

(19)日本国特許庁（J P）

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2003－21792
(P2003－21792A)

(43)公開日 平成15年1月24日(2003.1.24)

(51)Int.Cl⁷
G 0 2 B 23/26
A 6 1 B 1/06

識別記号

F I
G 0 2 B 23/26
A 6 1 B 1/06

テームコード^{*}（参考）
B 2 H 0 4 0
A 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L（全 7 数）

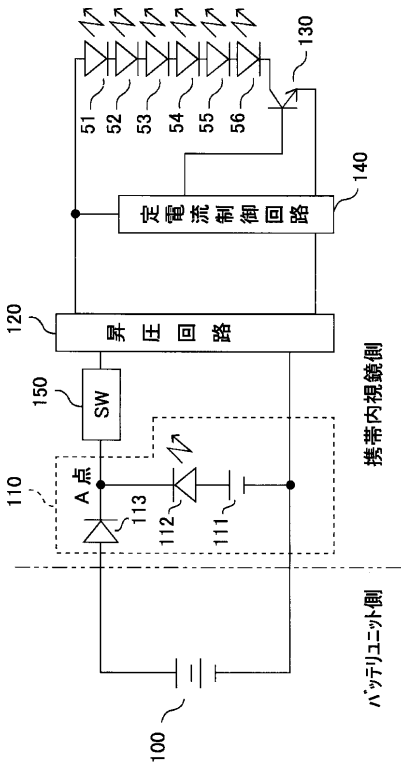
(21)出願番号	特願2001－209103(P2001－209103)	(71)出願人	000000527 ペンタックス株式会社 東京都板橋区前野町2丁目36番9号
(22)出願日	平成13年7月10日(2001.7.10)	(72)発明者	金子 邦清 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 旭光学 工業株式会社内
		(74)代理人	100090169 弁理士 松浦 孝
		Fターム（参考）	2H040 BA00 CA03 CA04 4C061 AA00 BB02 CC04 DD03 FF11 FF40 FF46 FF50 JJ17 NN01 QQ06 QQ09 RR24 RR30

(54)【発明の名称】 携帯内視鏡システム

(57)【要約】

【課題】 スコープの挿入部の先端に照明用LEDを備える携帯内視鏡システムにおいて、照明用LEDへ駆動電流を供給する電源の出力電圧が低下した場合、電源を自動的に切り替える。

【解決手段】 出力電圧が6Vのバッテリーパック100と照明用LED51～56との間に、補助電源回路110をバッテリーパック100と並列に接続する。補助電源回路110は、出力電圧が3Vのバッテリー111と、警告用LED112と、ダイオード113を備える。警告用LED112には赤色光を発光するLEDを用いる。警告用LED112のカソード側とダイオード113のカソード側を接続し、警告用LED112のアノード側をバッテリー111に接続する。バッテリーパック100のプラス側にダイオード113のアノード側を接続し、マイナス側にバッテリー111のマイナス側を接続する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 スコープの挿入部の先端に少なくとも 1 つ設けられる照明用の半導体発光素子と、前記照明用の半導体発光素子の駆動電流を供給するための給電を行う主電源と、前記主電源と前記照明用の半導体発光素子との間に介在するよう、前記主電源に電氣的に並列に接続される補助電源回路とを備え、前記補助電源回路は、出力電圧が前記主電源の出力電圧より低い補助電源と、前記主電源の出力電圧の降下を報知するための報知手段とを有し、前記主電源の出力電圧が前記補助電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下したとき、前記補助電源から前記照明用の半導体発光素子の駆動電流を供給するための給電が行われ、前記報知手段は、前記照明用の半導体発光素子と前記補助電源の間において、前記補助電源に直列に接続されるよう介在させられることを特徴とする携帯内視鏡システム。

【請求項 2】 前記報知手段は、前記補助電源から供給される駆動電流により動作する警告用半導体発光素子であることを特徴とする請求項 1 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 3】 前記報知手段は、前記補助電源から給電されると警告音を出力する警告音出力手段であることを特徴とする請求項 1 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 4】 前記報知手段は、前記補助電源から供給される駆動電流により動作する警告用半導体発光素子と、前記補助電源から給電されると警告音を出力する警告音出力手段とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 5】 前記補助電源回路は、前記音声出力手段への駆動電流の供給を停止し、前記警告音の出力を停止させる警告音停止手段を有することを特徴とする請求項 3 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 6】 前記補助電源回路は、前記音声出力手段への駆動電流の供給を停止し、前記警告音の出力を停止させる警告音停止手段と、前記警告音停止手段の前記警告音の出力停止動作に連動して前記補助電源から前記警告用半導体発光素子に駆動電流を供給させる警告用半導体発光素子駆動手段を有することを特徴とする請求項 4 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 7】 前記補助電源回路は、前記補助電源から前記照明用の半導体発光素子へ駆動電流を供給するための給電を行う際、該給電による電流が前記主電源へ逆流することを防止する逆流防止手段を有することを特徴とする請求項 1 乃至 6 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 8】 前記主電源は、前記スコープに着脱自在に装着されるバッテリーユニットに設けられることを特徴とする請求項 1 乃至 7 に記載の携帯内視鏡システム。

【請求項 9】 スコープの挿入部の先端に少なくとも 1 つ設けられる照明用の半導体発光素子と、前記照明用の半導体発光素子の駆動電流を供給するための給電を行う第 1 の電源と、出力電圧が前記第 1 の電源の出力電圧より低い第 2 の電源と、前記第 1 の電源の出力電圧が前記第 2 の電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下した場合、前記第 1 の電源に代えて前記第 2 の電源から前記照明用の半導体発光素子へ駆動電流を供給するための給電を行う電源切り替え手段と、前記第 1 の電源の出力電圧が前記第 2 の電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下したことを報知する報知手段とを備えることを特徴とする携帯内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、ファイバースコープとして構成される携帯内視鏡における、照明手段への電力供給に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、ファイバースコープとして構成され、自由に持ち運ぶことができる携帯内視鏡が知られている。携帯内視鏡には、生体内に挿入される挿入部の先端に、前方を照明するための半導体発光素子である LED (light emitting diode) が配設されるタイプのものが提案されている。LED はハロゲンランプ等と比べると消費電力が少ない上、タングステンランプのようなフィラメント切れ等がなく耐久性がよいという利点があるためである。このタイプの携帯内視鏡の操作部には、電池が配設された電源ユニットが着脱自在に接続され、この電池が LED の駆動電流を供給する電源として用いられる。したがって、このような携帯内視鏡は商用電源の供給が得られない場所においても操作が可能となる。

【0003】

【発明が解決しようとする課題】ところが、電池の給電能力には寿命があるため、携帯内視鏡の挿入部を患者の体内に挿入して観察している最中に、上述の照明手段である LED の駆動電流の供給が停止する懸念がある。その場合、LED が消灯してしまい、生体内を照明するという機能を果たさなくなる恐れがある。挿入部が生体内に挿入された状態において観察不可能となると、挿入部を取り出す作業に支障をきたすことにもなりかねない。

【0004】本発明は以上の問題を解決するものであり、照明光の光源としてスコープの先端に LED が配設されるタイプの携帯内視鏡システムの安全性を高めることを目的とする。

【0005】

【課題を解決するための手段】本発明に係る携帯内視鏡システムは、スコープの挿入部の先端に少なくとも 1 つ設けられる照明用の半導体発光素子と、照明用の半導体

発光素子の駆動電流を供給するための給電を行う主電源と、主電源と照明用の半導体発光素子との間に介在するように、主電源に電氣的に並列に接続される補助電源回路とを備え、補助電源回路は、出力電圧が主電源の出力電圧より低い補助電源と、主電源の出力電圧の降下を報知するための報知手段とを有し、主電源の出力電圧が補助電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下したとき、補助電源から照明用の半導体発光素子の駆動電流を供給するための給電が行われ、報知手段は、照明用の半導体発光素子と補助電源の間において、補助電源に直列に接

続されるよう介在させられることを特徴とする。
【0006】選択的に、報知手段は、補助電源から供給される駆動電流により動作する警告用半導体発光素子であり、選択的に、報知手段は、駆動電流が供給されると警告音を出力する警告音出力手段である。また、選択的に、報知手段として半導体発光素子と音声出力手段の双方を有していてもよい。

【0007】報知手段が音声出力手段である場合、好ましくは、補助電源回路は、音声出力手段への駆動電流の供給を停止し、警告音の出力を停止させる音声停止手段を有する。また、報知手段として警告用半導体発光素子と警告音出力手段の双方を有している場合、好ましくは、補助電源回路は、音声出力手段への駆動電流の供給を停止し、警告音の出力を停止させる警告音停止手段と、警告音停止手段の前記警告音の出力停止動作に連動して補助電源から警告用半導体発光素子に駆動電流を供給させる警告用半導体発光素子駆動手段を有する。

【0008】好ましくは、補助電源回路は、補助電源から照明用の半導体発光素子へ駆動電流を供給するための給電を行う際、該給電による電流が主電源へ逆流することを防止する逆流防止手段を有する。

【0009】好ましくは、主電源は、スコープに着脱自在に装着されるバッテリーユニットに設けられる。

【0010】また、本発明に係る携帯内視鏡システムは、スコープの挿入部の先端に少なくとも1つ設けられる照明用の半導体発光素子と、照明用の半導体発光素子の駆動電流を供給するための給電を行う第1の電源と、出力電圧が第1の電源の出力電圧より低い第2の電源と、第1の電源の出力電圧が第2の電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下した場合、第1の電源に代えて第2の電源から照明用の半導体発光素子へ駆動電流を供給するための給電を行う電源切り替え手段と、第1の電源の出力電圧が第2の電源の出力電圧より低い所定レベルまで降下したことを報知する報知手段とを備えることを特徴とする。

【0011】以上のように、本発明によれば、照明用の半導体発光素子へ駆動電流を供給する主電源の出力電圧が降下しても、補助電源から駆動電流が供給される。したがって、スコープの挿入部を患者の体内に挿入して観察中に、照明光が突然、途絶え、観察の続行が不可能と

なることがなく、携帯内視鏡システムとしての安全性が高まる。また、同時に主電源の出力電圧の降下を報知する手段を備えているため、使用者に主電源の交換の必要があることが知らされる。

【0012】上記報知手段として警告音出力手段を用いる場合、警告音出力手段の給電の停止手段を設けることにより、操作者の意思で警告音を停止することができる。したがって、スコープの操作中に音声が続けることによる心理的な圧迫が回避され、スコープ操作への集中力を低下させることがない。

【0013】補助電源から照明用の半導体発光素子への駆動電流供給のための給電が行われる場合、補助電源から出力される電流が主電源側へ逆流することを防止手段を設ける構成とすれば、主電源が誤充電されることが防止され、より安全性が高まる。

【0014】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面を参照して説明する。図1は本発明に係る第1実施形態が適用される携帯内視鏡の外観を概略的に示す図である。携帯内視鏡10は、剛性構造を有する操作部11と、操作部11から延在する可撓性導管である挿入部12を備える。携帯内視鏡10内には、内視鏡像を観察するための不図示のイメージガイド・ファイバー・バンドル（以下、イメージガイド）が設けられている。イメージガイドの先端部は挿入部12の先端まで延びており、基端部は操作部11に設けられた接眼部13まで延びている。

【0015】操作部11において挿入部12側には、鉗子チャンネル挿通口15が設けられ、操作部11において接眼部13側には、挿入部12の先端部近傍の湾曲部の向きを遠隔操作するための操作桿16が設けられる。操作部11において操作桿16の近傍には、鉗子チャンネルを通して吸引操作を行なうための吸引操作部17が設けられている。

【0016】装着口14には、バッテリーユニット20が装着されている。バッテリーユニット20は円筒状のハウジング21と装着ナット23を備える。バッテリーユニット20は、図2に示されるように、装着ナット23を回転させることにより装着口14に対して着脱自在である。

【0017】また、操作部11の把持部から離れた所定位置には警告表示灯18が設けられている。警告表示灯18は、バッテリーユニット20内に設けられたバッテリーパックの出力電圧が降下した際に赤色に点灯する。尚、バッテリーパックについては後述する。

【0018】図3は挿入部12の先端を拡大して示す断面図である。図3において、上述のイメージガイドは参照符号40で示される。挿入部12の先端の開口部には適当な剛性材料、例えば耐腐食性金属から形成される先端部30が固着されている。先端部30にはイメージガ

イド 40 の先端を収容するための貫通孔 31 が形成されている。イメージガイド 40 の先端には対物光学系 41 が配設される。貫通孔 31 の開口部には、対物光学系 41 を保護すると共に貫通孔 31 内部への異物の侵入を防止するための観察窓 42 が固定されている。

【0019】さらに、先端部 30 には断面に沿って貫通孔 32、33 が形成されている。貫通孔 32、33 の開口端近傍にはそれぞれ照明用 LED 51、52 が配設される。貫通孔 32、33 において照明用 LED 51、52 の出射光の光路上には発散光学系 53、54 が設けら 10 れる。配線 W11、W12、W21、W22 は LED 51、52 に駆動電流を供給するために装着口 14 (図 1) から後述の携帯内視鏡 10 側回路基板を介して延びる配線であり、バッテリーユニット 20 が装着口 14 に装着されると、装着口 14 およびバッテリーユニット 20 双方に設けられた接点 (不図示) を介してバッテリーユニット 20 内の回路基板に電気的に接続される。

【0020】図 4 は、先端部 30 の正面図であり、各部の相対的位置関係が模式的に示される。吐出孔 43 は挿入部 12 内に形成された送水／送気通路と連通されてお 20 り、圧縮空気、洗浄水が噴出され、観察窓 42 の曇りの除去や、洗浄が行なわれる。また、鉗子チャンネル 44 からは処置具、例えば生検鉗子のカップ部が露出され、患部の組織片の切り取り等が行なわれる。先端部 30 には、図 3 に示された照明用 LED 51、52 のほか、観察窓 42、吐出孔 43 および鉗子チャンネル 44 を除く領域に複数の照明用 LED 53～56 が配設される。尚、照明用 LED 53～56 の先端部 30 における構成は、上述の照明用 LED 51、52 の構成と同様である。

【0021】図 5 は照明用 LED 51～56 を駆動するための回路構成を示す図である。携帯内視鏡 10 側の回路基板上の回路において、照明用 LED 51～56 は直列に接続される。バッテリーユニット 20 内に設けられるバッテリーパック 100 (主電源) はリチウム電池で構成され、その出力電圧は 6V である。バッテリーユニット 20 が携帯内視鏡 10 に装着されると、バッテリーパック 100 と直列に接続された LED 51～56 を駆動する回路との間において、補助電源回路 110 がバッテリーパッ 30 ク 100 と並列に接続される。更に、バッテリーパック 100、補助電源回路 110 は、スイッチ 150 を介して昇圧回路 120 に接続される。

【0022】補助電源回路 110 は、バッテリー 111 (補助電源) と、警告表示用の警告用 LED 112 と、ダイオード 113 を備える。バッテリー 111 には出力電圧がバッテリーパック 100 の出力電圧よりも低い 3V のリチウム電池が使用され、警告用 LED 112 には例えば赤色光を発光する LED が用いられる。また、警告用 LED 112 は、発光する赤色光が外部から確認できる 50 よう上述の警告表示灯 18 内に設けられている。補助電

源回路 110 内において、警告用 LED 112 のカソード側とダイオード 113 のカソード側が接続され、警告用 LED 112 のアノード側がバッテリー 111 のプラス側に接続されるよう、各要素は直列に接続されている。また、バッテリーパック 100 のプラス側にダイオード 113 のアノード側が接続され、マイナス側にバッテリー 111 のマイナス側が接続される。

【0023】バッテリーパック 100 若しくはバッテリー 111 から発生される電圧は昇圧回路 120 により所定の電圧値まで昇圧される。昇圧回路 120 は、スイッチングにより入力電圧を昇圧させて出力する回路として構成されればよく、例えば汎用の昇圧型チョッパ IC が用いられる。

【0024】直列に接続された照明用 LED 51～56 のアノード側は昇圧回路 120 に接続され、上述の電圧値まで昇圧された電圧が印加される。照明用 LED 51～56 のカソード側はバイポーラ型のトランジスタ 130 のコレクタ端子に接続される。トランジスタ 130 のベース端子と昇圧回路 120 の間には定電流制御回路 140 が接続される。定電流制御回路 140 は基準電圧 IC と電流検出用の抵抗を用いた公知の回路として構成され、基準電圧 IC として例えば、汎用の可変型シャント・レギュレータ TL431 等が用いられる。定電流制御回路 140 により照明用 LED 51～56 は所定の電流値で定電流駆動される。

【0025】尚、昇圧回路 120 及び定電流制御回路 140 は公知の IC を用いて構成されるため詳細な回路構成の説明は省略する。

【0026】補助電源回路 110 と昇圧回路 120 の間 30 にはスイッチ 150 が接続されている。スイッチ 150 はバッテリーユニット 20 の照明ボタン 22 の回動操作に連動して ON/OFF が制御される。照明ボタン 22 が ON されてスイッチ 150 が ON されると、上述の回路を介して駆動電流が供給され、照明用 LED 51～56 は点灯し、照明ボタン 22 が OFF されてスイッチ 150 が OFF されると駆動電流の供給は停止し、照明用 LED 51～56 は消灯する。

【0027】ここで、第 1 実施形態の作用について説明する。バッテリーパック 100 の出力電圧が 6V であり、バッテリー 111 の出力電圧が 3V であるため、補助電源回路 110 におけるバッテリーパック 100 からの給電線とバッテリー 111 からの給電線の接続点である A 点においては電位差がある。したがって、バッテリーユニット 20 の照明ボタン 22 が回動操作されスイッチ 150 が ON されると、昇圧回路 120 には、バッテリーユニット 20 からダイオード 113、スイッチ 150 を介して電流が供給される。その結果、照明用 LED 51～56 は点灯する。

【0028】バッテリーパック 100 はリチウム電池で構成されるため、その出力電圧は次第に降下する。バッテ

リパック 100 の出力電圧の降下が進み、A 点の電位が 3 V 以下近辺のレベル、詳しくは 3 V から警告用 LED 112 の順方向電圧を差し引いた電圧値にまで降下すると、昇圧回路 120 にはバッテリー 111 から電流が供給され始める。上述のように、バッテリー 111 には警告用 LED 112 が直列に接続されている。したがって、バッテリー 111 からの電流供給に連動して、警告用 LED 112 に順方向に電流が流れアクティブとなり、赤色光が発光される。すなわち、バッテリーパック 100 の出力電圧がバッテリー 111 の出力電圧よりも所定の低いレベルにまで降下すると、警告用 LED 112 が発光され、バッテリーパック 100 の寿命が近づいてきており、交換の必要があることが上述の警告表示灯 18 を介して操作者に報知される。また、バッテリーパック 100 の出力電圧が所定のレベルまで降下すると自動的にバッテリー 111 から電流が供給されるため、挿入部 12 を患者の体内に挿入して観察中にバッテリー切れにより照明用 LED 51～56 が突然消灯し、観察不可能となることがない。

【0029】また、ダイオード 113 がバッテリー 111 とバッテリーパック 100 の間に介在しているため、バッテリーパック 100 に代わってバッテリー 111 から電流の供給が開始された場合、電流がバッテリーパック 100 側へ逆流しバッテリーパック 100 を構成するリチウム電池が誤充電されるという現象が防止される。

【0030】図 6 は本発明に係る第 2 実施形態が適用される携帯内視鏡の回路構成を示す図である。図 6 において、第 1 実施形態と同一の構成要素には同一の符号が付されている。第 2 実施形態においても、携帯内視鏡 10 にバッテリーユニット 20 が装着口 14 (図 1) に着脱自在に装着され、通常はバッテリーユニット 20 から昇圧回路 120 に給電されて昇圧回路 120 および定電流制御回路 140 を介して挿入部の先端の照明用 LED 51～56 に駆動電流が供給される、という構成は第 1 実施形態と同様である。尚、第 2 実施形態において、操作部 11 に設けられる警告表示灯 18 (図 1、2 参照) は押下可能な照光式スイッチとして構成される。

【0031】補助電源回路 210 は、バッテリー 111 と、LED 112 及びスイッチ 115 を内蔵した照光式スイッチ 116 と、ダイオード 113 と、ブザー 114 とを備える。LED 112 及びスイッチ 115 は直列に接続されると共に、ブザー 114 と照光式スイッチ 116 は並列に接続され、バッテリー 111 と補助電源回路 110 におけるバッテリーパック 100 からの給電線とバッテリー 111 からの給電線の接続点である A 点の間に介在させられる。照光式スイッチ 116 は、操作部 11 の警告表示灯 18 として設けられ、警告表示灯 18 が押されるたびに、警告用 LED 112 の ON、OFF 及びブザー停止用スイッチ 115 の ON、OFF が切り替えられる。

【0032】バッテリーパック 100 の出力電圧が 3 V 以

*下のレベル、詳しくは 3 V からブザー 114 の駆動電圧を差し引いた電圧値まで降下すると、バッテリー 111 から昇圧回路 120 側へ電流が供給され始める。その結果、ブザー 114 が駆動され、警告音が鳴らされる。すなわち、第 2 実施形態においては、バッテリーパック 100 の電圧降下が、最初にブザー音により操作者に報知される。なお、ここではブザーの駆動電圧は警告用 LED 112 の順電圧よりも高くなっている。

【0033】次いで上述の警告表示灯 18 を押すと、ブザー停止スイッチ 115 が連動して ON となる。ブザー停止スイッチ 115 が ON すると、警告用 LED 112 が ON してブザー 114 を駆動するのに必要なレベルの電圧が供給されなくなる。したがって、ブザー音が鳴っている最中に警告表示灯 18 を押せば、ブザー音を停止させることができる。尚、ブザー停止スイッチ 115 が ON され、ブザー音が停止されても、ブザー停止スイッチ 115 が ON することにより導通する回路を介して、バッテリー 111 から警告用 LED 112 への駆動電流の供給は続行されると共に、ブザー音に代わって警告表示灯 18 の点灯が行われる。

【0034】

【発明の効果】以上のように、本発明によれば、照明用 LED に駆動電流を供給する主電源の出力電圧の降下が操作者に報知されるとともに、主電源に代わって補助電源から駆動電流が供給される。したがって、電源の出力電圧の降下を知らずに携帯内視鏡が使用され続け、操作中に照明光が途絶えるということがなく、医療機器としての安全性が高まる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明に係る第 1 実施形態が適用される携帯内視鏡にバッテリーユニットが装着された状態の外観図である。

【図 2】携帯内視鏡からバッテリーユニットが取り外された状態を示す外観図である。

【図 3】携帯内視鏡の挿入部の先端の拡大断面図である。

【図 4】携帯内視鏡の挿入部の先端を正面から模式的に示す図である。

【図 5】携帯内視鏡の挿入部の先端に配設される照明用 LED に駆動電流を供給するための回路構成を示す図である。

【図 6】本発明に係る第 2 実施形態が適用される携帯内視鏡における、照明用 LED に駆動電流を供給するための回路構成を示す図である。

【符号の説明】

10 携帯内視鏡

20 バッテリーユニット

51、52、53、54、55、56 照明用 LED

100 バッテリーパック

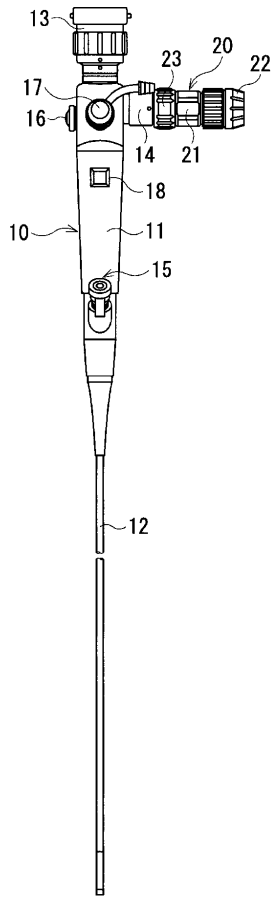
110、210 補助電源回路

111 バッテリ
112 警告用LED
113 ダイオード

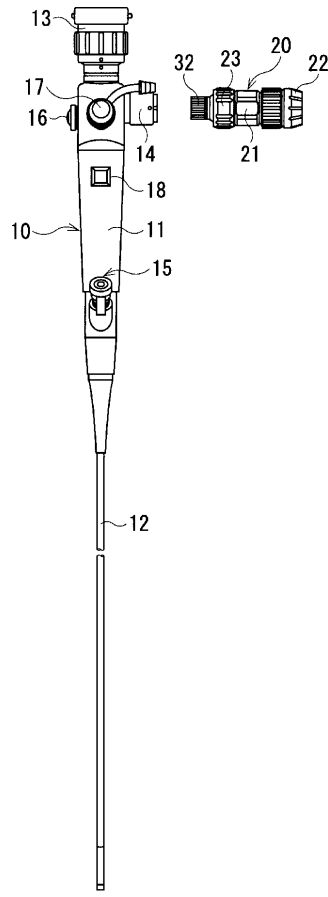
*120 昇圧回路
140 定電流制御回路

*

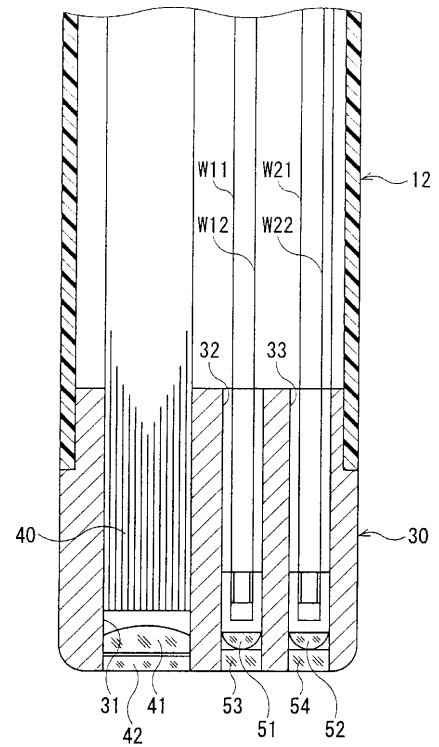
【図1】



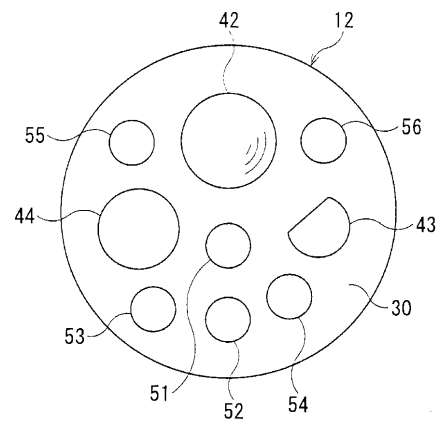
【図2】



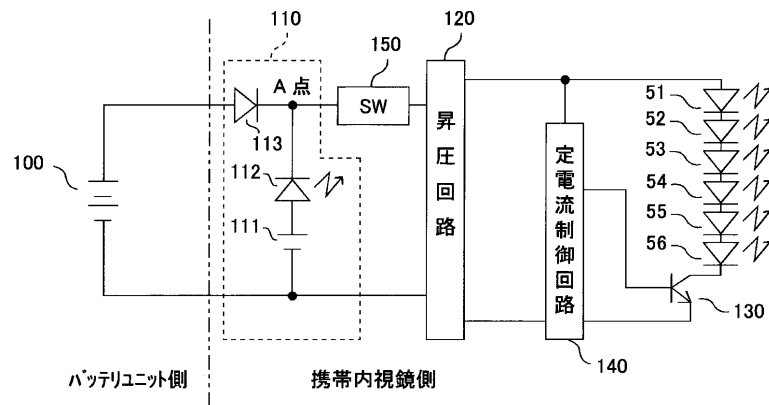
【図3】



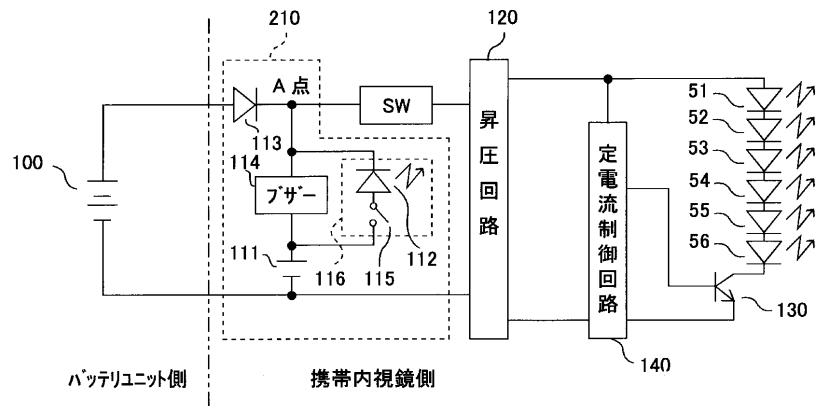
【図4】



【図5】



【図6】



专利名称(译)	便携式内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2003021792A	公开(公告)日	2003-01-24
申请号	JP2001209103	申请日	2001-07-10
[标]申请(专利权)人(译)	旭光学工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	宾得株式会社		
[标]发明人	金子邦清		
发明人	金子 邦清		
IPC分类号	G02B23/26 A61B1/06		
FI分类号	G02B23/26.B A61B1/06.A A61B1/00.650 A61B1/00.680 A61B1/00.718 A61B1/06 A61B1/06.531 A61B1/07.730 G02B23/24.A		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA03 2H040/CA04 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC04 4C061/DD03 4C061/FF11 4C061/FF40 4C061/FF46 4C061/FF50 4C061/JJ17 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C061/QQ09 4C061/RR24 4C061/RR30 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC04 4C161/DD03 4C161/FF11 4C161/FF40 4C161/FF46 4C161/FF50 4C161/JJ17 4C161/NN01 4C161/QQ06 4C161/QQ09 4C161/RR24 4C161/RR30		
代理人(译)	松浦 孝		
其他公开文献	JP4145511B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：当用于向照明用LED提供驱动电流的电源的输出电压下降时，在内窥镜的插入部分的尖端处自动切换具有照明用LED的便携式内窥镜系统中的电源。辅助电源电路110在输出电压为6V的电池组100与发光LED 51至56之间与电池组100并联连接。辅助电源电路110包括具有3V输出电压的电池111，警告LED 112和二极管113。发出红光的LED用作警告LED 112。警告LED 112的阴极侧与二极管113的阴极侧连接，警告LED 112的阳极侧与电池111连接。二极管113的阳极侧连接至电池组100的正侧，并且电池111的负侧连接至负侧。

