

(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2013-27418

(P2013-27418A)

(43) 公開日 平成25年2月7日(2013.2.7)

(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 2	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2011-163494 (P2011-163494)
 (22) 出願日 平成23年7月26日 (2011.7.26)

(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 100083116
 弁理士 松浦 憲三
 (72) 発明者 松丸 靖
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 2H040 BA23 CA05 CA24 GA04 GA11
 4C161 BB02 CC06 DD03 FF21 JJ11
 JJ17 LL02 NN01 SS03

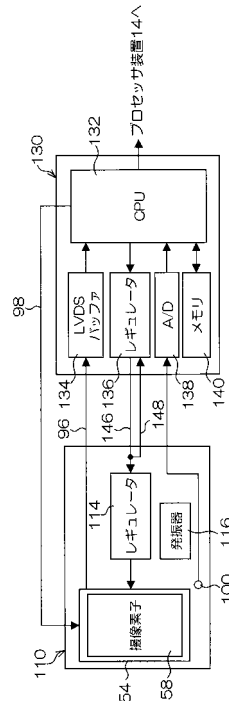
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡装置及び電子内視鏡システム

(57) 【要約】

【課題】内視鏡先端部に所要電圧の電力を供給するとともに、先端温度が許容温度を超えて高温になることを防止する。

【解決手段】内視鏡先端部には、撮像素子(58)とその周辺回路を有する撮像装置(54)と、電源回路としての第1レギュレータ(114)とを含んだ第1回路部(110)が内蔵される。第1回路部(110)はケーブルを介して第2回路部(130)に接続される。第2回路部(130)は第1レギュレータ(114)に電力を供給する第2レギュレータ(136)を備える。先端部に配置した温度検出手段(100)或いはレギュレータ(114,136)の過電流検出機能などにより、先端部における温度異常及び過電流のうち少なくとも一方の異常を検知した場合、第1レギュレータ(114)及び第2レギュレータ(136)のうち少なくとも一方の出力を停止させることにより、先端部への電力供給を停止させる。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡挿入部の先端部に内蔵され、被観察部位を撮像する固体撮像素子を有する撮像装置と、

前記撮像装置とともに前記先端部内に配置され、前記撮像装置に対して所要電圧の電力を供給する第 1 レギュレータと、

前記撮像装置から得られる信号を伝送する信号線と前記第 1 レギュレータに電力を供給する電源供給線とを含んだケーブルと、

前記先端部内の前記撮像装置及び前記第 1 レギュレータを含む第 1 回路部と前記ケーブルを介して電氣的に接続される第 2 回路部と、

前記第 2 回路部に搭載され、前記電源供給線を介して前記第 1 レギュレータに接続される第 2 レギュレータと、

前記先端部における温度異常及び過電流のうち少なくとも一方の異常を検知する異常検知手段と、

前記異常検知手段により異常を検知した場合に前記第 1 レギュレータ及び前記第 2 レギュレータのうち少なくとも一方のレギュレータからの出力を停止させる電力供給停止手段と、

を備えることを特徴とする電子内視鏡装置。

【請求項 2】

前記異常検知手段として、前記先端部内に温度検出手段を備えることを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 3】

前記第 2 回路部は、前記第 2 レギュレータの動作を制御する制御回路を備え、

前記制御回路は、前記異常検知手段から得られる信号に基づいて前記第 2 レギュレータの出力を停止させる制御信号を前記第 2 レギュレータに与えて、前記第 2 レギュレータからの電力供給を遮断することを特徴とする請求項 2 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 4】

前記第 1 レギュレータ及び前記第 2 レギュレータのうち少なくとも 1 つに過電流検出回路が設けられており、当該過電流検出回路が前記異常検知手段として用いられることを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 5】

前記第 1 レギュレータは、前記過電流検出回路を備えるとともに、過電流が検出された場合に自動的に出力を停止する自己シャットダウン回路を備え、

当該第 1 レギュレータに内蔵された自己シャットダウン回路が前記電力供給停止手段として用いられることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 6】

前記第 2 レギュレータは、前記過電流検出回路を備えるとともに、過電流が検出された場合に自動的に出力を停止する自己シャットダウン回路を備え、

当該第 2 レギュレータに内蔵された自己シャットダウン回路が前記電力供給停止手段として用いられることを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 7】

前記第 2 回路部は、前記第 2 レギュレータの動作を制御する制御回路を備える一方、

前記第 2 レギュレータは、前記過電流検出回路を備え、

前記過電流検出回路により過電流が検出されると前記制御回路に信号が送られ、

当該信号に基づいて前記制御回路は前記第 2 レギュレータの出力を停止させる制御信号を前記第 2 レギュレータに与えて、前記第 2 レギュレータからの電力供給を遮断することを特徴とする請求項 4 に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 8】

前記第 2 回路部は、前記ケーブルの前記第 1 回路部とは反対側の端部に形成されたコネクタ部分に配置されていることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の電子

10

20

30

40

50

内視鏡装置。

【請求項 9】

前記第 2 レギュレータから前記電力供給線を介して前記第 1 レギュレータに供給される入力電圧を前記第 2 レギュレータに戻すフィードバック回路を備えることを特徴とする請求項 1 から 8 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 10】

前記固体撮像素子は、CMOS 型固体撮像素子であることを特徴とする請求項 1 から 9 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡装置。

【請求項 11】

内視鏡挿入部の先端部に、被観察部位を撮像する固体撮像素子を有する撮像装置が内蔵された電子内視鏡と、

前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号に信号処理を施すプロセッサ装置と、

前記内視鏡挿入部の先端面に設けられた照明窓から被観察部位に照射する照明光を発生させる照明用光源と、を備えた電子内視鏡システムにおいて、

前記電子内視鏡は、前記撮像装置とともに前記先端部に配置され、前記撮像装置に対して所要電圧の電力を供給する第 1 レギュレータと、

前記撮像装置から得られる信号を伝送する信号線と前記第 1 レギュレータに電力を供給する電源供給線とを含んだケーブルと、

前記先端部内の前記撮像装置及び前記第 1 レギュレータを含む第 1 回路部と前記ケーブルを介して電氣的に接続される第 2 回路部と、

前記第 2 回路部に搭載され、前記電源供給線を介して前記第 1 レギュレータに接続される第 2 レギュレータと、

前記先端部における温度異常及び過電流のうち少なくとも一方の異常を検知する異常検知手段と、

前記異常検知手段により異常を検知した場合に前記第 1 レギュレータ及び前記第 2 レギュレータのうち少なくとも一方のレギュレータからの出力を停止させる電力供給停止手段と、

を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 12】

前記第 2 回路部は、前記電子内視鏡を前記光源装置に着脱自在に連結するコネクタ部分に配置されていることを特徴とする請求項 11 に記載の電子内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電子内視鏡装置及び電子内視鏡システムに係り、特に、固体撮像素子を有する撮像装置が内蔵された電子内視鏡の先端部に異常が発生した場合の対処技術に関する。

【背景技術】

【0002】

医療分野などで利用される電子内視鏡システムは、被検体内に挿入される挿入部の先端部に、固体撮像素子を含む撮像装置を備えた電子内視鏡（スコープ）と、撮像装置の動作を制御するとともに、撮像装置から出力される撮像信号に各種信号処理を施してモニタ（表示装置）に内視鏡画像を表示させるプロセッサ装置とから構成される。

【0003】

内視鏡挿入部の先端内部は、固体撮像素子の発熱、ライトガイドの光量ロスによる発熱などが原因で温度が上昇しやすい。内視鏡挿入部分の内部温度が上昇すると、画像信号のノイズが増加し、画質が低下する。また、先端部における回路の故障等により、過電流が流れ、発熱する場合もある。さらに、先端部からの画像信号がプロセッサ装置に正常に送られなくなると、暗い画像であると判断され、自動的に必要な露光量を得ようとして光源装置のアイリス（絞り機構）が開く方向に制御される。アイリスが開いたまま、最大光量

10

20

30

40

50

が出射され続けると、先端部がより一層発熱する。

【0004】

内視鏡先端部の温度が高温になると、人体組織に熱損傷を引き起こす可能性もあるため、先端部の温度をある一定の温度以下に維持することが望まれる。

【0005】

特許文献1では、スコープ先端に設けられた固体撮像素子の近傍に温度検出手段を配置し、過電流の発生により固体撮像素子近傍の温度上昇が検知された時に、固体撮像素子や波形整形手段への駆動信号の供給を減衰若しくは遮断する制御を行う電子内視鏡装置が提案されている。

【0006】

また、特許文献2に開示されたカプセル内視鏡は、内部温度を検出する温度検出手段を備え、内部温度が所定値を超えた場合に内部電気回路への電力供給を停止させる制御を行う電源制御手段を備えている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平7-194531号公報

【特許文献2】特開2004-298241号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

電子内視鏡には、胃部観察用のスコープ、小腸観察用のスコープなど、用途や観察目的に対応して複数種類のスコープが存在する。これら各種のスコープに対して、同じプロセッサ装置及び光源装置を共通に用いることができるシステムの構築が望まれる。電子内視鏡とプロセッサ装置との接続に用いられる配線は非常に細く（例えば、AWG44など）、その配線長（ケーブルの長さ）は機種によって様々である。内視鏡先端部とプロセッサ装置とをつなぐ配線部による電圧降下の影響は無視できず、スコープの種類が変更された場合に、スコープ先端部に所要電圧の電力を供給するための手段（仕組み）が必要である。

【0009】

さらに、既述のように、内視鏡先端部の温度をある一定の温度以下に維持することも必要とされる。配線部による電圧降下を見込んで内視鏡先端部に対して必要以上に高い電圧の電力を供給すると、その過剰分は所定電圧への変換の際に発熱となる。したがって、このような余分な発熱を抑制することが望ましい。

【0010】

これらの課題に関して、特許文献1、2は具体的な手段を提示していない。

【0011】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡先端部に所要電圧の電力を供給できるとともに、先端部の発熱を抑制し、先端温度が許容温度を超えて高温になることを防止することができる電子内視鏡装置及び電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0012】

前記目的を達成するために、本発明に係る電子内視鏡装置は、内視鏡挿入部の先端部に内蔵され、被観察部位を撮像する固体撮像素子を有する撮像装置と、前記撮像装置とともに前記先端部内に配置され、前記撮像装置に対して所要電圧の電力を供給する第1レギュレータと、前記撮像装置から得られる信号を伝送する信号線と前記第1レギュレータに電力を供給する電源供給線とを含んだケーブルと、前記先端部内の前記撮像装置及び前記第1レギュレータを含む第1回路部と前記ケーブルを介して電氣的に接続される第2回路部と、前記第2回路部に搭載され、前記電源供給線を介して前記第1レギュレータに接続される第2レギュレータと、前記先端部における温度異常及び過電流のうち少なくとも一方

10

20

30

40

50

の異常を検知する異常検知手段と、前記異常検知手段により異常を検知した場合に前記第1レギュレータ及び前記第2レギュレータのうち少なくとも一方のレギュレータからの出力を停止させる電力供給停止手段と、を備える。

【0013】

本発明によれば、内視鏡先端部に内蔵する第1回路部と、当該第1回路部にケーブルを介して接続される第2回路部とのそれぞれにレギュレータを配置し、先端部の異常が検知された場合に、第1レギュレータ又は第2レギュレータ、若しくはその両方の出力動作を停止させ、先端部の撮像装置に対する電力供給を停止する。これにより、先端部の発熱を抑制することができる。異常検知によって先端部への電力供給を停止することで異常状態が長時間続かないようになり、電子回路の故障を防ぐことができる。

10

【0014】

また、本発明では、第1回路部と第2回路部の両方にレギュレータを配置し、第2回路部のレギュレータ(第2レギュレータ)から第1回路部のレギュレータ(第1レギュレータ)に電力を供給し、第1レギュレータにて必要な電圧に変換して撮像装置の電源として用いる。このような電源供給系を採用することにより、第1レギュレータに対して所定電圧の電源を安定的に供給できる。なお、第1レギュレータは、1種類又は複数種類(2種類以上)の所定電圧を出力することができる。

【0015】

本発明の電子内視鏡装置における前記異常検知手段として、前記先端部内に温度検出手段を備える構成が可能である。温度検出手段は、撮像素子と同じ半導体パッケージに集積することも可能であるし、別パッケージで構成することも可能である。

20

【0016】

本発明の一態様として、前記第2回路部は、前記第2レギュレータの動作を制御する制御回路を備え、前記制御回路は、前記異常検知手段から得られる信号に基づいて前記第2レギュレータの出力を停止させる制御信号を前記第2レギュレータに与えて、前記第2レギュレータからの電力供給を遮断する構成とすることができる。

【0017】

例えば、第2回路部に中央演算処理装置(CPU; Central Processing Unit)を搭載し、CPUから第2レギュレータの動作/非動作を切り換えるイネーブル信号を第2レギュレータに与える構成を採用することができる。

30

【0018】

本発明の他の態様として、前記第1レギュレータ及び前記第2レギュレータのうち少なくとも1つに過電流検出回路が設けられており、当該過電流検出回路が前記異常検知手段として用いられる構成とすることができる。

【0019】

過電流保護機能を有するレギュレータの過電流検出回路を異常検出手段に利用することができる。

【0020】

本発明の他の態様として、前記第1レギュレータは、前記過電流検出回路を備えるとともに、過電流が検出された場合に自動的に出力を停止する自己シャットダウン回路を備え、当該第1レギュレータに内蔵された自己シャットダウン回路が前記電力供給停止手段として用いられる構成とすることができる。

40

【0021】

過電流に対する自己シャットダウン機能を有するレギュレータは、異常検出手段及び電力供給停止手段としても機能する。

【0022】

本発明の他の態様として、前記第2レギュレータは、前記過電流検出回路を備えるとともに、過電流が検出された場合に自動的に出力を停止する自己シャットダウン回路を備え、当該第2レギュレータに内蔵された自己シャットダウン回路が前記電力供給停止手段として用いられる構成とすることができる。

50

【0023】

先端部に搭載された回路に異常が発生して過電流が流れると、第2レギュレータから供給する電流も増加する。したがって、第2レギュレータに過電流保護機能付きのレギュレータを採用することで、間接的に先端部の異常（過電流）を検知することができる。また、第2レギュレータの出力を停止することにより、第1レギュレータの出力も停止される。

【0024】

本発明の他の態様として、前記第2回路部は、前記第2レギュレータの動作を制御する制御回路を備える一方、前記第2レギュレータは、前記過電流検出回路を備え、前記過電流検出回路により過電流が検出されると前記制御回路に信号が送られ、当該信号に基づいて前記制御回路は前記第2レギュレータの出力を停止させる制御信号を前記第2レギュレータに与えて、前記第2レギュレータからの電力供給を遮断する構成とすることができる。

10

【0025】

第2レギュレータに自己シャットダウン回路が設けられていない場合であっても、過電流検出回路の検出情報を第2回路部内の制御回路に通知し、制御回路経由で第2レギュレータの動作を停止させることができる。

【0026】

本発明の他の態様として、前記第2回路部は、前記ケーブルの前記第1回路部とは反対側の端部に形成されたコネクタ部分に配置されている構成とすることができる。

20

【0027】

第2回路部は、ケーブルを通じて第1回路部と電氣的に接続されるものであり、内視鏡先端部から離れた場所に配置することができる。第2回路部の配置場所については、任意性があるが、例えば、電子内視鏡装置と光源装置とを連結するコネクタ部、電子内視鏡装置とプロセッサ装置とを連結するコネクタ部、電子内視鏡の操作部などに、第2回路部を配置する態様が可能である。

【0028】

本発明の他の態様として、前記第2レギュレータから前記電力供給線を介して前記第1レギュレータに供給される入力電圧を前記第2レギュレータに戻すフィードバック回路を備える態様が好ましい。

30

【0029】

かかる態様によれば、ケーブルによる電圧降下の影響を補って、第1レギュレータへの入力電圧を所望の値に保つことができる。これにより、第1レギュレータによる電圧変換の際の無駄な発熱を抑制することができる。

【0030】

本発明において、前記固体撮像素子は、CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 型固体撮像素子を用いることができる。

【0031】

CMOS型固体撮像素子は、CCD (charge coupled device) センサと比較して、駆動回路その他の周辺回路との集積化が可能であり、先端部に収容する小型のセンサモジュールの製造が可能である。

40

【0032】

例えば、前記撮像装置は、前記固体撮像素子から読み出された電圧信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、前記A/D変換器によりデジタル化された撮像信号をパラレル信号からシリアル信号に変換するパラレル/シリアル変換部と、を備える構成とすることができる。

【0033】

なお、シリアル信号に変換された撮像信号の信号伝送系には、外乱ノイズの影響を受けにくいLVDS (Low voltage differential signaling) 伝送方式を採用する態様が好ましい。

50

【 0 0 3 4 】

また、本発明は前記目的を達成するために、内視鏡挿入部の先端部に、被観察部位を撮像する固体撮像素子を有する撮像装置が内蔵された電子内視鏡と、前記電子内視鏡の前記撮像装置から出力される撮像信号に信号処理を施すプロセッサ装置と、前記内視鏡挿入部の先端面に設けられた照明窓から被観察部位に照射する照明光を発生させる照明用光源と、を備えた電子内視鏡システムにおいて、前記電子内視鏡は、前記撮像装置とともに前記先端部内に配置され、前記撮像装置に対して所要電圧の電力を供給する第1レギュレータと、前記撮像装置から得られる信号を伝送する信号線と前記第1レギュレータに電力を供給する電源供給線とを含んだケーブルと、前記先端部内の前記撮像装置及び前記第1レギュレータを含む第1回路部と前記ケーブルを介して電氣的に接続される第2回路部と、前記第2回路部に搭載され、前記電源供給線を介して前記第1レギュレータに接続される第2レギュレータと、前記先端部における温度異常及び過電流のうち少なくとも一方の異常を検知する異常検知手段と、前記異常検知手段により異常を検知した場合に前記第1レギュレータ及び前記第2レギュレータのうち少なくとも一方のレギュレータからの出力を停止させる電力供給停止手段と、を備える電子内視鏡システムを提供する。

10

【 0 0 3 5 】

照明用光源は、内視鏡挿入部の先端部に配置する構成も可能であるが、光源を外部に設置する場合には、光ファイバその他のライトガイドを使用して内視鏡挿入部先端に照明光を導く構成が採用される。

【 0 0 3 6 】

本発明の電子内視鏡システムの一態様として、前記第2回路部は、前記電子内視鏡を前記光源装置に着脱自在に連結するコネクタ部分に配置されている構成とすることができる。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 3 7 】

本発明によれば、内視鏡挿入部の先端部に適正な電圧の電力を供給することができるとともに、先端部の発熱を抑制し、先端温度が許容温度を超えて高温になることを防止することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 3 8 】

【 図 1 】 本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

30

【 図 2 】 電子内視鏡における挿入部の先端部を示した正面図

【 図 3 】 電子内視鏡における挿入部の先端部を示した側面断面図

【 図 4 】 本例の内視鏡システムにおける電子内視鏡及びプロセッサ装置の構成を示したブロック図

【 図 5 】 第1実施形態における内視鏡先端部の内部構成とスコープ基板の構成を示した要部ブロック図

【 図 6 】 第2実施形態の要部ブロック図

【 図 7 】 第3実施形態の要部ブロック図

【 図 8 】 第4実施形態の要部ブロック図

40

【 図 9 】 第5実施形態の要部ブロック図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 3 9 】

以下、添付図面に従って本発明の実施形態について詳細に説明する。

【 0 0 4 0 】

< 第1実施形態 >

図1は本発明の実施形態に係る電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図である。図1に示すように、本実施形態の内視鏡システム10は、電子内視鏡12、プロセッサ装置14、光源装置16などから構成される。電子内視鏡12は、患者（被検体）の体腔内に挿入される可撓性の挿入部20と、挿入部20の基端部分に連設された操作部22

50

と、プロセッサ装置 14 及び光源装置 16 に接続される軟性部 24 とを備えている。

【0041】

挿入部 20 の先端には、体腔内撮影用の CMOS 撮像装置（撮像チップ）54（図 3 参照）などが内蔵された先端部 26 が連設されている。先端部 26 の後方には、複数の湾曲駒を連結した湾曲部 28 が設けられている。湾曲部 28 は、操作部 22 に設けられたアングルノブ 30 が操作されて、挿入部 20 内に挿設されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右方向に湾曲動作する。これにより、先端部 26 が体腔内の所望の方向に向けられる。

【0042】

軟性部 24 の基端は、コネクタ 36 に連結されている。コネクタ 36 は、複合タイプのものであり、コネクタ 36 にはプロセッサ装置 14 が接続される他、光源装置 16 が接続される。図 1 には示されていないが、このコネクタ 36 の内部にスコープ基板と呼ばれる電子回路基板（図 5 において符号 130 として記載）が配置されている。スコープ基板の構成については後述する。

【0043】

プロセッサ装置 14 は、軟性部 24 内に挿通されたケーブル 68（図 3 参照）を介して電子内視鏡 12 に給電を行い、CMOS 撮像装置 54 の駆動を制御するとともに、CMOS 撮像装置 54 からケーブル 68 を介して伝送された撮像信号を受信し、受信した撮像信号に各種信号処理を施して画像データに変換する。プロセッサ装置 14 で変換された画像データは、プロセッサ装置 14 にケーブル接続されたモニタ 38（「表示装置」に相当）に内視鏡画像として表示される。また、プロセッサ装置 14 は、コネクタ 36 を介して光源装置 16 と電氣的に接続され、内視鏡システム 10 の動作を統括的に制御する。

【0044】

図 2 は電子内視鏡 12 の先端部 26 を示した正面図である。図 2 に示すように、先端部 26 の先端面 26a には、観察窓 40、照明窓 42、鉗子出口 44、及び送気・送水用ノズル 46 が設けられている。観察窓 40 は、先端部 26 の片側中央に配置されている。照明窓 42 は、観察窓 40 に関して対称な位置に 2 個配され、体腔内の被観察部位に光源装置 16 からの照明光を照射する。鉗子出口 44 は、挿入部 20 内に配設された鉗子チャンネル 70（図 3 参照）に接続され、操作部 22 に設けられた鉗子口 34（図 1 参照）に連通している。鉗子口 34 には、注射針や高周波メスなどが先端に配された各種処置具が挿通され、各種処置具の先端が鉗子出口 44 から露呈される。送気・送水用ノズル 46 は、操作部 22 に設けられた送気・送水ボタン 32（図 1 参照）の操作に応じて、光源装置 16 に内蔵された送気・送水装置から供給される洗浄水や空気を、観察窓 40 や体腔内に向けて噴射する。

【0045】

図 3 は電子内視鏡 12 の先端部 26 を示した側面断面図である。図 3 に示すように、観察窓 40 の奥には、体腔内の被観察部位の像光を取り込むための対物光学系 50 を保持する鏡筒 52 が配設されている。鏡筒 52 は、挿入部 20 の中心軸に対物光学系 50 の光軸が平行となるように取り付けられている。鏡筒 52 の後端には、対物光学系 50 を経由した被観察部位の像光を、略直角に曲げて CMOS 撮像装置 54 に向けて導光するプリズム 56 が接続されている。

【0046】

CMOS 撮像装置 54 は、CMOS 型の固体撮像素子（以下、「CMOS センサ」という。）58 と、CMOS センサ 58 の駆動及び信号の入出力を行う周辺回路 60 とが一体形成されたモノリシック半導体（いわゆる CMOS センサチップ）であり、支持基板 62 上に実装されている。CMOS センサ 58 の撮像面 58a は、プリズム 56 の出射面と対向するように配置されている。撮像面 58a 上には、矩形棒状のスペーサ 63 を介して矩形板状のカバーガラス 64 が取り付けられている。CMOS 撮像装置 54、スペーサ 63、及びカバーガラス 64 は、接着剤を介して組み付けられている。これにより、塵埃などの侵入から撮像面 58a が保護されている。

10

20

30

40

50

【0047】

挿入部20の後端に向けて延設された支持基板62の後端部には、複数の入出力端子62aが支持基板62の幅方向に並べて設けられている。入出力端子62aには、軟性部24を介してプロセッサ装置14との各種信号の遣り取りを媒介するための信号線66が接合されており、入出力端子62aは、支持基板62に形成された配線やボンディングパッド等(図示せず)を介してCMOS撮像装置54内の周辺回路60と電気的に接続されている。信号線66は、可撓性の管状のケーブル68内にまとめて挿通されている。ケーブル68は、挿入部20、操作部22、及び軟性部24の各内部を挿通し、コネクタ36に接続されている。

【0048】

また、図2において図示は省略したが、照明窓42の奥には、照明部が設けられている。照明部には、光源装置16からの照明光を導くライトガイド(図4中の符号106)の出射端(図4中の符号106a)が配されている。ライトガイド106は、ケーブル68と同様に、挿入部20、操作部22、及び軟性部24の各内部を挿通し、コネクタ36に入射端が接続されている。

【0049】

図4は内視鏡システム10における電子内視鏡12及びプロセッサ装置14の構成を示したブロック図である。図4に示すように、電子内視鏡12(挿入部20)の先端部26には、CMOSセンサ58と周辺回路60(図3参照)とが同一チップに形成されたCMOS撮像装置(撮像チップ)54が内蔵されており、周辺回路60として、アナログ信号処理回路(AFE;アナログフロントエンド)72、パラレル/シリアル(P/S)変換部76、LVDS送信部78、レジスタ80、タイミングジェネレータ(TG)81等を備えている。また、CMOS撮像装置54は、CMOSセンサ58の駆動に必要なクロック信号生成用の水晶振動子82を備えている。

【0050】

CMOSセンサ58には、マトリクス状に配置される各画素毎に形成されるフォトダイオードとフォトダイオードにより蓄積された信号電荷を電圧信号に変換する電圧変換回路と、電圧変換回路から電圧信号を読み出す画素のアドレス(位置)を指定する走査回路(垂直走査回路及び水平走査回路)と、走査回路によって読み出された画素の電圧信号を順に出力する出力回路とを備えている。

【0051】

AFE72は、相関二重サンプリング(CDS; Correlated double sampling)回路、ゲイン設定回路(PGA; Programmable Gain Amplifier)、及びアナログ/デジタル(A/D)変換器により構成されている。CDS回路は、CMOSセンサ58の各画素から順次読み出された画素信号からなる撮像信号に対して相関二重サンプリング処理を施し、CMOSセンサ58で生じるリセット雑音及びアンプ雑音の除去を行う。PGAは、CDS回路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14から指定されたゲイン(増幅率)で増幅する。A/D変換器は、PGAにより増幅された撮像信号(アナログ撮像信号)を、所定のビット数のデジタル信号に変換して出力する。A/D変換器でデジタル化されて出力された撮像信号(デジタル撮像信号)はP/S変換部76に

【0052】

P/S変換部76は、AFE72のA/D変換器から入力される撮像信号をパラレル信号からシリアル信号に変換する。P/S変換部76により生成されたシリアル信号はLVDS送信部78に入力される。

【0053】

LVDS送信部78は、高速伝送が可能なLVDS(Low Voltage Differential Signa I)伝送方式によりP/S変換部76から入力されるシリアル信号を差動信号として出力する。LVDS送信部78から出力された差動信号は2本の信号線からなるLVDS線96を通じてプロセッサ装置14のLVDS受信部84に入力される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 4 】

レジスタ 8 0 は、C M O S 撮像装置 5 4 における各部の処理内容を決定する各種制御データを記憶するメモリである。レジスタ 8 0 に記憶（格納）される制御データとしては、画素の走査方式（全画素走査／インターレース走査）、走査する画素領域（走査開始・終了する画素の位置）、シャッター速度（露光時間）等の C M O S 撮像装置 5 4 の各種動作モード（静止画優先モード、動画優先モード、フレームレート等）を決定するための各種制御情報が含まれる。これらの制御データは、プロセッサ装置 1 4 からシリアル線 9 8 を通じてレジスタ 8 0 に入力されるようになっている。レジスタ 8 0 にはプロセッサ装置 1 4 から入力される制御データが記憶され、C M O S 撮像装置 5 4 の各部はレジスタ 8 0 に記憶されているレジスタ値（つまり、プロセッサ装置 1 4 から入力された制御データ）に従って各種処理を実行する。

10

【 0 0 5 5 】

T G 8 1 は、水晶振動子 8 2 から得られるクロックに基づき、C M O S センサ 5 8 から画素信号を読み出すための駆動パルスや A F E 7 2 等の各部の同期パルスを生成し、C M O S 撮像装置 5 4 の各部に供給する。そして、C M O S 撮像装置 5 4 の各部は、T G 8 1 から供給されるパルスに従って各種処理を実行する。C M O S センサ 5 8 は、A F E 7 2 などを集約して同一パッケージに集約して構成することができる。また、C M O S センサ 5 8 と水晶振動子 8 2 は同一の半導体パッケージに収めることができる。本例では C M O S センサ 5 8 と A F E 7 2 が同一の半導体パッケージに収められているセンサモジュールとなっている。また、水晶振動子 8 2 は、C M O S センサ 5 8 のパッケージとは別のパッケージとして構成され、水晶振動子 8 2 は C M O S センサ 5 8 の近くに配置される。

20

【 0 0 5 6 】

また、本例の内視鏡システム 1 0 では、挿入部 2 0 の先端部 2 6（図 1 参照）の温度を検出する手段として、先端部 2 6 の内部に温度センサ 1 0 0 が配置されている（図 4 参照）。温度センサ 1 0 0 には、例えば、サーミスタやサーマル・ダイオードなどを用いることができる。サーミスタは、温度の違いによって電気抵抗が大きく変化する半導体素子（抵抗回路素子）である。サーマル・ダイオードは、p n 接合部の電圧降下の温度依存性を利用して温度を測定する素子である。この素子に一定の電流を流して、順方向の電圧と電流の関係から温度を求める。このような温度センサ素子は、A F E 7 2 等の回路とともに、C M O S センサ 5 8 と同一の半導体パッケージに収めることができる。

30

【 0 0 5 7 】

或いはまた、温度センサ 1 0 0 として、C M O S センサ 5 8 とは別パッケージの温度センサ I C（例えば、C M O S 温度センサ I C）を採用することができる。温度センサ I C は、チップ内に温度センサ、定電流回路、オペアンプが集積されている。

【 0 0 5 8 】

温度センサ 1 0 0 から得られる信号は、スコープ基板（図 4 中図示せず、図 5 の符号 1 3 0）を経由してプロセッサ装置 1 4 の C P U 8 3 に伝送される。ただし、温度センサ 1 0 0 からの信号（検出信号）を C P U 8 3 に伝送するための信号伝達手段は特に限定されない。例えば、温度センサ 1 0 0 の検出信号を A F E 7 2 に送り、画像信号とともに温度センサ 1 0 0 の信号も A F E 7 2 にて A / D 変換し、画像信号と温度センサ信号を組み合わせ L V D S 線 9 6 を介してプロセッサ装置 1 4 に供給する態様も可能である。

40

【 0 0 5 9 】

プロセッサ装置 1 4 は、C P U 8 3、L V D S 受信部 8 4、クロックデータリカバリ（C D R）回路 8 6、シリアル／パラレル（S / P）変換部 8 8、画像処理回路（D S P）9 0、表示制御回路 9 2 等を備えている。

【 0 0 6 0 】

C P U 8 3 は、プロセッサ装置 1 4 内の各部を制御する制御装置として機能するとともに、光源装置 1 6 の発光及び絞り（アイリス）を制御する手段として機能する。

【 0 0 6 1 】

L V D S 受信部 8 4 は、L V D S 伝送方式に基づく通信を行うものであり、L V D S 送

50

信部 78 から差動信号として伝送された撮像信号（シリアル信号）を受信する。LVDS 線 96 を通じて伝送される撮像信号は、クロック信号と画像データが混在したシリアル信号になっている。LVDS 受信部 84 で受信した撮像信号は CDR 回路 86 を介して S/P 変換部 88 に入力される。

【0062】

CDR 回路 86 は、CMOS 撮像装置 54 からシリアル伝送される撮像信号の位相を検出して、この撮像信号の周波数に同期した抽出クロック信号を発生する。この抽出クロック信号により撮像信号をサンプリングすることで、撮像信号を抽出クロック信号によりリタイミングしたデータ（リタイミングデータ）を生成する。

【0063】

データ格納部 94 には、CPU 83 による各種制御に必要なデータが格納されている。CPU 83 は必要に応じてデータ格納部 94 からデータを読み出して処理に利用する。

【0064】

S/P 変換部 88 は、LVDS 受信部 84 から CDR 回路 86 を介して入力される撮像信号（リタイミングデータ）をシリアル信号からパラレル信号に変換して、CMOS 撮像装置 54 の P/S 変換部 76 における変換前の元の撮像信号に復元する。S/P 変換部 88 でパラレル信号に変換された撮像信号は DSP 90 に入力される。

【0065】

DSP 90 は、S/P 変換部 88 から入力された撮像信号に対し、色補間、色分離、色バランス調整、ガンマ補正、画像強調処理等を施し、画像データを生成する。DSP 90 で各種画像処理が施されて生成された画像データは表示制御回路 92 に入力される。

【0066】

表示制御回路 92 は、DSP 90 から入力された画像データを、モニタ 38 に対応した信号形式に応じた映像信号に変換してモニタ 38 へ出力する。

【0067】

上記のように構成された内視鏡システム 10 で体腔内を観察する際には、電子内視鏡 12、プロセッサ装置 14、光源装置 16、及びモニタ 38 の電源をオンにして、電子内視鏡 12 の挿入部 20 を体腔内に挿入し、光源装置 16 からの照明光で体腔内を照明しながら、CMOS 撮像装置 54 により撮像される体腔内の画像をモニタ 38 で観察する。

【0068】

その際、プロセッサ装置 14 の CPU 83 では、CMOS 撮像装置 54 の各部を制御するための制御データが生成される。当該生成された制御データはシリアル線 98 を通じて電子内視鏡 12 に送信され、CMOS 撮像装置 54 のレジスタ 80 に格納される。CMOS 撮像装置 54 の各部は、レジスタ 80 に格納されたレジスト値（制御データ）に従って各種処理を行う。

【0069】

CMOS センサ 58 で生成された撮像信号は、AFE 72 で各種処理が施された後、P/S 変換部 76 でパラレル信号からシリアル信号に変換され、LVDS 送信部 78 から LVDS 伝送方式により差動信号としてプロセッサ装置 14 に送信される。

【0070】

プロセッサ装置 14 では、LVDS 受信部 84 で受信した撮像信号が S/P 変換部 88 で元のパラレル信号に変換される。DSP 90 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。DSP 90 で生成された画像データは、表示制御回路 92 に入力される。表示制御回路 92 では、入力された画像データをモニタ 38 の表示形式に対応した変換処理が施され、映像信号が生成される。表示制御回路 92 で生成された映像信号はモニタ 38 へ出力される。これにより、画像データがモニタ 38 に内視鏡画像として表示される。

【0071】

〔スコープ基板の構成について〕

図 5 は、第 1 実施形態における内視鏡先端部の内部構成とスコープ基板の構成を示した

10

20

30

40

50

要部ブロック図である。

【0072】

図5中、図4で説明した構成と同一又は類似する要素には同一の符号を付した。スコープ基板130は、図1の符号36で説明したコネクタの内部に配置される。スコープ基板130は、電子内視鏡12とプロセッサ装置14との間の信号の受け渡しを中継する回路群が搭載されており、中継基板として機能する。スコープ基板130は「第2回路部」に相当する。

【0073】

内視鏡先端部に配置される先端回路部110（「第1回路部」に相当）は、CMOSセンサ58とその周辺回路を含むCMOS撮像装置54と、温度センサ100と、電源回路としての第1レギュレータ114と、クロック信号を発生させる発振器116とを備える。第1レギュレータ114は、CMOS撮像装置54の各回路部に供給する複数種類の所定電圧（例えば、電圧値の異なる3種類の直流電圧）を発生させる電圧変換デバイスであり、内視鏡先端部126内の各回路部への電力供給源として機能する。

10

【0074】

発振器116は、図4で説明した水晶振動子82に相当しており、CMOSセンサ58の駆動に必要なクロック信号を発生させる。

【0075】

スコープ基板130には、CPU132、LVDSバッファ134、第2レギュレータ136、A/D変換器138、及びメモリ140が搭載されている。CPU132は、シリアル線98を介して先端部26のCMOS撮像装置54と通信する。また、CPU132はプロセッサ装置14のCPU83（図1参照）と通信し、CPU83と連携して内視鏡システム10を制御する。

20

【0076】

CMOS撮像装置54から出力される画像データは、LVDS線96を介してLVDSバッファ134に送られる。CMOS撮像装置54から送り出されたシリアルデータは、LVDSバッファ134で一旦バッファしてからプロセッサ装置14に受け渡される。また、図示されていないが、このスコープ基板130は、図1で説明した操作部22の各種スイッチを検知して、そのスイッチ信号（操作信号）をプロセッサ装置14に通信する回路を備える。

30

【0077】

メモリ140には当該スコープの固有情報が格納されている。電子内視鏡（スコープ）は機種毎に個別のデータをメモリ140に保有しており、これらの情報に基づいて機器に最適な制御が行われる。このような構成を採用することにより、スコープの各種バリエーションに対して、プロセッサ装置14及び光源装置16を共通に使用することが可能になる。

【0078】

スコープ基板130内には、内視鏡先端部の第1レギュレータ114に電力を供給するための電源回路としての第2レギュレータ136が設けられている。第2レギュレータ136から電力供給線146を介して内視鏡先端部の第1レギュレータ114に所定電圧の電源が供給される。第1レギュレータ114の電源入力端子の電圧は、フィードバック回路（帰還線）148を介して第2レギュレータ136にフィードバックされ、第2レギュレータ136の出力が自動的に制御される。このようなフィードバック制御により、内視鏡先端部の第1レギュレータ114に対して所定電圧（例えば、3V）が供給されるようになっている。

40

【0079】

スコープ（電子内視鏡12）の機種が変更された場合でも、各機種の電子内視鏡における第1レギュレータ114及び第2レギュレータ136の間の電圧フィードバック制御機能によって、先端部の第1レギュレータ114には適正な電圧値の電源が供給される。

【0080】

50

温度センサ 100 から得られた信号は、A/D変換器 138 によってアナログ信号からデジタル信号に変換された後、スコープ基板 130 の CPU 132 に入力される。

【0081】

温度センサ 100 によって内視鏡先端部 26 の温度異常が検知されると、CPU 132 が第 2 レギュレータ 136 を制御して、第 2 レギュレータ 136 からの電源供給を停止させる。具体的には、CPU 132 が第 2 レギュレータ 136 のイネーブル信号を「OFF」にして、第 2 レギュレータ 136 を非動作（出力を OFF）とし、内視鏡先端部の第 1 レギュレータ 114 に対する電源電圧の供給を止める。その結果、第 1 レギュレータ 114 の出力も停止し、CMOS 撮像装置 54 への電力供給が遮断される。

【0082】

かかる構成によれば、先端部の温度異常が検知されると、先端部への電源供給が停止され、温度上昇が抑制される。また、この異常検知に伴い、スコープ基板 130 の CPU 132 が第 2 レギュレータ 136 の出力を停止させる制御を行った際には、さらに、CPU 132 からプロセッサ装置 14 側に通信して、光源装置 16 の発光を停止、又は発光量を低減させる制御を行う態様が好ましい。

【0083】

< 第 2 実施形態 >

図 6 は、第 2 実施形態の要部ブロック図である。図 6 中、図 5 で説明した例と同一又は類似する要素には同一の符号を付し、その説明は省略する。なお、図 6 では図示を簡略化するために、図 5 で説明した発振器 116、LVDS バッファ 134、A/D 変換器 138、メモリ 140、フィードバック回路 148 の記載を省略した。図 7 ~ 図 9 についても同様である。

【0084】

図 6 の第 2 実施形態は、図 5 の温度センサ 100（サーミスタ）に代えて、CMOS 撮像装置 54 内にサーマル・ダイオード（不図示）を組み込んだものとなっている。温度検出素子が組み込まれた撮像素子モジュール（CMOS 撮像装置 54）内で異常発熱が検知されると、その検出情報はスコープ基板 130 内の CPU 132 に通知される。CPU 132 は、先端回路部 110 から得られる温度異常検出信号を基に、第 2 レギュレータ 136 を制御して、第 2 レギュレータ 136 の出力を停止させる。具体的には、CPU 132 が第 2 レギュレータ 136 のイネーブル信号を「OFF」にして、第 2 レギュレータ 136 を非動作（出力を OFF）とし、内視鏡先端部の第 1 レギュレータ 114 に対する電源電圧の供給を止める。その結果、第 1 レギュレータ 114 の出力も停止し、CMOS 撮像装置 54 への電力供給が遮断される。さらに、CPU 132 は、プロセッサ装置 14 の CPU 83 に通知を行い、光源装置 16 の発光を停止又は、発光量を低減させる制御を行うことが好ましい。

【0085】

< 第 3 実施形態 >

図 7 は、第 3 実施形態の要部ブロック図である。図 7 中、図 5、図 6 で説明した例と同一又は類似する要素には同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0086】

図 7 に示す第 3 実施形態は、図 5 で説明した温度センサ 100 や、図 6 で説明したサーマル・ダイオードなど、温度を検出するための素子を具備しない構成となっている。温度検出素子を省略した構成を採用する一方で、内視鏡先端部に搭載する第 1 レギュレータ 150 は、過電流検出回路 152 と、過電流を検出した時に自己シャットダウンするシャットダウン回路 154 とを具備している。過電流検出回路 152 とシャットダウン回路 154 との組み合わせによって過電流保護回路が構成されている。すなわち、第 1 レギュレータ 150 は、自己が出力する電流量を監視し、許容電流量を超える出力が検知された際に、自己の出力を自動的に停止する過電流保護回路が組み込まれている。

【0087】

このような構成によれば、内視鏡先端部において、回路故障など何らかの原因で過電流

10

20

30

40

50

が発生したような場合には、第1レギュレータ150の自己シャットダウン機能によって、電源供給が遮断される。これにより、先端部の温度上昇が抑制される。また、過電流検出後、迅速に電源供給が停止されるため、異常状態が長時間放置されることがなく、電子回路の故障被害の拡大を防止することができる。

【0088】

<第4実施形態>

図8は、第4実施形態の要部ブロック図である。図8中、図5、図6で説明した例と同一又は類似する要素には同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0089】

図8に示す第4実施形態は、図5で説明した温度センサ100や、図6で説明したサーマル・ダイオードなど、温度を検出するための素子を具備しない構成となっている。温度検出素子を省略した構成を採用する一方で、スコープ基板130に搭載する第2レギュレータ160は、過電流検出回路162と、過電流を検出した時に自己シャットダウンするシャットダウン回路164とを具備している。過電流検出回路162とシャットダウン回路164との組み合わせによって過電流保護回路が構成されている。すなわち、第2レギュレータ160は、自己が出力する電流量を監視し、許容電流量を超える出力が検知された際に、自己の出力を自動的に停止する過電流保護回路が組み込まれている。

【0090】

このような構成によれば、内視鏡先端部において、回路故障など何らかの原因で過電流が発生したような場合には、スコープ基板130の第2レギュレータ160が出力する電流量も増大するため、この第2レギュレータ160の過電流保護が働き、自己シャットダウン機能によって、内視鏡先端部への電源供給が遮断される。その結果、第1レギュレータ114の出力も停止する。これにより、先端部の温度上昇が抑制される。また、過電流検出後、迅速に電源供給が停止されるため、異常状態が長時間放置されることがなく、電子回路の故障被害の拡大を防止することができる。

【0091】

<第5実施形態>

図9は、第5実施形態の要部ブロック図である。図9中、図5、図6で説明した例と同一又は類似する要素には同一の符号を付し、その説明は省略する。

【0092】

図9に示す第5実施形態は、図5で説明した温度センサ100や、図6で説明したサーマル・ダイオードなど、温度を検出するための素子を具備しない構成となっている。温度検出素子を省略した構成を採用する一方で、スコープ基板130に搭載する第2レギュレータ170は、過電流検出回路172と、過電流検出時にその情報をCPU132に通知する回路とを具備している。すなわち、第2レギュレータ170は、自己が出力する電流量を監視し、許容電流量を超える出力が検知された際に、その情報をCPU132に通知する機能を有している。

【0093】

このような構成によれば、内視鏡先端部において、回路故障など何らかの原因で過電流が発生したような場合には、スコープ基板130の第2レギュレータ170が出力する電流量も増大するため、この第2レギュレータ168の過電流検出機能によって、過電流が検出され、その旨がCPU132に通知される。CPU132はこの信号を受けて、第2レギュレータ170を制御して、第2レギュレータ170の出力を停止させる。具体的には、CPU132が第2レギュレータ170のイネーブル信号を「OFF」にして、第2レギュレータ170を非動作（出力をOFF）とし、内視鏡先端部の第1レギュレータ114に対する電源電圧の供給を止める。その結果、第1レギュレータ114の出力も停止し、CMOS撮像装置54への電力供給が遮断される。これにより、先端部の温度上昇が抑制される。また、過電流検出後、迅速に電源供給が停止されるため、異常状態が長時間放置されることがなく、電子回路の故障被害の拡大を防止することができる。

【0094】

10

20

30

40

50

< 第 1 実施形態から第 5 実施形態の各実施形態の適宜の組み合わせについて >

第 1 実施形態から第 5 実施形態で説明した各実施形態の構成は、適宜組み合わせることができる。例えば、図 5、図 6 の第 1 レギュレータ 1 1 4 として、過電流保護機能付きのレギュレータ（符号 1 5 0）を用いることが可能である。また、図 7 ~ 8 で説明した実施形態においても、過電流検出時の電源遮断の際に CPU 1 3 2 からプロセッサ装置 1 4 に通信して光源装置 1 6 の発光を停止又は、発光量を低減させる制御を行うことが可能である。

【 0 0 9 5 】

< 光源装置 1 6 の発光源について >

光源装置 1 6 の発光源は、レーザー光源を採用してもよいし、キセノン管などのランプ光源を採用してもよく、発光ダイオード（LED）を採用してもよい。レーザー光源や LED 光源は、発光量の調整やパルス発光の制御が比較的容易である。一方、キセノン光源などは、光源自体の発光量の調整は難しいため、絞り機構などを利用して照射光量の調整を行う。

10

【 0 0 9 6 】

< 変形例 1 >

上述の実施形態では、光源装置 1 6 からライトガイド（光ファイバーなど）を介して内視鏡先端部に照明光を導く構成を例示したが、かかる態様に代えて、又は、これと組み合わせ、内視鏡先端部に発光ダイオード（LED）などの発光源を配置する構成も可能である。この場合、内視鏡先端部に内蔵される LED の電源は、第 1 レギュレータ 1 1 4（又は 1 5 0）から供給される構成とされ、第 1 レギュレータ 1 1 4（又は 1 5 0）の出力停止によって照明光も消灯（オフ）することができる。

20

【 0 0 9 7 】

< 変形例 2 >

上記第 1 実施形態で説明した温度センサ 1 0 0 や第 2 実施形態で説明したサーマル・ダイオードなどの温度検出素子を用いる態様に代えて、先端部 2 6 に配置された水晶振動子 8 2 の周波数温度特性を利用して、先端部 2 6 の温度を検出することも可能である。この場合、温度センサ 1 0 0 を省略することができる。

【 0 0 9 8 】

水晶振動子 8 2 は、温度によって発振周波数が変動する性質があるため、周波数から温度を推定することが可能である。具体的には、例えば、プロセッサ装置 1 4 において、CDR 回路 8 6 で抽出したクロック信号を基に、画像信号のピクセルクロック（画素単位のクロック）をカウントする、或いは、画像信号からフレーム期間を計測する等により、内視鏡挿入部の水晶振動子 8 2 の発振周波数を把握する。そして、予めデータ格納部 9 4 に保存しておいた温度と発振周波数の関係を規定する相関データ（ルックアップテーブルなど）から、先端部 2 6 の温度を推定することができる。

30

【 0 0 9 9 】

< 変形例 3 >

上述の実施形態では、固体撮像素子として CMOS センサ 5 8 を用いたが、本発明の適用範囲はこれに限定されない。CMOS センサは、CCD センサと比較して、低電圧駆動が可能であり、多画素化と高速読出し化の要求に対応することが容易である。また、センサモジュールの製造が容易である。ただし、本発明の実施に際しては、CMOS センサに限らず、CCD 型固体撮像素子（CCD センサ）など他の形式の撮像素子を採用する構成も可能である。

40

【 0 1 0 0 】

< 変形例 4 >

上述の実施形態では、軟性部 2 4 のコネクタ 3 6（図 1 参照）内にスコープ基板 1 3 0 を配置した例を説明したが、スコープ基板 1 3 0 の配置場所については、この例に限定されない。例えば、コネクタ 3 6 に繋がる別のコネクタ部（プロセッサ装置 1 4 との連結部分のコネクタ）にスコープ基板を配置する構成も可能である。或いはまた、電子内視鏡 1

50

2の操作部22(図1参照)にスコープ基板を配置する形態も考えられる。

【0101】

以上、本発明の内視鏡システム及びその制御方法について詳細に説明したが、本発明は、上記説明した実施形態には限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、各種の改良や変形を行ってもよいのはもちろんである。本発明の技術的思想内で当該分野の通常の知識を有するものにより、多くの変形が可能である。

【符号の説明】

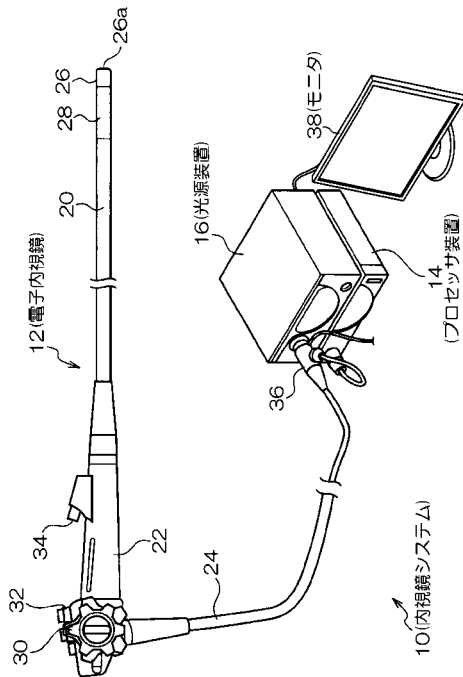
【0102】

10...内視鏡システム、12...電子内視鏡、14...プロセッサ装置、16...光源装置、
 20...挿入部、22...操作部、26...先端部、38...モニタ、54...CMOS撮像装置(撮像チップ)、
 58...CMOSセンサ、76...LVDS送信部、83...CPU、84...LVDS受信部、86...CDR回路、
 88...S/P変換部、90...操作部、94...データ格納部、96...LVDS線、98...シリアル線、
 100...温度センサ(「異常検知手段」に相当)、106...ライトガイド、110...先端回路部(「第1回路部」に相当)、
 114...第1レギュレータ、130...スコープ基板(「第2回路部」に相当)、132...CPU(「制御回路」、
 「電力供給停止手段」に相当)、136...第2レギュレータ、150...第1レギュレータ、
 152...過電流検出回路(「異常検出手段」に相当)、154...シャットダウン回路(「自己シャットダウン回路」、
 「電力供給停止手段」に相当)、160...第2レギュレータ、162...過電流検出回路(「異常検出手段」に相当)、
 164...シャットダウン回路(「自己シャットダウン回路」、
 「電力供給停止手段」に相当)、170...第2レギュレータ、172...過電流検出回路

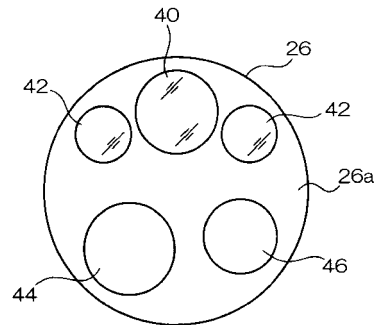
10

20

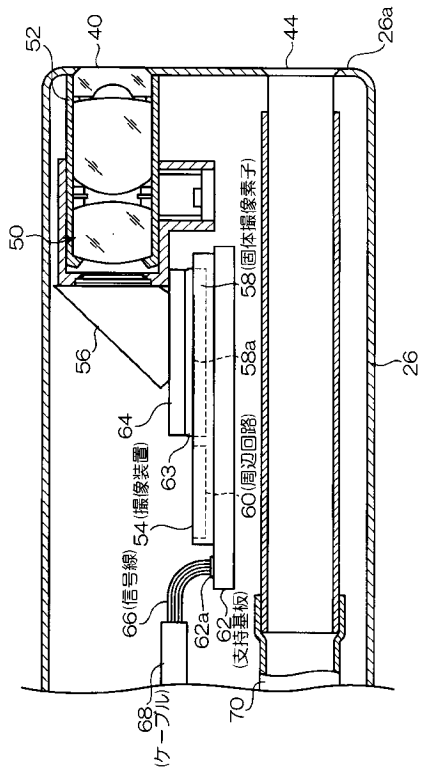
【図1】



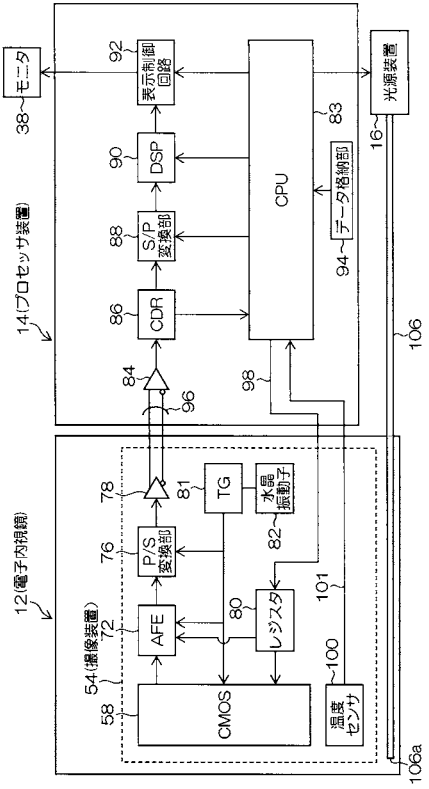
【図2】



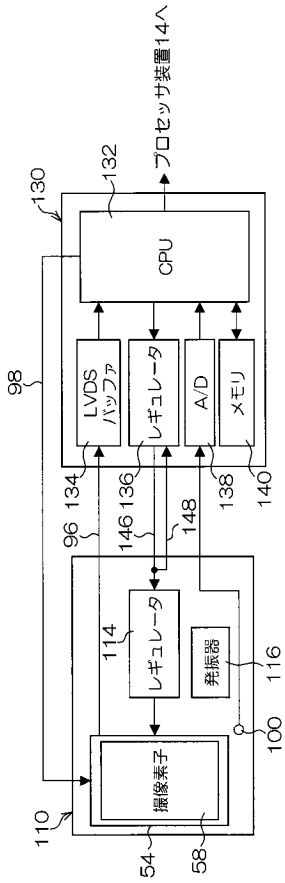
【 図 3 】



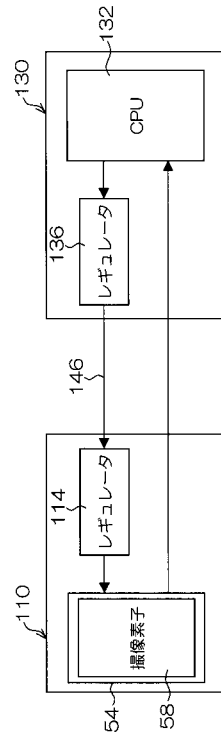
【 図 4 】



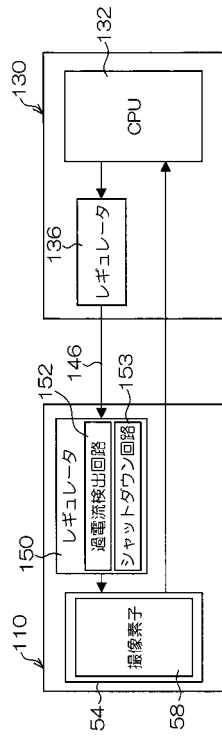
【 図 5 】



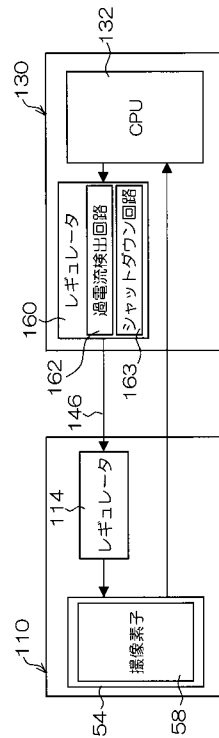
【 図 6 】



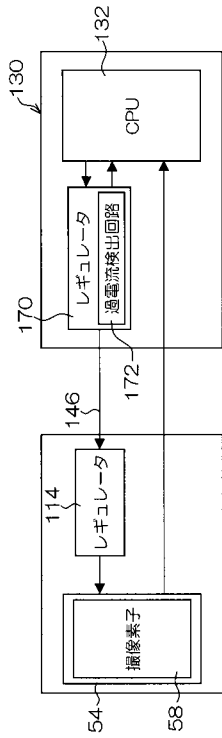
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	电子内窥镜设备和电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP2013027418A	公开(公告)日	2013-02-07
申请号	JP2011163494	申请日	2011-07-26
[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	松丸靖		
发明人	松丸 靖		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/128 A61B1/00009 A61B1/00011 A61B1/00027 A61B1/05 A61B1/0676		
FI分类号	A61B1/04.372 G02B23/24.B A61B1/05 A61B1/12.541		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/CA05 2H040/CA24 2H040/GA04 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF21 4C161/JJ11 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS03		
其他公开文献	JP2013027418A5 JP5272053B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：向内窥镜的远端部分提供所需电压的电力，并防止尖端温度达到超过允许温度的高温。包括成像元件（58）的第一电路部分（110）和具有其外围电路的图像拾取装置（54）和作为电源电路的第一调节器（114）设置在远端部分处。第二电路单元（130）通过电缆连接到第二电路单元（130）。第二电路单元（130）包括用于向第一调节器（114）供电的第二调节器（136）。温度检测的由于过电流检测功能设置在所述远端（100）或所述调节器（114/136）装置，检测异常的温度的异常中的至少一个和在尖端部分中的过电流时，所述第一调节器（114）和停止第一调节器（136）和第二调节器（136）中的至少一个的输出，从而停止向远端部分供电。点域5

