

(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2013-90750

(P2013-90750A)

(43) 公開日 平成25年5月16日(2013.5.16)

(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 6 4	2 H 0 4 O
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	G 0 2 B 23/24 B	4 C 1 6 1
H 0 4 N 7/18 (2006.01)	H 0 4 N 7/18 M	5 C 0 5 4

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2011-234233 (P2011-234233)	(71) 出願人	306037311
(22) 出願日	平成23年10月25日 (2011.10.25)		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	江利川 昭彦
			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 CA04 CA11 CA23 DA03 DA13
			DA19 DA21 DA56 DA57 GA02
			GA06 GA11
			4C161 BB02 CC06 DD03 JJ15 JJ17
			LL02 NN01 SS18 SS21 SS22
			5C054 CC07 EA01 EJ05 HA12

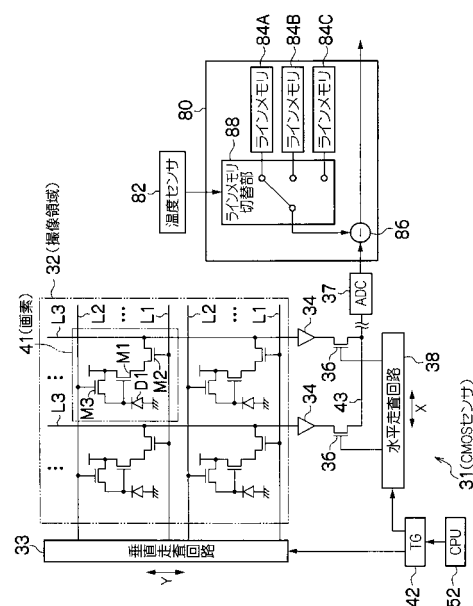
(54) 【発明の名称】 電子内視鏡及び固定パターンノイズ除去方法

(57) 【要約】

【課題】CMOS型のイメージセンサを備えた電子内視鏡に接続される外部制御装置（プロセッサ装置）に特別な補正回路や補正メモリを設けなくても、温度に依存されることなく固定パターンノイズ（縦筋状ノイズ）を確実に除去する。

【解決手段】電子内視鏡11は、挿入部16の先端にCMOSセンサ31を備え、該CMOSセンサ31は、行方向とこれに直交する列方向に配列された複数の画素41と、前記列方向に並ぶ画素列毎に並列的に設けられた複数のカラムアンプ34と、前記挿入部16の先端の温度を検出する温度センサ82と、前記温度センサ82により検出された温度に応じた補正データを供給する補正データ供給部と、前記補正データ供給部から供給される補正データに基づいて、前記複数のカラムアンプ34で増幅処理された出力信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正回路と、を備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサを備えた電子内視鏡であって、

前記イメージセンサは、

行方向とこれに直交する列方向に配列された複数の画素部と、

前記列方向に並ぶ画素列毎に並列的に設けられ、前記画素列に配列された前記画素部から出力される出力信号に所定の信号処理を施す複数の処理回路と、

前記挿入部の先端の温度を検出する温度センサと、

前記温度センサにより検出された温度に応じた補正データを供給する補正データ供給部と、

前記補正データ供給部から供給される補正データに基づいて、前記複数の処理回路で信号処理された出力信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正回路と、

を備える電子内視鏡。

【請求項 2】

前記複数の画素部、前記複数の処理回路、前記温度センサ、前記補正データ供給部、及び前記補正回路は、同一の半導体チップ内に設けられている請求項 1 に記載の電子内視鏡。

【請求項 3】

前記補正データ供給部は、複数の補正データを所定の温度毎に備え、前記複数の補正データのうち、前記温度センサにより検出された温度に最も近い温度に対応する補正データを選択して供給する請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 4】

前記補正データ供給部は、所定の基準温度に対応する基準補正データを備え、前記温度センサにより検出された温度に応じて決定される補正係数を前記基準補正データに乗じて得られるデータを前記補正データとして供給する請求項 1 又は 2 に記載の電子内視鏡。

【請求項 5】

前記補正データ供給部は、前記温度と前記補正係数との関係を示す補正係数テーブルを備え、前記補正係数テーブルに基づいて前記補正係数を決定する請求項 4 に記載の電子内視鏡。

【請求項 6】

前記温度センサは、前記複数の画素部のうち前記被検体内の撮像に寄与しない無効画素部に配置される光電変換素子を用いて構成される請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡。

【請求項 7】

前記温度センサは、複数の前記無効画素部から出力される出力信号を平均化したものを温度情報として用いる請求項 6 に記載の電子内視鏡。

【請求項 8】

前記補正回路は、前記複数の処理回路のオフセット誤差及びゲイン誤差の少なくとも一方の誤差に起因する固定パターンノイズを除去する回路である請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡。

【請求項 9】

被検体内に挿入される電子内視鏡の挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサの出力信号から固定パターンノイズを除去する固定パターンノイズ除去方法であって、

前記イメージセンサは、行方向とこれに直交する列方向に配列された複数の画素部と、前記列方向に並ぶ画素列毎に並列的に設けられ、前記画素列に配列された前記画素部から出力される出力信号に所定の信号処理を施す複数の処理回路と、を備え、

前記イメージセンサと一体的に設けられた温度センサによって前記挿入部の先端の温度を検出する検出ステップと、

10

20

30

40

50

前記イメージセンサと一体的に設けられる周辺回路において、前記温度センサにより検出された温度に応じた補正データに基づいて、前記複数の処理回路で信号処理された出力信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正ステップと、

を含む固定パターンノイズ除去方法。

【請求項 10】

前記補正ステップでは、所定の温度毎に設けられた複数の補正データの中から前記温度センサにより検出された温度に最も近い温度に対応する補正データを選択する請求項 9 に記載の固定パターンノイズ除去方法。

【請求項 11】

前記補正ステップでは、所定の基準温度に対応する基準補正データに対して前記温度センサにより検出された温度に応じて決定される補正係数を乗じて得られるデータを前記補正データとする請求項 9 に記載の固定パターンノイズ除去方法。

10

【請求項 12】

前記補正ステップでは、前記温度と前記補正係数との関係を示す補正係数テーブルに基づいて前記補正係数を決定する請求項 11 に記載の固定パターンノイズ除去方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電子内視鏡及び固定パターンノイズ除去方法に関するものであり、特に、CMOS型のイメージセンサを備えた電子内視鏡及び固定パターンノイズ除去方法に関する。

20

【背景技術】

【0002】

医療分野においては、細長い挿入部を被検者の体内に挿入して、挿入部の先端付近に搭載された小型の撮像装置によって、被検者の体内を直接的に撮像して診断する電子内視鏡システムが広く普及している。こうした電子内視鏡システムに搭載される微小な撮像装置は、いわゆるイメージセンサが搭載されており、被検者の体内に照明光を照射して、被検者の体内で反射された光を受けて、これを光電変換し、画素毎に信号電荷を蓄積する。そして、イメージセンサから信号電荷に対応する撮像信号を出力させて観察画像を得る。

30

【0003】

ところで、一般的な撮像装置に搭載されるイメージセンサとしては、CMOS型のイメージセンサ（以下、CMOSセンサという。）やCCD型のイメージセンサが知られている。CMOSセンサは、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、製造工程においてCMOSプロセスを使用でき、同一チップ内に駆動回路や処理回路などの周辺回路を混載することが可能であり、小型化にも有利である。

【0004】

ここで、一般的なCMOSセンサの構成としては、例えば図14に示すように、光電変換素子を含む画素900がマトリクス状に配置されており、垂直走査回路902及び水平走査回路904によって各画素900が順次選択され、各画素900からの出力信号がアンプ906で増幅された後、A/D変換器（ADC）908でデジタル信号に変換されて出力される。

40

【0005】

しかしながら、かかる構成の場合、最終段の出力信号に対して利得調整が行われるため、比較的高い周波数でのアンプ906の駆動が必要となり、周波数に応じた大きさのランダムノイズが付加され、雑音の大きい画像となる。特に近年の多画素化、高フレームレート化により、アンプ等のアナログ回路の駆動周波数が高くなる場合には、より多くのランダムノイズが付加される要因となる。

【0006】

これに対して、図15に示すように、カラム毎にカラムアンプ910が並列に搭載され

50

たＣＭＯＳセンサが知られている。この方式によれば、各カラムアンプ 910 の駆動周波数をカラム数の逆数に相当する周波数まで低下させることが可能となる。その結果、多画素でかつ高フレームレートでも、ランダムノイズを小さくすることが可能となる。また、図示は省略するが、ランダムノイズの削減と同時に高速読み出しを実現するためにカラム毎にＡ／Ｄ変換器（カラムＡＤＣ）が並列に搭載されたものも知られている。

【０００７】

ところで、カラムアンプやカラムＡＤＣを備えた従来のＣＭＯＳセンサでは、ランダムノイズを低減できる反面、カラムアンプやカラムＡＤＣの性能ばらつきによって、ＣＭＯＳセンサから出力される撮像信号によって生成される画像に固定パターンノイズ（縦筋状ノイズ）が付加されてしまう問題がある。

10

【０００８】

かかる問題に対して、特許文献１では、ＣＭＯＳセンサ内のカラムアンプ（列アンプ）に対してテスト用の電圧信号を印加して、それらの出力電圧を検出することにより、カラムアンプの特性ばらつきを検出し、その特性ばらつきに基づいて補正データを求め、この補正データにより通常撮影時のセンサ出力から、前記特性ばらつきに起因する固定パターンノイズを除去する技術が開示されている。

【０００９】

また、特許文献２では、低温時に検出したカラム毎の誤差値（低温時誤差値）と、高温時に検出したカラム毎の誤差値（高温時誤差値）とが格納される誤差値格納メモリを備え、ＣＭＯＳセンサの温度に応じて２つの誤差値を補間することによって誤差値を補正し、ＣＭＯＳセンサから出力される撮像信号から補正後の誤差値を減算することによって固定パターンノイズを除去する技術が開示されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【００１０】

【特許文献１】特開２００８－３０６５６５号公報

【特許文献２】特開２００６－１３５４２３号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【００１１】

しかしながら、特許文献１に開示された技術では、ランダムノイズや結像光学系に起因した誤差に影響を受けることなく、カラムアンプの特性ばらつきを検出することができるものの、カラムアンプの温度特性のばらつきによって変動する固定パターンノイズを確実に除去することは困難である。

30

【００１２】

これに対して、特許文献２に開示される技術によれば、ＣＭＯＳセンサの温度に応じて誤差値格納メモリに格納される低温時及び高温時の誤差値を用いて固定パターンノイズを除去する処理が行われるので、カラムアンプの温度特性のばらつきに左右されることなく、固定パターンノイズを確実に除去することが可能となるが、特許文献２では電子内視鏡システムに適用するための工夫は何も検討されていない。

40

【００１３】

ここで、特許文献２に開示された技術を電子内視鏡システムに適用しようとした場合、固定パターンノイズを除去するための補正回路や補正メモリは、通常、電子内視鏡ではなく、電子内視鏡とは別体に構成される外部制御装置（プロセッサ装置）に搭載されるのが一般的である。しかし、１台のプロセッサ装置には複数の電子内視鏡が交換されて使用されるため、電子内視鏡毎に特別な補正回路や補正メモリが必要となり、プロセッサ装置の肥大化や高価格化を招く要因となる。その結果、汎用性の低いシステムになってしまう問題がある。

【００１４】

本発明はこのような事情に鑑みてなされたもので、ＣＭＯＳ型のイメージセンサを備え

50

た電子内視鏡に接続される外部制御装置（プロセッサ装置）に特別な補正回路や補正メモリを設けなくても、温度に依存されことなく固定パターンノイズ（縦筋状ノイズ）を確実に除去することが可能な電子内視鏡及び固定パターンノイズ除去方法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】

【0015】

前記目的を達成するために、本発明に係る電子内視鏡は、被検体内に挿入される挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサを備えた電子内視鏡であって、前記イメージセンサは、行方向とこれに直交する列方向に配列された複数の画素部と、前記列方向に並ぶ画素列毎に並列的に設けられ、前記画素列に配列された前記画素部から出力される出力信号に所定の信号処理を施す複数の処理回路と、前記挿入部の先端の温度を検出する温度センサと、前記温度センサにより検出された温度に応じた補正データを供給する補正データ供給部と、前記補正データ供給部から供給される補正データに基づいて、前記複数の処理回路で信号処理された出力信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正回路と、を備える。

10

【0016】

本発明によれば、ＣＭＯＳ型のイメージセンサに温度センサが設けられ、イメージセンサ内部で温度センサの検出温度に応じて出力信号の補正処理が自己完結的に行われる。これにより、環境温度に影響を受けることなく、画素列毎に設けられる処理回路の個体差に起因する固定パターンノイズを確実に除去することが可能となる。また、１台のプロセッサ装置に対して複数の電子内視鏡が交換されて使用される場合でも、プロセッサ装置に特別な補正回路や補正メモリを追加する必要がなく、新型及び旧型のプロセッサ装置が混在していても使用可能であり、汎用性の高いシステムを構築することが可能となる。

20

【0017】

前記複数の画素部、前記複数の処理回路、前記温度センサ、前記補正データ供給部、及び前記補正回路は、同一の半導体チップ内に設けられていることが好ましい。

【0018】

また、前記補正データ供給部は、複数の補正データを所定の温度毎に備え、前記複数の補正データのうち、前記温度センサにより検出された温度に最も近い温度に対応する補正データを選択して供給することが好ましい。

30

【0019】

また、前記補正データ供給部は、所定の基準温度に対応する基準補正データを備え、前記温度センサにより検出された温度に応じて決定される補正係数を前記基準補正データに乗じて得られるデータを前記補正データとして供給することが好ましい。その際、前記補正データ供給部は、前記温度と前記補正係数との関係を示す補正係数テーブルを備え、前記補正係数テーブルに基づいて前記補正係数を決定することがより好ましい。

【0020】

また、前記温度センサは、前記複数の画素部のうち前記被検体内の撮像に寄与しない無効画素部に配置される光電変換素子を用いて構成されることが好ましい。

【0021】

また、前記温度センサは、複数の前記無効画素部から出力される出力信号を平均化したものを温度情報として用いるようにしてもよい。

40

【0022】

また、前記補正回路は、前記複数の処理回路のオフセット誤差及びゲイン誤差の少なくとも一方の誤差に起因する固定パターンノイズを除去する回路であることが好ましい。

【0023】

また、前記目的を達成するために、本発明に係る固定パターンノイズ除去方法は、被検体内に挿入される電子内視鏡の挿入部の先端に設けられ、前記被検体内を撮像するＣＭＯＳ型のイメージセンサの出力信号から固定パターンノイズを除去する固定パターンノイズ除去方法であって、前記イメージセンサは、行方向とこれに直交する列方向に配列された

50

複数の画素部と、前記列方向に並ぶ画素列毎に並列的に設けられ、前記画素列に配列された前記画素部から出力される出力信号に所定の信号処理を施す複数の処理回路と、を備え、前記イメージセンサと一体的に設けられた温度センサによって前記挿入部の先端の温度を検出する検出ステップと、前記イメージセンサと一体的に設けられる周辺回路において、前記温度センサにより検出された温度に応じた補正データに基づいて、前記複数の処理回路で信号処理された出力信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正ステップと、を含む。

【 0 0 2 4 】

前記補正ステップでは、所定の温度毎に設けられた複数の補正データの中から前記温度センサにより検出された温度に最も近い温度に対応する補正データを選択することが好ましい。

10

【 0 0 2 5 】

また、前記補正ステップでは、所定の基準温度に対応する基準補正データに対して前記温度センサにより検出された温度に応じて決定される補正係数を乗じて得られるデータを前記補正データとすることが好ましい。その際、前記補正ステップでは、前記温度と前記補正係数との関係を示す補正係数テーブルに基づいて前記補正係数を決定することがより好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、ＣＭＯＳ型のイメージセンサに温度センサが設けられ、イメージセンサ内部で温度センサの検出温度に応じて出力信号の補正処理が自己完結的に行われる。これにより、環境温度に影響を受けることなく、画素列毎に設けられる処理回路の個体差に起因する固定パターンノイズを確実に除去することが可能となる。また、１台のプロセッサ装置に対して複数の電子内視鏡が交換されて使用される場合でも、プロセッサ装置に特別な補正回路や補正メモリを追加する必要がなく、新型及び旧型のプロセッサ装置が混在していても使用可能であり、汎用性の高いシステムを構築することが可能となる。

20

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 7 】

【 図 １ 】 電子内視鏡システムの概略構成を示した全体構成図

【 図 ２ 】 ＣＭＯＳセンサの構成例を示した構成図

30

【 図 ３ 】 電子内視鏡システムの電氣的な構成を示すブロック図

【 図 ４ 】 固定パターンノイズを含む撮像信号の一例を示したグラフ

【 図 ５ 】 図 ４ の一部を拡大して示したグラフ

【 図 ６ 】 半導体チップの構成例を示した概略図

【 図 ７ 】 補正前の撮像信号の一例を示したグラフ

【 図 ８ 】 オフセット誤差用の補正データを示したグラフ

【 図 ９ 】 補正後の撮像信号を示したグラフ

【 図 １ ０ 】 第 ２ の実施形態に係るＣＭＯＳセンサの構成例を示した構成図

【 図 １ １ 】 補正係数テーブルの一例を示した図

【 図 １ ２ 】 第 ３ の実施形態に係るＣＭＯＳセンサの構成例を示した構成図

40

【 図 １ ３ 】 第 ４ の実施形態に係るＣＭＯＳセンサの構成例を示した構成図

【 図 １ ４ 】 一般的なＣＭＯＳセンサの構成例を示した構成図

【 図 １ ５ 】 カラムアンプを備えたＣＭＯＳのセンサの構成例を示した構成図

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 8 】

以下、添付図面に従って本発明の好ましい実施の形態について詳説する。

【 0 0 2 9 】

（ 第 １ の実施形態 ）

図 １ に示すように、電子内視鏡システム １ １ は、電子内視鏡 １ ２ 、プロセッサ装置 １ ３ 、光源装置 １ ４ 等から構成される。また、電子内視鏡 １ ２ は、挿入部 １ ６ 、手元操作部 １

50

7、ユニバーサルコード18等から構成される。

【0030】

挿入部16は、被検者の体内に挿入されるため、被検者の体内の形状に応じて自在に湾曲するように設けられている。また、挿入部16の先端部分16aには、CMOSセンサを搭載した撮像装置が内蔵されている。さらに、先端部分16aの端面には、前方に照明光を照射する照明窓や、被検者の体内からの光をCMOSセンサに導く観察窓、各種処置具が露出される鉗子出口、洗浄水や空気等が噴射される送気送水ノズル等が設けられている。

【0031】

また、先端部分16aの後方には、湾曲部19が設けられている。この湾曲部19は、複数の湾曲駒を連結されたものであり、挿入部16に挿通されたワイヤによって、手元操作部17に設けられたアングルノブ21と連結されている。したがって、湾曲部19は、手元操作部17に設けられたアングルノブ21の回動操作によって挿入部16に挿通されたワイヤが押し引きされることにより、上下左右の所望の方向に自在に湾曲する。

【0032】

手元操作部17は、前述のように湾曲部19を操作するアングルノブ21の他に、鉗子口22や、送気送水ボタン23等の各種操作ボタンが設けられている。鉗子口22には、注射針や高周波メスなどがワイヤの先端に設けられた処置具が挿通される。また、送気送水ボタン23は、図示しない送気送水装置から供給される空気や洗浄水の送気、送水を制御する。

【0033】

ユニバーサルコード18は、その基端部分に設けられたコネクタ24を介して、電子内視鏡12をプロセッサ装置13に電氣的に接続するとともに、電子内視鏡12を光源装置14に光学的に接続する。

【0034】

プロセッサ装置13は、電子内視鏡12、光源装置14、モニタ26等に接続されており、電子内視鏡システム11の動作を統括的に制御する。また、光源装置14は、ユニバーサルコード18や挿入部16に挿通されたライトガイド(図3参照)を通じて、観察部位に向けて照明光を照射する。

【0035】

前述のように、電子内視鏡システム11には、イメージセンサとしてCMOSセンサ31が用いられている。CMOSセンサ31は、図2に示すように、撮像領域32、垂直走査回路33、カラムアンプ34、列選択トランジスタ36、A/D変換器(ADC)37、水平走査回路38、固定パターンノイズ除去回路80、温度センサ82等から構成される。これらの各機能部は、同一の半導体チップ(半導体基板)内に設けられている。

【0036】

撮像領域32は、画素41がマトリクス状に配列されたものであり、図示しない結像光学系により観察部位の像が結像される。画素41は、フォトダイオードD1、増幅用トランジスタM1、画素選択用トランジスタM2、リセット用トランジスタM3等から構成される。フォトダイオードD1は、光電変換によって、入射光量に応じた信号電荷を生成するとともに、これを蓄積する。フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタM1によって撮像信号として増幅され、画素選択用トランジスタM2によって、所定のタイミングで画素41外に出力される。また、フォトダイオードD1に蓄積された信号電荷は、所定のタイミングでリセット用トランジスタM3によって破棄される。

【0037】

また、撮像領域32には、垂直走査回路33から水平方向(X方向)に行選択線L1及び行リセット線L2が配線されているとともに、カラムアンプ34から垂直方向(Y方向)に列信号線L3が配線されている。

【0038】

行選択線L1は、画素選択用トランジスタM2のゲートに接続されており、行リセット

10

20

30

40

50

線 L 2 は、リセット用トランジスタ M 3 のゲートに接続されている。また、列信号線 L 3 は、画素選択用トランジスタ M 2 のソースに接続されているとともに、カラムアンプ 3 4 を介して、対応する列の列選択トランジスタ 3 6 に接続されている。

【 0 0 3 9 】

垂直走査回路 3 3 は、タイミングジェネレータ (T G) 4 2 から入力されるタイミング信号に基づいて、垂直走査信号を発生し、行選択線 L 1 を 1 行ずつ選択して、撮像信号を列信号線 L 3 に出力させる画素 4 1 の行 (以下、水平ラインという) を変更する。また、垂直走査回路 3 3 は、水平ラインの行リセット線 L 2 を 1 行ずつ選択して、信号電荷の破棄を行う水平ラインを変更する。さらに、垂直走査回路 3 3 は、行選択線 L 1 及び行リセット線 L 2 の選択行が撮像領域 3 2 の端に位置する水平ラインに達した場合には、先頭の水平ラインを再び選択し、上述の動作を繰り返す。

10

【 0 0 4 0 】

カラムアンプ 3 4 は、カラム (列信号線 L 3) 毎に設けられており、垂直走査回路 3 3 によって選択された行選択線 L 1 に接続された画素 4 1 の撮像信号を増幅する。カラムアンプ 3 4 による撮像信号の増幅率は、カラムアンプ 3 4 にゲイン調節信号を入力することにより調節される。

【 0 0 4 1 】

水平走査回路 3 8 は、 T G 4 2 から入力されるタイミング信号に基づいて水平走査信号を発生し、列選択トランジスタ 3 6 のオン、オフ制御を行う。

【 0 0 4 2 】

列選択トランジスタ 3 6 は、 A / D 変換器 3 7 に接続された出力バスライン 4 3 とカラムアンプ 3 4 との間に設けられており、水平走査信号に応じて、出力バスライン 4 3 に撮像信号を転送させる画素を選択する。 A / D 変換器 3 7 は、カラムアンプ 3 4 から出力バスライン 4 3 に順に転送される撮像信号をアナログ信号からデジタル信号に変換して出力する。

20

【 0 0 4 3 】

図 3 に示すように、電子内視鏡 1 2 には、上述の C M O S センサ 3 1 と、対物レンズ 5 1、 C P U 5 2、タイミングジェネレータ (T G) 4 2、ライトガイド 5 3 等が設けられている。

【 0 0 4 4 】

C M O S センサ 3 1 は、前述のように挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a に設けられており、その前方には対物レンズ 5 1 が配置されている。挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a の端面には観察窓 5 4 が設けられており、この観察窓 5 4 から入射する被写体からの光は、対物レンズ 5 1 によって C M O S センサ 3 1 の撮像領域 3 2 に結像される。 C M O S センサ 3 1 は、撮像領域 3 2 に結像された被写体像を画素 4 1 毎に光電変換し、各画素 4 1 に露光量に応じた信号電荷を蓄積させ、所定のタイミングで撮像信号として出力する。 C M O S センサ 3 1 の駆動タイミングは、 T G 4 2 から入力されるタイミング信号によって制御される。

30

【 0 0 4 5 】

C P U 5 2 は、プロセッサ装置 1 3 の C P U 6 1 と通信を行い、電子内視鏡 1 2 の各部を統括的に制御する。例えば、 C P U 5 2 は、プロセッサ装置 1 3 の C P U 6 1 からの信号に基づき、 T G 4 2 に所定のタイミング信号を生じさせることによって、 C M O S センサ 3 1 の動作を制御する。また、 C P U 5 2 は、カラムアンプ 3 4 にゲイン調節信号を入力することにより、 C M O S センサ 3 1 から増幅率を調節して撮像信号を出力させる。

40

【 0 0 4 6 】

ライトガイド 5 3 は、ユニバーサルコード 1 8 や挿入部 1 6 の内部に挿通されており、一端が挿入部 1 6 の先端部分 1 6 a の端面に設けられた照明窓 5 6 に接続され、他端は光源装置 1 4 に接続されている。光源装置 1 4 からの照明光は、ライトガイド 5 3 を通じて、照明窓 5 6 から観察部位へと照射される。

【 0 0 4 7 】

50

また、図 3 に示すように、プロセッサ装置 13 は、CPU 61、DSP 62、D/A 変換回路 63、RAM 64 等から構成される。

【0048】

CPU 61 は、プロセッサ装置 13 の各部の動作を制御するとともに、電子内視鏡 12 の CPU 52 や光源装置 14 の CPU 71 と通信して、電子内視鏡 12 や光源装置 14 の動作を制御することにより、電子内視鏡システム 11 を統括的に制御する。

【0049】

DSP 62 は、CMOS センサ 31 から出力された撮像信号に対して、色補間、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す。CMOS センサ 31 から出力された撮像信号は、DSP 62 によって各種画像処理が施されると、画像データとして RAM 64 に保持される。また、DSP 62 は、RAM 64 から必要な画像データを読み出して、NTSC 信号等の映像信号に変換し、D/A 変換回路 63 によって D/A 変換することにより、画像データをモニタ 26 上に表示させる。

【0050】

また、図 3 に示すように、光源装置 14 は、CPU 71、光源 72、波長選択フィルタ 73 等から構成される。CPU 71 は、プロセッサ装置 13 の CPU 61 と通信し、CMOS センサ 31 の駆動タイミング等に応じて、光源 72 や波長選択フィルタ 73 を駆動することにより、光源装置 14 を制御する。

【0051】

光源 72 は、キセノンランプやハロゲンランプ等の広い波長帯にわたって高輝度の光を発する高輝度光源であり、CPU 71 によって点灯消灯の切り替えが制御される。また、光源 72 から発せられた光は、集光レンズ 74 によってライトガイド 53 に効率良く導かれる。

【0052】

波長選択フィルタ 73 は、光源 72 から発せられた光を、特定の波長帯の光に制限するフィルタであり、CPU 71 からの指示に基づいて、光源 72 と集光レンズ 74 の間に挿入、又は退避される。これにより、光源装置 14 は、設定や医師の操作等、必要に応じて照明光の波長帯を自在に切り替えられるようになっている。例えば、光源装置 14 は、単に白色の可視光を出力するだけでなく、赤外光等の可視光以外の光や、可視光の RGB 成分の比率を調節した特殊光を出力することができるようになっている。

【0053】

このように構成される電子内視鏡システム 11 では、CMOS センサ 31 にはカラム毎にカラムアンプ 34 が設けられるため（図 2 参照）、各カラムアンプ 34 の個体差によって各画素 41 が一様に露光されたとしてもカラム毎に出力がばらつき、CMOS センサ 31 から出力される撮像信号に固定パターンノイズ（縦筋状ノイズ）が付加される要因となる。

【0054】

図 4 は、固定パターンノイズが付加された撮像信号における水平方向の 1 ライン分のデータの一部を示したグラフである。図 5 は、図 4 の一部を拡大して示したグラフである。図 4 及び図 5 において、横軸は水平方向の画素番号、縦軸は画素の出力値（画素値）を表している。また、CMOS センサ 31 周辺の環境温度を 24、36、45、57 に変化させたときのデータがそれぞれ示されている。なお、ここでは、ランダムノイズを除去するため、各画素の出力値については 10 ライン分の平均値をとっている。

【0055】

図 4 及び図 5 に示すように、各画素の実際の出力値は、各カラムアンプ 34 の個体差がないとしたときの各画素の理想的な出力値（本例では 64）よりも大きかったり、小さかったりしている。このような各画素の出力値のばらつきは、カラム毎に設けられるカラムアンプ 34 の性能ばらつきによって発生する。また、各カラムアンプ 34 の温度特性のばらつきによって、各画素の出力値が温度毎にばらついている。なお、図 4 及び図 5 に示した例では、温度が低いときほど各画素の出力値のばらつきが大きくなっているが、本例に

10

20

30

40

50

限られるものではない。これらのことから、固定パターンノイズを確実に除去するためには、ＣＭＯＳセンサ３１周辺の環境温度に応じて補正することが有効である。

【００５６】

そこで本実施形態では、図２に示すように、ＣＭＯＳセンサ３１と同一の半導体チップ内に固定パターンノイズ除去回路８０及び温度センサ８２を設け、環境温度に応じてＣＭＯＳセンサ３１から出力される撮像信号に含まれる固定パターンノイズを除去する補正処理が自己完結的に行われるようになっている。なお、各カラムアンプ３４間の固体差としてはオフセット誤差とゲイン誤差があるが、ここでは、説明の便宜上、オフセット誤差のみを補正する場合を例にして説明する。なお、ゲイン誤差を補正する態様については後述する。

10

【００５７】

固定パターンノイズ除去回路８０は、Ａ／Ｄ変換器３７の後段に設けられ、複数のラインメモリ８４Ａ～８４Ｃ、減算器８６、ラインメモリ切替部８８等から構成される。ラインメモリ８４Ａ～８４Ｃには、それぞれ所定の温度（例えば３０、４０、５０）に対応したオフセット誤差用の補正データが予め記憶されている。これらの補正データは、後述するラインメモリ切替部８８の切替状態に応じて減算器８６に供給される。なお、図２では３つのラインメモリ８４Ａ～８４Ｃを備えた構成を例示したが、ラインメモリの数は特に限定されるものではない。ただし、ラインメモリの数が多いと、きめ細かい温度毎に補正データをラインメモリに記憶させておくことが可能になる反面、ＣＭＯＳセンサチップの大型化を招くことから、ラインメモリの数はなるべく少ない方が好ましい。

20

【００５８】

オフセット誤差用の補正データの作成方法としては、まず、所定の温度条件（例えば３０）の環境下でＣＭＯＳセンサ３１を備えた撮像装置にて遮光状態又は一定光量の被写体を撮影する。このとき黒い被写体以外を撮影する場合には光源やレンズのシェーディングの影響を抑えるためにシェーディング補正を行うことが好ましい。

【００５９】

次に、ＣＭＯＳセンサ３１において水平ラインの数～数十ライン分の平均値を求め、これを１ライン分のラインデータとする。このように複数ライン分の平均値をとることによってランダムノイズによる影響を軽減することができ、より精度の高い補正データを作成することが可能となる。続いて、前記ラインデータの全体平均値を求める。そして、前記ラインデータから全体平均値を差し引くことにより、オフセット誤差用の補正データが求められる。以上の処理を温度条件を変えながら複数回繰り返し行う。

30

【００６０】

こうして求められたオフセット誤差用の補正データは、温度条件毎にそれぞれ対応したラインメモリ８４Ａ～８４Ｃに書き込み処理される。なお、これらの処理についてはＣＭＯＳセンサ３１の製造時に行われるものであるが、これに限定されず、電子内視鏡１２の使用時又は保管時に定期的に行うようにしてもよい。

【００６１】

ラインメモリ切替部８８は、ラインメモリ８４Ａ～８４Ｃと減算器８６との間に設けられた切替スイッチを含んで構成され、温度センサ８２の検出温度に応じてラインメモリ８４Ａ～８４Ｃの中から減算器８６に接続されるラインメモリを選択する。

40

【００６２】

減算器８６は、Ａ／Ｄ変換器３７の出力信号とラインメモリ切替部８８により選択されたラインメモリから供給される補正データとの差分を出力する。

【００６３】

温度センサ８２は、前述のようにＣＭＯＳセンサ３１と同一の半導体チップ内に設けられ、ＣＭＯＳセンサ３１が配置される挿入部１６の先端部分１６ａの内部の温度を検出する。温度センサ８２の検出温度はラインメモリ切替部８８に通知される。

【００６４】

温度センサ８２が配置される位置としては、ＣＭＯＳセンサ３１と同一半導体チップ内

50

に設けられるものであれば特に限定されるものではないが、本実施形態では好ましい態様として、図 6 に示すような半導体チップ 100 内の周辺回路領域 106 に搭載された専用の温度センサ用ダイオードにより構成される。また、他の好ましい態様として、撮像領域 32 において有効画素領域 102 の周辺部に配置される無効画素領域 104 の無効画素（オプティカルブラック）のフォトダイオード D1 を温度センサとして用いる態様や、無効画素領域 104 における 1 ライン分の無効画素の出力値を平均化したものを温度情報として利用する態様等がある。いずれの態様においても、CMOS センサ 31 と同一の半導体チップ内に温度センサ 82 を配置することが可能であり、挿入部 16 の先端部分 16a に実装可能である。

【0065】

上記のように構成された電子内視鏡システム 11 で体腔内を観察する際には、電子内視鏡 12、光源装置 14、及びモニタ 26 の電源をオンにして、電子内視鏡 12 の挿入部 16 を体腔内に挿入し、光源装置 14 からの照明光で体腔内を照明しながら、CMOS センサ 31 により撮像される体腔内の画像をモニタ 26 で観察する。

【0066】

このとき、CMOS センサ 31 の各画素 41 から出力された撮像信号は、カラム毎に設けられるカラムアンプ 34 にて増幅された後、A/D 変換器 37 にてアナログ信号からデジタル信号に変換されて出力される。A/D 変換器 37 から出力された撮像信号は固定パターンノイズ除去回路 80 の減算器 86 に入力される。このとき、固定パターンノイズ除去回路 80 の減算器 86 に入力される撮像信号の一例を図 7 に示す。図 7 に示した撮像信号は、各カラムアンプ 34 のオフセット誤差によって、本来、水平方向に平坦となる部分が波打ち状になってしまっている。

【0067】

一方、温度センサ 82 の検出温度（挿入部 16 の先端部分 16a の内部温度）はラインメモリ切替部 88 に通知されると、ラインメモリ切替部 88 では、温度センサ 82 の検出温度に応じてラインメモリ 84A ~ 84C の中から所定のラインメモリが選択される。

【0068】

ここで、ラインメモリの切替方法としては、各ラインメモリ 84A ~ 84C の中に温度センサ 82 の検出温度に対応する補正データが記憶されるラインメモリが存在する場合にはそのラインメモリが選択される。例えば、前述のようにラインメモリ 84A ~ 84C に 30、40、50 に対応した補正データが記憶されている場合、温度センサ 82 の検出温度が 30 のときは減算器 86 の接続先としてラインメモリ 84A が選択される。

【0069】

また、温度センサ 82 の検出温度に対応する補正データが記憶されるラインメモリが存在しない場合には、一番近い温度に対応する補正データが記憶されるラインメモリが選択される。例えば前述の例の場合、温度センサ 82 によって検出された温度が 36 のときは減算器 86 の接続先としてラインメモリ 84B が選択される。

【0070】

なお、ラインメモリの切替方法としては前述の方法に限らず、温度センサ 82 の検出温度が予め用意されている補正データの対応温度と一致しない場合には、各ラインメモリ 84A ~ 84C に記憶されている温度毎の補正データを補間処理して得られる補間後の補正データとして減算器 86 に供給するようにしてもよい。例えば前述の例において 35 の場合には、30 の補正データと 40 の補正データの間値が補正データとして用いられる。

【0071】

このようにしてラインメモリ切替部 88 にてラインメモリの切り替えが行われると、減算器 86 には、温度センサ 82 の検出温度に応じた補正データがラインメモリから供給される。このとき、減算器 86 に供給される補正データの一例を図 8 に示す。図 8 に示した補正データは、縦軸方向の 0 の位置を基準としたときのオフセット誤差の大きさを示している。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

減算器 8 6 では、A / D 変換器 3 7 から出力された撮像信号から補正データが差し引かれた補正後の撮像信号が出力される。このとき、減算器 8 6 から出力される撮像信号の一例を図 9 に示す。図 9 に示した撮像信号は、図 7 に示した撮像信号から図 8 の補正データを差し引くことにより得られるものであり、各カラムアンプ 3 4 のオフセット誤差に起因する固定パターンノイズが除去されている。

【 0 0 7 3 】

このようにして C M O S センサ 3 1 から固定パターンノイズ除去回路 8 0 にて固定パターンノイズが除去された補正後の撮像信号が出力され、ユニバーサルコード 1 8 を介してプロセッサ装置 1 3 に伝送される。

10

【 0 0 7 4 】

プロセッサ装置 1 3 は、C M O S センサ 3 1 から出力された撮像信号を D S P 6 2 で受け、D S P 6 2 により画像データに変換され、モニタ 2 6 に画像表示が行われる。

【 0 0 7 5 】

本実施形態の電子内視鏡 1 2 によれば、C M O S センサ 3 1 には同一の半導体チップ内に固定パターンノイズ除去回路 8 0 及び温度センサ 8 2 が設けられ、温度センサ 8 2 の検出温度に応じた撮像信号の補正処理が自己完結的に行われる。これにより、環境温度に影響を受けることなく各カラムアンプ 3 4 の個体差に起因する固定パターンノイズを確実に除去することが可能となる。また、1 台のプロセッサ装置 1 3 に対して複数の電子内視鏡 1 2 を交換して使用する場合でも、プロセッサ装置 1 3 に新たな補正機能や補正データを追加する必要がなく、新型及び旧型のプロセッサ装置 1 3 を混在して使用することが可能であり、汎用性の高いシステムを構築することが可能となる。

20

【 0 0 7 6 】

(第 2 の実施形態)

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。以下、第 1 の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的部分を中心に説明する。

【 0 0 7 7 】

第 2 の実施形態は、固定パターンノイズ除去回路 8 0 に備えられるラインメモリの数が複数でなく 1 つである点で第 1 の実施形態と異なる。

【 0 0 7 8 】

30

図 1 0 は、第 2 の実施形態に係る C M O S センサ 3 1 の構成例を示した概略構成図である。図 1 0 中、図 2 と共通又は類似する構成要素には同一の符号を付している。

【 0 0 7 9 】

図 1 0 に示すように、固定パターンノイズ除去回路 8 0 は、ラインメモリ 8 4、減算器 8 6、係数決定部 8 9、乗算器 9 0 等から構成される。ラインメモリ 8 4 には、所定の基準温度 (例えば 3 0) に対応した基準補正データが予め記憶されている。ラインメモリ 8 4 に記憶されている基準補正データは乗算器 9 0 に供給される。

【 0 0 8 0 】

係数決定部 8 9 は、温度と補正係数との関係を示す補正係数テーブルを備え、当該補正係数テーブルに基づき温度センサ 8 2 の検出温度から補正係数を決定し、その決定された補正係数を乗算器 9 0 に供給する。

40

【 0 0 8 1 】

ここで、係数決定部 8 9 に設けられる補正係数テーブルの一例を図 1 1 に示す。図 1 1 に示した補正係数テーブルは、基準温度が 3 0 であり、そのときの補正係数が 1.000 となっている。そして、温度が 3 0 よりも大きくなるにつれて補正係数は次第に小さくなり、温度が 3 0 よりも小さくなるにつれて補正係数は次第に大きくなっている。このような温度毎の補正係数は予め求めておく。

【 0 0 8 2 】

なお、説明の便宜上、温度が 5 毎に設定されているが、その間隔は特に限定されるものでなく、その間隔は 5 よりも小さくても大きくてもよい。また、補正係数テーブルの

50

中に温度センサ 8 2 の検出温度と一致する温度がなかった場合には、最も近い温度に対応する補正係数を用いるか、或いは、温度センサ 8 2 の検出温度に対応する補正係数を補間処理で算出するようにしてもよい。

【 0 0 8 3 】

乗算器 9 0 は、ラインメモリ 8 4 から供給される基準補正データに係数決定部 8 9 で決定された補正係数を乗じて得られる補正データを出力する。乗算器 9 0 から出力される補正データは減算器 8 6 に供給される。

【 0 0 8 4 】

減算器 8 6 では、A / D 変換器 3 7 から出力される撮像信号から乗算器 9 0 から与えられた補正データを差し引くことによって得られる補正後の撮像信号が出力される。

10

【 0 0 8 5 】

このように第 2 の実施形態によれば、固定パターンノイズ除去回路 8 0 には 1 つのラインメモリ 8 4 が設けられ、ラインメモリ 8 4 上の基準補正データに温度センサ 8 2 の検出温度に応じて決定される補正係数を乗じることによって得られる補正データに基づいて固定パターンノイズの除去処理が行われる。特に本実施形態は、各カラムアンプ 3 4 のオフセット誤差が温度に応じて線形に変化する場合に好適であり、第 1 の実施形態に比べてラインメモリの数を減らすことができ、回路構成を簡易なものとすることができる。これによって、電子内視鏡 1 2 の挿入部 1 6 の先端部分における細径化を図ることが可能となる。

【 0 0 8 6 】

20

(第 3 の実施形態)

次に、本発明の第 3 の実施形態について説明する。以下、第 1 又は第 2 の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的部分を中心に説明する。

【 0 0 8 7 】

第 1 及び第 2 の実施形態では、固定パターンノイズの主な発生要因が各カラムアンプ 3 4 のオフセット誤差である場合に好適な態様であるのに対し、第 3 の実施形態では、その発生要因が各カラムアンプ 3 4 のゲイン誤差である場合に好適な態様である。

【 0 0 8 8 】

図 1 2 は、第 3 の実施形態に係る C M O S センサ 3 1 の構成例を示した概略構成図である。図 1 2 中、図 2 と共通又は類似する構成要素には同一の符号を付している。

30

【 0 0 8 9 】

図 1 2 に示すように、固定パターンノイズ除去回路 8 0 は、ゲイン誤差用補正データ供給部 9 2、乗算器 9 4 等から構成される。

【 0 0 9 0 】

ゲイン誤差用補正データ供給部 9 2 は、温度センサ 8 2 の検出温度を取得すると、その検出温度に応じたゲイン誤差補正用の補正データを乗算器 9 4 に供給する。ゲイン誤差用補正データ供給部 9 2 の構成としては、例えば、第 1 の実施形態のように複数のラインメモリ 8 4 A ~ 8 4 C、ラインメモリ切替部 8 8 等から構成してもよいし(図 2 参照)、第 2 の実施形態のように 1 つのラインメモリ 8 4、係数決定部 8 9、乗算器 9 0 等から構成してもよい(図 1 0 参照)。ゲイン誤差補正用の補正データとしては、各カラムアンプ 3 4 のアンプゲインを平均ゲイン値で割った(すなわち、規格化した)データを用いればよい。

40

【 0 0 9 1 】

乗算器 9 4 では、A / D 変換器 3 7 から出力される撮像信号に補正データ供給部 9 2 から供給されるオフセット誤差用の補正データを乗じて得られる補正後の撮像信号が出力される。

【 0 0 9 2 】

このように第 3 の実施形態によれば、環境温度に影響されることなく、各カラムアンプ 3 4 のゲイン誤差に起因する固定パターンノイズを確実に除去することが可能となる。

【 0 0 9 3 】

50

(第4の実施形態)

次に、本発明の第4の実施形態について説明する。以下、第1～第3の実施形態と共通する部分については説明を省略し、本実施形態の特徴的部分を中心に説明する。

【0094】

第4の実施形態は、固定パターンノイズの発生要因が各カラムアンプ34のオフセット誤差とゲイン誤差の両方である場合に好適な態様である。

【0095】

図13は、第4の実施形態に係るCMOSセンサ31の構成例を示した概略構成図である。図13中、図2と共通又は類似する構成要素には同一の符号を付している。

【0096】

図13に示すように、固定パターンノイズ除去回路80は、オフセット誤差用補正データ供給部96、ゲイン誤差用補正データ供給部92、減算器86、乗算器94等から構成される。図13に示した例では、A/D変換器37の後段に、乗算器94、減算器86が順に配置されているが、これらは逆の順序で配置されていてもよい。

【0097】

オフセット誤差用補正データ供給部96は、前述のゲイン誤差用補正データ供給部92と同様に、第1又は第2の実施形態と同様な構成が適用される。

【0098】

第4の実施形態によれば、環境温度に影響されることなく、各カラムアンプ34のオフセット誤差及びゲイン誤差に起因する固定パターンノイズを確実に除去することが可能となる。

【0099】

なお、上述した各実施形態では、CMOSセンサ31においてカラム毎に設けられる処理回路としてカラムアンプ34が設けられた構成を示したが、これに限らず、カラム毎にA/D変換器やその他処理回路が設けられた構成に対しても本発明を好適に適用することが可能である。

【0100】

以上、本発明の電子内視鏡及び固定パターンノイズ除去方法について詳細に説明したが、本発明は、以上の例には限定されず、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。

【符号の説明】

【0101】

11...電子内視鏡システム、12...電子内視鏡、13...プロセッサ装置、14...光源装置、16...挿入部、16a...先端部分、17...手元操作部、26...モニタ、31...CMOSセンサ、32...撮像領域、33...垂直走査回路、34...カラムアンプ、37...A/D変換機、38...水平走査回路、41...画素、42...TG、52...CPU、80...固定パターンノイズ除去回路、82...温度センサ、84、84A、84B、84C...ラインメモリ、86...減算器、88...ラインメモリ切替部、89...係数決定部、92...ゲイン誤差用補正データ供給部、94...オフセット誤差用補正データ供給部、100...半導体チップ、102...有効画素領域、104...無効画素領域、106...周辺回路領域

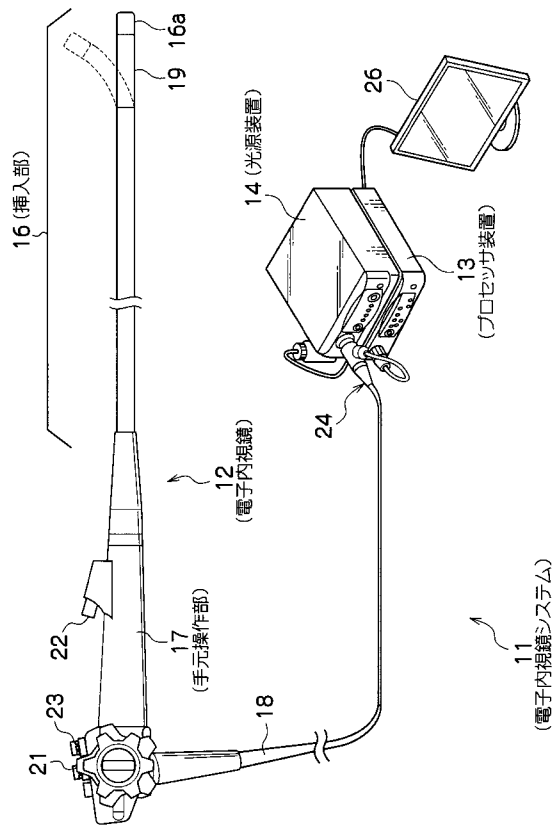
10

20

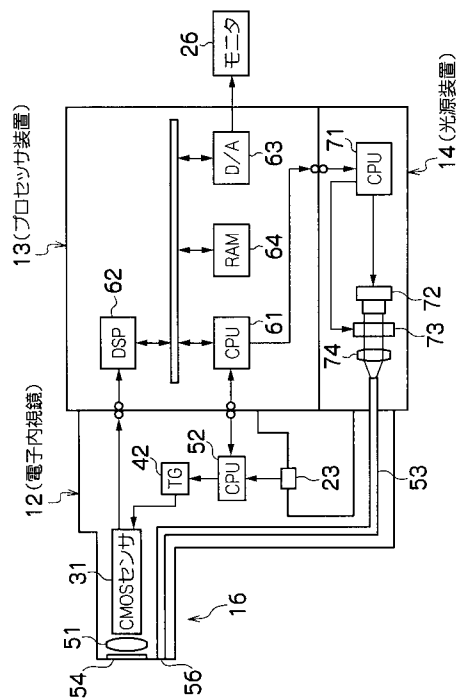
30

40

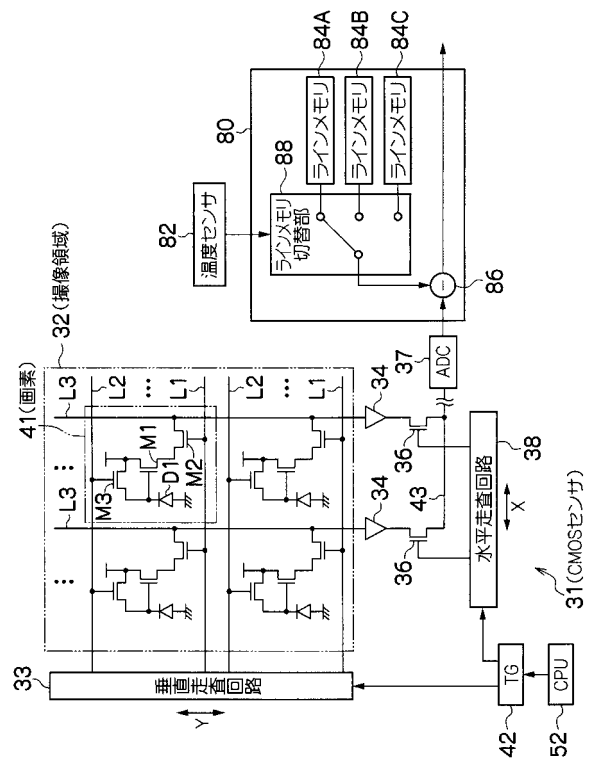
【図 1】



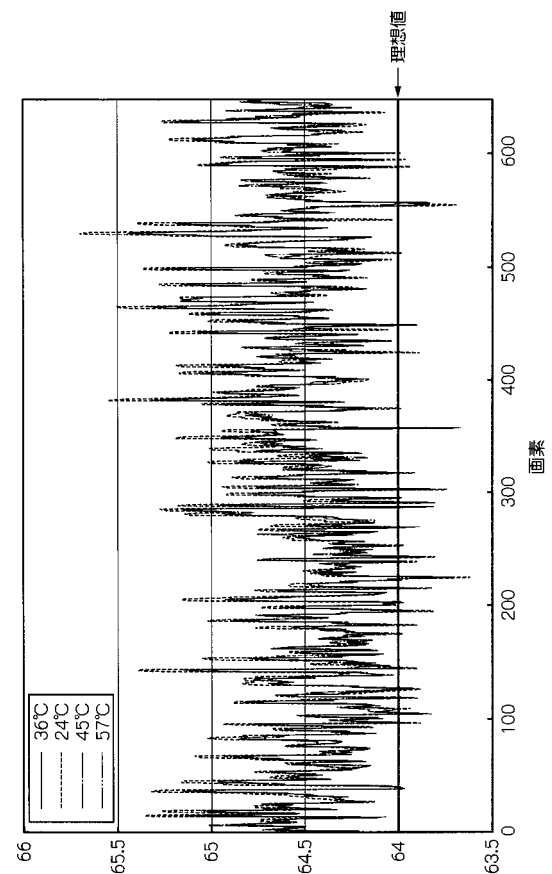
【図 3】



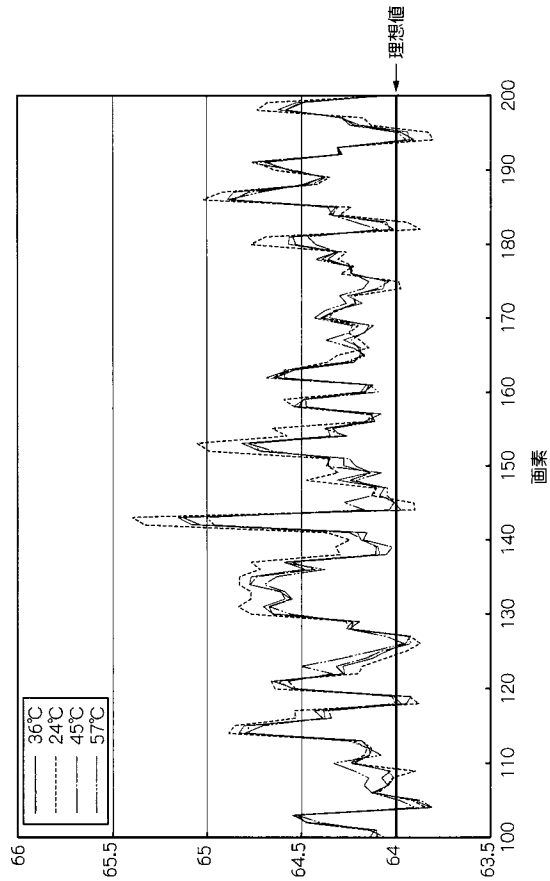
【図 2】



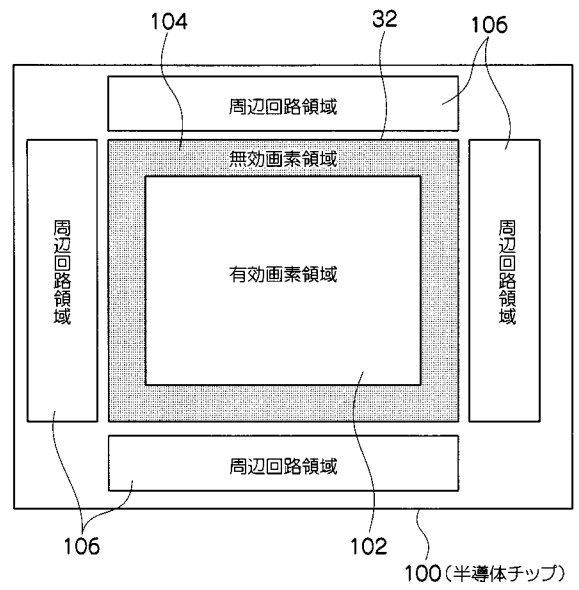
【図 4】



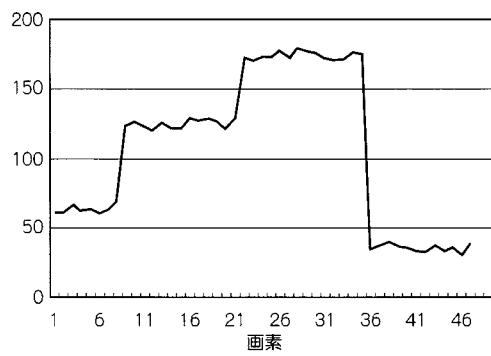
【図 5】



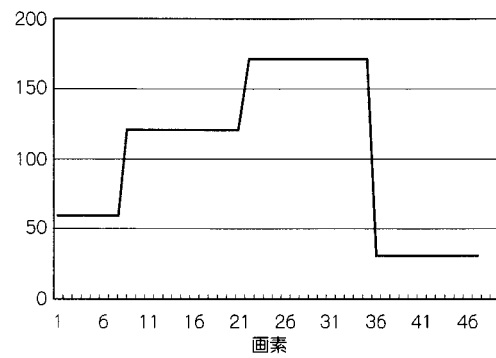
【図 6】



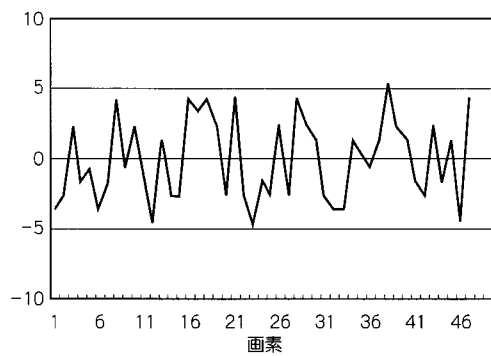
【図 7】



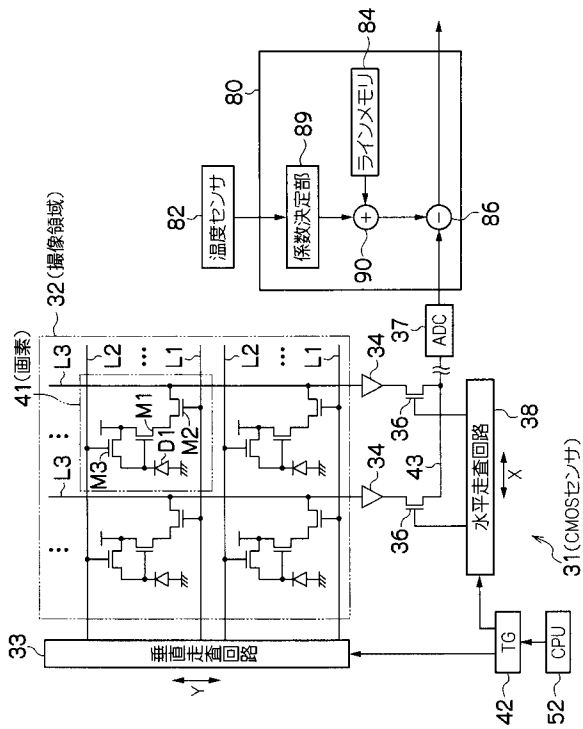
【図 9】



【図 8】



【 図 1 0 】

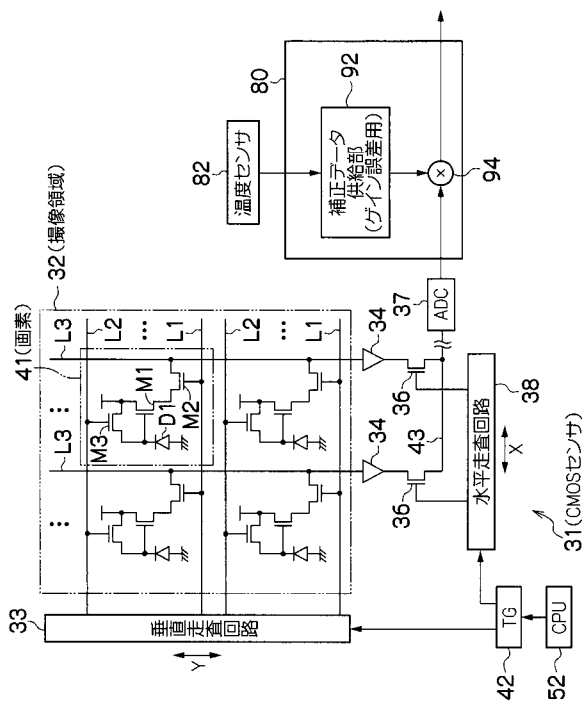


【 図 1 1 】

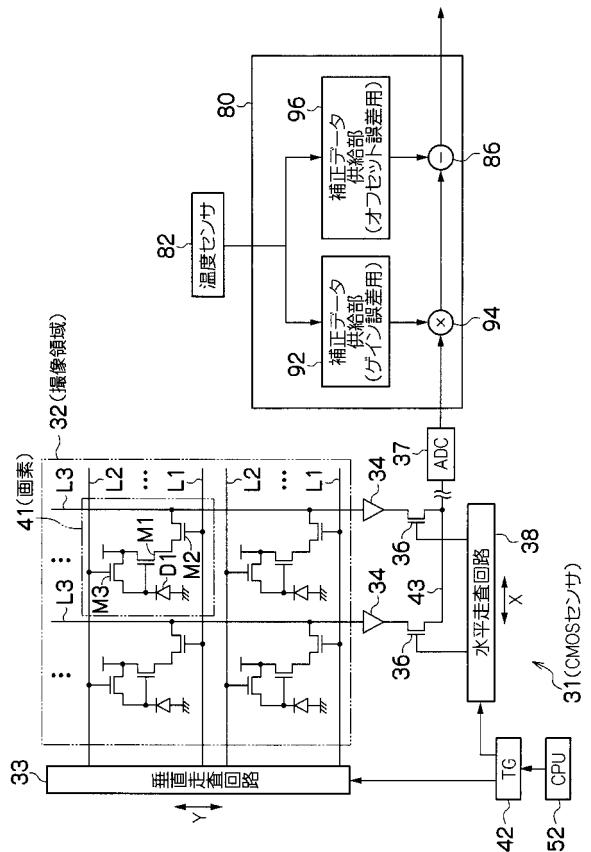
補正係数テーブル

温度	補正係数
25℃	1.025
30℃	1.000
35℃	0.975
40℃	0.950
45℃	0.925
50℃	0.900
55℃	0.875

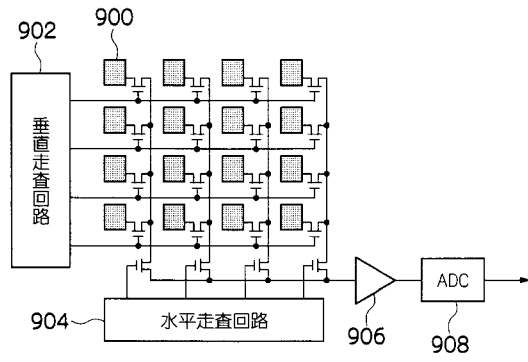
【 図 1 2 】



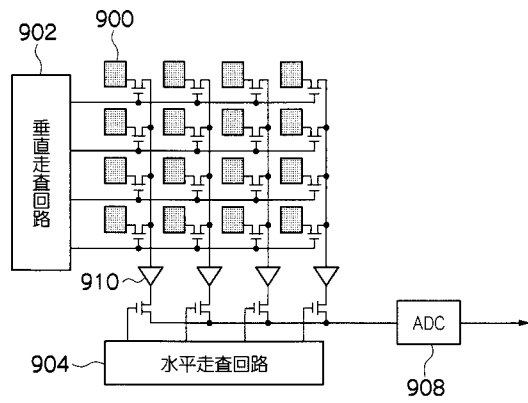
【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



专利名称(译)	电子内窥镜和固定模式噪声消除方法		
公开(公告)号	JP2013090750A	公开(公告)日	2013-05-16
申请号	JP2011234233	申请日	2011-10-25
[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	江利川昭彦		
发明人	江利川 昭彦		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24 H04N7/18		
FI分类号	A61B1/04.364 G02B23/24.B H04N7/18.M A61B1/00.550 A61B1/00.630 A61B1/04.372 A61B1/04.530 A61B1/04.550 A61B1/045.611 A61B1/05		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA03 2H040/DA13 2H040/DA19 2H040/DA21 2H040/DA56 2H040/DA57 2H040/GA02 2H040/GA06 2H040/GA11 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS18 4C161/SS21 4C161/SS22 5C054 /CC07 5C054/EA01 5C054/EJ05 5C054/HA12		
其他公开文献	JP5827868B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：即使没有为连接到配备CMOS型的电子内窥镜的外部控制设备（处理器）提供特定的校正电路或校正存储器，也要在不依赖于温度的情况下去除固定模式噪声（垂直条纹的噪声）图像传感器。电子内窥镜11包括设置在其插入部分16的尖端的CMOS传感器31。CMOS传感器31具有沿行方向排列的多个像素41和与行方向成直角的行方向，并行设置的每个像素平行设置的多个列放大器34，用于检测的像素插入部分16的尖端的温度，用于提供与由温度传感器82检测的温度相对应的校正数据的校正数据提供部分和用于去除包含在经过放大处理的输出信号中的固定模式噪声的校正电路。多个列放大器34基于从校正数据提供部分提供的校正数据。

