

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4744279号  
(P4744279)

(45) 発行日 平成23年8月10日(2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日(2011.5.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)  
A 6 1 B 1/00 (2006.01)A 6 1 B 1/04 372  
A 6 1 B 1/00 300 D

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-339317 (P2005-339317)  
 (22) 出願日 平成17年11月24日 (2005.11.24)  
 (65) 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)  
 審査請求日 平成20年9月12日 (2008.9.12)

(73) 特許権者 304050923  
 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

審査官 門田 宏

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電子内視鏡装置

## (57) 【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

10

20

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、

10

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】

20

【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して知られている。

30

【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】

40

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だけであり、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

50

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。

#### 【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】

10

20

30

40

50

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 CCD 11 と記載し、蛍光撮像用の撮像素子 12 を主として蛍光用 CCD 12 と記載する。

【0014】

これらの通常光用 CCD 11 及び蛍光用 CCD 12 においては、一方の蛍光用 CCD 12 の前面に 520 nm ~ 700 nm 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 CCD 11 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 CCD 11, 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 CCD 11, 12 の撮像面に結像される。

【0015】

尚、通常光用 CCD 11 と蛍光用 CCD 12 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。

10

【0016】

また、挿入部 10 a 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 10 a からユニバーサルコード 10 c 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。

20

【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 10 a 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 22 a, 22 b, 22 c 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 10 a 先端の前方にある被写体が、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。

30

【0019】

尚、各フィルタ 22 a, 22 b, 22 c が透過する光の波長領域は、例えば、赤（R）: 580 nm ~ 650 nm、緑（G）: 500 nm ~ 580 nm、青（B）: 400 nm ~ 500 nm 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 CCD 11 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 CCD 12 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 CCD 11 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 CCD 12 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。

40

【0021】

通常光用 CCD 制御部 25 は、通常光用 CCD 11 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 CCD 11 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】

50

蛍光用 CCD 制御部 26 は、蛍光用 CCD 12 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 CCD 12 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。

【0023】

通常光画像用ビデオ回路部 27 は、通常光用 CCD 11 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 CCD 12 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。

10

【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 CCD 11 と蛍光用 CCD 12 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】

20

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。

【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により、通常光用 CCD 制御部 25 を介して通常光用 CCD 11 が駆動され、同時に蛍光用 CCD 制御部 26 を介して蛍光用 CCD 12 が駆動される。

30

【0027】

その結果、通常光用 CCD 11 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つ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 CCD 12 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 400 nm ~ 500 nm）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 CCD 12 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だけであり、図 3 に示すように、青色の照明光に含まれる波長 400 nm ~ 500 nm の励起光によって被写体から波長 520 nm ~ 700 nm 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 CCD 12 で撮像された被写体像から蛍光画像が生成される。

40

【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、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

50

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 CCD 11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とする。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 CCD 11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。

10

【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 CCD 12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とする。例えば、蛍光用 CCD 12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增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。

20

【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があり、診断能の向上に寄与することができる。

30

【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。

40

【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

50

デオプロセッサ 6 0 とを備えて構成されている。電子内視鏡 5 0 は、第 1 形態の電子内視鏡 1 0 と同様、可撓性の挿入部 5 0 a と、この挿入部 5 0 a の基端側に設けられた操作部 5 0 b とを備え、操作部 5 0 b の側部から延出されるユニバーサルコード 5 0 c を介してビデオプロセッサ 6 0 に連結される。

【 0 0 3 9 】

電子内視鏡 5 0 の挿入部 5 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、一方の蛍光用 C C D 1 2 の前面に 5 2 0 n m ~ 7 0 0 n m の波長の光だけを透過する蛍光透過用フィルタ 1 3 が配置され、他方の通常光用 C C D 1 1 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 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、ライトガイド 1 4 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 L E D 5 1 が配置されている。

10

【 0 0 4 0 】

この電子内視鏡 5 0 に対応するビデオプロセッサ 6 0 は、第 1 形態のビデオプロセッサ 2 0 に対し、通常光用 C C D 1 1 の駆動・制御を行う通常光用 C C D 制御部 2 5 、蛍光用 C C D 1 2 の駆動・制御を行う蛍光用 C C D 制御部 2 6 、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 3 0 は同様であるが、光源部 2 1 とライトガイド 1 4 の入射端との間の照明光路中に配置される R G B 回転フィルタ 6 1 、通常光用 C C D 1 1 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 6 2 、蛍光用 C C D 1 2 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 6 3 、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 6 4 の機能構成が若干異なる。

20

【 0 0 4 1 】

R G B 回転フィルタ 6 1 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 6 1 a , 6 1 b , 6 1 c に加え、蛍光観察用の青フィルタ 6 1 d を、通常光観察用の青フィルタ 6 1 c 及び赤フィルタ 6 1 a 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、R G B 回転フィルタ 6 1 がモータ 2 3 によって等速度で回転されると、赤フィルタ 6 1 a 、緑フィルタ 6 1 b 、青フィルタ 6 1 c , 6 1 d が順次光路上に挿入され、その結果、ライトガイド 1 4 を経由して挿入部 5 0 a 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 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。

30

【 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。

40

【 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

50

イルタ 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 LED 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 CCD 1 2 からは、RGB 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 LED 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、RGB 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、RGB 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、RGB 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 LED 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 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 CCD 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 CCD 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 CCD 1 1 と蛍光用 CCD 1 2 とが前方に向けて並んで配置されており、両 CCD 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発光し、この青色励起光を出射する青色 LED 5 1 が配置されている。

10

20

30

40

50

## 【0053】

蛍光用CCD12の前面の対物光学系81は、図7に示すように、被写体からの反射光をスプリッタ82で2つに分け、レンズ83, 84によって2つの像を蛍光用CCD12の撮像面に結像するような構成を有している。蛍光用CCD12の前面には、第1の蛍光透過用フィルタ85と第2の蛍光透過用フィルタ86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85は、第1形態で説明した図3のフィルタ特性において、520nm～580nm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86は、580nm～70nmの波長だけを透過する特性を有している。

## 【0054】

第1の蛍光透過用フィルタ85は、レンズ83によって結像される側の蛍光用CCD12の撮像面の半分の領域、第2の蛍光透過用フィルタ86は、レンズ84によって結像される側の蛍光用CCD12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85, 86のそれぞれが蛍光用CCD12の半分の面積を占めるように蛍光用CCD12の前面に配置されている。

10

## 【0055】

ビデオプロセッサ90は、第2形態に対し、光源系（光源部21、RGB回転フィルタ61、モータ23）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CCD11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62によって画像化され、通常光画像が生成されるが、蛍光用CCD12で撮像された被写体像は、蛍光画像用ビデオ回路部91において画像化される。

20

## 【0056】

蛍光画像用ビデオ回路部91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85を透過して得られた520nm～580nm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86を透過して得られた580nm～700nmの波長での蛍光画像となる。これらの蛍光画像は、例えば、520nm～580nmの蛍光画像はG画像、580nm～700nmの蛍光画像はR画像に割り当てられ、画像合成回路部92に出力される。

## 【0057】

画像合成回路部92では、通常光画像用ビデオ回路部62で生成された通常光画像と蛍光画像用ビデオ回路部91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85を透過して得られた蛍光観察画像4a、第2の蛍光透過用フィルタ86を透過して得られた蛍光観察画像4b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。

30

## 【0058】

以上、第3形態の電子内視鏡装置70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能够性があるため、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できる。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できる。

40

## 【0059】

尚、第3形態で説明した対物光学系81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82で2つに分け、レンズ83, 84によって2つの像を蛍光用CCD12に結像するようにしたが、第1の蛍光透過用フィルタ85と第2の蛍光透過用フィルタ86をモザイク状にして蛍光用CCD12の前面に配置し、蛍光画像用ビデオ回路部91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85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86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

50

にしても良い。

### 【図面の簡単な説明】

〔 0 0 6 0 〕

【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形態に係る電子内視鏡装置の構成を示すブロック図

【図7】同上 單光用CCD前面の対物光学系の構成を示す説明図

## 【符号の説明】

【00611】

1 4 0 7 0 電子內視鏡裝置

### 1.0 5.0 8.0 電子內視鏡

## 1.1 通常光用 CCD

### 1.2 當光用CCD

## 2.5 通常光用 CCD 制御

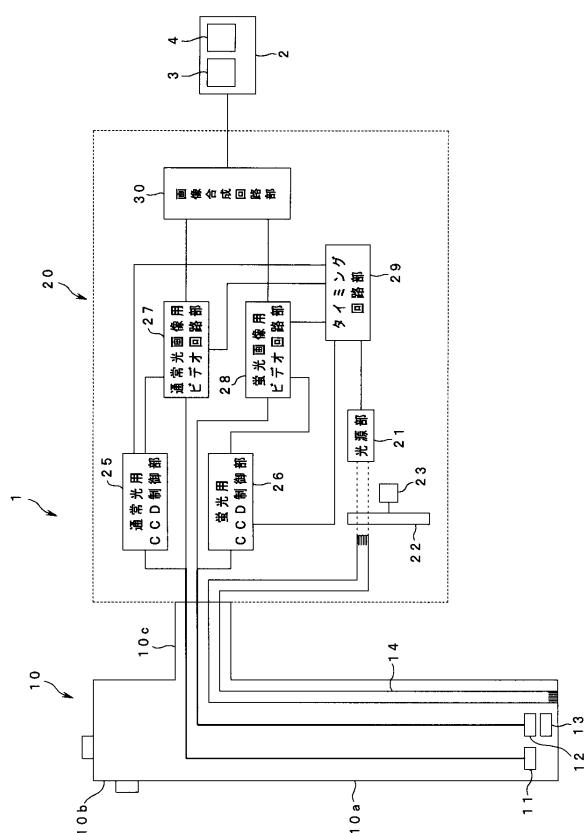
## 2.6 單光用 CCD 制御部

## 27.6.2 通常光画像用ビデオ回路部

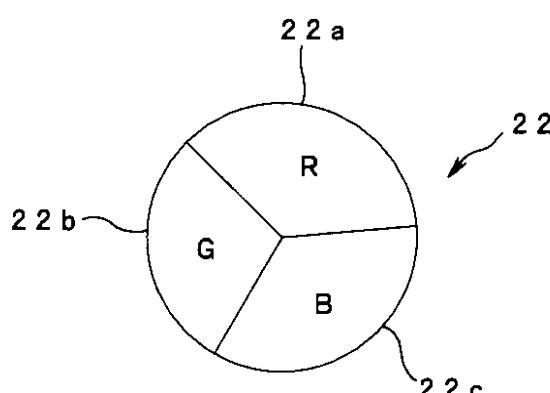
## 2 8 , 6 3 , 9 1 萤光画像用ビ

## 8.5, 8.6 蛍光透過用フィルタ

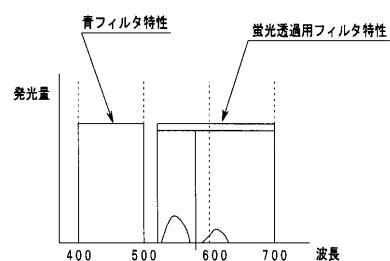
【 义 1 】



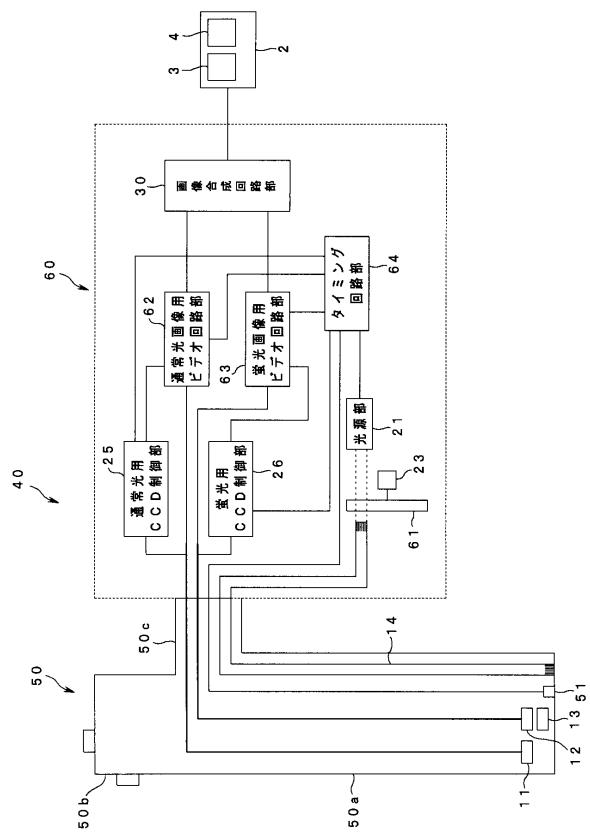
〔图2〕



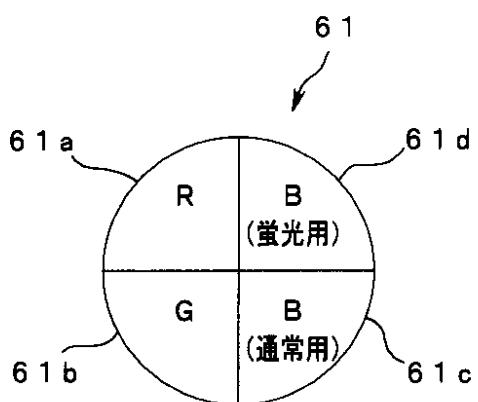
〔 3 〕



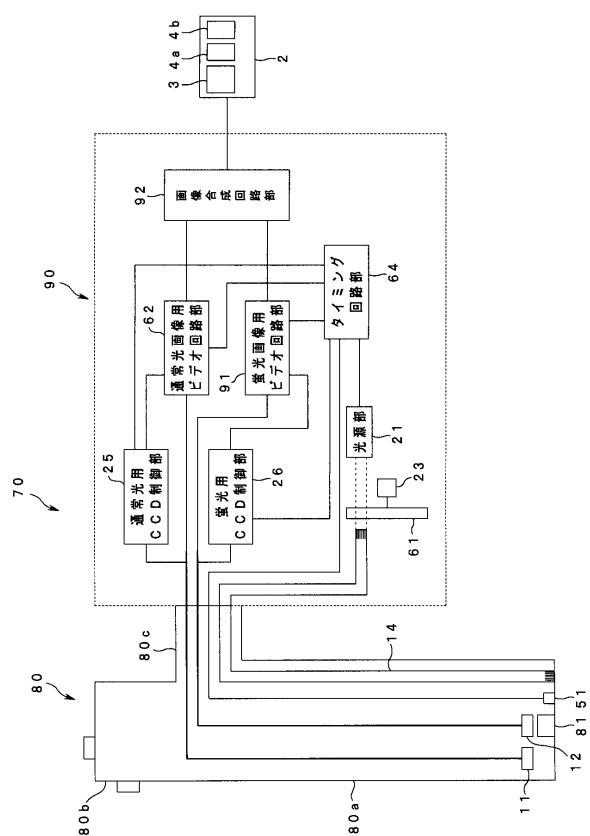
【図4】



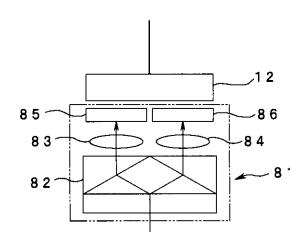
【図5】



【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11-332819(JP, A)  
特開2002-172082(JP, A)  
特開2002-336196(JP, A)  
特開2005-124756(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 1 / 00 - 1 / 32

专利名称(译)	电子内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP4744279B2</a>	公开(公告)日	2011-08-10
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		
当前申请(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		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/00.300.D A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.611 G01N21/64.Z G02B23/26.B		
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		
审查员(译)	門田弘		
其他公开文献	JP2007143647A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够同时形成用于正常光观察的图像和用于荧光观察的图像并且便于比较两个图像的电子内窥镜设备。解决方案：在电子内窥镜装置中，用于荧光的CCD 12通过CCD控制部分26驱动荧光，同时当用于普通光的CCD 11通过CCD控制部分25用于正常光时来自视频处理器20的定时电路部分29的定时信号。此外，根据RGB面部系列系统的来自CCD 11的用于普通光的成像信号由用于正常光图像的视频电路部分27处理。形成正常彩色图像，同时来自用于荧光的CCD 12的成像信号由用于荧光图像的视频电路部分28处理，物体的成像信号已经被蓝色照明光激发并且已经通过滤光器13传输。提取用于透射荧光的光，并形成物体的荧光图像。物体的正常彩色图像和荧光图像由图像合成电路部分30组合并输出到监视器2，正常光图像和荧光图像彼此平行或叠加显示。証

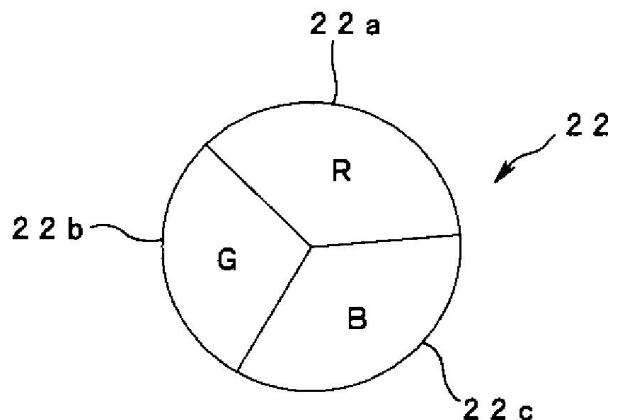


図 3】