

(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2010-35768

(P2010-35768A)

(43) 公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 1 0 H	2 H 0 4 0
G 0 2 B 23/24 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	4 C 0 6 1
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 A	
	G 0 2 B 23/24 A	
	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)		

(21) 出願番号 特願2008-201219 (P2008-201219)
 (22) 出願日 平成20年8月4日 (2008.8.4)

(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43番2号
 (74) 代理人 100076233
 弁理士 伊藤 進
 (72) 発明者 吉江 方史
 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
 Fターム(参考) 2H040 BA21 BA23 DA03 DA15 DA17
 DA21 DA43
 4C061 DD03 FF32 GG15 GG24 HH32
 HH47 HH51 JJ06 JJ17

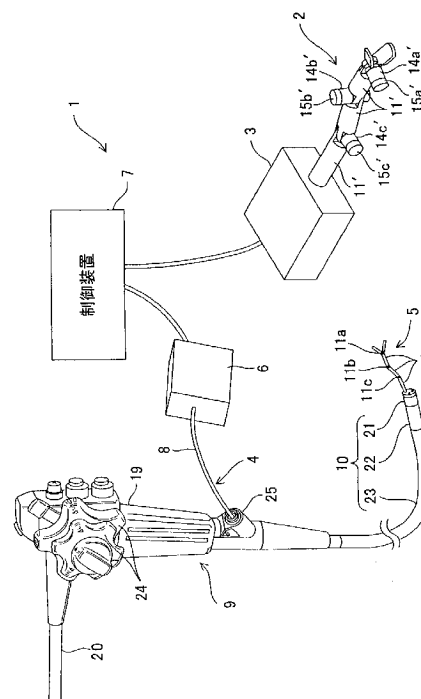
(54) 【発明の名称】 能動駆動式医療機器

(57) 【要約】

【課題】長尺部材の先端側に力覚センサを搭載しない場合にも、その先端側の能動機構に作用した外力を算出できる能動駆動式医療機器を提供する。

【解決手段】内視鏡9の処置具チャンネル内に挿通され、先端側に能動機構5が設けられた処置具本体4に対して、この能動機構5を模したマスタ2を把持して、その姿勢を変える指示入力を行うことにより、その指示入力の位置および/または姿勢の検出に基づき、制御装置は、能動機構5がその位置および/または姿勢を追従するように、スレーブ駆動部6を駆動する。さらに制御装置7は、能動機構5に作用する外力を算出する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

長尺部材の先端側に設けられた関節を備えた能動機構と、
前記能動機構を駆動する能動機構駆動部と、
前記長尺部材の後端側に設けられ、前記能動機構の現在の位置および／または姿勢を検出する位置および／または姿勢検出部と、
前記能動機構の位置および／または姿勢の指示入力を行う指示入力部と、
前記指示入力部からの位置および／または姿勢の指示入力に基づき、現在の位置および／または姿勢から指示入力された位置および／または姿勢に、前記能動機構駆動部によって前記能動機構を実際に駆動した場合に要する駆動力から、外力が作用しない状態において前記能動機構駆動部により現在の位置および／または姿勢から指示入力された位置および／または姿勢に前記能動機構を駆動した場合の推定による推定駆動力を差し引いた外力に対応する力を算出する力算出部と、
を備えたことを特徴とする能動駆動式医療機器。

10

【請求項 2】

さらに前記力算出部により算出された前記力の情報を提示する提示部を有することを特徴とする請求項 1 に記載の能動駆動式医療機器。

【請求項 3】

さらに前記指示入力部を駆動する指示入力部駆動部を有し、前記力算出部により算出された前記力の情報を前記指示入力部駆動部にフィードバックして、前記指示入力部を駆動することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の能動駆動式医療機器。

20

【請求項 4】

前記力算出部は、前記外力が作用しない状態において前記能動機構駆動部により現在の位置および／または姿勢から指示入力された位置および／または姿勢に前記能動機構を駆動した場合の推定による推定駆動力の情報を予め格納した情報格納部を有することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか 1 つの請求項に記載の能動駆動式医療機器。

【請求項 5】

前記能動機構は、電動で湾曲部を湾曲動作可能な電動湾曲内視鏡、電動で関節を屈曲または湾曲動作可能な能動処置具、又は電動で湾曲部を湾曲可能な能動オーバーチューブであることを特徴とする請求項 1 から 4 の何れか 1 つの請求項に記載の能動駆動式医療機器。

30

【請求項 6】

前記能動駆動式医療機器は、前記能動機構を有する処置具を有し、該処置具がガイド部材の長手方向に設けられた中空のチャンネル内を挿通される場合には、前記力算出部は、前記ガイド部材の姿勢の情報をを用いて前記力を算出することを特徴とする請求項 1 から 4 のいずれか 1 つの請求項に記載の能動駆動式医療機器。

【請求項 7】

前記ガイド部材は、内視鏡またはオーバーチューブの挿入部により形成され、前記力算出部は、前記挿入部の姿勢の情報をを用いて前記力を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の能動駆動式医療機器。

40

【請求項 8】

前記力算出部が前記力を算出するための前記駆動力を検出するセンサを有することを特徴とする請求項 1 から 6 のいずれか 1 つの請求項に記載の能動駆動式医療機器。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、指示入力部側の指示入力により、能動機構を駆動する能動駆動式医療機器に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

近年、内視鏡は、医療用分野及び工業用分野において、広く用いられるようになってい
る。また、医療用分野においては、内視鏡と組み合わせて処置具も広く用いられる。
このような医療機器としての例えば内視鏡においては、手動操作により挿入部の先端側に
設けられた湾曲部を湾曲させるものから、モータを用いて湾曲部を電氣的に湾曲駆動する
電動湾曲させる能動機構を設けて、操作性を向上したものが実用化されている。

また、処置具においても、処置具の先端側等に回動自在の関節を設けた能動機構としての
処置部を、手元側での操作により電氣的に駆動する能動機構を備えたものがある。

例えば、特開 2 0 0 7 - 1 8 5 3 5 5 号公報には、電動湾曲内視鏡が開示されている。
この従来例の電動湾曲内視鏡においては、操作者による指示入力部（或いは指示操作部）
の指示入力により、制御部は、モータドライバを介して湾曲駆動部としてのモータを回転
駆動し、この回転するモータにより湾曲ワイヤを牽引して挿入部に設けられた湾曲部を湾
曲駆動する。

【 0 0 0 3 】

また、この従来例では、湾曲部の湾曲状態を検出する湾曲状態検出部としての例えば湾
曲ワイヤを介して湾曲部に作用する力覚情報としてのテンションデータを指示入力部とし
てのジョイスティックによる指示入力値に重畳させることで、挿入部の状態を操作者に力
覚情報をフィードバックとして返す構成としている。そして、テンションデータがジョイ
スティックの指令に対して反力が対応するように設定されている。

体腔内に挿入部等の長尺部材を挿入して使用する内視鏡や処置具のような医療機器（或い
は能動駆動式医療機器）の場合には、長尺部材の先端側の能動機構が体壁等に当たってい
ることを検出できることが望まれる場合がある。

しかし、挿入部等の先端に力覚センサを搭載することは、細い挿入部や処置具にした場
合には困難になる。このため、上記の従来例のよう手元側にテンションセンサを設け、こ
のテンションセンサにより能動機構を動作させる駆動力を測定し、その測定した駆動力を
フィードバックさせるようにしている。

【特許文献 1】特開 2 0 0 7 - 1 8 5 3 5 5 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

しかしながら、上記の従来例の場合には、能動機構が体壁等に当たったことにより発生
する外力による力覚情報を、体壁等に当たっていない、即ち、外力が作用していない場合
と分離或いは識別して検出していない。つまり、上記従来例は、能動機構が体壁等に当た
っている、当たっていないに無関係、即ち、外力の有無に無関係にフィードバックして、
術者に力覚情報として提示するようにしている。

このため、従来例では、能動機構が体壁等に当たったために発生する力、つまり術者が
知りたいと望む外力に対する力覚情報を算出して提示することができなかった。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、長尺部材の先端側に力覚センサを搭載し
ない能動機構の場合にも、能動機構に作用する外力を算出可能にした能動駆動式医療機器
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】

【 0 0 0 5 】

本発明の能動駆動式医療機器は、長尺部材の先端側に設けられた関節を備えた能動機構
と、

前記能動機構を駆動する能動機構駆動部と、

前記長尺部材の後端側に設けられ、前記能動機構の現在の位置および／または姿勢を検
出する位置および／または姿勢検出部と、

前記能動機構の位置および／または姿勢の指示入力を行う指示入力部と、

前記指示入力部からの位置および／または姿勢の指示入力に基づき、前記能動機構駆動
部による現在の位置および／または姿勢から指示入力された位置および／または姿勢に前
記能動機構を実際に駆動した場合に要した駆動力から、外力が作用しない状態において前

10

20

30

40

50

記能動機構駆動部により現在の位置および／または姿勢から指示入力された位置および／または姿勢に前記能動機構を駆動した場合の推定による推定駆動力を差し引いた外力に対応する力を算出する力算出部と、

を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【０００６】

本発明によれば、長尺部材の先端側に力覚センサを搭載しない能動機構を設けた場合にも、能動機構に作用する外力を算出できる。

【発明を実施するための最良の形態】

【０００７】

10

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

（実施例１）

図１から図６は本発明の実施例１に係り、図１は本発明の実施例１の処置具システムを内視鏡と共に示し、図２は本発明の実施例１の処置具システムの構成を示し、図３はトルクと速度の関係を示し、図４は実施例１の制御系の構成を示し、図５は実施例１の変形例の処置具システムの外観を示し、図６は変形例におけるスレーブとしての能動機構の構成を示す。

図１に示す本発明の実施例１の処置具システム１は、例えば内視鏡９と共に使用される能動機能を備えた処置具により構成される。

この処置具システム１は、指示入力を行う指示入力部としてのマスタ２と、このマスタ２を駆動するマスタ駆動部３と、処置を行う処置具本体４と、この処置具本体４の先端に設けられた処置部を形成するスレーブとしての能動機構５を駆動する（能動機構駆動部としての）スレーブ駆動部６と、両駆動部３，６を制御する制御装置７とを有する。

20

【０００８】

この処置具本体４は、長尺の長尺部材８及びその先端の能動機構５とを有し、長尺の長尺部材８及び能動機構５は、内視鏡９の処置具チャンネル内に挿通される。この内視鏡９は、体腔内に挿入される長尺部材としての挿入部１０と、この挿入部１０の後端に設けられた操作部１９と、この操作部１９から延出されるユニバーサルケーブル２０とを有し、このユニバーサルケーブル２０の端部は、図示しない光源装置と信号処理装置に接続される。

30

また、挿入部１０は、その先端に設けられた先端部２１と、この先端部の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部２２と、この湾曲部２２の後端から操作部１９の前端に至る長尺の可撓部２３とを有する。

また、湾曲部２２は操作部１９に設けられた湾曲ノブ２４を術者が回動する操作を行うことにより上下、左右における任意の方向に湾曲される。

【０００９】

また、操作部１９の前端付近には、処置具挿入口２５が設けてあり、この処置具挿入口２５は挿入部１０の長手方向に設けられた処置具チャンネルと連通している。この処置具チャンネルは、先端部２１において開口している。

従って、図１に示すように（処置具チャンネルが設けられた挿入部１０を、処置具本体４のガイド部材として用い）この処置具挿入口２５に、処置具本体４を、その先端側から挿入することにより、その先端側を処置具チャンネルの先端の開口から突出させて、図示しない病变部等に対して治療のための処置を行うことができる。

40

また、本実施例においては、術者による操作性を向上するために、能動機構５を模擬した（或いは類似した）構造のマスタ２により、術者が指示入力する指示入力部を形成している。

【００１０】

処置部を形成する能動機構５は、可動部として、回動自在となる複数の関節を有する。

具体的には、能動機構５は、関節軸（回動軸又は湾曲軸）１１a、１１b、１１cにおいて回動自在に連結された先端カップ片及び関節駒（或いは湾曲駒）１１，１１，１１を

50

有する。例えば先端カップ片は、その基端が関節軸 11a により、この先端カップ片に隣接する関節駒 11 と回動自在に連結され、この関節軸 11a の回りで開閉する。なお、ここでは、簡略化して対の先端カップ片は、関節軸 11a の回りで連動して開閉、或いは一方が開閉するとする。

この能動機構 5 を模擬した形状及び構造となるようにマスタ 2 が形成されている。但し、能動機構 5 は、処置具チャンネル内に挿通可能となるように細く形成されているのに対して、マスタ 2 は、術者が手（指）で操作し易いように能動機構 5 よりは大きなサイズで形成されている。

【0011】

マスタ 2 は、関節軸 11a、11b、11c において回動自在に連結された先端カップ片及び関節駒 11、11、11 を有し、例えば先端カップ片は、その基端が関節軸 11a により関節駒 11 と回動自在に連結され、この関節軸 11a の回りで開閉する。上記のように対の先端カップ片が、関節軸 11a の回りで連動して開閉、或いは一方が開閉するとする。

そして、術者が操作入力部側となるマスタ 2 を把持して指示入力のための操作、具体的には先端カップ片、関節駒 11、11、11 を関節軸 11a、11b、11c

の回りで回動して各部の位置および／または（或いは複数の位置による）姿勢を変える操作を行うと、その位置および／または姿勢の状態が検出され、処置部側となる能動機構 5 も対応した位置および／または姿勢となるように関節軸 11a、11b、11c の回りで回動（湾曲）駆動するように制御装置 7 が駆動部 3、6 を制御する。

【0012】

つまり、術者はマスタ 2 を把持して能動機構 5 を、処置しようと望む位置および／または姿勢状態に設定する操作を行うことにより、その操作が位置および／または姿勢検出手段により検出され、制御装置 7 は、そのマスタ 2 の位置および／または姿勢を追従するように能動機構 5 を駆動して同じ位置および／または姿勢状態に設定する。

図 2 は、この処置具システム 1 の概略の構成を示す。なお、図 2 において、関節軸（回動軸）11a～11c、11a～11c を模式的に示している。

上述したように能動機構 5 及びマスタ 2 は、それぞれ複数の関節軸 11a～11c、11a～11c が設けられている。

具体的には、図 2 に示すようにその紙面を X-Y 平面とした場合、能動機構 5 における最先端の関節軸（回動軸）11a は、紙面に垂直な Z 軸方向となり、次の関節軸 11b は、紙面内の Y 軸方向となり、次の関節軸 11c は紙面に垂直な Z 軸方向となっている。

【0013】

マスタ 2 側の関節軸 11a～11c も、関節軸 11a～11c の場合と同様である。

【0014】

また、能動機構 5（の関節駒 11）内には、それぞれ関節軸 11a～11c の回りで回動する力を伝達するワイヤ 12a、12a；12b、12b；12c、12c が挿通されている。

ワイヤ 12i、12i（i=a～c）の先端は、関節軸 11i の回りの先端カップ片又は関節駒 11 に固着され、その後端はスレーブ駆動部 6 内のプーリ 13i に架け渡し、ないしは巻回固定されている。

また、このプーリ 13i は、駆動部としてのモータ 14i の回転軸に図示しないギアを介して取り付けられ、このモータ 14i の回転軸には、その回転角（回動角）を検出する位置センサとなる例えばロータリエンコーダ（単にエンコーダ略記）15i が取り付けられている。

【0015】

なお、複数の位置センサにより、能動機構 5 の姿勢が検出される。従って、エンコーダ 15a～15c は、位置および／または姿勢を検出する位置および／または姿勢検出部を形成する。駆動部を構成するモータ 14i は、それぞれモータドライバ 16i からのモー

10

20

30

40

50

タドライブ信号が印加されることにより、回転駆動する。

また、ワイヤ12*i*、12*i*の例えば後端側には、各ワイヤ12*i*、12*i*に作用する力を検出する張力センサ17*i*、17*i*が取り付けられている。なお、張力センサ17*i*の場合に限定されるものでなく、モータ14*i*のトルクを検出するトルクセンサ等でも良い。

また、張力センサ17*i*の検出信号、エンコーダ15*i*の検出信号は、制御装置7を構成するCPU26に入力される。このCPU26は、モータドライバ16*i*を介してモータ14*i*の回転を制御する。

【0016】

また、マスタ2の構成は、能動機構5と同様であり、マスタ2における構成要素を表す符号に を付けてマスタ2の構成要素を示している。但し、関節軸11*i* は、8ギア付き)モータ14*i* と連結された状態で、(能動機構5の場合におけるワイヤ12*i*を介することなく)回転駆動される。このため、図2では図1の場合と同様にマスタ2側にマスタ駆動部3の一部を構成するモータ14*i*、エンコーダ15*i* が設けられた状態で示している。

関節軸11*i* の位置においてマスタ2とマスタ駆動部3とを分けるように表した場合(つまり図2の能動機構5とスレーブ駆動部6に対応した分け方で表した場合)には、マスタ駆動部3の構成は、スレーブ駆動部6における張力センサ17*i*が設けてないことを除くと、同様の構成であり、スレーブ駆動部6における構成要素を表す符号に を付けてマスタ駆動部3の構成要素を示している。

【0017】

制御装置7を構成するCPU26には、術者によるマスタ2の指示入力の操作に対応したエンコーダ15*a* ~ 15*c* による検出信号が、位置および/または姿勢情報として入力される。

つまり、術者により操作されるマスタ2を構成する関節軸11*a* ~ 11*c* は、その回転方向及び回転角(以下、回動角と定義)がエンコーダ15*a* ~ 15*c* により検出され、そのエンコーダ出力信号が検出信号としてCPU26に入力される。そして、CPU26は、その際、能動機構5側(つまり能動機構を構成する)関節軸11*a* ~ 11*c* の回動角を検出するエンコーダ15*a* ~ 15*c* からの検出信号と比較する。

そして、CPU26は、エンコーダ15*a* ~ 15*c* からの検出信号からエンコーダ15*a* ~ 15*c* の検出信号を減算した差分値の検出信号を生成し、その差分値を能動機構5を駆動する指令値として、モータドライバ16*a* ~ 16*c* を介して関節軸11*a* ~ 11*c* の回りで先端カップ片、又は関節駒11を回動させる。

【0018】

これにより、能動機構5の位置および/または姿勢は、マスタ2の位置および/または姿勢に追従するように制御される。

本実施例においては、さらにCPU26には、先端カップ片、関節駒11を関節軸11*a* ~ 11*c* の回りの回動に作用する力が張力センサ17*a* ~ 17*c* により検出されて、その検出信号も力覚情報(又は力情報)として入力される。

この場合、CPU26は、張力センサ17*i* (*i* = *a* ~ *c*) からの測定による検出信号から実際に能動機構5の先端カップ片、関節駒11に作用する外力を推定により算出する力算出部26*a*の機能を有する。なお、張力センサ17*i*の代わりにモータ14*i*によるモータトルクを測定するモータトルクセンサでも良い。

CPU26は、力算出部26*a*の機能により張力センサ17*i*等の検出信号から以下のように外力を算出する。

【0019】

この場合、実際に能動機構5を駆動した駆動力を張力センサ17*i*の検出信号から取得し、この駆動力から予め外力が作用していない状態の駆動力(推定駆動力という)を差し引いて外力に相当する力を算出する。また、この場合、推定駆動力を算出する情報を予め情報格納部としての例えばメモリ27に格納する。

10

20

30

40

50

張力センサ 17 i 等は、モータ 14 i が発生する力 F_m を実際に検出（測定）するものであり、モータ 14 i 及びギア自身を動かすための力を F_{pm} 、能動機構 5 の先端カップ片、関節駒 11 を、外力無しで動かすための力を F_s 、能動機構 5 の先端カップ片又は関節駒 11 に作用する外力に相当する力を F_o とした場合、モータ 14 i が発生する力 F_m は、これらの力の和になる。

つまり、

$$F_m = F_{pm} + F_s + F_o \quad \dots (1)$$

そして、上記のようにモータ 14 i が発生する力 F_m を張力センサ 17 i 等により取得する。

【0020】

また、術者等の操作者は、外力に相当する力 F_o を知覚することを望むので、(1) 式を変形して

$$F_o = F_m - (F_{pm} + F_s) \quad \dots (2)$$

とし、力算出部 26 a はこの力 F_o を算出する。

つまり、実際に能動機構 5 側を駆動するに要した駆動力となる力 F_m から、外力無し（外力が作用しない）状態での推定駆動力としての力（ $F_{pm} + F_s$ ）を差し引くことにより、術者が望む外力に相当する力 F_o を算出する。

また、モータ 14 i 及びギア自身を動かすための力 F_{pm} は、モータ 14 i 自身にかかる粘性摩擦力 F_{pmn} と、モータ 14 i の慣性力 F_{pmi} を用いて、

$$F_{pm} = F_{pmn} + F_{pmi} \quad \dots (3)$$

とした関係が成立する。

ここで、(3) 式中の粘性摩擦力 F_{pmn} に関して説明する。無負荷状態のギア付きモータ 14 i に一定電圧を印加すると、そのモータ 14 i は定速運動をする。

その時のモータ 14 i のトルクを測定し、モータ 14 i に印加する電圧を変えていくと、図 3 に示す速度 トルク曲線が得られる。

【0021】

実際の制御の際には、予めこのグラフの近似式の情報を、図 2 の例えば CPU 26 から参照可能なメモリ 27 に保存しておき、CPU 26 は、その状態の速度に対応するトルクを算出することで、ギアを含むモータ 14 i の粘性摩擦力 F_{pmn} の値を獲得できる。なお、このメモリ 27 を、CPU 26 内部に設けるようにしても良い。

次にモータ 14 i の慣性力 F_{pmi} に関して説明する。モータ 14 i のロータ・イナーシャを J_M とし、ギアのロータ・イナーシャ J_G とする。また、モータ 14 i の角加速度をとすると、慣性力 F_{pmi} は、

$$F_{pmi} = J_M \times \quad + J_G \times \quad = (J_M + J_G) \times \quad \dots (4)$$

から求めることができる。

次に(2) 式中の右辺の能動機構 5 の関節駒 11 を動かすための力 F_s を説明する。

【0022】

この力 F_s は、能動機構 5 の機械的構造に依存するもので、個体差が大きい場合が多々ある。

そこで、回動可能な回動角範囲内で取りうる回動角にて、それぞれの回転角の状態にするために必要なトルク（力）を予め計測し、回動角とトルクとを関係付ける情報を取得する。

この計測により取得した情報を、回動角とトルクのテーブルとして予め、例えばメモリ 27 内に格納しておき、実際に回動制御（湾曲制御）する時は、設定する回動角の時のテーブルを参照することで、対応するトルク値を獲得できる。このトルク値が能動機構 5 の先端カップ片、又は関節駒 11 を動かすための力 F_s の値となる。

【0023】

また能動機構 5 の関節軸 11 i がワイヤ 12 i の牽引によって、回動（湾曲）動作する場合、ワイヤ 12 i の屈曲経路の状態によって、先端カップ片、又は各関節駒 11 を関節軸 11 a ~ 11 c の回りで回動するためのトルク値は変化する。

10

20

30

40

50

そのため、例えば3つの関節軸11a~11cを持つ場合には、各関節軸の回りで回動させる場合のトルク値は、互いに（回動が）影響しあうので、各関節軸を全ての取り得る回動角に対して、3つのトルク値を計測して、例えばテーブルを作成する。即ち、この計測により、各関節軸の回りの回動角（湾曲角） θ_1 , θ_2 , θ_3 及び各関節軸の回りで回動させるためのトルク値 Tu_1 , Tu_2 , Tu_3 のテーブルが完成する。

そして、このテーブルを、例えばメモリ27に格納しておくことにより、より精度の良い力 F_s を算出或いは推定でき、この力 F_s を用いることにより、（2）式からより精度の良い力 F_o を算出或いは推定することができる。なお、図2ではこのテーブルをルックアップテーブル（LUTと略記）27aとしてメモリ27内に格納していることを示している。

【0024】

なお、この処置具本体4が、内視鏡9の処置具チャンネル内に挿通されて使用される場合には、内視鏡9の処置具チャンネルの屈曲状態、つまり挿入部10の屈曲状態にも能動機構5の関節駒11を関節軸の回りで動かすための力 F_s の値が変化する。

このため、後述するように内視鏡9の挿入部10の屈曲等の姿勢情報を利用して、この値 F_s を算出するようにしても良い（実施例3で後述）。

このようにしてCPU26（の力算出部26a）は力 F_o を算出すると、この力 F_o の情報を図2の制御装置7のフロントパネル等に設けられた（力の情報の提示部としての）表示部28に送り、この表示部28で力 F_o の値を表示し、術者等に外力の情報を提示或いは知らせる。

【0025】

また、CPU26は、この力 F_o に対応するマスタ2の関節軸11jの回りで回動させるべく、モータドライバ16jに、力 F_o に対応した例えば電流指令値を与え、モータ14jを回動させる。このモータ14jの回動により、能動機構5の関節駒11に対応したマスタ2の関節駒11には、力 F_o に対応した力が出力される。

そして、術者は、能動機構5の先端カップ片、又は関節駒11に対応した先端カップ片、関節駒11にフィードバックして作用（駆動）する力により、外力の大きさ及びその方向を、操作している手（指）により知覚することができる。

この場合の制御装置7による制御系の構成例は、図4に示すブロック線図のようになる。

図4に示す制御系では、指示入力部となるマスタ2への入力指示により発生する位置情報 X_m を、処置部としての能動機構5の位置情報 X_s から減算してスレーブ制御部6に送り、このスレーブ制御部6は、減算した位置情報 $X_m - X_s$ により能動機構5の位置制御を行う。また、この位置情報 X_s は、力算出部26aに送られる。

【0026】

能動機構5に作用する力情報 F_m は、力算出部26aによる力情報が減算されて外力に相当する力 F_o の力情報がマスタ制御部3に送られ、このマスタ制御部3はこの力情報により、マスタ2を力制御する。

なお、図4において、マスタ制御部3は、マスタ駆動部3の機能に制御装置7によるその制御部を含む構成に相当し、またスレーブ制御部6は、スレーブ駆動部6の機能に制御装置7によるその制御部を含む構成に相当する。また、力算出部26aは、上記力算出部26aによる減算による力 F_o の算出前の力情報（（2）式の推定駆動力（ $F_{pm} + F_s$ ））の算出部に対応する。

本実施例によれば、実際に能動機構5が体壁等に当たった際に、その能動機構5に働く力の大きさをその方向を含めて算出し、術者に提示すると共に、術者が操作するマスタ2にその力覚情報としてフィードバックして術者が知覚できるようにしているので、能動機構5を体腔内で操作する場合の操作性を向上できる。

【0027】

図5は変形例の処置具システム1Bの構成を示す。この処置具システム1Bは、図1の処置具システム1において、マスタ2及びマスタ駆動部3の代わりにジョイスティック装置31が採用されている。

10

20

30

40

50

このジョイスティック装置 31 は、マスタ 2 に対応するジョイスティック 32 と、その基端側に設けられ、このジョイスティック 32 を傾動させるように駆動する図示しない駆動部とを備える。

また、この処置具システム 1B は、図 1 の開閉する先端カップ片を備えた処置具本体 4 の代わりに、例えば L 字形状の先端処置部を有する能動機構 35 を備えた処置具本体 34 が採用されている。

この能動機構 35 は、複数の関節駒 11、11、11 を回動自在に連結する 2 つの関節軸 11a、11b を有する。なお、最も後端側の関節駒 11 の後端は、処置具本体 4 の先端に連結されている。

【0028】

図 6 は能動機構 35 のより詳細な構成を示す。

関節駒 11, 11, 11 はそれぞれリベット等の関節軸 11a、11b により互いに直交する方向で回動自在に連結されている。関節駒 11 内に挿通され、関節軸 11a を一方の方向（図 6 では紙面の略下側）に回動するためのワイヤ 12a は、関節軸 11a の前の関節駒 11 における切り欠き部において固着されている。

この関節軸 11a を逆の方向（図 6 では紙面の略上側）に回動するための図示していないワイヤ 12a も同様に固着されている。

また、同様に関節軸 11b を一方の方向（図 6 では紙面に略垂直上側）に回動するためのワイヤ 12b は、関節軸 11b の前の関節駒 11 における切り欠き部において固着されている。関節軸 11b を逆の方向に回動するための図示していないワイヤ 12b も同様に固着されている。

【0029】

この変形例においては、例えばスレーブ駆動部としてのモータボックス 36 は、図 2 に示したスレーブ駆動部 6 における 3 個のモータ、エンコーダの数が 2 個になっている。また、6 個の張力センサが 4 個になっている。

ジョイスティック装置 31 側の図示しないモータ及びエンコーダの数も、モータボックス 36 の場合と同様の数である。

また、本変形例においては、ジョイスティック 32 の例えば上下方向の傾動（回動）が関節軸 11a の回動に、ジョイスティック 32 の左右方向の傾動（回動）が関節軸 11b の回動に対応付けられている。

そして、術者がジョイスティック 32 を、例えば上下方向に傾動すると、その傾動角の位置センサとしてのエンコーダの検出信号により制御装置 7 内の CPU はモータドライバを介して能動機構 35 の対応する関節駒 11 を関節軸 11a の回りで回動させるように制御する。

【0030】

その他は、実施例 1 と同様の構成である。本変形例は、ジョイスティック 32 の傾動操作により能動機構 35 を傾動操作に対応した姿勢状態に制御することができる。

また、実施例 1 の場合と同様に、能動機構 35 が体壁等に当たった場合には、その際、能動機構 35 に作用する外力が制御装置 7 内の力算出部により算出され、制御装置 7 の表示部で表示すると共に、その力情報がジョイスティック 32 にフィードバック、つまり力覚フィードバックされる。

従って、ジョイスティック 32 を操作する術者は、体壁等に当たって能動機構 35 に作用する外力の大きさ及びその方向を知覚することができる。また、術者は、表示部での表示によりその大きさ、方向を知ることにもできる。このため、術者による処置を行う場合の操作性を向上することができる。

【0031】

（実施例 2）

次に図 7 及び図 8 を参照して本発明の実施例 2 を説明する。図 7 は、本発明の実施例 2 の内視鏡システム 40 を示す。実施例 1 においては、術者が湾曲ノブ 24 を手動で回動する操作を行うことにより湾曲部 22 を手動で湾曲させる内視鏡 9 が採用されていた。

10

20

30

40

50

これに対して、本実施例は、術者は、ジョイスティック装置 4 1 のジョイスティック 4 2 を傾動する操作（指示入力）を行うことにより、駆動部を用いて能動機構を構成する湾曲部 2 2 を電氣的（能動的）に駆動する。

この内視鏡システム 4 0 は、電動湾曲内視鏡（以下、単に内視鏡）9 C と、この内視鏡 9 C に照明光を供給する光源装置 4 8 と、この内視鏡 9 C の撮像素子に対する信号処理を行う信号処理装置としてのビデオプロセッサ 4 9 と、このビデオプロセッサ 4 9 から出力される映像信号を表示するモニタ 5 0 とを有する。

【0032】

また、この内視鏡 9 C は、図 1 の内視鏡 9 と同様に挿入部 1 0，操作部 1 9，ユニバーサルケーブル 2 0 を有し、挿入部 1 0 は、先端部 2 1，湾曲部 2 2，可撓部 2 3 からなる。

また、操作部 1 9 の前端付近には処置具挿入口 2 5 が設けられており、この処置具挿入口 2 5 は挿入部 1 0 の長手方向に設けられたチャンネル 3 0 に連通している。そして、この挿入口 2 5 から、例えば図 5 の処置具システム 1 B を形成する能動機構 3 5 を備えた処置具本体 3 4 を挿入することができる。

この処置具システム 1 B の動作は、ここでは省略する。なお、図 1 で説明した処置具システム 1 を挿通して、処置を行うこともできる。また、駆動部を有しない図示しない処置具を挿通して処置を行うこともできる。

【0033】

さらにこの内視鏡システム 4 0 は、湾曲の指示入力の操作を行うジョイスティック 4 2 を備えたジョイスティック装置 4 1 と、本実施例における湾曲部 2 2 を湾曲駆動する駆動部として、例えば操作部 1 9 内に設けられたモータボックス（又はモータユニット）4 6 A と、このモータボックス 4 6 A 内の動力手段（駆動手段）としてのモータを駆動するモータドライブボックス 4 6 B と、湾曲部 2 2 の湾曲制御を行う制御装置 4 7 とを有する。

ユニバーサルケーブル 2 0 の端部の図示しないコネクタが着脱自在に接続される光源装置 4 8 は照明光を発生し、この照明光は、内視鏡 9 C のライトガイド 5 1 に供給され、このライトガイド 5 1 の先端面から照明光を出射する。

この照明光で照明された患部等の被写体は、観察窓に取り付けられた対物レンズ 5 2 により、その結像位置に結像される。その結像位置には電荷結合素子（CCD と略記）5 3 が配置されている。この CCD 5 3 は、信号線を介してビデオプロセッサ 4 9 内の CCD ドライブ回路 5 4 と映像処理回路 5 5 とに接続されている。

【0034】

CCD ドライブ回路 5 4 は、CCD ドライブ信号を CCD 5 3 に印加し、光電変換された撮像信号を CCD 5 3 から出力させる。CCD 5 3 から出力された撮像信号は、映像処理回路 5 5 による信号処理により、映像信号に変換される。そして、この映像信号が入力されるモニタ 5 0 の表示面における内視鏡画像表示エリア 5 0 a には、CCD 5 3 に結像された光学像が内視鏡画像として表示される。

また、湾曲部 2 2 は、複数の関節駒或いは湾曲駒 5 6 が関節軸（回動軸）としてのリベット 5 7 により回動（或いは湾曲）自在に連結されている。なお、図 7 においては、簡略化して紙面に垂直な方向のみに回動自在なリベット 5 7 を示しているが、実際には長手方向に隣接する湾曲駒 5 6 は上下方向と左右方向とに交互に回動自在となるようにリベット 5 7 により連結されている。

【0035】

また、挿入部 1 0 内における上下方向と左右方向に沿って挿通された対の湾曲ワイヤ 5 8 u，5 8 d；5 8 l，5 8 r の先端は、最先端の湾曲駒 5 6 又は先端部 2 1 に固着され、その後端は、操作部 1 9 内の上下湾曲用プーリ 5 9 a と左右湾曲用プーリ 5 9 b にそれぞれ掛けわたす等して固着されている。

各プーリ 5 9 a，5 9 b は、それぞれ動力手段としてのモータ 6 1 a，6 1 b の回転軸に、図示しないギアを介して回動自在に連結されている。各モータ 6 1 a，6 1 b の回転

10

20

30

40

50

軸には、エンコーダ 6 2 a、6 2 b がそれぞれ連結され、エンコーダ 6 2 a、6 2 b はモータ 6 1 a、6 1 b の回転角をそれぞれ検出することにより、湾曲部 2 2 を構成する湾曲駒 5 6 の湾曲角の位置および / または姿勢を検出する。

【0036】

また、プーリ 5 9 a、5 9 b の近傍の各湾曲ワイヤ 5 8 u、5 8 d；5 8 l、5 8 r には、各湾曲ワイヤに働く張力を検出する張力センサ 6 3 a、6 3 a；6 3 b、6 3 b が取り付けられている。湾曲部 2 2 を湾曲駆動するモータ 6 1 a、6 1 b は、それぞれモータドライバ 6 4 a、6 4 b と接続され、モータドライバ 6 4 a、6 4 b からのモータドライブ信号の印加により回転駆動する。

また、モータドライバ 6 4 a、6 4 b は、制御装置 4 7 を構成する CPU 6 5 と接続されている。この CPU 6 5 は、モータドライバ 6 4 a、6 4 b の動作等、湾曲動作を制御する。

また、エンコーダ 6 2 a、6 2 b の検出信号と、張力センサ 6 3 a、6 3 b の検出信号も CPU 6 5 に入力される。

【0037】

なお、本実施例においては、湾曲部 2 2 側の位置および / または姿勢情報を検出する位置および / または姿勢センサとしてのエンコーダ 6 2 a、6 2 b と力情報を検出する力センサとしての張力センサ 6 3 a、6 3 b とを設けているが、位置および / または姿勢センサにより力情報を算出することができる場合には、位置および / または姿勢センサのみを設ける構成としても良い。

また、ジョイスティック装置 4 1 内には、ジョイスティック 4 2 の基端部の上下方向に回転自在に支持するローラ 6 6 a には、動力手段としてのモータ 6 1 a の回転軸が連結され、さらにこのモータ 6 1 a の回転軸には位置および / または姿勢センサとしてのエンコーダ 6 2 a が連結され、エンコーダ 6 2 a は、ジョイスティック 4 2 の上下方向の傾動角（換言するとモータ 6 1 a の回転角）を検出する。

【0038】

同様にジョイスティック 4 2 の基端部の左右方向に回転自在に支持するローラ 6 6 b には、動力手段としてのモータ 6 1 b の回転軸が連結され、さらにこのモータ 6 1 b の回転軸にはエンコーダ 6 2 b が連結され、エンコーダ 6 2 b は、ジョイスティック 4 2 の左右方向の傾動角（換言するとモータ 6 1 b の回転角）を検出する。

さらにモータ 6 1 a、6 1 b は、モータドライバ 6 4 a、6 4 b とそれぞれ接続され、これらモータドライバ 6 4 a、6 4 b の動作は CPU 6 5 により制御される。この CPU 6 5 には、エンコーダ 6 2 a、6 2 b の検出信号が入力される。そして、CPU 6 5 は、例えばメモリ 6 7 内のプログラムに従って、湾曲の制御動作を行う。

【0039】

また CPU 6 5 は、湾曲部 2 2 及びその先端側の先端部 2 1 が体壁等に当たった場合に作用する外力を算出する力算出部 6 5 a の機能を有する。この力算出部 6 5 a は、実施例 1 の場合とほぼ同様に湾曲部 2 2 の湾曲駒 5 6 を湾曲軸となるリベット 5 7 の周りで回転（湾曲）させる場合、外力に相当する力 F_o を算出する。

そして、CPU 6 5 は、外力に相当する力 F_o を算出すると、この力 F_o により、マスタとしてのジョイスティック 4 2 を（モータドライバ 6 4 a、6 4 b を介して）力制御する。

これにより、ジョイスティック 4 2 を操作する術者は、外力の大きさ及びその方向を知覚することができる。なお、メモリ 6 7 には、実施例 1 の場合と同様に外力が作用していない状態で、推定駆動力を算出するための情報がテーブル化等されて格納されている。つまり、このメモリ 6 7 は、推定駆動力を算出するための情報格納部を形成している。

【0040】

また、CPU 6 5 は、算出した力 F_o の大きさ及びその方向の情報を制御装置 4 7 のフロントパネル等に設けた（提示部としての）表示部 6 8 で表示により術者に提示すると共

10

20

30

40

50

に、その情報を映像処理回路 55 に出力する。そして、表示モニタ 50 の力情報表示エリア 50b には、力 F_o の大きさ及び方向が表示される。

制御装置 47 の CPU 65 による湾曲の制御動作は、例えば図 8 に示すように制御系を採用したものであり、この制御系は基本的に、図 4 の制御系と同様である。

つまり、図 4 のマスタ 2 をジョイスティック 42 と読み替え、同様にマスタ制御部 3 を、ジョイスティック 42 の駆動部を含む制御部としてのジョイスティック制御部 43 と、能動機構 5 を湾曲部 22 と、スレーブ制御部 6 を湾曲部 22 の駆動部を含む制御部としての湾曲部制御部 46 と、力算出部 26a を力算出部 65a とそれぞれ読み替えると、図 4 と同様の制御内容となる。

【0041】

そして、力算出部 65a (或いは 65a) により算出された外力に相当する力 F_o が力情報としてジョイスティック制御部 43 に与えられ、このジョイスティック制御部 43 は、この力情報に対応した力でジョイスティック 42 を駆動する。

本実施例による動作は、実施例 1 における能動機構 5 を湾曲部 22 または湾曲部 22 及び先端部 21 に読み替えた動作となる。

そして、本実施例も体腔内に挿入される挿入部 10 の先端側が体壁等に当たった場合に、湾曲部 22 に作用する外力を算出して、表示すると共に、術者等が実際に知覚できるように術者が操作するジョイスティック 42 に力フィードバックしている。

従って、本実施例も、術者が内視鏡 9c を用いて内視鏡検査や処置具を用いて処置する際の、操作性を向上することができる。

【0042】

(実施例 3)

次に図 9 から図 11 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 9 は本発明の実施例 3 の処置具システム 1D の概略の構成を示す。本実施例 3 は、実施例 1 の処置具システム 1 において、さらに内視鏡 9D の挿入部 10 の (複数の位置による) 姿勢情報を利用して処置等を行うものである。

この処置具システム 1D は、図 1 及び図 2 等で示した構成の他に、内視鏡 9D の姿勢情報を算出する構成を備えている。

この内視鏡 9D は、図 1 の内視鏡 9 において、挿入部 10 内にはその長手方向に所定の間隔で磁界を発生する複数のコイル (以下、ソースコイル) 71、71、...、71 が配置されたものであり、これらのソースコイル 71、71、...、71 は、ユニバーサルケーブル 20 を介して挿入形状検出装置 72 内のソースコイル駆動回路 73 に接続される。

【0043】

ソースコイル駆動回路 73 は、複数のソースコイル 71、71、...、71 に交流の駆動信号を印加し、各ソースコイル 71 の周囲に磁界を発生させる。

また、この内視鏡 9D の挿入部 10 が挿入される図示しない患者の周囲には、センスコイルユニット (或いはアンテナユニット) 74 が配置され、このセンスコイルユニット 74 内には、各ソースコイル 71 により発生する磁界を検出するための複数のコイル (以下、センスコイル) 75、75、...、75 が配置されている。

複数のセンスコイル 75、75、...、75 により検出された検出信号は、挿入形状検出装置 72 内のソースコイル位置算出回路 76 に入力され、このソースコイル位置算出回路 76 は、検出信号の振幅及び位相の情報から、各センスコイル 75 からソースコイル 71 までの距離を算出し、複数の基準位置 (センスコイル 75 の位置) からの (複数の) 距離の情報をを用いて各ソースコイル 71 の位置を算出する。

【0044】

このソースコイル位置算出回路 76 により算出された各ソースコイル 71 の位置の情報は挿入形状算出回路 77 に入力され、各ソースコイル 71 の位置を連結して挿入部 10 の挿入形状の映像信号を生成し、挿入形状表示モニタ 78 に出力する。

そして、挿入形状表示モニタ 78 の表示画面に算出された挿入部 10 の挿入形状が表示される。

10

20

30

40

50

また、挿入形状算出回路 77 により算出された挿入部 10 の挿入形状の情報（換言すると挿入部 10 の姿勢情報）は、所定の周期で、制御装置 7D を構成する CPU 26 に送信される。この制御装置 7D は、図 1 の制御装置 7 において、さらに内視鏡 9D の挿入部 10 の姿勢情報を利用する機能を備えたものである。

【0045】

この制御装置 7D におけるメモリ 27 には、実施例 1 で説明した能動機構 5 の先端カップ片及び関節駒 11 を関節軸の回りで回動させる回動角とトルクの関係の情報が LUT 27a に格納されている。

そして、本実施例においては、CPU 26 は、LUT 27a から読み出したトルクの情報
10 挿入部 10 の姿勢情報により補正する。この補正情報は、例えばメモリ 27 の LUT 27b に挿入部 10 の姿勢情報と関連付けて格納されている。

姿勢情報で補正する代わりに、LUT 27a の回動角とトルクの関係の情報を、挿入部 10 の姿勢情報とも関連付けたものにテーブル化し、回転角及び挿入部 10 の姿勢情報とから対応するトルクを算出するようにしても良い。

【0046】

挿入形状算出回路 77 から CPU 26 には、図 10 に示すような挿入部 10 の挿入形状が姿勢情報として入力される。

図 10 における最も左側の挿入部 10 は、湾曲部 22 をその後端を含めて大きく湾曲させた状態を示し、中央の図は湾曲部 22 をその長手方向の中央付近から湾曲させた状態を示し、最も右側の図は挿入部 10 を真っ直ぐにした状態を示す。
20

図 10 に示すように挿入部 10 の姿勢に応じて、その処置具チャンネル内に挿通された処置具本体の先端の能動機構 5 にかかる力 F_s は変化する。なお、図 10 では、簡単化のため最も左側の図のみに処置具チャンネル内に挿通された状態の能動機構 5 を 2 点鎖線で示している。

【0047】

本実施例では、この力 F_s を挿入部 10 の姿勢情報を考慮して算出する。つまり、CPU 26 は、この姿勢情報により、現在の回転角に対応するトルクを補正或いは、姿勢情報も考慮したトルクを算出する。

図 11 は、本実施例の制御系のブロック線図を示す。この制御系は、図 4 に示した制御系において、力算出部 26a には、さらに内視鏡 9D の挿入部 10 の姿勢情報 X_n が入
30 力され、この姿勢情報 X_n を考慮して力情報 F が算出される。

その他の構成は、実施例 1 と同様である。本実施例は、実施例 1 と同様の作用効果を有すると共に、さらに内視鏡 9D の挿入部 10 の姿勢も考慮して外力を算出するようにしているので、より精度の高い外力を算出することができる。

その他、実施例 1 と同様の効果を有する。

【0048】

なお、本実施例においては、能動機構 5 側の位置および / または姿勢情報を検出する位置および / または姿勢センサと力情報を検出する力センサとを設けているが、位置および / または姿勢センサにより力情報を算出することができる場合には、位置および / または姿勢センサのみを設ける構成としても良い。
40

また、上述した処置具チャンネルを有する挿入部 10 を備えた内視鏡の代わりに、処置具を挿通可能とする中空のチャンネルを備えた湾曲部を備えたオーバーチューブ（ガイドチューブ）、或いは内視鏡の挿入部を挿通可能とするオーバーチューブ（ガイドチューブ）を用いた場合にも同様に適用することができる。

なお、上述した実施例等を部分的に組み合わせる等して構成される実施例も本発明に属する。

【産業上の利用可能性】

【0049】

先端側に回動する関節を備えた能動機構を、手元側での指示入力部からの指示入力の操作により能動機構を駆動する。

10

20

30

40

50

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 0 】

【図 1】本発明の実施例 1 の処置具システムの外観を示す斜視図。

【図 2】実施例 1 の処置具システムの構成を示す構成図。

【図 3】トルクと速度の関係を示す特性図。

【図 4】実施例 1 の制御系の構成を示すブロック線図。

【図 5】実施例 1 の変形例の処置具システムの外観を示す斜視図。

【図 6】変形例における能動機構の構成を示す斜視図。

【図 7】本発明の実施例 2 の内視鏡システムの構成を示す構成図。

【図 8】実施例 2 の制御系の構成を示すブロック線図。

【図 9】本発明の実施例 3 の処置具システムの構成を示す図。

【図 10】内視鏡の挿入部の姿勢状態を示す図。

【図 11】実施例 3 の制御系の構成を示すブロック線図。

【符号の説明】

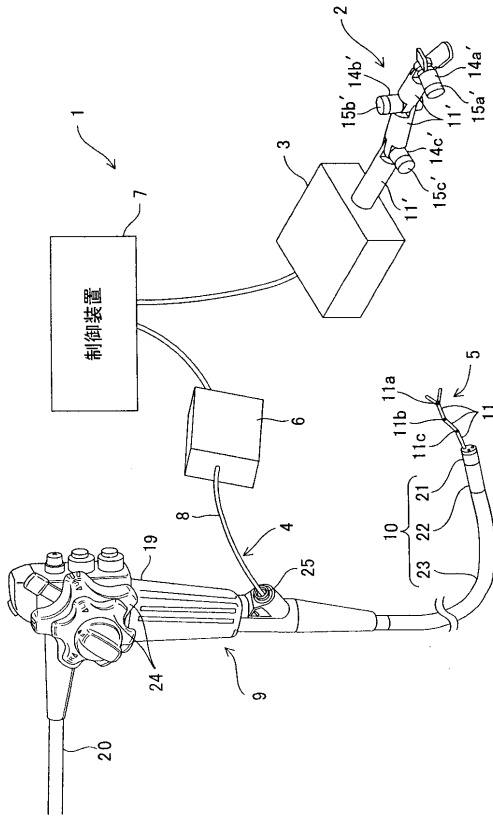
【 0 0 5 1 】

1, 1 B, 1 C, 1 D ... 処置具システム、2 ... マスタ、3 ... マスタ駆動部、4 ... 処置具本体、5 ... 能動機構、6 ... スレーブ駆動部、7 ... 制御装置、8 ... 長尺部材、9 ... 内視鏡、10 ... 挿入部、11, 11 ... 関節駒、11 a ~ 11 c, 11 a ~ 11 c ... 関節軸、12 a ~ 12 c ... ワイヤ、14 a ~ 14 c, 14 a ~ 14 c ... モータ、15 a ~ 15 c, 15 a ~ 15 c ... エンコーダ、16 a ~ 16 c, 16 a ~ 16 c ... モータドライバ、17 a ~ 17 c ... 張力センサ、21 ... 先端部、22 ... 湾曲部、26 ... CPU、26 a ... 力算出部、27 ... メモリ、27 a, 27 b ... LUT、28 ... 表示部、30 ... 処置具チャンネル、40 ... 内視鏡システム、41 ... ジョイスティック装置、42 ... ジョイスティック、46 A ... モータユニット、46 B ... モータドライバユニット、47 ... 制御装置、56 ... 湾曲駒、57 ... リベット、61 a ~ 61 b, 61 a ~ 61 b ... モータ、62 a ~ 62 b, 62 a ~ 62 b ... エンコーダ、63 a ~ 63 b ... 張力センサ、64 a ~ 64 b, 64 a ~ 64 b ... モータドライバ、65 ... CPU、65 a ... 力算出部、67 ... メモリ、68 ... 表示部

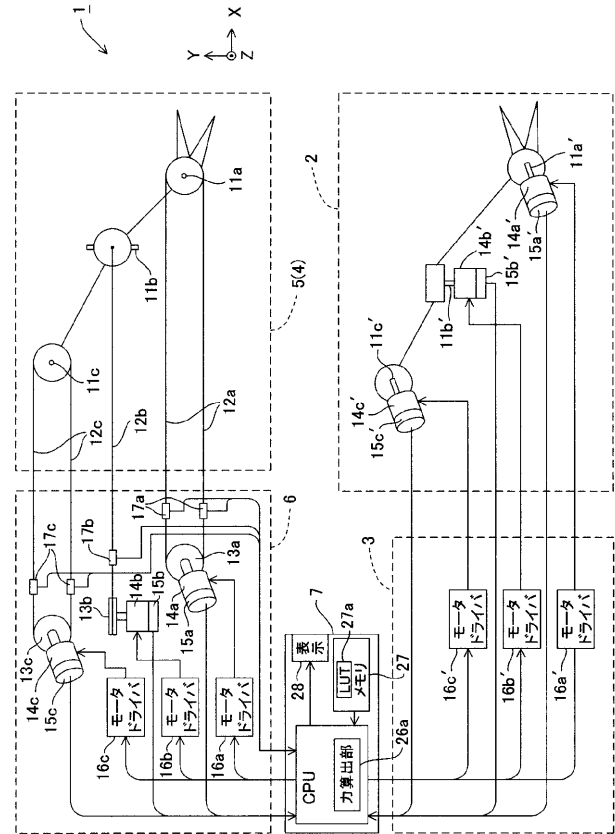
10

20

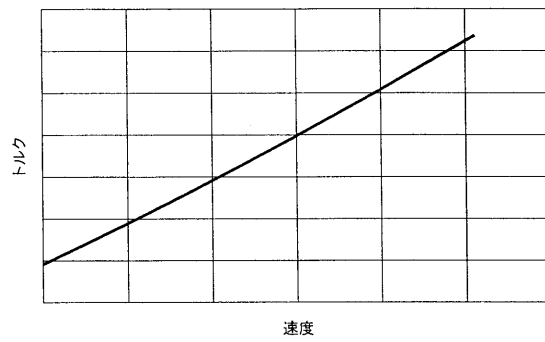
【図 1】



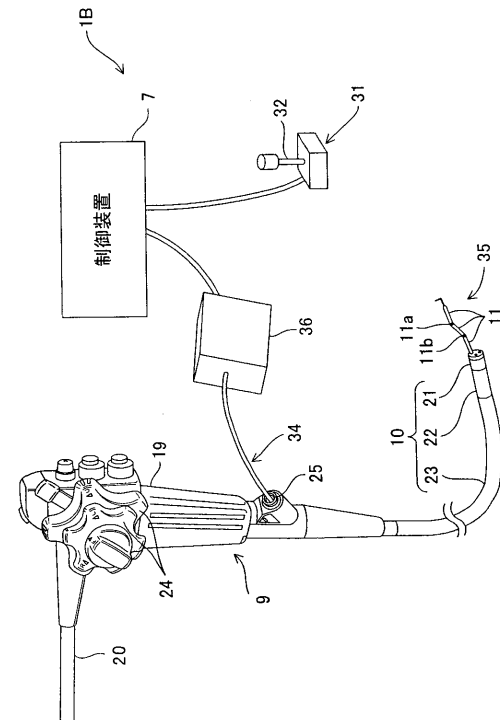
【図 2】



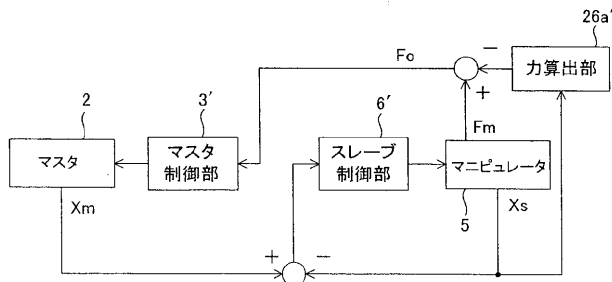
【図 3】



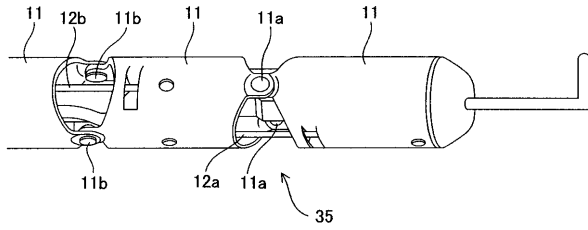
【図 5】



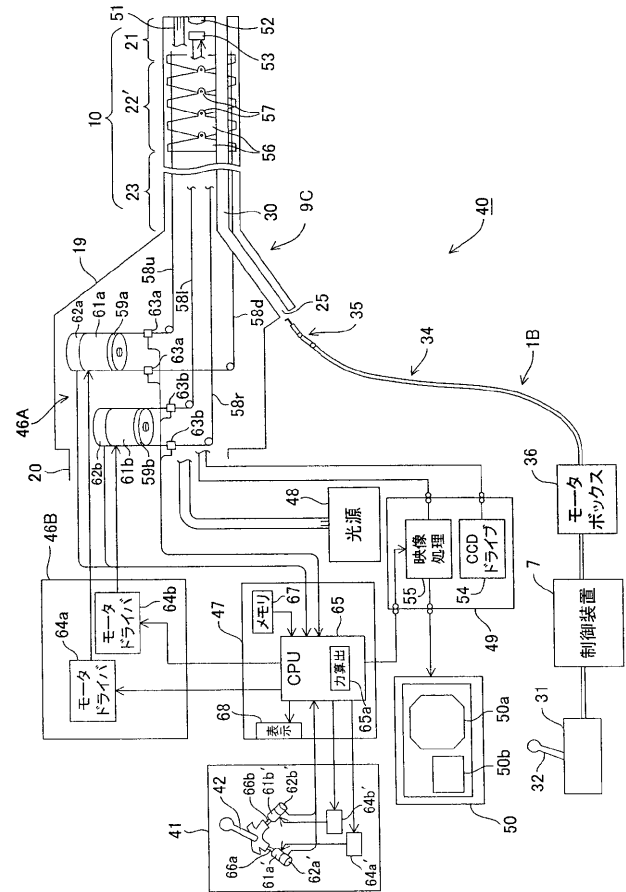
【図 4】



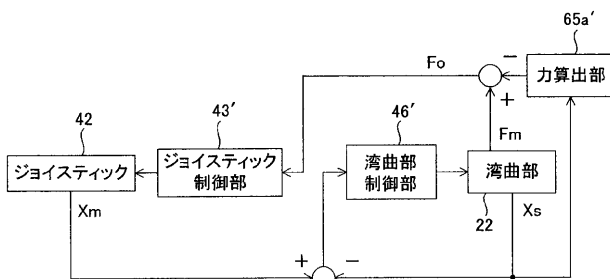
【図 6】



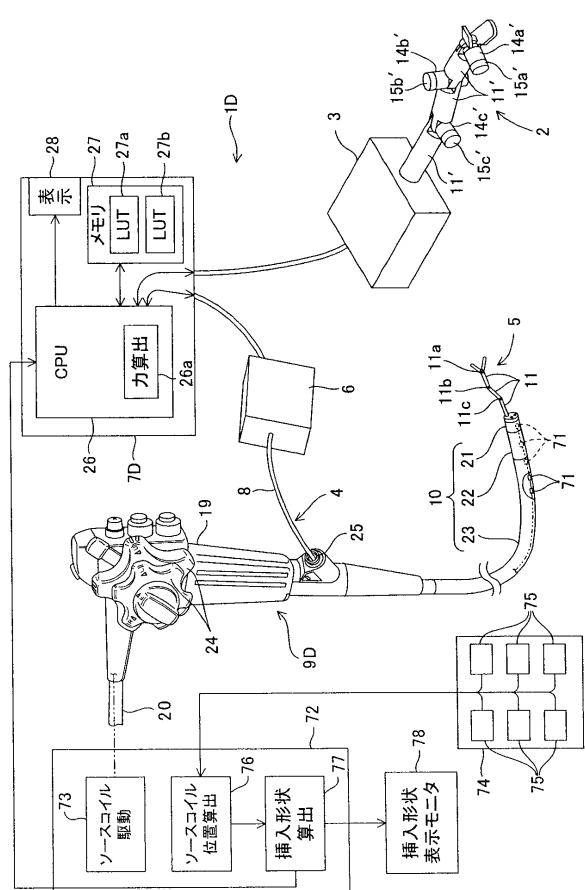
【図 7】



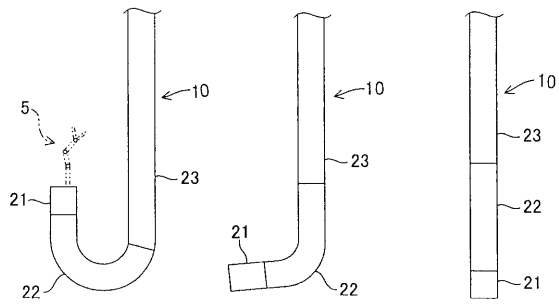
【図 8】



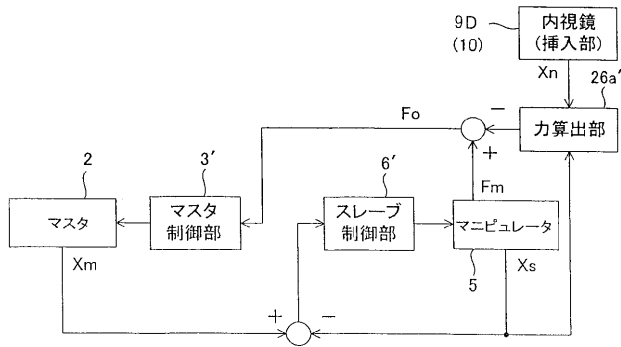
【図 9】



【図 10】



【図 11】



专利名称(译)	主动驱动医疗设备		
公开(公告)号	JP2010035768A	公开(公告)日	2010-02-18
申请号	JP2008201219	申请日	2008-08-04
[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	吉江方史		
发明人	吉江 方史		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24 A61B19/00		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B1/00147 A61B1/0016 A61B1/0051 A61B34/35 A61B34/37 A61B34/70 A61B34/71 A61B34/74 A61B34/76 A61B90/361 A61B2017/003 A61B2017/0034 A61B2017/00398 A61B2017/2905 A61B2017/2927 A61B2034/301 A61B2034/742 A61B2090/064 A61B2090/306		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/00.334.D A61B1/00.320.A G02B23/24.A A61B19/00.502 A61B1/00.552 A61B1/005.523 A61B1/01 A61B1/01.511 A61B1/018.515 A61B34/30		
F-TERM分类号	2H040/BA21 2H040/BA23 2H040/DA03 2H040/DA15 2H040/DA17 2H040/DA21 2H040/DA43 4C061/DD03 4C061/FF32 4C061/GG15 4C061/GG24 4C061/HH32 4C061/HH47 4C061/HH51 4C061/JJ06 4C061/JJ17 4C161/DD03 4C161/FF32 4C161/GG15 4C161/GG24 4C161/HH32 4C161/HH47 4C161/HH51 4C161/HH55 4C161/JJ06 4C161/JJ17		
代理人(译)	伊藤 进		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种主动驱动型医疗设备，即使在长构件的远端侧没有安装力传感器，也计算作用在其远端侧的主动机构上的外力。

ŽSOLUTION：操作者握住模仿主动机构5的主人2并执行指令输入以改变其相对于治疗仪器主体4的姿态，该治疗仪器主体4插入内窥镜9的治疗仪器通道中并设置有主动机构5在它的远端。控制装置基于其指令输入的位置和/或姿态的检测来致动从驱动部分6，以使驱动机构5跟随位置和/或姿态。控制装置7计算作用在主动机构5上的外力

