

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/146318

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1日 (2015. 10. 1)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	4 C 1 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	
	A 6 1 B 1/04 3 7 0	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 29 頁)

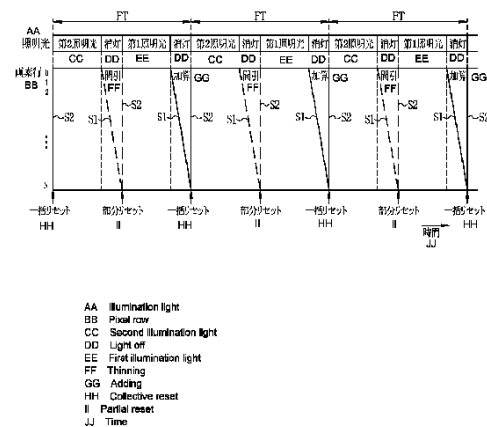
出願番号	特願2016-510103 (P2016-510103)	(71) 出願人	306037311
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/053477		富士フイルム株式会社
(22) 国際出願日	平成27年2月9日 (2015. 2. 9)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(31) 優先権主張番号	特願2014-69803 (P2014-69803)	(74) 代理人	110001988
(32) 優先日	平成26年3月28日 (2014. 3. 28)		特許業務法人小林国際特許事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	小柴 賢明
			神奈川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)	4C161 BB02 CC06 DD03 DD07 HH51
			JJ17 LL02 MM05 NN01 QQ07
			QQ09 RR03 RR04 RR26 SS04
			SS21 WW15

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、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む第2照明光を照射した後、消灯状態として、複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行う。そして、通常光である第1照明光を照射した後、消灯状態として、全画素行を列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行う。画像処理部は、間引き読み出し方式で読み出された第2撮像信号と、画素加算読み出し方式で読み出された第1撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成し、第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成する。



【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 C M O S 型の撮像素子を有する内視鏡と、

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、前記複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、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、前記複数の画素行を前記列方向に画素加算読み出し方式で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、

10

前記間引き読み出し方式で読み出された第 2 撮像信号と、前記画素加算読み出し方式で読み出された第 1 撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、前記第 1 撮像信号に基づいて通常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】

前記制御部は、前記撮像素子を制御して、前記間引き読み出し方式で信号読み出しを行った前記画素行のみを、前記間引き読み出し方式で信号読み出しを行った後にリセットする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記撮像素子は、ベイヤー配列のカラーフィルタを有しており、

20

前記間引き読み出し方式では、前記列方向に隣接する 2 画素行が、2 画素行おきに順に読み出され、

前記画素加算読み出し方式では、同色のカラーフィルタが配置された画素が、前記列方向に 2 画素ずつ加算して読み出される

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記撮像素子は、隣接する一対の画素がフローティングディフュージョン部をそれぞれ選択的に共有しており、

前記間引き読み出し方式では、前記一対の画素の一方に蓄積された信号電荷のみが前記フローティングディフュージョン部を介して読み出され、

30

前記画素加算読み出し方式では、前記一対の画素に蓄積された信号電荷が前記フローティングディフュージョン部で加算されて読み出される

請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

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請求項 5 に記載の内視鏡システム。

40

【請求項 7】

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前記間引き読み出し方式で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前記間引き読み出し方式で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請求項 1 から 6 のうちいずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記検体の明るさを検出する明るさ検出部を備え、

50

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請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

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、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 2 照明光を照射した後、前記照明部を消灯して、前記複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、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、前記複数の画素行を前記列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行う撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させる制御部と、

10

前記間引き読み出し方式で読み出された第 2 撮像信号と、前記画素加算読み出し方式で読み出された第 1 撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、前記第 1 撮像信号に基づいて通常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 10】

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、を備える内視鏡システムの作動方法において、

20

制御部が、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、前記複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、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、前記複数の画素行を前記列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行う撮像方式を、前記照明部及び前記撮像素子に実行させるステップと、

画像処理部が、前記間引き読み出し方式で読み出された第 2 撮像信号と、前記画素加算読み出し方式で読み出された第 1 撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、前記第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を生成するステップと、

30

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】

【0001】

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】

【0002】

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。

40

【0003】

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。

【0004】

従来の内視鏡システムでは、内視鏡の撮像素子として CCD（Charge Coupled Device）型の撮像素子が用いられているが、近年では CMOS（Complementary Metal-Oxide Se

50

miconductor)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、CMOS型の撮像素子は、CCD型の撮像素子に比べて低消費電力であることや、ADC(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CMOS型の撮像素子では、基本的に、撮像部に構成された複数の画素行を、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。

【0005】

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。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-68992号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

20

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。

【0008】

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が低下するという問題がある。

30

【0009】

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。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、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照明部と、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内視鏡と、照明部から第2照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、照明部から第1照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行を列方向に画素加算読み出し方式で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制御部と、間引き読み出し方式で読み出された第2撮像信号と、画素加算読み出し方式で読み出された第1撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成する画像処理部と、を備える。

40

【0011】

制御部は、撮像素子を制御して、間引き読み出し方式で信号読み出しを行った画素行のみを、間引き読み出し方式で信号読み出しを行った後にリセットすることが好ましい。

【0012】

50

撮像素子は、ベイヤー配列のカラーフィルタを有しており、間引き読み出し方式では、列方向に隣接する２画素行が、２画素行おきに順に読み出され、画素加算読み出し方式では、同色のカラーフィルタが配置された画素が、列方向に２画素ずつ加算して読み出されることが好ましい。

【００１３】

撮像素子は、隣接する一対の画素がフローティングディフュージョン部をそれぞれ選択的に共有しており、間引き読み出し方式では、一対の画素の一方に蓄積された信号電荷のみがフローティングディフュージョン部を介して読み出され、画素加算読み出し方式では、一対の画素に蓄積された信号電荷がフローティングディフュージョン部で加算されて読み出されるものであっても良い。

【００１４】

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おり、画像処理部は、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が好ましい。

【００１５】

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。

【００１６】

制御部は、照明部から第１照明光を照射した後、照明部を消灯して間引き読み出し方式で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、照明部を消灯して間引き読み出し方式で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。

【００１７】

検体の明るさを検出する明るさ検出部を備え、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、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、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、照明部から第２照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で読み出しを行い、照明部から第１照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行を列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行う撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させる制御部と、間引き読み出し方式で読み出された第２撮像信号と、画素加算読み出し方式で読み出された第１撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、第１撮像信号に基づいて通常観察画像を生成する画像処理部と、を備える。

【００１９】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、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照明部と、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、照明部から第２照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、照明部から第１照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行を列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行う撮像方式を、照明部及び撮像素子に実行させるステップと、画像処理部が、間引き読み出し方式で読み出された第２撮像信号と、画素加算読み出し方式で読み出された第１撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、第１撮像信号に基づいて通常観察画像を生成するステップと、を備える。

【発明の効果】

【 0 0 2 0 】

本発明によれば、特殊観察モード時に、照明部から第2照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行のうちの一部を間引き読み出し方式で信号読み出しを行い、照明部から第1照明光を照射した後、照明部を消灯して、複数の画素行を列方向に画素加算読み出し方式で信号読み出しを行い、間引き読み出し方式で読み出された第2撮像信号と、画素加算読み出し方式で読み出された第1撮像信号とに基づいて特殊観察画像を生成し、第1撮像信号に基づいて通常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を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 1 】

10

【図1】内視鏡システムの外観図である。

【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】画素の構成を示す回路図である。

【図7】カラムADC回路の動作を説明する図である。

【図8】カラーフィルタ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撮像方式を説明する図である。

20

【図11】特殊観察モード時の撮像方式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】間引き読み出し時の動作を説明する図である。

【図17】画素加算読み出し時の動作を説明する図である。

【図18】EXR配列方式のCMOS型の撮像素子の構成を示す図である。

【図19】画素対の構成を示す回路図である。

【図20】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。

30

【図21】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22】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】

【 0 0 2 2 】

〔第1実施形態〕

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。

40

【 0 0 2 3 】

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

50

モード切替SW22b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。

10

【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】

20

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。

30

【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1LD30aは、中心波長445nmの第1青色レーザ光を発する。第2LD30bは、中心波長473nm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±10nm程度である。第1及び第2LD30a、30bには、ブロードエリア型のInGaN系レーザダイオードや、InGaNA s系レーザダイオード、GaNA s系レーザダイオードなどが用いられる。

40

【0031】

光源制御部31は、第1及び第2LD30a、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1LD30aを点灯させる。特殊観察モードの場合には、第1LD30aと第2LD30bとを順に点灯させる。

【0032】

第1光ファイバ32aには、第1LD30a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2LD30b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。

50

【 0 0 3 3 】

内視鏡 1 1 は、ライトガイド 3 5 と、蛍光体 3 6 と、照明光学系 3 7 と、撮像光学系 3 8 と、撮像素子 3 9 と、信号送信部 4 0 とを有している。ライトガイド 3 5 は、各照明窓 2 3 に対して 1 本ずつ設けられている。このライトガイド 3 5 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 $105\ \mu\text{m}$ 、クラッド径 $125\ \mu\text{m}$ 、外皮となる保護層を含めた径が $0.3 \sim 0.5\ \text{mm}$ の細径なファイバケーブルを使用することができる。

【 0 0 3 4 】

光源用コネクタ 2 9 b が光源装置 1 3 に接続されたときに、光源用コネクタ 2 9 b に配置された各ライトガイド 3 5 の入射端 3 5 a が光カプラ 3 3 の出射端に対向する。先端部 1 9 に位置する各ライトガイド 3 5 の出射端に対向して蛍光体 3 6 が配置されている。蛍光体 3 6 には、ライトガイド 3 5 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。

【 0 0 3 5 】

蛍光体 3 6 は、複数種類の蛍光体物質（例えば Y A G 系蛍光体、あるいは B A M (B a M g A L S ₀ O ₁ ₇) 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。蛍光体 3 6 は、ライトガイド 3 5 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 3 6 に入射したレーザ光の一部は、蛍光体 3 6 に吸収されずにそのまま蛍光体 3 6 を通過する。したがって、蛍光体 3 6 からは、蛍光と、レーザ光の一部とが射出される。

【 0 0 3 6 】

具体的には、第 1 L D 3 0 a が点灯し、蛍光体 3 6 に第 1 青色レーザ光が入射した場合には、蛍光体 3 6 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 青色レーザ光の入射により蛍光体 3 6 から励起発光された第 1 蛍光とを含んでいる。また、第 2 L D 3 0 b が点灯し、蛍光体 3 6 に第 2 青色レーザ光が入射した場合には、蛍光体 3 6 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 青色レーザ光の入射により蛍光体 3 6 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。

【 0 0 3 7 】

蛍光体 3 6 からの射出される第 1 及び第 2 照明光は、照明光学系 3 7 により集光され、照明窓 2 3 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 2 4 を通して撮像光学系 3 8 に入射し、撮像光学系 3 8 によって撮像素子 3 9 の撮像面 3 9 a に結像される。本実施形態では、光源装置 1 3、ライトガイド 3 5、蛍光体 3 6、及び照明光学系 3 7 が特許請求の範囲に記載の照明部に対応している。

【 0 0 3 8 】

撮像素子 3 9 は、C M O S 型であり、プロセッサ装置 1 2 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。

【 0 0 3 9 】

信号送信部 4 0 は、撮像素子 3 9 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 1 2 に送信する。また、内視鏡 1 1 に設けられた前述のモード切替スイッチ 2 2 b が操作された際に、モード切替スイッチ 2 2 b からモード切替操作信号が、プロセッサ装置 1 2 に送信される。

【 0 0 4 0 】

プロセッサ装置 1 2 は、制御部 4 1 と、信号受信部 4 2 と、デジタル信号処理部 (D S P : Digital Signal Processor) 4 3 と、画像処理部 4 4 と、表示制御部 4 5 とを有する。制御部 4 1 は、プロセッサ装置 1 2 内の各部の制御と、内視鏡 1 1 の撮像素子 3 9 及び

10

20

30

40

50

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、同時化処理等の周知の信号処理を施す。

【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。

10

【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】

表示制御部 45 は、画像処理部 44 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 14 に表示させる。

20

【0045】

図 5 において、撮像素子 39 は、画素アレイ部 50 と、行走査回路 51 と、行方向に複数の ADC（Analog-to-Digital Converter）が配列されたカラム ADC 回路 52 と、ラインメモリ 53 と、列走査回路 54 と、タイミングジェネレータ（TG）55 とを有する。TG 55 は、プロセッサ装置 12 の制御部 41 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し、各部を制御する。

【0046】

画素アレイ部 50 は、複数の画素 50a 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、前述の撮像面 39a に設けられている。画素アレイ部 50 には、行方向に沿って行選択線 LS 及び行リセット線 LR が配線されており、列方向に沿って第 1 列信号線 LV1 及び第 2 列信号線 LV2 が配線されている。

30

【0047】

行選択線 LS 及び行リセット線 LR は、1 画素行毎に設けられている。第 1 列信号線 LV1 及び第 2 列信号線 LV2 は、1 画素列毎に設けられている。ここで、画素行とは、行方向に並んだ 1 行分の画素 50a を指している。画素列とは、列方向に並んだ 1 列分の画素 50a を指している。

【0048】

1 画素行内の各画素 50a は、1 組の行選択線 LS 及び行リセット線 LR に共通に接続されている。各画素 50a は、第 1 列信号線 LV1 または第 2 列信号線 LV2 に接続されている。具体的には、全画素行のうちの 0, 1, 4, 5, 8, 9, ..., N-3, N-2 の画素行（以下、第 1 画素行群という）の各画素 50a は、第 1 列信号線 LV1 に接続されている。その他の 2, 3, 6, 7, 10, 11, ..., N-1, N の画素行（以下、第 2 画素行群という）の各画素 50a は、第 2 列信号線 LV2 に接続されている。

40

【0049】

各画素 50a は、図 6 に示すように、フォトダイオード D1 と、アンプトランジスタ M1 と、画素選択トランジスタ M2 と、リセットトランジスタ M3 とを有する。フォトダイオード D1 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 M1 は、フォトダイオード D1 に蓄積された信号電荷を電圧値（画素信号 PS）に変換する。画素選択トランジスタ M2 は、行選択線 LS により制御され、アンプトランジスタ M1 により生成された画素信号 PS を、第 1 列信号線 LV1 または

50

第2列信号線LV2に出力させる。リセットトランジスタM3は、行リセット線LRにより制御され、フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷を電源線に破棄（リセット）する。

【0050】

行走査回路51は、TG55から入力されるタイミング信号に基づいて、行選択信号S1及びリセット信号S2を発生する。行走査回路51は、信号読み出し動作時に、行選択線LSに行選択信号S1を与えることにより、該行選択線LSに接続された画素50aの画素信号PSを第1列信号線LV1または第2列信号線LV2に出力させる。また、行走査回路51は、リセット動作時に、行リセット線LRにリセット信号S2を与えることにより、該行リセット線LRに接続された画素50aをリセットする。

10

【0051】

カラムADC回路52は、コンパレータ52aと、カウンタ52bと、参照信号生成部52cと、第1～第3キャパシタC1～C3と、第1及び第2スイッチSW1、SW2とを有している。コンパレータ52aの第1入力端子には、第1及び第2キャパシタC1、C2が並列に接続されており、第2入力端子には、第3キャパシタC3が接続されている。コンパレータ52aの出力端子には、カウンタ52bが接続されている。各画素列に設けられた1組の第1及び第2列信号線LV1、LV2は、1つのコンパレータ52aの第1及び第2キャパシタC1、C2に、第1及び第2スイッチSW1、SW2を介してそれぞれ接続されている。

【0052】

20

第1及び第2スイッチSW1、SW2は、TG55から入力されるタイミング信号に基づいてオン/オフ制御され、信号読み出し時に一方または両方がオンとなる。具体的には、第1画素行群から画素信号PSの読み出しが行われる場合には、第1スイッチSW1がオンとなり、第1キャパシタC1に画素信号PSが入力される。第2画素行群から画素信号PSの読み出しが行われる場合には、第2スイッチSW2がオンとなり、第2キャパシタC2に画素信号PSが入力される。また、後述する画素加算読み出しの場合には、第1及び第2スイッチSW1、SW2が共にオンとなり、第1及び第2画素行群から読み出された画素信号PSが第1及び第2キャパシタC1、C2のそれぞれに入力される。

【0053】

参照信号生成部52cは、各コンパレータ52aの第3キャパシタC3に共通に接続されており、第3キャパシタC3に参照信号Vrefを入力する。具体的には、参照信号生成部52cは、TG55から入力されるクロック信号に基づいて、図7(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Vrefを生成して、第3キャパシタC3に入力する。

30

【0054】

各コンパレータ52aは、第1及び第2キャパシタC1、C2に入力された画素信号PSと、参照信号Vrefとを比較し、図7(b)に示すように、両者の電圧値の大小関係を表す信号CSを出力する。具体的には、各コンパレータ52aは、第1及び第2キャパシタC1、C2の一方に画素信号PSが入力されている場合には、その画素信号PSと参照信号Vrefとを比較し、第1及び第2キャパシタC1、C2の両方に画素信号PSが入力されている場合には、両画素信号PSの和と参照信号Vrefとを比較する。

40

【0055】

出力信号CSは、カウンタ52bに入力される。カウンタ52bは、TG55から入力されるクロック信号に基づき、図7(c)に示すように、参照信号Vref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52bは、画素信号PSと参照信号Vrefとの電圧値が一致し、出力信号CS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52bがカウント動作を停止した際のカウンタ値が、画素信号PS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PSDとしてカラムADC回路52からラインメモリ53に出力される。

【0056】

50

ラインメモリ 53 は、カラム A D C 回路 52 によりデジタル化された 1 行分の画素信号 P S D を一括して保持する。列走査回路 54 は、T G 55 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 53 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 が前述の撮像信号である。

【 0 0 5 7 】

図 8 において、画素アレイ部 50 の光入射側には、カラーフィルタアレイ 60 が設けられている。カラーフィルタアレイ 60 は、緑色 (G) フィルタ 60 a、青色 (B) フィルタ 60 b、及び赤色 (R) フィルタ 60 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 50 a 上に配置されている。カラーフィルタアレイ 60 の色配列は、ベイヤ配列であり、G フィルタ 60 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 60 b と R フィルタ 60 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。

10

【 0 0 5 8 】

図 9 に示すように、G フィルタ 60 a は、約 450 ~ 630 nm の波長域に対して高い透過率を有している。B フィルタ 60 b は、約 380 ~ 560 nm の波長域に対して高い透過率を有している。R フィルタ 60 c は、約 580 ~ 760 nm 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 60 a が配置された画素 50 a を G 画素と称し、B フィルタ 60 b が配置された画素 50 a を B 画素と称し、R フィルタ 60 c が配置された画素 50 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。

20

【 0 0 5 9 】

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 青色レーザ光の発光強度は、第 1 蛍光よりも発光強度が大きく、第 2 青色レーザ光の発光強度は、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 6 0 】

30

このように撮像素子 39 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、それぞれ G, B, R の各画素信号に分けられる。

【 0 0 6 1 】

信号読み出し方式として、「順次読み出し方式」、「間引き読み出し方式」、及び「画素加算読み出し方式」が実行可能である。順次読み出し方式では、行走査回路 51 により行選択線 L S 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、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。この順次読み出しでは、第 1 画素行群の画素行の信号読み出しを行う際には第 1 スイッチ S W 1 がオンとされ、第 2 スイッチ S W 2 はオフとされる。第 2 画素行群の画素行の信号読み出しを行う際には第 2 スイッチ S W 2 がオンとされ、第 1 スイッチ S W 1 はオフとされる。

40

【 0 0 6 2 】

間引き読み出し方式では、行走査回路 51 により、全画素行のうちの一部である第 1 画素行群の行選択線 L S 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、第 1 画素行群のみが、1 画素行ずつ順に信号読み出しが行われる。この間引き読み出し時には、第 1 スイッチ S W 1 がオンとされ、第 2 スイッチ S W 2 はオフとされる。

【 0 0 6 3 】

画素加算読み出し方式では、行走査回路 51 により、列方向に 1 画素行離れた 2 つの画素行の行選択線 L S が順に選択されながら、2 つの行選択線 L S に同時に行選択信号 S 1 が与えられる。これにより、画素行「0」及び「2」、「1」及び「3」、「4」及び「6」、「5」及び「7」、・・・という組み合わせで 2 つの画素行が順に選択されながら

50

、画素加算読み出しが行われる。すなわち、第 1 画素行群の画素行と、第 2 画素行群の画素行との同色のフィルタが配置された画素 50a 同士が加算読み出しされる。この画素加算読み出し時には、第 1 及び第 2 スイッチ SW1, SW2 が共にオンとされ、第 1 キャパシタ C1 に入力された画素信号 PS と、第 2 キャパシタ C2 に入力された画素信号 PS とが加算される。

【0064】

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 51 により行リセット線 LR が順に選択されながらリセット信号 S2 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

10

【0065】

一括リセット方式では、行走査回路 51 により全ての行リセット線 LR が選択され、全ての行リセット線 LR に一括してリセット信号 S2 が与えられる。これにより、画素アレイ部 50 の全画素行が一括して同時にリセットされる。

【0066】

部分リセット方式では、行走査回路 51 により、全画素行のうちの第 1 画素行群の画素行の行リセット線 LR に一括してリセット信号 S2 が与えられる。これにより、画素アレイ部 50 の半分の画素行が一括して同時にリセットされる。

【0067】

次に、観察モードに応じた制御部 41 の制御について説明する。図 10 に示すように、通常観察モード時には、制御部 41 は、光源制御部 31 を制御して、第 1 LD30a を点灯させることにより、内視鏡 11 の照明窓 23 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 39 を制御して、ローリングシャッタ方式で駆動させる。

20

【0068】

具体的には、制御部 41 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 ET が経過した後、制御部 41 は、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 39 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 FT (例えば、1/60 秒) 毎に 1 フレーム分の撮像信号が得られる。

30

【0069】

制御部 41 は、通常観察モード中にモード切替スイッチ 22b 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 31 を制御して、第 1 及び第 2 LD30a, 30b を、消灯期間を介して交互に点灯させることにより、図 11 に示すように、内視鏡 11 の照明窓 23 から第 1 及び第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に射出させる。

【0070】

具体的には、制御部 41 は、まず、内視鏡 11 の照明窓 23 から第 2 照明光を射出させるとともに、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 ET の半分の時間 (ET/2) が経過した後、制御部 41 は、第 2 照明光の射出を停止させて消灯状態とする。この消灯期間中に、前述の間引き読み出し方式により第 1 画素行群の各画素行が順に信号読み出しされる。

40

【0071】

この後、制御部 41 は、部分リセット方式により第 1 画素行群のみをリセットするとともに、第 1 照明光を射出させる。そして、第 1 照明光の射出開始から露光時間 ET の半分の時間 (ET/2) が経過した後、制御部 41 は、第 1 照明光の射出を停止して消灯状態とする。この消灯期間中に、前述の画素加算読み出し方式により第 1 画素行群と第 2 画素

50

行群とが画素加算されて読み出される。

【0072】

この結果、1フレーム分の撮像信号が得られる。このうち、第1照明光の照射後に画素加算読み出し方式で読み出された撮像信号（以下、第1撮像信号という）は、第1照明光でのみ露光された第1画素行群からの信号と、第1及び第2照明光で露光された第2画素行群からの信号との加算信号である。この第1撮像信号に含まれるG、B、Rの各画素信号をそれぞれ、G1画素信号、B1画素信号、R1画素信号という。

【0073】

第2照明光の照射後に間引き読み出し方式で読み出された撮像信号（以下、第2撮像信号という）は、第2照明光でのみ露光された第1画素行群からの信号である。この第2撮像信号に含まれるG、B、Rの各画素信号をそれぞれ、G2画素信号、B2画素信号、R2画素信号という。

10

【0074】

このように、本実施形態の特殊観察モードでは、間引き読み出し方式及び画素加算読み出し方式で信号読み出しを行うので、読み出し時間は、従来のように各照明光の照射後に間引き読み出しを行う場合と同等である。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。

【0075】

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DSP43に入力される。DSP43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B1、G1、R1画素信号と1組のB2、G2、R2画素信号とを生成する。

20

【0076】

図12において、プロセッサ装置12の画像処理部44は、信号比算出部71と、相関関係記憶部72と、酸素飽和度算出部73と、通常観察画像生成部74と、ゲイン補正部75とを有している。

【0077】

信号比算出部71には、DSP43から画像処理部44に入力される第1及び第2撮像信号のうち、G1画素信号、R1画素信号、B2画素信号、G2画素信号、R2画素信号が入力される。信号比算出部71は、まず、画素毎に、緑色基準信号 S_g と赤色基準信号 S_r とを、 $S_g = (G1 - G2) / 2$ 、 $S_r = (R1 - R2) / 2$ の各演算式に基づいて算出する。この緑色基準信号 S_g 及び赤色基準信号 S_r 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。そして、信号比算出部71は、B2画素信号と緑色基準信号 S_g との信号比 $B2 / S_g$ と、赤色基準信号 S_r と緑色基準信号 S_g との信号比 S_r / S_g とを算出する。

30

【0078】

相関関係記憶部72は、信号比 $B2 / S_g$ 及び信号比 S_r / S_g と、酸素飽和度との相関関係を記憶している。この相関関係は、図13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 $B2 / S_g$ 及び信号比 S_r / S_g 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 S_r / S_g ）に応じて変化する。なお、信号比 $B2 / S_g$ 及び信号比 S_r / S_g と、酸素飽和度との相関関係はlogスケールで記憶されている。

40

【0079】

上記相関関係は、図14に示す酸化ヘモグロビンの吸光特性（一点鎖線76）及び還元ヘモグロビンの吸光特性（実線77）に密接に関連している。酸素飽和度は、第2青色レーザ光の中心波長473nm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青色レーザ光に依存するB2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赤色基準信号 S_r は、主として血液量に依存する。

50

【 0 0 8 0 】

このため、B 2 画素信号と赤色基準信号 S_r とを、それぞれ緑色基準信号 S_g をリファレンスとして割った値（信号比 B_2 / S_g 及び信号比 S_r / S_g ）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算出することができる。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良い。

【 0 0 8 1 】

酸素飽和度算出部 7 3 は、相関関係記憶部 7 2 に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部 7 1 で算出された信号比 B_2 / S_g 及び信号比 S_r / S_g 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、100 %を上回

10

【 0 0 8 2 】

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 照明光でのみ露光された第 1 画素行群の信号と、第 1 及び第 2 照明光で露光された第 2 画素行群の信号との加算信号であるので、通常観察画像生成部 7 4 により、高輝度で、かつ S/N のよい通常観察画像が得られる。

【 0 0 8 3 】

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、 B_1 , G_1 , R_1 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、 B_1 画素信号に対してゲインを「1」未満とし、 G_1 , R_1 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 B_1 , G_1 , R_1 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。

20

【 0 0 8 4 】

次に、内視鏡システム 1 0 の作用を図 1 5 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 1 1 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 S 1 0）。この通常観察モードでは、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 3 9 が駆動され、1 フレーム時間毎に撮像素子 3 9 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 4 4 により通常観察画像が生成され、モニタ 1 4 に表示される（ステップ S 1 1）。モニタ 1 4 の表示フレームレートは、撮像素子 3 9 のフレームレートと同一であり、モニタ 1 4 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。

30

【 0 0 8 5 】

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 $SW 2 2 b$ 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 S 1 2 で YES）、特殊観察モードに移行する（ステップ S 1 3）。

40

【 0 0 8 6 】

この特殊観察モードでは、観察部位に、第 2 照明光の照射が開始されるとともに、撮像素子 3 9 が一括リセットされ、第 2 照明光の照射が停止された後、消灯状態のまま、図 1 6 に示すように、間引き読み出し方式により、列方向に隣接する 2 画素行が、2 画素行おきに順に読み出される。すなわち、第 1 画素行群から信号読み出しが行われ、第 2 撮像信号が得られる。

【 0 0 8 7 】

そして、第 1 照明光の照射が開始されるとともに、部分リセットにより第 1 画素行群のみがリセットされ、第 1 照明光の照射が停止された後、消灯状態のまま、図 1 7 に示すよ

50

うに、画素加算読み出し方式により、同色のカラーフィルタが配置された画素が、列方向に2画素ずつ加算して読み出される。すなわち、第1画素行群と第2画素行群とが画素加算して読み出され、第1撮像信号が得られる。

【0088】

以上の撮像方式により、特殊観察モードでは、第1及び第2撮像信号が1フレーム時間毎に取得される。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。

10

【0089】

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。

【0090】

〔第2実施形態〕

上記第1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、これに代えて、第2実施形態では、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する。

20

【0091】

本実施形態では、第2照明光の照射後に間引き読み出し方式で読み出された第2撮像信号(G2画素信号、B2画素信号、R2画素信号)と、第1照明光の照射後に画素加算読み出し方式で読み出された第1撮像信号(G1画素信号、B1画素信号、R1画素信号)とに基づき、異吸光波長光を有する第1照明光のみを照射した場合のB画素信号は、 $(B1 - B2) / 2$ の演算を行うことにより得られる。また、第2照明光のみを照射した場合のG画素信号及びR画素信号は、G2画素信号及びR2画素信号として得られる。

30

【0092】

したがって、本実施形態では、信号比算出部71は、信号比 $(B1 - B2) / (2 \times G2)$ の値と、信号比 $R2 / G2$ の値を算出する。酸素飽和度算出部73は、信号比 $(B1 - B2) / (2 \times G2)$ と、信号比 $R2 / G2$ との値に基づいて酸素飽和度を算出する。また、通常観察画像生成部74は、第1撮像信号に基づいて通常観察画像を生成する。

【0093】

本実施形態においても高輝度で、かつS/Nのよい通常観察画像が得られる。また、本実施形態では、異吸光波長光を有する光のみを照射した場合のB画素信号に相当する信号は、画素加算読み出し方式で読み出された第1撮像信号に基づいて得られるので、S/Nが向上する。本実施形態のその他の構成は、第1実施形態と同一である。

40

【0094】

なお、上記各実施形態では、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て酸素飽和度画像を生成しても良い。

【0095】

また、上記各実施形態では、図11に示すように、第2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2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。

【0096】

また、上記各実施形態では、図11に示すように、第1照明光の照射開始時に、第1画

50

素行群のみをリセットする部分リセットを行っているが、この部分リセットは行わなくても良い。撮像素子 39 は、CMOS 型であるので、各画素 50 a は信号読み出しが行われた後も、リセットが行われるまでは信号電荷を保持している。このため、部分リセットを行わない場合は、第 1 撮像信号は、第 1 及び第 2 照明光で露光された第 1 画素行群と、第 1 及び第 2 照明光で露光された第 2 画素行群とが画素加算された信号となり、通常観察画像の輝度がさらに向上する。

【0097】

また、上記各実施形態では、画素加算読み出し方式として、画素信号の加算をカラム ADC 内のキャパシタで行う容量加算方式を用いているが、カラム ADC 内のカウンタで加算を行うカウンタ加算方式や、フローティングディフュージョン部で加算を行う FD 加算方式等を用いても良い。

10

【0098】

FD 加算方式を可能とする撮像素子として、図 18 に示す EXR 配列方式の CMOS 型の撮像素子 80 がある。この撮像素子 80 は、偶数行に配置された複数の第 1 画素 81 と、奇数行に配置された複数の第 2 画素 82 とを有している。第 1 画素 81 は、正方格子状に配列されており、第 1 画素行群を構成している。第 2 画素 82 は、正方格子状に配列されており、第 2 画素行群を構成している。第 1 及び第 2 画素 81, 82 は、それぞれ行方向に 1 画素おきに、互いに 1 画素だけずれた位置に配置されている。

【0099】

第 1 及び第 2 画素行群は、それぞれベイヤー配列の原色型カラーフィルタアレイを有している。隣接する一対の第 1 及び第 2 画素 81, 82 は、画素対 83 を構成しており、同色のカラーフィルタが配置されている。

20

【0100】

図 19 に示すように、画素対 83 は、第 1 フォトダイオード D1 と、第 1 転送トランジスタ T1 と、第 2 フォトダイオード D2 と、第 2 転送トランジスタ T2 と、フローティングディフュージョン部 FD と、アンプトランジスタ M1 と、画素選択トランジスタ M2 と、リセットトランジスタ M3 とにより構成されている。

【0101】

第 1 フォトダイオード D1 及び第 1 転送トランジスタ T1 は、第 1 画素 81 に設けられている。第 2 フォトダイオード D2 及び第 2 転送トランジスタ T2 は、第 2 画素 82 に設けられている。フローティングディフュージョン部 FD、アンプトランジスタ M1、画素選択トランジスタ M2、リセットトランジスタ M3 は、第 1 画素 81 と第 2 画素 82 とで共用されている。

30

【0102】

第 1 転送トランジスタ T1 は、第 1 フォトダイオード D1 とフローティングディフュージョン部 FD との間に設けられており、第 1 転送制御線 LT1 によりオン/オフ制御が行われる。第 1 転送トランジスタ T1 がオンとされると、第 1 フォトダイオード D1 に蓄積された信号電荷がフローティングディフュージョン部 FD に転送される。

【0103】

第 2 転送トランジスタ T2 は、第 2 フォトダイオード D2 とフローティングディフュージョン部 FD との間に設けられており、第 2 転送制御線 LT2 によりオン/オフ制御が行われる。第 2 転送トランジスタ T2 がオンとされると、第 2 フォトダイオード D2 に蓄積された信号電荷がフローティングディフュージョン部 FD に転送される。

40

【0104】

アンプトランジスタ M1 は、フローティングディフュージョン部 FD に蓄積された信号電荷を電圧値（画素信号）に変換する。画素選択トランジスタ M2 は、行選択線 LS により制御され、アンプトランジスタ M1 により生成された画素信号を列信号線 LV に出力させる。リセットトランジスタ M3 は、行リセット線 LR により制御され、フローティングディフュージョン部 FD に蓄積された信号電荷を破棄（リセット）する。

【0105】

50

第1転送制御線LT1、第2転送制御線LT2、行選択線LS、及び行リセット線LRは、行方向に並ぶ各画素対83に共通に接続されており、行走査回路（図示せず）により制御信号が供給される。列信号線LVは、列方向に並ぶ各画素対83に共通に接続されており、カラムADC回路（図示せず）に画素信号を出力する。その他、撮像素子80は、第1実施形態の撮像素子39と同様に、ラインメモリ、列走査回路、タイミングジェネレータ（いずれも図示せず）を有している。

【0106】

撮像素子80では、第1画素行群と第2画素行群との画素加算読み出しは、第1及び第2転送トランジスタT1、T2を共にオンとし、第1及び第2フォトダイオードD1、D2に蓄積された信号電荷を共にフローティングディフュージョン部FDに転送して、信号電荷を加算して画素信号として読み出すことにより行われる。

10

【0107】

第1画素行群のみから信号読み出しを行う間引き読み出しは、第1転送トランジスタT1のみをオンとし、第1フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷のみをフローティングディフュージョン部FDに転送して画素信号として読み出すことにより行われる。

【0108】

順次読み出しは、第1及び第2転送トランジスタT1、T2を交互にオンとし、第1及び第2フォトダイオードD1、D2に蓄積された信号電荷を交互にフローティングディフュージョン部FDに転送して画素信号として読み出すことにより行われる。

【0109】

また、一括リセットは、第1及び第2転送トランジスタT1、T2を共にオンとして、第1及び第2フォトダイオードD1、D2に蓄積された信号電荷を共にフローティングディフュージョン部FDに転送して電源線に破棄することにより行われる。

20

【0110】

第1画素行群のみをリセットする部分リセットは、第1転送トランジスタT1のみをオンとして、第1フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷のみをフローティングディフュージョン部FDに転送して電源線に破棄することにより行われる。

【0111】

順次リセットは、第1及び第2転送トランジスタT1、T2を交互にオンとして、第1及び第2転送トランジスタT1、T2を交互にオンとし、第1及び第2フォトダイオードD1、D2に蓄積された信号電荷を交互にフローティングディフュージョン部FDに転送して電源線に破棄することにより行われる。撮像素子80のその他の動作は、第1実施形態の撮像素子39と同様である。

30

【0112】

また、上記各実施形態特殊観察モード時には、図11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13及び撮像素子39を駆動しているが、これとは別に、図20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13及び撮像素子39を駆動可能としても良い。

【0113】

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50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。

40

【0114】

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

50

により得られた撮像信号に基づいて生成されるので、DSP43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。

【0115】

また、第1撮像方式では通常観察画像の明るさ及びS/N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。

【0116】

具体的には、図21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DSP43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、DSP43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。

10

【0117】

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。

【0118】

また、検体の明るさに代えて、撮像信号のS/Nが低く、DSP43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。

20

【0119】

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。

【0120】

上記各実施形態では、原色型のカラーフィルタアレイを用いているが、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。

【0121】

上記各実施形態では、第1及び第2LED30a, 30b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、LED（例えば、R, G, Bの光を発する3種のLED）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。

30

【0122】

上記各実施形態では、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405nm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。

40

【0123】

上記各実施形態では、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。

【0124】

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22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

50

されている。

【 0 1 2 5 】

照明部 8 1 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 8 3 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 8 2 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 8 4 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 4 3 及び画像処理部 4 4 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 8 5 は、各画像を記憶する。送信部 8 6 は、メモリ 8 5 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 8 7 は、各部を制御する。

【 0 1 2 6 】

なお、送信部 8 6 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。

【 0 1 2 7 】

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스코ープや、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 】

【 0 1 2 8 】

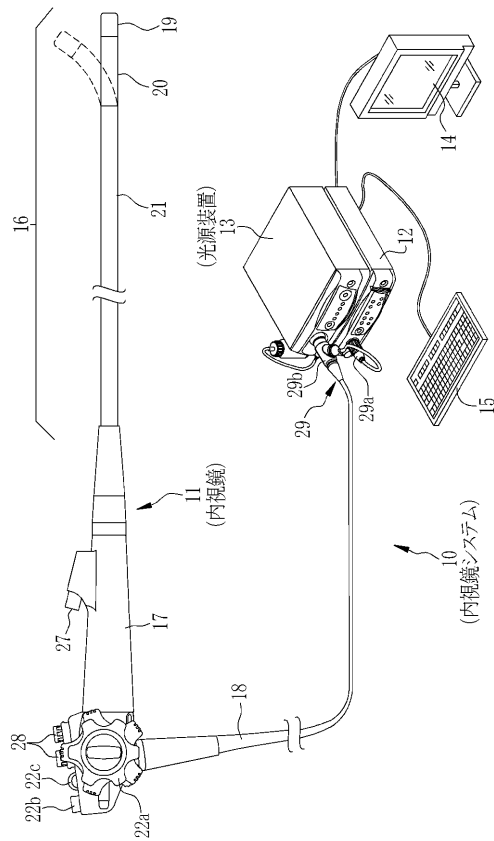
- 1 0 内視鏡システム
- 1 1 内視鏡
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 0 a 第 1 レーザダイオード
- 3 0 b 第 2 レーザダイオード
- 3 5 ライトガイド
- 3 6 蛍光体
- 3 9 撮像素子
- 4 1 制御部
- 5 0 画素アレイ部
- 5 0 a 画素
- 8 0 撮像素子
- 8 1 第 1 画素
- 8 2 第 2 画素
- 8 3 画素対

10

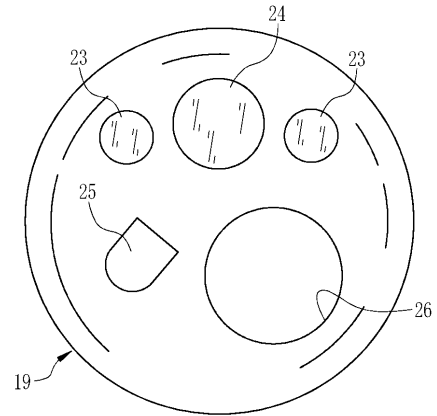
20

30

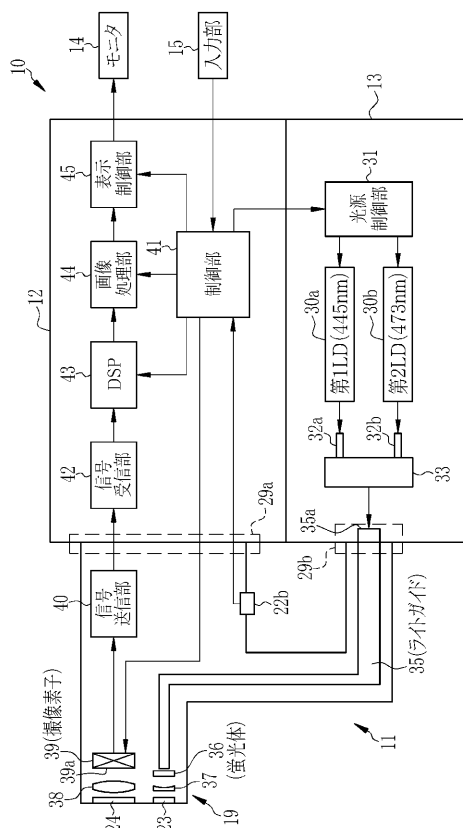
【 図 1 】



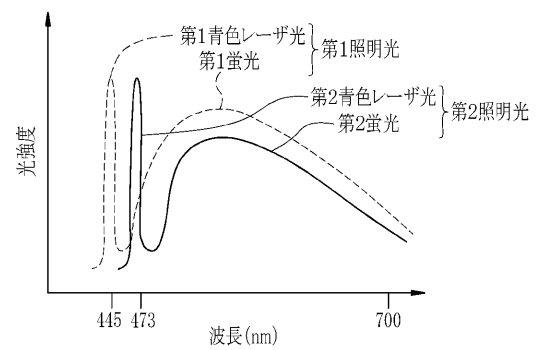
【 図 2 】



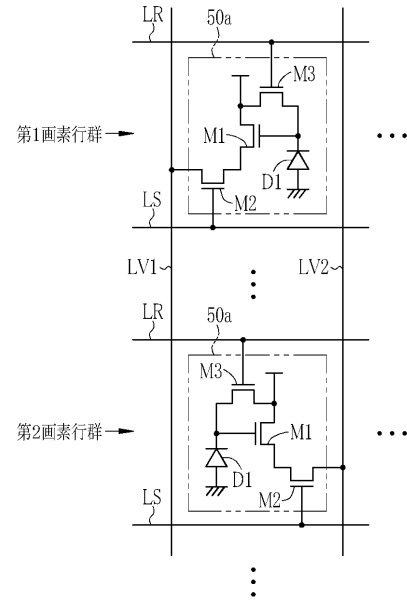
【 図 3 】



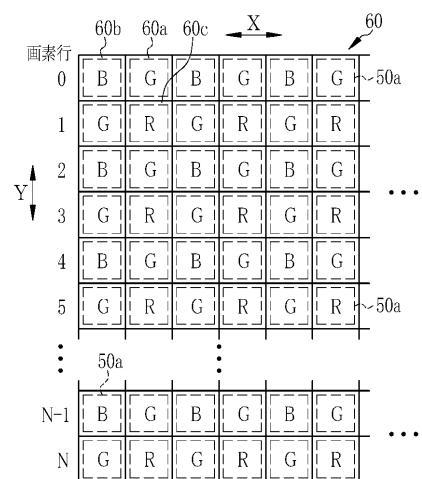
【 図 4 】



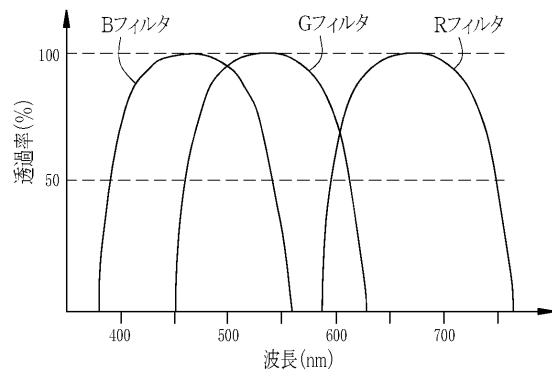
【 図 6 】



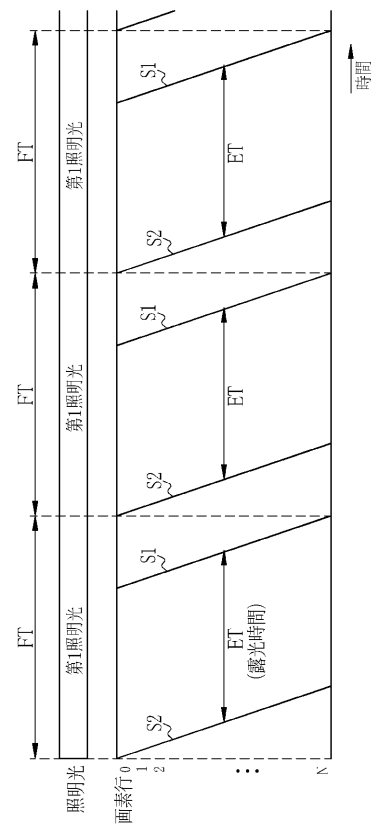
【圖 8】



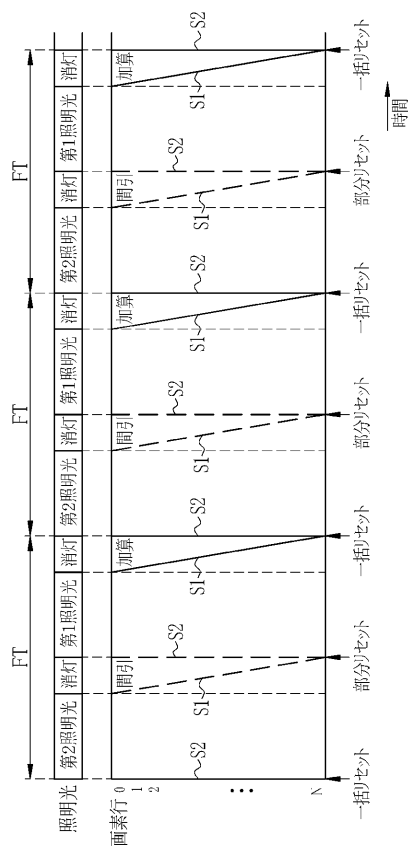
【図 9】



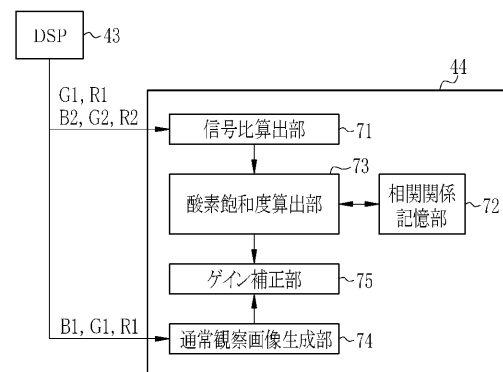
【図 10】



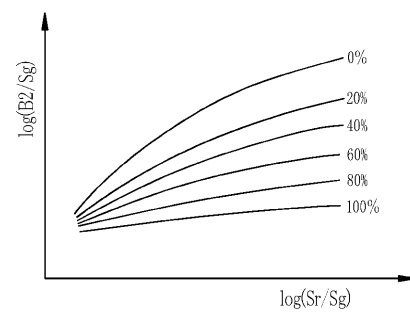
【図 11】



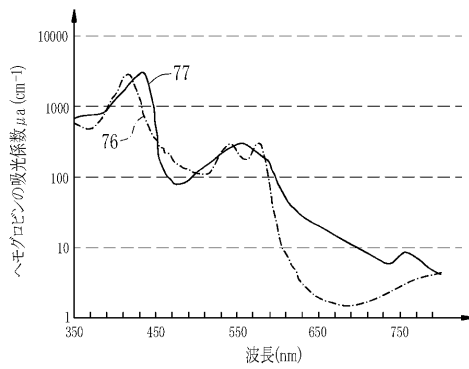
【図 12】



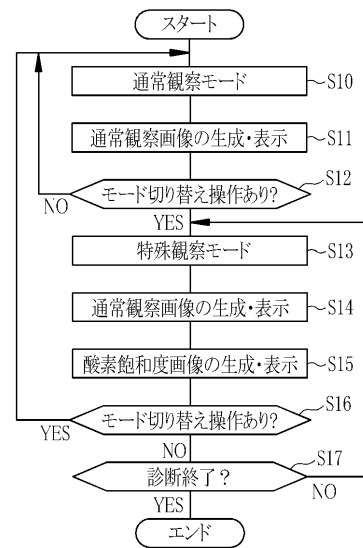
【図 13】



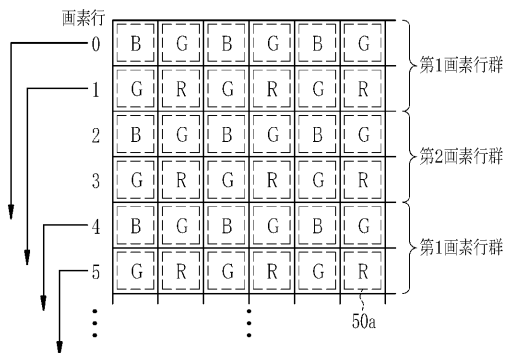
【図 14】



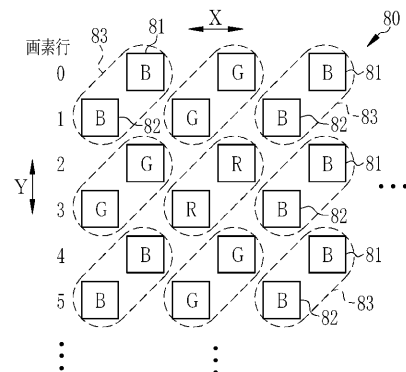
【図 15】



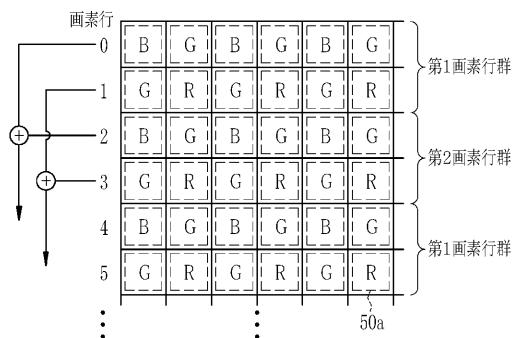
【図 16】



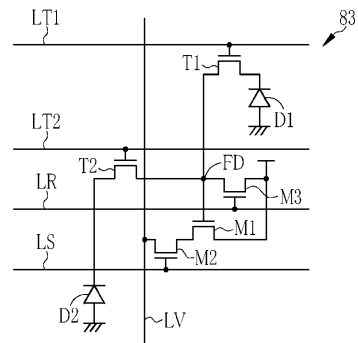
【図 18】



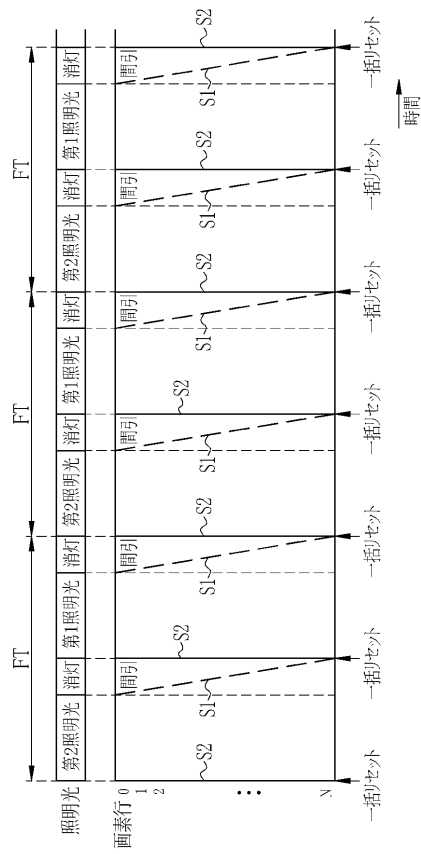
【図 17】



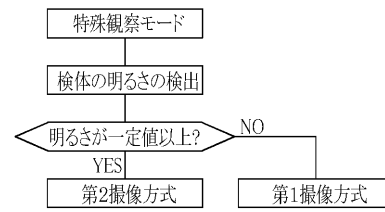
【図 19】



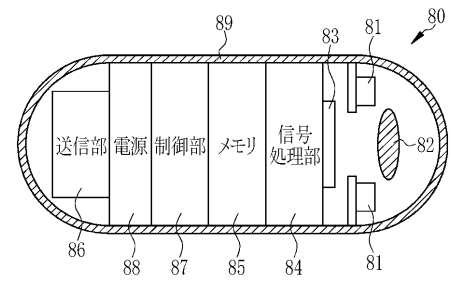
【 図 2 0 】



【 図 2 1 】



【 図 2 2 】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2015/053477
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(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) A61B1/00-1/32 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 2013-146484 A (Fujifilm Corp.), 01 August 2013 (01.08.2013), paragraphs [0034], [0039], [0046], [0047]; fig. 3, 4, 8 (Family: none)	1-10
A	JP 2013-188365 A (Fujifilm Corp.), 26 September 2013 (26.09.2013), paragraphs [0019], [0023] to [0026], [0034], [0036]; fig. 1 to 5 & US 2013/0245410 A1 & EP 2638844 A1	1-10
☒ 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 14 April 2015 (14.04.15)		Date of mailing of the international search report 21 April 2015 (21.04.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/053477

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2013/024788 A1 (Olympus Medical Systems Corp.), 21 February 2013 (21.02.2013), paragraphs [0035] to [0040], [0063], [0064], [0084] to [0088]; fig. 14, 16 & JP 5245022 B1 & US 2013/0208101 A1 & EP 2636359 A1 & CN 103260499 A	1-10
A	JP 2011-250926 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), paragraphs [0024], [0043], [0055], [0061], [0066], [0083], [0098]; fig. 1 to 3, 6, 7 & CN 102266217 A	1-10

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 3 4 7 7	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, A61B1/00(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 - 1/32			
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 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 2013-146484 A (富士フイルム株式会社) 2013.08.01, 段落 34, 39, 46, 47、図 3, 4, 8 (ファミリーなし)	1-10	
A	JP 2013-188365 A (富士フイルム株式会社) 2013.09.26, 段落 19, 23-26, 34, 36、図 1-5 & US 2013/0245410 A1 & EP 2638844 A1	1-10	
☒ 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 14.04.2015		国際調査報告の発送日 21.04.2015	
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) 富永 昌彦	2Q 4461 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 3 4 7 7
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	WO 2013/024788 A1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.02.21, 段落 35-40, 63, 64, 84-88、図 14, 16 & JP 5245022 B1 & US 2013/0208101 A1 & EP 2636359 A1 & CN 103260499 A	1-10
A	JP 2011-250926 A (富士フイルム株式会社) 2011.12.15, 段落 24, 43, 55, 61, 66, 83, 98、図 1-3, 6, 7 & CN 102266217 A	1-10

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	JPWO2015146318A1	公开(公告)日	2017-04-13
申请号	JP2016510103	申请日	2015-02-09
[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	A61B1/04 A61B1/00 A61B1/06		
CPC分类号	A61B5/14552 A61B1/00009 A61B1/00045 A61B1/005 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0684 A61B5/14546 A61B5/1459 A61B5/6847 A61B2505/05 A61B2576/00 G06T3/4015 H04N5/2256 H04N5/23245 H04N5/3456 H04N5/347 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.362.A A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/04.370		
F-TERM分类号	4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/DD07 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR26 4C161/SS04 4C161/SS21 4C161/WW15		
优先权	2014069803 2014-03-28 JP		
其他公开文献	JP6151850B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种能够改善在特殊观察模式下获得的正常观察图像的亮度和S / N的内窥镜系统，内窥镜系统的处理器装置，以及操作内窥镜系统的方法。特殊观察模式时，后吸收系数照射包括氧合血红蛋白和脱氧血红蛋白不同不同吸收波长的第二照明光，作为关断，在稀疏化读取方式的一些多个像素行的信号并执行阅读。然后，在将第一照明光照射为普通光之后，对于所有像素行，在列方向上的像素相加读出模式中执行信号读出作为熄灭状态。图像处理单元基于通过稀疏读出方法读出的第二成像信号和通过像素相加读出方法读出的第一成像信号，并基于第一成像信号，生成氧饱和度图像并生成正常的观察图像。

