

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4781492号
(P4781492)

(45) 発行日 平成23年9月28日 (2011.9.28)

(24) 登録日 平成23年7月15日 (2011.7.15)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 19/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 2

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 19/00 5 0 1

B 2 5 J 13/08 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0

B 2 5 J 13/08 Z

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2011-514982 (P2011-514982)
 (86) (22) 出願日 平成22年10月29日 (2010.10.29)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2010/069312
 (87) 国際公開番号 W02011/058893
 (87) 国際公開日 平成23年5月19日 (2011.5.19)
 審査請求日 平成23年4月11日 (2011.4.11)
 (31) 優先権主張番号 特願2009-257319 (P2009-257319)
 (32) 優先日 平成21年11月10日 (2009.11.10)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

早期審査対象出願

(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 100108855
 弁理士 蔵田 昌俊
 (74) 代理人 100159651
 弁理士 高倉 成男
 (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 100109830
 弁理士 福原 淑弘
 (74) 代理人 100075672
 弁理士 峰 隆司

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 多関節マニピュレータ装置及びそれを有する内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の関節部を有する管状部材と、
 前記管状部材を挿通し、その一端が何れかの前記関節部近傍に固定された複数の線状動力伝達部材と、
 前記線状動力伝達部材の他端が固定されるとともに、前記管状部材を屈曲させるため該線状動力伝達部材を長手方向に移動させる駆動部と、
前記駆動部によって移動させられる前記線状動力伝達部材の位置を検出する位置検出部と、
 前記線状動力伝達部材に掛かる張力を検出する張力検出部と、
 前記管状部材及び該管状部材に取り付けられた部材のうち注目する部分である注目点の目標とする位置と姿勢の入力を受ける操作部と、
 前記位置検出部が検出した前記線状動力伝達部材の位置から前記注目点の現在の位置と姿勢を算出し、
複数の前記線状動力伝達部材における前記張力検出部が検出した前記張力が相対的に低い該線状動力伝達部材を優先して移動させるための該張力に基づく重み付け係数を算出し、
前記注目点を、算出された前記現在の位置と姿勢から前記目標とする位置と姿勢へ移動させるための前記線状動力伝達部材の移動量を前記重み付け係数に基づいて算出し、
前記移動量に基づいて前記駆動部に前記線状動力伝達部材を牽引させる、

10

20

移動量算出部と、

を具備することを特徴とする多関節マニピュレータ装置。

【請求項 2】

前記移動量算出部は、前記線状動力伝達部材に掛かる前記張力が予め設定した張力以上の場合、該線状動力伝達部材の前記移動量を零とすることを特徴とする請求項 1 に記載の多関節マニピュレータ装置。

【請求項 3】

前記移動量算出部は、前記注目点の位置及び姿勢と前記関節部の変位とに関するヤコビ行列を用いた収束数値計算によって、前記線状動力伝達部材の移動量を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の多関節マニピュレータ装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 の多関節マニピュレータ装置に外被が被覆され、一端が前記駆動部に接続された体腔挿入部と、

前記駆動部が配設されている端と別の端である前記体腔挿入部の先端に備えられた撮像部と、

前記体腔挿入部の前記先端に備えられた照明部と、

前記撮像部が撮像した画像を表示する表示部と、

を具備することを特徴とする内視鏡システム。

【請求項 5】

前記体腔挿入部内を挿通し、該体腔挿入部の前記先端から延出する請求項 1 に記載の多関節マニピュレータ装置である処置具用マニピュレータと、

20

前記処置具用マニピュレータの先端に備えられた処置具と、

を更に具備することを特徴とする請求項 4 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、複数のワイヤの牽引により関節を屈曲させる多関節マニピュレータ装置及びそれを有する内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

30

一般に、アーム型ロボットの 1 つとして、複数のロッドを屈曲自在の関節部で連結したマニピュレータが知られている。このようなマニピュレータは、用途に応じて先端部に種々の機能部位が取り付け用いられる。機能部位としては、例えば、物品を挟み持つ挟持部等が考えられる。マニピュレータの内部には、屈曲動作をさせるため、その一端が各関節部に連結されたワイヤが配設されている。1 つの関節部に対して少なくとも 2 本のワイヤ必要であるため、少なくとも関節数の 2 倍の本数のワイヤが必要である。

【0003】

マニピュレータの軽量化を図る手法として、プーリへの巻き掛けを工夫して、ワイヤを互いに干渉させて、ワイヤの本数を減らした構成が知られている。このようなワイヤを用いたマニピュレータの制御は、関節トルク制御系とワイヤ張力制御系が必要であり、複雑である。例えば、特許文献 1 には、次のような制御を行う技術が開示されている。この技術では、まず、移動させるマニピュレータの先端の目的位置からワイヤの変位の目標位置を算出する。また、ワイヤの実変位を測定する。次に、ワイヤの変位の目標位置と実変位とを比較し、その比較に基づいてワイヤに掛ける張力を求めてマニピュレータを駆動制御する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】日本国 特開平 6 - 3 1 6 6 2 号公報

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

前述した様なマニピュレータは、多種多様な分野で用いられている。例えば、内視鏡装置の様に長く小径で且つ軽量化が求められるものもある。確保できる内径が限られているマニピュレータでは、自由度を増すためにワイヤ数を増加させると、限られたスペースに配設しなければならないワイヤの本数が増える。このような場合、細いワイヤが用いられることとなる。同様に、より細いマニピュレータが求められる場合、スペースが減少するため、同じ数の関節を設けるには、より細いワイヤを採用することになる。

【0006】

マニピュレータのワイヤに掛かる張力がワイヤの強度を超えた場合、そのワイヤは損傷するおそれがある。例えば内視鏡手術等に用いられるマニピュレータにおいてワイヤが損傷した場合、手術が中断される場合がある。これらのことを鑑みると、例えば内視鏡手術等に用いられるマニピュレータにおいては、スペースの観点から細いワイヤの使用が求められる一方で、損傷しない強度を有するワイヤを用いることが求められる。

【0007】

ところで、ワイヤを用いた多関節マニピュレータにおいて、それぞれのワイヤに掛かる張力は異なる。また、マニピュレータの先端を同一の位置及び姿勢にするための関節の変位の組み合わせは複数ある。従って、マニピュレータの先端を目標の位置及び姿勢にするにあたり、複数のワイヤのうち掛かる張力が低いワイヤを優先的に牽引すれば、ワイヤに掛かる張力がワイヤの強度を超えることを防止できる。

【0008】

そこで本発明は、ワイヤの損傷を避けるため、複数のワイヤのうち掛かる張力が低いワイヤを優先的に牽引してマニピュレータの先端を目標の位置及び姿勢に移動させる、ワイヤ駆動型の多関節マニピュレータ装置及びそれを有する内視鏡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】

【0009】

上記目的を果たすため、本発明の多関節マニピュレータ装置の一態様は、複数の関節部を有する管状部材と、前記管状部材を挿通し、その一端が何れかの前記関節部近傍に固定された複数の線状動力伝達部材と、前記線状動力伝達部材の他端が固定されるとともに、前記管状部材を屈曲させるため該線状動力伝達部材を長手方向に移動させる駆動部と、前記駆動部によって移動させられる前記線状動力伝達部材の位置を検出する位置検出部と、前記線状動力伝達部材に掛かる張力を検出する張力検出部と、前記管状部材及び該管状部材に取り付けられた部材のうち注目する部分である注目点の目標とする位置と姿勢の入力を受ける操作部と、前記位置検出部が検出した前記線状動力伝達部材の位置から前記注目点の現在の位置と姿勢を算出し、複数の前記線状動力伝達部材における前記張力検出部が検出した前記張力が相対的に低い該線状動力伝達部材を優先して移動させるための該張力に基づく重み付け係数を算出し、前記注目点を、算出された前記現在の位置と姿勢から前記目標とする位置と姿勢へ移動させるための前記線状動力伝達部材の移動量を前記重み付け係数に基づいて算出し、前記移動量に基づいて前記駆動部に前記線状動力伝達部材を牽引させる、移動量算出部と、を具備することを特徴とする。

【0010】

上記目的を果たすため、本発明の内視鏡システムの一態様は、前記多関節マニピュレータ装置に外被が被覆され、一端が前記駆動部に接続された体腔挿入部と、前記駆動部が配設されている端と別の端である前記体腔挿入部の先端に備えられた撮像部と、前記体腔挿入部の前記先端に備えられた照明部と、前記撮像部が撮像した画像を表示する表示部と、を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、ワイヤの損傷を避けるため、ワイヤに掛かる張力に基づく重み付けを

10

20

30

40

50

考慮した制御により、複数のワイヤのうち掛かる張力が低いワイヤを優先的に牽引してマニピュレータの先端を目標の位置及び姿勢に移動させる、ワイヤ駆動型の多関節マニピュレータ装置及びそれを有する内視鏡システムを提供できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 2 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータ装置の全体構成例を示すブロック図である。

【図 2 A】図 2 A は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータの構成例の外観の概要を示す図である。

【図 2 B】図 2 B は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータの構成例の断面の概要を示す図である。

10

【図 3 A】図 3 A は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータの構成、座標、パラメータの例を示す図であり、マニピュレータが延伸している状態の概略を示す図である。

【図 3 B】図 3 B は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータの構成、座標、パラメータの例を示す図であり、マニピュレータが屈曲している状態の概略を示す図である。

【図 4】図 4 は、本発明の第 1 の実施形態に係る多関節マニピュレータ装置の動作処理例を示すフローチャートである。

【図 5】図 5 は、本発明の第 2 の実施形態に係る多関節マニピュレータ装置を適用した内視鏡システムの構成例を示す図である。

20

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

[第 1 の実施形態]

まず、本発明の第 1 の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態に係る多関節マニピュレータ装置 1 は、マスタスレーブ型装置である。多関節マニピュレータ装置 1 は、図 1 に示す通り、大別して、多関節マニピュレータ 2 と、多関節マニピュレータ 2 の駆動制御を行う装置本体 3 と、ユーザの操作量に応じた操作信号を生成するマスタ部 4 と、多関節マニピュレータ 2 を駆動するマニピュレータ駆動部 5 とを有する。

【 0 0 1 4 】

30

多関節マニピュレータ 2 の外観の概略を図 2 A に、断面の概要を図 2 B に、それぞれ示す。これら図に示す通り、挟持部 1 6 と、複数の円筒形状の湾曲駒 1 7 (1 7 - 1 , 1 7 - 2 , ... , 1 7 - n) と、複数のリベット形状の軸部材 1 8 (1 8 - 1 , 1 8 - 2 , ... , 1 8 - n) と、複数のワイヤ (又は、アングルワイヤ) 1 9 (1 9 - 1 , 1 9 - 2 , ... , 1 9 - n) とを有する。挟持部 1 6 は、多関節マニピュレータ 2 の先端部に設けられている。リベット形状の軸部材 1 8 (1 8 - 1 , 1 8 - 2 , ... , 1 8 - n) は、各湾曲駒 1 7 間を折曲自在に連結して関節を形成している。ワイヤ 1 9 (1 9 - 1 , 1 9 - 2 , ... , 1 9 - n) は、その一端が湾曲駒 1 7 の関節近傍に口ウ付け等で固着され、その移動により、軸部材 1 8 を回転軸として、湾曲駒 1 7 を回動させる。尚、図 2 A 及び図 2 B には、例として関節数が 4 であるマニピュレータを図示している。また、以下の説明では、多関節マニピュレータ 2 において、挟持部 1 6 等の機能部位等を取り付ける側を先端とし、装置等に固定される側を基端とする。多関節マニピュレータ 2 は更に、可撓管 1 5 と、連結部材 2 2 と、可撓性コイル 2 1 (2 1 - 1 , 2 1 - 2 , ... , 2 1 - n) とを有している。可撓管 1 5 は、多関節マニピュレータ 2 の基端側に配置され、比較的柔らかに弾性的に曲がり得る。連結部材 2 2 は、可撓管 1 5 及び基端側の湾曲駒 1 7 - 1 を連結する。可撓性コイル 2 1 (2 1 - 1 , 2 1 - 2 , ... , 2 1 - n) は、湾曲駒 1 7 から、可撓管 1 5 の基端側まで貫くように設けられている。その一端が湾曲駒 1 7 に固定された各ワイヤ 1 9 は、可撓性コイル 2 1 (2 1 - 1 , 2 1 - 2 , ... , 2 1 - n) の中を挿通されている。また、湾曲駒 1 7 から可撓管 1 2 の基端側まで貫くように設けられる可撓管 2 0 には、挟持部 1 6 を開閉させて挟持動作を行わせるための操作ワイヤ 2 3 が挿通されている。

40

50

【 0 0 1 5 】

湾曲駒 1 7 と軸部材 1 8 との連結形態について説明する。多関節マニピュレータ 2 における先端側と基端側に配置される湾曲駒を除く各湾曲駒 1 7 には、その先端側には湾曲駒の円筒中心を挟んで設けられる舌片状の 2 つの先端側突出部が、その基端側には先端側突出部と直交する方向（90 度回転させた方向）で湾曲駒の円筒中心を挟んで設けられる舌片状の 2 つの基端側突出部が、それぞれに設けられている。湾曲駒の連結構成は、例えば、次の様である。図 2 A に示すように、例えば、湾曲駒 1 7 - 2 と湾曲駒 1 7 - 3 とは、湾曲駒 1 7 - 2 の基端側突出部に開けられた穴と、湾曲駒 1 7 - 3 の先端側突起部に開けられた穴とを重ね合わせ、その穴にリベット形状の軸部材 1 8 を嵌装させて回動自在に連結されている。このような湾曲駒 1 7 間の軸部材 1 8 による自在接ぎ手連結を複数段行くと、湾曲駒 1 7 の前後で 90 度ずれた連結形態となる。

10

【 0 0 1 6 】

このように湾曲駒 1 7 の軸部材 1 8 の接続位置が交互に 90 度ずれた自在接ぎ手接続の形態において、所望する湾曲駒 1 7 に接続されている一对のワイヤ 1 9 のうちの一方を引くと、2 つの軸部材 1 8 を中心軸として、その湾曲駒 1 7 が振り動かされる。従って、所望する湾曲駒 1 7 に接続されているワイヤ 1 9 の引き具合により、各湾曲駒 1 7 間を自在に折曲又は延伸させることで、多関節マニピュレータ 2 の先端の挟持部 1 6 を、3 次元的に所望する位置及び姿勢に変位させることができる。

【 0 0 1 7 】

マスタ部 4 は、図 1 に示す通り、ユーザが操作指示を入力する入力部位となる操作部 6 と、操作部 6 の操作量に応じた操作信号を生成する操作信号生成部 7 とを有する。マスタ部 4 による操作指示は、多関節マニピュレータ 2 に対して主従の関係を持ち、主となるマスタ部 4 による操作指示に従って、従となる多関節マニピュレータ 2 が湾曲動作する。操作部 6 は、例えば、一般的な入力機器である、ボタンスイッチ、ジョイスティック、キーボード、マウス等の入力装置である。例えば、2 本のマニピュレータを備えた多関節マニピュレータ装置 1 であれば、操作部 6 は、各多関節マニピュレータ 2 用に、2 つのジョイスティックを備えても良い。操作信号生成部 7 は、操作部 6 から入力された指示に基づき、操作信号を生成し、装置本体 3 に出力する。

20

【 0 0 1 8 】

マニピュレータ駆動部 5 は、ワイヤ 1 9 の駆動源となる複数のアクチュエータ 2 5（2 5 - 1，2 5 - 2，...，2 5 - n）と、各ワイヤ 1 9 に掛かる張力を検出する複数の張力センサ 2 7（2 7 - 1，2 7 - 2，...，2 7 - n）と、各ワイヤ 1 9 の変位を検出する複数の位置センサ 2 6（2 6 - 1，2 6 - 2，...，2 6 - n）とを有する。各アクチュエータ 2 5 は、一例として、プーリ（図示せず）が回転軸に嵌装されたモータ（図示せず）を有する。前述したように 1 つの湾曲駒 1 7 には、少なくとも 2 本のワイヤ 1 9 の一端が固着されている。これらのワイヤ 1 9 の他端は、それぞれプーリに連結又は巻架されている。前記モータが回転することにより、プーリが回転し、一方のワイヤ 1 9 を牽引し、他方のワイヤ 1 9 を送り出す。このようなワイヤ 1 9 の動きにより、軸部材 1 8 を中心として湾曲駒 1 7 が回動する。

30

【 0 0 1 9 】

装置本体 3 は、制御部 8 と、操作信号処理部 9 と、駆動制御部 1 3 とを有する。操作信号処理部 9 は、操作信号生成部 7 から入力された操作信号に対して、デジタル化処理を含む種々の信号処理を施し、処理後の信号を制御部 8 に出力する。制御部 8 は、演算部 1 0 と、牽引量算出部 1 1 とを含む。演算部 1 0 は、多関節マニピュレータ装置 1 の各部の制御等に関する演算を行う。牽引量算出部 1 1 は、張力センサ 2 7 から入力されたワイヤ 1 9 の張力と、位置センサ 2 6 から入力されたワイヤ 1 9 の位置と、演算部 1 0 から入力された操作者による操作指示とに基づいて、操作者が指示した多関節マニピュレータ 2 の先端が目標とする位置及び姿勢に達するために必要なワイヤ 1 9 の牽引量を算出する。牽引量算出部 1 1 は、算出したワイヤ 1 9 の牽引量を演算部 1 0 に出力する。演算部 1 0 は、この牽引量を、駆動制御部 1 3 に出力する。駆動制御部 1 3 は演算部 1 0 から入力された

40

50

、ワイヤ 19 の牽引量に基づく制御信号に従って、アクチュエータ 25 の駆動を制御する。

【 0 0 2 0 】

この様に、例えば可撓管 15、湾曲駒 17、軸部材 18、可撓性コイル 21、及び連結部材 22 を含む多関節マニピュレータ 2 は、複数の関節部を有する管状部材として機能し、例えば湾曲駒 17 の関節近傍に口ウ付け等で固着されたワイヤ 19 は、管状部材を挿通し、その一端が何れかの関節部近傍に固定された複数の線状動力伝達部材として機能し、例えばアクチュエータ 25 は、線状動力伝達部材の他端が固定され、管状部材を屈曲させるため線状動力伝達部材を長手方向に移動させる駆動部として機能し、例えば位置センサ 26 は、線状動力伝達部材の位置を検出する位置検出器として機能し、例えば張力センサ 27 は、線状動力伝達部材に掛かる張力を検出する張力検出器として機能し、例えば操作部 6 は、管状部材及び管状部材に取り付けられた部材のうち注目する部分である注目部位の目標とする位置及び姿勢の入力を受ける操作部として機能し、例えば牽引量算出部 11 は、位置検出器が検出した線状動力伝達部材の位置に基づいて注目部位の現在の位置及び姿勢を算出し、現在の位置及び姿勢から目標とする位置及び姿勢に注目部位を移動させるために必要な線状動力伝達部材の移動量を、張力検出器が検出した線状動力伝達部材に掛かる張力に基づいて算出する移動量算出部として機能する。

10

【 0 0 2 1 】

次に、このように構成された多関節マニピュレータ 2 の屈曲動作について説明する。図 3 A 及び図 3 B に、4 つの回転関節を有する多関節マニピュレータ 2 の多関節構造モデルを示す。ここでは簡単のため、回転関節が 4 つの場合を例に挙げ説明するが、勿論関節数はいくつでも良いし、直動関節などを用いても良い。

20

【 0 0 2 2 】

図 3 A は、多関節マニピュレータ 2 が直線的に延伸した状態を示している。基端側から 5 つの湾曲駒 17 - 1 乃至湾曲駒 17 - 5 が並んでいる。これら湾曲駒 17 - 1 乃至湾曲駒 17 - 5 は、4 つの軸部材 18 - 1 乃至軸部材 18 - 4 によって連結されている。各軸の軸部材 18 において、この図に示す様に、互いに直交するローカルな x 軸、y 軸、z 軸を設定する。軸部材 18 - 1 及び軸部材 18 - 3 は、y 軸を回転軸とする回転運動を行い、軸部材 18 - 2 及び軸部材 18 - 4 は x 軸を回転軸とする回転運動を行う。

【 0 0 2 3 】

図 3 B は、軸部材 18 - 1 及び軸部材 18 - 3 においてそれぞれ回転し、湾曲駒 17 - 1 と湾曲駒 17 - 2 の間、及び湾曲駒 17 - 3 と湾曲駒 17 - 4 の間が屈曲された状態の多関節マニピュレータ 2 の例を示す。図 3 B に示す例では、軸部材 18 - 1 の折曲角度 θ_1 は、 $-\alpha$ であり、軸部材 18 - 3 の折曲角度 θ_3 は、 β である。

30

【 0 0 2 4 】

次に図 4 を参照して制御部 8 で行う処理を説明する。

ステップ S 1 において、牽引量算出部 11 は、図示しないタイマをスタートさせる。

ステップ S 2 において、牽引量算出部 11 は、位置センサ 26 が取得したワイヤ 19 の変位から、ワイヤ 19 の変位と多関節マニピュレータ 2 の関節角度との関係式を用いて、多関節マニピュレータ 2 の現在の関節角度 Φ_{now} を算出する。n 自由度を有する多関節マニピュレータ 2 の関節角度 Φ_{now} は、次式 (1) で表される。

40

【 数 1 】

$$\Phi_{now} = (\theta_{1,now}, \theta_{2,now}, \dots, \theta_{n,now})^T \quad \dots (1)$$

【 0 0 2 5 】

ここで $\theta_{1,now}$ 、 $\theta_{2,now}$ 、 $\dots$ 、 $\theta_{n,now}$ は、それぞれ関節 1、関節 2、 $\dots$ 、関節 n の角度を表す。

【 0 0 2 6 】

ステップ S 3 において、牽引量算出部 11 は、ステップ S 2 で算出した現在の関節角度

50

Φ_{now} に基づいて、挟持部 16 等多関節マニピュレータ 2 の先端部にあるエンドエフェクタの現在の位置及び姿勢 E_{now} を、位置及び姿勢 E と関節角度 Φ との関係式 $E = A(\Phi)$ を用いて次式 (2) により算出する。

【数 2】

$$E_{now} = A(\Phi_{now}) = (x_{now}, y_{now}, z_{now}, Roll_{now}, Yaw_{now}, Pitch_{now})^T \quad \dots (2)$$

【0027】

ここで $x_{now}, y_{now}, z_{now}, Roll_{now}, Yaw_{now}, Pitch_{now}$ は、それぞれエンドエフェクタの現在の x 軸方向位置、 y 軸方向位置、 z 軸方向位置、ロール、ヨー、及びピッチを表す。

10

【0028】

ステップ S4 において、牽引量算出部 11 は、操作者が操作部 6 を用いて入力し、操作信号生成部 7 で生成されたエンドエフェクタの目標とする位置及び姿勢 E_{target} を、操作信号処理部 9 及び演算部 10 を介して取得する。ここで、エンドエフェクタの目標とする位置及び姿勢 E_{target} は、次式 (3) で表される。

【数 3】

$$E_{target} = (x_{target}, y_{target}, z_{target}, Roll_{target}, Yaw_{target}, Pitch_{target})^T \quad \dots (3)$$

20

【0029】

ここで $x_{target}, y_{target}, z_{target}, Roll_{target}, Yaw_{target}, Pitch_{target}$ は、それぞれエンドエフェクタの目標とする x 軸方向位置、 y 軸方向位置、 z 軸方向位置、ロール、ヨー、及びピッチを表す。

【0030】

ステップ S5 において、牽引量算出部 11 は、張力センサ 27 より関節 i 用のワイヤ 19 の張力 T_i を取得する。ここで、 $i = 1, 2, \dots, n$ を表す。

【0031】

ステップ S6 において、牽引量算出部 11 は、張力 T_i に基づいて次式 (4) を用いて、重み付け係数 α を算出する。

30

【数 4】

$$\alpha = (a_1, a_2, \dots, a_n) \quad \dots (4)$$

$$a_i = \frac{B_i T_{ave}}{T_i}$$

【0032】

ここで、 B_i は定数、 T_{ave} は全張力 T_i の平均値を表す。

40

【0033】

ステップ S7 において、牽引量算出部 11 は、エンドエフェクタを現在の位置及び姿勢 E_{now} から目標とする位置及び姿勢 E_{target} に変位させるために必要な関節角度の変位量、即ち $E_{target} = A(\Phi_{now} + \Delta\Phi)$ を満たす関節角度変位 $\Delta\Phi$ を数値計算により算出する。当該数値計算には次式 (5) で表されるヤコビ行列 $J(\Phi)$ を用いる。

【数 5】

$$J(\Phi_j) = \begin{bmatrix} dx_j/d\theta_1 & dx_j/d\theta_2 & \cdots & dx_j/d\theta_n \\ dy_j/d\theta_1 & dy_j/d\theta_2 & \cdots & dy_j/d\theta_n \\ dz_j/d\theta_1 & dz_j/d\theta_2 & \cdots & dz_j/d\theta_n \\ dRoll_j/d\theta_1 & dRoll_j/d\theta_2 & \cdots & dRoll_j/d\theta_n \\ dYaw_j/d\theta_1 & dYaw_j/d\theta_2 & \cdots & dYaw_j/d\theta_n \\ dPitch_j/d\theta_1 & dPitch_j/d\theta_2 & \cdots & dPitch_j/d\theta_n \end{bmatrix} \quad \cdots (5)$$

10

【0034】

まず、数値計算において、初期値 E_1 に現在の位置及び姿勢 E_{now} を設定する。次に次式 (6) の計算を、関節角度 Φ が収束するまで繰り返し行う。

【数 6】

$$\Phi_{j+1} = \Phi_j + J^{-1}(\Phi_j)(E_{target} - E_j)\alpha \quad \cdots (6)$$

20

【0035】

その結果得られる関節角度 Φ の収束値が求めたい関節角度変位 $\Delta\Phi$ である。尚、関節角度変位 $\Delta\Phi$ は次式 (7) で表される。

【数 7】

$$\Delta\Phi = (\Delta\theta_1, \Delta\theta_2, \cdots, \Delta\theta_n)^T \quad \cdots (7)$$

【0036】

ここで $\Delta\theta_1, \Delta\theta_2, \cdots, \Delta\theta_n$ は、エンドエフェクタを現在の位置及び姿勢 E_{now} から目標とする位置及び姿勢 E_{target} に変位させるために必要な関節 1, 関節 2, ..., 関節 n それぞれの関節角度の変位量を表す。

30

【0037】

ステップ S 8 において、牽引量算出部 11 は、関節 1, 関節 2, ..., 関節 n それぞれの関節角度の変位 $\Delta\theta_1, \Delta\theta_2, \cdots, \Delta\theta_n$ に必要な、各ワイヤの変位量を算出する。

【0038】

ステップ S 9 において、牽引量算出部 11 は、ステップ S 8 において算出した各ワイヤの変位量に基づいて各アクチュエータ 25 を駆動させる指令を、演算部 10 を介して駆動制御部 13 に出力する。駆動制御部 13 は、演算部 10 から入力された指令に基づいて、各アクチュエータ 25 を動作させる。また、牽引量算出部 11 は、S 1 において開始したタイマの時間が所定値になったら、タイマをリセットし再スタートさせて S 2 に移る。

40

【0039】

以上の様に動作させることで、複数あるワイヤ 19 のうち、掛かる張力が小さいワイヤ 19 を優先的に牽引し、操作者が指示したエンドエフェクタを目標とする位置及び姿勢に移動させることができる。即ち、ステップ S 7 で実施する数値計算で用いる式 (6) においては、ステップ S 6 で設定されたその時点でワイヤ 19 に掛かっている張力に基づく α の値が考慮されている。この計算において α の値は、掛かっている張力が小さいワイヤ 19 に関連する関節の $\Delta\theta$ の値を大きくする効果を有する。従って、掛かっている張力が小さいワイヤ 19 に関連する関節が優先的に動かされる一方で、掛かっている張力が大きい

50

ワイヤ 19 に関連する関節の $\Delta \theta$ の値を小さくする効果を有する。即ち、掛かっている張力が大きいワイヤ 19 に関連する関節の動きは抑制される。その結果、ワイヤ 19 の損傷の可能性を低減することができる。

【 0 0 4 0 】

また、ステップ S 5 において取得したワイヤ 19 の張力 T_i のうち、予め設定した閾値を越えるものがあった場合、ステップ S 6 において算出する重み付け係数 α のうち、当該ワイヤ 19 に関する値を 0 として制御しても良い。即ち、例えばワイヤ 19 - x (x は n 以下の自然数) に掛かる張力が予め設定した閾値を超えた場合、ステップ S 6 において算出する重み付け係数の、ワイヤ 19 - x に関する a_x の値を 0 とする。すると、ステップ S 7 における数値計算の結果得られる $\Delta \theta$ の $\Delta \theta_x$ の値が 0 となる。即ち、当該ワイヤ 19 - x に関する軸部材 18 - x はエンドエフェクタの移動に用いられない。つまり、ワイヤ 19 - x は、それ以上牽引されないことになる。以上の様なステップを追加することで、ワイヤ 19 が損傷する可能性がある状態で、更にそのワイヤ 19 に掛かる張力を大きくすることを避けられる。その結果、ワイヤ 19 の損傷防止効果を更に大きくすることができる。

10

【 0 0 4 1 】

尚、ステップ S 2 及びステップ S 3 によるエンドエフェクタの現在の位置及び姿勢 E_{now} の取得、ステップ S 4 によるエンドエフェクタの目標とする位置及び姿勢 E_{target} の取得、並びに、ステップ S 5 及びステップ S 6 による重み付け係数 α の算出の順序は任意で良い。従って、これらのステップの順番は互いに入れ替えても良い。

20

【 0 0 4 2 】

[第 2 の実施形態]

次に、第 2 の実施形態について図面を参照して説明する。本実施形態は、前述した第 1 の実施形態の多関節マニピュレータ装置を内視鏡システムにおける内視鏡本体の湾曲部と内視鏡内に配設される処置具の湾曲駆動部に適用した実施形態である。

【 0 0 4 3 】

図 5 は、本実施形態の内視鏡システム 31 を手術室内に設置した構成例を示す。この手術室内の中央には、被験体が仰臥される手術台 32 が配置されている。手術台 32 の近傍には、体腔内の病変の診断及び処置を行うための診断・処置装置 33 と、この診断・処置装置 33 の操作装置 34 とが配設されている。これらと対峙するように手術台 32 の反対側の近傍には、内視鏡制御装置 35 と、処置具制御装置 36 とが配設されている。

30

【 0 0 4 4 】

診断・処置装置 33 は、内視鏡支持装置 37 と、この内視鏡支持装置 37 に支持されている前述した多関節マニピュレータ 2 を用いた内視鏡 38 と、第 1, 第 2 の能動処置具 39 a, 39 b とを有する。これらの第 1, 第 2 の能動処置具 39 a, 39 b は、前述した多関節マニピュレータ 2 を用いた多関節構造のロボティクス処置具である。

【 0 0 4 5 】

内視鏡支持装置 37 は、移動又は固定可能にローラが設けられた架台 40 と、架台 40 に備え付けられた多段アーム構造の支持アーム 41 とを有する。操作装置 34 は、内視鏡 38 を操作する内視鏡操作ユニット 42 と、処置具操作ユニット 43 とを有する。

40

【 0 0 4 6 】

内視鏡操作ユニット 42 は、移動可能なスタンド 44 と、スタンド 44 上に備え付けられた内視鏡コントローラ 45 とを有する。内視鏡コントローラ 45 は、内視鏡 38 の湾曲動作を操作する例えばジョイスティックを有する。

【 0 0 4 7 】

処置具操作ユニット 43 は、移動可能なスタンド 46 と、スタンド 46 上に備え付けられた第 1, 第 2 の指示入力部 47, 48 とを有する。第 1, 第 2 の指示入力部 47, 48 は、第 1, 第 2 の能動処置具 39 a, 39 b に対して、主になる主従関係 (マスタスレーブ方式) を持つ。第 1, 第 2 の指示入力部 47, 48 は、複数のロッドと関節部とを有するアーム機構のマスタ型アクチュエータである。

50

【 0 0 4 8 】

内視鏡制御装置 3 5 は、光源装置 5 0 と、カメラコントロールユニットである表示用プロセッサ 5 1 と、表示装置 5 2 とを有する。処置具制御装置 3 6 は、電気メスの制御部 5 3 と、把持鉗子の制御部 5 4 と、第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b の制御画像の表示装置 5 5 とを有する。尚、内視鏡画像の表示装置 5 2 と、第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b の制御画像の表示装置 5 5 とは共通のモニタを使用してもよい。

【 0 0 4 9 】

内視鏡支持装置 3 7 の支持アーム 4 1 は、水平アーム 4 1 a と、第 1 垂直アーム 4 1 b と、第 2 垂直アーム 4 1 c と、2 つ (第 1 , 第 2) の平行リンクアーム 4 1 d , 4 1 e と、アーム支持体 4 1 f とを有する。水平アーム 4 1 a は、架台 4 0 上部に第 1 垂直軸 O 1 を中心に回動可能に一端が連結されている。第 1 垂直アーム 4 1 b は、その下端が水平アーム 4 1 a の他端に、第 2 垂直軸 O 2 を中心に回動可能に連結されている。第 2 垂直アーム 4 1 c は、第 1 垂直アーム 4 1 b と平行に配置されている。第 1 , 第 2 の平行リンクアーム 4 1 d , 4 1 e は、第 1 垂直アーム 4 1 b と第 2 垂直アーム 4 1 c との間に架設されている。アーム支持体 4 1 f は、第 3 垂直軸 O 3 を中心に第 2 垂直アーム 4 1 c を回動可能に支持する水平アーム 4 1 a には、第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b の第 1 , 第 2 の能動機構 6 1 , 6 2 が取り付けられている。

【 0 0 5 0 】

第 1 , 第 2 の平行リンクアーム 4 1 d , 4 1 e の各一端は、第 1 垂直アーム 4 1 b の上端に水平軸 O 4 , O 5 を中心に回動可能に連結されている。第 1 , 第 2 の平行リンクアーム 4 1 d , 4 1 e の各他端は、アーム支持体 4 1 f に水平軸 O 6 , O 7 を中心に回動可能に連結されている。これにより、第 1 垂直アーム 4 1 b と、第 1 , 第 2 の平行リンクアーム 4 1 d , 4 1 e と、アーム支持体 4 1 f とによって、第 2 垂直アーム 4 1 c を上下方向に平行移動可能に支持する平行四辺形リンクが形成されている。

【 0 0 5 1 】

第 2 垂直アーム 4 1 c の下端には水平方向に屈曲された屈曲部 4 1 c 1 が形成されている。この屈曲部 4 1 c 1 には、内視鏡ホルダ 6 3 が水平軸 O 8 を中心に回動可能に支持されている。内視鏡ホルダ 6 3 には、内視鏡 3 8 の基端部が第 4 垂直軸 O 9 を中心に回動可能に、かつ着脱可能に支持されている。

【 0 0 5 2 】

内視鏡 3 8 は、体内に挿入される細長い挿入部 3 8 a と、この挿入部 3 8 a の基端部に連結された手元側端部 3 8 b とを有する。この挿入部 3 8 a は、細長い可撓管部 3 8 a 1 と、可撓管部 3 8 a 1 の先端に連結された前述した図 2 A に示すような多関節マニピュレータ 2 に外被を被覆させた湾曲部 3 8 a 2 と、湾曲部 3 8 a 2 の先端に連結された公知な先端硬性部 3 8 a 3 とを有する。

【 0 0 5 3 】

この先端硬性部 3 8 a 3 の先端面には、1 つの観察窓部と、2 つの照明部 3 8 a 4 と、2 つの処置具挿通用のチャンネルの開口部 (図示せず) と、が設けられている。その観察窓部の内側には、対物レンズ等の光学系及び CCD 等の撮像素子を備えた撮像部 3 8 a 5 が配設されている。この撮像部によって体腔内の病変部等が撮像される。そして、内視鏡 3 8 の撮像部で得られた撮像信号は接続ケーブルを通じて表示用プロセッサ 5 1 に送られ、映像信号に変換され、この映像信号によって内視鏡 3 8 で撮影した像を表示装置 5 2 に映し出すようになっている。

【 0 0 5 4 】

湾曲部 3 8 a 2 は、内視鏡コントローラ 4 5 のジョイスティックを傾動操作することにより遠隔的に湾曲動作される。この湾曲動作は、第 1 の実施形態の説明において述べた通り、掛かる張力が小さいワイヤを優先的に牽引して、軸部材で連結する湾曲駒を折曲させる。この湾曲部 3 8 a 2 を湾曲させる動作により、所望の観察対象物 (病変部等) を観察視野 (又は、撮像視野) 内に捉えることができる。

【 0 0 5 5 】

手元側端部 3 8 b と挿入部 3 8 a との連結部の近傍には、2 つの処置具挿通用のチャンネルとそれぞれ連通する 2 つのチャンネル口が形成されている。内視鏡の基端側から、それぞれ挿入された第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b が、これらのチャンネル口から延出している。第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b において、チャンネル口から延出する湾曲駆動部は、前述の内視鏡 3 8 と同様に、多関節マニピュレータ 2 を用いている。これらの先端には処置具として例えば、電気メス 6 6 や病変部を把持する把持部 6 7 が取り付けられている。

【 0 0 5 6 】

本実施形態では 2 つの挿通用チャンネルに第 1 , 第 2 の能動処置具 3 9 a , 3 9 b をそれぞれ 1 つずつ挿通する構成を示したが、複数の内視鏡用処置具を 1 つの挿通用チャンネルに挿入してもよい。また、手元側端部 3 8 b に、湾曲部 3 8 a 2 を湾曲させるジョイスティックや、十字キーなどの湾曲操作部 6 4 を設けても良い。

【 0 0 5 7 】

この様に、例えば湾曲部 3 8 a 2 は、多関節マニピュレータ装置に外被を被覆した体腔挿入部として機能し、例えば撮像部 3 8 a 5 は、その一端に駆動部が配設されている体腔挿入部の他端に備えられた撮像部として機能し、例えば照明部 3 8 a 4 は、体腔挿入部の他端に備えられた照明部として機能し、例えば表示装置 5 2 は、撮像部が撮像した画像を表示する表示部として機能し、例えば第 1 の能動処置具 3 9 a 、及び第 2 の能動処置具 3 9 b は、多関節マニピュレータ装置である処置具用マニピュレータとして機能し、例えば電気メス 6 6 及び把持部 6 7 は、処置具用マニピュレータの先端に備えられた処置具として機能する。

【 0 0 5 8 】

以上説明したように、本実施形態においては、本発明の多関節マニピュレータ 2 を、内視鏡システムの内視鏡本体の能動する湾曲部と、処置具の能動するロボットアーム（湾曲駆動部）とに用いている。本発明の多関節マニピュレータ 2 を用いることにより、術者がワイヤ張力を考慮せずに操作をしても、ワイヤに掛かる張力が小さいワイヤを優先して牽引し、マニピュレータを駆動させて目標とする位置及び姿勢に移動させる。この様に、ワイヤに掛かる張力が小さいワイヤを優先的に用いることで、ワイヤの損傷の可能性を低減できる。

【 0 0 5 9 】

尚、本実施形態の説明では、能動処置具 3 9 a 、 3 9 b の先端に電気メス 6 6 や把持部 6 7 が配設されている例を示したが、能動電気メスや把持部に限らず、例えば超音波照射装置等、他の各種処置具等を用いるように構成しても勿論良い。

【 0 0 6 0 】

以上の通り、本発明の多関節マニピュレータ装置は、内視鏡装置の湾曲部やロボティクス処置具の湾曲駆動部に適用することができる。また、これ以外にも、工業用ロボットのアーム機構に用いることができる。例えば、自動車等の工業製品の組み立てロボット、発電所における核燃料のペレットの装填及び搬出を行う遠隔操作ロボット、物品の積み込み及び積み卸し用のロボット、宇宙空間で物品を移動や搬送する搬送ロボット等、種々のロボットに搭載することができる。本発明の多関節マニピュレータ装置は、ワイヤの損傷を抑制できることから、操作者と遠隔した場所に配設されたロボットの駆動に用いることは特に有用である。

【 0 0 6 1 】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除しても、発明が解決しようとする課題の欄で述べられた課題が解決でき、かつ、発明の効果が得られる場合には、この構成要素が削除された構成も発明として抽出され得る。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

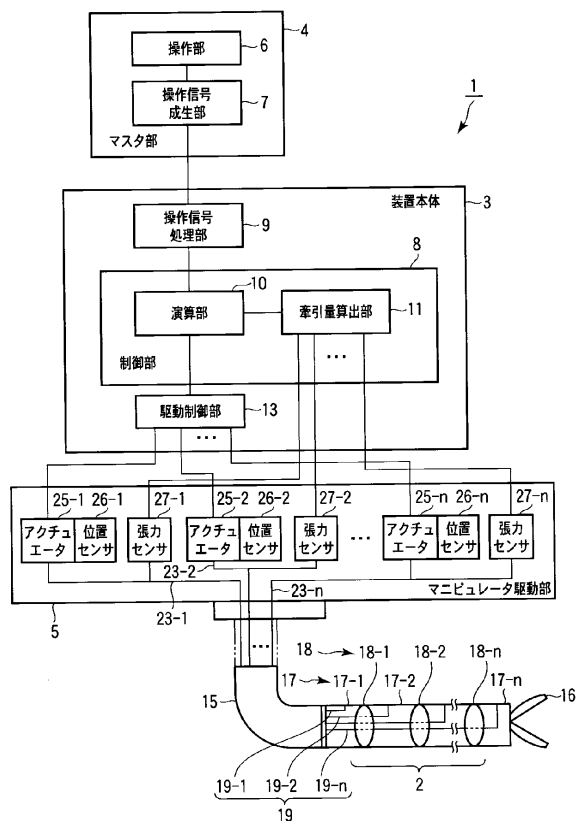
【符号の説明】

【 0 0 6 2 】

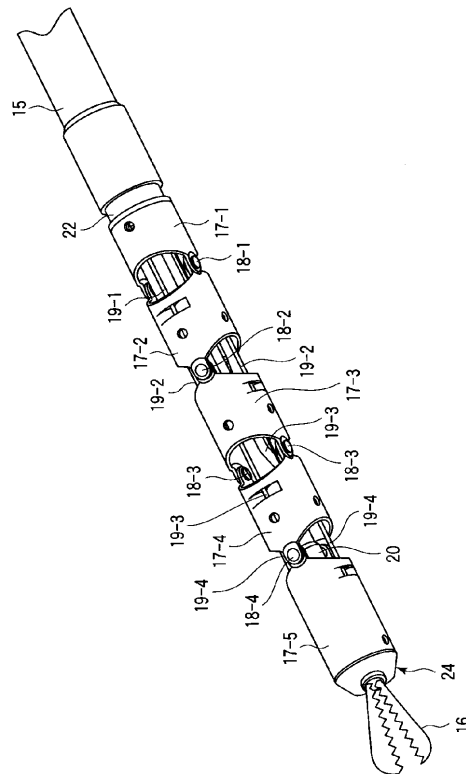
1 ... 多関節マニピュレータ装置、2 ... 多関節マニピュレータ、3 ... 装置本体、4 ... マスタ部、5 ... マニピュレータ駆動部、6 ... 操作部、7 ... 操作信号生成部、8 ... 制御部、9 ... 操作信号処理部、10 ... 演算部、11 ... 牽引量算出部、13 ... 駆動制御部、15 ... 可撓管、16 ... 挟持部、17 ... 湾曲駒、18 ... 軸部材、19 ... ワイヤ、20 ... 可撓管、21 ... 可撓性コイル、22 ... 連結部材、23 操作ワイヤ、25 ... アクチュエータ、26 ... 位置センサ、27 ... 張力センサ、31 ... 内視鏡システム、32 ... 手術台、33 ... 診断・処置装置、34 ... 操作装置、35 ... 内視鏡制御装置、36 ... 処置具制御装置、37 ... 内視鏡支持装置、38 ... 内視鏡、38 a ... 挿入部、38 a 1 ... 可撓管部、38 a 2 ... 湾曲部、38 a 3 ... 先端硬性部、38 a 4 ... 照明部、38 a 5 ... 撮像部、39 a , 39 b ... 第1 , 第2の能動処置具、40 ... 架台、41 ... 支持アーム、42 ... 内視鏡操作ユニット、43 ... 処置具操作ユニット、44 ... 移動可能なスタンド、45 ... 内視鏡コントローラ、46 ... 移動可能なスタンド、47 , 48 ... 第1 , 第2の指示入力部、50 ... 光源装置、51 ... 表示用プロセッサ、52 ... 表示装置、53 ... 電気メスの制御部、54 ... 把持鉗子の制御部、55 ... 表示装置、61 , 62 ... 第1 , 第2の能動機構、63 ... 内視鏡ホルダ、64 ... 湾曲操作部、66 ... 電気メス、67 ... 把持部。

10

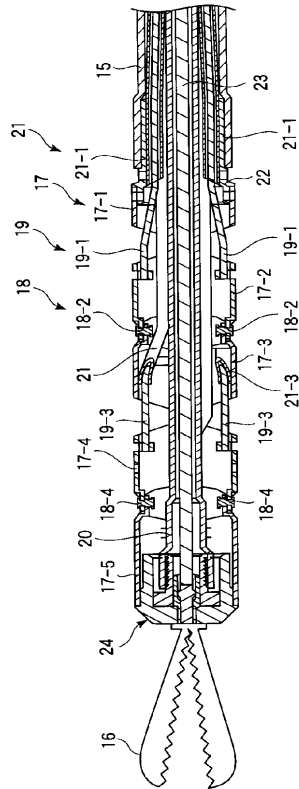
【図 1】



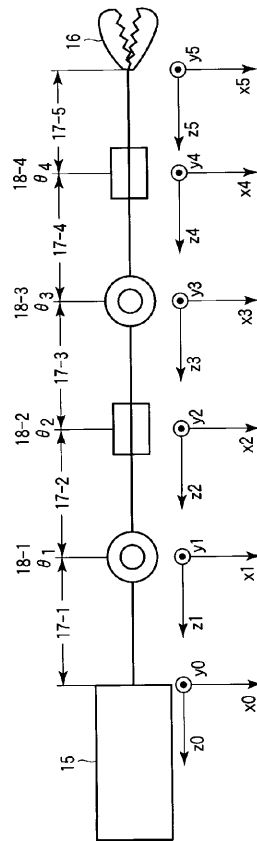
【図 2 A】



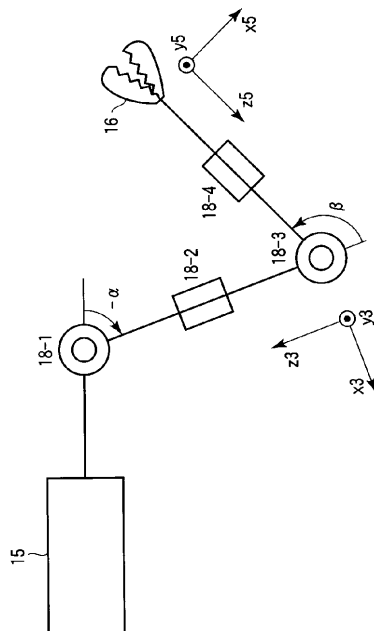
【図 2 B】



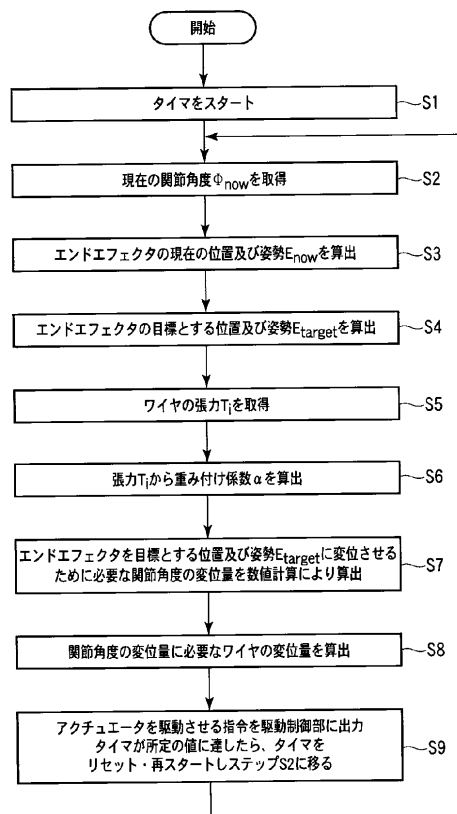
【図 3 A】



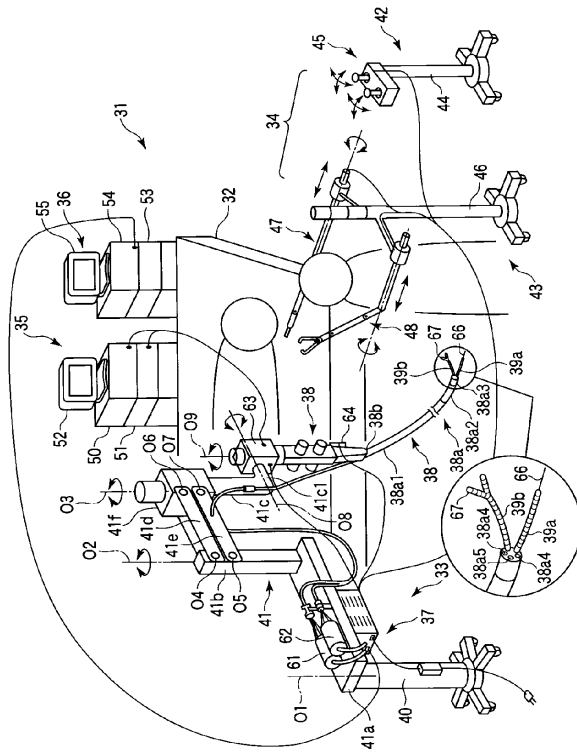
【図 3 B】



【図 4】



【図 5】



フロントページの続き

- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (72)発明者 ▲高▼橋 和彦
日本国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
- (72)発明者 中村 俊夫
日本国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

審査官 松永 謙一

- (56)参考文献 特開2008-212349(JP,A)
特開平6-31662(JP,A)
馬書根、広瀬茂雄、ワイヤ干渉駆動型多関節マニピュレータの動的制御方法、日本機械学会論文集(C編)、日本、1995年11月、61巻591号、4359-4364
広瀬茂雄、馬書根、ワイヤ干渉駆動型マニピュレータの開発、計測自動制御学会論文集、日本、1990年、Vol.26, No.11, 1291-1298

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 19/00
A61B 1/00
B25J 13/08

专利名称(译)	铰接式机械手装置和具有该装置的内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4781492B2	公开(公告)日	2011-09-28
申请号	JP2011514982	申请日	2010-10-29
[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	高橋和彦 中村俊夫		
发明人	▲高▼橋 和彦 中村 俊夫		
IPC分类号	A61B19/00 A61B1/00 B25J13/08		
CPC分类号	B25J9/06 A61B1/00147 A61B1/0052 A61B1/0055 A61B5/065 A61B34/30 A61B34/37 A61B2034/2059 A61B2034/306 A61B2090/064		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B19/00.501 A61B1/00.310 B25J13/08.Z		
代理人(译)	河野 哲 中村诚 河野直树 冈田隆		
审查员(译)	松永健一		
优先权	2009257319 2009-11-10 JP		
其他公开文献	JPWO2011058893A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

铰接式操纵器装置包括具有多个铰接件 (18) 的管状构件 (2)。管状构件，其一端被固定在接头部和另一端部附近的多个线性动力传递构件 (19) 插入其被固定到所述驱动单元 (25)。驱动部件 (25) 移动线性动力传递构件 (19) 并使管状构件 (2) 弯曲。位置检测器 (26) 检测线性动力传递构件 (19) 的位置，并且张力检测器 (27) 检测张力。操作单元 (6) 输入管状构件 (2) 的目标部分和附接到其上的构件 (16) 的目标位置和姿态。移动量计算部 (11) 计算目标位点的从所检测的线性动力传递构件 (19) 的位置从它的当前位置和方位到目标的位置和方向的当前位置和方向，关注部位所需的线性动力传动部件的移动量，用于移动 (19) 和基于所述张力检测器 (27) 被检测到线性动力传递构件 (19) 的张力被计算。

