

(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2007-143647
(P2007-143647A)

(43) 公開日 平成19年6月14日(2007.6.14)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 G 0 4 3
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
G 0 1 N 21/64 (2006.01)	G 0 1 N 21/64 Z	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2005-339317 (P2005-339317)	(71) 出願人	304050923
(22) 出願日	平成17年11月24日 (2005.11.24)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
		(74) 代理人	100076233
			弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	高杉 啓
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
			オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
		F ターム (参考)	2G043 AA03 BA16 EA01 EA14 FA01
			FA06 HA05 HA11 JA02 KA02
			KA05 LA03 NA13
			2H040 BA09 CA02 CA04 CA06 DA21
			DA41 GA02 GA10 GA11
			4C061 CC06 HH54 LL02 NN01 PP12
			QQ02 QQ04 RR02 RR04 RR15

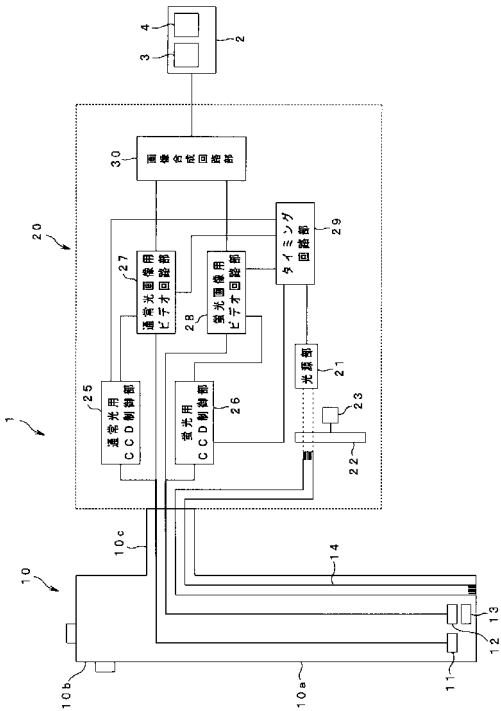
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置

(57) 【要約】

【課題】 通常光観察用の画像と蛍光観察用の画像とを同時に生成し、双方の画像を容易に対比可能とする。

【解決手段】 ビデオプロセッサ20のタイミング回路部29からのタイミング信号により通常光用CCD制御部25を介して通常光用CCD11が駆動される同時に蛍光用CCD制御部26を介して蛍光用CCD12が駆動される。そして、RGB面順次方式による通常光用CCD11からの撮像信号が通常光画像用ビデオ回路部27で処理されて通常の色画像が生成される。方、蛍光用CCD12からの撮像信号が蛍光画像用ビデオ回路部28で処理され、青色の照明光で励起されて蛍光透過用フィルタ13を透過した被写体の撮像信号が抽出され、被写体の蛍光画像が生成される。被写体の通常の色画像と蛍光画像は、画像合成回路部30で合成されてモニタ2に出力され、通常光画像と蛍光画像とが並列或いは重ねて表示される。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子シャッタを有して通常光による被写体像を撮像する通常光撮像手段と、被写体からの蛍光像を撮像する蛍光撮像手段とを有する内視鏡と、

前記通常光撮像手段及び前記蛍光撮像手段からの撮像信号を信号処理し、通常光画像と蛍光画像とを生成する画像処理装置とを備えた電子内視鏡装置において、

前記画像処理装置は、

前記通常光撮像手段を駆動する通常光撮像制御手段と、

前記蛍光撮像手段を駆動する蛍光撮像制御手段と、

前記通常光撮像手段からの撮像信号を信号処理し、前記通常光画像を生成する通常光画像用信号処理手段と、

前記被写体の蛍光像を含む撮像信号を信号処理し、前記蛍光画像を生成する蛍光画像用信号処理手段とを備え、

前記通常光撮像制御手段と前記蛍光撮像制御手段とは同時に駆動されることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記通常光撮像手段及び前記蛍光撮像手段に対して前記被写体が蛍光を発する波長の励起光を含む共通の照明光を用い、

前記通常光撮像制御手段は、

前記通常光撮像手段の露光量を前記電子シャッタを介して制御し、前記通常光画像の明るさを適正化することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記通常光撮像手段及び前記蛍光撮像手段に対して前記被写体が蛍光を発する波長の励起光を含む共通の照明光を用い、

前記蛍光撮像制御手段は、

前記蛍光撮像手段のゲインを制御して前記蛍光画像の明るさを適正化することを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記通常光撮像手段及び前記蛍光撮像手段に対して前記被写体が蛍光を発する波長の励起光を含む共通の照明光を用い、

更に、前記励起光の照射タイミングに合わせて別系統の光路から前記励起光を前記被写体に照射することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記蛍光撮像手段の前面に、

互いにフィルタ特性が異なる複数の蛍光透過用フィルタを備え、

前記蛍光画像用信号処理手段は、

前記複数の蛍光透過用フィルタの各々を透過した光による複数の蛍光画像を生成することを特徴とする請求項 1 記載の電子内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、通常光による観察と蛍光による観察とを行うことのできる電子内視鏡装置に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡による生体組織の観察においては、可視光を用いた通常の内視鏡観察に加え、励起光を照射して蛍光像による観察を行う蛍光観察がある。この蛍光観察は、生体組織に対して波長 400 nm ~ 480 nm の光(励起光)を照射すると、正常な組織は略 480 nm ~ 630 nm の範囲の蛍光を強く発し、癌細胞等の患部は蛍光が弱くなることを利用したものであり、通常の内視鏡観察では視認しにくい早期癌等の異常部位を発見し得る技術と

10

20

30

40

50

して知られている。

【0003】

従来、蛍光診断に用いられる電子内視鏡装置は、例えば特許文献1に開示されているように、光源から発せられた照明光路中に励起光だけを透過する励起用フィルタを配置すると共に、内視鏡の挿入部先端の対物光学系と固体撮像素子との間に、蛍光の波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタを配置している。

【特許文献1】特開平4-150845号公報

【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、特許文献1に開示されているような装置では、被写体に照射される照明光は励起光であり、固体撮像素子に入射する光線は蛍光だけになるので、蛍光観察専用の装置となり、被写体に対して通常光による内視鏡観察をすることはできない。

【0005】

このため、従来、患部の位置や状態を視覚的に観察するために内視鏡観察を行う場合には、その度に、蛍光観察用の内視鏡装置と通常光観察用の内視鏡装置とを取り替えて交互に使用する必要があり、患者及び医師の双方にとって大きな負担になっていた。

【0006】

そこで、通常の内視鏡観察と蛍光観察とを切り替え可能とする電子内視鏡装置が望まれるが、単に通常の内視鏡観察と蛍光観察とを切り替えるだけでは、同じタイミングで通常光観察像と蛍光観察像とを撮像することができず、通常光観察画像と蛍光観察画像とを同時に観察することはできない。従って、観察画像の切り替え中に被写体が動いてしまうと、同一部位を観察できない等、通常光観察画像と蛍光観察画像との対比が容易ではないといった問題が生じる。

【0007】

本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、通常光観察用の画像と蛍光観察用の画像とを同時に生成し、双方の画像を容易に対比可能とする電子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】

【0008】

上記目的を達成するため、本発明による電子内視鏡装置は、電子シャッタを有して通常光による被写体像を撮像する通常光撮像手段と、被写体からの蛍光像を撮像する蛍光撮像手段とを有する内視鏡と、前記通常光撮像手段及び前記蛍光撮像手段からの撮像信号を信号処理し、通常光画像と蛍光画像とを生成する画像処理装置とを備えた電子内視鏡装置において、前記画像処理装置は、前記通常光撮像手段を駆動する通常光撮像制御手段と、前記蛍光撮像手段を駆動する蛍光撮像制御手段と、前記通常光撮像手段からの撮像信号を信号処理し、前記通常光画像を生成する通常光画像用信号処理手段と、前記被写体の蛍光像を含む撮像信号を信号処理し、前記蛍光画像を生成する蛍光画像用信号処理手段とを備え、前記通常光撮像制御手段と前記蛍光撮像制御手段とは同時に駆動されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明による電子内視鏡装置によれば、通常光観察用の画像と蛍光観察用の画像とを時間差のない同じタイミングで同じ部位の画像として同時に得ることが可能であり、従来のような通常光観察と蛍光観察の切り替え作業も必要なく、観察者の操作性を向上して負担を軽減することができる。また、同じタイミングで得られた異なる観察モードの画像を見ることができるため、蛍光観察用の画像と通常光観察用の画像との対比が行いやすい内視鏡画像を得ることが可能である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図１～図３は本発明の実施の第１形態に係わり、図１は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図２はＲＧＢ回転フィルタの構成を示す説明図、図３は蛍光波長帯域と各フィルタ特性を示す説明図である。

【００１１】

図１において、符号１は電子内視鏡装置であり、この電子内視鏡装置１は、可視光による被写体の通常光観察及び被写体から発する蛍光による蛍光観察が可能な電子内視鏡１０と、電子内視鏡１０を駆動し、電子内視鏡１０で撮像した通常光観察像及び蛍光観察像を信号処理して通常光画像及び蛍光画像を生成する画像処理装置としてのビデオプロセッサ２０とを備えて構成されている。ビデオプロセッサ２０にはモニタ２が接続され、このモニタ２の画面に通常光観察画像３及び蛍光観察画像４が表示される。

10

【００１２】

電子内視鏡１０は、体腔内等に挿入される可撓性の挿入部１０ａと、この挿入部１０ａの基端側に設けられた操作部１０ｂとを備え、操作部１０ｂの側部から延出されるユニバーサルコード１０ｃを介してビデオプロセッサ２０に連結される。挿入部１０ａの先端部には、通常光撮像手段である撮像素子１１と、蛍光撮像手段である撮像素子１２とが前方に向けて並んで配置されている。通常光撮像用の撮像素子１１としては、電子シャッター機能に対応した固体撮像素子で例えばモノクロ用の電荷結合素子（ＣＣＤ）が用いられ、蛍光撮像用の撮像素子１２としては、例えば、微弱な生体からの蛍光を捕らえることが可能な高感度固体撮像素子が用いられる。

【００１３】

尚、以下では、通常光撮像用の撮像素子１１を主として通常光用ＣＣＤ１１と記載し、蛍光撮像用の撮像素子１２を主として蛍光用ＣＣＤ１２と記載する。

20

【００１４】

これらの通常光用ＣＣＤ１１及び蛍光用ＣＣＤ１２においては、一方の蛍光用ＣＣＤ１２の前面に５２０ｎｍ～７００ｎｍの波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタ１３が配置され、他方の通常光用ＣＣＤ１１の前方には、蛍光透過用フィルタは配置されていない。そして、これらのＣＣＤ１１，１２の前方に対物光学系（図示せず）が配置され、前方の被写体の像が各ＣＣＤ１１，１２の撮像面に結像される。

【００１５】

尚、通常光用ＣＣＤ１１と蛍光用ＣＣＤ１２との両者に対して共通の一つの対物光学系を配置するようにしても良い。

30

【００１６】

また、挿入部１０ａ先端の対物光学系と並んで、照明用ライトガイドファイババンドル（以下、単に「ライトガイド」と記載）１４の出射端が照明光学系（図示せず）を介して配置されている。ライトガイド１４は、挿入部１０ａからユニバーサルコード１０ｃを経てビデオプロセッサ２０に接続され、ビデオプロセッサ２０内に設けた光源から入射端に入射された照明光を導光し、内視鏡先端の出射端から対物光学系の観察範囲に向けて照明光を照射する。

【００１７】

ビデオプロセッサ２０は、ライトガイド１４に照明光を供給するための光源系やＣＣＤ駆動及び信号処理のための各種信号処理回路系を備えている。照明光供給用の光源系としては、例えばキセノンランプや調光回路等を有する光源部２１を備え、この光源部２１とライトガイド１４の入射端との間の照明光路中に、ＲＧＢ回転フィルタ２２が配置されている。

40

【００１８】

光源部２１からの出射光は、ＲＧＢ回転フィルタ２２を透過してライトガイド１４により導光され、電子内視鏡１０の挿入部１０ａ先端から出射される。ＲＧＢ回転フィルタ２２は、図２に示されるように、赤（Ｒ），緑（Ｇ），青（Ｂ）の３色のフィルタ２２ａ，２２ｂ，２２ｃを各々扇状に形成したものであり、光源部２１を介して制御されるモータ２３によって等速度で回転される。その結果、電子内視鏡１０の挿入部１０ａ先端の前方

50

にある被写体が、赤、緑、青の3色の照明光によって順に繰り返し照明される。

【0019】

尚、各フィルタ22a, 22b, 22cが透過する光の波長領域は、例えば、赤(R): 580nm~650nm、緑(G): 500nm~580nm、青(B): 400nm~500nmである。

【0020】

また、ビデオプロセッサ20の各種信号処理回路系としては、通常光用CCD11の駆動・制御を行う通常光撮像制御手段としての通常光用CCD制御部25、蛍光用CCD12の駆動・制御を行う蛍光撮像制御手段としての蛍光用CCD制御部26、通常光用CCD11からの撮像信号を処理し、通常光画像を生成する通常光画像用信号処理手段としての通常光画像用ビデオ回路部27、蛍光用CCD12からの撮像信号を処理し、蛍光画像を生成する蛍光画像用信号処理手段としての蛍光画像用ビデオ回路部28、各部を同期して動作させるタイミング信号を生成するタイミング回路部29、通常光画像と蛍光画像とを合成し、モニタ2へ出力する画像合成回路部30が備えられている。

10

【0021】

通常光用CCD制御部25は、通常光用CCD11を駆動し、RGB回転フィルタ22を介して被写体に照射される照明光による撮像を制御する。また、蛍光観察に合わせて照明光量が増大された場合には、通常光用CCD11の電子シャッタによる露光制御を行い、適正な明るさの通常光画像が得られるように露光量を調整する。

【0022】

蛍光用CCD制御部26は、蛍光用CCD12を駆動し、RGB回転フィルタ22を介して被写体に照射される照明光により、被写体から発生する蛍光による像を含む被写体像の撮像を制御する。このとき、照明光の光量を最大にしても十分な明るさの蛍光画像が得られない場合には、蛍光用CCD12のゲインを制御して適正な明るさの蛍光画像が得られるように調整する。

20

【0023】

通常光画像用ビデオ回路部27は、通常光用CCD11から伝達される撮像信号を処理し、被写体の通常のカラー映像信号を生成する。一方、蛍光画像用ビデオ回路部28は、蛍光用CCD12から伝達される撮像信号のうち、蛍光透過用フィルタ13を透過する波長の光による撮像信号を抽出し、被写体の蛍光画像を生成する。

30

【0024】

タイミング回路部29は、タイミング信号を生成し、通常光用CCD制御部25、蛍光用CCD制御部26、通常光画像用ビデオ回路部27、蛍光画像用ビデオ回路部28、RGB回転フィルタ22を回転させるモータ23を制御する光源部21にタイミング信号を供給する。このタイミング信号に基づいて、通常光用CCD制御部25と蛍光用CCD制御部26とが同時に駆動され、通常光用CCD11と蛍光用CCD12とで同じタイミングで撮像された通常光による被写体像と蛍光像とを得ることができる。また、通常光画像用ビデオ回路部27及び蛍光画像用ビデオ回路部28の各処理、及びモータ23によるRGB回転フィルタ22の回転が同期を取って制御される。

【0025】

画像合成回路部30は、通常光画像用ビデオ回路部27からの通常光画像と蛍光画像用ビデオ回路部28からの蛍光画像とを合成処理し、通常光画像と蛍光画像との一方又は双方からなる合成画像をモニタ2に出力し、モニタ2の画面に合成画像を表示させる。図1においては、モニタ2の画面に、通常光観察画像3と蛍光観察画像4とを並列に表示する例を示している。

40

【0026】

以上の構成による電子内視鏡装置1による内視鏡観察では、ビデオプロセッサ20のタイミング回路部29からのタイミング信号に基づいて光源部21のランプ発光及びモータ23によるRGB回転フィルタ22の回転が制御され、被写体が赤、緑、青の3色の照明光によって順に繰り返し照明される。また、タイミング回路部29からのタイミング信号

50

により、通常光用ＣＣＤ制御部２５を介して通常光用ＣＣＤ１１が駆動され、同時に蛍光用ＣＣＤ制御部２６を介して蛍光用ＣＣＤ１２が駆動される。

【００２７】

その結果、通常光用ＣＣＤ１１においては、いわゆるＲＧＢ面順次方式による撮像が行われ、このＲＧＢ面順次方式による撮像信号が通常光画像用ビデオ回路部２７に入力される。通常光画像用ビデオ回路部２７では、プリプロセスによるノイズ除去やカラーバランス補正を経てＲ、Ｇ、Ｂ信号の同時化を行い、更に、ガンマ補正や色補正等の処理を行って被写体の通常のカラー映像信号を生成する。

【００２８】

方、蛍光用ＣＣＤ１２からの撮像信号は、蛍光画像用ビデオ回路部２８に入力される。蛍光画像用ビデオ回路部２８では、ＲＧＢ回転フィルタ２２による赤、緑、青の照明光のうち、青色の照明光（波長４００ｎｍ～５００ｎｍ）で被写体が照明されたときの信号だけを抽出し、被写体の蛍光画像を生成する。つまり、蛍光用ＣＣＤ１２で得られる画像は、蛍光透過用フィルタ１３を透過することができる波長の光による像であり、図３に示すように、青色の照明光に含まれる波長４００ｎｍ～５００ｎｍの励起光によって被写体から波長５２０ｎｍ～７００ｎｍの光が励起され、蛍光透過用フィルタ１３を透過して蛍光用ＣＣＤ１２で撮像された被写体像から蛍光画像が生成される。

【００２９】

この場合、生体から発生する蛍光は微弱であるため、明瞭な蛍光画像を得るためには、照明光の光量を通常光観察よりも増大させる必要がある。しかしながら、本実施形態の電子内視鏡１０においては、通常光観察と蛍光観察とで照明光が共通となっており、蛍光観察にあわせて照明光量を増大させると通常光画像には明るすぎる照明光となり、適正な照明光量とはならない場合がある。

【００３０】

従って、通常光用ＣＣＤ制御部２５は、通常光用ＣＣＤ１１の電子シャッタ制御を行って露光量を調節し、適正な明るさの通常光画像が得られるようにする。電子シャッタによる露光量の調節方法は、周知の一般的な制御で良く、明るすぎる照明光に対して、通常光用ＣＣＤ１１の電荷蓄積時間を、ＲＧＢの各色光に対してカラーバランスを一定に保持しながら短縮するように制御し、撮像に寄与する光量すなわち画像の明るさを適正光量に調整する。

【００３１】

更に、照明光量を最大にしても十分な明るさが得られない場合は、蛍光用ＣＣＤ制御部２６は、蛍光用ＣＣＤ１２のゲインを制御することにより、適正な明るさの蛍光画像が得られるようにする。例えば、蛍光用ＣＣＤ１２として、素子内部にＣＭＤ（Charge Multiplication Device）のイオン化を利用した電荷の増倍機構を有する高感度撮像素子を用いた場合、蛍光用ＣＣＤ制御部２６は、素子への制御パルス或いは印加電圧を制御して素子内での信号の増幅率を増大させることにより、照明光量の不足を補って適正な明るさの蛍光画像が得られるように制御する。

【００３２】

通常光画像用ビデオ回路部２７で生成されたカラー画像と蛍光画像用ビデオ回路部２８で生成された蛍光画像とは、画像合成回路部３０に入力されて合成処理され、蛍光画像と通常光画像の一方又は両方からなる合成画像が生成される。この合成画像は、画像合成回路部３０からモニタ２に出力され、例えば、図１に示すように、モニタ２の画面に通常光観察画像３と蛍光観察画像４とが並列に表示される。

【００３３】

尚、図１では、通常光観察画像３と蛍光観察画像４を並列に表示しているが、表示方法はこれに限らず、通常光観察画像３と蛍光観察画像４を重ねて表示しても良い。

【００３４】

以上のように本実施形態の電子内視鏡装置１においては、通常光観察画像と蛍光観察画像を同時に得ることができるため、これまで必要であった通常光観察と蛍光観察とを切り

10

20

30

40

50

替える作業がなくなり、観察者の操作性が向上し、切り替え操作による負担を軽減することができる。また、同じタイミングで得られた異なる観察モードの画像を見ることができ、蛍光観察画像と通常光観察画像との対比が行いやすいという利点があり、診断能の向上に寄与することができる。

【0035】

更に、通常光用撮像素子の露光制御や蛍光用撮像素子のゲイン制御を行うことにより、共通の照明光に対して通常光観察画像と蛍光観察画像との双方を適正な明るさの画像にすることができ、光源系の構成を簡素化してシステムコストの低減を図ることができる。

【0036】

次に、本発明の実施の第2形態について説明する。図4及び図5は本発明の実施の第2形態に係り、図4は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図5はRGB回転フィルタの構成を示す説明図である。

【0037】

第2形態は、前述の第1形態に対し、通常光観察用の照明系とは別系統で蛍光観察用の青色の励起光を出射する照明系を設けたものである。尚、第1形態と同様の動作をする部材や回路部については同様の番号を付して、その説明を省略する。

【0038】

図4に示すように、第2形態の電子内視鏡装置40は、通常光観察及び蛍光観察が可能な電子内視鏡50と、この電子内視鏡50を駆動し、電子内視鏡50からの通常光観察像及び蛍光観察像を信号処理してモニタ2に通常光観察画像及び蛍光観察画像を表示するビデオプロセッサ60とを備えて構成されている。電子内視鏡50は、第1形態の電子内視鏡10と同様、可撓性の挿入部50aと、この挿入部50aの基端側に設けられた操作部50bとを備え、操作部50bの側部から延出されるユニバーサルコード50cを介してビデオプロセッサ60に連結される。

【0039】

電子内視鏡50の挿入部50a先端部には、通常光用CCD11と蛍光用CCD12とが前方に向けて並んで配置されており、一方の蛍光用CCD12の前面に520nm~700nmの波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタ13が配置され、他方の通常光用CCD11の前方には、蛍光透過用フィルタは配置されていない。また、両CCD11, 12の対物光学系の観察範囲に向けて照明光を照射するライトガイド14の出射端に並んで、ライトガイド14とは別系統の光路から青色の励起光を照明光として出射するための青色LED51が配置されている。

【0040】

この電子内視鏡50に対応するビデオプロセッサ60は、第1形態のビデオプロセッサ20に対し、通常光用CCD11の駆動・制御を行う通常光用CCD制御部25、蛍光用CCD12の駆動・制御を行う蛍光用CCD制御部26、通常光画像と蛍光画像とを合成し、モニタ2へ出力する画像合成回路部30は同様であるが、光源部21とライトガイド14の入射端との間の照明光路中に配置されるRGB回転フィルタ61、通常光用CCD11からの撮像信号を処理し、通常光画像を生成する通常光画像用ビデオ回路部62、蛍光用CCD12からの撮像信号を処理し、蛍光画像を生成する蛍光画像用ビデオ回路部63、各部を同期して動作させるタイミング信号を生成するタイミング回路部64の機能構成が若干異なる。

【0041】

RGB回転フィルタ61は、図5に示されるように、赤(R)、緑(G)、青(B)の通常光観察用の3色のフィルタ61a, 61b, 61cに加え、蛍光観察用の青フィルタ61dを、通常光観察用の青フィルタ61c及び赤フィルタ61aに隣接して設け、各々を扇状に形成して配置したものである。これによって、RGB回転フィルタ61がモータ23によって等速度で回転されると、赤フィルタ61a、緑フィルタ61b、青フィルタ61c, 61dが順次光路上に挿入され、その結果、ライトガイド14を経由して挿入部50a先端の前方にある被写体が赤、緑、青(通常光観察用)、青(蛍光観察用)の順に、3

10

20

30

40

50

種類計 4 つの照明光で繰り返し照明され、青色の照明光が 2 回続けて照射されることになる。尚、各フィルタ 6 1 a ~ 6 1 d が透過する光の波長領域は第 1 形態と同様である。

【 0 0 4 2 】

また、電子内視鏡 5 0 の挿入部 5 0 a 先端部に配置された青色 L E D 5 1 は、R G B 回転フィルタ 6 1 の蛍光観察用の青フィルタ 6 1 d が光路上に挿入されるタイミングで発光し、照明光量を増大させて蛍光観察時に必要な照明光量を確保する。青色 L E D 5 1 の発光タイミングは、ビデオプロセッサ 6 0 のタイミング回路部 6 4 によって制御される。

【 0 0 4 3 】

タイミング回路部 6 4 からのタイミング信号は、通常光用 C C D 制御部 2 5、蛍光用 C C D 制御部 2 6、通常光画像用ビデオ回路部 6 2、蛍光画像用ビデオ回路部 6 3、R G B 回転フィルタ 6 1 を回転させるモータ 2 3 を制御する光源部 2 1 に供給され、通常光用 C C D 制御部 2 5 と蛍光用 C C D 制御部 2 6 とが同時に駆動される。そして、同じタイミングで撮像された通常光による被写体像と蛍光像との各撮像信号が通常光画像用ビデオ回路部 6 2 及び蛍光画像用ビデオ回路部 6 3 に出力され、通常光画像用ビデオ回路部 6 2 及び蛍光画像用ビデオ回路部 6 3 での各処理、及びモータ 2 3 による R G B 回転フィルタ 6 1 の回転がタイミング回路部 6 4 からのタイミング信号により同期を取って制御される。

【 0 0 4 4 】

その結果、通常光用 C C D 1 1 においては、第 1 形態と同様、R G B 画順次方式による撮像が行われ、通常光画像用ビデオ回路部 6 2 において、被写体の通常のカラー映像信号が得られる。但し、通常光画像用ビデオ回路部 6 2 では、R G B 回転フィルタ 6 1 の赤フィルタ 6 1 a、緑フィルタ 6 1 b、通常光観察用の青フィルタ 6 1 c のタイミングで撮像された映像信号を同時化することによって通常光画像を生成し、蛍光観察用の青フィルタ 6 1 d 及び青色 L E D 5 1 によって照明されたタイミングで撮像された映像信号は使用しない。

【 0 0 4 5 】

方、蛍光用 C C D 1 2 からは、R G B 回転フィルタ 6 1 の蛍光観察用青フィルタ 6 1 d 及び青色 L E D 5 1 によって照明されて被写体から励起され、蛍光透過用フィルタ 1 3 を透過することができる蛍光による撮像信号と、R G B 回転フィルタ 6 1 を介して照明された被写体の撮像信号とが蛍光画像用ビデオ回路部 6 3 に伝達される。

【 0 0 4 6 】

蛍光画像用ビデオ回路部 6 3 では、R G B 回転フィルタ 6 1 の通常光観察用青フィルタ 6 1 c によって照明されたタイミングでの撮像信号を使用せず、R G B 回転フィルタ 6 1 の赤フィルタ 6 1 a 及び緑フィルタ 6 1 b によって照明されたタイミングでの撮像信号と、蛍光による撮像信号とを同時化することにより、蛍光画像を生成する。画像合成回路部 3 0 では、第 1 形態と同様、通常光画像用ビデオ回路部 6 2 と蛍光画像用ビデオ回路部 6 3 から出力された画像信号を合成処理し、蛍光観察画像と通常光観察画像の 方又は両方からなる合成画像を生成してモニタ 2 に出力する。

【 0 0 4 7 】

第 2 形態の電子内視鏡装置 4 0 においても、第 1 形態と同様、通常光観察画像と蛍光観察画像を同時に得ることができ、これまで必要であった通常光観察と蛍光観察の切り替え作業が必要なくなり、観察者の操作性が向上する。また、同じタイミングで得られた異なる観察モードの画像を見ることが出来るため、蛍光観察画像と通常光観察画像との対比が行いやすいという利点を得ることができる。

【 0 0 4 8 】

更に、第 2 形態の電子内視鏡装置 4 0 では、蛍光観察用の青フィルタ 6 1 d のタイミングで青色 L E D 5 1 を発光させて照明光量を増大させることにより、第 1 形態に比較してより簡素な制御で通常光観察画像と蛍光観察画像との両方の明るさを適性化することが可能となる。

【 0 0 4 9 】

次に、本発明の実施の第 3 形態について説明する。図 6 及び図 7 は本発明の実施の第 3

10

20

30

40

50

形態に係り、図 6 は電子内視鏡装置の構成を示すブロック図、図 7 は蛍光用 C C D 前面の対物光学系の構成を示す説明図である。

【 0 0 5 0 】

第 3 形態は、第 2 形態に対し、電子内視鏡 5 0 の蛍光用 C C D 1 2 の対物光学系を変更し、この対物光学系の変更に伴い、ビデオプロセッサ 6 0 の一部の機能を変更したものである。以下、第 1 , 第 2 形態と同様の部材や回路部については同様の番号を付加し、説明を省略する。

【 0 0 5 1 】

図 6 に示すように、第 3 形態の電子内視鏡装置 7 0 は、通常光観察及び蛍光観察が可能な電子内視鏡 8 0 と、電子内視鏡 8 0 を駆動し、電子内視鏡 8 0 からの通常光観察像及び
10 蛍光観察像を信号処理してモニタ 2 に合成画像を表示するビデオプロセッサ 9 0 とを備えて構成されている。電子内視鏡 8 0 は、第 1 , 第 2 形態の電子内視鏡 1 0 , 5 0 と同様、可撓性の挿入部 8 0 a と、この挿入部 8 0 a の基端側に設けられた操作部 8 0 b とを備え、操作部 8 0 b の側部から延出されるユニバーサルコード 8 0 c を介してビデオプロセッサ 9 0 に連結される。

【 0 0 5 2 】

電子内視鏡 8 0 の挿入部 8 0 a 先端部には、通常光用 C C D 1 1 と蛍光用 C C D 1 2 とが前方に向けて並んで配置されており、両 C C D 1 1 , 1 2 の対物光学系の観察範囲に向けて照明光を照射するライトガイド 1 4 の出射端に並んで、照明光として青色の励起光を
20 発光し、この青色励起光を出射する青色 L E D 5 1 が配置されている。

【 0 0 5 3 】

蛍光用 C C D 1 2 の前面の対物光学系 8 1 は、図 7 に示すように、被写体からの反射光をスプリッタ 8 2 で 2 つに分け、レンズ 8 3 , 8 4 によって 2 つの像を蛍光用 C C D 1 2 の撮像面に結像するような構成を有している。蛍光用 C C D 1 2 の前面には、第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 と第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 との 2 つのフィルタが配置されている。第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 は、第 1 形態で説明した図 3 のフィルタ特性において、 $520\text{ nm} \sim 580\text{ nm}$ の波長だけを透過する特性を有し、第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 は、 $580\text{ nm} \sim 70\text{ nm}$ の波長だけを透過する特性を有している。

【 0 0 5 4 】

第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 は、レンズ 8 3 によって結像される側の蛍光用 C C D 1
2 の撮像面の半分の領域、第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 は、レンズ 8 4 によって結像される側の蛍光用 C C D 1 2 の撮像面の他の半分の領域といったように、第 1 , 第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 5 , 8 6 のそれぞれが蛍光用 C C D 1 2 の半分の面積を占めるように蛍光用 C C D 1 2 の前面に配置されている。
30

【 0 0 5 5 】

ビデオプロセッサ 9 0 は、第 2 形態に対し、光源系 (光源部 2 1 、 R G B 回転フィルタ 6 1 、モータ 2 3) の構成は同様であり、信号処理回路系における蛍光画像の生成及び合成に関する機能が若干相違する。すなわち、通常光用 C C D 1 1 によって撮像された被写体像は、第 2 形態と同様にして通常光画像用ビデオ回路部 6 2 によって画像化され、通常光画像が生成されるが、蛍光用 C C D 1 2 で撮像された被写体像は、蛍光画像用ビデオ回
40 路部 9 1 において画像化される。

【 0 0 5 6 】

蛍光画像用ビデオ回路部 9 1 で生成される画像は、画像の半分が第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 を透過して得られた $520\text{ nm} \sim 580\text{ nm}$ の波長での蛍光画像、残り半分が第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 を透過して得られた $580\text{ nm} \sim 700\text{ nm}$ の波長での蛍光画像となる。これらの蛍光画像は、例えば、 $520\text{ nm} \sim 580\text{ nm}$ の蛍光画像は G 画像、 $580\text{ nm} \sim 700\text{ nm}$ の蛍光画像は R 画像に割り当てられ、画像合成回路部 9 2 に出力される。

【 0 0 5 7 】

画像合成回路部 9 2 では、通常光画像用ビデオ回路部 6 2 で生成された通常光画像と蛍
50

光画像用ビデオ回路部 9 1 で生成された蛍光画像とを合成し、モニタ 2 に出力して表示させる。このモニタ 2 へ出力される合成画像は、例えば、図 6 に示されるように、通常光観察画像 3、第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 を透過して得られた蛍光観察画像 4 a、第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 を透過して得られた蛍光観察画像 4 b の 3 つを並べた表示画像としても良く、また、第 1、第 2 形態と同様の表示画像としても良い。

【0058】

以上、第 3 形態の電子内視鏡装置 7 0 によれば、第 1、第 2 形態と同様に、通常光観察画像と蛍光観察画像を同時に得ることができると共に、これまで必要であった通常光観察と蛍光観察の切り替え作業も必要なく、観察者の操作性が向上する。また、同じタイミングで得られた異なる観察モードの画像を見ることが出来るため、蛍光観察画像と通常光観察画像の対比が行いやすいという利点を得ることが出来る。更に、第 3 形態では、図 3 に示したような波長の異なる 2 種類の蛍光を別々の画像として得ることが可能となるため、観察者の診断能の向上を図ることが出来る。

10

【0059】

尚、第 3 形態で説明した対物光学系 8 1 では、図 7 に示すように被写体からの反射光をスプリッタ 8 2 で 2 つに分け、レンズ 8 3、8 4 によって 2 つの像を蛍光用 CCD 1 2 に結像するようにしたが、第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 と第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 をモザイク状にして蛍光用 CCD 1 2 の前面に配置し、蛍光画像用ビデオ回路部 9 1 での読み出しの制御によって、第 1 の蛍光透過用フィルタ 8 5 を透過して得られた蛍光画像と第 2 の蛍光透過用フィルタ 8 6 を透過して得られた蛍光画像とを分離して画像化するようにしても良い。

20

【図面の簡単な説明】

【0060】

【図 1】本発明の実施の第 1 形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図 2】同上、RGB 回転フィルタの構成を示す説明図

【図 3】同上、蛍光波長帯域と各フィルタ特性を示す説明図

【図 4】本発明の実施の第 2 形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図 5】同上、RGB 回転フィルタの構成を示す説明図

【図 6】本発明の実施の第 3 形態に係り、電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図 7】同上、蛍光用 CCD 前面の対物光学系の構成を示す説明図

30

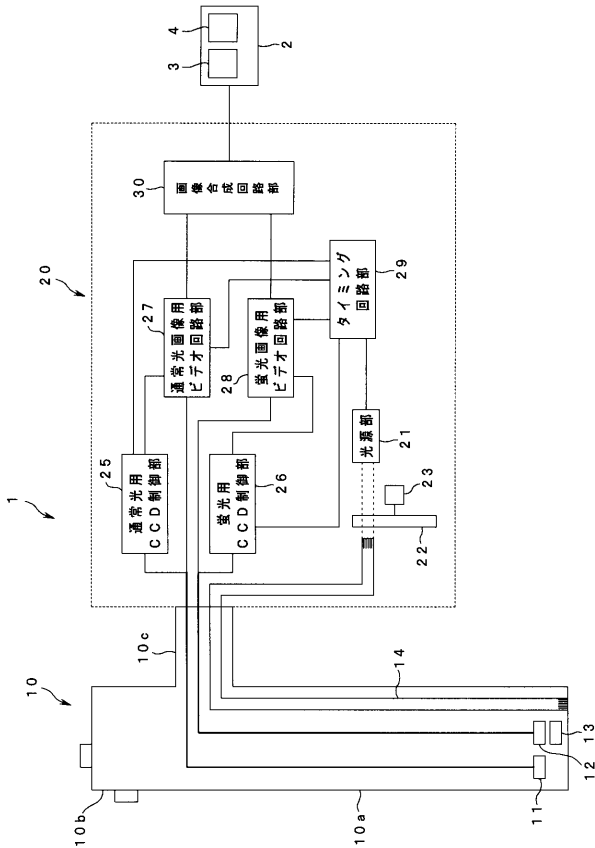
【符号の説明】

【0061】

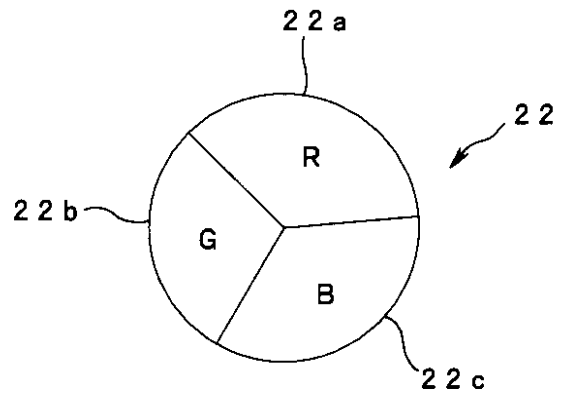
- 1, 40, 70 電子内視鏡装置
- 10, 50, 80 電子内視鏡
- 11 通常光用 CCD
- 12 蛍光用 CCD
- 25 通常光用 CCD 制御部
- 26 蛍光用 CCD 制御部
- 27, 62 通常光画像用ビデオ回路部
- 28, 63, 91 蛍光画像用ビデオ回路部
- 85, 86 蛍光透過用フィルタ

40

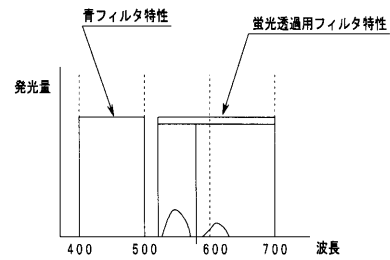
【図 1】



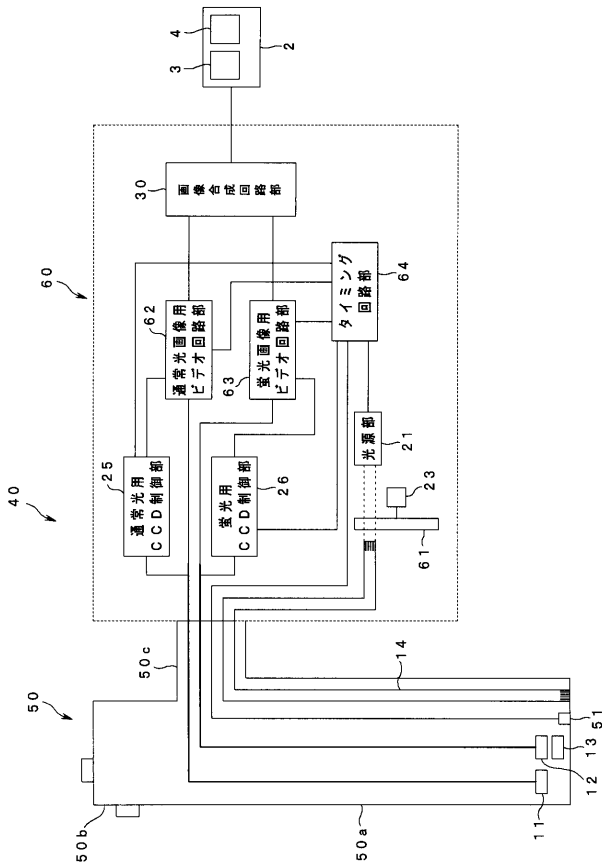
【図 2】



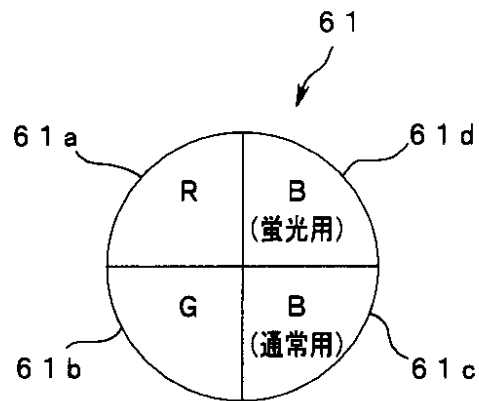
【図 3】



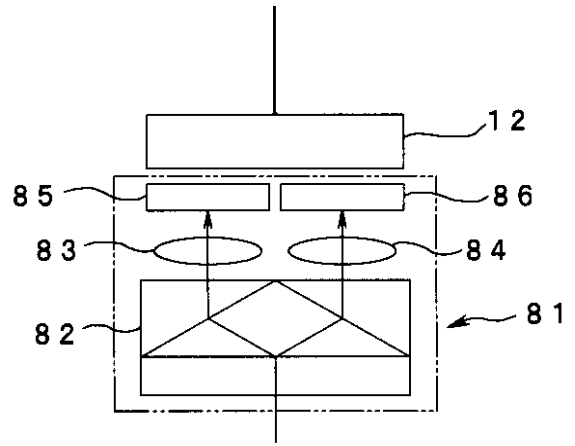
【図 4】



【図 5】



【 図 7 】



专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	JP2007143647A	公开(公告)日	2007-06-14
申请号	JP2005339317	申请日	2005-11-24
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	高杉啓		
发明人	高杉 啓		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G01N21/64 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D G01N21/64.Z G02B23/26.B A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.611		
F-TERM分类号	2G043/AA03 2G043/BA16 2G043/EA01 2G043/EA14 2G043/FA01 2G043/FA06 2G043/HA05 2G043/HA11 2G043/JA02 2G043/KA02 2G043/KA05 2G043/LA03 2G043/NA13 2H040/BA09 2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/DA21 2H040/DA41 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR04 4C061/RR15 4C161/CC06 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR04 4C161/RR15 4C161/SS06		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4744279B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

同时生成用于正常光观察的图像和用于荧光观察的图像，并且可以容易地比较两个图像。解决方案：通过来自视频处理器20的定时电路单元29的定时信号经由普通光CCD控制单元25驱动普通光CCD11，并且经由荧光CCD控制单元26同时驱动荧光CCD12。完成了。然后，通过RGB平面顺序方法来自普通光CCD 11的成像信号由普通光图像视频电路单元27处理以产生正常彩色图像。另一方面，来自荧光CCD 12的成像信号用于荧光图像。提取由视频电路单元28处理并由蓝色照明光激发并透射通过荧光透射滤光器13的对象的成像信号，并产生对象的荧光图像。通过图像合成电路单元30合成对象的正常彩色图像和荧光图像，并将其输出到监视器2，并且以平行或叠加的方式显示正常光图像和荧光图像。[选图]图

1

