

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第5535305号  
(P5535305)

(45) 発行日 平成26年7月2日 (2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日 (2014.5.9)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 1/06 (2006.01)

A 6 1 B 1/06 A

G O 2 B 23/26 (2006.01)

G O 2 B 23/26 B

請求項の数 6 (全 23 頁)

|               |                              |           |                    |
|---------------|------------------------------|-----------|--------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2012-500540 (P2012-500540) | (73) 特許権者 | 306037311          |
| (86) (22) 出願日 | 平成23年1月27日 (2011.1.27)       |           | 富士フイルム株式会社         |
| (86) 国際出願番号   | PCT/JP2011/051597            |           | 東京都港区西麻布2丁目26番30号  |
| (87) 国際公開番号   | W02011/102199                | (74) 代理人  | 100075281          |
| (87) 国際公開日    | 平成23年8月25日 (2011.8.25)       |           | 弁理士 小林 和憲          |
| 審査請求日         | 平成24年10月29日 (2012.10.29)     | (72) 発明者  | 芦田 毅               |
| (31) 優先権主張番号  | 特願2010-34329 (P2010-34329)   |           | 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地 |
| (32) 優先日      | 平成22年2月19日 (2010.2.19)       |           | 富士フイルム株式会社内        |
| (33) 優先権主張国   | 日本国 (JP)                     | (72) 発明者  | 遠藤 安土              |
|               |                              |           | 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        |
|               |                              | (72) 発明者  | 高平 正行              |
|               |                              |           | 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        |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

出射光を外部へ放つ出射部、外部からの光が入射する入射部、及び前記入射部に入射した入射光を撮像する撮像部が先端に設けられた挿入部を有する内視鏡と、

入射光の光量を測定し、出射光の光量を予め設定された上限値以下の範囲内で制御する光量制御手段と、

前記光量制御手段によって制御される前記出射光の光量変化の推移を表す光量制御履歴を用いて先端の現在の温度の推定値を演算し、前記推定値が予め設定されている温度閾値を超えたか否かを判定する温度判定手段と、

前記温度判定手段によって前記推定値が前記温度閾値を超えたと判定された場合に、前記光量制御手段が前記出射光の光量を制御する範囲の上限値を、起動時に設定されている第1上限値よりも下げた第2上限値に設定することにより前記推定値の温度上昇を抑制する温度抑制手段と、を備え、

前記第2上限値は、前記推定値が収束する収束値が正常に機能する限界値未満で、かつ前記温度閾値を超える範囲となるように設定される、ことを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記温度抑制手段は、前記推定値が前記温度閾値を超えたと判定された場合に、前記第1上限値から前記第2上限値へ、連続的にあるいは段階的に徐々に減少させる、ことを特徴とする請求項1記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 3】**

前記温度抑制手段は、前記第 2 上限値が設定されている場合、前記推定値が前記温度閾値よりも所定の温度だけ低く設定されている温度以下に下がったことを前記温度判定手段が判定した時に、前記第 2 上限値から前記第 1 上限値へ、連続的あるいは段階的に徐々に増大させる、ことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 4】**

前記推定値が前記温度閾値を超えたとき前記温度判定手段が判定した場合に、前記第 1 上限値の設定時と比べて撮像画面の明るさが同等になるように、前記撮像部から出力される撮像信号を増幅させる増幅手段を備えた、ことを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

10

**【請求項 5】**

前記光量制御手段は、撮像画面の明るさを一定に保つのに必要な必要光量を求めることで前記出射光の光量を制御するとともに、

前記増幅手段は、前記必要光量に応じた増幅率で前記撮像信号を増幅する、ことを特徴とする請求項 4 記載の電子内視鏡システム。

**【請求項 6】**

( 1 ) 前記必要光量が前記第 2 上限値未満の場合には前記増幅率を「 1 」に設定し、

( 2 ) 前記必要光量が前記第 2 上限値以上、かつ前記第 1 上限値未満の場合には前記増幅率を「前記必要光量 / 前記第 2 上限値」に設定し、

( 3 ) 前記必要光量が前記第 1 上限値と同じ場合には前記増幅率を「前記第 1 上限値 / 前記第 2 上限値」に設定する、ことを特徴とする請求項 5 記載の電子内視鏡システム。

20

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、体腔に挿入される内視鏡を有し、診察に用いられる電子内視鏡システムに関する。

**【背景技術】****【0002】**

従来から医療分野では、電子内視鏡を用いた内視鏡検査が数多く行われている。電子内視鏡は、体腔に挿入される細長の挿入部を備えている。挿入部の先端には、CCD や CMOS 等の撮像装置が内蔵されている。また、挿入部の先端には、体腔の観察部位に向けて光を出射する出射窓が設けられている。挿入部には、ライトガイド（光ファイバ）が配設されており、電子内視鏡に接続された光源装置からの光がライトガイドを通じて出射窓に導光される。撮像装置は、観察部位からの光を撮像し、撮像された画像は、プロセッサ装置で各種処理が施された後に、モニタに表示される。モニタに表示された画像が、医師によって観察される。

30

**【0003】**

光源装置には、ハロゲンランプやキセノンランプが光源として設けられている。ライトガイドの基端と光源の間には、ライトガイドに入射する光量を調節する絞りが設けられている。出射窓から出射される光（以下、出射光と称する）の光量は、絞りによって調節される。絞りは、撮像装置によって得られる画像の明るさに基づいて、開口量が制御される。撮像装置に入射する入射光の光量が大きい場合は、開口量を小さくして出射光の光量を下げ、入射光の光量が小さい場合には、開口量を大きくして出射光の光量を上げる。こうした光量制御を行うことにより、画像の明るさが適正に維持される。

40

**【0004】**

絞りの開口量が大きく、出射光の光量が多い状態が続くと、出射光による発熱により挿入部の先端の温度が上昇する。例えば、内視鏡検査の準備中には、光源装置の電源をオンにして光源を点灯させた状態で、内視鏡はカートのハンガー等に掛けた状態で待機させられる。内視鏡の挿入部が体腔に挿入されていない待機中は、内視鏡の挿入部を体腔に挿入された状態と比較すると、観察部位が挿入部の近傍に存在しないため入射光の光量が小さ

50

い。そのため、絞りの開口量が大きく、出射光の光量の過剰状態が続き、先端の温度が上昇する。

【 0 0 0 5 】

温度が上昇すると、撮像装置が故障したり、撮像装置からの信号にノイズがのったりする等、画質に影響を及ぼすので、挿入部の先端の温度上昇を抑制する対策が提案されている（例えば、特許文献 1 及び 2 参照）。

【 0 0 0 6 】

特許文献 1 に記載の電子内視鏡は、挿入部の先端に設けた温度センサで温度を測定し、測定した温度が所定範囲の近傍に収まるように光量を制御する。これにより、挿入部の先端の温度が所定温度以上になることが抑制される。

10

【 0 0 0 7 】

特許文献 2 に記載の電子内視鏡は、出射光の光量が閾値を超えている状態が所定時間継続した時に、絞りによる光量制御の範囲の上限値を、起動時に設定される通常の上限值よりも小さいものに変更する。光量制御範囲の上限値が小さくなると、出射光の最大光量が小さくなるので、挿入部の先端の発熱量も減少し、温度上昇が抑制される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 8 】

【 特許文献 1 】 特開 2 0 0 7 - 1 3 5 7 5 6 号 公 報

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

20

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、特許文献 1 に記載の電子内視鏡は、挿入部の先端に温度センサを設けなければならず、挿入部の細径化を阻害するという問題がある。

【 0 0 1 0 】

特許文献 2 に記載の電子内視鏡は、挿入部の細径化を阻害することはないが、例えば、閾値を超えるところと閾値をわずかに下回るところで光量が変動する場合、閾値を超えた光量が所定時間継続したという条件を満たさず、光量制限モードに移行できないという問題がある。このような状態が継続した場合、挿入部の先端の温度上昇を確実に抑制することができない。

30

【 0 0 1 1 】

近年、撮像装置の高画素化や挿入部の細径化が進む傾向にあり、撮像装置の高画素化による発熱量の増加や、挿入部の細径化による放熱性の低下も、従来にも増して懸念されているため、温度上昇をより精度よく抑制したいという要請が強い。

【 0 0 1 2 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、温度センサを備えずに挿入部の先端の温度上昇を高い精度で抑制できる電子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 】

【 0 0 1 3 】

40

上記目的を達成するために、本発明の電子内視鏡システムは、出射光を外部へ放つ出射部、外部からの光が入射する入射部、及び前記入射部に入射した入射光を撮像する撮像部が先端に設けられた挿入部を有する内視鏡と、入射光の光量を測定し、出射光の光量を予め設定された上限値以下の範囲内で制御する光量制御手段と、前記光量制御手段によって制御される前記出射光の光量変化の推移を表す光量制御履歴を用いて先端の現在の温度の推定値を演算し、前記推定値が予め設定されている温度閾値を超えたか否かを判定する温度判定手段と、前記温度判定手段によって前記推定値が前記温度閾値を超えたと判定された場合に、前記光量制御手段が前記出射光の光量を制御する範囲の上限値を、起動時に設定されている第 1 上限値よりも下げた第 2 上限値に設定することにより前記推定値の温度上昇を抑制する温度抑制手段と、を備え、前記第 2 上限値は、前記推定値が収束する収束

50

値が正常に機能する限界値未満で、かつ前記温度閾値を超える範囲となるように設定される、ことを特徴とする。

【0014】

前記温度抑制手段は、前記推定値が前記温度閾値を超えたと判定された場合に、前記第1上限値から前記第2上限値へ、連続的にあるいは段階的に徐々に減少させることが好ましい。

【0015】

前記温度抑制手段は、前記第2上限値が設定されている場合、前記推定値が前記温度閾値よりも所定の温度だけ低く設定されている温度以下に下がったことを前記温度判定手段が判定した時に、前記第2上限値から前記第1上限値へ、連続的あるいは段階的に徐々に増大させることが好ましい。

10

【0016】

前記推定値が前記温度閾値を超えたと前記温度判定手段が判定した場合に、前記第1上限値の設定時と比べて撮像画面の明るさが同等になるように、前記撮像部から出力される撮像信号を増幅させる増幅手段を備えることが好ましい。

【0017】

前記光量制御手段は、撮像画面の明るさを一定に保つのに必要な必要光量を求めることで前記出射光の光量を制御するとともに、前記増幅手段は、前記必要光量に応じた増幅率で前記撮像信号を増幅することが好ましい。例えば、(1)前記必要光量が前記第2上限値未満の場合には前記増幅率を「1」に設定し、(2)前記必要光量が前記第2上限値以上、かつ前記第1上限値未満の場合には前記増幅率を「前記必要光量/前記第2上限値」に設定し、(3)前記必要光量が前記第1上限値と同じ場合には前記増幅率を「前記第1上限値/前記第2上限値」に設定することが好ましい。

20

【発明の効果】

【0018】

本発明によれば、出射光の光量変化の推移を表す光量制御履歴を用いた演算を行って、挿入部の先端の温度が予め設定されている温度閾値を超えたか否かを判定し、先端の温度が温度閾値を超えたと判定された場合に、出射光の光量を制御する範囲の上限値を、通常の上限值よりも下げるから、温度センサを備えずに挿入部の先端の温度上昇を高い精度で抑制できる。

30

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】電子内視鏡システムの外観図である。

【図2】電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【図3】プロセッサ装置におけるCPU、光源装置における絞り調節機構の詳細を説明するブロック図である。

【図4】各モードにおけるPWM値の上限値 $P_x$ 、絞り開口の開度、及び出射光の光量の上限値 $L_x$ を示すテーブルである。

【図5】挿入部の先端における温度の推定値を求める演算を説明するブロック図である。

【図6】時刻歴を示すグラフであり、(A)は、挿入部の先端における温度の推定値 $\Delta T$ に関し、(B)は、光量の上限値 $L_x$ に関するものである。

40

【図7】挿入部の先端における温度制御を説明するフローチャートである。

【図8A】第2実施形態における、挿入部の先端における温度の推定値 $\Delta T$ と光量を定めるPWM値の上限値 $P_x$ との関係を示すグラフである。

【図8B】第2実施形態における、光量の上限値 $L_x$ の時刻歴を示すグラフである。

【図9】第3実施形態の各モードにおけるPWM値の上限値 $P_x$ 、絞り開口の開度、及び出射光の光量の上限値 $L_x$ を示すテーブルである。

【図10】第3実施形態のプロセッサ装置におけるCPU、光源装置における絞り調節機構の詳細を説明するブロック図である。

【図11】第3実施形態の時刻歴を示すグラフであり、(A)は、挿入部の先端における

50

温度の推定値  $\Delta T$  に関し、(B) は、光量の上限值  $L_x$  に関するものである。

【図 1 2】第 3 実施形態の挿入部の先端における温度制御を説明するフローチャートである。

【図 1 3】第 4 実施形態の光量  $L_N$  に関する時刻歴を示すグラフである。

【図 1 4】第 4 実施形態の挿入部の先端における温度制御を説明するフローチャートである。

【図 1 5】第 5 実施形態の光量  $L_N$  に関する時刻歴を示すグラフである。

【図 1 6】第 6 実施形態の電子内視鏡システムの電氣的構成を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0020】

10

[第 1 実施形態]

図 1 に示す第 1 実施形態の電子内視鏡システム 11 は、患者の診察に用いられる。電子内視鏡システム 11 は、体腔の観察部位を撮像する電子内視鏡 12 と、撮像により得られた信号に基づいて観察部位の画像を生成するプロセッサ装置 13 と、観察部位を照らすための出射光を供給する光源装置 14 と、観察部位の画像を表示するモニタ 15 とを備えている。

【0021】

電子内視鏡 12 は、体腔に挿入される可撓性の挿入部 16 と、この挿入部 16 の基端部分に接続された操作部 17 と、この操作部 17 とプロセッサ装置 13 及び光源装置 14 との間を繋ぐユニバーサルコード 18 と、ユニバーサルコード 18 の基端部分に取り付けられたコネクタ 19 とを備えている。

20

【0022】

挿入部 16 は、例えば、外径 6 mm の細長形状を有し、可撓性チューブで覆われている。操作部 17 は、静止画を記録するためのリリースボタン 20 や送気・送水ボタン（図示省略）等の操作部材を備えている。

【0023】

コネクタ 19 は、通信用コネクタと光源用コネクタとからなる複合タイプである。コネクタ 19 は、電子内視鏡 12 を、プロセッサ装置 13 及び光源装置 14 に着脱自在に接続させる。

【0024】

30

挿入部 16 の先端 16a には、光源装置 14 から供給された光を外部へ出射する出射窓 27（図 2 参照）と、外部の光を取り込むための入射窓 28（図 2 参照）と、入射窓 28 に入射した外部光（以下、入射光と称する）を撮像する CCD 30（図 2 参照）とを備える。体腔に挿入された挿入部 16 の先端 16a を観察部位に向けることにより、光源装置 14 から供給された光は観察部位によって反射する。観察部位によって反射した光は、入射窓 28 へ入射する。そして、入射光の撮像により、観察部位の画像を得ることができる。

【0025】

プロセッサ装置 13 は、電子内視鏡 12、光源装置 14、及びモニタ 15 と電氣的に接続され、電子内視鏡システム 11 全体の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置 13 は、その前面に、電子内視鏡システム 11 の動作状態を表示するモニタランプ 21 を備えている。

40

【0026】

図 2 に示すように、電子内視鏡 12 は、ライトガイド 26 と、出射窓 27 と、入射窓 28 と、集光レンズ 29 と、CCD 30 と、アナログフロントエンド（以下、AFE と略す。）31 と、CCD 駆動回路 32 とを備えている。

【0027】

ライトガイド 26 は、光源装置 14 から供給された光を挿入部 16 の先端 16a に導く。出射窓 27 は、ライトガイド 26 により導かれた光を外部へ出射する。入射窓 28 は、入射光を集光レンズ 29 に導く。集光レンズ 29 は、入射光を CCD 30 に集光する。C

50

C D 3 0 は、C C D 駆動回路 3 2 からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、集光レンズ 2 9 からの光量に応じた撮像信号を A F E 3 1 に入力する。なお、C C D の代わりに C M O S イメージセンサを用いてもよい。

【 0 0 2 8 】

A F E 3 1 は、相関二重サンプリング回路（以下、C D S と略す。）、自動ゲイン制御回路（以下、A G C と略す。）、及びアナログ / デジタル変換器（以下、A / D と略す。）（いずれも図示省略）から構成されている。A F E 3 1 の各部は、C C D 駆動回路 3 2 からの同期パルスに基づいて動作する。C D S は、C C D 3 0 から入力された撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、C C D 3 0 で生じたりセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。A G C は、C D S により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタルな撮像信号に変換してプロセッサ装置 1 3 に入力する。プロセッサ装置 1 3 では、撮像信号に基づいて画像が生成される。

10

【 0 0 2 9 】

C C D 駆動回路 3 2 は、プロセッサ装置 1 3 からの信号に基づいて、C C D 3 0 の駆動パルス（垂直 / 水平走査パルス、電子シャッタパルス、読出しパルス、リセットパルス等）と、A F E 3 1 用の同期パルスとを発生させる。

【 0 0 3 0 】

プロセッサ装置 1 3 は、C P U 3 6 と、R O M 3 7 と、R A M 3 8 と、デジタル信号処理部（以下、D S P と略す。）3 9 と、デジタル画像処理回路（以下、D I P と略す。）4 0 と、表示制御回路 4 1 とを備えている。

20

【 0 0 3 1 】

C P U 3 6 は、プロセッサ装置 1 3 全体の動作を統括的に制御する。C P U 3 6 は、データバス、アドレスバス及び制御線（いずれも図示省略）を介して各部と接続している。C P U 3 6 は、操作部 4 2 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。操作部 4 2 は、プロセッサ装置 1 3 の筐体に設けられた操作パネル、電子内視鏡 1 2 の操作部 1 7（図 1 参照）にあるボタン、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。

【 0 0 3 2 】

R O M 3 7 は、プロセッサ装置 1 3 の動作を制御する各種プログラム（O S、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）を記憶している。R A M 3 8 は、R O M 3 7 から必要なプログラムやデータが読み出される作業用メモリである。R A M 3 8 に読み出されたプログラムは、C P U 3 6 により逐次処理される。

30

【 0 0 3 3 】

D S P 3 9 は、フレームメモリ（図示省略）を備えている。そのフレームメモリは、A F E 3 1 からの撮像信号を一旦格納する。D S P 3 9 は、フレームメモリから撮像信号を読み出して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、一フレーム分の画像を生成する。D S P 3 9 は、生成した画像を D I P 4 0 に入力する。

【 0 0 3 4 】

D I P 4 0 は、フレームメモリ（図示省略）を備えている。そのフレームメモリは、D S P 3 9 からの画像を一旦格納する。D I P 4 0 は、フレームメモリから画像を読み出して、電子変倍、色強調、エッジ強調等の各種画像処理を施す。D I P 4 0 は、各種画像処理を施した画像を表示制御回路 4 1 に入力する。

40

【 0 0 3 5 】

表示制御回路 4 1 は、V R A M（図示省略）を備えている。その V R A M は、D I P 4 0 からの画像を一旦格納する。表示制御回路 4 1 は、R O M 3 7 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、体内画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェイス（G U I ; Graphical User Interface）等がある。

【 0 0 3 6 】

表示制御回路 4 1 は、V R A M から画像を読み出して、表示用マスク、文字情報、G U

50

Iの重畳処理、モニタ15の表示画面への描画処理といった各種表示制御処理を施す。表示制御回路41は、各種表示制御処理を施した画像を、モニタ15の表示形式に応じたビデオ信号（コンポーネント信号、コンポジット信号等）に変換し、モニタ15に表示する。

#### 【0037】

プロセッサ装置13は、上記の他に、画像に所定の形式（例えば、JPE G形式）で圧縮処理を施す圧縮処理回路や、リリースボタン20の操作に連動して、圧縮された画像をCFカード、光磁気ディスク（MO）、CD-R等のリムーバブルメディアに記録するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F（いずれも図示省略）等を備えている。これらは、データバス（図示省略）等を介してCPU36と接続されている。

10

#### 【0038】

光源装置14は、CPU46と、光源47と、光源ドライバ48と、絞り調節機構49と、モータ50と、モータを駆動するモータドライバ51と、集光レンズ52とを備えている。

#### 【0039】

CPU46は、プロセッサ装置13のCPU36と通信し、光源装置14全体の動作を統括的に制御する。CPU46は、データバス、アドレスバス及び制御線（いずれも図示省略）を介して各部と接続している。

#### 【0040】

20

光源47は、白色光を発生するハロゲンランプやキセノンランプ等である。光源47は、光源ドライバ48によって駆動され、ほぼ一定の光量で点灯し、光源47の光は集光レンズ52に入射する。絞り調節機構49は、光源47の光路上に配置され、絞り開口57（図3参照）の開口量を調節する。絞り開口57の開口量に応じた光量の光が集光レンズ52に入射する。モータ50は、モータドライバ51から入力される駆動パルスによって回転し、絞り調節機構49を駆動する。集光レンズ52は、絞り調節機構49を通過した光を集光し、ライトガイド26の入射端に導光する。

#### 【0041】

図3に示すように、プロセッサ装置13のCPU36は、光量制御部53、温度判定部55、及び温度抑制部56として機能する。

30

#### 【0042】

光量制御部53は、CCD30からの一フレーム分の撮像信号に基づいて有効画素領域内の全画素の平均輝度値（測光値）を算出することにより、入射光 $L_{in}$ の光量を測定する。光量制御部53は、測光値 $L_M$ が、画像の明るさを一定に保つ基準値 $L_S$ となるように、光源装置14に対して必要な出射光 $L_{out}$ の光量を要求する光量制御信号を送り、光源装置14を通じて出射光 $L_{out}$ の光量を制御する。具体的には、光量制御部53は、測光値 $L_M$ が基準値 $L_S$ を下回っている場合、測光値 $L_M$ が基準値 $L_S$ となるように、不足分の出射光 $L_{out}$ の光量、すなわち必要光量を要求する光量制御信号を送る。また、測光値 $L_M$ が基準値 $L_S$ から上回っている場合、測光値 $L_M$ が基準値 $L_S$ となるように、出射光 $L_{out}$ の超過分の光量の減少を要求する光量制御信号を送る。

40

#### 【0043】

光源装置14のCPU46は、光量制御部53から入力される光量制御信号に基づいて、絞り調節機構49を制御する。CPU46は、光量制御信号に応じて、モータ50のトルクを決定するPWM（パルス幅変調）値を算出し、モータドライバ51は、PWM値に応じた駆動パルスを発生してモータ50を駆動する。PWM値は、モータ50の駆動パルスのデューティ比（パルス幅をパルス周期で割った値）を決定するもので、モータ50のトルクを決定する。CPU46は、光量制御信号が出射光 $L_{out}$ の光量の増加を要求する信号である場合には、増加分に応じてPWM値を上げ、光量制御信号が出射光 $L_{out}$ の光量の減少を要求する信号である場合には、減少分に応じてPWM値を下げる。

#### 【0044】

50

絞り調節機構 49 は、絞り開口 57 を開閉する絞り羽根 58 と、絞り開口 57 を閉じる位置に絞り羽根 58 を付勢するスプリング 59 とを備えている。絞り羽根 58 は、モータ 50 から与えられるトルクによって、スプリング 59 の付勢力に抗して絞り開口 57 の開口量が大きくなる方向（例えば、時計方向）に回転し、トルクの大きさとスプリング 59 の付勢力が釣り合う位置で停止する。トルクが大きいとスプリング 59 の付勢力に抗する力も大きくなるので、絞り開口 57 の開口量も大きくなる。トルクが小さいとスプリング 59 の付勢力に抗する力が小さくなるので絞り開口 57 の開口量が小さくなる。モータ 50 のトルクは、PWM 値の増加とともに大きくなり、PWM 値が下がると減少する。

【0045】

こうした絞りによる光量制御は、測光値  $L_M$  に応じて行われるが、出射光  $L_{out}$  の光量が大きい状態が長時間継続すると挿入部 16 の先端 16a の温度上昇も大きくなる。この温度上昇を抑制するために、電子内視鏡システム 11 は、出射光  $L_{out}$  の光量制御範囲の上限値を制限することにより、挿入部 16 の先端 16a の温度上昇を抑制する制限モード M1 を備えている。

【0046】

図 4 に示すように、通常モード M0 は、光源装置 14 の起動時に設定されるモードで、絞り開口 57 の開口量を割合で示した開度の上限値が例えば 100%、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値が  $L_0$  [lm:ルーメン] に設定される。この上限値  $L_0$  [lm] にするための PWM 値は P0 である。出射光  $L_{out}$  の光量の上限値  $L_0$  [lm] が通常モード M0 における光量制御範囲の上限値となる。制限モード M1 における光量制御範囲の上限値は、通常モード M0 よりも低く、例えば、絞り開口 57 の開度の上限値が 70%、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値が  $L_1$  [lm] ( $< L_0$  [lm]) であり、上限値  $L_1$  [lm] にするための PWM 値が P1 である。

【0047】

制限モード M1 においては、上限値  $L_1$  [lm] 以下の範囲内で絞りによる光量制御が行われる。つまり、制限モード M1 では、光量制御部 53 が入射光  $L_{in}$  の光量不足を検知して、光源装置 14 の CPU 46 に対して出射光  $L_{out}$  の光量の増加を要求する光量制御信号を送信しても、CPU 46 は、すでに出射光  $L_{out}$  の光量が上限値  $L_1$  [lm] に達している場合には、それ以上、PWM 値を増加させず出射光  $L_{out}$  の光量を上げない。このように、制限モード M1 では、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値が、通常モード M0 よりも低い上限値  $L_1$  [lm] に制限されるので、挿入部 16 の先端 16a の温度上昇が抑制される。通常モード M0 から制限モード M1 への切替えは、先端 16a の温度に基づいて行われる。

【0048】

図 3 において、温度判定部 55 は、光量制御の履歴情報に基づいて、挿入部 16 の先端 16a における温度上昇の推定値（以下、単に推定値と略す。） $\Delta T$  [ ] を求めるとともに、求めた推定値  $\Delta T$  [ ] が、予め設定されている閾値  $T_1$  [ ] を超えたか否かを判定する。

【0049】

具体的に温度判定部 55 は、光源装置 14 から入力された PWM 値の履歴情報を用いた演算を行い、推定値  $\Delta T$  [ ] を求める。推定値  $\Delta T$  [ ] は、挿入部 16 の先端 16a に加えられた熱量を  $Q$  [mJ] とし、挿入部 16 の先端 16a における熱容量を  $C$  [mJ / ] とすると、 $\Delta T = Q / C \cdots$  (式 1) と示される。熱容量  $C$  [mJ / ] は電子内視鏡 12 固有の値であり、例えば 800 mJ / である。

【0050】

現時点までの推定値  $\Delta T_n$  [ ] は、 $dt$  [s] 時間前までの推定値を  $\Delta T_{n-1}$  [ ] とし、直前の  $dt$  [s] 時間で挿入部 16 の先端 16a に加えられた熱量を  $dQ$  [mJ] とすると、 $\Delta T_n = \Delta T_{n-1} + dQ / C \cdots$  (式 2) と示される。時間  $dt$  [s] は、例えば 1.0 s とする。推定値  $\Delta T$  [ ] の初期値は、0.0 である。

【0051】

10

20

30

40

50

熱量  $dQ$  [mJ] は、光源装置 14 から供給された光による単位時間当たりの発熱量を  $q$  [mW (= mJ / s)] とし、CCD 30 からの単位時間当たりの発熱量を  $s_q$  [mW] とし、挿入部 16 の先端 16a における熱抵抗を  $R$  [ /mW] とすると、 $dQ = (q + s_q) \times dt - \Delta T_{n-1} \times dt / R \cdots$  (式 3) のように、発熱量と放熱量とで示される。

#### 【0052】

熱抵抗  $R$  [ /mW] は電子内視鏡 12 固有の値であり、例えば 0.2 /mW である。発熱量  $q$  [mW] は、(光量を定める PWM 値)  $\times$  (比例定数  $k_q$ ) と表される。その比例定数  $k_q$  は、電子内視鏡 12 及び光源装置 14 固有の値である。PWM 値は、計算精度を高めるために、時間  $dt$  [s] を  $n$  分割 (例えば、10 分割) した各時刻における値の平均値を用いる。発熱量  $s_q$  [mW] は CCD 固有の値であり、例えば 100 mW である。

10

#### 【0053】

上記式 3 を上記式 2 に代入すると、現時点までの推定値  $\Delta T_n$  [ ] は、 $\Delta T_n = \Delta T_{n-1} + (q + s_q) \times dt / C - \Delta T_{n-1} \times dt / (C \times R) \cdots$  (式 4) と示される。温度判定部 55 は、上記式 4 を用い、現時点までの推定値  $\Delta T_n$  [ ] を求める。すなわち、図 5 に示すように、温度判定部 55 は、 $dt$  [s] 時間前までの推定値  $\Delta T_{n-1}$  [ ] に対し、 $\Delta T_{n-1}$  [ ] の関数で示される放熱温度を減ずるとともに、光源装置 14 から供給された光による単位時間当たりの発熱量  $q$  [mW] の関数で示される発熱温度を加えることで、現時点までの推定値  $\Delta T_n$  [ ] を求める。

20

#### 【0054】

なお、電子内視鏡 12 の機種に依存する各パラメータ  $C$  [mJ / ]、 $s_q$  [mW]、 $R$  [ /mW]、 $k_q$  は、工場出荷時に、電子内視鏡 12 に内蔵の不揮発性メモリ (例えば、EEPROM) に予め記憶されており、電子内視鏡システム 11 の電源がオンにされた時に自動的に取得されて演算に用いられる。または、機種固有の ID に紐付けられて、プロセッサ装置 13 に内蔵の不揮発性メモリに予め記憶されている。電子内視鏡 12 に内蔵の不揮発性メモリには機種固有の ID が記憶されており、電子内視鏡 12 の不揮発性メモリから読み出された ID に対応する各パラメータが演算に用いられる。もしくは、機種固有の ID に紐付けられて、ネットワーク等で接続するサーバに予め記憶されている。この場合、電子内視鏡 12 の不揮発性メモリから読み出された ID に対応する各パラメータがサーバから取得されて演算に用いられる。

30

#### 【0055】

図 3 に戻って、温度判定部 55 は、判定結果を温度抑制部 56 に入力する。

#### 【0056】

温度抑制部 56 は、推定値  $\Delta T_n$  [ ] が予め設定されている閾値  $T_1$  [ ] を超えている時、通常モード  $M_0$  から、制限モード  $M_1$  へ切り替えるモード切替え信号を、光源装置 14 の CPU 46 に入力する。

#### 【0057】

光源装置 14 の CPU 46 は、プロセッサ装置 13 からモード切替え信号が入力されると、通常モード  $M_0$  から制限モード  $M_1$  に切り替える。各モードは、モニタランプ 21 の点灯又は点滅によって報知される。

40

#### 【0058】

図 6 のグラフを用いて、通常モード  $M_0$ 、制限モード  $M_1$  の各モードが遷移したときの光量の上限值  $L_x$  と推定値  $\Delta T$  の変化の例を説明する。図 6 (B) のモード遷移例は、次のようなシーケンスを想定したものである。まず、時刻  $t_0$  [s] において、電子内視鏡 12 が接続された光源装置 14 の電源がオンにされる ( $U_n$ ) と、光源装置 14 が通常モード (光量の上限值  $L_x$  は  $L_0$  [lm]) で起動する。そして、時刻  $t_1$  [s] において、推定値  $\Delta T_n$  [ ] が閾値  $T_1$  [ ] を超えると、通常モード  $M_0$  から制限モード  $M_1$  (光量の上限值  $L_x$  は  $L_1$  [lm]) に移行する。

#### 【0059】

50

図 6 ( B ) の各モードにおいて出射光  $L_{out}$  の光量がそれぞれ上限値  $L_0 [lm]$ 、 $L_1 [lm]$ 、すなわち、各モードの最大光量で照射され続けた場合には、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は、図 6 ( A ) に示すように推移する。すなわち、起動時は通常モード  $M_0$  なので、光源 47 が通常モード  $M_0$  の最大光量 ( 上限値  $L_0 [lm]$  ) で照射し続けると、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は単調増加する。そして、この状態が継続すると、二点鎖線  $L_k$  のように、電子内視鏡システム 11 が正常に機能する限界値  $T_3$  を超えてしまう。そこで、推定値  $\Delta T_n$  の増加を抑制する温度制御を行う。

【 0 0 6 0 】

時刻  $t_1 [s]$  において、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超えると、通常モード  $M_0$  から制限モード  $M_1$  に移行する。これにより、光量の上限値  $L_x$  が  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に下がる。光量の上限値  $L_x$  が  $L_1 [lm]$  に下がると、その最大光量 ( 上限値  $L_1 [lm]$  ) で照射し続けても、温度上昇の勾配が緩やかになり、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は単調増加しつつ  $T_2 [ ]$  に収束する。

【 0 0 6 1 】

制限モード  $M_1$  における推定値  $\Delta T_n [ ]$  の収束値である  $T_2 [ ]$  は、電子内視鏡システム 11 が正常に機能する限界値  $T_3 [ ]$  以下である必要がある。収束値  $T_2 [ ]$  は制限モード  $M_1$  の上限値  $L_1 [lm]$  によって決まるので、上限値  $L_1 [lm]$  は、収束値  $T_2 [ ]$  が限界値  $T_3 [ ]$  を超えないように設定される。演算の誤差があっても、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が限界値  $T_3 [ ]$  を超えることがないように、 $T_2 [ ]$  が  $T_3 [ ]$  から所定の温度だけ離れるように、上限値  $L_1 [lm]$  を設定することが好ましい。

【 0 0 6 2 】

また、閾値  $T_1 [ ]$  は、 $T_2 [ ]$  から所定の温度だけ離す必要がある。このようにしないと、温度判定部 55 が、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超えたと判定してから、光源装置 14 が制限モード  $M_1$  へ切り替わるまでの時間的な遅れによって、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が一旦  $T_2 [ ]$  を超えてしまうおそれがあるからである。具体的な値としては、 $T_3$  が 20 の場合、 $T_2$  は 15 、 $T_1$  は 13 と設定される。

【 0 0 6 3 】

次に、上記構成の作用について図 7 のフローチャートを参照しながら説明する。電子内視鏡システム 11 による内視鏡検査の準備として、電子内視鏡 12 は、プロセッサ装置 13 及び光源装置 14 に接続され、電子内視鏡システム 11 の電源がオンにされる ( ステップ ( 以下、S と略す。 ) 11 )。光源装置 14 は、通常モード  $M_0$  ( 出射光量の上限値  $L_0 [lm]$  ) で起動する。プロセッサ装置 13 には、操作部 42 から患者に関する情報 ( 患者名、患者 ID など ) 等が入力され、検査が開始される。

【 0 0 6 4 】

検査が開始されると、挿入部 16 が体腔に挿入される。光源装置 14 から供給される出射光  $L_{out}$  が観察部位に照射され、CCD 30 が撮像した観察部位の画像がモニタ 15 に表示される。

【 0 0 6 5 】

温度判定部 55 は、推定値  $\Delta T_n [ ]$  を逐次求める ( S 12 )。そして、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超えたと判定した時 ( S 13 で YES ) に、光源装置 14 の CPU 46 にモード切替え信号が入力される。モード切替え信号が入力されたことを契機に、CPU 46 が、通常モード  $M_0$  から制限モード  $M_1$  に切り替え、光量の上限値  $L_x$  を  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に下げる ( S 14 )。

【 0 0 6 6 】

以上説明したように、第 1 実施形態では、光量を定める PWM 値の履歴情報を用いた演算を行い、挿入部 16 の先端 16a における温度上昇の推定値  $\Delta T [ ]$  を求めた。求めた推定値  $\Delta T [ ]$  が、予め設定されている閾値  $T_1 [ ]$  を超えた時に、通常モード  $M_0$  から制限モード  $M_1$  に切り替え、光量の上限値  $L_x$  を  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に下げた。これにより、温度センサを備えずに挿入部 16 の先端 16a の温度上昇を高い精

10

20

30

40

50

度で抑制される。

【 0 0 6 7 】

[ 第 2 実施形態 ]

上記第 1 実施形態の電子内視鏡システム 1 1 では、通常モード M 0 から制限モード M 1 に切り替わる際、出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  が  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に一段階で下がる (図 6 (B) 参照)。このため、通常モード M 0 において出射光  $L_{out}$  を最大光量で照射していた場合に制限モード M 1 に切り替わると、出射光  $L_{out}$  の光量が  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に突然下がる。出射光  $L_{out}$  の光量が突然下がると、モニタ 1 5 に表示される画像は急に暗くなる。これにより、故障や不具合が発生したと誤認させるおそれがある。

10

【 0 0 6 8 】

そこで、次に説明する第 2 実施形態では、モニタ 1 5 に表示される画像が急に暗くなることを防止している。なお、上記第 1 実施形態、及びこれ以降に示す各実施形態で採用した構成は、可能な範囲において相互で適用されるものとする。本第 2 実施形態において、上記第 1 実施形態と同様の構成、作用、及び効果についての説明は省略する。また、第 3 実施形態以降の各実施形態では、他の実施形態と異なる点だけを説明する。

【 0 0 6 9 】

第 2 実施形態において、温度判定部 5 5 は、求めた推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超えた時から、推定値  $\Delta T_n [ ]$  を光源装置 1 4 の CPU 4 6 に逐次入力する。

【 0 0 7 0 】

20

図 8 A 及び図 8 B に示すように、CPU 4 6 は、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超え、プロセッサ装置 1 3 からモード切替え信号が入力されたことを契機に、推定値  $\Delta T_n [ ]$  の増加とともに PWM 値の上限值  $P_x$  を最大値である  $P_0$  から  $P_1$  に減少する際に、連続的にあるいは段階的に徐々に減少させる。なお、推定値  $\Delta T_n [ ]$  の増加に関わらず、CPU 4 6 は、第 1 モード切替え信号が入力されたことを契機に、PWM 値の上限值 ( $P_x$ ) を最大値である  $P_0$  から  $P_1$  へ連続的にあるいは段階的に徐々に減少させてもよい。出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  は、所定の時間  $\Delta t [s]$  をかけて  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に緩やかに下がる。モニタ 1 5 に表示される画像は、所定の時間  $\Delta t [s]$  をかけて徐々に暗くなる。

【 0 0 7 1 】

30

以上説明したように、第 2 実施形態では、光量の上限値を  $L_0 [lm]$  から  $L_1 [lm]$  に緩やかに下げるから、モニタ 1 5 に表示される画像が急に暗くなることがなく、故障や不具合が発生したと誤認させることを防止できる。

【 0 0 7 2 】

[ 第 3 実施形態 ]

ところで、診察中は、出射光  $L_{out}$  の光量が大きく下がるに診察がしにくいから、出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  を下げるにしても、通常の上限值にできる限り近づけたい。一方、電源がオンにされて出射光  $L_{out}$  が照射された状態でハンガー等に掛けられた待機中は、出射光  $L_{out}$  の照射を確認できる程度の光量で十分である。待機中の内視鏡から照射される出射光  $L_{out}$  による無駄な発熱を抑えるため、出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  を通常の上限值からできる限り小さくしたい。

40

【 0 0 7 3 】

しかし、1 つの光量制限モードでは、出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  を高めに設定すると、待機中における無駄な発熱を抑えることができず、挿入部の先端の温度上昇を十分に抑制できない。一方、出射光  $L_{out}$  の光量の上限值  $L_x$  を低めに設定すると、診察中に温度抑制が開始された場合、通常の場合と比べて画像が極端に暗くなってしまい、術者に不安感を与えるという問題がある。

【 0 0 7 4 】

そこで、次に説明する第 3 実施形態では、プロセッサ装置 1 3 は、先端 1 6 a の温度上昇を抑制する 2 つの制限モード (第 1 制限モード M 1 及び第 2 制限モード M 2 ) を備え、

50

挿入部 16 の挿入状況に応じてモードを使い分ける。

【 0 0 7 5 】

図 9 に示すように、第 1 制限モード M 1 における光量制御範囲の上限値は、通常モード M 0 よりも低く、絞り開口 57 の開度の上限値が 70 %、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値  $L_x$  が  $L_1 [lm]$  ( $< L_0 [lm]$ ) であり、上限値  $L_1 [lm]$  にするための PWM 値が P 1 である。第 2 制限モード M 2 における光量制御範囲の上限値は、第 1 制限モード M 1 よりもさらに低く、絞り開口 57 の開度の上限値が 25 %、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値  $L_x$  が  $L_2 [lm]$  ( $< L_1 [lm]$ ) であり、上限値  $L_2 [lm]$  にするための PWM 値が P 2 である。ここで、 $L_2$  は、待機中において先端 16a が点灯しているか否かを確認できる程度のものであれば良い。

10

【 0 0 7 6 】

第 1 制限モード M 1 及び第 2 制限モード M 2 においては、それぞれ上限値  $L_1 [lm]$ 、 $L_2 [lm]$  以下の範囲内で絞りによる光量制御が行われる。つまり、第 1 実施形態における制限モードと同様、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値  $L_x$  は、通常モード M 0 から第 1 制限モード M 1、及び通常モード M 0 から第 2 制限モード M 2 への切替えは、挿入部 16 の挿入状態と、先端 16a の温度とに基づいて行われる。

【 0 0 7 7 】

図 10 に示すように、プロセッサ装置 13 の CPU 36 は、第 1 実施形態の各部の他に、挿入判定部 54 として機能する。

20

【 0 0 7 8 】

挿入判定部 54 は、通常モード M 0 において、出射光  $L_{out}$  の光量が上限値  $L_0 [lm]$  で照射されている状態が、予め設定されている所定時間（例えば、30 s）継続した時に、挿入部 16 が体腔に挿入されていない待機状態 S 1 と判定する。挿入部 16 が体腔に挿入されていない待機状態 S 1 においては、入射窓 28 が設けられている挿入部 16 の先端 16a の近傍に観察部位が存在しないため、出射光  $L_{out}$  の光量が上限値  $L_0 [lm]$  で照射されている場合でも、測光値  $L_M$  は基準値  $L_S$  に達しない。この状態では、光量制御部 53 は、光源装置 14 の CPU 46 に対して出射光  $L_{out}$  の光量を増加する要求を続けるので、必要光量は次第に増大する。この結果、出射光  $L_{out}$  の光量が上限値  $L_0 [lm]$  に到達する。

30

【 0 0 7 9 】

挿入判定部 54 は、出射光  $L_{out}$  の光量を表す PWM 値を CPU 46 から逐次取得し、PWM 値の上限値  $P_x$  が P 0 である状態が継続する時間をシステムタイマで計測する。PWM 値の上限値  $P_x$  が P 0 である状態が所定時間継続した場合には、挿入判定部 54 は、挿入部 16 が挿入されていない状態、すなわち、電子内視鏡 12 が待機状態 S 1 であると判定する。

【 0 0 8 0 】

また、挿入判定部 54 は、第 2 制限モード M 2 において、光量制御部 53 が測光値  $L_M$  に基づいて CPU 46 に対して要求する必要光量が上限値  $L_0 [lm]$  未満となった場合に、挿入部 16 が体腔に挿入された状態 S 2 であると判定する。挿入部 16 が体腔に挿入された挿入状態 S 2 では、入射窓 28 が設けられている先端 16a の近傍に観察部位（管道内壁）が存在するため、観察部位で反射した出射光  $L_{out}$  が入射光  $L_{in}$  となって CCD 30 に入射する。よって、上限値  $L_x$  が一定である場合、挿入状態 S 2 の測光値  $L_M$  は、待機状態 S 1 のものよりも大きく、光量閾値を超える。光量閾値は、例えば、光源装置 14 の内蔵メモリに格納され、CPU 46 により読み込み可能となっている。この結果、挿入状態 S 2 では光量制御部 53 が CPU 46 に対して要求する必要光量が通常モード M 0 における光量の上限値  $L_0 [lm]$  未満となる。挿入判定部 54 は、こうして判定した判定結果（挿入部 16 が待機状態 S 1 であるか、又は挿入状態 S 2 であるか）を温度抑制部 56 に入力する。

40

50

## 【 0 0 8 1 】

温度抑制部 5 6 は、挿入判定部 5 4 からの判定結果と、温度判定部 5 5 の判定結果に基づいて、通常モード M 0 から、第 1 制限モード M 1 及び第 2 制限モード M 2 へ移行するかどうかを判定し、光源装置 1 4 の C P U 4 6 に対してモード切替え信号を送信する。

## 【 0 0 8 2 】

温度抑制部 5 6 は、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていて、かつ、推定値  $\Delta T_n$  [ ] が予め設定されている閾値  $T_1$  [ ] を超えている時、通常モード M 0 から第 1 制限モード M 1 へ切り替える第 1 モード切替え信号を、光源装置 1 4 の C P U 4 6 に入力する。

## 【 0 0 8 3 】

温度抑制部 5 6 は、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていないと判定された時に、通常モード M 0 から第 2 制限モード M 2 へ切り替える第 2 モード切替え信号を、光源装置 1 4 の C P U 4 6 に入力する。

10

## 【 0 0 8 4 】

温度抑制部 5 6 は、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていないと判定された後、すなわち第 2 制限モード中に、挿入部 1 6 が挿入状態 S 2 であると判定された時に、第 2 制限モード M 2 を解除して通常モード M 0 に復帰する解除信号を、光源装置 1 4 の C P U 4 6 に入力する。

## 【 0 0 8 5 】

光源装置 1 4 の C P U 4 6 は、プロセッサ装置 1 3 から第 1 モード切替え信号が入力されると、通常モード M 0 から第 1 制限モード M 1 に切り替えて、第 2 モード切替え信号が入力されると、通常モード M 0 から第 2 制限モード M 2 に切り替える。また、第 2 制限モード M 2 において、プロセッサ装置 1 3 から解除信号が入力されると、第 2 制限モード M 2 を解除して通常モード M 0 に戻る。一方、第 1 制限モード M 1 については、挿入部 1 6 が挿入されている間は、手動操作によって解除できないようになっている。各モード M 0 ~ M 2 は、モニタランプ 2 1 の点灯又は点滅によって報知される。

20

## 【 0 0 8 6 】

図 1 1 のグラフを用いて、通常モード M 0、第 1 制限モード M 1、第 2 制限モード M 2 の間で遷移したときの出射光  $L_{out}$  の光量の上限値  $L_x$  と推定値  $\Delta T$  の変化の例を説明する。図 1 1 ( B ) のモード遷移例は、次のようなシーケンスを想定したものである。まず、時刻  $t_0$  [ s ] において、電子内視鏡 1 2 が接続された光源装置 1 4 の電源がオンにされる ( $U_{on}$ ) と、光源装置 1 4 が通常モード ( 光量の上限値  $L_x$  は  $L_0$  [ l m ] ) である。) で起動する。次に、電子内視鏡 1 2 が待機中 ( $U_{out}$ ) のまま所定時間 ( 例えば 3 0 s ) 経過すると、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていない待機状態 S 1 と判定されて、時刻  $t_1$  [ s ] において第 2 制限モード M 2 ( 光量の上限値  $L_x$  は  $L_2$  [ l m ] ) である。) に移行する。時刻  $t_2$  [ s ] において内視鏡による診察が開始されて、挿入部 1 6 が体腔に挿入された挿入状態 S 2 と判定される ( $U_{insert}$ ) と、第 2 制限モード M 2 から通常モード M 0 に復帰する。そして、時刻  $t_3$  [ s ] において、推定値  $\Delta T_n$  [ ] が閾値  $T_1$  [ ] を超えると、通常モード M 0 から第 1 制限モード M 1 ( 光量の上限値  $L_x$  は  $L_1$  [ l m ] ) である。) に移行する。

30

## 【 0 0 8 7 】

図 1 1 ( B ) に示すように、上述したシーケンスの各モードにおいて、出射光  $L_{out}$  の光量がそれぞれ上限値  $L_0$  [ l m ]、 $L_1$  [ l m ]、 $L_2$  [ l m ]、すなわち、各モードの最大光量で照射され続けた場合には、推定値  $\Delta T_n$  [ ] は、図 1 1 ( A ) に示すように推移する。すなわち、起動時は通常モード M 0 なので、光源 4 7 が通常モード M 0 の最大光量 ( 上限値  $L_0$  [ l m ] ) で照射し続けると、推定値  $\Delta T_n$  [ ] は単調増加する。そして、この状態が継続すると、推定値  $\Delta T_n$  [ ] は、二点鎖線  $Lk_1$  のように電子内視鏡システム 1 1 が正常に機能する限界値  $T_3$  を超えてしまう。そこで、推定値  $\Delta T_n$  の増加を抑制する温度制御を行う。

40

## 【 0 0 8 8 】

時刻  $t_1$  [ s ] において、光源装置 1 4 が第 2 制限モード M 2 に移行すると、P W M 値

50

の上限値  $P_x$  は、通常モード  $M_0$  の  $P_0$  から第 2 制限モード  $M_2$  の  $P_2$  に低下する。このため、光量の上限値  $L_x$  は  $L_0 [1m]$  から  $L_2 [1m]$  に低下する。第 2 制限モード  $M_2$  においては、通常モード  $M_0$  と比べて最大光量（上限値  $L_2 [1m]$ ）が低いので、その最大光量（上限値  $L_2 [1m]$ ）で照射し続けても、温度上昇の勾配が緩やかになり、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は  $T_5 [ ]$  に収束する。

#### 【 0 0 8 9 】

時刻  $t_2 [s]$  において、挿入部 16 が体腔に挿入される（ $U_{insert}$ ）と、入射窓 28 が設けられている先端 16a の近傍に観察部位が存在することとなる。このため、挿入部 16 が光量の上限値  $L_x$  が  $L_2$  のまま待機状態  $S_1$  から挿入状態  $S_2$  へ遷移すると、測光値  $L_M$  は光量閾値を超える。ここで、光量閾値は、挿入部 16 が待機状態  $S_1$  であり、光量の上限値  $L_x$  が  $L_2$  であるときの測光値  $L_M$  である。この結果、必要光量は、通常モード  $M_0$  の上限値  $L_x$ 、すなわち  $L_0$  未満となる。こうして、挿入判定部 54 は、挿入部 16 が体腔に挿入された挿入状態  $S_2$  であると判定し、光源装置 14 に解除信号を入力する。CPU 46 は、第 2 制限モード  $M_2$  を解除して通常モード  $M_0$  に戻す。通常モード  $M_0$  に戻ると、光量の上限値  $L_x$  が  $L_2 [1m]$  から  $L_0 [1m]$  に上がる。通常モード  $M_0$  において最大光量（上限値  $L_0 [1m]$ ）で照射し続けた場合、第 2 制限モード  $M_2$  における収束値である  $T_5 [ ]$  を超えて、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は単調増加する。そして、この状態が継続すると、二点鎖線  $L_k 2$  のように、限界値  $T_3$  を超えてしまう。そこで、時刻  $t_3 [s]$  において、推定値  $\Delta T_n [ ]$  が閾値  $T_1 [ ]$  を超えると、通常モード  $M_0$  から第 1 制限モード  $M_1$  に移行する。これにより、光量の上限値  $L_x$  が  $L_0 [1m]$  から  $L_1 [1m]$  に下がる。光量の上限値  $L_x$  が  $L_1 [1m]$  に下がると、その最大光量（上限値  $L_1 [1m]$ ）で照射し続けても、温度上昇の勾配が緩やかになり、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は  $T_2 [ ]$  に収束する。

#### 【 0 0 9 0 】

次に、上記構成の作用について図 12 のフローチャートを参照しながら説明する。図 12 に示すように、 $S_{31}$  は  $S_{11}$  と同様である。準備作業の間、電子内視鏡 12 は、プロセッサ装置 13 や光源装置 14 が収容されるカートのハンガーに掛けられて待機させられている。光源装置 14 の電源がオンにされて光源 47 が点灯しているので、待機中においても、電子内視鏡 12 は先端 16a から出射光  $L_{out}$  が出射されている。また、電源がオンにされると、挿入判定部 54 が判定処理を開始する（ $S_{32}$ ）。

#### 【 0 0 9 1 】

待機中では、先端 16a の近傍に観察部位が存在しない。このため、待機中における入射光  $L_{in}$  のほとんどは、先端 16a から遠く離れた物体（床など）からの反射光であるため、測光値  $L_M$  は基準値  $L_S$  よりも小さい。光量制御部 53 は、光源装置 14 に対して出射光  $L_{out}$  の光量の増加を要求する光量制御信号を送る。CPU 46 は、光量制御信号に応じた PWM 値を算出し、モータドライバ 51 を通じて絞り調節機構 49 を制御して、出射光  $L_{out}$  の光量を上げる。しかしながら、待機中では、出射光  $L_{out}$  の光量が上限値  $L_0 [1m]$  でも CCD 30 に入射する入射光  $L_{in}$  の光量、すなわち測光値  $L_M$  が基準値  $L_S$  に達しない。そのため、光量制御部 53 は、CPU 46 に対して光量の増加を要求し続けて、CPU 46 は、PWM 値の上限値  $P_0$  の出力を継続する。この PWM 値は挿入判定部 54 に入力される。挿入判定部 54 は、PWM 値を監視し、PWM 値の上限値  $P_x$  が  $P_0$  である状態が所定時間（例えば 30 s）継続すると、挿入部 16 が挿入されていない待機状態  $S_1$  であると判定する（ $S_{32}$  で NO）。

#### 【 0 0 9 2 】

挿入判定部 54 により待機状態  $S_1$  であると判定されると、温度抑制部 56 は、通常モード  $M_0$  から第 2 制限モード  $M_2$  へ切り替える第 2 モード切替え信号を CPU 46 に送信する。CPU 46 は、第 2 モード切替え信号を受信すると、PWM 値の上限値  $P_x$  を  $P_2$  に変更して、出射光  $L_{out}$  の光量の上限値を  $L_2 [1m]$  に下げる（ $S_{33}$ ）。このため、図 11（A）に示すように、推定値  $\Delta T_n [ ]$  は、 $T_5 [ ]$  で収束し、温度上昇が抑制される。また、無駄な発熱も抑えられる。

## 【 0 0 9 3 】

検査が開始されると、電子内視鏡 1 2 がハンガーから取り外されて、挿入部 1 6 が体腔に挿入される。挿入開始時において、推定値  $\Delta T_n$  [ ] は  $T_5$  [ ] に抑えられているので、被検者に与える負担も少ない。光源装置 1 4 から供給される出射光  $L_{out}$  が体腔に照射され、CCD 3 0 による画像がモニタ 1 5 に表示される。

## 【 0 0 9 4 】

挿入部 1 6 が被検体内に挿入されると、先端 1 6 a の近傍に観察部位（管道内壁など）が存在するため、出射光  $L_{out}$  の光量が一定でも、CCD 3 0 に入射する入射光  $L_{in}$  の光量が増大する。これにより、光量制御部 5 3 が CPU 4 6 に対して要求する必要光量が、通常モード M 0 の上限値  $L_0$  [ 1 m ] 未満となる。挿入判定部 5 4 は、光量制御部 5 3 が CPU 4 6 に対して要求する必要光量を監視して（S 3 4）、必要光量が上限値  $L_0$  [ 1 m ] 未満となった場合に、挿入部 1 6 が挿入されたと判定する（S 3 4 で YES）。

10

## 【 0 0 9 5 】

挿入部 1 6 が体腔に挿入された挿入状態 S 2 であると判定されると、温度抑制部 5 6 は、光源装置 1 4 の CPU 4 6 に解除信号を入力する。解除信号が入力されたことを契機に、CPU 4 6 が、第 2 制限モード M 2 を解除して通常モード M 0 に戻し、光量の上限値  $L_x$  を  $L_2$  [ 1 m ] から  $L_0$  [ 1 m ] に上げる（S 3 5）。

## 【 0 0 9 6 】

挿入部 1 6 が挿入状態 S 2 であると判定（S 3 2 で YES、S 3 4 で YES）した後、S 1 2 及び S 1 3 と同様、S 3 6 及び S 3 7 に進み、推定値  $\Delta T_n$  [ ] が閾値  $T_1$  [ ] を超えたか否かを判定する。推定値  $\Delta T_n$  [ ] が閾値  $T_1$  [ ] を超えたと判定した時（S 3 7 で YES）に、光源装置 1 4 の CPU 4 6 に第 1 モード切替え信号が入力される。第 1 モード切替え信号が入力されたことを契機に、CPU 4 6 が、通常モード M 0 から第 1 制限モード M 1 に切り替え、光量の上限値  $L_x$  を  $L_0$  [ 1 m ] から  $L_1$  [ 1 m ] に下げる（S 3 8）。

20

## 【 0 0 9 7 】

以上説明したように、第 3 実施形態では、光量の上限値  $L_x$  が  $L_0$  [ 1 m ] の通常モード M 0 で光量を調節し、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていない場合に、通常モード M 0 から、光量の上限値  $L_x$  が  $L_0$  及び  $L_1$  よりも小さい  $L_2$  [ 1 m ] の第 2 制限モード M 2 へ遷移するから、挿入部 1 6 を体腔に挿入する準備を行っている間、挿入部 1 6 の先端 1 6 a における温度上昇を抑制することができる。

30

## 【 0 0 9 8 】

また、第 2 制限モード M 2 で光量を調節している場合において、挿入部 1 6 が体腔に挿入されたと判定した時に、自動的に第 2 制限モード M 2 を解除して通常モード M 0 へ遷移することにより光量を調節するから、第 2 制限モード M 2 を手動で解除する必要がなく、簡便である。また、自動解除機能を持たない場合、術者が解除し忘れてモニタ 1 5 に表示される画像が暗いままとなり、故障や不具合が発生したと誤認させるおそれがあるが、自動解除機能を備えたことで、こうした不都合はない。

## 【 0 0 9 9 】

なお、第 3 実施形態では、挿入判定部 5 4 は、光量の上限値  $L_x$  が通常モード M 0 における最大値  $L_0$  [ 1 m ] である状態が、予め設定されている所定時間継続した時に、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていない待機状態 S 1 であると判定し、第 2 制限モード M 2 において光量制御部 5 3 が要求する必要光量が上限値  $L_0$  [ 1 m ] 未満となった場合に、挿入部 1 6 が体腔に挿入されていると判定したが、判定方法はこれに限定されない。例えば、体腔の外部（被検体外）から体腔内部へ移動したときの先端の推定値  $\Delta T$  の変化によって判定してもよいし、画像解析によって判定してもよい。画像解析による方法は、撮像装置が撮像する画像を解析して、それが体腔の画像か体腔の外部の画像かを判定する方法である。あるいは、検査時に使用されるマウスピースの検出によって判定してもよい。この場合、例えば、マウスピースに R F I D タグを埋め込んで、かつ、挿入部 1 6 の先端 1 6 a に R F I D リーダを設けておき、R F I D タグからの電波の受信の有無で判定する。

40

50

## 【 0 1 0 0 】

また、第3実施形態では、挿入部16が体腔に挿入されたと判定したことを契機として、自動的に第2制限モードM2を解除したが、電子内視鏡12の操作部17に解除ボタンを設ける等して、手動操作によって解除できるようにしてもよい。

## 【 0 1 0 1 】

## 〔 第4実施形態 〕

第4実施形態は、通常モードM0から制限モードM1へ切り替える契機が、第1実施形態と異なる。第4実施形態では、推定値 $\Delta T$  [ ] が閾値 $T_1$  [ ] を超えたことに代えて、所定時間 $t_s$  [ s ] における光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] が、予め設定されている閾値を超えたことが契機となっている。

10

## 【 0 1 0 2 】

第4実施形態において、温度判定部55は、光源装置14から入力されたPWM値の履歴情報を用いた演算を行い、所定時間 $t_s$  [ s ] (例えば、30 s) における光源装置14からの光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] を求める。光量 $L_N$  は、( PWM値 ) ×  $k_1$  と表される。比例定数 $k_1$  は、電子内視鏡12及び光源装置14固有の値である。温度判定部55は、PWM値に比例定数 $k_1$  を乗じた値を積算することで、現時点までの光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] を求める。温度判定部55は、求めた積算値 [ l m · s ] が、予め設定されている閾値 [ l m · s ] を超えたか否かを判定する。

## 【 0 1 0 3 】

温度抑制部56は、温度判定部55で、光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] が閾値を超えたと判定された時に、通常モードM0から制限モードM1へ切り替えるモード切替え信号を、光源装置14に inputs する。

20

## 【 0 1 0 4 】

図13に示すように、所定時間 $t_s$  [ s ] における光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] (斜線で示す箇所の面積で示される値) が閾値を超えた時に、プロセッサ装置13から光源装置14にモード切替え信号が入力される。

## 【 0 1 0 5 】

次に、上記構成の作用について説明する。図14に示すように、S41は、S11と同様である。温度判定部55が、所定時間 $t_s$  [ s ] における光源装置14からの光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] を逐次求める (S42)。そして、光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] が閾値を超えたか否かを判定する (S43)。光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] が閾値を超えたと判定された時 (S43でYES) に、温度抑制部56から光源装置14のCPU46にモード切替え信号が入力される。S44は、S14と同様である。

30

## 【 0 1 0 6 】

## 〔 第5実施形態 〕

ところで、光量の履歴情報は、古いものほど、挿入部16の先端16aにおける温度への影響力が小さい。そこで、次に説明する第5実施形態では、古い履歴情報ほど重みを小さくする重み付き演算で、所定時間 $t_s$  [ s ] における光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] を求めている点で、第4実施形態と異なる。

40

## 【 0 1 0 7 】

第5実施形態において、温度判定部55は、PWM値に比例定数 $k_1$  を乗じた値を、古い履歴情報ほど小さな重みを付けて積算することで、現時点までの光量 $L_N$  [ l m ] の積算値 [ l m · s ] を求める。例えば、所定時間 $t_s$  [ s ] を3分割して重み付けを行う場合、新しい履歴情報から順に、重みとして1.0、0.9、0.8を乗じる。

## 【 0 1 0 8 】

図15に示すように、所定時間 $t_s$  [ s ] における重み付きの積算値 [ l m · s ] (斜線で示す各箇所の面積に、各重みを乗じた値) が閾値を超えたと判定された時に、光源装置14にモード切替え信号が入力される。

## 【 0 1 0 9 】

50

以上説明したように、第 5 実施形態では、温度への影響力が小さい、古い履歴情報ほど重みを小さくして、光量  $L_N$  [  $l\ m$  ] の積算値 [  $l\ m \cdot s$  ] を求めているから、挿入部 16 の先端 16a が限界値  $T_3$  [ ] を超えることをより正確に防止できる。

【 0 1 1 0 】

[ 第 6 実施形態 ]

上記各実施形態では、ほぼ一定光量で点灯する光源 47 を備え、絞り調節機構 49 が、光源 47 からの光の光路上に配置された絞り開口 57 の開口量を調節することにより、出射光  $L_{out}$  の光量を調節したが、これに代えて、発光量を制御可能な光源を備えてもよい。

【 0 1 1 1 】

10

第 6 実施形態では、図 16 に示すように、電子内視鏡 12 の挿入部 16 の先端 16a には、出射光  $L_{out}$  を出射する LED 61 が内蔵されている。CPU 46 は、光源ドライバ 48 を通じて LED 61 の発光量 [  $l\ m$  ] を制御する。CPU 46 は、温度抑制部 56 からのモード切替え信号に基づいて、光量制御部 53 による光量制御範囲の上限値を変更する。また、図 16 においては、挿入部 16 の先端 16a に LED 61 を配置しているが、光源装置 14 に LED 61 を配置して、先端 16a まで光ファイバで導光してもよい。さらに、光源としては、励起光を蛍光体に入射して蛍光体を励起させることにより白色光を発光する光源などでもよい。

【 0 1 1 2 】

なお、上記各実施形態では、制限モード M1 ( 第 1、2、4 ~ 6 実施形態 ) あるいは第 1 制限モード M1 ( 第 3 実施形態 ) が不用意に解除されないよう、解除機能を設けていないが、推定値  $\Delta T$  [ ] が  $T_2$  [ ] を超えないことを条件に、すなわち、推定値  $\Delta T$  [ ] が  $T_1$  [ ] 以下に下がったことを条件に、解除できるようにしてもよい。

20

【 0 1 1 3 】

但し、推定値  $\Delta T$  [ ] が  $T_1$  [ ] 以下に下がった瞬間に制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を解除した場合、その後すぐに推定値  $\Delta T$  [ ] が  $T_1$  [ ] を超え、直ちに制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 に戻ってしまうおそれがある。そのため、推定値  $\Delta T$  [ ] が、 $T_1$  [ ] から所定の温度だけ低く設定されている温度 [ ] 以下に下がったことを解除条件に、制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を解除できるようにしておくことが好ましい。なお、解除条件を満たした時に自動的に制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を解除するようにしてもよいし、除条件に加え適宜設定された付加条件を満たした時に制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を解除できるようにしてもよい。例えば、付加条件を「電子内視鏡 12 の操作部 17 に設けられた解除ボタンが押圧されたとき」とすることにより、制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を手動で解除することができる。

30

【 0 1 1 4 】

また、上記各実施形態において、制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 を解除する構成にした場合、図 8 ( A ) に示した推定値  $\Delta T_n$  [ ] と光量を定める PWM 値の上限値  $P_x$  との関係を用い、推定値  $\Delta T_n$  [ ] の減少とともに PWM 値を  $P_1$  から最大値である  $P_0$  に、連続的あるいは段階的に徐々に増加させてもよい。このような構成によれば、第 1 制限モード M1 の解除による光量の上限値  $L_x$  の増大を緩やかにすることが可能となるため、モニタ 15 に表示される画像が急に明るくなることはない。

40

【 0 1 1 5 】

なお、上記各実施形態において、電子内視鏡システム 11 を構成する電子内視鏡 12、プロセッサ装置 13、及び光源装置 14 の種類や、各構成 12、13、14 の組合せによっては、制限モード M1 又は第 1 制限モード M1 若しくは第 2 制限モード M2 の機能を停止してもよい。

【 0 1 1 6 】

また、上記各実施形態において、制限モード M1 あるいは第 1 制限モード M1 に切り替わった場合、通常モード M0 時に比べて光量の上限値  $L_x$  が下がることで、モニタ 15 に

50

表示される画像が暗くなり、術者が違和感を覚えるおそれがある。これを是正するため、制限モードM1あるいは第1制限モードM1に切り替わった場合に撮像信号を増幅する機能を搭載してもよい。

#### 【0117】

すなわち、制限モードM1あるいは第1制限モードM1に切り替わり、光量の上限值 $L_x$ が $L_0$  [lm] から $L_1$  [lm] に制限された場合、光量制御部53が要求する必要光量 $L$  [lm] に応じた増幅率 $A$ をDSP39に設定し、DSP39で撮像信号を増幅する。この場合、必要光量 $L$  [lm] が $L_1$  [lm] 未満の場合は $A = 1$ 、必要光量 $L$  [lm] が $L_1$  [lm] 以上 $L_0$  [lm] 未満の場合は $A = L / L_1$ 、必要光量 $L$  [lm] が $L_0$  [lm] の場合は $A = L_0 / L_1$ と増幅率を設定することで、通常モードM0でも、制限モードM1あるいは第1制限モードM1でも、モニタ15に表示される画像の明るさが同等となり、術者にとって違和感の少ない画像が得られる。なお、デジタルの撮像信号を増幅する場合を例に挙げたが、アナログの撮像信号を増幅する構成にしてもよい。

10

#### 【0118】

また、上記各実施形態において、静止画を記録する際に出射光 $L_{out}$ の光量の上限值制限を一時的に（例えば、フレームレートの $1/60$  s だけ）解除する機能を設けることで、制限モードM1あるいは第1制限モードM1の下でも十分な出射光 $L_{out}$ の光量を確保して、高画質の静止画を得る構成にしてもよい。この場合、静止画の記録を術者が指示した際、出射光 $L_{out}$ の光量の上限值制限を一時的に解除した時の推定値 $\Delta T$ を予め演算して、演算結果が限界値 $T_3$  [ ] を超えない場合は上限値制限を一時的に解除し、演算結果が限界値 $T_3$  [ ] を超える場合は上限値制限を解除しない、すなわち上限地形制限を継続する制御を行う構成にしてもよい。

20

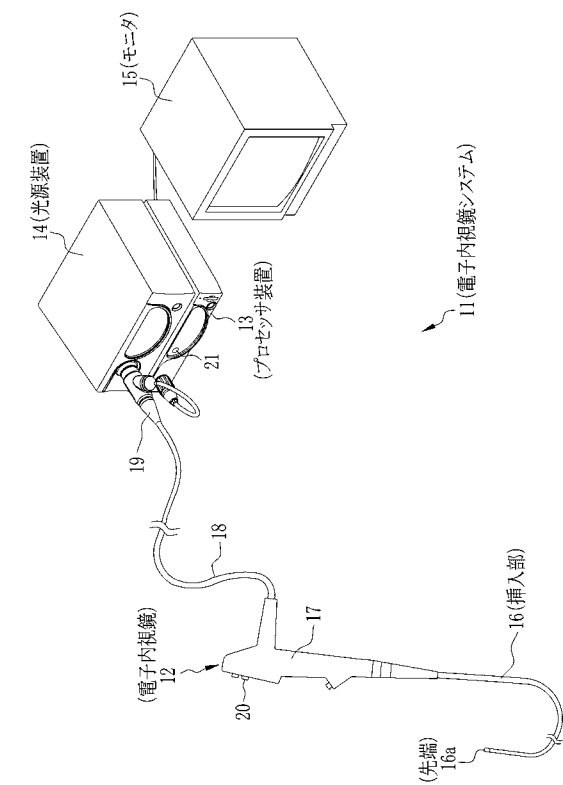
#### 【符号の説明】

#### 【0119】

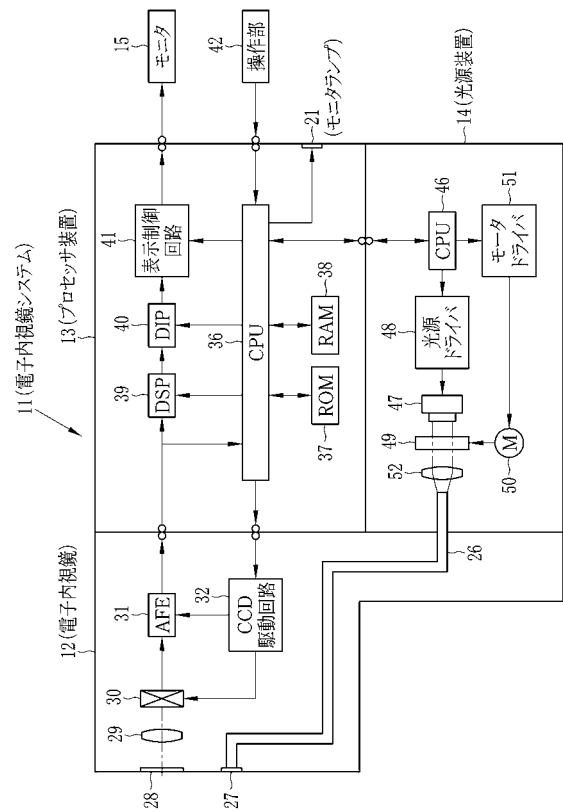
- 11 電子内視鏡システム
- 14 光源装置
- 16 挿入部
- 16a 先端
- 36 CPU
- 49 絞り調節機構
- 53 光量制御部
- 55 温度判定部
- 56 温度抑制部
- 61 LED

30

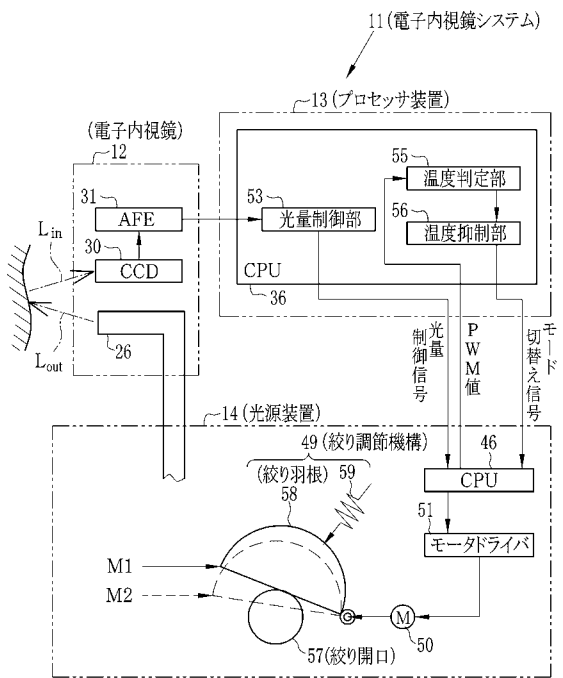
【 図 1 】



【 図 2 】



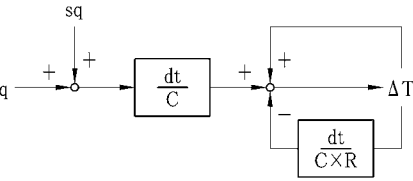
【 図 3 】



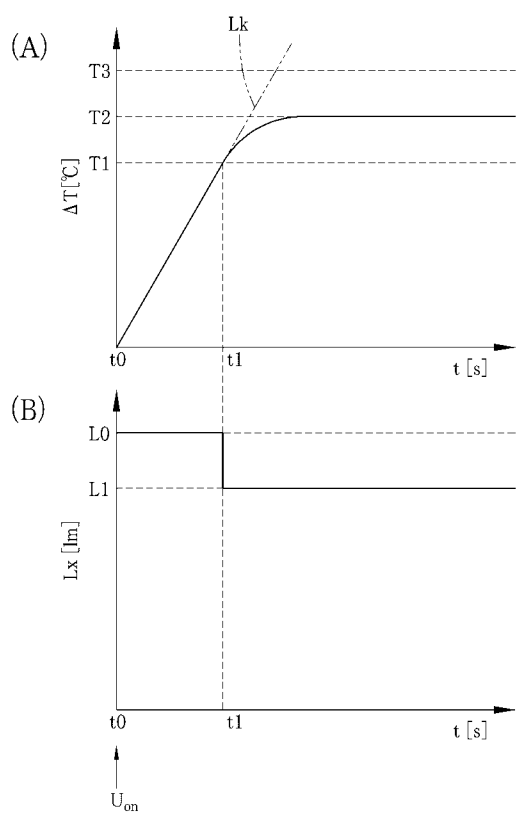
【 図 4 】

|    | Px | 開度<br>(上限) | Lx |
|----|----|------------|----|
| M0 | P0 | 100%       | L0 |
| M1 | P1 | 70%        | L1 |

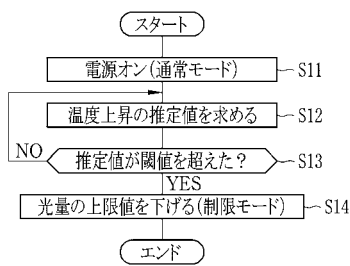
【 図 5 】



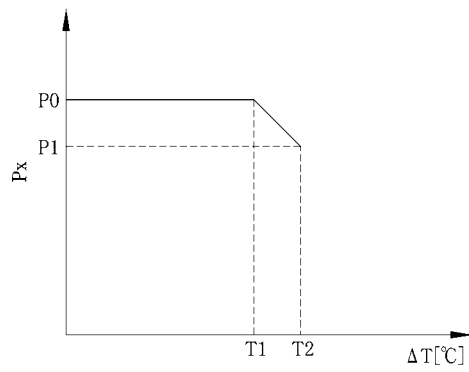
【図 6】



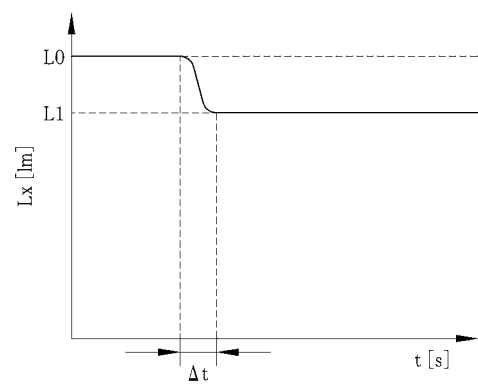
【図 7】



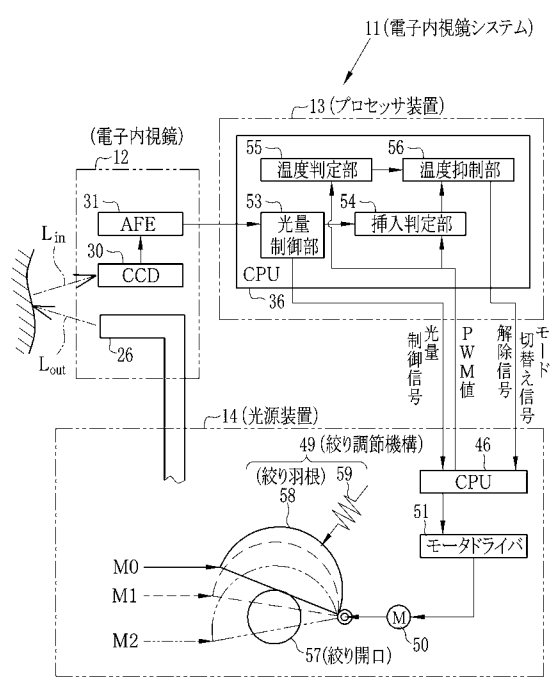
【図 8 A】



【図 8 B】



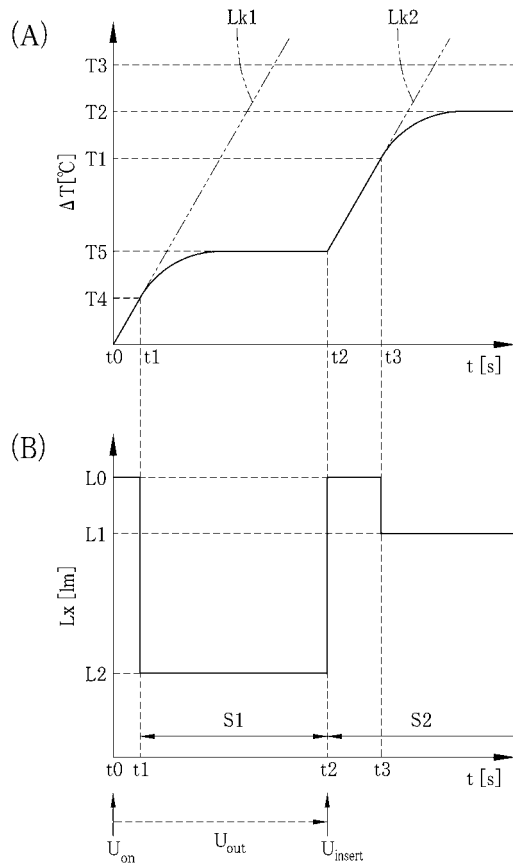
【図 10】



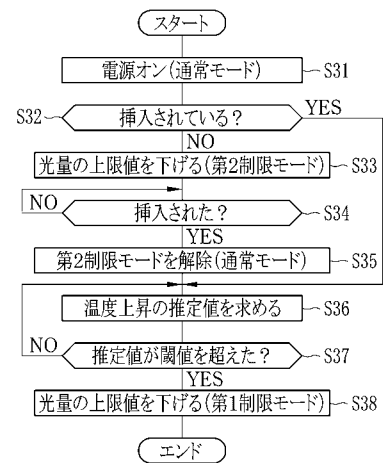
【図 9】

|    | $P_x$ | 開度<br>(上限) | $L_x$ |
|----|-------|------------|-------|
| M0 | P0    | 100%       | L0    |
| M1 | P1    | 70%        | L1    |
| M2 | P2    | 25%        | L2    |

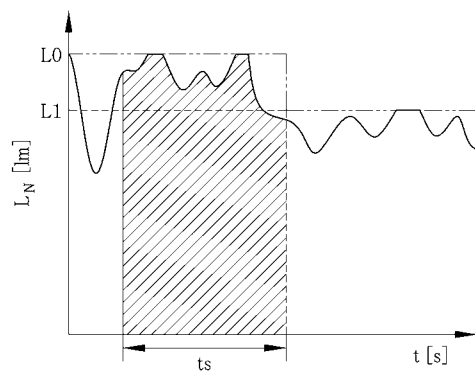
【図 1 1】



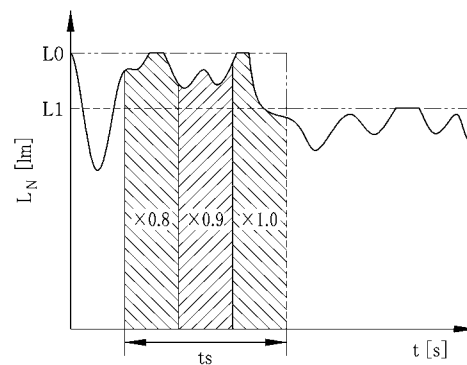
【図 1 2】



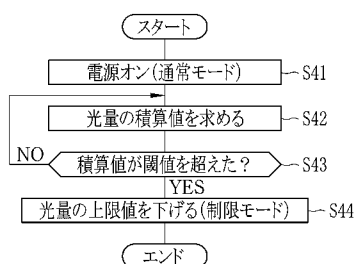
【図 1 3】



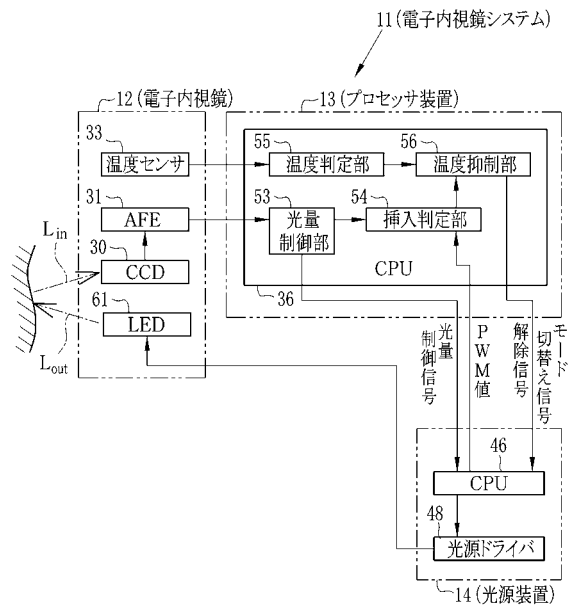
【図 1 5】



【図 1 4】



【図 16】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 加賀谷 淳  
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 仲村 貴行  
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 原 俊文

- (56)参考文献 特開 2 0 0 2 - 2 8 2 2 0 7 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 2 0 6 7 2 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 9 - 0 5 8 5 9 0 ( J P , A )  
特開昭 6 2 - 2 0 3 1 5 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 0 1 8 9 2 ( J P , A )  
特開 2 0 1 0 - 1 8 7 9 0 3 ( J P , A )

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- |         |           |
|---------|-----------|
| A 6 1 B | 1 / 0 6   |
| G 0 2 B | 2 3 / 2 6 |

|                |                                              |         |            |
|----------------|----------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 电子内窥镜系统                                      |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5535305B2</a>                  | 公开(公告)日 | 2014-07-02 |
| 申请号            | JP2012500540                                 | 申请日     | 2011-01-27 |
| [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         | 芦田毅<br>遠藤安土<br>高平正行<br>加賀谷淳<br>仲村貴行          |         |            |
| 发明人            | 芦田 毅<br>遠藤 安土<br>高平 正行<br>加賀谷 淳<br>仲村 貴行     |         |            |
| IPC分类号         | A61B1/06 G02B23/26                           |         |            |
| CPC分类号         | A61B1/0661 A61B1/128 G02B23/2461 G02B23/2476 |         |            |
| FI分类号          | A61B1/06.A G02B23/26.B                       |         |            |
| 代理人(译)         | 小林和典                                         |         |            |
| 优先权            | 2010034329 2010-02-19 JP                     |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2011102199A1                             |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                    |         |            |

摘要(译)

当电子内窥镜系统（ 11 ）的电源接通时，光量控制单元（ 53 ）使用关于确定光量的PWM值的历史信息进行计算，并依次求出估计值（  $\Delta T_n$  ）[插入部分（ 16 ）的尖端（ 16a ）的温度升高。当估计值（  $\Delta T_n$  ）[°C]）超过阈值（  $T_1$  ）[°C]）时，从处理器装置（ 13 ）向光源装置的CPU（ 46 ）输入模式切换信号。（ 14 ）。响应于已经输入的模式切换信号，CPU（ 46 ）从正常模式切换到限制模式，并且将光量的上限从L0 [1m]减小到L1 [1m]。

|    |    |            |    |
|----|----|------------|----|
|    | Px | 開度<br>(上限) | Lx |
| M0 | P0 | 100%       | L0 |
| M1 | P1 | 70%        | L1 |