

(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2008-29557

(P2008-29557A)

(43) 公開日 平成20年2月14日(2008.2.14)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)	
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	372	2H040	
G02B	23/24	(2006.01)	A61B	1/04	362J	4C061	
H04N	7/18	(2006.01)	G02B	23/24	A	5C054	
			H04N	7/18	M		

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2006-205705 (P2006-205705)
 (22) 出願日 平成18年7月28日 (2006.7.28)

(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
 (74) 代理人 100078880
 弁理士 松岡 修平
 (72) 発明者 須田 忠明
 東京都板橋区前野町2丁目36番9号 ペンタックス株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA00 CA07 CA11 CA22 DA15
 GA02 GA11
 4C061 AA00 BB01 CC06 DD03 GG01
 HH51 JJ11 JJ17 LL02 MM05
 NN01 NN05 QQ02 SS03 WW18
 5C054 BA01 CC00 CC07 HA12

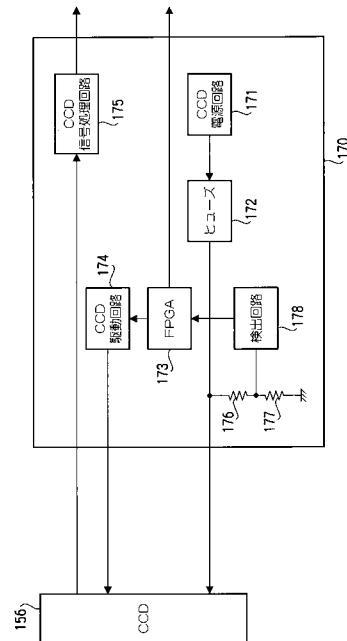
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡、及び、電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 撮像素子におけるラッチアップ発生を防止する。

【解決手段】 撮像素子に電源を供給するための電源部と、電源部から撮像素子への過電流を防止するためにその電源供給を遮断可能な電源供給遮断部と、外部機器から入力される信号に基づいて撮像素子を駆動制御するための駆動制御信号を当該撮像素子に出力する駆動制御部と、電源供給遮断部により電源供給が遮断されたときに、駆動制御部からの該駆動制御信号の出力を停止させる駆動制御停止手段とを具備した電子内視鏡を提供する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

撮像素子を備えた電子内視鏡において、
前記撮像素子に電源を供給するための電源部と、
前記電源部から前記撮像素子への過電流を防止するためにその電源供給を遮断可能な電源供給遮断部と、

外部機器から入力される信号に基づいて前記撮像素子を駆動制御するための駆動制御信号を当該撮像素子に出力する駆動制御部と、

前記電源供給遮断部により電源供給が遮断されたときに、前記駆動制御部からの該駆動制御信号の出力を停止させる駆動制御停止手段と、を具備したこと、を特徴とする電子内視鏡。

10

【請求項 2】

前記電源供給遮断部は、前記電源部と前記撮像素子との間に設置されたヒューズであること、を特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記ヒューズが切れたか否かを判定するヒューズ判定手段を更に具備し、

前記ヒューズが切れたと判定されたとき、前記駆動制御停止手段は、前記駆動制御部からの該駆動制御信号の出力を停止させること、を特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

請求項 1 から請求項 3 の何れかに記載の電子内視鏡と、当該電子内視鏡に接続され、前記撮像素子で撮像された映像をモニタ表示可能に処理する信号処理装置とを備えた電子内視鏡システムにおいて、

前記電源供給遮断部により電源供給が遮断されたとき、前記駆動制御停止手段はそれを報知する報知信号を前記信号処理装置に出力し、

前記信号処理装置は、受け取った報知信号に呼応して、前記モニタ上において該映像に所定のキャラクタを重畳して表示させること、を特徴とする電子内視鏡システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は撮像素子を備えた電子内視鏡に関する。またこのような電子内視鏡と、当該電子内視鏡に接続され、撮像素子で撮像された映像をモニタ表示可能に処理する信号処理装置とを備えた電子内視鏡システムに関する。

30

【背景技術】

【0002】

先端部に撮像素子を備えた電子内視鏡と、該撮像素子で取得された信号を処理してモニタに出力するプロセッサとを備えた電子内視鏡システムが広く知られ実用に供されている。

【0003】

このような電子内視鏡の先端部は、患者の負担を考慮して設計されており、小型化され且つ細径化された構造を持つ。例えば撮像素子を駆動するための駆動回路は、先端部を小型化・細径化させるため、当該先端部でなく電子内視鏡の基端部に設置されている。この駆動回路と撮像素子は、電子内視鏡の可撓管内部に配線された信号ケーブルにより接続されている。この信号ケーブルと撮像素子（及び駆動回路）は例えば半田で接続されている。

40

【0004】

ここで、例えばユーザ・オペレーションにより可撓管が屈曲されたとき、それに伴ってその内部の信号ケーブルも屈曲する。このような動作が繰り返されたとき、撮像素子と信号ケーブルとの半田による接続部分に繰り返し応力が作用することになる。このような繰り返し応力が過度に掛かる場合、当該接続部分での信号ケーブルの断線が懸念される。ま

50

た可撓管に対して外部から衝撃が加わることにより、信号ケーブルが他の部品に衝突したり擦れたりすることがある。信号ケーブルがこのような衝突や擦れを受ける度にその被覆部が徐々に摩耗し、内部（つまり電線）が露出することが考えられる。

【0005】

信号ケーブルの断線やその内部の露出は、撮像素子及び駆動回路を含む電子内視鏡システム内の回路を短絡させ得る。このような短絡が発生した場合、例えば撮像素子等に過電流が流れて異常加熱することがある。

【0006】

上記の如き短絡による過電流を防止する構成として、例えば下記特許文献1に、電源回路周辺に電源遮断用回路を実装した電源装置が開示されている。下記特許文献1に記載の電源装置によれば、当該装置内の回路に過電流が流れたとき、電源回路の入力側に設置されたヒューズ、或いはその出力側に設置された過電流検出回路が作動して電流が遮断される。電子内視鏡システムにおいてもこのような電源遮断用回路を採用し、上記の如き短絡等に起因した過電流を防止するよう構成することが考えられる。

10

【特許文献1】特開2005-38281号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかし、電源遮断用回路が作動して撮像素子に対する電源が遮断された場合、当該撮像素子には例えば駆動用の信号だけが入力することになる。すなわち撮像素子は、電源が供給されずに駆動信号だけが印加される状態になる。これは、電源電圧（ここでの電源電圧は遮断時のものであり例えば0ボルト）よりも著しく高い電圧が撮像素子に印加され、ラッチアップが発生し易い状態であることを意味する。ラッチアップが発生した場合、撮像素子が過度に加熱して故障するおそれがある。

20

【0008】

そこで、本発明は上記の事情に鑑みて、負荷系（例えば撮像素子）でのラッチアップ発生を防止することができる電子内視鏡、及び、電子内視鏡システムを提供することを課題としている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡は撮像素子を備えたものである。この電子内視鏡は、撮像素子に電源を供給するための電源部と、電源部から撮像素子への過電流を防止するためにその電源供給を遮断可能な電源供給遮断部と、外部機器から入力される信号に基づいて撮像素子を駆動制御するための駆動制御信号を当該撮像素子に出力する駆動制御部と、電源供給遮断部により電源供給が遮断されたときに、駆動制御部からの該駆動制御信号の出力を停止させる駆動制御停止手段とを具備したことを特徴としたものである。

30

【0010】

このように構成された電子内視鏡によれば、撮像素子に対する電源供給の遮断と連動して当該撮像素子に対する駆動信号の出力も停止される。このため電源電圧よりも著しく高い電圧が撮像素子に印加することがなくなり、ラッチアップの発生が好適に防止される。ラッチアップにより撮像素子が過度に加熱することもなくなり、熱損傷による故障も起らない。

40

【0011】

なお上記電源供給遮断部は、例えば電源部と撮像素子との間に設置されたヒューズであっても良い。

【0012】

また上記電子内視鏡は例えばヒューズが切れたか否かを判定するヒューズ判定手段を更に具備したものであっても良い。このヒューズ判定手段によりヒューズが切れたと判定されたとき、駆動制御停止手段は、駆動制御部からの該駆動制御信号の出力を停止させるよ

50

う動作する。

【 0 0 1 3 】

また上記の課題を解決する本発明の一態様に係る電子内視鏡システムは、上記電子内視鏡と、当該電子内視鏡に接続され、撮像素子で撮像された映像をモニタ表示可能に処理する信号処理装置とを備えたものである。この電子内視鏡システムにおいて、電源供給遮断部により電源供給が遮断されたとき、駆動制御停止手段はそれを報知する報知信号を信号処理装置に出力し、信号処理装置は、受け取った報知信号に呼応して、モニタ上において該映像に所定のキャラクタを重畳して表示させることを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 4 】

本発明に係る電子内視鏡及び電子内視鏡システムによれば、負荷系でのラッチアップ発生が好適に防止されるようになる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 1 5 】

以下、図面を参照して、本実施形態の電子内視鏡システムの構成及び作用について説明する。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム 1 0 の外観を概略的に示した図である。また、図 2 は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム 1 0 の構成を示したブロック図である。本実施形態の電子内視鏡システム 1 0 は、患者の体腔内を観察・診断するためのシステムであり、電子内視鏡 1 0 0、プロセッサ 2 0 0、及び、モニタ 3 0 0 を有している。

【 0 0 1 7 】

本実施形態の電子内視鏡 1 0 0 の末端部にはコネクタユニット 1 1 0 が設けられている。コネクタユニット 1 1 0 は二本のピンプラグを有している。また、プロセッサ 2 0 0 のフロント面にはプロセッサ側コネクタ部 2 1 0 が設けられている。プロセッサ側コネクタ部 2 1 0 は二つのジャックを有している。各対のピンプラグ - ジャックはそれぞれ光学的接続と電氣的接続を果たすためのものである。従ってコネクタユニット 1 1 0 とプロセッサ側コネクタ部 2 1 0 とが接続されることにより、電子内視鏡 1 0 0 とプロセッサ 2 0 0 とが光学的且つ電氣的に接続される。

【 0 0 1 8 】

コネクタユニット 1 1 0 にはユニバーサルコード 1 2 0 の一端が結合している。ユニバーサルコード 1 2 0 は可撓性を有しており、もう一端が操作部 1 3 0 に結合している。

【 0 0 1 9 】

操作部 1 3 0 は電子内視鏡 1 0 0 を術者に操作させるための入力インターフェースである。操作部 1 3 0 の操作釦を操作することにより、例えば体腔内に送気させたり洗浄液を噴射させたりすることができる。操作部 1 3 0 には挿入部可撓管 1 4 0 の一端が結合している。

【 0 0 2 0 】

挿入部可撓管 1 4 0 は患者の体腔内に挿入される管であり、可撓性を有している。挿入部可撓管 1 4 0 の先端には先端部 1 5 0 が設けられている。操作部 1 3 0 のアングルノブの操作によって先端部 1 5 0 根元付近の挿入部可撓管 1 4 0 が屈曲されると先端部 1 5 0 のアングルが変化し、それに伴って観察領域も変更される。

【 0 0 2 1 】

先端部 1 5 0 は硬質性の素材（例えば樹脂）で形成されており、撮像処理に必要とされる各要素が設けられている。本実施形態における上記要素は、配光レンズ 1 5 2、対物レンズ 1 5 4、及び、CCD 1 5 6 である。配光レンズ 1 5 2、及び、対物レンズ 1 5 4 は先端部 1 5 0 の前面に設置されたレンズである。CCD 1 5 6 は例えばベイヤー方式のカラー CCD である。受光面には多数の画素（受光素子）がマトリクス状に配列されている。受光面前面にはオンチップカラーフィルタが搭載されている。カラーフィルタは、R（

10

20

30

40

50

Red)、G (Green)、B (Blue)の何れかのカラーチップが各画素に対応してマトリクス状に配列されたものである。なお、ここで用いられるCCD156は原色フィルタを搭載したものに限定されず、例えば補色フィルタを搭載したものであっても良い。

【0022】

なお、電子内視鏡100内部にはその長手方向に沿ってライトガイド160が設置されている。ライトガイド160は光ファイバ束であり、その一端はコネクタユニット110のピンプラグに接続され、もう一端は配光レンズ152近傍に配置されている。また、コネクタユニット110内部には回路基板が設けられている。この回路基板には、CCD156の駆動制御、及び、CCD出力信号(後述)に対する処理を行うDSP(Digital Signal Processor)基板170が実装されている。

10

【0023】

プロセッサ200には、商用電源をDC電源に変換するための電源回路270が備えられている。プロセッサ200が商用電源に接続されているときに電源スイッチ(不図示)がオンされると、電源回路270で変換されたDC電源がプロセッサ200の各構成要素に供給され、当該プロセッサ200が動作可能となる。なお図面の簡略化のため、図1において電源回路270と各構成要素との結線を省略するものとする。

【0024】

プロセッサ200は、装置全体の制御を統括的に行うシステムコントロールユニット220を有している。このシステムコントロールユニット220の制御下で、各構成要素での処理が実行される。またプロセッサ200は光源装置として、ランプ230、ランプ制御回路232、及び、集光レンズ234を有している。

20

【0025】

ランプ230は体腔内を照射するための白色光の光源である。ランプ230には例えばメタルハライドランプや、キセノンランプ、ハロゲンランプ等が想定される。ランプ230はランプ制御回路232の制御により白色光を放射する。ランプ230からの放射光は、ランプ230の前方に設置された集光レンズ234によって集光される。集光された光は、プロセッサ側コネクタ部210を介して電子内視鏡100内部(より正確にはライトガイド160のコア)に入射する。

【0026】

ライトガイド160に入射した光はその内部を伝送して、先端部150側の端部から出射する。出射後、配光レンズ152を介して外部に放射されて患者の体腔内を照明する。これにより、外部から光の届かない体腔内が明るく照らされる。

30

【0027】

配光レンズ152から放射された照明光は、体腔内において反射されて対物レンズ154に入射する。ここで、CCD156は、その受光面が対物レンズ154の結像面と実質的に同位置となるように配置されている。従って対物レンズ154に入射した光は、対物レンズ154のパワーによりCCD156の受光面上で体腔内の光学像として結像される。

【0028】

ここで、図3に、CCD156及びDSP基板170の構成を抽出したブロック図を示す。DSP基板170は、図3に示されるように、CCD電源回路171、ヒューズ172、FPGA(Field Programmable Gate Array)173、CCD駆動回路174、CCD信号処理回路175、抵抗176、177、及び、検出回路178を有している。

40

【0029】

CCD電源回路171には、プロセッサ200の電源回路270からDC電源が供給される。電子内視鏡100の電源スイッチ(不図示)がオンされると、CCD電源回路171はこの電源をDC/DC変換してCCD156に駆動電圧を供給する。またDSP基板170の他の構成要素にも電源回路270からDC電源が供給される。これにより、電子内視鏡100が動作可能となる。

【0030】

50

FPGA 173には、プロセッサ200のシステムコントロールユニット220から出力された同期パルス(後述)が入力する。FPGA 173はこの同期パルスに基づいてCCD 156の駆動を制御するための制御信号を生成し、CCD駆動回路174に出力する。CCD駆動回路174は、この制御信号に従ってCCD 156に駆動信号を出力する。

【0031】

CCD 156はCCD駆動回路174からの駆動信号に従って駆動し、各画素において結像された光学像をその光量に応じた電荷として蓄積してCCD出力信号に変換する。次いで、この変換したCCD出力信号をDSP基板170に出力する。

【0032】

CCD出力信号はCCD信号処理回路175に入力する。このCCD信号処理回路175は周知の信号処理を実行し、入力される各画素のCCD出力信号を一つ一つ順次演算して、色成分(R成分、G成分、B成分の何れか)に関する信号(以下、「色成分信号」と記す)、及び、輝度信号を生成する。次いで、生成した信号をプロセッサ200に出力する。なお説明の便宜上、この色成分信号及び輝度信号を一括して表現するときは「画像信号」とする。

10

【0033】

次に、プロセッサ200で実行される信号処理について説明する。プロセッサ200にはCCD出力信号の処理に関わる手段として、絶縁回路240、前段処理回路242、画像メモリ244、ビデオ信号処理回路246、キャラクタ重畳回路248、及び、出力回路250を有している。

20

【0034】

電子内視鏡100から出力された画像信号は、プロセッサ側コネクタ部210及び絶縁回路240を介して前段処理回路242に入力する。なお絶縁回路240は、電子内視鏡100とプロセッサ200との間を伝送する信号を、例えば fotocopy等で別の媒体(ここでは光)に一時的に変換することにより、電子内視鏡100とプロセッサ200とを電氣的に絶縁させている。

【0035】

前段処理回路242は、入力した画像信号に対して増幅及びA/D変換等の処理を施して画像メモリ244に出力する。この画像メモリ244には画像信号がフレーム単位で格納される。格納されたフレーム単位の画像信号は所定のタイミング毎にビデオ信号処理回路246に出力される。この出力タイミングはシステムコントロールユニット220からの同期パルスに従って決定される。この同期パルスは上述したように、FPGA 173にも実質的に同一のタイミングで出力される。つまりこの同期パルスにより、プロセッサ200側での信号処理のタイミングとCCD 156の駆動タイミングとが同期する。

30

【0036】

ビデオ信号処理回路246は、画像メモリ244からの画像信号をモニタ300で表示可能な形態(カラー信号と輝度信号)に変換する。そして画像信号変換後、このカラー信号及び輝度信号を出力回路250に出力する。

【0037】

キャラクタ重畳回路248は、電子内視鏡100で撮像された体腔内の映像に所定のキャラクタを重畳表示させるための回路である。キャラクタ重畳回路248はシステムコントロールユニット220の制御に従って、所定のキャラクタが該映像に重畳表示されるようビデオ信号処理回路246と連携して動作する。

40

【0038】

出力回路250は、カラー信号及び輝度信号を各形式のビデオ信号(例えばコンポジットビデオ信号やSビデオ信号或いはRGBビデオ信号等)に変換してモニタ300に出力する。これにより、モニタ300に、患者の体腔内の映像(又は、該映像に所定のキャラクタが重畳された画像)が表示される。

【0039】

ここで、例えばCCD 156とDSP基板170とを接続する信号ケーブルが断線或い

50

はその内部が露出して、当該CCD156に電源を供給する信号線とグランドが短絡したとする。この場合、CCD電源回路171からCCD156に対して過電流が流れることになる。このため、CCD電源回路171の出力側に設置されたヒューズ172が機能して、CCD電源回路171からの電源供給が遮断される。これにより、CCD156に流れ得る過電流が防止される。

【0040】

ヒューズ172の状態は検出回路178によって検出される。この検出回路178は、抵抗176と177の間の電位を監視することでヒューズ172の状態を検出する。具体的には、CCD電源回路171からCCD156に電源が供給されている場合（以下、「通常状態」と記す）、抵抗176と177にも電圧が掛かる。このとき、抵抗176と177との抵抗値の比は、抵抗176と177の間の電位が所定の閾値よりも高くなるように設定されている。すなわち通常状態において検出回路178は、所定の閾値よりも高い電位を検出してFPGA173に「H」信号を出力する。

10

【0041】

FPGA173は、検出回路178の出力が「H」信号である場合、ヒューズ172が切れておらず電源供給が正常であると判断し、上述した通常の動作（すなわち同期パルスに基づいた上記制御信号の生成・出力）を行う。

【0042】

これに対して過電流が流れてヒューズ172が機能しCCD156に対する電源供給が絶たれた場合、抵抗176は開放された状態となり、抵抗177がブルダウン抵抗として機能するようになる。このときの抵抗176と177の間の電位は所定の閾値よりも低い値となる。検出回路178は所定の閾値よりも低い電位を検知すると、FPGA173に「L」信号を出力する。

20

【0043】

FPGA173は、検出回路178の出力が「L」信号である場合、CCD156に過電流が流れ電源が遮断されたことを報知する信号をシステムコントロールユニット220に出力する。次いで、上記制御信号の生成・出力を停止、或いは、駆動信号の出力停止を指示する信号をCCD駆動回路174に出力する。これにより、CCD156に対する駆動信号の出力が停止される。つまり本実施形態によれば、CCD156への電源の遮断と連動して当該CCD156への駆動信号の入力もなくなる。すなわち電源電圧（ここでは遮断時の0ボルトを意味する）よりも著しく高い電圧がCCD156に印加することがなくなり、ラッチアップの発生が好適に防止される。ラッチアップによりCCD156が過度に加熱することなくなり、熱損傷による故障も起こらない。

30

【0044】

またシステムコントロールユニット220はFPGA173からの報知信号に呼応して、キャラクタ重畳回路248を制御する。このときキャラクタ重畳回路248は、電子内視鏡100で短絡等の故障が発生したことを報知するためのキャラクタが該映像に重畳表示されるようビデオ信号処理回路246と連携して動作する。術者は、モニタ300に写し出される上記キャラクタを視認することで電子内視鏡100に不具合が出たことを把握できる。

40

【0045】

なおヒューズ172は例えば自己復帰型である。電子内視鏡100が修理されて短絡の原因が取り除かれると、CCD156及びDSP基板170は正常に動作できるようになる。ヒューズ172が例えば自己復帰型でない場合、電子内視鏡100修理時に当該ヒューズ172の交換も必要となる。

【0046】

また電源ラインに過電流が流れているか否かについては、例えば上記特許文献1では当該電源ラインの電流値を監視して判断している。これを本実施形態に当てはめて考えると、上記判断は、CCD156に対して流れる電流値を監視して実現されることになる。しかしこれでは各要素（例えば電源ライン、CCD156、監視用の抵抗等）の個体差

50

に依存して、検知される電流値がばらついてしまうと考えられる。これに対して本実施形態によれば、ヒューズ172の状態そのものを監視することで過電流検知を実現している。ヒューズ172の状態は、電流値検知と異なり各要素の個体差に左右され難い。従って本実施形態では、過電流の検知が比較的安定して行われる。

【0047】

以上が本発明の実施の形態である。本発明はこれらの実施の形態に限定されるものではなく様々な範囲で変形が可能である。例えば本実施形態ではCCD信号処理回路175がDSP基板170内に備えられているが、別の実施の形態ではプロセッサ200側に備えられていても良い。この場合、CCD信号処理回路175は、例えば絶縁回路240と前段処理回路242との間に位置するよう実装される。

10

【0048】

また抵抗176と177の抵抗値を適切な値に設定し、その間の電位をFPGA173が直接検知してヒューズ172の状態を判定させるようにすることで、検出回路178を省いた構成が実現される。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの外観を概略的に示した図である。

【図2】本発明の実施の形態の電子内視鏡システムの構成を示したブロック図である。

【図3】本発明の実施の形態のCCD及びDSP基板の構成を抽出したブロック図を示す。

20

【符号の説明】

【0050】

- 10 電子内視鏡システム
- 100 電子内視鏡
- 156 CCD
- 170 DSP基板
- 171 CCD電源回路
- 172 ヒューズ
- 173 FPGA
- 174 CCD駆動回路
- 175 CCD信号処理回路
- 176、177 抵抗
- 178 検出回路
- 200 プロセッサ
- 300 モニタ

30

专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2008029557A	公开(公告)日	2008-02-14
申请号	JP2006205705	申请日	2006-07-28
[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	須田 忠明		
发明人	須田 忠明		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
CPC分类号	A61B1/045 A61B1/00055 A61B1/05 G02B23/2476		
FI分类号	A61B1/04.372 A61B1/04.362.J G02B23/24.A H04N7/18.M A61B1/00.680 A61B1/045.622 A61B1/045.630 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/BA00 2H040/CA07 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA15 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/AA00 4C061/BB01 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/HH51 4C061/JJ11 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/MM05 4C061/NN01 4C061/NN05 4C061/QQ02 4C061/SS03 4C061/WW18 5C054/BA01 5C054/CC00 5C054/CC07 5C054/HA12 4C161/AA00 4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/HH51 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/MM05 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/QQ02 4C161/SS03 4C161/WW18		
其他公开文献	JP4814717B2		

摘要(译)

要解决的问题：防止图像拾取设备门锁。ZSOLUTION：该电子内窥镜具有用于向图像拾取装置供电的电源部分，能够切断电源以防止从电源部分到图像拾取装置的过电流的电源切断部分，驱动控制部分输出驱动控制信号到图像拾取装置，用于基于从外部设备输入的信号驱动控制图像拾取装置，以及驱动控制停止装置，当电源被电源切断切断时意味着，停止来自驱动控制部分的驱动控制信号的输出。Z

