

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6224819号
(P6224819)

(45) 発行日 平成29年11月8日 (2017. 11. 8)

(24) 登録日 平成29年10月13日 (2017. 10. 13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 1/045 (2006. 01)**A 6 1 B** 1/00 (2006. 01)**G O 2 B** 23/24 (2006. 01)**H O 4 N** 5/225 (2006. 01)**H O 4 N** 5/353 (2011. 01)

A 6 1 B 1/045 6 3 2

A 6 1 B 1/045 6 1 2

A 6 1 B 1/00 5 1 3

G O 2 B 23/24 B

H O 4 N 5/225

請求項の数 12 (全 21 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-507374 (P2016-507374)
 (86) (22) 出願日 平成27年1月15日 (2015. 1. 15)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/050869
 (87) 国際公開番号 W02015/136963
 (87) 国際公開日 平成27年9月17日 (2015. 9. 17)
 審査請求日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)
 (31) 優先権主張番号 特願2014-48895 (P2014-48895)
 (32) 優先日 平成26年3月12日 (2014. 3. 12)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 110001988
 特許業務法人小林国際特許事務所
 (72) 発明者 矢野 孝
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 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
 (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) 【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

10

20

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

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】

【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。

【0003】

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

10

20

30

40

50

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。

【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 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、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。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。

10

【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。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2012-213550号公報

【特許文献2】特許5249882号公報

【特許文献3】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】

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。

30

【0008】

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。

40

【0009】

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。

【0010】

50

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】

【0011】

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CMOS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。

10

【0012】

20

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】

30

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。

40

【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

50

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。

10

【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。

20

30

【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。

40

【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。

50

【図 6】 カラム A D C 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 $B2/G1$, $R1/G1$ 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。

10

【図 15】 信号読み出し時間を短くするためのカラム A D C 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。

20

【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。

30

【0028】

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

【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。

40

【0030】

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

50

されている。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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とを交互に点灯させる。

【0035】

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。

【0036】

内視鏡11は、ライトガイド35と、蛍光体36と、照明光学系37と、撮像光学系38と、撮像素子39と、信号送信部40とを有している。ライトガイド35は、各照明窓23に対して1本ずつ設けられている。このライトガイド35としては、マルチモードファイバを使用することができる。例えば、コア径105μm、クラッド径125μm、外皮となる保護層を含めた径が0.3～0.5mmの細径なファイバケーブルを使用することができる。

【0037】

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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【0045】

画像処理部 44 は、通常観察モード時には、DSP 43 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 44 は、特殊観察モード時には、DSP 43 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。

【0046】

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。

【0047】

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。撮像素子39には、画素の列ごとにADCが配列されている。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、前述の撮像素子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L1及び行リセット線L2が配線されており、列方向に沿って列信号線L3が配線されている。各画素50aは、行選択線L1、行リセット線L2、及び列信号線L3に接続されている。TG55は、プロセッサ装置12の制御部41から入力される制御信号に基づいて各部を制御する。

10

【0048】

画素50aは、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L1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、列信号線L3に出力させる。リセットトランジスタM3は、行リセット線L2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。

20

【0049】

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L1に行選択信号S1を与えることにより、該行選択線L1に接続された画素50aの画素信号PSを列信号線L3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L2にリセット信号S2を与えることにより、該行リセット線L2に接続された画素50aをリセットする。

【0050】

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とを有している。コンパレータ52a及びカウンタ52bは、各列信号線L3に接続されている。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VREFを生成する。各コンパレータ52aには、行選択線L1から画素信号PSが入力され、参照信号生成部52cから参照信号VREFが入力される。

30

【0051】

コンパレータ52aは、画素信号PSと参照信号VREF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CSを出力する。この出力信号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6（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。

40

【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。

50

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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

【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 3 9 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。

10

【0061】

制御部 4 1 は、通常観察モード中にモード切替スイッチ 2 2 b が操作され、通常観察モードから特殊観察モードへの切り替えを指示するモード切替操作信号を受信すると、光源制御部 3 1 を制御して、第 1 及び第 2 L D 3 0 a, 3 0 b を、消灯期間を介して交互に点灯させることにより、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 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 3 9 を制御して、グローバルシャッタ方式で駆動させる。

【0062】

20

具体的には、まず、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 照明光を射出させた状態で、一括リセット方式により、全画素行を同時にリセットする。この一括リセットの実行から露光時間 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 L D 3 0 a, 3 0 b を共に消灯状態とする。そして、この消灯期間中、順次読み出し方式により、先頭画素行「0」から最終画素行「N」まで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 L D 3 0 b 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 L D 3 0 a, 3 0 b を共に消灯状態とする。そして、この消灯期間中に、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 B 2 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、B 2 画素信号のみが高速に読み出される。

30

【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 T 2 を、第 1 撮像信号の読み出しに要する第 1 読み出し時間 T 1 より短くしている。この第 1 読み出し時間 T 1 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】

40

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 E T と第 1 読み出し時間 T 1 との和が、通常観察モード時のフレーム時間 F T (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 T 2 を第 1 読み出し時間 T 1 より短くしているため、第 2 照明光の露光時間 E T と第 2 読み出し時間 T 2 との和については、フレーム時間 F T 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 F T の 2 倍とすることができる。

【0066】

以上のように撮像素子 3 9 が駆動されることにより、B 1, G 1, R 1 画素信号を含む第 1 撮像信号と、B 2 画素信号のみを含み第 2 撮像信号とが D S P 4 3 に入力される。D

50

S P 4 3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B 1, G 1, R 1, B 2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、D S P 4 3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、B 2画素信号、G 1画素信号、R 1画素信号が入力される。信号比算出部71は、B 2画素信号とG 1画素信号との信号比 $B 2 / G 1$ と、R 1画素信号とG 1画素信号との信号比 $R 1 / G 1$ とを、画素毎に算出する。これらの信号比 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ 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 $B 2 / G 1$ である。

10

【0069】

相関関係記憶部72は、信号比 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ 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 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ に対する等値線の位置及び形状は、光散乱の物理的なシミュレーションによって予め得られ、各等値線の間隔は、血液量（信号比 $R 1 / G 1$ ）に応じて変化する。なお、信号比 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ 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。

20

【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B 2画素信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも大きく依存する。これに対して、R 1画素信号は、主として血液量に依存する。このため、B 2画素信号とR 1画素信号とを、それぞれリファレンス信号としてのG 1画素信号で割った値（信号比 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ ）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。

30

【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 $B 2 / G 1$, $R 1 / G 1$ 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%を上回することは殆どない。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（B 1, G 1, R 1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、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。

40

【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

50

テップ S 1 0)。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 3 9 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 3 9 から読み出された第 1 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。

【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のある部位を発見し、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 Y E S）、特殊観察モードに移行する（ステップ S 1 3）。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 3 9 が駆動される。

【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 4 4 の酸素飽和度画像生成部 7 0 により酸素飽和度画像が生成され、モニタ 1 4 に表示される（ステップ S 1 4）。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 に表示される酸素飽和度画像は、2 フレーム時間毎に更新される。

【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 SW 2 2 b 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 SW 2 2 b が操作されると（ステップ S 1 5 で Y E S）、通常観察モードに戻り（ステップ S 1 0）、同様の動作が実行される。一方、モード切替 SW 2 2 b 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 S 1 6 で Y E S）、内視鏡システム 1 0 の動作が終了する。

【0077】

以上のように、内視鏡システム 1 0 は、CMOS 型の撮像素子 3 9 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ので、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 T 2 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 B 2 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。

【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要する第 2 読み出し時間 T 2 を短くしているが、第 2 撮像信号の読み出し時に、制御部 4 1 から T G 5 5 に入力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 T 2 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 T 2 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 2 0 1 2 - 2 5 3 6 2 4 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 5 0 の全領域から画素信号を読み出しているが、第 2

10

20

30

40

50

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にす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。

【0087】

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。

【0088】

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

【0089】

上記実施形態では、第1及び第2LD30a、30bから射出される第1及び第2レーザー光を、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。

【0090】

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。

10

【0091】

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

【0092】

照明部81は、LED及び波長選択フィルタを有し、前述の第1及び第2照明光を検体に照射する。撮像素子83は、CMOS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82を介して撮像し、前述の第1及び第2撮像信号を出力する。信号処理部84は、第1及び第2撮像信号に対して、上記実施形態のDSP43及び画像処理部44が行う信号処理を行い、通常観察画像及び酸素飽和度画像を生成する。メモリ85は、各画像を記憶する。送信部86は、メモリ85に記憶された各画像を、外部の記録装置（図示せず）に無線送信する。制御部87は、各部を制御する。

20

【0093】

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

【0094】

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。

30

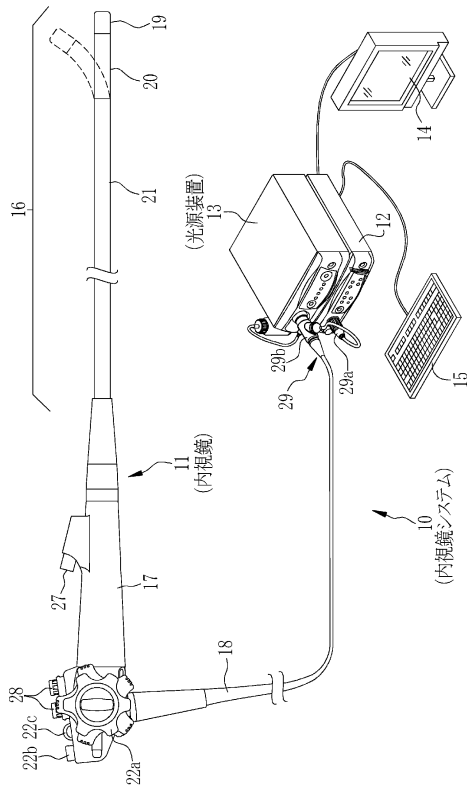
【符号の説明】

【0095】

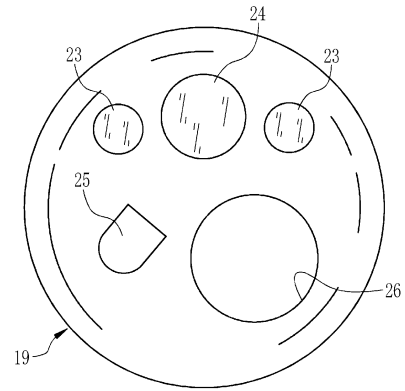
- 10 内視鏡システム
- 11 内視鏡
- 12 プロセッサ装置
- 13 光源装置
- 30a 第1レーザーダイオード
- 30b 第2レーザーダイオード
- 35 ライトガイド
- 36 蛍光体
- 39 撮像素子
- 41 制御部
- 50 画素アレイ部
- 50a 画素
- 52 カラムADC回路

40

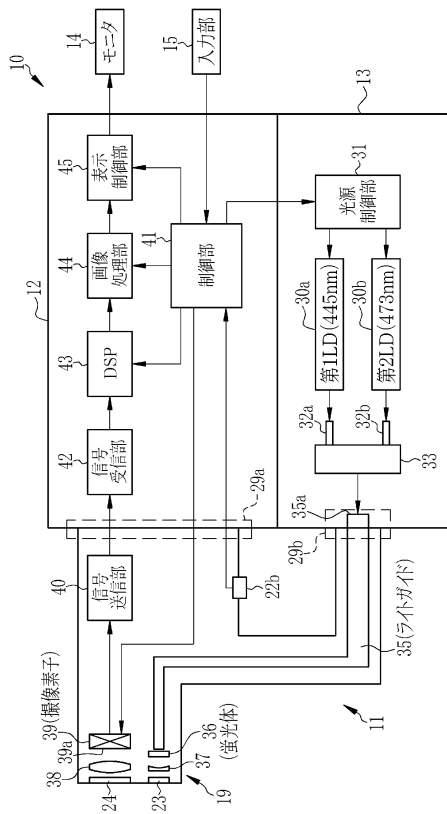
【図 1】



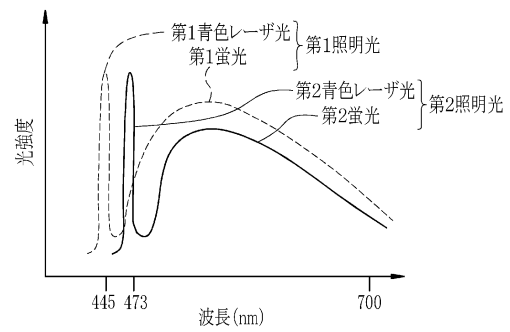
【図 2】



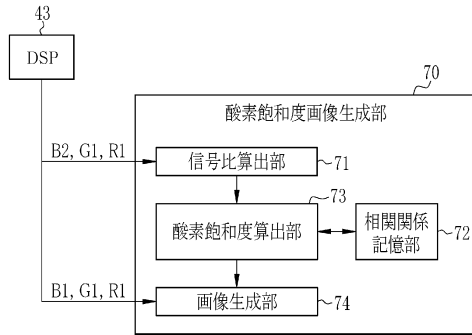
【図 3】



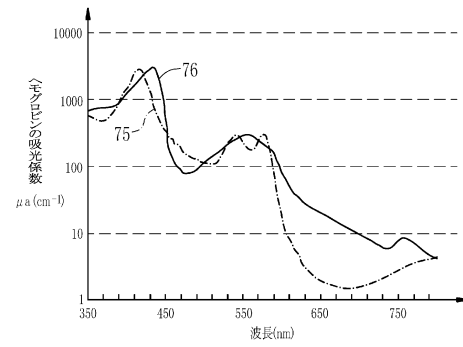
【図 4】



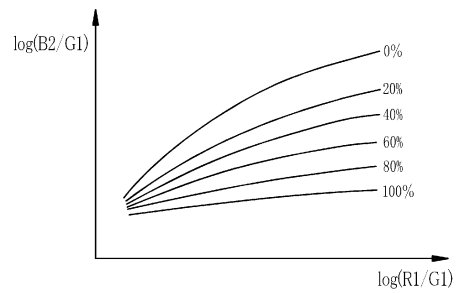
【図 10】



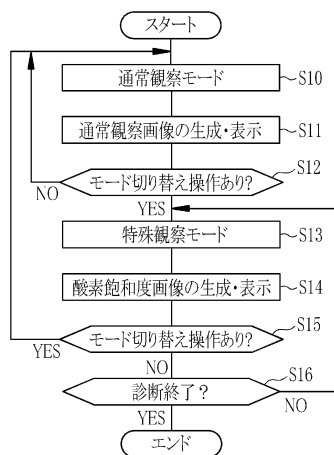
【図 12】



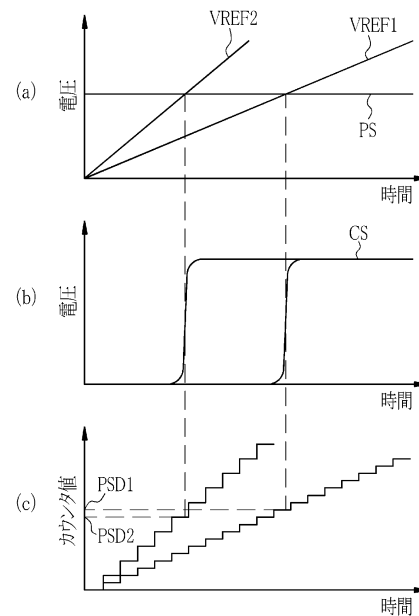
【図 11】



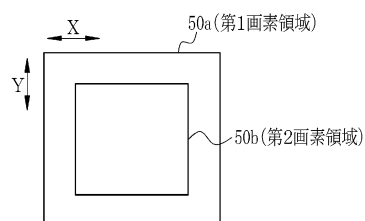
【図 13】



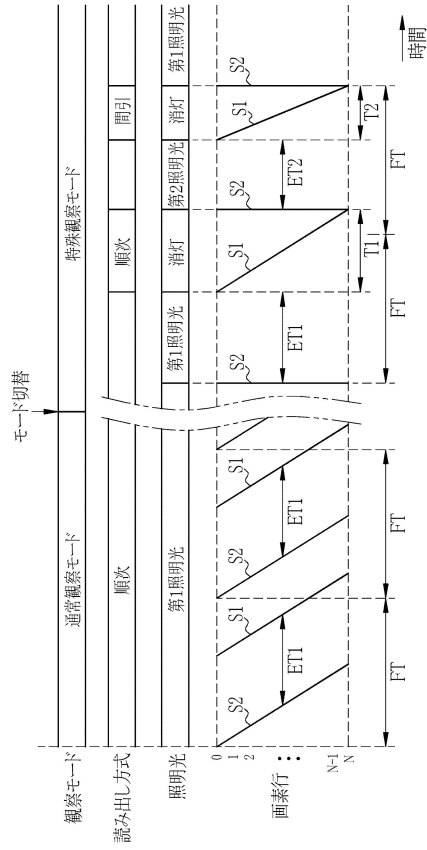
【図 15】



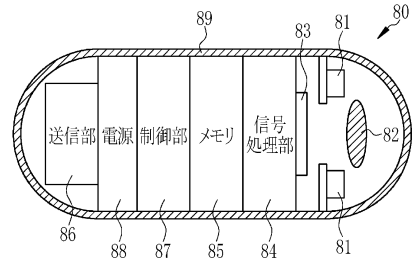
【図 14】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
H 0 4 N 5/374 (2011.01) H 0 4 N 5/353
H 0 4 N 5/374

(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

審査官 森川 能匡

(56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 6 5 7 7 6 (J P, A)
国際公開第 2 0 1 2 / 0 3 3 2 0 0 (W O, A 1)
特開 2 0 1 1 - 2 0 6 3 3 6 (J P, A)
特許第 5 2 5 9 8 8 2 (J P, B 2)
特許第 5 4 3 5 9 1 6 (J P, B 2)
特開 2 0 1 0 - 1 8 4 0 4 7 (J P, A)
特開 2 0 1 2 - 1 9 9 8 2 (J P, A)
特開 2 0 1 0 - 1 7 2 6 7 3 (J P, A)
特開 2 0 1 1 - 2 5 0 9 2 6 (J P, A)
特許第 5 2 4 5 0 2 2 (J P, B 1)
特許第 5 2 7 4 7 2 0 (J P, B 2)
特許第 5 2 9 6 9 3 0 (J P, B 2)
特開 2 0 1 2 - 2 3 4 9 2 (J P, A)
特開 2 0 0 7 - 1 6 6 4 8 6 (J P, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
H 0 4 N 5 / 2 2 5
H 0 4 N 7 / 1 8
G 0 2 B 2 3 / 2 6

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	JP6224819B2	公开(公告)日	2017-11-08
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		
当前申请(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	A61B1/045 A61B1/00 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	A61B1/045.632 A61B1/045.612 A61B1/00.513 G02B23/24.B H04N5/225 H04N5/353 H04N5/374		
优先权	2014048895 2014-03-12 JP		
其他公开文献	JPWO2015136963A1		
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。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6224819号 (P6224819)
(45) 発行日 平成29年11月8日 (2017. 11. 8)	(24) 登録日 平成29年10月13日 (2017. 10. 13)	
(51) Int. Cl. F 1		
A 6 1 B 1/045 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 3 2	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/045 6 1 2	
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 5 1 3	
H 0 4 N 5/225 (2006. 01)	G 0 2 B 23/24 B	
H 0 4 N 5/353 (2011. 01)	H 0 4 N 5/225	
		請求項の数 12 (全 21 頁) 最終頁に続く
(21) 出願番号 特願2016-507374 (P2016-507374)	(73) 特許権者 306037311	
(86) (22) 出願日 平成27年1月15日 (2015. 1. 15)	富士フイルム株式会社	
(86) 国際出願番号 PCT/JP2015/050869	東京都港区西麻布2丁目26番30号	
(87) 国際公開番号 WO2015/136963	110001988	
(87) 国際公開日 平成27年9月17日 (2015. 9. 17)	特許業務法人小林国際特許事務所	
審査請求日 平成28年9月16日 (2016. 9. 16)	(74) 代理人 矢野 孝	
(31) 優先権主張番号 特願2014-48895 (P2014-48895)	神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地	
(32) 優先日 平成26年3月12日 (2014. 3. 12)	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 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	
	(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操作方法		