

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第5534997号
(P5534997)

(45) 発行日 平成26年7月2日 (2014.7.2)

(24) 登録日 平成26年5月9日 (2014.5.9)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 Z
A 6 1 B 1/04 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 7 2
A 6 1 B 1/06 (2006.01)	A 6 1 B 1/06 A
G 0 2 B 23/26 (2006.01)	G 0 2 B 23/26 B

請求項の数 9 (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2010-174179 (P2010-174179)	(73) 特許権者	306037311
(22) 出願日	平成22年8月3日 (2010.8.3)		富士フイルム株式会社
(65) 公開番号	特開2012-30004 (P2012-30004A)		東京都港区西麻布2丁目26番30号
(43) 公開日	平成24年2月16日 (2012.2.16)	(74) 代理人	100075281
審査請求日	平成24年12月19日 (2012.12.19)		弁理士 小林 和憲
		(72) 発明者	芦田 毅
			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
		(72) 発明者	村山 任
			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
		(72) 発明者	仲村 貴行
			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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電子内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内に挿入する挿入部の先端に前記被検体内を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、

前記挿入部の先端から前記被検体内に照明光を照射する照明手段と、

前記撮像素子において、光を受光しない画素で発生する暗時出力値と、前記撮像素子の温度との対応関係を記憶する記憶手段と、

前記暗時出力値に基づいて前記撮像素子の温度を測定する温度測定手段と、

前記温度測定手段によって測定された前記撮像素子の温度に応じて、前記被検体内に照射可能な前記照明光の光量の上限を制限し、前記上限以下の範囲内で前記照明光の光量を調節する光量調節手段と、

を備えることを特徴とする電子内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像素子は、前記被検体内からの光を受光して光電変換する第1画素群と、前記被検体内からの光を受光しない第2画素群とを有し、

前記温度測定手段は、前記被検体内の撮影時に前記第2画素群の少なくとも一部から出力される前記暗時出力値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することを特徴とする請求項1に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 3】

前記第2画素群は、遮光部材で遮光されているオプティカルブラックであることを特徴

とする請求項 2 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 4】

前記温度測定手段は、前記撮像信号に含まれる前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値の平均値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 5】

前記温度測定手段は、前記撮像信号に含まれる前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値を複数のフレーム間で平均した平均値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することを特徴とする請求項 2 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 6】

前記温度測定手段は、前記撮像素子について前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値と前記撮像素子の温度との対応関係が予め記録されたデータテーブルを用いて、前記第 2 画素群から出力された信号を前記撮像素子の温度に換算することを特徴とする請求項 2 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 7】

前記温度測定手段は、取得した前記第 2 画素群から出力される信号に対応するデータが前記データテーブルにない場合に、前記データテーブルのデータを補間することにより、前記第 2 画素群から出力される信号を前記撮像素子の温度に換算することを特徴とする請求項 6 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 8】

前記光量調節手段は、前記撮像素子の温度が高温の第 1 温度を超えて上昇するときに、前記照明光の光量の上限を低温の第 2 上限に制限し、前記撮像素子の温度が低温の第 2 温度を下回って下降するときに、前記照明光の光量の上限を高温の第 1 上限に開放することを特徴とする請求項 1 に記載の電子内視鏡システム。

【請求項 9】

前記温度測定手段は、所定フレーム毎に前記撮像素子の温度を測定することを特徴とする請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項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、被検体に挿入される先端部に撮像素子を有する電子内視鏡によって被検体内を撮影する電子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、電子内視鏡システムを利用した検査が広く普及している。電子内視鏡システムは、被検体（患者）の体内に挿入される挿入部を有する電子内視鏡と、電子内視鏡に接続されるプロセッサ装置及び光源装置等から構成される。

【0003】

電子内視鏡は、被検体内に照明光を照射する照明窓や、被検体内を撮像する撮像素子を挿入部の先端（以下、先端部という）に有する。プロセッサ装置は、撮像素子から出力される撮像信号に対して各種処理を施し、診断に供する観察画像を生成する。観察画像は、プロセッサ装置に接続されたモニタに表示される。光源装置は、光量を調節可能な白色光源を有し、電子内視鏡に照明光を供給する。照明光は、電子内視鏡内に挿通されたライトガイドを通じて先端部に導光され、レンズ等からなる照明光学系を介して照明窓から被検体内に照射される。

【0004】

先端部は、電子内視鏡を使用すると、ライトガイドの伝達損失による発熱や、撮像素子の発熱等によって温度が上昇する。先端部の温度が上昇すると、撮像素子の暗電流ノイズが増加し、白く目立つ画素（いわゆる白傷）が目立つようになり、観察画像が劣化する。

【0005】

こうした先端部の温度上昇の問題を解決するために、近年では、先端部の温度を監視する温度センサを設け、先端部の温度が所定温度以上に上昇しないように照明光の光量を制御する電子内視鏡システムが知られている（特許文献１，２）。

【０００６】

また、先端部に照明光を発するＬＥＤを設けた電子内視鏡も知られているが、照明光を発光するときにＬＥＤが発熱するので、先端部の発熱の問題は上述と同様であり、温度センサによって測定した先端部の温度に応じて照明光の光量を制限する電子内視鏡が知られている（特許文献３，４）。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【０００７】

【特許文献１】特開昭６３－０７１２３３号公報

【特許文献２】特開２００７－１１７５３８号公報

【特許文献３】特開２００７－２５２５１６号公報

【特許文献４】特開２００８－０３５８８３号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００８】

上述のように先端部の温度を測定し、照明光の光量等を調節して先端部温度の上昇を抑えることは必要であるが、先端部に温度センサを設けると、温度センサの設置スペースや、温度センサからの信号を伝送するための配線が必要となるので、挿入部（及び先端部）は太径化し、被検者の負担が増大するという問題がある。

20

【０００９】

また、先端部の温度に応じて照明光の光量を制御する場合、照明光の光量を制限しすぎると観察画像が暗くなって診察に支障をきたすという弊害も生じる。このため、先端部の温度、特に撮像素子の温度をできるだけ正確に把握する必要がある。

【００１０】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、温度センサを設けて挿入部を太径化させることなく、先端部の温度を正確に測定することができる電子内視鏡システムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【００１１】

本発明の電子内視鏡システムは、被検体内に挿入する挿入部の先端に前記被検体内を撮像する撮像素子を有する電子内視鏡と、前記挿入部の先端から前記被検体内に照明光を照射する照明手段と、前記撮像素子において、光を受光しない画素で発生する暗時出力値と、前記撮像素子の温度との対応関係を記憶する記憶手段と、前記暗時出力値に基づいて前記撮像素子の温度を測定する温度測定手段と、前記温度測定手段によって測定された前記撮像素子の温度に応じて、前記被検体内に照射可能な前記照明光の光量の上限を制限し、前記上限以下の範囲内で前記照明光の光量を調節する光量調節手段と、を備えることを特徴とする。

40

【００１３】

前記撮像素子は、前記被検体内からの光を受光して光電変換する第１画素群と、前記被検体内からの光を受光しない第２画素群とを有し、前記温度測定手段は、前記被検体内の撮影時に前記第２画素群の少なくとも一部から出力される信号に基づいて前記撮像素子の温度を測定することが好ましい。

【００１４】

前記第２画素群は、遮光部材で遮光されているオプティカルブラックであることが好ましい。

【００１５】

前記温度測定手段は、前記撮像信号に含まれる前記第２画素群から出力される前記暗時

50

出力値の平均値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することが好ましい。

【 0 0 1 6 】

前記温度測定手段は、前記撮像素子に含まれる前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値を複数のフレーム間で平均した平均値に基づいて前記撮像素子の温度を測定することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

前記温度測定手段は、前記撮像素子について前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値と前記撮像素子の温度との対応関係が予め記録されたデータテーブルを用いて、前記第 2 画素群から出力された信号を前記撮像素子の温度に換算することが好ましい。

【 0 0 1 8 】

前記温度測定手段は、取得した前記第 2 画素群から出力される前記暗時出力値に対応するデータが前記データテーブルにない場合に、前記データテーブルのデータを補間することにより、前記第 2 画素群から出力される信号を前記撮像素子の温度に換算することが好ましい。

【 0 0 2 0 】

前記光量調節手段は、前記撮像素子の温度が高温の第 1 温度を超えて上昇するときに、前記照明光の光量の上限を低温の第 2 上限に制限し、前記撮像素子の温度が低温の第 2 温度を下回って下降するときに、前記照明光の光量の上限を高温の第 1 上限に開放することが好ましい。

【 0 0 2 1 】

前記温度測定手段は、所定フレーム毎に前記撮像素子の温度を測定することが好ましい。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 2 】

本発明によれば、温度センサを設けて挿入部を太経化することなく、先端部の温度を正確に測定することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 3 】

【 図 1 】 電子内視鏡システムの構成を示す外觀図である。

【 図 2 】 電子内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【 図 3 】 C M O S センサの表面構成を示す説明図である。

【 図 4 】 C M O S センサの電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 5 】 出力回路の電氣的構成を示すブロック図である。

【 図 6 】 電子内視鏡システムの動作様態を示すフローチャートである。

【 図 7 】 C M O S センサの温度と照明光の光量上限の関係を示すグラフである。

【 図 8 】 C M O S センサの温度変化に応じて照明光の光量上限が調節される様態を示すグラフである。

【 図 9 】 C M O S センサの温度と照明光の光量上限の関係を示すグラフである。

【 図 1 0 】 C M O S センサの温度と照明光の光量上限の関係を示すグラフである。

【 図 1 1 】 C M O S センサに対するイメージサークルの例を示す説明図である。

【 図 1 2 】 光源装置に絞り機構を設ける例を示すブロック図である。

【 図 1 3 】 絞り機構の様態を示す説明図である。

【 図 1 4 】 C C D を用いる構成を示すブロック図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 4 】

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、及び光源装置 1 4 からなる。電子内視鏡 1 2 は、被検者の体内に挿入される可撓性の挿入部 1 6 と、挿入部 1 6 の基端部分に連設された操作部 1 7 と、プロセッサ装置 1 3 及び光源装置 1 4 に接続されるコネクタ 1 8 と、操作部 1 7 - コネクタ 1 8 間を繋ぐユニバーサルコード 1 9 とを有する。挿入部 1 6 の先端（以下、先端部という）2 0 には、被検体

10

20

30

40

50

内撮影用のＣＭＯＳ型のイメージセンサ（図２参照。以下、ＣＭＯＳセンサという）２１が設けられている。

【００２５】

操作部１７には、先端部２０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１６の先端からエアー、水を噴出させるための送気／送水ボタン、観察画像を静止画記録するためのリリースボタン、モニタ２２に表示された観察画像の拡大／縮小を指示するズームボタンといった操作部材が設けられている。また、操作部１７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１６内の鉗子チャンネルを通して、先端部２０に設けられた鉗子出口に連通している。

【００２６】

プロセッサ装置１３は、光源装置１４と電氣的に接続され、電子内視鏡システム１１の動作を統括的に制御する。プロセッサ装置１３は、ユニバーサルコード１９や挿入部１６内に挿通された伝送ケーブルを介して電子内視鏡１２に給電を行い、ＣＭＯＳセンサ２１の駆動を制御する。また、プロセッサ装置１３は、伝送ケーブルを介して、ＣＭＯＳセンサ２１から出力された撮像信号を取得し、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１３で生成された画像データは、プロセッサ装置１３にケーブル接続されたモニタ２２に観察画像として表示される。

【００２７】

図２に示すように、先端部２０には、観察窓２３、照明窓２４、タイミングジェネレータ（以下、ＴＧという）２６、ＣＰＵ２７等が設けられている。観察窓２３の奥には、レンズ群及びプリズムからなる対物光学系２５によって被検体内の像が撮像領域５１（図３参照）に結像されるようにＣＭＯＳセンサ２１が配されている。照明窓２４からは照明光が被検体内に照射される。照明光は、光源装置１４から電子内視鏡１２に供給され、ユニバーサルコード１９及び挿入部１６に挿通されたライトガイド２８によって導光され、出射端に配置された照明レンズ２９によって照明窓２４を介して被検体内に照射される。

【００２８】

ＣＭＯＳセンサ２１は、対物光学系２５によって撮像領域５１に結像される被検体内の像を光電変換する。ＣＭＯＳセンサ２１は、複数の画素からなり、各画素は、入射光量に応じた画素値である撮像信号を出力する。ＣＭＯＳセンサ２１が出力する撮像信号には、開口された受光部５２（図３参照）に属する画素の撮像信号（以下、受光部データという）とともに、遮光されたオプティカルブラック部（図３参照。以下、ＯＢ部という）５３に属する画素の撮像信号（暗時出力値。以下、ＯＢ部データという）を平均した平均ＯＢ部データが含まれる。後述するように、撮像信号に含まれる受光部５２のデータは観察画像の生成に用いられ、平均ＯＢ部データはＣＭＯＳセンサ２１の温度に換算される。また、平均ＯＢ部データは暗電流補正にも用いられる。

【００２９】

ＴＧ２６には、ＣＭＯＳセンサ２１にクロック信号を与える。ＣＭＯＳセンサ２１は、ＴＧ２６から入力されるクロック信号に応じて撮像動作を行ない、撮像信号を出力する。なお、ＴＧ２６は、ＣＭＯＳセンサ２１内に設けられていても良い。ＣＰＵ２７は、電子内視鏡１２とプロセッサ装置１３とが接続された後、プロセッサ装置１３のＣＰＵ３１からの動作開始時に基づいてＴＧ２６を駆動させる。

【００３０】

ＣＭＯＳセンサ２１から出力される撮像信号は、ユニバーサルコード１９及びコネクタ１８を介してプロセッサ装置１３に入力され、デジタル信号処理回路（以下、ＤＳＰという）３２の作業メモリ（図示しない）に一旦格納される。

【００３１】

プロセッサ装置１３は、ＣＰＵ３１、ＤＳＰ３２、デジタル画像処理回路（以下、ＤＩＰという）３３、表示制御回路３４、操作部３５等を有する。

【００３２】

ＣＰＵ３１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され

10

20

30

40

50

ており、プロセッサ装置全体の動作を統括的に制御する。ROM 36には、プロセッサ装置13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。CPU 31は、ROM 36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RAM 37に展開し、読み出したプログラムを逐次処理する。また、CPU 31は、検査日時、被検体や術者の情報等の文字情報といった検査ごとに変わる情報を、後述する操作部35やLAN等のネットワークより取得し、RAM 37に記憶する。

【0033】

DSP 32は、CMOSセンサ21から入力される撮像信号のうち、受光部データに対して、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。DSP 32で生成された画像データは、DIP 33の作業メモリに入力される。また、DSP 32は、例えば、生成した画像データの各画素の輝度を平均した平均輝度値等、ALC制御(後述)に必要なALC制御用データを生成し、CPU 31に入力する。

10

【0034】

さらに、DSP 32は、CMOSセンサ21の温度を測定する温度換算部38を備える。温度換算部38は、CMOSセンサ21から入力される撮像信号のうち、平均OB部データを取得し、温度換算テーブル39のデータと比較することにより、平均OB部データをCMOSセンサ21の温度に換算する。温度換算テーブル39は、CMOSセンサ21の温度と平均OB部データとの対応関係について予め実測されたデータテーブルであり、ROM 36に記録されている。CMOSセンサ21の温度と平均OB部データとの対応関係は、ほぼCMOSセンサ21の個体差等によらず、CMOSセンサ21の温度上昇に応じて指数関数的に平均OB部データが増大する傾向にあり、例えば、CMOSセンサ21の温度が8℃上昇すると平均OB部データは約2倍になる。温度換算部38によって平均OB部データから換算されたCMOSセンサ21の温度は、後述するように照明光の光量の調節に用いられる。なお、ここでは、CMOSセンサ21の個体差を無視するが、より正確には、製造時に温度換算テーブル39をCMOSセンサ21の個体毎に作成しても良く、さらに、使用状態等で生じたCMOSセンサ21の個体差を反映するように、定期メンテナンス等で温度換算テーブル39に順次更新しても良い。

20

【0035】

DIP 33は、DSP 32で生成された画像データに対して、電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施す。DIP 33で各種画像処理を施された画像データは、観察画像として表示制御回路34に入力される。

30

【0036】

表示制御回路34は、DIP 33から入力される観察画像を格納するVRAMを有する。また、表示制御回路34は、CPU 31からROM 36及びRAM 37のグラフィックデータ等を受け取る。グラフィックデータ等には、受光部52のうち被写体が写された有効画素領域のみを表示させる表示用マスク、検査日時、あるいは被検体や術者の情報等の文字情報、GUIといったものがある。表示制御回路34は、VRAMに格納した観察画像に対して、表示用マスク、文字情報、GUIの重畳処理を行うとともに、モニタ22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)に変換してモニタ22に出力する。これにより、モニタ22に観察画像が表示される。

40

【0037】

操作部35は、プロセッサ装置13の筐体に設けられる操作パネル、マウスやキーボード等の周知の入力デバイスであり、電子内視鏡12の操作部17にあるボタン等も含む。CPU 31は、操作部35からの操作信号に応じて、電子内視鏡システム11の各部を動作させる。

【0038】

プロセッサ装置13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、リリースボタンの操作に連動して、圧縮され

50

た画像をリムーバブルメディアに記録するメディア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、データベース等を介してＣＰＵ３１と接続されている。

【００３９】

光源装置１４は、光源４１、波長選択フィルタ４２、ＣＰＵ４３を有する。光源４１は、赤色から青色までのブロードな波長の光（例えば、主に４００ｎｍ以上８００ｎｍ以下の波長帯の光、以下、通常光という）を発生する。光源４１は、発生する照明光の光量を調節可能であり、例えば、ＬＥＤやＬＤ等からなり、光源ドライバ４４によって駆動される。光源４１から発せられた照明光は、集光レンズ４６で集光されてライトガイド２８の入射端に導光される。

10

【００４０】

波長選択フィルタ４２は、光源４１から発せられた光を特定の狭い波長帯の光（以下、特殊光という）に制限するフィルタである。波長選択フィルタ４２は、円盤の半分が切り欠かれた半円状の形状を有し、光源４１と集光レンズ４６の間を横切るようにモータ回転される。また、波長選択フィルタ４２には、その回転位置を検出するセンサが設けられている。波長選択フィルタ４２が光源と集光レンズの間を横切っている間は特殊光が照射され、波長選択フィルタ４２の切り欠き部分が光源４１と集光レンズ４６の間を横切っている間は通常光が照射される。特殊光としては、例えば、４５０ｎｍ、５００ｎｍ、５５０ｎｍ、６００ｎｍ、７８０ｎｍ近傍の波長の光が挙げられる。

【００４１】

20

４５０ｎｍ近傍の特殊光による撮影は、表層の血管やピットパターン等の被観察部位表面の微細構造の観察に適している。５００ｎｍ近傍の照明光では、被観察部位の陥凹や隆起等のマクロな凹凸構造を観察することができる。５５０ｎｍ近傍の照明光は、ヘモグロビンによる吸収率が高く、微細血管や発赤の観察に適し、６００ｎｍ近傍の照明光は、肥厚の観察に適している。深層血管の観察には、インドシアニンググリーン（ＩＣＧ）等の蛍光物質を静脈注射し、７８０ｎｍ近傍の照明光を用いることで明瞭に観察することができる。

【００４２】

なお、ここでは波長選択フィルタ４２を用いるが、波長選択フィルタ４２に代えて、あるいは波長選択フィルタ４２に加えて、４１として波長帯が異なる光を発するＬＥＤやＬＤ等を複数備えておき、これらの点灯と消灯を制御することにより通常光と特殊光を切り替えても良い。また、青色レーザー光源、及び青色レーザー光の照射により緑色～赤色の励起光を発する蛍光体を用いて通常光を発生させ、さらに波長選択フィルタで特殊光を発生させても良い。

30

【００４３】

ＣＰＵ４３は、プロセッサ装置１３のＣＰＵ３１と通信し、波長選択フィルタ４２の動作制御を行う。また、ＣＰＵ４３は、光源ドライバ４４を制御して、撮影の様態等に応じて自動的に照明光の光量を調節するＡＬＣ（Auto Light Control）制御手段として機能する。ＣＰＵ４３の行うＡＬＣ制御は、ＤＳＰ３２で生成されたＡＬＣ制御用データに基づいて行われる。

40

【００４４】

また、ＣＰＵ４３は、ＡＬＣ制御を行う際に、プロセッサ装置１３のＣＰＵ３１を介して、所定のタイミングでＣＭＯＳセンサ２１の温度を取得する。そして、ＣＰＵ４３は、ＣＭＯＳセンサ２１の温度に応じて光源４１から出力する照明光の光量の上限を所定値に制限し、この上限以下の光量となるようにＡＬＣ制御を行う。

【００４５】

例えば、ＣＭＯＳセンサ２１の温度に対して２種の閾値 T_a 、 T_b （ $T_a > T_b$ ）と、これに対応する照明光の光量上限 L_a 、 L_b （ $L_a > L_b$ ）が予め設定される。ＣＭＯＳセンサ２１の温度が高温閾値 T_a （例えば６０）を超えた場合、ＣＰＵ４３は光量上限を低光量上限 L_b に制限し、照明光の光量が常に低光量上限 L_b 以下の範囲内となるよう

50

にA L C制御を行う。C M O Sセンサ2 1の温度が低温閾値T b（例えば5 0 ）を下回った場合、C P U 4 3は光量上限を高光量上限L aに開放し、照明光の光量が常に高光量上限L a以下の範囲内となるようにA L C制御を行う。

【0 0 4 6】

C M O Sセンサ2 1の温度に対する閾値T a，T bは、C M O Sセンサ2 1の正常動作がほぼ保証される範囲（白傷が目立たない温度範囲）内で予め定められる。照明光の光量上限L a，L bは、電子内視鏡1 2の型毎に予め設定される。ライトガイド2 8における伝達損失、挿入部1 6内の構造に応じたC M O Sセンサ2 1への熱の伝わり方等が電子内視鏡1 2の型毎に異なるからである。これらの閾値は、例えばR O M 3 6に記憶される。

【0 0 4 7】

ライトガイド2 8は、例えば、複数の石英製光ファイバーを巻回テープ等で集束してバンドル化したものである。ライトガイド2 8の出射端に導かれた照明光は、照明レンズ2 9によって拡散されて被検体内に照射される。

【0 0 4 8】

図3に示すように、C M O Sセンサ2 1には、対物光学系2 5によって被検体の像が結像される前面（撮像面）に、マトリクス状に配列された複数の画素からなる撮像領域5 1を有する。撮像領域5 1は、中央の受光部5 2と、受光部5 2を囲むように設けられたO B部5 3とからなる。受光部5 2は、被検体内の撮像に用いられる開口された画素が配列された領域であり、受光部5 2内の各画素に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（R G B）あるいは補色（C M YまたはC M Y G）カラーフィルタが形成されている。O B部5 3は、遮光膜で遮光された画素からなる領域であり、暗電流ノイズに応じたデータ（画素値）を出力する。C M O Sセンサ2 1は、画素の行毎に画素のデータが読み出されるため、O B部5 3のデータは受光部データの前端及び後端に出力される。後述するように、C M O Sセンサ2 1はこれら前後のO B部5 3のデータを平均した平均O B部データを算出し、受光部データの最前端に付加して出力する。

【0 0 4 9】

図4に示すように、C M O Sセンサ2 1は、垂直走査回路5 6、相関二重サンプリング（C D S）回路5 7、列選択トランジスタ5 8、水平走査回路5 9、及び出力回路6 1から構成される。

【0 0 5 0】

撮像領域5 1には、画素6 2がマトリクス状に配列されている。画素6 2は、フォトダイオードD 1、増幅用トランジスタM 1、画素選択用トランジスタM 2、およびリセット用トランジスタM 3を有する。フォトダイオードD 1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D 1に蓄積された信号電荷は、増幅用トランジスタM 1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M 2によって、所定のタイミングで画素6 2外に出力される。また、フォトダイオードD 1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M 3を介してドレインに排出される。画素選択用トランジスタM 2、およびリセット用トランジスタM 3はNチャンネルトランジスタであり、ゲートにH i g hレベル“ 1 ”が印加されるとオン、L o wレベル“ 0 ”が印加されるとオフとなる。

【0 0 5 1】

撮像領域5 1には、垂直走査回路5 6から水平方向（X方向）に行選択線L 1および行リセット線L 2が配線されているとともに、C D S回路5 7から垂直方向（Y方向）に列信号線L 3が配線されている。行選択線L 1は、画素選択用トランジスタM 2のゲートに接続されており、行リセット線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、C D S回路5 7を介して、対応する列の列選択トランジスタ5 8に接続されている。

【0 0 5 2】

C D S回路5 7は、垂直走査回路5 6によって選択された行選択線L 1に接続された画素6 2の撮像信号を、T G 2 6から入力されるクロック信号に基づいて保持し、ノイズ除

10

20

30

40

50

去を行う。水平走査回路 59 は、TG26 から入力されるクロック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 58 のオン、オフ制御を行う。

【0053】

列選択トランジスタ 58 は、出力回路 61 に接続された出力バスライン 63 と CDS 回路 57 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 63 に撮像信号を転送させる画素を選択する。

【0054】

出力回路 61 は、CDS 回路 57 から出力バスライン 63 に順に転送される撮像信号を増幅し、A/D 変換して出力する。出力回路 61 による撮像信号の増幅率は、CPU27 から出力回路 61 にゲイン調節信号を入力することにより調節される。また、後述するように、出力回路 61 は、画素 62 の列毎に OB 部 53 に属する画素 62 の撮像信号 (OB 部データ) を平均して平均 OB 部データを算出し、これを受光部 52 に属する画素 62 の撮像信号 (受光部データ) から減算することにより、受光部データに暗電流補正を施す。その後、出力回路 61 は、暗電流補正が施された受光部データと平均 OB 部データを A/D 変換し、平均 OB 部データ、各画素 62 の受光部データの順に整列したデジタル撮像信号を出力する。

【0055】

図 5 に示すように、出力回路 61 は、平均 OB 部データ算出部 71、平均 OB 部データ格納部 72、LVD S 回路 73 を有する。

【0056】

CDS 回路 57 から出力される各画素 62 の撮像信号は、平均 OB 部データ算出部 71 に入力される。平均 OB 部データ算出部 71 は、列毎に順に入力される各画素 62 の撮像信号のうち OB 部データを平均し、平均 OB 部データを算出する。平均 OB 部データは、A/D 変換器 74 によってデジタルデータに変換され、平均 OB 部データ格納部 72 に一時的に記憶される。

【0057】

CDS 回路 57 から平均 OB 部データ算出部 71 に入力される撮像信号のうち、受光部データは、アンプ 75 に入力される。平均 OB 部データは、D/A 変換器 78 によって再びアナログデータに変換されてアンプ 75 に入力される。アンプ 75 は、受光部データから平均 OB 部データを減算して暗電流補正を施した後、所定の増幅率で信号を増幅する。アンプ 75 から出力されるデータは、A/D 変換器 76 によってデジタルデータに変換され、パラレル - シリアルコンバータ (PSC) 77 に入力される。

【0058】

PSC 77 には、暗電流補正が施された受光部データとともに、平均 OB 部データ格納部 72 から平均 OB 部データが入力されると、平均 OB 部データの後ろに受光部データが続くように整列されたシリアル信号に変換して LVD S 回路 73 に入力される。

【0059】

LVD S 回路 73 は、2 本の伝送線を用いて小振幅の信号を伝送する差動インターフェイスであり、PSC 77 を介して入力される撮像信号を DSP 32 に伝送する。DSP 32 では、LVD S 回路 73 から入力される撮像信号を、シリアル - パラレルコンバータ (図示しない) によってパラレル信号に変換して受信する。

【0060】

次に、上述のように構成される電子内視鏡システム 11 の作用について説明する。電子内視鏡 12 で被検体内を観察する際、術者は、電子内視鏡 12 とプロセッサ装置 13 及び光源装置 14 を接続し、プロセッサ装置 13 及び光源装置 14 の電源をオンにする。そして、操作部 35 を操作して、被検体に関する情報等を入力するとともに、挿入部 16 を被検体内に挿入して、検査を開始する。検査開始が指示されると、電子内視鏡システム 11 は、先端部 20 の照明窓 24 から照明光 (例えば通常光) を照射しながら、CMOS センサ 21 によって被検体内を撮像し、CMOS センサ 21 から出力される撮像信号に基づいて生成される観察画像をモニタ 22 に表示する。

10

20

30

40

50

【0061】

図6に示すように、電子内視鏡12によって被検体内を所定光量の照明光で照明しながら撮影すると(ステップS11)、CMOSセンサ21は撮像信号を出力する(ステップS12)。このとき、CMOSセンサ21は、各画素62から列毎に出力する信号のうち、OB部53に属する画素62のOB部データを平均化した平均OB部データを算出するとともに、受光部52に属する画素62の受光部データから平均OB部データを減算して暗電流補正を施す。そして、CMOSセンサ21は、平均OB部データと暗電流補正が施された受光部データを撮像信号としてDSP32に出力する。

【0062】

DSP32は、CMOSセンサ21から入力される撮像信号のうち、受光部データに対して色分離、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すことにより画像データを生成し、DIP33に入力する。そして、DSP32は生成した画像データについて平均輝度値等のALC制御用データを算出し、CPU31を介して光源装置14のCPU43に入力する。その後、DIP33は、入力された画像データに対して電子変倍、色強調処理、エッジ強調処理等の各種画像処理を施し、観察画像を生成する。こうして生成された観察画像は、表示制御回路34を経てモニタ22に表示される。

【0063】

一方、DSP32は、温度換算部38に平均OB部データを入力し、平均OB部データと、温度換算テーブル39に記録された平均OB部データとCMOSセンサ21の温度の対応関係とを比較し、平均OB部データをCMOSセンサ21の温度に換算する(ステップS17)。CMOSセンサ21の温度のデータは、CPU31を介して光源41のALC制御を行う光源装置14のCPU43に入力される。

【0064】

光源装置14のCPU43は、CMOSセンサ21の温度に応じて、予め2種類用意された照明光の光量上限 L_a 、 L_b のいずれかに、ALC制御における照明光の光量の上限を設定する(ステップS18)。そして、CPU43は、設定した光量上限 L_a 、 L_b 以下の範囲内で、光源41から出力される照明光の光量を自動調節する(ステップS19)。

【0065】

電子内視鏡システム11の上述の動作は、検査が終了し、被検体内の撮影が中止されるまで繰り返し行われる。

【0066】

図7に示すように、CMOSセンサ21の温度とALC制御における照明光の光量上限の関係は、CMOSセンサ21の温度が上昇する場合と、下降する場合とで異なる。検査開始直後等でCMOSセンサ21の温度が上昇する場合、CPU43は、光量上限は高光量上限 L_a に設定し、CMOSセンサ21の温度がCMOSセンサ21の温度が T_a (高温閾値)までこの光量上限が維持する。そして、CMOSセンサ21の温度が T_a を超えると、光量上限を低光量上限 L_b に制限する。一方、光量上限が一旦低光量上限 L_b に制限された後、CMOSセンサ21の温度が下降する場合、CMOSセンサ21の温度が十分に下がって T_b (低温閾値)になるまで、光量上限は低光量上限 L_b に制限される。そして、CMOSセンサ21の温度が T_b を下回ったときに、光量上限が高光量上限 L_a に開放される。

【0067】

図8に示すように、電子内視鏡システム11によって検査を行うと、例えば、検査開始直後から時刻 A_1 までの間は、例えば、ALC制御における照明光の光量上限は、高光量上限 L_a に設定される。したがって、光源装置14のCPU43は、高光量上限 L_a 以下の範囲内で、ALC制御用データに基づいて、診断に適した観察画像がモニタ22に表示されるように照明光の光量を自動調節する。

【0068】

その後、被検体内の撮影を続け、時刻 A_1 に CMOS センサ 21 が温度 T_a を超えると、光源装置 14 の CPU 43 は、ALC 制御における照明光の光量上限を低光量上限 L_b に引き下げ、低光量上限 L_b 以下の範囲内で、ALC 制御用データに基づいて照明光の光量を自動調節する。このため、ALC 制御用データから判断される、診断に最適な観察画像を得るために必要な照明光の光量が、低光量上限 L_b を超える光量である場合には、照明光の光量は低光量上限 L_b に制限される。したがって、検査開始直後から時刻 A_1 までの期間に比べて、照明光の光量が抑えられ、ライトガイド 28 の伝達損失によって先端部 20 に生じる熱が低減される。

【0069】

このように、照明光の光量上限が低光量上限 L_b に制限された ALC 制御下での撮影を続けることにより、時刻 B_1 に CMOS センサ 21 が温度 T_b を下回ると、光源装置 14 の CPU 43 は照明光の光量上限を高光量上限 L_a に設定する。したがって、時刻 B_1 以降（時刻 A_2 まで）は、ALC 制御によって、高光量上限 L_a 以下の範囲内で、時刻 A_1 から時刻 B_1 までの間よりも高輝度の照明光を照射し得る。

【0070】

その後も、光源装置 14 の CPU 43 は、上述と同様に CMOS センサ 21 の温度に応じて照明光の光量上限を変化させながら、ALC 制御を行う。このため、常に光量上限 L_a 、 L_b の照明光を照射しながら被検体内を撮影した場合でも、CMOS センサ 21 の温度は、温度 T_b （低温閾値）から温度 T_a （高温閾値）の間におさまる。

【0071】

上述のように、電子内視鏡システム 11 は、先端部 20 の温度、特に CMOS センサ 21 の温度を測定するために温度センサを設けず、CMOS センサ 21 自身を温度センサとして用いる。したがって、CMOS センサ 21 の温度を測定できると同時に、温度センサや温度センサから信号を伝送するための配線を設けるスペースが必要ないので、挿入部 16 を細径化を妨げない。

【0072】

また、CMOS センサ 21 自身が出力する撮像信号（平均 OB 部データ）に基づいて CMOS センサ 21 の温度を測定するので、CMOS センサ 21 の温度を正確に測定することができる。

【0073】

さらに、電子内視鏡システム 11 は、正確に測定される CMOS センサ 21 の温度に応じて ALC 制御における照明光の光量の上限を切り替えるので、CMOS センサ 21 の温度に対する閾値 T_a 、 T_b や光量上限 L_a 、 L_b の値を設定可能な範囲が広い。CMOS センサ 21 から離れた位置に温度センサを設けている場合等は、CMOS センサ 21 の温度を測定しても、測定した温度と CMOS センサ 21 の温度が確実に一致しているとは言えないので、CMOS センサ 21 の温度を確実に所定以下に抑えるためには、より狭い範囲内で閾値 T_a 、 T_b や光量上限 L_a 、 L_b を設定する必要があるからである。

【0074】

また、電子内視鏡システム 11 は、CMOS センサ 21 の温度の昇降に対してヒステリシスを持つように ALC 制御における光量上限を制限するので（図 7 参照）、頻繁に照明光の光量上限が切り替わることが抑止され、照明光及び観察画像の輝度がハンチングすることによる違和感を低減することができる。ヒステリシスがなく、CMOS センサ 21 の温度が上昇するときと、下降するときとで同じ条件で光量上限を変化させる場合、例えば、光量上限が開放された途端に CMOS センサ 21 の温度が上昇し、再び光量上限が制限されるといったことが頻繁に繰り返されることがある。

【0075】

なお、上述の実施形態では、照明光として通常光を照射して撮影する場合を例に挙げたが、特殊光を照明光として用いる場合、あるいは通常光と特殊光を切り替えながら被検体内を撮影する場合も上述の実施形態と同様である。

【0076】

10

20

30

40

50

なお、上述の実施形態では、受光部 5 2 にカラーフィルタが設けられ、カラーの撮像信号を得る方式（いわゆる同時式）を用いる例を説明したが、受光部 5 2 の画素 6 2 にカラーフィルタを設けず、照明光の色を R G B に順に切り替えてフレーム毎に各色の撮像信号を得る方式（いわゆる面順次式）を採用しても良い。

【 0 0 7 7 】

なお、上述の実施形態では、撮影する度に平均 O B データを算出して C M O S センサ 2 1 の温度に換算する例を説明したが、これに限らない。電子内視鏡 1 2 で用いられる C M O S センサ 2 1 のフレームレートは 6 0 f p s や 3 0 f p s であり、C M O S センサ 2 1 の温度変動速度よりも十分に速いので、例えば 5 f p s 毎等、一定の間隔をあけて C M O S センサ 2 1 の温度を測るようにしても良い。この場合、平均 O B 部データを算出及び出力する回数やタイミングも、C M O S センサ 2 1 の温度測定の間隔に合わせて良い。

10

【 0 0 7 8 】

なお、上述の実施形態では、O B 部データを平均化した平均 O B 部データを C M O S センサ 2 1 の温度に換算する例を説明したが、平均化していない O B 部データを C M O S センサ 2 1 の温度に換算しても良い。但し、平均 O B 部データを用いることで、時間変動するランダムノイズの影響を低減し、より正確に C M O S センサ 2 1 の温度を測定することができる。

【 0 0 7 9 】

また、上述の実施形態では、画素 6 2 の読み出し列毎に平均 O B 部データを算出する例を説明したが、O B 部 5 3 全体の平均値を算出し、これを平均 O B 部データとしても良い。さらに、画素 6 2 の読み出し列毎に平均 O B 部データを算出するとともに、次の画素列の読み出し時には、前の画素列の読み出し時に算出した平均 O B 部データと、新たに読み出した画素列の O B 部データとを平均化して、新たな平均 O B 部データを算出し、例えば 1 フレーム内で画素 6 2 の読み出しに応じて平均 O B 部データを累積的に更新しても良い。こうして平均 O B 部データを累積的に更新することで、時間変動するランダムノイズをさらに低減し、正確に C M O S センサ 2 1 の温度を測定することができる。

20

【 0 0 8 0 】

さらに、平均 O B 部データは、数フレーム分（例えば 2 ～ 6 0 フレーム分）の O B 部データを平均する等、時間平均して算出することが好ましい。平均 O B 部データを時間平均して算出すると、ランダムノイズの影響をさらに低減し、正確に C M O S センサ 2 1 の温度を測定することができる。

30

【 0 0 8 1 】

なお、上述の実施形態では、平均 O B 部データを温度換算テーブル 3 9 に記録されたデータと比較して C M O S センサ 2 1 の温度に換算する例を説明したが、温度換算テーブル 3 9 に予め記録されたデータは離散的なもので良い。そして、実測した平均 O B 部データに合致する値がない場合には、温度換算テーブル 3 9 に記録されたデータを用いて実測した平均 O B 部データに対応するデータを補間により算出して、C M O S センサ 2 1 の温度に換算することが好ましい。こうして、温度換算テーブル 3 9 に記録されたデータを補間して実測した平均 O B 部データに対応するデータを算出するようにすることで、温度換算テーブル 3 9 のデータ容量を抑えることができる。また、温度換算テーブル 3 9 を作成するために予め行う平均 O B 部データと C M O S センサ 2 1 の温度の対応関係を測定作業を容易に行うことができる。

40

【 0 0 8 2 】

また、上述の実施形態では、温度換算テーブル 3 9 を用いて C M O S センサ 2 1 の温度を測定する例を説明したが、温度換算テーブル 3 9 のかわりに、平均 O B 部データに対する C M O S センサ 2 1 の温度を関数し、この関数を用いて平均 O B 部データから C M O S センサ 2 1 の温度を算出するようにしても良い。

【 0 0 8 3 】

なお、上述の実施形態では、平均 O B 部データを C M O S センサ 2 1 の温度に換算する例を説明したが、平均 O B 部データと C M O S センサ 2 1 の温度は一定の関係にあって、

50

ほぼ変化しないので、平均OB部データをCMOSセンサ21の温度に変換するステップを省き、平均OB部データの値にしたがってALC制御における照明光の光量上限を設定しても良い。上述の実施形態では、CMOSセンサ21の温度に対して閾値 T_a 、 T_b を設定する例を説明したが、平均OB部データをCMOSセンサ21の温度に換算せずに直接、ALC制御のパラメータとするときには、平均OB部データの値に対して閾値を設定すれば良い。

【0084】

なお、上述の実施形態では、CMOSセンサ21の温度に対して2つの閾値 T_a 、 T_b を設け、照明光の光量に対して2つの光量上限 L_a 、 L_b を設ける例を説明したが、これらの境界条件の数は任意に定めることができる。

10

【0085】

CMOSセンサ21の温度や照明光の光量上限に対して3以上の閾値及び光量上限を設定することがより好ましい。例えば、図9に示すように、CMOSセンサ21の温度に対して3段階の閾値 T_a 、 T_b 、 T_c ($T_a > T_b > T_c$)を設定し、これに応じて照明光の光量に対して3段階の光量上限 L_a 、 L_b 、 L_c ($L_a > L_b > L_c$)を設定する。そして、CMOSセンサ21の温度 T が上昇する場合、 $T < T_c$ の間は光量上限を最大の L_a まで開放し、 $T_b < T < T_a$ となったときに光量上限を中間の L_b に制限し、 $T_a < T < T_b$ となったときに光量上限を最小の L_c に制限する。CMOSセンサ21の温度が下降する場合は、 $T_b < T < T_c$ の間は光量上限を L_c に制限し続け、 $T_c < T < T_b$ となったときに光量上限を中間の L_b に開放する。その後、 $T < T_c$ となったときに、光量上限を最大の L_a に開放する。こうしてより多くの閾値を用いることにより、より滑らかに照明光の光量が調節されるようになり、照明光及び観察画像の輝度がハンチングすることによる違和感を低減することができる。

20

【0086】

また、上述の実施形態では、CMOSセンサ21の温度に対する閾値(T_a 、 T_b)の個数と、ALC制御に対して設定される光量上限の種類(L_a 、 L_b)は同数であるが、CMOSセンサ21の温度に対する閾値の個数と、ALC制御における光量上限の個数は一致していなくても良い。例えば、図10に示すように、CMOSセンサ21の温度に対して2つの閾値 T_a 、 T_b を設け、照明光の光量に対しては光量上限 L_s を設ける。そして、CMOSセンサ21の温度が上昇する場合、CMOSセンサ21の温度 T が $T < T_a$ の間、光量上限を光源41の出力限界まで無制限に開放し、 $T_a < T < T_b$ の間、光量上限を L_s に制限する。一方、CMOSセンサ21の温度が下降する場合には、 $T < T_b$ の間、光量上限を L_s に制限し、 $T_b < T < T_a$ となったときに光量上限を光源41の出力限界まで無制限に開放する。

30

【0087】

なお、上述の実施形態では、CMOSセンサ21の温度を平均OB部データから換算する例を説明したが、OB部53を設けていないイメージセンサを用いる場合や、OB部53のデータを出力しないイメージセンサを用いる場合には、OB部53以外を用いてCMOSセンサ21を温度センサとして利用することができる。例えば、図11に示すCMOSセンサ81のように、OB部53が設けられておらず、撮像領域83全体が受光部83である場合、対物光学系25のイメージサークル82にかからないエリア84a~84dを代用すれば良い。また、こうしたイメージセンサを用いる場合には、所定の周期で照明光を照射しないで撮影するフレームを設け、このフレームで得られた暗画像のデータを上述の実施形態のOB部53の代用としても良い。

40

【0088】

なお、上述の実施形態では、CMOSセンサ21の温度を測定するために平均OB部データを用いたが、簡易的に、受光部データから得られる画像データを用いてCMOSセンサ21の温度を測定しても良い。例えば、画像データの画素値を平均した値をCMOSセンサ21の温度の目安としても良い。

【0089】

50

なお、光源 4 1 に光量調節可能な L E D や L D を用い、A L C 制御において光源 4 1 から出力する照明光の光量を調節する例を説明したが、これに限らない。例えば、光源 4 1 としてキセノンランプを用いても良い。キセノンランプは自然な白色光を発生するが、電源を投入してから安定して発光するまでに時間を要するために、観察中にオンオフの制御や発光量自体を直接的に調節することが難しい。キセノンランプのように出力する光量を調節することが難しい光源を、照明光の光源とする場合には、図 1 2 に示すように、光源装置 1 4 に絞り機構 8 6 を設ければ良い。絞り機構 8 6 は、C P U 4 3 によって制御され、光源 4 1 からライトガイド 2 8 に入射する照明光の光量を調節する。

【 0 0 9 0 】

図 1 3 に示すように、絞り機構 8 6 は、絞り開口 8 7 を開閉する絞り羽根 8 8 と、絞り開口 8 7 を閉じる位置に絞り羽根 8 8 を付勢するスプリング 8 9 とを備えている。絞り羽根 8 8 は、モータ 9 0 から与えられるトルクによって、スプリング 8 9 の付勢力にこうして絞り開口 8 7 の開口量が大きくなる方向（時計方向）に回転し、トルクの大きさとスプリング 8 9 の付勢力が釣り合う位置で停止する。トルクが大きいとスプリング 8 9 の付勢力に抗する力も大きくなるので、絞り開口 8 7 の開口量も大きくなる。トルクが小さいとスプリング 8 9 の付勢力に抗する力が小さくなるので絞り開口 8 7 の開口量が小さくなる。モータ 9 0 のトルクは、P W M 値（後述）の増加とともに大きくなり、P W M 値が下ると減少する。

【 0 0 9 1 】

光源装置 1 4 の C P U 4 3 は、D S P 3 2 によって算出された A L C 制御用データに基づいて、絞り羽根 8 8 とスプリング 8 9 からなる絞り調節機構 9 1 を制御する。C P U 4 3 は、A L C 制御用データに応じて、モータ 9 0 のトルクを決定する P W M（パルス幅変調）値を算出し、モータドライバ（図示しない）によって P W M 値に応じた駆動パルスを発生させてモータ 9 0 を駆動する。P W M 値は、モータ 5 0 の駆動パルスのデューティ比（パルス幅をパルス周期で割った値）を決定するもので、モータ 9 0 のトルクを決定する。C P U 4 3 は、A L C 制御用データが増加を要求する信号である場合には、増加分に応じて P W M 値を上げ、減少を要求する信号である場合には、減少分に応じて P W M 値を変更する。

【 0 0 9 2 】

なお、上述の実施形態において、光源 4 1 として用いる光量調節可能な L E D や L D は、例えば、R G B 3 色のチップを同時に発行させるものや、青色光を発光する L D（L E D）と青色光を照射されることによって黄色光を発生する蛍光板との組み合わせによって全体として白色光を発光するもの等、周知の光源を好適に用いることができる。

【 0 0 9 3 】

なお、上述の実施形態では、C M O S センサ 2 1 の温度に応じて、照明光の光量を直接的に調節する例を説明したが、C M O S センサ 2 1 の温度に応じて出力回路 6 1 による撮像信号の増幅率を調節することにより、A L C 制御によって要求される照明光量を間接的に低減させるようにしても良い。

【 0 0 9 4 】

なお、上述の実施形態では、電子内視鏡 1 2 に用いる撮像素子の一例として C M O S センサ 2 1 を用いる例を説明したが、他の周知のイメージセンサ、例えば C C D 型のイメージセンサ（以下、C C D という）を用いても良い。図 1 4 に示すように、撮像素子として C C D 9 6 を用いる場合、C C D 9 6 から撮像信号を取得するためのアナログフロントエンド（A F E）9 7 に、C M O S センサ 2 1 の出力回路 6 1 に対応した回路等を設ければ良い。

【 0 0 9 5 】

なお、上述の実施形態では、画素 6 2 を三個のトランジスタ M 1 ~ M 3 で構成しているが、画素を四個のトランジスタで構成してもよい。また、画素選択用トランジスタ M 2 を複数の画素 6 2 で共有するもの、またフォトダイオード D 1 の信号をトランジスタでフローティング・ディフュージョン部に転送した後段にトランジスタ M 1、M 2 をもつもの、

10

20

30

40

50

複数の画素 6 2 のフォトダイオード D 1 から転送されるフローティング・ディフュージョン部を共通にするもの等の構成もあるが、本発明はそのいずれの構成に対しても適用することが可能である。

【 0 0 9 6 】

なお、上述の実施形態では説明を省略したが、C M O S センサ 2 1 の各画素 6 2 は、製造時に生じる構造上のばらつきを反映して暗時出力値に一定のばらつきがあるが、画素 6 2 毎に暗時出力値がほぼ一定の値になるように撮像信号の読み出し時に一定のオフセット補正が施される。本発明は、C M O S センサ 2 1 からの撮像信号に対してオフセット補正が行われる場合であっても好適に用いることができる。C M O S センサ 2 1 の代わりに C C D 型のイメージセンサを用いる場合も同様である。

10

【 符号の説明 】

【 0 0 9 7 】

- 1 1 電子内視鏡システム
- 1 2 電子内視鏡
- 1 3 プロセッサ装置
- 1 4 光源装置
- 1 6 挿入部
- 1 7 操作部
- 1 8 コネクタ
- 1 9 ユニバーサルコード
- 2 0 先端部
- 2 1 C M O S センサ
- 2 2 モニタ
- 2 3 観察窓
- 2 4 照明窓
- 2 5 対物光学系
- 2 6 T G
- 2 7 C P U
- 2 8 ライトガイド
- 2 9 照明レンズ
- 3 1 C P U
- 3 2 D S P
- 3 3 D I P
- 3 4 表示制御回路
- 3 5 操作部
- 3 6 R O M
- 3 7 R A M
- 3 8 温度換算部
- 3 9 温度換算テーブル
- 4 1 光源
- 4 2 波長選択フィルタ
- 4 3 C P U
- 4 4 光源ドライバ
- 4 6 集光レンズ
- 5 1 撮像領域
- 5 2 受光部
- 5 3 O B 部
- 5 6 垂直走査回路
- 5 7 C D S 回路
- 5 8 列選択トランジスタ

20

30

40

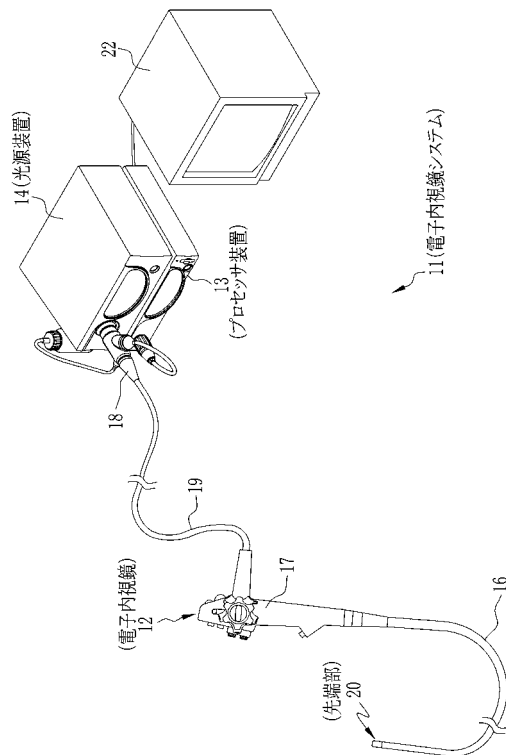
50

- 5 9 水平走査回路
- 6 1 出力回路
- 6 2 画素
- 6 3 出力バスライン
- 7 1 平均 O B 部データ算出部
- 7 2 平均 O B 部データ格納部
- 7 3 L V D S 回路
- 7 4 A / D 変換器
- 7 5 アンプ
- 7 6 A / D 変換器
- 7 7 P S C
- 7 8 D / A 変換器
- 8 1 C M O S センサ
- 8 2 イメージサークル
- 8 3 撮像領域 (受光部)
- 8 4 エリア
- 8 6 絞り機構
- 8 7 絞り開口
- 8 8 絞り羽根
- 8 9 スプリング
- 9 0 モータ
- 9 1 絞り機構
- 9 6 C C D
- 9 7 A F E

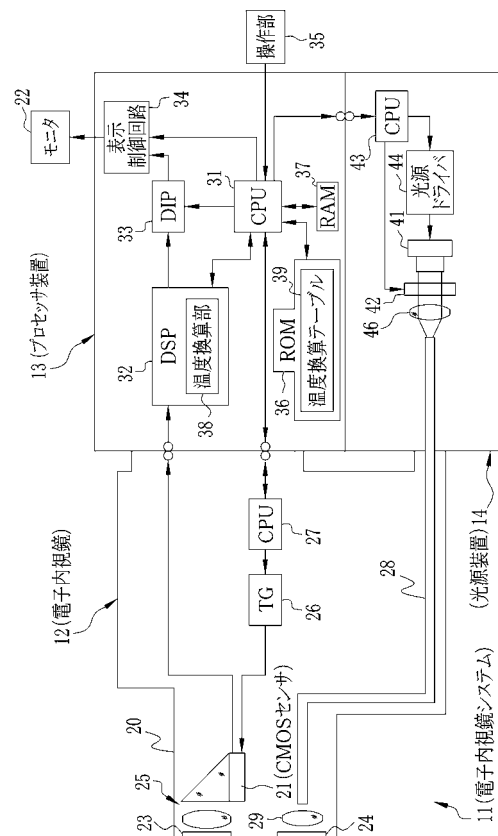
10

20

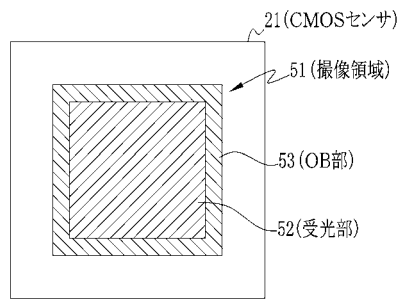
【 図 1 】



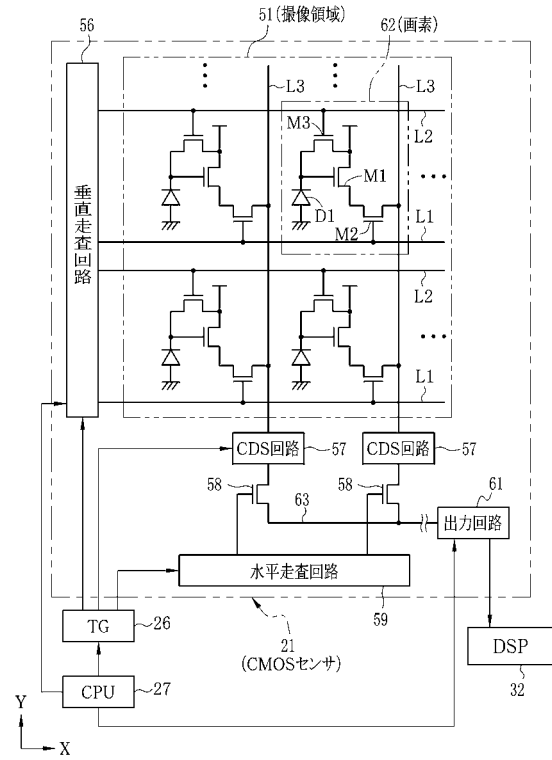
【 図 2 】



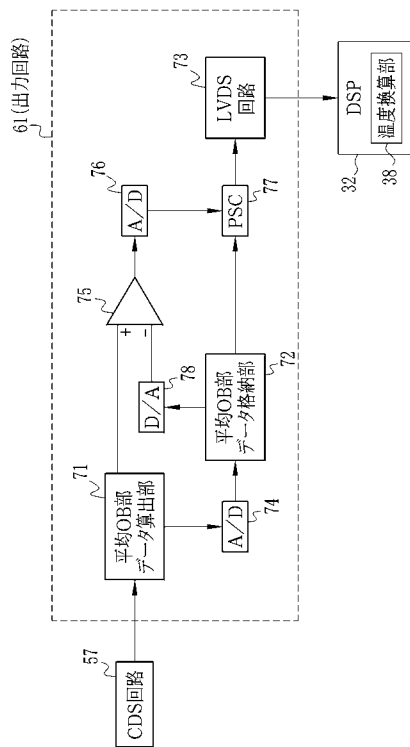
【図 3】



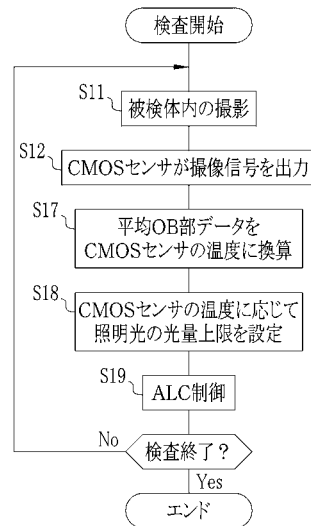
【図 4】



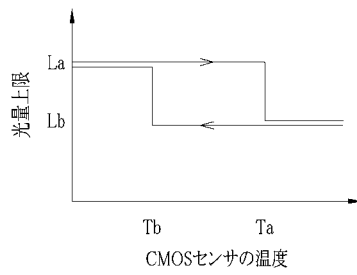
【図 5】



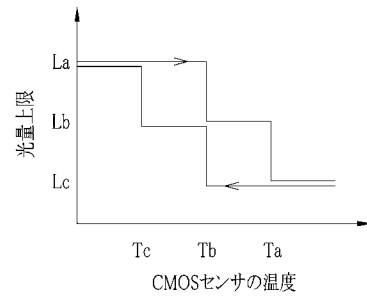
【図 6】



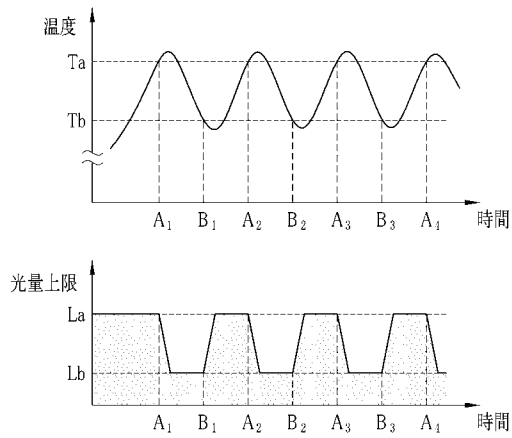
【図 7】



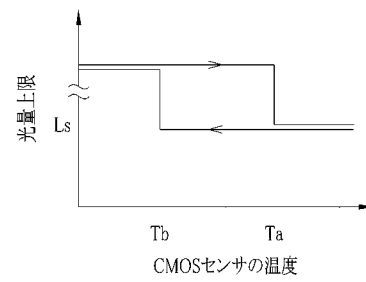
【図 9】



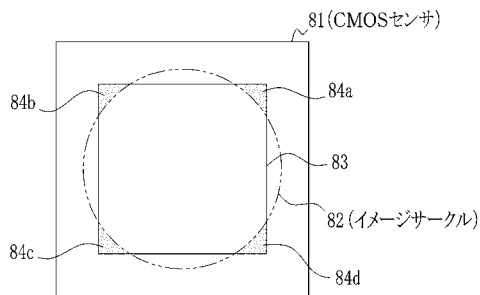
【図 8】



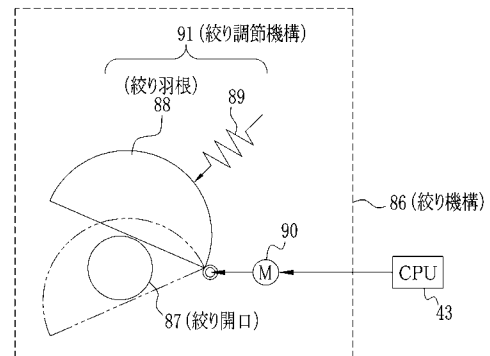
【図 10】



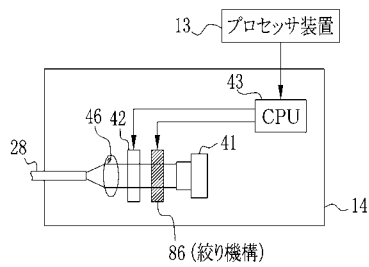
【図 11】



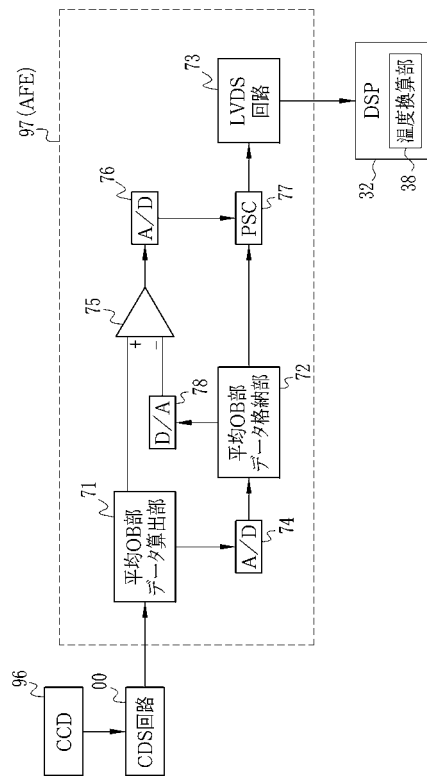
【図 13】



【図 12】



【図 14】



フロントページの続き

- (72)発明者 平田 英俊
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 原 和義
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 山川 真一
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内
- (72)発明者 飯田 孝之
神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士フイルム株式会社内

審査官 安田 明央

- (56)参考文献 特開平 0 2 - 2 7 5 4 0 5 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 3 8 1 3 7 (J P , A)
特開平 0 8 - 0 1 5 6 1 7 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 0 0 9 0 0 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 9 5 6 0 2 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 2 1 8 5 7 0 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 7 3 8 8 5 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 1 / 0 0 - 1 / 3 2
G 0 2 B 2 3 / 2 4 - 2 3 / 2 6

专利名称(译)	电子内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5534997B2	公开(公告)日	2014-07-02
申请号	JP2010174179	申请日	2010-08-03
[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		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	芦田毅 村山任 仲村貴行 平田英俊 原和義 山川真一 飯田孝之		
发明人	芦田 毅 村山 任 仲村 貴行 平田 英俊 原 和義 山川 真一 飯田 孝之		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 A61B1/06 G02B23/26		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/0002 A61B1/05 A61B1/0661 A61B1/128 H04N5/361 H04N5/374		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.372 A61B1/06.A G02B23/26.B A61B1/01 A61B1/05 A61B1/06.612 A61B1/07.730 A61B1/12.541		
F-TERM分类号	2H040/BA10 2H040/BA23 2H040/GA02 2H040/GA10 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/HH51 4C061/JJ15 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/PP12 4C061/RR02 4C061/RR06 4C061/RR15 4C061/SS18 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/HH51 4C161/JJ15 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/PP12 4C161/RR02 4C161/RR06 4C161/RR15 4C161/SS18		
代理人(译)	小林和典		
其他公开文献	JP2012030004A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种电子内窥镜系统，其能够通过布置温度传感器来精确测量远端部分的温度，而不会增大插入部分的直径。注意：电子内窥镜系统（11）由电子组成内窥镜（12），光源装置（14）和温度转换器（38）。电子内窥镜（12）具有CMOS传感器（21,81），其在插入部分（16）的远端部分（20）中对患者体内进行成像，以插入患者体内。光源装置（14）是用于产生照明光的装置。照明光经由光导（28）等从远端部分照射到患者体内。温度转换器（38）获得从CMOS传感器输出的成像信号中包括的光学黑（OB）部分的数据的平均值，并通过与温度转换表的数据进行比较来测量CMOS传感器21的温度（39）。温度转换表（39）表示OB部分的平均值与CMOS传感器的温度之间的关系，并且预先存储在ROM（36）中。

【 図 2 】

