

(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2011-125361

(P2011-125361A)

(43) 公開日 平成23年6月30日(2011.6.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 B	2 H 0 4 O
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 O	4 C 0 6 1
G O 2 B 23/24 (2006.01)	G O 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
G O 2 B 23/26 (2006.01)	G O 2 B 23/26	5 C 1 2 2
H O 4 N 5/225 (2006.01)	H O 4 N 5/225 C	

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2009-283599 (P2009-283599)
(22) 出願日 平成21年12月15日 (2009.12.15)

(71) 出願人 306037311
富士フイルム株式会社
東京都港区西麻布2丁目26番30号
(74) 代理人 100073184
弁理士 柳田 征史
(74) 代理人 100090468
弁理士 佐久間 剛
(74) 復代理人 100128451
弁理士 安田 隆一
(72) 発明者 小澤 聡
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
(72) 発明者 遠藤 安土
埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
番地 富士フイルム株式会社内
最終頁に続く

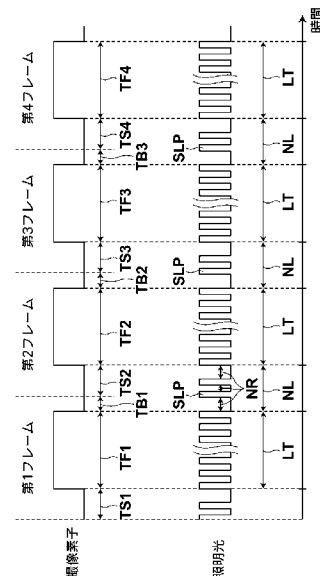
(54) 【発明の名称】 撮像装置

(57) 【要約】

【課題】レーザ光の照明光の照射によって被観察部から反射された反射光を受光して被観察部の像を撮像する撮像装置において、照明光のちらつきを感じさせないようにする。

【解決手段】光源部20から照明光としてのレーザ光を所定の周期で射出させるとともに、そのレーザ光の非発光期間NRが8.33ms以下になるように光源部を制御する。

【選択図】図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

レーザ光を射出する光源部と、該光源部から射出されたレーザ光の照射によって被観察部から発せられた反射光を受光して前記被観察部の像を撮像する撮像素子とを備えた撮像装置において、

前記レーザ光が所定の周期で射出されるとともに、非発光期間が 8.33ms 以下になるように前記光源部を制御する光源制御部を備えたことを特徴とする撮像装置。

【請求項 2】

前記光源制御部が、前記撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間における前記レーザ光の発光期間の方が、前記撮像素子の電荷蓄積期間における前記レーザ光の発光期間よりも短くなるように前記光源部を制御するものであることを特徴とする請求項 1 記載の撮像装置。

10

【請求項 3】

前記レーザ光に対して、前記所定の周期に応じた周波数よりも高い周波数で変調をかけてパルス光とする変調部を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 記載の撮像装置。

【請求項 4】

前記変調部が、前記撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間における前記パルス光の発光期間の方が、前記撮像素子の電荷蓄積期間における前記パルス光の発光期間よりも短くなるように前記変調を行うものであることを特徴とする請求項 3 記載の撮像装置。

20

【請求項 5】

体腔内に挿入される内視鏡挿入部と、

該内視鏡挿入部が体腔内に挿入されているか体外に出ているかを検出する検出部とを備え、

前記光源制御部が、前記検出部により前記内視鏡挿入部が体外に出ていることが検出されている期間のみ前記レーザ光の非発光期間が 8.33ms 以下になるように前記光源部を制御するものであることを特徴とする請求項 1 から 4 いずれか 1 項記載の撮像装置。

【請求項 6】

前記光源制御部が、前記撮像素子によって撮像された撮像信号に基づいて、該撮像信号が所定の目標値となるように前記光源部から射出されるレーザ光の光量を調整するものであり、

30

前記検出部が、前記光源制御部によって調整される光量が所定期間継続して所定の閾値以上となったことを検出することによって前記内視鏡挿入部が体外に出ていることを検出するものであることを特徴とする請求項 5 記載の撮像装置。

【請求項 7】

前記検出部が、操作者によって入力される信号を受け付けることによって前記内視鏡挿入部が体外に出ていることを検出するものであることを特徴とする請求項 5 記載の撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

40

【0001】

光源部から射出されたレーザ光の照射によって被観察部から発せられた反射光を受光して被観察部の像を撮像する撮像装置に関するものであり、特に、光源部の構成に関するものである。

【背景技術】**【0002】**

従来、体腔内の組織を観察する内視鏡システムが広く知られており、光源から射出された白色光をライトガイドによって導光して体腔内の被観察部に照射し、その白色光の照射によって被観察部から反射された反射光に基づく像を撮像素子によって撮像して観察画像を得、この観察画像をモニタ画面上に表示する電子式内視鏡システムが広く実用化されて

50

いる。

【 0 0 0 3 】

そして、上記のような内視鏡システムにおいては、光源として、たとえばキセノンランプなどが用いられるが、このキセノンランプによって白色光を常時照射するようにしたのでは、体腔内に挿入される内視鏡挿入部の先端部分が発熱し、劣化等してしまう問題がある。

【 0 0 0 4 】

そこで、特許文献 1 においては、照明光の光路上にロータリーシャッターを設け、ロータリーシャッターの切欠き部分が光路上に進入したときに照明光を通過させ、その他の部分が光路上に進入したときに照明光を遮光することによって内視鏡挿入部の先端部分の発熱を抑制するようにした内視鏡システムが提案されている。そして、この内視鏡システムにおいては、撮像素子の電荷蓄積期間に照明光を通過させ、それ以外の期間では照明光を遮光するようにロータリーシャッターの回転を制御している。

10

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 9 - 1 6 5 7 1 1 号 公 報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 0 6 - 1 6 6 9 8 3 号 公 報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

20

【 0 0 0 6 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の内視鏡システムにおいて、30fps で撮像を行うような撮像素子を使用した場合、ロータリーシャッターを介して照射される照明光の周波数は30Hzとなるが、たとえば、内視鏡挿入部が体腔外に出されたときにまでこのような低い周波数の照明光が内視鏡挿入部の先端から射出されると、内視鏡システムは比較的暗い場所で使用されることもあり、人間の視覚には強度なちらつきとして感じられ、それは操作者や患者にとって非常に不快なものとなる。

【 0 0 0 7 】

また、特許文献 2 においては、照明光の光源としてレーザ光源を用いた内視鏡システムが提案されているが、照明光としてレーザ光を使用した場合、いわゆるスペックルが発生し、撮像画像にちらつきが発生する問題がある。

30

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記の問題に鑑みてなされたものであり、光源部から射出されたレーザ光の照射によって被観察部から発せられた反射光を受光して被観察部の像を撮像する撮像装置であって、照明光のちらつきを感じさせない撮像装置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 】

【 0 0 0 9 】

本発明の撮像装置は、レーザ光を射出する光源部と、光源部から射出されたレーザ光の照射によって被観察部から発せられた反射光を受光して被観察部の像を撮像する撮像素子とを備えた撮像装置において、レーザ光が所定の周期で射出されるとともに、非発光期間が8.33ms以下になるように光源部を制御する光源制御部を備えたことを特徴とする。

40

【 0 0 1 0 】

また、上記本発明の撮像装置においては、光源制御部を、撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間におけるレーザ光の発光期間の方が、撮像素子の電荷蓄積期間におけるレーザ光の発光期間よりも短くなるように光源部を制御するものとすることができる。

【 0 0 1 1 】

また、レーザ光に対して、上記所定の周期に応じた周波数よりも高い周波数で変調をかけてパルス光とする変調部を設けることができる。

50

【 0 0 1 2 】

また、変調部を、撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間におけるパルス光の発光期間の方が、撮像素子の電荷蓄積期間におけるパルス光の発光期間よりも短くなるように変調を行うものとすることができる。

【 0 0 1 3 】

また、体腔内に挿入される内視鏡挿入部と、内視鏡挿入部が体腔内に挿入されているか体外に出ているかを検出する検出部とを設け、光源制御部を、検出部により内視鏡挿入部が体外に出ていることが検出されている期間のみレーザ光の非発光期間が 8.33 ms 以下になるように光源部を制御するものとすることができる。

【 0 0 1 4 】

また、光源制御部を、撮像素子によって撮像された撮像信号に基づいて、撮像信号が所定の目標値となるように光源部から射出されるレーザ光の光量を調整するものとし、検出部を、光源制御部によって調整される光量が所定期間継続して所定の閾値以上となったことを検出することによって内視鏡挿入部が体外に出ていることを検出するものとすることができる。

【 0 0 1 5 】

また、検出部を、操作者によって入力される信号を受け付けることによって内視鏡挿入部が体外に出ていることを検出するものとすることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明の撮像装置によれば、光源部から照明光としてレーザ光を所定の周期で射出するとともに、非発光期間が 8.33 ms 以下になるように光源部を制御するようにしたので、照明光のちらつきを感じさせないようにすることができる。

【 0 0 1 7 】

また、上記本発明の撮像装置において、撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間におけるレーザ光の発光期間の方が、撮像素子の電荷蓄積期間におけるレーザ光の発光期間よりも短くなるようにした場合には、ちらつきを抑制することができるとともに、内視鏡挿入部の先端の発熱もより抑制することができる。

【 0 0 1 8 】

また、レーザ光に対して、上記所定の周期に応じた周波数よりも高い周波数で変調をかけてパルス光とする変調部を設けるようにした場合には、スペckルの発生による撮像画像におけるちらつきも抑制することができる。

【 0 0 1 9 】

また、撮像素子の垂直転送期間および/または電子シャッター期間外の期間である非撮像期間におけるパルス光の発光期間の方が、撮像素子の電荷蓄積期間におけるパルス光の発光期間よりも短くなるように変調を行うようにした場合には、内視鏡挿入部の先端の発熱をより抑制することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 本発明の撮像装置の一実施形態を用いた内視鏡システムの概略構成図

【 図 2 】 図 1 に示す内視鏡システムの内部の概略構成図

【 図 3 】 光源装置の内部の概略構成を示す図

【 図 4 】 光源駆動回路から出力される駆動電流の一例を示す図

【 図 5 】 駆動電流と青色レーザ光の光出力強度との関係の一例を示す図

【 図 6 】 内視鏡挿入部が体腔内にあるときにおける、撮像素子の動作タイミングと照明光の照射タイミングとのタイミングチャートの一例を示す図

【 図 7 】 パルス光の数を減らした状態の一例を示す図

【 図 8 】 内視鏡挿入部が体腔外にあるときにおける、撮像素子の動作タイミングと照明光の照射タイミングとのタイミングチャートの一例を示す図

10

20

30

40

50

【図 9】内視鏡挿入部が体腔外にあるときにおける、撮像素子の動作タイミングと照明光の照射タイミングとのタイミングチャートのその他の例を示す図

【図 10】内視鏡挿入部が体腔外にあるときにおける、撮像素子の動作タイミングと照明光の照射タイミングとのタイミングチャートのその他の例を示す図

【発明を実施するための形態】

【0021】

以下、図面を参照して本発明の撮像装置の一実施形態を用いた内視鏡システムについて詳細に説明する。本実施形態の内視鏡システムは、照明光を射出するレーザ光源部の駆動方法に特徴を有するものであるが、まずは、システム全体の概略構成について説明する。

図 1 は、本実施形態の内視鏡システム 1 の概略構成を示す外觀図である。

10

【0022】

本実施形態の内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、レーザ光を射出する光源装置 20 と、光源装置 20 から射出されたレーザ光を導光し、そのレーザ光を白色の照明光に変換して被観察部に照射するとともに、白色光の照射により被観察部から反射された反射光に基づく観察像を撮像する内視鏡装置 10 と、内視鏡装置 10 によって撮像された画像信号に所定の処理を施すプロセッサ 30 と、プロセッサ 30 において生成された表示制御信号に基づいて被観察部の観察画像を表示するモニタ 40 とを備えている。

【0023】

内視鏡装置 10 は、図 1 に示すように、本体操作部 11 と、本体操作部 11 に連設され、体腔内に挿入される内視鏡挿入部 12 とを備えている。本体操作部 11 には、ユニバーサルケーブル 13 が接続され、このユニバーサルケーブル 13 の先端は、ライトガイドコネクタ 14 を介して光源装置 20 に接続される。また、内視鏡装置 10 によって撮像された画像信号はビデオコネクタ 15 を介してプロセッサ 30 に入力される。

20

【0024】

内視鏡装置の本体操作部 11 には、内視鏡挿入部 12 の先端側で吸引、送気、送水を実施するためのボタンや、撮像時のシャッターボタンなどの各種操作ボタン 11a が併設されるとともに、一对のアングルノブ 11b, 11c が設けられている。

【0025】

また、本体操作部 11 には、内視鏡挿入部 12 が体腔内にあるか否かを示す信号の操作者による入力を受け付ける照明光切替えスイッチ 58 が設けられている。この照明光切替えスイッチ 58 が操作者によって押下されることによって内視鏡挿入部 12 が体腔内から出されたことを示す信号が検出され、その検出信号が制御部 32 に出力される。そして、制御部 32 は、その検出信号の入力に応じて、光源駆動回路 22 によるレーザ光源部 21 の駆動方法を切り替えるが、その具体的な方法については、後で詳述する。

30

【0026】

内視鏡挿入部 12 は、本体操作部 11 側から順に軟性部 12a、湾曲部 12b、および先端部 12c で構成され、湾曲部 12b は、本体操作部 11 のアングルノブ 11b, 11c を回動することによって遠隔的に湾曲するように操作される。これにより、先端部 12c を所望の方向に向けることができる。

【0027】

また、図 2 に示すように、内視鏡装置 10 の先端部 12c には、撮像光学系の観察窓 51 と、照明光学系の光照射窓 52 とが配置され、光照射窓 52 から照射される照明光による被観察部からの反射光を、観察窓 51 を介して撮像するように構成されている。

40

【0028】

ここで、撮像光学系は、CCD (charge coupled device) や CMOS (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 等の撮像素子 53 と結像レンズ 55 などの光学部材とを備えている。撮像光学系で取りこまれる観察像は、撮像素子 53 の受光面に結像されて電気信号に変換され、その電気信号が信号ケーブル 49 を通じてプロセッサ 30 の撮像信号処理部 31 に入力され、ここで表示制御信号に変換される。

【0029】

50

一方、照明光学系は、レーザ光源部 2 1 を有する光源装置 2 0 と、これに接続される光ファイバー 5 6 と、光ファイバー 5 6 の光出射側に配置された波長変換部 5 7 とを有する。光ファイバー 5 6 は、内視鏡装置 1 0 の先端部 1 2 c へレーザ光を導波し、先端部 1 2 c の波長変換部 5 7 から白色の照明光を発生させる。波長変換部 5 7 は、レーザ光により励起発光する蛍光体を備える。

【 0 0 3 0 】

レーザ光源部 2 1 は、制御部 3 2 からの指令に基づく光源駆動回路 2 2 からの駆動信号を受けてレーザ光を発する。なお、この光源駆動回路 2 2 の動作の詳細については、後で詳述する。

【 0 0 3 1 】

レーザ光源部 2 1 は、図 3 に示すように、中心波長 4 4 5 n m の青色発光の青色レーザ光源 2 1 a と、この青色レーザ光源から射出されたレーザ光を集光する集光レンズ 2 1 b とを備えている。

【 0 0 3 2 】

青色レーザ光源 2 1 a は、青色レーザ光を射出し、その青色レーザ光が集光レンズ 2 1 b によって光ファイバー 5 6 の端面に集光され、光ファイバー 5 6 によって導光されて波長変換部 5 7 に照射される。青色レーザ光源 2 1 a としては、たとえば、InGa_N系レーザダイオードを用いることができる。より好ましくは、ブロードエリア型の InGa_N系レーザダイオードである。

【 0 0 3 3 】

ブロードエリア型半導体レーザは、発光幅が広く、横モードが複数存在している。そして、この複数存在する横モードのそれぞれは、基本発振周波数を中心とする高次モードの異なる波長帯域成分を有しており、所定の波長の広がりを持つ。このような横モードの増加と、発光波長の広がりによって、レーザ光の照射領域におけるスペックル干渉の発生をより低減できる。

【 0 0 3 4 】

波長変換部 5 7 は、青色レーザ光源 2 1 a から射出されたレーザ光の一部を吸収して緑色～黄色に励起発光する複数種の蛍光体を含むものから構成される。蛍光体としては、たとえば、YAG系蛍光体、あるいはBMA (BaMgAl₁₀O₃₇) 等を含む蛍光体などがある。これにより、青色レーザ光源 2 1 a から射出されたレーザ光と、このレーザ光から変換された緑色～黄色の励起光とが合波されて、白色光が生成される。

【 0 0 3 5 】

次に、青色レーザ光源 2 1 a の光源駆動回路 2 2 について説明する。

【 0 0 3 6 】

青色レーザ光源 2 1 a には、直流駆動電流を供給する直流電流源 2 2 a がインダクタ 2 2 b を介して接続され、また、直流電流源 2 2 a から駆動電流に正弦波の高周波信号を重ねる発振器 2 2 d がカップリングコンデンサ 2 2 c を介して接続されている。発振器 2 2 d は、高周波信号として、数 1 0 H z ～数 M H z の間の正弦波信号を出力可能なものである。本実施形態においては、通常時には 1 0 0 k H z の高周波信号を出力するものである。なお、この高周波信号の周波数は、後述する照明光の光量制御時において変化するものである。

【 0 0 3 7 】

そして、この高周波信号を駆動電流に重ねることによって、青色レーザ光源 2 1 a から射出される青色レーザ光に変調をかけて発光周期 1 0 0 k H のパルス光とする。すなわち、青色レーザ光源 2 1 a のシングル縦モードをマルチモード化する。なお、光源駆動回路 2 2 におけるインダクタ 2 2 b は、発振器 2 2 d から的高周波信号に対しては高インピーダンスを有し、直流電流源 2 2 a から出力される駆動電流に対しては低インピーダンスを有するものである。また、カップリングコンデンサ 2 1 c は、発振器 2 2 d から出力された高周波信号から直流成分を除去するものである。

【 0 0 3 8 】

図４は、図３に示す光源駆動回路２２から出力される駆動電流の一例を示す図である。
また、図５は、図４に示す駆動電流と青色レーザ光の光出力強度との関係を示す図である。

【００３９】

制御部３２は、画像データを保存するメモリ３３にも接続され、撮像信号処理部３１から出力される画像データをそのメモリ３３に記憶したり、メモリ３３から読み出してモニタ４０に表示させたり、図示しないＬＡＮ等のネットワークに接続されて画像データを含む情報を配信したりするものであり、内視鏡システム１全体を制御するものである。

【００４０】

次に、本実施形態の内視鏡システムの作用について説明する。

10

【００４１】

本実施形態の内視鏡システム１においては、上述した内視鏡挿入部１２が体腔内にあるときと体腔外にあるときとで光源駆動回路２２によるレーザ光源部２１の駆動方法が異なる。まずは、内視鏡挿入部１２が体腔内にあるときの作用について説明する。

【００４２】

まず、操作者により内視鏡挿入部１２が体腔内に挿入され、内視鏡挿入部１２の先端部１２ｃが被観察部の近傍に設置される。

【００４３】

そして、光源駆動回路２２において１００ｋＨｚで変調された駆動電流がレーザ光源部２１に入力され、レーザ光源部２１から１００ｋＨｚのパルス光からなる青色レーザ光が射出され、その青色レーザ光が波長変換部５７によって白色の照明光に変換された後、被観察部に向けて照射される。

20

【００４４】

そして、照明光の照射によって被観察部において反射された反射光が観察窓５１および結像レンズ５５を介して撮像素子５３によって受光され、撮像素子５３において被観察部の像が撮像される。

【００４５】

ここで、図６に撮像素子５３の動作タイミングと照明光の照射タイミングとを示したタイミングチャートを示す。

【００４６】

30

本実施形態においては、撮像素子５３としてＣＣＤを用いて３０ｆｐｓで撮像を行う。そして、図６は、撮像素子５３によって撮像される各フレームの電荷蓄積期間ＴＦ１～ＴＦ４、垂直転送期間ＴＢ１～ＴＢ３、および非電子シャッター期間ＴＳ１～ＴＳ４を示している。電荷蓄積期間ＴＦ１～ＴＦ４は、撮像素子５３において光電変換された電荷信号を蓄積している時間であり、垂直転送期間ＴＢ１～ＴＢ３は、撮像素子５３の光電変換部において変換された電荷信号を垂直転送している時間であり、非電子シャッター期間ＴＳ１～ＴＳ３は、撮像素子５３において光電変換された電荷信号を蓄積することなく、基板側に捨てている期間である。

【００４７】

そして、本実施形態の内視鏡システムにおいては、図６に示すように、内視鏡挿入部１２が体腔内にある場合には、撮像素子５３における垂直転送期間ＴＢ１～ＴＢ３および非電子シャッター期間ＴＳ１～ＴＳ３である非撮像期間は、照明光を照射しないようにしている。すなわち、この非撮像期間は、パルス光が射出されないように光源駆動回路２２によって青色レーザ光源２１ａが駆動制御される。このようにパルス光の射出を制御することによって内視鏡挿入部１２の先端部１２ｃの発熱を抑制することができる。

40

【００４８】

また、図６に示すように、撮像素子５３の電荷蓄積期間ＴＦ１～ＴＦ４に対応するパルス光照射期間ＬＴのみ１００ｋＨｚのパルス光が照明光として被観察部に照射される。このように１００ｋＨｚのパルス光を照射することによってスペckルを抑制することができる。なお、パルス光のデューティ比については、任意に設定することが可能であるが

50

、たとえば、9 : 1 (発光期間が 9、消灯期間が 1) にすることができる。

【 0 0 4 9 】

そして、撮像素子 5 3 から出力された画像信号は、撮像信号処理部 3 1 において C D S / A G C (相関二重サンプリング / 自動利得制御) 処理や A / D 変換処理が施された後、メモリ 3 3 に一旦記憶される。

【 0 0 5 0 】

そして、制御部 3 2 は、メモリ 3 3 に記憶された画像データに基づいて表示制御信号を生成してモニタ 4 0 に出力する。モニタ 4 0 は、入力された表示制御信号に基づいて、被観察部の可視画像を表示する。

【 0 0 5 1 】

ここで、上述のようにして被観察部の画像を撮像している間に、たとえば、内視鏡挿入部 1 2 の先端と被観察部との距離が変化して被観察部に照射される照明光の光量が変化する場合がある。

【 0 0 5 2 】

本実施形態の内視鏡システム 1 においては、被観察部に照射される照明光の光量が変化したことを検出し、その変化量に応じて青色レーザ光源 2 1 a から射出される青色レーザ光の光量を変化させることによって被観察部に照射される照明光の光量が一定になるように制御する。

【 0 0 5 3 】

具体的には、まず、上述したように撮像素子 5 3 から出力された画像信号に基づいて、制御部 3 2 において輝度信号を生成し、その輝度信号が予め設定された所定値からどれくらい変化しているかを監視する。そして、輝度信号の大きさが上記所定値から変化した場合には、その輝度信号の変化量に応じた制御信号を光源駆動回路 2 2 に出力する。たとえば、輝度信号が上記所定値よりも大きくなった場合には、被観察部が所望の明るさよりも明るいことを意味するので、青色レーザ光の光量を減少させるような制御信号を出力する。そして、このとき光源駆動回路 2 2 は、発振器 2 2 d から出力される高周波信号の周波数を低くすることによって、図 7 に示すように青色レーザ光源 2 1 a から射出される単位時間当たりのパルス光 L P の個数を減少させて照明光の光量を減少させる。また、逆に、輝度信号が上記所定値よりも小さくなった場合には、被観察部が所望の明るさよりも暗くなったことを意味するので、青色レーザ光の光量を増加させるような制御信号を出力する。そして、このとき光源駆動回路 2 2 は、発振器 2 2 d から出力される高周波信号の周波数を高くすることによって、青色レーザ光源 2 1 a から射出される単位時間当たりのパルス光 L P の個数を増加させて照明光の光量を増加させる。

【 0 0 5 4 】

次に、内視鏡挿入部 1 2 が体腔外に取り出されたときの光源駆動回路 2 2 によるレーザ光源部 2 1 の駆動方法について説明する。

【 0 0 5 5 】

まず、内視鏡挿入部 1 2 が体腔外に取り出されたときには、上述した本体操作部 1 1 に設けられた照明光切替えスイッチ 5 8 が操作者によって押下される。そして、その検出信号が制御部 3 2 に出力され、制御部 3 2 はその検出信号に応じて光源駆動回路 2 2 に制御信号を出力し、青色レーザ光源 2 1 a の駆動方法を切り替える。

【 0 0 5 6 】

具体的には、上述したように内視鏡挿入部 1 2 が体腔内にあるときには、内視鏡挿入部 1 2 の先端の発熱を抑制するために非撮像期間においては、青色レーザ光源 2 1 a からパルス光を射出させないように制御したが、内視鏡挿入部 1 2 を体腔外に取り出されたときにまで同様の制御を行った場合、たとえば、非撮像期間 (本実施形態では、垂直転送期間 + 非電子シャッター期間) が 8 . 3 3 m s 以上である場合、照明光にちらつきが発生し、操作者にとって不快なものとなる。

【 0 0 5 7 】

そこで、本実施形態の内視鏡システムにおいては、内視鏡挿入部 1 2 が体腔外にあり、

10

20

30

40

50

非撮像期間が 8.33 ms 以上である場合には、図 8 に示すように、非撮像期間 $N L$ の間にも青色レーザ光源 21a からパルス光 $S L P$ を射出させるようにする。そして、パルス光 $S L P$ の射出によって照明光が発光されていない非発光期間 $N R$ が 8.33 ms 以下になるようにする。なお、非撮像期間 $N L$ の間に青色レーザ光源 21a から射出されるパルス光 $S L P$ の数については、照明光の非発光期間が 8.33 ms 以下となる数であれば如何なる数でもよいが、1つのパルス光 $S L P$ は、人間の識別力の観点から、強度が 0.32 mcd/m^2 以上、発光期間が $1\text{ }\mu\text{s}$ 以上であることが望ましい。

【0058】

また、非発光期間 $N R$ を 8.33 ms 以下としたのは蛍光灯などで人間の目の限界感度は 60 Hz であり、蛍光灯の交流電源電圧は正弦波だからである。すなわち、 $1/60\text{ Hz} \times 50\% = 8.33\text{ ms}$ 以下としている。

【0059】

また、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ のパルス光 $L P$ のデューティ比よりも非撮像期間 $N L$ のパルス光 $S L P$ のデューティ比の方が小さくなるように（発光幅が短くなるように）変調した方が、より発熱を抑制することができるので望ましい。

【0060】

さらに、本実施形態の内視鏡システムにおいては、内視鏡挿入部 12 が体腔外にあるときも、体腔内にあるときと同様に、撮像素子 53 から出力された画像信号に基づいて、青色レーザ光源 21a から射出される青色レーザ光の光量を変化させる光量制御が行われる。

【0061】

そして、たとえば、内視鏡挿入部 12 の先端近傍に物体が存在する場合には、撮像素子 53 から出力された画像信号が大きくなるので、光源駆動回路 22 は、青色レーザ光源 21a から射出される単位時間当たりのパルス光 $L P$ の個数が減少するように駆動制御する。

【0062】

このとき、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ に対応するパルス光照射期間 $L T$ におけるパルス光 $L P$ の非発光期間 $N R$ （図 7 参照）が 8.33 ms 以上となった場合、やはり照明光にちらつきが発生し、操作者にとって不快なものとなる。

【0063】

そこで、本実施形態の内視鏡システムにおいては、内視鏡挿入部 12 が体腔外にあり、上述したような光量制御を行う場合には、たとえ、撮像素子 53 から出力された画像信号が非常に大きくなったとしても、パルス光照射期間 $L T$ におけるパルス光 $L P$ の非発光期間 $N R$ が 8.33 ms 以上にならないようにパルス光 $L P$ の個数を駆動制御する。

【0064】

なお、上記実施形態の孔版印刷システムにおいては、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ に対応するパルス光照射期間 $L T$ の照明光として 100 kHz で変調されたものを用いるようにしたが、ちらつき抑制のみを行う場合には、必ずしも 100 kHz で変調された照明光を用いなくてもよい。たとえば、図 9 に示すように、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ の間は非変調光 $S L$ を照射するようにしてもよい。

【0065】

そして、この場合においても、内視鏡挿入部 12 が体腔外にあり、非撮像期間 $N L$ が 8.33 ms 以上である場合には、図 9 に示すように、非撮像期間 $N L$ の間に青色レーザ光源 21a からパルス光 $S L P$ を射出させるようにする。非撮像期間 $N L$ の間に青色レーザ光源 21a から射出されるパルス光 $S L P$ の数と光量については、上述したとおりである。

【0066】

さらに、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ の間、非変調光 $S L$ を照射する場合、図 9 に示すように、必ずしも、電荷蓄積期間 $T F 1 \sim T F 4$ と非変調光 $S L$ の照射期間とが一致している必要はなく、図 10 に示すように、非変調光 $S L$ の照射期間の方が電荷蓄積期間 $T F$

1 ~ T F 4 よりも短くてもよい。ただし、この場合においても、非変調光 S L の非発光期間が 8 . 3 3 m s 以上にならないように、パルス光 S L P を射出させる必要がある。パルス光 S L P の数と光量については、上述したとおりである。

【 0 0 6 7 】

また、上記実施形態の内視鏡システムにおいては、本体操作部 1 1 に設けられた照明光切替えスイッチ 5 8 が操作者によって押下されたことを検出することによって、内視鏡挿入部 1 2 が体外にあることを検出するようにしたが、これに限らず、たとえば、撮像素子 5 3 によって撮像された撮像信号に基づいて検出するようにしてもよい。

【 0 0 6 8 】

具体的には、上記実施形態においては、光量制御において、撮像素子 5 3 から出力された画像信号に基づいて輝度信号を制御部 3 2 において生成し、その輝度信号が予め設定された所定値からどれくらい変化しているかを監視しているが、その変化量が所定期間継続して所定の閾値以上となったことを検出することによって内視鏡挿入部 1 2 が体外に出ていることを検出する。

10

【 0 0 6 9 】

また、上記実施形態においては、撮像素子として 3 0 f p s で撮像を行うものを用いるようにしたが、これに限らず、たとえば、6 0 f p s で撮像を行うものを用いてもよい。

【 0 0 7 0 】

また、上記実施形態は、本発明の撮像装置を軟性内視鏡システムに適用したものであるが、これに限らず、たとえば、硬性鏡装置を有する内視鏡システムなどその他の撮像装置

20

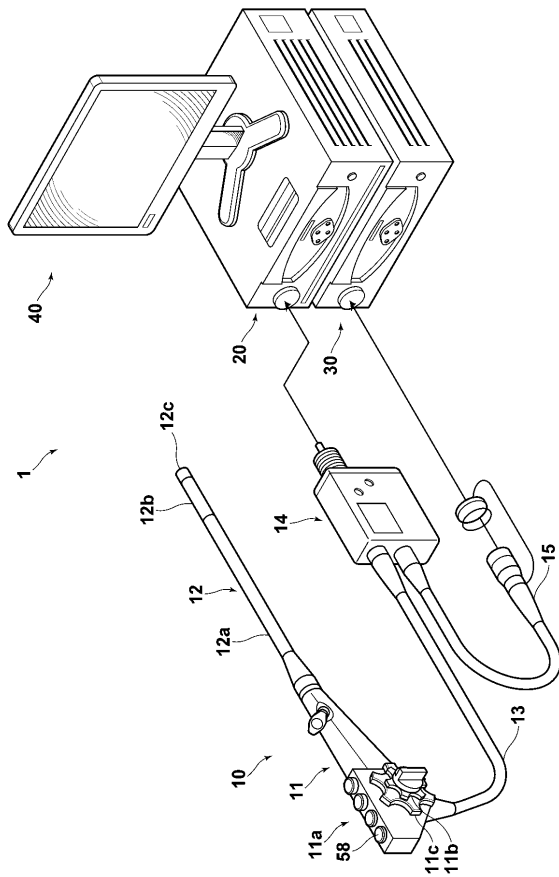
【 符号の説明 】

【 0 0 7 1 】

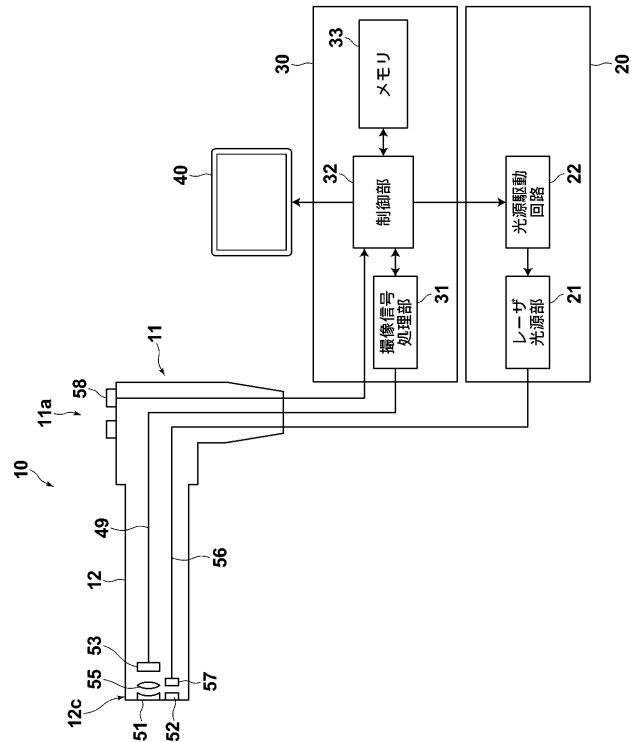
- 1 内視鏡システム
- 1 0 内視鏡装置
- 1 1 本体操作部
- 1 2 内視鏡挿入部
- 2 0 光源装置
- 2 1 レーザ光源部
- 2 2 光源駆動回路
- 3 0 プロセッサ
- 5 3 撮像素子

30

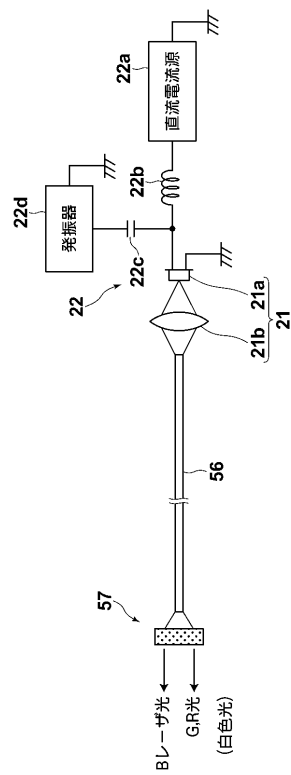
【図 1】



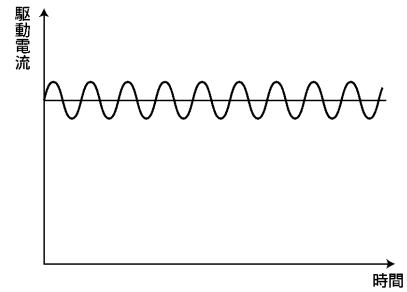
【図 2】



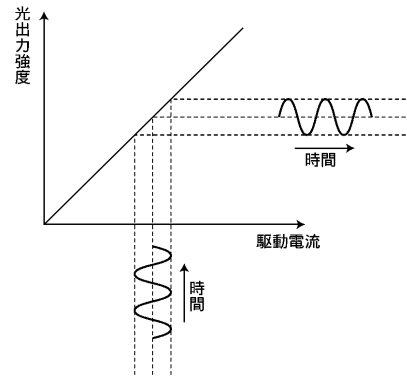
【図 3】



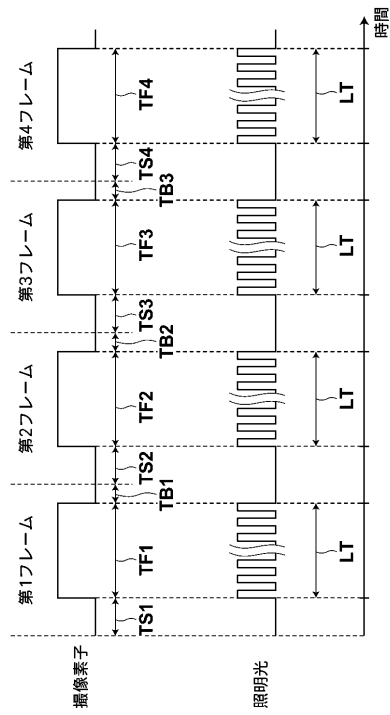
【図 4】



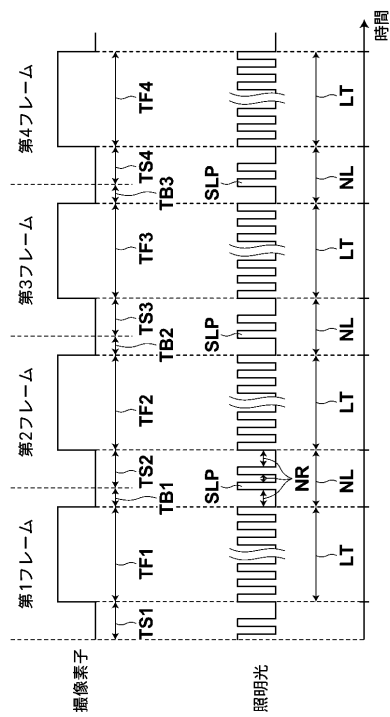
【図 5】



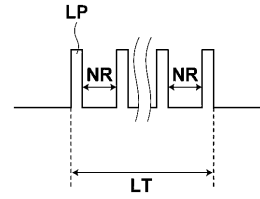
【図 6】



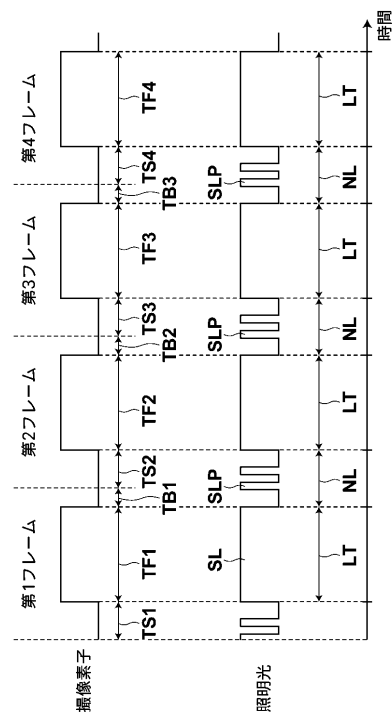
【図 8】



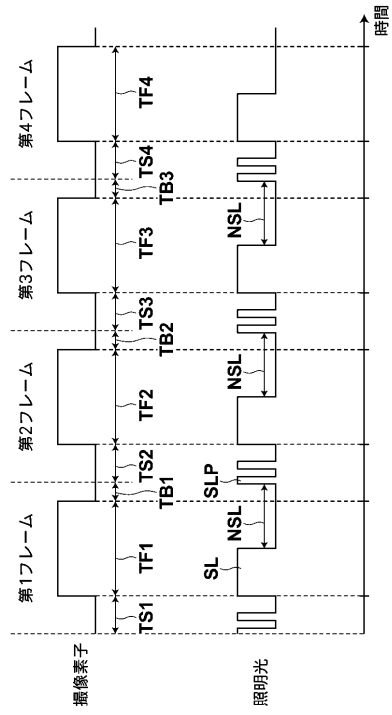
【図 7】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

F ターム(参考) 2H040 BA09 CA09 CA11 CA23 DA18 GA02 GA11
4C061 JJ17 NN01 RR03 RR26 SS04
4C161 JJ17 NN01 RR03 RR26 SS04
5C122 DA26 EA13 FF11 FF17 GG05 GG16 GG22 HB02 HB06

专利名称(译)	摄像装置		
公开(公告)号	JP2011125361A	公开(公告)日	2011-06-30
申请号	JP2009283599	申请日	2009-12-15
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	小澤 聡 遠藤 安土		
发明人	小澤 聡 遠藤 安土		
IPC分类号	A61B1/06 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26 H04N5/225		
FI分类号	A61B1/06.B A61B1/04.370 G02B23/24.B G02B23/26 H04N5/225.C A61B1/04 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/06.612 A61B1/06.613 H04N5/225		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA18 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/RR03 4C061/RR26 4C061/SS04 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS04 5C122/DA26 5C122/EA13 5C122/FF11 5C122/FF17 5C122/GG05 5C122/GG16 5C122/GG22 5C122/HB02 5C122/HB06 4C161/SS06		
代理人(译)	佐久间刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了防止在通过用激光的照射光照射从观察部分反射的反射光接收反射光的成像装置中感觉到照明光的闪烁，以捕获待观察部分的图像。 解决方案：作为照明光的激光以预定周期从光源部分20发射，并且控制光源部分使得激光的非发光时段NR为8.33ms或更短。 点域8

