281、酸素飽和度算出部 283 にそれぞれ置き換えたものである。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。

【0076】

動き量算出部 265 は、観察モード切替 SW 22b が特殊観察モードの場合に、画像処理切替部 60 から画像信号を取得し、取得した画像信号を用いて動き量を算出することやその方法については、第 1 実施形態の動き量算出部 65 と同じである。但し、動き量算出部 265 は、第 1 画像信号（または第 2 画像信号）が表す撮像領域を設定に応じて複数の領域に分け、各領域で動き量を算出する。例えば、図 14 に示すように、動き量算出部 265 は、R1 画像信号（符号 R1）と R2 画像信号（符号 R2）が表す撮像領域を 3×3 の領域 A_{ij} （ $i = 1 \sim 3$ 、 $j = 1 \sim 3$ ）に分け、各領域 A_{ij} でそれぞれ動き量 M_{ij} を算出する。

20

【0077】

また、モード切替部 280 は、各領域 A_{ij} についてそれぞれ動き量と閾値を比較し、その結果に応じて領域 A_{ij} 毎に酸素飽和度を算出するモードを切り替えるためのモード設定信号を信号比算出部 281 に入力する。このモード設定信号は、各領域 A_{ij} と酸素飽和度を算出するモードの設定の対応を指定する。例えば、図 14 に示すように、中央の領域 A_{22} の動き量 M_{22} が閾値で定められる特定範囲に収まっている場合、この領域 A_{22} の酸素飽和度を算出するモードは第 1 モードに設定される。また、左上の領域 A_{11} のように、動き量 M_{11} が閾値で定められる特定範囲に収まっていない場合には、その領域 A_{11} の酸素飽和度を算出するモードは第 2 モードに設定される。モード切替部 280 が用いる閾値は、第 1 実施形態のモード切替部 80 で用いるものと同じである。

30

【0078】

信号比算出部 281 は、モード切替部 80 から入力されるモード設定信号に応じて、酸素飽和度算出部 283 で用いる信号比を算出する。各算出モードでの信号比の算出方法等は、第 1 実施形態の信号比算出部 81 と同じであるが、信号比算出部 281 では、上記領域毎にモード設定信号で指定された算出モードで信号比を算出する。したがって、第 1 モードに設定された領域では信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ を算出し、第 2 モードに設定された領域では信号比 $B1/G1$ 及び信号比 $R1/G1$ を算出する。

40

【0079】

酸素飽和度算出部 283 は、信号比算出部 281 から入力される各領域の信号比と、相関関係記憶部 82 に記憶された相関関係とに基づいて、酸素飽和度を算出する。このため、第 1 モードに設定された領域では、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ を用いて酸素飽和度を算出し、第 2 モードに設定された領域では、信号比 $B1/G1$ 及び信号比 $R1/G1$ を用いて酸素飽和度を算出する。

【0080】

50

上記のように、画像信号を複数の領域 A_{ij} に分け、各領域 A_{ij} で動き量 M_{ij} を算出し、動き量 M_{ij} の大きさに基づいて領域 A_{ij} 毎に酸素飽和度を算出するモードを設定すると、観察対象の動きが部分的である場合でも正確な酸素飽和度の算出及び提示が可能である。例えば、観察対象に動きがない領域では第 1 モードによって特に正確な酸素飽和度の算出及び提示が維持され、かつ、観察対象に動きがあった領域では、第 2 モードによる酸素飽和度の正確性が確保される。

【 0 0 8 1 】

なお、図 1 4 では、 3×3 の領域 A_{ij} に分けているが、領域の分け方やその数は任意であり、 4×5 の領域に分ける等、画像信号の縦横で領域の個数が違っていても良い。また、各領域の形状は図 1 4 のように四角形でなくても良く、例えば、画像信号を同心円環状の複数の領域に分けても良い。

【 0 0 8 2 】

また、画像信号を分ける領域の最小単位は一つの画素である。この場合、各画素が上記領域であり、画素毎に動き量を算出して酸素飽和度を算出するモードを変えることになる。このように、画素毎に動き量を算出して酸素飽和度を算出するモードを変えると、酸素飽和度画像において酸素飽和度を算出するモードが異なる領域の境界が特に目立ちにくい。

【 0 0 8 3 】

[第 3 実施形態]

第 3 実施形態の内視鏡システムは、第 1 実施形態の信号比算出部 8 1，酸素飽和度算出部 8 3，画像生成部 8 4 を、図 1 5 に示す信号比算出部 3 8 1，酸素飽和度算出部 3 8 3，画像生成部 3 8 4 に置き換えたものである。また、第 3 実施形態の内視鏡システムでは、モード切替部 8 0 がなく、動き量算出部 6 5 が算出する動き量の入力先は画像生成部 3 8 4 である。これ以外の構成は、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 4 】

信号比算出部 3 8 1 は、第 1 モード用信号比算出部 3 8 1 A と第 2 モード用信号比算出部 3 8 1 B とを備える。第 1 モード用信号比算出部 3 8 1 A は、第 1 モードの信号比 B_1 / G_2 ， R_2 / G_2 を算出し、第 2 モード用信号比算出部 3 8 1 B は、第 2 モードの信号比 B_1 / G_1 ， R_1 / G_1 を算出する。すなわち、信号比算出部 3 8 1 は、動き量に依らず、第 1 モード用の信号比 B_1 / G_2 ， R_2 / G_2 と、第 2 モード用の信号比 B_1 / G_1 ， R_1 / G_1 を常に両方とも算出する。第 1 モード用信号比算出部 3 8 1 A 及び第 2 モード用信号比算出部 3 8 1 B が上記信号比をそれぞれ算出する方法は第 1 実施形態の信号比算出部 8 1 と同様である。

【 0 0 8 5 】

酸素飽和度算出部 3 8 3 は、第 1 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 A と第 2 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 B とを備える。第 1 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 A は、第 1 モード用信号比算出部 3 8 1 A が算出した信号比 B_1 / G_2 ， R_2 / G_2 と、相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係に基づいて、各画素の酸素飽和度を算出する。また、第 2 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 B は、第 2 モード用信号比算出部 3 8 1 B が算出した信号比 B_1 / G_1 ， R_1 / G_1 と、相関関係記憶部 8 2 に記憶された相関関係に基づいて、各画素の酸素飽和度を算出する。すなわち、酸素飽和度算出部 3 8 3 は、動き量に依らず常に、第 1 モードで酸素飽和度を算出し、かつ、第 2 モードで酸素飽和度を算出する。

【 0 0 8 6 】

画像生成部 3 8 4 は、第 1 モード画像生成部 3 8 4 A と、第 2 モード画像生成部 3 8 4 B と、重み付け合成部 3 8 5 とを備える。第 1 モード画像生成部 3 8 4 A は、第 1 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 A が算出した酸素飽和度と、B 2 画像信号，G 2 画像信号及び R 2 画像信号とを用いて酸素飽和度画像を生成する。この第 1 モード画像生成部 3 8 4 A が生成する酸素飽和度画像（以下、第 1 モード画像という）は、第 1 実施形態で第 1 モードに設定された場合に算出される酸素飽和度画像である。また、第 2 モード画像生成部 3 8 4 B は、第 2 モード用酸素飽和度算出部 3 8 3 B が算出した酸素飽和度と、B 1 画像信

10

20

30

40

50

号，G 1 画像信号及び R 1 画像信号とを用いて酸素飽和度画像を生成する。この第 2 モード画像生成部 3 8 4 B が算出する酸素飽和度画像（以下、第 2 モード画像という）は、第 1 実施形態で第 2 モードに設定された場合に算出される酸素飽和度画像である。したがって、画像生成部 3 8 4 は、動き量に依らず常に第 1 モード画像と第 2 モード画像とを生成する。

【0087】

重み付け合成部 3 8 5 は、第 1 モード画像と第 2 モード画像を合成することにより合成酸素飽和度画像を生成する。この合成は、動き量に基づいた重み付け係数 K を用いて行われる。具体的には、重み付け合成部 3 8 5 は、まず、動き量算出部 6 5 から入力される動き量に基づいて重み付け係数 K を算出する。重み付け係数 K は、「0」から「1」の値で算出され、動き量が「1」（観察対象に動きがない場合の $R 2 / R 1$ の値）の場合に「0」であり、予め定められた閾値と同じ値の場合に「1」である。そして、動き量が「1」から閾値までの間は、動き量の大きさに比例して「0」から「1」の範囲内の値に設定される。また、動き量が閾値を超える場合は、重み付け係数 K は「1」に設定される。重み付け係数 K を算出すると、図 1 6 に示すように、第 1 モード画像 3 9 1 に「 $1 - K$ 」を乗じ、第 2 モード画像 3 9 2 に「K」を乗じて、画素毎に信号値を合算することにより、合成酸素飽和度画像 3 9 3 を生成する。こうして生成された合成酸素飽和度画像 3 9 3 が表示用の酸素飽和度画像として構造強調部 7 8 に出力され、モニタ 1 8 に表示される。

10

【0088】

上記のように合成酸素飽和度画像 3 9 3 を生成する場合も、図 1 7 に示すように、第 1 実施形態と同様に、まず、通常観察モードにおいてスクリーニングを行い（S 3 1 0）、病変可能性部位を発見した場合（S 3 1 1）には、モード切替 SW 2 2 b を操作して、特殊観察モードに切り替え（S 3 1 2）、この特殊観察モードにおいて、病変可能性部位の診断を行う。

20

【0089】

特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 白色光がセンサ 4 8 の撮像フレームに同期して交互に観察対象に照射されるので、センサ 4 8 は 1 フレーム目に R 1 画像信号，G 1 画像信号，B 1 画像信号を出力し、2 フレーム目に R 2 画像信号，G 2 画像信号，B 2 画像信号を出力するので、第 1 実施形態と同様に、動き量算出部 6 5 によって動き量が算出される（S 3 1 3）。

30

【0090】

その後、第 1 実施形態では動き量に基づいて第 1 モードと第 2 モードを切り換えて酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成を行っているが、本実施形態では、動き量に大きさ等に依らず、第 1 モード用の信号比 $B 1 / G 2$ ， $R 2 / G 2$ が算出され（S 3 1 4：第 1 信号比算出ステップ）、かつ、第 2 モード用の信号比 $B 1 / G 1$ ， $R 1 / G 1$ が算出される（S 3 1 5：第 2 信号比算出ステップ）。そして、第 1，第 2 モード用の各信号比に基づいて、第 1 モードの酸素飽和度と、第 2 モードの酸素飽和度がそれぞれ算出される（S 3 1 6：第 1 酸素飽和度算出ステップ，S 3 1 7：第 2 酸素飽和度算出ステップ）。

【0091】

こうして第 1，第 2 各算出モードの酸素飽和度が算出されると、第 1 モード用の酸素飽和度を用いて第 1 モード画像 3 9 1 が生成され（S 3 1 8：第 1 モード画像生成ステップ）、かつ、第 2 モード用の酸素飽和度を用いて第 2 モード画像 3 9 2 が生成される（S 3 1 9：第 2 モード画像生成ステップ）。また、重み付け合成部 3 8 5 によって、ステップ 3 1 3 で算出された動き量に応じた重み付け係数 K が算出され（S 3 2 0：重み付け係数算出ステップ）、この重み付け係数 K に応じた比率で第 1 モード画像 3 9 1 と第 2 モード画像 3 9 2 が合成され、合成酸素飽和度画像 3 9 3 が生成される（S 3 2 1：合成ステップ）。本実施形態では、上記のように生成される合成酸素飽和度画像 3 9 3 が、構造強調等を経てモニタ 1 8 に表示される（S 3 2 2：表示ステップ）。なお、これらの動作が、通常観察モードに切り替えられるか（S 3 2 3）、診断終了（S 3 2 4）まで繰り返されるのは第 1 実施形態と同様である。

40

50

【 0 0 9 2 】

上記のように、第 1 モード画像 3 9 1 と第 2 モード画像 3 9 2 を常に両方とも生成し、これらを動き量に基づいた重み付け係数 K 重み付けをして合成し、表示用の合成酸素飽和度画像 3 9 3 を生成する場合、観察対象の動きが大きければ合成酸素飽和度画像 3 9 3 中の第 2 モード画像 3 9 2 の比率が大きくなり、観察対象の動きが小さければ合成酸素飽和度画像 3 9 3 中の第 1 モード画像 3 9 1 の比率が高くなる。もちろん、観察対象の動きが小さければ、合成酸素飽和度画像 3 9 3 は第 1 モード画像 3 9 1 そのものになり、観察対象の動きが大きければ、合成酸素飽和度画像 3 9 3 は第 2 モード画像 3 9 2 そのものになる。観察対象の動きの大きさがこれらの中間の場合には、第 1 , 第 2 モードで算出する各酸素飽和度の信頼度が高いほうが合成酸素飽和度画像に強く表れる。

10

【 0 0 9 3 】

本実施形態によれば、第 1 モードと第 2 モードの切り替わりを医師等に意識させずに、正確な酸素飽和度の算出及び提示ができる。また、第 2 実施形態のように領域毎に酸素飽和度を算出するモードを切り替える場合と比較すると、本実施形態の合成酸素飽和度画像 3 9 3 は、酸素飽和度を算出するモードが異なる隣接した領域の境界がないので視認性が良い。

【 0 0 9 4 】

なお、第 2 実施形態のように画像信号を複数の領域に分割し、その各領域で上記のように合成酸素飽和度画像 3 9 3 に対応する合成画像を生成しても良い。このように、本実施形態と第 2 実施形態を組み合わせると、各領域の境界が目立たなくなり、視認性が良い酸素飽和度画像を提供することができる。

20

【 0 0 9 5 】

[第 4 実施形態]

図 1 8 に示すように、第 4 実施形態の内視鏡システム 4 0 0 は、第 1 実施形態とは異なる動き量算出部 4 6 5 と酸素飽和度画像生成部 4 7 6 と光源制御部 4 4 0 とを備える。これ以外の構成は、第 1 実施形態の内視鏡システム 1 0 と同じである。

【 0 0 9 6 】

動き量算出部 4 6 5 は、過去のフレームで得られた第 1 画像信号のうちの一色を少なくとも一つを記憶し、この過去フレーム画像と、画像処理切替部 6 0 を介して取得する最新の第 1 画像信号とから、対応する特徴点をそれぞれ抽出し、その位置関係から観察対象の動きの向き及び大きさを表す動きベクトルを求め、その大きさを動き量として算出する。また、特徴点を複数抽出する場合には、例えば、それぞれから求められる動きベクトルの大きさの平均値を動き量として算出する。

30

【 0 0 9 7 】

酸素飽和度画像生成部 4 7 6 は、第 1 実施形態の酸素飽和度画像生成部 7 6 と同様に酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成をするが、モード切替部 8 0 が出力するモード設定信号を、信号比算出部 8 1 だけでなく、光源制御部 4 4 0 にも入力する。

【 0 0 9 8 】

図 1 9 に示すように、光源制御部 4 4 0 は、酸素飽和度画像生成部 7 6 から入力されるモード設定信号が第 1 モードであった場合、第 1 実施形態と同様に第 1 青色レーザ光源 (4 7 3 L D) 3 4 と第 2 青色レーザ光源 (4 4 5 L D) 3 6 を撮像のフレームに同期して交互に点灯させる。一方、入力されたモード設定信号が第 2 モードであった場合、特殊観察モード時であっても、第 1 モードを設定するモード設定信号を受けるまで、光源制御部 4 4 0 は、第 1 青色レーザ光源 (4 7 3 L D) 3 4 だけを点灯させ続ける。この場合、1 フレーム目、2 フレーム目の両方とも、観察対象には第 1 白色光が照射され、センサ 4 8 は B 1 画像信号、G 1 画像信号、R 1 画像信号を出力する。このため、酸素飽和度画像生成部 4 7 6 は、第 1 モードによる酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成を 1 フレーム毎に行う。

40

【 0 0 9 9 】

上記制御によれば、観察対象が大きく (速く) 動いている間、正確な酸素飽和度の算出

50

及び提示をしつつ、かつ、撮像及び酸素飽和度画像を表示するフレームレートが自動的に向上し、観察対象の視認性が良くなる。

【0100】

なお、第1～第3実施形態においても、本実施形態の動き量算出部465と同様の方法で動き量を算出しても良い。

【0101】

[第5実施形態]

図20に示すように、内視鏡システム700の光源装置14には、第1及び第2青色レーザ光源34、36と光源制御部40の代わりに、LED(Light Emitting Diode)光源ユニット501と、LED光源制御部504が設けられている。また、内視鏡システム500の照明光学系24aには蛍光体44が設けられていない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同様である。

【0102】

LED光源ユニット501は、特定の波長帯域に制限された光を発光する光源として、R-LED501a、G-LED501b、B-LED501cを有する。図21に示すように、R-LED501aは、例えば約600～650nmの赤色帯域光(以下、単に赤色光という)を発光する。この赤色光の中心波長は約620～630nmである。G-LED501bは、正規分布で表される約500～600nmの緑色帯域光(以下、単に緑色光)を発光する。B-LED501cは、445～460nmを中心波長とする青色帯域光(以下、単に青色光という)を発光する。

【0103】

また、LED光源ユニット501は、B-LED501cが発する青色光の光路上に挿抜されるハイパスフィルタ(HPF)502を有する。ハイパスフィルタ502は、約450nm以下の波長帯域の青色光をカットし、約450nmより長波長帯域の光を透過する。

【0104】

ハイパスフィルタ502のカットオフ波長(約450nm)は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数がほぼ等しい波長であり(図10参照)、この波長を境に酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの吸光係数が逆転する。本実施形態の場合、相関関係記憶部82に記憶された相関関係は、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よりも大きい場合のものであるので、カットオフ波長以下の波長帯域に基づくシグナルは、不正確な酸素飽和度が算出される原因になる。このため、少なくとも酸素飽和度を算出するためのB1画像信号を取得する時に、ハイパスフィルタ502を用いてカットオフ波長以下の波長帯域の光が観察対象に照射されないようにすることで、酸素飽和度の算出精度が向上する。

【0105】

したがって、ハイパスフィルタ502は、特殊観察モード時にB-LED501cの前の挿入位置に挿入され、通常観察モード時には退避位置に退避される。ハイパスフィルタ502の挿抜は、LED光源制御部504の制御のもとで、HPF挿抜部503によって行われる。

【0106】

LED光源制御部504は、LED光源ユニット501の各LED501a～501cの点灯/消灯、及びハイパスフィルタ502の挿抜を制御する。具体的には、図22に示すように、通常観察モードの場合、LED光源制御部504は、各LED501a～501cを全て点灯させ、ハイパスフィルタ502はB-LED501cの光路上から退避させる。これにより、青色光、緑色光、赤色光が重畳した白色光が観察対象に照射され、センサ48はその反射光により観察対象を撮像し、B、G、R各色の画像信号を出力する。

【0107】

一方、図23に示すように、特殊観察モードの場合、LED光源制御部504は、各LED501a～501cを全て点灯させた状態で、ハイパスフィルタ502をフレーム毎

10

20

30

40

50

に挿入または退避させる。これにより、観察対象には、450nm以下の波長帯域がカットされた青色光と緑色光と赤色光とからなる第1混色光と、450nm以下の波長帯域がカットされていない青色光と緑色光と赤色光とからなる第2混色光とが交互に照射される。第1混色光は第1実施形態の第1白色光に対応し、第2混色光は第1実施形態の第2白色光に対応する。

【0108】

そして、撮像制御部49では、第1混色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を1フレーム目の読出し期間に読み出して、B1画像信号、G1画像信号、R1画像信号を出力する。また、第2混色光のもとで観察対象を撮像して得た信号電荷を2フレーム目の読出し期間に読み出して、B2画像信号、G2画像信号、R2画像信号を出力する。その後の処理は内視鏡システム10と同様に行うことができる。

10

【0109】

なお、第1、第2混色光は互いに発光スペクトルが異なる第1、第2照明光であり、R-LED501a、G-LED501b、B-LED501c、及びハイパスフィルタ502は、観察対象に互いに発光スペクトルが異なる第1、第2照明光を発光する光源を構成する。

【0110】

[参考例]

図24に示すように、内視鏡システム600の光源装置14には、第1及び第2青色レーザ光源34、36と光源制御部40の代わりに、広帯域光源601と、回転フィルタ602と、回転フィルタ制御部603が設けられている。また、内視鏡システム600のセンサ605は、カラーフィルタが設けられていないモノクロの撮像素子である。このため、DSP56は、デモザイク処理等のカラー撮像素子に特有の処理は行わない。それ以外については、第1実施形態の内視鏡システム10と同じである。

20

【0111】

広帯域光源601は、例えばキセノンランプ、白色LED等からなり、波長帯域が青色から赤色に及ぶ白色光を発する。回転フィルタ602は、通常観察モード用フィルタ610と特殊観察モード用フィルタ611とを備えており(図25参照)、広帯域光源601から発せられる白色光がライトガイド41に入射される光路上に、通常観察モード用フィルタ610を配置する通常観察モード用の第1位置と、特殊観察モード用フィルタ611を配置する特殊観察モード用の第2位置との間で径方向に移動可能である。この第1位置と第2位置への回転フィルタ602の相互移動は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部603によって制御される。また、回転フィルタ602は、第1位置または第2位置に配置された状態で、センサ605の撮像フレームに応じて回転する。回転フィルタ602の回転速度は、選択された観察モードに応じて回転フィルタ制御部603によって制御される。

30

【0112】

図25に示すように、通常観察モード用フィルタ610は、回転フィルタ602の内周部に設けられている。通常観察モード用フィルタ610は、赤色光を透過するRフィルタ610aと、緑色光を透過するGフィルタ610bと、青色光を透過するBフィルタ610cとを有する。したがって、回転フィルタ602を通常光観察モード用の第1位置に配置すると、広帯域光源601からの白色光は、回転フィルタ602の回転に応じてRフィルタ610a、Gフィルタ610b、Bフィルタ610cのいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光が順次照射され、センサ605は、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R画像信号、G画像信号、B画像信号を順次出力する。

40

【0113】

また、特殊観察モード用フィルタ611は、回転フィルタ602の外周部に設けられている。特殊観察モード用フィルタ611は、赤色光を透過するRフィルタ611aと、緑色光を透過するGフィルタ611bと、青色光を透過するBフィルタ611cと、473

50

± 10 nm の狭帯域光を透過する狭帯域フィルタ 611d とを有する。したがって、回転フィルタ 602 を通常光観察モード用の第 2 位置に配置すると、広帯域光源 601 からの白色光は、回転フィルタ 602 の回転に応じて R フィルタ 611a、G フィルタ 611b、B フィルタ 611c、狭帯域フィルタ 611d のいずれかに入射する。このため、観察対象には、透過したフィルタに応じて、赤色光、緑色光、青色光、狭帯域光 (473 nm) が順次照射され、センサ 605 は、これらの反射光によりそれぞれ観察対象を撮像することにより、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号、及び狭帯域画像信号を順次出力する。

【0114】

特殊観察モードで得られる R 画像信号と G 画像信号は、第 1 実施形態の R1 (または R2) 画像信号と G1 (または G2) 画像信号に対応する。また、特殊観察モードで得られる B 画像信号は、第 1 実施形態の B2 画像信号に対応し、狭帯域画像信号は B1 画像信号に対応する。したがって、その後の処理は第 1 実施形態の内視鏡システム 10 とほぼ同様に行うことができる。

【0115】

但し、本参考例の内視鏡システムでは、酸素飽和度算出部 83 は、狭帯域画像信号と R 画像信号と G 画像信号の 3 つの画像信号を用いて酸素飽和度を算出する。そして、観察対象の動きが小さいと判定された場合、画像生成部 84 は、酸素飽和度と、R、G、B の各画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成する。すなわち、観察対象の動きが小さい場合は、酸素飽和度を算出し、酸素飽和度画像を生成するために合計 4 フレーム分の画像信号を使用し、正確な酸素飽和度を提示することができる。このモードは、第 1 実施形態の第 1 モードによる酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成に対応する。

【0116】

一方、観察対象の動きが大きいと判定された場合、画像生成部 84 は、算出された酸素飽和度と、狭帯域画像信号、R 画像信号、G 画像信号を用いて酸素飽和度画像を生成する。すなわち、観察対象の動きが大きい場合は、酸素飽和度を算出して酸素飽和度画像を生成するために合計 3 フレーム分の画像信号だけを使用する。このため、酸素飽和度画像中の観察対象のブレ等を抑えつつ、正確な酸素飽和度を提示することができる。このモードは、第 1 実施形態の第 2 モードによる酸素飽和度の算出及び酸素飽和度画像の生成に対応する。

【0117】

なお、広帯域光源 601 と回転フィルタ 602 は、互いに発光スペクトルが異なる第 1、第 2 照明光を発光する光源を構成する。本実施形態の場合、特殊観察モード用フィルタ 611 を用いることによって観察対象に照射される一連の光が第 1 照明光であり、通常観察モード用フィルタ 610 を用いることによって観察対象に照射される一連の光が第 2 照明光である。

【0118】

なお、第 1 ~ 第 5 実施形態及び参考例では、信号比 $B1/G2$ と信号比 $R2/G2$ 、または、信号比 $B1/G1$ と信号比 $R1/G1$ に基づいて酸素飽和度を算出しているが、信号比 $B1/G2$ または信号比 $B1/G1$ のみに基づいて酸素飽和度を算出しても良い。この場合には、相関関係記憶部 82 には信号比 $B1/G2$ または信号比 $B1/G1$ と酸素飽和度の相関関係を記憶しておけば良い。

【0119】

第 1 ~ 第 5 実施形態及び参考例では、酸素飽和度を画像化した酸素飽和度画像を生成及び表示しているが、これに加えて、血液量を画像化した血液量画像を生成及び表示しても良い。血液量は信号比 $R2/G2$ (または $R1/G1$) と相関があるので、信号比 $R2/G2$ (または $R1/G1$) に応じて異なる色を割り当てることで、血液量を画像化した血液量画像を作成することができる。

【0120】

第 1 ~ 第 5 実施形態及び参考例では酸素飽和度を算出しているが、これに代えて、ある

いはこれに加えて、「血液量×酸素飽和度(%)」から求まる酸化ヘモグロビンインデックスや、「血液量×(1-酸素飽和度)(%)」から求まる還元ヘモグロビンインデックス等、他の生体機能情報を算出しても良い。

【0121】

第1～第5実施形態及び参考例では、センサ48としてCCDイメージセンサを用いているが、センサ48としてCMOSイメージセンサを用いても良い。但し、CMOSイメージセンサはいわゆるローリングシャッタ方式で駆動され、画素の行(1～N行の各行)毎に順に信号電荷の蓄積及び読み出しが行われる。このため、各行の信号電荷の蓄積及び読み出しのタイミングが行毎に異なるので、第1白色光と第2白色光の切り替えは読み出しのタイミングに合わせて行うことが望ましい。例えば、図26に示すように、通常観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、第2白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_2)からN行目の読み出し完了(時刻 T_3)までの間、第2白色光の照射を停止させる。また、図27に示すように、特殊観察モード時には、N行目の蓄積開始(時刻 T_1)から1行目の蓄積完了(時刻 T_2)までの間、第2白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_2)からN行目の読み出し完了(時刻 T_3)までの間、第2白色光の照射を停止させる。そして、次のフレームにおいて、N行目の蓄積開始(時刻 T_3)から1行目の蓄積完了(時刻 T_4)までの間、第1白色光の照射を行う一方、1行目の読み出し開始(時刻 T_4)からN行目の読み出し完了(時刻 T_5)までの間、第1白色光の照射を停止させる。こうすると、各行の実質的な電荷蓄積期間の長さ(露光量)を統一し、かつ、第1白色光による信号と第2白色光による信号が混ざるのを防ぐことができるので、センサ48としてCMOSイメージセンサを用いる場合でも上記各実施形態のように正確な酸素飽和度を算出することができる。第1,第2青色レーザ光源34,36の代わりに、LED光源ユニット501や、広帯域光源601及び回転フィルタ602を用いる場合も同様である。

【0122】

なお、第1～第5実施形態及び参考例では相関関係記憶部82に記憶された相関関係を第1モードと第2モードとで共通に用いているが、図28に示すように、第1モード用相関関係82Aと第2モード用相関関係82Bをそれぞれ相関関係記憶部82に記憶しておき、各算出モードで各々対応する相関関係を使用しても良い。

【符号の説明】

【0123】

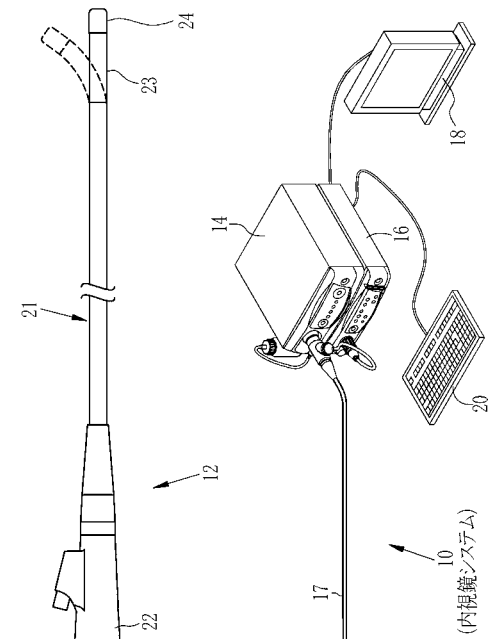
10, 400, 500, 600 内視鏡システム
 18 モニタ
 65, 265 動き量算出部
 76 酸素飽和度画像生成部
 80, 280 モード切替部
 81, 281, 381 信号比算出部
 83, 283, 383 酸素飽和度算出部
 84, 384 画像生成部

10

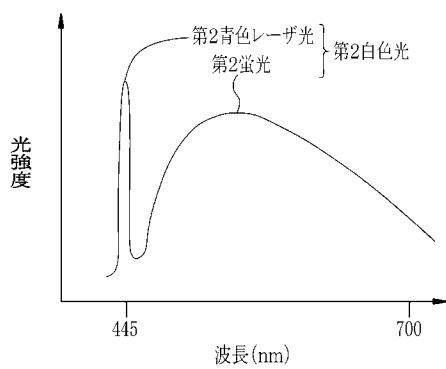
20

30

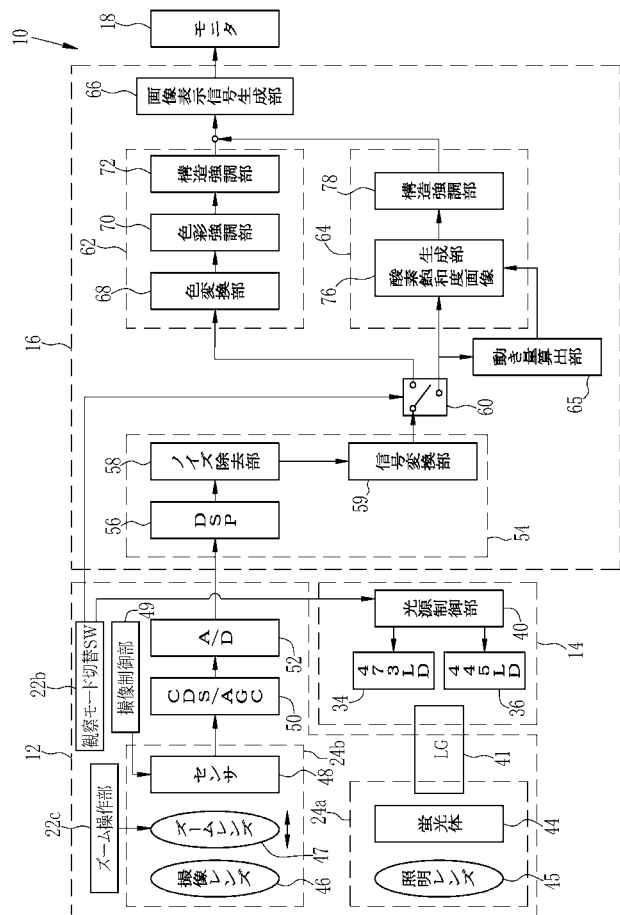
【 図 1 】



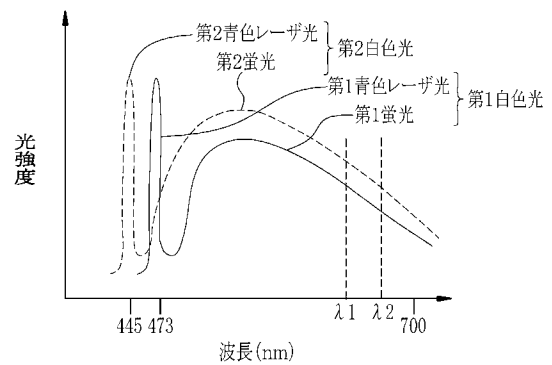
【 図 3 】



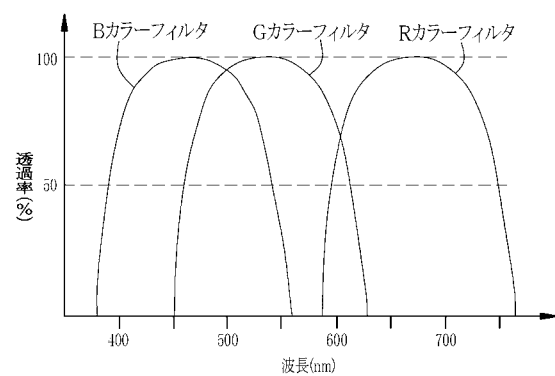
【 図 2 】



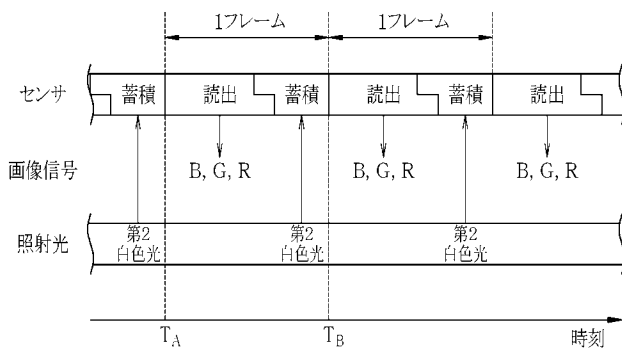
【 図 4 】



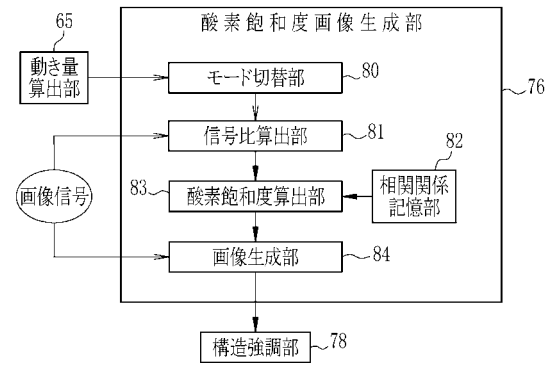
【 図 5 】



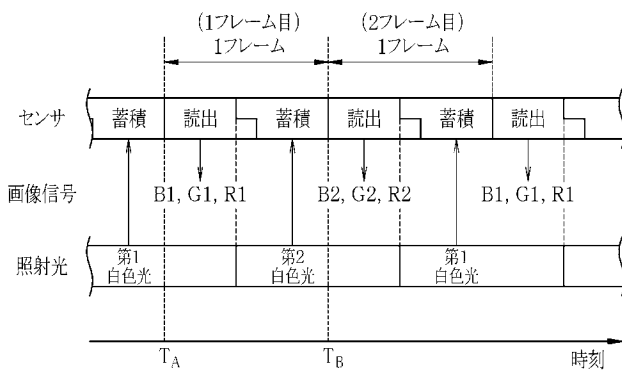
【図 6】



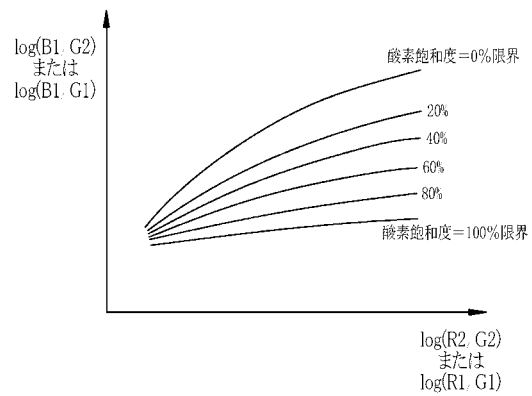
【図 8】



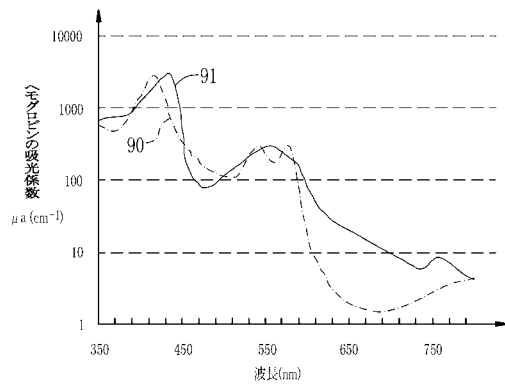
【図 7】



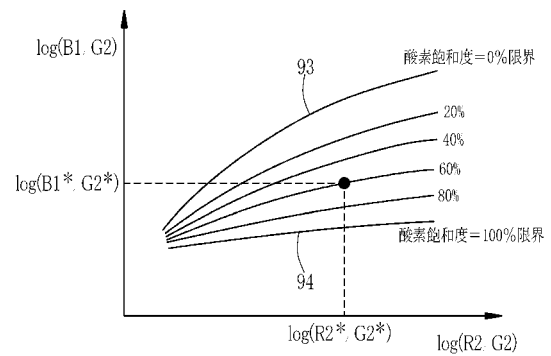
【図 9】



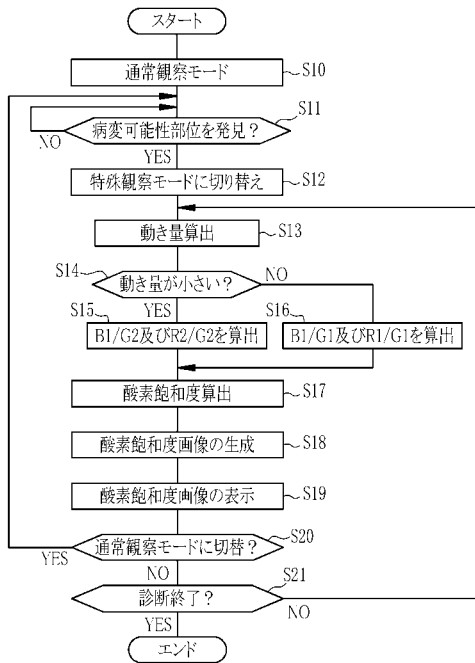
【図 10】



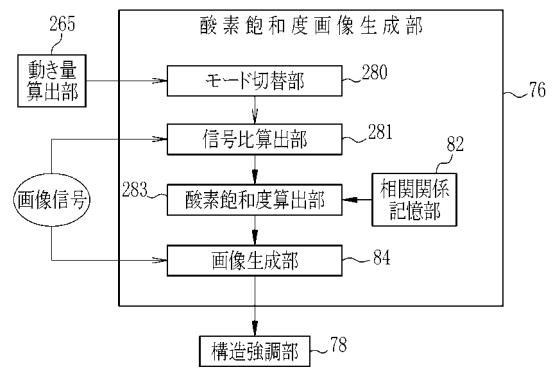
【図 11】



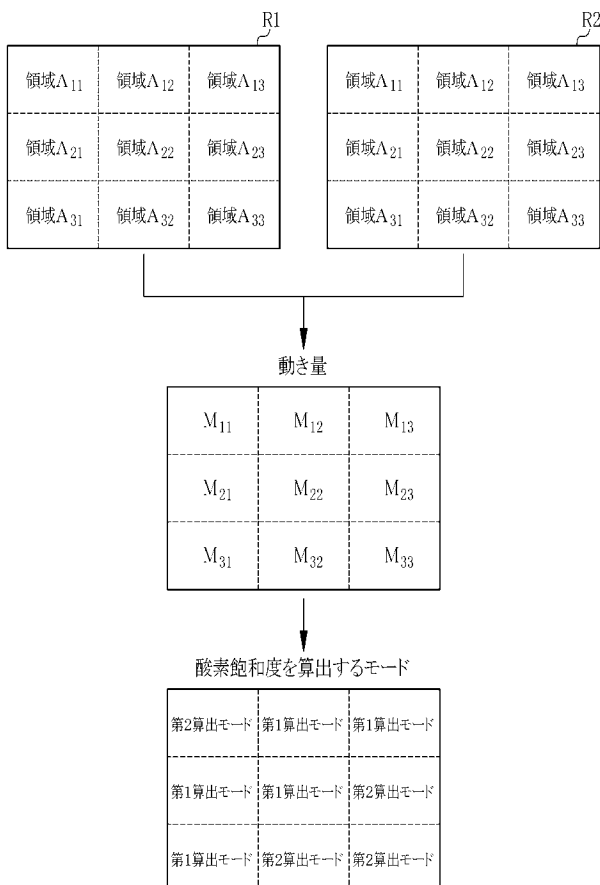
【図 1 2】



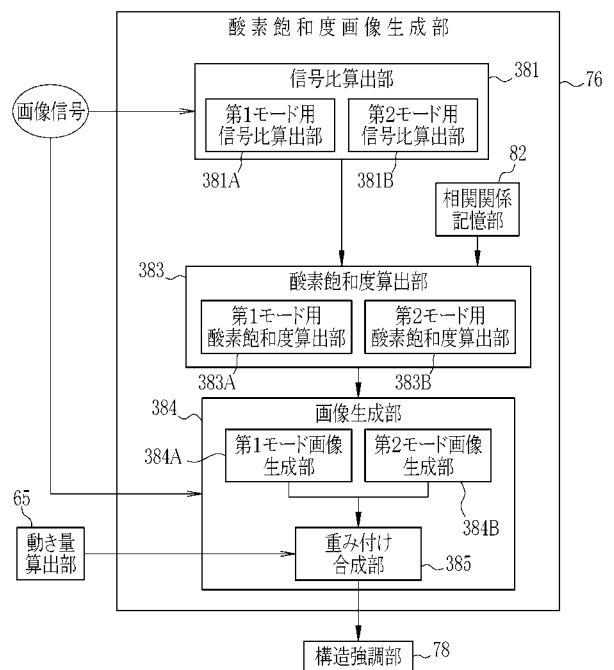
【図 1 3】



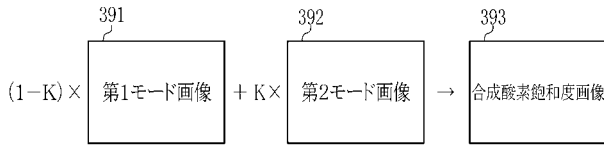
【図 1 4】



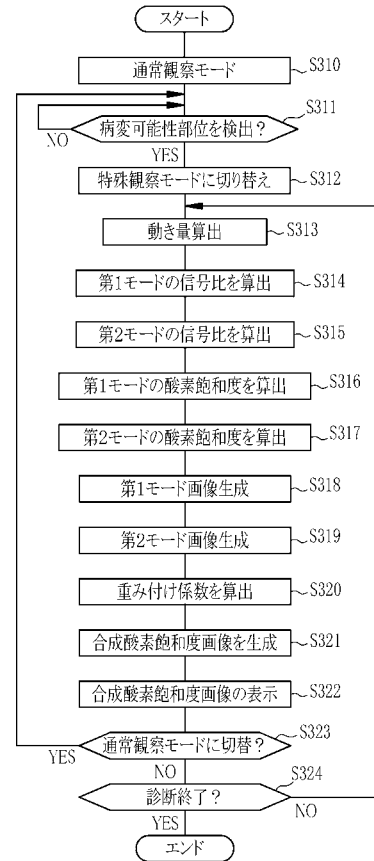
【図 1 5】



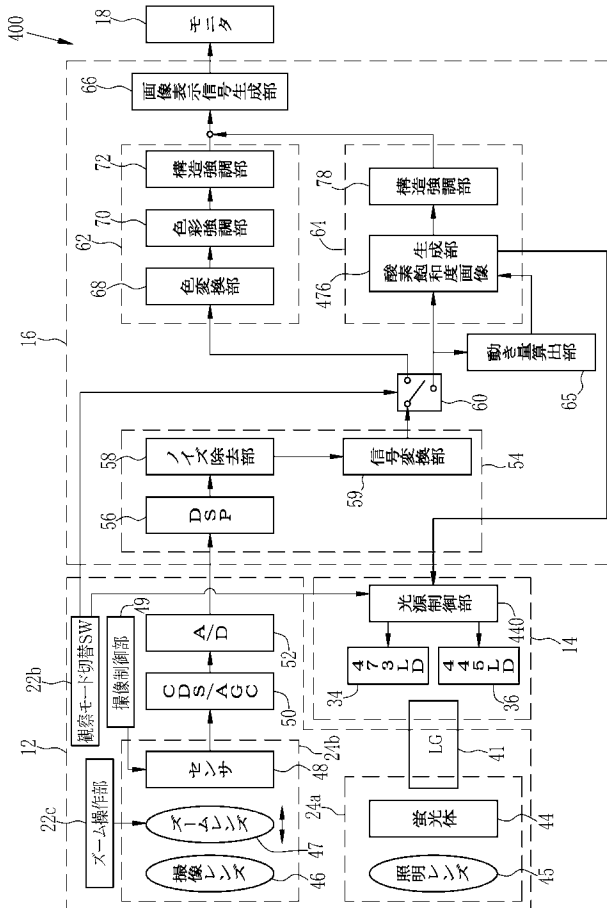
【図 16】



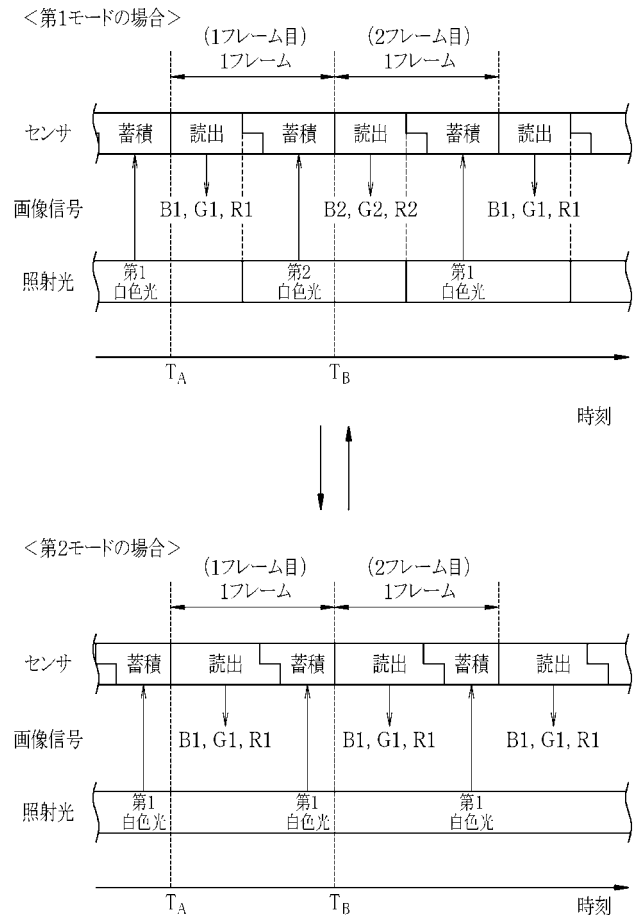
【図 17】



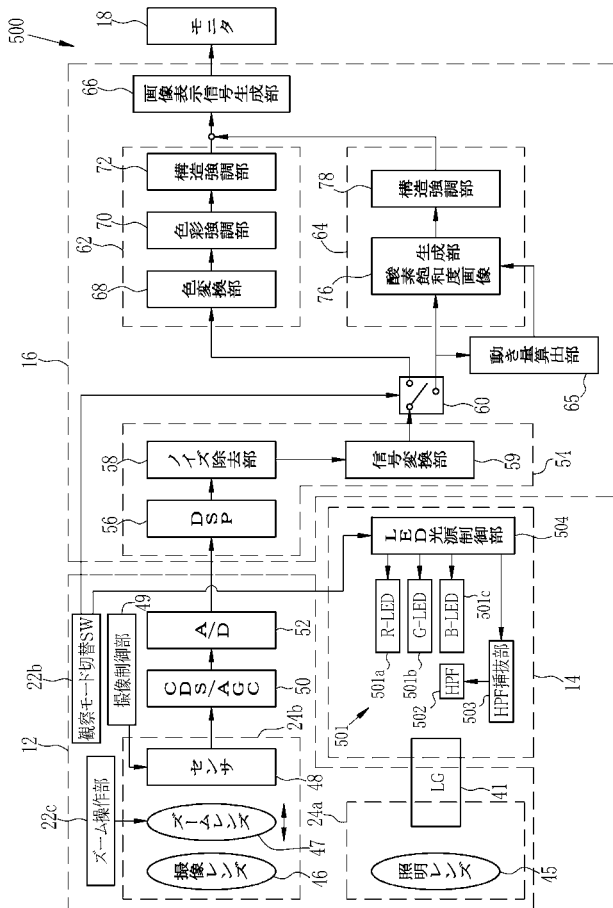
【図 18】



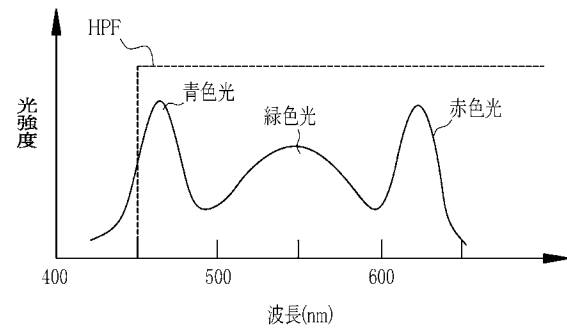
【図 19】



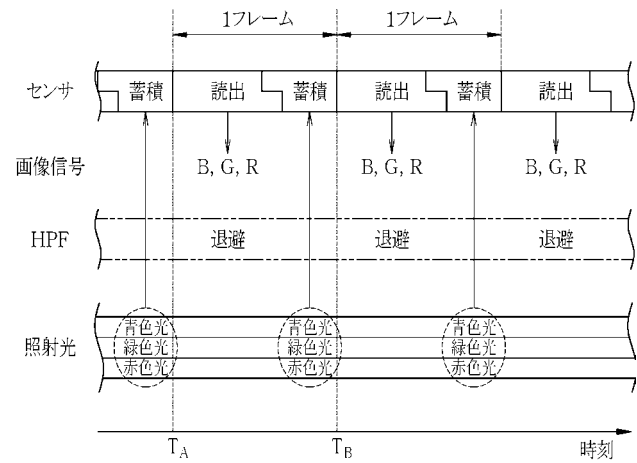
【図 20】



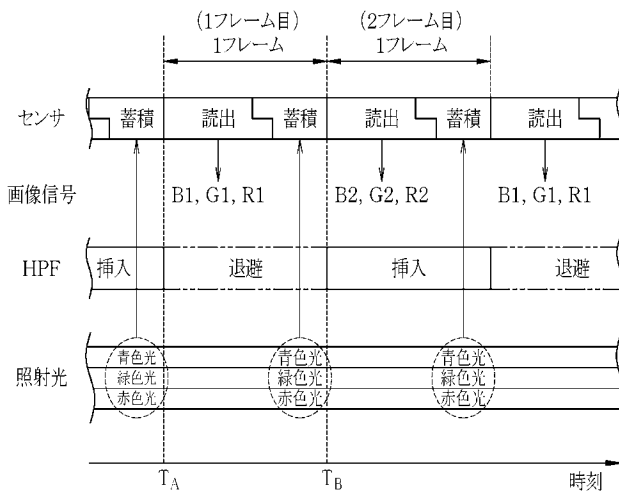
【図 21】



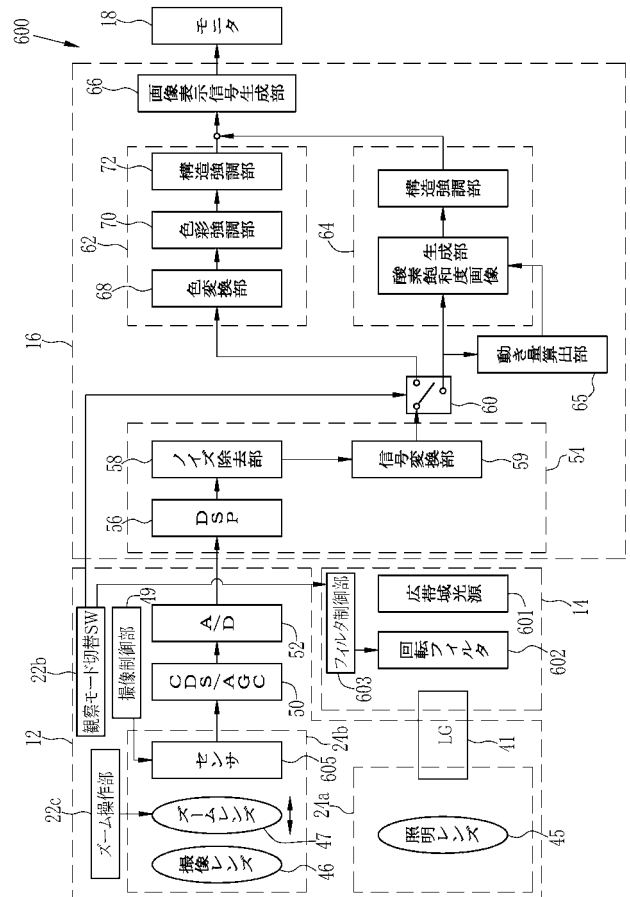
【図 22】



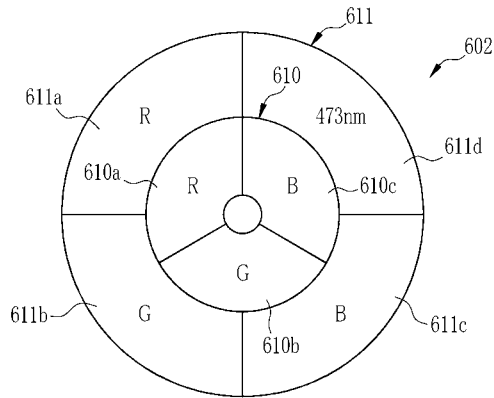
【図 23】



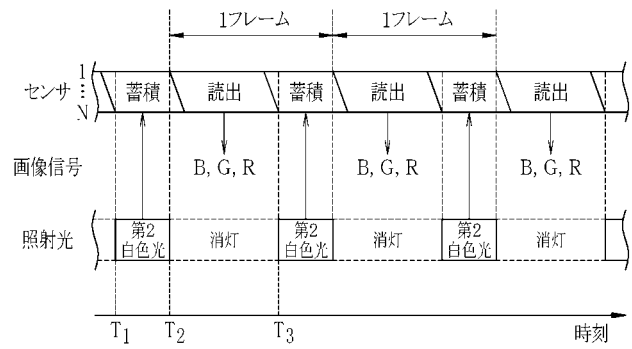
【図 24】



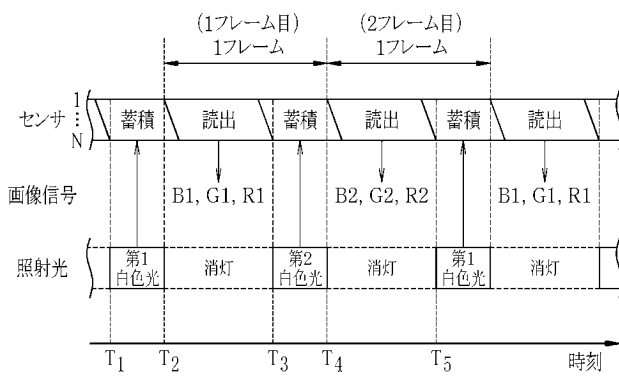
【図 25】



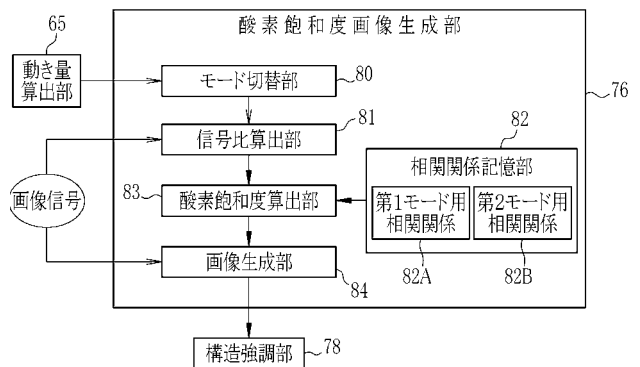
【図 26】



【図 27】



【図 28】



专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置，内窥镜系统的操作方法，处理器装置的操作方法		
公开(公告)号	JP2018051364A	公开(公告)日	2018-04-05
申请号	JP2017251321	申请日	2017-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	繁田典雅		
发明人	繁田 典雅		
IPC分类号	A61B1/045 A61B1/06 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/045.617 A61B1/045.610 A61B1/06.611 A61B1/00.510 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA13 2H040/DA03 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够精确计算氧饱和度的内窥镜系统，即使在观察目标或内窥镜中有移动时也是如此。 解决方案：内窥镜系统10包括第一和第二蓝色激光光源34和44，用于发射具有彼此不同发射光谱的第一白光和第二白光，传感器48，用于捕获观察目标的观察目标并输出第一图像信号并通过用第二白光和运动量对被照射的观察目标进行成像来输出第二图像信号计算单元65中，第一模式计算由当运动量在指定的范围，或所述第一图像信号中使用第一和第二图像信号中的生物体特征量的信息，如果运动的量未落入一个特定的范围内并且生物功能信息计算单元（氧饱和度计算单元83）通过使用第一图像信号或第二图像信号计算生物功能信息的第二模式来计算生物功能信息。 点域8

