

(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2009-56248
(P2009-56248A)

(43) 公開日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl.			F 1			テーマコード (参考)	
A 6 1 B	1/06	(2006.01)	A 6 1 B	1/06	A	2 H 0 4 O	
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 O 0 T	4 C 0 6 1	
G O 2 B	23/26	(2006.01)	G O 2 B	23/26	B		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2007-228366 (P2007-228366)	(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
(22) 出願日	平成19年9月3日(2007.9.3)	(74) 代理人	100075281 弁理士 小林 和憲
		(74) 代理人	100095234 弁理士 飯嶋 茂
		(74) 代理人	100117536 弁理士 小林 英了
		(72) 発明者	水由 明 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
		Fターム(参考)	2H040 CA04 CA06

最終頁に続く

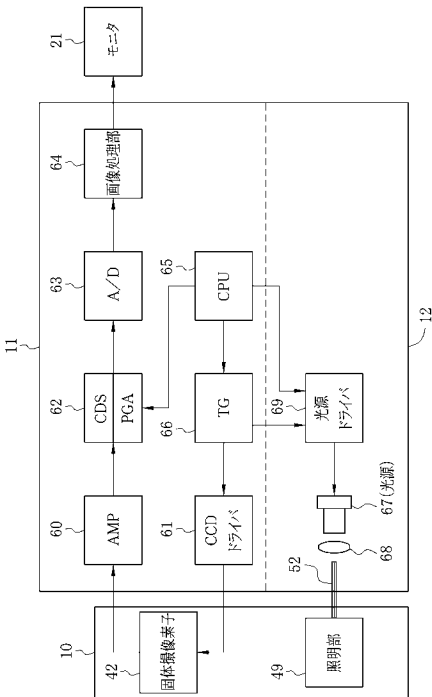
(54) 【発明の名称】 光源装置、および光源装置の駆動制御方法、並びに内視鏡

(57) 【要約】

【課題】 常に適切な光量および色度の照明光を得る。

【解決手段】 光源装置12は、電子内視鏡10の先端部14に配された照明部49の蛍光体51に励起光を供給する光源67と、光源67にパルス状の駆動電流を供給する光源ドライバ69とを備える。駆動電流は、固体撮像素子42の露光期間内に供給される。駆動電流は、光源67の個体差に依らず、照明光の積算光量および色度が適切になるように、そのパルス数、パルス幅、またはパルス振幅のうちのいずれかが増減される。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源から発せられる第一の波長帯域の光で蛍光体を励起させて、第二の波長帯域の光を生じさせ、第一、第二の波長帯域の光を混合することで照明光を得る光源装置において、一定期間に離散的な駆動電流を前記光源に与え、前記一定期間における前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間のうち、いずれかを増減することで、前記第二の波長帯域の光が前記照明光に占める割合を変化させ、前記一定期間における前記照明光の積算光量および色度を調整する駆動制御手段を備えることを特徴とする光源装置。

【請求項 2】

前記駆動電流の個数を増減したときの前記積算光量の変化と、前記駆動電流の大きさ、または与える時間を増減したときの前記積算光量および前記色度の変化の関係を表すデータを記憶する記憶手段を備え、

前記駆動制御手段は、前記データを参照して、前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間の増減量を設定することを特徴とする請求項 1 に記載の光源装置。

【請求項 3】

前記駆動制御手段は、前記駆動電流の周期、またはデューティ比のうち、いずれかを变化させることで、前記駆動電流を与える時間を増減させることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の光源装置。

【請求項 4】

前記一定期間は、前記照明光が照射される被写体を撮像する固体撮像素子の露光期間であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の光源装置。

【請求項 5】

前記光源は、前記第一の波長帯域の光として青色光を発する半導体レーザーダイオードであることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の光源装置。

【請求項 6】

前記蛍光体は、前記第二の波長帯域の光として緑色、黄色、赤色光を発するものであることを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の光源装置。

【請求項 7】

光源から発せられる第一の波長帯域の光で蛍光体を励起させて、第二の波長帯域の光を生じさせ、第一、第二の波長帯域の光を混合することで照明光を得る光源装置の駆動制御方法であって、

一定期間に離散的な駆動電流を前記光源に与え、前記一定期間における前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間のうち、いずれかを増減することで、前記第二の波長帯域の光が前記照明光に占める割合を変化させ、前記一定期間における前記照明光の積算光量および色度を調整することを特徴とする光源装置の駆動制御方法。

【請求項 8】

体腔内の被観察部位を撮像する固体撮像素子を備えた内視鏡であって、

前記被観察部位の照明用に、請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の光源装置を備えることを特徴とする内視鏡。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光源から発せられる励起光と、励起光で励起されて蛍光体から発せられる蛍光を混合して照明光とする光源装置、および光源装置の駆動制御方法、並びに光源装置を備える内視鏡に関する。

【背景技術】**【0002】**

光源装置、例えば、発光ダイオードや半導体レーザーダイオードを光源とした白色光源装置が開発されている。白色光源装置は、光源から発せられる励起光（青色光）で蛍光体を励起させて、緑色、黄色、赤色などの蛍光を生じさせ、励起光と蛍光を混合することで

10

20

30

40

50

白色光を作り出している。

【 0 0 0 3 】

白色光源装置の用途としては、電子内視鏡で体腔内を照明する照明部の光源が挙げられる（特許文献 1 参照）。電子内視鏡の照明部の光源は、従来、キセノンランプやメタルハライドランプであったが、さらなる小型化、コストダウンを推進するために、光源に発光ダイオードや半導体レーザーダイオードを用いた白色光源装置を採用する動きが活発になっている。

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 では、体腔内の被観察部位を撮像する C C D のリセットパルス間（露光期間）に光源を点灯し、電子内視鏡の挿入部先端の発光による発熱を抑制している。また、光源の点灯時間、または光源から発せられる励起光の強度を変化させて、白色光の光量を調整する旨が記載されている。

10

【 0 0 0 5 】

ところで、白色光源装置は、その原理上、励起光の発振波長がばらつくと、蛍光体の発光効率が変化し、結果として最終的に出力される白色光の光量や色度が変化してしまうという問題がある。実際、光源として用いられる発光ダイオードや半導体レーザーダイオードは、製造時の諸条件が重なって、個々の製品で発振波長が若干異なる。このため、白色光源装置を電子内視鏡の照明部に採用した場合、個々の電子内視鏡で画像の見え方がばらついてしまい、系統的な診断を行うことが困難となる。また、励起光である青色光が照明光に占める割合が多くなった場合は、診断に適さない青味がかった光が照射されてしまう。

20

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 は、励起光の発振波長のばらつきによって白色光の光量や色度が変化するという上記の現象を逆手にとって、光源の駆動電流のパルス幅、大きさを増減させて、励起光の発振波長、光量を能動的に変化させることにより、白色光の色度のばらつきを抑制している。

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 1 1 1 1 5 1 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 7 - 1 4 2 1 5 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

30

【 0 0 0 7 】

特許文献 2 に記載の発明では、光源の駆動電流のパルス幅、大きさを増減させて、励起光の発振波長、光量を変化させているが、そもそも、駆動電流の変化に対する励起光の発振波長の変化は少なく、特に半導体レーザーダイオードを用いた場合は殆どない。そのうえ、実際の製品では、光源をペルチェ素子などで温調していて、駆動電流の変化に伴う光源の温度変化、ひいては、光源の温度変化による励起光の発振波長の変化を抑制しているため、駆動電流を変化させて励起光の発振波長を変化させるという方法自体が実現性に乏しい。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、常に適切な光量および色度の照明光を得ることができる光源装置、および光源装置の駆動制御方法を提供することを目的とする。

40

【 0 0 0 9 】

また、本発明は、診断に適切な画像を安定して得ることができる内視鏡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 1 0 】

上記目的を達成するために、請求項 1 に記載の発明は、光源から発せられる第一の波長帯域の光で蛍光体を励起させて、第二の波長帯域の光を生じさせ、第一、第二の波長帯域の光を混合することで照明光を得る光源装置において、一定期間に離散的な駆動電流を前

50

記光源に与え、前記一定期間における前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間のうち、いずれかを増減することで、前記第二の波長帯域の光が前記照明光に占める割合を変化させ、前記一定期間における前記照明光の積算光量および色度を調整する駆動制御手段を備えることを特徴とする。なお、ここでいう色度とは、照明光の発光スペクトルまたは分光分布を意味する。

【 0 0 1 1 】

前記駆動電流の個数を増減したときの前記積算光量の変化と、前記駆動電流の大きさ、または与える時間を増減したときの前記積算光量および前記色度の変化の関係を表すデータを記憶する記憶手段を備え、前記駆動制御手段は、前記データを参照して、前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間の増減量を設定することが好ましい。

10

【 0 0 1 2 】

前記駆動制御手段は、前記駆動電流の周期、またはデューティ比のうち、いずれかを变化させることで、前記駆動電流を与える時間を増減させることが好ましい。

【 0 0 1 3 】

前記一定期間は、前記照明光が照射される被写体を撮像する固体撮像素子の露光期間であることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

前記光源は、前記第一の波長帯域の光として青色光を発する半導体レーザーダイオードであることが好ましい。また、前記蛍光体は、前記第二の波長帯域の光として緑色、黄色、赤色光を発するものであることが好ましい。

20

【 0 0 1 5 】

請求項 7 に記載の発明は、光源から発せられる第一の波長帯域の光で蛍光体を励起させて、第二の波長帯域の光を生じさせ、第一、第二の波長帯域の光を混合することで照明光を得る光源装置の駆動制御方法であって、一定期間に離散的な駆動電流を前記光源に与え、前記一定期間における前記駆動電流の個数、大きさ、または与える時間のうち、いずれかを増減することで、前記第二の波長帯域の光が前記照明光に占める割合を変化させ、前記一定期間における前記照明光の積算光量および色度を調整することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

請求項 8 に記載の発明は、体腔内の被観察部位を撮像する固体撮像素子を備えた内視鏡であって、前記被観察部位の照明用に、請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の光源装置を備えることを特徴とする。

30

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

本発明の光源装置、および光源装置の駆動制御方法によれば、離散的な駆動電流を与えて光源を駆動し、駆動電流の出力の仕方を変えて蛍光が照明光に占める割合を変化させ、照明光の光量および色度を調整するので、光源の個体差に起因する照明光の光量および色度のばらつきを補正することができる。したがって、常に適切な光量および色度の照明光を得ることができる。

【 0 0 1 8 】

また、本発明の内視鏡によれば、請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の光源装置を備えるので、常に適切な光量および色度の照明光を被観察部位に照射することができる。したがって、診断に適切な画像を安定して得ることができる。

40

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 1 9 】

図 1 において、電子内視鏡システム 2 は、電子内視鏡 10、プロセッサ装置 11、光源装置 12、および送気・送水装置 13 などから構成される。電子内視鏡 10 は、体腔内に挿入される可撓性の挿入部 14 と、挿入部 14 の基端部分に連設された操作部 15 と、プロセッサ装置 11 や光源装置 12 に接続されるユニバーサルコード 16 とを備えている。

【 0 0 2 0 】

挿入部 14 の先端には、体腔内撮影用の固体撮像素子 42 (図 3 参照) などが内蔵され

50

た先端部 17 が連設されている。先端部 17 の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 18 が設けられている。湾曲部 18 は、操作部 15 に設けられたアングルノブ 19 が操作されて、挿入部 14 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部 17 が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0021】

ユニバーサルコード 16 の基端は、コネクタ 20 に連結されている。コネクタ 20 は複合タイプのコネクタであり、プロセッサ装置 11 が接続される他、光源装置 12、および送気・送水装置 13 がそれぞれ接続されている。

【0022】

プロセッサ装置 11 は、ユニバーサルコード 16、およびコネクタ 20 を介して入力された固体撮像素子 42 からの撮像信号に各種画像処理を施して、映像信号に変換するとともに、固体撮像素子 42 の駆動を制御する駆動制御信号を送信する。プロセッサ装置 11 で変換された映像信号は、プロセッサ装置 11 にケーブル接続されたモニタ 21 に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置 11 は、各装置 12、13 と電氣的に接続しており、電子内視鏡システム 2 全体の動作を統括的に制御する。

10

【0023】

図 2 において、先端部 17 には、観察窓 30、照明窓 31、鉗子出口 32、および送気・送水用ノズル 33 が設けられている。観察窓 30 は、先端部 17 の片側中央に配置されている。照明窓 31 は、観察窓 30 に関して対称な位置に二つ配され、体腔内の被観察部位に光源装置 12 からの照明光を照射する。鉗子出口 32 は、挿入部 14 内に配設された鉗子チャンネル 53 (図 3 参照) に接続され、操作部 15 に設けられた鉗子口 22 (図 1 参照) に連通している。鉗子口 22 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 32 から露呈される。送気・送水用ノズル 33 は、操作部 15 に設けられた送気・送水ボタン 23 (図 1 参照) の操作に応じて、送気・送水装置 13 から供給される洗浄水や空気を、観察窓 30 や体腔内に向けて噴射する。

20

【0024】

図 3 において、観察窓 30 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 40 を保持する鏡筒 41 が配設されている。鏡筒 41 は、挿入部 17 の中心軸に対物光学系 40 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 41 の後端には、対物光学系 40 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて固体撮像素子 42 に向けて導光するプリズム 43 が接続されている。

30

【0025】

固体撮像素子 42 は、例えばインターライン型の CCD からなり、撮像面 42a が表面に設けられたベアチップが用いられる。固体撮像素子 42 は、撮像面 42a がプリズム 43 の出射面と対向し、撮像面 42a が対物光学系 40 の光軸と平行となるように配置されている。撮像面 42a 上には、四角枠状のスペーサ 44 を介して矩形板状のカバーガラス 45 が取り付けられている。固体撮像素子 42、スペーサ 44、およびカバーガラス 45 は、接着剤で互いに接着されて組み付けられる。これにより、スペーサ 44、およびカバーガラス 45 で囲まれた密閉空間内に固体撮像素子 42 が収容され、塵埃や水などの侵入から固体撮像素子 42 が保護される。

40

【0026】

固体撮像素子 42 の下面には、回路基板 46 が設けられている。回路基板 46 は、固体撮像素子 42 の下面、および側面を覆うように、固体撮像素子 42 を保持している。回路基板 46 には、例えば、固体撮像素子 42 を駆動させるための駆動信号を伝達する回路などが実装されている。挿入部 14 の後端に向けて延設された回路基板 46 の後端部には、複数の入出力端子 47 が設けられている。入出力端子 47 には、ユニバーサルコード 16 を介してプロセッサ装置 11 との各種信号の遣り取りを媒介するための信号線 48 が半田付けされる。

【0027】

50

一方、照明窓 31 の奥には、照明部 49 が設けられている。照明部 49 は、カバー 50 と、カバー 50 内に配された蛍光体 51 とからなる。蛍光体 51 は、光源装置 12 の光源 67 (図 4 参照) から発せられ、光ファイバー (例えば、石英からなる) 52 を介して導光された青色の励起光の一部により励起されて、緑色から黄色、赤色までのブロードな波長の光を発する。この蛍光体 51 の作用によって、青色の励起光は、蛍光体 51 から発せられた光と混合されて、白色光に波長変換される。

【0028】

なお、照明部 49 については、特開 2005 - 205195 号公報、非特許文献 (「GaN 系発光素子を用いた高輝度白色光源の開発」、成川幸男他、2005 年、応用物理学会誌第 74 巻第 11 号、p 1423) に詳述されている。また、蛍光体 51 は、例えば、
10 蛍光材料を板状に成形してなる。あるいは、蛍光材料をガラスなどに練り込んでなる。もしくは、カバー 50 の内壁面に蛍光材料を塗布した構成であってもよい。蛍光材料としては、例えば、特開 2000 - 345152 号公報に記載の珪酸塩を母材とする黄色発光残光性フォトルミネセンス蛍光体、非特許文献 (「Characterization and properties of green-emitting - SiAlON:Eu²⁺ powder phosphors for white light emitting diodes」、Naoto Hirotsaki 他、2005 年、APPLIED PHYSICS LETTERS、86、211905) に記載の緑色サイアロン蛍光体などが用いられる。

【0029】

図 4 において、固体撮像素子 42 には、プロセッサ装置 11 に設けられた増幅器 (以下、AMP と略す) 60 および CCD ドライバ 61 が接続されている。AMP 60 は、固体
20 撮像素子 42 から出力された撮像信号に所定のゲインで増幅を施し、これを相関二重サンプリング / プログラマブルゲインアンプ (以下、CDS / PGA と略す) 62 に出力する。

【0030】

CDS / PGA 62 は、AMP 60 から出力された撮像信号を、固体撮像素子 42 の各セルの蓄積電荷量に正確に対応した R、G、B の画像データとして出力し、この画像データに増幅を施して A / D 変換器 (以下、A / D と略す) 63 に出力する。A / D 63 は、CDS / PGA 62 から出力されたアナログの画像データを、デジタルの画像データに変換する。画像処理部 64 は、A / D 63 でデジタル化された画像データに対して各種画像
30 処理を施し、モニタ 21 に体腔内の画像を出力する。

【0031】

CCD ドライバ 61 には、CPU 65 によって制御されるタイミングジェネレータ (以下、TG と略す) 66 が接続されている。CCD ドライバ 61 は、TG 66 から入力されるタイミング信号 (クロックパルス) により、固体撮像素子 42 の撮像信号 (蓄積電荷) の読み出しタイミング、固体撮像素子 42 の電子シャッタのシャッタ速度などを制御する (図 5 参照)。

【0032】

光源装置 12 には、励起光を供給する光源 67 や、励起光を集光する集光レンズ 68、光源 67 を駆動するための光源ドライバ 69 などが搭載されている。光源 67 から発せられた励起光は、集光レンズ 68 で集光されて、光ファイバー 52 に導入される。そして、
40 光ファイバー 52 を伝って、照明部 49 へと導かれる。なお、本実施形態では、光源として、発振波長が 405 nm あるいは 445 nm の青色 LED (発光ダイオード)、または LD (レーザーダイオード)、例えば、窒化ガリウム (GaN) 系 LD を用いている。また、図示はしていないが、光源 67 には、ペルチェ素子などの温調器が取り付けられており、励起光の発振波長が略一定 (好ましくは、± 2 nm の範囲) となるように温調されている。

【0033】

光源ドライバ 69 には、CPU 65、および TG 66 が接続されている。図 5 に示すように、光源ドライバ 69 は、TG 66 からの固体撮像素子 42 の撮像信号 (蓄積電荷) の読み出しタイミングを司る読み出しパルス、および電子シャッタパルスで規定される露光
50

期間内に、CPU 65の制御に応じたパルス状の駆動電流を供給する。なお、読み出しパルスの周期は、例えば約16.7ms(60フレーム/s)であり、露光期間は、例えば12msである。

【0034】

窒化ガリウム系LEDなどの半導体LEDは、励起光の発振波長に個体差がある。発振波長に個体差があると、一律に同じ駆動電流で駆動した場合、蛍光体51の光量や発光分光特性がずれ、結果として露光期間内における照明光の積算光量および色度(照明光の発光スペクトルまたは分光分布)が個々の電子内視鏡でばらついてしまう。このため、光源ドライバ69から光源67に供給される駆動電流は、励起光の発振波長のばらつきに起因する照明光の積算光量および色度のばらつきを補正し、光源67の個体差に依らず照明光の積算光量および色度が常に適切になるように調整されている。この調整は、電子内視鏡10の出荷前に、予め実験やシミュレーションを通して行われる。

10

【0035】

ここで、駆動電流の大きさ、光源67からの励起光、および蛍光体51からの蛍光の光量の時間的な変化は、図6に示すような関係がある。すなわち、励起光は、駆動電流の立ち上がり、立ち下がりと同様に発光、消光する。対して、蛍光は、励起光の発光から遅れて発光し、励起光が消光してからもある程度の時間発光し続ける(残光と呼ぶ)。また、図示はしていないが、駆動電流の大きさ(パルス振幅)を増減すると、励起光および蛍光、特に励起光の光量が大きくなる。

【0036】

20

このため、図7に示すように、駆動電流のパルス振幅(図6参照)、および駆動電流を流す時間(パルス幅、図6参照)は一定で、単純に露光期間内における駆動電流のパルス数を増減すると、露光期間内における照明光の積算光量も増減する。但し、パルス数を増減するだけでは、個々のパルスによる励起光および蛍光の光量の割合は同じであるので、色度は変化しない。

【0037】

一方、図8に示すように、パルス振幅、およびパルス数は一定で、パルス幅を増減すると、あるいは、図9に示すように、パルス数、パルス幅は一定で、パルス振幅を増減すると、露光期間内における照明光の積算光量が増減する。また、駆動電流の大きさ、光源67からの励起光、および蛍光体51からの蛍光の光量の時間的な変化に図6に示す関係があることから、個々のパルスによる励起光および蛍光の光量の割合が変わるため、積算光量と同時に色度も変化する。なお、パルス幅の増減のさせ方は、パルス周期、もしくは、一周期内における駆動電流のON/OFFの割合、すなわちデューティ比の二通りある。図ではデューティ比を変化させている。

30

【0038】

図7~図9の事象を纏めると、図10に示すようになる。すなわち、パルス数を変えれば積算光量が増減し、パルス幅、およびパルス振幅を増減すると、積算光量および色度が増減する。したがって、図11に示すように、パルス数と積算光量、パルス幅、パルス振幅と積算光量および色度(この場合、照明光に励起光が占める割合。パルス幅、パルス振幅を増加させれば、励起光の占める割合も増加する)との関係は、近似的に単調増加する一次関数で表すことができる。

40

【0039】

補正する対象は積算光量および色度であるので、これらをそれぞれ縦軸、横軸とした図12に示す座標空間を考える。いま、補正前のデフォルトの駆動電流で光源67を駆動させたときの照明光の積算光量および色度が点P0であったとする。また、パルス数を変化させたときの積算光量の変化を直線L1(パルス数を変化させたときは積算光量のみが変化する)で表し、パルス数一定の下で、デフォルトの駆動電流のパルス幅、またはパルス振幅を変化させたときの点P0からの積算光量および色度の変化を、それぞれ直線L2、L3で表す。さらに、照明光の積算光量および色度の目標値が点P1であったとする。

50

【 0 0 4 0 】

積算光量および色度を点 P 0 から目標値の点 P 1 にする方法としては、矢印 A で示すように、パルス振幅を増加させて、色度が点 P 1 と同じ値になるように、積算光量および色度を直線 L 3 に沿って増加させる。そして、矢印 B で示すように、パルス数を減じて、積算光量が点 P 1 と同じ値になるように、積算光量を直線 L 1 ' (直線 L 1 に平行な点 P 1 を通る直線) に沿って減少させる。これを模式的に表すと、図 1 3 に示すようになる。

【 0 0 4 1 】

二つ目の方法は、矢印 C で示すように、パルス幅を減少させて、直線 L 2 と直線 L 3 ' (直線 L 3 に平行な点 P 1 を通る直線) が交わる点 P 2 と同じ値になるように、積算光量および色度を直線 L 2 に沿って減少させる。次いで、矢印 D で示すように、パルス振幅を増加させて、点 P 1 と同じ値になるように、積算光量および色度を直線 L 3 ' に沿って増加させる。図 1 3 と同様に、これを模式的に表すと、図 1 4 に示すようになる。この他にも、パルス数を減じて直線 L 1 と直線 L 3 ' が交わる点まで積算光量を減少させ、パルス振幅を増加させる方法と、パルス振幅を増加させて、パルス幅を減少させる方法の計四通りの方法が考えられる。

10

【 0 0 4 2 】

このように、パルス数、パルス幅、およびパルス振幅を複合的に増減させれば、積算光量および色度を目標値に補正することができる。但し、これらのパラメータには、上下限值が存在する(例えば、パルス振幅の上下限値は、光源 6 7 の許容駆動電流の範囲で決まる)ので、補正することができる範囲も自ずと限られる。点 P 0 に対して、点 P 1 が補正可能な範囲内になかった場合は、補正可能な範囲で最も点 P 1 に近い点に補正される。

20

【 0 0 4 3 】

なお、図 1 2 では、点 P 1 が直線 L 1 ~ L 3 のいずれとも交わらない例を挙げて説明したが、点 P 1 が直線 L 1 ~ L 3 のいずれかの線上にあった場合は、言う迄もないが、パルス数、パルス幅、パルス振幅のうち、点 P 1 がある直線に該当するいずれか一つを変化させればよい。また、直線 L 2、L 3 は、励起光の発振波長一定の下で、点 P 0 以外の点においても同じ傾きで引けるもの(換言すれば、励起光の発振波長が異なれば、直線 L 2、L 3 の傾きも異なる)であり、それぞれその点からの積算光量および色度の変化を表している。また、直線 L 2、L 3 は、説明の便宜上、積算光量および色度の変化を簡単化して表したもので、実際の積算光量および色度の変化を表したものではない。

30

【 0 0 4 4 】

上記のように構成された電子内視鏡システム 2 で体腔内を観察する際には、電子内視鏡 1 0、および各装置 1 1 ~ 1 3 の電源をオンして、挿入部 1 4 を体腔内に挿入し、光源装置 1 2 からの照明光で体腔内を照明しながら、固体撮像素子 4 2 による体腔内の画像をモニタ 2 1 で観察する。

【 0 0 4 5 】

光源装置 1 2 の光源 6 7 から発せられた励起光は、集光レンズ 6 8 で集光されて光ファイバー 5 2 に導入され、光ファイバー 5 2 を介して照明部 4 9 に導光される。そして、光ファイバー 5 2 を介して導光された励起光の一部によって蛍光体 5 1 が励起され、蛍光体 5 1 から、緑色から黄色、赤色までのブロードな波長の光が発せられる。これにより、光源 6 7 からの青色の励起光が白色光に波長変換され、照明窓 3 1 から被観察部位に白色光が照射される。

40

【 0 0 4 6 】

光源 6 7 は、光源ドライバ 6 9 からの駆動電流によって駆動される。駆動電流は、固体撮像素子 4 2 の撮像信号(蓄積電荷)の読み出しパルス、および電子シャッタパルスで規定される露光期間内に供給される。また、駆動電流は、光源 6 7 の個体差に依らず、照明光の積算光量および色度が適切になるように調整されている。例えば、励起光の発振波長が定格の値から短波長側にずれ、これが原因で蛍光体 5 1 からの蛍光の光量が減少していた場合には、パルス幅を狭める、あるいはパルス振幅を減らして、照明光に占める蛍光の割合を増加させる。このため、被観察部位に照射される照明光は、光源 6 7 の個体差によ

50

る積算光量および色度のばらつきが補正され、被観察部位の診断に適したものとなる。

【 0 0 4 7 】

以上説明したように、光源 6 7 をパルス状の駆動電流で駆動し、駆動電流のパルス数、パルス幅、またはパルス振幅のうちのいずれかを増減させることで、使用する光源 6 7 に依らず常に適切な積算光量および色度となるように補正するので、光源 6 7 の個体差に起因する照明光の積算光量および色度のばらつきを解消することができる。また、光源 6 7 の個体差をある程度許容することができるので、光源 6 7 の歩留りを向上させることができる。さらに、常に適切な照明光で診断を行うことができる。

【 0 0 4 8 】

また、内視鏡診断で使用する照明光としては、やや赤味がかったものが要求されるが、駆動電流をパルス駆動しない場合、照明光の赤色成分を増やすためには、赤色の蛍光を発する蛍光材料を多く使用する必要があった。赤色の蛍光材料は、一般的に変換効率が悪いために発熱の原因となり、先端部 1 7 の温度が上昇して体腔内を低温火傷させる懸念がある。対して、本発明では、駆動電流をパルス駆動するので、残光による蛍光の光量が増え、パルス駆動しない場合と比較して、相対的に照明光に占める蛍光の割合が高くなるので、赤色の蛍光材料の使用量を多くすることなく、簡単に赤味がかった照明光を作り出すことができる。したがって、駆動電流をパルス駆動しない場合よりも、先端部 1 7 の温度上昇を抑えることができる。

【 0 0 4 9 】

上記実施形態では、使用する光源 6 7 の発振波長に対して、照明光の積算光量および色度が適切になる駆動電流に予め調整しているが、図 1 2 の説明からも分かるように、パルス数と積算光量、パルス幅、パルス振幅と積算光量および色度の関係が分れば、デフォルトの駆動電流における照明光の積算光量および色度から、パルス数、パルス幅、またはパルス振幅をどのように増減させれば積算光量および色度の目標値に補正できるかが分かるので、図 1 5 に示すプロセッサ装置 8 0 のように、パルス数と積算光量、パルス幅、パルス振幅と積算光量および色度の関係を表すデータ（各パラメータの関係式やデータテーブルなど）を記憶する ROM 8 1 を用意し、このデータを参照して、照明光の積算光量および色度が適切になるように、駆動電流のパルス数、パルス幅、またはパルス振幅を増減させてもよい。この場合、デフォルトの駆動電流における照明光の積算光量および色度のデータは、例えば、プロセッサ装置 8 0 の操作部（図示せず）から入力させる。また、パルス数、パルス幅、またはパルス振幅の増減は、パルス変調回路 8 2 が担う。

【 0 0 5 0 】

このようにすれば、故障や仕様変更などの理由で蛍光体 5 1 や光源 6 7 を交換する必要が生じて、積算光量および色度を補正することが可能になる。このため、先端部 1 7 をねじ込み式として蛍光体 5 1 を交換可能としたり、光源 6 7 や集光レンズ 6 8 をユニット化して交換可能に構成することもできる。また、積算光量および色度の目標値を術者の好みに応じて変更することも可能である。

【 0 0 5 1 】

なお、積算光量および色度のばらつきを補正する方法としては、上記実施形態で例示した態様以外では、例えば、図 1 6 に示す態様が挙げられる。この場合、本来は駆動電流を OFF している期間に、ON の場合よりもパルス振幅を減じた駆動電流を流し、励起光と蛍光の割合を変化させる。

【 0 0 5 2 】

上記実施形態では、電子内視鏡 1 0 を例示して説明したが、他の様々な内視鏡、例えば、超音波プローブと一体化された超音波内視鏡などについても、本発明を適用することができる。また、内視鏡以外の機器に光源装置が搭載されている場合や、光源装置が単独で用いられている場合も、本発明を適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 3 】

【図 1】電子内視鏡システムの概略構成を示す図である。

10

20

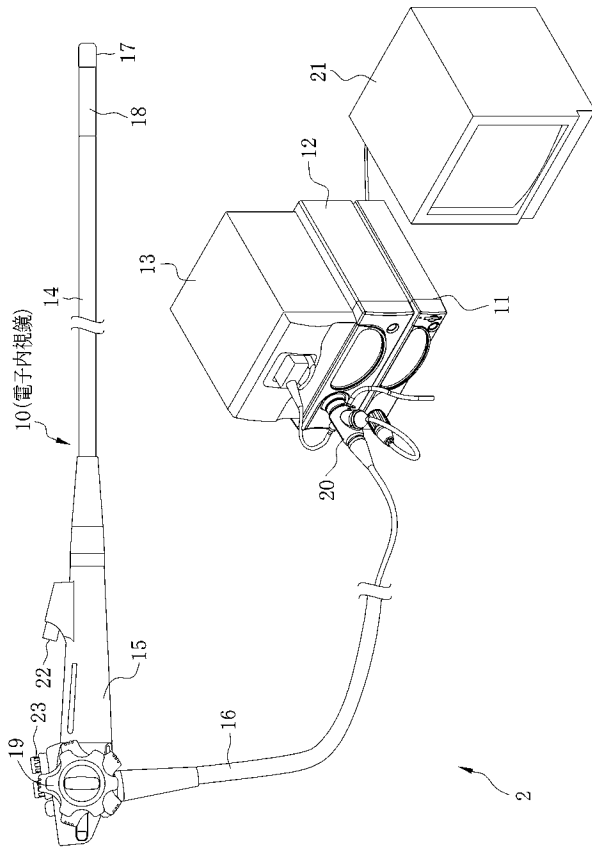
30

40

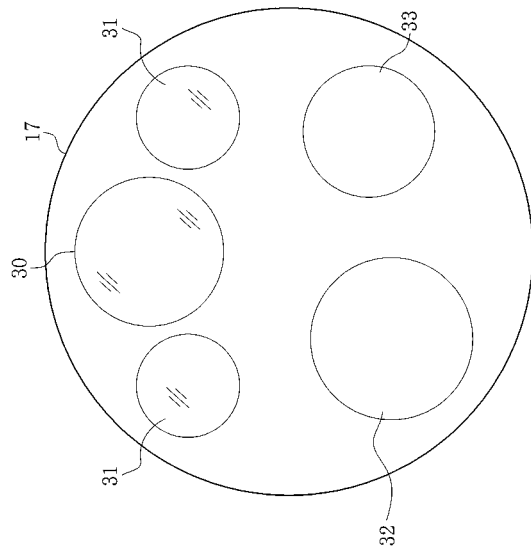
50

- 【図 2】電子内視鏡の先端部の構成を示す平面図である。
- 【図 3】電子内視鏡の先端部の構成を示す拡大部分断面図である。
- 【図 4】プロセッサ装置および光源装置の構成を示すブロック図である。
- 【図 5】固体撮像素子の蓄積電荷の読み出しパルスと電子シャッタパルス、および光源の駆動電流の時間的な関係を示すタイミングチャートである。
- 【図 6】駆動電流、励起光、および蛍光の強度の時間的な関係を示す図である。
- 【図 7】駆動電流のパルス数を増減する様子を示す説明図である。
- 【図 8】駆動電流のデューティ比を増減する様子を示す説明図である。
- 【図 9】駆動電流のパルス振幅を増減する様子を示す説明図である。
- 【図 10】駆動電流のパルス数、パルス幅、およびパルス振幅と、これらの増減に伴って 10
変化する対象を示す説明図である。
- 【図 11】パルス数と積算光量、パルス幅、パルス振幅と積算光量および色度の関係を示す説明図である。
- 【図 12】積算光量および色度の調整例を説明するための図である。
- 【図 13】駆動電流のパルス数を減じてパルス振幅を増やす例を示す説明図である。
- 【図 14】駆動電流のパルス幅を減じてパルス振幅を増やす例を示す説明図である。
- 【図 15】プロセッサ装置の別の実施形態を示すブロック図である。
- 【図 16】積算光量および色度を調整する別の実施形態を示す説明図である。
- 【符号の説明】
- 【0054】 20
- 2 電子内視鏡システム
- 10 電子内視鏡
- 11、80 プロセッサ装置
- 12 光源装置
- 42 固体撮像素子
- 49 照明部
- 51 蛍光体
- 52 光ファイバー
- 65 CPU
- 67 光源 30
- 69 光源ドライバ
- 81 ROM
- 82 パルス変調回路

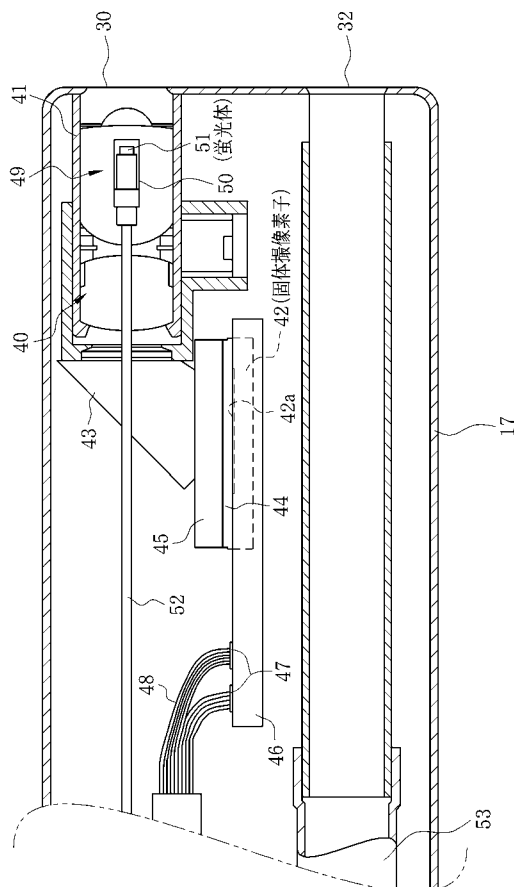
【図 1】



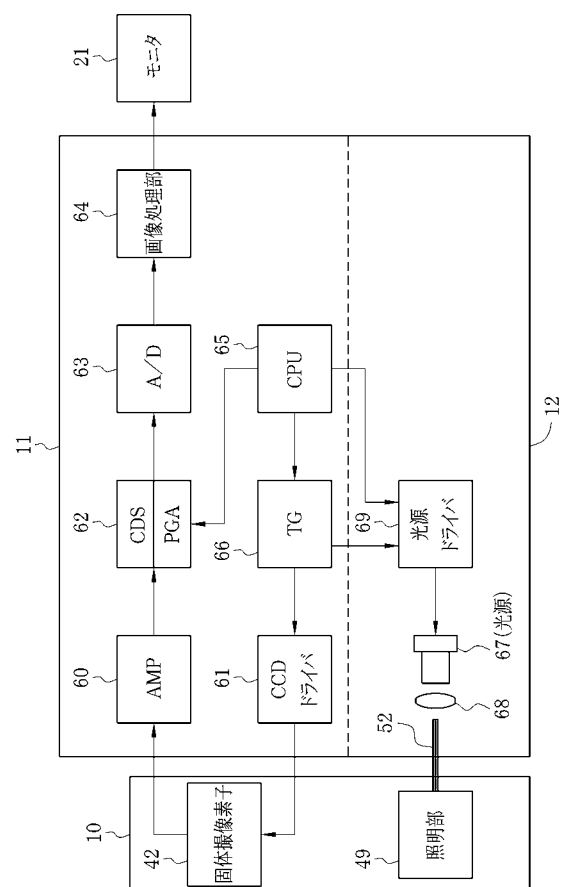
【図 2】



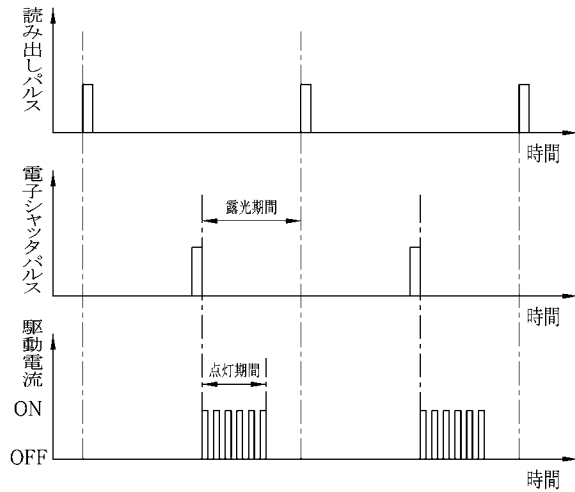
【図 3】



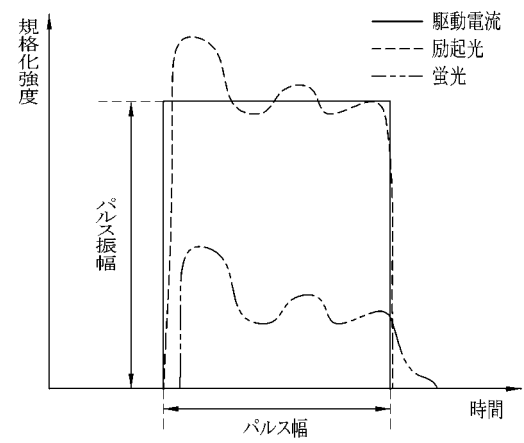
【図 4】



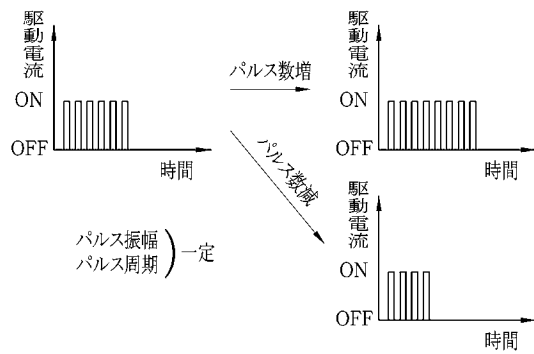
【図 5】



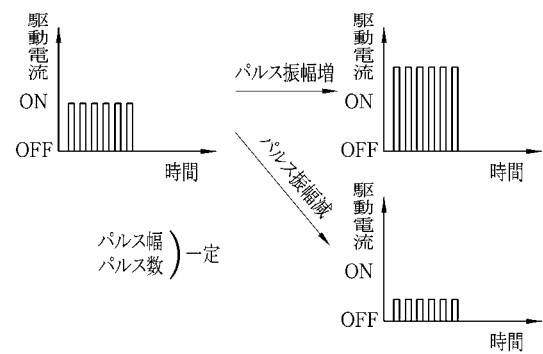
【図 6】



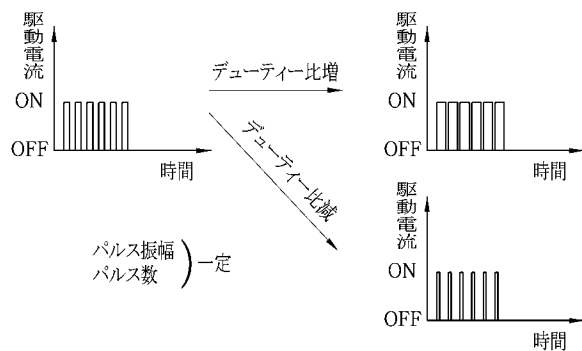
【図 7】



【図 9】



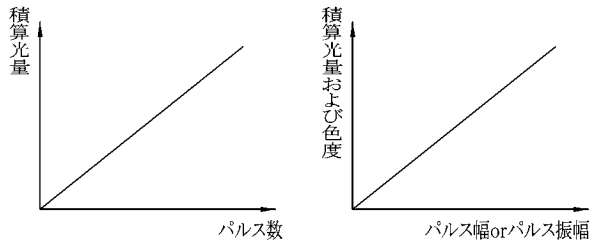
【図 8】



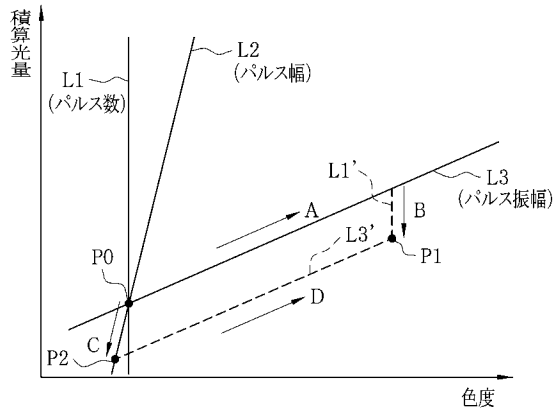
【図 10】

変数	変化する対象
パルス数	積算光量
パルス幅	積算光量および色度
パルス振幅	積算光量および色度

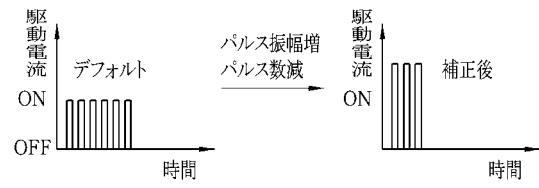
【図 1 1】



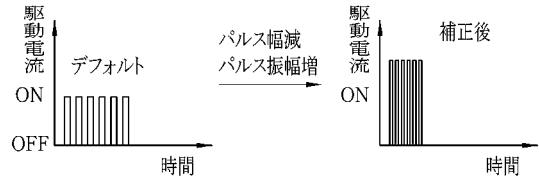
【図 1 2】



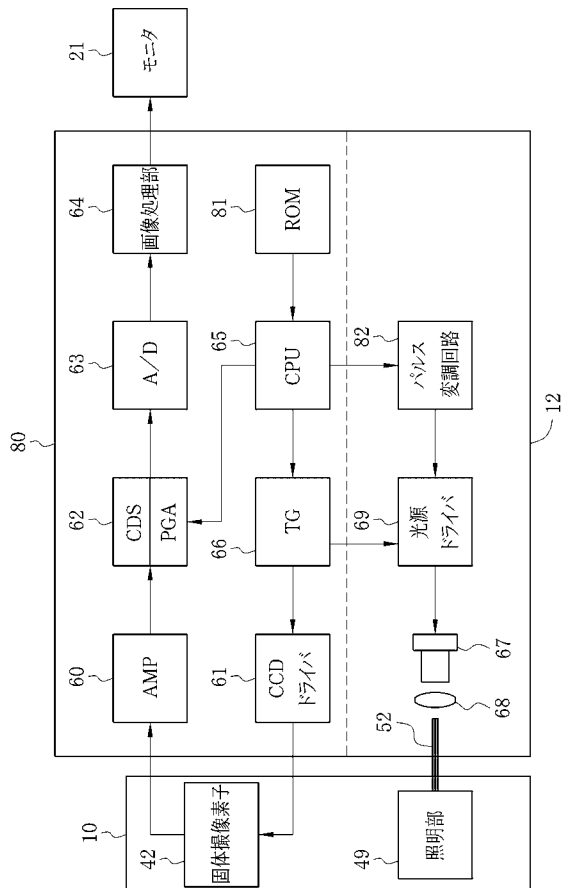
【図 1 3】



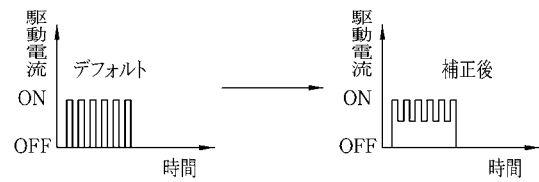
【図 1 4】



【図 1 5】



【図 1 6】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF40 GG01 LL02 MM02 NN01 NN05
PP12 QQ02 QQ06 RR02 RR04 RR22 TT01 TT03

要解决的问题要始终获得适当光量和色度的照明光。 解决方案：光源装置12包括用于将激发光提供给设置在电子内窥镜10的远端部分14处的照明部分49的荧光体51的光源67，并且脉冲驱动电流被提供给光源67。和光源驱动器69。在固态成像装置42的曝光时段内提供驱动电流。无论光源67的个体差异如何，都增加或减少脉冲数，脉冲宽度或脉冲振幅中的任何一个，使得累积光量和照明光的色度变得合适。 点域4

