

(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2006-187426
(P2006-187426A)

(43) 公開日 平成18年7月20日(2006.7.20)

(51) Int.CI.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 1/00 (2006.01)	A 61 B 1/00	300 D 4 C061
A61B 1/04 (2006.01)	A 61 B 1/04	370 5 C054
H04N 7/18 (2006.01)	H04N 7/18	M

審査請求 未請求 請求項の数 2 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2005-947 (P2005-947)	(71) 出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22) 出願日	平成17年1月5日 (2005.1.5)	(74) 代理人	100098235 弁理士 金井 英幸
		(72) 発明者	杉本 秀夫 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		(72) 発明者	福山 三文 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		F ターム (参考)	4C061 BB01 CC06 DD03 HH54 JJ17 NN05 SS21 SS23 WW04 WW10 WW17 YY12 5C054 AA05 CA04 CB03 CC02 CE04 CH01 DA08 EA01 FE17 HA12

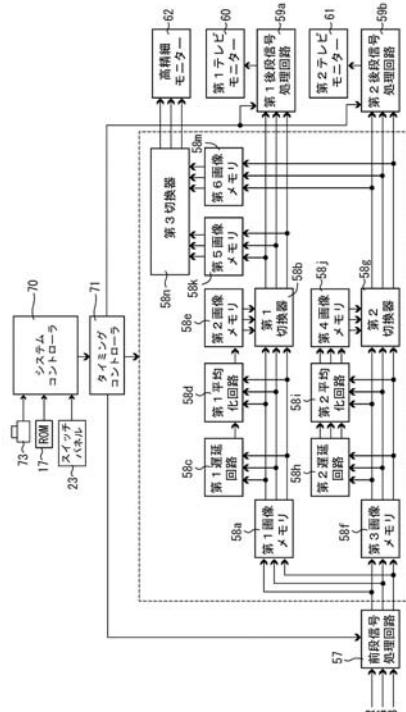
(54) 【発明の名称】電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 単一の撮像素子を用いて蛍光画像と通常画像との動画を同時に表示できるシステムにおいて、表示の際の解像度の低下を避けること。

【解決手段】 システムコントローラ 70 は白色光源 30 を連続的に発光させ、タイミングコントローラ 71 はシャッター用モータ 38 を回転させ、ロータリーシャッター 37 の遮蔽部が光路中に位置する期間だけ励起光源 33 を発光させる。前段処理回路 57 から画像信号として通常画像信号 1 が入力されると、そのデータは第 1 画像メモリ 58 a に記憶され、第 1 切換器 58 b を介して第 1 フィールドの信号として出力される。また、この通常画像信号 1 は、第 1 遅延回路 58 c で 1 フレーム分遅延され、第 1 平均化回路 58 d において次のサイクルで入力される通常画像信号 2 と平均化演算され、演算後の通常画像信号 b は第 2 フィールドの信号としてとして第 2 画像メモリ 58 e に記憶される。

【選択図】 図 6



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内に挿入される挿入部と、前記挿入部を通して照明光を挿入部先端に導くライトガイドと、照明された体腔内の画像を撮影する撮像素子とを有する電子内視鏡と、

前記体腔内を観察するための可視光を発する可視光源と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光を発する励起光源とを備え、前記可視光と前記励起光とを選択的に前記ライトガイドに入射させる光源装置と、

前記体腔内が可視光により照明されている期間に前記撮像素子から出力される信号により通常画像信号を生成し、前記体腔壁が励起光により照射されている期間に前記撮像素子から出力される信号により蛍光画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記画像信号生成手段から出力される画像信号に基づいて画像を表示する表示手段と、

通常画像と蛍光画像とを同時に撮影する際に、前記光源装置を制御して前記可視光と前記励起光とを交互にライトガイドに入射させると共に、前記画像処理装置を制御して通常画像信号と蛍光画像信号とを生成させ、撮影により得られた画像信号をインターレース画像の第1フィールドとし、撮影により得られた複数の画像信号を演算することにより得られた画像信号を第2フィールドとして前記通常画像、蛍光画像の各画像の1フレームを構成して表示させる制御手段と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】

前記制御手段は、前回のサイクルで撮影された画像信号と、最新のサイクルで撮影された画像信号との平均を求ることにより前記第2フィールドの画像信号を求める特徴とする請求項1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】****【0001】**

本発明は、可視光により照明された体腔壁を撮影した通常画像と、励起光を照射することにより発生した自家蛍光を撮影した蛍光画像とをモニター等の表示装置に表示させて観察可能にする電子内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

この種の電子内視鏡システムは、例えば特許文献1、2に記載されている。特許文献1の図1に開示されるシステムは、蛍光画像を撮影する第1の固体撮像素子と、RGBのカラー画像を順次方式で撮影する第2の固体撮像素子とを備え、それぞれの素子から出力される信号を、蛍光画像用ビデオ回路、及び通常画像用ビデオ回路により処理し、画面合成回路により合成してモニタテレビ上に表示させる。表示画面切換スイッチの操作に応じて、蛍光画像と通常画像の一方又は両方がモニタテレビに表示される(段落0028, 0029)。

【0003】

また、特許文献1の図9に開示されるシステムは、挿入部1の先端に通常画像用の固体撮像素子3だけを配置した一般の電子内視鏡の鉗子チャンネル9内に、先端部60aに対物レンズを内蔵してイメージガイドファイババンドルで光像の伝達を行う細径ファイバスコープ60を挿通して、その細径ファイバスコープ60で送られてくる像を蛍光透過用フィルタ61を通してモノクロ用固体撮像素子62に投影するようにした構成が開示されている(段落0034)。

【0004】

一方、特許文献2の図16に開示されるシステムは、通常観察用の照明光を発する第1ランプ124と、励起光を発する第2ランプ125とが備えられ、可動ミラー128の位置を変更することにより、いずれかの光が選択的にライトガイド133に供給されるようになっている。CCD137により撮影された画像信号は、第1メモリ141と第2メモリ142とに格納され、表示位置セレクト回路144を介してハイビジョンモニタ115に表示される。2画面表示スイッチがONされると、ハイビジョンディスプレイ115に

ノーマル像と蛍光像とが同時に表示される。すなわち、2画面表示スイッチがONされると、ミラー128が実線の位置に回動して励起光がライトガイド133に供給される。それと共に、第1メモリが書き込み禁止となり、直前に入力されたノーマル画像が繰り返し出力され、ノーマル像は静止画となる。一方、所定時間励起光が照射されると、シャッター132が閉じ、このとき撮影された蛍光像の信号は第2メモリに格納される。第2メモリは書き込み禁止となり、以後、このとき撮影された蛍光像の信号が繰り返し出力されて蛍光像は静止画として表示される。また、ミラー28が点線の位置に戻り、シャッターが開くため、第1ランプ124からの照明光により撮影されたノーマル像が第1メモリ141に順次格納されるようになり、ノーマル像が動画となる(段落0049, 0050)。

【特許文献1】特開平9-066023号公報 段落0028, 0029, 0034, 図10
1、図9

【特許文献2】特開2003-33324号公報 段落0049, 0050, 図16

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献1の図1の構成では、内視鏡先端に通常画像用と蛍光画像用との2個の撮像素子を配置する必要があり、撮像素子が単一である場合と比較すると、撮像素子のサイズを変えなければ先端部の径が増大し、先端部の径を増大させない場合には撮像素子のサイズを縮小しなければならず、画素の微細化によるコストアップ、あるいは、画素数の減少による解像度の低下を招く。

【0006】

一方、特許文献2の図16の構成では、単一の撮像素子で通常画像と蛍光画像とを撮影することができるが、これらの画像は可動ミラー128の切換により選択的に得られるものであり、例えば、両画像の動画を同時に表示することができず、通常画像と蛍光画像とを動画で比較しながら観察することができない。

【0007】

なお、単一の撮像素子を用いて蛍光画像と通常画像との動画を同時に表示しようとすると、通常画像の撮影期間と蛍光画像の撮影期間とを交互に繰り返さなければならず、いずれか一方の画像のみを撮影する場合と比較して画像信号の情報量が半減し、表示の際の解像度が低下するという問題がある。

【0008】

本発明は、上述した従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、単一の撮像素子を用いて蛍光画像と通常画像との動画を同時に表示できるシステムにおいて、表示の際の解像度の低下を避けることができる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】

【0009】

本発明にかかる電子内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部を通して照明光を挿入部先端に導くライトガイドと、照明された体腔内の画像を撮影する撮像素子とを有する電子内視鏡と、体腔壁内を観察するための可視光を発する可視光源と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光を発する励起光源とを備え、可視光と励起光とを選択的にライトガイドに入射させる光源装置と、体腔内が可視光により照明されている期間に撮像素子から出力される信号により通常画像信号を生成し、体腔壁が励起光により照射されている期間に撮像素子から出力される信号により蛍光画像信号を生成する画像信号生成手段と、画像信号生成手段から出力される画像信号に基づいて画像を表示する表示手段と、通常画像と蛍光画像とを同時に撮影する際に、光源装置を制御して可視光と励起光とを交互にライトガイドに入射させると共に、画像処理装置を制御して通常画像信号と蛍光画像信号とを生成させ、撮影により得られた画像信号をインターレース画像の第1フィールドとし、撮影により得られた複数の画像信号を演算することにより得られた画像信号を第2フィールドとして通常画像、蛍光画像の各画像の1フレームを構成して表示させる制御手段とを備えることを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

なお、制御手段は、前回のサイクルで撮影された画像信号と、最新のサイクルで撮影された画像信号との平均を求ることにより第2フィールドの画像信号を求めることができる。

【発明の効果】**【 0 0 1 1 】**

本発明によれば、単一の撮像素子により通常画像と蛍光画像とを撮影しつつ、撮影により得られた画像信号をインターレース画像の第1フィールド、撮影により得られた複数の画像を演算して得られた画像信号を第2フィールドとすることにより、フィールドを補間して表示の際の解像度を擬似的に向上させることができ、画質の低下を防ぐことができる。10

【発明を実施するための最良の形態】**【 0 0 1 2 】**

以下、本発明にかかる電子内視鏡システムの実施形態を図面に基づいて説明する。実施形態の電子内視鏡システムは、可視光により照明された体腔壁を撮影した通常画像と、励起光を照射することにより発生した自家蛍光を撮影した蛍光画像とをモニター等の表示装置に表示させて観察するためのシステムである。

【 0 0 1 3 】

図1は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの外観図、図2は、その内部構成を示すブロック図である。図1に示されるように、この電子内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、光源装置20、モニター60を備えている。なお、実施形態のシステムは、図2に示すように、第1テレビモニター60、第2テレビモニター61、高精細モニター62を備えているが、図1では代表して単一のモニター60のみを示す。20

【 0 0 1 4 】

蛍光観察内視鏡10は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成され、先端に湾曲可能な湾曲部を備えた挿入部10a、挿入部10aの湾曲部を操作するためのアングルノブ等を有する操作部10b、操作部10bと光源装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10c、及び、このライトガイド可撓管10cの基端に設けられたコネクタ10dを備えている。

【 0 0 1 5 】

光源装置20は、蛍光観察内視鏡10に対して照明光及び励起光を供給すると共に、後に詳述するように、蛍光撮影内視鏡10により撮影された信号により画像信号を生成する画像信号生成手段としての機能、及び、撮影された蛍光画像、通常画像を設定に応じて表示させる制御手段としての機能を有している。光源装置20の前面には、この光源装置20の主電源をオンオフするキースイッチ22と、各種の操作スイッチが配列したスイッチパネル23とが設けられている。30

【 0 0 1 6 】

以下、図2にしたがって蛍光観察内視鏡10、及び光源装置20の詳細な構成を順に説明する。蛍光観察内視鏡10の挿入部10aの先端面には、配光レンズ11及び対物レンズ12が設けられている。そして、この挿入部10aの先端内部には、対物レンズ12によって形成された被写体の像を撮影するCCDカラーイメージセンサ等のカラー画像を撮影可能な撮像素子13、対物レンズ12から撮像素子13に向けて射出された光から後述する蛍光励起用のレーザー光に相当する波長成分を除去するための励起光カットフィルター14、撮像素子13から出力された画像信号を増幅するケーブルドライバ15が組み込まれている。40

【 0 0 1 7 】

励起光カットフィルター14は、図3に示すように、励起光を遮断し、励起光より長い波長の光を透過させる特性を有しており、これにより、蛍光撮影時に撮像素子13に励起光が入射するのを防ぎ、蛍光のみの撮影が可能となる。なお、励起光には、生体の自家蛍光を励起する近紫外の波長域の光が選択され、励起光カットフィルター14により励起光50

成分がカットされても、通常のカラー画像を撮影する際の青成分の撮像には支障がない。

【0018】

ケーブルドライバ15によって駆動された画像信号を伝送するための信号ケーブル18は、挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c内を引き通されて、蛍光観察内視鏡10に接続された光源装置20の後述の回路に接続されている。

【0019】

この信号ケーブル18と並行して、挿入部10a、操作部10b、ライトガイド可撓管10c及びコネクタ10d内には、複数の光ファイバを束ねて構成されるライトガイド16が引き通されている。このライトガイド16の先端は、挿入部10aの先端部内において配光レンズ11に対向し、その基端は、光源装置20内に挿入された状態で固定されている。10

【0020】

光源装置20は、蛍光観察内視鏡10のライトガイド16の基端の端面に体腔壁を観察するための白色光と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光とを選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡10のケーブルドライバ15から受信した画像信号を処理して映像信号を生成し、第1テレビモニター60、第2テレビモニター61及び高精細モニター62へ出力する。なお、第1テレビモニター60は通常画像の動画、第2テレビモニター61は蛍光画像の動画、そして、高精細モニター62は通常画像、蛍光画像の一方を表示し、または双方を並列して表示する。

【0021】

光源装置20の光学系は、ほぼ平行な可視光(白色光)を発する白色光源(放電管ランプ)30と、白色光源30から発した白色光の光束径を調整する調光用絞り31と、調光用絞り31を透過した白色光を集光させてライトガイド16の基端の端面に入射させる集光レンズ32とを備えると共に、励起光を発する励起用光源(レーザー)33と、この励起用光源33から発した励起光を導く光導波路(シングルファイバー)34と、この光導波路34から発した発散光である励起光を平行光にするコリメートレンズ35と、白色光の光路と励起光の光路とを合成するダイクロイックミラー36とを備えている。20

【0022】

調光用絞り31は、絞り用モータ31aにより駆動され、対象物の反射率に応じて白色光の光量を調整する機能を持つ。白色光源30からライトガイド16までの光路は直線的であり、この光路に対して垂直に交差する励起光の光路を、光路合成素子であるダイクロイックミラー36により合成している。ダイクロイックミラー36は、可視光を透過させ、それ以下の波長の近紫外光を反射させる特性を有し、これにより白色光の大部分を透過させ、励起光を反射させ、これら透過した白色光と反射した励起光とをライトガイド16の基端の端面へ向かう単一の光路に導く。30

【0023】

白色光源30とダイクロイックミラー36との間には、白色光を断続的にオン／オフ(透過／遮断)するためのロータリーシャッター37が配置されている。ロータリーシャッター37には、図4に平面形状を示すように、中心角180°の扇形の窓37aが形成されている。窓37aのサイズは、白色光の径より大きく設定されており、シャッター用モータ38を駆動してロータリーシャッター37を回転させることにより、白色光が断続的に透過する。40

【0024】

なお、ダイクロイックミラー36、ロータリーシャッター37及びシャッター用モータ38は、図2中の上下方向(白色光の光路に対して垂直な方向)に移動可能なユニット40に配置されている。このユニット40には、移動方向に沿って延びるラックギア41が固定されており、このラックギア41にユニット用モータ42のピニオン42aが噛み合っている。ユニット用モータ42を回転させることにより、ユニット40を一体に上下方向に移動させ、図2に示されるように、ダイクロイックミラー36及びロータリーシャッター37を光路中に配置する位置と、これらを光路から待避させた位置(不図示)との間で切50

り換えが可能である。

【0025】

光源装置20には、白色光源30に電流を供給するランプ用電源51、励起用光源33を駆動してオンオフするレーザードライバ52、上記の絞り用モータ31aを駆動する第1モータドライバ53、シャッター用モータ38を駆動する第2モータドライバ54、ユニット用モータ42を駆動する第3モータドライバ55、撮像素子13を駆動するCCDドライバ56が備えられている。また、画像信号の処理系として、ケーブルドライバ15から受信した画像信号を処理する前段信号処理回路57、この前段信号処理回路57で処理され出力されたディジタルの画像信号を記憶・演算するメモリ・演算回路58、演算されたディジタル信号をテレビモニターに表示するための規格化映像信号に変換して出力する第1、第2後段信号処理回路59a、59bを備えると共に、これら全体を制御するシステムコントローラ70及びタイミングコントローラ71を備えている。前段信号処理回路57、及びメモリ・演算回路58の一部、第1、第2後段信号処理回路59a、59bが画像処理装置としての機能を有しており、システムコントローラ70、タイミングコントローラ71及びメモリ・演算回路58の一部が制御手段としての機能を有している。10

【0026】

システムコントローラ70には、蛍光観察内視鏡10の操作部10bに設けられた蛍光モードスイッチ73が接続されると共に、スイッチパネル23に配置された各種スイッチが電気的に接続されており、これらの各スイッチの設定に基づき、ランプ用電源51、レーザードライバ52を制御して白色光、励起光を連続的に発光させ、あるいは停止すると共に、ユニット用モータ42を駆動する第3モータドライバ55を制御してユニット40の位置を切り換え変更し、さらに、高精細モニター62上の表示を切り換える。なお、高精細モニター62は、テレビモニターのようにフレーム、フィールド単位の映像信号ではなく、画像メモリにマッピングされたディジタル信号を表示する装置である。20

【0027】

スイッチパネル23には、図5に示すように、蛍光モードにおいて蛍光画像のみを表示するか、蛍光画像と通常画像とを並べて表示するかを選択するための蛍光モード表示ボタン23a、及びUp/Downで一対の明るさ設定ボタン23b、23cが設けられる。また、スイッチパネル23は、蛍光モードで並列表示が選択されている際に点灯する2画像インジケータ23dと、明るさ設定ボタン23b、23cの操作により設定された通常画像と蛍光画像との明るさの目標値を視覚的に表示する設定レベルインジケータ23eとを備えている。30

【0028】

蛍光観察内視鏡10に内蔵されたROM17は、内視鏡が光源装置20に接続されると、システムコントローラ70に接続され、システムコントローラ70は、このROM17に格納された識別情報を読み取ることにより、接続された内視鏡が蛍光観察内視鏡10であることを判別する。

【0029】

タイミングコントローラ71は、システムコントローラ70からの指令に基づいて、レーザードライバ52を制御して励起光を所定のタイミングで断続的にオン／オフさせると共に、シャッター用モータ38を駆動する第2モータドライバ54を制御して白色光を所定のタイミングで断続的にオン／オフさせる。また、タイミングコントローラ71は、CCDドライバ56を介して撮像素子13の撮像タイミングを制御すると共に、前段信号処理回路57、メモリ・演算回路58に対して画像信号の処理タイミングを指示する。なお、前段信号処理回路57は、通常撮影の際に入力される画像信号の輝度レベルに応じて白色光の強度を適宜調整して、モニター60、62上に表示される通常画像を適度な明るさとするため、絞り用モータ31を駆動する第1モータドライバ53を制御する。40

【0030】

次に、メモリ・演算回路58の内部構成について図6に示すプロック図に基づいて説明する。メモリ・演算回路58は、通常画像を処理するための図中上段のストリームと、蛍

光画像を処理するための下段のストリームとに分かれている。前段処理回路 5 7 から出力された信号のうちの通常画像信号は、第 1 画像メモリ 5 8 a に記憶される。第 1 画像メモリ 5 8 a に記憶された通常画像信号は、第 1 切換器 5 8 b に入力されると共に、第 1 遅延回路 5 8 c 及び第 1 平均化回路 5 8 d に入力される。第 1 遅延回路 5 8 c は、入力された通常画像信号を 1 フレームに相当する期間遅延させて出力する。そして、第 1 平均化回路 5 8 d は、第 1 遅延回路 5 8 c から出力される前サイクルで撮影された画像信号と、最新のサイクルで撮影された画像信号との平均を求めて第 2 画像メモリ 5 8 e に記憶させる。すなわち、第 1 画像メモリ 5 8 a に記憶された通常画像信号は、撮影により得られた画像信号であり、これがインターレース画像の第 1 フィールドに相当する信号となる。そして、第 2 画像メモリ 5 8 e に記憶された通常画像信号は、撮影により得られた複数の画像信号を演算することにより得られた画像信号であり、これがインターレース画像の第 2 フィールドに相当する信号となる。これらの第 1 フィールド、第 2 フィールドの信号を合わせることにより、通常画像の 1 フレームに相当する画像信号が構成される。第 1 切換器 5 8 b は、所定のタイミングで第 1 画像メモリ 5 8 a からの出力と第 2 画像メモリ 5 8 e からの出力とを切り換えて第 1 後段信号処理回路 5 9 a に出力する。

10

【0031】

蛍光画像用のストリームも、通常画像用と同様の構成であり、前段処理回路 5 7 から出力された信号のうちの蛍光画像信号が第 3 画像メモリ 5 8 f に記憶され、この信号は第 2 切換器 5 8 g に入力されると共に、第 2 遅延回路 5 8 h 及び第 2 平均化回路 5 8 i に入力される。平均化された蛍光画像信号は、第 4 画像メモリ 5 8 j に記憶され、第 2 切換器 5 8 g は、所定のタイミングで第 3 画像メモリ 5 8 f からの出力と第 4 画像メモリ 5 8 j からの出力とを切り換えて第 2 後段信号処理回路 5 9 b に出力する。

20

【0032】

なお、第 1 切換器 5 8 b から出力される通常画像のフレームに相当する信号は、第 5 画像メモリ 5 8 k に記憶され、第 2 切換器 5 8 g から出力される蛍光画像のフレームに相当する信号は、第 6 画像メモリ 5 8 m に記憶される。これら第 5 , 第 6 画像メモリに記憶された信号は、第 3 切換器 5 8 n を通して高精細モニター 6 2 に表示される。第 3 切換器 5 8 n は、スイッチパネル 2 3 及び蛍光モードスイッチ 7 3 の設定に基づいて、高精細モニター 6 2 に通常画像の動画と蛍光画像の動画とのいずれか一方、あるいは双方を並列して表示させる。

30

【0033】

次に、上記のように構成された実施形態の内視鏡システムの作用について説明する。システムのメインスイッチをオンすると、システムコントローラ 7 0 は、ランプ用電源 5 1 を制御して白色光源 3 0 を連続的に発光させる。タイミングコントローラ 7 1 は、第 2 モータドライバ 5 4 を制御してシャッター用モータ 3 8 を回転させると共に、レーザードライバ 5 2 を制御してロータリーシャッター 3 7 の窓 3 7 a が光路中に位置する期間(白色光がライトガイドに入射する期間)は励起光源 3 3 を消灯させ、ロータリーシャッター 3 7 の遮蔽部が光路中に位置する期間(白色光がライトガイドに入射しない期間)は励起光源 3 3 を発光させる。これにより、対象物は白色光と励起光とで交互に照射される。蛍光観察内視鏡 1 0 の先端に設けられた撮像素子 1 3 は、白色光により照明された体腔壁の通常画像と、励起光により励起された体腔壁から発する蛍光画像とを交互に撮影する。撮像素子 1 3 から出力され画像信号は、ケーブルドライバ 1 5 及び信号ケーブル 1 8 を介して前段信号処理回路 5 7 に入力される。

40

【0034】

図 7 は、白色光、励起光の照射タイミングと、撮像素子から画像データが出力されるタイミングとを示すチャートである。図 7 に示されるように、白色光が照射され励起光が照射されていない期間には通常のカラー画像を撮像し、白色光が照射されずに励起光が照射されている期間には蛍光画像を撮像する。

【0035】

メモリ・演算回路 5 8 は、図 8 のタイミングチャートに示すように通常画像、蛍光画像

50

の第2フィールド分を演算により補完し、撮影により得られた第1フィールド分と合わせて1フレーム分の画像信号として出力させる。すなわち、前段処理回路57から画像信号として通常画像信号1が入力されると、そのデータは第1画像メモリ58aに記憶され、第1切換器58bを介して1フィールド分遅れて第1フィールドの信号として第1後段信号処理回路59aに出力されると共に、第5画像メモリ58kに記憶される。また、この通常画像信号1は、第1遅延回路58cで1フレーム(2フィールド)分遅延され、第1平均化回路58dにおいて次のサイクルで入力される通常画像信号2と平均化演算され、演算後の通常画像信号bは、第2フィールドの信号として第2画像メモリ58eに記憶される。通常画像信号bは第1切換器58bを介して第2フィールドの信号として通常画像信号1に続けて第1後段信号処理回路59aに出力されると共に、第5画像メモリ58kに記憶される。このようにして、第1フィールドに相当する画像信号は第1画像メモリ58aから演算を経ずに出力され、第2フィールドに相当する画像信号は2フィールド分の画像信号の平均化演算の結果として出力される。

【0036】

蛍光画像信号の処理も上記と同様であり、第1フィールドに相当する画像信号は第3画像メモリ58fから演算を経ずに第2後段信号処理回路59bに出力されると共に、第6画像メモリ58mに記憶され、第2フィールドに相当する画像信号は2フィールド分の画像信号の平均化演算の結果として第2後段信号処理回路59bに出力されると共に、第6画像メモリ58mに記憶される。

【0037】

第1後段信号処理回路59aは、入力された通常画像信号のフィールド単位の画像データに基づいて第1テレビモニター60に通常画像の動画を表示させる。同様に第2後段信号処理回路59bは、入力された蛍光画像信号のフィールド単位の画像データに基づいて第2テレビモニター61に蛍光画像の動画を表示させる。第3切換器58nは、上記のようにスイッチの設定に基づいて表示を変化させる。蛍光モードスイッチ73がオフの間は、第5画像メモリ58kに記憶された画像信号を用いて図9に示すように通常画像の動画を表示し、蛍光モードスイッチ73がオンされると、スイッチパネル23の蛍光モード表示ボタン23aにより2画面並列表示が選択されていなければ第6画像メモリ58mに記憶された画像信号を用いて蛍光画像を動画で表示し、2画面並列表示が選択されれば両画像メモリに記憶された画像信号を用いて図10に示すように通常画像と蛍光画像とを動画で並列して表示する。

【0038】

いずれのモニター上の表示も、第2フィールド分の画像信号を演算により補完しているため、例えば第1フィールド分の信号と同一の信号を第2フィールド分として利用した場合と比較して、画像を時系列的に平均化し、画像を滑らかにして見かけ上の解像度を高めることができる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

【図1】本発明の実施の形態に係る電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】図1に示される電子内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図3】図2の光学系に設けられている励起光カットフィルターの透過特性を示すグラフである。

【図4】図2の光学系に設けられているロータリーシャッターの正面図である。

【図5】図2のシステムのスイッチパネルの構成を示す説明図である。

【図6】図2のシステムのメモリ・演算回路の詳細を示すブロック図である。

【図7】白色光、励起光の照射タイミングと、撮像素子から画像データが出力されるタイミングとを示すチャートである。

【図8】図2のシステムのメモリ・演算回路内での画像信号の処理の様子を示すタイミングチャートである。

【図9】図2のシステムのモニター上に表示される画面の一例を示す説明図である。

10

20

30

40

50

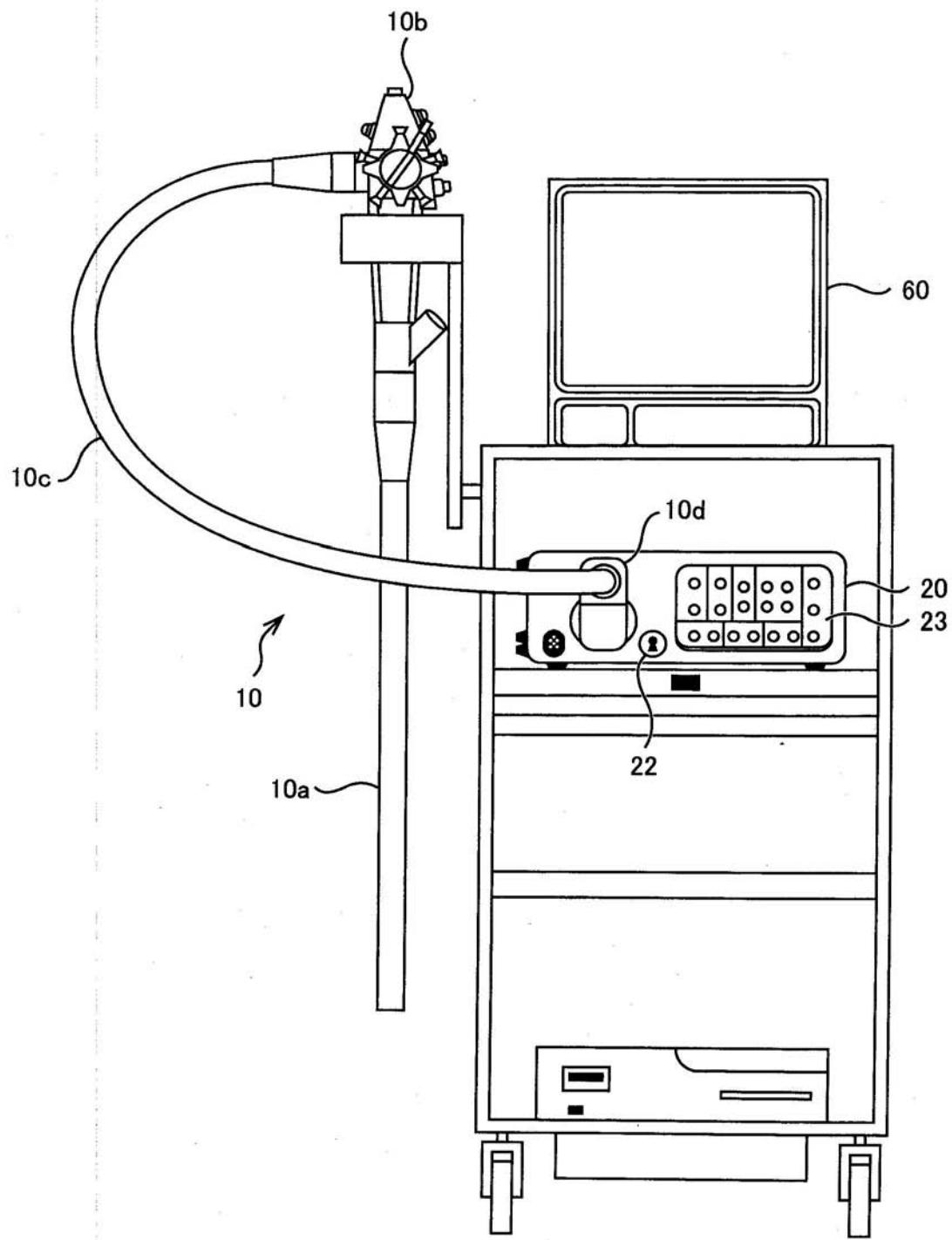
【図10】図2のシステムのモニター上に表示される画面の他の例を示す説明図である。

【符号の説明】

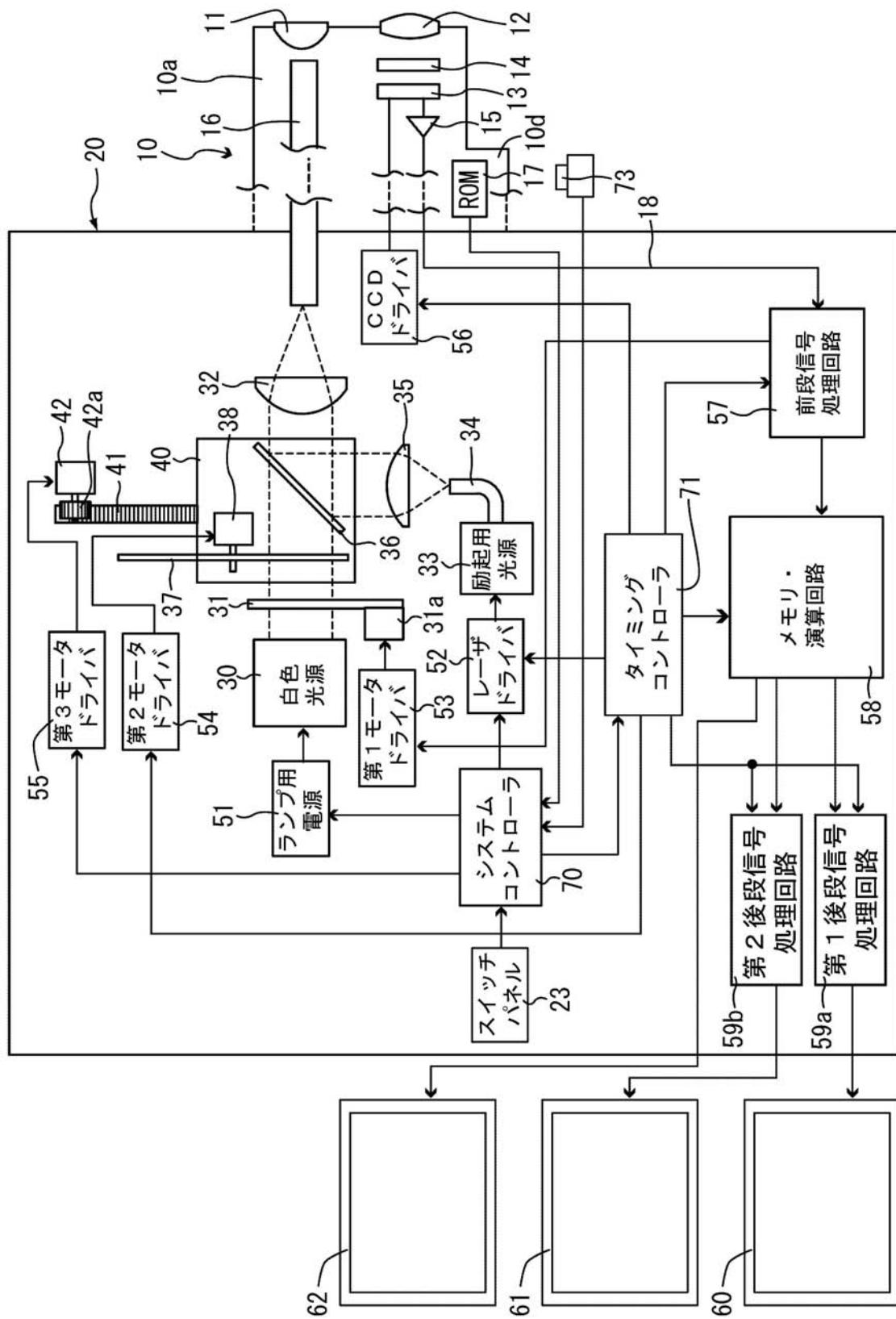
【0040】

- | | | |
|---|----------------|----|
| 1 0 | 蛍光観察内視鏡 | |
| 1 6 | 励起光用ライトガイド | |
| 2 0 | 光源装置 | |
| 3 0 | 白色光源 | |
| 3 2 | コンデンサレンズ | |
| 3 3 | 励起光源 | |
| 3 5 | コリメートレンズ | 10 |
| 3 6 | ダイクロイックミラー | |
| 3 7 | ロータリーシャッター | |
| 5 7 | 前段信号処理回路 | |
| 5 8 | メモリ・演算回路 | |
| 5 8 a , 5 8 e , 5 8 f , 5 8 j , 5 8 k , 5 8 m | 画像メモリ | |
| 5 8 b , 5 8 g , 5 8 n | 切換器 | |
| 5 8 c , 5 8 h | 遅延回路 | |
| 5 8 d , 5 8 i | 平均化回路 | |
| 5 9 a , 5 9 b | 第1, 第2後段信号処理回路 | |
| 6 0 | 第1テレビモニター | 20 |
| 6 1 | 第2テレビモニター | |
| 6 2 | 高精細モニター | |
| 7 0 | システムコントローラ | |
| 7 1 | タイミングコントローラ | |
| 7 2 | 静止画用スイッチ | |
| 7 3 | 蛍光モードスイッチ | |

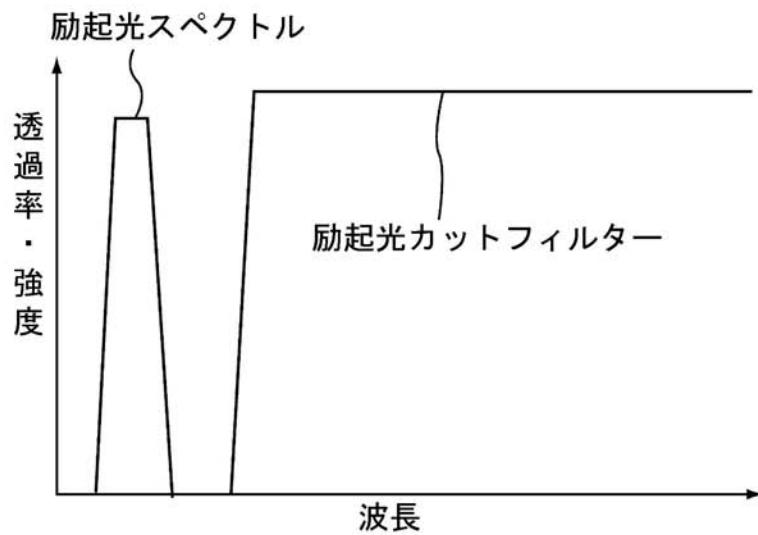
【図1】



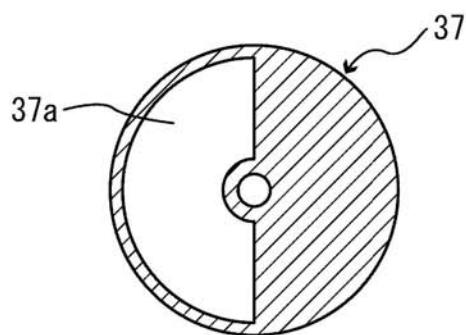
【図2】



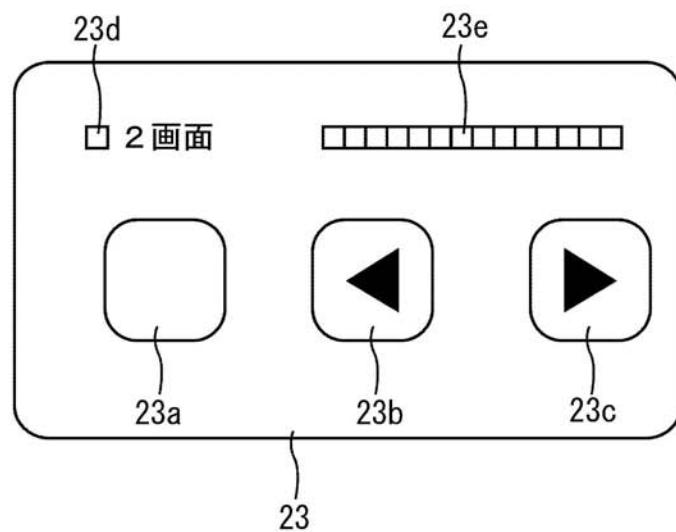
【図3】



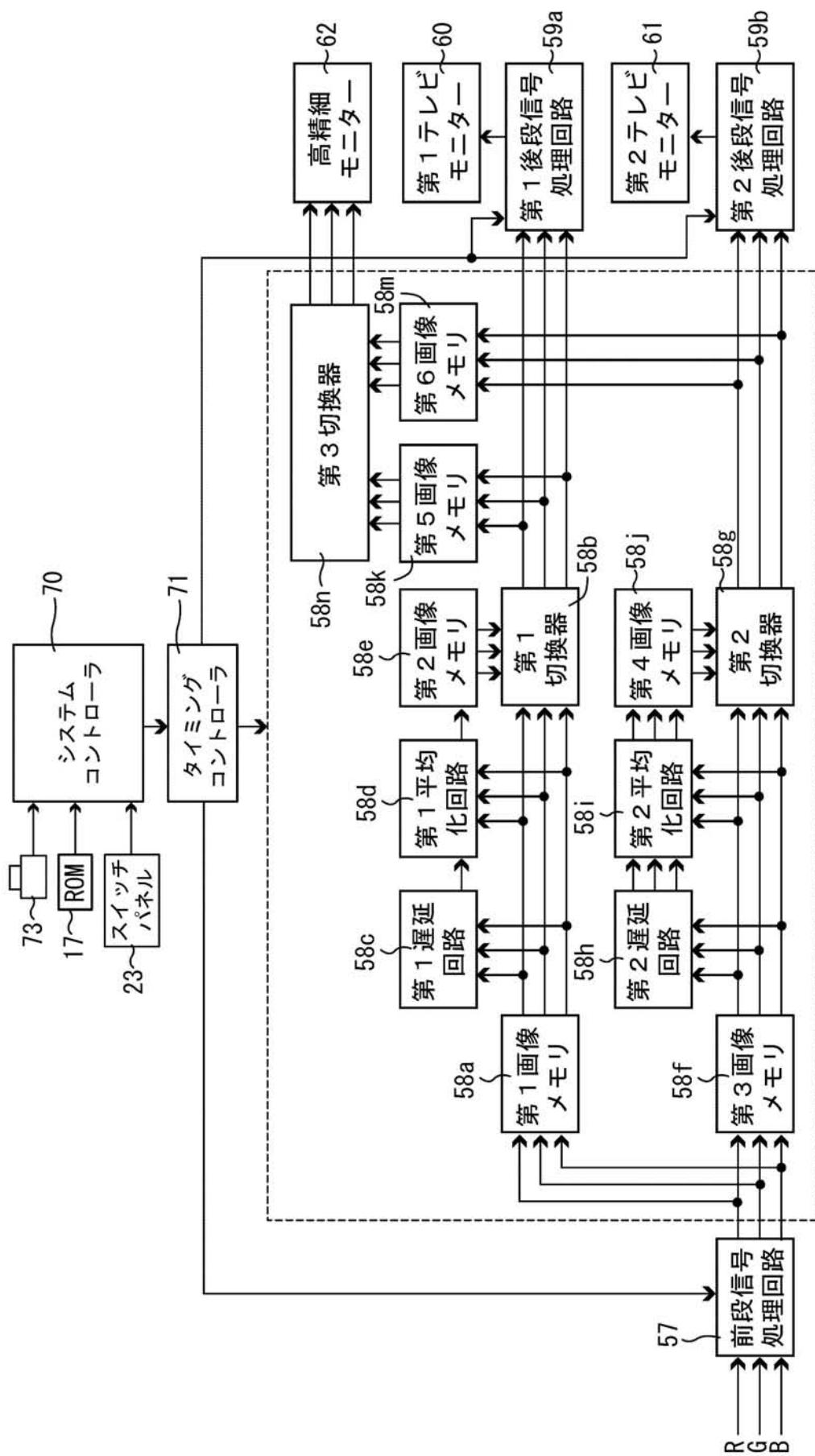
【図4】



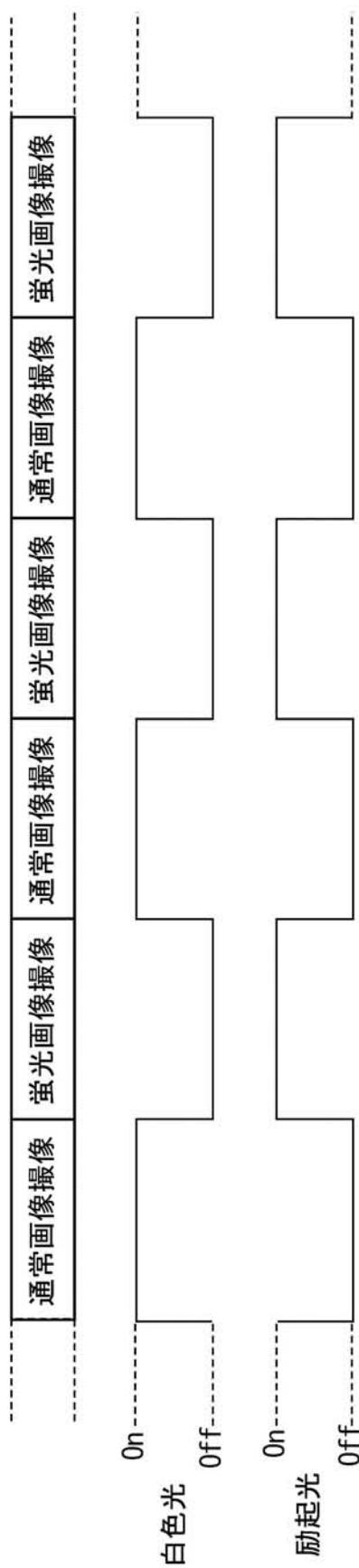
【図5】



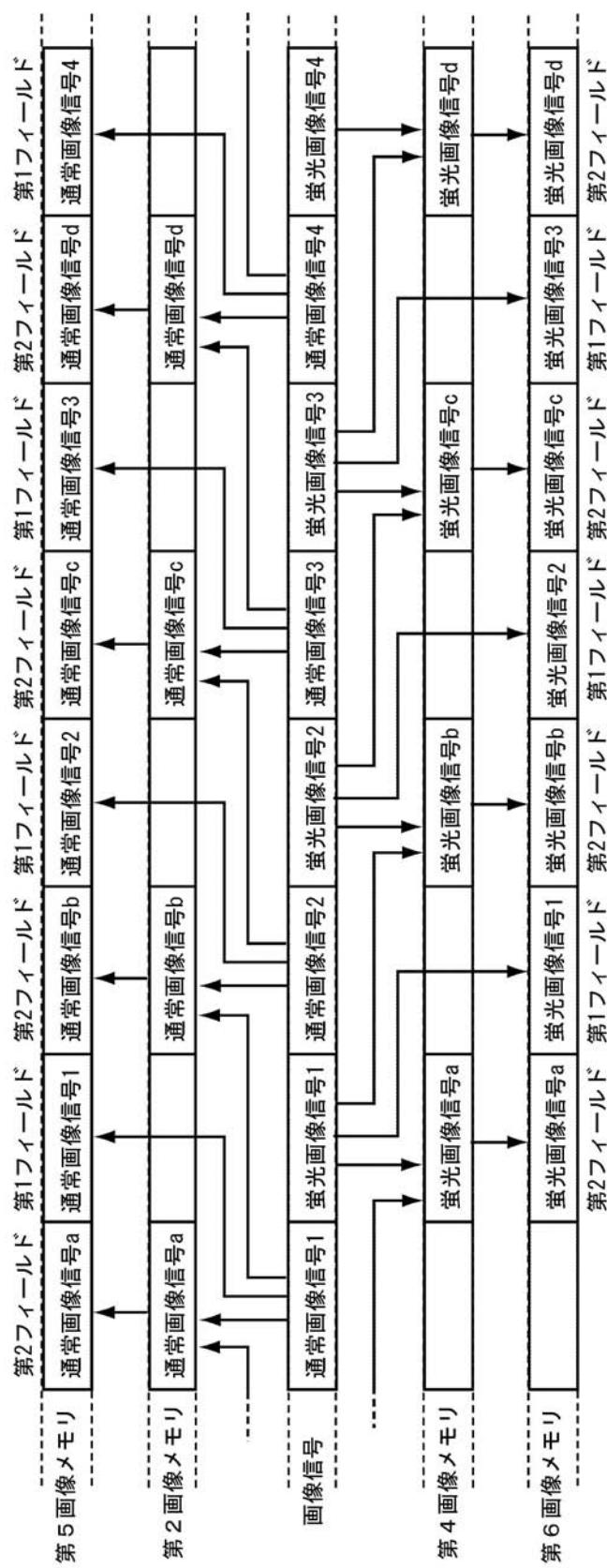
【図6】



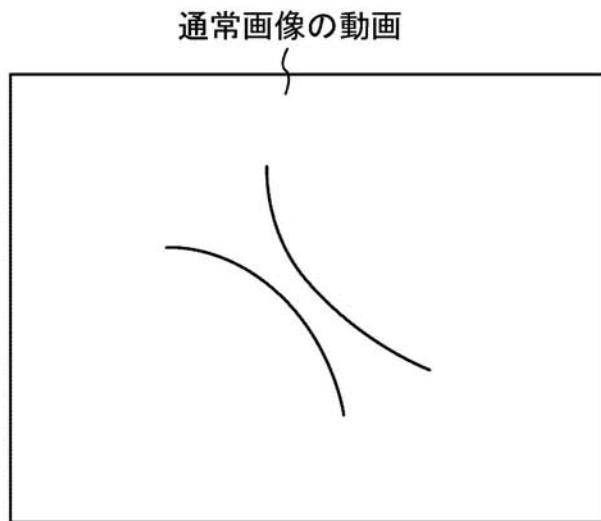
【図7】



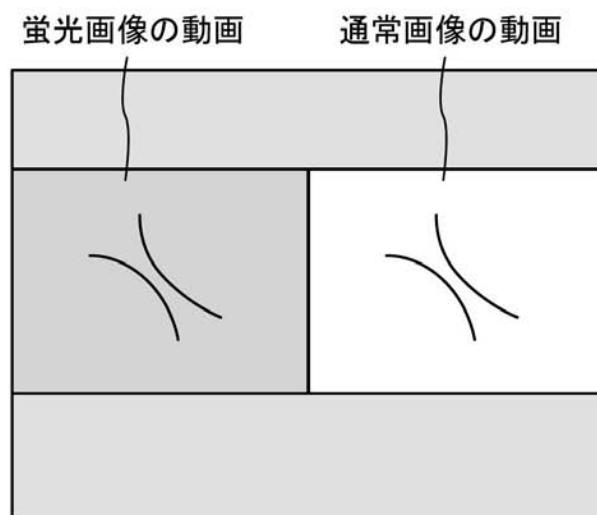
【図8】



【図9】



【図10】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006187426A	公开(公告)日	2006-07-20
申请号	JP2005000947	申请日	2005-01-05
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	杉本秀夫 福山三文		
发明人	杉本秀夫 福山三文		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/00009 A61B1/043		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/045.631 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/SS23 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/YY12 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC02 5C054/CE04 5C054/CH01 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/FE17 5C054/HA12 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/WW04 4C161/WW10 4C161/WW17 4C161/YY12		
其他公开文献	JP4598182B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：为了避免在能够使用单个图像拾取装置同时显示荧光图像和正常图像的运动图像的系统中显示时分辨率降低。系统控制器70使白光源30连续发光，并且定时控制器71使快门电动机38旋转以仅在旋转快门37的遮蔽部分位于光路中的期间使激发光源33发光。。当从前级处理电路57输入正常图像信号1作为图像信号时，数据被存储在第一图像存储器58a中并经由第一开关58b作为第一场的信号输出。正常图像信号1在第一延迟电路58c中被延迟一帧，并与在下一个周期中在第一平均电路58d中输入的正常图像信号2进行平均，并且计算操作之后的正常图像。信号b作为第二场信号存储在第二图像存储器58e中。 [选择图]图6

