

(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2006-14924
(P2006-14924A)

(43) 公開日 平成18年1月19日(2006.1.19)

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

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2004-195422 (P2004-195422)	(71) 出願人	000000527
(22) 出願日	平成16年7月1日 (2004.7.1)		ペンタックス株式会社
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号
		(74) 代理人	100078880
			弁理士 松岡 修平
		(72) 発明者	須田 忠明
			東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
		Fターム(参考)	2H040 CA02 CA04 CA06 CA11 CA12
			DA12 DA21 GA02
			4C061 CC06 GG01 HH54 LL02 NN01
			QQ07 RR02 RR23

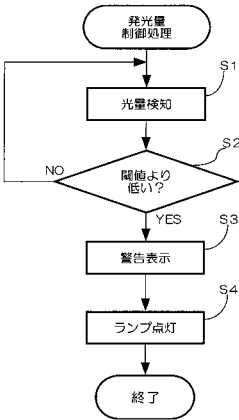
(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 蓄光材から成る部材を光源として用いた場合であっても、手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像を観察することができる。

【解決手段】 内視鏡システムに、体腔内を観察する為の内視鏡と、該体腔内を照明する第1の光源と、該第1の光源から照射された照射光を受光してエネルギーとして蓄え、該エネルギーに基づいて生成される電磁波によって該体腔内を照射する第2の光源と、該第2の光源のみを発光させているときに当該第2の光源の光量を検出する光量検出手段と、検出された光量が所定の閾値より低いかなかを判定する光量判定手段とを設ける。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体腔内を観察する為の内視鏡と、
該体腔内を照明する第 1 の光源と、
該第 1 の光源から照射された照射光を受光してエネルギーとして蓄え、該エネルギーに基づいて生成される電磁波によって該体腔内を照射する第 2 の光源と、
該第 2 の光源のみを発光させているときに当該第 2 の光源の光量を検出する光量検出手段と、
検出された光量が所定の閾値より低いかな否かを判定する光量判定手段と、を備えたこと、
を特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 2】

検出された光量が前記所定の閾値より低いと判定されたときにそれを報知する報知手段をさらに備えたこと、を特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

検出された光量が前記所定の閾値より低いと判定されたとき、前記第 1 の光源を再発光させること、を特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

体腔内の観察像を撮像して電気信号に変換する撮像手段をさらに備え、
検出された光量が前記所定の閾値より低いと判定されたとき、変換された電気信号の増幅率を大きくさせること、を特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の内視鏡システム。

20

【請求項 5】

前記第 2 の光源は、受光によって蓄積したエネルギーを電磁波として放射する蓄光材から成る部材であること、を特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記内視鏡はその先端面に前記照明光を射出する配光レンズを有しており、
該配光レンズは前記蓄光材によって形成されていること、を特徴とする請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記内視鏡の先端面は、前記蓄光材によって形成されていること、を特徴とする請求項 5 または請求項 6 のいずれかに記載の内視鏡システム。

30

【請求項 8】

前記第 1 の光源及び前記第 2 の光源が共に白色光を発光すること、を特徴とする請求項 5 から請求項 7 のいずれかに記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、体腔内を観察する為の内視鏡システムに関する。

【背景技術】

40

【0002】

体腔内を観察する為の内視鏡システムは、一般に、体腔内に挿入される内視鏡と該体腔内を照明する光源装置を備えている。このような光源装置の光源には、例えばメタルハライドランプやキセノンランプまたはハロゲンランプ等が用いられている（例えば特許文献 1）。

【特許文献 1】特開 2001-321338 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

ここで、体腔内を観察するときに先に列挙したランプを継続して点灯させて当該体腔内

50

を照明した場合、光源装置内部の温度はランプの発熱によって上昇してしまう。この為、当該装置内部に冷却手段を設置する必要がある。しかしながら冷却手段を設置すると、装置の大型化や構成の複雑化を余儀なくされる。

【0004】

そこで、照射光を受光することによって光エネルギーを蓄積してそれを電磁波として放射する蓄光材から成る部材を、上記ランプの代用光源とする光源装置が考えられる。このような光源装置を用いた場合、蓄光材から成る部材が発光している期間中は上記ランプを消灯させても体腔内が照明されている。この為、当該ランプによる装置内部の温度上昇が抑えられ、冷却手段を設置する必要性がなくなる。

【0005】

しかしながら人間の目は光量変化を認識する能力が比較的鈍い為、発光時間に反比例した蓄光材の光量低下を的確に判断できないという問題がある。この為、蓄光材から成る部材を光源として用いた場合に、術者が、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像を観察できない可能性がある。

【0006】

そこで、本発明は上記の事情に鑑み、蓄光材から成る部材を光源として用いた場合であっても、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像を観察することができる内視鏡システム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】

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る内視鏡システムは、体腔内を観察する為の内視鏡と、該体腔内を照明する第1の光源と、該第1の光源から照射された照射光を受光してエネルギーとして蓄え、該エネルギーに基づいて生成される電磁波によって該体腔内を照射する第2の光源と、該第2の光源のみを発光させているときに当該第2の光源の光量を検出する光量検出手段と、検出された光量が所定の閾値より低いかな否かを判定する光量判定手段とを備えたものである。

【0008】

また、上記内視鏡システムは、検出された光量が所定の閾値より低いと判定されたときにそれを報知する報知手段をさらに備えたものであっても良い。

【0009】

また、上記内視鏡システムは、検出された光量が所定の閾値より低いと判定されたとき、第1の光源を再発光させることができる。

【0010】

また、上記内視鏡システムは、体腔内の観察像を撮像して電気信号に変換する撮像手段をさらに備えたものであっても良く、この場合、検出された光量が所定の閾値より低いと判定されたとき、変換された電気信号の増幅率を大きくさせることができる。

【0011】

また、上記内視鏡システムにおいて、第2の光源は、受光によって蓄積したエネルギーを電磁波として放射する蓄光材から成る部材であっても良い。

【0012】

また、上記内視鏡システムにおいて、内視鏡は、その先端面に照明光を射出する配光レンズを有したものであっても良い。第2の光源が蓄光材から成る部材である場合、この配光レンズや内視鏡の先端面が蓄光材によって形成されていても良い。

【0013】

また、上記内視鏡システムでは、第1の光源及び第2の光源が共に白色光を発光することが想定される。

【発明の効果】

【0014】

本発明の内視鏡システムでは、例えば蓄光材から成る第2の光源の光量を監視している為、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像を観察することがで

10

20

30

40

50

きる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して、本発明の実施形態の内視鏡システム100について説明する。

【0016】

図1は、本発明の実施形態の内視鏡システム100を概略的に示した概略図である。本実施形態の内視鏡システム100は、その先端部6に後述の固体撮像素子を備えた電子内視鏡（電子スコープ）1と、該電子内視鏡1と接続されたプロセッサ2と、該プロセッサ2と接続されたモニタ12から構成されている。プロセッサ2には、体腔内を照明する為の光源であるランプ3と、ランプ3の前面に設置された集光レンズ4とを備えた光源部が設けられている。電子内視鏡1には光ファイバ束であるライトガイド5が先端部6まで挿通され、ライトガイド5とプロセッサ2の光源部とは、光学的に接続されている。また、電子内視鏡1側の電気回路（不図示）とプロセッサ2側の電気回路（不図示）とは、複数の信号線を有した信号ケーブル11によって電氣的に接続されている。このプロセッサ2は、大別して、体腔内を観察する為に当該体腔内を照明する照明機能と、電子内視鏡1で生成された画像信号に所定の処理を施してモニタ表示可能な映像信号に変換する信号処理機能を備えている。なお、本実施形態の内視鏡システム100では、プロセッサ2に備えられた光源、又は電子内視鏡1に備えられた光源のいずれかを用いて体腔内を照明することができる。

10

【0017】

20

図2は、本発明の実施形態の内視鏡システム100の構成を示したブロック図である。図2を参照して、先ず、プロセッサ2に備えられた光源を用いて体腔内を観察する際の各部の構成及び作用について説明する。

【0018】

プロセッサ2には、前述の光源部に加えて、ランプ3を発光制御するランプ制御回路20と、当該プロセッサ2全体の処理を統括的に行う制御部32と、ユーザが各種操作を行う為の操作パネル51が備えられている。なお、ここでいうランプ3には、例えばメタルハライドランプや、キセノンランプ、ハロゲンランプ等が想定される。

【0019】

操作パネル51に設けられたランプ3をオン／オフさせる点灯／消灯スイッチ（不図示）が操作されてオンされると、制御部32に当該スイッチオンを示した信号が入力する。制御部32は、この入力信号に基づいてランプ制御回路20に制御信号を送信する。ランプ制御回路20はこの制御信号に基づいてランプ3を発光制御し、ランプ3は点灯する。ランプ3が照射する光束は、白色光であり、集光レンズ4によってライトガイド5のプロセッサ側の端部近傍に集光され、当該ライトガイド5に入射し、その内部を先端部6に向かって伝送される。

30

【0020】

図3は、電子内視鏡1の先端部6近傍を拡大して示した拡大図である。また、図4は、当該先端部6近傍の長手方向に沿った断面であって、図3のA-A断面を示した側断面図である。先端部6の前面には、体腔内を観察する為の対物系である対物レンズ7と、ライトガイド5端部前方に配置された配光レンズ8と、医療処置を施す処置具類が挿通されるカンシ（鉗子）路の開口部であるカンシ口9とが設けられている。また、先端部6内部には、受光した光学像を光電変換して画像信号を生成する固体撮像素子10、及び固体撮像素子10前方に配置されたカラーフィルタ16が備えられている。この固体撮像素子10は、整列して配置された複数の受光素子を有したチップであり、例えばCCD（Charge Coupled Device）である（以下、固体撮像素子10をCCD10と称する）。

40

【0021】

ライトガイド5によって伝送されたランプ3の白色光は、先端部6の出射端側で分岐されたライトガイド5を介してそれぞれの配光レンズ8に到達して観察部位を照明する。照明された観察部位からの反射光は、対物レンズ7に入射し、当該対物レンズ7のパワーに

50

よってCCD10の受光面上に観察部位の光学像として結像される。なお、このときのCCD10の受光量は、電子シャッタによる露光動作のタイミングによって適正な量に調整される。

【0022】

なお、本実施形態のライトガイド5は、上述したファイバ束（すなわち集光レンズ4から配光レンズ8に掛けて延在したファイバ束）に加えてさらに、プロセッサ側の端部近傍において前記のファイバと分岐したファイバ5aを有している。このファイバ5aの射出端（前記分岐側の端部と異なった端部）近傍には、当該射出端から射出された光の量を検知するフォトディテクタである光量検知部21が設置されている。電子内視鏡1が体腔内に挿入されているとき、この射出端から射出される光は、主に観察部位からの反射光である。光量検知部21は、検知した光量を示す光量検知信号を制御部32に出力する。これにより、制御部32は、観察部位からの反射光量を検知することができる。

10

【0023】

CCD10によって生成された画像信号は、当該CCD10及びCCD10が有する電子シャッタ機能を駆動制御するCCD駆動回路18を介してプロセッサ2に入力する。この画像信号は、絶縁回路23で電氣的に絶縁された状態で伝送されて画像信号処理回路24に入力する。画像信号処理回路24に入力された画像信号は、所定の信号処理を施され、R成分、G成分、B成分の各色成分の信号に色分離処理されてアンプ25に出力される。

【0024】

アンプ25は、R成分の信号を増幅するアンプ25R、G成分の信号を増幅するアンプ25G、B成分の信号を増幅するアンプ25Bを有している。画像信号処理回路24から出力された各色成分の信号は、それぞれ対応するアンプに入力してその強度（信号レベル）が増幅され、メモリ28に出力される。

20

【0025】

メモリ28は、R成分の信号を格納するメモリ28R、G成分の信号を格納するメモリ28G、B成分の信号を格納するメモリ28Bを有している。アンプ25から出力された各色成分の信号は、それぞれ対応するメモリに格納される。そして各メモリに格納された各色成分の信号は、制御部32の作用により、メモリ28R、28G、及び28Bの各々から所定のタイミングで同時に読み出しされ、映像信号処理回路31に出力される。そしてこの映像信号処理回路31によってモニタ表示可能な映像信号（例えばコンポジットビデオ信号や、Sビデオ信号、RGBビデオ信号など）に変換される。ここで変換された映像信号がモニタ12に出力されると、モニタ12の画面内に現在観察中の体腔内の映像が表示される。

30

【0026】

なお、本実施形態の内視鏡システム100を用いて体腔内を観察する場合、ランプ3によって体腔内を照明して当該体腔内を観察する方法以外に、別の光源によって体腔内を観察する方法がある。後者の方法で体腔内を観察する場合、ランプ3を消灯できる為、その期間中ランプ3からの発熱がなくなる。従って、ランプ3の発熱によるプロセッサ2内部の温度上昇が抑えられ、冷却装置を設ける必要性がなくなる。以下に、後者の方法で体腔内を観察する際の各部の構成及び作用について説明する。

40

【0027】

上述した別の光源に該当するものとは、蓄光材によって成型された蓄光デバイスを示している。本実施形態では、配光レンズ8及び先端部6の前面部分の枠体である蓄光ガラス板15が、この蓄光デバイスに該当する。

【0028】

ここで蓄光デバイスについて説明する。蓄光デバイスとは、一定時間光が照射されることによってその光エネルギーを蓄え、その蓄えられたエネルギーによって一定時間、可視光や赤外線或いは紫外線などの所定の波長の電磁波を放出するものである。また、蓄光デバイスは、電気ケーブルやライトガイドなどの有線方式のエネルギー供給を必要とするも

50

のではなく、独立して配置可能なデバイスである。このような蓄光デバイスには、例えば蓄光ガラスなどが知られている。また、このような蓄光デバイスでは、その組成成分を変える事によって任意の波長の電磁波を照射することが可能となっている。なお、本実施形態の各蓄光デバイスは、ランプ3使用時とほぼ同様の照明光で観察部位を照明することを目的として構成されている為、白色光を放射することができる。

【0029】

蓄光デバイスを用いて体腔内を照明する場合、先ず、当該蓄光デバイスに光エネルギーを蓄積させる必要がある。本実施形態において、蓄光デバイスは、ランプ3から照射された白色光を光エネルギーとして蓄積できる位置に設置されている。この為、ランプ3の白色光が届く箇所に配置された部品であれば、配光レンズ8や蓄光ガラス板15以外の部品を蓄光デバイスとして成型しても良い。 10

【0030】

ランプ3を照射させて観察部位を一定時間照明すると、当該観察部位を照明するのに十分な光エネルギーが前述の蓄光デバイスに蓄積される。一定時間照明後に操作パネル51に設けられた上記点灯／消灯スイッチを操作して当該ランプ3を消灯させると、蓄積した光エネルギーを蓄光デバイスが白色光として放射している為、ランプ3によって照明されていた観察部位は、今度は蓄光デバイスの白色光によって照明される。この場合における観察部位からの反射光も、上述したランプ3を用いた際の反射光と同様に、CCD10に受光されてプロセッサ2によって処理を施され、映像信号に変換される。そして変換された映像信号がモニタ12に出力されると、ランプ3を用いて体腔内を照明した場合と同様の映像がモニタ12に表示される。このような蓄光デバイスの発光時間には、例えば数分から数十分程度が想定される。 20

【0031】

なお、本実施形態では従来より設置されていた必要不可欠な部品を蓄光材によって成型して蓄光デバイスとしている為、内視鏡先端部6を大型化させない。

【0032】

ここで、蓄光デバイスが光エネルギーを蓄積することなく放射しているとき、当該蓄光デバイスからの発光量は、時間の経過と共に徐々に低下していく。この為、術者が気付かない間にモニタ12に表示されている映像が暗くなり、内視鏡による手技を良好に実施できなくなってしまう可能性がある。本実施形態では、以下に示す処理を実施してこの問題を解決している。 30

【0033】

図5は、本実施形態で実施される処理であって、蓄光デバイスの発光量を制御する発光量制御処理を示したフローチャートである。以下に、図5を参照して、本実施形態の発光量制御処理について説明する。

【0034】

本実施形態の発光量制御処理はランプ3が消灯されているときに開始される。例えばランプ3を点灯させて体腔内を一定時間照明すると共に蓄光デバイスに十分な光エネルギーを蓄積した後に点灯／消灯スイッチを操作して当該ランプ3を消灯したときに、その操作によって制御部32に入力したオフ信号がトリガー信号となり、本フローチャートの処理が開始される。 40

【0035】

例えば上述の操作によって本フローチャートの処理を開始する為のトリガー信号が入力されると、制御部32は、光量検知部21から出力された上記光量検知信号を参照して観察部位からの反射光量を検知する（ステップ1、以下、ステップを「S」と略記）。このとき観察部位は、蓄積された光エネルギーを放射している蓄光デバイスの白色光のみによって照明されている。この為、蓄光デバイスの発光量は、制御部32が検知する反射光量のみを変数とした関数として表すことができる。すなわち制御部32は、検知した反射光量によって蓄光デバイスの発光量を知ることができる。

【0036】

観察部位からの反射光量を検知すると、制御部 32 は、その反射光量が所定の閾値より低いかなかを判定する (S2)。反射光量が所定の閾値以上であると判定した場合 (S2: NO)、蓄光デバイスの発光量が充分である (すなわち表示される映像の輝度を十分に確保できる) 為、制御部 32 は、所定のタイミング後に再び S1 の光量検知処理を実行する。また、反射光量が所定の閾値より低いと判定した場合 (S2: YES)、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像が得られない為、制御部 32 は、照明光量が不足していることを警告する為の文字情報に対応したキャラクタ信号を、映像信号処理回路 31 に出力する (S3)。このキャラクタ信号は、映像信号処理回路 31 が出力する映像信号に重畳される。これにより、体腔内の映像と共に照明光量不足を警告する文字情報がモニタ 12 に表示される。

10

【0037】

映像信号処理回路 31 にキャラクタ信号を送信すると共に、制御部 32 は、蓄光デバイスに再び光エネルギーを蓄積させる為に、ランプ 3 を点灯させる為の制御信号をランプ制御回路 20 に送信してランプ 3 を自動的に再点灯させる (S4)。以上により本フローチャートの処理は終了する。

【0038】

上述したように蓄光デバイスの発光量の低下が検知されるとランプ 3 が自動的に点灯する為、術者は、表示映像の輝度を十分に確保した状態で、内視鏡による手技を良好に実施することができる。

【0039】

図 6 は、別の実施形態で実施される処理であって、蓄光デバイス使用時に得られる映像の輝度レベルを制御する輝度レベル制御処理を示したフローチャートである。以下に、図 6 を参照して、別の実施形態の輝度レベル制御処理について説明する。

20

【0040】

例えば、上述した発光量制御処理と同様に、輝度レベル制御処理を開始する為のトリガー信号が入力されると、制御部 32 は、上述した S1 の処理と同様に、光量検知部 21 から出力された上記光量検知信号を参照して観察部位からの反射光量を検知する (S11)。

【0041】

そして観察部位からの反射光量を検知すると、制御部 32 は、上述した S2 の処理と同様に、その反射光量が所定の閾値より低いかなかを判定する (S12)。反射光量が所定の閾値以上であると判定した場合 (S12: NO)、表示映像の輝度を十分に確保できる為、制御部 32 は、所定のタイミング後に再び S11 の光量検知処理を実行する。また、反射光量が所定の閾値より低いと判定した場合 (S12: YES)、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像が得られない為、制御部 32 は、上述した S3 の処理と同様に、照明光量が不足していることを警告する為の文字情報に対応したキャラクタ信号を映像信号処理回路 31 に出力し (S13)、体腔内の映像と共に照明光量不足を警告する文字情報をモニタ 12 に表示させる。

30

【0042】

映像信号処理回路 31 にキャラクタ信号を送信すると共に、制御部 32 は、内視鏡による手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像を得る為に、アンプ 25 における各色成分の信号に対する増幅率を従前より高い値に設定する (S14)。これにより、プロセッサ 2 において生成される映像信号の輝度レベルが上がる為、手技を良好に実施する為に必要な輝度を有した映像がモニタ 12 に表示されるようになる。以上により輝度レベル制御処理は終了する。

40

【0043】

別の実施形態の輝度レベル制御処理では、蓄光デバイスの発光量が低下した場合、ランプ 3 を点灯させず、アンプ 25 のゲインをアップさせることによって表示映像の輝度を十分に確保している。この為、上述した発光量制御処理に比べて、ランプ 3 の発熱によるプロセッサ 2 内部の温度上昇をさらに抑えることができる。

50

【0044】

以上が本発明の実施形態である。本発明はこれらの実施形態に限定されるものではなく、様々な範囲で変形が可能である。

【0045】

なお、上述した実施形態では配光レンズ8並びに蓄光ガラス板15の全てを蓄光デバイスとしているが、さらに別の実施形態では配光レンズ8或いは蓄光ガラス板15の少なくとも1つを蓄光デバイスとしても良い。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【図1】本発明の実施形態の内視鏡システムを概略的に示した概略図である。

10

【図2】本発明の実施形態の内視鏡システムの構成を示したブロック図である。

【図3】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部近傍を拡大して示した拡大図である。

【図4】本発明の実施形態の電子内視鏡の先端部近傍の長手方向に沿った断面であって、図3のA-A断面を示した側断面図である。

【図5】本発明の実施形態の蓄光デバイスの発光量を制御する発光量制御処理を示したフローチャートである。

【図6】別の実施形態の蓄光デバイス使用時に得られる映像の輝度レベルを制御する輝度レベル制御処理を示したフローチャートである。

【符号の説明】

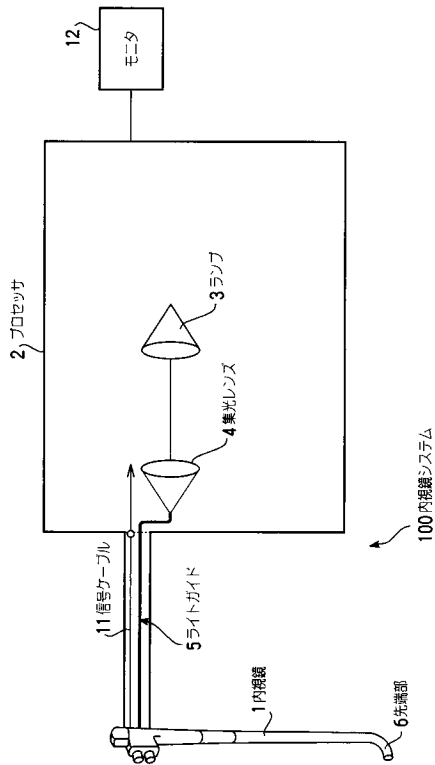
【0047】

20

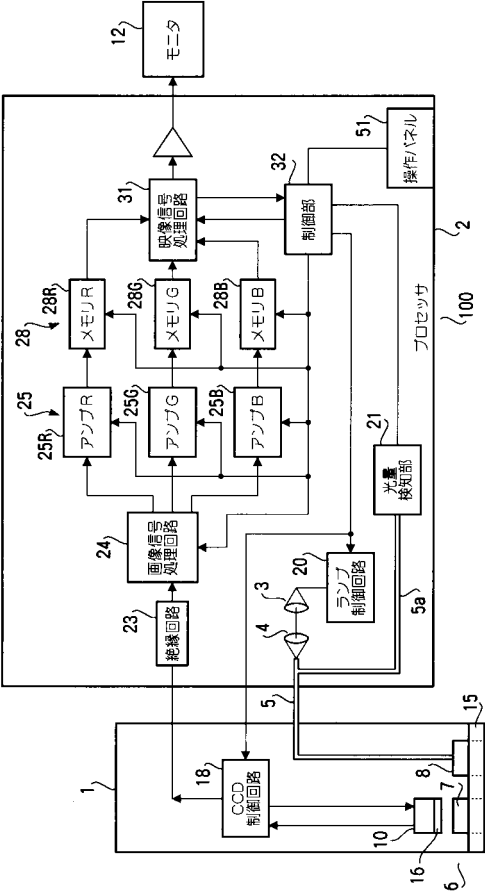
- 1 内視鏡
- 2 プロセッサ
- 3 ランプ
- 5 ライトガイド
- 6 先端部
- 7 対物レンズ
- 8 配光レンズ
- 10 CCD
- 12 モニタ
- 15 蓄光ガラス板
- 21 光量検知部
- 25 アンプ
- 32 制御部
- 100 内視鏡システム

30

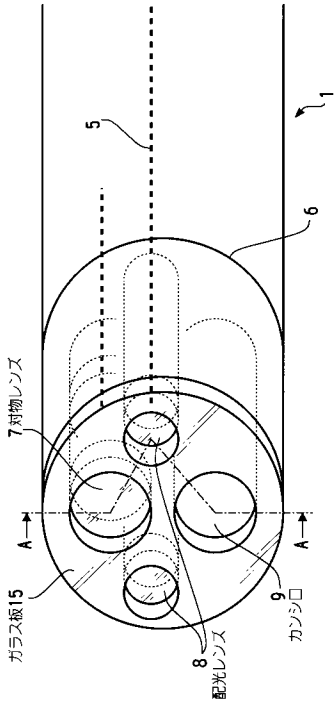
【図 1】



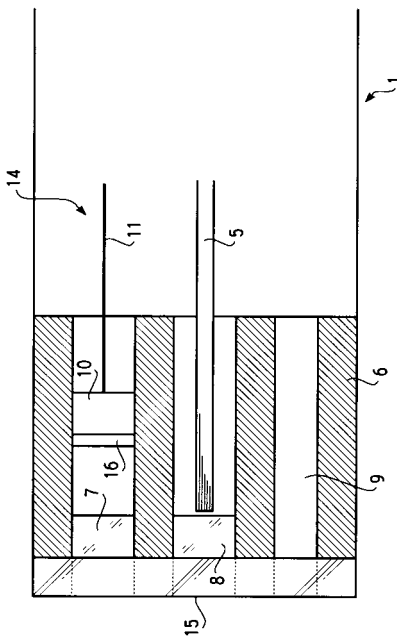
【図 2】



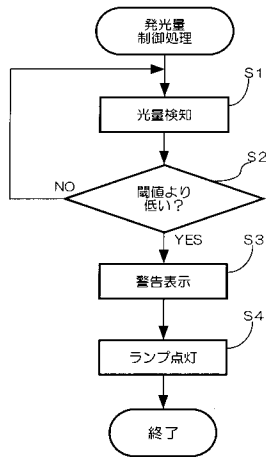
【図 3】



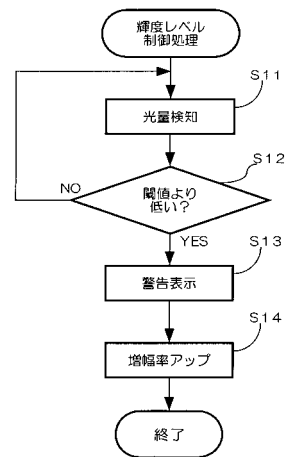
【図 4】



【図 5】



【図 6】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2006014924A	公开(公告)日	2006-01-19
申请号	JP2004195422	申请日	2004-07-01
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	須田 忠明		
发明人	須田 忠明		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/06.510 A61B1/06.531 A61B1/06.612 A61B1/07.733		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/DA12 2H040/DA21 2H040/GA02 4C061/CC06 4C061/GG01 4C061/HH54 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ07 4C061/RR02 4C061/RR23 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/HH54 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ07 4C161/RR02 4C161/RR23 4C161/SS06		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使使用磷光材料制成的部件作为光源，也要观察具有令人满意地执行操作所需的亮度的图像。内窥镜系统包括：用于观察体腔内部的内窥镜；用于照亮体腔内部的第一光源；以及用于接收从第一光源发射的照射光的能量。第二光源，第二光源利用基于能量产生的电磁波照射到体腔的内部，以及光量检测，该光量检测在仅第二光源发光时检测第二光源的光量。提供了用于判断所检测的光量是否低于预定阈值的装置和光量确定装置。[选择图]图5

