

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4827491号
(P4827491)

(45) 発行日 平成23年11月30日 (2011.11.30)

(24) 登録日 平成23年9月22日 (2011.9.22)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B
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 0

請求項の数 2 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2005-311685 (P2005-311685)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成17年10月26日 (2005.10.26)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2007-117287 (P2007-117287A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成19年5月17日 (2007.5.17)	(74) 代理人	100090516
審査請求日	平成20年7月18日 (2008.7.18)		弁理士 松倉 秀実
		(74) 代理人	100113608
			弁理士 平川 明
		(74) 代理人	100105407
			弁理士 高田 大輔
		(72) 発明者	榎本 貴之
			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	藤田 年彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡の体腔内挿入部に引き通されたライトガイドに、生体組織を励起させて蛍光を生じさせる励起光を供給する内視鏡用光源装置において、

前記励起光を発する励起用レーザー光源と、

該励起用レーザー光源の出力をモニタし、該励起用レーザー光源が安定して点灯可能ときに点灯可能信号を出力するモニタセンサと、

前記励起用レーザー光源が即時点灯可能か否かを表示する表示手段と、

前記励起光の光路を開閉するシャッター機構と、

前記シャッター機構を通過した前記励起光を、前記ライトガイドの基端に入射させる光学系と、

前記励起用レーザー光源を制御する制御手段とを備え、

該制御手段は、レーザー照射が許可された後、前記モニタセンサから前記点灯可能信号が出力されるまでの間に、前記励起用レーザー光源を試験的に断続的に点灯させると共に、前記シャッター機構を制御して前記励起光の光路を閉じ、前記モニタセンサから前記点灯可能信号が出力されると、前記シャッター機構を制御して前記励起光の光路を開けると共に、前記表示手段を制御して前記励起用レーザー光源が即時点灯可能である旨を表示させ、励起光点灯信号が入力された際に前記励起用レーザー光源を点灯させて励起光を前記ライトガイドに入射させることを特徴とする内視鏡用光源プロセッサ装置。

【請求項 2】

10

20

前記制御手段は、レーザー照射が許可された後、前記モニタセンサから前記点灯可能信号が出力されるまでの間に、前記表示手段を制御して前記励起用レーザー光源が点灯準備中であることを表示させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡内のライトガイドに蛍光励起用の励起光を入射させる内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織は、特定の波長の光が照射されると、励起して蛍光を発する。また、腫瘍や癌などの病変が生じている異常な生体組織は、正常な生体組織よりも弱い蛍光を発する。この反応現象は、体腔壁下の生体組織によっても引き起こされ得る。近年、体腔壁下の生体組織に生じた異状をこの反応現象を利用して検出する内視鏡システムが、開発されている。

【0003】

この種の内視鏡システムの一つとして、内視鏡の先端から可視帯域の照明光を射出することによって体腔内を照明するとともに体腔内壁表面での照明光の反射光による像を撮像装置によって撮像する通常観察モードの他に、生体組織を励起させる特定波長帯域の光を内視鏡の先端から射出するとともにこの光によって励起された体腔内壁下の生体組織から発光された蛍光による像を撮像装置によって撮像する蛍光観察モードにて、夫々動作する蛍光内視鏡システムがある。

【0004】

このような蛍光内視鏡システムに用いられる光源装置は、その内部に、可視光光源及び励起用光源を備えると共に、可視光光源から発した照明光の光路と励起用光源から発した励起光の光路とを合成するダイクロイックミラー等の光路合成素子を備えている。そして、この光源装置は、接続された内視鏡のライトガイドガイドファイババンドルへ、通常観察モードにおいては可視光光源から発した照明光を、蛍光観察モードにおいては励起用光源から発した励起光を入射させる。

【0005】

励起光用の光源としては、従来水銀灯やキセノンランプが用いられていたが、水銀灯は廃棄の際に有害ゴミになると共に、点灯、消灯を瞬時に行うことができないため、照明光との素早い切替が困難であり、キセノンランプの発する可視光では生体組織を十分に励起することができず、僅かな蛍光を捉えるために光電子増倍管を使用しなければならず、撮像装置が複雑になる。

【0006】

そこで、近時の内視鏡用光源装置は、例えば特許文献 1 に示されるように、励起光源として紫外発光形の半導体レーザーを利用している。このような半導体レーザーを利用すれば、点灯、消灯を瞬時に切り換えることができ、かつ、十分な強度の蛍光を発生させることができる。

【0007】

【特許文献 1】特開 2002 - 028125 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、励起光源としてレーザー光源を用いる場合、光源装置の電源を投入し、コールドブートでレーザー光源を点灯させようとする、レーザー光が安定して出力されるまである程度の準備時間(半導体レーザーで 3 分程度)が必要となるため、従来はレーザー光が安定して出力されるまで使用者が点灯ボタンを何回か押す必要があり、操作が煩雑であるという問題があった。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

本発明は、このような従来技術の問題点に鑑みてなされたものであり、励起光源としてレーザー光源を用いた場合にも、電源投入後、何回も点灯ボタンを押すことなく励起光を安定して出力させることができる内視鏡用光源装置を提供することを目的(課題)とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記の課題を解決するために案出された本発明の内視鏡用光源装置は、内視鏡の体腔内挿入部に引き通されたライトガイドに、生体組織を励起させて蛍光を生じさせる励起光を供給する構成において、励起光を発する励起用レーザー光源と、励起用レーザー光源の出力をモニタし、励起用レーザー光源が安定して点灯可能なときに点灯可能信号を出力するモニタセンサと、励起用レーザー光源が即時点灯可能か否かを表示する表示手段と、励起光の光路を開閉するシャッター機構と、シャッター機構を通過した励起光を、ライトガイドの基端に入射させる光学系と、励起用レーザー光源を制御する制御手段とを備え、制御手段は、レーザー照射が許可された後、モニタセンサから点灯可能信号が出力されるまでの間に、励起用レーザー光源を試験的に断続的に点灯させると共に、シャッター機構を制御して励起光の光路を閉じ、モニタセンサから点灯可能信号が出力されると、シャッター機構を制御して励起光の光路を開けると共に、表示手段を制御して励起用レーザー光源が即時点灯可能である旨を表示させ、励起光点灯信号が入力された際に励起用レーザー光源を点灯させて励起光をライトガイドに入射させることを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

また、上記の制御手段は、レーザー照射が許可された後、モニタセンサから点灯可能信号が出力されるまでの間に、表示手段を制御して励起用レーザー光源が点灯準備中である旨を表示させることが望ましい。

20

【発明の効果】

【 0 0 1 2 】

本発明の内視鏡用光源装置によれば、電源投入後、励起用レーザー光源の試射が自動的に実行され、即時点灯が可能となった時点で表示手段にその旨が表示されるため、使用者は、点灯ボタンを何回も押すことなく、励起用レーザー光源が使用可能となったことを知ることができる。また、試射の期間中はシャッターが閉じるため、レーザー光が不用意に外部に射出するのを防ぐことができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 3 】

次に、添付図面に基づいて、本発明を実施するための形態を説明する。図1は、本発明による内視鏡用光源装置が適用された蛍光内視鏡システムの外觀図、図2は、この蛍光内視鏡システムの概略構成を示すブロック図である。

【 0 0 1 4 】

図1に示されるように、この蛍光内視鏡システムは、蛍光観察内視鏡10、内視鏡用光源装置の機能を含む光源プロセッサ装置20、及び、モニタ60を備えている。

【 0 0 1 5 】

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10a、挿入部10a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10b、操作部10bと光源装置20とを接続するためのライトガイド可撓管10c、及び、このライトガイド可撓管10cの基端に設けられたコネクタ10dを備えている。

40

【 0 0 1 6 】

光源プロセッサ装置20の前面には、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レーザー照射解除スイッチ22と、操作パネル23とが設けられている。操作パネル23の詳細については後述する。

【 0 0 1 7 】

以下、図2にしたがって実施形態の蛍光観察内視鏡10、及び光源プロセッサ装置20

50

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 から射出されて撮像素子 13 に戻る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。

【0018】

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、生体を励起して自家蛍光を発生させ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、通常の色画像を撮影する際の青成分の撮像には支障がない。

【0019】

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画像信号ケーブル 18 は、挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 c 内を引き通されて、蛍光観察内視鏡 10 に接続された光源プロセッサ装置 20 の後述の回路に接続されている。

【0020】

この信号ケーブル 18 と並行して、挿入部 10 a、操作部 10 b 及びライトガイド可撓管 10 c 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 と、撮像素子 13 に駆動信号を供給する駆動信号ケーブル 19 と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 10 a の先端部内において配光レンズ 11 に対向し、その基端は、光源プロセッサ装置 20 内に挿入された状態で固定されている。

【0021】

光源プロセッサ装置 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内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入射させる光源ブロック 20 a と、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 60 へ出力する画像処理ブロック 20 b とに区分されている。

【0022】

光源プロセッサ装置 20 の光源ブロック 20 a に設けられた光学系は、ほぼ平行な可視光(白色光)を発する白色光源 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 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、ほぼ平行な励起光を発する励起用レーザー光源 33 と、この励起用レーザー光源 33 から発した励起光の光路と白色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。なお、図示を省略するが、白色光源 30 は、ランプとリフレクターとを備え、励起用レーザー光源 33 は、発散光を発する半導体レーザーと、この発散光を平行光にするコリメートレンズとを備えている。

【0023】

調光用絞り 31 は、絞り用モータ 31 a により駆動され、白色光の光量を調整する機能を持つ。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、集光レンズ 32 の光軸に対して 45 度傾けて配置されており、可視光を透過させ、近紫外の波長域の光を反射させ、これら透過した白色光と反射された励起光としての近紫外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。これらダイクロイックミラー 36 及び集光レンズ 32 が、励起光を内視鏡のライトガイド 16 の基端に入射させる光学系に相当する。

【0024】

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(

10

20

30

40

50

透過／遮断)するためのロータリーシャッタ３７が配置されている。ロータリーシャッタ３７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が形成された円板であり、集光レンズ３２の光軸に対して直交し且つオフセットした状態で、シャッター用モータ３８の回転軸の先端に固定されている。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３７を回転させることにより、白色光がオン／オフされて断続的に透過する。

【００２５】

また、励起用レーザー光源３３とダイクロイックミラー３６との間には、励起光の光路を開閉する励起光用シャッター３４が配置されている。励起光用シャッター３４は、ソレノイド３４ａにより駆動され、後述するように光源プロセッサ装置２０の試射時にレーザー光が不用意に射出されないように励起光の光路を遮断する。これらの励起光用シャッター３４とソレノイド３４ａとが励起光の光路を開閉するシャッター機構の機能を有している。

10

【００２６】

さらに、光源プロセッサ装置２０の光源ブロック２０ａには、励起用レーザー光源３３の出力をモニタしてステータス信号を出力するモニタセンサ３５と、白色光源３０に電流を供給するランプ用電源５１と、上記の絞り用モータ３１ａを駆動する第１モータドライバ５３と、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とが設けられている。なお、モニタセンサ３５は、励起用レーザー光源３３が安定して点灯可能なときに、ステータス信号として点灯可能信号を出力し、それ以外の場合に点灯不能信号を出力する。

20

【００２７】

一方、光源プロセッサ装置２０の画像処理ブロック２０ｂには、励起用レーザー光源３３を駆動してオン／オフすると共に、モニタセンサ３５から出力されるステータス信号に基づいてソレノイド３４ａを駆動して励起光用シャッター３４を開閉させる励起用光源駆動制御回路５２と、撮像素子１３を駆動する撮像素子制御駆動回路５６とが備えられている。また、画像信号の処理系として、ケーブルドライバ１５から受信した画像信号を処理する前段信号処理回路５７、この前段信号処理回路５７で処理され出力されたデジタルの画像信号を一時的に記憶するＲＧＢメモリ５８、このＲＧＢメモリ５８から読み出されたデジタルの画像信号をモニタに表示するための規格化映像信号に変換して出力する後段信号処理回路５９を備えると共に、これら全体を制御するシステムコントローラ７０及びタイミングコントローラ７１を備えている。

30

【００２８】

システムコントローラ７０は、操作パネル２３に配置された各種スイッチ及び表示部に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、励起光を連続的に点灯させ、あるいは停止すると共に、モニタ６０上の表示を切り換える。

【００２９】

操作パネル２３は、図４に示すように、各種の操作スイッチ及び光源プロセッサ装置２０の状態を示す各種の表示部を備えている。本発明に関連する部分としては、記号ＦＬで示されたレーザー点灯ボタン２３ａと、記号「ＲＥＡＤＹ」で示されたレーザー状態表示部２３ｂと、記号「ＯＮ」で示されたレーザー出力表示部２３ｃとが含まれている。レーザー状態表示部２３ｂは、前記励起用レーザー光源が即時点灯可能か否かを表示する表示手段としての機能を有し、システムコントローラ７０からの信号にしたがい、励起用レーザー光源３３が即時点灯可能な場合に点灯し、準備段階でレーザー光源の試射中に点滅し、装置の電源がオフされているときには消灯する。レーザー出力表示部２３ｃは、システムコントローラ７０からの信号にしたがい、励起用レーザー光源３３が点灯して励起光がライトガイド１６に入射している場合に点灯し、それ以外の場合に消灯する。

40

【００３０】

タイミングコントローラ７１は、システムコントローラ７０からの指令に基づいて、レ

50

ーザードライバ５２を制御して励起光を所定のタイミングで断続的にオン／オフさせると共に、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を制御して白色光を所定のタイミングで断続的にオン／オフさせる。また、タイミングコントローラ７１は、撮像素子制御駆動回路５６を介して撮像素子１３の撮像タイミングを制御し、これと同期してＲＧＢメモリ５８に対するデータの書き込み、読み出しを制御（アドレス・データ制御）すると共に、後段信号処理回路５９に対して画像信号の処理タイミングを指示する。

【００３１】

実施形態の構成では、励起用光源駆動制御回路５２が、励起用レーザー光源３３を制御する制御手段としての機能を備えている。すなわち、励起用光源駆動制御回路５２は、レーザー照射解除スイッチ２２がオンしてレーザー照射が許可された後、モニタセンサ３５から点灯可能信号が出力されるまでの間に、励起用レーザー光源３３を試験的に断続的に点灯させると共に、ソレノイド３４ａを制御して励起光用シャッター３４を閉じて励起光の光路を閉じ、モニタセンサ３５から点灯可能信号が出力されると、ソレノイド３４ａを制御して励起光用シャッター３４を開けて励起光の光路を開ける。

【００３２】

また、励起用光源駆動制御回路５２は、レーザー照射解除スイッチ２２がオンしてレーザー照射が許可された後、モニタセンサ３５から点灯可能信号が出力されるまでの間に、システムコントローラ７０を介して操作パネル２３上のレーザー状態表示部２３ｂを点滅させて励起光用レーザー光源３３が点灯準備中である旨を表示させ、モニタセンサ３５から点灯可能信号が出力されると、システムコントローラ７０を介して操作パネル２３上のレーザー状態表示部２３ｂを点灯させて励起用レーザー光源３３が即時点灯可能である旨を表示させる。

【００３３】

さらに、励起用光源駆動制御回路５２は、システムコントローラ７０、タイミングコントローラ７１から励起光点灯信号が入力された際に、励起用レーザー光源３３を点灯させて励起光をライトガイドに入射させ、システムコントローラ７０を介して操作パネル２３上のレーザー出力表示部２３ｃを点灯させる。

【００３４】

上記の蛍光内視鏡システムでは、操作パネル２３上のボタンの設定により、体腔壁をカラー画像により観察する通常観察モードと、体腔壁の蛍光画像を観察する蛍光観察モードと、カラー画像と蛍光画像とに基づいて得られた特殊観察画像を観察する特殊観察モードとの何れかに観察モードを切り替えることができる。

【００３５】

通常観察モードでは、システムコントローラ７０は、タイミングコントローラ７１を介して第２モータドライバ５４を制御し、ロータリーシャッタ３７の窓３７ａが白色光の光路中に重なるように設定し、ランプ用電源５１を介して白色光源３０を点灯する。白色光は、ロータリーシャッタ３７の窓３７ａを透過し、ダイクロイックミラー３６を透過して集光レンズ３２により集光されてライトガイド１６に入射する。ライトガイド１６により伝達された白色光は、配光レンズ１１を介して体腔内を照明する。このため、撮像素子１３上には対物レンズ１２を介して体腔壁のカラー画像が形成される。

【００３６】

撮像素子制御駆動回路５６は、タイミングコントローラ７１から出力されるタイミング信号に同期して撮像素子１３を駆動する。撮像素子１３からの画像信号は、前段信号処理回路５７を介してＲＧＢメモリ５８に順次記憶され、後段信号処理回路５９により処理されてモニタ６０に体腔壁のカラー画像を表示させる。

【００３７】

蛍光観察モードでは、システムコントローラ７０は、ランプ用電源５１を介して白色光源３０を消灯させ、後述する所定の条件の下で、励起用光源駆動制御回路５２を介して励起光用シャッター３４を開き、励起用レーザー光源３３を点灯させる。励起光は、ダイクロイックミラー３６により反射されて集光レンズ３２を介してライトガイド１６に入射す

る。ライトガイド 16 により伝達された励起光は、配光レンズ 11 を介して体腔壁を照射し、生体組織を励起して蛍光を発生させる。このため、撮像素子 13 上には対物レンズ 12 を介して体腔壁の蛍光画像が形成される。

【0038】

撮像素子制御駆動回路 56 は、タイミングコントローラ 71 から出力されるタイミング信号に同期して撮像素子 13 を駆動する。撮像素子 13 からの画像信号は、前段信号処理回路 57 を介して RGB メモリ 58 に順次記憶され、後段信号処理回路 59 により処理されてモニタ 60 に体腔壁の蛍光画像を表示させる。

【0039】

一方、特殊観察モードでは、システムコントローラ 70 はタイミングコントローラ 71 を介して第 2 モータドライバ 54 を制御し、ロータリーシャッタ 37 を回転させ、ランプ用電源 51 を介して白色光源 30 を点灯する。白色光は、ロータリーシャッタ 37 の窓 37a が光路中に位置するときのみ透過し、ダイクロイックミラー 36 を透過して集光レンズ 32 により集光されてライトガイド 16 に断続的に入射する。そして、システムコントローラ 70 は、後述する所定の条件の下で、励起用光源駆動制御回路 52 を介して励起光用シャッター 34 を開き、タイミングコントローラ 71 からのタイミング信号に同期して白色光がロータリーシャッタ 37 により遮られている期間のみ励起用レーザー光源 33 を点灯させる。励起光は、ダイクロイックミラー 36 により反射されて集光レンズ 32 を介してライトガイド 16 に断続的に入射する。すなわち、ライトガイド 16 には、白色光と励起光とが交互に繰り返し入射することとなり、体腔壁は白色光と励起光とで交互に照射される。このため、撮像素子 13 上には対物レンズ 12 を介して体腔壁のカラー画像と蛍光画像とが交互に形成される。

【0040】

撮像素子制御駆動回路 56 は、タイミングコントローラ 71 から出力されるタイミング信号に同期して撮像素子 13 を駆動し、前段信号処理回路 57 は、白色光により照明されている期間に取得されたカラー画像信号と、励起光が照射されている期間に取得された蛍光画像信号とを交互に受信して RGB メモリ 58 に順次記憶させる。後段信号処理回路 59 は、一組のカラー画像信号と蛍光画像信号とを取得する毎に、カラー画像信号と蛍光画像信号とを比較し、カラー画像信号の輝度に対する蛍光画像信号の輝度の割合が一定の値より低い画素を病変部と特定し、これらの画素を例えば赤色で表示する患部画像信号を生成する。そして、後段信号処理回路 59 は、患部画像信号をカラー画像信号に合成することにより、可視光により照明された体腔内の画像に病変部を赤色で重ねて表示する特殊観察画像データを順次生成してモニタ 60 に出力する。モニタ 60 は、入力された特殊観察画像データに基づいて、体腔内の画像に病変部が赤色で表示された特殊観察画像を表示する。

【0041】

次に、上記のように構成された実施形態の電子内視鏡システムの励起用レーザー光源 33 の制御に関するシステムコントローラ 70 の処理を、図 5 ~ 図 8 のフローチャートに基づいて説明する。ここでは、説明を容易にするため、上記の蛍光観察モードを前提とした処理について説明する。

【0042】

光源プロセッサ装置 20 の図示せぬメインスイッチをオンして電源を投入すると、システムコントローラ 70 のメイン処理(図示せず)がスタートし、その中で図 5 に示すシステムコントローラの初期化処理が呼び出される。また、図 6 に示す周期タイマー割り込み処理が所定のタイミングで繰り返し割り込んで実行される。

【0043】

システムコントローラの初期化処理では、システムコントローラ 70 は、最初に励起用レーザー光源 33 の状態を示す READY-FLAG を 0 にクリアする(S001)。このフラグは、励起光用レーザー光源 33 が即時点灯可能になった場合に 1 となり、それ以外の場合に 0 にセットされる。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

続いて、システムコントローラ 7 0 は、励起用光源駆動制御回路 5 2 を介してソレノイド 3 4 a を制御して励起光用シャッター 3 4 を閉じ (S002)、S003 において電子内視鏡 1 0 が光源プロセッサ装置 2 0 に接続されているか否かを検出する。システムコントローラ 7 0 は、電子内視鏡 1 0 が図示せぬソケットに挿入され、図示せぬ電気コネクタが図示せぬ電気ソケットに接続されると、その電気ソケットの入力端子の電気状態 (インピーダンス、電位等) の変化を検出することにより、内視鏡が接続されていることを検知する。

【 0 0 4 5 】

電子内視鏡 1 0 が接続されていると判断される場合には (S003, Y)、システムコントローラ 7 0 は、励起用レーザー光源 3 3 の異常を検出する (S005)。ここでは、レーザー光源 3 3 の温度異常や電流異常がチェックされ、異常が検出された場合には図 5 の初期化処理を抜けて図示せぬエラー処理を実行する。

10

【 0 0 4 6 】

励起用レーザー光源 3 3 に異常がない場合には、システムコントローラ 7 0 は、図 7 に示すレーザー照射解除スイッチ検出処理を実行する (S006)。この処理については後述する。

【 0 0 4 7 】

一方、電子内視鏡 1 0 が光源プロセッサ装置 2 0 に接続されていないと判断される場合には (S003, N)、システムコントローラ 7 0 は、READY-FLAG を 0 にクリアし (S007)、励起用レーザー光源 3 3 が点灯している場合には消灯させ (S008)、励起用光源駆動制御回路 5 2 を介してソレノイド 3 4 a を制御して励起光用シャッター 3 4 を閉じ (S009)、レーザー状態表示部 2 3 b 及びレーザー出力表示部 2 3 c を共に消灯させ (S010)、図示せぬメイン処理に処理を戻す。

20

【 0 0 4 8 】

また、図 6 に示す周期タイマー割り込み処理が実行されると、システムコントローラ 7 0 は、タスクカウンタ N をインクリメントし (S101)、S102、S104 でタスクカウンタ N の値を確認する。タスクカウンタ N が 1 である場合 (S102, Y) には、システムコントローラ 7 0 は、操作パネルタスク処理を実行し (S103)、図示せぬメイン処理にリターンする。また、タスクカウンタ N が 2 である場合 (S104, Y) には、システムコントローラ 7 0 は、図 8 に示す内視鏡 I/F (インターフェース) 処理を実行し (S105)、タスクカウンタ N を 0 にリセットし (S106)、図示せぬメイン処理に処理を戻す。

30

【 0 0 4 9 】

図 5 の S006 でレーザー照射解除スイッチ検出処理が実行されると、システムコントローラ 7 0 は、図 7 に示すように、最初に励起用光源駆動制御回路 5 2 を介してレーザー照射解除スイッチ 2 2 がオンしているか否かを判断する (S201)。励起用レーザー光源 3 3 が点灯するには、このスイッチがオンしていることが前提となる。レーザー照射解除スイッチ 2 2 がオンしている場合 (S201, Y) には、システムコントローラ 7 0 は、励起用レーザー光源 3 3 が点灯しているか否かを判断し (S202)、点灯していない場合には、点灯準備のためレーザー状態表示部 2 3 b を点滅させると共に、レーザー出力表示部 2 3 c を消灯し (S203)、励起用光源駆動制御回路 5 2 を介して励起用レーザー光源 3 3 の試射を行う (S204)。試射は、励起用レーザー光源 3 3 に短時間電流を流すことにより実行される。試射の際には、励起光用シャッター 3 4 が閉じた状態であるため、励起光が内視鏡先端部から外部に照射されることはない。

40

【 0 0 5 0 】

励起用光源駆動制御回路 5 2 は、励起用レーザー光源 3 3 が安定して点灯してモニタセンサ 3 5 から点灯可能信号が出力されるまで (S202 の判断が Y となるまで)、試射を繰り返し、安定して点灯できる状態となると (S202, Y)、システムコントローラ 7 0 は、点灯の準備が完了したものと判断し、READY-FLAG を 1 にセットし (S205)、励起用レーザー光源 3 3 を消灯し (S206)、レーザー状態表示部 2 3 b を点灯させると共に、レーザー出力表示部 2 3 c を消灯させ (S207)、励起用光源駆動制御回路 5 2 を介してソレノイド 3 4 a を制御し

50

て励起光用シャッター 3 4 を開き (S208)、図 5 の S003 に処理を戻す。

【 0 0 5 1 】

レーザー照射解除スイッチ 2 2 がオフしている場合 (S201,N) には、システムコントローラ 7 0 は、READY-FLAG を 0 にクリアし (S209)、励起用レーザー光源 3 3 を消灯し (S210)、レーザー状態表示部 2 3 b とレーザー出力表示部 2 3 c とを共に消灯させ (S211)、ソレノイド 3 4 a を制御して励起光用シャッター 3 4 を閉じ (S212)、図 5 のシステムコントローラの初期化処理に処理を戻す。

【 0 0 5 2 】

図 6 の S105 で内視鏡 I/F 処理が実行されると、システムコントローラ 7 0 は、図 8 に示すように、操作パネル 2 3 のボタンが操作されたか否かを判断する (S301)。ボタンの操作がない場合には、そのまま図 6 の周期タイマー割り込み処理に処理を戻す。操作パネルのボタン操作があった場合 (S301,Y) には、その操作がレーザー点灯ボタン 2 3 a であるか否かを判断し (S202)、そうでない場合にはそのまま図 6 の周期タイマー割り込み処理に処理を戻す。

【 0 0 5 3 】

操作されたボタンがレーザー点灯ボタン 2 3 a であった場合 (S302,Y) には、次に励起用レーザー光源 3 3 が点灯中か否かを判断する (S303)。点灯中でなければ (S303,N)、システムコントローラ 7 0 は、READY-FLAG の値が 1 であるか否かを判断し (S304)、1 であれば励起用レーザー光源 3 3 を点灯させ (S305)、図 6 の周期タイマー割り込み処理に処理を戻す。

レーザー点灯ボタン 2 3 a が操作された際に励起用レーザー光源 3 3 が点灯中であれば (S303,Y)、システムコントローラ 7 0 は励起用レーザー光源 3 3 を消灯させ (S306)、図 6 の周期タイマー割り込み処理に処理を戻す。

【 0 0 5 4 】

すなわち、上記の処理では、電子内視鏡 1 0 が光源プロセッサ装置 2 0 に接続され、レーザー照射解除スイッチ 2 2 がオンし、かつ、励起用レーザー光源 3 3 が即時発光可能な状態となったときに励起光用シャッター 3 4 が開き、この状態で励起光点灯信号が入力されると、励起用レーザー光源 3 3 が点灯し、励起光がライトガイド 1 6 に入射し、電子内視鏡の挿入部 1 0 a を通って先端部に対向する体腔壁を照射する。

【 0 0 5 5 】

使用者は、操作パネル 2 3 のレーザー状態表示部 2 3 b を見ることにより、これが消灯している場合にはレーザー光源を点灯できないこと、点滅中であれば準備中であること、点灯中であれば即時点灯可能であることを知ることができ、準備段階で何回も点灯ボタンを押すことなく、操作の煩雑化を避けることができる。

【 0 0 5 6 】

図 8 の例では、蛍光観察モードを前提としているため、READY-FLAG が 1 にセットされ、励起用レーザー光源 3 3 が消灯している間にレーザー点灯ボタン 2 3 a がオンされたときに、励起光点灯信号が発生する。前記の特殊観察モードでは、タイミングコントローラ 7 1 から出力されるタイミング信号に基づいて、白色光がロータリーシャッタ 3 7 により遮られている期間に、励起用光源駆動制御回路 5 2 が励起光点灯信号を発生させる。

【 0 0 5 7 】

なお、上記の実施形態では、レーザー点灯ボタンが光源プロセッサ装置 2 0 の操作パネルに設けられているが、これを電子内視鏡 1 0 の操作部 1 0 b に設けることもできる。また、レーザー状態表示部を操作パネル 2 3 に設けるのに代えて、あるいは、それに加えて、準備中、あるいは即時点灯可能であることをモニタ 6 0 の一部に表示させるようにしてもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 8 】

【図 1】本発明の一実施形態による内視鏡用光源装置が適用された蛍光内視鏡システムの外観を示す外観図である。

10

20

30

40

50

【図 2】図 1 の蛍光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 1 の光源プロセッサ装置に配置されたロータリーシャッターの平面図である。

【図 4】図 1 の光源プロセッサ装置に設けられた操作パネルの平面図である。

【図 5】図 1 の光源プロセッサ装置におけるシステムコントローラの初期化处理を示すフローチャートである。

【図 6】図 1 の光源プロセッサ装置におけるシステムコントローラの周期タイマー割り込み処理を示すフローチャートである。

【図 7】図 1 の光源プロセッサ装置におけるシステムコントローラのレーザー照射解除スイッチ検出処理を示すフローチャートである。

【図 8】図 1 の光源プロセッサ装置における内視鏡 I/F タスク処理を示すフローチャートである。

10

【符号の説明】

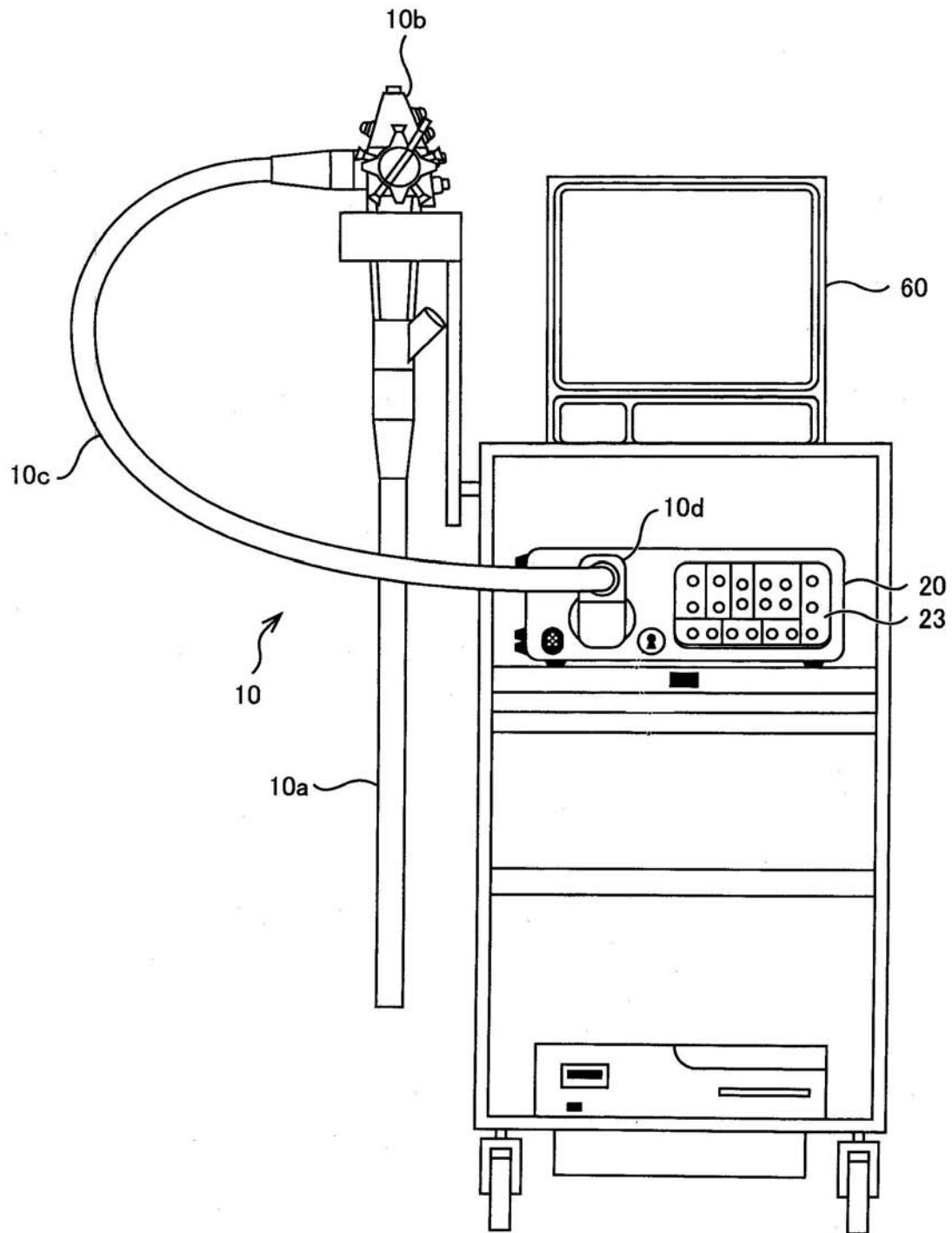
【 0 0 5 9 】

- 1 0 蛍光観察内視鏡
- 1 6 励起光用ライトガイド
- 2 0 光源プロセッサ装置
- 2 2 レーザー照射解除スイッチ
- 2 3 操作パネル
- 2 3 a レーザー点灯ボタン
- 2 3 b レーザー状態表示部
- 2 3 c レーザー出力表示部
- 3 0 白色光源
- 3 2 集光レンズ
- 3 3 励起用レーザー光源
- 3 4 励起光用シャッタ
- 3 4 a ソレノイド
- 3 5 モニタセンサ
- 3 6 ダイクロイックミラー
- 3 7 ロータリーシャッタ
- 5 2 励起用光源駆動制御回路
- 5 6 撮像素子制御駆動回路
- 5 7 前段信号処理回路
- 5 8 R G B メモリ
- 5 9 後段信号処理回路
- 6 0 モニタ
- 7 0 システムコントローラ
- 7 1 タイミングコントローラ

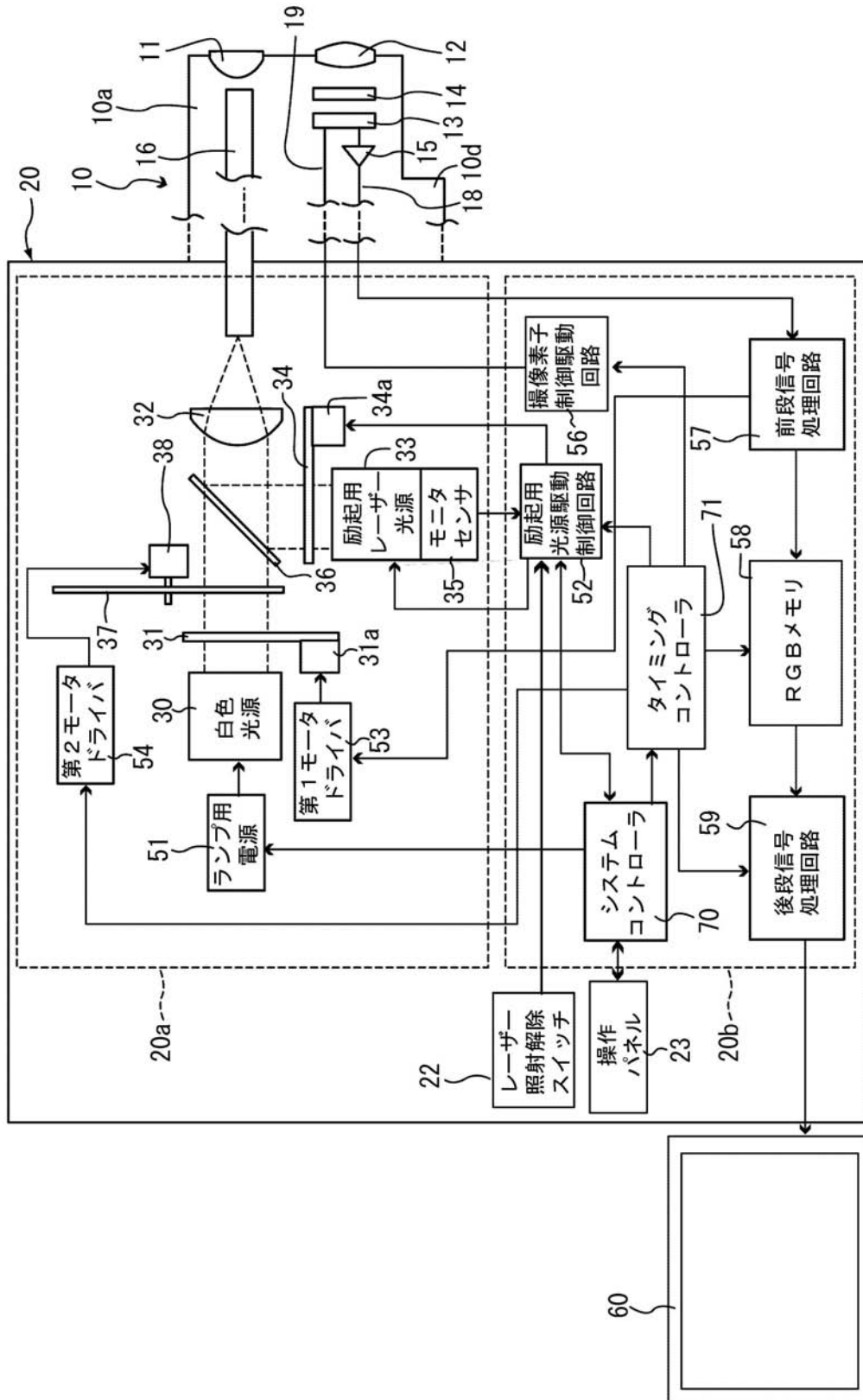
20

30

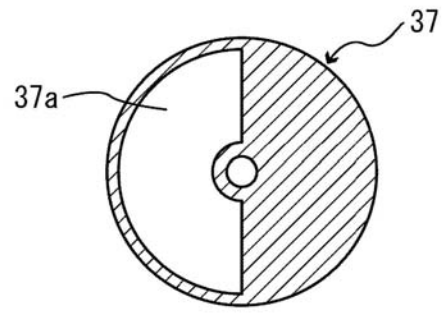
【図1】



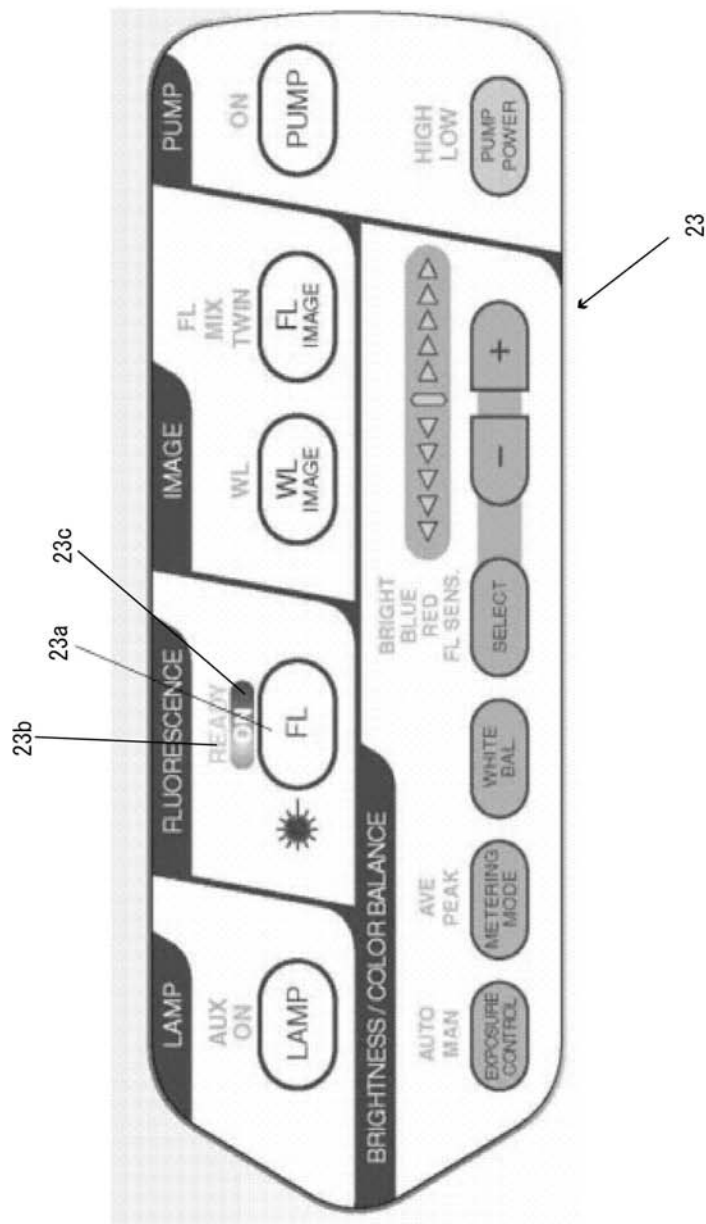
【図2】



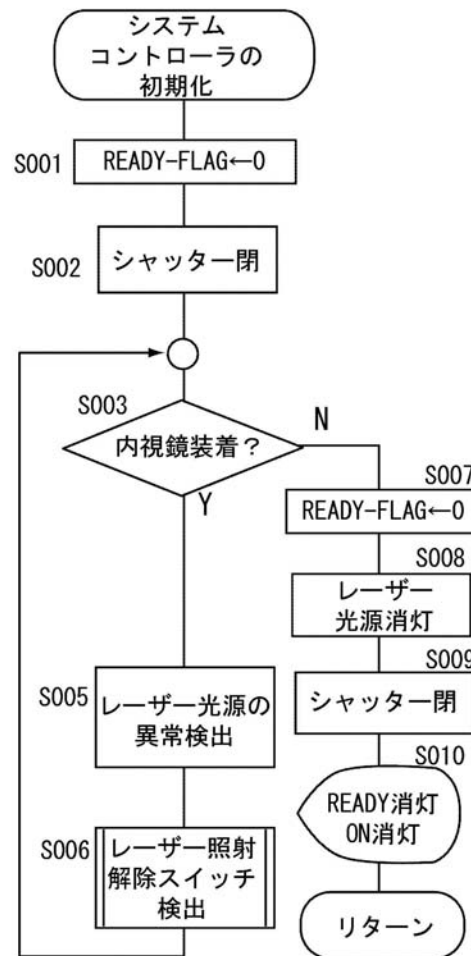
【 図 3 】



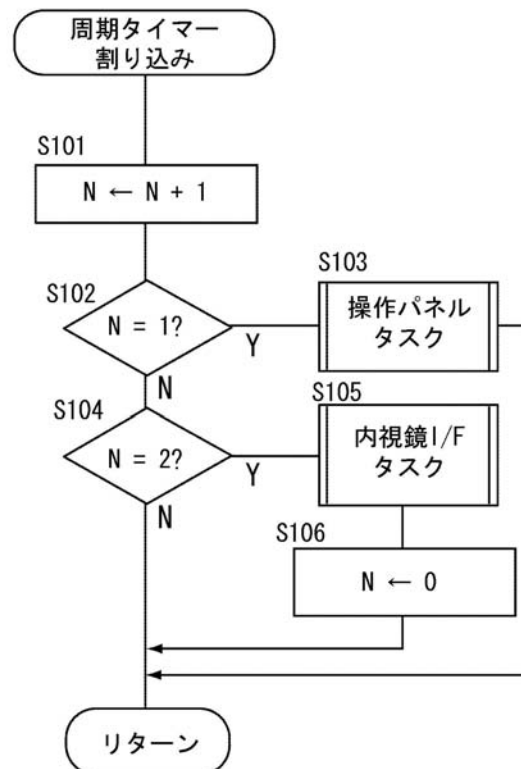
【 図 4 】



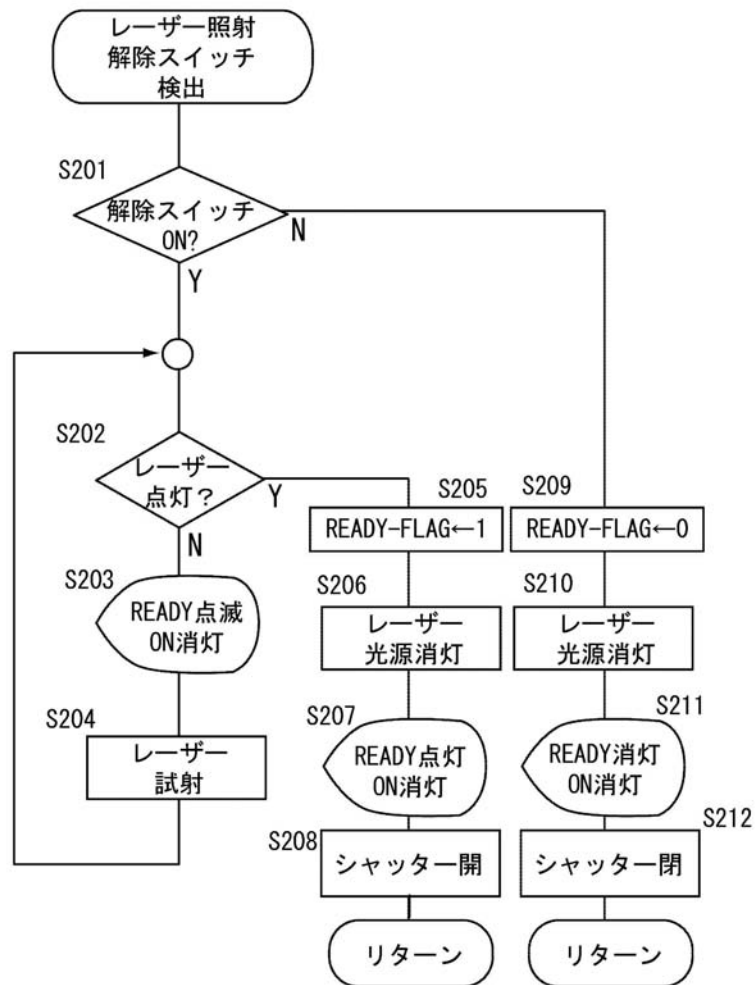
【図5】



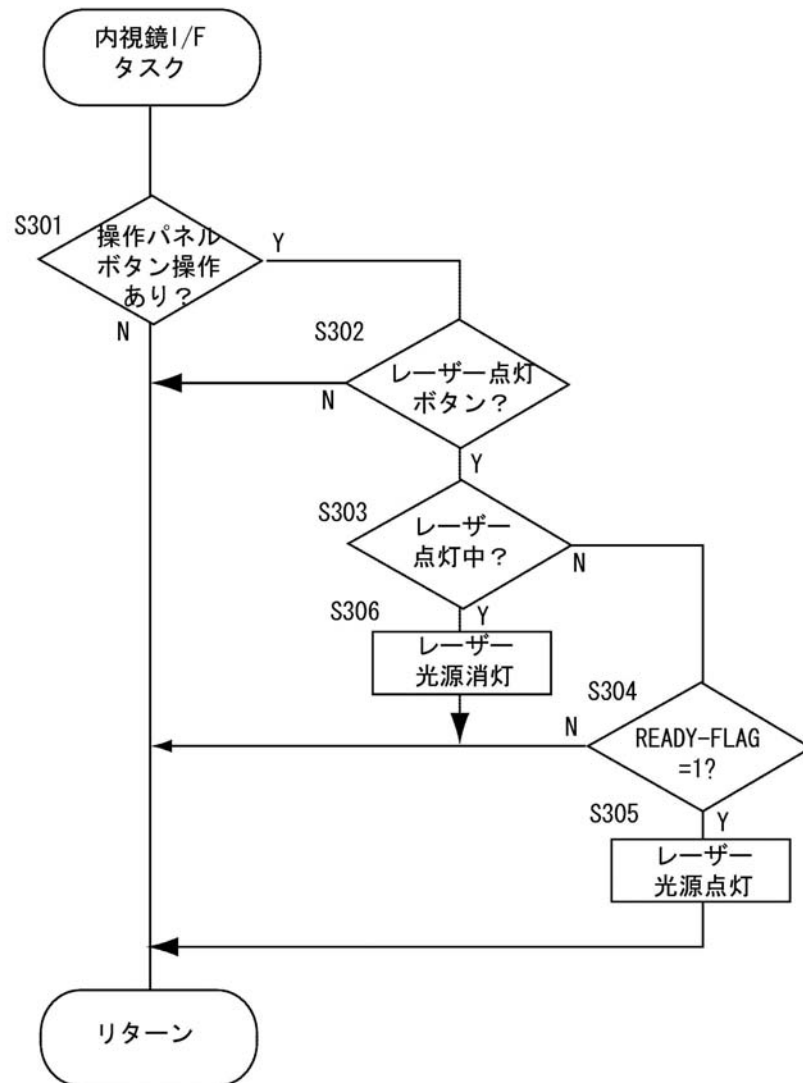
【図6】



【図7】



【図 8】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 5 - 2 0 4 9 1 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 8 5 4 5 2 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 0 0 8 8 9 2 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 3 2 5 4 3 4 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2

专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP4827491B2	公开(公告)日	2011-11-30
申请号	JP2005311685	申请日	2005-10-26
[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	榎本貴之		
发明人	榎本 貴之		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/00 A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/043 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B5/0084 G02B23/2469 H01S3/102		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/00.300.D A61B1/04.370 A61B1/00.511 A61B1/00.550 A61B1/04 A61B1/06.510 A61B1/06.611 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB05 4C061/CC06 4C061/DD04 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM03 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/QQ04 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR11 4C061/RR15 4C061/RR18 4C061/RR24 4C061/RR26 4C061/WW11 4C061/WW17 4C061/XX02 4C161/AA00 4C161/BB05 4C161/CC06 4C161/DD04 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM03 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR11 4C161/RR15 4C161/RR18 4C161/RR24 4C161/RR26 4C161/WW11 4C161/WW17 4C161/XX02		
代理人(译)	平川 明 高田大辅		
其他公开文献	JP2007117287A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使使用激光光源作为激发光源，也要在供电后多次按下照明按钮稳定地输出激发光。
 ŽSOLUTION：当激光辐射释放开关22接通时（S201，Y），系统控制器70确定激发用激光光源33是否点亮（S202），并使激光状态显示部分23b闪烁以进行照明准备当没有点亮时，执行激光的试验辐射以进行激发（S204）。在试验辐射期间，用于激发光的快门34关闭，并且激发光不辐射到外部。当重复试验辐射并且获得能够稳定点亮的状态时，激发用于激发的激光光源（S206），激光状态显示部分被点亮（S207），并且用于激发光的快门34是打开（S208）。当在该状态下输入激发光照明信号时，激发用于激发的激光光源并使激发光入射在光导16上。

图 1

