

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4914735号
(P4914735)

(45) 発行日 平成24年4月11日(2012.4.11)

(24) 登録日 平成24年1月27日(2012.1.27)

(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	17/32	(2006.01)	A 6 1 B	1/00	3 3 4 D
A 6 1 B	17/28	(2006.01)	A 6 1 B	17/32	3 3 0
H O 4 N	7/18	(2006.01)	A 6 1 B	17/28	3 1 0
			H O 4 N	7/18	M

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2007-33824 (P2007-33824)
 (22) 出願日 平成19年2月14日(2007.2.14)
 (65) 公開番号 特開2008-194302 (P2008-194302A)
 (43) 公開日 平成20年8月28日(2008.8.28)
 審査請求日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(73) 特許権者 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43番2号
 (74) 代理人 100091351
 弁理士 河野 哲
 (74) 代理人 100088683
 弁理士 中村 誠
 (74) 代理人 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司
 (74) 代理人 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100084618
 弁理士 村松 貞男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具の位置制御を行う内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

体腔内の病変部を観察するための画像を撮像する内視鏡と、
 前記内視鏡内を挿通して先端部から移動可能に延出し、前記病変部に処置を施す第1の
 処置具と、

前記内視鏡内を挿通して先端部から移動可能に延出し、前記第1の処置具により処置さ
 れた前記病変部の一部を把持する第2の処置具と、

前記内視鏡の先端部の動きを検出する動き検出部と、

前記動き検出部の検出結果による動き方向と動き量を検出し、前記第1の処置具を動く
 直前の処置位置に戻すように、前記内視鏡の先端部の湾曲を制御する制御部と、
 を具備することを特徴とする処置具の位置制御を行う内視鏡システム。

10

【請求項2】

前記第1の処置具と前記第2の処置具は、前記内視鏡内を挿通し前記先端部から進退可
 能に延出する多関節アームの先端に設けられることを特徴とする請求項1に記載の処置具
 の位置制御を行う内視鏡システム。

【請求項3】

前記動き検出部は、前記内視鏡が撮像した画像処理を行う画像処理部と、
 前記画像処理部により得られた画像データに基づき前記内視鏡の先端部の動き及びその
 移動位置を推定する動き推測部と、で構成され、

前記内視鏡が観察するために時系列的に連続して撮像した画像を時間的な前後で順次比

20

較し、比較結果より前記内視鏡の先端部の動き方向と動き量を検出することを特徴とする請求項 1 に記載の処置具の位置制御を行う内視鏡システム。

【請求項 4】

前記動き検出部は、

前記体腔内に挿入される前記内視鏡の先端部内に配置された磁界発生コイルと、

前記磁界発生コイルが発生させた磁界を検出し、前記磁界発生コイルの位置を座標として、内視鏡先端の位置及び動き量を推定する位置推定部と、で構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の処置具の位置制御を行う内視鏡システム。

【請求項 5】

前記制御部は、

前記動き検出部から検出された前記動き量が予め閾値を越えた際に、前記動き方向と動き量に基づき、前記内視鏡の先端部を前記動きと逆方向に移動させることを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の処置具の位置制御を行う内視鏡システム。

【請求項 6】

前記制御部は、

前記動き検出部の検出結果に基づき、前記内視鏡の先端部を湾曲させる際に、前記病変部を把持する状態の前記第 2 の処置具が前記動き後の把持位置を維持するように、前記多関節アームの屈曲状態及び延出状態を前記先端部の湾曲に従って駆動させることを特徴とする請求項 2 に記載の処置具の位置制御を行う内視鏡システム。

【請求項 7】

前記制御部は、

前記内視鏡が観察するために時系列的に連続して撮像した画像を時間的な前後で順次比較し、比較結果より前記内視鏡の先端部の動き方向と動き量を検出し、前記内視鏡の先端部に対する湾曲制御量を生成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 8】

前記制御部は、

前記体腔内に挿入される前記内視鏡の先端部内に配置された磁界発生コイルから発生された磁界を検出し、前記磁界発生コイルの位置を座標として、内視鏡先端の位置及び動き量を推定し、前記内視鏡の先端部に対する湾曲制御量を生成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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置の鉗子チャンネルに挿通される処置具及び鉗子等の処置具の位置制御を行う内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、体腔内の病変等を観察する機器として、内視鏡装置が知られている。この内視鏡装置は、体腔内に挿入される内視鏡の挿入部の先端部分又は、装置本体内に撮像部が設けられ、所望する観察対象を画像としてモニタに表示している。この挿入部は、可撓性を有し、基端側から先端部まで貫通するチャンネル（鉗子チャンネル）が設けられている。必要に応じて鉗子チャンネルの挿入口から鉗子やナイフ（電気メス）等の処置具が挿通され、内視鏡画像を観察しながら、病変等に対して種々の処置を施すことができる。

【0003】

また近年、術者に対する内視鏡操作の負担を軽減するために、例えば、特許文献 1 に開示されるような電動化された内視鏡装置が提案されている。また、処置具においても、術者に対する操作の負担を軽減に加えて、手術時間の短縮による患者への負担を軽減するために、例えば、特許文献 2 に開示される電動化及びロボット化された処置具が提案されている。

【特許文献 1】特許第 3007715 号

10

20

30

40

50

【特許文献2】特開2003-127076号公報

【特許文献3】特許第3236070号

【特許文献4】特許第3571675号

【特許文献5】特許第3347385号

【特許文献6】特開平9-26547号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前述したように、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通した処置具により病変等の切除・剥離する手術が行われている。この時、ナイフで切除された粘膜を把持鉗子で引上げることに
10
より、粘膜と筋層の間の視野を確保しながら病変を剥離する場合、剥離された粘膜が大きくなってくるとその重みの増加又は、把持鉗子による引き上げ力量の増加により、内視鏡が重力方向又は把持鉗子による引き上げ方向とは逆方向に動きが発生する。その動きにより電気メスの先端も移動し、処置位置から離れてしまう事態が発生する。

【0005】

従って、術者は内視鏡又は電気メスを操作して、ナイフの先端を元の処置位置に戻すための移動を行う必要がある。その移動の間は、処置が中断され、その操作も煩雑になっ
20
ている。また、内視鏡の先端より処置具を延出させて処置を行っている為、特許文献3に開示されるような処置具の先端の動きに対応して、内視鏡を移動させる技術では、このような課題を十分に解決できるとは言えない。

【0006】

そこで本発明は、処置時に病変部から剥離され把持されている粘膜の荷重増加又は把持鉗子による引き上げ力量の増加による内視鏡先端部の動きを推定し、推定結果から内視鏡の先端部を元の位置へ移動させることで、処置具が処置位置から離れることなく、処置作業を継続することを可能にする処置具の位置制御を行う内視鏡システムを提供することを
30
目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は上記目的を達成するために、体腔内の病変部を観察するための画像を撮像する内視鏡と、前記内視鏡内を連通して先端部から移動可能に延出し、前記病変部に処置を施
30
す第1の処置具と、前記内視鏡内を挿通して先端部から移動可能に延出し、前記第1の処置具により処置された前記病変部の一部を把持する第2の処置具と、前記内視鏡の先端部の動きを検出する動き検出部と、前記動き検出部の検出結果による動き方向と動き量を検出し、前記第1の処置具を動く直前の処置位置に戻すように、前記内視鏡の先端部の湾曲を制御する制御部と、を具備する処置具の位置制御を行う内視鏡システムを提供する。

【0008】

また、本発明は、体腔内を内視鏡で時系列的に撮像された画像を観察しつつ、前記内視鏡内を連通して先端部から移動可能に延出した第1、第2の処置具で画像内の病変部に処置を施すときの前記第1、第2の処置具の位置を制御する方法であって、前記第1の処置具により前記病変部から剥離された病変部の一部を前記第2の処置具が把持する処置を行
40
い、前記画像に含まれる前記内視鏡の先端部に動きが検出された際には、前記動きによる前記内視鏡の先端部の動き方向と動き量を検出し、前記第1の処置具を動く直前の処置位置に戻すように、前記内視鏡の先端部の湾曲を駆動する内視鏡システムの処置具の位置制御方法を提供する。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、処置時に病変部から剥離され把持されている粘膜の荷重増加又は把持鉗子による引き上げ力量の増加による内視鏡先端部の動きを推定し、推定結果から内視鏡の先端部を元の位置へ移動させることで、処置具が処置位置から離れることなく、処置作業を継続することを可能にする処置具の位置制御を行う内視鏡システム及びその位置制御
50

方法を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施形態について詳細に説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態に係る処置具の位置制御を行う内視鏡システムの全体構成を示す図である。

この内視鏡システムは、大別して、内視鏡装置1と2つの処置具を備える処置具装置2により構成される。本実施形態における処置具は、多関節構造（屈曲、軸方向の回転等）を有するナイフ31と把持鉗子34を例として、それぞれの処置具は、2つの入力装置（ジョイスティック）41, 42のそれぞれの操作に従って、各関節を動作させるマスタスレーブ型の電動処置具である。また、本発明は、挿入部先端に撮像素子を設けた電子内視鏡及び、ファイバースコープで導かれた光像を撮像する内視鏡に適用できるが、以下に説明する実施形態では、電子内視鏡を一例として説明する。

【0011】

まず、内視鏡装置について説明する。内視鏡装置1は、内視鏡本体3と装置本体4とで構成される。内視鏡本体3は、体腔内に挿入される挿入部3aと、挿入部3aの先端側に設けられた湾曲部3bを湾曲させる操作部3cとで構成される。

【0012】

挿入部3aには、基端側に開口された挿入口3dから先端部3eまで貫通する複数の穴、所謂、鉗子チャンネルの鉗子口5と、観察視野を照明するための照明光を伝搬するライトガイドファイバ6等が設けられている。さらに先端部3eには、CCD等の撮像素子及び光学系を含む撮像部7が設けられる。撮像部7により撮像された病変等の画像データは、操作部3cを通じて、ケーブル（ライトガイドファイバ及び画像信号線及び制御信号線等を含む）3gで接続される装置本体4の後述する画像処理部8に送出される。

【0013】

操作部3cは、電動湾曲操作部であり、ジョイスティック22が接続されている。操作者又は術者がジョイスティック22を操作して、湾曲部3bを湾曲させて、処置対象となる病変部12の処置状態を観察視野（又は、撮像視野）内に入れている。この観察視野には、後述する把持鉗子34やナイフ31の先端部が含まれている。

【0014】

操作部3cには、湾曲部3bに一端が接続される複数のワイヤ23と、各ワイヤ23の他端に連結する複数のプーリ24と、各プーリ24が回転軸に嵌装された複数のモータ25と、それぞれのモータ25を個別に駆動するドライバ26と、各モータ25に設けられたエンコーダ27と、エンコーダ27が検出した値に基づき、モータドライバ26を制御する湾曲制御部28と、を備えている。エンコーダ27は、回転数に対応した信号を生成し、処置具制御部35に送出して、モータ25に対するフィードバック制御を行う。

【0015】

また、操作部3cは、装置本体4との間をケーブル29で接続される。このケーブル29には、照明光を送光するライトガイドファイバと画像信号線及び制御信号線等からなる信号線を含んでいる。

【0016】

さらに、装置本体4は、撮像部7により撮像された画像データに対して種々の画像処理やデータ処理を行う画像処理部8と、ライトガイドファイバを通じて照明光窓6から観察視野に照射する照明光を生成する光源部9と、内視鏡システム全体の制御及び後述する動きに関する処理を行う動き推測部を含む制御部10と、撮像された画像及びその画像に関するデータ及び装置状態や操作指示等を表示するモニタ11とで構成される。この制御部10は、機能の1つとして、後述する動きによる移動位置や移動方向を推測し、元の位置（処置位置）に戻す移動（方向及び距離）を算出するための演算処理を行う動き推測部を備えている。尚、本実施形態では、照明光をライトガイドファイバで送光する構成を示したが、内視鏡装置の先端部3eに発光ダイオード等の光源を設けてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

処置具装置 2 は、病変部 1 2 に処置を施す処置具で、例えば、多関節アーム 3 2 の先端に取り付けられた高周波電気メス等のナイフ 3 1 と、多関節アーム 3 3 の先端に取り付けられてナイフ 3 1 で剥離される粘膜等を把持する把持鉗子 3 4 と、ナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 をそれぞれに制御する処置具制御部 3 5 と、処置具制御部 3 5 の制御信号に基づきナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 を駆動する処置具駆動部（ナイフ用モータユニット 3 6 及び鉗子用モータユニット 3 7）と、ナイフ 3 1 に高周波電源を供給する電源装置 3 8 とで構成される。処置具制御部 3 5 には、術者の手操作によりナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 の移動や姿勢を指示する入力装置であるジョイスティック 4 1, 4 2 が接続されている。また、電源装置 3 8 には、術者の足操作によりナイフ 3 1 に供給する高周波電源の印加を指示するためのフットスイッチ 5 1 と、電源装置 3 8 に接続され処置される患者の体表面に貼られる対極板 5 2 とを備えている。

10

【 0 0 1 8 】

ナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 は、多関節アーム 3 2, 3 3 を介して、鉗子チャンネルに挿通され進退可能で軟性な特性を有する処置具挿入部 3 1 a, 3 4 a に連結される。処置具挿入部 3 1 a, 3 4 a の基端側は、それぞれのナイフ用モータユニット 3 6 及び鉗子用モータユニット 3 7 に接続されている。このような構成により、ナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 は、体腔内で 3 次元的に移動可能である。本実施形態では、多関節アーム 3 2, 3 3 は、例えば、複数の関節と短小なロッドを組み合わせた構造を採用している。この多関節以外にも、可動部としては、例えば円柱形状に形成した圧電素子等種々の構成部位を用いることができる。また関節の駆動はワイヤだけでなく、小型モータや磁力を駆動源としても実現可能である。

20

【 0 0 1 9 】

ナイフ用モータユニット 3 6 は、処置具挿入部 3 1 a 内を通り多関節アーム 3 2 の各関節に一端が接続されるワイヤ 4 3 と、ワイヤ 4 3 の他端と連結したプーリ 4 4 と、プーリ 4 4 が回転軸に嵌装されたモータ 4 5 とで構成される。同様に、鉗子用モータユニット 3 7 は、処置具挿入部 3 4 a 内を通り多関節アーム 3 3 の各関節に一端が接続されるワイヤ 4 6 と、ワイヤ 4 6 の他端と連結したプーリ 4 7 と、プーリ 4 7 が回転軸に嵌装されたモータ 4 8 とで構成される。これらのモータ 4 5, 4 8、ケーブル 4 9, 5 0 により処置具制御部 3 5 に接続され、個々に駆動制御される。

30

【 0 0 2 0 】

この処置具制御部 3 5 は、術者によるジョイスティック 4 1, 4 2 の操作量に応じて、各モータ 4 5, 4 8 を駆動させる制御信号をモータドライバ 6 5 に送信し、各モータ 4 5, 4 8 をそれぞれ回転させる。各モータ 4 5, 4 8 には、回転数を計測する図示しないエンコーダがそれぞれに取り付けられている。エンコーダは、回転数に対応した信号を生成し、処置具制御部 3 5 に送出して、モータ 4 5, 4 8 に対するフィードバック制御が行われる。この構成により、モータ 4 5, 4 8 が回転され、プーリ 4 4, 4 7 に巻き取られるワイヤ 4 3, 4 6 の牽引力で、多関節アーム 3 2, 3 3 の各関節が屈曲される。また、モータユニット 3 6, 3 7 内に設けられた図示しないアクチュエータにより、処置具挿入部 3 1 a, 3 4 a を進退、回転させることによって、ナイフ 3 1 の回転及び進退、把持鉗子 3 4 の回転、進退及びジョーの開閉を行っている。

40

【 0 0 2 1 】

処置具制御部 3 5 は、ジョイスティック 4 1, 4 2 からの指示及び、図示しない操作パネル等の入力部位から機能の制御条件やパラメータを入力する機能制御入力部 6 1 と、各種の演算処理及び各構成部位への指示を行う中央処理部（CPU）6 2 と、画像及び通信データ等を保存するメモリ 6 3 と、モータユニット 3 6, 3 7 内の各モータ 4 5, 4 8 を駆動制御するモータドライバ 6 5 で構成される。尚、処置具制御部 3 5 は、モータユニット 3 6, 3 7 及び装置本体 4 とそれぞれケーブルで接続され、それぞれに通信を行うための図示しない通信機能（インターフェイス機能）が設けられている。

【 0 0 2 2 】

50

機能制御入力部 6 1 は、ナイフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 の位置（箇所）を固定させる機能の ON / OFF を行うスイッチ 6 6 と、機能の状態を表示するディスプレイ 6 7 と、内視鏡先端の撮像部 7 によって撮影された画像を内視鏡本体 3 から受信するための画像受信部 6 4 と、受信した画像、CPU 6 2 の演算結果及び通信データ等を格納するメモリ 6 3、を備える。

【 0 0 2 3 】

電源装置 3 8 には、電源の供給状態等を表示するディスプレイ 7 1 と、出力ワット数入力パネル 7 2 と、出力モード選択パネル 7 3 と、電力出力端子 7 4 とが設けられている。電力出力端子 7 4 は、内部に設けられている電源ユニット（図示せず）から出力された高周波電力をナイフ 3 1 にケーブル 7 5 を通じて供給する。このケーブル 7 5 は、前述した

10

【 0 0 2 4 】

また、本実施形態では、内視鏡及び処置具のそれぞれにジョイスティックを設けた構成例を示したが、これらの操作機能を 1 つのジョイスティックに集約して構成してもよい。

【 0 0 2 5 】

このように構成された処置具装置を搭載する内視鏡システムは、図 2 (a) に示すように、ナイフ 3 1 によって切除（剥離）された粘膜 1 2 a を把持鉗子 3 4 により上方に引き上げて、粘膜 1 2 a と筋層の間（粘膜下層）を視認しやすくしている。

【 0 0 2 6 】

しかし、粘膜 1 2 a の剥離が進むと、粘膜の重さが増大又は、把持鉗子 3 4 による引き上げの力量が大きくなり、図 2 (b) に示すように、最初の処置位置 A により内視鏡の先端が重力方向又は、把持鉗子 3 4 の引き上げ方向と逆方向に動いてしまう。そのため、再度、ナイフ 3 1 を処置位置 A に戻すように、内視鏡の先端を引き上げる。

20

【 0 0 2 7 】

本実施形態による動き検出部は、主として、画像処理部 8 と制御部 1 0 により構成され、内視鏡の先端の動き方向と動き量（移動距離）を動き前に撮像された画像と動き後に撮像された画像とによって検出する。

【 0 0 2 8 】

図 2 (c) に示すように、本実施形態では、動き検出部としての制御部 1 0 によりドライバ 2 6 が検出された動き方向と動き量に基づきフィードバック制御される。この制御により、内視鏡の先端部 3 e が動きに見合う移動、即ちナイフ 3 1 を元の位置（処置位置）に戻すように内視鏡が湾曲される。このような時系列的に隣接する画像から内視鏡の先端部の動き方向とその距離を推定する方法は、公知であり、例えば、特許文献 1 に開示されている。

30

【 0 0 2 9 】

図 3 及び図 4 に示すフローチャートを参照して、内視鏡先端の動きと元の処置位置へ戻す移動について説明する。

まず、画像処理部 8 において、撮像される画像（画像データ） F_i の画像数の初期化（ $i = 0$ ）を行う（ステップ S 1）。撮像部 7 により撮像された画像 F_i を取り込み（ステップ S 2）、歪曲収差補正を施して、メモリ 6 3 に一時的に格納する（ステップ S 3）。

40

【 0 0 3 0 】

次に、最初に取り込まれた画像 F_0 か即ち、画像数 $i = 0$ か否かを判定する（ステップ S 4）。この判定において、画像 F_0 であれば（YES）、インクリメント（ $i = i + 1$ ）を行い（ステップ S 5）、ステップ S 2 に移行して再度、画像 F_i を取り込む。一方、最初に取り込まれた画像 F_0 でなければ（NO）、処置具であるナイフ 3 1 による処置が行われているか否かを判定する（ステップ S 6）。

【 0 0 3 1 】

このステップ S 6 の判定で、ナイフ 3 1 による処置が行われていなければ（NO）、内視鏡の先端部 3 e は下がっていないと判断し、ステップ S 5 に戻り、次の画像の取り込み

50

を行う。一方、ナイフ 31 による処置が行われていれば (YES)、内視鏡の先端部 3e が下がっている可能性があるものと判断し、内視鏡の先端部 3e の動きを推定する (ステップ S7)。ここで、図 4 に示すサブルーチンを参照して、内視鏡先端部の動きについて説明する。

【0032】

先に取り込んだ画像 F_{i-1} とその直後に取り込んだ画像 F_i により、即ち、動き前の画像と動き後の画像を用いてシフトマップを作成する (ステップ S21)。つまり、時系列的に隣接する画像間の比較により、画像内で定めた対象部位 (例えば、病変部 12) に対する内視鏡の動き (並進ベクトル及び回転マトリクス R) を推定する。但し、並進ベクトルは単位ベクトルとする。この推定は、例えば、特許文献 5 に開示されている。本実施形態では、シフトマップを時系列的に隣接する 2 つの画像から求めたが、時系列的な複数の画像を用いてもよい。

10

【0033】

また、並進ベクトルの大きさ k を特許文献 6 (例えば、第 4 の実施形態) に開示されている方法を用いて算出し、並進ベクトル $H = kh$ を求める (ステップ S22)。並進ベクトル H の大きさが閾値 H_{thr} よりも小さい場合、内視鏡先端は動いていないと判断し、インクリメント ($i = i + 1$) を行い (ステップ S5)、ステップ S2 に移行して再度、画像 F_i を取り込む。一方、閾値よりも大きい場合には、内視鏡の先端が動いたものと判断し、ステップ S10 へ移行する。

【0034】

20

次に、図 5 (a), (b) に示すように、内視鏡先端の動き (並進ベクトル H 、回転マトリクス R) から、内視鏡の先端がもとの位置に戻るよう内視鏡を湾曲させるための湾曲量を推定する (ステップ S9)。例えば、内視鏡の先端部の動き前の内視鏡先端を位置 $P_0 (x, y, z)$ とすると、内視鏡移動後の座標系による動き前の内視鏡先端の位置 $P_0 (x', y', z')$ は、次式で表される。

【0035】

【数 1】

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} x - H_x \\ y - H_y \\ z - H_z \end{pmatrix}$$

30

【0036】

また、内視鏡の湾曲制御によって得られる内視鏡先端の位置 P_2 を (x'', y'', z'') とすると、

【0037】

【数 2】

$$E = \sqrt{(x' - x'')^2 + (y' - y'')^2 + (z' - z'')^2} \rightarrow \min$$

40

【0038】

となるように、内視鏡の先端部の上下方向の湾曲量 θ_0 と左右方向の湾曲量 θ_1 を推定する。この推定された湾曲量 θ_0 , θ_1 に基づき、図 5 (b) に示すように、位置 P_2 に戻す (ステップ S10)。これらの一連の動作を繰り返して行う。

【0039】

以上のように、ナイフ 31 で処置が行われている間、内視鏡の先端部の動きを撮像した画像を用いて推定する。推定された値から内視鏡の先端部の元の位置 (処置位置 A : 図 2 (a)) に戻るための湾曲量を算出でき、この湾曲量を用いて常に処置位置にナイフがあるように移動制御される。さらに、内視鏡先端部 3e の動きが小さく、ナイフ 31 による処置が継続している場合には、動いた位置から処置位置に戻るよう移動させるためのナ

50

イフ 3 1 及び把持鉗子 3 4 の多関節アームの各関節における屈曲、回転及び進退等の動作量を算出し、各関節を動作させて、ナイフ 3 1 を元の処置位置に戻すように移動させることもできる。

【 0 0 4 0 】

以上説明した本実施形態の処置具装置を搭載する内視鏡システムによれば、体腔内における切除又は剥離された病変部 1 2 を把持する把持鉗子 3 4 における粘膜の重さが増大又は、把持鉗子 3 4 による引き上げの力量の増大による内視鏡先端部 3 e の処置位置からの動きに対して、撮像された内視鏡動き前後の画像から内視鏡先端部 3 e の動きを推定し、その動きからナイフ 3 1 の元に戻す移動を推定することができる。

【 0 0 4 1 】

従って、術者は、内視鏡の先端部の動きによる位置補正のための操作をせずに、ナイフ 3 1 と把持鉗子 3 4 による処置の操作に専念して、病変部を切除や剥離することができる。これにより術者に対する操作負担が容易になり、疲労が軽減でき、且つ処置を移動による中断が無くなるため、処置に掛かる時間が短縮され、患者に対しても苦痛や疲労の軽減が図れる。

【 0 0 4 2 】

次に、第 2 の実施形態について説明する。

図 6 は、第 2 の実施形態に係る処置具の位置制御を行う内視鏡システムの全体構成を示す図である。本実施形態は、前述した第 1 の実施形態における内視鏡システムの構成に、内視鏡形状観察装置を付加した構成である。本実施形態において、内視鏡形状観察装以外の構成部位は、図 1 に示す内視鏡システムと同等であり、同じ参照符号を付して、その説明は省略する。

【 0 0 4 3 】

この内視鏡形状観察装置 8 0 は、磁界発生コイルの駆動回路 9 1、磁界検出コイルの出力の検出回路 9 2 及び位置推定算出回路 9 3 が組み込まれた回路部 8 1 と、モニタ 8 2 と、磁界検出ユニット 8 3 と、磁界発生コイル 8 4 とで構成される。磁界発生コイル 8 4 は、内視鏡本体 3 の湾曲部 3 b より先端側に少なくとも 1 つが設けられ、患者（体腔内）の近傍に配置される内視鏡形状観察装置 8 0 と信号線 8 5 で接続される。

【 0 0 4 4 】

磁界発生コイル 8 4 が発生した磁界は、磁界検出ユニット 8 3 内に設けられた複数の磁界検出コイル 8 6 (8 6 a , 8 6 b , ... 8 6 n) で検出される。

【 0 0 4 5 】

位置推定部 8 1 は、信号線 8 5 を通じて、磁界検出コイル 8 6 により検出された磁界データを受け、磁界発生コイル 8 4 の位置を推定する。ただし、推定される磁界発生コイル 8 4 の位置は、磁界検出ユニット 8 3 を基準とした座標系の値である。画像が撮影されたときの内視鏡先端の位置は、磁界発生コイル 8 4 との位置関係（設計値）により求められるため、各画像間の内視鏡先端の動き量を算出することができる。尚、位置推定の原理は、内視鏡先端に磁界発生用のコイルを配置し、発生した磁界を体外に配置された複数の検出コイルで検出し、検出された値から磁界発生用コイルの位置と向きを推定する。詳しくは、特許文献 4 に開示されている。

【 0 0 4 6 】

図 7 に示すフローチャートを参照して、内視鏡先端の動きと元の処置位置へ戻すための移動について説明する。

まず、内視鏡形状観察装置 8 0 は、回路部 8 1 の駆動回路により、磁界発生コイル 8 4 を駆動させて磁界を発生させる。処置具制御部 3 5 の CPU 6 2 において、図 7 に示すフローチャートのプログラムが開始すると、内視鏡の先端部の位置 P_i と向き V_i の i を初期設定 ($i = 0$) する (ステップ S 3 1)。画像処理部 8 により画像が撮影されると同時に内視鏡形状観察装置 8 0 より磁界発生コイル 8 4 の位置 P_i と向き V_i が推定される (ステップ S 3 2)。推定された位置 (位置 P_i 、向き V_i) を一時的にメモリに記憶する (ステップ S 3 3)。最初は、 $i = 0$ であるため、スタート位置 (位置 P_0 、向き V_0)

10

20

30

40

50

が推定される。

【 0 0 4 7 】

次に、最初に取り込まれた位置（位置 P_0 、向き V_0 ）か即ち、 $i = 0$ か否かを判定する（ステップ S_{34} ）。この判定において、位置（位置 P_0 、向き V_0 ）であれば（YES）、インクリメント（ $i = i + 1$ ）を行い（ステップ S_{35} ）、ステップ S_{32} に移行して再度、内視鏡の先端部の位置 P_i 、 V_i を推定し、記憶する。一方、ステップ S_{34} の判定において、最初に取り込まれた位置 P_0 でなければ（NO）、ナイフ 31 による処置が行われているか否かを判定する（ステップ S_{36} ）。

【 0 0 4 8 】

このステップ S_{36} の判定で、ナイフ 31 による処置が行われていなければ（NO）、内視鏡の先端部 3e は下がっていないと判断し、次の内視鏡の先端部の位置 P_i 、 V_i を推定するために、ステップ S_{35} に移行する。一方、ナイフ 31 による処置が行われていると判定されたならば（YES）、内視鏡先端の動き量 M を算出する（ステップ S_{37} ）。この算出は、先に取り込んだ位置（位置 P_{i-1} 、向き V_{i-1} ）と、とその直後に取り込んだ位置（位置 P_i 、向き V_i ）との比較により、内視鏡先端の動き量 M を算出する。

【 0 0 4 9 】

次に、求められた動き量 M が予め設定した動き量の閾値 M_{thr} よりも大きいかなんかを判定する（ステップ S_{38} ）。この判定において、動き量 M が閾値 M_{thr} と同じ又は小さい場合には（NO）、内視鏡の先端部の動きが元の位置に戻すほど動いていないものと判断する。そして、ナイフ 31 による処置を継続すると共に、ステップ S_{35} に移行し、次の位置検出を行う。

【 0 0 5 0 】

一方、ステップ S_{38} の判定において、動き量 M が閾値 M_{thr} よりも大きい場合には（YES）、内視鏡の先端部の動きと逆方向に動かして内視鏡の先端部を元の処置位置に戻すための湾曲の制御量を算出する（ステップ S_{39} ）。次に、この湾曲の制御量に基づき、内視鏡の先端部を湾曲させて、内視鏡の先端部を元の処置位置に戻す移動を行う（ステップ S_{40} ）。その移動後には、ナイフ 32 による処置を継続するか否かを判定する（ステップ S_{41} ）。この判定で、ナイフ 32 による処置を続ける場合には（YES）、ステップ S_{35} に戻る。一方、処置を以降継続しない場合には（NO）、磁界発生コイル 84 の駆動を停止し、位置検出のシーケンスを終了する。

【 0 0 5 1 】

以上説明した第 2 の実施形態の処置具位置制御装置を搭載する内視鏡システムによれば、内視鏡の動き量（並進ベクトルの大きさ）を正確に算出できるため、ナイフ 31 及び把持鉗子 34 をより迅速に動き前の処置位置に戻すように移動させることができ、さらに、内視鏡の先端部の動きを検出する際に、閾値を設けることにより、ノイズや計算誤差等による処置具の不要な位置保持動作による振動が防止されて、処置が難しくなることを防止する。

【 0 0 5 2 】

次に、第 3 の実施形態について説明する。

本実施形態は、前述した第 1 の実施形態における内視鏡システムと同じ構成であり、内視鏡の湾曲操作前後の把持鉗子の位置を制御するものである。本実施形態において、図 1 に示す内視鏡システムと同等であり、同じ参照符号を付して、その説明は省略する。

【 0 0 5 3 】

本実施形態は、図 8 (a) ~ (c) に示すように、把持鉗子 24 により把持される粘膜 12a は、ナイフ 31 により剥離されるに従い、上方向に引き上げられる。その状態で、内視鏡の先端部が動くと、前述した各実施形態のように、ナイフ 31 を元の処置位置 B に戻すように移動される。この時、把持鉗子 24 により把持されている粘膜 12a も同様に移動する、即ち、引き延ばされることになる。そのため、粘膜 12a が引き延ばされる程度によっては、剥離された粘膜 12a が変形する事態が発生し、また病変部が変形したり、これまでのナイフ 31 による削剥のラインが歪になる場合がある。

【 0 0 5 4 】

本実施形態では、ナイフ 3 1 を元の処置位置 B に戻すための移動の際に、把持鉗子の動きを考慮して、粘膜 1 2 a に余計な力が加わらないようにする。

【 0 0 5 5 】

内視鏡の先端部が動いた後の把持鉗子の先端位置は、把持鉗子の屈曲、進退、回転を行うモータの回転量から算出され、その位置を (x_a', y_a', z_a') とする。把持鉗子 3 4 による内視鏡先端の動き後の位置座標 (x', y', z') と内視鏡を湾曲させた後の内視鏡の先端の位置座標 (x'', y'', z'') から、内視鏡先端の動き量は、

【 0 0 5 6 】

【数 3】

$$(x'' - x' \quad y'' - y' \quad z'' - z')$$

10

【 0 0 5 7 】

となる。内視鏡を湾曲させた場合・把持鉗子は内視鏡と同期して移動する為、湾曲後の把持鉗子の位置 (x_a', y_a', z_a') となる。

【 0 0 5 8 】

従って、内視鏡湾曲後の湾曲前の把持鉗子の位置 (x_a'', y_a'', z_a'') は、

【 0 0 5 9 】

【数 4】

$$\begin{pmatrix} x_a'' \\ y_a'' \\ z_a'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x_a' - (x'' - x') \\ y_a' - (y'' - y') \\ z_a' - (z'' - z') \end{pmatrix}$$

20

【 0 0 6 0 】

となる。

【 0 0 6 1 】

把持鉗子 3 4 の座標系が求められることから、逆問題により把持鉗子の各関節の屈曲、進退、即ち、対応するモータ 4 8 (図 1 に示す) の回転量が求められ、その値を用いてモータ 4 8 を制御し、把持鉗子を移動する。

30

【 0 0 6 2 】

以上説明したように本実施形態によれば、内視鏡の移動と共に把持鉗子を支持する多関節アームの屈曲及び延出状態を考慮して移動させるため、引き上げている粘膜に余計な力が加わらないようにすることができる。これにより、把持する粘膜を変形させないで剥離させることができる。また、これまでのナイフによる削剥のラインを維持することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 3 】

【 図 1 】 第 1 の実施形態に係る処置具の位置制御を行う内視鏡システムの全体構成を示す図である。

40

【 図 2 】 第 1 の実施形態に係るナイフ及び把持鉗子を用いた処置の一例を示す図である。

【 図 3 】 第 1 の実施形態に係る内視鏡先端の動きと元の処置位置に戻すための移動について説明するためのフローチャートである。

【 図 4 】 内視鏡先端部の動き推定を説明するためのサブルーチンのフローチャートである。

【 図 5 】 内視鏡先端部の動きにおけるナイフ及び把持鉗子の移動状態を説明するための図である。

【 図 6 】 第 2 の実施形態に係る処置具の位置制御を行う内視鏡システムの全体構成を示す図である。

【 図 7 】 第 2 の実施形態に係る内視鏡の先端部の動きと元の処置位置に戻すための移動に

50

ついて説明するためのフローチャートである。

【図8】第3の実施形態に係る内視鏡先端の移動について説明するための図である。

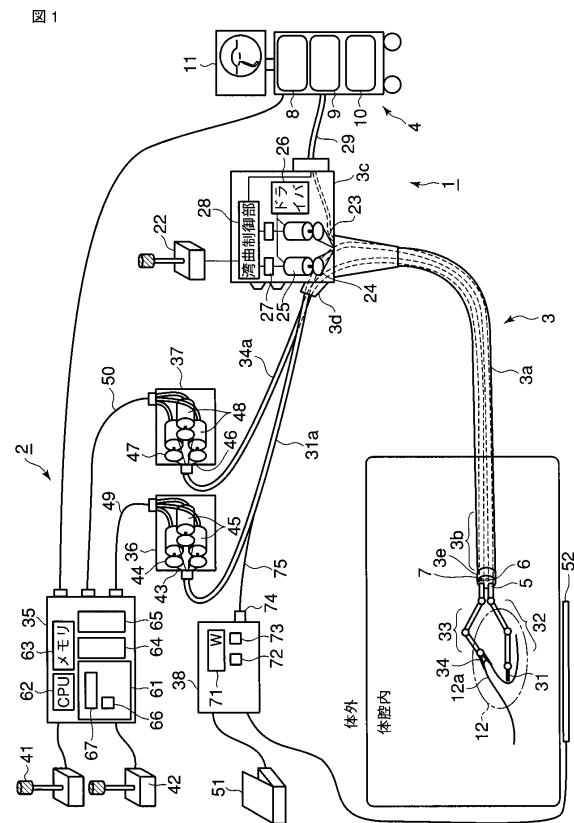
【符号の説明】

【0064】

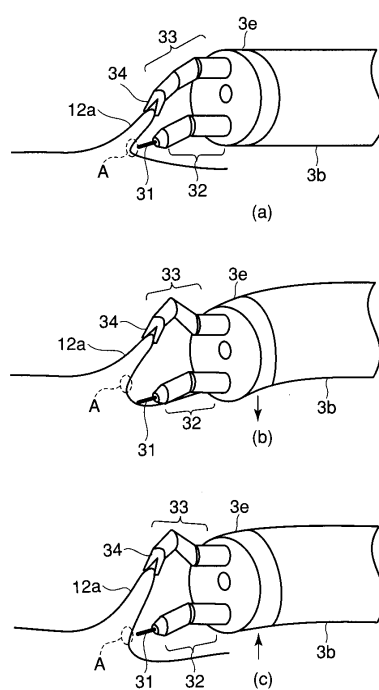
1 ... 内視鏡装置、2 ... 処置具装置、3 ... 内視鏡本体、3 a ... 挿入部、3 b ... 湾曲部、3 c ... 操作部、3 d ... 挿入口、3 e ... 先端部、3 g ... ケーブル、4 ... 装置本体、5 ... 鉗子口、6 ... ライトガイドファイバ、7 ... 撮像部、8 ... 画像処理部、9 ... 光源部、10 ... 制御部、11 ... モニタ、12 ... 病変部、12 a ... 粘膜、22, 41, 42 ... 入力装置(ジョイスティック)、23 ... ワイヤ、24 ... プーリ、25, 45, 48 ... モータ、26 ... ドライバ、27 ... エンコーダ、28 ... 湾曲制御部、29 ... ケーブル、31 ... ナイフ、31 a, 34 a ... 処置具挿入部、32, 33 ... 多関節アーム、34 ... 把持鉗子、35 ... 処置具制御部、36 ... ナイフ用モータユニット、37 ... 鉗子用モータユニット、38 ... 電源装置、51 ... フットスイッチ、52 ... 対極板、61 ... 機能制御入力部、62 ... 中央処理部(CPU)、63 ... メモリ、64 ... 画像受信部、65 ... モータドライバ、66 ... スイッチ、67, 71 ... ディスプレイ、72 ... 出力ワット数入力パネル、73 ... 出力モード選択パネル、74 ... 電力出力端子。

10

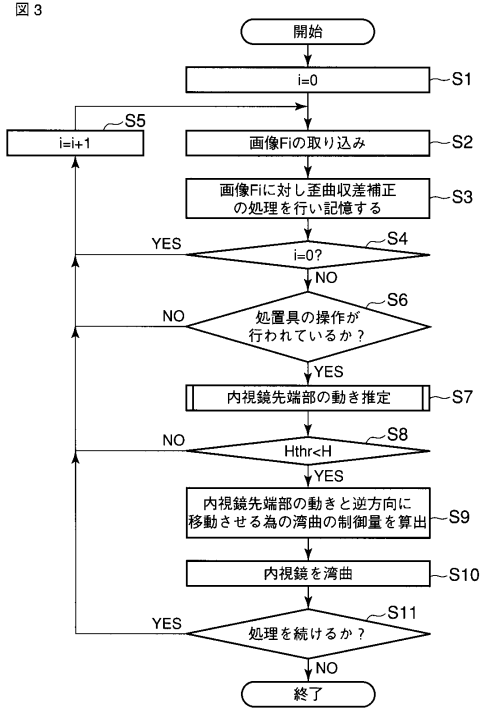
【図1】



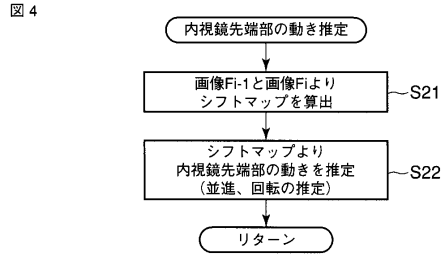
【図2】



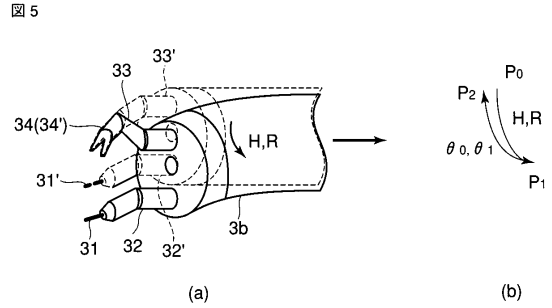
【図3】



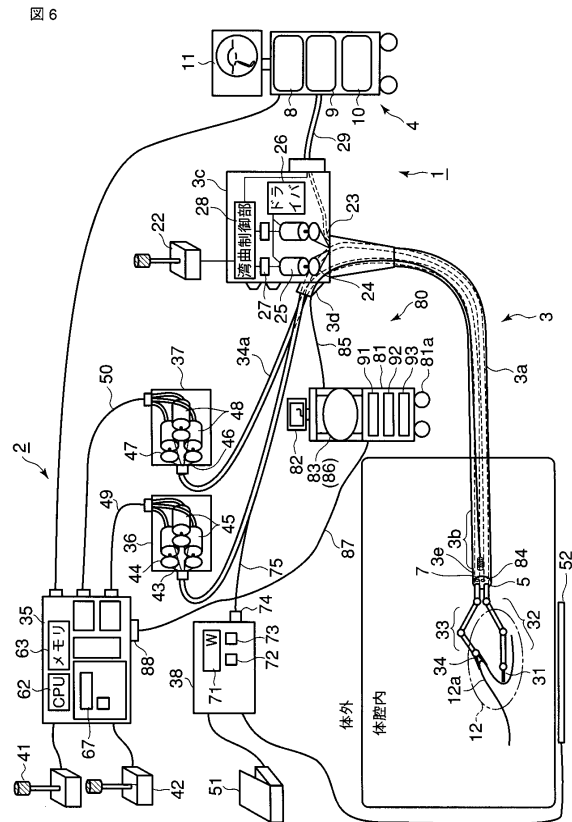
【図4】



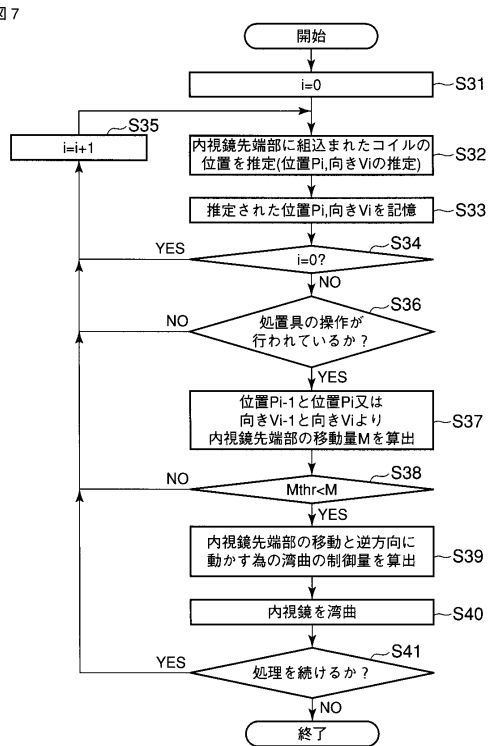
【図5】



【図6】

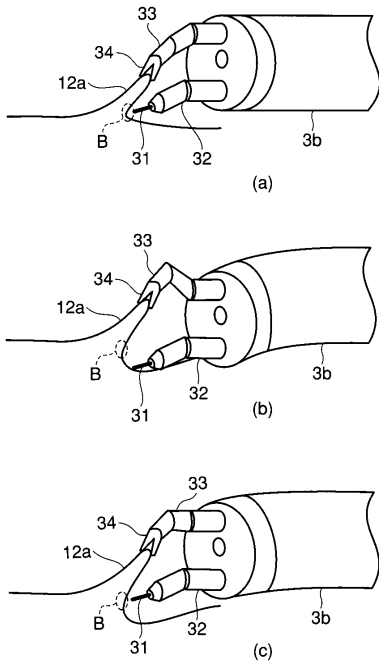


【図7】



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 長谷川 潤

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

(72)発明者 吉江 方史

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリジナルメディカルシステムズ株式会社内

審査官 松谷 洋平

(56)参考文献 特開2004-194827(JP,A)

特開2004-141486(JP,A)

特開2004-135781(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00

A61B 17/28

A61B 17/32

H04N 7/18

专利名称(译)	用于执行治疗仪器的位置控制的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4914735B2	公开(公告)日	2012-04-11
申请号	JP2007033824	申请日	2007-02-14
[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	長谷川潤 吉江方史		
发明人	長谷川 潤 吉江 方史		
IPC分类号	A61B1/00 A61B17/32 A61B17/28 H04N7/18		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B1/00133 A61B1/0051 A61B1/018 A61B17/29 A61B17/320016 A61B17/3211 A61B34/70 A61B34/71 A61B90/37 A61B2017/00353 A61B2034/742		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/00.334.D A61B17/32.330 A61B17/28.310 H04N7/18.M A61B1/00.552 A61B1 /00.620 A61B1/005.523 A61B1/018.515 A61B1/045.610 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/3205 A61B18 /14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/GG24 4C060/GG30 4C060/GG32 4C060/MM24 4C061/AA00 4C061/BB00 4C061 /CC06 4C061/DD03 4C061/GG01 4C061/GG15 4C061/HH21 4C061/HH33 4C061/HH35 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/HH57 4C061/LL02 4C061/NN01 4C061/QQ06 4C160/FF19 4C160/GG24 4C160 /GG28 4C160/GG30 4C160/KK03 4C160/KK07 4C160/KK14 4C160/KL01 4C160/KL02 4C160/KL04 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN08 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN14 4C160 /NN23 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/GG01 4C161/GG15 4C161/HH21 4C161/HH27 4C161/HH33 4C161/HH35 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/HH57 4C161/LL02 4C161 /NN01 4C161/QQ06 5C054/CC07 5C054/ED11 5C054/FC13 5C054/FF07 5C054/GB01 5C054/HA12		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2008194302A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了进行治疗以通过用钳子从内窥镜的远端部分延伸的刀拉出粘膜，内窥镜的远端部分由于剥离的粘膜的重量而移动，由于它离开该位置，它移动到原始位置。解决方案：在内窥镜系统中，通过内窥镜在体腔中观察按时间序列捕获的图像，同时可移动的刀和手柄，以便在内窥镜中彼此连通并从其远端部分延伸。当用镊子对图像中的病变进行治疗时，通过用钳子处理从病变处剥离的病变的一部分，并且移动被移动到包括在图像中的内窥镜的尖端。当检测到时，检测由于移动引起的内窥镜的远端部分的移动方向和移动量，并且弯曲内窥镜的远端部分以使刀具返回到原始治疗位置。点域1

$$\begin{pmatrix} X' \\ Y' \\ Z' \end{pmatrix} = R^{-1} \begin{pmatrix} X - H_x \\ Y - H_y \\ Z - H_z \end{pmatrix}$$

