

(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2007-29288

(P2007-29288A)

(43) 公開日 平成19年2月8日(2007.2.8)

(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 4 C 0 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 37 頁)

(21) 出願番号	特願2005-214727 (P2005-214727)	(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
(22) 出願日	平成17年7月25日(2005.7.25)	(74) 代理人	100076233 弁理士 伊藤 進
		(72) 発明者	河合 利昌 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)	4C061 AA00 BB00 CC06 DD03 FF33 HH42 HH47 JJ06 LL02

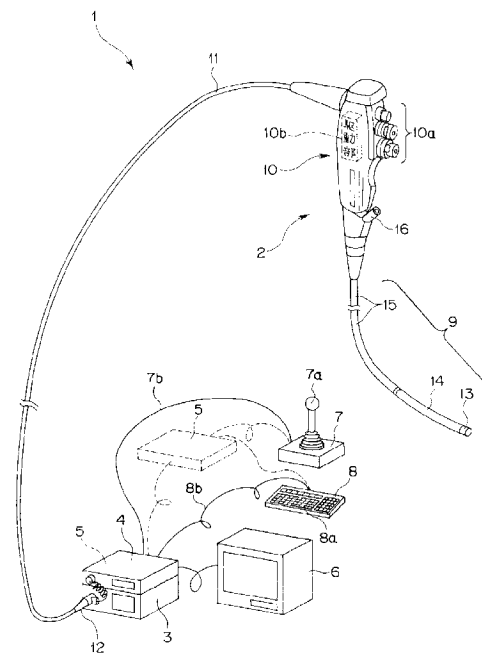
(54) 【発明の名称】 医療用制御装置

(57) 【要約】

【課題】 湾曲部の先端側を固定すると同時に湾曲部が管腔内の形状に合った形状になるように湾曲部の駆動を制御することにより、医療用具の挿入部の挿入性を向上させる。

【解決手段】 サーボ制御コントローラ36Aにはポイントロック演算部50が設けられている。ポイントロック演算部50は、供給された先端指令値情報と位置F/B情報とに基づいて、先端リンク根元座標位置計算部51及び逆運動学演算部52によって先端側のリンク部材21aに対するサーボ位置指令信号と、このリンク21a以外のリンク部材21に対するサーボ位置指令信号とを得るための演算処理を行い駆動部10bに出力する。この場合の演算処理では、負荷検出部60からの検出結果に応じて決定される重み関数を用いて行われる。このことにより、任意のリンク部材21あるいはマニピュレータ20全体に対して無理な姿勢を排除し、動き易い範囲内で動作させることが可能となる。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体内に挿入される挿入部の先端側に、複数のリンク部材がそれぞれ回動自在に連設された湾曲部を有する医療用具と、

前記複数のリンク部材をそれぞれ回動させて前記湾曲部を湾曲動作させるための駆動手段と、

前記複数のリンク部材の内、最も先端側のリンク部材の位置と向きを指定する指定手段と、

前記複数のリンク部材のそれぞれ隣り合うリンク部材のなす角度を演算する際に、前記隣り合うリンク部材のなす角度が予め設定された許容範囲内になるようにするためのパラメータを設定する設定手段と、 10

前記医療用具の前記湾曲部が移動したときに前記指定手段により指定された位置と向きを維持しながら前記最も先端側のリンク部材及びこのリンク部材に連なる他のリンク部材が前記位置を通過するように、前記設定手段により設定されたパラメータに基づいて前記複数のリンク部材のそれぞれの角度を演算し、この演算結果に基づいて、前記複数のリンク部材を回動させるように前記駆動手段を制御する制御手段と、

を具備したことを特徴とする医療用制御装置。

## 【請求項 2】

前記複数のリンク部材のそれぞれに及ぼされる力量をリンク部材毎に検出する検出手段を有し、 20

前記制御手段は、前記検出結果に応じて前記パラメータを変更し、この変更したパラメータに基づいて、前記複数のリンク部材における隣り合うリンク部材のそれぞれの角度を演算し、この演算結果に基づいて、前記複数のリンク部材を回動させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用制御装置。

## 【請求項 3】

前記複数のリンク部材が互いになす角度及びその角度の変化量を検出する検出手段を有し、

前記制御手段は、前記検出結果に応じて前記パラメータを変更し、この変更したパラメータに基づいて、前記複数のリンク部材における隣り合うリンク部材のそれぞれの角度を演算し、この演算結果に基づいて、前記複数のリンク部材を回動させるように前記駆動手段を制御することを特徴とする請求項 1 に記載の医療用制御装置。 30

## 【請求項 4】

前記医療用具は、前記挿入部の先端側に前記湾曲部を有する内視鏡であることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれか 1 つに記載の医療用制御装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、医療用具の湾曲部に対して湾曲動作を行わせるための駆動手段を制御する医療用制御装置に関する。

## 【背景技術】 40

## 【0002】

従来より、医療用具として内視鏡は、幅広く利用されている。内視鏡の細長の挿入部を体腔内に挿入することにより、術者は、体腔内臓器などを観察したり、必要に応じて処置具チャンネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置ができる。また、工業分野においても、作業者は、内視鏡の細長の挿入部を挿入することにより、ボイラ、タービン、エンジン、化学プラントなどの内部の傷や腐蝕などを観察したり検査することができる。

## 【0003】

このような内視鏡には、細長な挿入部の先端部基端側に湾曲自在な湾曲部が設けられている。前記内視鏡において、術者等の使用者は、操作部に設けられた湾曲操作レバー等の湾曲操作入力手段を操作することにより、湾曲部を湾曲動作させるための湾曲駆動手段に 50

、前記湾曲部の湾曲方向や湾曲の速度が湾曲量として指示入力される。

【0004】

そして、前記湾曲駆動手段は、前記湾曲操作レバーによる湾曲量に基づき、前記湾曲部を構成する湾曲駒に接続された湾曲操作ワイヤを機械的に牽引又は弛緩させることにより、前記湾曲部を湾曲動作させる。

【0005】

この種の従来の内視鏡には、湾曲駆動手段として例えば内視鏡内部に内蔵したモータを電氣的に回動制御してこのモータの駆動力により湾曲操作ワイヤを牽引又は弛緩して前記湾曲部を湾曲動作させる電氣的湾曲駆動方式、つまり電動湾曲内視鏡がある。

【0006】

例えば、特許2917263号公報には、電動湾曲内視鏡において、前記湾曲操作ワイヤを牽引するプーリを有しこのプーリに対応するモータのトルクを内視鏡挿入部の種類に合うように設定できる制御手段等に関する技術が開示されている。

また、特許2845255号公報には、電動湾曲内視鏡において、湾曲部の全操作範囲のモータにかかる負荷を均一にできる内視鏡の湾曲操作装置に関する技術が開示されている。

【特許文献1】特許2917263号公報

【特許文献2】特許2845255号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記従来電動湾曲内視鏡は、湾曲入力手段を操作して指示入力される湾曲量に基づいて湾曲駆動手段であるモータを電氣的に回動制御することにより、湾曲操作ワイヤを牽引又は弛緩して前記湾曲部を湾曲動作させるものである。この湾曲部には複数の湾曲駒が接続されており、湾曲時に湾曲部は湾曲部全体に渡って湾曲するといった構成であるため、例えば大腸などの管腔内に挿入する際、湾曲部の先端側をこの管腔内の形状に合わせた形状に湾曲固定させて挿入することはできず、例えばS状結腸部への挿入については熟練した操作を要していた。

【0008】

本発明は前記事情に鑑みてなされたものであり、湾曲部の先端側を固定すると同時に湾曲部が管腔内の形状に合った形状になるように湾曲部の駆動を制御することにより、医療用具の挿入部の挿入性を向上できる医療用制御装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明の医療用制御装置は、被検体内に挿入される挿入部の先端側に、複数のリンク部材がそれぞれ回動自在に連設された湾曲部を有する医療用具と、前記複数のリンク部材をそれぞれ回動させて前記湾曲部を湾曲動作させるための駆動手段と、前記複数のリンク部材の内、最も先端側のリンク部材の位置と向きを指定する指定手段と、前記複数のリンク部材のそれぞれ隣り合うリンク部材のなす角度を演算する際に、前記隣り合うリンク部材のなす角度が予め設定された許容範囲内になるようにするためのパラメータを設定する設定手段と、前記医療用具の前記湾曲部が移動したときに前記指定手段により指定された位置と向きを維持しながら前記最も先端側のリンク部材及びこのリンク部材に連なる他のリンク部材が前記位置を通過するように、前記設定手段により設定されたパラメータに基づいて前記複数のリンク部材のそれぞれの角度を演算し、この演算結果に基づいて、前記複数のリンク部材を回動させるように前記駆動手段を制御する制御手段と、を有している。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、湾曲部の先端側を固定すると同時に湾曲部が管腔内の形状に合った形状になるように湾曲部の駆動を制御することにより、医療用具の挿入部の挿入性を向上できる医療用制御装置の実現が可能となる。

10

20

30

40

50

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0011】

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】

## 【0012】

図1乃至図29は本発明の実施例1における医療用制御装置の基本構成を説明するためのもので、図1は医療用制御装置を用いて内視鏡装置として構成した場合のシステム構成図である。

## 【0013】

図1に示すように、本発明に係る医療用制御装置を用いた内視鏡装置1は、挿入部先端部内に図示しない撮像手段を備え、操作部10内あるいは湾曲部14内に後述する挿入部9の湾曲部14を湾曲させるための駆動部10bを備えた医療用具としての電子内視鏡（以下、単に内視鏡）2と、前記内視鏡2に着脱自在に接続され、この内視鏡2に照明光を供給する光源装置3と、前記内視鏡2に着脱自在に接続され、前記内視鏡2の前記撮像手段を制御すると共に、この撮像手段から得られた信号を処理して標準的な映像信号を出力するビデオプロセッサ4と、前記ビデオプロセッサ4内あるいはこのビデオプロセッサ4とは別体に設けられ、前記湾曲部14を湾曲動作させるように前記内視鏡2の駆動部10bを制御するコントローラ5と、前記ビデオプロセッサ4で信号処理して得られた内視鏡画像を表示するモニタ6と、前記コントローラ5に電氣的に接続される指定手段としての操作指令部7と、前記コントローラ5に電氣的に接続される設定値入力手段としての設定値指令部8と、を有している。 10 20

なお、前記ビデオプロセッサ4には、図示しないVTRデッキ、ビデオプリンタ、ビデオディスク、画像ファイル記録装置などが接続できるようになっている。

## 【0014】

前記内視鏡2は、観察対象部位へ挿入する細長の挿入部9と、この挿入部9の基端部に連設され、ビデオスイッチや送気・送水スイッチ等の操作部10aを有する把持部12と、この把持部12の側面より延設され、図示しない撮像手段に接続する信号ケーブルや照明光を伝達するライトガイドなどを内蔵したユニバーサルコード11と、このユニバーサルコード11の端部に設けられ、前記光源装置3及びビデオプロセッサ4に着脱自在に接続されるコネクタ部12と、を有している。 30

## 【0015】

前記挿入部9は、先端に設けられた先端部13と、この先端部13の後部（被検体に挿入される挿入部9の先端側）に設けられた湾曲自在の湾曲部14と、この湾曲部14の後部に設けられ、軟性の管状の部材より形成される長尺で可撓性を有する可撓管部15とが連設されて構成している。

## 【0016】

前記先端部13は、撮像手段としてCCDなどの図示しない固体撮像素子及びこの固体撮像素子を駆動するための回路基板などが組み込まれた撮像部や、体腔内の観察対象部位を照明するための照明光を伝達する図示しないライトガイドなどを内蔵して構成されている。なお、前記湾曲部14の構成については後述する。 40

## 【0017】

前記コントローラ5には、接続線7bを介して前記操作指令部7が電氣的に接続されている。この操作指令部7は、例えばジョイスティック7aを備えて構成されたものであり、このジョイスティック7aを操作することにより前記湾曲部14を湾曲動作させるための操作指令値信号を出力する。

## 【0018】

また、前記コントローラ5には、接続線8bを介して設定値指令部8が電氣的に接続されている。この設定値指令部8は、例えばキーボード8aを用いて構成されたものであり、このキーボード8aによるキー操作によって、コントローラ5に対し前記湾曲部14を湾曲させるのに必要な各種設定値の入力を行う。 50

## 【0019】

次に、前記湾曲部14の構成について、図3乃至図8を参照しながら説明する。また、前記湾曲部14については、簡単のため、平面的動作駆動部としての取り扱いとして説明を行う(2次元の平面動作)。

図3及び図4はリンク構造の駆動機構を備えた湾曲部を有する挿入部先端側の概略構成を説明するもので、図3は挿入部先端側の斜視図、図4は挿入部先端側の断面図である。また、図5は駆動機構がモータ及びギアで構成された湾曲部の構成を示す断面図、図6は図5に示す湾曲部の変形例1の構成を示す断面図、図7は図5に示す湾曲部の変形例2の構成を示す断面図、図8はモータとフレキシブルシャフトとの接続構成を示す斜視図である。

10

## 【0020】

図3及び図4に示すように、前記挿入部9の湾曲部14は、被検体内に挿入される挿入部9の先端側に設けられている。この湾曲部14は、挿入部駆動機構20を有し、この挿入部駆動機構20は、複数のリンク部材21a、21b、21c...21nが複数の関節部材20a、20b、20c...20nによってそれぞれ回動自在に接続されることにより、構成している。つまり、挿入部駆動機構20は、多関節のリンク構造を有している。

## 【0021】

また、前記駆動部10bは、前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nをそれぞれ回動させるための駆動源であるモータ27(図5及び図8参照)である。

この駆動部10bであるモータ27が前記操作部10内に設けられた場合には、図8に示すようにモータ27の駆動軸27aにはジョイント30aを介してフレキシブルシャフト30が連結される。そして、このフレキシブルシャフト30は、図示しないが挿入部9内に延設され、基端部が前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nに連結される。このことにより、それぞれのモータ27の回転力がフレキシブルシャフト30を介して、前記複数のリンク部材21にそれぞれ伝達されるようになっている。

20

## 【0022】

また、前記駆動部10bであるモータ27が挿入部9の湾曲部14内に設けられた場合には、図5に示すように、モータ27は、前記挿入部駆動機構20を構成する前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21n内にそれぞれ配設される。そして、モータ27の回転力は、前記モータ27と連結する連結ギア26等によって前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nにそれぞれ伝達されるようになっている。

30

## 【0023】

なお、前記リンク部材21及び関節部材20の数は、図中に示す構成例に限定されるものではなく、前記内視鏡2の目的に応じて適宜その数を増減して構成することも可能である。また、前記リンク部材21aは、先端部13の最先端側に配置されたもので、このリンク部材21aの後端側には順にリンク部材21b、21c...21nが連結されるようになっている。また、これに伴い、前記関節部材20a、20b、20c...20nについても先端部13側から順にリンク部材21との間にそれぞれ配置されることになる。

## 【0024】

図5には前記湾曲部14の具体的な構成が示されている。

40

図5に示すように、前記湾曲部14の挿入部駆動機構20は、前記駆動部10bであるモータ27を前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21n内にそれぞれ配設している。

前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nは、前記関節部材20a、20b、20c...20nであるジョイントシャフト22によってそれぞれ回動自在に連結されている。前記ジョイントシャフト22は軸部材であり、このジョイントシャフト22には、それぞれ検出手段としてのポテンシオメータ23が装着されている。

## 【0025】

このポテンシオメータ23は、ジョイントシャフト22の回転量を検出してリンク部材21の状態量検知信号として図示しない信号線を介して前記コントローラ5に出力するよ

50

うになっている。

【0026】

また、前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nの各基端側には、前記ジョイントシャフト22を回動自在に軸止した歯車24がそれぞれ固定されている。この歯車24には連結ギア26の歯車25が噛合される。この連結ギア26は、前記リンク部材21a、21b、21c...21n毎に設けられたモータ27の図示しない駆動軸と連結しており、この駆動軸の回転力は軸26aを介して前記歯車25に伝達されるようになっている。

【0027】

このことにより、モータ27の回転力が連結ギア26の軸26a及び歯車25を介して歯車24に伝達されて、この歯車24が固定されたリンク部材21を所定方向に回動させることが可能である。

10

【0028】

また、図5に示す湾曲部14は、各リンク部材21毎に挿入部駆動機構20を構成する、モータ27、連結ギア26、歯車24、25を有しているため、前記複数のリンク部材21a~21nの内、指定したリンク部材21のモータ27の回転制御を行えば、前記指定されたリンク部材21のみを回転動作させることが可能である。

【0029】

なお、本実施例では、前記湾曲部14における駆動機構20を、図6に示す変形例1、あるいは図7に示す変形例2のように構成しても良い。このような湾曲部14の変形例1、変形例2を図6及び図7を参照しながら説明する。

20

【0030】

変形例1及び変形例2における湾曲部14は、図5に示す湾曲部14とは異なり、各リンク部材21毎にモータ27を設けずに、駆動部10bであるモータ27を操作部10内に複数設けている。そして、これらのモータ27の回転力は、これらのモータ27の駆動軸30bにジョイント30aを介してそれぞれ連結され且つ挿入部9内に延設されるそれぞれのフレキシブルシャフト30を介して、これらのフレキシブルシャフト30にそれぞれ連結している前記複数のリンク部材21a、21b、21c...21nに伝達されるようになっている。

【0031】

図6に示すように、変形例1の湾曲部14は、図5に示す挿入部駆動機構20と略同様の構成であるが、各リンク部材21毎に延設されるフレキシブルシャフト30の先端側に歯車29を設けている。

30

【0032】

この歯車29には、前記歯車25を逆側に設けた連結歯車28ギアが噛合する。この連結ギア28は前記リンク部材21内部に内装されており、この連結ギア28の軸29aの逆側に設けた歯車25を介して、フレキシブルシャフト30からの回転力を歯車24に伝達するようになっている。

このことにより、モータ27の回転力が、駆動軸30b、ジョイント30a、フレキシブルシャフト30、歯車29、連結歯車28、軸29a及び歯車25を介して歯車24に伝達されて、この歯車24が固定されたリンク部材21を所定方向に回動させることが可能である。

40

【0033】

変形例1の湾曲部14は、図5に示す湾曲部14と同様に、各リンク部材21毎に挿入部駆動機構20を構成する、フレキシブルシャフト30、連結歯車28、歯車24、25を有しているため、前記複数のリンク部材21a~21nの内、指定したリンク部材21のモータ27の回転制御を行えば、前記指定されたリンク部材21のみを回転動作させることが可能である。

【0034】

また、図7に示すように、変形例2の湾曲部14は、前記変形例1の挿入部駆動機構2

50

0 と略同様の構成であるが、前記連結歯車 28 を無くし、各リンク部材 21 毎に延設されるフレキシブルシャフト 30 を各リンク部材 21 内部に配設するように構成している。

【0035】

前記フレキシブルシャフト 30 の先端側には前記歯車 25 が設けられている。したがって、フレキシブルシャフト 30 からの回転力は、前記歯車 25 を介して、連結歯車 28 等の連結部材を介さずとも直に各リンク部材 21 の後端側に固定された歯車 24 に伝達されるようになっている。このことにより、前記変形例 1 と同様に前記歯車 24 が固定されたリンク部材 21 を所定方向に回動させることが可能である。

【0036】

変形例 2 の湾曲部 14 は、前記変形例 1 と同様に各リンク部材 21 毎に挿入部駆動機構 20 を構成する、フレキシブルシャフト 30、歯車 24、25 を有しているの、前記複数のリンク部材 21 a ~ 21 n の内、指定したリンク部材 21 のモータ 27 の回転制御を行えば、前記指定されたリンク部材 21 のみを回転動作させることが可能である。

10

【0037】

次に、このような湾曲部 14 を有する内視鏡 2 を備えた内視鏡装置 1 の電気的な主要構成について図 2 を参照しながら説明する。

図 2 は内視鏡装置 1 の主要構成部分の電気的な構成を示すブロック図である。

図 2 に示すように、前記内視鏡装置 1 は、例えばジョイスティック 7 a を用いて構成される操作手段及び指定手段としての操作指令部 7 と、キーボード 8 a を用いて構成される設定値入力手段としての設定値指令部 8 と、前記操作指令部 7 からの操作指令値信号、前記設定値指令部 8 により設定された設定値及び前記ポテンシオメータ 23 等からの状態量検知信号に基づいて前記駆動部 10 b を制御するための駆動指令値信号を出力するコントローラ 5 と、前記コントローラ 5 からの駆動指令値信号に基づいてそれぞれ回転制御されるモータ 27 等の駆動部 10 b と、この駆動部 10 b の回転力によって姿勢制御される湾曲部 14 内に設けられた挿入部駆動機構 20 と、を有して主要部を構成している。

20

【0038】

前記操作指令部 7 は、ジョイスティック 7 a を用いて前記湾曲部 14 の湾曲を指示するための操作手段であり、操作に基づく操作指令値信号を前記コントローラ 5 に出力する。また、前記操作指令部 7 は、前記湾曲部 14 を構成する前記複数のリンク部材 21 a ~ 21 n の内、2次元における位置と向きを固定するリンク部材 21 を指定する指定手段であり、この操作に基づく前記操作指令値信号を前記コントローラ 5 に出力する。

30

【0039】

前記コントローラ 5、駆動部 10 b 及び挿入部駆動機構 20 を有する主要部の制御ブロック図が図 9 に示されている。

図 9 に示すように、前記コントローラ 5 (図 2 参照) は、指令制御部 5 A を有している。この指令制御部 5 A には、前記操作指令部 7 からの操作指令値信号が供給されるようになっている。

【0040】

前記指令制御部 5 A は、供給された操作指令値信号及び状態量検知信号に基づき、アクチュエータ制御ブロック 31 に設けられた駆動部 10 b を制御するのに必要な演算処理等を行うものである。

40

【0041】

前記指令制御部 5 A には、前記湾曲部 14 の挿入部駆動機構 20 を構成する複数のリンク部材 21 毎に設けられた複数の第 1、第 2 ... 第 n アクチュエータ制御ブロック 31 a ~ 31 n が電気的に接続されている。

【0042】

図 10 は図 9 に示す前記指令制御部 5 A 及びアクチュエータ制御ブロック 31 の具体的な構成を示すブロック図である。

図 10 に示すように、前記指令制御部 5 A は、前記操作指令部 7 からの操作指令値信号を入力するための入力部 I / F 33 と、前記設定値指令部 8 からの設定指令値を入力する

50

ための入力部 I / F 3 4、3 5 と、これらの I / F 3 3 ~ 3 5 を介して入力された各種指令値信号に基づき、前記第 1、第 2、... 第 n アクチュエータ制御ブロック 3 1 a ~ 3 1 n 内の駆動部 1 0 b を制御する中央処理演算装置（例えば CPU）3 2 と、を有している。

【 0 0 4 3 】

なお、前記入力部 I / F 3 3 は、ジョイスティック 7 a がアナログの操作指令値信号を出力するものである場合にはこのアナログ信号の入力が可能である。また、前記入力部 I / F 3 3 は、操作指令部 7 が他のデジタルの操作指令値信号を出力する操作手段である場合にはこのデジタル信号の入力が可能である。

【 0 0 4 4 】

また、前記入力部 I / F 3 4 は、連続的に動作するのに必要なアナログの設定値指令信号の入力が可能であり、前記入力部 I / F 3 5 はパラメータ変更などのデジタルの設定指令値の入力が可能である。前記入力部 I / F 3 4 と前記入力部 I / F 3 5 とは 1 つの I / F として構成しても良い。

【 0 0 4 5 】

一方、前記アクチュエータ制御ブロック 3 1 は、高速で各種の演算処理を行うとともに、演算結果に基づき駆動指令値信号を生成し出力するデジタルシグナルプロセッサ（Digital Signal Processor で、以下、DSP と称す）3 6 と、この DSP 3 6 からの駆動指令値信号（サーボ指令値信号）に基づき操作出力値信号（駆動信号）を生成し出力する制御指令値出力部 3 7 と、この制御指令値出力部 3 7 からの操作出力値信号に基づき回転が制御される駆動部 1 0 b であるモータ 2 7 と、このモータ 2 7 の回転位置を検出するエンコーダやリンク部材 2 1 の回転角度を検出するポテンシオメータ 2 3 等の検出手段であるセンサ 3 8 と、このセンサ 3 8 により検出された位置情報である状態量検知信号を検出して前記 DSP 3 6 に出力するための信号入力部 3 9 と、を有している。

【 0 0 4 6 】

なお、本実施例では、前記駆動部 1 0 b としてモータ 2 7 を用いているが、これに限定されることはなく、他のアクチュエータを駆動部 1 0 b として用いるように構成しても良い。

【 0 0 4 7 】

図 1 1 は前記アクチュエータ制御ブロックの具体的な構成を示すブロック図であり、図 1 2 は図 1 1 のサーボ制御コントローラのブロック図を示している。

図 1 0 に示すアクチュエータ制御ブロック 3 1 において、前記 DSP 3 6 は図 1 1 に示すサーボ制御コントローラ 3 6 A を構成し、このサーボ制御コントローラ 3 6 A は、供給されたサーボ指令値信号に基づく操作出力値信号（駆動信号）を生成し、前記制御指令値出力部 3 7 であるドライバ（アンプ）3 7 a に出力する。なお、前記サーボ制御コントローラ 3 6 A は、図 1 0 に示す CPU 3 2 に置き換えて構成しても良い。

【 0 0 4 8 】

前記ドライバ 3 7 a は、供給された操作出力値信号を増幅してモータ 2 7 を回転させる。すると、このモータ 2 7 の回転により図 5 に示すリンク部材 2 1 は回動動作する。このとき、前記センサ 3 8 は、リンク部材 2 1 の状態量検知信号を生成し、前記信号入力部 3 9 である検知部（アンプ）3 9 a に出力する。

【 0 0 4 9 】

前記検知部 3 9 a は、供給された状態量検知信号を増幅して前記サーボ制御コントローラ 3 6 A に出力する。このことにより、サーボ制御コントローラ 3 6 A は、供給された状態量検知信号とサーボ指令値信号との比較を行いながら前記モータ 2 7 の回転制御を行うようになっている。

【 0 0 5 0 】

この場合、前記サーボ制御コントローラ 3 6 A は、図 1 2 に示すように、供給されたサーボ指令値信号と、前記センサ 3 8 により得られたモータ 2 7 の変位情報である状態検出信号とに基づいて、PD 制御部 4 0 を用いて公知の比例・微分制御等の PD 制御を行って操作出力値信号（駆動信号）を生成し、モータ 2 7 に与えることにより回転制御する。

10

20

30

40

50

## 【0051】

ところで、このような多関節のリンク構造の湾曲部14を備えた内視鏡2では、大腸などの管腔内の形状に合わせた形状で挿入するためには、先端側のリンク部材21aを最適な姿勢角度に制御すると同時に、これに連動してこの先端側のリンク部材21aに連なる複数他のリンク部材21についても制御する必要がある。このような本発明に用いられる基本的な制御方法を図13乃至15を参照しながら説明する。

## 【0052】

図13乃至図15は他関節のリンク構造を有する湾曲部の姿勢制御を説明するもので先端部13側のリンク部材21a~21cに対応した説明図であり、図13は先端部13側のリンク部材21aが所定の先端位置及び姿勢ベクトルの状態である図、図14は図13のリンク部材21aの姿勢状態である場合に予想される他のリンク部材の状態を示す図、図15は先端部13側のリンク部材21aのみを独立的に姿勢制御した所定の位置及び姿勢ベクトルの状態を示す図である。

10

## 【0053】

本実施例のコントローラ5の指令制御部5Aは、前記湾曲部14を構成する複数のリンク部材21a~21nをそれぞれ姿勢制御する際に、後述する運動学(順運動学及び逆運動学)に基づく演算処理を行うようになっている。

## 【0054】

なお、順運動学に基づく演算処理とは、各関節(各リンク部材21)の角度が得られたとき、先端部の位置・姿勢ベクトルを求めるための演算処理であり、逆運動学に基づく演算処理とは、先端部の位置・姿勢ベクトルが得られたとき、各関節(各リンク部材21)の角度を求めるための演算処理を意味している。今後、簡単のため、3リンク及び前述した様に2次元平面に限った動作説明を行うが、2次元平面動作から3次元空間動作に置換することは、よく知られているロボットの座標変換処理と同様にD H法(Denavit-Hartenberg表記法)による処理に差し替えることで対応可能となる。

20

前記指令制御部5Aは、後述するロボットの運動学を定量化する基本式に基づき、演算処理を行う。このようなロボットの運動学を定量化する基本式を下記に示す。

ここで、 $x$ を手先座標、 $q$ を関節座標、及び $J$ をヤコビアン(速度ベクトル)とすると、下記の式が定義できる。なお、 $x$ 、 $q$ 、 $J$ は、それぞれのベクトルを示すものとする。

30

(式1)

$$\text{手先と関節との位置関係} \quad \mathbf{x} = \mathbf{p}(q) \quad \dots(\text{式1})$$

なお、図13は2次元座標を示しているので、 $\mathbf{x} = \begin{pmatrix} X \\ Y \end{pmatrix}$  である。

(式2)

40

$$\text{手先と関節との速度関係} \quad (dx/dt) = J \cdot (dq/dt) \quad \dots(\text{式2})$$

そして、以上の式(式1、式2)と各リンク拘束条件の運動学(ラグランジュアン)を解けば、下記のロボットダイナミクス(関節座標におけるトルク(または $t^2 q / t^2$ ))とダイナミクスとの関係)を導出することが可能である。

(式3)

$$\tau = H(q) \cdot (d^2q/dt^2) + h(q, (dq/dt)) + g(q) - \tau_{EXT} \quad \dots(式3)$$

ただし、 $H(q)$  は慣性行列項、 $h$  はコリオリ及び姿勢変化に依存するダイナミクス項、 $g$  は重力項、 $EXT$  は外乱要素を表す。

【0055】

各関節（各リンク部材 2 1 であり図 1 3 中の  $q_1$ 、 $q_2$ 、 $q_3$ ）と手先位置（先端側のリンク部材 2 1 a の位置であり  $q_1$ ）とにおいて、手先位置加速度と関節加速度との動的関係については、前記（式 1）～（式 3）の関係と、前記（式 2）両辺を時間による微分操作を行った結果を用いて、

$X = J \cdot (d^2q/dt^2) + (dJ/dt) \cdot (dq/dt)$  の関係と、右辺を行列分解（特異値分解など）することで行列空間を核空間（Kernel）と零空間（Null）に分解することができる。

【0056】

これにより、下記に示す（式 4）を導出することが可能である。

【0057】

（式 4）

$$(d^2q/dt^2) = J^{\#}((d^2x/dt^2) - (dJ/dt) \cdot (dq/dt)) + (I - J^{\#}xJ) \cdot (d^2q/dt^2) \quad \dots(式4) \quad 20$$

ただし、（式 4）中の表記  $\#$  は擬似逆行列を表している。概して、前記（式 4）において、左辺第 1 項は手先位置の動きを表し、第 2 項は手先以外の各関節の動きを表している。したがって、手先位置（先端側リンク部材 2 1 a の位置で  $q_1$ ）を決定する場合にそれ以降の関節姿勢（他のリンク部材 2 1 b ~ 2 1 n で  $q_1$ 、 $q_2$ ）は、一意に決定されない。

【0058】

つまり、図 1 4 に示すように、先端部の  $q_1$  の位置が指定した場合、この  $q_1$  を含む  $q_2$ 、 $q_3$  からなるリンク部材の姿勢の取り方は、図中実線に示す姿勢以外に点線で示す姿勢のとり方も行うことができ、姿勢が一意には決まるものではない。すなわち、湾曲部 1 4 の各リンク部材 2 1 は、ロボットの姿勢の冗長性を有することになる。

【0059】

そして、コントローラ 5 の指令制御部 5 A は、前記（式 3）、（式 4）のリンク運動方程式を実時間で制御するための各リンクに付与すべきトルク計算、すなわち後述する（式 7）、（式 8）の計算を行うが、図 1 5 に示すように、先端部から次段のリンク部材 2 1 b、2 1 c（ $q_2$ 、 $q_3$ ）についてはリンク位置・姿勢の運動学に基づく演算処理を行い、先端側のリンク部材 2 1 a（ $q_1$ ）については、独立的に駆動制御するアルゴリズム（図示しないメモリに記憶されている）に基づいて演算処理を行うようになっている。

【0060】

このことにより、先端側のリンク部材 2 1 a の位置、姿勢（向き）が決定すると、前記演算処理を行うことにより、先端側のリンク部材 2 1 a に連なる他のリンク部材 2 1 の角度を求めることが可能である。

【0061】

次に、前記運動学（順運動学及び逆運動学）に基づく演算処理を行うためのサーボ制御コントローラ 3 6 A の具体的な構成及び制御方法について図 1 6 乃至 2 1 を参照しながら説明する。

【0062】

図 1 6 乃至図 2 1 はサーボ制御コントローラ 3 6 A の具体的な構成及び制御方法を説明するためのもので、図 1 6 はサーボ制御コントローラ 3 6 A の概略構成を示すブロック図、図 1 7 は図 1 6 の制御則演算部 3 6 B の具体的な構成を示すブロック図、図 1 8 は図 1

7のダイナミクス演算部43の概略構成を示すブロック図、図19は図18のダイナミクス演算部43の具体的な構成を示すブロック図、図20は図17の運動学演算部41の概略構成を示すブロック図、図21は図20の運動学演算部41の具体的な構成を示すブロック図をそれぞれ示している。

【0063】

図16に示すように、サーボ制御コントローラ36Aは、制御則演算部36Bを有しており、この制御則演算部36Bには、先端側のリンク部材21aあるいは各リンク部材21におけるサーボ指令値信号を含む設定指令値信号等の指令値情報(設定値情報も含む)と、各リンク部材21における状態量検知信号などの位置フィードバック情報(以下、位置F/B情報と称す)とが供給される。

10

【0064】

そして、前記制御則演算部36Bは、供給された指令値情報と位置F/B情報とに基づいて、後述する運動学演算部41及びダイナミクス演算部43に各リンク部材21に対応する駆動指令値信号としての関節トルク指令値信号を得るための演算処理を行い、駆動部10bに出力する。

【0065】

前記制御則演算部36Bの具体的な構成が図17に示されている。

【0066】

図17に示すように、前記制御則演算部36Bは、先端側のリンク部材21aの先端位置座標である指令値位置情報と、各関節(各リンク部材21)の関節位置F/B情報とを 20  
入力して、これらの情報を用いて運動学に基づく演算処理を行う運動学演算部41と、この運動学演算部41の演算結果と、前記指令値情報及び関節位置F/B情報とを入力して、これらの情報を用いて各リンク部材21の変化量に関する動的な部分を導き出すためにダイナミクス演算処理を行うダイナミクス演算部43と、前記指令値情報と前記運動学演算部41及び前記ダイナミクス演算部43との各演算結果とを入力し、これらの情報に基づいて各リンク部材21を制御するのに必要な関節トルク指令値信号を演算処理する制御演算部42と、を有している。

【0067】

そして、前記制御則演算部36Bは、生成された前記関節トルク指令値信号を、前記アクチュエータ制御ブロック31内の駆動部10bに供給することにより、挿入部駆動機構 30  
(マニピュレータ)20を制御する。

このとき、マニピュレータ20は、前記アクチュエータ制御ブロック31内のセンサ38によって検出された、状態量検知信号である各関節の関節位置F/B情報を前記運動学演算部41及びダイナミクス演算部43に出力する。

【0068】

図18に前記ダイナミクス演算部43の概略構成を示し、図19に前記ダイナミクス演算部の具体的な構成が示されている。

図18に示すように、前記ダイナミクス演算部43は、前記運動学演算部41の演算結果である後述するヤコビアン(速度ベクトルで、JあるいはヤコビアンJとして説明することもある)と、前記指令値情報及び関節位置F/B情報とを入力して、これらの情報 40  
を用いてダイナミクス演算処理を行うことにより、各リンク部材21の変化量に関する動的な部分、すなわち、各リンク部材21の位置偏差、ヤコビアンJ、関節位置速度・加速度を導き出し、演算処理結果として出力する。

【0069】

具体的には、前記ダイナミクス演算部43は、図19に示すように、順運動学演算部44と、時間微分演算部45と、時間微分演算部46と、を有している。

【0070】

前記順運動学演算部44は、前記関節位置F/B情報に基づいて前記した順運動学に基づく演算処理を行う。この演算出力結果は、減算器によって先端部のリンク部材21aの先端位置情報から差し引かれることにより、各リンク部材21の位置偏差eが導きだされ 50

る。

【0071】

前記時間微分演算部45は、前記関節位置F/B情報とヤコビアンJとが入力され、前記関節位置F/B情報とヤコビアンJとを用いて時間微分演算処理を行うことにより、各リンク部材21の変位量、すなわち、ヤコビアン速度  $J / t$ 、関節位置速度  $q / t$  を生成する。

【0072】

前記時間微分演算部46は、前記関節位置速  $q / t$  を入力して時間微分演算処理を行うことにより、関節位置加速度  ${}^2 q / t^2$  を生成する。

【0073】

図20に前記運動学演算部41の概略構成を示し、図21に前記運動学演算部41の具体的な構成が示されている。

図20に示すように、前記運動学演算部41は、前記指令値情報及び関節位置F/B情報を入力して、これらの情報を用いて運動学に基づく演算処理を行うことにより、先端側のリンク部材21aのヤコビアンJ、ヤコビアンJの疑似逆行列  $J^+$ 、及びヤコビアンJの零空間疑似逆行列  $(I - J^+ J)$  を導き出し、演算処理結果として出力する。

【0074】

具体的には、前記運動学演算部41は、図21に示すように、ヤコビアン演算部47と、疑似逆行列演算部48と、ヤコビアン零空間演算部49と、を有している。

前記ヤコビアン演算部47は、前記指令位置情報と位置F/B情報に基づいてヤコビアンJを得るための演算処理を行い、得られたヤコビアンJを図17に示す制御演算部42、前記疑似逆行列演算部48及び前記ヤコビアン零空間演算部49に出力する。

【0075】

なお、前記ヤコビアン演算部47によるヤコビアン演算処理に基づく(式5)を下記に示す。

【0076】

(式5)

$$J = \begin{pmatrix} \frac{\partial X_1}{\partial q_1} & \frac{\partial X_1}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial X_1}{\partial q_n} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \frac{\partial X_n}{\partial q_1} & \frac{\partial X_n}{\partial q_2} & \dots & \frac{\partial X_n}{\partial q_n} \end{pmatrix} \quad \dots(\text{式5})$$

前記疑似逆行列演算部48は、前記ヤコビアンJが入力され、このヤコビアンJに一般化逆行列演算処理を行うことにより、疑似逆後列  $J^+$  を生成し、図17に示す制御演算部42及び前記ヤコビアン零空間演算部49に出力する。

【0077】

なお、一般化逆行列演算処理に基づく(式6)を下記に示す。

【0078】

(式6)

$$J^+ = (J^T \cdot J)^{-1} \cdot J^T \quad \dots(\text{式6})$$

ただし、式中のスーパーSCRIPT Tは転置行列を表している。

【0079】

前記ヤコビアン零空間演算部49は、供給されたヤコビアンJと前記疑似逆後列  $J^+$  とにヤコビアン零空間演算処理を行うことにより、行列疑似逆行列  $I - J^+ J$  を生成し、前

10

20

30

40

50

記図 17 に示す制御演算部 42 に出力する。

【0080】

したがって、前記ヤコビアン J、ヤコビアン J の疑似逆行列 J<sup>+</sup> 及びヤコビアン零空間疑似逆行列 (I - J<sup>+</sup> J) は前記運動学演算部 41 の演算処理結果として、図 17 に示す制御演算部 42 に供給されることになる。制御演算部 42 においては、前述した指令値と状態量とに基づく PD 制御を行う。

【0081】

次に、前述した図 17 に示す制御演算部 36B 内にて行われる各種演算処理に必要な制御則式を説明する。

本発明の医療用制御装置を用いた内視鏡装置 1 は、複数のリンク部材 21 と、複数の関節部材 20a とを有してマニピュレータを構成する挿入部駆動機構 20 を備えている。このため、前記図 17 に示す制御演算部 36B は、マニピュレータ運動方程式である前記(式 3)、(式 4)を基本とし、さらに、後述するマニピュレータ制御則に基づく各式を用いて各種演算処理を行うことにより、前記関節トルク指令値信号を導いている。

【0082】

前記マニピュレータ制御則に基づく式を下記に示す。この場合、関節トルクを  $\tau$  とし、位置偏差  $e$  とすると、

(式 7)

$$\tau = J^{\#} \cdot \left( \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + K_D \cdot \frac{\partial e}{\partial t} + K_P \cdot e - \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \right) + (I - J^{\#} \cdot J) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} \cdot \phi + h \left( q, \frac{\partial q}{\partial t} \right) + g(q) \quad \dots(\text{式}7)$$

となる。

【0083】

ただし、K<sub>P</sub> は制御量比例ゲイン、K<sub>D</sub> は制御量微分ゲイン、e は指令値と状態量から算出される位置偏差、 $\phi$  は前述した冗長性に重み付けするための制御パラメータ、 $h(q, \dot{q})$ 、g は前述したパラメータである。

【0084】

(式 8)

$$\phi = - \left( K_{NULL} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} + \frac{\partial(I - J^{\#} \cdot J)}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} \right) \quad \dots(\text{式}8)$$

となる。なお、K<sub>NULL</sub> は、前記制御演算部 42 にて用いられる係数である。

【0085】

前記(式 7)においては、図 17 に示す前記運動学演算部 41、前記ダイナミクス演算部 43 及び前記制御演算部 42 によって各種求められた演算処理結果を当てはめることにより、関節トルク  $\tau$  を得ることができる。

【0086】

また、前記(式 8)において、前記 K<sub>NULL</sub> 以外の値については、前記運動学演算部 41 によって求められた演算結果である。

【0087】

ところで、前記構成の内視鏡 2 の挿入部 9 を体腔内の挿入する場合、湾曲部 14 が剛体

10

20

30

40

50

とならないように、湾曲部自体が柔らかなダイナミクス特性にすることが望ましい、そのためには、図 2 2 に示すようなばね 2 0 a 及びダンパ 2 0 b の組み合わせによるダイナミクス特性を先端部で有することで実現している。

【 0 0 8 8 】

言い換えれば、ばね 2 0 0 a 及びダンパ 2 0 0 b による粘弾性作用により、図 2 2 中に示す力量 F が挿入部 9 の先端部 1 3 に加えられると、前記湾曲部 1 4 は、柔らかな特性、すなわち、コンプライアンス特性を有することになる。

以下、制御演算部 4 2 に実装される制御則についての説明を行う。

【 0 0 8 9 】

まず、図 2 2 におけるダイナミクス特性の運動方程式は、(式 9) の通りに記述される 10

【 0 0 9 0 】

(式 9)

$$F = M \cdot \frac{\partial^2 x}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial x}{\partial t} + Kx \quad \dots(\text{式}9)$$

(式 9) から、マニピュレータ手先の指令位置を X、手先に加わる外力を  $F_{TIP}$ 、その結果、生じる位置を  $X_D$  とすれば、コンプライアンス特性を有する先端のダイナミクス特性は、(式 10) の通りとなる。 20

【 0 0 9 1 】

(式 10)

$$M \cdot \frac{\partial^2 X}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial(X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) = F_{TIP} \quad \dots(\text{式}10)$$

ここで、 $F_{TIP}$  に抗する等価な関節力  $F$  は、(式 11) の通りである。

【 0 0 9 2 】

(式 11)

$$\tau_F = J^T(q) \cdot F \quad \dots(\text{式}11)$$

また、簡単のため先端部が拘束された状態で外部環境から外力 F を受けたときの運動方程式は、先端部質量 M についてのみに対して記述すると(式 12) の通りとなる。

【 0 0 9 3 】

(式 12)

$$H(q) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} + h\left(q, \frac{\partial q}{\partial t}\right) + g(q) = \tau + J(q)^T \cdot F \quad \dots(\text{式}12)$$

さて、前述したように、マニピュレータの運動方程式は、(式 13) より、(式 14 a) 及び(式 14 b) が導出される。

【 0 0 9 4 】

(式 13)

$$\frac{\partial X}{\partial t} = J(q) \cdot \frac{\partial q}{\partial t}$$

$$\frac{\partial^2 X}{\partial t^2} = \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t} + J(q) \cdot \frac{\partial^2 q}{\partial t^2} \quad \dots(\text{式13})$$

(式14a)

10

$$\tau = h\left(q, \frac{\partial X}{\partial t}\right) + g(q) - H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t}$$

$$- H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot M(q)^{-1} \cdot \left( D \cdot \frac{\partial(X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) \right)$$

$$+ \left( H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot M(q)^{-1} - J(q)^{-1} \right) \cdot F \quad \dots(\text{式14a})$$

20

(式14b)

$$M(q) = \left( J(q)^{-1} \right)^T \cdot \left( J_0(q) \cdot R(q) \right) \cdot \left( J(q)^{-1} \right) \quad \dots(\text{式14b})$$

ここで、改めて、各リンクのパラメータを含めたマニピュレータダイナミクスの記述を行ったときのコンプライアンス特性は(式15)の通りとなる。

【0095】

(式15)

$$M(q) \cdot \frac{\partial^2 X}{\partial t^2} + D \cdot \frac{\partial(X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) = K_F F \quad \dots(\text{式15})$$

前記(式15)を前記(式14a)に代入すると、(式16)の通りとなる。

【0096】

(式16)

40

$$\tau = h\left(q, \frac{\partial X}{\partial t}\right) + g(q) - H(q) \cdot J(q)^{-1} \cdot \frac{\partial J}{\partial t} \cdot \frac{\partial q}{\partial t}$$

$$- J^{-T}(q) \cdot D \cdot \frac{\partial(X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) - (K_F - I) \cdot F \quad \dots(\text{式16})$$

前記(式16)は(式7)と同様なものを別の形で示したものである。ここでは、簡単

50

のため先端部にバネ特性  $K$  を有するトルク指令の制御式を導出する。

【0097】

(式16)において、速度が小さいときには、下記に示す(式17)の右辺1, 2項を省略することが可能となるため、(式17)が導出され、さらに、 $D = 0$ 、 $K_F = I$ とし、先端変位量  $X = (X - X_D)$  が比較的小さいと仮定すれば、近似的に  $\dot{X} = J(q) \cdot \dot{q}$  が正立する。

【0098】

その結果、(式18)が導出される。これは、所望のコンプライアンス特性として  $K$  を設定した場合の各関節にどのようなトルク指令を生成させたかを示している。

【0099】

(式17)

$$\tau = -J(q)^T \cdot D \cdot \frac{\partial(X - X_D)}{\partial t} + K \cdot (X - X_D) - (K_D - I) \cdot F \quad \dots(\text{式17})$$

(式18)

$$\tau = -J(q)^T \cdot K \cdot J(q) \Delta q \quad \dots(\text{式18})$$

前述のことから、(式7)、(式16)に関して、概して、(式4)において左辺第1項は手元位置の動きを表し、第2項は関節の動きを表していることが解る。

【0100】

そこで、前記コントローラ5の指令制御部5Aは、前述したように前記(式7)、(式8)を実時間でトルク計算を行うが、前記(式7)の2項に該当する値を、リンク部材21の可動範囲に応じた重み付けを演算処理した結果として、駆動部10bを駆動制御するアルゴリズムに基づいて、演算処理を行うようにしても良い。

【0101】

つまり、前記(式7)の2項の  $(I - J^{\#} \times J) \cdot (d^2 q / dt^2)$  のアルゴリズムを、例えば図24に示すようなパラメータである重み関数に変更して演算処理を行う。すなわち、前記重み関数は、各リンク部材21の角度を決定する際に、各リンク可動範囲限界においては重みが大きくなり、可動範囲中立位置近傍においては重みが小さくなるような演算処理を行う。すなわち、各リンクの姿勢は出来るだけ、中立付近になるような姿勢となる重み設定となり、無理な姿勢を排除し、動き安い範囲内で動作するための係数である。

【0102】

なお、予め設定された許容範囲内とは、例えば隣り合うリンク部材21のなす角度が  $\pm 90$ 度の範囲内を意味している。つまり、前記パラメータは、前記隣り合うリンク部材21のなす角度が鋭角にならないようにするためのものとなっている。

【0103】

このことにより、前記挿入部駆動機構20の各リンク部材21が動き安く、且つ滑らかな姿勢制御が可能となる。

【0104】

なお、前記重み関数は、後述する図25乃至図29のいずれかのグラフに示すような重み関数を用いても良い。

【0105】

このような図25乃至図29に示す重み関数の特性を説明する。なお、これら25乃至図29の縦軸は(式8)における  $K_{NULL}$  を示し、横軸は各リンク部材21の動作範囲(各リンク部材21の検出された角度)を示している。また、正の動作制限値は  $90$ 度であ

10

20

30

40

50

り、負の動作制限値は - 90 度としている。

【 0 1 0 6 】

図 2 5 は重み関数 の変形例 1 の特性を示すグラフである。図 2 5 に示すように、前記重み関数 は 1 次関数であり、各リンク部材 2 1 の位置変化に対応する下記に示すように演算処理することにより得た重み関数としたものである。

【 0 1 0 7 】

( 式 1 9 )

$$\phi = a \cdot |(q_i - q_{i\_org})| \quad \dots(\text{式19})$$

10

なお、この場合 を負定値、 $q_i$  を各リンク位置、 $q_{i\_org}$  をリンク原点位置とする。

また、図 2 6 は重み関数 の変形例 2 の特性を示すグラフである。図 2 6 に示すように、前記重み関数 は 2 次関数であり、各リンク部材 2 1 の位置変化に対応する下記に示すように演算処理することにより得た重み関数としたものである。

【 0 1 0 8 】

( 式 2 0 )

$$\phi = a \cdot (q_i - q_{i\_org})^2 \quad \dots(\text{式20})$$

20

なお、この場合、 は負定値である。

【 0 1 0 9 】

また、図 2 7 は重み関数 の変形例 3 の特性を示すグラフである。図 2 7 に示すように、前記重み関数 は、各リンク部材 2 1 の位置変化に対応する偏微分を下記に示すように演算処理することにより得た重み関数としたものである。

【 0 1 1 0 】

( 式 2 1 )

$$\phi = a \sum_{i=1}^n \partial W_i / \partial q_i$$

30

$$\text{但し, } W_i = (q_i - q_{i\_org}) / (q_{i\_max} - q_{i\_min})^2 \quad \dots(\text{式21})$$

なお、この場合、 は負定値、 $q_i$  は各リンク位置、 $q_{i\_org}$  はリンク原点位置、 $q_{i\_max}$  はリンク上限角度値、 $q_{i\_min}$  はリンク下限角度値である。

【 0 1 1 1 】

また、図 2 8 は重み関数 の変形例 4 の特性を示すグラフである。図 2 8 に示すように、前記重み関数 は、場合によっては前記図 2 7 に示す重み関数とは逆に、出来るだけ動作制限値近傍になるような重み関数として、後述する(式 2 2)に のオフセット値を加えて新たに とし を正定値とすることで図 2 8 の重み関数も実現できる。なお、この場合は正定値である。

40

【 0 1 1 2 】

また、図 2 9 は重み関数 の変形例 5 の特性を示すグラフである。図 2 9 に示すように、前記重み関数 は、前記変形例 4 の同様の効果として、図中波線部分を含むような三角関数の絶対値を(式 2 2)の通り用いたものでも良い。

【 0 1 1 3 】

( 式 2 2 )

$$W_i = a \cdot \tan(q_i - q_{i\_org}) \quad \dots(\text{式22})$$

なお、この場合、 $W_i$  は負定値である。

【0114】

したがって、前述した図25乃至図29のいずれかのグラフに示すような前記重み関数を用いて演算処理を行うことにより、無理な姿勢を排除し、動き易い範囲内で動作するための角度を各リンク部材21毎に取得することが可能である。

10

【0115】

また、本実施例では、各リンク部材21毎に重み付けを行うのではなく、マニピュレータ20全体に対して、無理な姿勢を排除し、動き易い範囲内で動作するための重み付けを行うことも可能である。

【0116】

このような場合、前記重み関数  $W_i$  は、マニピュレータ姿勢の特異度を評価指標としたものを用いる。すなわち、ヤコビアン  $J$  に対する可操作性指標  $M$  を下記に示す(式23)のように定義し、この可操作性指標  $M$  を前記重み関数  $W_i$  に替えて用いても良い。

【0117】

(式23)

20

$$M = \sqrt{|J \cdot J^T|} \quad \dots(\text{式23})$$

また、 $J \cdot J^T$  の固有値を計算すると、

(式24)

$$J \cdot J^T = \begin{matrix} \boxed{J} & \boxed{J^T} & \boxed{\phantom{J}} & \Rightarrow & \boxed{\text{対角行列}} \end{matrix} \quad \dots(\text{式24})$$

30

となる。

【0118】

つまり、前記(式23)及び(式24)に示すように、 $J \cdot J^T$  の固有値を計算すれば、通常、行列  $J \cdot J^T$  の階数 = Rank(i) となるが、特異姿勢の場合には、行列  $J \cdot J^T$  の階数 < Rank(i) となり行列  $M$  が退化される。すなわち、前記重み関数  $W_i$  に替えて、前記可操作性指標  $M$  を用いて演算処理を行うことにより、各リンク部材21毎ではなく、マニピュレータ20全体に対して、無理な姿勢を排除し、動き易い範囲内で動作するための重み付けを行うことが可能である。この場合、各リンク部材21は一意的に制御されない。

40

【0119】

以上示した通り幾つかの姿勢制御における重み関数を示しているが、場合によっては後述する軸切り替え手段により、前記重み関数の組み合わせを、各リンク間での異なる重みの組み合わせを選択的に行うことも可能である。

【0120】

なお、本発明では、前記図25乃至図29に示す重み関数や、(式23)及び(式24)に示すような可操作性指標  $M$  を用いた重み関数は、それぞれテーブル毎に格納されるようになっていて、そして、コントローラ5(具体的にはCPU32)は、前記複数のテーブルの内、いずれかのテーブルに基づく重み関数を選択し、選択した重み関数を用いて、各

50

リンク部材 2 1 の角度の演算処理、あるいはマニピュレータ全体に対する各リンク部材 2 1 の各角度の演算処理を行うようになっている。

#### 【0121】

次に、前述したような湾曲部 1 4 の姿勢駆動制御を行うコントローラ 5 の実施例 1 について図 3 0 乃至図 4 1 を参照しながら説明する。

図 3 0 乃至図 4 1 は本発明の実施例 1 に係り、図 3 0 は内視鏡装置 1 のコントローラ 5 の具体的な構成を示すブロック図、図 3 1 及び図 3 2 は湾曲部 1 4 を構成する挿入部駆動機構 2 0 の姿勢制御を説明するもので、図 3 1 は先端側のリンク部材 2 1 a をポイントロックした状態を示す説明図、図 3 2 は先端側のリンク部材 2 1 a をポイントロックすることにより次段のリンク部材が冗長性を有している状態を示す説明図である。また、図 3 3 は図 3 0 のポイントロック演算部 5 0 の具体的な構成を示すブロック図、図 3 4 は図 3 3 の逆運動学演算部 5 2 の具体的な構成を示すブロック図、図 3 5 は先端側のリンク部材 2 1 a をポイントロックしたときの姿勢状態を説明する説明図、図 3 6 は腸壁との接触により生じる負荷を検出する負荷検出部を各リンク部材毎に設けた挿入部駆動機構の構成を示す概略構成図、図 3 7 は図 3 6 の負荷検出部及び制御則演算部 3 6 B 内に含まれるダイナミクス演算部を示すブロック図、図 3 8 は負荷検出部からの検出結果と重み関数を決定する係数との特性を示すグラフ、図 3 9 は図 3 7 の特性とは異なる特性の一例を示すグラフである。また、図 4 0 及び図 4 1 は実施例 1 の変形例 1 を示し、図 4 0 は負荷検出部からの検出結果と時間との特性を示すグラフ、図 4 1 は変形例 1 を実施するための主要ブロック構成を示すブロック図、図 4 2 及び図 4 3 は実施例 1 の変形例 2 を示し、図 4 2 は負荷検出部として用いた変位センサからの検出結果と時間との特性を示すグラフ、図 4 3 は変形例 2 を実施するための主要ブロック構成を示すブロック図をそれぞれ示している。

#### 【0122】

本実施例におけるコントローラ 5 は、上述したような湾曲部 1 4 の姿勢制御を行うサーボ制御コントローラ 3 6 A を有し、このサーボコントローラ 3 6 A には、前記制御則演算部 3 6 B の演算処理機能を有するポイントロック演算部 5 0 が設けられている。

#### 【0123】

前記サーボコントローラ 3 6 は、前記ポイントロック演算部 5 0 を用いて、前記湾曲部 1 4 が挿入されることによって移動したときに前記操作指令部 7 により指定された位置と向きを維持しながら前記操作指令部 7 により指定されたリンク部材 2 1 a 及びこのリンク部材 2 1 a に連なる他のリンク部材 2 1 が前記位置を通過するように、前記複数のリンク部材 2 1 のそれぞれの角度を演算処理し、この演算結果に基づいて、前記複数のリンク部材 2 1 を回動させるように駆動部 1 0 b を制御する。

#### 【0124】

また、本実施例において、サーボコントローラ 3 6 は、前記ポイントロック演算部 5 0 により前記複数のリンク部材 2 1 のそれぞれの角度を求めるための演算処理を行う際に、前記図 2 5 乃至図 2 9 のグラフに示す特性等の重み関数を格納したそれぞれのテーブルの内、手動、あるいは自動的にいずれかのテーブルを選択し、このテーブルに基づく重み関数を用いて演算処理を行うようになっている。

#### 【0125】

このような演算処理を行うポイントロック演算部 5 0 の構成について図 3 0、図 3 3 及び図 3 4 を参照しながら説明する。

#### 【0126】

図 3 0 に示すように、前記ポイントロック演算部 5 0 には、先端側のリンク部材 2 1 a におけるサーボ指令値信号を含む設定指令値信号等の先端指令値情報と、前記リンク部材 2 1 a における状態量検知信号などの位置 F / B 情報とが供給される。

#### 【0127】

そして、前記ポイントロック演算部 5 0 は、供給された先端指令値情報と位置 F / B 情報とに基づいて、後述する先端リンク根元座標位置計算部 5 1 及び逆運動学演算部 5 2 によって各リンク部材 2 1 に対応する駆動指令値信号としてのサーボ位置指令信号（関節ト

10

20

30

40

50

ルク指令値信号を含む)を得るための演算処理を行う。

【0128】

すなわち、前記ポイントロック演算部50は、供給された先端指令値情報と位置F/B情報とに基づいて、前記湾曲部14が挿入されることによって移動したときに前記操作指令部7により指定された位置と向きを維持しながら前記操作指令部7により指定されたリンク部材21a及びこのリンク部材21aに連なる他のリンク部材22が前記位置を通過するように、前記複数のリンク部材21のそれぞれの角度を演算処理し、この演算結果をサーボ位置指令値信号として駆動部10bに出力する。

【0129】

なお、前記ポイントロック演算部40の演算処理に用いられる前記先端指令値情報と前記位置F/B情報とは、検出手段であるセンサ38によって検出される、前記複数のリンク部材21が互いになす角度及びその角度の変化量を示している。

10

【0130】

このことにより、駆動部10bは、供給されたサーボ位置指令信号に基づき指定されたリンク部材21の回動をそれぞれ制御することにより、前記挿入部駆動機構20を有する湾曲部14は、挿入する管腔内の形状に合わせた形状に湾曲されることになる。

【0131】

図31には先端側のリンク部材21aのみが指示された所定の姿勢位置でポイントロックされた状態が示されている。

このような姿勢状態に制御する場合、前記ポイントロック演算部50は、図32に示すように、先端部側のリンク部材21aの関節部材20aをポイントロックR1とすると、このポイントロックR1のポイントロック座標値を演算処理することにより先端側のリンク部材21aを2次元における位置と向きを姿勢制御するのに必要なサーボ位置指令信号を生成する。

20

【0132】

また、図32に示すように、先端側のリンク部材21aがポイントロックされている姿勢状態では、前記ポイントロックR1以降の複数のリンク部材21b、21c、21dで構成されるリンク部20Bは、前述した姿勢制御によって冗長性を有し、図中波線で示すように規制されない任意な姿勢に変化可能となる。

【0133】

図33に前記ポイントロック演算部50の具体的な構成が示されている。図33に示すように、前記ポイントロック演算部50は、先端リンク根元座標位置計算部51と、逆運動学演算部52と、を有している。

30

【0134】

前記先端リンク根元座標位置計算部51は、リンク部材21の関節角度情報と、先端側のリンク部材21aの位置情報である先端指令値情報と、位置F/B情報とが入力され、これらの情報に基づき、先端側のリンク部材21aの先端リンク根元座標位置を算出し、算出結果を逆運動学演算部52に出力する。

【0135】

前記逆運動学演算部52は、前記先端リンク根元座標位置計算部51からの先端指令値情報と前記位置F/B情報とが入力され、これらの情報に基づき、前記先端側のリンク部材21a以降のリンク部材21における根元座標位置を演算処理し、先端側のリンク部材21a以外のサーボ位置指令値信号を生成し出力する。

40

【0136】

図34に前記逆運動学演算部52の具体的な構成が示されている。図34に示すように、前記逆運動学演算部52は、機構パラメータ演算部53と、順運動学演算部54と、ヤコビアン演算部55と、ゲイン56と、行列演算部57と、積分回路58と、を有している。前記機構パラメータ演算部53は、位置F/B情報をもとに先端側のリンク部材21aを微妙な姿勢に調整制御するための先端リンクオフセット値を演算処理して生成する。この先端リンクオフセット値は、前記先端指令値信号とで差分が求められ、この差分値

50

は、前記順運動学演算部 5 4 により演算処理された指令値 F / B 情報とで再度差分が求められる。このことにより、この差分値は 2 段目位置指令情報として前記ゲイン 5 6 に供給される。前記ゲイン 5 6 は、供給された 2 段目位置指令情報を増幅し、前記行列演算部 5 7 に出力する。

**【 0 1 3 7 】**

一方、前記ヤコビアン演算部 5 5 は、図 2 1 にて説明したものと同様に、指令値情報を元に演算処理することによりヤコビアン J を生成し、前記行列演算部 5 7 に出力する。

**【 0 1 3 8 】**

前記行列演算部 5 7 は、供給された 2 段目位置指令情報を基に、リンク部材 2 1 の姿勢状態に応じた 2 段目以降のリンク部材 2 1 の姿勢（角度）を決定するための行列演算処理を行い、得られた演算結果を積分回路 5 8 により積分処理を施した後、2 段目以降のサーボ指令値信号として駆動部 1 0 b に出力する。 10

**【 0 1 3 9 】**

なお、前記積分回路 5 8 の出力、すなわち、2 段目以降のサーボ指令値信号は、前記ヤコビアン演算部 5 5 及び順運動学演算部 5 4 を介して先端指令値情報と位置 F / B 情報との偏差値にフィードバックされている。これは、逆運動学を解く際の特異解を出来るだけ発生しないよう考慮しているためである。

**【 0 1 4 0 】**

通常逆運動学であれば解析的に解を求めるが、特異解が発生した場合に解が求まらないことが生じる。そのため、ここでは、逆運動学を用いずに、順運動学による逆運動学を求める手法を用いており、ゲイン 5 6 の値によって収束速度を設定する構造になっている。 20

**【 0 1 4 1 】**

このことにより、2 段目以降のリンク部材 2 1 は、前記先端側のリンク部材 2 1 a の姿勢制御に連動して微妙な姿勢となるように制御されることになる。

**【 0 1 4 2 】**

図 3 5 は実施例 1 のポイントロック演算部 5 0 によって姿勢制御された湾曲部 1 4 の湾曲状態を示している。

例えば、操作者が操作指令部 7 を用いて先端側のリンク部材 2 1 a のみをポイントロックするための指示を入力すると、前記ポイントロック演算部 5 0 は、前記したように演算処理を行うことにより、ポイントロック R 1 のポイントロック座標値（2 次元における位置と向き）にて先端側のリンク部材 2 1 a をポイントロックするためのサーボ位置指令値信号を生成し、駆動部 1 0 b に与えて制御する。 30

**【 0 1 4 3 】**

このことにより、湾曲部 1 4 の先端側のリンク部材 2 1 a は、図 3 5 に示すようにポイントロック R 1 にて指示された姿勢ベクトル（2 次元における位置と向き）でポイントロックされる。

また、このとき、前記ポイントロック R 1 以降の複数のリンク部材 2 1 b、2 1 c、2 1 d で構成されるリンク部 2 0 B は、前記図 3 3 及び図 3 4 のブロック図にて説明したように、前記ポイントロック演算部 5 0 によって、前記先端側のリンク部材 2 1 a の姿勢制御に連動した冗長性を有する姿勢制御が行われるので、例えば図中矢印 A 方向に対してその姿勢が任意となる。 40

**【 0 1 4 4 】**

すなわち、ポイントロック演算部 5 0 は、前記湾曲部 1 4 が挿入されることによって移動したときに前記操作指令部 7 により指定された位置と向きを維持しながら前記操作指令部 7 により指定されたリンク部材 2 1 a 及びこのリンク部材 2 1 a に連なる他のリンク部材 2 2 が前記位置を通過するように、前記複数のリンク部材 2 1 のそれぞれの角度を演算処理し、この演算結果に基づいて前記複数のリンク部材 2 1 を回動させるように駆動部 1 0 b を制御する。

**【 0 1 4 5 】**

なお、前記ポイントロック演算部 5 0 は、前記複数のリンク部材 2 1 のそれぞれの角度 50

を演算処理する場合、前記設定値指令部 8 により指定された重み関数テーブルに基づく重み関数を用いて演算処理する。これにより、複数のリンク部材 2 1 やマニピュレータ 2 0 の無理な姿勢を排除し、動き安い範囲内で動作させるのに必要な角度が前記複数のリンク部材 2 1 毎に取得でき、この演算結果に基づき、各リンク部材 2 1 の回動が制御される。

【0146】

このような内視鏡装置 1 において、挿入部 9 を大腸に挿入する場合、術者は、湾曲部 1 4 を有する挿入部 9 を肛門を介して挿入する。そして、挿入部 9 の先端部 1 4 が S 状結腸部に到達すると、サーボコントローラ 3 6 A は先端側のリンク部材 2 1 a を操作指令部 7 により指定した 2 次元における位置と向きにポイントロックさせる。

【0147】

10

そして、術者は 2 次元における位置と向きにポイントロックされた先端側のリンク部 2 1 a を S 状結腸部の腸壁に沿ってさらに奥へと挿入する。

【0148】

すると、前記先端側のリンク部材 2 1 a 及びこのリンク部材 2 1 a に連なる他のリンク部材 2 1 は、前記操作指令部 7 により指定された位置と向きを維持しながら前記位置を通過するような角度に制御されることになる。すなわち、湾曲部 1 4 は S 状結腸部の形状に合った形状に湾曲動作しながら挿入されることになる。なお、2 段目以降のリンク部材 2 1 b ~ 2 1 n は、前記したように冗長性を有する姿勢制御が行われることになる。

【0149】

このことにより、従来、挿入に困難を要していた S 状結腸部に合わせた形状で挿入することができるので、S 状結腸部を容易に通過させることが可能となる。よって、さらに、大腸の深部へと容易に挿入することができるので、挿入性を向上させることができる。

20

【0150】

ところで、本実施例の内視鏡装置 1 は、前記湾曲部 1 4 を管腔内に挿入した際に、前記湾曲部 1 4 を構成する複数のリンク部材 2 1 あるいは複数のリンク部材 2 1 内の任意のリンク部材 2 1 の角度に関し重み関数を用いて演算処理を行う場合に、後述する負荷検出部 6 0 からの検出結果に基づいて自動的に最適なパラメータである重み関数を決定することが可能である。

【0151】

図 3 6 に示すように、挿入部 9 の湾曲部 1 4 を構成する各リンク部材 2 1 には、負荷検出手段として負荷検出部 6 0 がそれぞれ設けられている。

30

【0152】

この負荷検出部 6 0 は、例えば歪ゲージ等のテンションセンサを用いて構成されたもので、各リンク部材 2 1 の周面上の予め設定された箇所（例えば 90 度毎に設けた場合には 4 箇所）に配置されるように、各リンク部材 2 1 を覆う外皮チューブ（図示せず）内にそれぞれ設けられている。

【0153】

図 3 6 及び図 3 7 に示すように、前記負荷検出部 6 0 は、湾曲部 1 4 が管腔内に挿入されている際に、腸壁等の接触により生じる力（またはテンションともいう）を検出し、検出結果を力 F / B 情報としてダイナミクス演算部 4 3 A に出力する。

40

ダイナミクス演算部 4 3 A には、前記負荷検出部 6 0 からの検出結果に基づき、重み関数を決定する演算処理を行うのに必要なパラメータ値を生成するとともにこのパラメータ値に応じた重み関数を演算処理する設定手段としての重み切り替え演算部 6 2 が設けられている。

【0154】

この重み切り替え演算部 6 2 は、例えば前記図 2 5 乃至図 2 9 に示す重み関数や、（式 2 4）及び（図式）に示すような可操作性指標 M を用いた重み関数をそれぞれ格納した重み関数テーブル 6 2 a を有している。なお、この重み関数テーブル 6 2 a は、前記重み切り替え演算部 6 2 内ではなく、指令制御部 5 A 内等に設けて構成しても良い。

【0155】

50

前記ダイナミクス演算部 4 3 A は、各リンク部材 2 1 の角度の変化量である位置 F / B 情報に基づいて前記重み切り替え演算部 6 2 を用いて前記複数のリンク部材 2 1 の角度に関し重み関数を用いて演算処理を行わせることにより、重み付けされたサーボ指令値信号を駆動部 1 0 b に出力する。

【 0 1 5 6 】

この場合、重み切り替え演算部 6 2 は、前記負荷検出部 6 0 からの検出結果に基づき、重み関数を決定する演算処理を行うのに必要なパラメータ値を生成する。

【 0 1 5 7 】

そして、重み切り替え演算部 6 2 は、操作指令部 7 により予め設定された前記重み関数テーブル 6 2 a のいずれかのテーブルの重み関数と前記生成したパラメータ値とを用いて演算処理を行う。 10

【 0 1 5 8 】

つまり、下記 (式 2 5 ) に示すように、  
(式 2 5 )

$$\phi = \left\{ -K_{NULL}(F) \cdot \left( \frac{\partial q}{\partial t} \right) + \left( \frac{\partial(I - J^* \cdot J)}{\partial t} \right) \left( \frac{\partial q}{\partial t} \right) \right\} \quad \dots(\text{式}25)$$

重み切り替え演算部 6 2 は、前記 (式 2 5 ) に示す負荷検出部 6 0 からの検出結果である ( F ) が変化することによって、パラメータ値である  $K_{NULL}$  を決定する。 20

【 0 1 5 9 】

このパラメータ値の特性の一例が図 3 8 のグラフに示されている。

【 0 1 6 0 】

図 3 8 に示すように、前記パラメータ値である前記  $K_{NULL}$  は、前記力 F / B 情報の値が予め設定された値になるまで大きくなり、この設定値以降については常に一定の値となる。すなわち、力 F / B 情報に応じて  $K_{NULL}$  ゲインが線形に変化し、予め設定された任意の閾値で飽和するパラメータ値となる。前記パラメータ値  $K_{NULL}$  閾値の設定値は、前記設定値指令部 8 により入力することも可能である。 30

【 0 1 6 1 】

以上のことから、前記湾曲部 1 4 近傍において、腸壁にあたるなどの外乱に応じて、外乱作用を受けないようにする姿勢となる重み関数値 となる。

【 0 1 6 2 】

また、前記示した線形な重み関数パラメータ以外にも、センサ特性・センサ実装などにより生じる非線形成分を相殺することや、動作の姿勢を意識的に非線形にしたい場合などがあるが、その一例として、重み関数パラメータ  $K_{NULL}$  を下記 (式 2 6 )、(式 2 7 ) に示す非線形関数としても良い。

【 0 1 6 3 】

パラメータ値である  $K_{NULL}$  のゲイン最大値を  $K_{NULLMAX}$  とし、前記力 F / B 情報を ( F ) とすると、  
(式 2 6 ) 40

$$K_{NULL}(F) = \tan(F) \quad (0 \leq F \leq \beta) \quad \dots(\text{式}26)$$

(式 2 7 )

$$K_{NULL}(F) = K_{NULLMAX} (\beta > F) \quad \dots(\text{式27})$$

となる。ただし、 $\beta > 0$  とする。

【0164】

この場合、図39のグラフに示すような前記パラメータ値の特性となる。

【0165】

また、図39に示すグラフ特性以外にも、(式28)、(式29)のような高次の関数を用いても構わない。このような(式28)～(式29)を下記に示す。

【0166】

(式28)

$$K_{NULL}(F) = a \cdot F^3 \quad (0 \leq F \leq \beta) \quad \dots(\text{式28})$$

(式29)

$$K_{NULL}(F) = K_{NULLMAX} (\beta > F) \quad \dots(\text{式29})$$

となる。ただし、 $a > 0$  (任意値) とする。

【0167】

したがって、以上説明したように前記重み切り替え演算部62は、負荷検出部60からの力F/B情報に基づき、各リンク部材21の角度に重み付けを付けて演算処理する際のパラメータ値を変更して演算処理を行うことにより、最適な重み関数を得ることができる。すなわち、ダイナミクス演算部43Aによって、前記負荷検出部60からの力F/B情報に応じて重み付けがなされたサーボ指令値信号を得ることができ、任意のリンク部材21あるいはマニピュレータ20全体に対して無理な姿勢を排除し、動き易い範囲内で動作させることが可能となる。

【0168】

以上、負荷検出部60からの負荷情報を用いて最適な姿勢での動作を可能にしているが、負荷検出部60の取り付け方法によっては、姿勢変化で生じる負荷と外乱負荷が重畳してしまう。このために、姿勢変化で生じる負荷の特性を予めパラメータでありセンサ既知特性として前記コントローラ5内に記憶させておき、重み切り替え演算部62にて前記センサ既知特性分を差し引くことで、外乱検知としての情報を取得することも可能である。

【0169】

また、前記センサ既知特性は、湾曲部14を動作させるための負荷センサとすることで状態量検知信号部に力情報フィードバック情報を用いて緻密なダイナミクス制御を実施しても構わない。

【0170】

ところで、本実施例の内視鏡装置1は、挿入部9の管腔内への挿入時、挿入部9の湾曲部14が管腔内の腸壁等に接触しこの接触状態が継続した場合でも、より安全に挿入することが可能である。

【0171】

すなわち、本実施例では、前記負荷検出部60による検出結果に基づく複数のリンク部

材 2 1 の角度の重み付けの演算処理を行う場合に、時間を考慮すると同時に腸壁等に接触しているリンク部材 2 1 を回避させるようなマニピュレータ 2 0 全体に対する重み関数を得るようにしている。このような変形例を図 4 0 乃至図 4 3 に示す。

【 0 1 7 2 】

図 4 0 及び図 4 1 は実施例 1 の変形例 1 を説明するもので、図 4 0 は負荷検出部からの検出結果と時間との特性を示すグラフ、図 4 1 はダイナミクス演算部内の重み切り替え演算部を含む主要部の構成を示すブロック図を示している。なお、図 4 0 中の縦軸は負荷検出部であるテンションセンサ（歪ゲージ）により得られたテンションセンサ値（力  $F$  /  $B$  情報）、横軸は時間（ $t$ ）を示し、軸 1、軸 2 は一、二番目のリンク部材 2 1 をそれぞれ示している。

10

【 0 1 7 3 】

図 4 0 に示すように、内視鏡装置 1 の挿入部 9 の管腔内への挿入時に、二番目のリンク部 2 1 b の負荷検出部 6 0 によるテンションセンサ値は、例えば時間が経過するにつれて小さくなるが、一番目（先端側）のリンク部 2 1 b の負荷検出部 6 0 によるテンションセンサ値は、ある所定時間を境にして大きくなっている。

【 0 1 7 4 】

すなわち、一番目のリンク部材 2 1 a が、ある所定時間において、大腸などの腸壁に接触したことにより、時間に伴いテンションセンサ値が高くなったことを示し、以降、前記リンク部材 2 1 a の腸壁への接触状態が継続されていることにより、さらにテンションセンサ値が高くなったことを示している。

20

【 0 1 7 5 】

そこで、本実施例では、このような任意のリンク部材 2 1 が腸壁に対する接触状態が継続された場合でも、このときに検出されたテンションセンサ値に基づき、この接触状態を回避できるような重み関数を演算処理して求めるようにしている。すなわち、複数のリンク部材 2 1 の角度を決定する際に、実施例 1 で用いた各リンク部材 2 1 毎の重み関数ではなく、複数のリンク部材 2 1 全体、つまり、マニピュレータ 2 0 全体に重み付けをするような重み関数を生成するようにしている。

【 0 1 7 6 】

具体的には、図 4 1 に示すように、ダイナミクス演算部 4 3 内の重み関数切り替え演算部 6 2 A には、複数のリンク部材 2 1 毎に設けられた時間積分演算部 6 1 a、6 1 b ... 6 1 n が接続されるようになっている。

30

【 0 1 7 7 】

各時間積分演算部 6 1 a、6 1 b ... 6 1 n には、それぞれのリンク部材 2 1 に設けられた負荷検出部 6 0 からのテンションセンサ値  $F_1$ 、 $F_2$  ...  $F_n$  がそれぞれ供給される。

【 0 1 7 8 】

前記時間積分演算部 6 1 a は、供給されたテンションセンサ値  $F_1$  を用いて評価関数を得るための時間積分演算処理を行い、評価関数  $S_{F1}$  を得て重み関数切り替え演算部 6 2 A に出力する。

【 0 1 7 9 】

また、前記時間積分演算部 6 1 b ... についても同様に時間積分演算処理を行って、それぞれ評価関数  $S_{F2}$ 、 $S_{Fn}$  を求め、前記重み関数切替演算部 6 2 A にそれぞれ出力する。

40

【 0 1 8 0 】

前記各時間積分演算部 6 1 a、6 1 b ... 6 1 n による演算処理に基づく式を下記に示す。

【 0 1 8 1 】

( 式 3 0 )

$$\text{評価関数 } S_{FK} = \int_{t1}^{t2} F_k dt \quad \dots(\text{式30})$$

そして、前記重み関数切り替え演算部 6 2 は、それぞれ供給された評価関数  $S_{FK}$  を用いて次の(式 3 1)により平均化処理して評価関数  $S_{SUM}$  を求め、さらに、この評価関数  $S_{SUM}$  を用いて(式 3 2)に基づく演算処理を行うことにより、マニピュレータ 2 0 全体の重み関数  $F_i$  を得る。(式 3 1)及び(式 3 2)を下記に示す。

【 0 1 8 2 】

(式 3 1)

$$\text{評価関数 } S_{SUM} = \sum_{k=1}^n S_{FK} \quad \dots(\text{式31})$$

(式 3 2)

$$\text{重み関数 } \phi_{Fi} = (1/S_{Fi}) / S_{SUM} \quad \dots(\text{式32})$$

なお、前記重み切り替え演算部 6 2 A 内に前記実施例 1 にて用いた重み関数テーブル 6 2 a を設け、必要に応じてこれらの少なくとも 1 つの重み関数テーブルの重み関数と、前記演算処理にて得られた重み関数  $F_i$  とを切り替えて用いるようにしても良い。このことにより、挿入部 9 の挿入状態に応じて幅広い湾曲制御を行うことができる。

【 0 1 8 3 】

したがって、変形例 1 によれば、上記したようにマニピュレータ 2 0 全体に対し、腸壁等の接触状態が回避されるような重み関数  $F_i$  が得られて複数のリンク部材 2 1 の角度が制御されることにより、挿入部 9 の管腔内への挿入時、挿入部 9 の湾曲部 1 4 が管腔内の腸壁等に接触しこの接触状態が継続された場合でも、マニピュレータ 2 0 全体が腸壁から回避されるような角度で湾曲動作するため、より安全に且つ円滑に挿入することができる。

【 0 1 8 4 】

なお、前記変形例 1 では、負荷検出部 6 0 の検出結果を用いた構成について説明したが、本実施例では、これに限定されるものではなく、負荷検出部 6 0 であるテンションセンサの有無に拘わらず、マニピュレータ 2 0 全体に対する重み関数を得ることも可能である。このような変形例 2 を下記に示す。

【 0 1 8 5 】

図 4 2 及び図 4 3 は実施例 1 の変形例 2 を説明するもので、図 4 2 はアクチュエータ制御ブロックのセンサからの検出結果と時間との特性を示すグラフ、図 4 3 はダイナミクス演算部内の重み切り替え演算部を含む主要部の構成を示すブロック図である。なお、図 4 2 中の縦軸はセンサにより得られた各リンク部材 2 1 の動く角度の変位量 ( P )、横軸は時間 ( t ) を示し、軸 1、軸 2 は一、二番目のリンク部材 2 1 をそれぞれ示している。

【 0 1 8 6 】

図 4 2 に示すように、前記変形例 1 と同様に、内視鏡装置 1 の挿入部 9 の管腔内への挿入時に、二番目のリンク部 2 1 b のセンサ 3 8 ( 図 1 0、図 1 1 参照 ) による変化量値 ( P ) は、例えば時間が経過するにつれて小さくなるが、一番目 ( 先端側 ) のリンク部 2 1 b のセンサ 3 8 による変化量値 ( P ) は、所定時間を境にして大きくなっている。

【 0 1 8 7 】

10

20

30

40

50

すなわち、一番目のリンク部材 2 1 a が、所定時間において、大腸などの腸壁に接触したことにより、時間に伴い変位値が高くなったことを示し、以降、前記リンク部材 2 1 a の腸壁への接触状態が継続されているためさらに先端側のリンク部材 2 1 を回動することにより、リンク部材 2 1 a の動く角度の変位量値がさらに高くなったことを示している。

【0188】

そこで、本実施例では、このような任意のリンク部材 2 1 が腸壁に対する接触状態が継続された場合でも、このときに検出された変位量値に基づき、この接触状態を回避できるような重み関数を演算処理して求めるようにしている。すなわち、複数のリンク部材 2 1 の角度を決定する際に、実施例 1 で用いた各リンク部材 2 1 毎の重み関数ではなく、複数のリンク部材 2 1 全体、つまり、マニピュレータ 2 0 全体に重み付けをするような重み関数を生成するようにしている。

10

【0189】

具体的には、図 4 3 に示すように、ダイナミクス演算部 4 3 内の重み関数切り替え演算部 6 2 B には、複数のリンク部材 2 1 毎に設けられた時間積分演算部 6 1 A、6 1 B ... 6 1 N が接続されるようになっている。

【0190】

各時間積分演算部 6 1 A、6 1 B ... 6 1 N には、それぞれのリンク部材 2 1 に設けられたアクチュエータ制御ブロック 3 1 内のセンサ 3 8 からの変位量値 P 1、P 2 ... P n が供給される。

【0191】

前記時間積分演算部 6 1 A は、供給された変化量 P 1 を用いて評価関数を得るための時間積分演算処理を行い、評価関数 S P1 を得て重み関数切り替え演算部 6 2 B に出力する。

20

【0192】

また、前記時間積分演算部 6 1 B ... についても同様に時間積分演算処理を行って、それぞれ評価関数 S P2、S Pn を求め、前記重み関数切替演算部 6 2 B に出力する。

【0193】

前記各時間積分演算部 6 1 A、6 1 B ... 6 1 N による演算処理に基づく式を下記に示す。

【0194】

(式 3 3)

30

$$\text{評価関数 } S_{Pk} = \int_{t1}^{t2} P_k dt \quad \dots(\text{式33})$$

そして、前記重み関数切り替え演算部 6 2 B は、それぞれ供給された評価関数 S Pk を用いて次の(式 3 4)により平均化処理して評価関数 S SUM を求め、さらに、この評価関数 S SUM を用いて(式 3 5)に基づく演算処理を行うことにより、マニピュレータ 2 0 全体の重み関数  $w_i$  を得る。(式 3 4)及び(式 3 5)を下記に示す。

40

【0195】

(式 3 4)

$$\text{評価関数 } S_{SUM} = \sum_{k=1}^n S_{Pk} \quad \dots(\text{式34})$$

(式 3 5)

$$\text{重み関数 } \phi_{Fi} = (1/S_{Fi}) / S_{SUM} \quad \dots(\text{式35})$$

なお、前記重み切り替え演算部 6 2 A B に前記実施例 1 にて用いた重み関数テーブル 6 2 a を設け、必要に応じてこれらの少なくとも 1 つの重み関数テーブルの重み関数と、前記演算処理にて得られた重み関数  $\phi_{Fi}$  とを切り替えて用いるようにしても良い。このことにより、挿入部 9 の挿入状態に応じて幅広い湾曲制御を行うことができる。

【0196】

したがって、上記したように、負荷検出部 6 0 であるテンションセンサを設けなくても、マニピュレータ 2 0 全体に対し、腸壁等の接触状態が回避されるような重み関数  $\phi_{Fi}$  を得ることが可能となる。そして、この重み関数  $\phi_{Fi}$  を用いて複数のリンク部材 2 1 の角度が制御されることにより、挿入部 9 の管腔内への挿入時、挿入部 9 の湾曲部 1 4 が管腔内の腸壁等に接触しこの接触状態が継続された場合でも、変形例 1 と同様にマニピュレータ 2 0 全体が腸壁から回避されるような角度で湾曲動作するため、より安全に且つ円滑に挿入することができる。

【0197】

以上、述べたように本実施例によれば、挿入部 9 の湾曲部 1 4 を構成する複数のリンク部材 2 1 の内、先端側のリンク部材 2 1 a をポイントロックするとともに、他のリンク部材については冗長性を有する任意の姿勢となるように姿勢制御することができるので、挿入部 9 の湾曲部 1 4 を管腔内の形状に合わせた形状で挿入することが可能となる。よって、挿入部の挿入性を向上できるといった効果を得る。

【0198】

また、本実施例の内視鏡装置 1 は、前記湾曲部 1 4 を管腔内に挿入した際に、前記湾曲部 1 4 を構成する複数のリンク部材 2 1 あるいは複数のリンク部材 2 1 内の任意のリンク部材 2 1 の角度に関し重み関数を用いて演算処理を行う場合に、負荷検出部 6 0 からの検出結果に基づいて自動的に最適な重み関数を決定することが可能である。このことにより、複数のリンク部材 2 1 やマニピュレータ 2 0 の無理な姿勢を排除し、動き安い範囲内で動作させるのに必要な角度が前記複数のリンク部材 2 1 毎に取得できるので、管腔内への挿入を滑らかにすることが可能となる。

【0199】

なお、本実施例では、前記複数のリンク部材 2 1 の内、先端側のリンク部材 2 1 a の 2 次元における位置と向きをポイントロックすることについて説明したが、これに限定されるものではなく、3次元における位置と向きをポイントロックするように構成しても良い。

【0200】

また、本実施例において、マニピュレータを構成する挿入部駆動機構 2 0 を有する湾曲部 1 4 は、内視鏡 2 の挿入部 9 に設けられたものとして説明したが、前記湾曲部 1 4 は内視鏡 2 の挿入部 9 を挿通させて管腔内に対する挿入部 9 の挿入を補助する内視鏡挿入補助具の挿入部に設けて構成しても良い。

【0201】

本発明は、以上述べた実施例及び変形例のみに限定されるものではなく、発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0202】

【図 1】本発明の医療用制御装置を用いて内視鏡装置として構成した場合のシステム構成図。

【図 2】内視鏡装置の主要構成部分の電氣的な構成を示すブロック図。

【図 3】リンク構造の駆動機構を備えた湾曲部を有する挿入部先端側の斜視図。

【図 4】リンク構造の駆動機構を備えた湾曲部を有する挿入部先端側の断面図。

10

20

30

40

50

- 【図 5】駆動機構がモータ及びギアで構成された湾曲部の構成を示す断面図。
- 【図 6】図 5 に示す湾曲部の変形例 1 の構成を示す断面図。
- 【図 7】図 5 に示す湾曲部の変形例 2 の構成を示す断面図。
- 【図 8】モータとフレキシブルシャフトとの接続構成を示す斜視図。
- 【図 9】コントローラ、駆動部及び挿入部駆動機構部を有する主要部部の制御ブロック図。
- 【図 10】図 9 に示す前記指令制御部及びアクチュエータ制御ブロックの具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 11】アクチュエータ制御ブロックの具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 12】図 11 のサーボ制御コントローラのブロック線図。 10
- 【図 13】先端部側のリンク部材が所定の先端位置及び姿勢ベクトルの状態である説明図。
- 【図 14】図 13 のリンク部材の姿勢状態である場合に予想される他のリンク部材の状態を示す説明図。
- 【図 15】先端部側のリンク部材のみを独立的に姿勢制御した所定の位置及び姿勢ベクトルの状態を示す説明図。
- 【図 16】サーボ制御コントローラの概略構成を示すブロック図。
- 【図 17】図 16 の制御則演算部の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 18】図 17 のダイナミクス演算部の概略構成を示すブロック図。
- 【図 19】図 18 のダイナミクス演算部の具体的な構成を示すブロック図。 20
- 【図 20】図 17 の運動学演算部の概略構成を示すブロック図。
- 【図 21】図 20 の運動学演算部の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 22】挿入部の挿入時に伴う挿入部の物理的な特性を示す説明図。
- 【図 23】先端側のリンクを固定した場合の他のリンク部材の姿勢状態を示す説明図。
- 【図 24】最適な関節トルク指令値信号を得るための係数である重み関数の一例を示すグラフ。
- 【図 25】重み関数の変形例 1 の特性を示すグラフ。
- 【図 26】重み関数の変形例 2 の特性を示すグラフ。
- 【図 27】重み関数の変形例 3 の特性を示すグラフ。
- 【図 28】重み関数の変形例 4 の特性を示すグラフ。 30
- 【図 29】重み関数の変形例 5 の特性を示すグラフ。
- 【図 30】本発明の実施例 1 に係り、内視鏡装置 1 のコントローラ 5 の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 31】挿入部駆動機構部の姿勢制御を説明するもので、先端側のリンク部材をポイントロックした状態を示す説明図。
- 【図 32】先端側のリンク部材をポイントロックすることにより次段のリンク部材が冗長性を有している状態を示す説明図。
- 【図 33】図 30 のポイントロック演算部の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 34】図 33 の逆運動学演算部の具体的な構成を示すブロック図。
- 【図 35】先端側のリンク部材のみポイントロックしたときの姿勢状態を説明する図。 40
- 【図 36】負荷検出部を各リンク部材毎に設けた挿入部駆動機構の構成を示す概略構成図。
- 【図 37】図 36 の負荷検出部及び制御則演算部内に含まれるダイナミクス演算部を示すブロック図。
- 【図 38】負荷検出部からの検出結果と重み関数を決定する係数との特性を示すグラフ。
- 【図 39】図 37 の特性とは異なる特性の一例を示すグラフ。
- 【図 40】実施例 1 の変形例 1 を示し、負荷検出部からの検出結果と時間との特性を示すグラフ。
- 【図 41】変形例 1 を実施するための主要ブロック構成を示すブロック図。
- 【図 42】実施例 1 の変形例 2 を示し、変位センサからの検出結果と時間との特性を示す 50

グラフ。

【図 4 3】変形例 2 を実施するための主要ブロック構成を示すブロック図。

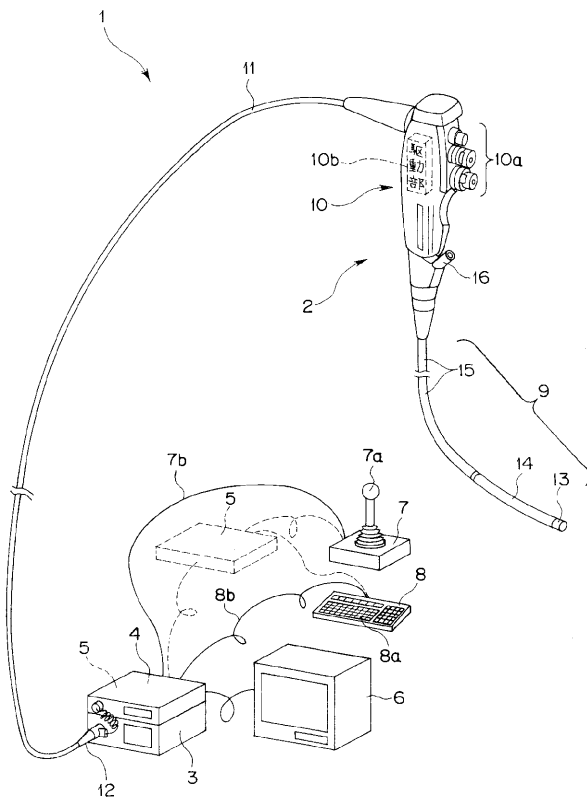
【符号の説明】

【0 2 0 3】

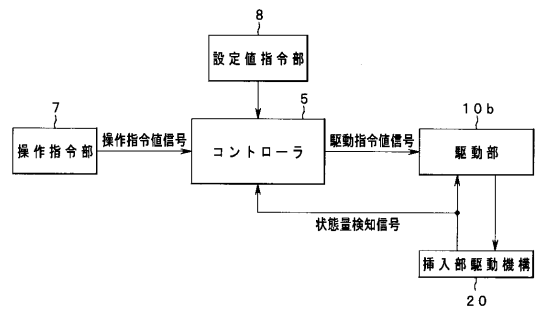
1 ... 内視鏡装置、	
2 ... 内視鏡、	
3 ... 光源装置、	
4 ... ビデオプロセッサ、	
5 ... コントローラ、	
6 ... モニタ、	10
5 A ... 指令制御部、	
7 ... 操作指令部、	
7 a ... ジョイスティック、	
8 ... 設定値指令部、	
9 ... 挿入部、	
1 0 ... 操作部、	
1 0 b ... 駆動部、	
1 3 ... 先端部、	
1 4 ... 湾曲部、	
2 0 ... 挿入部駆動機構（マニピュレータ）、	20
2 0 a ~ 2 0 n ... 関節部材、	
2 1 a ~ 2 1 n ... リンク部材、	
2 2 ... ジョイントシャフト、	
2 3 ... ポテンシオメータ、	
2 4、2 5 ... 歯車、	
2 6 ... 連結ギア、	
2 7 ... モータ、	
2 8 ... 連結ギア、	
2 8 ... 連結歯車、	
3 0 ... フレキシブルシャフト、	30
3 1 ... アクチュエータ制御ブロック、	
3 1 a ~ 3 1 n ... アクチュエータ制御ブロック、	
3 6 A ... サーボ制御コントローラ、	
3 6 B ... 制御則演算部、	
3 7 ... 制御指令値出力部、	
3 7 a ... ドライバ、	
3 8 ... センサ、	
3 9 ... 信号入力部、	
3 9 a ... 検知部、	
4 0 ... P D 制御部、	40
4 1 ... 運動学演算部、	
4 2 ... 制御演算部、	
4 3 ... ダイナミック演算部、	
4 4 ... 順運動学演算部、	
4 5、4 6 ... 時間微分演算部、	
4 7 ... ヤコビアン演算部、	
4 8 ... 疑似逆行列演算部、	
4 9 ... ヤコビアン零空間演算部、	
5 0 ... ポイントロック演算部、	
5 0 A ~ 5 0 C ... ポイントロック演算部、	50

- 5 1 ... 先端リンク根元座標位置計算部、
- 5 2 ... 逆運動学演算部、
- 5 3 ... 機構パラメータ演算部、
- 5 4 ... 順運動学演算部、
- 5 5 ... ヤコビアン演算部、
- 5 6 ... アンプ、
- 5 7 ... 行列演算部、
- 5 8 ... 積分回路、
- 6 0 ... 負荷検出部、
- 6 1 a ~ 6 1 n ... 時間積分演算部、
- 6 2 ... 重み切り替え演算部、
- 6 2 a ... 重み関数テーブル。

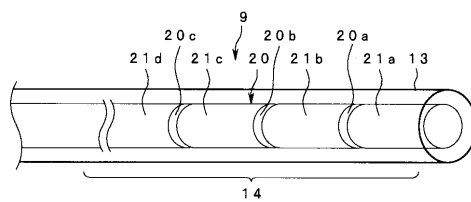
【 図 1 】



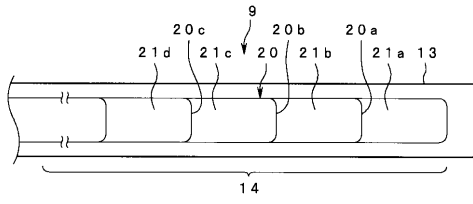
【 図 2 】



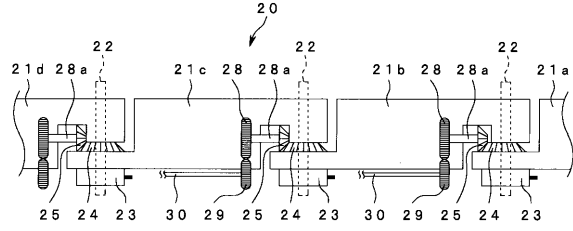
【 図 3 】



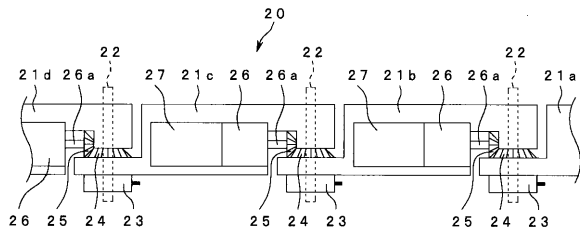
【図4】



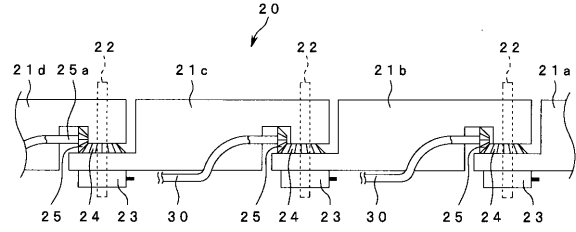
【図6】



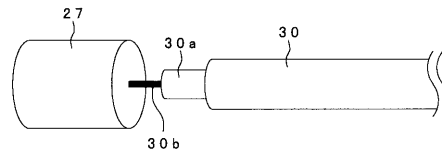
【図5】



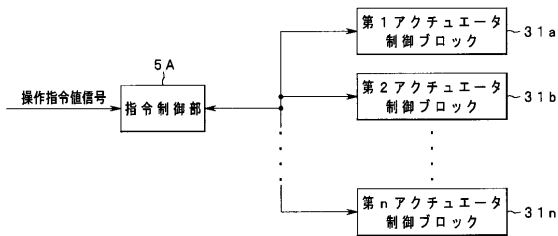
【図7】



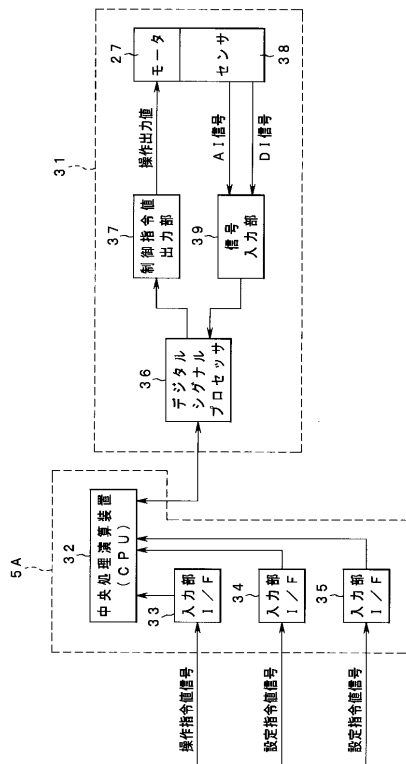
【図8】



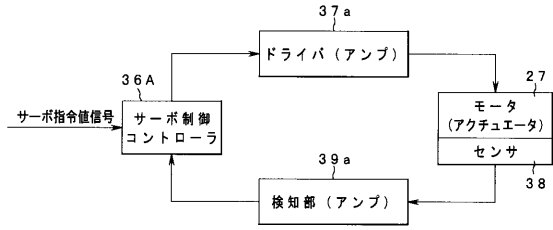
【図9】



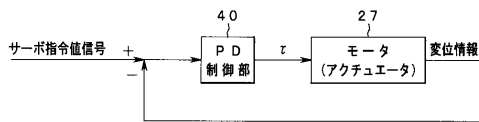
【図10】



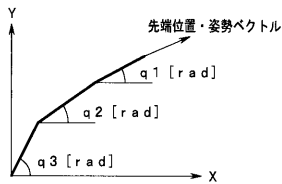
【図 1 1】



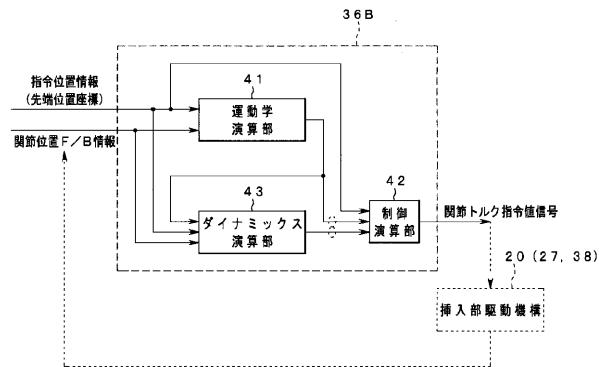
【図 1 2】



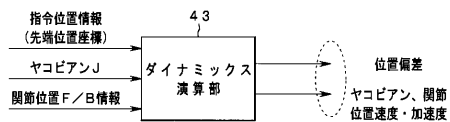
【図 1 3】



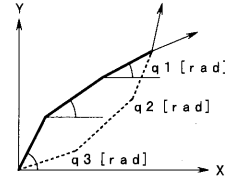
【図 1 7】



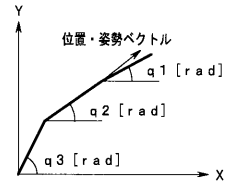
【図 1 8】



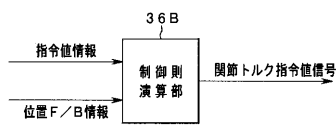
【図 1 4】



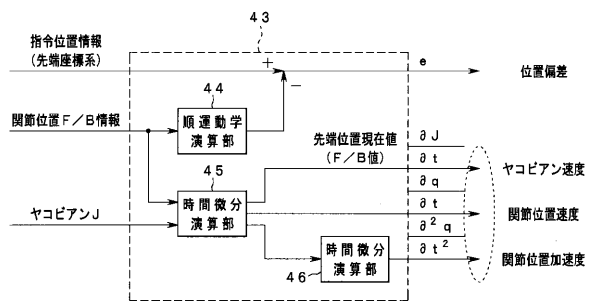
【図 1 5】



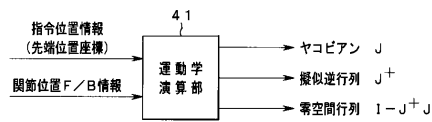
【図 1 6】



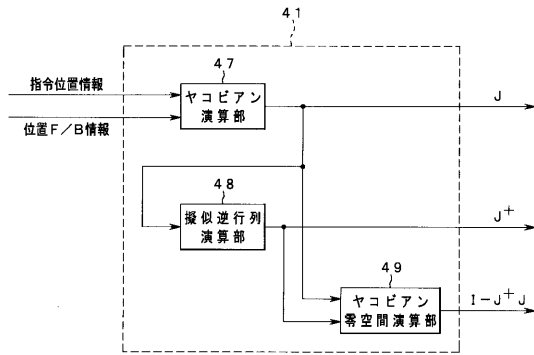
【図 1 9】



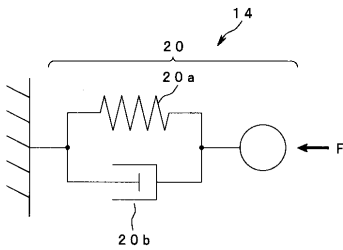
【図 2 0】



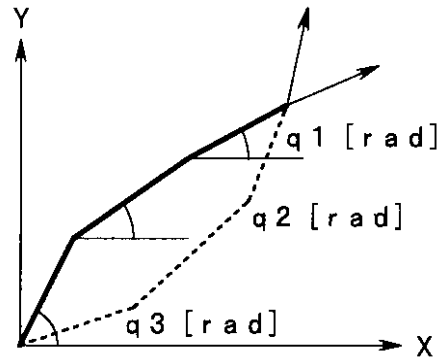
【 図 2 1 】



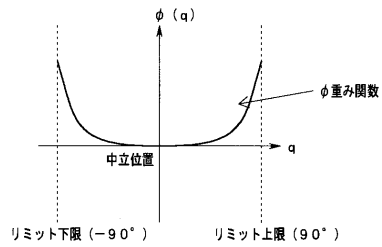
【 図 2 2 】



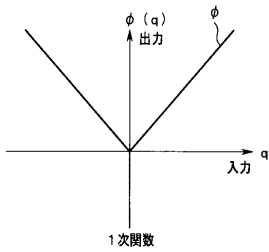
【 図 2 3 】



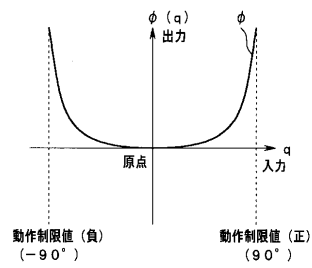
【 図 2 4 】



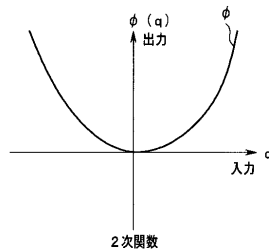
【 図 2 5 】



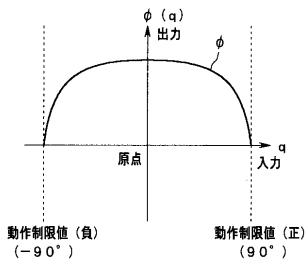
【 図 2 7 】



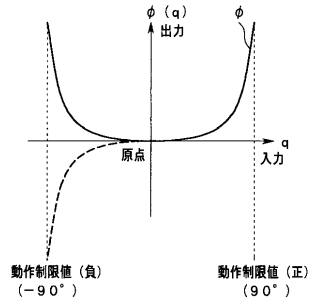
【 図 2 6 】



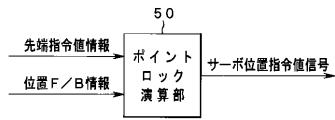
【 図 2 8 】



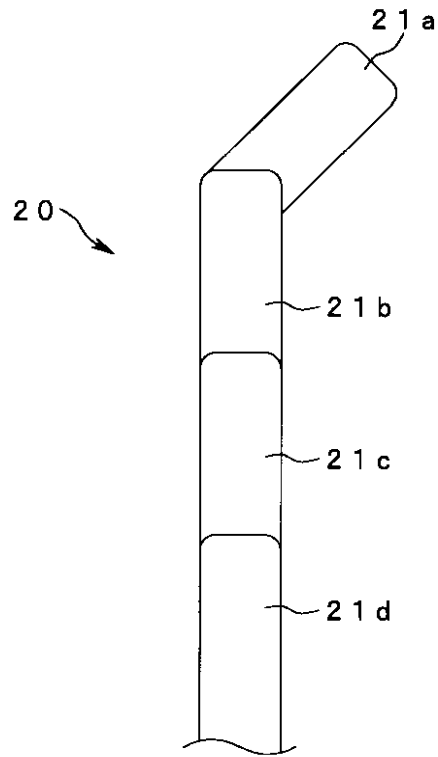
【図 29】



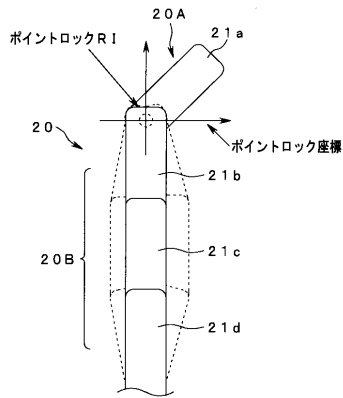
【図 30】



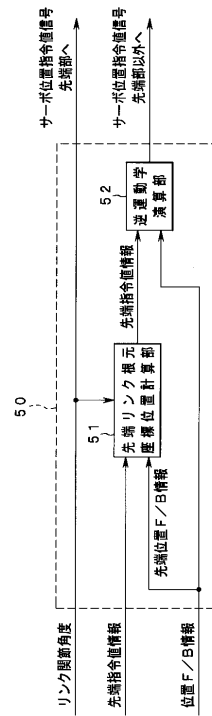
【図 31】



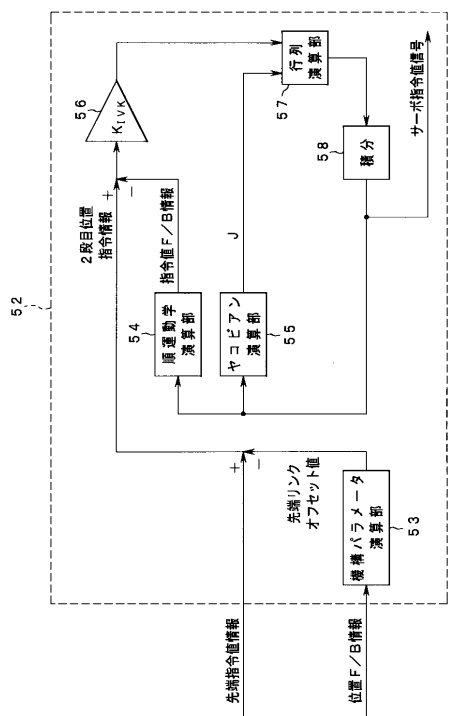
【図 32】



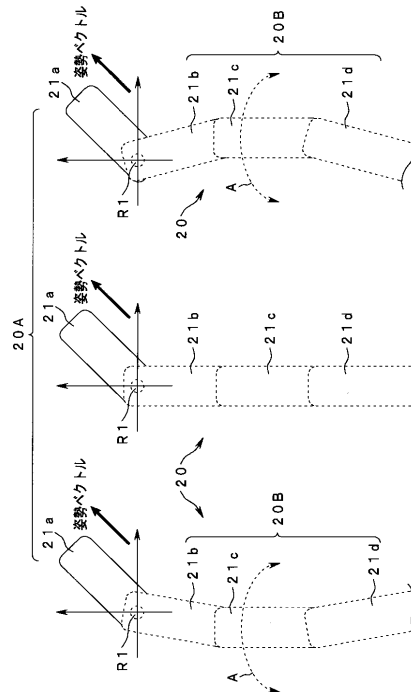
【図 33】



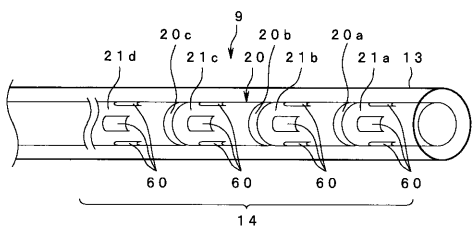
【図 3 4】



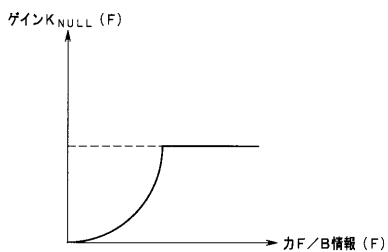
【図 3 5】



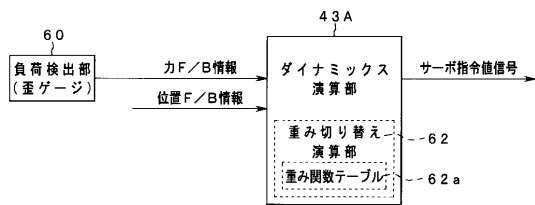
【図 3 6】



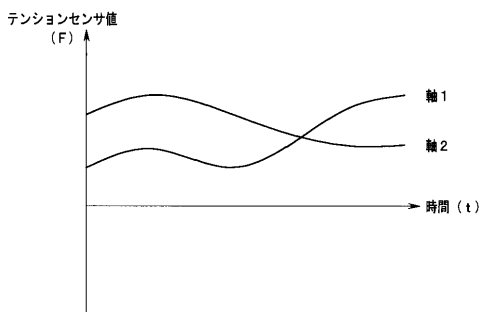
【図 3 9】



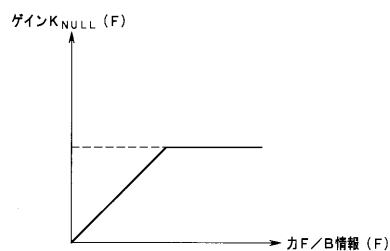
【図 3 7】



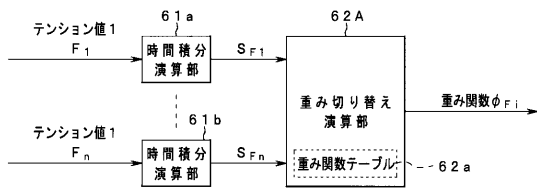
【図 4 0】



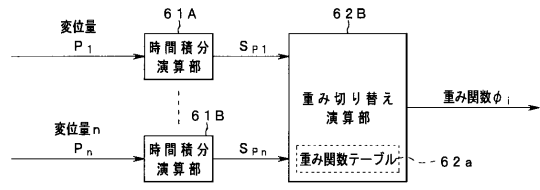
【図 3 8】



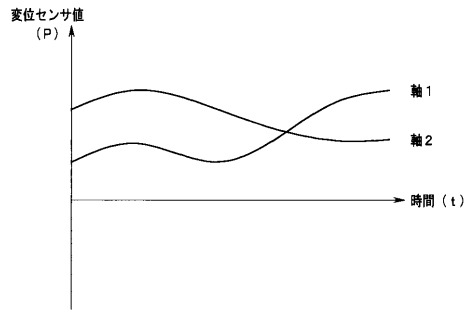
【 図 4 1 】



【 図 4 3 】



【 図 4 2 】



专利名称(译)	医疗控制设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP2007029288A</a>	公开(公告)日	2007-02-08
申请号	JP2005214727	申请日	2005-07-25
[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	河合利昌		
发明人	河合 利昌		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.310.H A61B1/005.523		
F-TERM分类号	4C061/AA00 4C061/BB00 4C061/CC06 4C061/DD03 4C061/FF33 4C061/HH42 4C061/HH47 4C061/JJ06 4C061/LL02 4C161/AA00 4C161/BB00 4C161/CC06 4C161/DD03 4C161/FF33 4C161/HH42 4C161/HH47 4C161/JJ06 4C161/LL02		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4754898B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：通过固定弯曲部的前端侧并控制弯曲部的驱动，以使弯曲部具有与管腔的形状相匹配的形状，从而提高医疗设备的插入部的可插入性。伺服控制器36A设有点锁定计算器50。点锁定计算单元50基于所提供的尖端指令值信息和位置F / B信息，尖端连杆根坐标位置计算单元51和逆运动学计算单元52相对于尖端侧的连杆构件21a执行伺服位置。执行用于获得除连杆21a以外的连杆构件21的指令信号和伺服位置指令信号的算术处理，并将其输出至驱动单元10b。在这种情况下，使用根据来自负载检测单元60的检测结果确定的加权函数来执行计算处理。这使得可以消除相对于任意连杆构件21或整个机械手20的不合理姿势，并且可以在容易移动的范围内操作连杆构件21或机械手20。[选型图]图1

