

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5030639号  
(P5030639)

(45) 発行日 平成24年9月19日(2012.9.19)

(24) 登録日 平成24年7月6日(2012.7.6)

(51) Int.Cl.

F 1

<b>A61B 1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B 1/00	3 3 4 Z
<b>A61B 1/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 61 B 1/04	3 7 O
<b>G02B 23/24</b>	<b>(2006.01)</b>	G 02 B 23/24	A
<b>B25J 1/00</b>	<b>(2006.01)</b>	B 02 B 23/24	B
<b>B25J 13/08</b>	<b>(2006.01)</b>	B 25 J 1/00	

請求項の数 8 (全 15 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)

(65) 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)

審査請求日

平成22年1月13日(2010.1.13)

(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

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

(74) 代理人

100092196

弁理士 橋本 良郎

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) 【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。

## 【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、

10

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、

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、

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。

**【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

10

20

30

40

50

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。

#### 【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。10

【特許文献1】特許第3007715号

【特許文献2】特開2003-127076号公報

【特許文献3】特許第3347385号

【特許文献4】特開平9-026547号公報

【特許文献5】特許第3571675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。20

#### 【0005】

従って、図8(a)に示すように、術者が処置具91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92を移動させて、撮像部93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91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91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91の湾曲部91a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。30

#### 【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】

50

20

30

40

50

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。

10

#### 【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。

20

##### 【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】

30

##### 【0013】

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。

##### 【0014】

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。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)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。操作部3cには、操作者又は術者が操作して湾曲部3bを湾曲させて所望する観察対象物(病変部)12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3fが設けられている。

40

50

## 【0015】

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。

## 【0016】

処置具位置制御装置2は、病変部12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21と、処置具21の制御を行う処置具制御部22と、処置具制御部22の制御信号に基づき処置具21を駆動するモータユニット23と、処置具21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24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22に接続されて術者の手操作により処置具21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25と、電源装置24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26と、電源装置24に接続され処置をする患者13の体表面に貼られる対極板27とを備えている。

10

## 【0017】

この処置具位置制御装置2は、ジョイスティック25の操作に従って、処置部を所望する位置（箇所）に移動可能なマスタ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21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25が操作された場合には、ジョイスティック25の操作指示を優先させる。

20

処置具21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21aと、病変部12に処置を施す例えば、高周波電気メス等の処置部21bと、処置具挿入部21a及び処置部21bに連結して処置部21bを3次元的に移動可能な可動部（処置アーム部）21cとで構成される。処置アーム部21cは、処置部21b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21c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。

## 【0018】

処置具挿入部21aの基端側は、接続部28によってモータユニット23に接続される。モータユニット23は、処置具挿入部21a内を通り処置アーム部21cの各関節に一端が接続されるワイヤ29と、ワイヤ29の他端と連結したブーリ30と、ブーリ30が回転軸に嵌装されたモータ31とで構成される。これらのモータ31は、処置具制御部22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22の駆動制御によりモータ31が回転され、ブーリ30に巻き取られるワイヤ29の牽引力で、処置アーム部21cの各関節を屈曲させる。また、モータユニット23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21を進退、回転させることによって処置部21bを回転、進退させる。

30

## 【0019】

処置具制御部22は、ジョイスティック25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41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）42と、画像及び通信データ等を保存するメモリ43と、モータユニット23内の各モータ31を駆動制御するモータドライバ44と、モータユニット23とケーブル45で接続され通信を行うモータユニット通信部46と、で構成される。

40

## 【0020】

CPU42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42aと、その動きと動き量に基づき処置部21b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21cに与える移動方向や移動量を算出する第2の推定部42b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42cとに大別される。メモリ

50

43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、CPU42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41は、観察対象に対して処置部21b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47と、機能の状態を表示するディスプレイ48とを備える。

#### 【0021】

この処置具制御部22は、術者によるジョイスティック25の操作量に応じて、各モータ31を駆動させる制御信号をモータドライバ44に送信し、各モータ31をそれぞれ回転させる。各モータ31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22に送出して、モータ31に対するフィードバック制御を行う。10

#### 【0022】

電源装置24には、電源の供給状態等を表示するディスプレイ51と、出力ワット数入力パネル52と、出力モード選択パネル53と、電力出力端子54とが設けられている。電力出力端子54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21bである高周波電気メスにケーブル55を通じて供給する。このケーブル55は、前述したワイヤ29と共に処置具挿入部21aに挿通され、高周波電気メスに接続されている。

#### 【0023】

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12に対する内視鏡の湾曲部3bの動きを推定し、推定した動きより処置具先端の処置部21bの動きを求める。処置部21bの動きから、移動前の処置部21b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21b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。20

#### 【0024】

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22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S1）。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12）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ックスについては、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。30

次に、CPU42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21bの動きを推定する（ステップS2）。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。40

#### 【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21bが病変部12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21b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21bの位置(x'', y'', z'')は、

【数2】

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

10

【0027】

となる。この時、内視鏡先端と処置アーム部21c（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21b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21bの位置(x, y, z)は、処置アーム部21cの関節を動かすモータ31の回転量（例えば各モータ31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21b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21b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21b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。

20

【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

30

【数3】

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

【0030】

とし、マニピュレータの位置、姿勢を

【数4】

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

40

【0031】

とすると、その関係は以下のような式で表される。

【数5】

$$E_p = A(\Phi)$$

【0032】

ここで、マニピュレータの位置、姿勢の目標Pを

【数6】

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

【0033】

とおくと、マニピュレータを  $P_p$  の状態にする為に

【数7】

$$\mathbf{P}_p = A(\Phi)$$

【0034】

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  $\Phi$  の要素で偏微分したヤコビアン行列  $J(\Phi)$ 

【数8】

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

【0035】

を求め、

【数9】

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

から

$$\mathbf{P}_p = A(\Phi)$$

【0036】

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基づき、処置アーム部 21c の各関節を屈曲させて、処置部 21c を病変部 12 の位置に移動する（ステップ S4）。

【0037】

この処置アーム部 21c の屈曲、回転及び進退動作による処置部 21c の位置保持を、処置部 21c による病変部 12 への処置が終了するまで繰り返し行う（ステップ S5）。

【0038】

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。

【0039】

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。

【0040】

10

20

30

40

50

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。

#### 【0041】

図4に示すように内視鏡本体3は、挿入部3aの湾曲部3bより先端に少なくとも1つの磁界発生用コイル61を設ける。また、患者の近傍に内視鏡形状観察装置62が配置される。この内視鏡形状観察装置62は、磁界検出ユニット63と位置推定部65とモニタ66で構成される。

#### 【0042】

磁界検出ユニット63は、筐体内部に磁界発生コイル61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64(64a, 64b, ... 64n)を備えている。位置推定部65は、磁界検出コイル64により検出された磁界データを受けて、

磁界発生コイル61の位置を推定する。ただし、推定される磁界発生コイル61の位置は磁界検出ユニット63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61の位置情報は信号線67を通じて処置具制御部22に送出され、処置具制御部22のCPU42が磁界発生コイル61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3a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3a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、CPU42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3aの移動方向と移動量を第1の推定部42aで推定する。尚、この構成例では、磁界検出コイル64は、磁界検出ユニット63の筐体内部に設けた例であったが、患者を囲むように周囲近傍に配置してもよい。

#### 【0043】

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2cを正確に移動することができる。

#### 【0044】

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を参照する。

#### 【0045】

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21の先端(処置部21b又は病変部12)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21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21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21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21が存在した場合、処置部21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とする。内視鏡移動後の処置部21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

20

30

40

## 【数10】

$$m = \begin{pmatrix} x'q - x'p \\ y'q - y'p \\ 0 \end{pmatrix}$$

## 【0046】

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21の先端の3次元位置 $Q'$ （ $XQ'$ 、 $YQ'$ 、 $ZQ'$ ）は、処置部21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21の先端のZ成分の値 $ZQ'$ を用いて撮像部7の撮像素子の撮像面と平行に処置部21の先端を処置の位置（病変部12の位置：内視鏡移動前の処置部21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11】

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

## 【0047】

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。

## 【0048】

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。

## 【0049】

内視鏡本体3における電動湾曲操作部71は、屈曲部3bに一端が接続される複数のワイヤ72と、各ワイヤ72の他端に連結する複数のブーリ73と、各ブーリ73が回転軸に嵌装されたモータ74と、それぞれのモータ74を個別に駆動するドライバ75と、各モータに設けられたエンコーダ76と、エンコーダ76が検出した値に基づき、モータドライバ75を制御する湾曲制御部77と、を備えている。さらに、湾曲制御部77は、湾曲操作を指示するための湾曲用ジョイスティック78に接続されている。

## 【0050】

また、電動湾曲操作部71は装置本体4との間をケーブル79で接続される。このケーブル79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。

## 【0051】

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。

## 【0052】

10

20

30

40

50

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、本実施形態はで、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2cを正確に移動することもできる。

## 【0053】

10

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3d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3f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ことにより、同様な効果を得ることもできる。

## 【0054】

次に、本発明の第5の実施形態について説明する。

## 【0055】

20

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。

## 【0056】

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S11）。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12）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。

## 【0057】

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Vthrと比較する（ステップS12）。この比較において、内視鏡先端の動き|V|が閾値Vthr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S11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Vthr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S13に行移行する。このステップS13は、第1の実施形態で説明した図2のステップS2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21bの動きを推定する（ステップS13）。図3に示したように、例えば、内視鏡が移動する処置部21bの位置（x, y, z）と内視鏡が移動された後で、処置部21b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21bの位置（x'', y'', z''）を求める。次に、算出した処置部21b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21bの位置（x', y', z'）すなわち、元の病変部12の位置に移動

40

50

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する（ステップ S14）。

【0058】

次に、算出した動作量に基づき、処置アーム部 21c の各関節を屈曲させて、処置部 21c を病変部 12 の位置に移動する（ステップ S15）。この処置アーム部 21c の屈曲、回転及び進退動作による処置部 21c の位置保持を、処置部 21c による病変部 12 への処置が終了するまで繰り返し行う（ステップ S16）。

【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。10

【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】

【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。20

【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。

【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。30

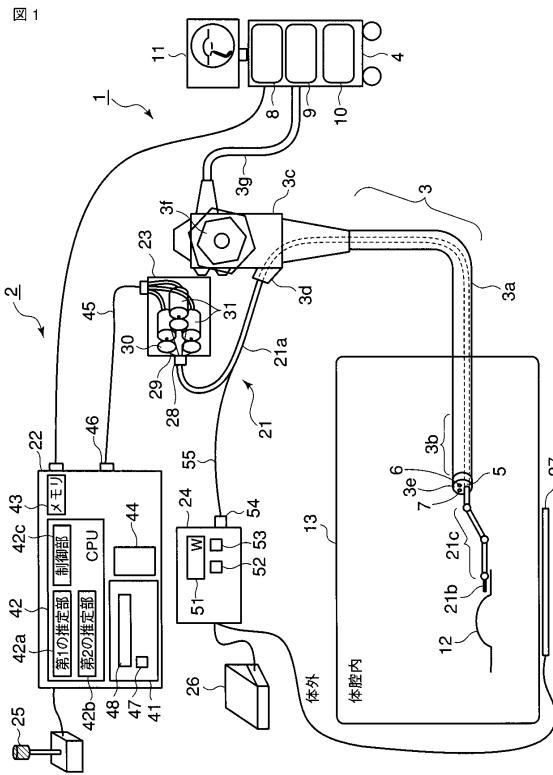
【図 8】従来の内視鏡の先端部と処置具の移動について説明するための図である。

【符号の説明】

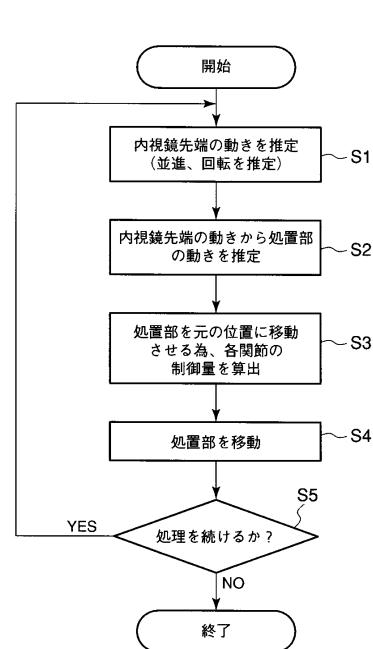
【0062】

1 … 内視鏡装置、 2 … 処置具システム、 3 … 内視鏡本体、 3a … 挿入部、 3b … 湾曲部、 3c … 操作部、 3d … 挿入口、 3e … 先端部、 3f … 操作ダイヤル、 3g … 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）、 13 … 患者、 21 … 処置具、 21a … 処置具挿入部、 21b … 処置部、 21c … 処置アーム部、 22 … 処置具制御装置、 23 … モータユニット、 24 … 電源装置、 25 … ジョイスティック、 26 … フットスイッチ、 27 … 対極板、 28 … 接続部、 29 … ワイヤ、 30 … プーリ、 31 … モータ。40

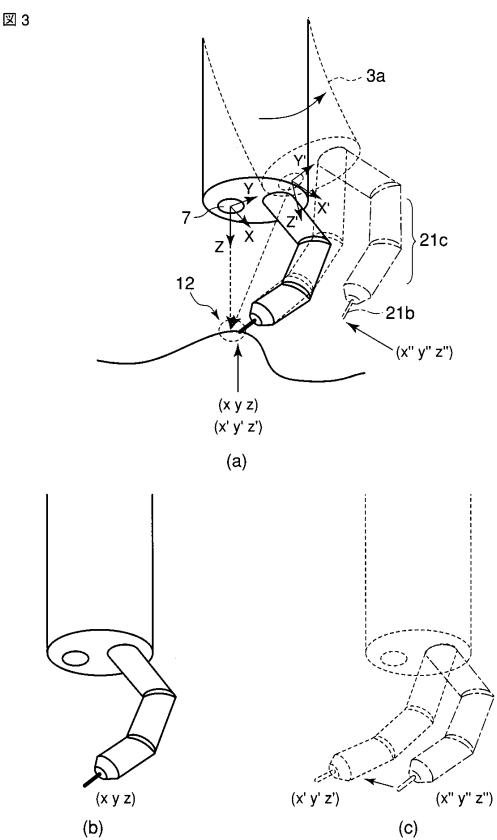
【図1】



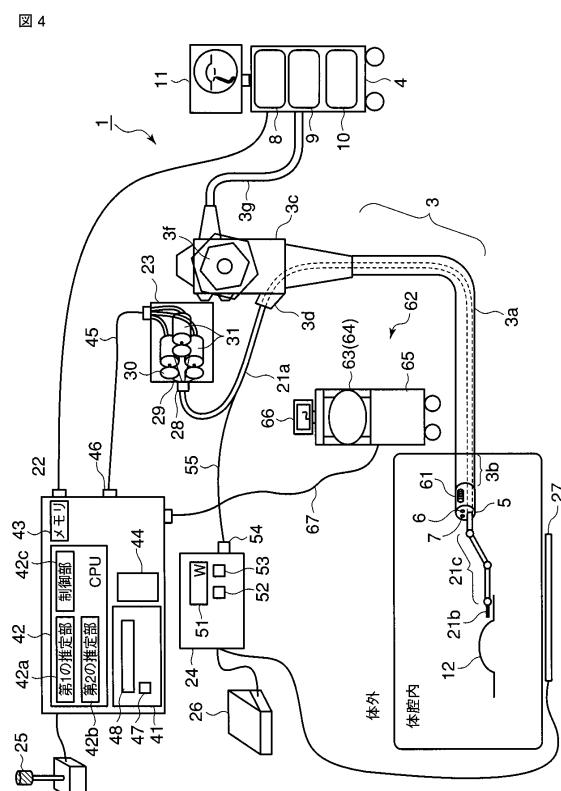
【図2】



【図3】

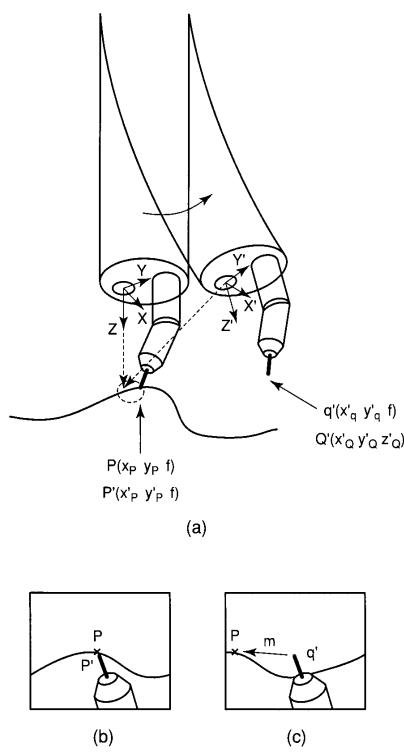


【図4】



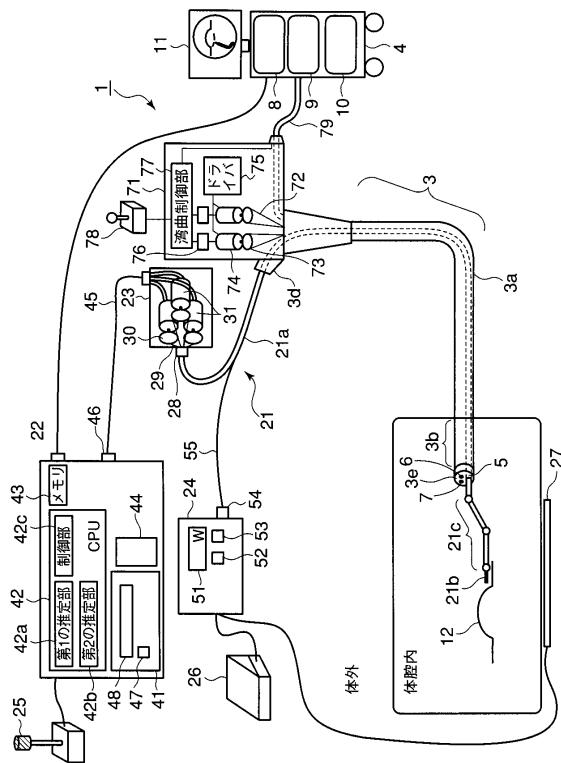
【図5】

図5



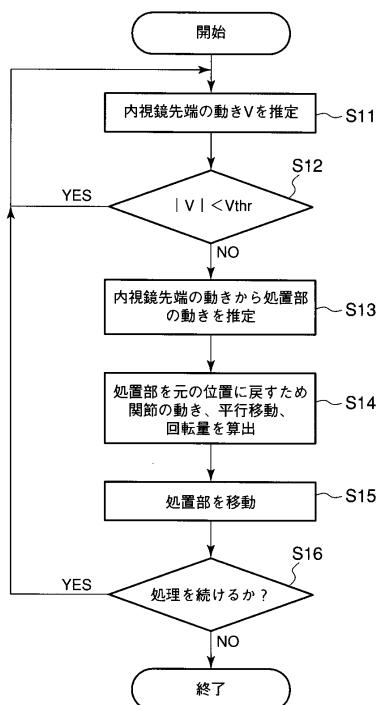
【図6】

図6



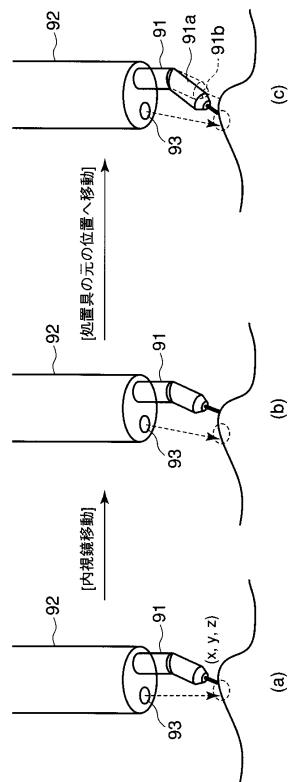
【図7】

図7



【図8】

図8



---

フロントページの続き

(51)Int.Cl.

F I

B 2 5 J 13/08

A

(72)発明者 長谷川 潤

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開2004 - 141486 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 / 0 0

A 6 1 B 1 / 0 4

B 2 5 J 1 / 0 0

B 2 5 J 1 3 / 0 8

G 0 2 B 2 3 / 2 4

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	<a href="#">JP5030639B2</a>	公开(公告)日	2012-09-19
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		
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		
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 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 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 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)	中村诚		
其他公开文献	<a href="#">JP2008245839A</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

要解决的问题：为了解决在观察视野变化或内窥镜移动时，在治疗期间从内窥镜的基端侧插入到内窥镜的尖端部分的治疗仪器与治疗仪器一体化移动的问题。活体在患者的体腔内移动，从而进行将器械返回到治疗部位的移动操作。解决方案：根据内窥镜移动时拾取的图像估计内窥镜主体3到物体部分的运动，并且基于该运动，估计整体移动的治疗仪器21的运动。内窥镜装置系统安装有治疗仪器位置控制器，用于每当内窥镜移动时保持治疗仪器21的位置，使得治疗仪器21的移动量计算运动量，例如弯曲，旋转和在用于将器械从内窥镜移动后的位置移动到治疗位置的治疗臂部分2c的每个关节中进展/退化，并且每个关节弯曲以使治疗部分21c移动到其初始治疗位置。ž

