

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5283545号  
(P5283545)

(45) 発行日 平成25年9月4日(2013.9.4)

(24) 登録日 平成25年6月7日(2013.6.7)

(51) Int.CI.

F 1

<b>A61B</b>	<b>1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	1/00	300 D
<b>A61B</b>	<b>1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	1/04	370
<b>A61B</b>	<b>1/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B	1/06	A

請求項の数 13 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2009-66381 (P2009-66381)
(22) 出願日	平成21年3月18日 (2009.3.18)
(65) 公開番号	特開2010-213993 (P2010-213993A)
(43) 公開日	平成22年9月30日 (2010.9.30)
審査請求日	平成23年7月4日 (2011.7.4)

(73) 特許権者	306037311 富士フィルム株式会社 東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
(72) 発明者	村上 浩史 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 富士フィルム株式会社内

審査官 増渕 俊仁

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび内視鏡用プロセッサ装置

(57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

分光特性の異なる複数の照明光の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、前記複数の照明光を前記固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照射する照明光発生手段と、

前記複数の照明光毎の撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を再構成する再構成領域を有する動的再構成可能プロセッサとを備えることを特徴とする内視鏡システム。

## 【請求項 2】

前記動的再構成可能プロセッサは、照明光に関わらず共通の処理を実行する共通領域をさらに有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。 10

## 【請求項 3】

前記共通領域は、各画像の表示を制御する表示制御部、各画像間の比較演算処理を行う処理部、及び前記処理部で算出された、各画像間で前記各画像生成部に引き渡すデータを記憶するメモリ部を有することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡システム。

## 【請求項 4】

前記動的再構成可能プロセッサは、動的に機能及び相互接続が可変な多数のプロセッサエレメントと、

各プロセッサエレメントの機能及び相互接続を定義する回路情報が収められた回路情報

10

20

用メモリとを有しており、

前記再構成領域及び前記共通領域を共に、前記回路情報に従った前記プロセッサエレメントの機能及び相互接続により実現することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記動的再構成可能プロセッサは、前記再構成領域を構成している各プロセッサエレメント内部に保持された内部データを、前記再構成後にリセットすることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記再構成のタイミングを指示する再構成制御手段をさらに備え、

10

前記再構成制御手段は、前記固体撮像素子に与えられる垂直同期信号の垂直プランキング期間中に、前記再構成及び前記内部データのリセットを指示することを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記再構成制御手段は、前記固体撮像素子に与えられる駆動信号、前記照明光発生手段への照明光の切り替え信号、照明光の波長のうち、いずれかに応じて前記再構成及び前記内部データのリセットを指示することを特徴とする請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明光発生手段から発せられた照明光を分波する分波器と、

分波された前記照明光の波長を検出する波長検出器とをさらに備え、

20

前記再構成制御手段は、前記波長検出器で検出された波長の変化に応じて前記再構成及び前記内部データのリセットを指示することを特徴とする請求項 7 に記載の内視鏡システム。

【請求項 9】

前記動的再構成可能プロセッサは、前記各画像生成部の再構成の間に、前記再構成領域に別処理用の回路を構成して該処理を行うことを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記照明光発生手段は、第一の波長を中心波長とする第一のレーザ光を出射する第一レーザ光源と、

30

第一のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバと、

前記光ファイバの光出射側に配置され、第一のレーザ光により励起発光する第一波長変換材と、

第一の波長よりも短波長の第二の波長を中心波長とする第二のレーザ光を出射する第二のレーザ光源と、

第二のレーザ光を前記光ファイバの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、

前記光ファイバの光出射側より光路前方に設けられ、第二のレーザ光により第二の波長より長波長の特定の可視波長帯域の光を励起発光する第二波長変換材とを有し、

第一のレーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得、前記第二波長変換材からの励起発光光より特殊照明光を得ることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

40

【請求項 11】

前記照明光発生手段は、通常照明光を発する通常照明光用光源と、特殊照明光を発する特殊照明光用光源を有することを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記照明光発生手段は、通常照明光、特殊照明光の波長帯成分を含む照明光を発する光源と、

通常照明光を透過する領域、及び特殊照明光を透過する領域より構成され、前記光源からの照明光の光路上に回転可能に配置されたフィルタと、

50

前記フィルタを前記固体撮像素子の蓄積期間に同期させて回転させる回転駆動手段とを有することを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 13】

電子内視鏡の固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照明光発生手段で照射される、分光特性の異なる複数の照明光毎の撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を再構成する再構成領域を有する動的再構成可能プロセッサと、

前記再構成のタイミングを指示する再構成制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡用プロセッサ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、白色光等の通常照明光、及び赤外光等の特殊照明光にて、被検体内の被観察部位を観察することを可能とする内視鏡システムおよび内視鏡用プロセッサ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、医療分野において、電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡は、患者の体（被検体）内に挿入される挿入部の先端に、CCDイメージセンサ等の固体撮像素子を有する。電子内視鏡は、コードやコネクタを介してプロセッサ装置、及び光源装置に接続される。

20

【0003】

プロセッサ装置は、固体撮像素子から出力された撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する体内画像を生成する。体内画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。光源装置は、キセノンランプ等の白色光源を有し、電子内視鏡に被検体内照明用の照明光を供給する。

【0004】

電子内視鏡を用いた医療診断の分野では、病変の発見を容易にするために、可視光域にプロードな分光特性を有する白色光（以下、通常照明光という）ではなく、狭い波長帯域の光（以下、特殊照明光という）を被観察部位に照射し、これによる反射光を画像化（以下、このようにして得られた画像を、通常照明光による通常画像と区別して特殊画像と呼ぶ）して観察するNarrow Band Imaging（以下、NBIと略す）と呼ばれる手法が脚光を浴びている。NBIによれば、粘膜下層部の血管を強調した画像や、胃壁、腸の表層組織等の臓器の構造物を強調した画像を容易に得ることができる。

30

【0005】

NBIを実現する方法としては、通常照明光用のフィルタ部と特殊照明光用のフィルタ部が一体化されたフィルタを、光源からの照明光の光路上に配置し、医師（術者）の切り替え操作に応じてモータ等でフィルタを機械的に移動させ、通常画像と特殊画像を得るものが提案されている。

【0006】

さらに、NBIにおいては、通常画像と特殊画像の同時性（同一性）を確保し、相互の画像を比較しながら診断を行いたいという要望がある。そこで、特許文献1では、術者が予め設定した所定時間（例えば一フィールド）毎に広帯域（通常光用）フィルタ部と狭帯域（特殊光用）フィルタ部が交互に照明光の光路上に位置するようフィルタを回転させ、得られた広帯域（通常）画像と狭帯域（特殊）画像をそれぞれ広帯域画像処理回路と狭帯域画像処理回路で画像処理している。これにより、通常画像と特殊画像をほぼ同時に（一フィールドの差で）観察することを可能としている。

40

【0007】

通常画像と特殊画像では要求される画像処理内容が異なるため、特許文献1のようにそれぞれ個別の画像処理回路を要する。しかしながら、プロセッサ装置に二つの画像処理回路を備えると、部品コスト及び電力消費コストが嵩むという問題がある。そのうえ、装置

50

の大型化を招くという問題もある。

【0008】

そこで、特許文献2では、回路データに基づいてプログラマブルに回路を構成するFPGA(Field Programmable Gate Array)を画像処理回路に用いている。通常画像を得る際には通常光観察用の回路データをFPGAにロードし、特殊画像を得る際には特殊光観察用の回路データをFPGAにロードする。これにより、それぞれに適した画像処理を共通のFPGAで実行することが可能となる。この構成によれば、通常画像と特殊画像を画像処理するためにプロセッサ装置には一つの画像処理回路(FPGA)を備えるだけでよく、プロセッサ装置の小型化及び低コスト化に寄与することができる。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2007-202589号公報

【特許文献2】特開2005-013611号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

特許文献1における広帯域画像処理回路及び狭帯域画像処理回路に、特許文献2のFPGAを適用すれば、回路規模を小さくすることができるうえ、通常画像と特殊画像の同時観察を実現可能に思える。しかしながら、FPGAは回路の再構成に時間が掛かるため、一フィールドや一フレーム単位で通常画像の処理と特殊画像の処理を切り替えることはできない。

20

【0011】

さらに、FPGAでは回路データのロード中には画像処理ができないという問題もある。このため、特許文献2ではFPGAに回路データをロードしている最中には観察像をFPGAではなくバイパス回路に通して、モノクロ画像をモニタに表示している。このように、FPGAを適用することによっては、厳密な意味での通常画像と特殊画像の同時観察を実現することは到底不可能である。

【0012】

30

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、その目的は、通常画像と特殊画像の同時観察を実現しつつ、内視鏡システムの回路規模の縮小化及び低コスト化を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡システムは、分光特性の異なる複数の照明光の像光を撮像して撮像信号を出力する固体撮像素子と、前記複数の照明光を前記固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照射する照明光発生手段と、前記複数の照明光毎の撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を再構成する再構成領域を有する動的再構成可能プロセッサとを備えることを特徴とする。

【0014】

40

前記動的再構成可能プロセッサは、照明光に関わらず共通の処理を実行する共通領域をさらに有する。前記共通領域は、各画像の表示を制御する表示制御部、各画像間の比較演算処理を行う処理部、及び前記処理部で算出された、各画像間で前記各画像生成部に引き渡すデータを記憶するメモリ部を有することが好ましい。

【0015】

前記動的再構成可能プロセッサは、動的に機能及び相互接続が可変な多数のプロセッサエレメントと、各プロセッサエレメントの機能及び相互接続を定義する回路情報が収められた回路情報用メモリとを有する。前記動的再構成可能プロセッサは、前記再構成領域及び前記共通領域と共に、前記回路情報に従った前記プロセッサエレメントの機能及び相互接続により実現する。

50

## 【0016】

前記動的再構成可能プロセッサは、前記再構成領域を構成している各プロセッサエレメント内部に保持された内部データを、前記再構成後にリセットすることが好ましい。

## 【0017】

前記再構成のタイミングを指示する再構成制御手段をさらに備えることが好ましい。前記再構成制御手段は、前記固体撮像素子に与えられる垂直同期信号の垂直プランキング期間中に、前記再構成及び前記内部データのリセットを指示する。

## 【0018】

前記再構成制御手段は、前記固体撮像素子に与えられる駆動信号、前記照明光発生手段への照明光の切り替え信号、照明光の波長のうち、いずれかに応じて前記再構成及び前記内部データのリセットを指示する。 10

## 【0019】

前記照明光発生手段から発せられた照明光を分波する分波器と、分波された前記照明光の波長を検出する波長検出器とをさらに備えることが好ましい。この場合、前記再構成制御手段は、前記波長検出器で検出された波長の変化に応じて前記再構成及び前記内部データのリセットを指示する。

## 【0020】

前記動的再構成可能プロセッサは、前記各画像生成部の再構成の間に、前記再構成領域に別処理用の回路を構成して該処理を行うことも可能である。

## 【0021】

前記照明光発生手段は、第一の波長を中心波長とする第一のレーザ光を射出する第一レーザ光源と、第一のレーザ光を光入射側に入射して伝送する光ファイバと、前記光ファイバの光出射側に配置され、第一のレーザ光により励起発光する第一波長変換材と、第一の波長よりも短波長の第二の波長を中心波長とする第二のレーザ光を射出する第二のレーザ光源と、第二のレーザ光を前記光ファイバの光入射側の光路に導入する光カップリング手段と、前記光ファイバの光出射側より光路前方に設けられ、第二のレーザ光により第二の波長より長波長の特定の可視波長帯域の光を励起発光する第二波長変換材とを有することが好ましい。この場合、第一のレーザ光と前記第一波長変換材からの励起発光光とを混合して白色光を得、前記第二波長変換材からの励起発光光より特殊照明光を得る。 20

## 【0022】

あるいは、前記照明光発生手段は、通常照明光を発する通常照明光用光源と、特殊照明光を発する特殊照明光用光源を有することが好ましい。

## 【0023】

もしくは、前記照明光発生手段は、通常照明光、特殊照明光の波長帯成分を含む照明光を発する光源と、通常照明光を透過する領域、及び特殊照明光を透過する領域より構成され、前記光源からの照明光の光路上に回転可能に配置されたフィルタと、前記フィルタを前記固体撮像素子の蓄積期間に同期させて回転させる回転駆動手段とを有することが好ましい。

## 【0024】

本発明の内視鏡用プロセッサ装置は、電子内視鏡の固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照明光発生手段で照射される、分光特性の異なる複数の照明光毎の撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を再構成する再構成領域を有する動的再構成可能プロセッサと、前記再構成のタイミングを指示する再構成制御手段とを備えることを特徴とする。 40

## 【0025】

本発明の内視鏡駆動方法は、分光特性の異なる複数の照明光を、電子内視鏡の固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照明光発生手段で照射するステップと、前記複数の照明光の像光を固体撮像素子で撮像するステップと、前記複数の照明光毎の撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を、動的再構成可能プロセッサの再構成領域に再構成するステップとを備えることを特徴とする。 50

## 【発明の効果】

## 【0026】

本発明によれば、照明光発生手段により、分光特性の異なる複数の照明光を固体撮像素子の蓄積期間単位で交互に切り替えて照射し、複数の照明光による撮像信号を処理して画像を生成する各画像生成部を動的再構成可能プロセッサの再構成領域に再構成するので、各照明光に適した画像処理を一つのプロセッサで行い、且つ異なる照明光による画像を略同時に得ることが可能になる。従って、異なる照明光による画像の同時観察を実現しつつ、内視鏡システムの回路規模の縮小化及び低コスト化を達成することができる。

## 【0027】

さらに、動的再構成可能プロセッサは、照明光に関わらず共通の処理を実行する共通領域をさらに有し、再構成領域及び共通領域を共に、多数のプロセッサエレメントの機能及び相互接続の定義により実現しているため、一つのプロセッサで画像処理から表示制御まで一括して行うことができ、且つ画像を処理中にプロセッサ外部とデータをやり取りすることができないため、回路規模の縮小化に加えて処理の高速化も可能である。

10

## 【図面の簡単な説明】

## 【0028】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外観図である。

【図2】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】DRPの構造を示す模式図である。

【図4】DRP内の各処理部を示す概念図である。

20

【図5】同時観察モードにおける撮像から画像処理までのシーケンスを示すタイミングチャートである。

【図6】DRPにおける画像処理の流れを示す図である。

【図7】再構成領域を再構成する手順の別の例を示す説明図である。

【図8】再構成タイミングを照明光の波長の変化に同期させる構成を示すブロック図である。

20

【図9】光源装置の別の形態を示すブロック図である。

【図10】光源装置のさらに別の形態を示すブロック図である。

【図11】フィルタの構成を示す図である。

【図12】固体撮像素子の撮像動作とフィルタの動作を示すタイミングチャートである。

30

## 【発明を実施するための形態】

## 【0029】

図1において、内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、及び光源装置12からなる。電子内視鏡10は、周知の如く、患者の体内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11及び光源装置12に接続されるコネクタ15と、操作部14、コネクタ15間を繋ぐユニバーサルコード16とを有する。

## 【0030】

挿入部13の先端には、観察窓20、照明窓21（ともに図2参照）等が設けられている。観察窓20の奥には、対物光学系22を介して、体内撮影用の固体撮像素子23が配されている（いずれも図2参照）。照明窓21は、ユニバーサルコード16や挿入部13に配設されたライトガイド24、集光レンズ25及び波長変換部材26（いずれも図2参照）で導光される光源装置12からの照明光を、被観察部位に照射する。

40

## 【0031】

操作部14には、挿入部13の先端を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、挿入部13の先端からエアー、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、体内画像を静止画記録するためのレリーズボタン17、モニタ18に表示された体内画像の拡大・縮小を指示するズームボタンといった操作部材が設けられている。

## 【0032】

また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられて

50

いる。鉗子口は、挿入部 13 内の鉗子チャンネルを通して、挿入部 13 の先端に設けられた鉗子出口に連通している。

【 0 0 3 3 】

プロセッサ装置 11 は、光源装置 12 と電気的に接続され、内視鏡システム 2 の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 16 や挿入部 13 内に挿通された伝送ケーブルを介して、電子内視鏡 10 に給電を行い、固体撮像素子 23 の駆動を制御する。また、プロセッサ装置 11 は、伝送ケーブルを介して、固体撮像素子 23 から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像を生成する。プロセッサ装置 11 で生成された画像は、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 18 に体内画像として表示される。

10

【 0 0 3 4 】

図 2 において、電子内視鏡 10 は、前述の観察窓 20 、照明窓 21 、対物光学系 22 、固体撮像素子 23 、集光レンズ 25 及び波長変換部材 26 が挿入部 13 の先端に設けられている。さらに、アナログ信号処理回路（以下、A F E と略す）27 、駆動回路 28 、及び C P U 29 が操作部 14 に設けられている。

【 0 0 3 5 】

固体撮像素子 23 は、インターラインransファ型の C C D イメージセンサや、 C M O S イメージセンサ等からなる。固体撮像素子 23 は、観察窓 20 、対物光学系 22 （レンズ群及びプリズムからなる）を経由した体内の被観察部位の像光が、撮像面に入射するように配置されている。固体撮像素子 23 の撮像面には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ペイヤー配列の原色カラーフィルタ）が形成されている。

20

【 0 0 3 6 】

A F E 27 は、相関二重サンプリング回路（以下、 C D S と略す）30 、自動ゲイン制御回路（以下、 A G C と略す）31 、及びアナログ / デジタル変換器（以下、 A / D と略す）32 から構成されている。 C D S 30 は、固体撮像素子 23 から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、固体撮像素子 23 で生じるリセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。 A G C 31 は、 C D S 30 によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置 11 から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。 A / D 32 は、 A G C 31 により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換する。 A / D 32 でデジタル化された撮像信号は、ユニバーサルコード 16 、コネクタ 15 を介してプロセッサ装置 11 に入力され、動的再構成可能プロセッサ（ D R P ; Dynamically Reconfigurable Processor ）40 に送られる。 D R P 40 については後で詳述する。

30

【 0 0 3 7 】

駆動回路 28 は、固体撮像素子 23 の駆動パルス（垂直 / 水平走査パルス、リセットパルス等）と A F E 27 用の同期パルスとを発生する。固体撮像素子 23 は、駆動回路 28 からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。 A F E 27 の各部 30 ~ 32 は、駆動回路 28 からの同期パルスに基づいて動作する。

【 0 0 3 8 】

C P U 29 は、電子内視鏡 10 とプロセッサ装置 11 とが接続された後、プロセッサ装置 11 の C P U 41 からの動作開始指示に基づいて、駆動回路 28 を駆動させるとともに、 A G C 31 のゲインを調整する。

40

【 0 0 3 9 】

C P U 41 は、プロセッサ装置 11 全体の動作を統括的に制御する。 C P U 41 は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。 R O M 42 には、プロセッサ装置 11 の動作を制御するための各種プログラム（ O S 、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。 C P U 41 は、 R O M 42 から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリである R A M 43 に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、 C P U 41 は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、後述する操作部 46 や L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、 R A M 43 に記憶する。

50

## 【0040】

D R P 4 0 は、 C P U 4 1 (再構成制御手段に相当) の制御に従って、入力された撮像信号に対して、照明光の種類に応じた処理を行う。D R P 4 0 は、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理、及び電子変倍、色強調、エッジ強調等の各種画像処理を撮像信号に施し、画像を生成する。これらの処理を施された画像は、D R P 4 0 内に構成された表示制御部 9 3 (図4参照) に入力される。

## 【0041】

表示制御部 9 3 は、 C P U 4 1 から R O M 4 2 及び R A M 4 3 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、体内画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース (G U I ; Graphical User Interface) といったものがある。表示制御部 9 3 は、画像処理後の画像に対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 1 8 の表示画面への描画処理といった各種表示制御処理を施す。これにより、モニタ 1 8 に体内画像が表示される。

10

## 【0042】

操作部 4 6 は、プロセッサ装置 1 1 の筐体に設けられる操作パネル、電子内視鏡 1 0 の操作部 1 4 にあるボタン、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。C P U 4 1 は、操作部 4 6 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

## 【0043】

プロセッサ装置 1 1 には、上記の他にも、画像に所定の圧縮形式 (例えば J P E G 形式) で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、レリーズボタン 1 7 の操作に連動して、圧縮された画像を C F カード、光磁気ディスク (M O)、C D - R 等のリムーバブルメディアに記録するメディア I / F、L A N (Local Area Network) 等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワーク I / F 等が設けられている。これらはデータバス等を介して C P U 4 1 と接続されている。

20

## 【0044】

光源装置 1 2 は、中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光源 (第一レーザ光源) 5 0 と、中心波長 3 7 5 n m の近紫外レーザ光源 (第二レーザ光源) 5 1 と、青色レーザ光源 5 0 及び近紫外レーザ光源 5 1 からのレーザ光をそれぞれ平行光化するコリメータレンズ 5 4、5 5 と、二本のレーザ光を偏光合波する光カップリング手段である偏光ビームスプリッタ 5 6 と、偏光ビームスプリッタ 5 6 で同一光軸上に合波されたレーザ光を集光する集光レンズ 5 7 とを有する。C P U 5 9 は、光源ドライバ 5 2、5 3 を経由して青色レーザ光源 5 0 と近紫外レーザ光源 5 1 の点灯消灯制御を行う制御手段として機能する。

30

## 【0045】

青色レーザ光源 5 0 からのレーザ光と近紫外レーザ光源 5 1 からのレーザ光は、偏光ビームスプリッタ 5 6 で合波され、集光レンズ 5 7 によりライトガイド 2 4 の入射端に入射される。ライトガイド 2 4 は、入射されたレーザ光を、電子内視鏡 1 0 の挿入部 1 3 の先端側まで伝搬する。なお、ライトガイド 2 4 は、例えば、複数の石英製光ファイバを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。

40

## 【0046】

一方、ライトガイド 2 4 の光出射側には、集光レンズ 2 5 が配置されるとともに、第一波長変換材と第二波長変換材とが一体にされた波長変換部材 2 6 が配置されている。波長変換部材 2 6 は、複数種の蛍光物質を分散配置して一体に形成された一塊のブロックである。波長変換部材 2 6 を構成する第一波長変換材は、青色レーザ光源 5 0 からのレーザ光の一部を吸収して、緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体を有する。これにより、青色レーザ光源 5 0 からのレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光つまり通常照明光が生成される。

## 【0047】

波長変換部材 2 6 を構成する第二波長変換材は、近紫外レーザ光源 5 1 からのレーザ光を吸収して、緑色に励起発光する。この緑色に励起発光する材料としては、例えば、緑色

50

蛍光体であるLiTbW208（小田喜 勉、"白色LED用蛍光体について"、電子情報通信学会技術研究報告ED2005-28、CFM2005-20、SDM2005-28、pp.69-74(2005-05)）や、ベータサイアロン（-sialon:Eu）青色蛍光体（広崎 尚登、"白色発光ダイオード用酸窒化物・窒化物蛍光体の温度依存性"、第53回応用物理学関係連合講演会予稿集）等を用いることができる。波長変換部材26は、第一波長変換材と第二波長変換材が有する各蛍光体をランダムに分散配置して一体に形成したものである。なお、各蛍光体をランダムに分散させる以外にも、例えば、第一波長変換材と第二波長変換材とをそれぞれ微小ブロック化し、これら微少ブロック同士を接合した構成にする等、蛍光体材料に応じて適宜な変更が可能である。

## 【0048】

10

上記構成により、ライトガイド24から出射される各レーザ光は、波長変換部材26に照射される。波長変換部材26は、第二波長変換材によって、青色レーザ光源50からの青色レーザ光の一部を吸収して、この青色レーザ光よりも長波長の光（緑色～黄色の光）を励起発光し、青色レーザ光源50からのレーザ光と合波されて、白色光つまり通常照明光が生成される。そして、波長変換部材26は、第二波長変換材によって、近紫外レーザ光源51からの近紫外レーザ光の一部ないしは全てを吸収して、狭帯域の緑色光、青色光に励起発光し、特殊照明光が生成される。これにより、第一波長変換材が励起発光した緑色～黄色光と青色レーザ光との合波による通常照明光と、第二波長変換材が励起発光した狭帯域の緑色光、青色光による特殊照明光とが光路前方に出射される。

## 【0049】

20

内視鏡システム2には、通常照明光を使用した通常撮影モードと、特殊照明光を使用した特殊撮影モードと、同時観察モードとが用意されている。各モードの切り替えは、操作部46を操作することにより行われる。

## 【0050】

通常撮影モードが選択された場合、CPU41は、CPU59を介して光源ドライバ52、53を制御して、青色レーザ光源50を点灯、近紫外レーザ光源51を消灯させる。ライトガイド24から出射される青色レーザ光は、波長変換部材26に照射され、波長変換部材26の第一波長変換材によって、緑色～黄色の励起発光と青色レーザ光が合波されて、白色光（通常照明光）が生成される。この白色光が被観察部位に照射されるため照明光は通常照明光のみとなる。

30

## 【0051】

一方、特殊撮影モードが選択された場合は、CPU41は、CPU59を介して光源ドライバ52、53の駆動を制御して、青色レーザ光源50を消灯、近紫外レーザ光源51を点灯させる。ライトガイド24から出射される近紫外レーザ光は、波長変換部材26に照射され、波長変換部材26の第二波長変換材が近紫外レーザ光の一部ないしは全てを吸収して、狭帯域の緑色光、青色光に励起発光（特殊照明光）する。この狭帯域の緑色光、青色光が被観察部位に照射されるため照明光は特殊照明光のみとなる。

## 【0052】

同時観察モードが選択された場合は、青色レーザ光源50と、近紫外レーザ光源51を、固体撮像素子23の蓄積期間単位で交互に点消灯させる。被観察部位に照射される照明光は、固体撮像素子23の蓄積期間単位で通常照明光と特殊照明光とに順次切り替わる。もしくは、青色レーザ光源50を点灯、近紫外レーザ光源51を固体撮像素子23の蓄積期間単位で点灯と消灯を交互に繰り返す。

40

## 【0053】

DRP40は、1クロックで回路の再構成が可能で、処理を実行中でも動的に回路を再構成、つまり全く別の回路になれるという特徴をもつ。DRP40としては、例えばDNA（アイピーフレックス株式会社）等が製品化されている。

## 【0054】

図3において、DRP40は、多数のプロセッサエレメント（以下、PEと略す）70をマトリクス状に配列したPEマトリクス71を備えている。各PE70は、演算機能を

50

担う機能部 70a と、機能部 70a の演算結果等を保持する P E メモリ 70b とを有する。機能部 70a の演算内容（加算、減算、あるいは論理演算等）は動的に可変である。P E マトリクス 71 内における各 P E 70 間の接続（In / Out）も動的に可変である。

#### 【0055】

D R P 4 0 は、回路情報用メモリ 72 を備える。回路情報用メモリ 72 には、複数の回路情報が収められている。各 P E 70 間の相互接続及び各 P E 70 内の機能部 70a の演算内容は、回路情報に従って決定（定義）される。必要に応じてこの回路情報を切り替えることで、D R P 4 0 の処理内容を変更することができる。

#### 【0056】

図 4 の概念図に示す通り、本実施形態では、D R P 4 0 に再構成領域 80 と共通領域 90 とをもたせる。再構成領域 80 は、固体撮像素子 23 の蓄積期間単位（一フィールド毎）で異なる回路に再構成され、異なる処理を実行する。共通領域 90 は、画像に関わらず不变で、共通の処理を実行する。再構成領域 80 と共通領域 90 は共に、回路情報用メモリ 72 内に収められた回路情報に基づいて、各 P E 70 の機能と相互接続を定義することにより、P E マトリクス 71 内に構成される。

10

#### 【0057】

再構成領域 80 には、通常画像生成部 81 または特殊画像生成部 82 が構成される。通常画像生成部 81、特殊画像生成部 82 にはそれぞれ、通常照明光、特殊照明光を照射して得られた撮像信号が入力される。各画像生成部 81、82 は、各照明光に応じた画像処理をそれぞれ行い、入力された撮像信号から体内画像を生成する。以下、通常照明光による撮影で得られた画像を通常画像、特殊照明光による撮影で得られた画像を特殊画像と呼ぶ。

20

#### 【0058】

共通領域 90 には、処理部 91、メモリ 92、及び前述した表示制御部 93 が構成される。処理部 91 は、各画像（フィールド）間の連携をとるための処理を行う部分であり、ブレ補正のために各フィールド間の差分を演算するといった処理を行う。メモリ 92 は各画像間で引き渡すデータを記憶するためのものであり、P E 70 内の P E メモリ 70b が使用される。

#### 【0059】

表示制御部 93 は、通常撮影モードでは通常画像のみを、特殊撮影モードでは特殊画像のみを、それぞれモニタ 18 に表示させる。同時観察モードでは、表示制御部 93 は、通常画像と特殊画像をモニタ 18 に並列表示させる（図 6 参照）。

30

#### 【0060】

この構成によれば、再構成領域 80 及び共通領域 90 を共に P E マトリクス 71 内に構成しているため、一つのプロセッサ（D R P 4 0）で画像処理から表示制御までを一括して行うことができ、画像処理のための回路規模を縮小化することができる。また、画像を処理中に D R P 4 0 の外部にアクセスする必要がないため、処理の高速化も実現可能である。

#### 【0061】

次に、図 5 のタイミングチャートを参照して、同時観察モードにおける撮像から画像処理までのシーケンスを説明する。まず、通常照明光が照射されると、固体撮像素子 23 の画素に被観察部位の像に応じた電荷が蓄積されていく。蓄積期間が終わると、固体撮像素子 23 の画素からの電荷の読み出しが始まる。これと同時に、照明光は通常照明光から特殊照明光に切り替わる。

40

#### 【0062】

固体撮像素子 23 から出力された撮像信号は、A F E 27 を経由して D R P 4 0 に送られる。このとき、D R P 4 0 の再構成領域 80 では通常画像生成部 81 が構成されており、通常光に適した画像処理が行われて通常画像が生成される。

#### 【0063】

一方、特殊照明光が照射されると、固体撮像素子 23 内には、特殊照明光による被観察

50

部位の像に応じた電荷が蓄積されていく。蓄積期間が終わると、固体撮像素子 23 の画素からの電荷の読み出しが始まると同時に、照明光は特殊照明光から通常照明光に切り替わる。

#### 【 0 0 6 4 】

固体撮像素子 23 からの電荷の読み出しが、駆動回路 28 から供給される垂直 / 水平同期信号によって制御されている。このうち、垂直同期信号 (V D) の 0 レベル期間 ( 垂直プランキング期間 B r ) には、固体撮像素子 23 から撮像信号が出力されない。このため、垂直プランキング期間 B r では画像処理の機能は不要である。本実施形態では、この垂直プランキング期間 B r のタイミングで、D R P 4 0 の再構成を行う。

#### 【 0 0 6 5 】

駆動回路 28 の垂直同期信号は、電子内視鏡 10 の C P U 29 を介してプロセッサ装置 11 の C P U 41 に入力されている。C P U 41 は、垂直同期信号が 0 レベルになったことを検知すると、D R P 4 0 にアクセスする。D R P 4 0 は、C P U 41 からの指令を受けて、回路情報用メモリ 72 から通常画像生成部 81 または特殊画像生成部 82 を構成する回路情報をロードする。D R P 4 0 は、ロードした回路情報に基づいて、各 P E 70 の機能部 70 a の機能と各 P E 70 間の接続を再構成 ( 図中 R c で示す ) することにより、通常画像生成部 81 から特殊画像生成部 82 、またはその逆に再構成領域 80 を切り替える。

#### 【 0 0 6 6 】

D R P 4 0 は、再構成後、C P U 41 からの指令に基づいて、各 P E 70 内の P E メモリ 70 b に保持された内部データをリセットする。このリセットにより、内部データの持ち越しに起因する各 P E 70 の誤動作を防止することができる。

#### 【 0 0 6 7 】

このとき、D R P 4 0 の共通領域 90 に属する処理部 91 、表示制御部 93 については再構成を行わない。また、メモリ 92 については必要であればリセットを行う。つまり、D R P 4 0 の機能のうち一部 ( 再構成領域 80 ) を変更し、その他の部分 ( 共通領域 90 ) を変更せずに引き継ぐことになる。

#### 【 0 0 6 8 】

これを実現する手法としては、再構成領域 80 を受け持つ P E 70 のみを対象にした回路情報を回路情報用メモリ 72 からロードして、当該 P E 70 のみを再構成し、共通領域 90 は一度回路情報をロードしたら以降はロードしないようにしてもよいし、再構成領域 80 を受け持つ P E 70 には各生成部 81 、 82 に見合った回路情報を、共通領域 90 を受け持つ P E 70 には同一の回路情報を、その都度回路情報用メモリ 72 からロードしてもよい。再構成領域 80 及び共通領域 90 にその都度回路情報をロードする後者のほうが、制御を単純化することができるので好ましい。

#### 【 0 0 6 9 】

特殊画像生成部 82 は、処理部 91 を経てメモリ 92 に収められた情報 ( 通常画像処理時に出力された情報 ) を参照しつつ、特殊光に適した各種処理を施して特殊画像を生成する。

#### 【 0 0 7 0 】

以上説明したシーケンスの繰り返しにより、同時観察モードにおいて、固体撮像素子の蓄積期間単位で通常照明光と特殊照明光を切り替え、同じく固体撮像素子の蓄積期間単位で通常画像生成部 81 と特殊画像生成部 82 とを切り替えることができる。これにより、通常光と特殊光の同時観察を可能としている。なお、本例では、共通領域 90 を D R P 4 0 の内部に構成しているが、これに限らず、D R P 4 0 の外部に共通領域 90 に相当する機能を別途設置しても何ら問題はない。

#### 【 0 0 7 1 】

次に、図 6 を参照しつつ、同時観察モードにおける D R P 4 0 内での画像処理の流れについて説明する。まず、通常画像を生成する場合は、通常画像生成部 81 にて画像処理が行われるとともに、処理部 91 にて特殊画像との連携をとるための処理が行われる。処理

10

20

30

40

50

部91で出力されたデータは、メモリ92に記憶される。生成された通常画像は、表示制御部93に送られる。

【0072】

次いで、特殊画像を生成する場合は、メモリ92に収められたデータを参照しつつ、特殊画像生成部82にて画像処理が行われる。生成された特殊画像は、表示制御部93に送られる。

【0073】

表示制御部93は、通常画像と特殊画像それぞれをモニタ18の形式に対応したビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換し、そのビデオ信号をモニタ18に出力することにより、通常画像と特殊画像をモニタ18に並列表示させる。通常画像と特殊画像とは1フィールド分の差しかないため、実質的に同時に取得した画像として観察することができる。10

【0074】

上記のように構成された内視鏡システム2の作用について説明する。電子内視鏡10で患者の体内を観察する際、術者は、電子内視鏡10と各装置11、12とを繋げ、各装置11、12の電源をオンする。そして、操作部46を操作して、患者に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

【0075】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部13を体内に挿入し、光源装置12からの照明光で体内を照明しながら、固体撮像素子23による体内の体内画像をモニタ18で観察する。20

【0076】

固体撮像素子23から出力された撮像信号は、AFE27の各部30～32で各種処理を施された後、プロセッサ装置11のDRP40に入力される。DRP40の再構成領域80では、入力された撮像信号に対して照明光に適した各種画像処理が施され、画像が生成される。この画像は、表示制御部93に送られて各種表示制御処理が実行される。これにより、体内画像がモニタ18に表示される。

【0077】

操作部46で通常撮影モードが選択された場合は、プロセッサ装置11のCPU41の指令の下に、光源装置12のCPU59を介して光源ドライバ52、53が制御され、被観察部位には通常照明光のみが照射される。また、DRP40の再構成領域80には通常画像生成部81が構成され、特殊画像生成部82への再構成は行われない。これにより、すべてのフィールドは通常画像生成部81により画像処理され、モニタ18には、通常画像のみが表示される。30

【0078】

一方、特殊撮影モードが選択された場合は、プロセッサ装置11のCPU41の指令の下に、光源装置12のCPU59を介して光源ドライバ52、53が制御され、被観察部位には特殊照明光のみが照射される。また、DRP40の再構成領域80には特殊画像生成部82が構成され、通常画像生成部81への再構成は行われない。これにより、すべてのフィールドは特殊画像生成部82により画像処理され、モニタ18には、特殊画像のみが表示される。40

【0079】

操作部46で同時観察モードが選択された場合は、プロセッサ装置11のCPU41の指令の下に、光源装置12のCPU59を介して光源ドライバ52、53を制御され、被観察部位に照射される照明光が、固体撮像素子23の蓄積期間単位で通常照明光と特殊照明光とに順次切り替えられる。

【0080】

また、同じく固体撮像素子23の蓄積期間単位で、DRP40の再構成領域80に通常画像生成部81と特殊画像生成部82とが交互に構成される。再構成後には、PEマトリクス71の各PE70内のPEメモリ70bに保持されたデータがリセットされる。この50

とき、D R P 4 0 の共通領域 9 0 に属する処理部 9 1 、表示制御部 9 3 については再構成されない。また、メモリ 9 2 については次画像の処理に使用するデータを保持したままとする。このようにして、各生成部 8 1 により通常、特殊の各画像が生成され、モニタ 1 8 には、通常画像と特殊画像とが並列表示される。

#### 【 0 0 8 1 】

以上説明したように、D R P 4 0 を固体撮像素子 2 3 の蓄積期間単位で再構成することにより、小さい回路規模で通常画像と特殊画像とを略同時に取得することができる。通常画像と特殊画像とをモニタ 1 8 に並列表示することにより、通常画像と特殊画像との比較が容易になり、診断に供する厳密な比較をすることができる。

#### 【 0 0 8 2 】

上記実施形態では、垂直プランキング期間 B r に D R P 4 0 の再構成領域 8 0 の再構成及び P E メモリ 7 0 b に保持されたデータのリセットを行っているが、図 7 に示すように、この垂直プランキング期間中にさらに別の処理（図中 + で示す）を D R P 4 0 に行わせることもできる。別の処理としては、例えばルックアップテーブル（ L U T ）からパラメータを呼び出してのテーブル計算等をさせることができる。ルックアップテーブルを使用する計算としては、例えば、画像の輝度レベルに対応して、光源装置 1 2 から発せられる通常照明光及び特殊照明光の光量を調整するための計算等がある。

10

#### 【 0 0 8 3 】

垂直プランキング期間中に D R P 4 0 の再構成領域 8 0 を切り替える間に、別の処理を行う場合、まず再構成領域 8 0 を再構成し、P E マトリクス 7 1 内に別の処理用の処理部を構成する。そして P E メモリ 7 0 b に保持されたデータのリセットを行う。その後別の処理を行い、これが終了したらもう一度再構成領域 8 0 の再構成、リセットを行い、P E マトリクス 7 1 内に次の生成部（図では通常画像生成部 8 1 ）を構成する。こうすれば、さらなる回路規模の縮小化を実現することができる。

20

#### 【 0 0 8 4 】

上記実施形態では、垂直同期信号を受けた C P U 4 1 からの指令の下、垂直プランキング期間に P E マトリクス 7 1 の再構成及び各 P E メモリ 7 0 b のリセットを行っているが、他のタイミングを利用してよい。例えば、光源装置 1 2 による通常照明光と特殊照明光の切り替え信号を監視して、この切り替え信号に同期して再構成、リセットを行ってよい。この場合、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 1 と光源装置 1 2 の C P U 5 9 が照明光の切り替え信号を通信することにより、照明光の切り替え信号と D R P 4 0 の再構成、リセットのタイミングを同期させる。

30

#### 【 0 0 8 5 】

あるいは、光源装置 1 2 が通常照明光と特殊照明光の切り替えを行ったことを、照明光の波長を検出することによって確認し、このタイミングに従って再構成、リセットを行ってよい。この場合、図 8 に示す光源装置 9 9 のように、分波器 1 0 0 及び波長検出器 1 0 2 を設ける。ライトガイド 2 4 に入射する照明光を分波器 1 0 0 により分波して、その一部を、ライトガイド 1 0 1 を介して波長検出器 1 0 2 に送る。波長検出器 1 0 2 は、照明光の波長を検出し、この検出結果が C P U 5 9 を介してプロセッサ装置 1 1 の C P U 4 1 に送信される。照明光の切り替えタイミングと D R P 4 0 の再構成、リセットのタイミングを同期させることができる。

40

#### 【 0 0 8 6 】

なお、モニタ 1 8 における通常画像及び特殊画像の表示形態は、通常画像と特殊画像との並列表示に限定されない。例えば、通常画像内に特殊画像の縮小画像を重畳して、いわゆる入れ子画像（ピクチャーインピクチャー、 P i n P ）としてもよい。さらには、モニタを複数台用意して、一台目は通常画像の表示用、二台目は特殊画像の表示用というように、マルチモニタ形式を採用してもよい。

#### 【 0 0 8 7 】

また、通常照明光と特殊照明光とを発生する光源装置についても、上記実施形態に限定されない。例えば、駆動電流に応じて照明光の発振波長を変更可能な L E D や L D を用い

50

ても可である。光源が一つで済むので、部品コスト、設置スペースの削減に寄与することができる。

【0088】

また、図9に示す光源装置111を用いてもよい。光源装置111は、通常照明光用光源（以下、通常光源と略す）120と、特殊照明光用光源（以下、特殊光源と略す）121の二つの光源を有する。通常光源120は、赤から青までのブロードな波長の光（例えば、480nm以上750nm以下の波長帯の光、つまり通常照明光）を発生するキセノンランプや白色LED（発光ダイオード）等である。一方、特殊光源121は、通常光源120とは逆に特定の狭い波長帯域の光、つまり特殊照明光を発生させるものであり、例えば、青色LED、またはLD（レーザーダイオード）である。特殊光源121は、450、500、550、600、780nm近傍の特殊照明光を、単独または複数組み合わせて発するものである。

【0089】

450nm近傍の特殊照明光による撮影は、表層の血管やピットパターン等の被観察部位表面の微細構造の観察に適している。500nm近傍の照明光では、被観察部位の陥凹や隆起等のマクロな凹凸構造を観察することができる。550nm近傍の照明光は、ヘモグロビンによる吸収率が高く、微細血管や発赤の観察に適し、600nm近傍の照明光は、肥厚の観察に適している。深層血管の観察には、インドシアニングリーン（ICG；Indocyanine green）等の蛍光物質を静脈注射し、780nm近傍の照明光を用いることで明瞭に観察することができる。

【0090】

各光源120、121は、光源ドライバ52、53によって駆動される。絞り機構124、125は、各光源120、121の光射出側に配置され、集光レンズ126、127に入射される光量を増減させる。集光レンズ126、127は、絞り機構124、125を通過した光を集光して、ライトガイド24の入射端に導光する。

【0091】

CPU59は、プロセッサ装置11のCPU41と通信し、光源ドライバ52、53及び絞り機構124、125の動作制御を行う。ライトガイド24の出射端に導かれた照明光は、電子内視鏡10の挿入部13の先端に配された照明レンズ（図示せず）で拡散され、照明窓21を介して体内の被観察部位に照射される。なお、この場合、挿入部13の先端に波長変換部材26は配されていない。

【0092】

各光源120、121の光射出側に配された二本のライトガイド24a、24bは、周知の光ファイバの合波技術を用いて、光源装置12内で合流して一本のライトガイド24となる。なお、ライトガイド24を24a、24bの二股に分けるのではなく、各光源120、121用に二本のライトガイドを設けてもよい。この構成によても、上記実施形態と同様に、通常光源120のみを点灯させる通常撮影モード、特殊光源121のみを点灯させる特殊撮影モード、各光源120、121を固体撮像素子23の蓄積期間単位で交互に点灯させる同時観察モードを実行することが可能である。

【0093】

また、図10に示す光源装置135を用いてもよい。光源装置135は、基本的な構成は上記した各光源装置と同様であるが、通常照明光用フィルタ部と特殊照明光用フィルタ部が一体化した円盤状のフィルタ136と、フィルタ136の回転軸136aに接続されたモータ137と、モータ137の駆動を制御するモータドライバ138と、フィルタ136の回転位置を検出する位置センサ139とを有している。また、光源140として白色光を発するハロゲンランプを用いている。

【0094】

図11において、フィルタ136は、例えば、第一通常照明光透過領域145、第二通常照明光透過領域146、青色光透過領域147、緑色光透過領域148、赤外光透過領域149、第一遮光領域150、第二遮光領域151を有する。これら各領域145～1

10

20

30

40

50

51は、各々が所定の中心角を有する扇形であり、第一、第二通常照明光透過領域145、146の中心角はそれぞれ1、2(1>2)、青色光透過領域147、緑色光透過領域148、赤外光透過領域149はそれぞれ、第一、第二遮光領域150、151はである。

【0095】

第一、第二通常照明光透過領域145、146は、光源140からの白色光の波長帯成分、つまり通常照明光を透過する。青色光透過領域147、緑色光透過領域148、赤外光透過領域149は、光源140からの白色光のうち、450nm、550nm、780nm近傍の狭い波長帯成分の光、つまり特殊照明光をそれぞれ選択的に透過する。各領域147～149を透過する特殊照明光は、固体撮像素子23のRGBの各画素が感応する波長帯よりも狭い半値幅である。第一、第二遮光領域150、151は、固体撮像素子23の読み出期間に対応して照明光を遮光する。

10

【0096】

フィルタ136は、第一区画152、第二区画153に二分される。第一区画152には、フィルタ136の回転方向154に沿って、第一遮光領域150、第一通常照明光透過領域145が順に配されている。第二区画153には、回転方向154に沿って、第二遮光領域151、赤外光透過領域149、緑色光透過領域148、青色光透過領域147、第二通常照明光透過領域146が順に配されている。

【0097】

フィルタ136は、位置センサ139の検出結果に基づいたモータドライバ138の制御の下、モータ137によって固体撮像素子23の二回の撮像に対して一回転される(固体撮像素子23の一回の撮像に対して180度回転される)。このため、一回の撮像の間に、第一区画152または第二区画153に設けられた各領域が光源140の前面を順に横切り、波長や透過光量等が変調された照明光が被観察部位に照射される。

20

【0098】

より詳しくは図12に示すように、固体撮像素子23の前半の撮像の蓄積期間T1では、第一区画152の第一通常照明光透過領域145が、それに続く読み出期間t1では第一遮光領域150が、また、後半の撮像の蓄積期間T2では、第二通常照明光透過領域146、青色光透過領域147、緑色光透過領域148、赤外光透過領域149が、それに続く読み出期間t2では第二遮光領域151がそれぞれ光源140の前方を横切るようにフィルタ136が回転される。

30

【0099】

従って、前半の撮像では、通常照明光による信号電荷が固体撮像素子23の各画素に蓄積される。後半の撮像では、通常照明光、青色光、緑色光、赤外光によって生じた蛍光による信号電荷が蓄積される。以下、前半の撮像で得られた画像を前半画像、後半の撮像で得られた画像を後半画像と称す。

【0100】

前半画像には、通常照明光による被観察部位の像光が重畳されており、後半画像には、通常照明光、青色光、緑色光、及び赤外光によって生じた蛍光による被観察部位の像光が重畳されている。DRP40の処理部91は、二つの画像からRGBの各色成分を抜き出して、これらを比較、演算することにより、各色の通常照明光による画素値と、特殊照明光による画素値とをそれぞれ算出し、通常画像と特殊画像とを生成する。

40

【0101】

上記の比較、演算に際しては、第一、第二通常照明光透過領域145、146による通常照明光の照明光量の比を利用する。例えば、前半画像のBの画素値は、第一通常照明光透過領域145による通常照明光(の青色成分)の被観察部位の像光だけである。一方、後半画像のBの画素値は、第二通常照明光透過領域146による通常照明光(の青色成分)と青色光透過領域147による青色光とからなる。このため、第一通常照明光透過領域145による通常照明光の照明光量が、第二通常照明光透過領域146の×倍であった場合、前半画像のBの画素値を1/×倍して、後半画像のBの画素値から差し引けば、青色

50

光によるBの画素値を算出することができる。

【0102】

緑色光、赤外光の場合は、青色光と同様に前半画像の画素値が第一通常照明光透過領域145による通常照明光だけからなるため、前半画像の画素値を $1/x$ 倍して、後半画像の画素値から差し引く。通常照明光による画素値は、Bの画素値は前半画像、G、Rの画素値は後半画像といった具合に、前半、後半画像の各色画素値のうちの適当なものを用いればよい。

【0103】

D R P 4 0 の再構成領域80は、第一区画152を通して得た撮像信号を処理する場合は通常画像生成部81、第二区画153を通して得た撮像信号を処理する場合は特殊画像生成部82に構成される。

10

【0104】

第一、第二通常照明光透過領域145、146による通常照明光の照明光量を異ならせる方法としては、その中心角すなわち面積、さらに言い換えれば光源140の前面を横切る時間の長さ、または透過率のうちの少なくとも一つを調節する。

【0105】

フィルタの構成は上記例に限らない。例えば、第一区画152に青色光透過領域147を配してもよい。あるいは、区画を二以上とし、二以上のフィールド分の画像から通常、特殊の両撮影画像を生成してもよい。

【0106】

20

なお、フィルタを電子内視鏡10の挿入部13の先端に着脱可能なアダプタで構成すれば、キセノンランプ等の白色光源を有する従来の内視鏡システムに対しても、ソフトウェアの変更のみで適用することができる。

【0107】

上記実施形態では、固体撮像素子から連続して出力される少なくとも二フィールド分の撮像信号を元に、通常、特殊画像を生成しているが、本発明はこれに限定されない。通常、特殊画像の同時性を保つことができ、視認によって違和感を生じさせない程度の間隔であれば、例えば数～数十フィールド分の間隔があいた撮像信号から通常、特殊画像を生成してもよい。

【0108】

30

また、上記実施形態では、通常照明光と特殊照明光とを交互に被検体に照射して得られる画像を処理するためにD R Pの構成を切り替えていいるが、互いに異なる二つ以上の特殊照明光を交互に被検体に照射して得られる画像を処理するためにD R Pの構成を切り替えてよい。さらに、通常照明光と互いに異なる二つ以上の特殊照明光を順に被検体に照射して得られる画像を処理するためにD R Pの構成を切り替えてよい。前者の場合、再構成領域80は、例えば第一の特殊照明光用の生成部と第二の特殊照明光用の生成部に再構成される。後者の場合は、例えば通常画像生成部81と第一、第二の特殊照明光用の生成部に再構成される。

【0109】

また、上記実施形態では、二つ以上の照明光を被検体に交互に照射して得られる画像を処理するためのD R Pの構成を、垂直プランキング期間に同期して切り替えていいるが、D R Pの処理速度が撮像信号の出力よりも速い場合、A F EとD R Pの間に画像メモリを配設し、A F Eからの画像を画像メモリが一旦保持することで、垂直プランキング期間以外にもD R Pの構成を切り替えることが可能となる。

40

【0110】

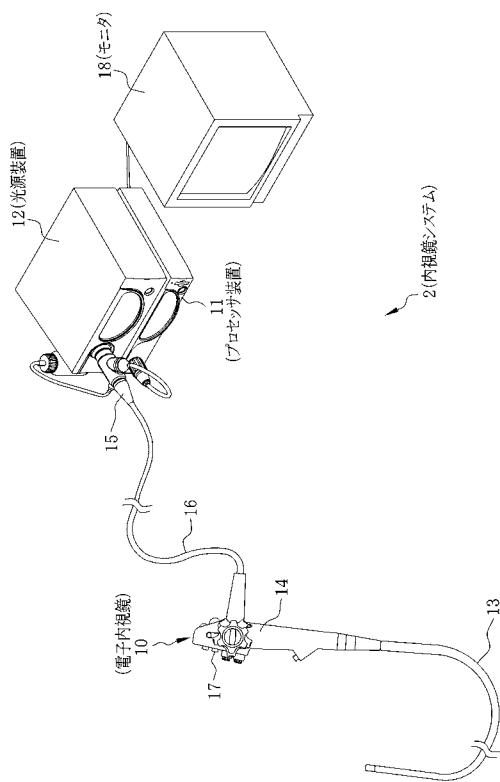
上記実施形態では、内視鏡として電子内視鏡10を例示したが、先端に超音波トランスデューサを配した超音波内視鏡であってもよい。

【符号の説明】

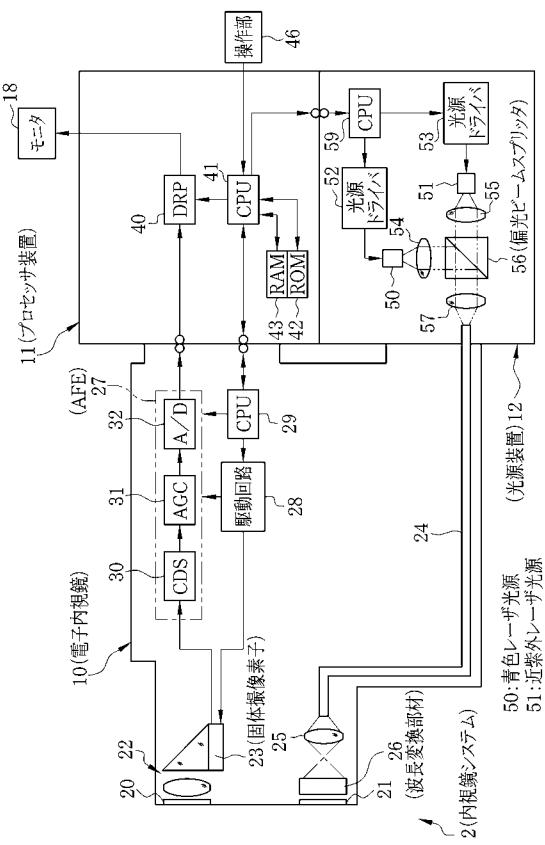
【0111】

1 0	電子内視鏡	
1 1	プロセッサ装置	
1 2、9 9、1 1 1、1 3 5	光源装置	
1 8	モニタ	
2 3	固体撮像素子	
2 6	波長変換部材	
2 7	駆動回路	
2 8	C P U	
4 0	動的再構成可能プロセッサ (D R P)	
4 1	C P U	10
4 6	操作部	
5 0	青色レーザ光源	
5 1	近紫外レーザ光源	
5 6	偏光ビームスプリッタ	
5 9	C P U	
7 0	プロセッサエレメント (P E)	
7 0 a	機能部	
7 0 b	P E メモリ	
7 1	P E マトリクス	
7 2	回路情報用メモリ	20
8 0	再構成領域	
8 1	通常画像生成部	
8 2	特殊画像生成部	
9 0	共通領域	
9 1	処理部	
9 2	メモリ	
9 3	表示制御部	
1 0 0	分波器	
1 0 2	波長検出器	
1 2 0	通常照明光用光源	30
1 2 1	特殊照明光用光源	
1 3 6	フィルタ	
1 3 7	モータ	
1 4 0	光源	
1 4 5、1 4 6	第一、第二通常照明光透過領域	
1 4 7、1 4 8、1 4 9	青色光、緑色光、赤外光透過領域	

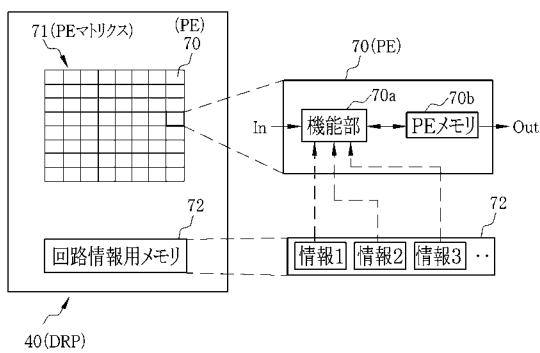
【図1】



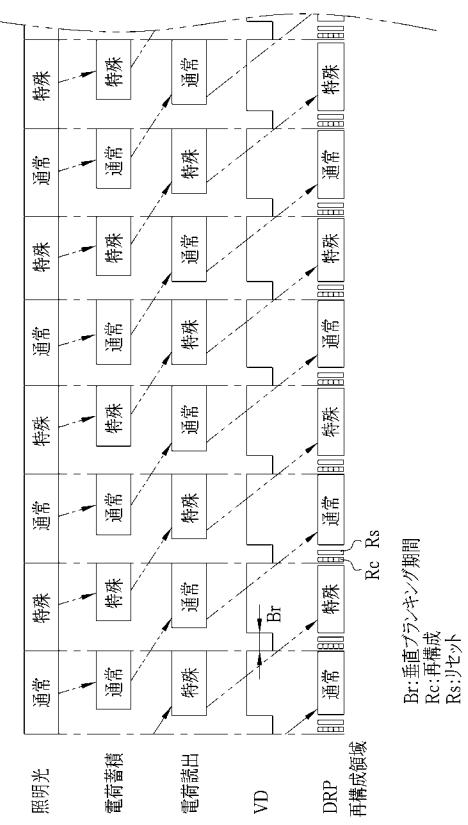
【図2】



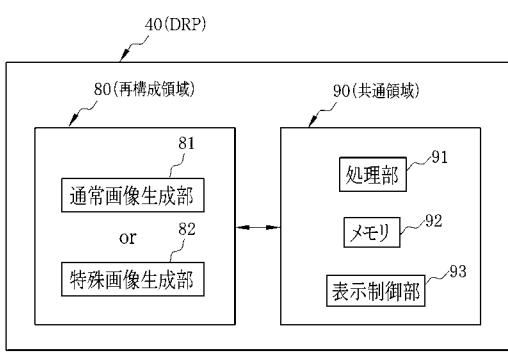
【図3】



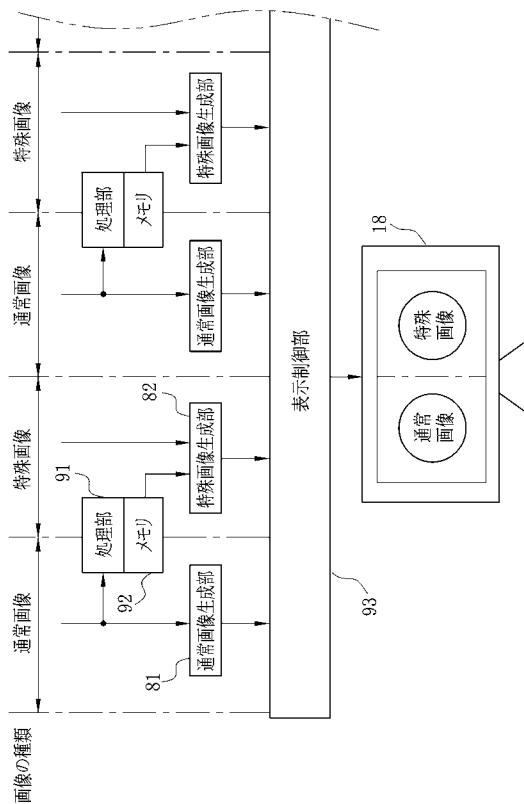
【図5】



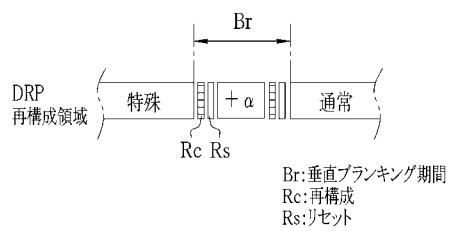
【図4】



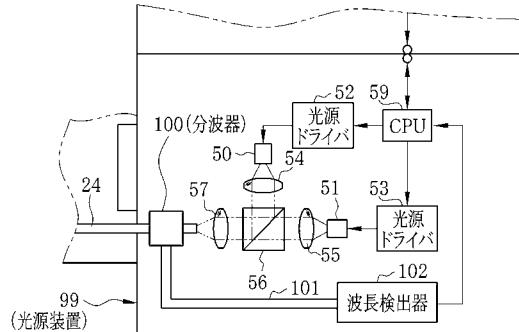
【図6】



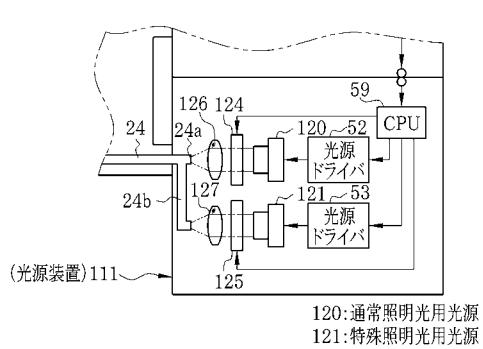
【図7】



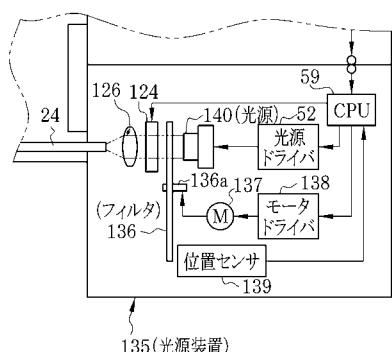
【図8】



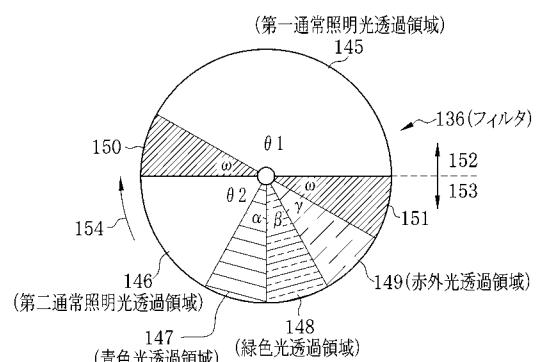
【図9】



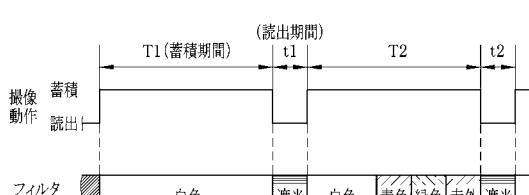
【図10】



【図11】



【図12】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2002-065602(JP, A)  
特開2002-136468(JP, A)  
特開2003-061909(JP, A)  
特開2004-236952(JP, A)  
特開2004-321244(JP, A)  
特開2005-013611(JP, A)  
特開2005-165961(JP, A)  
特開2007-007337(JP, A)  
特開2007-202589(JP, A)  
特開2007-229135(JP, A)  
特開2008-136184(JP, A)  
特開2008-165537(JP, A)  
国際公開第2006/038502(WO, A1)  
実開平04-080504(JP, U)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1/00 - 1/32  
G 02 B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	用于内窥镜的内窥镜系统和处理器装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5283545B2</a>	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	JP2009066381	申请日	2009-03-18
[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	村上浩史		
发明人	村上 浩史		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06		
CPC分类号	A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/06.A A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/06.611 A61B1/07.730 A61B1/07.731 A61B1/07.735 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF47 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061 /NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS11 4C061/SS30 4C061/WW03 4C061/WW10 4C161/CC06 4C161 /FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161 /RR26 4C161/SS11 4C161/SS30 4C161/WW03 4C161/WW10		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	<a href="#">JP2010213993A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

要解决的问题：减少内窥镜系统的电路规模和成本，同时实现正常图像和特殊图像的同时观察。解决方案：光源装置12在固态成像装置23的电荷存储时间可交替地发射正常照明光和特殊照明光。在DRP(动态可重构处理器)40的可重新配置区域80中，正常图像由正常照明光由正常图像生成部81生成，特殊图像生成部82生成特殊照明光的特殊图像。当CPU 41检测到来自驱动电路28的垂直同步信号下降到零电平时，CPU 41指示DRP 40的重新配置。DRP 40从电路信息存储器72加载配置正常生成部分81或特殊图像生成部分82的电路信息，并且根据加载的电路信息，重新配置每个PE(处理器元件)70的功能部分70a和之间的连接。各自的PE 70。

