

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6151850号
(P6151850)

(45) 発行日 平成29年6月21日(2017.6.21)

(24) 登録日 平成29年6月2日(2017.6.2)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 6 2 A

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

請求項の数 10 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-510103 (P2016-510103)
 (86) (22) 出願日 平成27年2月9日(2015.2.9)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/053477
 (87) 国際公開番号 W02015/146318
 (87) 国際公開日 平成27年10月1日(2015.10.1)
 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2014-69803 (P2014-69803)
 (32) 優先日 平成26年3月28日(2014.3.28)
 (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 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
 審査官 富永 昌彦

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】

分光特性が異なる第1及び第2照明光を検体に照射する照明部と、

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

前記照明部から前記第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、

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、

10

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、

10

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。

20

【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、

30

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、

40

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

50

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、

10

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。

20

【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 Semiconductor）型の撮像素子が用いられつつある（特許文献１参照）。これは、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。

30

【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。

40

【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】

50

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。

10

【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。

20

【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】

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。

30

【0013】

撮像素子は、隣接する一对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、一对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、一对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。

40

【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

50

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】

【0020】

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】

【0021】

【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】カラーフィルタアレイの構成を示す図である。

【図9】カラーフィルタの分光透過特性を示す図である。

【図10】通常観察モード時の撮像方式を説明する図である。

- 【図 1 1】特殊観察モード時の撮像方式を説明する図である。
【図 1 2】画像処理部の構成を示すブロック図である。
【図 1 3】信号比と酸素飽和度の相関関係を示すグラフである。
【図 1 4】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 1 5】内視鏡システムの作用を示すフローチャートである。
【図 1 6】間引き読み出し時の動作を説明する図である。
【図 1 7】画素加算読み出し時の動作を説明する図である。
【図 1 8】E X R 配列方式の C M O S 型の撮像素子の構成を示す図である。
【図 1 9】画素対の構成を示す回路図である。
【図 2 0】第 2 撮像方式による駆動タイミングを説明する図である。
【図 2 1】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 2 2】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 1 0 は、生体内の観察部位（検体）を撮像する内視鏡 1 1 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 1 2 と、観察部位を照射するための照明光を内視鏡 1 1 に供給する光源装置 1 3 と、表示画像を表示するモニタ 1 4 とを備えている。プロセッサ装置 1 2 には、モニタ 1 4 の他、キーボードやマウス等の入力部 1 5 が接続されている。

【 0 0 2 3 】

内視鏡 1 1 は、生体の消化管内に挿入される挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に設けられた操作部 1 7 と、内視鏡 1 1 をプロセッサ装置 1 2 及び光源装置 1 3 に接続するためのユニバーサルコード 1 8 とを備えている。挿入部 1 6 は、先端部 1 9、湾曲部 2 0、可撓管部 2 1 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 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 などが設けられている。アングルノブ 2 2 a は、湾曲部 2 0 を湾曲させる操作に用いられる。このアングルノブ 2 2 a の操作により、先端部 1 9 を所望の方向に向けることができる。

【 0 0 2 5 】

モード切替 S W 2 2 b 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 1 4 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 1 4 に表示するモードである。

【 0 0 2 6 】

図 2 において、先端部 1 9 の先端面には、観察部位に照明光を照射する照明窓 2 3 と、観察部位の像を取り込むための観察窓 2 4 と、観察窓 2 4 を洗浄するために送気・送水を行う送気・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 2 7 】

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。

【 0 0 2 8 】

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。

10

【0030】

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

20

【0031】

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

【0032】

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

30

【0033】

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

【0034】

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

40

【0035】

蛍光体 36 は、複数種類の蛍光体物質（例えば YAG 系蛍光体、あるいは BAM（BaMgAlSiO₁₇）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

50

出される。

【0036】

具体的には、第1LD30a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青色レーザ光の入射により蛍光体36から励起発光された第1蛍光とを含んでいる。また、第2LD30b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青色レーザ光の入射により蛍光体36から励起発光された第2蛍光とを含んでおり、第1照明光とは分光特性が異なる。第1蛍光と第2蛍光とのスペクトル形状は、ほぼ同一である。すなわち、波長 λ における第1蛍光の強度 $I_1(\lambda)$ と第2蛍光の強度 $I_2(\lambda)$ との比は、ほぼ一定である。

10

【0037】

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

【0038】

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

20

【0039】

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

【0040】

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

30

【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。DSP43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、DSP43により信号処理が施された撮像信号に対して、色変換処理、色彩強調処理、構造強調処理等を行うことにより通常観察画像を生成する。

40

【0043】

また、画像処理部44は、特殊観察モード時には、第1及び第2照明光が照射された観察部位からの反射光を撮像素子39が撮像することにより得られ、DSP43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。

50

【 0 0 4 5 】

図 5 において、撮像素子 3 9 は、画素アレイ部 5 0 と、行走査回路 5 1 と、行方向に複数の A D C (Analog-to-Digital Converter) が配列されたカラム A D C 回路 5 2 と、ラインメモリ 5 3 と、列走査回路 5 4 と、タイミングジェネレータ (T G) 5 5 とを有する。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。

【 0 0 4 6 】

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 S 及び行リセット線 L R が配線されており、列方向に沿って第 1 列信号線 L V 1 及び第 2 列信号線 L V 2 が配線されている。

【 0 0 4 7 】

行選択線 L S 及び行リセット線 L R は、1 画素行毎に設けられている。第 1 列信号線 L V 1 及び第 2 列信号線 L V 2 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 5 0 a を指している。画素列とは、列方向に並んだ 1 列分の画素 5 0 a を指している。

【 0 0 4 8 】

1 画素行内の各画素 5 0 a は、1 組の行選択線 L S 及び行リセット線 L R に共通に接続されている。各画素 5 0 a は、第 1 列信号線 L V 1 または第 2 列信号線 L V 2 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 5 0 a は、第 1 列信号線 L V 1 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 5 0 a は、第 2 列信号線 L V 2 に接続されている。

【 0 0 4 9 】

各画素 5 0 a は、図 6 に示すように、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 S 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、第 1 列信号線 L V 1 または第 2 列信号線 L V 2 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 R 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 5 0 】

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 S に行選択信号 S 1 を与えることにより、該行選択線 L S に接続された画素 5 0 a の画素信号 P S を第 1 列信号線 L V 1 または第 2 列信号線 L V 2 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 R 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 R に接続された画素 5 0 a をリセットする。

【 0 0 5 1 】

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、第 1 ~ 第 3 キャパシタ C 1 ~ C 3 と、第 1 及び第 2 スイッチ S W 1, S W 2 とを有している。コンパレータ 5 2 a の第 1 入力端子には、第 1 及び第 2 キャパシタ C 1, C 2 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 C 3 が接続されている。コンパレータ 5 2 a の出力端子には、カウンタ 5 2 b 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 L V 1, L V 2 は、1 つのコンパレータ 5 2 a の第 1 及び第 2 キャパシタ C 1, C 2 に、第 1 及び第 2 スイッチ S W 1, S W 2 を介してそれぞれ接続されている。

【 0 0 5 2 】

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。

【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。

【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】

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1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が前述の撮像信号である。

【0057】

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1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。

【0058】

図9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。このうち、後述する異吸光波長光に対して最も感度が高

10

20

30

40

50

い画素群は、B画素である。

【0059】

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。

【0060】

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。

【0061】

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LSが順に選択されながら行選択信号S1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SW1がオンとされ、第2スイッチSW2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SW2がオンとされ、第1スイッチSW1はオフとされる。

【0062】

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LSが順に選択されながら行選択信号S1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SW1がオンとされ、第2スイッチSW2はオフとされる。

【0063】

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LSが順に選択されながら、2つの行選択線LSに同時に行選択信号S1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、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トが行われる。

【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】

10

20

30

40

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

【 0 0 6 8 】

具体的には、制御部 4 1 は、まず、順次リセット方式により、先頭画素行「 0 」から最終画素行「 N 」まで 1 画素行ずつ順にリセットを行う。この順次リセットの開始から露光時間 E T が経過した後、制御部 4 1 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 3 9 から 1 フレーム分の撮像信号が出力される。このローリングシャッタ方式の駆動が、通常観察モードの間繰り返し実行され、1 フレーム時間 F T (例えば、1 / 6 0 秒) 毎に 1 フレーム分の撮像信号が得られる。

10

【 0 0 6 9 】

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、図 1 1 に示すように、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 から第 1 及び第 2 照明光を、消灯期間を介して交互に射出させる。

【 0 0 7 0 】

20

具体的には、制御部 4 1 は、まず、内視鏡 1 1 の照明窓 2 3 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 E T の半分の時間 (E T / 2) が経過した後、制御部 4 1 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。

【 0 0 7 1 】

この後、制御部 4 1 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 E T の半分の時間 (E T / 2) が経過した後、制御部 4 1 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 画素行群とが画素加算されて読み出される。

30

【 0 0 7 2 】

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、G 1 画素信号、B 1 画素信号、R 1 画素信号という。

【 0 0 7 3 】

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、G 2 画素信号、B 2 画素信号、R 2 画素信号という。

40

【 0 0 7 4 】

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。

【 0 0 7 5 】

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

50

画素信号と１組の B_2 , G_2 , R_2 画素信号とを生成する。

【 0 0 7 6 】

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

【 0 0 7 7 】

信号比算出部 7 1 には、DSP 4 3 から画像処理部 4 4 に入力される第 1 及び第 2 撮像信号のうち、 G_1 画素信号、 R_1 画素信号、 B_2 画素信号、 G_2 画素信号、 R_2 画素信号が入力される。信号比算出部 7 1 は、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、 $S_g = (G_1 - G_2) / 2$ 、 $S_r = (R_1 - R_2) / 2$ 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 7 1 は、 B_2 画素信号と緑色基準信号 S_g との信号比 B_2 / 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。

10

【 0 0 7 8 】

相関関係記憶部 7 2 は、信号比 B_2 / 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 1 3 に示すように、二次元空間上に酸素飽和度の等値線を定義した 2 次元テーブルで記憶されている。信号比 B_2 / 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 B_2 / 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。

20

【 0 0 7 9 】

上記相関関係は、図 1 4 に示す酸化ヘモグロビンの吸光特性（一点鎖線 7 6）及び還元ヘモグロビンの吸光特性（実線 7 7）に密接に関連している。酸素飽和度は、第 2 青色レーザー光の中心波長 4 7 3 nm のように、酸化ヘモグロビンによる吸光係数と還元ヘモグロビンによる吸光係数との差が大きい波長の光（異吸光波長光）を用いることにより算出可能である。しかし、主として第 2 青色レーザー光に依存する B_2 画素信号は、酸素飽和度だけでなく、血液量にも大きく依存する。これに対して、第 1 照明光のみを照射した場合の R 画素信号値に相当する赤色基準信号 S_r は、主として血液量に依存する。

30

【 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も良い。

【 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、1 0 0 % 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、1 0 0 % を上回った場合には酸素飽和度を 1 0 0 % とすればよい。

40

【 0 0 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

50

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

【0084】

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

【0085】

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）。

【0086】

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39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16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。

【0087】

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17に示すように、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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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50a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。

30

【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。

40

【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

50

ている。隣接する一対の第 1 及び第 2 画素 8 1 , 8 2 は、画素対 8 3 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。

【 0 1 0 0 】

図 1 9 に示すように、画素対 8 3 は、第 1 フォトダイオード D 1 と、第 1 転送トランジスタ T 1 と、第 2 フォトダイオード D 2 と、第 2 転送トランジスタ T 2 と、フローティングディフュージョン部 F D 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 とにより構成されている。

【 0 1 0 1 】

第 1 フォトダイオード D 1 及び第 1 転送トランジスタ T 1 は、第 1 画素 8 1 に設けられている。第 2 フォトダイオード D 2 及び第 2 転送トランジスタ T 2 は、第 2 画素 8 2 に設けられている。フローティングディフュージョン部 F D 、アンプトランジスタ M 1 、画素選択トランジスタ M 2 、リセットトランジスタ M 3 は、第 1 画素 8 1 と第 2 画素 8 2 とで共用されている。

10

【 0 1 0 2 】

第 1 転送トランジスタ T 1 は、第 1 フォトダイオード D 1 とフローティングディフュージョン部 F D との間に設けられており、第 1 転送制御線 L T 1 によりオン / オフ制御が行われる。第 1 転送トランジスタ T 1 がオンとされると、第 1 フォトダイオード D 1 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 F D に転送される。

【 0 1 0 3 】

第 2 転送トランジスタ T 2 は、第 2 フォトダイオード D 2 とフローティングディフュージョン部 F D との間に設けられており、第 2 転送制御線 L T 2 によりオン / オフ制御が行われる。第 2 転送トランジスタ T 2 がオンとされると、第 2 フォトダイオード D 2 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 F D に転送される。

20

【 0 1 0 4 】

アンプトランジスタ M 1 は、フローティングディフュージョン部 F D 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 M 2 は、行選択線 L S 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を列信号線 L V 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 R により制御され、フローティングディフュージョン部 F D に蓄積された信号電荷を破棄 (リセット) する。

【 0 1 0 5 】

第 1 転送制御線 L T 1 、第 2 転送制御線 L T 2 、行選択線 L S 、及び行リセット線 L R は、行方向に並ぶ各画素対 8 3 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 L V は、列方向に並ぶ各画素対 8 3 に共通に接続されており、カラム A D C 回路 (図示せず) に画素信号を出力する。その他、撮像素子 8 0 は、第 1 実施形態の撮像素子 3 9 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。

30

【 0 1 0 6 】

撮像素子 8 0 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 T 1 , T 2 を共にオンとし、第 1 及び第 2 フォトダイオード D 1 , D 2 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 F D 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。

40

【 0 1 0 7 】

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 T 1 のみをオンとし、第 1 フォトダイオード D 1 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 F D 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。

【 0 1 0 8 】

順次読み出しは、第 1 及び第 2 転送トランジスタ T 1 , T 2 を交互にオンとし、第 1 及び第 2 フォトダイオード D 1 , D 2 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 F D 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。

【 0 1 0 9 】

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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とで構成されている。

【0125】

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。

【0126】

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。

【0127】

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ースコープや、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】

【0128】

10 内視鏡システム

11 内視鏡

10

20

30

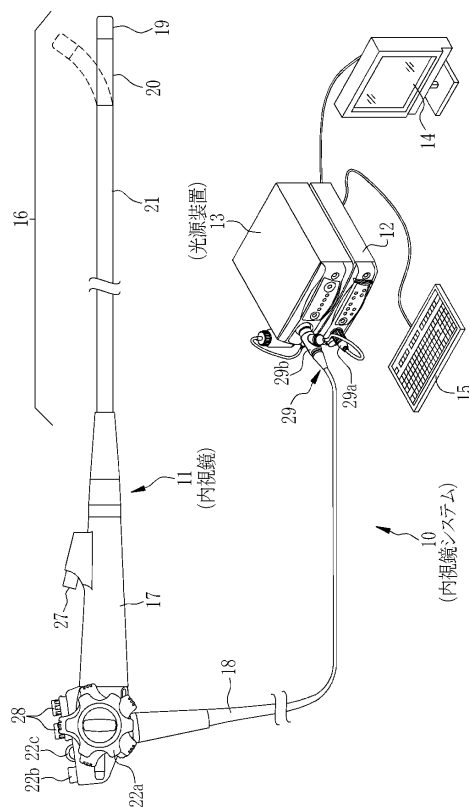
40

50

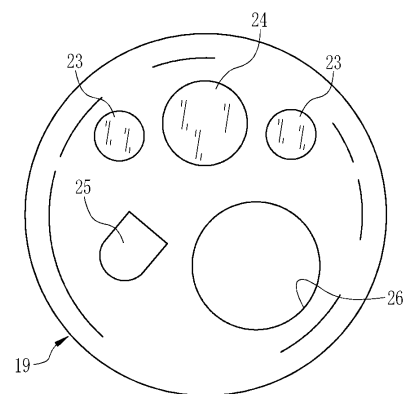
- 1 2 プロセッサ装置
- 1 3 光源装置
- 3 0 a 第 1 レーザダイオード
- 3 0 b 第 2 レーザダイオード
- 3 5 ライトガイド
- 3 6 蛍光体
- 3 9 撮像素子
- 4 1 制御部
- 5 0 画素アレイ部
- 5 0 a 画素
- 8 0 撮像素子
- 8 1 第 1 画素
- 8 2 第 2 画素
- 8 3 画素対

10

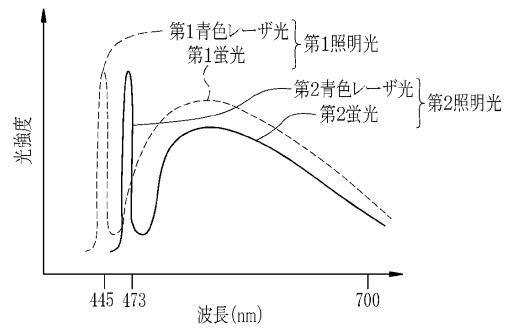
【図 1】



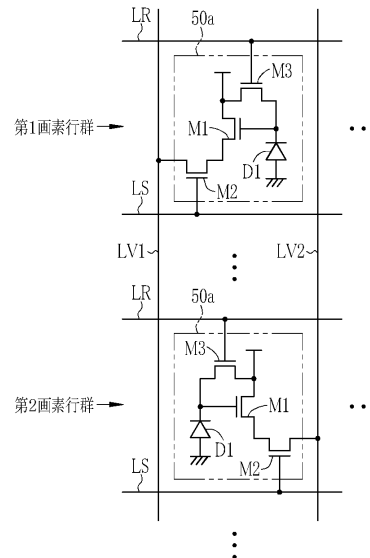
【図 2】



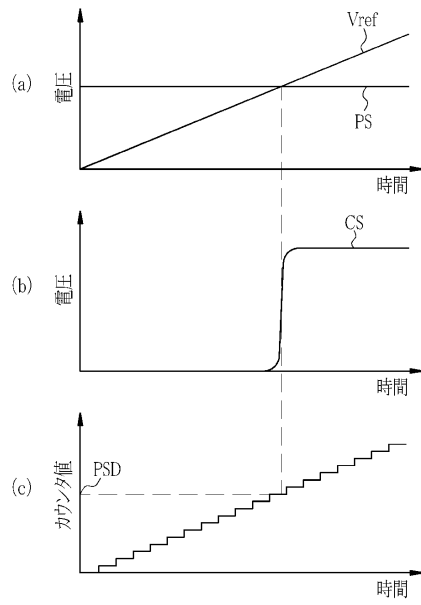
【 図 4 】



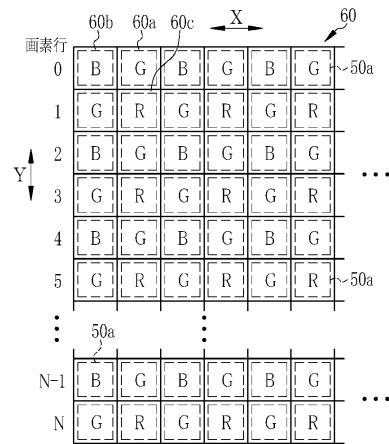
【圖 6】



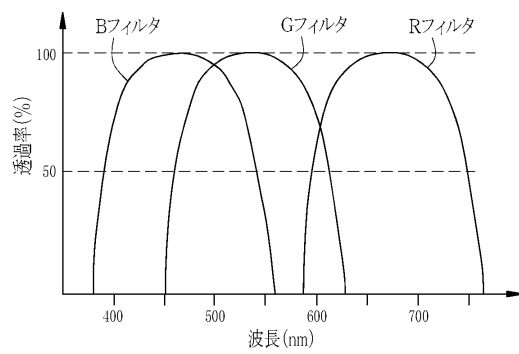
【図 7】



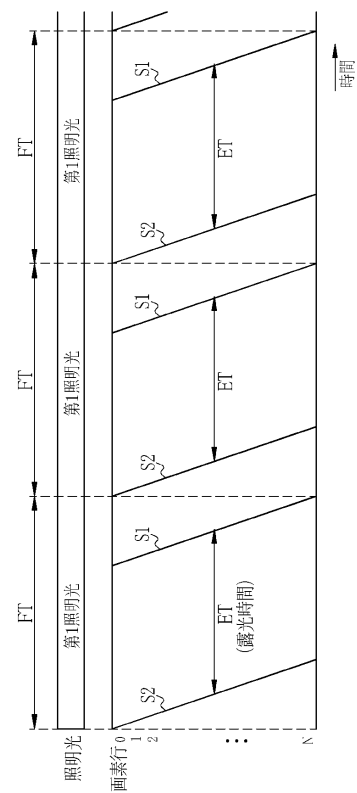
【図 8】



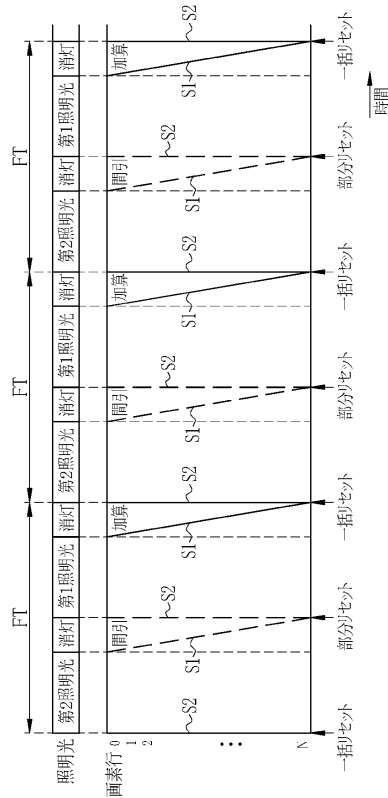
【図 9】



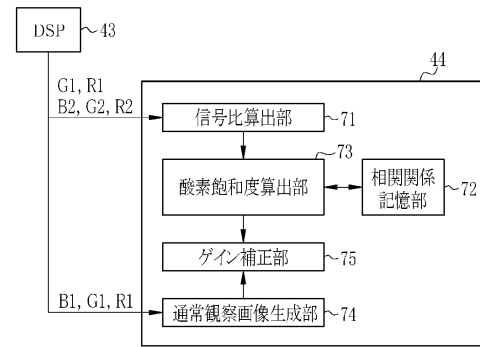
【図 10】



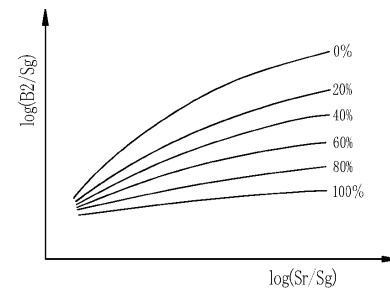
【図 1 1】



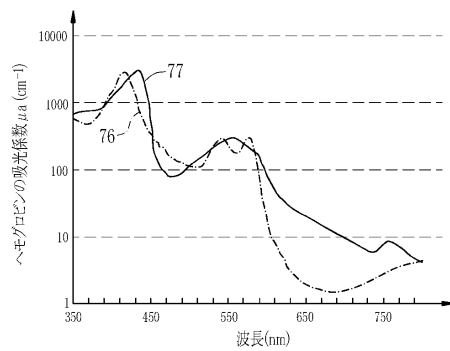
【図 1 2】



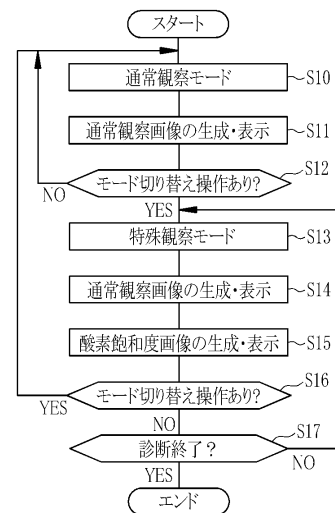
【図 1 3】



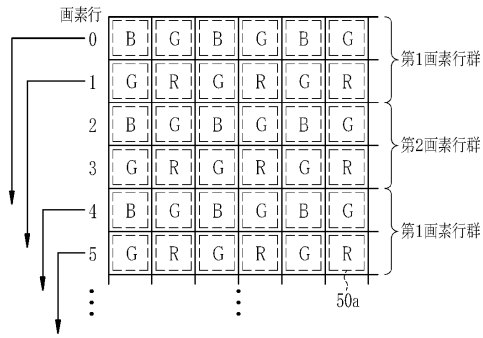
【図 1 4】



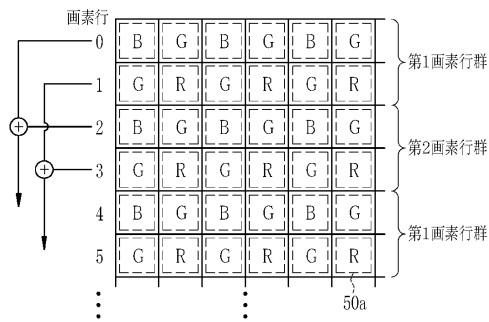
【図 1 5】



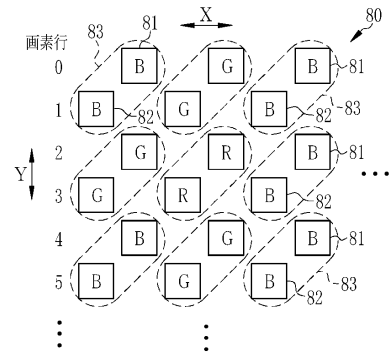
【図 16】



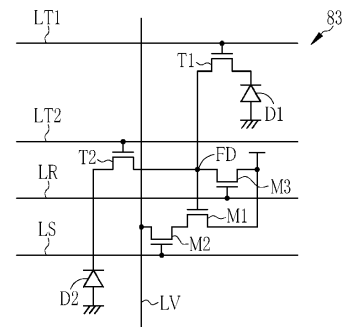
【図 17】



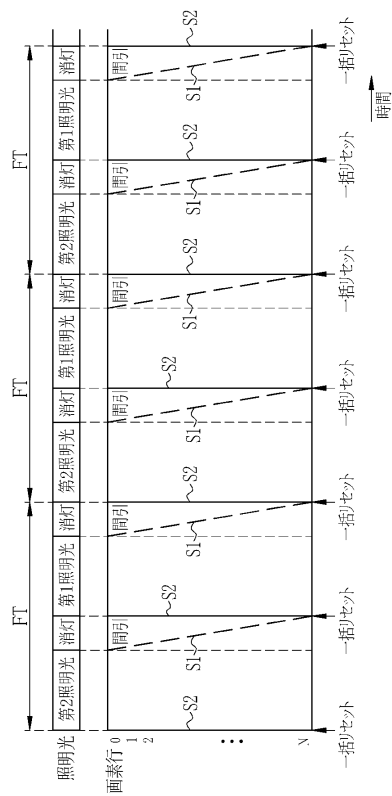
【図 18】



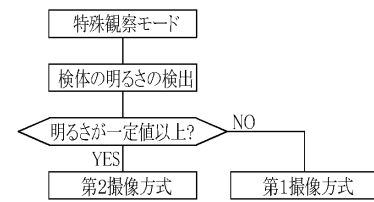
【図 19】



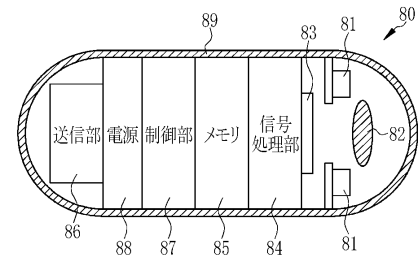
【図 20】



【図 21】



【図 22】



フロントページの続き

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

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	JP6151850B2	公开(公告)日	2017-06-21
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		
当前申请(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		
优先权	2014069803 2014-03-28 JP		
其他公开文献	JPWO2015146318A1		
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增加在特殊观察模式中获得
的正常观察图像的亮度和S / N.在特殊观察模式中，发射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第二照明光，此后启动关闭状态，并且对多个中的一些进行信号读取。根据跳过读取方法的像素行。随后，发射作为正常光的第一照明光，之后启动关闭状态，并且根据像素相加读取方法对列方向上的所有像素行执行信号读取。图像处理器基于根据跳过读取方法读取的第二图像捕获信号和根据像素相加读取方法读取的第一图像捕获信号来生成氧饱和度图像，并且基于该基础生成正常观察图像。第一图像捕获信号。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6151850号 (P6151850)
(45) 発行日 平成29年6月21日 (2017. 6. 21)	(24) 登録日 平成29年6月2日 (2017. 6. 2)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 1/04 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/06 (2006. 01)	F I A 6 1 B 1/04 3 6 2 A A 6 1 B 1/00 3 0 0 D A 6 1 B 1/06 A A 6 1 B 1/04 3 7 0	請求項の数 10 (全 24 頁)
(21) 出願番号 特願2016-510103 (P2016-510103) (86) (22) 出願日 平成27年2月9日 (2015. 2. 9) (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/053477 (87) 国際公開番号 W02015/146318 (87) 国際公開日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1) (87) 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2014-69803 (P2014-69803) (32) 優先日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28) (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2 6番3 0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 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 高永 昌彦	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		