

(19) 日本国特許庁(JP)

再 公 表 特 許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/151929

発行日 平成29年4月13日 (2017. 4. 13)

(43) 国際公開日 平成27年10月8日 (2015. 10. 8)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 B	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	
	G O 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

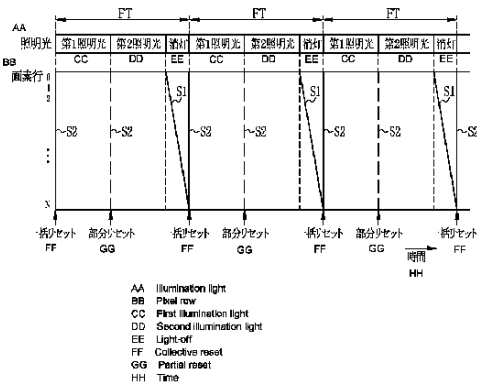
出願番号 特願2016-511563 (P2016-511563)	(71) 出願人 306037311
(21) 国際出願番号 PCT/JP2015/058898	富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日 平成27年3月24日 (2015. 3. 24)	東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号 特願2014-74268 (P2014-74268)	(74) 代理人 110001988
(32) 優先日 平成26年3月31日 (2014. 3. 31)	特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)	(72) 発明者 小柴 賢明
	神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
	富士フイルム株式会社内
	Fターム (参考) 2H040 CA04 CA11 CA22 DA03 DA11
	DA12 DA14 DA21 GA02 GA11
	4C161 CC06 DD03 DD07 FF14 LL02
	MM05 QQ04 RR03 SS03 SS05
	TT15
	最終頁に続く

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

(57) 【要約】

特殊観察モード時に得られる通常観察画像の輝度及び S / N 比を向上させることを可能とする内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法を提供する。

特殊観察モード時には、第 1 照明光を照射した後、撮像素子 (3 9) の複数の画素行のうちの一部を一括してリセットする。照明光を第 1 照明光から第 2 照明光に切り替え、第 2 照明光を照射した後、消灯状態とする。この消灯期間中に、全画素行から順に信号読み出しを行う。画像処理部 (4 4) は、リセットが行われずに第 1 及び第 2 照明光で露光された画素行から読み出された第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成する。また、画像処理部 (4 4) は、リセットが行われて第 2 照明光のみで露光された画素行から読み出された第 2 撮像信号と、第 1 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

分光特性が異なる第 1 及び第 2 照明光を検体に照射する照明部と、

前記照明部により照明された前記検体を、列方向に配列された複数の画素行により撮像する CMOS 型の撮像素子を有する内視鏡と、

前記照明部から前記第 1 照明光を照射した後、前記複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、前記照明部から前記第 2 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して、前記画素行の全てから信号読み出しを行う第 1 撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させる制御部と、

前記リセットが行われずに前記第 1 及び第 2 照明光で露光された前記画素行から読み出された第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくとも前記リセットが行われて前記第 2 照明光のみで露光された前記画素行から読み出された第 2 撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する画像処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像素子は、ベイヤー配列のカラーフィルタアレイを有しており、

前記制御部は、前記複数の画素行のうちの半分に対して前記リセットを行うことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第 1 照明光または前記第 2 照明光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる異吸光波長光を含んでおり、

前記画像処理部は、前記特殊観察画像として、酸素飽和度の情報を含む酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記画像処理部は、前記第 1 及び第 2 撮像信号に基づいて前記酸素飽和度を算出し、前記通常観察画像を前記酸素飽和度に基づいて画像処理することにより前記酸素飽和度画像を生成することを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記照明部から前記第 1 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して信号読み出しを行い、前記照明部から前記第 2 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して信号読み出しを行う第 2 撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させることを可能とすることを特徴とする請求項 1 から 4 のうちいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記第 2 撮像方式の実行時には、前記第 1 照明光の照射後に前記信号読み出しを行った後、前記複数の画素行のいずれもリセットせずに前記第 2 照明光を照射することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記制御部は、前記第 2 撮像方式の実行時には、間引き読み出しにより、前記複数の画素行のうちの一部から前記信号読み出しを行うことを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記制御部は、前記第 2 撮像方式の実行時には、前記第 1 照明光の照射後の前記信号読み出しと、前記第 2 照明光の照射後の前記信号読み出しとで、前記間引き読み出しを行う前記画素行を変更することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記検体の明るさを検出する明るさ検出部を備え、

前記制御部は、前記明るさが一定値より小さい場合に前記第 1 撮像方式を実行させ、前記明るさが前記一定値以上である場合に前記第 2 撮像方式を実行させることを特徴とする請求項 5 から 8 のうちいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

分光特性が異なる第 1 及び第 2 照明光を検体に照射する照明部と、

前記照明部により照明された前記検体を、列方向に配列された複数の画素行により撮像する C M O S 型の撮像素子を有する内視鏡と、を備える内視鏡システムのプロセッサ装置において、

前記照明部から前記第 1 照明光を照射した後、前記複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、前記照明部から前記第 2 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して、前記画素行の全てから信号読み出しを行う第 1 撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させる制御部と、

前記リセットが行われずに前記第 1 及び第 2 照明光で露光された前記画素行から読み出された第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくとも前記リセットが行われて前記第 2 照明光のみで露光された前記画素行から読み出された第 2 撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する画像処理部と、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置。

【請求項 1 1】

分光特性が異なる第 1 及び第 2 照明光を検体に照射する照明部と、

前記照明部により照明された前記検体を、列方向に配列された複数の画素行により撮像する C M O S 型の撮像素子を有する内視鏡と、を備える内視鏡システムの作動方法において、

制御部が、前記照明部から前記第 1 照明光を照射した後、前記複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、前記照明部から前記第 2 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して、前記画素行の全てから信号読み出しを行う第 1 撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させる第 1 ステップと、

画像処理部が、前記リセットが行われずに前記第 1 及び第 2 照明光で露光された前記画素行から読み出された第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくとも前記リセットが行われて前記第 2 照明光のみで露光された前記画素行から読み出された第 2 撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する第 2 ステップと、

を備えることを特徴と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】

【0 0 0 1】

本発明は、特殊観察モードを有する内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、及び内視鏡システムの作動方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

医療分野において、光源装置、内視鏡、プロセッサ装置を備える内視鏡システムを用いた診断等が広く行われている。内視鏡システムには、生体内の観察部位に分光特性が異なる第 1 照明光と第 2 照明光を照射して観察を行う特殊観察モードを有するものがある。

【0 0 0 3】

特殊観察モードでは、第 1 照明光と第 2 照明光とが、光源装置から交互に内視鏡に供給され、内視鏡の先端部から観察部位に照射される。例えば、第 1 照明光は白色光（通常光）であり、第 2 照明光は血中ヘモグロビンの吸光係数が高い光を含む特殊光である。第 1 照明光により照明された観察部位を撮像することにより通常観察画像が生成され、第 2 照明光により照明された観察部位を撮像することにより特殊観察画像が生成される。

【0 0 0 4】

従来の内視鏡システムでは、内視鏡の撮像素子として C C D（Charge Coupled Device）型の撮像素子が用いられているが、近年では C M O S（Complementary Metal-Oxide Semiconductor）型の撮像素子が用いられつつある（特許文献 1 参照）。これは、C M O S 型の撮像素子は、C C D 型の撮像素子に比べて低消費電力であることや、A D C（Analog-to-Digital Converter）回路等の周辺回路を撮像部と同一の基板上に形成することが可能であるためである。この C M O S 型の撮像素子では、基本的に、撮像部に構成された複

10

20

30

40

50

数の画素行を、一画素行ずつ順にリセットと信号読み出しを行うローリングシャッタ方式が採用されている。各画素行のリセットから信号読み出しまでの期間が露光期間である。

【 0 0 0 5 】

ローリングシャッタ方式では露光タイミングが一画素行ずつ順にずれるため、ローリングシャッタ方式で撮像素子を駆動しながら、照明光を第 1 照明光から第 2 照明光に間断なく切り替えると、いくつかの画素行の露光期間が照明光の切り替えを跨いでしまい、第 1 照明光と第 2 照明光とが混じり合った光を撮像してしまう。このため、特許文献 1 では、照明光を切り替える際に消灯期間を設け、この消灯期間中に信号読み出しを行うことが提案されている。

【 先行技術文献 】

10

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 6 8 9 9 2 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

上記のように、第 1 照明光と第 2 照明光とを切り替える際に単純に消灯期間を設けると、消灯期間を設けた分だけ撮像素子のフレームレートが低下する。このため、特許文献 1 では、第 1 及び第 2 照明光の各照射時間（露光時間）を短くし、かつ、撮像素子から信号読み出しを行う画素数を間引いて読み出し時間を短くすることにより、フレームレートの低下を防止している。

20

【 0 0 0 8 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡システムは、通常観察モードでは、第 1 照明光を常時照射してローリングシャッタ方式で撮像素子を駆動するが、特殊観察モードでは、フレームレートの低下させないように露光時間を短くするので、特殊観察モード時に得られる通常観察画像は、通常観察モード時に得られる通常観察画像に比べて、輝度及び S / N (Signal-to-Noise) 比が低下するという問題がある。

【 0 0 0 9 】

本発明は、特殊観察モード時に得られる通常観察画像の輝度及び S / N 比を向上させることを可能とする内視鏡システム、内視鏡システムのプロセッサ装置、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。

30

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、照明部と、内視鏡と、制御部と、画像処理部とを備える。照明部は、分光特性が異なる第 1 及び第 2 照明光を検体に照射する。内視鏡は、照明部により照明された検体を、列方向に配列された複数の画素行により撮像する CMOS 型の撮像素子を有する。制御部は、照明部から第 1 照明光を照射した後、複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、照明部から第 2 照明光を照射した後、照明部を消灯して、画素行の全てから信号読み出しを行う第 1 撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させる。画像処理部は、リセットが行われずに第 1 及び第 2 照明光で露光された画素行から読み出された第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくともリセットが行われて第 2 照明光のみで露光された画素行から読み出された第 2 撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する。

40

を備える。

【 0 0 1 1 】

撮像素子は、ベイヤー配列のカラーフィルタアレイを有している。この場合、制御部は、複数の画素行のうち半分に対してリセットを行うことが好ましい。

【 0 0 1 2 】

第 1 照明光または第 2 照明光は、酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンとで吸光係数が異なる異吸光波長光を含んでいる。この場合、画像処理部は、特殊観察画像として、酸素

50

飽和度の情報を含む酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0013】

画像処理部は、第1及び第2撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、通常観察画像を酸素飽和度に基づいて画像処理することにより酸素飽和度画像を生成することが好ましい。

【0014】

制御部は、照明部から第1照明光を照射した後、照明部を消灯して信号読み出しを行い、照明部から第2照明光を照射した後、照明部を消灯して信号読み出しを行う第2撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させることを可能とすることが好ましい。

【0015】

制御部は、第2撮像方式の実行時には、第1照明光の照射後に信号読み出しを行った後、複数の画素行のいずれもリセットせずに第2照明光を照射することが好ましい。

【0016】

制御部は、第2撮像方式の実行時には、間引き読み出しにより、複数の画素行のうちの一部から信号読み出しを行うことが好ましい。この場合、制御部は、第1照明光の照射後の信号読み出しと、第2照明光の照射後の信号読み出しとで、間引き読み出しを行う画素行を変更することが好ましい。

【0017】

検体の明るさを検出する明るさ検出部を備える。この場合、制御部は、明るさが一定値より小さい場合に第1撮像方式を実行させ、明るさが一定値以上である場合に第2撮像方式を実行させることが好ましい。

【0018】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、制御部と、画像処理部とを備える。制御部は、照明部から第1照明光を照射した後、複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、照明部から第2照明光を照射した後、照明部を消灯して、画素行の全てから信号読み出しを行う第1撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させる。画像処理部は、リセットが行われずに第1及び第2照明光で露光された画素行から読み出された第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくともリセットが行われて第2照明光のみで露光された画素行から読み出された第2撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する。

【0019】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1ステップと、第2ステップとを備える。第1ステップでは、制御部が、照明部から第1照明光を照射した後、複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、照明部から第2照明光を照射した後、照明部を消灯して、画素行の全てから信号読み出しを行う第1撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させる。第2ステップでは、リセットが行われずに第1及び第2照明光で露光された画素行から読み出された第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくともリセットが行われて第2照明光のみで露光された画素行から読み出された第2撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成する。

【発明の効果】

【0020】

本発明によれば、特殊観察モード時に、撮像素子を第1照明光で露光した後、複数の画素行のうちの一部を一括してリセットし、撮像素子を第2照明光で露光した後、照明部を消灯して、画素行の全てから信号読み出しを行い、リセットが行われずに第1及び第2照明光で露光された画素行から読み出された第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成し、少なくともリセットが行われて第2照明光のみで露光された画素行から読み出された第2撮像信号に基づいて特殊観察画像を生成するので、特殊観察モード時に得られる通常観察画像の輝度及びS/N比を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0021】

【図1】内視鏡システムの外観図である。

10

20

30

40

50

【図 2】内視鏡の先端部の正面図である。

【図 3】内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図 4】第 1 及び第 2 照明光の強度スペクトルを示すグラフである。

【図 5】撮像素子の電氣的構成を示す図である。

【図 6】カラム A D C 回路の動作を説明する図である。

【図 7】画素アレイの構成を示す図である。

【図 8】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

【図 9】カラーフィルタの分光透過特性を示す図である。

【図 10】通常観察モード時の駆動タイミングを説明する図である。

【図 11】特殊観察モード時の駆動タイミングを説明する図である。

【図 12】画像処理部の構成を示すブロック図である。

【図 13】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図 14】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 15】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図 16】第 2 撮像方式による駆動タイミングを説明する図である。

【図 17】第 1 及び第 2 撮像方式の切り替え方法を説明するフローチャートである。

【図 18】カプセル内視鏡の構成を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0022】

図 1 において、内視鏡システム 10 は、生体内の観察部位（検体）を撮像する内視鏡 11 と、撮像により得られた撮像信号に基づいて観察部位の表示画像を生成するプロセッサ装置 12 と、観察部位を照射するための照明光を内視鏡 11 に供給する光源装置 13 と、表示画像を表示するモニタ 14 とを備えている。プロセッサ装置 12 には、モニタ 14 の他、キーボードやマウス等の入力部 15 が接続されている。

【0023】

内視鏡 11 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 16 と、挿入部 16 の基端部分に設けられた操作部 17 と、内視鏡 11 をプロセッサ装置 12 及び光源装置 13 に接続するためのユニバーサルコード 18 とを備えている。挿入部 16 は、先端部 19、湾曲部 20、可撓管部 21 で構成されており、先端側からこの順番に連結されている。

【0024】

操作部 17 には、アングルノブ 22a、モード切替スイッチ 22b などが設けられている。アングルノブ 22a は、湾曲部 20 を湾曲させる操作に用いられる。このアングルノブ 22a の操作により、先端部 19 を所望の方向に向けることができる。

【0025】

モード切替 SW 22b は、通常観察モードと、特殊観察モードの 2 種類の観察モード間の切り替え操作に用いられる。通常観察モードは、白色光により観察対象をフルカラーで撮像して得られる通常観察画像をモニタ 14 に表示するモードである。特殊観察モードは、観察対象の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を求め、酸素飽和度に基づいて通常観察画像を画像処理して得られる酸素飽和度画像をモニタ 14 に表示するモードである。

【0026】

図 2 において、先端部 19 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 23 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 24 と、観察窓 24 を洗浄するために送気・送水を行う送気・送水ノズル 25 と、鉗子や電気メス等の処置具を突出させて各種処置を行うための鉗子出口 26 とが設けられている。観察窓 24 の奥には、撮像素子 39（図 3 参照）が内蔵されている。

【0027】

湾曲部 20 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 17 のアングルノブ 22a の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 20 を湾曲させることにより、先端部 19 が所望の方向に向けられる。可撓管部 21 は、可撓性を有しており、食道や腸等の曲がりくねった管道に挿入可能である。挿入部 16 には、撮像素子 39 を駆動するた

10

20

30

40

50

めの制御信号や、撮像素子 39 が出力する撮像信号を伝達する信号ケーブルや、光源装置 13 から供給される照明光を照明窓 23 に導光するライトガイド 35 (図 3 参照) が挿通されている。

【0028】

操作部 17 には、アングルノブ 22a、モード切替スイッチ 22b の他に、処置具を挿入するための鉗子口 27、送気・送水ノズル 25 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 28、静止画像を撮影するためのフリーズボタン (図示せず) 等が設けられている。

【0029】

ユニバーサルコード 18 には、挿入部 16 から延設される通信ケーブルやライトガイド 35 が挿通されており、プロセッサ装置 12 及び光源装置 13 側の一端には、コネクタ 29 が取り付けられている。コネクタ 29 は、通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 29a と光源用コネクタ 29b とはそれぞれ、プロセッサ装置 12 と光源装置 13 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 29a には通信ケーブルの一端が配置されている。光源用コネクタ 29b にはライトガイド 35 の入射端 35a (図 3 参照) が配置されている。

【0030】

図 3 において、光源装置 13 は、第 1 及び第 2 レーザダイオード (LD: Laser Diode) 30a, 30b と、光源制御部 31 と、第 1 及び第 2 光ファイバ 32a, 32b と、光カプラ 33 とを有している。第 1 LD 30a は、中心波長 445 nm の第 1 青色レーザ光を発する。第 2 LD 30b は、中心波長 473 nm の第 2 青色レーザ光を発する。第 1 及び第 2 青色レーザ光の半値幅は、それぞれ ± 10 nm 程度である。第 1 及び第 2 LD 30a, 30b には、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードや、InGaAs 系レーザダイオード、GaInAs 系レーザダイオードなどが用いられる。

【0031】

光源制御部 31 は、第 1 及び第 2 LD 30a, 30b の点灯・消灯を個別に制御する。光源制御部 31 は、通常観察モードの場合には、第 1 LD 30a を点灯させる。特殊観察モードの場合には、第 1 LD 30a と第 2 LD 30b とを順に点灯させる。

【0032】

第 1 光ファイバ 32a には、第 1 LD 30a から発せられた第 1 青色レーザ光が入射する。第 2 光ファイバ 32b には、第 2 LD 30b から発せられた第 2 青色レーザ光が入射する。第 1 及び第 2 光ファイバ 32a, 32b は、光カプラ 33 に接続されている。光カプラ 33 は、第 1 及び第 2 光ファイバ 32a, 32b の光路を統合し、第 1 及び第 2 青色レーザ光をそれぞれ内視鏡 11 のライトガイド 35 の入射端 35a に入射させる。

【0033】

内視鏡 11 は、ライトガイド 35 と、蛍光体 36 と、照明光学系 37 と、撮像光学系 38 と、撮像素子 39 と、信号送信部 40 とを有している。ライトガイド 35 は、各照明窓 23 に対して 1 本ずつ設けられている。このライトガイド 35 としては、マルチモードファイバを使用することができる。例えば、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することができる。

【0034】

光源用コネクタ 29b が光源装置 13 に接続されたときに、光源用コネクタ 29b に配置された各ライトガイド 35 の入射端 35a が光カプラ 33 の出射端に対向する。先端部 19 に位置する各ライトガイド 35 の出射端に対向して蛍光体 36 が配置されている。蛍光体 36 には、ライトガイド 35 を介して第 1 青色レーザ光または第 2 青色レーザ光が入射する。

【0035】

蛍光体 36 は、複数種類の蛍光体物質 (例えば YAG 系蛍光体、あるいは BAM (BaMgAl₁₀O₁₇) 等の蛍光体) を、バインダに分散させて直方体状としたものである。蛍

10

20

30

40

50

光体 36 は、ライトガイド 35 から入射したレーザ光（第 1 青色レーザ光または第 2 青色レーザ光）の一部を吸収して励起され、緑色から赤色の波長帯域を有する蛍光を発する。また、蛍光体 36 に入射したレーザ光の一部は、蛍光体 36 に吸収されずにそのまま蛍光体 36 を通過する。したがって、蛍光体 36 からは、蛍光と、レーザ光の一部とが射出される。

【0036】

具体的には、第 1 LD 30a が点灯し、蛍光体 36 に第 1 青色レーザ光が入射した場合には、蛍光体 36 からは、図 4 に示すスペクトルを有する第 1 照明光が射出される。この第 1 照明光は、第 1 青色レーザ光と、第 1 青色レーザ光により蛍光体 36 から励起発光された第 1 蛍光とを含んでいる。また、第 2 LD 30b が点灯し、蛍光体 36 に第 2 青色レーザ光が入射した場合には、蛍光体 36 からは、図 4 に示すスペクトルを有する第 2 照明光が射出される。この第 2 照明光は、第 2 青色レーザ光と、第 2 青色レーザ光により蛍光体 36 から励起発光された第 2 蛍光とを含んでおり、第 1 照明光とは分光特性が異なる。第 1 蛍光と第 2 蛍光とのスペクトル形状は、ほぼ同一である。すなわち、波長 λ における第 1 蛍光の強度 $I_1(\lambda)$ と第 2 蛍光の強度 $I_2(\lambda)$ との比は、ほぼ一定である。

10

【0037】

蛍光体 36 からの射出される第 1 及び第 2 照明光は、照明光学系 37 により集光され、照明窓 23 を介して生体内の観察部位に照射される。この観察部位からの反射光は、観察窓 24 を通して撮像光学系 38 に入射し、撮像光学系 38 によって撮像素子 39 の撮像面 39a に結像される。本実施形態では、光源装置 13、ライトガイド 35、蛍光体 36、及び照明光学系 37 が特許請求の範囲に記載の照明部に対応している。

20

【0038】

撮像素子 39 は、CMOS 型であり、プロセッサ装置 12 から供給される撮像制御信号に基づいて、観察部位からの反射光を撮像して撮像信号を出力する。

【0039】

信号送信部 40 は、撮像素子 39 により得られる撮像信号を、それぞれ周知の低電圧作動シグナリング伝送方式でプロセッサ装置 12 に送信する。また、内視鏡 11 に設けられた前述のモード切替スイッチ 22b が操作された際に、モード切替スイッチ 22b からモード切替操作信号が、プロセッサ装置 12 に送信される。

30

【0040】

プロセッサ装置 12 は、制御部 41 と、信号受信部 42 と、デジタル信号処理部（DSP: Digital Signal Processor）43 と、画像処理部 44 と、表示制御部 45 とを有する。制御部 41 は、プロセッサ装置 12 内の各部の制御と、内視鏡 11 の撮像素子 39 及び光源装置 13 の光源制御部 31 の制御を行う。

【0041】

信号受信部 42 は、内視鏡 11 の信号送信部 40 から送信される撮像信号を受信する。DSP 43 は、信号受信部 42 により受信された撮像信号に対して、欠陥補正処理、ゲイン補正処理、ホワイトバランス処理、ガンマ変換、同時化処理等の信号処理を施す。

【0042】

画像処理部 44 は、通常観察モード時には、第 1 照明光が照射された観察部位からの反射光を撮像素子 39 が撮像することにより得られ、DSP 43 により信号処理が施された撮像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理等を行うことにより通常観察画像を生成する。

40

【0043】

また、画像処理部 44 は、特殊観察モード時には、第 1 及び第 2 照明光が照射された観察部位からの反射光を撮像素子 39 が撮像することにより得られ、DSP 43 により信号処理が施された撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出するとともに通常観察画像を算出し、この通常観察画像を酸素飽和度に基づいて画像処理することにより、酸素飽和度の情報を含む酸素飽和度画像（特殊観察画像）を生成する。

【0044】

50

表示制御部 4 5 は、画像処理部 4 4 により生成された画像を、表示用形式の信号に変換してモニタ 1 4 に表示させる。

【 0 0 4 5 】

図 5 において、撮像素子 3 9 は、画素アレイ部 5 0 と、行走査回路 5 1 と、行方向に複数の A D C (Analog-to-Digital Converter) が配列されたカラム A D C 回路 5 2 と、ラインメモリ 5 3 と、列走査回路 5 4 と、タイミングジェネレータ (T G : Timing Generator) 5 5 とを有する。画素アレイ部 5 0 は、複数の画素 5 0 a が行方向 (X 方向) 及び列方向 (Y 方向) にマトリクス状に 2 次元配列されたものであり、前述の撮像素子 3 9 a に設けられている。画素アレイ部 5 0 には、行方向に沿って行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 が配線されており、列方向に沿って列信号線 L 3 が配線されている。各画素 5 0 a は、行選択線 L 1、行リセット線 L 2、及び列信号線 L 3 に接続されている。 T G 5 5 は、プロセッサ装置 1 2 の制御部 4 1 から入力される制御信号に基づいて各部を制御する。

10

【 0 0 4 6 】

画素 5 0 a は、フォトダイオード D 1 と、アンプトランジスタ M 1 と、画素選択トランジスタ M 2 と、リセットトランジスタ M 3 とを有する。フォトダイオード D 1 は、入射光を光電変換して入射光量に応じた信号電荷を生成し、これを蓄積する。アンプトランジスタ M 1 は、フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷を電圧値 (画素信号 P S) に変換する。画素選択トランジスタ M 2 は、行選択線 L 1 により制御され、アンプトランジスタ M 1 により生成された画素信号 P S を、列信号線 L 3 に出力させる。リセットトランジスタ M 3 は、行リセット線 L 2 により制御され、フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷を電源線に破棄 (リセット) する。

20

【 0 0 4 7 】

行走査回路 5 1 は、 T G 5 5 から入力されるタイミング信号に基づいて、行選択信号 S 1 及びリセット信号 S 2 を発生する。行走査回路 5 1 は、信号読み出し動作時に、行選択線 L 1 に行選択信号 S 1 を与えることにより、该行選択線 L 1 に接続された画素 5 0 a の画素信号 P S を列信号線 L 3 に出力させる。また、行走査回路 5 1 は、リセット動作時に、行リセット線 L 2 にリセット信号 S 2 を与えることにより、该行リセット線 L 2 に接続された画素 5 0 a をリセットする。

【 0 0 4 8 】

カラム A D C 回路 5 2 は、コンパレータ 5 2 a と、カウンタ 5 2 b と、参照信号生成部 5 2 c とを有している。コンパレータ 5 2 a 及びカウンタ 5 2 b は、各列信号線 L 3 に接続されている。参照信号生成部 5 2 c は、 T G 5 5 から入力されるクロック信号に基づいて、図 6 (a) に示すように、時間とともにリニアに増加する参照信号 V R E F を生成する。各コンパレータ 5 2 a には、行選択線 L 1 から画素信号 P S が入力され、参照信号生成部 5 2 c から参照信号 V R E F が入力される。

30

【 0 0 4 9 】

コンパレータ 5 2 a は、画素信号 P S と参照信号 V R E F とを比較し、図 6 (b) に示すように、両者の電圧値の大小関係を表す信号 C S を出力する。この出力信号 C S は、カウンタ 5 2 b に入力される。カウンタ 5 2 b は、 T G 5 5 から入力されるクロック信号に基づき、図 6 (c) に示すように、参照信号 V R E F の増加開始とともにカウント動作を開始する。そして、カウンタ 5 2 b は、画素信号 P S と参照信号 V R E F との電圧値が一致し、出力信号 C S がロウレベルからハイレベルに変化した際にカウント動作を停止する。このカウンタ 5 2 b がカウント動作を停止した際のカウンタ値が、画素信号 P S に対応する。このカウンタ値はデジタル信号であり、デジタル化された画素信号 P S D としてカラム A D C 回路 5 2 からラインメモリ 5 3 に出力される。

40

【 0 0 5 0 】

ラインメモリ 5 3 は、カラム A D C 回路 5 2 によりデジタル化された一行分の画素信号 P S D を一括して保持する。列走査回路 5 4 は、 T G 5 5 から入力されるタイミング信号に基づいて、ラインメモリ 5 3 を走査することにより、画素信号 P S D を出力端子 V o u t から順に出力させる。出力端子 V o u t から出力される 1 フレーム分の画素信号 P S D

50

が前述の撮像信号である。

【 0 0 5 1 】

T G 5 5 は、プロセッサ装置 1 2 の制御部 4 1 から入力される撮像制御信号に基づいてタイミング信号を発生する。撮像信号の読み出し時には、行走査回路 5 1 により行選択線 L 1 が順に選択されながら行選択信号 S 1 が与えられる。これにより、図 7 に示す先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで、1画素行ずつ順に信号読み出しが行われる。ここで、画素行とは、行方向に並んだ一行分の画素 5 0 a を指している。

【 0 0 5 2 】

また、リセット方式として、「順次リセット方式」、「一括リセット方式」、及び「部分リセット方式」が実行可能である。順次リセット方式では、行走査回路 5 1 により行リセット線 L 2 が順に選択されながらリセット信号 S 2 が与えられる。これにより、順次リセット方式では、先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで、1画素行ずつ順にリセットが行われる。

【 0 0 5 3 】

一括リセット方式では、行走査回路 5 1 により全ての行リセット線 L 2 が選択され、全ての行リセット線 L 2 に一括してリセット信号 S 2 が与えられる。これにより、画素アレイ部 5 0 の全画素行が一括して同時にリセットされる。

【 0 0 5 4 】

部分リセット方式では、行走査回路 5 1 により、全画素行のうちの一部である 2, 3, 6, 7, 10, 11, ..., N - 1, N の画素行の行リセット線 L 2 に一括してリセット信号 S 2 が与えられる。これにより、画素アレイ部 5 0 の半分の画素行が一括して同時にリセットされる。以下、0, 1, 4, 5, 8, 9, ..., N - 3, N - 2 の画素行を第 1 画素行群という。また、2, 3, 6, 7, 10, 11, ..., N - 1, N の画素行を第 2 画素行群という。

【 0 0 5 5 】

図 8 に示すように、画素アレイ部 5 0 の光入射側には、カラーフィルタアレイ 6 0 が設けられている。カラーフィルタアレイ 6 0 は、緑色 (G) フィルタ 6 0 a、青色 (B) フィルタ 6 0 b、及び赤色 (R) フィルタ 6 0 c を有している。これらのフィルタのうちいずれか 1 つが各画素 5 0 a 上に配置されている。カラーフィルタアレイ 6 0 の色配列は、ベイヤー配列であり、G フィルタ 6 0 a が市松状に 1 画素おきに配置され、残りの画素上に、B フィルタ 6 0 b と R フィルタ 6 0 c とがそれぞれ正方格子状となるように配置されている。

【 0 0 5 6 】

図 9 に示すように、G フィルタ 6 0 a は、約 4 5 0 ~ 6 3 0 n m の波長域に対して高い透過率を有している。B フィルタ 6 0 b は、約 3 8 0 ~ 5 6 0 n m の波長域に対して高い透過率を有している。R フィルタ 6 0 c は、約 5 8 0 ~ 7 6 0 n m の波長域に対して高い透過率を有している。以下、G フィルタ 6 0 a が配置された画素 5 0 a を G 画素と称し、B フィルタ 6 0 b が配置された画素 5 0 a を B 画素と称し、R フィルタ 6 0 c が配置された画素 5 0 a を R 画素と称する。このうち、後述する異吸光波長光に対して最も感度が高い画素群は、B 画素である。

【 0 0 5 7 】

第 1 照明光の照射時には、B 画素には第 1 青色レーザ光と第 1 蛍光の短波長側成分が入射し、G 画素には第 1 蛍光の主波長成分が入射し、R 画素には第 1 蛍光の長波長側成分が入射する。同様に、第 2 照明光の照射時には、B 画素には第 2 青色レーザ光と第 2 蛍光の短波長側成分が入射し、G 画素には第 2 蛍光の主波長成分が入射し、R 画素には第 2 蛍光の長波長側成分が入射する。なお、第 1 及び第 2 青色レーザ光の発光強度は、それぞれ第 1 及び第 2 蛍光よりも発光強度が大きいので、B 画素に入射する光の大部分は第 1 青色レーザ光または第 2 青色レーザ光の成分である。

【 0 0 5 8 】

このように撮像素子 3 9 は、単板方式のカラーイメージセンサであるので、撮像信号は

10

20

30

40

50

、それぞれ G , B , R の各画素信号に分けられる。

【 0 0 5 9 】

次に、観察モードに応じた制御部 4 1 の制御について説明する。図 1 0 に示すように、通常観察モード時には、制御部 4 1 は、光源制御部 3 1 を制御して、第 1 L D 3 0 a を点灯させることにより、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 照明光を射出させる。そして、第 1 照明光が射出された状態で、撮像素子 3 9 を制御して、ローリングシャッタ方式で駆動させる。

【 0 0 6 0 】

具体的には、まず、順次リセット方式により、先頭画素行「 0 」から最終画素行「 N 」まで 1 画素行ずつ順にリセットを行う。この順次リセットの開始から露光時間 E T が経過した後、順次読み出し方式より、先頭画素行「 0 」から最終画素行「 N 」まで 1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う。この結果、撮像素子 3 9 から 1 フレーム分の撮像信号が出力される。このローリングシャッタ方式の駆動が、通常観察モードの間繰り返し実行され、1 フレーム時間 F T (例えば、 1 / 6 0 秒) 毎に 1 フレーム分の撮像信号が得られる。

10

【 0 0 6 1 】

制御部 4 1 は、通常観察モード中にモード切替スイッチ 2 2 b が操作され、通常観察モードから特殊観察モードへの切り替えを指示するモード切替操作信号を受信すると、光源制御部 3 1 を制御して、第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b を順に点灯させることにより、図 1 1 に示すように、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 及び第 2 照明光を 1 フレーム時間 F P 毎に順に射出させる。第 2 照明光の照射後には、第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b を消灯させる消灯期間を設ける。

20

【 0 0 6 2 】

具体的には、まず、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 照明光を射出させた状態で、一括リセット方式により、全画素行を同時にリセットする。この一括リセットの実行から、前述の露光時間 E T の半分の時間 (E T / 2) が経過した後、第 1 照明光の射出を停止させるとともに、部分リセット方式により、前述の第 2 画素行群をリセットし、照明光を第 2 照明光に切り替える。そして、第 2 照明光の照射開始から露光時間 E T の半分の時間 (E T / 2) が経過した後、第 2 照明光の射出を停止させる。

【 0 0 6 3 】

この後、第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b を共に消灯状態とする。そして、この消灯期間中、順次読み出し方式により、先頭画素行「 0 」から最終画素行「 N 」まで 1 画素行ずつ順に信号読み出しを行う。この結果、1 フレーム分の撮像信号が得られる。この全画素行のうち、第 1 画素行群は、リセットが行われていないので、第 1 及び第 2 照明光により露光が行われている。一方の第 2 画素行群は、リセットが行われているため、第 2 照明光のみにより露光が行われている。

30

【 0 0 6 4 】

以下、第 1 画素行群からの撮像信号を第 1 撮像信号といい、第 2 画素行群からの撮像信号を第 2 撮像信号という。また、第 1 撮像信号に含まれる G , B , R の各画素信号をそれぞれ、G 1 画素信号、B 1 画素信号、R 1 画素信号という。第 2 撮像信号に含まれる G , B , R の各画素信号をそれぞれ、G 2 画素信号、B 2 画素信号、R 2 画素信号という。

40

【 0 0 6 5 】

このように、本実施形態の特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 照明光の照射後に 1 フレーム分の信号読み出しのみを行うので、読み出し時間は、従来のように各照明光の照射後に画素間引き読み出しを行うのと同様である。このため、本実施形態の特殊観察モードは、通常観察モードからフレームレートを低下させずに実行することができる。

【 0 0 6 6 】

以上のように特殊観察モードでは、第 1 及び第 2 撮像信号が D S P 4 3 に入力される。D S P 4 3 では、同時化処理及び補間処理を行い、1 画素につき 1 組の B 1 , G 1 , R 1 画素信号と 1 組の B 2 , G 2 , R 2 画素信号とを生成する。

【 0 0 6 7 】

50

図 1 2 において、プロセッサ装置 1 2 の画像処理部 4 4 は、信号比算出部 7 1 と、相関係数記憶部 7 2 と、酸素飽和度算出部 7 3 と、通常観察画像生成部 7 4 と、ゲイン補正部 7 5 とを有している。

【 0 0 6 8 】

信号比算出部 7 1 には、DSP 4 3 から画像処理部 4 4 に入力される第 1 及び第 2 撮像信号のうち、G 1 画素信号、R 1 画素信号、B 2 画素信号、G 2 画素信号、R 2 画素信号が入力される。信号比算出部 7 1 は、画素毎に、G 1 画素信号から G 2 画素信号を減算した第 1 減算値 ($G 1 - G 2$) と、R 1 画素信号から R 2 画素信号を減算した第 2 減算値 ($R 1 - R 2$) とを算出する。そして、画素毎に、B 2 画素信号と第 1 減算値 ($G 1 - G 2$) との信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ と、第 2 減算値 ($R 1 - R 2$) と第 1 減算値 ($G 1 - G 2$) との信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$ とを算出する。ここで、第 1 減算値 ($G 1 - G 2$) 及び第 2 減算値 ($R 1 - R 2$) は、第 1 照明光のみを照射した場合の G 画素信号値及び R 画素信号値に相当する。

10

【 0 0 6 9 】

相関係数記憶部 7 2 は、信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ 及び信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$ と、酸素飽和度との相関係数を記憶している。この相関係数は、図 1 3 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ 及び信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$ に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られ、各等値線の間隔は、血液量 (信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$) に応じて変化する。なお、信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ 及び信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$ と、酸素飽和度との相関係数は log スケールで記憶されている。

20

【 0 0 7 0 】

上記相関係数は、図 1 4 に示す酸化ヘモグロビンの吸光特性 (一点鎖線 7 6) 及び還元ヘモグロビンの吸光特性 (実線 7 7) に密接に関連している。酸素飽和度は、第 2 青色レーザー光の中心波長 4 7 3 nm のように、酸化ヘモグロビンによる吸光係数と還元ヘモグロビンによる吸光係数との差が大きい波長の光 (異吸光波長光) を用いることにより算出可能である。しかし、主として第 2 青色レーザー光に依存する B 2 画素信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも大きく依存する。これに対して、第 1 照明光のみを照射した場合の R 画素信号値に相当する第 2 減算値 ($R 1 - R 2$) は、主として血液量に依存する。

30

【 0 0 7 1 】

このため、B 2 画素信号と第 2 減算値 ($R 1 - R 2$) とを、それぞれ第 1 減算値 ($G 1 - G 2$) をリファレンスとして割った値 (信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ 及び信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$) を用いることにより、血液量に対する依存性を低減して、酸素飽和度を精度よく求めることができる。なお、酸素飽和度の算出に必須の信号は、B 2 画素信号であるので、B 2 画素信号のみから酸素飽和度を算出しても良い。

【 0 0 7 2 】

酸素飽和度算出部 7 3 は、相関係数記憶部 7 2 に記憶された相関係数を参照し、信号比算出部 7 1 で算出された信号比 $B 2 / (G 1 - G 2)$ 及び信号比 $(R 1 - R 2) / (G 1 - G 2)$ に対応する酸素飽和度を画素毎にそれぞれ算出する。酸素飽和度の算出値は、0 % を下回ることや、1 0 0 % を上回るとは殆どない。もし、算出値が 0 % を下回った場合には酸素飽和度を 0 % とし、1 0 0 % を上回った場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とすればよい。

40

【 0 0 7 3 】

通常観察画像生成部 7 4 は、第 1 撮像信号に含まれる B 1 , G 1 , R 1 画素信号を用いて通常観察画像を生成する。第 1 撮像信号は、第 1 及び第 2 照明光により露光が行われた撮像信号であるので、通常観察画像生成部 7 4 により、輝度及び S / N 比が通常観察モードと同等の通常観察画像が得られる。

【 0 0 7 4 】

ゲイン補正部 7 5 は、通常観察画像の各画素を構成する B 1 , G 1 , R 1 画素信号のそ

50

れぞれに対して、酸素飽和度に応じたゲイン補正を施す。例えば、補正酸素飽和度が60%以上の画素では、B1, G1, R1画素信号のいずれにもゲインを「1」とする。これに対して、補正酸素飽和度が60%未満の画素では、B1画素信号に対してゲインを「1」未満とし、G1, R1画素信号に対してゲインを「1」以上とする。そして、ゲイン補正後のB1, G1, R1画素信号を用いて画像を生成する。このようにゲイン補正を行った通常観察画像が、酸素飽和度画像である。この酸素飽和度画像では、高酸素領域（酸素飽和度が60~100%の領域）は、通常観察画像と同一の色であるが、低酸素領域（酸素飽和度が0~60%の領域）は、青色に変色される。

【0075】

次に、内視鏡システム10の作用を図15のフローチャートに沿って説明する。まず、操作者が生体内に内視鏡11を挿入し、通常観察モードで観察部位の観察が行われる（ステップS10）。この通常観察モードでは、図10に示すように、観察部位に第1照明光が照射された状態で、ローリングシャッタ方式で撮像素子39が駆動され、1フレーム時間毎に撮像素子39から撮像信号が読み出される。この撮像信号に基づいて画像処理部44により通常観察画像が生成され、モニタ14に表示される（ステップS11）。モニタ14の表示フレームレートは、撮像素子39のフレームレートと同一であり、モニタ14に表示される通常観察画像は、1フレーム時間毎に更新される。

【0076】

操作者が通常観察モードでの観察により病変の可能性がある部位を発見し、モード切替SW22bを操作して、観察モードの切り替えが行われると（ステップS12でYES）、特殊観察モードに移行する（ステップS13）。特殊観察モードでは、図11に示すように、観察部位に、第1及び第2照明光が順に照射された後、消灯される。撮像素子39は、第1照明光の照射開始時に一括リセットが行われ、第1照明光から第2照明光に切り替えられる際に、第2画素行群のみを対象とした部分リセットが行われる。そして、消灯期間に全画素行を対象として順次に信号読み出しが行われ、前述の第1及び第2撮像信号が出力される。

【0077】

この第1及び第2撮像信号は、1フレーム時間毎に得られる。第1及び第2撮像信号が得られるたびに、画像処理部44により、第1撮像信号に基づいて通常観察画像が生成されてモニタ14に表示され（ステップS14）、第1及び第2撮像信号に基づいて酸素飽和度画像が生成されてモニタ14に表示される（ステップS15）。通常観察画像及び酸素飽和度画像は、例えば、モニタ14の画面上に並べて同時に表示される。

【0078】

この通常観察画像及び酸素飽和度画像の生成及び表示は、操作者によりモード切替SW22bが再度操作されるか、診断を終了する操作が行われるまで繰り返し行われる。モード切替SW22bが操作されると（ステップS16でYES）、通常観察モードに戻り（ステップS10）、同様の動作が実行される。一方、モード切替SW22bが操作されずに、診断を終了する操作が行われると（ステップS17でYES）、内視鏡システム10の動作が終了する。

【0079】

なお、上記実施形態では、特殊観察モード時に、第1及び第2照明光を照射した後、先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで1画素行ずつ順に信号読み出しを行っているが、第1画素行群の画素行を順に読み出した後、第2画素行群の画素行を順に読み出しても良い。逆に、第2画素行群の画素行を順に読み出した後、第1画素行群の画素行を順に読み出しても良い。

【0080】

また、上記実施形態では、第1照明光を、第1青色レーザ光を有する光とし、第2照明光を、第2青色レーザ光（異吸光波長光）を有する光としているが、逆に、第1照明光を、第2青色レーザ光（異吸光波長光）を有する光とし、第2照明光を、第1青色レーザ光を有する光としても良い。信号比（B1 - B2）/ G2と、信号比R2 / G2とに基づい

10

20

30

40

50

て酸素飽和度を算出すれば良い。

【 0 0 8 1 】

また、上記実施形態では、酸素飽和度に基づいて通常観察画像を画像処理することにより酸素飽和度画像を生成しているが、酸素飽和度の情報を画像化したものを酸素飽和度画像としても良い。

【 0 0 8 2 】

また、上記実施形態では、図 1 1 に示すように、第 1 照明光の照射開始時に一括リセットを行っているが、この一括リセットを行わずに、第 1 照明光の照射開始前の消灯期間内に順次リセット方式でリセットを行っても良い。例えば、消灯期間において、信号が読み出された直後の画素行を順にリセットすれば良い。

【 0 0 8 3 】

また、上記実施形態では、特殊観察モード時には、図 1 1 に示す撮像方式（以下、第 1 撮像方式という）により光源装置 1 3 及び撮像素子 3 9 を駆動しているが、これとは別に、図 1 6 に示す従来の撮像方式（以下、第 2 撮像方式という）により光源装置 1 3 及び撮像素子 3 9 を駆動可能としても良い。

【 0 0 8 4 】

この第 2 撮像方式では、第 1 及び第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、各消灯期間に間引き読み出し方式で信号読み出しが行われる。また、各照明光の照射開始時に一括リセット方式により全画素行が一括して同時にリセットされる。信号読み出しは、例えば、画素アレイ部 5 0 から前述の第 1 画素行群のみを読み出すことにより画素間引きが行われる。第 2 撮像方式のフレームレートは、第 1 撮像方式と同一である。

【 0 0 8 5 】

第 2 撮像方式では、通常観察画像は、第 1 照明光の照射後に読み出された撮像信号に基づいて生成される。酸素飽和度画像は、第 1 照明光の照射後に読み出された撮像信号と、第 2 照明光の照射後に読み出された撮像信号とに基づいて生成される。酸素飽和度画像は、第 2 照明光の照射後に読み出された撮像信号のみで生成することも可能である。この第 2 撮像方式では、通常観察画像は、通常観察モード時の通常観察画像と同様に第 1 照明光により得られた撮像信号に基づいて生成されるので、DSP 4 3 で行われるホワイトバランス処理等を通常観察モード時と同一とすることができる。

【 0 0 8 6 】

また、第 1 撮像方式では通常観察画像の明るさ及び S / N 比が向上する反面、第 2 撮像方式に比べて露光時間が長く、被写体ブレや手ブレ等が生じやすい。このため、検体の明るさに応じて第 1 撮像方式と第 2 撮像方式とを切り替えても良い。

【 0 0 8 7 】

具体的には、図 1 7 に示すように、通常観察モードから特殊観察モードに切り替えられた後、検体の明るさを検出する。この検体の明るさは、撮像信号に基づいて DSP 4 3 により算出される。例えば、1 フレーム分の撮像信号から平均輝度値を算出することにより、検体の明るさが求められる。すなわち、DSP 4 3 が、明るさ検出部に相当する。この明るさ検出は、第 1 撮像方式による撮像信号、第 2 撮像方式による撮像信号のいずれを用いても良い。

【 0 0 8 8 】

検体の明るさが検出された後、明るさが一定値以上の場合には、第 2 撮像方式を選択し、明るさが一定値より小さい場合には第 1 撮像方式を選択する。なお、検体の明るさは、通常観察モード時に算出しておき、特殊観察モードに切り替えられた際に、通常観察モード時に算出された明るさに基づいて撮像方式を選択しても良い。

【 0 0 8 9 】

また、検体の明るさに代えて、撮像信号の S / N 比が低く、DSP 4 3 等で一定以上のゲインが必要であるか否かを判断し、一定以上のゲインが必要となる場合に第 1 撮像方式を選択し、一定以上のゲインが必要でない場合に第 2 撮像方式を選択するようにしても良い。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 0 】

また、第 2 撮像方式においても、各照明光の照射開始時に一括リセットを行わずに、消灯期間内に順次リセット方式でリセットを行っても良い。

【 0 0 9 1 】

さらに、第 2 撮像方式において、第 1 照明光の照射後に信号読み出しを行った後、全画素行のいずれにもリセットを行わずに第 2 照明光の照射を行った後、信号読み出しを行っても良い。この場合には、第 1 照明光の照射後の信号読み出しと、第 2 照明光の照射後の信号読み出しとで、間引き読み出しを行う画素行を変更することが好ましい。

【 0 0 9 2 】

例えば、第 1 照明光の照射後の消灯期間に第 1 画素行群のみを読み出す間引き読み出しを行い、第 2 照明光の照射後の消灯期間に第 1 画素行群のみを読み出す間引き読み出しを行う。これにより、第 1 照明光で露光が行われた第 1 画素行群から第 1 撮像信号が読み出され、第 1 及び第 2 照明光で露光が行われた第 2 画素行群から第 2 撮像信号が読み出される。

10

【 0 0 9 3 】

この第 2 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成することにより、上記実施形態と同様に、輝度及び S / N 比が向上する。酸素飽和度画像は、第 1 及び第 2 撮像信号に基づいて生成すれば良い。なお、第 1 照明光を、異吸光波長光を有する光とした場合には、第 1 撮像信号のみに基づいて酸素飽和度画像を生成することも可能である。

【 0 0 9 4 】

上記実施形態では、原色型のカラーフィルタアレイ 60 を用いているが、これに代えて、補色型のカラーフィルタアレイを用いても良い。

20

【 0 0 9 5 】

上記実施形態では、第 1 及び第 2 L D 30 a , 30 b から射出される第 1 及び第 2 レーザ光を、蛍光体 36 に照射することにより第 1 及び第 2 照明光を生成しているが、特開 2013 - 165776 号公報に開示されているように、キセノンランプ等の白色光源と、波長分離フィルタとにより第 1 及び第 2 照明光を生成しても良い。さらに、L E D (Light-Emitting Diode) (例えば、R , G , B の光を発する 3 種の L E D) と波長選択フィルタとを用いて第 1 及び第 2 照明光を生成することも可能である。

【 0 0 9 6 】

上記実施形態では、第 1 照明光として白色光を用い、第 2 照明光として血中ヘモグロビンの吸光係数が高い光を含む特殊光を用いることにより、特殊観察画像として酸素飽和度画像を生成しているが、第 2 照明光として血中ヘモグロビンの吸光係数が高い狭帯域光 (例えば、中心波長 405 nm の紫色狭帯域光) を用いることにより、特殊観察画像として生体組織表層の血管が強調された血管強調観察画像を生成しても良い。

30

【 0 0 9 7 】

上記実施形態では、光源装置とプロセッサ装置とを別体構成としているが、光源装置とプロセッサ装置と 1 つの装置で構成しても良い。

【 0 0 9 8 】

本発明は、消化管内を通過しながら画像を撮影し、撮影画像を記録装置に転送するカプセル内視鏡に適用可能である。例えば、図 17 に示すように、カプセル内視鏡 80 は、照明部 81 と、レンズ 82 と、撮像素子 83 と、信号処理部 84 と、メモリ 85 と、送信部 86 と、制御部 87 と、電源 88 と、これらを収容するカプセルハウジング 89 とで構成されている。

40

【 0 0 9 9 】

照明部 81 は、L E D 及び波長選択フィルタを有し、前述の第 1 及び第 2 照明光を検体に照射する。撮像素子 83 は、C M O S 型であり、第 1 及び第 2 照明光で照明された検体からの反射光を、レンズ 82 を介して撮像し、前述の第 1 及び第 2 撮像信号を出力する。信号処理部 84 は、第 1 及び第 2 撮像信号に対して、上記実施形態の D S P 43 及び画像処理部 44 が行う信号処理を行い、通常観察画像及び酸素飽和度画像を生成する。メモリ

50

８５は、各画像を記憶する。送信部８６は、メモリ８５に記憶された各画像を、外部の記録装置（図示せず）に無線送信する。制御部８７は、各部を制御する。

【０１００】

なお、送信部８６から第１及び第２撮像信号を外部装置（図示せず）に送信し、この外部装置で通常観察画像及び酸素飽和度画像の生成を行っても良い。

【０１０１】

また、本発明は、照明光の観察部位の反射光をイメージガイドで導光するファイバスコوپや、撮像素子と超音波トランスデューサが先端部に内蔵された超音波内視鏡を用いた内視鏡システムにも適用可能である。

【符号の説明】

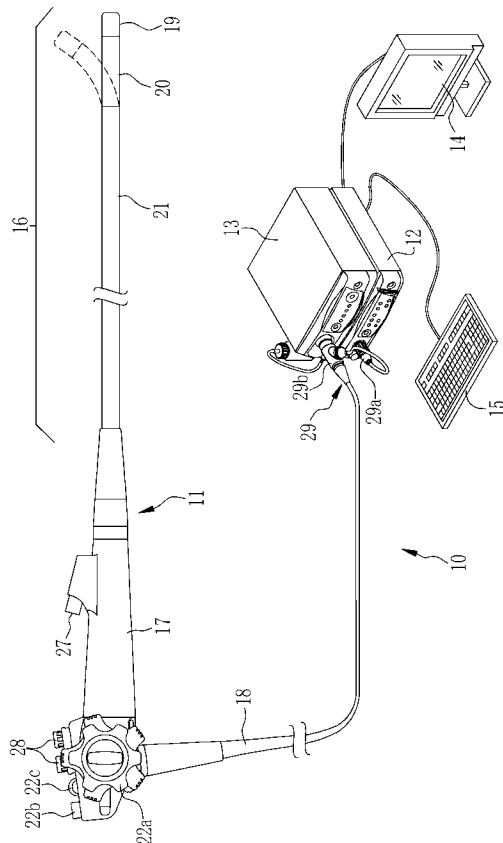
10

【０１０２】

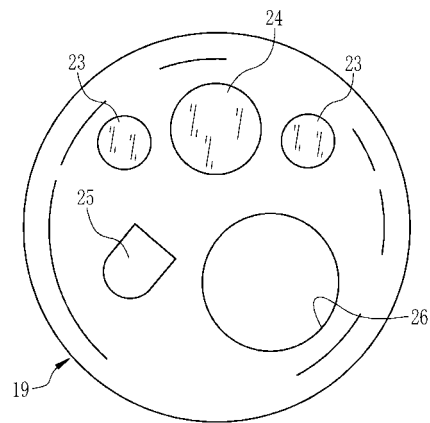
- １０ 内視鏡システム
- １１ 内視鏡
- １２ プロセッサ装置
- １３ 光源装置
- ３０ａ 第１レーザダイオード
- ３０ｂ 第２レーザダイオード
- ３５ ライトガイド
- ３６ 蛍光体
- ３９ 撮像素子
- ４１ 制御部
- ５０ 画素アレイ部
- ５０ａ 画素

20

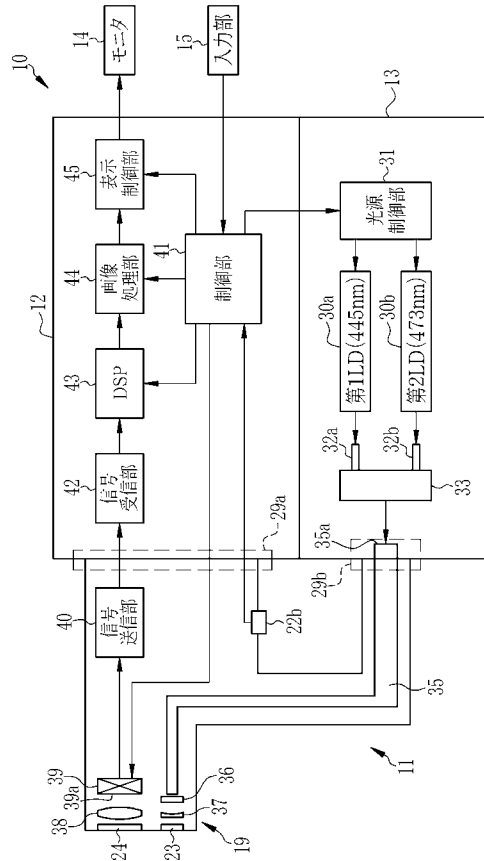
【図１】



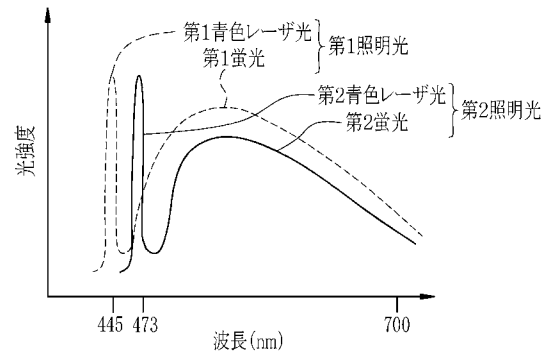
【図２】



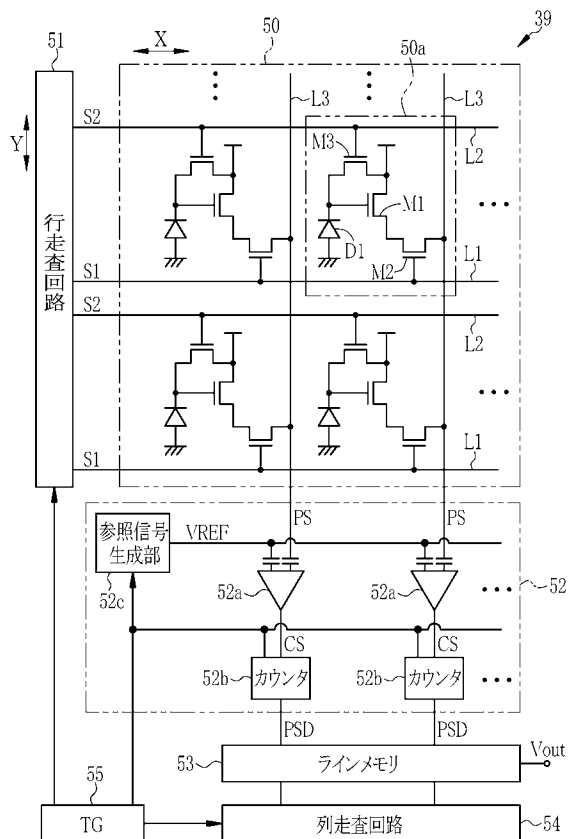
【図3】



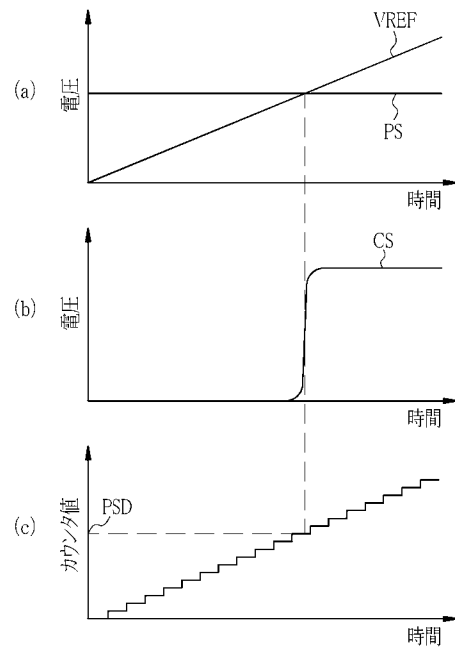
【図4】



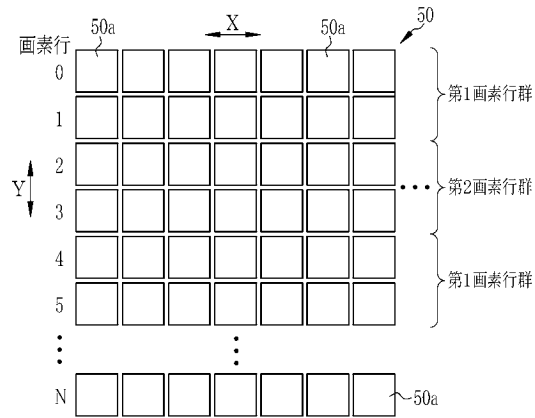
【図5】



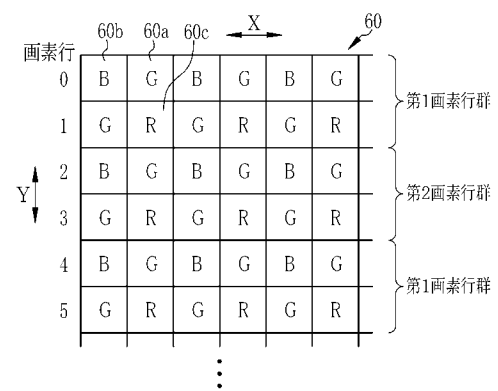
【図6】



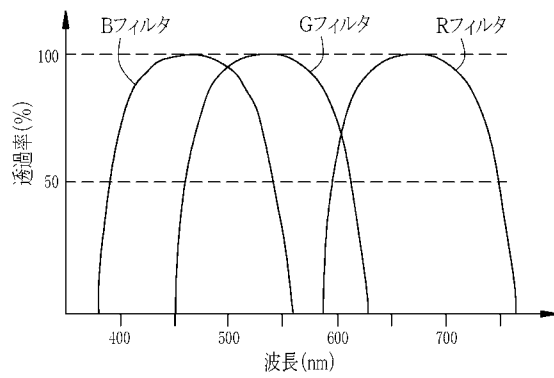
【図 7】



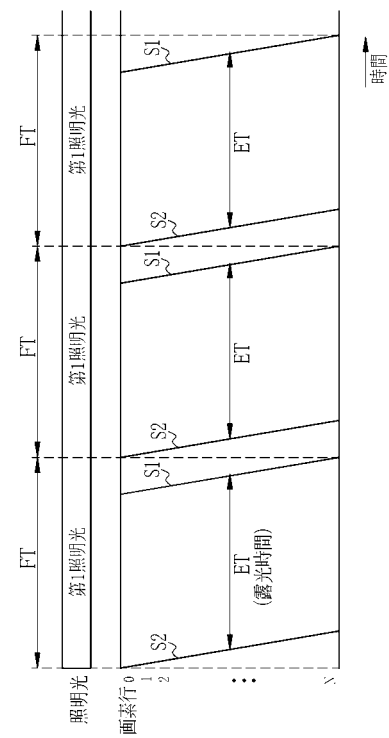
【図 8】



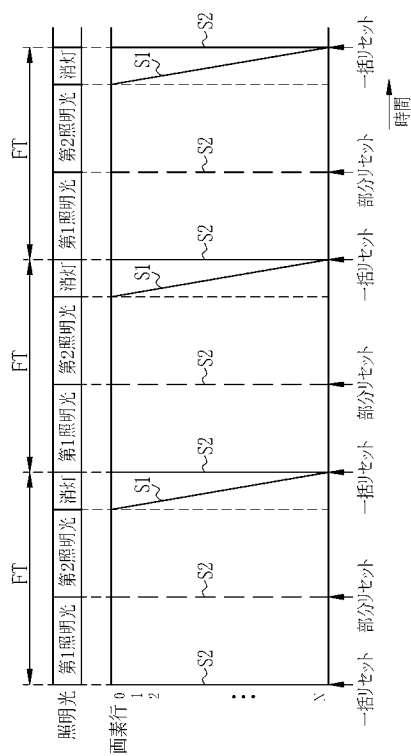
【図 9】



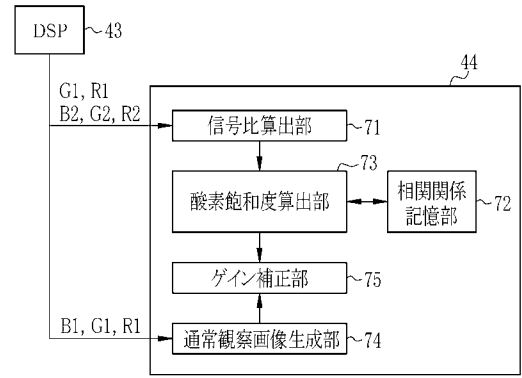
【図 10】



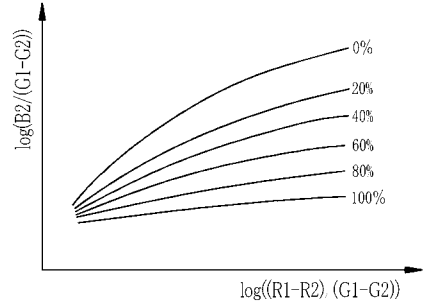
【図 1 1】



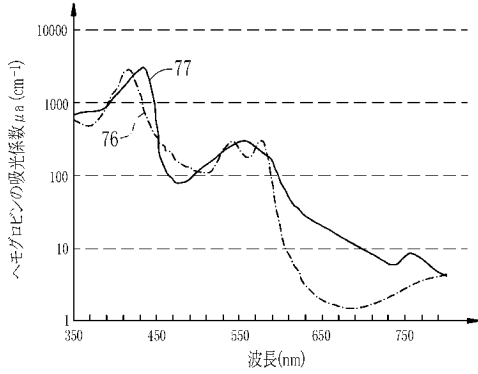
【図 1 2】



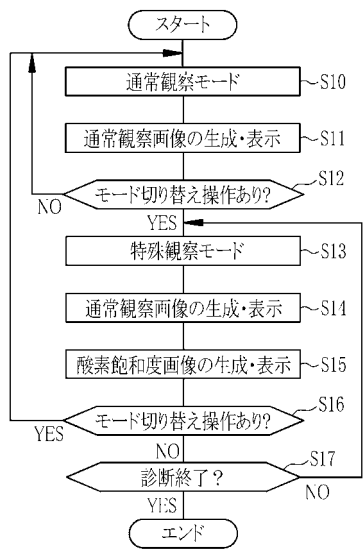
【図 1 3】



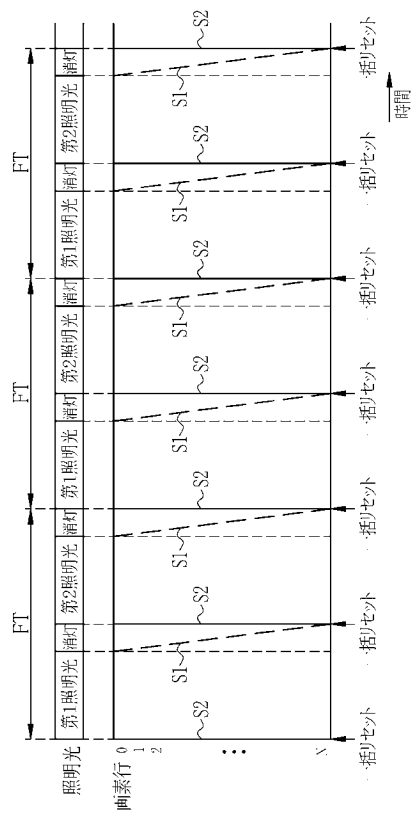
【図 1 4】



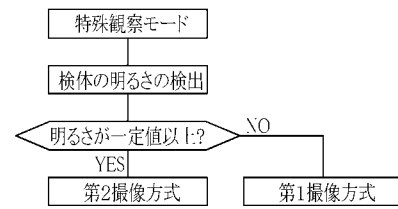
【図 1 5】



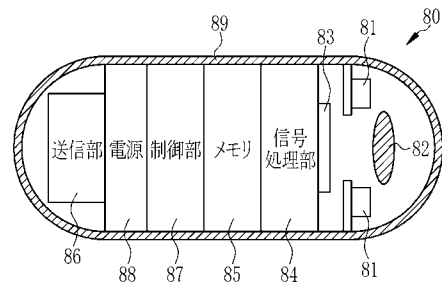
【図 16】



【図 17】



【図 18】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/058898

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-68992 A (Fujifilm Corp.), 02 April 2010 (02.04.2010), paragraphs [0046] to [0052]; fig. 4 & US 2010/0069713 A1	1-11
A	WO 2012/043771 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 05 April 2012 (05.04.2012), paragraphs [0052] to [0063]; fig. 4 to 6 & JP 5259882 B2 & US 2013/0169843 A1 & EP 2604176 A1 & CN 103124515 A	1-11
A	JP 2013-188244 A (Fujifilm Corp.), 26 September 2013 (26.09.2013), paragraphs [0032], [0036]; fig. 3, 5B & US 2013/0235177 A1 & EP 2638842 A1 & CN 103300810 A	1-11

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
15 June 2015 (15.06.15)Date of mailing of the international search report
23 June 2015 (23.06.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 8 8 9 8									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, A61B1/06(2006.01)i											
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00, A61B1/04, A61B1/06											
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2015年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2015年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2015年	日本国実用新案登録公報	1996-2015年	日本国登録実用新案公報	1994-2015年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2015年										
日本国実用新案登録公報	1996-2015年										
日本国登録実用新案公報	1994-2015年										
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)											
C. 関連すると認められる文献											
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号									
A	JP 2010-68992 A (富士フイルム株式会社) 2010.04.02, [0046]-[0052], 図4 & US 2010/0069713 A1	1-11									
A	W0 2012/043771 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2012.04.05, [0052]-[0063], 図4-6 & JP 5259882 B2 & US 2013/0169843 A1 & EP 2604176 A1 & CN 103124515 A	1-11									
☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。											
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献											
国際調査を完了した日 15.06.2015		国際調査報告の発送日 23.06.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 増渕 俊仁 電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 8 8 9 8
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2013-188244 A (富士フイルム株式会社) 2013.09.26, [0032], [0036], 図 3, 5B & US 2013/0235177 A1 & EP 2638842 A1 & CN 103300810 A	1-11

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置和内窥镜系统的操作方法		
公开(公告)号	JPWO2015151929A1	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2016511563	申请日	2015-03-24
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小柴 賢明		
发明人	小柴 賢明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/126 G03B15/05 G03B33/02 G03B37/005 A61B5/14552 G02B5/201 G02B23/2461		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/00.320.B A61B1/04.362.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/QQ04 4C161/RR03 4C161/SS03 4C161/SS05 4C161/TT15		
优先权	2014074268 2014-03-31 JP		
其他公开文献	JP6166841B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置以及内窥镜系统的操作方法，它们能够提高在特殊观察模式下获得的正常观察图像的亮度和S / N比。在特殊观察模式下，在照射第一照明光之后，图像传感器（39）的多个像素行中的一些被共同复位。照明光从第一照明光切换到第二照明光，并且在照射第二照明光之后，将其关闭。在该熄灭期间，从所有像素行依次读取信号。图像处理单元（44）基于从第一和第二照明光曝光的像素行读取的第一图像拾取信号生成正常观察图像，而无需复位。此外，图像处理单元（44）基于从复位并仅用第二照明光曝光的像素行读取的第二图像拾取信号和第一图像拾取信号氧饱和度图像。产生。

