

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02010/082383

発行日 平成24年6月28日 (2012.6.28)

(43) 国際公開日 平成22年7月22日 (2010.7.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A61B 1/00 (2006.01)</b>	A61B 1/00 320Z	2H040
<b>A61B 1/04 (2006.01)</b>	A61B 1/04 372	4C061
<b>G02B 23/24 (2006.01)</b>	G02B 23/24 B	4C161
<b>H04N 5/225 (2006.01)</b>	H04N 5/225 C	5C122
<b>H04N 5/232 (2006.01)</b>	H04N 5/232 Z	

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 31 頁) 最終頁に続く

出願番号 特願2010-518448 (P2010-518448)  
 (21) 国際出願番号 PCT/JP2009/067555  
 (22) 国際出願日 平成21年10月8日 (2009.10.8)  
 (11) 特許番号 特許第4585048号 (P4585048)  
 (45) 特許公報発行日 平成22年11月24日 (2010.11.24)  
 (31) 優先権主張番号 特願2009-7024 (P2009-7024)  
 (32) 優先日 平成21年1月15日 (2009.1.15)  
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

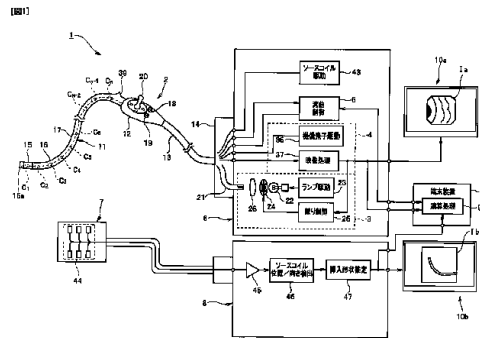
(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100076233  
 弁理士 伊藤 進  
 (72) 発明者 田中 秀樹  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 CA10 CA11 CA22 DA14  
 DA15 DA21 GA02 GA11  
 4C061 CC06 FF12 GG22 HH47 JJ17  
 LL02 NN01 SS21  
 4C161 CC06 FF12 GG22 HH47 JJ17  
 LL02 NN01 SS21

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【要約】

本発明の内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像部と、撮像部により得られた被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、その画像から得られる第1の情報と、第1の情報とは異なる第2の情報とを用い、その位置が所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有する。



- 43 SOURCE COIL DRIVE
- 5 CURVATURE CONTROL
- 16 IMAGING ELEMENT DRIVE
- 37 VIDEO PROCESSING
- 23 LAMP DRIVE
- 25 DIAPHRAGM CONTROL
- 46 SOURCE COIL POSITION/DIRECTION DETECTION
- 47 INSERT SHAPE ESTIMATION
- 9 TERMINAL DEVICE
- 51 CALCULATION PROCESSING

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被写体を撮像する撮像部と、  
前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、  
前記画像から得られる第 1 の情報と、前記第 1 の情報とは異なる第 2 の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 2】**

前記第 1 の情報は、前記画像における暗部領域の抽出結果であり、前記第 2 の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果を少なくとも具備する情報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 3】**

前記位置検出部は、前記確率算出部において算出された前記確率値に基づいて前記位置の修正を行うことにより、前記所定の対象を示す新たな位置を検出することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 4】**

体腔内に挿入される挿入部、及び、該挿入部の先端部に設けられた撮像部を具備する内視鏡と、  
前記先端部を通過させる目標位置を、前記撮像部により得られた被写体の画像において設定する位置設定部と、  
前記画像から得られる第 1 の情報と、前記第 1 の情報とは異なる第 2 の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 5】**

前記第 1 の情報は、前記画像における暗部領域の抽出結果であり、前記第 2 の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果、及び、前記内視鏡が挿入される被検体の体位の検出結果のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 6】**

前記位置設定部は、前記確率算出部において算出された前記確率値に基づいて前記目標位置の修正を行うことにより、新たな目標位置を設定することを特徴とする請求項 4 または請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 7】**

前記確率算出部において算出された確率値に基づき、前記内視鏡の駆動制御を行う駆動制御部をさらに有することを特徴とする請求項 4 または請求項 5 に記載の内視鏡システム。

**【請求項 8】**

被写体を撮像する撮像部と、  
前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、  
前記画像から複数の画素特徴量を取得する画素特徴量算出部と、  
前記複数の画素特徴量に基づき、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

**【請求項 9】**

被写体を撮像する撮像部と、  
前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、

10

20

30

40

50

前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を、前記画像の画素毎に算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、  
前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、  
前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、  
前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

10

【請求項 11】

前記所定の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果を少なくとも具備する情報であることを特徴とする請求項 10 に記載の内視鏡システム。

【請求項 12】

被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、  
前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、  
前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、  
前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

20

【請求項 13】

前記所定の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果、及び、前記内視鏡が挿入される被検体の体位の検出結果のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 12 に記載の内視鏡システム。

【請求項 14】

前記確率算出部は、前記確率値が前記画像の画素毎に付与された確率マップを生成するとともに、該確率マップのうち、最も確率値の高い画素位置を前記通過目標位置として設定することを特徴とする請求項 10 乃至請求項 13 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

30

【請求項 15】

前記確率算出部は、前記確率マップにおける確率値の重心を前記通過目標位置として設定することを特徴とする請求項 10 乃至請求項 13 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 16】

前記確率値の大きさに基づき、前記内視鏡の駆動制御を行う駆動制御部をさらに有することを特徴とする請求項 10 乃至請求項 13 のいずれか一項に記載の内視鏡システム。

【請求項 17】

被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、  
前記撮像部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、  
前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出する状態変数算出部と、  
前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

40

【請求項 18】

被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、  
前記先端部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、

50

前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出する状態変数算出部と、  
前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 19】

前記状態変数は、前記暗部領域内における画素値の平均値と、前記暗部領域の境界部におけるエッジ画像の画素値の平均値とを用いて算出されることを特徴とする請求項 17 または請求項 18 に記載の内視鏡システム。

【請求項 20】

前記先端部を前記通過目標位置に近づける際の移動量が、前記確率値の大きさに応じたものとして設定されることを特徴とする請求項 18 に記載の内視鏡システム。

10

【請求項 21】

前記移動量は、単位時間あたりの前記挿入部の湾曲量であることを特徴とする請求項 20 に記載の内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡システムに関し、特に、体腔等の被検体内における内視鏡の挿入をサポートすることが可能な内視鏡システムに関するものである。

【背景技術】

20

【0002】

内視鏡は、医療分野及び工業分野等において従来広く用いられており、例えば医療分野においては、体腔内の生体組織等に対して観察及び種々の処置を行う際に用いられている。

【0003】

また、内視鏡により得られた観察画像内における暗部領域を抽出し、該暗部領域の中心位置が観察画像の中心位置となるように、該内視鏡を挿入してゆく際の目標位置（移動方向及び移動量）を適宜設定するための技術が日本国特開平 7 - 155289 号公報に開示されている。

【0004】

30

一般的に、術者等は、内視鏡の挿入操作を自ら行う際に、該内視鏡により得られた観察画像から直接読み取ることが可能な各種の情報に加え、該観察画像からは直接読み取ることが不可能な他の様々な要素を統合しつつ考慮した結果として、該内視鏡の先端部を向かわせる目標位置を適宜決定している。具体的には、術者等は、例えば、内視鏡により得られた観察画像を見ながら該内視鏡の先端部の周辺の状態を確認し、さらに、該内視鏡の湾曲速度及び被検者の体位等の各要素を統合しつつ考慮することにより、該先端部を次にどこへ向かわせるべきかを適宜決定している。

【0005】

これに対し、日本国特開平 7 - 155289 号公報に開示されている技術は、体腔内に配置された内視鏡の先端部の目標位置を設定する際に、該内視鏡により得られた観察画像内における暗部領域の抽出結果に依存した演算を行っているに過ぎず、すなわち、該暗部領域の抽出結果以外の様々な要素を略無視した演算を行っているといえる。

40

【0006】

その結果、日本国特開平 7 - 155289 号公報に開示されている技術においては、内視鏡の先端部を向かわせる目標位置の設定結果の正確性が低下してしまうことにより、該内視鏡をスムーズに挿入することができない、という課題が生じている。

【0007】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡の挿入を従来に比べてスムーズにすることが可能な内視鏡システムを提供することを目的としている。

【発明の開示】

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0008】

本発明における内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、前記画像から得られる第1の情報と、前記第1の情報とは異なる第2の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

## 【0009】

本発明における内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部、及び、該挿入部の先端部に設けられた撮像部を具備する内視鏡と、前記先端部を通過させる目標位置を、前記撮像部により得られた被写体の画像において設定する位置設定部と、前記画像から得られる第1の情報と、前記第1の情報とは異なる第2の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

10

## 【0010】

本発明における内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、前記画像から複数の画素特徴量を取得する画素特徴量算出部と、前記複数の画素特徴量に基づき、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

20

## 【0011】

本発明における内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を、前記画像の画素毎に算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

## 【0012】

本発明における内視鏡システムは、被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

30

## 【0013】

本発明における内視鏡システムは、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

## 【0014】

本発明における内視鏡システムは、被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、前記撮像部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出する状態変数算出部と、前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

40

## 【0015】

本発明における内視鏡システムは、被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、前記先端部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出

50

る状態変数算出部と、前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成の一例を示す図。

【図2】第1の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図。

【図3】暗部領域を近似的に表す楕円の一例を示す図。

【図4】第2の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図。

【図5】第3の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図。

【図6】移動速度 $v$ 、回転速度及び湾曲速度ベクトルの相関を示した図。

10

【図7】第4の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図。

【図8】確率マップを用いて湾曲目標位置を設定する際に行われる処理の一例を示す図。

【図9】原画像に存在する暗部領域の信頼度を算出する際に行われる処理の一例を示す図。

。

【図10】図9の処理に用いられる原画像の一例を示す図。

【図11】図10の原画像を用いて生成される暗部領域マスク画像の一例を示す図。

【図12】図11の暗部領域マスク画像に対してモルフォロジー処理を適用することにより得られる膨張画像の一例を示す図。

【図13】図11の暗部領域マスク画像に対してモルフォロジー処理を適用することにより得られる収縮画像の一例を示す図。

20

【図14】図12の膨張画像及び図13の収縮画像を用いて生成される境界マスク画像の一例を示す図。

【図15】図10の原画像を用いて生成されるエッジ画像の一例を示す図。

【図16】第1の状態変数 $F_1$ を取得する際に用いられる第1のメンバーシップ関数の一例を示す図。

【図17】第2の状態変数 $F_2$ を取得する際に用いられる第2のメンバーシップ関数の一例を示す図。

【図18】第1の状態変数 $F_1$ 及び第2の状態変数 $F_2$ を出力ファジィ集合に適用することにより、第3の状態変数 $G_1$ を算出する様子を示した模式図。

【図19】図18とは異なる出力ファジィ集合の例を示す図。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

【0018】

図1から図19は、本発明の実施形態に係るものである。図1は、本発明の実施形態に係る内視鏡システムの要部の構成の一例を示す図である。図2は、第1の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図である。図3は、暗部領域を近似的に表す楕円の一例を示す図である。図4は、第2の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図である。図5は、第3の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図である。図6は、移動速度 $v$ 、回転速度及び湾曲速度ベクトルの相関を示した図である。図7は、第4の確率マップを生成する際に行われる処理の一例を示す図である。図8は、確率マップを用いて湾曲目標位置を設定する際に行われる処理の一例を示す図である。

40

【0019】

図9は、原画像に存在する暗部領域の信頼度を算出する際に行われる処理の一例を示す図である。図10は、図9の処理に用いられる原画像の一例を示す図である。図11は、図10の原画像を用いて生成される暗部領域マスク画像の一例を示す図である。図12は、図11の暗部領域マスク画像に対してモルフォロジー処理を適用することにより得られる膨張画像の一例を示す図である。図13は、図11の暗部領域マスク画像に対してモルフォロジー処理を適用することにより得られる収縮画像の一例を示す図である。図14は、図12の膨張画像及び図13の収縮画像を用いて生成される境界マスク画像の一例を示

50

す図である。図 15 は、図 10 の原画像を用いて生成されるエッジ画像の一例を示す図である。図 16 は、第 1 の状態変数 F 1 を取得する際に用いられる第 1 のメンバーシップ関数の一例を示す図である。図 17 は、第 2 の状態変数 F 2 を取得する際に用いられる第 2 のメンバーシップ関数の一例を示す図である。図 18 は、第 1 の状態変数 F 1 及び第 2 の状態変数 F 2 を出力ファジィ集合に適用することにより、第 3 の状態変数 G 1 を算出する様子を示した模式図である。図 19 は、図 18 とは異なる出力ファジィ集合の例を示す図である。

#### 【0020】

内視鏡システム 1 は、図 1 に示すように、被検体としての患者の体腔内に挿入されるとともに、該体腔内の被写体の像を撮像する内視鏡 2 と、内視鏡 2 に設けられたコネクタ 14 の着脱が可能なプロセッサ 6 と、該患者が横たわるベッドの周辺部に配置されるセンスコイルユニット 7 と、内視鏡挿入形状検出装置 8 と、端末装置 9 と、モニタ 10 a 及び 10 b と、を有して構成されている。

10

#### 【0021】

また、プロセッサ 6 は、撮像対象となる被写体を照明するための照明光を内視鏡 2 に供給する光源部 3 と、内視鏡 2 から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより、映像信号を生成して出力する信号処理部 4 と、内視鏡 2 に対する湾曲制御を行う湾曲制御部 5 と、ソースコイル駆動部 43 と、を有している。

#### 【0022】

内視鏡 2 は、被検体の体腔内に挿入される細長の挿入部 11 と、挿入部 11 の後端に設けられた操作部 12 と、操作部 12 から延出されたユニバーサルコード 13 とを有している。そして、このユニバーサルコード 13 の後端には、プロセッサ 6 への着脱が可能なコネクタ 14 が設けられている。

20

#### 【0023】

挿入部 11 は、術者等の挿入操作に応じて被検体の体腔内を移動する。また、挿入部 11 は、先端側に設けられた硬質の先端部 15 と、先端部 15 の後端に接続された湾曲部 16 と、湾曲部 16 の後端と操作部 12 の前端との間に設けられた、可撓性を有する可撓管部 17 と、を有している。また、挿入部 11 の内部には、ソースコイル駆動部 43 により印加されるソースコイル駆動信号に応じた磁界を発生する n 個のソースコイル C 1、C 2、・・・C n が略等間隔に設けられている。

30

#### 【0024】

先端部 15 には、被写体の像を結像する対物光学系と、該対物光学系を経て結像された該被写体の像を撮像信号として出力する撮像素子等とを具備する撮像部 15 a が設けられている。

#### 【0025】

操作部 12 には、フリーズ画像（静止画像）取得等の指示を行うスコープスイッチ 18 と、湾曲部 16 の湾曲モードを手動モードまたは自動モードのいずれかに切り替えるための指示を行う湾曲モード切替スイッチ 19 と、該手動モードが選択された場合に、湾曲部 16 の湾曲方向及び湾曲角度の指示を行う湾曲用ジョイスティック 20 と、が設けられている。また、可撓管部 17 の後端側であって、操作部 12 の前端付近にあたる部分には、処置具等を挿通可能な図示しない処置具用チャンネルへ通ずる処置具挿入口 39 が設けられている。

40

#### 【0026】

内視鏡 2 の挿入部 11 等の内部には、光源部 3 から供給される照明光を先端部 15 へ伝送するライトガイド 21 が挿通されている。

#### 【0027】

ライトガイド 21 の一方の端面（入射端面）は、コネクタ 14 から突出した状態として配置されている。また、ライトガイド 21 の他方の端面（出射端面）は、先端部 15 に設けられた図示しない照明光学系の近傍に配置されている。このような構成により、光源部 3 から供給された照明光は、コネクタ 14 がプロセッサ 6 に接続された状態において、ラ

50

イトガイド 2 1 及び図示しない照明光学系を経た後、撮像部 1 5 a の撮像対象となる被写体を照明する。

【0028】

光源装置としての機能を具備する光源部 3 は、例えば白色光である照明光を発するランプ 2 2 と、ランプ 2 2 が駆動する際に要する電源を供給するランプ駆動部 2 3 と、絞り 2 4 と、信号処理部 4 から出力される映像信号に基づいて絞り 2 4 の絞り量（開口量）を増減させる絞り制御部 2 5 と、絞り 2 4 を通過した照明光を集光しつつライトガイド 2 1 の入射端面へ供給する集光光学系 2 6 と、を有している。

【0029】

絞り制御部 2 5 は、例えば、入力される映像信号の輝度成分に基づいて平均の明るさを算出した後、該平均の明るさから適切な明るさに相当する基準値を減じた値である、差分値に基づいて絞り 2 4 の絞り量（開口量）を増減させることにより、絞り 2 4 を通過する照明光の光量を適宜変化させる。

【0030】

信号処理部 4 は、撮像部 1 5 a に設けられた撮像素子を駆動するための撮像素子駆動信号を出力する撮像素子駆動部 3 6 と、撮像部 1 5 a から出力される撮像信号に対して信号処理を行うことにより、映像信号を生成して出力する映像処理部 3 7 と、を有している。これにより、モニタ 1 0 a には、前記映像信号に応じた内視鏡画像 I a が表示される。

【0031】

湾曲制御部 5 は、湾曲モード切替スイッチ 1 9 においてなされた指示に基づき、湾曲部 1 6 の湾曲モードが手動モードに切り替えられた場合には、湾曲用ジョイスティック 2 0 の傾き方向及び傾き量に基づいて湾曲部 1 6 の湾曲方向及び湾曲角度を変更するための制御を行う。また、駆動制御部としての機能を具備する湾曲制御部 5 は、湾曲モード切替スイッチ 1 9 においてなされた指示に基づき、湾曲部 1 6 の湾曲モードが自動モードに切り替えられた場合には、端末装置 9 の演算結果に基づいて湾曲部 1 6 の湾曲方向及び湾曲角度を変更するための制御を行う。

【0032】

ソースコイル駆動部 4 3 は、挿入部 1 1 の内部に設けられた n 個のソースコイル C 1、C 2、・・・C n に接続されており、該ソースコイル各々に対して交流のソースコイル駆動信号を順次印加する。これにより、挿入部 1 1 の内部に設けられたソースコイル各々の周囲には、交流磁界が発生する。

【0033】

センスコイルユニット 7 には、挿入部 1 1 の内部に設けられた n 個のソースコイル C 1、C 2、・・・C n から発せられる磁界を各々検出し、磁界検出信号として出力するセンスコイル群 4 4 が設けられている。

【0034】

内視鏡挿入形状検出装置 8 は、センスコイルユニット 7 から出力される磁界検出信号を増幅するアンプ 4 5 と、アンプ 4 5 から出力される磁界検出信号に基づいて n 個のソースコイル C 1、C 2、・・・C n の 3 次元座標位置及び向きを検出し、挿入形状情報として出力するソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 と、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 から出力される挿入形状情報に基づいて挿入部 1 1 の挿入形状を推定し、挿入形状画像信号として出力する挿入形状推定部 4 7 と、を有している。これにより、モニタ 1 0 b には、前記挿入形状画像信号に応じた挿入部 1 1 の挿入形状画像 I b が表示される。

【0035】

端末装置 9 は、映像処理部 3 7 から出力される映像信号、及び、挿入形状推定部 4 7 から出力される挿入形状画像信号等に基づき、湾曲部 1 6 の湾曲モードが自動モードである場合に行われる湾曲制御に関する演算を行い、演算結果を湾曲制御部 5 へ出力する演算処理部 9 1 を有している。なお、演算処理部 9 1 において行われる前記演算の具体的な内容は、後程述べるものとする。

【0036】

10

20

30

40

50

また、端末装置 9 には、演算処理部 9 1 における演算結果等を一時的に記憶可能な図示しないメモリが設けられている。

【0037】

次に、内視鏡システム 1 の作用について説明を行う。なお、以降においては、湾曲モード切替スイッチ 1 9 が手動湾曲モードに切り替えられた場合の制御についての説明を省略するとともに、湾曲モード切替スイッチ 1 9 が自動湾曲モードに切り替えられた場合の制御について主に説明を行うものとする。

【0038】

まず、術者は、内視鏡システム 1 の各部を接続及び起動した後、内視鏡 2 の挿入部 1 1 を患者の体腔内に挿入するとともに、湾曲モード切替スイッチ 1 9 を自動湾曲モードに切り替える。これに応じて、内視鏡 2 の撮像部 1 5 a における被写体の撮像が開始されるとともに、挿入部 1 1 に設けられた各ソースコイルにおいて磁界が発せられ始める。

【0039】

被写体の撮像に伴って撮像部 1 5 a から出力される撮像信号は、ユニバーサルコード 1 3 及びコネクタ 1 4 を経てプロセッサ 6 へ出力され、映像処理部 3 7 において映像信号に変換された後、端末装置 9 の演算処理部 9 1 に入力される。また、挿入部 1 1 に設けられた各ソースコイルにおける磁界の発生に伴ってセンスコイルユニット 7 から出力される磁界検出信号は、アンプ 4 5 により増幅され、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 により該各ソースコイルの 3 次元座標情報として変換され、挿入形状推定部 4 7 により挿入形状の推定がなされた後、挿入形状画像信号として端末装置 9 の演算処理部 9 1 に入力される。

【0040】

端末装置 9 の演算処理部 9 1 は、入力される映像信号及び挿入形状画像信号等に基づく処理を行うことにより、先端部 1 5 の通過目標となる湾曲目標位置（通過目標位置）を設定し、設定した該湾曲目標位置の情報を湾曲制御部 5 へ出力する。

【0041】

ここで、前述の湾曲目標位置を設定する際に演算処理部 9 1 が行う処理について述べる。

【0042】

抽出部としての機能を具備する演算処理部 9 1 は、入力される映像信号に応じた画像（内視鏡画像）の暗部領域、及び、該暗部領域の重心を算出する（図 2 のステップ S 1）。

【0043】

図 2 のステップ S 1 において算出される暗部領域の重心は、該暗部領域の画素値のモーメントの中心と一致するものであり、すなわち、デジタル画像のモーメントの算出手法として下記数式（1）を用いることにより、 $(\mu_{10} / \mu_{00}, \mu_{01} / \mu_{00})$  の画素位置として算出される。

【0044】

$$\mu_{mn} = \sum_x \sum_y x^m y^n f(x, y) \cdots (1)$$

その後、演算処理部 9 1 は、暗部領域の画素値の 2 次モーメント  $\mu_{20}$ 、 $\mu_{11}$  及び  $\mu_{02}$  と、該暗部領域の画素値の 0 次モーメント  $\mu_{00}$  とに基づき、図 2 のステップ S 1 において算出した該暗部領域の重心  $(\mu_{10} / \mu_{00}, \mu_{01} / \mu_{00})$  を中心とする楕円を算出する（図 2 のステップ S 2）。

【0045】

具体的には、演算処理部 9 1 は、暗部領域の画素値の 2 次モーメント  $\mu_{20}$ 、 $\mu_{11}$  及び  $\mu_{02}$  と、該暗部領域の画素値の 0 次モーメント  $\mu_{00}$  とに基づき、例えば図 3 に示すような形状の暗部領域の算出結果に対し、中心座標  $(\mu_{10} / \mu_{00}, \mu_{01} / \mu_{00})$ 、長軸の長さ a、短軸の長さ b、及び、画像の水平方向に対する長軸の傾き を具備する

10

20

30

40

50

、該暗部領域を近似的に表す楕円を算出する。なお、長軸の長さ a、短軸の長さ b、及び、画像の水平方向に対する長軸の傾き  $\phi$  は、下記数式 (2) ~ (4) を用いてそれぞれ示される。

【 0 0 4 6 】

$$a^2 = \frac{2\{\mu_{20} + \mu_{02} + \sqrt{4\mu_{11}^2 + (\mu_{20} - \mu_{02})^2}\}}{\mu_{00}} \quad \dots (2)$$

$$b^2 = \frac{2\{\mu_{20} + \mu_{02} - \sqrt{4\mu_{11}^2 + (\mu_{20} - \mu_{02})^2}\}}{\mu_{00}} \quad \dots (3)$$

$$\phi = \frac{1}{2} \tan^{-1} \frac{2\mu_{11}}{\mu_{20} - \mu_{02}} \quad \dots (4)$$

そして、演算処理部 9 1 は、図 2 のステップ S 2 において算出した楕円における 2 次元正規分布を確率マップに投影する (図 2 のステップ S 3)。

【 0 0 4 7 】

すなわち、演算処理部 9 1 は、図 2 のステップ S 1 ~ ステップ S 3 の処理を行うことにより、内視鏡 2 により得られた内視鏡画像の画素値に応じた第 1 の確率マップを生成する。

【 0 0 4 8 】

なお、本実施形態において生成される各確率マップは、内視鏡画像の 1 画素に対して 1 つの確率値が付与されたものであるとする。

【 0 0 4 9 】

また、前述の第 1 の確率マップは、図 2 のステップ S 1 ~ ステップ S 3 の処理により生成されるものに限らず、例えば、明部領域の確率値を相対的に低くし、かつ、暗部領域の確率値を相対的に高くするような所定の関数を内視鏡画像の各画素値に対して適用することにより生成されるものであっても良い。具体的には、例えば、前述の第 1 の確率マップは、原画像の画素値  $C(x, y)$  に対応する確率値を  $P(x, y)$  とした場合、下記数式 (5) を用いて生成されるものであっても良い。

【 0 0 5 0 】

$$P(x, y) = (255 - C(x, y)) / 255 \quad \dots (5)$$

なお、上記数式 (5) における画素値  $C(x, y)$  は、0 以上 255 以下の値をとるものとする。

【 0 0 5 1 】

一方、情報取得部としての機能を有する演算処理部 9 1 は、少なくとも患者の背腹方向に関する情報が含まれる所定の入力信号に基づき、該患者が現在どのような体位であるかを検出する (図 4 のステップ S 1 1)。

【 0 0 5 2 】

なお、前記所定の入力信号は、患者に取り付けられた図示しないコイルの位置及び向きを検出結果に応じて出力される信号であっても良く、または、スコープスイッチ 1 8 等に設けられた体位選択スイッチにおける指示内容に応じて出力される信号であっても良い。

【 0 0 5 3 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 4 のステップ S 1 1 における検出結果と、挿入形状画像

10

20

30

40

50

信号とに基づき、入力される映像信号に応じた画像（内視鏡画像）における背腹方向（背側及び腹側）を特定する（図４のステップＳ１２）。

【００５４】

ところで、一般的な内視鏡の挿入操作を考慮した場合、該内視鏡の先端部を該患者の腹側または背中側へ向かって湾曲させることは比較的稀であると仮定できる。そして、演算処理部９１は、このような仮定に則して構築された第１のアルゴリズムと、図４のステップＳ１２における特定結果とに基づき、内視鏡画像の背側及び腹側に相当する領域の確率を相対的に低く設定した確率マップを生成する（図４のステップＳ１３）。

【００５５】

すなわち、演算処理部９１は、図４のステップＳ１１～ステップＳ１３の処理を行うことにより、内視鏡２が挿入されている患者の現在の体位に応じた第２の確率マップを生成する。

10

【００５６】

一方、情報取得部としての機能を有する演算処理部９１は、例えば湾曲制御部５の制御内容を読み込むことにより、先端部１５（撮像部１５ａ）の移動速度に相当する湾曲速度ベクトルを算出する（図５のステップＳ２１）。

【００５７】

具体的には、演算処理部９１は、湾曲制御部５の制御内容に基づき、内視鏡画像の画像平面上において、該内視鏡画像の中心を始点とし、先端部１５が１フレームの間に移動した移動量を示す移動速度を $v$ とし、さらに、該内視鏡画像の画像平面上において先端部１５が１フレームの間に回転した回転量を示す回転速度を $\omega$ とした湾曲速度ベクトルを算出する。なお、前述の移動速度 $v$ 、回転速度 $\omega$ 及び湾曲速度ベクトルは、現フレームの内視鏡画像において、例えば図６に示すようなものとなる。

20

【００５８】

その後、演算処理部９１は、図５のステップＳ２１において得られた湾曲速度ベクトルの算出結果に基づき、先端部１５が次に向かう方向を、該湾曲速度ベクトルの始点（内視鏡画像の中心）から終点に向かう方向として推定する（図５のステップＳ２２）。

【００５９】

ところで、一般的な内視鏡の湾曲操作を考慮した場合、湾曲部が実際に湾曲駆動している方向及び速度を継続した場合の画像位置、すなわち、前述の湾曲速度ベクトルの終点に湾曲目標位置が存在する可能性が高いと仮定できる。

30

【００６０】

そして、演算処理部９１は、このような仮定に則して構築された第２のアルゴリズムと、図５のステップＳ２２における推定結果とに基づき、現フレームの内視鏡画像における湾曲速度ベクトルの終点（ $v$ ,  $\omega$ ）を中心とした、楕円状の２次元正規分布を確率マップに投影する（図５のステップＳ２３）。

【００６１】

すなわち、演算処理部９１は、図５のステップＳ２１～ステップＳ２３の処理を行うことにより、患者の体腔内に挿入されている内視鏡２の湾曲速度に応じた第３の確率マップを生成する。

40

【００６２】

一方、演算処理部９１は、図４のステップＳ１１として述べた処理と同様の処理を行うことにより、患者が現在どのような体位であるかを検出する（図７のステップＳ３１）。

【００６３】

その後、演算処理部９１は、図７のステップＳ３１における検出結果と、挿入形状画像信号とに基づき、先端部１５が存在する生体器官の外観形状、及び、該生体器官における先端部１５の現在の位置及び向きを推定する（図７のステップＳ３２）。

【００６４】

そして、演算処理部９１は、図７のステップＳ３２における推定結果に応じた確率マップを生成する（図７のステップＳ３３）。具体的には、演算処理部９１は、例えば、先端

50

部 15 の現在位置が下行結腸であり、かつ、先端部 15 の向きが患者の頭側を向いているという推定結果を得た場合、先端部 15 の正面及び略正面に相当する領域の確率を相対的に高く設定した確率マップを生成する。

【 0 0 6 5 】

すなわち、演算処理部 9 1 は、図 7 のステップ S 3 1 ~ ステップ S 3 3 の処理を行うことにより、先端部 15 の現在の位置及び向きに応じた第 4 の確率マップを生成する。

【 0 0 6 6 】

一方、演算処理部 9 1 は、過去に設定した一の湾曲目標位置（例えば前回設定した湾曲目標位置）に基づき、該一の湾曲目標位置を中心とした 2 次元正規分布を投影することにより、第 5 の確率マップを生成する。

10

【 0 0 6 7 】

そして、演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 1 に示す処理として、以上に述べた第 1 の確率マップ ~ 第 5 の確率マップを生成する処理を行う。

【 0 0 6 8 】

次に、演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 1 の処理において生成した各確率マップを統合するための処理を行う（図 8 のステップ S 4 2 ）。

【 0 0 6 9 】

具体的には、演算処理部 9 1 は、第 1 の確率マップにおける一の位置（画素位置）の確率値を P 1、第 2 の確率マップにおける該一の位置の確率値を P 2、第 3 の確率マップにおける該一の位置の確率値を P 3、第 4 の確率マップにおける該一の位置の確率値を P 4、及び、第 5 の確率マップにおける該一の位置の確率値を P 5 とした場合、該一の位置における統合値 C x を下記数式（ 6 ）により算出する。

20

【 0 0 7 0 】

$$Cx = \mu a \times P1 + \mu b \times P2 + \mu c \times P3 + \mu d \times P4 + \mu e \times P5 \quad \dots (6)$$

なお、上記数式（ 6 ）において、 $\mu a$  は第 1 の確率マップに対する重み付け値を示し、 $\mu b$  は第 2 の確率マップに対する重み付け値を示し、 $\mu c$  は第 3 の確率マップに対する重み付け値を示し、 $\mu d$  は第 4 の確率マップに対する重み付け値を示し、 $\mu e$  は第 5 の確率マップに対する重み付け値を示すものとする。

30

【 0 0 7 1 】

また、前述の統合値 C x は、上記数式（ 6 ）に示したような重み付け演算により算出されるものに限らず、例えば、ファジィ論理演算または混合エキスパートモデル等の他の演算手法を用いて算出されるものであっても良い。

【 0 0 7 2 】

その後、演算処理部 9 1 は、上記数式（ 6 ）を用いて統合値 C x を算出する処理を 1 画面内の全ての位置（画素位置）に対して行った後、算出した各統合値 C x が 0 以上 1 以下の値となるように正規化処理を施す。

【 0 0 7 3 】

そして、図 8 のステップ S 4 2 の処理として以上に述べたような処理が行われることにより、第 1 の確率マップ ~ 第 5 の確率マップからなる 5 つの確率マップが統合された、新たな 1 つの確率マップが生成される。

40

【 0 0 7 4 】

すなわち、前述の正規化処理が施された後の統合値 C x は、湾曲目標位置（先端部 15 または撮像部 15 a の通過目標位置）としての正確さを示す確率値に相当する。

【 0 0 7 5 】

演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 2 の処理により生成した統合後の確率マップにおいて、最も確率値が高い位置（画素位置）を抽出した（図 8 のステップ S 4 3 ）後、該位置（画素位置）が複数存在するか否かの判定を行う（図 8 のステップ S 4 4 ）。

50

## 【 0 0 7 6 】

演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 3 の処理により抽出した位置が複数存在する場合、統合後の確率マップにおける確率値の重心（モーメントの中心）を算出し（図 8 のステップ S 4 5 ）、該重心に相当する位置（画素位置）を湾曲目標位置として設定する（図 8 のステップ S 4 6 ）。

## 【 0 0 7 7 】

また、演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 3 の処理により抽出した位置が 1 つのみ存在する場合、該位置（画素位置）を湾曲目標位置として設定する（図 8 のステップ S 4 6 ）。

## 【 0 0 7 8 】

そして、演算処理部 9 1 は、図 8 のステップ S 4 6 の処理において設定した湾曲目標位置の情報を湾曲制御部 5 へ出力した後、一連の処理を図 8 のステップ S 4 1 から再度繰り返し行う。

## 【 0 0 7 9 】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡システム 1 は、図 2 ~ 図 8 に関する一連の処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、内視鏡の先端部を向かわせる目標位置を正確に算出することができる。その結果、本実施形態の内視鏡システム 1 は、内視鏡の挿入を従来に比べてスムーズにすることができる。

## 【 0 0 8 0 】

なお、図 2 ~ 図 8 に示した一連の処理によれば、第 1 の確率マップ ~ 第 5 の確率マップを全て用いて統合後の確率マップを作成するものに限らず、例えば、第 1 の確率マップ及び第 2 の確率マップのみを用いて統合後の確率マップを作成するものであっても良い。

## 【 0 0 8 1 】

また、図 2 ~ 図 8 に示した一連の処理において生成される第 5 の確率マップは、過去に設定した一の湾曲目標位置に基づいて生成されるものに限らず、例えば、前回作成された統合後の確率マップをそのまま用いるものであっても良い。

## 【 0 0 8 2 】

一方、本実施形態の内視鏡システム 1 によれば、内視鏡の挿入をスムーズにするために、図 9 ~ 図 1 9 に関する一連の処理が自動湾曲モードにおいて行われるものであっても良い。

## 【 0 0 8 3 】

まず、演算処理部 9 1 は、入力される映像信号に応じた、例えば図 1 0 に示すような原画像を取得する（図 9 のステップ S 5 1 ）。

## 【 0 0 8 4 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 9 のステップ S 5 1 において得られた原画像に存在する暗部領域を抽出する（図 9 のステップ S 5 2 ）。具体的には、演算処理部 9 1 は、例えば、図 9 のステップ S 5 1 において得られた原画像のうち、所定値未満の画素値を具備する孤立した領域を暗部領域として抽出する。そして、このような処理を行うことにより、演算処理部 9 1 は、図 1 0 に示した原画像から、暗部領域の画素値を一律に 2 5 5 とし、かつ、非暗部領域の画素値を一律に 0 とした、図 1 1 に示すような暗部領域マスク画像を生成する。

## 【 0 0 8 5 】

演算処理部 9 1 は、図 1 0 に示した原画像のうち、図 1 1 に示した暗部領域マスク画像によりマスクされた領域に存在する各画素を暗部領域内の画素とみなしつつ、該暗部領域内における全画素の画素値の平均値を算出する（図 9 のステップ S 5 3 ）。

## 【 0 0 8 6 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 9 のステップ S 5 3 の処理により算出した、暗部領域内に存在する全画素の画素値の平均値を、図 1 6 に示す第 1 のメンバーシップ関数に適用することにより、ファジィ論理計算に用いる第 1 の状態変数 F 1 を取得する（図 9 のステップ S 5 4 ）。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 7 】

前述の第1のメンバーシップ関数は、図9のステップS52及びステップS53の処理により抽出した暗部領域の暗さの度合いを0  $F_1$  1の値により示した関数であって、該暗部領域がより暗い場合には $F_1 = 0$ に近い値をとり、かつ、該暗部領域がより明るい場合には $F_1 = 1$ に近い値をとるように設定されている。具体的には、本実施形態における第1のメンバーシップ関数は、図16に示すように、暗部領域内の全画素の画素値の平均値が、40以下である場合に $F_1 = 0$ となり、140以上である場合には $F_1 = 1$ となり、40を超過しかつ140未満である場合には $0 < F_1 < 1$ において線形的に増加するように設定されている。

## 【 0 0 8 8 】

また、演算処理部91は、図9のステップS52において生成した暗部領域マスク画像に対してモルフォロジー処理を適用する(図9のステップS55)。そして、演算処理部91は、図9のステップS55の処理を行うことにより、図9のステップS52において抽出した暗部領域(画素値=255の領域)を膨張させた膨張画像と、該暗部領域を収縮させた収縮画像とを取得する。なお、図9のステップS55の処理を行うことにより得られる膨張画像及び収縮画像は、例えば、図12及び図13に示すようなものとなる。

## 【 0 0 8 9 】

演算処理部91は、図9のステップS55の処理により得られた膨張画像及び収縮画像を用い、境界マスク画像を生成する(図9のステップS56)。具体的には、演算処理部91は、膨張画像の暗部領域(画素値=255の領域)のうち、収縮画像の暗部領域(画素値=255の領域)と重複する領域の画素値を0とした、例えば図14に示すような境界マスク画像として生成する。

## 【 0 0 9 0 】

一方、演算処理部91は、図9のステップS51において得られた原画像に存在するエッジ部を抽出する(図9のステップS57)ことにより、エッジ画像を取得する。具体的には、演算処理部91は、図9のステップS51において得られた原画像に対してラプリアンフィルタを適用することにより、該原画像におけるエッジ部が抽出された、例えば図15に示すようなエッジ画像を取得する。

## 【 0 0 9 1 】

そして、演算処理部91は、図9のステップS57において得られたエッジ画像のうち、図9のステップS56において得られた境界マスク画像によりマスクされた領域に存在する各画素を暗部領域の境界部に存在する画素とみなしつつ、該境界部における全画素の画素値の平均値を算出する(図9のステップS58)。

## 【 0 0 9 2 】

その後、演算処理部91は、図9のステップS58の処理により算出した、暗部領域の境界部に存在する全画素の画素値の平均値を、図17に示す第2のメンバーシップ関数に適用することにより、ファジィ論理計算に用いる第2の状態変数 $F_2$ を取得する(図9のステップS59)。

## 【 0 0 9 3 】

前述の第2のメンバーシップ関数は、図9のステップS55～ステップS58の処理により抽出した(暗部領域の)境界部の明るさの度合いを0  $F_2$  1の値により示した関数であって、該境界部がぼやけている場合には $F_2 = 0$ に近い値をとり、かつ、該境界部がくっきりとしている場合には $F_2 = 1$ に近い値をとるように設定されている。具体的には、本実施形態における第2のメンバーシップ関数は、図17に示すように、暗部領域の境界部におけるエッジ画像の全画素の画素値の平均値が、0である場合に $F_2 = 0$ となり、45以上である場合には $F_2 = 1$ となり、0を超過しかつ45未満である場合には $0 < F_2 < 1$ において線形的に増加するように設定されている。

## 【 0 0 9 4 】

演算処理部91は、所定のルールに則って作成された出力ファジィ集合と、図9のステップS54において得られた第1の状態変数 $F_1$ と、図9のステップS59において得ら

10

20

30

40

50

れた第2の状態変数F2とを用いることにより、暗部領域の真偽の度合いを示す値としての第3の状態変数G1を算出する(図9のステップS60)。

【0095】

なお、本実施形態において、前述の所定のルールは、例えば、第1の状態変数F1の論理否定を\*F1と表記した場合、「IF (\*F1 and F2) THEN 暗部領域」という、ファジィ論理に基づく論理式として定義されている。

【0096】

また、前述の所定のルールにおいては、暗部領域の内側の画素値が小さく(大きくなく)、かつ、該暗部領域の境界部がくっきりとしている場合、すなわち、真の暗部領域である場合にG1 = 1となるように定義されている。

10

【0097】

さらに、前述の所定のルールにおいては、暗部領域の内側の画素値が大きく、かつ、該暗部領域の境界部がぼやけている場合、すなわち、偽の暗部領域である場合にG1 = -1となるように定義されている。

【0098】

以上のように定義された各要素を用いて作成された出力ファジィ集合は、第1の状態変数F1及び第2の状態変数F2の値を縦軸とし、かつ、第3の状態変数G1の値を横軸とした座標軸において、第1の状態変数F1及び第2の状態変数F2にそれぞれ対応する三角形を配した、例えば図18に示すようなものとなる。

【0099】

第1の状態変数F1に対応する三角形は、偽の暗部領域を示す集合であって、図18に示すように、頂点がF1 = 1かつG1 = -1となる座標位置に配置され、かつ、底辺がF1 = 0に配置された二等辺三角形T1として形成されている。また、第2の状態変数F2に対応する三角形は、真の暗部領域を示す集合であって、図18に示すように、頂点がF2 = 1かつG1 = 1となる座標位置に配置され、かつ、底辺がF2 = 0に配置された二等辺三角形T2として形成されている。

20

【0100】

ここで、第3の状態変数G1を算出する際に行われる処理の概要を、図18を用いつつ説明する。

【0101】

演算処理部91は、図9のステップS54において得られた第1の状態変数F1の値を、図18に例示する出力ファジィ集合に対して適用する。このような処理を視覚的に示した場合、図18の二等辺三角形T1の内部が第1の状態変数F1の値に相当する高さ(縦軸の値)まで塗りつぶされることに相当する。

30

【0102】

また、演算処理部91は、図9のステップS59において得られた第2の状態変数F2の値を、図18に例示する出力ファジィ集合に対して適用する。このような処理を視覚的に示した場合、図18の二等辺三角形T2の内部が第2の状態変数F2の値に相当する高さ(縦軸の値)まで塗りつぶされることに相当する。

【0103】

演算処理部91は、図18の二等辺三角形T1及びT2において塗りつぶされた部分全体からなる図形の重心を算出し、該重心の座標位置の横軸の値を第3の状態変数G1として算出する。

40

【0104】

以上に述べた処理によれば、第3の状態変数G1の出力特性は、二等辺三角形T1及びT2の底辺の長さに依存しているといえる。そのため、例えば、二等辺三角形T1及びT2の底辺の長さを略0とした、図19の出力ファジィ集合に対して第1の状態変数F1及び第2の状態変数F2を適用することにより、図18の出力ファジィ集合を用いた場合は異なる演算結果を得ることができる。

【0105】

50

なお、図 19 の出力ファジィ集合に対して第 1 の状態変数 F 1 及び第 2 の状態変数 F 2 を適用した場合の第 3 の状態変数 G 1 は、下記数式 (7) により求めることができる。

【 0 1 0 6 】

$$G1 = \frac{\sum_{i=1}^2 F_i x_i}{\sum_{i=1}^2 F_i} \quad \dots (7)$$

10

但し、上記数式 (7) においては、 $x_1 = -1$  及び  $x_2 = 1$  とする。

【 0 1 0 7 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 9 のステップ S 6 0 において算出した第 3 の状態変数 G 1 を、下記数式 (8) を用いて正規化することにより、原画像に存在する暗部領域が先端部 1 5 を向かわせる方向として正確か否かを確率的に示す値としての、信頼度 R を算出する (図 9 のステップ S 6 1)。

【 0 1 0 8 】

$$R = (G1 + 1) / 2 \quad \dots (8)$$

20

一方、演算処理部 9 1 は、図 9 のステップ S 5 1 において取得した原画像に対して図 2 ~ 図 8 に関する一連の処理または公知の処理を施すことにより、湾曲部 1 6 の湾曲目標位置 (先端部 1 5 の通過目標位置) を、該原画像の暗部領域内における一の画素位置として算出する。

【 0 1 0 9 】

ここで、原画像の中心から湾曲目標位置までの距離を  $d$  とし、画像内の距離を実際の距離に変換するための係数を  $k$  とした場合、単位時間あたりの湾曲部 1 6 (挿入部 1 1) の湾曲量を表す湾曲ステップ量  $S_a$  は、例えば下記数式 (9) を用いることにより求められる。

30

【 0 1 1 0 】

$$S_a = F(d) = k \times d \quad \dots (9)$$

一方、演算処理部 9 1 は、単位時間あたりの湾曲部 1 6 の湾曲量に対し、下記数式 (10) を用いた線形変換を行うことにより、信頼度 R に応じた湾曲ステップ量  $S_b$  を算出する (図 9 のステップ S 6 2)。

【 0 1 1 1 】

40

$$S_b = G(d, R) = (k \times d) \times R \quad \dots (10)$$

なお、演算処理部 9 1 は、単位時間あたりの湾曲部 1 6 の湾曲量に対して線形変換を行うことにより湾曲ステップ量  $S_b$  を算出するものに限らない。具体的には、演算処理部 9 1 は、信頼度 R の値が大きくなるにつれて湾曲ステップ量  $S_b$  の値が大きくなり、かつ、信頼度 R の値が小さくなるにつれて湾曲ステップ量  $S_b$  の値が小さくなるような演算を行うものであれば、単位時間あたりの湾曲部 1 6 の湾曲量に対して非線形変換を行うことにより湾曲ステップ量  $S_b$  を算出するものであっても良い。

【 0 1 1 2 】

50

その後、演算処理部 9 1 は、算出した湾曲ステップ量  $S_b$  を湾曲制御部 5 に対して出力する。これにより、湾曲部 1 6 は、原画像の取得タイミング毎に算出される湾曲ステップ量  $S_b$  に応じて湾曲する。

【0113】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡システム 1 は、図 9 ~ 図 1 9 に関する一連の処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、原画像に存在する暗部領域の真偽の度合いに応じて湾曲部の単位時間当たりの湾曲量を設定することができる。

【0114】

そのため、本実施形態の内視鏡システム 1 によれば、取得した原画像にノイズが混入し、内視鏡の先端部を向かわせる方向として適切とは考え難い目標位置が得られた場合には、単位時間当たりの湾曲量を少なくすることにより、該目標位置への湾曲動作を抑制することができる。また、本実施形態の内視鏡システム 1 によれば、内視鏡の先端部を向かわせる方向として適切な目標位置が得られた場合には、該目標位置への湾曲動作を素早く行わせることができる。

【0115】

なお、前述の信頼度  $R$  の値は、図 9 ~ 図 1 9 に関する一連の処理として示したファジィ論理演算を用いて算出されるものに限らず、例えば、混合エキスパートモデル等の他の演算手法を用いて算出されるものであっても良い。

【0116】

また、図 9 ~ 図 1 9 に関する一連の処理は、原画像から抽出した 1 つの暗部領域の信頼度を算出した後、該信頼度に応じたものとして単位時間あたりの湾曲部 1 6 の湾曲量を設定する、という場合に用いられるものに限らない。具体的には、図 9 ~ 図 1 9 に関する処理は、例えば、原画像から抽出した 2 つ以上の暗部領域における信頼度をそれぞれ算出した後、相対的に最も高い信頼度を具備する一の暗部領域へ先端部 1 5 が向かうように湾曲部 1 6 を湾曲させる、という制御に応用することができる。

【0117】

ところで、本実施形態によれば、図 9 ~ 図 1 9 に示した一連の処理において算出した信頼度  $R$  を、図 2 ~ 図 8 に示した一連の処理において生成した第 1 の確率マップの修正に用いることにより、さらに正確な統合後の確率マップを生成することができる。具体的には、例えば、上記数式 ( 5 ) に示す確率値  $P(x, y)$  に対して信頼度  $R$  を乗算した、下記数式 ( 1 1 ) を用いて確率値  $P_c(x, y)$  を算出することにより、第 1 の確率マップを修正する方法が挙げられる。

【0118】

$$P_c(x, y) = P(x, y) \times R \\ = \{(255 - C(x, y)) / 255\} \times R \quad \dots (11)$$

そして、上記数式 ( 1 1 ) を用いて第 1 の確率マップが修正されることにより、統合後の確率マップにおける該第 1 の確率マップの寄与度が信頼度  $R$  に応じたものとして適切に調整されるため、さらに正確な統合後の確率マップを生成することができる。

【0119】

また、以上に述べた各処理は、湾曲可能な挿入部を具備する内視鏡の湾曲目標位置の設定に併せて用いられるものに限らず、例えば、生体の蠕動運動に応じて移動するカプセル型内視鏡の移動先の設定に併せて用いられるものであっても良い。

【0120】

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、発明の趣旨を逸脱しない範囲内において種々の変更や応用が可能であることは勿論である。

【0121】

10

20

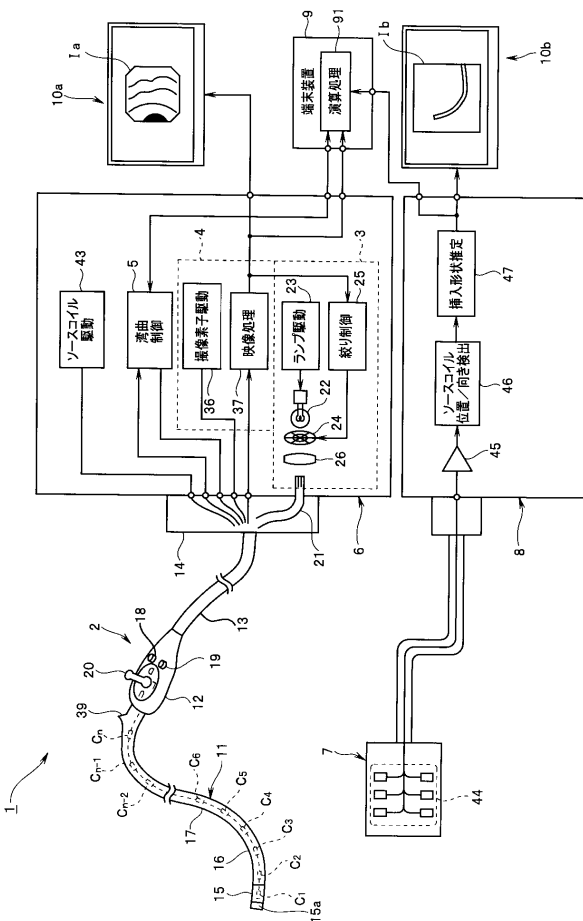
30

40

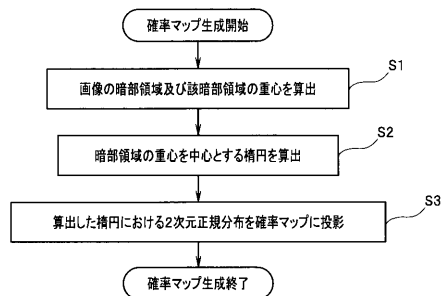
50

本出願は、2009年1月15日に日本国に出願された特願2009-7024号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の開示内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものとする。

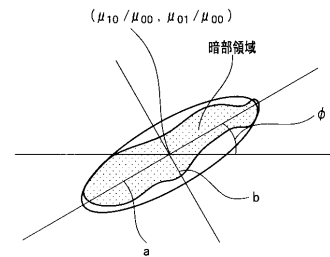
【図1】



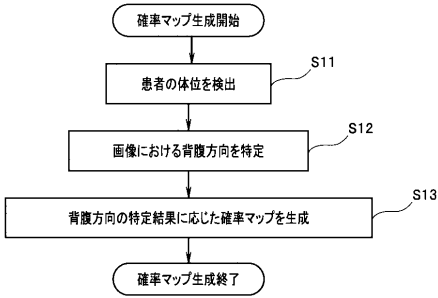
【図2】



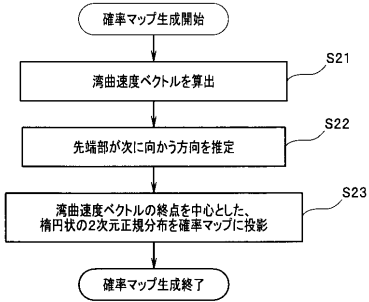
【図3】



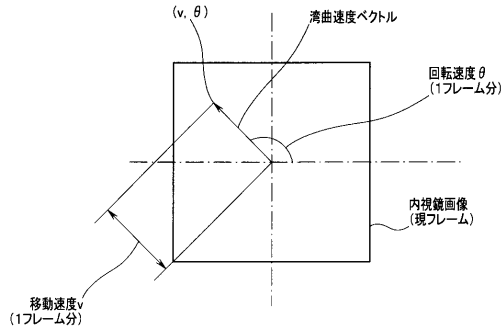
【 図 4 】



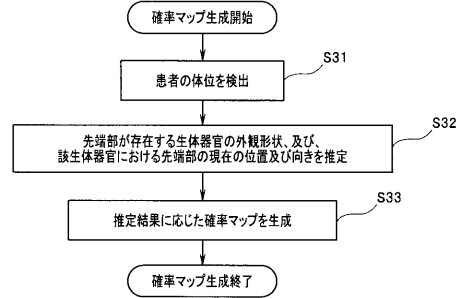
【 図 5 】



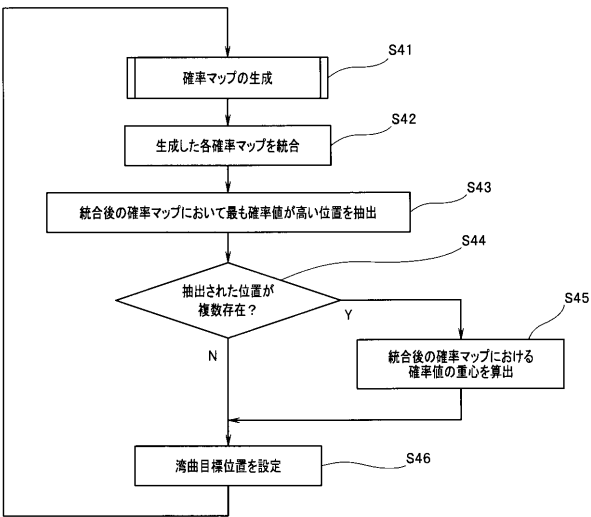
【 図 6 】



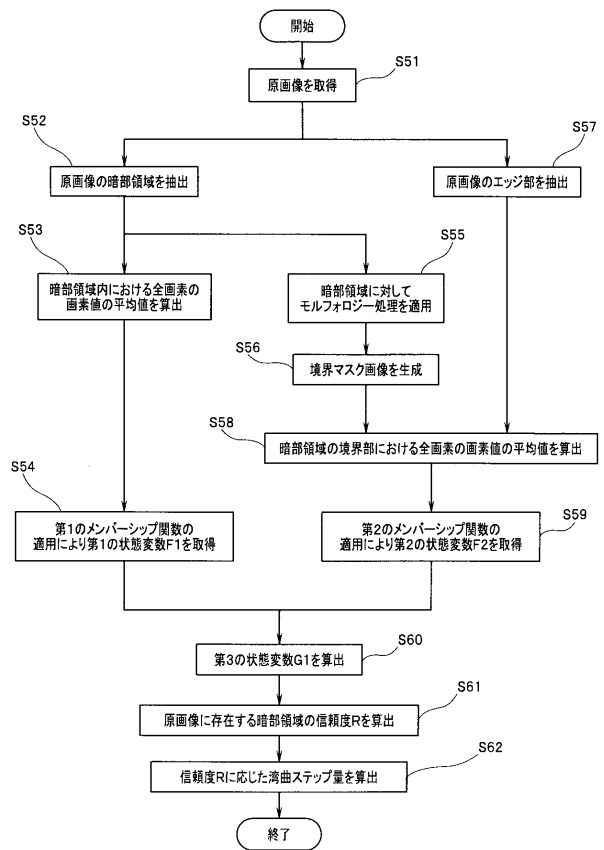
【 図 7 】



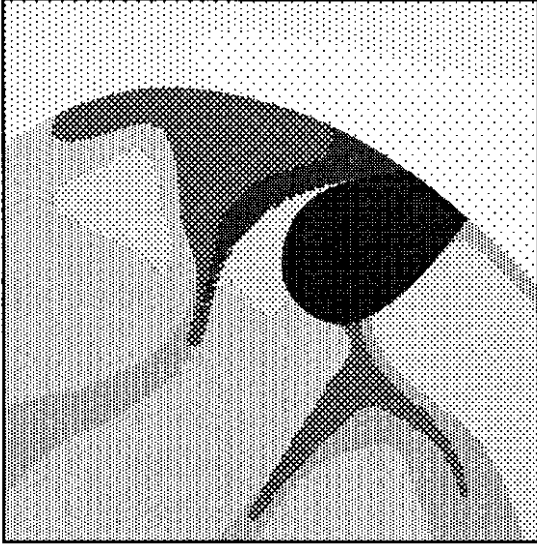
【 図 8 】



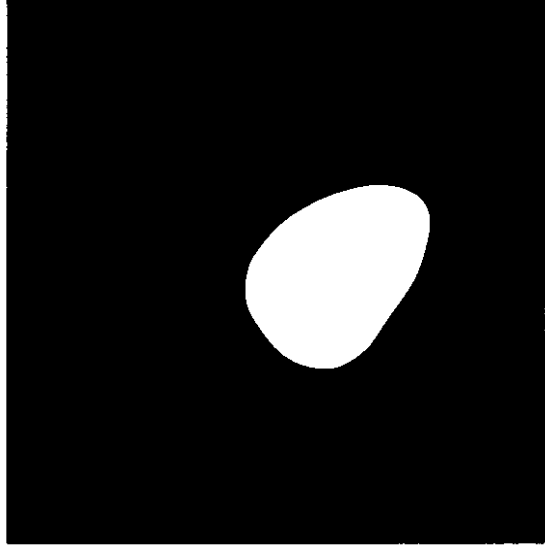
【 図 9 】



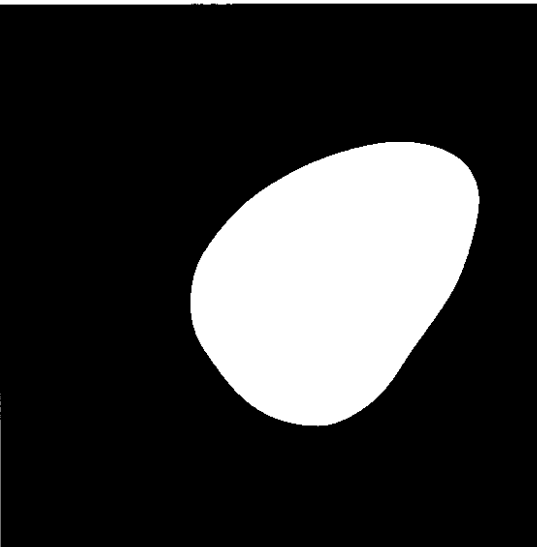
【 図 1 0 】



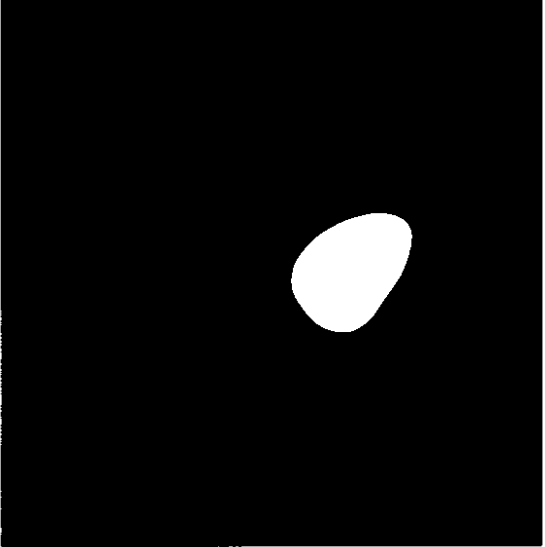
【 図 1 1 】



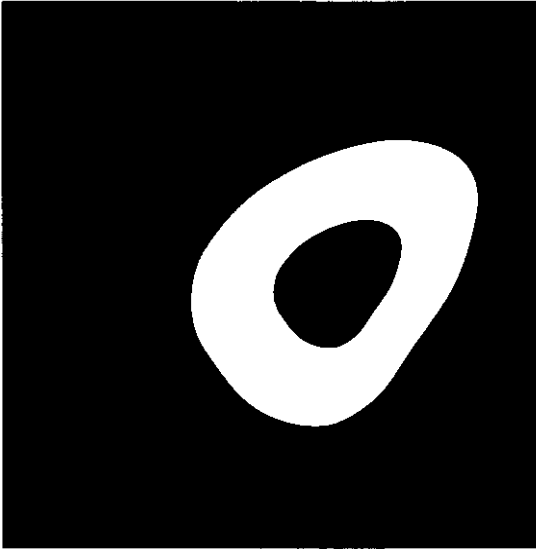
【 図 1 2 】



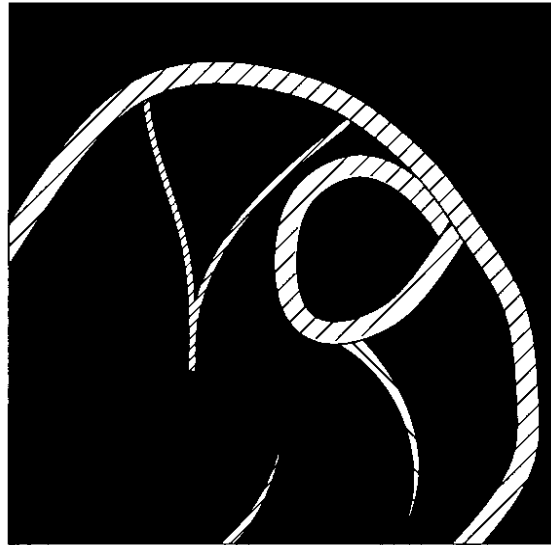
【 図 1 3 】



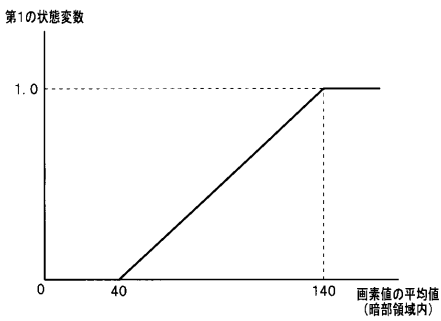
【 図 1 4 】



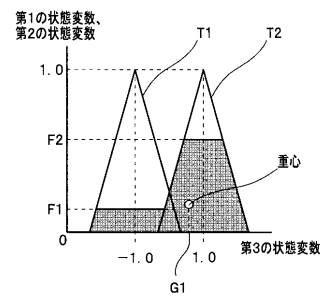
【 図 1 5 】



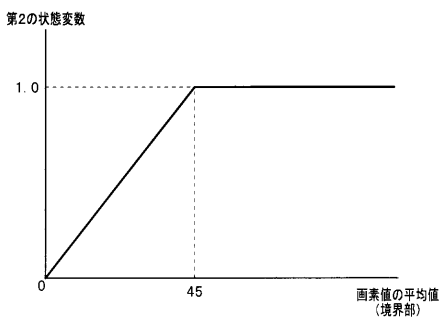
【 図 1 6 】



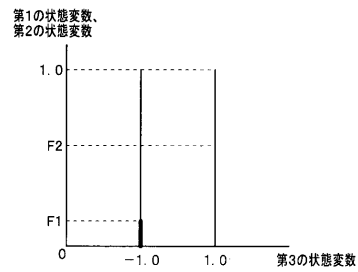
【 図 1 8 】



【 図 1 7 】



【 図 1 9 】



## 【手続補正書】

【提出日】平成22年5月11日(2010.5.11)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

本発明における内視鏡システムは、被写体を撮像する撮像部と、前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、前記撮像部で撮像した前記画像から得られる第1の情報と、前記撮像部が撮像する前記被写体の状態に関する第2の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

## 【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

本発明における内視鏡システムは、体腔内に挿入される挿入部、及び、該挿入部の先端部に設けられた撮像部を具備する内視鏡と、前記先端部を通過させる目標位置を、前記撮像部により得られた被写体の画像において設定する位置設定部と、前記撮像部で撮像した前記画像から得られる第1の情報と、前記撮像部が撮像する前記被写体の状態に関する第2の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、を有することを特徴とする。

## 【手続補正3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0011

【補正方法】削除

【補正の内容】

## 【手続補正4】

【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】

被写体を撮像する撮像部と、  
前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、

前記撮像部で撮像した前記画像から得られる第1の情報と、前記撮像部が撮像する前記被写体の状態に関する第2の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記第1の情報は、前記画像における暗部領域の抽出結果であり、前記第2の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果を少なくとも具備する情報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3】

前記位置検出部は、前記確率算出部において算出された前記確率値に基づいて前記位置

の修正を行うことにより、前記所定の対象を示す新たな位置を検出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】

体腔内に挿入される挿入部、及び、該挿入部の先端部に設けられた撮像部を具備する内視鏡と、

前記先端部を通過させる目標位置を、前記撮像部により得られた被写体の画像において設定する位置設定部と、

前記撮像部で撮像した前記画像から得られる第 1 の情報と、前記撮像部が撮像する前記被写体の状態に関する第 2 の情報とを用い、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

前記第 1 の情報は、前記画像における暗部領域の抽出結果であり、前記第 2 の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果、及び、前記内視鏡が挿入される被検体の体位の検出結果のうち少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 6】

前記位置設定部は、前記確率算出部において算出された前記確率値に基づいて前記目標位置の修正を行うことにより、新たな目標位置を設定することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 7】

前記確率算出部において算出された確率値に基づき、前記内視鏡の駆動制御を行う駆動制御部をさらに有することを特徴とする請求項 4 に記載の内視鏡システム。

【請求項 8】

被写体を撮像する撮像部と、

前記撮像部により得られた前記被写体の画像において所定の対象を示す位置を検出する位置検出部と、

前記画像から複数の画素特徴量を取得する画素特徴量算出部と、

前記複数の画素特徴量に基づき、前記位置が前記所定の対象であることについての正確さを示す度合いとしての確率値を算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 9】

被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、

前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、

前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、

前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 10】

前記所定の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果を少なくとも具備する情報であることを特徴とする請求項 9 に記載の内視鏡システム。

【請求項 11】

被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、

前記被写体の像に応じた画像における暗部領域を抽出する抽出部と、

前記抽出部による暗部領域の抽出結果とは異なる所定の情報を取得する情報取得部と、

前記撮像部の通過目標位置としての正確さを示す確率値を、前記抽出部による暗部領域の抽出結果、及び、前記所定の情報を用いて算出する確率算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 12】

前記所定の情報は、前記撮像部の移動速度の算出結果、及び、前記内視鏡が挿入される

被検体の体位の検出結果のうちの少なくとも1つであることを特徴とする請求項11に記載の内視鏡システム。

【請求項13】

前記確率算出部は、前記確率値が前記画像の画素毎に付与された確率マップを生成するとともに、該確率マップのうち、最も確率値の高い画素位置を前記通過目標位置として設定することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項14】

前記確率算出部は、前記確率マップにおける確率値の重心を前記通過目標位置として設定することを特徴とする請求項13に記載の内視鏡システム。

【請求項15】

前記確率値の大きさに基づき、前記内視鏡の駆動制御を行う駆動制御部をさらに有することを特徴とする請求項9に記載の内視鏡システム。

【請求項16】

被検体の内部を移動し、該被検体の内部の被写体の像を取得する撮像部と、前記撮像部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出する状態変数算出部と、前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項17】

被検体の体腔内に挿入される挿入部と、該挿入部の先端部に設けられ、該体腔内の被写体の像を取得する撮像部と、を具備する内視鏡と、前記先端部の通過目標位置を、前記被写体の像に応じた画像の暗部領域内における一の画素位置として設定する位置設定部と、前記暗部領域の真偽の度合いを示す状態変数を算出する状態変数算出部と、前記状態変数に基づき、前記通過目標位置の正確さを示す確率値を算出する確率算出部と、  
を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項18】

前記状態変数は、前記暗部領域内における画素値の平均値と、前記暗部領域の境界部におけるエッジ画像の画素値の平均値とを用いて算出されることを特徴とする請求項17に記載の内視鏡システム。

【請求項19】

前記先端部を前記通過目標位置に近づける際の移動量が、前記確率値の大きさに応じたものとして設定されることを特徴とする請求項17に記載の内視鏡システム。

【請求項20】

前記移動量は、単位時間あたりの前記挿入部の湾曲量であることを特徴とする請求項19に記載の内視鏡システム。

【手続補正書】

【提出日】平成22年5月27日(2010.5.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】図面

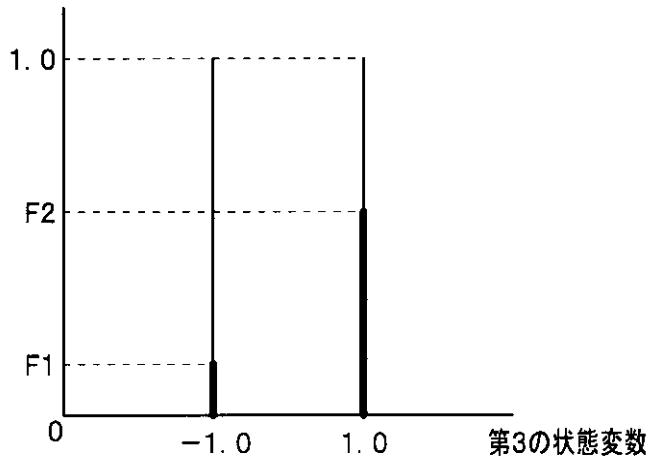
【補正対象項目名】図19

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 19】

第1の状態変数、  
第2の状態変数



## 【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2009/067555
<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b> A61B1/00(2006.01)i, A61B1/04(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)i  According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b> Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B1/00, G02B23/24, G06T1/00  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 1996-2009 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009  Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 2005-157902 A (Olympus Corp.), 16 June 2005 (16.06.2005), paragraphs [0107] to [0133] (Family: none)	9 1-8,10-21
A	JP 5-228102 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 07 September 1993 (07.09.1993), entire text; all drawings & US 5658238 A1	1-21
A	JP 3-165732 A (Olympus Optical Co., Ltd.), 17 July 1991 (17.07.1991), entire text; all drawings & US 5036464 A1 & GB 2238440 A & GB 8926542 A0 & MX 0166604 B	1-21
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> 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 02 December, 2009 (02.12.09)		Date of mailing of the international search report 15 December, 2009 (15.12.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2009/067555

**Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1.  Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
  
2.  Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
  
3.  Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to the inventions of claims 1-21 relates to "an endoscope system having an imaging unit which images an object." However, the technical feature makes no contribution over the prior art and cannot be a special technical feature since it is disclosed in Document JP 2005-157902 A (Olympus Corp.), 16 June 2005 (16.06.2005), paragraphs [0107]-[0133]. Moreover, there exists no other special technical feature identical or corresponding to the common technical feature.

(Continued to extra sheet)

1.  As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2.  As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
3.  As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
  
4.  No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

**Remark on Protest**

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP2009/067555

Continuation of Box No.III of continuation of first sheet(2)

There is no technical relationship among those inventions involving one or more of the same or corresponding special technical features. Accordingly, the inventions are not so linked as to form a single general inventive concept.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2009/067555									
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B1/00(2006.01)i, 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. A61B1/00, G02B23/24, G06T1/00											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2009年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2009年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2009年	日本国実用新案登録公報	1996-2009年	日本国登録実用新案公報	1994-2009年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2009年										
日本国実用新案登録公報	1996-2009年										
日本国登録実用新案公報	1994-2009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									
X A	JP 2005-157902 A (オリンパス株式会社) 2005.06.16, 段落【0107】 ～【0133】 (ファミリーなし)	9 1-8, 10-21									
A	JP 5-228102 A (オリンパス光学工業株式会社) 1993.09.07, 全文, 全図 & US 5658238 A1	1-21									
A	JP 3-165732 A (オリンパス光学工業株式会社) 1991.07.17, 全文, 全図 & US 5036464 A1 & GB 2238440 A & GB 8926542 A0 & MX 0166604 B	1-21									
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input type="checkbox"/> 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		の日の後に公表された文献									
「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		「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									
「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		「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									
「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)		「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									
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献		「&」同一パテントファミリー文献									
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願											
国際調査を完了した日 02.12.2009		国際調査報告の発送日 15.12.2009									
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/JP) 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) 井上 香緒梨	2Q 3614								
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292									

国際調査報告

国際出願番号 PCT/J P 2 0 0 9 / 0 6 7 5 5 5

## 第II欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見 (第1ページの2の続き)

法第8条第3項 (PCT17条(2)(a)) の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1.  請求項 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2.  請求項 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3.  請求項 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第2文及び第3文の規定に従って記載されていない。

## 第III欄 発明の単一性が欠如しているときの意見 (第1ページの3の続き)

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるときの国際調査機関は認めた。

請求項1-21に係る発明に共通する事項は、「被写体を撮像する撮像部を有する内視鏡システム」であるが、該共通事項は、国際調査報告にて提示された文献JP 2005-157902 A (オリンパス株式会社) 2005.06.16 段落【0107】～【0133】に開示されているものであり、先行技術に対する貢献をもたらすものではないから、特別な技術的特徴であるとはいえない。また、ほかに同一の又は対応する特別な技術的特徴が存在しない。

したがって、これらの発明は、一又は二以上の同一又は対応する特別な技術的特徴を含む技術的な関係がないから、単一の一般的発明概念を形成するように関連しているものとは認められない。

1.  出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。
2.  追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3.  出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。
4.  出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

## 追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。
- 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。
- 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。

様式PCT/ISA/210 (第1ページの続葉(2)) (2007年4月)

## フロントページの続き

(51) Int.Cl.

F I

テーマコード(参考)

A 6 1 B 1/00 3 0 0 D

(81) 指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, 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, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

Fターム(参考) 5C122 DA26 EA42 FA01 FH11 FH14 HB01 HB06

(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		
公开(公告)号	<a href="#">JPWO2010082383A1</a>	公开(公告)日	2012-06-28
申请号	JP2010518448	申请日	2009-10-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	田中秀樹		
发明人	田中 秀樹		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 H04N5/225 H04N5/232		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00147 A61B1/00158		
FI分类号	A61B1/00.320.Z A61B1/04.372 G02B23/24.B H04N5/225.C H04N5/232.Z A61B1/00.300.D		
F-TERM分类号	2H040/CA02 2H040/CA10 2H040/CA11 2H040/CA22 2H040/DA14 2H040/DA15 2H040/DA21 2H040/GA02 2H040/GA11 4C061/CC06 4C061/FF12 4C061/GG22 4C061/HH47 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/SS21 4C161/CC06 4C161/FF12 4C161/GG22 4C161/HH47 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN01 4C161/SS21 5C122/DA26 5C122/EA42 5C122/FA01 5C122/FH11 5C122/FH14 5C122/HB01 5C122/HB06		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009007024 2009-01-15 JP		
其他公开文献	JP4585048B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

本发明的内窥镜系统包括：图像拾取部分，其拾取对象的图像；位置检测部分，其检测指示在由图像拾取部分获得的对象的图像中的预定对象的位置；以及概率计算部分。利用从图像获得的第一信息和与第一信息不同的第二信息，计算概率值作为指示作为预定对象的位置的准确性的程度的概率值。

