

(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2018-27232

(P2018-27232A)

(43) 公開日 平成30年2月22日(2018.2.22)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード(参考)		
A61B	1/06	(2006.01)	A61B	1/06	A	2H04O		
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	37O	4C16I		
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	300D			
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	B			

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 28 頁)

(21) 出願番号 特願2016-160733 (P2016-160733)
 (22) 出願日 平成28年8月18日 (2016.8.18)

(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 鈴木 一誠
 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) 2H04O BA09 CA06 DA03 GA02 GA05
 GA06 GA11
 4C16I BB02 CC06 DD03 MM05 NN01
 QQ09 RR03 RR04 SS04

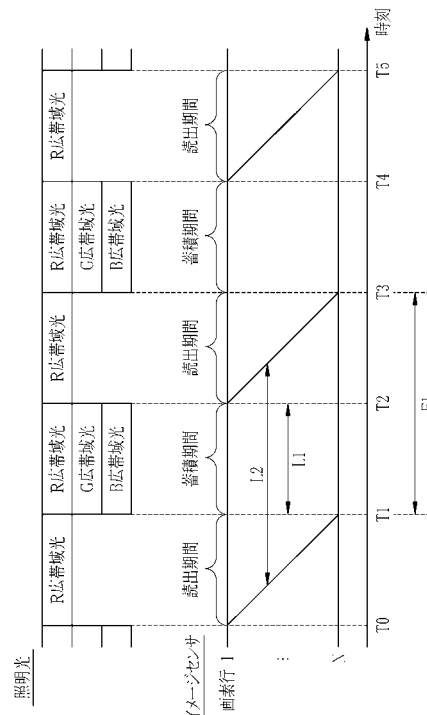
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及び内視鏡システムの作動方法

(57) 【要約】

【課題】 診断において特に重要な像に対するローリングシャッタ歪みの影響を低減して明瞭な画像が得られ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、点灯及び消灯を各々独立に制御可能な第1色光または第2色光のいずれかを含む照明光を発生する光源部20と、イメージセンサ48と、イメージセンサ48からローリングシャッタ方式で信号を読み出す撮像制御部53と、蓄積期間において第1色光及び第2色光を点灯し、読出期間において第1色光の点灯を維持し、かつ、読出期間において第2色光を消灯する光源制御部22と、を備える。

【選択図】 図9



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

第 1 色光と前記第 1 色光とは波長帯域または分光スペクトルが異なる第 2 色光の点灯及び消灯を各々独立に制御可能であり、かつ、前記第 1 色光または前記第 2 色光のいずれかを含む照明光を発生する光源部と、

前記第 1 色光を受光する第 1 色画素と、前記第 2 色光を受光する第 2 色画素と、を有し、少なくとも前記第 1 色画素または前記第 2 色画素を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、

蓄積期間に少なくとも前記第 1 色画素または前記第 2 色画素において電荷を蓄積し、かつ、前記蓄積期間に続く読出期間に、前記第 1 色画素または前記第 2 色画素から信号をローリングシャッタ方式で読み出す撮像制御部と、

前記蓄積期間において前記第 1 色光及び前記第 2 色光を点灯し、前記読出期間において前記第 1 色光の点灯を維持し、かつ、前記読出期間において前記第 2 色光を消灯する光源制御部と、

を備える内視鏡システム。

【請求項 2】

前記イメージセンサは、前記第 1 色画素を含む画素行の集合体である第 1 画素群と、前記第 1 色画素を含まない画素行の集合体である第 2 画素群と、を有し、かつ、

前記撮像制御部は、前記第 1 画素群と前記第 2 画素群の各画素群ごとに信号の読み出しを行う請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記イメージセンサは、前記第 1 色画素を含む画素行の集合体である第 1 画素群と、前記第 1 色画素を含まない画素行の集合体である第 2 画素群と、を有し、かつ、

前記第 1 画素群または前記第 2 画素群が含む色ごとに画像を生成する請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源制御部は、前記読出期間における前記第 1 色光の光量を、前記蓄積期間における前記第 1 色光の光量と等しくする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記読出期間における前記第 2 色光の光量を、少なくとも前記蓄積期間における前記第 2 色光の光量よりも小さくする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記光源制御部は、前記蓄積期間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】

複数の前記読出期間においてそれぞれ取得する複数の信号、または、複数の前記読出期間において取得した信号を用いて生成した複数の画像を用いて 1 つの画像を生成する画像生成部を備える請求項 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 色画素から得た信号、または、前記第 1 色画素から得た信号を用いて生成した画像を用いて、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 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記第 1 色光は赤色光であり、かつ、前記第 2 色光は前記赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の光である請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記第 2 色光は赤色光であり、かつ、前記第 1 色光は前記赤色光よりも短波長帯域の光である請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【請求項 1 1】

第 1 色光と前記第 1 色光とは波長帯域または分光スペクトルが異なる第 2 色光の点灯及び消灯を各々独立に制御可能であり、かつ、前記第 1 色光または前記第 2 色光のいずれかを含む照明光を発生する光源部と、前記第 1 色光を受光する第 1 色画素と、前記第 2 色光を受光する第 2 色画素と、を有し、少なくとも前記第 1 色画素または前記第 2 色画素を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、を備える内視鏡システムの作動方法において、

撮像制御部が、蓄積期間に少なくとも前記第 1 色画素または前記第 2 色画素において電荷を蓄積するステップと、

前記撮像制御部が、前記蓄積期間に続く読出期間に、前記第 1 色画素または前記第 2 色画素からローリングシャッタ方式で信号を読み出すステップと、

光源制御部が、前記蓄積期間において前記第 1 色光及び前記第 2 色光を点灯するステップと、

前記光源制御部が、前記読出期間において前記第 1 色光の点灯を維持し、かつ、前記読出期間において前記第 2 色光を消灯するステップと、

を備え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像を生成し、モニタに表示する。

【0003】

内視鏡が搭載するイメージセンサは、機種によって、モノクロセンサである場合と、カラーセンサである場合がある。モノクロセンサは、画素にカラーフィルタが設けられておらず、入射する光を波長に依らず受光して観察対象を撮像する。このため、モノクロセンサを用いる場合、観察対象のカラー画像を得るためには、例えば、照明光を赤色、緑色、及び青色（以下、RGBという）に順次切り替えて、これら各色の画像を得る。一方、カラーセンサは、各画素が例えばRGBいずれかのカラーフィルタを有する。このため、カラーセンサを用いる場合、例えば、照明光に白色光を使用するすればRGB各色の画像を同時に得る。

【0004】

また、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する期間（以下、蓄積期間という）等の長さを調節可能なものがある。蓄積期間等のが長さ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】

【0005】

【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】

【0006】

内視鏡システムにおいては、観察対象について担持している情報が撮像して得る画像の

10

20

30

40

50

色毎に異なる。例えば、青色画素で観察対象を撮像して得る青色画像（以下、B画像という）、緑色画素で観察対象を撮像して得る緑色画像（以下、G画像という）、及び赤色画素で観察対象を撮像して得る赤色画像（以下、R画像という）を取得し、これらの画像を用いて表示用のカラー画像を生成する内視鏡システムにおいては、ピットパターン等の粘膜表面の微細構造及び粘膜下の比較的浅い位置にある細い血管の像は主にB画像に表れる。R画像にはピットパターン及び細い血管等は殆ど写らず、主に観察対象の大局的な凹凸が表れる。G画像は、B画像とR画像の中間的な情報を担持する。すなわち、短波長の光で観察対象を撮像して得た画像ほど、浅い位置にある細かい構造等の情報を多く担持する。

【0007】

診断においては、ピットパターン及び細い血管等が特に重要な判断材料になるので、B画像等のピットパターン及び細い血管等が写る画像は歪み等が少ない画像であることが望ましい。逆に、R画像等のピットパターン及び細い血管等がそもそも写らない画像は、ある程度の歪みを許容できる。その代わりに、観察対象を明瞭に観察するために、明るい画像であることが求められる。

【0008】

ところで、近年においては、性能その他の理由からイメージセンサにCMOS（Complementary Metal Oxide Semiconductor）センサを採用する内視鏡システムが多くなっている。CMOSセンサは、一般に、縦横に配列した画素の信号を行ごとに順次読み出すローリングシャッタ方式で読み出しを行う。ローリングシャッタ方式の読み出しは、画素行ごとに読み出すタイミングに時間差があるので、得られる画像にはこの読み出しの時間差に起因した歪み（以下、ローリングシャッタ歪みという）が生じやすい。このため、CMOSセンサを用いてローリングシャッタ方式で読み出しを行う場合には、特にB画像等のピットパターン及び細い血管等が写る画像のローリングシャッタ歪みを低減することが求められ、かつ、R画像の明るさを確保する工夫が求められる。

【0009】

本発明は、診断において特に重要な像に対するローリングシャッタ歪みの影響を低減し、その結果、明瞭な画像が得られ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】

【0010】

本発明の内視鏡システムは、第1色光と第2色光とは波長帯域または分光スペクトルが異なる第2色光の点灯及び消灯を各々独立に制御可能であり、かつ、第1色光または第2色光のいずれかを含む照明光を発生する光源部と、第1色光を受光する第1色画素と、第2色光を受光する第2色画素と、を有し、少なくとも第1色画素または第2色画素を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、蓄積期間に少なくとも第1色画素または第2色画素において電荷を蓄積し、かつ、蓄積期間に続く読出期間に、第1色画素または第2色画素からローリングシャッタ方式で信号を読み出す撮像制御部と、蓄積期間において第1色光及び第2色光を点灯し、読出期間において第1色光の点灯を維持し、かつ、読出期間において第2色光を消灯する光源制御部と、を備える。

【0011】

イメージセンサは、第1色画素を含む画素行の集合体である第1画素群と、第1色画素を含まない画素行の集合体である第2画素群と、を有し、かつ、撮像制御部は、第1画素群と第2画素群の各画素群ごとに信号の読み出しを行うことが好ましい。

【0012】

イメージセンサは、第1色画素を含む画素行の集合体である第1画素群と、第1色画素を含まない画素行の集合体である第2画素群と、を有し、かつ、第1画素群または第2画素群が含む色ごとに画像を生成することが好ましい。

【0013】

光源制御部は、読出期間における第1色光の光量を、蓄積期間における第1色光の光量

10

20

30

40

50

と等しくすることが好ましい。

【0014】

光源制御部は、読出期間における第2色光の光量を、少なくとも蓄積期間における第2色光の光量よりも小さくすることが好ましい。

【0015】

光源制御部は、蓄積期間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ことが好ましい。

【0016】

複数の読出期間においてそれぞれ取得する複数の信号、または、複数の読出期間において取得した信号を用いて生成した複数の画像を用いて1つの画像を生成する画像生成部を備えることが好ましい。

10

【0017】

第1色画素から得た信号、または、第1色画素から得た信号を用いて生成した画像を用いて、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。

【0018】

第1色光は赤色光であり、かつ、第2色光は赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の光であることが好ましい。

【0019】

第2色光は赤色光であり、かつ、第1色光は赤色光よりも短波長帯域の光であることが好ましい。

20

【0020】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1色光と第1色光とは波長帯域または分光スペクトルが異なる第2色光の点灯及び消灯を各々独立に制御可能であり、かつ、第1色光または第2色光のいずれかを含む照明光を発生する光源部と、第1色光を受光する第1色画素と、第2色光を受光する第2色画素と、を有し、少なくとも第1色画素または第2色画素を用いて観察対象を撮像するイメージセンサと、を備える内視鏡システムの作動方法において、撮像制御部が、蓄積期間に少なくとも第1色画素または第2色画素において電荷を蓄積するステップと、撮像制御部が、蓄積期間に続く読出期間に、第1色画素または第2色画素からローリングシャッタ方式で信号を読み出すステップと、光源制御部が、蓄積期間において第1色光及び第2色光を点灯するステップと、光源制御部が、読出期間において第1色光の点灯を維持し、かつ、読出期間において第2色光を消灯するステップと、を備える。

30

【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、蓄積期間において第1色光及び第2色光を点灯し、読出期間において第1色光の点灯を維持し、かつ、読出期間において第2色光を消灯する。したがって、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、イメージセンサにCMOSセンサを用いてローリングシャッタ方式で読み出しを行う場合に、診断において特に重要な像に対するローリングシャッタ歪みの影響を低減した明瞭な画像が得られる。

40

【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】第1実施形態の光源部の構成を示すブロック図である。

【図4】第1実施形態の照明光の波長帯域及び分光スペクトルを示すグラフである。

【図5】カラーフィルタの分光透過特性を示すグラフである。

【図6】イメージセンサの画素配列を示す説明図である。

【図7】内視鏡システムの動作の流れを示すフローチャートである。

【図8】画像処理部の作用を示す説明図である。

50

- 【図 9】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 10】第 2 実施形態の光源部の構成を示すブロック図である。
- 【図 11】第 2 実施形態の照明光の波長帯域及び分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 12】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 13】第 2 実施形態の画像処理部の作用を示す説明図である。
- 【図 14】第 2 実施形態の変形例における光源部の構成を示すブロック図である。
- 【図 15】照明光を時分割点灯する場合のタイミングチャートである。
- 【図 16】照明光を時分割点灯する場合のタイミングチャートである。
- 【図 17】第 3 実施形態の光源部の構成を示すブロック図である。
- 【図 18】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。 10
- 【図 19】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 20】第 3 実施形態の画像処理部の構成を示すブロック図である。
- 【図 21】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。
- 【図 22】第 4 実施形態の光源部の構成を示すブロック図である。
- 【図 23】第 4 実施形態の照明光の波長帯域及び分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 24】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 25】第 4 実施形態の画像処理部の構成を示すブロック図である。
- 【図 26】第 5 実施形態の光源部の構成を示すブロック図である。
- 【図 27】第 5 実施形態の照明光の波長帯域及び分光スペクトルを示すグラフである。
- 【図 28】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 29】第 5 実施形態の画像生成部の構成を示すブロック図である。
- 【図 30】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 31】変形例における画像生成部の作用を示す説明図である。
- 【図 32】カプセル内視鏡の概略図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

[第 1 実施形態]

図 1 に示すように、内視鏡システム 10 は、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。 30

【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。本実施形態においては、内視鏡システム 10 は、観察モードの 1 つである通常観察モードで動作する。通常観察モードは、照明光に白色光を用いて観察対象を撮像する。そして、得られた撮像画像を用いて、自然な色合いの観察画像（以下、通常観察画像という）を生成し、表示部であるモニタ 18 に表示する。 40

【0025】

図 2 に示すように、光源装置 14 は、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。光源部 20 は、第 1 色光と、第 1 色光とは波長帯域または分光スペクトルが異なる第 2 色光の点灯及び消灯を各々独立に制御可能であり、かつ、少なくとも第 50

1 色光または第 2 色光のいずれかを含む照明光を発生する。

【0026】

より具体的には、図 3 に示すように、本実施形態においては、光源部 20 は、B 広帯域光源 24、G 広帯域光源 25、及び、R 広帯域光源 26 の 3 つの光源を備える。また、B 広帯域光源 24、G 広帯域光源 25、及び、R 広帯域光源 26 は、例えば、LED (Light Emitting Diode) 等の半導体光源である。

【0027】

B 広帯域光源 24 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。青色とは、主に約 400 nm から約 500 nm 程度の波長を有する光の色を言う。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言う。例えば、数 10 nm から 100 nm 以上の波長帯域が広帯域である。B 広帯域光源 24 が発光する B 広帯域光 27 は、例えば、図 4 に示す波長帯域及び分光スペクトルを有する。

10

【0028】

G 広帯域光源 25 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。緑色とは、主に約 500 nm から約 600 nm 程度の波長を有する光の色を言う。また、R 広帯域光源 26 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。赤色とは、主に約 600 nm から約 700 nm 程度の波長を有する光の色を言う。G 広帯域光源 25 が発光する G 広帯域光 28、及び、R 広帯域光源 26 が発光する R 広帯域光 29 は、例えば、図 4 に示す波長帯域及び分光スペクトルを有する。

20

【0029】

光源制御部 22 は、B 広帯域光源 24、G 広帯域光源 25、及び、R 広帯域光源 26 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。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。

【0030】

なお、本実施形態においては、赤色光である R 広帯域光 29 が第 1 色光であり、かつ、赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の青色光である B 広帯域光 27 が第 2 色光である。上記の通り、R 広帯域光 29 と B 広帯域光 27 は、波長帯域及び分光スペクトルが異なる。また、本実施形態においては、B 広帯域光 27 はイメージセンサ 48 の駆動タイミングに合わせて点灯と消灯を繰り返す。一方、光源部 20 は、内視鏡 12 が観察対象を撮像する際に、R 広帯域光 29 の点灯を維持する。したがって、光源部 20 は、イメージセンサ 48 の駆動タイミングに合わせて、照明光を、B 広帯域光 27 と R 広帯域光 29 の両方を含む照明光と、R 広帯域光 29 だけを含む照明光とで切り替えるが、少なくとも R 広帯域光 29 または B 広帯域光 27 のいずれかを含む照明光を発生する。また、本実施形態においては、B 広帯域光 27 の代わりに G 広帯域光 28 を第 2 色光と捉えることもできる。G 広帯域光 28 も、R 広帯域光 29 に対して上記 B 広帯域光 27 と同様の関係にあるからである。

30

40

【0031】

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 0.3 ~ 0.5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

【0032】

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

50

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。

【0033】

イメージセンサ 48 は、CMOS センサであり、かつ、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が B 画素（「B」）であり、緑色カラーフィルタを有する画素が G 画素（「G」）であり、赤色カラーフィルタを有する画素が R 画素（「R」）である。これら各色のカラーフィルタは、例えば、図 5 に示す分光透過特性を有する。このため、例えば、イメージセンサ 48 は、観察対象による B 広帯域光 27 の反射光を B 画素で受光し、観察対象による G 広帯域光 28 の反射光を G 画素で受光し、かつ、観察対象による R 広帯域光 29 の反射光は R 画素で受光する。本実施形態においては、R 広帯域光 29 が第 1 色光であるため、R 画素が第 1 色光を受光する第 1 色画素である。また、本実施形態においては、B 広帯域光 27 が第 2 色光であるため、B 画素が第 2 色光を受光する第 2 色画素である。したがって、イメージセンサ 48 は、少なくとも第 1 色画素または第 2 色画素を用いて観察対象を撮像する。

10

20

【0034】

図 6 に示すように、イメージセンサ 48 は、RGB 各色の画素を配列した撮像面を有する。例えば、図 6 に示す通り、奇数番目の画素行（図 6 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 6 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 は CMOS センサであるため、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。

30

【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 の各画素は、各画素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。

40

【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、照明光の発光タイミングと撮影フレームの同期制御を行う。具体的には、制御部 52 による同期制御の結果、光源制御部 22 は、蓄積期間において第 1

50

色光及び第2色光を点灯し、読出期間において第1色光の点灯を維持し、かつ、読出期間において第2色光を消灯する。「点灯を維持する」とは、読出期間における第1色光の光量を、蓄積期間における第1色光の光量と実質的に等しくすることを言う。光量を「実質的に等しくする」とは、自動露光制御による光量変化を含めて、取得する撮像画像の明るさが等しくなるように光量を制御することを言う。また、本実施形態においては、光源制御部22は、読出期間における第2色光の光量を、少なくとも蓄積期間における第2色光の光量よりも小さくすることで、読出期間において第2色光を消灯する。

【0039】

また、内視鏡システム10が複数の観察モードを有する場合、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。

10

【0040】

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を制御し、かつ、蓄積期間と読出期間と一定の時間ごとに（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。本実施形態においては、1つの蓄積期間と、この1つの蓄積期間に続く読出期間の合計が1単位の撮像フレームである。

【0041】

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の全画素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が蓄積した電荷を破棄して、画素のリセットを行う。したがって、読出期間には、信号の読み出し及びリセットを行う期間である。

20

【0042】

すなわち、撮像制御部53は、蓄積期間にイメージセンサ48の各画素において電荷を蓄積し、かつ、蓄積期間に続く読出期間に、イメージセンサ48の各画素から信号をローリングシャッタ方式で読み出す。ここで言うイメージセンサ48の各画素には、少なくとも第1色画素（R画素）または第2色画素（B画素）を含む

【0043】

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

【0044】

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。

【0045】

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。

40

【0046】

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

50

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画像は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。

【0047】

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。

10

【0048】

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。通常観察モードにおいては、画像処理部61が生成する観察画像は通常観察画像である。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

【0049】

次に、内視鏡システム10の一連の動作の流れを、図7に示すフローチャートに沿って説明する。まず、観察を開始すると、撮像制御部53は、イメージセンサ48の動作を蓄積期間の動作にする（S11）。同時に、光源制御部22は、光源部20によって白色の照明光を発生する（S12）。具体的には、光源制御部22は、B広帯域光源24、G広帯域光源25、及びR広帯域光源26を全て点灯する。これにより、光源部20は、B広帯域光27と、G広帯域光28と、R広帯域光29と、を含み、全体として白色の照明光を発生する。このため、上記蓄積期間（S11）においては、イメージセンサ48は、各画素において白色の照明光の反射光等を光電変換し、電荷を蓄積する。

30

【0050】

蓄積期間（S11）の開始後一定時間が経過すると、撮像制御部53は、イメージセンサ48の動作を讀出期間の動作に切り替える（S13）。同時に、光源制御部22は、照明光を切り替える（S14）。具体的には、光源制御部22は、讀出期間においては、B広帯域光27とG広帯域光28を消灯し、かつ、R広帯域光29の点灯は維持する。このため、讀出期間においても、光源部20はR広帯域光29を照明光として発生する。

【0051】

撮像制御部53は、讀出期間（S13）において、イメージセンサ48から画素行ごとに信号を讀みだすと、画像取得部54はRGB各色の撮像画像を取得する（S15）。そして、図8に示すように、画像処理部61は、画像取得部54が各種処理を施したR画像、G画像、及びB画像の3色の撮像画像を用いて通常観察画像を生成し、かつ、表示制御部66は、通常観察画像をモニタ18に表示する（S16）。内視鏡システム10は、これらの動作を、通常観察モードを終了して他の観察モードに切り替えるか、観察自体を終了するまで、繰り返し行う（S17）。

40

【0052】

上記のように、内視鏡システム10は、ローリングシャッタ方式で読み出しを行うイメージセンサ48が蓄積期間と讀出期間の動作を交互に繰り返し行う際に、蓄積期間においては、B広帯域光27、G広帯域光28、及びR広帯域光29を点灯する。そして、讀出期間においては、B広帯域光27及びG広帯域光28を消灯する一方、R広帯域光29の

50

点灯は維持する。このため、内視鏡システム 10 は、B 画像と G 画像との同時性を向上し、B 画像及び G 画像のローリングシャッタ歪みを低減できる。かつ、これらローリングシャッタ歪みを低減した B 画像及び G 画像とともに、内視鏡システム 10 では、読出期間に R 広帯域光 29 も消灯する場合よりも明るい R 画像が得られる。したがって、内視鏡システム 10 で生成及び表示する観察画像は、ローリングシャッタ方式で読み出しを行うイメージセンサを用いた従来の内視鏡システムにおける観察画像よりも、診断において特に重要な像が写る画像のローリングシャッタ歪みが小さく、かつ、明瞭である。

【0053】

より具体的には、イメージセンサ 48 が蓄積期間と読出期間を交互に繰り返し、かつ、読出期間においてはローリングシャッタ方式で読出を行う場合に、蓄積期間において B 広帯域光 27、G 広帯域光 28、及び R 広帯域光 29 を点灯し、かつ、読出期間において B 広帯域光 27 及び G 広帯域光 28 を消灯すると、図 9 に示すように、1 つの撮像フレーム F1 においてイメージセンサ 48 が B 広帯域光 27 及び G 広帯域光 28 の反射光等を受光する期間は蓄積期間に一致する。例えば、時刻 T1 から時刻 T2 の蓄積期間（以下、蓄積期間 T1 - T2 と記す。他の蓄積期間及び読出期間についても同じ。）に電荷を蓄積した各画素の信号は、この蓄積期間 T1 - T2 に続く、次の読出期間 T2 - T3 において読み出す。しかし、読出期間 T2 - T3 においては B 広帯域光 27 及び G 広帯域光 28 の反射光等は発生しないので、読出期間 T2 - T3 における B 画素及び G 画素が蓄積した電荷の量は、蓄積期間 T1 - T2 において蓄積した量のまま増減しない。したがって、読出期間 T2 - T3 においてローリングシャッタ方式で画素行ごとに信号を順次読み出したとしても、B 画像及び G 画像にはローリングシャッタ歪みはほぼ発生しない。B 画像及び G 画像に写る細かい血管等の像は、その細かさ故、わずかなローリングシャッタ歪みがあるだけでも観察し難くなってしまう場合がある。しかし、上記のように、B 画像及び G 画像のローリングシャッタ歪みを抑えたことで、この B 画像及び G 画像を用いて生成した観察画像を用いれば、診断に特に重要な細かい血管等の像を明瞭に観察可能である。

【0054】

一方、R 広帯域光 29 については、蓄積期間だけでなく、読出期間においても点灯を維持するので、R 画素が R 広帯域光 29 の反射光等を受光する期間は、イメージセンサ 48 における蓄積期間よりも長い。例えば、読出期間 T2 - T3 に信号を読み出す R 画素が、R 広帯域光 29 の反射光等を受光する期間は、以前の読出期間 T0 - T1 において信号を読み出てリセットした後、読み出し期間 T2 - T3 において実際に信号を読み出すまでの期間（以下、実質的蓄積期間という）L2 になる。この R 画素の実質的蓄積期間 L2 は、各蓄積期間の長さ L1 よりも長い（ $L1 < L2$ ）。蓄積期間の長さ L1 と読出期間の長さ L2 が全て等しければ、実質的蓄積期間 L2 は、各蓄積期間の長さ L1 の 2 倍である。したがって、B 画像及び G 画像と比較して、R 画像は明るさが確保しやすくなっている。この明るい R 画像を観察画像の生成に用いれば、観察画像の明るさ等が向上する。もちろん、読出期間まで R 広帯域光 29 の点灯を維持しているので、R 画像にローリングシャッタ歪みは生じる。しかし、R 画像には B 画像等と比べると、もともと細かい血管等の像は写らないので、多少のローリングシャッタ歪みがあったとしても診断に支障はない。

【0055】

[第2実施形態]

上記第 1 実施形態においては、内視鏡システム 10 は通常観察モードで動作し、自然な色合いの通常観察画像を生成及び表示しているが、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おいても本発明は好適である。狭帯域光観察モードとは、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（狭帯域観察画像）を生成及び表示する観察モードである。

【0056】

内視鏡システム 10 に狭帯域観察モードを設ける場合、図 10 に示すように、光源部 20 に、少なくとも B 狭帯域光源 224、G 狭帯域光源 225、及び R 広帯域光源 226 を設ける。B 狭帯域光源 224 及び G 狭帯域光源 225 は、第 1 実施形態の B 広帯域光源 24

及びG広帯域光源25の代わりに設けても良いが、狭帯域観察モードを通常観察モードと切り替えて使用する場合には、第1実施形態のB広帯域光源24及びG広帯域光源25に加えて、B狭帯域光源224及びG狭帯域光源225を設ける。また、光学フィルタ等と第1実施形態のB広帯域光源24及びG広帯域光源25とでB狭帯域光源224及びG狭帯域光源225を構成しても良い。R広帯域光源26は、第1実施形態と同様である。

【0057】

B狭帯域光源224は、青色の狭帯域な光（以下、B狭帯域光という）を発光する光源である。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。B狭帯域光源224が発光するB狭帯域光227は、例えば、図11に示す波長帯域及び分光スペクトルを有する。すなわち、B狭帯域光227は、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。B狭帯域光227の反射光等は、B画素が受光する（図5参照）。

10

【0058】

G狭帯域光源225は、緑色の狭帯域な光（以下、G狭帯域光という）を発光する光源である。G狭帯域光源225が発光するG狭帯域光228は、例えば、図11に示す波長帯域及び分光スペクトルを有する。すなわち、G狭帯域光228は、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。G狭帯域光228の反射光等は、G画素が受光する（図5参照）。

【0059】

狭帯域観察モードの場合、図12に示すように、光源制御部22は、第1実施形態におけるB広帯域光27及びG広帯域光28の代わりに、イメージセンサ48の蓄積期間に合わせてB狭帯域光227及びG狭帯域光228を点灯し、かつ、読出期間においてはB狭帯域光227及びG狭帯域光228を消灯する。また、R広帯域光29については、第1実施形態の通常観察モードと同様である。すなわち、光源制御部22は、イメージセンサ48の蓄積期間においてR広帯域光29を点灯し、かつ、読出期間においてもR広帯域光29の点灯を維持する。

20

【0060】

したがって、狭帯域観察モードにおいては、B狭帯域光227の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るB画像と、G狭帯域光228の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るG画像には、ローリングシャッタ歪みがほぼ生じない。また、R広帯域光29の反射光等を用いて観察対象を撮像して得るR画像は従来よりも明るい。

30

【0061】

狭帯域観察モードにおいては、図13に示すように、画像処理部61は、画像取得部54からB画像及びG画像を取得する。そして、B画像及びG画像を用いて、狭帯域観察モードの観察画像である狭帯域観察画像を生成及び表示する。具体的には、画像処理部61は、例えば、B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。

【0062】

上記の通り、狭帯域観察モードにおいては、R画像を狭帯域観察画像の生成に使用しない。その代わりに、図13に示すように、狭帯域観察モードを設ける内視鏡システム10においては、プロセッサ装置16に静止度算出部251を設けることが好ましい。

40

【0063】

静止度算出部251は、1または複数のR画像を用いて静止度を算出する。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R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、複数のR画像を用いて静止度を算出する場合、例えば、各R画像に写

50

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。いずれにしても、静止度算出部 251 は、読出期間まで点灯を維持した R 広帯域光 29 の反射光等を用いて観察対象を撮像して得た R 画像を使用する。この R 画像は従来の R 画像よりも明るいので、この R 画像を用いた結果、従来よりも正確に静止度を算出することができる。

【0064】

静止度算出部 251 は、算出した静止度を、例えば、表示制御部 66 に入力し、狭帯域観察画像とともに、モニタ 18 に静止度を表示する。医師等は、静止度をみれば、観察対象の動きの大きさを容易かつ客観的に把握することができる。

【0065】

また、上記第 2 実施形態においては、B 狭帯域光源 224 を用いているが、内視鏡システム 10 に狭帯域観察モードを設ける場合、図 14 に示すように、B 狭帯域光源 224 の代わりに、あるいは、B 狭帯域光源 224 に加えて、V 狭帯域光源 252 を設けることができる。V 狭帯域光源 252 は、紫色の狭帯域な光（以下、V 狭帯域光という）を発光する光源である。紫色とは、主に約 350 nm から約 400 nm 程度の波長を有する光の色を言う。

【0066】

V 狭帯域光源 252 を設ける場合、光源制御部 22 は、V 狭帯域光を上記第 2 実施形態の B 狭帯域光 227 とともに、または、B 狭帯域光 227 の代わりに、イメージセンサ 48 の蓄積期間に点灯し、読出期間においては消灯する。B 狭帯域光 227 と V 狭帯域光を比較すると、より波長が短い V 狭帯域光の方が、観察対象の粘膜表面に近い血管等を捉えやすい。このため、V 狭帯域光を B 狭帯域光 227 の代わりに用いれば、B 狭帯域光 227 を用いた場合とは狭帯域観察画像において強調する血管等が変わる。また、B 狭帯域光 227 とともに V 狭帯域光を用いれば、狭帯域観察画像において、B 狭帯域光 227 だけを用いた場合には強調できなかった血管等が強調できるようになることがある。

【0067】

上記第 2 実施形態においては、イメージセンサ 48 の蓄積期間において、B 狭帯域光 227 と G 狭帯域光 228 を同時に点灯しているが、B 狭帯域光 227 及び G 狭帯域光 228 の光量が足りていれば、図 15 に示すように、B 狭帯域光 227 と G 狭帯域光 228 は、蓄積期間内において順次に点灯することができる。すなわち、B 狭帯域光 227 と G 狭帯域光 228 を時分割点灯にすることができる。第 1 実施形態における B 広帯域光 27 及び G 広帯域光 28 についても同様である。また、図 16 に示すように、B 狭帯域光 227、G 狭帯域光 228、及び、R 広帯域光 29 を時分割点灯にすることができる。第 1 実施形態における B 広帯域光 27、G 広帯域光 28、及び、R 広帯域光 29 についても同様である。

【0068】

上記第 2 実施形態においては、R 広帯域光 29 が第 1 色光であり、かつ、B 狭帯域光 227 と G 狭帯域光 228 の両方またはいずれか一方が第 2 色光である。B 狭帯域光 227 を第 2 色光とする場合には B 画素が第 2 色画素であり、G 狭帯域光 228 を第 2 色光とする場合には G 画素が第 2 色画素である。B 狭帯域光 227 及び G 狭帯域光 228 を第 2 色光とする場合には、イメージセンサ 48 には B 狭帯域光 227 及び G 狭帯域光 228 を両方とも受光する画素がないが、B 画素及び G 画素の集合（例えば、行方向に隣接する B 画素と G 画素のペア）が実質的に第 2 色画素を構成する。いずれにしても、第 2 実施形態においては、第 1 色光は赤色光であり、第 2 色光は赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の光である。

【0069】

[第 3 実施形態]

第 1 実施形態の通常観察モード、及び、第 2 実施形態の狭帯域観察モードの他に、本発明は、観察対象の酸素飽和度を算出する酸素飽和度観察モードにも好適である。

【0070】

10

20

30

40

50

内視鏡システム 10 に酸素飽和度観察モードを設ける場合、図 17 に示すように、光源部 20 には、B 広帯域光源 24、G 広帯域光源 25、及び、R 広帯域光源 26 に加え、酸素飽和度を測定するための狭帯域な光を発光する狭帯域光源 301 を設ける。狭帯域光源 301 は、酸素飽和度を測定するための光（以下、測定光という）を発光する。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 18 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 303 と還元ヘモグロビンの吸光係数 304 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 301 は、中心波長が約 470 nm の狭帯域光である。図 18 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 303 と還元ヘモグロビンの吸光係数 304 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 301 にすることができる。

10

20

30

40

50

【0071】

酸素飽和度観察モードにおいては、撮像フレーム F1 を第 1 撮像フレームと、次の撮像フレーム F2 を第 2 撮像フレームとする場合、図 19 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、R 広帯域光 29 と測定光を点灯する。そして、第 1 撮像フレーム F1 の読出期間においては、R 広帯域光 29 の点灯を維持し、かつ、測定光等その他の光を消灯する。一方、第 2 撮像フレーム F2 の蓄積期間においては、B 広帯域光 27、G 広帯域光 28、及び R 広帯域光 29 を点灯する。そして、第 2 撮像フレーム F2 の読出期間においては R 広帯域光 29 の点灯を維持し、かつ、その他の光を消灯する。

【0072】

したがって、第 1 撮像フレーム F1 において取得する B 画像は、測定光の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像であり、かつ、ローリングシャッタ歪みがほぼない。第 1 撮像フレーム F1 において取得する R 画像は、第 1 実施形態と同様、従来よりも明るい。また、第 2 撮像フレーム F2 において取得する B 画像、G 画像、及び R 画像は、第 1 実施形態における B 画像、G 画像、及び、R 画像と同様であり、B 画像及び G 画像はローリングシャッタ歪みがほぼない画像であり、R 画像は従来よりも明るい。以下では、区別のため、第 1 撮像フレーム F1 において取得する B 画像を B1 画像といい、第 1 撮像フレーム F1 において取得する R 画像を R1 画像という。そして、第 2 撮像フレーム F2 において取得する B 画像、G 画像、及び R 画像をそれぞれ B2 画像、G2 画像、R2 画像という。

【0073】

図 20 に示すように、内視鏡システム 10 に酸素飽和度観察モードを設ける場合、画像処理部 61 には、信号比算出部 311、酸素飽和度算出部 312、相関関係記憶部 313、及び、画像生成部 314 を設ける。そして、酸素飽和度観察モードの場合、画像処理部 61 は、画像取得部 54 から B1 画像、B2 画像、G2 画像、及び、R2 画像を取得する。

【0074】

信号比算出部 311 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。

【0075】

酸素飽和度算出部 312 は、信号比算出部 311 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 313 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 313 は、例えば図 21 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。

【0076】

画像生成部 314 は、観察対象の酸素飽和度を色で表す観察画像（以下、酸素飽和度画像という）を生成する。より具体的には、画像生成部 314 は、B2 画像、G2 画像、及び R2 画像を用いて、第 1 実施形態と同様に、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 312 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 314 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。

【0077】

上記酸素飽和度観察モードにおいては、撮像画像にローリングシャッタ歪みがあると、酸素飽和度の算出精度が低下する。酸素飽和度の算出には、上記の通り、B1 画像、G2 画像、及び、R2 画像を用いるが、これらのうち酸素飽和度の算出精度向上のためにロー

10

【0078】

上記第 3 実施形態においては、B1 画像を得るための測定光と、G2 画像を得るための G 広帯域光 28 は、イメージセンサ 48 の蓄積期間において点灯し、読出期間においては消灯するので、B1 画像及び G2 画像はローリングシャッタ歪みがほぼない。したがって、内視鏡システム 10 に上記のように酸素飽和度観察モードを設ければ、従来よりも正確に酸素飽和度を算出及び表示できる。

【0079】

20

なお、上記第 3 実施形態のように、内視鏡システム 10 に酸素飽和度観察モードを設ける際には、プロセッサ装置 16 に静止度算出部 321 を設けることが好ましい（図 20 参照）。静止度算出部 321 は、第 2 実施形態の静止度算出部 251 と同様に R 画像を用いて静止度を算出する。但し、本実施形態の静止度算出部 321 は、画像取得部 54 から R1 画像及び R2 画像を取得し、R1 画像、R2 画像、または、R1 画像及び R2 画像を用いて静止度を算出する。また、静止度算出部 321 は、算出した静止度を画像処理部 61 に入力する。

【0080】

画像処理部 61 においては、例えば、信号比算出部 311 において静止度を使用する。具体的には、信号比算出部 311 は、信号比 B1/G2 を算出する際に、静止度を用いて B1 画像及び G2 画像の位置合わせをする。これらの撮像画像にローリングシャッタ歪みがないとしても、取得した撮像フレームが異なるので、観察対象等に動きがあれば、信号比 B1/G2 の算出精度が低下する。このため、信号比算出部 311 は静止度を用いて B1 画像と G2 画像の位置合わせをすることにより、より正確に信号比 B1/G2 を算出する。その結果、酸素飽和度算出部 312 においては、より正確に酸素飽和度を算出することができる。

30

【0081】

上記第 3 実施形態においては、R 広帯域光 29 が第 1 色光であり、かつ、測定光と G 広帯域光 28 の両方またはいずれか一方が第 2 色光である。測定光を第 2 色光とする場合には、測定光を受光可能な画素が第 2 色画素である。上記第 3 実施形態においては測定光は青色の光なので B 画素が第 2 色画素である。G 広帯域光 28 を第 2 色光とする場合には、G 画素が第 2 色画素である。また、測定光と G 広帯域光 28 の両方を第 2 色光とする場合、使用する測定光の波長によっては、イメージセンサ 48 に測定光と G 広帯域光 28 の両方を受光する画素がない場合があるが、測定光を受光可能な画素と G 画素の集合が実質的に第 2 色画素を構成する。上記第 3 実施形態においては、B 画素及び G 画素の集合（例えば、行方向に隣接する B 画素と G 画素のペア）が実質的に第 2 色画素を構成する。いずれにしても、第 3 実施形態においては、第 1 色光は赤色光であり、かつ、第 2 色光は赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の光である。

40

【0082】

[第 4 実施形態]

50

第1実施形態の通常観察モード、第2実施形態の狭帯域観察モード、及び、第3実施形態の酸素飽和度観察モードの他に、本発明は、特定の深さにある組織または構造を選択的に強調する特定深さ強調観察モードにも好適である。

【0083】

内視鏡システム10に特定深さ強調観察モードを設ける場合、図22に示すように、光源部20には、少なくとも、第1狭帯域光源401、第2狭帯域光源402、及び、R広帯域光源26を設ける。第1狭帯域光源401及び第2狭帯域光源402は、互いに異なる中心波長を有する狭帯域光を発光する。本実施形態においては、図23に示すように、第1狭帯域光源401はV狭帯域光（以下、本実施形態において第1狭帯域光という）403を発光し、かつ、第2狭帯域光源402はB狭帯域光（以下、本実施形態において第2狭帯域光という）404を発光する。なお、第1狭帯域光源401及び第2狭帯域光源402は、発光する狭帯域光の波長を変更可能にすることが好ましい。この場合、第1狭帯域光源401は、例えば、互いに波長が異なる狭帯域光を発光する複数のLED、広帯域光源と複数の光学フィルタの組み合わせ等によって構成することができる。第2狭帯域光源402も同様である。

10

【0084】

特定深さ強調観察モードにおいては、撮像フレームF1を第1撮像フレームと、次の撮像フレームF2を第2撮像フレームとする場合、図24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、R広帯域光29と第1狭帯域光403を点灯する。そして、第1撮像フレームF1の読出期間においては、R広帯域光29の点灯を維持し、かつ、第1狭帯域光403は消灯する。一方、第2撮像フレームF2の蓄積期間においては、R広帯域光29と第2狭帯域光404を点灯する。そして、第2撮像フレームF2の読出期間においては、R広帯域光29の点灯を維持し、かつ、第2狭帯域光404は消灯する。

20

【0085】

したがって、第1撮像フレームF1において取得するB画像は、第1狭帯域光403の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像であり、かつ、ローリングシャッタ歪みがほぼない。第2撮像フレームF2において取得するB画像は、第2狭帯域光404の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像であり、かつ、ローリングシャッタ歪みがほぼない。第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2において取得するR画像は、第1実施形態と同様、従来よりも明るい。以下、区別のため、第1撮像フレームF1において取得するB画像をB1画像といい、第2撮像フレームにおいて取得するB画像をB2画像という。R画像については、第1撮像フレームF1及び第2撮像フレームF2においてR広帯域光29の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像であり、実質的な蓄積期間の長さも共通するので、区別せずにR画像という。

30

【0086】

図25に示すように、内視鏡システム10に特定深さ強調観察モードを設ける場合、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。そして、特定深さ強調観察モードの場合、画像処理部61は、画像取得部54からB1画像とB2画像を取得する。

40

【0087】

変化量算出部411は、B1画像とB2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、B1画像とB2画像の各画素の比または差である。

【0088】

画像生成部412は、B1画像とB2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411が生成した変化量画像を色差チャンネルに割り当てた観察画像を生成する。この観察画像は、第1狭帯域光403及び第2狭帯域光404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（以下、特定深さ強調画像という）になる。画像生成部412は、生成した特定深さ強調画像を表

50

示制御部 66 に入力することにより、モニタ 18 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 412 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。

【0089】

上記特定深さ強調観察モードにおいては、撮像画像にローリングシャッタ歪みがあると、変化量算出部 411 が算出する変化量の算出精度が低下する。変化量の算出精度が低い場合、例えば、特定深さ強調画像において強調する組織または構造等の深さの精度（深さの選択精度）が低下する。しかし、B1 画像及び B2 画像にはローリングシャッタ歪みがほぼないので、本実施形態の特定深さ強調観察モードにおいては正確な変化量を算出することができる。その結果、特定深さ強調画像においては、第 1 狭帯域光 403 及び第 2 狭帯域光 404 の波長によって定まる任意深さの組織または構造を正確に強調することができる。

10

【0090】

なお、上記第 4 実施形態のように、内視鏡システム 10 に特定深さ強調観察モードを設ける際には、プロセッサ装置 16 に静止度算出部 421 を設けることが好ましい（図 25 参照）。静止度算出部 421 は、第 2 実施形態の静止度算出部 251 及び第 3 実施形態の静止度算出部 321 と同様に、R 画像を用いて静止度を算出する。また、本実施形態の静止度算出部 421 は、第 3 実施形態の静止度算出部 321 と同様に、算出した静止度を画像処理部 61 に入力する。

20

【0091】

画像処理部 61 においては、変化量算出部 411 において静止度を使用する。具体的には、変化量算出部 411 は、変化量を算出する際に、静止度を用いて B1 画像及び B2 画像の位置合わせをする。これらの撮像画像にはローリングシャッタ歪みがないとしても、取得した撮像フレームが異なるので、観察対象等に動きがあれば、変化量の算出精度が低下するからである。変化量算出部 411 は、静止度を用いて B1 画像と B2 画像の位置合わせをすることにより、より正確に変化量を算出することができる。その結果、特定深さ強調画像においては、強調する組織又は構造の深さの選択精度が向上する。

【0092】

上記第 4 実施形態においては、R 広帯域光 29 が第 1 色光であり、かつ、第 1 狭帯域光 403 及び第 2 狭帯域光 404 の両方またはいずれか一方が第 2 色光である。上記第 4 実施形態においては第 1 狭帯域光 403 と第 2 狭帯域光 404 はいずれも B 画素において受光するので B 画素が第 2 色画素である。但し、第 1 狭帯域光 403 及び第 2 狭帯域光 404 の各波長の選択の仕方によっては、第 1 狭帯域光 403 の反射光等を受光する画素と、第 2 狭帯域光 404 の反射光等を受光する画素とが異なることがあるが、第 1 狭帯域光 403 を第 2 色光とする場合には第 1 狭帯域光 403 の反射光等を受光する画素が第 2 色画素であり、第 2 狭帯域光 404 の反射光等を第 2 色光とする場合には第 2 狭帯域光 404 を受光する画素が第 2 色画素である。そして、第 1 狭帯域光 403 及び第 2 狭帯域光 404 の両方を第 2 色光とする場合には、第 1 狭帯域光 403 の反射光等を受光する画素と第 2 狭帯域光 404 の反射光等を受光する画素の集合が実質的に第 2 色画素を構成する。いずれにしても、第 1 色光は赤色光であり、かつ、第 2 色光は赤色光の波長帯域よりも短波長帯域の光である。

30

40

【0093】

[第 5 実施形態]

上記第 1 実施形態から第 4 実施形態の各観察モードの他に、本発明は、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）を強調する深層血管強調観察モードにも好適である。

【0094】

内視鏡システム 10 に深層血管強調観察モードを設ける場合、図 26 に示すように、光源部 20 には、少なくとも、第 1 R 狭帯域光源 501、第 2 R 狭帯域光源 502、R 広帯

50

域光源 26、及び、C y 広帯域光源 503 を設ける。第 1 R 狭帯域光源 501 は、図 27 に示すように、例えば中心波長が約 600 nm の赤色の狭帯域光（以下、第 1 R 狭帯域光という）506 を発光する。また、第 2 R 狭帯域光源 502 は、例えば中心波長が約 630 nm の赤色の狭帯域光（以下、第 2 R 狭帯域光という）507 を発光する。そして、C y 広帯域光源 503 は、波長帯域が約 400 nm から約 550 nm に及ぶシアン色の広帯域光（以下、C y 広帯域光という）509 を発光する。

【0095】

深層血管強調観察モードにおいては、撮像フレーム F1 を第 1 撮像フレームと、次の撮像フレーム F2 を第 2 撮像フレームとする場合、図 28 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、第 1 R 狭帯域光 506 と C y 広帯域光 509 を点灯する。そして、第 1 撮像フレーム F1 の読出期間においては、第 1 R 狭帯域光 506 を消灯し、代わりに R 広帯域光 29 を点灯し、かつ、C y 広帯域光 509 の点灯を維持する。一方、第 2 撮像フレーム F2 の蓄積期間においては、第 2 R 狭帯域光 507 と C y 広帯域光 509 を点灯する。そして、第 2 撮像フレーム F2 の読出期間においては、第 2 R 狭帯域光 507 を消灯し、代わりに R 広帯域光 29 を点灯し、かつ、C y 広帯域光 509 の点灯を維持する。

10

【0096】

したがって、第 1 撮像フレーム F1 において取得する R 画像は、第 1 R 狭帯域光 506 の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像成分と、R 広帯域光 29 の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像成分と、を重ね合わせた画像であり、少なくとも第 1 R 狭帯域光 506 の反射光等を用いて撮像した画像成分にはローリングシャッタ歪みがほばない。同様に、第 2 撮像フレーム F2 において取得する R 画像は、第 2 R 狭帯域光 507 の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像成分と、R 広帯域光 29 の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像成分と、を重ね合わせた画像であり、少なくとも第 2 R 狭帯域光 507 の反射光等を用いて撮像した画像成分にはローリングシャッタ歪みがほばない。以下、区別のため、第 1 撮像フレーム F1 において取得する R 画像を R1 画像といい、第 2 撮像フレーム F2 において取得する R 画像を R2 画像という。なお、第 1 撮像フレーム F1 及び第 2 撮像フレーム F2 において取得する B 画像は、C y 広帯域光 509 が含む青色の成分の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像である。同様に、第 1 撮像フレーム F1 及び第 2 撮像フレーム F2 において取得する G 画像は、C y 広帯域光 509 が含む緑色の成分の反射光等を用いて観察対象を撮像した画像である。

20

30

【0097】

図 29 に示すように、内視鏡システム 10 に深層血管強調観察モードを設ける場合、画像処理部 61 には、変化量算出部 511 と画像生成部 512 を設ける。そして、深層血管強調観察モードの場合、画像処理部 61 は、画像取得部 54 から R1 画像及び R2 画像と、少なくとも G 画像を取得する。

【0098】

変化量算出部 511 は、R1 画像と R2 画像の変化量を画素ごとに算出する。本実施形態における変化量とは、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 511 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 511 は、生成した補正画像を画像生成部 512 に入力する。

40

【0099】

画像生成部 512 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 511 が生成した補正画像と、画像取得部 54 から取得する G 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観察画像を生成する。この観察画像は、深層血管を強調した画像（以下、深層血管強調画像という）になる。画像生成部 512 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。

【0100】

50

上記深層血管強調観察モードにおいては、R 1画像における第1 R狭帯域光5 0 6によって撮像した画像成分と、R 2画像における第2 R狭帯域光5 0 7を用いて観察対象を撮像した画像成分にローリングシャッタ歪みがあると、変化量算出部5 1 1が算出する変化量の算出精度が低下する。変化量の算出精度が低い場合、例えば、深層血管強調画像において、深層血管の強調が弱まって、深層血管の視認性が低下する。しかし、R 1画像においては、少なくとも第1 R狭帯域光5 0 6によって撮像した画像成分にローリングシャッタ歪みはほぼなく、かつ、R 2画像においては、少なくとも第2 R狭帯域光5 0 7を用いて観察対象を撮像した画像成分にローリングシャッタ歪みがほぼない。したがって、本実施形態の深層血管強調観察モードにおいては正確な変化量を算出することができる。その結果、深層血管強調画像においては、深層血管を明瞭に強調することができる。

10

【0 1 0 1】

なお、上記第5実施形態のように、内視鏡システム1 0に深層血管強調観察モードを設ける際には、プロセッサ装置1 6に静止度算出部5 2 1を設けることが好ましい(図2 9参照)。静止度算出部5 2 1は、第2実施形態から第4実施形態の各静止度算出部と同様の静止度を算出する。但し、本実施形態においては、静止度算出部5 2 1は、G画像またはB画像を用いて静止度を算出する。本実施形態におけるG画像及びB画像は、ローリングシャッタ歪みがあるため、第1実施形態から第4実施形態のG画像またはB画像よりも、細かい血管等の像が写りにくくなっている。このため、本実施形態においてはG画像またはB画像を用いて正確な静止度を算出可能である。

20

【0 1 0 2】

静止度算出部5 2 1は、第4実施形態の静止度算出部4 2 1と同様に、算出した静止度を画像処理部6 1に入力する。画像処理部6 1では、変化量算出部5 1 1が変化量を算出する際に、静止度を用いてR 1画像とR 2画像の位置合わせをする。これにより、変化量算出部5 1 1は、より正確に変化量を算出することができる。その結果、深層血管強調画像においては、より明瞭に深層血管を強調することができるので、深層血管の視認性が向上する。

【0 1 0 3】

上記第5実施形態においては、Cy広帯域光5 0 9が第1色光であり、Cy広帯域光5 0 9を受光するG画素またはB画素が第1色画素である。また、第5実施形態においては、第1 R狭帯域光5 0 6及び第2 R狭帯域光5 0 7が第2色光であり、これらの反射光等を受光するR画素が第2色画素である。したがって、第1実施形態から第4実施形態とは異なり、第5実施形態においては第2色光が赤色光であり、かつ、第1色光は赤色光よりも短波長帯域の光である。

30

【0 1 0 4】

なお、上記第3実施形態から第5実施形態の各観察モードにおいてはいずれも、光源制御部2 2が、イメージセンサ4 8の蓄積期間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、これら複数の撮像フレームにおいて取得した複数の撮像画像を用いた演算(以下、マルチフレーム演算という)をし、かつ、これら複数の撮像フレームにおいて取得した複数の撮像画像を用いて観察画像(以下、マルチフレーム観察画像という)を生成する。上記第3実施形態から第5実施形態から分かる通り、マルチフレーム演算をする場合、または、マルチフレーム観察画像を生成する場合には、静止度算出部を設け、静止度算出部が算出した静止度を用いて、マルチフレーム演算またはマルチフレーム観察画像の生成に使用する撮像画像の位置合わせをすることが好ましい。

40

【0 1 0 5】

また、上記第3実施形態から第5実施形態においては、複数の読出期間において取得した信号を用いて生成した複数の撮像画像を用いて、1つのマルチフレーム観察画像を静止しているが、複数の読出期間においてそれぞれ取得する複数の信号を用いて1つのマルチフレーム観察画像を生成することができる。例えば、画像処理部6 1が画像取得部5 4の機能を有する場合、または、画像取得部5 4が画像処理部6 1の機能を有する場合は、複数の読出期間においてそれぞれ取得する複数の信号を用いて1つのマルチフレーム観察画

50

像を生成することになる。

【0106】

また、上記第3実施形態から第5実施形態の通り、マルチフレーム演算をするシステムまたはマルチフレーム観察画像を生成するシステムにおいて静止度算出部を設ける場合には、静止度算出部は、第1色画素から得た信号、または、第1色画素から得た信号を用いて生成した撮像画像を用いて静止度を算出することが好ましい。第1色画素から得た信号、または、第1色画素から得た信号を用いて生成した撮像画像を用いれば、静止度を正確に算出できるからである。

【0107】

なお、第1実施形態から第5実施形態の各観察モードは、内視鏡システム10に任意に組み合わせて設けることができる。

10

【0108】

上記第1実施形態から第5実施形態においては、撮像制御部23は、いわゆるプログレッシブ方式でイメージセンサ48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48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53は、1画素行おきに信号の読み出し及びリセットを行う。この場合、イメージセンサ48の各画素は、R画素(第1色画素)を含む画素行の集合体である第1画素群と、R画素(第1色画素)を含まない画素行の集合体である第2画素群と、を構成する。すなわち、インタレース方式で読み出しを行う場合には、第1画素群と第2画素群の各画素群ごとに信号の読み出し及びリセットを行う。そして、第1画素群または第2画素群が含む色ごとに、撮像画像を取得する。

20

【0109】

例えば、第1実施形態の通常観察モードの場合、図30に示すように、画素行ごとの読み出しを、奇数行の読み出しと偶数行の読み出しとに分けて、順次読み出す。各画素群の信号の読み出し及びリセットはローリングシャッタ方式である。また、各画素群なかでは、画素行の番号が小さい順に順次信号の読み出し及びリセットを行う。上記のように、インタレース方式で読み出しを行う場合、第1画素群のR画素の信号を用いて形成するR画像と、第1画素群のG画像の信号を用いて形成するG画像(以下、区別のためGr画像という)と、第2画素群のB画素の信号を用いて形成するB画像と、第2画素群のG画素の信号を用いて形成するG画像(以下、区別のためGb画像という)と、の4種類の撮像画像を取得することになる。このため、図31に示すように、画像処理部61は、まずGr画像とGb画像を用いて、上記第1実施形態と同様のG画像を生成し、その後、このG画像と、B画像及びR画像とを用いて通常観察画像を生成する。なお、第2実施形態から第5実施形態の各観察モードにおいても、第1実施形態の通常観察モードと同様にインタレース方式で信号の読み出しをすることができる。

30

【0110】

第1実施形態から第5実施形態においては、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。イメージセンサ48を補色系のカラーセンサを使用する場合には、照明光が含む第1色光及び第2色光の成分を第1実施形態から第5実施形態のように制御すれば良い。また、補色系のカラーセンサから取得する補色画像は、第1実施形態から第5実施形態のようにRGB各色の画像に変換可能であるから、画像処理等は上記第1実施形態から第5実施形態と同様に行うことができる。

40

【0111】

上記第1実施形態から第5実施形態においては、イメージセンサ48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48の画素配列はいわゆる八ニカム配列等、正方配列以外の配列であっても良い。

【0112】

上記第1実施形態から第5実施形態においては、光源部20が有する光源はLEDであ

50

るが、内視鏡システム 10 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て光源部 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。

【0113】

第 1 実施形態から第 5 実施形態においては、イメージセンサ 48 が設けられた内視鏡 12 を被検体内に挿入して観察を行う内視鏡システム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 32 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 700 と、プロセッサ装置 (図示しない) とを少なくとも有する。

10

【0114】

カプセル内視鏡 700 は、光源部 702 と制御部 703 と、イメージセンサ 704 と、画像処理部 706 と、送受信アンテナ 708 と、を備えている。光源部 702 は、光源部 20 に対応する。制御部 703 は、光源制御部 22 及び制御部 52 と同様に機能する。また、制御部 703 は、送受信アンテナ 708 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 16 とほぼ同様であるが、画像取得部 54 及び画像処理部 61 に対応する画像処理部 706 はカプセル内視鏡 700 に設けられ、観察画像は、送受信アンテナ 708 を介してプロセッサ装置に送信される。イメージセンサ 704 はイメージセンサ 48 と同様である。

20

【符号の説明】

【0115】

- 10 内視鏡システム
- 12 内視鏡
- 12 a 挿入部
- 12 b 操作部
- 12 c 湾曲部
- 12 d 先端部
- 12 e アングルノブ
- 13 a モード切り替えスイッチ
- 13 b ズーム操作部
- 14 光源装置
- 16 プロセッサ装置
- 18 モニタ
- 19 コンソール
- 20、702 光源部
- 22 光源制御部
- 23 撮像制御部
- 24 B 広帯域光源
- 25 G 広帯域光源
- 26 R 広帯域光源
- 27 B 広帯域光
- 28 G 広帯域光
- 29 R 広帯域光
- 30 a 照明光学系
- 30 b 撮影光学系
- 41 ライトガイド

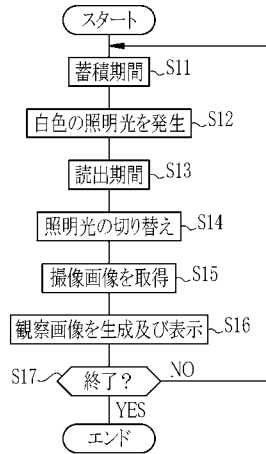
30

40

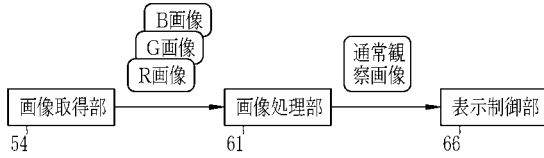
50

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	D S P	
5 8	ノイズ低減部	
5 9	変換部	10
6 1、7 0 6	画像処理部	
6 6	表示制御部	
2 2 4	狭帯域光源	
2 2 5	G狭帯域光源	
2 2 7	B狭帯域光	
2 2 8	G狭帯域光	
2 5 1、3 2 1、4 2 1、5 2 1	静止度算出部	
2 5 2	V狭帯域光源	
3 0 1	狭帯域光源	
3 1 1	信号比算出部	20
3 1 2	酸素飽和度算出部	
3 1 3	相関関係記憶部	
3 1 4、4 1 2、5 1 2	画像生成部	
4 0 1	第1狭帯域光源	
4 0 2	第2狭帯域光源	
4 0 3	第1狭帯域光	
4 0 4	第2狭帯域光	
4 1 1、5 1 1	変化量算出部	
5 0 1	第1 R狭帯域光源	
5 0 2	第2 R狭帯域光源	30
5 0 3	C y 広帯域光源	
5 0 6	第1 R狭帯域光	
5 0 7	第2 R狭帯域光	
5 0 9	C y 広帯域光	
7 0 0	カプセル内視鏡	
7 0 8	送受信アンテナ	
F 1、F 2	撮像フレーム	
L 1	蓄積期間の長さ	
L 2	実質的蓄積期間	

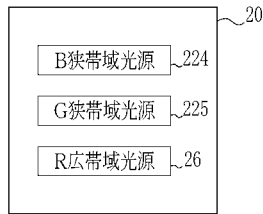
【 図 7 】



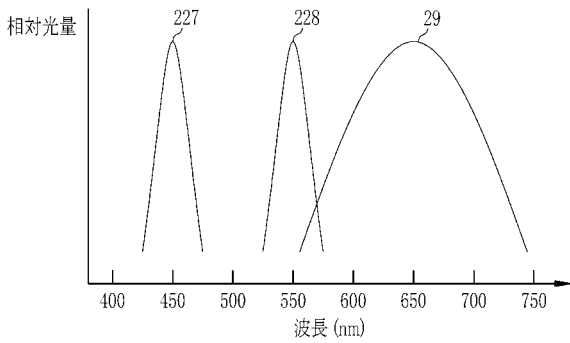
【 図 8 】



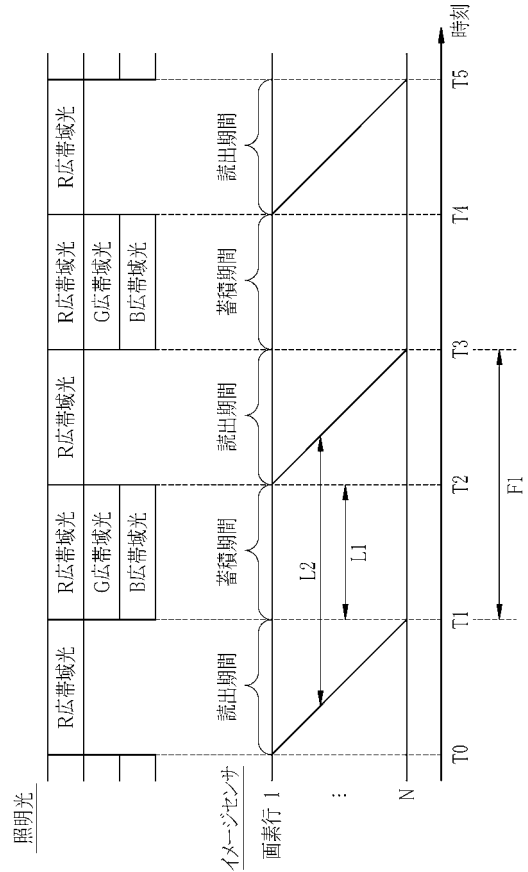
【 図 10 】



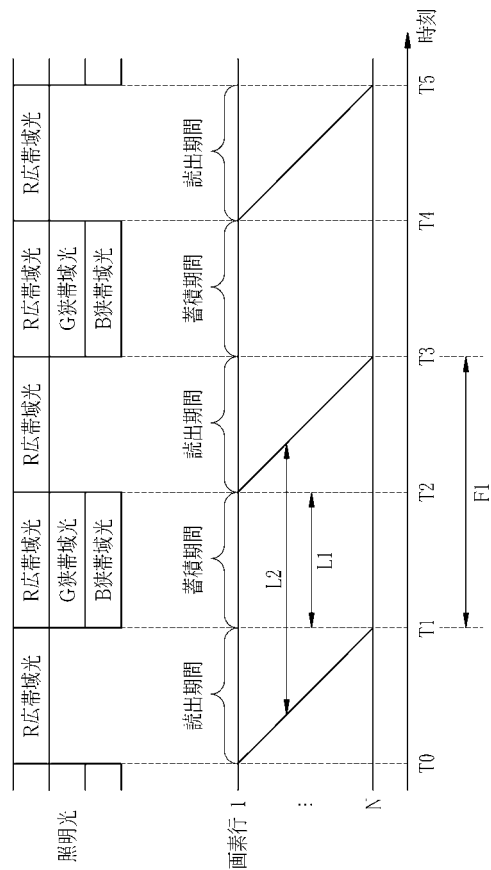
【 図 11 】



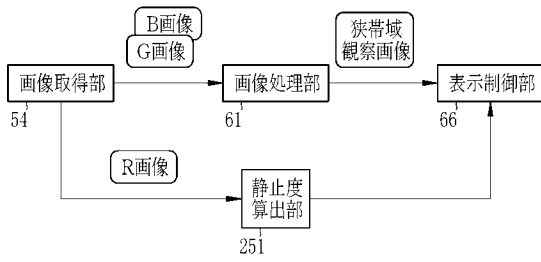
【 図 9 】



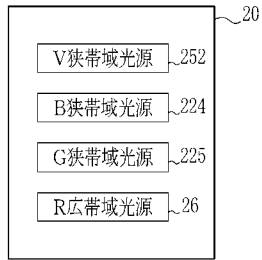
【 図 12 】



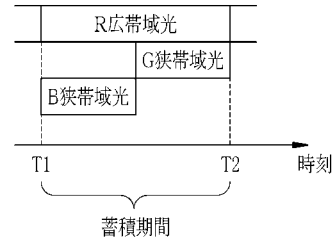
【 図 1 3 】



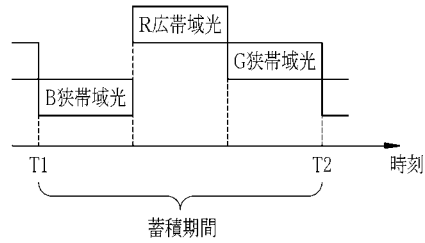
【 図 1 4 】



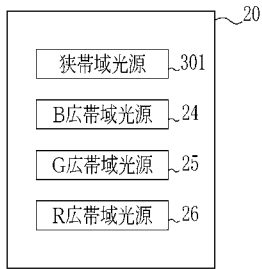
【 図 1 5 】



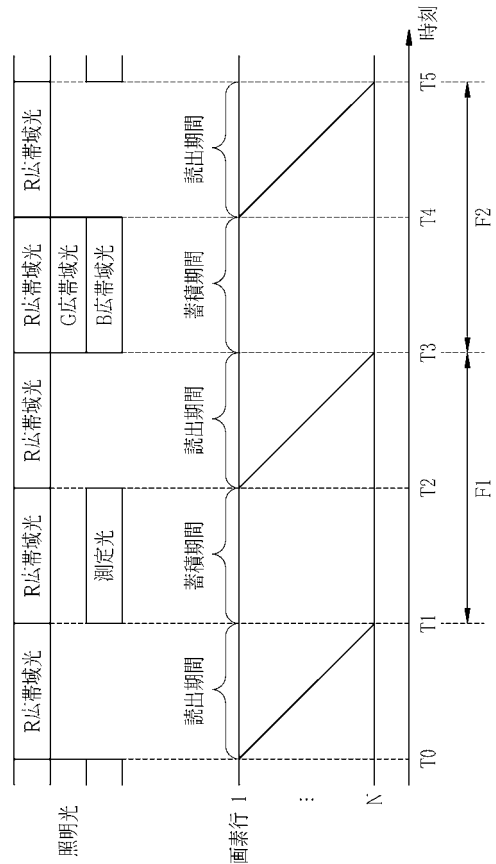
【 図 1 6 】



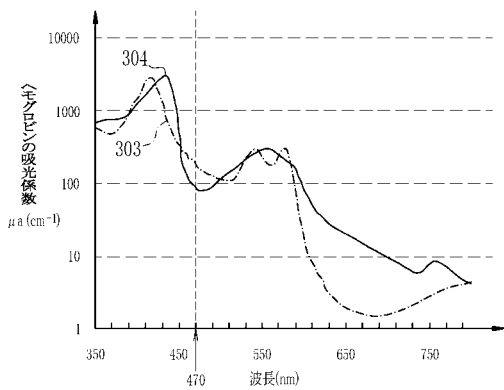
【 図 1 7 】



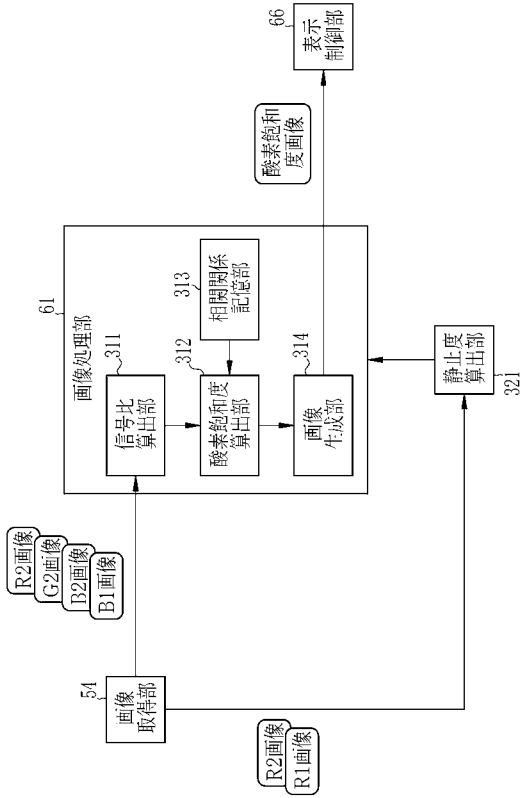
【 図 1 9 】



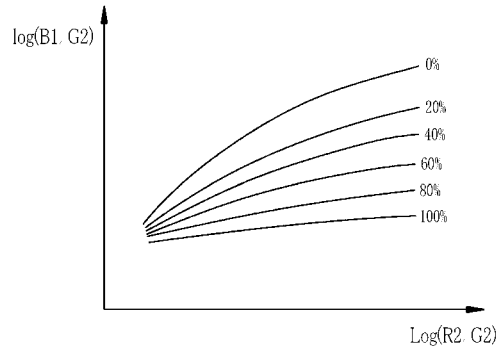
【 図 1 8 】



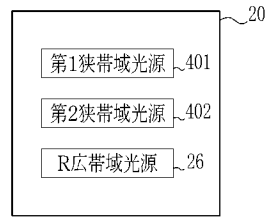
【 图 2 0 】



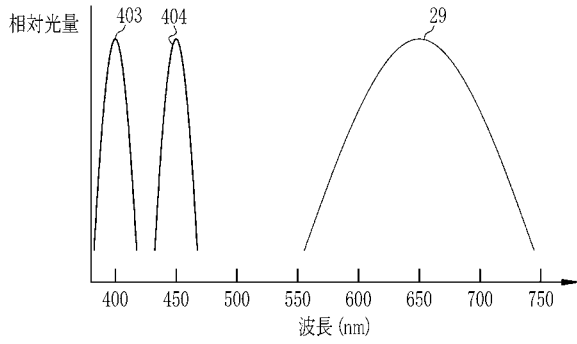
【 图 2 1 】



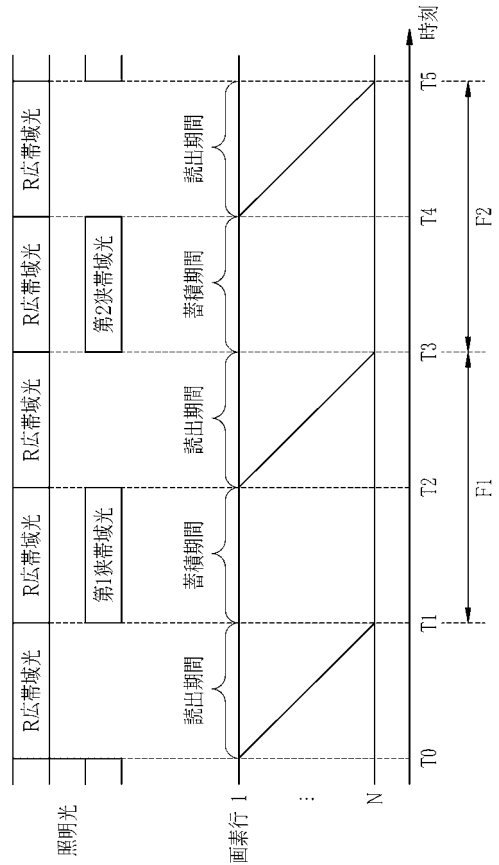
【 图 2 2 】



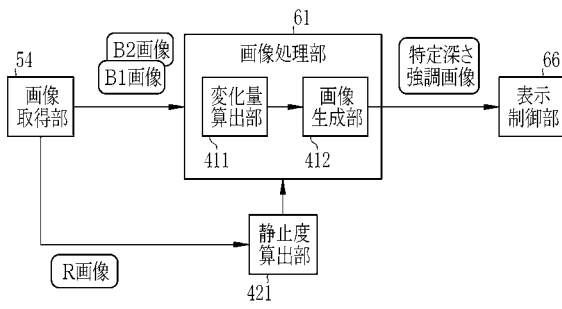
【 图 2 3 】



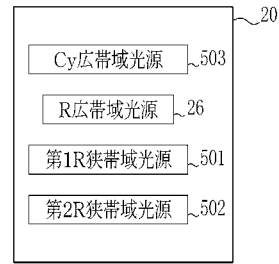
【 图 2 4 】



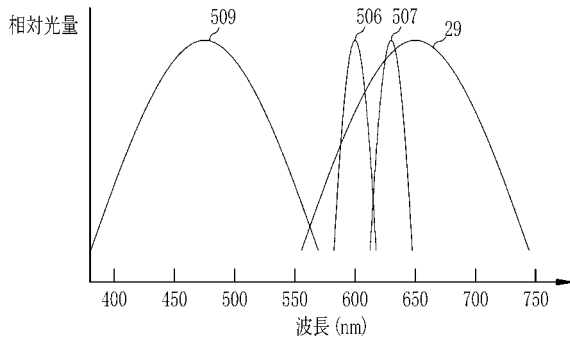
【 図 2 5 】



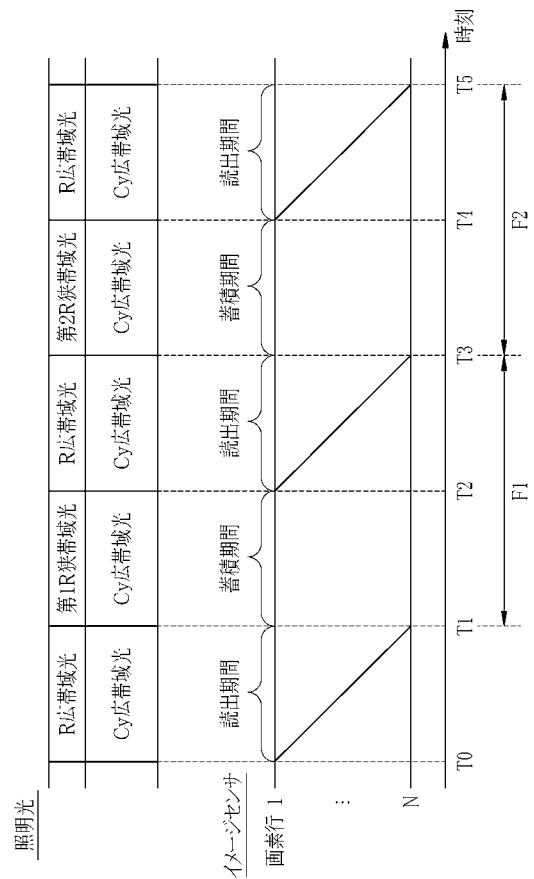
【 図 2 6 】



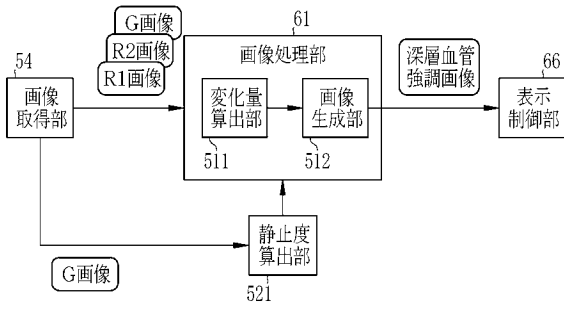
【 図 2 7 】



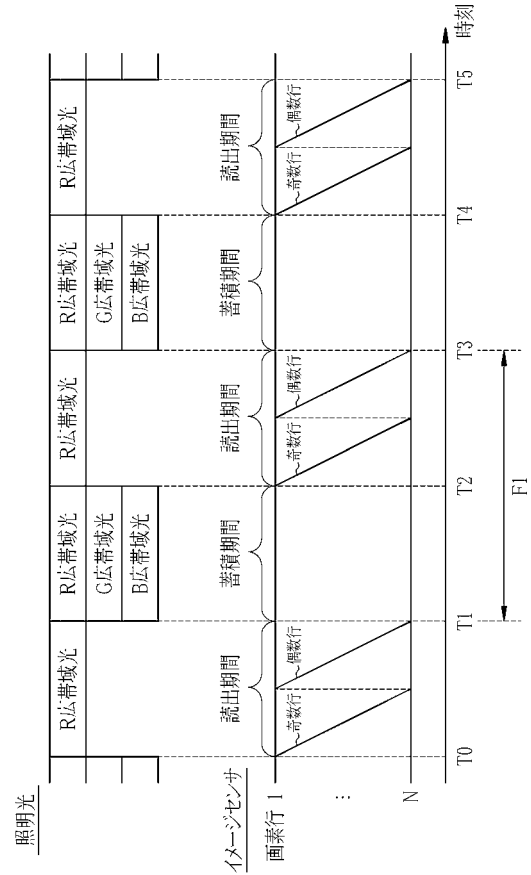
【 図 2 8 】



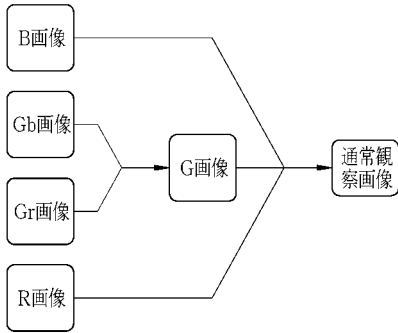
【 図 2 9 】



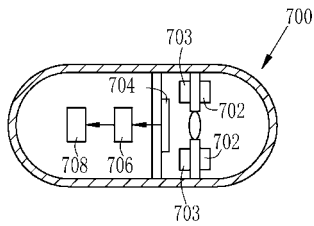
【 図 3 0 】



【 図 3 1 】



【 図 3 2 】



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	JP2018027232A	公开(公告)日	2018-02-22
申请号	JP2016160733	申请日	2016-08-18
[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	鈴木一誠 大谷健一		
发明人	鈴木一誠 大谷健一		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.370 A61B1/00.300.D G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.531 A61B1/045.610 A61B1/045.630 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/DA03 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/SS04		
其他公开文献	JP6570490B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜系统和内窥镜系统的操作方法，该内窥镜系统能够通过减少卷帘快门失真对诊断中特别重要的图像的影响来获得清晰的图像。内窥镜系统包括：光源单元，其产生包括能够独立地控制照明和熄灭的第一颜色光和第二颜色光中的任一种的照明光；图像传感器；图像传感器成像控制单元53用于根据滚动快门系统从第一色光和第二色光中读出信号，并且在读取期间保持第一色光的点亮，并且在读取期间使第二色光熄灭。

