

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5372356号
(P5372356)

(45) 発行日 平成25年12月18日(2013.12.18)

(24) 登録日 平成25年9月27日(2013.9.27)

(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 2

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2007-271665 (P2007-271665)	(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
(22) 出願日	平成19年10月18日(2007.10.18)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
(65) 公開番号	特開2009-95566 (P2009-95566A)	(72) 発明者	武井 俊二 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
(43) 公開日	平成21年5月7日(2009.5.7)	審査官	小田倉 直人
審査請求日	平成21年12月17日(2009.12.17)	(56) 参考文献	特開2005-013279 (JP, A)) 特開2007-111328 (JP, A))

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体に照射される通常観察用の通常観察光および蛍光観察用の励起光を順次に生成する光源手段と、

前記光源手段が生成した光の光路上に設けられ、前記光路を通過する光の光量を制御する光量制御手段と、

前記光量制御手段において光量が制御された前記通常観察光が照射された前記被検体からの像を撮像して得られる第1の撮像信号と、前記蛍光観察用の励起光が照射された前記被検体からの像を撮像して得られる第2の撮像信号とを出力する撮像手段と、

前記第1の撮像信号に基づき前記被検体に照射される光の光量を調整するために前記光量制御手段を制御する第1の調光信号を出力する調光信号生成手段と、

を備え、

前記撮像手段は、前記通常観察光が前記蛍光観察用の励起光に替わったときに、前記第1の調光信号により制御された前記光量制御手段により光量を制御された前記蛍光観察用の励起光が照射された前記被検体からの光による像を撮像した撮像信号を前記第2の撮像信号として出力し、

前記調光信号生成手段は、さらに当該第2の撮像信号に基づき当該第2の撮像信号の明るさを調整するための第2の調光信号を出力し、

さらに、前記第2の調光信号に基づき前記撮像手段によって撮像された当該第2の撮像信号の信号強度を増幅する信号増幅手段または前記第2の調光信号に基づき前記撮像手段

10

20

における電荷の蓄積及び電荷の排出を行なう電子シャッタを制御する電子シャッタ制御手段、を備えたことを特徴とする内視鏡装置。

【請求項 2】

前記光量制御手段は、絞りであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

【請求項 3】

前記撮像手段は、
前記通常観察光が照射された前記被検体からの像を撮像して前記第 1 の撮像信号を出力する第 1 の撮像ユニットと、
前記蛍光観察用の励起光が照射された前記被検体からの像を撮像して前記第 2 の撮像信号を出力する第 2 の撮像ユニットと、
を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置。

10

【請求項 4】

撮像される撮像信号の明るさの調整を行なう内視鏡装置の作動方法であって、
光源手段が、通常観察用の通常観察光および蛍光観察用の励起光のうち一方である前記通常観察光を被検体に対して照明する第 1 の照明ステップと、
撮像手段が、前記第 1 の照明ステップにおいて前記通常観察光によって照明された前記被検体からの光による像を撮像して第 1 の撮像信号を出力する第 1 の撮像ステップと、
前記第 1 の撮像ステップにおいて出力された前記第 1 の撮像信号に基づき前記被検体を照明する光量を調整するための調光信号を出力する調光信号生成ステップと、
前記光源手段から前記被検体にいたる光路上に配置され、前記被検体を照明する光の光量を制御する光量制御手段を前記調光信号に基づき制御する光量制御ステップと、
前記光源手段が、前記通常観察光から前記蛍光観察用の励起光に替わったときに、前記光量制御ステップにより制御された前記光量制御手段を介して前記被検体を照明する前記通常観察光及び前記蛍光観察用の励起光のうち他方である前記蛍光観察用の励起光を前記被検体に対して照明する第 2 の照明ステップと、
前記撮像手段が、前記第 2 の照明ステップにおいて生成された、前記光量制御手段を介した前記蛍光観察用の励起光によって照明された前記被検体からの光による像を撮像して第 2 の撮像信号を出力する第 2 の撮像ステップと、
前記第 2 の撮像ステップにより出力された前記第 2 の撮像信号に基づき前記第 2 の撮像信号の明るさを調整するための第 2 の調光信号を出力する第 2 の調光信号生成ステップと、
前記第 2 の調光信号に基づき前記第 2 の撮像ステップによって撮像された当該第 2 の撮像信号の信号強度を増幅する信号増幅ステップ又は前記第 2 の調光信号に基づき前記第 2 の撮像ステップにおける電荷の蓄積及び電荷の排出を行なう電子シャッタを制御する電子シャッタ制御ステップと、
を有することを特徴とする内視鏡装置の作動方法。

20

30

【請求項 5】

前記光量制御手段は絞りであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡装置の作動方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、反射光画像と蛍光画像を得る内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法に関するものである。

【背景技術】

【0002】

近年、内視鏡は医療用分野及び工業用分野で広く用いられるようになった。特に医療用分野においては、通常の白色光による通常画像を得る内視鏡装置の他に、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像が得られるような技術の提案も行われている。

50

【 0 0 0 3 】

例えば、特開 2 0 0 1 - 1 3 7 1 7 4 号公報では、主として蛍光の相対強度を色に、輝度に参照光の強度を反映させて表示信号を生成する装置を開示している。また、特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報では、蛍光画像と背景画像とを重ね合わせる装置を開示している。

【 0 0 0 4 】

しかし、これらの技術においては、正常組織から発せられる蛍光の強度は患者毎に異なるため、患者毎に正常組織の色調が異なって、病変組織と正常組織との識別が困難になる可能性があり、また反射光が広帯域のため、十分に正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得る機能が低下するといった問題があった。

10

【 0 0 0 5 】

そこで、例えば特開 2 0 0 3 - 1 2 6 0 1 4 号公報には、正常組織と病変組織とを識別し易いような画像を得ることのできる内視鏡装置が提案されている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 1 - 1 3 7 1 7 4 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 0 - 2 7 0 2 6 5 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 3 - 1 2 6 0 1 4 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

しかしながら、例えば特開 2 0 0 3 - 1 2 6 0 1 4 号公報に開示されているような、通常光観察と蛍光観察を同時に観察が可能な内視鏡装置においては、例えば通常光画像の明るさが適正になるように光量調整を行うと、蛍光画像の明るさが適正にならず（明るすぎる、あるいは暗すぎて）、所望の画像を得ることができないといった問題がある。

20

【 0 0 0 7 】

また、通常光画像と蛍光画像の両方の画像を適正な明るさに調整するには、それぞれの観察モードに対して別々の光源を設ける必要があり、この場合は、装置が大型化するといった課題がある。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、簡単かつ安価な構成により、通常光画像と蛍光画像を適正な明るさに調整することのできる内視鏡装置及び内視鏡装置の作動方法を提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

本発明の一態様の内視鏡装置は、被検体に照射される通常観察用の通常観察光および蛍光観察用の励起光を順次に生成する光源手段と、前記光源手段が生成した光の光路上に設けられ、前記光路を通過する光の光量を制御する光量制御手段と、前記光量制御手段において光量が制御された前記通常観察光が照射された前記被検体からの像を撮像して得られる第 1 の撮像信号と、前記蛍光観察用の励起光が照射された前記被検体からの像を撮像して得られる第 2 の撮像信号とを出力する撮像手段と、前記第 1 の撮像信号に基づき前記被検体に照射される光の光量を調整するために前記光量制御手段を制御する第 1 の調光信号を出力する調光信号生成手段と、を備え、前記撮像手段は、前記通常観察光が前記蛍光観察用の励起光に替わったときに、前記第 1 の調光信号により制御された前記光量制御手段により光量を制御された前記蛍光観察用の励起光が照射された前記被検体からの光による像を撮像した撮像信号を前記第 2 の撮像信号として出力し、前記調光信号生成手段は、さらに当該第 2 の撮像信号に基づき当該第 2 の撮像信号の明るさを調整するための第 2 の調光信号を出力し、さらに、前記第 2 の調光信号に基づき前記撮像手段によって撮像された当該第 2 の撮像信号の信号強度を増幅する信号増幅手段または前記第 2 の調光信号に基づき前記撮像手段における電荷の蓄積及び電荷の排出を行なう電子シャッタを制御する電子シャッタ制御手段、を備える。

40

【 0 0 1 0 】

50

また、本発明の他の態様の内視鏡装置の作動方法は、撮像される撮像信号の明るさの調整を行なう内視鏡装置の作動方法であって、光源手段が、通常観察用の通常観察光および蛍光観察用の励起光のうち一方である前記通常観察光を被検体に対して照明する第1の照明ステップと、撮像手段が、前記第1の照明ステップにおいて前記通常観察光によって照明された前記被検体からの光による像を撮像して第1の撮像信号を出力する第1の撮像ステップと、前記第1の撮像ステップにおいて出力された前記第1の撮像信号に基づき前記被検体を照明する光量を調整するための調光信号を出力する調光信号生成ステップと、前記光源手段から前記被検体にいたる光路上に配置され、前記被検体を照明する光の光量を制御する光量制御手段を前記調光信号に基づき制御する光量制御ステップと、前記光源手段が、前記通常観察光から前記蛍光観察用の励起光に替わったときに、前記光量制御ステップにより制御された前記光量制御手段を介して前記被検体を照明する前記通常観察光及び前記蛍光観察用の励起光のうち他方である前記蛍光観察用の励起光を前記被検体に対して照明する第2の照明ステップと、前記撮像手段が、前記第2の照明ステップにおいて生成された、前記光量制御手段を介した前記蛍光観察用の励起光によって照明された前記被検体からの光による像を撮像して第2の撮像信号を出力する第2の撮像ステップと、前記第2の撮像ステップにより出力された前記第2の撮像信号に基づき前記第2の撮像信号の明るさを調整するための第2の調光信号を出力する第2の調光信号生成ステップと、前記第2の調光信号に基づき前記第2の撮像ステップによって撮像された当該第2の撮像信号の信号強度を増幅する信号増幅ステップ又は前記第2の調光信号に基づき前記第2の撮像ステップにおける電荷の蓄積及び電荷の排出を行なう電子シャッタを制御する電子シャッタ制御ステップと、を有する。

10

20

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、簡単かつ安価な構成により、通常光画像と蛍光画像を適正な明るさに調整することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0012】

以下、図面を参照しながら本発明の実施例について述べる。

【実施例1】

【0013】

図1ないし図6は本発明の実施例1に係わり、図1は内視鏡装置の構成を示す構成図、図2は図1の切替フィルタの構成を示す図、図3は図1の内視鏡装置にて得られる蛍光画像、通常画像を説明するタイミング図、図4は図1のプロセッサの処理を説明するフローチャート、図5は図3の処理の変形例を説明するフローチャート、図6は図1の電子内視鏡の第1の変形例であるカプセル型内視鏡を示す図、図7は図1の電子内視鏡の第2の変形例を示す図である。

30

【0014】

(構成)

図1に示すように、本実施例の通常観察モードと蛍光観察モードとを備えた内視鏡装置1は、体腔内に挿入して観察するための電子内視鏡2と、白色光である通常光及び自家蛍光(以下、単に蛍光と記す)を励起させるための励起光とを発する光源装置3と、通常光による画像である通常観察画像(以下、単に、通常画像と記す)と蛍光による画像である蛍光画像を構築するための信号処理を行うプロセッサ4と、通常画像と蛍光画像を表示するモニタ5とにより構成される。

40

【0015】

電子内視鏡2は、体腔内に挿入される細長の挿入部7を有し、この挿入部7の先端部8に照明手段と撮像手段を内蔵している。

【0016】

挿入部7内には通常光及び励起光を伝送(導光)するライトガイドファイバ9が挿通され、このライトガイドファイバ9の手元側の入射端に設けた光源用コネクタ10は光源装

50

置 3 に着脱自在に接続される。

【 0 0 1 7 】

光源装置 3 は、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放射するランプ 1 2 と、このランプ 1 2 による照明光路上に設けられ、ランプ 1 2 からの光量を制限する光源絞り 1 3 と、照明光路上に設けられた切替フィルタ部 1 4 と、この切替フィルタ部 1 4 を通った光を集光するコンデンサレンズ 1 5 とを備えている。

【 0 0 1 8 】

この切替フィルタ部 1 4 は、回転用モータ 1 6 により回転される切替フィルタ 1 7 を備えて構成される。切替フィルタ 1 7 は、図 2 に示すように、通常観察用の白色光を透過する白色光透過フィルタ 1 7 1 と、蛍光観察用の励起光を透過する励起光透過フィルタ 1 7 2 とを有している。この白色光透過フィルタ 1 7 1 及び励起光透過フィルタ 1 7 2 は、回転モータ 1 6 で回転駆動されることによりそれぞれが光路中に順次、略連続的に介挿される。

10

【 0 0 1 9 】

図 1 に戻り、光源装置 3 からの照明光はライトガイドファイバ 9 により、電子内視鏡 2 の挿入部 7 の先端側に伝送（導光）される。このライトガイドファイバ 9 は励起光と通常光を少ない伝送ロスで伝送する。このライトガイドファイバ 9 としては、例えば多成分系ガラスファイバ、石英ファイバ等で構成される。

【 0 0 2 0 】

ライトガイドファイバ 9 の先端面に伝送された光は、その先端面に対向する照明窓（図示せず）に取り付けた照明レンズ 2 4 を経て、拡開して体腔内の観察対象部位（図示せず）側に照射される。

20

【 0 0 2 1 】

電子内視鏡 2 は、例えば撮像素子である電荷結合素子（CCD と略記）からなる蛍光観察用 CCD（蛍光用 CCD と略記）2 8 a と通常観察用 CCD（通常用 CCD と略記）2 8 b とを挿入部 7 の先端部 8 に設けている。先端部 8 にはこの照明窓（図示せず）に隣接して観察窓（図示せず）が設けてあり、先端部 8 の観察窓（図示せず）には第 2 の撮像ユニットとしての蛍光観察用撮像部 1 0 0 a 及び第 1 の撮像ユニットとしての通常観察用撮像部 1 0 0 b とが配置されている。

30

【 0 0 2 2 】

なお、蛍光画像および通常画像を撮像する撮像素子としては、CCD 2 8 a、2 8 b の代わりに CMD（Charged Modulation Device）撮像素子、C-MOS 撮像素子、AMI（Amplified MOS Imager）、BCCD（Back Illuminated CCD）でも良い。

【 0 0 2 3 】

蛍光観察用撮像部 1 0 0 a は、光学像を結ぶための対物レンズ系 2 5 a と、遠点から近点までフォーカスを合わせるため空間的に光量を制限する第 1 絞り 2 6 a と、励起光をカットする励起光カットフィルタ 2 7 と、蛍光像を撮像する撮像素子としての蛍光用 CCD 2 8 a とから構成される。

40

【 0 0 2 4 】

また、通常観察用撮像部 1 0 0 b は、光学像を結ぶための対物レンズ系 2 5 b と、第 2 絞り 2 6 b と、通常画像を撮像する撮像素子としての通常用 CCD 2 8 b とから構成される。ここで、通常用 CCD 2 8 b は、撮像面にカラーフィルタ（図示せず）を備えており、光学像を RGB に分光した分光学像として出力する。

【 0 0 2 5 】

なお、第 1 絞り 2 6 a の f No . は第 2 絞り 2 6 b の f No . より小さい値となる。つまり、蛍光用 CCD 2 8 a により多くの光量が入っている。

【 0 0 2 6 】

また、励起光カットフィルタ 2 7 は蛍光観察時に、蛍光を発生させるために励起される

50

励起光を遮光するフィルタであり、例えば470 - 700 nmの波長帯域を透過する、つまり、青色帯域の一部の波長(400 - 470 nm)を除いた可視光を透過する特性を有する。

【0027】

図3に示すように、生体組織は、光源装置3から供給される、白色光と励起光の略連続的な照明光により照射される。そして、蛍光画像モードでは蛍光用CCD28aによって、白色光の照射時の励起光カットフィルタ27を介した生体組織での反射光である参照光の像(参照光像)と、励起光の照射時の生体組織より励起された(自家)蛍光の像(蛍光像)が略連続的に撮像される。また、通常画像モードでは通常用CCD28bによって、白色光の照射時の生体組織での通常光像が撮像される。

10

【0028】

図1に戻り、電子内視鏡2には蛍光画像モードと通常画像モードとを選択する指示操作や、フリーズ、リリースの指示操作を行うためのスコープスイッチ29が設けてあり、その操作信号は、光源制御手段としての制御回路37に入力され、制御回路37はその操作信号に対応した制御動作を行う。

【0029】

2つのCCD28a、28bは、素子判別/切替部64を介してCCD駆動回路31、プリアンプ32及び電子シャッタ制御部101と、に接続されている。この素子判別/切替部64は制御回路37により切り替えが制御される。つまり、スコープスイッチ29により蛍光画像モードが選択されると、蛍光用CCD28aが選択使用され、通常画像モードが選択されると、通常用CCD28bが選択使用される。

20

【0030】

通常画像モードにおいては、通常用CCD28bはプロセッサ4内に設けたCCD駆動回路31からのCCD駆動信号により駆動され、通常用CCD28bに結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【0031】

また、蛍光画像モードにおいては、蛍光用CCD28aはプロセッサ4内に設けたCCD駆動回路31からのCCD駆動信号により駆動され、蛍光用CCD28aに結像された光学像を光電変換して画像信号を出力する。

【0032】

この画像信号はプロセッサ4内に設けたプリアンプ32で増幅され、さらに信号増幅手段としてのオートゲインコントロール(AGC)回路33で所定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(画像データ)に変換され、各画像データは、入出力の切換を行うマルチプレクサ35を経て、第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b及び第3フレームメモリ36cに一時格納(記憶)される。

30

【0033】

制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、通常画像モードにおいては、通常用CCD28bのカラーフィルタ(図示せず)によりRGBに分光した分光学像の各画像データをそれぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36b、第3フレームメモリ36cに順次記憶させるように制御する。

40

【0034】

また、制御回路37は、マルチプレクサ35の切換を制御し、蛍光画像モードにおいては、通常光照射時の励起光カットフィルタ27による狭帯域の生体組織での反射光である参照光の画像データと励起光により生体組織より発生した蛍光の画像データを、例えば、それぞれ第1フレームメモリ36a、第2フレームメモリ36bに順次記憶させるように制御する。

【0035】

フレームメモリ36a~36cに格納された画像データは映像処理回路65に入力され、例えば入力信号に対してマトリックス変換して正常組織部分と病変組織部分とを識別し

50

易い色相の出力信号に変換する映像処理が施された後、アナログのRGB信号に変換されてモニタ5に出力される。

【0036】

プロセッサ4にはプリアンプ32を通した信号に基づいて光源装置3内の光源絞り13の開口面積を制御するための調光信号を生成する調光信号生成手段としての調光回路40が設けてある。また、光源絞り13の開口面積は、制御回路37により制御される。

【0037】

また、この制御回路37は、ランプ駆動回路11のランプ12を発光駆動するランプ電流を制御する。また、この制御回路37はスコープスイッチ29の操作に応じた制御動作を行う。

10

【0038】

プロセッサ4は、調光回路40の出力(調光信号)を所定の基準値と比較する比較手段としての比較部103と、比較部103の比較結果に基づきAGC33のゲイン、電子シャッタ制御部101でのシャッタ制御パラメータ(電荷蓄積時間)及び光源装置3内の光源絞り13の開口面積を設定する設定手段としての設定部102と、設定部102の制御によりCCD駆動回路31の電子シャッタ機能を制御する電子シャッタ制御手段としての電子シャッタ制御部101とを備えている。これら比較部103、設定部102及び電子シャッタ制御部101の詳細は後述する。なお、比較部103の比較結果は制御回路37にも入力される。

【0039】

電子内視鏡2はその電子内視鏡2の少なくともその機種を含む固有のID情報を発生するスコープID発生部41を有し、電子内視鏡2をプロセッサ4に接続すると、プロセッサ4側に設けた機種検知回路42により、接続された電子内視鏡2の機種情報を検知し、その機種情報を制御回路37に送る。

20

【0040】

制御回路37は接続された電子内視鏡2の機種の特性に応じて、映像処理回路65のマトリックス処理のパラメータを適切なものに設定する制御信号を送る。

【0041】

(作用)

次に、このように構成された本実施例の作用について説明する。図4に示すように、プロセッサ4において、比較部103はステップS1にて白色光の照射タイミングの通常観察用CCD28bにおける通常光像(図3参照)の調光回路40からの調光信号P1と所定の基準値T1とを比較し、比較結果を設定部102に出力する。

30

【0042】

そして、 $P1 = T1$ ならば、設定部102は、ステップS2にて制御回路37に対して光源装置3内の光源絞り13の開口面積Sを保持させるように設定し($S = S$)、ステップS5に進む。

【0043】

$P1 > T1$ ならば、設定部102は、ステップS3にて制御回路37に対して光源装置3内の光源絞り13の開口面積Sを所定量 S 縮小させるように設定し($S = S - \Delta S$)、ステップS5に進む。

40

【0044】

$P1 < T1$ ならば、設定部102は、ステップS4にて制御回路37に対して光源装置3内の光源絞り13の開口面積Sを所定量 S 増大させるように設定し($S = S + \Delta S$)、ステップS5に進む。

【0045】

ステップS5では、設定部102は、AGC33の増幅率(ゲイン)を一定値 $G1$ に設定する。さらに、設定部102は、ステップS6にてCCD駆動回路31の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を一定値 $T1$ とする設定を、電子シャッタ制御部101に対して行う。続いて、設定部102は、ステップS7にて光源装置3内の

50

光源絞り 1 3 を、ステップ S 2 ないしステップ S 4 において設定された開口面積 S に開口する。

【 0 0 4 6 】

次に、比較部 1 0 3 は、ステップ S 8 にて励起光の照射タイミングの蛍光用 CCD 2 8 a における蛍光像（図 3 参照）の調光回路 4 0 からの調光信号 P 2 と所定の基準値 T 2 とを比較し、比較結果を設定部 1 0 2 に出力する。

【 0 0 4 7 】

そして、 $P 2 = T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 9 にて蛍光画像及び参照光画像での AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）を現在値に設定・保持し、ステップ S 1 0 にて蛍光画像及び参照光画像での電荷蓄積時間を現在値に設定・保持する設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、処理を終了する。

10

【 0 0 4 8 】

$P 2 > T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 1 1 にて、蛍光画像の、CCD 駆動回路 3 1 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を短縮して一定値 2 ($<$ 現在電荷蓄積時間) とする設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、さらにステップ S 1 2 にて参照光画像の、CCD 駆動回路 3 1 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を $2 \times k$ (k : 一定係数) とする設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、処理を終了する。

【 0 0 4 9 】

なお、このステップ S 1 1 及びステップ S 1 2 の処理では、蛍光画像及び参照光画像での、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）は現在値に設定・保持される。

20

【 0 0 5 0 】

$P 2 < T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 1 3 にて、蛍光画像の、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）を増大して一定値 2 ($>$ 現在増幅率) に設定し、さらにステップ S 1 4 にて参照光画像の、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）も一定値 2 ($>$ 現在増幅率) に設定して、処理を終了する。

【 0 0 5 1 】

ここで、例えば、本実施例においては、これらの一連のステップ（ステップ S 1 ~ ステップ S 1 3）は、通常観察及び蛍光観察の同時観察中において、常に繰り返される。

【 0 0 5 2 】

なお、このステップ S 1 3 及びステップ S 1 4 の処理では、蛍光画像及び参照光画像での、CCD 駆動回路 3 1 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間は現在値に設定・保持される。

30

【 0 0 5 3 】

なお、所定の基準値 T 1、T 2 は、予め決められた値であるが、例えばユーザにより設定変更が可能であり、また光源装置の種類に応じた値に変更する等してもよい。

【 0 0 5 4 】

（効果）

このように本実施例においては、

（ 1 ） 通常観察モードでは調光回路 4 0 からの調光信号を第 1 の基準値 T 1 と比較し、比較結果に基づき、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）、電子シャッタ機能の電荷蓄積時間及び光源絞り 1 3 の開口面積を設定し、

40

（ 2 ） さらに蛍光観察モードでは通常観察モードでの光源絞り 1 3 の開口面積の設定状態を維持して、調光回路 4 0 からの調光信号を第 2 の基準値 T 2 と比較し、比較結果に基づき、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）及び電子シャッタ機能の電荷蓄積時間を設定するので、比較部 1 0 3 及び設定部 1 0 2 といった簡単な構成により、観察モードに応じて、AGC 3 3 の増幅率（ゲイン）及び電子シャッタ機能の電荷蓄積時間を設定することができ、簡単かつ安価に、通常光画像と蛍光画像を適正な明るさに調整することができる。

【 0 0 5 5 】

特に本実施例では、1 つの光源装置と、2 つの撮像素子を用いて通常画像と蛍光画像を

50

同時に取得する場合においても、両方の画像において適正な明るさが得られるという効果がある。

【 0 0 5 6 】

(変形例 1)

上記の実施例 1 では、上述したように、まず絞り開口量、増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御により通常観察モードでの明るさ調整を行い、次に増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御により蛍光観察モードでの明るさ調整を行うとしたが、これに限らず、まず蛍光観察モードでの明るさ調整を行い、次に通常観察モードでの明るさ調整を行うようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

実施例 1 では、光源絞り 1 3 の開口面積の設定 / 制御は、通常観察モードでの明るさ調整により実行されるが、蛍光観察モードでの明るさ調整時には光源絞り 1 3 の開口面積は固定されている。この場合、蛍光観察モードでの明るさ調整は、増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御により実行される。

【 0 0 5 8 】

この変形例 1 では、光源絞り 1 3 の開口面積の設定 / 制御は、蛍光観察モードでの明るさ調整により実行され、通常観察モードでの明るさ調整時には光源絞り 1 3 の開口面積は固定される。この場合、通常観察モードでの明るさ調整は、増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御により実行される。

【 0 0 5 9 】

具体的には、図 5 に示すように、比較部 1 0 3 は、ステップ S 8 にて励起光の照射タイミングの蛍光用 CCD 2 8 a における蛍光像 (図 3 参照) の調光回路 4 0 からの調光信号 P 2 と所定の基準値 T 2 とを比較し、比較結果を設定部 1 0 2 に出力する。

【 0 0 6 0 】

そして、 $P 2 = T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 2 にて制御回路 3 7 に対して光源装置 3 内の光源絞り 1 3 の開口面積 S を保持させるように設定し ($S = S$)、ステップ S 9 に進む。

【 0 0 6 1 】

設定部 1 0 2 は、ステップ S 9 にて蛍光画像及び参照光画像での AGC 3 3 の増幅率 (ゲイン) を現在値に設定・保持し、ステップ S 1 0 にて蛍光画像及び参照光画像での電荷蓄積時間を現在値に設定・保持する設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、ステップ S 7 に進む。

【 0 0 6 2 】

$P 2 > T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 3 にて制御回路 3 7 に対して光源装置 3 内の光源絞り 1 3 の開口面積 S を所定量 S 縮小させるように設定し ($S = S - \Delta S$)、ステップ S 1 1 に進む。

【 0 0 6 3 】

設定部 1 0 2 は、ステップ S 1 1 にて、蛍光画像の、CCD 駆動回路 3 1 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を短縮して一定値 $T 2$ ($<$ 現在電荷蓄積時間) とする設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、さらにステップ S 1 2 にて参照光画像の、CCD 駆動回路 3 1 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を $T 2 \times k$ (k : 一定係数) とする設定を、電子シャッタ制御部 1 0 1 に対して行い、ステップ S 7 に進む。

【 0 0 6 4 】

$P 2 < T 2$ ならば、設定部 1 0 2 は、ステップ S 4 にて制御回路 3 7 に対して光源装置 3 内の光源絞り 1 3 の開口面積 S を所定量 S 増大させるように設定し ($S = S + \Delta S$)、ステップ S 2 1 に進む。

【 0 0 6 5 】

設定部 1 0 2 は、ステップ S 2 1 にて、開口面積 S が最大開口面積 S_{max} に達したかどうか判断し、開口面積 S が最大開口面積 S_{max} に達したと判断するとステップ S 1 3

10

20

30

40

50

に進み、開口面積 S が最大開口面積 S_{max} 未満ならばステップ $S7$ に進む。

【0066】

設定部 102 は、ステップ $S13$ にて、蛍光画像の、AGC33 の増幅率（ゲイン）を増大して一定値 2（> 現在増幅率）に設定し、さらにステップ $S14$ にて参照光画像の、AGC33 の増幅率（ゲイン）も一定値 2（> 現在増幅率）に設定して、ステップ $S7$ に進む。

【0067】

そして、ステップ $S7$ 及びステップ $S1$ の処理を経て、 $P1 = T1$ ならば、ステップ $S22$ にて、設定部 102 は、通常画像の AGC33 の増幅率（ゲイン）を現在値に保持・設定し、さらに通常画像の、CCD 駆動回路 31 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための電荷蓄積時間を現在値に保持する設定を、電子シャッタ制御部 101 に対して行い、処理を終了する。

10

【0068】

また、ステップ $S7$ 及びステップ $S1$ の処理を経て、 $P1 > T1$ ならば、ステップ $S23$ にて、設定部 102 は、通常画像の、CCD 駆動回路 31 の電子シャッタ機能の電荷蓄積を制御するための通常画像の電荷蓄積時間を短縮する設定を、電子シャッタ制御部 101 に対して行い、処理を終了する。

【0069】

さらに、ステップ $S7$ 及びステップ $S1$ の処理を経て、 $P1 < T1$ ならば、ステップ $S24$ にて、設定部 102 は、通常画像の、AGC33 の増幅率（ゲイン）を増大する設定を行い、処理を終了する。

20

【0070】

実施例 1 では、光源絞り 13 の開口面積の設定 / 制御は、通常観察モードでの明るさ調整により実行され、蛍光観察モードでの明るさ調整時には光源絞り 13 の開口面積は固定されている。この場合、蛍光観察モードでの明るさ調整は、増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御のみにより実行される。

【0071】

一方、変形例 1 では、光源絞り 13 の開口面積の設定 / 制御は、蛍光観察モードでの明るさ調整により実行され、通常観察モードでの明るさ調整時には光源絞り 13 の開口面積は固定されている。この場合、通常観察モードでの明るさ調整は、増幅率及び電荷蓄積時間の設定 / 制御のみにより実行される。

30

【0072】

このように、まず蛍光観察モードでの明るさ調整を行い、次に通常観察モードでの明るさ調整を行う変形例 1 においても、比較部 103 及び設定部 102 といった簡単な構成により、観察モードに応じて、AGC33 の増幅率（ゲイン）及び電子シャッタ機能の電荷蓄積時間を設定することができ、簡単かつ安価に、通常光画像と蛍光画像を適正な明るさに調整することができる。

【0073】

本変形例でも、1つの光源装置と、2つの撮像素子を用いて通常画像と蛍光画像を同時に取得する場合において、両方の画像において適正な明るさが得られるという効果がある。

40

【0074】

（変形例 2）

実施例 1 においては、光源装置 3 及びプロセッサ 4 に接続された電子内視鏡 2 を例に説明したが、これに限らず、図 6 に示すようなカプセル型内視鏡 200 にも適用可能である。

【0075】

このカプセル型内視鏡 200 は、図 6 に示すように、生体に照明光を照射するための発光素子としての、例えば白色 LED 207 a、207 b と、白色 LED 207 a、207 b を駆動する発光素子駆動手段としての光源部 204 と、蛍光用 CCD 28 a と、通常用

50

ＣＣＤ２８ｂと、励起光カットフィルタ２７と、蛍光用ＣＣＤ２８ａ及び通常用ＣＣＤ２８ｂを駆動するＣＣＤ駆動部３１と、蛍光用ＣＣＤ２８ａ及び通常用ＣＣＤ２８ｂからの撮像信号を信号処理する信号処理部２０５と、信号処理部２０５及び光源部２０４で処理される信号を外部と無線にて通信するための無線部２０３とを備えて構成される。

【００７６】

ＡＧＣ３３、調光回路４０、比較部１０３、設定部１０２は信号処理部２０５の内部に、電子シャッタ制御部１０１はＣＣＤ駆動部３１の内部に、実施例１における光源絞り１３の開口面積の制御部分（制御回路３７）に相当する光源制御部３７Ａは光源部２０４の内部に、それぞれ設けられている。

【００７７】

また、白色ＬＥＤ２０７ａ、２０７ｂからパルス発光される光は、前面に具備された分光ユニット２０８ａ、２０８ｂにより所定の波長帯域の光のみが透過され生体に照射される。前記分光ユニット２０８ａ、２０８ｂは、光源部２０４内部の分光ユニット制御部２０４ａにより、透過する波長帯域が選択的に制御され、白色ＬＥＤ２０７ａ、２０７ｂのパルス発光に同期して波長帯域を切り替えることで、白色光と蛍光を励起するための励起光を時系列的に照射する。

【００７８】

白色ＬＥＤ２０７ａ、２０７ｂの駆動電流を光源制御部３７Ａが制御することにより、生体への照射光量が制御される。

【００７９】

このように構成されたカプセル型内視鏡においても、図３あるいは図４にて説明した処理を行うことで、上記実施例１あるいは変形例１と同様な効果を得ることができる。なお、この変形例２では、図３あるいは図４において、設定部１０２及び光源制御部３７Ａにて制御されるパラメータは「光源絞り１３の開口面積」ではなく「ＬＥＤの駆動電流」となり、「開口面積を増大（縮小）させる」は「駆動電流を増大（減少）させる」と読み替える。

【００８０】

（変形例３）

実施例１においては、蛍光観察像は蛍光観察用撮像部１００ａにより撮像し、また通常光観察像は通常観察用撮像部１００ｂにより撮像するとしたが、これに限らず、例えば、図７に示すように、内視鏡装置１を通常観察用撮像部１００ｂのみの１つの撮像部により蛍光観察像及び通常光観察像を撮像するように構成しても良い。

【００８１】

ここで、この変形例３の通常観察用撮像部１００ｂでは、切替フィルタ１７の白色光透過フィルタ１７１を介した照射のタイミングの撮像信号を通常観察モードの撮像信号とし、また励起光透過フィルタ１７２を介した照射のタイミングの撮像信号を蛍光観察モードの撮像信号とし、各通常観察モード及び蛍光観察モードにおいて、絞り開口量、増幅率及び電荷蓄積時間等の制御を、上記実施例１と同様に行うことで、同様な作用／効果を得ることができる。

【００８２】

（その他の変形例）

本実施例では、以下の「その他の変形例」を含む。

【００８３】

その他の変形例

（変形１）変形例２において、発光素子は白色ＬＥＤに限らず、例えば波長可変の発光素子であってもよい。照明光の波長は、光源部２０４によって選択的に制御され、このとき波長可変の発光素子の前面には分光ユニットを備えない。

【００８４】

（変形２）光源装置３から電子内視鏡２に供給される照明光、あるいは発光素子（例えばＬＥＤ）から発光される光は、白色光に限らず、赤、緑、青の時系列的な光であってもよ

10

20

30

40

50

い。

【 0 0 8 5 】

(変形 3) 白色光と励起光は、時系列的な照明光ではなく連続光として同時に照明する構成であってよい。このとき、励起光は、白色光よりも波長の長い赤外域の光であって、蛍光用 CCD 28 a による蛍光画像及び参照画像と、通常用 CCD 28 b による通常画像と、を同時に画像取得する。

【 0 0 8 6 】

(変形 4) 蛍光は、励起光により生体組織より励起された自家蛍光を例に説明したが、これに限らず、例えば生体に投与した蛍光薬剤からの蛍光による蛍光画像についても、実施例 1、その変形例 1、2 が適用できることはいうまでもない。なお、この蛍光薬剤の場合、励起光は、例えば近赤外域の光となる。

10

【 0 0 8 7 】

本発明は、上述した実施例に限定されるものではなく、本発明の要旨を変えない範囲において、種々の変更、改変等が可能である。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 8 】

【 図 1 】 本発明の実施例 1 に係る内視鏡装置の構成を示す構成図

【 図 2 】 図 1 の切替フィルタの構成を示す図

【 図 3 】 図 1 の内視鏡装置にて得られる蛍光画像、通常画像を説明するタイミング図

【 図 4 】 図 1 のプロセッサの処理を説明するフローチャート

20

【 図 5 】 図 3 の処理の変形例を説明するフローチャート

【 図 6 】 図 1 の電子内視鏡の第 1 の変形例であるカプセル型内視鏡を示す図

【 図 7 】 図 1 の電子内視鏡の第 2 の変形例を示す図

【 符号の説明 】

【 0 0 8 9 】

1 ... 内視鏡装置

2 ... 電子内視鏡

3 ... 光源装置

4 ... プロセッサ

5 ... モニタ

30

7 ... 挿入部

8 ... 先端部

9 ... ライトガイドファイバ

10 ... コネクタ

11 ... ランプ駆動回路

12 ... ランプ

13 ... 光源絞り

14 ... 切替フィルタ部

16 ... 回転用モータ

17 ... 切替フィルタ

40

25 a , 25 b ... 対物レンズ系

26 a ... 第 1 絞り

26 b ... 第 2 絞り

27 ... 励起光カットフィルタ

28 a ... 蛍光用 CCD

28 b ... 通常用 CCD

29 ... スコープスイッチ

31 ... CCD 駆動回路

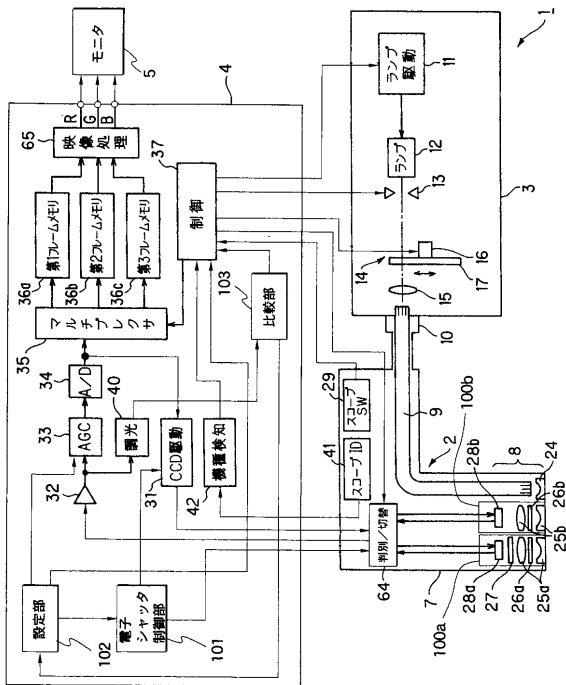
34 ... A / D 変換回路

36 a ~ 36 c ... フレームメモリ

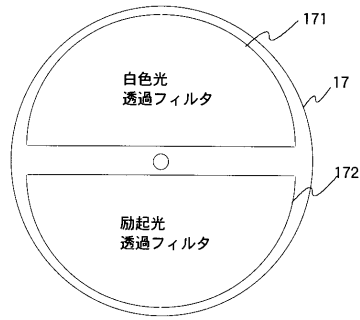
50

- 3 7 ... 制御回路
- 6 4 ... 素子判別 / 切替部
- 6 5 ... 映像処理回路
- 1 0 0 a ... 蛍光観察用撮像部
- 1 0 0 b ... 通常観察用撮像部
- 1 0 1 ... 電子シャッター制御部
- 1 0 2 ... 設定部
- 1 0 3 ... 比較部

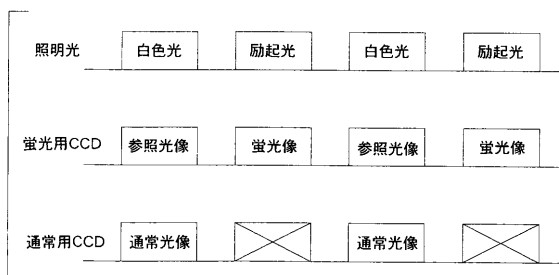
【 図 1 】



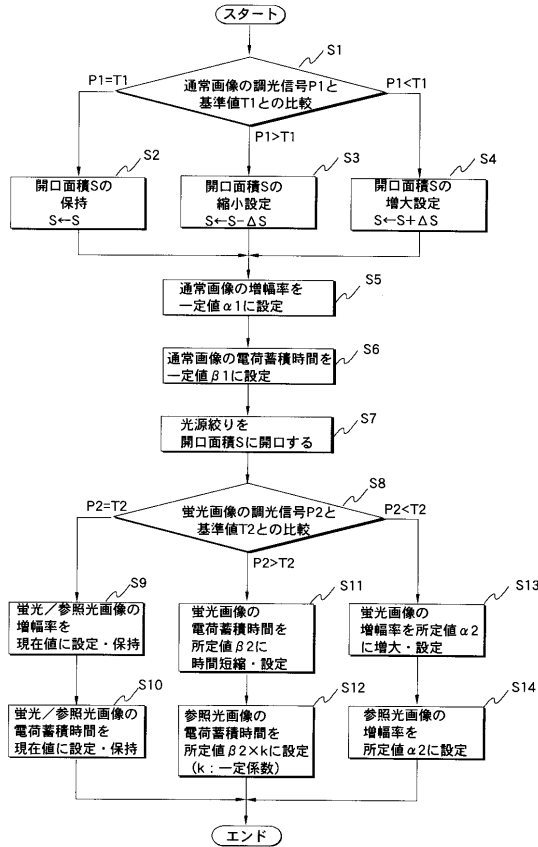
【 図 2 】



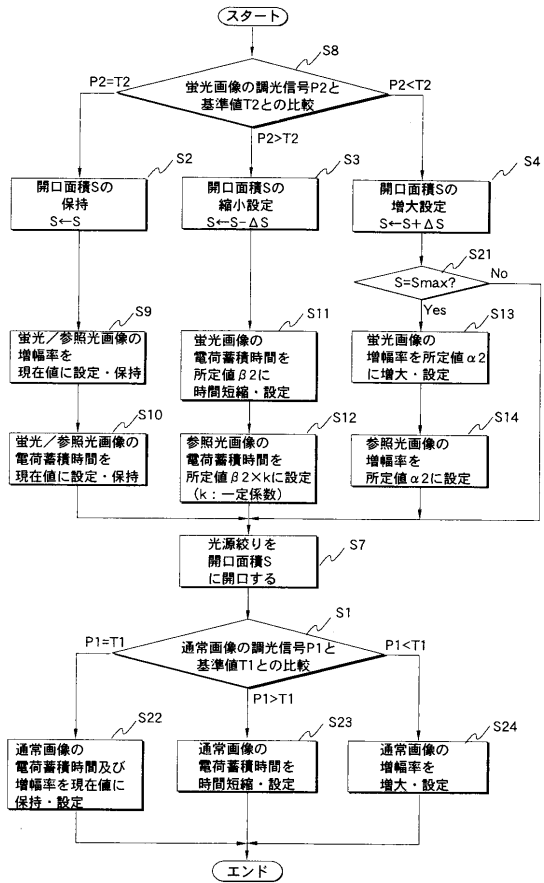
【 図 3 】



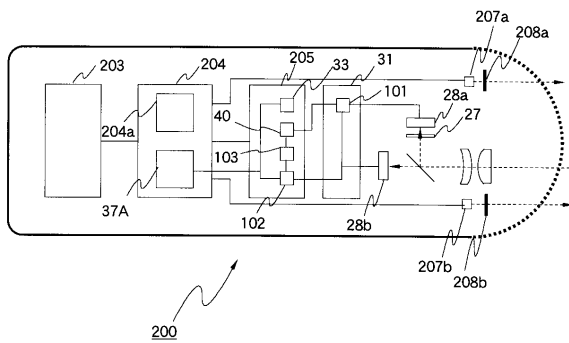
【図4】



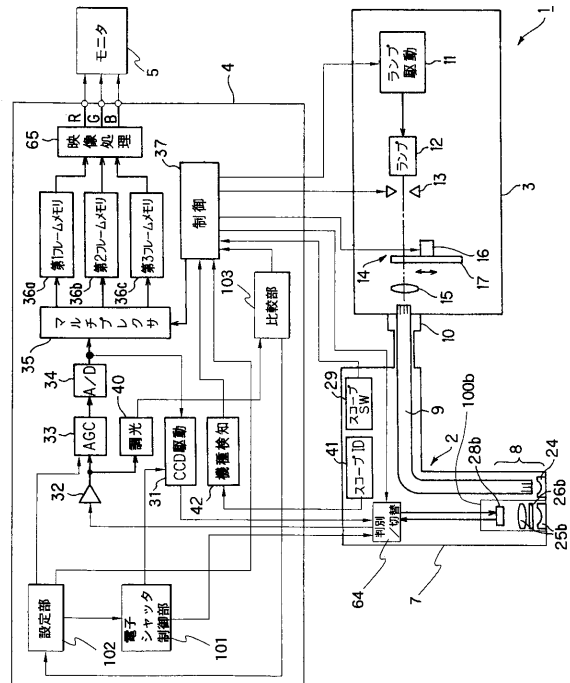
【図5】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 4

专利名称(译)	内窥镜设备和操作内窥镜设备的方法		
公开(公告)号	JP5372356B2	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	JP2007271665	申请日	2007-10-18
[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	武井俊二		
发明人	武井 俊二		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/041 A61B1/043 A61B1/045 A61B1/0638 A61B1/0646 A61B5/0071 A61B5/0084		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/04.372 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/05 A61B1/06.612		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD00 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/LL08 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/NN07 4C061/PP12 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ09 4C061/RR05 4C061/RR14 4C061/RR18 4C061/RR26 4C061/SS05 4C061/SS07 4C061/SS21 4C061/WW04 4C061/WW08 4C061/WW17 4C061/YY12 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD00 4C161/DD07 4C161/FF14 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/LL08 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/PP12 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ09 4C161/RR05 4C161/RR14 4C161/RR18 4C161/RR26 4C161/SS05 4C161/SS06 4C161/SS07 4C161/SS21 4C161/WW04 4C161/WW08 4C161/WW17 4C161/YY12		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP2009095566A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过简单而廉价的配置将普通光图像和荧光图像调整到适当的亮度。处理器（4）包括比较器（103），用于将调光电路（40）的输出（调光信号）与预定参考值进行比较，基于比较器（103）的比较结果，AGC（33）的增益，电子快门控制器用于设定光源装置3的快门控制参数（电荷累积时间）和光源装置3中的光源光圈13的开口区域的设定单元102，电子快门控制单元和101。点域1

【图1】

