

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5085662号
(P5085662)

(45) 発行日 平成24年11月28日(2012.11.28)

(24) 登録日 平成24年9月14日(2012.9.14)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 1 0 H
A 6 1 B	1/04	(2006.01)	A 6 1 B	1/04	3 7 2
G 0 2 B	23/24	(2006.01)	G 0 2 B	23/24	B

請求項の数 6 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2009-543714 (P2009-543714)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成20年10月16日(2008.10.16)		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/JP2008/068789		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(87) 国際公開番号	W02009/069394	(74) 代理人	100076233
(87) 国際公開日	平成21年6月4日(2009.6.4)		弁理士 伊藤 進
審査請求日	平成21年10月29日(2009.10.29)	(72) 発明者	田中 秀樹
(31) 優先権主張番号	特願2007-309232 (P2007-309232)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成19年11月29日(2007.11.29)		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)	(72) 発明者	長谷川 潤
(31) 優先権主張番号	特願2007-309233 (P2007-309233)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成19年11月29日(2007.11.29)		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)	(72) 発明者	中村 俊夫
(31) 優先権主張番号	特願2007-317369 (P2007-317369)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
(32) 優先日	平成19年12月7日(2007.12.7)		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)		

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】

被検体の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該被検体の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、

少なくとも前記先端部が存在する位置に関する情報を含む位置情報を取得する位置検出部と、

前記被写体の像の画像に基づき、前記先端部の通過目標位置を設定する通過目標位置設定部と、

前記位置情報及び前記通過目標位置に基づき、前記先端部が通過する経路を推定する経路推定部と、

前記通過目標位置及び前記経路に基づき、前記先端部が前記経路に沿って前記通過目標位置に到達するように、前記経路上における湾曲制御目標位置を適宜設定する湾曲制御目標位置設定部と、

前記湾曲制御目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、

を有することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項2】

前記湾曲制御目標位置設定部は、単位時間あたりの前記先端部の移動距離を前記位置情報に基づいて算出し、前記湾曲制御目標位置を該移動距離に基づいて設定することを特徴

とする請求項 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 3】

前記画像に含まれる暗部領域を検出する暗部領域検出部をさらに有し、

前記目標位置設定部は、前記暗部領域の重心点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 1 に記載の内視鏡システム。

【請求項 4】

管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、

前記被写体の像の 2 次元画像に基づき、前記管腔の 3 次元形状データを算出する 3 次元形状算出部と、

前記 3 次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、

前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、

前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、

前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、

前記目標位置設定部により設定された前記目標位置を、前記湾曲部の湾曲量を減少可能な他の目標位置に補正する目標位置補正部と、

を具備したことを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、

前記被写体の像の 2 次元画像に基づき、前記管腔の 3 次元形状データを算出する 3 次元形状算出部と、

前記 3 次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、

前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、

前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、

前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、

を備え、

前記経路は、前記複数の経路点各々と、前記先端部の先端面と、前記 2 次元画像における最も暗い点とを結ぶ線分として算出されることを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 6】

管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、

前記被写体の像の 2 次元画像に基づき、前記管腔の 3 次元形状データを算出する 3 次元形状算出部と、

前記 3 次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、

前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、

前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、

前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、

を備え、

前記目標位置設定部は、単位時間あたりの前記先端部の移動距離に基づいて前記目標位置を設定することを特徴とする内視鏡システム。

10

20

30

40

50

【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、湾曲部を具備する内視鏡に対して湾曲制御を行う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、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】

さらに、挿入部を被検体の肛門側から挿入し、下部消化管に対して観察や種々の処置を行う場合においては、該挿入部を屈曲した管腔内に円滑に挿入するために、体腔内における該挿入部の位置及び屈曲状態（湾曲状態）等を検出することのできる内視鏡挿入形状検出装置が、内視鏡と併せて用いられている。

【0004】

そして、湾曲部を有する内視鏡により取得された内視鏡画像、及び、内視鏡挿入形状検出装置により取得された該内視鏡の挿入形状画像のうち、いずれか一方の画像に対応する湾曲制御を選択及び実行可能な、日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置が近年提案されている。

【0005】

また、医療分野の内視鏡としては、例えば、体腔内に挿入可能な細長の挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該体腔内の被写体の像を撮像可能な撮像部を具備した先端部と、該先端部に接続され、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を具備したものが広く用いられている。

【0006】

そして、前述した湾曲部の湾曲動作の補助に適用可能な技術としては、例えば、日本国特開平7-155289号公報に記載されたものがある。

【0007】

日本国特開平7-155289号公報には、内視鏡により取得された画像から暗部領域を抽出した後、該内視鏡の先端部が該暗部領域の中心部へ向かって進行するように制御を行うことが可能な内視鏡装置が提案されている。

【0008】

しかし、日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置は、ジョイスティックの操作に応じて湾曲部の湾曲状態を制御する構成を有するものである。そのため、例えば、知識または経験に乏しい者が日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置を用いたとしても、該内視鏡の先端部を管腔内の所望の位置に配置すること（または所望の方向を向くように配置すること）はなお困難である、という問題点を有している。その結果、日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置においては、実際に操作を行う者（例えば術者等）の知識または経験により内視鏡の挿入性が変化してしまうという、前述の問題点に準ずる課題が生じている。

【0009】

また、日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置は、ジョイスティックの操作に応じて湾曲部の湾曲状態を制御する構成を有するものである。そのため、例えば、知識または経験に乏しい者が日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置を用いたとしても、管腔の屈曲状態にあわせて内視鏡の湾曲部の湾曲操作を行うことはなお困難である、という問題点が生じている。その結果、日本国特開2006-116289号公報に記載の湾曲制御装置においては、実際に操作を行う者（例えば術者等）の知識または経験により内視鏡の挿入性が変化してしまうという、前述の問題点に準ずる課題が生じている。

【0010】

一方、日本国特開平7-155289号公報に記載の技術は、内視鏡の先端部を単に暗部領域の中心部へ向かって進行させてゆく構成であるため、例えば、内視鏡の先端部をひだの表側から裏側へ向けて進行させてゆくような場合において、該ひだの回避が困難な方向へ該先端部が進行してしまう場合がある、という問題点がある。その結果、日本国特開平7-155289号公報の内視鏡装置においては、先端部を所望の方向へ進行させることが困難であることにより、内視鏡の挿入性が低下してしまうという、前述の問題点に準ずる課題が生じている。

【0011】

本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の挿入操作を容易にすることのできる内視鏡システムを提供することを目的としている。

10

【0012】

また、本発明は、前述した事情に鑑みてなされたものであり、内視鏡の挿入性を従来に比べて向上させることのできる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】

【課題を解決するための手段】

【0013】

本発明における内視鏡システムは、被検体の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該被検体の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、少なくとも前記先端部が存在する位置に関する情報を含む位置情報を取得する位置検出部と、前記被写体の像の画像に基づき、前記先端部の通過目標位置を設定する通過目標位置設定部と、前記位置情報及び前記通過目標位置に基づき、前記先端部が通過する経路を推定する経路推定部と、前記通過目標位置及び前記経路に基づき、前記先端部が前記経路に沿って前記通過目標位置に到達するように、前記経路上における湾曲制御目標位置を適宜設定する湾曲制御目標位置設定部と、前記湾曲制御目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、を有することを特徴とする。

20

【0015】

本発明における他の態様の内視鏡システムは、管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、前記被写体の像の2次元画像に基づき、前記管腔の3次元形状データを算出する3次元形状算出部と、前記3次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、前記目標位置設定部により設定された前記目標位置を、前記湾曲部の湾曲量を減少可能な他の目標位置に補正する目標位置補正部と、を具備したことを特徴とする。

30

40

本発明における他の態様の内視鏡システムは、管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、前記被写体の像の2次元画像に基づき、前記管腔の3次元形状データを算出する3次元形状算出部と、前記3次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に關

50

する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、を備え、前記経路は、前記複数の経路点各々と、前記先端部の先端面と、前記2次元画像における最も暗い点とを結ぶ線分として算出されることを特徴とする。

本発明における他の態様の内視鏡システムは、管腔の内部に挿入される挿入部と、該挿入部の先端側に設けられ、該管腔の内部の被写体の像に応じた撮像信号を出力する撮像部を具備した先端部と、該先端部の位置及び向きを該挿入部の挿入方向に対して変更可能な湾曲部と、を有する内視鏡と、前記被写体の像の2次元画像に基づき、前記管腔の3次元形状データを算出する3次元形状算出部と、前記3次元形状データに基づき、前記管腔の切断面を複数取得する切断面取得部と、前記切断面の断面形状に応じた経路点を前記切断面各々において検出し、該経路点各々と前記先端部の先端面とを少なくとも結んでなる経路を算出する経路算出部と、前記経路上において、前記先端部を通過させる目標位置を設定する目標位置設定部と、前記目標位置に基づき、前記湾曲部の湾曲量及び湾曲方向に関する湾曲制御情報を算出する湾曲制御情報算出部と、を備え、前記目標位置設定部は、単位時間あたりの前記先端部の移動距離に基づいて前記目標位置を設定することを特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】本発明の第1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】先端部の通過目標位置、及び、湾曲部に対する湾曲制御内容を各々設定するために行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図3】画像データ内に存在する暗部領域の一例を示す図。

【図4】先端部の通過目標位置を設定するために行われる処理の変形例を示すフローチャート。

【図5】湾曲部に対する湾曲制御内容を設定するために行われる処理の変形例を示すフローチャート。

【図6】図4及び図5のフローチャートの処理の概要に関する模式図。

【図7】本発明の第2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8】図7の端末装置において行われる目標位置検出処理の一例を示すフローチャート。

【図9】図7の端末装置において行われる湾曲制御設定処理の一例を示すフローチャート。

【図10】画像データ内に存在する暗部領域の一例を示す図。

【図11】画像データ内に存在する暗部領域の、図10とは異なる例を示す図。

【図12】画像データ内に存在する暗部領域の、図10及び図11とは異なる例を示す図。

【図13】本発明の第3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14】先端部を通過させる経路を設定するために行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図15】湾曲部に対する湾曲制御内容を設定するために行われる処理の一例を示すフローチャート。

【図16】先端部の現在位置の近傍における管腔の形状の一例を示す図。

【図17】図14のフローチャートの処理の概要に関する模式図。

【図18】先端部を通過させる目標位置を算出する処理の一例を示す図。

【図19】先端部を通過させる目標位置を算出する処理の、図18とは異なる例を示す図。

【図20】図15のフローチャートに追加可能な処理の一例を示す図。

【図21】図20のフローチャートの処理の概要に関する模式図。

【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の形態を説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

(第1の実施形態)

図1は、本発明の第1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、先端部の通過目標位置、及び、湾曲部に対する湾曲制御内容を各々設定するために行われる処理の一例を示すフローチャートである。図3は、画像データ内に存在する暗部領域の一例を示す図である。図4は、先端部の通過目標位置を設定するために行われる処理の変形例を示すフローチャートである。図5は、湾曲部に対する湾曲制御内容を設定するために行われる処理の変形例を示すフローチャートである。図6は、図4及び図5のフローチャートの処理の概要に関する模式図である。

【 0 0 1 9 】

本発明の第1の実施形態に係る内視鏡システム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10a及び10bと、を有して構成されている。

【 0 0 2 0 】

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 1 】

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 2 】

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 3 】

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15aが設けられている。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

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

10

20

30

40

50

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。

【0027】

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。

【0028】

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。

【0029】

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Iaが表示される。

【0030】

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、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。

【0031】

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 C_1 、 C_2 、 \dots 、 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。

【0032】

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 C_1 、 C_2 、 \dots 、 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44が設けられている。

【0033】

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45と、アンプ45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46と、ソースコイル位置/向き検出部46から出力される挿入形状情報に基づいて挿入部11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47と、を有している。これにより、モニタ10bには、前記挿入形状画像信号に応じた挿入部11の挿入形状画像Ibが表示される。

【0034】

端末装置9は、映像処理部37から出力される映像信号と、ソースコイル位置/向き検出部46から出力される挿入形状情報とに基づき、湾曲部16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91を有している。なお、演算処理部91において行われる前記演算の具体的な内容は、後述するものとする。

【0035】

10

20

30

40

50

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 19 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 19 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。

【0036】

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 11 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 19 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 15 a における被写体の撮像が開始されるとともに、挿入部 11 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。

【0037】

被写体の撮像に伴って撮像部 15 a から出力される撮像信号は、ユニバーサルコード 13 及びコネクタ 14 を経てプロセッサ 6 へ出力され、映像処理部 37 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 91 に入力される。また、挿入部 11 に設けられた各ソースコイルにおける磁界の発生に伴い、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 45 により増幅され、ソースコイル位置 / 向き検出部 46 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た後、端末装置 9 の演算処理部 91 に入力される。

【0038】

端末装置 9 の演算処理部 91 は、入力される映像信号と、各ソースコイルの 3 次元座標情報とに基づき処理を行うことにより、先端部 15 の通過目標となる目標位置を設定するとともに、該目標位置の方向へ先端部 15 が向くように湾曲部 16 を湾曲させるための制御内容を設定する。

【0039】

ここで、図 2 及び図 3 を参照しつつ、前記目標位置及び前記制御内容を設定するために演算処理部 91 が行う処理について述べる。

【0040】

演算処理部 91 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 46 から出力される 3 次元座標情報に基づき、先端部 15 の現在の位置及び向きを算出する (図 2 のステップ S1)。

【0041】

また、演算処理部 91 は、入力される映像信号に基づき画像データを取得した (図 2 のステップ S2) 後、該画像データに対してディストーション補正を施す (図 2 のステップ S3)。このような処理により、演算処理部 91 は、入力される映像信号に基づき原画像のモノクロ部分が排除された画像データを取得する。

【0042】

そして、演算処理部 91 は、例えば特開平 2 - 203831 号公報に記載されている方法を用いることにより、図 2 のステップ S3 の処理において取得した画像データにおける暗部領域を検出する (図 2 のステップ S4)。なお、演算処理部 91 は、画像の暗部領域を検出するための方法として、特開平 2 - 203831 号公報に記載されている方法を用いるものに限らず、他の方法を用いるものであっても良い。

【0043】

そして、演算処理部 91 は、図 2 のステップ S4 の処理により検出した暗部領域に基づき、該暗部領域の重心点の 2 次元座標を算出する (図 2 のステップ S5)。具体的には、演算処理部 91 は、例えば図 3 に示すような暗部領域が存在する画像データにおいて、該暗部領域の重心点 Gc の 2 次元座標を算出する。なお、演算処理部 91 は、暗部領域の重心点の 2 次元座標を算出するための処理として、該暗部領域のエッジ上に存在する各点列に応じて算出される図心を該重心点とみなす処理を行うものであっても良いし、また、該暗部領域の 0 次モーメント及び 1 次モーメントを用いて該重心点を算出するものであっても良い。

【0044】

その後、演算処理部 91 は、図 2 のステップ S5 の処理において算出した重心点 Gc の

10

20

30

40

50

2次元座標を、例えばShape From Shading法等の方法を用いることにより3次元座標の目標位置に変換する(図2のステップS6)。

【0045】

すなわち、演算処理部91は、図2のフローチャートの処理において、取得した画像データにおける暗部領域の略中心部を先端部15が通過するように、目標となる3次元座標位置を設定する。

【0046】

演算処理部91は、図2のステップS6において設定した目標位置を先端部15が通過するように、湾曲部16の湾曲量及び湾曲方向を算出する(図2のステップS7)。

【0047】

演算処理部91は、図2のステップS7の処理において算出した湾曲部16の湾曲量及び湾曲方向に基づき、実際に湾曲部16を湾曲させるために必要な情報である、湾曲制御情報の演算を行い(図2のステップS8)、演算結果を湾曲制御部5へ出力した後、一連の処理を図2のステップS1から再度繰り返す。

【0048】

なお、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部16がワイヤの一端側に接続された複数の湾曲コマ等からなり、モータの回転駆動に応じて生じる該ワイヤの緊張または弛緩に伴って自身の湾曲状態を変化させることが可能な構成である場合においては、該モータに接続されるプーリの角度及び該モータに印加する駆動電圧に関する情報として示されるものであるとする。また、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部16が前述した構成以外

【0049】

の他の構成を有している場合においては、該他の構成に応じた情報として示されるものであるとする。

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に示す各処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、内視鏡先端部が管腔内の(暗部の)略中心部を通過するように、すなわち、明確に定められた通過目標位置を該内視鏡先端部が通過するように、内視鏡湾曲部を制御可能な構成を具備している。これにより、本実施形態の内視鏡システム1は、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の挿入操作を容易にすることができる。さらに、本実施形態の内視鏡システム1は、図2に示す各処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の湾曲操作を滑らかにすることができる。

【0050】

また、演算処理部91は、自動湾曲モードにおいて、前述した図2のフローチャートに示す処理を行うものに限らず、例えば図4及び図5のフローチャートに示す処理を行うものであっても良い。

【0051】

ここで、図4を参照しつつ、先端部15の通過目標となる目標位置を設定するために演算処理部91が行う処理について述べる。

【0052】

演算処理部91は、入力される映像信号に基づく画像データを取得した(図4のステップS11)後、該画像データに対してディストーション補正を施す(図4のステップS12)。このような処理により、演算処理部91は、入力される映像信号に基づく原画像のモノクロ部分が排除された画像データを取得する。

【0053】

そして、演算処理部91は、例えば特開平2-203831号公報に記載されている方法等を用いることにより、図4のステップS12の処理において取得した画像データにおける暗部領域を検出する(図4のステップS13)。

【0054】

そして、演算処理部91は、図4のステップS13の処理により検出した暗部領域に基づき、該暗部領域の重心点の2次元座標を算出する(図4のステップS14)。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 4 のステップ S 1 4 の処理において算出した重心点の 2 次元座標を、例えば Shape From Shading 法等の方法を用いることにより 3 次元座標の目標位置に変換した（図 4 のステップ S 1 5 ）後、一連の処理を図 4 のステップ S 1 1 から再度繰り返し行う。

【 0 0 5 6 】

すなわち、演算処理部 9 1 は、図 4 のフローチャートの処理において、取得した画像データにおける暗部領域の略中心部を先端部 1 5 が通過するように、目標となる 3 次元座標位置を設定する。これにより、図 4 の処理により取得される 3 次元座標の目標位置は、例えば、先端部 1 5 が該目標位置を通過した場合、または、暗部領域の形状が変化した場合等に応じて適宜更新される。

10

【 0 0 5 7 】

また、演算処理部 9 1 は、図 5 のフローチャートに示す処理を、図 4 のフローチャートに示す処理に並行して行う。

【 0 0 5 8 】

ここで、図 5 及び図 6 を参照しつつ、湾曲部 1 6 に対する制御内容を設定するために演算処理部 9 1 が行う処理について述べる。

【 0 0 5 9 】

演算処理部 9 1 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 から出力される 3 次元座標情報に基づき、先端部 1 5 の現在の位置及び向きを算出する（図 5 のステップ S 2 1 ）。

20

【 0 0 6 0 】

その後、演算処理部 9 1 は、図 4 の処理により 3 次元座標の目標位置が更新されたか否かを判定する（図 5 のステップ S 2 2 ）。そして、演算処理部 9 1 は、図 4 の処理により 3 次元座標の目標位置が更新された場合、更新された目標位置に対応する先端部 1 5 の経路推定に用いる補間曲線を算出するための処理を行う（図 5 のステップ S 2 3 ）。また、演算処理部 9 1 は、図 4 の処理により 3 次元座標の目標位置が更新されていない場合、該目標位置及び該目標位置へ向かう補間曲線を保持しつつ、後述する図 5 のステップ S 2 4 の処理を行う。

【 0 0 6 1 】

図 5 のステップ S 2 3 の処理において、まず、演算処理部 9 1 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 から出力される 3 次元座標情報に基づき、湾曲部 1 6 に設けられたソースコイルを少なくとも 1 つ以上含む、複数のソースコイルの 3 次元座標位置を取得する。具体的には、演算処理部 9 1 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 から出力される 3 次元座標情報に基づき、例えば図 6 に示すように、先端部 1 5 に設けられたソースコイル C_1 の 3 次元座標位置と、湾曲部 1 6 に設けられたソースコイル C_2 及び C_3 の 3 次元座標位置とからなる、3 つの 3 次元座標位置を取得する。

30

【 0 0 6 2 】

図 5 のステップ S 2 3 の処理において、次に、演算処理部 9 1 は、前述した 3 つの 3 次元座標位置と、図 4 の処理により更新された 3 次元座標の目標位置とに対して Catmull Rom 曲線方程式を適用することにより、パラメトリック曲線を算出する。

40

【 0 0 6 3 】

そして、演算処理部 9 1 は、前記パラメトリック曲線を、図 5 のステップ S 2 3 の処理結果である補間曲線として算出する。これにより、演算処理部 9 1 は、例えば図 6 に示すような、ソースコイル C_1 、 C_2 及び C_3 と、3 次元座標の目標位置 D とを結ぶ曲線 I d を、先端部 1 5 の経路推定に用いる補間曲線として設定する。

【 0 0 6 4 】

すなわち、経路推定部としての演算処理部 9 1 は、図 5 のステップ S 2 3 の処理により算出した補間曲線を、先端部 1 5 が通過する経路として推定する。

【 0 0 6 5 】

なお、本実施形態の演算処理部 9 1 は、ソースコイル C_1 、 C_2 及び C_3 の 3 次元座標

50

位置を用いつつ、前述した補間曲線の設定に関する演算を行うものに限らない。具体的には、本実施形態の演算処理部 9 1 は、湾曲部 1 6 に設けられたソースコイルを少なくとも 1 つ以上含む複数のソースコイルの 3 次元座標位置を用いる限りにおいては、どのソースコイルの 3 次元座標位置を用いつつ前述した補間曲線の設定に関する演算を行うものであっても良い。

【 0 0 6 6 】

一方、演算処理部 9 1 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 4 6 から出力される 3 次元座標情報に基づき、例えば単位時間あたりのソースコイル C_1 の移動速度を算出することにより、 t 秒後の先端部 1 5 の移動距離 L を算出する (図 5 のステップ S 2 4)。

【 0 0 6 7 】

演算処理部 9 1 は、曲線 $I d$ 及び移動距離 L に基づき、湾曲制御目標位置を算出する (図 5 のステップ S 2 5)。

【 0 0 6 8 】

すなわち、演算処理部 9 1 は、図 5 のステップ S 2 5 の処理において、前述したベクトル $V d$ を算出することにより、曲線 $I d$ 上の点であり、かつ、該ベクトル $V d$ の終点である点 P が存在する位置を湾曲制御目標位置として設定する。

【 0 0 6 9 】

そして、演算処理部 9 1 は、図 5 のステップ S 2 5 において設定した湾曲制御目標位置へ先端部 1 5 が向かうように、湾曲部 1 6 の湾曲量及び湾曲方向を算出する (図 5 のステップ S 2 6)。

【 0 0 7 0 】

演算処理部 9 1 は、図 5 のステップ S 2 6 の処理において算出した湾曲部 1 6 の湾曲量及び湾曲方向に基づき、実際に湾曲部 1 6 を湾曲させるために必要な情報である、湾曲制御情報の演算を行い (図 5 のステップ S 2 7)、演算結果を湾曲制御部 5 へ出力した後、一連の処理を図 5 のステップ S 2 1 から再度繰り返し行う。

【 0 0 7 1 】

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 4 及び図 5 に示す各処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、内視鏡湾曲部を比較的緩やかに湾曲させつつ、内視鏡先端部が管腔内の (暗部の) 略中心部を通過するように、該内視鏡湾曲部を制御可能な構成を具備している。これにより、本実施形態の内視鏡システム 1 は、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の挿入操作を容易にすることができる。さらに、本実施形態の内視鏡システム 1 は、図 4 及び図 5 に示す各処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の湾曲操作を滑らかにすることができる。

【 0 0 7 2 】

(第 2 の実施形態)

なお、以降において、第 1 の実施形態と同様の構成を持つ部分、及び、第 1 の実施形態と同様の処理を行う部分については、詳細な説明を適宜省略する。

【 0 0 7 3 】

図 7 から図 1 2 は、本発明の実施形態に係るものである。図 7 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 8 は、図 7 の端末装置において行われる目標位置検出処理の一例を示すフローチャートである。図 9 は、図 7 の端末装置において行われる湾曲制御設定処理の一例を示すフローチャートである。図 1 0 は、画像データ内に存在する暗部領域の一例を示す図である。図 1 1 は、画像データ内に存在する暗部領域の、図 1 0 とは異なる例を示す図である。図 1 2 は、画像データ内に存在する暗部領域の、図 1 0 及び図 1 1 とは異なる例を示す図である。

【 0 0 7 4 】

本発明の実施形態に係る内視鏡システム 1 0 1 は、図 7 に示すように、被検体としての患者の体腔内部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 1 0 2 と、内視鏡 1 0 2 に設けられたコネクタ 1 1 4 の着脱が可能なプロセッサ 1 0 6 と、該患者

10

20

30

40

50

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107と、内視鏡挿入形状検出装置108と、端末装置109と、モニタ110a及び110bと、を有して構成されている。

【0075】

また、プロセッサ106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102に供給する光源部103と、内視鏡102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104と、内視鏡102に対する湾曲制御を行う湾曲制御部105と、ソースコイル駆動部143と、を有している。

【0076】

内視鏡102は、被検体の内部に挿入される細長の挿入部111と、挿入部111の後端に設けられた操作部112と、操作部112から延出されたユニバーサルコード113とを有している。そして、このユニバーサルコード113の後端には、プロセッサ106への着脱が可能なコネクタ114が設けられている。

10

【0077】

挿入部111は、先端側に設けられた硬質の先端部115と、先端部115の後端に接続された湾曲部116と、湾曲部116の後端と操作部112の前端との間に設けられた、可撓性を有する可撓管部117と、を有している。また、挿入部111の内部には、ソースコイル駆動部143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p個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_p が略等間隔に設けられている。

【0078】

先端部115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115aが設けられている。

20

【0079】

操作部112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118と、湾曲部116の湾曲モードを手動湾曲モードまたは自動湾曲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119と、該手動湾曲モードが選択された場合に、湾曲部116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120と、が設けられている。また、可撓管部117の後端側であって、操作部112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139が設けられている。

30

【0080】

内視鏡102の挿入部111等の内部には、光源部103から供給される照明光を先端部115へ伝送するライトガイド121が挿通されている。

【0081】

ライトガイド121の一方の端面（入射端面）は、コネクタ114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121の他方の端面（出射端面）は、先端部115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103から供給された照明光は、コネクタ114がプロセッサ106に接続された状態において、ライトガイド121及び図示しない照明光学系を経た後、撮像部115aの撮像対象となる被写体を照明する。

40

【0082】

光源部103は、例えば白色光である照明光を発するランプ122と、ランプ122が駆動する際に要する電源を供給するランプ駆動部123と、絞り124と、信号処理部104から出力される映像信号に基づいて絞り124の絞り量（開口量）を増減させる絞り制御部125と、絞り124を通過した照明光を集光しつつライトガイド121の入射端面へ供給する集光光学系126と、を有している。

【0083】

絞り制御部125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

50

分値に基づいて絞り 1 2 4 の絞り量（開口量）を増減させることにより、絞り 1 2 4 を通過する照明光の光量を適宜変化させる。

【 0 0 8 4 】

信号処理部 1 0 4 は、撮像部 1 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 1 3 6 と、撮像部 1 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 1 3 7 と、を有している。これにより、モニタ 1 1 0 a には、前記映像信号に応じた内視鏡画像 I a 1 が表示される。

【 0 0 8 5 】

湾曲制御部 1 0 5 は、湾曲モード切替スイッチ 1 1 9 においてなされた指示に基づき、湾曲部 1 1 6 の湾曲モードが手動湾曲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 1 2 0 の傾き方向及び傾き量に基づいて湾曲部 1 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、湾曲制御部 1 0 5 は、湾曲モード切替スイッチ 1 1 9 においてなされた指示に基づき、湾曲部 1 1 6 の湾曲モードが自動湾曲モードに切り替えられた場合には、端末装置 1 0 9 の演算結果に基づいて湾曲部 1 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。

【 0 0 8 6 】

ソースコイル駆動部 1 4 3 は、挿入部 1 1 1 の内部に設けられた p 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_p 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 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。

【 0 0 8 7 】

センスコイルユニット 1 0 7 には、挿入部 1 1 1 の内部に設けられた p 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_p 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 1 4 4 が設けられている。

【 0 0 8 8 】

位置検出部としての機能を有する内視鏡挿入形状検出装置 1 0 8 は、センスコイルユニット 1 0 7 から出力される磁界検出信号を増幅するアンプ 1 4 5 と、アンプ 1 4 5 から出力される磁界検出信号に基づいて p 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_p の 3 次元座標位置及び向きを検出し、3 次元座標情報として出力するソースコイル位置 / 向き検出部 1 4 6 と、ソースコイル位置 / 向き検出部 1 4 6 から出力される 3 次元座標情報に基づいて挿入部 1 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 1 4 7 と、を有している。これにより、モニタ 1 1 0 b には、前記挿入形状画像信号に応じた挿入部 1 1 1 の挿入形状画像 I b 1 が表示される。

【 0 0 8 9 】

端末装置 1 0 9 は、CPU 等からなる演算処理部 1 9 1 を有して構成されている。演算処理部 1 9 1 は、映像処理部 1 3 7 から出力される映像信号と、ソースコイル位置 / 向き検出部 1 4 6 から出力される 3 次元座標情報とに基づき、湾曲部 1 1 6 の湾曲モードが自動湾曲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 1 0 5 へ出力する。なお、演算処理部 1 9 1 において行われる前記演算等の具体的な内容は、後程述べるものとする。

【 0 0 9 0 】

次に、内視鏡システム 1 0 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 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 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 9 1 】

まず、術者は、内視鏡システム 1 0 1 の各部を接続及び起動した後、内視鏡 1 0 2 の挿入部 1 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 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 1 0 2 の撮像部 1 1 5 a における被写体の

10

20

30

40

50

撮像が開始されるとともに、挿入部 1 1 1 に設けられた各ソースコイルにおいて磁界が発生せられ始める。

【 0 0 9 2 】

被写体の撮像に伴って撮像部 1 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 1 3 及びコネクタ 1 1 4 を経てプロセッサ 1 0 6 へ出力され、映像処理部 1 3 7 において映像信号に変換された後、端末装置 1 0 9 の演算処理部 1 9 1 に入力される。また、挿入部 1 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い、センスコイルユニット 1 0 7 から出力される磁界検出信号は、アンプ 1 4 5 により増幅され、ソースコイル位置 / 向き検出部 1 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た後、端末装置 1 0 9 の演算処理部 1 9 1 に入力される。

10

【 0 0 9 3 】

端末装置 1 0 9 の演算処理部 1 9 1 は、入力される映像信号に基づく目標位置検出処理を行うことにより、先端部 1 1 5 の通過目標となる 3 次元座標位置を取得する。

【 0 0 9 4 】

ここで、演算処理部 1 9 1 が行う目標位置検出処理について述べる。

【 0 0 9 5 】

端末装置 1 0 9 の演算処理部 1 9 1 は、入力される映像信号に基づく画像データを取得した (図 8 のステップ S 1 0 1) 後、該画像データに対してディストーション補正を施す (図 8 のステップ S 1 0 2) 。ここまでの処理により、演算処理部 1 9 1 は、入力される映像信号に基づく原画像のモノクロ部分が排除された画像データを取得する。

20

【 0 0 9 6 】

そして、暗部領域検出部としての演算処理部 1 9 1 は、例えば特開平 2 - 2 0 3 8 3 1 号公報に記載されている方法を用いることにより、図 8 のステップ S 1 0 2 の処理において取得した画像データにおける暗部領域を検出する (図 8 のステップ S 1 0 3) 。なお、演算処理部 1 9 1 は、画像の暗部領域を検出するための方法として、特開平 2 - 2 0 3 8 3 1 号公報に記載されている方法を用いるものに限らず、他の方法を用いるものであっても良い。

【 0 0 9 7 】

その後、演算処理部 1 9 1 は、図 8 のステップ S 1 0 3 の処理において検出した暗部領域の形状を推定するためのパラメータを算出する (図 8 のステップ S 1 0 4) 。具体的には、演算処理部 1 9 1 は、暗部領域の形状を推定するためのパラメータとして、例えば、暗部領域の 1 次モーメント m_{11} と、該暗部領域の 2 次モーメント m_{02} と、該暗部領域の 2 次モーメント m_{20} とに基づく数式である、下記数式 (1) 及び (2) を用いた演算を行うことにより、該暗部領域に適合する楕円を当てはめた場合の長軸方向と短軸方向との比 R_i の値を算出する。

30

【 0 0 9 8 】

$$m_{sq} = ((m_{20} - m_{02}) \times (m_{20} - m_{02}) + 4 \times m_{11} \times m_{11})^{1/2}$$

... (1)

$$R_i = (((m_{20} + m_{02}) - m_{sq}) / ((m_{20} + m_{02}) + m_{sq}))^{1/2}$$

... (2)

40

演算処理部 1 9 1 は、図 8 のステップ S 1 0 4 の処理において算出した比 R_i の値が所定の閾値 Th_1 より大きいか否かを判定する (図 8 のステップ S 1 0 5) 。

【 0 0 9 9 】

そして、演算処理部 1 9 1 は、比 R_i の値が所定の閾値 Th_1 以下であることを検出すると、図 8 のステップ S 1 0 3 の処理において検出した暗部領域が例えば図 1 0 に示すような略円形状であると推定した後、該暗部領域の重心点 G_a の 2 次元座標を算出する (図 8 のステップ S 1 1 0) 。なお、演算処理部 1 9 1 は、暗部領域の重心点の 2 次元座標を算出するための処理として、該暗部領域のエッジ上に存在する各点列に応じて算出され

50

る図心を該重心点とみなす処理を行うものであっても良いし、また、該暗部領域の0次モーメント及び1次モーメントを用いて該重心点を算出するものであっても良い。

【0100】

また、演算処理部191は、比 R_i の値が所定の閾値 Th_1 より大きいことを検出すると、図8のステップS103の処理において検出した暗部領域が略円形形状とは異なる他の形状であると判断した後、該暗部領域のエッジを抽出する(図8のステップS106)。具体的には、演算処理部191は、画像データを縮小した後、Canny、SobelまたはLaplacianのいずれかのアルゴリズムを縮小された該画像データに対して適用することにより、該暗部領域のエッジを抽出する。

【0101】

演算処理部191は、図8のステップS106の処理において抽出した暗部領域のエッジに基づき、該エッジの少なくとも一部を外周に含む仮想的な円を形成する(図8のステップS107)。なお、演算処理部191は、前記仮想的な円を形成するための処理として、円ハフ変換に基づく処理を行うものであっても良いし、また、以下に記す処理を行うものであっても良い。

【0102】

演算処理部191は、暗部領域のエッジ上の各点における濃淡勾配方向を検出した後、該濃淡勾配方向各々に基づき、仮想的な円の中心点のおおよその存在範囲を決定する。さらに、演算処理部191は、前記存在範囲内の一の点から暗部領域のエッジ上の各点までの距離を各々算出し、該距離の総和を該一の点における評価値とする。そして、演算処理部191は、前記存在範囲内の全ての点における前記評価値を算出及び比較することにより、前記評価値が最も小さい点を中心点とし、かつ、該中心点から暗部領域のエッジまでの長さを半径とする仮想的な円を形成する。

【0103】

演算処理部191は、図8のステップS107の処理において形成した仮想的な円の直径 d_v が所定の閾値 Th_2 未満であるか否かを判定する(図8のステップS108)。なお、前記閾値 Th_2 は、例えば、図8のステップS102の処理において取得した画像データのサイズ、一般的な管腔の直径の大きさ、または、同一の患者の略同一部位において過去に取得したデータ等を用いて算出される値であるとする。

【0104】

そして、演算処理部191は、仮想的な円の直径 d_v が所定の閾値 Th_2 未満であることを検出すると、該仮想的な円の中心点の2次元座標を算出する(図8のステップS109)。具体的には、演算処理部191は、例えば図11に示すような、曲線形状の暗部領域が存在する画像データにおいて、暗部領域のエッジの少なくとも一部を外周に含む仮想的な円 R_v の中心点 C_v の2次元座標を算出する。

【0105】

また、演算処理部191は、仮想的な円の直径 d_v が所定の閾値 Th_2 以上であることを検出すると、暗部領域の重心点の2次元座標を算出する(図8のステップS110)。具体的には、演算処理部191は、例えば図12に示すような、略円形形状及び曲線形状のうちのいずれの形状にも当てはまらない暗部領域が存在する画像データにおいて、該暗部領域の重心点 G_b の2次元座標を算出する。

【0106】

その後、目標位置設定部としての演算処理部191は、図8のステップS110までの処理において算出した、中心点 C_v 、重心点 G_a または重心点 G_b のいずれかの2次元座標を、例えばShapeFromShading法等の方法を用いることにより3次元座標の目標位置に変換した(図8のステップS111)後、一連の処理を図8のステップS101から再度繰り返し行う。

【0107】

すなわち、前述した目標位置検出処理により、演算処理部191は、例えば図10に示すような、略円形形状の暗部領域が存在する場合においては、該暗部領域を管腔により生

10

20

30

40

50

じたものとみなしつつ、先端部 115 が該管腔の略中心部を通過するように、目標となる 3 次元座標位置を設定する。

【0108】

また、前述した目標位置検出処理により、演算処理部 191 は、例えば図 11 に示すような、曲線形状の暗部領域が存在する場合においては、該暗部領域を管腔の壁面のひだ等により生じたものとみなしつつ、先端部 115 が該壁面側へ向かうことなく、かつ、該管腔内において本来向かうはずの位置を先端部 115 が通過するように、目標となる 3 次元座標位置を設定する。

【0109】

一方、演算処理部 191 は、自動湾曲モードにおける、湾曲部 116 に対する制御内容を設定するための湾曲制御設定処理を、前述した目標位置検出処理に並行して行う。

10

【0110】

ここで、演算処理部 191 が行う湾曲制御設定処理について述べる。

【0111】

演算処理部 191 は、湾曲モード切替スイッチ 119 が自動湾曲モードに切り替えられた直後のタイミングにおいて、先端部 115 を通過させる目標位置の初期設定を行うために、前述した目標位置検出処理を行う（図 9 のステップ S121）。

【0112】

また、演算処理部 191 は、ソースコイル位置 / 向き検出部 146 から出力される 3 次元座標情報に基づき、先端部 115 の現在の位置及び向きを算出する（図 9 のステップ S122）。

20

【0113】

その後、演算処理部 191 は、図 9 のステップ S122 の処理において算出した先端部 115 の現在の位置及び向きと、先端部 115 を通過させる目標位置とを比較することにより、先端部 115 が該目標位置を通過したか否かを判定する（図 9 のステップ S123）。

【0114】

そして、演算処理部 191 は、先端部 115 が目標位置を通過したことを検出すると、新たな目標位置を設定するために、前述した目標位置検出処理を再度行う（図 9 のステップ S124）。また、演算処理部 191 は、先端部 115 が目標位置を通過していないことを検出すると、該目標位置を保持しつつ、引き続き処理を行う。

30

【0115】

演算処理部 191 は、図 9 のステップ S123 またはステップ S124 の処理を経た後、設定した目標位置を先端部 115 が通過するように、湾曲部 116 の湾曲量及び湾曲方向を算出する（図 9 のステップ S125）。なお、本実施形態において、演算処理部 191 は、前述した目標位置検出処理により検出された暗部領域の形状（略円形形状、曲線形状またはその他の形状）に応じ、各々異なる算出方法を用いつつ湾曲部 116 の湾曲量及び湾曲方向を算出するものであっても良い。

【0116】

湾曲制御情報算出部としての演算処理部 191 は、図 9 のステップ S125 の処理において算出した湾曲部 116 の湾曲量及び湾曲方向に基づき、実際に湾曲部 116 を湾曲させるために必要な情報である、湾曲制御情報の演算を行い（図 9 のステップ S126）、演算結果を湾曲制御部 105 へ出力した後、一連の処理を図 9 のステップ S122 から再度繰り返し行う。

40

【0117】

なお、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部 116 がワイヤの一端側に接続された複数の湾曲コマ等からなり、モータの回転駆動に応じて生じる該ワイヤの緊張または弛緩に伴って自身の湾曲状態を変化させることが可能な構成である場合においては、該モータに接続されるプーリの角度及び該モータに印加する駆動電圧に関する情報として示されるものであるとする。また、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部 116 が前述した構

50

成以外の他の構成を有している場合においては、該他の構成に応じた情報として示されるものであるとする。

【0118】

そして、湾曲制御部105は、自動湾曲モードにおいて、端末装置109の演算処理部191から出力される演算結果に基づき、前述した目標位置検出処理において設定した目標位置を常に先端部115が通過するような制御を湾曲部116に対して行うことができる。

【0119】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡システム101は、自動湾曲モードにおいて、内視鏡先端部の位置及び向きが内視鏡挿入部の挿入操作に応じた位置及び向きとなるように、内視鏡湾曲部を制御可能な構成を具備している。これにより、本実施形態の内視鏡システム101は、実際に操作を行う者の知識または経験によることなく、内視鏡の挿入操作を容易にすることができる。

10

【0120】

(第3の実施形態)

なお、以降において、第1の実施形態と同様の構成を持つ部分、及び、第1の実施形態及び第2の実施形態と同様の処理を行う部分については、詳細な説明を適宜省略する。

【0121】

図13から図21は、本発明の実施形態に係るものである。図13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14は、先端部を通過させる経路を設定するために行われる処理の一例を示すフローチャートである。図15は、湾曲部に対する湾曲制御内容を設定するために行われる処理の一例を示すフローチャートである。図16は、先端部の現在位置の近傍における管腔の形状の一例を示す図である。図17は、図14のフローチャートの処理の概要に関する模式図である。図18は、先端部を通過させる目標位置を算出する処理の一例を示す図である。図19は、先端部を通過させる目標位置を算出する処理の、図18とは異なる例を示す図である。図20は、図15のフローチャートに追加可能な処理の一例を示す図である。図21は、図20のフローチャートの処理の概要に関する模式図である。

20

【0122】

本発明の実施形態に係る内視鏡システム201は、図13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202と、内視鏡202に設けられたコネクタ214の着脱が可能なプロセッサ206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207と、内視鏡挿入形状検出装置208と、端末装置209と、モニタ210a及び210bと、を有して構成されている。

30

【0123】

また、プロセッサ206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202に供給する光源部203と、内視鏡202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204と、内視鏡202に対する湾曲制御を行う湾曲制御部205と、ソースコイル駆動部243と、を有している。

40

【0124】

内視鏡202は、被検体の体腔(管腔)内に挿入される細長の挿入部211と、挿入部211の後端に設けられた操作部212と、操作部212から延出されたユニバーサルコード213とを有している。そして、このユニバーサルコード213の後端には、プロセッサ206への着脱が可能なコネクタ214が設けられている。

【0125】

挿入部211は、先端側に設けられた硬質の先端部215と、先端部215の後端に接続された湾曲部216と、湾曲部216の後端と操作部212の前端との間に設けられた、可撓性を有する可撓管部217と、を有している。また、挿入部211の内部には、ソースコイル駆動部243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

50

q 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_q が略等間隔に設けられている。

【0126】

先端部 215 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 215a が設けられている。

【0127】

操作部 212 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 218 と、湾曲部 216 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 219 と、該手動モードが選択された場合に、湾曲部 216 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 220 と、
10
が設けられている。また、可撓管部 217 の後端側であって、操作部 212 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 239 が設けられている。

【0128】

内視鏡 202 の挿入部 211 等の内部には、光源部 203 から供給される照明光を先端部 215 へ伝送するライトガイド 221 が挿通されている。

【0129】

ライトガイド 221 の一方の端面（入射端面）は、コネクタ 214 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 221 の他方の端面（出射端面）は、先端部 215 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 203 から供給された照明光は、コネクタ 214 がプロセッサ 206 に接続された状態において、ライトガイド 221 及び図示しない照明光学系を経た後、撮像部 215a の撮像対象となる被写体を照明する。
20

【0130】

光源部 203 は、例えば白色光である照明光を発するランプ 222 と、ランプ 222 が駆動する際に要する電源を供給するランプ駆動部 223 と、絞り 224 と、信号処理部 204 から出力される映像信号に基づいて絞り 224 の絞り量（開口量）を増減させる絞り制御部 225 と、絞り 224 を通過した照明光を集光しつつライトガイド 221 の入射端面へ供給する集光光学系 226 と、を有している。
30

【0131】

絞り制御部 225 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 224 の絞り量（開口量）を増減させることにより、絞り 224 を通過する照明光の光量を適宜変化させる。
40

【0132】

信号処理部 204 は、撮像部 215a 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 236 と、撮像部 215a 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 237 と、を有している。これにより、モニタ 210a には、前記映像信号に応じた内視鏡画像 Ia2 が表示される。
40

【0133】

湾曲制御部 205 は、湾曲モード切替スイッチ 219 においてなされた指示に基づき、湾曲部 216 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 220 の傾き方向及び傾き量に基づいて湾曲部 216 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、湾曲制御部 205 は、湾曲モード切替スイッチ 219 においてなされた指示に基づき、湾曲部 216 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 209 の演算結果に基づいて湾曲部 216 の湾曲方向及び湾曲角度を変更するための制御を行う。

【0134】

ソースコイル駆動部 243 は、挿入部 211 の内部に設けられた q 個のソースコイル C

10

20

30

40

50

C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_q 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211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。

【0135】

センスコイルユニット207には、挿入部211の内部に設けられた q 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_q 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244が設けられている。

【0136】

内視鏡挿入形状検出装置208は、センスコイルユニット207から出力される磁界検出信号を増幅するアンプ245と、アンプ245から出力される磁界検出信号に基づいて q 個のソースコイル C_1 、 C_2 、 \dots 、 C_q 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246と、ソースコイル位置/向き検出部246から出力される挿入形状情報に基づいて挿入部211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247と、を有している。これにより、モニタ210bには、前記挿入形状画像信号に応じた挿入部211の挿入形状画像Ib2が表示される。

10

【0137】

端末装置209は、映像処理部237から出力される映像信号と、ソースコイル位置/向き検出部246から出力される挿入形状情報とに基づき、湾曲部216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205へ出力する演算処理部291を有している。なお、演算処理部291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。

20

【0138】

次に、内視鏡システム201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219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219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。

【0139】

まず、術者は、内視鏡システム201の各部を接続及び起動した後、内視鏡202の挿入部211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219を自動湾曲モードに切り替える。これに応じて、内視鏡202の撮像部215aにおける被写体の撮像が開始されるとともに、挿入部211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。

30

【0140】

被写体の撮像に伴って撮像部215aから出力される撮像信号は、ユニバーサルコード213及びコネクタ214を経てプロセッサ206へ出力され、映像処理部237において映像信号に変換された後、端末装置209の演算処理部291に入力される。また、挿入部211に設けられた各ソースコイルにおける磁界の発生に伴い、センスコイルユニット207から出力される磁界検出信号は、アンプ245により増幅され、ソースコイル位置/向き検出部246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た後、端末装置209の演算処理部291に入力される。

40

【0141】

端末装置209の演算処理部291は、入力される映像信号と、各ソースコイルの3次元座標情報とに基づく処理を行うことにより、先端部215を通過させる経路を設定するとともに、該経路に略沿って先端部215を進行させるように湾曲部216を湾曲させるための制御内容を設定する。

【0142】

ここで、図14等を参照しつつ、先端部215を通過させる経路を設定するために演算処理部291が行う処理について述べる。

【0143】

50

演算処理部 291 は、入力される映像信号に基づく画像データを取得した（図 14 のステップ S 201）後、該画像データに対してディストーション補正を施す。このような処理により、演算処理部 291 は、入力される映像信号に基づく原画像のモノクロ部分が排除された 2 次元の画像データを取得する。

【0144】

次に、3次元形状算出部としての機能を有する演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 201 の処理により取得した 2 次元の画像データに基づき、例えば Shape From Shading 法等の方法を用いることにより、先端部 215 の現在位置の近傍における管腔の形状を示すデータである、3次元形状データを算出する（図 14 のステップ S 202）。これにより、演算処理部 291 は、先端部 215 の現在位置の近傍における管腔の形状が、例えば図 16 に示すように、体腔内のひだ等による屈曲部を有するものであることを検出する。

10

【0145】

そして、演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 202 の処理により算出した 3次元形状データに対し、例えば、先端部 215 の先端面の所定の位置を原点とするとともに、図 14 のステップ S 201 の処理により取得した画像データの左右方向に相当する軸を x 軸、該画像データの上下方向に相当する軸を y 軸、及び、該画像データの奥行き方向に相当する軸を z 軸とするような局所座標系を設定する（図 14 のステップ S 203）。

【0146】

その後、切断面取得部としての機能を有する演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 201 の処理により取得した画像データと、図 14 のステップ S 202 の処理により算出した 3次元形状データとに基づき、内視鏡 202 の視野範囲内（または先端部 215 が存在する位置の近傍）における K 個の切断面データを取得する（図 14 のステップ S 204）。

20

【0147】

図 14 のステップ S 204 の処理において、まず、演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 201 の処理により取得した画像データと、図 14 のステップ S 202 の処理により算出した 3次元形状データとに基づき、該 3次元形状データ内における暗点（最も暗い点）の位置を検出する。具体的には、演算処理部 291 は、例えば、図 17 に示す点 D b を暗点（最も暗い点）として検出する。

30

【0148】

図 14 のステップ S 204 の処理において、次に、演算処理部 291 は、先端部 215 の先端面の所定の位置から点 D b へ至るベクトルに対して垂直であり、かつ、各々が略等間隔に設定された K 個の平面を用いて 3次元形状データを切断することにより、K 個の切断面データを取得する。具体的には、演算処理部 291 は、例えば、図 17 に示す平面 H 1、H 2、H 3 及び H 4 の 4 つのデータを切断面データとして各々取得する。

【0149】

演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 204 の処理により取得した切断面データに各々付される番号に相当する変数 i ($1 \leq i \leq K$) を 1 に設定した（図 14 のステップ S 205）後、 i 番目の切断面データにおけるエッジを抽出する（図 14 のステップ S 206）。具体的には、演算処理部 291 は、切断面データを縮小した後、Canny、Sobel または Laplacian のいずれかのアルゴリズムを縮小された該切断面データに対して適用することにより、該切断面データのエッジを抽出する。

40

【0150】

演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 206 の処理により抽出された切断面データのエッジが閉曲線であるか否かを判別する（図 14 のステップ S 207）。そして、演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 206 の処理により抽出された切断面データのエッジが閉曲線であることを検出した場合、該切断面データにおける図心を算出する（図 14 のステップ S 208）。また、演算処理部 291 は、図 14 のステップ S 206 の処理により抽出された切断面データのエッジが閉曲線ではないことを検出した場合、該エッジの

50

少なくとも一部を外周に含む仮想的な円を円ハフ変換を用いて形成した後、該仮想的な円の中心点を算出する（図14のステップS209）。

【0151】

すなわち、演算処理部291は、管腔の3次元データにおける切断面の断面形状を抽出し、該断面形状に応じた経路点を該切断面各々において検出するための処理を、図14のステップS206からステップS209までの処理として行っている。

【0152】

演算処理部291は、図14のステップS206からステップS209までに示す処理を変数 $i = K$ になるまで繰り返し行う（図14のステップS210）。これにより、 K 個の切断面データ各々のうち、図14のステップS208を経たものについては切断面データの図心が算出され、また、図14のステップS209を経たものについては切断面データにおける仮想的な円の中心点が算出される。具体的には、演算処理部291は、図14のステップS206からステップS209までに示す処理を繰り返し行うことにより、例えば図17に示すように、平面H1における点E1、平面H2における点E2、平面H3における点E3、及び、平面H4における点E4を各々算出する。

【0153】

その後、経路算出部としての機能を有する演算処理部291は、 K 個の切断面データ各々において図心または仮想的な円の中心点の算出が完了すると、該図心及び該仮想的な円の中心点からなる K 個の点と、先端部215の先端面の所定の位置と、点D_bとの各点を通る線分としての経路線を算出した（図14のステップS211）後、一連の処理を図14のステップS201から再度繰り返し行う。なお、演算処理部291は、例えば、前記各点に対してCatmullRom曲線方程式を適用することにより算出したパラメトリック曲線を、前記経路線として算出するものとする。具体的には、演算処理部291は、図14のステップS211に示す処理により、例えば図17に示すように、経路点としての点E1、E2、E3及びE4と、先端部215の先端面の所定の位置と、点D_bとの各点を通る曲線I_cを経路線として算出する。

【0154】

また、演算処理部291は、図15のフローチャートに示す処理を、図14のフローチャートに示す処理に並行して行う。

【0155】

演算処理部291は、ソースコイル位置/向き検出部246から出力される3次元座標情報に基づき、先端部215の現在の位置及び向きを算出する（図15のステップS221）。

【0156】

その後、演算処理部291は、後述する処理により設定される、先端部215を通過させる目標位置を先端部215が通過したか否かを判定する（図15のステップS222）。そして、演算処理部291は、目標位置を先端部215が通過した場合、図14のフローチャートの処理により、先端部215の先端面の所定の位置を起点とした新たな経路線を算出する（図15のステップS223）。また、演算処理部291は、目標位置を先端部215が通過していない場合、該目標位置及び該目標位置に係る経路線を保持しつつ、図15のステップS224の処理を引き続き行う。

【0157】

すなわち、経路算出部としての機能を有する演算処理部291は、後述する処理により設定される目標位置を先端部215が通過する毎に、先端部215の先端面の所定の位置を起点とした新たな経路線を算出するための処理を行う。

【0158】

演算処理部291は、ソースコイル位置/向き検出部246から出力される3次元座標情報に基づき、例えば単位時間当たりのソースコイルC₁の移動速度を算出することにより、 t 秒後の先端部215の移動距離 r_1 を算出する（図15のステップS224）。

【0159】

10

20

30

40

50

演算処理部 291 は、経路線 I c 及び移動距離 r 1 に基づき、先端部 215 を通過させる目標位置を算出する（図 15 のステップ S 225）。

【0160】

図 15 のステップ S 225 の処理において、演算処理部 291 は、図 18 に示すように、先端部 215 の先端面の所定の位置を中心点とし、かつ、移動距離 r 1 を半径とした仮想的な球 B r 1 を設定した後、該仮想的な球 B r 1 と曲線 I c とが交わる点 Q の 3 次元座標位置を算出する。そして、演算処理部 291 は、前記点 Q の 3 次元座標位置を、先端部 215 を通過させる目標位置として算出する。

【0161】

また、本実施形態の演算処理部 291 は、図 15 のステップ S 225 の処理において、点 Q の 3 次元座標位置を目標位置として算出した後、以降に記す処理をさらに行うことにより、該目標位置の補正を行うものであっても良い。

10

【0162】

具体的には、演算処理部 291 は、点 Q の 3 次元座標位置を算出した後、例えば図 19 に示すように、点 Q を含み、かつ、先端部 215 の先端面の所定の位置から点 D b へ至るベクトルに対して垂直な平面 H a を算出する。

【0163】

そして、演算処理部 291 は、点 Q を中心点とし、かつ、平面 H a 上に存在する半径 r 2 の仮想的な円 B r 2 を形成した後、該円 B r 2 上の各点のうち、経路線 I c と同一平面上に存在する点 T の 3 次元座標位置を、補正後の目標位置として算出する。

20

【0164】

すなわち、目標位置補正部としての機能を有する演算処理部 291 は、以上に述べた処理を行うことにより、点 Q を目標位置とした場合に比べて湾曲部 216 の湾曲量を減少可能な、補正後の目標位置としての点 T の 3 次元座標位置を算出することができる。

【0165】

一方、演算処理部 291 は、図 15 のステップ S 225 において設定した目標位置へ先端部 215 が向かうように、湾曲部 216 の湾曲量及び湾曲方向を算出する（図 15 のステップ S 226）。

【0166】

演算処理部 291 は、図 15 のステップ S 226 の処理において算出した湾曲部 216 の湾曲量及び湾曲方向に基づき、実際に湾曲部 216 を湾曲させるために必要な情報である、湾曲制御情報の演算を行い（図 15 のステップ S 227）、演算結果を湾曲制御部 205 へ出力した後、一連の処理を図 15 のステップ S 221 から再度繰り返し行う。

30

【0167】

なお、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部 216 がワイヤの一端側に接続された複数の湾曲コマ等からなり、モータの回転駆動に応じて生じる該ワイヤの緊張または弛緩に伴って自身の湾曲状態を変化させることが可能な構成である場合においては、該モータに接続されるプーリの角度及び該モータに印加する駆動電圧に関する情報として示されるものであるとする。また、前述した湾曲制御情報は、例えば、湾曲部 216 が前述した構成以外の他の構成を有している場合においては、該他の構成に応じた情報として示されるものであるとする。

40

【0168】

以上に述べたように、本実施形態の内視鏡システム 201 は、図 14 及び図 15 に示す各処理を自動湾曲モードにおいて行うことにより、例えば図 16 に示すような、管腔内において屈曲部を形成するひだ等に内視鏡先端部を接触させることなく、該ひだ等の裏側（の管腔）へ向けて該内視鏡先端部が進行するように、内視鏡湾曲部を制御可能な構成を具備している。これにより、本実施形態の内視鏡システム 201 は、内視鏡の挿入性を従来に比べて向上させることができる。

【0169】

なお、本実施形態の演算処理部 291 は、図 20 のフローチャートに示す処理を、図 1

50

5のステップS223とステップS224との間においてさらに行うものであっても良い。

【0170】

まず、演算処理部291は、図15のステップS223において算出した経路線の曲率半径Fを算出する(図20のステップS231)。

【0171】

次に、演算処理部291は、図20のステップS231の処理により算出した曲率半径Fが閾値THFより大きいかなかを判定する(図20のステップS232)。そして、演算処理部291は、曲率半径Fが閾値THFより大きい場合、後述する図20のステップS233の処理を行う。また、演算処理部291は、曲率半径Fが閾値THF以下である

10

【0172】

演算処理部291は、曲率半径Fが閾値THFより大きい場合において、図14のステップS211において算出した経路線全体を含む平面Hbを算出する(図20のステップS233)。

【0173】

その後、演算処理部291は、図14のステップS202において算出した3次元形状データと、図14のステップS211において算出した経路線とを、平面Hbの座標系へ投影する(図20のステップS234)。

20

【0174】

なお、平面Hbの座標系は、例えば図21に示すように、図14のステップS211において算出した経路線において分散の最も大きい軸を第1主成分軸とし、該経路線における山の方向を第2主成分軸として定められるものである。そして、管腔の形状を示す3次元形状データ及び経路線は、図20のステップS234の処理により、例えば図21に示すような状態として平面Hbの座標系へ各々投影される。

【0175】

演算処理部291は、平面Hbの座標系へ投影された経路線の第2主成分を略全般的に減少させるための変換処理を行う(図20のステップS235)。これにより、演算処理部291は、変換処理後の経路線として、例えば図21に示すような経路線を取得する。

30

【0176】

そして、演算処理部291は、変換処理後の経路線を、例えば図14のステップS203の処理により設定された座標系である、3次元形状データの座標系へ逆投影することにより(図20のステップS236)新たな経路線を得た後、前述した図15のステップS224の処理を引き続き行う。

【0177】

以上に述べた処理を図15のステップS223とステップS224との間においてさらに行うことにより、本実施形態の演算処理部291は、管腔内の極端に屈曲した部位の内周側の壁面近傍を通るように先端部215を進行させるための経路線を算出することができる。

40

【0178】

なお、図20のフローチャートに示す処理は、図20のステップS232の判定条件及びステップS235の変換処理の内容を適宜変更することにより、例えば、胃等の径の大きな管腔の表面(胃壁)に沿うように先端部215を進行させるための経路線を算出する場合においても適用することができる。

【0179】

すなわち、本実施形態において、演算処理部291が図20のフローチャートに示す処理をさらに行うことにより、先端部215を管腔の表面に接触させることなく、該管腔の表面の状態をより詳細に観察することが可能となる。

【0180】

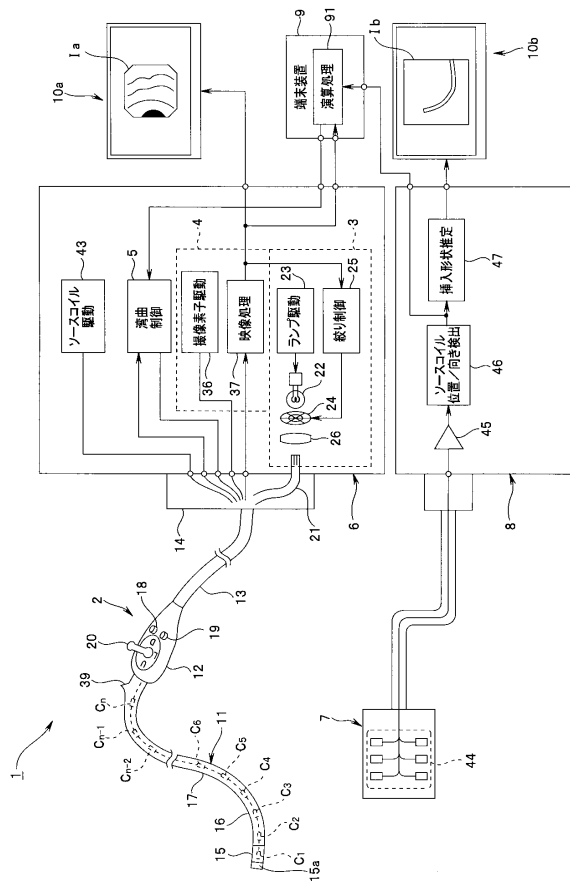
50

なお、本発明は、上述した各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。

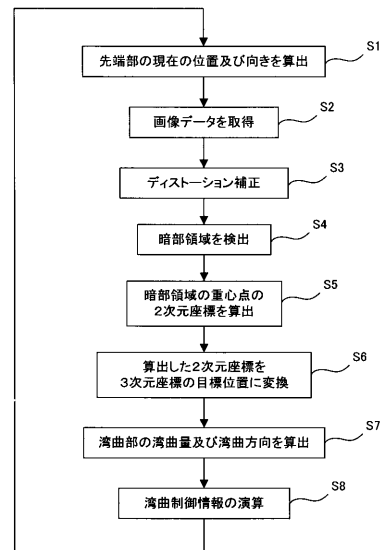
【0181】

本出願は、2007年11月29日に日本国に出願された特願2007-309232号、2007年11月29日に日本国に出願された特願2007-309233号、及び、2007年12月7日に日本国に出願された特願2007-317369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。

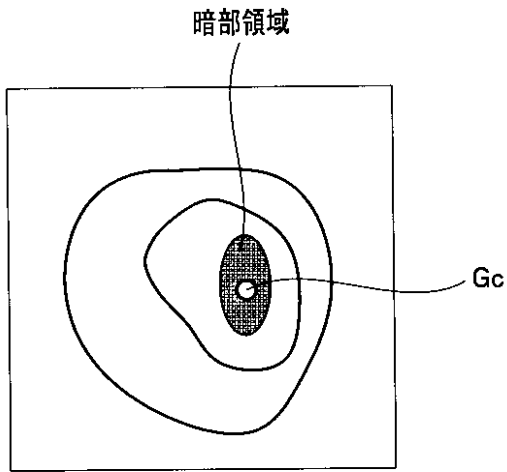
【図1】



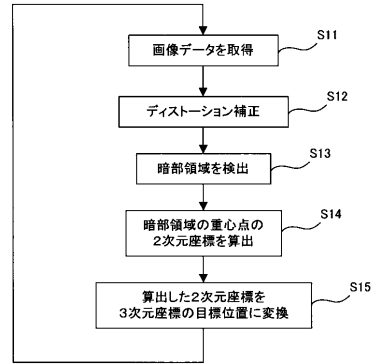
【図2】



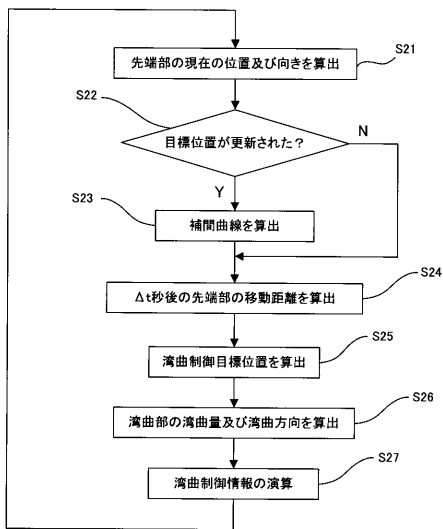
【図3】



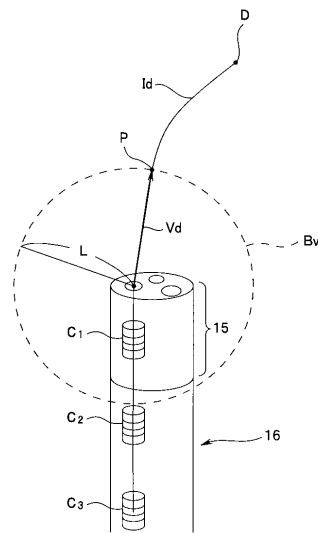
【図4】



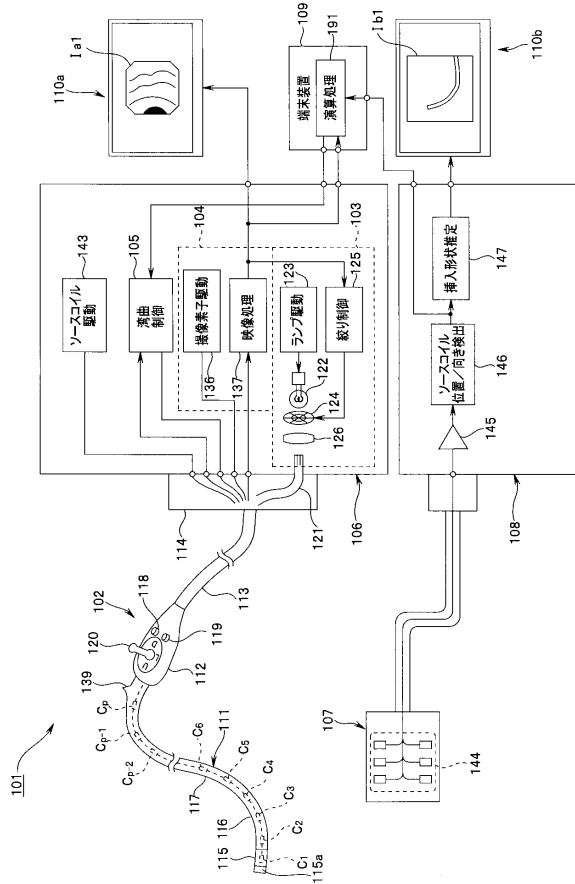
【図5】



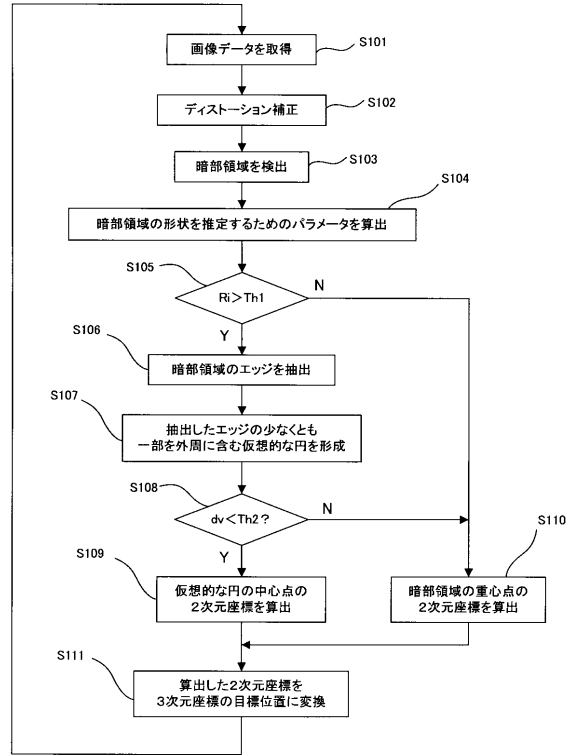
【図6】



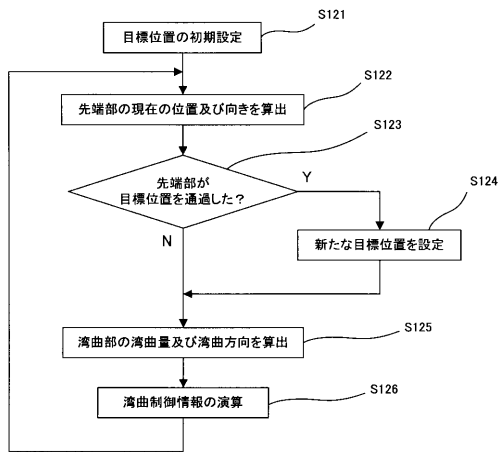
【図7】



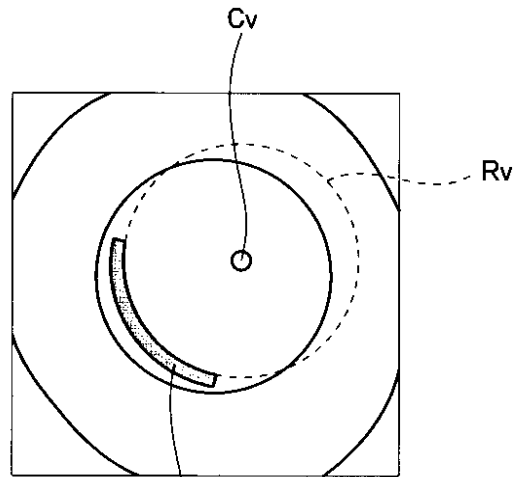
【図8】



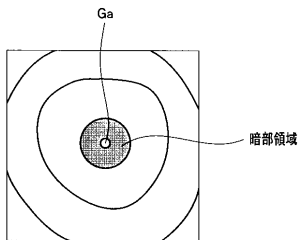
【図9】



【図11】

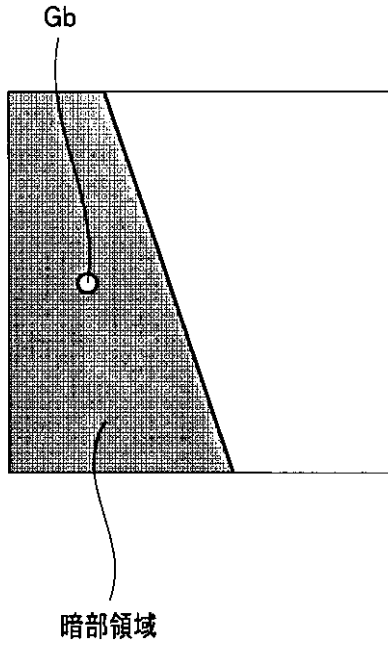


【図10】

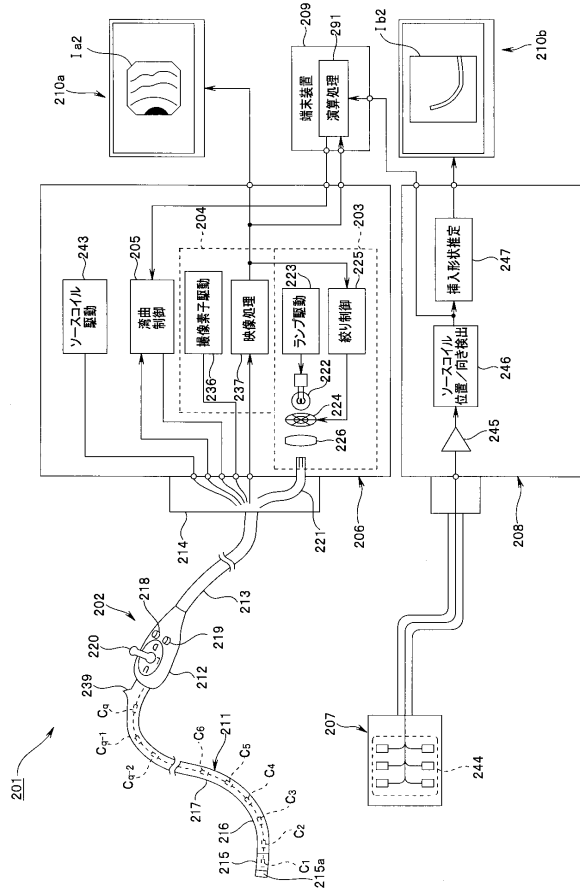


暗部領域

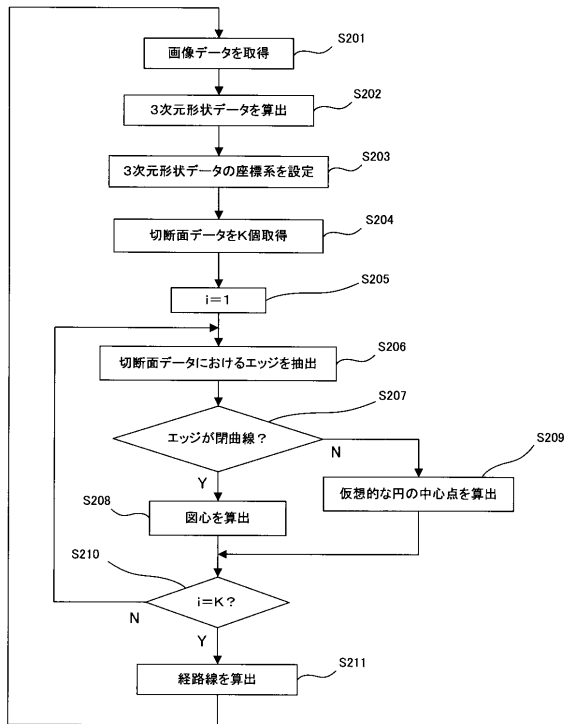
【図12】



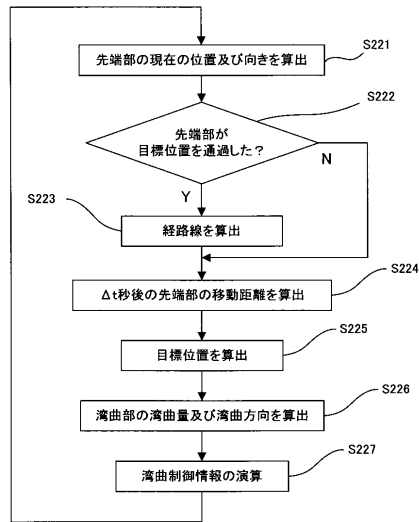
【図13】



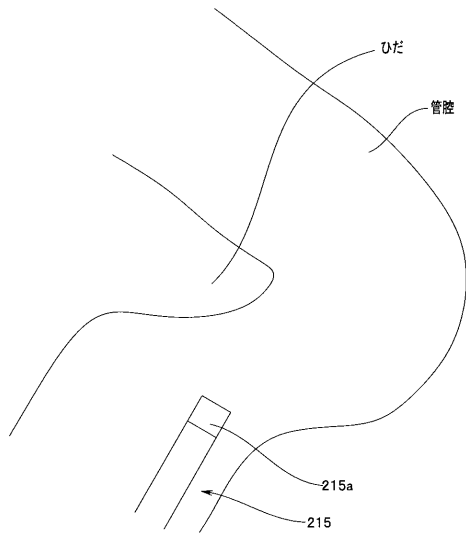
【図14】



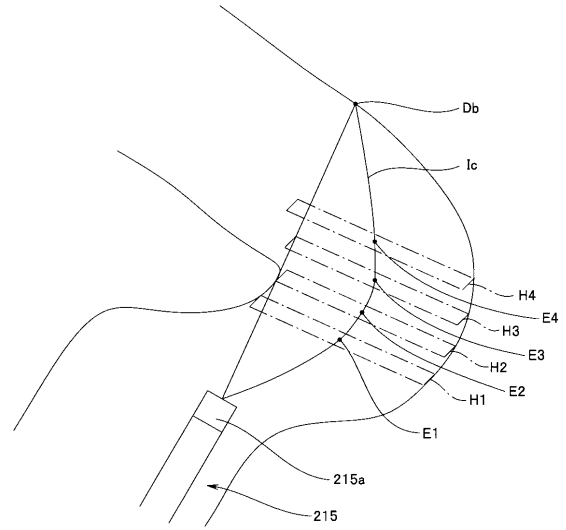
【図15】



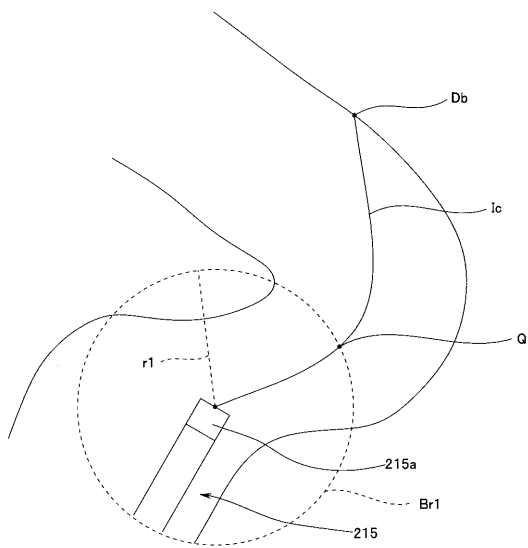
【図16】



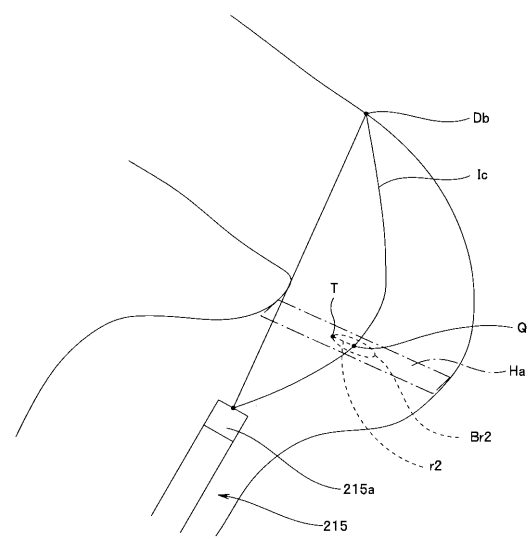
【図17】



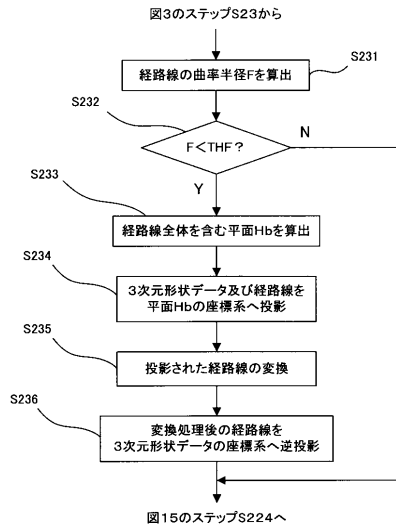
【図18】



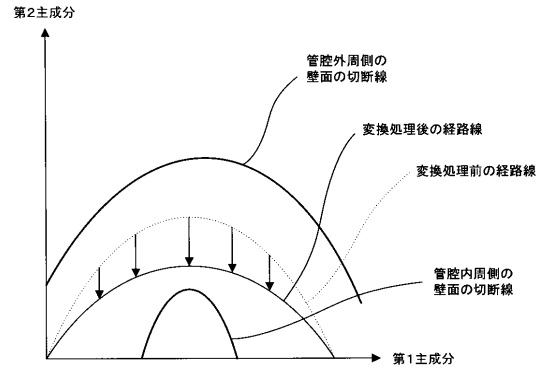
【図19】



【図20】



【図21】



フロントページの続き

審査官 長井 真一

- (56)参考文献 特開平05 - 228102 (JP, A)
特開平11 - 337845 (JP, A)
特開2005 - 520590 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 1/04

G02B 23/24

专利名称(译)	内窥镜系统		
公开(公告)号	JP5085662B2	公开(公告)日	2012-11-28
申请号	JP2009543714	申请日	2008-10-16
[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 長谷川潤 中村俊夫		
发明人	田中 秀樹 長谷川 潤 中村 俊夫		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24		
CPC分类号	G02B23/2476 A61B1/0005 A61B1/0051 A61B1/0052 A61B1/042 A61B5/065 H04N7/185		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/04.372 G02B23/24.B		
代理人(译)	伊藤 进		
审查员(译)	永井伸一		
优先权	2007309232 2007-11-29 JP 2007309233 2007-11-29 JP 2007317369 2007-12-07 JP		
其他公开文献	JPWO2009069394A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的内窥镜系统包括插入部分，设置在插入部分的尖端侧的尖端部分，并包括根据对象的图像输出成像信号的成像部分，并插入尖端部分的位置和取向。具有相对于该部分的插入方向可改变的弯曲部分的内窥镜，位置检测部分获取包括关于存在尖端部分的位置的信息的位置信息，以及基于对象的图像的图像的尖端前端部分是基于通过目标位置设定部分的路径，该通过目标位置设定部分设定单元的经过目标位置，路径估计部分基于位置信息和经过目标位置估计尖端部分通过的路径，曲率控制目标位置设定单元适当地设定路径上的曲率控制目标位置，以便沿曲线到达通过目标位置，并且基于曲率控制目标位置计算弯曲部分的曲率量和曲率方向。以及控制信息计算单元那。

【图1】

