

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/098235

発行日 平成29年3月23日 (2017.3.23)

(43) 国際公開日 平成27年7月2日 (2015.7.2)

(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
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/04 3 6 2 A	4 C 1 6 1
	G 0 2 B 23/24 B	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

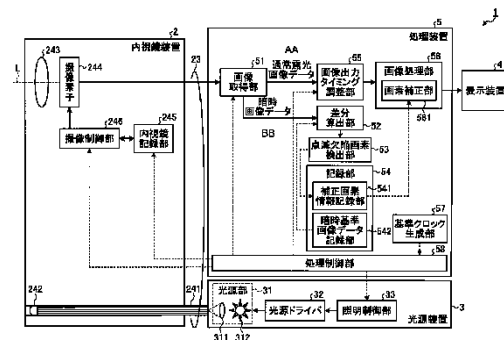
出願番号	特願2015-532203 (P2015-532203)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/076949		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成26年10月8日 (2014.10.8)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5873223号 (P5873223)	(74) 代理人	100089118
(45) 特許公報発行日	平成28年3月1日 (2016.3.1)		弁理士 酒井 宏明
(31) 優先権主張番号	特願2013-268103 (P2013-268103)	(72) 発明者	申 英寿
(32) 優先日	平成25年12月25日 (2013.12.25)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	Fターム (参考)	2H040 GA02 GA06 4C161 AA00 BB00 CC06 DD03 GG01 LL02 NN01 NN05 PP12 RR03 RR26 SS06 SS22

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システムおよび画素補正方法

(57) 【要約】

撮像素子内における点滅欠陥画素に対して確実に補正することができる内視鏡システム、画素補正方法を提供する。内視鏡システム1は、所定の周期で光源部31を消灯させる照明制御部33と、照明制御部33が光源部31を消灯させた消灯時に、撮像素子244が出力した画像データに対応する暗時画像と電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために予め生成された暗時基準画像との差分データを算出する差分算出部52と、差分算出部52が算出した差分データに基づいて、撮像素子244における点滅欠陥画素を検出する点滅欠陥画素検出部53と、点滅欠陥画素検出部53によって検出された点滅欠陥画素が出力した電気信号を、この点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した電気信号を用いて補正する画素補正部561と、を備える。



- | | | | |
|----|---|-----|---|
| 2 | Endoscopic device | 57 | Reference clock generation unit |
| 3 | Light source device | 58 | Processing control unit |
| 4 | Display device | 244 | Imaging element |
| 5 | Processing device | 245 | Endoscope recording unit |
| 31 | Light source unit | 245 | Imaging control unit |
| 32 | Light source driver | 541 | Correction pixel information recording unit |
| 33 | Illumination control unit | 542 | Dark reference image data recording unit |
| 51 | Image acquisition unit | 561 | Pixel correction unit |
| 52 | Difference calculation unit | AA | Normal exposure image data |
| 53 | Flickering defective pixel detection unit | BB | Dark image data |
| 54 | Recording unit | | |
| 55 | Image output timing adjustment unit | | |
| 56 | Image processing unit | | |

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を照明する照明光を出射する光源部と、

光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が 2 次元状に配列され、前記被写体を所定のフレームレートで撮像して前記被検体の画像データを出力する撮像素子と、

所定の周期で前記光源部を消灯させる照明制御部と、

前記照明制御部が前記光源部を消灯させた消灯時に、前記撮像素子が出力した前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために予め生成された暗時基準画像との差分データを算出する差分算出部と、

前記差分算出部が算出した前記差分データに基づいて、前記撮像素子における前記点滅欠陥画素を検出する点滅欠陥画素検出部と、

前記点滅欠陥画素検出部によって検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正部と、

を備えたことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記撮像素子が生成した前記画像データに対応する画像を表示する表示装置と、

前記撮像素子が生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで前記表示装置へ出力する画像出力タイミング調整部と、

をさらに備え、

前記照明制御部は、

前記光源部を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、1 フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ で前記光源部を消灯させ、

前記画像出力タイミング調整部は、

前記画像データを前記表示装置へ出力する出力時のフレームレートを前記 $N - n$ で出力することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照明制御部は、単位時間における 1 フレーム目に前記光源部を消灯させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記照明制御部は、前記光源部を消灯させる消灯期間のフレームを、前記光源部が点灯する点灯期間のフレーム以上にすることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記光源部は、LED 光源を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記暗時基準画像は、当該内視鏡システムの出荷時または前記被検体の体腔内に挿入されて使用された検査時に、前記撮像素子が順次生成した複数の前記暗時画像を平均したものであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記被検体の体腔内に挿入可能なカプセル型の筐体をさらに備え、

前記光源部、前記撮像素子、前記照明制御部、前記差分算出部、前記点滅欠陥画素検出部および前記画素補正部は、前記筐体内に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

内視鏡システムが実行する画素補正方法であって、

被写体を照明する照明光を出射する出射ステップと、

光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が 2 次元状に

10

20

30

40

50

配列された撮像素子に前記被写体を所定のフレームレートで撮像させて前記被写体の画像データを出力する撮像ステップと、

所定の周期で前記照明光を停止させる照明制御ステップと、

前記照明制御ステップで前記照明光を停止させた消灯時に、前記撮像ステップで出力された前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために予め生成された暗時基準画像との差分データを算出する差分算出ステップと、

前記差分算出ステップで算出した前記差分データに基づいて、前記撮像素子における前記点滅欠陥画素を検出する点滅欠陥画素検出ステップと、

前記点滅欠陥画素検出ステップで検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正ステップと、

を含むことを特徴とする画素補正方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体内に導入され、該生体内の画像を取得する内視鏡システム、および内視鏡システムに設けられた撮像素子の画素を補正する画素補正方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、CCD (Charge Coupled Device) やCMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor) 等の固体撮像素子は、光を受光して光電変換を行って電気信号を出力する複数の画素から構成されている。このような固体撮像素子において、光の受光量と関係がない、異常な電気信号を出力する欠陥画素が存在することが知られている。この欠陥画素の種類には、受光面へのゴミの付着や、素子の結晶欠陥等により、常に異常な電気信号を出力する定常的な欠陥画素と、固体撮像素子の小型化に伴って、MOSトランジスタ内を移動する電子がゲート絶縁膜に存在するトラップ準位に捕獲されることに起因する電流の乱れにより生じるRTS (Random Telegraph Signal) ノイズによって、異常な電気信号を不定期に出力する点滅欠陥画素がある。

【0003】

点滅欠陥画素は、動画撮影時に、不定期に発生する画像ノイズとして撮像画像に現れる。この画像ノイズを除去するための技術として、撮像素子を遮光した状態で、固体撮像素子に複数回撮像させ、この撮像した複数の画像から点滅欠陥画素を検出し、検出した点滅欠陥画素の電気信号を補正する技術が知られている (特許文献1 参照)。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2013-211785号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、点滅欠陥画素は、不定期に異常な電気信号を出力するため、上述した特許文献1であっても、点滅欠陥画素を検出することができない場合があった。このため、撮像素子内における点滅欠陥画素を確実に検出して補正することができる技術が望まれていた。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、撮像素子内における点滅欠陥画素を確実に検出して補正することができる内視鏡システム、画素補正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】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明に係る内視鏡システムは、被検体を照明する照明光を出射する光源部と、光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が2次元状に配列され、前記被写体を所定のフレームレートで撮像して前記被検体の画像データを出力する撮像素子と、所定の周期で前記光源部を消灯させる照明制御部と、前記照明制御部が前記光源部を消灯させた消灯時に、前記撮像素子が出力した前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために予め生成された暗時基準画像との差分データを算出する差分算出部と、前記差分算出部が算出した前記差分データに基づいて、前記撮像素子における前記点滅欠陥画素を検出する点滅欠陥画素検出部と、前記点滅欠陥画素検出部によって検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正部と、を備えたことを特徴とする。

10

【 0 0 0 8 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記撮像素子が生成した前記画像データに対応する画像を表示する表示装置と、前記撮像素子が生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで前記表示装置へ出力する画像出力タイミング調整部と、をさらに備え、前記照明制御部は、前記光源部を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、1フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ で前記光源部を消灯させ、前記画像出力タイミング調整部は、前記画像データを前記表示装置へ出力する出力時のフレームレートを $N - n$ で出力することを特徴とする。

20

【 0 0 0 9 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記照明制御部は、単位時間における1フレーム目に前記光源部を消灯させることを特徴とする。

【 0 0 1 0 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記照明制御部は、前記光源部を消灯させる消灯期間のフレームを、前記光源部が点灯する点灯期間のフレーム以上にすることを特徴とする。

【 0 0 1 1 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記光源部は、LED光源を有することを特徴とする。

30

【 0 0 1 2 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記暗時基準画像は、当該内視鏡システムの出荷時または前記被検体の体腔内に挿入されて使用された検査時に、前記撮像素子が順次生成した複数の前記暗時画像を平均したものであることを特徴とする。

【 0 0 1 3 】

また、本発明に係る内視鏡システムは、上記発明において、前記被検体の体腔内に挿入可能なカプセル型の筐体をさらに備え、前記光源部、前記撮像素子、前記照明制御部、前記差分算出部、前記点滅欠陥画素検出部および前記画素補正部は、前記筐体内に設けられていることを特徴とする。

40

【 0 0 1 4 】

また、本発明に係る画素補正方法は、内視鏡システムが実行する画素補正方法であって、被写体を照明する照明光を出射する出射ステップと、光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が2次元状に配列された撮像素子に前記被写体を所定のフレームレートで撮像させて前記被写体の画像データを出力する撮像ステップと、所定の周期で前記照明光を停止させる照明制御ステップと、前記照明制御ステップで前記照明光を停止させた消灯時に、前記撮像ステップで出力された前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために予め生成された暗時基準画像との差分データを算出する差分算出ステップと、前記差分算出ステップで算出した前記差分データに基づいて、前記撮像素子における前記点滅欠陥画素を検出する

50

点滅欠陥画素検出ステップと、前記点滅欠陥画素検出ステップで検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正ステップと、を含むことを特徴とする。

【発明の効果】

【0015】

本発明によれば、撮像素子内における点滅欠陥画素を確実に検出して補正することができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。

10

【図2】図2は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図4】図4は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの撮像素子が所定のフレームレートで生成する画像データに対応する画像を模式的に示す図である。

【図5】図5は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの差分算出部が算出する差分データを模式的に示す図である。

【図6】図6は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの画素補正部が画素補正を行った画像データに対応する画像を模式的に示す図である。

20

【図7】図7は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【図8】図8は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムが実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【図9】図9は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの加算平均処理部が生成する暗時基準画像データの生成方法の概要を模式的に説明する図である。

【図10】図10は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの加算平均処理部が生成した暗時基準画像データに対応する暗時基準画像の一例を示す図である。

【図11】図11は、本発明の実施の形態2に係る内視鏡システムの画像補間部が画像を補間する補間方法の概要を模式的に説明する図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0017】

以下、本発明を実施するための形態（以下、「実施の形態」という）として、患者等の被検体の体腔内の画像を撮像して表示する医療用の内視鏡システムを例に説明する。また、この実施の形態により、この発明が限定されるものではない。さらに、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付している。さらにまた、図面は、模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、各部材の比率等は、現実と異なることに留意する必要がある。また、図面の相互間においても、互いの寸法や比率が異なる部分が含まれている。

【0018】

40

（実施の形態1）

図1は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの概略構成を示す図である。図2は、本発明の実施の形態1に係る内視鏡システムの要部の機能構成を示すブロック図である。

【0019】

図1および図2に示す内視鏡システム1は、被検体の体腔内に先端部を挿入することによって被検体の体内画像を撮像する内視鏡装置2（電子スコープ）と、内視鏡装置2の先端から被写体を照明する照明光を発生する光源装置3と、内視鏡装置2が撮像した体内画像を表示可能な表示装置4と、内視鏡装置2が撮像した体内画像に所定の画像処理を施して表示装置4へ出力するとともに、内視鏡システム1全体の動作を統括的に制御する処理

50

装置 5（外部プロセッサ）と、を備える。

【0020】

まず、内視鏡装置 2 の構成について説明する。

内視鏡装置 2 は、可撓性を有する細長形状をなす挿入部 2 1 と、挿入部 2 1 の基端側に接続され、各種の操作信号の入力を受け付ける操作部 2 2 と、操作部 2 2 から挿入部 2 1 が延びる方向と異なる方向に延び、光源装置 3 および処理装置 5 を接続する各種ケーブルを内蔵するユニバーサルコード 2 3 と、を備える。

【0021】

挿入部 2 1 は、後述する撮像素子を内蔵した先端部 2 4 と、複数の湾曲駒によって構成された湾曲自在な湾曲部 2 5 と、湾曲部 2 5 の基端側に接続され、可撓性を有する長尺状の可撓管部 2 6 と、を有する。

10

【0022】

先端部 2 4 は、グラスファイバ等を用いて構成されて光源装置 3 が発光した光の導光路をなすライトガイド 2 4 1 と、ライトガイド 2 4 1 の先端に設けられた照明レンズ 2 4 2 と、集光用の光学系 2 4 3 と、光学系 2 4 3 の結像位置に設けられ、光学系 2 4 3 が集光して光を受光して電気信号に光電変換する複数の画素が 2 次元状に配列された撮像素子 2 4 4 と、内視鏡装置 2 に関する各種情報を記録する内視鏡記録部 2 4 5 と、撮像素子 2 4 4 を制御する撮像制御部 2 4 6 と、を有する。

【0023】

光学系 2 4 3 は、1 または複数のレンズを用いて構成され、光軸 L に沿って移動することによって、画角を変化させる光学ズームおよび焦点を変化させる。

20

【0024】

撮像素子 2 4 4 は、光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が 2 次元状に配列され、被写体（体腔）を所定のフレームレートで撮像して被写体の画像データを出力する。具体的には、撮像素子 2 4 4 は、光量に応じた電荷を蓄積するフォトダイオードおよびフォトダイオードが蓄積した電荷を増幅する増幅器をそれぞれ有する複数の画素が 2 次元マトリックス状に配設される C C D（Charge Coupled Device）または C M O S（Complementary Metal Oxide Semiconductor）等のイメージセンサを用いて構成される。撮像素子 2 4 4 は、各画素が生成した電気信号を画像データ（RAW データ）として処理装置 5 へ出力する。

30

【0025】

内視鏡記録部 2 4 5 は、内視鏡装置 2 に関する各種情報、たとえば内視鏡装置 2 を識別する識別情報や撮像素子 2 4 4 の識別情報等を記録する。内視鏡記録部 2 4 5 は、揮発性メモリ等を用いて構成される。

【0026】

撮像制御部 2 4 6 は、処理装置 5 から入力される指示情報に基づいて、撮像素子 2 4 4 の動作を制御する。具体的には、撮像制御部 2 4 6 は、処理装置 5 から入力される指示情報に基づいて、撮像素子 2 4 4 のフレームレートを制御する。たとえば、撮像制御部 2 4 6 は、撮像素子 2 4 4 に 60 f p s で画像データを出力させる。

【0027】

操作部 2 2 は、湾曲部 2 5 を上下方向および左右方向に湾曲させる湾曲ノブ 2 2 1 と、体腔内に生体鉗子、レーザメスおよび検査プローブ等の処置具を挿入する処置具挿入部 2 2 2 と、光源装置 3、処理装置 5 に加えて、送気手段、送水手段、送ガス手段等の周辺機器の操作指示信号を入力する操作入力部である複数のスイッチ 2 2 3 と、を有する。処置具挿入部 2 2 2 から挿入される処置具は、先端部 2 4 の処置具チャンネル（図示せず）を経由して開口部（図示せず）から表出する。

40

【0028】

ユニバーサルコード 2 3 は、ライトガイド 2 4 1 と、1 または複数のケーブルをまとめた集光ケーブルと、を少なくとも内蔵している。集合ケーブルは、内視鏡装置 2 および光源装置 3 と処理装置 5 との間で信号を送受信する信号線であって、設定データを送受信す

50

るための信号線、画像信号を送受信するための信号線、撮像素子 244 を駆動するための駆動用のタイミング信号を送受信するための信号線などを含む。ユニバーサルコード 23 は、光源装置 3 に着脱自在なコネクタ部 27 を有する。コネクタ部 27 は、コイル状のコイルケーブル 27a が延設し、コイルケーブル 27a の延出端に処理装置 5 に着脱自在なコネクタ部 28 を有する。

【0029】

次に、光源装置 3 の構成について説明する。

光源装置 3 は、光源部 31 と、光源ドライバ 32 と、照明制御部 33 と、を備える。

【0030】

光源部 31 は、被検体を照射する照明光を出射する。光源部 31 は、集光レンズ 311 と、光源 312 と、を有する。集光レンズ 311 は、1 または複数のレンズを用いて構成され、光源 312 が発光した光を集光する。光源 312 は、LED (Light Emitting Diode) を用いて構成され、白色光を発生する。なお、光源 312 は、赤色 LED、緑色 LED および青色 LED を用いて構成し、各 LED を同時発光させることにより、白色光を発生させる構成であってもよい。

【0031】

光源ドライバ 32 は、光源 312 に対して照明制御部 33 の制御のもとで電量を供給することにより、光源 312 に白色光を間欠的に発生させる。光源 312 が発光した光は、集光レンズ 311 およびライトガイド 241 を経由して先端部 24 の先端から照射される。

【0032】

照明制御部 33 は、処理装置 5 から入力される指示信号に基づいて、光源 312 の点灯タイミングを制御する。具体的には、照明制御部 33 は、所定の周期で光源 312 を消灯させる。より具体的には、照明制御部 33 は、光源部 31 を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、撮像素子 244 が生成する画像データのフレームレートを N とした場合、光源部 31 の消灯時間を $1/N$ で光源部 31 を消灯させる。たとえば、照明制御部 33 は、撮像素子 244 が生成する画像データのフレームレートが 61 fps の場合、1 フレームのみを光源 312 に消灯させるとともに、光源部 31 の消灯時間を $1/61$ (sec) で消灯させる。照明制御部 33 は、CPU 等を用いて構成される。

【0033】

次に、表示装置 4 の構成について説明する。

表示装置 4 は、処理装置 5 から入力される体内画像を表示する。また、表示装置 4 は、内視鏡システム 1 に関する各種情報を表示する。表示装置 4 は、液晶または有機 EL (Electro Luminescence) 等を用いて構成される。

【0034】

次に、処理装置 5 の構成について説明する。

処理装置 5 は、画像取得部 51 と、差分算出部 52 と、点滅欠陥画素検出部 53 と、記録部 54 と、画像出力タイミング調整部 55 と、画像処理部 56 と、基準クロック生成部 57 と、処理制御部 58 と、を備える。

【0035】

画像取得部 51 は、撮像素子 244 が生成した画像データを取得する。具体的には、画像取得部 51 は、処理制御部 58 の制御のもと、撮像素子 244 から所定のフレームレートで画像データを取得する。また、画像取得部 51 は、処理制御部 58 の制御のもと、撮像素子 244 から取得した画像データが通常の露光で撮像された通常露光画像データの場合、画像出力タイミング調整部 55 へ出力する一方、撮像素子 244 から取得した画像データが暗時画像データの場合、この暗時画像データを差分算出部 52 へ出力する。

【0036】

差分算出部 52 は、画像取得部 51 から入力される暗時画像データに対応する暗時画像と後述する記録部 54 の暗時基準画像データ記録部 542 が記録する暗時基準画像データに対応する暗時基準画像との差分データ (差分値) を算出し、この算出結果を点滅欠陥画

10

20

30

40

50

素検出部 5 3 へ出力する。具体的には、差分算出部 5 2 は、暗時画像および暗時基準画像それぞれの画素毎の画素値（電気信号）の差分データを算出し、この算出結果を点滅欠陥画素検出部 5 3 へ出力する。

【 0 0 3 7 】

点滅欠陥画素検出部 5 3 は、差分算出部 5 2 から入力される差分データに基づいて、撮像素子 2 4 4 における点滅欠陥画素を検出する。具体的には、点滅欠陥画素検出部 5 3 は、差分算出部 5 2 から入力される差分データの画素毎に画素値が所定の閾値以上であるかを判定し、画素値が所定の閾値以上の画素を点滅欠陥画素として検出する。点滅欠陥画素検出部 5 3 は、検出した点滅欠陥画素の撮像素子 2 4 4 上における位置情報（画素アドレス）を補正画素情報記録部 5 4 1 へ出力する。

10

【 0 0 3 8 】

記録部 5 4 は、内視鏡システム 1 を動作させるための各種プログラムおよび内視鏡システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を記録する。また、記録部 5 4 は、撮像素子 2 4 4 の欠陥画素の位置情報および点滅欠陥画素の位置情報を記録する補正画素情報記録部 5 4 1 と、点滅欠陥画素を検出する際に用いる暗時基準画像データを記録する暗時基準画像データ記録部 5 4 2 と、を有する。暗時基準画像データは、内視鏡装置 2 の出荷前または内視鏡システム 1 の運用の開始時に、複数の暗時画像データを平均したものである。この暗時基準画像データには、欠陥画素情報が含まれる。記録部 5 4 は、S D R A M（Synchronous Dynamic Random Access Memory）、F l a s h メモリ等の記録媒体および H D D（Hard Disk Drive）等を用いて構成される。

20

【 0 0 3 9 】

画像出力タイミング調整部 5 5 は、処理制御部 5 8 の制御のもと、画像取得部 5 1 から入力された通常画像データを一時的に保持し、所定のタイミングで画像処理部 5 6 へ出力する。具体的には、画像出力タイミング調整部 5 5 は、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのフレームレートを N とした場合、画像取得部 5 1 を介して撮像素子 2 4 4 から入力された通常画像データを画像処理部 5 6 へ出力する出力時のフレームレートを $N - n$ で出力する。たとえば、画像出力タイミング調整部 5 5 は、撮像素子 2 4 4 の画像データのフレームレートが 61 fps の場合において、光源部 3 1 の消灯が 1 回（ $n = 1$ ）のとき、画像取得部 5 1 を介して撮像素子 2 4 4 から順次入力された通常画像データを 60 fps で画像処理部 5 6 へ出力する。

30

【 0 0 4 0 】

画像処理部 5 6 は、画像出力タイミング調整部 5 5 から入力される画像データに対して各種の画像処理を行って表示装置 4 へ出力する。具体的には、画像処理部 5 6 は、画像データに対して、少なくとも、黒出力を補正するオブティカルブラック（OB）減算処理、画像データの色味を調整するホワイトバランス（WB）調整処理、カラーマトリクス演算処理、ガンマ補正処理、色再現処理およびエッジ強調処理等を含む画像処理を行う。また、画像処理部 5 6 は、画素補正部 5 6 1 を有する。

【 0 0 4 1 】

画素補正部 5 6 1 は、記録部 5 4 の補正画素情報記録部 5 4 1 が記録する欠陥画素情報および点滅欠陥画素情報に基づいて、欠陥画素および点滅欠陥画素それぞれの電気信号を、欠陥画素および点滅欠陥画素それぞれの周辺画素や隣接画素の電気信号で補正する補正処理を行う。

40

【 0 0 4 2 】

基準クロック生成部 5 7 は、内視鏡システム 1 の各構成部の動作の基準となる基準クロック信号を生成し、内視鏡システム 1 の各構成に対して生成した基準クロック信号を供給する。

【 0 0 4 3 】

処理制御部 5 8 は、内視鏡装置 2 および光源装置 3 を含む各構成部の駆動制御および各構成部に対する情報の入出力制御等を行う。処理制御部 5 8 は、C P U 等を用いて構成される。

50

【 0 0 4 4 】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 が実行する処理について説明する。図 3 は、内視鏡システム 1 が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 4 5 】

図 3 に示すように、内視鏡システム 1 は、撮像素子 2 4 4 が所定のフレームレートで撮像を開始するとともに、光源装置 3 が撮像素子 2 4 4 のフレームレートに同期して照明光の出射を開始する（ステップ S 1 0 1）。具体的には、撮像制御部 2 4 6 は、撮像素子 2 4 4 に所定のフレームレートで撮像を開始させる。例えば、図 4 に示すように、撮像制御部 2 4 6 は、撮像素子 2 4 4 に 6 1 f p s で被検体の体腔内の撮像を開始させる。また、照明制御部 3 3 は、撮像素子 2 4 4 のフレームレートに同期して所定の周期で光源 3 1 2 を消灯させる。例えば、図 4 に示すように、照明制御部 3 3 は、撮像素子 2 4 4 が 6 1 f p s で被検体の体腔内を撮像する場合、1 フレーム目に光源 3 1 2 を消灯させる。この場合、撮像素子 2 4 4 は、暗時画像データを生成する。なお、図 4 において、各画像 F 1 ~ F 6 1 における画素 G 1 が欠陥画素を示し、画素 G 2 が点滅欠陥画素を示す。さらに、以下においては、点滅欠陥画素が正常な画像信号を出力している場合をハッチングで表現し、異常な画像信号が出力されている場合を白抜きで表現する。図 4 に示す場合、点滅欠陥画素 G 2 が 1 フレーム目の暗時画像 F 1、2 フレーム目の通常露光画像 F 2、および 6 1 フレーム目の通常露光画像 F 6 1 で発生している状態を示す。

【 0 0 4 6 】

続いて、画像取得部 5 1 は、撮像素子 2 4 4 が生成した画像データを取得する（ステップ S 1 0 2）。

【 0 0 4 7 】

その後、処理制御部 5 8 は、画像取得部 5 1 によって撮像素子 2 4 4 から取得された画像データが暗時画像データであるか否かを判定する（ステップ S 1 0 3）。具体的には、処理制御部 5 8 は、画像取得部 5 1 によって撮像素子 2 4 4 から取得された画像データが照明制御部 3 3 によって光源 3 1 2 が消灯された消灯時に撮像素子 2 4 4 が生成した画像データであるか否かを判定する。処理制御部 5 8 が画像取得部 5 1 によって撮像素子 2 4 4 から取得された画像データが暗時画像データであると判断した場合（ステップ S 1 0 3 : Y e s）、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 1 0 4 へ移行する。これに対して、処理制御部 5 8 が画像取得部 5 1 によって撮像素子 2 4 4 から取得された画像データが暗時画像データでないと判断した場合（ステップ S 1 0 3 : N o）、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 1 0 8 へ移行する。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 4 において、処理制御部 5 8 は、画像取得部 5 1 が撮像素子 2 4 4 から取得した暗時画像データを差分算出部 5 2 へ出力させる。

【 0 0 4 9 】

続いて、差分算出部 5 2 は、画像取得部 5 1 から入力された暗時画像データに対応する暗時画像と暗時基準画像データ記録部 5 4 2 が記録する暗時基準画像データに対応する暗時基準画像とに基づいて、差分データを算出する（ステップ S 1 0 5）。

【 0 0 5 0 】

図 5 は、差分算出部 5 2 が算出する差分データの算出方法を説明する模式図である。図 5 に示すように、差分算出部 5 2 は、暗時画像 F 1 から暗時基準画像 F S を減算することによって暗時画像 F 1 と暗時基準画像 F S とにおける画素毎の画素値（画像信号）の差分データ F G を算出する。なお、図 5 においては、点滅欠陥画素 G 2 の画素値を明確にするため、黒丸で表現した。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 0 5 の後、点滅欠陥画素検出部 5 3 は、差分算出部 5 2 が算出した差分データに基づいて、撮像素子 2 4 4 における点滅欠陥画素を検出する（ステップ S 1 0 6）。具体的には、点滅欠陥画素検出部 5 3 は、差分算出部 5 2 が算出した差分データの画素毎に画素値が所定の閾値を超えるか否かを判定し、所定の閾値を超える画素を補正対象の

10

20

30

40

50

点滅欠陥画素として検出する。たとえば、図 5 に示す場合、点滅欠陥画素検出部 5 3 は、差分データ F G の点滅欠陥画素 G 2 を検出する。

【 0 0 5 2 】

続いて、処理制御部 5 8 は、点滅欠陥画素検出部 5 3 が検出した撮像素子 2 4 4 内における点滅欠陥画素の位置に関する点滅欠陥画素情報を補正画素情報記録部 5 4 1 に記録する（ステップ S 1 0 7）。ステップ S 1 0 7 の後、内視鏡システム 1 は、後述するステップ S 1 1 3 へ移行する。

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 0 8 において、処理制御部 5 8 は、画像取得部 5 1 が撮像素子 2 4 4 から取得した通常露光画像データを画像出力タイミング調整部 5 5 へ出力する。

【 0 0 5 4 】

続いて、画像出力タイミング調整部 5 5 は、画像取得部 5 1 から入力された通常露光画像データを一時的に記憶（保持）する（ステップ S 1 0 9）。

【 0 0 5 5 】

その後、画像出力タイミング調整部 5 5 は、所定のタイミングで通常露光画像データを画像処理部 5 6 へ出力する（ステップ S 1 1 0）。具体的には、画像出力タイミング調整部 5 5 は、撮像素子 2 4 4 が生成するフレームレートの単位時間当たり同じフレームレートになるように通常露光画像データを画像処理部 5 6 へ出力する。例えば、画像出力タイミング調整部 5 5 は、通常露光画像データを 6 0 f p s で画像処理部 5 6 へ出力する。

【 0 0 5 6 】

続いて、画素補正部 5 6 1 は、補正画素情報記録部 5 4 1 が記録する欠陥画素情報および点滅欠陥画素情報に基づいて、画像出力タイミング調整部 5 5 から入力される通常露光画像データに対応する通常露光画像内における欠陥画素および点滅欠陥画素それぞれを、他の周辺画素の電気信号で補正した画素補正処理を行う（ステップ S 1 1 1）。具体的には、画素補正部 5 6 1 は、図 6 に示すように、補正画素情報記録部 5 4 1 が記録する欠陥画素情報および点滅欠陥画素情報に基づいて、画像出力タイミング調整部 5 5 から順次入力される通常露光画像 F 2 ~ F 6 1 における欠陥画素 G 1 および点滅欠陥画素 G 2 を、欠陥画素 G 1 の周辺画素、例えば欠陥画素 G 1 に隣接する 4 つの画素の電気信号を用いて補正するとともに、点滅欠陥画素 G 2 を、点滅欠陥画素 G 2 の周辺画素の電気信号を用いて補正して表示画像データに対応する表示画像 F 1 ' ~ F 6 0 ' を生成する（図 6（a）→図 6（b））。この場合において、画像処理部 5 6 は、通常露光画像データに対して上述した通常露光画像データを現像するために必要な基本の画像処理を行う。

【 0 0 5 7 】

その後、画像処理部 5 6 は、表示画像データを表示装置 4 へ出力する（ステップ S 1 1 2）。これにより、図 6（b）に示すように、表示装置 4 は、欠陥画素 G 1 および点滅欠陥画素 G 2 の画素が補正された表示画像 F 1 ' ~ F 6 0 ' を順次表示することができ、高解像度な画像を表示することができる。ステップ S 1 1 2 の後、内視鏡システム 1 は、ステップ S 1 1 3 へ移行する。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 1 0 7 の後またはステップ S 1 1 2 の後、スイッチ 2 2 3 から内視鏡システム 1 による被検体の体腔内の撮像を終了する指示信号が入力された場合（ステップ S 1 1 3：Y e s）、内視鏡システム 1 は、本処理を終了する。これに対して、スイッチ 2 2 3 から内視鏡システム 1 による被検体の体腔内の撮像を終了する指示信号が入力されていない場合（ステップ S 1 1 3：N o）、内視鏡システム 1 は、ステップ S 1 0 2 へ戻る。

【 0 0 5 9 】

以上説明した本発明の実施の形態 1 によれば、撮像素子 2 4 4 内における点滅欠陥画素に対して確実に検出して補正することができるので、高解像度の画像を表示することができる。

【 0 0 6 0 】

（実施の形態 2）

10

20

30

40

50

次に、本発明の実施の形態 2 について説明する。上述した実施の形態 1 では、暗時基準画像データが暗時基準画像データ記録部 5 4 2 に記録されていたが、本実施の形態 2 では、暗時基準画像データを被検体の検査時や検査前に生成する。具体的には、本実施の形態 2 では、光源部を所定の周期で消灯させる。さらに、本実施の形態 2 では、光源部の消灯時に撮像素子が生成した複数の暗時画像データを順次記録して画素毎の電気信号を平均することによって暗時基準画像データを生成する。このため、以下においては、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムの構成を説明後、本実施の形態 2 に係る内視鏡システムが実行する処理について説明する。なお、上述した実施の形態 1 に係る内視鏡システム 1 と同一の構成には同一の符号を付して説明を省略する。

【0061】

図 7 は、本発明の実施の形態 2 に係る内視鏡システムの要部の機能を示すブロック図である。図 7 に示す内視鏡システム 1 a は、内視鏡装置 2 と、光源装置 3 a と、表示装置 4 と、処理装置 5 a と、を備える。

【0062】

まず、光源装置 3 a の構成について説明する。

光源装置 3 a は、光源部 3 1 と、光源ドライバ 3 2 と、照明制御部 3 3 a と、を備える。

【0063】

照明制御部 3 3 a は、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのフレームレートに同期して光源部 3 1 を所定の周期で消灯させる。具体的には、照明制御部 3 3 a は、光源部 3 1 を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのフレームレートを N とした場合、光源部 3 1 の消灯時間を $1/N$ で光源部 3 1 を消灯させる。たとえば、照明制御部 3 3 a は、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのフレームレートが 60 fps の場合、1 フレーム、11 フレーム、21 フレーム、31 フレーム、41 フレームおよび 51 フレームそれぞれの撮像期間に光源部 3 1 を消灯させる。この場合、照明制御部 3 3 a は、1 フレームにおける光源部 3 1 の消灯時間を $1/60$ (sec) で光源部 3 1 を消灯させる。また、照明制御部 3 3 a は、例えば、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのフレームレートが 120 fps の場合、偶数フレームまたは奇数フレームの撮像期間に光源部 3 1 を消灯させてもよい。

【0064】

次に、処理装置 5 a の構成について説明する。

処理装置 5 a は、画像取得部 5 1 と、差分算出部 5 2 と、点滅欠陥画素検出部 5 3 と、記録部 5 4 と、画像出力タイミング調整部 5 5 と、画像処理部 5 6 a と、基準クロック生成部 5 7 と、処理制御部 5 8 と、加算平均処理部 5 9 と、を備える。

【0065】

画像処理部 5 6 a は、画素補正部 5 6 1 と、画像補間部 5 6 2 と、を有する。

【0066】

画像補間部 5 6 2 は、画像出力タイミング調整部 5 5 から入力される通常露光画像データの入力タイミングが暗時画像データのフレームに該当する場合、直前の通常露光画像データと現在の通常露光画像データとに基づいて、暗時画像データのフレームに該当する通常露光画像データを生成して表示装置 4 へ出力する。

【0067】

加算平均処理部 5 9 は、画像取得部 5 1 から順次入力される複数の暗時画像データを加算して平均化を行って暗時基準画像データを生成する。具体的には、加算平均処理部 5 9 は、被検体の検査時または検査中に、内視鏡装置 2 の先端部 2 4 が被検体の体腔内に挿入された場合、画像取得部 5 1 から順次入力される複数の暗時画像データの平均化を行って暗時基準画像データを生成する。加算平均処理部 5 9 は、暗時基準画像データを暗時基準画像データ記録部 5 4 2 へ出力して暗時基準画像データを順次更新する。

【0068】

以上の構成を有する内視鏡システム 1 a が実行する処理について説明する。図 8 は、内

10

20

30

40

50

視鏡システム 1 a が実行する処理の概要を示すフローチャートである。

【 0 0 6 9 】

図 8 に示すステップ S 2 0 1 ~ ステップ S 2 0 3 は、上述した図 3 のステップ S 1 0 1 ~ ステップ S 1 0 3 にそれぞれ対応する。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 2 0 4 において、処理制御部 5 8 は、画像取得部 5 1 が撮像素子 2 4 4 から取得した暗時画像データを差分算出部 5 2 および加算平均処理部 5 9 へ出力させる。

【 0 0 7 1 】

続いて、加算平均処理部 5 9 は、画像取得部 5 1 から入力された暗時画像データを記憶し、記憶した複数の暗時画像データの平均化を行うことによって暗時基準画像データを生成して暗時基準画像データ記録部 5 4 2 に記録する（ステップ S 2 0 5）。具体的には、図 9 に示すように、加算平均処理部 5 9 は、画像取得部 5 1 から順次入力された複数の暗時画像データに対応する複数の暗時画像 F 1, F 1 1, F 2 1, F 3 1, F 4 1 を記憶し、記憶した複数の暗時画像 F 1, F 1 1, F 2 1, F 3 1, F 4 1 における画素毎に画素値（電気信号）を加算して暗時画像の数で除算することによって暗時基準画像データを生成する。図 1 0 は、暗時基準画像データに対応する暗時基準画像 F S の表示例を示す図である。なお、図 9 では、暗時画像 F 1, F 1 1, F 2 1, F 3 1, F 4 1 が順次入力されているが、例えば暗時画像 F 1 と、暗時画像 F 1 1 との間には、通常露光画像データに対応する通常露光画像が撮像素子 2 4 4 によって連続的に生成されている。

10

【 0 0 7 2 】

ステップ S 2 0 6 ~ ステップ S 2 1 2 は、上述した図 3 のステップ S 1 0 5 ~ ステップ S 1 1 1 にそれぞれ対応する。

20

【 0 0 7 3 】

ステップ S 2 1 3 において、画素補正部 5 6 1 から入力された通常露光画像データが暗時画像データのフレームに該当する場合（ステップ S 2 1 3 : Y e s）、画像補間部 5 6 2 は、直前の通常露光画像データと現在の通常露光画像データとに基づいて、暗時画像データのフレームに該当する通常露光画像データを補間する（ステップ S 2 1 4）。具体的には、図 1 1 (a) に示すように、画像補間部 5 6 2 は、画素補正部 5 6 1 から入力された通常露光画像データが暗時画像データのフレーム F 1 1 に該当する場合、直前の通常露光画像データに対応する直前通常露光画像 F 1 0 ' と現在の通常露光画像データに対応する現在通常露光画像 F 1 2 ' とに所定の係数、例えば 0.5 を乗じて合成することによって、暗時画像データのフレームに該当する通常露光画像 F 1 1 ' を補間する（図 1 1 (a) → 図 1 1 (b)）。

30

【 0 0 7 4 】

続いて、画像補間部 5 6 2 は、暗時画像データのフレーム F 1 1 ' の通常露光画像データを表示画像データとして表示装置 4 へ出力する（ステップ S 2 1 5）。これにより、撮像素子 2 4 4 が生成する画像データのコマ落ちを防止するので、被検体における体腔内の体内画像を滑らかに表示することができる。ステップ S 2 1 5 の後、内視鏡システム 1 a は、ステップ S 2 1 6 へ移行する。

40

【 0 0 7 5 】

ステップ S 2 1 6 は、上述した図 3 のステップ S 1 1 3 に対応する。

【 0 0 7 6 】

ステップ S 2 1 3 において、画素補正部 5 6 1 から入力された通常露光画像データが暗時画像データのフレームに該当しない場合（ステップ S 2 1 3 : N o）、内視鏡システム 1 a は、ステップ S 2 1 6 へ移行する。

【 0 0 7 7 】

以上説明した本発明の実施の形態 2 によれば、撮像素子 2 4 4 内における点滅欠陥画素に対して確実に補正することができるので、高解像度の画像を表示することができる。

【 0 0 7 8 】

また、本発明の実施の形態 2 によれば、被検体の検査時に暗時基準画像データを生成し

50

ているので、検査時または検査中に点滅欠陥画素が発生した場合であっても、検査中に確実に検出して補正することができる。

【0079】

なお、本発明の実施の形態2では、被検体の検査終了時に、暗時基準画像データ記録部542が記録する暗時基準画像データを削除してもよい。これにより、処理装置5aの記録部54のメモリ容量の大型化を防止することができる。

【0080】

(その他の実施の形態)

本発明では、照明制御部が撮像素子のフレームレートに同期して光源部を消灯させていたが、光源部を消灯させる消灯期間のフレーム(フレームの時間)を、光源部が点灯する点灯期間のフレーム以上(消灯期間のフレームの時間と同等以上)にするとともに、消灯時の撮像素子の露光時間(撮像時間)のフレームの時間を点灯時の撮像素子の露光時間以上にしてもよい。これにより、撮像素子の各画素の受光時間が長くなるので、点滅欠陥画素をより確実に検出することができる。もちろん、光源部を消灯させる消灯期間のフレームの時間を、光源部が点灯する点灯期間のフレームの時間よりも長くするとともに、消灯時の撮像素子の露光時間(撮像時間)のフレームの時間を点灯時の撮像素子の露光時間よりも長くしてもよい。

10

【0081】

また、本発明では、被検体内に挿入可能な内視鏡装置を例に説明したが、被検体内に導入可能なカプセル型の筐体に撮像素子、光源装置および処理装置を設けたカプセル型内視鏡装置であっても適用することができる。

20

【0082】

また、本発明では、照明制御部が光源を消灯させることによって、撮像素子に暗時画像データを生成させていたが、たとえば光源の光路上に遮光領域を有する回転フィルタを設け、この回転フィルタを回転させることによって、光源装置を消灯させてもよい。

【0083】

また、本発明では、画素補正部がリアルタイムで点滅欠陥画素を補正していたが、例えば撮像素子が連続的に生成した画像データを記録媒体に順次記録させ、この記録媒体に記録された画像データの再生時に点滅欠陥画素を補正してもよい。

30

【0084】

なお、本明細書におけるフローチャートの説明では、「まず」、「その後」、「続いて」等の表現を用いてステップ間の処理の前後関係を明示していたが、本発明を実施するために必要な処理の順序は、それらの表現によって一意的に定められるわけではない。即ち、本明細書で記載したフローチャートにおける処理の順序は、矛盾のない範囲で変更することができる。

【0085】

このように、本発明は、ここでは記載していない様々な実施の形態を含みうるものであり、特許請求の範囲によって特定される技術的思想の範囲内で種々の設計変更等を行うことが可能である。

40

【符号の説明】

【0086】

- 1, 1a 内視鏡システム
- 2 内視鏡装置
- 3, 3a 光源装置
- 4 表示装置
- 5, 5a 処理装置
- 31 光源部
- 32 光源ドライバ
- 33, 33a 照明制御部
- 51 画像取得部

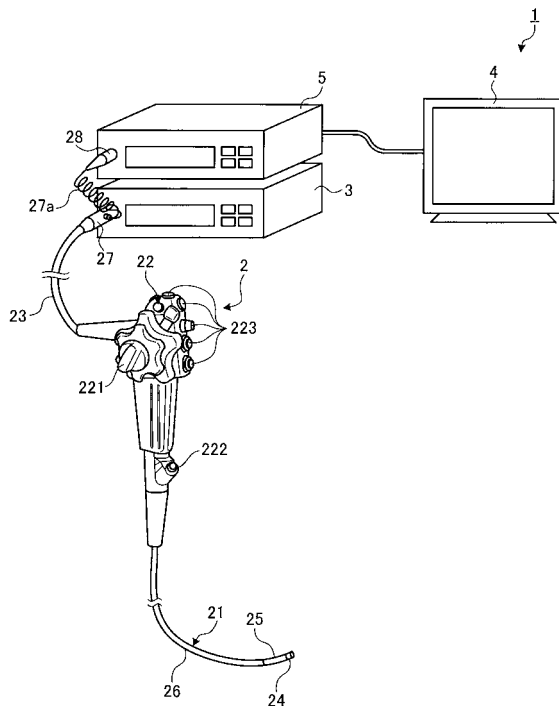
50

- 5 2 差分算出部
- 5 3 点減欠陥画素検出部
- 5 4 記録部
- 5 5 画像出力タイミング調整部
- 5 6 , 5 6 a 画像処理部
- 5 7 基準クロック生成部
- 5 8 処理制御部
- 5 9 加算平均算出部
- 2 4 3 光学系
- 2 4 4 撮像素子
- 2 4 5 内視鏡記録部
- 2 4 6 撮像制御部
- 3 1 1 集光レンズ
- 3 1 2 光源
- 5 4 1 補正画素情報記録部
- 5 4 2 暗時基準画像データ記録部
- 5 6 1 画素補正部
- 5 6 2 画像補間部
- G 1 欠陥画素
- G 2 点減欠陥画素

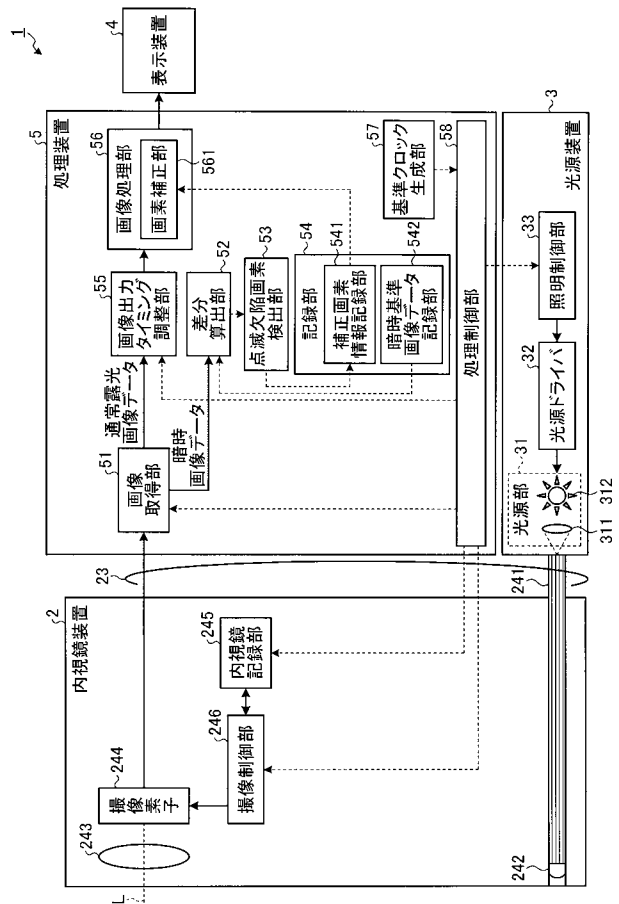
10

20

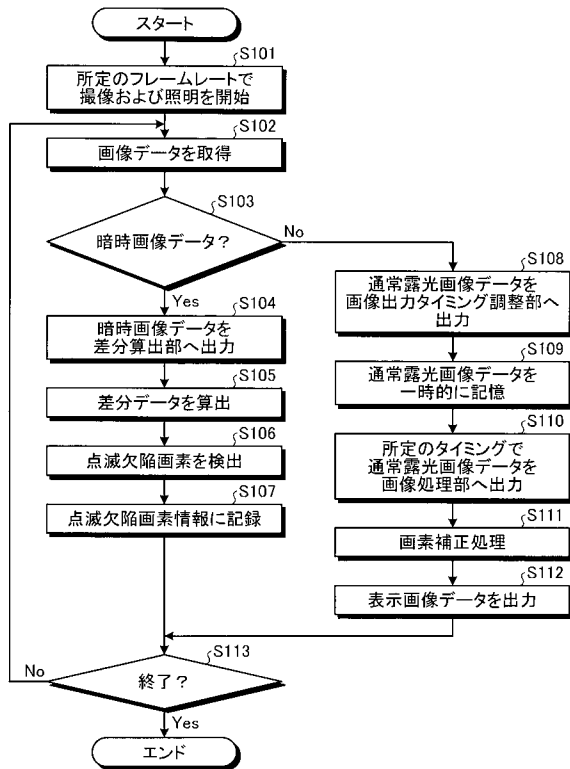
【図 1】



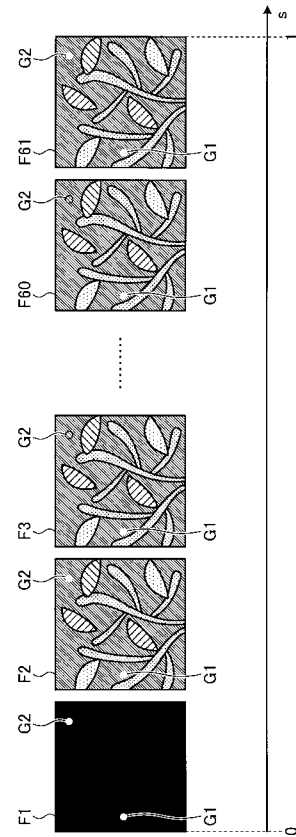
【図 2】



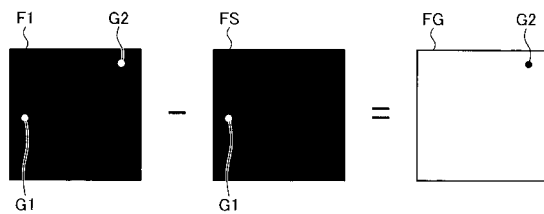
【図 3】



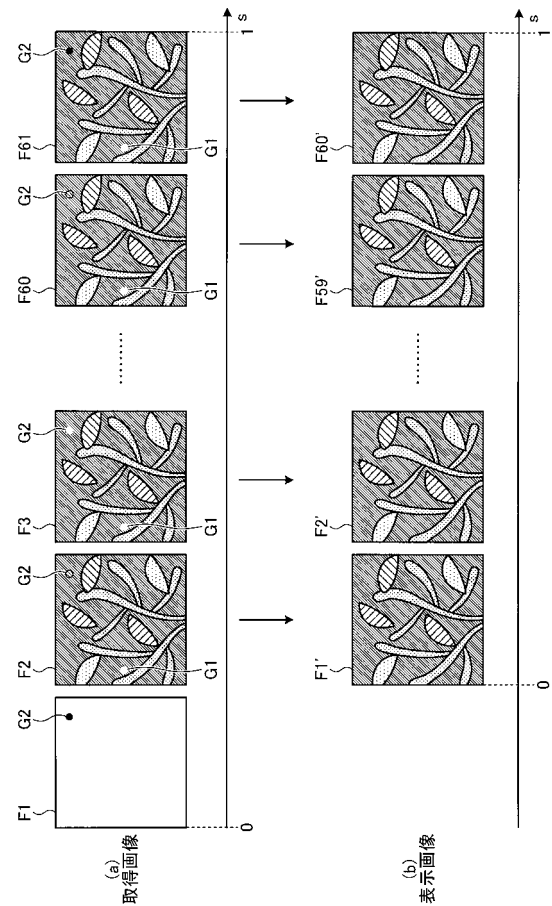
【図 4】



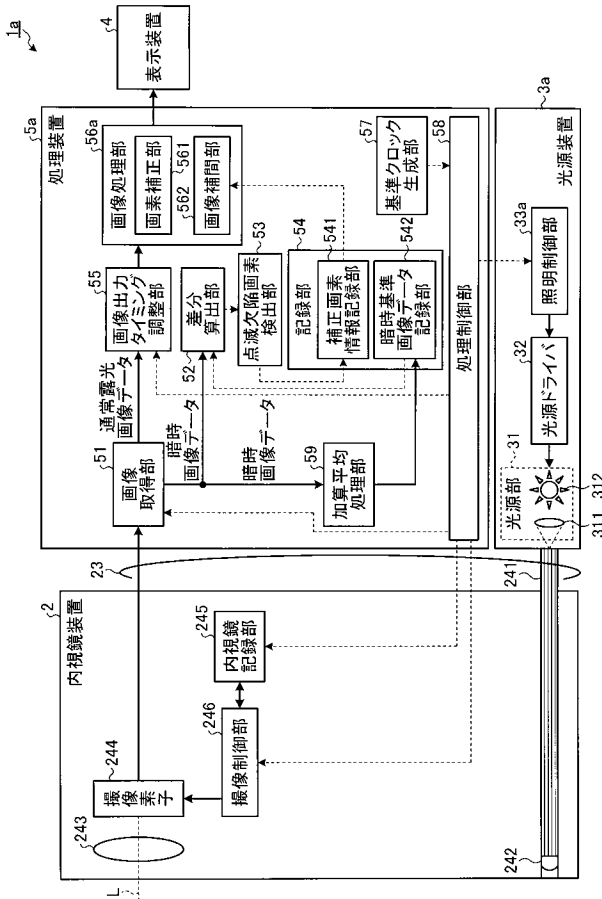
【図 5】



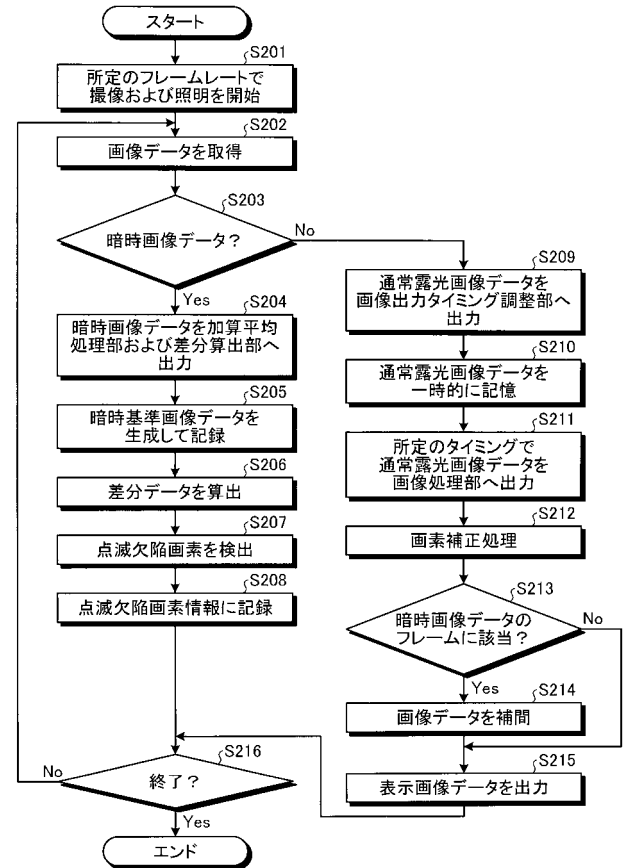
【図 6】



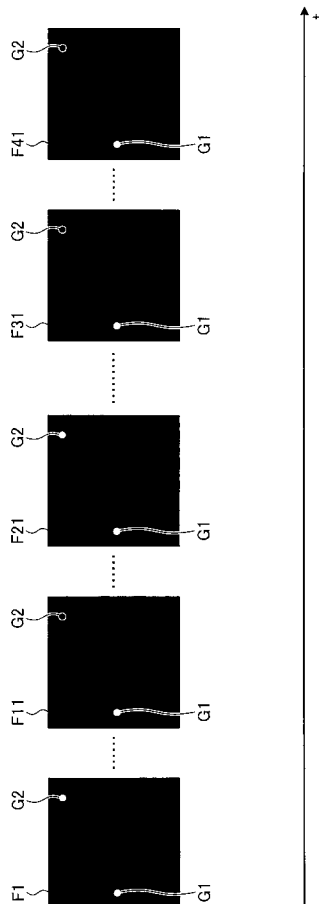
【図 7】



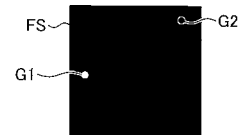
【図 8】



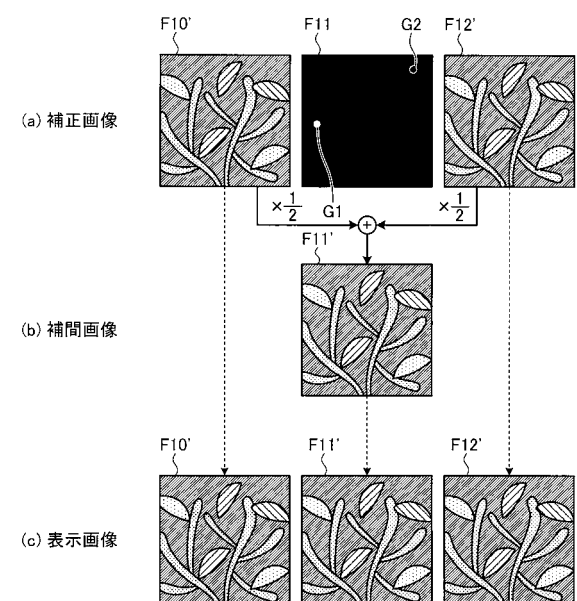
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【手続補正書】

【提出日】平成27年6月26日(2015.6.26)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体を照明する照明光を出射する光源部と、

光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が2次元状に配列され、前記被検体を所定のフレームレートで撮像して前記被検体の画像データを出力する撮像素子と、

所定の周期で前記光源部を消灯させる照明制御部と、

前記照明制御部が前記光源部を消灯させた消灯時に、前記撮像素子が出力した前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために、前記撮像素子が順次生成した複数の前記暗時画像を平均した暗時基準画像との画素毎の差分データを算出する差分算出部と、

前記差分算出部が算出した前記差分データの前記画素毎に画素値が所定の閾値以上であるか否かを判定し、画素値が前記所定の閾値以上の画素を前記撮像素子における前記点滅欠陥画素として検出する点滅欠陥画素検出部と、

前記点滅欠陥画素検出部によって検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正部と、

前記撮像素子が生成した前記画像データに対応する画像を表示する表示装置と、

前記撮像素子が生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで前記表示装置へ出力する画像出力タイミング調整部と、

を備え、

前記照明制御部は、

前記光源部を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、1 フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ で前記光源部を消灯させ、

前記画像出力タイミング調整部は、

前記画像データを前記表示装置へ出力する出力時のフレームレートを前記 $N - n$ で出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照明制御部は、単位時間における1フレーム目に前記光源部を消灯させることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照明制御部は、前記光源部を消灯させる消灯期間のフレームを、前記光源部が点灯する点灯期間のフレーム以上にすることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源部は、LED光源を有することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記暗時基準画像は、当該内視鏡システムの出荷時または前記被検体の体腔内に挿入されて使用された検査時に、前記撮像素子が順次生成した複数の前記暗時画像を平均したものであることを特徴とする請求項1に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記被検体の体腔内に挿入可能なカプセル型の筐体をさらに備え、

前記光源部、前記撮像素子、前記照明制御部、前記差分算出部、前記点滅欠陥画素検出部および前記画素補正部は、前記筐体内に設けられていることを特徴とする請求項１に記載の内視鏡システム。

【請求項７】

被検体を照明する照明光を出射する光源部と、表示装置と、を備えた内視鏡システムが実行する画素補正方法であって、

光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が２次元状に配列された撮像素子に前記被検体を所定のフレームレートで撮像させて前記被検体の画像データを出力する撮像ステップと、

所定の周期で前記照明光を停止させる照明制御ステップと、

前記照明制御ステップで前記照明光を停止させた消灯時に、前記撮像ステップで出力された前記画像データに対応する暗時画像と前記電気信号が不定期に変化する点滅欠陥画素を検出するために、前記撮像ステップで順次生成した複数の前記暗時画像を平均した暗時基準画像との画素毎の差分データを算出する差分算出ステップと、

前記差分算出ステップで算出した前記差分データの前記画素毎に画素値が所定の閾値以上であるか否かを判定し、画素値が前記所定の閾値以上の画素を前記撮像素子における前記点滅欠陥画素として検出する点滅欠陥画素検出ステップと、

前記点滅欠陥画素検出ステップで検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正する画素補正ステップと、

前記撮像ステップで生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで前記表示装置へ出力する画像出力タイミング調整ステップと、

を含み、

前記照明制御ステップは、

前記光源部を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、１フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ で前記光源部を消灯させ、

前記画像出力タイミング調整ステップは、

前記画像データを前記表示装置へ出力する出力時のフレームレートを前記 $N - n$ で出力することを特徴とする画素補正方法。

【手続補正書】

【提出日】平成27年11月20日(2015.11.20)

【手続補正１】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項１】

被検体を照明する照明光を出射する光源部と、

光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が２次元状に配列され、前記被検体を所定のフレームレートで撮像して前記被検体の画像データを生成する撮像素子と、

所定の周期で前記光源部を消灯させる照明制御部と、

前記照明制御部が前記光源部を消灯させた消灯時に前記撮像素子が出力した暗時画像と、予め記録された前記撮像素子によって生成された複数の暗時画像を平均した暗時基準画像との画素毎の差分データを算出する差分算出部と、

前記差分算出部が算出した前記差分データの前記画素毎に画素値が所定の閾値以上であるか否かを判定し、画素値が前記所定の閾値以上の画素を前記撮像素子における点滅欠陥画素として検出する点滅欠陥画素検出部と、

前記撮像素子が生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで出力する画像出力タイミング調整部と、

前記画像出力タイミング調整部によって出力された前記画像データに対して、前記点滅欠陥画素検出部によって検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正して表示装置に出力する画素補正部と、

を備え、

前記照明制御部は、

前記光源部を単位時間当たり n ($n > 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、1 フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ として前記光源部を消灯させ、

前記画像出力タイミング調整部は、

前記画像データを出力する出力時のフレームレートを $N - n$ で出力することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 2】

前記照明制御部は、単位時間における 1 フレーム目に前記光源部を消灯させることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記照明制御部は、前記光源部を消灯させる消灯期間のフレームの数を、前記光源部が点灯する点灯期間のフレームの数以上にすることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

前記光源部は、LED 光源を有することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 5】

前記暗時基準画像は、当該内視鏡システムの出荷時または前記被検体の体腔内に挿入されて使用された検査時に、前記撮像素子が順次生成した複数の前記暗時画像を平均したものであることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記被検体の体腔内に挿入可能なカプセル型の筐体をさらに備え、

前記光源部、前記撮像素子、前記照明制御部、前記差分算出部、前記点滅欠陥画素検出部および前記画素補正部は、前記筐体内に設けられていることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

被検体を照明する照明光を出射する光源部と、光を受光して光電変換を行うことによって電気信号を出力する複数の画素が 2 次元状に配列された撮像素子と、を備えた内視鏡システムが実行する画素補正方法であって、

所定の周期で前記光源部を消灯させる照明制御ステップと、

前記照明制御ステップで前記光源部を消灯させた消灯時に前記撮像素子に撮像させて暗時画像を生成させる生成ステップと、

前記生成ステップで生成された暗時画像と、予め記録された前記撮像素子によって生成された複数の暗時画像を平均した暗時基準画像と、の画素毎の差分データを算出する差分算出ステップと、

前記差分算出ステップで算出した前記差分データの前記画素毎に画素値が所定の閾値以上であるか否かを判定し、画素値が前記所定の閾値以上の画素を前記撮像素子における点滅欠陥画素として検出する点滅欠陥画素検出ステップと、

前記撮像素子によって前記被検体を所定のフレームレートで撮像させて前記被検体の画像データを生成する撮像ステップと、

前記撮像ステップで生成した前記画像データを一時的に保持して所定のタイミングで出力する画像出力タイミング調整ステップと、

前記画像出力タイミング調整ステップで出力された前記画像データに対して、前記点滅欠陥画素検出ステップで検出された前記点滅欠陥画素が出力した前記電気信号を、該点滅欠陥画素における周辺の他の画素が出力した前記電気信号を用いて補正して表示装置へ出力する画素補正ステップと、

を含み、

前記照明制御ステップは、

前記光源部を単位時間当たり n ($n \geq 1$) 回消灯させるとともに、前記所定のフレームレートを N とした場合、1 フレームにおける前記光源部の消灯時間を $1/N$ として前記光源部を消灯させ、

前記画像出力タイミング調整ステップは、

前記画像データを出力する出力時のフレームレートを $N - n$ で出力することを特徴とする画素補正方法。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/076949									
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC											
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/04, G02B23/24 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)											
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT <table border="1"> <thead> <tr> <th>Category*</th> <th>Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages</th> <th>Relevant to claim No.</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2006-26234 A (Olympus Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0002], [0129] to [0152]; fig. 6 to 9 & US 2006/0017826 A1 & US 2008/0122925 A1 & EP 1618833 A1</td> <td>1, 3, 5-8 2, 4</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2013-207611 A (Nikon Corp.), 07 October 2013 (07.10.2013), paragraphs [0009] to [0058]; fig. 1 to 4 (Family: none)</td> <td>1, 3, 5-8 2, 4</td> </tr> </tbody> </table>			Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.	Y A	JP 2006-26234 A (Olympus Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0002], [0129] to [0152]; fig. 6 to 9 & US 2006/0017826 A1 & US 2008/0122925 A1 & EP 1618833 A1	1, 3, 5-8 2, 4	Y A	JP 2013-207611 A (Nikon Corp.), 07 October 2013 (07.10.2013), paragraphs [0009] to [0058]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1, 3, 5-8 2, 4
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.									
Y A	JP 2006-26234 A (Olympus Corp.), 02 February 2006 (02.02.2006), paragraphs [0002], [0129] to [0152]; fig. 6 to 9 & US 2006/0017826 A1 & US 2008/0122925 A1 & EP 1618833 A1	1, 3, 5-8 2, 4									
Y A	JP 2013-207611 A (Nikon Corp.), 07 October 2013 (07.10.2013), paragraphs [0009] to [0058]; fig. 1 to 4 (Family: none)	1, 3, 5-8 2, 4									
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.											
<table border="0"> <tr> <td> * Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed </td> <td> "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family </td> </tr> </table>			* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family							
* Special categories of cited documents: "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family										
Date of the actual completion of the international search 06 January 2015 (06.01.15)		Date of mailing of the international search report 13 January 2015 (13.01.15)									
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office		Authorized officer Telephone No.									
Facsimile No.											

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 7 6 9 4 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料（国際特許分類（I P C）） Int.Cl. A61B1/04, G02B23/24			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2015年 日本国実用新案登録公報 1996-2015年 日本国登録実用新案公報 1994-2015年			
国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
Y A	JP 2006-26234 A（オリンパス株式会社） 2006.02.02, 段落[0002], [0129]-[0152], 第6-9図 & US 2006/0017826 A1 & US 2008/0122925 A1 & EP 1618833 A1	1, 3, 5-8 2, 4	
Y A	JP 2013-207611 A（株式会社ニコン） 2013.10.07, 段落[0009]-[0058], 第1-4図（ファミリーなし）	1, 3, 5-8 2, 4	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す） 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願 の日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 06.01.2015		国際調査報告の発送日 13.01.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁（I S A / J P） 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官（権限のある職員） 原 俊文 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 4078

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	内窥镜系统和像素校正方法		
公开(公告)号	JPWO2015098235A1	公开(公告)日	2017-03-23
申请号	JP2015532203	申请日	2014-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	申英寿		
发明人	申 英寿		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	H04N5/367 A61B1/00006 A61B1/00009 A61B1/05 A61B1/07 G02B23/2484 H04N5/2173 H04N5/2354		
FI分类号	A61B1/04.370 A61B1/04.362.A G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/GA02 2H040/GA06 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/NN05 4C161/PP12 4C161/RR03 4C161/RR26 4C161/SS06 4C161/SS22		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2013268103 2013-12-25 JP		
其他公开文献	JP5873223B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种内窥镜系统和像素校正方法，其能够可靠地校正图像传感器中的闪烁的缺陷像素。内窥镜系统1包括：照明控制部33，该照明控制部33以规定的周期关闭光源单元31。差计算单元52，其计算与在照明控制部33关闭光源单元31时的熄灯时间期间从图像传感器244输出的图像数据相对应的暗图像与预先生成以检测a的暗参考图像之间的差数据。闪烁的缺陷像素，其中电信号不规则地变化；眨眼缺陷像素检测单元53，其基于由差计算单元52计算出的差数据来检测图像传感器244中的眨眼缺陷像素；像素校正单元561通过使用从闪烁缺陷像素的相邻像素输出的电信号来校正从闪烁缺陷像素检测单元53检测到的闪烁缺陷像素输出的电信号。

