

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体を照明する照明光を放射する照明光源と、
前記照明光の一部を受光して発電する光電気変換手段と、
前記光電気変換手段によって発電された電力を蓄電する蓄電手段と、
を備え、

前記蓄電手段は、

蓄電された電力によって内視鏡システム内の所定の負荷回路を駆動可能である、
内視鏡システム。

【請求項 2】

前記蓄電手段への電力供給状態を検出する状態検出手段と、
検出された電力供給状態に応じて前記負荷回路に電力供給を行う駆動電源を外部電源又
は前記蓄電手段に設定する駆動電源設定手段と、
を備える、
請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記駆動電源設定手段は、
前記蓄電手段への電力供給が行われている場合に前記駆動電源を外部電源に設定し、
前記蓄電手段への電力供給が行われていない場合に前記駆動電源を該蓄電手段に設定
する、
請求項 2 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記蓄電手段の電池残量を検出する電池残量検出手段
を備える、
請求項 1 から請求項 3 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記電池残量検出手段により満充電が検出されると、前記蓄電手段への電力供給を遮断
する電力供給遮断手段
を備える、
請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記駆動電源が前記蓄電手段に設定されているときに前記電池残量検出手段により第一
の閾値未満の電池残量が検出されると、縮退運転を行う、
請求項 4 又は請求項 4 を引用する請求項 5 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記駆動電源が前記蓄電手段に設定されているときに前記電池残量検出手段により第一
の閾値未満の電池残量が検出されると、所定の警告を行う警告手段
を備える、
請求項 4、請求項 4 を引用する請求項 5 又は請求項 6 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

前記駆動電源設定手段は、
前記駆動電源が前記蓄電手段に設定されているときに前記電池残量検出手段により第一
の閾値未満の電池残量が検出されると、該駆動電源を該蓄電手段に設定する、
請求項 4、又は請求項 4 を引用する、請求項 5 から請求項 7 の何れか一項に記載の内視鏡
システム。

【請求項 9】

前記照明光源の点灯状態を判定する点灯状態判定手段と、
前記点灯状態判定手段により判定された点灯状態に応じて前記光電気変換手段をオン又
はオフさせるオンオフ制御手段と、
を備える、

10

20

30

40

50

請求項 1 から請求項 8 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 0】

前記光電気変換手段と前記蓄電手段とを電気的に接続及び接続解除する接続手段を備え、

前記接続手段は、

前記オンオフ制御手段により前記光電気変換手段がオンされているとき、該光電気変換手段と前記蓄電手段とを接続し、

前記オンオフ制御手段により前記光電気変換手段がオフされているとき、該光電気変換手段と前記蓄電手段との接続を解除する、

請求項 9 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 1 1】

前記負荷回路は、

少なくとも前記照明光源の回路を含む、

請求項 1 から請求項 1 0 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 2】

前記照明光源は、

主光源と副光源を有し、

前記主光源は、

前記外部電源より電力が供給されるときに駆動され、

前記副光源は、

前記蓄電手段より電力が供給されるときに駆動される、

20

請求項 2 を引用する、請求項 3 から請求項 1 1 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 1 3】

前記照明光源から放射される照明光の光路を、該照明光を被写体に照明するための光路と該照明光を前記光電気変換手段に入射させるための光路とに分離する光路分離手段を備える、

請求項 1 から請求項 1 2 の何れか一項に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、被写体を照明する照明光を放射する照明光源を備える内視鏡システムに関する。

30

【背景技術】

【0 0 0 2】

人の食道や腸などの管腔内を観察するための内視鏡システムが知られている。この種の内視鏡システムは、照明光を放射する光源を有するプロセッサと、照明光を管腔内の被写体に照明するためのスコープを備えている。光源には、例えば、キセノンランプやハロゲンランプ等の高輝度ランプが使用される。高輝度ランプから放射される照明光は光量が大きいため、被写体の観察に適した光量になるように減光されている。

【0 0 0 3】

例えば特許文献 1 に、光源から放射された照明光を減光する内視鏡システムが記載されている。特許文献 1 に記載の内視鏡システムは、照明光の光路中に照明光を減光するための減光板を備えている。減光板は網目の大きさの異なる複数の網目領域を備えている。光路に配置する網目領域を切り替えることにより、照明光の光量が調整される。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 4】

【特許文献 1】特開 2007-289581 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【0005】

しかし、特許文献1に記載の内視鏡システムでは、網目領域を透過しない照明光は利用されず熱となって放射される。そのため、特許文献1に記載の内視鏡システムでは、照明光の利用効率及び電力の利用効率が悪いという問題が指摘される。

【0006】

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、照明光のエネルギーを有効に利用可能な内視鏡システムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記の課題を解決する本発明の一実施形態の内視鏡システムは、被写体を照明する照明光を放射する照明光源と、照明光の一部を受光して発電する光電気変換手段と、光電気変換手段によって発電された電力を蓄電する蓄電手段とを備える。蓄電手段は、蓄電された電力によって内視鏡システム内の所定の負荷回路を駆動可能である。

【0008】

このような構成によれば、従来熱等になって無駄に捨てられていた照明光のエネルギーを用いて内視鏡システム内の負荷回路を駆動することにより、照明光のエネルギーの有効利用が達成される。

【0009】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、蓄電手段への電力供給状態を検出する状態検出手段と、検出された電力供給状態に応じて負荷回路に電力供給を行う駆動電源を外部電源又は蓄電手段に設定する駆動電源設定手段とを備える構成としてもよい。

【0010】

駆動電源設定手段は、蓄電手段への電力供給が行われている場合に駆動電源を外部電源に設定し、蓄電手段への電力供給が行われていない場合に駆動電源を蓄電手段に設定する構成としてもよい。

【0011】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、蓄電手段の電池残量を検出する電池残量検出手段を備える構成であってもよい。

【0012】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、電池残量検出手段により満充電が検出されると、蓄電手段への電力供給を遮断する電力供給遮断手段を備える構成としてもよい。

【0013】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、駆動電源が蓄電手段に設定されているときに電池残量検出手段により第一の閾値未満の電池残量が検出されると、縮退運転を行う構成としてもよい。

【0014】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、駆動電源が蓄電手段に設定されているときに電池残量検出手段により第一の閾値未満の電池残量が検出されると、所定の警告を行う警告手段を備える構成であってもよい。

【0015】

駆動電源設定手段は、例えば、駆動電源が蓄電手段に設定されているときに電池残量検出手段により第一の閾値未満の電池残量が検出されると、駆動電源を蓄電手段に設定する。

【0016】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、照明光源の点灯状態を判定する点灯状態判定手段と、点灯状態判定手段により判定された点灯状態に応じて光電気変換手段をオン又はオフさせるオンオフ制御手段とを備える構成としてもよい。

【0017】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、光電気変換手段と蓄電手段とを電気的

10

20

30

40

50

に接続及び接続解除する接続手段を備える構成としてもよい。この場合、接続手段は、オンオフ制御手段により光電気変換手段がオンされているとき、光電気変換手段と蓄電手段とを接続し、オンオフ制御手段により光電気変換手段がオフされているとき、光電気変換手段と蓄電手段との接続を解除する。

【0018】

内視鏡システム内の所定の負荷回路は、例えば少なくとも照明光源の回路を含む。

【0019】

照明光源は、主光源と副光源を有する構成としてもよい。この場合、主光源は、外部電源より電力が供給されるときに駆動され、副光源は、蓄電手段より電力が供給されるときに駆動される。

10

【0020】

また、本発明の一実施形態の内視鏡システムは、照明光源から放射される照明光の光路を、照明光を被写体に照明するための光路と照明光を光電気変換手段に入射させるための光路とに分離する光路分離手段を備える構成としてもよい。

【発明の効果】

【0021】

本発明の実施形態によれば、照明光のエネルギーを有効に利用可能な内視鏡システムが提供される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

20

【図2】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの動作フローを示す図である。

【図3】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの駆動電源の切替制御に関する動作フローを示す図である。

【図4】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの電池残量モニタフローを示す図である。

【図5】本発明の実施形態にかかる内視鏡システムの蓄電フローを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

以下、本発明の実施形態について図面を参照しながら説明する。なお、以下においては、本発明の一実施形態として内視鏡システムを例に取り説明する。

30

【0024】

[内視鏡システム1の構成]

図1は、本実施形態の内視鏡システム1の構成を示すブロック図である。図1に示される内視鏡システム1は、医療用の撮像システムであり、電子スコープ100、プロセッサ200、モニタ300及び蓄電ユニット400を有している。

【0025】

電子スコープ100は、ライトガイド101、照明光学系102、対物光学系103、イメージセンサ104及びAFE(Analog Front End)105を備えている。

【0026】

プロセッサ200は、システムコントローラ201、システム電源ユニット202、光源電源ユニット203、光源ランプ204、非常灯205、光学ユニット206、太陽電池207及び操作パネル208を備えている。システム電源ユニット202は、商用電源から蓄電ユニット400を介して入力される電力又は蓄電ユニット400から入力される電力を電子スコープ100及びプロセッサ200内の各ブロックに供給する。これにより、内視鏡システム1を動作させる。

40

【0027】

光源ランプ204は、光源電源ユニット203によって駆動制御され、照明光(白色光)を放射する。光源ランプ204には、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等の高輝度ランプ、又LD(Laser Diode)、LED(Light Emiss

50

ing Diode) 等が用いられる。光源ランプ 204 から放射された照明光は、光学ユニット 206 に入射される。光学ユニット 206 は、光源ランプ 204 に近い順に、ビームスプリッタ 206a、フィルタ 206b、集光レンズ 206c を有している。ビームスプリッタ 206a は、光源ランプ 204 から放射された照明光の光路を 2 つに分離する。ビームスプリッタ 206a に入射された照明光は、一部がビームスプリッタ 206a を透過してフィルタ 206b に入射され、一部がビームスプリッタ 206a で反射されて太陽電池 207 の受光面に入射される。ビームスプリッタ 206a は、例えば、ハーフミラーである。

【0028】

フィルタ 221 は、透過率に波長依存性を有している。フィルタ 206b は、例えば、赤外線を反射し可視光を透過させる IR カットフィルタ、特定の波長帯域の可視光のみを透過させるダイクロイックフィルタ、紫色又は紫外の波長帯域の光のみを透過させるフィルタ等である。フィルタ 206b を透過した照明光は、集光レンズ 206c によって集光されライトガイド 101 内に入射される。

【0029】

ライトガイド 101 に入射された照明光は、電子スコープ 100 の先端部に向けてライトガイド 101 内を導波される。ライトガイド 101 内を導波された照明光は、電子スコープ 100 の先端部内に配置されたライトガイド 101 の端面より射出される。ライトガイド 101 の端面より射出された照明光は、照明光学系 102 を介して電子スコープ 100 から射出され、被写体を照明する。被写体で反射された照明光(反射光)は、対物光学系 103 を介してイメージセンサ 104 に入射され、イメージセンサ 104 の受光面上の各画素で被写体像を結ぶ。イメージセンサ 104 は、例えば、CCD (Charge Coupled Device) イメージセンサや CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) イメージセンサである。

【0030】

イメージセンサ 104 の各画素は、結像された被写体像を光量に応じた電荷として蓄積する。蓄積された電荷(画素信号)は、周知の色差線順次のインターレース方式に基づいて読み出される。AFE 105 は、イメージセンサ 104 から読み出される画素信号に対して信号増幅処理や A/D 変換処理を施して映像信号を生成し、システムコントローラ 201 に送信する。

【0031】

システムコントローラ 201 は、AFE 105 から受信した映像信号に対して色変換処理及び色補正処理を施し、モニタ 300 に送信する。モニタ 300 は、システムコントローラ 201 から受信した映像信号に基づいて被写体の観察映像を表示する。

【0032】

蓄電ユニット 400 は、インレット端子付きの電源ケーブル 500 を介して商用電源に接続された補助電源ユニットであり、スイッチ SW1 ~ SW3、システムスイッチ 410 及び蓄電池 420 を備えている。蓄電池 420 は、電池セル 421、蓄電状態モニタ 422、電池残量モニタ 423、過充電保護回路 424 及びスイッチ SW4 を備えている。

【0033】

[蓄電ユニット 400 の蓄電フロー]

内視鏡システム 1 は、通常、商用電源から供給される電力で動作する。但し、内視鏡システム 1 は、停電等の非常時には、蓄電ユニット 400 から供給される電力で動作する。図 2 に、蓄電ユニット 400 の蓄電フローを示す。本フローの処理は、内視鏡システム 1 の動作中継続して実行される。なお、本フローの説明は、商用電源から内視鏡システム 1 への電力供給が行われている前提で行う。

【0034】

[図 2 の S101 (電池残量の検出)]

本処理ステップ S101 では、電池残量モニタ 423 が電池セル 421 の電池残量を検出する。

10

20

30

40

50

【0035】

[図2のS102(電池残量の判定)]

本処理ステップS102では、電池残量モニタ423が検出結果に基づいて電池セル421の電池残量が100%（満充電）であるか否かを判定する。

【0036】

[図2のS103(蓄電動作)]

本処理ステップS103は、電池セル421の電池残量が100%と判定されなかった場合（S102: NO）に実行される。本処理ステップS103では、電池残量モニタ423が過充電保護回路424を制御してスイッチSW4をオン（又はオン状態が維持）する。これにより、商用電源から電池セル421への電力供給が開始（又は継続）されて、電池セル421が蓄電される。

10

【0037】

[図2のS104(過充電保護動作)]

本処理ステップS104は、電池セル421の電池残量が100%と判定された場合（S102: YES）に実行される。本処理ステップS104では、電池残量モニタ423が過充電保護回路424を制御してスイッチSW4をオフする。これにより、商用電源から電池セル421への電力供給が遮断されて、電池セル421の過充電が防止される。

【0038】

処理ステップS103（蓄電動作）又は処理ステップS104（過充電保護動作）の実行後、本フローの処理は、処理ステップS101（電池残量の検出）に戻る。すなわち、電池セル421の電池残量は定期的にチェックされる。

20

【0039】

[内視鏡システム1の駆動電源の切替制御に関する動作フロー]

図3は、内視鏡システム1の駆動電源の切替制御に関する動作フローを示す。本フローの処理は、術者がシステムスイッチ410をオンすることで開始され、内視鏡システム1の動作が停止するまで実行される。

【0040】

[図3のS201(電力供給状態の検出)]

本処理ステップS201では、蓄電状態モニタ422が電池セル421への電力供給状態を検出する。

30

【0041】

なお、蓄電状態モニタ422は、電池セル421の電池残量が数%未満の場合は動作することができない。但し、この場合であっても、商用電源から内視鏡システム1への電力供給が行われていれば、電池セル421が蓄電される。蓄電状態モニタ422は、電池セル421の電池残量が蓄電により数%に達した時点で動作を開始して、電池セル421への電力供給状態を検出する。

【0042】

[図3のS202(電力供給状態の判定)]

本処理ステップS202では、蓄電状態モニタ422が検出結果に基づいて商用電源から内視鏡システム1への電力供給が正常に行われているか否かを判定する。

40

【0043】

[図3のS203(スイッチ制御)]

蓄電状態モニタ422は、電池セル421への電力供給が行われている場合、商用電源から内視鏡システム1への電力供給が正常に行われていると判定する（S202: YES）。本処理ステップS203では、電池セル421からシステムコントローラ201へ微弱電力が供給される。システムコントローラ201は、電池セル421より供給される微弱電力で動作してスイッチSW2及びSW3を切替制御する。

【0044】

具体的には、図1に示されるように、スイッチSW2は、端子a₄₂₀、端子b₂₀₂、端子c₅₀₀を有している。スイッチSW2の端子a₄₂₀、端子b₂₀₂、端子c₅

50

00はそれぞれ、蓄電池420、システム電源ユニット202、商用電源に接続されている。また、スイッチSW3は、端子a₄₂₀、端子b₃₀₀、端子c₅₀₀を有している。スイッチSW3の端子a₄₂₀、端子b₃₀₀、端子c₅₀₀はそれぞれ、蓄電池420、モニタ300、商用電源に接続されている。本処理ステップS203では、スイッチSW2において端子b₂₀₂と端子c₅₀₀とが接続されると共に、スイッチSW3において端子b₃₀₀と端子c₅₀₀とが接続される。これにより、商用電源からシステム電源ユニット202及びモニタ300へ電力が供給されて、電子スコープ100、プロセッサ200、モニタ300が動作可能となる。なお、スイッチSW2及びSW3は、各種駆動電源の故障等の非常時を考慮して、蓄電ユニット400に備えられた不図示の操作スイッチにより手動で任意に切替可能となっている。

10

【0045】

本処理ステップS203の実行後、本フローは、電池セル421の過充電を防止するため、図2の蓄電フローに遷移する。

【0046】

[図3のS204(スイッチ制御)]

蓄電状態モニタ422は、電池セル421への電力供給が行われていない場合、商用電源から内視鏡システム1への電力供給が正常に行われていないと判定する(S202:N0)。本処理ステップS204において、システムコントローラ201は、電池セル421より供給される微弱電力で動作してスイッチSW2及びSW3を切替制御する。

20

【0047】

具体的には、本処理ステップS204ではスイッチSW2において端子b₂₀₂と端子a₄₂₀とが接続されると共に、スイッチSW3において端子b₃₀₀と端子a₄₂₀とが接続される。これにより、蓄電池420からシステム電源ユニット202及びモニタ300へ電力が供給されて、電子スコープ100、プロセッサ200、モニタ300が動作可能となる。そのため、術者は、停電等の非常時であっても内視鏡システム1を動作させて、体腔内等の被写体を観察することができる。

【0048】

蓄電池420による電力供給量は、商用電源と比べると限られている。そのため、術者は、操作パネル208を操作することにより、照明光源を消費電力の少ない非常灯205に任意に切り替えることができる。また、照明光源は、蓄電池420が駆動電源になると、強制的に非常灯205に切り替えられてもよい。すなわち、内視鏡システム1の駆動電源が商用電源であるときには光源ランプ204が照明光源として選択され、内視鏡システム1の駆動電源が蓄電池420であるときには非常灯205が照明光源として選択されてもよい。

30

【0049】

なお、内視鏡システム1の起動時、非常灯205は、光源ランプ204から放射される照明光の光路を遮らない位置に退避されている。非常灯205は、操作パネル208により照明光源として選択されると、上記の光路に挿入される。

【0050】

本処理ステップS204の実行後、本フローは、電池セル421の電池残量をモニタするため、図4の電池残量モニタフローに遷移する。

40

【0051】

[電池残量モニタフロー]

[図4のS301(電池残量の検出)]

本処理ステップS301では、電池残量モニタ423が電池セル421の電池残量を検出する。

【0052】

[図4のS302(電池残量の判定)]

本処理ステップS302では、電池残量モニタ423が検出結果に基づいて電池セル421の電池残量が所定値未満(例えば10%未満)であるか否かを判定する。電池残量が

50

所定値未満でないと判定された場合 (S 3 0 2 : N O)、本フローは、処理ステップ S 3 0 1 (電池残量の検出) に戻る。

【0 0 5 3】

[図 4 の S 3 0 3 (縮退運転)]

本処理ステップ S 3 0 3 は、電池セル 4 2 1 の電池残量が所定値未満であると判定された場合 (S 3 0 2 : Y E S) に実行される。本処理ステップ S 3 0 3 では、内視鏡システム 1 の機能を部分的に停止・制限させる縮退運転が行われる。これにより、内視鏡システム 1 の稼働状態が維持されつつ電池セル 4 2 1 の電力消費量が抑えられる。

【0 0 5 4】

[図 4 の S 3 0 4 (メッセージの表示)]

本処理ステップ S 3 0 4 では、システムコントローラ 2 0 1 がモニタ 3 0 0 に所定のメッセージを表示させる。一例として、「蓄電池の電池残量が少ないのでコンセントを接続してください。」等の警告メッセージが表示される。なお、メッセージの表示に代えて又は加えて所定の警告音を再生させてもよい。

10

【0 0 5 5】

[図 4 の S 3 0 5 (スイッチ制御)]

本処理ステップ S 3 0 5 では、システムコントローラ 2 0 1 がスイッチ S W 2 の端子 b_{2 0 2} と端子 c_{5 0 0} とを接続すると共に、スイッチ S W 3 の端子 b_{3 0 0} と端子 c_{5 0 0} とを接続する。これにより、蓄電池 4 2 0 からシステム電源ユニット 2 0 2 及びモニタ 3 0 0 への電力供給が停止されて、商用電源からシステム電源ユニット 2 0 2 及びモニタ 3 0 0 への電力供給が開始される。

20

【0 0 5 6】

[蓄電ユニット 4 0 0 の蓄電フロー]

本実施形態では、電池セル 4 2 1 を蓄電するにあたり、光源ランプ 2 0 4 より放射される照明光のエネルギーが有効利用される。図 5 は、照明光のエネルギーを有効利用した、システムコントローラ 2 0 1 による蓄電フローを示す。

30

【0 0 5 7】

[図 5 の S 4 0 1 (点灯指示操作の判定)]

本処理ステップ S 4 0 1 では、光源ランプ 2 0 4 に対する点灯指示操作の有無により光源ランプ 2 0 4 が点灯しているか消灯しているかが判定される。

30

【0 0 5 8】

[図 5 の S 4 0 2 (太陽電池のオン)]

光源ランプ 2 0 4 に対する点灯指示操作が行われている場合、光源ランプ 2 0 4 が点灯していると判定される (S 4 0 1 : Y E S)。本処理ステップ S 4 0 2 では、太陽電池 2 0 7 がオンされる。これにより、ビームスプリッタ 2 0 6 a にて反射された照明光 (光源ランプ 2 0 4 からの照明光) が太陽電池 2 0 7 の受光面に受光され、太陽電池 2 0 7 において、受光された照明光の光量に応じた電力が発生する (発電する)。

【0 0 5 9】

[図 5 の S 4 0 3 (スイッチ制御)]

本処理ステップ S 4 0 3 では、スイッチ S W 1 がオンされる。これにより、太陽電池 2 0 7 で発生した電力が電池セル 4 2 1 に蓄電される。

40

【0 0 6 0】

本処理ステップ S 4 0 3 の実行後、本フローは、電池セル 4 2 1 の過充電を防止するため、図 2 の蓄電フローに遷移する。

【0 0 6 1】

[図 5 の S 4 0 4 (太陽電池のオフ)]

光源ランプ 2 0 4 に対する点灯指示操作が行われていない場合、光源ランプ 2 0 4 が消灯していると判定される (S 4 0 1 : N O)。本処理ステップ S 4 0 4 では、太陽電池 2 0 7 がオフされる。

50

【0 0 6 2】

[図5のS405(スイッチ制御)]

本処理ステップS405では、スイッチSW1がオフされる。これにより、電池セル421に蓄電されている電力が太陽電池207を介して放電される不都合が避けられる。

【0063】

このように、図5の蓄電フローでは、光源ランプ204より放射された照明光の一部が太陽電池207によって電力に変換されて電池セル421に蓄電される。これにより、従来熱等になって無駄に捨てられていた照明光のエネルギーの有効利用が達成される。

【0064】

以上が本発明の例示的な実施形態の説明である。本発明の実施形態は、上記に説明したものに限定されず、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。例えば明細書中に例示的に明示される実施形態等又は自明な実施形態等を適宜組み合わせた内容も本願の実施形態に含まれる。

【0065】

蓄電ユニット400は、上記の実施形態では、商用電源の代替的な駆動電源として動作するが、別の実施形態では、商用電源からシステム電源ユニット202に供給されるべき電力の一部を負担する構成であってもよい。この場合、内視鏡システム1は、商用電源と蓄電ユニット400の両方の駆動電源で動作する。そのため、商用電源に対する消費電力が抑えられる。

【0066】

蓄電ユニット400は、上記の実施形態では、プロセッサ200と別体であるが、別の実施形態では、プロセッサ200内に組み込まれてもよい。

【符号の説明】

【0067】

1	内視鏡システム	
100	電子スコープ	
101	ライトガイド	
102	照明光学系	
103	対物光学系	
104	イメージセンサ	
105	A F E	
200	プロセッサ	
201	システムコントローラ	
202	システム電源ユニット	
203	光源電源ユニット	
204	光源ランプ	
205	非常灯	
206	光学ユニット	
206 a	ビームスプリッタ	
206 b	フィルタ	
206 c	集光レンズ	
207	太陽電池	
208	操作パネル	
300	モニタ	
400	蓄電ユニット	
410	システムスイッチ	
420	蓄電池	
421	電池セル	
422	蓄電状態モニタ	
423	電池残量モニタ	
424	過充電保護回路	

10

20

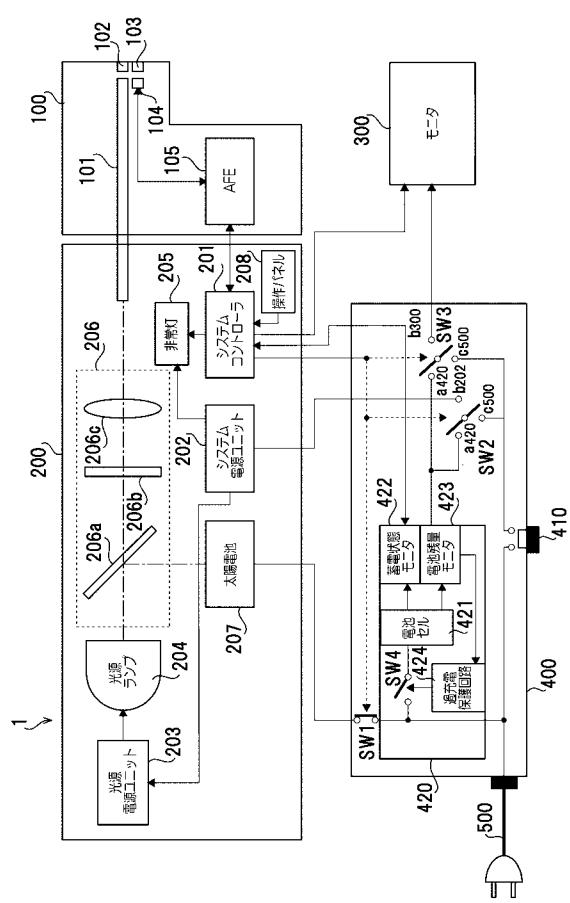
30

40

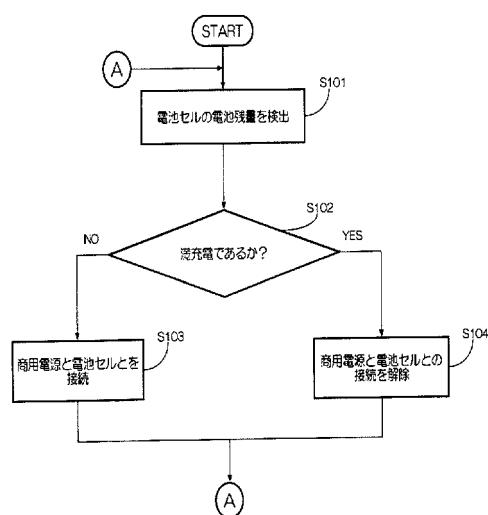
50

500 電源ケーブル

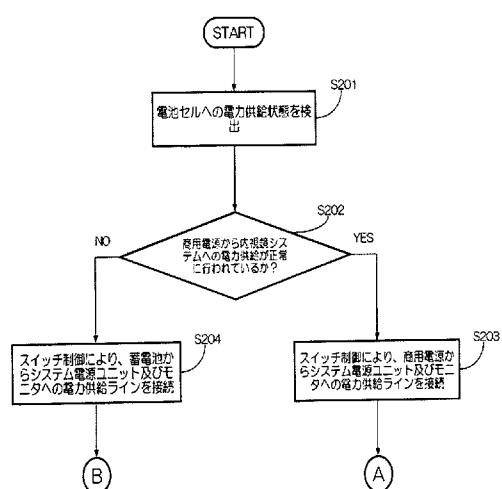
【図1】



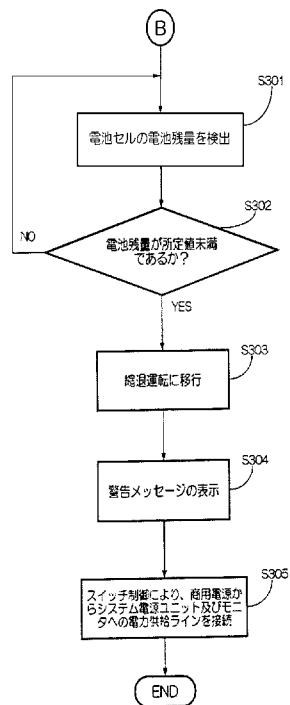
【図2】



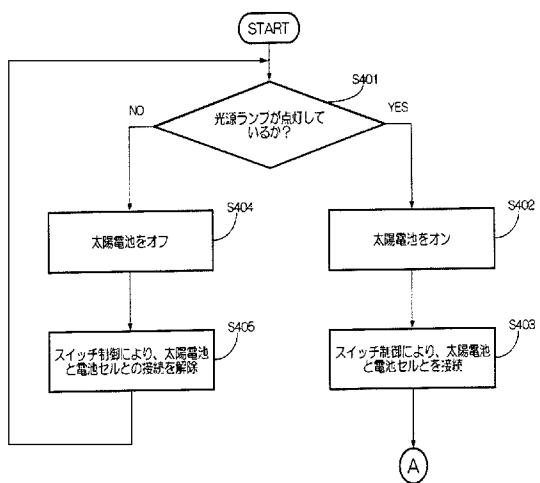
【図3】



【図4】



【図5】



专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2016052425A	公开(公告)日	2016-04-14
申请号	JP2014179443	申请日	2014-09-03
[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	尾登邦彦		
发明人	尾登 邦彦		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/06 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/00.300.A A61B1/06.B G02B23/24.A A61B1/00.680 A61B1/00.710 A61B1/06.510		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA09 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/GA02 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/GG01 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ07		
代理人(译)	尾山栄启 山鹿SoTakashi		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够有效利用照明光的能量的内窥镜系统。内窥镜系统包括：照明光源，其发射照明被检体的照明光；光电转换单元，其接收一部分照明光以产生电力；以及由光电转换单元产生的电力。它由用于存储电力的存储装置组成。蓄电单元可以通过蓄电来驱动内窥镜系统中的预定负载电路。[选型图]图1

(21)出願番号	特願2014-179443 (P2014-179443)	(71)出願人	000113263
(22)出願日	平成26年9月3日(2014.9.3)	HOYA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
(74)代理人	100169856	弁理士	尾山 栄啓
(74)代理人	100183760	弁理士	山鹿 宗貴
(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	Fターム(参考) 2H040 CA04 CA09 CA11 CA22 GA02 4C161 BB02 CC06 GG01 JJ11 JJ17 NN01 QQ07