

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B1)

(11) 特許番号

特許第5977909号  
(P5977909)

(45) 発行日 平成28年8月24日 (2016. 8. 24)

(24) 登録日 平成28年7月29日 (2016. 7. 29)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 1/04 (2006. 01)  
G 0 2 B 23/24 (2006. 01)A 6 1 B 1/04 3 7 0  
G 0 2 B 23/24 B

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-521375 (P2016-521375)  
 (86) (22) 出願日 平成27年10月1日 (2015. 10. 1)  
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2015/077981  
 審査請求日 平成28年4月7日 (2016. 4. 7)  
 (31) 優先権主張番号 特願2014-211035 (P2014-211035)  
 (32) 優先日 平成26年10月15日 (2014. 10. 15)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都八王子市石川町2951番地  
 (74) 代理人 100108855  
 弁理士 蔵田 昌俊  
 (74) 代理人 100103034  
 弁理士 野河 信久  
 (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) 【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

10

20

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。

10

【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、

20

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。

30

40

【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。

50

## 【 0 0 0 5 】

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。

## 【 0 0 0 6 】

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。

## 【 0 0 0 7 】

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。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 0 8 】

【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。

【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】

## 【 0 0 0 9 】

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。

## 【 0 0 1 0 】

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。

## 【 0 0 1 1 】

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。

10

## 【 0 0 1 2 】

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。

20

## 【 0 0 1 3 】

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。

30

## 【 0 0 1 4 】

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

40

50

LED31R、LED31G、LED31Bを同時に発光させたり、白色光源から可視光をそのまま射出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。

#### 【0015】

信号処理装置4は、前処理部41と、記憶部42と、画像処理部43と、静止画選択部44と、表示制御部45と、駆動制御部46と、制御部47と、操作部48とを有している。

#### 【0016】

前処理部41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41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212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。

#### 【0017】

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41に設けられている。絶縁回路は、例えばフォトカプラのような無線によって信号を伝送する回路を含む。

#### 【0018】

記憶部42は、前処理部41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42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。

#### 【0019】

画像処理部43は、記憶部42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43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43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

20

30

40

50

。

## 【 0 0 2 2 】

ズレ量検出部 4 4 3 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 4 4 4 は、ズレ量検出部 4 4 3 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 4 4 4 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 4 4 4 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 4 2 から画像処理部 4 3 によって取得される。

## 【 0 0 2 3 】

表示制御部 4 5 は、画像処理部 4 3 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 4 5 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 4 5 は、制御部 4 7 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。

## 【 0 0 2 4 】

駆動制御部 4 6 は、撮像素子 2 1 2 の撮像動作を制御する。すなわち、駆動制御部 4 6 は、撮像素子 2 1 2 の露光開始及び露光終了を制御したり、撮像素子 2 1 2 からの画像信号の読み出しを制御したりする。

## 【 0 0 2 5 】

制御部 4 7 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 4 7 は、光源制御部 3 4 による光源 3 1 の制御と駆動制御部 4 6 による撮像素子 2 1 2 の撮像制御とを同期させる。また、制御部 4 7 は、表示制御部 4 5 の制御を行う。さらに、制御部 4 7 は、操作部 4 8 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 4 4 に実行させる。

## 【 0 0 2 6 】

操作部 4 8 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 4 8 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。

## 【 0 0 2 7 】

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 4 5 の制御に従って内視鏡画像等の各種の画像を表示する。

## 【 0 0 2 8 】

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。

## 【 0 0 2 9 】

ステップ S 1 0 1 において、制御部 4 7 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 S 1 0 1 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。

## 【 0 0 3 0 】

ステップ S 1 0 1 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 S 1 0 2 に進む。ステップ S 1 0 2 において、制御部 4 7 は、駆動制御部 4 6 による撮像素子 2 1 2 の撮像制御を開始させるとともに、撮像素子 2 1 2 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 3 4 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 3 1 を制御する。一方、駆動制御部 4 6 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 2 1 2 を制御する。このようにして、画像データが記憶部 4 2 に記憶される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 1 】

ステップ S 1 0 3 において、制御部 4 7 は、画像処理部 4 3 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 4 3 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。

## 【 0 0 3 2 】

ステップ S 1 0 4 において、制御部 4 7 は、画像処理部 4 3 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 4 5 に行わせる。すなわち、表示制御部 4 5 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。

10

## 【 0 0 3 3 】

ステップ S 1 0 5 において、制御部 4 7 は、使用者の操作部 4 8 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 S 1 0 5 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 S 1 0 1 に戻る。この場合、内視鏡画像の動画表示が継続される。

## 【 0 0 3 4 】

ステップ S 1 0 5 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 S 1 0 6 に進む。ステップ S 1 0 6 において、制御部 4 7 は、静止画表示用の画像セットの選択を静止画選択部 4 4 に行わせる。以下、画像セットの選択処理を説明する。

20

## 【 0 0 3 5 】

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 S 2 0 1 において、静止画選択部 4 4 の輪郭抽出部 4 4 1 は、記憶部 4 2 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。

## 【 0 0 3 6 】

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 5 0 0 ミリ秒前までの画像セットを取得するといったように、何セットの画像セットを取得するかは適宜に設定され得る。

30

## 【 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して説明を続ける。

40

## 【 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ずれ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

50

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、色ズレ量が大きくなるほど、( 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。

#### 【 0 0 4 3 】

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 色の画像データのみ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。

#### 【 0 0 4 4 】

ステップ S 2 0 6 において、画像選択部 4 4 4 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 4 4 4 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 4 4 4 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。

#### 【 0 0 4 5 】

ここで、図 2 の説明に戻る。ステップ S 1 0 7 において、制御部 4 7 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 4 3 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

10

20

30

40

50

た基本的な静止画表示のための処理を行う。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 1 0 8 において、制御部 4 7 は、画像処理部 4 3 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 4 5 に行わせる。すなわち、表示制御部 4 5 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。

【 0 0 4 7 】

ステップ S 1 0 9 において、制御部 4 7 は、使用者の操作部 4 8 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 S 1 0 9 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 S 1 0 8 に戻る。この場合、内視鏡画像の静止画表示が継続される。

10

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 0 9 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 S 1 0 1 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。

【 0 0 4 9 】

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  
で、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。

20

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

30

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。

【 0 0 5 2 】

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。

40

【 0 0 5 3 】

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 4 4 4 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。

【 0 0 5 4 】

[ 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 4 4 の構成を示す図である。変形例の静止画選択部 4 4 は、ノイズ除去部 4 4 5 と、輪郭抽出部 4 4 1 と、縮小処理部 4 4 6 と、輪郭膨張処理部 4 4 2 と、ズレ量検出部 4 4 3 と、画像選

50

折部 4 4 4 とを有している。このうち、輪郭抽出部 4 4 1 と、輪郭膨張処理部 4 4 2 と、ズレ量検出部 4 4 3 と、画像選択部 4 4 4 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。

【 0 0 5 5 】

ノイズ除去部 4 4 5 は、輪郭抽出部 4 4 1 の前段に設けられ、記憶部 4 2 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 4 4 1 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 4 4 6 は、例えば輪郭膨張処理部の前段に設けられ、輪郭抽出部 4 4 1 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 4 4 2 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 4 4 6 は、輪郭抽出部 4 4 1 の前段に設けられていても良い。この場合、輪郭抽出部 4 4 1 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。

10

【 0 0 5 6 】

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 S 3 0 1 において、静止画選択部 4 4 のノイズ除去部 4 4 5 は、記憶部 4 2 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。

20

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 0 2 において、ノイズ除去部 4 4 5 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。

【 0 0 5 8 】

ステップ S 3 0 3 において、輪郭抽出部 4 4 1 は、ノイズ除去部 4 4 5 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。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 3 0 4 において、縮小処理部 4 4 6 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。

【 0 0 6 0 】

30

ステップ S 3 0 5 において、輪郭膨張処理部 4 4 2 は、縮小処理部 4 4 6 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 S 3 0 6 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。

【 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 S 3 0 8 において、画像選択部 4 4 4 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。

40

【 0 0 6 4 】

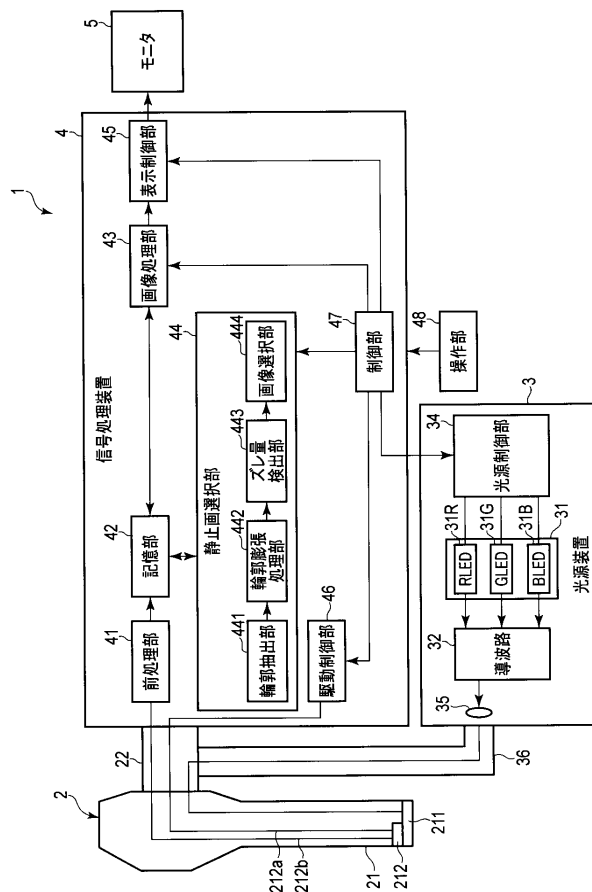
以上説明した変形例により、画像データ間のズレ量をより精度良く検出し、静止画表示に適さない画像セットが選択されてしまう可能性をより低減できる。

【要約】

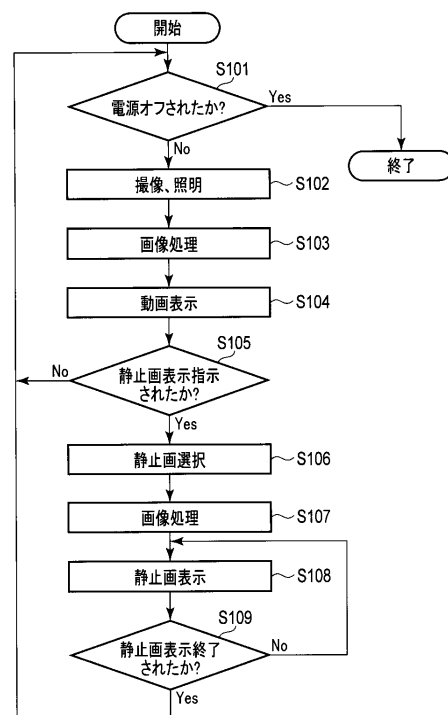
信号処理装置(4)は、被写体の時系列の撮像によって生成される複数の画像データを取得し、取得した複数の画像データから輪郭成分を抽出する輪郭抽出部(441)と、輪郭抽出部で抽出された輪郭成分のズレ量を、各々が所定数の画像データの集まりである画像セットに含まれる画像データ間で比較することにより、各々の画像セットに含まれる画像データ間のズレ量を検出するズレ量検出部(443)と、ズレ量検出部の検出結果に基づいて、画

50

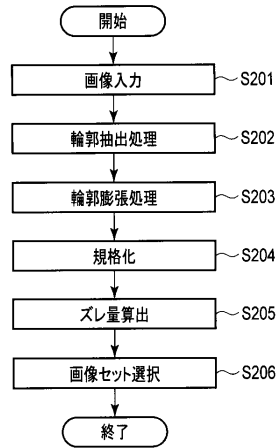
【 図 1 】



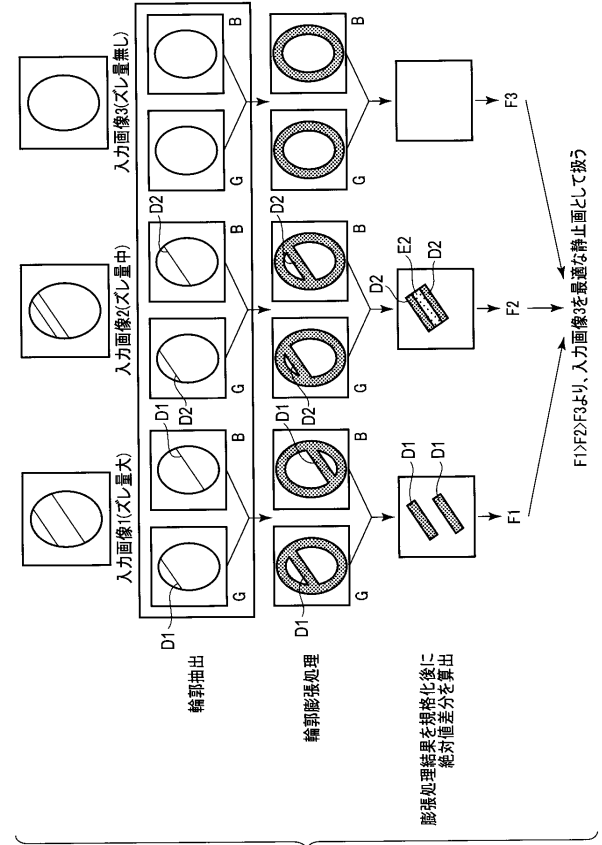
【圖 2】



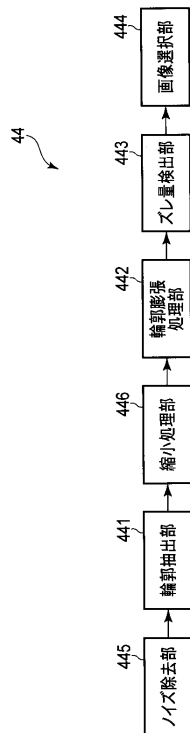
【図 3】



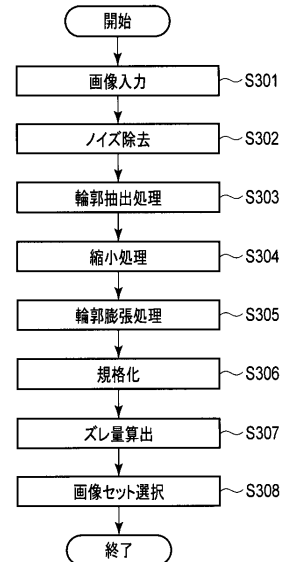
【図 4】



【図 5】



【図 6】



---

フロントページの続き

(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

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平2-41131 ( J P , A )  
特開平2-116350 ( J P , A )  
特開平10-323326 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 / 0 4  
G 0 2 B 2 3 / 2 4

|                |                                                                                                                                                                                                          |         |            |
|----------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 信号处理装置和内窥镜系统                                                                                                                                                                                             |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">JP5977909B1</a>                                                                                                                                                                              | 公开(公告)日 | 2016-08-24 |
| 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                                                                                                                                                                                                   |         |            |
| 当前申请(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                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 代理人(译)         | 河野直树<br>井上 正<br>肯·鹤饲                                                                                                                                                                                     |         |            |
| 优先权            | 2014211035 2014-10-15 JP                                                                                                                                                                                 |         |            |
| 其他公开文献         | JPWO2016059977A1                                                                                                                                                                                         |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">Espacenet</a>                                                                                                                                                                                |         |            |

# 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。

$$F = \sum_{x=1}^N \sum_{y=1}^M \left| I_1(x,y) - I_2(x,y) \right|^2$$