

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5435916号
(P5435916)

(45) 発行日 平成26年3月5日 (2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月20日 (2013.12.20)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 B

G O 2 B 23/24 (2006.01)

G O 2 B 23/24 B

H O 4 N 7/18 (2006.01)

H O 4 N 7/18 M

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2008-239328 (P2008-239328)
 (22) 出願日 平成20年9月18日 (2008.9.18)
 (65) 公開番号 特開2010-68992 (P2010-68992A)
 (43) 公開日 平成22年4月2日 (2010.4.2)
 審査請求日 平成23年2月8日 (2011.2.8)

(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 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (72) 発明者 遠藤 安土
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 (72) 発明者 高松 正樹
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被写体内に挿入される挿入部に設けられ、複数の画素によって前記被検者の体内を撮像するCMOS型のイメージセンサと、

前記被写体内に照射する照明光の点灯と消灯を間欠に繰り返すとともに、前記照明光の点灯毎に前記照明光を、白色の可視光である通常光と、前記通常光に対して波長帯またはRGBの成分比率が異なる特殊光とで切り替える照明手段と、

前記照明光の消灯期間に前記イメージセンサの前記複数の画素から撮像信号の読み出しを行う撮像信号読出手段と、を有し、

前記イメージセンサの全ての前記画素から信号を読み出すのに要する時間を1フレーム期間とするときに、前記照明手段は、連続する2つの前記1フレーム期間のうち、前半の前記1フレーム期間において前記照明光を点灯させ、後半の前記1フレーム期間において前記照明光を消灯し、前記イメージセンサは前記照明光が点灯された前半の前記1フレーム期間において露光され、前記撮像信号読取手段は前記照明光が消灯された後半の前記1フレーム期間において前記イメージセンサの全ての前記画素から信号を読み出して画像を得る高画質撮像モードを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照明手段は、前記1フレーム期間のうち、前半の一部期間において前記照明光を点灯させ、後半の残りの期間において前記照明光を消灯し、前記イメージセンサは前記照明光が点灯された前記前半の一部期間において露光され、前記撮像信号読取手段は前記照明

10

20

光が消灯された前記後半の残りの期間において前記イメージセンサの半数の画素から信号を読み出して画像を得る高レート撮像モードを備えることを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記高レート撮像モードで撮像する場合に、前記撮像信号読出手段は、1 水平ライン置きに前記イメージセンサから撮像信号の読み出しを行うことを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記イメージセンサから撮像信号が読み出された後、前記照明光の消灯されている間に、前記イメージセンサの各画素に蓄積された信号電荷を破棄して、前記イメージセンサをリセットするリセット手段を備えることを特徴とする請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

10

【請求項 5】

前記リセット手段は、水平ライン毎に信号電荷を破棄することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記リセット手段は、全ての水平ラインで同時に信号電荷を破棄することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、被検者の体内を撮像する電子内視鏡システムに関するものであり、さらに詳しくは、CMOS 型のイメージセンサによって撮像するとともに、観察部位への照明光の波長を切り替えながら被検者の体内を撮像する電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、微小な撮像装置が先端付近に搭載された細長い挿入部を被検者の体内に挿入して、被検者の体内を直接的に撮像して診断する電子内視鏡システムが広く普及している。また、近年の電子内視鏡システムとしては、観察部位に照射する照明光の波長を、複数の波長帯で自在に変化させながら観察するものが知られている。例えば、白色の可視光（以下、通常光という）による観察では判別し難い組織や構造等を観察する場合には、特定の波長帯の光（以下、波長帯によらず特殊光という）によって特定の組織や構造、病変等が強調して撮像されるようにし、その観察を容易にする電子内視鏡システムが知られている（特許文献 1，2）。

30

【0003】

ところで、一般的な撮像装置に搭載されるイメージセンサとしては、CMOS 型のイメージセンサや CCD 型のイメージセンサが知られている。CMOS 型のイメージセンサは低消費電力であり、周辺回路を同一の基板上に形成することができるという利点がある反面、通常は 1 水平ライン毎に順に信号の読み出しが行われるローリングシャッタ方式が採用されている。このため、動く被写体を撮像すると像が歪んでしまう点や、画素毎に設けられたアンプの個体差によりノイズが大きく高画質の画像を得るのが難しいという欠点があることが知られている。一方、CCD 型のイメージセンサは、高消費電力であり、スミアやブルーミング等の構造に起因する固有の問題点があるものの、高感度で高画質の画像が得易く、また、一つの画像内での同時性を確保できることから動く被写体の撮像に向いているという特徴があることが知られている。こうしたことから、静止させることが難しい被検者の体内を撮像する電子内視鏡システムでは、その撮像装置に CCD 型のイメージセンサが多く採用されている。

40

【0004】

近年では、CMOS 型イメージセンサの改良が進み、CCD 型のイメージセンサと同等か、あるいは CCD 型イメージセンサに勝る画質の画像が容易に得られるようになってき

50

た。このため、電子内視鏡システムにおいても、量産性に優れ、消費電力の少ないＣＭＯＳ型のイメージセンサを、撮像装置に搭載することが望まれている。

【特許文献１】特開２００７－３２２３４８号公報

【特許文献２】特開２００６－２３９０５２号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

照明光の切り替えを行う電子内視鏡システムにＣＭＯＳ型のイメージセンサを採用すると、イメージセンサがＣＭＯＳ型であるが故に新たな問題が生じる。

【０００６】

ＣＣＤ型のイメージセンサでは、複数フレームを連続して撮像する場合（動画撮影の場合）に、露光中に、前のフレーム期間に蓄積された信号電荷の転送を行うことができるので、単にフレームレートに合わせて照明光を切り替えるだけで、通常光による観察と特殊光による観察を、容易に同時に行うことができる。

【０００７】

しかしながら、ＣＭＯＳ型のイメージセンサは、ローリングシャッタ方式が採用されるので、１水平ライン毎に順に蓄積電荷の読み出しが行われる。このため、撮像領域内で最初に読み出される水平ライン上の画素と、最後に読み出される水平ライン上の画素とでは、露光時間に１フレーム分の差が生じる。また、信号が読み出された画素は蓄積電荷を破棄されるとすぐにリセットが行われ、新たな電荷の蓄積を開始する露光期間に入る。

【０００８】

したがって、ＣＭＯＳ型のイメージセンサで撮像する場合に、フレームレートに合わせて照明光を切り替えると、１フレーム分の露光期間は、照明光の切り替えをまたいでしまうために、通常光と特殊光が混じり合ってしまう。このため、照明光の切り替えを行う電子内視鏡システムに、ＣＭＯＳ型のイメージセンサを用いる場合には、ＣＣＤ型のイメージセンサを用いる電子内視鏡システムの場合のように、単にフレームレートに合わせて照明光を切り替えるだけでは、異なる照明光の画像を得ることができない。

【０００９】

本発明は上述の問題点に鑑みてなされたものであり、ＣＭＯＳ型のイメージセンサを用いながらも、異なる照明光による観察画像を同時に観察することができるようにした電子内視鏡システム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】

本発明の電子内視鏡システムは、被写体内に挿入される挿入部に設けられ、複数の画素によって前記被検者の体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサと、被写体内に照射する照明光の点灯と消灯を間欠に繰り返すとともに、照明光の点灯毎に照明光を、白色の可視光である通常光と、通常光に対して波長帯またはＲＧＢの成分比率が異なる特殊光とで切り替える照明手段と、照明光の消灯期間にイメージセンサの複数の画素から撮像信号の読み出しを行う撮像信号読出手段と、を有する。そして、イメージセンサの全ての前記画素から信号を読み出すのに要する時間を１フレーム期間とするときに、照明手段は、連続する２つの１フレーム期間のうち、前半の１フレーム期間において照明光を点灯させ、後半の１フレーム期間において照明光を消灯し、イメージセンサは照明光が点灯された前半の１フレーム期間において露光され、撮像信号読取手段は照明光が消灯された後半の１フレーム期間においてイメージセンサの全ての画素から信号を読み出して画像を得る高画質撮像モードを備える。

【００１１】

さらに、高レート撮像モードを備えていても良い。高レート撮像モードでは、照明手段は、１フレーム期間のうち、前半の一部期間において照明光を点灯させ、後半の残りの期間において照明光を消灯し、イメージセンサは照明光が点灯された前半の一部期間におい

10

20

30

40

50

て露光され、撮像信号読取手段は照明光が消灯された後半の残りの期間においてイメージセンサの半数の画素から信号を読み出して画像を得る。

【 0 0 1 2 】

高レート撮像モードで撮像する場合に、撮像信号読出手段は、例えば、1 水平ライン置きにイメージセンサから撮像信号の読み出しを行う。

【 0 0 1 5 】

また、イメージセンサから撮像信号が読み出された後、照明光が消灯されている間に、イメージセンサの各画素に蓄積された信号電荷を破棄して、イメージセンサをリセットするリセット手段をさらに備えていても良い。

【 0 0 1 6 】

このリセット手段は、例えば水平ライン毎に信号電荷を破棄する。

【 0 0 1 7 】

また、リセット手段は、全ての水平ラインで同時に信号電荷を破棄しても良い。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、CMOS型のイメージセンサを用いながらも、異なる照明光による観察画像を同時に観察することができるようにした電子内視鏡システムを提供することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 9 】

図 1 に示すように、電子内視鏡システム 1 1 は、電子内視鏡 1 2、プロセッサ装置 1 3、光源装置 1 4 (照明手段) 等から構成される。また、電子内視鏡 1 2 は、挿入部 1 6、手元操作部 1 7、ユニバーサルコード 1 8 等から構成される。

【 0 0 2 0 】

挿入部 1 6 は、被検者の体内に挿入されるため、被検者の体内の形状に応じて自在に湾曲するように設けられている。また、挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a には、CMOS型のイメージセンサ (以下、CMOSセンサという) を内蔵した撮像装置が内蔵されている。さらに、先端部分 1 6 a の端面には、前方に照明光を照射する照明窓や、被検者の体内からの光を CMOS センサに導く観察窓、各種処置具が露出される鉗子出口、洗浄水や空気等が噴射される送気送水ノズル等が設けられている。

【 0 0 2 1 】

また、先端部分 1 6 a の後方には、湾曲部 1 9 が設けられている。この湾曲部 1 9 は、複数の湾曲駒を連結されたものであり、挿入部 1 6 に挿通されたワイヤによって、手元操作部 1 7 に設けられたアングルノブ 2 1 と連結されている。したがって、湾曲部 1 9 は、手元操作部 1 7 に設けられたアングルノブ 2 1 の回動操作によって挿入部 1 6 に挿通されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右の所望の方向に自在に湾曲する。

【 0 0 2 2 】

手元操作部 1 7 は、前述のように湾曲部 1 9 を操作するアングルノブ 2 1 の他に、鉗子口 2 2 や、送気送水ボタン 2 3 等の各種操作ボタンが設けられている。鉗子口 2 2 には、注射針や高周波メスなどがワイヤの先端に設けられた処置具が挿通される。また、送気送水ボタン 2 3 は、図示しない送気送水装置から供給される空気や洗浄水の送気、送水を制御する。

【 0 0 2 3 】

ユニバーサルコード 1 8 は、その基端部分に設けられたコネクタ 2 4 を介して、電子内視鏡 1 2 をプロセッサ装置 1 3 に電氣的に接続するとともに、電子内視鏡 1 2 を光源装置 1 4 に光学的に接続する。

【 0 0 2 4 】

プロセッサ装置 1 3 は、電子内視鏡 1 2、光源装置 1 4、モニタ 2 6 等に接続されており、電子内視鏡システム 1 1 の動作を統括的に制御する。また、光源装置 1 4 は、ユニバーサルコード 1 8 や挿入部 1 6 に挿通されたライトガイド (図 3 参照) を通じて、観察部

10

20

30

40

50

位に向けて照明光を照射する。

【 0 0 2 5 】

前述のように、電子内視鏡システム 1 1 には、イメージセンサとして C M O S センサ 3 1 が用いられている。C M O S センサ 3 1 は、図 2 に示すように、撮像領域 3 2、垂直走査回路 3 3、相関二重サンプリング (C D S) 回路 3 4、列選択トランジスタ 3 6、出力回路 3 7、水平走査回路 3 8 等から構成される。

【 0 0 2 6 】

撮像領域 3 2 は、画素 4 1 がマトリクス状に配列されたものであり、図示しない結像光学系により観察部位の像が結像される。画素 4 1 は、フォトダイオード D 1、増幅用トランジスタ M 1、画素選択用トランジスタ M 2、リセット用トランジスタ M 3 等から構成される。フォトダイオード D 1 は、光電変換によって、入射光量に応じた信号電荷を生成するとともに、これを蓄積する。フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタ M 1 によって撮像信号として増幅され、画素選択用トランジスタ M 2 によって、所定のタイミングで画素 4 1 外に出力される。また、フォトダイオード D 1 に蓄積された信号電荷は、所定のタイミングでリセット用トランジスタ M 3 によって破棄される。

【 0 0 2 7 】

また、撮像領域 3 2 には、垂直走査回路 3 3 から水平方向 (X 方向) に行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 が配線されているとともに、C D S 回路 3 4 から垂直方向 (Y 方向) に列信号線 L 3 が配線されている。

【 0 0 2 8 】

行選択線 L 1 は、画素選択用トランジスタ M 2 のゲートに接続されており、行リセット線 L 2 は、リセット用トランジスタ M 3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L 3 は、画素選択用トランジスタ M 2 のソースに接続されているとともに、C D S 回路 3 4 を介して、対応する列の列選択トランジスタ 3 6 に接続されている。

【 0 0 2 9 】

垂直走査回路 3 3 は、タイミングジェネレータ (T G) 4 2 から入力されるタイミング信号に基づいて、垂直走査信号を発生し、行選択線 L 1 を 1 行ずつ選択して、撮像信号を列信号線 L 3 に出力させる画素 4 1 の行 (以下、水平ラインという) を変更する。また、垂直走査回路 3 3 は、水平ラインの行リセット線 L 2 を 1 行ずつ選択して、信号電荷の破棄を行う水平ラインを変更する。さらに、垂直走査回路 3 3 は、行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 の選択行が撮像領域 3 2 の端に位置する水平ラインに達した場合には、先頭の水平ラインを再び選択し、上述の動作を繰り返す。

【 0 0 3 0 】

C D S 回路 3 4 は、垂直走査回路 3 3 によって選択された行選択線 L 1 に接続された画素 4 1 の撮像信号を、T G 4 2 から入力されるタイミング信号に基づいて保持し、ノイズ除去を行う。

【 0 0 3 1 】

水平走査回路 3 8 は、T G 4 2 から入力されるタイミング信号に基づいて水平走査信号を発生し、列選択トランジスタ 3 6 のオン、オフ制御を行う。

【 0 0 3 2 】

列選択トランジスタ 3 6 は、出力回路 3 7 に接続された出力バスライン 4 3 と C D S 回路との間に設けられており、水平走査信号に応じて、出力バスライン 4 3 に撮像信号を転送させる画素を選択する。出力回路 3 7 は、C D S 回路 3 4 から出力バスライン 4 3 に順に転送される撮像信号を増幅し、A / D 変換して出力する。出力回路 3 7 による撮像信号の増幅率は、出力回路 3 7 にゲイン調節信号を入力することにより調節される。

【 0 0 3 3 】

図 3 に示すように、電子内視鏡 1 2 には、上述の C M O S センサ 3 1 と、対物レンズ 5 1、C P U 5 2 (撮像信号読出手段、リセット手段)、タイミングジェネレータ (T G) 4 2、ライトガイド 5 3 等が設けられている。

【 0 0 3 4 】

ＣＭＯＳセンサ３１は、前述のように挿入部１６の先端部分１６ａに設けられており、その前方には対物レンズ５１が配置されている。挿入部１６の先端部分１６ａの端面には観察窓５４が設けられており、この観察窓５４から入射する被写体からの光は、対物レンズ５１によってＣＭＯＳセンサ３１の撮像領域３２に結像される。ＣＭＯＳセンサ３１は、撮像領域３２に結像された被写体像を画素４１毎に光電変換し、各画素４１に露光量に応じた信号電荷を蓄積させ、所定のタイミングで撮像信号として出力する。ＣＭＯＳセンサ３１の駆動タイミングは、ＴＧ４２から入力されるタイミング信号によって制御される。

【００３５】

ＣＰＵ５２は、プロセッサ装置１３のＣＰＵ６１と通信を行い、電子内視鏡１２の各部を統括的に制御する。例えば、ＣＰＵ５２は、プロセッサ装置１３のＣＰＵ６１からの信号に基づき、ＴＧ４２に所定のタイミング信号を生じさせることによって、ＣＭＯＳセンサ３１の動作を制御し、ＣＭＯＳセンサ３１からの撮像信号を読み出したり、各画素４１の信号電荷を破棄させ、ＣＭＯＳセンサ３１をリセットしたりする。このＣＰＵ５２によるＣＭＯＳセンサ３１のリセットは、ＣＭＯＳセンサ３１から撮像信号が読み出された後、照明光の消灯期間内に行われる。また、ＣＰＵ５２は、出力回路３７にゲイン調節信号を入力することにより、ＣＭＯＳセンサ３１から増幅率を調節して撮像信号を出力させる。

【００３６】

ライトガイド５３は、ユニバーサルコード１８や挿入部１６の内部に挿通されており、一端が挿入部１６の先端部分１６ａの端面に設けられた照明窓５６に接続され、他端は光源装置１４に接続されている。光源装置１４からの照明光は、ライトガイド５３を通じて、照明窓５６から観察部位へと照射される。

【００３７】

また、図３に示すように、プロセッサ装置１３は、ＣＰＵ６１、ＤＳＰ６２、Ｄ／Ａ変換回路６３、ＲＡＭ６４等から構成される。

【００３８】

ＣＰＵ６１は、プロセッサ装置１３の各部の動作を制御するとともに、電子内視鏡１２のＣＰＵ５２や光源装置１４のＣＰＵ７１と通信して、電子内視鏡１２や光源装置１４の動作を制御することにより、電子内視鏡システム１１を統括的に制御する。

【００３９】

ＤＳＰ６２は、ＣＭＯＳセンサ３１から出力された撮像信号に対して、色補間、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す。ＣＭＯＳセンサ３１から出力された撮像信号は、ＤＳＰ６２によって各種画像処理が施されると、画像データとしてＲＡＭ６４に保持される。ＤＳＰ６２による各種画像処理は、ＣＭＯＳセンサ３１から出力される全ての撮像信号について施されるので、後述するように、ＣＭＯＳセンサ３１からは通常光露光による撮像信号や特殊光露光による撮像信号が出力されるが、それぞれに各種画像処理が施され、通常光画像、特殊光画像として各々ＲＡＭ６４に保持される。また、ＤＳＰ６２は、ＲＡＭ６４から必要な画像データを読み出して、ＮＴＳＣ信号等の映像信号に変換し、Ｄ／Ａ変換回路６３によってＤ／Ａ変換することにより、画像データをモニタ

【００４０】

また、図３に示すように、光源装置１４は、ＣＰＵ７１、光源７２、波長選択フィルタ７３等から構成される。ＣＰＵ７１は、プロセッサ装置１３のＣＰＵ６１と通信し、ＣＭＯＳセンサ３１の駆動タイミング等に応じて、光源７２や波長選択フィルタ７３を駆動することにより、光源装置１４を制御する。

【００４１】

光源７２は、キセノンランプやハロゲンランプ等の広い波長帯にわたって高輝度の光を発する高輝度光源であり、ＣＰＵ７１によって点灯消灯の切り替えが制御される。これにより、光源７２は照明光の点灯と消灯を交互に繰り返され、光源装置１４は、ＣＭＯＳセ

10

20

30

40

50

ンサ 31 の露光，読み出しのタイミングに応じて間欠に照明光の照射を繰り返す。また、光源 72 から発せられた光は、集光レンズ 74 によってライトガイド 53 に効率良く導かれる。

【0042】

波長選択フィルタ 73 は、光源 72 から発せられた光を、特定の波長帯の光に制限するフィルタであり、CPU 71 からの指示に基づいて、光源 72 と集光レンズ 74 の間に挿入、または退避される。これにより、光源装置 14 は、設定や医師の操作等、必要に応じて照明光の波長帯を自在に切り替えられるようになっている。例えば、光源装置 14 は、単に白色の可視光を出力するだけでなく、赤外光等の可視光以外の光や、可視光の RGB 成分の比率を調節した特殊光を出力することができるようになっている。なお、ここでは波長選択フィルタ 73 を用いるが、波長選択フィルタ 73 の代わりに光源 72 として LED、レーザダイオード等を複数備えておき、これらの点灯と消灯を制御することにより、通常光と特殊光を切り替えるようにしても良い。

【0043】

上述のように、イメージセンサとして CMOS センサ 31 を備える電子内視鏡システム 11 には、通常光や特殊光といった 1 種類の所定波長帯の照明光を照射しながら観察画像を得る通常の通常光撮像モードの他に、通常光による観察画像（以下、通常光画像という）とともに特殊光による観察画像（以下、特殊光画像という）を同時に取得する特殊光同時撮像モードを備えている。

【0044】

電子内視鏡システム 11 が備える特殊光同時撮像モードには、第 1 の特殊光同時撮像モード（以下、単に第 1 撮像モードという）81 と第 2 の特殊光同時撮像モード（以下、単に第 2 撮像モードという）82 の 2 種の特殊光同時撮像モードがあり、これらは切り替え可能である。

【0045】

第 1 撮像モード 81 は、通常光画像及び特殊光画像の画素数を低減することによって画質を落としながらも、一定の波長帯の照明光を照射しながら 1 種類の観察画像を得る通常の撮像モードにおけるフレームレートと同じフレームレートで観察画像を取得する特殊光同時撮像モードである。すなわち、第 1 撮像モード 81 は、高レート撮像モードである。

【0046】

図 4 に示すように、第 1 撮像モード 81 では、CMOS センサ 31 の全ての画素 41 から撮像信号を読み出すのに要する時間を 1 フレーム期間 86（例えば 1/30 秒間）とするときに、1 フレーム期間 86 毎に観察部位に照射する照明光の波長帯を、通常光と特殊光とで交互に切り替える。また、第 1 撮像モード 81 では、1 フレーム期間 86 のうち、前半の 1/2 フレーム期間 87a（例えば、1/60 秒間）で露光し、後半の 1/2 フレーム期間 87b で、撮像信号の読み出しが行われる。

【0047】

また、第 1 撮像モード 81 での撮像信号の読み出しは、各種照明を消灯して（消灯期間）、通常光や特殊光を照射しない状態で撮像信号の読み出しが行われる。さらに、第 1 撮像モード 81 では、撮像領域 32 内の全ての画素 41 から撮像信号が読み出されるのではなく、半数の画素 41 からのみ撮像信号が読み出され、1 枚の観察画像が取得される。このため、第 1 撮像モード 81 では、取得される観察画像の画質が CMOS センサ 31 の全ての画素 41 から撮像信号を読み出して取得したものに劣るものの、1 フレーム期間 86 で 1 枚の観察画像が取得される。

【0048】

また、前述のように、第 1 撮像モード 81 では、1 フレーム期間 86 毎に照明光が通常光と特殊光とで交互に切り替えられるので、1 フレーム期間 86 毎に通常光画像と特殊光画像とが交互に取得される。このため、第 1 撮像モード 81 で取得される観察画像のうち、通常光画像の取得数だけに着目すれば、2 フレーム期間に付き 1 枚の通常光画像が取得される。このことは、特殊光画像の取得数についても同様である。

【 0 0 4 9 】

なお、第 1 撮像モード 8 1 で撮像信号を読み出すときには、C M O S センサ 3 1 の駆動は、次のように制御される。まず、1 フレーム期間 8 6 のうち前半の 1 / 2 フレーム期間で、撮像領域 3 2 内の全ての画素 4 1 が同じ時間 (1 / 2 フレーム期間) だけ露光され、各画素 4 1 は露光量に応じた電荷を蓄積する。そして、1 / 2 フレーム期間分の露光が完了すると、プロセッサ装置 1 3 は第 1 撮像モード 8 1 用のタイミング信号をタイミングジェネレータによって発生させる。

【 0 0 5 0 】

この第 1 撮像モード 8 1 用のタイミング信号は、垂直走査回路 3 3 に、1 行おきに行選択線 L 1 を選択させるタイミング信号となっている。これにより、垂直走査回路 3 3 は、1 行おきに水平ラインを選択して、選択した水平ライン上の画素 4 1 から撮像信号を出力させる。

10

【 0 0 5 1 】

同時に、第 1 撮像モード 8 1 用のタイミング信号は、撮像信号の読み出しが完了した水平ラインの行リセット線 L 2 と、読み飛ばされた水平ラインの行リセット線 L 2 の 2 行の行リセット線を垂直走査回路 3 3 に選択させるタイミング信号となっている。これにより、垂直走査回路 3 3 は、撮像信号の読み出しが完了した水平ライン上の各画素 4 1 に蓄積された電荷を破棄するとともに、撮像信号の読み出しの行われなかった水平ライン上の各画素 4 1 に蓄積された電荷を破棄する。

【 0 0 5 2 】

20

こうして第 1 撮像モード 8 1 では、第 1 撮像モード 8 1 用のタイミング信号に基づいて、1 行おきに撮像信号が読み出されて、画素数の少ない観察画像が取得されると同時に、撮像信号の読み出しが完了した水平ライン上の各画素 4 1 や撮像信号の読み出しの行われずに読み飛ばされた水平ライン上の各画素 4 1 の蓄積電荷が順に破棄される。

【 0 0 5 3 】

第 2 撮像モード 8 2 は、一定の波長帯の照明光を照射しながら 1 種類の観察画像を得る通常の撮像モードと比較して、1 フレーム期間 8 6 当たりの観察画像の取得数を減少させながらも、通常の撮像モードと同等の高画質な観察画像を取得する特殊光同時撮像モードである。すなわち、第 2 撮像モード 8 2 は、高画質撮像モードである。

30

【 0 0 5 4 】

図 5 に示すように、第 2 撮像モード 8 2 では、C M O S センサ 3 1 の全ての画素 4 1 からの撮像信号を読み出すのに要する時間を 1 フレーム期間 8 6 とするとき、2 フレーム期間 8 8 毎に観察部位に照射する照明光の波長帯を、通常光と特殊光とで交互に切り替える。また、第 2 撮像モード 8 2 では、2 フレーム期間のうち、前半の 1 フレーム期間 8 6 で露光し、後半の 1 フレーム期間で撮像信号の読み出しが行われる。

【 0 0 5 5 】

また、第 2 撮像モード 8 2 では、2 フレーム期間を単位として照明光が交互に切り替えられるが、照明光が観察部位に照射される期間は、2 フレーム期間のうち前半の 1 フレーム期間 8 6 であり、後半の 1 フレーム期間 8 6 では消灯される。このため、第 2 撮像モード 8 2 での撮像信号の読み出しは、各種照明を消灯し、通常光や特殊光を照射しない状態 (消灯期間) で撮像信号の読み出しが行われる。したがって、第 2 撮像モード 8 2 での照明及び撮像の様態を 1 フレーム期間 8 6 毎に区切ってみれば、通常光照射による露光、消灯状態での通常光画像の読み出し、特殊光照射による露光、消灯状態での特殊光画像の読み出しの 4 つの様態が順に繰り返される。

40

【 0 0 5 6 】

さらに、第 2 撮像モード 8 2 では、C M O S センサ 3 1 の全ての画素 4 1 から撮像信号が読み出されて 1 枚の観察画像が取得される。このため、第 2 撮像モード 8 2 では、1 種類の照明光を照射しながら撮像する通常の撮像モードと同等の高画質の観察画像が取得される。

50

【 0 0 5 7 】

第2撮像モード82では、2フレーム期間88毎に照明光を切り替えて、2フレーム期間88につき1枚の観察画像を取得するから、1フレーム期間86につき1枚の観察画像が取得される第1撮像モード81や通常の撮像モードと比較すれば、実質的なフレームレートは減少する。さらに、第2撮像モード82で取得される観察画像のうち、通常光画像の取得するだけに着目すれば、4フレーム期間に付き1枚の通常光画像が取得される。このことは、第2撮像モード82での特殊光画像の取得数についても同様である。

【 0 0 5 8 】

なお、第2撮像モード82で撮像信号を読み出すときには、CMOSセンサ31の駆動は、次のように制御される。まず、1枚の観察画像が取得される単位である2フレーム期間のうち、前半の1フレーム期間86で、撮像領域32内の全ての画素41が同じ時間(1フレーム期間)だけ露光され、各画素41は露光量に応じた電荷を蓄積する。そして、1フレーム期間分の露光が完了すると、プロセッサ装置13は、第2撮像モード82用のタイミング信号をタイミングジェネレータによって発生させる。

【 0 0 5 9 】

この第2撮像モード82用のタイミング信号は、垂直走査回路33に、行選択線L1を1行ずつ順に選択させるタイミング信号となっている。これにより、垂直走査回路33は、第1撮像モード81と異なり何れの水平ラインを読み飛ばすことなく、水平ライン毎に各画素41から撮像信号を出力させる。

【 0 0 6 0 】

同時に、第2撮像モード82用のタイミング信号は、撮像信号の読み出しが完了した水平ラインの行リセット線L2を垂直走査回路33に選択させるタイミング信号となっている。これにより、垂直走査回路33は、撮像信号の読み出しが完了した水平ライン上の各画素41に蓄積された電荷を破棄する。

【 0 0 6 1 】

上述のように構成される電子内視鏡システム11で診断を行うときには、観察しようとする部位が粘膜であるのか、粘膜下の血管であるのかといったように観察しようとする対象や、観察しようとする病変の種別等に応じて、観察部位に照射する照明光の波長帯が選択される。ここで選択される照明光の波長帯は、観察の途中で、観察画像を見ながら、診断の行い易いものに適宜変更される。

【 0 0 6 2 】

以下では、第1撮像モード81または第2撮像モード82の何れかの特殊光同時撮像モードが選択された場合の電子内視鏡システム11の作用を説明する。第1撮像モード81が選択されると、図6(A)に示すように、モニタ26の表示画面はメイン画面91とサブ画面92の2つの領域が確保され、メイン画面91には通常光画像93が表示され、同時に、サブ画面92には特殊光画像94が表示される。

【 0 0 6 3 】

第1撮像モード81下では、メイン画面91の通常光画像93とサブ画面92の特殊光画像94を同時に観察しながら、病変の疑いのある観察部位等、詳細な観察の必要な位置に先端が達するまで挿入部16が被検者の体内に挿入される。このとき、特殊光画像94による観察画像を大きなサイズで見たい場合には、必要に応じて、図6(B)に示すように、メイン画面91に表示させる観察画像と、サブ画面92に表示させる観察画像とが入れ替えられ、メイン画面91に特殊光画像94を表示させながら、サブ画面92には通常光画像93が表示され、さらに詳細な観察が必要か否か判断される。

【 0 0 6 4 】

こうして第1撮像モード81下で、詳細な観察が必要な位置まで挿入部16が挿入されると、撮像モードが第2撮像モード82に切り替えられる。第2撮像モード82では、各観察画像のフレームレートが低下するが、通常光画像93と特殊光画像94は、第1撮像モード81下で表示される通常光画像93や特殊光画像94よりも画素数が多く、高画質の画像となっているから、病変等、観察部位の状態がより詳細に観察される。そして、必

10

20

30

40

50

要に応じて、通常光画像 9 3 または特殊光画像 9 4 が選択されて、何れかの静止画像が取得される。また、観察部位に処置が必要な場合には、電子内視鏡 1 2 の先端から各種処置具を突出させて、病変部位の切除や投薬等の必要な処置が施される。なお、処置の様態によっては、再び第 1 撮像モード 8 1 に切り替えられた後に、必要な処置が施される。

【 0 0 6 5 】

上述のように、電子内視鏡システム 1 1 は、C M O S センサ 3 1 の 1 フレーム期間を基準とした動作に応じて、通常光と特殊光とを切り替えながら各種観察画像を取得するので、C M O S センサ 3 1 を用いながらも、通常光画像と特殊光画像を同時に観察することができる。

【 0 0 6 6 】

10

また、上述のように、電子内視鏡システム 1 1 は、特殊光同時撮像モードとして第 1 撮像モード 8 1 を備えているが、この第 1 撮像モード 8 1 は、1 フレーム期間 8 6 のうち前半 1 / 2 フレーム期間で露光し、後半 1 / 2 フレーム期間で半数の画素 4 1 から撮像信号の読み出しを行う。これにより、画質は低下するものの、フレームレートを落とさずに通常光画像と特殊光画像を同時に観察することができる。

【 0 0 6 7 】

また、上述のように、電子内視鏡システム 1 1 は、特殊光同時撮像モードとして第 2 撮像モード 8 2 を備えているが、この第 2 撮像モード 8 2 は、2 フレーム期間につき 1 枚の観察画像を取得するので、1 フレーム期間 8 6 で 1 枚の観察画像を得る第 1 撮像モード 8 1 等と比較すれば、フレームレートが落ちるものの、第 1 撮像モード 8 1 と比較して 2 倍の画素数の高画質な観察画像を得る。このため、第 2 撮像モード 8 2 では、細部をより詳細に観察することができる。

20

【 0 0 6 8 】

さらに、電子内視鏡システム 1 1 は、特殊光同時撮像モードとして、第 1 撮像モード 8 1 と第 2 撮像モード 8 2 とが切り替え自在に設けられていることによって、上述の実施形態で説明したように、観察や処置の様態に応じてより適切な観察画像に切り替えることができ、第 1 撮像モード 8 1 や第 2 撮像モード 8 2 が単独で設けられている場合よりも利便性が向上する。

【 0 0 6 9 】

上述のように、電子内視鏡システム 1 1 は、第 1 撮像モード 8 1 及び第 2 撮像モード 8 2 という特殊光同時撮像モードを備えていることによって、C M O S センサ 3 1 を用いながらも、通常光画像による観察と、特殊光画像による観察を同時に行うことができる。

30

【 0 0 7 0 】

また、電子内視鏡システム 1 1 では、電子内視鏡 1 2 が被検者の体内という暗所で用いられることを活かして、メカニカルなシャッタ機構を設けず、C M O S センサ 3 1 から撮像信号を読み出すときには、照明を消灯しておく。このため、電子内視鏡 1 2 の撮像装置を簡素にかつ安価に構成しながらも、撮像領域 3 2 内の全ての画素 4 1 で露光時間を統一することができ、C M O S センサ 3 1 からの撮像信号読み出しの時間差によって生じる像の歪みを抑えることができる。

【 0 0 7 1 】

40

なお、上述の実施形態では、観察部位に照射する照明光として、通常光と特殊光を用いる例を説明したが、ここで用いる通常光及び特殊光は、相互に波長帯の異なる 2 種類の照明光であれば良い。

【 0 0 7 2 】

また、上述の実施形態では、白色の可視光とは異なる特定の波長帯の照明光を特殊光として説明したが、特殊光には、血管を強調表示する赤外光や、正常組織と病変組織の自家蛍光の強さを強調して表示するために、白色光のうち単色あるいは数色に波長帯を制限した光等が該当する。これらの様々な特殊光は、電子内視鏡システム 1 1 によって観察する部位や病変等に応じて、自在に選択できるように設けられていることが好ましく、観察中にモニタ 2 6 を見ながら自在にその波長帯や混合する波長帯の成分を変化させることがで

50

きるように設けてあることが特に好ましい。

【 0 0 7 3 】

なお、上述の実施形態では、第 1 撮像モード 8 1 で、水平ラインを 1 行おきに選択して、画素数が全画素数の半数となる観察画像を取得するが、これに限らず、全ての水平ラインを読み飛ばさずに走査する替わりに、水平走査回路 3 8 に入力させるタイミング信号を調節して、1 つおきに列選択トランジスタをオンにして、1 列おきに撮像信号を取得するようにしても良い。また、垂直走査回路 3 3 や水平走査回路 3 8 に入力するタイミング信号を調節して、撮像信号を出力させる画素 4 1 を、いわゆる市松模様状にしても良い。

【 0 0 7 4 】

さらに、上述の実施形態では、第 1 撮像モード 8 1 で、水平ラインを 1 行おきに選択して、画素数が全画素数の半数となる観察画像を取得するときに、撮像信号の出力が完了した水平ライン上の画素 4 1 と、読み飛ばされた水平ラインの各画素 4 1 で、同時に信号電荷が破棄される例を説明したが、これに限らず、水平ラインを 1 行おきに選択しながら画素数が C M O S センサ 3 1 の全画素数の半数となる観察画像を取得した後に、水平ライン毎に順に（または一括して同時に）信号電荷を破棄してリセットするようにしても良い。同様に、撮像信号を出力させた水平ライン上の各画素 4 1 は、撮像信号を出力させた後、すぐに電荷を破棄し、読み飛ばされて撮像信号の読み出しが行われなかった水平ラインに対しては、観察画像の取得後に順に（または一括して同時に）信号電荷を破棄させるようにしても良い。

【 0 0 7 5 】

なお、上述の実施形態では、第 1 撮像モード 8 1 で、1 枚の観察画像を取得する 1 フレーム期間 8 6 を前後 1 / 2 フレームずつに分割し、それぞれ露光と画像信号の読み取りにあてるが、これに限らず、露光時間と画像信号の読み取りに当てる時間の比率は 1 / 2 フレーム期間ずつに限らない。例えば、露光量が不十分となる波長帯の照明光を用いる場合には、露光時間を長くし、残りの時間を画像信号の読み取りにあてる時間としても良い。このとき、露光時間が 2 / 3 フレーム期間とするときには、画像信号の読み取りにあてる時間は 1 / 3 フレーム期間となる。そして、1 / 3 フレーム期間で読み出しを終えることができるように、C M O S センサ 3 1 の 1 / 3 の画素 4 1 から撮像信号を読み出して観察画像を得る。これとは逆に、少ない時間で十分な露光量が得られる場合には、1 フレーム期間のうち、露光にあてる時間を短くして、より多くの画素から撮像信号を得て、画質の

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 6 】

【図 1】電子内視鏡システムの構成を示す説明図である。

【図 2】C M O S センサの構成を示す説明図である。

【図 3】電子内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図である。

【図 4】第 1 撮像モードの照明と撮像の様態を示すタイミングチャートである。

【図 5】第 2 撮像モードの照明と撮像の様態を示すタイミングチャートである。

【図 6】通常光画像と特殊光画像を同時に表示する様子を示す説明図である。

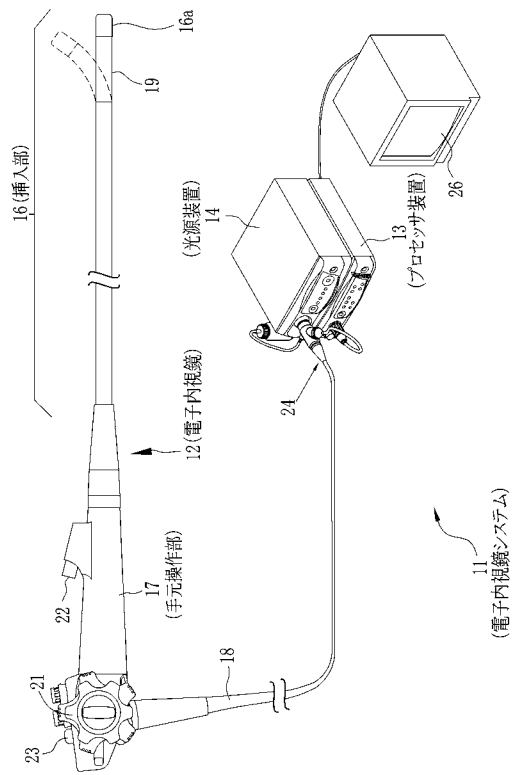
【符号の説明】

【 0 0 7 7 】

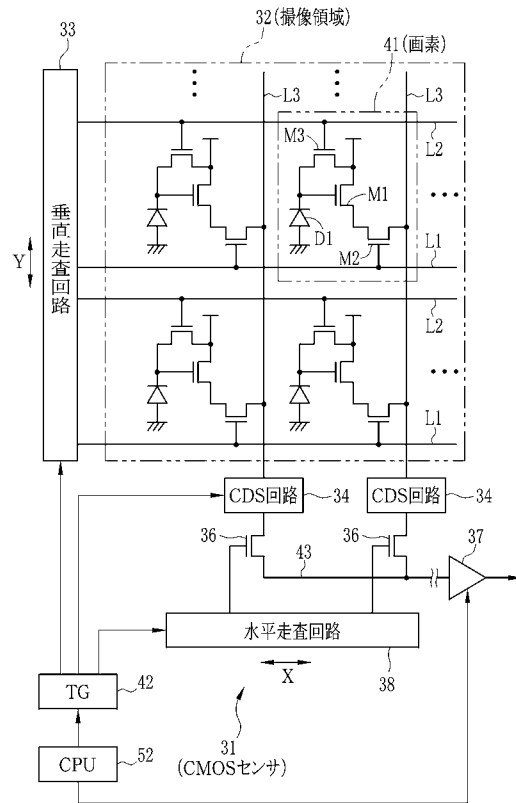
- 1 1 電子内視鏡システム
- 1 2 電子内視鏡
- 1 3 プロセッサ装置
- 1 4 光源装置
- 1 6 挿入部
- 1 7 手元操作部
- 1 8 ユニバーサルコード
- 1 9 湾曲部
- 2 1 アングルノブ

2 2	鉗子口	
2 3	送気送水ボタン	
2 4	コネクタ	
2 6	モニタ	
3 1	C M O S センサ	
3 2	撮像領域	
3 3	垂直走査回路	
3 4	C D S 回路	
3 6	列選択トランジスタ	
3 7	出力回路	10
3 8	水平走査回路	
4 1	画素	
4 2	タイミングジェネレータ	
4 3	出力バスライン	
5 1	対物レンズ	
5 2	C P U	
5 3	ライトガイド	
5 4	観察窓	
5 6	照明窓	
6 1	C P U	20
6 2	D S P	
6 3	D / A 変換回路	
6 4	R A M	
7 1	C P U	
7 2	光源	
7 3	波長選択フィルタ	
7 4	集光レンズ	
8 1	第 1 撮像モード	
8 2	第 2 撮像モード	
8 6	1 フレーム期間	30
8 7 a , 8 7 b	1 / 2 フレーム期間	
8 8	2 フレーム期間	
9 1	メイン画面	
9 2	サブ画面	
9 3	通常光画像	
9 4	特殊光画像	

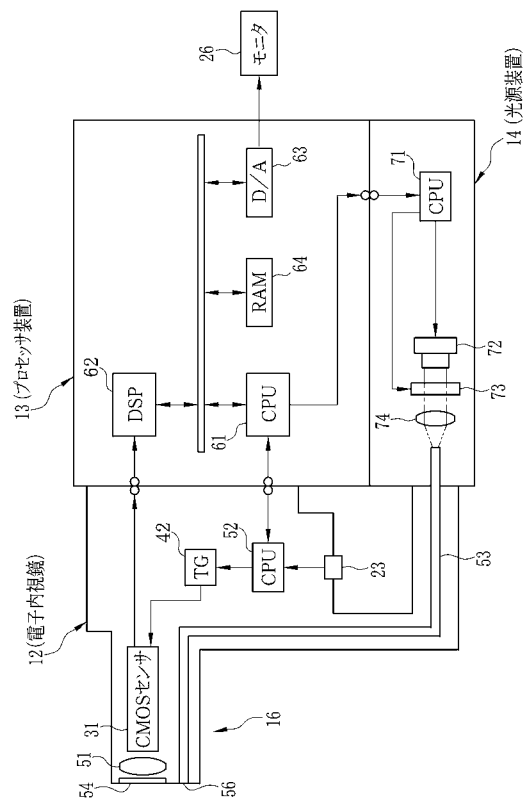
【図 1】



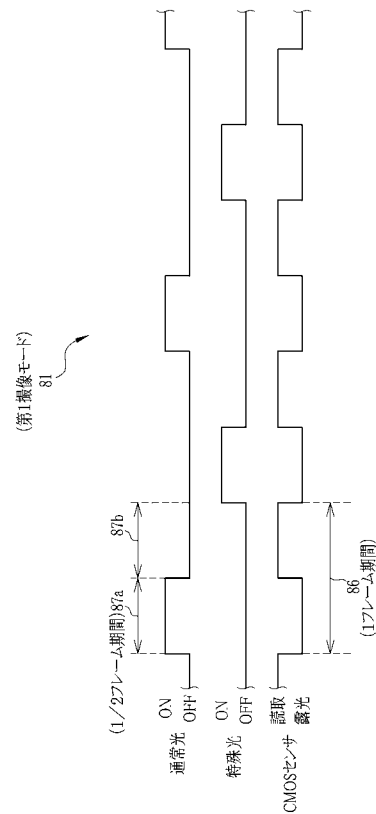
【図 2】



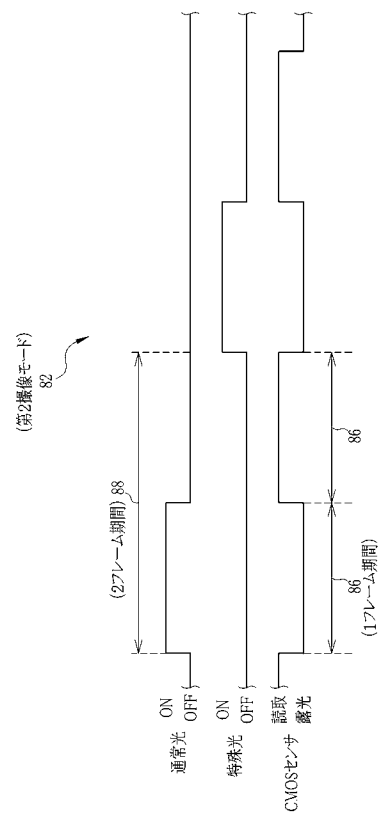
【図 3】



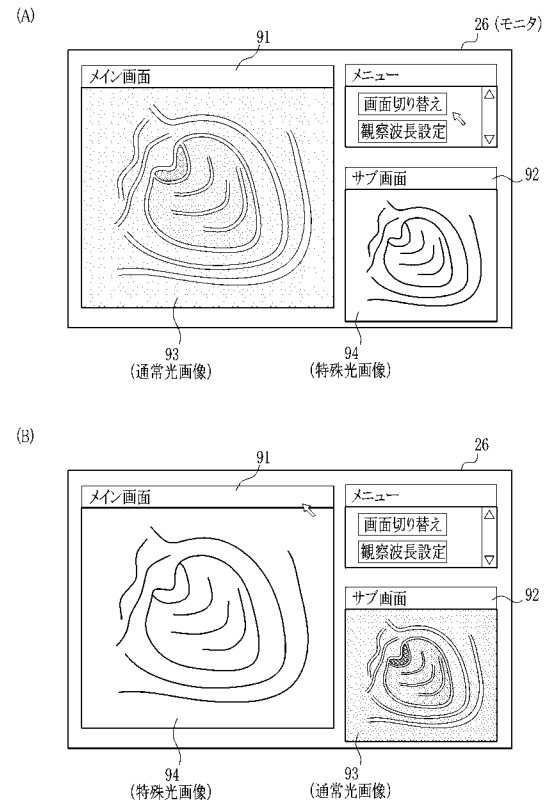
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 ▲高▼橋 保文
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
- (72)発明者 西田 和弘
宮城県黒川郡大和町松坂平 1 丁目 6 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 木戸 孝
宮城県黒川郡大和町松坂平 1 丁目 6 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 長谷川 博之
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
- (72)発明者 大田 恭義
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 多田 達也

- (56)参考文献 特表 2 0 0 2 - 5 3 5 0 2 5 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 5 2 5 5 7 3 (J P , A)
再公表特許第 2 0 0 5 / 0 7 1 3 7 2 (J P , A 1)
特開 2 0 0 5 - 2 7 8 1 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 8 - 0 2 9 6 2 1 (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)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5435916B2	公开(公告)日	2014-03-05
申请号	JP2008239328	申请日	2008-09-18
[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	遠藤安土 高松正樹 高橋保文 西田和弘 木戸孝 長谷川博之 大田恭義		
发明人	遠藤 安土 高松 正樹 ▲高▼橋 保文 西田 和弘 木戸 孝 長谷川 博之 大田 恭義		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/06 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/0005 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0062 A61B5/0084 H04N5/2354 H04N5/343 H04N5/3456 H04N5/374 H04N2005/2255		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/06.B G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/045.630 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA03 2H040/DA14 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/ /GA11 4C061/DD03 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ03 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/RR26 4C061/SS04 4C161/DD03 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/ /QQ02 4C161/QQ03 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/RR26 4C161/SS04 5C054/CA04 5C054/CA05 5C054/CC07 5C054/HA12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
审查员(译)	多田达也		
其他公开文献	JP2010068992A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，能够在使用CMOS型图像传感器的同时通过不同的照明光同时观察观察图像。在电子内窥镜系统中，CMOS型图像传感器（CMOS传感器）设置在插入部分中以插入到对象的身体中，并且被检者的身体内部由CMOS传感器成像。，提供照明装置，使得照明光的波长可以在多个波段中自由切换。在该电子内窥镜系统中，当从CMOS传感器的所有像素读出信号所需的时间是一个帧周期时，在每一帧周期和一帧周期期间切换照明光的波长的同时拾取图像。在后半帧期间，在关闭照明的同时从CMOS传感器的成像区域中的一半像素读出成像信号，以获得观察图像。点域4

