

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2010-184046

(P2010-184046A)

(43) 公開日 平成22年8月26日(2010.8.26)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	5 C 0 5 4
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 29 頁)

(21) 出願番号 特願2009-30472 (P2009-30472)
(22) 出願日 平成21年2月12日 (2009.2.12)

(71) 出願人 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 100075281
弁理士 小林 和憲
(72) 発明者 増野 進吾
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 遠藤 安土
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 高松 正樹
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

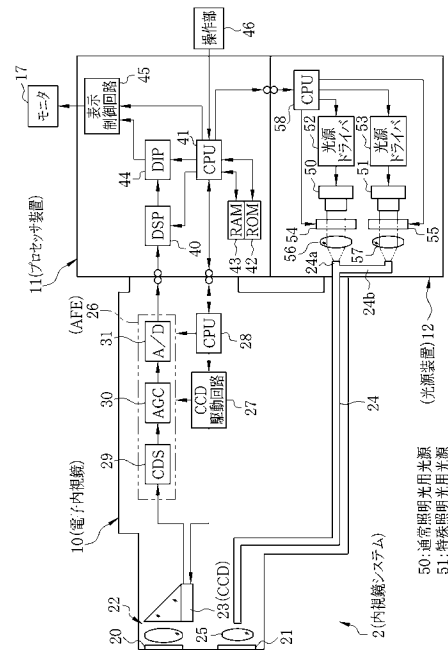
(54) 【発明の名称】 内視鏡、内視鏡駆動方法、並びに内視鏡システム

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】通常、特殊照明光による通常、特殊画像の取得間隔をできるだけ短くすることで、より精確な内視鏡検査を実現する。

【解決手段】同時撮影モードが選択された場合、通常照明光用光源50、特殊照明光用光源51は、CCD23の蓄積期間単位で、通常照明光と特殊照明光とを交互または同時に照射する。フレームインターラントランスファ型のCCD23は、第2n回目の撮像動作では、通常照明光による第2n-1回目の撮像動作で、受光素子から第一垂直CCDに信号電荷を読み出し転送した後から、直ちに受光素子への電荷蓄積を開始する。電荷蓄積後、CCD23は、読み出しパルスに応じて読み出し転送を行う。読み出し転送後、CCD23は、第2n-1回目の撮像動作による信号電荷の水平転送が終了するまで、信号電荷を第一垂直CCDに保持する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を、照明光発生手段で照射する照明光発生ステップと、

各照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有する固体撮像素子を用いて、各照明光による撮影を、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う撮影ステップと、

連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像をモニタ画面に同時に表示する表示ステップとを備え、

前記撮影ステップでは、連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出した後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行うことを特徴とする内視鏡駆動方法。

【請求項 2】

前記照明光発生ステップでは、通常照明光と特殊照明光を交互に照射することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡駆動方法。

【請求項 3】

前記照明光発生ステップでは、通常照明光と特殊照明光を同時に照射することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡駆動方法。

【請求項 4】

前記照明光発生ステップは、互いに波長が異なる第一、第二の特殊照明光を照射する第一、第二照明光発生ステップを有し、

前記第一、第二照明光発生ステップでは、第一、第二の特殊照明光と同時に通常照明光を照射し、

前記第一、第二照明光発生ステップは、受光素子の蓄積期間に同期して交互に切り替わること特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡駆動方法。

【請求項 5】

通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する照明光発生手段と、

各照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有し、各照明光による撮影を、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う固体撮像素子と、

連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像をモニタ画面に同時に表示させる表示制御手段と、

連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出させた後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行わせる駆動制御手段とを備えることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

前記照明光発生手段は、通常照明光と特殊照明光を交互に照射することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記照明光発生手段は、通常照明光と特殊照明光を同時に照射することを特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記照明光発生手段は、互いに波長が異なる第一、第二の特殊照明光を照射する第一、第二照明光発生手段を有し、

前記第一、第二照明光発生手段は、第一、第二の特殊照明光と同時に通常照明光を照射

10

20

30

40

50

し、受光素子の蓄積期間に同期して交互に切り替わ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】

前記駆動制御手段は、一回目の撮像動作による信号電荷の水平転送が終了するまで、二回目の撮像動作による信号電荷を垂直転送部に保持させるか、または二回目の撮像動作の撮像部から垂直転送部への信号電荷の読み出しが終了するまで、一回目の撮像動作による信号電荷を垂直転送部に保持させることを特徴とする請求項 5 ないし 8 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 10】

前記駆動制御手段は、連続する二回の撮像動作を二フレームまたは二フィールドに振り分けて行わせることを特徴とする請求項 5 ないし 9 のいずれかに記載の内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記駆動制御手段は、連続する二回の撮像動作を二フィールドに振り分けて行う場合、撮像部を構成する画素の行、または列単位で、各フィールドで交互に信号電荷を読み出させ、後半のフィールドの読み出しが終了するまで、前半のフィールドの信号電荷を垂直転送部に保持させ、各フィールドの垂直転送、水平転送、電荷検出を一括して行わせることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

前記固体撮像素子は、撮像部としての受光素子、垂直転送部として信号電荷を保持する第一垂直 CCD および信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する第二垂直 CCD を有するフレームインターラントランスファ型の CCD であることを特徴とする請求項 5 ないし 11 のいずれかに記載の内視鏡システム。

20

【請求項 13】

前記駆動制御手段は、一回の撮像動作で得られた信号電荷を第一垂直 CCD で加算するビニング読み出しを行わせることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記固体撮像素子は、撮像部としての第一垂直 CCD、垂直転送部として信号電荷を保持する第二垂直 CCD および信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する第三垂直 CCD を有するフレームトランスファ型の CCD であることを特徴とする請求項 5 ないし 11 のいずれかに記載の内視鏡システム。

30

【請求項 15】

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 5 ないし 14 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

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、およ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を特徴とする請求項 5 ないし 14 のいずれかに記載の内視鏡システム。

40

【請求項 17】

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、

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、

50

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 5 ないし 14 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 18】

通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有し、各照明光による撮影を、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う固体撮像素子と、

10

連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出させた後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行わせる駆動制御手段とを備え、

連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像がモニタ画面に同時に表示されることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、白色光等の通常照明光、およ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が可能な内視鏡、内視鏡駆動方法、並びに内視鏡システムに関する。

20

【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、患者の体腔（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、および光源装置に接続される。

【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、診断に供する内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、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。

30

【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、可視光域にブ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。

40

【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（特許文献1参照）。

【0006】

特許文献1では、特殊照明光による撮影時は、生体から蛍光（自家蛍光）を励起するための励起光（395～475nmの波長帯の光）と、照明光（550nmの波長帯の光）を一定周期で交互に連続的に照射している。そして、励起光、照明光で得られたそれぞれ

50

の信号を三つのフレームメモリに振り分けて一時記録し、励起光と照明光の照射周期で同期させて各信号を画像処理回路に出力している。画像の出力は、病変部位はマゼンタ、正常部位は緑、血管は黒というように、擬似的なカラー表示を行う。

【 0 0 0 7 】

従来は、通常照明光による撮影（以下、通常撮影という）から特殊照明光による撮影に切り替えたときに、表示が通常撮影の画像から特殊照明光による撮影の画像に切り替わる間隔が空いてしまい、医師に視覚的違和感を与えていたが、特許文献 1 に記載の発明によれば、通常撮影の画像から特殊照明光による撮影の画像に切り替わる間隔が狭められ、医師に視覚的違和感を与えることは少ない。

【 0 0 0 8 】

N B I においては、通常撮影の画像と特殊照明光による撮影の画像とを一つの画面に同時に表示して、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。

【 0 0 0 9 】

特許文献 2 では、インターレーススキャンに対応した読み出し方式の C C D を用い、通常撮影と特殊照明光による撮影を第一、第二フィールドに振り分けて実施している。具体的には、奇数番フレームの第一フィールド、偶数番フレームの第二フィールドは通常撮影、奇数番フレームの第二フィールド、偶数番フレームの第一フィールドは特殊照明光による撮影を実行する。奇数番フレームの第一フィールドと偶数番フレームの第一フィールド、および奇数番フレームの第二フィールドと偶数番フレームの第二フィールドでそれぞれ得られた通常撮影の画像、特殊照明光による画像を同時に表示している。奇数番フレームの第一、第二フィールドの画像は、次の偶数番フレームの第一、第二フィールドにも使われて一フレーム分の画像を構成する。偶数番フレームの場合も同じである。

【特許文献 1】特開 2 0 0 6 - 0 4 3 2 8 9 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 5 - 3 1 9 2 1 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

通常撮影の画像と特殊照明光による画像とを一つの画面に同時に表示する場合、二つの画像の撮影タイミングに比較的大きな開きがあり、両画像の撮影の合間に被観察部位が相対的に動いてしまうと、二つの画像の同時性（同一性）が保たれないため、診断に供する厳密な比較をすることができない。

【 0 0 1 1 】

特許文献 1、2 の方法では、モニタ画面への画像の走査方式を工夫する等しているが、通常撮影の画像、特殊照明光による画像の撮影タイミングは一定の間隔で開いており、両画像の同時性が保たれるとは言い難い。

【 0 0 1 2 】

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、通常撮影の画像と特殊照明光による画像の取得間隔をできるだけ短くすることで、より精確な内視鏡検査を実現することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 3 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡駆動方法は、照明光発生ステップと撮影ステップと表示ステップとを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

前記照明光発生ステップでは、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を、照明光発生手段で照射する。

【 0 0 1 5 】

前記撮影ステップでは、各照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有する固体撮像素子を用いて、各照明光による撮影を

10

20

30

40

50

、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う。

【0016】

前記表示ステップでは、連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像をモニタ画面に同時に表示する。

【0017】

前記撮影ステップでは、連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出した後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行う。

【0018】

前記照明光発生ステップでは、通常照明光と特殊照明光を交互に照射する。もしくは、通常照明光と特殊照明光を同時に照射する。あるいは、前記照明光発生ステップは、互いに波長が異なる第一、第二の特殊照明光を照射する第一、第二照明光発生ステップを有し、前記第一、第二照明光発生ステップでは、第一、第二の特殊照明光と同時に通常照明光を照射し、第一、第二照明光発生ステップは、受光素子の蓄積期間に同期して交互に切り替わる。

【0019】

本発明の内視鏡システムは、照明光発生手段と固体撮像素子と表示制御手段と駆動制御手段とを備えることを特徴とする。

【0020】

前記照明光発生手段は、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光を照射する。

【0021】

前記固体撮像素子は、各照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有し、各照明光による撮影を、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う。

【0022】

前記表示制御手段は、連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像をモニタ画面に同時に表示させる。

【0023】

前記駆動制御手段は、連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出させた後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行わせる。

【0024】

前記照明光発生手段は、通常照明光と特殊照明光を交互に照射する。もしくは、通常照明光と特殊照明光を同時に照射する。あるいは、前記照明光発生手段は、互いに波長が異なる第一、第二の特殊照明光を照射する第一、第二照明光発生手段を有し、前記第一、第二照明光発生手段は、第一、第二の特殊照明光と同時に通常照明光を照射し、受光素子の蓄積期間に同期して交互に切り替わる。

【0025】

前記駆動制御手段は、一回目の撮像動作による信号電荷の水平転送が終了するまで、二回目の撮像動作による信号電荷を垂直転送部に保持させるか、または二回目の撮像動作の撮像部から垂直転送部への信号電荷の読み出しが終了するまで、一回目の撮像動作による信号電荷を垂直転送部に保持させる。

【0026】

前記駆動制御手段は、連続する二回の撮像動作を二フレームまたは二フィールドに振り分けて行わせる。連続する二回の撮像動作を二フィールドに振り分けて行う場合、撮像部を構成する画素の行、または列単位で、各フィールドで交互に信号電荷を読み出させ、後

10

20

30

40

50

半のフィールドの読み出しが終了するまで、前半のフィールドの信号電荷を垂直転送部に保持させ、各フィールドの垂直転送、水平転送、電荷検出を一括して行わせる。

【0027】

前記固体撮像素子は、撮像部としての受光素子、垂直転送部として信号電荷を保持する第一垂直CCDおよび信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する第二垂直CCDを有するフレームインターライントランスファ型のCCDである。この場合、前記駆動制御手段は、一回の撮像動作で得られた信号電荷を第一垂直CCDで加算するビニング読み出しを行わせてもよい。

【0028】

あるいは、前記固体撮像素子は、撮像部としての第一垂直CCD、垂直転送部として信号電荷を保持する第二垂直CCDおよび信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する第三垂直CCDを有するフレームトランスファ型のCCDである。

10

【0029】

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。

【0030】

あるいは、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、およ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。

20

【0031】

もしくは、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、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が好ましい。

30

【0032】

本発明の内視鏡は、固体撮像素子と駆動制御手段とを備えることを特徴とする。

【0033】

前記固体撮像素子は、通常照明光、および通常照明光とは分光特性が異なる特殊照明光の像光を撮像して信号電荷を蓄積する撮像部、および連続する二回の撮像動作で得られた信号電荷を保持するとともに、信号電荷を水平転送部に向けて垂直転送する垂直転送部を有し、各照明光による撮影を、連続する二回の撮像動作に振り分けて行う。

【0034】

前記固体撮像素子は、連続する二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から垂直転送部に読み出させた後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行わせる。連続する二回の撮像動作で得られた画像信号を画像処理することで得られる、通常画像、および特殊画像がモニタ画面に同時に表示される。

40

【発明の効果】

【0035】

本発明によれば、固体撮像素子の連続する二回の撮像動作に振り分け、二回の撮像動作のうち、一回目の撮像動作で固体撮像素子の撮像部に蓄積された信号電荷を撮像部から読み出した後、その信号電荷の垂直転送部から水平転送部への垂直転送が完了する前に、二

50

回目の撮像動作の撮像部への信号電荷の蓄積、および垂直転送部への読み出しを行い、信号電荷の水平転送が終了するまで、または撮像部から垂直転送部への信号電荷の読み出しが終了するまで、信号電荷を垂直転送部に保持するので、一回目の撮像動作の画像と二回目の撮像動作の画像を略同時に得ることができ、各画像の同時性が保たれていることで検査の精確さが増す。

【発明を実施するための最良の形態】

【0036】

[第一実施形態]

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、および光源装置12からなる。電子内視鏡10は、周知の如く、患者の体腔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および光源装置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。

10

【0037】

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、体腔内撮影用のCCD23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、および照明レンズ25（ともに図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。

【0038】

20

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、内視鏡画像を静止画記録するためのリリースボタン、モニタ17に表示された内視鏡画像の拡大・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。

【0039】

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。

【0040】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電氣的に接続され、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、CCD23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、CCD23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データを生成する。プロセッサ装置11で生成された画像データは、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ17に内視鏡画像として表示される。

30

【0041】

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、CCD23、および照明レンズ25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、AFEと略す）26、CCD駆動回路27、およびCPU28が操作部14に設けられている。

40

【0042】

CCD23は、フレームインターライントランスファ（以下、FITと略す）型で、プログレッシブスキャンに対応した全画素読み出し方式のCCDイメージセンサからなる。CCD23は、観察窓20、対物光学系22（レンズ群およびプリズムからなる）を経由した体腔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。CCD23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、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ、図9参照）が形成されている。CCD23の構成については、後に詳述する。

【0043】

50

A F E 2 6 は、相関二重サンプリング回路（以下、C D S と略す）2 9、自動ゲイン制御回路（以下、A G C と略す）3 0、およびアナログ／デジタル変換器（以下、A / D と略す）3 1 から構成されている。C D S 2 9 は、C C D 2 3 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、C C D 2 3 で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。A G C 3 0 は、C D S 2 9 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 1 1 から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A / D 3 1 は、A G C 3 0 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 3 1 でデジタル化された撮像信号は、ユニバーサルコード 1 6、コネクタ 1 5 を介してプロセッサ装置 1 1 に入力され、デジタル信号処理回路（以下、D S P と略す）4 0 の作業用メモリ（図示せず）に一旦格納される。

10

【 0 0 4 4 】

C C D 駆動回路 2 7 は、C C D 2 3 の駆動パルス（垂直／水平走査パルス、電子シャッタパルス、読み出しパルス、リセットパルス等）と A F E 2 6 用の同期パルスとを発生する。C C D 2 3 は、C C D 駆動回路 2 7 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 2 6 の各部 2 9 ～ 3 1 は、C C D 駆動回路 2 7 からの同期パルスに基づいて動作する。

【 0 0 4 5 】

C P U 2 8 は、電子内視鏡 1 0 とプロセッサ装置 1 1 とが接続された後、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 1 からの動作開始指示に基づいて、C C D 駆動回路 2 7 を駆動させるとともに、A G C 3 0 のゲインを調整する。

20

【 0 0 4 6 】

C P U 4 1 は、プロセッサ装置 1 1 全体の動作を統括的に制御する。C P U 4 1 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 4 2 には、プロセッサ装置 1 1 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 4 1 は、R O M 4 2 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 4 3 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 4 1 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 4 6 や L A N (Local Area Network) 等のネットワークより得て、R A M 4 3 に記憶する。

【 0 0 4 7 】

D S P 4 0 は、A F E 2 6 からの撮像信号を作業用メモリから読み出す。D S P 4 0 は、読み出した撮像信号に対して、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を施し、画像データを生成する。D S P 4 0 で生成された画像データは、デジタル画像処理回路（以下、D I P と略す）4 4 の作業用メモリ（図示せず）に入力される。

30

【 0 0 4 8 】

D I P 4 4 は、C P U 4 1 の制御に従って各種画像処理を実行する。D I P 4 4 は、D S P 4 0 で処理された画像データを作業用メモリから読み出す。D I P 4 4 は、読み出した画像データに対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調等の各種画像処理を施す。D I P 4 4 で各種画像処理を施された画像データは、表示制御回路 4 5 に入力される。

40

【 0 0 4 9 】

表示制御回路 4 5 は、D I P 4 4 からの処理済みの画像データを格納する V R A M を有する。表示制御回路 4 5 は、C P U 4 1 から R O M 4 2 および 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、内視鏡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。表示制御回路 4 5 は、D I P 4 4 からの画像データに対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 1 7 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。

【 0 0 5 0 】

50

表示制御回路４５は、ＶＲＡＭから画像データを読み出し、読み出した画像データをモニタ１７の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンボジット信号等）に変換する。これにより、モニタ１７に内視鏡画像が表示される。

【００５１】

操作部４６は、プロセッサ装置１１の筐体に設けられる操作パネル、電子内視鏡１０の操作部１４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。ＣＰＵ４１は、操作部４６からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

【００５２】

プロセッサ装置１１には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式（例えばＪＰＥＧ形式）で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、リリースボタンの操作に連動して、圧縮された画像データをＣＦカード、光磁気ディスク（ＭＯ）、ＣＤ－Ｒ等のリムーバブルメディアに記録するメディアＩ／Ｆ、ＬＡＮ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ＣＰＵ４１と接続されている。

【００５３】

光源装置１２は、通常照明光用光源（以下、通常光源と略す）５０と、特殊照明光用光源（以下、特殊光源と略す）５１の二つの光源を有する。通常光源５０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、以下、通常照明光という）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５１は、通常光源５０とは逆に特定の狭い波長帯域の光（以下、特殊照明光という）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５１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で発するものである。

【００５４】

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。

【００５５】

各光源５０、５１は、光源ドライバ５２、５３によって駆動される。絞り機構５４、５５は、各光源５０、５１の光射出側に配置され、集光レンズ５６、５７に入射される光量を増減させる。集光レンズ５６、５７は、絞り機構５４、５５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。

【００５６】

ＣＰＵ５８は、プロセッサ装置１１のＣＰＵ４１と通信し、光源ドライバ５２、５３および絞り機構５４、５５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、照明レンズ２５で拡散され、照明窓２１を介して体腔内の被観察部位に照射される。

【００５７】

ライトガイド２４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。各光源５０、５１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５０、５１用に二本のライトガイドを設けてもよい。

【００５８】

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、通常照明光と特殊照明光、または特殊照明光同士を組み合わせで照射する同時撮影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

10

20

30

40

50

ることにより行われる。

【0059】

通常撮影モードが選択された場合、CPU41は、CPU58を介して光源ドライバ52、53の駆動を制御して、通常光源50を点灯、特殊光源51を消灯させる。被観察部位に照射される照明光は通常照明光のみとなる。一方、特殊撮影モードが選択された場合は、通常光源50を消灯、特殊光源51を点灯させる。被観察部位に照射される照明光は特殊照明光のみとなる。

【0060】

同時撮影モードが選択された場合、通常光源50と特殊光源51を、CCD23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、CCD23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。または、通常光源50と特殊光源51を同時に点灯させる。CCD23の蓄積期間単位で特殊光源51を制御し、特殊光源51が発する特殊照明光の波長を切り替える。このとき、CCD23の蓄積期間単位で通常光源50が発する通常照明光の光量を変化させてもよい。CCD23の蓄積期間は、各照明光に応じて予め定められている。

10

【0061】

CCD23の構成を示す図3において、CCD23は、撮像部としての受光素子（フォトダイオード）65、垂直転送部としての第一垂直CCD66および第二垂直CCD67、水平CCD68、出力部69等の周知の構成を有する。

【0062】

20

受光素子65は、二次元マトリクス状にCCD23の撮像面に配置され、光電変換により入射光に応じた信号電荷を生成して蓄積する（図中A：電荷蓄積に相当）。第一垂直CCD66は、受光素子65の垂直列毎に設けられている。第一垂直CCD66は、受光素子65から信号電荷を読み出し（B：読み出し転送）、読み出した全ての信号電荷を第二垂直CCD67に向けて高速転送する（C：高速転送）。また、第一垂直CCD66は、受光素子65からの信号電荷を一時的に保持する（G：電荷保持）。

【0063】

第一、第二垂直CCD66、67は、基本的には同じ構造であり、いずれもアルミ薄膜等で遮光されている。第二垂直CCD67は、第一垂直CCD66から高速転送された信号電荷を、水平CCD68に向けて一行ずつ垂直転送する（D：垂直転送）。第一、第二垂直CCD66、67は四相CCDであり、位相が異なる四種の垂直走査パルス $\phi V1$ 、 $\phi V2$ 、 $\phi V3$ 、 $\phi V4$ により駆動される。

30

【0064】

水平CCD68は、第二垂直CCD67の各出力端に共通に接続され、第二垂直CCD67から出力された信号電荷を水平転送する（E：水平転送）。水平CCD68は二相CCDであり、位相が異なる二種の水平走査パルス $\phi H1$ 、 $\phi H2$ により駆動される。

【0065】

出力部69は、水平CCD68の出力端から順に配された出力ゲート70、フローティングディフュージョン（以下、FDと略す）部71、リセットゲート72、およびリセットドレイン73と、FD部71に入力端子が接続されたソースフォロア回路74とからなる。

40

【0066】

出力ゲート70には、所定のゲート電圧V_{OG}が印加されている。出力ゲート70は、水平CCD68の出力端から出力される信号電荷をFD部71へ通過させる。FD部71は、出力ゲート70を介して水平CCD68から転送された信号電荷を蓄積し、信号電荷の蓄積電荷量に応じた電圧を生成する。ソースフォロア回路74は、FD部71での電荷電圧変換により生じた電圧を検出し、検出した電圧を緩衝増幅（インピーダンス変換）してV_{out}として出力する（F：電荷検出）。

【0067】

リセットゲート72には、外部からリセットパルス ϕRG が印加されている。リセット

50

ゲート 7 2 は、水平 C C D 6 8 から F D 部 7 1 に次の画素の信号電荷が転送される前に、F D 部 7 1 内に蓄積された電荷電圧変換後の信号電荷を、所定のリセットドレイン電圧 V R D が印加されたりリセットドレイン 7 3 へ破棄する。なお、符号 7 5 (点線で囲う部分) は、一つの画素を示す。

【 0 0 6 8 】

図 4 において、C C D 2 3 は、通常撮影モードおよび特殊撮影モードでは従来通りの方式で動作する。すなわち、第 $2n - 1$ (n は 1 以上の自然数) 回目 (奇数回目)、第 $2n$ 回目 (偶数回目) の撮像動作に関わらず、電子シャッタパルスの入力途絶えたことに応じて、A の電荷蓄積を開始する。そして、読み出しパルスに応じて、垂直走査期間の垂直ブランキング期間に B の読み出し転送を行う。続けて、垂直ブランキング期間の終了前までに、C の高速転送を行い、垂直映像期間で D の垂直転送、E の水平転送、F の電荷検出を行う。

10

【 0 0 6 9 】

一方、同時撮影モードでは、C C D 2 3 は図 5 に示す動作をする。第 $2n - 1$ 回目の撮像動作は、通常撮影モードのときと同様である。対して、第 $2n$ 回目の撮像動作では、第 $2n - 1$ 回目の撮像動作の、B の読み出し転送を行った後から、直ちに A の電荷蓄積を開始する。なお、第 $2n$ 回目の A の電荷蓄積の前に電子シャッタパルスは入力されていないが、直前に一回電子シャッタパルスを入力してもよい。

【 0 0 7 0 】

第 $2n$ 回目の撮像動作においては、A の電荷蓄積後、読み出しパルスに応じて B の読み出し転送を行う。このときの各回の撮像動作の A の電荷蓄積の間隔は、第 $2n - 1$ 回目の撮像動作の D、E、F の処理が完了する前に A の電荷蓄積と B の読み出し転送を行う分、通常撮影モードのときよりも狭く (略ゼロに) なる。後述するように、各回の撮像動作で得られる二つの画像は、モニタ 1 7 に同時に表示される。従って、各回の撮像動作の A の電荷蓄積の間隔が狭まれば、同時に表示される二つの画像の同時性も保たれる。

20

【 0 0 7 1 】

C C D 2 3 は、B の読み出し転送後、信号電荷を第一垂直 C C D 6 6 に保持する G の電荷保持を行う。電荷保持をしている間は、第二垂直 C C D 6 7 に第 $2n - 1$ 回目の撮像動作による信号電荷があり、第一垂直 C C D 6 6 に第 $2n$ 回目の撮像動作による信号電荷がある。つまり、第一、第二垂直 C C D 6 6、6 7 で二回の撮像動作の分の信号電荷を保持していることになる。

30

【 0 0 7 2 】

その後、通常撮影モードのときと同様のタイミングで、垂直ブランキング期間に C の高速転送を行い、さらに垂直映像期間で D の垂直転送、E の水平転送、F の電荷検出を行う。通常撮影モードのときと同様のタイミングで C ~ F の動作を行うので、各撮影モードでフレームレートは変わらず一定である。このため、A F E 2 6、D S P 4 0、D I P 4 4 等の後段の各種処理回路は、撮像信号や画像データを各回の撮像動作で特に区別せずに取り扱う。

【 0 0 7 3 】

なお、第 $2n$ 回目の撮像動作の C の高速転送は、第 $2n - 1$ 回目の撮像動作の F の電荷検出が終了した直後に開始してもよいが、こうすると第 $2n$ 回目の撮像動作の D の垂直転送までに間が空いて制御が煩雑になるため、通常撮影モードのときと同様のタイミングで C ~ F の動作を行うことが好ましい。

40

【 0 0 7 4 】

第 $2n - 1$ 回目の撮像動作の B の読み出し転送を終えた後に第 $2n$ 回目の撮像動作の A の電荷蓄積を開始し、第 $2n - 1$ 回目の撮像動作の D の垂直転送を終えた後に第 $2n$ 回目の撮像動作の C の高速転送をするので、各回の撮像動作で得られた信号電荷が第一、第二垂直 C C D 6 6、6 7 で混合することはない。

【 0 0 7 5 】

同時撮影モードで、通常光源 5 0 と特殊光源 5 1 を C C D 2 3 の蓄積期間単位で交互に

50

点消灯させる場合では、例えば、第 $2n - 1$ 回目の撮像動作を通常照明光による撮影、第 $2n$ 回目の撮像動作を特殊照明光による撮影にそれぞれ振り分ける。また、同時撮影モードで通常光源 50 と特殊光源 51 を同時に点灯させ、CCD 23 の蓄積期間単位で特殊光源 51 を制御し、特殊光源 51 が発する特殊照明光の波長を切り替える場合では、第 $2n - 1$ 回目も第 $2n$ 回目の撮像動作とともに特殊照明光による撮影にする。

【0076】

DIP 44 は、各回の撮像動作で得られた撮像信号に対して、画素補間画素間の差分算出等の画像処理を施して、通常照明光による撮影で得られた画像と同等の画像、特殊撮影照明光による撮影で得られた画像と同等の画像をそれぞれ生成する。以下、通常照明光による撮影で得られた画像、または差分算出等の画像処理により得られた同等の画像を通常画像、特殊照明光による撮影で得られた画像、または差分算出等の画像処理により得られた同等の画像を特殊画像と呼ぶ。

10

【0077】

通常撮影モードでは通常光源 50 のみを点灯させるので、DIP 44 は差分算出等の画像処理を行わずとも通常画像を得ることができる。同様に特殊撮影モードでは特殊光源 51 のみを点灯させるので、DIP 44 は差分算出等の画像処理を行わずとも特殊画像を得ることができる。

【0078】

同時撮影モードで、通常光源 50 と特殊光源 51 を CCD 23 の蓄積期間単位で交互に点消灯させる場合では、通常照明光による撮影と特殊照明光による撮影の撮像信号自体が通常画像と特殊画像を表すため、DIP 44 での差分算出等の画像処理は不要である。

20

【0079】

同時撮影モードで通常光源 50 と特殊光源 51 を同時に点灯させ、CCD 23 の蓄積期間単位で特殊光源 51 を制御し、特殊光源 51 が発する特殊照明光の波長を切り替える場合の照明光の波長分布の例を図 6 に示す。120 は白色光成分、121 は第一の特殊照明光成分、122 は第二の特殊照明光成分をそれぞれ示す。また、123、124、125 は、順に CCD 23 の青色、緑色、赤色画素の波長領域を示す。第一の特殊照明光成分 121 は、波長 450 nm 近傍にピークをもち、第二の特殊照明光成分 122 は、波長 550 nm 近傍にピークをもつ。

【0080】

30

図 7 は、図 6 の波長分布から CCD 23 の青色画素の波長領域 123 付近を抜き出したものである。(A) と (B) の差分をとることで白色光成分 120 が除かれ、第一の特殊照明光成分 121 を得ることができる。DIP 44 は、このようにして CCD 23 の各色画素の波長領域 123 ~ 125 の成分の差分をとる(差分算出処理)ことによって通常画像と特殊画像の分離処理を行う。

【0081】

表示制御回路 45 は、通常撮影モードまたは特殊撮影モードでは、通常画像または特殊画像の動画のみをモニタ 17 に表示させる。同時撮影モードでは、操作部 46 への操作入力に応じて、通常画像、特殊画像の一方の動画を表示、または各画像の動画を同時にモニタ 17 に表示(例えば、通常、特殊画像の並列表示、重畳表示、入れ子表示(ピクチャーインピクチャー、PinP))させる。

40

【0082】

なお、ここで例示した各画像の表示形態は一例であり、種々の変形が可能である。例えば、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。

【0083】

次に、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 で患者の体腔内を観察する際、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。

50

【 0 0 8 4 】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 1 3 を体腔内に挿入し、光源装置 1 2 からの照明光で体腔内を照明しながら、C C D 2 3 による体腔内の内視鏡画像をモニタ 1 7 で観察する。

【 0 0 8 5 】

C C D 2 3 から出力された撮像信号は、A F E 2 6 の各部 2 9 ~ 3 1 で各種処理を施された後、プロセッサ装置 1 1 の D S P 4 0 に入力される。D S P 4 0 では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施され、画像データが生成される。D S P 4 0 で生成された画像データは、D I P 4 4 に出力される。

【 0 0 8 6 】

D I P 4 4 では、C P U 4 1 の制御の下、D S P 4 0 からの画像データに各種画像処理が施される。D I P 4 4 で処理された画像データは、表示制御回路 4 5 の V R A M に入力される。表示制御回路 4 5 では、C P U 4 1 からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、画像データがモニタ 1 7 に内視鏡画像として表示される。

【 0 0 8 7 】

操作部 4 6 で通常撮影モードが選択された場合は、C P U 4 1 の指令の下に、通常光源 5 0 が点灯、特殊光源 5 1 が消灯され、被観察部位には通常照明光のみが照射される。当然ながら、モニタ 1 7 には、通常画像の動画のみが表示される。

【 0 0 8 8 】

通常撮影モードでは、撮像動作の回数に関わらず、電子シャッタパルスの入力が途絶えたことに応じて、C C D 2 3 の受光素子 6 5 による A の電荷蓄積が開始される。そして、読み出しパルスに応じて、垂直走査期間の垂直ブランキング期間に B の読み出し転送が行われ、垂直ブランキング期間の終了前までに、第一垂直 C C D 6 6 による C の高速転送が行われる。さらに、垂直映像期間で第二垂直 C C D 6 7、水平 C C D 6 8、出力部 6 9 による D の垂直転送、E の水平転送、F の電荷検出が行われる。

【 0 0 8 9 】

特殊撮影モードが選択された場合は、C P U 4 1 の指令の下に、通常光源 5 0 が消灯、特殊光源 5 1 が点灯され、被観察部位には特殊照明光のみが照射される。当然ながら、モニタ 1 7 には、特殊画像の動画のみが表示される。

【 0 0 9 0 】

特殊撮影モードも通常撮影モードと同じく、撮像動作の回数に関わらず、電子シャッタパルスの入力が途絶えたことに応じて、C C D 2 3 の受光素子 6 5 による A の電荷蓄積が開始される。そして、読み出しパルスに応じて、垂直走査期間の垂直ブランキング期間に B の読み出し転送が行われ、垂直ブランキング期間の終了前までに、第一垂直 C C D 6 6 による C の高速転送が行われる。さらに、垂直映像期間で第二垂直 C C D 6 7、水平 C C D 6 8、出力部 6 9 による D の垂直転送、E の水平転送、F の電荷検出が行われる。

【 0 0 9 1 】

一方、同時撮影モードが選択された場合は、通常光源 5 0、特殊光源 5 1 が C C D 2 3 の蓄積期間単位で交互に点消灯される。または、通常光源 5 0 と特殊光源 5 1 が同時に点灯され、C C D 2 3 の蓄積期間単位で特殊光源 5 1 の発する特殊照明光の波長が切り替えられる。モニタ 1 7 には、通常画像、特殊画像の一方の動画、または各画像の動画が同時に表示される。

【 0 0 9 2 】

同時撮影モードの第 2 n 回目の撮像動作では、第 2 n - 1 回目の撮像動作の、B の読み出し転送がされた後から、直ちに A の電荷蓄積が開始される。そして、読み出しパルスに応じて B の読み出し転送が行われる。こうして第一垂直 C C D 6 6 に読み出された信号電荷は、第 2 n - 1 回目の撮像動作の F の電荷検出が終了するまで（第 2 n - 1 回目の撮像動作による信号電荷の垂直転送が終了するまで）、第一垂直 C C D 6 6 に保持される。第一垂直 C C D 6 6 に保持された信号電荷は、通常撮影モードのときと同様のタイミングで

10

20

30

40

50

、垂直ブランキング期間に第二垂直CCD 67に高速転送される。その後の処理は通常撮影モードの場合と同様である。

【0093】

以上説明したように、垂直転送部としての第一垂直CCD 66を有するFIT型のCCD 23を用い、第2n - 1回目の撮像動作のBの読み出し転送を終えた後、直ちに第2n回目の撮像動作のAの電荷蓄積を行い、Cの高速転送を行うまで第一垂直CCD 66に信号電荷を保持するので、第2n - 1回目と第2n回目の撮像動作の電荷蓄積が略同時になり、これらの撮像動作で得られた信号電荷を処理することで得られる通常画像と特殊画像の同時性が、通常、特殊撮影モードの場合よりも保たれている。従って、診断に供する厳密な比較をすることができる。

10

【0094】

フレームレートを上げることなく、モニタ17に同時に表示する通常画像と特殊画像の取得間隔を短くすることができる。フレームレートが一定であるため、後段の画像処理のタイミングを各回の撮像動作でずらしたりする必要がない。

【0095】

なお、FIT型のCCD 23を用いた場合、第一垂直CCD 66に信号電荷を保持するので、スミア軽減のために第一垂直CCD 66の遮光対策を十分にすることが好ましい。

【0096】

[第二実施形態]

第一実施形態では、FIT型のCCDを例示したが、本発明はこれに限定されない。図8に示すフレームトランスファ（以下、FTと略す）型のCCD 80を用いてもよい。なお、CCD 23と構成および作用が同じものについては、同符号を付して説明を省略する。

20

【0097】

図8において、CCD 80は、撮像部としての第一垂直CCD 85、垂直転送部としての第二垂直CCD 86および第三垂直CCD 87を有する。第一垂直CCD 85は、転送電極が薄膜で形成されており、転送チャンネル内で像光を光電変換する。第一垂直CCD 85は、光電変換で得られた全ての信号電荷を第二垂直CCD 86に向けて高速転送する（図中Ca：第一高速転送に相当）。

【0098】

第二、第三垂直CCD 86、87は、第一垂直CCD 85と同じ構造で、且つ遮光されている。第二垂直CCD 86は、第一垂直CCD 85から高速転送された全ての信号電荷を、第三垂直CCD 87に向けて高速転送する（Cb：第二高速転送）。また、第二垂直CCD 86は、第一垂直CCD 66と同様、第一垂直CCD 85からの信号電荷を一時的に保持するGの電荷保持を行う。第三垂直CCD 87は、CCD 23の第二垂直CCD 67と同様、第二垂直CCD 86から高速転送された信号電荷を、水平CCD 68に向けて一行ずつ垂直転送する。各垂直CCD 85～87は、三相CCDであり、位相が異なる三種の垂直走査パルスφVI（またはVSaまたはVSb）1～3により駆動される。

30

【0099】

この場合、通常撮影モードおよび特殊撮影モードでは、CCD 80は、電子シャッターパルスの入力途絶えたことに応じて、Aの電荷蓄積を開始する。そして、垂直走査パルスφVI、φVSaに応じて、垂直走査期間の垂直ブランキング期間にCa、Cbの第一、第二高速転送を行い、垂直映像期間でDの垂直転送、Eの水平転送、Fの電荷検出を行う（図9の第2n - 1回目の撮像動作を参照）。

40

【0100】

一方、同時撮影モードでは、CCD 80は図9に示す動作をする。具体的には、第2n回目の撮像動作では、第2n - 1回目の撮像動作のCaの第一高速転送を行った後、電子シャッターパルスに応じて、直ちにAの電荷蓄積を開始する。電子シャッターパルスは、次の第2n - 1回目の撮像動作が開始するまで入力されない。

【0101】

50

第 2 n 回目の撮像動作においては、A の電荷蓄積後、垂直走査パルス ϕ_{VI} に応じて C a の第一高速転送を行う。C C D 8 0 は、C a の第一高速転送後、信号電荷を第二垂直 C C D 8 6 に保持する G の電荷保持を行う。そして、通常撮影モードのときと同様のタイミングで、垂直ブランキング期間に C b の第二高速転送を行い、さらに垂直映像期間で D の垂直転送、E の水平転送、F の電荷検出を行う。

【 0 1 0 2 】

第一実施形態と同様、第 2 n - 1 回目と第 2 n 回目の撮像動作で得られる撮像信号同士の時間的差異は、第 2 n - 1 回目と第 2 n 回目の撮像動作の電荷蓄積を開始する時間差しかないので、モニタ 1 7 に同時に表示する通常画像と特殊画像の同時性が保たれる。また、第 2 n - 1 回目の撮像動作の C a の第一高速転送を終えた後に第 2 n 回目の撮像動作の A の電荷蓄積を開始し、第 2 n - 1 回目の撮像動作の D の垂直転送を終えた後に第 2 n 回目の撮像動作の C b の第二高速転送をするので、各回の撮像動作で得られた信号電荷が第二、第三垂直 C C D 8 6、8 7 で混合することはない。従って、図 8 に示す F T 型の C C D 8 0 を用いる第二実施形態によっても、F I T 型の C C D 2 3 を用いる第一実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 1 0 3 】

[第三実施形態]

上記各実施形態では、プログレッシブスキャンに対応した読み出し方式の C C D を例示して説明したが、インターレーススキャンに対応した読み出し方式の C C D についても、本発明を適用可能である。後者の読み出し方式の C C D の場合は、奇数フィールドと偶数フィールドを、それぞれ第 2 n - 1 回目と第 2 n 回目の撮像動作（通常照明光による撮影と特殊照明光による撮影、または通常照明光と特殊照明光が混合された撮影）に振り分ける。D I P 4 4 は、各フィールドで得られた撮像信号間の差分算出処理を施して、通常画像、特殊画像の一フレーム分のデータをそれぞれ生成する。この場合、一回の撮像動作が一フレーム分ではなく一フィールド分に対応する以外は、上記各実施形態と撮像動作の内容は同じなので、図示および説明を省略する。

【 0 1 0 4 】

[第四実施形態]

インターレーススキャンに対応した読み出し方式の C C D を用いる場合は、図 1 0 に示す手順で撮像動作を行ってもよい。C C D は図 3 に示す F I T 型の C C D 2 3、カラーフィルタの配列は図 1 1 に示すベイヤー配列（R - 赤、G r - 緑、B r - 青）とし、水平転送方向に並んだ二行分の画素を一セットの行 L H として以下の説明を行う。

【 0 1 0 5 】

図 1 0 において、まず、奇数フィールドに対応する第 2 n - 1 回目の撮像動作で、電子シャッターパルスの入力に応じて A の電荷蓄積を開始する。そして、読み出しパルスに応じて、行 L H のうちの奇数行の画素 7 5 に対してのみ、B の読み出し転送を行う。読み出し転送をした直後に、電子シャッターパルスを入力して受光素子 6 5 の信号電荷をリセットする。このとき第一垂直 C C D 6 6 には、図 1 2 の（ 1 ）（ R、G r の繰り返しの列のみ図示）に示すように、行 L H の奇数行の画素 7 5 の信号電荷（ e R 1、e G r 1、第 2 n - 1 回目の撮像動作で得られた信号電荷）が二行飛びで収まっている。

【 0 1 0 6 】

図 1 0 に戻って、信号電荷のリセット後、偶数フィールドに対応する第 2 n 回目の撮像動作の A の電荷蓄積を直ちに開始する。そして、読み出しパルスに応じて、今度は行 L H のうちの偶数行の画素 7 5 に対してのみ、B の読み出し転送を行う。第 2 n 回目の撮像動作の A の電荷蓄積開始から B の読み出し転送終了までの間は、第 2 n - 1 回目の撮像動作で第一垂直 C C D 6 6 に読み出し転送された信号電荷は、高速転送されずに第一垂直 C C D 6 6 に保持される。従って、第 2 n 回目の撮像動作の読み出し転送が終了した時点では、第一垂直 C C D 6 6 には、図 1 2 の（ 2 ）に示す通り、行 L H の奇数行の画素 7 5 の信号電荷と偶数行の画素 7 5 の信号電荷（ e R 2、e G r 2）がそれぞれ二行飛びで収まっている。

【 0 1 0 7 】

第 2 n 回目の撮像動作の読み出し転送終了後、C C D 2 3 は、C の高速転送から以下の D、E、F の各処理を実行する。出力部 6 9 からは、第 2 n - 1 回目、第 2 n 回目の撮像動作で得られた撮像信号が行 L H 単位で交互に出力される。図では第 2 n 回目の撮像動作に C、D、E、F の各処理を描いているが、これらの処理は第 2 n - 1 回目、第 2 n 回目の撮像動作で共通しており、一フレーム毎に一回行われる。

【 0 1 0 8 】

通常、特殊、同時の各撮影モードで、通常光源 5 0 と特殊光源 5 1 が C C D 2 3 の蓄積期間単位で交互に点消灯される場合は、通常画像と特殊画像が撮像信号として分離しているため差分算出処理は不要である。一方、同時撮影モードで、通常光源 5 0 と特殊光源 5 1 が同時に点灯され、C C D 2 3 の蓄積期間単位で特殊光源 5 1 の発する特殊照明光の波長を切り替えた場合は、差分算出処理による通常画像と特殊画像の分離処理が必要である。

10

【 0 1 0 9 】

出力部 6 9 から出力された撮像信号は、メモリ（図示せず）に一時記録され、後段の処理に供される。このため、一フィールド毎に一回（一フレーム毎に二回）撮像信号を出力する第三実施形態で差分算出処理を行うには、最初に出される画像信号の一フィールド分を一時記録用メモリに記憶し、次に出される画像信号と一時記録用メモリに記憶した最初の画像信号との差分をとる必要がある。対して本実施形態では、一ライン毎に異なった照明光による画像信号を出力するので、差分算出処理を行う際に使用するメモリ量は最初に出される画像信号の一ライン分とすればよく、より少ない容量の一時記録用メモリで差分算出処理を行うことが可能である。

20

【 0 1 1 0 】

なお、行 L H 単位ではなく、垂直転送方向に並んだ二列分の画素からなる列 L V（図 1 参照）単位で行ってもよい。列 L V 単位で行う場合は、C C D 2 3 を、読み出し転送のタイミングを列毎に制御可能な構成とする。

【 0 1 1 1 】

また、列 L V 単位で行う場合は、図 8 に示す F T 型の C C D 8 0 によっても、本実施形態と同様の処理が実現可能である。C C D 8 0 を用いる場合は、奇数フィールドに対応する第 2 n - 1 回目の撮像動作で、列 L V の奇数列の画素 7 5 の第一高速転送を行って第二垂直 C C D 8 6 に電荷保持しておき、偶数フィールドに対応する第 2 n 回目の撮像動作で、列 L V の偶数列の画素の第一高速転送を行う。その後の第二高速転送、垂直転送等は、行 L H 単位で行う場合と同じく、各回の撮像動作で共通して一回実行すればよい。

30

【 0 1 1 2 】

行 L H、または列 L V 単位で上記動作を実行すれば、ベイヤー配列の場合は色の配分が偏らないため好適である。色の配分の偏りを後の画像処理で補正するのであれば、行 L H、列 L V 単位でなく、一行、または一列単位で上記動作を実行してもよい。

【 0 1 1 3 】

[第五実施形態]

本実施形態では、ビニング読み出し処理を行う。C C D の読み出し方式やカラーフィルタの配列等は第四実施形態と同様とする。

40

【 0 1 1 4 】

ビニング読み出し処理は、第一垂直 C C D 6 6 で信号電荷を転送するときに、複数の画素 7 5 の信号電荷を第一垂直 C C D 6 6 上で加算するものである。複数の画素 7 5 の信号電荷を加算して一つの画素を表す信号とするので、その後の処理で取り扱う画像データのデータ容量を大幅に削減することができ、また、見かけ上の C C D 2 3 の感度も向上する。A G C 3 0 による増幅の増幅率を上げれば、同様に C C D 2 3 の感度を上げることはできるが、ノイズが乗って画質が著しく劣化してしまい、診断に耐え得る画像とならない。対して、ビニング読み出し処理によれば、画質を維持しつつ、C C D 2 3 の感度を向上させることができる。

50

【0115】

図13、図14(R、Grの繰り返しの列のみ図示)を用いて、ビニング読み出し処理を概念的に説明する。まず、図13の(1)において、奇数フィールドに対応する第 $2n-1$ 回目の撮像動作で、行LHのうちの奇数行の画素75に対してのみ、Bの読み出し転送を行う。次に、(2)に示すように、第一垂直CCD66を駆動して、行LH単位で垂直転送する。続いて、(3)に示すように、今度は行LHのうちの偶数行の画素75に対してのみ、Bの読み出し転送を行う。こうして、行LHの奇数行と偶数行の画素75の信号電荷が第一垂直CCD66で加算される($eR1+$ 、 $eGr1+$)。なお、第一垂直CCD66は、二画素分の信号電荷を蓄積することが可能な構成を有する。

【0116】

10

偶数フィールドに対応する第 $2n$ 回目の撮像動作では、第四実施形態と同様、第 $2n-1$ 回目の撮像動作の図13の(3)の読み出し転送終了後、直ちに電荷蓄積を開始する。その後の処理は第 $2n-1$ 回目の場合と同様に、図14の(4)に示すように、まず行LHのうちの奇数行の画素75に対してのみBの読み出し転送を行った後、(5)に示すように、行LH単位で垂直転送し、(6)に示すように、行LHの偶数行の画素75に対してのみBの読み出し転送を行う。こうすることで、行LHの奇数行と偶数行の画素75の信号電荷が第一垂直CCD66で加算される($eR2+$ 、 $eGr2+$)。

【0117】

(6)の処理が終了した時点では、第一垂直CCD66には、行LHの奇数行の画素の信号電荷と偶数行の画素の信号電荷を、各回の撮像動作で加算した信号電荷($eR1+$ 、 $eGr1+$ 、 $eR2+$ 、 $eGr2+$)がそれぞれ二行飛びで収まっている。その後のC、D、E、Fの処理は、第四実施形態と同様である。また、出力部69から出力される撮像信号は、中身が加算した信号電荷である以外は、第四実施形態と同様である。

20

【0118】

第四実施形態と同様、差分算出処理を行う際に使用する一時記録用メモリのメモリ量を最初に出力される画像信号のライン分とすればよい。例えば、CCD23の感度が向上する。CCD23の感度が向上すれば、各照明光の光量を従前と比して減らすことができ、照明に掛かる電力消費を抑えることができる。

【0119】

なお、図13の(1)と(3)、図14の(4)と(6)の処理、つまり各回の撮像動作の二回の読み出し転送の間が空いているため、(1)と(3)、(4)と(6)でそれぞれ読み出された信号電荷の蓄積時間に差が生まれてしまう。このため、(1)または(4)の処理を行った後、(2)または(5)の処理を経て(3)または(6)の処理が終了するまでの間、各光源50、51を消灯させて各照明光を照射させないといった対策を講じることが好ましい。

30

【0120】

また、第三～第五実施形態では、インターレーススキャンに対応した読み出し方式のCCDを例示しているが、二回の撮像動作で二フレーム分の各画像が生成されるため、二フィールド分で一フレーム分の画像を表示する一般的なインターレーススキャンの走査方式とは異なり、モニタ17の走査方式は、第一、第二実施形態と同様にプログレッシブスキャンである。

40

【0121】

上記各実施形態では、CCDの動作方式を、通常撮影モード、特殊撮影モード、同時撮影モード(通常照明光と特殊照明光を交互、または同時に照射)で例えば図4と図5のように変更しているが、通常照明光と特殊照明光を同時に照射する同時撮影モードの動作方式に統一してもよい。

【0122】

上記各実施形態では、二つの光源50、51を用いて通常照明光と特殊照明光を発生させているが、本発明はこれに限定されない。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LEDやLDを用いても可である。光源が一つで済むので、部品コスト、設

50

置スペースの削減に寄与することができる。

【0123】

[第六実施形態]

また、図15に示す光源装置95を用いてもよい。光源装置95は、基本的な構成は光源装置12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96と、フィルタ96の回転軸96aに接続されたモータ97と、モータ97の駆動を制御するモータドライバ98と、フィルタ96の回転位置を検出する位置センサ99とを有している。また、光源100として白色光を発するハロゲンランプを用い、ライトガイド24を一本としている。CCDは第一実施形態のFIT型のCCD23として、以下の説明を行う。

10

【0124】

図16において、フィルタ96は、例えば、第一通常照明光透過領域105、第二通常照明光透過領域106、青色光透過領域107、緑色光透過領域108、赤外光透過領域109、第一遮光領域110、第二遮光領域111を有する。これら各領域105~111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105、106の中心角はそれぞれ θ_1 、 θ_2 ($\theta_1 > \theta_2$)、青色光透過領域107、緑色光透過領域108、赤外光透過領域109はそれぞれ α 、 β 、 γ 、第一、第二遮光領域110、111はそれぞれ ω_1 、 ω_2 ($\omega_1 < \omega_2$)である。

【0125】

第一、第二通常照明光透過領域105、106は、光源100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107、緑色光透過領域108、赤外光透過領域109は、光源100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107~109を透過する特殊照明光は、CCD23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。第一遮光領域110はCCD23の読み出し転送に要する期間、第二遮光領域111は第2n回目の撮像動作の電荷蓄積終了から第2n-1回目の撮像動作の電荷蓄積開始までの期間にそれぞれ対応して照明光を遮光する。

20

【0126】

フィルタ96は、第一区画112、第二区画113に二分される。第一区画112には、フィルタ96の回転方向114に沿って、第一遮光領域110、青色光透過領域107、第一通常照明光透過領域105が順に配されている。第二区画113には、回転方向114に沿って、第二遮光領域111、赤外光透過領域109、緑色光透過領域108、第二通常照明光透過領域106が順に配されている。

30

【0127】

フィルタ96は、位置センサ99の検出結果に基づいたモータドライバ98の制御の下、モータ97によってCCD23の二回の撮像動作に対して一回転される(CCD23の一回の撮像動作に対して180度回転される)。このため、一回の撮像動作の間に、第一区画112または第二区画113に設けられた各領域が光源100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。

【0128】

より詳しくは図17に示すように、第2n-1回目の撮像動作のAの電荷蓄積の期間T1では、第一区画112の第一通常照明光透過領域105、青色光透過領域107が、それに続くBの読み出し転送の期間t1では第一遮光領域110が、また、第2n回目の撮像動作のAの電荷蓄積の期間T2では、第二通常照明光透過領域106、緑色光透過領域108、赤外光透過領域109が、それに続くBの読み出し転送、Gの電荷保持、Cの高速転送、D、E、Fの垂直転送、水平転送、電荷検出の途中(第2n-1回目の撮像動作のAの電荷蓄積が開始されるまで)の期間t2では第二遮光領域111がそれぞれ光源100の前方を横切るようにフィルタ96が回転される。

40

【0129】

従って、第2n-1回目の撮像動作では、通常照明光と青色光による信号電荷がCCD

50

23の各画素に蓄積される。第2n回目の撮像動作では、通常照明光、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、第2n-1回目の撮像動作で得られた画像データを前半画像データ、第2n回目の撮像動作で得られた画像データを後半画像データと称す。

【0130】

前半画像データには、通常照明光および青色光による被観察部位の像光が重畳されており、後半画像データには、通常照明光、緑色光、およ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。DIP44は、二つの画像データからRGBの各色成分を抜き出して、これらと比較、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。

10

【0131】

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105、106による通常照明光の照明光量の比を利用する。例えば、前半画像データのBの画素値は、第一通常照明光透過領域105による通常照明光（の青色成分）と青色光透過領域107による青色光との被観察部位の像光からなる。一方、後半画像データのBの画素値は、第二通常照明光透過領域106による通常照明光（の青色成分）だけである。このため、第一通常照明光透過領域105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106のx倍であった場合、後半画像データのBの画素値をx倍して、前半画像データのBの画素値から差し引けば、青色光によるBの画素値を算出することができる。

【0132】

緑色光、赤外光の場合は、青色光とは逆に前半画像データの画素値が第一通常照明光透過領域105による通常照明光だけからなるため、前半画像データの画素値を1/x倍して、後半画像データ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データ、G、Rの画素値は後半画像データといった具合に、前半、後半画像データの各色画素値のうちの適当なものを用いればよい。

20

【0133】

前半画像データと後半画像データの比較、演算を行うため、少なくとも前半画像データを一時記録するメモリが必要となる。第一、第二実施形態の場合は、プログレッシブスキャンに対応した読み出し方式のCCDであるため、前半画像データを一フレーム分記録するフレームメモリが必要であり、第三実施形態では一フィールド毎に第2n-1回目と第2n回目の撮像動作を行うため、フレームメモリの半分の容量のメモリが必要である。

30

【0134】

対して、第四、第五実施形態では、第2n-1回目と第2n回目の撮像動作に対応する撮像信号が、行LH単位で交互に出力されるため、行LH分のメモリ（画素二行分のラインメモリ）さえあれば足りる。第四実施形態を列LV単位で行った場合は、第2n-1回目と第2n回目の撮像動作に対応する撮像信号が、二画素単位で交互に出力されるため、高々二画素分のメモリのみで済む。本実施形態と第四、第五実施形態を併せて採用すれば、第一、第二実施形態を採用した場合と比べて、メモリ容量を少なくすることができる。

【0135】

第一、第二通常照明光透過領域105、106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100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。

40

【0136】

フィルタの構成は上記例に限らない。例えば、第一区画112を第一通常照明光透過領域105のみとし、第二区画113に青色光透過領域107を配してもよい。

【0137】

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。

【0138】

50

また、図 18 に示す内視鏡システム 140 の光源装置 141 を用いてもよい。光源装置 141 は、中心波長 445 nm の青色レーザ光源（第一レーザ光源）151 と、中心波長 375 nm の近紫外レーザ光源（第二レーザ光源）152 と、青色レーザ光源 151 および近紫外レーザ光源 152 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 153、153 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 154 と、偏光ビームスプリッタ 154 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 155 と、ライトガイド 24 とを有する。CPU 58 は、青色レーザ光源 151 と近紫外レーザ光源 152 を、光源ドライバ 52、53 を経由して各レーザ光の点灯消灯制御を行う制御手段として機能する。

【0139】

青色レーザ光源 151 からのレーザ光と近紫外レーザ光源 152 からのレーザ光は、偏光ビームスプリッタ 154 で合波され、集光レンズ 155 によりライトガイド 24 の入射端に入射される。ライトガイド 24 は、入射されたレーザ光を、電子内視鏡 10 の挿入部 13 の先端側まで伝搬する。

【0140】

一方、ライトガイド 24 の光出射側には、集光レンズ 161 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 165 が配置されている。波長変換部材 165 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 165 を構成する第一波長変換材は、青色レーザ光源 151 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 151 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。

【0141】

波長変換部材 165 を構成する第二波長変換材は、近紫外レーザ光源 152 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（ β -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 165 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、これら微小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。

【0142】

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 165 に照射される。波長変換部材 165 は、第二波長変換材によって、青色レーザ光源 151 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 151 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 165 は、第二波長変換材によって、近紫外レーザ光源 152 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白色光による通常照明光、および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。

【0143】

通常撮影モードが選択された場合、CPU 41 は、CPU 58 を介して光源ドライバ 52、53 を制御して、青色レーザ光源 151 を点灯、近紫外レーザ光源 152 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 165 に照射され、波長変換部材 165 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

10

20

30

40

50

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。

【 0 1 4 4 】

一方、特殊撮影モードが選択された場合は、CPU 41は、CPU 58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151を消灯、近紫外レーザ光源152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165に照射され、波長変換部材165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。

【 0 1 4 5 】

同時撮影モードが選択された場合は、青色レーザ光源151と、近紫外レーザ光源152を、CCD 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、CCD 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151を点灯、近紫外レーザ光源152をCCD 23の蓄積期間単位で点灯と消灯を交互に繰り返す。このような構成においても、上記実施形態と同様の効果を得ることができる。

【 0 1 4 6 】

上記各実施形態では、第2n - 1回目の撮像動作のBの読み出し転送を終えた後、直ちに第2n回目の撮像動作のAの電荷蓄積を行っているが、第2n - 1回目の撮像動作の水平CCDへの垂直転送が完了する前に、第2n回目の撮像動作のAの電荷蓄積およびBの読み出し転送を行えばよく、第2n - 1回目の撮像動作のBの読み出し転送と第2n回目の撮像動作のAの電荷蓄積の間に若干の間隔があってもよい。

【 0 1 4 7 】

上記各実施形態では、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。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 4 8 】

【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】第一実施形態のCCDの詳細な構成を示す図である。

【図4】第一実施形態の通常撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示すタイミングチャートである。

【図5】第一実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示すタイミングチャートである。

【図6】照明光の波長分布とCCDの各色画素の波長領域の関係を示す図である。

【図7】CCDの青色画素の波長領域付近の照明光の波長分布を示す図である。

【図8】第二実施形態のCCDの詳細な構成を示す図である。

【図9】第二実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示すタイミングチャートである。

【図10】第四実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示すタイミングチャートである。

【図11】CCDのカラーフィルタの配列を示す説明図である。

【図12】第四実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示す状態図である。

【図13】第五実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示す状態図である。

【図14】第五実施形態の特殊撮影モードにおけるCCDの撮像動作を示す状態図である。

【図15】第六実施形態の光源装置を示すブロック図である。

【図16】フィルタの構成を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 17】第六実施形態における C C D 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。

【図 18】レーザ光源を用いたさらに別の光源装置の形態を示すブロック図である。

【符号の説明】

【0149】

2、140 内視鏡システム

10 電子内視鏡

11 プロセッサ装置

12、95、141 光源装置

23、80 C C D

10

40 デジタル信号処理回路 (D S P)

41 C P U

44 デジタル画像処理回路 (D I P)

50、51 通常、特殊照明光用光源 (通常、特殊光源)

65 受光素子

66、67 第一、第二垂直 C C D

85 ~ 87 第一 ~ 第三垂直 C C D 96 フィルタ

97 モータ

100 光源

105、106 第一、第二通常照明光透過領域

20

107、108、109 青色光、緑色光、赤外光透過領域

121、122 第一、第二の特殊照明光成分

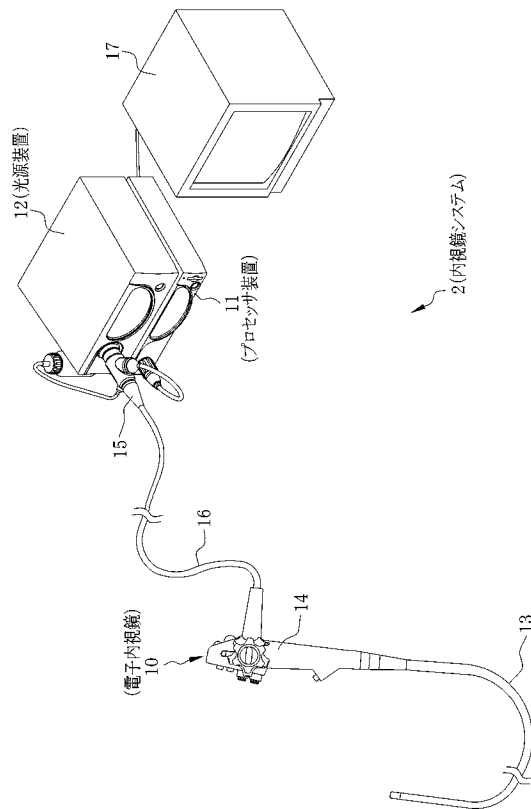
151 青色レーザ光源

152 近紫外レーザ光源

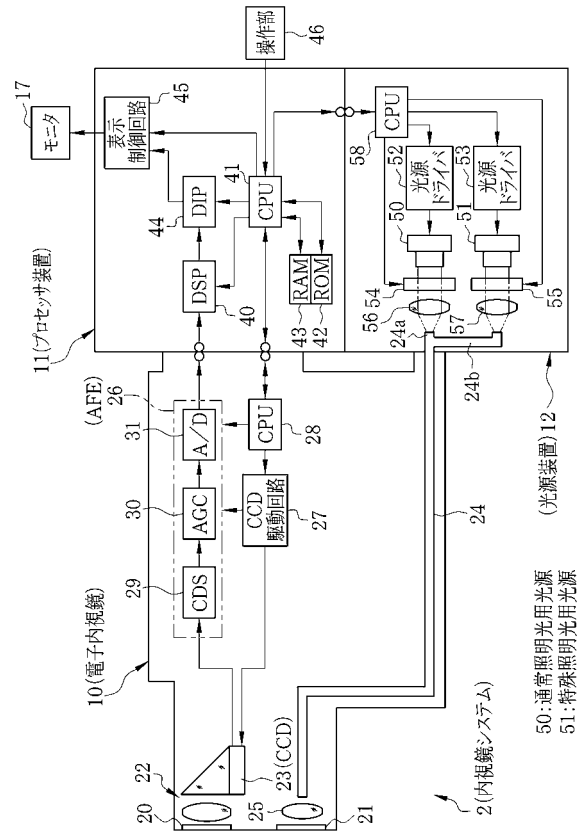
154 偏光ビームスプリッタ

165 波長変換部材

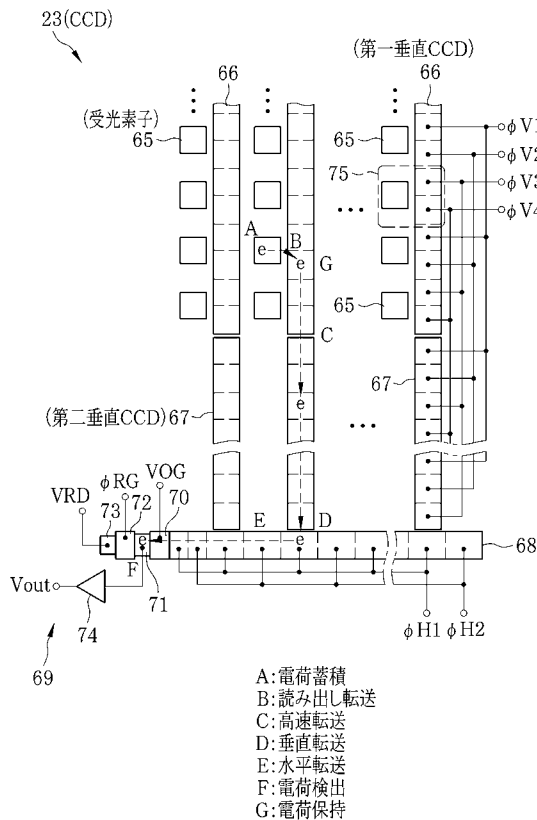
【 図 1 】



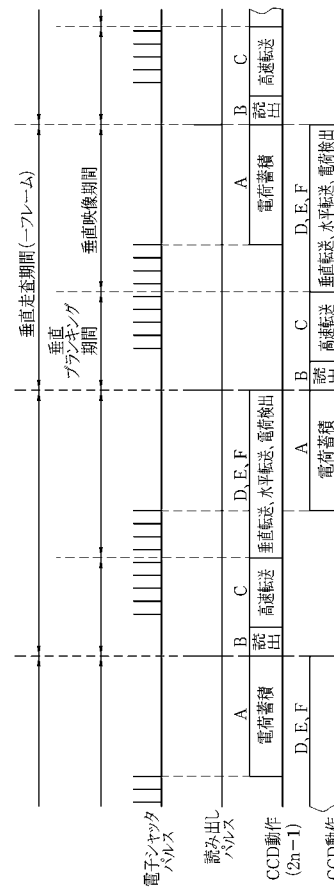
【 図 2 】



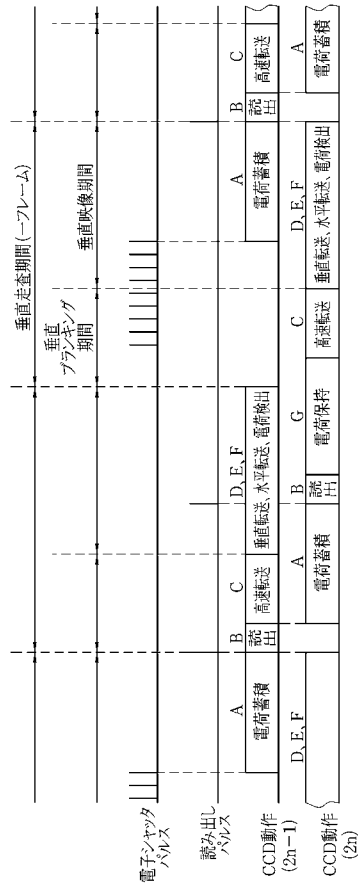
【 図 3 】



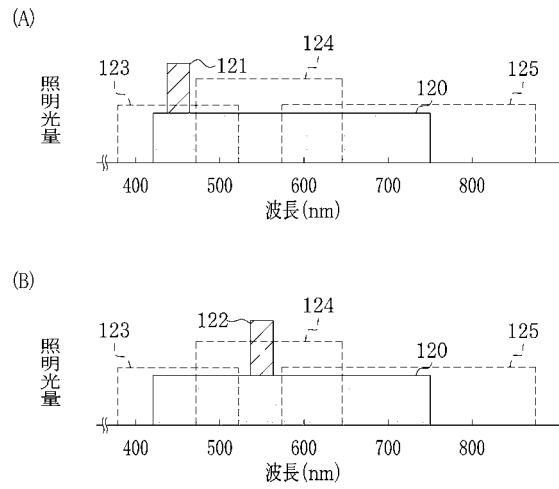
【 図 4 】



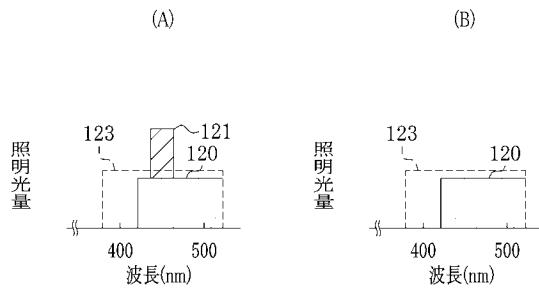
【図 5】



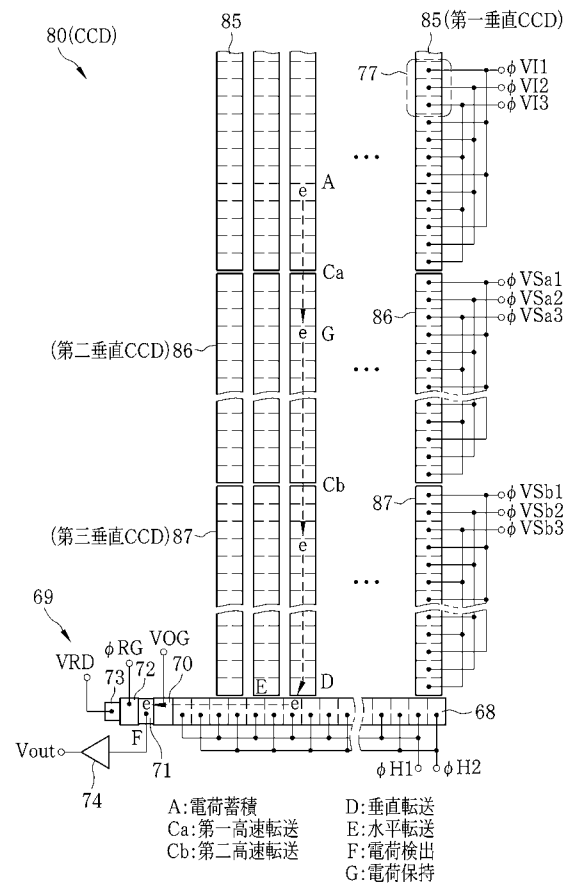
【図 6】



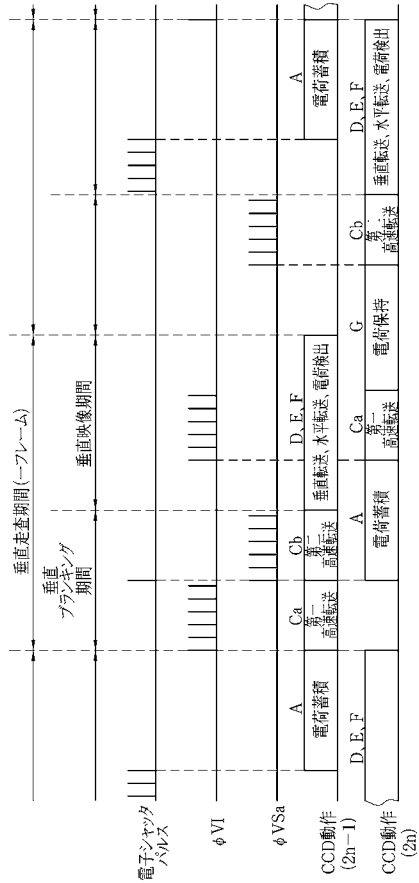
【図 7】



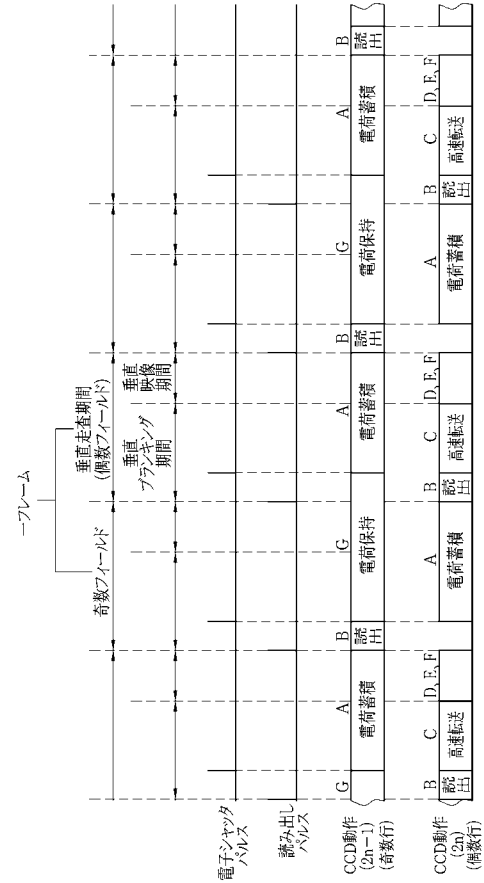
【図 8】



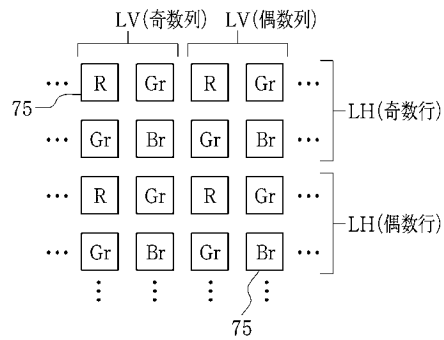
【図 9】



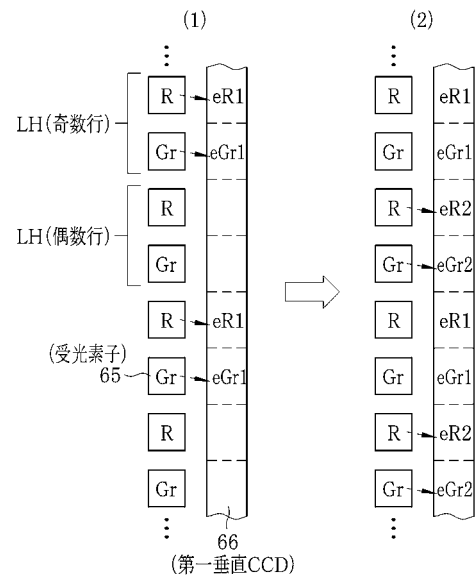
【図 10】



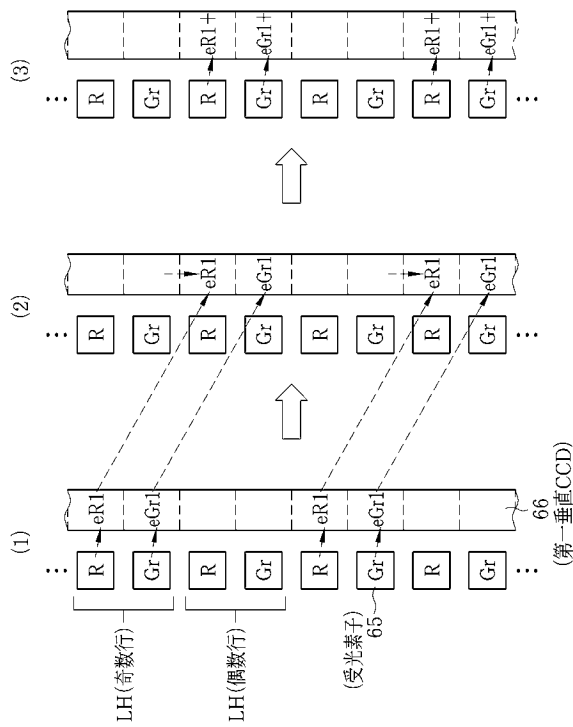
【図 11】



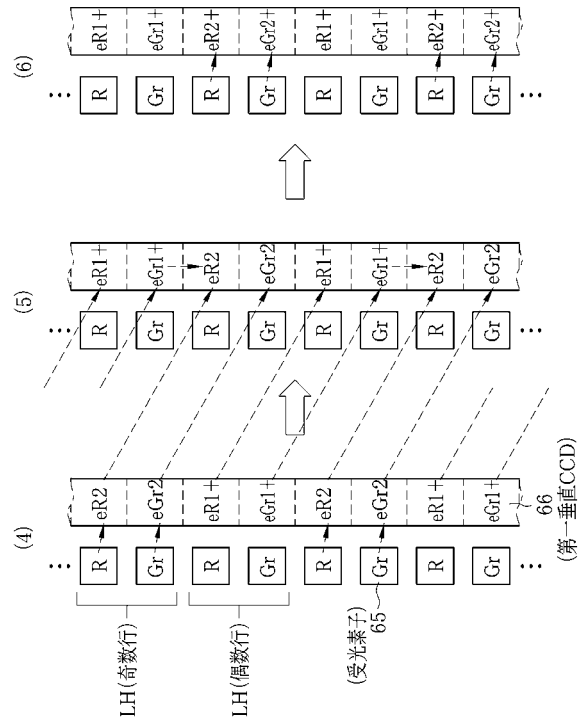
【図 12】



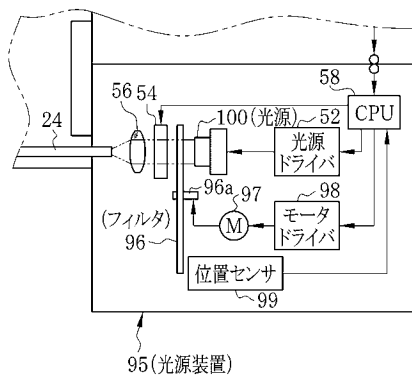
【図 1 3】



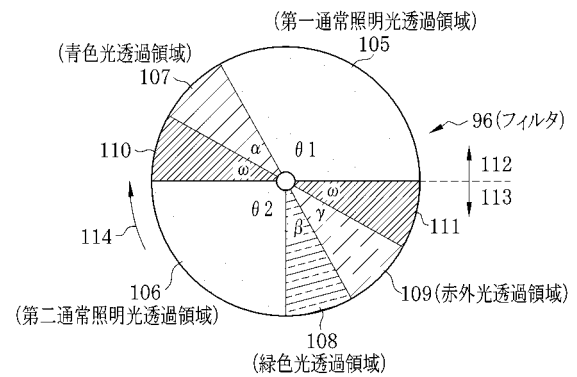
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 CA11 FA13 GA02 GA06 GA10 GA11
4C061 AA00 BB01 BB08 CC06 DD03 GG01 HH54 LL02 MM09 NN01
NN05 NN07 PP01 QQ04 RR04 RR05 RR26 SS03 SS08 SS11
TT02 TT04 TT07 WW07 WW17 YY02 YY03 YY12
5C054 CA04 CA05 CC07 DA08 EA01 HA12

专利名称(译)	内窥镜，内窥镜驱动方法和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010184046A	公开(公告)日	2010-08-26
申请号	JP2009030472	申请日	2009-02-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	增野進吾 遠藤安土 高松正樹		
发明人	增野 進吾 遠藤 安土 高松 正樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/04.530 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/06.611 A61B1/07.733 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/CA11 2H040/FA13 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/MM09 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP01 4C061/QQ04 4C061/RR04 4C061/RR05 4C061/RR26 4C061/SS03 4C061/SS08 4C061/SS11 4C061/TT02 4C061/TT04 4C061/TT07 4C061/WW07 4C061/WW17 4C061/YY02 4C061/YY03 4C061/YY12 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/MM09 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP01 4C161/QQ04 4C161/RR04 4C161/RR05 4C161/RR26 4C161/SS03 4C161/SS06 4C161/SS08 4C161/SS11 4C161/TT02 4C161/TT04 4C161/TT07 4C161/WW07 4C161/WW17 4C161/YY02 4C161/YY03 4C161/YY12		
代理人(译)	小林和典		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过使用特殊照明光缩短正常的特殊图像采集间隔来实现更精确的内窥镜检查。当选择同时拍摄模式时，普通照明光源50和特殊照明光源51针对CCD 23的每个累积周期单位交替或同时照射普通照明光和特殊照明光。在第2n-1次成像操作中，帧间线传输型CCD 23在使用第2n次成像操作中的正常照明光之后，将信号电荷从光接收元件读出并传输到第一垂直CCD之后，立即接收光。设备中的电荷开始累积。在电荷累积之后，CCD 23根据读取脉冲执行读取传送。在读取传输之后，CCD 23将信号电荷保持在第一垂直CCD中，直到通过第(2n-1)次成像操作完成信号电荷的水平传输为止。[选择图]图2

