

(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2006-6834

(P2006-6834A)

(43) 公開日 平成18年1月12日(2006.1.12)

(51) Int.Cl.

A61B 1/00 (2006.01)

H04N 7/18 (2006.01)

F I

A61B 1/00 300D

H04N 7/18 M

テーマコード (参考)

4C061

5C054

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号

特願2004-191932 (P2004-191932)

(22) 出願日

平成16年6月29日 (2004.6.29)

(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

(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

Fターム(参考) 4C061 CC06 NN05 QQ04 WW03 WW10

WW17

5C054 CA03 CA04 FE17 HA12

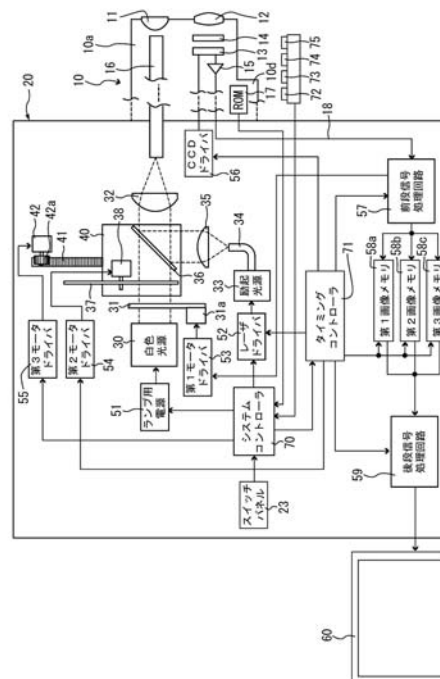
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 通常画像と蛍光画像とを同時に表示する際に、撮像素子により撮影した画像データと同様のアスペクト比を持つモニターを用いつつ、画像が小さくなるのを防いで細部の確認による診断を容易にすること。

【解決手段】 同時表示モードでは、ユニット40を白色光の光路中に挿入し、白色光源30を発光させ、ロータリーシャッター37を回転させ、励起光源33を間欠的に発光させて対象物を白色光と励起光とで交互に照明する。撮像素子13は、通常画像と蛍光画像とを交互に撮影する。第1, 第2の変換指定スイッチ74, 75が共にオンした場合には、蛍光画像、通常画像のアスペクト比が共に4:3から1:1に変換され、長手方向の両サイドをカットしてモニター60上に並んで表示される。アスペクト比を変換しない場合と比較すると、画像の中心部を拡大した状態で表示することができる。

【選択図】 図2



【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、

前記通常画像及び蛍光画像を含む複数の画像を前記表示手段に表示する際に、前記表示手段の表示エリアの形状に合わせて、表示される複数の画面の少なくとも一部のアスペクト比を変換して表示させる表示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】

前記表示制御手段は、前記通常画像と前記蛍光画像とを表示手段の画面の長手方向に並列して表示し、少なくとも一方の画像の長手方向の端部をカットすることにより、アスペクト比を変換することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記表示制御手段は、前記通常画像と前記蛍光画像との少なくとも一方の画像の長手方向の両サイドをカットすることによりアスペクト比を変換する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】

さらに、アスペクト比を変換すべき画像を指定する変換指定スイッチを備え、前記表示制御手段は、該変換指定スイッチにより指定された画像のアスペクト比を変換して表示することを特徴とする請求項 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 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 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。CCD 137 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、特許文献 2 の図 4 に示すように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(段落 0046

10

20

30

40

50

)。

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

【特許文献2】特開2003-33324号公報 段落0046, 図4、図16

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、撮像素子により撮影した画像データは、一般にモニターの表示画面と同等のアスペクト比(例えば4:3)を有しているため、通常画像、あるいは蛍光画像を単独で表示する場合には特段の処理を要せずに表示画面を有効に利用することができるが、上記のように2つの画像を並べて表示する場合には、モニターの表示画面を有効に利用することができず、各画像が小さくなるため画像の細部の確認をしながらの診断が難しいという問題がある。特許文献2には、より横長のアスペクト比を持つハイビジョンディスプレイを利用することにより、各画像のサイズを維持する技術が開示されている。ただし、一般的なモニターに比べて高価であるハイビジョンディスプレイを利用すると、システム全体のコストが嵩むという問題が生じる。

10

【0005】

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、通常画像と蛍光画像とを同時に表示する際に、撮像素子により撮影した画像データと同様のアスペクト比を持つモニターを用いつつ、画像が小さくなるのを防いで診断を容易にす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。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

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、通常画像及び蛍光画像を含む複数の画像を表示手段に表示する際に、表示手段の表示エリアの形状に合わせて、表示される複数の画面の少なくとも一部のアスペクト比を変換して表示させる表示制御手段とを備えることを特徴とする。

30

【0007】

なお、表示制御手段は、通常画像と蛍光画像とを表示手段の画面の長手方向に並列して表示し、少なくとも一方の画像の長手方向の端部をカットすることにより、アスペクト比を変換するようにしてもよい。このとき、通常画像と蛍光画像との少なくとも一方の画像の長手方向の両サイドをカットすることが望ましい。また、アスペクト比を変換すべき画像を指定する変換指定スイッチを設け、表示制御手段が、変換指定スイッチにより指定された画像のアスペクト比を変換して表示するようにしてもよい。

40

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、表示手段に通常画像と蛍光画像とを表示する際に、少なくともいずれかの画像のアスペクト比を変換することにより、表示手段の表示エリアに対して効率よく画像を配置することができ、画像の細部の確認による診断が容易となる。なお、診断の対象となる部分は、一般に画像の中心に位置することが多いため、アスペクト比を変換する際には、長手方向の両サイドをカットすることにより、診断対象となる中心部分を変換前より大きく表示することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

50

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。

【0010】

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觀図、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及びモニター60を備えている。なお、実施形態で利用されるモニター60の表示エリアのアスペクト比は4:3である。

【0011】

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。

【0012】

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、通常画像を同時に表示する際に、少なくとも一部の画像のアスペクト比を変換して表示させる表示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。

【0013】

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。

【0014】

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、通常の色画像を撮影する際の青成分の撮像には支障がない。

【0015】

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。

【0016】

この信号ケーブル18と並行して、挿入部10a、操作部10b及びライトガイド可撓管10c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。また、蛍光観察内視鏡10の接続部10dには、光源装置20に取り付けられた際に識別情報を読み取るためのROM17が内蔵されている。

【0017】

10

20

30

40

50

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、モニター 60 へ出力する。

【0018】

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。

10

【0019】

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。

20

【0020】

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、白色光が断続的にオン/オフされ白色光が断続的に透過する。

【0021】

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との間で切り換えが可能である。

30

【0022】

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ジタルの画像信号を一時的に記憶する第 1 ~ 第 3 画像メモリ 58a, 58b, 58c、これらの画像メモリから読み出されたデジタルの画像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後段信号処理回路 59 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、画像メモリ 58a ~ 58c、後段信号処理回路 59 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 及びタイミングコントローラ 71 が表示制御手段としての機能を有している。

40

50

【 0 0 2 3 】

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 10 b に設けられた静止画用スイッチ 72、蛍光モードスイッチ 73、第 1、第 2 の変換指定スイッチ 74、75 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氣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、モニター 60 上の表示を切り換える。また、蛍光観察内視鏡 10 に内蔵された ROM 17 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 ROM 17 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。 10

【 0 0 2 4 】

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、各画像メモリ 58 a ~ 58 c に対するデータの書き込み、読み出しを制御し(アドレス・データ制御)、前段信号処理回路 57、後段信号処理回路 59 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 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。後段信号処理回路 59 は、タイミングコントローラ 71 からの指令により、画像の拡大、縮小、アスペクト比の変換、表示タイミングを制御する。 20

【 0 0 2 5 】

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。実施形態の内視鏡システムは、白色光を連続的に照射して撮影した通常(カラー)画像を動画として表示する通常画像表示モード、励起光を連続的に照射して撮影した蛍光画像を動画として表示する蛍光画像表示モード、白色光と励起光とを交互に照射して得られた通常画像と蛍光画像とを同時に動画として表示する同時表示モードを動画モードとして備えている。蛍光観察内視鏡 10 の操作部 10 b に設けられた蛍光モードスイッチ 73 がオフの間は、通常画像表示モードに設定される。蛍光モードスイッチ 73 がオンされると、蛍光画像表示モード、若しくは、同時表示モードのいずれかに設定される。これらのいずれを選択するかは、スイッチパネル 23 に備えられたスイッチにより予め設定しておくことができる。以下、各モードについて説明する。なお、各表示モードで静止画スイッチ 73 を押すことにより、通常画像、蛍光画像の静止画を観察することができるが、静止画の表示についての詳細な説明は省略する。 30

【 0 0 2 6 】

蛍光モードスイッチ 73 がオフの場合には、前述のように通常画像表示モードに設定される。通常観察モードでは、システムコントローラ 70 は、第 3 モータドライバ 55 を制御してユニット用モータ 42 を駆動し、ユニット 40 を白色光の光路から待避させた位置に移動すると共に、ランプ用電源 51 を制御して白色光源 30 を連続的に発光させる。シャッター用モータ 38 及び励起光源 33 は駆動せず共にオフのままである。これにより、白色光源 30 から発した白色光は、連続的にライトガイド 16 に入射する。蛍光観察内視鏡 10 の先端に設けられた撮像素子 13 は、白色光により照明された体腔内の画像を撮影する。撮像素子 13 から出力された通常画像信号は、ケーブルドライバ 15 及び信号ケーブル 18 を介して前段信号処理回路 57 に入力される。 40

【 0 0 2 7 】

前段信号処理回路 57 は、タイミングコントローラ 71 からの信号に基づいて通常画像信号を第 1 画像メモリ 58 a 及び第 2 画像メモリ 58 b に記憶させる。後段信号処理回路 50

59は、タイミングコントローラ71からの信号に基づいて、第1画像メモリ58a、第2画像メモリ58bから画像信号を読み出して映像信号に変換してモニター60に単一の通常画像を動画でフルスクリーン表示する。

【0028】

通常画像表示モードで蛍光モードスイッチ73がオンされると、蛍光画像表示モード、若しくは同時表示モードのうち、スイッチパネル23のスイッチにより予め定められたモードに設定される。スイッチパネル23のスイッチにより蛍光表示モードに設定されると、システムコントローラ70は、第3モータドライバ55を制御してユニット用モータ42を駆動し、ユニット40を白色光の光路中に配置する位置に移動すると共に、ランプ用電源51を制御して白色光源30を消灯し、レーザードライバ52を制御して励起光源33を連続的に発光させる。シャッター用モータ38はオフのままである。これにより、励起光源33から発した励起光は、ダイクロイックミラー36に反射されて連続的にライトガイド16に入射する。蛍光観察内視鏡10の先端に設けられた撮像素子13は、励起光により励起された体腔壁から発する蛍光の画像を撮影する。撮像素子13から出力された蛍光画像信号は、ケーブルドライバ15及び信号ケーブル18を介して前段信号処理回路57に入力される。

10

【0029】

前段信号処理回路57は、タイミングコントローラ71からの信号に基づいて蛍光画像信号を第1画像メモリ58a及び第2画像メモリ58bに記憶させる。後段信号処理回路59は、タイミングコントローラ71からの信号に基づいて、第1画像メモリ58a、第2画像メモリ58bから画像信号を読み出して映像信号に変換してモニター60に単一の蛍光画像を動画で表示する。図5は、蛍光画像表示モードにおいてモニター60上に表示される画面の一例を示す。撮像素子13により撮影された画像データのアスペクト比は、モニター60の表示エリアと同一の4:3であるため、蛍光画像(通常画像についても同様)は、特段の変換処理をすることなく、モニター60の表示エリアに一致するサイズでフルスクリーン表示される。

20

【0030】

蛍光モードスイッチ73がオンされスイッチパネル23のスイッチにより同時表示モードに設定された場合には、システムコントローラ70は、第3モータドライバ55を制御してユニット用モータ42を駆動し、ユニット40を白色光の光路中に配置する位置に移動すると共に、ランプ用電源51を制御して白色光源30を連続的に発光させる。タイミングコントローラ71は、第2モータドライバ54を制御してシャッター用モータ38を回転させると共に、レーザードライバ52を制御してロータリーシャッター37の窓37a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33を消灯させ、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(白色光がライトガイドに入射しない期間)は励起光源33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10の先端に設けられた撮像素子13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13から出力され画像信号は、ケーブルドライバ15及び信号ケーブル18を介して前段信号処理回路57に入力される。

30

40

【0031】

図6は、同時表示モードにおける白色光、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6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。

【0032】

前段信号処理回路57は、タイミングコントローラ71からの信号に基づいて通常画像信号を第1画像メモリ58aに記憶させると共に、蛍光画像信号を第2画像メモリ58bに記憶させる。後段信号処理回路59は、タイミングコントローラ71からの信号に基づいて、第1画像メモリ58a、第2画像メモリ58bからそれぞれの画像信号を読み出し

50

、スキャンコンバートを行ってモニター 60 に通常画像の動画と蛍光画像の動画とを表示する。

【0033】

同時表示モードにおけるモニター 60 上の表示態様は、第 1, 第 2 変換指定スイッチ 74, 75 のオンオフにより異なる。第 1, 第 2 の変換指定スイッチ 74, 75 がいずれもオフの場合には、図 7 に示すように、通常画像及び蛍光画像が、それぞれ単独で表示される場合と同一のアスペクト比(4:3)で並べて表示される。モニター 60 の表示エリアの長手方向(横方向)の長さを x 、これと垂直な短編方向(縦方向)の長さを y とすると、図 7 の通常画像、蛍光画像は、余白がないものと仮定すると、それぞれ $(x/2) \times (y/2)$ のサイズとなり、倍率は単独で表示される場合の 0.50 倍となる。このような表示では、
10 蛍光画像、通常画像のそれぞれの全体を確認することはできるが、表示の倍率が小さく、細部の詳細な確認が難しい場合がある。

【0034】

そこで、より大きな倍率で観察したい場合には、第 1, 第 2 の変換指定スイッチ 74, 75 の少なくとも一方をオンにする。第 1 の変換指定スイッチ 74 をオンし、第 2 の変換指定スイッチ 75 をオフすると、図 8 に示すように、蛍光画像のアスペクト比が 1:1 に変換され、長手方向の両サイドをカットして画像の中心部が図 7 の例より拡大して表示される。通常画像は図 7 と同様に表示される。このときの蛍光画像のサイズは、 $(x/2) \times (x/2)$ となる。カットされていない縦方向のサイズで考えると、 $x = (4/3)y$ であるため、 $x/2 = 2y/3$ となる。すなわち、図 8 の蛍光画像の倍率は、単独で表示される
20 場合の約 0.67 倍となる。一般に、観察すべき部分は画面の中央に位置することが多いため、このように長手方向の両端をカットしても、診断には殆ど支障がなく、全画面を表示するより高い倍率で観察できるため診断が容易となる。

【0035】

第 1 の変換指定スイッチ 74 をオフし、第 2 の変換指定スイッチ 75 をオンした場合には、通常画像のアスペクト比が 1:1 に変換され、長手方向の両サイドをカットして画像の中心部が図 7 の例より拡大して表示される。蛍光画像は図 7 と同様に表示される。

【0036】

第 1, 第 2 の変換指定スイッチ 74, 75 が共にオンした場合には、図 9 に示すように、
30 蛍光画像、通常画像のアスペクト比が共に 1:1 に変換され、長手方向の両サイドをカットして画像の中心部が図 7 の例より拡大して表示される。

【0037】

このように、同時表示モードでは、変換指定スイッチを操作することにより、蛍光画像、通常画像のアスペクト比を変換し、画像の中心部を変換前より拡大して表示することができるため、両画像の細部を観察しながらの診断、病変箇所の確認が容易となる。

【0038】

画像メモリ 58a ~ 58c は、それぞれ図 10 に示すようなメモリ空間を備えており、アドレス信号による指定と制御とにより、画像データを書き込み、あるいは、読み出すことができる。メモリ空間は、二次元に配列したメモリセルを有しており、行(横方向の並び)と列(縦方向の並び)とを指定することにより、特定のメモリセルのアドレスが特定される。画像データを記憶する場合、画像データの 1 画素の値を 1 つのメモリセルに記憶し、
40 行方向のメモリセルの並びに画像の横方向の画素の値、列方向のメモリセルの並びに画像の縦方向の画素の値を割り当てる。

【0039】

撮像素子 13 により得られた画像信号に基づく画像データがメモリ空間全体に割り当てられたとすると、図 5 に示すようにモニター 60 上に単一の画像を表示する場合には、メモリ空間全体の全てのメモリセルに記憶された値を順に読み出して映像信号を生成する。1 行分のデータが、走査線 1 本分に割り当てられる。図 10 中の行 A は、全てのメモリセル(黒点)からデータを読み出すイメージを示している。列方向についても、同様に全てのメモリセルから値を読み出す。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 0 】

一方、図 7 に示すように、通常画像及び蛍光画像を縮小して表示する場合には、メモリ空間全体から、メモリセルに記憶された値を間欠的に読み出して映像信号を生成する。すなわち、縮小倍率に応じて、例えば 1 つおきにメモリセルの値を読み出す。図 1 0 中の行 B は、1 つおきにメモリセル(黒点)からデータを読み出すイメージを示している。列方向についても、同様に間欠的にメモリセルの値を読み出せばよい。

【 0 0 4 1 】

また、図 9 に示すように、通常画像及び蛍光画像のアスペクト比を変換する場合には、図 1 0 に破線で示す境界の外側、両サイドのデータを用いずに、符号 C で示される領域のデータのみを用いる。なお、図 7 ~ 9 に示すように同一画面上に複数の画像を表示する場合には、タイミングコントローラ 7 1 は複数の画像メモリに対して同時に制御信号を出力し、並列してデータを読み出して表示させる。

10

【 0 0 4 2 】

上記の説明では、同時表示モードにおいて、通常画像と蛍光画像とを 1 つずつ、合計 2 画像を表示する構成としているが、スイッチパネル 2 3 のスイッチの設定により、3 つ以上の画面を同時に表示することもできる。例えば、図 1 1 に示すように、画面左側にアスペクト比を 1 : 1 に変換して拡大した蛍光画像を表示し、右側に蛍光画像と通常画像とをアスペクト比を変換せずに縮小して上下に表示することができる。この場合には、第 1 ~ 第 3 画像メモリ 5 8 a , 5 8 b , 5 8 c を全て使用する。

【 0 0 4 3 】

また、実施形態では、蛍光観察内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に設けた変換指定スイッチ 7 4 , 7 5 により、アスペクト比の変換を指定できるようにしているが、このようなスイッチを設けずに、同時表示モードでは常に図 9 のような変換画像を表示させるようにしてもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 4 】

【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り、蛍光観察時の配置を示す。

【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。

30

【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】蛍光画像表示モードにおいて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 6】同時表示モードにおける白色光、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】同時表示モードにおいて、2 つの変換指定スイッチが共にオフである場合に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 8】同時表示モードにおいて、2 つの変換指定スイッチの一方がオンである場合に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。

40

【図 9】同時表示モードにおいて、2 つの変換指定スイッチが共にオンである場合に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 1 0】画像メモリのメモリ空間を示す説明図である。

【図 1 1】同時表示モードにおける他の表示例を示す説明図である。

【符号の説明】

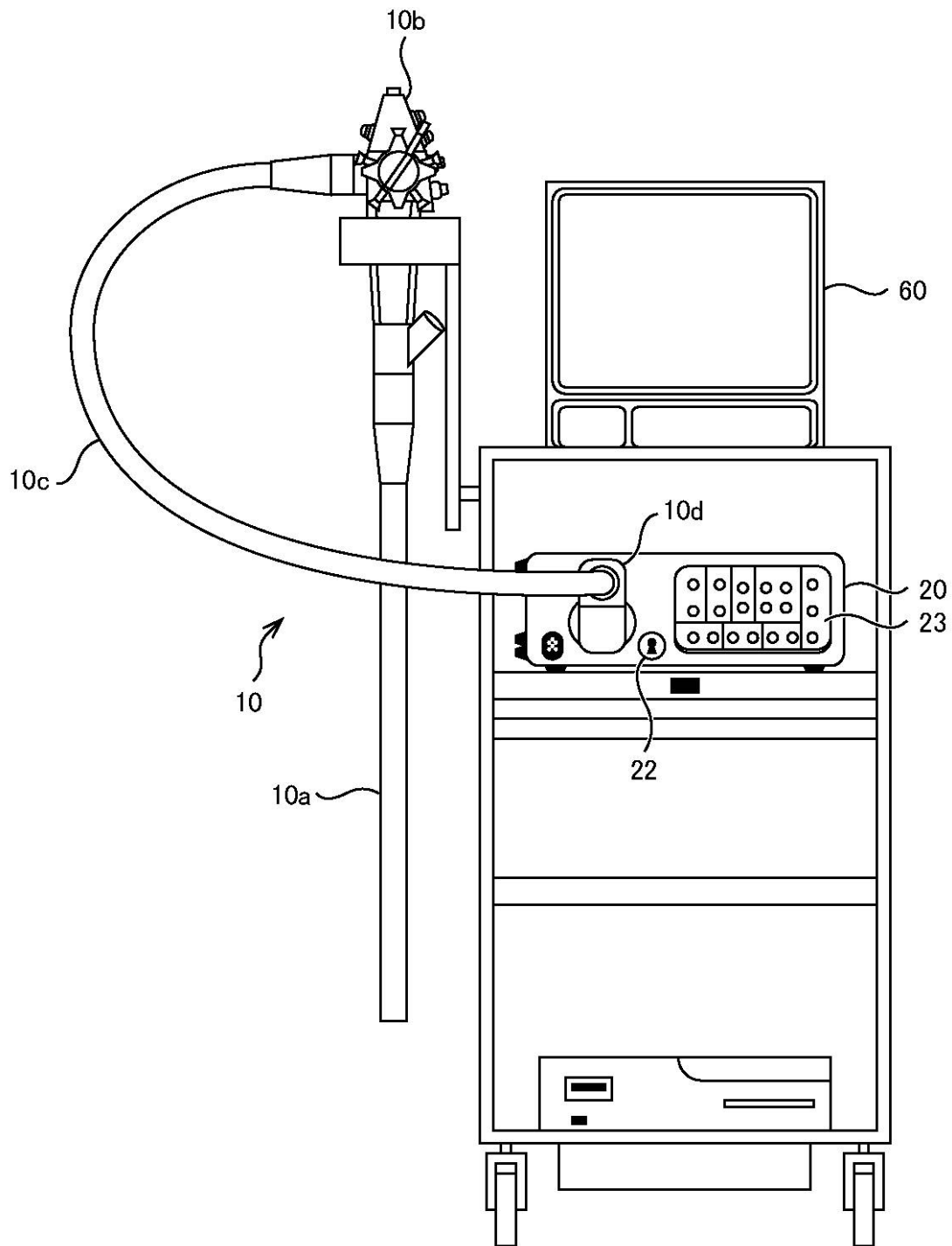
【 0 0 4 5 】

- 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

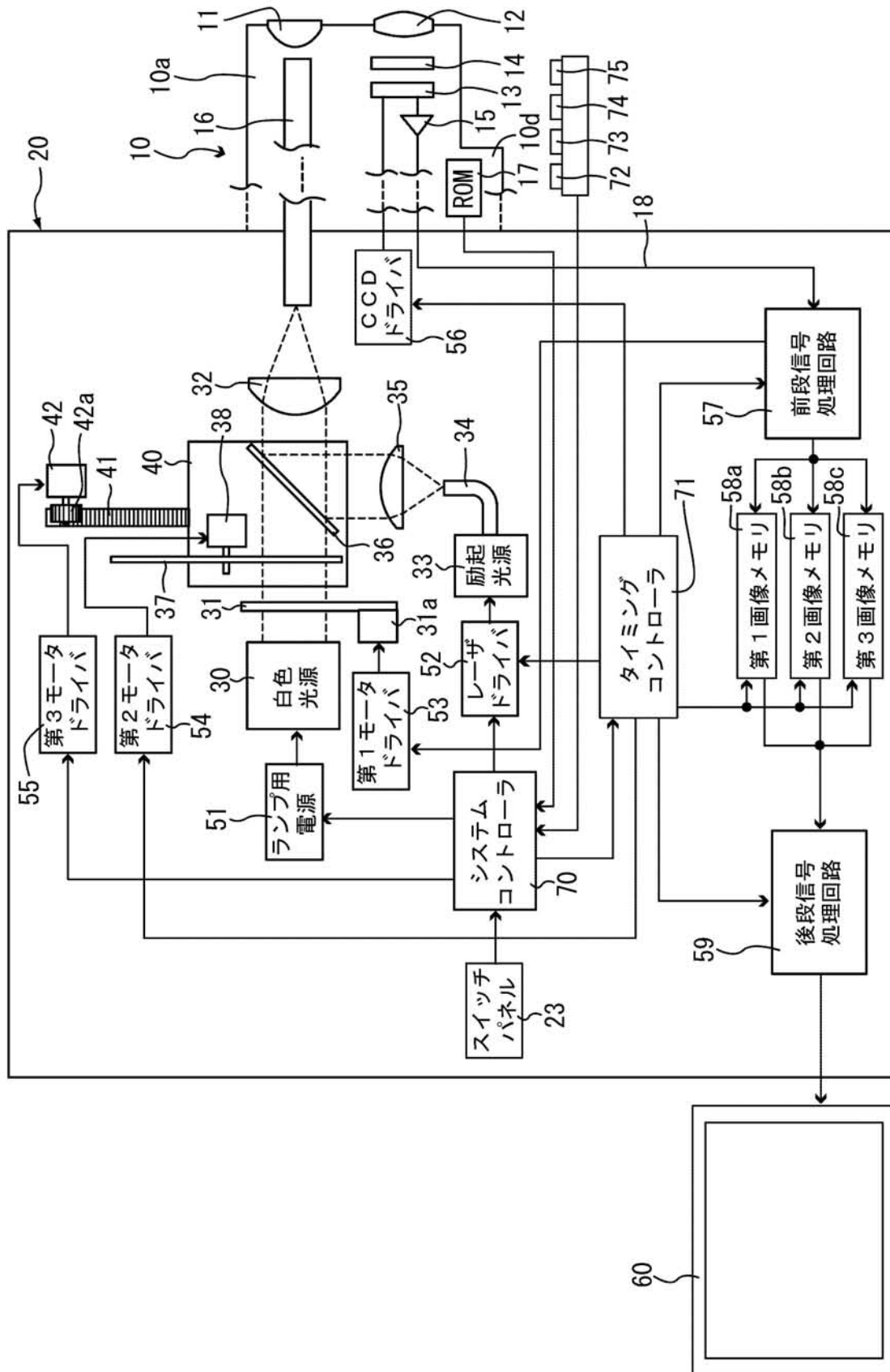
50

- 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
- 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 a ~ 5 8 d 画像メモリ
- 5 9 後段信号処理回路
- 6 0 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 4 第 1 変換指定スイッチ
- 7 5 第 2 変換指定スイッチ

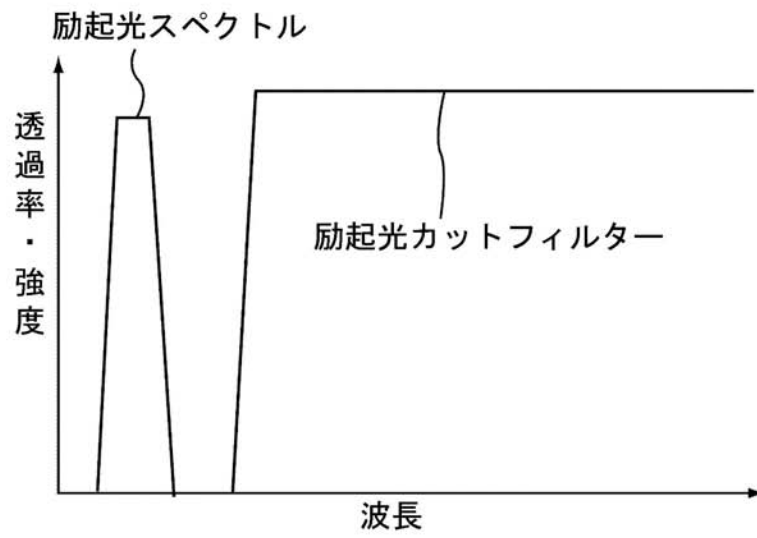
【 図 1 】



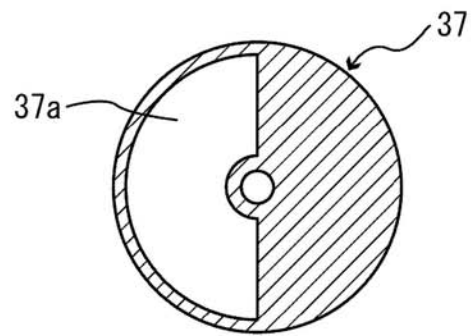
【図 2】



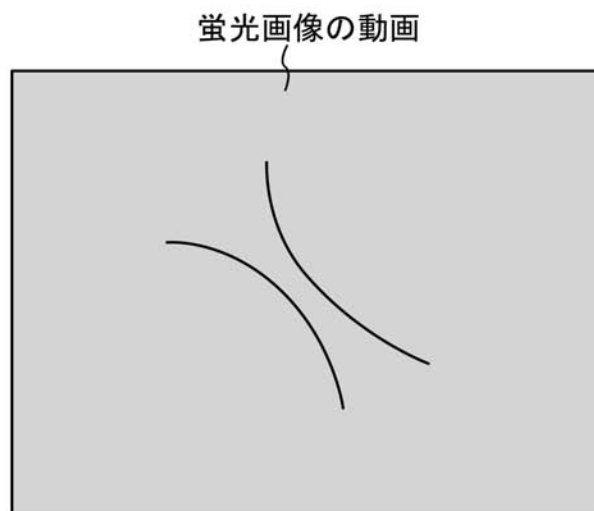
【図 3】

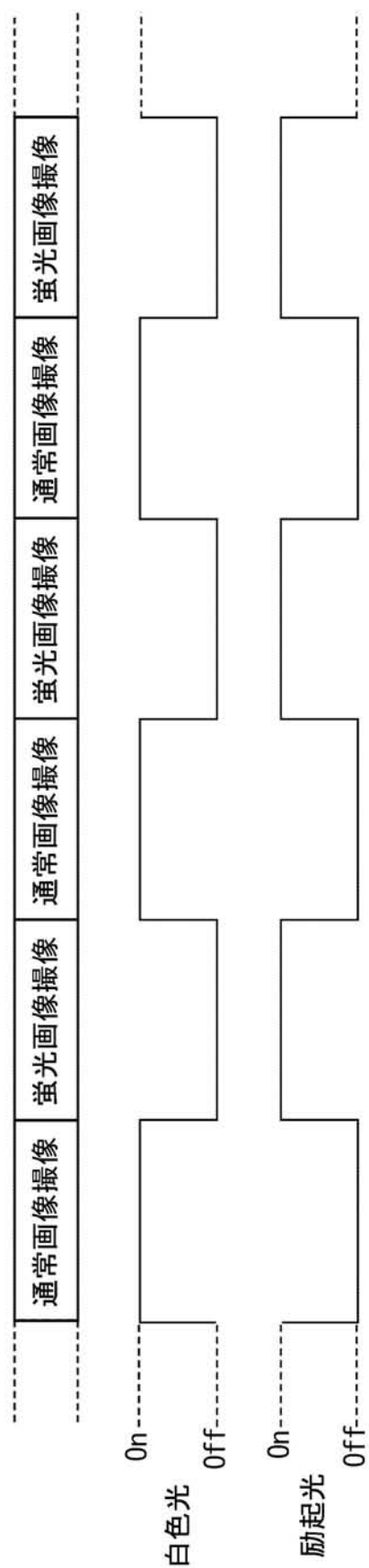


【図 4】

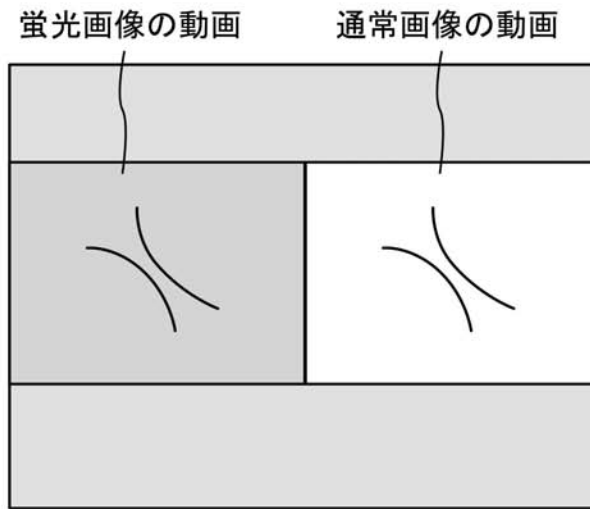


【図 5】

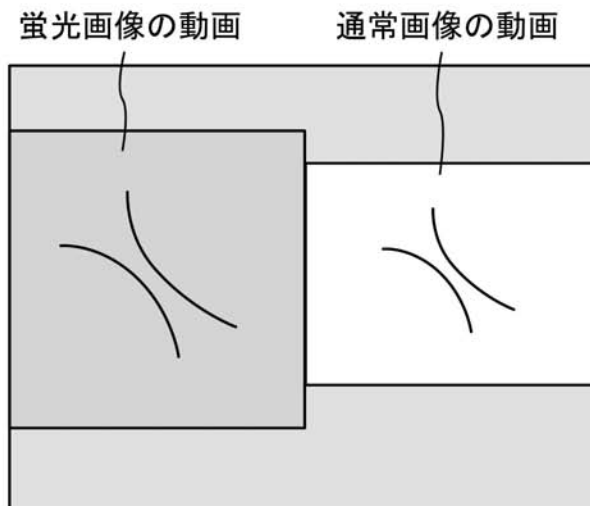




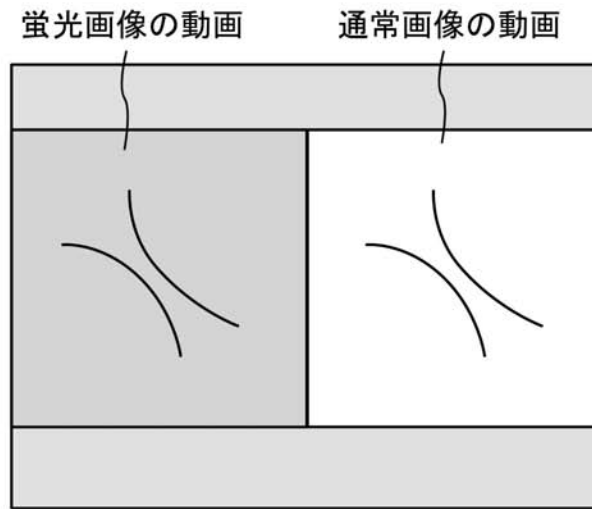
【 図 7 】



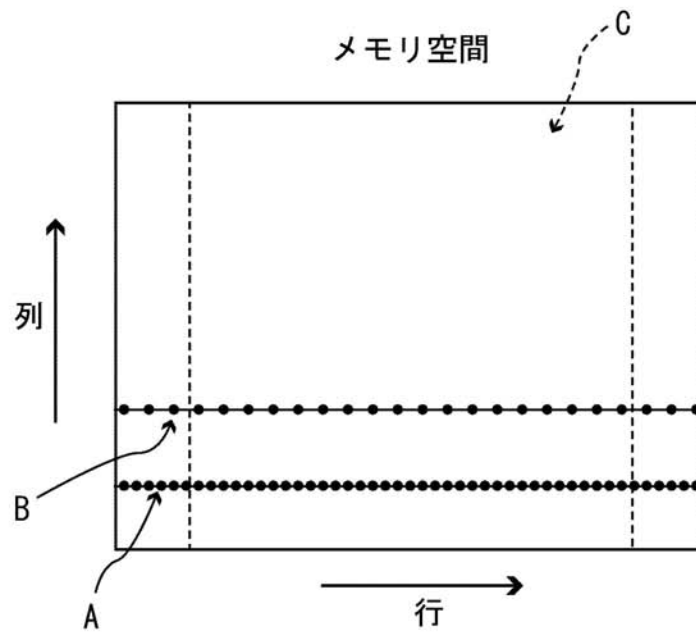
【 図 8 】



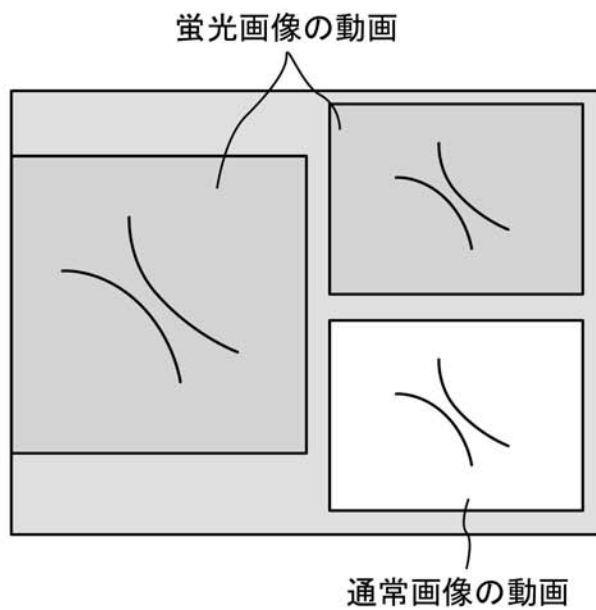
【 図 9 】



【 図 10 】



【図 1 1】



专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006006834A	公开(公告)日	2006-01-12
申请号	JP2004191932	申请日	2004-06-29
[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		
发明人	杉本 秀夫		
IPC分类号	A61B1/00 H04N7/18 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/0638 A61B1/0005 A61B1/043 A61B1/0669		
FI分类号	A61B1/00.300.D H04N7/18.M A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.622		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/NN05 4C061/QQ04 4C061/WW03 4C061/WW10 4C061/WW17 5C054/CA03 5C054/CA04 5C054/FE17 5C054/HA12 4C161/CC06 4C161/NN05 4C161/QQ04 4C161/WW03 4C161/WW10 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2006006834A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当同时显示正常图像和荧光图像时，使用具有与图像传感器捕获的图像数据相同纵横比的监视器，同时防止图像变小，从而通过确认细节来促进诊断。要做。在同时显示模式中，单元40被插入白光的光路中，白光源30发光，旋转快门37旋转，并且激发光源33间歇地发光以向物体发射白光。并且激发光被交替照射。图像传感器13交替地捕获正常图像和荧光图像。当第一转换指定开关74和第二转换指定开关75均被接通时，荧光图像和正常图像的纵横比都从4：3转换为1：1，并且在纵向方向上的两侧被切割。在监视器60上并排显示。与不转换纵横比的情况相比，可以以放大状态显示图像的中央部分。[选择图]图2

