

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02016/059977

発行日 平成29年4月27日 (2017. 4. 27)

(43) 国際公開日 平成28年4月21日 (2016. 4. 21)

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

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)

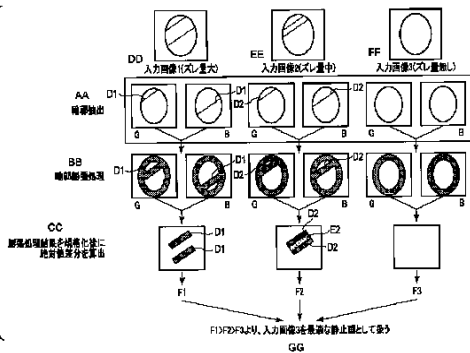
出願番号	特願2016-521375 (P2016-521375)	(71) 出願人	000000376
(21) 国際出願番号	PCT/JP2015/077981		オリンパス株式会社
(22) 国際出願日	平成27年10月1日 (2015. 10. 1)		東京都八王子市石川町2951番地
(11) 特許番号	特許第5977909号 (P5977909)	(74) 代理人	100108855
(45) 特許公報発行日	平成28年8月24日 (2016. 8. 24)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2014-211035 (P2014-211035)	(74) 代理人	100103034
(32) 優先日	平成26年10月15日 (2014. 10. 15)		弁理士 野河 信久
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74) 代理人	100179062
			弁理士 井上 正
		(74) 代理人	100189913
			弁理士 鵜飼 健

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 信号処理装置及び内視鏡システム

(57) 【要約】

信号処理装置(4)は、被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部(441)と、輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を、各々が所定数の画像データの集まりである画像セットに含まれる画像データ間で比較することにより、各々の画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部(443)と、ズレ量検出部の検出結果に基づいて、画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部(444)とを備える。



AA Extraction of contour
BB Contour expansion processing
CC Calculation of absolute difference after normalization of results of expansion processing
DD Input image 1 (large misalignment)
EE Input image 2 (moderate misalignment)
FF Input image 3 (no misalignment)
GG Input image 3 is treated as optimal still image because F1 > F2 > F3.

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、

前記輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、

前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部と、

を具備する信号処理装置。

10

【請求項 2】

複数の前記画像セットを記憶する記憶部をさらに具備し、

前記画像選択部は、静止画生成指示に基づいて、前記記憶部に記憶された複数の前記画像セットの中から、前記ズレ量の最も小さい画像セットを選択する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 3】

前記抽出された輪郭成分の膨張処理を行う輪郭膨張処理部を有する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 4】

前記ズレ量検出部は、前記画像セットに含まれる画像データのうちの 2 枚の画像データの間で画素毎の差分絶対値を算出し、前記算出した差分絶対値の総和を前記ズレ量として検出する請求項 1 に記載の信号処理装置。

20

【請求項 5】

前記輪郭抽出部の前段に設けられ、前記画像データのノイズ成分を除去するノイズ除去部をさらに有する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 6】

前記輪郭膨張処理部の前段側に設けられ、前記画像データの縮小処理を行う縮小処理部をさらに有する請求項 3 に記載の信号処理装置。

【請求項 7】

前記縮小処理部は、前記輪郭抽出部の前段側に設けられている請求項 6 に記載の信号処理装置。

30

【請求項 8】

被写体の時系列の撮像によって複数の画像データを取得する撮像部と、

前記撮像部で取得された複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、

前記輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、

前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部と、

前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部と、

40

を具備する内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、内視鏡装置から入力された画像を処理する信号処理装置及びそれを備えた内視鏡システムに関する。

【背景技術】**【0002】**

電子内視鏡装置を有する内視鏡システムにおいて、動画表示されている内視鏡画像から

50

静止画像を生成して表示する機能が知られている。このような静止画像は、複数フィールドの画像データを用いて生成されている。したがって、被写体又は内視鏡装置に動きがあるときに、色ずれの大きな静止画像が生成されることがある。このような静止画表示時の色ずれを防止するための提案として、例えば日本国特開 2006-149483 号公報の提案がなされている。日本国特開 2006-149483 号公報の電子内視鏡装置は、面順次で得られる複数色の画像データの同一水平ラインの隣接画素間の画素の値の差の符号、すなわち画素の値の変化の仕方から、複数色の画像間のずれである色ずれの程度を判別するようにしている。そして、日本国特開 2006-149483 号公報の電子内視鏡装置は、色ずれが最小となるように画像データをずらすことにより、色ずれを補正している。

10

【発明の概要】

【0003】

輝度の変化の仕方だけで判断してしまうと、例えばノイズによる画素の値の変化も色ずれとして判別してしまう可能性がある。また、例えば白とびしている画像のような静止画表示するには余り適さないような画像に対して色ずれのない画像と判断してしまう可能性もある。

【0004】

本発明は、前記の事情に鑑みてなされたもので、内視鏡装置から入力された画像から静止画像を生成する際に、ノイズの影響や被写体自体の明るさの影響を受けずに静止画像を生成できる信号処理装置及びそれを備えた内視鏡システムを提供することを目的とする。

20

【0005】

前記の目的を達成するために、本発明の第 1 の態様の信号処理装置は、被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、前記輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部とを具備する。

【0006】

前記の目的を達成するために、本発明の第 2 の態様の内視鏡システムは、被写体の時系列の撮像によって複数の画像データを取得する撮像部と、前記撮像部で取得された複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、前記輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも 1 つの画像セットを選択する画像選択部とを具備する。

30

【0007】

本発明によれば、内視鏡装置から入力された画像から静止画像を生成する際に、ノイズの影響や被写体自体の明るさの影響を受けずに静止画像を生成できる信号処理装置及びそれを備えた内視鏡システムを提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図 1】図 1 は、本発明の一実施形態に係る信号処理装置を備えた内視鏡システムの構成を示すブロック図である。

【図 2】図 2 は、内視鏡システムによる内視鏡画像の表示処理を示すフローチャートである。

【図 3】図 3 は、画像セットの選択の処理を示すフローチャートである。

【図 4】図 4 は、図 3 の処理に従った画像セットの選択の例を示す図である。

50

【図 5】図 5 は、変形例の静止画選択部の構成を示す図である。

【図 6】図 6 は、変形例の画像セットの選択の処理を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。図 1 は、本発明の一実施形態に係る信号処理装置を備えた内視鏡システムの構成を示すブロック図である。なお、図 1 に示す内視鏡システム 1 は、例えば面順次方式で内視鏡画像を生成するシステムである。面順次方式とは、フィールド毎に異なる色の照明光を被写体である被検体に照射し、撮像素子からフィールド順次で得られる信号を同時化することによってカラー化された内視鏡画像を得る方式である。

10

【0010】

内視鏡システム 1 は、内視鏡装置 2 と、光源装置 3 と、信号処理装置 4 と、モニタ 5 とを有している。内視鏡装置 2 は、被写体である被検体の体内を撮像し、被検体に係る画像信号を生成する。光源装置 3 は、ライトガイド 3 6 を介して内視鏡装置 2 に接続されており、内視鏡装置 2 に照明光を供給する。信号処理装置 4 は、内視鏡装置 2 で生成された画像信号を処理する。モニタ 5 は、信号処理装置 4 で処理された画像信号に基づいて、例えば被検体の体内の画像である内視鏡画像を表示する。以下、内視鏡システム 1 のそれぞれのブロックについて説明する。

【0011】

内視鏡装置 2 は、挿入部 2 1 と、ケーブル 2 2 とを有している。挿入部 2 1 は、内視鏡装置 2 において被検体の体内に挿入される部分である。挿入部 2 1 の先端には、対物レンズ 2 1 1 と、撮像素子 2 1 2 とが設けられている。対物レンズ 2 1 1 は、被写体からの像を撮像素子 2 1 2 に結像させるための光学系である。撮像素子 2 1 2 は、2 次元状に配置された画素を有している。それぞれの画素は、例えばフォトダイオードであり、対物レンズ 2 1 1 を介して入射した光の量に応じた電気信号（画像信号）を生成する。前述したように、内視鏡システム 1 は、面順次方式で内視鏡画像を生成する。したがって、撮像素子 2 1 2 は、1 フレーム分の内視鏡画像の表示期間の間に複数回の撮像を行う。この複数回の撮像においては、異なる色の照明光が被検体に対して照射される。そして、撮像素子 2 1 2 では、それぞれの撮像に伴って異なる色の情報のみを有する画像信号が生成される。本実施形態の例では、赤色（R）の照明光、緑色（G）の照明光、青色（B）の照明光が順次照射される。そして、R の照明光が被検体に照射された場合には R の情報のみを有する画像信号が生成され、G の照明光が被検体に照射された場合には G の情報のみを有する画像信号が生成され、B の照明光が被検体に照射された場合には B の情報のみを有する画像信号が生成される。

20

30

【0012】

ケーブル 2 2 は、図示しないコネクタを介して信号処理装置 4 に接続されている。このケーブル 2 2 の内部には、駆動信号線 2 1 2 a、出力信号線 2 1 2 b が設けられている。駆動信号線 2 1 2 a は、撮像素子 2 1 2 の各画素に接続されている。また、駆動信号線 2 1 2 a は、挿入部 2 1 が図示しないコネクタを介して信号処理装置 4 に接続された際に、信号処理装置 4 の駆動制御部 4 6 に接続されるように構成されている。このとき、撮像素子 2 1 2 は、駆動信号線 2 1 2 a を介して駆動制御部 4 6 からの駆動信号に従って被写体の撮像動作を行う。出力信号線 2 1 2 b も、撮像素子 2 1 2 の各画素に接続されている。また、出力信号線 2 1 2 b は、挿入部 2 1 が図示しないコネクタを介して信号処理装置 4 に接続された際に、信号処理装置 4 の前処理部 4 1 に接続されるように構成されている。このとき、撮像素子 2 1 2 は、出力信号線 2 1 2 b を介して前処理部 4 1 に対して画像信号を出力する。

40

【0013】

光源装置 3 は、光源 3 1 と、導波路 3 2 と、光源制御部 3 4 と、集光レンズ 3 5 と、ライトガイド 3 6 とを有している。

【0014】

50

光源 3 1 は、複数の光源、すなわち R L E D 3 1 R と、G L E D 3 1 G と、B L E D 3 1 B とを有している。R L E D 3 1 R は、赤色 (R) 光を発する L E D である。G L E D 3 1 R は、緑色 (G) 光を発する L E D である。B L E D 3 1 B は、青色 (B) 光を発する L E D である。導波路 3 2 は、例えば光ファイバであって R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B のそれぞれに光学的に結合されている。この導波路 3 2 は、R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B のそれぞれから照射された照明光を集光レンズ 3 5 に導く。光源制御部 3 4 は、駆動制御部 4 6 の制御による撮像素子 2 1 2 の撮像動作と同期して R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B の動作を制御する。面順次方式の場合、光源制御部 3 4 は、R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B の発光がフィールド順次で行われるよう、R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B をフィールド毎に順次に駆動する。集光レンズ 3 5 は、導波路 3 2 から射出された光を集光してライトガイド 3 6 に入射させる。ライトガイド 3 6 は、集光レンズ 3 5 によって集光された光を内視鏡装置 2 に入射させる。この光は、内視鏡装置 2 から射出され、被写体に照射される。この状態で被写体の撮像がされることにより、撮像素子 2 1 2 において、R 画像信号、G 画像信号、B 画像信号のそれぞれが得られる。ここで、光源装置 3 は、R L E D、G L E D、B L E D を設けることに代えて、白色光源 (ランプ又は白色 L E D) と R G B の回転フィルタとを設け、当該 R G B のフィルタをフィールド毎に順次光路に挿入することによって面順次方式を実現するものであっても良い。なお、光源 3 1 は、R L E D 3 1 R、G L E D 3 1 G、B L E D 3 1 B を同時に発光させたり、白色光源から可視光をそのまま出射させたりすることで白色光の照射も可能である。このような照明方式は、同時式等と呼ばれている。

10

20

【 0 0 1 5 】

信号処理装置 4 は、前処理部 4 1 と、記憶部 4 2 と、画像処理部 4 3 と、静止画選択部 4 4 と、表示制御部 4 5 と、駆動制御部 4 6 と、制御部 4 7 と、操作部 4 8 とを有している。

【 0 0 1 6 】

前処理部 4 1 は、画像信号のアナログゲイン調整、アナログノイズの除去といった種々のアナログ処理を行う。また、前処理部 4 1 は、アナログ処理した画像信号をデジタル信号である画像データに変換することを行う。なお、以下の説明においては、撮像素子 2 1 2 の複数回の撮像によって得られる異なる色の画像データの組を画像セットという。画像セットは、1 枚のカラーの内視鏡画像を生成するために用いられる複数の画像データの集まりである。本実施形態の例では、画像セットは 3 枚の画像データによって構成される。すなわち、この 3 枚の画像データは、赤色 (R) の情報のみを有する R 画像データ、緑色 (G) の情報のみを有する G 画像データ、青色 (B) の情報のみを有する B 画像データである。

30

【 0 0 1 7 】

また、内視鏡システムの場合、内視鏡装置 2 と信号処理装置 4 の間は、絶縁回路によって絶縁されていることが望ましい。この絶縁回路は、例えば前処理部 4 1 に設けられている。絶縁回路は、例えばフォトカブラのような無線によって信号を伝送する回路を含む。

【 0 0 1 8 】

記憶部 4 2 は、前処理部 4 1 によって得られた画像データを一時的に記憶する。記憶部 4 2 は、複数の画像セットを記憶できるだけの記憶容量を有している。

40

【 0 0 1 9 】

画像処理部 4 3 は、記憶部 4 2 に記憶された画像セットに含まれるそれぞれの画像データに対して画像処理を施す。なお、画像処理部 4 3 は、動画表示の際には、入力された画像データに対して動画表示用の画像処理を施し、静止画表示の際には、入力された画像データに対して静止画表示用の画像処理を施す。この画像処理部 4 3 は、同時化回路、輝度・色差分回路、階調補正回路、色補正回路、拡大縮小回路、強調回路等を有している。同時化回路は、面順次方式に従って得られた画像セットに含まれている 3 枚の画像データを同時化して同時化画像データを生成する。同時化画像データは、複数の色成分の情報を

50

各画素が有している画像データである。階調補正回路は、同時化画像データに対して階調補正を行う。色補正回路は、同時化画像データに対して色調補正を行う。拡大縮小回路は、同時化画像データのサイズをモニタ５の表示サイズに応じて拡大又は縮小して表示用画像データを生成する。強調回路は、表示用画像データの被写体の輪郭を強調したり、例えば被写体が血管である場合において血管の構造を強調したりする処理を行う。

【００２０】

静止画選択部４４は、記憶部４２に記憶されている画像セットに含まれる画像データを用いて静止画表示のための画像選択を行う。静止画選択部４４は、輪郭抽出部４４１と、輪郭膨張処理部４４２と、ズレ量検出部４４３と、画像選択部４４４とを有している。

【００２１】

輪郭抽出部４４１は、例えばラプラシアンフィルタやソーベルフィルタのような輪郭抽出フィルタを有し、記憶部４２に記憶されている画像セットに含まれるそれぞれの画像データの輪郭成分（所定値以上の高周波成分）を抽出する。なお、輪郭抽出部４４１による輪郭抽出処理は、フィルタ処理以外の、例えばＦＦＴ（フーリエ変換）を用いた周波数空間上での信号処理によって行われても良い。輪郭膨張処理部４４２は、輪郭抽出部４４１で抽出された輪郭成分を膨張させる処理を行う。輪郭膨張処理は、例えば抽出された輪郭の線を太くする処理や、ガウシアンフィルタのような平滑化フィルタを用いたぼかし処理によって行われる。なお、輪郭抽出と平滑化とは１つのフィルタによって行われても良い。

10

【００２２】

ズレ量検出部４４３は、画像セットに含まれる画像データから抽出された輪郭成分のズレ量を画像セットに含まれる画像データ間のズレ量として検出する。画像選択部４４４は、ズレ量検出部４４３で検出されたズレ量に基づいて静止画表示に用いられる画像セットを選択する。すなわち、画像選択部４４４は、動画表示用の撮像によって得られる複数の画像セットの中で画像データ間のズレ量の最も小さい画像セットを静止画表示用の画像セットとして選択する。画像選択部４４４で選択された画像セットに含まれる画像データは、記憶部４２から画像処理部４３によって取得される。

20

【００２３】

表示制御部４５は、画像処理部４３において画像処理された画像データ（表示用画像データ）に基づいてカラー化された内視鏡画像をモニタ５に表示させる。この表示制御部４５は、例えばデジタル信号である表示用画像データをアナログの映像信号に変換する。さらに、表示制御部４５は、制御部４７の指示に従って映像信号をモニタ５に入力することにより、モニタ５に内視鏡画像を表示させる。

30

【００２４】

駆動制御部４６は、撮像素子２１２の撮像動作を制御する。すなわち、駆動制御部４６は、撮像素子２１２の露光開始及び露光終了を制御したり、撮像素子２１２からの画像信号の読み出しを制御したりする。

【００２５】

制御部４７は、信号処理装置４の動作を含む内視鏡システム１の全体の動作を制御する。例えば、制御部４７は、光源制御部３４による光源３１の制御と駆動制御部４６による撮像素子２１２の撮像制御とを同期させる。また、制御部４７は、表示制御部４５の制御を行う。さらに、制御部４７は、操作部４８を介した静止画表示指示に応じて静止画表示のための処理を静止画選択部４４に実行させる。

40

【００２６】

操作部４８は、使用者が内視鏡システム１の操作をするための操作部材を含む。本実施形態において、操作部４８は、内視鏡画像の静止画表示を使用者が指示するための操作部材を含む。この操作部材は、ボタン又はスイッチのような操作部材であっても良いし、タッチパネルのような操作部材であっても良い。

【００２７】

モニタ５は、例えば液晶ディスプレイのようなモニタであって、表示制御部４５の制御

50

に従って内視鏡画像等の各種の画像を表示する。

【0028】

次に、本実施形態に係る内視鏡システム1の動作を説明する。図2は、内視鏡システム1による内視鏡画像の表示処理を示すフローチャートである。図2の処理は、例えば内視鏡システム1の電源がオンされると開始される。

【0029】

ステップS101において、制御部47は、内視鏡システム1の電源がオフされたか否かを判定する。ステップS101において、内視鏡システム1の電源がオフされたと判定された場合には、図2の処理は終了される。

【0030】

ステップS101において、内視鏡システム1の電源がオフされていないと判定された場合には、処理はステップS102に進む。ステップS102において、制御部47は、駆動制御部46による撮像素子212の撮像制御を開始させるとともに、撮像素子212の撮像に同期するように光源装置3による照明を開始させる。光源制御部34は、例えば、予め定められたフィールド周期毎に異なる色の光が光源装置3から射出されるように光源31を制御する。一方、駆動制御部46は、予め定められたフィールド周期で撮像が繰り返されるように撮像素子212を制御する。このようにして、画像データが記憶部42に記憶される。

【0031】

ステップS103において、制御部47は、画像処理部43に、内視鏡画像の動画表示のための画像処理を行わせる。このとき、画像処理部43は、画像データの同時化、階調補正、色補正、拡大・縮小、強調処理といった基本的な動画表示のための処理を行う。

【0032】

ステップS104において、制御部47は、画像処理部43によって処理された画像データに基づく内視鏡画像の表示を表示制御部45に行わせる。すなわち、表示制御部45は、3フィールド(1フレーム)毎に生成される表示用画像データを映像信号に変換し、この映像信号をモニタ5に入力する。この映像信号に基づいて、モニタ5は内視鏡画像を表示する。モニタ5に表示された内視鏡画像を見ることで、使用者は、例えば被検体の体内を動画像で観察することが可能である。

【0033】

ステップS105において、制御部47は、使用者の操作部48の操作により、動画表示中の内視鏡画像の静止画表示の指示がされたか否かを判定する。ステップS105において、静止画表示の指示がされていないと判定された場合、処理はステップS101に戻る。この場合、内視鏡画像の動画表示が継続される。

【0034】

ステップS105において、静止画表示の指示がされたと判定された場合、処理はステップS106に進む。ステップS106において、制御部47は、静止画表示用の画像セットの選択を静止画選択部44に行わせる。以下、画像セットの選択処理を説明する。

【0035】

図3は、画像セットの選択の処理を示すフローチャートである。図4は、図3の処理に従った画像セットの選択の例を示す図である。ステップS201において、静止画選択部44の輪郭抽出部441は、記憶部42に記憶されている複数の画像セット(R画像データ、G画像データ、B画像データ)を取得する。図4では、画像セットとして入力画像1、入力画像2、入力画像3の3つの画像セットが取得されている。入力画像1は、画像データ間で大きなズレが生じている画像セットである。入力画像2は、画像データ間で中程度のズレが生じている画像セットである。入力画像3は、画像データ間で中程度のズレが生じている画像セットである。

【0036】

図4では、3つの画像セットを取得する例を示しているが、例えば静止画表示指示のタイミングの500ミリ秒前までの画像セットを取得するといったように、何セットの画像

10

20

30

40

50

セットを取得するかは適宜に設定され得る。

【 0 0 3 7 】

また、例えば光源装置 3 から特殊光が照射されている場合、画像セットから生成される表示用画像データにおいては、G 画像データと B 画像データの影響が支配的になる。したがって、輪郭抽出部 4 4 1 は、画像セット内の特定の色の影響が大きいことが予め分かっている場合に、特定の 2 色の画像データのみを取得するように構成されていても良い。以下の説明では、輪郭抽出部 4 4 1 は、例えば G 画像データと B 画像データのみを取得したものと説明を続ける。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 2 0 2 において、輪郭抽出部 4 4 1 は、取得したそれぞれの画像セットに含まれる G 画像データ、B 画像データの輪郭成分を例えばフィルタ処理によって抽出する。図 4 に示すように、画像データ間の色ズレがない場合、輪郭抽出処理によって抽出される画像データ間の輪郭のズレもない。一方、画像データ間の色ズレがある場合、画像データ間に符号 D 1 又は D 2 で示すような輪郭のズレが生じる。このため、輪郭のズレ量から画像データ間のズレ量を検出することが可能である。

【 0 0 3 9 】

ステップ S 2 0 3 において、輪郭膨張処理部 4 4 2 は、輪郭抽出部 4 4 1 で抽出された G 画像データ、B 画像データの輪郭成分に対して輪郭膨張処理を行う。輪郭膨張処理の強度は、画像データ間のズレの許容量に応じて変更され得る。すなわち、画像データ間のズレの許容量を大きくしても良いのであれば、輪郭膨張処理の強度を大きくすることができ、逆に、画像データ間のズレの許容量を小さくする必要がある場合は、輪郭膨張処理の強度も小さくする必要がある。

【 0 0 4 0 】

ステップ S 2 0 4 において、ズレ量検出部 4 4 3 は、輪郭膨張処理部 4 4 2 で輪郭膨張処理がされた R 画像データ、G 画像データ、B 画像データの輪郭成分を規格化する。ズレ量検出部 4 4 3 は、例えば画像データの各画素のデータの取り得る最大値で輪郭成分を規格化する。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 2 0 5 において、ズレ量検出部 4 4 3 は、同一画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を算出する。ズレ量を F とすると、このズレ量 F は、例えば (式 1) で示す、画像データの各画素の $L2norm$ (差分二乗和) によって算出される。ここで、(式 1) の $I1(x, y)$ は、規格化後の R 画像データ、G 画像データ、B 画像データのうちの 1 つの画像データ $I1$ における位置 (x, y) の画素の値であり、 $I2(x, y)$ は、規格化後の R 画像データ、G 画像データ、B 画像データのうちの別の 1 つの画像データ $I2$ における位置 (x, y) の画素の値である。x は水平位置である。例えば $x = 1$ を画像データにおける左端の位置とし、 $x = N$ を画像データにおける右端の位置とする。また、y は垂直位置である。例えば $y = 1$ を画像データにおける上端の位置とし、 $y = M$ を画像データにおける下端の位置とする。

【 数 1 】

$$F = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M \left(|I1(x, y) - I2(x, y)|^2 \right) \quad (式 1)$$

【 0 0 4 2 】

輪郭抽出後の画像データに対して (式 1) の演算をすることにより、図 4 に示すように、画像データの色ズレ量を輪郭のズレ量として求めることができる。特に、差分を取るのに先立って輪郭膨張処理をすることにより、画像データ間の色ズレ量が小さい (中程度の) 場合には、輪郭に重なり部分 E 2 が生じる。そして、この重なり部分 E 2 は、輪郭膨張処理によって相殺される。したがって、色ズレ量が中程度である場合の (式 1) の結果は、色ズレ量が大きい場合の (式 1) の結果よりも小さくなる。このように、色ズレ量が

きくなるほど、(式1)の結果は大きくなり、画像データ間の色ズレ量を適切に評価することができる。

【0043】

ここで、(式1)の演算は、通常、R画像データとG画像データの間、G画像データとB画像データの間、B画像データとR画像データの間で行われる。ただし、特定の2色の画像データのための輪郭成分が抽出されている場合には、その画像データの間でのみ、(式1)の演算が行われる。

【0044】

ステップS206において、画像選択部444は、画像セットに含まれる画像データ間のズレ量に応じて静止画表示に用いる画像セットを選択する。(式1)の演算の場合、Fの値が小さいほど、輪郭のズレ量は小さくなる。これから、画像選択部444は、画像データ間のズレ量が最も小さい画像セットを静止画表示用の画像セットとして選択する。図4の例では、画像選択部444は、入力画像3を静止画表示に用いる画像セットとして選択する。このような画像セットの選択の後、図3の処理は終了される。

10

【0045】

ここで、図2の説明に戻る。ステップS107において、制御部47は、選択された画像セットを用いての内視鏡画像の静止画表示のための画像処理を行わせる。このとき、画像処理部43は、画像データの同時化、階調補正、色補正、拡大・縮小、強調処理といった基本的な静止画表示のための処理を行う。

【0046】

ステップS108において、制御部47は、画像処理部43によって処理された画像データに基づく内視鏡画像の表示を表示制御部45に行わせる。すなわち、表示制御部45は、静止画表示のための画像処理により生成される表示用画像データを映像信号に変換し、この映像信号をモニタ5に入力する。この映像信号に基づいて、モニタ5は内視鏡画像を表示する。モニタ5に表示された内視鏡画像を見ることで、使用者は、必要なタイミングの体内の静止画像を観察することが可能である。

20

【0047】

ステップS109において、制御部47は、使用者の操作部48の操作により、静止画表示の終了が指示されたか否かを判定する。ステップS109において、静止画表示の終了が指示されていないと判定された場合、処理はステップS108に戻る。この場合、内視鏡画像の静止画表示が継続される。

30

【0048】

ステップS109において、静止画表示の終了が指示されたと判定された場合、処理はステップS101に戻る。この場合、内視鏡システム1の電源がオフされていなければ、動画表示が再開される。

【0049】

以上説明したように本実施形態では、画像セットに含まれる画像データの輪郭成分のズレ量から画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するようにしている。白とびしている画像データのような様に高輝度な画像データからは輪郭成分は抽出されないの、静止画表示に適さない画像セットが選択されてしまう可能性を低減できる。また、ズレ量Fを画素の値の $L2norm$ で算出することにより、画素の輝度変化の仕方だけではなく、画素の変化量の総和を評価することで、ノイズに対する耐性を高めることが可能である。

40

【0050】

さらに、ズレ量Fを算出するに当たって、輪郭成分に対するぼかし処理を行うことにより、ノイズに対する耐性をさらに高めることが可能である。なお、ぼかし処理は必須の処理ではなく、ズレ量に対する許容量に応じて行われることが望ましい。

【0051】

ここで、本実施形態では、画像セットは、面順次方式で得られる3枚の画像データを含む例を示している。しかしながら、画像セットは、面順次方式で得られる画像データで構

50

成されるものに限るものではない。例えば、画像セットは、同時式（インターレース方式）のそれぞれのフィールドで得られる画像データで構成されていても良い。インターレース方式では、フィールド毎に露光する画素行を異ならせるので、画像データ間にズレが生じ得る。この画像データ間のズレ量は、本実施形態の手法によって検出することができる。

【0052】

また、本実施形態では、ズレ量 F を画素の値の $L2norm$ で算出している。ズレ量 F は、画素の値の $L2norm$ 以外であっても良い。例えば、ズレ量 F は、画素の値の $L1norm$ （差分絶対値和）でも良い。

【0053】

また、本実施形態では、ズレ量 F に応じて1つの画像セットを選択する例を示している。これに対し、画像選択部444は、ズレ量 F の小さい複数の画像セットを選択するように構成されていても良い。

【0054】

〔変形例〕

以下、本実施形態の変形例について説明する。図5は、変形例の静止画選択部44の構成を示す図である。変形例の静止画選択部44は、ノイズ除去部445と、輪郭抽出部441と、縮小処理部446と、輪郭膨張処理部442と、ズレ量検出部443と、画像選択部444とを有している。このうち、輪郭抽出部441と、輪郭膨張処理部442と、ズレ量検出部443と、画像選択部444は、図1で説明したものと同様の構成である。したがって、説明を省略する。

【0055】

ノイズ除去部445は、輪郭抽出部441の前段に設けられ、記憶部42に記憶されている画像セットに含まれるそれぞれの画像データのノイズ成分（輪郭成分よりも高周波のノイズとみなせる成分）を除去する。輪郭抽出部441による輪郭抽出処理に先立って、ノイズ成分を除去しておくことにより、輪郭抽出処理において輪郭成分を精度良く抽出することが可能である。縮小処理部446は、例えば輪郭膨張処理部442の前段に設けられ、輪郭抽出部441で抽出された画像データの輪郭成分に対して縮小処理を行う。縮小処理は、例えば間引き処理や画素加算処理によって行われる。縮小処理を行うことにより、輪郭膨張処理部442における輪郭膨張処理に必要なフィルタサイズを小さくして、輪郭膨張処理の負荷を減らすことができる。なお、縮小処理部446は、輪郭抽出部441の前段に設けられていても良い。この場合、輪郭抽出部441における輪郭抽出処理に必要なフィルタサイズを小さくして、輪郭抽出処理の負荷も減らすことができる。

【0056】

図6は、変形例における画像セットの選択の処理を示すフローチャートである。なお、図3と共通の部分については簡単に説明する。ステップS301において、静止画選択部44のノイズ除去部445は、記憶部42に記憶されている複数の画像セット（R画像データ、G画像データ、B画像データ）を取得する。

【0057】

ステップS302において、ノイズ除去部445は、取得したそれぞれの画像セットに含まれるG画像データ、B画像データのノイズを除去する。

【0058】

ステップS303において、輪郭抽出部441は、ノイズ除去部445でノイズが除去されたG画像データ、B画像データの輪郭成分を例えばフィルタ処理によって抽出する。

【0059】

ステップS304において、縮小処理部446は、輪郭抽出部441で抽出されたG画像データ、B画像データの輪郭成分に対して輪郭膨張処理を行う。

【0060】

ステップS305において、輪郭膨張処理部442は、縮小処理部446で縮小処理がされたG画像データ、B画像データの輪郭成分に対して輪郭膨張処理を行う。

【 0 0 6 1 】

ステップS306において、ズレ量検出部443は、輪郭膨張処理部442で輪郭膨張処理がされたR画像データ、G画像データ、B画像データの輪郭成分を規格化する。

【 0 0 6 2 】

ステップ S 3 0 7 において、ズレ量検出部 4 4 3 は、同一画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を算出する。

【 0 0 6 3 】

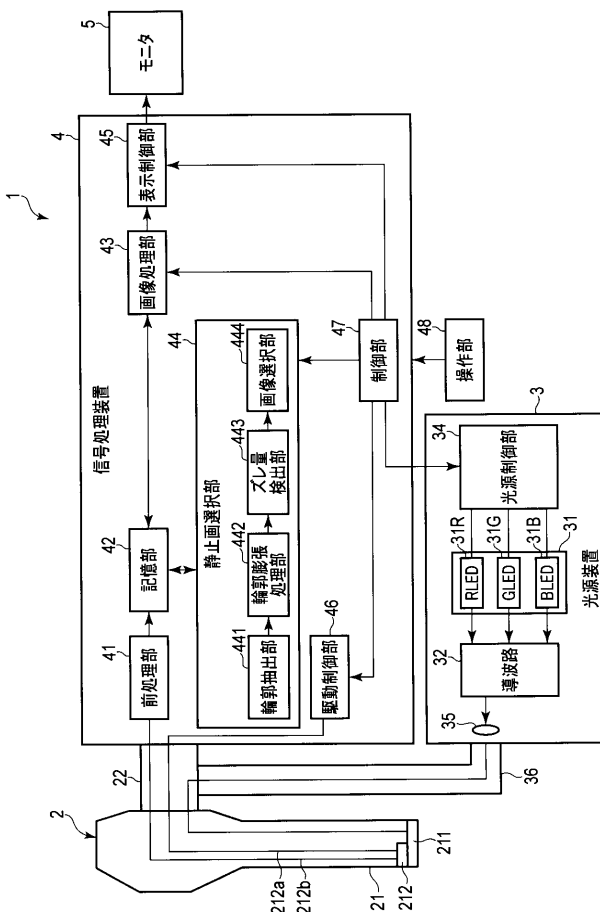
ステップS308において、画像選択部444は、画像セットに含まれる画像データ間のズレ量に応じて静止画表示に用いる画像セットを選択する。

【 0 0 6 4 】

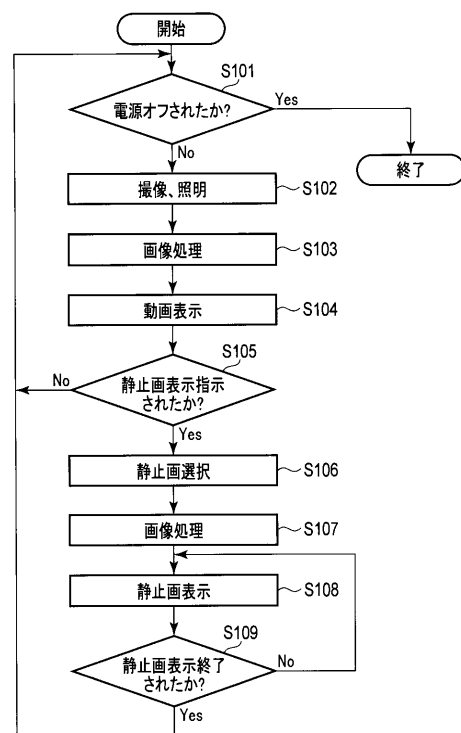
以上説明した変形例により、画像データ間のズレ量をより精度良く検出し、静止画表示に適さない画像セットが選択されてしまう可能性をより低減できる。

10

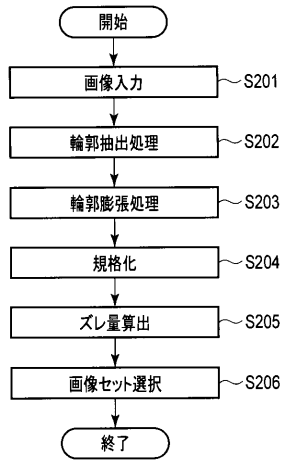
【 図 1 】



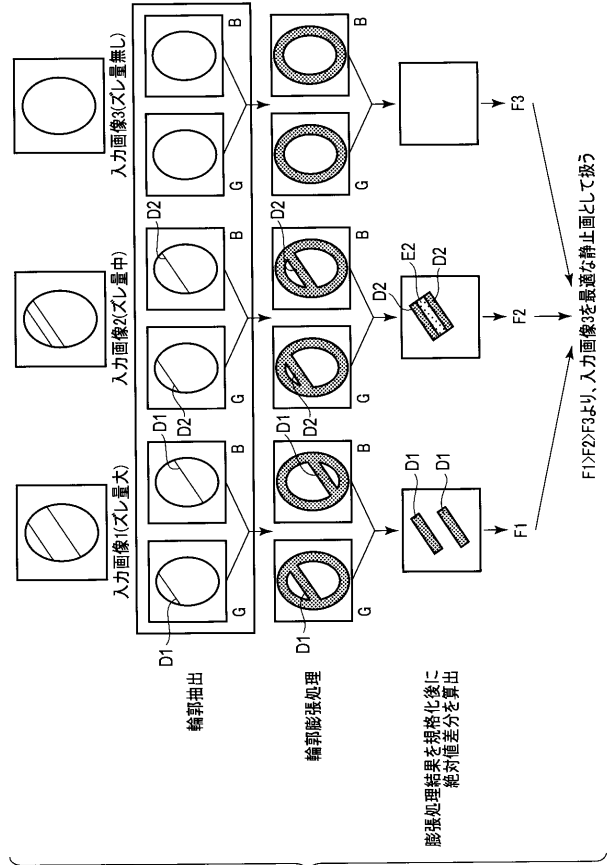
【 図 2 】



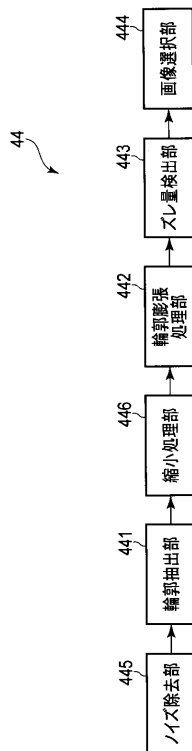
【図 3】



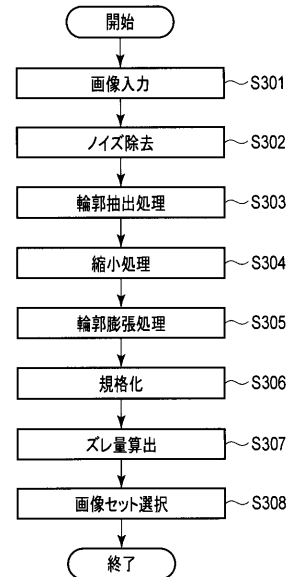
【図 4】



【図 5】



【図 6】



【手続補正書】

【提出日】平成28年4月7日(2016.4.7)

【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】

被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭成分の膨張処理を行う輪郭膨張処理部と、

前記輪郭抽出部で抽出され、前記輪郭膨張処理部で膨張された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、

前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部と、

を具備する信号処理装置。

【請求項 2】

複数の前記画像セットを記憶する記憶部をさらに具備し、

前記画像選択部は、静止画生成指示に基づいて、前記記憶部に記憶された複数の前記画像セットの中から、前記ズレ量の最も小さい画像セットを選択する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 3】

前記ズレ量検出部は、前記画像セットに含まれる画像データのうちの2枚の画像データの間で画素毎の差分絶対値を算出し、前記算出した差分絶対値の総和を前記ズレ量として検出する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 4】

前記輪郭抽出部の前段に設けられ、前記画像データのノイズ成分を除去するノイズ除去部をさらに有する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 5】

前記輪郭膨張処理部の前段側に設けられ、前記画像データの縮小処理を行う縮小処理部をさらに有する請求項 1 に記載の信号処理装置。

【請求項 6】

前記縮小処理部は、前記輪郭抽出部の前段側に設けられている請求項 5 に記載の信号処理装置。

【請求項 7】

被写体の時系列の撮像によって複数の画像データを取得する撮像部と、

前記撮像部で取得された複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、

前記抽出された輪郭成分の膨張処理を行う輪郭膨張処理部と、

前記輪郭抽出部で抽出され、前記輪郭膨張処理部で膨張された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、

前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部と、

を具備する内視鏡システム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

前記の目的を達成するために、本発明の第1の態様の信号処理装置は、被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、前記抽出された輪郭成分の膨張処理を行う輪郭膨張処理部と、前記輪郭抽出部で抽出され、前記輪郭膨張処理部で膨張された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部とを具備する。

【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

前記の目的を達成するために、本発明の第2の態様の内視鏡システムは、被写体の時系列の撮像によって複数の画像データを取得する撮像部と、前記撮像部で取得された複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部と、前記抽出された輪郭成分の膨張処理を行う輪郭膨張処理部と、前記輪郭抽出部で抽出され、前記輪郭膨張処理部で膨張された輪郭成分のズレ量を各々が所定数の前記画像データの集まりである複数の画像セットの各々に含まれる画像データ間で比較することにより、各々の前記画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部と、前記ズレ量検出部の検出結果に基づいて、前記画像セットの中から少なくとも1つの画像セットを選択する画像選択部とを具備する。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/077981

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

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 10-323326 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 08 December 1998 (08.12.1998), paragraphs [0037] to [0039], [0044]; fig. 1 (Family: none)	1-2, 4-5, 8 3, 6-7
A	JP 2-116350 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 01 May 1990 (01.05.1990), page 2, upper right column, lines 5 to 18 & US 4933758 A column 2, lines 1 to 30	1-8

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* 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
11 December 2015 (11.12.15)Date of mailing of the international search report
22 December 2015 (22.12.15)Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 5 / 0 7 7 9 8 1	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) 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 (IPC)) 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			
国際調査で使用了電子データベース (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	
X A A	JP 10-323326 A (オリンパス光学工業株式会社) 1998.12.08 [0037]-[0039], [0044]、図1 (ファミリーなし) JP 2-116350 A (オリンパス光学工業株式会社) 1990.05.01 2頁右上欄5-18行 & US 4933758 A, 2欄1-30行	1-2, 4-5, 8 3, 6-7 1-8	
☐ 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 11.12.2015		国際調査報告の発送日 22.12.2015	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/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) 右▲高▼ 孝幸 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

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

(72)発明者 佐藤 朋也

東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 オリンパス株式会社内

Fターム(参考) 2H040 CA04 CA11 CA23 DA11 DA12 GA02 GA11

4C161 BB02 CC06 JJ15 JJ17 LL02 NN05 NN07 SS22 WW02 YY12

(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)	信号处理装置和内窥镜系统		
公开(公告)号	JPWO2016059977A1	公开(公告)日	2017-04-27
申请号	JP2016521375	申请日	2015-10-01
[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	佐藤 朋也		
发明人	佐藤 朋也		
IPC分类号	A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/00009 A61B1/00096 A61B1/05 A61B1/0638 A61B1/0669 A61B1/07 G02B23/2484 G06T5/002 G06T7/13 G06T2207/20192 H04N5/2256 H04N2005/2255 A61B1/00045 A61B1/04 G02B23/2446 G02B23/2469 G06K9/4604 H04N5/357		
FI分类号	A61B1/04.370 G02B23/24.B		
F-TERM分类号	2H040/CA04 2H040/CA11 2H040/CA23 2H040/DA11 2H040/DA12 2H040/GA02 2H040/GA11 4C161 /BB02 4C161/CC06 4C161/JJ15 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/NN07 4C161/SS22 4C161/WW02 4C161/YY12		
代理人(译)	河野直树 井上 正 肯·鹤饲		
优先权	2014211035 2014-10-15 JP		
其他公开文献	JP5977909B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

信号处理装置 (4) 获取通过对对象进行时间序列成像而生成的多个图像数据, 以及从所获取的多个图像数据中提取轮廓分量的轮廓提取单元 (441), 以及轮廓提取单元。通过比较提取出的轮廓分量在图像集中包括的图像数据之间的偏差量来检测每个图像集中包括的图像数据之间的偏差量, 该图像数据是预定数量的图像数据的集合 位移量检测单元 (443) 和图像选择单元 (444), 其基于所述位移量检测单元的检测结果从图像集中选择至少一个图像集。

