

(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2012-217484

(P2012-217484A)

(43) 公開日 平成24年11月12日(2012.11.12)

(51) Int.Cl.			F 1			テーマコード (参考)
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 0 0 A	2 H 0 4 0
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 6 2 A	4 C 1 6 1
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B	
G 0 2 B	23/26	(2006.01)	G 0 2 B	23/26		

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2011-83108 (P2011-83108)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年4月4日 (2011.4.4)		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	100115107
			弁理士 高松 猛
		(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
		Fターム(参考)	2H040 BA10 CA04 CA06 CA11 DA11
			DA19 DA21 GA02 GA11
			4C161 CC06 FF40 FF47 GG01 HH51
			JJ11 JJ17 LL02 MM05 NN01
			NN07 QQ02 QQ04 QQ07 RR02
			RR11 RR23 SS21 TT13 WW18
			YY03 YY12

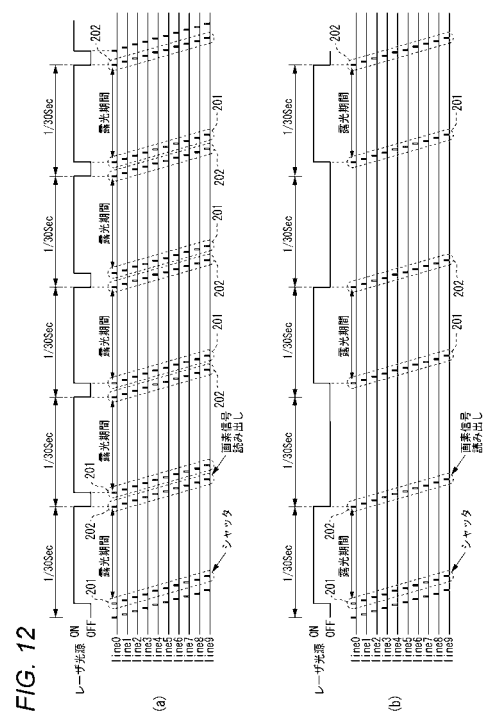
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその駆動方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡システムの光源が劣化したときでも、点灯中に光源が消灯してしまうまでの時間を延命させることが可能となる。

【解決手段】先端部から被写体に対して照明光を照射し、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、半導体発光素子でなる複数系統の光源を搭載し、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入し、該発光光を前記照明光として前記被写体に対して照射する光源装置とを備える内視鏡システムであって、前記複数系統の光源のうち少なくとも1つの系統の光源が、点灯中に消灯危険レベルまで劣化したとき、前記固体撮像素子の駆動モードを変更(図12(a)→図12(b))して、前記光源の点灯時間を前記消灯危険レベルまで劣化する前の点灯時間に比べて短くする。

【選択図】 図12



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

先端部から被写体に対して照明光を照射し、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、

半導体発光素子でなる複数系統の光源を搭載し、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入し、該発光光を前記照明光として前記被写体に対して照射する光源装置と、

前記複数系統の光源のうち少なくとも 1 つの系統の光源が、点灯中に消灯危険レベルまで劣化したとき、前記固体撮像素子の駆動モードを変更して、前記光源の点灯時間を前記消灯危険レベルまで劣化する前の点灯時間に比べて短くする制御手段と

を備える内視鏡システム。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、前記固体撮像素子のフレームレートを、前記消灯危険レベルまで劣化する前のフレームレートに比較して低下させることで前記駆動モードを変更する内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 1 又は請求項 2 に記載の内視鏡システムであって、前記固体撮像素子の露光期間を、前記消灯危険レベルまで劣化する前の露光期間に比べて短期間にすることで前記駆動モードを変更し、該露光期間のみ前記光源を点灯する内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の内視鏡システムであって、前記露光期間を短期間にしたとき、前記固体撮像素子から出力される信号の増幅率を上げる内視鏡システム。

20

【請求項 5】

請求項 1 乃至請求項 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムであって、前記駆動モードを変更するとき前記固体撮像素子の撮像画像を表示するモニタ画面に警告表示を行う内視鏡システム。

【請求項 6】

請求項 1 乃至請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムであって、前記光源として、第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの光源を備え、該光源の発光光を受光して黄色光の蛍光を発光する蛍光体が前記電子内視鏡の前記先端部に内蔵される内視鏡システム。

30

【請求項 7】

請求項 6 に記載の内視鏡システムであって、前記光源として、前記第 1 波長域の光を発光する光源の他に、該第 1 波長域の光よりも前記蛍光の発光量が少ない第 2 波長域の光を発光する光源を備え、前記第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの前記光源がいずれも劣化によって消灯してしまった場合には前記第 2 波長域の光を前記照明光にすると共に、該消灯の前後において、前記固体撮像素子から出力される撮像画像信号の画像処理を切り替えて撮像画像の色バランスを変更する内視鏡システム。

【請求項 8】

先端部から被写体に対して照明光を照射し、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、

40

半導体発光素子でなる複数系統の光源を搭載し、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入し、該発光光を前記照明光として前記被写体に対して照射する光源装置と

を備える内視鏡システムであって、

前記複数系統の光源のうち少なくとも 1 つの系統の光源が、点灯中に消灯危険レベルまで劣化したとき、前記固体撮像素子の駆動モードを変更して、前記光源の点灯時間を前記消灯危険レベルまで劣化する前の点灯時間に比べて短くする内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記固体撮像素子のフレームレートを、前記消灯危険レベルまで劣化する前のフレームレートに比較して低下させることで前記駆動モードを変更する内視鏡システムの駆動方法。

50

【請求項 10】

請求項 8 又は請求項 9 に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記固体撮像素子の露光期間を、前記消灯危険レベルまで劣化する前の露光期間に比べて短期間にする事で前記駆動モードを変更し、該露光期間のみ前記光源を点灯する内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記露光期間を短期間にしたとき、前記固体撮像素子から出力される信号の増幅率を上げる内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 12】

請求項 8 乃至請求項 11 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記駆動モードを変更するとき前記固体撮像素子の撮像画像を表示するモニタ画面に警告表示を行う内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 13】

請求項 8 乃至請求項 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記光源として、第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの光源を備え、該光源の発光光を受光して黄色光の蛍光を発光する蛍光体が前記電子内視鏡の前記先端部に内蔵される内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 14】

請求項 13 に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、前記光源として、前記第 1 波長域の光を発光する光源の他に、該第 1 波長域の光よりも前記蛍光の発光量が少ない第 2 波長域の光を発光する光源を備え、前記第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの前記光源がいずれも劣化によって消灯してしまった場合には前記第 2 波長域の光を前記照明光にすると共に、該消灯の前後において、前記固体撮像素子から出力される撮像画像信号の画像処理を切り替えて撮像画像の色バランスを変更する内視鏡システムの駆動方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、白色照明光等の広帯域光と特定の狭帯域光とを用いて特殊光観察を行うことができる内視鏡システム及びその駆動方法に係り、特に、光源の経年劣化に対処する内視鏡システム及びその駆動方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部を備えた電子内視鏡（スコープ）と、この電子内視鏡が着脱自在に接続される本体装置とで構成される。

【0003】

本体装置は、プロセッサ装置と光源装置とを備える。プロセッサ装置は、電子内視鏡の挿入部先端に内蔵された撮像センサ（固体撮像素子）から出力される撮像信号を受信して画像処理を行い、得られた観察画像をモニタに表示する。光源装置は、電子内視鏡内に挿通されたライトガイドを通して体腔内を照明する光を発生する。

【0004】

近年、特定の狭い波長帯域光（狭帯域光）を生体の粘膜組織に照射し、生体組織の所望の深さの組織情報を得る、いわゆる特殊光観察を行うことができる内視鏡システムが活用されている。この種の内視鏡システムは、例えば、粘膜層或いは粘膜下層に発生する新生血管の表層微細構造、病変部の強調等、通常の観察像では得られない生体情報を簡単に可視化できる。

【0005】

例えば、観察対象が癌病変部である場合、青色（B）の狭帯域光を粘膜組織に照射すると組織表層の微細血管や微細構造の状態がより詳細に観察できるため、病変部をより正確に診断することができる。

10

20

30

40

50

【0006】

生体組織に対する光の深さ方向の深達度は、光の波長に依存する。波長の短い青色（B）光は、生体組織での吸収特性及び散乱特性により表層付近までしか光が深達せず、そこまでの深さの範囲で吸収、散乱を受けるため、主として表層組織の情報を観測することができる。

【0007】

B光より波長が長い緑色（G）光の場合、B光が深達する範囲よりさらに深い所まで深達し、その範囲で吸収、散乱を受けるため、主として中層組織及び表層組織の情報を観測することができる。

【0008】

G光より波長が長い赤色（R）光は、さらに深い組織まで光が到達し、その範囲で吸収、散乱を受けるため、主として深層組織及び中層組織の情報を観測することができる。

【0009】

すなわち、B光、G光、及びR光を照射して得られる各戻り光をCCD型、CMOS型等の撮像センサによって受光して得られる画像信号は、それぞれ、主として表層組織の情報、主として中層組織及び表層組織の情報、及び主として深層組織及び中層組織の情報を含むことが知られている。

【0010】

このため、特殊光観察では、生体組織の内の組織表層の微細血管や微細構造を観察しやすくするために、表層組織の観察に適した青色（B）の狭帯域光、および、中層組織及び表層組織の観察に適した緑色（G）の狭帯域光の2種類の狭帯域光のみを用い、主として生体組織の中層及び深層組織の観察に適した赤色（R）の狭帯域光はあまり用いられない。

【0011】

そして、撮像センサで得られる主として表層組織の情報を含むB画像信号（B狭帯域データ）と、撮像センサで得られる主として中層組織及び表層組織の情報を含むG画像信号（G狭帯域データ）とを用いて画像処理を行い、モニタに疑似カラー画像を表示して被写体を観察することが行われる。

【0012】

赤色（R）光を照明光として用いない場合の特殊光観察では、撮像画像信号の画像処理において、撮像センサで得られたG画像信号（G狭帯域データ）に所定の係数をかけてカラー画像のR画像データとして割り付け、B画像信号（B狭帯域データ）に異なる所定係数をかけてカラー画像のG画像データ及びB画像データにそれぞれ割り付け、RGB3ch（チャンネル）のカラー画像データからなる疑似カラー画像を生成し、モニタに表示する。

【0013】

即ち、狭帯域光モードにおける画像処理では、狭帯域光によるG画像信号とB画像信号の2色の画像信号を、RGBの3色カラー画像データに変換しモニタに疑似カラー画像として表示するため、白色光（通常光）モードにおける画像処理（撮像センサで受光して得られた3色のR画像信号，G画像信号，B画像信号をカラー表示するためのRGBカラー画像データに変換する画像処理）とは異なるものとなっている。

【0014】

G狭帯域光及びB狭帯域光だけでなく、R狭帯域光も用いる特殊光観察においても、表層組織の微細血管や微細構造の観察を目的とする場合には、R画像信号（R狭帯域データ）を用いずに、上述のように、G画像信号及びB画像信号のみを用いて画像処理を行い、モニタに疑似カラー画像表示して観察することが行われる。

【0015】

この場合にも、画像処理において、上記と同様にG画像信号をR画像データに割り付け、B画像信号をG画像データ及びB画像データに割り付け、3chカラー画像データからなる疑似カラー画像を生成し、モニタに表示することが行われる。

10

20

30

40

50

【0016】

その結果、モニタに表示された疑似カラー画像は、主として表層組織の情報を含むB画像信号（B狭帯域データ）を多く含んでいるため、表層組織の微細血管や微細構造の状態がより詳細に表現されたものとなり、表層組織の微細血管や微細構造が観察しやすくなる（特許文献1及び特許文献2参照）。

【0017】

上述した様な内視鏡システムでは、特殊光を光源装置内で発光させ、これをライトガイドを通して電子内視鏡の先端部から観察対象に照射するのであるが、電子内視鏡を患者の体腔内に挿入している最中に光源が故障等によって消灯してしまう虞がある。この非常事態に対処するために、光源には主灯の他に予備灯を設けることが行われているが、更に従来は、例えば下記の特許文献3に記載されている様に、光源を風冷するファンの回転異常を検知して、光源が異常事態となることを事前に予測し対処する様にしている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0018】

【特許文献1】特許第3559755号公報

【特許文献2】特許第3607857号公報

【特許文献3】特開2010-184号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

上述した特許文献3に記載された従来技術は、光源としてキセノンランプを用い、白色光を照明光とする例であり、また、光源自体の経年劣化を直接検知するものではない。特殊光観察を行う内視鏡システムでは、狭帯域光を発光させるために、光源としてレーザ光源（LD）やLED光源等の半導体発光素子が用いられる。

【0020】

しかるに、一般的に長寿命の半導体素子を光源とする内視鏡システムでも、光源の経年劣化は避けられず、光源の経年劣化に適切に対処する工夫が必要となる。

【0021】

特に、レーザ光源を用いる場合、レーザ機器の取り扱い資格を持った者が専用施設内に光源装置を持ち込んで故障光源を交換しなければならないため、内視鏡システムを設置した病院内で医者や職員などが勝手にレーザ光源を交換することができないという制約がある。

【0022】

このため、内視鏡システムを使用中に光源が経年劣化して消灯してしまう前に、これを事前に検知し、電子内視鏡を体腔内から抜去するまで光源を延命させ照明光を確保することが必要になる。

【0023】

本発明の目的は、光源が劣化したことを把握して照明光の消灯までの時間を延命させる内視鏡システム及びその駆動方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0024】

本発明の内視鏡システム及びその駆動方法は、先端部から被写体に対して照明光を照射し、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、半導体発光素子でなる複数系統の光源を搭載し、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入し、該発光光を前記照明光として前記被写体に対して照射する光源装置とを備える内視鏡システム及びその駆動方法であって、前記複数系統の光源のうち少なくとも1つの系統の光源が、点灯中に消灯危険レベルまで劣化したとき、前記固体撮像素子の駆動モードを変更して、前記光源の点灯時間を前記消灯危険レベルまで劣化する前の点灯時間に比べて短くすることを特徴とする。

【発明の効果】

【0025】

本発明によれば、光源が故障（劣化）によって消灯に至るまで差し迫った状態になったとき、固体撮像素子の駆動モードと光源の点灯制御を変更して可能な限り消灯までの時間を延命するため、電子内視鏡を体腔内に挿入した状態で光源が故障した場合でも照明光が確保されるため、電子内視鏡の迅速な抜去が可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの全体構成図である。

【図2】本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの機能ブロック図である。

10

【図3】図2に示す内視鏡システムの光源に用いられる狭帯域レーザ光源から出射される狭帯域光、及び青色レーザ光源と蛍光体とからなる白色光源から出射される疑似白色光の発光スペクトルを示すグラフである。

【図4】図1に示す内視鏡システムの画像処理の各信号処理系を示すブロック図である。

【図5】（a）及び（b）は、それぞれ図4に示す青紫色レーザ光源（405LD）及び青色レーザ光源（445LD）からの出射光量と経過時間との関係の一実施例を示すグラフである。

【図6】図4に示す特殊光画像処理部の特殊光色変換部が備える色変換テーブルの一例を示す図である。

【図7】図2に示す内視鏡システムで実施される特殊光観察の処理手順を示すフローチャートである。

20

【図8】図2に示す内視鏡システムで実施される光量調整の処理手順を示すフローチャートである。

【図9】レーザ光源の経年劣化で消灯に至るときの経緯の概略を説明するグラフである。

【図10】レーザ光源劣化検出回路の説明図である。

【図11】モニタに警告表示する例を示す図である。

【図12】レーザ光源の寿命延命のための駆動制御方法の説明図である。

【図13】レーザ光源の寿命延命のための別実施形態に係る駆動制御方法の説明図である。

。

【発明を実施するための形態】

30

【0027】

以下、本発明の一実施形態に係る内視鏡システムを、図面を参照して説明する。

【0028】

図1は本発明の一実施形態に係る内視鏡システムの全体構成を示す外観図であり、図2は、その概略機能を示すブロック図である。本実施形態の内視鏡システム10は、電子内視鏡12と、本体装置を構成するプロセッサ装置14及び光源装置16とを備える。電子内視鏡12は、患者（被検体）の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22と、プロセッサ装置14及び光源装置16に接続されるユニバーサルコード24とを備えている。

【0029】

40

挿入部20の先端には先端部26が連設され、先端部26内に、体腔内撮影用の撮像素子（CCD型やCMOS型等の固体撮像素子：図2参照）21及び詳細は後述する蛍光体23が内蔵される。先端部26の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部28が設けられている。湾曲部28は、操作部22に設けられたアングルノブ30が操作されたとき、挿入部20内に挿設されたワイヤが押し／引きされ、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部26が体腔内で所望の方向に向けられる。

【0030】

ユニバーサルコード24の基端にはコネクタ36が設けられている。コネクタ36は、複合タイプのものであり、プロセッサ装置14に接続される他、光源装置16にも接続される。

50

【0031】

プロセッサ装置14は、ユニバーサルコード24内に挿通されたケーブルを介して電子内視鏡12に給電を行い、撮像素子21の駆動を制御すると共に、撮像素子21からケーブル29を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。

【0032】

プロセッサ装置14で変換された画像データは、プロセッサ装置14にケーブル接続されたモニタ38に内視鏡撮影画像（観察画像）として表示される。また、プロセッサ装置14は、コネクタ36を介して光源装置16とも電氣的に接続される。

【0033】

プロセッサ装置14内には、内視鏡システム10の全体を統括的に制御するCPU（中央演算処理装置）31が設けられており、CPU31が、プロセッサ装置14内の各構成部を制御するほか、光源装置16内の各光源制御部や、電子内視鏡12内の撮像素子21等の駆動制御を行う。

【0034】

プロセッサ装置14には、操作部22等に設けられた入出力部が接続される他、観察画像データ等を記録するハードディスク42（図4参照）が接続される。入出力部は、通常観察モード（通常光モードともいう）や特殊光観察モード（特殊光モードともいう）などのモード切替を行うモード切替部40を含む。

【0035】

電子内視鏡12の先端部分には、被観察領域へ白色照明光や特殊光を照射する照明窓25と、受光窓27とが設けられており、照明窓25の内側に蛍光体23が内蔵されると共に、受光窓27の内側に撮像素子21が設けられる。撮像素子21の受光面には複数の図示省略の受光素子（フォトダイオード：画素）が二次元アレイ状に配列形成されており、各受光素子に、RGBのカラーフィルタが例えばベイア配列で積層されている。なお、カラーフィルタは補色系でも良い。

【0036】

照明窓25の内側には照明光学系を構成するカバーガラスやレンズ等が配置され、受光窓27の内側には撮像光学系を構成する対物レンズユニット等が配置されるが、これらの図示は省略する。

【0037】

光源装置16には、特殊光モードにおいて、特殊光光源として用いられる中心波長405nmの青紫色レーザ光源（405LD）33a、33bと、通常光モード及び特殊光モードの両方に用いられる白色照明光用光源として用いられる中心波長445nmの青色レーザ光源（445LD）35a、35bとを発光源として備えている。

【0038】

青紫色レーザ光源33a、青色レーザ光源35aが夫々の波長の主灯として用いられ、青紫色レーザ光源33b、青色レーザ光源35bが予備灯として用いられる。主灯を主に用いて予備灯を主灯故障時のバックアップ用として用いても良いが、本実施形態では、主灯と予備灯と同時並列で用いる。これにより、照明光量を確保するために夫々に流す通電量を減らすことができ、光源の長寿命化を図ることができる。なお、青紫レーザ光源については、予備灯33bを設けない場合もある。

【0039】

青紫色レーザ光源33a、33bからの中心波長405nmの青紫色レーザ光は、生体の構造・成分の分光スペクトル特性に応じて、好ましくは合致して狭帯域化された波長帯域幅を持つ狭帯域光であるので、生体の構造・成分の検出能が優れている。

【0040】

これら各光源33a、33b、35a、35bの半導体発光素子からの発光は、光源制御部48（図4参照）により個別に制御されており、各光源33a、33b、35a、35bの発光条件、すなわち青紫色レーザ光源33a、33bの出射光と、青色レーザ光源

10

20

30

40

50

35a, 35bの出射光の光量割合は、変更自在になっている。

【0041】

青紫色レーザ光源33a, 33b及び青色レーザ光源35a, 35bは、ブロードエリ
ア型のInGaN系レーザダイオードが利用でき、また、InGaAs系レーザダイ
オードやGaAs系レーザダイオードを用いることもできる。また、上記光源として、発
光ダイオード等の発光体を用いた構成としてもよい。

【0042】

これら各光源33a, 33b, 35a, 35bから出射されるレーザ光は、集光レンズ
(図示せず)により、それぞれライトガイド39に入力され、合波器(図示せず)を介し
てコネクタ36に伝送される。合波器を用いずに各光源33a, 33b, 35a, 35b
からの各レーザ光を直接コネクタ36に送出する構成とすることも可能である。

10

【0043】

中心波長405nmの青紫色レーザ光及び中心波長445nmの青色レーザ光が合波さ
れ、コネクタ36まで伝送されたレーザ光は、照明光学系を構成するライトガイド39に
よって、それぞれ電子内視鏡12の先端部まで伝播される。そして、青色レーザ光は、電
子内視鏡12の先端の、ライトガイド39の光出射端と照明窓25との間に配置された波
長変換部材である蛍光体23を励起して蛍光を発光させる。また、一部の青色レーザ光は
、そのまま蛍光体23を透過する。

【0044】

一方、青紫色レーザ光は、その一部は蛍光体23を励起させるが、大部分は蛍光体23
を励起させることなく透過して、狭帯域波長の照明光(いわゆる狭帯域光)となる。

20

【0045】

なお、合波したレーザ光を分波器で複数系統例えば2系統に分波し、夫々の系統のレー
ザ光を別々のライトガイドを通して電子内視鏡12の先端部に伝播し、受光窓27の左右
2箇所に設けた照明窓から夫々の蛍光体を介して被写体に対し照射する構成とすることも
できる。

【0046】

ライトガイド39は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径105 μ m、
クラッド径125 μ m、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0.3~0.5mmの細径なフ
ァイバケーブルを使用できる。

30

【0047】

蛍光体23は、青色レーザ光及び青紫色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(BaMgAl₁₀O₇)
等の蛍光体)を含んで構成される。これにより、青色レーザ光及び青紫色レーザ光を
励起光とする緑色~黄色の励起光と、蛍光体23により吸収されずに透過した青色レーザ
光及び青紫色レーザ光とが合わされて、白色(疑似白色)の照明光となる。

【0048】

本実施形態のように、中心波長445nmの青色レーザ光を発光する半導体発光素子を
励起光源として用いることにより、高い発光効率で高強度の白色光が得られ、白色光の強
度を容易に調整できる上に、白色光の色温度、色度の変化を小さく抑えることができる。

40

【0049】

上記の蛍光体23は、レーザ光の可干渉性により生じるスペックルに起因して、撮像の
障害となるノイズの重畳や、動画像表示を行う際のちらつきの発生を防止できる。また、
蛍光体23は、蛍光体を構成する蛍光物質と、充填材となる固定・固化用樹脂との屈折率
差を考慮して、蛍光物質そのものと充填剤に対する粒径を、赤外域の光に対して吸収が小
さく、かつ散乱が大きい材料で構成することが好ましい。これにより、赤色や赤外域の光
に対して光強度を落とすことなく散乱効果が高められ、光学的損失が小さくなる。

【0050】

図3は、青紫色レーザ光源33a, 33bからの青紫色レーザ光と、青色レーザ光源3
5a, 35bからの青色レーザ光及び青色レーザ光が蛍光体23により波長変換された発

50

光スペクトルとを示すグラフである。

【0051】

青紫色レーザ光は、中心波長405nmの輝線（プロファイルA）で表される狭帯域光であり、主に特殊光観察で使用される。また、青色レーザ光は、中心波長445nmの輝線で表され、青色レーザ光による蛍光体23からの励起発光光は、概ね450nm～700nmの波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。

【0052】

この励起発光光と青色レーザ光によるプロファイルBによって、上述した疑似白色光が形成され、主に通常光とされる。なお、図示はしていないが、蛍光体23は、青紫色レーザ光によっても励起され、青色レーザ光による場合の1/8程度の光量の励起発光光を出射し、疑似白色光を形成する。

10

【0053】

ここで、青紫色レーザ光源33a, 33bから照射される中心波長405nmの青紫色レーザ光及びそれに伴う蛍光体23からの励起発光光は、405nmの狭帯域光の成分が多く、表層組織の観察（表層組織の情報の取得）に優れる一方、蛍光体23からの励起発光光の成分が少ないため、背景の撮像に用いられる白色光の出射光量を多くできない。

【0054】

このため、被写体までの距離が近い場合には、背景としての白色光の出射光量が足りるが、被写体までの距離が離れた場合には、青紫色レーザ光による励起発光光では、白色光の出射光量が不足する。

20

【0055】

また、青色レーザ光源35a, 35bから照射される中心波長445nmの青色レーザ光及びそれに伴う蛍光体23からの励起発光光は、青紫色レーザ光に比べて表層組織の観察には劣るが、蛍光体23を強く励起し、背景としての白色光の出射光量を多くできる。

【0056】

このため、青色レーザ光源35a, 35bは、被写体までの距離が離れた場合にも白色光の光量を十分確保でき、青紫色レーザ光源33a, 33bからの青紫色レーザ光による白色光の光量不足を補うことができる。

【0057】

ここで、本実施形態でいう白色光とは、厳密に可視光の全ての波長成分を含むものに限定されず、例えば、上述した疑似白色光を始めとして、R, G, B等、特定の波長帯の光を含むものであればよく、例えば、緑色から赤色にかけての波長成分を含む光や、青色から緑色にかけての波長成分を含む光等も広義に含むものとする。

30

【0058】

この内視鏡システム10では、プロファイルAとプロファイルBとの発光強度を光源制御部48により相対的に増減制御して、任意の輝度バランスの照明光を生成することができる。なお、本実施形態の内視鏡システム10において、通常光モードでは、プロファイルBの光のみが用いられ、特殊光モードでは、原則としてプロファイルAの光及びプロファイルAの光に基づく図示しない励起発光光が用いられ、図示しない励起発光光の光量不足を補うために、プロファイルBの光が重畳される。

40

【0059】

上述したように、青紫色レーザ光源（以下、405LDという）33a, 33bからの青紫色レーザ光による狭帯域光（プロファイルA）と、蛍光体23からの図示しない励起発光光による白色光からなる照明光、及び青色レーザ光源（以下、445LDという）35a, 35bからの青色レーザ光と蛍光体23からの励起発光光による白色光からなる照明光（プロファイルB）は、電子内視鏡12の先端部の照明窓25から被写体の被観察領域に向けて照射される。

【0060】

そして、照明光が照射された被観察領域からの戻り光が、受光窓27を介して撮像素子21の受光面上に結像され、撮像素子21によって被観察領域が撮像される。撮像後に撮

50

像素子 2 1 から出力される撮像画像の画像信号が、スコープケーブル 2 9 を通じてプロセッサ装置 1 4 の画像処理システム 3 7 (図 2) に入力される。

【0061】

撮像素子 2 1 によって撮像された撮像画像信号は、プロセッサ装置 1 4 の画像処理システム 3 7 を含む信号処理系によって画像処理され、モニタ 3 8 や記録装置 4 2 に出力され、ユーザの観察に供される。

【0062】

図 4 は、本実施形態に係る内視鏡システム 1 0 の画像処理を行う信号処理系の構成図である。同図に示すように、内視鏡システム 1 0 の信号処理系は、電子内視鏡 1 2 の信号処理系と、光源装置 1 6 の信号処理系と、プロセッサ装置 1 4 の信号処理系 (図 2 の画像処理システム 3 7) とを備え、プロセッサ装置 1 4 にモニタ 3 8 と記録装置 4 2 とが接続され、モード切替部 4 0 がプロセッサ装置 1 4 と光源装置 1 6 とに接続される。

10

【0063】

電子内視鏡 1 2 の信号処理系は、撮像素子 2 1 から出力されるアナログの撮像画像信号に対し相関二重サンプリング (CDS) 処理や自動利得制御 (AGC) 処理を行うための CDS・AGC 回路 4 4 と、CDS・AGC 回路 4 4 でサンプリングと利得制御が行われたアナログ画像信号をデジタル画像信号に変換する A/D 変換器 4 6 とを有する。デジタル信号に変換された撮像画像信号は、コネクタ 3 6 を介してプロセッサ装置 1 4 の画像処理システム 3 7 に入力される。

【0064】

また、光源装置 1 6 の信号処理系は、青紫色レーザ光源 (405LD) 33a, 33b 及び青色レーザ光源 (445LD) 35a, 35b のオンオフ制御及び光量制御を行う光源制御部 48 を有する。

20

【0065】

ここで、光源制御部 48 は、内視鏡システム 1 0 の稼働開始に伴う光源オン信号に応じて青紫色レーザ光源 33a, 33b を点灯したり、モード切替部 40 からの特殊光モードと通常光モードとの切替信号に応じて青紫色レーザ光源 33a, 33b のオンオフ制御を行ったり、後述する光量算出部 50 から算出された画像の輝度値に応じて、青紫色レーザ光源 33a, 33b 及び青色レーザ光源 35a, 35b の発光強度、すなわち光源 33a, 33b 及び光源 35a, 35b に流す電流値を制御する。

30

【0066】

すなわち、光源制御部 48 は、後述する光量算出部 50 及び光量割合算出部 56 と共に、算出される出射光量及び出射光量の割合に基づいて、光源 33a, 33b 及び光源 35a, 35b の発光条件、すなわち光量割合を変更する光量割合変更手段として機能する。

【0067】

プロセッサ装置 1 4 の信号処理系は画像処理システム 3 7 (図 2 参照) で構成される。この画像処理システム 3 7 は、光量算出部 50 と、DSP (デジタルシグナルプロセッサ) 52 と、ノイズ除去回路 54 と、光量割合算出部 56 と、画像処理切替部 (スイッチ) 60 と、通常光画像処理部 62 と、特殊光画像処理部 64 と、画像表示信号生成部 66 とを有する。

40

【0068】

光量算出部 50 は、内視鏡 1 2 の A/D 変換器 46 からコネクタを介して入力されたデジタル画像信号を用いて、撮像素子 2 1 で受光した戻り光の光量、つまり、撮像画像の輝度値を算出する。そして、これら算出された光量は光源制御部 48 及び光量割合算出部 56 へ出力される。

【0069】

光源制御部 48 では、これら算出された光量が、所定値に満たない場合、戻り光の光量が所定値以上となるように、青紫色レーザ光源 (405LD) 33a, 33b 及び青色レーザ光源 (445LD) 35a, 35b の出射光量を制御する。以下、主灯、予備灯の光源 33a, 33b を纏めて光源 33 とし、主灯、予備灯の光源 35a, 35b を纏めて光

50

源 3 5 とする。

【0070】

出射光量の制御では、まず、内視鏡先端と被写体との位置を固定し、青色レーザ光源（445LD）35を停止し、青紫色レーザ光源（405LD）33だの出射光量を増加させる（図5（a）参照）。算出される戻り光の光量が所定値以上となれば、その出射光量で被写体の撮像を行う。また、青紫色レーザ光源（405LD）33の出射光量が最大となり、それでも戻り光の光量が足りない場合には、図5（b）に示すように、青色レーザ光源（445LD）35を点灯し、全体での出射光量を増加させ、算出される戻り光の光量が所定値以上となれば、その出射光量で被写体の撮像を行う。

【0071】

一般的に、狭帯域光光源である青紫色レーザ光源（405LD）33の出射光量は、それほど多くなく、青紫色レーザ光源（405LD）33の出射光量を最大としても、その出射光量は限られるため、内視鏡が被写体から離れると撮像素子側で検出される戻り光の光量は足りなくなる。

【0072】

この光量不足を補うために青色レーザ光源（445LD）35の照射光量を増加させると、光量は足りるが、撮像画像の色調が変わるのはもちろん、特殊光観察される表層血管の微細構造に関する撮像画像の情報も目立たなくなる。このため、画像処理システム37において適宜必要な画像処理を行う必要がある。

【0073】

また、撮像に必要な戻り光の光量を得るために、前述のとおり内視鏡先端と被写体との位置を固定して出射光量の制御を行ったが、出射光量を固定して、内視鏡先端の位置を移動させてもよい。例えば、青紫色レーザ光源（405LD）33の出射光量を所定値で固定しておき、内視鏡を動かして、戻り光の光量が所定値以上となるように内視鏡先端と被写体との位置を調整してもよい。

【0074】

もちろん、青紫色レーザ光源（405LD）33のみでは光量が足りないと予め分かるような位置で撮像を行う場合は、予め青紫色レーザ光源（405LD）33の出射光量を最大とし、青色レーザ光源（445LD）35の出射光量を所定値で固定して、前述と同様に、内視鏡を動かして戻り光の光量が所定値以上となるように内視鏡先端と被写体との位置を調整してもよい。

【0075】

光量割合算出部56は、光源制御部48による青紫色レーザ光源（405LD）33及び青色レーザ光源（445LD）35を駆動する電流の電流値の情報を受け、405LD33及び445LD35の出射光量の光量割合を算出する。算出された光量割合は、特殊光画像処理部64の後述する特殊光色変換部74へ出力される。

【0076】

なお、レーザの光量割合が変わると、撮像画像のホワイトバランスが変化する。そのため、図示はされていないが、405LD33及び445LD35の光量並びに光量割合がCDS・AGC回路44へ出力され、この光量及び光量割合の情報に基づいてホワイトバランスを取るためのCDS・AGC回路44のゲインが変更されて、撮像素子21の電氣的なゲインが変更されるように信号処理系を構成してもよい。また、図示はされていないが、ホワイトバランスを決定する前述のゲインの情報は、画像処理部62及び特殊光画像処理部64へ出力され、色変換及び特殊光色変換に用いられる。

【0077】

DSP52（デジタルシグナルプロセッサ）は、光量算出部50で光源光量が検出された後、A/D変換器46から出力されたデジタル画像信号にガンマ補正、色補正処理を行う。ノイズ除去回路54は、DSP52でガンマ補正、色補正処理が施されたデジタル画像信号から、例えば、移動平均法やメディアンフィルタ法等の画像処理におけるノイズ除去方法を行ってノイズを除去する。こうして、電子内視鏡12からプロセッサ装置14に

10

20

30

40

50

入力されたデジタル画像信号は、DSP 52 及びノイズ除去回路 54 でガンマ補正、色補正処理及びノイズ除去等の前処理がなされる。

【0078】

画像処理切替部 60 はスイッチで構成され、モード切替部（入力部）40 の指示（切替信号）に基づいて、前処理されたデジタル画像信号を後段の通常光画像処理部 62 に送るか、又は、特殊光画像処理部 64 に送るかを切り替える。本実施形態では、通常光画像処理部 62 及び特殊光画像処理部 64 による画像処理前のデジタル画像信号を画像信号といい、画像処理前後のデジタル画像信号を画像データと呼ぶことにする。

【0079】

通常光画像処理部 62 は、通常光モードにおいて、445LD 及び蛍光体 23 による白色光（プロファイル B）による前処理済デジタル画像信号に適した通常光用画像処理を施す部分であって、色変換部 68 と、色彩強調部 70 と構造強調部 72 とを有する。

【0080】

色変換部 68 は、前処理済の RGB 3 チャンネルのデジタル画像信号に、 3×3 のマトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などの色変換処理を行い、色変換処理済 RGB 画像データに変換する。

【0081】

色彩強調部 70 は、画面内の血管と粘膜との色味の差をつけて、血管が見易くなるように強調するためのものであって、色変換処理済 RGB 画像データに対して、画面を見ながらする処理、例えば、画面全体の平均の色味を見て、その色味を平均値より血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する処理を行う。

【0082】

構造強調部 72 は、色彩強調処理済 RGB 画像データに対して、シャープネスや輪郭強調等の構造強調処理を行う。

【0083】

構造強調部 72 で構造強調処理が施された RGB 画像データは、通常光用画像処理済 RGB 画像データとして通常光画像処理部 62 から画像表示信号生成部 66 に入力される。

【0084】

特殊光画像処理部 64 は、特殊光モードにおいて、405LD 33 からの青紫色レーザー光（プロファイル A）、並びに 445LD 35 及び蛍光体 23 からの白色光（プロファイル B）による前処理済デジタル画像信号に適した特殊光用画像処理を施す部分であって、特殊光色変換部 74 と色彩強調部 76 と、構造強調部 78 とを有する。

【0085】

特殊光色変換部 74 は、入力された前処理済の RGB 3 チャンネルのデジタル画像信号の G 画像信号に所定係数をかけて R 画像データに割り付け、B 画像信号に異なる所定係数をかけて夫々を G 画像データ及び B 画像データに割り付け、RGB 画像データを生成した後、生成された RGB 画像データに、色変換部 68 と同様に 3×3 マトリックス処理、階調変換処理、3 次元 LUT 処理などの色変換処理を行う。

【0086】

具体的には、特殊光色変換部 74 は、割り付け後の R, G, B の画像データに対して、輝度の正規化を行い、 R_{norm} , G_{norm} , B_{norm} の画像データを生成する。次に、これら正規化した R_{norm} , G_{norm} , B_{norm} 画像データに対して、光量割合に応じた色調への補正を行う。色調補正後の画像データを、 R_{adj} , G_{adj} , B_{adj} 画像データとすると、色調補正後の R_{adj} , G_{adj} , B_{adj} 画像データは、次の数 1 で示すような演算により求められる。

【0087】

10

20

30

40

【数 1】

$$(R_{adj}, G_{adj}, B_{adj}) = (K_R, K_G, K_B) \begin{pmatrix} R_{norm} \\ G_{norm} \\ B_{norm} \end{pmatrix} \quad \cdots (1)$$

【0088】

ここで、 K_R 、 K_G 、 K_B は、それぞれ各色の色変換係数であり、光量割合算出部56で算出された光量割合に応じて求められる。特殊光色変換部74は、図6に示すように、光量割合（光量比率）に対応する各色の色変換係数を定めた色変換係数テーブル80を備え、算出された光量割合に基づいて、色変換係数テーブル80より、色変換係数 K_R 、 K_G 、 K_B を決定する。

10

【0089】

色変換係数テーブル80の色変換係数 K_R 、 K_G 、 K_B は、図6に示すように、それぞれ各光量割合に対応して $R00$ 、 $R01$ 、 $R02$ 、 $\cdots$ 、 $G00$ 、 $G01$ 、 $G02$ 、 $\cdots$ 、 $B00$ 、 $B01$ 、 $B02$ 、 $\cdots$ として設定されている。光量割合算出部56で算出された光量割合に対応する色変換係数を数1に代入することで、色調補正された画像データ R_{adj} 、 G_{adj} 、 B_{adj} が得られる。

【0090】

例えば、光源制御部48において制御される405LD33の光量と445LD35の光量との比が、100:10、つまり、光量割合が405LD:445LD=90.9:9.1であるとき、色変換係数は、図6に示す色変換係数テーブルにより、 $(K_R, K_G, K_B) = (R10, G10, B10)$ と求まる。この色変換係数は、図6に示すテーブルとして表すことに限らず、数式化して表してもよく、また、代表点のみ数値化して他の点を補間演算により求めてもよい。

20

【0091】

色彩強調部76は、色彩強調部70と同様に、画面内の血管と粘膜との色味の差を付けて、血管が見易くなるように強調するためのものであって、色変換処理済RGB画像データに対して、画面を見ながらする処理、例えば、画面全体の平均の色味を見て、その色味を平均値より血管と粘膜との色味の差をつける方向に強調する処理を行う。

30

【0092】

構造強調部78は、構造強調部72と同様に、色彩強調処理済RGB画像データに対して、シャープネスや輪郭強調等の構造処理を行う。構造強調部78で最適な周波数強調処理が施されたRGB画像データは、特殊光用画像処理済RGB画像データとして特殊光画像処理部64から画像表示信号生成部66へ出力される。

【0093】

また、前述のとおり、光量が足りず青色レーザ光源(445LD)35の出射光量を増加させた場合、撮像ための光量は足りるが、撮像画像の色調が変わるのはもちろん、特殊光観察される表層血管の微細構造に関する撮像画像の情報も目立たなくなる。そこで、特殊光画像処理部64は、色変換部68の前段階において、撮像画像上の表層血管を強調するためにも、フレーム加算処理、または、ビニング処理を行ってもよい。

40

【0094】

ここでフレーム加算処理とは、通常、1フレームで1画像を生成するフレームを複数枚加算する処理であり、また、ビニング処理とは、画像を構成する画素を複数画素ずつ統合する処理である。なお、フレーム加算処理及びビニング処理ではなく、予め撮像素子21の電荷蓄積時間を長めにとってもよい。フレーム加算処理と略同様の効果が得られる。

【0095】

画像表示信号生成部66は、通常光モードでは通常光画像処理部62から入力された画像処理済RGB画像データを、特殊光モードでは特殊光画像処理部64から入力された画像処理済RGB画像データを、夫々、表示画像信号に変換する。この表示画像信号は、ソ

50

フトコピー画像としてモニタ 38 に表示され、また、記録装置 42 に対して出力される。記録装置 42 に記録された表示画像信号は、ハードコピー画像として記録装置 42 から出力される。

【0096】

通常光モードでは、白色光を照射して撮像素子 21 で撮像され、プロセッサ装置 14 で前処理及び通常光画像処理がなされた表示画像信号に基づく通常観察用画像が、モニタ 38 に、ソフトコピー画像として表示される。特殊光モードでは、白色光に加え、特殊光を照射して撮像素子 21 で撮像され、プロセッサ装置 14 で前処理及び特殊光画像処理がなされた表示画像信号に基づく特殊光観察画像が、モニタ 38 にソフトコピー画像として表示される。

10

【0097】

記録装置 42 も、通常光モードでは、白色光を照射して得られた通常観察画像をハードコピー画像として出力し、特殊光モードでは、白色光及び特殊光を照射して得られた特殊光観察画像をハードコピー画像として出力する。なお、必要に応じて、画像表示信号生成部 66 で生成された表示画像信号は、画像情報として、図示しないが、メモリやストレージ装置からなる記憶部に記憶されても良い。

【0098】

一方、モード切替部（入力部）40 は、通常光モードと特殊光モードとを切り替えるためのモード切替ボタンを有し、モード切替部 40 からのモード切替信号は、光源装置 16 の光源制御部 48 に入力される。ここで、モード切替部 40 は、入出力部（図 4 ではモニタ 38，記録装置 42，モード切替部 40）の入力部 40 として配置されているが、プロセッサ装置 14、電子内視鏡 12 の操作部、または光源装置 16 に配置されてもよい。なお、モード切替部 40 からの切替信号は、光源制御部 48 及び画像処理切替部 60 へ出力される。

20

【0099】

次に、上述した構成の実施形態における内視鏡システムの動作を、図 7 及び図 8 を用いて説明する。本実施形態においては、まず、通常光モードで通常光観察が行われているものとする。つまり、445LD35 が点灯され、白色光による撮像画像データについて、通常光画像処理部 62 で通常光画像処理が行われている。

【0100】

ここで、図 7 に示す処理手順の通り、ユーザによって特殊光モードへの切替が行われる。ユーザがモード切替部 40 を操作することでモード切替信号（特殊光 ON）が出力され、画像処理切替部 60 における画像処理が特殊光モードに切り替えられる（ステップ S10）。

30

【0101】

特殊光モードに切り替えられると、次のステップ S20 で、光源の光量調整が行われる。この光源からの出射光量の調整は、内視鏡先端と被写体との位置関係の変化に応じて常に行われる必要がある。図 8 は、内視鏡先端と被写体との位置を固定した際における光量調整の詳細処理手順を示すフローチャートである。

【0102】

まず最初に、図 8 のステップ S120 で、青紫色レーザ光（405LD）33 から所定量の狭帯域光（405nm）が出射され、内視鏡先端より被写体に向けて、照明光として狭帯域光（405nm）およびその励起発光光（蛍光体 23 の蛍光）が照射される。照射された照明光は、被写体で反射され、撮像素子 21 によりその戻り光が撮像画像情報として取得される（ステップ S122）。

40

【0103】

撮像時画像情報が取得されると、撮像画像情報は、CDS・AGC 44、A/D 変換部 46 を経て、光量算出部 50 へ出力され、撮像素子 21 における戻り光の光量（該撮像画像の輝度値）が算出される（ステップ S124）。算出された戻り光の光量は、光源制御部 48 へ出力される。

50

【0104】

光源制御部48は、光量割合算出部56で算出された光量に基づいて、光量が足りているか否か、つまり戻り光の光量が所定値以上か否かの判定を行う（ステップS126）。光量が足りている場合、その位置での照射光量に変更する必要がなく、光源の光量調整は行われず、図7の被写体撮像処理（ステップS30）に進む。もちろん、光量が多すぎて撮像素子21がオーバーフローを起こすような場合には、405LD33に流れる駆動電流の電流値を減少させる制御を行う。

【0105】

また、光量が足りない場合、光源制御部48は、405LD33に流れる駆動電流の電流値から、405LD33の出力が最大か否かを判定する（ステップS128）。 10

【0106】

405LDの出力が最大でない場合、光源制御部48は405LD33の出力（駆動電流の電流値）を所定量上げ（ステップS130）、再度、光量の算出（ステップS124）を行う。

【0107】

また、405LD33の出力が最大の場合、光源制御部48は、青色レーザ光源（445LD）35が点灯しているか否かを判定する（ステップS132）。445LD35が点灯していない場合、445LD35を点灯して（ステップS134）、再度、光量の算出（ステップS124）を行う。445LD35が点灯すると、照明光として狭帯域光（405nm）及びその励起発光光に重畳して、狭帯域光（445nm）及びその励起発光光が内視鏡先端より被写体に照射される。 20

【0108】

また、445LD35が既に点灯している場合には、445LD35の出力を上げ（ステップS136）、再度、光量の算出（ステップS124）を行う。こうして撮像素子21における戻り光の光量が所定値以上になるまで、図8のステップに基づいて、出射光量の調整を行う。

【0109】

なお、図8の処理手順には記載していないが、445LD35の出力を最大としても光量が足りない場合には、そのまま、図7に示す被写体の撮像処理（ステップS30）を行うか、内視鏡先端と被写体との位置を再度調整し、内視鏡先端を被写体に近づける。 30

【0110】

ここでは、内視鏡先端と被写体との位置を固定した場合の光量調整の動作について説明したが、前述のとおり、光源からの出射光量を固定し、内視鏡先端と被写体との位置を変更してもよい。その場合、前述のとおり、405LD33の出射光量を所定値とし、445LD35を停止して、内視鏡先端と被写体との位置関係を変更する場合と、405LD33の出射光量を最大とし、445LD35の出射光量を所定値として、内視鏡先端と被写体との位置関係を変更する場合との2つの動作が考えられる。

【0111】

405LD33のみを用いる場合は、主に内視鏡先端と被写体との位置を近くして撮像を行う場合に用いられ、405LD33の出射光量を最大とし、445LD35の出射光量を所定値とする場合は、主に、内視鏡先端と被写体との位置を遠くして撮像を行う場合に用いられる。 40

【0112】

光量の調整（図7のステップS20）が行われると、次に、ステップS30で、被写体の撮像が行われ、撮像素子21により、撮像画像情報が取得される。撮像画像情報は、前述のとおり、CDS・AGC44、A/D変換器36により適宜処理され、光量割合算出部56へ出力される。

【0113】

光量割合算出部56では、撮像画像情報から、B光の光量及びG光の光量のそれぞれが算出され、光量割合算出部56へ出力される（ステップS32）。また、撮像画像情報は 50

、撮像画像信号として、DSP 52、ノイズ除去回路 54 を通って特殊光画像処理部 64 へ出力される。

【0114】

光量割合算出部 56 では、光源制御部 48 から 405LD33 の出射光量及び 445LD35 の出射光量の情報を取得し、405LD33 と 445LD35 との光量割合を算出する（ステップ S34）。算出された光量割合は、特殊光画像処理部 64 の特殊光色変換部 74 へ出力される。

【0115】

特殊光画像処理部 64 の特殊光色変換部 74 は、算出された光量割合の情報と、色変換係数テーブル 80 とから、特殊光色変換に用いる色変換係数 KR、KG、KB を決定する（ステップ S36）と共に、特殊光画像処理部 64 へ入力された撮像画像信号は特殊光画像データに変換される（ステップ S38）。なお、特殊光色変換前に、フレーム加算処理等の画像強調処理が行われてもよい。

【0116】

次のステップ S40 では、ステップ S38 の特殊光画像データにステップ S36 の色変換係数を適用して擬似カラー画像（RGB 画像データ）に変換する。そして、この RGB 画像データに対して、色彩強調部 76 及び構造強調部 78 が各種画像処理を施し（ステップ S42）た後、画像表示信号生成部 66 へ出力されて画像表示信号が生成される（ステップ S44）。最後のステップ 46 で、この画像表示信号は、特殊光画像としてモニタ 38 で表示され、記録装置 42 に記録され、この処理手順を終了する。

【0117】

以上、特殊光観察を行う内視鏡システム 10 の構成及び動作を詳述したが、レーザ光源 33、35 のうち、使用頻度の高い光源 35（35a、35b）が使用中に経年劣化で消灯してしまう虞がある。

【0118】

上述した様に、本実施形態では、主灯 35a と予備灯 35b とを同時に並列で使用しているため、両灯 35a、35b の使用期間は同じであり、同じ様に経年劣化する。そこで、本実施形態では、主灯 35a と予備灯 35b の夫々の経年劣化の程度を検出し、経年劣化の程度がより進んでいる方のレーザ光源について次の監視を行い、それに伴う後述の駆動制御を行う。

【0119】

図 9 は、レーザ光源の経年劣化の進行具合を説明するグラフである。レーザ光源は、使用年数が増えるに従って、徐々に発光効率（光源効率）が低下して行き、同じ電力を供給しても、暗くなっていく。光源効率がある程度低下し、図示する例では効率 75% に達した X 点に至ると、いきなり消灯してしまう。図 9 の上段グラフの横軸は、使用期間 t の対数をとっており、X 点に至るまでは数年（図示の例では 6 年としている。）かかる。

【0120】

この消灯に至る期間（点線円 F 内）を拡大したグラフが下段グラフであり、横軸は使用期間 t そのもので表している。使用期間 t を対数で表した上段グラフでは X 点から消灯に至るまで時間は無いが、実際には、下段グラフに示す様に、10 分程度の余裕がある。この 10 分も、光源個体差により数分の場合もあり、20 分、30 分の場合もあり、X 点に至った後、あとどれくらい消灯までに余裕があるかの予測はできない。X 点も、この例では効率 75% としているが、この X 点の効率が何%になるかも不明である。

【0121】

しかし、多数のレーザ光源の統計データをとることで、X 点となる範囲つまり危険範囲を精度良く定めることが可能である。そこで、本実施形態では、危険範囲となる上限の光源効率を、光源を延命する駆動制御の開始点 Y と定め、光源効率が低下して Y 点に達したとき、後述の光源延命駆動制御を行う。勿論、X 点を検出して光源延命駆動制御の開始点 Y としても良い。

【0122】

10

20

30

40

50

なお、上記の説明では、「光源効率」で説明したが、実際には、レーザ光源のアノード電位 V_A 、カソード電位 V_k 、順方向降下電圧 V_f 等により、光源延命駆動制御の開始点 Y を定める。

【0123】

図10(a)は、レーザ光源の劣化検出回路の説明図である。レーザ光源LDは、例えば定電流ドライバによって駆動される。そこで、劣化検出回路91は、レーザ光源LDのアノード電位 V_A とカソード電位 V_k とを検出し、両者間の差から順方向降下電圧 $V_f (= V_A - V_k)$ を求め、順方向降下電圧 V_f からレーザ光源LDの劣化の程度を判定する。この順方向降下電圧 V_f は、図10(b)に示す様に、図9のX点以降に急に増加するため、レーザ光源LDの劣化程度を検出可能である。

10

【0124】

図10(b)の例は、レーザ光源LDを定電流駆動する場合であるが、光出力を一定とするAPC(オートパワーコントロール)駆動の場合でもレーザ光源に流れる電流をアノード・カソード間電圧で除算した電流/電圧の値で光源劣化の程度を検出でき、定電圧駆動する場合でもレーザ光源に流れる電流値の上昇程度で光源劣化の程度を検出できる。

【0125】

図11は、光源が劣化して上述した光源延命の駆動制御開始時にモニタ38に表示する警告表示の例を示す図である。患者の体腔内に電子内視鏡12を挿入している医者等の内視鏡操作者は、モニタ38に表示されている観察画像92を注視している。このため、本実施形態では、観察画像92に重ねて「故障発生：直ぐにスコープを抜いて下さい」という警告を点滅させて表示する。これにより、医者等の内視鏡操作者は、直ちに電子内視鏡12の抜去作業に入ることになる。

20

【0126】

このとき、図9で説明した様に、10分程度で光源が消灯してしまう。体腔内は曲がりくねっているため、照明光がなくなると電子内視鏡12の抜去作業がしづらくなる。そこで、光源の寿命を少しでも長く保ち、照明光を確保する駆動制御を開始する。

【0127】

尤も、寿命が間近に迫った光源は光源35a, 35bのいずれか一方であり、別光源33a, 33bもあるため、照明光が完全になくなる事態は起きないが、発光量の大きい光源35a, 35bの一方が消灯してしまう事態が目前に迫った場合には、電子内視鏡12の抜去作業を優先させるべく警告表示する。

30

【0128】

図12は、寿命が目前に迫った光源の照明光を確保する駆動制御の説明図であり、この例では、撮像素子21としてCMOS型を用いた例を示している。寿命がまだあるCMOS型の撮像素子21では、例えば〔1/30〕秒毎に1フレームの被写体画像を撮像しており、通常、ローリングシャッタ駆動される。ローリングシャッタ駆動では、被写体を動画像として撮像しており、各画素行毎に、少しずつ露光期間(ある画素行にリセット信号201を印加するタイミングから、この画素行の画素信号を読み出す読出信号202を印加するタイミングまで)をずらしながら各画素行順に被写体画像の撮像を行っている。

【0129】

レーザ光源33, 35の寿命は、発光時間(点灯期間)の積算値に依存するため、発光時間を短くして長寿命化を図るために、図12(a)に示す様に、各フレーム画像を撮像するときに、最初の画素行の露光開始(リセット信号201)から最後の画素行の読出信号202まで期間だけ、レーザ光源33, 35をオンとし、それ以外の期間はレーザ光源33, 35をオフとする駆動が行われる。

40

【0130】

今、レーザ光源35a, 35bのいずれか一方の寿命が差し迫った状態になったとき、上述した様に、短期間に消灯してしまう虞がある。本実施形態では、この短い寿命をなるべく長く維持して電子内視鏡12を患者の体腔内から引き抜くまで照明光を確保する制御を行う。

50

【0131】

そこで、通常は図12(a)に示す様に、露光期間が〔1/30〕秒近くの1フレーム画像を1秒間に30フレーム撮像していたものを、図12(b)に示す様にフレームレートを落とし、この例では、1フレーム期間〔1/30〕秒置き即ち、1秒間に15フレームの被写体画像を撮像する様にする。そして、撮像していない期間のレーザ光源33, 35をオフとする。これにより、寿命が差し迫ったレーザ光源の残りの寿命を延ばすことが可能となる。この例では、フレームレート「30」をフレームレート「15」に落としたが、勿論「10」等、それ以下にフレームレートを落とすことで、延命時間を延ばすことが可能となる。

【0132】

図13は、寿命が目前に迫った光源の照明光を確保する別実施形態の駆動制御の説明図である。図13(a)は図12(a)と同じ図であり、図13(b)との比較のために図示している。図12の実施形態ではフレームレートを落としたが、この実施形態では、フレームレートは落とさずに、図13(b)に示す様に、1フレーム画像を撮像するときの露光期間、即ち、レーザ光源35をオンにする期間を短くしている。この実施形態によっても、寿命が差し迫ったレーザ光源35を延命させることが可能となる。

【0133】

本実施形態では、各フレーム画像の露光期間を短時間としたため、そのままだと暗い画像が撮像されることになる。被写体の綺麗な画像を撮像するのが目的ではなく、電子内視鏡12の抜去作業のための照明光確保が目的であるため、画質が劣化しても問題はない。このため、本実施形態では、撮像され固体撮像素子21から出力された信号を、図4のCDS・AGC44により増幅すれば、明るく見易い画像を得ることが可能となる。

【0134】

以上述べた実施形態では、図12のフレームレートの低減と、図13の露光期間の短時間化及びAGC44による増幅とを別々に説明したが、勿論、両者を併用することで、更にレーザ光源の延命を図ることが可能となる。

【0135】

この様に、レーザ光源35a, 35bのいずれか一方の寿命が差し迫った状態となっても、電子内視鏡12を患者の体腔内から抜去するまでの間、照明光を確保することが可能となり、迅速な抜去作業が可能となる。

【0136】

また、上述した駆動制御を実行したにもかかわらず、悪い方のレーザ光源（例えば35bとする）が完全に消灯してしまっても、並列に使用している残りのレーザ光源35aがまだ点灯している確率は高く、照明光は確保可能である。この場合、照明光の光量は半減するが、明るい画像が必要ならば、AGC44で固体撮像素子21の出力信号を増幅すれば良い。

【0137】

この抜去作業中に、2つのレーザ光源35a, 35bが共に完全に消灯してしまった場合でも、別のレーザ光源33a(33b)が点灯している可能性は高い。つまり、4つ（または3つ）のレーザ光源が全て同時に故障してしまう確率は低い。このため、この場合には、レーザ光源35a, 35bよりは暗い照明光ではあるが、レーザ光源33a(33b)からの照明光を用いて抜去作業を継続する。暗い照明光のため、AGC44の増幅率を上げ、また、撮像画像をモノクロ画像とすることで見易い画像とすることができる。更に、シャッタ期間（露光期間）を延ばすことで、少しでも明るい画像を確保し、抜去作業を助けることが可能である。

【0138】

以上述べた実施形態は、明るい照明光を発光するレーザ光源35a, 35bのいずれか一方の寿命が差し迫った場合を説明したが、特殊光観察を行うためのレーザ光源33a, 33bの寿命が尽きる場合もある。この場合、レーザ光源35a, 35bの寿命がまだ十分に残っているのであれば、特殊光観察モードを禁止するだけで済む。特殊光観察モード

10

20

30

40

50

の禁止は、例えば図 1 1 のモニタ画面に「特殊光観察モード禁止」の文字を点滅表示すれば良い。

【0 1 3 9】

なお、図 1 2, 図 1 3 の例は、撮像素子 2 1 が C M O S 型の例であるが、C C D 型であっても、フレームレートを任意に落としたり、露光期間を任意に短縮したり、A G C 4 4 で増幅率を任意に変更することは可能である。

【0 1 4 0】

以上述べた様に、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、先端部から被写体に対して照明光を照射し、該被写体からの光を受光する固体撮像素子を前記先端部に搭載した電子内視鏡と、半導体発光素子でなる複数系統の光源を搭載し、該光源の発光光を前記電子内視鏡に導入し、該発光光を前記照明光として前記被写体に対して照射する光源装置とを備える内視鏡システムであって、前記複数系統の光源のうち少なくとも 1 つの系統の光源が、点灯中に消灯危険レベルまで劣化したとき、前記固体撮像素子の駆動モードを変更して、前記光源の点灯時間を前記消灯危険レベルまで劣化する前の点灯時間に比べて短くすることを特徴とする。

10

【0 1 4 1】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記固体撮像素子のフレームレートを、前記消灯危険レベルまで劣化する前のフレームレートに比較して低下させることで前記駆動モードを変更することを特徴とする。

【0 1 4 2】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記固体撮像素子の露光期間を、前記消灯危険レベルまで劣化する前の露光期間に比べて短期間にすることで前記駆動モードを変更し、該露光期間のみ前記光源を点灯することを特徴とする。

20

【0 1 4 3】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記露光期間を短期間にしたとき、前記固体撮像素子から出力される信号の増幅率を上げることを特徴とする。

【0 1 4 4】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記駆動モードを変更するとき前記固体撮像素子の撮像画像を表示するモニタ画面に警告表示を行うことを特徴とする。

【0 1 4 5】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記光源として、第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの光源を備え、該光源の発光光を受光して黄色光の蛍光を発光する蛍光体が前記電子内視鏡の前記先端部に内蔵されることを特徴とする。

30

【0 1 4 6】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記光源として、前記第 1 波長域の光を発光する光源の他に、該第 1 波長域の光よりも前記蛍光の発光量が少ない第 2 波長域の光を発光する光源を備え、前記第 1 波長域の光を発光する少なくとも 2 つの前記光源がいずれも劣化によって消灯してしまった場合には前記第 2 波長域の光を前記照明光にすると共に、該消灯の前後において、前記固体撮像素子から出力される撮像画像信号の画像処理を切り替えて撮像画像の色バランスを変更することを特徴とする。

40

【0 1 4 7】

以上述べた実施形態によれば、光源が劣化して消灯間近になったときでも、消灯までの時間を延命させて照明を行う駆動ができ、電子内視鏡を迅速に体腔内から抜去することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【0 1 4 8】

本発明に係る内視鏡システムは、光源が経年劣化して消灯間近であっても、消灯に至るまでの寿命を少しでも延命できるため、半導体発光素子を光源とする内視鏡システムに適用すると有用である。

【符号の説明】

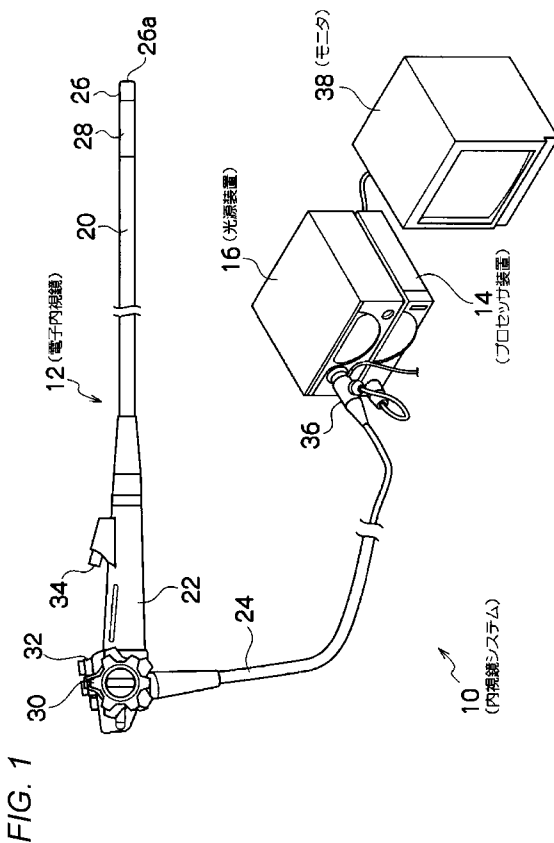
50

【 0 1 4 9 】

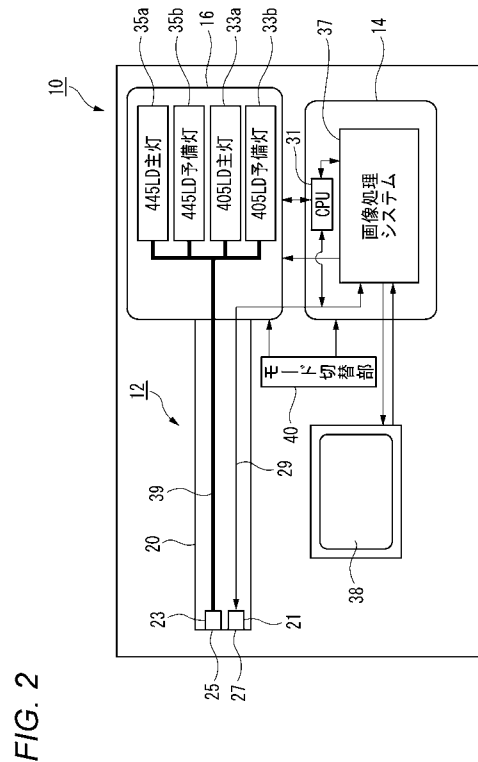
- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 電子内視鏡（スコープ）
- 1 4 プロセッサ装置
- 1 6 光源装置
- 2 1 撮像素子
- 2 3 蛍光体
- 2 5 照明窓
- 2 6 先端部
- 2 7 照明窓
- 3 1 C P U
- 3 3 a, 3 3 b 波長 4 0 5 n m のレーザ光発光光源
- 3 5 a, 3 5 b 波長 4 4 5 n m のレーザ光発光光源
- 3 7 画像処理システム
- 3 8 モニタ
- 2 0 1 シャッタ（リセット）パルス
- 2 0 2 読出パルス

10

【 図 1 】

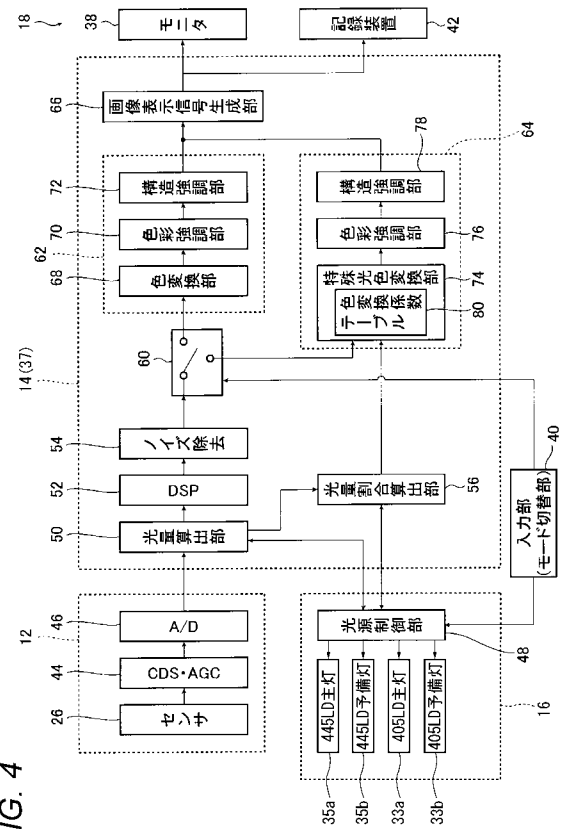


【 図 2 】



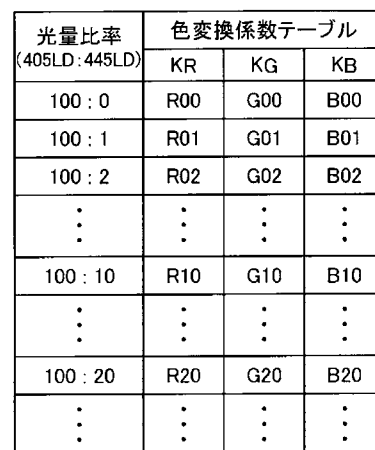
【図 4】

FIG. 4



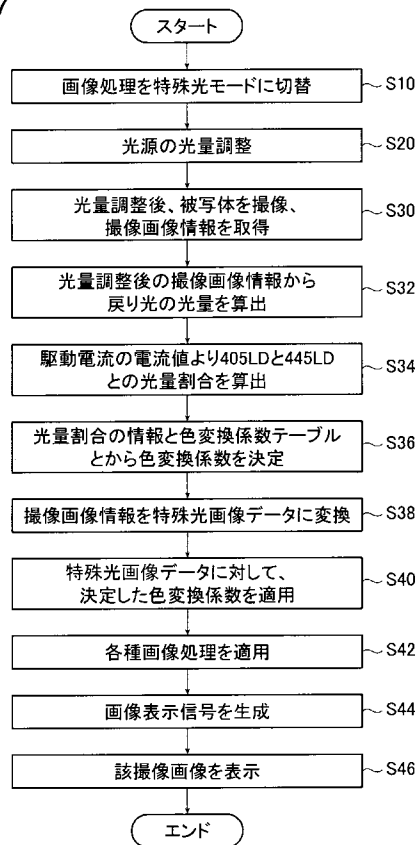
【図 6】

FIG. 6



【図 7】

FIG. 7



【図 8】

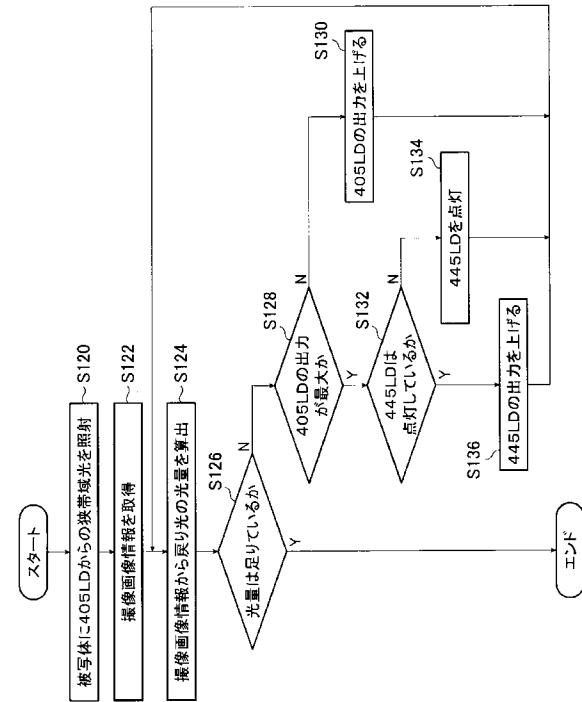
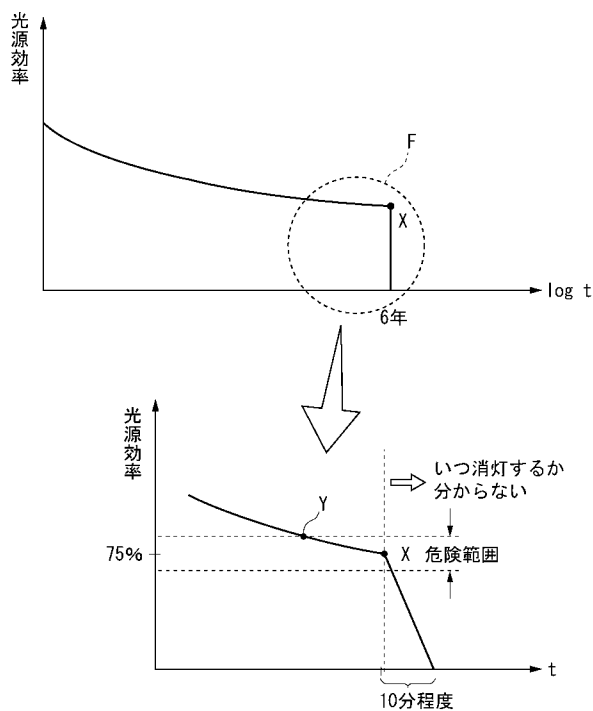


FIG. 8

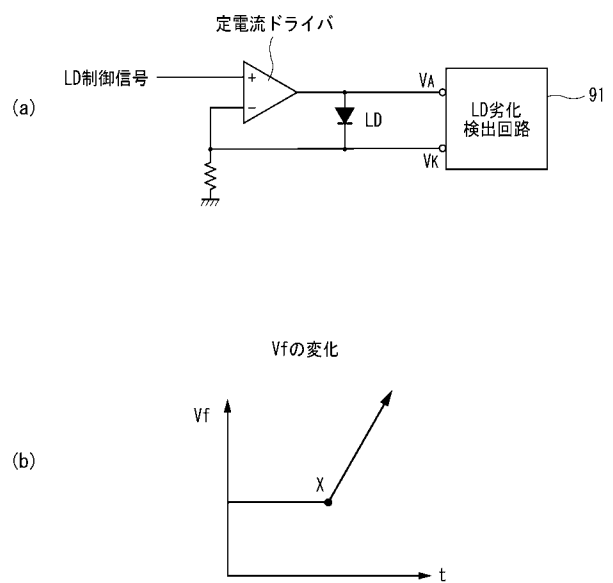
【図 9】

FIG. 9



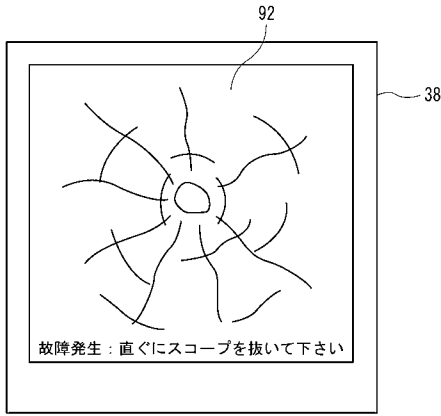
【図 10】

FIG. 10



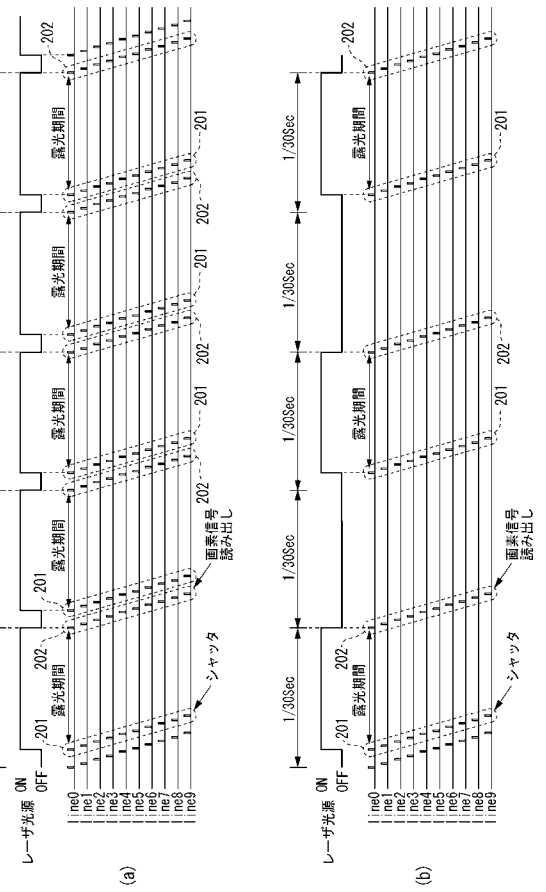
【図 1 1】

FIG. 11



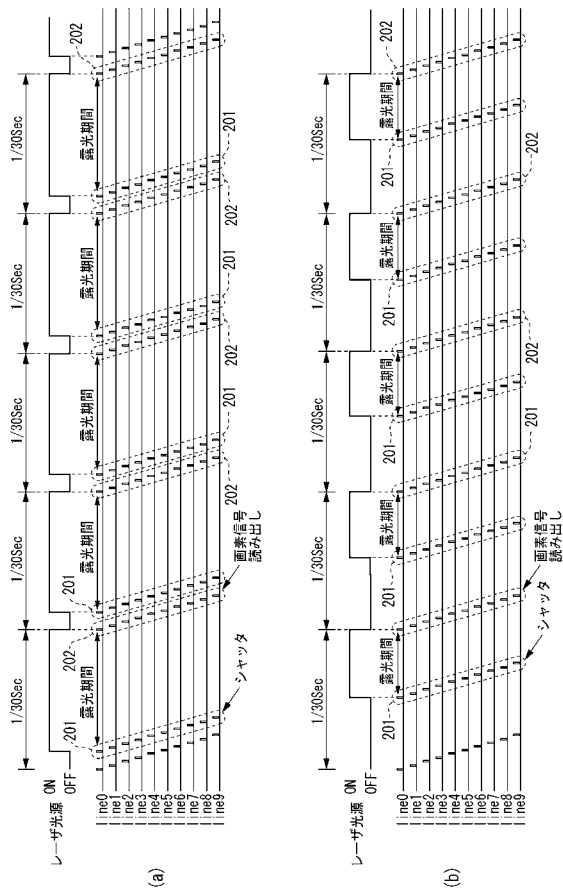
【図 1 2】

FIG. 12



【図 1 3】

FIG. 13



专利名称(译)	内窥镜系统及其驱动方法		
公开(公告)号	JP2012217484A	公开(公告)日	2012-11-12
申请号	JP2011083108	申请日	2011-04-04
[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	瀬戸康宏		
发明人	瀬戸 康宏		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/04.362.A G02B23/24.B G02B23/26 A61B1/00.300.Y A61B1/00.710 A61B1/00.731 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/045.631 A61B1/045.632 A61B1/06.A A61B1/06.610 A61B1/06.614 A61B1/07.730 A61B1/07.736		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/FF40 4C161/FF47 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN07 4C161/QQ02 4C161/QQ04 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR11 4C161/RR23 4C161/SS21 4C161/TT13 4C161/WW18 4C161/YY03 4C161/YY12		
其他公开文献	JP5647930B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：延长内窥镜系统的光源寿命，直到在照明期间关闭光源，即使光源变坏也是如此。 解决方案：电子内窥镜安装在远端，该电子内窥镜具有用于向对象照射照明光并从对象接收光的固态成像装置，并且该半导体内窥镜具有多个半导体发光装置的光源。 1。一种内窥镜系统，其包括：光源装置，该光源装置被安装，将光源的发射光引入电子内窥镜，并且将发射光作为照明光照射到被检体。当至少一个光源的光源恶化到在照明期间熄灭的危险程度时，固态成像装置的驱动模式被改变（图12（a）→图12（b）），使点亮时间短于恶化到熄灭危险水平之前的点亮时间。[选择图]图12

