

(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2012-10962

(P2012-10962A)

(43) 公開日 平成24年1月19日(2012.1.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	4 C 0 6 1
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 3 4	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-150319 (P2010-150319)	(71) 出願人	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
(22) 出願日	平成22年6月30日 (2010. 6. 30)	(74) 代理人	100080159 弁理士 渡辺 望穂
		(74) 代理人	100090217 弁理士 三和 晴子
		(74) 代理人	100152984 弁理士 伊東 秀明
		(74) 代理人	100148080 弁理士 三橋 史生
		(72) 発明者	江利川 昭彦 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

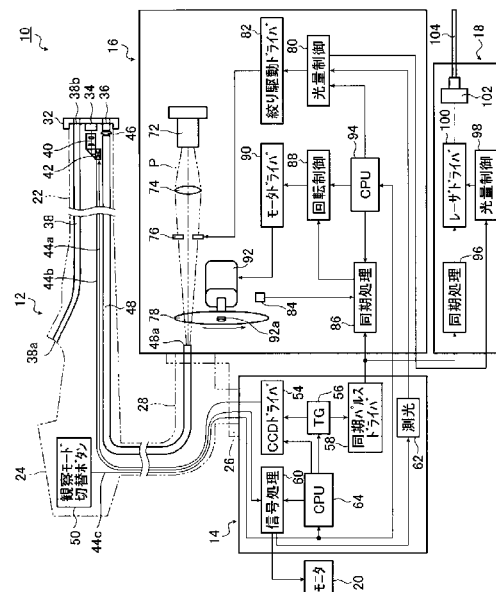
(54) 【発明の名称】 励起光の光源装置および電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を安価に実現することができる励起光の光源装置および電子内視鏡システムを提供する。

【解決手段】電子内視鏡システムは、白色光の光源装置と、励起光の光源装置と、白色光を導光して被写体に照射し、反射光を固体撮像素子で光電変換して白色光画像を撮像するか、白色光が遮光された状態で、励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光を固体撮像素子で光電変換して自家蛍光画像を撮像する内視鏡装置と、内視鏡装置の挿入部の先端部にキャップとして装着され、固体撮像素子で受光される光のうち、励起光を含む所定帯域の波長の光をカットする励起光カットフィルタと、白色光画像および自家蛍光画像の合成画像を生成する信号処理回路とを備える。励起光の光源装置は、励起光を常時照射し、白色光の光量制御信号に基づいて、励起光の光量が、白色光の光量と所定の相関をもって変化するように、励起光の光量を制御する。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

白色光の光源装置から発せられる白色光を導光して被写体に照射し、その反射光を固体撮像素子で受光し光電変換して白色光画像を撮像する内視鏡装置を利用して、自家蛍光画像を撮像するために使用される励起光の光源装置であって、

所定波長の励起光を常時発する光源部と、

前記内視鏡装置の鉗子チャンネルの内部に装着され、前記光源部から発せられる励起光を導光して被写体に照射する導光部と、

前記白色光の光源装置における白色光の光量制御信号に基づいて、前記光源部から発せられる励起光の光量が、前記白色光の光源装置から発せられる白色光の光量と所定の相関をもって変化するように、前記光源部から発せられる励起光の光量を制御する光量制御部とを有する励起光の光源装置。

10

【請求項 2】

前記光源部は、前記励起光として、 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長のレーザ光を出力するものである請求項 1 に記載の励起光の光源装置。

【請求項 3】

前記光量制御部は、前記励起光の光量が前記白色光の光量に対して一定の比率で変化するように、前記励起光の光量を制御するものである請求項 1 または 2 に記載の励起光の光源装置。

【請求項 4】

20

白色光を発する白色光の光源装置と、

請求項 1 ~ 3 のいずれかに記載の励起光の光源装置と、

被写体の体腔内に挿入される挿入部を有し、前記白色光の光源装置から発せられる白色光を前記挿入部の先端まで導光して被写体に照射し、その反射光を固体撮像素子で光電変換して白色光画像を撮像するか、前記白色光の光源装置からの白色光が遮光された状態で、前記励起光の光源装置から発せられる励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光を前記固体撮像素子で光電変換して自家蛍光画像を撮像する内視鏡装置と、

前記内視鏡装置の挿入部の先端部にキャップとして装着され、前記固体撮像素子で受光される光のうち、前記励起光の光源装置から照射される所定波長の励起光を含む所定帯域の波長の光をカットする励起光カットフィルタと、

30

前記内視鏡装置によって撮像された白色光画像および自家蛍光画像に画像処理を施して、前記白色光画像と前記自家蛍光画像とが重ね合わせられた合成画像を生成する信号処理回路とを備える電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記信号処理回路は、さらに、前記励起光カットフィルタによってカットされた白色光画像の成分を補うように、該白色光画像の色調を補正するものである請求項 4 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記信号処理回路は、さらに、被写体の病変部および正常部について、あらかじめ撮像された白色光画像および自家蛍光画像を用いて、前記合成画像における白色光画像および自家蛍光画像の特性のバランスを調整するものである請求項 4 または 5 に記載の電子内視鏡システム。

40

【請求項 7】

前記信号処理回路によってバランスが調整される特性は、 γ 値、輝度レベル、コントラストのうちの少なくとも 1 つを含む請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記信号処理回路は、さらに、前記白色光画像の赤色成分および青色成分と前記自家蛍光画像の緑色成分とを合成して前記合成画像を生成するものである請求項 4 ~ 7 のいずれかに記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、所定の狭帯域の励起光（狭帯域光）を被写体（被検体）に照射するための励起光の光源装置、および、励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光を固体撮像素子で光電変換して自家蛍光画像を撮像する電子内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

従来、被写体の体腔内に白色光（通常光）を照射し、白色光が照射された体腔内の観察対象部位からの反射光を固体撮像素子で受光し光電変換して白色光画像（通常光画像）を撮像し、モニタ画面上に表示する電子内視鏡システムが広く実用化されている。

10

【0003】

また、固体撮像素子を用いた電子内視鏡装置の分野では、近年、胃粘膜等の消化器管における分光反射率に基づいて、狭帯域バンドパスフィルタを組み合わせた分光イメージングを行う装置、すなわち狭帯域フィルタ内蔵電子内視鏡装置（NBI（Narrow Band Imaging））が注目されている。この装置は、面順次式のR（赤）、G（緑）、B（青）の回転フィルタの代わりに、狭（波長）帯域のバンドパスフィルタを設け、これら狭帯域バンドパスフィルタを介して照明光を順次出力し、これらの照明光で得られた信号に対しそれぞれの重み付けを変えながらR、G、B（RGB）信号の場合と同様の処理を行うことにより、分光画像を形成するものである。このような分光画像によれば、胃、大腸等の消化器において、従来では得られなかった微細構造等が抽出される。

20

【0004】

一方、被写体に白色光を照射して観察するばかりでなく、特定波長の狭帯域の励起光を照射することにより被写体から発せられる自家蛍光を固体撮像素子で受光し光電変換して自家蛍光画像を撮像し、モニタ画面上に表示する蛍光内視鏡装置が知られている。この自家蛍光は、生体組織内の内因性蛍光物質から発せられる。例えば、観察対象部位が気道粘膜であれば、自家蛍光の大部分は粘膜下層から発せられると考えられ、内因性蛍光物質としては、リボフラビン、トリプトファン、チロシン、NADH、NADPH、ポルフィリン、コラーゲン、エラスチン、フィブロネクチンあるいはFAD等が考えられている。

【0005】

ところで、自家蛍光画像を撮像するためには、自家蛍光画像の撮像機能がある電子内視鏡システムを新規に購入する必要がある。しかし、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない電子内視鏡システムを既に所有している場合、新規に電子内視鏡システムを購入するための費用が必要となるだけでなく、既存の電子内視鏡システムが不要になる虞がある。そのため、既存の電子内視鏡システムを利用して、安価に自家蛍光画像の撮像機能を実現することが望まれる。

30

【0006】

ここで、本発明に関連性のあると思われる特許文献1、2には、励起光の導光部（光ファイバー）を内視鏡装置の鉗子入口から挿入し、鉗子出口から励起光を照射することにより、自家蛍光画像の撮像機能を実現する電子内視鏡システムが記載されている。

【0007】

しかし、これらはいずれも白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を実現するものではなく、新規に電子内視鏡システムを購入する必要がある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2005-21580号公報

【特許文献2】特開2005-319212号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 9 】

本発明の目的は、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を安価に実現することができる励起光の光源装置および電子内視鏡システムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明は、白色光の光源装置から発せられる白色光を導光して被写体に照射し、その反射光を固体撮像素子で受光し光電変換して白色光画像を撮像する内視鏡装置を利用して、自家蛍光画像を撮像するために使用される励起光の光源装置であって、

10

所定波長の励起光を常時発する光源部と、

前記内視鏡装置の鉗子チャンネルの内部に装着され、前記光源部から発せられる励起光を導光して被写体に照射する導光部と、

前記白色光の光源装置における白色光の光量制御信号に基づいて、前記光源部から発せられる励起光の光量が、前記白色光の光源装置から発せられる白色光の光量と所定の相関をもって変化するように、前記光源部から発せられる励起光の光量を制御する光量制御部とを有する励起光の光源装置を提供するものである。

【 0 0 1 1 】

ここで、前記光源部は、前記励起光として、 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長のレーザ光を出力するものであることが好ましい。

20

【 0 0 1 2 】

また、前記光量制御部は、前記励起光の光量が前記白色光の光量に対して一定の比率で変化するように、前記励起光の光量を制御するものであることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

また、本発明は、白色光を発する白色光の光源装置と、

上記のいずれかに記載の励起光の光源装置と、

被写体の体腔内に挿入される挿入部を有し、前記白色光の光源装置から発せられる白色光を前記挿入部の先端まで導光して被写体に照射し、その反射光を固体撮像素子で光電変換して白色光画像を撮像するか、前記白色光の光源装置からの白色光が遮光された状態で、前記励起光の光源装置から発せられる励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光を前記固体撮像素子で光電変換して自家蛍光画像を撮像する内視鏡装置と、

30

前記内視鏡装置の挿入部の先端部にキャップとして装着され、前記固体撮像素子で受光される光のうち、前記励起光の光源装置から照射される所定波長の励起光を含む所定帯域の波長の光をカットする励起光カットフィルタと、

前記内視鏡装置によって撮像された白色光画像および自家蛍光画像に画像処理を施して、前記白色光画像と前記自家蛍光画像とが重ね合わせられた合成画像を生成する信号処理回路とを備える電子内視鏡システムを提供する。

【 0 0 1 4 】

ここで、前記信号処理回路は、さらに、前記励起光カットフィルタによってカットされた白色光画像の成分を補うように、該白色光画像の色調を補正するものであることが好ましい。

40

【 0 0 1 5 】

また、前記信号処理回路は、さらに、被写体の病変部および正常部について、あらかじめ撮像された白色光画像および自家蛍光画像を用いて、前記合成画像における白色光画像および自家蛍光画像の特性のバランスを調整するものであることが好ましい。

【 0 0 1 6 】

また、前記信号処理回路によってバランスが調整される特性は、 γ 値、輝度レベル、コントラストのうちの少なくとも1つを含むことが好ましい。

【 0 0 1 7 】

また、前記信号処理回路は、さらに、前記白色光画像の赤色成分および青色成分と前記

50

自家蛍光画像の緑色成分とを合成して前記合成画像を生成するものであることが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明の電子内視鏡システムは、励起光カットフィルタと、本発明の励起光の光源装置とを追加するだけで、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を実現することができる。そのため、本発明の電子内視鏡システムの使用者は、既存の電子内視鏡システムを無駄にすることなく、自家蛍光画像の撮像機能を安価に実現することができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0019】

【図1】本発明の電子内視鏡システムの構成を表す一実施形態の概略図である。

【図2】図1に示す電子内視鏡システムの内部構成を表すブロック図である。

【図3】励起光カットフィルタの分光透過率特性を表すグラフである。

【図4】信号処理回路の構成を表すブロック図である。

【図5】(A)および(B)は、ロータリーシャッタ、白色光光源及び位置検出器の位置関係を示す概略図である。

【図6】光量制御が施された白色光および励起光の光量の変化を表すタイミングチャートである。

【図7】自家蛍光観察モードのときの処理の概略を表すブロック図である。

20

【図8】白色光観察モードのときの電子内視鏡システムの動作を表すタイミングチャートである。

【図9】自家蛍光観察モードのときの電子内視鏡システムの動作を表すタイミングチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下に、添付の図面に示す好適実施形態に基づいて、本発明の励起光の光源装置および電子内視鏡システムを詳細に説明する。

【0021】

図1は、本発明の電子内視鏡システムの構成を表す一実施形態の概略図、図2は、その内部構成を表すブロック図である。これらの図に示す電子内視鏡システム10は、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を実現したものである。電子内視鏡システム10は、電子内視鏡装置12、プロセッサ装置14、白色光の光源装置16、励起光の光源装置18、モニタ20等によって構成されている。

30

【0022】

ここで、電子内視鏡システム10は、被写体に白色光を照射して白色光画像を撮像する白色光観察モードと、被写体に白色光と励起光とを交互に照射して白色光画像と自家蛍光画像とを交互に撮像し、両者の合成画像を生成する自家蛍光観察モードとを有する。白色光観察モードと自家蛍光観察モードとの切替は、後述する電子内視鏡装置12の観察モード切替ボタンによって行われる。

40

【0023】

電子内視鏡装置(内視鏡スコープ)12は、被写体の体腔内に挿入され、観察対象部位に照明光(白色光、励起光)を照射して撮像するための可撓性の挿入部22と、挿入部22の基端部分に連設された操作部24と、電子内視鏡装置12とプロセッサ装置14と白色光の光源装置16との間を接続するためのコネクタ26と、操作部とコネクタとの間を接続するユニバーサルコード28とを備えている。

【0024】

コネクタ26は、白色光の光源装置16に接続され、その一方の接続部に電子内視鏡装置12のユニバーサルコード28が接続されている。コネクタ26の他方の接続部は、後

50

述する励起光の光源装置 18 のコネクタ 106 の一方の接続部とコード 52 を介して接続されている。本実施形態の場合、図 2 に示すように、電子内視鏡装置 12 の観察モード切替ボタン 50 からの観察モード信号、プロセッサ装置 14 の同期パルスドライバ 58 からの同期パルスおよび測光回路 62 からの輝度値信号が白色光の光源装置 16 に入力される。

【0025】

挿入部 22 の先端には、体腔内撮影用の CCD (固体撮像素子) 42 (図 2 参照) などが内蔵された先端部 22a が連設されている。先端部 22a の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 22b が設けられている。湾曲部 22b は、操作部 24 に設けられたアングルノブ 30 が操作されて、挿入部 22 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部 22a が体腔内の所望の方向に向けられる。

10

【0026】

電子内視鏡装置 12 の挿入部 22 の先端部 22a には、CCD の受光面で受光される光のうち、励起光の光源装置 18 から照射される所定波長 (本実施形態では、波長 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$) の狭帯域の励起光 (狭帯域光) を含む所定帯域の波長の光をカット (遮光) する励起光カットフィルタ 32 がキャップとして装着されている。なお、照明光は、励起光カットフィルタ 32 でカットされない。励起光カットフィルタ 32 は、着脱自在であり、電子内視鏡装置 12 の挿入部 22 の先端部 22a に手で装着される。

20

【0027】

図 3 は、励起光カットフィルタの分光透過率特性を表すグラフである。グラフの縦軸は光強度、横軸は光の波長を表す。このグラフに示すように、所定の光強度の $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の励起光を被写体に照射すると、励起光が照射された被写体の部位 (例えば、膠原線維等) から、約 $420 \sim 650\text{ nm}$ の波長帯域の自家蛍光が発せられる。自家蛍光は、励起光と比べて極めて微弱な光であるため、自家蛍光を観察するためには、励起光カットフィルタ 32 によって励起光をカットする必要がある。

【0028】

このグラフに示す励起光カットフィルタ 32 は、励起光の波長 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ を含む 415 nm 以下の波長帯域の光をカットする。励起光カットフィルタ 32 を透過する光のうち、 415 nm 以下の波長帯域の光の透過率は 0.0001% 程度であり、この波長帯域の光は実質的に遮光され、CCD 42 の受光面には受光されない。なお、 $405\text{ nm} \pm 10\text{ nm}$ の波長帯域の光 (つまり、励起光の波長帯域の光) をカットすればよく、本実施形態においても 395 nm 以下の波長帯域の光をカットしない方が望ましい。

30

【0029】

図 2 に示すように、電子内視鏡装置 12 の挿入部 22 の先端部 22a には、観察窓 34、照明窓 36、鉗子出口 38b 等が設けられている。

【0030】

観察窓 34 の奥には、被写体内の像光を取り込むための結像レンズ等の光学系 40 が取り付けられ、さらに光学系 40 の奥には、CCD 42 が取り付けられている。CCD 42 は、例えばインターライントランスファ型の CCD である。CCD 42 には、プロセッサ装置 14 との間で各種信号のやり取りを行うための信号線 44a、44b が接続されている。つまり、信号線 44a、44b は、ユニバーサルコード 28 及びコネクタ 26 を介して CCD 42 とプロセッサ装置 14 との間に接続されている。

40

【0031】

一方、照明窓 36 の奥には、照射レンズ 46 が設けられている。この照射レンズ 46 には、ライトガイドとしての光ファイバー (例えば、石英からなる) 48 の出射端が面している。白色光の光源装置 16 から発せられ、光ファイバー 48 によって照射レンズ 46 まで導かれた白色光は、照明窓 36 を通して被写体に照射される。つまり、光ファイバー 48 は、ユニバーサルコード 28 及びコネクタ 26 を介して白色光の光源装置 16 から電子内視鏡装置 12 の挿入部 22 の先端部 22a の照射レンズ 46 まで敷設されている。

50

【 0 0 3 2 】

操作部 2 4 には、鉗子等の処置具を挿入するための鉗子入口 3 8 a が設けられている。挿入部 2 2 の内部には、鉗子入口 3 8 a から先端部 2 2 a の鉗子出口 3 8 b まで延びる鉗子チャンネル 3 8 (図 2 参照) が形成されている。電子内視鏡システム 1 2 では、自家蛍光観察モードのときに、励起光の光源装置 1 8 の光ファイバー 1 0 4 が鉗子入口 3 8 a から鉗子出口 3 8 b に到達するまで挿入され、鉗子チャンネル 3 8 の内部に装着される。これにより、励起光の光源装置 1 8 から発せられる励起光が光ファイバー 1 0 4 によって先端部 2 2 a まで導光され、鉗子出口 3 8 b から被写体に照射される。

【 0 0 3 3 】

また、操作部 2 4 には、複数の機能割り当てボタンが設けられている。機能割り当てボタンは、各種の機能をプログラマブルに割り当て可能なものであり、本実施形態では、そのうちの 1 つの機能割り当てボタンが観察モード切替ボタン 5 0 として割り当てられている。観察モード切替ボタン 5 0 は、白色光観察モードと自家蛍光観察モードとを切り替えるための切替手段である。なお、プロセッサ装置 1 4 にも機能割り当てボタンが設けられている場合には、プロセッサ装置 1 4 の機能割り当てボタンの 1 つを観察モード切替ボタンとして割り当てることもできる。観察モードを表す観察モード信号が観察モード切替ボタン 5 0 から信号線 4 4 c を介してプロセッサ装置 1 4 の C P U 6 4 および白色光の光源装置 1 6 の C P U 9 4 に入力される。

【 0 0 3 4 】

続いて、プロセッサ装置 1 4 は、電子内視鏡装置 1 2、白色光の光源装置 1 6、励起光の光源装置 1 8、モニタ 2 0、キーボード (図示せず)、プリンタ (図示せず) 等と電気的に接続され、電子内視鏡システム 1 0 全体の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 1 4 には、図 2 に示すように、C C D ドライバ 5 4、タイミングジェネレータ (以下、T G と略す) 5 6、同期パルスドライバ 5 8、信号処理回路 6 0、測光回路 6 2、及びプロセッサ装置 1 4 の動作を制御する C P U 6 4 が設けられている。

【 0 0 3 5 】

C C D ドライバ 5 4 は、信号線 4 4 a を介して C C D 4 2 に接続され、C C D ドライバ 5 4 には、C P U 6 4 とこの C P U 6 4 によって制御される T G 5 6 が接続されている。C C D ドライバ 5 4 は、C P U 6 4 から入力される観察モード信号、および、T G 5 6 から入力されるタイミング信号に基づいて、観察モードに対応した、C C D 4 2 の蓄積電荷の読み出しタイミング (撮像信号の出力タイミング) を規定する読み出しパルス、および、C C D 4 2 の電子シャッタのシャッタ速度を決める電子シャッタパルスを生成し、これをもとに信号線 4 4 a を介して C C D 4 2 の動作を制御する。

【 0 0 3 6 】

また、同期パルスドライバ 5 8 にも T G 5 6 が接続され、T G 5 6 から入力される、読み出しパルスと同じタイミングを含むタイミング信号に基づいて、読み出しパルスの周期に同期した同期パルスを白色光の光源装置 1 6 の同期処理回路 8 6 および励起光の光源装置 1 8 の同期処理回路 9 6 に出力する。同期パルスは、C C D 4 2 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間と、白色光の照射期間および遮光期間と、励起光の照射期間および遮光期間との同期をとるための同期信号である。

【 0 0 3 7 】

信号処理回路 6 0 には、C C D 4 2 から出力されるアナログの撮像信号が信号線 4 4 b を介して入力されるとともに、C P U 6 4 から観察モード信号が入力される。信号処理回路 6 0 は、図 4 に示すように、A / D 変換回路 6 6 と、色調補正部 6 8 と、画像処理部 7 0 とによって構成されている。なお、色調補正部 6 8 および画像処理部 7 0 は、例えば、それぞれ対応する処理を行うソフトウェアと、このソフトウェアを格納する E P R O M (書き換え可能型 R O M) 等の記憶装置等によって構成される。

【 0 0 3 8 】

C C D 4 2 からのアナログの撮像信号は、A / D 変換回路 6 6 で A / D 変換されてデジタル画像データとされた後、色調補正部 6 8 により色調補正され、さらに、画像処理部 7

10

20

30

40

50

0により、バランス調整処理、高感度化処理、 γ 補正処理、階調補正処理等の各種の画像処理が施されて内視鏡画像の映像信号とされる。そして、画像処理後の映像信号が、プロセッサ装置14にケーブル接続されたモニタ20(図1参照)に出力され、内視鏡画像が表示される。

【0039】

信号処理回路60は、白色光観察モードのときに、内視鏡画像として、電子内視鏡装置12によって撮像された白色光画像をモニタ20に出力する。一方、自家蛍光観察モードのときには、電子内視鏡装置12によって同期パルスの1サイクル毎に交互に撮像された白色光画像および自家蛍光画像に画像処理を施して、例えば、両者が重ね合わせられた合成画像を生成し、この合成画像を内視鏡画像としてモニタ20に出力する。なお、白色光画像と自家蛍光画像を1サイクル毎に交互に撮像することは必須ではなく、例えば、白色光画像を i (i は1以上の整数)回撮像し、自家蛍光画像を j (j は1以上の整数)回撮像することを交互に繰り返してもよい。

10

【0040】

自家蛍光観察モードに限らず、白色光観察モードにおいても、撮像された白色光画像は、励起光カットフィルタ32によって、415nm以下の波長帯域の成分、つまり、B画像のうちの低波長側の一部の成分がカットされてCCD42で受光されるため、黄色がかった色調となる。色調補正部68は、励起光カットフィルタ32によってカットされたB画像の成分を補うように、撮像された白色光画像の色調を補正する。

20

【0041】

励起光カットフィルタ32がない場合の白色光画像のうちのB画像に対して、励起光カットフィルタ32によって一部の成分がカットされた B' 画像は次式(1)で表される。

$$B' = B \times (1 - b) = B \times \alpha \quad \dots (1)$$

ここで、 b は、B画像の全成分を1としたときの、励起光カットフィルタ32によってカットされた成分であり、式(1)では、 $\alpha = (1 - b)$ と表している。従って、B画像は、式(2)で求めることができる。

$$B = B' / \alpha \quad \dots (2)$$

【0042】

式(2)で示すように、A/D変換後の映像信号が光強度に対して線形である場合には、 B' 画像を係数 α で除算してB画像のカットされた成分 b に相当する成分を増加させることでB画像のカットされた成分 b を補正することができる。また、線形でない場合には、例えば、乗算、加算、マトリクス変換等の演算処理によって、B画像のカットされた成分 b に相当する成分を増加させることができる。また、B画像のカットされた成分 b に相当する成分の分だけG画像およびR画像の成分を減少させてもよい。

30

【0043】

さらに、励起光カットフィルタ32によってG画像のうちの低波長側の一部の成分がカットされる場合もある。この場合、励起光カットフィルタ32によって一部の成分がカットされた G' 画像についても B' 画像の場合と同様に、色調補正を行うことが望ましい。

【0044】

自家蛍光観察モードの場合、前述のように、白色光画像と自家蛍光画像が同期パルスの1サイクル毎に交互に撮像される。画像処理部70では、図7中央部右に示すように、白色光画像および自家蛍光画像が撮像された後、較正データを用いて、白色光画像と自家蛍光画像とのバランス調整が行われる。自家蛍光画像は、白色光画像と比べて輝度成分が非常に微弱であるため、両者の合成画像において自家蛍光画像を適切に観察するためには、両者の特性(γ 値、輝度レベル、コントラスト等)のバランスを適切に設定する必要がある。

40

【0045】

較正データは、不特定の被写体の病変部(早期ガン等の発生部)および正常部について、あらかじめ白色光画像および自家蛍光画像を撮像し、例えば、白色光画像における病変部と正常部のコントラストと、自家蛍光画像における病変部と正常部のコントラストとを

50

比較して、両者のコントラストが等しくなるように較正するためのデータである。例えば、白色光画像のコントラストに対して自家蛍光画像のコントラストが $1/5$ であった場合、画像処理部 70 では、較正データを用いて、自家蛍光画像のコントラストを 5 倍にするバランス調整が行われる。 γ 値や輝度レベル等についても同様である。

【0046】

白色光画像と自家蛍光画像のバランスは、CCD 42 等の特性に依存するため、バランス調整は、電子内視鏡システム 10 の工場出荷前、もしくは、電子内視鏡システム 10 を初めて使用する前等に、少なくとも 1 回実施することが望ましい。

【0047】

続いて、画像処理部 70 では、図 7 の中央部に示すように、表示階調処理データを用いて、撮像された白色光画像および自家蛍光画像に表示階調処理が行われ、表示用の白色光画像と自家蛍光画像が生成される。表示階調処理は、モニタ 20 に対応した γ 補正処理や階調補正処理を含む。

10

【0048】

そして、画像処理部 70 では、図 7 の下部に示すように、表示用の白色光画像の R 画像および B 画像をそれぞれ R チャンネル信号および B チャンネル信号として割り当てられ、表示用の自家蛍光画像の G 画像を G チャンネル信号として割り当てられて、RGB の各チャンネル信号を合成して合成画像が生成され、モニタ 20 に表示される。合成画像は、例えば、正常部が G 色の色調で表示され、病変部がマゼンタの色調で表示されるように合成処理される。なお、合成画像だけでなく白色光画像と合成画像を並べて表示してもよい。

20

【0049】

ここで、励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光は、正常部よりも病変部の方が輝度レベルが低下することが知られている。しかし、画像処理部 70 は、自家蛍光だけでは、輝度レベル低下の原因が病変部なのか、撮像距離が遠いためなのかを判断できない。そこで、画像処理部 70 は、白色光画像の G 画像と自家蛍光画像の輝度レベルを比較し、両者が共に低い場合には、撮像距離が遠くて輝度レベルが低いと判断し、G 色の色調で表示する。また、白色光画像の G 画像の輝度レベルが高く、自家蛍光画像の輝度レベルが低い場合には、病変部であると判断し、マゼンタの色調で表示する。

【0050】

また、高感度化処理には、デジタルゲイン、フレーム加算、デジタルビニング等の処理が含まれる。デジタルゲインは、デジタル画像データを所定の増幅率で増幅する処理である。フレーム加算は、CCD 42 によって撮像される、連続する複数のフレームの画像データを加算する処理である。デジタルビニングは、CCD 42 の隣あう複数の撮像素素（ピクセル）を 1 組とし、受光面積を大きくして CCD 42 の感度を上げる処理である。

30

【0051】

測光回路 62 には、信号処理回路 60 から白色光画像の映像信号（デジタル画像データ）が入力される。測光回路 62 は、信号処理回路 60 から入力される白色光画像の映像信号の輝度成分、本実施形態の場合には、G 画像の輝度成分の平均値等から被写体像の輝度を表す輝度値信号を出力する。測光回路 62 から出力される輝度値信号は、白色光の光源装置 16 の光量制御回路 80 および励起光の光源装置 18 の光量制御回路 98 に入力される。

40

【0052】

続いて、白色光の光源装置 16 は、図 2 に示すように、白色光光源 72、レンズ 74、絞り調節機構 76、ロータリーシャッタ 78、光量制御回路 80、絞り駆動ドライバ 82、位置検出器 84、同期処理回路 86、回転制御回路 88、モータドライバ 90、モータ 92、および、白色光の光源装置 16 の動作を制御する CPU 94 を備えている。

【0053】

白色光光源 72 は、白色光の光源装置 16 の電源がオンのときに常にオンして白色光を発する。白色光光源 72 としては、例えば、キセノンランプ、ハロゲンランプ、LED（発光ダイオード）、蛍光発光素子ランプ、または LD（レーザーダイオード）などが使用

50

される。白色光光源 72 から発せられる白色光は、レンズ 74 で集光され、絞り調節機構 76 を介して電子内視鏡装置 12 の光ファイバー 48 の入射端 48a に導かれる。

【0054】

光量制御回路 80 は、測光回路 62 からの輝度値信号に基づいて、撮像される白色光画像の輝度、本実施形態の場合には、図 7 の上部左に示すように、G 画像の輝度の平均値があらかじめ設定された所定の輝度となるように、CPU 94 の制御により、白色光の光源装置 16 から発せられる白色光の光量を制御する。光量制御は、白色光画像が撮像される毎に毎行われる。光量制御回路 80 からは、白色光の光量を制御するための光量制御信号が出力され、絞り駆動ドライバ 82 および励起光の光源装置 18 の光量制御回路 98 に入力される。

10

【0055】

絞り駆動ドライバ 82 は、光量制御回路 80 からの光量制御信号に基づいてデジタルの駆動パルスを出力するデジタル回路である。

【0056】

絞り調節機構 76 は、レンズ 74 とロータリーシャッタ 78 との間に配置され、白色光光源 72 から発せられる白色光の光量を調節する。絞り調節機構 76 は、例えば、絞り径を可変させる複数の絞り羽根、及びこの絞り羽根を移動させるモータなどから構成される。絞り調節機構 76 は、絞り駆動ドライバ 82 からの駆動パルスによって駆動され、その絞り量（つまり、白色光の光量）が調節される。

【0057】

20

位置検出器 84 は、フォトセンサなどから構成され、ロータリーシャッタ 78 の外周近傍に配置されている。位置検出器 84 は、白色光光源 72 の光路 P 内を、ロータリーシャッタ 78 の遮光部 78b が通過するときはオン信号、光通過部 78a が通過するときはオフ信号を同期処理回路 86 へ出力する（図 3 参照）。なお、位置検出器 84 はロータリーシャッタ 78 の外周近傍以外の場所に配置されても良く、例えばロータリーシャッタ 78 の内部に配置されてもよい。

【0058】

同期処理回路 86 は、位置検出器 84 からのオン・オフ信号、および、同期パルスドライバ 58 からの同期パルスに基づき、ロータリーシャッタ 78 の回転を制御するための同期処理を行う。同期処理回路 86 は、本実施形態では、オフ信号からオン信号に切り替わるエッジを位置検出信号として検出する。言い換えると、図 5 (A) に示すように、ロータリーシャッタ 78 の回転位置が、白色光光源 72 の光路 P に対して光通過部 78a から遮光部 78b に切り替わる境界線 78c の位置、つまり、遮光期間の開始タイミングを位置検出信号として検出する。なお、同図 (B) に示すように、遮光部 78b から光通過部 78a に切り替わる境界線 78d の位置、つまり、照射期間の開始タイミングを位置検出信号として検出してもよい。

30

【0059】

CCD 42 では、図 8 のタイミングチャートに示すように、CCD ドライバ 54 で生成される電子シャッタパルス及び読み取りパルスに応じて電荷の蓄積、及び撮像信号の出力が行われる。一方、同期処理回路 86 は、位置検出信号及び同期パルスに基づき、同期パルス（つまり、読み出しパルス）の出力タイミングに、照射期間から遮光期間への切り替わりのタイミングを合わせるように制御するための同期処理信号を出力し、回転制御回路 88 およびモータドライバ 90 を介して、モータ 92 の回転制御すなわちロータリーシャッタ 78 の回転制御を行う。これにより、CCD 42 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間と、白色光の照射期間および遮光期間とが同期される。

40

【0060】

また、同期処理回路 86 は、CPU 94 からの観察モード信号に基づき、自家蛍光観察モードの場合のロータリーシャッタ 78 が、白色光観察モードの場合のロータリーシャッタ 78 の半分の回転速度となるように、同期処理信号のタイミングを調整する。図 8 のタイミングチャートに示すように、白色光観察モードのとき、白色光の照射期間とこれに続

50

く遮光期間を１サイクル（１フレーム）とすると、白色光の１サイクルは同期パルスの１サイクルと同じ周期となる。これに対し、自家蛍光観察モードのとき、白色光の１サイクルは同期パルスの２サイクルと同じ周期となる。つまり、自家蛍光観察モードの時、白色光の照射期間および遮光期間は、白色光観察モードのときの２倍の長さとなり、白色光は、同期パルスの２サイクルのうちの１サイクルのみ（つまり、同期パルスの１サイクルおきに）照射される。

【００６１】

回転制御回路８８は、同期処理回路８６からの同期処理信号に基づき、モータタイミングパルスをもータドライバ９０に出力する。モータドライバ９０は、回転制御回路８８からのモータタイミングパルスに基づいてモータ９２の駆動パルスを出力する。モータ９２は、パルスモータであり、モータドライバ９０から駆動パルスが供給されると所定角度ずつ回転する。本実施形態では、４８回の駆動パルスで１回転、すなわち１ステップ分（１個の駆動パルスにおける回転角度）で７．５°回転する。

10

【００６２】

ロータリーシャッタ７８は、図５に示すように、円板形状で一部に扇形の切り欠き部分を有する。同図では、切り欠き部分が光通過部７８ａ、残りの部分が遮光部７８ｂとして示されている。ロータリーシャッタ７８は、白色光光源７２の光軸と平行に配置されたモータ９２の回転軸９２ａに接続され、モータ９２の回転によってロータリーシャッタ７８が回転されることにより、光通過部７８ａと遮光部７８ｂとが交互に白色光光源７２の光路Ｐ内に挿入される。光通過部７８ａが光路Ｐ内に挿入されると、光ファイバー４８、照射レンズ４６及び照明窓３６を通して被写体内へ白色光が照射される照射期間となり（図５（Ａ）に示す状態）、遮光部７８ｂが光路Ｐ内に挿入されると、被写体内への白色光が遮光される遮光期間となる（図５（Ｂ）に示す状態）。

20

【００６３】

つまり、ロータリーシャッタ７８の光通過部７８ａの中心角と遮光部７８ｂの中心角との比率は、白色光の照射期間と遮光期間との比率に等しくなる。これら光通過部７８ａ及び遮光部７８ｂの中心角は、白色光観察モードのときに、ロータリーシャッタ７８の回転周期が、同期パルスの周期に等しくなるようにロータリーシャッタ７８が回転制御された場合に、白色光の照射期間および遮光期間と、ＣＣＤ４２の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間とが等しくなるように設定されている。

30

【００６４】

上記のように、白色光は、ＣＣＤ４２の電荷蓄積期間に同期して照射され、ＣＣＤ４２の撮像信号出力期間には遮光される。このように、白色光を照射する必要のない期間に白色光を遮光することにより、電子内視鏡装置１２の挿入部２２の先端部２２ａの発熱を抑えることができる。

【００６５】

続いて、励起光の光源装置１８は、同期処理回路９６と、光量制御回路９８と、レーザドライバ１００と、レーザ光源１０２と、光ファイバー１０４と、励起光の光源装置１８とプロセッサ装置１４とを接続するためのコネクタ１０６と、励起光の光源装置１８とコネクタ１０６とを繋ぐユニバーサルコード１０８とを備えている。ここで、レーザドライバ１００およびレーザ光源１０２は本発明の励起光の光源装置１８の光源部、光ファイバー１０４は導光部を構成する。

40

【００６６】

コネクタ１０６はプロセッサ装置１４に接続され、その一方の接続部は、前述のように、白色光の光源装置１６のコネクタ２６の他方の接続部とコード５２を介して接続され、他方の接続部に励起光の光源装置１８のユニバーサルコード２８が接続されている。本実施形態の場合、図２に示すように、プロセッサ装置１４の同期パルスドライバ５８からの同期パルスおよび白色光の光源装置１６の光量制御回路８０からの光量制御信号が励起光の光源装置１８に入力される。

【００６７】

50

同期処理回路 9 6 は、同期パルスドライバ 5 8 からの同期パルスに基づき、レーザ光源 1 0 2 の発光（点灯 / 消灯）を制御するための同期処理を行う。同期処理回路 9 6 は、図 9 のタイミングチャートに示すように、白色光の光源装置 1 6 の同期処理回路 8 6 の場合と同様に、CCD 4 2 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間と、励起光の照射期間および遮光期間との同期をとるとともに、白色光の照射期間および遮光期間と、励起光の照射期間および遮光期間との同期をとる（白色光の照射期間が励起光の遮光期間となり、白色光の遮光期間が励起光の照射期間となる）ように、レーザ光源の発光制御を行う同期処理信号を出力する。これにより、同期パルスの 1 サイクル毎に白色光と励起光とが交互に照射される。

【 0 0 6 8 】

なお、同期処理回路 9 6 では、白色光観察モードのときにも同様にレーザ光の発光制御が行われるが、CCD 4 2 では、読み出しパルスおよび電子シャッタパルスの制御により、励起光による電荷の蓄積および撮像信号の出力が行われないように制御される。白色光観察モードのときには、本実施形態の場合、白色光と励起光が同時に被写体に照射される期間、励起光が照射された被写体からは自家蛍光が発せられる。しかし、自家蛍光の輝度成分は非常に微弱であるため、白色光画像においては誤差範囲であり、全く影響はない。

【 0 0 6 9 】

上記のように、本実施形態では、観察モードに関係なく白色光と励起光とが交互に照射される。つまり、励起光は点滅しており、白色光の照射期間のとき遮光期間、白色光の遮光期間のとき照射期間となる。しかし、電子内視鏡装置 1 2 の挿入部 2 2 の先端部 2 2 a には励起光カットフィルタ 3 2 が装着されているので、励起光を常時照射しても何ら問題はない。また、励起光を常時照射する場合には同期処理回路 9 6 が不要となり、励起光の光源装置 1 8 の構造がシンプルにできるため望ましい。

【 0 0 7 0 】

また、本実施形態では、励起光の光源装置 1 8 において、観察モード信号に基づく励起光の発光制御をしていないが、これに限定されず、観察モード信号に基づいて、白色光観察モードの場合には励起光の照射をしない（消灯する）ように制御してもよい。

【 0 0 7 1 】

光量制御回路 9 8 は、図 7 の上部右に示すように、白色光の光源装置 1 6 の光量制御回路 8 0 からの白色光の光量制御信号に基づいて、レーザ光源 1 0 2 から発せられる励起光の光量が、白色光の光源装置 1 6 から発せられる白色光の光量と所定の相関をもって変化するように、例えば、励起光の光量が白色光の光量に対して $1 / 10$ 等の一定の比率で変化するように、レーザ光源 1 0 2 から発せられる励起光の光量を制御する。光量制御回路 9 8 からは、励起光の光量を制御するための励起光の光量制御信号が出力され、レーザドライバ 1 0 0 に入力される。

【 0 0 7 2 】

図 6 は、光量制御が施された白色光および励起光の光量の変化を表すタイミングチャートである。同図の縦軸は光量、横軸は時間の流れ（同期パルスの 1 サイクル単位）を表している。白色光は、光量制御回路 8 0 によって、白色光画像が撮像される毎にその光量が制御される。一方、励起光は、光量制御回路 9 8 によって、1 サイクル前の白色光の光量に対して $1 / 10$ の光量となるように、その光量が制御される。このように、光量制御回路 8 0 の制御により、白色光の光量が増減された場合であっても、光量制御回路 9 8 の制御により、それに追従して励起光の光量が自動的に変更されるため、撮像時の白色光画像と自家蛍光画像の露出バランスを常に適正な状態に維持することができる。

【 0 0 7 3 】

レーザドライバ 1 0 0 は、同期処理回路 9 6 からの同期処理信号、および、光量制御回路 9 8 からの光量制御信号に基づいて、所定のタイミング、所定の光量でレーザ光源 1 0 2 を駆動するためのレーザ駆動信号をレーザ光源 1 0 2 に出力する。レーザ駆動信号により、励起光の照射期間（レーザ光源 1 0 2 のオン）と遮光期間（レーザ光源 1 0 2 のオフ）のタイミングが制御されるとともに、励起光の光量が制御される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

レーザ光源（励起光光源）102は、レーザドライバ100からのレーザ駆動信号に基づいて、励起光として、本実施形態の場合には、所定のタイミング、所定の光量に制御された405nm±10nmの短波長のレーザ光（パルス）を出力する。なお、レーザ光（励起光）の波長は、405nm±10nmに限定されず、自家蛍光を発する部位に応じて適宜決定すべきものである。レーザ光源102から発せられるレーザ光（つまり、励起光）は、光ファイバー104の入射端に導かれる。

【 0 0 7 5 】

光ファイバー104は、励起光のライトガイドとなるものであり、前述のように、電子内視鏡装置12の操作部24の鉗子入口38aから鉗子出口38bに到達するまで挿入されて、挿入部22の内部に形成された鉗子チャンネル38の内部に装着される。光ファイバー104により、レーザ光源102から発せられる励起光が、鉗子チャンネル38内に装着された光ファイバー104の先端部まで導光され、電子内視鏡装置12の挿入部22の先端部22aの鉗子出口38bから被写体に照射される。

10

【 0 0 7 6 】

上記のように、光ファイバー104は電子内視鏡装置12の鉗子チャンネル38内に装着されるが、光ファイバー104と鉗子チャンネル38の内壁との間には多少の隙間がある。そのため、励起光用の光ファイバー104の放熱効率は、あらかじめ挿入部22内に設けられている白色光用の光ファイバー48よりも優れている。また、励起光用の光ファイバー104が導光する光は青色成分であり、赤外光成分を含んでいないため、たとえ常時発光させたとしても発熱の問題はほとんど生じない。

20

【 0 0 7 7 】

本実施形態の電子内視鏡システム10のうち、電子内視鏡装置12、プロセッサ装置14、白色光の光源装置16は、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムのものを利用することができる。つまり、既存の電子内視鏡システムにおいて、新たに、電子内視鏡装置12の挿入部22の先端部22aに装着される励起光カットフィルタ32と、励起光の光源装置16と、励起光の光源装置18を接続するためのコネクタ106とを追加するだけで本実施形態の電子内視鏡システム10を実現することができる。

【 0 0 7 8 】

また、既存の電子内視鏡システムにおいて、自家蛍光観察モードの追加により生じる変更、例えば、機能割り当てボタンへの観察モード切替ボタンの割り当て、励起光の照射期間および遮光期間とCCD42の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間とのタイミングの変更、信号処理部60における合成画像の生成、ロータリーシャッタ78の回転速度の変更等は、既存の電子内視鏡システムのハードウェアを一切変更することなく、ソフトウェア（ファームウェア）のアップデートで対応することができる。

30

【 0 0 7 9 】

以上のように、本実施形態の電子内視鏡システム10は、励起光カットフィルタ32と、励起光の光源装置16と、コネクタ106とを追加するだけで、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムを利用して、自家蛍光画像の撮像機能を実現することができる。そのため、電子内視鏡システム10の使用者は、既存の電子内視鏡システムを無駄にすることなく、自家蛍光画像の撮像機能を安価に実現することができる。

40

【 0 0 8 0 】

次に、電子内視鏡システム10の動作を説明する。

まず、白色光観察モードのときの動作を説明する。

【 0 0 8 1 】

白色光観察モードの場合、電子内視鏡装置12とプロセッサ装置14および白色光の光源装置16とがコネクタ26およびユニバーサルコード28を介して接続された後、各装置の電源がオンとされる。白色光観察モードのときには、励起光の光源装置18を接続す

50

る必要はない。つまり、この状態は、観察モードの有無を除き、白色光画像の撮像機能はあるが、自家蛍光画像の撮像機能はない既存の電子内視鏡システムと同等であり、その作用もほぼ同様である。

【 0 0 8 2 】

電子内視鏡装置 1 2 の観察モード切替ボタン 5 0 によって白色光観察モードに設定されると、白色光観察モードを表す観察モード信号がプロセッサ装置 1 4 の C P U 6 4 および白色光の光源装置 1 6 の C P U 9 4 に入力される。

【 0 0 8 3 】

続いて、電子内視鏡装置 1 2 の挿入部 2 2 が被写体の体腔内に挿入され、湾曲部 2 2 b が操作部 2 4 のアングルノブ 3 0 の操作に応じて所望の方向に湾曲され、先端部 2 2 a が撮影対象部位の方向に向けられる。

10

【 0 0 8 4 】

プロセッサ装置 1 4 では、C P U 6 4 の制御により、T G 5 6 でタイミング信号が生成される。このタイミング信号および C P U 6 4 からの観察モード信号に基づいて、C C D ドライバ 5 4 で観察モードに対応した読み出しパルスおよび電子シャッタパルスが生成され、C C D 4 2 に入力される。また、タイミング信号に基づいて、同期パルスドライバ 5 8 で同期パルスが生成され、白色光の光源装置 1 6 の同期処理回路 8 6 および励起光の光源装置 1 8 の同期処理回路 9 6 に入力される。

【 0 0 8 5 】

白色光の光源装置 1 6 では、同期パルスドライバ 5 8 からの同期パルス、位置検出器 8 4 からのオン・オフ信号、および、C P U 9 4 からの観察モード信号に基づいて、同期処理回路 8 6 で同期処理が行われ、C C D 4 2 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間と、白色光の照射期間および遮光期間とが同期される。白色光観察モードでは、白色光の 1 サイクルが同期パルスの 1 サイクルと同じ周期となるように制御する同期処理信号が同期処理回路 8 6 から出力される。そして、同期処理信号に基づいて、回転制御回路 8 8 により回転制御が行われ、モータドライバ 9 0 によってモータ 9 2 が回転され、ロータリーシャッタ 7 8 が回転される。

20

【 0 0 8 6 】

また、光量制御回路 8 0 により、測光回路 6 2 からの輝度値信号に基づいて、撮像された白色光画像のうちの G 画像の輝度の平均値があらかじめ設定された所定の輝度となるように、白色光光源 7 2 から発せられる白色光の光量を制御するための光量制御信号が出力される。そして、絞り駆動ドライバ 8 2 により、光量制御回路 8 0 からの光量制御信号に基づいて絞り調節機構 7 6 が駆動され、その絞り量（つまり、白色光の光量）が調節される。

30

【 0 0 8 7 】

図 8 は、白色光観察モードのときの電子内視鏡システムの動作を表すタイミングチャートである。このタイミングチャートには、上から順に、ロータリーシャッタ 7 8 の光透過 / 遮光タイミング、C C D 4 2 の読み出しパルス（同期パルス）、C C D 4 2 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間が表されている。同図に示すように、白色光観察モードでは、同期パルスの 1 サイクル毎に、所定の一定期間、白色光が照射される。

40

【 0 0 8 8 】

白色光の照射期間には、白色光の光源装置 1 6 から発せられる白色光が、電子内視鏡装置 1 2 内の光ファイバ 4 8 によって先端部 2 2 a まで導光され、照射レンズ 4 6、照射窓 3 6 を通して被写体の撮像対象部位に照射される。そして、白色光が照射された被写体からの反射光が、励起光カットフィルタ 3 2、観察窓 3 4、光学系 4 0 を通して C C D 4 2 で受光され、電子シャッタパルスに基づいて、光電変換されて白色光画像が撮像される。つまり、白色光画像に対応する電荷が C C D 4 2 に蓄積される。

【 0 0 8 9 】

続いて、遮光期間になると、読み出しパルスに基づいて、撮像された白色光画像に対応する撮像信号が C C D 4 2 から読み出され、プロセッサ装置 1 4 の信号処理回路 6 0 に入

50

力されて内視鏡画像の映像信号とされる。

【 0 0 9 0 】

信号処理回路 6 0 では、内視鏡画像として、電子内視鏡装置 1 4 よって撮像された白色光画像の映像信号が順次モニタ 2 0 に出力され、白色光画像が表示される。これ以後、白色光の照射期間および遮光期間において、上記の動作が繰り返される。

【 0 0 9 1 】

撮像が終了すると、電子内視鏡装置 1 2 の挿入部 2 2 が被写体の体腔内から取り出され、各装置の電源がオフとされる。

【 0 0 9 2 】

続いて、自家蛍光観察モードのときの動作を説明する。

10

【 0 0 9 3 】

自家蛍光観察モードの場合、電子内視鏡装置 1 2 とプロセッサ装置 1 4 および白色光の光源装置 1 6 とがコネクタ 2 6 およびユニバーサルコード 2 8 を介して接続されるとともに、励起光の光源装置 1 8 とプロセッサ装置 1 4 および白色光の光源装置 1 6 とがコネクタ 1 0 6 およびユニバーサルコード 1 0 8 を介して接続される。そして、励起光の光源装置 1 8 の光ファイバー 1 0 4 が電子内視鏡装置 1 2 の鉗子入口 3 8 a から挿入され、鉗子チャンネル 3 8 の内部に装着された後、各装置の電源がオンとされる。

【 0 0 9 4 】

電子内視鏡装置 1 2 の観察モード切替ボタン 5 0 によって自家蛍光観察モードに設定されると、自家蛍光観察モードを表す観察モード信号がプロセッサ装置 1 4 の C P U 6 4 および白色光の光源装置 1 6 の C P U 9 4 に入力される。

20

【 0 0 9 5 】

続いて、励起光の光源装置 1 8 の光ファイバー 1 0 4 が鉗子チャンネル 3 8 に装着された電子内視鏡装置 1 2 の挿入部 2 2 が被写体の体腔内に挿入され、同様に、先端部 2 2 a が撮影対象部位の方向に向けられる。なお、電子内視鏡装置 1 2 の挿入部 2 2 a を被写体の体腔内に挿入した後、励起光の光源装置 1 8 の光ファイバー 1 0 4 を電子内視鏡装置 1 2 の鉗子入口 3 8 a から挿入して鉗子チャンネル 3 8 内に装着してもよい。

【 0 0 9 6 】

プロセッサ装置 1 4 では、前述のように、観察モード信号に対応する読み出しパルスおよび電子シャッタパルスと、同期パルスとが生成される。同期パルスの周期は、観察モードに関係なく常に同じである。

30

【 0 0 9 7 】

自家蛍光観察モードのときの白色光の光源装置 1 6 の動作は、ロータリーシャッタ 7 8 が白色光観察モードのときの半分の速度で回転され、白色光の 1 サイクルが同期パルスの 2 サイクルと同じ周期となる点を除いて、白色光観察モードのときと同じである。白色光の 1 サイクルにおいて、一方の同期パルスのサイクルで白色光が照射され、他方の同期パルスのサイクルで励起光が照射される。つまり、同期パルスの 1 サイクル毎に白色光と励起光が交互に照射される。

【 0 0 9 8 】

また、白色光の光源装置 1 6 では、自家蛍光観察モードのとき、図 9 に示すように、白色光の照射期間および遮光期間が白色光観察モードのときの 2 倍の長さとなるが、電子シャッタパルスに基づく C C D 4 2 の電子シャッタ動作により、自家蛍光観察モードのときの C C D 4 2 の蓄積期間は、白色光観察モードの場合の C C D 4 2 の蓄積時間と同じになるように制御される。

40

【 0 0 9 9 】

励起光の光源装置 1 8 では、同期パルスに基づいて、同期処理回路 9 6 で同期処理が行われ、C C D 4 2 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間と、励起光の照射期間および遮光期間とが同期されるとともに、白色光の照射期間および遮光期間と、励起光の照射期間および遮光期間とが同期される。

【 0 1 0 0 】

50

また、光量制御回路 98 により、白色光の光源装置 16 の光量制御回路 80 からの光量制御信号に基づいて、レーザ光源 102 から発せられる励起光の光量が、白色光の光量に対して $1/10$ 等の一定の比率で変化するように、レーザ光源 102 から照射される励起光の光量を制御するための光量制御信号が出力される。

【0101】

そして、同期処理回路 96 による同期処理、および、光量制御回路 98 による光量制御に基づいて、レーザドライバ 100 の駆動により、レーザ光源 102 から、所定のタイミング、所定の光量のレーザ光（励起光）が発せられ、光ファイバー 104 の入射端に導かれる。

【0102】

図 9 は、自家蛍光観察モードのときの電子内視鏡システムの動作を表すタイミングチャートである。このタイミングチャートには、上から順に、ロータリーシャッタ 78 の光透過/遮光タイミング、レーザ光源 102 の発光タイミング、CCD 42 の読み出しパルス（同期パルス）、CCD 42 の電荷蓄積期間および撮像信号出力期間が表されている。同図に示すように、自家蛍光観察モードでは、同期パルスの 1 サイクル毎に、白色光の照射期間と励起光の照射期間とが交互に繰り返される。

【0103】

白色光の照射期間には、白色光の光源装置 16 から白色光が被写体に照射され、CCD 42 に白色光画像に対応する電荷が蓄積される。続いて、白色光の遮光期間になると、CCD 42 から白色光画像の撮像信号が出力される。

【0104】

励起光の光源装置 18 からの励起光の照射は、CCD 42 から白色光画像の撮像信号が出力されている期間、つまり、白色光の遮光期間に同時に行われる。なお、図 9 の例では、励起光の照射と白色光画像の撮像信号の出力の一部が同時に行われている。

【0105】

励起光の照射期間には、白色光の光源装置 16 からの白色光が遮光された状態で、励起光の光源装置 18 から発せられる励起光が光ファイバー 104 によって導光され、電子内視鏡装置 12 の先端部 22a の鉗子出口 38b から被写体に照射される。そして、励起光が照射された被写体から発せられる自家蛍光が、励起光カットフィルタ 32、観察窓 34、光学系 40 を通して CCD 42 で受光され、電子シャッタパルスに基づいて、光電変換されて自家蛍光画像が撮像される。つまり、自家蛍光画像に対応する電荷が CCD 42 に蓄積される。

【0106】

続いて、励起光の遮光期間になると、読み出しパルスに基づいて、撮像された自家蛍光画像に対応する撮像信号が CCD 42 から読み出され、プロセッサ装置 14 の信号処理回路 60 に入力される。

【0107】

続く白色光の光源装置 16 からの白色光の照射は、CCD 42 から自家蛍光画像の撮像信号が出力されている期間に同時に行われる。なお、図 9 の例では、白色光の照射と自家蛍光画像の撮像信号の出力の一部が同時に行われている。

【0108】

信号処理回路 60 では、電子内視鏡装置 12 によって撮像された白色光画像および自家蛍光画像に画像処理が施され、両者が重ね合わせられた合成画像が生成され、これが内視鏡画像としてモニタ 20 に表示される。これ以後、白色光の照射期間および遮光期間と、励起光の照射期間および遮光期間において、上記の動作が繰り返される。

【0109】

撮像が終了すると、電子内視鏡装置 12 の挿入部 22 が被写体の体腔内から取り出され、各装置の電源がオフとされる。

【0110】

本発明は、基本的に以上のようなものである。

10

20

30

40

50

以上、本発明について詳細に説明したが、本発明は上記実施形態に限定されず、本発明の主旨を逸脱しない範囲において、種々の改良や変更をしてもよいのはもちろんである。

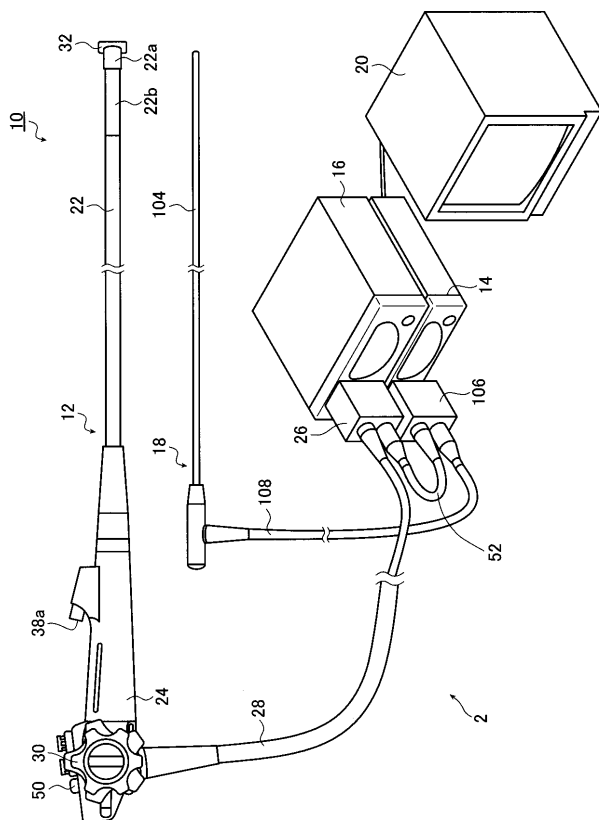
【符号の説明】

【 0 1 1 1 】

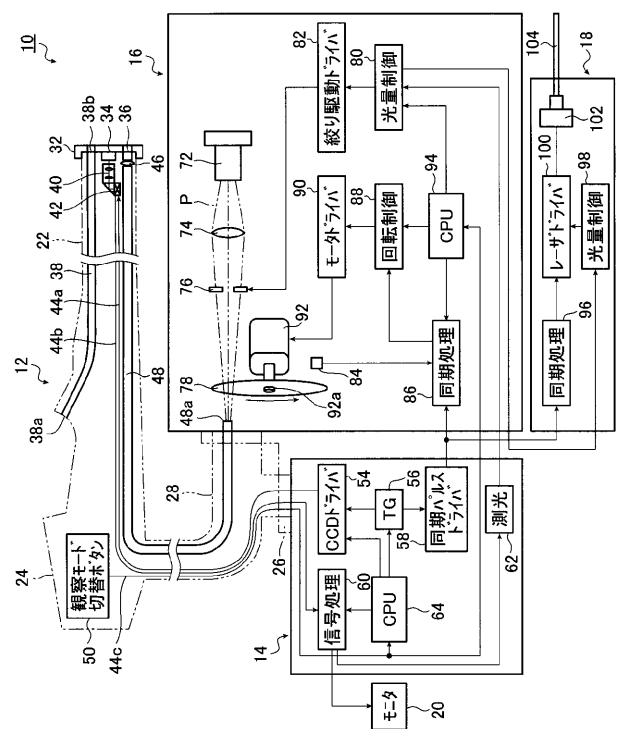
1 0	電子内視鏡システム	
1 2	電子内視鏡装置	
1 4	プロセッサ装置	
1 6	白色光の光源装置	
1 8	励起光の光源装置	
2 0	モニタ	10
2 2	挿入部	
2 2 a	先端部	
2 2 b	湾曲部	
2 4	操作部	
2 6、1 0 6	コネクタ	
2 6 a	第 1 コネクタ	
2 6 b	第 2 コネクタ	
2 8、1 0 8	ユニバーサルコード	
3 0	アングルノブ	
3 2	励起光カットフィルタ	20
3 4	観察窓	
3 6	照明窓	
3 8	鉗子チャンネル	
3 8 a	鉗子入口	
3 8 b	鉗子出口	
4 0	光学系	
4 2	C C D	
4 4 a、4 4 b	信号線	
4 6	照射レンズ	
4 8、1 0 4	光ファイバー	30
4 8 a	入射端	
5 0	観察モード切替ボタン	
5 2	コード	
5 4	C C D ドライバ	
5 6	タイミングジェネレータ (T G)	
5 8	同期パルスドライバ	
6 0	信号処理回路	
6 2	測光回路	
6 4、9 4	C P U	
6 6	A / D 変換回路	40
6 8	色調補正部	
7 0	画像処理部	
7 2	白色光光源	
7 4	レンズ	
7 6	絞り調節機構	
7 8	ロータリーシャッタ	
8 0、9 8	光量制御回路	
8 2	絞り駆動ドライバ	
8 4	位置検出器	
8 6、9 6	同期処理回路	50

- | | |
|-------|---------|
| 8 8 | 回転制御回路 |
| 9 0 | モータドライバ |
| 9 2 | モータ |
| 1 0 0 | レーザドライバ |
| 1 0 2 | レーザ光源 |

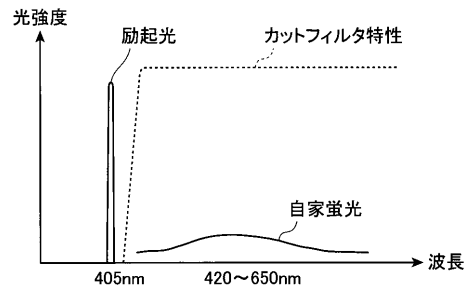
【 図 1 】



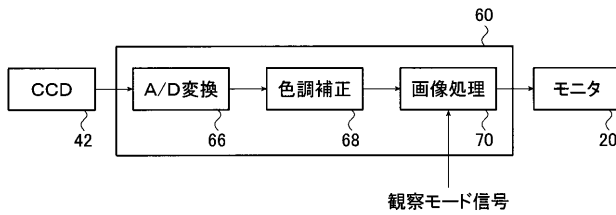
【 図 2 】



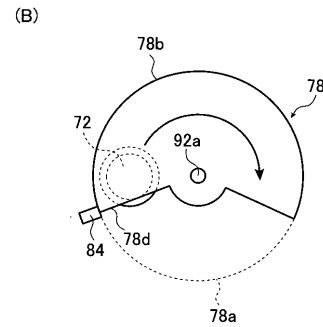
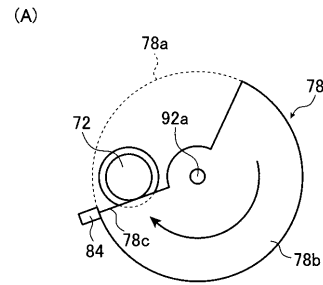
【図 3】



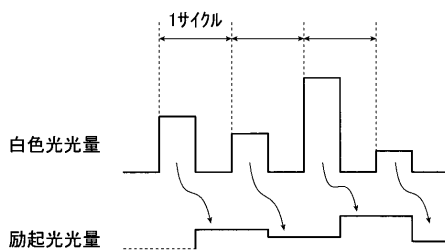
【図 4】



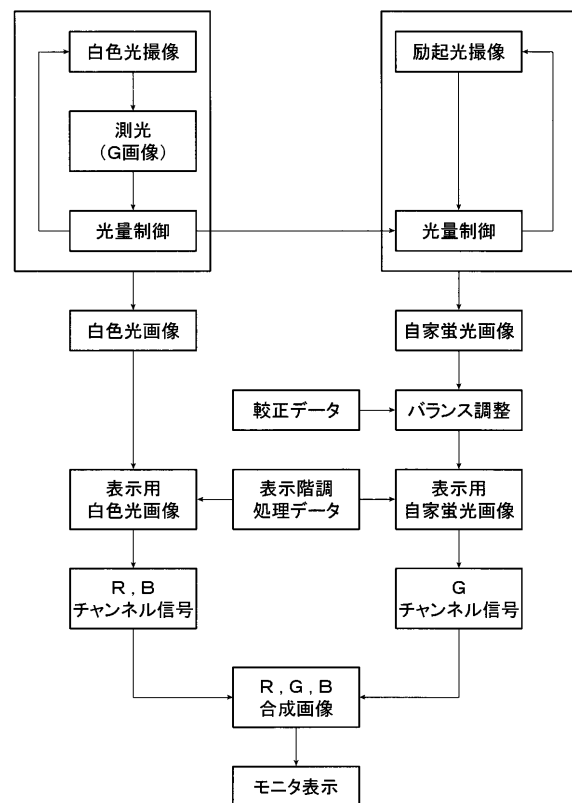
【図 5】



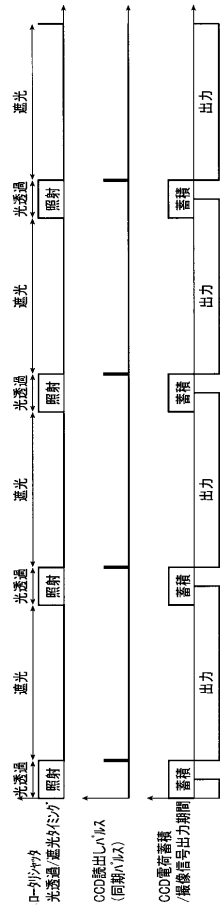
【図 6】



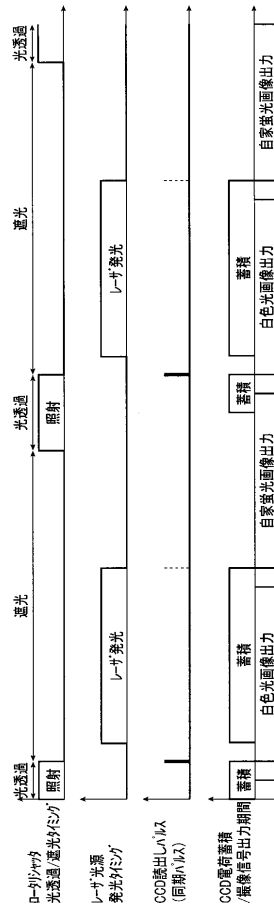
【図 7】



【図 8】



【図 9】



フロントページの続き

F ターム(参考)	4C061	BB01	BB08	CC06	FF06	FF40	FF43	GG01	HH21	LL02	PP12
		QQ02	QQ04	QQ07	QQ09	RR02	RR03	RR04	RR14	WW04	WW17
	4C161	BB01	BB08	CC06	FF06	FF40	FF43	GG01	HH21	LL02	PP12
		QQ02	QQ04	QQ07	QQ09	RR02	RR03	RR04	RR14	WW04	WW17

专利名称(译)	用于激发光的光源装置和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2012010962A	公开(公告)日	2012-01-19
申请号	JP2010150319	申请日	2010-06-30
[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		
[标]发明人	江利川昭彦		
发明人	江利川 昭彦		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/06.A A61B1/00.334 A61B1/00.511 A61B1/00.650 A61B1/00.731 A61B1/018 A61B1/045.610 A61B1/06.510 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.732		
F-TERM分类号	4C061/BB01 4C061/BB08 4C061/CC06 4C061/FF06 4C061/FF40 4C061/FF43 4C061/GG01 4C061/HH21 4C061/LL02 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR14 4C061/WW04 4C061/WW17 4C161/BB01 4C161/BB08 4C161/CC06 4C161/FF06 4C161/FF40 4C161/FF43 4C161/GG01 4C161/HH21 4C161/LL02 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR14 4C161/WW04 4C161/WW17 4C161/SS06		
代理人(译)	伊藤英明		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于激发光的光源装置，以及能够利用现有电子内窥镜系统以低成本实现自发荧光图像的成像功能的电子内窥镜系统。解决方案：电子内窥镜系统包括光源白光装置；激发光的光源装置；内窥镜装置，用于引导白光照射被检体，并通过固体成像元件对反射光进行光电转换，以对白光图像进行成像，或者通过固体成像对从被激发光照射的被检体发出的自发荧光进行光电转换在白色阴影状态下的元素，以成像自发荧光图像；激励光截止滤光器，作为盖子安装到内窥镜装置的插入部分的尖端，并且切断由固体成像元件接收的光中包括激发光的预定带的波长的光；信号处理电路，用于形成白光图像和自发荧光图像的合成图像。用于激发光的光源装置总是照射激发光并基于白光的光量控制信号控制激发光的光量，使得激发光的光量以与白光的光量的预定相关性改变。

