

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4598182号  
(P4598182)

(45) 発行日 平成22年12月15日(2010.12.15)

(24) 登録日 平成22年10月1日(2010.10.1)

(51) Int.Cl.

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>H04N</b> | <b>7/18</b> | <b>(2006.01)</b> | H 04 N | 7/18 | M     |

請求項の数 1 (全 17 頁)

|           |                               |
|-----------|-------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2005-947 (P2005-947)        |
| (22) 出願日  | 平成17年1月5日(2005.1.5)           |
| (65) 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)         |
| 審査請求日     | 平成19年12月12日(2007.12.12)       |

|           |   |
|-----------|---|
| (73) 特許権者 | 000113263<br>HOYA株式会社<br>東京都新宿区中落合2丁目7番5号 |
| (74) 代理人  | 100090516<br>弁理士 松倉 秀実                    |
| (74) 代理人  | 100098235<br>弁理士 金井 英幸                    |
| (72) 発明者  | 杉本 秀夫<br>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<br>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    |

審査官 井上 香緒梨

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】

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、前記画像信号生成手段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、

前記制御手段は、

前記画像信号生成手段により生成された通常画像信号を記憶する第1画像メモリと、

前記第1画像メモリからの通常画像信号を1フレームに相当する期間遅延させて出力す

る第1遅延回路と、

前記第1遅延回路から出力される前回のサイクルで撮影された通常画像信号と、前記第1遅延回路を経由せずに前記第1画像メモリから直接入力される最新のサイクルで撮影された通常画像信号とを平均化演算する第1平均化回路と、

前記第1平均化回路により平均化演算された通常画像信号を記憶する第2画像メモリと、

前記第1フィールドに相当する通常画像信号が前記第1メモリから前記第1平均化回路による演算を経ずに出力され、かつ、前記第2フィールドに相当する通常画像信号が前記第1平均化回路においての平均化演算の結果として出力されるように、前記第1画像メモリ及び前記第2画像メモリからの通常画像信号を切り換えて出力する第1切換器と、

10

前記画像信号生成手段により生成された蛍光画像信号を記憶する第3画像メモリと、

前記第3画像メモリからの蛍光画像信号を1フレームに相当する期間遅延させて出力する第2遅延回路と、

前記第2遅延回路から出力される前回のサイクルで撮影された蛍光画像信号と、前記第2遅延回路を経由せずに前記第3画像メモリから直接入力される最新のサイクルで撮影された蛍光画像信号とを平均化演算する第2平均化回路と、

前記第2平均化回路により平均化演算された蛍光画像信号を記憶する第4画像メモリと、

前記第1フィールドに相当する蛍光画像信号が前記第3メモリから前記第2平均化回路による演算を経ずに出力され、かつ、前記第2フィールドに相当する蛍光画像信号が前記第2平均化回路においての平均化演算の結果として出力されるように、前記第3画像メモリ及び前記第4画像メモリからの蛍光画像信号を切り換えて出力する第2切換器と、

20

を含むメモリ・演算回路を有することを特徴とする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】

30

【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のカラー画像を面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)。

40

【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

50

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 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

10

20

30

40

50

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、前記制御手段は、前記画像信号生成手段により生成された通常画像信号を記憶する第1画像メモリと、前記第1画像メモリからの通常画像信号を1フレームに相当する期間遅延させて出力する第1遅延回路と、前記第1遅延回路から出力される前回のサイクルで撮影された通常画像信号と、前記第1遅延回路を経由せずに前記第1画像メモリから直接入力される最新のサイクルで撮影された通常画像信号とを平均化演算する第1平均化回路と、前記第1平均化回路により平均化演算された通常画像信号を記憶する第2画像メモリと、前記第1フィールドに相当する通常画像信号が前記第1メモリから前記第1平均化回路による演算を経ずに出力され、かつ、前記第2フィールドに相当する通常画像信号が前記第1平均化回路においての平均化演算の結果として出力されるように、前記第1画像メモリ及び前記第2画像メモリからの通常画像信号を切り換えて出力する第1切換器と、前記画像信号生成手段により生成された蛍光画像信号を記憶する第3画像メモリと、前記第3画像メモリからの蛍光画像信号を1フレームに相当する期間遅延させて出力する第2遅延回路と、前記第2遅延回路から出力される前回のサイクルで撮影された蛍光画像信号と、前記第2遅延回路を経由せずに前記第3画像メモリから直接入力される最新のサイクルで撮影された蛍光画像信号とを平均化演算する第2平均化回路と、前記第2平均化回路により平均化演算された蛍光画像信号を記憶する第4画像メモリと、前記第1フィールドに相当する蛍光画像信号が前記第3メモリから前記第2平均化回路による演算を経ずに出力され、かつ、前記第2フィールドに相当する蛍光画像信号が前記第2平均化回路においての平均化演算の結果として出力されるように、前記第3画像メモリ及び前記第4画像メモリからの蛍光画像信号を切り換えて出力する第2切換器と、を含むメモリ・演算回路を有することを特徴とする。

## 【0010】

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】

## 【0011】

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。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0012】

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。

## 【0013】

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では代表して单一のモニター60のみを示す。

## 【0014】

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、体腔内に挿入す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

10

20

30

40

50

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。

【0015】

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。

【0016】

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。

【0017】

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。

【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。

【0022】

10

20

30

40

50

調光用絞り 3 1 は、絞り用モータ 3 1 a 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 3 0 からライトガイド 1 6 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 3 6 により合成している。ダイクロイックミラー 3 6 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 1 6 の基端の端面へ向かう单一の光路に導く。

#### 【 0 0 2 3 】

白色光源 3 0 とダイクロイックミラー 3 6 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 3 7 が配置されている。ロータリーシャッター 3 7 には、図 4 に平面形状を示すように、中心角 180° の扇形の窓 3 7 a が形成されている。窓 3 7 a 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 3 8 を駆動してロータリーシャッター 3 7 を回転させることにより、白色光が断続的に透過する。

#### 【 0 0 2 4 】

なお、ダイクロイックミラー 3 6 、ロータリーシャッター 3 7 及びシャッター用モータ 3 8 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 4 0 に配置されている。このユニット 4 0 には、移動方向に沿って延びるラックギア 4 1 が固定されており、このラックギア 4 1 にユニット用モータ 4 2 のピニオン 4 2 a が噛み合っている。ユニット用モータ 4 2 を回転させることにより、ユニット 4 0 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 3 6 及びロータリーシャッター 3 7 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)との間で切り換えが可能である。

#### 【 0 0 2 5 】

光源装置 2 0 には、白色光源 3 0 に電流を供給するランプ用電源 5 1 、励起用光源 3 3 を駆動してオンオフするレザードライバ 5 2 、上記の絞り用モータ 3 1 a を駆動する第 1 モータドライバ 5 3 、シャッター用モータ 3 8 を駆動する第 2 モータドライバ 5 4 、ユニット用モータ 4 2 を駆動する第 3 モータドライバ 5 5 、撮像素子 1 3 を駆動する C C D ドライバ 5 6 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 1 5 から受信した画像信号を処理する前段信号処理回路 5 7 、この前段信号処理回路 5 7 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 5 8 、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 5 9 a , 5 9 b 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 7 0 及びタイミングコントローラ 7 1 を備えている。前段信号処理回路 5 7 、及びメモリ・演算回路 5 8 の一部、第 1 , 第 2 後段信号処理回路 5 9 a , 5 9 b 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 7 0 、タイミングコントローラ 7 1 及びメモリ・演算回路 5 8 の一部が制御手段としての機能を有している。

#### 【 0 0 2 6 】

システムコントローラ 7 0 には、蛍光観察内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に設けられた蛍光モードスイッチ 7 3 が接続されると共に、スイッチパネル 2 3 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 5 1 、レザードライバ 5 2 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 4 2 を駆動する第 3 モータドライバ 5 5 を制御してユニット 4 0 の位置を切り換え変更し、さらに、高精細モニター 6 2 上の表示を切り換える。なお、高精細モニター 6 2 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。

#### 【 0 0 2 7 】

スイッチパネル 2 3 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 2 3 a 、及び Up/Down で一対の明るさ設定ボタン 2 3 b , 2 3 c が設けられる。また、

10

20

30

40

50

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。

【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。

【0030】

次に、メモリ・演算回路 58 の内部構成について図 6 に示すブ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 57 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 58a に記憶される。第 1 画像メモリ 58a に記憶された通常画像信号は、第 1 切換器 58b に入力されると共に、第 1 遅延回路 58c 及び第 1 平均化回路 58d に入力される。第 1 遅延回路 58c 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 58d は、第 1 遅延回路 58c 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 58e に記憶させる。すなわち、第 1 画像メモリ 58a 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 58e 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 58b は、所定のタイミングで第 1 画像メモリ 58a からの出力と第 2 画像メモリ 58e からの出力とを切り換えて第 1 後段信号処理回路 59a に出力する。

【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 57 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 58f に記憶され、この信号は第 2 切換器 58g に入力されると共に、第 2 遅延回路 58h 及び第 2 平均化回路 58i 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 58j に記憶され、第 2 切換器 58g は、所定のタイミングで第 3 画像メモリ 58f からの出力と第 4 画像メモリ 58j からの出力とを切り換えて第 2 後段信号処理回路 59b に出力する。

【0032】

なお、第 1 切換器 58b 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 58k に記憶され、第 2 切換器 58g 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 58m 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 58n を通して高精細モニター 62 に表示される。第 3 切換器 58n は、スイッチパネル 23 及び蛍光モードスイッチ 73 の設定に基づいて、高精細モニ

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 3 3 】

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。

【 0 0 3 4 】

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。

【 0 0 3 5 】

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 5 7 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 5 8 a に記憶され、第 1 切換器 5 8 b 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 5 9 a に出力されると共に、第 5 画像メモリ 5 8 k に記憶される。また、この通常画像信号 1 は、第 1 遅延回路 5 8 c で 1 フレーム(2 フィールド)分遅延され、第 1 平均化回路 5 8 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第 2 画像メモリ 5 8 e に記憶される。通常画像信号 b は第 1 切換器 5 8 b を介して第 2 フィールドの信号として通常画像信号 1 に統合して第 1 後段信号処理回路 5 9 a に出力されると共に、第 5 画像メモリ 5 8 k 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 5 8 a 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。

【 0 0 3 6 】

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 5 8 f から演算を経ずに出力されると共に、第 6 画像メモリ 5 8 m 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 5 9 b に出力されると共に、第 6 画像メモリ 5 8 m に記憶される。

【 0 0 3 7 】

第 1 後段信号処理回路 5 9 a 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 6 0 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 5 9 b 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 6 1 に蛍光画像の動画を表示させる。第 3 切換器 5 8 n 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 7 3 がオフの間は、第 5 画像メモリ 5 8 k 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 7 3 がオンされると、スイッチパネル 2 3 の蛍光モード表示ボタン 2 3 a 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 5 8 m に記

10

20

30

40

50

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てい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。

10

【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。

20

【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。

【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】

10 蛍光観察内視鏡

16 励起光用ライトガイド

20 光源装置

30 白色光源

32 コンデンサレンズ

30

33 励起光源

35 コリメートレンズ

36 ダイクロイックミラー

37 ロータリーシャッター

57 前段信号処理回路

58 メモリ・演算回路

58a, 58e, 58f, 58j, 58k, 58m 画像メモリ

58b, 58g, 58n 切換器

58c, 58h 遅延回路

58d, 58i 平均化回路

40

59a, 59b 第1, 第2後段信号処理回路

60 第1テレビモニター

61 第2テレビモニター

62 高精細モニター

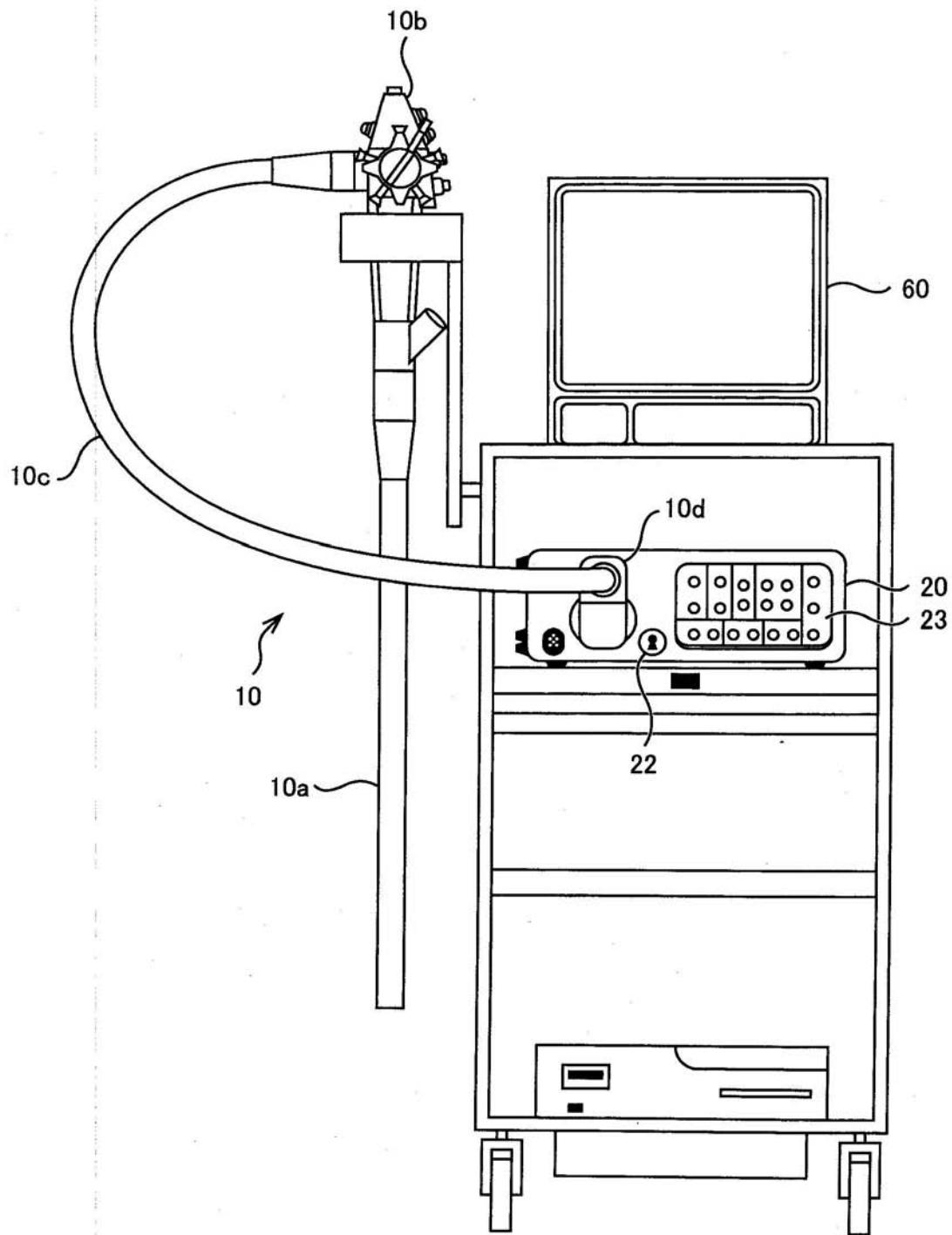
70 システムコントローラ

71 タイミングコントローラ

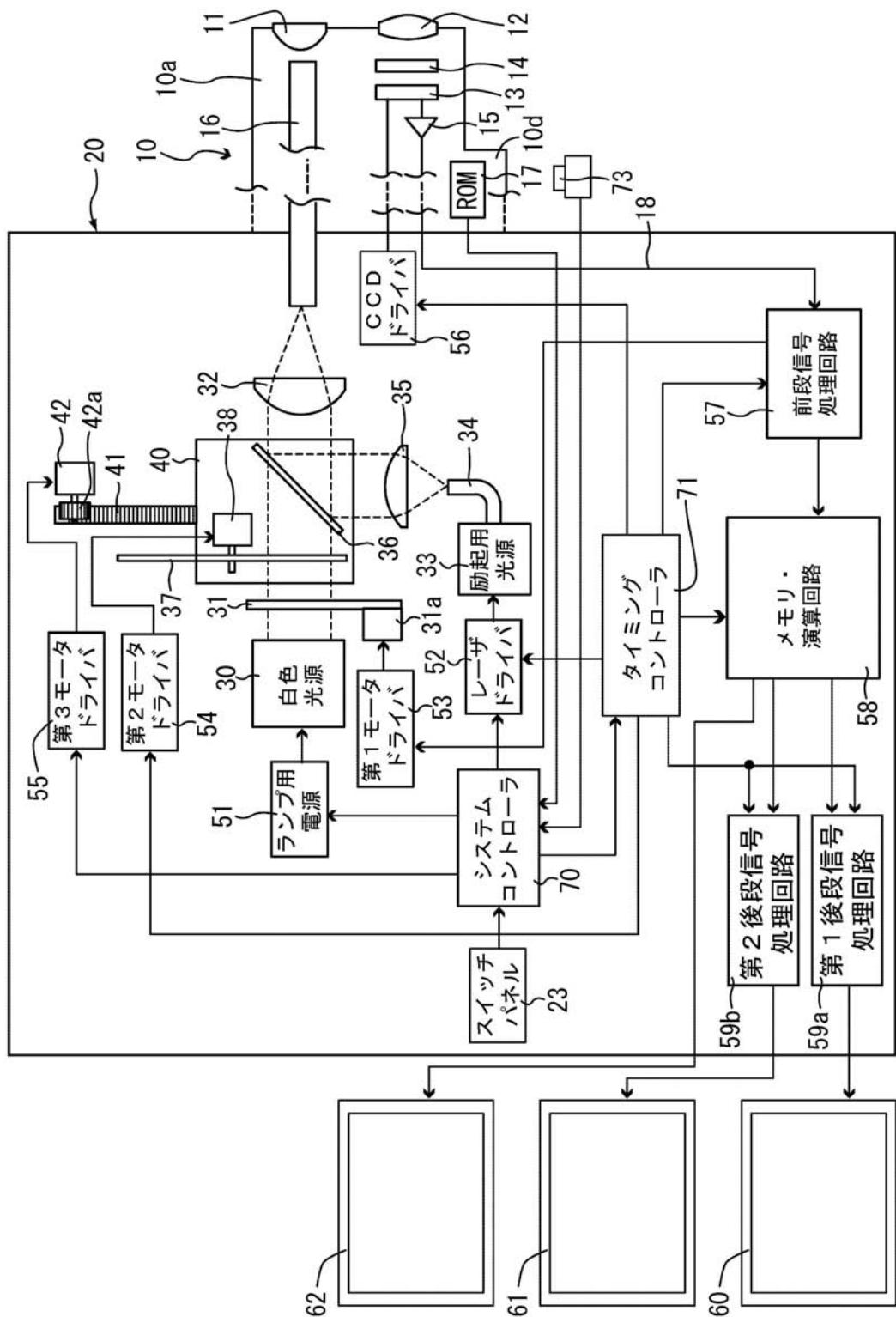
72 静止画用スイッチ

73 蛍光モードスイッチ

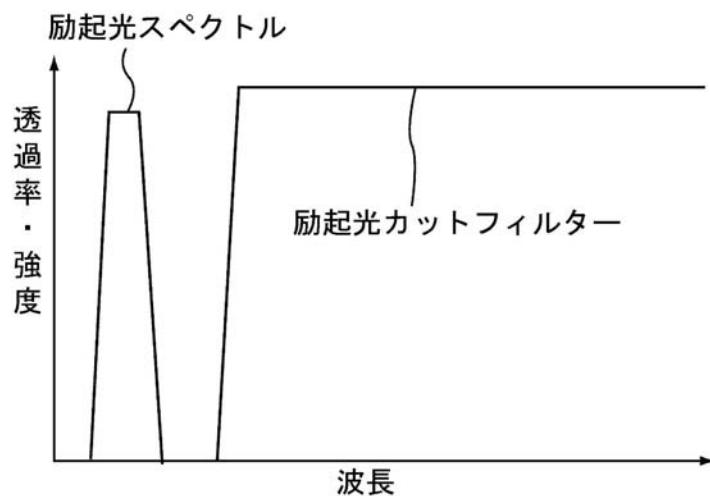
【図1】



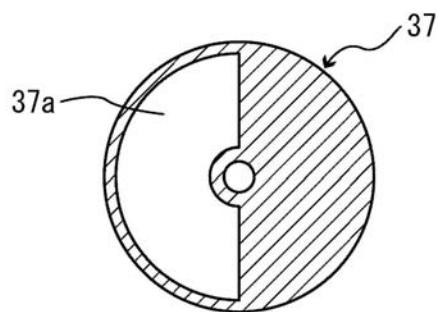
【図2】



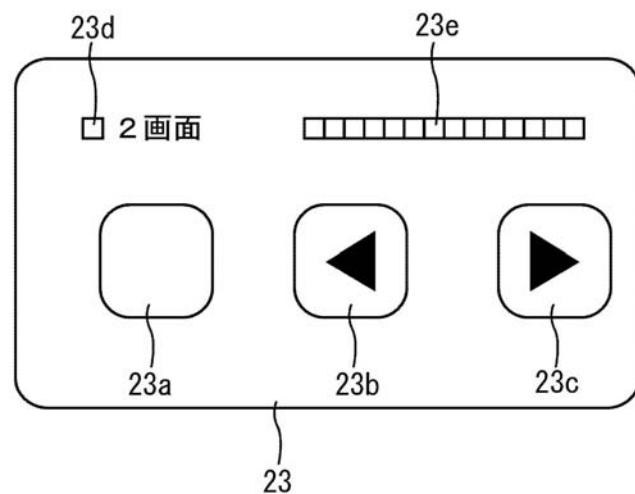
【図3】



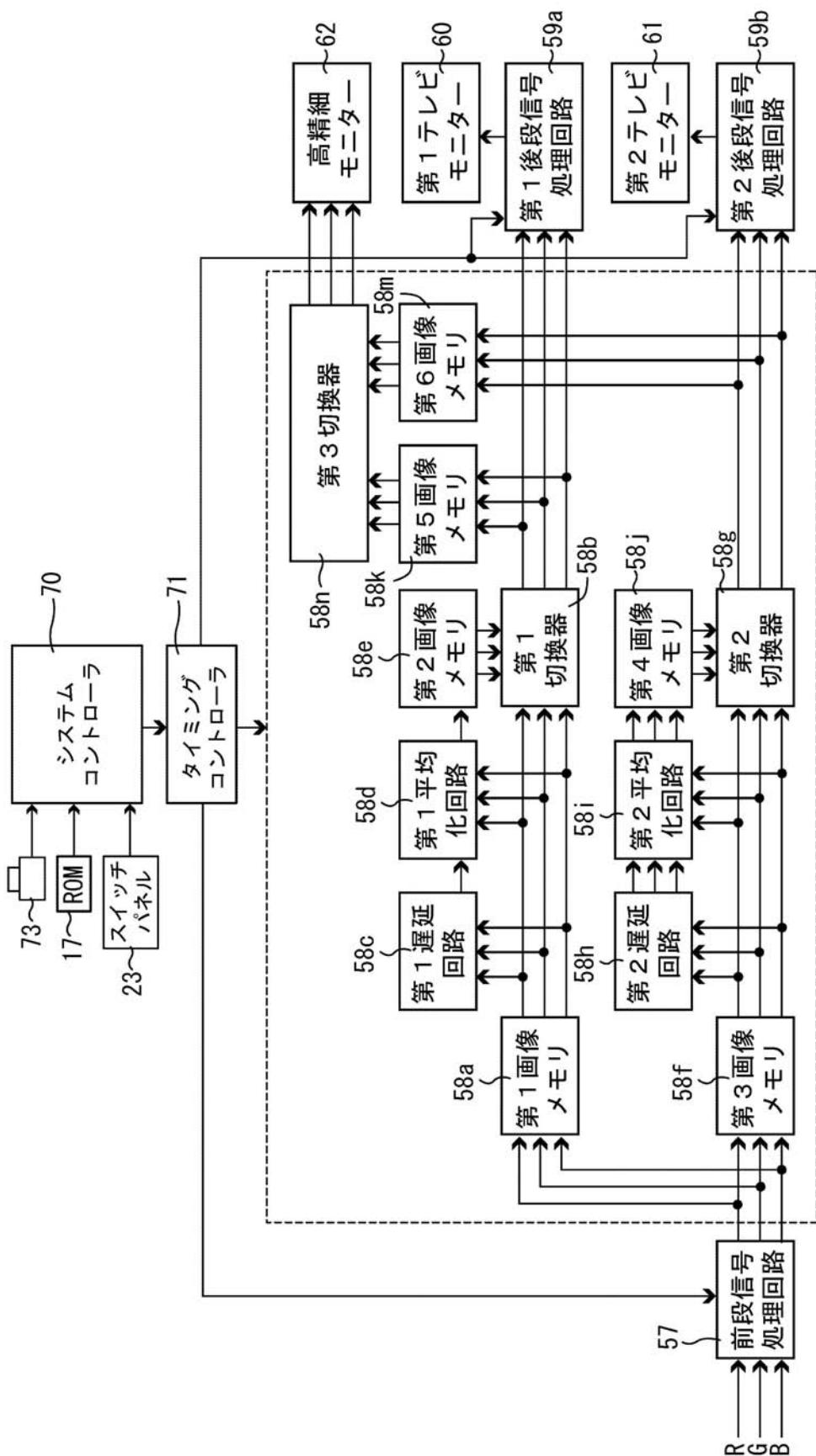
【図4】



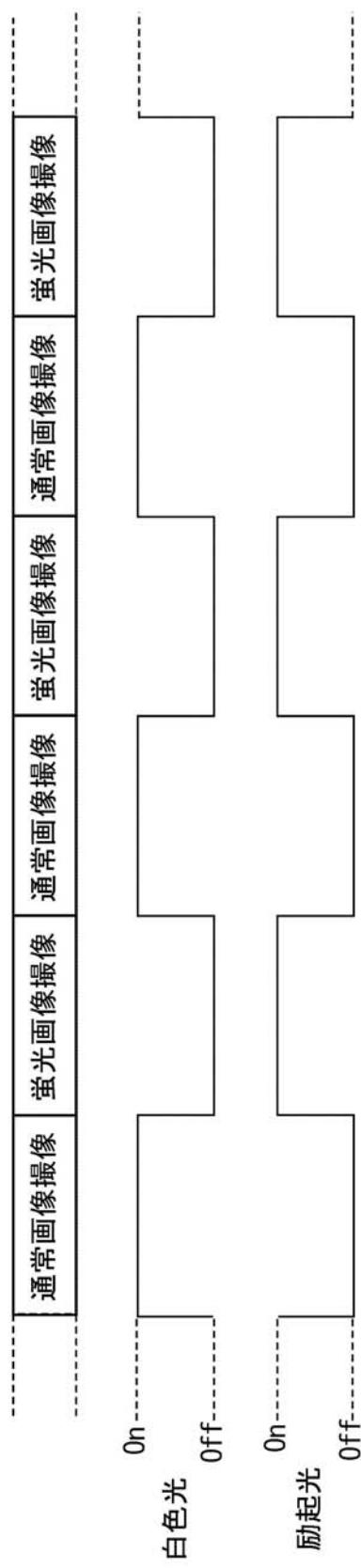
【図5】



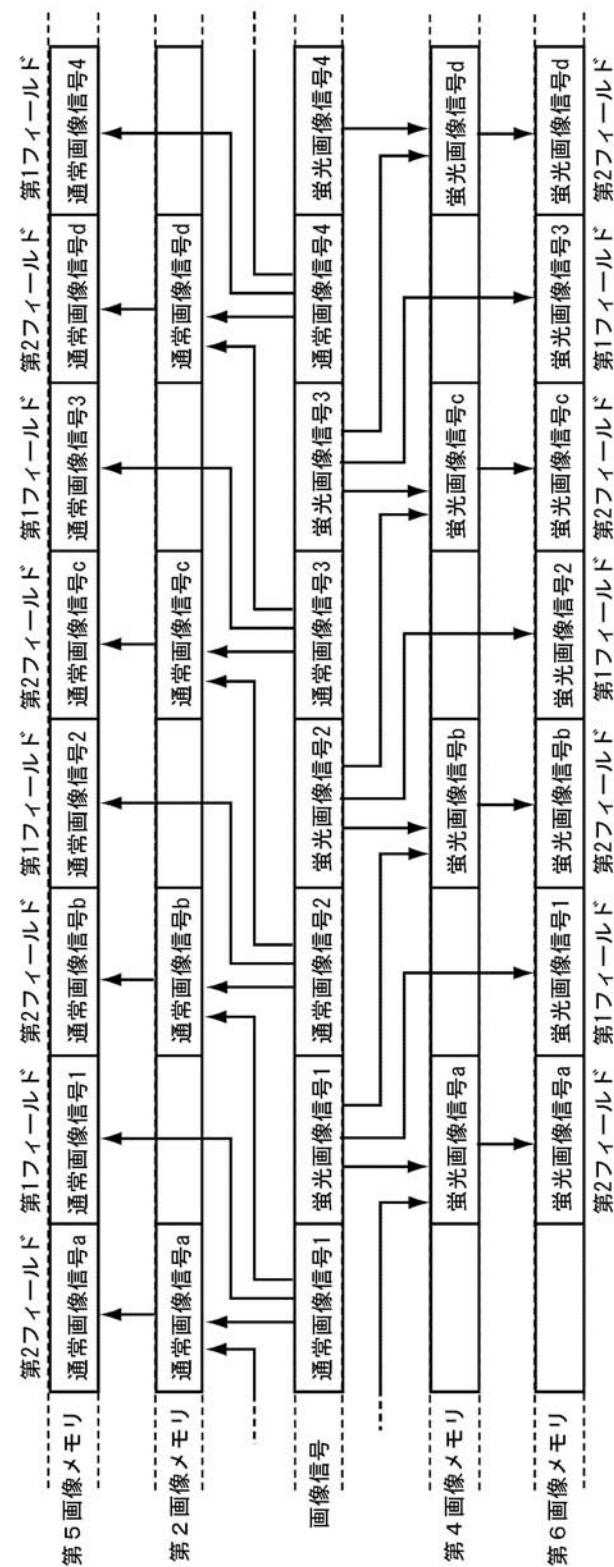
【図6】



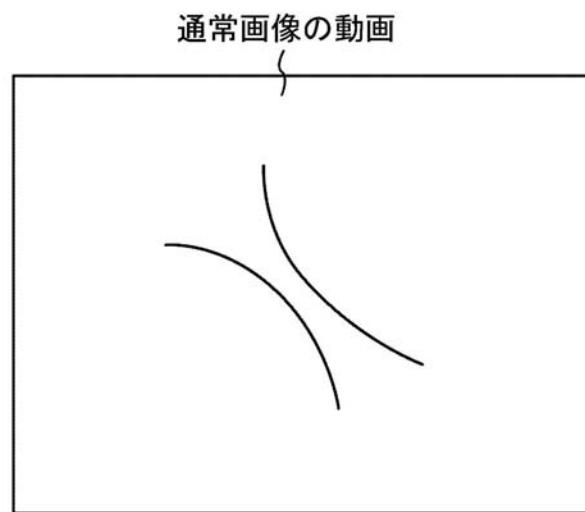
【図7】



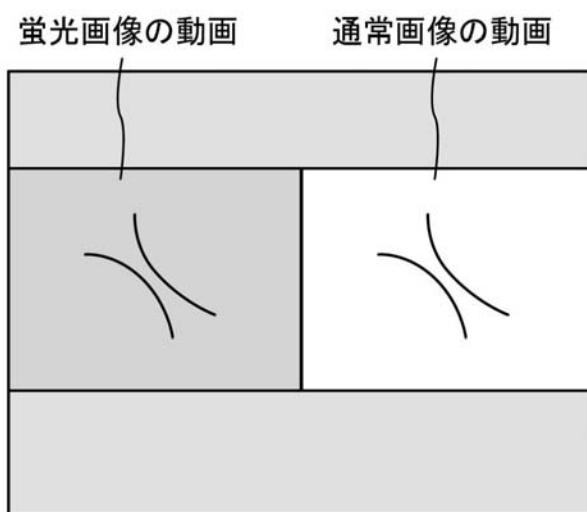
【図8】



【図9】



【図10】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開2004-321244(JP,A)  
特開2002-051969(JP,A)  
特開2001-061765(JP,A)  
特開2004-057420(JP,A)  
特開平03-155830(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

|        |         |
|--------|---------|
| A 61 B | 1 / 0 0 |
| H 04 N | 7 / 0 0 |

|                |   |         |            |
|----------------|---|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内窥镜系统   |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP4598182B2</a>   | 公开(公告)日 | 2010-12-15 |
| 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  |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | HOYA株式会社  |         |            |
| [标]发明人         | 杉本秀夫<br>福山三文  |         |            |
| 发明人            | 杉本秀夫<br>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<br>A61B1/06.611   |         |            |
| F-TERM分类号      | 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH54 4C061/JJ17 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/<br>/SS23 4C061/WW04 4C061/WW10 4C061/WW17 4C061/YY12 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/<br>/DD03 4C161/HH54 4C161/JJ17 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/SS23 4C161/WW04 4C161/<br>/WW10 4C161/WW17 4C161/YY12 5C054/AA05 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC02 5C054/CE04 5C054/<br>/CH01 5C054/DA08 5C054/EA01 5C054/FE17 5C054/HA12 |         |            |
| 其他公开文献         | JP2006187426A   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>   |         |            |

### 摘要(译)

要解决的问题：为了避免在能够通过使用单个成像元件同时显示荧光图像和正常图像的运动图像的系统中显示器的分辨率降低。解决方案：系统控制器70使白色光源30连续发光，定时控制器71使快门电机38旋转，并且仅在旋转快门37的屏蔽部分位于光路中的时段期间使激发光源33发光。。当正常图像信号1作为来自预处理电路57的图像信号输入时，数据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由第一延迟电路58c延迟一帧，并且在第一平均电路58d中与在下一周期中输入的正常图像信号2平均。信号b作为第二场的信号存储在第二图像存储器58e中。[选图]图6

