

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4611762号  
(P4611762)

(45) 発行日 平成23年1月12日(2011.1.12)

(24) 登録日 平成22年10月22日(2010.10.22)

(51) Int.Cl. F I  
**A 6 1 B 1/00 (2006.01)** A 6 1 B 1/00 3 0 0 D  
**A 6 1 B 1/06 (2006.01)** A 6 1 B 1/06 A

請求項の数 4 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2005-24242 (P2005-24242)  
 (22) 出願日 平成17年1月31日(2005.1.31)  
 (65) 公開番号 特開2006-204777 (P2006-204777A)  
 (43) 公開日 平成18年8月10日(2006.8.10)  
 審査請求日 平成19年12月12日(2007.12.12)

(73) 特許権者 000113263  
 H O Y A 株式会社  
 東京都新宿区中落合2丁目7番5号  
 (74) 代理人 100098235  
 弁理士 金井 英幸  
 (74) 代理人 100090516  
 弁理士 松倉 秀実  
 (72) 発明者 高橋 勲  
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペ  
 ンタックス株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内に挿入される挿入部と、前記挿入部を通して照明光を挿入部先端に導くライトガイドと、照明された体腔内の画像を撮影する撮像素子とを有する電子内視鏡と、

前記体腔内を観察するための可視光を発する可視光源と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光を発する励起光源と、開口径が可変な絞りによって前記可視光の光量を調整する光量調整装置とを備え、前記可視光と前記励起光とを選択的に前記ライトガイドに入射させる光源装置と、

前記撮像素子が撮影して得られた画像の明るさを取得し、この明るさに基づいて当該明るさが適切となる前記絞りの開口径を計算し、計算結果に従って前記絞りの開口径を変化させる制御を行う制御装置であって、白色光と励起光とを交互に照射するモードにおいて、白色光の照射時には、前記撮像素子により撮影された画像の明るさに基づいて前記開口径を計算し、励起光の照射時には、照明光が白色光から励起光に切り換えられた際の画像の明るさの変化分を記憶し、前記撮像素子により撮影された画像の明るさに前記変化分を加えた明るさに基づいて前記開口径を計算する制御装置とを備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項2】

前記制御装置は、励起光の照射時には、照明光が白色光から励起光に切り換えられた直後は、前記光量調整装置の調整量を白色光利用時のまま一定期間保持すると共に、該一定期間経過後、前記撮像素子により撮影された画像の明るさに前記変化分を加えた明るさに

10

20

基づいて前記光量調整装置を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記光源装置は、可視光の光路と励起光の光路とを合成して前記ライトガイドに導く光路合成手段を含み、前記光量調整装置は、前記可視光源から前記光路合成手段に至る光路中に配置された可変絞りであることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記体腔内が可視光により照明されている期間に前記撮像素子から出力される信号により通常画像信号を生成し、前記体腔壁が励起光により照射されている期間に前記撮像素子から出力される信号により蛍光画像信号を生成する画像信号生成手段と、

前記画像信号生成手段から出力される画像信号に基づいて画像を表示する表示手段とをさらに備えることを特徴とする請求項 1 ~ 3 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】

【技術分野】

【0001】

本発明は、可視光により照明された体腔壁を撮影した通常画像と、励起光を照射することにより発生した自家蛍光を撮影した蛍光画像とを観察可能な電子内視鏡システムに関し、特に、照明光の制御に関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡により撮影された体腔内の画像の明るさを適切に保つため、照明光の光量を制御する技術は、例えば特許文献 1、2 に記載されている。特許文献 1 に開示されるシステムは、撮影された画像信号からヒストグラムを生成し、このヒストグラムに基づいてハレーションが発生しているか否かを判断し、ハレーションが発生している場合には絞りの開口径を小さくすることにより照明光の光量を低下させ、被写体の代表輝度値を操作者が設定した参照輝度値と比較し、代表輝度値が参照輝度値より小さいときには絞りの開口径を大きくすることにより照明光の光量を増加させる(段落 0007)。

【0003】

一方、特許文献 2 に開示されるシステムは、撮像素子から映像信号が出力されている期間中は、この映像信号に基づいて絞り装置を制御することにより照明光の光量を調整し、映像信号が出力されていない期間中は、直前の映像信号に基づいて絞り装置の絞り位置を固定する(段落 0008, 0009)。

【特許文献 1】特開 2003 - 284682 号公報 段落 0007

【特許文献 2】特開平 11 - 169339 号公報 段落 0008, 0009

【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 及び 2 のシステムは、体腔内を白色光により照明し、通常のカラ画像を撮影するものであり、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を観察する蛍光観察の機能を備えていない。

【0005】

蛍光観察の機能を備えた電子内視鏡システムは、ハロゲンランプ等の白色光源と、励起光を発するレーザー光源とを備え、白色光の光路と励起光の光路とをダイクロイックミラー等の光路合成手段により合成し、内視鏡のライトガイドに導くように構成されている。また、白色光をオン・オフするためのシャッターと、白色光の光量を調整するための可変絞りとが白色光源と光路合成手段との間に配置されている。

【0006】

蛍光観察のモードでは、励起光を照射して励起した生体組織からの蛍光を撮影した蛍光画像と、白色光で照明された体腔壁を撮影した通常画像とを交互に取得し、これらを比較

10

20

30

40

50

することにより病変部を確認する場合がある。このとき、白色光が照射されている期間は、撮影された画像の明るさに基づいて画像の明るさが適切になるよう可変絞りの開口径を調整して白色光の光量を調整する。一方、励起光が照射されている期間は、従来のシステムでは、白色光の照射時と同様に制御され、撮影された蛍光画像の明るさに基づいて開口径が調整されている。

【0007】

しかしながら、蛍光画像は通常画像と比較すると暗いため、励起光の照射期間に蛍光画像の明るさに基づいて可変絞りの開口径を調整すると、照明光が励起光から白色光に切り換えられた際に開口絞りの開口径が過大となり、白色光の光量がオーバーして画像がハレーションを起こし、適切な光量に調整されるまでに時間がかかり、適切な明るさの通常画像を速やかに得ることができないという問題があった。

10

【0008】

この問題を図6に基づいて説明する。図6は、上述した従来の電子内視鏡システムの蛍光観察モードでの照明光強度、画像の明るさ、可変絞りの開口径を示すタイミングチャートである。照明光は、白色光と励起光とが交互に繰り返し照射される。画像の明るさは、白色光照射時の通常画像は明るく、励起光照射時の蛍光画像は暗い。可変絞りの開口径は、画像の明るさに基づいて、画像の明るさが一定となるよう制御される。白色光が連続的に照射されている期間( $t_0 \sim t_1$ )は、通常画像の明るさに基づいて開口径が決定されるため、適切な制御が可能である。時点 $t_1, t_3, t_5$ で照明光が白色光から励起光に切り換えられると、画像の明るさが急激に低下するため、この低下した明るさに基づいて可変絞りの開口径が大きくなるよう調整される。このため、時点 $t_2, t_4, t_6$ で照明光が励起光から白色光に切り換えられると、白色光の光量がオーバーして画像がハレーションを起こし(図中の二点鎖線の楕円で囲んだ領域)、適切な光量に調整されるまでに時間がかかる。

20

【0009】

本発明は、上述した従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、蛍光観察のモードで励起光と白色光とが交互に繰り返し照射される際にも、ハレーションの発生を防ぎ、白色光の光量を適切に制御することができる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明にかかる電子内視鏡システムは、蛍光観察のモードで励起光と白色光とが交互に繰り返し照射される際に、励起光が照射される期間は、蛍光画像の明るさに所定のレベルを付加することにより実際の画像信号より明るい信号に基づいて光量調整装置を制御するようにしたことを特徴とする。

30

【0011】

すなわち、本発明の電子内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部と、挿入部を通して照明光を挿入部先端に導くライトガイドと、照明された体腔内の画像を撮影する撮像素子とを有する電子内視鏡と、体腔内を観察するための可視光を発する可視光源と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光を発する励起光源と、可視光の光量を調整する光量調整装置とを備え、可視光と励起光とを選択的にライトガイドに入射させる光源装置と、白色光と励起光とを交互に照射するモードにおいて、白色光の照射時には、撮像素子により撮影された画像の明るさに対応した信号に基づいて画像の明るさが適切となるよう光量調整装置を制御して白色光の光量を調節し、励起光の照射時には、照明光が白色光から励起光に切り換えられた際の画像の明るさの変化分を記憶し、撮像素子により撮影された画像の明るさに変化分を加えた信号に基づいて光量調整装置を制御する制御装置とを備えることを特徴とする。

40

【0012】

なお、制御装置は、励起光の照射時には、照明光が白色光から励起光に切り換えられた直後は、光量調整装置の調整量を白色光利用時のまま一定期間保持すると共に、該一定期間経過後、撮像素子により撮影された画像の明るさに変化分を加えた信号に基づいて光量

50

調整装置を制御することができる。

【 0 0 1 3 】

また、光量調整装置としては、白色光源が電圧等により発光量を調整できる場合には、電圧調整装置を用いてもよいし、発光量の制御が困難なランプを利用する場合には、光路中に設けられた可変絞りをを用いることができる。光源装置が可視光の光路と励起光の光路とを合成してライトガイドに導く光路合成手段を含む場合、可変絞りは、可視光源から光路合成手段に至る光路中に配置される。

【 0 0 1 4 】

さらに、本発明の電子内視鏡システムは、体腔内が可視光により照明されている期間に撮像素子から出力される信号により通常画像信号を生成し、体腔壁が励起光により照射されている期間に撮像素子から出力される信号により蛍光画像信号を生成する画像信号生成手段と、画像信号生成手段から出力される画像信号に基づいて画像を表示する表示手段とを備えることが望ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明によれば、蛍光観察のモードで励起光と白色光とが交互に繰り返し照射される際に、励起光が照射されている期間は、白色光から励起光への切替時における画像の明るさの変化分を実際に得られる蛍光画像の明るさにプラスして光量調整装置を制御するため、照明光が励起光から白色光に切りかわった際にも、白色光の光量が過大とならず、速やかに適切な光量に調整することができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 6 】

以下、本発明にかかる電子内視鏡システムの実施形態を図面に基づいて説明する。実施形態の電子内視鏡システムは、可視光により照明された体腔壁を撮影した通常画像と、励起光を照射することにより発生した自家蛍光を撮影した蛍光画像とをモニター等の表示装置に表示させて観察するためのシステムである。

【 0 0 1 7 】

図 1 は、本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの外觀図、図 2 は、その内部構成を示すブロック図である。図 1 に示されるように、この電子内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡 10、光源装置 20、モニター 60 を備えている。

【 0 0 1 8 】

蛍光観察内視鏡 10 は、通常の電子内視鏡に蛍光観察用の改変を加えたものであり、体腔内に挿入されるために細長く形成され、先端に湾曲可能な湾曲部を備えた挿入部 10 a、挿入部 10 a の湾曲部を操作するためのアングルノブ等を有する操作部 10 b、操作部 10 b と光源装置 20 とを接続するためのライトガイド可撓管 10 c、及び、このライトガイド可撓管 10 c の基端に設けられたコネクタ 10 d を備えている。

【 0 0 1 9 】

光源装置 20 は、蛍光観察内視鏡 10 に対して照明光及び励起光を供給すると共に、後に詳述するように、蛍光撮影内視鏡 10 により撮影された信号により画像信号を生成する画像信号生成手段としての機能を有している。光源装置 20 の前面には、この光源装置 20 の主電源をオン・オフするスイッチ、励起光に用いるレーザーが不用意に発しないよう安全対策用に設けられたキースイッチ 22 を含む各種の操作スイッチが配列したスイッチパネル 23 とが設けられている。

【 0 0 2 0 】

以下、図 2 にしたがって蛍光観察内視鏡 10、及び光源装置 20 の詳細な構成を順に説明する。蛍光観察内視鏡 10 の挿入部 10 a の先端面には、配光レンズ 11 及び対物レンズ 12 が設けられている。そして、この挿入部 10 a の先端内部には、対物レンズ 12 によって形成された被写体の像を撮影する CCD カラーイメージセンサ等のカラー画像を撮影可能な撮像素子 13、対物レンズ 12 から撮像素子 13 に向けて射出された光から後述する蛍光励起用のレーザー光に相当する波長成分を除去するための励起光カットフィルタ

10

20

30

40

50

ー 14、撮像素子 13 から出力された画像信号を増幅するケーブルドライバ 15 が組み込まれている。

【 0021 】

励起光カットフィルター 14 は、励起光を遮断し、励起光より長い波長の光を透過させる特性を有しており、これにより、蛍光撮影時に撮像素子 13 に励起光が入射するのを防ぎ、自家蛍光のみの撮影が可能となる。なお、励起光には、生体の自家蛍光を励起する近紫外の波長域の光が選択され、励起光カットフィルター 14 により励起光成分がカットされても、通常のカラ画像を撮影する際の青成分の撮像には支障がない。

【 0022 】

ケーブルドライバ 15 によって駆動された画像信号を伝送するための信号ケーブル 18 は、挿入部 10a、操作部 10b 及びライトガイド可撓管 10c 内を引き通されて、蛍光観察内視鏡 10 に接続された光源装置 20 の後述の回路に接続されている。

【 0023 】

この信号ケーブル 18 と並行して、挿入部 10a、操作部 10b 及びライトガイド可撓管 10c 内には、複数の光ファイバを束ねて構成されるライトガイド 16 が引き通されている。このライトガイド 16 の先端は、挿入部 10a の先端部内において配光レンズ 11 に対向し、その基端は、光源装置 20 内に挿入された状態で固定されている。

【 0024 】

光源装置 20 は、蛍光観察内視鏡 10 のライトガイド 16 の基端の端面に体腔壁を観察するための白色光と、体腔壁の生体組織を励起して自家蛍光を発光させるための励起光とを選択的に導入するとともに、蛍光観察内視鏡 10 のケーブルドライバ 15 から受信した画像信号を処理して映像信号を生成し、モニター 60 へ出力する。なお、モニター 60 は通常画像の動画または静止画、蛍光画像の動画または静止画をそれぞれ単独で、または、複数の画像を並列して表示する。

【 0025 】

光源装置 20 の光学系は、ほぼ平行な可視光(白色光)を発する白色光源(放電管ランプ) 30 と、白色光源 30 から発した白色光の光束径を調整する調光用絞り(可変絞り) 31 と、調光用絞り 31 を透過した白色光を集光させてライトガイド 16 の基端の端面に入射させる集光レンズ 32 とを備えると共に、励起光を発する励起用光源(レーザー) 33 と、この励起用光源 33 から発した励起光を導く光導波路(シングルファイバー) 34 と、この光導波路 34 から発した発散光である励起光を平行光にするコリメートレンズ 35 と、白色光の光路と励起光の光路とを合成するダイクロイックミラー 36 とを備えている。

【 0026 】

調光用絞り 31 は、絞り用モータ 31a により駆動され、開口径を変化させることにより白色光の光量を調整する。白色光源 30 からライトガイド 16 までの光路は直線的であり、この光路に対して垂直に交差する励起光の光路を、光路合成素子であるダイクロイックミラー 36 により合成している。ダイクロイックミラー 36 は、可視光を透過させ、それ以下の波長の近紫外光を反射させる特性を有し、これにより白色光の大部分を透過させ、励起光を反射させ、これら透過した白色光と反射した励起光とをライトガイド 16 の基端の端面へ向かう単一の光路に導く。

【 0027 】

白色光源 30 とダイクロイックミラー 36 との間には、白色光を断続的にオン/オフ(透過/遮断)するためのロータリーシャッター 37 が配置されている。ロータリーシャッター 37 には、図 3 に平面形状を示すように、中心角約 180° の扇形の窓 37a が形成されている。窓 37a のサイズは、白色光の径より大きく設定されており、シャッター用モータ 38 を駆動してロータリーシャッター 37 を回転させることにより、白色光が断続的に透過する。

【 0028 】

光源装置 20 には、白色光源 30 に電流を供給するランプ用電源 51、励起用光源 33 を駆動してオン・オフするレーザードライバ 52、上記の絞り用モータ 31a を駆動する

10

20

30

40

50

第1モータドライバ53、シャッター用モータ38を駆動する第2モータドライバ54、撮像素子13を駆動するCCDドライバ56が備えられている。また、信号ケーブル18は、映像信号処理回路57に接続されており、撮像素子13から出力された画像信号は、この映像信号処理回路57で処理されテレビモニターに表示するための規格化映像信号に変換されてモニター60へ出力される。システムコントローラ70は、これらのランプ用電源51、各ドライバ52, 53, 54, 56、及び映像信号処理回路57を制御すると共に、画像の明るさを示す信号を映像信号処理回路57から受け取る。調光用絞り31、絞り用モータ31a及び第1モータドライバ53が、白色光の光量を調整する光量調整装置としての機能を持ち、システムコントローラ70が、撮影された画像の明るさに応じて光量調整装置を制御する制御装置としての機能を有している。

10

## 【0029】

システムコントローラ70には、スイッチパネル23に配置された各種スイッチが電氣的に接続されており、これらの各スイッチの設定に基づき、ランプ用電源51、レーザードライバ52を制御して白色光、励起光を連続的に発光させ、あるいは停止すると共に、モニター60上の表示を切り換える。

## 【0030】

また、システムコントローラ70は、白色光の照射時には、撮像素子13により撮影された画像の明るさに対応した信号に基づいて画像の明るさが適切となるよう第1モータドライバ53を制御して調光用絞り31の開口径を調節し、励起光の照射時には、照明光が白色光から励起光に切り換えられた際の画像の明るさの変化分を記憶し、撮像素子13により撮影された蛍光画像の明るさに変化分を加えた信号に基づいて第1モータドライバ53を制御して調光用絞り31の開口径を調節する。

20

## 【0031】

この調光用絞り31の制御に関するシステムコントローラ70の作用を図4に示すフローチャートに従って説明する。処理が開始すると、システムコントローラ70は、ランプ用電源51を制御して白色光源30を点灯し(S01)、第2モータドライバ54を制御してシャッター用モータ38を回転させる(S02)。そして、白色光がライトガイドに入射する期間(ロータリーシャッター37の窓37aが光路中に位置する期間)であるか否かを判断する(S03)。白色光が入射する期間である場合には、レーザードライバ52を制御して励起光源33を消灯させ(S04)、白色光により照明された体腔壁を撮影して得られた通常画像の明るさを映像信号処理回路57から取得し(S05)、この明るさに基づいて画像の明るさが適切となる調光用絞り31の開口径を計算し(S06)、第1モータドライバ53を制御して調光用絞り31の開口径を計算結果に基づいて調整する(S07)。S05~S07の処理は、S08で白色光が入射していると判断される期間中繰り返し実行され、調光絞りの開口径は通常画像の明るさに応じてリアルタイムで調整される。

30

## 【0032】

S08で白色光の入射期間が終了したと判断されると、蛍光観察の処理を終了するか否かを判断し(S09)、終了する場合には白色光源を消灯し、励起光源が点灯している場合にはこれも消灯し(S10)、処理を終了する。処理を終了しない場合には、S11以下の処理が実行される。

40

## 【0033】

白色光がライトガイドに入射しない期間(ロータリーシャッター37の遮蔽部が光路中に位置する期間)に入ると、システムコントローラ70は、照明光が白色光から励起光に切り換えられた直後は、調光用絞り31の開口径(光量調整装置の調整量)を白色光利用時のまま一定期間保持するよう第1モータドライバ53を制御する(S11)。続いて、レーザードライバ52を制御して励起光源33を発光させ(S12)、励起光により励起された体腔壁から発する蛍光を撮影した蛍光画像の明るさを映像信号処理回路57から取得し(S13)、直前にS05で得られていた通常画像の明るさとの差を変化分として記憶する(S14)。そして、システムコントローラ70は、再び蛍光画像の明るさを取得し(S15)、その明るさに前記の変化分を加えた信号に基づいて調光用絞り31の開口径を計算し(S16)、第1モータ

50

タドライバ53を制御して調光用絞り31の開口径を計算結果に基づいて調整する(S17)。S15~S17の処理は、S18で白色光が入射していないと判断される期間中(すなわち励起光が入射している期間中)繰り返し実行され、調光絞りの開口径は蛍光画像の明るさに変化分を加えた信号に応じてリアルタイムで調整される。

【0034】

S18で白色光の入射期間が開始したと判断されると、蛍光観察の処理を終了するか否かを判断し(S19)、終了する場合には白色光源を消灯し、励起光源が点灯している場合にはこれも消灯し(S10)、処理を終了する。処理を終了しない場合には、S04に戻って処理が実行される。

【0035】

次に、上記の処理を、図5のタイミングチャートに従って説明する。図5は、上述した実施形態の電子内視鏡システムの蛍光観察モードでの照明光強度、画像の明るさ、可変絞りの開口径を示すタイミングチャートである。照明光としては、白色光と励起光とが交互に繰り返し照射される。画像の明るさは、白色光照射時の通常画像は明るく、励起光照射時の蛍光画像は暗い。白色光が照射されている期間( $t_0 \sim t_1$ 、 $t_2 \sim t_3$ 、 $t_4 \sim t_5$ )は、調光用絞り31の開口径は、通常画像の明るさに基づいて決定され、画像の明るさが一定となるよう制御される。

【0036】

時点 $t_1$ 、 $t_3$ 、 $t_5$ で照明光が白色光から励起光に切り換えられると、切換直後は開口径は白色光照射時と同一に保たれる。そして、切換時の画像の明るさの変化分が記憶され、励起光が照射されている期間( $t_1 \sim t_2$ 、 $t_3 \sim t_4$ 、 $t_5 \sim t_6$ )は、蛍光画像の明るさに変化分を付加した信号(破線で示す)に基づいて開口径が調整される。したがって、通常画像から蛍光画像への切換で画像の明るさは急激に低下するが、調光用絞りの開口径は急激に変化せず、時点 $t_2$ 、 $t_4$ 、 $t_6$ で照明光が励起光から白色光に切り換えられた際にも、切換直後から開口径を適切に制御することができ、従来のように白色光の光量がオーバーして画像がハレーションを起こすようなことがない。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】本発明の実施の形態に係る電子内視鏡システムの外觀図である。

【図2】図1に示される電子内視鏡システムの内部構成を示すブロック図である。

【図3】図2の光学系に設けられているロータリーシャッターの正面図である。

【図4】図2のシステムの調光用絞りの制御に関する処理を示すフローチャートである。

【図5】図2のシステムの蛍光観察モードでの照明光強度、画像の明るさ、可変絞りの開口径を示すタイミングチャートである。

【図6】従来の電子内視鏡システムの蛍光観察モードでの照明光強度、画像の明るさ、可変絞りの開口径を示すタイミングチャートである。

【符号の説明】

【0038】

- 10 蛍光観察内視鏡
- 16 励起光用ライトガイド
- 20 光源装置
- 30 白色光源
- 32 コンデンサレンズ
- 33 励起光源
- 35 コリメートレンズ
- 36 ダイクロイックミラー
- 37 ロータリーシャッター
- 57 映像信号処理回路
- 60 モニター
- 70 システムコントローラ

10

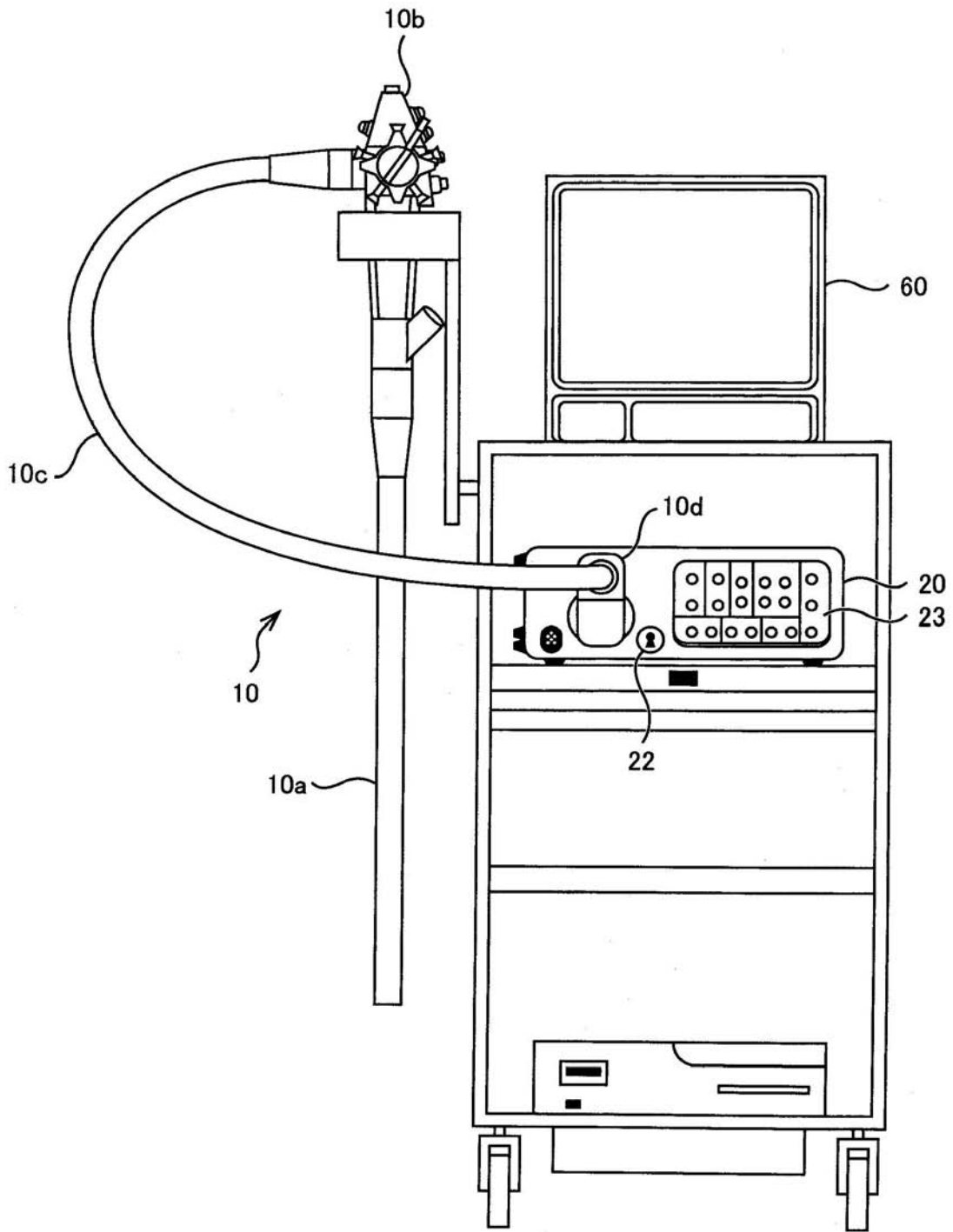
20

30

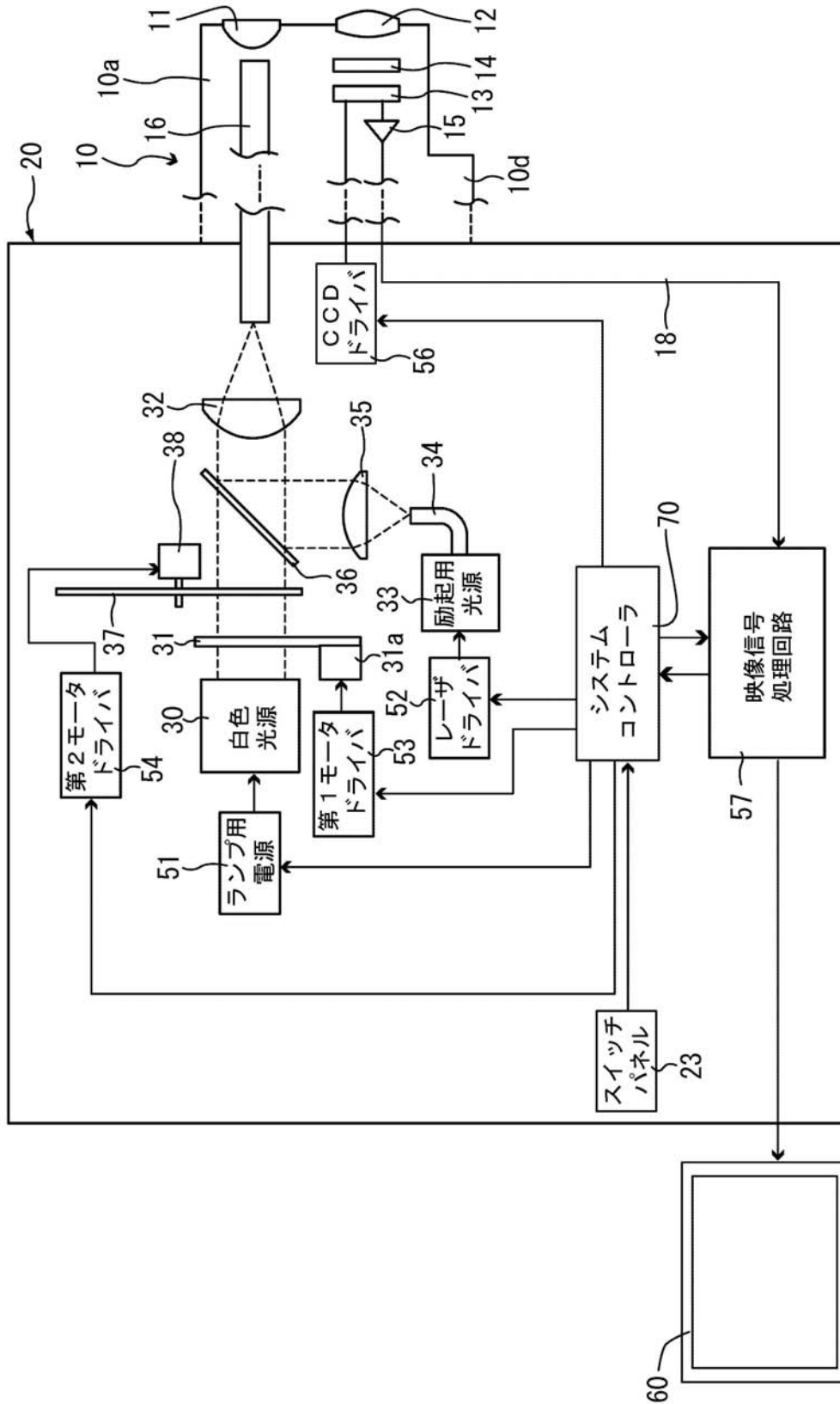
40

50

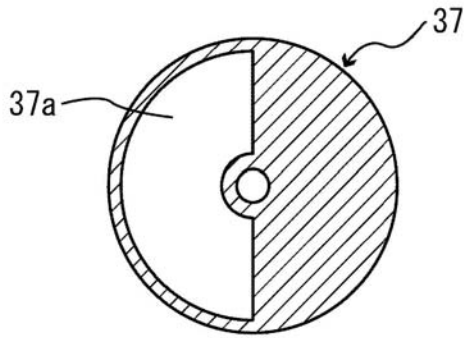
【図1】



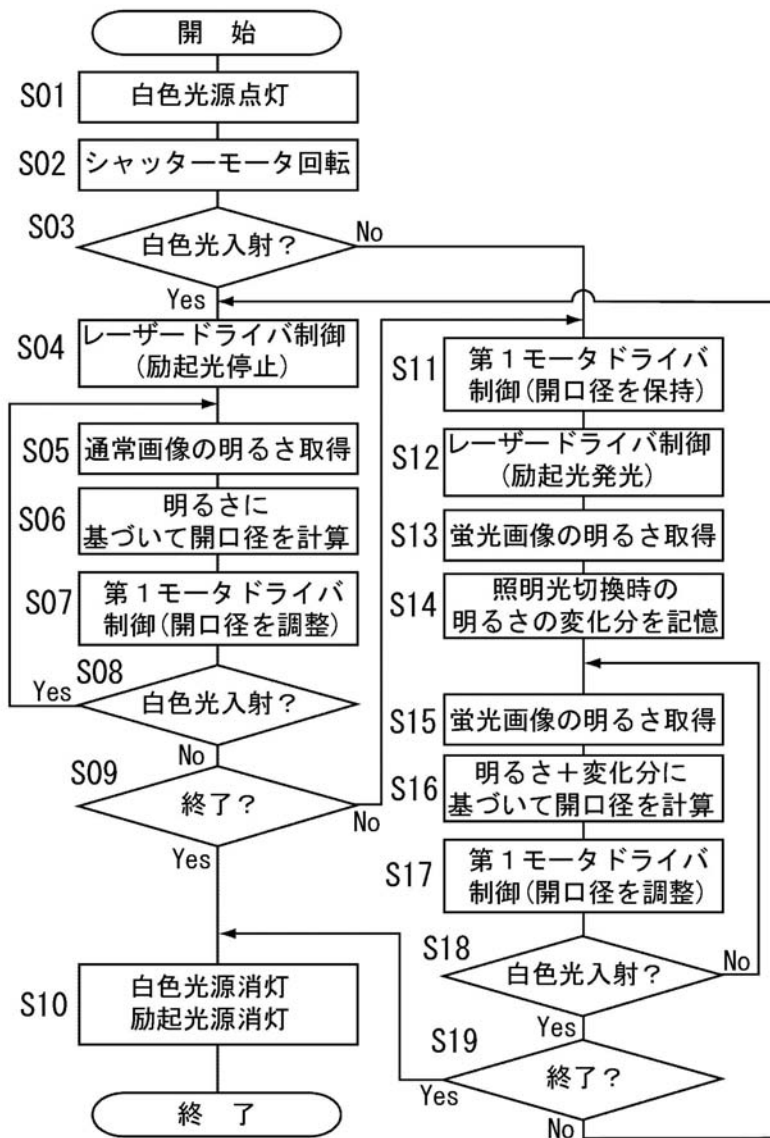
【図2】



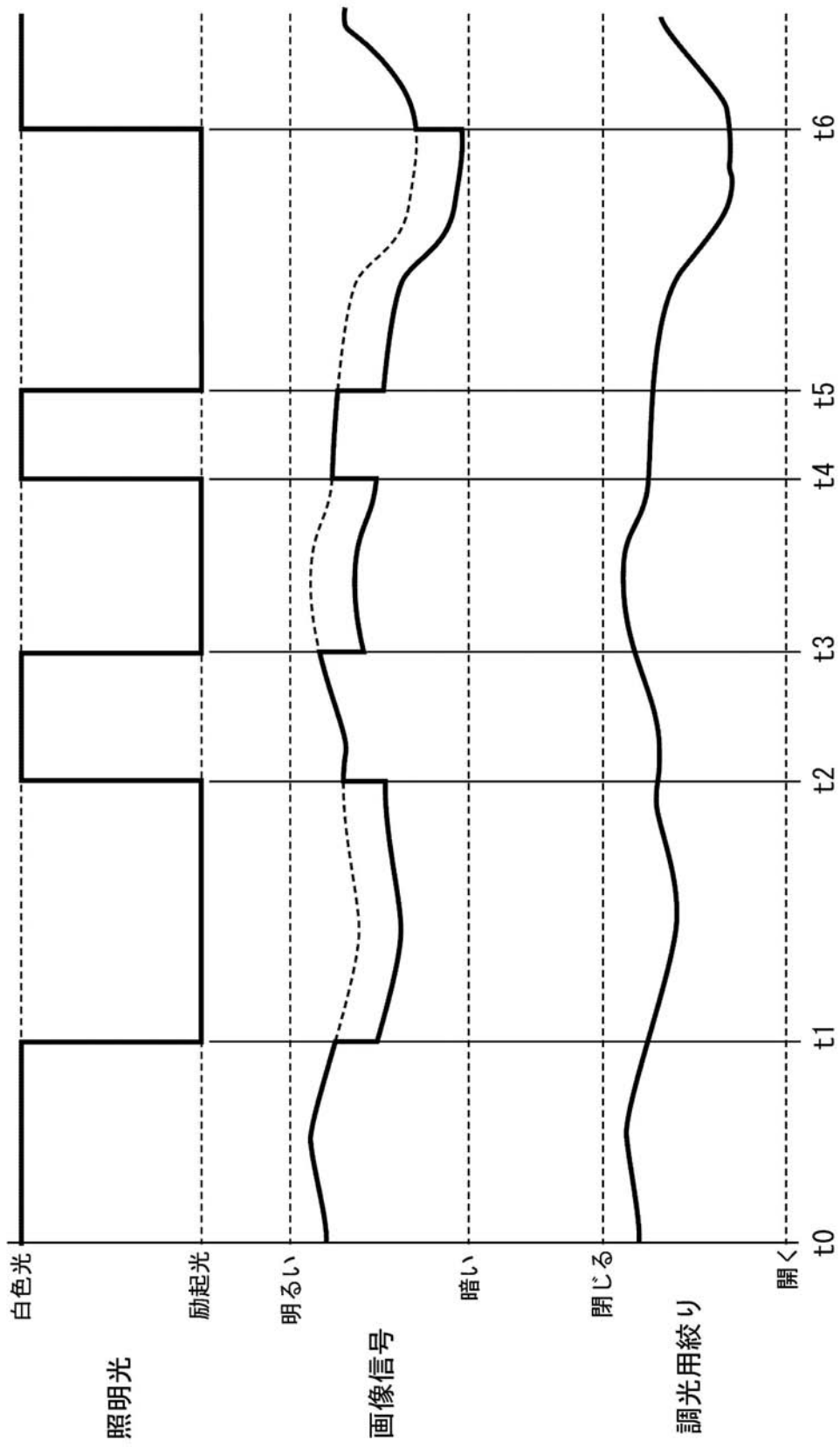
【図3】



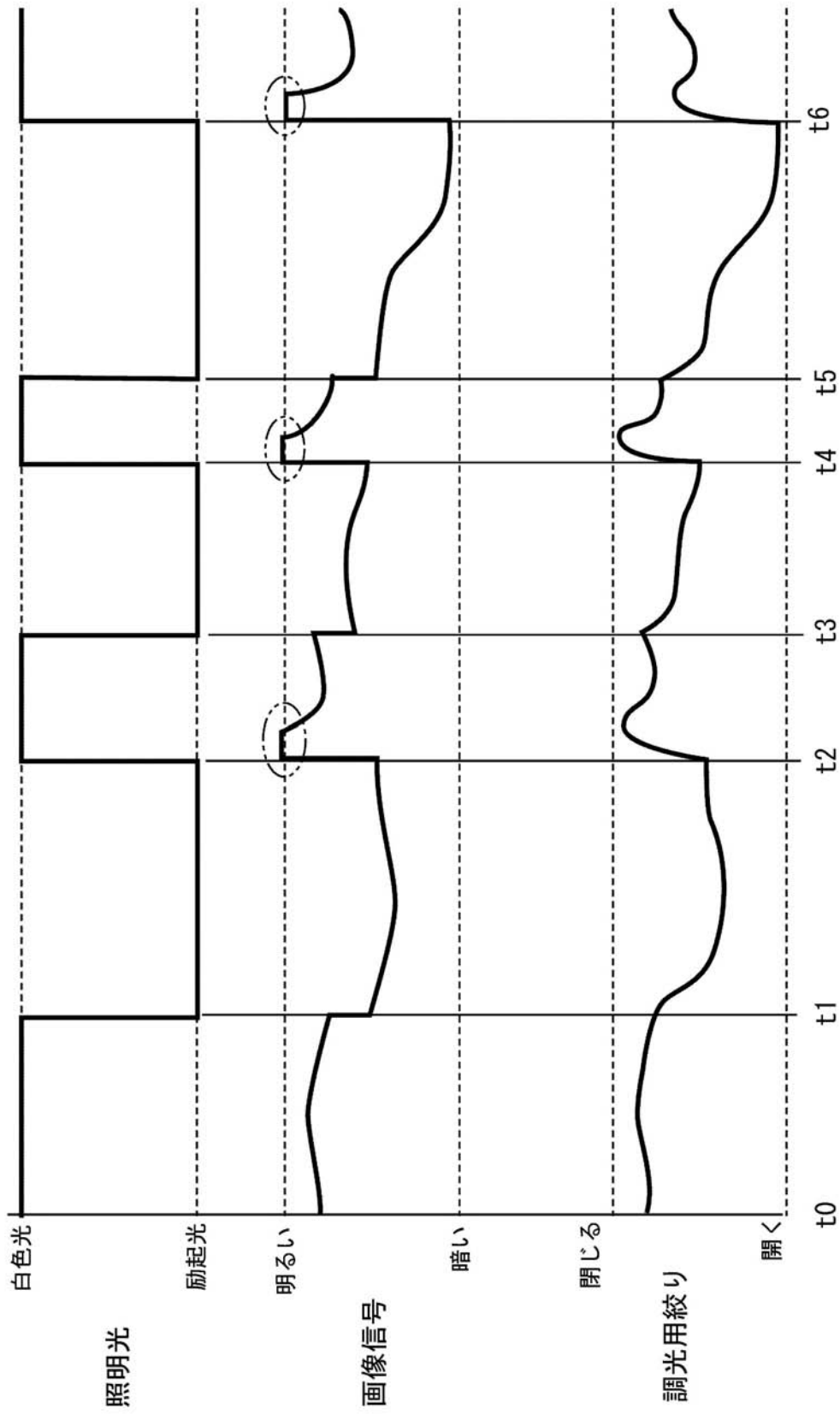
【図4】



【図5】



【図6】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2005-013279(JP,A)  
特開2002-336196(JP,A)  
特開2003-061909(JP,A)  
特開2002-065602(JP,A)  
特開2002-153414(JP,A)  
特開2004-215738(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP4611762B2</a>	公开(公告)日	2011-01-12
申请号	JP2005024242	申请日	2005-01-31
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	高橋 勲		
发明人	高橋 勲		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06		
FI分类号	A61B1/00.300.D A61B1/06.A A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/QQ04 4C061/RR02 4C061/RR15 4C061/WW17 4C161/CC06 4C161/QQ04 4C161/RR02 4C161/RR15 4C161/WW17		
其他公开文献	JP2006204777A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：即使在荧光观察模式中交替重复激发激发光和白光，也要防止光晕的产生并适当地控制白光量。系统控制器70中，白色光的当照射，并且获得通过拍摄用白光照亮体腔壁上，作为调光图像的亮度所获得的普通图像的亮度适当基于该由此调节隔膜31的开口直径。照明光从白光切换到激发光后，立即将该系统控制器70调整的光节流阀31的开口直径在白色光使用期限的时间内保持恒定，由激发光从被激发的体腔壁发射存储获取通过拍摄荧光作为变形例，以获得亮度再次荧光图像的，在亮度的变化其获得的荧光图像的亮度已经获得之前立即在正常图像之间的亮度差异并且基于通过添加分钟获得的信号来调节光控制光阑31的开口直径。点域4

