

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5897673号
(P5897673)

(45) 発行日 平成28年3月30日(2016.3.30)

(24) 登録日 平成28年3月11日(2016.3.11)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 2

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 12 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2014-186010 (P2014-186010)
 (22) 出願日 平成26年9月12日(2014.9.12)
 (62) 分割の表示 特願2011-83107 (P2011-83107)
 の分割
 原出願日 平成23年4月4日(2011.4.4)
 (65) 公開番号 特開2014-240021 (P2014-240021A)
 (43) 公開日 平成26年12月25日(2014.12.25)
 審査請求日 平成26年9月12日(2014.9.12)

(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26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
 (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 島田 保

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム及びその駆動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

先端部に被写体に対して照明光を照射する照明窓が設けられ、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、

前記照明光としての白色光と狭帯域光を生成するための複数の半導体発光素子を有する光源装置と、

前記固体撮像素子からの撮像画像信号に基づいて、表示画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示画像信号に基づく画像を表示するモニタと、を備えた内視鏡システムであって、

前記光源装置の半導体発光素子のいずれもが故障していない場合、

前記光源装置は、通常観察モード時に白色光を生成するための半導体発光素子を発光させ、特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための半導体発光素子を発光させ、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置は、前記特殊光観察モード時に発光させる狭帯域光を生成するための半導体発光素子によって代替させ、

前記画像処理部は、前記代替前後における画像処理を切り替えて前記表示画像信号の色味変化を抑制する内視鏡システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡システムであって、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、前記モニタに警告表示を行う内視鏡システム。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の内視鏡システムであって、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の全てが故障した場合、前記モニタに、前記電子内視鏡の体腔内からの抜去を指示する警告表示を行う内視鏡システム。

【請求項 4】

請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡システムであって、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記特殊光観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置は、前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子によって代替させる内視鏡システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の内視鏡システムであって、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記特殊光観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、前記モニタに、前記特殊光観察モード時に支障が生じる旨の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、

前記複数の半導体発光素子は、前記通常観察モード時に白色光を生成するための、第 1 波長域の光を発光する半導体発光素子と、前記特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための、前記第 1 波長域と異なる第 2 波長域の光を発光する半導体発光素子とを含む内視鏡システム。

【請求項 7】

先端部に被写体に対して照明光を照射する照明窓が設けられ、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、

前記照明光としての白色光と狭帯域光を生成するための複数の半導体発光素子を有する光源装置と、

前記固体撮像素子からの撮像画像信号に基づいて、表示画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示画像信号に基づく画像を表示するモニタと、

制御手段と、を備えた内視鏡システムの駆動方法であって、

前記制御手段が、

前記光源装置の半導体発光素子のいずれもが故障していない場合、

前記光源装置を制御して、通常観察モード時に白色光を生成するための半導体発光素子が発光させ、特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための半導体発光素子が発光させ、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置を制御して、前記特殊光観察モード時に発光させる狭帯域光を生成するための半導体発光素子によって代替させ、

前記画像処理部を制御して、前記代替前後における画像処理を切り替えて前記表示画像信号の色味変化を抑制させる内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の内視鏡システムの駆動方法であって、

前記制御手段は、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、前記モニタに警告表示を行わせる内視鏡システムの駆

10

20

30

40

50

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、

前記制御手段は、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の全てが故障した場合、前記モニタに、前記電子内視鏡の体腔内からの抜去を指示する警告表示を行わせる内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 10】

請求項 7 乃至請求項 9 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、

前記制御手段は、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記特殊光観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置を制御して、前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子によって代替させ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、

前記制御手段は、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記特殊光観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、前記モニタに、前記特殊光観察モード時に支障が生じる旨の警告表示を行わせる内視鏡システムの駆動方法。

【請求項 12】

請求項 7 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、

前記複数の半導体発光素子は、前記通常観察モード時に白色光を生成するための、第 1 波長域の光を発光する半導体発光素子と、前記特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための、前記第 1 波長域と異なる第 2 波長域の光を発光する半導体発光素子とを含む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、複数灯用意された複数光源のうちのいずれかの光源が消灯した場合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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

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。

10

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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 C C D 型，C M O S 型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。

【 0 0 1 0 】

20

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。

【 0 0 1 1 】

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。

30

【 0 0 1 2 】

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、R G B 3 c h（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。

【 0 0 1 3 】

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、R G B 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 R G B 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。

40

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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

50

、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。

【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、従来は、例えば下記の特許文献3に記載されている様に、特殊光観察中に特殊光の発光光源に異常が生じたとき、自動的に通常光（擬似白色光）による観察に切り替わるようにしている。

【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2005—204910号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

特殊光観察を行う内視鏡システムでは、発光波長の異なる複数の光源を用いるほか、同一波長の照明光を発光する光源も、故障に備えて主灯と予備灯を設けるのが普通である。

【0020】

内視鏡システムの使用中にいずれかの光源が故障によって消灯した場合、観察を中断して電子内視鏡を患者の体腔内から抜去して、故障光源を正常品に交換した後に再び内視鏡による検査を行うのでは、患者の負担が増してしまう。

【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、内視鏡による検査中にいずれかの光源が故障によって消灯しても、なるべく他灯を用いて観察を継続し、患者への負担を軽減するのが好ましい。

【0023】

しかし、故障した光源の数や種別によっては観察を継続できない場合もあり、また、故障した光源に代替させる光源の発光波長や光量が故障前に比べて変動すると、観察画像の色味が変化してしまうという問題もある。

【0024】

本発明の目的は、光源のいずれかが故障等で消灯しても、観察を継続して患者への負担軽減を図ることが可能な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】

【0025】

本発明の内視鏡システムは、先端部に被写体に対して照明光を照射する照明窓が設けられ、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、

前記照明光としての白色光と狭帯域光を生成するための複数の半導体発光素子を有する光源装置と、

10

20

30

40

50

前記固体撮像素子からの撮像画像信号に基づいて、表示画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示画像信号に基づく画像を表示するモニタと、を備えた内視鏡システムであって、

前記光源装置の半導体発光素子のいずれもが故障していない場合、

前記光源装置は、通常観察モード時に白色光を生成するための半導体発光素子を発光させ、特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための半導体発光素子を発光させ、

前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置は、前記特殊光観察モード時に発光させる狭帯域光を生成するための半導体発光素子によって代替させ、

前記画像処理部は、前記代替前後における画像処理を切り替えて前記表示画像信号の色味変化を抑制する内視鏡システムである。

また、本発明の内視鏡システムの駆動方法は、先端部に被写体に対して照明光を照射する照明窓が設けられ、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、

前記照明光としての白色光と狭帯域光を生成するための複数の半導体発光素子を有する光源装置と、

前記固体撮像素子からの撮像画像信号に基づいて、表示画像信号を生成する画像処理部と、

前記表示画像信号に基づく画像を表示するモニタと、

制御手段と、を備えた内視鏡システムの駆動方法であって、

前記制御手段が、

前記光源装置の半導体発光素子のいずれもが故障していない場合、

前記光源装置を制御して、通常観察モード時に白色光を生成するための半導体発光素子を発光させ、特殊光観察モード時に狭帯域光を生成するための半導体発光素子を発光させ

、前記複数の半導体発光素子のうちの前記通常観察モード時に発光させる半導体発光素子の少なくとも一つが故障した場合、

前記光源装置を制御して、前記特殊光観察モード時に発光させる狭帯域光を生成するための半導体発光素子によって代替させ、

前記画像処理部を制御して、前記代替前後における画像処理を切り替えて前記表示画像信号の色味変化を抑制させる内視鏡システムの駆動方法である。

【発明の効果】

【0026】

本発明によれば、複数の光源のうちいずれかが故障又は劣化によって消灯しても、他の光源によって代替させて観察を継続でき、患者への負担を軽減することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

【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】レーザ光源の故障検出回路の説明図である。

【図 10】本発明の実施形態に係る光源の故障パターンに対する観察モード制限を例示する図である。

【図 11】光源に故障が発生したときモニタに表示する警告表示の一例を示す図である。

【図 12】光源に故障が発生したときモニタに表示する警告表示の他の例を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0028】

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。

【0029】

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。

20

【0030】

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。

【0031】

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。

30

【0032】

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。

【0033】

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。

40

【0034】

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、CPU 31 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。

【0035】

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。

50

【 0 0 3 6 】

電子内視鏡 1 2 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 2 5 と、受光窓 2 7 とが設けられており、照明窓 2 5 の内側に蛍光体 2 3 が内蔵されると共に、受光窓 2 7 の内側に撮像素子 2 1 が設けられる。撮像素子 2 1 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、R G B のカラーフィルタが例えばベイヤ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。

【 0 0 3 7 】

照明窓 2 5 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 2 7 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。

10

【 0 0 3 8 】

光源装置 1 6 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 4 0 5 n m の青紫色レーザ光源（4 0 5 L D ）3 3 a , 3 3 b 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 4 4 5 n m の青色レーザ光源（4 4 5 L D ）3 5 a , 3 5 b とを発光源として備えている。

【 0 0 3 9 】

青紫色レーザ光源 3 3 a , 青色レーザ光源 3 5 a が夫々の波長の主灯として用いられ、青紫色レーザ光源 3 3 b , 青色レーザ光源 3 5 b 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、主灯と予備灯とを同時並列で用いる。同時並列で使用すると、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、同時並列使用のため、明るい光源となる。なお、青紫レーザ光源については、予備灯 3 3 b を設けない場合もあるが、本実施形態では、予備灯 3 3 b を備える例で説明する。

20

【 0 0 4 0 】

青紫色レーザ光源 3 3 a , 3 3 b からの中心波長 4 0 5 n m 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。

【 0 0 4 1 】

これら各光源 3 3 a , 3 3 b , 3 5 a , 3 5 b の半導体発光素子からの発光は、光源制御部 4 8 （図 4 参照）により個別に制御されており、各光源 3 3 a , 3 3 b , 3 5 a , 3 5 b の発光条件、すなわち青紫色レーザ光源 3 3 a , 3 3 b の出射光と、青色レーザ光源 3 5 a , 3 5 b の出射光の光量割合は、変更自在になっている。

30

【 0 0 4 2 】

青紫色レーザ光源 3 3 a , 3 3 b 及び青色レーザ光源 3 5 a , 3 5 b は、ブロードエリア型の I n G a N 系レーザダイオードが利用でき、また、I n G a N A s 系レーザダイオードや G a N A s 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。

【 0 0 4 3 】

これら各光源 3 3 a , 3 3 b , 3 5 a , 3 5 b 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 3 9 に入力され、合波器（図示せず）を介してコネクタ 3 6 に伝送される。合波器を用いずに各光源 3 3 a , 3 3 b , 3 5 a , 3 5 b からの各レーザ光を直接コネクタ 3 6 に送出する構成とすることも可能である。

40

【 0 0 4 4 】

中心波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光及び中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光が合波され、コネクタ 3 6 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 3 9 によって、それぞれ電子内視鏡 1 2 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 1 2 の先端の、ライトガイド 3 9 の光出射端と照明窓 2 5 との間に配置された波長変換部材である蛍光体 2 3 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 2 3 を透過する。

50

【 0 0 4 5 】

一方、青紫色レーザー光は、その一部は蛍光体 2 3 を励起させるが、大部分は蛍光体 2 3 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。

【 0 0 4 6 】

なお、合波したレーザー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ー光を別々のライトガイドを通して電子内視鏡 1 2 の先端部に伝播し、受光窓 2 7 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。

【 0 0 4 7 】

ライトガイド 3 9 は、マルチモードファイバであり、一例として、コア径 1 0 5 μm 、クラッド径 1 2 5 μm 、外皮となる保護層を含めた径が ϕ 0 . 3 ~ 0 . 5 mm の細径なファイバケーブルを使用できる。

【 0 0 4 8 】

蛍光体 2 3 は、青色レーザー光及び青紫色レーザー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 Y A G 系蛍光体、或いは B A M (B a M g A l ₁₀ O ₁₇) 等の蛍光体）を含んで構成される。これにより、青色レーザー光及び青紫色レーザー光を励起光とする緑色～黄色の励起光と、蛍光体 2 3 により吸収されずに透過した青色レーザー光及び青紫色レーザー光とが合わされて、白色（疑似白色）の照明光となる。

【 0 0 4 9 】

本実施形態のように、中心波長 4 4 5 nm の青色レーザー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。

【 0 0 5 0 】

上記の蛍光体 2 3 は、レーザー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 2 3 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。

【 0 0 5 1 】

図 3 は、青紫色レーザー光源 3 3 a , 3 3 b からの青紫色レーザー光と、青色レーザー光源 3 5 a , 3 5 b からの青色レーザー光及び青色レーザー光が蛍光体 2 3 により波長変換された発光スペクトルとを示すグラフである。

【 0 0 5 2 】

青紫色レーザー光は、中心波長 4 0 5 nm 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、青色レーザー光は、中心波長 4 4 5 nm の輝線で表され、青色レーザー光による蛍光体 2 3 からの励起発光光は、概ね 4 5 0 nm ~ 7 0 0 nm の波長帯域で発光強度が増大する分光強度分布となる。

【 0 0 5 3 】

この励起発光光と青色レーザー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 2 3 は、青紫色レーザー光によっても励起され、青色レーザー光による場合の 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。

【 0 0 5 4 】

ここで、青紫色レーザー光源 3 3 a , 3 3 b から照射される中心波長 4 0 5 nm の青紫色レーザー光及びそれに伴う蛍光体 2 3 からの励起発光光は、4 0 5 nm 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 2 3 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。

【 0 0 5 5 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 0 5 6 】

また、青色レーザ光源 3 5 a , 3 5 b から照射される中心波長 4 4 5 n m の青色レーザ光及びそれに伴う蛍光体 2 3 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 2 3 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。

【 0 0 5 7 】

このため、青色レーザ光源 3 5 a , 3 5 b 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 3 3 a , 3 3 b 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。

10

【 0 0 5 8 】

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。

【 0 0 5 9 】

この内視鏡システム 1 0 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 4 8 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 1 0 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。

20

【 0 0 6 0 】

上述したように、青紫色レーザ光源（以下、4 0 5 L D という）3 3 a , 3 3 b 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 2 3 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、4 4 5 L D という）3 5 a , 3 5 b からの青色レーザ光と蛍光体 2 3 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 1 2 の先端部の照明窓 2 5 から被写体の被観察領域に向けて照射される。

【 0 0 6 1 】

30

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 2 7 を介して撮像素子 2 1 の受光面上に結像され、撮像素子 2 1 によって被観察領域が撮像される。撮像後に撮像素子 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。

【 0 0 6 2 】

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。

【 0 0 6 3 】

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。

40

【 0 0 6 4 】

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（C D S）処理や自動利得制御（A G C）処理を行うための C D S・A G C 回路 4 4 と、C D S・A G C 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

50

理システム 37 に入力される。

【0065】

また、光源装置 16 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。

【0066】

ここで、光源制御部 48 は、内視鏡システム 10 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。

10

【0067】

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。

【0068】

プロセッサ装置 14 の信号処理系は画像処理システム 37 (図 2 参照) で構成される。この画像処理システム 37 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。

20

【0069】

光量算出部 50 は、内視鏡 12 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 21 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。

【0070】

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 を纏めて光源 35 とする。

30

【0071】

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 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。

40

【0072】

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。

【0073】

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

50

において適宜必要な画像処理を行う必要がある。

【0074】

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。

【0075】

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。

【0076】

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。

【0077】

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の電気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。

【0078】

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に入力されたデジタル画像信号は、DSP52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。

【0079】

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。

【0080】

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。

【0081】

色変換部68は、前処理済のRGB3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。

【0082】

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

10

20

30

40

50

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。

【0083】

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。

【0084】

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。

【0085】

特殊光画像処理部64は、特殊光モードにおいて、405LD33からの青紫色レーザー光（プロファイルA）、並びに445LD35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。

【0086】

特殊光色変換部74は、入力された前処理済のRGB3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。

【0087】

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。

【0088】

【数1】

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

【0089】

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。

【0090】

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、...、G00、G01、G02、...、B00、B01、B02、...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。

【0091】

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

10

20

30

40

50

、 $K B$) = ($R 1 0$, $G 1 0$, $B 1 0$)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。

【 0 0 9 2 】

色彩強調部 7 6 は、色彩強調部 7 0 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。

【 0 0 9 3 】

構造強調部 7 8 は、構造強調部 7 2 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 7 8 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 6 4 から画像表示信号生成部 6 6 へ出力される。

【 0 0 9 4 】

また、前述のとおり、光量が足りず青色レーザ光源 (4 4 5 L D) 3 5 の出射光量を増加させた場合、撮像の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 6 4 は、色変換部 6 8 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。

【 0 0 9 5 】

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 2 1 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。

【 0 0 9 6 】

画像表示信号生成部 6 6 は、通常光モードでは通常光画像処理部 6 2 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 6 4 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、ソフトコピー画像としてモニタ 3 8 に表示され、また、記録装置 4 2 に対して出力される。記録装置 4 2 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 4 2 から出力される。

【 0 0 9 7 】

通常光モードでは、白色光を照射して撮像素子 2 1 で撮像され、プロセッサ装置 1 4 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 3 8 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 2 1 で撮像され、プロセッサ装置 1 4 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 3 8 にソフトコピー画像として表示される。

【 0 0 9 8 】

記録装置 4 2 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 6 6 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。

【 0 0 9 9 】

一方、モード切替部 (入力部) 4 0 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 4 0 からのモード切替信号は、光源装置 1 6 の光源制御部 4 8 に入力される。ここで、モード切替部 4 0 は、入出力部 (図 4 ではモニタ 3 8 , 記録装置 4 2 , モード切替部 4 0) の入力部 4 0 として配置されているが、プロセッサ装置 1 4 、電子内視鏡 1 2 の操作部、または光源装置 1 6 に配置されてもよい。な

10

20

30

40

50

お、モード切替部 4 0 からの切替信号は、光源制御部 4 8 及び画像処理切替部 6 0 へ出力される。

【 0 1 0 0 】

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、4 4 5 L D 3 5 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 6 2 で通常光画像処理が行われている。

【 0 1 0 1 】

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 4 0 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 6 0 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 S 1 0 ）。

10

【 0 1 0 2 】

特殊光モードに切り替えられると、次のステップ S 2 0 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。

【 0 1 0 3 】

まず最初に、図 8 のステップ S 1 2 0 で、青紫色レーザ光（4 0 5 L D ）3 3 から所定量の狭帯域光（4 0 5 nm）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（4 0 5 nm）およびその励起発光光（蛍光体 2 3 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 2 1 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 S 1 2 2 ）。

20

【 0 1 0 4 】

撮像時画像情報が取得されると、撮像画像情報は、C D S ・ A G C 4 4 、 A / D 変換部 4 6 を経て、光量算出部 5 0 へ出力され、撮像素子 2 1 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 S 1 2 4 ）。算出された戻り光の光量は、光源制御部 4 8 へ出力される。

【 0 1 0 5 】

光源制御部 4 8 は、光量割合算出部 5 6 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 S 1 2 6 ）。光量が足りている場合、その位置での照射光量は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 S 3 0 ）に進む。もちろん、光量が多すぎて撮像素子 2 1 がオーバーフローを起こすような場合には、4 0 5 L D 3 3 に流れる駆動電流の電流値を減少させる制御を行う。

30

【 0 1 0 6 】

また、光量が足りない場合、光源制御部 4 8 は、4 0 5 L D 3 3 に流れる駆動電流の電流値から、4 0 5 L D 3 3 の出力が最大か否かを判定する（ステップ S 1 2 8 ）。

【 0 1 0 7 】

4 0 5 L D の出力が最大でない場合、光源制御部 4 8 は 4 0 5 L D 3 3 の出力（駆動電流の電流値）を所定量上げ（ステップ S 1 3 0 ）、再度、光量の算出（ステップ S 1 2 4 ）を行う。

40

【 0 1 0 8 】

また、4 0 5 L D 3 3 の出力が最大の場合、光源制御部 4 8 は、青色レーザ光源（4 4 5 L D ）3 5 が点灯しているか否かを判定する（ステップ S 1 3 2 ）。4 4 5 L D 3 5 が点灯していない場合、4 4 5 L D 3 5 を点灯して（ステップ S 1 3 4 ）、再度、光量の算出（ステップ S 1 2 4 ）を行う。4 4 5 L D 3 5 が点灯すると、照明光として狭帯域光（4 0 5 nm）及びその励起発光光に重畳して、狭帯域光（4 4 5 nm）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。

【 0 1 0 9 】

50

また、4 4 5 L D 3 5 が既に点灯している場合には、4 4 5 L D 3 5 の出力を上げ（ステップ S 1 3 6）、再度、光量の算出（ステップ S 1 2 4）を行う。こうして撮像素子 2 1 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。

【0 1 1 0】

なお、図 8 の処理手順には記載していないが、4 4 5 L D 3 5 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 S 3 0）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。

【0 1 1 1】

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、4 0 5 L D 3 3 の出射光量を所定値とし、4 4 5 L D 3 5 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、4 0 5 L D 3 3 の出射光量を最大とし、4 4 5 L D 3 5 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。

【0 1 1 2】

4 0 5 L D 3 3 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、4 0 5 L D 3 3 の出射光量を最大とし、4 4 5 L D 3 5 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。

【0 1 1 3】

光量の調整（図 7 のステップ S 2 0）が行われると、次に、ステップ S 3 0 で、被写体の撮像が行われ、撮像素子 2 1 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、C D S ・ A G C 4 4 , A / D 変換器 3 6 により適宜処理され、光量割合算出部 5 6 へ出力される。

【0 1 1 4】

光量割合算出部 5 6 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 5 6 へ出力される（ステップ S 3 2）。また、撮像画像情報は、撮像画像信号として、D S P 5 2 , ノイズ除去回路 5 4 を通って特殊光画像処理部 6 4 へ出力される。

【0 1 1 5】

光量割合算出部 5 6 では、光源制御部 4 8 から 4 0 5 L D 3 3 の出射光量及び 4 4 5 L D 3 5 の出射光量の情報を取得し、4 0 5 L D 3 3 と 4 4 5 L D 3 5 との光量割合を算出する（ステップ S 3 4）。算出された光量割合は、特殊光画像処理部 6 4 の特殊光色変換部 7 4 へ出力される。

【0 1 1 6】

特殊光画像処理部 6 4 の特殊光色変換部 7 4 は、算出された光量割合の情報と、色変換係数テーブル 8 0 とから、特殊光色変換に用いる色変換係数 K R , K G , K B を決定する（ステップ S 3 6）と共に、特殊光画像処理部 6 4 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 S 3 8）。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。

【0 1 1 7】

次のステップ S 4 0 では、ステップ S 3 8 の特殊光画像データにステップ S 3 6 の色変換係数を適用して擬似カラー画像（R G B 画像データ）に変換する。そして、この R G B 画像データに対して、色彩強調部 7 6 及び構造強調部 7 8 が各種画像処理を施し（ステップ S 4 2）た後、画像表示信号生成部 6 6 へ出力されて画像表示信号が生成される（ステップ S 4 4）。最後のステップ 4 6 で、この画像表示信号は、特殊光画像としてモニタ 3 8 で表示され、記録装置 4 2 に記録され、この処理手順を終了する。

【0 1 1 8】

なお、上述した実施形態では、図 4 の画像処理切替部（スイッチ）6 0 で、通常光画像

10

20

30

40

50

処理部 6 2 と特殊光画像処理部 6 4 のいずれか一方を選択しているが、スイッチ 6 0 を高速にスイッチングさせることで、通常光の観察画像に特殊光の観察画像を重ねた観察画像をモニタ 3 8 に表示させることが可能となる。

【 0 1 1 9 】

以上述べた内視鏡システムでは、光源として、発光波長 4 0 5 n m の青紫色レーザ光源 3 3 a , 3 3 b の 2 灯と、発光波長 4 4 5 n m の青色レーザ光源 3 5 a , 3 5 b の 2 灯の、計 4 灯の光源が光源装置 1 6 内に設けられている。電子内視鏡 1 2 を患者の体腔内に挿入している最中に、いずれかの光源が故障により消灯してしまう虞がある。

【 0 1 2 0 】

光源に故障が発生した場合、電子内視鏡 1 2 を患者の体腔内から抜去してしまうことも可能であり、故障光源を他の正常光源で代替し、内視鏡による患者の検査を継続することも可能である。この判断は医者が行うことになるが、本実施形態の内視鏡システムでは、医者の判断を支援するために、いずれかの光源に異常が発生したとき、次の様な駆動制御を行う。

【 0 1 2 1 】

図 9 は、レーザ光源の故障検出回路の説明図である。各々のレーザ光源 L D は、例えば定電流ドライバによって駆動される。そこで、故障検出回路 9 1 は、レーザ光源 L D 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、電圧 V_k , V_A , V_f により、故障発生を検知する。例えば、 $V_A - V_k$ の場合は「ショート発生」、 $V_k = 0 \text{ V}$ で且つ $V_A - V_f$ の場合は「断線発生」と検知できる。

【 0 1 2 2 】

図 1 0 は、4 つの光源の故障パターン（正常（○）、異常（×））と観察モードの制限事項を示した図である。ここで、各発光波長の光源のうち主灯 3 3 a , 3 5 a を「L D 1」と標記し、予備灯 3 3 b , 3 5 b を「L D 2」と標記している。

【 0 1 2 3 】

故障パターン 1 は、波長 4 4 5 n m の 2 灯のうちいずれか 1 灯が故障し、波長 4 0 5 n m の 2 灯の両方が正常の場合であり、この場合には観察モード制限 A の駆動制御を実施する。

【 0 1 2 4 】

故障パターン 2 は、波長 4 4 5 n m の 2 灯が両方とも正常であり、波長 4 0 5 n m の 2 灯のうちいずれか 1 灯が故障した場合であり、この場合には観察モード制限 B の駆動制御を実施する。

【 0 1 2 5 】

故障パターン 3 は、波長 4 4 5 n m の 2 灯が両方とも故障した場合であり、この場合には観察モード制限 C の駆動制御を実施する。

【 0 1 2 6 】

故障パターン 4 は、波長 4 4 5 n m の 2 灯が共に正常であるが、波長 4 0 5 n m の 2 灯が共に故障した場合であり、この場合には観察モード制限 D の駆動制御を実施する。

【 0 1 2 7 】

故障パターン 5 は、波長 4 4 5 n m の 2 灯のうちの 1 灯が故障し、波長 4 0 5 n m の 2 灯のうちの 1 灯が故障した場合であり、この場合には観察モード制限 E の駆動制御を実施する。

【 0 1 2 8 】

観察モード制限 A の駆動制御は、次の様に行う。故障パターン 1 では、明るい光源である 4 4 5 n m のうちの 1 灯が故障したため、4 4 5 n m の光源は 1 灯しか使用できない。

【 0 1 2 9 】

図 1 1 は、故障パターン 1 の場合にモニタ 3 8 の観察画像 9 2 に重ねて表示する警告表示の一例を示す図である。故障パターン 1 の場合には、「故障発生：スコープを抜いて下さい。短時間であれば観察を継続できます。」の警告表示が行われる。

【 0 1 3 0 】

10

20

30

40

50

この故障パターン 1 の場合、445 nm 2 灯の同時並列使用時に比べて照明光が暗くなるため、医者が観察継続を選択したとき、光量不足を 405 nm の光源で補う駆動制御を行うことになる。この場合、故障発生前に比べて、照明光のうちの B 光の割合が増えるため、撮像画像を画像処理するとき、B 光割合が増えたことを勘案して画像処理を行い、故障発生前後で観察画像に色味の変化が起きないようにする。

【0131】

観察モード制限 B の駆動制御は、次の様に行う。故障パターン 2 では、445 nm の 2 灯の光源は正常のため、通常光を用いた観察は全く問題がない。このため、特殊光観察モードで支障が生じる旨の警告表示で済む。

【0132】

特殊光観察を継続する場合には、405 nm の 2 灯のうちの 1 灯が故障しているため、405 nm 2 灯の同時並列使用時に比べて特殊光の照明光が暗くなる。そこで、観察モード制限 B では、405 nm の照明光で得られる画像信号の不足分を、445 nm の照明光で得られる画像信号で補うことになる。

【0133】

即ち、B 光と G 光で得られる表層血管の B 画像信号と G 画像信号から生成する擬似カラー画像の画像処理で用いる前述した所定係数の値を、故障発生前後で異なる値として、故障発生前後で観察画像に色味の変化が生じないようにする。

【0134】

観察モード制限 C の駆動制御は、次の様に行う。故障パターン 3 では、445 nm の 2 灯が共に故障しており、明るい照明光は得られない。このため、この観察モード制限 C では、図 12 に示す様に、「直ぐにスコープを抜いて下さい」という警告表示を点滅表示するなどして、他に選択枝がないことを報知する。そして、405 nm の照明光は暗いため固体撮像素子の出力信号に対するゲインを上げて観察画像を少しでも明るくし、迅速に電子内視鏡 12 が抜去できる様にする。

【0135】

観察モード制限 D の駆動制御は、次の様に行う。故障パターン 4 では、445 nm の 2 灯の光源は正常のため、通常光を用いた観察は全く問題がない。このため、特殊光観察モードで支障が生じる旨の警告表示で済む。故障パターン 4 では、405 nm の 2 灯が共に故障しているため、405 nm の照明光は使用できない。このため、表層血管の画像を観察する場合、445 nm の照明光を使って行うことになる。即ち、観察モード制限 B と同様の画像処理を行うことになるが、故障パターン 4 では 405 nm の照明光が全くないため、観察モード制限 B とは上記の所定係数の値が異なる画像処理を行うことになる。

【0136】

観察モード制限 E の駆動制御は、次の様に行う。故障パターン 5 は故障パターン 1 に比べて、405 nm の光源が 1 灯少ない。このため、観察モード制限 E では、445 nm の照明光不足を 1 灯の 405 nm の光源で補うことになる。即ち、この観察モード制限 E では B 光の割合が観察モード制限 A と異なるため、故障前後で観察画像の色味が変化しないようにするために画像処理で用いる係数が観察モード制限 A とは異なる。

【0137】

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、複数個の光源を搭載し、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、

前記複数個の光源の内いずれかの光源が故障により消灯した場合、該故障にかかる光源の代わりに前記光源のうち正常な光源の照明光で代替させると共に、前記故障にかかる光源の正常時における照明光と前記代替させた光源の照明光とが異なるときには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前記代替前後での前記画像処理の後の撮像画像の色味変化を抑制することを特徴とする。

10

20

30

40

50

【 0 1 3 8 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記故障にかかる光源の正常時における照明光と前記代替させた光源の照明光との光量、発光波長の少なくともいずれか一方が異なるとき、前記画像処理を切り替えることを特徴とする。

【 0 1 3 9 】

また、実施形態の内視鏡システム及びその駆動方法は、前記故障が発生した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 0 】

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 つの半導体発光素子と第 2 波長域の光を発光する少なくとも 1 つの半導体発光素子とを備え、前記電子内視鏡の前記先端部には前記半導体発光素子の発光光を受光して黄色光の蛍光を発光する蛍光体が内蔵され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、前記第 1 波長域の光を発光する複数の光源のいずれかが故障し且つ該複数の光源のうち少なくとも 1 つが正常の場合には前記故障後でも継続して前記固体撮像素子から前記撮像画像を取得し、前記第 1 波長域の光を発光する複数の光源の全てが故障したときは前記第 2 波長域の光を発光する光源の発光光を照明光として前記電子内視鏡の体腔内からの抜去を指示する警告表示を前記モニタ画面に表示することを特徴とする。

【 0 1 4 2 】

20

以上述べた実施形態によれば、複数灯の光源を搭載した内視鏡システムでいずれかの光源が故障した場合でも、正常光源で故障光源を代替して内視鏡による観察を継続でき、また、光源を代替したとき代替前後で観察画像の色味変化を抑制でき、精度の高い観察を継続可能となり、患者への負担を軽減することが可能となる。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 4 3 】

本発明に係る内視鏡システムは、複数の光源のうちいずれかが故障した場合でも継続して内視鏡による患者の検査が可能なため、患者の負担を軽減することができ、複数光源を搭載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】

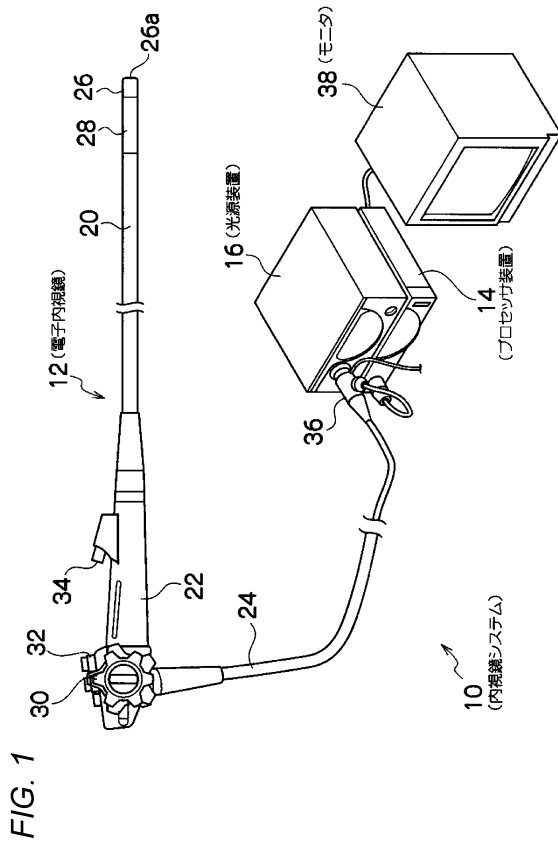
30

【 0 1 4 4 】

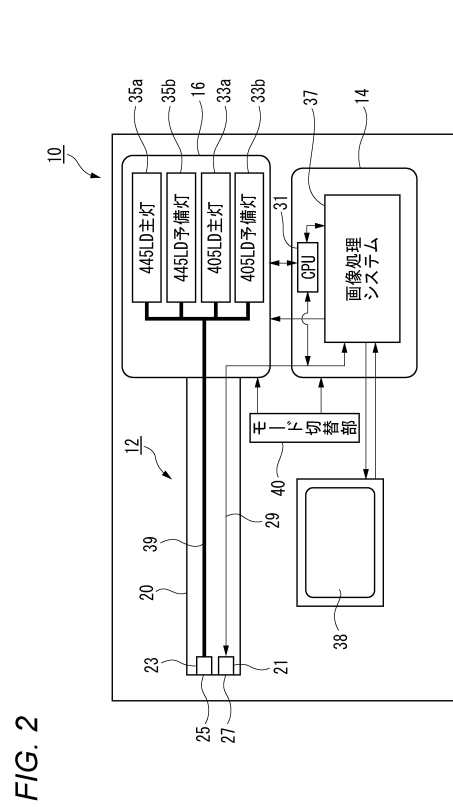
- 1 0 内視鏡システム
- 1 2 電子内視鏡（スコープ）
- 1 4 プロセッサ装置
- 1 6 光源装置
- 2 1 撮像素子
- 2 3 蛍光体
- 2 5 照明窓
- 2 6 先端部
- 2 7 照明窓
- 3 1 C P U
- 3 3 a , 3 3 b 波長 4 0 5 n m のレーザ光発光光源
- 3 5 a , 3 5 b 波長 4 4 5 n m のレーザ光発光光源
- 3 7 画像処理システム
- 3 8 モニタ

40

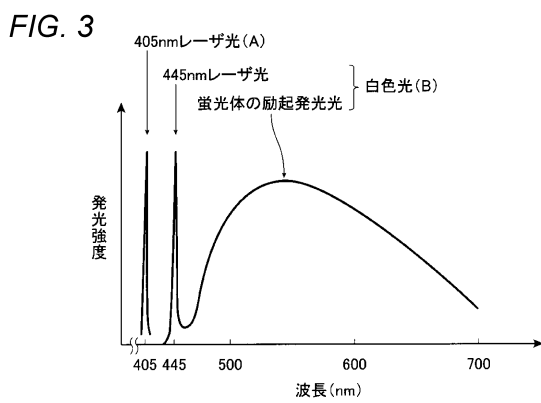
【図 1】



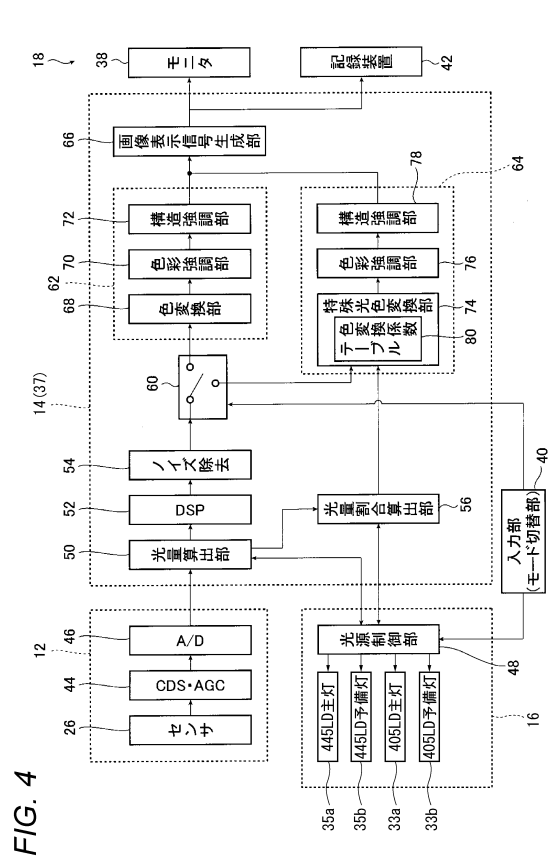
【図 2】



【図 3】

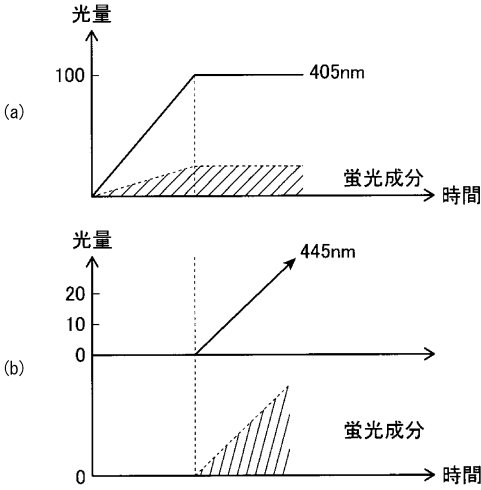


【図 4】



【図 5】

FIG. 5



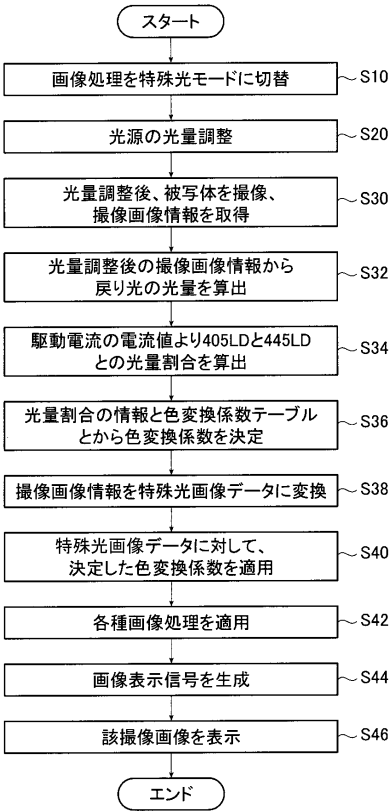
【図 6】

FIG. 6

光量比率 (405LD:445LD)	色変換係数テーブル		
	KR	KG	KB
100 : 0	R00	G00	B00
100 : 1	R01	G01	B01
100 : 2	R02	G02	B02
⋮	⋮	⋮	⋮
100 : 10	R10	G10	B10
⋮	⋮	⋮	⋮
100 : 20	R20	G20	B20
⋮	⋮	⋮	⋮

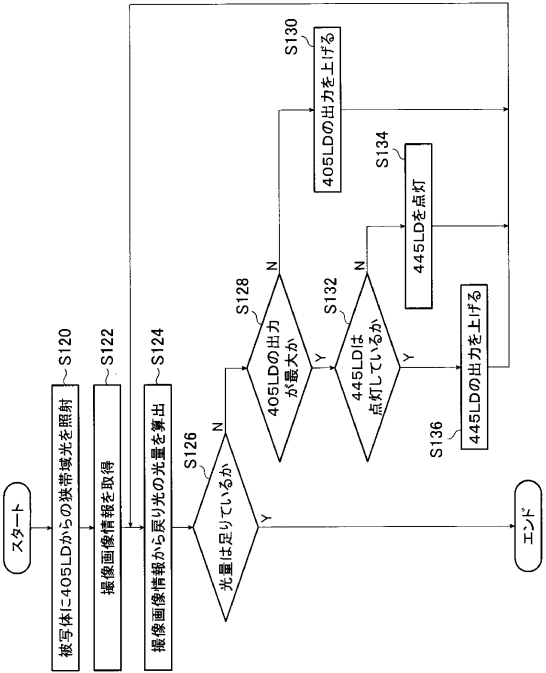
【図 7】

FIG. 7



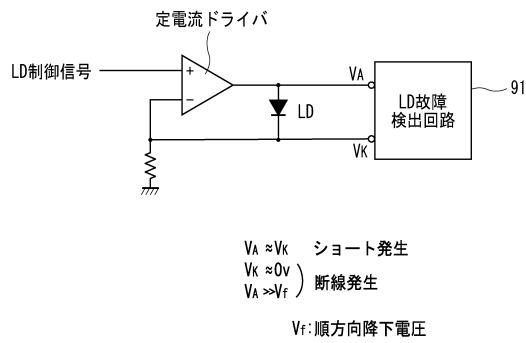
【図 8】

FIG. 8



【図 9】

FIG. 9



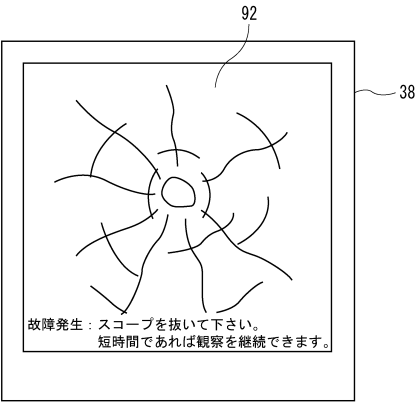
【図 1 0】

FIG. 10

故障パターン		1	2	3	4	5	観察モード制限
		LD1	LD2	LD1	LD2	抜去	
445 (nm)	LD1	× (○)	○	×	○	×	Ⓐ
	LD2	○ (×)	○	×	○	×	Ⓑ
405 (nm)	LD1	○	×	○	×	○	Ⓒ
	LD2	○	○ (×)	○	×	○	Ⓓ
抜去		○	○	○	○	○	Ⓔ
観察モード制限							Ⓕ

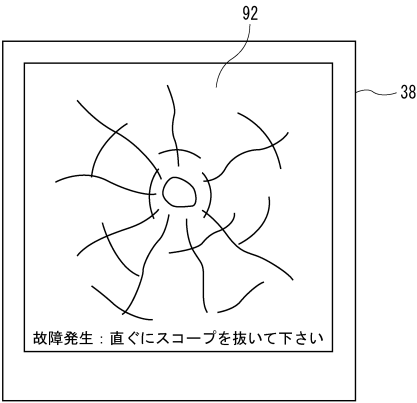
【図 1 1】

FIG. 11



【図 1 2】

FIG. 12



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2005 - 318947 (JP, A)
特開 2005 - 204910 (JP, A)
特開 2010 - 005180 (JP, A)
特開 2006 - 087764 (JP, A)
特開 2007 - 000373 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	内窥镜系统及其驱动方法		
公开(公告)号	JP5897673B2	公开(公告)日	2016-03-30
申请号	JP2014186010	申请日	2014-09-12
[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 A61B1/04 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.A A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/00.513 A61B1/00.630 A61B1/045.610 A61B1/045.622 A61B1/05 A61B1/06.614 A61B1/07.730		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA06 2H040/CA13 2H040/DA41 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ02 4C161/QQ07 4C161/QQ10		
审查员(译)	Tamotsu岛		
其他公开文献	JP2014240021A JP2014240021A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)	要解决的问题：提供一种即使多个光源中的一个由于故障等而被关闭也能够继续观察并减轻患者负担的内窥镜系统。 解决方案：多个光源33a，33b，35a，35b由于故障而熄灭时，光源中的普通光源的照明光被替换为故障的光源。此外，在监视器38上执行与失败的光源相对应的警告显示。The		
	(21) 出願番号 特願2014-186010 (P2014-186010) (22) 出願日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12) (62) 分割の表示 特願2011-83107 (P2011-83107) の分割 原出願日 平成23年4月4日 (2011. 4. 4) (65) 公開番号 特開2014-240021 (P2014-240021A) (43) 公開日 平成26年12月25日 (2014. 12. 25) 審査請求日 平成26年9月12日 (2014. 9. 12)	(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 (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 島田 保	最終頁に続く