

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/136963

発行日 平成29年4月6日(2017.4.6)

(43) 国際公開日 平成27年9月17日(2015.9.17)

(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 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 2 4
H 0 4 N 5/225 (2006.01)	H 0 4 N 5/225 C	5 C 1 2 2
H 0 4 N 5/353 (2011.01)	H 0 4 N 5/335 5 3 0	

審査請求 有 予備審査請求 有 (全 34 頁) 最終頁に続く

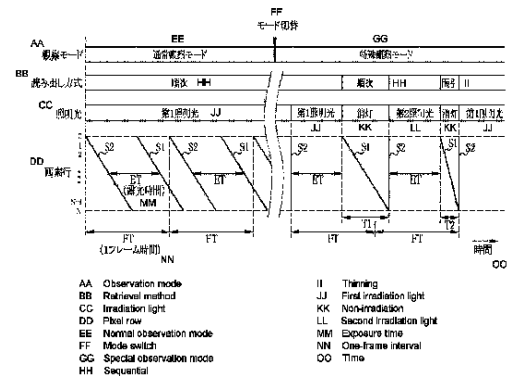
出願番号	特願2016-507374 (P2016-507374)	(71) 出願人	306037311 富士フイルム株式会社
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/050869		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(22) 国際出願日	平成27年1月15日(2015.1.15)	(74) 代理人	110001988 特許業務法人小林国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2014-48895 (P2014-48895)	(72) 発明者	矢野 孝 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内
(32) 優先日	平成26年3月12日(2014.3.12)	(72) 発明者	村山 任 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
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(72) 発明者	瀬戸 秀夫 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム、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】

酸素飽和度画像の輝度及び解像度を低下させずに、フレームレートの低下を抑え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照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光とを、消灯期間を介して交互に検体に照射させ、CMOS型の撮像素子により撮像を行う。第1照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から第1撮像信号を読み出し、第2照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から第2撮像信号を読み出す。このとき、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くする。撮像素子から読み出された第1及び第2撮像信号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】**

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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 照明光を照射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、

前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、

前記制御部は、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くする

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、前記通常観察モードでは、前記画素を一行ずつ列方向に順に選択して信号読み出し及びリセットを行うローリングシャッタ方式で前記撮像素子を駆動し、特殊観察モード時には、前記各照明光の照射開始に伴って前記画素を一括してリセットし、前記各照明光の照射を停止させた後、前記画素を列方向に順に選択して信号読み出しを行うグローバルシャッタ方式で前記撮像素子を駆動する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記複数の画素は、分光感度の異なる複数種の画素群に分けられ、

前記制御部は、前記第 2 撮像信号として、前記異吸光波長光に対して最も感度が高い画素群の信号のみを読み出すことにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記制御部は、前記撮像素子に与える制御信号のクロック周波数を高めることにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記撮像素子を列方向に画素加算方式で駆動することにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記撮像素子から信号を読み出す画素領域を縮小することにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記撮像素子は、前記画素の列ごとにアナログ信号をデジタル信号に変換する ADC が配列されたカラム ADC 回路を有しており、

前記制御部は、前記カラム ADC 回路の参照信号の時間変化率を大きくすることにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記制御部は、前記撮像素子のブランキング期間を短くすることにより、前記第 2 読み

10

20

30

40

50

出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記制御部は、前記特殊観察モード時に、前記第 2 照明光の照射時間を、前記第 1 照明光の照射時間より短くする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像処理部は、前記第 1 撮像信号及び前記第 2 撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、前記第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を算出し、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酸素飽和度画像を生成する請求項 1 から 9 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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 1 照明光を照射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、

20

前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、

前記制御部は、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くする

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 12】

30

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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、前記照明部から前記第 1 照明光を照射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能させるステップと、

40

画像処理部が、前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成するステップと、

前記制御部が、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くするステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、生体内の観察部位を撮像して得られる撮像信号から血中ヘモグロビンの酸素飽和度に関する生体機能情報を求める内視鏡システム、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白色の通常光を照射して観察を行う通常観察モードと、観察部位に特殊光を照射して観察を行う特殊観察モードがある。この特殊観察モードとして、観察部位の血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得可能とするものが知られている（特許文献 1 参照）。酸素飽和度は、正常組織と癌組織の判別を可能とする生体機能情報である。

10

【 0 0 0 3 】

この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。第 1 照明光は通常光である。第 2 照明光は、第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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特殊光である。プロセッサ装置は、第 1 及び第 2 照明光で得られた撮像信号に基づいて酸素飽和度を求め、酸素飽和度画像（特殊観察画像）を生成する。また、プロセッサ装置は、第 1 照明光を照射した観察部位を撮像素子により撮像して得られた撮像信号に基づいて通常観察画像の生成も行う。

20

【 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 2、3 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。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。

30

【 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、照明光を通常光から特殊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、通常光と特殊光とが混じり合った光を撮像してしまう（特許文献 3 参照）。このため、特許文献 3 では、通常光と特殊光と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 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 2 - 2 1 3 5 5 0 号 公 報

40

【 特許文献 2 】 特許 5 2 4 9 8 8 2 号 公 報

【 特許文献 3 】 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、通常光と特殊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 3 では、通常光と特殊光との各照射時間（露光時間）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。

50

【 0 0 0 8 】

このように、特許文献 3 に記載の特殊観察モードでは、露光時間の短縮及び画素間引きを行うことにより、通常観察画像及び特殊観察画像の両画像の輝度及び解像度が低下する。特許文献 3 に記載の特殊観察モードは、特殊光として狭帯域光を用い、特定の組織や病変等を強調表示するモードである。特殊観察モードで得られる通常観察画像と特殊観察画像とを比較して診断が行われるので、両画像の輝度及び解像度が低下しても、両画像の輝度及び解像度が同一であれば特に問題はない。

【 0 0 0 9 】

しかしながら、血中ヘモグロビンの酸素飽和度を取得する特殊観察モードでは、特殊観察モード中の第 1 照明光の照射により得られる通常観察画像を、酸素飽和度に基づいて画像処理することにより生成した酸素飽和度画像（例えば、低酸素部分を青く変色させた画像）を用いて診断が行われる。このように、酸素飽和度画像は、通常観察画像をベースとした画像であるので、通常観察モード時に得られる通常観察画像と比べて輝度及び解像度の低下がなく、見た目が変化しないことが望まれる。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は、酸素飽和度画像の輝度及び解像度を低下させずに、フレームレートの低下を抑え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】

【 0 0 1 1 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、第 1 照明光と、第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する C M O S 型の撮像素子を有する内視鏡と、照明部から第 1 照明光を照射させた状態で、撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、照明部から第 1 照明光及び第 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、撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、特殊観察モード時に、第 1 照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、第 2 照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、制御部は、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くする。

20

30

【 0 0 1 2 】

制御部は、通常観察モードでは、画素を一行ずつ列方向に順に選択して信号読み出し及びリセットを行うローリングシャッタ方式で撮像素子を駆動し、特殊観察モード時には、各照明光の照射開始に伴って画素を一括してリセットし、各照明光の照射を停止させた後、画素を列方向に順に選択して信号読み出しを行うグローバルシャッタ方式で撮像素子を駆動することが好ましい。

【 0 0 1 3 】

複数の画素は、分光感度の異なる複数種の画素群に分けられ、制御部は、第 2 撮像信号として、異吸光波長光に対して最も感度が高い画素群の信号のみを読み出すことにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くすることが好ましい。

40

【 0 0 1 4 】

制御部は、撮像素子に与える制御信号のクロック周波数を高めることにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

【 0 0 1 5 】

制御部は、撮像素子を列方向に画素加算方式で駆動することにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

【 0 0 1 6 】

50

制御部は、撮像素子から信号を読み出す画素領域を縮小することにより、第2読み出し時間を第1読み出し時間より短くしても良い。

【0017】

撮像素子は、画素の列ごとにアナログ信号をデジタル信号に変換するADCが配列されたカラムADC回路を有しており、制御部は、カラムADC回路の参照信号の時間変化率を大きくすることにより、第2読み出し時間を第1読み出し時間より短くしても良い。

【0018】

制御部は、撮像素子のブランキング期間を短くすることにより、第2読み出し時間を第1読み出し時間より短くしても良い。

【0019】

制御部は、特殊観察モード時に、第2照明光の照射時間を、第1照明光の照射時間より短くしても良い。

【0020】

画像処理部は、第1撮像信号及び第2撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、第1撮像信号に基づいて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画像を生成することが好ましい。

【0021】

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光と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、行方向及び列方向に2次元配列された複数の画素により撮像する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1照明光を照射させた状態で、撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、照明部から第1照明光及び第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、撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、特殊観察モード時に、第1照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第1撮像信号と、第2照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第2撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、制御部は、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くする。

【0022】

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光と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、行方向及び列方向に2次元配列された複数の画素により撮像する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1照明光を照射させた状態で、撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、照明部から第1照明光及び第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、撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能させるステップと、画像処理部が、特殊観察モード時に、第1照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第1撮像信号と、第2照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第2撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成するステップと、制御部が、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くするステップと、を備える。

【発明の効果】

【0023】

本発明によれば、特殊観察モード時には、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光とを、消灯期間を介して交互に検体に照射させ、第1照明光の照射後の消灯期間に行う第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2照明光の照射

10

20

30

40

50

後の消灯期間に行う第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くするので、第1撮像信号及び第2撮像信号に基づいて生成する酸素飽和度画像の輝度及び解像度を低下させずに、フレームレートの低下を抑えることができる。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【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】カラムADC回路の動作を説明する図である。

【図7】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

【図8】カラーフィルタの分光透過特性を示す図である。

【図9】通常観察モード及び特殊観察モード時の露光及び信号読み出しタイミングを説明する図である。

【図10】酸素飽和度画像生成部の構成を示すブロック図である。

【図11】信号比 B_2 / G_1 、 R_1 / G_1 と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。

【図12】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13】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。

【図14】第1及び第2画素領域を説明する図である。

【図15】信号読み出し時間を短くするためのカラムADC回路の動作を説明する図である。

【図16】第2照明光における露光時間を、第1照明光における露光時間より短くした例を説明する図である。

【図17】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】

【0025】

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。

【0026】

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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

10

20

30

40

50

行う送気・送水ノズル 2 5 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 2 6 とが設けられている。観察窓 2 4 の奥には、撮像素子 3 9 (図 3 参照) が内蔵されている。

【 0 0 3 0 】

湾曲部 2 0 は、連結された複数の湾曲駒で構成されており、操作部 1 7 のアングルノブ 2 2 a の操作に応じて、上下左右方向に湾曲する。湾曲部 2 0 を湾曲させることにより、先端部 1 9 が所望の方向に向けられる。可撓管部 2 1 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 1 6 には、撮像素子 3 9 を駆動するための制御信号や、撮像素子 3 9 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 1 3 から供給される照明光を照明窓 2 3 に導光するライトガイド 3 5 (図 3 参照) が挿通されている。

10

【 0 0 3 1 】

操作部 1 7 には、アングルノブ 2 2 a、モード切替スイッチ 2 2 b の他に、処置具を挿入するための鉗子口 2 7、送気・送水ノズル 2 5 から送気・送水を行う際に操作される送気・送水ボタン 2 8、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。

【 0 0 3 2 】

ユニバーサルコード 1 8 には、挿入部 1 6 から延設される通信ケーブルやライトガイド 3 5 が挿通されており、プロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 側の一端には、コネクタ 2 9 が取り付けられている。コネクタ 2 9 は、通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b からなる複合タイプのコネクタである。通信用コネクタ 2 9 a と光源用コネクタ 2 9 b とはそれぞれ、プロセッサ装置 1 2 と光源装置 1 3 とに着脱自在に接続される。通信用コネクタ 2 9 a 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 2 9 b にはライトガイド 3 5 の入射端 3 5 a (図 3 参照) が配置されている。

20

【 0 0 3 3 】

図 3 において、光源装置 1 3 は、第 1 及び第 2 レーザダイオード (L D : Laser Diode) 3 0 a , 3 0 b と、光源制御部 3 1 と、第 1 及び第 2 光ファイバ 3 2 a , 3 2 b と、光カプラ 3 3 とを有している。第 1 L D 3 0 a は、中心波長 4 4 5 n m の第 1 青色レーザ光を発する。第 2 L D 3 0 b は、中心波長 4 7 3 n m 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 n m 程度である。第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b には、ブロードエリア型の InGaIn 系レーザダイオードや、InGaInAs 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。

30

【 0 0 3 4 】

光源制御部 3 1 は、第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b の点灯・消灯を個別に制御する。光源制御部 3 1 は、通常観察モードの場合には、第 1 L D 3 0 a を点灯させる。特殊観察モードの場合には、第 1 L D 3 0 a と第 2 L D 3 0 b とを交互に点灯させる。

【 0 0 3 5 】

第 1 光ファイバ 3 2 a には、第 1 L D 3 0 a 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 3 2 b には、第 2 L D 3 0 b 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 3 2 a , 3 2 b は、光カプラ 3 3 に接続されている。光カプラ 3 3 は、第 1 及び第 2 光ファイバ 3 2 a , 3 2 b 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 1 1 のライトガイド 3 5 の入射端 3 5 a に入射させる。

40

【 0 0 3 6 】

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 7 】

50

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。

【0038】

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。

10

【0039】

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。

20

【0040】

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。

30

【0041】

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。以下、第 1 照明光により照射された観察部位からの反射光を撮像素子 39 が撮像して得られる撮像信号を第 1 撮像信号と呼び、第 2 照明光により照射された観察部位からの反射光を撮像素子 39 が撮像して得られる撮像信号を第 2 撮像信号と呼ぶ。

【0042】

信号送信部 40 は、撮像素子 39 により得られる第 1 及び第 2 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。

40

【0043】

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。

【0044】

信号受信部 42 は、内視鏡 11 の信号送信部 40 から送信される第 1 及び第 2 撮像信号を受信する。DSP 43 は、信号受信部 42 により受信された第 1 及び第 2 撮像信号のそれぞれに対して、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。

50

【 0 0 4 5 】

画像処理部 4 4 は、通常観察モード時には、D S P 4 3 により信号処理が施された第 1 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。また、画像処理部 4 4 は、特殊観察モード時には、D S P 4 3 により信号処理が施された第 1 及び第 2 撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出するとともに、第 1 撮像信号に基づいて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画像を生成する。

【 0 0 4 6 】

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 7 】

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) 5 5 とを有する。撮像素子 3 9 には、画素の列ごとに A D C が配列されている。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、前述の撮像面 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。

【 0 0 4 8 】

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。

【 0 0 4 9 】

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、該行選択線 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、該行リセット線 L 2 に接続された画素 5 0 a をリセットする。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0052】

ラインメモリ53は、カラムADC回路52によりデジタル化された一行分の画素信号PSDを一括して保持する。列走査回路54は、TG55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PSDを出力端子Voutから順に出力させる。出力端子Voutから出力される1フレーム分の画素信号PSDが前述の第1撮像信号または第2撮像信号である。

10

【0053】

TG55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する。撮像信号の読み出し方式として、「順次読み出し方式」と「間引読み出し方式」とが実行可能である。順次読み出し方式では、行走査回路51により行選択線L1を順に選択しながら行選択信号S1を与えることにより、一画素行ずつ順に信号読み出しが行われる。一方、間引読み出し方式では、行走査回路51により行選択線L1を一画素行おきに順に選択しながら行選択信号S1を与えるとともに、列走査回路54によりラインメモリ53を一画素列おきに走査することにより、列方向の一画素行ずつ間引き、かつ行方向に一画素列ずつ間引いた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50aを指しており、画素列とは列方向に並んだ一列分の画素50aを指している。

20

【0054】

また、撮像信号のリセット方式として、「順次リセット方式」と「一括リセット方式」とが実行可能である。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L2を順に選択しながらリセット信号S2を与えることにより、一画素行ずつ順にリセットが行われる。一方、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L2を選択し、全ての行リセット線L2に一括してリセット信号S2を与えることにより、全画素行が同時にリセットされる。

【0055】

図7に示すように、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60a、青色(B)フィルタ60b、及び赤色(R)フィルタ60c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50a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、ベイヤー配列であり、Gフィルタ60aが市松状に一画素おきに配置され、残りの画素上に、Bフィルタ60bとRフィルタ60cとがそれぞれ正方格子状となるように配置されている。

30

【0056】

図8に示すように、Gフィルタ60aは、約450~630nmの波長域に対して高い透過率を有している。Bフィルタ60bは、約380~560nmの波長域に対して高い透過率を有している。Rフィルタ60cは、約580~760nm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60aが配置された画素50aをG画素と称し、Bフィルタ60bが配置された画素50aをB画素と称し、Rフィルタ60cが配置された画素50aをR画素と称する。これらのG、B、R画素が、特許請求の範囲に記載の「分光感度の異なる複数種の画素群」に対応する。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。

40

【0057】

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

50

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。

【0058】

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、前述の第 1 及び第 2 撮像信号は、それぞれ G, B, R の各画素信号に分けられる。以下、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。また、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。

【0059】

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 9 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 LD 30a 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。

【0060】

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」まで一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」まで一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 フレーム分の第 1 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 毎に 1 フレーム分の第 1 撮像信号が得られる。

【0061】

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 LD 30a, 30b を、消灯期間を介して交互に点灯させることにより、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。そして、第 1 及び第 2 照明光を切り替えながら、撮像素子 39 を制御して、グローバルシャッタ方式で駆動させる。

【0062】

具体的には、まず、内視鏡 11 の照明窓 23 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露光時間 E T が経過した後、第 1 照明光の射出を停止させて第 1 及び第 2 LD 30a, 30b 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」まで一画素行ずつ順に信号読み出しを行う。この結果、1 フレーム分の第 1 撮像信号が得られる。

【0063】

次いで、第 2 LD 30b を点灯させて第 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露光時間 E T が経過した後、第 1 照明光の射出を停止させて第 1 及び第 2 LD 30a, 30b を共に消灯状態とする。そして、この消灯期間中に、間引き読み出し方式により、行方向及び列方向に 1 ラインおきに信号読み出しを行う。この間引き読み出しでは、偶数行でかつ偶数列に存在する B2 画素信号のみが読み出される。これにより、1 フレーム分の第 2 撮像信号として、B2 画素信号のみが高速に読み出される。

【0064】

このように、特殊観察モードでは、間引き読み出しを行うことにより、第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間 T2 を、第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間 T1 より短くしている。この第 1 読み出し時間 T1 は、通常観察モード時の第 1 撮像信号の読み出しに要する時間と同一である。

【0065】

10

20

30

40

50

特殊観察モードでは、グローバルシャッタ方式を用いているため、第1照明光の露光時間ETと第1読み出し時間T1との和が、通常観察モード時のフレーム時間FT（例えば、1/60秒）より長くなる場合がある。しかし、第2読み出し時間T2を第1読み出し時間T1より短くしているので、第2照明光の露光時間ETと第2読み出し時間T2との和については、フレーム時間FTより短くすることが可能である。したがって、特殊観察モードにおける第1及び第2撮像信号の取得に要する時間を、フレーム時間FTの2倍とすることができる。

【0066】

以上のように撮像素子39が駆動されることにより、B1, G1, R1画素信号を含む第1撮像信号と、B2画素信号のみを含み第2撮像信号とがDSP43に入力される。DSP43では、同時化处理として色補間処理を行い、1画素につき1組のB1, G1, R1, B2画素信号を生成する。

【0067】

プロセッサ装置12の画像処理部44は、図10に示す酸素飽和度画像生成部70を有している。この酸素飽和度画像生成部70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、画像生成部74とを備えている。

【0068】

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、B2画素信号、G1画素信号、R1画素信号が入力される。信号比算出部71は、B2画素信号とG1画素信号との信号比 $B2/G1$ と、R1画素信号とG1画素信号との信号比 $R1/G1$ とを、画素毎に算出する。これらの信号比 $B2/G1$, $R1/G1$ は、酸素飽和度の算出に用いられる。酸素飽和度の算出に必須の信号比は $B2/G1$ である。

【0069】

相関関係記憶部72は、信号比 $B2/G1$, $R1/G1$ 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11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 $B2/G1$, $R1/G1$ 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 $R1/G1$ ）に応じて変化する。なお、信号比 $B2/G1$, $R1/G1$ 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。

【0070】

上記相関関係は、図12に示す酸化ヘモグロビンの吸光特性（一点鎖線75）及び還元ヘモグロビンの吸光特性（実線76）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、R1画素信号は、主として血液量に依存する。このため、B2画素信号とR1画素信号とを、それぞれリファレンス信号としてのG1画素信号で割った値（信号比 $B2/G1$, $R1/G1$ ）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。

【0071】

酸素飽和度算出部73は、相関関係記憶部72に記憶された相関関係を参照し、信号比算出部71で算出された信号比 $B2/G1$, $R1/G1$ 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、100%を上回った場合には酸素飽和度を100%とすればよい。

【0072】

画像生成部74は、酸素飽和度算出部73により算出された酸素飽和度を用いて、第1撮像信号（B1, G1, R1画素信号）により生成した通常観察画像を画像処理する。具体的には、画像生成部74は、B1, G1, R1画素信号のそれぞれに対して、酸素飽和

10

20

30

40

50

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となり、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。

【0073】

次に、内視鏡システム10の作用を図13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9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、第1撮像信号が読み出される。この第1撮像信号の読み出しは、1フレーム時間毎に行われる。そして、撮像素子39から読み出された第1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。

10

【0074】

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9に示すように、観察部位に、消灯期間を介して第1及び第2照明光が交互に照射されるとともに、グローバルシャッタ方式で撮像素子39が駆動される。

20

【0075】

ここで、第1照明光の照射後の第1撮像信号の読み出しは、順次読み出し方式で行われ、第2照明光の照射後の第2撮像信号の読み出しは、間引き読み出し方式で行われる。この第1及び第2撮像信号の読み出しは、2フレーム時間の単位で行われる。そして、第1及び第2撮像信号に基づいて、画像処理部44の酸素飽和度画像生成部70により酸素飽和度画像が生成され、モニタ14に表示される（ステップS14）。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に表示される酸素飽和度画像は、2フレーム時間毎に更新される。

30

【0076】

この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S15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S16でYES）、内視鏡システム10の動作が終了する。

【0077】

以上のように、内視鏡システム10は、CMOS型の撮像素子39を用いているので、第1及び第2照明光を交互に切り替える特殊観察モードでは、各画素行の露光期間中における第1照明光と第2照明光との混じり合いを防止するために、第1及び第2照明光を切り替える際に消灯期間を設け、この消灯期間に第1及び第2撮像信号の読み出しを行っている。単純には消灯期間を設けた分だけフレームレートが低下してしまうが、本実施形態では、間引き読み出しにより第2撮像信号の読み出し時間T2を短くしているため、フレームレートの低下が防止される。酸素飽和度画像の生成には、第2撮像信号のうちのB2画素信号のみが必要であるので、間引き読み出しによる輝度及び解像度の劣化は生じない。

40

【0078】

なお、上記実施形態では、間引き読み出しを行うことにより第2撮像信号の読み出しに

50

要する第2読み出し時間T2を短くしているが、第2撮像信号の読み出し時に、制御部41からTG55に inputsする制御信号のクロック周波数を高めることにより、第2読み出し時間T2を短くしても良い。

【0079】

また、第2撮像信号の読み出し時に、間引き読み出しに代えて、列方向に2画素ずつ加算（同色の画素信号を加算）することにより、第2読み出し時間T2を短くしても良い。CMOS型の撮像素子における画素加算の方式は、例えば、特開2012-253624号公報等で知られている。この画素加算には平均加算も含まれる。

【0080】

上記実施形態では、画素アレイ部50の全領域から画素信号を読み出しているが、第2撮像信号の読み出し時に、図14に示すように、画素アレイ部50に対応する第1画素領域（全領域）50bを、行方向及び列方向に縮小した第2画素領域（縮小領域）50bからのみ画素信号を読み出すことにより、第2読み出し時間T2を短くしても良い。第2画素領域50bは、行方向及び列方向の一方にのみ縮小しても良い。

【0081】

また、第2撮像信号の読み出し時に、カラムADC回路52で用いられる参照信号VREFの時間変化率を、第1撮像信号の読み出し時より大きくすることにより、第2読み出し時間T2を短くすることも可能である。

【0082】

具体的には、図15(a)に示すように、参照信号生成部52cから第1参照信号VREF1と第2参照信号VREF2とを出力可能とする。第1参照信号VREF1は、第1撮像信号の読み出し時に用いられ、第2参照信号VREF2は、第2撮像信号の読み出し時に用いられる。第2参照信号VREF2は、第1参照信号VREF1よりも時間変化率が大きく設定されている。また、図15(c)に示すように、第2参照信号VREF2の時間変化率に応じて、1クロック当たりのカウンタ52bのカウント数も変更される。例えば、第2参照信号VREF2の時間変化率を、第1参照信号VREF2の時間変化率の2倍とする。そして、第2参照信号VREF2使用時の1クロック当たりのカウント数を、第1参照信号VREF1使用時の2倍とする。このように構成することで、第2読み出し時間T2が、第1読み出し時間T1より短くなる。但し、第2参照信号VREF2により得られるデジタル画素信号PSD2は、第1参照信号VREF1により得られるデジタル画素信号PSD1より精度が低下する（A/D変換の精度が低下する）。

【0083】

また、第2撮像信号の読み出し時に、ブランキング期間（垂直ブランキング期間及び水平ブランキング期間）を短くすることにより、第2読み出し時間T2を短くすることも可能である。

【0084】

以上列挙した第2撮像信号の読み出し時間T2を短くする方法を2以上組み合わせることにより、読み出し時間T2を可能な限り短くしても良い。

【0085】

また、第2撮像信号の読み出し時間T2を短くしても、第1及び第2撮像信号の取得に要する時間がフレーム時間FTの2倍を超えてしまう場合には、図16に示すように、第2照明光の照射時間（露光時間）ET2を、第1照明光の照射時間（露光時間）ET1より短くすることにより、第1及び第2撮像信号の取得に要する時間をフレーム時間FTの2倍としても良い。この場合には、第2撮像信号の輝度が低下するので、第2撮像信号に対してゲイン補正を施すことが好ましい。このゲイン補正は、DSP43で行う。また、撮像素子39にカラムアンプを設け、カラムアンプによりゲイン補正を行っても良い。

【0086】

上記実施形態では、特殊観察モードでは、第1及び第2照明の照射開始時に、一括リセット方式で全画素行が同時にリセットしているが、この一括リセットは、第1及び第2照明光の照射開始と同時であることは必須でなく、照射開始の前または後にずれていても良

10

20

30

40

50

い。すなわち、一括リセットは、照射開始に伴って行われれば良い。

【 0 0 8 7 】

また、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。第 1 撮像信号の順次読み出しを行う消灯期間では、読み出した直後の画素行を順にリセットすれば良い。また、第 2 撮像信号の間引き読み出しを行う消灯期間では、読み出した直後の画素行と、間引きにより読み飛ばした画素行との 2 画素行ずつ順にリセットすれば良い。この場合は、第 1 及び第 2 照明光の照射開始により露光が開始する。

【 0 0 8 8 】

上記実施形態では、原色型のカラーフィルタアレイ 6 0 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。

10

【 0 0 8 9 】

上記実施形態では、第 1 及び第 2 L D 3 0 a , 3 0 b から射出される第 1 及び第 2 レーザ光を、蛍光体 3 6 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 2 0 1 3 - 1 6 5 7 7 6 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 (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 0 】

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。

20

【 0 0 9 1 】

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 1 7 に示すように、カプセル内視鏡 8 0 は、照明部 8 1 と、レンズ 8 2 と、撮像素子 8 3 と、信号処理部 8 4 と、メモリ 8 5 と、送信部 8 6 と、制御部 8 7 と、電源 8 8 と、これらを収容するカプセルハウジング 8 9 とで構成されている。

【 0 0 9 2 】

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 型の撮像素子であり、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。

30

【 0 0 9 3 】

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 0 9 4 】

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。

40

【 符号の説明 】

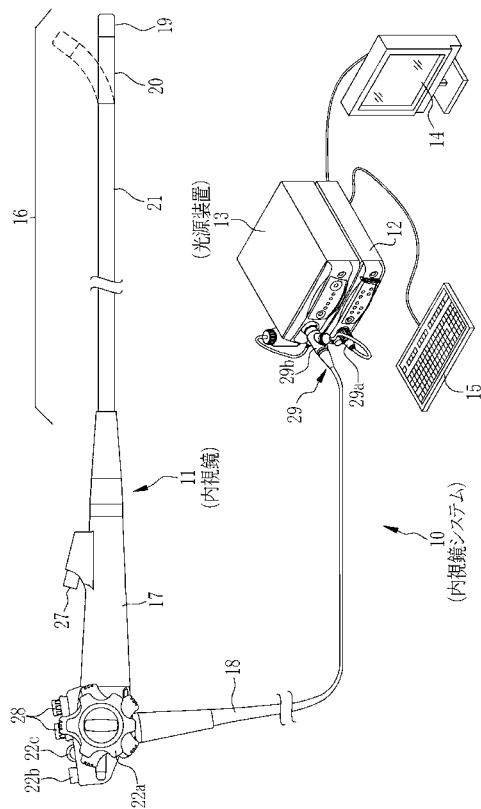
【 0 0 9 5 】

- 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

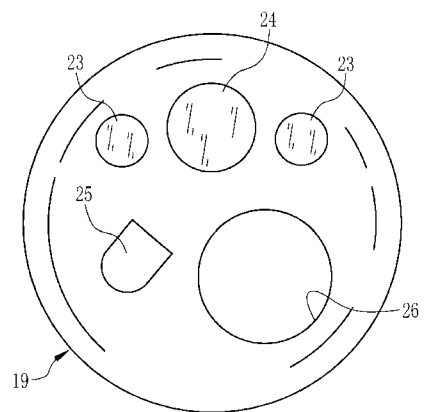
50

- 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
- 5 2 カラム A D C 回路

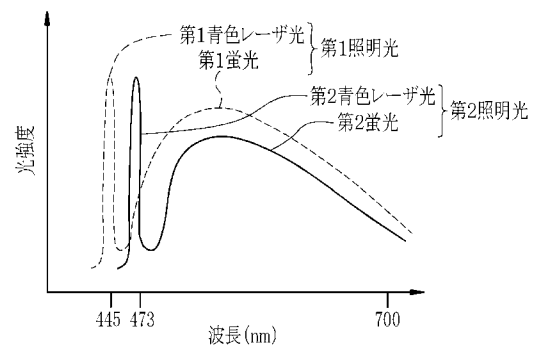
【 図 1 】



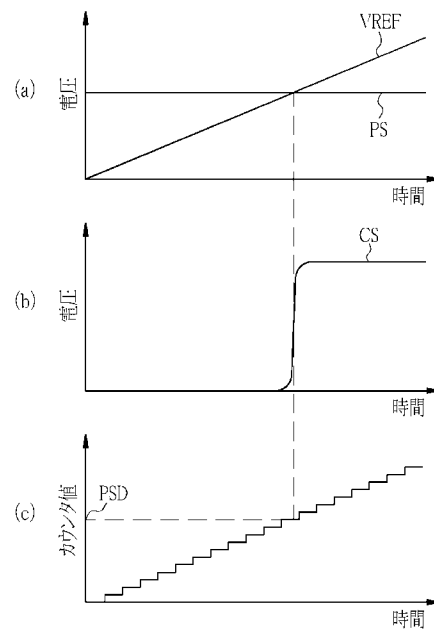
【 図 2 】



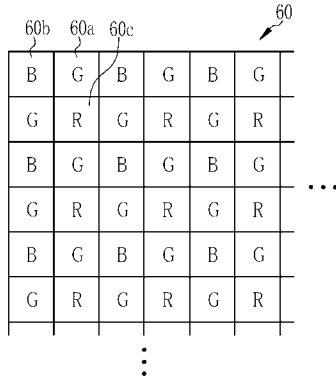
【 図 4 】



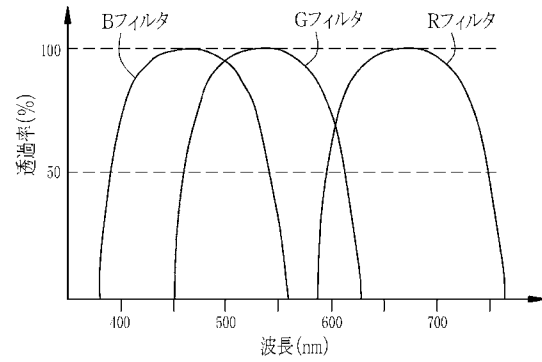
【 図 6 】



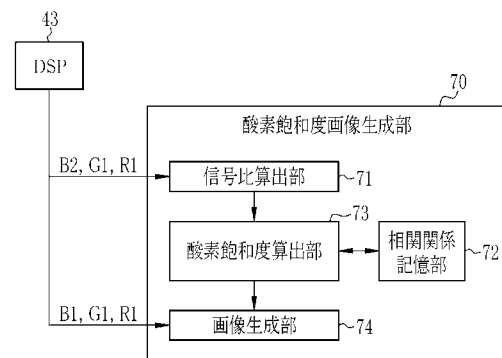
【図 7】



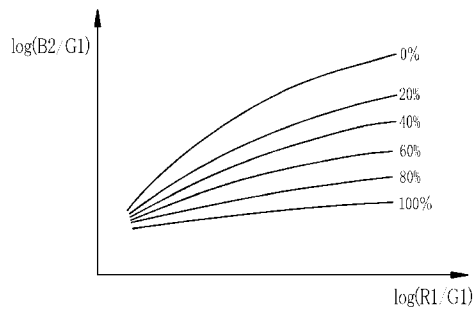
【図 8】



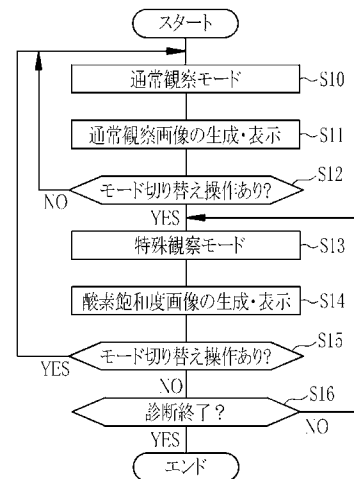
【図 10】



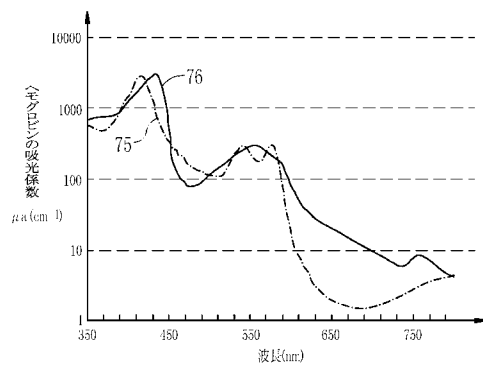
【図 11】



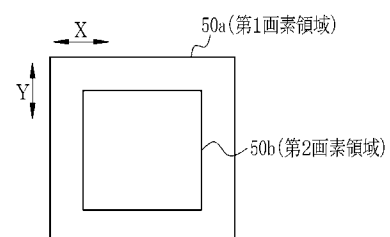
【図 13】



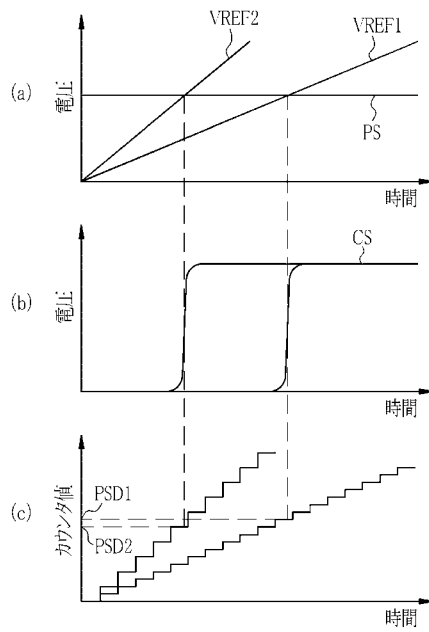
【図 12】



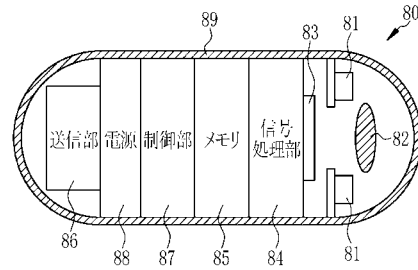
【図 14】



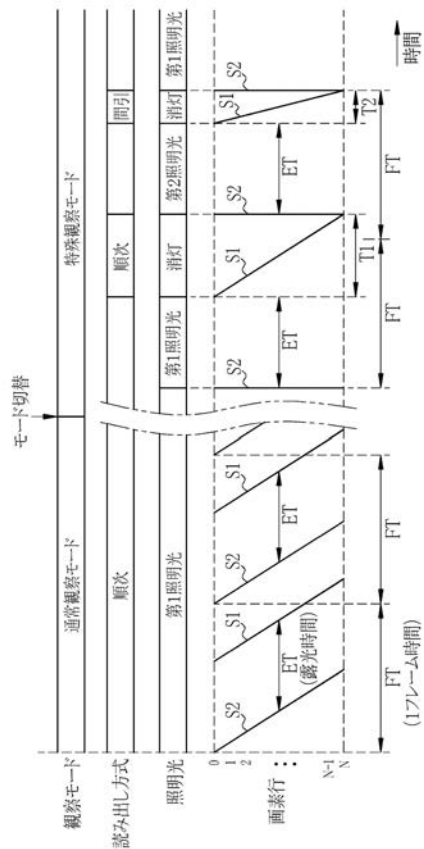
【図 15】



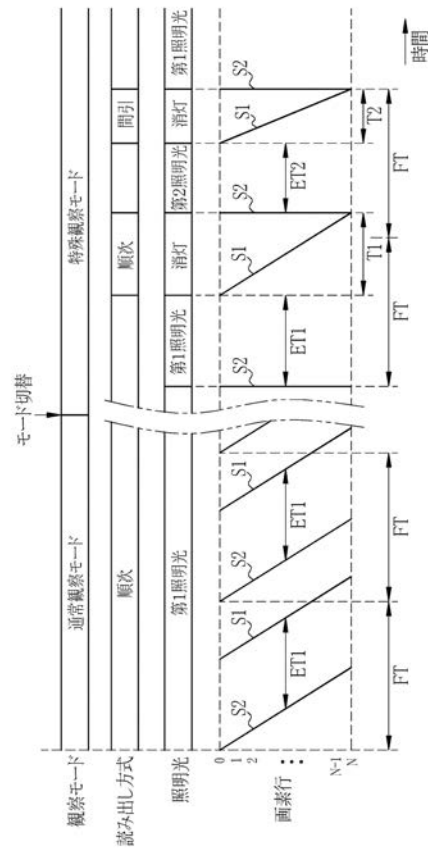
【図 17】



【図 9】



【図 16】



【手続補正書】

【提出日】平成27年12月15日(2015.12.15)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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 1 照明光を照射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、

前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、

前記制御部は、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くし、

前記第 1 撮像信号の読み出しに要する前記第 1 読み出し時間の逆数より前記第 2 撮像信号の読み出しに要する前記第 2 読み出し時間の逆数を大きくする

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、前記通常観察モードでは、前記画素を一行ずつ列方向に順に選択して信号読み出し及びリセットを行うローリングシャッタ方式で前記撮像素子を駆動し、特殊観察モード時には、前記各照明光の照射開始に伴って前記画素を一括してリセットし、前記各照明光の照射を停止させた後、前記画素を列方向に順に選択して信号読み出しを行うグローバルシャッタ方式で前記撮像素子を駆動する請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記複数の画素は、分光感度の異なる複数種の画素群に分けられ、

前記制御部は、前記第 2 撮像信号として、前記異吸光波長光に対して最も感度が高い画素群の信号のみを読み出すことにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記制御部は、前記撮像素子に与える制御信号のクロック周波数を高めることにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御部は、前記撮像素子を列方向に画素加算方式で駆動することにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、前記撮像素子から信号を読み出す画素領域を縮小することにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡シ

ステム。

【請求項 7】

前記撮像素子は、前記画素の列ごとにアナログ信号をデジタル信号に変換する A D C が配列されたカラム A D C 回路を有しており、

前記制御部は、前記カラム A D C 回路の参照信号の時間変化率を大きくすることにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記制御部は、前記撮像素子のブランキング期間を短くすることにより、前記第 2 読み出し時間を前記第 1 読み出し時間より短くする請求項 1 または 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記制御部は、前記特殊観察モード時に、前記第 2 照明光の照射時間を、前記第 1 照明光の照射時間より短くする請求項 1 から 8 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記画像処理部は、前記第 1 撮像信号及び前記第 2 撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、前記第 1 撮像信号に基づいて通常観察画像を算出し、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酸素飽和度画像を生成する請求項 1 から 9 いずれか 1 項に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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 照明光を照射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に照射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、

前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の照射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、

前記制御部は、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くし、

前記第 1 撮像信号の読み出しに要する前記第 1 読み出し時間の逆数より前記第 2 撮像信号の読み出しに要する前記第 2 読み出し時間の逆数を大きくする

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 12】

第 1 照明光と、前記第 1 照明光とは分光特性が異なり、かつ、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 照明光と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、行方向及び列方向に 2 次元配列された複数の画素により撮像する 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 照明光を出射させた状態で、前記撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、前記照明部から前記第 1 照明光及び前記第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に出射させ、前記各消灯期間に、前記撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能にさせるステップと、

画像処理部が、前記特殊観察モード時に、前記第 1 照明光の出射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、前記第 2 照明光の出射後の前記消灯期間に前記撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成するステップと、

前記制御部が、前記特殊観察モード時に前記撮像素子を制御して、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、前記第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くし、前記第 1 撮像信号の読み出しに要する前記第 1 読み出し時間の逆数より前記第 2 撮像信号の読み出しに要する前記第 2 読み出し時間の逆数を大きくするステップと、

を備えることを特徴とする内視鏡システムのプロセッサ装置の作動方法。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

に、第 1 照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第 1 撮像信号と、第 2 照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第 2 撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、制御部は、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間より、第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間を短くし、第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間の逆数より第 2 撮像信号の読み出しに要する第 2 読み出し時間の逆数を大きくする。

[0012]

制御部は、通常観察モードでは、画素を一行ずつ列方向に順に選択して信号読み出し及びリセットを行うローリングシャッタ方式で撮像素子を駆動し、特殊観察モード時には、各照明光の照射開始に伴って画素を一括してリセットし、各照明光の照射を停止させた後、画素を列方向に順に選択して信号読み出しを行うグローバルシャッタ方式で撮像素子を駆動することが好ましい。

[0013]

複数の画素は、分光感度の異なる複数種の画素群に分けられ、制御部は、第 2 撮像信号として、異吸光波長光に対して最も感度が高い画素群の信号のみを読み出すことにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くすることが好ましい。

[0014]

制御部は、撮像素子に与える制御信号のクロック周波数を高めることにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

[0015]

制御部は、撮像素子を列方向に画素加算方式で駆動することにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

[0016]

制御部は、撮像素子から信号を読み出す画素領域を縮小することにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

[0017]

撮像素子は、画素の列ごとにアナログ信号をデジタル信号に変換する A/D が配列されたカラム A/D 回路を有しており、制御部は、カラム A/D 回路の参照信号の時間変化率を大きくすることにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

[0018]

制御部は、撮像素子のブランキング期間を短くすることにより、第 2 読み出し時間を第 1 読み出し時間より短くしても良い。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 5

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 0 5 】

[0 0 1 9]

制御部は、特殊観察モード時に、第2照明光の照射時間を、第1照明光の照射時間より短くしても良い。

[0 0 2 0]

画像処理部は、第1撮像信号及び第2撮像信号に基づいて酸素飽和度を算出し、第1撮像信号に基づいて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画像を生成することが好ましい。

[0 0 2 1]

本発明の内視鏡システムのプロセッサ装置は、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光と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、行方向及び列方向に2次元配列された複数の画素により撮像する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1照明光を照射させた状態で、撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、照明部から第1照明光及び第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、撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能とする制御部と、特殊観察モード時に、第1照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第1撮像信号と、第2照明光の照射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第2撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成する画像処理部と、を備え、制御部は、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くし、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間の逆数より第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間の逆数を大きくする。

[0 0 2 2]

本発明の内視鏡システムの作動方法は、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光と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、行方向及び列方向に2次元配列された複数の画素により撮像する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1照明光を出射させた状態で、撮像素子から信号読み出しを行う通常観察モードと、照明部から

【手続補正4】

【補正対象書類名】 明細書

【補正対象項目名】 0 0 0 6

【補正方法】 変更

【補正の内容】

【 0 0 0 6 】

第1照明光及び第2照明光を、消灯期間を介して交互に出射させ、各消灯期間に、撮像素子から信号読み出しを行う特殊観察モードと、を選択的に実行可能にさせるステップと、画像処理部が、特殊観察モード時に、第1照明光の出射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第1撮像信号と、第2照明光の出射後の消灯期間に撮像素子から読み出された第2撮像信号とに基づいて酸素飽和度画像を生成するステップと、制御部が、特殊観察モード時に撮像素子を制御して、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くし、第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間の逆数より第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間の逆数を大きくするステップと、を備える。

発明の効果

[0 0 2 3]

本発明によれば、特殊観察モード時には、第1照明光と、第1照明光とは分光特性が異なり、かつ、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照明光とを、消灯期間を介して交互に検体に照射させ、第1照明光の照射後の消灯期間に行う第1撮像信号の読み出しに要する第1読み出し時間より、第2照明光の照射後の消灯期間に行う第2撮像信号の読み出しに要する第2読み出し時間を短くするので、第1撮像信号及び第2撮像信号に基づいて生成する酸素飽和度画像の輝度及び解像度を低下させずに、フレームレートの低下を抑えることができる。

図面の簡単な説明

[0 0 2 4]

[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] カラムADC回路の動作を説明する図である。

[図 7] カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

[図 8] カラーフィルタの分光透過特性を示す図である。

[図 9] 通常観察モード及び特殊観察モード時の露光及び信号読み出しタイミング

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050869

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, H04N5/225
(2006.01)i, H04N7/18(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, G02B23/24-23/26, H04N5/225-5/247, H04N7/18

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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2013-165776 A (Fujifilm Corp.), 29 August 2013 (29.08.2013), entire text; all drawings & US 2013/0211217 A1 & EP 2628437 A1 & CN 103251370 A	1-11
Y	JP 5259882 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 07 August 2013 (07.08.2013), entire text; all drawings & US 2013/0169843 A1 & US 8643710 B2 & WO 2012/043771 A1 & EP 2604176 A1 & CN 103124515 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
26 March 2015 (26.03.15)Date of mailing of the international search report
07 April 2015 (07.04.15)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/JP2015/050869

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 5435916 B2 (Fujifilm Corp.), 05 March 2014 (05.03.2014), entire text; all drawings & JP 2010-68992 A & US 2010/0069713 A1 & US 8231522 B2	1-11
A	JP 2010-184047 A (Fujifilm Corp.), 26 August 2010 (26.08.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2012-19982 A (Fujifilm Corp.), 02 February 2012 (02.02.2012), entire text; all drawings & US 2012/0016200 A1 & EP 2407087 A2 & CN 102334972 A	1-11
A	JP 2010-172673 A (Fujifilm Corp.), 12 August 2010 (12.08.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-11
A	JP 2011-250926 A (Fujifilm Corp.), 15 December 2011 (15.12.2011), entire text; all drawings & CN 102266217 A	1-11
A	JP 5245022 B1 (Olympus Medical Systems Corp.), 24 July 2013 (24.07.2013), entire text; all drawings & US 2013/0208101 A1 & WO 2013/024788 A1 & EP 2636359 A1 & CN 103260499 A	1-11
A	JP 5274720 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 28 August 2013 (28.08.2013), entire text; all drawings & US 2013/0222562 A1 & WO 2012/081618 A1 & EP 2629504 A1 & CN 103262522 A	1-11
A	JP 5296930 B2 (Olympus Medical Systems Corp.), 25 September 2013 (25.09.2013), entire text; all drawings & US 2013/0201315 A1 & WO 2012/176561 A1 & EP 2664268 A1 & CN 103347433 A	1-11
A	JP 2012-23492 A (Sony Corp.), 02 February 2012 (02.02.2012), entire text; all drawings & US 2012/0016230 A1 & CN 102370462 A	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050869

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2007-166486 A (Victor Company of Japan, Ltd.), 28 June 2007 (28.06.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1-11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050869

Box No. II	Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)
This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons: 1. ☒ Claims Nos.: 12 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: (See extra sheet) 2. ☐ Claims Nos.: because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically: 3. ☐ Claims Nos.: because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).	
Box No. III	Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)
This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows: 1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims. 2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees. 3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.: 4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: Remark on Protest ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee. ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation. ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/050869

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

Claim 12 is "a method for operating a processor device of an endoscope system", and includes the step with an influence on a subject by the endoscope system since "first illumination light is applied" and "the first illumination light and second illumination light are alternately applied...". Therefore, it does not correspond to a method for controlling the operation of a medical device and is a method for treatment of the human body by surgery. Therefore, the claim relates to a subject matter not required to be searched by this International Searching Authority under the provisions of PCT Article 17(2)(a)(i) and PCT Rule 39.1.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 0 8 6 9									
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/26(2006.01)i, H04N5/225(2006.01)i, H04N7/18(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（I P C）） Int.Cl. A61B1/00-1/32, G02B23/24-23/26, H04N5/225-5/247, H04N7/18											
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										
国際調査で利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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)											
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									
Y	JP 2013-165776 A（富士フイルム株式会社）2013.08.29, 全文, 全図 & US 2013/0211217 A1 & EP 2628437 A1 & CN 103251370 A	1-11									
Y	JP 5259882 B2（オリンパスメディカルシステムズ株式会社）2013.08.07, 全文, 全図 & US 2013/0169843 A1 & US8643710 B2 & WO 2012/043771 A1 & EP 2604176 A1 & CN 103124515 A	1-11									
A	JP 5435916 B2（富士フイルム株式会社）2014.03.05, 全文, 全図 & JP 2010-68992 A & US 2010/0069713 A1 & US 8231522 B2	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 26.03.2015		国際調査報告の発送日 07.04.2015									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / 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） 遠藤 孝徳 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 0 8 6 9
C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリ*	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 2010-184047 A (富士フイルム株式会社) 2010.08.26, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2012-19982 A (富士フイルム株式会社) 2012.02.02, 全文, 全図 & US 2012/0016200 A1 & EP 2407087 A2 & CN 102334972 A	1-11
A	JP 2010-172673 A (富士フイルム株式会社) 2010.08.12, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11
A	JP 2011-250926 A (富士フイルム株式会社) 2011.12.15, 全文, 全図 & CN 102266217 A	1-11
A	JP 5245022 B1 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.07.24, 全文, 全図 & US 2013/0208101 A1 & WO 2013/024788 A1 & EP 2636359 A1 & CN 103260499 A	1-11
A	JP 5274720 B2 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.08.28, 全文, 全図 & US 2013/0222562 A1 & WO 2012/081618 A1 & EP 2629504 A1 & CN 103262522 A	1-11
A	JP 5296930 B2 (オリンパスメディカルシステムズ株式会社) 2013.09.25, 全文, 全図 & US 2013/0201315 A1 & WO 2012/176561 A1 & EP 2664268 A1 & CN 103347433 A	1-11
A	JP 2012-23492 A (ソニー株式会社) 2012.02.02, 全文, 全図 & US 2012/0016230 A1 & CN 102370462 A	1-11
A	JP 2007-166486 A (日本ビクター株式会社) 2007.06.28, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-11

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 5 0 8 6 9

第Ⅱ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第1ページの2の続き）

法第8条第3項（PCT第17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☒ 請求項 1 2 は、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項 1 2 は、「内視鏡システムのプロセッサ装置の作動方法」であるが、「第1照明光を照射させ」、「第1照明光及び…第2照明光を、…交互に照射させ」ることから、内視鏡システムによる検体に対する作用工程を含み、医療機器の作動方法には該当せず、手術による人体の処置方法であり、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1の規定により、この国際調査機関が調査することを要しない対象に係るものである。
2. ☐ 請求項 は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求項 は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第1ページの3の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- ☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210（第1ページの続葉（2））（2009年7月）

フロントページの続き

(51) Int. Cl. F I テーマコード (参考)
H 0 4 N 5/374 (2011.01) H 0 4 N 5/335 7 4 0

(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

(72) 発明者 小柴 賢明

神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 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 DA15 DA21 GA02
 GA11
 4C161 CC06 DD03 HH51 LL02 MM05 NN01 QQ04 QQ09 RR03 SS23
 5C024 AX01 CX51 CY44 DX01 GX03 GX16 GY31 HX24
 5C122 DA03 DA04 DA26 EA42 FC02 FC07 GG05 GG21 HA87 HB01
 HB02 HB06

(注) この公表は、国際事務局 (W I P O) 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 1 8 4 条の 1 0 第 1 項 (実用新案法第 4 8 条の 1 3 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以及操作内窥镜系统的方法		
公开(公告)号	JPWO2015136963A1	公开(公告)日	2017-04-06
申请号	JP2016507374	申请日	2015-01-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	矢野孝 村山任 瀬戸秀夫 小柴賢明		
发明人	矢野 孝 村山 任 瀬戸 秀夫 小柴 賢明		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/353 H04N5/374		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/041 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/051 A61B1/0653 A61B5/0075 A61B5/14551 A61B5/14556 A61B5/1459 G02B23/2461 G02B23/2484 G02B23/26 H04N5/2256 H04N7/18 H04N2005/2255 A61B1/00006 H04N5/3532		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.362.A G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/335.530 H04N5/335.740		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA03 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR03 4C161/SS23 5C024/AX01 5C024/CX51 5C024/CY44 5C024/DX01 5C024/GX03 5C024/GX16 5C024/GY31 5C024/HX24 5C122/DA03 5C122/DA04 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FC02 5C122/FC07 5C122/GG05 5C122/GG21 5C122/HA87 5C122/HB01 5C122/HB02 5C122/HB06		
优先权	2014048895 2014-03-12 JP		
其他公开文献	JP6224819B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜系统，用于内窥镜系统的处理器装置，以及用于操作内窥镜系统的方法，利用该内窥镜系统可以在不降低氧饱和度图像的亮度和分辨率的情况下抑制帧速率的降低。在特殊观察模式中，具有与第一照明光的光谱特性不同并且包括对氧合血红蛋白和还原血红蛋白具有不同吸收系数的不同吸收波长光的光谱特性的第一照明光和第二照明光交替地发射到在插入关闭时段的同时测试主体，并且通过CMOS图像传感器捕获图像。在发射第一照明光之后的关闭时段期间从图像传感器读取第一图像捕获信号，并且在发射第二照明光之后的关闭时段期间从图像传感器读取第二图像捕获信号。这里，使读取第二图像捕获信号所花费的第二读取时间短于读取第一图像捕获信号所花费的第一读取时间。基于从图像传感器读取的第一和第二图像捕获信号生成氧饱和度图像。

