

(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2010-88656

(P2010-88656A)

(43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 0	2 H 0 4 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 A	4 C 0 6 1
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 A	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-261641 (P2008-261641)
 (22) 出願日 平成20年10月8日 (2008.10.8)

(71) 出願人 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目26番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (72) 発明者 林 健太郎
 埼玉県さいたま市北区植竹町1丁目324
 番地 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 DA11 DA21 DA57
 GA02 GA11
 4C061 BB02 CC06 DD03 JJ11 JJ18
 LL02 NN01 SS30 TT12

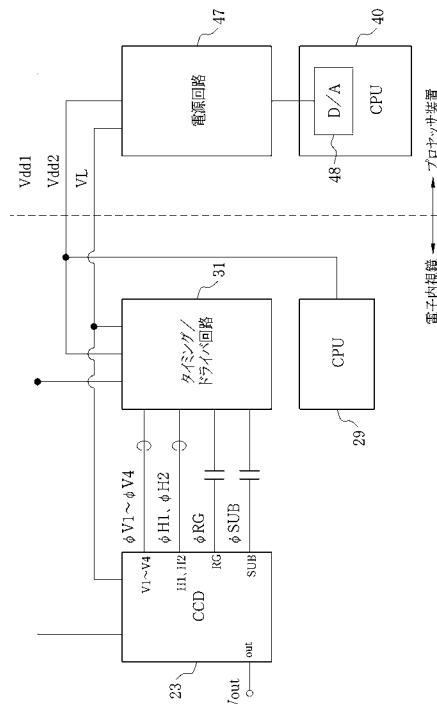
(54) 【発明の名称】 内視鏡用プロセッサ装置、内視鏡用プロセッサ装置の電源電圧供給方法、並びに内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】 簡便な構成で、個体差によらず常に最適な状態で電子内視鏡の固体撮像素子を駆動させる。

【解決手段】 プロセッサ装置11は、CPU40と、電源回路47と、デジタル/アナログ変換器(D/A)48とを備える。電源回路47は、電子内視鏡10のCCD23、CPU29、およびタイミング/ドライバ回路31に電源電圧を供給する。D/A48は、電源回路47に接続され、CPU40から入力されるデジタル信号をアナログ信号に変換して出力する。CPU40は、電子内視鏡10のCPU29と通信し、電子内視鏡10のEEPROM30に記憶された電子内視鏡10の型番のデータを受け取る。CPU40は、型番のデータに対応する電源電圧の適正值を、ROM41に格納された適正值テーブル60から読み出す。CPU40は、電源電圧を適正值に調整するためのデジタル信号を決定し、D/A48に出力する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する電源回路と、
電子内視鏡の情報を取得する情報取得手段と、
前記情報取得手段によって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値を決定するCPUと、
前記電源回路に接続され、前記CPUで決定した調整値をデジタル信号からアナログ信号に変換して出力するデジタル/アナログ変換器とを備えることを特徴とする内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 2】

前記情報取得手段は、電子内視鏡のIDを情報として取得し、
IDに対応する電源電圧の適正値のデータを格納する第一データ格納手段を備え、
前記CPUは、前記情報取得手段によって得られたIDに対応する電源電圧の適正値のデータを前記第一データ格納手段から読み出すことで、調整値を決定することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 3】

IDと電源電圧の適正値のデータを前記第一データ格納手段に登録するためのデータ入力手段を備えることを特徴とする請求項2に記載の内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 4】

前記情報取得手段は、電源電圧の適正値を情報として取得し、
前記CPUは、前記情報取得手段によって得られた電源電圧の適正値を元に、調整値を決定することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 5】

ある設定電圧値を出力するように前記電源回路を駆動し、そのときの出力電圧の実測値と設定電圧値とを元に得られる補正データを格納する第二データ格納手段を備え、
前記CPUは、補正データに基づいて、設定電圧値と実測値が一致するように前記デジタル/アナログ変換器の駆動を制御することを特徴とする請求項1ないし4のいずれかに記載の内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 6】

タイプの異なる複数の電子内視鏡を接続するための複数口のソケットを備えることを特徴とする請求項1ないし5のいずれかに記載の内視鏡用プロセッサ装置。

【請求項 7】

内視鏡用プロセッサ装置の電源回路から、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する方法であって、
電子内視鏡の情報を情報取得手段で取得する第一ステップと、
前記第一ステップによって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値をCPUで決定する第二ステップと、
電源回路に接続されたデジタル/アナログ変換器に、前記第二ステップで決定した調整値を入力し、これをデジタル/アナログ変換器でデジタル信号からアナログ信号に変換して出力する第三ステップとを備えることを特徴とする内視鏡用プロセッサ装置の電源電圧供給方法。

【請求項 8】

被検体内の被観察部位の像光を撮像する固体撮像素子を有する電子内視鏡と、
固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を前記電子内視鏡に供給する電源回路、前記電子内視鏡の情報を取得する情報取得手段、情報取得手段によって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値を決定するCPU、並びに、電源回路に接続され、CPUで決定した調整値をデジタル信号からアナログ信号に変換して出力するデジタル/アナログ変換器を有するプロセッサ装置とで構成されることを特徴とする内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

10

20

30

40

50

【技術分野】**【0001】**

本発明は、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する電源回路を備える内視鏡用プロセッサ装置、内視鏡用プロセッサ装置の電源電圧供給方法、並びに内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

従来、医療分野において、電子内視鏡を利用した検査が広く普及している。電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端に、CCDイメージセンサ等の固体撮像素子を有する。電子内視鏡は、コードやコネクタを介して内視鏡用プロセッサ装置（以下、プロセッサ装置と略す）に接続される。プロセッサ装置は、固体撮像素子から出力された撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する内視鏡画像を生成する。内視鏡画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。

10

【0003】

電子内視鏡とプロセッサ装置は、電子内視鏡のIDや使用履歴といったデータを相互に遣り取りする通信機能を有する（特許文献1～5参照）。電子内視鏡が接続されると、プロセッサ装置は、まず、通信用の電源電圧を電子内視鏡に供給し、電子内視鏡から必要なデータを受け取る。そして、受け取ったデータに応じて、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する。

【0004】

特許文献1では、電子内視鏡から受け取ったIDに基づいて、電子内視鏡に搭載されている固体撮像素子を判別し、その判別結果に応じて、撮像信号から得られたクロマ信号に対する抑圧レベルを変更している。段落[0030]、[0042]～[0045]および図2、4には、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧の値を調整する抵抗を電子内視鏡に設け、その抵抗値を適宜設定することで、各固体撮像素子に適した電源電圧を供給する旨が記載されている。

20

【特許文献1】特開2003-204932号公報

【特許文献2】特開2007-209570号公報

【特許文献3】特開2007-229305号公報

【特許文献4】特開2007-050108号公報

【特許文献5】特開2008-149125号公報

30

【発明の開示】**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

電子内視鏡に供給する電源電圧は、標準電圧値が予め定められているものの、実際には、固体撮像素子の個体差によって各固体撮像素子で最適な電圧値は異なる。従来、電子内視鏡に供給する電源電圧は標準電圧値に倣っていたため、最適な状態で固体撮像素子を駆動しているとは言い切れず、場合によっては内視鏡画像の画質劣化を引き起こす原因ともなり兼ねない。

【0006】

加えて、最近では高画質、高精細なモニタを採用するユーザが増える傾向にあり、内視鏡画像の高画質化の要望と相俟って、最適な状態で固体撮像素子を駆動させる必要性が高まっている。

40

【0007】

一方、電源電圧を供給する側であるプロセッサ装置の電源回路にも個体差があり、必ずしも設定通りの電圧値で電源電圧が供給されるとは限らない。

【0008】

特許文献1に記載の発明は、電子内視鏡毎に異なる抵抗を設ける必要があり、製造や管理が煩雑且つ面倒である。また、プロセッサ装置の電源回路の個体差による電源電圧のばらつきを抑えることはできない。

50

【 0 0 0 9 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、その目的は、簡便な構成で、個体差によらず常に最適な状態で電子内視鏡の固体撮像素子を駆動させることにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

上記目的を達成するために、本発明の内視鏡用プロセッサ装置は、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する電源回路と、電子内視鏡の情報を取得する情報取得手段と、前記情報取得手段によって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値を決定するCPUと、前記電源回路に接続され、前記CPUで決定した調整値をデジタル信号からアナログ信号に変換して出力するデジタル/アナログ変換器とを備えることを特徴とする。

10

【 0 0 1 1 】

適正値とは、内視鏡画像の画質劣化を生じさせない、あるいは軽減させるように固体撮像素子を駆動させることができる電源電圧の値である。

【 0 0 1 2 】

前記情報取得手段は、電子内視鏡のIDを情報として取得する。この場合、IDに対応する電源電圧の適正値のデータを格納する第一データ格納手段を備えることが好ましい。前記CPUは、前記情報取得手段によって得られたIDに対応する電源電圧の適正値のデータを前記第一データ格納手段から読み出すことで、調整値を決定する。

20

【 0 0 1 3 】

また、IDと電源電圧の適正値のデータを前記第一データ格納手段に登録するためのデータ入力手段を備えることが好ましい。新機種やバージョンアップに柔軟に対応することができる。

【 0 0 1 4 】

前記情報取得手段は、電源電圧の適正値を情報として取得する。前記CPUは、前記情報取得手段によって得られた電源電圧の適正値を元に、調整値を決定する。この場合は前記第一データ格納手段および前記データ入力手段は必要ない。

【 0 0 1 5 】

ある設定電圧値を出力するように前記電源回路を駆動し、そのときの出力電圧の実測値と設定電圧値とを元に得られる補正データを格納する第二データ格納手段を備えることが好ましい。この場合、前記CPUは、補正データに基づいて、設定電圧値と実測値が一致するように前記デジタル/アナログ変換器の駆動を制御する。電源回路の個体差をも吸収することができる。

30

【 0 0 1 6 】

タイプの異なる複数の電子内視鏡を接続するための複数口のソケットを備えることが好ましい。

【 0 0 1 7 】

本発明の内視鏡用プロセッサ装置の電源電圧供給方法は、内視鏡用プロセッサ装置の電源回路から、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を電子内視鏡に供給する方法であって、

40

電子内視鏡の情報を情報取得手段で取得する第一ステップと、前記第一ステップによって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値をCPUで決定する第二ステップと、電源回路に接続されたデジタル/アナログ変換器に、前記第二ステップで決定した調整値を入力し、これをデジタル/アナログ変換器でデジタル信号からアナログ信号に変換して出力する第三ステップとを備えることを特徴とする。

【 0 0 1 8 】

本発明の内視鏡システムは、被検体内の被観察部位の像光を撮像する固体撮像素子を有する電子内視鏡と、固体撮像素子を駆動させるための電源電圧を前記電子内視鏡に供給する電源回路、前記電子内視鏡の情報を取得する情報取得手段、情報取得手段によって得られた情報に基づいて、電源電圧を適正値に調整するための調整値を決定するCPU、並び

50

に、電源回路に接続され、CPUで決定した調整値をデジタル信号からアナログ信号に変換して出力するデジタル/アナログ変換器を有するプロセッサ装置とで構成されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0019】

本発明によれば、電子内視鏡の情報に基づいて、電子内視鏡に供給する電源電圧が適正値となるように、デジタル/アナログ変換器およびCPUで電源電圧を調整するので、簡便な構成で、個体差によらず常に最適な状態で電子内視鏡の固体撮像素子を駆動させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

図1において、内視鏡システム2は、電子内視鏡10、プロセッサ装置11、および光源装置12からなる。電子内視鏡10は、周知の如く、患者の体腔内に挿入される可撓性の挿入部13と、挿入部13の基端部分に連設された操作部14と、プロセッサ装置11および光源装置12に接続されるコネクタ15と、操作部14、コネクタ15間を繋ぐユニバーサルコード16とを有する。

【0021】

挿入部13の先端には、観察窓20、照明窓21（ともに図2参照）等が設けられている。観察窓20の奥には、対物光学系22を介して、体腔内撮影用のCCD23が配されている（いずれも図2参照）。照明窓21は、ユニバーサルコード16や挿入部13に配設されたライトガイド32、および照明レンズ24（ともに図2参照）で導光される光源装置12からの照明光を、被観察部位に照射する。

【0022】

操作部14には、挿入部13の先端を上下左右方向に湾曲させるためのアングルノブや、挿入部13の先端からエア、水を噴出させるための送気・送水ボタンの他、内視鏡画像を静止画記録するためのリリースボタン等が設けられている。

【0023】

また、操作部14の先端側には、電気メス等の処置具が挿通される鉗子口が設けられている。鉗子口は、挿入部13内の鉗子チャンネルを通して、挿入部13の先端に設けられた鉗子出口に連通している。

【0024】

プロセッサ装置11は、光源装置12と電氣的に接続され、内視鏡システム2の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置11は、ユニバーサルコード16や挿入部13内に挿通された伝送ケーブルを介して、電子内視鏡10に給電を行い、CCD23の駆動を制御する。また、プロセッサ装置11は、伝送ケーブルを介して、CCD23から出力された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種処理を施して画像データを生成する。プロセッサ装置11で生成された画像データは、プロセッサ装置11にケーブル接続されたモニタ17に内視鏡画像として表示される。

【0025】

図2において、電子内視鏡10は、前述の観察窓20、照明窓21、対物光学系22、CCD23、および照明レンズ24が挿入部13の先端に設けられ、アナログ信号処理回路（以下、AFEと略す）25等が操作部14に設けられている。

【0026】

CCD23は、例えば、インターライン転送方式のCCDイメージセンサであり、観察窓20、対物光学系22（レンズ群およびプリズムからなる）を經由した体腔内の被観察部位の像光が、撮像面に入射するように配置されている。

【0027】

CCD23は、受光素子（フォトダイオード）、垂直転送部、水平転送部、出力部等の周知の構成を有する。受光素子は、二次元マトリクス状にCCD23の撮像面に配置され、光電変換により入射光に応じた信号電荷を生成して蓄積する。垂直転送部は、受光素子

10

20

30

40

50

の垂直列毎に設けられ、受光素子から信号電荷を読み出し、読み出した信号電荷を垂直転送する。水平転送部は、各垂直転送部の出力端に共通に接続され、垂直転送部から出力された信号電荷を水平転送する。出力部は、水平転送部の出力端に接続され、水平転送部から出力された信号電荷を電圧に変換して出力する。

【0028】

CCD23の撮像面には、複数の色セグメントからなるカラーフィルタ（例えば、ベイヤー配列の原色カラーフィルタ、図示せず）が形成されている。

【0029】

A FE 25は、相関二重サンプリング回路（以下、CDSと略す）26、自動ゲイン制御回路（以下、AGCと略す）27、およびアナログ/デジタル変換器（以下、A/Dと略す）28から構成されている。CDS26は、CCD23から出力される撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CCD23で生じるリセット雑音およびアンプ雑音の除去を行う。AGC27は、CDS26によりノイズ除去が行われた撮像信号を、プロセッサ装置11から指定されるゲイン（増幅率）で増幅する。A/D28は、AGC27により増幅された撮像信号を、所定のビット数のデジタル信号に変換する。A/D28でデジタル化された撮像信号は、ユニバーサルコード16、コネクタ15を介してプロセッサ装置11に入力され、デジタル信号処理回路（以下、DSPと略す）43の作業用メモリ（図示せず）に一旦格納される。

10

【0030】

電子内視鏡10の操作部14には、A FE 25の他に、CPU29、EEPROM30、およびタイミング/ドライバ回路31が設けられている。CPU29は、プロセッサ装置11のCPU40と通信を行うとともに、A FE 25、タイミング/ドライバ回路31等の各部の動作を制御する。EEPROM30には、電子内視鏡10の型番（ID、図5参照）がデータとして記憶されている。

20

【0031】

タイミング/ドライバ回路31は、タイミングジェネレータとCCD23のドライバを兼ねる。タイミング/ドライバ回路31は、CCD23を駆動するための各種駆動パルス（図3参照）とA FE 25用の同期パルスとを発生する。CCD23は、タイミング/ドライバ回路31からの駆動パルスに応じて撮像動作を行い、撮像信号を出力する。A FE 25の各部26～28は、タイミング/ドライバ回路31からの同期パルスに基づいて動作する。

30

【0032】

CPU29は、電子内視鏡10とプロセッサ装置11とが接続された後、プロセッサ装置11のCPU40からの動作開始指示に応じて、タイミング/ドライバ回路31を駆動させるとともに、AGC27のゲインを調整する。

【0033】

CPU40は、プロセッサ装置11全体の動作を統括的に制御する。CPU40は、図示しないデータバスやアドレスバス、制御線を介して各部と接続している。ROM41には、プロセッサ装置11の動作を制御するための各種プログラム（OS、アプリケーションプログラム等）やデータ（グラフィックデータ等）が記憶されている。CPU40は、ROM41から必要なプログラムやデータを読み出して、作業用メモリであるRAM42に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU40は、検査日時、患者や術者の情報等の文字情報といった検査毎に変わる情報を、後述する操作部46やLAN (Local Area Network)等のネットワークより得て、RAM42に記憶する。

40

【0034】

DSP43は、A FE 25からの撮像信号を作業用メモリから読み出す。DSP43は、読み出した撮像信号に対して、色分離、色補間、ゲイン補正、ホワイトバランス調整、ガンマ補正等の各種信号処理を施し、画像データを生成する。DSP43で生成された画像データは、デジタル画像処理回路（以下、DIPと略す）44の作業用メモリ（図示せず）に入力される。

50

【 0 0 3 5 】

D I P 4 4 は、C P U 4 0 の制御に従って各種画像処理を実行する。D I P 4 4 は、D S P 4 3 で処理された画像データを作業用メモリから読み出す。D I P 4 4 は、読み出した画像データに対して、電子変倍、あるいは色強調、エッジ強調、分光特性抽出等の各種画像処理を施す。D I P 4 4 で各種画像処理を施された画像データは、表示制御回路 4 5 に入力される。

【 0 0 3 6 】

表示制御回路 4 5 は、D I P 4 4 からの処理済みの画像データを格納する V R A M を有する。表示制御回路 4 5 は、C P U 4 0 から R O M 4 1 および R A M 4 2 のグラフィックデータを受け取る。グラフィックデータには、内視鏡画像の無効画素領域を隠して有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは患者や術者の情報等の文字情報、グラフィカルユーザインターフェース (G U I ; Graphical User Interface) といったものがある。表示制御回路 4 5 は、D I P 4 4 からの画像データに対して、表示用マスク、文字情報、G U I の重畳処理、モニタ 1 7 の表示画面への描画処理等の各種表示制御処理を施す。

10

【 0 0 3 7 】

表示制御回路 4 5 は、V R A M から画像データを読み出し、読み出した画像データをモニタ 1 7 の表示形式に応じたビデオ信号 (コンポーネント信号、コンポジット信号等) に変換する。これにより、モニタ 1 7 に内視鏡画像が表示される。

【 0 0 3 8 】

操作部 4 6 は、プロセッサ装置 1 1 の筐体に設けられる操作パネル、あるいは、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスである。C P U 4 0 は、操作部 4 6 からの操作信号に応じて、各部を動作させる。

20

【 0 0 3 9 】

電源回路 4 7 は、いわゆる定電圧源であり、電子内視鏡 1 0 の C C D 2 3、C P U 2 9、およびタイミング/ドライバ回路 3 1 に各種電源電圧を供給する。電源回路 4 7 は、C P U 4 0 からの指示を受けて電源電圧の供給を開始する。

【 0 0 4 0 】

図 3 において、電源回路 4 7 は、 $V d d 1$ 、 $V d d 2$ 、 $V L$ ($V d d 1 > V d d 2 > 0$ 、 $V L < 0$) の三種の電源電圧を出力する。 $V d d 1$ と $V L$ は C C D 2 3 およびタイミング/ドライバ回路 3 1 に、 $V d d 2$ は C P U 2 9 およびタイミング/ドライバ回路 3 1 にそれぞれ供給される。

30

【 0 0 4 1 】

C P U 2 9 は、 $V d d 2$ の供給を受けて動作を開始する。これと同時に、C P U 2 9 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 から型番のデータを要求する信号を受ける。C P U 2 9 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 からの要求に応じて、E E P R O M 3 0 から型番のデータを読み出し、これを C P U 4 0 に送信する。

【 0 0 4 2 】

タイミング/ドライバ回路 3 1 は、C P U 2 9 からの指示で動作を開始する。タイミング/ドライバ回路 3 1 は、各種電源電圧 $V d d 1$ 、 $V d d 2$ 、 $V L$ を元に、垂直転送パルス $V 1$ 、 $V 2$ 、 $V 3$ 、 $V 4$ 、水平転送パルス $H 1$ 、 $H 2$ 、リセットパルス $R G$ 、オーバーフロードレイン (以下、O F D と略す) パルス $S U B$ を発生させる。

40

【 0 0 4 3 】

具体的には、垂直転送パルス $V 1 \sim V 4$ は、グラウンド電位を最大値、 $V L$ を最小値として生成したパルスに、 $V d d 1$ のレベルの読み出しパルスを重畳したものである。水平転送パルス $H 1$ 、 $H 2$ およびリセットパルス $R G$ は、 $V d d 2$ を最大値、グラウンド電位を最小値として生成される。O F D パルス $S U B$ は、 $V d d 1$ を元に、後述するオフセット電圧を加算する C C D 2 3 内の加算部 (図示せず) 等によって生成される。

【 0 0 4 4 】

垂直転送パルス $V 1 \sim V 4$ は、C C D 2 3 の四個の垂直転送ゲート端子 $V 1 \sim V 4$

50

に入力される。CCD 23の垂直転送部は、垂直転送パルス $V_1 \sim V_4$ により四相駆動される。水平転送パルス H_1 、 H_2 は、CCD 23の二個の水平転送ゲート端子 H_1 、 H_2 に入力される。水平転送部は、水平転送パルス H_1 、 H_2 により二相駆動される。

【0045】

リセットパルス R_G は、CCD 23のリセットゲート端子 R_G に入力される。リセットパルス R_G は、CCD 23の出力部を構成するリセットゲートに印加される。リセットパルス R_G がリセットゲートに印加されることで、水平転送部からフローティングディフュージョン (FD) 部に次の画素の信号電荷が転送される前に、FD部内に蓄積された電荷電圧変換後の信号電荷がリセットドレインへ破棄される。リセットドレインには、 V_{dd1} に基づいた電圧が印加されている。

10

【0046】

OFDパルス SUB は、CCD 23のOFD端子 SUB に入力される。OFD端子 SUB は、CCD 23を構成する半導体基板 (サブストレート) に導通している。OFDパルス SUB の最小電圧であるオフセット電圧がOFD端子 SUB に印加されているときは、受光素子の電荷蓄積部に電荷を蓄積するための電位井戸が形成される。CCD 23の電荷蓄積動作はこの電位状態で行われる。電荷蓄積部の信号電荷が過剰になると、オーバーフローした信号電荷は電位井戸の障壁を乗り越え、半導体基板に排出される。このオフセット電圧に応じて、電荷蓄積部の飽和蓄積電荷量、つまりCCD 23の感度が変化する。

20

【0047】

一方、OFD端子 SUB にOFDパルス SUB の最大電圧であるパルス電圧が印加された場合には、電位井戸の半導体基板側の障壁が消失し、電荷蓄積部内の全ての電荷が半導体基板に排出される。この排出動作は、電荷蓄積動作を開始する直前の、いわゆる電子シャッタ動作として行われる。

【0048】

CCD 23は、タイミング/ドライバ回路 31からの各種駆動パルスが入力されて動作を開始する。CCD 23は、受光素子で生成された信号電荷を垂直、水平転送部で出力部に転送し、出力部にて信号電荷を電圧 V_{out} に変換して、これを撮像信号として信号出力端子 out から出力する。なお、 V_L は、CCD 23の入力保護トランジスタのバイアスに用いられる。

30

【0049】

電源回路 47には、デジタル/アナログ変換器 (以下、D/Aと略す) 48が接続されている。D/A 48は、CPU 40と同じ回路基板に実装されている。D/A 48は、CPU 40から入力されるデジタル信号をアナログ信号に変換して出力する。

【0050】

図4において、D/A 48には、基準電圧 V_{ref} が印加されており、抵抗 $R_{D/A}$ を介して電源回路 47の出力端に接続されている。D/A 48には、例えば10bitのデジタル信号がCPU 40から入力される。例えばデジタル信号「1023 (10進数)」が入力されると、D/A 48の出力電圧 $V_{D/A}$ は最小値 (0V) をとり、デジタル信号「0」が入力されると最大値をとる。

40

【0051】

各種電源電圧 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 V_L は、D/A 48の出力電圧 $V_{D/A}$ の増減に応じてその値が変化する。出力電圧 $V_{D/A}$ が最小値のときには、各種電源電圧 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 V_L は最大値をとる。逆に、出力電圧 $V_{D/A}$ が最大値のときには最小値をとる。各種電源電圧 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 V_L は、例えばデジタル信号の1LSB毎に1mVずつ増減する。

【0052】

各抵抗 R_1 、 R_2 、 $R_{D/A}$ の抵抗値は、各種電源電圧 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 V_L の調整範囲 (最大値と最小値の差)、出力電圧 $V_{D/A}$ の分解能等に対して一義的に決まる。

50

なお、電源回路47およびD/A48は一台しか図示していないが、実際には、各種電源電圧V_{dd1}、V_{dd2}、V_Lを出力する三つの電源回路があり、D/Aも各電源回路に対して一つずつ用意されている。

【0053】

CPU40は、図5に示す適正值テーブル60に基づいて、D/A48に入力すべきデジタル信号(調整値)を決定する。適正值テーブル60は、ROM41に格納されている。適正值テーブル60は、電子内視鏡10の型番と各種電源電圧V_{dd1}、V_{dd2}、V_Lの適正值とをデータテーブル形式で記憶する。適正值テーブル60の各データは、操作部46を操作することで新規に登録することが可能である。

【0054】

型番は、例えば「S-A-001」、「S-A-002」等であり、「A」は電子内視鏡10のタイプを表し、「001」、「002」はそのタイプのバージョンを表す。従って、図5例では、タイプは「A」で共通であるが、それぞれバージョンが異なる。搭載しているCCD23のロットが異なる場合等にバージョンが追加される。

【0055】

適正值は、その型番の電子内視鏡10(CCD23)を適正に動作させるための値である。各種電源電圧V_{dd1}、V_{dd1}、V_Lの標準電圧値は、「A」タイプの電子内視鏡10の場合、例えば、V_{dd1}=1.8V、V_{dd2}=5V、V_L=-7.5Vである。標準電圧値と適正值が一致せず、且つ各バージョンで適正值が一致しないのは、搭載しているCCD23のロットが異なるからである。

【0056】

上記段落の適正な動作とは、内視鏡画像にブルーミング、固定パターンノイズ、縦縞等の画質劣化を生じさせない、あるいは軽減させるような動作をいう。これらの画質劣化は、OFDパルスSUBのオフセット電圧、ひいてはその生成元である電源電圧V_{dd1}を調整し、CCD23の感度を変更することにより軽減が可能である。また、垂直転送パルスV1~V4の最大値、すなわちその生成元である電源電圧V_{dd1}、あるいは、水平転送パルスH1、H2及びリセットパルスRGの振幅、すなわちこれらの生成元である電源電圧V_{dd2}を調整することにより軽減が可能である。

【0057】

CPU40は、電子内視鏡10のCPU29から受信した、電子内視鏡10の型番のデータに応じて、その型番に該当する適正值のデータを適正值テーブル60から読み出す。CPU40は、適正值となるようなデジタル信号をD/A48に出力する。

【0058】

ROM41には、適正值テーブル60の他に、補正データが格納されている。補正データは、プロセッサ装置11の出荷前の検査で、ある設定電圧値を出力するように電源回路47を駆動し、そのときの電源回路47の出力電圧の実測値と設定電圧値とのずれ量を求めることで得られる。補正データは、プロセッサ装置11の出荷時にROM41に書き込まれる。CPU40は、この補正データを参照して、設定電圧値と実測値が一致するように補正をしたうえで、各種電源電圧V_{dd1}、V_{dd2}、V_Lの微調整を行うべくD/A48にデジタル信号を入力する。

【0059】

補正データを用いた補正により、電源回路47からは、標準電圧値の各種電源電圧V_{dd1}、V_{dd1}、V_Lが出力される。CPU40は、標準電圧値と適正值との差分を算出し、これに基づいてD/A48に入力するデジタル信号を決定する。

【0060】

プロセッサ装置11には、上記の他にも、画像データに所定の圧縮形式(例えばJPEG形式)で画像圧縮を施す圧縮処理回路や、圧縮された画像データを、CFカード、光磁気ディスク(MO)、CD-R等のリムーバブルメディアに記憶するメディアI/F、LAN等のネットワークとの間で各種データの伝送制御を行うネットワークI/F等が設けられている。これらはデータバス等を介してCPU40と接続されている。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

図 2 に戻って、光源装置 1 2 は、キセノンランプやハロゲンランプからなる光源 5 0 を有する。光源 5 0 は、光源ドライバ 5 1 によって駆動される。絞り機構 5 2 は、光源 5 0 の光射出側に配置され、集光レンズ 5 3 に入射される光量を増減させる。集光レンズ 5 3 は、絞り機構 5 2 を通過した光を集光して、ライトガイド 3 2 の入射端に導光する。ライトガイド 3 2 は、例えば、複数の石英製光ファイバを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。

【 0 0 6 2 】

C P U 5 4 は、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 と通信し、光源ドライバ 5 1 および絞り機構 5 2 の動作制御を行う。ライトガイド 3 2 の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ 2 4 で拡散され、照明窓 2 1 を介して体腔内の被観察部位に照射される。

10

【 0 0 6 3 】

次に、上記のように構成された内視鏡システム 2 の作用について説明する。電子内視鏡 1 0 で患者の体腔内を観察する際、術者は、電子内視鏡 1 0 と各装置 1 1、1 2 とを繋げ、各装置 1 1、1 2 の電源をオンする。そして、操作部 4 6 を操作して、患者に関する情報等を入力し、検査開始を指示する。

【 0 0 6 4 】

検査開始を指示した後、術者は、挿入部 1 3 を体腔内に挿入し、光源装置 1 2 からの照明光で体腔内を照明しながら、C C D 2 3 による体腔内の内視鏡画像をモニター 1 7 で観察する。

20

【 0 0 6 5 】

C C D 2 3 から出力された撮像信号は、A F E 2 5 の各部 2 6 ~ 2 8 で各種処理を施された後、プロセッサ装置 1 1 の D S P 4 3 に入力される。D S P 4 3 では、入力された撮像信号に対して各種信号処理が施され、画像データが生成される。D S P 4 3 で生成された画像データは、D I P 4 4 へ出力される。

【 0 0 6 6 】

D I P 4 4 では、C P U 4 0 の制御の下、D S P 4 3 からの画像データに各種画像処理が施される。D I P 4 4 で処理された画像データは、表示制御回路 4 5 へ入力される。表示制御回路 4 5 では、C P U 4 0 からのグラフィックデータに応じて、各種表示制御処理が実行される。これにより、画像データがモニター 1 7 に内視鏡画像として表示される。

30

【 0 0 6 7 】

図 6 のフローチャートに示すように、プロセッサ装置 1 1 の電源がオンされると、C P U 4 0 の指示で電源回路 4 7 から電子内視鏡 1 0 の C C D 2 3、C P U 2 9、およびタイミング/ドライバ回路 3 1 への各種電源電圧 V d d 1、V d d 2、V L の供給が開始される (S (ステップ) 1 0)。電子内視鏡 1 0 では、電源電圧の供給を受けて、各部が動作可能な状態になる。

【 0 0 6 8 】

電子内視鏡 1 0 の C P U 2 9 との通信が確立すると、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 は、電子内視鏡 1 0 の C P U 2 9 に型番のデータの要求信号を送信する。電子内視鏡 1 0 の C P U 2 9 は、これに応じて E E P R O M 3 0 から型番のデータを読み出して、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 へ送信する。プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 は、電子内視鏡 1 0 の型番のデータを取得する (S 1 1)。

40

【 0 0 6 9 】

型番のデータを取得すると、プロセッサ装置 1 1 の C P U 4 0 は、R O M 4 1 の適正值テーブル 6 0 から、取得した型番に対応する適正值のデータを読み出す (S 1 2)。そして、R O M 4 1 の補正データに応じた補正をしたうえで、適正值となるようなデジタル信号を D / A 4 8 へ出力する (S 1 3)。こうすることで、各種電源電圧 V d d 1、V d d 2、V L が適正值となり、画質劣化が起こらない、または軽減される。

【 0 0 7 0 】

適正值に調整された各種電源電圧 V d d 1、V d d 2、V L を元に、タイミング/ドラ

50

イバ回路 3 1 で各種駆動パルスが生成され、CCD 2 3 に出力される。CCD 2 3 は、タイミング/ドライバ回路 3 1 からの各種駆動パルスで駆動制御され、撮像信号を出力する。プロセッサ装置 1 1 では、検査が終了して電源がオフされる (S 1 5 で y e s) まで、前述の通り各種画像処理、表示制御処理が施される (S 1 4)。なお、先に型番のデータを取得して適正值を読み出したうえで、電源電圧の供給を開始してもよい。

【 0 0 7 1 】

以上説明したように、電子内視鏡毎の電源電圧の適正值を得て、適正值となるように CPU 4 0 および D / A 4 8 で電源電圧を微調整するので、バージョン違い等の電子内視鏡の機差を吸収することができ、接続される電子内視鏡に関わらず、常に画質劣化が少ない内視鏡画像を表示させることができる。

10

【 0 0 7 2 】

D / A 4 8 の出力端と電源回路 4 7 の出力端を繋げ、CPU 4 0 からデジタル信号を入力するという単純な構成および制御で、上記の効果を得ることができる。

【 0 0 7 3 】

電源電圧の補正データを ROM 4 1 に書き込んでおき、電源電圧の補正を行うので、電子内視鏡の機差だけでなく、プロセッサ装置の機差をも吸収することができ、より精確な電源電圧の微調整が可能になる。

【 0 0 7 4 】

操作部 4 6 を介して適正值テーブル 6 0 の型番と適正值のデータを登録することができるので、新機種やバージョンアップに柔軟に対応することができる。

20

【 0 0 7 5 】

なお、適正值テーブルの型番と適正值のデータを登録するためのデータ入力手段は、操作部に限らない。LAN 経由で各データを入力しても可である。

【 0 0 7 6 】

また、型番ではなく、適正值そのものを電子内視鏡の EEPROM に記憶しておき、これを取得してもよい。データ入力手段や適正值テーブルの格納手段を備える必要がなくなるため、装置コストを削減することができる。

【 0 0 7 7 】

さらには、型番等の情報は、術者が手入力してもよく、電子内視鏡に設けた RFID タグから無線通信で取得してもよい。

30

【 0 0 7 8 】

上記実施形態では、電子内視鏡の情報として、タイプとバージョンを記号化した型番を例示したが、タイプ、バージョンのうちのいずれか一方でもよいし、これらとは別の情報であっても構わない。

【 0 0 7 9 】

上記実施形態では、コネクタ 1 5 のソケットが一口で、単一のタイプの電子内視鏡 1 0 の接続を受け入れるプロセッサ装置 1 1 を例示したが、複数タイプの電子内視鏡の接続を受け付けてもよいし、図 7 に例示するように、ソケットが複数口あるプロセッサ装置を用いてもよい。

【 0 0 8 0 】

40

図 7 において、内視鏡システム 7 0 のプロセッサ装置 7 1 は、「A」タイプの電子内視鏡 1 0 a、「B」タイプの電子内視鏡 1 0 b がそれぞれ接続される二口のソケット 7 2 a、7 2 b を有する。図では、電子内視鏡 1 0 a がソケット 7 2 a に接続されている状態を示す。電子内視鏡 1 0 a は、上記実施形態の電子内視鏡 1 0 と同一である。電子内視鏡 1 0 b の各種電源電圧 V_{dd1} 、 V_{dd2} 、 V_L の標準電圧値は、例えば、 $V_{dd1} = 1.5 V$ 、 $V_{dd2} = 5 V$ 、 $V_L = -9 V$ である。

【 0 0 8 1 】

電子内視鏡 1 0 a、1 0 b のコネクタ 1 5 には、接地された導線に繋がるピン (図示せず) が配されている。一方、プロセッサ装置 7 1 のソケット 7 2 a、7 2 b には、ピンに対応する穴 (図示せず) が設けられている。この穴には、抵抗を介して電圧が印加された

50

導線が繋がっている。CPU 40は、導線に掛かる電圧レベルをモニタする。電子内視鏡10a、10bのいずれかのコネクタ15をソケット72a、72bに接続すると、電圧レベルがHighからLowに切り替わる。CPU 40は、電圧レベルの切り替わりを検出することで、電子内視鏡10a、10bのいずれが接続されたかを検知する。

【0082】

プロセッサ装置71には、電子内視鏡10a用の第一電源回路(上記実施形態の電源回路と同一)47と、電子内視鏡10b用の第二電源回路73とが設けられている。上記実施形態と同様、第二電源回路73には、D/A(図示せず)が接続されている。また、適正值テーブル60には、電子内視鏡10aに加えて、電子内視鏡10bの型番と適正值のデータが記憶されている。

10

【0083】

CPU 40は、ソケット72a、72bの導線の電圧レベルの検出結果を元に、接続された電子内視鏡のタイプを判別し、使用する電源回路を決定する。以下の処理手順は上記実施形態と同様である。タイプの異なる電子内視鏡の機差をも吸収することができる。

【0084】

上記実施形態では、内視鏡として電子内視鏡を例示したが、超音波内視鏡であってもよい。また、CCDイメージセンサに代えて、CMOSイメージセンサを用いてもよい。さらに、上記実施形態では、患者を被検体とする医療用の電子内視鏡を例示したが、配管等を被検体とする工業用のものでもよい。

20

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【図2】内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図3】電源回路と電子内視鏡のCCD、CPU、およびタイミング/ドライバ回路との電氣的接続を示す図である。

【図4】電源回路とデジタル/アナログ変換器との電氣的接続を示す図である。

【図5】適正值テーブルを示す図である。

【図6】プロセッサ装置の処理手順を示すフローチャートである。

【図7】二口のソケットをもつプロセッサ装置を有する内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

30

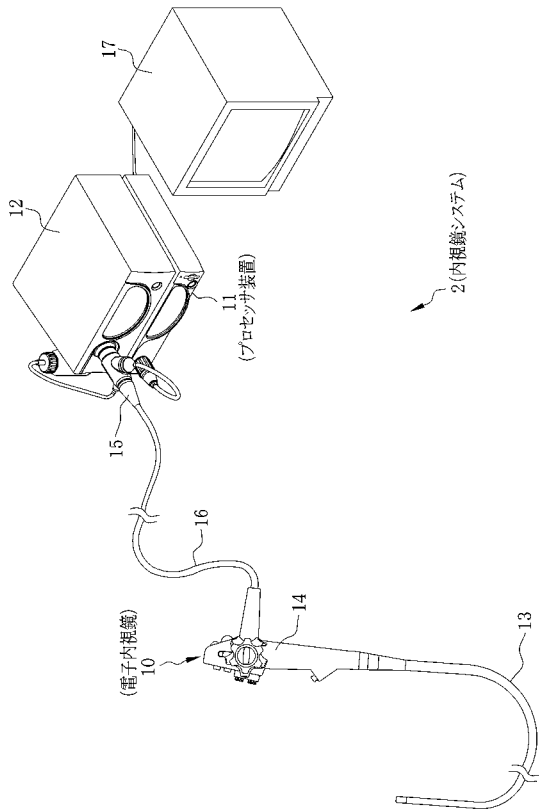
【符号の説明】

【0086】

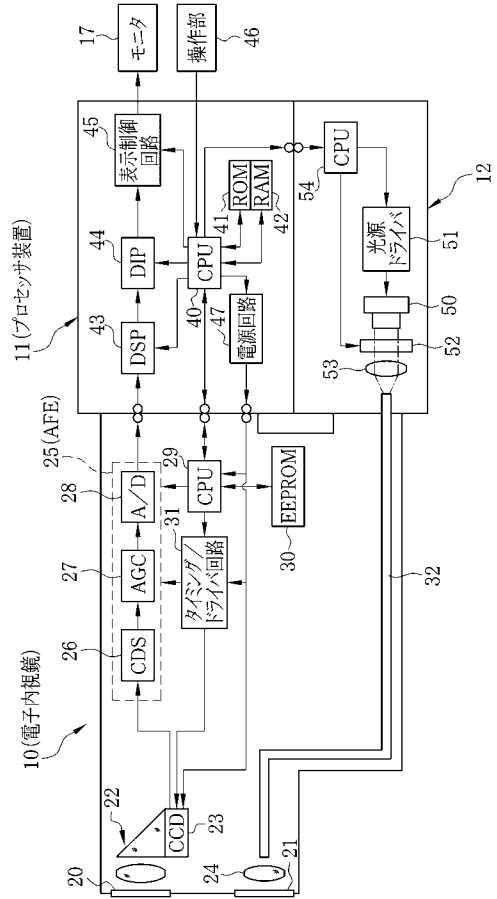
- 2、70 内視鏡システム
- 10、10a、10b 電子内視鏡
- 11、71 プロセッサ装置
- 23 CCD
- 29 CPU
- 30 EEPROM
- 31 タイミング/ドライバ回路
- 40 CPU
- 41 ROM
- 46 操作部
- 47 (第一)電源回路
- 48 デジタル/アナログ変換器(D/A)
- 60 適正值テーブル
- 72a、72b ソケット
- 73 第二電源回路

40

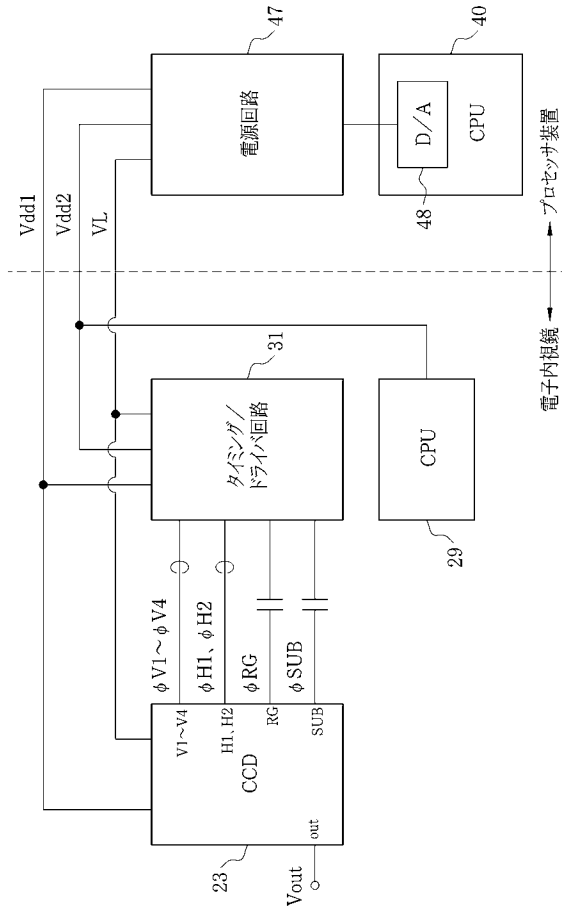
【 図 1 】



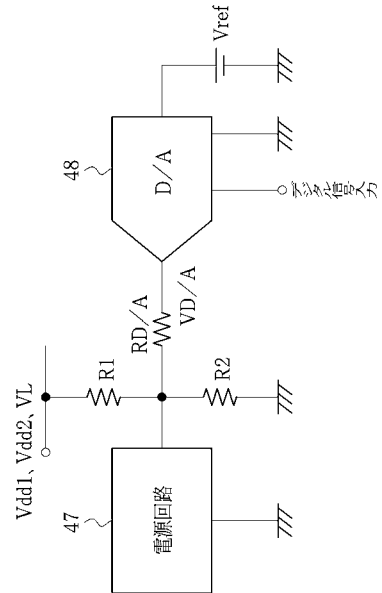
【 図 2 】



【 図 3 】



【 図 4 】

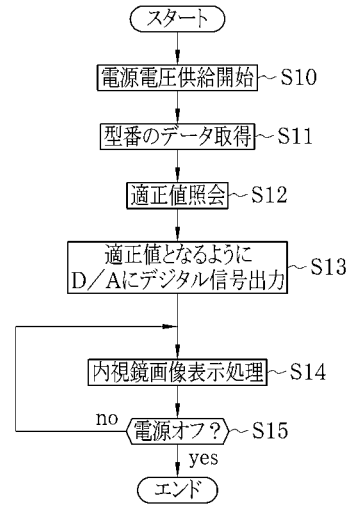


【 図 5 】

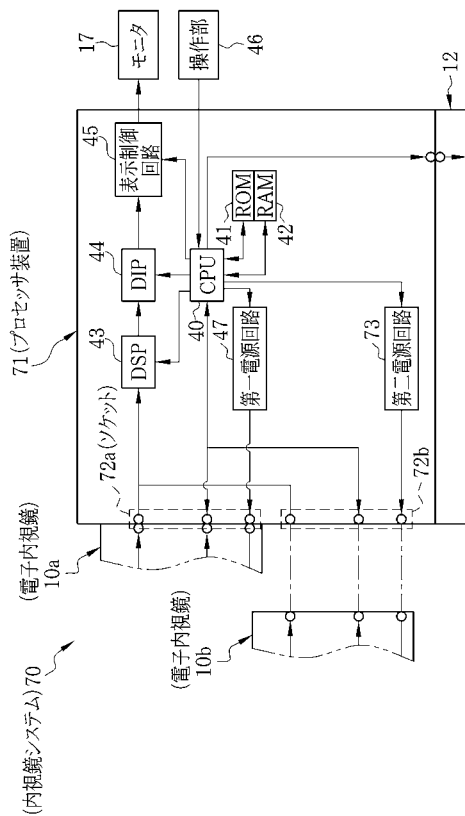
60(適正值テーブル)

型番	適正值(V)		
	Vdd1	Vdd2	VL
S-A-001	18.012	4.987	-7.485
S-A-002	17.989	5.029	-7.494
S-A-003	17.965	5.002	-7.521
S-A-004	18.069	5.072	-7.543
⋮	⋮	⋮	⋮

【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	内窥镜处理器装置，内窥镜处理器装置的电源电压供应方法和内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2010088656A	公开(公告)日	2010-04-22
申请号	JP2008261641	申请日	2008-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	林健太郎		
发明人	林 健太郎		
IPC分类号	A61B1/04 A61B1/00 G02B23/24		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/00.300.A G02B23/24.A A61B1/00.640 A61B1/00.710 A61B1/04 A61B1/04.520 A61B1/045.611		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/DA11 2H040/DA21 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/JJ11 4C061/JJ18 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS30 4C061/TT12 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ11 4C161/JJ18 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS06 4C161/SS30 4C161/TT12		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：不管个体差异如何，都要使电子内窥镜的固态图像拾取装置始终处于最佳状态。解决方案：该处理器装置11包括CPU 40，电源电路47和数字/模拟转换器(D/A) 48。电源电路47将电源电压馈送到CCD 23，CPU 29和定时/电子内窥镜10的驱动电路31。D/A 48连接到电源电路47，将从CPU 40输入的数字信号转换为模拟信号并输出。CPU 40与电子内窥镜10的CPU 29通信，并接收存储在电子内窥镜10的EEPROM 30中的电子内窥镜10的型号数据。CPU 40读取与型号对应的电源电压的最佳值来自存储在ROM 41中的最佳值表60的数据。CPU 40确定用于将电源电压调节到最佳值的数字信号，并将其输出到D/A 48。

