

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6654117号
(P6654117)

(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020.2.26)

(24) 登録日 令和2年1月31日 (2020.1.31)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006.01)

A 6 1 B 1/045 6 3 2

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 6 1 0

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 9 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2016-169957 (P2016-169957)
 (22) 出願日 平成28年8月31日 (2016.8.31)
 (65) 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)
 審査請求日 平成30年8月13日 (2018.8.13)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 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

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) 【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し、かつ、
 前記蓄積期間及び前記読出期間を通して特定色光を含む前記照明光を点灯する光源制御部と、

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1つの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、

各々の前記撮像フレームにおいて共通に取得する前記特定色に対応する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と、

を備え、

前記画像処理部は、前記静止度を利用して前記複数の撮像画像の位置合わせをする内視鏡システム。

10

20

【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、長さを一定に保った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】

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し、かつ、前記蓄積期間及び前記読出期間を通して特定色光を含む前記照明光を点灯する光源制御部と、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1つの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し、

静止度算出部が、各々の前記撮像フレームにおいて共通に取得する前記特定色に対応する前記撮像画像を用いて、前記観察対象の静止度を算出し、

前記画像処理部は、前記静止度を利用して前記複数の撮像画像の位置合わせを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】

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

10

20

30

40

50

像を生成し、モニタに表示する。

【 0 0 0 3 】

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）。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

10

【 0 0 0 4 】

【 特許文献1 】 特開 2 0 1 6 - 0 8 6 9 5 5 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 】

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。

【 0 0 0 6 】

20

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。

【 0 0 0 7 】

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。

30

【 0 0 0 8 】

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。

40

【 0 0 0 9 】

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。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明の内視鏡システムは、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し、かつ、蓄積期間及び読出期間を通して特定色光を含

50

む照明光を点灯する光源制御部と、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、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、各々の撮像フレームにおいて共通に取得する特定色に対応する撮像画像を用いて、観察対象の静止度を算出する静止度算出部と、を備え、画像処理部は、静止度を利用して複数の撮像画像の位置合わせをする。

【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。

【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、長さを一定に保った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。

【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明光の波長帯域または分光スペクトルを変更し、かつ、蓄積期間及び読出期間を通して特定色光を含む照明光を点灯する光源制御部と、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、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し、静止度算出部が、各々の撮像フレームにおいて共通に取得する特定色に対応する撮像画像を用いて、観察対象の静止度を算出し、画像処理部は、静止度を利用して複数の撮像画像の位置合わせをする。

【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。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 2 】

【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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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】

【 0 0 2 3 】

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。

40

【 0 0 2 4 】

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

50

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。

10

【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。

20

【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４００nmから約５００nm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５００nmから約６００nm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６００nmから約７００nm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。

30

【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。その他、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ことで光源部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。

40

【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

50

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。

【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１０５μm、クラッド径１２５μm、外皮となる保護層を含めた径がφ０．３～０．５mmの細径なファイバケーブルを使用できる。

10

【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の操作をすることで移動し、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。

【００３２】

20

イメージセンサ４８は、画素Ｐ×（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×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可能性がある。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×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。

30

【００３３】

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×がＢ画素（「Ｂ」）であり、緑色カラーフィルタを有する画素Ｐ×がＧ画素（「Ｇ」）であり、赤色カラーフィルタを有する画素Ｐ×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。

40

【００３４】

図４に示すように、イメージセンサ４８は、ＲＧＢ各色の画素Ｐ×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

50

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。

10

【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Pxは、各画素Px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。

【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。

20

【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。

30

【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Px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、蓄積期間に続き、イメージセンサ48の各画素Px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Pxが蓄積した電荷を破棄して、画素Px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。

40

【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

50

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。

【 0 0 4 2 】

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を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。

10

【 0 0 4 3 】

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帰化または読出期間の長さを延長または短縮したといえる。

20

【 0 0 4 4 】

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画像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。

30

【 0 0 4 5 】

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

【 0 0 4 6 】

DSP 56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。

40

【 0 0 4 7 】

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

50

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

10

【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。

20

【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F1の読出期間、第2撮像フレームF2の蓄積期間、及び第2撮像フレームF2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 は「2f」秒である。

30

40

【0052】

また、制御部52による同期制御の結果、光源制御部22は、第1撮像フレームF1の蓄積期間に光源部20から第1光を発光し、かつ、第2撮像フレームF2の蓄積期間に光源部20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54は、第1撮像フレームF1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F2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61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66は画像処理部61が生成した観察画像をモニタ18に順次表示する。

【0053】

50

上記のように撮像制御部 53 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 61 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 ($= 2f$ 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 66 は一定の表示レートで観察画像をモニタ 18 に表示することができる。しかし、イメージセンサ 48 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 53 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楽しむことができない。

【0054】

10

そこで、内視鏡システム 10 においては、撮像制御部 53 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 53 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 $3f/4$ 秒に、 $f/4$ 秒間延長する。このとき、光源制御部 22 は、制御部 52 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 20 を用いて第 1 光を発光する。

【0055】

また、撮像制御部 53 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 53 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 48 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。

20

【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 $2f$ 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 $2f$ 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 66 が観察画像をモニタ 18 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。

30

【0057】

このため、撮像制御部 53 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 53 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 22 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 20 を用いて第 2 光を発光する。

40

【0058】

上記のように、撮像制御部 53 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 10 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

50

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。

【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F1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F2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10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。

【0060】

<酸素飽和度観察モード>

上記内視鏡システム10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20には、B広帯域光源204、G広帯域光源205、R広帯域光源206、及び、狭帯域光源207を設ける。B広帯域光源204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10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10nmから100nm以上の波長帯域が広帯域である。G広帯域光源205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206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。

【0062】

狭帯域光源207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10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±数10nm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470nmの波長において、酸化ヘモグロビンの吸光係数213と還元ヘモグロビンの吸光係数214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207は、中心波長が約470nmの狭帯域光である。図8から分かる通り、約470nm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213と還元ヘモグロビンの吸光係数214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207にすることができる。

【0063】

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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2f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の蓄積期間を延長したことで、酸素飽和度の情報を担持する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、より正確に酸素飽和度を算出することができる。

30

40

【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11に示すように、光源部20には、少なくとも、第1狭帯域光源301及び第2狭帯域光源302を設ける。第1狭帯域光源301及び第2狭帯域光源302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

50

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 3 8 0 n m から約 4 3 0 n m 程度の波長を有する光の色を言う。

【 0 0 7 1 】

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。

【 0 0 7 2 】

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。

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

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、C r チャンネルと C b 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、C r チャンネルと C b 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。

【 0 0 7 5 】

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 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 5 3 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 5 3 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、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 5 3 は、照明光に V 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、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。

【 0 0 7 6 】

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、B 2 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 5 3 は、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間を延長し、その代わりに、第 1 撮像フレーム F 1 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。

【 0 0 7 7 】

< 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。

10

【 0 0 7 8 】

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 1 3 に示すように、光源部 2 0 には例えば第 1 R 狭帯域光源 4 0 1、第 2 R 狭帯域光源 4 0 2、R 広帯域光源 4 0 3、及び、C y 広帯域光源 4 0 4 を設ける。第 1 R 狭帯域光源 4 0 1 は、例えば中心波長が約 6 0 0 n m の赤色の狭帯域光（以下、第 1 R 狭帯域光という）を発光する。第 2 R 狭帯域光源 4 0 2 は、例えば中心波長が約 6 3 0 n m の赤色の狭帯域光（以下、第 2 R 狭帯域光という）を発光する。R 広帯域光源 4 0 3 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、C y 広帯域光源 4 0 4 は、波長帯域が約 4 0 0 n m から約 5 5 0 n m に及ぶシアン色の広帯域光（以下、C y 広帯域光という）を発光する。

20

【 0 0 7 9 】

深層血管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 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 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 を用いて第 1 R 狭帯域光と R 広帯域光と C y 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 5 4 は、撮像画像として B 1 画像、G 1 画像、及び、R 1 画像を取得する。一方、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 を用いて第 2 R 狭帯域光と R 広帯域光と C y 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 5 4 は、撮像画像として B 2 画像、G 2 画像、及び、R 2 画像を取得する。

30

【 0 0 8 0 】

深層血管強調観察モードにおては、上記撮像画像のうち、R 1 画像及び R 2 画像と、G 1 画像または G 2 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 1 4 に示すように、画像処理部 6 1 には、変化量算出部 4 1 1 と画像生成部 4 1 2 を設ける。

【 0 0 8 1 】

変化量算出部 4 1 1 は、R 1 画像と R 2 画像の変化量を画素ごとに算出する。変化量とは、例えば、R 1 画像と R 2 画像の各画素の比または差である。また、変化量算出部 4 1 1 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、R 1 画像または R 2 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 4 1 1 は、生成した補正画像を画像生成部 4 1 2 に入力する。

40

【 0 0 8 2 】

画像生成部 4 1 2 は、R 1 画像または R 2 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 4 1 1 が生成した補正画像と、画像取得部 5 4 から取得する G 1 画像または G 2 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 4 1 2 は、生成した深層血管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。

【 0 0 8 3 】

上記深層血管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

50

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 5 3 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 5 3 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、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 5 3 は、照明光に第 1 R 狭帯域光を含む第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を延長したことで、R 1 画像の明るさまたはコントラスト等を向上する。R 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、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、R 2 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 5 3 は、第 2 撮像フレーム F 2 の蓄積期間を延長し、その代わりに、第 1 撮像フレーム F 1 の蓄積期間を短縮する。

10

【 0 0 8 4 】

< 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。

20

【 0 0 8 5 】

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 1 5 に示すように、光源部 2 0 に B 狭帯域光源 5 0 1 及び G 狭帯域光源 5 0 2 を設ける。B 狭帯域光源 5 0 1 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 4 5 0 nm であり、この中心波長を中心に概ね ± 数 1 0 nm 程度の波長帯域を有する。G 狭帯域光源 5 0 2 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 5 5 0 nm であり、この中心波長を中心に概ね ± 数 1 0 nm 程度の波長帯域を有する。

【 0 0 8 6 】

狭帯域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 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 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 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 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 6 1 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。

30

40

【 0 0 8 7 】

上記狭帯域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 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 5 3 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 5 3 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 5 3 は、照明光に B 狭帯域光を用いる第 1 撮像フレ

50

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。

【 0 0 8 8 】

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 5 3 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 5 3 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。

【 0 0 8 9 】

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 5 3 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 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。

【 0 0 9 0 】

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 5 3 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 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、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 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。

【 0 0 9 1 】

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 5 3 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 5 3 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的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 $P \times$ から信号を読み出すのではなく、一部の画素 $P \times$ 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 $P \times$ 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。

10

【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。

20

【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。

30

【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 651 を設けると良い。すなわち、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において R 広帯域光を点灯し続ける場合、静止度算出部 651 は、R1 画像及び R2 画像、または R1 画像と R2 画像のうちいずれか一方を用いて静止度を算出する。

40

【0100】

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 12 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 R1 画像または R2 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。R1 画像または R2 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、R1 画像または R2 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。

50

【 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。

【 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。

【 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。

【 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。

【 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ると光源部 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

10

20

30

40

50

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

10

【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

20

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

30

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

5 3 撮像制御部

5 4 画像取得部

5 6 DSP (Digital Signal Processor)

5 8 ノイズ低減部

40

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

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

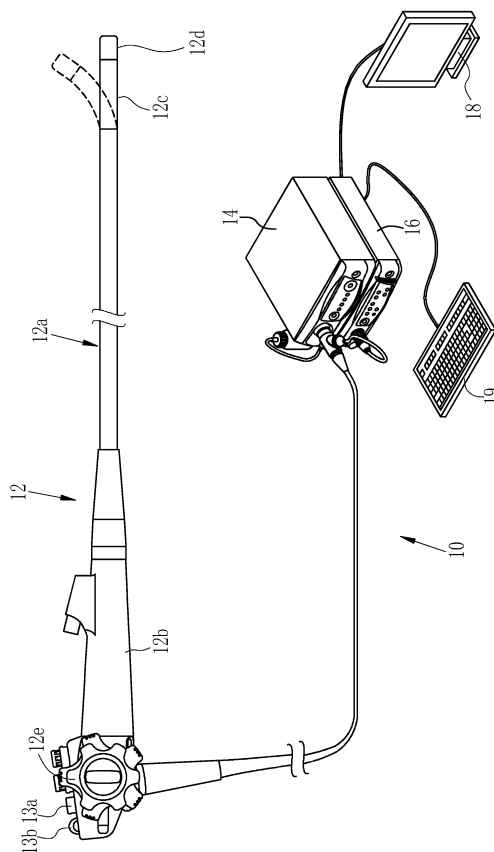
2 2 3 相関関係記憶部

50

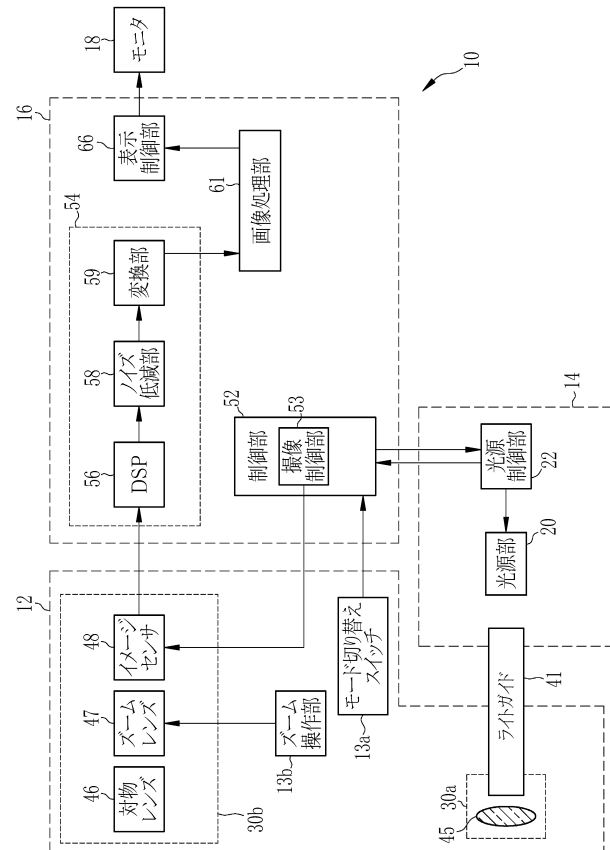
2 2 4 , 3 1 2 , 4 1 2 画像生成部
 3 0 1 第1狭帯域光源
 3 0 2 第2狭帯域光源
 3 1 1 , 4 1 1 変化量算出部
 4 0 1 第1 R 狭帯域光源
 4 0 2 第2 R 狭帯域光源
 4 0 4 C y 広帯域光源
 5 0 1 B 狭帯域光源
 5 0 2 G 狭帯域光源
 6 5 1 静止度算出部
 7 0 0 カプセル内視鏡
 7 0 8 送受信アンテナ
 f 1 撮像フレームの長さ
 F 1 第1撮像フレーム
 F 2 第2撮像フレーム
 P x 画素
 T 0 ~ T 5 , t 2 ~ t 4 時刻

10

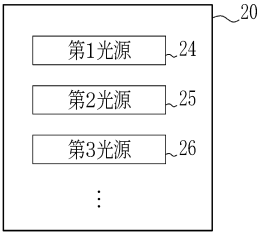
【図1】



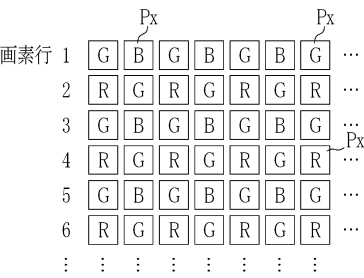
【図2】



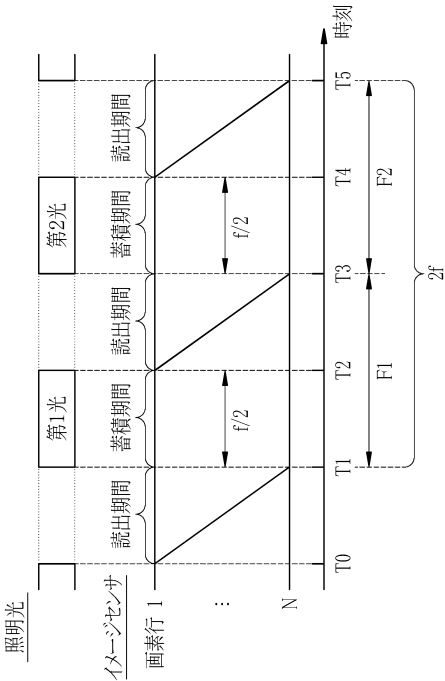
【図 3】



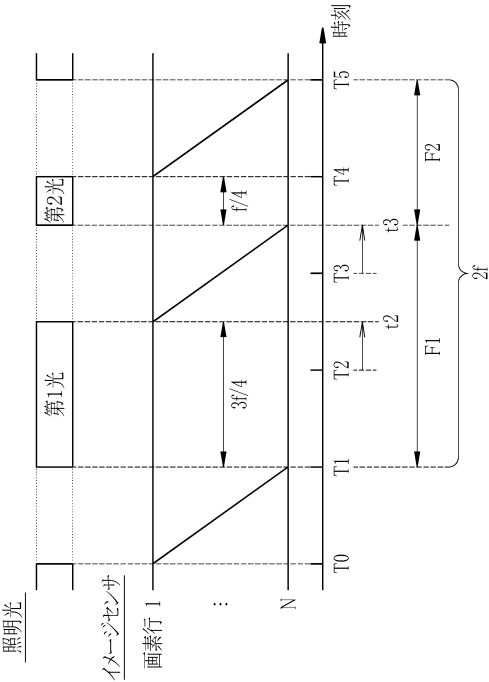
【図 4】



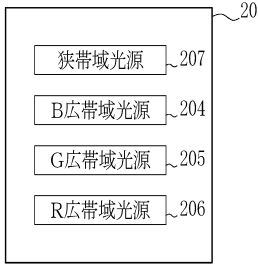
【図 5】



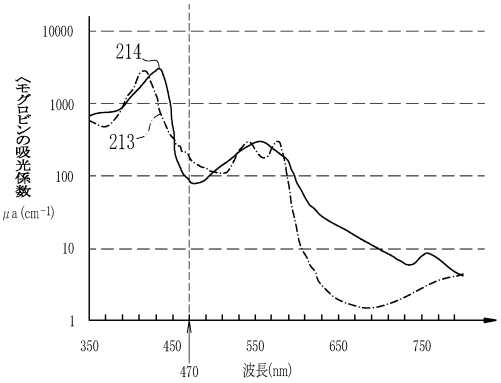
【図 6】



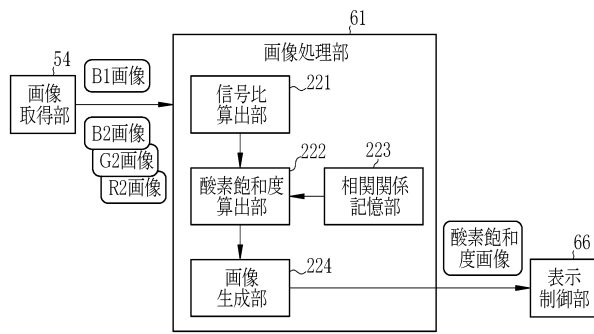
【図 7】



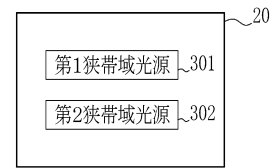
【図 8】



【図 9】

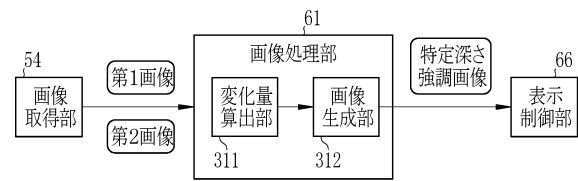
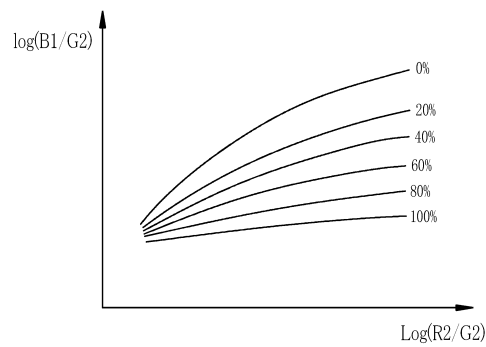


【図 1 1】

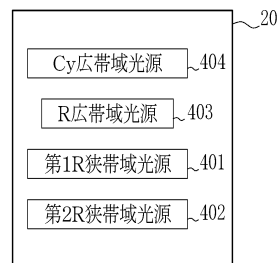


【図 1 2】

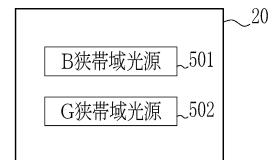
【図 1 0】



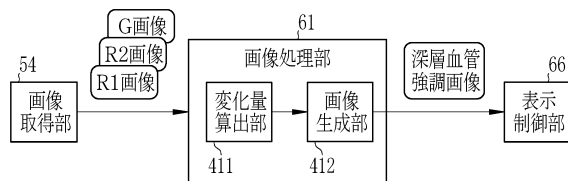
【図 1 3】



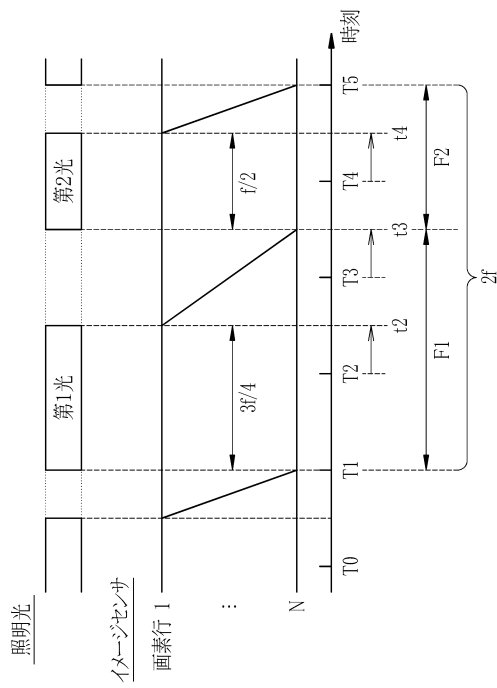
【図 1 5】



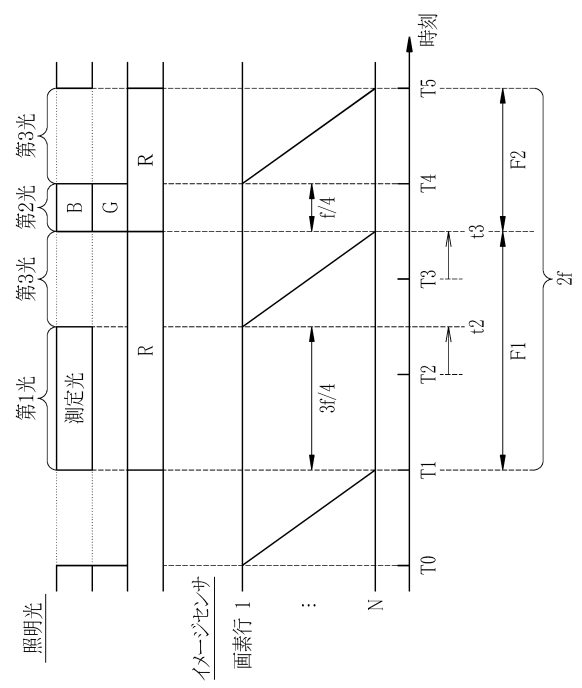
【図 1 4】



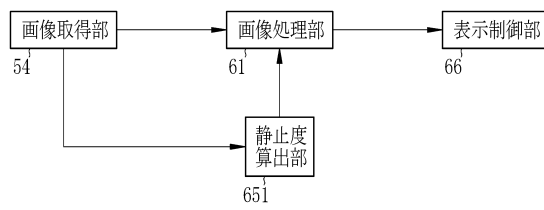
【図 16】



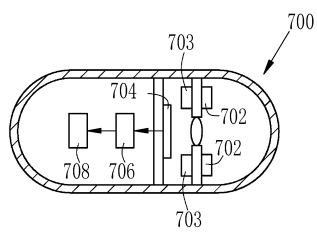
【図 17】



【図 18】



【図 19】



フロントページの続き

審査官 井上 香緒梨

(56)参考文献 国際公開第2014/125724(WO,A1)
国際公開第2015/136963(WO,A1)
特開2011-250926(JP,A)
特開2015-139613(JP,A)
特開2013-188244(JP,A)
国際公開第2015/016172(WO,A1)
特開2014-14438(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)
A61B 1/00-1/32

专利名称(译)	内窥镜系统和操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JP6654117B2	公开(公告)日	2020-02-26
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		
当前申请(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	A61B1/045 A61B1/06 G02B23/24		
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	A61B1/045.632 A61B1/06.610 G02B23/24.B A61B1/04 A61B1/04.362.A A61B1/04.370 A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/06.B A61B1/06.510 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	JP2018033719A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜系统包括：产生照明光的光源单元；以及 图像传感器，其以包括累积期间和读出期间的摄像帧为单位，利用照明光对观察对象进行摄像。光源控制单元，改变每个成像帧的照明光的波段或光谱；图像处理单元，其使用在具有不同波段或照明光光谱的多个成像帧中获取的多个捕获图像来生成一个观察图像；成像控制单元，其使多个成像帧的累积时段和读出时段的总时间保持恒定以获取用于生成观察图像的多个拍摄图像，并且该成像控制单元延长或缩短累积时段或 在恒定的总时间内每个成像帧的读出周期。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6654117号 (P6654117)
(45) 発行日 令和2年2月26日 (2020. 2. 26)		(24) 登録日 令和2年1月31日 (2020. 1. 31)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1 / 0 4 5 (2 0 0 6 . 0 1) A 6 1 B 1 / 0 6 (2 0 0 6 . 0 1) G 0 2 B 2 3 / 2 4 (2 0 0 6 . 0 1)		F I A 6 1 B 1 / 0 4 5 6 3 2 A 6 1 B 1 / 0 6 6 1 0 G 0 2 B 2 3 / 2 4 B	
請求項の数 9 (全 26 頁)			
(21) 出願番号 特願2016-169957 (P2016-169957)		(73) 特許権者 306037311 富士フイルム株式会社	
(22) 出願日 平成28年8月31日 (2016. 8. 31)		東京都港区西麻布2丁目2番30号	
(65) 公開番号 特開2018-33719 (P2018-33719A)		110001988	
(43) 公開日 平成30年3月8日 (2018. 3. 8)		特許業務法人小林国際特許事務所	
審査請求日 平成30年8月13日 (2018. 8. 13)		(74) 代理人 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	
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操作方法			

(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