

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6278747号
(P6278747)

(45) 発行日 平成30年2月14日(2018.2.14)

(24) 登録日 平成30年1月26日(2018.1.26)

(51) Int.Cl.	F 1
B 2 5 J 3/00 (2006.01)	B 2 5 J 3/00 Z
B 2 5 J 9/22 (2006.01)	B 2 5 J 9/22 A
B 2 5 J 13/02 (2006.01)	B 2 5 J 13/02
A 6 1 B 1/005 (2006.01)	A 6 1 B 1/005 5 2 3
A 6 1 B 1/018 (2006.01)	A 6 1 B 1/018 5 1 5
請求項の数 17 (全 39 頁) 最終頁に続く	

(21) 出願番号	特願2014-39369 (P2014-39369)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成26年2月28日(2014.2.28)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2015-163413 (P2015-163413A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成27年9月10日(2015.9.10)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成28年6月16日(2016.6.16)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗
		(74) 代理人	100161702
			弁理士 橋本 宏之
		最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 マニピュレータのキャリブレーション方法、マニピュレータ、およびマニピュレータシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、を有するマニピュレータのキャリブレーション方法であって、

前記マニピュレータを使用する状態に配置する配置工程と、

前記駆動部に予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記マニピュレータに発生する負荷量を測定する負荷量測定工程と、

該負荷量測定工程で測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する制御パラメータ設定工程と、

を備え、

前記キャリブレーション用の駆動パターンは、マニピュレータの種類に応じて複数のパターンが定められている、

マニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 2】

前記キャリブレーション用の駆動パターンは、一定速度で駆動する部分を有する駆動パターンが含まれる

ことを特徴とする、請求項 1 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 3】

前記負荷量測定工程を実行するより前に、前記関節部の動きを拘束する関節部拘束工程

を実行し、

前記関節部の動きが拘束された状態で、前記負荷量測定工程を実行することを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 4】

前記負荷量測定工程では、

前記負荷量として、前記駆動力伝達部材に発生する張力を測定することを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 5】

前記制御パラメータ設定工程では、

前記負荷量として測定した前記張力を時間積分した値に基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することを特徴とする、請求項 4 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 6】

前記制御パラメータ設定工程では、

前記負荷量として測定した前記張力の変化率の変化に基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することを特徴とする、請求項 4 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 7】

前記制御パラメータ設定工程では、

前記負荷量として測定した前記張力が予め決められた閾値を超えるタイミングに基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することを特徴とする、請求項 4 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 8】

前記駆動部は、モータを備え、

前記負荷量測定工程では、

前記負荷量として、前記モータの電流値を測定する

ことを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 9】

前記負荷量測定工程では、

前記キャリブレーション用の駆動パターンとして前記モータを一定量だけ回転させる駆動パターンを用いる

ことを特徴とする、請求項 8 に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 10】

前記駆動部は、モータを備え、

前記負荷量測定工程では、

前記負荷量として、前記モータを一定のトルクで駆動した際のモータ回転量を測定することを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 11】

前記制御パラメータ設定工程では、

前記負荷量と、予め求められた制御パラメータ決定用情報とに基づいて決定された制御パラメータを、前記本駆動用の制御パラメータとして設定することを特徴とする、請求項 1 ～ 10 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 12】

前記制御パラメータ決定用情報は、

前記マニピュレータの前記管状部材を湾曲させることにより、複数の負荷状態を形成し

10

20

30

40

50

、
該複数の負荷状態において、前記負荷量測定工程と同様にして測定される負荷量の情報と、

前記複数の負荷状態において、前記駆動パターンの動作指令を実現するための制御パラメータの情報と、
を含むことを特徴とする、請求項 1 1に記載のマニピュレータのキャリブレーション方法。

【請求項 1 3】

関節部と、
該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、
管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、
予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、
動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、
前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、
を備え、
前記負荷量測定部は、
前記負荷量として、前記駆動力伝達部材に発生する張力を測定する張力測定部を有して
おり、
前記駆動部は、
前記関節部および前記駆動力伝達部材を含む挿入部に対して着脱可能に設けられており

、
前記張力測定部は、
前記駆動力伝達部材と前記駆動部との間に設けられるとともに、前記駆動部とともに、
前記挿入部に対して着脱可能に固定されており、
前記制御部は、
前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を取得し、
前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する、マニピュレータ。

【請求項 1 4】

関節部と、
該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、
管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力
伝達部材と、
予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、
動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、
前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、
を備え、
前記駆動部は、
モータを有するとともに、前記関節部および前記駆動力伝達部材を含む挿入部に対して着脱可能に設けられており、
前記負荷量測定部は、
前記モータの電流値を測定することによって前記負荷量を測定し、
前記制御部は、
前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターン
に基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を
取得し、
前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメー

タを設定する、マニピュレータ。

【請求項 15】

請求項 13 または 14 に記載のマニピュレータを備える、マニピュレータシステム。

【請求項 16】

前記関節部の動きを拘束する関節部拘束部材を備える

ことを特徴とする請求項 15 に記載のマニピュレータシステム。

【請求項 17】

関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、を備え、該制御部は、前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を取得し、前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する、マニピュレータと、

10

前記関節部の動きを拘束する関節部拘束部材と、

を備える、マニピュレータシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

20

本発明は、マニピュレータシステムのキャリブレーション方法、マニピュレータ、およびマニピュレータシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、マニピュレータシステムでは、マニピュレータの先端部に可動部を設け、この可動部にワイヤを介してモータの駆動力を伝達することにより、可動部の操作を行うことが知られている。このようなマニピュレータでは、操作入力に対して、可動部が正確に追従して動作するようにキャリブレーションが行われる。

例えば、特許文献 1 に記載の処置具は、処置対象を把持するため、ワイヤ駆動によって開閉する一対のジョーを先端部に備え、基端部にはワイヤを牽引するモータと、モータに操作入力を行うマスター操作部とが設けられている。

30

この処置具では、第 1 のジョーを第 2 のジョーの方に移動させて、第 1 のジョーに対する第 2 のジョーの位置とその際に発生するトルク量とを測定することによりキャリブレーションを行うことが提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】 米国特許出願公開第 2008/0114494 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0004】

しかしながら、上記のような従来技術には、以下のような問題があった。

特許文献 1 に記載の処置具は、いわゆる硬性マニピュレータであるため、使用時にワイヤの経路は一定に保たれている。このため、ワイヤ等に経時変化が発生しない限りは、キャリブレーションは一回行うのみでもよい。

ところが、いわゆる軟性マニピュレータの場合には、ワイヤは可撓性を有するシースに挿通されており、シースとともに湾曲可能になっている。このため、マニピュレータを処置対象部位まで案内する過程でシースが湾曲し、これによりシースの内部に挿通されたワイヤの経路が変化する。このように、ワイヤの経路が変化すると、ワイヤに伸びやたるみが生じる。このため、負荷抵抗が変化して操作入力に対する振幅応答が変化したり、駆動

50

伝達の遅れが生じたりする。

したがって、特許文献1に記載の技術によってキャリブレーションを行っても、使用時の湾曲状態がキャリブレーション時の湾曲状態と異なると、正確に動作させることが困難になるという問題がある。

このため、正確な動作を行うには、使用時と同様な湾曲状態において、キャリブレーションをやり直す必要があるが、特許文献1に記載の技術では、キャリブレーション作業に時間が取られてしまうという問題がある。

また、ワイヤにかかる負荷抵抗は、シースの湾曲状態が一定でも、駆動を繰り返すと経時的に摩擦特性が変化するなどして、次第に変化する。このような場合、湾曲状態が一定でも、適宜の時間において、キャリブレーションを行う必要がある。このため、マニピュレータの使用状態において、容易に行うことができるキャリブレーション方法が強く望まれている。

10

【0005】

本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができるマニピュレータシステムのキャリブレーション方法、マニピュレータ、およびマニピュレータシステムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記の課題を解決するために、本発明の第1の態様のマニピュレータのキャリブレーション方法は、関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、を有するマニピュレータのキャリブレーション方法であって、前記マニピュレータを使用する状態に配置する配置工程と、前記駆動部に予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記マニピュレータに発生する負荷量を測定する負荷量測定工程と、該負荷量測定工程で測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する制御パラメータ設定工程と、を備え、前記キャリブレーション用の駆動パターンは、マニピュレータの種類に応じて複数のパターンが定められている方法とする。

20

【0009】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記キャリブレーション用の駆動パターンは、一定速度で駆動する部分を有する駆動パターンが含まれることが好ましい。

30

【0010】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記負荷量測定工程を実行するより前に、前記関節部の動きを拘束する関節部拘束工程を実行し、前記関節部の動きが拘束された状態で、前記負荷量測定工程を実行することが好ましい。

【0011】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記負荷量測定工程では、前記負荷量として、前記駆動力伝達部材に発生する張力を測定することが好ましい。

40

【0012】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記制御パラメータ設定工程では、前記負荷量として測定した前記張力を時間積分した値に基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することが好ましい。

【0013】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記制御パラメータ設定工程では、前記負荷量として測定した前記張力の変化率の変化に基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することが好ましい。

【0014】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記制御パラメータ設定工

50

程では、前記負荷量として測定した前記張力が予め決められた閾値を超えるタイミングに基づいて、前記本駆動用の制御パラメータを設定することが好ましい。

【0015】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記駆動部は、モータを備え、前記負荷量測定工程では、前記負荷量として、前記モータの電流値を測定することが好ましい。

【0016】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記負荷量測定工程では、前記キャリブレーション用の駆動パターンとして前記モータを一定量だけ回転させる駆動パターンを用いることが好ましい。

【0017】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記駆動部は、モータを備え、前記負荷量測定工程では、前記負荷量として、前記モータを一定のトルクで駆動した際のモータ回転量を測定することが好ましい。

【0018】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記制御パラメータ設定工程では、前記負荷量と、予め求められた制御パラメータ決定用情報とに基づいて決定された制御パラメータを、前記本駆動用の制御パラメータとして設定することが好ましい。

【0019】

上記マニピュレータのキャリブレーション方法においては、前記制御パラメータ決定用情報は、前記マニピュレータの前記管状部材を湾曲させることにより、複数の負荷状態を形成し、該複数の負荷状態において、前記負荷量測定工程と同様にして測定される負荷量の情報と、前記複数の負荷状態において、前記駆動パターンの動作指令を実現するための制御パラメータの情報と、を含むことが好ましい。

【0020】

本発明の第2の態様のマニピュレータは、関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、を備え、前記負荷量測定部は、前記負荷量として、前記駆動力伝達部材に発生する張力を測定する張力測定部を有しており、前記駆動部は、前記関節部および前記駆動力伝達部材を含む挿入部に対して着脱可能に設けられており、前記張力測定部は、前記駆動力伝達部材と前記駆動部との間に設けられるとともに、前記駆動部とともに、前記挿入部に対して着脱可能に固定されており、前記制御部は、前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を取得し、前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する構成とする。

【0023】

本発明の第3の態様のマニピュレータは、関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、を備え、前記駆動部は、モータを有するとともに、前記関節部および前記駆動力伝達部材を含む挿入部に対して着脱可能に設けられており、前記負荷量測定部は、前記モータの電流値を測定することによって前記負荷量を測定し、前記制御部は、前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を取得し、前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する構成とする。

【0024】

本発明の第4の態様のマニピュレータシステムは、上記マニピュレータを備える構成とする。

上記第4の態様のマニピュレータシステムにおいては、前記関節部の動きを拘束する関節部拘束部材を備えることが好ましい。

【0025】

本発明の第5の態様のマニピュレータシステムは、関節部と、該関節部を駆動する駆動力を発生する駆動部と、管状部材の内部に挿通され前記駆動部で発生した駆動力を前記関節部に伝達する駆動力伝達部材と、予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンを記憶する記憶部と、動作時に発生する負荷量を測定する負荷量測定部と、前記駆動部の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部と、を備え、該制御部は、前記駆動部に対して、前記記憶部に記憶された前記キャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量を取得し、前記負荷量測定部によって測定された前記負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する、マニピュレータと、前記関節部の動きを拘束する関節部拘束部材と、を備える構成とする。

【発明の効果】

【0026】

本発明のマニピュレータのキャリブレーション方法、マニピュレータ、およびマニピュレータシステムによれば、使用時の配置状態でキャリブレーション用の駆動パターンで駆動を行って、マニピュレータに発生する負荷量を測定し、この負荷量に基づいて本駆動用の制御パラメータを設定するため、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができるという効果を奏する。

【図面の簡単な説明】

【0027】

【図1】本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの全体構成を示す模式的な斜視図である。

【図2】本発明の第1の実施形態のマニピュレータおよび関節部拘束部材の外観を示す模式的な斜視図である。

【図3】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの関節部拘束部材の部分断面図およびその右側面図である。

【図4】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの模式的なシステム構成図である。

【図5】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの駆動部の一例を示す模式的な構成図である。

【図6】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図7】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの制御ブロック図である。

【図8】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの伝達系のモデルを示す模式図である。

【図9】本発明の第1の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法のフローを示すフローチャートである。

【図10】本発明の第1の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。

【図11】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの負荷量測定結果の一例を示すグラフである。

【図12】本発明の第1の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法における制御パラメータ決定用情報を求めるための負荷の与え方を説明する模式図である。

【図13】本発明の第1の実施形態のマニピュレータの負荷状態の相違による張力の変化の例を示すグラフである。

10

20

30

40

50

【図 1 4】本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法における制御パラメータ決定用情報の一例を示す模式的なグラフである。

【図 1 5】本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法による駆動モータの動作指令値および関節部の応答の例を示すグラフである。

【図 1 6】本発明の第 1 の実施形態の第 1 変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。

【図 1 7】本発明の第 1 の実施形態の第 2 変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。

【図 1 8】本発明の第 1 の実施形態の第 3 変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフ、および張力の測定例を示すグラフである。

10

【図 1 9】本発明の第 1 の実施形態の第 4 変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法における負荷量の測定例を示す模式的なグラフ、およびその部分拡大図である。

【図 2 0】本発明の第 1 の実施形態の第 5 変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法における駆動ワイヤのたるみ量の推定方法を説明する模式的なグラフである。のキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。

【図 2 1】本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータの制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

【図 2 2】本発明の第 3 の実施形態のマニピュレータの模式的な構成図である。

【図 2 3】本発明の各実施形態および各変形例に共通して用いることができる駆動パターンの他例を示す模式的なグラフである。

20

【発明を実施するための形態】

【0028】

以下では、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。すべての図面において、実施形態が異なる場合であっても、同一または相当する部材には同一の符号を付し、共通する説明は省略する。

【0029】

[第 1 の実施形態]

本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータシステムについて説明する。

図 1 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータシステムの全体構成を示す模式的な斜視図である。図 2 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータおよび関節部拘束部材の外観を示す模式的な斜視図である。図 3 (a) は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの関節部拘束部材の部分断面図である。図 3 (b) は、図 3 (a) における右側面図である。図 4 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの模式的なシステム構成図である。図 5 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの駆動部の一例を示す模式的な構成図である。図 6 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

30

なお、各図面は、模式図のため、寸法や形状は誇張されている（以下の図面も同様）。

【0030】

図 1 に示すように、本実施形態のマニピュレータシステム 1 は、操作者 Op が操作するマスタマニピュレータ 2 と、処置用内視鏡装置 10 が設けられたスレーブマニピュレータ 6 とを備える、いわゆるマスタスレーブ方式のシステムである。

40

マスタマニピュレータ 2 は、操作者 Op が操作入力を行うマスタアーム 3 と、処置用内視鏡装置 10 を用いて撮影した映像等を表示する表示部 4 と、マスタアーム 3 の動作に基づいて、スレーブマニピュレータ 6 を動作させるための操作指令を生成する制御ユニット 5 とを備える。

【0031】

本実施形態において、マスタアーム 3 は、後述する医療用器具 20 を含むスレーブマニピュレータ 6 の各部を動作させるための操作部である。また、詳細は図示しないが、マスタマニピュレータ 2 は、操作者 Op の右手と左手とのそれぞれに対応する一対のマスタア

50

ーム3を有している。

マスタアーム3は、後述する処置用内視鏡装置10の湾曲部11Bや医療用器具20の関節部22のように少なくとも1自由度の関節を有するマニピュレータを動作させるために関節構造を有している。

また、マスタアーム3において操作者Op側に位置する端部には、医療用器具20の把持部26（後述）を動作させるための把持操作部（図示略）が設けられている。

また、特に図示しないが、マスタアーム3には、操作者Opがキャリブレーション動作の開始を指令するための操作部が設けられている。この操作部としては、例えば、押しボタン操作部、フットスイッチ操作部などを採用することができる。以下では、キャリブレーション動作を開始する押しボタン操作部が、マスタアーム3を把持する操作者のOpの指が届く範囲に設けられているものとして説明する。

10

【0032】

表示部4は、処置用内視鏡装置10に取り付けられた観察部15（後述）によって撮影された処置対象部位の映像や、操作に必要な操作画面や、制御ユニット5からの情報などが表示される装置である。表示部4には、処置対象部位とともに医療用器具20も表示される。

【0033】

スレーブマニピュレータ6は、患者Paが載置される載置台7と、載置台7の近傍に配置された多関節ロボット8と、医療用器具20とを有する。

多関節ロボット8には処置用内視鏡装置10が保持されている。処置用内視鏡装置10には、医療用器具20を挿通させることが可能である。

20

多関節ロボット8、処置用内視鏡装置10、および医療用器具20は、マスタマニピュレータ2から発せられた動作指令に従って動作する。

ただし、本発明のマニピュレータシステムにおいて、多関節ロボットは必須ではなく、例えば処置用内視鏡装置10を図示しない補助者が保持する構成としてもよい。

【0034】

図2に示すように、処置用内視鏡装置10は、患者Paの体内に挿入するための長尺の部材である外套管11を有している。

外套管11は、近位端から遠位端に向かって、可撓性を有する管状の挿入部11C（図1参照）、例えば、節輪や湾曲コマ等を備えた周知の湾曲部11B、および円柱状の硬質材料で形成された先端部11A（関節部拘束部材）を、この順に備える。

30

湾曲部11Bは、マスタアーム3への操作入力によって、湾曲させることにより先端部11Aの向きを変更することができる。湾曲部11Bを湾曲させる機構としては、例えば、節輪や湾曲コマの内周面に挿通され、先端部11Aに固定された駆動ワイヤを挿入部11C内に挿通させて、近位端側の駆動モータなどで牽引する周知の構成を採用することができる。

挿入部11Cおよび湾曲部11Bの内部には、医療用器具20等の処置具を供給する経路である処置具チャンネル16が設けられている。

【0035】

処置具チャンネル16の基端部（近位端側）は、図1に示すように、挿入部11Cの側方に開口する供給口16aに接続されている。

40

処置具チャンネル16は、内径d1を有する可撓性の管状部材で形成されている。その先端部16bは、図3（a）に示すように、先端部11Aを軸方向に貫通して、先端部11Aの先端面11aに開口する貫通孔部12の基端側に接続されている。

【0036】

貫通孔部12は、処置具チャンネル16に挿通される種々の処置具を挿通させる挿通孔としての機能を有する。ただし、医療用器具20を挿通させる際には、医療用器具20の関節部のキャリブレーションを行う際に医療用器具20の関節部の動きを拘束する機能を有している。本実施形態では、貫通孔部12は、処置具チャンネル16の内径d1よりもわずかに小径の内径d0、長さLの円筒孔からなる。内径d0、長さLの設定の仕方は後

50

述する。

【0037】

図2、図3(b)に示すように、観察部15は、処置対象部位を観察するための装置であり、周知の撮像機構13と照明機構14とを備える。

撮像機構13および照明機構14は、先端部11Aの内部に配置され、図示略の電気配線や光ファイバが、湾曲部11Bおよび挿入部11Cの内部に挿通され、制御ユニット5における電気回路や光源に連結されている。

撮像機構13および照明機構14は、先端部11Aの先端面11aにおいて、それぞれ光学的な開口窓を有しており、この開口窓を通して、先端部11Aの前方の外光を受光したり、照明光を前方に出射したりすることができる。

10

【0038】

医療用器具20は、関節部を有することにより、先端のエンドエフェクタを移動したり、駆動したりするマニピュレータの一例であり、全体として、細長い軸状に形成されている。

図4に示すように、医療用器具20は、マスタアーム3の操作により回転する関節部22と、関節部22に連結された軸状部21と、処置対象等を把持する把持部26と、可撓性を有する管状部材である筒状部23と、関節部22に駆動力を供給する駆動ユニット30と、を備える。

把持部26は、医療用器具20のエンドエフェクタであり、最も先端側（遠位端側）の軸状部21の先端に取り付けられている。

20

筒状部23は、最も基端側（近位端側）の軸状部21に接続されている。

【0039】

関節部22は、屈曲用関節であって、駆動力伝達部材を用いて近位端から、駆動力を伝達して、屈曲を行う関節であれば、具体的な構成は、特に限定されない。関節部22の屈曲自由度、屈曲方向、屈曲量なども特に限定されない。

以下では、関節部22の一例として、近位端側から順に、医療用器具20の延在方向に交差する方向に屈曲する関節部22Bと、関節部22Bの屈曲方向と直交する方向に屈曲する関節部22Aとを有するものとして説明する。

関節部22B、22Aは、いずれも、図示略のプーリを有しており、それぞれのプーリに、駆動ワイヤ24B、24Aが駆動力伝達部材として巻き回されて、端部が固定されている。

30

以下では、関節部22B、22A、あるいは駆動ワイヤ24B、24Aの区別を特に明示する必要がない場合には、添字A、Bを省略して、単に、関節部22、駆動ワイヤ24と称する場合がある。

【0040】

軸状部21は、関節部22Bによって連結された軸状部21C、21Bと、関節部22Aによって軸状部21Bと連結された軸状部21Aとを有する。

このため、軸状部21Cは、医療用器具20において最も基端側の軸状部21になっており、関節部22Bが接続された端部と反対側の端部が筒状部23の先端に固定されている。

40

軸状部21Aは、医療用器具20において最も先端側の軸状部21になっており、関節部22Aと反対側の端部である先端に、把持部26が固定されている。

軸状部21Bの両端部には、関節部22B、22Aが連結されている。

以下では、このような軸状部21C、関節部22B、軸状部21B、関節部22A、軸状部21A、および把持部26からなる連結体を、先端屈曲部25と称する。

【0041】

各軸状部21は、先端部11Aの貫通孔部12の内径d0に挿通可能に嵌合される外径D0を有している。

各関節部22は、連結された軸状部21の外形よりも突出しない大きさに形成されている。

50

【0042】

貫通孔部12の内径 d_0 、長さ L は、貫通孔部12に、関節部22と、関節部22で連結された一対の軸状部21とを挿入したときに、関節部22の動きが、一定のバラツキの範囲内に収まる所定値になるように設定しておく。

例えば、本実施形態では、貫通孔部12が円筒形状を有するため、 $d_0 = D_0$ とすれば、各軸状部21は真直軸 O と同軸に整列する。このため、関節部22が完全に拘束されて、屈曲動作が抑制される。

内径 d_0 が外径 D_0 よりも大きい場合には、軸状部21がその隙間の範囲で移動する間は、関節部22が動くが、軸状部21が隙間の範囲の移動が終了すると関節部22の動きが拘束される。

10

【0043】

本実施形態では、後述するキャリブレーションを行う際に、関節部22が予め決められた屈曲の動きするような関節角度を変化させる動作指令が与えられる。その際、動作指令における関節角度の変化量に対して、隙間の範囲内で動く関節角度の変化量 $\Delta\theta$ が十分小さければ、キャリブレーションの誤差を許容範囲内に収めることができる。

変化量 $\Delta\theta$ は、貫通孔部12の内径 d_0 、軸状部21の外径 D_0 、および貫通孔部12の長さ L との関係から計算される。

例えば、キャリブレーション動作における関節角度を変える動作指令が、 θ_0 から θ_{max} の範囲で変化させる場合、隙間の範囲内で動く関節角度の変化量 $\Delta\theta$ は、関節角度の変化幅 $(\theta_{max} - \theta_0)$ の30%以下であることが好ましく、10%以下であることが

20

【0044】

把持部26は、処置具を保持するための一対の把持部材26a、26bと、把持部材26a、26bを回動可能に支持する回動軸26cとを有している。把持部材26a、26bは、マスターアーム3の図示略の把持操作部を操作することにより回動軸26cを中心として回動され、図4の矢印のように動いて開閉動作する。

把持部26の駆動力の伝達手段は、特に限定されず、例えば、図示略の操作ワイヤによって把持部材26a、26bに連結した図示略のリンクを駆動するなどの手段が可能である。

把持部26は、図4に示すように、被把持物を把持することなく閉じている場合には、連結された軸状部21の外形よりも突出しない大きさになっている。

30

このため、先端屈曲部25は、真直に伸ばした状態であって、把持部26を上記のように閉じた状態では、最大外径が D_0 の軸状体になっており、貫通孔部12に進退可能に挿入可能な形状になっている。

【0045】

筒状部23は、例えば、樹脂チューブなどの軟性の筒状部材で構成され、内部に、関節部22A、22Bをそれぞれ駆動するための駆動ワイヤ24A、24Bなどの挿通物が挿通されている。

駆動ワイヤ24A、24Bは、筒状部23の基端部から先端のプーリの近傍までの間では、両端部の位置が固定されたシース27の内部にそれぞれ挿通されている。

40

各シース27は、各駆動ワイヤ24と略同径の内径を有する密巻コイルなどによって形成され、これにより、外力を受けて湾曲しても、ほとんど長さが変化しないようになっている。ただし、シース27の内径は、駆動ワイヤ24を円滑に牽引するため、駆動ワイヤ24の外径よりもわずかに大きくなっている。

【0046】

筒状部23における駆動ワイヤ24A、24B以外の挿通物としては、図示は省略するが、例えば、把持部26を駆動するための操作ワイヤや、観察部15に接続する電気配線や光ファイバなどの例を挙げることができる。

【0047】

駆動ユニット30は、図5に示すように、筒状部23の基端部に固定された駆動力伝達

50

機構 3 3 を内蔵する本体部 3 1 と、本体部 3 1 に着脱可能に取り付けられ内部に駆動モータ 3 4 (駆動部) を内蔵する着脱部 3 2 とを備える。

着脱部 3 2 の本体部 3 1 に対する着脱方式は、装着時に駆動モータ 3 4 の駆動力が駆動力伝達機構 3 3 に伝達され、取り外し時に駆動モータ 3 4 ごとに取り外せる方式であれば特に限定されない。例えば、本体部 3 1 および着脱部 3 2 の筐体同士を凹凸嵌合、螺合することによって着脱する方式や、本体部 3 1 および着脱部 3 2 の筐体同士をねじ等の連結部材を介して着脱可能に固定する方式などを採用することができる。

このように、着脱部 3 2 を着脱可能に取り付けることにより、例えば、使用済みの先端屈曲部 2 5、筒状部 2 3 を廃棄したり、滅菌したりする場合に、着脱部 3 2 を取り外すことができる。取り外した着脱部 3 2 および駆動モータ 3 4 は、新しい本体部 3 1 や滅菌後の本体部 3 1 に装着することで再使用することができる。

10

【0048】

駆動力伝達機構 3 3 は、駆動モータ 3 4 からの駆動力を、駆動ワイヤ 2 4 に伝達して、駆動ワイヤ 2 4 を牽引する装置部分であり、駆動ワイヤ 2 4 A、2 4 B のそれぞれに対して同様の構成のものが設けられている。ただし、図 5 では、簡単のため、駆動ワイヤ 2 4 B を牽引する部分のみを示している。

以下、図 5 に基づいて、駆動ワイヤ 2 4 B を駆動するための、駆動力伝達機構 3 3、駆動モータ 3 4 の構成を説明するが、同様の説明は、駆動ワイヤ 2 4 A を駆動するための駆動力伝達機構 3 3、駆動モータ 3 4 にも適用される。

なお、各駆動力伝達機構 3 3 (各駆動モータ 3 4) は、それぞれ別々の本体部 3 1 (着脱部 3 2) に設けて、個別に着脱できるようにしてもよいし、すべての駆動力伝達機構 3 3 (各駆動モータ 3 4) を、1 つの本体部 3 1 (着脱部 3 2) に一体に固定して、全体として着脱できるようにしてもよい。

20

【0049】

駆動力伝達機構 3 3 は、本実施形態では、一例として、ラック 3 3 A、3 3 B、およびピニオン 3 3 C を備えるラックピニオン方式の機構を採用している。

ラック 3 3 A、3 3 B は、本体部 3 1 内の図示略の支持部材により、駆動ワイヤ 2 4 B の牽引方向に沿って移動可能に支持されており、それぞれの筒状部 2 3 側の端部において、駆動ワイヤ 2 4 B の端部と固定されている。

ラック 3 3 A、3 3 B の間には、それぞれの歯部と係合するピニオン 3 3 C が配置されている。

30

ピニオン 3 3 C は、本体部 3 1 内で図示略の支持軸によって回転可能に支持されている。このため、ラック 3 3 A が駆動ワイヤ 2 4 B を着脱部 3 2 側に牽引する方向 (図示矢印 x 1 参照) に移動すると、ピニオン 3 3 C の回転により、ラック 3 3 B は着脱部 3 2 から遠ざかる方向 (図示矢印 y 2 参照) に移動する。反対に、ラック 3 3 A が図示矢印 x 2 方向に押し出されると、ラック 3 3 B は図示矢印 y 1 方向に移動する。

【0050】

ラック 3 3 A、3 3 B は、駆動ワイヤ 2 4 とともに、駆動モータ 3 4 で発生した駆動力を関節部 2 2 に伝達する駆動力伝達部材を構成している。ただし、本実施形態では、ラック 3 3 A、3 3 B は、駆動ワイヤ 2 4 に比べて高剛性を有しており、駆動時の伸縮は、駆動ワイヤ 2 4 の伸縮に比べて小さい。

40

【0051】

駆動モータ 3 4 は、ラック 3 3 A を移動させるための駆動力を発生する装置部分であり、回転運動を直動運動に変換するボールねじ 3 6 を備え、駆動ワイヤ 2 4 B に発生する張力を測定する張力測定部 3 5 を介して、ラック 3 3 A と着脱可能に連結されている。

駆動モータ 3 4 の種類は、動作指令値に基づいて、所定の回転量だけ回転することにより、ボールねじ 3 6 を一定距離だけ移動できれば、特に限定されない。例えば、サーボモータ、ステッピングモータ、DC モータなどを採用することができる。

本実施形態では、駆動モータ 3 4 は、回転量を検出するエンコーダ 3 4 a を有する DC サーボモータを採用している。

50

駆動モータ３４は、図６に示すように、制御ユニット５と通信可能に接続されている。

【００５２】

張力測定部３５は、駆動ワイヤ２４Ｂに発生する張力を測定できれば特に限定されない。本実施形態では、一例として、ボールねじ３６の端部と固定され、ラック３３Ａと着脱可能に連結されるロードセルを採用している。

張力測定部３５は、制御ユニット５と通信可能に接続されている。

【００５３】

次に、制御ユニット５の機能構成について、各関節部２２の動作制御およびキャリブレーション制御を行う部分の機能構成を中心として説明する。

図６に示すように、制御ユニット５は、モータ制御部１００（制御部）、キャリブレーション制御部１０１（制御部）、および記憶部１０２を備える。

10

【００５４】

モータ制御部１００は、マスタアーム３から送出されるマスタアーム３の関節部の動き解析して、同様な動作を行うための関節部２２の回転角度を算出し、これに対応する駆動モータ３４の回転量の制御を行うものである。モータ制御部１００が行う制御の詳細については、動作説明とともに説明する。

【００５５】

キャリブレーション制御部１０１は、医療用器具２０の関節部２２のキャリブレーション動作を行い、キャリブレーション動作によって得られた駆動モータ３４の制御パラメータを本駆動用の制御パラメータとしてモータ制御部１００に設定するものである。

20

このキャリブレーション動作では、まず、記憶部１０２に記憶されたキャリブレーション用の駆動パターンに基づいて、駆動モータ３４の動作を行う。その際に、医療用器具２０に発生する負荷量を測定し、この負荷量に基づいて本駆動用の制御パラメータを決定する。

本実施形態では、負荷量としては、張力測定部３５によって測定される駆動ワイヤ２４の張力情報を採用しており、張力測定部３５は、負荷量測定部を構成している。

このため、キャリブレーション制御部１０１は、モータ制御部１００、記憶部１０２、および張力測定部３５と通信可能に接続されている。

キャリブレーション制御部１０１が行う制御の詳細については、動作説明とともに説明する。

30

本実施形態では、モータ制御部１００およびキャリブレーション制御部１０１は、駆動モータ３４の動作制御および制御パラメータの設定を行う制御部を構成している。

【００５６】

記憶部１０２は、予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンと、負荷量に基づいて本駆動用の制御パラメータを決めるための制御パラメータ決定情報とを、記憶する装置部分であり、キャリブレーション制御部１０１と通信可能に接続されている。

記憶部１０２に記憶されるこれらの情報の例については、動作説明とともに説明する。

【００５７】

このような制御ユニット５の装置構成は、ＣＰＵ、メモリ、入出力インターフェース、外部記憶装置などからなるコンピュータからなり、これにより上記のような制御機能を実現する適宜の制御プログラムが実行されるようになっている。

40

【００５８】

このような構成により、医療用器具２０、モータ制御部１００、キャリブレーション制御部１０１、張力測定部３５、および記憶部１０２は、本実施形態のマニピュレータを構成している。

【００５９】

次に、このようなマニピュレータシステム１の医療用器具２０の動作について説明する。

図７は、本発明の第１の実施形態のマニピュレータの制御ブロック図である。図８は、本発明の第１の実施形態のマニピュレータの伝達系のモデルを示す模式図である。

50

【0060】

マンピュレータシステム1の医療用器具20を用いて処置を行うには、まず処置用内視鏡装置10の外套管11を用いて、処置対象部位に医療用器具20の先端部分を患者Paの体内に挿入し、処置対象部位の近くまで進める。

その際、外套管11は、体内の挿入経路に応じて湾曲するため、外套管11の内部の処置具チャンネル16およびこれに挿通される医療用器具20の筒状部23も湾曲する。

このため、筒状部23の内部に挿通されるシース27および駆動ワイヤ24も湾曲する。また湾曲の仕方は、一般には、互いに並行する駆動ワイヤ24同士の間でも異なる。

【0061】

駆動ワイヤ24が湾曲されたシース27内で牽引されると、シース27の湾曲量の違いにより摺動負荷が変化して、挿通部位に応じて、駆動ワイヤ24が伸びたり、たるんだりする。これにより、駆動力の伝達が遅れたり、関節部22に作用する力量が低下したり、関節部22の駆動方向を変える際にバックラッシュが生じたりする。

特に、関節部22のプーリを牽引するために並行して配置された駆動ワイヤ24の一方が湾曲の内側、他方が湾曲の外側に位置する場合、牽引方向（関節部22の回転方向）による摺動負荷の差が顕著になるため、このような不具合が発生しやすい。

このような不具合が発生すると、駆動ワイヤ24を牽引するピニオン33Cの回転量と、関節部22のプーリとの回転量とが正確に対応しなくなるため、マスターアーム3の操作入力に正確に対応した駆動が行えなくなってしまう。

そこで、本実施形態の医療用器具20では、医療用器具20を本駆動する前に、本実施形態のキャリブレーション方法を行い、医療用器具20に発生する負荷量に基づいて駆動モータ34の制御パラメータを変更することにより、ピニオン33Cの回転量と、関節部22のプーリとの回転量との整合をとるようにしている。

【0062】

図7を参照して、医療用器具20の本駆動時の制御について説明する。

マスターアーム3からの操作入力が入力部100に送出されると、モータ制御部100の動作指令値生成部110により、医療用器具20の関節構造に応じた駆動モータ34の動作指令値 u_m が生成される。

この動作指令値 u_m は、駆動モータ34によるピニオン33Cと、関節部22に設けられた関節部プーリ22aとの間の伝達系200が、駆動ワイヤ24の湾曲による外部負荷が発生しない伝達特性を有する場合に、関節部22を正確に駆動できる動作指令値になっている。

しかし、伝達系200には、使用時におけるシース27の湾曲状態によって外部負荷が発生する。

【0063】

例えば、図8に示すように、伝達系200は、駆動ワイヤ24がバネ剛性（バネ定数） k 、粘性減衰定数 c を有し、ピニオン33Cおよび図示略のラック33A、33Bによって牽引される際、駆動ワイヤ24に湾曲したシース27等から湾曲状態に応じて、クーロン摩擦が作用する力学系としてモデル化することが可能である。図8では、簡単のため、ピニオン33Cのピッチ円半径と、関節部プーリ22aのピッチ円半径とは、ともに r_p に等しいものとしている。また、本実施形態では、ラック33A、33Bのバネ剛性は、駆動ワイヤ24に比べて十分大きいと見做している。

このようなモデルの運動方程式は、次式（1）～（4）で表すことができる。

【0064】

10

20

30

40

【数 1】

$$I_m \cdot \left(\frac{\ddot{x}_m}{r_p} \right) = -k(x_m - x) \cdot r_p + N_m \quad \dots (1)$$

$$I \cdot \left(\frac{\ddot{x}}{r_p} \right) = \{ -k(x - x_m) - k_e x - c\dot{x} - \text{sgn}(f_d) \} \cdot r_p \quad \dots (2)$$

$$x_m = r_p \theta_m \quad \dots (3)$$

$$x = r_p \theta \quad \dots (4)$$

10

【0065】

ここで、 θ_m はピニオン 33C の回転量、 θ は関節部プーリ 22a の回転量、 N_m は駆動モータ 34 による駆動トルク、 I_m は駆動モータ 34 および駆動力伝達機構 33 の慣性モーメント、 I は関節部 22 の被駆動部の慣性モーメント、 f_d は駆動ワイヤ 24 が受けるクーロン摩擦力、 k_e は関節部 22 に作用する外力をモデル化した環境剛性である。

sgn は、引数の正、0、負に応じて、それぞれ +1、0、-1 を取る符号関数である。

20

【0066】

駆動ワイヤ 24 に、湾曲状態に応じてクーロン摩擦が作用すると、ピニオン 33C の回転量 θ_m との関節部プーリ 22a の回転量 θ とが一致しなくなる。湾曲状態は予め予測することは困難であるため、本実施形態では、使用時の湾曲状態において、伝達系 200 における実際の負荷量を測定し、負荷量の補償を行うキャリブレーション動作を行う。

このため、モータ制御部 100 は、動作指令値生成部 110 で決定された動作指令値 u_m を、駆動ワイヤ 24 が受ける負荷量を補償する値に変換する補償部 111 を備えている。

本実施形態では、動作指令値生成部 110 から送出される駆動モータ 34 の回転量の動作指令値 u_m に、補償値 u_F を加算することにより、動作指令値 U_m を生成する。

30

補償値 u_F は、キャリブレーション制御部 101 によって、本駆動を開始するまでに、予めモータ制御部 100 に設定される。

動作指令値 U_m 、補償値 u_F は、次式 (5)、(6) で表される。

【0067】

【数 2】

$$U_m = u_m + u_F \quad \dots (5)$$

$$u_F = \frac{1}{r_p} \cdot \frac{f_d}{k} \cdot \text{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots (6)$$

40

【0068】

ここで、 θ_{ref} は、動作指令値 u_m である。

このように、本実施形態では、 θ_{ref} の時間微分の符号に応じて、補償値 u_F の符号が決まる。このため、常にクーロン摩擦が作用する方向と反対側により多く駆動ワイヤ 24 が駆動されるように動作指令値 U_m が生成される。

【0069】

動作指令値 U_m は、モータ制御器 112 に送出されると、動作指令値 U_m に基づいて、

50

駆動モータ 3 4 が駆動される。駆動モータ 3 4 の回転量は、エンコーダ 3 4 a によって検出されて、フィードバック制御される。

このようにして、伝達系 2 0 0 の負荷量を見込んだ動作指令値 U_m によって、駆動ワイヤ 2 4 が牽引され、これにより、関節部 2 2 が駆動される。

これにより、操作者 Op が医療用器具 2 0 により必要な処置を行うことができる。

【0070】

次に、補償値 u_F を設定する本実施形態のキャリブレーション方法について説明する。

図 9 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法のフローを示すフローチャートである。図 10 (a)、(b) は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。図 11 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの動作指令値と、張力測定結果との一例を示すグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は左側が張力 F 、右側が動作指令値 u_m を示す。

10

【0071】

本実施形態のキャリブレーション方法は、図 9 に示すステップ S 1 ~ S 9 を、図 9 のフローに沿って実行することにより行われる。

【0072】

ステップ S 1 は、処置部位の近傍に、処置用内視鏡装置 1 0 を挿入するステップである。

処置用内視鏡装置 1 0 の外套管 1 1 を患者 Pa の体内に挿入し、処置部位の近傍に、処置用内視鏡装置 1 0 を位置させる。

20

以上で、ステップ S 1 が終了する。

【0073】

次に、ステップ S 2 を行う。本ステップは、処置用内視鏡装置 1 0 の処置具チャンネル 1 6 にマニピュレータである医療用器具 2 0 を挿入するステップである。

操作者 Op または図示略の挿入ロボットなどにより、供給口 1 6 a に医療用器具 2 0 の先端屈曲部 2 5 を挿入し、処置具チャンネル 1 6 を通して、先端屈曲部 2 5 が貫通孔部 1 2 に挿入されるまで、医療用器具 2 0 を送り込む。

これにより、医療用器具 2 0 の筒状部 2 3 は、処置具チャンネル 1 6 の湾曲状態に応じて湾曲されることになる。

30

以上で、ステップ S 2 が終了する。

【0074】

ステップ S 1、S 2 は、医療用器具 2 0 を使用する状態に配置する配置工程を構成している。実際に医療用器具 2 0 を使用して処置を行うには、図 2 に示すように、先端屈曲部 2 5 を処置用内視鏡装置 1 0 の先端面 1 1 a の前方に進出させる必要があるが、筒状部 2 3 は先端屈曲部 2 5 に比べて長尺である。このため、先端屈曲部 2 5 の先端が貫通孔部 1 2 内にとどまっている状態と、図 2 に示すような先端屈曲部 2 5 が貫通孔部 1 2 から突出した状態とでは、湾曲状態は略同一であり、駆動ワイヤ 2 4 に発生する負荷量は同一と見なすことができる。

【0075】

40

上述のように、本実施形態の配置工程では、一例として、処置用内視鏡装置 1 0 を体内に挿入した後に、医療用器具 2 0 を配置する場合の例で説明した。ただし、予め医療用器具 2 0 を処置用内視鏡装置 1 0 の処置具チャンネル 1 6 に挿通しておくことにより、医療用器具 2 0 を処置用内視鏡装置 1 0 とともに患者 Pa の体内に挿入して、医療用器具 2 0 を使用する状態に配置することも可能である。

【0076】

次にステップ S 3 を行う。本ステップは、キャリブレーションを行う関節部 2 2 の動きを拘束するステップである。

本実施形態では、関節部 2 2 は、2 つの関節部 2 2 A、2 2 B を備えるため、それぞれを個別にキャリブレーションしていく。キャリブレーションする順番は、特に限定されな

50

い。

関節部 2 2 を拘束する手段は、特に限定されないが、本実施形態では、関節部 2 2 およびこれに隣接する軸状部 2 1 を貫通孔部 1 2 の内部に挿通することで拘束を行う。

例えば、最初に、関節部 2 2 A と、軸状部 2 1 A、2 1 B の少なくとも一部とが、貫通孔部 1 2 の内部に位置するように、医療用器具 2 0 の挿入量を調整する。

これにより、関節部 2 2 A が駆動されても、軸状部 2 1 A、2 1 B が、貫通孔部 1 2 との間の隙間の範囲でしか移動できなくなり、関節部 2 2 A の動きが拘束される。

このようにすることで、上記式 (2) における環境剛性 k_e が固定された状態が形成されるため、湾曲状態に対応する負荷量をより正確に測定することが可能になる。

以上で、ステップ S 3 が終了する。

10

【0077】

次にステップ S 4 を行う。本ステップは、キャリブレーションを実行する操作入力を行うステップである。

本実施形態では、操作者 Op がマスタアーム 3 の押しボタン操作部を操作する。

この操作入力は、制御ユニット 5 のキャリブレーション制御部 1 0 1 に送出される。

以上で、ステップ S 4 が終了する。

【0078】

ステップ S 4 が終了すると、キャリブレーション制御部 1 0 1 がステップ S 5 を行う。本ステップは、キャリブレーション用の駆動パターンを設定するステップである。

キャリブレーション制御部 1 0 1 は、記憶部 1 0 2 に予め記憶されているキャリブレーション用の駆動パターンを読み出す。

20

次に、キャリブレーション制御部 1 0 1 は、モータ制御部 1 0 0 の補償部 1 1 1 に $u_F = 0$ を設定する。

以上で、ステップ S 5 が終了する。

【0079】

ここで、キャリブレーション用の駆動パターンについて説明する。

キャリブレーション用の駆動パターンは、医療用器具 2 0 の湾曲状態における負荷量を測定するため、予め設定された駆動パターンである。

この駆動パターンは、各関節部 2 2 に共通の駆動パターンでもよいが、各関節部 2 2 の動作量や構造の相違がある場合には、負荷量を精度よく検出できるように、それぞれに応じた駆動パターンとすることが好ましい。

30

また、負荷量の測定精度を向上するために、一定のパターンを周期的に繰り返す駆動パターンであることが好ましい。

【0080】

本実施形態では、図 10 (a)、(b) に示すような、2 種類の駆動パターン 3 0 1、3 0 2 を備えている。

図 10 (a) に示す駆動パターン 3 0 1 は、例えば、関節部 2 2 A のキャリブレーションを行うためのものであり、動作指令値 u_m を時間とともに、0 から最大値 u_1 まで増大させてから 0 に戻す山形のパターンを周期 T で複数回繰り返すというパターンである。繰り返し数は、特に限定されないが、図 10 (a) では、一例として、3 回としている。

40

ここで、 u_m の変化率 u_m' は、特に図示しないが、時刻 $t = 0$ で最大、 $t = T/2$ で 0、 $t = T$ で最小から最大に切り替わるような変化をする。

図 10 (b) に示す駆動パターン 3 0 2 は、例えば、関節部 2 2 B のキャリブレーションを行うためのものであり、駆動パターン 3 0 1 の動作指令値 u_m の最大値 u_1 を、 u_2 (ただし、 $u_2 < u_1$) にしたパターンである。

【0081】

次に、ステップ S 6 を行う。本ステップは、キャリブレーション用の駆動パターンに基づいて駆動モータ 3 4 を駆動し、負荷量を測定するステップである。

キャリブレーション制御部 1 0 1 は、モータ制御部 1 0 0 に、ステップ S 5 で記憶部 1 0 2 から読み出した駆動パターンによる動作指令値 u_m を送出する。

50

これにより、 $U_m = u_m$ が、モータ制御器 112 に送出されて、駆動モータ 34 が駆動される。

例えば、最初に関節部 22A をキャリブレーションする場合には、図 10 (a) に示す駆動パターン 301 に基づく u_m によって、関節部 22A を駆動する駆動モータ 34 が駆動される。

【0082】

このような駆動が開始されると、負荷量測定部によって、駆動時の負荷が測定される。

本実施形態では、図 6 に示すように、負荷量測定部として張力測定部 35 を備えており、張力測定部 35 によって駆動時に駆動ワイヤ 24 に発生する張力が測定される。測定された張力は、逐次、キャリブレーション制御部 101 に送出される。

キャリブレーション制御部 101 では、送出された張力の情報から、負荷量を求める。

張力が大きいほど、湾曲状態に対応した負荷量も大きいため、本実施形態では、張力の積算量を求めて負荷量としている。

例えば、図 11 に示すように、動作指令値 u_m が曲線 311 の場合に、張力 $F(t)$ が、図 11 に曲線 312 で示す曲線のように測定されたとすると、斜線部のような 1 周期当たりの積算面積を算出して、これを負荷量 S とする。すなわち、繰り返し回数を n (本実施形態では、 $n = 3$) とすると、次式 (7) のような積分計算を行うことによって、負荷量 S が求められる。

以上で、ステップ S6 が終了する。

【0083】

【数 3】

$$S = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \int_{(i-1)T}^{iT} |F(t)| dt \quad \dots (7)$$

【0084】

このように、負荷量 S を張力積算量として計算することにより、張力の測定誤差が平均化される。このため、負荷量 S が精度よく求められる。

【0085】

ステップ S5、S6 は、駆動モータ 34 を予め定められたキャリブレーション用の駆動パターンに基づく動作指令を行い、その際に医療用器具 20 に発生する負荷量を測定する負荷量測定工程を構成している。

また、ステップ S3 は、負荷量測定工程を実行するより前に、関節部 22 の動きを拘束する関節部拘束工程を構成している。

【0086】

次に、ステップ S7 を行う。本ステップは、負荷量に対応する制御パラメータを決定するステップである。特に、本実施形態では、制御パラメータを決定する際に、制御パラメータ決定用情報を参照して決定する。

制御パラメータ決定用情報は、ステップ S6 で測定された負荷量 S に応じて、補償値 u_F を決定するための情報であり、キャリブレーション動作に先立って求められ、記憶部 102 に記憶されている。

【0087】

ここで、本実施形態の制御パラメータ決定用情報の求め方について説明する。

図 12 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法における制御パラメータ決定用情報を求めるための負荷の与え方を説明する模式図である。図 13 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータの負荷状態の相違による張力の変化の例を示すグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は左側が張力 F 、右側が動作指令値 u_m を示す。図 14 (a)、(b) は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション

10

20

30

40

50

ョン方法における制御パラメータ決定用情報の一例を示す模式的なグラフである。横軸はいずれも負荷状態指標 (deg)、縦軸は図 14 (a) が負荷量 S 、図 14 (b) が制御補償係数 P を示す。

【0088】

制御パラメータは、上記式 (6) の未定のパラメータであるバネ剛性 k 、クーロン摩擦力 f_d をそれぞれ決定することも可能であるが、本実施形態では、これらを一括して、制御補償係数 P として求める。

このため、本実施形態では、まず、医療用器具 20 の湾曲状態を変えて、負荷量を変更した状態で、上記ステップ $S3 \sim S6$ と同様にして、キャリブレーション用の駆動パターンによって駆動を行って、負荷量 S を測定する。

このとき、設定する湾曲状態は、使用時に発生しうる湾曲状態に基づいて決めることもできるが、種々の使用時の湾曲状態に対応するためには、負荷量の大きさを幅広く変化させることが重要である。このため、必ずしも使用時の湾曲状態と一致させる必要はない。

例えば、図 12 (a)、(b)、(c) に示すように、筒状部 23 の長さ方向の中間部に、湾曲部を形成することで、負荷量を変更することが可能である。この場合、それぞれの湾曲状態における負荷の程度は、湾曲部を挟んだ筒状部 23 のなす角度 ϕ と対応する。以下では、角度 ϕ を負荷状態指標と称する。なお、負荷状態指標 ϕ は、負荷量と一対一に対応する量であればよい。

【0089】

図 12 (a) に示す負荷状態は、筒状部 23 を真直に延ばした状態であり、 $\phi = 0 (^{\circ})$ である。

図 12 (b) に示す負荷状態は、筒状部 23 をその中間部で $180 (^{\circ})$ に折り曲げた湾曲状態であり、 $\phi = 180 (^{\circ})$ である。

図 12 (c) に示す負荷状態は、筒状部 23 をその中間部で 1 回転させた湾曲状態であり、 $\phi = 360 (^{\circ})$ である。

同様にして、適宜の負荷状態指標 ϕ を必要に応じて設定することが可能である。

【0090】

図 13 に、これらの負荷状態における張力の変化の測定例を示す。図 13 において、曲線 321 は、図 10 (a)、図 11 における曲線 301、311 と同様な駆動指令値 u_m である。

曲線 322 は $\phi = 0 (^{\circ})$ の場合、曲線 323 は $\phi = 180 (^{\circ})$ の場合、曲線 324 は $\phi = 360 (^{\circ})$ の場合、の張力 F の変化を示す。負荷状態指標 ϕ が大きくなるにつれて、張力 F も増大していることが分かる。

この場合に、負荷量 S を算出すると、 $\phi = 0 (^{\circ})$ の場合は、 $S = 300 (N \cdot s)$ 、 $\phi = 180 (^{\circ})$ の場合、 $S = 900 (N \cdot s)$ 、 $\phi = 360 (^{\circ})$ の場合、 $S = 1200 (N \cdot s)$ であった。

これらのデータをまとめると、図 14 (a) に示すグラフが得られる。各データから近似曲線 331 を求めると、実際に測定していない負荷状態指標 ϕ に対応する負荷量 $S (\phi)$ を推定できる。

【0091】

次に、それぞれの負荷状態において、図 13 の曲線 321 のような動作が実現する制御補償係数 P の条件を求める。

本実施形態では、各負荷状態において制御補償係数 P を変更して駆動を行って、適正な制御補償係数 $P (\phi)$ を求めた。

上述の具体例では、 $P (0) = 1.5 (rad)$ 、 $P (180) = 4.0 (rad)$ 、 $P (360) = 10.5 (rad)$ であった。

これらのデータをまとめると、図 14 (b) に示すグラフが得られる。各データから近似曲線 332 を求めると、実際に測定していない負荷状態指標 ϕ に対応する制御補償係数 $P (\phi)$ が推定できる。

【0092】

このようにして求められた、近似曲線 3 3 1、3 3 2 の数式、あるいはこれらの数式に対応するデータテーブルを、制御パラメータ決定用情報として、記憶部 1 0 2 に記憶しておく。これにより、キャリブレーション制御部 1 0 1 が、上記ステップ S 6 で測定された負荷量 S に基づいて、適正な制御補償係数 P を決定することができる。

例えば、図 1 4 (a)、(b) に示すように、上記ステップ S 6 における負荷量 S が S 1 の場合、近似曲線 3 3 1 から負荷状態指数 ϕ が $\phi 1$ となり、 $\phi 1$ を近似曲線 3 3 2 に代入すると、制御補償係数 P が $P = P 1$ として求められる。上述の具体例では、例えば、 $S 1 = 1 0 2 2$ (N・s) のとき、 $\phi 1 = 2 3 4$ (deg)、 $P 1 = 5.44$ (rad) として求められる。

制御データ決定用情報がデータテーブルからなる場合には、データ間を適宜補間することにより、同様に、負荷量 S 1 から制御補償係数 P 1 が求められる。

【0 0 9 3】

このようにして、ステップ S 6 で求められた負荷量 S に対応する制御パラメータが、制御補償係数 P として決定されたら、ステップ S 7 が終了する。

【0 0 9 4】

次に、ステップ S 8 を行う。本ステップは、決定された制御パラメータを本駆動用の制御パラメータとして設定するステップである。

キャリブレーション制御部 1 0 1 は、決定された制御補償係数 P を、モータ制御部 1 0 0 の補償部 1 1 1 に送出する。

以上で、ステップ S 8 が終了する。

これにより、マスタアーム 3 によって操作入力が行われた場合には、次式 (8) に基づく補償値 u_F が、操作入力に対応する動作指令値 u_m に加算されて、上記式 (5) に基づく動作指令値 U_m により駆動モータ 3 4 の駆動が行われる。

【0 0 9 5】

【数 4】

$$u_F = P \cdot \operatorname{sgn}(\dot{\theta}_{ref}) \quad \dots (8)$$

【0 0 9 6】

ステップ S 7、S 8 は、負荷量測定工程で測定された負荷量に基づいて、本駆動用の制御パラメータを設定する制御パラメータ設定工程を構成している。

【0 0 9 7】

次に、ステップ S 9 を行う。本ステップは、すべての関節部 2 2 のキャリブレーションが終了したか判定するステップである。

まだキャリブレーションが終了していない関節部 2 2 がある場合には、ステップ S 3 に移行し、終了していない関節部 2 2 について、上記ステップ S 3 ~ S 9 を繰り返す。

すべての関節部 2 2 のキャリブレーションが終了した場合には、本実施形態のキャリブレーションを終了する。

【0 0 9 8】

次に、このようなキャリブレーションによる作用について説明する。

図 1 5 は、本発明の第 1 の実施形態のマニピュレータのキャリブレーション方法による駆動モータの動作指令値および関節部の応答の例を示すグラフである。横軸は、時間 (sec)、縦軸は関節角度 (deg) を示す。

なお、図 1 5 では、駆動モータ 3 4 の動作指令値と関節部 2 2 の関節角度とを示しているが、それぞれの比較が容易となるように、動作指令値は、関節角度相当に変換して示している。

【0 0 9 9】

例えば、図 1 5 の曲線 3 4 1 に示すように、関節部 2 2 の関節角度を $\pm 15^\circ$ 程度の間

で、往復駆動する場合、駆動モータ34の動作指令値 u_m は、伝達系200の無負荷時の伝達特性を考慮して、曲線342のように設定される。

しかし、筒状部23が湾曲することにより、伝達系200の負荷状態が変わると、このような動作指令値 u_m では、曲線344に示すように、曲線341に追従するような動作を実現できなくなる。

本実施形態では、上記のように、キャリブレーションを行って、補償値 u_F が加算された結果、動作指令値 U_m は、曲線343に示すように設定された。

このとき、関節部22の応答は、曲線345に示すように、曲線341と略一致した応答が得られた。

【0100】

10

本実施形態のキャリブレーション方法によれば、医療用器具20を使用時の配置状態でキャリブレーション用の駆動パターンで駆動を行って、マニピュレータに発生する負荷量を測定し、この負荷量に基づいて本駆動用の制御パラメータを設定するため、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができる。

このようなキャリブレーションは、医療用器具20を患者Paの体内に配置した状態が必要に応じて行うことができるため、使用中に負荷状態が変化する場合にも、その負荷状態に応じたキャリブレーションを行うことができる。このため、例えば、繰り返し操作などにより負荷状態が変化しても、関節部を正確に動作させることが可能である。

【0101】

20

本実施形態のキャリブレーション方法に用いる制御パラメータ決定用情報は、複数の負荷状態における適正な制御パラメータを予め求めておき、これらの制御パラメータから、その他の負荷量に対応する制御パラメータの適正値を迅速に決定することができる。

【0102】

本実施形態の医療用器具20では、負荷測定部である張力測定部35が、医療用器具20の基端側であって、患者Paの外部に位置する駆動ユニット30の着脱部32に設けられている。このため、関節部22を大型化することなく、正確に負荷量を測定することが可能となる。また、医療用器具20の本体部31よりも先端側を再使用せず廃棄する場合にも、駆動モータ34とともに、張力測定部35を再使用することができるため、低コストで使用することができる。

30

本実施形態の医療用器具20では、駆動モータ34の制御のみによって、医療用器具20の関節部22の動作を制御することができる。このため、関節部22に関節角度の検出センサなどを設けなくてもよいため、関節部22を安価に構成することができる。

【0103】

[第1変形例]

次に、上記第1の実施形態の第1変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

図16は、本発明の第1の実施形態の第1変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は動作指令値 u_m を示す。

40

【0104】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第1の実施形態における駆動パターンを変更した変形例であり、上記第1の実施形態のマニピュレータシステム1における医療用器具20のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、図6に示すように、制御ユニット5は、上記第1の実施形態のキャリブレーション制御部101に代えて、キャリブレーション制御部101A（制御部）を備える。

また、記憶部102には、図16に示すように、上記第1の実施形態における駆動パターン301において山形のパターンの最大値を変えた複数のパターンが記憶されている。

例えば、図16に示す駆動パターン401は、駆動パターン301と同様の山形パター

50

ンにおいて、各周期の動作指令値 u_m の最大値が、小さい順に、 u_a 、 u_b 、 u_c のように変化するパターン 401a、401b、401c からなる。

【0105】

このような駆動パターン 401 を用いた本変形例のキャリブレーション方法について、上記第 1 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図 9 に示す上記第 1 の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部 101 の動作がキャリブレーション制御部 101A によって行われる点と、ステップ S5～S7 の動作とが異なる。このため、ステップ S5～S7 に代えて、ステップ S15～S17 を備える。

【0106】

本変形例のステップ S15 は、キャリブレーション制御部 101A が、駆動パターン 301 に代えて、駆動パターン 401 を記憶部 102 から読み出す点を除いて、上記第 1 の実施形態のステップ S5 と同様のステップである。

【0107】

本変形例のステップ S16 は、図 16 に示す駆動パターン 401 に基づく u_m によって、キャリブレーションを行う関節部の駆動モータ 34 が駆動される点を除いて、上記第 1 の実施形態のステップ S6 と同様のステップである。

このため、測定される張力は、駆動パターン 401 の最大値に応じて異なり、各周期における負荷量 S の大きさが異なる。

【0108】

次に、本変形例のステップ S17 では、キャリブレーション制御部 101A は、駆動パターン 401 の最大値と測定された負荷量 S との大きさを比較することにより、測定精度が良好と見なせるような駆動パターンと負荷量 S との組み合わせを選択する。

この判定基準は、予め制御パラメータ決定用情報を作成する時に、関節部 22 ごとに検討しておき、本変形例に用いる制御パラメータ決定用情報に記憶しておく。

【0109】

例えば、関節部によっては、負荷状態指標 ϕ の大きさによって、負荷量 S の変化が激しい場合がある。例えば、 $\phi = 180$ (°) で、 u_m の最大値が u_b の時に、精度よく負荷量 S が測定できる場合であって、測定時の実際の負荷状態が、例えば、 $\phi = 0$ (°) になっている場合には、負荷量 S が小さくなりすぎて測定精度が劣ってしまう場合がある。

このような場合、駆動パターン 401 の駆動を行うと、パターン 401a、401b の測定結果から求めた負荷量 S が小さくなりすぎる。これに対して、パターン 401c の測定結果から求めた負荷量 S は、測定精度が良好になる。

【0110】

次に、キャリブレーション制御部 101A は、選択された負荷量 S を用いて、この測定に対応する周期の動作指令値の最大値に基づいて作成された点を除いて上記第 1 の実施形態と同様の制御パラメータ決定用情報を参照して、制御補償係数 P を決定する。

以上で、本変形例のステップ S17 が終了する。

【0111】

本変形例によれば、駆動パターン 401 のように最大値が異なる複数のパターンを有しているため、測定時の負荷状態が軽すぎたり、重すぎたりする場合にも、一回の測定で、適正な負荷量 S を求めることができる。

【0112】

また、本変形例では、複数のパターン 401a、401b、401c を、それぞれ、医療用器具 20 が有する関節部 22 の種類に応じて適切なパターンに設定しておくことも可能である。この場合、上記第 1 の実施形態では、キャリブレーション制御部 101A がキャリブレーションを行う関節部 22 の種類に応じて、駆動パターンを切り替える手間を省くことができる。

例えば、 $u_c = u_1$ 、 $u_a = u_2$ とすれば、駆動パターン 401 は、上記第 1 の実施形態における関節部 22A、22B に好適なパターン 401c、401a を含むものとなる

10

20

30

40

50

。

【0113】

[第2変形例]

次に、上記第1の実施形態の第2変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

図17は、本発明の第1の実施形態の第2変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの例を示す模式的なグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は動作指令値 u_m を示す。

【0114】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第1の実施形態における駆動パターンを変更した変形例であり、上記第1の実施形態のマニピュレータシステム1における医療用器具20のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、図6に示すように、制御ユニット5は、上記第1の実施形態のキャリブレーション制御部101に代えて、キャリブレーション制御部101B（制御部）を備える。

また、記憶部102には、図17に示すように、上記第1の実施形態における駆動パターン301において山形のパターンの周期を変えた複数のパターンが記憶されている。

例えば、図17に示す駆動パターン402は、駆動パターン301と同様の山形パターンにおいて、周期 T が、大きい順に、 T_a 、 T_b 、 T_c のように変化するパターン402a、402b、402cからなる。

【0115】

このような駆動パターン402を用いた本変形例のキャリブレーション方法について、上記第1の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図9に示す上記第1の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部101の動作がキャリブレーション制御部101Bによって行われる点と、ステップS5～S7の動作とが異なる。このため、ステップS5～S7に代えて、ステップS25～S27を備える。

【0116】

本変形例のステップS25は、キャリブレーション制御部101Bが、駆動パターン301に代えて、駆動パターン402を記憶部102から読み出す点を除いて、上記第1の実施形態のステップS5と同様のステップである。

【0117】

本変形例のステップS26は、図17に示す駆動パターン402に基づく u_m によって、キャリブレーションを行う関節部の駆動モータ34が駆動される点を除いて、上記第1の実施形態のステップS6と同様のステップである。

このため、測定される張力は、駆動パターン402のパターンの周期に応じて異なり、各周期における負荷量 S の大きさが異なる。

この理由は、駆動速度の影響による負荷の変動にあると考えられる。

【0118】

次に、本変形例のステップS27では、キャリブレーション制御部101Bは、駆動パターン402の周期と測定された負荷量 S との大きさを比較することにより、測定精度が良好と見なせるような駆動パターンと負荷量 S との組み合わせを選択する。

この判定基準は、予め制御パラメータ決定用情報を作成する時に、関節部22ごとに検討しておき、本変形例に用いる制御パラメータ決定用情報に記憶しておく。

【0119】

例えば、関節部によっては、駆動パターンの周期が長くなると、負荷量 S が小さくなりすぎて測定精度が劣ってしまう場合がある。

このような場合、駆動パターン402の駆動を行うと、パターン402a、402bの測定結果から求めた負荷量 S が小さくなりすぎる。これに対して、パターン402cの測定結果から求めた負荷量 S は、測定精度が良好になる。

10

20

30

40

50

【0120】

次に、キャリブレーション制御部101Bは、選択された負荷量Sを用いて、この測定に対応する周期および動作指令値の最大値に基づいて作成された点を除いて上記第1の実施形態と同様の制御パラメータ決定用情報を参照して、制御補償係数Pを決定する。

以上で、本変形例のステップS27が終了する。

【0121】

本変形例によれば、駆動パターン401のように周期が異なる複数のパターンを有しているため、測定時の駆動パターンの周期が長すぎたり、短すぎたりする場合にも、一回の測定で、適正な負荷量Sを求めることができる。

【0122】

また、本変形例では、上記第1変形例と同様に、複数のパターン402a、402b、402cを、それぞれ、医療用器具20が有する関節部22の種類に応じて適切なパターンに設定しておくことも可能である。この場合、上記第1の実施形態では、キャリブレーション制御部101Bがキャリブレーションを行う関節部22の種類に応じて、駆動パターンを切り替える手間を省くことができる。

【0123】

[第3変形例]

次に、上記第1の実施形態の第3変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

図18(a)は、本発明の第1の実施形態の第3変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法に用いる駆動パターンの速度線図の例を示す模式的なグラフである。横軸は時間t、縦軸は動作指令値の変化率 u_m' を示す。図18(b)は、張力の測定例を示すグラフである。横軸は時間t、縦軸は張力Fを示す。

【0124】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第1の実施形態における駆動パターンと負荷量の測定方法とに関する変形例であり、上記第1の実施形態のマニピュレータシステム1における医療用器具20のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、図6に示すように、制御ユニット5は、上記第1の実施形態のキャリブレーション制御部101に代えて、キャリブレーション制御部101C(制御部)を備える。

また、記憶部102には、図18(a)のような速度線図を有する駆動パターンが記憶されている。駆動パターン自体は、特に図示しないが、図18(a)のグラフを時間積分して得られる山形の繰り返しパターンである。

動作指令値 u_m の変化率 u_m' を表す変化率パターン403は、周期T、片振幅 v_0 を有する矩形波状の繰り返しパターンである。繰り返し回数は特に限定されないが、図18(a)には、一例として、3回の場合を図示している。

このような変化率パターン403は、半周期ごとに速度の大きさが v_0 となり一定速度の駆動を行う定速駆動部403a、403bを有している。

【0125】

定速駆動部403a、403bでは、駆動ワイヤ24に発生する張力Fは、駆動ワイヤ24に対する負荷であるクーロン摩擦力 f_d とつりあっている。このため、張力Fの測定値は、負荷量であって、 f_d の値と等しい。

上記式(6)におけるプーリ径 r_p 、駆動ワイヤ24のバネ剛性kは、定数であるため、予めこれらの値を求めておくことにより、上記式(6)に基づいて、補償値 u_F を決定することができる。

このため、本変形例の制御パラメータ決定用情報は、少なくとも各関節部22におけるプーリ径 r_p 、駆動ワイヤ24のバネ剛性kの値を含んで構成されている。

駆動ワイヤ24のバネ剛性kは、予め実測するなどして求めておく。

【0126】

本変形例のキャリブレーション方法について、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図９に示す上記第１の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部１０１の動作がキャリブレーション制御部１０１Ｃによって行われる点と、ステップＳ５～Ｓ７動作とが異なる。このため、ステップＳ５～Ｓ７に代えて、ステップＳ３５～Ｓ３７を備える。

【０１２７】

本変形例のステップＳ３５は、キャリブレーション制御部１０１Ｃが、駆動パターン３０１に代えて、変化率パターン４０３に基づく駆動パターンを記憶部１０２から読み出す点を除いて、上記第１の実施形態のステップＳ５と同様のステップである。

【０１２８】

本変形例のステップＳ３６は、図１８（ａ）に示す変化率パターン４０３を与える u_m によって、キャリブレーションを行う関節部の駆動モータ３４が駆動される。

このとき測定される張力 F は、図１８（ｂ）に最初の半周期の測定例を曲線４０４として示すように、例えば、定速駆動部４０３ａに対応して、略一定の張力が発生する。そこで、このような張力の情報を取得したキャリブレーション制御部１０１Ｃは、定速駆動部４０３ａに対応する測定値を平均して、張力 F_1 を算出する。同様にして、他の周期における定速駆動部４０３ａ、４０３ｂにおける測定値からも同様にして、張力が求まる。キャリブレーション制御部１０１は、これらの張力の代表値 F_d を求め、 $f_d = F_d$ とする。

張力 F の測定値の代表値としては、例えば、平均値を採用することができる。

以上で、本変形例のステップＳ３６が終了する。

【０１２９】

次に、本変形例のステップＳ３７を行う。本ステップは、上記のような本変形例の制御パラメータ決定用情報を参照して負荷量に対応する制御パラメータを決定するステップである。

キャリブレーション制御部１０１Ｃは、ステップＳ３６で求められた f_d と、記憶部１０２に記憶された本変形例の制御パラメータ決定用情報を参照して、キャリブレーションを行う関節部２２の r_p 、 k を取得し、次式（９）に代入して、制御補償係数 P を決定する。これにより、ステップＳ３７が終了する。

【０１３０】

【数５】

$$P = \frac{1}{r_p} \cdot \frac{f_d}{k} \quad \dots (9)$$

【０１３１】

本変形例によれば、負荷量として、駆動モータ３４を定速駆動した際の張力 F_{ave} を測定して、 f_d を求めている。このため、制御パラメータ決定用情報としては、関節部２２ごとの r_p 、 k を記憶しておくのみでよい。このため、制御パラメータ決定用情報を簡素化することができる。

【０１３２】

〔第４変形例〕

次に、上記第１の実施形態の第４変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

図１９（ａ）は、本発明の第１の実施形態の第４変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法における負荷量の測定例を示す模式的なグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は張力 F を示す。図１９（ｂ）は、図１９（ａ）における部分拡大図である。

【０１３３】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第１の実施形態において負荷量の測定方法を変更した変形例であり、上記第１の実施形態のマニピュレータシステム１における医療用器具２０のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、上記第１の実施形態と同様の駆動パターン３０１に基づいて、駆動モータ３４を駆動し、その際の張力 F を測定する。ただし、本変形例では、張力 F の測定結果から、駆動ワイヤ２４に発生するたるみ量を推定し、たるみ量を解消するための制御補償係数 P を設定する点異なる。

このため、本変形例では、図６に示すように、制御ユニット５は、上記第１の実施形態のキャリブレーション制御部１０１に代えて、キャリブレーション制御部１０１Ｄ（制御部）を備える。

10

【０１３４】

本変形例のキャリブレーション方法について、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図９に示す上記第１の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部１０１の動作がキャリブレーション制御部１０１Ｄによって行われる点と、ステップＳ６、Ｓ７の動作とが異なる。このため、ステップＳ６、Ｓ７に代えて、ステップＳ４６、Ｓ４７を備える。

【０１３５】

本変形例のステップＳ４６は、上記第１の実施形態のステップＳ６と負荷量の測定の仕方のみ異なる。

20

このため、まず、上記第１の実施形態と同様にして、キャリブレーションを行う関節部２２を駆動する駆動モータ３４を駆動しつつ、張力測定部３５によって、張力を測定する。

これにより、例えば、図１９（ａ）に曲線４０５として示すような張力 F の測定結果が得られる。

周期 T 内のそれぞれの曲線４０５の変化は、略同様であり、いずれも図１９（ｂ）に示すように、張力 F の変化が緩慢な緩慢領域４０５ａと、張力 F が、駆動パターンと同様な山形に変化する高変化領域４０５ｂとに分かれる。

このように、緩慢領域４０５ａが現れる理由は、駆動ワイヤ２４にたるみが発生し、たるみが解消されるまでの間は、張力 F が増大する負荷があまり発生しないためであると考えられる。

30

このようなたるみは、筒状部２３の湾曲状態に応じた経路長の変化によって生じる。すなわち、図５に示すように、相対的に経路長が短くなった駆動ワイヤ２４が、シース２７から本体部３１内に押し出され、ラック３３Ａとシース２７との間でたるんでしまう。

【０１３６】

次に、本変形例のステップＳ４７では、まず、ステップＳ４６における張力 F の測定結果から、駆動ワイヤ２４のたるみ量を推定する。

具体的には、キャリブレーション制御部１０１Ｄは、図１９（ｂ）に示すように、曲線４０５における張力 F の大きさと変化率とから、緩慢領域４０５ａと、高変化領域４０５ｂとの境界の時刻 t_c を求める。

40

例えば、緩慢領域４０５ａでは、張力 F の変化率 F_a' は、ほぼ α で一定であり、これに隣接する高変化領域４０５ｂにおける張力 F の変化率 F_b' は、ほぼ β （ただし、 $|\beta| > |\alpha|$ ）で一定であることを利用して、変化率 F' が α から β に変化する間の変化率 F_c' 、例えば、 $F_c' = (\alpha + \beta) / 2$ となる時刻 t_c を求める。また、傾きがそれぞれ、 $F_a' = \alpha$ 及び $F_b' = \beta$ である緩慢領域４０５ａ及び高変化領域４０５ｂの張力 F を表す両直線の交点での時刻として求めても良い。

時刻 t_c が求まると、キャリブレーション制御部１０１Ｄは、駆動パターンに基づいて、時刻 t_s から時刻 t_c までに、駆動モータ３４が牽引すべき駆動ワイヤ２４の駆動量 L_1 を算出する。

キャリブレーション制御部１０１Ｄは、同様にして、他の周期の測定結果から、駆動量

50

L_2 、 L_3 を算出し、これらの代表値 L を求めて、 $P=L$ として、制御補償係数 P を決定する。代表値 L は、例えば、駆動量 L_1 、 L_2 、 L_3 の平均値を採用することができる。

また、代表値 L は、例えば、駆動量 L_1 を除いた L_2 以降の値を利用しても良い。

以上で、本変形例のステップS47が終了する。

【0137】

本変形例では、張力 F の測定値に基づいて制御補償係数 P を設定するため、制御パラメータ設定工程において、特に、制御パラメータ決定用情報を参照することなく、制御パラメータを設定する場合の例になっている。

【0138】

本変形例によれば、使用時の筒状部23の湾曲によって駆動ワイヤ24に加わる負荷により駆動ワイヤ24がたるむ場合でも、このたるみ量を推定して制御パラメータを設定するキャリブレーションを行える。このため、たるみが発生していても、関節部22を正確に駆動することができる。

【0139】

[第5変形例]

次に、上記第1の実施形態の第5変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

図20は、本発明の第1の実施形態の第5変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法における駆動ワイヤのたるみ量の推定方法を説明するグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は張力 F を示す。

【0140】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第4変形例のステップS7におけるたるみ量の推定方法の変形例であり、上記第1の実施形態のマニピュレータシステム1における医療用器具20のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、図6に示すように、制御ユニット5は、上記第4変形例のキャリブレーション制御部101Dに代えて、キャリブレーション制御部101E（制御部）を備える。

【0141】

本変形例のキャリブレーション方法について、上記第4変形例と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図9に示す上記第4変形例のフローにおいて、キャリブレーション制御部101Dの動作がキャリブレーション制御部101Eによって行われる点と、ステップS37の動作とが異なる。このため、ステップS47に代えて、ステップS57を備える。

【0142】

本変形例のステップS57では、上記第4変形例と同様に行われるステップS46における張力 F の測定結果から、キャリブレーション制御部101Eが駆動ワイヤ24のたるみ量を推定する。

本変形例では、緩慢領域405aにおいては張力 F の変化率が小さいことにより、張力 F の絶対値も小さくなることを利用し、図20に示すように、張力 F が予め設定された閾値 F_{th} を超える時刻 t_{c1} 、 t_{c2} 、 t_{c3} を求める。

閾値 F_{th} は、本変形例の制御パラメータ決定用情報として、駆動パターン301および関節部22ごとに予め用意され、記憶部102に記憶されている。

【0143】

時刻 t_{c1} 、 t_{c2} 、 t_{c3} が求まると、キャリブレーション制御部101Eは、上記第4変形例と同様にして、それぞれに対応する駆動量 L_1 、 L_2 、 L_3 を算出し、これらの代表値 L を求めて、 $P=L$ として、制御補償係数 P を決定する。代表値 L は、例えば、駆動量 L_1 、 L_2 、 L_3 の平均値を採用することができる。

以上で、本変形例のステップS57が終了する。

【0144】

本変形例によれば、上記第４変形例とたるみ量の推定方法が異なるのみであり、上記第４変形例と同様に、たるみが発生していても、関節部２２を正確に駆動することができる。

【０１４５】

[第２の実施形態]

次に、本発明の第２の実施形態のマニピュレータシステムについて説明する。

図２１は、本発明の第２の実施形態のマニピュレータの制御部の機能構成を示す機能ブロック図である。

【０１４６】

図１に示すように、本実施形態のマニピュレータシステム１Ｆは、上記第１の実施形態のマニピュレータシステム１の医療用器具２０、制御ユニット５に代えて、医療用器具２０Ｆ、制御ユニット５Ｆを備える。

医療用器具２０Ｆは、図４に示すように、上記第１の医療用器具２０の駆動ユニット３０に代えて、駆動ユニット３０Ｆを備える。

以下、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【０１４７】

本実施形態の駆動ユニット３０Ｆは、図２１に示すように、上記第１の実施形態の駆動ユニット３０の張力測定部３５を削除したものである。このため、図示略のボールねじ３６の先端部は、ラック３３Ａと直接的に連結されている。

【０１４８】

本実施形態の制御ユニット５Ｆは、上記第１の実施形態のモータ制御部１００、キャリブレーション制御部１０１に代えて、モータ制御部１００Ｆ（制御部、負荷測定部）、キャリブレーション制御部１０１Ｆ（制御部）を備える。

モータ制御部１００Ｆは、モータ制御部１００と同様に、マスタアーム３等の動作指令に応じて、駆動モータ３４を駆動するとともに、駆動ワイヤ２４に加わる負荷量を測定するため、駆動モータ３４の電流値が測定できるようになっている。このため、モータ制御部１００Ｆは、負荷測定部にもなっている。

【０１４９】

キャリブレーション制御部１０１Ｆは、モータ制御部１００Ｆと通信可能に接続され、モータ制御部１００Ｆを通して、駆動モータ３４の電流値に基づいて、負荷量Ｓを算出するものである。

【０１５０】

このような構成により、医療用器具２０Ｆ、モータ制御部１００Ｆ、キャリブレーション制御部１０１Ｆ、および記憶部１０２は、本実施形態のマニピュレータを構成している。

【０１５１】

次に、このようなマニピュレータシステム１Ｆの医療用器具２０Ｆのキャリブレーション方法について、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本実施形態のマニピュレータは、上記第１の実施形態が負荷測定部として張力測定部３５を用いるのに対して、駆動モータ３４の電流値を測定するモータ制御部１００Ｆを用いる点異なる。

駆動モータ３４の電流値は、駆動時の負荷を表す測定値になっているため、駆動ワイヤ２４の張力と一対一に対応する。このため、上記第１の実施形態における負荷測定をすべて電流値の測定に置き換えればよい。

すなわち、本実施形態のキャリブレーション方法は、図９に示す上記第１の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部１０１、張力測定部３５の動作がキャリブレーション制御部１０１Ｆ、モータ制御部１００Ｆによって行われる点のみ異なる。

ただし、本実施形態におけるステップＳ７では、制御パラメータ決定用情報は、駆動モータ３４の電流値によって負荷を測定したものを予め用意しておく。

【０１５２】

本実施形態は、負荷量測定工程において、負荷量として、駆動モータ３４の電流値を測定する点のみが異なる。このため、駆動モータ３４を、上記第１の実施形態のキャリブレーション用の駆動パターンに基づいて回転させる場合の例になっている。

ただし、本実施形態のキャリブレーション用の駆動パターンは、上記第１の実施形態の各変形例に用いる駆動パターンはすべて用いることが可能である。

【０１５３】

本実施形態によれば、負荷量測定部が異なるのみで、上記第１の実施形態と同様に、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができる。

特に、本実施形態では、張力測定部３５を設けることなく負荷量を測定できるため、装置構成が簡素化される。

【０１５４】

[第６変形例]

次に、上記第２の実施形態の変形例（第６変形例）のマニピュレータのキャリブレーション方法について説明する。

【０１５５】

本変形例のマニピュレータのキャリブレーション方法は、上記第１の実施形態における駆動パターンと負荷量測定とを変更した変形例であり、上記第１の実施形態のマニピュレータシステム１における医療用器具２０のキャリブレーションに適用できる方法である。

本変形例では、図２１に示すように、制御ユニット５Ｆは、上記第２の実施形態のキャリブレーション制御部１０１Ｆに代えて、キャリブレーション制御部１０１Ｇ（制御部）を備える。

キャリブレーション制御部１０１Ｇは、モータ制御部１００Ｆから、エンコーダ３４ａの情報を取得し、モータ制御部１００Ｆに対して、駆動モータ３４を一定トルクで一定方向に駆動するキャリブレーション用の駆動パターンの動作指令を行うことができる。

また、キャリブレーション制御部１０１Ｇは、この駆動による駆動モータ３４の回転量（モータ回転量）をモータ制御部１００Ｆから取得し、この回転量を負荷量とする。

このため、本変形例では、エンコーダ３４ａは負荷量測定部を構成している。

【０１５６】

本変形例のキャリブレーション方法について、上記第１、２の実施形態と異なる点を中心に説明する。

本変形例のキャリブレーション方法は、図９に示す上記第１の実施形態のフローにおいて、キャリブレーション制御部１０１の動作がキャリブレーション制御部１０１Ｇによって行われる点と、ステップＳ５～Ｓ７の動作とが異なる。このため、ステップＳ５～Ｓ７に代えて、ステップＳ７５～Ｓ７７を備える。

【０１５７】

本変形例のステップＳ７５は、キャリブレーション制御部１０１Ｇが、駆動パターン３０１に代えて、駆動モータ３４を一定トルクで一定方向に駆動するための図示略の駆動パターンを設定する動作指令を行う点を除いて、上記第１の実施形態のステップＳ５と同様のステップである。

【０１５８】

本変形例のステップＳ７６は、駆動モータ３４が、ステップＳ７５で設定された一定トルクで一定方向に駆動する動作指令によって駆動される点と、負荷量の測定が、駆動モータ３４の回転が停止するまでの回転量を取得する点を除いて、上記第１の実施形態のステップＳ６と同様のステップである。

【０１５９】

次に、本変形例のステップＳ７７では、キャリブレーション制御部１０１Ｇは、ステップＳ７６で測定された回転量を、記憶部１０２に記憶された本変形例の制御パラメータ決定用情報を参照して、制御補償係数Ｐを決定する。

【０１６０】

本変形例によれば、負荷量の測定方法が異なるのみで、上記第２の実施形態と同様に、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができる。

【０１６１】

[第３の実施形態]

次に、本発明の第３の実施形態のマニピュレータシステムについて説明する。

図２２は、本発明の第３の実施形態のマニピュレータの模式的な構成図である。

【０１６２】

図２２に示すように、本実施形態の医療用器具２０Ｈは、上記第１の実施形態のマニピュレータシステム１の医療用器具２０に代えて、医療用器具２０Ｈを備える。

医療用器具２０Ｈは、上記第１の医療用器具２０の張力測定部３５に代えて、張力測定部３５Ｈ（負荷量測定部）を備える。医療用器具２０Ｈを含む本実施形態のマニピュレータは、上記第１の実施形態のマニピュレータシステム１に用いることができる。

以下、上記第１の実施形態と異なる点を中心に説明する。

【０１６３】

本実施形態の張力測定部３５Ｈは、駆動ワイヤ２４に発生する張力を測定するものであり、軸状部２１の内側の駆動ワイヤ２４に取り付けられている。本実施形態では、いずれの駆動方向においても張力が測定できるように、関節部２２を駆動するため、並行して配置された駆動ワイヤ２４のそれぞれに設けられている。

張力測定部３５Ｈの構成は、張力が測定できれば特に限定されない。本実施形態では、張力測定部３５Ｈは、一例として、ひずみゲージを用いた張力センサを採用している。

各張力測定部３５Ｈは、軸状部２１および筒状部２３内を挿通され、図示略の制御ユニット５に延ばされた配線３５ａによって、キャリブレーション制御部１０１と通信可能に接続されている。

このため、キャリブレーション制御部１０１は、関節部２２を駆動した際に張力測定部３５Ｈの検出信号を取得することができる。

【０１６４】

このような構成により、医療用器具２０Ｈ、モータ制御部１００、キャリブレーション制御部１０１、張力測定部３５Ｈ、および記憶部１０２は、本実施形態のマニピュレータを構成している。

【０１６５】

このように、本実施形態のマニピュレータは、負荷量測定部である張力測定部３５Ｈが先端屈曲部２５において、関節部２２の近傍に設けられている場合の例になっている。

本実施形態によれば、負荷量測定部の配置位置が異なるのみで、上記第１の実施形態と同様にして、使用時の配置状態に応じて駆動力伝達部材に負荷が加わっても、関節部を正確に駆動するためのキャリブレーションを容易に行うことができる。

特に、本実施形態では、張力測定部３５Ｈが、関節部２２に近い位置における負荷量を測定できるため、関節部２２の近傍の負荷状態に基づいたキャリブレーションを行うことができる。

【０１６６】

なお、上記の第１の実施形態等の説明では、キャリブレーション用の駆動パターンが、片振りの駆動パターンの場合の例で説明したが、駆動パターンはこれには限定されない。

例えば、図２３に示すような両振りの駆動パターンを使用することも可能である。

図２３は、本発明の各実施形態および各変形例に共通して用いることができる駆動パターンの他例を示す模式的なグラフである。横軸は時間 t 、縦軸は動作指令値 u_m を示す。

図２３に示す駆動パターン４０６は、片振幅が u_1 、周期 T の正弦波状の駆動パターンである。

【０１６７】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、マニピュレータのエンドエフェクタとして、把持鉗子である把持部２６を有する場合の例で説明したが、エンドエフェクタは、把持部

10

20

30

40

50

26には限定されず、手技の種類に応じて適宜の装置構成、例えば、高周波処置具、局注針、剥離鉗子、吸引などが可能である。また、エンドエフェクタは、把持部26のような可動機構にも限定されない。例えば、処置用内視鏡装置10の観察部15のような先端に固定されているのみのエンドエフェクタでもよい。

【0168】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、マニピュレータのキャリブレーション方法が、医療用マニピュレータのキャリブレーション方法である場合の例で説明したが、本発明は、医療用マニピュレータ以外のマニピュレータ、例えば、工業用マニピュレータにも、同様に適用することができる。

【0169】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、先端屈曲部25が互いに屈曲方向が異なる2つの関節部22A、22Bを有する場合の例で説明したが、関節部の数や自由度は、手技の内容等を考慮して適宜設定してよい。例えば、関節部は1つだけでもよい。

また、関節部と筒状部との組合せに代えて、外套管11における湾曲部11Bと同様の機構を用いてもよい。すなわち、軸状部である複数の節輪や湾曲コマが、屈曲用関節である回動関節によって連結された場合に、これらの1以上の回動関節を同様にして初期化することが可能である。

【0170】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、関節部拘束部材が処置用内視鏡装置10の貫通孔部12で構成される場合の例で説明したが、関節部拘束部材は、このような孔部には限定されず、関節部を拘束する適宜の溝部や係止部から構成することが可能である。

また、関節部の拘束は、キャリブレーションの動作時に動きが拘束できればよく、キャリブレーションにおける駆動力によっては、軟性の部材によって拘束することも可能である。例えば、処置具チャンネル16を関節部拘束部材として用いることも可能である。

その他の関節部拘束部材の例としては、マニピュレータとともに、例えば、患者Paの体内などのキャリブレーションを行う位置に配置されたエンドリフタ、把持用マニピュレータなどを用いることが可能である。

また、マニピュレータの使用環境によって、配置が可能であれば、関節部拘束部材を専用治具として設けることも可能である。

【0171】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、キャリブレーションを行う際に、環境剛性を固定するため、関節部の動きを拘束する場合の例で説明したが、環境剛性が既知の場合には、関節部の動きを拘束しないでキャリブレーションを行うことも可能である。

例えば、キャリブレーション時の環境剛性と、制御パラメータ決定用情報を求めるための測定時の環境剛性とを一致させることができる場合に、関節部の動きを拘束しなくてもよい。

また、関節部拘束部材は、関節部の動きを完全に拘束するものには限定されない。例えば、関節に一定の負荷が作用するように、関節部をある程度動くように拘束してもよい。

【0172】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、マニピュレータが、マニピュレータシステムの中で用いられる場合の例で説明したが、本発明は、マニピュレータ単体におけるキャリブレーションも行うことができる。

【0173】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、駆動力伝達部材がワイヤの場合の例で説明したが、駆動力伝達部材はワイヤには限定されない。駆動力伝達部材は、例えば、ケーブル、可撓性を有するロッドなどを用いることも可能である。

【0174】

上記の各実施形態、各変形例の説明では、駆動力伝達機構が、一例として、ラックピニオン方式の機構を採用した例で説明したが、駆動力伝達機構は、マニピュレータに用いられる適宜の駆動力伝達機構を採用することができる。

10

20

30

40

50

例えば、駆動力伝達部材を駆動プーリに巻き回すなどして、駆動プーリを駆動モータで回転させることにより駆動力伝達部材を回転方向に応じて牽引する駆動力伝達機構を採用することができる。

この場合、例えば、駆動プーリの回転軸と駆動モータの回転軸とを着脱可能なジョイントを介して連結することで、駆動モータを着脱可能に取り付けることも可能である。

【0175】

上記各実施形態および各変形例の説明では、関節部22が1つずつ順次キャリブレーションされる場合の例で説明したが、貫通孔部12の長さを適宜設定することにより、2以上の関節部22を同時にキャリブレーションすることが可能である。

【0176】

上記各実施形態および各変形例の説明では、関節部が、屈曲用関節の場合で説明したが、駆動力伝達部材で駆動される関節部であれば、屈曲用関節には限定されない。例えば、回転関節などの関節部も可能である。

【0177】

上記第1の実施形態の説明では、負荷量Sを算出する際に、一例として、上記式(7)を用いる場合の例で説明した。ただし、張力の負領域は、実際の計測波形として現れる場合があるが、駆動ワイヤが理想的にたるんでいれば、原理的には発生しないはずのものである。このため、負領域を測定誤差とみなして、張力の正領域のみを加算して負荷量Sを求めることも可能である。

【0178】

上記に説明したすべての構成要素は、本発明の技術的思想の範囲で適宜組み合わせたり、削除したりして実施することができる。

例えば、把持部26を駆動する関節部を、上記各実施形態および各変形例のキャリブレーション方法によって、キャリブレーションすることも可能である。

【符号の説明】

【0179】

- 1、1F マニピュレータシステム
- 2 マスタマニピュレータ
- 3 マスタアーム
- 5、5F 制御ユニット
- 6 スレーブマニピュレータ
- 10 処置用内視鏡装置
- 11A 先端部（関節部拘束部材）
- 20、20F、20H 医療用器具（マニピュレータ）
- 22、22A、22B 関節部
- 22a 関節部プーリ
- 23 筒状部（管状部材）
- 24、24A、24B 駆動ワイヤ（駆動力伝達部材）
- 25 先端屈曲部
- 27 シース
- 30、30F 駆動ユニット
- 31 本体部
- 32 着脱部
- 33 駆動力伝達機構
- 33A、33B ラック
- 33C ピニオン
- 34 駆動モータ（駆動部）
- 34a エンコーダ（負荷量測定部）
- 35、35H 張力測定部（負荷量測定部）
- 100、100F モータ制御部（制御部、マニピュレータ）

10

20

30

40

50

101、101A、101B、101C、101D、101E、101F、101G キ
ャリブレーション制御部（制御部、マニピュレータ）

102 記憶部（マニピュレータ）

1 1 0 動作指令値生成部

1 1 1 補償部

1 1 2 モータ制御器

200 伝達系

301、302、311、401、402、406 駆動パターン（キャリブレーション用の駆動パターン）

403 変化率パターン

4 0 3 a、4 0 3 b 定速駆動部

F 、 $F(t)$ 張力

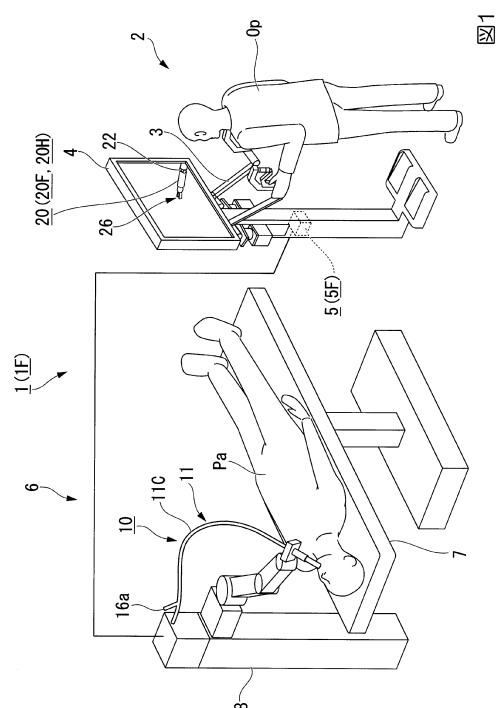
 f_d クーロン摩擦力 (制御パラメータ)

P、P1 制御補償係数（制御パラメータ）

S、S 1 負荷量

10

【图 1】



【图 2】

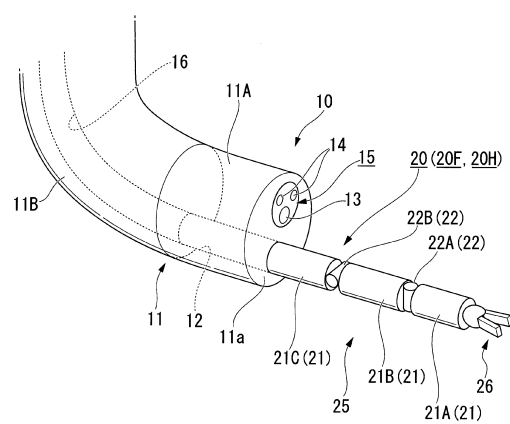


图2

【図 3】

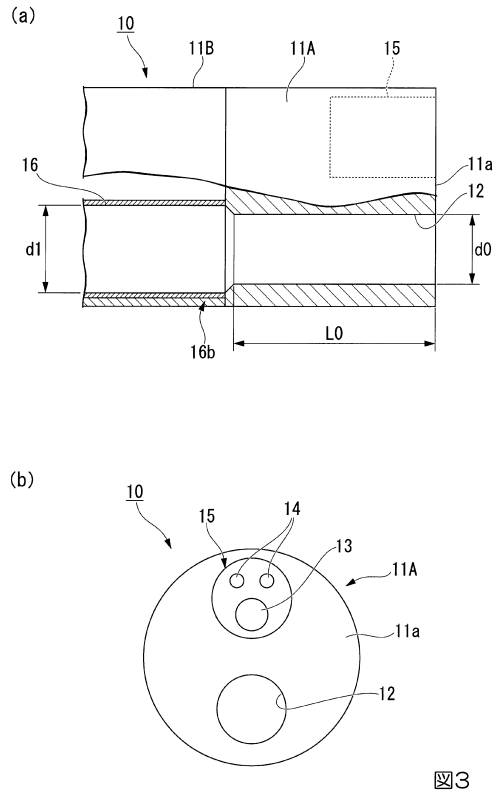


図 3

【図 4】

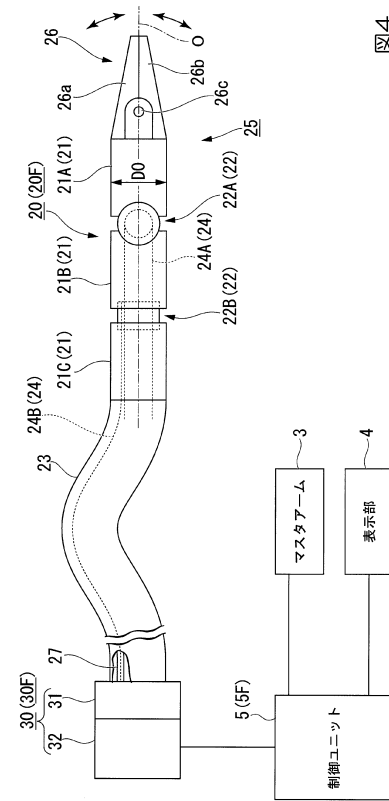


図 4

【図 5】

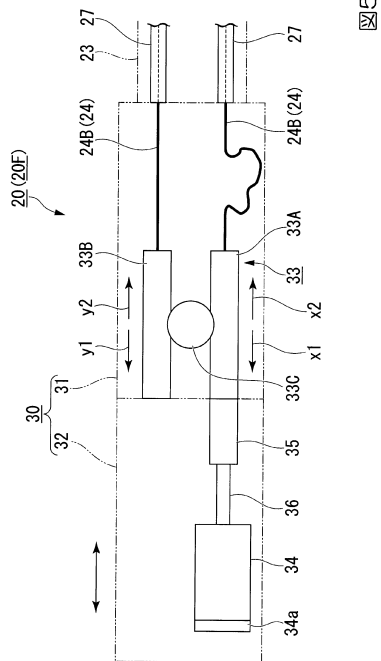


図 5

【図 6】

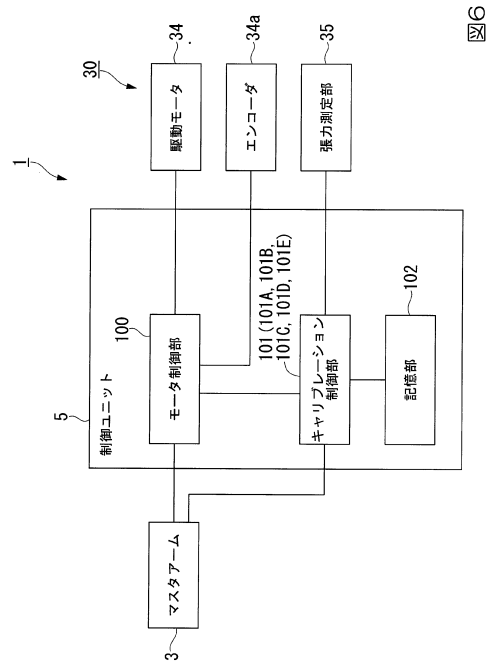


図 6

【図 7】

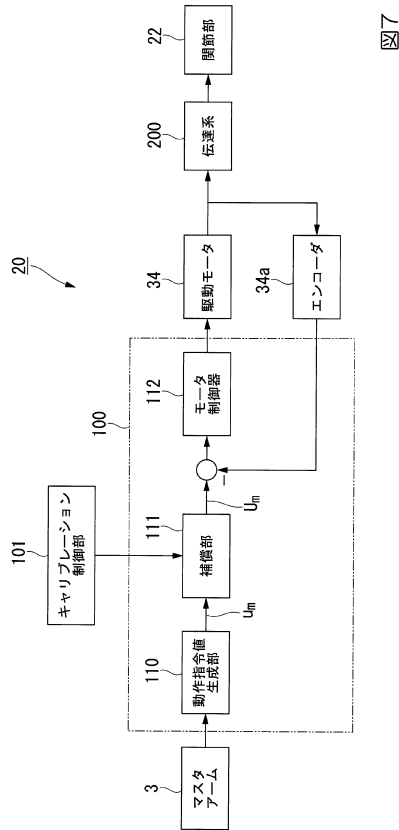


図 7

【図 8】

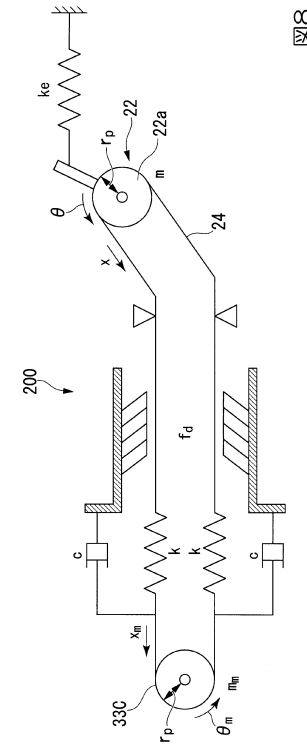


図 8

【図 9】

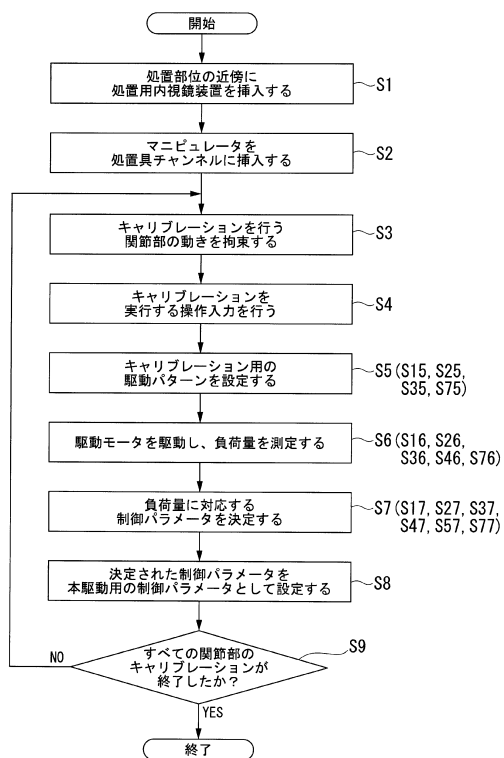


図 9

【図 10】

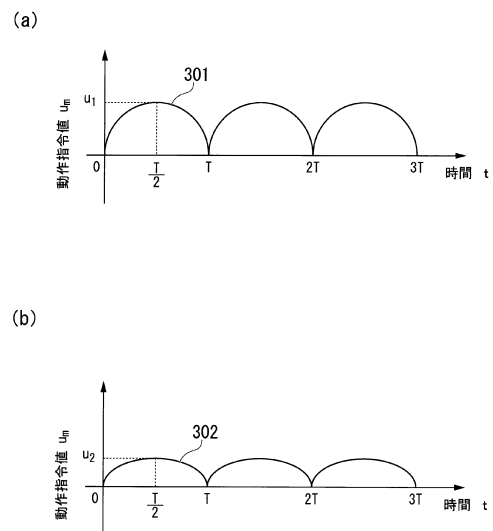
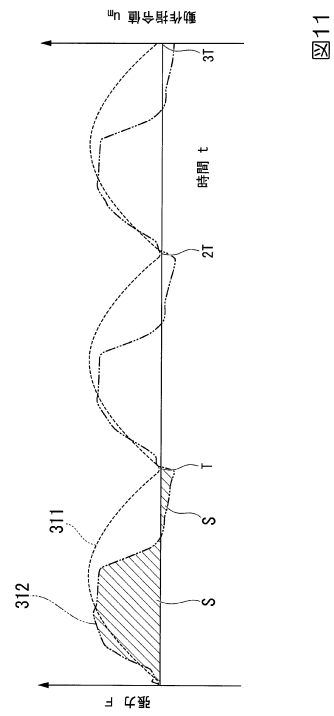
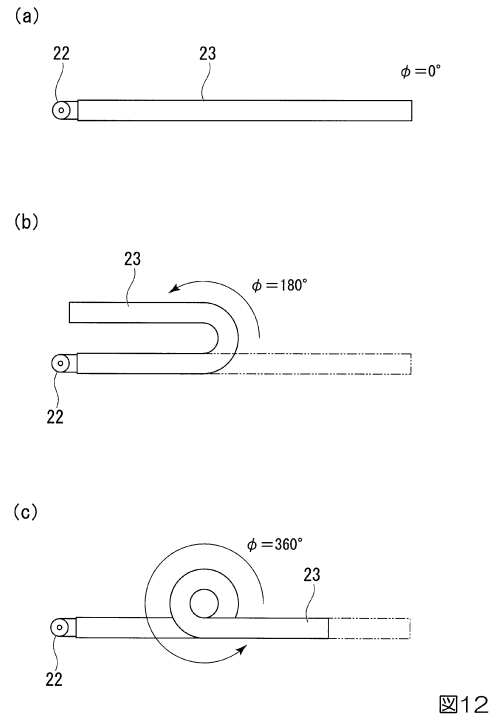


図 10

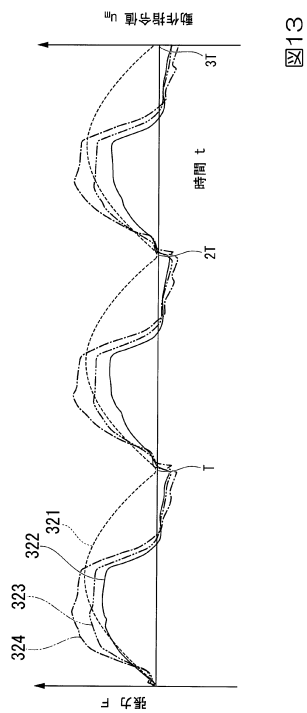
【図 1 1】



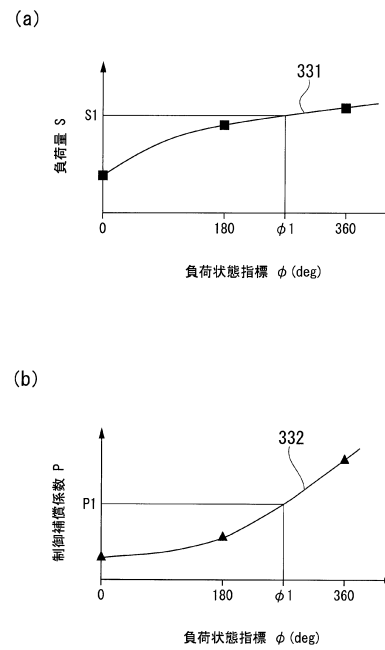
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



【図 15】

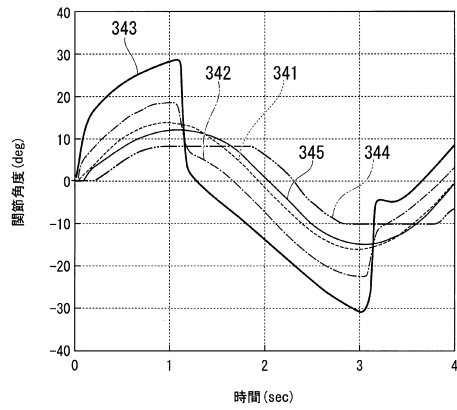


図15

【図 16】

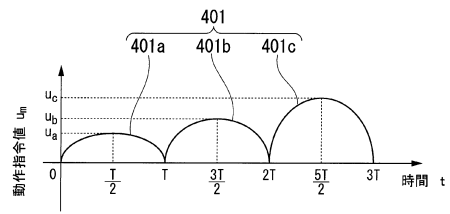


図16

【図 17】

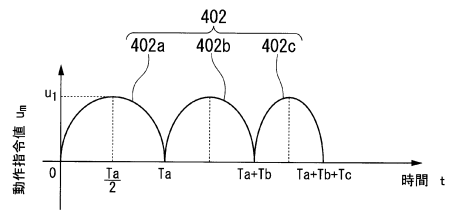


図17

【図 18】

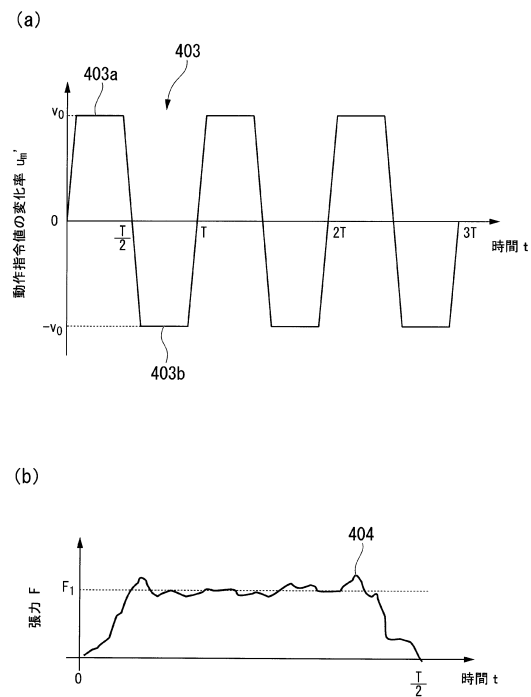


図18

【図 19】

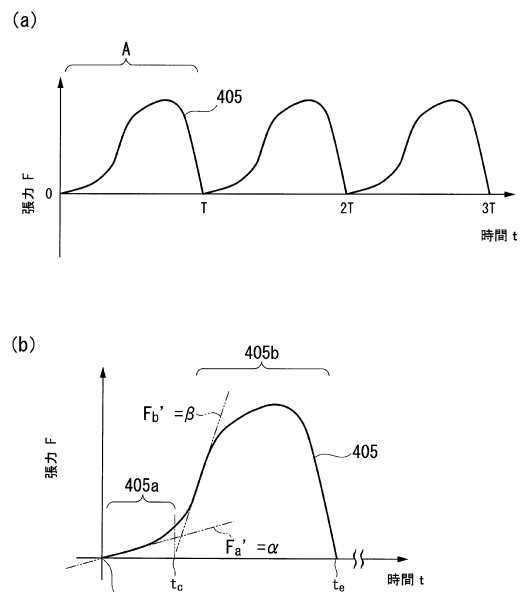


図19

【図 20】

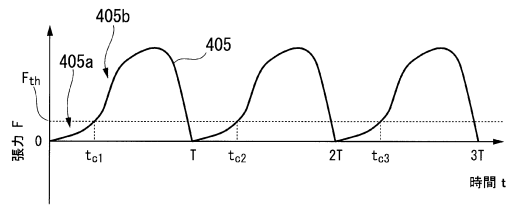
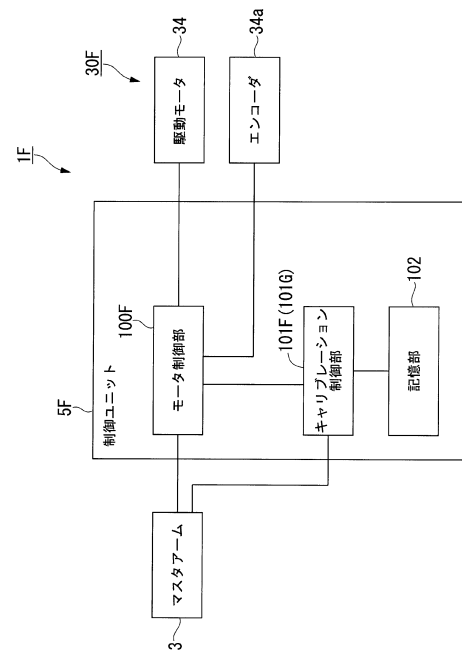


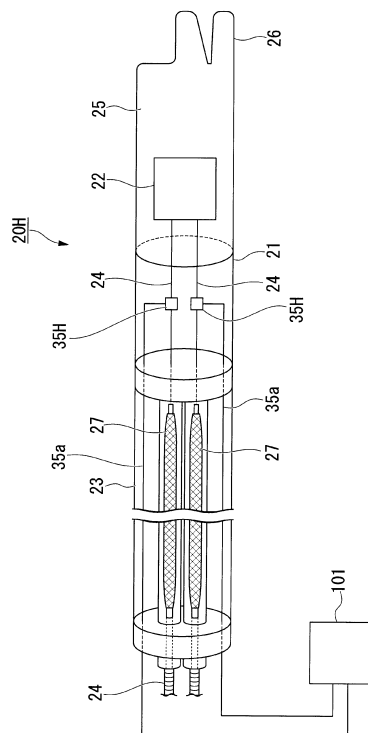
图20

【図 2 1】



21

【図 2 2】

22

【图 2 3】

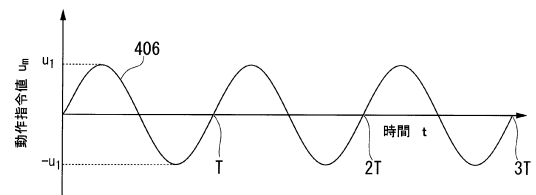


图23

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I
A 6 1 B 34/37 (2016.01) A 6 1 B 34/37

(72)発明者 若井 浩志
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
(72)発明者 飯田 雅敏
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内
(72)発明者 畠山 直也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリパス株式会社内

審査官 臼井 卓巳

(56)参考文献 国際公開第2011/108161 (WO, A1)
特開2001-145638 (JP, A)
特開2002-059380 (JP, A)
特開2004-041538 (JP, A)
特開2006-314775 (JP, A)
特開2010-046384 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
B 2 5 J 3/00-13/02
A 6 1 B 1/005-34/37