

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4814717号
(P4814717)

(45) 発行日 平成23年11月16日(2011.11.16)

(24) 登録日 平成23年9月2日(2011.9.2)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 6 2 J
H 0 4 N	7/18	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	A
			H 0 4 N	7/18	M

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2006-205705 (P2006-205705)	(73) 特許権者	000113263
(22) 出願日	平成18年7月28日(2006.7.28)		H O Y A 株式会社
(65) 公開番号	特開2008-29557 (P2008-29557A)		東京都新宿区中落合2丁目7番5号
(43) 公開日	平成20年2月14日(2008.2.14)	(74) 代理人	100078880
審査請求日	平成21年4月23日(2009.4.23)		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
		審査官	井上 香緒梨

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡、及び、電子内視鏡システム

(57) 【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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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う動作する。

【0013】

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】

【0014】

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】

【0015】

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。

【0016】

図1は、本発明の実施の形態の電子内視鏡システム10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10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10は、患者の体腔内を観察・診断するた

10

20

30

40

50

めのシステムであり、電子内視鏡 100、プロセッサ 200、及び、モニタ 300 を有している。

【0017】

本実施形態の電子内視鏡 100 の末端部にはコネクタユニット 110 が設けられている。コネクタユニット 110 は二本のピンプラグを有している。また、プロセッサ 200 のフロント面にはプロセッサ側コネクタ部 210 が設けられている。プロセッサ側コネクタ部 210 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 110 とプロセッサ側コネクタ部 210 とが接続されることにより、電子内視鏡 100 とプロセッサ 200 とが光学的且つ電氣的に接続される。

10

【0018】

コネクタユニット 110 にはユニバーサルコード 120 の一端が結合している。ユニバーサルコード 120 は可撓性を有しており、もう一端が操作部 130 に結合している。

【0019】

操作部 130 は電子内視鏡 100 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 130 の操作鈕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 130 には挿入部可撓管 140 の一端が結合している。

【0020】

挿入部可撓管 140 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 140 の先端には先端部 150 が設けられている。操作部 130 のアングルノブの操作によって先端部 150 根元付近の挿入部可撓管 140 が屈曲されると先端部 150 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。

20

【0021】

先端部 150 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 152、対物レンズ 154、及び、CCD 156 である。配光レンズ 152、及び、対物レンズ 154 は先端部 150 の前面に設置されたレンズである。CCD 156 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（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 CCD 156 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。

30

【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。この回路基板上には、CCD 156 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。

40

【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

50

御回路 232、及び、集光レンズ 234 を有している。

【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。

10

【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、CCD 156 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 CCD 156 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、CCD 156 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。

20

【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 CCD 156 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】

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。

30

【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。

40

【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。

50

【 0 0 3 4 】

電子内視鏡 1 0 0 から出力された画像信号は、プロセッサ側コネクタ部 2 1 0 及び絶縁回路 2 4 0 を介して前段処理回路 2 4 2 に入力する。なお絶縁回路 2 4 0 は、電子内視鏡 1 0 0 とプロセッサ 2 0 0 との間を伝送する信号を、例えばフォトカップラ等で別の媒体（ここでは光）に一時的に変換することにより、電子内視鏡 1 0 0 とプロセッサ 2 0 0 とを電氣的に絶縁させている。

【 0 0 3 5 】

前段処理回路 2 4 2 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 2 4 4 へ出力する。この画像メモリ 2 4 4 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 2 4 6 へ出力される。この出力タイミングはシステムコントロールユニット 2 2 0 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、F P G A 1 7 3 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 2 0 0 側での信号処理のタイミングと C C D 1 5 6 の駆動タイミングとが同期する。

10

【 0 0 3 6 】

ビデオ信号処理回路 2 4 6 は、画像メモリ 2 4 4 からの画像信号をモニタ 3 0 0 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 2 5 0 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

キャラクタ重畳回路 2 4 8 は、電子内視鏡 1 0 0 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 2 4 8 はシステムコントロールユニット 2 2 0 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 2 4 6 と連携して動作する。

20

【 0 0 3 8 】

出力回路 2 5 0 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 R G B ビデオ信号等）に変換してモニタ 3 0 0 へ出力する。これにより、モニタ 3 0 0 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。

【 0 0 3 9 】

ここで、例えば C C D 1 5 6 と D S P 基板 1 7 0 とを接続する信号ケーブルが断線或いはその内部が露出して、当該 C C D 1 5 6 に電源を供給する信号線とグラウンドが短絡したとする。この場合、C C D 電源回路 1 7 1 から C C D 1 5 6 に対して過電流が流れることになる。このため、C C D 電源回路 1 7 1 の出力側に設置されたヒューズ 1 7 2 が機能して、C C D 電源回路 1 7 1 からの電源供給が遮断される。これにより、C C D 1 5 6 に流れ得る過電流が防止される。

30

【 0 0 4 0 】

ヒューズ 1 7 2 の状態は検出回路 1 7 8 によって検出される。この検出回路 1 7 8 は、抵抗 1 7 6 と 1 7 7 の間の電位を監視することでヒューズ 1 7 2 の状態を検出する。具体的には、C C D 電源回路 1 7 1 から C C D 1 5 6 に電源が供給されている場合（以下、「通常状態」と記す）、抵抗 1 7 6 と 1 7 7 にも電圧が掛かる。このとき、抵抗 1 7 6 と 1 7 7 との抵抗値の比は、抵抗 1 7 6 と 1 7 7 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 1 7 8 は、所定の閾値よりも高い電位を検出して F P G A 1 7 3 に「H」信号を出力する。

40

【 0 0 4 1 】

F P G A 1 7 3 は、検出回路 1 7 8 の出力が「H」信号である場合、ヒューズ 1 7 2 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。

【 0 0 4 2 】

これに対して過電流が流れてヒューズ 1 7 2 が機能し C C D 1 5 6 に対する電源供給が絶たれた場合、抵抗 1 7 6 は開放された状態となり、抵抗 1 7 7 がブルダウン抵抗として

50

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、FPGA 173 に「L」信号を出力する。

【0043】

FPGA 173 は、検出回路 178 の出力が「L」信号である場合、CCD 156 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、CCD 156 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、CCD 156 への電源の遮断と連動して当該 CCD 156 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 CCD 156 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 CCD 156 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。

10

【0044】

またシステムコントロールユニット 220 は FPGA 173 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。

20

【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、CCD 156 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、CCD 156 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、CCD 156、監視用の抵抗等）の個体差に依存して、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。

30

【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。

40

【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 FPGA 173 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。

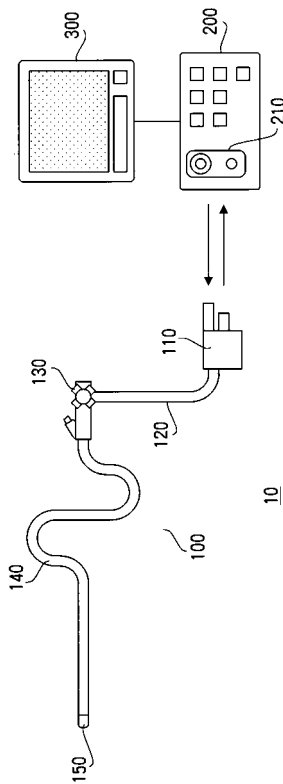
50

【符号の説明】

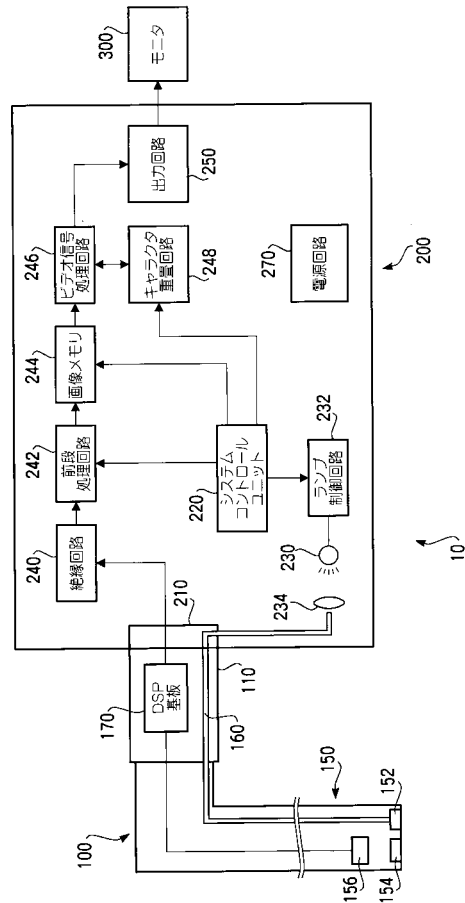
【0050】

- 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

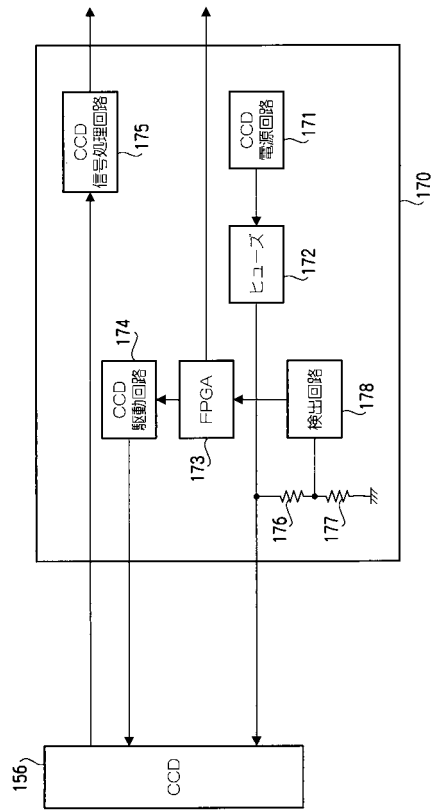
【図1】



【図2】



【 図 3 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07 - 194530 (JP, A)
特開平05 - 168588 (JP, A)
特開2002 - 65601 (JP, A)
特開平6 - 254048 (JP, A)
特開平11 - 299731 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 / 0 0
G 0 2 B	2 3 / 2 4
H 0 4 N	7 / 1 8

专利名称(译)	电子内窥镜和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4814717B2	公开(公告)日	2011-11-16
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		
当前申请(专利权)人(译)	HOYA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 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 5C054/BA01 5C054/CC00 5C054/CC07 5C054/HA12		
其他公开文献	JP2008029557A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：防止图像拾取设备闷锁。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，当电源被电源切断部分切断时意味着，停止来自驱动控制部分的驱动控制信号的输出。Z

【图2】

