

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-245839

(P2008-245839A)

(43) 公開日 平成20年10月16日(2008.10.16)

(51) Int.Cl.			F I			テーマコード (参考)
A61B	1/00	(2006.01)	A61B	1/00	334Z	2H040
A61B	1/04	(2006.01)	A61B	1/04	370	3C007
G02B	23/24	(2006.01)	G02B	23/24	A	4C061
B25J	1/00	(2006.01)	G02B	23/24	B	
B25J	13/08	(2006.01)	B25J	1/00		

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 16 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2007-89715 (P2007-89715)
 (22) 出願日 平成19年3月29日 (2007. 3. 29)

(71) 出願人 304050923
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (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

最終頁に続く

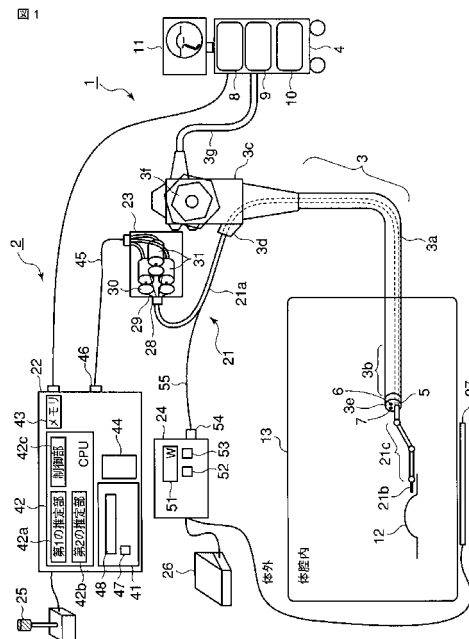
(54) 【発明の名称】 内視鏡装置の処置具位置制御装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡の基端側から先端部まで挿通される処置具は、観察視野を変えた際又は患者の体腔内における生体の動きにより内視鏡が移動すると、処置中の処置具も一体的に移動されるため、処置箇所に戻す移動操作が行われている。

【解決手段】内視鏡の移動に伴い撮像された画像から対象部位に対する内視鏡本体3の動きを推定し、その動きから一体的に移動する処置具21の動きを推定する。この処置具21の移動量は、内視鏡移動後の位置から処置位置に移動させるための処置アーム部21c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、各関節を屈曲させて処置部21cを元の処置位置に移動するように、内視鏡の移動毎に処置具21の位置保持を行う処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムである。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

体腔内の所望する対象部位を観察する内視鏡装置に搭載される処置具の位置を制御する装置であって、

前記内視鏡の挿入部内を進退可能に挿通して設けられ、先端部に前記対象部位に対して処置を施すための処置部を設けて該処置部の位置を移動可能な可動部を有する処置具と、前記処置部の可動部を屈曲及び進退させて、該処置部の位置を移動させる駆動機構と、前記挿入部先端の動きに従動した前記処置部の移動方向と移動量を推定する推定部と、前記処置部の移動方向と移動量に基づき、該処置部を前記内視鏡が動く前の位置付近に戻すように前記駆動機構を駆動制御する制御部と、
を具備することを特徴とする内視鏡装置の処置具位置制御装置。

10

【請求項 2】

前記処置部の可動部は、複数の関節と、該関節間を繋ぐロッドにより多関節構造に構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 3】

前記推定部は、

前記内視鏡の動きを推定する第 1 の推定部と、

前記内視鏡の動きに対して、該内視鏡と前記処置具との予め定められた位置関係から該処置具の前記処置部の移動方向と移動量を推定する第 2 の推定部と、
を備え、

20

前記内視鏡の挿入部の先端に設けられた撮像部により撮像された画像上における前記処置部の動きと、前記制御部に取り込まれた前記処置具の可動部が有する関節の角度情報、推定された並進移動情報及び回転情報による該処置具の状況から、前記処置部の位置を推定することを特徴とする請求項 2 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 4】

前記処置具位置制御装置の前記駆動部は、

前記可動部の各関節に、それぞれ一端を接続する複数のワイヤと、

前記制御部に制御され、前記ワイヤの他端とそれぞれに接続し、前記ワイヤのいずれかを進退させて、前記可動部を所望する方向に屈曲させる電気駆動機構と、
を具備し、

30

前記制御部が前記推定部の推定した位置から求めた前記処置部の移動方向と移動量に基づき、前記電気駆動機構を駆動して、前記処置具を前記内視鏡が動く前の位置付近に戻すことを特徴とする請求項 3 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 5】

体腔内の所望する対象部位を観察する内視鏡装置に搭載される処置具の位置を制御する装置であって、

前記内視鏡の挿入部内を進退可能に挿通して設けられ、先端部に前記対象部位に対して処置を施すための処置部を設けて該処置部の位置を移動可能な可動部を有する処置具と、

前記処置部の可動部を屈曲及び進退させて、該処置部の位置を移動させる駆動機構と、

前記内視鏡の挿入部内の先端側に設けられた磁界発生部と、

40

前記磁界発生部が発生させた磁界を検出し、検出した磁界に基づく前記磁界発生部の位置から前記処置部の位置を特定し、前記内視鏡の動きに従動した該処置部の移動方向と移動量を推定する推定部と、

前記処置部の移動方向と移動量に基づき、該処置部を前記内視鏡が動く前の位置付近に戻すように前記駆動機構を駆動制御する制御部と、

を具備することを特徴とする内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 6】

前記処置具位置制御装置において、

前記推定部は、前記内視鏡の移動が、該内視鏡の挿入部先端側に設けられた撮像部の撮像面と平行に移動したと推定した際に、該撮像面と直行する深度方向の距離を該撮像部の

50

光学系の焦点距離に固定して、処置部の移動方向と移動量を推定することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 7】

前記内視鏡装置の挿入部の先端に設けられた屈曲部を所望する方向に屈曲させるための電気駆動機構を有する前記内視鏡装置の前記挿入部に前記処置具が進退可能に挿通されることを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

【請求項 8】

前記処置具位置制御装置において、

前記推定部は、前記内視鏡の前記挿入部における移動量が予め定めた閾値よりも小さい場合は、前記処置具の位置を保持することを特徴とする請求項 1 に記載の内視鏡装置の処置具位置制御装置。

10

【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の位置制御を行う処置具位置制御装置に関する。

【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。

20

【0003】

従来は、操作部を一方の片手で持ち手動操作して、挿入部の湾曲部を適宜、湾曲させて病変等を観察し、他方の片手で処置具を操作している。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。

30

【特許文献 1】特許第 3 0 0 7 7 1 5 号

【特許文献 2】特開 2 0 0 3 - 1 2 7 0 7 6 号公報

【特許文献 3】特許第 3 3 4 7 3 8 5 号

【特許文献 4】特開平 9 - 0 2 6 5 4 7 号公報

【特許文献 5】特許第 3 5 7 1 6 7 5 号

【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、処置具は通常、鉗子チャンネルの挿入口から先端の鉗子口まで挿通され、先端部から鉗子や電気メスが突出されている。処置具は、鉗子チャンネル内を進退可能であるが、内視鏡の先端部分と一体的に移動することとなる。つまり、内視鏡の先端部分が移動すると、処置具も同等に移動することとなる。

40

【0005】

従って、図 8 (a) に示すように、術者が処置具 9 1 により処置を行っている最中に都合で図 8 (b) に示すように、内視鏡 9 2 を移動させて、撮像部 9 3 による観察視野を変えた場合、内視鏡先端の移動と共に、処置具 9 1 も一体的に移動されることとなる。処置を継続して行う場合には、図 8 (c) に示すように、処置具 9 1 の先端を移動前の処置していた箇所に戻す移動操作が必要となる。これにより、術者には処置具 9 1 の湾曲部 9 1 a を操作する手間が増え、手術時間が長引く一因ともなりかねない。

50

【0006】

また術者の都合で内視鏡先端を移動しない場合でも、患者の体腔内における生体の動き（蠕動運動、呼吸、心臓等）により内視鏡が移動してしまい、それに伴い処置具の先端も処置している場所から離れてしまうことがある。このような場合においても、術者は処置具の先端を処置していた箇所に戻す移動操作を行う必要がある。

【0007】

そこで本発明は、処置具による処置中に内視鏡先端が移動しても、処置している箇所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内視鏡装置の処置具位置制御装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は上記目的を達成するために、体腔内の所望する対象部位を観察する内視鏡装置に搭載される処置具の位置を制御する装置であって、前記内視鏡の挿入部内を進退可能に挿通して設けられ、先端部に前記対象部位に対して処置を施すための処置部を設けて該処置部の位置を移動可能な可動部を有する処置具と、前記処置部の可動部を屈曲及び進退させて、該処置部の位置を移動させる駆動機構と、前記挿入部先端の動きに従動した前記処置部の移動方向と移動量を推定する推定部と、前記処置部の移動方向と移動量に基づき、該処置部を前記内視鏡が動く前の位置付近に戻すように前記駆動機構を駆動制御する制御部と、を備える内視鏡装置の処置具位置制御装置を提供する。

【0009】

また、本発明は、体腔内の所望する対象部位を観察する内視鏡装置に搭載される処置具の位置を制御する装置であって、前記内視鏡の挿入部内を進退可能に挿通して設けられ、先端部に前記対象部位に対して処置を施すための処置部を設けて該処置部の位置を移動可能な可動部を有する処置具と、前記処置部の可動部を屈曲及び進退させて、該処置部の位置を移動させる駆動機構と、前記内視鏡の挿入部内の先端側に設けられた磁界発生部と、前記磁界発生部が発生させた磁界を検出し、検出した磁界に基づく前記磁界発生部の位置から前記処置部の位置を特定し、前記内視鏡の動きに従動した該処置部の移動方向と移動量を推定する推定部と、前記処置部の移動方向と移動量に基づき、該処置部を前記内視鏡が動く前の位置付近に戻すように前記駆動機構を駆動制御する制御部と、を備える内視鏡装置の処置具位置制御装置を提供する。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、処置具による処置中に内視鏡先端が移動しても、処置している箇所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内視鏡装置の処置具位置制御装置を提供することができる。

【0011】

この処置具位置制御装置は、術者の操作又は患者の体腔内における生体の動きによる内視鏡の移動に際して、撮像された画像から対象部位に対する内視鏡の挿入部先端の動きを推定し、その動きから処置具の動きを推定する。さらに内視鏡移動後の位置から処置位置に移動させるための処置具の先端部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処置具の先端を元の処置位置に移動するように、内視鏡の移動毎に処置具の位置保持を行うことができ、操作負担や疲労が軽減できる。

【0012】

また、処置具位置制御装置は内視鏡先端に磁界発生コイルを設けて、発生した磁界から内視鏡先端の位置及び動きを推定し、その動きから処置具の動きを推定するため、迅速に元の処置位置までの動作量を算出し、処置具を処置位置に戻して、内視鏡の移動毎に処置具の位置保持を行うことができる。さらに、内視鏡移動の検出の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。

【発明を実施するための最良の形態】

10

20

30

40

50

【 0 0 1 3 】

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位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムの全体構成を示す図である。

この内視鏡装置システムは、大別して、内視鏡装置 1 と処置具位置制御装置 2 により構成される。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。

【 0 0 1 4 】

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 3 a と、挿入部 3 a の先端側に設けられた湾曲部 3 b を湾曲させる操作部 3 c とで構成される。挿入部 3 a には、基端側に開口された挿入口 3 d から先端部 3 e まで貫通する穴、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 3 e 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 3 c 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）3 g で接続される装置本体 4 の後述する画像処理部 8 に送られる。操作部 3 c には、操作者又は術者が操作して湾曲部 3 b を湾曲させて所望する観察対象物（病変部）1 2 を観察視野（又は、撮像視野）内に入れるための操作ダイヤル 3 f が設けられている。

10

20

【 0 0 1 5 】

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、内視鏡装置システム全体の制御及び演算処理等を行う制御部 1 0 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 1 1 とで構成される。

【 0 0 1 6 】

処置具位置制御装置 2 は、病変部 1 2 に処置を施す例えば、高周波電気メス等が取り付けられた処置具 2 1 と、処置具 2 1 の制御を行う処置具制御部 2 2 と、処置具制御部 2 2 の制御信号に基づき処置具 2 1 を駆動するモータユニット 2 3 と、処置具 2 1 である高周波電気メスに高周波電源を供給する電源装置 2 4 とで構成される。さらに処置具位置制御装置 2 は、処置具制御部 2 2 に接続されて術者の手操作により処置具 2 1 の位置と姿勢を指示する入力装置となるジョイスティック 2 5 と、電源装置 2 4 に接続されて術者の足操作により高周波電気メスに高周波電源を供給する指示を行うフットスイッチ 2 6 と、電源装置 2 4 に接続され処置をする患者 1 3 の体表面に貼られる対極板 2 7 とを備えている。

30

【 0 0 1 7 】

この処置具位置制御装置 2 は、ジョイスティック 2 5 の操作に従って、処置部を所望する位置（箇所）に移動可能なマススレーブ型の電動処置具である。尚、本実施形態における処置具 2 1 の位置制御を行うように設定している際に、術者等によりジョイスティック 2 5 が操作された場合には、ジョイスティック 2 5 の操作指示を優先させる。

40

処置具 2 1 は、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 2 1 a と、病変部 1 2 に処置を施す例えば、高周波電気メス等の処置部 2 1 b と、処置具挿入部 2 1 a 及び処置部 2 1 b に連結して処置部 2 1 b を 3 次元的に移動可能な可動部（処置アーム部）2 1 c とで構成される。処置アーム部 2 1 c は、処置部 2 1 b を 3 次元的に移動させる構造を有している。本実施形態では、処置アーム部 2 1 c は、例えば、複数の関節と短小なロッドを組み合わせた多関節構造（屈曲、軸方向の回転等）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。

【 0 0 1 8 】

処置具挿入部 2 1 a の基端側は、接続部 2 8 によってモータユニット 2 3 に接続される

50

。モータユニット 2 3 は、処置具挿入部 2 1 a 内を通り処置アーム部 2 1 c の各関節に一端が接続されるワイヤ 2 9 と、ワイヤ 2 9 の他端と連結したプーリ 3 0 と、プーリ 3 0 が回転軸に嵌装されたモータ 3 1 とで構成される。これらのモータ 3 1 は、処置具制御部 2 2 により個々に駆動制御される。この構成において、処置具制御部 2 2 の駆動制御によりモータ 3 1 が回転され、プーリ 3 0 に巻き取られるワイヤ 2 9 の牽引力で、処置アーム部 2 1 c の各関節を屈曲させる。また、モータユニット 2 3 内に設けられた図示しないモータ等からなるアクチュエータにより処置具挿入部 2 1 を進退、回転させることによって処置部 2 1 b を回転、進退させる。

【 0 0 1 9 】

処置具制御部 2 2 は、ジョイスティック 2 5 からの指示及び、機能の制御の条件やパラメータを入力する機能制御入力部 4 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) 4 2 と、画像及び通信データ等を保存するメモリ 4 3 と、モータユニット 2 3 内の各モータ 3 1 を駆動制御するモータドライバ 4 4 と、モータユニット 2 3 とケーブル 4 5 で接続され通信を行うモータユニット通信部 4 6 と、で構成される。

10

【 0 0 2 0 】

CPU 4 2 は、後述する手法により、内視鏡の撮像部 7 により撮像された画像データから内視鏡の動き (運動ベクトル) とその動き量を推定する演算処理を行う第 1 の推定部 4 2 a と、その動きと動き量に基づき処置部 2 1 b が移動前の内視鏡における処置位置まで戻るために処置アーム部 2 1 c に与える移動方向や移動量を算出する第 2 の推定部 4 2 b と、処置具位置制御装置 2 の各構成部位を制御する制御部 4 2 c とに大別される。メモリ 4 3 は、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と受信した画像、CPU 4 2 の演算結果及び通信データ等を格納する。さらに、機能制御入力部 4 1 は、観察対象に対して処置部 2 1 b の先端を特定の位置 (箇所) に固定する機能の ON/OFF を行うスイッチ 4 7 と、機能の状態を表示するディスプレイ 4 8 とを備える。

20

【 0 0 2 1 】

この処置具制御部 2 2 は、術者によるジョイスティック 2 5 の操作量に応じて、各モータ 3 1 を駆動させる制御信号をモータドライバ 4 4 に送信し、各モータ 3 1 をそれぞれ回転させる。各モータ 3 1 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 2 2 に送出して、モータ 3 1 に対するフィードバック制御を行う。

30

【 0 0 2 2 】

電源装置 2 4 には、電源の供給状態等を表示するディスプレイ 5 1 と、出力ワット数入力パネル 5 2 と、出力モード選択パネル 5 3 と、電力出力端子 5 4 とが設けられている。電力出力端子 5 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処置部 2 1 b である高周波電気メスにケーブル 5 5 を通じて供給する。このケーブル 5 5 は、前述したワイヤ 2 9 と共に処置具挿入部 2 1 a に挿通され、高周波電気メスに接続されている。

【 0 0 2 3 】

このように構成された処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムは、後述するように、時系列的に隣接する画像から観察対象である病変部 1 2 に対する内視鏡の湾曲部 3 b の動きを推定し、推定した動きより処置具先端の処置部 2 1 b の動きを求める。処置部 2 1 b の動きから、移動前の処置部 2 1 b の位置に戻すように移動させるための各関節の屈曲、回転、進退等の動作量を算出し、処置部 2 1 b を移動前の位置に戻すように移動させる。移動があった際に、その都度、移動処理を繰り返し実施する。

40

【 0 0 2 4 】

この移動処理について図 2 に示すフローチャートを参照して詳細に説明する。

まず、処置具制御部 2 2 は、撮像部 7 により撮像された時系列的に隣接する画像データから対象部位に対する内視鏡の動きを推定する (ステップ S 1)。具体的には、内視鏡装置から入力された時系列的に連続して入力した画像データから、それぞれの画像間のシフ

50

トマップを作成する。その手法として例えば、撮影された各画面内で任意に定めた対象部位（例えば、病変部 1 2）に対して、1つの画像間のシフトマップで1つの画像間の運動ベクトル（並進ベクトル h と回転マトリクス R ：並進ベクトルは単位ベクトルとする）を推定する。各画像に対応するシフトマップから運動ベクトル、すなわち内視鏡先端の動きを推定する。この並進ベクトルと回転マトリクスについては、特許文献 3 に詳しく開示され、並進ベクトルの大きさについて推定（ $H = k h$ ）は、特許文献 4 に詳しく開示されており、ここでの詳細な説明は省略する。

次に、CPU 4 2 における第 2 の推定部により、内視鏡先端の動き（並進ベクトル H 、回転 R ）から処置部 2 1 b の動きを推定する（ステップ S 2）。この動きについて、図 3（a）～（c）を参照して説明する。尚、以下で表す座標については、原点（0, 0, 0）は、内視鏡先端に設けられた撮像部 7 と光学系により設定される視点の位置を中心として X 軸，Y 軸，Z 軸を規定している。

【0025】

図 3（a）に示すように、例えば、内視鏡が移動する前において、処置部 2 1 b が病変部 1 2 の位置（ x, y, z ）にあったとして、内視鏡が何らかの理由で移動された後で、その移動する前の処置部 2 1 b の位置（ x', y', z' ）は、

【数 1】

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

【0026】

となる。但し、 H ：内視鏡の並進、 R ：内視鏡の回転とする。これに対して、その移動した後の処置部 2 1 b の位置（ x'', y'', z'' ）は、

【数 2】

$$\begin{pmatrix} x'' \\ y'' \\ z'' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}$$

【0027】

となる。この時、内視鏡先端と処置アーム部 2 1 c（鉗子チャンネルの鉗子口 5 から延出している部分）の位置関係は変わらないため、実質的に処置部 2 1 b は、位置（ x', y', z' ）から位置（ x'', y'', z'' ）へ移動したことになる。

【0028】

処置部 2 1 b の位置（ x, y, z ）は、処置アーム部 2 1 c の関節を動かすモータ 3 1 の回転量（例えば各モータ 3 1 接続されるエンコーダの値より算出）から求められる関節の角度、関節の長さ、各関節の接続状態により求められる。ただし、内視鏡の先端を基準とした座標系に処置部 2 1 b の動きが一致するように初期化する必要がある（例えば、内視鏡の湾曲の UP / DOWN 方向と処置具 2 1 b の UP / DOWN 方向を一致させるようにシステムを初期化する）。また、式（1）と式（2）から内視鏡移動後の処置部 2 1 b の位置（ x', y', z' ）を算出し、得られた位置（ x', y', z' ）、関節の長さ、各関節の接続状態から各関節の角度を逆運動学により求められる。

【0029】

逆運動学は、作業空間におけるマニピュレータ（処置具）の位置、姿勢情報からジョイント（関節の角度等）の具体的な値を推定する方法である。ジョイント 1、2、...、 n のジョイントパラメータを

【数 3】

$$\Phi = (\theta_1, \theta_2, \dots, \theta_n)^T$$

10

20

30

40

50

【 0 0 3 0 】

とし、マニピュレータの位置、姿勢を

【数 4】

$$E_p = (x_{Ep}, y_{Ep}, z_{Ep}, \text{Roll}_{Ep}, \text{Yaw}_{Ep}, \text{Pitch}_{Ep})^T$$

【 0 0 3 1 】

とすると、その関係は以下のような式で表される。

【数 5】

$$E_p = A(\Phi)$$

10

【 0 0 3 2 】

ここで、マニピュレータの位置、姿勢の目標 P を

【数 6】

$$P_p = (x_{Pp}, y_{Pp}, z_{Pp}, \text{Roll}_{Pp}, \text{Yaw}_{Pp}, \text{Pitch}_{Pp})^T$$

【 0 0 3 3 】

とおくと、マニピュレータを P_p の状態にする為に

【数 7】

$$P_p = A(\Phi)$$

20

【 0 0 3 4 】

を満たす $\dot{\Phi}$ を求める事が必要となる。しかし、これらの関係式は非線形である為、 $\dot{\Phi}$ を求める為には E_p を Φ の要素で偏微分したヤコビアン行列 $J(\Phi)$ ()

【数 8】

$$J(\Phi) = \begin{pmatrix} dx_{ep}/d\theta_1 & dx_{ep}/d\theta_2 & \dots & dx_{ep}/d\theta_n \\ dy_{ep}/d\theta_1 & dy_{ep}/d\theta_2 & \dots & dy_{ep}/d\theta_n \\ dz_{ep}/d\theta_1 & dz_{ep}/d\theta_2 & \dots & dz_{ep}/d\theta_n \\ d\text{Roll}_{ep}/d\theta_1 & d\text{Roll}_{ep}/d\theta_2 & \dots & d\text{Roll}_{ep}/d\theta_n \\ d\text{Yaw}_{ep}/d\theta_1 & d\text{Yaw}_{ep}/d\theta_2 & \dots & d\text{Yaw}_{ep}/d\theta_n \\ d\text{Pitch}_{ep}/d\theta_1 & d\text{Pitch}_{ep}/d\theta_2 & \dots & d\text{Pitch}_{ep}/d\theta_n \end{pmatrix}$$

30

【 0 0 3 5 】

を求め、

【数 9】

$$\dot{\Phi} = J(\Phi)^{-1} \dot{E}_p$$

から

$$P_p = A(\Phi)$$

40

【 0 0 3 6 】

を満たす $\dot{\Phi}$ を収束計算によって求める事が一般的に行われている。この算出した動作量に

50

基づき、処置アーム部 2 1 c の各関節を屈曲させて、処置部 2 1 c を病変部 1 2 の位置に移動する（ステップ S 4）。

【 0 0 3 7 】

この処置アーム部 2 1 c の屈曲、回転及び進退動作による処置部 2 1 c の位置保持を、処置部 2 1 c による病変部 1 2 への処置が終了するまで繰り返し行う（ステップ S 5）。

【 0 0 3 8 】

すなわち、逆問題により各関節の屈曲、回転及び進退動作を求めて、移動を実施する。

【 0 0 3 9 】

以上説明したように、本実施形態によれば、処置具による処置中に術者の都合により観察視野を移動したり、患者の体腔内における生体の動きにより、内視鏡が移動してしま

10

った場合であっても、処置具の処置部が処置中の対象部位から離れず、その位置が保持される。従って、術者による処置部を元の位置に戻す移動操作が無くなり、術者は処置に専念でき、操作負担や疲労が軽減される。

【 0 0 4 0 】

次に、本発明の第 2 の実施形態について説明する。

図 4 は、第 2 の実施形態に係る処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムの全体構成を示す図である。

この内視鏡装置システムは、前述した図 1 に示す第 1 の実施形態における内視鏡装置システムの構成に、さらに内視鏡本体 3 の先端側に磁界発生コイルを設けて、発生した磁界を内視鏡形状観察装置で検出し、内視鏡先端の位置を推定するものである。本実施形態

20

において、磁界発生コイル及び内視鏡形状観察装置以外の構成部位は、図 1 に示す内視鏡装置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 1 】

図 4 に示すように内視鏡本体 3 は、挿入部 3 a の湾曲部 3 b より先端に少なくとも 1 つの磁界発生用コイル 6 1 を設ける。また、患者の近傍に内視鏡形状観察装置 6 2 が配置される。この内視鏡形状観察装置 6 2 は、磁界検出ユニット 6 3 と位置推定部 6 5 とモニタ 6 6 で構成される。

【 0 0 4 2 】

磁界検出ユニット 6 3 は、筐体内部に磁界発生コイル 6 1 が発生させた磁界を検出するための複数の磁界検出コイル 6 4（6 4 a, 6 4 b, ... 6 4 n）を備えている。位置推定部 6 5 は、磁界検出コイル 6 4 により検出された磁界データを受けて、磁界発生コイル 6 1 の位置を推定する。ただし、推定される磁界発生コイル 6 1 の位置は磁界検出ユニット 6 3 を基準とした座標系の値である。詳しくは、特許文献 5 に開示されている。推定された磁界発生コイル 6 1 の位置情報は信号線 6 7 を通じて処置具制御部 2 2 に送出され、処置具制御部 2 2 の CPU 4 2 が磁界発生コイル 6 1 との位置関係（設計値）から撮像部 7 により撮影されたときの挿入部 3 a の先端位置（CCD 等の撮像素子と光学系から設定される視点位置）を算出する。算出された挿入部 3 a の先端位置より各画像間の移動量（並進ベクトルの大きさ）を算出し、CPU 4 2 は算出された移動量（並進ベクトルの大きさ）を用いて内視鏡の挿入部 3 a の移動方向と移動量を第 1 の推定部 4 2 a で推定する。尚、この構成例では、磁界検出コイル 6 4 は、磁界検出ユニット 6 3 の筐

30

40

体内部に設けた例であったが、患者を困むように周囲近傍に配置してもよい。

【 0 0 4 3 】

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装置システムによれば、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、処置部 2 c を正確に移動することができる。

【 0 0 4 4 】

次に本発明の第 3 の実施形態について説明する。

この第 3 の実施形態は、画像間のマッチングにより内視鏡先端の移動を推定し、処置具の位置を求めて、撮像素子の撮像面と平行に元の位置に移動するものである。本実施形態の構成は、前述した図 1 に示した第 1 の実施形態と同じ構成であり、その構成は図 1 を参

50

照する。

【 0 0 4 5 】

図 5 に示すように、移動前の画面上における処置を行っている内視鏡の観察視野内で処置具 2 1 の先端（処置部 2 1 b 又は病変部 1 2）の位置 $p(x_p, y_p, f)$ [f : 撮像部 7 の光学系の焦点距離] とし、内視鏡移動後の処置の位置（内視鏡移動前の処置具 2 1 の先端が存在した位置） $P'(x_p', y_p', z_p')$ とする。内視鏡移動後の画像において、移動前の処置部 2 1 の先端が存在した位置 p を画像間のマッチングにより求めることができる。このマッチングは、内視鏡移動前の画像内の例えば処置部 2 1 の先端が存在する付近の部分画像をテンプレートにして、内視鏡移動後の画像内を探索して、その位置を特定する処理である。テンプレート内に処置部 2 1 が存在した場合、処置部 2 1 の領域を検出し、その領域は画像間のマッチングの度合いを算出する処理の対象にしないようにする。内視鏡移動後の処置部 2 1 の先端の位置 $q'(x_q', y_q', f)$ から内視鏡移動後の処置の位置 $p'(x_p', y_p', f)$ への画面上での移動は、次式に示すようになる。

10

$$m = \begin{pmatrix} x'_q - x'_p \\ y'_q - y'_p \\ 0 \end{pmatrix}$$

【 0 0 4 6 】

20

但し、 f : 内視鏡先端に組込まれた撮像部 7 の焦点距離とする。

処置部 2 1 の先端の 3 次元位置 $Q'(X_Q', Y_Q', Z_Q')$ は、処置部 2 1 の各関節の屈曲、回転、進退の大きさがモータに接続されるエンコーダの値から求められる。内視鏡移動後の処置部 2 1 の先端の Z 成分の値 Z_Q' を用いて撮像部 7 の撮像素子の撮像面と平行に処置部 2 1 の先端を処置の位置（病変部 1 2 の位置：内視鏡移動前の処置部 2 1 の先端が存在する位置）付近に移動させた場合、移動の方向と大きさは、次式のようになる。

【 数 1 1 】

$$M = \frac{z'_q}{f} \begin{pmatrix} x'_q - x'_p \\ y'_q - y'_p \\ f \end{pmatrix}$$

30

【 0 0 4 7 】

以上説明したように、本実施形態の処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムによれば、内視鏡が撮像素子の撮像面と平行に移動してしまった場合には、前述した第 1 及び 2 の実施形態と比較して、内視鏡の動きをより高速に推定でき、リアルタイムに近い速度で処置部を移動することができる。

【 0 0 4 8 】

次に、本発明の第 4 の実施形態について説明する。

図 6 に示す本実施形態の内視鏡装置は、内視鏡本体の屈曲部が電動により湾曲するように構成される。この実施形態は、内視鏡本体が電動化された構成であり、これ以外の構成部位は前述した図 1 に示す第 1 の実施形態と同等の部材であり、同じ参照符号付してその詳細な説明は省略する。

40

【 0 0 4 9 】

内視鏡本体 3 における電動湾曲操作部 7 1 は、屈曲部 3 b に一端が接続される複数のワイヤ 7 2 と、各ワイヤ 7 2 の他端に連結する複数のプーリ 7 3 と、各プーリ 7 3 が回転軸に嵌装されたモータ 7 4 と、それぞれのモータ 7 4 を個別に駆動するドライバ 7 5 と、各モータに設けられたエンコーダ 7 6 と、エンコーダ 7 6 が検出した値に基づき、モータドライバ 7 5 を制御する湾曲制御部 7 7 と、を備えている。さらに、湾曲制御部 7 7 は、湾曲操作を指示するための湾曲用ジョイスティック 7 8 に接続されている。

50

【 0 0 5 0 】

また、電動湾曲操作部 7 1 は装置本体 4 との間をケーブル 7 9 で接続される。このケーブル 7 9 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。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。さらに、本実施形態に対して、前述した第 2 の実施形態の内視鏡装置システムにおける磁界発生コイル及び内視鏡形状観察装置を搭載することも可能である。

【 0 0 5 1 】

内視鏡本体及び処置具の湾曲量は、それぞれワイヤの牽引するモータの回転量（エンコーダ出力値）から求められる。従って、内視鏡先端の動きは、内視鏡用モータの回転量から推定し、推定された値により処置具の先端を移動させる。

【 0 0 5 2 】

以上説明した本実施形態の処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムによれば、前述した第 1 及び第 3 の実施形態の効果に加えて、内視鏡及び処置具をジョイスティック等からなる簡易に操作可能な操作スイッチにより処置具及び内視鏡の屈曲動作を指示しているため、術者の疲労負担を軽減することができる。また、本実施形態は、画像処理による位置の検出を行っていないため、CPU による高度な演算を必要とせず、内視鏡の先端の動きを容易に推定でき、リアルタイムに近い速度で処置具の先端（処置部）を移動することが可能になる。さらに、本実施形態に第 2 の実施形態の内視鏡装置システムにおける磁界発生コイル及び内視鏡形状観察装置を搭載すれば、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、処置部 2 c を正確に移動することもできる。

【 0 0 5 3 】

尚、本実施形態は、電動化されている内視鏡本体を用いた構成例であったが、電動化されていない通常の内視鏡本体であっても、鉗子チャンネルの挿入口 3 d 又は鉗子口 5 にワイヤの牽引量を検出するセンサを設け、さらに操作部に設けられている各操作ダイヤル 3 f の回転量を検出して、ワイヤの牽引量を求める機構を組み込みことにより、同様な効果を得ることもできる。

【 0 0 5 4 】

次に、本発明の第 5 の実施形態について説明する。

【 0 0 5 5 】

本実施形態の処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムは、内視鏡の移動量が予め定めた閾値よりも小さい場合は、処置具の位置をそのまま維持させる構成である。これは、常に内視鏡の移動に応じて処置具の先端を移動させた場合、ノイズや計算誤差等により処置具の先端が常に振動しているかのような状態となり、処置が難しくなることを防止するためである。本実施形態における内視鏡の移動量に対して閾値を設けることは、ソフトウェア（プログラム）で構築できるため、前述した第 1 乃至第 4 の実施形態の構成に対して適用することができる。

【 0 0 5 6 】

この移動処理について図 7 に示すフローチャートを参照して詳細に説明する。ここでは、図 1 に示した第 1 の実施形態の内視鏡装置システムに適用した例について説明する。

まず、撮像された時系列的に隣接する画像から対象部位に対する内視鏡本体 3 の運動ベクトルを推定する（ステップ S 1 1）。具体的には、撮像部 7 により撮像された時系列的に連続して入力した画像データからそれぞれの画像間のシフトマップを作成する。それらの画面内で任意に定めた対象部位（例えば、病変部 1 2）に対して、1 つの画像間のシフトマップで 1 つの画像間の運動ベクトル（並進ベクトル h と回転マトリクス R ；並進ベクトルは単位ベクトルとする）を推定する。各画像に対応するシフトマップから運動ベクトル、すなわち内視鏡先端の動き（相対的な動き）を推定し、並進ベクトルの大きさを求めることにより絶対的な内視鏡先端の動き V を算出する。

【 0 0 5 7 】

この算出された内視鏡先端の動きの絶対値 $|V|$ に対して、経験的又は実験により求めた閾値 V_{thr} と比較する（ステップ S 1 2）。この比較において、内視鏡先端の動き $|V|$ が閾値 V_{thr} よりも小さければ（YES）、この程度の内視鏡の移動では処置具の移動処理は行わないものと判定し、ステップ S 1 1 に戻り、内視鏡先端の動きの推定を継続する。一方、運動ベクトル $|V|$ が閾値 V_{thr} よりも大きければ（NO）、処置具の移動処理を行うものと判定し、次のステップ S 1 3 に行き移行する。このステップ S 1 3 は、第 1 の実施形態で説明した図 2 のステップ S 2 に相当する。内視鏡先端の動き（並進ベクトル H 、回転 R ：図 3 を参照）から処置部 2 1 b の動きを推定する（ステップ S 1 3）。図 3 に示したように、例えば、内視鏡が移動する処置部 2 1 b の位置 (x, y, z) と内視鏡が移動された後で、処置部 2 1 b が位置補正前の位置 (x', y', z') を求める。これに対して、その移動した後の処置部 2 1 b の位置 (x'', y'', z'') を求める。次に、算出した処置部 2 1 b の各位置に基づき、内視鏡移動後の座標系で位置 (x'', y'', z'') から処置部 2 1 b の位置 (x', y', z') すなわち、元の病変部 1 2 の位置に移動させるための処置アーム部 2 1 c の各関節における屈曲、回転及び進退等の動作量を算出する（ステップ S 1 4）。

10

【0058】

次に、算出した動作量に基づき、処置アーム部 2 1 c の各関節を屈曲させて、処置部 2 1 c を病変部 1 2 の位置に移動する（ステップ S 1 5）。この処置アーム部 2 1 c の屈曲、回転及び進退動作による処置部 2 1 c の位置保持を、処置部 2 1 c による病変部 1 2 への処置が終了するまで繰り返し行う（ステップ S 1 6）。

20

【0059】

以上説明したように、本実施形態によれば、内視鏡の動きに対して一定の閾値を設けることにより、ノイズや計算誤差等により、処置具の先端が常に振動しているかのような状態を防止して、処置が難しくなることを防止する。従って、術者による処置を行う際に、不要な振動が防止され、術者は処置に専念でき、操作負担や疲労が軽減される。

【0060】

処置具による処置中に術者の都合により観察視野を移動したり、患者の体腔内における生体の動きにより、内視鏡が移動してしまったりした場合であっても、処置具の処置部が処置中の対象部位から離れず、その位置が保持される。

【図面の簡単な説明】

30

【0061】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態に係る処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムの全体構成を示す図である。

【図 2】第 1 の実施形態による移動処理について説明するためのフローチャートである。

【図 3】内視鏡先端における動きの推定について説明するための図である。

【図 4】本発明の第 2 の実施形態に係る処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムの全体構成を示す図である。

【図 5】本発明の第 3 の実施形態に係る内視鏡装置システムにおける推定された内視鏡先端の動きから処置具の移動を推定することについて説明するための図である。

【図 6】本発明の第 4 の実施形態に係る処置具位置制御装置を搭載する内視鏡装置システムの全体構成を示す図である。

40

【図 7】本発明の第 5 の実施形態に係る内視鏡装置システム移動処理について説明するためのフローチャートである。

【図 8】従来の内視鏡の先端部と処置具の移動について説明するための図である。

【符号の説明】

【0062】

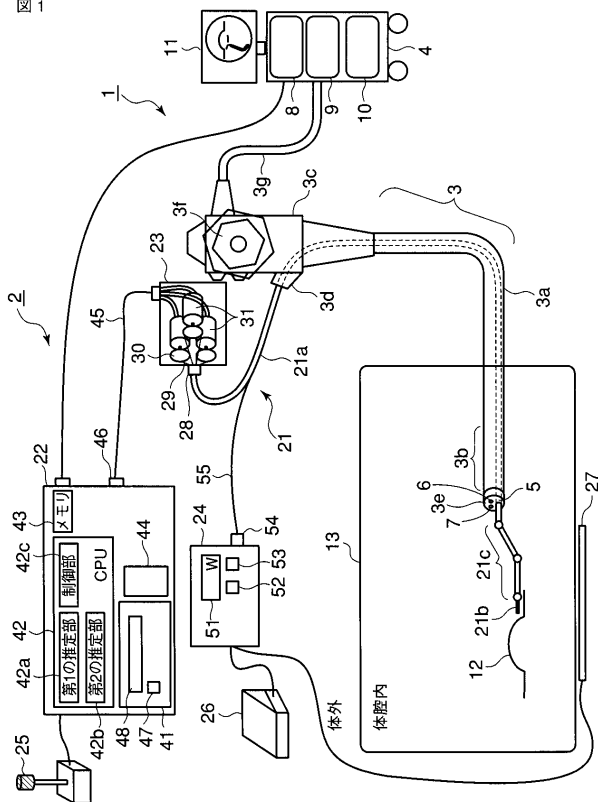
1 ... 内視鏡装置、2 ... 処置具システム、3 ... 内視鏡本体、3 a ... 挿入部、3 b ... 湾曲部、3 c ... 操作部、3 d ... 挿入口、3 e ... 先端部、3 f ... 操作ダイヤル、3 g ... ケーブル、4 ... 装置本体、5 ... 鉗子口、6 ... 照明光窓（ライトガイドファイバ）、7 ... 撮像部、8 ... 画像処理部、9 ... 光源部、10 ... 制御部、11 ... モニタ、12 ... 観察対象物（病変部）、

50

1 3 ... 患者、 2 1 ... 処置具、 2 1 a ... 処置具挿入部、 2 1 b ... 処置部、 2 1 c ... 処置アーム部、 2 2 ... 処置具制御装置、 2 3 ... モータユニット、 2 4 ... 電源装置、 2 5 ... ジョイスティック、 2 6 ... フットスイッチ、 2 7 ... 対極板、 2 8 ... 接続部、 2 9 ... ワイヤ、 3 0 ... プーリ、 3 1 ... モータ。

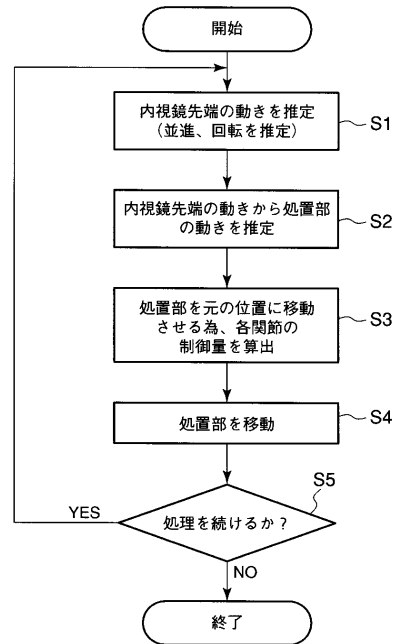
【 図 1 】

図 1



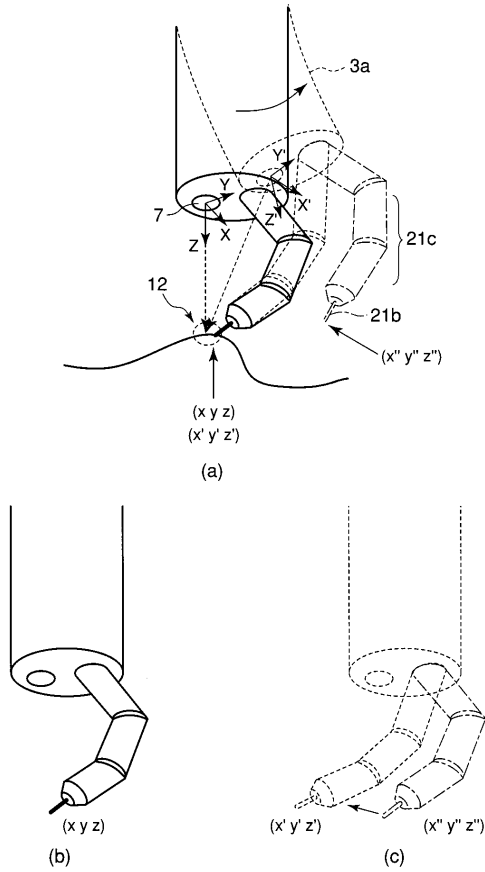
【 図 2 】

図 2



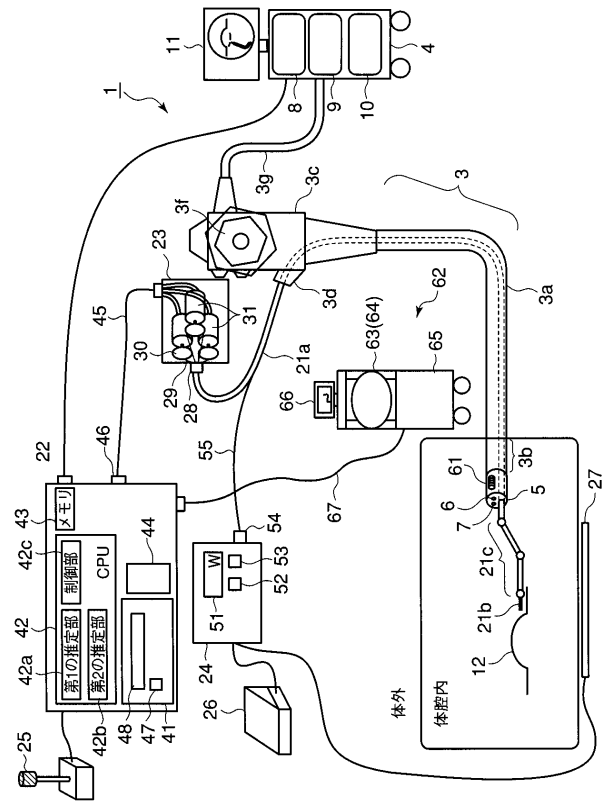
【 図 3 】

図 3



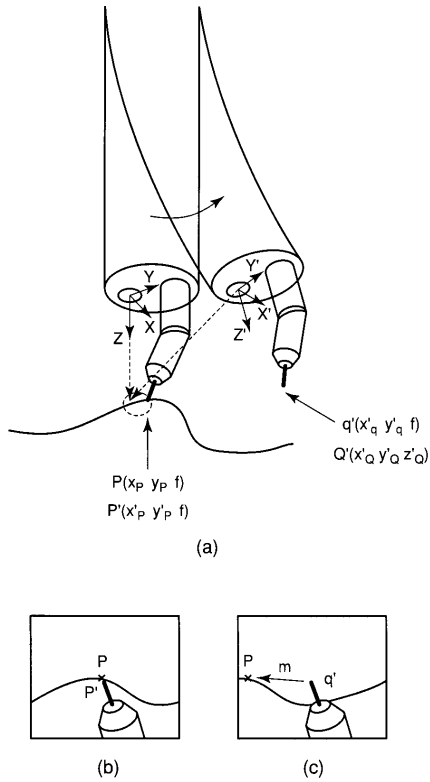
【 図 4 】

図 4



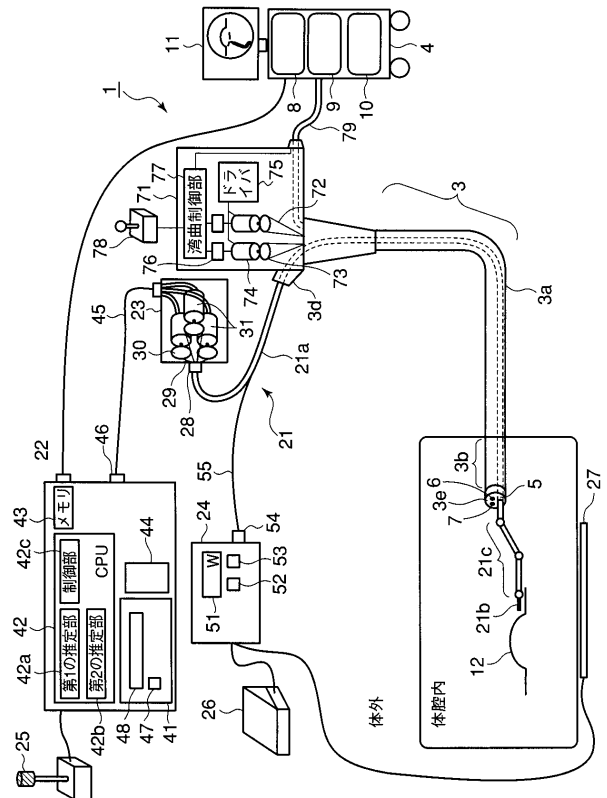
【 図 5 】

図 5



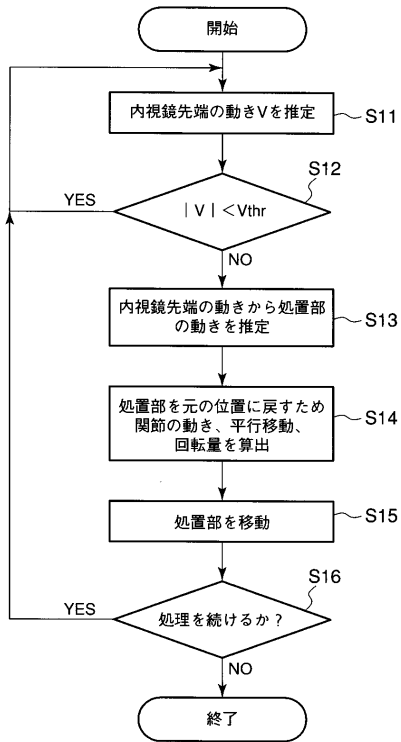
【 図 6 】

図 6



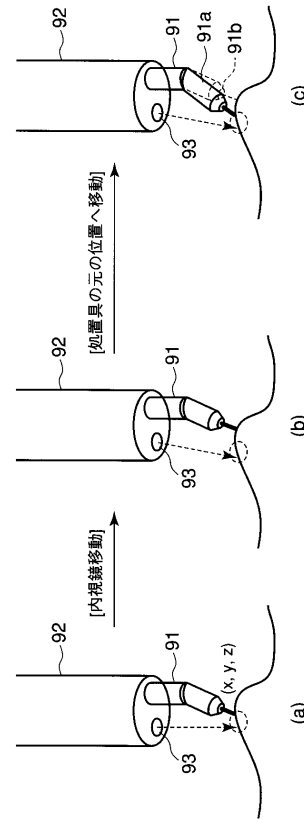
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード(参考)
B 2 5 J 13/08 A

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(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 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 2H040 BA23 DA17 DA19 DA43 DA56 GA02

3C007 AS35 BS09 BS29 HS27 HT04 KS18 KS20 KT01 KT04 LT06

MT01 XF01 XF05 XF09

4C061 AA00 BB02 CC06 DD03 FF41 HH21 HH26 HH51 JJ17 LL02

NN05 SS21 WW06

专利名称(译)	内窥镜装置的治疗工具位置控制装置		
公开(公告)号	JP2008245839A	公开(公告)日	2008-10-16
申请号	JP2007089715	申请日	2007-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	長谷川潤		
发明人	長谷川潤		
IPC分类号	A61B1/00 A61B1/04 G02B23/24 B25J1/00 B25J13/08		
CPC分类号	A61B1/018 A61B1/00133 A61B34/20 A61B34/71 A61B90/361 A61B2034/2051 A61B2034/742		
FI分类号	A61B1/00.334.Z A61B1/04.370 G02B23/24.A G02B23/24.B B25J1/00 B25J13/08.A A61B1/00.552 A61B1/018 A61B1/018.514 A61B1/04		
F-TERM分类号	2H040/BA23 2H040/DA17 2H040/DA19 2H040/DA43 2H040/DA56 2H040/GA02 3C007/AS35 3C007/BS09 3C007/BS29 3C007/HS27 3C007/HT04 3C007/KS18 3C007/KS20 3C007/KT01 3C007/KT04 3C007/LT06 3C007/MT01 3C007/XF01 3C007/XF05 3C007/XF09 4C061/AA00 4C061/BB02 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF41 4C061/HH21 4C061/HH26 4C061/HH51 4C061/JJ17 4C061/LL02 4C061/NN05 4C061/SS21 4C061/WW06 3C707/AS35 3C707/BS09 3C707/BS29 3C707/HS27 3C707/HT04 3C707/KS18 3C707/KS20 3C707/KT01 3C707/KT04 3C707/LT06 3C707/MT01 3C707/XF01 3C707/XF05 3C707/XF09 4C161/AA00 4C161/BB02 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF41 4C161/HH21 4C161/HH26 4C161/HH27 4C161/HH51 4C161/JJ17 4C161/LL02 4C161/NN05 4C161/SS21 4C161/WW06		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP5030639B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种当内窥镜由于观察视野的变化或活体在患者体腔中的运动而移动时从内窥镜的基端侧插入到内窥镜的远端部的治疗工具。由于其整体运动，因此执行了用于返回治疗部位的运动操作。解决方案：内窥镜主体3相对于目标部位的运动是根据内窥镜运动捕获的图像估算的，而整体运动的治疗仪21的运动则是根据该运动估算的。处理器具21的移动量是通过算出从内窥镜移动到处理位置后的位置而移动的处理臂部21c的各关节的弯曲，旋转，进退等的移动量，并使各关节弯曲而算出的。内窥镜装置系统包括处置工具位置控制装置，该处置工具位置控制装置在每次内窥镜移动时保持处置工具21的位置，以使处置部21c移动至原始处置位置。[选型图]图1

