

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4585048号
(P4585048)

(45) 発行日 平成22年11月24日(2010.11.24)

(24) 登録日 平成22年9月10日(2010.9.10)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/04 (2006.01)

A 6 1 B 1/04 3 7 0

請求項の数 20 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2010-518448 (P2010-518448)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成21年10月8日(2009.10.8)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2009/067555		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02010/082383	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成22年7月22日(2010.7.22)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成22年5月11日(2010.5.11)	(72) 発明者	田中 秀樹
(31) 優先権主張番号	特願2009-7024 (P2009-7024)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成21年1月15日(2009.1.15)		リンパスメディカルシステムズ株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		
早期審査対象出願		審査官	井上 香緒梨
		(56) 参考文献	特開2005-157902(JP, A)
			特開平5-228102(JP, A)
			特開平3-165732(JP, A)
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡システム

(57) 【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、

10

20

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の少なくとも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。

10

【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、

20

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、

30

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、

40

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

50

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。

【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】

【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】

10

20

30

40

50

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況を確認し、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。

【 0 0 0 5 】

これに対し、日本国特開平 7 - 1 5 5 2 8 9 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。

10

【 0 0 0 6 】

その結果、日本国特開平 7 - 1 5 5 2 8 9 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。

【 0 0 0 7 】

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 】

20

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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。

30

【 0 0 1 0 】

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。

40

【 0 0 1 2 】

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。

【 0 0 1 3 】

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

50

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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

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。

【 0 0 2 1 】

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。

【 0 0 2 2 】

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。

【 0 0 2 3 】

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 、 \dots C_n が略等間隔に設けられている。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【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。

10

【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、ライトガイド 21 及び図示しない照明光学系を経た後、撮像部 15a 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 22 と、ランプ 22 が駆動する際に要する電源を供給するランプ駆動部 23 と、絞り 24 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 24 の絞り量（開口量）を増減させる絞り制御部 25 と、絞り 24 を通過した照明光を集光しつつライトガイド 21 の入射端面へ供給する集光光学系 26 と、を有している。

20

【0029】

絞り制御部 25 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 24 の絞り量（開口量）を増減させることにより、絞り 24 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 15a 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 36 と、撮像部 15a 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 37 と、を有している。これにより、モニタ 10a 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。

30

【0031】

湾曲制御部 5 は、湾曲モード切替スイッチ 19 においてなされた指示に基づき、湾曲部 16 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 20 の傾き方向及び傾き量に基づいて湾曲部 16 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 19 においてなされた指示に基づき、湾曲部 16 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 16 の湾曲方向及び湾曲角度を変更するための制御を行う。

40

【0032】

ソースコイル駆動部 43 は、挿入部 11 の内部に設けられた n 個のソースコイル C1、C2、・・・Cn 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 11 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 11 の内部に設けられた n 個のソースコイル C1、C2、・・・Cn 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 44 が設けられている。

50

【 0 0 3 4 】

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 、 \dots 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。

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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。

【 0 0 3 7 】

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。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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。

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

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。

【 0 0 4 2 】

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）。

【 0 0 4 3 】

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の下記数式（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。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

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

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 μ_{20} 、 μ_{11} 及び μ_{02} と、該暗部領域の画素値の 0 次モーメント μ_{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 (μ_{10} / μ_{00} 、 μ_{01} / μ_{00}) を中心とする楕円を算出する (図 2 のステップ S 2)。

10

【 0 0 4 5 】

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 μ_{20} 、 μ_{11} 及び μ_{02} と、該暗部領域の画素値の 0 次モーメント μ_{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 (μ_{10} / μ_{00} 、 μ_{01} / μ_{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、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 は、下記数式 (2) ~ (4) を用いてそれぞれ示される。

【 0 0 4 6 】

20

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

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

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

30

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。

40

【 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 】

50

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

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。

【0051】

一方、情報取得部としての機能を有する演算処理部91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S11)。

【0052】

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の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18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。

【0053】

その後、演算処理部91は、図4のステップS11における検出結果と、挿入形状画像信号とに基づき、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。

【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 ω 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 ω 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。

【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。

【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 , ω)を中心とした、楕円状の2次元正規分布を確率マップ

10

20

30

40

50

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。

【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）。

10

【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。

【００６５】

すなわち、演算処理部９１は、図７のステップＳ３１～ステップＳ３３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。

20

【００６６】

一方、演算処理部９１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。

【００６７】

そして、演算処理部９１は、図８のステップＳ４１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。

【００６８】

次に、演算処理部９１は、図８のステップＳ４１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Ｓ４２）。

30

【００６９】

具体的には、演算処理部９１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。

【００７０】

$$C_x = \mu_a \times P_1 + \mu_b \times P_2 + \mu_c \times P_3 + \mu_d \times P_4 + \mu_e \times P_5 \quad \cdots (6)$$

40

なお、上記数式（６）において、 μ_a は第１の確率マップに対する重み付け値を示し、 μ_b は第２の確率マップに対する重み付け値を示し、 μ_c は第３の確率マップに対する重み付け値を示し、 μ_d は第４の確率マップに対する重み付け値を示し、 μ_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。

【００７１】

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。

50

【 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 $C \times$ 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 $C \times$ 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。

【 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 $C \times$ は、湾曲目標位置 (先端部 1 5 または撮像部 1 5 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) 。

【 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

10

20

30

40

50

暗部領域を抽出する（図9のステップS52）。具体的には、演算処理部91は、例えば、図9のステップS51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91は、図10に示した原画像から、暗部領域の画素値を一律に255とし、かつ、非暗部領域の画素値を一律に0とした、図11に示すような暗部領域マスク画像を生成する。

【0085】

演算処理部91は、図10に示した原画像のうち、図11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S53）。 10

【0086】

その後、演算処理部91は、図9のステップS53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16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F1を取得する（図9のステップS54）。

【0087】

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 $F1$ 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 $F1 = 0$ に近い値をとり、かつ、該暗部領域がより明るい場合には $F1 = 1$ 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 $F1 = 0$ となり、140以上である場合には $F1 = 1$ となり、40を超過しかつ140未満である場合には $0 < F1 < 1$ において線形的に増加するように設定されている。 20

【0088】

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。 30

【0089】

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。

【0090】

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ブラシ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。 40

【0091】

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）。

【0092】

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 50

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 S 59）。

【0093】

前述の第 2 のメンバーシップ関数は、図 9 のステップ S 55 ~ ステップ S 58 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 $0 \leq F_2 \leq 1$ 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。

10

【0094】

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 S 54 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 S 59 において得られた第 2 の状態変数 F_2 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 G_1 を算出する（図 9 のステップ S 60）。

【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 F_1 の論理否定を $\neg F_1$ と表記した場合、「IF ($\neg F_1$ and F_2) 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。

20

【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（小さくなる）、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 $G_1 = 1$ となるように定義されている。

【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 $G_1 = -1$ となるように定義されている。

【0098】

30

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 F_1 及び第 2 の状態変数 F_2 の値を縦軸とし、かつ、第 3 の状態変数 G_1 の値を横軸とした座標軸において、第 1 の状態変数 F_1 及び第 2 の状態変数 F_2 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 F_1 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 $F_1 = 1$ かつ $G_1 = -1$ となる座標位置に配置され、かつ、底辺が $F_1 = 0$ に配置された二等辺三角形 T_1 として形成されている。また、第 2 の状態変数 F_2 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 $F_2 = 1$ かつ $G_1 = 1$ となる座標位置に配置され、かつ、底辺が $F_2 = 0$ に配置された二等

40

【0100】

ここで、第 3 の状態変数 G_1 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 S 54 において得られた第 1 の状態変数 F_1 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 T_1 の内部が第 1 の状態変数 F_1 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。

【0102】

50

また、演算処理部 9 1 は、図 9 のステップ S 5 9 において得られた第 2 の状態変数 F 2 の値を、図 1 8 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 1 8 の二等辺三角形 T 2 の内部が第 2 の状態変数 F 2 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。

【 0 1 0 3 】

演算処理部 9 1 は、図 1 8 の二等辺三角形 T 1 及び T 2 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 G 1 として算出する。

【 0 1 0 4 】

以上に述べた処理によれば、第 3 の状態変数 G 1 の出力特性は、二等辺三角形 T 1 及び T 2 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 T 1 及び T 2 の底辺の長さを略 0 とした、図 1 9 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 を適用することにより、図 1 8 の出力ファジィ集合を用いた場合とは異なる演算結果を得ることができる。

【 0 1 0 5 】

なお、図 1 9 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 】

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

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 】

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

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。

【 0 1 1 0 】

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

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 (1 0) 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 】

$$Sb = G(d, R) = (k \times d) \times R \quad \cdots (10)$$

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 】

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。

【 0 1 1 3 】

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あたりの湾曲量を設定することができる。

【 0 1 1 4 】

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、単位時間あ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。

【 0 1 1 5 】

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。

【 0 1 1 6 】

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。

【 0 1 1 7 】

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。

【 0 1 1 8 】

10

20

30

40

$$Pc(x,y) = P(x,y) \times R$$

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

そして、上記数式(11)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。

10

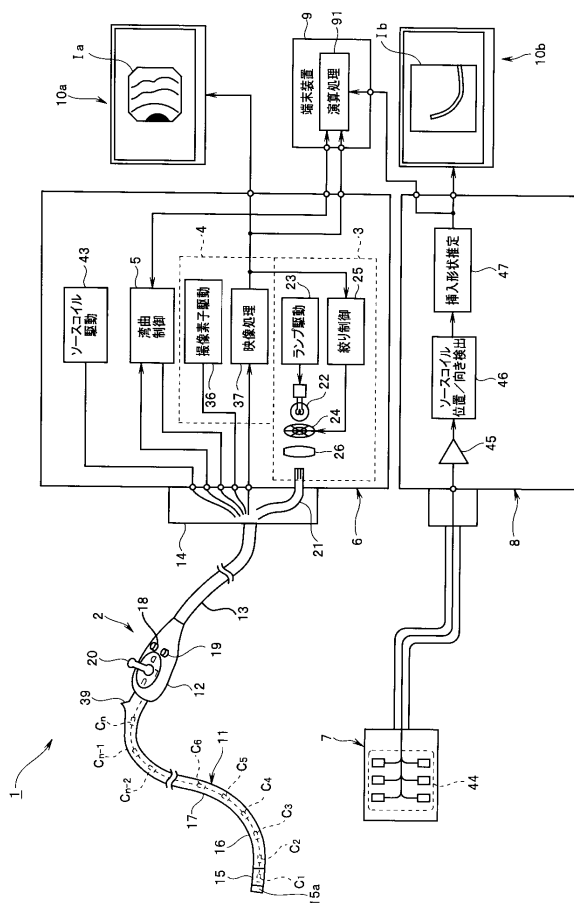
【0120】

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。

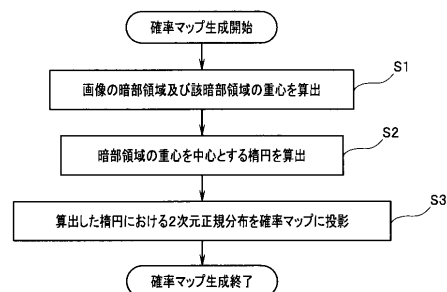
【0121】

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。

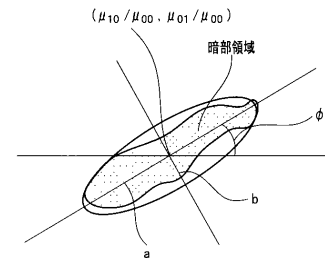
【図1】



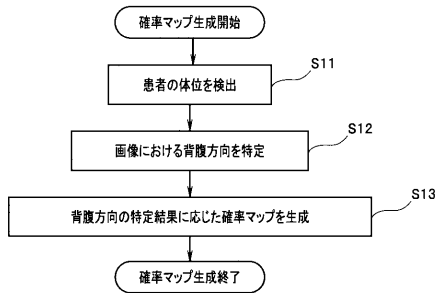
【図2】



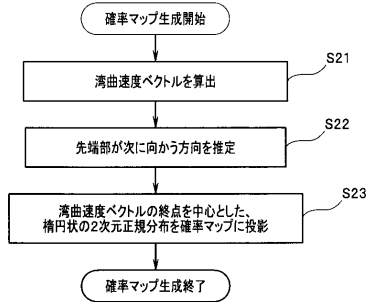
【図3】



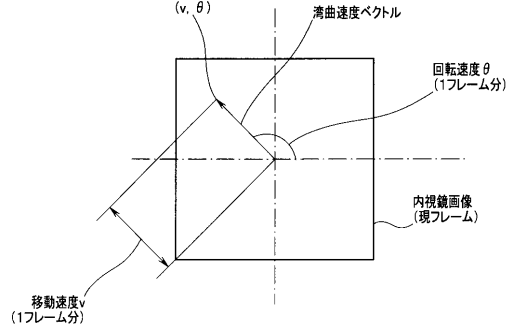
【図 4】



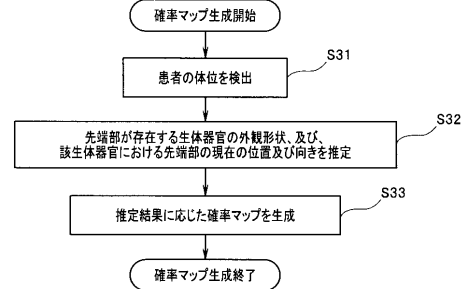
【図 5】



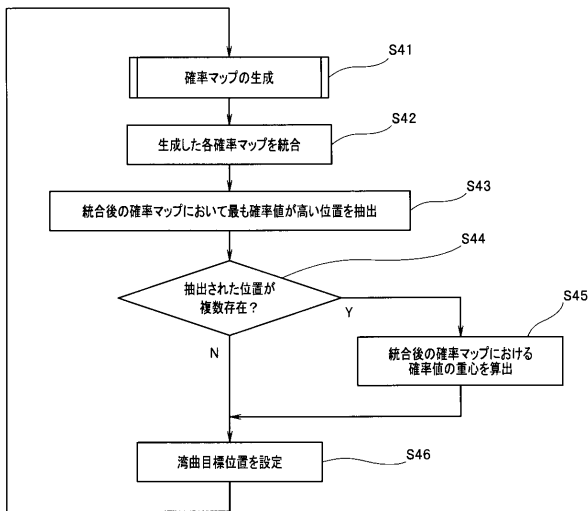
【図 6】



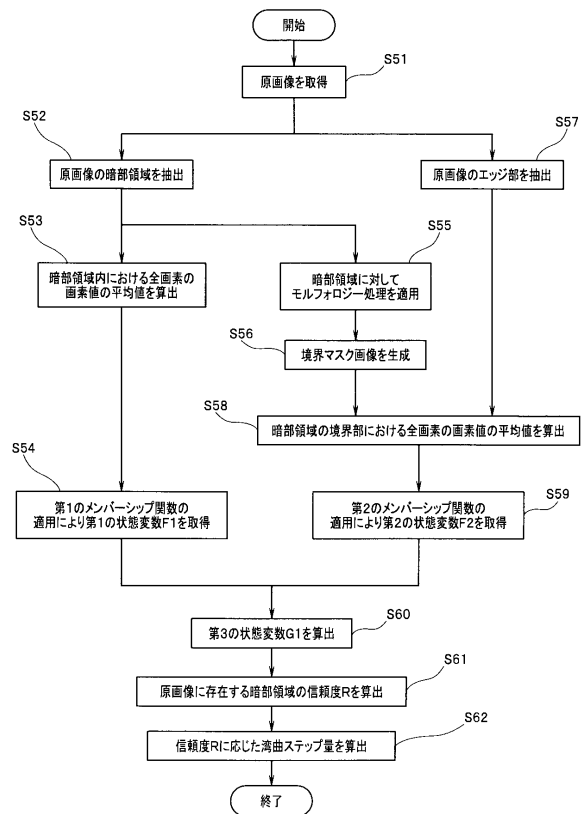
【図 7】



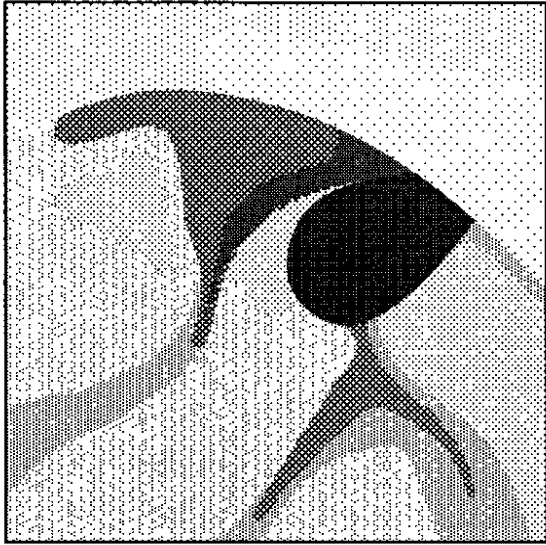
【図 8】



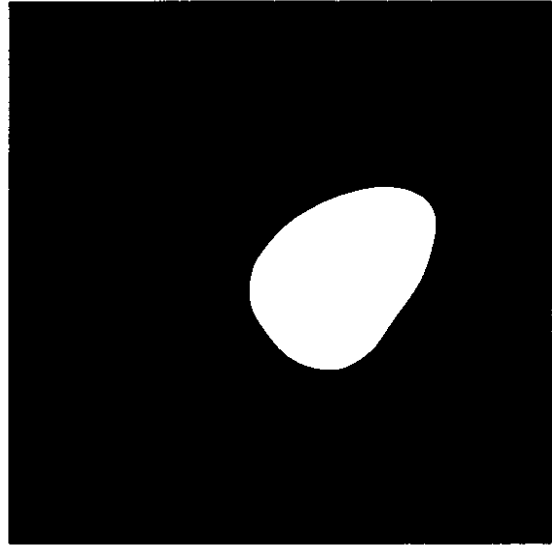
【図 9】



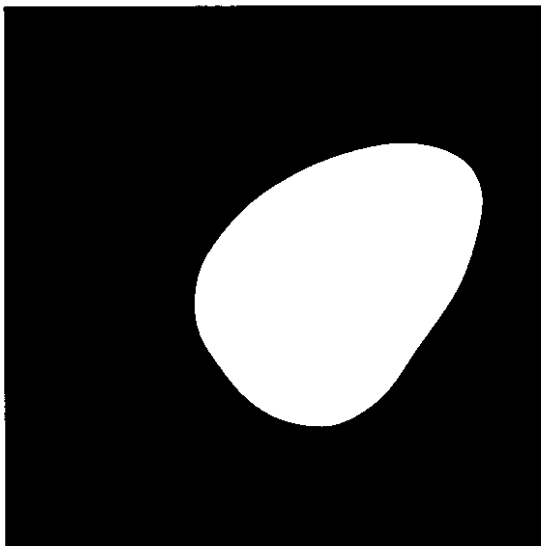
【図 10】



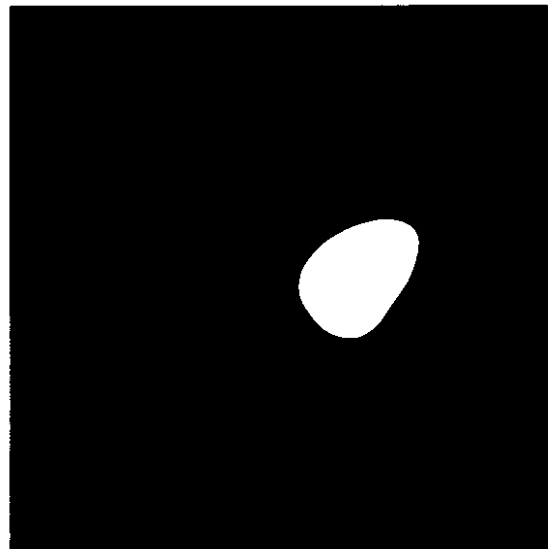
【図 11】



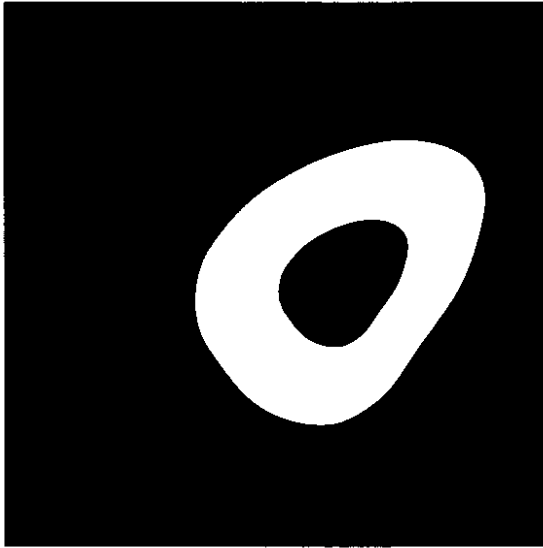
【図 12】



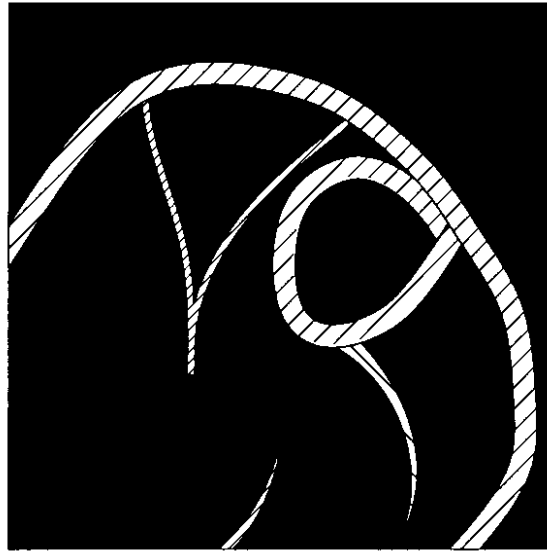
【図 13】



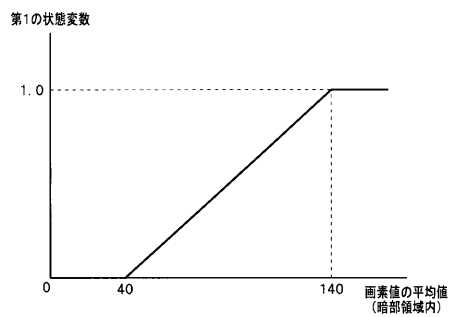
【図 14】



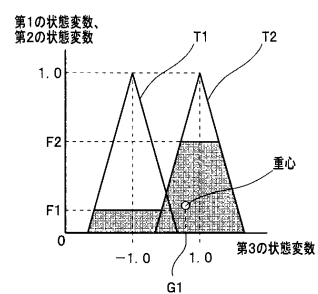
【図 15】



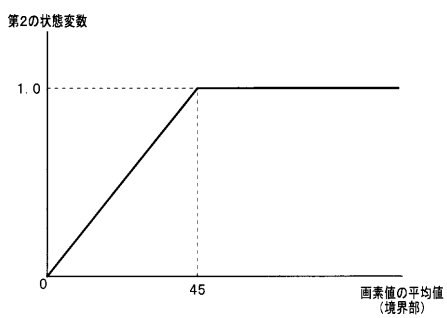
【図 16】



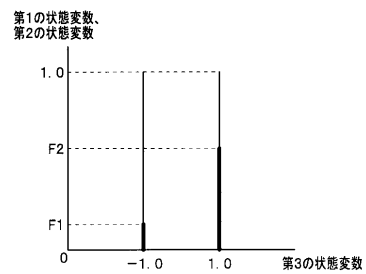
【図 18】



【図 17】



【図 19】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 1/00

G02B 23/24

G06T 1/00

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4585048B2	公开(公告)日	2010-11-24
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		
当前申请(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	A61B1/04		
CPC分类号	A61B1/04 A61B1/00147 A61B1/00158		
FI分类号	A61B1/04.370		
代理人(译)	伊藤 进		
优先权	2009007024 2009-01-15 JP		
其他公开文献	JPWO2010082383A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜系统包括用于对对象成像的成像单元，用于检测指示由成像单元获得的对象的图像中的预定目标的位置的位置检测单元，以及从图像获得的第一信息。并且，第二信息与第一信息不同，并且概率计算单元将概率值计算为表示作为预定目标的位置的精度程度。

$$H = \sum_{x,y} x y f(x,y) \dots (1)$$