

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5292379号  
(P5292379)

(45) 発行日 平成25年9月18日(2013.9.18)

(24) 登録日 平成25年6月14日(2013.6.14)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)  
G 0 2 B 23/24 (2006.01)A 6 1 B 1/06 C  
G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 8 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2010-251301 (P2010-251301)  
 (22) 出願日 平成22年11月9日(2010.11.9)  
 (65) 公開番号 特開2012-100834 (P2012-100834A)  
 (43) 公開日 平成24年5月31日(2012.5.31)  
 審査請求日 平成24年6月7日(2012.6.7)

(73) 特許権者 306037311  
 富士フイルム株式会社  
 東京都港区西麻布2丁目2番30号  
 (74) 代理人 100115107  
 弁理士 高松 猛  
 (74) 代理人 100151194  
 弁理士 尾澤 俊之  
 (74) 代理人 100164758  
 弁理士 長谷川 博道  
 (72) 発明者 瀬戸 康宏  
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地  
 富士フイルム株式会社内

審査官 原 俊文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡挿入部の先端から所望の光量の照明光を出射する内視鏡装置であって、  
 前記照明光を生成する半導体光源と、  
 電子シャッタにより一定の露光期間で撮像する撮像手段と、  
 入力される目標光量に応じて前記半導体光源をパルス点灯駆動する制御信号を出力する  
 光源制御手段と、を備え、

前記光源制御手段は、前記目標光量に対応付けて設定される最大光量から最小光量まで  
 の各光量に対する制御信号を、光量が高い順に第1のパルス変調制御、第2のパルス変調  
 制御、第3のパルス変調制御を使用して出力するものであり、

前記第1のパルス変調制御は、前記電子シャッタによる1フレーム内の露光期間に対し  
 、前記光量の減少に応じて前記駆動信号の駆動パルスのパルス数を所定の点灯期間になる  
 まで減少させて前記半導体光源の点灯期間を短縮する制御であり、

前記第2のパルス変調制御は、前記第1のパルス変調制御における所定の点灯期間に対  
 し、前記光量の減少に応じて所定間隔で前記駆動パルスを間引くことで前記点灯期間内の  
 パルス密度を減少させる制御であり、

前記第3のパルス変調制御は、前記第2のパルス変調制御において最小パルス数とされ  
 た各駆動パルスに対し、前記光量の減少に応じてパルス幅を減少させる制御である内視鏡  
 装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 記載の内視鏡装置であって、

前記光源制御手段は、前記第 3 のパルス変調制御による光量より更に前記目標光量が低い場合に、前記第 3 のパルス変調領域で最小パルス幅とされた各駆動パルスに対し、前記光量の減少に応じてパルス振幅を減少させる第 4 のパルス変調制御を行って前記制御信号を出力する内視鏡装置。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 記載の内視鏡装置であって、

任意の目標光量に対する前記半導体光源の駆動パルスを規定した制御パラメータ情報を記憶する記憶手段を備え、

前記光源制御手段は、前記制御パラメータを参照して、前記入力される目標光量に応じた駆動パルスを求め、該求めた駆動パルスで前記半導体光源をパルス点灯駆動する内視鏡装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記半導体光源は、同じスペクトルの光を出射する複数の発光素子を有し、

前記光源制御手段は、前記複数の発光素子を個別にパルス点灯制御する内視鏡装置。

【請求項 5】

請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれか 1 項記載の内視鏡装置であって、

前記半導体光源は、互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の発光素子を有し、

前記光源制御手段は、前記複数の発光素子をそれぞれ個別にパルス点灯制御する内視鏡装置。

20

【請求項 6】

請求項 5 記載の内視鏡装置であって、

前記半導体光源は、白色光を生成するための白色光用光源と、所定の波長域からなる狭帯域光を生成する狭帯域光用光源とを有し、

前記光源制御手段は、前記白色光用光源と前記狭帯域光用光源との出射光量比を変更する内視鏡装置。

【請求項 7】

請求項 6 記載の内視鏡装置であって、

前記狭帯域光用光源は、中心波長 360 ～ 530 nm の狭帯域光を出射する内視鏡装置

30

【請求項 8】

請求項 6 又は請求項 7 記載の内視鏡装置であって、

前記白色光用光源は、レーザ光源と、該レーザ光源からの出射光により発光する蛍光体とを備え、前記レーザ光源からの出射光と前記蛍光体からの発光光を混合して所望のスペクトルの照明光を生成する内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

体腔内の組織を観察する内視鏡装置が広く知られている。一般的な内視鏡装置は、キセノンランプ等の白色光源から出射された白色光を、ライトガイドを通じて体腔内の被観察領域に照明光として供給し、その白色光の照射によって被観察領域からの反射光に基づく像を撮像素子により撮像して観察画像を生成する構成となっている。また近年になって、生体組織に特定波長の狭帯域光を照射して、組織表層の毛細血管や微細構造を観察する狭帯域光観察、或いは自家蛍光、薬剤蛍光による蛍光観察等の特殊光を用いた観察モードを有する内視鏡装置も利用されつつある。

特殊光を照射する内視鏡装置の光源としては、キセノンランプ等の白色光源からの光を

50

、フィルタを通すことで所望の波長帯域の光を取り出す構成の他、レーザ光源や発光ダイオード等の半導体発光素子からの発光波長をそのまま利用する構成がある（例えば特許文献1参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2005-319115号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

内視鏡装置の光源としてキセノンランプ等の白色光源を用いる場合には、出射光光路の途中にスリットを配置し、このスリットによる遮光によって光量制御を行っている。この構成によれば、2400：1程度の光量制御のダイナミックレンジが実現されている。しかし、半導体光源を用いて光量制御する場合、一般的には駆動電流の増減やパルス幅変調により光量制御することが多いが、このような光量制御だけでは広いダイナミックレンジの確保と高い光量分解能の実現には限度があり、所望の発光光量に高精度に制御することは難しい。そこで、狭パルス発生器や高分解能型のPWM制御器を用いて高精度に光量制御することもできるが、いずれもの機器も高価であり、内視鏡装置への搭載は現実的ではない。また、半導体光源には発光強度の温度依存性があり、使用状態によって光量が変動する特性を有している。そのため、半導体光源をキセノンランプ等の白色光源と同等以上に光量制御することは依然として課題が多いのが実情であった。

【0005】

本発明は、半導体光源による照明光を用いる場合でも広いダイナミックレンジと高い光量分解能を確保し、高精度に光量制御が可能な内視鏡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】

【0006】

本発明は下記構成からなる。

内視鏡挿入部の先端から所望の光量の照明光を出射する内視鏡装置であって、

前記照明光を生成する半導体光源と、

電子シャッタにより一定の露光期間で撮像する撮像手段と、

入力される目標光量に応じて前記半導体光源をパルス点灯駆動する制御信号を出力する光源制御手段と、を備え、

前記光源制御手段は、前記目標光量に対応付けて設定される最大光量から最小光量までの各光量に対する制御信号を、光量が高い順に第1のパルス変調制御、第2のパルス変調制御、第3のパルス変調制御を使用して出力するものであり、

前記第1のパルス変調制御は、前記電子シャッタによる1フレーム内の露光期間に対し、前記光量の減少に応じて前記制御信号の駆動パルスのパルス数を所定の点灯期間になるまで減少させて前記半導体光源の点灯期間を短縮する制御であり、

前記第2のパルス変調制御は、前記第1のパルス変調制御における所定の点灯期間に対し、前記光量の減少に応じて所定間隔で前記駆動パルスを間引くことで前記点灯期間内のパルス密度を減少させる制御であり、

前記第3のパルス変調制御は、前記第2のパルス変調制御において最小パルス数とされた各駆動パルスに対し、前記光量の減少に応じてパルス幅を減少させる制御である内視鏡装置。

【発明の効果】

【0007】

本発明の内視鏡装置によれば、半導体光源による照明光を用いる場合であっても、広いダイナミックレンジで、しかも高い光量分解能を確保することができる。これにより、通常観察や特殊光観察における照明光を、強度を任意の強度に正確に設定できる。

【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 8 】

【図 1】本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図である。

【図 2】内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

【図 3】撮像信号処理部による制御のブロック図である。

【図 4】駆動パルスの制御例のタイミングチャートである。

【図 5】最大光量から最小光量までの各光量に対するパルス制御の内容を示すグラフである。

【図 6】光源装置の要部構成と、光照射窓へ導光する光路を模式的に表したブロック構成図である。

10

【図 7】光源装置からの出射光により生成される照明光のスペクトルを示すグラフである。

【図 8】1 灯方式と 2 灯方式を組み合わせた光量制御パターンを示す説明図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 0 9 】

以下、本発明の実施形態について、図面を参照して詳細に説明する。

図 1 は本発明の実施形態を説明するための図で、内視鏡及び内視鏡が接続される各装置を表す内視鏡装置の構成図、図 2 は内視鏡装置の具体的な構成例を示す外観図である。

内視鏡装置 1 0 0 は、図 1 に示すように、内視鏡 1 1 と、光源装置 1 3 と、撮像画像の信号処理を行うプロセッサ 1 5 と、モニタ 1 7 とを有して構成される。内視鏡 1 1 は、本体操作部 1 9 と、この本体操作部 1 9 に連設され被検体（体腔）内に挿入される挿入部 2 1 とを備える。本体操作部 1 9 には、ユニバーサルケーブル 2 3 が接続され、このユニバーサルケーブル 2 3 の先端は、ライトガイド（L G）コネクタ 2 5 A を介して光源装置 1 3 に接続される。また、撮像信号は、ビデオコネクタ 2 5 B を介してプロセッサ 1 5 に入力される。

20

## 【 0 0 1 0 】

図 2 に示すように、内視鏡 1 1 の本体操作部 1 9 には、挿入部 2 1 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等の各種操作ボタン 2 7 が併設されるとともに、一對のアングルノブ 2 9 が設けられている。

挿入部 2 1 は、本体操作部 1 9 側から順に軟性部 3 3、湾曲部 3 5、及び先端部（内視鏡先端部）3 7 で構成され、湾曲部 3 5 は、本体操作部 1 9 のアングルノブ 2 9 を回動することによって遠隔的に湾曲操作される。これにより、先端部 3 7 を所望の方向に向けることができる。

30

## 【 0 0 1 1 】

また、図 1 に示すように、内視鏡 1 1 の先端部 3 7 には、撮像光学系の観察窓 4 1 と、照明光学系の光照射窓 4 3 が配置され、光照射窓 4 3 から照射される照明光による被検体からの反射光を、観察窓 4 1 を通じて撮像するようになっている。撮像された観察画像は、プロセッサ 1 5 に接続されたモニタ 1 7 に表示される。

## 【 0 0 1 2 】

ここで、撮像光学系は、C C D (charge coupled device) や C M O S (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) 等の撮像素子 4 5 と、結像レンズ 4 7 等の光学部材とを有する。撮像光学系で取り込まれる観察像は、撮像素子 4 5 の受光面に結像して電気信号に変換され、その電気信号が信号ケーブル 4 9 を通じてプロセッサ 1 5 の撮像信号処理部 5 1 に入力され、ここで映像信号に変換される。

40

## 【 0 0 1 3 】

一方、照明光学系は、半導体光源 5 5 を有する光源装置 1 3 と、これに接続される光ファイバ 5 3 と、光ファイバ 5 3 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 5 3 は、内視鏡先端部 3 7 へレーザ光を導き、先端部 3 7 の波長変換部 5 7 からの発光とレーザ光とが合成された白色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。半導体光源 5 5 は、制御部 6 1 からの指令に基づく光

50

源駆動回路 5 9 からの駆動信号を受けて、所望強度の光を発する。

【 0 0 1 4 】

制御部 6 1 は、撮像信号や各種情報を保存する記憶手段としてのメモリ 6 3 と接続され、撮像信号処理部 5 1 から出力される画像データをモニタ 1 7 に映出する。また、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する等、内視鏡装置 1 0 0 全体を制御する。

【 0 0 1 5 】

半導体光源 5 5 は、中心波長 4 4 5 n m の青色発光の半導体レーザを備える（以降、半導体光源をレーザ光源とも称する）。半導体光源 5 5 は、出射光量を制御されつつ青色レーザ光を出射し、この出射光が光ファイバ 5 3 を通じて内視鏡挿入部 2 1 の波長変換部 5 7 に照射される。この半導体光源 5 5 としては、例えばブロードエリア型の InGaN 系レーザダイオードが使用できる。

【 0 0 1 6 】

波長変換部 5 7 は、半導体光源 5 5 からの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（例えば YAG 系蛍光体、或いは BAM ( $\text{BaMgAl}_{10}\text{O}_{37}$ ) 等を含む蛍光体等）を含んで構成される。これにより、半導体光源 5 5 からのレーザ光と、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 1 7 】

次に、上記構成の内視鏡装置 1 0 0 が半導体光源 5 5 の発光強度を増減制御する手順を説明する。

図 1 に示すプロセッサ 1 5 に設けた撮像信号処理部 5 1 は、プロセッサ 1 5 に接続された内視鏡 1 1 の撮像素子 4 5 が出力する RAW データを受け取り、この RAW データに応じた最適な照明光量となるように、光源駆動回路 5 9 に半導体光源 5 5 を制御する制御信号を出力する。

【 0 0 1 8 】

図 3 に撮像信号処理部 5 1 による制御のブロック図を示した。撮像素子 4 5 から出力される RAW データ（生画像の情報）は、撮像信号処理部 5 1 に入力され、ヒストグラム作成部 6 5 は、この RAW データに対応する光量のヒストグラムを作成し、測光値算出部 6 7 に出力する。測光値算出部 6 7 は、入力されたヒストグラムと、各種の測光モード（ピーク値、平均値等）により求めた明るさ検出値とに基づいて測光値を算出する。そして、目標光量算出部 6 9 は、算出された測光値に応じて次フレームの目標光量を求める。ここで、目標光量は、従前のキセノンランプ等の白色光源の絞り値に相当する値である。この目標光量は例えば 1 2 bit 階調（0 ～ 4 0 9 6）で表現される。

【 0 0 1 9 】

次に、目標光量を半導体光源 5 5 の発光量の信号に変換する。図 1 に示す制御部 6 1 は、半導体光源の発光量を駆動パルスによってパルス点灯制御する。駆動パルスは、光源駆動回路 5 9 で生成されて半導体光源 5 5 に入力される。駆動パルスの制御は、パルス数制御（PNM : Pulse Number Modulation）及びパルス密度制御（PDM : Pulse Density Modulation）と、パルス幅制御（PWM : Pulse Width Modulation）との 3 種類、又は電流値制御を加えた 4 種類の制御を用いる。以下の説明では、上記 4 種類の制御を用いる例を示す。

【 0 0 2 0 】

図 4 に駆動パルスの制御例のタイミングチャートを示した。垂直同期信号 VD により規定される画像の 1 フレームの期間内において、電子シャッタの露光期間 W の全てを点灯させる駆動パルス [ 1 ] を最大光量としている。ここで、1 フレーム期間は 3 3 m s、シャッタ速度は 1 / 6 0 s とする。また、駆動パルス [ 1 ] の周波数は 1 2 0 k H z であり、電子シャッタの露光期間内に 2 0 0 0 個のパルスが含まれているものとする。

【 0 0 2 1 】

駆動パルス [ 1 ] の最大光量時から光量を減少させる場合、光量の大きい順に、第 1 のパルス変調領域で PNM 制御、第 2 のパルス変調領域で PDM 制御、第 3 のパルス変調領

10

20

30

40

50

域でPWM制御、第4のパルス変調領域で電流値制御を行い、光量を徐々に減少させる。

【0022】

まず、PNM制御においては、電子シャッタの露光期間Wの全てから、時間軸における後ろ詰めでパルス数を減少させ、点灯期間を短縮する。つまり、電子シャッタによる1フレーム内の露光期間に対し、駆動パルス[2]に示すように、所定の最小割合になるまで駆動パルスのパルス数を駆動開始タイミングが遅れるように減少させ、半導体光源55の点灯期間を短縮する。なお、最大光量は、電子シャッタの露光期間Wの全てでなく、1フレーム全期間の点灯であってもよく、連続点灯状態としてもよい。

【0023】

次に、駆動パルス[3]に示すように、半導体光源55の点灯期間をPNM制御により所定の点灯期間Wminまで短縮した後、PDM制御により駆動パルスを間引く処理を行う。このPDM制御においては、所定の点灯期間Wminまで短縮された点灯期間に対し、所定間隔で駆動パルスを間引くことで点灯期間内のパルス密度を減少させる。

10

【0024】

そして、駆動パルス[4]に示すように、駆動パルスのパルス間隔が間引き限界に達するまで、即ち、駆動パルスが所定の最小パルス密度となるまでPDM制御を行う。

【0025】

次に、駆動パルス[5]に示すように、駆動パルスが所定の最小パルス数となった後は、PWM制御により駆動パルスのパルス幅を減少させる。そして、駆動パルス[6]に示すように、駆動パルスのパルス幅がPWM制御限界に達するまで、即ち、所定の最小パルス幅になるまでPWM制御を行う。

20

【0026】

次に、駆動パルス[7]に示すように、駆動パルスが所定の最小パルス幅となった後は、駆動電流を小さくする。即ち、最小パルス幅とされた各駆動パルスに対し、パルス振幅を一律に減少させる。

【0027】

上記の最大光量から最小光量までの各光量に対する制御パラメータ情報の内容を図5及び表1に纏めて示した。図5及び表1に示す制御パラメータの情報は、図1に示すメモリ63に記憶され、制御部61から随時参照されて所望の駆動パルスが生成される。

【0028】

30

【表 1】

光量	PNM/PDM (パルス数)	PWM (%)	駆動電流 (係数値)
最大光量	2000	95	1.0
↑	{ (PNM)	95	1.0
	144	95	1.0
	{ (PDM)	95	1.0
	16	95	1.0
	16	{	1.0
	16	7.8	1.0
↓	16	7.8	{
最小光量	16	7.8	0.2

10

20

## 【0029】

このように、光量を減少制御する際、最大光量から最初にPNM制御を行うことで、半導体光源55の点灯期間を短縮して、ブレによる撮像画像の画像ボケ発生を抑制できる。また、半導体光源55の非点灯時間が長くなるので、連続点灯する場合と比較して、光源自体や光路上の各光学部材の発熱を低減する効果も得られる。

## 【0030】

また、所定の点灯期間まで短縮された時点でPNM制御からPDM制御に切り替えることにより、適度の点灯期間（上記例では144パルス）を維持されて、動画観察時のフリッカを抑制することができる。

30

## 【0031】

PDM制御の下限であるパルス数（上記例では16パルス）は、PDM制御による調光分解能が粗くなることを防止することができる。

## 【0032】

駆動パルスの間引き限界までPDM制御し、更に目標光量を減少させる際にPDM制御からPWM制御に切り替える。PWM制御では、各駆動パルスそれぞれのデューティ比を変更することで、間引き限界より低光量域における光量をより細かに調整でき、調光分解能が向上する。

## 【0033】

ところで、半導体光源55をパルス点灯制御する際、半導体光源55はスペckルノイズによる照明ムラが生じるが、このスペckルノイズは高周波変調駆動により低減できる。本制御例では常時120kHzのパルス駆動をしており、十分なスペckルノイズ低減効果を得るために、PWM制御におけるデューティ比は95%を上限としている。

40

## 【0034】

デューティ比の下限値については、次の通りである。即ち、実際のレーザ光は駆動の立ち上がり信号に忠実に追従することができず、ある程度の遅れ成分を有して立ち上がる。また、立ち下り時も同様に遅れ成分を有する。そのため、駆動パルスが極端に狭い狭幅パルスであると目標値に到達する前に立ち下ることが予想されるので、PWM制御が正確に行えるデューティ比の下限値として、7.8%を設定している。

50

## 【 0 0 3 5 】

そして、光量制御の最小光量側となる最小パルス範囲で駆動パルスの電流値制御を行うことにより、高精度な光量制御が可能となる。即ち、設定する光量制御値に  $1.0 \sim 0.2$  の係数値を乗じて出射光量を減少させる。レーザ光源は、発光素子自身の発熱状態によって発光開始電流値が微妙にずれて発光量制御の精度に影響するため、発光量、発熱量の大きい最多パルス範囲で電流値を変更することは好ましくない。しかし、発光量の小さい最少パルス範囲では、駆動パルスの電流値が小さくて済み、発光素子自身の発熱も安定している。このため、電流値制御を微小発光領域でのみ使用することで、高精度な光量制御が可能となる。

## 【 0 0 3 6 】

10

上記の PNM / PDM 制御、PWM 制御、電流値制御は、目標光量に応じて切り替えられ、いずれか 1 つの制御が他の制御と排他的に使用される。制御可能な光量のダイナミックレンジは、PNM 制御においては最大値  $2000 \sim$  最小値  $144$  の範囲で  $13.9 : 1$ 、PDM 制御においては最大値  $144 \sim$  最小値  $16$  の範囲で  $5.14 : 1$ 、PWM 制御においては最大値  $95\% \sim$  最小値  $7.8\%$  の範囲で  $12.2 : 1$ 、電流値制御においては、最大値  $1 \sim$  最小値  $0.2$  の範囲で  $5 : 1$  となる。よって、各制御を組み合わせることで、制御可能なダイナミックレンジは  $4358 : 1$  となる。

## 【 0 0 3 7 】

上記と同等のダイナミックレンジと調光分解能を PNM 制御だけで実現する場合、パルス周波数は約  $4\text{ MHz}$  ( $60\text{ Hz} \times 4358 \times 16$ ) となり、レーザ光源の高速な駆動回路が必要となる。また、同様に PWM 制御だけで実現する場合は、約  $0.12\text{ ns}$  ( $1 / (120\text{ k} \times 4358 \times 16)$ ) のパルス幅制御分解能となり、 $8\text{ GHz}$  で動作する制御回路が必要となる。このように、PNM 単独、PWM 単独で光量制御する方法に対し、各調光領域に応じて PNM 制御、PDM 制御、電流値制御を選択して制御することで、レーザ光源の駆動装置を大幅に簡略化することができる。

20

## 【 0 0 3 8 】

次に、内視鏡装置の他の構成例を説明する。

図 1 に示す光源装置の要部構成と、光照射窓へ導光する光路を模式的に表したブロック構成図を図 6 に示した。

本構成例の光源装置 13A は、中心波長  $445\text{ nm}$  のレーザ光源 LD1-1 と、同じく中心波長  $445\text{ nm}$  の白色光用光源であるレーザ光源 LD1-2 と、中心波長  $405\text{ nm}$  の狭帯域光用光源であるレーザ光源 LD2 とを有している。また、各レーザ光源 LD1-1, LD1-2, LD2 は、それぞれを個別に制御する光源駆動回路 71a, 71b, 71c に接続されている。そして、各レーザ光源 LD1-1, LD1-2, LD2 からの出射光は、コンバイナ 73 で合波された後、カプラ 75 で光ファイバ 53, 53 に分波され、内視鏡先端部に配置された波長変換部 57 に出射される。

30

## 【 0 0 3 9 】

この光源装置 13A からの出射光により生成される照明光のスペクトルを図 7 に示した。レーザ光源 LD1-1, LD1-2 は、中心波長  $445\text{ nm}$  の同じスペクトルのレーザ光を出射し、波長変換部 57 の蛍光体を励起発光させて緑色～黄色の蛍光を発生させる。この中心波長  $445\text{ nm}$  の青色光と蛍光体からの蛍光は、互いに混合されることで白色光となり、白色照明光として供される。

40

## 【 0 0 4 0 】

また、レーザ光源 LD2 は、中心波長  $405\text{ nm}$  のレーザ光を出射する。波長変換部 57 からは僅かに蛍光が発生するが、出射光の殆どが波長変換部 57 を透過する。これにより、紫色の狭帯域光が生成されて照明光として供される。

## 【 0 0 4 1 】

これらレーザ光源 LD1-1, LD1-2, LD2 からの光は、内視鏡先端部の複数箇所に配置された光照射窓から、それぞれ等しい光量で出射される。以下に、上記構成の光源装置 13A を用いてパルス点灯制御する場合を説明する。

50



## 【 0 0 4 2 】

制御部 6 1 ( 図 1 参照 ) は、前述の図 3 に示す構成例と同様に、撮像素子からの R A W データと各種測光モードによる明るさを検出して、次フレームの目標光量を算出する。なお、算出した目標光量は、個々のレーザ光源の発光制御値を求める際に、以下の点を考慮して発光量を設定することが好ましい。

## ( 1 ) 全体光量制限

レーザ光源を検温し、その結果が規定温度を超える場合には、目標とする光量制御値から所定値を減じる補正制御を行う。逆に正常温度範囲であった場合は、減少制御された光量制御値に所定値を加えて、補正前の目標光量制御値に戻す。この補正制御は、内視鏡先端部の発熱を制限するために行う。

10

## 【 0 0 4 3 】

## ( 2 ) 光学部品の個体差補正

光学部品の機種差の補正を目的とし、装置全体の光量制御後における各レーザ光源の光量制御値に、そのレーザ光源に対応した係数をそれぞれ乗算する。ただし、全体光量は一定に維持するため、各係数の総和が一定値となるように係数を設定する。本構成ではコンバイナ 7 3 を用いているため、この補正は不要であるが、複数のレーザ光源から個別に光照射する場合には光量制御値を補正する。

## 【 0 0 4 4 】

## ( 3 ) レーザ光源発光比率

内視鏡の観察モードに対応して各レーザ光源の発光比率を設定するため、表 2 に示す係数を光量制御値に乗算する。なお、観察モードは、例えば図 1 に示す本体操作部 1 9 の操作ボタン 2 7 の一つである観察モード変更ボタン 8 1 の押下により、制御部 6 1 が切り替える。

20

## 【 0 0 4 5 】

## 【表 2】

	LD1-1 (445nm)	LD2 (405nm)	LD1-2 (445nm)
白色発光モード	0.50	0	0.50
血管強調モード	0.33	0.33	0.33
微細血管モード	0.25	0.50	0.25

30

## 【 0 0 4 6 】

同じスペクトルの光を出射する L D 1 - 1 , L D 1 - 2 のみ点灯させ、波長変換部 5 7 と協働して白色光を生成する白色発光モードは、白色光の照射により患部を観察する通常観察を行うモードである。

## 【 0 0 4 7 】

血管強調モードは、白色光と中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光とを照射して、白色光の照射により得られる明るい通常画像と、中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光照明により得られる血管像とを合成して、血管像を選択的に強調した診断画像を提供するモードである。このモードでは、遠景観察でも血管が見やすい画像を生成できる。

40

## 【 0 0 4 8 】

微細血管モードは、中心波長 4 0 5 n m の狭帯域光照明によって組織表層の毛細血管や微細構造が強調された画像を提供するモードである。

## 【 0 0 4 9 】

上記の各モードにおいては、光源毎に目標光量の補正を行い、その後、各レーザ光源を駆動する際、目標光量の大きい順に、前述した P N M 制御、P D M 制御、P W M 制御、電流値制御を行って駆動パルスを生成し、各レーザ光源をパルス点灯制御する。

## 【 0 0 5 0 】

白色発光モードにおいては、白色照明光生成用のレーザ光源 L D 1 - 1 、 L D 1 - 2 を

50

同じ比率で光量制御し、双方の光源からの合計光量が目標光量になるようにする（２灯方式の制御）。

【 0 0 5 1 】

目標光量が低い場合には、２つのレーザ光源のうち一方のレーザ光源のみを点灯させ、他方は消灯させる１灯方式の制御を行うことで、光量制御幅を拡大することができる。図 8 に１灯方式と２灯方式を組み合わせた光量制御パターンを示した。２灯の光源を同時に点灯させて光量制御する場合、制御値  $P_{2\max}$  のときに最大光量、 $P_{2\min}$  のときに最小光量となる。１灯の光源だけで光量制御する場合、制御値  $P_{1\max}$  のときに最大光量、 $P_{1\min}$  のときに最小光量となる。

【 0 0 5 2 】

そこで、目標光量が高いときには２灯方式で光量制御して最大光量を稼ぎ、目標光量が低いときには１灯方式で光量制御して最小光量を２灯方式より更に低くすることで、光量制御幅を拡大することができる。また、目標光量が低いときに２灯方式から１灯方式に切り替えることで、１灯分の点灯期間が増加して、フリッカの発生を抑制する効果が得られる。

【 0 0 5 3 】

血管強調モードにおいては、３つのレーザ光源  $LD1-1$  ,  $LD1-2$  ,  $LD2$  を同じ比率で光量制御し、各光源からの合計光量が目標光量になるようにする。

【 0 0 5 4 】

微細血管モードにおいては、異なるスペクトルのレーザ光源を所定の出射光量比で点灯するが、この出射光量比の設定は駆動電流を増減制御することで調整する。そして、この設定された出射光量比を保持したまま、前述の PNM 制御、PDM 制御、PWM 制御、電流値制御を行う。これにより、一旦設定された出射光量比が駆動パルスの光量制御によって乱れることなく、つまり、出射光の波長を一定に保持しつつ光量のみを増減制御することができる。また、電子シャッタ制御と各観察モードとの連動が容易となる利点もあり、スムーズな露光制御が可能となる。

【 0 0 5 5 】

以上説明したように、本構成の内視鏡装置によれば、半導体光源を用いて従前のキセノンランプ等の白色光源を用いた場合よりも広いダイナミックレンジを確保でき、より高画質な画像取得を可能にしている。また、キセノンランプ等の既存構成と同等の光源制御を実現しているので、既存のプロセッサをそのまま使用でき、汎用性を高めた構成にできる。更に、半導体光源は光源寿命がキセノンランプ等より格段に長いため、機器のメンテナンスを軽減できる。

【 0 0 5 6 】

また、狭帯域光照明用の半導体光源としては、中心波長が  $360 \sim 530 \text{ nm}$  のレーザ光源、発光ダイオードが利用可能で、省電力で高輝度な照明光が得られる。

【 0 0 5 7 】

このように、本発明は上記の実施形態に限定されるものではなく、明細書の記載、並びに周知の技術に基づいて、当業者が変更、応用することも本発明の予定するところであり、保護を求める範囲に含まれる。例えば、半導体光源としてレーザ光源を用いた例を説明したが、発光ダイオードを用いた構成としてもよい。また、光量制御は、撮像手段の電子シャッタによる露光制御と、光源の光量制御とを組み合わせることもできる。

【 0 0 5 8 】

以上の通り、本明細書には次の事項が開示されている。

( 1 ) 内視鏡挿入部の先端から所望の光量の照明光を出射する内視鏡装置であって、

前記照明光を生成する半導体光源と、

電子シャッタにより露光期間を調整する撮像手段と、

入力される目標光量に応じて前記半導体光源をパルス点灯駆動する光源制御手段と、を備え、

前記光源制御手段が、前記目標光量の高い順に、

10

20

30

40

50

前記電子シャッタによる１フレーム内の露光期間に対し、所定の点灯期間になるまで前記駆動パルスのパルス数を減少させて前記半導体光源の点灯期間を短縮する第１のパルス変調制御と、

前記第１のパルス変調領域における所定の点灯期間に対し、所定間隔で前記駆動パルスを間引くことで前記点灯期間内のパルス密度を減少させる第２のパルス変調制御と、

前記第２の制御範囲において最小パルス数とされた各駆動パルスに対し、パルス幅を減少させる第３のパルス変調制御と、  
を行う内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、制御パラメータに、目標光量が高い順に、パルス数を減少させて点灯期間を短縮する第１のパルス変調領域、パルスを間引いてパルス密度を減少させる第２のパルス変調領域、パルス幅を減少させる第３のパルス変調領域が設定されることで、目標光量が高い場合には光源の点灯時間を短縮する制御が優先されて、撮像画像の画像ボケが抑制され、発熱が低減される。また、低い目標光量には所定の点灯期間内にパルスが複数存在するため、フリッカの発生を抑制できる。そして、異なる種類の制御を組み合わせることで、広いダイナミックレンジと、高い調光分解能を確保することができる。

【００５９】

(２) (１)の内視鏡装置であって、

前記光源制御手段が、前記第３のパルス変調制御より更に前記目標光量が低い場合に、前記第３のパルス変調領域で最小パルス幅とされた各駆動パルスに対し、パルス振幅を減少させる第４のパルス変調制御を行う内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、パルス振幅を制御することで、最小光量に対する光量制御幅を拡大することができる。

【００６０】

(３) (１)又は(２)の内視鏡装置であって、

任意の目標光量に対する前記半導体光源の駆動パルスを規定した制御パラメータ情報を記憶する記憶手段を備え、

前記光源制御手段が、前記制御パラメータを参照して、前記入力される目標光量に応じた駆動パルスを求め、該求めた駆動パルスで前記半導体光源をパルス点灯駆動する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、記憶手段に記憶された制御パラメータを参照することで、目標光量に応じた駆動パルスを迅速に設定することができ、応答性を高めることができる。

【００６１】

(４) (１)～(３)のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記半導体光源が、同じスペクトルの光を出射する複数の発光素子を有し、

前記光源制御手段が、前記複数の発光素子を個別にパルス点灯制御する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、複数の発光素子をそれぞれ個別に制御することで、光量調整幅を拡大することができる。

【００６２】

(５) (１)～(３)のいずれか１つの内視鏡装置であって、

前記半導体光源が、互いに異なるスペクトルの光を出射する複数の発光素子を有し、

前記光源制御手段が、前記複数の発光素子をそれぞれ個別にパルス点灯制御する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、異なるスペクトルの複数の発光素子を個別に制御することで、各スペクトルの光を所望に比率にして出射することができ、この場合にもダイナミックレンジを拡大して光量分解能を高めることができる。

【００６３】

(６) (５)の内視鏡装置であって、

前記半導体光源が、白色光を生成するための白色光用光源と、所定の波長域からなる狭帯域光を生成する狭帯域光用光源とを有し、

前記光源制御手段が、前記白色光用光源と前記狭帯域光用光源との出射光量比を変更す

10

20

30

40

50

る内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、通常観察用の白色光用光源と、特殊光観察用の狭帯域光用光源との出射光量比を変更することで、通常観察画像と特殊光観察画像とを所望の割合で合成して、所望の内視鏡診断画像を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

( 7 ) ( 6 ) の内視鏡装置であって、

前記狭帯域光用光源が、中心波長 3 6 0 ~ 5 3 0 n m の狭帯域光を出射する内視鏡装置

。この内視鏡装置によれば、中心波長 3 6 0 ~ 5 3 0 n m の可視短波長域の狭帯域光を用いることで、生体組織表層の毛細血管や微細構造の強調画像を得ることができる。

10

【 0 0 6 5 】

( 8 ) ( 6 ) 又は ( 7 ) の内視鏡装置であって、

前記白色光用光源が、レーザ光源と、該レーザ光源からの出射光により発光する蛍光体とを備え、前記レーザ光源からの出射光と前記蛍光体からの発光光を混合して所望のスペクトルの照明光を生成する内視鏡装置。

この内視鏡装置によれば、光源寿命の長いレーザ光源により高い光量制御性で、白色光等の所望のスペクトルの照明光を安定して得ることができる。

【 符号の説明 】

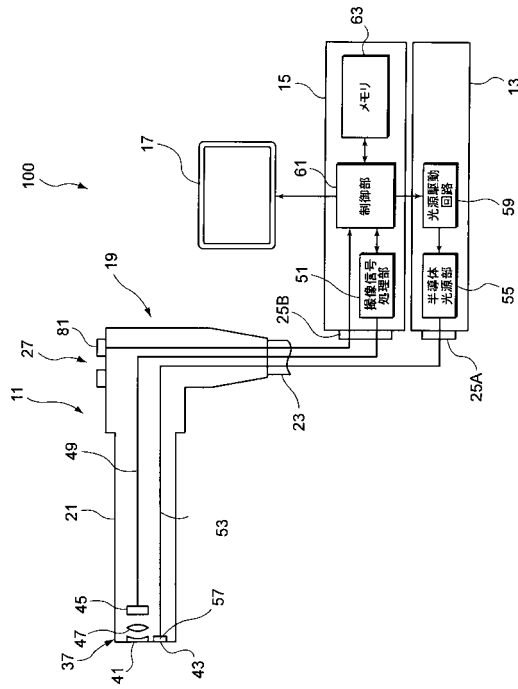
【 0 0 6 6 】

- 1 1 内視鏡
- 1 3 光源装置
- 1 5 プロセッサ
- 2 1 挿入部
- 3 7 先端部
- 4 1 観察窓
- 4 3 光照射窓
- 4 5 撮像素子
- 5 1 撮像信号処理部
- 5 3 光ファイバ
- 5 5 半導体光源 ( レーザ光源 )
- 5 7 波長変換部
- 5 9 光源駆動回路
- 6 1 制御部
- 6 3 メモリ
- 6 5 ヒストグラム作成部
- 6 7 測光値算出部
- 6 9 目標光量算出部
- 7 1 a , 7 1 b , 7 1 c 光源駆動回路
- 1 0 0 内視鏡装置

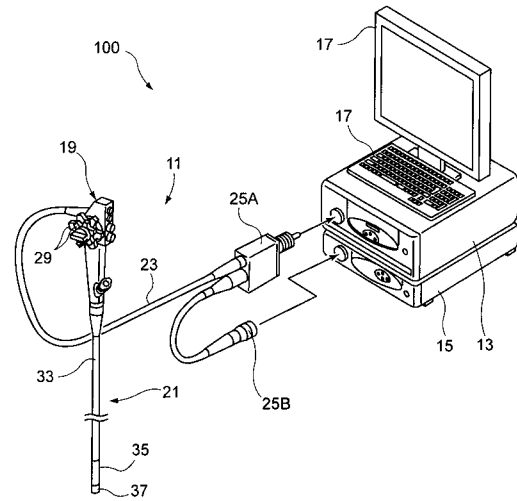
20

30

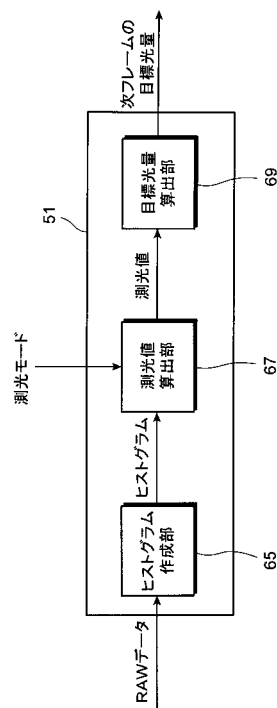
【図 1】



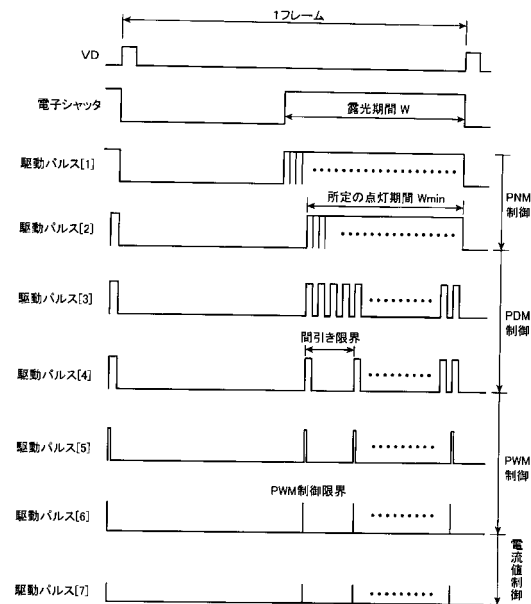
【図 2】



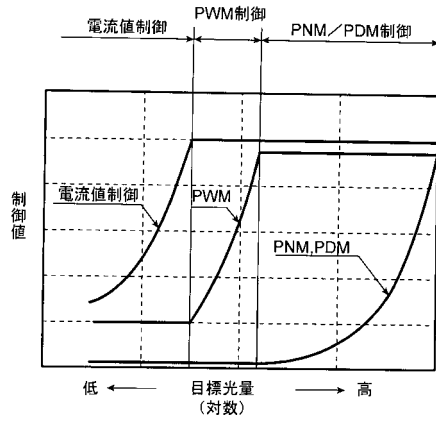
【図 3】



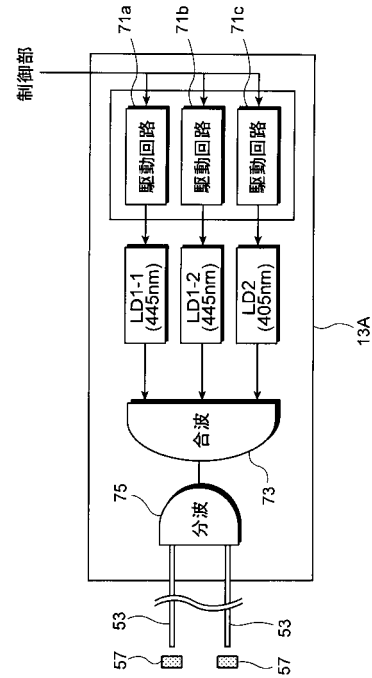
【図 4】



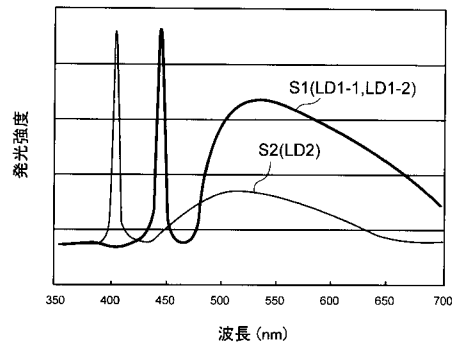
【図5】



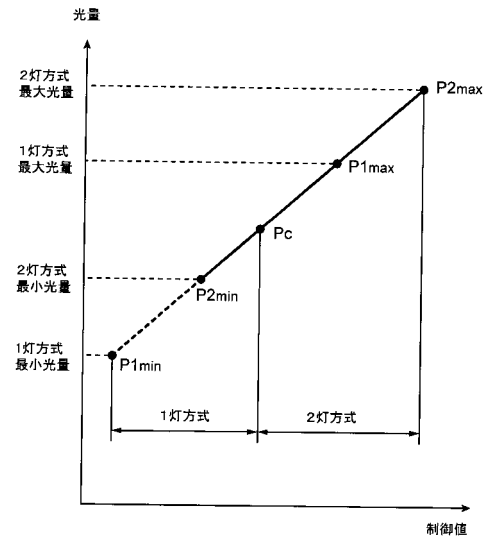
【図6】



【図7】



【図8】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2 0 0 9 - 0 5 6 2 4 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 3 1 2 5 5 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 0 2 5 1 2 1 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 6  
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	内视镜装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5292379B2</a>	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	JP2010251301	申请日	2010-11-09
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	瀬戸康宏		
发明人	瀬戸 康宏		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00057 A61B1/063 A61B1/0638 A61B1/0653		
FI分类号	A61B1/06.C G02B23/24.B A61B1/00.300.D A61B1/00.550 A61B1/045.632 A61B1/06.A A61B1/06.610 A61B1/06.613 A61B1/07.730 A61B1/07.736 H04N5/225 H04N5/225.C H04N5/225.500 H04N5/235.300 H04N5/235.400 H04N5/238 H04N5/238.Z H04N7/18.M		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C061/QQ07 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR03 4C061/RR04 4C061/RR22 4C061/RR26 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR03 4C161/RR04 4C161/RR22 4C161/RR26 4C161/SS06 5C054/CA04 5C054/CB03 5C054/CC02 5C054/HA12 5C122/DA03 5C122/DA26 5C122/EA21 5C122/FC01 5C122/FC02 5C122/FF01 5C122/FF17 5C122/GA23 5C122/GG03 5C122/GG05 5C122/GG06 5C122/GG17 5C122/GG19 5C122/GG30 5C122/HA37 5C122/HA65 5C122/HA86 5C122/HA88 5C122/HB02 5C122/HB06 5C122/HB09		
代理人(译)	长谷川弘道		
其他公开文献	JP2012100834A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：通过使用半导体发光元件确保宽动态范围和高光量分辨率，提供能够高精度地执行光量控制的内窥镜装置。解决方案：该内窥镜装置包括：半导体光源用于产生照明光；成像装置，用于通过电子快门调节曝光时间；光源控制装置，用于根据输入的目标光量驱动脉冲照射半导体光源。光源控制装置以目标光量的降序执行第一，第二和第三脉冲调制控制。在第一脉冲调制（PNM）控制中，减少驱动脉冲的数量，使得半导体光源的点亮时间缩短到预定的点亮时间，用于一帧内的电子快门的曝光时间。在第二脉冲调制（PDM）控制中，驱动脉冲以预定间隔变薄，从而在点亮时间内减小脉冲密度。在第三脉冲调制（PWM）控制中，减少了在第二控制范围内数量已被最小化的每个驱动脉冲的脉冲宽度。

光量	PNM/PDM (パルス数)	PWM (%)	駆動電流 (係数值)
最大光量	2000	95	1.0
↑	{ (PNM)	95	1.0
	144	95	1.0
	{ (PDM)	95	1.0
	16	95	1.0
	16	{	1.0
	16	7.8	1.0
↓	16	7.8	{
最小光量	16	7.8	0.2