

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4526322号
(P4526322)

(45) 発行日 平成22年8月18日(2010.8.18)

(24) 登録日 平成22年6月11日(2010.6.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 0 0 D
A 6 1 B 1/04 (2006.01) A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2004-231385 (P2004-231385)	(73) 特許権者	000000376 オリンパス株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(22) 出願日	平成16年8月6日(2004.8.6)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2006-43289 (P2006-43289A)	(72) 発明者	小澤 剛志 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
(43) 公開日	平成18年2月16日(2006.2.16)	(72) 発明者	高橋 義典 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内
審査請求日	平成19年6月6日(2007.6.6)	審査官	門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定の波長帯域を有する照明光と、被検体に対して蛍光を励起させるための励起光とを、所定の時間周期において周期的に順次照射する手段を有する光源装置と、

前記励起光は透過させず、励起光よりも長波長側の光を透過する特性を有するフィルタを通して前記被検体を撮像し、前記光源装置が前記照明光を照射した際に撮像した前記被検体の反射像を第1の画像信号に変換し、前記光源装置が前記励起光を照射した際に撮像した前記被検体の蛍光像を第2の画像信号に変換して出力する撮像手段と、

前記第1の画像信号と、前記第2の画像信号とを一時的に記録できるように構成された3つの画像信号記録手段と、

前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号のうち一方の画像信号を前記3つの画像信号記録手段のうちいずれか2つの前記画像信号記録手段に同時に入力させ、かつ、前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号のうち他方の画像信号を前記3つの画像信号記録手段のうち残りの1つの前記画像信号記録手段に入力させた後、前記3つの前記画像信号記録手段に入力された各画像信号を前記所定の時間周期において同期させて出力させるための制御を行う制御手段と、

前記制御手段の制御により同期されて出力された各画像信号に対して所定の信号処理を施すことにより赤、緑および青の3色の輝度成分に対応する信号をそれぞれ生成し、該3色の輝度成分に対応する信号のうち、いずれか1色の輝度成分に対応する信号の輝度レベルを基準として、他の2色の輝度成分に対応する信号の輝度レベルをそれぞれ補正して出

10

20

力する画像処理手段と、

を有することを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記照明光が有する前記所定の波長帯域は、550 nmを含む波長帯域であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記所定の波長帯域は、550 nmを含み、かつ、半値全幅が50 nm未満であることを特徴とする請求項 1 記載の内視鏡装置。

【請求項 4】

前記画像処理手段は、表示手段に表示される蛍光観察画像の輝度レベルの比率が、（赤の輝度レベル）：（緑の輝度レベル）：（青の輝度レベル）＝1：x：yとなり、かつ、前記xおよび前記yが0.5 ≤ x ≤ 3.5、y ≥ 0を満たすように前記3色の輝度成分に対応する信号の輝度レベルをそれぞれ補正して出力することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか記載の内視鏡装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関し、特に、光源装置が照明光を照射した際に撮像手段が撮像した被検体の像の画像信号と、光源装置が励起光を照射した際に撮像手段が撮像した被検体の像の画像信号とを用いて蛍光観察画像を作成する内視鏡装置に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

従来より、内視鏡装置は医療分野等において広く用いられている。特に、医療分野における内視鏡装置は、術者が被検体である生体内の検査、観察等の処置を行うという用途において主に用いられている。医療分野における内視鏡装置を用いた観察として一般的に知られているものとしては、例えば、主に白色光を生体内に照射し、肉眼による観察と略同様の生体内の像を撮像する通常観察の他に、特定の波長帯域を有する励起光を生体内に照射した際に生体内の生体組織が発する自家蛍光の像を撮像し、該自家蛍光の像を観察することにより、生体内の正常部位および病変部位を判別することができる自家蛍光観察がある。自家蛍光観察を行うことのできる内視鏡装置としては、例えば、特許文献1および特許文献2において開示されているようなものがある。

30

【0003】

特許文献1および特許文献2において開示されている内視鏡装置は、いずれも、2つの異なる波長帯域の照明光と、蛍光を励起するための励起光とを照明する光源と、生体組織に前記照明光が照射され、反射された反射光による各々2つの反射光画像と、前記励起光により励起された蛍光による蛍光画像とを撮像する撮像手段と、前記2つの反射光画像と前記蛍光画像とを処理し、処理画像である蛍光観察画像を構築する画像処理手段とを有している。そして、特許文献1および特許文献2において開示されている内視鏡装置が有する画像処理手段は、いずれも、入力された2つの反射光画像の信号および蛍光画像の信号を同期させ、R（赤）、G（緑）およびB（青）のそれぞれのチャンネルに適切に割り付けて出力することにより、処理画像である蛍光観察画像を構築している。そのため、特許文献1および特許文献2において開示されている内視鏡装置は、いずれも、術者が被検体である生体内の生体組織に対して検査、観察等を行う際に、正常部位と病変部位とを識別し易いような画像を得ることができるような構成を有している。

40

【特許文献1】特開2003-126014号公報

【特許文献2】特開2003-126015号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

一般的に、励起光の照射により生体組織が発する自家蛍光の強度は非常に弱いため、画

50

像処理手段が蛍光観察画像を構築する場合、通常観察時に比べて露光時間を長くする等の工夫が必要となる。その場合、画像処理手段が1つの蛍光観察画像を構築するための時間周期と、該画像処理手段が1つの通常観察画像を構築するための時間周期とにおいては、比較的大きな差異が生じる。そして、前記差異は、術者が被検体である生体内の、特に心臓の拍動の影響を受ける生体組織に対して検査、観察等を行う際の視覚的違和感となって現れる。その結果、前記差異は、術者が被検体である生体内に対して検査、観察等を行う際の妨げとなっているという課題がある。しかし、特許文献1および特許文献2において開示されている内視鏡装置においては、前記差異を小さくするための手段については記載されておらず、前記課題に対する提案はなされていない。

【0005】

本発明は、前述した点に鑑みてなされたものであり、術者が生体組織の正常部位と病変部位とを十分に区別可能である蛍光観察画像の構築を行った上において、画像処理手段が1つの蛍光観察画像を構築するための時間周期と、該画像処理手段が1つの通常観察画像を構築するための時間周期との差異を少なくし、術者が被検体である生体内に対して検査、観察等を行う際の視覚的違和感を軽減することができるような内視鏡装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明における内視鏡装置は、所定の波長帯域を有する照明光と、被検体に対して蛍光を励起させるための励起光とを、所定の時間周期において周期的に順次照射する手段を有する光源装置と、前記励起光は透過させず、励起光よりも長波長側の光を透過する特性を有するフィルタを通して前記被検体を撮像し、前記光源装置が前記照明光を照射した際に撮像した前記被検体の反射像を第1の画像信号に変換し、前記光源装置が前記励起光を照射した際に撮像した前記被検体の蛍光像を第2の画像信号に変換して出力する撮像手段と、前記第1の画像信号と、前記第2の画像信号とを一時的に記録できるように構成された3つの画像信号記録手段と、前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号のうちの一方の画像信号を前記3つの画像信号記録手段のうちのいずれか2つの前記画像信号記録手段に同時に入力させ、かつ、前記第1の画像信号及び前記第2の画像信号のうちの他方の画像信号を前記3つの画像信号記録手段のうちの残りの1つの前記画像信号記録手段に入力させた後、前記3つの前記画像信号記録手段に入力された各画像信号を前記所定の時間周期において同期させて出力させるための制御を行う制御手段と、前記制御手段の制御により同期されて出力された各画像信号に対して所定の信号処理を施すことにより赤、緑および青の3色の輝度成分に対応する信号をそれぞれ生成し、該3色の輝度成分に対応する信号のうち、いずれか1色の輝度成分に対応する信号の輝度レベルを基準として、他の2色の輝度成分に対応する信号の輝度レベルをそれぞれ補正して出力する画像処理手段と、を有する。

【発明の効果】

【0007】

本発明における内視鏡装置は、術者が生体組織の正常部位と病変部位とを十分に区別可能である蛍光観察画像の構築を行った上において、画像処理手段が1つの蛍光観察画像を構築するための時間と、該画像処理手段が1つの通常観察画像を構築するための時間との差異を少なくし、術者が被検体である生体内に対して検査、観察等を行う際の視覚的違和感を軽減することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

【0009】

図1は、本実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す図である。図2は、本実施形態に係る内視鏡装置が有する励起光カットフィルタの分光特性を示す図である。図3は、本実施形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタの構成を示す図である。図4は、本実施

10

20

30

40

50

形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたRフィルタと、Gフィルタと、Bフィルタとの分光特性を示す図である。図5は、本実施形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたE1フィルタおよびG1フィルタの分光特性を示す図である。図6は、本実施形態に係る内視鏡装置が有する画像処理回路の構成を示すブロック図である。図7は、本実施形態に係る内視鏡装置において通常観察を行う際の、R信号と、G信号と、B信号との同期のタイミングを示すタイミングチャートである。図8は、本実施形態に係る内視鏡装置において蛍光観察を行う際の、AF信号およびGa信号の同期のタイミングを示すタイミングチャートである。図9は、本実施形態に係る内視鏡装置において蛍光観察を行った際に構築される蛍光観察画像の例を示す図である。図10は、本実施形態に係る内視鏡装置の変形例の全体構成を示す図である。図11は、本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する励起光カットフィルタの分光特性を示す図である。図12は、本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する切替フィルタの構成を示す図である。図13は、本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたE2フィルタおよびG2フィルタの分光特性を示す図である。図14は、本実施形態の変形例に係る内視鏡装置において蛍光観察を行う際の、AF信号およびGa信号の同期のタイミングを示すタイミングチャートである。

10

【0010】

本実施形態に係る内視鏡装置1Aは、図1に示すように、一部が被検体である生体内に挿入される内視鏡2Aと、被検体の観察を行う際に用いる光を照射する光源装置3Aと、通常観察画像および蛍光観察画像を構築するための処理を行うプロセッサ4Aと、プロセッサ4Aが構築した通常観察画像および蛍光観察画像をカラー表示するモニタ5とにより構成される。

20

【0011】

内視鏡2Aは、体腔内に挿入できる程度の外径を有する挿入部7および先端部8と、先端部8の内部に設けられ、光源装置3Aから照射される光を拡散させる照明レンズ24と、先端部8の内部に設けられ、被検体の光学像を結ぶための対物レンズ系25と、先端部8の内部に設けられ、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に入射光量を制限する絞り26と、先端部8の内部に設けられ、励起光をカットする励起光カットフィルタ27と、先端部8の内部に設けられた、撮像素子であるCCD(電荷結合素子)28と、スコープスイッチ29と、内視鏡2Aの、少なくともその機種を含む固有のID情報が記録されているスコープID発生部41とを有している。

30

【0012】

励起光カットフィルタ27は、図2に示すように、470-700nmの波長帯域を有する光を透過する特性を有するフィルタであり、生体組織に自家蛍光を発生させるために、蛍光観察時に照射される励起光を遮光し、励起光よりも長波長側の光を透過する。

【0013】

撮像手段であるCCD28は、プロセッサ4Aに設けられたCCD駆動回路31から出力されるCCD駆動信号により駆動され、被検体を撮像し、撮像した被検体の像を画像信号に変換して、プロセッサ4Aに設けられたプリアンプ32に出力する

スコープスイッチ29には、図示しない1または複数の入力インターフェースを有し、例えば、通常観察と蛍光観察との切替を行うための観察モード切替スイッチ、CCD28が撮像した被検体の像の画像信号を静止画像として記録するための指示であるリリーススイッチ等のインターフェースが設けられている。術者が前述した観察モード切替スイッチ等のインターフェースの操作を行うと、該操作に基づく操作信号がプロセッサ4Aに設けられた制御回路37に出力され、該操作信号に基づき、制御回路37は内視鏡装置1Aの各部の制御を行う。

40

【0014】

スコープID発生部41は、内視鏡2Aがプロセッサ4Aに接続された際に、プロセッサ4Aに設けられた機種検知回路42に対し、接続された内視鏡2AのID情報を出力する。

50

【 0 0 1 5 】

さらに、挿入部 7 の内部には、光源装置 3 A から照射される光を導光するための、石英ファイバ等により構成されたライトガイドファイバ 9 が挿通されている。ライトガイドファイバ 9 の一端は、光源装置 3 A に対して着脱自在に接続される光源用コネクタ 1 0 を有する構成となっており、また、ライトガイドファイバ 9 の他端は、挿入部 7 の先端部 8 に設けられた照明レンズ 2 4 の近傍に配置されている。

【 0 0 1 6 】

光源装置 3 A は、ランプ駆動回路 1 1 と、ランプ駆動回路 1 1 により発光するように駆動され、赤外波長帯域から可視光帯域を含む光を照射するランプ 1 2 と、ランプ 1 2 の照射光路上に設けられ、ランプ 1 2 から照射される光量を制限する光源絞り 1 3 と、ランプ 1 2 の照射光路上に設けられた切替フィルタ部 1 4 と、切替フィルタ部 1 4 を通過した光を集光するコンデンサレンズ 1 5 とを有している。

【 0 0 1 7 】

切替フィルタ部 1 4 は、切替フィルタ 1 7 と、切替フィルタ 1 7 を回転駆動させるための回転用モータ 1 6 と、回転用モータ 1 6 に取り付けられたラック 1 8 と、ラック 1 8 に螺合するように取り付けられたピニオン 1 9 と、ピニオン 1 9 を回転駆動することにより、切替フィルタ 1 7 をランプ 1 2 の照射光路の軸に対して垂直方向に移動させるための移動用モータ 2 0 とを有している。

【 0 0 1 8 】

回転用モータ 1 6 は、回転軸等に取り付けられた図示しないエンコーダを有し、該エンコーダは、切替フィルタ 1 7 の駆動状態の情報を駆動状態信号に変換する。そして、前記駆動状態信号は、プロセッサ 4 A の制御回路 3 7 に出力される。

【 0 0 1 9 】

切替フィルタ 1 7 は、図 3 に示すように、内周部に通常観察用の R G B フィルタ 2 1 を有し、外周部に蛍光観察用フィルタ 2 2 を有している。また、R G B フィルタ 2 1 および蛍光観察用フィルタ 2 2 は、切替フィルタ 1 7 において同心状となるように配置されており、術者がスコープスイッチ 2 9 の観察モード切替スイッチを操作すると、該操作の内容に基づき、プロセッサ 4 A の制御回路 3 7 を介して移動用モータ 2 0 が駆動され、R G B フィルタ 2 1 がランプ 1 2 の照射光路上に配置された場合、通常観察を行うことができ、また、蛍光観察用フィルタ 2 2 がランプ 1 2 の照射光路上に配置された場合、蛍光観察を行うことができるような構成を有している。

【 0 0 2 0 】

R G B フィルタ 2 1 は、周方向を略 3 等分するように設けられた、赤色の波長帯域を有する光を透過する R フィルタ 2 1 a と、緑色の波長帯域を有する光を透過する G フィルタ 2 1 b と、青色の波長帯域を有する光を透過する B フィルタ 2 1 c とを有し、回転モータ 1 6 により回転駆動された際に、3 つのフィルタがランプ 1 2 の照射光路上に順次かつ略連続的に介挿されるような構成となっている。また、図 4 に示すように、R フィルタ 2 1 a は、6 0 0 - 7 0 0 n m の波長帯域を有する光を透過し、G フィルタ 2 1 b は、5 0 0 - 6 0 0 n m の波長帯域を有する光を透過し、B フィルタ 2 1 c は、4 0 0 - 5 0 0 n m の波長帯域を有する光を透過するフィルタ特性を有する。

【 0 0 2 1 】

蛍光観察用フィルタ 2 2 は、周方向を略 2 等分するように設けられた、狭帯域の励起光を透過する E 1 フィルタ 2 2 a と、狭帯域の緑色の波長帯域を有する光を透過する G 1 フィルタ 2 2 b とを有し、回転モータ 1 6 により回転駆動された際に、2 つのフィルタがランプ 1 2 の照射光路上に順次かつ略連続的に介挿されるような構成となっている。また、図 5 に示すように、E 1 フィルタ 2 2 a は、3 9 5 - 4 4 5 n m の波長帯域を有する光を透過し、G 1 フィルタ 2 2 b は、5 4 0 - 5 6 0 n m の波長帯域を有する光を透過するフィルタ特性を有する。なお、G 1 フィルタ 2 2 b のフィルタ特性は、前述したものに限定されず、例えば、5 5 0 n m を含み、かつ、半値全幅が 5 0 n m 未満の波長帯域を有する光を透過するような特性を有していれば良い。

10

20

30

40

50

【0022】

プロセッサ4Aは、CCD駆動回路31と、プリアンプ32と、AGC(オートゲインコントロール)回路33と、A/D(アナログ/デジタル)変換回路34と、第1フレームメモリ36aと、第2フレームメモリ36bと、第3フレームメモリ36cと、マルチプレクサ35と、制御回路37と、画像処理手段である画像処理回路38と、D/A(デジタル/アナログ)変換回路39と、調光回路40と、機種検知回路42と、設定スイッチ43とを有する。

【0023】

CCD28から出力される画像信号は、プリアンプ32において増幅され、さらにAGC回路33において所定のレベルまで増幅された後、A/D変換回路34によりアナログ信号からデジタル信号に変換される。そして、デジタル信号に変換された画像信号は、前記画像信号の記録先の切替を行うマルチプレクサ35を経て、画像信号記録手段である第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cに一時的に記録される。第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cに記録された画像信号は、所定の時間周期において同期された後、画像処理回路38に入力されて所定の信号処理が行われる。前記所定の信号処理が行われた画像信号は、D/A変換回路39によりデジタル信号からアナログ信号に変換された後、モニタ5に出力される。

【0024】

なお、CCD駆動回路31は制御回路37により制御される。CCD駆動回路31は、CCD28に対し、例えば、通常観察および蛍光観察の際に、電子シャッタ機能を動作させることにより、CCD28が受光する光量を調整する、というような制御を行う。

【0025】

また、制御回路37は、回転用モータ16のエンコーダから出力された駆動状態信号に基づき、CCD駆動回路31、マルチプレクサ35等を制御する。

【0026】

また、制御回路37は、マルチプレクサ35を制御してCCD28から出力される画像信号記録先の切替を行う。制御回路37は、通常観察の場合、Rフィルタ21a、Gフィルタ21bおよびBフィルタ21cを通過して照射された照明光のもとにおいて、CCD28が撮像した被検体の像の画像信号を、それぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cに順次記憶させるような制御をマルチプレクサ35に対して行う。また、制御回路37は、蛍光観察の場合、E1フィルタ22aおよびG1フィルタ22bを通過して照射された照明光のもとにおいて、CCD28が撮像した被検体の像の画像信号を、それぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cに順次記憶させるような制御をマルチプレクサ35に対して行う。すなわち、制御回路37は、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cのうち、2つのフレームメモリに一方の画像信号が入力され、1つのフレームメモリに他方の画像信号が入力されるような制御をマルチプレクサ35に対して行う。

【0027】

また、制御回路37は、ランプ駆動回路11を制御し、ランプ12が照射する光量等の調整を行う。

【0028】

画像処理回路38は、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cにおいて同期された状態として入力された3つの画像信号に対し、マトリックス変換処理等の処理を行い、処理を行った後の画像信号を、第1の信号、第2の信号および第3の信号として出力する。なお、前記第1の信号、前記第2の信号および前記第3の信号は、表示手段であるモニタ5においてカラー表示する際の、R、GおよびBの3つのチャンネルに割り当てられる、それぞれの色の輝度成分を有する信号である。また、蛍光観察においては、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bお

10

20

30

40

50

よび第3フレームメモリ36cに入力される画像信号の組み合わせ方により、モニタ5の表示画像における、生体内の正常部位および病変部位の色調が変化する。この色調の変化の詳細については、後程説明を行う。

【0029】

調光回路40は、制御回路37により制御され、該制御内容に基づき、光源装置に設けられた光源絞り13の開口量の調整を行う。

【0030】

機種検知回路42は、スコープID発生部41から出力された内視鏡2AのID情報に基づいて接続された内視鏡2Aの機種情報を検知し、該機種情報を制御回路37に対して出力する。

10

【0031】

設定スイッチ43は、画像処理回路38に接続され、マトリックス回路45がマトリックス変換処理を行う際のパラメータ等の設定を行うことができる。

【0032】

次に、図6を参照しつつ、画像処理回路38の具体的な構成について説明する。

【0033】

画像処理回路38は、マトリックス回路45と、マトリックス回路45から出力される信号の輝度レベルの補正を行うレンジ補正テーブル46a、46bおよび46cと、マトリックス回路45におけるパラメータを決定するパラメータ決定部47と、ROM(Read Only Memory)48とを有する。

20

【0034】

マトリックス回路45は、蛍光観察が行われる際に、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cから、画像処理回路38の3つの入力端Ta、TbおよびTcに入力された各画像信号に対し、所定の信号処理であるマトリックス変換処理を行い、該処理を行った後の各画像信号を、第1の信号、第2の信号および第3の信号として出力する。

【0035】

レンジ補正テーブル46a、46bおよび46cは、蛍光観察が行われる際に、マトリックス回路45から出力される第1の信号、第2の信号および第3の信号の輝度レベルの補正を行い、該補正を行った後の前記第1から第3の信号を、画像処理回路38の3つの出力端Ta1、Tb1およびTc1から、D/A変換回路39に対して出力する。

30

【0036】

パラメータ決定部47は、内視鏡2Aの機種情報を基に制御回路37から出力される制御信号に応じてマトリックス変換処理におけるパラメータを決定し、マトリックス回路45に対して該パラメータを出力する。

【0037】

ROM48は、マトリックス変換処理における1または複数のパラメータを格納している。例えば、術者が設定スイッチ43を操作することにより、ROM48に格納されたパラメータを選択および設定した場合、ROM48は、該パラメータをパラメータ決定部47に対して出力する。なお、パラメータ決定部47は、ROM48からパラメータが出力されたことを検知した場合、内視鏡2Aの機種情報を基に制御回路37から出力される制御信号に応じて決定されるパラメータを無効とし、かつ、ROM48から出力されたパラメータを有効としてマトリックス回路45に対して出力する。

40

【0038】

次に、以上述べたような構成を有する、本実施の形態の内視鏡装置1Aを使用した際の作用についての説明を行う。

【0039】

術者は、内視鏡装置1Aを使用する際には、図1に示すように、内視鏡2Aの光源用コネクタ10を光源装置3Aに接続し、また内視鏡2Aの図示しない信号用コネクタをプロセッサ4Aに接続する。そして、図1に示すような接続状態に設定した後、図示しない各

50

装置の電源を投入し、動作状態とする。各装置の電源が投入されると、制御回路37は、初期設定として、例えば、通常観察を行うことができるように、各装置に対して制御および設定を行う。通常観察を行うための設定として、制御回路37は、切替フィルタ17の内周部に設けられたRGBフィルタ21がランプ12の照射光路上に配置されるように、光源装置3Aの移動用モータ20の制御を行う。

【0040】

そして、術者がスコープスイッチ29等进行操作することにより観察が開始されると、制御回路37は、回転モータ16を回転駆動させるための制御を行う。ランプ12から照射される光は、RGBフィルタ21のRフィルタ21a、Gフィルタ21bおよびBフィルタ21cがランプ12の照射光路上に介挿されることにより、赤色の波長帯域を有する光を透過する赤色(R)光と、緑色の波長帯域を有する光を透過する緑色(G)光と、青色の波長帯域を有する光を透過する青色(B)光とに分光され、ライトガイドファイバ9を介し、それぞれの光が、例えば、1/20秒の周期において順次かつ略連続的に被検体に対して照射される。

10

【0041】

赤色、緑色および青色の光が被検体に対して照射されたそれぞれのタイミングにおいて、CCD28は被検体の像の撮像を行い、撮像した該被検体の反射像を、それぞれ赤色画像信号、緑色画像信号および青色画像信号に変換し、プロセッサ4Aに対して出力する。プロセッサ4Aに対して出力された赤色画像信号、緑色画像信号および青色画像信号は、プロセッサ4Aの各部において、増幅およびA/D変換がなされた後、制御回路37によるマルチプレクサ35の切替制御により、記録先が順次切り替えられ、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cにそれぞれ記録される。図7に示すように、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bおよび第3フレームメモリ36cに記録された赤色画像信号(図7におけるR1、R2、...)、緑色画像信号(図7におけるG0、G1、...)および青色画像信号(図7におけるB0、B1、...)は、例えば、1/20秒の周期において同期され、画像処理回路38に対して出力される。画像処理回路38は、通常観察の際には、マトリクス変換処理等の処理を行わず、入力された各画像信号をそのままD/A変換回路39に対して出力する。画像処理回路38から出力された各画像信号は、D/A変換回路39においてアナログの標準的な映像信号であるRGB信号に変換され、R、GおよびBチャンネルからモニタ5に出力される。そして、モニタ5は、RGB信号に基づいて通常観察画像をカラー表示する。

20

30

【0042】

また、蛍光観察を行いたい場合、まず、術者は、スコープスイッチ29の観察モード切替スイッチを操作する。スコープスイッチ29が術者により操作されると、該操作の内容に基づく操作信号が制御回路37に対して出力される。前記操作信号を検知した制御回路37は、蛍光観察を行うための設定として、切替フィルタ17の外周部に設けられた蛍光観察用フィルタ22がランプ12の照射光路上に配置されるように、光源装置3Aの移動用モータ20の制御を行う。

【0043】

そして、観察が開始されると、制御回路37は、回転モータ16を回転駆動させるための制御を行う。ランプ12から照射される光は、蛍光観察用フィルタ22のE1フィルタ22aおよびG1フィルタ22bがランプ12の照射光路上に介挿されることにより、被検体である生体内の生体組織に対して蛍光を励起させるための励起光と、少なくとも550nmを含む波長帯域を有する照明光とに分光され、ライトガイドファイバ9を介し、それぞれの光が、例えば、1/15秒の周期である所定の時間周期において順次かつ略連続的に被検体に対して照射される。

40

【0044】

照明光が被検体に対して照射されたタイミングにおいては、CCD28は、通常観察と同様に被検体の反射像の撮像を行い、撮像した該被検体の反射像を、第1の画像信号である照明光画像信号に変換し、プロセッサ4Aに対して出力する。これに対し、励起光が被

50

検体に対して照射されたタイミングにおいては、前記励起光 E 1 の反射光は励起光カットフィルタ 27 により略完全に遮光され、かつ、生体組織が、励起光カットフィルタ 27 の透過帯域の波長帯域を有する蛍光を発するため、CCD 28 は、受光した該蛍光による被検体の蛍光像の撮像を行い、撮像した該被検体の蛍光像を、第 2 の画像信号である蛍光画像信号に変換し、プロセッサ 4 A に対して出力する。プロセッサ 4 A に対して出力された照明光画像信号および蛍光画像信号は、プロセッサ 4 A の各部において、増幅および A / D 変換がなされた後、制御回路 37 によるマルチプレクサ 35 の切替制御により、記録先が順次切り替えられる。

【 0 0 4 5 】

マルチプレクサ 35 は、第 1 フレームメモリ 36 a、第 2 フレームメモリ 36 b および第 3 フレームメモリ 36 c のうち、照明光画像信号および蛍光画像信号のいずれか一方の画像信号が、いずれか 2 つのフレームメモリに記録され、また、前記いずれか一方の画像信号以外の他方の画像信号が、前記いずれか 2 つのフレームメモリ以外の他の 1 つのフレームメモリに記録されるように、各映像信号の記録先の切り替えを順次行う。例えば、マルチプレクサ 35 は、第 1 フレームメモリ 36 a および第 3 フレームメモリ 36 c に照明光画像信号を記録し、第 2 フレームメモリ 36 b に蛍光画像信号を記録する、というような各映像信号の記録先の切り替えを行う。そして、図 8 に示すように、第 1 フレームメモリ 36 a および第 3 フレームメモリ 36 c に記録された照明光画像信号（図 8 における G a 1、G a 2、...）および第 2 フレームメモリ 36 b に記録された蛍光画像信号（図 8 における A F 1、A F 2、...）は、例えば、所定の時間周期である 1 / 15 秒の周期において同期され、画像処理回路 38 に対して出力される。

【 0 0 4 6 】

第 1 フレームメモリ 36 a および第 3 フレームメモリ 36 c に照明光画像信号が記録され、第 2 フレームメモリ 36 b に蛍光画像信号が記録された場合、画像処理回路 38 のマトリクス回路 45 は、所定の信号処理であるマトリクス変換処理を行うことにより、第 1 フレームメモリ 36 a から出力された照明光画像信号を第 1 の信号に変換し、第 2 フレームメモリ 36 b から出力された蛍光画像信号を第 2 の信号に変換し、第 3 フレームメモリ 36 c から出力された照明光画像信号を第 3 の信号に変換する。そして、マトリクス変換処理が行われた後の第 1 の信号、第 2 の信号および第 3 の信号は、レンジ補正テーブル 46 a、46 b および 46 c に対してそれぞれ出力される。レンジ補正テーブル 46 a、46 b および 46 c は、マトリクス回路 45 から出力された前記第 1 の信号、前記第 2 の信号および前記第 3 の信号に対し、蛍光観察画像がモニタ 5 に表示された際に、術者が色調の違いにより正常部位と病変部位とを十分視認可能となるように、輝度レベルの補正を行う。具体的には、レンジ補正テーブル 46 a、46 b および 46 c は、（第 1 の信号の輝度レベル）：（第 2 の信号の輝度レベル）：（第 3 の信号の輝度レベル） = 1 : x : y となり、かつ、前記 x および前記 y が $0.5 \leq x \leq 3.5$ 、 $y \geq 0$ を満たすように、前記第 1 の信号、前記第 2 の信号および前記第 3 の信号に対して輝度レベルの補正を行う。なお、レンジ補正テーブル 46 a、46 b および 46 c は、第 1 の信号の輝度レベル値を A（A は任意の実数）とすると、前述した第 1 から第 3 の信号の輝度レベルの比率より、第 1 の信号を輝度レベル値 A、第 2 の信号を輝度レベル値 x A、第 3 の信号を輝度レベル値 y A として、画像処理回路 38 の 3 つの出力端 T a 1、T b 1 および T c 1 からそれぞれ出力する。所定の画像信号である、レンジ補正テーブル 46 a、46 b および 46 c から出力された第 1 から第 3 の信号は、D / A 変換回路 39 により映像信号であるアナログの RGB 信号に変換され、R、G および B チャンネルからモニタ 5 に出力される。そして、モニタ 5 は、前記 RGB 信号に基づいて蛍光観察画像を、図 9 に示すように、擬似的にカラー表示する。具体的な色調としては、病変部位 101 a はマゼンタ、正常部位 101 b は緑、血管 101 c は黒として、それぞれモニタ 5 に表示される。すなわち、内視鏡装置 1 A のプロセッサ 4 A は、入力された 2 種類の画像信号から、モニタ 5 において擬似的にカラー表示されるような蛍光観察画像を構築することができる。

【 0 0 4 7 】

なお、モニタ 5 に表示される蛍光観察画像の色調は、下記表 1 に示すように、第 1 フレームメモリ 3 6 a、第 2 フレームメモリ 3 6 b および第 3 フレームメモリ 3 6 c に入力される照明光画像信号および蛍光画像信号の組み合わせおよび R、G および B チャンネルから出力される信号の組み合わせに関連している。

【表 1】

	Rチャンネル	Gチャンネル	Bチャンネル	モニタに表示される色調
1	照明光画像信号	蛍光画像信号	照明光画像信号	病変部位…Magenta 正常部位…Green
2	照明光画像信号	蛍光画像信号	蛍光画像信号	病変部位…Red 正常部位…Cyan
3	照明光画像信号	照明光画像信号	蛍光画像信号	病変部位…Yellow 正常部位…Blue
4	蛍光画像信号	照明光画像信号	蛍光画像信号	病変部位…Green 正常部位…Magenta
5	蛍光画像信号	照明光画像信号	照明光画像信号	病変部位…Cyan 正常部位…Red
6	蛍光画像信号	蛍光画像信号	照明光画像信号	病変部位…Blue 正常部位…Yellow

10

【0048】

本実施形態の説明においては、特に、表 1 の 1 番の場合についての説明を行ったが、本実施形態の内視鏡装置 1 A は、例えば、表 1 の 2 番から 6 番までの組み合わせの色調をもって、蛍光観察画像をモニタ 5 に表示することもまた可能である。さらに、本実施形態の内視鏡装置 1 A は、R、G および B の 3 つのチャンネルの全てから信号が出力されなくとも、例えば、蛍光画像信号が一のチャンネルから出力され、また、照明光画像信号が、該一のチャンネル以外の、他の二のチャンネルのうちの一のチャンネルのみから出力される場合であっても、蛍光観察画像を構築してモニタ 5 に表示することができる。なお、レンジ補正テーブル 4 6 a、4 6 b および 4 6 c が行う輝度レベルの補正に関し、前述した第 1 から第 3 の信号の輝度レベルの比率および条件は、表 1 の 1 番の場合に対してのみ適合する比率および条件である。

20

【0049】

また、本実施形態の変形例としての内視鏡装置 1 B は、図 1 0 に示すように、蛍光観察用 CCD 2 8 a および通常観察用 CCD 2 8 b の、2 つの CCD を有する内視鏡 2 B が、切替フィルタ 1 7 a を有する光源装置 3 B およびプロセッサ 4 A に接続されているという構成を有している。なお、本実施形態の図 1 から図 9 までの説明において、構成および動作が同じである部分に関しては、一部省略しつつ以降の説明を行う。

30

【0050】

内視鏡 2 B は、挿入部 7 および先端部 8 と、先端部 8 の内部に設けられた照明レンズ 2 4 と、スコープスイッチ 2 9 と、スコープ ID 発生部 4 1 と、切替スイッチ 6 4 とを有する。また、内視鏡 2 B は、先端部 8 の内部に設けられた、対物レンズ系 2 5 a と、第 1 絞り 2 6 a と、励起光カットフィルタ 2 7 a と、撮像素子である蛍光観察用 CCD 2 8 a と

40

【0051】

励起光カットフィルタ 2 7 a は、図 1 1 に示すように、4 9 0 - 6 3 0 nm の波長帯域を有する光を透過する特性を有するフィルタであり、生体組織に自家蛍光を発生させるために、蛍光観察時に照射される励起光を遮光し、励起光よりも長波長側の光を透過する。

【0052】

蛍光観察用 CCD 2 8 a および通常観察用 CCD 2 8 b は、切替スイッチ 6 4 を介し、CCD 駆動回路 3 1 とプリアンプ 3 2 とに接続されている。

【0053】

50

切替スイッチ 64 は、スコープスイッチ 29 が操作されることにより、蛍光観察を行う設定が行われた場合、蛍光観察用 CCD 28a を有する蛍光観察用撮像部が選択および使用され、また、通常観察を行う設定が行われた場合、通常観察用 CCD 28b を有する通常観察用撮像部が選択および使用されるように、スコープスイッチ 29 の操作内容および制御回路 37 の制御内容に基づいて切替を行うことができるような構成を有している。

【0054】

また、本実施形態の変形例における光源装置 3B は、切替フィルタ部 14a を有し、切替フィルタ部 14a には、切替フィルタ 17a が設けられている。なお、光源装置 3B においては、切替フィルタ 17a 以外は、前述した光源装置 3A と同一の構成を有する。

【0055】

切替フィルタ 17a は、図 12 に示すように、内周部に通常観察用の RGB フィルタ 21 を有し、外周部に蛍光観察用フィルタ 22A を有している。また、RGB フィルタ 21 および蛍光観察用フィルタ 22A は、切替フィルタ 17 において同心状となるように配置されており、術者がスコープスイッチ 29 の観察モード切替スイッチを操作すると、該操作の内容に基づき、プロセッサ 4A の制御回路 37 を介して移動用モータ 20 が駆動され、RGB フィルタ 21 がランプ 12 の照射光路上に配置された場合、通常観察を行うことができ、また、蛍光観察用フィルタ 22A がランプ 12 の照射光路上に配置された場合、蛍光観察を行うことができるような構成を有している。

【0056】

蛍光観察用フィルタ 22A は、周方向に設けられ、図 12 に示すような形状を有する狭帯域の励起光を透過する E2 フィルタ 22c と、周方向に設けられ、図 12 に示すような形状を有する狭帯域の緑色の波長帯域を有する光を透過する G2 フィルタ 22d とを有し、回転モータ 16 により回転駆動された際に、2つのフィルタがランプ 12 の照射光路上に順次かつ略連続的に介挿されるような構成となっている。また、図 13 に示すように、E1 フィルタ 22c は、395 - 475 nm の波長帯域を有する光を透過し、G1 フィルタ 22d は、540 - 560 nm の波長帯域を有する光を透過するフィルタ特性を有する。

【0057】

前述したような構成を有する本変形例の内視鏡装置 1B を用いて蛍光観察を行う場合、まず、術者は、スコープスイッチ 29 の観察モード切替スイッチを操作する。スコープスイッチ 29 が術者により操作されると、該操作の内容に基づく操作信号が制御回路 37 に対して出力される。前記操作信号を検知した制御回路 37 は、蛍光観察を行うための設定として、切替フィルタ 17 の外周部に設けられた蛍光観察用フィルタ 22 がランプ 12 の照射光路上に配置されるように、光源装置 3A の移動用モータ 20 の制御を行う。

【0058】

そして、観察が開始されると、制御回路 37 は、回転モータ 16 を回転駆動させるための制御を行う。ランプ 12 から照射される光は、蛍光観察用フィルタ 22A の E2 フィルタ 22c および G2 フィルタ 22d がランプ 12 の照射光路上に介挿されることにより、被検体である生体内の生体組織に対して蛍光を励起させるための励起光と、少なくとも 550 nm を含む波長帯域を有する照明光とに分光され、ライトガイドファイバ 9 を介し、それぞれの光が、例えば、1/20 秒の周期において順次かつ略連続的に被検体に対して照射される。

【0059】

CCD 28 が撮像および変換し、プロセッサ 4A に対して出力された照明光画像信号および蛍光画像信号は、プロセッサ 4A の各部において、増幅および A/D 変換がなされた後、制御回路 37 によるマルチプレクサ 35 の切替制御により、記録先が順次切り替えられる。マルチプレクサ 35 は、第 1 フレームメモリ 36a、第 2 フレームメモリ 36b および第 3 フレームメモリ 36c のうち、照明光画像信号および蛍光画像信号のいずれか一方の画像信号が、いずれか 2 つのフレームメモリに記録され、また、前記いずれか一方の画像信号以外の他方の画像信号が、前記いずれか 2 つのフレームメモリ以外の他の 1 つの

10

20

30

40

50

フレームメモリに記録されるように、各映像信号の記録先の切り替えを順次行う。例えば、マルチプレクサ35は、第1フレームメモリ36aおよび第3フレームメモリ36cに照明光画像信号を記録し、第2フレームメモリ36bに蛍光画像信号を記録する、というような各映像信号の記録先の切り替えを行う。そして、図14に示すように、第1フレームメモリ36aおよび第3フレームメモリ36cに記録された照明光画像信号(図14におけるGa1、Ga2、...)および第2フレームメモリ36bに記録された蛍光画像信号(図14におけるAF1、AF2、...)は、例えば、1/20秒の周期において同期され、画像処理回路38に対して出力される。その後、照明光画像信号および蛍光画像信号は、画像処理回路38において、前述した内容と同様のマトリクス変換処理等の処理が行われた後、D/A変換回路39により映像信号であるアナログのRGB信号に変換され、R、GおよびBチャンネルからモニタ5に出力される。なお、モニタ5に出力される蛍光観察画像の色調は、前述した、図9に示す画像の色調と略同一である。

10

【0060】

本発明の内視鏡装置1Aは、プロセッサ4Aに対して、少なくとも、1つの照明光画像信号と、1つの蛍光画像信号とが入力されれば、生体組織の正常部位と病変部位とを、モニタ5に表示される蛍光観察画像における色調の違いにより、術者が十分に区別可能であるような蛍光観察画像を構築することができる。そのため、2つの異なる波長帯域の照明光を使用していた従来に比べ、各画像信号を同期させて出力するための時間周期をより短くすることができる。その結果、プロセッサ4Aが1つの蛍光観察画像を構築するための時間と、プロセッサ4Aが1つの通常観察画像を構築するための時間との差異を少なくすることができ、術者が被検体である生体内に対して検査、観察等を行う際の視覚的違和感を軽減することができる。

20

【0061】

また、本発明の内視鏡装置1Aのプロセッサ4Aは、少なくとも、1つの照明光画像信号と、1つの蛍光画像信号とが入力されれば、蛍光観察画像を構築することができる。そのため、光源装置3Aの蛍光観察用フィルタ22は、少なくとも2種類のフィルタを有していればよい。その結果、蛍光観察画像を構築する際に使用する光源装置において、少なくとも3種類のフィルタを有する光源装置が必要であった従来に比べ、より安価な光源装置を用いて蛍光観察画像を構築することができるため、蛍光観察において用いられる光源装置を製作する際の製造コストを低減することができる。

30

【0062】

また、本発明における実施形態の変形例としての内視鏡装置1Bは、RGBフィルタ21および蛍光観察用フィルタ22Aの回転時間周期が同一である。そのため、プロセッサ4Aが1つの蛍光観察画像を構築するための時間と、プロセッサ4Aが画像処理回路38が1つの通常観察画像を構築するための時間とを略同一にすることができる。その結果、内視鏡装置1Bは、内視鏡装置1Aに比べ、術者が被検体である生体内に対して検査、観察等を行う際の視覚的違和感をより軽減することができる。

【図面の簡単な説明】

【0063】

【図1】本実施形態に係る内視鏡装置の全体構成を示す図。

40

【図2】本実施形態に係る内視鏡装置が有する励起光カットフィルタの分光特性を示す図。

【図3】本実施形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタの構成を示す図。

【図4】本実施形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたRフィルタと、Gフィルタと、Bフィルタとの分光特性を示す図。

【図5】本実施形態に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたE1フィルタおよびG1フィルタの分光特性を示す図。

【図6】本実施形態に係る内視鏡装置が有する画像処理回路の構成を示すブロック図。

【図7】本実施形態に係る内視鏡装置において通常観察を行う際の、R信号と、G信号と、B信号との同期のタイミングを示すタイミングチャート。

50

【図8】本実施形態に係る内視鏡装置において蛍光観察を行う際の、A F信号およびG a信号の同期のタイミングを示すタイミングチャート。

【図9】本実施形態に係る内視鏡装置において蛍光観察を行った際に構築される蛍光観察画像の例を示す図。

【図10】本実施形態に係る内視鏡装置の変形例の全体構成を示す図。

【図11】本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する励起光カットフィルタの分光特性を示す図。

【図12】本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する切替フィルタの構成を示す図。

【図13】本実施形態の変形例に係る内視鏡装置が有する切替フィルタに設けられたE 2フィルタおよびG 2フィルタの分光特性を示す図。

【図14】本実施形態の変形例に係る内視鏡装置において蛍光観察を行う際の、A F信号およびG a信号の同期のタイミングを示すタイミングチャート。

【符号の説明】

【0064】

1 A , 1 B 内視鏡装置、2 A , 2 B 内視鏡、3 A , 3 B 光源装置、4 A プロセッサ、5 モニタ、7 挿入部、8 先端部、9 ライトガイドファイバ、10 光源用コネクタ、11 ランプ駆動回路、12 ランプ、13 光源絞り、14 , 14 a 切替フィルタ部、15 コンデンサレンズ、16 回転用モータ、17 , 17 a 切替フィルタ、18 ラック、19 ピニオン、20 移動用モータ、21 RGBフィルタ、21 a Rフィルタ、21 b Gフィルタ、21 c Bフィルタ、22 , 22 A 蛍光観察用フィルタ、22 a E 1フィルタ、22 b G 1フィルタ、22 c E 2フィルタ、22 d G 2フィルタ、24 照明レンズ、25 , 25 a , 25 b 対物レンズ系、26 絞り、26 a 第1絞り、26 b 第2絞り、27 , 27 a 励起光カットフィルタ、28 CCD、28 a 蛍光観察用CCD、28 b 通常観察用CCD、29 スコープスイッチ、31 CCD駆動回路、32 プリアンプ、33 AGC回路、34 A/D変換回路、35 マルチプレクサ、36 a 第1フレームメモリ、36 b 第2フレームメモリ、36 c 第3フレームメモリ、37 制御回路、38 画像処理回路、39 D/A変換回路、40 調光回路、41 スコープID発生部、42 機種検知回路、43 設定スイッチ、45 マトリックス回路、46 a , 46 b , 46 c レンジ補正テーブル、47 パラメータ決定部、48 ROM、64 切替スイッチ、101 a 病変部位、101 b 正常部位、101 c 血管

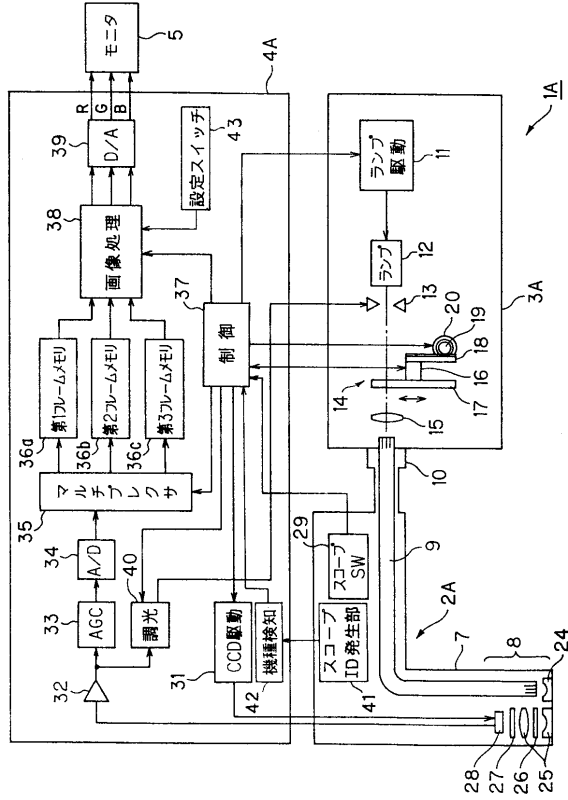
代理人 弁理士 伊藤 進

10

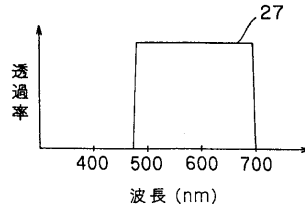
20

30

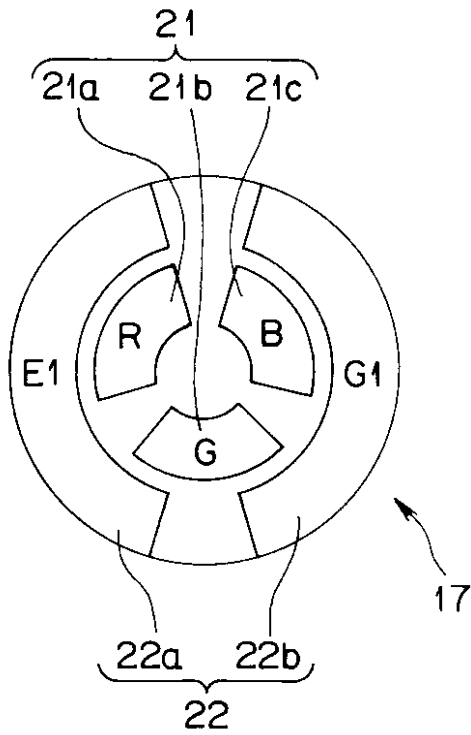
【図1】



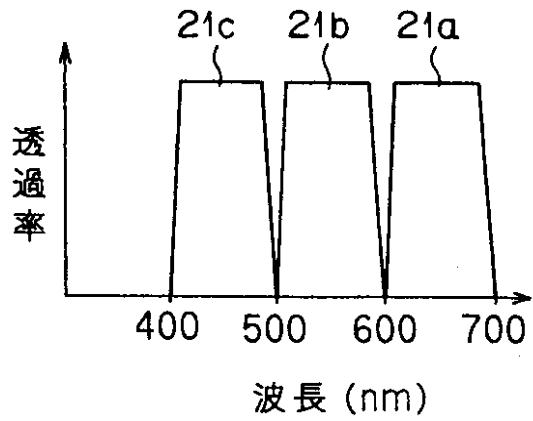
【図2】



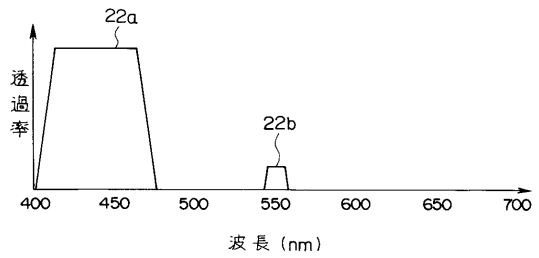
【図3】



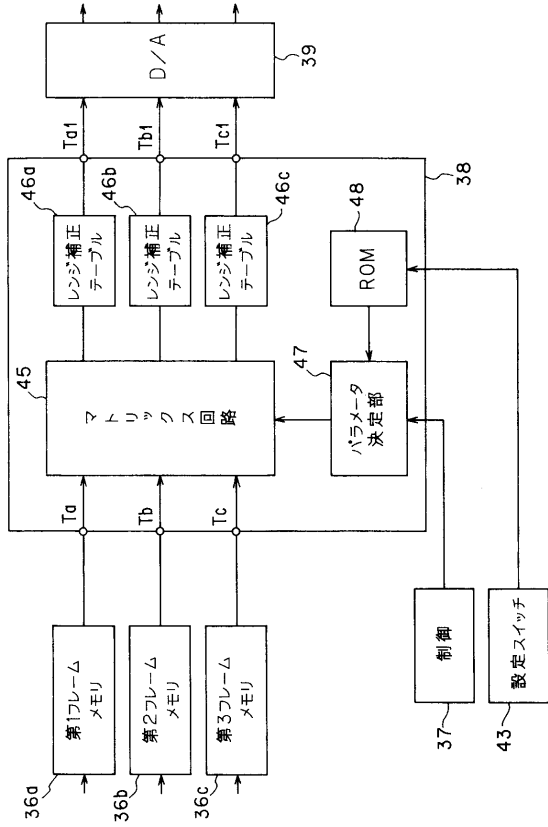
【図4】



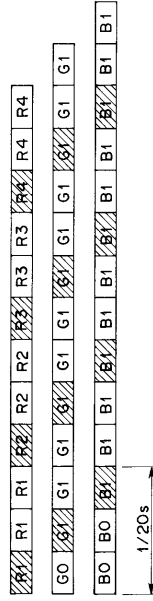
【図5】



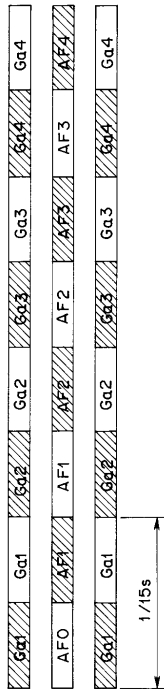
【図6】



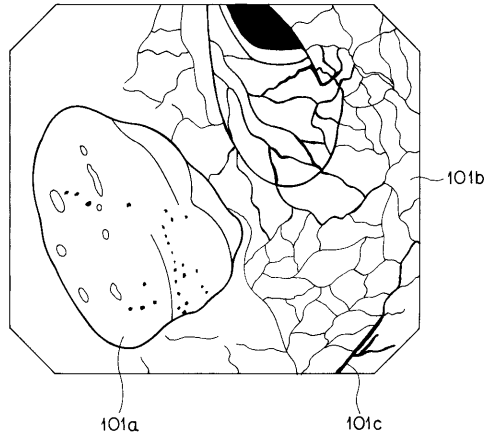
【図7】



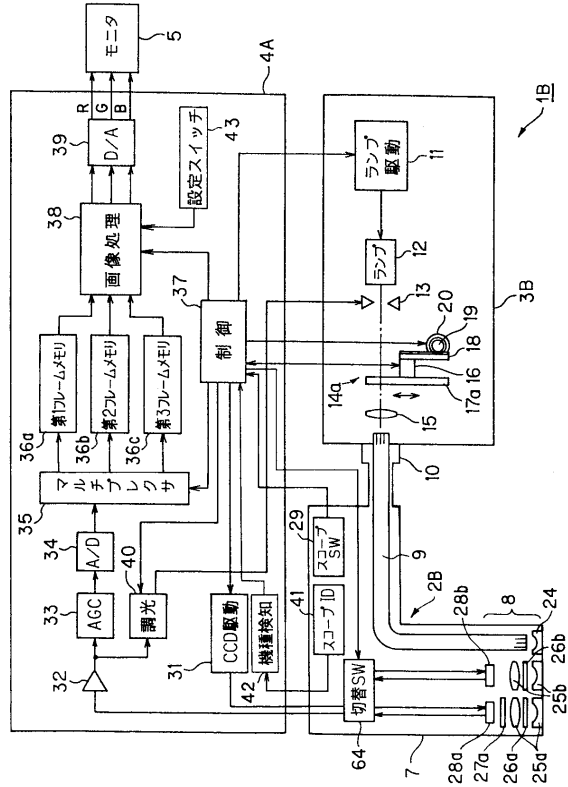
【図8】



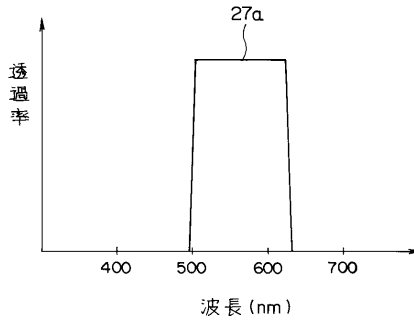
【図9】



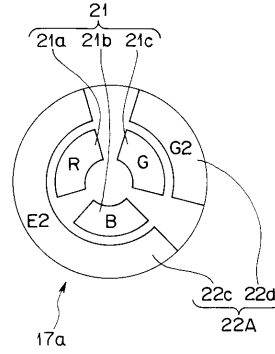
【図10】



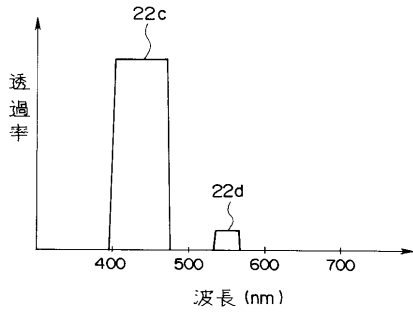
【図11】



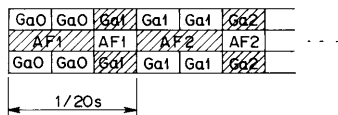
【図12】



【図13】



【図14】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2003-126015(JP,A)
特開2001-137174(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	JP4526322B2	公开(公告)日	2010-08-18
申请号	JP2004231385	申请日	2004-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	小澤剛志 高橋義典		
发明人	小澤 剛志 高橋 義典		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/00.731 A61B1/04 A61B1/045.610 A61B1/07.735 G02B23/26.B H04N7/18.U		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA06 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA42 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/NN07 4C061/QQ04 4C061/SS09 4C061/WW08 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/NN07 4C161/QQ04 4C161/SS06 4C161/SS09 4C161/WW08 4C161/WW17 5C054/GB02 5C054/HA12		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2006043289A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种内窥镜装置，其能够通过减少用于组织一个荧光观察图像的图像处理装置的时间周期与时间之间的差异来减轻操作者在体内检查/观察对象时感觉到的视觉障碍。用于图像处理的循环装置组织一个正常观察图像。解决方案：内窥镜装置1A包括光源装置3A，其具有用于在一个接一个的规定时间周期内周期性地施加照明光和激发光的装置，用于将拍摄对象的拍摄图像转换为照明光图像信号的CCD 28荧光图像信号并输出信号，范围校正表46a，46b和46c用于临时记录照明光图像信号和荧光图像信号并使信号在规定的时间内同步，以及图像处理电路38用于执行规定的处理图像信号并输出图像信号作为用于组织荧光观察图像的第一，第二和第三信号。Z

	Rチャンネル	Gチャンネル	Bチャンネル	モニタに表示される色調
1	照明光画像信号	蛍光画像信号	照明光画像信号	病变部位…Magenta 正常部位…Green
2	照明光画像信号	蛍光画像信号	蛍光画像信号	病变部位…Red 正常部位…Cyan
3	照明光画像信号	照明光画像信号	蛍光画像信号	病变部位…Yellow 正常部位…Blue
4	蛍光画像信号	照明光画像信号	蛍光画像信号	病变部位…Green 正常部位…Magenta
5	蛍光画像信号	照明光画像信号	照明光画像信号	病变部位…Cyan 正常部位…Red
6	蛍光画像信号	蛍光画像信号	照明光画像信号	病变部位…Blue 正常部位…Yellow