

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5024785号
(P5024785)

(45) 発行日 平成24年9月12日(2012.9.12)

(24) 登録日 平成24年6月29日(2012.6.29)

(51) Int.Cl. F1
A61B 1/00 (2006.01) A61B 1/00 300E

請求項の数 7 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2007-89714 (P2007-89714)	(73) 特許権者	304050923
(22) 出願日	平成19年3月29日 (2007.3.29)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2008-245838 (P2008-245838A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
(43) 公開日	平成20年10月16日 (2008.10.16)	(74) 代理人	100088683
審査請求日	平成22年1月13日 (2010.1.13)		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】 内視鏡装置に搭載されるアームシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数のバーと関節部が交互に連結された多関節機構を備え、該多関節機構の先端に設けられ、内視鏡に付随して体腔内に挿入され、該内視鏡の観察視野上の観察対象部位である立体の病変部における所望する箇所及び周囲に複数の測定点を指し示すアーム先端部を有し、

さらに、上記多関節機構のバー又は関節部にワイヤ接続し、電動駆動源により上記ワイヤを牽引することで上記アーム部を3次的に移動する駆動ユニットと、

マスタースレーブ操作で、上記駆動ユニットに上記アーム部の移動を指示する操作部と

上記アーム部に設定された測定点を3次的空間座標として表し、2点の測定点間の距離又は複数の測定点に囲まれた面積を算出する測定演算部と、
を具備することを特徴とするアームシステム。

【請求項 2】

上記アームシステムにおいて、

上記内視鏡の観察視野が表示される表示画面上に、上記アーム部が設定した測定点を示すマークと、算出された上記距離及び/又は上記面積を表示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【請求項 3】

上記アームシステムにおいて、

上記アーム部により上記観察対象部位の周囲上に設定された複数の測定点における任意に選択した2点の測定点を3次元的空间座標として表し、該2点の測定点間における最長距離を上記3次元的空间座標から算出し、且つ上記病変部の周囲の測定点による近似楕円の面積を算出し、上記観察対象部位の大きさとする測定演算部と、
を具備することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【請求項4】

上記アームシステムにおいて、
上記駆動ユニットにおける上記関節部の上記ワイヤと連結し、上記電動駆動源の回転軸に嵌装する前記プーリと、

上記電動駆動源の回転軸の回転角度を計測するロータリーエンコーダと、
を備え、

上記エンコーダの出力値に基づき、上記バー間の角度を検出し、上記アーム部全体の形状を検出し、且つ上記エンコーダの出力値に基づき、設定された上記測定点における3次元空間的座標を取得することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【請求項5】

上記アームシステムにおいて、

複数の上記アーム部を備え、上記観察対象部位の周囲上に設定された複数の測定点における、同時に選択した2点の測定点を3次元的空间座標として表し、該2点の測定点間における最長距離を上記3次元的空间座標から算出し、且つ上記病変部の周囲の測定点による近似楕円の面積を算出し、上記観察対象部位の大きさとする測定演算部と、
を具備することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【請求項6】

上記アームシステムにおいて、

上記駆動ユニットの上記電動駆動源は複数のモータにより構成され、該モータにそれぞれに設けられたエンコーダの出力信号により任意の1つの測定点を上記3次元的空间座標の原点として設定し、他の測定点における上記エンコーダの出力信号により上記原点に基づき、3次元的空间座標を取得することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【請求項7】

上記アーム部は、上記多関節機構の先端に設けられた上記アーム先端部を処置具に交換した場合には、該処置具の先端により上記測定点を指し示すことを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるアームシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡装置に搭載され、病変部の大きさを3次元的空间座標を用いて測定する機能を有するアームシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

一般に、体腔内に挿入された内視鏡の撮像部に撮像されてモニタに映し出される病変部の大きさは、同じ画像内に映し出されるように、計測機材例えば、特許文献1に開示されるような専用の内視鏡用測長具を用いたり、メジャー鉗子等の処置具を利用して計測している。メジャー鉗子等の処置具を利用して、病変部の大きさを計測する際は、目盛りと病変部を見比べて、目測により大きさを推定している。特許文献1に開示されている計測は、モニタ画面に写し出されたL字形状に配置されるゲージを病変部に押し当てて、ゲージに刻まれた目盛りを目安にして大きさを測定している。

【0003】

また、特許文献2には、2つの顎部が対向して配置されるノギス形状を成し、一方の顎部が他方の固定される顎部に対して平行移動する線形カルパスが提案されている。この2

10

20

30

40

50

つの顎部により測定対象物を挟み、厚さを測定することができる。

【特許文献1】特開2003-111722号公報

【特許文献2】特表2001-523507(P2001-523507A)号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

前述した特許文献1に開示されるようなゲージを押し当てて、目盛りを照らし合わせながら病変部の大きさを目測で測定する手法は、測定者の推測による読み間違いや単純な目盛りの読み違い等が入り込む場合があり、必ずしも正確な測定結果を得られるとは限らない。この推測による間違いを引き起こす原因としては、操作ミスや確認不十分により病変部にメジャーが正しく宛がわれていなかったり、病変部の存在する箇所形状や状態によってメジャーが正しく宛がうことができない事態が発生したりすることが考えられる。

10

【0005】

また、特許文献2においても、内視鏡による診断の際には、病変部を挟む行為は殆ど無く、病変部に2つの顎部を宛がって計測することとなり、メジャーによる測定とは何ら変わらない問題が発生する。また、従来で用いられているメジャー鉗子は、メジャー部分の長さにより測定範囲が限定されている。さらに、ステレオスコープによる計測は、位置と向きが異なる2つの撮像系を用いて同一の対象を撮影し、2つの画像間の視差から対象の大きさを測定するため、システムが複雑になる点と対象によって測定できない問題が発生する。

20

【0006】

そこで本発明は、病変部の周囲を移動する屈曲可能なアームの3次元的な空間座標による座標情報を用いて、読み間違いを防止してより正確な測定精度を持つ測定を行うことができる内視鏡装置に搭載されるアームシステム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】

【0007】

本発明は上記目的を達成するために、複数のバーと関節部が交互に連結された多関節機構を備え、該多関節機構の先端に設けられ、内視鏡に付随して体腔内に挿入され、該内視鏡の観察視野上の観察対象部位である立体の病変部における所望する箇所及び周囲に複数の測定点を指し示すアーム先端部を有し、さらに、上記多関節機構のバー又は関節部にワイヤ接続し、電動駆動源により上記ワイヤを牽引することで上記アーム部を3次元的に移動する駆動ユニットと、マスタースレーブ操作で、上記駆動ユニットに上記アーム部の移動を指示する操作部と、上記アーム部に設定された測定点を3次元空間座標として表し、2点の測定点間の距離又は複数の測定点に囲まれた面積を算出する測定演算部とを具備するアームシステムを提供する。

30

【0008】

さらに、上記アームシステムにおいて、上記アーム部は、複数のバーと関節部が交互に連結された多関節機構からなり、該多関節機構の先端に設けられた上記測定点を指し示すアーム先端部を有し、さらに、上記多関節機構のバー又は関節部にワイヤ接続し、電動駆動源により上記アーム部を3次元的に移動する駆動ユニットと、上記駆動ユニットに上記アーム部の移動を指示する操作部とを具備し、上記操作部によるマスタースレーブ操作で上記アーム部による測定点の設定を行う内視鏡装置に搭載されるアームシステムを提供する。また、上記アームシステムは、上記駆動ユニットの上記電動駆動源が複数のモータにより構成され、該モータにそれぞれ設けられたエンコーダの出力信号により任意の1つの測定点を上記3次元空間座標の原点として設定し、他の測定点における上記エンコーダの出力信号により上記原点に基づき、3次元空間座標を取得する。上記アーム部は、前記多関節機構の先端に設けられた前記アーム先端部に換わって処置具が設けられる。

40

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、病変部の周囲を移動する屈曲可能なアームの3次元的な空間座標によ

50

る座標情報を用いて、より正確な測定精度を持つ測定を行うことができる内視鏡装置に搭載されるアームシステム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の実施形態に係る内視鏡装置に搭載されるアームシステムの全体的な構成を示す図である。

本実施形態のロボティクスシステム1は、マスタースレーブ型の多関節電動機構により構成されている。このロボティクスシステム1は、体腔内に挿入され図示しない病変の大きさを測定するためのロボティクス処置部2と、測定を制御するロボティクス処置制御部3と、ロボティクス処置部2の先端部の位置や姿勢を変更するための電動駆動源となるモータユニット4と、ユーザによる駆動指示をロボティクス処置部2に伝達するための入力手段となるジョイスティック5とで構成される。

【0011】

ロボティクス処置部2は、鉗子チャンネルに挿通して体腔内に挿入されるシース部8と、シース部8の先端部に設けられた複数のバー6a及び関節6bが屈曲可能に連結された多関節構造のアーム部6と、アーム部6の先端に設けられたアーム先端部7とで構成される。

【0012】

この関節6bは、2本のバー6a間に設けられ、各バーに対して回動させることができ、アーム部全体としては、任意の形状に変更させることができる。モータユニット4は、シース部8内を通りアーム部6の各関節6bに一端が接続されるワイヤ10と、ワイヤ10の他端と連結したプーリ11と、プーリ11を回転軸に嵌装するモータ12と、各モータ12の回転角度をそれぞれに計測するロータリーエンコーダ(以下、エンコーダ)13とで構成される。これらのモータ12は、これらのエンコーダ13の出力値に基づき、ロボティクス処置制御部3により個々に駆動制御される。関節6bは、これらのエンコーダ13により、バー間の角度が検出され、アーム全体の形状を検出することができる(アーム部の先端の位置、向きが分かる)。また、これらのエンコーダ13の出力信号に基づき、設定した測定点における3次元空間的座標を取得することができる。後述するように、任意の1つの測定点で出力されたエンコーダ13の出力信号を3次元空間的座標の原点(x_1, y_1, z_1)として設定し、以後設定された他の測定点のエンコーダ13の出力信号に対して、3次元空間的座標(x_n, y_n, z_n)、 $n = 2, 3, \dots, n$ を求める。病変に対して内視鏡先端を固定し、内視鏡先端を固定し、内視鏡先端から関節6bが全て突出した状態において、内視鏡先端に最も近い関節の中心を基準とした座標系XYZを設定する。図8(a)に示すように、関節6bが全て屈曲していない状態とした場合、関節6b-1と関節6b-3は、X軸まわり、関節6b-2はY軸まわりに回転する。図8(b)に示すように、病変の測定したい位置に処置具の先端を接触させた場合の各関節6bの角度を $\theta_1, \theta_2, \theta_3$ とし、各バー6aの長さを L_1, L_2 、アーム先端部7の長さを L_3 とすると、マニピュレータの運動学から各関節6bにおける変換行列は次のようになる。

【数1】

$$\text{関節6b-1: } T_0^1 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 \\ 0 & \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\text{関節6b-2: } T_1^2 = \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & 0 & \sin\theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\theta_2 & 0 & \cos\theta_2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$\text{関節6b-3: } T_2^3 = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 \\ 0 & \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & L_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

【0013】

従って、同時変換行列は、

(6)

【数 2】

$$\begin{aligned}
 T_0^3 &= T_0^1 T_1^2 T_2^3 \\
 &= \begin{pmatrix} \cos\theta_2 & \sin\theta_2 \sin\theta_3 & \sin\theta_2 \cos\theta_2 & L_2 \sin\theta_2 + L_1 \sin\theta_2 \cos\theta_3 \\ \sin\theta_1 \sin\theta_2 & \cos\theta_1 \cos\theta_3 - \sin\theta_1 \cos\theta_2 \sin\theta_3 & -\cos\theta_1 \sin\theta_3 - \sin\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3 & -L_1 \sin\theta_1 - L_2 \sin\theta_1 \cos\theta_2 - L_2 (\cos\theta_1 \sin\theta_3 + \sin\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3) \\ -\cos\theta_1 \sin\theta_2 & \sin\theta_1 \cos\theta_3 - \cos\theta_1 \cos\theta_2 \sin\theta_3 & -\sin\theta_1 \sin\theta_3 + \cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3 & L_1 \cos\theta_1 + L_2 \cos\theta_1 \cos\theta_2 - L_3 (\sin\theta_1 \sin\theta_3 - \cos\theta_1 \cos\theta_2 \cos\theta_3) \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}
 \end{aligned}$$

10

20

30

40

【 0 0 1 4 】

となり、アーム先端 7 の位置は (x y z) は、次のように求めることができる。

【数 3】

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix}^T = \begin{pmatrix} L_2 \sin \theta_2 + L_3 \sin \theta_2 \cos \theta_3 \\ -L_1 \sin \theta_1 - L_2 \sin \theta_1 \cos \theta_2 - L_3 (\cos \theta_1 \sin \theta_3 + \sin \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_3) \\ L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos \theta_1 \cos \theta_2 - L_3 (\sin \theta_1 \sin \theta_3 - \cos \theta_1 \cos \theta_2 \cos \theta_3) \end{pmatrix}^T$$

【0015】

この構成においては、少なくとも3本のワイヤ10が関節6bに接続される。処置具制御部22の駆動制御によりモータ12が回転され、プーリ11に巻き取られる各ワイヤ10の伸張によるそれぞれの牽引力で、アーム部6の各関節6bが互いに直行するXYの2次元方向に自在に屈曲される。更に、きめ細かく多方向にアーム部6を屈曲させたい場合には、パー6aと、関節6bと、ワイヤ10の本数を増やすことも可能である。また、シース部8は、モータユニット4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、長軸上における回転又は鉗子チャンネル内における進退が行われる。

10

【0016】

従って、アーム部6を2次元方向に屈曲、シース部8を回転、進退できるため、アーム先端部7が3次元に移動することが可能となり、立体の病変部19に対して所望する箇所に測定点を設定することができる。シース部8とモータユニット4は、シース連結部9により連結される。シース連結部9は、ジョイント機構を備えて、モータユニット4からシース部8を着脱可能に構成してもよい。

【0017】

ロボティクス処置制御部3は、ジョイスティック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し、且つ後述する測定点(3次元的空間座標)からの距離と方向を求めるための機能制御入力部20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)14と、画像及び通信データ等を保存するメモリ16と、モータユニット4内の各モータ12を個々に駆動制御するモータドライバ15とで構成される。ロボティクス処置制御部3とモータユニット4とは、それぞれに設けられた図示しないインターフェース(IF)部をケーブル13で接続して、制御信号及びモータ駆動用電源の供給を行っている。

20

【0018】

尚、アームシステム1は、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通された専用に病変部の測定点を設定する際に指し示すための独立した器具でもよいが、電気メス、鉗子、クリップ又はカテテル等の内視鏡の鉗子チャンネルに挿通できる処置具の先端部分を指し示すものとして用いることもできる。

30

【0019】

例えば、後述するアーム部の先端部を高周波電源のケーブルが接続する電気メスに取り替え、電気メスの先端部分を用いることにより実現する。また、既存のマスタースレーブ型電気メスシステムにおいて、電気メスを遠隔電動操作する駆動部(モータ)に本実施形態と同様なエンコーダを複数設けて、それらの出力信号により、測定位置の3次元的空間座標を求めて位置や病変部の大きさを算出する。

【0020】

このように処置具例えば、電気メス先端をアーム先端部として代用させることにより、電気メスを用いて病変部の測定点を設定して、病変部の大きさを測定した後、引き続き処置を行うことができる。また、同様に、処置中であっても必要に応じて、その処置具で病変部の測定を行うこともできる。

40

【0021】

図2には、本実施形態のアームシステム1の駆動を説明するための主たる構成部位に掛かる処理又は信号の流れを示す図である。図2に示す各信号は、m:基準点の入力タイミング距離・方向信号、n:位置・姿勢指示信号、p:各エンコーダ13の出力信号、q:モータ駆動制御信号及び、r:アーム部を動かすためのワイヤ10の伸張とする。以下に、ロボティクス処置部2を駆動する際の処理の流れについて説明する。

50

【 0 0 2 2 】

まず、術者がジョイスティック 5 を操作することによって、アーム部 6 の位置と姿勢を指示する位置・姿勢指示信号 n がロボティクス処置制御部 3 に入力される。モータユニット 4 からロボティクス処置制御部 3 にエンコーダ 1 3 の出力信号 p が常時、又は必要となるタイミングで入力している。

次に、ロボティクス処置制御部 3 の CPU 1 4 によって、エンコーダ 1 3 の出力信号 p からロボティクス処置部 2 の先端の位置と姿勢が算出され、ジョイスティック 5 で入力された位置と姿勢指示信号 n と比較される。

【 0 0 2 3 】

この比較により得られた差信号が小さくなるように演算処理され、得られたモータ駆動制御信号 q がロボティクス処置制御部 3 からモータユニット 4 へフィードバックするように送出される。モータユニット 4 は、そのモータ制御信号 q に基づき、ワイヤ 1 0 の伸張 r やシース部 8 の進退等を行うことで、ロボティクス処置部 2 の先端部 7 をジョイスティック 5 によって指定された位置に達するように繰り返し、フィードバック制御が行われる。この制御により、ジョイスティック 5 で入力された位置に先端部 7 が移動する。

【 0 0 2 4 】

図 3 には、本実施形態の アームシステム 1 を内視鏡装置に搭載した構成例を示す。尚、図 3 に示す構成部位において図 1 に示した構成部位と同等の構成部位には同じ参照符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 2 5 】

内視鏡装置 2 1 は、装置本体 2 2 と内視鏡本体 2 3 とで構成される。内視鏡本体 2 3 は、体腔内に挿入される挿入部 2 3 a と、挿入部 2 3 a の先端側に設けられた湾曲部 2 3 b を湾曲させる操作部 2 3 c とで構成される。挿入部 2 3 a には、基端側に開口された挿入口 2 3 d から先端部 2 3 e まで貫通する穴、所謂、鉗子チャンネルの鉗子口 2 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 2 6 等が設けられている。さらに先端部 2 3 e には、CCD 等の撮像素子及び光学系を含む撮像部 2 7 が設けられる。撮像部 2 7 により撮像された病変等の画像データは、操作部 2 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）2 3 g で接続される装置本体 2 2 の後述する画像処理部 2 8 に送出される。操作部 2 3 c には、操作者又は術者が操作して湾曲部 2 3 b を湾曲させて所望する病変部 1 9 を観察視野（又は、撮像部 2 7 における撮像視野）内に入れるための操作ダイヤル 2 3 f が設けられている。

【 0 0 2 6 】

装置本体 2 2 は、撮像部 2 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（内視鏡ビデオシステムセンタ）2 8 と、ライトガイドファイバを通じて照明光窓 2 6 から観察視野に照射する照明光を生成する光源部 2 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 3 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 3 1 とで構成される。

【 0 0 2 7 】

また、アーム部 6 のアーム先端部 7 の進退移動は、内視鏡本体 2 3 の鉗子チャンネル内でシース部 8 を進退させることとなり、その進退距離は挿入口 2 3 d の近傍にリニアエンコーダ（例えば、図 6（b）参照）を設けて測定することができる。

【 0 0 2 8 】

このように構成された アームシステム 1 による病変部の大きさの測定について説明する。図 4（a）は、アーム部 6 のアーム先端部 7 の移動により病変部 1 9 の周囲にプロットされる測定点 A1 ~ An を概念的に示す図、図 4（b）は、内視鏡の撮像部 2 7 により撮像され、モニタ 3 1 の表示画面 3 2 に表示された病変部 1 9 の測定点 A1 ~ An を示す図である。

【 0 0 2 9 】

まず、術者が操作部 2 3 c を操作し、内視鏡本体 2 3 の先端部 2 3 e から体腔内に挿入して、モニタ 3 1 の表示画面 3 2 を見ながら、ロボティクス処置部 2 の先端部 7 が病変部

10

20

30

40

50

19に届く距離まで到達させる。その後、術者が表示画面32を確認しつつ、ジョイスティック5を操作して、先端部7の先端を病変部19の任意の周辺位置(測定点)で停止させる。この位置を測定基準点A1として、その位置の3次元的空间座標をメモリ16に設けられた測定点テーブル等に記録する。

【0030】

次に、術者はジョイスティック5を操作してアーム先端部7の位置や姿勢を変更させて、アーム先端部7を病変部19の周囲に沿って移動させる。次に測定点としたい位置でアーム先端部7を停止させて、その座標情報をメモリ16に測定点A2に記録する。この移動と記録動作を繰り返し行い、病変部19の周囲を一周に亘って移動させて、任意数の測定点を画面32上でプロットして、それらの測定点A2~Anの座標情報をメモリ16に記録する。これらのプロットは、位置情報として画面上にマーク及び数値により表示される。尚、本実施形態において、座標位置及び測定点間の距離即ち、座標間の距離は前述したモータに接続されたエンコーダ出力、シース部8の回転、進退情報に基づき算出する。

10

【0031】

CPU14は、メモリ16に記録されている測定点A1~Anの座標情報に従って、各測定点を滑らかに通るように周線を繋ぐ演算処理を行う。次に、各測定点A1~Anを滑らかに繋いだ擬似外周線に対して、楕円形状に近似させ、近似楕円における最も長い長径R及び、周で囲まれた面積を算出する。算出された病変部19の最長径R及び面積を、術者にこれから処置しようとしている病変部19のサイズとして、図4(b)に示すように、モニタ31の画面32内に表示する。表示画面32には、病変部19の画像と、その周囲に複数設定した測定点A1~Anと、各測定点における座標情報と、各測定点を通る近似楕円等々を必要に応じて表示することができる。

20

【0032】

つぎに、近似楕円、病変の大きさ、面積の推定について説明する。

[方法1]

(1)測定した点の全ての組み合わせに対して距離 d_{ij} ($i = 1, 2, \dots, n, j = 1, 2, \dots, n, i \neq j$)

【数4】

$$d_{ij} = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (z_i - z_j)^2}$$

30

【0033】

を算出する。算出された距離の最大値 d_{max} を抽出し、最大値 d_{max} を病変部19の大きさとして求める。

(2)算出した距離の最小値 d_{min} を抽出し、図9(f)に示すように近似楕円の短径 L_0 、長径 L_1 を、

【数5】

$$L_0 = d_{min}/2, L_1 = d_{max}/2$$

【0034】

とすると、近似楕円の面積は以下の式から求められる。

40

【数6】

$$S = \pi L_0 L_1 = \pi \frac{d_{min} d_{max}}{4}$$

【0035】

[方法2]

(1)図9(c)に示すように、各測定点と任意の平面($Lx + my + nz = p$)に垂直に下ろした位置(A_1', A_2', \dots, A_n')までの距離 d_i' ($i = 1, 2, \dots, n$)は、

50

【数 7】

$$d'_i = \frac{|Lx_i + my_i + nz_i - p|}{\sqrt{L^2 + m^2 + n^2}}$$

【0036】

となる。平面の方程式は、各距離の合計を最小にする

【数 8】

$$\sum_{L=1}^n (d'_i)^2 \rightarrow \min$$

10

【0037】

を満足する法線ベクトル (L m n)、p の値を推定することにより求められる (例えば、最小二乗法により推定する)。従って、各測定点から推定された平面に下ろした位置 (A₁' , A₂' , ... , A_n') は以下のように求められる。

【数 9】

$$\bar{a}'_i = \bar{a}_i + \frac{p - (\bar{a}_i \cdot \bar{h})}{|\bar{h}|^2} \bar{h}$$

20

ただし、 \bar{a}'_i は A_i' のベクトル、 \bar{a}_i は A_i のベクトル、 \bar{h} は法線ベクトル (L m n)

である。

【0038】

(2) 推定された平面の法線ベクトル (L m n) と XYZ 軸との角度は、

【数 10】

$$\theta_x = \cos^{-1} \left(\frac{L}{\sqrt{L^2 + m^2 + n^2}} \right), \theta_y = \cos^{-1} \left(\frac{m}{\sqrt{L^2 + m^2 + n^2}} \right),$$

$$\theta_z = \cos^{-1} \left(\frac{n}{\sqrt{L^2 + m^2 + n^2}} \right)$$

30

【0039】

となり、即ち、推定された平面と最も直交する軸を求める。例えば、Y 軸との角度 γ が最小となったとする。

(3) 推定された平面を回転、平行移動させることにより、Y 軸と直交した平面に変換する。平行移動 (H_x H_y H_z) は推定された平面と Y 軸との交点より、

$$(H_x \ H_y \ H_z) = (0 \ y_h \ 0)$$

となり、回転行列 R は、以下のように算出できる。

40

【数 11】

$$R = \begin{pmatrix} \cos\alpha + g_x^2(1 - \cos\alpha) & g_x g_y(1 - \cos\alpha) - g_z \sin\alpha & g_x g_z(1 - \cos\alpha) - g_y \sin\alpha \\ g_y g_x(1 - \cos\alpha) + g_z \sin\alpha & \cos\alpha + g_y^2(1 - \cos\alpha) & g_y g_z(1 - \cos\alpha) - g_z \sin\alpha \\ g_z g_x(1 - \cos\alpha) - g_y \sin\alpha & g_z g_y(1 - \cos\alpha) + g_z \sin\alpha & \cos\alpha + g_z^2(1 - \cos\alpha) \end{pmatrix}$$

ただし、 $\bar{g} = (g_x \ g_y \ g_z)$ は推定された平面の法線ベクトル (L m n) と Y 軸との外積 $(g_x \ g_y \ g_z) = (-n \ 0 \ L)$

50

【 0 0 4 0 】

によって求められる。また、角度は推定された平面の法線ベクトル (L m n) と Y 軸との成す角度 θ_y である。

【 数 1 2 】

$$R = \begin{pmatrix} \cos\theta_y + g_z^2(1 - \cos\theta_y) & -g_z \sin\theta_y & g_x g_z(1 - \cos\theta_y) \\ g_z \sin\theta_y & \cos\theta_y & -g_x \sin\theta_y \\ g_z g_x(1 - \cos\theta_y) & g_x \sin\theta_y & \cos\theta_y + g_z^2(1 - \cos\theta_y) \end{pmatrix}$$

10

(4) 平面に平行投影された点 $(x'_i \ y'_i \ z'_i)$ (\bar{a}'_i の要素) を (3) で求めた回転行列、並進ベクトルにより変換する。

【 0 0 4 1 】

【 数 1 3 】

$$\begin{pmatrix} x''_i \\ y''_i \\ z''_i \end{pmatrix} = R \begin{pmatrix} x'_i \\ y'_i \\ z'_i \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} H_x \\ H_y \\ H_z \end{pmatrix}$$

20

変換された各座標値 $(x''_i \ y''_i \ z''_i)$ (\bar{a}''_i の要素) の Y 方向の値は全て同じになる。

【 0 0 4 2 】

X、Z 方向の値のみを用いて近似楕円を推定する。回転と平行移動が含まれる楕円の方程式は以下の曲線の方程式で表される。

【 数 1 4 】

$$ax''_i{}^2 + 2hx''_iz''_i + bz''_i{}^2 + 2gx''_i + 2fz''_i + c = 0$$

【 0 0 4 3 】

よって、変換された各座標値 $(x''_i \ y''_i \ z''_i)$ を上記曲線の方程式に代入し、最小二乗法等を用いて a, b, c, f, g, h の各値を求める。得られた曲線の方程式を標準化することにより、以下の楕円の方程式が得られる。

【 数 1 5 】

$$\frac{x''_i{}^2}{L_0^2} + \frac{z''_i{}^2}{L_1^2} = 1$$

30

【 0 0 4 4 】

(5) [方法 1] の (2) と同様、推定された楕円の長径、短径から病変の面積の大きさを求める。

40

本実施形態では、病変部 19 の周囲に測定点を設定する際に、アーム部 6 に測定用のアーム先端部 7 を設けた例について説明したが、これに換わって、アーム部 6 に処置具例えば、高周波電気メスや鉗子等を取り付けた形態であっても同様に実施することができる。

【 0 0 4 5 】

以上のように本実施形態の内視鏡装置に搭載されるアームシステムによれば、病変部に対する測定により数値として位置情報 (座標情報) を得て、演算により病変部の大きさを求めることができる。従って、従来のように病変部にゲージを宛がって目盛りを照らし合わせながら病変部の大きさを目測で読み取った時の単純な目盛りの読み違いを防止することができる。また、病変部の存在する箇所形状や状態によってメジャーが正しく宛がう

50

ことができない事態であっても、本実施形態のアームシステムのアーム部先端を病変部の周囲を位置指定することができるため正確な測定結果を得ることができる。

【0046】

また測定点の設定をアーム先端部ではなく、処置具の先端を利用して行うことにより、病変部を測定した後、そのまま処置作業に移行することができる。例えば、処置具として、高周波メスを用いた場合には、メス先端を基準点に設定すれば、そのまま処置に移ることができる。

【0047】

次に図5乃至図7を参照して、第2の実施形態について説明する。

前述した第1の実施形態では、アーム部の先端に1本のアーム先端部7を用いて、複数の測定点を順次設定した例であったが、本実施形態は複数の先端部を設けた例である。病変部が胃、大腸といった消化器臓器に発生していた場合、自発的な蠕動運動があるため、測定精度を高くするためには測定点の迅速な設定が必要となる。

【0048】

図5に示すように、第2の実施形態には、内視鏡本体23の先端部23eから複数、例えば2本のアーム部41, 42が設けられている。アーム部41, 42の各先端側には、それぞれアーム先端部44, 45が設けられている。図6(a)は、内視鏡本体23の挿入口23dに挿通される各アーム41, 42のシース部46, 47を示している。図6(b)は、図6(a)の挿入口23dにおける断面A-Aの断面構成を示している。

【0049】

これらのアーム部41, 42は、前述した第1の実施形態におけるアーム部6と同じ構成であり、これら以外の構成部位は、同じ参照符号を付して、その説明は省略する。但し、アーム部41, 42は、それぞれが個々に動くことができ、2系統の駆動系統を有している。また、ジョイスティック5においては、1本を切り換えによりそれぞれのアーム部に操作指示を行ってもよいし、2本設けてそれぞれのアーム部41, 42を独立して同時に操作指示を行ってもよい

この構成例では、操作部23cの鉗子チャンネル23cに設けられた挿入口48dからアーム部41, 42が挿通され、鉗子口25a, 25bから延出している。2本のアーム部41, 42におけるシース部46, 47は、鉗子チャンネル内に進退可能に差し込まれている。挿入口23dの近傍にはリニアエンコーダ49が設けられ、これらのシース部46, 47の進退移動距離、即ちアーム部41, 42の進退距離が測定される。

【0050】

図5に示すアーム部の構成及び、図7に示すモニタの表示画面に表示される画像を参照して、2本のアーム部41, 42による病変部の大きさの測定について説明する。ここでは、2本のジョイスティック5a, 5bを備えたシステムとする。

【0051】

まず、任意の位置を基準座標(原点: $x_0 = 0$, $y_0 = 0$, $z_0 = 0$)として設定する。一例としては、ジョイスティック5a, 5bを操作して、アーム先端部44, 45のそれぞれの先端部を当接させた位置を基準座標として設定する。

【0052】

まず、病変部19における2点の測定点間の距離を算出する場合について説明する。

術者が図7に示す表示画面50を確認しつつ、ジョイスティック5a, 5bを操作して、アーム先端部44とアーム先端部45を広げて、病変部19の最長径と思われる2点の測定点を指し示す。ここで、エンコーダ13の出力(又は関節に設けられたロータリーエンコーダの出力)シース部8の回転、進退情報を用いて、これらの測定点による3次元的空间座標情報を取得する。基準座標に基づき、アーム先端部44による第1の測定座標情報(x_a, y_a, z_a)と、アーム先端部45による第2の測定座標情報(x_b, y_b, z_b)を算出し、それぞれメモリ16に記録する。直後に、CPU14は、メモリ16から読み出した3次元的空间座標情報に基づく距離を算出して、測定点と算出された距離を関係づけて、モニタの表示画面50に表示させる。さらに、各アーム先端部44, 45を移動さ

10

20

30

40

50

せて、それらの測定点の近辺を繰り返して指し示し、取得した3次元的空间座標情報に基づき距離を順次算出する。それらの測定点と算出された距離を関係づけて、モニタの表示画面50に表示させて、それらの中から最長距離を選択する。選択した最長距離を病変部19における最長径Rとする。

【0053】

次に、病変部19における面積を設ける場合について説明する。

術者はジョイスティック5a, 5bを操作してアーム先端部44, 45の位置や姿勢を変更させて、アーム先端部44, 45を病変部19の周囲に沿ってそれぞれ移動させる。この移動において、回転移動は、内視鏡本体23の挿入部23aを半回転させることで容易に実現できる。移動させた各測定点における測定座標情報を取得してメモリ16に記憶させる。病変部19の周囲に沿って一周分(各アーム部において半周分)の測定点A1~Anの設定により測定を終了する。CPU14は、メモリ16に記録されている測定点A1~Anの測定座標情報に従って、各測定点を滑らかに通るように周線を繋ぐ演算処理を行う。次に、各測定点A1~Anを滑らかに繋いだ擬似外周線に対して、楕円形状に近似させ、近似楕円における最も長い長径R及び、周で囲まれた面積を算出する。算出された病変部19の最長径R及び面積を、術者にこれから処置しようとしている病変部19のサイズとして、モニタ画面50内に表示する。尚、本実施形態において、座標位置及び測定点間の距離即ち、座標間の距離は前述したエンコーダ出力及びロータリエンコーダの出力及びアーム部6の進退情報に基づき算出する。

【0054】

以上説明したように、本実施形態によれば、2本のアーム部を備えることにより、より迅速に各測定点が設定されて座標位置が計測され、短時間で病変部の大きさを求めることができる。従って、胃、大腸といった自発的な蠕動運動がある消化器臓器等に病変部ができていた場合には、複数のアーム部を使用して短時間で測定点の設定が行え、得られた病変部の大きさを測定精度が高くなる。

【0055】

また本実施形態においても測定点の設定をアーム先端部ではなく、処置具の先端を利用することにより、測定すれば、病変部を測定した後、そのまま処置作業に移行することができる。例えば、処置具として、高周波メスを用いた場合には、メス先端を基準点に設定すれば、そのまま処置に移れる。

【0056】

また、従来のステレオスコープでは、必ず両者が画面に入っている必要があったが、本実施形態のように2本のアーム部を備えることにより、画面上から外れる位置を基準点にしても又は、測定途中で画面から基準座標が外れても正確な測定を行うことができる。また、処置中であっても、必要であれば、そのまま病変部の測定を行うことができる。

【0057】

以上説明した各実施形態には、以下の発明を含んでいる。

【0058】

1. 内視鏡と組み合わせて用いられるマスタースレーブ式により駆動する少なくとも1つのロボティクスアームシステムであって、
上記ロボティクスアームには、該ロボティクスアームの先端部分が設定する3次元的空间座標を測定する手段を具備することを特徴とする内視鏡装置に搭載されるロボティクスアームシステム。

【0059】

2. 上記ロボティクスアームシステムにおいて、

1本で構成される上記ロボティクスアームは、3次元空間中に設定した任意の1点から任意の他点にアーム先端を移動した場合、各点の3次元空間的座標情報に基づき、これらの2点間の距離を算出し、その距離を内視鏡観察画像上に表示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるロボティクスアームシステム。

【0060】

3. 上記ロボティクスアームシステムにおいて、

複数本で構成される上記ロボティクスアームは、それぞれの該ロボティクスアームの3次元的空間座標が略同時に独立して計測されるとともに、計測されたそれぞれの座標情報に基づき、該ロボティクスアームの先端部分間における距離を計測し、その値を内視鏡観察画像上に表示することを特徴とする請求項1に記載の内視鏡装置に搭載されるロボティクスアームシステム。

【0061】

4. 内視鏡と組み合わせて使用するマスタースレーブ式処置用ロボティクスアームシステムにおいて、このロボティクスアームには先端部分の3次元的空間座標を測定する手段が設けられている

10

5. 上記4項に記載のロボティクスアームを1本のみ使用する場合、3次元空間中にある点から別の点にアーム先端を移動した場合、各点の3次元空間的座標情報を元に、これらの2点の距離を算出し、その距離を内視鏡観察画像上に表示することが可能なシステム。

【0062】

6. 上記4項に記載のロボティクスアームを2本組み合わせて使用する際には、各アームの3次元的空間座標が独立して計測されるとともに、座標情報を元に上記2つのアームの先端部分の距離を計測し、その値を内視鏡観察画像上に表示することが可能なシステム

【図面の簡単な説明】

【0063】

20

【図1】本発明の第1の実施形態に係る内視鏡装置に搭載されるアームシステムの全体的な構成を示す図である。

【図2】第1の実施形態の[アームシステム](#)の駆動を説明するための図である

【図3】本実施形態の[アームシステム](#)を内視鏡装置に搭載した構成例を示す図である。

【図4】図4(a)は、病変部の周囲にプロットされる測定点を示す図であり、図4(b)は、表示画面に表示された病変部の測定点を示す図である。

【図5】本発明の第2の実施形態に係る内視鏡装置に搭載されるアームシステムにおける複数の先端部を設けた構成を示す図である。

【図6】図6(a)は、内視鏡本体の挿入口に挿通されるアーム部のシース部を示す図であり、図6(b)は、図6(a)の挿入口における断面A-Aの断面構成を示す図である

30

【図7】第2の実施形態におけるアーム部と病変部を表示する表示画面の例を示す図である。

【図8】関節が屈曲状態を示す図である。

【図9】病変部の周囲に設定する測定点について説明するための図である。

【符号の説明】

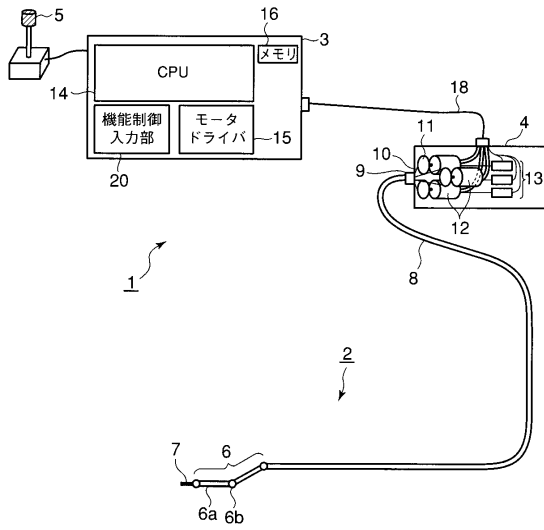
【0064】

1...ロボティクスシステム、2...ロボティクス処置部、3...ロボティクス処置制御部、4...モータユニット、5...ジョイスティック、6...アーム部、6a...バー、6b...関節、7...処置エフェクタ(アーム先端部)、8...シース部、9...シース連結部、10...ワイヤ、11...プーリ、12...モータ、13...駆動制御ケーブル、14...CPU、15...モータドライバ、16...メモリ、17...信号ケーブル、18...患者、19...病変部、20...機能制御入力部、21...内視鏡装置、22...装置本体、23...内視鏡本体、23a...挿入部、23b...湾曲部、23c...操作部、23d...挿入口、23e...先端部、23f...操作ダイヤル、23g...ケーブル、25...鉗子口、26...照明光窓(ライトガイドファイバ)、27...撮像部、28...画像処理部、29...光源部、30...内視鏡制御部、31...モニタ。

40

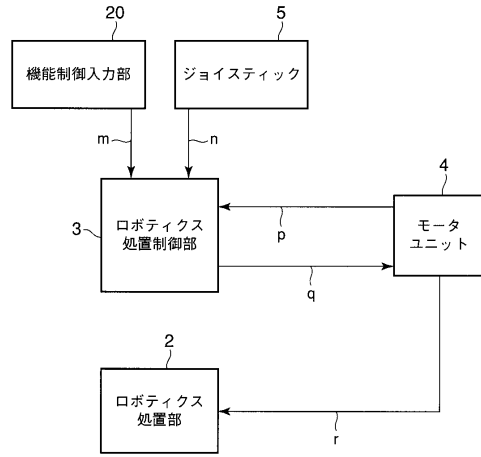
【図1】

図1



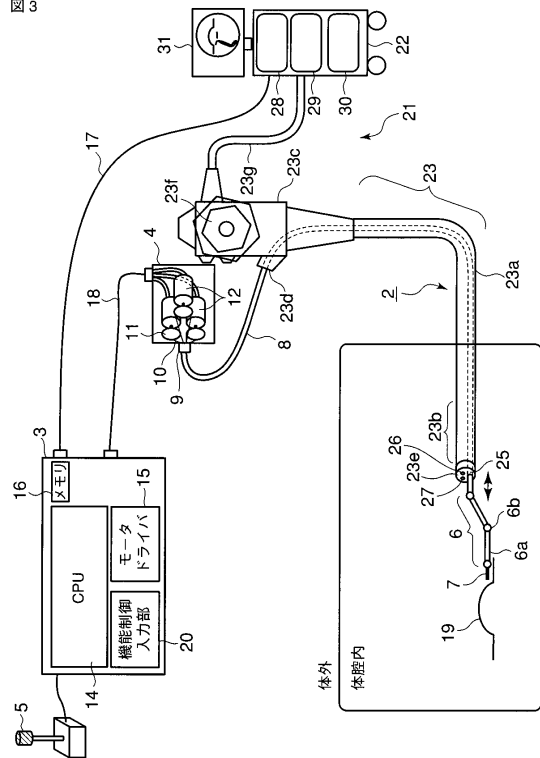
【図2】

図2



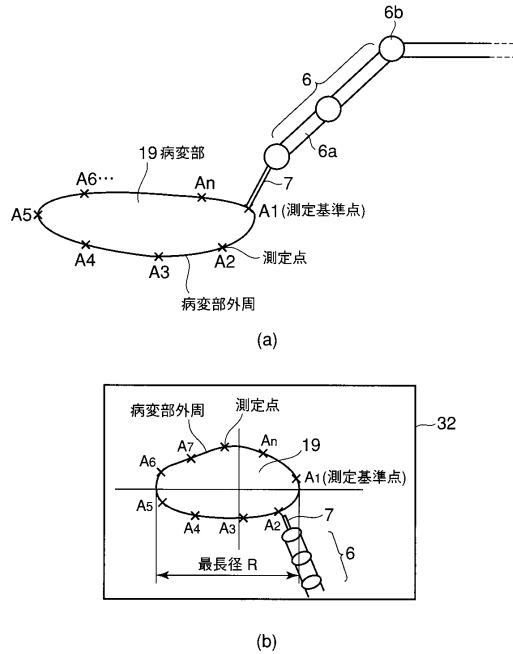
【図3】

図3



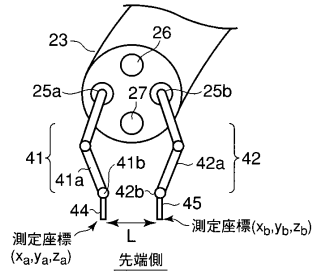
【図4】

図4



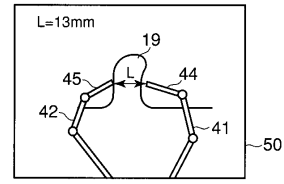
【 図 5 】

図 5



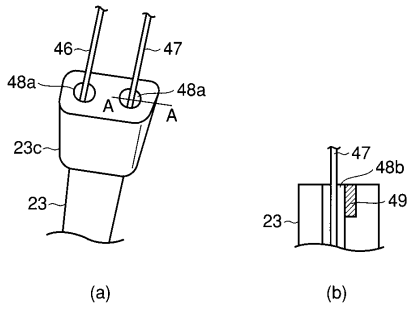
【 図 7 】

図 7



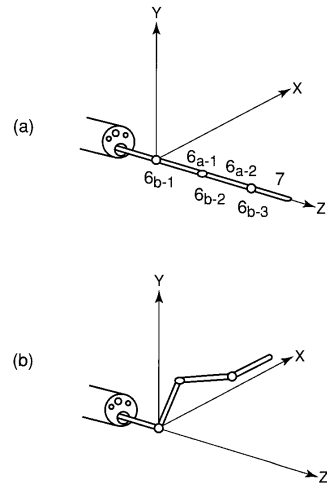
【 図 6 】

図 6



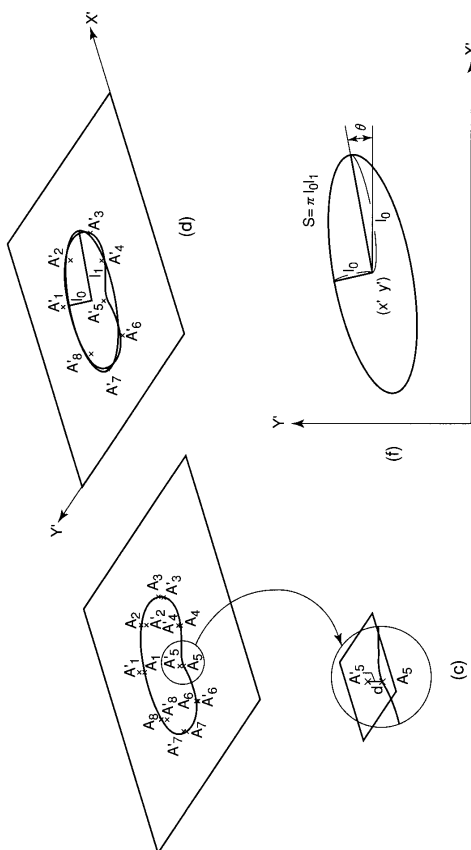
【 図 8 】

図 8



【 図 9 】

図 9



フロントページの続き

(72)発明者 中村 俊夫

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 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開平10-160402(JP,A)
特開2003-111722(JP,A)
特開2001-167272(JP,A)
実開平04-095002(JP,U)
特開平06-261906(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 1/00 - 1/32
A61B 17/00 - 17/60
B25J 1/00 - 1/12
G01B 5/00 - 5/30
G02B 23/24 - 23/26

专利名称(译)	臂系统安装在内窥镜设备上		
公开(公告)号	JP5024785B2	公开(公告)日	2012-09-12
申请号	JP2007089714	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	中村俊夫		
发明人	中村 俊夫		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.300.E A61B1/00.551 A61B1/045.610		
F-TERM分类号	4C061/CC06 4C061/FF43 4C061/GG11 4C061/HH52 4C061/HH53 4C061/NN05 4C061/WW15 4C161/CC06 4C161/FF43 4C161/GG11 4C161/HH52 4C161/HH53 4C161/NN05 4C161/WW15		
代理人(译)	中村诚		
其他公开文献	JP2008245838A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了解决这样的问题，在传统技术中，使用量具对病变尺寸进行视觉测量通常会由于测量器的猜测或对秤的简单误读而导致读数错误，并且在测量中镊子，测量范围受测量部分长度的限制。解决方案：该机器人臂系统的特征在于将内窥镜的通道插入体腔中，使用设置在可弯曲臂部6中的臂远端或手术器械的远端设置围绕病变的多个测量点，通过基于测量点的坐标信息计算确定病变的尺寸。之