

(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2018-33719

(P2018-33719A)

(43) 公開日 平成30年3月8日(2018.3.8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	
	A 6 1 B 1/06 B	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2016-169957 (P2016-169957)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成28年8月31日 (2016.8.31)		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	矢野 孝
			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
		(72) 発明者	大谷 健一
			神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
			富士フイルム株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA04 GA02 GA05

最終頁に続く

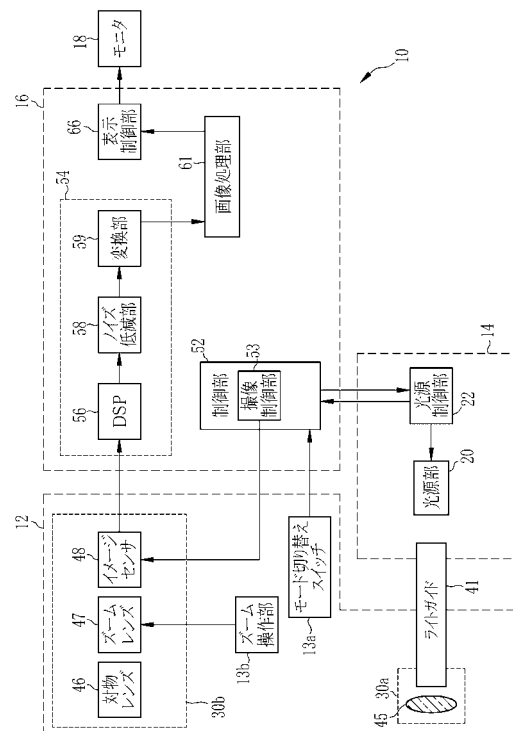
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】蓄積期間等の調節が可能なイメージセンサの利点を享受しつつ、かつ、観察画像の表示レートを維持する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

【解決手段】内視鏡システム10は、照明光を発生する光源部20と、蓄積期間と読出期間とからなる撮像フレームの単位で照明光を用いて観察対象を撮像するイメージセンサ48と、撮像フレームごとに照明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する光源制御部22と、照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの観察画像を生成する画像処理部61と、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の合計時間において各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する撮像制御部53と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明光を発生する光源部と、

画素に電荷を蓄積し得る最大期間である蓄積期間と前記画素から信号を読み出す読出期間とからなる撮像フレームの単位で前記照明光を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、

前記撮像フレームごとに前記照明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する光源制御部と、

前記照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の前記撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて 1 つの観察画像を生成する画像処理部と、

前記観察画像の生成に使用する複数の前記撮像画像を得る複数の前記撮像フレームの前記蓄積期間及び前記読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の前記合計時間において各々の前記撮像フレームの前記蓄積期間または前記読出期間の長さを延長または短縮する撮像制御部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像制御部は、各々の前記撮像フレームにおける前記照明光の波長帯域、分光スペクトル、または光量に起因して、各々の前記撮像フレームの前記蓄積期間または前記読出期間を延長または短縮する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像制御部は、前記照明光の波長帯域が狭いほど前記蓄積期間を長くする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮像制御部は、前記照明光の光量が小さいほど前記蓄積期間を長くする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記撮像制御部は、前記撮像画像が暗くなる前記照明光または前記撮像画像のコントラストが小さくなる前記照明光を使用する前記撮像フレームほど、前記蓄積期間を長くする請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記撮像制御部は、前記照明光の光量が最大光量に達する前記撮像フレームの前記蓄積期間を長くする請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記撮像制御部は、前記蓄積期間を延長する前記撮像フレームとは別の前記撮像フレームにおいて前記読出期間を短縮する請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記撮像制御部は、1 つの前記撮像フレームの長さを一定に保ち、かつ、1 つの前記撮像フレームにおける前記蓄積期間と前記読出期間の長さを延長または短縮する請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記光源制御部は、前記蓄積期間及び前記読出期間において前記照明光を点灯する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

各々の前記撮像フレームにおいて共通に取得する色の前記撮像画像を用いて、前記観察対象の静止度を算出する静止度算出部を備える請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

照明光を発生する光源部と、画素に電荷を蓄積し得る最大期間である蓄積期間と前記画素から信号を読み出す読出期間とからなる撮像フレームの単位で前記照明光を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、前記撮像フレームごとに前記照明光の波長帯域または

10

20

30

40

50

分光スペクトルを変更する光源制御部と、前記照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の前記撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて１つの観察画像を生成する画像処理部と、を有する内視鏡システムの作動方法において、

撮像制御部が、前記観察画像の生成に使用する複数の前記撮像画像を得る複数の前記撮像フレームの前記蓄積期間及び前記読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の前記合計時間において各々の前記撮像フレームの前記蓄積期間または前記読出期間の長さを延長または短縮する内視鏡システムの作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

10

本発明は、内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

医療分野においては、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て診断することが一般的になっている。光源装置は照明光を発生する。内視鏡は、イメージセンサを用いて観察対象を撮像する。そして、プロセッサ装置は観察対象の画像を生成し、モニタに表示する。

【０００３】

イメージセンサには、観察対象からの光を光電変換して電荷を蓄積し得る最大期間である期間（以下、蓄積期間という）等の長さを調節可能なものがある。蓄積期間等の長さを調節可能なイメージセンサがカラーセンサである場合には、例えばＲＧＢの各色ごとに蓄積期間等の長さを調節することができる。例えば、特許文献１の内視鏡システムにおいては、赤色光を受光する赤色画素の蓄積期間を、他の色の光を受光する画素の蓄積期間よりも長くすることで、画質を向上している（特許文献１）。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】特開２０１６－０８６９５５号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【０００５】

近年の内視鏡システムにおいては、蓄積期間等の調節が可能なイメージセンサを搭載する場合がある。蓄積期間等の調節が可能なイメージセンサを用いると、上記特許文献１のように、蓄積期間等の長さを調節して、モニタに表示する観察用の画像（以下、観察画像という）の画質を向上することができる等の利点がある。

【０００６】

一方、観察画像をモニタに表示する際のフレームレート（以下、表示レートという）は一定以上であることが求められる。これは、モニタに表示する観察画像を見て、ストレスなく診断等をするためである。内視鏡システムが複数の観察モードを有する場合には、表示レートは観察モードごとに比較すれば異なる場合があるが、通常は、表示品質を確保する等のために、少なくとも観察モードごとに一定になっている。

40

【０００７】

イメージセンサは撮像フレームの単位で観察対象を撮像するので、蓄積期間等が調節可能なイメージセンサを用いる場合に蓄積期間等を延長または短縮すると、連続して観察対象を撮像する際に、少なくとも部分的に撮像フレームの長さが変化する場合がある。すなわち、蓄積期間等が調節可能であるからといって蓄積期間等を任意に延長または短縮すると撮像画像の取得タイミングが変化し、その結果として、表示遅延等、観察画像の表示に不具合が生じる場合がある。蓄積期間等の調節に起因して例えば観察画像の画質が向上したとしても、観察画像の表示に遅延等が生じれば観察対象を観察し難くなってしまう。

【０００８】

50

したがって、蓄積期間等が調節可能なイメージセンサを用いる場合でも、ストレスなく診断等を行うことができるようにするためには、観察画像の表示レートを維持できる範囲内で蓄積期間等を調節することが望ましい。特に、複数の撮像フレームにおいてそれぞれ取得する撮像画像の組（以下、複数の撮像画像という）を用いて1枚の観察画像を生成する場合には、複数の撮像画像を用いた演算等をするので、観察画像の表示遅延等が起こりやすくなる。

【0009】

本発明は、蓄積期間等の調節が可能なイメージセンサの利点を享受しつつ、かつ、観察画像の表示レートを維持する内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法を提供することを目的とする。

10

【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、照明光を発生する光源部と、画素に電荷を蓄積し得る最大期間である蓄積期間と画素から信号を読み出す読出期間とからなる撮像フレームの単位で照明光を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、撮像フレームごとに照明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する光源制御部と、照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの観察画像を生成する画像処理部と、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の合計時間において各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する撮像制御部と、を備える。

20

【0011】

撮像制御部は、各々の撮像フレームにおける照明光の波長帯域、分光スペクトル、または光量に起因して、各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間を延長または短縮することが好ましい。

【0012】

撮像制御部は、照明光の波長帯域が狭いほど蓄積期間を長くすることが好ましい。

【0013】

撮像制御部は、照明光の光量が小さいほど蓄積期間を長くすることが好ましい。

【0014】

撮像制御部は、撮像画像が暗くなる照明光または撮像画像のコントラストが小さくなる照明光を使用する撮像フレームほど、蓄積期間を長くすることが好ましい。

30

【0015】

撮像制御部は、照明光の光量が最大光量に達する撮像フレームの蓄積期間を延長することが好ましい。

【0016】

撮像制御部は、蓄積期間を延長する撮像フレームとは別の撮像フレームにおいて読出期間を短縮することが好ましい。

【0017】

撮像制御部は、1つの撮像フレームの長さを一定に保ち、かつ、1つの撮像フレームにおける蓄積期間と読出期間の長さを延長または短縮することが好ましい。

40

【0018】

光源制御部は、蓄積期間及び読出期間において照明光を点灯することが好ましい。

【0019】

各々の撮像フレームにおいて共通に取得する色の撮像画像を用いて、観察対象の静止度を算出する静止度算出部を備えることが好ましい。

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、照明光を発生する光源部と、画素に電荷を蓄積し得る最大期間である蓄積期間と画素から信号を読み出す読出期間とからなる撮像フレームの単位で照明光を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、撮像フレームごとに照

50

明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する光源制御部と、照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの観察画像を生成する画像処理部と、を有する内視鏡システムの作動方法において、撮像制御部が、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の合計時間において各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する。

【発明の効果】

【0021】

本発明の内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法は、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、一定の合計時間において各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮するので、蓄積期間等の調節が可能なイメージセンサの利点を享受しつつ、かつ、観察画像の表示レートを維持することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0022】

【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】光源部の構成を示すブロック図である。

【図4】イメージセンサの画素配列を示す説明図である。

【図5】蓄積時間等を調節しない場合のイメージセンサの動作と照明光の関係を示すタイミングチャートである。

20

【図6】本発明のイメージセンサの動作と照明光の関係を示すタイミングチャートである。

【図7】マルチフレーム観察モードとして酸素飽和度観察モードを設ける場合の光源部の構成を示すブロック図である。

【図8】酸化ヘモグロビン及び還元ヘモグロビンの吸光係数を示すグラフである。

【図9】マルチフレーム観察モードとして酸素飽和度観察モードを設ける場合の画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図10】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図11】マルチフレーム観察モードとして特定深さ強調観察モードを設ける場合の光源部の構成を示すブロック図である。

30

【図12】マルチフレーム観察モードとして特定深さ強調観察モードを設ける場合の画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図13】マルチフレーム観察モードとして深層血管強調観察モードを設ける場合の光源部の構成を示すブロック図である。

【図14】マルチフレーム観察モードとして深層血管強調観察モードを設ける場合の画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図15】マルチフレーム観察モードとして狭帯域観察モードを設ける場合の光源部の構成を示すブロック図である。

【図16】読出期間を短縮する場合のイメージセンサの動作と照明光の関係を示すタイミングチャートである。

40

【図17】酸素飽和度観察モードにおいて読出期間にも照明光を点灯する場合のイメージセンサの動作と照明光の関係を示すタイミングチャートである。

【図18】読出期間にも照明光を点灯する場合のプロセッサ装置のブロック図である。

【図19】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】

図1に示すように、内視鏡システム10は、観察対象を撮像する内視鏡12と、照明光を発生する光源装置14と、観察対象を撮像して得た画像（以下、撮像画像という）を用いて観察用の画像（以下、観察画像という）を生成するプロセッサ装置16と、観察画像

50

を表示するモニタ 18 と、ユーザインタフェースの 1 つであるコンソール 19 と、を有する。内視鏡 12 は、光源装置 14 と光学的に接続し、かつ、プロセッサ装置 16 と電氣的に接続する。内視鏡 12 は、被検体内に挿入する挿入部 12a と、挿入部 12a の基端部分にある操作部 12b と、挿入部 12a の先端側に設けられた湾曲部 12c と、先端部 12d と、を有している。挿入部 12a にあるアングルノブ 12e を操作すると、湾曲部 12c が湾曲する。湾曲部 12c が湾曲した結果、先端部 12d が所望の方向に向く。なお、先端部 12d には、観察対象に向けて空気または水等を噴出する噴出口（図示しない）が設けられている。

【0024】

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 13a 及びズーム操作部 13b が設けられている。モード切り替えスイッチ 13a は、内視鏡システム 10 が複数の観察モードを有する場合に、観察モードの切り替え操作に用いる。内視鏡システム 10 は、シングルフレーム観察モードとマルチフレーム観察モードの 2 種類の観察モードを有する。シングルフレーム観察モードにおいては、1 つの撮像フレームにおいて得られる 1 または複数の撮像画像を用いて観察画像を生成する。マルチフレーム観察モードにおいては、複数の撮像フレームにおいて得られる複数の撮像画像を用いて 1 つの観察画像を生成する。

【0025】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、照明光を発生する光源部 20 と、光源部 20 を制御する光源制御部 22 と、を備える。図 3 に示すように、光源部 20 は、例えば、第 1 光源 24、第 2 光源 25、及び第 3 光源 26 等の複数の光源を有している。これらの各光源は、各々独立に制御可能である。すなわち、第 1 光源 24、第 2 光源 25、及び第 3 光源 26 は、各々独立に点灯または消灯することができる。また、第 1 光源 24、第 2 光源 25、及び第 3 光源 26 は、点灯する際の発光量（以下、単に光量という）をそれぞれ任意に調節できる。光源部 20 はこれら複数の光源のうちいずれかまたは全てを点灯または消灯し、かつ、点灯する光源の光量を調節することで、波長帯域または分光スペクトルが異なる複数種類の照明光を発光する。

【0026】

照明光の色は、概ね照明光が含む光成分の波長帯域によって決まる。このため、照明光の波長帯域が異なるとは、照明光の色が異なることを言う。また、波長帯域が同じでも分光スペクトルが変われば、すなわち各波長における光成分の量が変われば、照明光の色は変化する。このため、照明光の分光スペクトルが異なるとは、照明光の色が異なることを言う。すなわち、波長帯域または分光スペクトルが異なる複数種類の照明光とは、色が異なる複数種類の照明光である。

【0027】

第 1 光源 24 は、例えば青色の光（以下、B 光という）を発光する青色光源である。青色とは、主に約 400 nm から約 500 nm 程度の波長帯域に属する波長を有する光の色を言う。第 2 光源 25 は、例えば緑色の光（以下、G 光という）を発光する緑色光源である。緑色とは主に約 500 nm から約 600 nm 程度の波長帯域に属する波長を有する光の色を言う。第 3 光源 26 は、例えば赤色の光（以下、R 光という）を発光する赤色光源である。赤色とは、主に約 600 nm から約 700 nm 程度の波長帯域に属する波長を有する光の色を言う。本実施形態においては、シングルフレーム観察モードの場合、光源部 20 は、B 光、G 光、及び R 光を含む白色光を発光する。一方、本実施形態においては、マルチフレーム観察モードの場合、光源部 20 は、B 光、G 光、または R 光のうち 1 以上を用いて、互いに波長帯域または分光スペクトルが異なる第 1 光及び第 2 光を発光する。

【0028】

また、第 1 光源 24、第 2 光源 25、及び第 3 光源 26 等の光源部 20 が備える光源は、例えば、LED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源である。この他、光源部 20 が備える光源には、LED の代わりに、LD (Laser Diode) 等の他の半導体光源を用いても良い。半導体光源と、半導体光源が発光する光を励起光として他の色の光を発光する蛍

10

20

30

40

50

光体等を組み合わせて用いても良い。キセノンランプ等のランプ光源も光源部 20 に使用しても良い。また、半導体光源、半導体光源と蛍光体、及び、ランプ光源とともに波長帯域または分光スペクトルを調節する光学フィルタを組み合わせる光源部 20 の光源を構成しても良い。例えば、白色 LED に光学フィルタを組み合わせることで、複数種類の照明光を発光することができる。

【0029】

光源制御部 22 は、第 1 光源 24、第 2 光源 25、及び第 3 光源 26 等の光源部 20 が備える複数の光源の点灯、消灯、及び光量を、イメージセンサ 48 の駆動タイミングに合わせて各々に制御する。特に、複数の撮像画像を用いて 1 枚の観察画像を生成する場合（すなわちマルチフレーム観察モード）においては、光源制御部 22 は、上記各光源の制御の結果、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る各々の撮像フレームごとに照明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する。なお、点灯とは、イメージセンサ 48 において観察対象を撮像できる程度（すなわち観察画像において観察対象の像を視認できる程度）の光量で発光することを言う。消灯とは、完全に発光を停止することの他、イメージセンサ 48 において観察対象を撮像し得ない程度の光量に減光することを含む。また、光源部 20 が備える各光源が半導体光源である場合、光源制御部 22 は、パルス変調制御によって、各光源の点灯、消灯、及び光量を制御する。

10

【0030】

光源部 20 が発生した照明光は、ライトガイド 41 に入射する。ライトガイド 41 は、内視鏡 12 及びユニバーサルコード内に内蔵されており、照明光を内視鏡 12 の先端部 12d まで伝搬する。ユニバーサルコードは、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である。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できる。一例として、コア径 105 μm 、クラッド径 125 μm 、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できる。

20

【0031】

内視鏡 12 の先端部 12d には、照明光学系 30a と撮影光学系 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 を介して照明光を観察対象に照射する。撮影光学系 30b は、対物レンズ 46、ズームレンズ 47、及びイメージセンサ 48 を有している。イメージセンサ 48 は、対物レンズ 46 及びズームレンズ 47 を介して、観察対象から戻る照明光の反射光等（反射光の他、散乱光、観察対象が発する蛍光、または、観察対象に投与等した薬剤に起因した蛍光等を含む）を用いて観察対象を撮影する。なお、ズームレンズ 47 は、ズーム操作部 13b の操作を行うことで移動し、イメージセンサ 48 を用いて撮影する観察対象を拡大または縮小する。

30

【0032】

イメージセンサ 48 は、画素 $P \times$ （図 4 参照）に電荷を蓄積し得る最大期間である蓄積期間と、蓄積期間において電荷を蓄積した画素 $P \times$ から信号を読み出す読出期間とからなる撮像フレームの単位で照明光を用いて観察対象を撮像する。また、イメージセンサ 48 は、例えば CMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサであり、蓄積期間の長さ、及び、読出期間の長さを任意に調節できる。蓄積期間または読出期間の長さを調節すると、撮像フレームの長さが変化する場合がある。また、本実施形態においては蓄積期間の全てにおいて各画素 $P \times$ が電荷を蓄積する。但し、蓄積期間は上記の通り電荷を蓄積し得る最大期間であって、必ずしも蓄積期間の全てにおいて電荷を蓄積しなくても良い。例えば、実際に観察対象を撮像する際には、観察対象または内視鏡 12 の動き等（例えば明るさの変化）に起因して、実際に電荷を蓄積する最適な時間の長さは変化する。このため、内視鏡システム 10 においては、蓄積期間に対して、電荷を蓄積する実際の時間の長さを微調節する場合がある。電荷を蓄積する実際の時間の長さを微調節は、例えば、イメージセンサ 48 のいわゆる電子シャッター機能（最大を「蓄積期間」とした“実際に電荷を蓄積する時間の長さ”の調節）または各光源のパルス発光（発光時間の実質的な長さの調節）によって行う。

40

【0033】

50

また、イメージセンサ 48 は、いわゆる原色系のカラーセンサである。すなわち、イメージセンサ 48 の各画素は、青色の光を透過する青色カラーフィルタ、緑色の光を透過する緑色カラーフィルタ、または、赤色の光を透過する赤色カラーフィルタのうちいずれかを有する。青色カラーフィルタを有する画素 P x が B 画素（「B」）であり、緑色カラーフィルタを有する画素 P x が G 画素（「G」）であり、赤色カラーフィルタを有する画素 P x が R 画素（「R」）である。例えば、照明光が第 1 光源 24 が発光する B 光と第 2 光源 25 が発光する G 光と第 3 光源 26 が発光する R 光とを含む場合、イメージセンサ 48 は、観察対象による B 光の反射光を B 画素で受光し、観察対象による G 光の反射光を G 画素で受光し、かつ、観察対象による R 光の反射光を R 画素で受光する。

【0034】

10

図 4 に示すように、イメージセンサ 48 は、RGB 各色の画素 P x を配列した撮像面を有する。具体的には、奇数番目の画素行（図 4 において横方向に並んだ画素の組）には B 画素と G 画素を交互に配列してあり、かつ、偶数番目の画素行には G 画素と R 画素を交互に配列してある。また、列方向（図 4 の縦方向）に見れば、B 画素を含む画素列は B 画素と G 画素が交互に配列してあり、かつ、R 画素を含む画素列は G 画素と R 画素が交互に配列してある。

【0035】

イメージセンサ 48 が CMOS センサなので各画素ごとに信号の読み出し及びリセット等を任意に行うことができるが、本実施形態においては、イメージセンサ 48 は信号の読み出し及びリセット等の動作を画素行ごとにまとめて行う。また、イメージセンサ 48 は、信号の読み出し及びリセット等の動作を任意の画素行を選択して行うことができるが、本実施形態においては、行番号が小さい順に全ての画素行の信号の読み出し及びリセットを順次行う。すなわち、本実施形態においては、イメージセンサ 48 の信号の読み出し方式は、いわゆるプログレッシブ方式である。

20

【0036】

また、イメージセンサ 48 の読み出し方式は、いわゆるローリングシャッタ方式である。すなわち、イメージセンサ 48 の各画素 P x は、各画素 P x の信号の読み出しを行って各画素が蓄積した電荷を破棄（リセット）すると、光電変換により電荷を蓄積し得る状態になる。前述のとおり、イメージセンサ 48 は画素行ごとに順次信号の読み出し及びリセットを行うので、1 回の撮像において光電変換により電荷を蓄積し得る期間の開始及び終了のタイミングには画素行ごとにずれがある。

30

【0037】

プロセッサ装置 16 は、制御部 52 と、画像取得部 54 と、画像処理部 61 と、表示制御部 66 と、を有する。

【0038】

制御部 52 は、内視鏡システム 10 を統括的に制御する CPU（Central Processing Unit）等であり、少なくともイメージセンサ 48 の動作を制御する撮像制御部 53 を含む。例えば、制御部 52 は、モード切り替えスイッチ 13a からモード切り替え信号の入力を受けて、光源制御部 22、撮像制御部 53、及び画像処理部 61 等に制御信号を入力することにより、観察モードを切り替える。また、制御部 52 は、光源部 20 における照明光の発光タイミングとイメージセンサ 48 における撮影フレームの同期制御を行う。具体的には、制御部 52 の同期制御の結果、光源制御部 22 は、蓄積期間において光源部 20 から照明光を発光し、読出期間においては照明光を消灯する。特に、マルチフレーム観察モードの場合、制御部 52 による同期制御の結果、光源制御部 22 は、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームごとに、照明光の波長帯域または分光スペクトルを変更する。

40

【0039】

撮像制御部 53 は、蓄積期間と読出期間とに分けてイメージセンサ 48 を制御する。蓄積期間とは、どの画素行からも信号の読み出しをせずに、イメージセンサ 48 の全ての画素 P x が照明光の反射光等を各々受光して電荷を蓄積する期間である。読出期間とは、蓄

50

積期間に続き、イメージセンサ 48 の各画素 $P \times$ から信号を読み出す期間である。また、本実施形態においては、撮像制御部 53 は、信号の読み出し後直ちに画素 $P \times$ が蓄積した電荷を破棄して、画素 $P \times$ のリセットを行う。すなわち、読出期間には、信号の読み出し及びリセットを行う。

【0040】

シングルフレーム観察モードの場合、撮像制御部 53 は、蓄積期間と読出期間を一定の時間ごとに（例えば $1/60$ 秒ごとに）交互に繰り返すようにイメージセンサ 48 を制御する。したがって、シングルフレーム観察モードにおいては、撮像フレームの長さは一定である。

【0041】

一方、マルチフレーム観察モードの場合、撮像制御部 53 は、蓄積期間の長さや読出期間の長さのうちいずれか一方、または、蓄積期間の長さ及び読出期間の長さを調節する。このとき、撮像制御部 53 は、観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間を一定に保ち、かつ、この一定の合計時間において各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する。

【0042】

例えば、マルチフレーム観察モードにおいて、観察画像の生成に N 個（「 N 」は所定整数）の撮像フレーム（以下、 N 撮像フレームという。 N が具体的な数値の場合も同様。）において得る複数の撮像画像を使用する場合、1 撮像フレームの標準長さを「 f 」秒（例えば $2/60$ 秒）とすると、蓄積期間の標準長さは $f/2$ 秒（例えば $1/60$ 秒）であり、読出期間の標準長さは $f/2$ 秒（例えば $1/60$ 秒）であり、かつ、 N 撮像フレーム分の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_N は $N \times f$ 秒（例えば $2N/60$ 秒）である。撮像制御部 53 は、この合計時間 T_N は一定に保つという条件内で、各撮像フレームにおける蓄積期間の長さや読出期間の長さのうちいずれか一方、または、蓄積期間の長さ及び読出期間の長さを調節する。例えば、 N 撮像フレームのうち、1 つの撮像フレームにおいて、蓄積期間を延長し、かつ、読出期間を標準長さに調節した結果、この撮像フレームの長さが標準長さ「 f 」よりも長くなったとしても、別の撮像フレームにおいて蓄積期間または読出期間を短縮してバランスをとる。その結果、 N 撮像フレームの蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_N を維持する。 N 撮像フレームにおいて「各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する」とは、上記のように N 撮像フレーム中の N 個の蓄積期間及び N 個の読出期間の長さのバランスをとって合計時間 T_N を維持することをいう。

【0043】

撮像制御部 53 が「各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮する」と、合計時間 T_N が一定であって、 N 撮像フレーム中に複数ある蓄積期間を比較したときに長さが異なる蓄積期間があるか、または、 N 撮像フレーム中に複数ある読出期間を比較したときに長さが異なる読出期間がある。したがって、合計時間 T_N が一定であって、 N 撮像フレーム中に複数ある蓄積期間を比較したときに長さが異なる蓄積期間がある場合、または、合計時間 T_N が一定であって、 N 撮像フレーム中に複数ある読出期間を比較したときに長さが異なる読出期間がある場合には、撮像制御部 53 が N 撮像フレームに含む各々の撮像フレームの蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮したといえる。

【0044】

画像取得部 54 は、撮像制御部 53 がイメージセンサ 48 から読み出す信号を受信することで、イメージセンサ 48 から撮像画像を取得する。より具体的には、画像取得部 54 は、撮像フレームごとに、 B 画素から読み出した信号によって形成する B 画像、 G 画素から読み出した信号によって形成する G 画像、及び、 R 画素から読み出した信号によって形成する R 画像の 3 種類の撮像画像を取得する。

【0045】

画像取得部 54 は、DSP (Digital Signal Processor) 56 と、ノイズ低減部 58 と

10

20

30

40

50

、変換部 59 と、を有し、これらを用いて、取得した撮像画像に各種処理を施す。

【0046】

DSP56 は、取得した撮像画像に対し、必要に応じて欠陥補正処理、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、及び YC 変換処理等の各種処理を施す。

【0047】

欠陥補正処理は、イメージセンサ 48 の欠陥画素に対応する画素の画素値を補正する処理である。オフセット処理は、欠陥補正処理を施した撮像画像から暗電流成分を低減し、正確な零レベルを設定する処理である。ゲイン補正処理は、オフセット処理をした撮像画像にゲインを乗じることにより各撮像画像の信号レベルを整える処理である。リニアマトリクス処理は、オフセット処理をした撮像画像の色再現性を高める処理であり、ガンマ変換処理は、リニアマトリクス処理後の撮像画像の明るさや彩度を整える処理である。デモザイク処理（等方化処理または同時化処理とも言う）は、欠落した画素の画素値を補間する処理であり、ガンマ変換処理後の撮像画像に対して施す。欠落した画素とは、カラーフィルタの配列のため、イメージセンサ 48 において他の色の画素を配置しているために、画素値がない画素である。例えば、B 画素は B 画素において観察対象を撮像して得る撮像画像なので、イメージセンサ 48 の G 画素や R 画素に対応する位置の画素には画素値がない。デモザイク処理は、B 画像を補間して、イメージセンサ 48 の G 画素及び R 画素の位置にある画素の画素値を生成する。YC 変換処理は、デモザイク処理後の画像を、輝度チャンネル Y と色差チャンネル Cb 及び色差チャンネル Cr に変換する処理である。

【0048】

ノイズ低減部 58 は、輝度チャンネル Y、色差チャンネル Cb 及び色差チャンネル Cr に対して、例えば、移動平均法またはメディアンフィルタ法等を用いてノイズ低減処理を施す。変換部 59 は、ノイズ低減処理後の輝度チャンネル Y、色差チャンネル Cb 及び色差チャンネル Cr を再び BGR の各色の撮像画像に再変換する。

【0049】

画像処理部 61 は、上記各種処理を施した撮像画像に対して、必要に応じて例えば、色変換処理、色彩強調処理、及び構造強調処理等を施し、1つのカラーの観察画像を生成する。シングルフレーム観察モードの場合、画像処理部 61 は、1つの撮像フレームにおいて取得する 1 または複数の撮像画像を用いて 1つの観察画像を生成する。マルチフレーム観察モードの場合、画像処理部 61 は、照明光の波長帯域または分光スペクトルが異なる複数の撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて 1つの観察画像を生成する。色変換処理においては、BGR 各色の画像に対して 3×3 のマトリクス処理、階調変換処理、3次元 LUT（ルックアップテーブル）処理等を行う。色彩強調処理は、画像の色彩を強調する処理であり、構造強調処理は、例えば、血管やピットパターン等の観察対象の組織や構造を強調する処理である。表示制御部 66 は、画像処理部 61 が生成した観察画像を順次取得し、適した形式に変換してモニタ 18 に順次出力表示する。これにより、医師等は、観察画像を用いて観察対象を観察できる。

【0050】

以下、マルチフレーム観察モードにおいて、画像処理部 61 が第 1 撮像フレーム F1 と第 2 撮像フレームの 2 撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて 1つの観察画像を生成する場合の内視鏡システム 10 の作用を説明する。

【0051】

まず、図 5 に示すように、撮像制御部 53 が第 1 撮像フレーム F1 と第 2 撮像フレーム F2 の蓄積期間等の長さを調節しない場合には、時刻 T1 から時刻 T2 の期間が第 1 撮像フレーム F1 の蓄積期間であり、かつ、時刻 T2 から時刻 T3 の期間が第 1 撮像フレーム F1 の読出期間である。そして、時刻 T3 から時刻 T4 の期間が第 2 撮像フレーム F2 の蓄積期間であり、かつ、時刻 T4 から時刻 T5 の期間が第 2 撮像フレーム F2 の読出期間である。なお、本実施形態では、簡単のため、第 1 撮像フレーム F1 及び第 2 撮像フレーム F2 の長さは「f」秒であり、かつ、第 1 撮像フレーム F1 の蓄積期間、第 1 撮像フレ

ーム F 1 の読出期間、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間、及び第 2 撮像フレーム F 2 の読出期間の長さはいずれも $f / 2$ 秒（各撮像フレームの長さの $1 / 2$ ）であるとする。このため、1 つの観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 は「 $2 f$ 」秒である。

【0052】

また、制御部 5 2 による同期制御の結果、光源制御部 2 2 は、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間に光源部 2 0 から第 1 光を発光し、かつ、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間に光源部 2 0 から第 2 光を発光する。第 1 光及び第 2 光は、B 光、G 光、または R 光のうち 1 以上を用いて形成する互いに波長帯域または分光スペクトルが異なる照明光である。画像取得部 5 4 は、第 1 撮像フレーム F 1 の読出期間において B 画像、G 画像、及び R 画像を取得し、かつ、第 2 撮像フレーム F 2 の読出期間において B 画像、G 画像、及び R 画像を取得する。そして、画像処理部 6 1 はこれらの撮像画像を用いて 1 つの観察画像を生成し、表示制御部 6 6 は画像処理部 6 1 が生成した観察画像をモニタ 1 8 に順次表示する。

10

【0053】

上記のように撮像制御部 5 3 が第 1 撮像フレーム F 1 と第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間等の長さを調節しない場合、観察対象の撮像と観察画像の表示にはラグがあるとしても、画像処理部 6 1 は、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 （ $= 2 f$ 秒）に等しい一定の時間間隔で観察画像を生成することができる。その結果、表示制御部 6 6 は一定の表示レートで観察画像をモニタ 1 8 に表示することができる。しかし、イメージセンサ 4 8 が蓄積期間等を調節可能であるにも関わらず、撮像制御部 5 3 が第 1 撮像フレーム F 1 と第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間等の長さを調節しないので、観察画像の画質向上等、蓄積期間等の長さを調節する利点を享受することができない。

20

【0054】

そこで、内視鏡システム 1 0 においては、撮像制御部 5 3 が第 1 撮像フレーム F 1 と第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間等を調節する。具体的には、図 6 に示すように、撮像制御部 5 3 は、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間の終了時刻（第 1 撮像フレーム F 1 の読出期間の開始時刻）を時刻 T_2 から時刻 t_2 に遅延する。これにより、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間は、例えば、時刻 T_1 から時刻 T_2 の $f / 2$ 秒から、時刻 T_1 から時刻 t_2 の $3 f / 4$ 秒に、 $f / 4$ 秒間延長する。このとき、光源制御部 2 2 は、制御部 5 2 の同期制御により、第 1 撮像フレーム F 1 の延長した蓄積期間に合わせて光源部 2 0 を用いて第 1 光を発光する。

30

【0055】

また、撮像制御部 5 3 は、第 1 撮像フレーム F 1 の読出期間の終了時刻を時刻 T_3 から時刻 t_3 に遅延する。その結果、撮像制御部 5 3 は、第 1 撮像フレーム F 1 の読出期間の長さを、イメージセンサ 4 8 の全画素を不足なく読み出すために必要な $f / 2$ 秒に維持する。したがって、本実施形態においては、時刻 t_2 から時刻 t_3 の長さは $f / 2$ 秒である。

【0056】

上記のように第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長すると、蓄積期間を延長した分、当然ながら第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間及び読出期間の合計時間が長くなる。このため、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間を $f / 2$ 秒ずつ確保すると、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 は $2 f$ 秒を超過する。第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 が $2 f$ 秒を超過すると、その後の処理等も遅延するので、結果的に表示制御部 6 6 が観察画像をモニタ 1 8 に表示するタイミングも遅延する。このため、観察画像の表示レートが低下し、観察画像の画質等が向上したとしても、診断に支障をきたすことがある。

40

【0057】

このため、撮像制御部 5 3 は、上記のように第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長す

50

る場合、時刻 t_3 から開始する第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間は時刻 T_4 に終了する。すなわち、撮像制御部 5 3 は、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間の開始時刻が時刻 T_3 から時刻 t_3 に遅延した $f/4$ 秒分、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間の長さを短縮する。したがって、第 2 撮像フレーム F 2 の読出期間は時刻 T_4 に開始し、 $f/2$ 秒後の時刻 T_5 に終了する。もちろん、光源制御部 2 2 は、開始時刻が遅延した第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間に合わせて光源部 2 0 を用いて第 2 光を発光する。

【0058】

上記のように、撮像制御部 5 3 は、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長した場合には、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間を短縮する。その結果、第 2 撮像フレーム F 2 は、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長した $f/4$ 秒短縮し、第 1 撮像フレーム F 1 と第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 を一定に保つ。このため、内視鏡システム 1 0 のマルチフレーム観察モードにおいては、蓄積期間等の長さを調節しても、少なくとも第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の 2 撮像フレームの単位では、撮像画像の取得及びその後の処理等は遅延は生じない。このため、観察画像の表示レートは、診断等に支障をきたさない表示レートに維持することができる。

10

【0059】

その上で、照明光に第 1 光を使用する第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長するので、例えば、第 1 光が、第 2 撮像フレーム F 2 で使用する第 2 光に対して相対的に、診断の判断基準になる組織または構造等のコントラストが良い撮像画像が得られる照明光であれば、観察画像における上記組織または構造等の視認性が向上する。すなわち、内視鏡システム 1 0 においては、観察画像の表示レートを落とさずに、蓄積期間等を調節したことによる利益が得られる。

20

【0060】

< 酸素飽和度観察モード >

上記内視鏡システム 1 0 は、マルチフレーム観察モードに相当する観察モードを有する内視鏡システムに好適である。例えば、観察対象の酸素飽和度を算出し、算出した酸素飽和度を表す観察画像（以下、酸素飽和度画像という）を生成及び表示する酸素飽和度観察モードを有する場合に特に好適である。

【0061】

マルチフレーム観察モードとして酸素飽和度観察モードを設ける場合、図 7 に示すように、光源部 2 0 には、B 広帯域光源 2 0 4、G 広帯域光源 2 0 5、R 広帯域光源 2 0 6、及び、狭帯域光源 2 0 7 を設ける。B 広帯域光源 2 0 4 は、青色の広帯域な光（以下、B 広帯域光という）を発光する光源である。広帯域とは、内視鏡システム 1 0 において単一の波長（単波長）であるとはみなせない程度に広い波長帯域をいう。例えば、数 10 nm から 100 nm 以上の波長帯域が広帯域である。G 広帯域光源 2 0 5 は、緑色の広帯域な光（以下、G 広帯域光という）を発光する光源である。R 広帯域光源 2 0 6 は、赤色の広帯域な光（以下、R 広帯域光という）を発光する光源である。

30

【0062】

狭帯域光源 2 0 7 は、酸素飽和度を測定するための狭帯域な光（以下、測定光という）を発光する。狭帯域とは、内視鏡システム 1 0 において概ね単波長であるとみなせる程度に狭い波長帯域を言う。例えば、中心波長に対して $\pm$ 数 10 nm の波長帯域が狭帯域である。測定光は、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を中心波長に有する狭帯域光である。図 8 に示すように、例えば、約 470 nm の波長において、酸化ヘモグロビンの吸光係数 2 1 3 と還元ヘモグロビンの吸光係数 2 1 4 の差が大きくなる。したがって、本実施形態においては、狭帯域光源 2 0 7 は、中心波長が約 470 nm の狭帯域光である。図 8 から分かる通り、約 470 nm 以外にも、紫色、青色、または、緑色の波長帯域において、酸化ヘモグロビンの吸光係数 2 1 3 と還元ヘモグロビンの吸光係数 2 1 4 の差が大きい波長がある。したがって、これらのいずれかの波長を中心波長とする狭帯域光を発光する光源を狭帯域光源 2 0 7 にすることができる。

40

【0063】

50

酸素飽和度観察モードにおいては、第1撮像フレームF1と第2撮像フレームF2の2撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの酸素飽和度画像を生成する。具体的には、第1撮像フレームF1の蓄積期間においては、光源制御部22は、光源部20を用いて測定光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが酸素飽和度観察モードである場合、測定光が第1光である。第1撮像フレームF1において取得する撮像画像は、測定光の反射光等を用いて観察対象を撮像したB画像である。以下、区別のため、第1撮像フレームF1において取得する撮像画像をB1画像という。また、第1撮像フレームF1において、G画像またはR画像を取得する場合には、これらをそれぞれG1画像及びR1画像という。

【0064】

一方、第2撮像フレームF2の蓄積期間においては、光源制御部22は、光源部20を用いてB広帯域光、G広帯域光、及び、R広帯域光とからなる白色光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが酸素飽和度観察モードである場合この白色光が第2光である。したがって、第1光と第2光は互いに波長帯域及び分光スペクトルが異なる照明光である。また、第2撮像フレームF2において取得する撮像画像は、B広帯域光の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るB画像、G広帯域光の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るG画像、及び、R広帯域光の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るR画像である。以下、区別のため、第2撮像フレームF2において取得する撮像画像をB画像、G画像、及びR画像をそれぞれB2画像、G2画像、及びR2画像という。

【0065】

酸素飽和度観察モードにおいては、上記B1画像、B2画像、G2画像、及びR2画像を用いて酸素飽和度画像を生成する。そのため、図9に示すように、画像処理部61には、信号比算出部221、酸素飽和度算出部222、相関関係記憶部223、及び、画像生成部224を設ける。

【0066】

信号比算出部221は、例えば、G2画像に対するB1画像の比（以下、信号比 $B1/G2$ という）と、R2画像に対するG2画像の比（以下、信号比 $R2/G2$ ）と、をそれぞれ画素ごとに算出する。信号比 $B1/G2$ は、主に観察対象の酸素飽和度の値と血液量によって変化し、信号比 $R2/G2$ は、主に観察対象の血液量に応じて変化する。

【0067】

酸素飽和度算出部222は、信号比算出部221が算出した信号比 $B1/G2$ 、及び、信号比 $R2/G2$ を、相関関係記憶部223が記憶する相関関係に照らし合わせることで、観察対象の酸素飽和度を画素ごとに算出する。相関関係記憶部223は、例えば図10に示すように、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ と、酸素飽和度の相関関係をLogスケールで記憶している。なお、信号比 $B1/G2$ 及び信号比 $R2/G2$ と、酸素飽和度の相関関係はシミュレーション等によって予め求めることができる。

【0068】

画像生成部224は、例えば観察対象の酸素飽和度を色で表す酸素飽和度画像を生成する。具体的には、画像生成部224は、B2画像、G2画像、及びR2画像を用いてカラーの観察画像を生成する。その後、生成した観察画像の各画素を、酸素飽和度算出部222が算出した酸素飽和度の値に応じて着色することによって酸素飽和度画像を生成する。画像生成部224は、生成した酸素飽和度画像を表示制御部66に入力することにより、モニタ18に表示する。

【0069】

上記酸素飽和度観察モードにおいては、撮像制御部53は、例えば、第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長し、その代わりに、第2撮像フレームF2の蓄積期間を短縮する（図6参照）。また、第1撮像フレームF1の読出期間及び第2撮像フレームF2の読出期間については、撮像制御部53はこれらの開始または終了のタイミングを調節するが、これら各読出期間の長さは維持する。これらの結果、撮像制御部53は、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 を一定に（例えば

10

20

30

40

50

2 f 秒に) 保つ。このため、酸素飽和度観察モードにおいては、酸素飽和度画像の表示遅延を生じることない。そのうえで、撮像制御部 5 3 は、照明光に測定光を用いる第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長したことで、酸素飽和度の情報を担持する B 1 画像の明るさまたはコントラスト等を向上する。B 1 画像の明るさまたはコントラスト等が向上すると、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の各撮像フレームの長さを調節しない場合と比較して、より正確に酸素飽和度を算出することができる。

【0070】

< 特定深さ強調観察モード >

上記酸素飽和度観察モードの他には、例えば、特定の深さにある組織または構造を選択的に強調した観察画像（以下、特定深さ強調画像という）を生成及び表示する特定深さ強調観察モードにも本発明は好適である。マルチフレーム観察モードとして特定深さ強調観察モードを設ける場合、図 1 1 に示すように、光源部 2 0 には、少なくとも、第 1 狭帯域光源 3 0 1 及び第 2 狭帯域光源 3 0 2 を設ける。第 1 狭帯域光源 3 0 1 及び第 2 狭帯域光源 3 0 2 は、互いに異なる中心波長を有する狭帯域光を発光する。すなわち、第 1 狭帯域光源 3 0 1 が発光する狭帯域光と第 2 狭帯域光源 3 0 2 が発光する狭帯域光は、互いに波長帯域及び分光スペクトルが異なる。本実施形態においては、第 1 狭帯域光源 3 0 1 は紫色の狭帯域な光（以下、V 狭帯域光という）を発光し、かつ、第 2 狭帯域光源 3 0 2 は青色の狭帯域な光（以下、B 狭帯域光という）を発光する。紫色とは、主に約 380 nm から約 430 nm 程度の波長を有する光の色を言う。

【0071】

特定深さ強調観察モードにおいては、第 1 撮像フレーム F 1 と第 2 撮像フレーム F 2 の 2 撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて 1 つの特定深さ強調画像を生成する。具体的には、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間においては、光源制御部 2 2 は光源部 2 0 を用いて V 狭帯域光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが特定深さ強調観察モードである場合、V 狭帯域光が第 1 光である。V 狭帯域光の反射光等は主に B 画素で受光することができるので、第 1 撮像フレーム F 1 において取得する撮像画像は B 1 画像である。また、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間においては、光源制御部 2 2 は光源部 2 0 を用いて B 狭帯域光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが特定深さ強調観察モードである場合、B 狭帯域光が第 2 光である。したがって、第 2 撮像フレーム F 2 において取得する撮像画像は、B 画素で観察対象を撮像して得る B 2 画像である。

【0072】

特定深さ強調観察モードにおいては、上記 B 1 画像及び B 2 画像を用いて特定深さ強調画像を生成する。そのため、図 1 2 に示すように、画像処理部 6 1 には、変化量算出部 3 1 1 と画像生成部 3 1 2 を設ける。

【0073】

変化量算出部 3 1 1 は、B 1 画像と B 2 画像の変化量を画素ごとに算出し、この変化量を各画素の画素値とした変化量画像（図示しない）を生成する。変化量とは、例えば、B 1 画像と B 2 画像の各画素の比または差である。

【0074】

画像生成部 3 1 2 は、B 1 画像と B 2 画像のうちいずれか一方を輝度チャンネルに割り当て、かつ、変化量算出部 3 1 1 が生成した変化量画像を色差チャンネルに割り当てることで、特定深さ強調画像を生成する。特定深さ強調画像は、V 狭帯域光及び B 狭帯域光の波長の組み合わせによって定まる特定の深さにある組織または構造等を強調した画像になる。画像生成部 3 1 2 は、生成した特定深さ強調画像を表示制御部 6 6 に入力することにより、モニタ 1 8 に表示する。なお、色差チャンネルは、Cr チャンネルとCb チャンネルの 2 つのチャンネルがあるので、画像生成部 4 1 2 は、Cr チャンネルとCb チャンネルに、例えば、それぞれ異なる重み付けをした変化量画像を割り当てる。

【0075】

上記特定深さ強調観察モードにおいては、撮像制御部 5 3 は、例えば、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長し、その代わりに、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間を短縮する

(図6参照)。また、第1撮像フレームF1の読出期間及び第2撮像フレームF2の読出期間については、撮像制御部53はこれらの開始または終了のタイミングを調節するが、これら各読出期間の長さは維持する。これらの結果、撮像制御部53は、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 を一定に(例えば2f秒に)保つ。このため、特定深さ強調観察モードにおいては、特定深さ強調画像の表示遅延を生じることはない。その上で、撮像制御部53は、照明光にV狭帯域光を用いる第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長したことで、B1画像の明るさまたはコントラスト等を向上する。B1画像の明るさまたはコントラスト等が向上すると、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の各撮像フレームの長さを調節しない場合と比較して、特定深さ強調画像において組織または構造等を強調する「特定の深さ」の選択精度を向上することができる。

10

【0076】

もちろん、具体的なV狭帯域光及びB狭帯域光の各波長帯域の組み合わせによっては、B2画像の明るさまたはコントラスト等を向上したほうが良い場合がある。この場合は、上記とは逆に、撮像制御部53は、第2撮像フレームF2の蓄積期間を延長し、その代わりに、第1撮像フレームF1の蓄積期間を短縮する。また、上記特定深さ強調観察モードにおいては、V狭帯域光とB狭帯域光を用いているが、これらの狭帯域光の波長帯域の組み合わせを変更すれば、特定深さ強調画像において組織または構造等を強調する特定の深さを変更することができる。

20

【0077】

< 深層血管強調観察モード >

上記酸素飽和度観察モード及び特定深さ強調観察モードの他には、例えば、粘膜下の特に深い位置にある太い血管(以下、深層血管という)を強調する観察画像(以下、深層血管強調画像という)を生成及び表示する深層血管強調観察モードにも本発明は好適である。

【0078】

マルチフレーム観察モードとして深層血管強調観察モードを設ける場合、図13に示すように、光源部20には例えば第1R狭帯域光源401、第2R狭帯域光源402、R広帯域光源403、及び、Cy広帯域光源404を設ける。第1R狭帯域光源401は、例えば中心波長が約600nmの赤色の狭帯域光(以下、第1R狭帯域光という)を発光する。第2R狭帯域光源402は、例えば中心波長が約630nmの赤色の狭帯域光(以下、第2R狭帯域光という)を発光する。R広帯域光源403は、広帯域な赤色の光(以下、R広帯域光という)を発光する。そして、Cy広帯域光源404は、波長帯域が約400nmから約550nmに及ぶシアン色の広帯域光(以下、Cy広帯域光という)を発光する。

30

【0079】

深層血管強調観察モードにおいては、第1撮像フレームF1と第2撮像フレームF2の2フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの深層血管強調画像を生成する。具体的には、第1撮像フレームF1の蓄積期間においては、光源制御部22は、光源部20を用いて第1R狭帯域光とR広帯域光とCy広帯域光とからなる第1光を点灯する。そして、画像取得部54は、撮像画像としてB1画像、G1画像、及び、R1画像を取得する。一方、第2撮像フレームF2の蓄積期間においては、光源制御部22は、光源部20を用いて第2R狭帯域光とR広帯域光とCy広帯域光とからなる第2光を点灯する。そして、画像取得部54は、撮像画像としてB2画像、G2画像、及び、R2画像を取得する。

40

【0080】

深層血管強調観察モードにおては、上記撮像画像のうち、R1画像及びR2画像と、G1画像またはG2画像のうち少なくともいずれか一方の画像と、を用いて深層血管強調画像を生成する。そのため、図14に示すように、画像処理部61には、変化量算出部411と画像生成部412を設ける。

50

【0081】

変化量算出部411は、R1画像とR2画像の変化量を画素ごとに算出する。変化量とは、例えば、R1画像とR2画像の各画素の比または差である。また、変化量算出部411は、変化量を算出すると、算出した変化量に基づく補正係数を算出し、R1画像またはR2画像にこの補正係数を乗算して補正画像（図示しない）を生成する。そして、変化量算出部411は、生成した補正画像を画像生成部412に入力する。

【0082】

画像生成部412は、R1画像またはR2画像のうち補正画像の生成に使用していない方の画像と、変化量算出部411が生成した補正画像と、画像取得部54から取得するG1画像またはG2画像を、Bチャンネル、Gチャンネル、及びRチャンネルに割り当てることによって深層血管強調画像を生成する。画像生成部412は、生成した深層血管強調画像を表示制御部66に入力することにより、モニタ18に表示する。

【0083】

上記深層血管強調観察モードにおいては、撮像制御部53は、例えば、第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長し、その代わりに、第2撮像フレームF2の蓄積期間を短縮する（図6参照）。また、第1撮像フレームF1の読出期間及び第2撮像フレームF2の読出期間については、撮像制御部53はこれらの開始または終了のタイミングを調節するが、これら各読出期間の長さは維持する。これらの結果、撮像制御部53は、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 を一定に（例えば2f秒に）保つ。このため、深層血管強調観察モードにおいては、深層血管強調画像の表示遅延を生じることはない。その上で、撮像制御部53は、照明光に第1R狭帯域光を含む第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長したことで、R1画像の明るさまたはコントラスト等を向上する。R1画像の明るさまたはコントラスト等が向上すると、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の各撮像フレームの長さを調節しない場合と比較して、深層血管強調画像において目的とする深層血管をより強調することができる。もちろん、強調する深層血管の具体的な深さによっては、R2画像の明るさまたはコントラスト等を向上したほうが良い場合もある。この場合は、上記とは逆に、撮像制御部53は、第2撮像フレームF2の蓄積期間を延長し、その代わりに、第1撮像フレームF1の蓄積期間を短縮する。

【0084】

< 狭帯域観察モード >

上記酸素飽和度観察モード、特定深さ強調観察モード、及び深層血管強調観察モードの他には、例えば、観察画像としていわゆる狭帯域観察画像を生成及び表示する狭帯域観察モードに本発明は好適である。狭帯域観察画像とは、青色及び緑色の狭帯域光を用いて観察対象を撮像し、得られた撮像画像を用いて、血管等を強調した観察画像である。

【0085】

マルチフレーム観察モードとして狭帯域観察モードを設ける場合、図15に示すように、光源部20にB狭帯域光源501及びG狭帯域光源502を設ける。B狭帯域光源501はB狭帯域光を発光する。B狭帯域光は、例えば、中心波長が約450nmであり、この中心波長を中心に概ね±数10nm程度の波長帯域を有する。G狭帯域光源502は、緑色の狭帯域な光（以下、G狭帯域光という）を発光する。G狭帯域光は、例えば、中心波長が約550nmであり、この中心波長を中心に概ね±数10nm程度の波長帯域を有する。

【0086】

狭帯域観察モードにおいては、第1撮像フレームF1と第2撮像フレームF2の2撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの狭帯域観察画像を生成する。具体的には、第1撮像フレームF1の蓄積期間においては、光源制御部22は光源部20を用いてB狭帯域光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが狭帯域観察モードである場合、B狭帯域光が第1光である。第1撮像フレームF1において取得する撮像画像はB1画像である。また、第2撮像フレームF2の蓄積期間においては、光源制御部2

2 は、光源部 20 を用いて G 狭帯域光を点灯する。このため、マルチフレーム観察モードが狭帯域観察モードの場合、G 狭帯域光が第 2 光である。第 2 撮像フレーム F 2 において取得する撮像画像は G 2 画像である。狭帯域観察モードにおいては、画像処理部 61 は、B 1 画像を B チャンネル及び G チャンネルに割り当て、かつ、G 2 画像を R チャンネルに割り当てることにより、狭帯域観察画像を生成する。

【0087】

上記狭帯域観察モードにおいては、撮像制御部 53 は、例えば、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長し、その代わりに、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間を短縮する（図 6 参照）。また、第 1 撮像フレーム F 1 の読出期間及び第 2 撮像フレーム F 2 の読出期間については、撮像制御部 53 はこれらの開始または終了のタイミングを調節するが、これら各読出期間の長さは維持する。これらの結果、撮像制御部 53 は、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間の合計時間 T_2 を一定に（例えば 2 f 秒に）保つ。このため、狭帯域観察モードにおいては、狭帯域観察画像の表示遅延を生じることはない。その上で、撮像制御部 53 は、照明光に B 狭帯域光を用いる第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長したことで、B 1 画像の明るさまたはコントラスト等を向上する。B 1 画像の明るさまたはコントラスト等が向上すると、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の各撮像フレームの長さを調節しない場合と比較して、狭帯域観察画像において、より明確に粘膜の表面に近い位置にある浅く細い血管等を強調することができる。

【0088】

なお、上記各観察モードの通り、マルチフレーム観察モードにおいて蓄積期間等の長さを調節する場合、撮像制御部 53 は、各々の撮像フレームにおける照明光の波長帯域、分光スペクトル、または光量に起因して、蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮すると良い。例えば、マルチフレーム観察モードが酸素飽和度観察モードである場合、目的である酸素飽和度の情報を主として担持するのは、照明光に測定光を使用して得る B 1 画像なので、照明光に白色光を使用する第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間ではなく、照明光に測定光を使用する第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長している。すなわち、撮像制御部 53 は、各撮像フレームにおける照明光の波長帯域または分光スペクトルに起因して、蓄積期間または読出期間の長さを延長または短縮している。特定深さ強調観察モード等の他のマルチフレーム観察モードも同様である。

【0089】

特に、各撮像フレームにおいて使用する照明光の波長帯域に起因して蓄積期間等の長さを調節する場合、照明光の波長帯域が狭い撮像フレームほど、その蓄積期間を長くすることが好ましい。すなわち、撮像制御部 53 は、相対的に照明光の波長帯域が狭い撮像フレームの蓄積期間を、相対的に照明光の波長帯域が広い撮像フレームの蓄積期間よりも長くする。マルチフレーム観察モードにおいて、照明光に狭帯域光を用いる場合、第 1 に、狭帯域光を用いる撮像フレームにおいて取得する撮像画像が、診断に寄与する情報を担持しているからである。第 2 に、波長帯域が狭いほど光量が不足して、撮像画像の明るさまたはコントラストが不足しやすいからである。例えば、酸素飽和度観察モードにおいては、照明光に測定光と白色光を用いるが、相対的に波長帯域が狭い測定光を照明光に使用する第 1 撮像フレーム F 1 に得る B 1 画像の方が、第 2 撮像フレーム F 2 に得る撮像画像よりも、目的とする酸素飽和度の情報を多く担持し、かつ、明るさまたはコントラストが不足しやすい。このため、酸素飽和度観察モードにおいては、撮像制御部 53 は照明光に測定光を用いる第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を長くしている。特定深さ強調観察モード等の他のマルチフレーム観察モードも同様である。

【0090】

また、各撮像フレームにおいて使用する照明光の光量に起因して蓄積期間等の長さを調節する場合、照明光の光量が小さい撮像フレームほど、その蓄積期間を長くすると良い。すなわち、撮像制御部 53 は、相対的に照明光の光量が小さい撮像フレームの蓄積期間を、相対的に照明光の光量が大きい撮像フレームの蓄積期間よりも長くする。照明光の光量

が小さい撮像フレームに得る撮像画像は、明るさまたはコントラストが低下しやすいからである。例えば、酸素飽和度観察モードにおいては、照明光に測定光と白色光を用いるが、相対的に波長帯域が狭い測定光を照明光に使用する第1撮像フレームF1に得るB1画像の方が、第2撮像フレームF2に得る撮像画像よりも、明るさまたはコントラストが低下しやすい。このため、酸素飽和度観察モードにおいては、撮像制御部53は照明光に測定光を用いる第1撮像フレームF1の蓄積期間を長くしている。特定深さ強調観察モード等の他のマルチフレーム観察モードも同様である。

【0091】

また、各撮像フレームにおいて使用する照明光の光量に起因して蓄積期間等の長さを調節する場合、撮像制御部53は、撮像画像が暗くなる照明光または撮像画像のコントラストが小さくなる照明光を使用する撮像フレームほど、その蓄積期間を長くすると良い。すなわち、撮像制御部53は、相対的に撮像画像が暗くなる照明光または相対的に撮像画像のコントラストが小さくなる照明光を使用する撮像フレームの蓄積期間を、相対的に撮像画像が明るくなる他の照明光または相対的に撮像画像のコントラストが大きくなる他の照明光を使用する撮像フレームの蓄積期間よりも長くする。観察対象の種類等によっては、特定の波長帯域または分光スペクトルを有する照明光を吸収しやすく、イメージセンサ48に戻る反射光等が少なくて、取得する撮像画像の明るさまたはコントラストが、他の撮像画像の水準に比べて小さい場合がある。こうした場合に、上記のような撮像画像が暗くなる照明光または撮像画像のコントラストが小さくなる照明光を使用する撮像フレームほど蓄積期間を長くすると、明るさまたはコントラストの不足を補って、明瞭な観察画像を生成及び表示することができる。

【0092】

上記の他、各撮像フレームにおいて使用する照明光の光量に起因して蓄積期間等の長さを調節する場合、撮像制御部53は、照明光の光量が最大光量に達する撮像フレームの蓄積期間を延長すると良い。通常、内視鏡システム10では、ほぼ一定の適切な明るさで観察対象を観察することができるように光源制御部22が照明光の光量を自動調節する。しかし、光源部20が有する各光源の性能等に起因して、照明光の光量には上限があり、この上限を超えて照明光の光量を増大することはできない。このため、撮像制御部53が、照明光の光量が最大光量に達する撮像フレームの蓄積期間を延長すれば、照明光の光量が最大光量に達する撮像フレームにおいて取得する撮像画像の明るさまたはコントラストの不足を補うことができる。この場合、撮像制御部53は、光源制御部22または制御部52から照明光の光量を表す信号（光量指定信号）を取得し、この信号を用いて、照明光を最大光量にした場合に不足する光量分だけ蓄積期間を延長する。

【0093】

なお、上記実施形態のマルチフレーム観察モードにおいては、撮像制御部53は、各撮像フレームの蓄積期間を相対定期に延長または短縮する一方で、読出期間の長さは変更しないが、撮像制御部53は、読出期間の長さも調節することができる。例えば、図16に示すように、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2の2撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて1つの観察画像を生成する場合に、上記実施形態と同様に第1撮像フレームF1の蓄積期間の長さを延長し、読出期間の長さを維持する。一方、撮像制御部53は、蓄積期間の終了（読出期間の開始）の時刻T4を時刻t4に遅延し、かつ、第2撮像フレームF2の読出期間の終了の時刻T5を維持する。これにより、第2撮像フレームF2の蓄積期間の長さを $f/2$ 秒に維持し、かつ、第2撮像フレームF2の読出期間の長さを $f/4$ 秒に短縮する。こうすると、第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長したにも関わらず、第2撮像フレームF2の蓄積期間を維持することができるので、第2撮像フレームF2において取得する撮像画像の明るさまたはコントラストを維持しやすい。読出期間の短縮は、例えば、撮像面にある全ての画素Pxから信号を読み出すのではなく、一部の画素Pxから信号を読み出す、いわゆる部分読み出し等によって実現することができる。

【0094】

なお、読出期間を短縮する上記変形例においては、第2撮像フレームF2の蓄積期間を維持しているが、第1撮像フレームF1の読出期間とともに、第2撮像フレームF2の蓄積期間も延長してもよい。また、上記変形例においては、第1撮像フレームF1の読出期間を維持しているが、第1撮像フレームF1の読出期間も短縮することができる。すなわち、撮像制御部53は、イメージセンサ48の蓄積期間等の長さを調節する際に、蓄積期間の延長または短縮と、読出期間の短縮を任意に組み合わせることで、1つの観察画像の生成に使用する複数の撮像画像を得る複数の撮像フレームの合計時間 T_N を一定に保つことができる。

【0095】

上記のように、読出期間を短縮する場合、撮像制御部53は、蓄積期間を延長する撮像フレームとは別の撮像フレームにおいて読出期間を短縮すると良い。例えば、第1撮像フレームF1の蓄積期間を延長する必要がある場合、第1撮像フレームF1において得る撮像画像が診断への寄与が大きい情報を担持している場合が多いので、第1撮像フレームF1の読出期間の長さは全ての画素 P_x を読み出せる時間（例えば $f/2$ 秒）を維持する方が良い。このため、合計時間 T_N を維持するために読出期間を短縮するのであれば、蓄積期間の長さを延長する撮像フレームの読出期間の長さは維持して、その代わりに、診断に支障が出にくい別の撮像フレームの読出期間を短縮すると良い。

【0096】

もちろん、マルチフレーム観察モードにおいて、撮像制御部53は、1つの撮像フレームの長さを一定に保ち、かつ、1つの撮像フレームにおける蓄積期間と読出期間の長さを延長または短縮することもできる。この場合、マルチフレーム観察モードの各撮像フレームが一定に保つことができるので、合計時間 T_N を確実に一定に保つことができる。また、この場合、画像処理部61が撮像画像を取得できるタイミングが、蓄積期間等を調節しない場合に対して変化しないので、観察画像の表示遅延は特に生じにくい。

【0097】

なお、上記実施形態においては、光源制御部22は、光源部20を用いて蓄積期間に照明光を点灯し、かつ、読出期間は照明光を消灯しているが、光源制御部22は蓄積期間及び読出期間において照明光を点灯しても良い。例えば、酸素飽和度観察モードの場合、図17に示すように、光源制御部22は、第1撮像フレームF1の蓄積期間においては測定光とR広帯域光（図17においては「R」で示す）を含む第1光を点灯し、かつ、第1撮像フレームF1の読出期間においてはR広帯域光からなる第3光を点灯する。そして、光源制御部22は、第2撮像フレームF2の蓄積期間においてはB広帯域光（図17においては「B」で示す）とG広帯域光（図17においては「G」で示す）とR広帯域光を含む第2光を点灯し、かつ、第2撮像フレームF2の読出期間においてはR広帯域光からなる第3光を点灯する。すなわち、酸素飽和度観察モードにおいては、R広帯域光を点灯したままにすることができる。

【0098】

上記のように、酸素飽和度観察モードにおいて各撮像フレームの蓄積期間及び読出期間においてもR広帯域光の点灯すると、第1撮像フレームF1においてはB1画像とR1画像の2つの撮像画像が得られ、かつ、第2撮像フレームF2においてはB2画像、G2画像、及びR2画像の3つの撮像画像が得られる。酸素飽和度観察モードの観察画像である酸素飽和度画像は、これらのうち、B1画像、B2画像、G2画像、及びR2画像を用いて生成することができる。特定深さ強調観察モード、深層血管強調観察モード、及び狭帯域観察モードにおいても、例えば、上記酸素飽和度観察モードの変形例と同様にR広帯域光を各撮像フレームの蓄積期間及び読出期間を通して点灯することができる。この場合、各観察モードの観察画像は、R広帯域光を読出期間に点灯しない場合と同様に生成することができる。

【0099】

蓄積期間及び読出期間において照明光を点灯する場合には、図18に示すように、プロセッサ装置16に、マルチフレーム観察モードの各々の撮像フレームにおいて共通に取得

10

20

30

40

50

する色の撮像画像を用いて静止度を算出する静止度算出部 6 5 1 を設けると良い。すなわち、第 1 撮像フレーム F 1 及び第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間及び読出期間において R 広帯域光を点灯し続ける場合、静止度算出部 6 5 1 は、R 1 画像及び R 2 画像、または R 1 画像と R 2 画像のうちいずれか一方を用いて静止度を算出する。

【 0 1 0 0 】

静止度とは、観察対象の動きを大きさ、観察対象の動きの向き、または、観察対象の動きの大きさ及び向きを表す数値である。ここで言う観察対象の動きには、観察対象自身の動きの他、内視鏡 1 2 の動きによる相対的な観察対象の動きを含む。静止度は、1 枚の R 1 画像または R 2 画像を用いて算出する場合、例えば周波数解析により算出する。R 1 画像または R 2 画像に高周波成分が少なければ観察対象の動きが大きいと評価できるので、高周波数成分の量に基づいて静止度を算出することができる。また、R 1 画像または R 2 画像を複数使用して静止度を算出する場合、例えば、これら各 R 画像に写る観察対象の対応する点間の位置から求まる動きベクトルの向きや大きさから静止度を算出することができる。

10

【 0 1 0 1 】

静止度算出部 6 5 1 が算出した静止度を、例えば、画像処理部 6 1 に入力する。そして、画像処理部 6 1 では、第 1 撮像フレーム F 1 において取得する撮像画像と、第 2 撮像フレーム F 2 において取得する撮像画像との位置合わせに利用することができる。このため、酸素飽和度観察モードであれば、より正確に酸素飽和度を算出することができる。特定深さ強調観察モード、深層血管強調観察モード、及び狭帯域観察モードにおいても同様である。

20

【 0 1 0 2 】

なお、上記実施形態においては、イメージセンサ 4 8 にカラーセンサを用いているが、イメージセンサ 4 8 は画素 P x 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ることができる。この場合、上記第 1 実施形態の B 1 画像、G 1 画像、R 1 画像、B 2 画像、G 2 画像、及び R 2 画像は、順次に観察対象を撮像して得ることができる。例えば、これら 6 種類の撮像画像を全て得るには 6 撮像フレームを必要とする。すなわち、イメージセンサ 4 8 にモノクロセンサを用いる場合、1 つの観察画像を生成するために上記第 1 実施形態よりも多くの撮像フレームが必要になる場合があるが、それ以外は上記実施形態と同様にマルチフレーム観察モードを設けることができる。

30

【 0 1 0 3 】

また、上記実施形態においては、2 撮像フレームにおいて得る複数の撮像画像を用いて 1 つの観察画像を生成しているが、3 以上の撮像フレームにおいて取得する複数の撮像画像を用いて 1 つの観察画像を生成しても良い。この場合、1 つの観察画像を生成するために上記第 1 実施形態よりも多くの撮像フレームが必要になる場合があるが、それ以外は上記実施形態と同様である。

【 0 1 0 4 】

上記実施形態においては、撮像制御部 5 3 は、いわゆるプログレッシブ方式でイメージセンサ 4 8 の画素から信号を読み出すが、いわゆるインタレース方式でイメージセンサ 4 8 の画素から信号を読み出しても良い。この場合、撮像制御部 5 3 は、1 画素行おきに信号の読み出し及びリセットを行う。

40

【 0 1 0 5 】

上記実施形態においては、イメージセンサ 4 8 はいわゆる原色系のカラーセンサであるが、シアン、マゼンタ、イエロー、及びグリーン等の補色系のカラーフィルタを用いた補色系カラーセンサも使用することができる。補色系のカラーセンサから取得する補色撮像画像は、R G B 各色の画像に変換可能である。

【 0 1 0 6 】

上記実施形態においては、イメージセンサ 4 8 の画素配列はいわゆる正方配列であるが、イメージセンサ 4 8 の画素配列はいわゆるハニカム配列等、正方配列以外の配列であっても良い。

50

【 0 1 0 7 】

上記実施形態においては、光源部 2 0 が有する光源は L E D であるが、内視鏡システム 1 0 は、L E D の代わりに、L D (Laser Diode) 等の他の半導体光源を用いても良い。半導体光源と、半導体光源が発光する光を励起光として他の色の光を発光する蛍光体等を組み合わせて用いても良い。キセノンランプ等のランプ光源も光源部 2 0 に使用しても良い。また、半導体光源、半導体光源と蛍光体、及び、ランプ光源とともに波長帯域または分光スペクトルを調節する光学フィルタを組み合わせて光源部 2 0 の光源を構成しても良い。例えば、白色 L E D に光学フィルタを組み合わせて使用することで、第 1 実施形態から第 5 実施形態で使用する各色の光を発生することができる。

【 0 1 0 8 】

上記実施形態においては、イメージセンサ 4 8 が設けられた内視鏡 1 2 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システムにおいて本発明を実施しているが、カプセル内視鏡システムにおいても本発明は好適である。図 1 9 に示すように、例えば、カプセル内視鏡システムにおいては、カプセル内視鏡 7 0 0 と、プロセッサ装置 (図示しない) とを少なくとも有する。

【 0 1 0 9 】

カプセル内視鏡 7 0 0 は、光源部 7 0 2 と制御部 7 0 3 と、イメージセンサ 7 0 4 と、画像処理部 7 0 6 と、送受信アンテナ 7 0 8 と、を備えている。光源部 7 0 2 は、光源部 2 0 に対応する。制御部 7 0 3 は、光源制御部 2 2 及び制御部 5 2 と同様に機能する。また、制御部 7 0 3 は、送受信アンテナ 7 0 8 を用いて、カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置と無線を使用して通信可能である。カプセル内視鏡システムのプロセッサ装置は、上記各実施形態のプロセッサ装置 1 6 とほぼ同様であるが、画像取得部 5 4 及び画像処理部 6 1 に対応する画像処理部 7 0 6 はカプセル内視鏡 7 0 0 に設けられ、観察画像は、送受信アンテナ 7 0 8 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 7 0 4 はイメージセンサ 4 8 と同様である。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 0 】

- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 内視鏡
- 1 2 a 挿入部
- 1 2 b 操作部
- 1 2 c 湾曲部
- 1 2 d 先端部
- 1 2 e アングルノブ
- 1 3 a モード切り替えスイッチ
- 1 3 b ズーム操作部
- 1 4 光源装置
- 1 6 プロセッサ装置
- 1 8 モニタ
- 1 9 コンソール
- 2 0 、 7 0 2 光源部
- 2 2 光源制御部
- 3 0 a 照明光学系
- 3 0 b 撮影光学系
- 4 1 ライトガイド
- 4 5 照明レンズ
- 4 6 対物レンズ
- 4 7 ズームレンズ
- 4 8 、 7 0 4 イメージセンサ
- 5 2 , 7 0 3 制御部

10

20

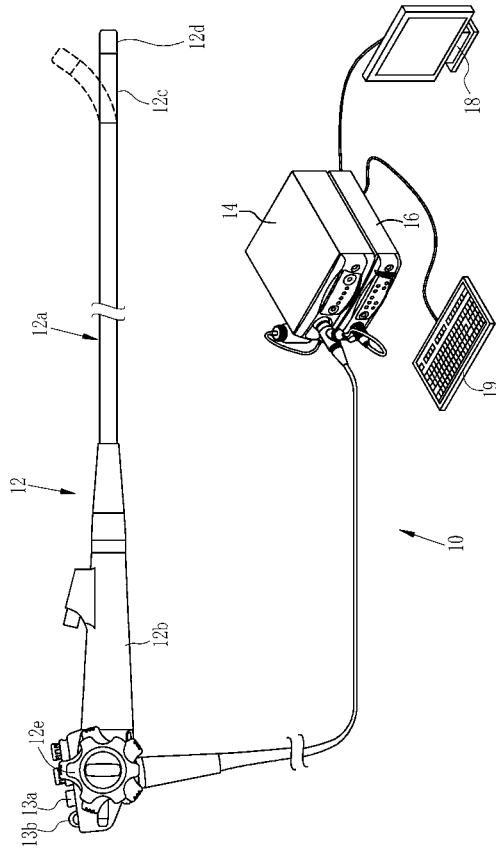
30

40

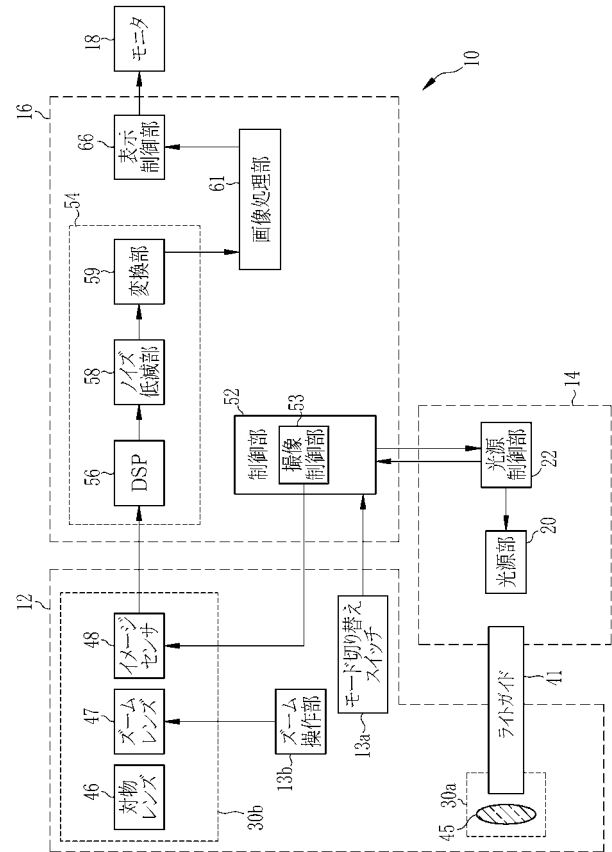
50

5 3	撮像制御部	
5 4	画像取得部	
5 6	D S P (D i g i t a l S i g n a l P r o c e s s o r)	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	
6 1 , 7 0 6	画像処理部	
6 6	表示制御部	
2 0 4	B 広帯域光源	
2 0 5	G 広帯域光源	
2 0 6 , 4 0 3	R 広帯域光源	10
2 0 7	狭帯域光源	
2 2 1	信号比算出部	
2 2 2	酸素飽和度算出部	
2 2 3	相関関係記憶部	
2 2 4 , 3 1 2 , 4 1 2	画像生成部	
3 0 1	第 1 狭帯域光源	
3 0 2	第 2 狭帯域光源	
3 1 1 , 4 1 1	変化量算出部	
4 0 1	第 1 R 狭帯域光源	
4 0 2	第 2 R 狭帯域光源	20
4 0 4	C y 広帯域光源	
5 0 1	B 狭帯域光源	
5 0 2	G 狭帯域光源	
6 5 1	静止度算出部	
7 0 0	カプセル内視鏡	
7 0 8	送受信アンテナ	
f 1	撮像フレームの長さ	
F 1	第 1 撮像フレーム	
F 2	第 2 撮像フレーム	
P x	画素	30
T 0 ~ T 5 , t 2 ~ t 4	時刻	

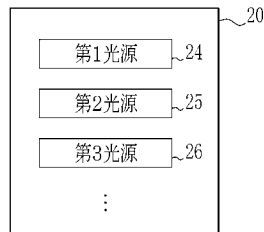
【図 1】



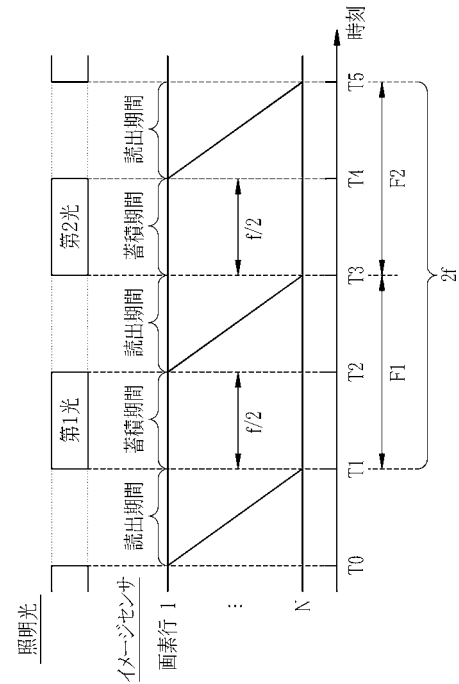
【図 2】



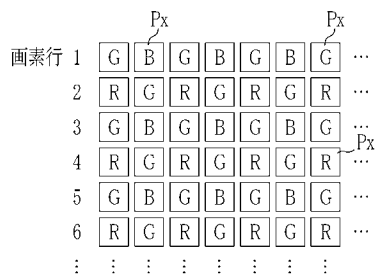
【図 3】



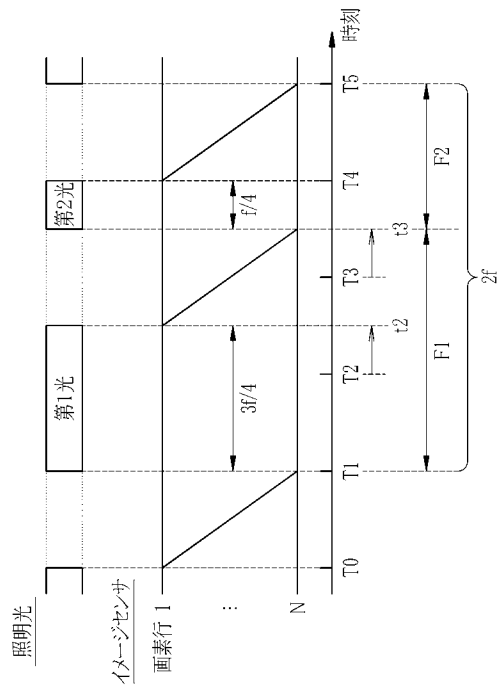
【図 5】



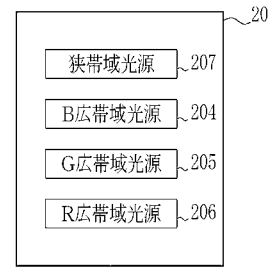
【図 4】



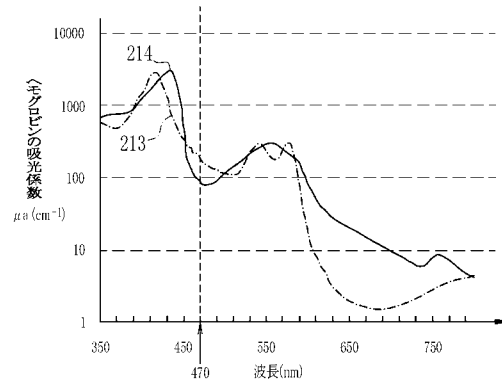
【図 6】



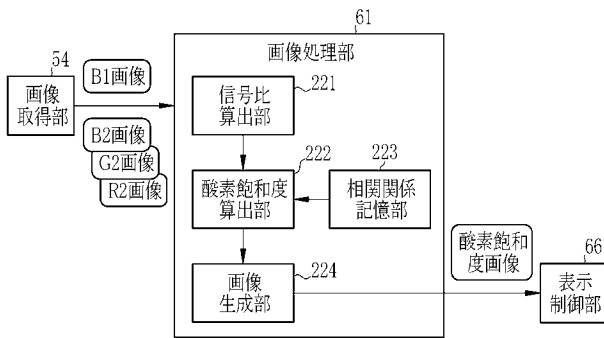
【図 7】



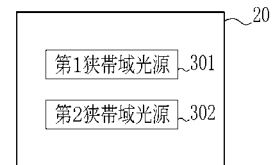
【図 8】



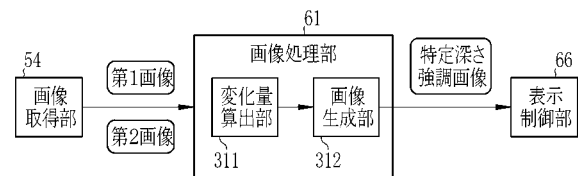
【図 9】



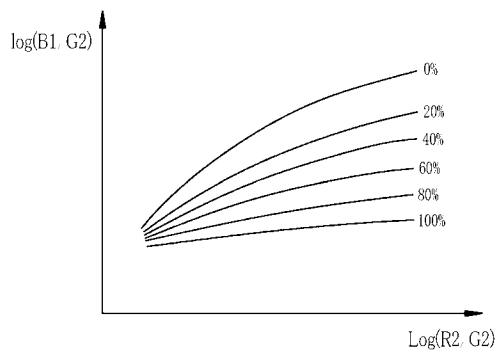
【図 1 1】



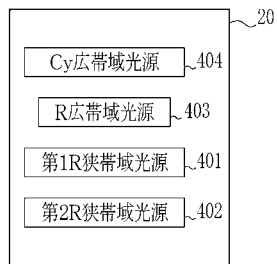
【図 1 2】



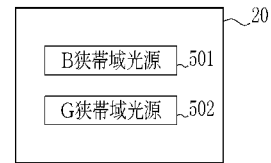
【図 1 0】



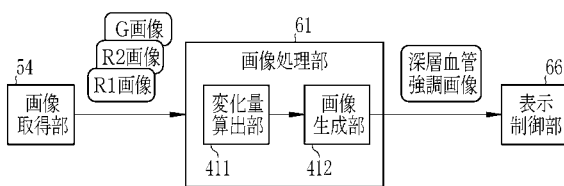
【図 1 3】



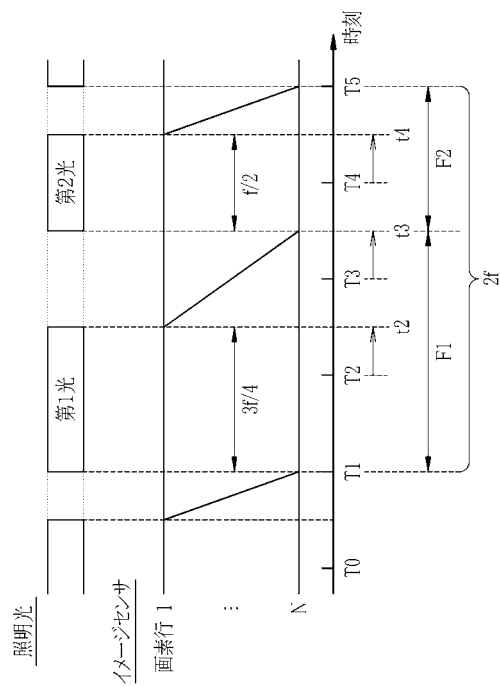
【図 1 5】



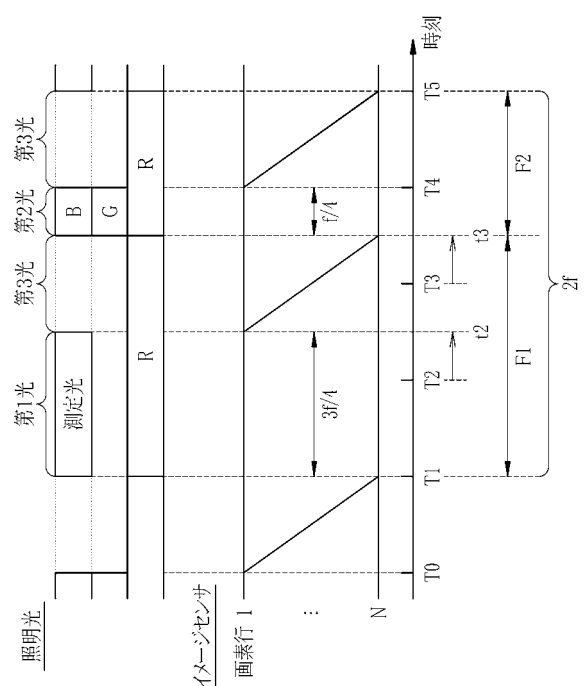
【図 1 4】



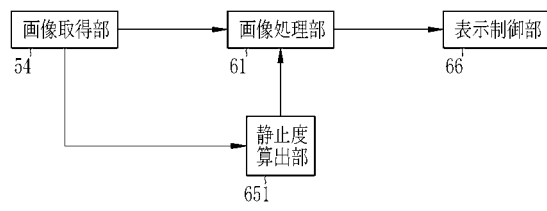
【図 1 6】



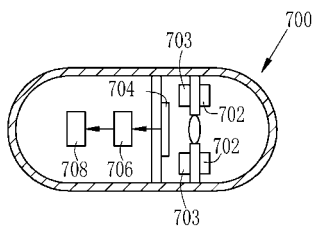
【図 1 7】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C161 AA00 BB01 BB08 CC06 DD02 DD03 FF14 GG01 HH51 LL02
MM03 QQ01 QQ07 QQ09 RR02 RR04 RR05 SS04 SS09 TT15

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP2018033719A	公开(公告)日	2018-03-08
申请号	JP2016169957	申请日	2016-08-31
[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	矢野孝 小澤聡 大谷健一		
发明人	矢野 孝 小澤 聡 大谷 健一		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/00 A61B1/00009 A61B1/00188 A61B1/04 A61B1/041 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0638 A61B5/14551 A61B5/1459 G02B23/24 G02B23/2461 G02B23/2484 G06T2207/10068 G06T2207 /30101 H04N5/2354 H04N5/3532 H04N5/3537 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/04.370 G02B23/24.B A61B1/06.B A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/GA02 2H040/GA05 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161 /DD02 4C161/DD03 4C161/FF14 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/QQ01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/SS04 4C161/SS09 4C161 /TT15		
其他公开文献	JP6654117B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜系统和内窥镜系统的操作方法，同时享有能够调整累积时段等并保持观察图像的显示速率的图像传感器的优点。内窥镜系统包括：产生照明光的光源单元；以包括累积时段和读取时段的成像帧为单位使用照明光来捕获观察对象的图像传感器；光源控制单元22，用于改变每帧的照明光的波长带或光谱，图像处理单元61通过使用在具有不同光谱或光谱的多个成像帧中获取的多个捕获图像和多个捕获帧来生成一个观察图像，以获得用于生成观察图像的多个捕获图像，累计时间和读取时间的总时间保持恒定，并且在固定的总时间内以及成像控制单元53，其延长或缩短每个成像帧的累积时段或读出时段的长度。

