

(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2010-35874

(P2010-35874A)

(43) 公開日 平成22年2月18日(2010.2.18)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード(参考)
<b>A 6 1 B 19/00</b> (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	4 C 0 6 1
<b>A 6 1 B 1/00</b> (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 H	

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-203373 (P2008-203373)  
 (22) 出願日 平成20年8月6日(2008.8.6)

(71) 出願人 304050923  
 オリンパスメディカルシステムズ株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 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4番2号 オ  
 リンパスメディカルシステムズ株式会社内  
 Fターム(参考) 4C061 GG14 GG15 HH56

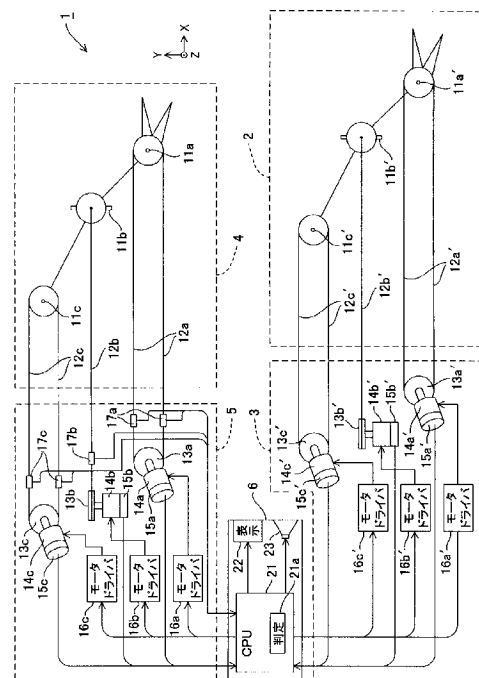
(54) 【発明の名称】 能動医療機器システム

(57) 【要約】

【課題】力情報のフィードバックにより操作者が意図しない方向に、閾値以上の動きが発生した場合、その動きを抑制できる能動医療機器システムを提供する。

【解決手段】制御部6内のCPU21は、能動医療機器としての処置部4に力が作用しているか否かを張力センサ17a~17cの検出信号によりモニタし、作用している場合には、その力を指示入力部駆動部3を介して指示入力部2にフィードバックし、さらにCPU21は、力の方向と動きが一致し、かつその動き量が閾値を超えているか否かを判定し、閾値を超えている場合には指示入力部駆動部3や処置部駆動部5の動作を停止させる。

【選択図】図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

少なくとも 1 つの回動する関節を備えた能動医療機器と、  
 前記能動医療機器を電氣的に駆動する能動医療機器駆動部と、  
 操作者が前記能動医療機器を駆動するための指示入力する指示入力部と、  
 前記能動医療機器に作用する力情報がフィードバックして入力され、前記力情報に応じて前記指示入力部を電氣的に駆動する指示入力部駆動部と、  
 前記指示入力部を駆動する駆動力の作用方向に所定の閾値以上の動作量の発生の有無を判定する判定部と、  
 前記閾値以上の動作量の発生が有る場合に、前記判定部による判定により前記指示入力部駆動部及び前記能動医療機器駆動部における少なくとも一方の駆動を抑制する制御部と、  
 を具備することを特徴とする能動医療機器システム。

10

## 【請求項 2】

前記能動医療機器システムは、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 に記載の能動医療機器システム。

## 【請求項 3】

前記指示入力部は、傾動可能なスティック、又は前記能動医療機器と略相似形であることを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の能動医療機器システム。

20

## 【請求項 4】

前記判定部の判定結果により、前記制御部は前記指示入力部駆動部及び前記能動医療機器駆動部の駆動を制御する制御モードを変更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医療機器システム。

## 【請求項 5】

前記制御部は、前記判定部による判定結果前の前記制御モードを、前記判定結果後に前記力情報をフィードバックしない制御モードに変更することを特徴とする請求項 4 に記載の能動医療機器システム。

## 【請求項 6】

前記判定部の判定結果により、前記制御部は前記指示入力部駆動部及び前記能動医療機器駆動部を駆動するのに用いられる制御パラメータを変更することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか 1 つの請求項に記載の能動医療機器システム。

30

## 【請求項 7】

さらに、前記制御部は、前記判定後から所定時間の経過後に前記抑制を解消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医療機器システム。

## 【請求項 8】

さらに、前記判定部による判定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 から 7 のいずれか 1 つの請求項に記載の能動医療機器システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

40

## 【0001】

本発明は、指示入力部の指示信号により、能動医療機器を駆動する能動医療機器システムに関する。さらに詳しくは、指示入力部の指示信号により電動で駆動される、湾曲可能な湾曲部を有する電動湾曲内視鏡、屈曲または湾曲可能な関節を有する能動処置具、又は湾曲可能な湾曲部を有する能動オーバーチューブに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

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、手動操作により湾曲部を湾曲さ

50

せるものから、モータの駆動力により湾曲部を湾曲駆動する所謂電動湾曲内視鏡が実用化されている。

また、処置具においても、処置具の先端側に設けた屈曲又は湾曲可能な関節をモータの駆動力により駆動する所謂能動処置具が知られている。例えば、特開2007-185355号公報(特許文献1)には、電動湾曲内視鏡が開示されている。

【0003】

特許文献1の電動湾曲内視鏡においては、操作者によるジョイスティック(示入力部)の指示入力により、制御部は、モータドライバを介して駆動部としてのモータを回転駆動し、この回転駆動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。そして、湾曲部の湾曲状態を湾曲状態検出部で検出し、湾曲状態に応じてサーボモータによりジョイスティックを倒した方向に反力を発生させる、所謂力覚フィードバック機能を備えている。

10

【特許文献1】特開2007-185355号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、特許文献1のように、力覚フィードバックが機能している状態において、操作者がジョイスティックから手を離す等した場合、力覚フィードバックが作用している方向(即ちサーボモータがジョイスティックを動かしている方向)にジョイスティックが急に動いてしまう。ジョイスティックの急激な動作に伴い湾曲部も急に動いてしまい、結果として操作者の意図しない動作が行われてしまう。

20

このため、このような動作を有効に制御できると、操作者にとって使い勝手或いは操作性の良いシステムを提供でき、望ましいシステムとなる。

【0005】

換言すると、力覚フィードバックを有するシステムにおいて、操作者が指示入力部から手を離す等した場合、フィードバックにより操作者が意図しない方向に電動湾曲内視鏡、能動処置具、能動オーバーチューブ能動医療機器等が動いてしまう動作を抑制できるシステムが望まれる。

本発明は上述した点に鑑みてなされたもので、力情報をフィードバックしたシステムにおいて、操作者が意図しない方向に、所定の閾値以上の動きが発生した場合には、その動きを抑制できる能動医療機器システムを提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の能動医療機器システムは、少なくとも1つの回動する関節を備えた能動医療機器と、

前記能動医療機器を電氣的に駆動する能動医療機器駆動部と、

操作者が前記能動医療機器を駆動するための指示入力する指示入力部と、

前記能動医療機器に作用する力情報がフィードバックして入力され、前記力情報に応じて前記指示入力部を電氣的に駆動する指示入力部駆動部と、

前記指示入力部を駆動する駆動力の作用方向に所定の閾値以上の動作量の発生の有無を判定する判定部と、

40

前記閾値以上の動作量の発生が有る場合に、前記判定部による判定により前記指示入力部駆動部及び前記能動医療機器駆動部における少なくとも一方の駆動を抑制する制御部と、

を具備することを特徴とする。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、指示入力部を駆動する駆動力の作用方向に、所定の閾値以上の動作量が発生した場合には、指示入力部及び能動医療機器部の少なくとも一方の駆動を抑制、つまり意図しないその動作量を抑制できる。

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0008】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。なお本明細書中で用いている判定に基づく「抑制」とは、後述する指示入力駆動部による指示入力部の動作や、指示入力部の動作に追従する能動医療機器の動作が、操作者が意図した動作量以上に動作することを弱めないしは停止させる如くに規制することを意味する。

## 【0009】

(実施例1)

図1から図9は本発明の実施例1に係り、図1は本発明の能動医療機器システムの実施例1の処置具システムの外観を示し、図2は処置具システムの内部構成を示し、図3は処置具システムの通常時の制御モードの構成のブロック線図を示し、図4は実施例1の処理手順を示す。

図5は実施例1における特定時の制御系の構成例のブロック線図を示し、図6は実施例1における動作説明図を示し、図7は通常時の制御系の他の構成例としての力帰還型バイラテラル制御のブロック線図を示し、図8は通常時の制御系の他の構成例としての対称型バイラテラル制御のブロック線図を示し、図9は通常時の制御系の他の構成例としての並列型バイラテラル制御のブロック線図を示す。本実施例は、能動機構を備えた処置具により構成される。

## 【0010】

図1に示す本発明の実施例1の処置具システム1は、術者等の操作者が指示入力（或いは指示操作）を行うための可動部を備えた指示入力部2と、この指示入力部2を電氣的に駆動する指示入力部駆動部3と、処置を行うための可動部を備えた能動医療機器が形成された処置部4と、指示入力部2の指示入力に従ってこの処置部4を電氣的に駆動する処置部駆動部5と、指示入力部駆動部3及び処置部駆動部5の駆動制御を行う制御部6とを有する。

図1に示す実施例においては、指示入力部2は、処置部4における少なくとも可動部を構成する能動医療機器と略相似形、或いは類似した指示入力用能動医療機器を有する構造にされている。

具体的には、処置部4は、処置を行うための可動部として、円管形状の関節駒（或いはアーム）11、11、11を有し、それぞれ関節軸11a、11b、11cにて回動自在な能動医療機器構造を備える。

また、同様に、操作者が処置部4に対して、指示操作を行う指示入力部2は、指示入力の操作を行うための可動部として、円管形状の関節駒11、11、11を有し、それぞれ関節軸11a、11b、11cにて回動自在に連結された構造となっている。

そして、操作者が指示入力部2側を把持して指示入力の操作、具体的には関節軸11a、11b、11cを回動して各関節駒を操作すると、制御部6による制御によって処置部4側も指示入力部2の位置/姿勢と対応した位置/姿勢となるように関節軸11a、11b、11cが駆動される。

## 【0011】

このため、指示入力部2を能動医療機器用マスタ（マスタ）と見なすと、処置部4を能動医療機器（スレーブ）と見なすことができる。

そして、術者によりマスタを把持して能動医療機器を、所望の位置/姿勢状態になるように操作することにより、制御部6による処置部駆動部5の制御によって、そのマスタの位置/姿勢に追従するように能動医療機器を駆動して同じ位置/姿勢状態に設定可能にしている。

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

上述したように処置部4及び指示入力部2は、それぞれ複数の関節軸11a~11c、11a~11cを有する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

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、最先端の関節軸（回動軸）1 1 a は紙面に垂直な Z 軸方向となり、次の関節軸 1 1 b は、紙面内の Y 軸方向となり、次の関節軸 1 1 c は紙面に垂直な Z 軸方向となっている。

他方の関節軸 1 1 a ~ 1 1 c は、関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の場合と同様である。

また、処置部 4（の関節駒 1 1）内には、それぞれ関節軸 1 1 a ~ 1 1 c を回動する力を伝達するワイヤ 1 2 a , 1 2 a ; 1 2 b , 1 2 b ; 1 2 c , 1 2 c が挿通されている（これに類する具体的な構造は後述の図 1 2 参照）。

ワイヤ 1 2 i , 1 2 i（i = a ~ c）の先端は、関節軸 1 1 i の回りに固着され、その後端は処置部駆動部 5 内のプーリ 1 3 i に架け渡し、ないしは巻回固定されている。

10

## 【 0 0 1 3 】

また、このプーリ 1 3 i は、駆動部（又は動力部）としてのモータ 1 4 i の回転軸に取り付けられ、このモータ 1 4 i 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タリエンコーダ（単にエンコーダと略記）1 5 i が取り付けられている。なお、モータ 1 4 i には通常、図示しないギアが取り付けられている。

モータ 1 4 i は、それぞれモータドライバ 1 6 i からの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 1 2 i、1 2 i の後端側には、各ワイヤ 1 2 i、1 2 i に作用する力、換言すると関節駒を関節軸 1 1 i の回りに回転させる力（トルク）を検出する張力センサ 1 7 i , 1 7 i が取り付けられている。なお、張力センサ 1 7 i , 1 7 i を設ける位置は、ワイヤ 1 2 i、1 2 i の後端側付近に限定されるものでなく、取付が可能な任意の位置で良い。また、張力センサに限定されるものでなく、感圧センサ、歪みセンサ等、張力を直接的又は間接的に検知できるセンサであればいずれも好適に用いることができる。

20

## 【 0 0 1 4 】

また、張力センサ 1 7 i の検出信号による力情報、エンコーダ 1 5 i の検出信号による位置情報は、制御部 6 を構成する CPU 2 1 に入力される。この CPU 2 1 は、モータドライバ 1 6 i を介してモータ 1 4 i の回転を制御する。

## 【 0 0 1 5 】

また、指示入力部 2 の構成は、処置部 4 と同様であり、指示入力部 2 における構成要素を表す符号に を付けて指示入力部 2 の構成要素を示している。

30

また、指示入力部駆動部 3 の構成は、処置部駆動部 5 における張力センサ 1 7 i が設けてないことを除くと、同様の構成であり、処置部駆動部 5 における構成要素を表す符号に を付けて指示入力部駆動部 3 の構成要素を示している。

制御部 6 を構成する CPU 2 1 には、操作者による指示入力部 2 の指示入力の操作を検知可能なエンコーダ 1 5 a ~ 1 5 c による検出信号が、位置情報として入力される。

## 【 0 0 1 6 】

つまり、操作者により操作される（マスタを構成する）関節軸 1 1 a ~ 1 1 c は、その回転方向及び回転角（これを回動角と定義）がエンコーダ 1 5 a ~ 1 5 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 CPU 2 1 に入力される。CPU 2 1 は、その際、処置部 4 側（つまり能動医療機器を構成する）関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の回動角を検出するエンコーダ 1 5 a ~ 1 5 c からの検出信号と比較する。

40

そして、CPU 2 1 は、エンコーダ 1 5 a ~ 1 5 c からの検出信号からエンコーダ 1 5 a ~ 1 5 c からの検出信号を減算した差分値の検出信号を生成し、その差分値を処置部 4 を駆動する指令値として、モータドライバ 1 6 a ~ 1 6 c を介して関節軸 1 1 a ~ 1 1 c を回動させる。

これにより、処置部 4 の位置 / 姿勢は、指示入力部 2 の位置 / 姿勢に追従するように制御される。

## 【 0 0 1 7 】

本実施例においては、さらに CPU 2 1 には、関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の回りの回動に作用する力が張力センサ 1 7 a ~ 1 7 c により検出されて、その検出信号も力情報として入

50

力される。

そして、CPU 21は、その検出信号をモータドライバ16a ~ 16c を介して関節軸11a ~ 11c を駆動するようにフィードバックする。このようにして、関節軸11a ~ 11c に作用している力が、関節軸11a ~ 11c 側に反映されるように、力情報のフィードバック手段を形成している。なお、フィードバックさせる場合の制御パラメータとしてのゲイン等を予め可変設定できるようにしても良い。なお、後述する判定部21aによる判定結果により、指示入力部駆動部3や処置部駆動部5の駆動を抑制する具体例として、それらの駆動を停止させたり、その駆動を弱くしたりする他に、制御モードを変更したり、制御パラメータの値を変更するようにしても良い。

このように、力情報のフィードバックを行うことにより、指示入力部2を操作する操作者に対して、処置部4に作用している力を指示入力部2に再現して、処置部4による処置を指示入力部2で直接処置する環境に近い状態で行うことができるように、操作性を向上している。

#### 【0018】

なお、本実施例においては、処置部4側の位置情報を検出する位置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、位置センサのみを設ける構成としても良い。

本実施例においては、さらに操作性を向上するために、制御部6を構成するCPU 21は、常時（具体例としては略一定周期毎に）、指示入力部2に与える力情報、より具体的にはモータドライバ16a ~ 16c に与える直流（DC）の電流指令値の方向（そのDCの電流の向き）と、その際の指示入力部2の動作量（具体的には単位時間当たりの動作量で、エンコーダ15a ~ 15c による検出信号で得られる）とをモニタしている。

#### 【0019】

このモニタにより、CPU 21は、指示入力部2に与える力の方向と指示入力部2が動作する方向とが一致して、その動作量が閾値を超えたか否かの判定を行う判定部21aの機能を持つ。

そして、この判定部21aにより、駆動力の作用する方向と指示入力部2の動作量の方向とが一致し、その動作量が閾値を超えたと判定した時、CPU 21は、例えばこの制御系の制御状態を変更する。

なお、このような判定を行う場合、本実施例では複数の関節軸11a ~ 11c において各関節軸毎に夫々独立して行う。

つまり、1つの関節軸のみを有する処置具の場合と同様の判定を行うことにより、複数の関節軸の場合にも、同様に適用することができる。

この制御状態を変更する具体例としてはいくつかあるが、基本的には判定部21aにより閾値を超えた動作量が生じたと判定された場合に、その動作を抑制する制御状態に変更する。

#### 【0020】

また、CPU 21は、判定部21aによる閾値を超えた判定出力の場合には、図2に示すように判定情報を提示する提示部としての表示部22により閾値を超えた状態になった旨を表示して術者に提示（視覚的な告知）すると共に、スピーカ23で音声による告知も行う。

また、CPU 21は、この閾値を超えた判定を行った場合には、図示しないタイマを起動させ、一定時間経過後に、通常の制御状態に復帰させる制御を行う。

図3は、本実施例に用いた（通常時の場合の）制御系又は制御モードの構成例としての力逆送型バイラテラル制御のブロック線図を示す。

なお、図3における指示入力部制御部3は、図2における指示入力部駆動部3とこれを直接的に制御する制御部6の一部の機構を含めて示したものであり、また同様に処置部制御部5も、図2における処置部駆動部5とこれを直接的に制御する制御部6の一部の機構を含めて示したものである。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

また、図 3 における指示入力部 2 の位置情報  $X_m$  は、図 2 における複数の関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の回動角により決まる位置情報を総称し、処置部 4 の位置情報  $X_s$  は、図 2 における複数の関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の回動角により決まる位置情報を総称し、処置部 4 の力情報  $F_s$  も同様に複数の関節軸 1 1 a ~ 1 1 c に作用する力情報を表している。

図 3 に示す力逆送型バイラテラル制御では、指示入力部 2 への入力指示により発生する位置情報  $X_m$  を、処置部 4 の位置情報  $X_s$  から減算して処置部制御部 5 に送り、この処置部制御部 5 は、減算した位置情報  $X_m - X_s$  により処置部 4 の位置制御を行う。

また、処置部 4 に作用する力情報  $F_s$  は、指示入力部制御部 3 に送られ、この指示入力部制御部 3 はこの力情報  $F_s$  により、指示入力部 2 を力制御（駆動）する。

次に図 4 を参照して本実施例による CPU 2 1（の判定部 2 1 a）の判定を含む処理手順を説明する。

## 【 0 0 2 2 】

図 2 の処置具システム 1 の電源が投入されると、この処置具システム 1 は、ステップ S 1 に示すように所定の制御系（制御モード）で制御動作を開始する。具体的には、CPU 2 1 は、図 3 に示した力逆送型バイラテラル制御を開始する。

次のステップ S 2 において CPU 2 1 は、処置部 4 の関節軸 1 1 a ~ 1 1 c の回りに作用する力（張力センサ 1 7 a ~ 1 7 c の検出信号）の作用するのを待つ処理状態となる。

そして、この力の作用を検出すると、ステップ S 3 に示すように CPU 2 1 は、その力に対応する電流指令値をモータドライバ 1 6 j に与える。

ここで、モータドライバ 1 6 j は、張力センサ 1 7 a ~ 1 7 c 中の張力センサ 1 7 j による検出信号に対応したものである。また、この電流指令値は、モータ 1 4 j を回転させる方向も含めたものとなる。

なお、複数の関節軸の回りで力の作用が検出された場合には、それぞれに対して独立的に図 4 の制御動作が行われる。

## 【 0 0 2 3 】

そして、ステップ S 4 に示すようにモータドライバ 1 6 j により駆動されるモータ 1 4 j によって、対応する関節軸 1 1 j の回りで回動させる力が与えられる。

また、ステップ S 5 に示すように CPU 2 1 は、入力指示部 3 の関節軸 1 1 j の回動角をエンコーダ 1 5 j の検出信号によりモニタする。

そして、ステップ S 6 に示すように CPU 2 1 は、関節軸 1 1 j を回動させる力（駆動力）の方向と、（前のステップ S 4 により検出される）動きの方向が一致しているか否かの判定を行う。一致していない場合には、ステップ S 2 に戻る。

一方、一致していると判定した場合には次のステップ S 7 において CPU 2 1 は、動き量（動作量）が予め設定された閾値を超えるか否かの判定を行う。換言すると、CPU 2 1 は、入力指示部 3 を駆動する駆動力の作用方向に所定の閾値以上の動き量の発生の有無を判定する。

## 【 0 0 2 4 】

そして、閾値を超えていない場合には、ステップ S 2 に戻り、逆に閾値を超えている判定出力の場合には次のステップ S 8 において CPU 2 1 は、この制御系における動力部（駆動部）の動作を抑制、或いは他の制御モードに変更して動力部の動作の抑制を行う。

## 【 0 0 2 5 】

具体的には、モータ 1 4 j 及び 1 4 j の両動力部の動作を停止、或いは少なくともその一方の動作を停止させる。或いは、この判定前の制御系が図 3 で示した力逆送型バイラテラル制御から図 5 に示した特定時の制御モードとしての例えばユニラテラル制御に変更しても良い。

## 【 0 0 2 6 】

この他に、例えば制御モードを変更しないで、制御パラメータを変更しても良い。例えば、図 3 の力逆送型バイラテラル制御の状態のまま、指示入力部制御部 3 から指示入力部 2 を駆動するのに用いられる制御パラメータと、処置部制御部 5 から処置部 4 を駆動

10

20

30

40

50

するのに用いられる制御パラメータとを変更するようにしても良い。

【0027】

この場合の変更は、少なくとも指示入力部2の駆動や処置部4の駆動を抑制（停止ないしは弱くする）する変更であれば良い。

図5に示したユニラテラル制御においては指示入力部2は、指示入力部制御部3から切り離されて、指示入力部2は、指示入力部駆動部3により駆動されない。つまり、処置部4に力が作用して、その力情報として指示入力部制御部3にフィードバックされても指示入力部2を駆動しない制御モードになる。

換言すると、このユニラテラル制御においては、指示入力部2への入力指示により処置部4を位置制御するのみで、力情報のフィードバック手段を有しない。

10

【0028】

このため、上記（閾値を超えているとの）判定結果によりこの制御モードに変更すると、以後は操作者が実際に指示入力部2へ入力指示を行わない限り、指示入力部2及び処置部4が意図しない動きを行うことを解消（により抑制）できる。

また、この場合、表示部22等により、ステップS7の判定結果、或いはステップS8の情報を操作者に告知する。また、次のステップS9においてCPU21は、この判定結果から起動したタイマにより、所定時間が経過するのを待つ状態となる。

そして、所定時間が経過するとステップS10に示すようにCPU21は、最初の制御系の状態に復帰（換言すると抑制を解消）させる処理を行い、ステップS2に戻る。

図4における動作を図6を用いて補足説明する。なお、図6において、処置部4及び指示入力部2は右側が先端側である。また、操作者（術者）は、処置部4を体内に挿入して、体外となる指示入力部2を指で把持して、処置部4により処置を行う場合とする。

20

【0029】

上述したように操作者は、指示入力部2を指で把持して例えば関節軸11jの回りで、例えば矢印Aの方向に動かす操作を行うことにより、その位置情報Xmに追従するように処置部4も関節軸11jの回りで同じA方向に動く。

この場合、関節軸11jの回りで動かすために作用した力が力情報Fsであると、この力情報Fsが制御部6を介してカフィードバックされて、関節軸11jに力情報Fmとして作用する。

処置部4側が例えば体内臓器等の壁面24に接触して、この壁面24により関節軸11jの回転が妨げられる反力Fsが作用すると、この反力Fsもカフィードバックされて、関節軸11jに反力情報Fmとして作用する。

30

【0030】

通常の状態においては、操作者はカフィードバックにより処置部4側の関節軸11jに作用している力Fs及び反力Fsを力Fm及び反力Fmとして、把持している指（手）で把握（認識）できるので、このように処置部4側が壁面24に接触した状態もその力の大きさ及び方向を把握でき、操作性を向上できる。

しかしながら、このように反力Fmが作用している状態で、例えば術者が不用意に指示入力部2から手を離すと、術者による操作により発生していた力Fmが無くなる。

このために、反力情報Fmにより指示入力部2側が、この反力Fmの方向に急激に動き（その方向を矢印Cで示す）、この動きの位置情報Xmが指示入力部2側の指示入力として処置部4側にも作用して、処置部4側も急激に矢印Cの方向に動いてしまうことになる。

40

【0031】

つまり、意図しない動作が行われてしまう状況になるが、本実施例では、この場合の指示入力部2への反力の方向と、その方向への動きをモニタして、そのような動きが発生した場合には、その動き量が閾値を超える場合には、その動力部（或いは動力源）の動作を停止する等して意図しない動作を抑制する。

このように動作する本実施例によれば、意図しない動作が発生することを有効に防止でき、良好な操作性を維持できる。

50

また、このような意図しない動作は一時的に発生すると考えられるため、所定時間後には、通常の制御系の状態に戻し、操作者は、通常時における操作性の良い状態で制御する動作を続行することができる。

#### 【 0 0 3 2 】

上述の説明においては、通常時における所定の制御系は、図 3 に示した力逆送型バイラテラル制御として説明したが、本実施例はこれに限定されるものでなく、図 7 に示すように力帰還型バイラテラル制御を採用しても良い。

この力帰還型バイラテラル制御は、図 3 に示した力逆送型バイラテラル制御において、さらに指示入力部 2 に作用する力情報  $F_m$  を検出して、この力情報  $F_m$  から処置部 4 の力情報を減算した力情報  $F_m - F_s$  を指示入力部制御部 3 に入力する構成である。

この力帰還型バイラテラル制御は、力逆送型バイラテラル制御において上記のように指示入力部 2 に作用する力情報  $F_m$  を指示入力部 2 に返すようにパワーアシストを行うので、指示入力部 2 による操作力量を軽くして操作性を向上できる。

#### 【 0 0 3 3 】

そして、この力帰還型バイラテラル制御を用いた場合において、図 4 のステップ S 7 の判定結果の場合には、ステップ S 8 で説明したようにこの制御系の動力部の動作を抑制したり、制御モードを変更すれば良い。

具体的には、この力帰還型バイラテラル制御の場合にも両モータ 1 4 j、1 4 j の動作を停止させたり、少なくともその一方の動作を停止する。或いは制御モードを例えば図 5 の制御モードに変更しても良い。

また、図 8 に示す対称型バイラテラル制御を採用しても良い。この対称型バイラテラル制御は、指示入力部 2 と処置部 4 の位置情報を一致させる制御方法で、力センサを用いずにバイラテラル制御を実現できる点が長所である。

#### 【 0 0 3 4 】

つまり、指示入力部 2 の位置情報  $X_m$  から処置部 4 の位置情報  $X_s$  を減算した位置情報  $X_m - X_s$  を指示入力部制御部 3 と処置部制御部 5 に送り、指示入力部制御部 3 と処置部制御部 5 は位置情報  $X_m - X_s$  に基づいてそれぞれ指示入力部 2 と処置部 4 とを一致させるように位置制御する。

この対称型バイラテラル制御を用いた場合にも、図 4 のステップ S 7 の判定結果の場合には、ステップ S 8 で説明したようにこの制御系の動力部の動作を抑制したり、制御モードを変更すれば良い。

具体的には、この対称型バイラテラル制御の場合にも両モータ 1 4 j、1 4 j の動作を停止させたり、少なくともその一方の動作を停止する。或いは制御モードを変更しても良い。

また、図 9 に示す並列型バイラテラル制御を行うようにしても良い。この並列型バイラテラル制御は、指示入力部 2 の力情報  $F_m$  から処置部 4 の力情報  $F_s$  を減算した力情報  $F_m - F_s$  を位置指令生成部 2 5 に入力して位置指令  $X$  を生成する。

#### 【 0 0 3 5 】

この位置指令  $X$  から指示入力部 2 の位置情報  $X_m$  を減算した位置情報  $X - X_m$  を指示入力部制御部 3 に送り、指示入力部制御部 3 は、この位置情報  $X - X_m$  により指示入力部 2 を制御する。

また、位置指令  $X$  から処置部 4 の位置情報  $X_s$  を減算した位置情報  $X - X_s$  を処置部制御部 5 に送り、処置部制御部 5 は、この位置情報  $X - X_s$  により処置部 4 を制御する。

この場合にも図 4 のステップ S 7 の判定結果の場合には、ステップ S 8 で説明したようにこの制御系の動力部の動作を抑制したり、制御モードを変更すれば良い。

以上説明したように本実施例によれば、操作者が意図しない動きを抑制することができる。操作者に対する操作性を向上することができる。

#### 【 0 0 3 6 】

(実施例 2)

10

20

30

40

50

次に図10を参照して本発明の実施例2を説明する。図10は本発明の実施例2の処置具システム1Bを示す。この処置具システム1Bは、処置具本体51が体腔内に挿入される内視鏡32の挿入部33に設けられたチャンネル内に挿通されて使用される。

この内視鏡32は、体腔内に挿入される挿入部33と、この挿入部33の後端に設けられた操作部34と、この操作部34から延出されたユニバーサルケーブル35とを有し、このユニバーサルケーブル35の図示しない端部のコネクタは、光源装置及び信号処理装置に着脱自在に接続される。

挿入部33は、照明窓及び観察窓が設けられた先端部41と、この先端部41の後端に設けられた湾曲自在の湾曲部42と、この湾曲部42の後端から操作部34に至る長尺の可撓部43とを有する。

#### 【0037】

また、操作部34には、湾曲部42を湾曲操作するための湾曲ノブ44が設けられている。また、操作部の前端付近には、処置具を挿入する処置具挿入口（単に挿入口と略記）45が設けてあり、この挿入口45は、その内部のチャンネルに連通している。

そして、本実施例においては、処置具システム1Bを構成する細長の処置具本体51をこの挿入口45から挿入し、その先端側の処置部をチャンネルの先端開口から突出して、処置対象部位に対して治療のための処置を行うことができるようにしている。

処置具システム1Bは、処置部54が先端に設けられた処置具本体（或いは処置具）51と、この処置具本体51の後端が接続された動力部としてのモータボックス55と、術者が指示入力を行う指示入力部52と、この指示入力部52のモータドライバを収納したドライバボックス53と、このドライバボックス53及びモータボックス55を制御する制御装置56とを有する。

#### 【0038】

処置具本体51は、細長で可撓性を有する軸部の先端に図1と類似した処置部54が設けられている。但し、本実施例においては、処置部54はカップ片がそれぞれ関節軸（説明上、11a, 11dとする）の回りで独立して回転する構成としている。

そして、各関節軸11iは、ワイヤ12iを介してモータボックス55内の動力部と連結されている。モータボックス55内部は、図2に示したモータ14a~14cを含む処置部駆動部5の構成要素と、図2においてさらに関節軸11dが追加されたことに対応して、モータ14d、エンコーダ15d、張力センサ17dが追加内蔵されている。

#### 【0039】

一方、指示入力部52は、図2に示した指示入力部2において、モータ14a~14cと、エンコーダ15a~15cを指示入力部52に設けた構成である。また、上記関節軸11dの追加に対応した関節軸11dに対応してモータ14dとエンコーダ15dとが追加して設けられている。

#### 【0040】

つまり、指示入力部52を構成する各関節軸には直接モータ14i及びエンコーダ15iが取り付けられている。

#### 【0041】

このため、本実施例においては、指示入力部52には、実施例1のワイヤ12a~12cは、用いられていない。そして、ドライバボックス53内には、図2のモータドライバ16a~16c及び16dが収納された構成としている。

#### 【0042】

また、制御装置56は、例えば図2の制御部6と同じ構成であり、制御装置56は、それぞれケーブルによりドライバボックス53とモータボックス55に接続されている。

#### 【0043】

また、本実施例においても、指示入力部52は、処置部54を模擬した形状にされており、より具体的には処置部54よりもサイズが大きい相似形に近い形状である。但し、図10の構成例では、指示入力部52においては、モータ14i及びエンコーダ15iが突出していることが、処置部54と若干形状的に異なる。

10

20

30

40

50

## 【0044】

本実施例においても、指示入力部52を処置部54により近似した形状にするために実施例1のように指示入力部52に、モータ14i及びエンコーダ15iを設けず、処置部54と同様にワイヤを介してその関節軸を駆動する構成にしても良い。

## 【0045】

本実施例は、内視鏡32のチャンネル内に挿通されてその先端開口から突出された処置部54により、内視鏡32により観察された体腔内の病変部等の処置対象部位に対して治療のための処置を行う。

## 【0046】

この場合、操作者となる術者は、処置部54と類似した形状の指示入力部52を操作することによりその操作した姿勢に、処置部54を追従させることができる。このため、良好な操作性の状態で行うことができる。

10

## 【0047】

なお、制御装置56は、実施例1の場合と同様の制御、例えば図4等に示した制御を行う。本実施例によれば、体腔内の病変部等に対して、術者は良好な操作性のもとで処置を行うことができる。

## 【0048】

そして、実施例1の場合と同様に図4で示した制御動作により、意図しない動きを抑制でき、操作性を向上することができる。

## 【0049】

図11は変形例の処置具システム1Cを示す。この変形例の処置具システム1Cは、図10における処置部54の代わりに例えば2つの関節軸を有するL字形状の先端処置部を備えた処置部54Cを採用している。また、この処置具システム1Cは、指示入力部52が処置部54を模擬したマスタの構造を用いないで、処置部54Cとは非類似で、異なる複数の方向に傾動可能なスティックとしてのジョイスティック58を備えたジョイスティック装置52Cを採用した構成となっている。

20

## 【0050】

そして、ジョイスティック装置52Cにおける傾動による指示入力を行うジョイスティック58の例えば上下方向に傾動する指示入力の操作が処置部54Cの関節軸11aの回動に対応し、ジョイスティック58の例えば左右方向に傾動する指示入力の操作が処置部54Cの関節軸11bの回動に対応する。なお、図11の構成例では、図10のドライバボックス53の機能は、ジョイスティック装置52Cの内部又は図11の制御装置56C内部に収納されている。

30

## 【0051】

図12は処置部54Cの具体的な構成を示す。関節軸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。関節軸11内に挿通され、関節軸11aを一方の方向(図12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の前の関節軸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12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。

40

## 【0052】

また、同様に関節軸11bを一方の方向(図12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の前の関節軸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。

## 【0053】

この変形例においては、例えばモータボックス55Cは、モータボックス55における4個のモータ、エンコーダの数が2個になっている。また、8個の張力センサが4個になっている。

## 【0054】

50

ジョイスティック装置 5 2 C 側もモータ及びエンコーダの数は、モータボックス 5 5 C の場合と同様の数である。

【 0 0 5 5 】

その他は、実施例 2 と同様である。本変形例は、ジョイスティック 5 8 の傾動操作により処置部 5 4 C 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。

【 0 0 5 6 】

また、本変形例の効果は、実施例 2 或いは実施例 1 とほぼ同様である。

【 0 0 5 7 】

(実施例 3)

次に図 1 3 を参照して本発明の実施例 3 を説明する。図 1 3 は本発明の実施例 3 の内視鏡システム 6 1 を示す。実施例 2 においては、術者が湾曲ノブ 4 4 を手動で回転する操作を行うことにより湾曲部 4 2 を手動で湾曲させる内視鏡 3 2 が採用されていた。

これに対して、本実施例は、術者は、ジョイスティック装置を傾動する操作（指示入力）を行うことにより、動力部（駆動部）を用いて湾曲部 4 2 を電氣的（能動的）に駆動する。

この内視鏡システム 6 1 は、電動湾曲内視鏡（以下、単に内視鏡）3 2 D と、この内視鏡 3 2 D に照明光を供給する光源装置 3 7 と、この内視鏡 3 2 D 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 3 8 と、このビデオプロセッサ 3 8 から出力される映像信号を表示する表示モニタ 3 9 とを有する。

また、この内視鏡 3 2 D は、図 1 0 の内視鏡 3 2 と同様に挿入部 3 3 ，操作部 3 4 ，ユニバーサルケーブル 3 5 を有し、挿入部 3 3 は、先端部 4 1 ，湾曲部 4 2 ，可撓部 4 3 からなる。

【 0 0 5 8 】

また、操作部 3 4 の前端には挿入口 4 5 が設けられており、この挿入口 4 5 は挿入部 3 3 の長手方向に設けられたチャンネル 6 0 に連通している。そして、この挿入口 4 5 から、例えば図 1 1 の処置具システム 1 C を形成する処置部 5 4 C を備えた処置具本体 5 1 を挿入することができる。

この処置具システム 1 C の動作は、ここでは省略する。なお、処置具システム 1 C の代わりに図 1 0 で説明した処置具システム 1 B を挿通して、処置を行うこともできる。また、動力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。

さらにこの内視鏡システム 6 1 は、湾曲の指示入力の操作を行うジョイスティック 6 2 を備えたジョイスティック装置 6 3 と、本実施例における能動医療機器を形成する湾曲部 4 2 を湾曲駆動する動力部として、例えば操作部 3 4 内に設けられたモータボックス（又はモータユニット）6 4 と、このモータボックス 6 4 内の動力部としてのモータを駆動するドライバボックス 6 5 と、湾曲部 4 2 の湾曲制御を行う制御装置 6 6 とを有する。

【 0 0 5 9 】

ユニバーサルケーブル 3 5 の端部のコネクタが着脱自在に接続される光源装置 3 7 による照明光は、内視鏡 3 2 D のライトガイド 7 1 に供給され、このライトガイド 7 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 7 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）7 3 が配置されている。この CCD 7 3 は、信号線を介してビデオプロセッサ 3 8 内の CCD ドライブ回路 7 4 と映像処理回路 7 5 とに接続されている。

CCD ドライブ回路 7 4 は、CCD ドライブ信号を CCD 7 3 に印加し、光電変換された撮像信号を CCD 7 3 から出力させる。CCD 7 3 から出力された撮像信号は、映像処理回路 7 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表示モニタ 3 9 の表示面における内視鏡画像表示エリア 3 9 a には、CCD 7 3 に結像された光学像が内視鏡画像として表示される。

【 0 0 6 0 】

また、湾曲部 4 2 は、複数の関節駒或いは湾曲駒 7 6 が関節軸（回転軸）としてのリベ

10

20

30

40

50

ット77により回動自在に連結されている。なお、図13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77を示しているが、実際には長手方向に隣接する湾曲駒76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77により連結されている。

また、挿入部33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78u, 78d; 78l, 78rの先端は、最先端の湾曲駒76又は先端部41に固着され、その後端は、操作部34内の上下湾曲用プーリ79aと左右湾曲用プーリ79bにそれぞれ掛けわたす等して固着されている。

各プーリ79a, 79bは、それぞれ動力部としてのモータ81a, 81bの回転軸に回動自在に連結されている。各モータ81a, 81bの回転軸にはエンコーダ82a, 82bがそれぞれ連結され、エンコーダ82a, 82bはモータ81a, 81bの回転角をそれぞれ検出する。

#### 【0061】

また、プーリ79a, 79bの手前の各湾曲ワイヤ78u, 78d; 78l, 78rには、各湾曲ワイヤに働く張力を検出する張力センサ83a, 83a; 83b, 83bが取り付けられている。湾曲部42を湾曲駆動するモータ81a, 81bは、それぞれモータドライバ84a, 84bと接続され、モータドライバ84a, 84b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84a, 84bは、制御装置66を構成するCPU85と接続されている。このCPU85は、モータドライバ84a, 84bの制御動作等、湾曲動作を制御する。

また、エンコーダ82a, 82bの検出信号と張力センサ83a~83bの検出信号もCPU85に入力される。

#### 【0062】

なお、本実施例においては、湾曲部42側の位置情報を検出する位置センサとしてのエンコーダ82a, 82bと力情報を検出する力センサとしての張力センサ83a, 83bとを設けているが位置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63内には、ジョイスティック62の基端部の上下方向に回動自在に支持するローラ86aには、動力部としてのモータ81aの回転軸が連結されている。さらにこのモータ81aの回転軸にはエンコーダ82aが連結され、エンコーダ82aは、ジョイスティック62の上下方向の傾動角(換言するとモータ86aの回転角)を検出する。

同様にジョイスティック62の基端部の左右方向に回動自在に支持するローラ86bには、動力部としてのモータ81bの回転軸が連結されている。さらにこのモータ81bの回転軸にはエンコーダ82bが連結され、エンコーダ82bは、ジョイスティック62の左右方向の傾動角(換言するとモータ81bの回転角)を検出する。

#### 【0063】

さらにモータ81a, 81bは、モータドライバ84a, 84bとそれぞれ接続され、これらモータドライバ84a, 84bの動作はCPU85により制御される。このCPU85には、エンコーダ82a, 82bの検出信号が入力される。

そして、CPU85は、内蔵したフラッシュメモリ85a内のプログラムに従って、湾曲の制御動作を行う。

この湾曲の制御動作は、例えば図14に示すように力逆送型バイラテラル制御を採用したものであり、図3の力逆送型バイラテラル制御と同様である。

つまり、図3の指示入力部2をジョイスティック62と読み替え、同様に指示入力部制御部3を、ジョイスティック62の動力部を含む制御部としてのジョイスティック制御部93と、処置部4を湾曲部42と、処置部制御部5を湾曲部42の動力部を含む制御部としての湾曲部制御部95と、夫々読み替えると、図3と同様の制御内容となる。このため、図3と同じ位置情報 $X_m$ ,  $X_s$ と力情報 $F_s$ を用いて表している。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 4 】

また、CPU 85は、このプログラムに従って、通常は一定の周期でジョイスティック62に作用する駆動力の方向と動き（傾動）の方向とが一致する状態が発生したか否かをモニタすると共に、その状態が発生した場合にはその動き量（動作量）が閾値を超えるか否かを判定する判定部85bの機能を有する。

## 【 0 0 6 5 】

換言すると、判定部85bは、ジョイスティック62を駆動する駆動力の作用方向に所定の閾値以上の動き量の発生の有無を判定する。

そして、判定部85bにより、その動き量が閾値を超えると判定した判定出力の場合には制御装置66の操作パネル89の（判定情報の提示部としての）表示部で表示して術者等にその状態を提示する。

また、本実施例においては、CPU 85は、湾曲の制御状態に関する情報をビデオプロセッサ38の映像処理回路75に送り、その情報を映像信号に重畳する。そして、例えば表示モニタ39における湾曲制御情報表示エリア39bには、稼働している制御モード等の情報を、以下の判定情報の表示も含めて表示する。

## 【 0 0 6 6 】

上記のように判定部85bにより、動き量が閾値を超える判定出力の場合には、動き量が閾値を超えた内容や、判定結果により、通常時の制御モードとは異なる制御モードに変更された旨などを湾曲制御情報表示エリア39bに表示する。

内視鏡画像のすぐ近くで、判定部85bによる判定結果の情報等が表示されることにより、術者はその情報を速やかに知ることができる。

なお、本実施例ではCPU 85は、通常時は図14に示す力逆送型バイラテラル制御の制御モードで制御動作を行い、動き量が閾値を超える判定結果により他の制御モードに変更する制御モード変更機能の他に、動力部を形成するモータ81a、81bと、81a、81bを回転駆動するための制御パラメータを変更設定する制御パラメータ設定部85cの機能を有する。この制御パラメータとしては、動き量が閾値を超える判定結果後は、それ以前の場合から例えば応答速度を低下させる応答速度用制御パラメータを変更することにより、意図しない動作を抑制することができる。この他に駆動力の大きさに関係する制御パラメータを、駆動力を小さくするように変更しても良い。なお、この制御パラメータ設定部85cの機能を実施例1等にも設けるようにしても良い。

## 【 0 0 6 7 】

また、制御装置66内には図示しない加速度センサが設けられており、この制御装置66に予め設定された値以上の衝撃が加わった場合や、内視鏡システム61を構成する内視鏡32D、光源装置37、ビデオプロセッサ38、表示モニタ39等を接続するケーブル等に予め設定された値以上の衝撃が加わった場合には、CPU 85は、湾曲部42やジョイスティック62を能動的に駆動する動力部の動作や各部の電力の供給を停止する。

本実施例による動作は、図15に示すような処理手順となる。図15に示す処理手順は、図4において、処置部4を湾曲部42等、対応する構成要素に読み替えた内容とほぼ同様の動作となる。

つまり、図13の内視鏡システム61の電源が投入されると、この内視鏡システム61は、ステップS21に示すように所定の制御系で制御動作を開始する。具体的には、CPU 85は、図14に示した力逆送型バイラテラル制御を開始する。

## 【 0 0 6 8 】

次のステップS22においてCPU 85は、湾曲部42（の関節軸としてのリベット77）に力が作用しているか否かを張力センサ83a～83dの検出信号により待つ処理状態となる。

そして、この力の作用が検出されると、ステップS23に示すようにCPU 85は、その力に対応する電流指令値をモータドライバ84k（k = a又はb）に与える。ここで、kは、張力センサ81a～81bにおける検出信号に対応したものである。また、この電流指令値は、モータ81kを回転させる方向も含めたものとなる。

10

20

30

40

50

そして、ステップ S 2 4 に示すようにモータドライバ 8 4 k により駆動されるモータ 8 1 k によって、湾曲部 4 2 が湾曲される方向を含む力が、ジョイスティック 6 2 (のローラ 8 6 k) に対して与えられる。

また、ステップ S 2 5 に示すように CPU 8 5 は、ジョイスティック 6 2 の動き量 (傾動する動き量) をエンコーダ 8 2 k の検出信号によりモニタする。

【0069】

そして、ステップ S 2 6 に示すように CPU 8 5 は、ジョイスティック 6 2 への力の方向と、(前のステップ S 2 4 により検出される) 動き (傾動) の方向が一致しているかの判定を行う。一致していない場合には、ステップ S 2 2 に戻る。

一方、一致していると判定した場合には次のステップ S 2 7 において CPU 8 5 は、動き量が予め設定された閾値を超えるか否かの判定を行う。そして、閾値を超えていない場合には、ステップ S 2 2 に戻り、逆に閾値を超えている判定出力の場合には次のステップ S 2 8 において CPU 8 5 は、この制御系における動力部の動作を抑制、或いは他の制御モードに変更する。或いは制御パラメータを変更することにより、動力部の動作を抑制するようにしても良い。

具体的には、CPU 8 5 は、モータ 8 1 k 及び 8 1 k の両動力部の動作を停止、或いは少なくともその一方の動作を停止させる。或いは、この判定前の制御系が図 1 4 で示した力逆送型バイラテラル制御から図 5 に示すようなユニラテラル制御に制御モードを変更しても良い。或いは CPU 8 5 は、制御パラメータの変更を行う。

【0070】

また、この場合、CPU 8 5 は、ステップ S 2 7 の判定結果、或いはステップ S 2 8 の情報を、操作パネル 8 9 の表示部と、表示モニタ 3 9 の湾曲制御情報表示エリア 3 9 b に表示し、術者に告知する。

【0071】

また、次のステップ S 2 9 において CPU 8 5 は、この判定結果から起動したタイマにより、所定時間が経過するのを待つ状態となる。

そして、所定時間が経過するとステップ S 3 0 に示すように CPU 8 5 は、最初の制御系の状態に復帰させる処理を行い、ステップ S 2 2 に戻る。

本実施例によれば術者は、ジョイスティック 6 2 を把持して湾曲部 4 2 を湾曲指示操作 (湾曲入力操作) を行っているような場合、術者が意図しない動作が行われてしまうことを有効に防止できる。

また所定時間後に、通常の制御状態に復帰し、良好な操作性の状態の内視鏡検査、処置などを続行することができる。

なお、実施例 3 として能動医療機器として機能する湾曲部 4 2 を備えた内視鏡 3 2 D の場合で説明したが、内視鏡 3 2 D 以外の場合にも同様に適用できる。

【0072】

具体的には、処置具 1 B ~ 1 C を挿通可能とするチャンネル、或いは内視鏡 3 2 , 3 2 D の挿入部 3 3 を挿通可能とするチャンネルを備えた細長の挿入補助部材或いは挿入ガイド部材 (所謂オーバーチューブ) に、図 1 3 に示すような湾曲部 4 2 を設け、この湾曲部 4 2 を実施例 3 で説明したように電氣的に駆動及び制御する構造にした場合には同様に適用できる。

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

また、制御装置 6 6 に複数種の医療機器が接続されるような場合には、接続される医療機器の組み合わせや種類に応じて最適な制御パラメータを自動で設定したり、選択するようにしても良い。

【産業上の利用可能性】

【0073】

回動する関節を備えた能動医療機器を、操作者の手元側の指示入力部の指示入力の操作により操作する。

10

20

30

40

50

## 【図面の簡単な説明】

【0074】

【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内部構成を示す構成図。

【図3】実施例1に用いられている通常時の制御系の構成例を示すブロック線図。

【図4】実施例1の処理手順を示すフローチャート。

【図5】実施例1における特定時の制御系の構成例を示すブロック線図。

【図6】実施例1における動作説明図。

【図7】通常時の制御系の他の構成例としての力帰還型バイラテラル制御を示すブロック線図。

10

【図8】通常時の制御系の他の構成例としての対称型バイラテラル制御を示すブロック線図。

【図9】通常時の制御系の他の構成例としての並列型バイラテラル制御を示すブロック線図。

【図10】本発明の実施例2の処置具システムの外観を示す斜視図。

【図11】実施例2の変形例の処置具システムの外観を示す斜視図。

【図12】処置部の構造を示す斜視図。

【図13】本発明の実施例3の内視鏡システムの構成を示す構成図。

【図14】実施例3に用いられている通常時の制御系の構成例を示すブロック線図。

【図15】実施例3の処理手順を示すフローチャート。

20

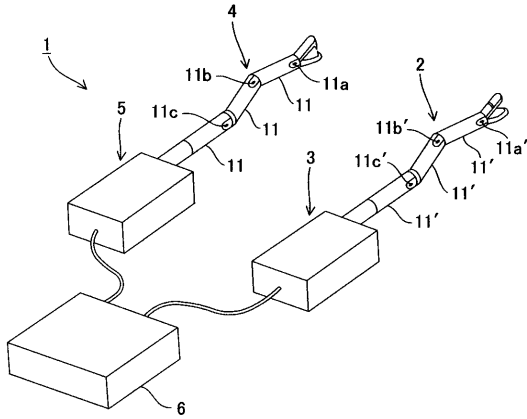
## 【符号の説明】

【0075】

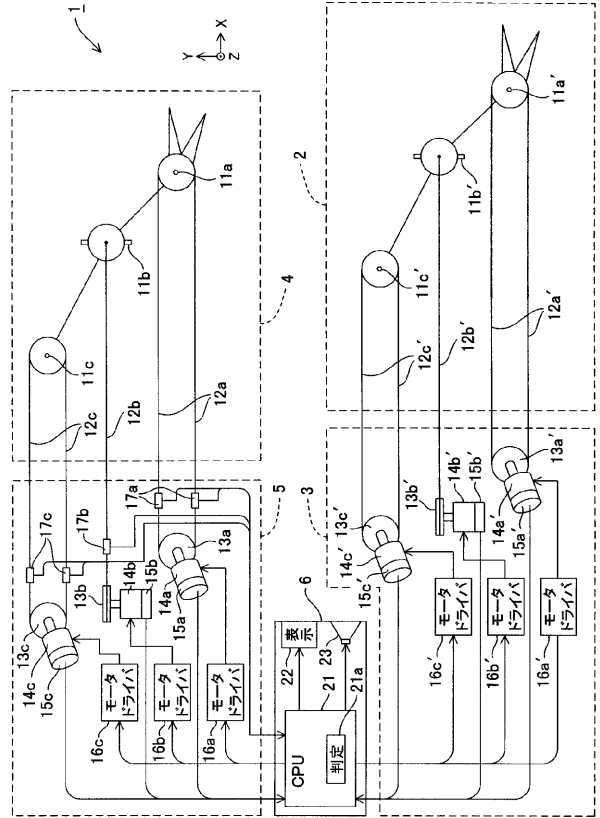
1 ... 処置具システム、2 ... 指示入力部、3 ... 指示入力部駆動部、4 ... 処置部、5 ... 処置部駆動部、6 ... 制御部、7 ...、8 ...、9 ...、11a ~ 11c、11a ~ 11c ... 関節軸、12a ~ 12c、12a ~ 12c ... ワイヤ、14a ~ 14c、14a ~ 14c ... モータ、15a ~ 15c、15a ~ 15c ... エンコーダ、16a ~ 16c、16a ~ 16c ... モータドライバ、17a ~ 17c ... 張力センサ、21 ... CPU、32、32D ... 内視鏡、61 ... 内視鏡システム、42 ... 湾曲部、62 ... ジョイスティック、63 ... ジョイスティック装置、64 ... モータボックス、65 ... ドライバボックス、66 ... 制御装置、77 ... リベット、81a ~ 81b、81a ~ 81b ... モータ、82a ~ 82b、82a ~ 82b ... エンコーダ、83a ~ 83b ... 張力センサ、84a ~ 84b、84a ~ 84b ... モータドライバ、85b ... 判定部、85c ... 制御パラメータ設定部

30

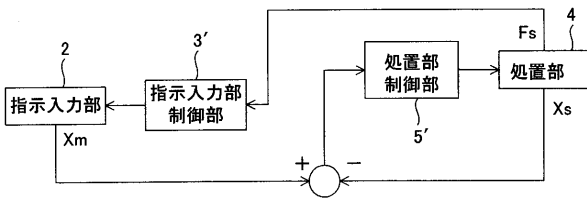
【図1】



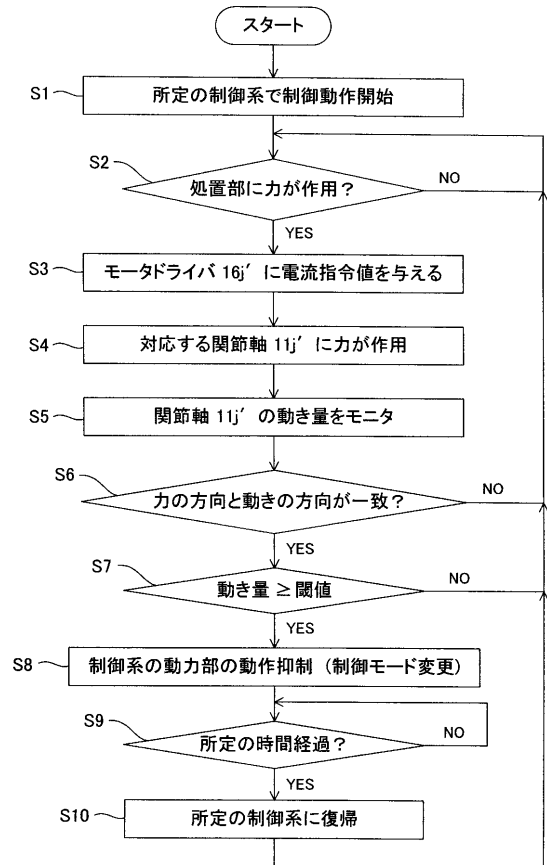
【図2】



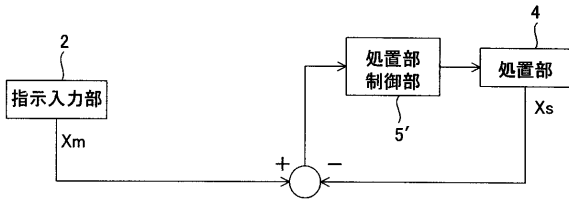
【図3】



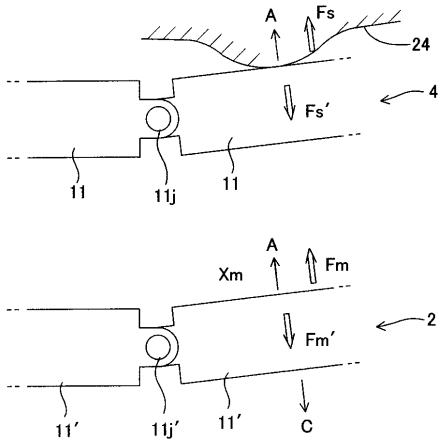
【図4】



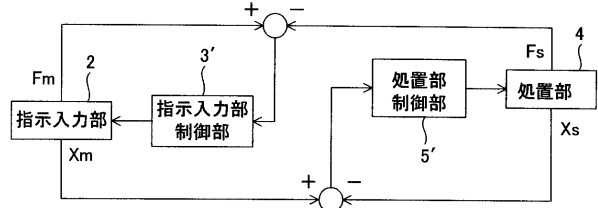
【図 5】



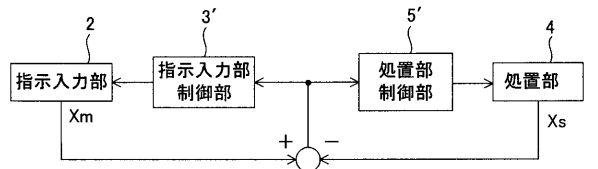
【図 6】



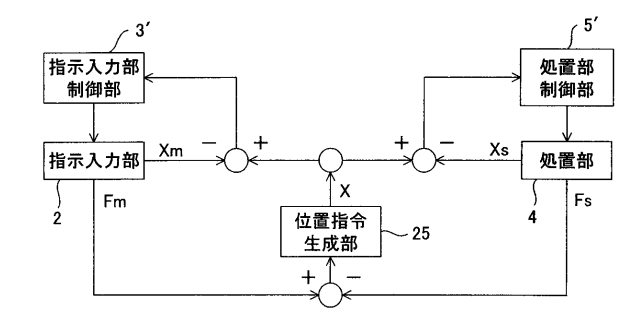
【図 7】



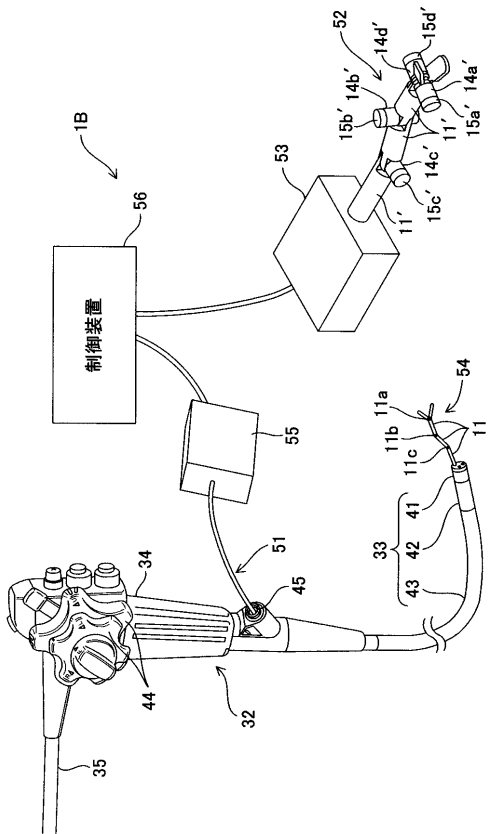
【図 8】



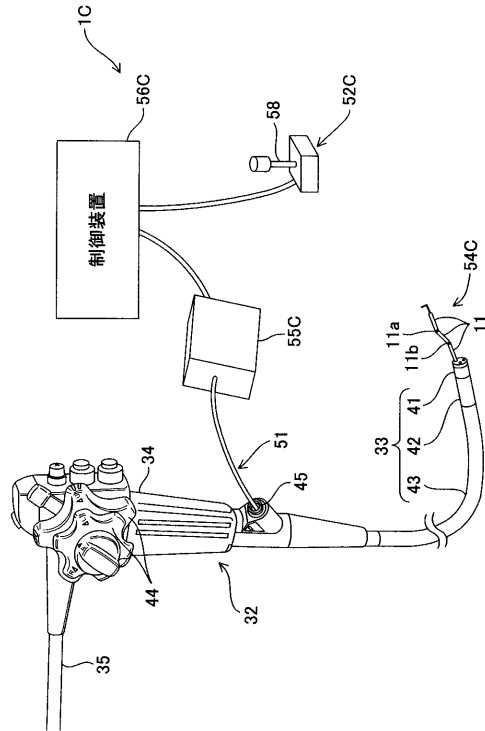
【図 9】



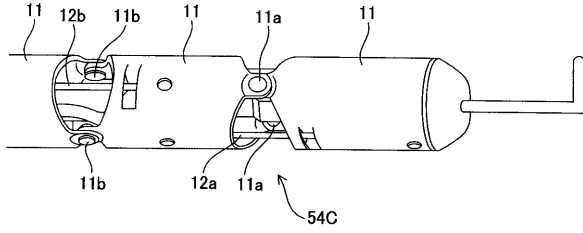
【図 10】



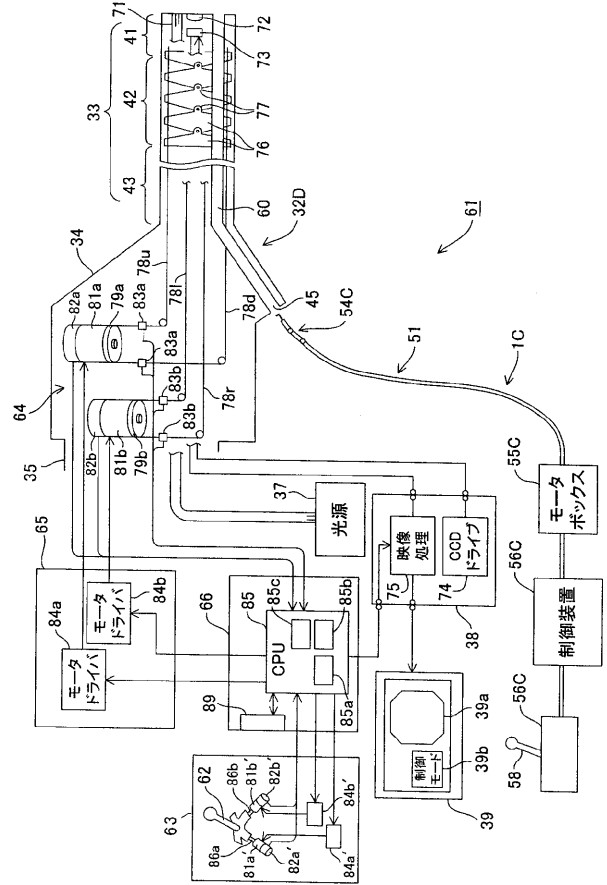
【図 11】



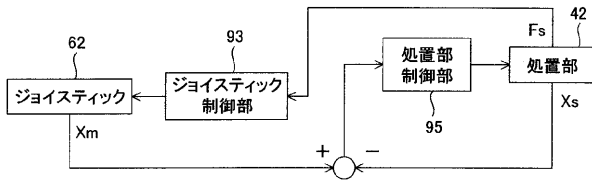
【図12】



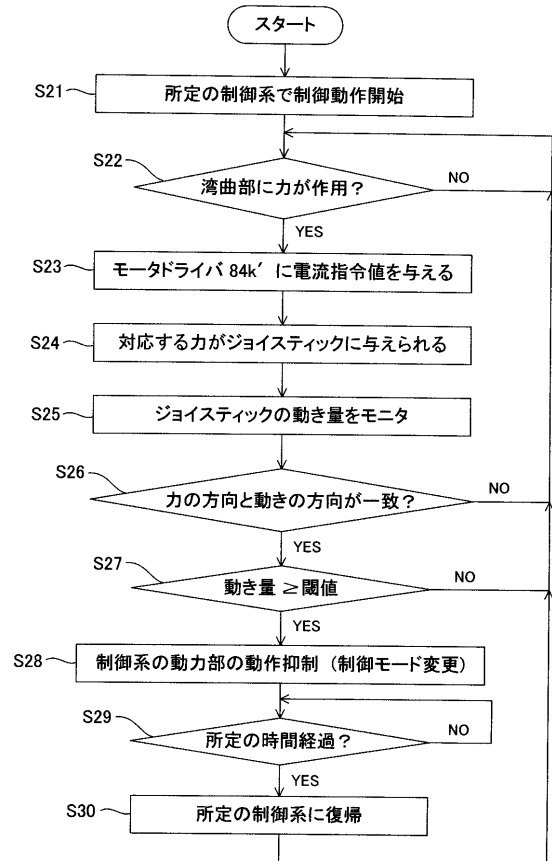
【図13】



【図14】



【図15】



专利名称(译)	有源医疗设备系统		
公开(公告)号	<a href="#">JP2010035874A</a>	公开(公告)日	2010-02-18
申请号	JP2008203373	申请日	2008-08-06
[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	A61B19/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B1/0051 A61B1/00147 A61B34/70 A61B34/76 A61B2017/003 A61B2034/742 A61B2090/064 A61B2090/065		
FI分类号	A61B19/00.502 A61B1/00.334.D A61B1/00.310.H A61B1/00.620 A61B1/00.711 A61B1/005.523 A61B1/008.512 A61B1/01.511 A61B1/018.515 A61B34/30 A61B34/37		
F-TERM分类号	4C061/GG14 4C061/GG15 4C061/HH56 4C161/GG14 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP5139194B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：当通过力信息的反馈在操作者不期望的方向上产生等于或大于阈值量的运动时，提供抑制其运动的主动医疗设备系统。解决方案：控制部分6中的CPU 21通过张力传感器171-17c的检测信号监测作用在作为有源医疗设备的治疗部分4上的力是否作用于其上，当它作用于其上时，将力反馈到指令输入部分2。通过指令输入部分驱动部分3，CPU 21确定是符合力的方向和运动，并且移动量是否超过阈值，并且当移动超过阈值时，停止移动指令输入部分驱动部分3和处理部分驱动部分5

