

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

照明光を出射する光源と、
前記光源から出射した前記照明光の光量に応じて変化する温度を測定する温度測定手段と、
前記温度測定手段が測定した温度に基づいて、前記光源の寿命を推定する光源寿命推定手段と、を備える
ことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記光源から出射した前記照明光の一部を透過させる開口部材を更に備え、
前記温度測定手段は、前記開口部材の温度を測定する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

10

【請求項 3】

前記温度測定手段は、前記内視鏡用光源装置内の空気の温度を測定する、
ことを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記温度測定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度を測定し、
前記光源寿命推定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度と、以前に前記温度測定手段が測定した、前記光源が前記照明光を出射している時の温度との差に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

20

【請求項 5】

前記温度測定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度を測定し、
前記光源寿命推定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時間と前記測定した温度の変化との関係に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 6】

前記温度測定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度を測定し、
前記光源寿命推定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の前記測定した温度の絶対値に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

30

【請求項 7】

前記温度測定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度を測定し、
前記光源寿命推定手段は、前記光源が前記照明光を出射している時の温度の絶対値、および、前記光源が前記照明光を出射している時間と温度の変化との関係に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 8】

前記温度測定手段は、複数の温度センサを備え、当該複数の温度センサにより、それぞれ異なる位置の温度を測定し、
前記光源寿命推定手段は、前記複数の位置の前記測定した温度に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

40

【請求項 9】

前記光源寿命推定手段は、前記光源が前記照明光を出射し始めてから所定の時間経過後の前記測定した温度に基づいて、前記光源の寿命を推定する、
ことを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 10】

前記温度測定手段は、前記光源が前記照明光を出射し始めてから所定の時間間隔で温度を複数回測定し、

50

前記光源寿命推定手段は、前記複数回測定した温度に基づいて、前記光源の寿命を推定する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 9 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 11】

情報表示部を更に備え、

前記情報表示部は、前記光源寿命推定手段が推定した前記光源の寿命に基づいた情報を表示する、

ことを特徴とする請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の内視鏡用光源装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、患者の体腔内を観察するための内視鏡用光源装置であって、特に光源の寿命を検出可能な内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】

【0002】

人の食道や腸などの体腔内を観察するための内視鏡として、先端面に配光窓と観察窓とを備えた可撓性挿入管を有する内視鏡が知られている。内視鏡は、光源を有する内視鏡用光源部と接続されており、内視鏡用光源部の光源から出射した照明光は、挿入管の内部に設けられたライトガイドを導波して配光窓から出射する。配光窓から出射した照明光は体腔内の観察対象領域で反射され、物体光として観察窓に取り込まれる。観察窓から取り込まれた物体光は、撮像素子および信号処理回路によって映像信号に変換される。映像信号は、映像としてモニタに表示される。これにより、内視鏡を使用する術者は、モニタを見ることで観察対象領域を観察することができる。

20

【0003】

ここで、内視鏡用光源装置の光源として、キセノンランプやハロゲンランプなどが用いられる。これらの光源は、一般に、使用時間を経るにつれて徐々に明るさが暗くなる。光源の明るさが所定値より低下すると、あるいは、点灯しなくなると、光源を交換する必要がある。

【0004】

光源は個々に特性が異なるため、寿命も異なる。しかしながら、個々の光源の寿命を予め予測することは困難である。よって、一般には、光源の寿命を一律に設定する方法がとられる。この方法では、光源の使用時間が所定の期間を過ぎると、内視鏡の術者に光源の交換を促す。しかしながら、まだ十分に使用できるのに、光源の交換がなされる場合があった。

30

【0005】

このような問題を解決する内視鏡用光源装置として、特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置がある。この特許文献 1 の内視鏡用光源装置では、光源は使用時間が経つほど、同じ明るさを得るのに必要な光源の駆動電圧が高くなることを利用し、光源の駆動時間および駆動電圧値に基づいて光源の寿命を予測している。なお、光源の明るさを検知する方法として、挿入管の先端に設けられた撮像素子を用いる方法が開示されており、撮像素子で撮像した観察対象領域の撮像画像の明るさによって、光源の明るさを推定している。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献 1】特許第 3 9 2 7 8 0 3 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献 1 に記載の内視鏡用光源装置では、光源の駆動電圧と、光源の寿命と駆動電圧との関係に基づいて、光源の寿命を推定している。ここで、光源の寿命と駆動電圧との関

50

係（ルックアップテーブル）は、予め設定されているものであり、光源を交換しても、同じルックアップテーブルを用いて光源の寿命が推定される。そのため、光源の特性が個々に異なる場合に、光源の寿命の推定に誤差が生じるという課題があった。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記の事情を鑑みてなされたものであり、光源に個体差がある場合でも、光源の寿命を正確に推定することが可能な内視鏡用光源装置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 0 9 】

上記の目的を達成するために、本発明により、照明光を出射する光源と、光源から出射した照明光の光量に応じて変化する温度を測定する温度測定手段と、温度測定手段が測定した温度に基づいて、光源の寿命を推定する光源寿命推定手段と、を備えることを特徴とする内視鏡用光源装置が提供される。

【 0 0 1 0 】

このような構成によれば、照明光の光量に応じて変化する温度に基づいて光源の寿命を推定できるため、使用する光源の寿命に個体差がある場合においても、各光源の寿命を推定することができる。

【 0 0 1 1 】

本発明の内視鏡用光源装置は、光源から出射した照明光の一部を透過させる開口部材を更に備え、温度測定手段は、開口部材の温度を測定するよう構成されていても良い。

【 0 0 1 2 】

このような構成によれば、開口部材には、光源から出射された照明光の一部が照射されており、開口部材の温度は、照明光の光量に応じて変化する。そのため、開口部材の温度を測定することによって、光源の明るさを推定することができる。

【 0 0 1 3 】

温度測定手段は、内視鏡用光源装置内の空気の温度を測定するよう構成されていても良い。

【 0 0 1 4 】

内視鏡用光源装置内の空気の温度は、照明光の光量に応じて変化する。そのため、内視鏡用光源装置内の空気の温度を測定することによって、光源の明るさを推定することができる。

【 0 0 1 5 】

温度測定手段は、光源が照明光を出射している時の温度を測定し、光源寿命推定手段は、光源が照明光を出射している時の温度と、以前に温度測定手段が測定した、光源が照明光を出射している時の温度との差に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

【 0 0 1 6 】

このような構成によれば、内視鏡用光源装置を使用する毎に、温度発生部に生じる温度が測定され、それに基づいて光源の明るさの変化の度合いが推定される。この明るさの変化の度合いを用いることで、正確に光源の寿命を推定することができる。

【 0 0 1 7 】

温度測定手段は、光源が照明光を出射している時の温度を測定し、光源寿命推定手段は、光源が照明光を出射している時間と測定した温度の変化との関係に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

【 0 0 1 8 】

このような構成によれば、温度発生部に生じる温度の時間変化を測定することによって、光源の明るさの時間変化を推定することができる。この明るさの時間変化を用いることで、正確に光源の寿命を推定することができる。

【 0 0 1 9 】

温度測定手段は、光源が照明光を出射している時の温度を測定し、光源寿命推定手段は、光源が照明光を出射している時の測定した温度の絶対値に基づいて、光源の寿命を推定

10

20

30

40

50

するよう構成されていても良い。

【0020】

このような構成によれば、光源の明るさの絶対値によって光源の寿命を推定するため、使用開始時における光源の明るさや光源の寿命に個体差がある場合においても、光源が寿命を迎えたか否かを同じ条件で判定することができる。

【0021】

温度測定手段は、光源が照明光を出射している時の温度を測定し、光源寿命推定手段は、光源が照明光を出射している時の温度の絶対値、および、光源が照明光を出射している時間と温度の変化との関係に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

10

【0022】

このような構成によれば、光源の明るさの絶対値および光源の明るさの時間変化によって光源の寿命を推定するため、使用開始時における光源の明るさや、明るさの変化の度合いに個体差がある場合においても、正確に光源の寿命を推定することができる。

【0023】

温度測定手段は、複数の温度センサを備え、複数の温度センサにより、それぞれ異なる位置の温度を測定し、光源寿命推定手段は、複数の位置の測定した温度に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

【0024】

このような構成によれば、光源ごとに照明光の出射強度分布が異なる場合においても、出射強度分布の違いによる温度の測定条件のばらつきを抑えることができる。

20

【0025】

光源寿命推定手段は、光源が照明光を出射し始めてから所定の時間経過後の測定した温度に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

【0026】

このような構成によれば、光源が照明光を出射し始めてから、照明光の明るさが次第に大きくなり、明るさが一定になってから温度の測定が行われるため、温度の測定条件を揃えることができる。また、所定の時間を、決まった値に固定することで、光源が照明光を出射し始めてから、照明光の明るさが一定になる前に温度が測定される場合においても、温度の測定条件を揃えることができる。

30

【0027】

温度測定手段は、光源が照明光を出射し始めてから所定の時間間隔で温度を複数回測定し、光源寿命推定手段は、複数回測定した温度に基づいて、光源の寿命を推定するよう構成されていても良い。

【0028】

このような構成によれば、複数回測定した温度に基づいて、光源の明るさ又は明るさの低下の度合いを推定するため、正確に光源の寿命を推定することができる。

【0029】

本発明の内視鏡用光源装置は、情報表示部を更に備え、情報表示部は、光源寿命推定手段が推定した光源の寿命に基づいた情報を表示するよう構成されていても良い。

40

【0030】

このような構成によれば、温度から推定した光源の寿命に関する情報、すなわち、光源の交換が必要かどうかや光源が寿命に近づいているかどうかを、内視鏡用光源装置の使用者に知らせることができる。

【発明の効果】

【0031】

本発明の内視鏡用光源装置によれば、光源に個体差がある場合でも、光源の寿命を正確に推定することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0032】

50

- 【図 1】図 1 は、本発明の実施形態にかかる内視鏡装置の概略図である。
- 【図 2】図 2 は、本発明の実施形態にかかる光源装置の概略図である。
- 【図 3】図 3 は、本発明の実施形態にかかる開口部材の正面図である。
- 【図 4】図 4 は、開口部材の温度と光源の明るさとの関係を示す図である。
- 【図 5】図 5 は、本発明の実施形態にかかる演算回路の回路図である。
- 【図 6】図 6 は、光源の使用時間と光源の明るさとの関係を示す図である。
- 【図 7】図 7 は、光源の使用時間と光源の明るさとの関係を示す図である。
- 【図 8】図 8 は、光源の駆動時間と光源の明るさとの関係を示す図である。
- 【図 9】図 9 は、光源の駆動時間と光源の明るさとの関係を示す図である。
- 【図 10】図 10 は、本発明の実施形態にかかる内視鏡装置の動作フローである。
- 【発明を実施するための形態】

10

【0033】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態について説明する。

【0034】

図 1 は、本発明の実施形態の内視鏡装置 100 の構成を示すブロック図である。図 1 に示されるように、本実施形態の内視鏡装置 100 は、人の体腔内の観察のために用いられる医療用の撮像装置であり、内視鏡 110 とプロセッサ 120、モニタ 130 を有している。内視鏡 110 の基部はプロセッサ 120 と光学的および電氣的に接続されている。プロセッサ 120 は、内視鏡 110 が出力する画像信号を処理して画像を生成する画像処理装置 140 と、内視鏡 110 に照明光を供給する光源装置 150 とを一体に備えている。この画像処理装置 140 と光源装置 150 とは別体で構成されていてもよい。

20

【0035】

プロセッサ 120 は、画像処理装置 140 として画像処理回路 21 を備えている。画像処理回路 21 は、内視鏡 110 が出力する画像信号を処理して、モニタ 130 に表示するための映像信号を生成する。また、プロセッサ 120 は、光源装置 150 として、光源駆動回路 22 と光源 23、開口部材 24、絞り 25、集光レンズ 26 を備えている。光源 23 は光源駆動回路 22 によって駆動され、照明光を出射する。光源 23 から出射した照明光は、開口部材 24 と絞り 25 で光量が制限され、集光レンズ 26 で集光されて内視鏡 110 内に入射される。画像処理回路 21 と光源駆動回路 22 は、それぞれコントローラ 30 に接続されており、その動作はコントローラ 30 によって制御される。

30

【0036】

内視鏡 110 は、基部 111 と可撓性の挿入管 112 とを備える。基部 111 はプロセッサ 120 と接続され、挿入管 112 は術者によって人の体腔内に挿入される。内視鏡 110 は、内部にライトガイド 11 と信号処理回路 12 を備え、また、内視鏡 110 の挿入管 112 の先端部 113 に配光レンズ 13 と対物レンズ 14、撮像素子 15 を備える。

【0037】

ライトガイド 11 は、内視鏡 110 内の基部 111 から挿入管 112 の先端部 113 にかけて延設されており、ライトガイド 11 の一端はプロセッサ 120、もう一端は配光レンズ 13 と接続されている。プロセッサ 120 の集光レンズ 26 で集光された照明光は、ライトガイド 11 の基部 111 側の端面から入射し、ライトガイド 11 内を導波して、配光レンズ 13 から出射する。配光レンズ 13 から出射した照明光は、人の体腔内の観察対象領域で反射され、物体光として対物レンズ 14 に取り込まれる。対物レンズ 14 で取り込まれた物体光は、撮像素子 15 に集光される。撮像素子 15 は信号処理回路 12 によって駆動されており、撮像素子 15 に入射した物体光を一定のフレームレートで電気信号に変換する。この電気信号は、信号処理回路 12 を通り、プロセッサ 120 の画像処理回路 21 に送信される。なお、信号処理回路 12 の動作は、プロセッサ 120 のコントローラ 30 によって制御される。

40

【0038】

内視鏡 110 の信号処理回路 12 から送信された電気信号は、プロセッサ 120 の画像処理回路 21 で画像処理が行われ、映像信号としてモニタ 130 に送信される。モニタ 1

50

30には、映像信号に基づく映像が表示され、これにより、術者は映像を見ながら内視鏡110の挿入管112の操作を行うことができる。

【0039】

図2に光源装置150の概略図を示す。光源装置150は、光源23、開口部材24、絞り25、集光レンズ26を備えている。光源23から出射した照明光は、開口部材24および絞り25によって光量が制限され、集光レンズ26に入射する。集光レンズ26は、入射した照明光を集光し、内視鏡110内に設けられたライトガイド11の基部111側の端面に入射する。光源23としては、キセノンランプやハロゲンランプ、LD(Laser Diode)やLED(Light Emitting Diode)などの固体光源が用いられるが、これらに限定されない。

10

【0040】

絞り25は、配光レンズ13から出射される照明光の調光を行うために使用される。絞り25にはモータ27が設けられており、絞り25の開度は、モータ27を駆動することで変更可能となっている。モータ27はコントローラ30に接続されており、その動作はコントローラ30によって制御される。モニタ130に表示される映像の明るさは、絞り25の開度に応じて変化する。絞り25の開度は、モニタ130に表示される映像の明るさが、術者にとって見易い適正な明るさになるように設定される。なお、絞り25の開度は、映像の明るさに応じて、コントローラ30によって自動的に変更されるよう構成されていても良く、あるいは、術者によって手動で変更されるように構成されていても良い。

【0041】

図3に光源装置150の開口部材24の正面図(図2におけるA-A矢視)を示す。開口部材24は、照明光を透過させるための開口部32と、照明光を遮蔽するための遮蔽部33とを備える。また、開口部材24の遮蔽部33には、開口部材24の温度を測定するために、複数の温度センサ28が配置されている。温度センサ28はサーミスタであり、温度に応じて電気抵抗が変化する特性を有する。そのため、温度センサ28の電気抵抗を測定することによって、開口部材24の温度を測定することができる。なお、温度センサ28として用いるサーミスタとして、温度が上がるに従って電気抵抗が大きくなるPTCサーミスタ(Positive Temperature Coefficient Thermistor)、または、温度が上がるに従って電気抵抗が小さくなるNTCサーミスタ(Negative Temperature Coefficient Thermistor)を用いることが出来るが、これらに限定されない。

20

30

【0042】

開口部材24は、光源23から出射した照明光のうち、中心部の光のみを透過させ、周辺部の光を遮蔽することによって、開口部材24を透過する照明光の光量を制限する。開口部材24の遮蔽部33で遮蔽された光の一部は開口部材24で吸収され、吸収された光の光量に応じて開口部材24の温度は上昇する。

【0043】

開口部材24の温度は、光源23から出射した照明光の光量に依存している。そのため、温度センサ28によって測定された開口部材28の温度から、開口部材24に吸収された光の光量を推定することができる。ここで、温度センサ28による開口部材24の温度の測定結果と、光源23から出射した照明光の光量の関係は、開口部材24の材質や寸法や、開口部材24に設けられた開口部32の大きさ、開口部材24に照射される照明光の分布、温度センサ28の種類や、温度センサ28を配置する位置などによって変化する。そのため、温度センサ28による開口部材24の温度の測定結果と、光源23から出射した照明光の光量の関係は、予め実験的に決めておくことが望ましい。なお、開口部材24の材質としては、鉄やSPCC(冷間圧延鋼板)などが用いられるが、本発明の開口部材24はこれらに限定されない。例えば、開口部材24としてアルミニウムを用いることができる。アルミニウムは鉄やSPCCに比べて熱伝導率が大きいため、開口部材24のうち、照明光を吸収した領域から、温度センサ28が設けられた領域まで熱が伝導し易く、開口部材24の温度を測定し易くなる。また、更に開口部材24の温度を測定し易くするために、開口部材24と温度センサ28との間に、熱伝導率の高い放熱グリスや放熱シー

40

50

トを設けることが望ましい。

【0044】

複数の温度センサ28は、開口部材24の遮蔽部33の、開口部32を囲むようにそれぞれ異なる位置に配置されている。各温度センサ28はそれぞれ演算回路29に接続されており、演算回路29において各温度センサ28の電気抵抗が計算される。各演算回路29の出力はコントローラ30に入力され、コントローラ30は、各温度センサ28の電気抵抗を温度に換算し、3つの温度の平均値または最大値をもって、開口部材24の温度を決定する。このように、複数の温度センサ28による温度の測定結果の平均値または最大値を取ることによって、光源23の出射強度分布に個体差がある場合に、各光源23の温度の測定条件のばらつきを抑えることができる。すなわち、光源23の出射強度分布に個体差があると、使用する光源23によって、温度センサ28に照射される照明光の明るさが変化し、温度の測定条件が一致しない。しかしながら、複数の温度センサ28の平均値または最大値を取ることによって、光源23ごとに射出強度分布が異なっても、温度の測定条件のばらつきを抑えることができる。

10

【0045】

なお、温度センサ28は、開口部材24の遮蔽部33のうち、光源23から出射した照明光が照射される領域に配置されていることが好ましい。これは、遮蔽部33は照明光が照射されている領域の方が、照射されていない領域に比べて温度が上がり易いためである。温度センサ28は、温度差が大きい方が、温度変化の測定誤差を低減することができる。ただし、本発明の温度センサの配置はこれに限定されるものではなく、温度センサ28が、開口部材24の遮蔽部33のうち、照明光が照射されない領域に配置されていても、開口部材24の温度を測定できることは言うまでもない。また、温度センサ28は、開口部材24の光源23側と反対側の面とに配置してもよい。また、光源23から出射される照明光によって温度が上昇し、温度が生じるものであれば、温度センサ28を配置する位置は、開口部材24に限定されない。

20

【0046】

また、温度センサ28と演算回路29とを接続する配線は、照明光が直接当たらないように配置することが望ましい。これは、配線の電気抵抗が、照明光の吸収による温度上昇に伴って変化し、温度による電気抵抗の変化が正確に測定できなくなるのを抑制するためである。

30

【0047】

開口部材24の温度と光源23の明るさの関係を図4に示す。図4の横軸は開口部材24に生じる温度、縦軸は照明光の明るさを表している。開口部材24の温度は、開口部材24で吸収される照明光の光量が多くなるほど、高くなる。また、開口部材24の温度は、温度センサ28によって測定できることから、温度センサ28の温度を測定することで、照明光の明るさを推定することができる。

【0048】

温度センサ28は、温度センサ28の電気抵抗を算出するための演算回路29に接続されており、演算回路29はコントローラ30と接続されている。コントローラ30は、演算回路29の演算結果に基づいて、温度センサ28、すなわち、開口部材24の温度を算定し、開口部材24の温度に基づいて光源23の明るさを推定する。

40

【0049】

図5に、本実施形態における演算回路29の一例を示す。なお、演算回路29は、温度センサ28の電気抵抗を測定するための回路である。演算回路29において、温度センサ28の一つは、複数の抵抗と共に、ブリッジ回路を形成しており、A - B間には所定の電圧 V_0 が印加されている。温度センサ28の、光源23が駆動しておらず、照明光が照射されていない時の電気抵抗を R_1 、その他の抵抗の抵抗値を $R_2 \sim R_4$ とすると、C - D間の電圧 V は下記の数式1で表される。

【数 1】

$$V = \frac{(R_1 R_3 - R_2 R_4)}{(R_1 + R_2)(R_3 + R_4)} V_0$$

ここで、 $R_1 \sim R_4$ が、いずれも同じ電気抵抗 R とすると、数式 1 より $V = 0$ となり、 $C - D$ 間の電位差はゼロとなる。

【0050】

ここで、開口部材 24 の温度が照明光を吸収することによって上昇すると、それに伴って温度センサ 28 の温度も上昇する。温度センサ 28 の温度が変化し、抵抗値が $R + \Delta R$ に変化すると、 $C - D$ 間の電圧は下記の数式 2 のように表される。なお、数式 2 の式変形において、電気抵抗の変化 ΔR は、電気抵抗 R よりも十分小さく、 $R \gg \Delta R$ の関係を有すると仮定する。

10

【数 2】

$$V = \frac{\Delta R}{(4R + 2\Delta R)} V_0 \cong \frac{\Delta R}{4R} V_0$$

20

この数式 2 で表される電圧を測定することで、電気抵抗の変化 ΔR 、および、電気抵抗 $R + \Delta R$ を算定できる。

【0051】

温度センサ 28 の電気抵抗 $R + \Delta R$ と、温度センサ 28 で測定した温度との関係を、予め実験的に求めておくことによって、算定した電気抵抗 $R + \Delta R$ から、各温度センサ 28 によって測定した開口部材 24 の温度を推定することができる。

【0052】

コントローラ 30 は、このようにして求めた各温度センサ 28 の温度の平均値または最大値を用いて、開口部材 24 の温度を算定する。温度と光源 23 の明るさは、図 4 に示すよう一対一の関係を満たすことから、温度から光源 23 の明るさを推定することができる。なお、本発明の演算回路 29 の回路構成は、温度センサ 28 の電気抵抗を測定できるものであればよく、図 5 に示す回路構成に限定されない。

30

【0053】

光源 23 の明るさと、光源 23 の使用時間との関係を図 6 に示す。光源 23 は、使用時間が経つにつれて、明るさが徐々に低下する。コントローラ 30 は、温度センサ 28 で測定した温度から推定した光源 23 の明るさの情報を記憶しており、光源 23 の明るさの情報に基づいて、光源 23 の交換が必要かどうかを内視鏡装置 100 の術者に知らせる。具体的には、コントローラ 30 は、光源 23 の交換が必要かどうかを示す情報を、プロセッサ 30 のパネル 31 に表示する。

【0054】

次に、本実施形態における、光源 23 の交換が必要かどうかの判定方法について説明する。光源 23 の交換が必要かどうかの判定は、温度から推定した光源 23 の明るさの絶対値を用いることができる。コントローラ 30 は、光源 23 の明るさが所定の値よりも高いか低いかを判定し、所定の明るさよりも低い場合は、光源 23 の交換を術者に促す。

40

【0055】

ここで、所定の値の設定は、モニタ 130 に表示される映像の明るさが、内視鏡 110 を操作する術者にとって見易い適正な明るさかどうかを基準として決定されることが好ましい。すなわち、モニタ 130 に表示される映像の明るさが、絞り 25 の開度を変更しても、適正な明るさよりも暗かった場合、光源 23 の明るさは所定の値よりも低いと判定される。なお、どの明るさが適正かどうかは、内視鏡装置 100 によって観察する対象の種

50

類や、術者によって異なるため、所定の値は絶対的なものではなく、変更可能であっても良い。また、光源 2 3 の明るさが使用時間の経過とともに徐々に小さくなる場合、光源 2 3 の明るさが所定の値より低くなったと判定されても、直ちに内視鏡装置 1 0 0 を用いた観察が出来なくなるものではない。

【 0 0 5 6 】

また、光源 2 3 には個体差が有り、光源 2 3 の明るさの絶対値は光源 2 3 によって異なることから、光源 2 3 の交換が必要かどうかの判定に、光源 2 3 の明るさ変化の度合い（図 6 のグラフにおける曲線の傾き、明るさの時間での 1 階微分）を用いても良い。

【 0 0 5 7 】

図 7 に、それぞれ特性の異なる 3 つの光源 A、B、C の使用時間と明るさの関係を示す。破線で示される光源 B は、使用時間が少ない場合は実線で示される光源 A よりも明るい
10
が、明るさの低下の度合いが大きい。一方、一点破線で示される光源 C は、使用時間が少ない場合は光源 A よりも明るさが小さいが、明るさの低下の度合いが小さい。ここで、明るさ X を閾値とし、コントローラ 3 0 が、光源の明るさが閾値よりも小さい場合に光源の交換が必要であると判定すると仮定する。その場合、光源 B は明るさの低下の度合いが大きい
20
ため、明るさが閾値より高くても、そのまま連続して長時間使用すると、使用中に明るさが閾値よりも下回ってしまい、内視鏡装置 1 0 0 の使用中に光源 B を交換する必要がある可能性
がある。また、光源 C では、閾値を下回った後の明るさの低下の度合いが小さいにも拘わらず、閾値が高めに設定されているために、光源 C の交換が必要であると判定される。そのため、まだ使用できる光源 C の交換に関わる手間やコストが無駄に発生
してしまう可能性がある。

【 0 0 5 8 】

このことから、コントローラ 3 0 は、光源 2 3 の明るさが所定の値よりも小さく、かつ、光源 2 3 の明るさの低下の度合いの絶対値が所定の値よりも大きい場合に、光源 2 3 の交換が必要であると判定しても良い。これにより、光源 2 3 の交換にかかる手間や時間を抑え
ると共に、内視鏡の使用中に光源 2 3 が所定の明るさを下回ってしまう可能性を下げることが出来る。ここで、明るさの所定の値と、低下の度合いの所定の値とは、実際に使用する光源 2 3 の特性のばらつきに基づいて実験的に求めることが望ましい。

【 0 0 5 9 】

また、図 6 に示すように、光源 2 3 の明るさは、使用時間が長くなるほど、明るさの変化の度合いが小さくなる（0 に近づく）。このことから、光源 2 3 の明るさの変化の度
30
合いが所定の値より小さくなることは、光源 2 3 の寿命が近いことを表している。なお、ここで光源 2 3 の寿命とは、光源 2 3 の使用時間の経過とともに出射する照明光の明るさが低下し、所定の値よりも大きな値の明るさの照明光を出射できなくなったことを意味する。

【 0 0 6 0 】

コントローラ 3 0 は、光源 2 3 の明るさの変化の度合いが所定の値より小さくなると、光源 2 3 は寿命が近づいており、交換が必要であると判定しても良い。あるいは、コント
40
ローラ 3 0 は、明るさの変化の度合いが所定の値以下になってから所定の時間経過したことをもって、光源 2 3 の交換が必要であると判定しても良い。なお、明るさの低下の度合いの所定の値は、実際に使用する光源 2 3 の特性に基づいて実験的に求めることが望ましい。

【 0 0 6 1 】

また、コントローラ 3 0 は、光源 2 3 の明るさの低下の度合い（明るさの時間での 1 階微分）ではなく、前回に光源 2 3 を駆動した時に推定した明るさと、今回推定した明るさとの差が、所定の値より小さくなると、光源 2 3 は寿命が近づいており、交換が必要
であると判定しても良い。

【 0 0 6 2 】

また、キセノンランプを光源 2 3 として用いる場合、使用時間が長くなるにつれて光源 2 3 の明るさは徐々に低下する。そのため、明るさが所定の値を下回っても、急いで光源
50

23を交換しなければならないという緊急性は無い。一方、フィラメントを用いるハロゲンランプを光源として用いる場合、使用時間が長くなるほど光源23の明るさは低下し、さらにフィラメントが切れると、光源23は照明光を全く出射しなくなる。フィラメントが切れると、内視鏡装置100を用いた処置が行えなくなるため、フィラメントが切れる恐れがある場合は速やかに光源23を交換することが望ましい。そのため、コントローラ30が、光源23の交換が必要であることを術者に知らせる場合、使用する光源23の種類に応じて、光源23の交換の緊急性を表示しても良い。

【0063】

次に、本実施形態における、温度センサ28により温度を測定するタイミングについて説明する。上記の光源23の交換が必要かどうかの判定方法では、いずれも開口部材24の温度から推定した光源23の明るさを用いている。ここで、光源23から出射する照明光の明るさは、長期的に見れば、使用時間の経過に伴って次第に低下する。一方、短期的に見れば、光源23は、駆動を開始してから徐々に明るくなり、次第に明るさが一定になる特性を有する。図8は、光源23から出射する照明光の明るさの、駆動時間依存性を表している。図8の横軸は駆動時間、縦軸は照明光の明るさを示している。光源23の照明光の明るさは、駆動を開始してから時間経過とともに徐々に明るくなり、一定の時間（立ち上がり時間）が経過すると、明るさは一定となる。ここで、この立ち上がり時間は例えば5分程度であるが、光源23の種類や個体差によって異なる。このように、照明光の明るさは駆動時間に応じて変化するため、温度センサ28で開口部材24の温度を測定する場合、光源23を駆動してからどのタイミングで測定するかによって測定結果が異なる。

10

20

【0064】

本実施形態では、光源23が駆動してから所定の時間の経過後に、コントローラ30は、温度センサ28により開口部材24の温度を測定する。ここで、所定の時間は光源23の立ち上がり時間よりも長く設定されている。光源23が駆動してから所定の時間を経過すると、照明光の明るさは一定となっており、この明るさは、その時点での光源23の明るさの最大値となる。照明光の明るさが最大の時における開口部材24の温度を測定することによって、光源24の明るさをより正確に推定することができる。

【0065】

また、開口部材24の温度を測定するタイミングは、光源23の明るさが最大となる時でなくても良い。例えば、術者により内視鏡装置100を用いた処置が立ち上がり時間よりも短い時間で済んでしまう場合、開口部材24の温度を測定する前に光源23および内視鏡装置100の駆動が停止されてしまう。そのため、コントローラ30は、光源23が駆動してから立ち上がり時間よりも短い時間（規定時間）の経過後に、開口部材24の温度を測定してもよい。これにより、開口部材24の温度は、常に光源24が駆動してから規定時間後に測定される。

30

【0066】

図9は、光源23から出射する照明光の明るさの、駆動時間および使用時間依存性を表している。図9において、実線A1は光源23の使用時間が略ゼロ、例えば、1時間未満の場合における、照明光の明るさの駆動時間依存性を示す。また、破線A2は使用時間が50時間、点破線A3は使用時間が100時間の場合における、照明光の明るさの駆動時間依存性を示す。いずれの使用時間の場合においても、光源23が駆動してから規定時間が経過した時点では、照明光の明るさは一定となっていない。しかしながら、これにより、光源23が駆動してから立ち上がり時間が経過していなくても、常に同じ時間（タイミング）で温度を測定することができる。同じタイミングで温度を測定することによって、光源23が駆動してから立ち上がり時間が経過していなくても、光源23の使用時間の経過に伴う、長期的な明るさの低下の度合いを見積もることができる。

40

【0067】

また、コントローラ30は、開口部材24の温度を、光源23を駆動してから停止するまでの間、複数回測定してもよい。複数回測定した結果を用いることによって、光源23の明るさ又は明るさの低下の度合いをより正確に推定することができる。

50

【 0 0 6 8 】

次に、本実施形態における光源 2 3 の交換の要否の判定プロセスについて、フローチャートを用いて説明する。図 1 0 に本実施形態の動作フローを示す。

【 0 0 6 9 】

まず、術者によって内視鏡装置 1 0 0 の電源が入れられ (S 1 0 1)、次に、光源 2 3 の電源が入れられる (S 1 0 2)。光源 2 3 の電源が入れると、コントローラ 3 0 は光源駆動回路 2 2 を駆動して光源 2 3 を駆動する。光源 2 3 は駆動されると照明光を出射する。照明光は開口部材 2 4、絞り 2 5 で光量が制限され、集光レンズ 2 6 によって内視鏡 1 0 0 内のライトガイド 1 1 内に入射する。光源 2 3 の電源が入ってから一定時間の経過中に (S 1 0 3)、光源 2 3 の電源が切られたら (S 1 0 4 : N o)、コントローラ 3 0 は再度光源 2 3 の電源が入れられるまで待機する (S 1 0 5)。一方、光源 2 3 の電源が入ってから所定時間 (立ち上がり時間) の経過後も (S 1 0 3)、光源 2 3 の電源が入ったままであったら (S 1 0 4 : Y e s)、コントローラ 3 0 は温度センサ 2 8 を用いて開口部材 2 4 の温度を測定し、温度から光源 2 3 の明るさを推定する (S 1 0 6)。ここで、コントローラ 3 0 がステップ S 1 0 3 で一定時間経過するのを待つのは、光源 2 3 から出射する照明光の明るさが一定になるのを待つためである。続いて、コントローラ 3 0 は光源 2 3 の明るさを判定し (S 1 0 7)、明るさが所定の値よりも小さかったら (S 1 0 7 : N o)、光源 2 3 の明るさが一定になっていないと判定し、明るさが一定になるまで再度待機する (S 1 0 3)。一方、光源 2 3 の明るさが所定の値よりも大きかったら (S 1 0 7 : Y e s)、明るさの推定結果はプロセッサ 3 0 の不図示の記憶領域に記憶される (S 1 0 8)。ここで、記憶領域に記憶される情報としては、開口部材 2 4 の温度から推定した光源 2 3 の明るさ、測定時刻、光源 2 3 の駆動時間などが含まれる。記憶領域に以前に内視鏡の電源を入れた時の明るさの推定結果が記憶されていない場合 (S 1 0 9 : N o)、次回に光源 2 3 の電源が入れられるまで、光源 2 3 の交換の要否の判定は行わない (S 1 1 0)。一方、記憶領域に以前に光源 2 3 の電源を入れた時の明るさの推定結果が記憶されている場合 (S 1 0 9 : Y e s)、今回 (n 回目) の測定結果と、前回 (n - 1 回目) の測定結果との比較を行う (S 1 1 1) (ただし、n は 2 以上の整数)。また、ステップ S 1 1 1 における明るさの差と、前回の明るさの推定から今回の明るさの推定までの光源 2 3 の電源が入っていた時間から、明るさが時間と共に低下する割合が計算される (S 1 1 2)。なお、ステップ S 1 1 1 およびステップ S 1 1 2 では、明るさの大きさの差および明るさの低下する割合を計算しているが、明るさの代わりに、温度を用いて同様の計算を行っても良い。図 4 に示すように、温度と光源 2 3 の明るさ是一对一で対応しているため、どちらを用いて計算を行っても同義である。なお、ステップ S 1 1 1、ステップ 1 1 2 は、いずれか一方だけを実行しても良く、また、規定の時間毎に複数回繰り返し実行されても良い。続いて、ステップ S 1 1 3 において、ステップ S 1 1 1 およびステップ S 1 1 2 での計算結果から光源 2 3 を交換すべきかどうかの判定が行われる。判定には、光源 2 3 の明るさの絶対値や光源 2 3 の明るさの低下の度合い、光源 2 3 の使用時間などが用いられる。そして、ステップ S 1 1 3 において、光源 2 3 の交換が必要であると判定された場合 (S 1 1 3 : Y e s)、コントローラ 3 0 はプロセッサ 3 0 のパネル 3 1 にメッセージを表示する (S 1 1 4)。パネル 3 1 に表示されるメッセージは、光源 2 3 の交換を促すもの、間もなく光源 2 3 の交換が必要なることを知らせるものなど、判定結果に応じて適宜変更される。また、メッセージは文章ではなく、ランプやデジタルメータなどによって表示されるものであっても良い。一方、ステップ S 1 1 3 において、コントローラ 3 0 が光源 2 3 の交換はまだ必要ないと判定された場合 (S 1 1 3 : N o)、コントローラ 3 0 はパネル 3 1 に何も表示せず、次回に光源 2 3 の電源が入れられるまで、判定処理を終了しても良い。あるいは、コントローラ 3 0 は、パネル 3 1 にまだ光源 2 3 の交換は必要ないことを示しても良い。

【 0 0 7 0 】

なお、本実施形態の内視鏡装置 1 0 0 の動作フローは、図 1 0 に示すフローチャートに限定されない。例えば、内視鏡装置 1 0 0 を用いて観察対象領域の観察を行う場合、普通

10

20

30

40

50

、観察を行う前に、モニタ１３０に表示される映像のホワイトバランスの調整が自動または手動にて行われる。そのため、ステップＳ１０６における開口部材２４の温度の測定は、ホワイトバランス調整の終了後に実行されてもよい。

【００７１】

また、本実施形態では、温度センサ２８として、温度によって電気抵抗が変化するサーミスタを用いているが、本発明はこれに限定されない。温度センサ２８としては、開口部材２４に生じる温度を電氣的に検知可能なものであればよく、例えば、温度が生じると電位差が発生する熱電対や、複数の熱電対を接続したサーモパイルを用いることができる。また、温度センサ２８は、非接触で開口部材２４の温度を測定するものであっても良い。その場合、温度センサ２８としては、放射温度計やサーモグラフィを用いることができる。

10

【００７２】

また、温度センサ２８は、開口部材２４の温度を測定するのではなく、光源装置１５０内またはプロセッサ１２０内の気温を計測するものであってもよい。光源２３および開口部材２４を含めた光源２３の周囲にある部材は、照明光の明るさに応じて温められ、周囲の気温もこれに応じて上昇する。そのため、気温を測定することによって、光源２３から出射する照明光の明るさを推定することができる。温度センサ２８によって気温を測定する場合、温度センサ２８に、光源２３から出射した照明光が直接照射される必要は無いことは言うまでもない。

【００７３】

20

また、本実施形態では、内視鏡装置１００は、撮像素子１５によって撮像した観察対象領域を映像としてモニタ１３０に表示する電子内視鏡装置であるが、本発明はこれに限定されない。例えば、内視鏡装置１００はファイバスコープであっても良い。

【００７４】

以上が本発明の実施形態の説明である。本発明は、上記の構成に限定されるものではなく、本発明の技術的思想の範囲において様々な変形が可能である。

【符号の説明】

【００７５】

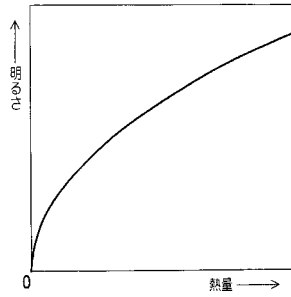
- １１ ライトガイド
- １２ 信号処理回路
- １３ 配光レンズ
- １４ 対物レンズ
- １５ 撮像素子
- ２１ 画像処理回路
- ２２ 光源駆動回路
- ２３ 光源
- ２４ 開口部材
- ２５ 絞り
- ２６ 集光レンズ
- ２７ モータ
- ２８ 温度センサ
- ２９ 演算回路
- ３０ コントローラ
- ３１ パネル
- ３２ 開口部
- ３３ 遮蔽部
- １００ 内視鏡装置
- １１０ 内視鏡
- １１１ 基部
- １１２ 挿入管

30

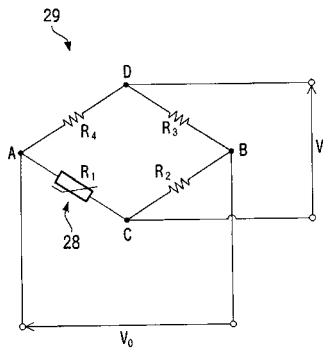
40

50

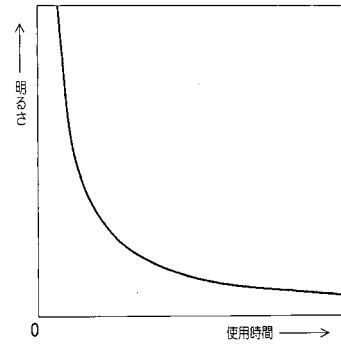
【図 4】



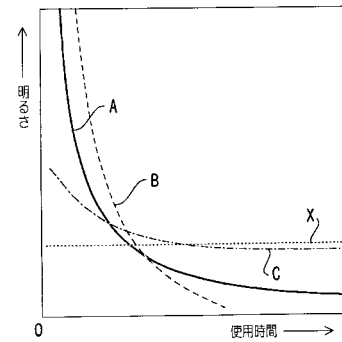
【図 5】



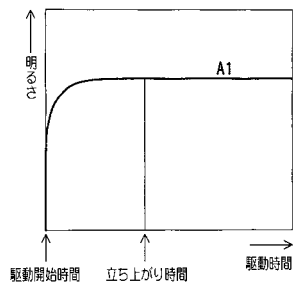
【図 6】



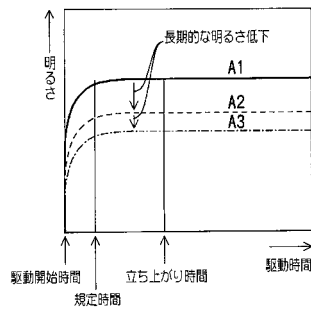
【図 7】



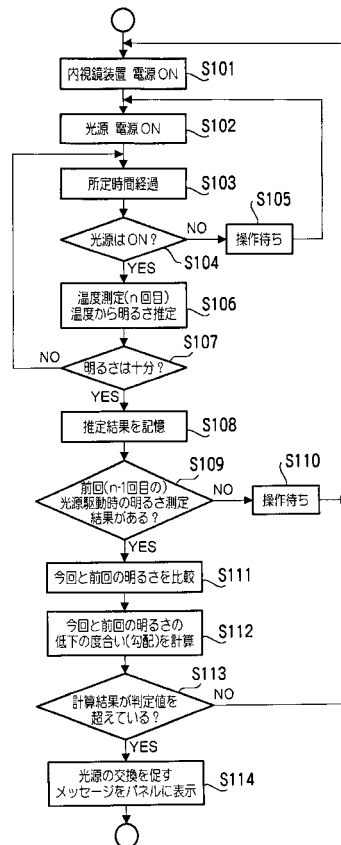
【図 8】



【図 9】



【図 10】



专利名称(译)	内窥镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2015043897A	公开(公告)日	2015-03-12
申请号	JP2013177369	申请日	2013-08-28
[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	石津雅央		
发明人	石津 雅央		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/06.B G02B23/24.A A61B1/00.630 A61B1/06 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/JJ17		
代理人(译)	尾山荣启		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种内窥镜光源装置，即使光源存在个体差异，该内窥镜光源装置也能够准确地估计光源的寿命。内窥镜装置包括：发出照明光的光源；测量根据从光源发出的照明光的量而变化的温度的温度测量单元；以及测量温度的温度测量单元。光源寿命估计装置用于估计光源的寿命。此外，温度测量单元还包括使从光源发射的一部分照明光透射的开口构件，并且温度测量单元测量该开口构件的温度。[选型图]图1

