

(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2009-247667

(P2009-247667A)

(43) 公開日 平成21年10月29日(2009.10.29)

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

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-100242 (P2008-100242)
 (22) 出願日 平成20年4月8日 (2008.4.8)

(71) 出願人 000113263
 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 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 金子 邦清
 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 CA06 CA08 CA09 DA12 DA33
 GA02
 4C061 GG01 JJ11 JJ17 NN01 QQ02

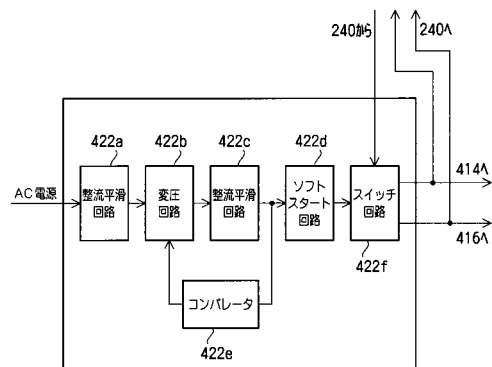
(54) 【発明の名称】 内視鏡用光源装置

(57) 【要約】

【課題】フィラメントランプに流れるラッシュ電流を抑制しつつもピッチショートが発生を有効に避ける。

【解決手段】接続された内視鏡に観察対象を照明するための照明光を供給する内視鏡用光源装置を、該照明光を照射するフィラメントランプと、該フィラメントランプを発光制御する発光制御部と、該フィラメントランプに流れるラッシュ電流のピーク値を該フィラメントランプの定格電流の1.3~2.0倍で規定される所定範囲に抑えるラッシュ電流抑制手段で構成する。

【選択図】 図8



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

接続された内視鏡に観察対象を照明するための照明光を供給する内視鏡用光源装置において、

前記照明光を照射するフィラメントランプと、

前記フィラメントランプを発光制御する発光制御部と、

前記フィラメントランプに流れるラッシュ電流のピーク値を該フィラメントランプの定格電流の 1.3 ~ 2.0 倍で規定される所定範囲に抑えるラッシュ電流抑制手段と、
を有したことを特徴とする内視鏡用光源装置。

【請求項 2】

前記ラッシュ電流抑制手段は、前記ラッシュ電流のピーク値を前記定格電流のおよそ 1.5 倍に抑え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 3】

前記フィラメントランプのフィラメントが断線したことを検知する断線検知手段と、

前記検知された断線をユーザに報知する報知手段と、

をさらに有することを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 の何れかに記載の内視鏡用光源装置。

【請求項 4】

前記フィラメントランプは定格電流がそれぞれ異なる複数のフィラメントランプであって、

前記ラッシュ電流抑制手段は、前記複数のフィラメントランプの各々に対する前記ラッシュ電流のピーク値を前記所定範囲に抑え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。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、光源が照射する照明光を内視鏡に供給する内視鏡用光源装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

医師が患者の体腔内を観察するとき使用するシステムとして、電子スコープにより体腔内を撮像しモニタを通じて観察するタイプのシステムや、ファイバースコープを通じて直接体腔内を観察するタイプのシステムが一般的に知られている。このような観察システムには、電子スコープやファイバースコープのライトキャリングバンドル (light carrying bundle、以下、「LCB」と略記する。) に照明光を入射させて、自然光の届かない体腔内を該 LCB を通じて照明する光源装置が備えられる。このような光源装置には、光源としてキセノンランプ、ハロゲンランプ、水銀ランプ、メタルハライドランプなどの高輝度ランプが搭載されている。

【0003】

ところで、ハロゲンランプなどのフィラメントランプは、キセノンランプなどの放電ランプと比較して安価である。このため、廉価版の光源装置を製造する場合、光源としてフィラメントランプが適している。しかし、内視鏡用光源装置の光源としてフィラメントランプを採用した場合にはラッシュ電流の問題が懸念される。

【0004】

ラッシュ電流の問題は次に説明する通りである。すなわち、フィラメントランプのフィラメントはフィラメントランプ消灯時には冷えており、抵抗が低い状態にある。この状態でフィラメントランプに電圧が印加されると、フィラメントに、電流により加熱されて抵抗が高くなるまでの間、過電流、つまりラッシュ電流が流れる。ラッシュ電流は、フィラメントランプの定格電流の 10 倍程度 (ピーク値) に達するためフィラメントに高い負荷をかけ、フィラメントランプの設計上の寿命前にフィラメントを断線させる虞がある。

【0005】

10

20

30

40

50

そこで、ラッシュ電流によるフィラメントの寿命前の断線を有効に避ける構成を有する内視鏡用光源装置が種々提案されている。このような内視鏡用光源装置の一例が特許文献1に開示されている。特許文献1には、サーミスタを実装した保護回路を用いて、電源回路からランプに供給される電圧の立ち上がりを抑制する技術、つまりラッシュ電流によるフィラメントの寿命前の断線を有効に避けるための技術が開示されている。

【特許文献1】特許第3631405号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

フィラメントは加熱されて光を放射するにしたがい、酸化・蒸発して徐々に細り、ある程度細くなった状態でラッシュ電流、つまり高負荷がかかることにより弾けるように断線する。しかし、特許文献1に開示される上記技術を用いてラッシュ電流を抑制しすぎた場合、フィラメントに高負荷がかからない。このためフィラメントはかなり細くなるまで、具体的には、抑制されたラッシュ電流の負荷に耐えられないほど細くなるまで断線しない。このようにフィラメントにかかるラッシュ電流による負荷が低い場合、フィラメントは最終的には勢い無く溶断し、溶断部が弾けること無く隣接する巻線部に溶着する、つまりピッチショートが発生する虞がある。ピッチショートが発生するとフィラメントのインピーダンスが低下して過電流が流れるため、電源回路の異常加熱やフィラメントランプの破裂などのさらなる問題が懸念される。

10

【0007】

内視鏡用光源装置の場合、照明光を電子スコープのLCB入射端近傍で集光させて該入射端に効率良く入射させるため、フィラメントランプは点光源を発光する構成であることが好ましい。このため、内視鏡用光源装置用のフィラメントランプには、フィラメントの巻ピッチの狭いものが適している。ところが、このようなフィラメントランプは隣接する巻線の間隔が狭いため、ピッチショートが発生し易い欠点がある。

20

【0008】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みてなされたものであり、その目的とするところは、フィラメントランプに流れるラッシュ電流を抑制しつつもピッチショートの発生を有効に避けることができる内視鏡用光源装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

30

【0009】

上記の課題を解決する本発明の一形態に係る内視鏡用光源装置は、接続された内視鏡に観察対象を照明するための照明光を供給する装置であって、該照明光を照射するフィラメントランプと、該フィラメントランプを発光制御する発光制御部と、該フィラメントランプに流れるラッシュ電流のピーク値を該フィラメントランプの定格電流の1.3～2.0倍で規定される所定範囲に抑えるラッシュ電流抑制手段とを有する。

【0010】

このようにラッシュ電流のピーク値を所定範囲に抑えることにより、ラッシュ電流によるフィラメントの寿命前の断線を有効に避けるとともに、ラッシュ電流抑制に起因するピッチショートの発生も有効に避けることができる。ピッチショート発生に伴う電源回路の異常加熱やフィラメントランプの破裂などの懸念も無くなる。

40

【0011】

ラッシュ電流抑制手段は、より好ましくは、ラッシュ電流のピーク値を定格電流のおよそ1.5倍に抑える。この場合、フィラメントが寿命付近で確実に断線するため、ピッチショートの発生がより有効に避けられる。

【0012】

さらに、本発明に係る内視鏡用光源装置は、フィラメントランプのフィラメントが断線したことを検知する断線検知手段と、該フィラメントの断線をユーザに報知する報知手段とを有した構成としてもよい。

【0013】

50

また、本発明に係る内視鏡用光源装置は、定格電流がそれぞれ異なる複数のフィラメントランプを有する構成としてもよい。この場合、ラッシュ電流抑制手段は、複数のフィラメントランプの各々に対するラッシュ電流のピーク値を所定範囲に抑えるように構成される。

【発明の効果】

【0014】

本発明に係る内視鏡用光源装置によれば、ラッシュ電流によるフィラメントの寿命前の断線が有効に避けられるとともに、ラッシュ電流抑制に起因するピッチショートが発生も有効に避けられる。また、ピッチショート発生に伴う電源回路の異常加熱やフィラメントランプの破裂などの懸念も無くなる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0015】

以下、図面を参照して、本発明の実施の形態の電子内視鏡システムについて説明する。

【0016】

図1は、本実施形態の電子内視鏡システム10の外観図である。図2は、電子内視鏡システム10のブロック図である。図1および図2に示されるように、電子内視鏡システム10は、電子スコープ100、プロセッサ200、モニター300で構成される。なお、図1においては、図面を簡略化するため、本発明に係る特徴的構成を有さないモニター300を図示省略する。

20

【0017】

図3に、プロセッサ200の外観を斜視図で示す。プロセッサ200は、電子スコープ100からの信号を処理する信号処理装置と、電子スコープ100のLCB（図示省略）に照明光を入射させ、自然光の届かない体腔内を該LCBを通じて照明する光源装置とを内蔵した一体型のプロセッサである。なお、別の実施の形態では信号処理装置と光源装置を別体で構成してもよい。図2においては、図面を簡略化するため、本発明に係る特徴的構成、すなわち光源装置を有するプロセッサ200の構成要素のみをブロック化して示し、電子スコープ100とモニター300の構成要素は図示省略する。

【0018】

図1に示されるように、電子スコープ100の基端部にはコネクタユニット110が備えられている。コネクタユニット110にはLCB接続プラグ112と信号接続プラグ114の二本のプラグが設けられている。LCB接続プラグ112がプロセッサ200のLCB接続ジャック212に差し込まれることにより、電子スコープ100とプロセッサ200が光学的に接続される。また、信号接続プラグ114がプロセッサ200の信号接続ジャック214に差し込まれることにより、電子スコープ100とプロセッサ200が電気的に接続される。プロセッサ200とモニター300は所定のケーブルを介して電気的に接続される。

30

【0019】

図2に示されるように、プロセッサ200はシステム電源220を有する。システム電源220は、商用電源からの電圧を適宜変換して昇圧または降圧し、プロセッサ200の各回路をはじめとして電子スコープ100やモニター300に電源として供給する。なお、図2では、図面を複雑化させる一部の結線（例えばシステム電源220とプロセッサ200の各回路との結線）は、便宜上図示省略する。

40

【0020】

上述したように電子スコープ100、プロセッサ200、モニター300がそれぞれ接続されて電源が投入されると、術者は、電子内視鏡システム10を使用して患者の体腔内を検査、施術できるようになる。具体的には、術者は、可撓性を有する電子スコープ100の挿入部120を体腔内に挿入する。そして、電子スコープ100の操作部130を操作して電子スコープ100の先端部140を観察対象近傍に導く。術者は先端部140を観察対象に到達させると、操作部130を操作するとともにプロセッサ200の正面に設けられた操作パネル230も操作する。術者は、このような操作を行った結果得られる体腔

50

内の映像をモニタ300上で観察し、検査、施術を行う。

【0021】

プロセッサ200は、該プロセッサ200の筐体202に対して回動自在に支持された回転盤410を有する。回転盤410は、白色光を照射する二灯の光源414、416を搭載し、DCモータ412により回転される。これらの光源414、416は、キセノンランプよりも安価なフィラメントランプ、例えばハロゲンランプである。

【0022】

回転盤410の回転は、プロセッサ200全体を統括的に制御する制御回路240により制御される。ここで、プロセッサ200の側面には切替スイッチ418が設けられている。術者により切替スイッチ418が切り替えられると、切替操作に応じた信号が制御回路240に入力される。制御回路240は、入力された信号に応じてDCモータ412をドライブ制御して回転盤410を回転させる。回転盤410は、切替スイッチ418の切替操作に応じて回転され、該操作に応じた光源（光源414または416の何れか一方）の光軸（後に提示される図4等の光軸414AXまたは光軸416AX）が集光レンズ420の光軸と一致する位置で停止して保持される。回転盤410とその周辺構造（以下、「回転盤周辺構造」と記す。）については後に詳しく説明する。

10

【0023】

光源414、416には商用電源からの電圧がランプ電源422を介して供給される。制御回路240は、集光レンズ420と正対する（より正確には、集光レンズ420と光軸が一致する）光源にのみ電圧が供給されるよう、切替スイッチ418からの入力信号を監視してランプ電源422（より正確には、後に提示される図8のスイッチ回路422f）を制御する。このため、電圧供給される光源（光源414または416の何れか一方）により照射された白色光は、集光レンズ420に入射され、該集光レンズ420により集光される。集光レンズ420により集光された光束は、LCB接続プラグ112内に保持されたLCBの入射端から該LCBに入射される。なお、図2においては図面の簡略化のため、信号接続ジャック214、および集光レンズ420の前面に位置するLCB接続ジャック212を図示省略している。また、ランプ電源422は直流定電圧電源であり、詳しくは後に説明する。

20

【0024】

LCBに入射された光束は、該LCBにより電子スコープ100の先端まで伝送されて該LCBの射出端から射出される。そして、先端部140の前面に設けられた配光レンズから射出されて観察対象を照明する。該観察対象からの反射光は、先端部140の前面に設けられた対物レンズに入射され、該対物レンズのパワーにより先端部140に内蔵された撮像素子の受光面（各画素）上で光学像を結ぶ。

30

【0025】

撮像素子は、例えばベイヤ型画素配置を有する単板式カラーCCDであり、各画素上で結像した光学像を光量に応じた電荷として蓄積してカラー信号に変換する。変換されたカラー信号は、信号接続プラグ114、信号接続ジャック214を介して画像処理回路250に入力される。なお、フォトカップラ等を使用した絶縁回路が信号接続ジャック214の次段に配置され、電子スコープ100とプロセッサ200とが電氣的に絶縁されている。

40

【0026】

画像処理回路250に入力されたカラー信号は、画像処理回路250により所定の画像処理を施され、コンポジットビデオ信号やSビデオ信号等のビデオ信号に変換されてモニタ300に出力される。これにより、患者の体腔内の映像がモニタ300に表示され、術者は体腔内を観察できるようになる。

【0027】

次に、回転盤周辺構造、つまり本発明に係る特徴的構成である光源装置について詳細に説明する。

【0028】

50

図4に、図3と同じ斜視角度でプロセッサ200を臨んだときのプロセッサ200の斜視図を示す。図4では、説明の便宜上、回転盤周辺構造を視認できるよう筐体202の一部を開口して示す。図4に示されるように、筐体202には基台430がねじ止めにより固定されている。また、基台430には支持板432がねじ止めにより固定されている。支持板432は回転盤410と集光レンズ420の間に配置されている。支持板432には、光源414または416が照射する白色光を通過させる開口部432ap（後に提示される図5に図示）が形成されている。

【0029】

支持板432は軸体434を受ける軸受を有する。回転盤410は、軸体434を中心に回転するよう、該軸体434を通じて支持板432に回転自在に支持されている。なお、基台430、支持板432はともに、筐体202に対して位置が固定された部品であり、プロセッサ200の筐体設計によっては筐体202と一体に形成される。本明細書では、このような筐体202に対して位置が固定された部品に支持または固定された部品は、筐体202に支持または固定された部品として考える。例えば支持板432に設けられた後述の永久磁石436などは、筐体202に設けられた部品として考える。

10

【0030】

図5に、プロセッサ200の内部構造のうち回転盤周辺構造を斜視図で示す。図5に示されるように、基台430には支持板438がねじ止めにより固定されている。また、支持板438にはソレノイド440が取り付けられている。なお、ソレノイド440は、図5の斜視角度からは視認できない位置（支持板438の背面）に設置されている。

20

【0031】

ソレノイド440のプランジャ440p（後に提示される図6、7に図示）にはアーム部442が、さらに、アーム部442の先端にはピンチローラ444が取り付けられている。ピンチローラ444は、図5において図示省略されたDCモータ412の軸に支持されている。図5においてピンチローラ444は、回転盤410の側面に所定の負荷をかけた状態で当て付けられている。ピンチローラ444は、DCモータ412が制御回路240のドライブ制御により駆動されると回転し、回転駆動力を回転盤410に伝達して該回転盤410を回転させる。ピンチローラ444の材料には、回転駆動力が回転盤410に効率良く伝達され、かつ、回転盤410回転時にピンチローラ444がスリップしないように、摩擦係数の比較的高いゴム材が適している。より詳細には、ピンチローラ444の材料には、上記条件を満たしつつ、かつ、DCモータ412のトルクが最小限に抑えられる程度の摩擦係数のゴム材が適している。

30

【0032】

図6に、図5と異なる方向（プロセッサ200の正面側）から回転盤周辺構造を臨んだときの図を示す。図6は、回転盤410の回転動作について説明する図であるため、説明の便宜上、回転盤周辺構造が図5よりも簡略化して示される。また図6では、支持板432を図示省略する一方、回転盤410と対向する支持板432の面上に設けられた永久磁石436は図示する。図6に示されるように、回転盤410は、ピンチローラ444が正転方向（矢印a方向）に回転すると、矢印A方向に回転する。また、ピンチローラ444が逆転方向（矢印b方向）に回転すると、矢印B方向に回転する。

40

【0033】

ここで、支持板432と対向する回転盤410の面上に磁性ピン446、448が設けられている。磁性ピン446、448は、光軸（光軸414AXなど）方向に支持板432側に突出し、永久磁石436と干渉するのに十分な長さを有している。そして、磁性ピン446、448、および永久磁石436は、図6に示されるように、回転盤410をプロセッサ200の正面側から臨んだ状態で軸体434を中心とする略同一円（図6中一点鎖線）上に位置するように配置されている。したがって、回転盤410が回転すると、磁性ピン446または448の何れか一方が永久磁石436に接触して吸着する。回転盤410は、磁性ピン446または448と永久磁石436とが吸着することにより回転が停止され、該吸着力により該停止位置で確実に保持される。

50

【0034】

より詳細には、切替スイッチ418により光源414が選択されると、ピンチローラ444が矢印a方向に回転して回転盤410が矢印A方向に回転する。そして、磁性ピン446が永久磁石436に接触して吸着する。ここで、磁性ピン446は、永久磁石436と吸着状態にあるときに光軸414AXと集光レンズ420の光軸とを一致させる位置に配置されている。また、上述したように、切替スイッチ418により光源414が選択されると、制御回路240の制御により光源414のみが点灯して白色光を照射する。このため、光源414が照射した白色光が、開口部432apを通過して集光レンズ420に入射され、該集光レンズ420により収束されて電子スコープ100のLCBに入射される。

10

【0035】

また、切替スイッチ418により光源416が選択されると、ピンチローラ444が矢印b方向に回転して回転盤410が矢印B方向に回転する。そして、磁性ピン448が永久磁石436に接触して吸着する。ここで、磁性ピン448は、永久磁石436と吸着状態にあるときに光軸416AXと集光レンズ420の光軸とを一致させる位置に配置されている。また、上述したように、切替スイッチ418により光源416が選択されると、制御回路240の制御により光源416のみが点灯して白色光を照射する。このため、光源416が照射した白色光が、開口部432apを通過して集光レンズ420に入射され、該集光レンズ420により収束されて電子スコープ100のLCBに入射される。

20

【0036】

なお、磁性ピン446と448は、回転盤410の面上において、図6の一点鎖線の円上に180度近くの間隔を空けて配置されている。このため回転盤410は、磁性ピン446または448と永久磁石436とが機械的に干渉する構造上、矢印AまたはBの何れの方角にも最大で180度近くしか回転できない構成となっている。

【0037】

ところで、磁性ピン446または448が永久磁石436に接触するまでDCモータ412を駆動させた場合、接触時の衝撃が大きい。回転盤周辺構造は、該衝撃を緩和するため、次に説明されるように構成されている。

【0038】

具体的には、回転盤周辺構造はフォトセンサ450、452を有している。フォトセンサ450、452は例えばフォトインタラプタであり、発光部と受光部が回転盤410を挟んで対向する姿勢で、該回転盤410の周辺に並ぶように配置されている。フォトセンサ450、452はフォトセンサ回路454に接続され、該フォトセンサ回路454を介して制御回路240にセンサ出力を行う。回転盤410周辺部には、フォトセンサ450、452に対応するセンサ検出用穴456、458が形成されている。

30

【0039】

センサ検出用穴456は、光軸414AXが集光レンズ420の略光軸上に配置されたときにフォトセンサ450によって検知される位置に形成されている。したがって、回転盤410が矢印A方向に回転して磁性ピン446が永久磁石436に近接すると(別の言い方をすると、磁性ピン446が永久磁石436に衝突する直前に)、2つのフォトセンサのうちフォトセンサ450だけがセンサ検出用穴456により透過状態になる。このときのセンサ出力が制御回路240に入力されると、制御回路240は、後述するように回転盤410の側面からピンチローラ444を離すとともにDCモータ412を駆動停止させる。このため回転盤410は、実質的に、軸体434周りの慣性モーメントのみを受けて矢印A方向に回転する。この結果、磁性ピン446と永久磁石436は略衝撃無く接触して吸着する。回転盤410は、磁性ピン446と永久磁石436が機械的に干渉するため、矢印A方向にさらに回転することはできない。このため、センサ検出用穴456がフォトセンサ452による検知位置に到達することはない。フォトセンサ450、452はそれぞれ、磁性ピン446と永久磁石436とが吸着しているときにも引き続き透過状態、遮蔽状態にある。

40

50

【 0 0 4 0 】

また、センサ検出用穴 4 5 8 は、光軸 4 1 6 A X が集光レンズ 4 2 0 の略光軸上に配置されたときにフォトセンサ 4 5 2 によって検知される位置に形成されている。したがって、回転盤 4 1 0 が矢印 B 方向に回転して磁性ピン 4 4 8 が永久磁石 4 3 6 に近接すると（別の言い方をすると、磁性ピン 4 4 8 が永久磁石 4 3 6 に衝突する直前に）、2つのフォトセンサのうちフォトセンサ 4 5 2 だけがセンサ検出用穴 4 5 8 により透過状態になる。このときのセンサ出力が制御回路 2 4 0 に入力されると、制御回路 2 4 0 は上記説明と同様に、回転盤 4 1 0 の側面からピンチローラ 4 4 4 を離すとともに DC モータ 4 1 2 を駆動停止させる。このため回転盤 4 1 0 は、実質的に、軸体 4 3 4 周りの慣性モーメントのみを受けて矢印 B 方向に回転する。この結果、磁性ピン 4 4 8 と永久磁石 4 3 6 は略衝撃無く接触して吸着する。回転盤 4 1 0 は、磁性ピン 4 4 8 と永久磁石 4 3 6 が機械的に干渉するため、矢印 B 方向にさらに回転することはできない。このため、センサ検出用穴 4 5 8 がフォトセンサ 4 5 0 による検知位置に到達することはない。フォトセンサ 4 5 0、4 5 2 はそれぞれ、磁性ピン 4 4 8 と永久磁石 4 3 6 とが吸着しているときにも引き続き遮蔽状態、透過状態にある。

10

【 0 0 4 1 】

なお、回転盤周辺構造は、各 부품の公差を考慮しなければ、光軸 4 1 4 A X または 4 1 6 A X と集光レンズ 4 2 0 の光軸とが完全に一致するときに、フォトセンサ 4 5 0 の受発光部の中心とセンサ検出用穴 4 5 6 または 4 5 8 の中心とが完全に一致するように設計されている。変形例としては、センサ検出用穴 4 5 6、4 5 8 それぞれが、設計上、回転方向（矢印 A、B 方向）の上流側に僅かにずれて配置されるようにしてもよい。このような設計を採用することにより、回転盤 4 1 0 回転時における永久磁石 4 3 6 に対する磁性ピン 4 4 6 または 4 4 8 の近接がより早く検知されるため、永久磁石 4 3 6 と磁性ピン 4 4 6 または 4 4 8 との衝撃がより緩和されることになる。

20

【 0 0 4 2 】

上述したように制御回路 2 4 0 は、ランプ電源 4 2 2 を切替スイッチ 4 1 8 と連動させて制御して、光源 4 1 4 または 4 1 6 の何れか一方に電圧を供給している。その変形例として、制御回路 2 4 0 がフォトセンサ 4 5 0 および 4 5 2 のセンサ出力を監視してランプ電源 4 2 2 を制御するように構成してもよい。具体的には、制御回路 2 4 0 は、フォトセンサ 4 5 0、4 5 2 がそれぞれ透過状態、遮蔽状態にあるときには光源 4 1 4 にのみ電圧が供給されるようにランプ電源 4 2 2 を制御する。また、フォトセンサ 4 5 0、4 5 2 がそれぞれ遮蔽状態、透過状態にあるときには光源 4 1 6 にのみ電圧が供給されるようにランプ電源 4 2 2 を制御する。

30

【 0 0 4 3 】

ここで、例えばプロセッサ 2 0 0 輸送時や搬送時、あるいは地震が起きた時などに、回転盤 4 1 0 は、永久磁石 4 3 6 と磁性ピン 4 4 6 または 4 4 8 との吸着力を上回る振動を受けることがある。このとき永久磁石 4 3 6 が磁性ピン 4 4 6 または 4 4 8 との吸着状態を維持できないため、回転盤 4 1 0 が回転し、光軸 4 1 4 A X または 4 1 6 A X と集光レンズ 4 2 0 との光軸ずれが発生する。光軸ずれが発生すると電子スコープ 1 0 0 の L C B に対する照明光の入射光量が減少し、あるいは略 0 となって体腔内が良好に照明されないため、該体腔内の検査や施術などに支障が生じる。

40

【 0 0 4 4 】

このような問題を解消すべく制御回路 2 4 0 は、フォトセンサ 4 5 0 と 4 5 2 のセンサ出力を監視している。そして、切替スイッチ 4 1 8 により光源 4 1 4（または 4 1 6）が選択されている状態でフォトセンサ 4 5 0（または 4 5 2）が遮蔽状態にあるとき（例えば電源投入時）、または遮蔽状態になったとき（例えば検査、施術中）、光軸 4 1 4 A X（または 4 1 6 A X）が集光レンズ 4 2 0 の光軸からずれたことを検知する。制御回路 2 4 0 は光軸ずれを検知すると、DC モータ 4 1 2 を駆動制御して回転盤 4 1 0 を矢印 A 方向（または B 方向）に回転させ、光源 4 1 4（または 4 1 6）を集光レンズ 4 2 0 と光軸が一致する位置に復帰させる。このような閉ループ制御により、外的要因による意図しな

50

い光軸ずれが速やかに補正され、電子スコープ100のLCBに対する入射光量の減少などが有効に避けられる。

【0045】

なお、DCモータ412を駆動停止させたときに上記慣性モーメントが小さいため、磁性ピン446または448と永久磁石436とが接触する直前で回転盤410の回転が停止する可能性がある。この場合、回転盤410は、磁性ピン446または448と永久磁石436との吸着力により保持されないため、外力などにより容易に回転する問題がある。このような問題を生じさせないため、永久磁石436には、磁性ピン446または448が近接さえすれば確実に引き寄せて吸着するほどの磁力を有する材料が選択されている。したがって、磁性ピン446または448と永久磁石436とが接触する直前に回転盤410の回転が停止しても、磁性ピン446または448が永久磁石436に引き寄せられて吸着し、回転盤410の位置が確実に保持される。なお、永久磁石436には、EMI (Electromagnetic Interference) に配慮した適切な材料が選択されている。

10

【0046】

また、回転盤周辺構造は、次に説明するようにフォールトレラントを考慮した設計がなされている。具体的には、回転盤410が例えばDCモータ412の故障などにより電動で回転できないときに、該回転盤410を手動で容易に回転させられるように構成されている。当該構成について図7(a)~(c)を用いて説明する。図7(a)~(c)は、図6と逆の方向(プロセッサ200の背面側)からピンチローラ444周辺の構造を臨んだときの図である。図7(a)~(c)では、説明の便宜上、図6と同様にピンチローラ444周辺の構造が簡略化して示される。

20

【0047】

ソレノイド440は、制御回路240の制御により、切替スイッチ418が切り替えられた時にオンされる。そして、フォトセンサ450または452の何れか一方の透過状態が検知されるとオフされる。

【0048】

ソレノイド440はオフされると、図7(a)に示されるように、ブランジャ440pをc方向にスライドさせて、アーム部442の先端部を回転盤410から離す方向に移動させる。これにより、ピンチローラ444が回転盤410から離れる。このときピンチローラ444と回転盤410の側面との間の摩擦力が無いため、術者は、回転盤410を手動で容易に回転させることができる。

30

【0049】

また、ソレノイド440はオンされると、図7(b)、(c)に示されるように、ブランジャ440pをd方向にスライドさせて、アーム部442の先端部、つまりピンチローラ444を回転盤410側に移動させる。ソレノイド440は、ピンチローラ444が所定位置、具体的には、回転盤410の側面に押し当たって所定の負荷をかける程度の位置まで移動されるようにブランジャ440pをスライドさせる。これにより、ピンチローラ444と回転盤410の側面との間に所定の摩擦力が発生する。このため、ピンチローラ444は、DCモータ412の回転駆動力を回転盤410に伝達できるようになる。

40

【0050】

すなわちピンチローラ444は、回転盤410を電動で回転させるときに限り(具体的には、切替スイッチ418が切り替えられてからフォトセンサ450または452の何れか一方の透過状態が検知されるまでの期間)、回転盤410の側面に当て付けられている。切替スイッチ418が切り替えられるのは、使用されていた光源が故障などで消灯した場合に限られる。したがって、ピンチローラ444と回転盤410の側面は通常離れている。術者は、DCモータ412の故障などにより回転盤410が電動で回転されないとき、筐体202の一部を取り外して回転盤周辺構造を露出させ、該回転盤410を手動で容易に回転させることができる。

【0051】

このように回転盤410を回転させるアクチュエータとしてDCモータ412を採用し

50

たことにより、光源装置（回転盤周辺構造）のコストを抑えることができ、構成が簡略化される。また、ステップモータ採用時における複雑なパルス制御が不要であるため、設計が容易になるメリットが享受される。また、DCモータ412の回転駆動力を伝達する伝達機構として、特許文献1のような歯車でなくピンチローラが採用されている。このため、光源装置の構成のさらなる簡略化が達成されている。

【0052】

ここで、光源414および416はハロゲンランプであるため、ラッシュ電流によりフィラメントが寿命前に断線する虞がある。このようなフィラメントの断線を有効に避けるため、ランプ電源422は次に説明するように構成されている。

【0053】

図8に、ランプ電源422の回路構成をブロック図で示す。図8に示されるように、商用電源から供給される交流電源は、ランプ電源422の整流平滑回路422aに入力される。整流平滑回路422aは整流ブリッジおよび平滑コンデンサを有し、該交流電源を整流、平滑化して変圧回路422bに出力する。変圧回路422bは降圧トランスおよびトランジスタ(FET)を有する。変圧回路422bは、トランジスタ(FET)を高速でスイッチさせて整流平滑回路422aからの入力を高周波電圧にし、降圧トランスにより降圧して整流平滑回路422cに出力する。整流平滑回路422cはダイオードおよび平滑コンデンサを有し、変圧回路422bからの入力を整流、平滑化してソフトスタート回路422eに出力する。整流平滑回路422cの出力は、コンパレータ422dにも入力される。コンパレータ422dは、整流平滑回路422cからの入力と参照値とを比較し、比較結果に基づいて変圧回路422bのトランジスタ(FET)をスイッチング制御する。これにより、整流平滑回路422cから安定化された定電圧電源が出力されるようになる。

【0054】

光源414や416が整流平滑回路422cの次段に配置される場合、電源投入時などの光源414や416のフィラメントが冷えている状態では、上述したように、過大なラッシュ電流によるフィラメントの寿命前の断線が懸念される。そこで、ソフトスタート回路422eが整流平滑回路422cの次段に配置されている。ソフトスタート回路422eは、各光源に印加される電圧の立ち上がりを抑制して、フィラメントに流れるラッシュ電流のピーク値を各光源の定格電流の2.0倍以下に抑える。これにより、フィラメントにラッシュ電流による高負荷がかからず、フィラメントの寿命前の断線が有効に回避される。

【0055】

しかし、ソフトスタート回路422eにより各光源に印加される電圧の立ち上がりを抑制しすぎると、今度は、ピッチショートが発生する虞が出てくる。各光源は、照明光を電子スコープ100のLCB入射端に効率良く入射させられるようにフィラメントの巻ピッチが狭い構成となっている。したがって、該電圧の立ち上がりを抑制した場合にピッチショートが発生する可能性が高い。そこで、ソフトスタート回路422eは、フィラメントに流れるラッシュ電流のピーク値が各光源の定格電流の1.3倍以上となるように、各光源に印加される電圧の立ち上がりを調整する。これにより、電源投入時などにラッシュ電流による適度な負荷がフィラメントにかかり、フィラメントがピッチショートを起こさずに確実に断線することになる。また、ピッチ短ートを有効に避けることにより、ピッチショートに起因するランプ電源422の異常加熱や光源414や416の破裂なども発生しない。

【0056】

また、フィラメントが寿命付近で断線しない場合にはフィラメントが細り、ピッチショートが発生し易くなる。このため、フィラメントは寿命付近で断線するのが好ましい。そこで、ソフトスタート回路422eは、ラッシュ電流のピーク値を各光源の定格電流の1.5倍程度に抑制する。この場合、フィラメントがピッチ短ートを起こさずに寿命付近で確実に断線されることが実証されている。

【 0 0 5 7 】

また、光源毎に定格電流が異なる場合、ソフトスタート回路 4 2 2 e による立ち上がり電圧の調整具合も光源毎に異なる。このように光源毎に定格電流が異なる場合も、何れの光源に対してもラッシュ電流のピーク値が定格電流の 1 . 5 倍程度、あるいは 1 . 3 ~ 2 . 0 倍で規定される範囲に抑えられる。

【 0 0 5 8 】

制御回路 2 4 0 は、上述したようにランプ電源 4 2 2 のスイッチ回路 4 2 2 f を制御することにより、光源 4 1 4 または 4 1 6 を択一的に発光制御する。スイッチ回路 4 2 2 f と光源 4 1 4、4 1 6 との間にはそれぞれ、断線検知用の抵抗が入れられている。制御回路 2 4 0 は、各抵抗間の電圧を測定することにより各光源のフィラメントの断線を検知する。ピッチショートが発生しないため、各光源のフィラメントの断線は該抵抗を用いて確実に検知することができる。制御回路 2 4 0 は、操作パネル 2 3 0 を用いて光源 4 1 4 または 4 1 6 が断線したことを術者に報知する。

10

【 0 0 5 9 】

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。例えば光源装置に搭載される光源は二灯に限定されない。例えば一灯としてもよく、あるいは三灯以上としてもよい。

【 0 0 6 0 】

また、各光源のフィラメントに流れるラッシュ電流のピーク値の上限値または下限値は、コンパレータ 4 2 2 d による上記トランジスタ (F E T) のスイッチング制御によっても規制することができる。また、該スイッチング制御とソフトスタート回路 4 2 2 e による電圧の立ち上がり調整とを適宜に組み合わせることによっても規制することができる。

20

【 0 0 6 1 】

また、磁性ピン 4 4 6、4 4 8 を硬磁性体 (すなわち永久磁石) とし、永久磁石 4 3 6 を軟磁性体 (すなわち磁性体) としてもよい。

【 0 0 6 2 】

また、電子内視鏡システム 1 0 は、面順次方式に対応した構成としてもよい。この場合、支持体 4 3 2 と集光レンズ 4 2 0 との間に回転式カラーフィルタが配置されることになる。

30

【 0 0 6 3 】

また、フォトセンサやセンサ検出用穴は、本実施形態の配置や構成、設置数などに限定されない。例えばセンサ検出用穴 4 5 6 と 4 5 8 は、透過させる光量が互いに相違するよう、異なる形状やサイズを有したものとしてもよい。この場合、制御回路 2 4 0 は、フォトセンサの出力値に基づいて回転盤 4 1 0 の回転角度を検知することができる。

【 0 0 6 4 】

また、制御回路 2 4 0 は、回転盤 4 1 0 が回転して磁性ピン 4 4 6 または 4 4 8 が永久磁石 4 3 6 に近接した時、ピンチローラ 4 4 4 が回転盤 4 1 0 の側面から離れる、または、D C モータ 4 1 2 が駆動停止する、の何れか一方の動作が行われるようにソレノイド 4 4 0 または D C モータ 4 1 2 を制御する構成としてもよい。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 5 】

【 図 1 】 本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの外観図である。

【 図 2 】 本発明の実施の形態の電子内視鏡システムのブロック図である。

【 図 3 】 本発明の実施の形態の電子内視鏡システムが有するプロセッサの外観斜視図である。

【 図 4 】 本発明の実施の形態のプロセッサの内部構造を示す斜視図である。

【 図 5 】 本発明の実施の形態のプロセッサの内部構造のうち回転盤周辺構造を示す斜視図である。

【 図 6 】 本発明の実施の形態の回転盤周辺構造を示す正面図である。

50

【図 7】本発明の実施の形態のピンチローラ周辺の構造を示す図である。

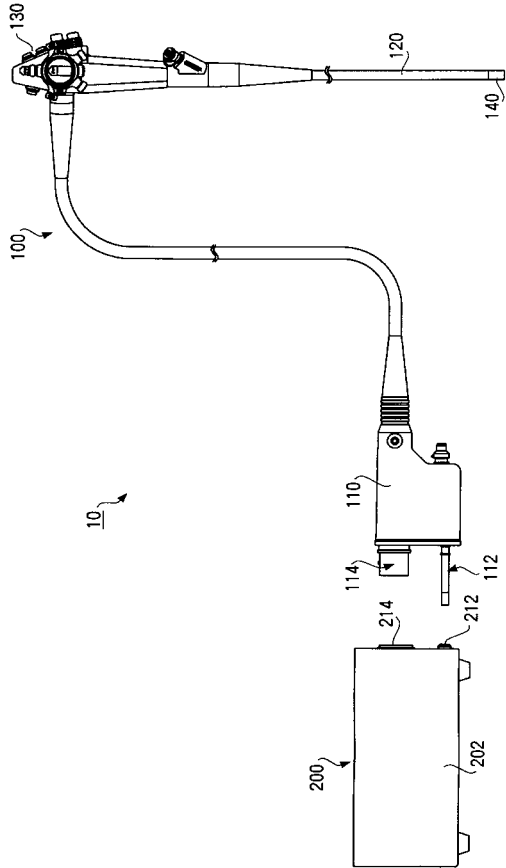
【図 8】本発明の実施の形態のプロセッサのランプ電源の回路構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

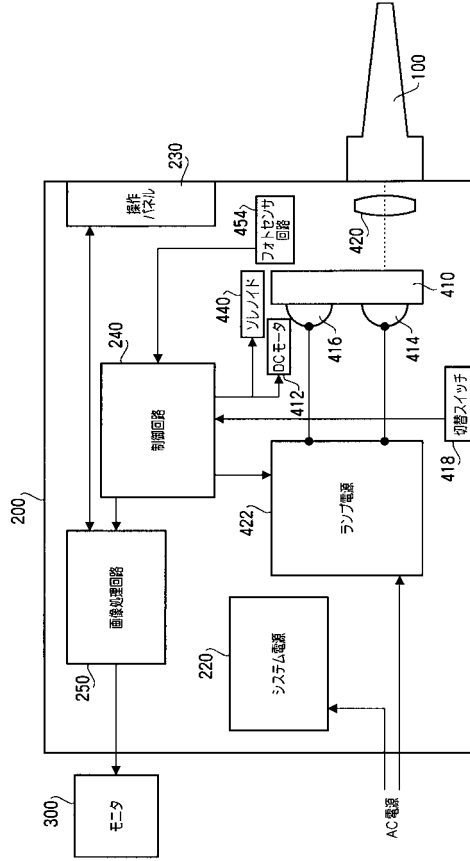
【 0 0 6 6 】

1 0	電子内視鏡システム	
1 0 0	電子スコープ	
2 0 0	プロセッサ	
2 0 2	筐体	
2 1 2	L C B 接続ジャック	10
2 4 0	制御回路	
3 0 0	モニタ	
4 1 0	回転盤	
4 1 2	D C モータ	
4 1 4、4 1 6	光源	
4 1 8	切替スイッチ	
4 2 0	集光レンズ	
4 2 2	ランプ電源	
4 2 2 a、4 2 2 c	整流平滑回路	
4 2 2 b	変圧回路	20
4 2 2 d	コンパレータ	
4 2 2 e	ソフトスタート回路	
4 2 2 f	スイッチ回路	
4 3 0	基台	
4 3 2、4 3 8	支持板	
4 3 4	軸体	
4 3 6	永久磁石	
4 4 0	プランジャ	
4 4 2	アーム部	
4 4 4	ピンチローラ	30
4 4 6、4 4 8	磁性ピン	
4 5 0、4 5 2	フォトセンサ	
4 5 4	フォトセンサ回路	
4 5 6、4 5 8	センサ検出用穴	

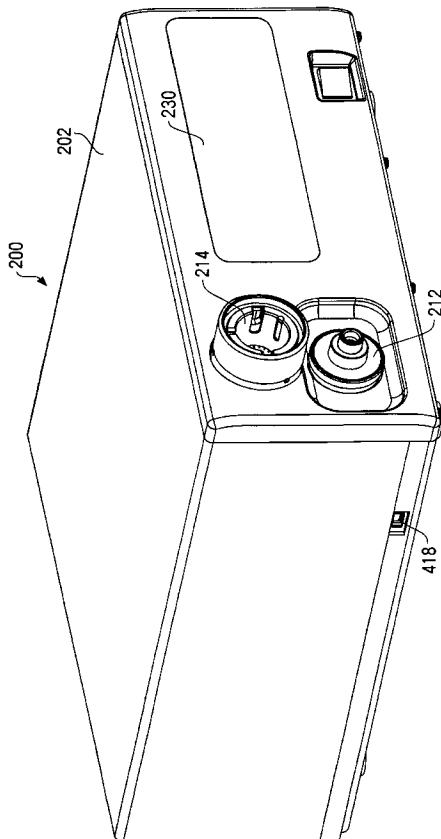
【図 1】



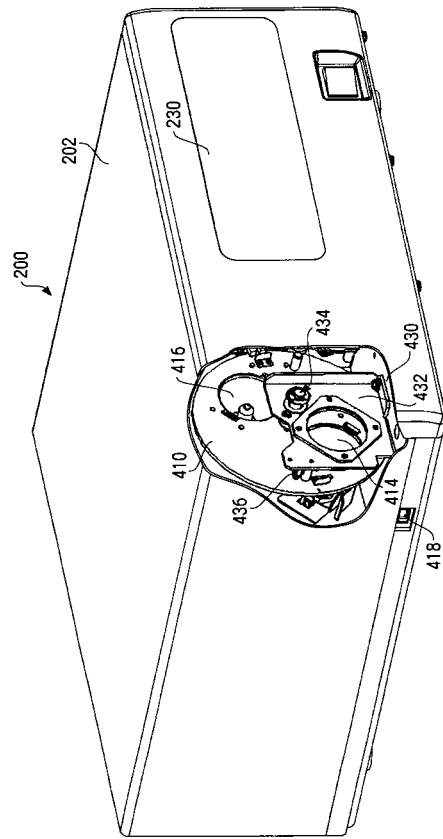
【図 2】



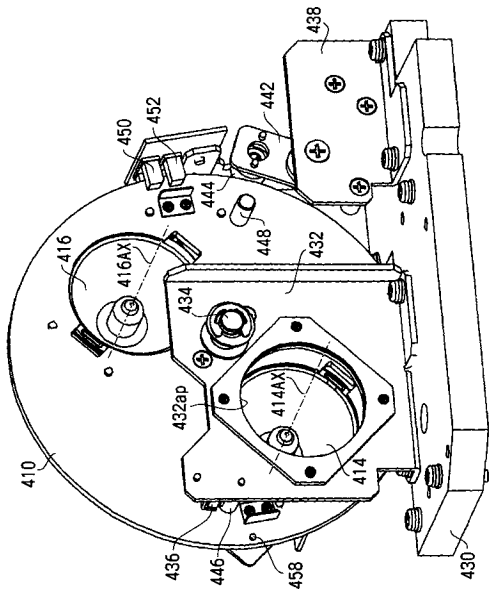
【図 3】



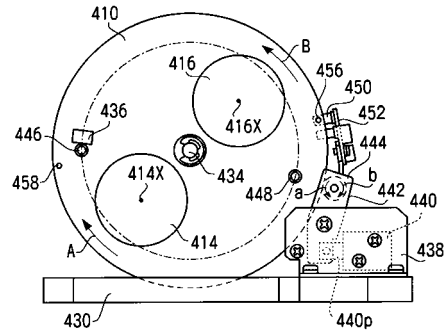
【図 4】



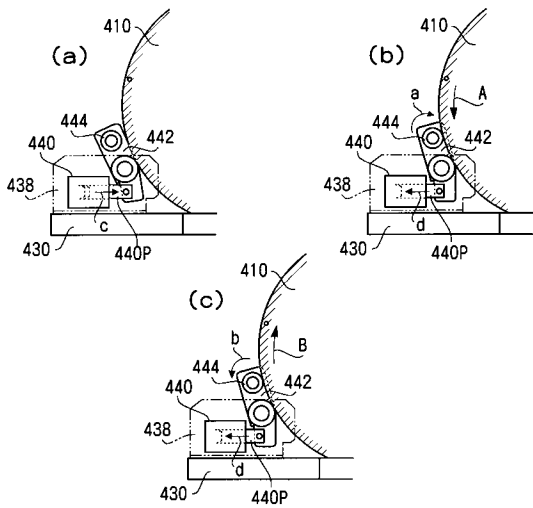
【 図 5 】



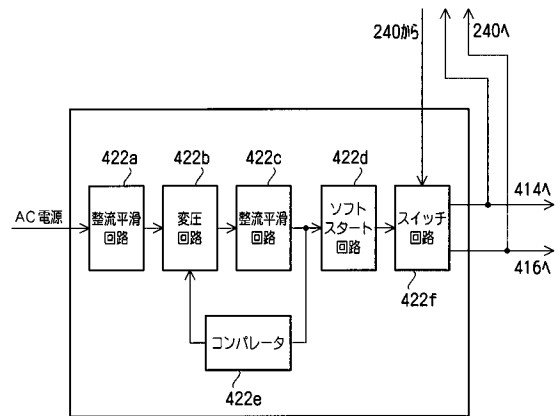
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



专利名称(译)	内视镜用光源装置		
公开(公告)号	JP2009247667A	公开(公告)日	2009-10-29
申请号	JP2008100242	申请日	2008-04-08
[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	金子邦清		
发明人	金子 邦清		
IPC分类号	A61B1/06 G02B23/26		
FI分类号	A61B1/06.C G02B23/26 A61B1/06.510 A61B1/06.610		
F-TERM分类号	2H040/CA06 2H040/CA08 2H040/CA09 2H040/DA12 2H040/DA33 2H040/GA02 4C061/GG01 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ02 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是在抑制流过白炽灯的冲击电流的同时有效地防止间距短路的发生。一种内窥镜光源装置，用于向连接的内窥镜提供用于照射观察对象的照明光，用于发射照明光的白炽灯，以及用于控制白炽灯的发光的发光控制并且一种冲击电流抑制装置，用于将流过灯丝灯的冲击电流的峰值抑制在由白炽灯的额定电流的1.3至2.0倍限定的预定范围内。

[选择图]图8

