

(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2011-30889

(P2011-30889A)

(43) 公開日 平成23年2月17日(2011.2.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2009-181683 (P2009-181683)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成21年8月4日 (2009.8.4)		H O Y A 株式会社
			東京都新宿区中落合2丁目7番5号
		(74) 代理人	100090169
			弁理士 松浦 孝
		(74) 代理人	100124497
			弁理士 小倉 洋樹
		(74) 代理人	100127306
			弁理士 野中 剛
		(74) 代理人	100129746
			弁理士 虎山 滋郎
		(74) 代理人	100132045
			弁理士 坪内 伸

最終頁に続く

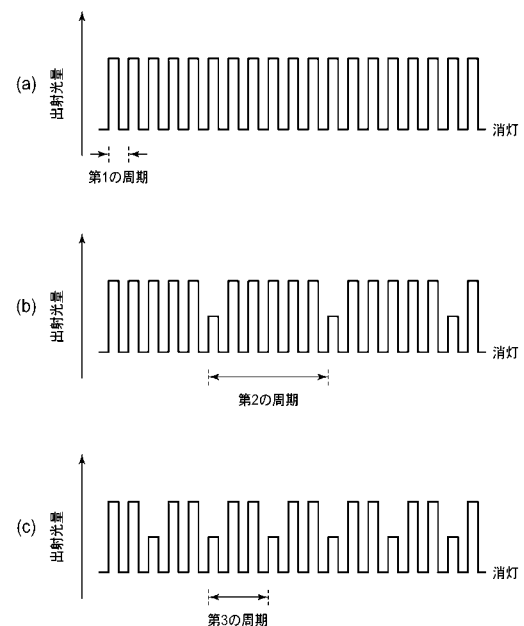
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源システム、および内視鏡制御システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡に用いる光源の消費電力の低減化と寿命の長期化を図る。

【解決手段】内視鏡光源装置はL E D、光源制御回路、電圧検知回路、および温度センサを有する。光源制御回路は第1の周期でL E Dをパルス発光させる。電圧検知回路はバッテリーの電圧を検知する。温度センサはL E Dの温度を検知する。バッテリー電圧が第1の閾値電圧を超え、かつL E Dの温度が閾値温度未満である場合に、全点灯時の出射光量を一定に保つ。バッテリー電圧が第1の閾値電圧以下、またはL E Dの温度が閾値温度以上である場合に、第2の周期で繰返される点灯時の出射光量を他の点灯時の出射光量の50%に低下させる。

【選択図】図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡の被写体に照射する照射光を出射する光源と、

前記光源に前記照射光を第 1 の周期で点灯と消灯とを交互に繰返させ、前記第 1 の周期による点灯と消灯との繰返しにおける前記点灯の中で前記第 1 の周期より長い第 2 の周期で繰返される点灯時の前記照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させる光源制御部とを備える

ことを特徴とする内視鏡用光源システム。

【請求項 2】

前記光源の近傍に設けられ、前記光源の温度を検知する温度センサを備え、

前記光源制御部は、前記光源の温度が第 1 の閾値温度を超えるとときに、前記第 2 の周期で繰返される点灯時の前記照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させる

ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 3】

前記光源制御部は、前記第 1 の閾値温度を超えた前記光源の温度が高くなるほど前記第 2 の周期を短縮することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 4】

前記光源に電力を供給する電池の電圧を検知する電圧センサを備え、

前記光源制御部は、前記電池の電圧が第 1 の閾値電圧未満であるときに、前記第 2 の周期で繰返される点灯時の前記照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させる

ことを特徴とする請求項 1 ～請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 5】

前記光源制御部は、前記第 1 の閾値電圧未満の前記電池の電圧が低くなるほど前記第 2 の周期を短縮することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 6】

前記第 2 の周期は、照射光の明滅が知覚される最低周期より長くなるように定められ、

前記光源制御部は、前記電池の電圧が前記第 1 の閾値電圧より低く定められる第 2 の閾値電圧未満であるときに、前記第 1 の周期による点灯と消灯との繰返しにおける前記点灯の中で前記第 1 の周期より長く前記第 2 の周期より短い第 3 の周期で繰返される点灯時の前記照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させる

ことを特徴とする請求項 4 または請求項 5 に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 7】

前記第 2 の周期は、前記照射光の明滅が知覚される最短周期より長くなるように定められることを特徴とする請求項 1 ～請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用光源システム。

【請求項 8】

ブラッキング期間を挟みながら連続する受光期間中に受光する被写体の光学像に相当する画像信号を生成する撮像素子を有する内視鏡ユニットにおいて前記被写体に照射する照射光を出射する光源と、

前記受光期間中に前記光源にパルス発光させ、前記受光期間の中で第 4 の周期で繰返される前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量を他の前記受光期間中の前記パルス発光の出射光量より低下させる光源制御部とを備える

ことを特徴とする内視鏡制御システム。

【請求項 9】

前記パルス発光の出射光量が低下させられた前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である低輝度画像信号に対して、前記他の受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である高輝度画像信号より大きなゲインを乗じる増幅部を備えることを特徴とする請求項 8 に記載の内視鏡制御システム。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量は、前記他の受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量の x 倍 ($0 < x < 1$) となるように調整され、

前記増幅部は、前記低輝度画像信号に対して、前記高輝度画像信号に乗じるゲインの $1/x$ 倍のゲインに乗じる

ことを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡制御システム。

【請求項 11】

前記パルス発光の出射光量が低下させられた前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である低輝度画像信号を、前記他の受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である高輝度画像信号を用いて補正する補正部を備えることを特徴とする請求項 8 ~ 請求項 10 のいずれか 1 項に記載の内視鏡制御システム。

10

【請求項 12】

前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量は、前記他の受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量の y 倍 ($0 < y < 1$) となるように調整され、

前記補正部は、前記低輝度画像信号に乗じる低輝度係数を y 倍した値との合計値が 1 になる係数を前記高輝度画像信号に乗じて、前記低輝度係数を乗じた前記低輝度画像信号に付加することにより、前記低輝度画像信号を補正する

ことを特徴とする請求項 11 に記載の内視鏡制御システム。

20

【請求項 13】

前記光源の近傍に設けられ、前記光源の温度を検知する温度センサを備え、

前記光源制御部は、前記光源の温度が第 1 の閾値温度を超えるとときに、前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量を他の前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量より低下させる

ことを特徴とする請求項 8 ~ 請求項 12 のいずれか 1 項に記載の内視鏡制御システム。

【請求項 14】

前記光源制御部は、前記第 1 の閾値温度を超えた前記光源の温度が高くなるほど前記第 4 の周期を短縮することを特徴とする請求項 13 に記載の内視鏡制御システム。

【請求項 15】

30

前記光源に電力を供給する電池の電圧を検知する電圧センサを備え、

前記光源制御部は、前記電池の電圧が第 1 の閾値電圧未満であるときに、前記第 4 の周期で繰返される前記受光期間中のパルス発光における前記照射光の出射光量を他の前記受光期間中の前記パルス発光における前記照射光の出射光量より低下させる

ことを特徴とする請求項 8 ~ 請求項 14 のいずれか 1 項に記載の内視鏡制御システム。

【請求項 16】

前記光源制御部は、前記第 1 の閾値電圧未満の前記電池の電圧が低くなるほど前記第 4 の周期を短縮することを特徴とする請求項 15 に記載の内視鏡制御システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

40

【0001】

本発明は、電力の消費量を低減化し、光源の寿命を長期化する内視鏡用光源システムに関する。

【背景技術】

【0002】

内視鏡用光源は、一般的に光が届かない生体内や構造物内部の被写体に照射する照射光を内視鏡に供給するために用いられる。暗い被写体を十分に照明するために、内視鏡用光源は、高輝度の光を出射可能であることを求められる。

【0003】

しかし、高輝度の光を出射することにより多くの電力が消費される。特に、商用電源を

50

用いない携帯型内視鏡などの場合には、消費電力を低減化させることが求められている。
また、高輝度の光を出射することによる光源の短命化も問題であった。

【 0 0 0 4 】

消費電力の低減化のために光源に照射光をパルス発光させることが提案されている（特許文献 1 参照）。パルス発光により、光源の寿命の長期化が期待される。しかし、更なる消費電力の低減化および光源の寿命の長期化が求められている。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 1 - 2 1 8 7 3 7 号 公 報

10

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

したがって、本発明では、消費電力の低減化および光源の寿命の長期化を図ることが可能な内視鏡用光源システムの提供を目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の内視鏡用光源システムは、内視鏡の被写体に照射する照射光を出射する光源と、光源に照射光を第 1 の周期で点灯と消灯とを交互に繰返させ第 1 の周期による点灯と消灯との繰返しにおける点灯の中で第 1 の周期より長い第 2 の周期で繰返される点灯時の照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させる光源制御部とを備えることを特徴としている。

20

【 0 0 0 8 】

なお、光源の近傍に設けられ光源の温度を検知する温度センサを備え、光源制御部は光源の温度が第 1 の閾値温度を超えるとときに第 2 の周期で繰返される点灯時の前記照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させることが好ましい。

【 0 0 0 9 】

また、光源制御部は第 1 の閾値温度を超えた光源の温度が高くなるほど第 2 の周期を短縮することが好ましい。

【 0 0 1 0 】

30

また、光源に電力を供給する電池の電圧を検知する電圧センサを備え、光源制御部は電池の電圧が第 1 の閾値電圧未満であるときに第 2 の周期で繰返される点灯時の照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させることが好ましい。

【 0 0 1 1 】

また、光源制御部は第 1 の閾値電圧未満の電池の電圧が低くなるほど第 2 の周期を短縮することが好ましい。

【 0 0 1 2 】

また、第 2 の周期は照射光の明滅が知覚される最低周期より長くなるように定められ、光源制御部は電池の電圧が第 1 の閾値電圧より低く定められる第 2 の閾値電圧未満であるときに第 1 の周期による点灯と消灯との繰返しにおける点灯の中で前記第 1 の周期より長く第 2 の周期より短い第 3 の周期で繰返される点灯時の照射光の出射光量を他の点灯時の出射光量より低下させることが好ましい。

40

【 0 0 1 3 】

また、第 2 の周期は照射光の明滅が知覚される最短周期より長くなるように定められることが好ましい。

【 0 0 1 4 】

本発明の内視鏡制御システムは、ブランキング期間を挟みながら連続する受光期間中に受光する被写体の光学像に相当する画像信号を生成する撮像素子を有する内視鏡ユニットにおいて被写体に照射する照射光を出射する光源と、受光期間中に光源にパルス発光させ受光期間の中で第 4 の周期で繰返される受光期間中のパルス発光における照射光の出射光

50

量を他の受光期間中のパルス発光の出射光量より低下させる光源制御部とを備えることを特徴としている。

【0015】

なお、パルス発光の出射光量が低下させられた第4の周期で繰返される受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である低輝度画像信号に対して、他の受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である高輝度画像信号より大きなゲインを乗じる増幅部を備えることが好ましい。

【0016】

また、第4の周期で繰返される受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量は他の受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量の x 倍($0 < x < 1$)となるように調整され、増幅部は低輝度画像信号に対して高輝度画像信号に乘じるゲインの $1/x$ 倍のゲインを乗じることが好ましい。

10

【0017】

また、パルス発光の出射光量が低下させられた第4の周期で繰返される受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である低輝度画像信号を、他の受光期間中に受光した被写体の光学像に相当する画像信号である高輝度画像信号を用いて補正する補正部を備えることが好ましい。

【0018】

また、第4の周期で繰返される受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量は他の受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量の y 倍($0 < y < 1$)となるように調整され、補正部は低輝度画像信号に乘じる低輝度係数を y 倍した値との合計値が1になる係数を高輝度画像信号に乘じて低輝度係数を乗じた低輝度画像信号に付加することにより低輝度画像信号を補正することが好ましい。

20

【0019】

また、光源の近傍に設けられ光源の温度を検知する温度センサを備え、光源制御部は光源の温度が第1の閾値温度を超えるとときに第4の周期で繰返される受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量を他の受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量より低下させることが好ましい。

【0020】

また、光源制御部は第1の閾値温度を超えた光源の温度が高くなるほど第4の周期を短縮することが好ましい。

30

【0021】

また、光源に電力を供給する電池の電圧を検知する電圧センサを備え、光源制御部は電池の電圧が第1の閾値電圧未満であるときに第4の周期で繰返される受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量を他の受光期間中のパルス発光における照射光の出射光量より低下させることが好ましい。

【0022】

また、光源制御部は第1の閾値電圧未満の電池の電圧が低くなるほど第4の周期を短縮することが好ましい。

【発明の効果】

40

【0023】

本発明によれば、照射光を第1の周期で点灯と消灯とを繰返す中で、第2の周期の点灯において出射光量を低下させるので、消費電力の低減化が可能となる。また、出射光量を低下させることにより、光源の長期化を図ることも可能である。

【図面の簡単な説明】

【0024】

【図1】本発明の一実施形態を適用した内視鏡用光源システムを有する内視鏡光源装置を簡易型内視鏡に装着した状態を示す外觀図である。

【図2】内視鏡光源装置の内部構造を模式的に示すブロック図である。

【図3】第1～第3の発光パターンを説明するためのタイミングチャートである。

50

【図４】内視鏡用光源システムにおけるＬＥＤ駆動制御の処理を説明するためのフローチャートである。

【図５】本発明の一実施形態を適用した内視鏡制御システムを有する内視鏡プロセッサを含む内視鏡ユニットの内部構成を模式的に示すブロック図である。

【図６】撮像素子のフィールド期間に対する第４、第５の発光パターンを説明するためのタイミングチャートである。

【図７】内視鏡制御システムにおけるＬＥＤ駆動制御の処理および画像処理を説明するためのフローチャートである。

【図８】画像処理のサブルーチンを説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

10

【００２５】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

図１は、本発明の一実施形態を適用した内視鏡用光源システムを有する内視鏡光源装置を簡易型内視鏡に装着した状態を概略的に示す外観図である。

【００２６】

簡易型内視鏡１０はファイバスコープであり、操作部１１と挿入管１２とによって構成される。操作部１１は円筒形状の外殻に簡易型内視鏡１０の操作をするためのボタンやダイヤルなどを設けることにより形成される。挿入管１２は可撓性部材によって形成され、近位端が操作部１１の一端に固着される。

【００２７】

20

操作部１１および挿入管１２の内部には、観察用光ファイバ束（図示せず）が挿通される。観察用光ファイバ束の一端は、挿入管１２が固着された操作部１１の一端とは反対側の端部に設けられる接眼レンズに光学的に接続される。観察用光ファイバ束の他端は、挿入管１２の遠位端に設けられる広角レンズ（図示せず）に光学的に接続される。

【００２８】

また、操作部１１および挿入管１２の内部には、照明用光ファイバ束（図示せず）も挿通される。照明用光ファイバ束の一端は、操作部１１に設けられる光源コネクタ１３まで延ばされる。また、照明用光ファイバ束の他端は、挿入管１２の遠位端に設けられる配光レンズ（図示せず）に光学的に接続される。

【００２９】

30

内視鏡光源装置２０は、光源コネクタ１３に装着される。内視鏡光源装置２０を光源コネクタ１３に装着することにより、内視鏡光源装置２０と照明用光ファイバ束とが光学的に接続される。

【００３０】

内視鏡光源装置２０から白色光が出射される。出射された白色光は照明用光ファイバ束により、挿入管１２の遠位端まで伝達される。遠位端に伝達された白色光は、配光レンズにより遠位端周辺の領域に照射される。

【００３１】

白色光が照射された領域の反射光による光学像が広角レンズを介して観察用光ファイバ束に入射する。入射した光学像が観察用光ファイバ束によって接眼レンズ部１４に伝達される。術者は、接眼レンズ部１４に覗き込むことによって、遠位端周辺の被写体を観察することが可能である。

40

【００３２】

次に、内視鏡光源装置２０の内部構成について、図２を用いて説明する。内視鏡光源装置２０は、ＬＥＤ２１、光源制御回路２２、電圧検知回路２３、温度センサ２４、コントローラ２５などによって構成される。

【００３３】

ＬＥＤ２１は波長、光量の安定した白色光を出射可能であり、また白色光の点灯と消灯との高速切替えも可能である。光源制御回路２２は、ＬＥＤ２１を第１の周期でパルス発光、すなわち点灯と消灯とを繰返させる。

50

【 0 0 3 4 】

内視鏡光源装置 2 0 には、バッテリー 2 6 が着脱自在である。L E D 2 1 から白色光を出射するための電力は光源制御回路 2 2 を介してバッテリー 2 6 から供給される。

【 0 0 3 5 】

バッテリー 2 6 の電圧は、電圧検知回路 2 3 によって検知される。検知されたバッテリー電圧はコントローラ 2 5 に伝達される。L E D 2 1 の近傍に温度センサ 2 4 が設けられる。温度センサ 2 4 により L E D 2 1 の温度が検知される。検知された光源温度はコントローラ 2 5 に伝達される。

【 0 0 3 6 】

コントローラ 2 5 は、バッテリー電圧および光源温度に応じて、光源制御回路 2 2 にパルス発光の発光パターンを変化させる。バッテリー電圧および光源温度に応じたパルス発光パターンの調整について以下に説明する。

【 0 0 3 7 】

コントローラ 2 5 には R O M (図示せず) が設けられており、バッテリー電圧と比較するための第 1、第 2 の閾値電圧および光源温度と比較するための閾値温度がデータとして格納されている。なお、第 1 の閾値電圧は第 2 の閾値電圧より高い値に定められる。

【 0 0 3 8 】

コントローラ 2 5 において、バッテリー電圧と第 1、第 2 の閾値電圧および光源温度と閾値温度が比較される。

【 0 0 3 9 】

バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高く、かつ光源温度が閾値温度未満である場合には、コントローラ 2 5 は光源制御回路 2 2 に第 1 の発光パターンを実行させる。図 3 (a) に示すように、第 1 の発光パターンでは、毎回の発光時の出射光量が同じに維持される。

【 0 0 4 0 】

バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧以下で、第 2 の閾値電圧より高く、または光源温度が閾値温度以上である場合には、コントローラ 2 5 は光源制御回路 2 2 に第 2 の発光パターンを実行させる。

【 0 0 4 1 】

図 3 (b) に示すように、第 2 の発光パターンでは、第 2 の周期で繰返される点灯時の出射光量を、他の点灯時の出射光量の 5 0 % に下げられる。なお、第 2 の周期は、第 1 の周期より長く、通常の間人が明滅を知覚可能な光の点滅の最短周期より長い期間に定められる。

【 0 0 4 2 】

バッテリー電圧が第 2 の閾値電圧より低い場合には、コントローラ 2 5 は光源制御回路 2 2 に第 3 の発光パターンを実行させる。図 3 (c) に示すように、第 3 の発光パターンでは、第 3 の周期で繰返される点灯時の出射光量を、他の点灯時の出射光量の 5 0 % に下げられる。なお、第 3 の周期は、通常の間人が明滅を知覚可能な光の点滅の最短周期より短い期間に定められる。

【 0 0 4 3 】

次に、コントローラ 2 5 によって行われる L E D の駆動制御の処理を図 4 のフローチャートを用いて説明する。図 4 は L E D 駆動制御の処理を説明するためのフローチャートである。L E D 駆動制御の処理は、内視鏡光源装置 2 0 の主電源を O N にするときに開始される。また、L E D 駆動制御の処理は、内視鏡光源装置 2 0 の主電源を O F F にするまで実行される。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 1 0 0 では、温度センサ 2 4 が検知した光源温度をデータとして受信する。次のステップ S 1 0 1 では、光源温度が閾値温度未満であるか否かを判別する。光源温度が閾値温度以上である場合には、ステップ S 1 0 2 に進む。光源温度が閾値温度未満である場合には、ステップ S 1 0 4 に進む。

【 0 0 4 5 】

ステップ S 1 0 2 では、電圧検知回路 2 3 が検知したバッテリー電圧をデータとして受信する。次のステップ S 1 0 3 では、バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高いか否かを判別する。バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高い場合には、ステップ S 1 0 4 に進む。バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧以下である場合には、ステップ S 1 0 5 に進む。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 0 4 では、光源制御回路 2 2 に第 1 の発光パターンによるパルス発光を実行させる。第 1 の発光パターンによるパルス発光を実行するように光源制御回路 2 2 の命令後に、ステップ S 1 0 0 に戻る。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 1 0 5 では、バッテリー電圧が第 2 の閾値電圧より高いかな否かを判別する。バッテリー電圧が第 2 の閾値電圧より高い場合には、ステップ S 1 0 6 に進む。バッテリー電圧が第 2 の閾値電圧以下である場合には、ステップ S 1 0 7 に進む。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 6 およびステップ S 1 0 7 それぞれでは、光源制御回路 2 2 に第 2 、第 3 の発光パターンによるパルス発光を実行させる。第 2 、第 3 の発光パターンによるパルス発光を実行するように光源制御回路 2 2 への命令後に、ステップ S 1 0 0 に戻る。

【 0 0 4 9 】

以上のような構成の本実施形態の内視鏡用光源システムによれば、白色光の出射光量を第 2 の周期で発光するパルスにおいて低下させるので、術者の明滅の知覚を防ぎながら消費電力の低減化が可能である。また、出射光量を低下させるので、LED 2 1 の温度上昇を防ぎ、LED 2 1 の長寿化が図られる。

【 0 0 5 0 】

また、本実施形態の内視鏡光源システムによれば、白色光の出射光量の低下をバッテリー 2 6 の残量が少なくなったとき、または LED 2 1 の温度が高くなったときに実行される。したがって、バッテリー 2 6 の残量が十分である場合または LED 2 1 の劣化を促進させる温度でない場合に、出射光量を低下させずに白色光を確実に照射可能である。

【 0 0 5 1 】

また、本実施形態の内視鏡光源システムによれば、バッテリー 2 6 の残量がさらに少なくなったときに、白色光の出射光量を第 3 の周期で発光するパルスにおいて低下させるので、術者にバッテリー 2 6 の残量が少ないことを警告することが可能である。

【 0 0 5 2 】

次に、本発明の一実施形態を適用した内視鏡制御システムを有する内視鏡プロセッサについて説明する。

【 0 0 5 3 】

図 5 に示すように、内視鏡ユニット 3 0 は、内視鏡プロセッサ 4 0 、電子内視鏡 5 0 、およびモニタ 3 1 によって構成される。内視鏡プロセッサ 4 0 は、電子内視鏡 5 0 、およびモニタ 3 1 に接続される。

【 0 0 5 4 】

内視鏡プロセッサ 4 0 から被写体を照明するための白色光が電子内視鏡 5 0 に供給される。照明光を照射された被写体が電子内視鏡 5 0 により撮像される。電子内視鏡 5 0 の撮像により生成する画像信号が内視鏡プロセッサ 4 0 に送られる。

【 0 0 5 5 】

内視鏡プロセッサ 4 0 では、電子内視鏡 5 0 から得られた画像信号に対して所定の画像処理が施される。所定の画像処理を施した画像信号はモニタ 3 1 に送信され、送信された画像信号に相当する画像がモニタ 3 1 に表示される。

【 0 0 5 6 】

内視鏡プロセッサ 4 0 には LED 4 1 、光源制御回路 4 2 、電圧検知回路 4 3 、温度センサ 4 4 、システムコントローラ 4 5 、画像処理回路 4 7 、および入力部 4 8 などが設けられる。また、内視鏡プロセッサ 4 0 には、着脱自在なバッテリー 4 6 から駆動に必要な電力が供給される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 7 】

L E D 4 1 は波長、光量の安定した白色光を出射可能であり、点灯と消灯との高速切替えも可能である。光源制御回路 4 2 は、後述するように、撮像素子 5 1 の駆動に基づいて、パルス発光させる。

【 0 0 5 8 】

電圧検知回路 4 3 により、バッテリー 4 6 の電圧が検知される。温度センサ 4 4 により、L E D 4 1 の温度が検知される。検知されたバッテリー電圧および光源温度はシステムコントローラ 4 5 に伝達される。後述するように、システムコントローラ 4 5 は、バッテリー電圧および光源温度に基づいて、発光パターンの切替えおよび画像処理を実行する。

【 0 0 5 9 】

画像処理回路 4 7 では、受信する画像信号に対して後述するように所定の画像処理が施される。画像処理の施された画像データがモニタ 3 1 に送信される。

【 0 0 6 0 】

システムコントローラ 4 5 は、上述の発光パターンの切替えおよび画像処理以外にも、内視鏡ユニット 3 0 の各部位の動作を制御する。システムコントローラ 4 5 は、入力部 4 8 に入力されるコマンドに応じて、内視鏡ユニット 3 0 に様々な動作を実行させる。

【 0 0 6 1 】

内視鏡プロセッサ 4 0 と電子内視鏡 3 0 とを接続すると、L E D 4 1 と電子内視鏡 5 0 に設けられるライトガイド 5 2 とが光学的に接続される。また、内視鏡プロセッサ 4 0 と電子内視鏡 5 0 とを接続すると、システムコントローラ 4 5 および画像処理回路 4 7 と、

【 0 0 6 2 】

電子内視鏡 5 0 には、撮像素子 5 1 およびライトガイド 5 2 などが設けられる。ライトガイド 5 2 は、内視鏡プロセッサ 4 0 と接続されるコネクタ 5 3 から挿入管 5 4 の遠位端まで延設される。

【 0 0 6 3 】

L E D 4 1 から出射した白色光がライトガイド 5 2 の入射端に入射される。入射端に入射した照明光は出射端まで伝達される。出射端に伝達された白色光が、挿入管 5 4 の先端方向の被写体に照射される。白色光が照射された被写体の反射光による光学像が、撮像素子 5 1 の受光面に到達する。

【 0 0 6 4 】

撮像素子 5 1 はシステムコントローラ 4 5 に制御され、一定の周期、例えば 1 / 6 0 秒毎に受光面に到達する光学像を受光して、画像信号を生成する。

【 0 0 6 5 】

撮像素子 5 1 は受光面に 2 次元状に配置される画素（図示せず）を有し、図 6（ a ） 、（ b ）に示すように、各画素には受光期間中（“ 撮像素子受光時期 ” 欄参照）に受光量に応じた信号電荷が蓄積される。受光期間中に蓄積された信号電荷が、ブランキング期間中（“ 撮像素子受光時期 ” 欄参照）に 1 フィールドの画像信号を構成する画素信号として読出される。

【 0 0 6 6 】

撮像素子 5 1 は 1 / 6 0 秒に 1 フィールドの画像信号を生成するように駆動される。したがって、受光期間とブランキング期間とが交互に繰返され、単一の受光期間と連続する単一のブランキング期間とを合計した 1 / 6 0 秒のフィールド期間毎に 1 フィールドの画像信号が生成される。

【 0 0 6 7 】

光源制御回路 4 2 は受光期間中に L E D 4 1 にパルス発光させ、ブランキング期間中にパルス発光を停止させる。また、光源制御回路 4 2 はシステムコントローラ 4 5 の制御に基づいて、パルス発光時の白色光の出射光量を調整する。

【 0 0 6 8 】

システムコントローラ 4 5 には R O M（図示せず）が設けられており、バッテリー電圧と

10

20

30

40

50

比較するための第 1 の閾値電圧および光源温度と比較するための閾値温度がデータとして格納されている。

【0069】

システムコントローラ 45 により、バッテリー電圧と第 1 の閾値電圧とが、および光源温度と閾値温度とが比較される。

【0070】

バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高く、かつ光源温度が閾値温度未満である場合には、システムコントローラ 45 は光源制御回路 42 に第 4 の発光パターンを実行させる。図 6 (a) に示すように、第 4 の発光パターンでは、撮像素子 51 のすべての受光期間においてパルス発光時の出射光量が同じに維持される。

10

【0071】

バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧以下、または光源温度が閾値温度以上である場合には、システムコントローラ 45 は光源制御回路 42 に第 5 の発光パターンを実行させる。図 6 (b) に示すように、第 5 の発光パターンでは、第 4 の周期で繰返される受光期間である低輝度受光期間中のパルス発光時の出射光量を、他の受光期間である通常受光期間中のパルス発光時の出射光量の x 倍 ($0 < x < 1$) に下げられる。なお、第 4 の周期はフィールド期間より長い期間に定められる。

【0072】

通常、内視鏡は、体内や構造物内のように光の届かない領域における被写体の観察に用いられる。したがって、そのような領域においては LED 41 の発光期間中には被写体の光学像が撮像素子 51 に到達し信号電荷が生成される。

20

【0073】

一方、そのような領域において LED 41 の消灯期間中には撮像素子 51 の受光量は実質的にゼロであり、信号電荷が生成されない。それゆえ、LED 41 の発光期間が撮像素子 51 の実質的な露光時間となる。

【0074】

生成された画像信号は、画像処理回路 47 に送信される。画像処理回路 47 では、受信した画像信号に所定の画像処理が施される。なお、LED 41 の発光パターンに応じて、以下に説明する輝度補償処理が実行される。

【0075】

前述のように、第 5 の発光パターンで白色光をパルス発光させた場合には、低輝度受光期間には、通常受光期間に比べて白色光の出射光量が x 倍に下げられる。したがって、低輝度受光期間中に生成される画像信号である低輝度画像信号の輝度は、通常受光期間中に生成される画像信号である通常画像信号の輝度の約 x 倍になる。

30

【0076】

そこで、第 5 の発光パターンが実行される場合に、画像処理回路 47 において輝度補償処理が実行される。画像処理回路 47 では、第 1、第 2 の輝度補償処理のいずれか一方を実行可能である。なお、第 1、第 2 の輝度補償処理は、術者による入力部 48 への選択コマンドの入力によって選択される。または、内視鏡プロセッサ 40 に接続される電子内視鏡 50 の種類に応じて自動的に選択される構成でもよい。

40

【0077】

第 1 の輝度補償処理では、低輝度画像信号に対して、高輝度画像信号に対して乗じられるゲインを $1/x$ 倍したゲインが乗じられる。 $1/x$ 倍したゲインを乗じることにより、低輝度画像信号の輝度が高輝度画像信号の輝度に近付けられる。なお、後述する第 2 の輝度補償処理と異なり、動解像度を低下させることなく低輝度画像信号の輝度を高輝度画像信号の輝度に近付けることが可能である。

【0078】

第 2 の輝度補償処理では、低輝度画像信号の前のフィールドの高輝度画像信号に係数を乗じて、低輝度画像信号に付加される。例えば、低輝度画像信号の直前および 2 つ前のフィールドにおいて生成された第 1、第 2 の高輝度画像信号にそれぞれ第 1、第 2 の係数が

50

乗じられる。係数を乗じた第 1、第 2 の高輝度画像信号が、第 3 の係数を乗じられた低輝度画像信号に付加される。

【 0 0 7 9 】

なお、第 1、第 2、第 3 の係数は、第 3 の係数 > 第 1 の係数 > 第 2 の係数、(第 3 の係数 × x) + 第 1 の係数 + 第 2 の係数 = 1、第 3 の係数 > 1 を満たすように予め定められる。

【 0 0 8 0 】

上述のように定められた係数を乗じた第 1、第 2 の高輝度画像信号および低輝度画像信号を合計することにより、低輝度画像信号の輝度が高輝度画像信号の輝度に近付けられる。なお、前述の第 1 の輝度補償処理と異なり、ノイズを増加させることなく低輝度画像信号の輝度を高輝度画像信号の輝度に近付けることが可能である。

10

【 0 0 8 1 】

次に、システムコントローラ 4 5 および画像処理回路 4 7 によって行われる L E D 4 1 の駆動制御および画像処理を図 7、図 8 のフローチャートを用いて説明する。図 7 は L E D 駆動制御の処理および画像処理を説明するためのフローチャートである。

【 0 0 8 2 】

L E D 駆動制御および画像処理は、電子内視鏡 5 0 を内視鏡プロセッサ 4 0 に接続した状態で内視鏡プロセッサ 4 0 の主電源を O N にするときに開始される。また L E D 駆動制御および画像処理は、内視鏡プロセッサ 4 0 の主電源を O F F にするまで実行される。

20

【 0 0 8 3 】

ステップ S 2 0 0 では、システムコントローラ 4 5 は温度センサ 4 4 が検知した光源温度をデータとして受信する。次のステップ S 2 0 1 では、システムコントローラ 4 5 は光源温度が閾値温度未満であるか否かを判別する。光源温度が閾値温度以上である場合には、ステップ S 2 0 2 に進む。光源温度が閾値温度未満である場合には、ステップ S 2 0 4 に進む。

【 0 0 8 4 】

ステップ S 2 0 2 では、システムコントローラ 4 5 は電圧検知回路 4 3 が検知したバッテリー電圧をデータとして受信する。次のステップ S 2 0 3 では、システムコントローラ 4 5 はバッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高いか否かを判別する。バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧より高い場合には、ステップ S 2 0 4 に進む。バッテリー電圧が第 1 の閾値電圧以下である場合には、ステップ S 2 0 5 に進む。

30

【 0 0 8 5 】

ステップ S 2 0 4 では、システムコントローラ 4 5 は光源制御回路 4 2 に第 4 の発光パターンによるパルス発光を実行させる。第 1 の発光パターンによるパルス発光を実行するように光源制御回路 4 2 の命令後に、ステップ S 3 0 0 に進む。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 2 0 5 では、システムコントローラ 4 5 は光源制御回路 4 2 に第 5 の発光パターンによるパルス発光を実行させる。第 2 の発光パターンによるパルス発光を実行するように光源制御回路 4 2 の命令後に、ステップ S 3 0 0 に進む。

40

【 0 0 8 7 】

ステップ S 3 0 0 では、画像処理回路 4 7 は生成された画像信号に対して画像処理を実行する。画像処理を実行させると、ステップ S 2 0 0 に戻る。

【 0 0 8 8 】

ステップ S 3 0 0 で実行される画像処理のサブルーチンについて以下に説明する。図 8 は画像処理のサブルーチンを説明するためのフローチャートである。

【 0 0 8 9 】

ステップ S 3 0 1 では、撮像素子 5 1 から画像信号を受信する。次のステップ S 3 0 2 では、L E D 4 1 が第 4、第 5 の発光パターンのいずれの発光パターンにしたがって発光しているかを判別する。第 4 の発光パターンに応じて発光している場合には、ステップ S 3 0 9 に進む。第 5 の発光パターンに応じて発光している場合には、ステップ S 3 0 3 に

50

進む。

【0090】

ステップS303では、第1、第2の輝度補償処理のいずれが選択されているかを判別する。第1の輝度補償処理が選択されている場合には、ステップS304に進む。第2の輝度補償処理が選択されている場合には、ステップS306に進む。

【0091】

ステップS304では、ステップS301において受信した画像信号が低輝度画像信号であるか高輝度画像信号であるかを判別する。低輝度画像信号である場合には、ステップS305に進む。高輝度画像信号である場合には、ステップS305をスキップして、ステップS309に進む。

10

【0092】

ステップS305では、高輝度画像信号に対して乗じるゲインを $1/x$ 倍して、低輝度画像信号に乗じる。低輝度画像信号の増幅後、ステップS309に進む。

【0093】

前述のように、ステップS303において、第2の輝度補償処理が選択されている場合に、ステップS306に進む。ステップS306では、ステップS301において受信した画像信号が低輝度画像信号であるか高輝度画像信号であるかを判別する。低輝度画像信号である場合には、ステップS307に進む。高輝度画像信号である場合には、ステップS308に進む。

【0094】

ステップS307では、低輝度画像信号の1、2フィールド前に生成された第1、第2の高輝度画像信号に第1、第2の係数を乗じる。また、低輝度画像信号に第3の係数を乗じ、係数の乗じられた第1、第2の高輝度画像信号に加算させ、低輝度画像信号を補正する。低輝度画像信号の補正後、ステップS309に進む。

20

【0095】

ステップS308では、高輝度画像信号をフレームバッファ（図示せず）に格納する。なお、フレームバッファには2フレームの画像信号を格納可能である。高輝度画像信号を受信するたびにフレームバッファに格納される画像信号は更新され、最新2フィールドの画像信号が格納される。

【0096】

ステップS309では、画像信号に対して所定の画像処理を実行する。所定の画像処理の実行後、画像処理のサブルーチンを終了し、ステップS200に戻る。

30

【0097】

以上のような構成の本実施形態の内視鏡制御システムによれば、第4の周期で繰返される受光期間において他の受光期間よりもパルス発光させる白色光の出射光量を低下させるので、消費電力の低減化およびLED41の長寿化を図ることが可能である。また、出射光量を低下させたときに生成された画像信号に対して、第1、第2の輝度補償処理を施すので、術者の明滅の知覚が防止される。

【0098】

また、本実施形態の内視鏡制御システムによれば、白色光の出射光量の低下をバッテリー46の残量が少なくなったとき、またはLED41の温度が高くなったときに実行される。したがって、バッテリー46の残量が十分である場合またはLED41の劣化を促進させる温度でない場合に、出射光量を低下させずに白色光を確実に照射可能である。

40

【0099】

なお、本実施形態を適用した内視鏡光源システムおよび内視鏡制御システムにおいて、バッテリー電圧および光源温度に応じて出射光量を低下させる構成であるが、バッテリー電圧および光源温度のいずれか一方に応じて出射光量を低下させる構成であってもよい。

【0100】

または、バッテリー電圧および光源温度のいずれにもよらず出射光量を低下させる構成であってもよい。すなわち十分なバッテリー電圧、十分に低い光源温度であっても所定の周期

50

における発光時に射出光量を低下させてもよい。例えば、術者の操作により所定の周期における発光時の射出光量を低下させてもよい。

【0101】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムおよび内視鏡制御システムにおいて、バッテリー26、46により電力が供給される構成であるが、商用電源により電力が供給される構成であってもよい。商用電源によって電力が供給されても、消費電力の低減化およびLEDの長寿化を図る効果が得られる。

【0102】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムにおいて光源温度が閾値温度を超えた場合に固定した第2の周期でパルス発光の射出光量を低下させ、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて光源温度が閾値温度を超えた場合に固定した第4の周期の受光期間におけるパルス発光の射出光量を低下させる構成であるが、光源温度が閾値温度を超えて高くなるほど射出光量を低下させる周期を徐々に短くする構成であってもよい。

10

【0103】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムにおいてバッテリー電圧が第1の閾値電圧以下である場合に固定した第2の周期でパルス発光の射出光量を低下させ、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいてバッテリー電圧が第1の閾値電圧以下である場合に固定した第4の周期の受光期間におけるパルス発光の射出光量を低下させる構成であるが、バッテリー電圧が第1の閾値電圧以下で低くなるほど射出光量を低下させる周期を徐々に短くする構成であってもよい。

20

【0104】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムおよび内視鏡制御システムにおいて、白色光を射出する光源としてLED21、41が適用される構成であるが、他の光源であってもよい。ただし、LEDのように点灯と消灯とを高速で切替え可能であり、波長、光量の安定した光を射出可能な光源を用いることが好ましい。

【0105】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムおよび内視鏡制御システムにおいて、被写体に照射される光は白色光であるが、白色光以外の光であってもよい。また、被写体を照明するための光が照射される構成であるが、照射されるのは照明光に限られない。例えば、生体組織に照射することにより蛍光を発光させる励起光が照射される構成であってもよい。

30

【0106】

また、本実施形態を適用した内視鏡光源システムにおいて、バッテリー電圧が第2の閾値電圧より低い場合に、第3の周期でパルス発光の射出光量を低下させる構成であるが、このような制御を行わなくてもよい。第2の周期でパルス発光の射出光量を低下させれば、消費電力の低減化およびLED21の長寿化を図ることは可能である。

【0107】

また、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて、輝度補償処理が実行される構成であるが、輝度補償処理が施されなくてもよい。例えば、第4の周期が、第2の周期と同様に、通常の間が明滅を知覚可能な光の点滅の最短周期より長い期間に定められれば、輝度補償処理が施されなくても、術者の明滅の知覚を防ぐことは可能である。

40

【0108】

また、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて、第2の輝度補償処理では、第1、第2の高輝度画素信号を用いて低輝度画素信号の輝度を補正する構成であるが、低輝度画素信号の輝度の補正に用いる高輝度画素信号は2フィールドに限られない。1フィールドの高輝度画素信号を用いてもよいし、3フィールド以上の高輝度画素信号を用いてもよい。

【0109】

また、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて、第2の輝度補償処理では、低輝度画像信号より前に生成された高輝度画素信号が輝度の補正に用いられる構成である

50

が、低輝度画像信号の後に生成された高輝度画素信号を用いてもよいし、前後に生成された高輝度画像信号を用いてもよい。さらに、第１、第２の高輝度画像信号と低輝度画像信号とは連続的に生成される画像信号だが、連続していなくてもよい。

【０１１０】

また、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて、第２の輝度補償処理では、上述の条件を満たす第１～第３の係数が定められる構成であるが、上述のような条件に限定されなくてもよい。

【０１１１】

ただし、上述のように、低輝度画像信号に乗じる係数が１以上であり、生成時期が低輝度画像信号から離れた高輝度画像信号ほど乗じられる係数が小さいことが好ましい。このような条件により、実際の低輝度画像信号に相当する画像の影響が一番強調されるからである。また、高輝度画像信号に乗じられる係数の合計と低輝度画像信号に乗じる係数を \times 倍した係数との和が１であることが好ましい。このような条件により、低輝度画像信号の輝度が高輝度画像信号の輝度に可能な限り近付けられるからである。

10

【０１１２】

また、本実施形態を適用した内視鏡制御システムにおいて、内視鏡プロセッサ４０は電子内視鏡に接続される構成であるが、ＬＥ４１がファイバスコープに接続され、画像処理回路４７がアドオンカメラに接続される構成であってもよい。電子内視鏡やアドオンカメラのように撮像素子を有する内視鏡ユニットに対して、本実施形態の内視鏡制御システムを適用すれば、本実施形態と同様の効果を得ることが可能である。

20

【符号の説明】

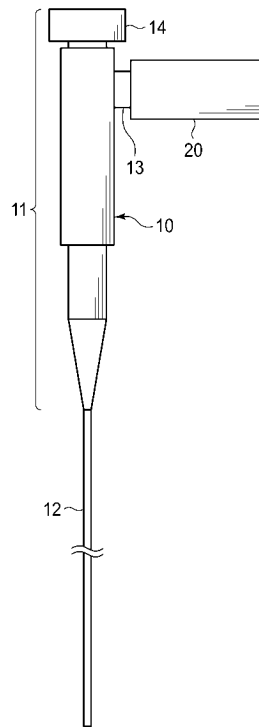
【０１１３】

- １０ 簡易型内視鏡
- ２０ 内視鏡光源装置
- ２１ ＬＥＤ
- ２２ 光源制御回路
- ２３ 電圧検知回路
- ２４ 温度センサ
- ２５ コントローラ
- ２６ バッテリ
- ３０ 内視鏡ユニット
- ４０ 内視鏡プロセッサ
- ４１ ＬＥＤ
- ４２ 光源制御回路
- ４３ 電圧検知回路
- ４４ 温度センサ
- ４５ システムコントローラ
- ４６ バッテリ
- ４７ 画像処理回路
- ４８ 入力部
- ５１ 撮像素子

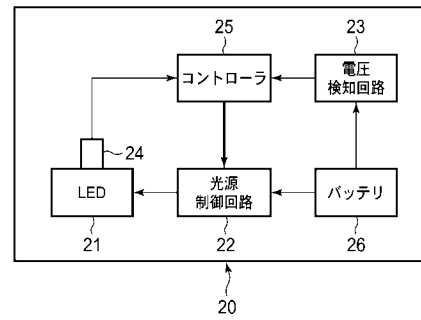
30

40

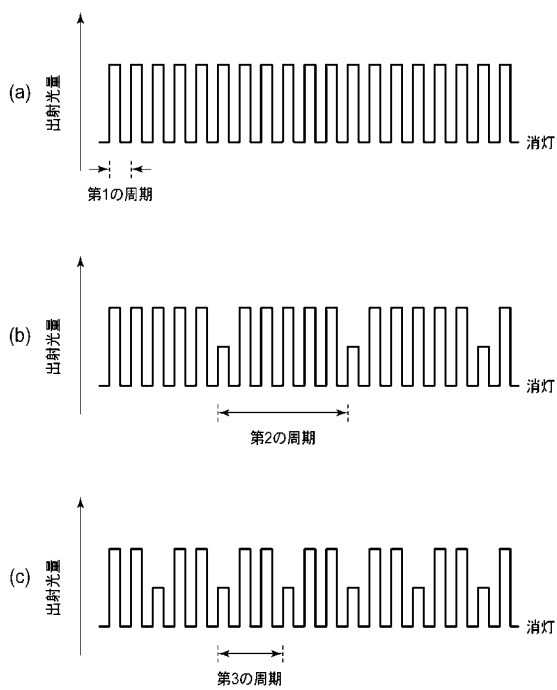
【図 1】



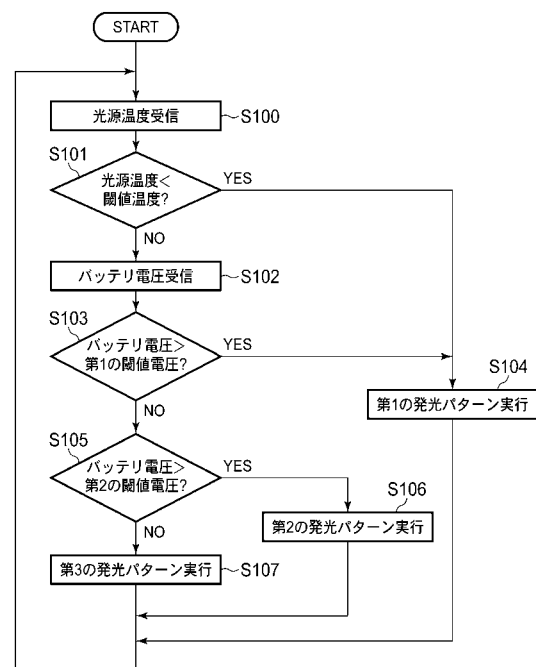
【図 2】



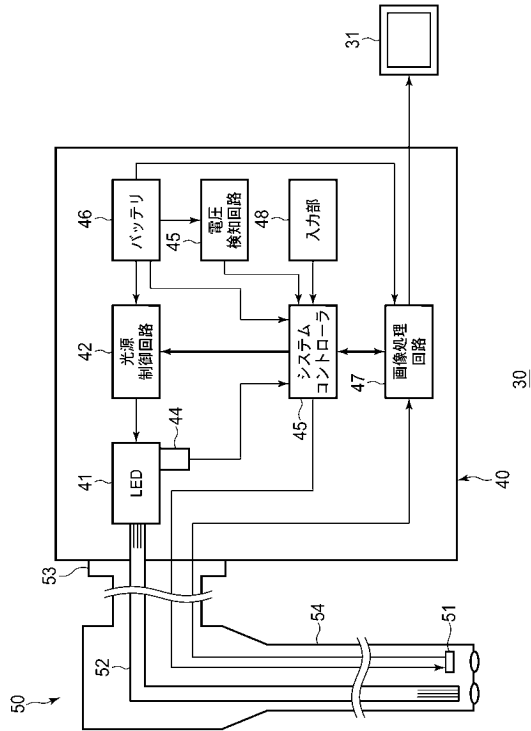
【図 3】



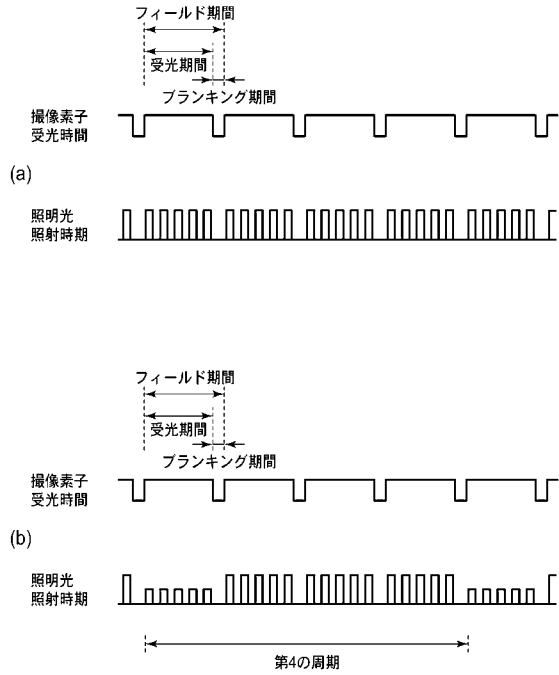
【図 4】



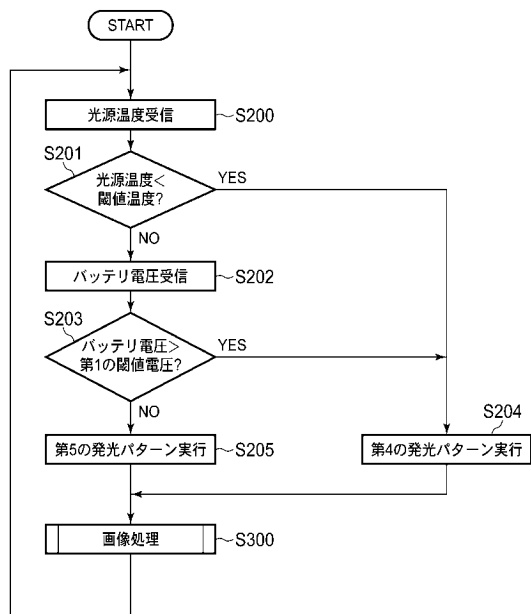
【 図 5 】



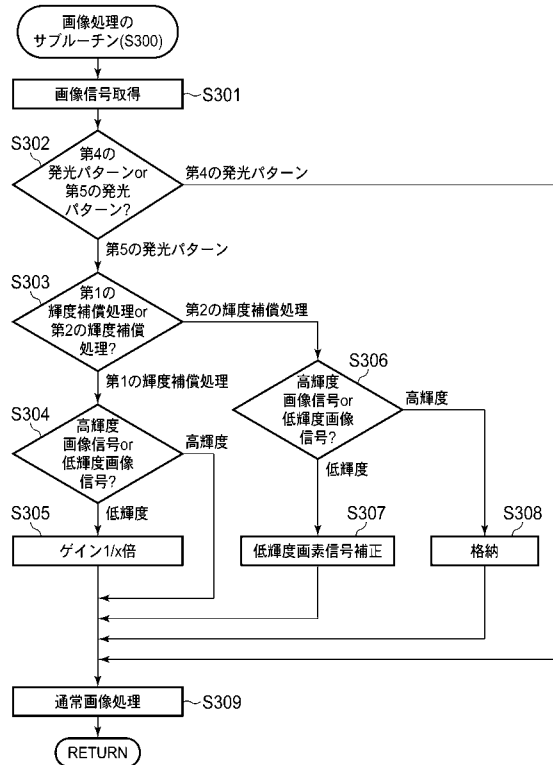
【 図 6 】



【 圖 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(72)発明者 森 康紀

東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 H O Y A 株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA09 BA23 CA04 CA06 GA02 GA05 GA10

4C061 GG01 JJ11 LL01 NN01 QQ09 RR02 RR05 RR24

专利名称(译)	内窥镜光源系统和内窥镜控制系统		
公开(公告)号	JP2011030889A	公开(公告)日	2011-02-17
申请号	JP2009181683	申请日	2009-08-04
[标]申请(专利权)人(译)	保谷股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	HOYA株式会社		
[标]发明人	森康紀		
发明人	森 康紀		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/26 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/26.B G02B23/24.B A61B1/00.550 A61B1/05 A61B1/06.611 A61B1/06.612 A61B1/12.540		
F-TERM分类号	2H040/BA09 2H040/BA23 2H040/CA04 2H040/CA06 2H040/GA02 2H040/GA05 2H040/GA10 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/LL01 4C061/NN01 4C061/QQ09 4C061/RR02 4C061/RR05 4C061/RR24 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/LL01 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR02 4C161/RR05 4C161/RR24		
代理人(译)	松浦 孝 野刚		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：实现内窥镜用光源的功耗降低和使用寿命延长。

ŽSOLUTION：该内窥镜光源装置包括LED，光源控制电路，电压检测电路和温度传感器。光源控制电路在第一周期中执行LED的脉冲发光。电压检测电路检测电池的电压。温度传感器检测LED的温度。当电池电压超过第一阈值电压并且LED的温度低于阈值温度时，在完全点亮时间内的发光量保持恒定。当电池电压为第一阈值电压或更低且LED的温度为阈值温度或更高时，在第二周期中重复的点亮时间内的发光量减少到发光量的50%。另一个照明时间。Ž

