

(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2017-153558

(P2017-153558A)

(43) 公開日 平成29年9月7日(2017.9.7)

(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	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2016-37426 (P2016-37426)	(71) 出願人	000113263
(22) 出願日	平成28年2月29日 (2016.2.29)		
		(74) 代理人	HOYA株式会社 東京都新宿区西新宿六丁目10番1号
		(74) 代理人	100083286 弁理士 三浦 邦夫
		(74) 代理人	100166408 弁理士 三浦 邦陽
		(72) 発明者	小林 将太郎 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内
		(72) 発明者	滝沢 努 東京都新宿区中落合2丁目7番5号 HOYA株式会社内

最終頁に続く

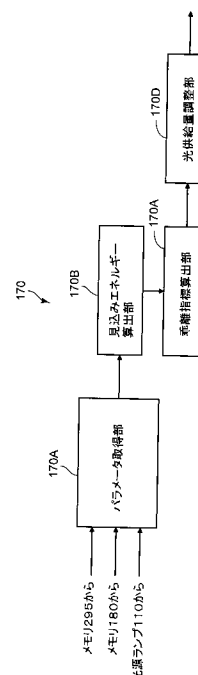
(54) 【発明の名称】 内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法

(57) 【要約】

【課題】内視鏡スコープにおける発熱を考慮して内視鏡スコープへの供給光量を調整することができる、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法を得る。

【解決手段】光源が設置されると共に内視鏡スコープの光入射端部と接続された状態で用いられ、前記光源から出力された光を、プロセッサ内光路を介して前記内視鏡スコープへ供給する内視鏡用プロセッサであって、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー見込み量を算出する見込みエネルギー算出手段と、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出する乖離指標算出手段と、前記算出された乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する光供給量調整手段と、を具備することを特徴とする内視鏡用プロセッサ。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

光源が設置されており、内視鏡スコープの光入射端部と接続された状態で用いられ、前記光源から出力された光を前記内視鏡スコープへ供給する内視鏡用プロセッサであって、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー見込み量を算出する見込みエネルギー算出手段と、

前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出する乖離指標算出手段と、

前記算出された乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する光供給量調整手段と、

を具備することを特徴とする内視鏡用プロセッサ。

【請求項 2】

請求項 1 記載の内視鏡用プロセッサであって、

前記見込みエネルギー算出手段は、前記内視鏡スコープの光出射端部における出射端損失エネルギー見込み量を算出し、

前記乖離指標算出手段は、前記内視鏡スコープにおける出射端損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された出射端損失エネルギー見込み量の出射端乖離指標を算出し、

前記光供給量調整手段は、前記算出された出射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する、内視鏡用プロセッサ。

【請求項 3】

請求項 2 記載の内視鏡用プロセッサであって、

前記見込みエネルギー算出手段は、前記内視鏡スコープの光入射端部における入射端損失エネルギー見込み量をさらに算出し、

前記乖離指標算出手段は、前記内視鏡スコープにおける入射端損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された入射端損失エネルギー見込み量の入射端乖離指標をさらに算出し、

前記光供給量調整手段は、前記出射端乖離指標が前記入射端乖離指標以上である場合には、前記出射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整し、前記出射端乖離指標が前記入射端乖離指標よりも小さい場合には、前記入射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する、内視鏡用プロセッサ。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用プロセッサであって、

前記光供給量調整手段は、前記光源への供給電力量を調整することにより、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する、内視鏡用プロセッサ。

【請求項 5】

請求項 4 記載の内視鏡用プロセッサであって、

プロセッサ内光路上に位置して、前記プロセッサ内光路上の開口量を設定範囲内で変化させることにより通過光量を変化させる通過光量変化部をさらに具備し、

前記光供給量調整手段は、前記光源への供給電力量に対する調整と、前記通過光量変化部に対する前記設定範囲の上限値に対する調整との段階調整を実行して、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する、内視鏡用プロセッサ。

【請求項 6】

請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡用プロセッサであって、

前記光源固有の出力光量パラメータ、プロセッサ内光路における光損失量パラメータ、前記内視鏡スコープ固有の光損失量パラメータ、及び、前記光損失エネルギー許容最大値を取得する取得手段をさらに具備し、

前記見込みエネルギー算出手段は、前記取得手段で取得された前記光源固有の出力光量パラメータ、前記プロセッサ内光路固有の光損失量パラメータ、及び前記内視鏡スコープ固有の光損失量パラメータに基づいて、前記光損失エネルギー見込み量を算出する、内視鏡用プロセッサ。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

光源が設置されると共に内視鏡スコープの光入射端部と接続された状態で用いられ、前記光源から出力された光を、前記内視鏡スコープへ供給する内視鏡用プロセッサにおける、光供給量調整方法であって、

前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー見込み量を算出し、

前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出し、

前記算出された乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する、ことを特徴とする光供給量調整方法。

【発明の詳細な説明】

10

【技術分野】**【0001】**

本発明は、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

内視鏡システムを利用した医療診断が盛んに行われている。内視鏡システムは、基本構成として、被検者の観察対象部位を撮影して観察画像を取得する内視鏡（内視鏡スコープ）と、内視鏡が取得した観察画像に画像処理を施す内視鏡用プロセッサとを有している。内視鏡用プロセッサには光源ランプが設置され、内視鏡用プロセッサは、光源ランプから照射（出力、出射）された光を、プロセッサ内光路を介して内視鏡スコープへ供給する。内視鏡スコープに入射された光は、内視鏡スコープの先端（出射端）から観察対象部位へ向けて出射され、この出射光によって観察対象部位が照らされる。

20

【0003】

内視鏡スコープの先端から出射される光が過度に強いと、被検者体内の観察対象部位で出射光の熱に起因して、観察画像の質の低下等種々の不具合が指摘されている。そこで、従来、内視鏡スコープによって得られた画像における輝度に基づいて、内視鏡スコープに供給する光量を調整する内視鏡システムが提案されている（例えば、特許文献 1）。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0004】**

30

【特許文献 1】特開 2000 - 75220 号公報

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

ここで、内視鏡スコープでは光のエネルギー損失に伴い熱が発生し、これにより、内視鏡スコープが高温となる恐れがある。上記の通り、内視鏡スコープは被検者体内に挿入されることから、高温になる可能性がある内視鏡スコープはさらなる改善が望まれている。

【0006】

しかしながら、従来の供給光量調整ではこの点について何ら考慮されていない。

【0007】

40

さらに、上記従来の内視鏡システムにおける光源装置は、接続される内視鏡スコープに対して一律の最大光量値を設定している。このため、出射光量が大きい（つまり、内視鏡スコープの先端が熱くなる）内視鏡であれば、出射光量を大きく取れるが、例えば LCB（Light Carrying Bundle）の本数が少ない内視鏡に対しては、光源装置から多く光量を出しても問題にならないにも関わらず、一律の最大光量を設定しているために、出射光量が抑制されてしまう。

【0008】

本発明は、以上の問題意識に基づいてなされたものであり、第 1 に、内視鏡スコープにおける発熱を考慮して内視鏡スコープへの供給光量を調整することができる、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法を得ることを目的とする。

50

第２に、内視鏡スコープと光源との組み合わせ毎に内視鏡スコープへ供給可能な最大光量を調整することができる、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法を得ることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

本発明の内視鏡用プロセッサは、その一態様において、光源が設置されており、内視鏡スコープの光入射端部と接続された状態で用いられ、前記光源から出力された光を前記内視鏡スコープへ供給する内視鏡用プロセッサであって、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー見込み量を算出する見込みエネルギー算出手段と、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出する乖離指標算出手段と、前記算出された乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整する光供給量調整手段とを具備する。

10

【００１０】

前記見込みエネルギー算出手段は、前記内視鏡スコープの光出射端部における出射端損失エネルギー見込み量を算出し、前記乖離指標算出手段は、前記内視鏡スコープにおける出射端損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された出射端損失エネルギー見込み量の出射端乖離指標を算出し、前記光供給量調整手段は、前記算出された出射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整してもよい。

【００１１】

前記見込みエネルギー算出手段は、前記内視鏡スコープの光入射端部における入射端損失エネルギー見込み量をさらに算出し、前記乖離指標算出手段は、前記内視鏡スコープにおける入射端損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された入射端損失エネルギー見込み量の入射端乖離指標をさらに算出し、前記光供給量調整手段は、前記出射端乖離指標が前記入射端乖離指標以上である場合には、前記出射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整し、前記出射端乖離指標が前記入射端乖離指標よりも小さい場合には、前記入射端乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整してもよい。

20

【００１２】

前記光供給量調整手段は、前記光源への供給電力量を調整することにより、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整してもよい。

30

【００１３】

前記内視鏡用プロセッサは、プロセッサ内光路上に位置して、前記プロセッサ内光路上の開口量を設定範囲内で変化させることにより通過光量を変化させる通過光量変化部をさらに具備し、前記光供給量調整手段は、前記光源への供給電力量に対する調整と、前記通過光量変化部に対する前記設定範囲の上限値に対する調整との段階調整を実行して、前記内視鏡スコープへの光供給量を調整してもよい。

【００１４】

前記内視鏡用プロセッサは、前記光源固有の出力光量パラメータ、プロセッサ内光路における光損失量パラメータ、前記内視鏡スコープ固有の光損失量パラメータ、及び、前記光損失エネルギー許容最大値を取得する取得手段をさらに具備し、前記見込みエネルギー算出手段は、前記取得手段で取得された前記光源固有の出力光量パラメータ、前記プロセッサ内光路固有の光損失量パラメータ、及び前記内視鏡スコープ固有の光損失量パラメータに基づいて、前記光損失エネルギー見込み量を算出してもよい。

40

【００１５】

本発明の光供給量調整方法は、その一態様において、光源が設置されると共に内視鏡スコープの光入射端部と接続された状態で用いられ、前記光源から出力された光を、前記内視鏡スコープへ供給する内視鏡用プロセッサにおける、光供給量調整方法であって、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー見込み量を算出し、前記内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、前記算出された光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出し、前記算出された乖離指標に基づいて、前記内視鏡スコープへの光供給量

50

を調整する。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、内視鏡スコープにおける発熱を考慮して内視鏡スコープへの供給光量を調整することができる、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法を得られる。また、内視鏡スコープと光源との組み合わせ毎に内視鏡スコープへ供給可能な最大光量を調整することができる、内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法を得られる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】第1実施形態の電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

10

【図2】光供給量の調整に関わるCPUの構成を示すブロック図である。

【図3】第1実施形態の電子内視鏡用プロセッサの処理動作の一例を示すフローチャートである。

【図4】第1実施形態の光供給量調整値の算出処理を示すフローチャートである。

【図5】図4の続きを示すフローチャートである。

【図6】図4の続きを示すフローチャートである。

【図7】第2実施形態の光供給量調整値の算出処理を示すフローチャートである。

【図8】図7の続きを示すフローチャートである。

【図9】図8の続きを示すフローチャートである。

20

【図10】図7の続きを示すフローチャートである。

【図11】図10の続きを示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に、本発明の内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。なお、この実施形態により本発明の内視鏡用プロセッサ及び光供給量調整方法が限定されるものではない。また、実施形態において同一の機能を有する構成には同一の符号を付し、重複する説明は省略される。

【0019】

第1実施形態

< 電子内視鏡システムの構成 >

30

図1は、第1実施形態の電子内視鏡システム10の構成を示すブロック図である。図1において電子内視鏡システム10は、電子内視鏡用プロセッサ100と、電子内視鏡（内視鏡スコープ）200と、モニタ300とを有している。

【0020】

電子内視鏡200は、操作者が把持する把持操作部（図示せず）と、この把持操作部から延出する可撓性のある挿入部210と、この把持操作部から挿入部210とは反対側に延出するユニバーサルチューブ220とを有している。ユニバーサルチューブ220の一端部にはコネクタ部230が設けられており、このコネクタ部230のコネクタ端子（図示せず）と電子内視鏡用プロセッサ100のコネクタ端子（図示せず）が接続可能になっている。

40

【0021】

また、電子内視鏡200は、ライトガイドファイバ240と、照明レンズ（配光用レンズ）250と、対物レンズ（観察用レンズ）260と、CCD（撮像素子）270と、信号伝送ケーブル280と、AFE（Analog Front End）290と、メモリ295とを有している。

【0022】

ライトガイドファイバ240は、挿入部210、把持操作部（図示せず）及びユニバーサルチューブ220を通り、コネクタ部230から突出するライトガイドスリーブ（図示せず）内まで延びている。コネクタ部230のコネクタ端子（図示せず）と電子内視鏡用プロセッサ100のコネクタ端子（図示せず）が接続されると、ライトガイドファイバ2

50

40は、電子内視鏡用プロセッサ100に内蔵された照明光学系（光源ランプ110、フィルタ120、集光レンズ130、及び絞り140を含む）と光学的に接続される。そして、ライトガイドファイバ240は、照明光学系（光源ランプ110、フィルタ120、集光レンズ130、及び絞り140を含む）を介して入力された光を照明レンズ250まで導く。

【0023】

照明レンズ250は、挿入部210の前端面に設けられており、ライトガイドファイバ240によって導かれた光を所定の配光によって外方に射出する。

【0024】

対物レンズ（観察用レンズ）260は、挿入部210の前端面に設けられており、照明レンズ250から射出された光が撮影対象物で反射された光を入力し、この入力光をCCD（撮像素子）270へ出力する。

【0025】

CCD270は、対物レンズ260の直後に設けられており、対物レンズ260から受け取った光によって被写体の画像信号を取得する。そして、CCD270は、取得した画像信号を、信号伝送ケーブル280を介してAFE290へ送出する。

【0026】

AFE290は、CCD270から受け取った画像信号を記憶した上で、電子内視鏡用プロセッサ100内のCPU170へ出力する。

【0027】

メモリ295は、電子内視鏡（内視鏡スコープ）200に固有の「光損失量パラメータ」、及び、電子内視鏡（内視鏡スコープ）200における「光損失エネルギー許容最大値」を記憶している。そして、メモリ295は、後述する電子内視鏡用プロセッサ100のCPU170からの求めに応じて、記憶している情報をCPU170へ出力する。

【0028】

より具体的には、メモリ295は、「光損失量パラメータ」として、スコープパラメータ η_{SC} 、電子内視鏡200の光射出端部（照明レンズ250を含む）における光損失割合（ $T_{iploss}[\%]$ ）、及び、電子内視鏡200の光入射端部（入射端面242を含む）における光損失割合（ $P_{loss}[\%]$ ）を記憶している。また、メモリ295は、「光損失エネルギー許容最大値」として、電子内視鏡200の光射出端部（照明レンズ250を含む）における損失エネルギーの許容最大値（ $MaxTipW$ ）、及び、電子内視鏡200の光入射端部（入射端面242を含む）における損失エネルギーの許容最大値（ $MaxPW$ ）を記憶している。なお、スコープパラメータ η_{SC} の詳細については後に詳しく説明する。

【0029】

電子内視鏡用プロセッサ100は、光源ランプ（光源）110と、フィルタ120と、集光レンズ130と、絞り（通過光量変化部）140と、ランプ電源150と、CPU（制御手段）170と、メモリ180とを有している。

【0030】

ランプ電源150は、CPU170からの点灯電流指示信号やその他の制御信号による制御の下で、光源ランプ110に点灯用電力を供給する。

【0031】

光源ランプ110は、コリメータレンズ（図示せず）を内蔵しており、ランプ電源150からの点灯用電力の供給を受けて、平行光からなる照明光（光束、平行照明光）を射出する。

【0032】

光源ランプ110は、メモリ（図示せず）を有しており、このメモリ（図示せず）には、光源ランプ110に固有の「出力光量パラメータ」を記憶している。「出力光量パラメータ」には、ランプパラメータ η_{LA} 、及び、供給電力の設定可能範囲が含まれる。ランプパラメータ η_{LA} は、光源ランプ110の出荷前に工場で測定された、一定の入力電力

10

20

30

40

50

(電圧×電流)に対する光源ランプ110の出射光量に基づく値である。なお、ランプパラメータ η LAについては、後に詳しく説明する。

【0033】

フィルタ120は、熱吸収フィルタ120A及びIRカットフィルタ(赤外カットフィルタ)120Bを含んでいる。

【0034】

集光レンズ130は、フィルタ120を通過した光をライトガイドファイバ240の入射端面242に向けて集光する。これにより、フィルタ120を通過した光がライトガイドファイバ240へ効率良く入射される。ここで、光源ランプ110とライトガイドファイバ240の入射端面242との間を、以下、「プロセッサ内光路」と呼ぶ。

10

【0035】

絞り(通過光量変化部)140は、光源ランプ110から出射された光の光路上に設けられており、光源ランプ110から出射された光束を入力し、入力した光束の一部のみを出力する。すなわち、絞り(通過光量変化部)140は、入力した光束の一部を遮光して残りを通過させている。この通過光の量は、絞り(通過光量変化部)140に対する開口量についての「設定可能範囲」(以下、「開口範囲」と呼ぶ)内で設定された「設定開口値」を変化させることによって変化するようにになっている。

【0036】

モータ160は、CPU170から受け取った調光制御信号(例えば、上記の設定開口値)に基づいて駆動して、絞り(通過光量変化部)140を例えば光路から光路直交方向に進退させることにより、絞り(通過光量変化部)140の通過光量を変化させている。

20

【0037】

メモリ180は、プロセッサ内光路における「光損失量パラメータ」として、プロセッサパラメータ η PRを記憶している。このプロセッサパラメータ η PRは、電子内視鏡用プロセッサ100の出荷前に工場で、電子内視鏡用プロセッサ100のプロセッサ内光路へ特定の基準光を入れたときに電子内視鏡用プロセッサ100から出射される光量の測定値に基づく値である。なお、プロセッサパラメータ η PRについては、後に詳しく説明する。

【0038】

CPU170は、電子内視鏡200から受け取った画像信号に所定の画像処理を施して撮影画像データとし、これをモニタ300に表示する。なお、電子内視鏡用プロセッサ100と電子内視鏡200の間では、CCD270が取得した被写体の画像信号の他にも、各種の制御信号等が伝送される。

30

【0039】

また、CPU170は、電子内視鏡(内視鏡スコープ)200における光損失エネルギー見込み量を算出する。そして、CPU170は、内視鏡スコープにおける光損失エネルギー許容最大値に対する、光損失エネルギー見込み量の乖離指標を算出する。そして、CPU170は、算出された乖離指標に基づいて、電子内視鏡(内視鏡スコープ)200への光供給量を調整する。第1実施形態における光供給量調整では、光源ランプ110に対する供給電力量を調整することにより、電子内視鏡(内視鏡スコープ)200への光供給量を調整する。

40

【0040】

図2は、光供給量の調整に関わるCPUの構成を示すブロック図である。図2において、CPU170は、パラメータ取得部170Aと、見込みエネルギー算出部170Bと、乖離指標算出部170Cと、光供給量調整部170Dとを有している。

【0041】

パラメータ取得部170Aは、電子内視鏡(内視鏡スコープ)200のメモリ295から、電子内視鏡200に固有の「光損失量パラメータ」、及び、電子内視鏡200における「光損失エネルギー許容最大値」を取得する。具体的には、パラメータ取得部170Aは、「光損失量パラメータ」として、スコープパラメータ η SC、電子内視鏡200の光

50

出射端部（照明レンズ 250 を含む）における光損失割合（ $Tiploss[\%]$ ）、及び、電子内視鏡 200 の光入射端部（入射端面 242 を含む）における光損失割合（ $Ploss[\%]$ ）を取得する。そして、パラメータ取得部 170 A は、「光損失エネルギー許容最大値」として、電子内視鏡 200 の光出射端部（照明レンズ 250 を含む）における損失エネルギーの許容最大値（ $MaxTipW$ ）、及び、電子内視鏡 200 の光入射端部（入射端面 242 を含む）における損失エネルギーの許容最大値（ $MaxPW$ ）を取得する。

【0042】

また、パラメータ取得部 170 A は、光源ランプ 110 のメモリ（図示せず）から光源ランプ 110 に固有の「出力光量パラメータ」、つまり、ランプパラメータ ηLA 、及び、供給電力の設定可能範囲を取得する。さらに、パラメータ取得部 170 A は、電子内視鏡用プロセッサ 100 のメモリ 180 からプロセッサパラメータ ηPR を取得する。

10

【0043】

見込みエネルギー算出部 170 B は、例えば、下記式（1）を用いて、電子内視鏡 200 の光出射端部（照明レンズ 250 を含む）における出射端損失エネルギー見込み量 $TiplossW$ を算出する。また、見込みエネルギー算出部 170 B は、例えば、下記式（2）を用いて、電子内視鏡 200 の光入射端部（入射端面 242 を含む）における入射端損失エネルギー見込み量 $PlossW$ を算出する。

$$TiplossW = Tiploss \times \eta SC \times (1 - Ploss) \times \eta PR \times \eta LA \times \text{現在の光源電力設定値} \quad \dots (1)$$

20

$$PlossW = Ploss \times \eta PR \times \eta LA \times \text{現在の光源電力設定値} \quad \dots (2)$$

【0044】

乖離指標算出部 170 C は、例えば、下記式（3）を用いて、電子内視鏡 200 の光出射端部（照明レンズ 250 を含む）における損失エネルギーの許容上限値（ $MaxTipW$ ）に対する、出射端損失エネルギー見込み量 $TiplossW$ の出射端乖離指標 $Trate$ を算出する。また、乖離指標算出部 170 C は、例えば、下記式（4）を用いて、電子内視鏡 200 の光入射端部（入射端面 242 を含む）における損失エネルギーの許容上限値（ $MaxPW$ ）に対する、入射端損失エネルギー見込み量 $PlossW$ の入射端乖離指標 $Prate$ を算出する。

$$Trate = TiplossW / MaxTipW \quad \dots (3)$$

30

$$Prate = PlossW / MaxPW \quad \dots (4)$$

【0045】

光供給量調整部 170 D は、出射端乖離指標 $Trate$ が入射端乖離指標 $Prate$ 以上である場合には、出射端乖離指標 $Trate$ に基づいて（つまり、出射端乖離指標 $Trate$ を「使用乖離指標」として）、電子内視鏡 200 への光供給量を調整し、出射端乖離指標 $Trate$ が入射端乖離指標 $Prate$ よりも小さい場合には、入射端乖離指標 $Prate$ に基づいて（つまり、入射端乖離指標 $Prate$ を「使用乖離指標」として）、電子内視鏡 200 への光供給量を調整する。これにより、電子内視鏡 200 の光出射端部（照明レンズ 250 を含む）及び光入射端部（入射端面 242 を含む）のうちで、より高温となってしまう可能性の高い方に対応する乖離指標を用いて光供給量を調整することができる。

40

【0046】

第 1 実施形態では、光供給量調整部 170 D は、光源ランプ 110 に対する供給電力量を調整することにより、電子内視鏡（内視鏡スコープ）200 への光供給量を調整する。例えば、「使用乖離指標」が 1 を超える場合には、光供給量調整部 170 D は、「使用乖離指標」が 1 を超える割合分だけ光源電力設定値を下げるように制御する（減光）。一方、「使用乖離指標」が 1 未満の場合には、光供給量調整部 170 D は、「使用乖離指標」が 1 より小さい割合分だけ光源電力設定値を上げるように制御する（増光）。

【0047】

ここで、スコープパラメータ ηSC 、ランプパラメータ ηLA 、及び、プロセッサパラ

50

メータ η_{PR} について、詳しく説明する。

【0048】

ランプパラメータ η_{LA} は、次の式 (5) で表すことができる。

$$\eta_{LA} = \eta_{L1} \times \eta_{L2} \cdots (5)$$

光源ランプ 110 は、消耗品であり、交換されるものである。そして、光源ランプ 110 は、通常、個々で出力の最大値が異なっている、つまり、出力値に個体差がある。 η_{L1} は、光源ランプ 110 と電子内視鏡用プロセッサ 100 との間の光結合率である。光源ランプ 110 毎に光の広がりが違うため、光源ランプ 110 毎にプロセッサ内光路との光の結合が変わる。 η_{L2} は、光源ランプ 110 の発光効率である。光源ランプ 110 は入力電力に対する出力光量に個体差がある。

10

【0049】

プロセッサパラメータ η_{PR} は、次の式 (6) で表すことができる。

$$\eta_{PR} = \eta_{P1} \times \eta_{P2} \times \eta_{P3} \times \eta_{P4} \cdots (6)$$

η_{P1} は、電子内視鏡用プロセッサ 100 と電子内視鏡 200 との間の光結合率である。電子内視鏡用プロセッサ 100 と電子内視鏡 200 との関係で、Loss (光損失) と光の伝達効率が、通常、電子内視鏡用プロセッサ 100 と電子内視鏡 200 の組み合わせによって変わる。Loss は、製品の種類で最大 Loss を決めておくか、又は、製品内でバラつきが大きい場合には、その製品ごとで設定すればよい。 η_{P2} は、レンズ透過率 (光学系位置公差影響を含む) である。 η_{P2} は、レンズに起因するものであるから、工場出荷時の値でよい。経年によってほこりなどで光量が落ちる分には出射光量としては過剰に出力されることはないため、問題にならない。 η_{P3} は、IR カットフィルタ (赤外カットフィルタ) 120B の透過効率である。 η_{P4} は、熱吸収フィルタ 120A の透過効率である。

20

【0050】

スコープパラメータ η_{SC} は、次の式 (7) で表すことができる。

$$\eta_{SC} = \eta_{S2} / \eta_{S3} / \eta_{S1} [= \eta_2 / (1 - \text{Tiploss}) / (1 - \text{Ploss})] \cdots (7)$$

η_{S1} は、電子内視鏡 200 の光出射端部 (照明レンズ 250 を含む) の配光による出射光効率 (1-Tiploss の値でもある) である。 η_{S1} は、照明レンズ 250 に含まれる配光レンズの枚数や、ライトガイドファイバ 240 の接続で効率が変わる。 η_{S2} は、ライトガイドファイバ 240 の透過率である。 η_{S2} は、製品ごとに異なる。 η_{S2} は、製造中のライトガイドファイバ 240 の折れなどでも変わる。製造中のライトガイドファイバ 240 は、製品化後に経年で出射光量が減る。このため、出射光量は過剰とならない。 η_{S3} は、電子内視鏡 200 と電子内視鏡用プロセッサ 100 との間の光結合効率 (1-Ploss の値でもある) である。

30

【0051】

< 電子内視鏡システムの動作 >

以上の構成を有する電子内視鏡システム 10 の処理動作の一例について説明する。以下では、特に、電子内視鏡 (内視鏡スコープ) 200 に対する光供給量の調整制御に関わる電子内視鏡用プロセッサ 100 の処理動作について説明する。図 3 は、第 1 実施形態の電子内視鏡用プロセッサの処理動作の一例を示すフローチャートである。図 4 ~ 6 は、第 1 実施形態の光供給量調整値の算出処理を示すフローチャートである。

40

【0052】

ステップ S1 において CPU 170 のパラメータ取得部 170A は、ランプパラメータ η_{LA} 、光源ランプ 110 に対する供給電力の設定可能範囲、プロセッサパラメータ η_{PR} 、スコープパラメータ η_{SC} 、出射端損失割合 Tiploss 、入射端損失割合 Ploss 、入射端損失エネルギー許容最大値 MaxPW 、出射端損失エネルギー許容最大値 MaxPW 、及び、現在の光源電力設定値を取得する。

【0053】

ステップ S2 において CPU 170 は、光供給量調整値の算出処理を実行する。光供給量調整値の算出処理の詳細は、図 4 ~ 6 に示されている。

【0054】

50

ステップ S 1 1 において見込みエネルギー算出部 1 7 0 B は、例えば、上記式 (1) を用いて、出射端損失エネルギー見込み量 $T i p l o s s W$ を算出する。

【 0 0 5 5 】

ステップ S 1 2 において見込みエネルギー算出部 1 7 0 B は、例えば、上記式 (2) を用いて、入射端損失エネルギー見込み量 $P l o s s W$ を算出する。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 1 3 において乖離指標算出部 1 7 0 C は、例えば、上記式 (3) を用いて、出射端乖離指標 $T r a t e$ を算出し、例えば、上記式 (4) を用いて、入射端乖離指標 $P r a t e$ を算出する。

【 0 0 5 7 】

ステップ S 1 4 において光供給量調整部 1 7 0 D は、出射端乖離指標 $T r a t e$ 及び入射端乖離指標 $P r a t e$ のうちで大きい方を、使用指標 $M a t h$ として決定する。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 5 において光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 $M a t h$ が 1 より大きい
か否かを判定する。

【 0 0 5 9 】

使用指標 $M a t h$ が 1 より大きい場合 (ステップ S 1 5 : Y E S) 、光供給量調整部 1 7 0 D は、光源電力設定値の低減修正値候補を算出する (ステップ S 1 6) 。例えば、光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 $M a t h$ が 1 より超えている分だけ現在の光源電力設定値を減少させた値を、低減修正値候補として算出する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 1 7 において光供給量調整部 1 7 0 D は、低減修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の下限值以下であるか否かを判定する。

【 0 0 6 1 】

低減修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の下限值以下である場合 (ステップ S 1 7 : Y E S) 、光供給量調整部 1 7 0 D は、供給電力の設定可能範囲の下限値を、低減修正後の光源電力設定値とする (ステップ S 1 8) 。

【 0 0 6 2 】

低減修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の下限值より大きい場合 (ステップ S 1 7 : N O) 、光供給量調整部 1 7 0 D は、低減修正値候補を、低減修正後の光源電力設定値とする (ステップ S 1 9) 。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 2 0 において見込みエネルギー算出部 1 7 0 B は、低減修正後の光源電力設定値を用いて、ステップ S 1 1 と同様に、出射端損失エネルギー見込み量 $T i p l o s s W$ を算出する。

【 0 0 6 4 】

ステップ S 2 1 において見込みエネルギー算出部 1 7 0 B は、低減修正後の光源電力設定値を用いて、ステップ S 1 2 と同様に、入射端損失エネルギー見込み量 $P l o s s W$ を算出する。

【 0 0 6 5 】

ステップ S 2 2 において乖離指標算出部 1 7 0 C は、ステップ S 2 0 で算出された出射端損失エネルギー見込み量 $T i p l o s s W$ を用いて、ステップ S 1 3 と同様に、出射端乖離指標 $T r a t e$ を算出し、ステップ S 2 1 算出された入射端損失エネルギー見込み量 $P l o s s W$ を用いて、入射端乖離指標 $P r a t e$ を算出する。

【 0 0 6 6 】

ステップ S 2 3 において光供給量調整部 1 7 0 D は、ステップ S 1 4 と同様に、出射端乖離指標 $T r a t e$ 及び入射端乖離指標 $P r a t e$ のうちで大きい方を、使用指標 $M a t h$ として決定する。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 2 4 において光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 $M a t h$ が 1 より大きい

10

20

30

40

50

か否かを判定し、使用指標 $Math$ が 1 より大きい場合（ステップ S 2 4 : Y E S）には、光供給量調整値の算出処理はエラー終了となり、使用指標 $Math$ が 1 以下の場合（ステップ S 2 4 : N O）には、光供給量調整値の算出処理は終了（正常終了）する。光供給量調整値の算出処理が正常終了した場合には、処理フローは、図 3 のステップ S 3 へ進むことになる。一方、エラー終了の場合には、図 3 の処理フロー自体が終了する。

【 0 0 6 8 】

使用指標 $Math$ が 1 以下である場合（ステップ S 1 5 : N O）、光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 $Math$ が 1 であるか否かを判定する（ステップ S 2 5）。

【 0 0 6 9 】

使用指標 $Math$ が 1 である場合（ステップ S 2 5 : Y E S）、光供給量調整値の算出処理は正常終了する。

10

【 0 0 7 0 】

使用指標 $Math$ が 1 より小さい場合（ステップ S 2 5 : N O）、光供給量調整部 1 7 0 D は、光源電力設定値の増加修正値候補を算出する（ステップ S 2 6）。例えば、光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 $Math$ が 1 より小さい分だけ現在の光源電力設定値を増加させた値を、増加修正値候補として算出する。

【 0 0 7 1 】

ステップ S 2 7 において光供給量調整部 1 7 0 D は、増加修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の上限値より小さいか否かを判定する。

【 0 0 7 2 】

20

増加修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の上限値より小さい場合（ステップ S 2 7 : Y E S）、光供給量調整部 1 7 0 D は、増加修正値候補を、増加修正後の光源電力設定値とする（ステップ S 2 8）。

【 0 0 7 3 】

増加修正値候補が光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力の設定可能範囲の上限値以上である場合（ステップ S 2 7 : N O）、光供給量調整部 1 7 0 D は、供給電力の設定可能範囲の上限値を、増加修正後の光源電力設定値とする（ステップ S 2 9）。そして、光供給量調整値の算出処理は終了（正常終了）する。

【 0 0 7 4 】

図 3 の説明に戻り、ステップ S 3 において光供給量調整部 1 7 0 D は、修正後の光源電力設定値をメモリ 1 8 0 に記憶させる。

30

【 0 0 7 5 】

ステップ S 4 において光供給量調整部 1 7 0 D は、修正後の光源電力設定値を用いて、光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力量を調整することにより、電子内視鏡（内視鏡スコープ）2 0 0 への光供給量を調整する。

【 0 0 7 6 】

ここで、数値例を出して、電子内視鏡（内視鏡スコープ）2 0 0 に対する光供給量の調整例について説明する。

【 0 0 7 7 】

まず、数値例 1 として、光源ランプ 1 1 0 に対する現在の光源電力設定値を 150W とし、 $\eta_{LA} = 1.10$ 、 $\eta_{PR} = 0.9$ 、 $P_{loss\%} = 0.05$ 、 $\eta_{SC} = 0.93$ 、 $T_{iploss\%} = 0.1$ 、 $MaxPW = 8[W]$ 、 $MaxT_{ipW} = 12[W]$ とする。

40

このときの入射端損失エネルギー見込み量 P_{lossW} 及び出射端損失エネルギー見込み量 $T_{iplossW}$ は、次の式で求められる。

$$P_{lossW} = 150 * 1.1 * 0.9 * 0.05 = 7.425$$

$$T_{iplossW} = 150 * 1.1 * 0.9 * (1 - 0.05) * 0.93 * 0.1 = 13.1$$

そして、入射端乖離指標 $Prate$ 及び出射端乖離指標 $Trate$ は次の式で求められる。

$$Prate = 7.425 / 8 = 0.9285$$

$$Trate = 13.1 / 12 = 1.092$$

50

従って、 $Trate > Prate$ なので、 $Trate$ が $Math$ となる。そして、 $Math$ が1を超えているので、0.092の割合だけ現在の光源電力設定値が減少されて、光源ランプ110に対する光源電力設定値は、137.4Wへ変更される。

【0078】

また、数値例2として、光源ランプ110に対する現在の光源電力設定値を150Wとし、 $\eta LA = 0.85$ 、 $\eta PR = 0.9$ 、 $Ploss\% = 0.05$ 、 $\eta SC = 0.93$ 、 $Tiploss\% = 0.1$ 、 $MaxPW = 8[W]$ 、 $MaxTipW = 12[W]$ とする。

このときの入射端損失エネルギー見込み量 $PlossW$ 及び出射端損失エネルギー見込み量 $TiplossW$ は、次の式で求められる。

$$PlossW = 150 * 0.85 * 0.9 * 0.05 = 5.74$$

10

$$TiplossW = 150 * 0.85 * 0.9 * (1 - 0.05) * 0.93 * 0.1 = 10.14$$

そして、入射端乖離指標 $Prate$ 及び出射端乖離指標 $Trate$ は次の式で求められる。

$$Prate = 5.74 / 8 = 0.7175$$

$$Trate = 10.14 / 12 = 0.845$$

従って、 $Trate > Prate$ なので、 $Trate$ が $Math$ となる。そして、 $Math$ が1より小さいので、約0.155%の割合だけ現在の光源電力設定値が増加されて、光源ランプ110に対する光源電力設定値は、173.25Wへ変更される。

【0079】

以上のように第1実施形態によれば、電子内視鏡用プロセッサ100において、見込みエネルギー算出部170Bは、電子内視鏡200における損失エネルギー見込み量($TiplossW$ 、 $PlossW$)を算出する。そして、乖離指標算出部170Cは、電子内視鏡200における損失エネルギーの許容上限値($MaxTipW$ 、 $MaxPW$)に対する、損失エネルギー見込み量($TiplossW$ 、 $PlossW$)の乖離指標($Trate$ 、 $Prate$)を算出する。そして、光供給量調整部170Dは、算出された乖離指標($Trate$ 、 $Prate$)に基づいて、電子内視鏡200への光供給量を調整する。

20

【0080】

この電子内視鏡用プロセッサ100の構成により、電子内視鏡200(内視鏡スコープ)における発熱を考慮して電子内視鏡200への供給光量を調整することができる。これにより、発熱によって電子内視鏡200が高温となることを確実に防止することができ、被検者体内が傷つけられることを防止することができる。さらに、安全性を確保した上で、できるだけ多くの光を電子内視鏡200へ供給することができる。

30

【0081】

また、電子内視鏡用プロセッサ100において、パラメータ取得部170Aは、損失エネルギー見込み量($TiplossW$ 、 $PlossW$)及び乖離指標($Trate$ 、 $Prate$)に用いられる、電子内視鏡200に固有のパラメータ、電子内視鏡用プロセッサ100に固有のパラメータ、及び、電子内視鏡200に固有のパラメータを含むパラメータ群を取得する。そして、見込みエネルギー算出部170B及び乖離指標算出部170Cは、パラメータ取得部170Aで取得されたパラメータ群を用いて、損失エネルギー見込み量($TiplossW$ 、 $PlossW$)及び乖離指標($Trate$ 、 $Prate$)を算出する。

40

【0082】

この電子内視鏡用プロセッサ100の構成により、電子内視鏡用プロセッサ100に接続される電子内視鏡200及び光源ランプ110が変更された場合であっても、電子内視鏡用プロセッサ100、電子内視鏡200及び光源ランプ110の組み合わせに応じた、損失エネルギー見込み量($TiplossW$ 、 $PlossW$)及び乖離指標($Trate$ 、 $Prate$)を算出することができる。これにより、電子内視鏡用プロセッサ100、電子内視鏡200及び光源ランプ110の組み合わせが変わった場合でも、電子内視鏡200(内視鏡スコープ)における発熱を考慮して電子内視鏡200への供給光量を調整することができる。さらに、安全性を確保した上で、できるだけ多くの光を電子内視鏡200

50

0へ供給することができる。特に、電子内視鏡200の種類が特殊な場合や特殊光による観察が行われる場合であっても、安全性を確保した上で、できるだけ多くの光を電子内視鏡200へ供給することができるので、観察画像が暗くなってしまうことを回避することができる。また、光源ランプ110のばらつきに対する厳しい規格も必要なくなるので、光源ランプ110の出荷前のエージング等の処理が必要なくなり、費用削減効果が見込まれる。

ここで、パラメータ群の取得並び損失エネルギー見込み量(Tip loss W、Pl loss W)及び乖離指標(T rate、Prate)の算出は、電子内視鏡用プロセッサ100の起動の度に、電子内視鏡用プロセッサ100に対する電子内視鏡200の挿入(接続)の度に、又は、光源ランプ110が変更される度に、つまり、電子内視鏡用プロセッサ100、電子内視鏡200及び光源ランプ110の組み合わせが変更された可能性がある機会毎に、行われてもよい。また、電子内視鏡用プロセッサ100、電子内視鏡200及び光源ランプ110の組み合わせの識別情報と、該組み合わせについて算出した供給光量の調整制御値とを対応付けて、メモリ180に記憶しておき、例えば、電子内視鏡用プロセッサ100の電源投入時に、現在の電子内視鏡用プロセッサ100、電子内視鏡200及び光源ランプ110の組み合わせに対応する調整制御値が記憶されていれば、パラメータ群の取得並び損失エネルギー見込み量(Tip loss W、Pl loss W)及び乖離指標(T rate、Prate)の算出をスキップして、記憶されている調整制御値を用いることもできる。

【0083】

以上の説明では、CPU170による電子内視鏡200への光供給量の調整は、光源ランプ110への供給電力量に対する調整によって行われているが、この代わりに、絞り(通過光量変化部)140の開口量(例えば、光路に対する光路直交方向での進退距離に対応する)についての設定可能範囲(つまり、開口範囲)の上限値を調整することによって行われてもよい。

【0084】

第2実施形態

第2実施形態では、電子内視鏡(内視鏡スコープ)に対する光供給量の調整が、光源ランプへの供給電力量に対する調整と、絞り(通過光量変化部)の開口量についての設定可能範囲の上限値に対する調整との段階調整によって行われる。第2実施形態の電子内視鏡システムの基本構成は、第1実施形態の電子内視鏡システム10と同じであるので、図1、図2を参照する。

【0085】

第2実施形態の電子内視鏡用プロセッサ100におけるCPU170の光供給量調整部170Dは、光源ランプ110への供給電力量に対する調整と、絞り(通過光量変化部)140の開口量(例えば、光路に対する光路直交方向での進退距離に対応する)についての設定可能範囲(つまり、「開口範囲」)の上限値に対する調整との段階調整を実行して、電子内視鏡200への光供給量を調整する。

【0086】

図7～11は、第2実施形態の光供給量調整値の算出処理を示すフローチャートである。図7～11の処理ステップのうち図4～6の処理ステップと同等のものに対しては図4～6と同じ符号を付し、重複する説明は省略する。

【0087】

図7～11のフローチャートにおいてステップS11～S29は、図4～6と共通している。すなわち、第2実施形態の光供給量調整値の算出処理では、第1段階として、光源ランプ110への供給電力量に対する調整が行われる。そして、以下で説明するように、第2段階として、絞り140の開口範囲の上限値に対する調整が行われる。

【0088】

使用指標Mathが1より大きい場合(ステップS24:YES)には、光供給量調整部170Dは、使用指標Mathに基づいて、絞り140の開口範囲の上限値候補を算出

10

20

30

40

50

する（ステップS31）。

【0089】

ステップS32において光供給量調整部170Dは、ステップS31で算出された開口範囲上限値候補が、開口範囲上限値の下側限界値以下であるか否かを判定する。

【0090】

開口範囲上限値候補が開口範囲上限値の下側限界値以下である場合（ステップS32：YES）、光供給量調整部170Dは、開口範囲上限値の下側限界値を、絞り140の開口範囲の上限値とする（ステップS33）。

【0091】

開口範囲上限値候補が開口範囲上限値の下側限界値より大きい場合（ステップS32：NO）、光供給量調整部170Dは、開口範囲上限値候補を、絞り140の開口範囲の上限値とする（ステップS34）。

【0092】

ステップS35において見込みエネルギー算出部170Bは、出射端損失エネルギー見込み量TiplossWを算出する。ここでの出射端損失エネルギー見込み量TiplossWは、例えば、上記式（1）の右辺に、さらに、絞り140の開口範囲の上限値を掛け合わせるによって算出される。

【0093】

ステップS36において見込みエネルギー算出部170Bは、入射端損失エネルギー見込み量PllossWを算出する。ここでの入射端損失エネルギー見込み量PllossWは、例えば、上記式（2）の右辺に、さらに、絞り140の開口範囲の上限値を掛け合わせるによって算出される。

【0094】

ステップS37において乖離指標算出部170Cは、例えば、上記式（3）を用いて、出射端乖離指標Trateを算出し、例えば、上記式（4）を用いて、入射端乖離指標Prateを算出する。

【0095】

ステップS38において光供給量調整部170Dは、出射端乖離指標Trate及び入射端乖離指標Prateのうちで大きい方を、使用指標Mathとして決定する。

【0096】

ステップS39において光供給量調整部170Dは、使用指標Mathが1より大きい場合（ステップS39：YES）には、光供給量調整値の算出処理はエラー終了となり、使用指標Mathが1以下の場合（ステップS39：NO）には、光供給量調整値の算出処理は終了（正常終了）する。光供給量調整値の算出処理が正常終了した場合には、処理フローは、図3のステップS3へ進むことになる。一方、エラー終了の場合には、図3の処理フロー自体が終了する。

【0097】

また、ステップS41において見込みエネルギー算出部170Bは、例えば、上記式（1）を用いて、出射端損失エネルギー見込み量TiplossWを算出する。

【0098】

ステップS42において見込みエネルギー算出部170Bは、例えば、上記式（2）を用いて、入射端損失エネルギー見込み量PllossWを算出する。

【0099】

ステップS43において乖離指標算出部170Cは、例えば、上記式（3）を用いて、出射端乖離指標Trateを算出し、例えば、上記式（4）を用いて、入射端乖離指標Prateを算出する。

【0100】

ステップS44において光供給量調整部170Dは、出射端乖離指標Trate及び入射端乖離指標Prateのうちで大きい方を、使用指標Mathとして決定する。

【0101】

ステップ S 4 5 において光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 M a t h が 1 より小さいか否かを判定する。

【 0 1 0 2 】

使用指標 M a t h が 1 より小さい場合（ステップ S 4 5 : Y E S ）には、光供給量調整部 1 7 0 D は、使用指標 M a t h に基づいて、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値候補を算出する（ステップ S 4 6 ）。一方、使用指標 M a t h が 1 以上である場合（ステップ S 4 5 : N O ）、光供給量調整値の算出処理が正常終了する。

【 0 1 0 3 】

ステップ S 4 7 において光供給量調整部 1 7 0 D は、ステップ S 4 6 で算出された開口範囲上限値候補が、開口範囲上限値の上側限界値より小さいか否かを判定する。

10

【 0 1 0 4 】

開口範囲上限値候補が開口範囲上限値の上側限界値より小さい場合（ステップ S 4 7 : Y E S ）、光供給量調整部 1 7 0 D は、開口範囲上限値候補を、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値とする（ステップ S 4 8 ）。そして、光供給量調整値の算出処理が正常終了する。

【 0 1 0 5 】

開口範囲上限値候補が開口範囲上限値の上側限界値以上である場合（ステップ S 4 7 : N O ）、光供給量調整部 1 7 0 D は、開口範囲上限値の上側限界値を、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値とする（ステップ S 4 9 ）。そして、光供給量調整値の算出処理が正常終了する。

【 0 1 0 6 】

20

次いで、ステップ S 3 において光供給量調整部 1 7 0 D は、修正後の光源電力設定値と、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値とをメモリ 1 8 0 に記憶させる。

【 0 1 0 7 】

ステップ S 4 において光供給量調整部 1 7 0 D は、修正後の光源電力設定値を用いて、光源ランプ 1 1 0 に対する供給電力量を調整するとともに、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値を用いて、絞り 1 4 0 の開口量を調整することにより、電子内視鏡（内視鏡スコープ）2 0 0 への光供給量を調整する。

【 0 1 0 8 】

ここで、数値例を出して、電子内視鏡（内視鏡スコープ）2 0 0 に対する光供給量の調整例について説明する。

30

【 0 1 0 9 】

数値例として、光源ランプ 1 1 0 に対する現在の光源電力設定値を 150W とし、 $\eta_{LA} = 1.10$ 、 $\eta_{PR} = 0.9$ 、 $P_{loss\%} = 0.05$ 、 $\eta_{SC} = 0.93$ 、 $Tip_{loss\%} = 0.1$ 、 $MaxPW = 8[W]$ 、 $MaxTipW = 12[W]$ とする。

このときの入射端損失エネルギー見込み量 P_{lossW} 及び出射端損失エネルギー見込み量 Tip_{lossW} は、次の式で求められる。

$$P_{lossW} = 150 \times 1.1 \times 0.9 \times 0.05 = 7.425$$

$$Tip_{lossW} = 150 \times 1.1 \times 0.9 \times (1 - 0.05) \times 0.93 \times 0.1 = 13.1$$

そして、入射端乖離指標 P_{rate} 及び出射端乖離指標 T_{rate} は次の式で求められる。

40

$$P_{rate} = 7.425 / 8 = 0.9285$$

$$T_{rate} = 13.1 / 12 = 1.092$$

従って、 $T_{rate} > P_{rate}$ なので、 T_{rate} が $Math$ となる。そして、 $Math$ が 1 を超えているので、0.092 の割合だけ現在の光源電力設定値を減少した低減修正値候補は、137.4W となる。ここで、供給電力の設定可能範囲の下限値が 140W であるとする、低減修正後の光源電力設定値は、140W となる。この低減修正後の光源電力設定値を用いて、 T_{rate} を算出すると、 $T_{rate} = 1.02$ となり、絞り 1 4 0 の開口範囲の上限値を 0.02 分だけ減少させる制御が行われる。

【 0 1 1 0 】

以上のように第 2 実施形態によれば、電子内視鏡用プロセッサ 1 0 0 において、光供給

50

量調整部 170D は、光源ランプ 110 への供給電力量に対する調整と、絞り（通過光量変化部）140 の開口範囲の上限値に対する調整との段階調整を実行して、電子内視鏡 200 への光供給量を調整する。

【0111】

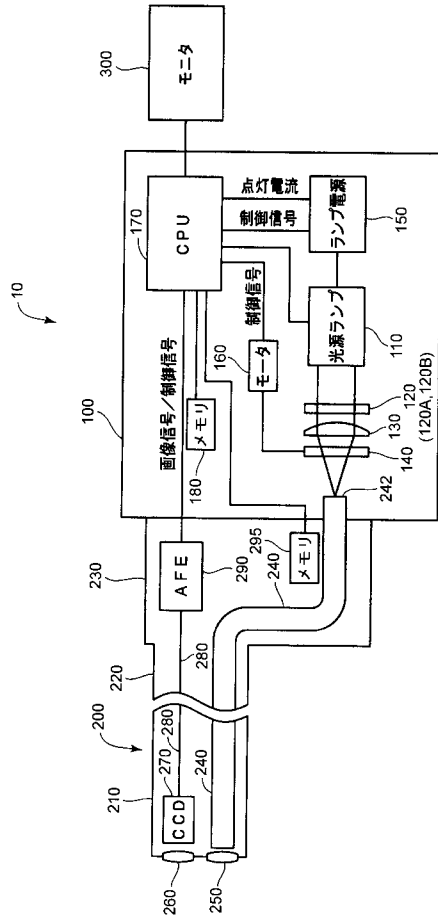
この電子内視鏡用プロセッサ 100 の構成により、電子内視鏡 200 への光供給量をより細かく調整することができるので、安全性を確保した上で、さらに多くの光を電子内視鏡 200 へ供給することができる。

【符号の説明】

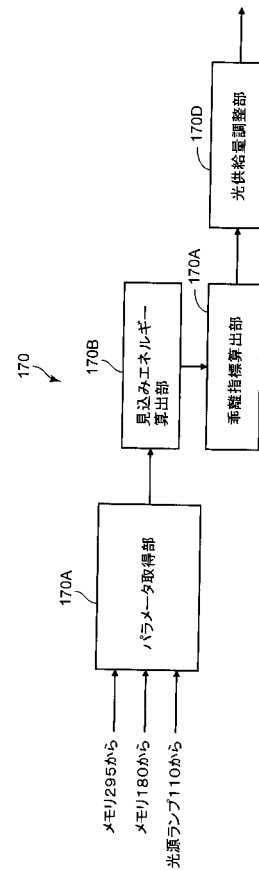
【0112】

10	電子内視鏡システム	10
100	電子内視鏡用プロセッサ	
110	光源ランプ（光源）	
120	フィルタ	
120A	熱吸収フィルタ	
120B	IR カットフィルタ（赤外カットフィルタ）	
130	集光レンズ	
140	絞り（通過光量変化部）	
150	ランプ電源	
160	モータ（駆動部）	
170	CPU（制御手段）	20
170A	パラメータ取得部（取得手段）	
170B	見込みエネルギー算出部（見込みエネルギー算出手段）	
170C	乖離指標算出部（乖離指標算出手段）	
170D	光供給量調整部（光供給量調整手段）	
180	メモリ	
200	電子内視鏡（内視鏡スコープ）	
210	挿入部	
220	ユニバーサルチューブ	
230	コネクタ部	
240	ライトガイドファイバ	30
242	入射端面	
250	照明レンズ（配光用レンズ）	
260	対物レンズ（観察用レンズ）	
270	CCD（撮像素子）	
280	信号伝送ケーブル	
290	A F E	
295	メモリ	
300	モニタ	

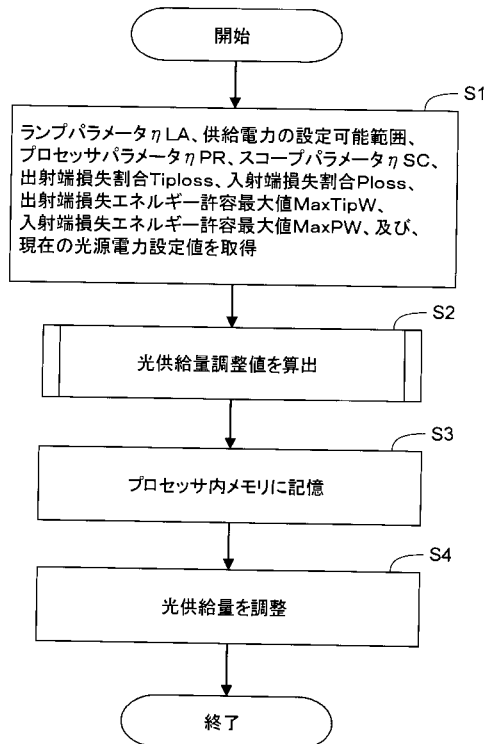
【図 1】



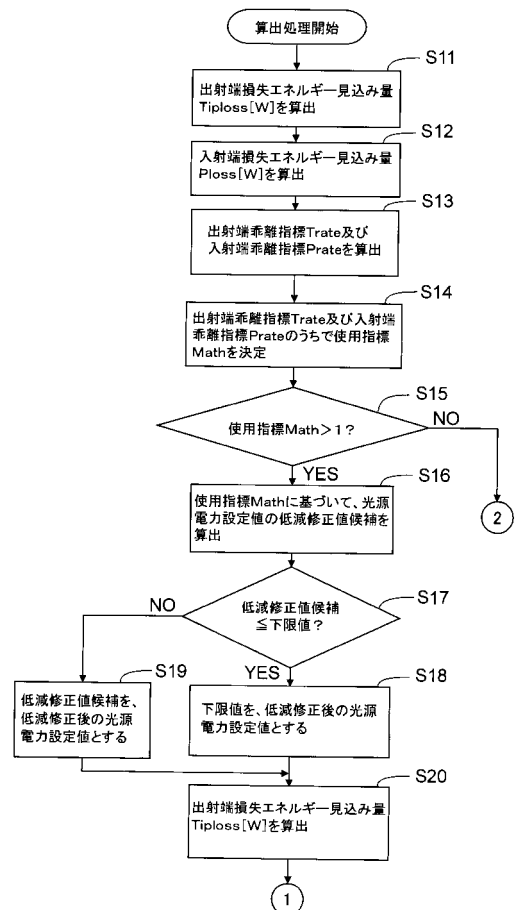
【図 2】



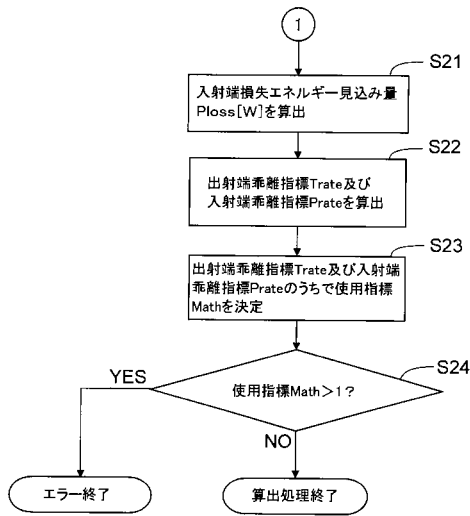
【図 3】



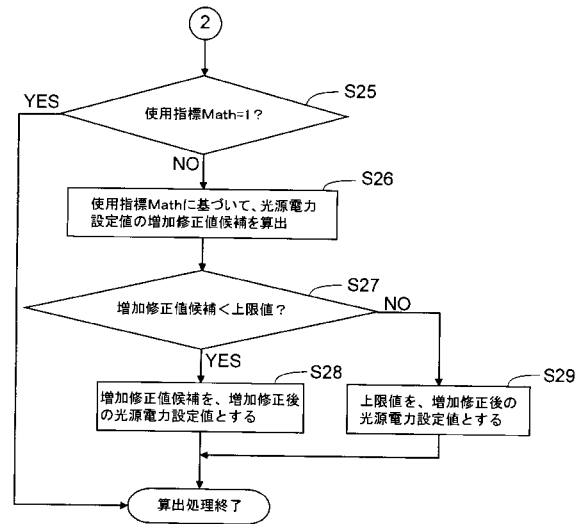
【図 4】



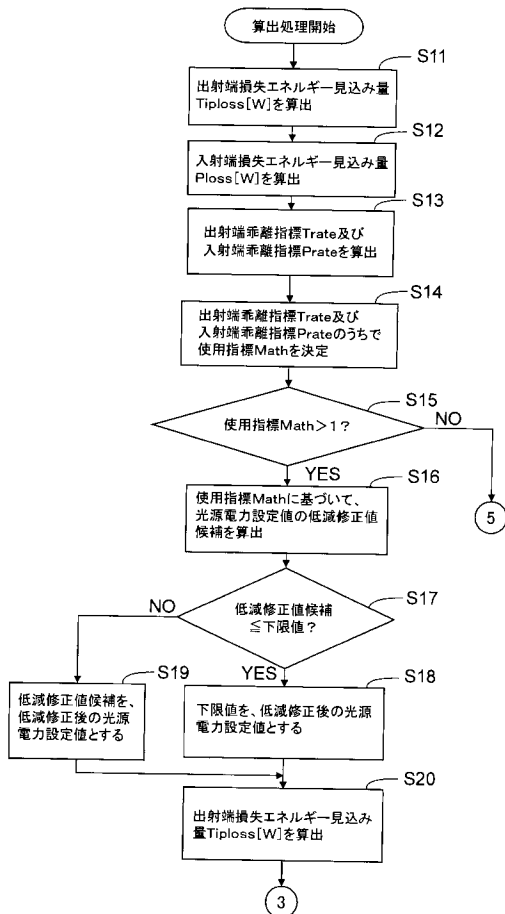
【図 5】



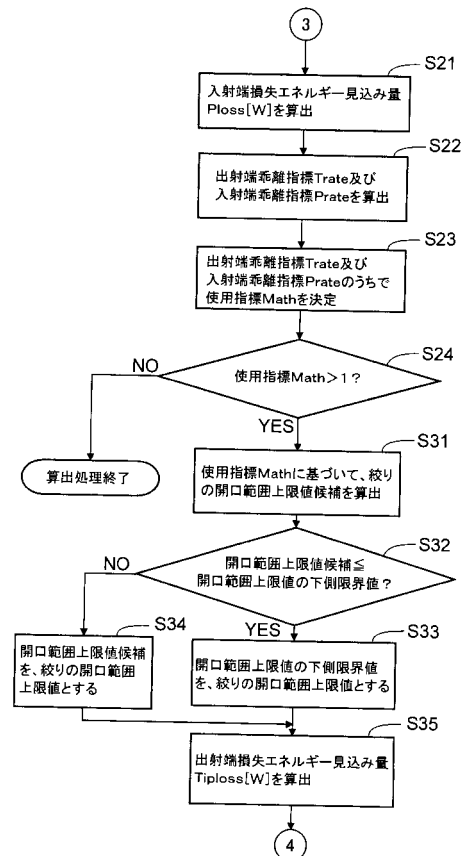
【図 6】



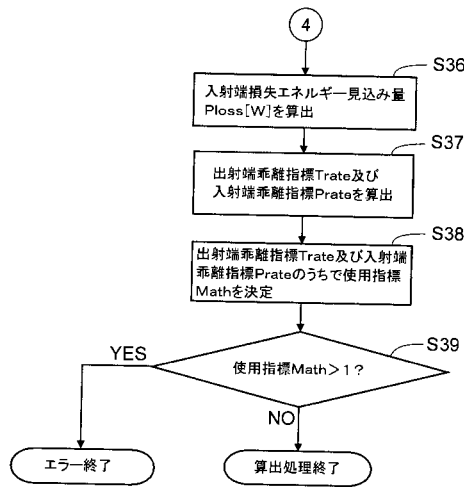
【図 7】



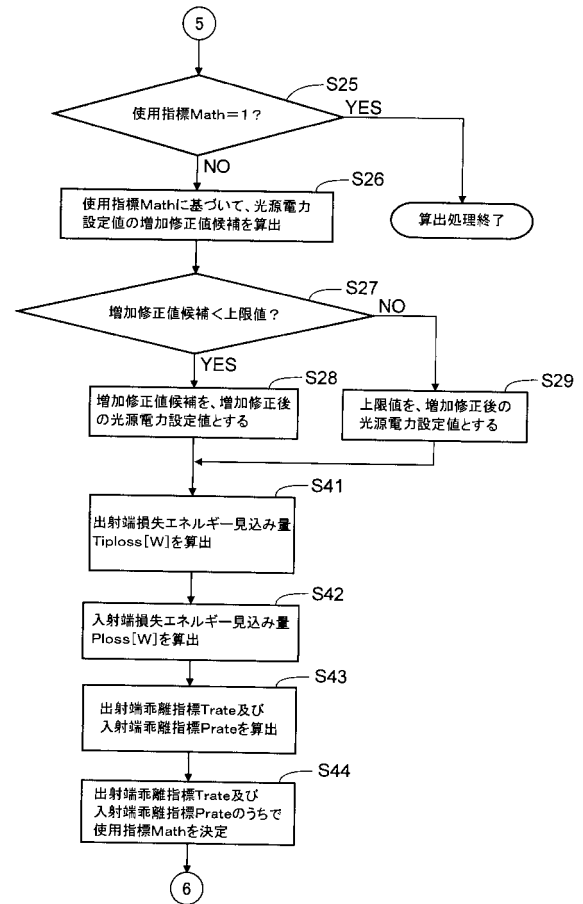
【図 8】



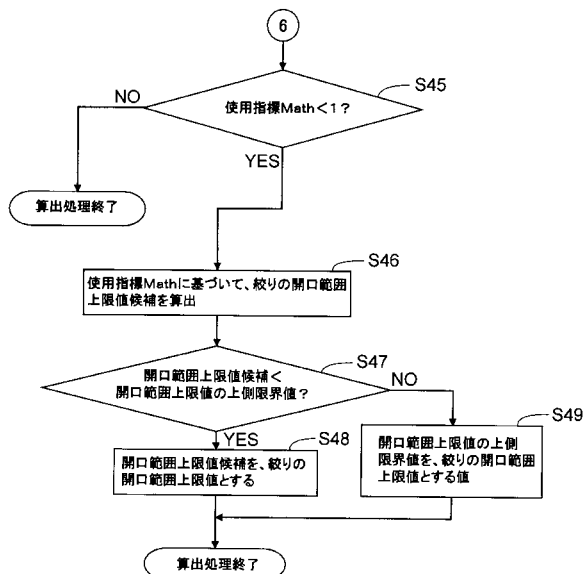
【図 9】



【図 10】



【図 11】



フロントページの続き

(72)発明者 笹村 大樹
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 山邊 俊明
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 石和 淳子
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 下田代 真哉
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 尾登 邦彦
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

(72)発明者 小松 雅弘
東京都新宿区中落合 2 丁目 7 番 5 号 HOYA株式会社内

F ターム(参考) 2H040 BA10 CA04 CA10 CA11 CA12 CA23 DA11 GA02 GA11
4C161 BB02 CC06 GG01 JJ11 LL02 NN01 QQ09 RR02

专利名称(译)	内窥镜处理器和光源量调整方法		
公开(公告)号	JP2017153558A	公开(公告)日	2017-09-07
申请号	JP2016037426	申请日	2016-02-29
[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	小林将太郎 滝沢 努 笹村大樹 山邊俊明 石和 淳子 下田代真哉 尾登邦彦 小松雅弘		
发明人	小林 将太郎 滝沢 努 笹村 大樹 山邊 俊明 石和 淳子 下田代 真哉 尾登 邦彦 小松 雅弘		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/26.B A61B1/00.630 A61B1/06.510 A61B1/06.610 A61B1/07.731		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/CA04 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA12 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/QQ09 4C161/RR02		
代理人(译)	三浦邦夫		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

发明内容本发明的目的在于提供一种能够考虑内窥镜镜体内的发热来调整供给到内窥镜的光量的内窥镜处理器和光量调整方法。 解决方案：光源安装在连接到内窥镜镜体的光入射端部的状态，并且光源的光输出经由处理器内部的光路供应到内窥镜镜体。一种用于内窥镜的处理器，包括：所述内窥镜镜体中的光学损耗能量偏差指数计算单元，计算所计算的光损耗能量估计量相对于内窥镜范围内的容许最大光损失能量值的偏差指标;在偏差指数的基础上，内窥镜范围以及光供应量调节单元，其调节从光源发出的光的光供应量。

