

(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2019-34002  
(P2019-34002A)

(43) 公開日 平成31年3月7日(2019.3.7)

(51) Int.Cl.  
A61B 17/29 (2006.01)

F1  
A61B 17/29

テーマコード(参考)  
4C160

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 15 頁)

(21) 出願番号 特願2017-158330 (P2017-158330)  
(22) 出願日 平成29年8月21日 (2017.8.21)  
  
特許法第30条第2項適用申請有り 平成29年7月5日開催2017 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)にて発表

(71) 出願人 317006683  
地方独立行政法人神奈川県立産業技術総合研究所  
神奈川県海老名市下今泉705番地の1  
(71) 出願人 504182255  
国立大学法人横浜国立大学  
神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79番1号  
(71) 出願人 899000079  
学校法人慶應義塾  
東京都港区三田2丁目15番45号  
(74) 代理人 100103894  
弁理士 家入 健

最終頁に続く

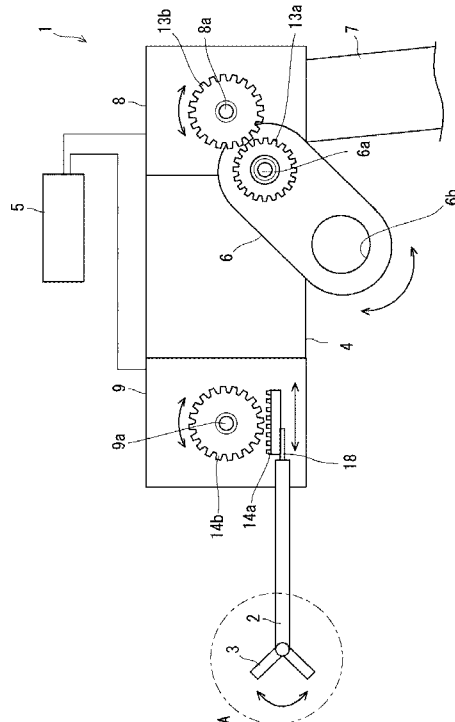
(54) 【発明の名称】 鉗子システム

(57) 【要約】

【課題】簡易で、従来のものと同じ感覚で使用でき、かつ操作性に優れた鉗子システムを提供する。

【解決手段】鉗子システムは、第1回転モータおよび第2回転モータを有するヘッド部と、ヘッド部に軸支され、第1回転モータと動力伝達機構を介して連結される操作部と、ヘッド部に取り付けられた軸部と、軸部の先端に配設され、対象物を挟む把持部と、軸部を貫通し、一端がリンク機構を介して把持部と連結され、他端が第2回転モータと動力伝達機構を介して連結された操作部材と、第1回転モータおよび第2回転モータを制御する制御部と、を備え、制御部は、加速度基準のパラレル制御により、第1回転モータと第2回転モータの角度偏差に応じて、第1回転モータと第2回転モータの角度応答を制御し、第1回転モータと第2回転モータのトルク偏差に応じて、第1回転モータと第2回転モータのトルク応答を制御する。

【選択図】 図1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

第 1 回転モータおよび第 2 回転モータを有するヘッド部と、  
前記ヘッド部に軸支され、前記第 1 回転モータと動力伝達機構を介して連結され、操作者によって操作される操作部と、

前記ヘッド部に取り付けられた軸部と、

前記軸部の先端に配設され、対象物を挟む把持部と、

前記軸部を貫通し、一端がリンク機構を介して前記把持部と連結され、他端が前記第 2 回転モータと動力伝達機構を介して連結された操作部材と、

前記第 1 回転モータおよび前記第 2 回転モータを制御する制御部と、を備え、

前記制御部は、加速度基準のバイラテラル制御により、前記第 1 回転モータと前記第 2 回転モータの角度偏差に応じて、前記第 1 回転モータと前記第 2 回転モータの角度応答を制御し、前記第 1 回転モータと前記第 2 回転モータのトルク偏差に応じて、前記第 1 回転モータと前記第 2 回転モータのトルク応答を制御する、鉗子システム。

10

## 【請求項 2】

前記制御部は、前記第 1 回転モータと前記第 2 回転モータとの間において、トルクおよび角度の少なくとも一方にスケーリングを生じさせる、請求項 1 に記載の鉗子システム。

## 【請求項 3】

前記軸部は、前記ヘッド部に対して着脱可能に構成されている、請求項 1 または請求項 2 に記載の鉗子システム。

20

## 【請求項 4】

送信手段をさらに備え、前記送信手段は、前記制御部から、前記第 1 回転モータおよび前記第 2 回転モータのそれぞれにおける、トルクおよび角度のデータを取得し、当該データを外部解析装置に送信する、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の鉗子システム。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、鉗子システムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

近年、医療分野において患者への負担が比較的少ない低侵襲手術（MIS）が注目されている。MIS の典型的な方法である腹腔鏡手術は、患者の体に形成された穴から鉗子などの器具を挿入することによって行われる。この腹腔鏡手術を遠隔操作によって行う、Intuitive Surgical 社製のダビンチなどの手術支援ロボットが開発されている。例えば、特許文献 1 や特許文献 2 には、操作者が操作する操作部（マスター側）と、遠隔地に設置され実際に対象物を把持する把持部（スレーブ側）と、から構成され、操作部の操作に応じて把持部を制御する鉗子システムが記載されている。

30

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

40

【特許文献 1】国際公開第 2005 / 109139 号

【特許文献 2】国際公開第 2015 / 041046 号

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、遠隔操作型の手術支援ロボットは、外科医のパフォーマンスを飛躍的に向上させることができるものの、一般的に、装置が複雑で大型であることから、導入のために多くの費用がかかるとともに設置のための十分に広いスペースを確保する必要がある。また、このような遠隔操作型の手術支援ロボットを使いこなすには、操作者は長期にわたる操作トレーニングを積む必要があった。このため、より簡易で、特別なトレーニング

50

をしなくても使用でき、かつ操作性に優れた医療器具に対する要望も多い。特に、組織や臓器などをつかんだり牽引したりするための鉗子は、手術以外にも検査や診断など、医療現場において日常的に使用されることから、遠隔操作型に限らず、簡易で、従来のものと同じ感覚で使用できることが望まれる。

【0005】

本発明は、以上の背景に鑑みなされたものであり、簡易で、従来のものと同じ感覚で使用でき、かつ操作性に優れた鉗子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】

本発明の一態様にかかる鉗子システムは、第1回転モータおよび第2回転モータを有するヘッド部と、前記ヘッド部に軸支され、前記第1回転モータと動力伝達機構を介して連結され、操作者によって操作される操作部と、前記ヘッド部に取り付けられた軸部と、

前記軸部の先端に配設され、対象物を挟む把持部と、前記軸部を貫通し、一端がリンク機構を介して前記把持部と連結され、他端が前記第2回転モータと動力伝達機構を介して連結された操作部材と、前記第1回転モータおよび前記第2回転モータを制御する制御部と、を備え、前記制御部は、加速度基準のバイラテラル制御により、前記第1回転モータと前記第2回転モータの角度偏差に応じて、前記第1回転モータと前記第2回転モータの角度応答を制御し、前記第1回転モータと前記第2回転モータのトルク偏差に応じて、前記第1回転モータと前記第2回転モータのトルク応答を制御するものである。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、簡易で、従来のものと同じ感覚で使用でき、かつ操作性に優れた鉗子システムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本実施の形態にかかる鉗子システムの概略構成を示す模式図である。

【図2】図1の破線で示す領域Aにおける軸部の内部構造を示す図である。

【図3】本実施の形態にかかる鉗子システムのプロトタイプを示す図である。

【図4】図3に示す鉗子システムのプロトタイプにおけるヘッド部の内部構造を示す図である。

【図5】図3に示す鉗子システムのプロトタイプが操作者Uによって保持された状態を示す図である。

【図6】本実施の形態にかかる鉗子システムの制御部における制御の概略を示すブロック図である。

【図7】図6に示すブロック図における、DOBおよびRTOBの制御の概略を示すブロック図である。

【図8】実験1を行ったときの、マスターとスレーブにおける、トルク応答と角度応答についての測定結果を示すグラフである（スケールなし）。

【図9】実験1を行ったときの、マスターとスレーブにおける、トルク応答と角度応答についての測定結果を示すグラフである（スケールあり）。

【図10】実験2における実験手順について説明する図である。

【図11】実験2における実験手順について説明する図である。

【図12】実験2における実験手順について説明する図である。

【図13】実験2における実験手順について説明する図である。

【図14】実験2を行っている間の、マスターおよびスレーブにおける、トルク応答と角度応答についての測定結果を示すグラフである。

【図15】鉗子システムによって測定されたデータを携帯端末において表示させた画面の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

まず、図1を参照して本実施の形態にかかる鉗子システムの概略構成について説明する。図1は、本実施の形態にかかる鉗子システム1の概略構成を示す模式図である。図1に示すように、鉗子システム1は、軸部(シャフト)2と、把持部(エンドエフェクタ)3と、ヘッド部4と、制御部5と、を備えている。

【0010】

軸部2および軸部2の先端に設けられた把持部3は、患者の体内に挿入される部分で、既存の鉗子と同様のものを用いることができる。図2は、図1の破線で示す領域Aにおける軸部2の内部構造を示す図である。図2に示すように、把持部3は、軸部2内を貫通する操作部材18とリンク機構19を介して接続されている。図2の上段に示すように、操作部材18を把持部3の方に移動させるとリンク機構19が開いて把持部3が開く。また、図2の下段に示すように、操作部材18を把持部3とは反対の方に移動させるとリンク機構19が閉じて把持部3が閉じる。

10

【0011】

図1に戻り、ヘッド部4は、操作部6と、グリップ部7と、第1回転モータ8および第2回転モータ9と、を有する。また、軸部2はヘッド部4に取り付けられている。

【0012】

操作部6は、操作者が鉗子システム1を操作するためのレバーであり、ヘッド部4において、回転軸6aにより回転可能に軸支されている。また、操作部6には、操作者が指を掛けて操作するための穴6bが形成されている。操作部6は、ヘッド部4に収容された動力伝達機構としてのギヤ類を介して第1回転モータ8と連結されている。すなわち、操作部6の回転軸6aに取り付けられたピニオンギヤ13aが、第1回転モータ8の回転軸8aに取り付けられたピニオンギヤ13bに係合している。

20

【0013】

操作者が操作部6を回動すると、第1回転モータ8には操作部6に及ぼされた操作力が伝達される。反対に、操作者には、操作部6を介して第1回転モータ8のトルクが反力として伝達される。なお、当然のことながら、ピニオンギヤ13aがピニオンギヤ13bと直接係合する場合に限らず、ピニオンギヤ13aが幾つかの他のピニオンギヤを介してピニオンギヤ13bと係合するように構成してもよい。

【0014】

操作部材18は、ヘッド部4に収容された動力伝達機構としてのギヤ類を介して第2回転モータ9と連結されている。すなわち、操作部材18において、把持部3とリンク機構19(図2参照)を介して連結された一端と反対側の他端に取り付けられたラックギヤ14aが、第2回転モータ9の回転軸9aに取り付けられたピニオンギヤ14bに係合している。ラックギヤ14aおよびピニオンギヤ14bは、第2回転モータ9の回転運動を直線運動に変換する。すなわち、第2回転モータ9が回転すると操作部材18が直線運動し、この直線運動によりリンク機構19が駆動して把持部3を開閉させる。

30

【0015】

第2回転モータ9は、第1回転モータ8とは機械的に接続されていない。第1回転モータ8および第2回転モータ9は、それぞれ、制御部5に電氣的に接続されている。第1回転モータ8と第2回転モータ9とは、制御部5において相互に制御される。制御部5における第1回転モータ8と第2回転モータ9の制御の詳細については後述する。

40

【0016】

図3は、本実施の形態にかかる鉗子システム1のプロトタイプを示す図である。なお、図3における上段には、比較のため、既存の鉗子501についても併せて示す。図3に示すように、鉗子システム1のプロトタイプでは、2つの回転モータ(第1回転モータ8、第2回転モータ9)を含むヘッド部4の大きさだけ、従来の鉗子よりも外形寸法が大きくなっている。第1回転モータ8および第2回転モータ9は、配線15を介して制御部5(図1参照)と接続されている。

【0017】

50

軸部 2 は、ヘッド部 4 に接続部 1 2 を介して着脱可能に取り付けられている。なお、ヘッド部 4 に対して軸部 2 を着脱可能に構成する場合、図 1 および図 2 に示す操作部材 1 8 は継ぎ手を介して分割できるようにする。このように構成すると、鉗子システム 1 において、形状の異なる把持部 3 が設けられた軸部 2 を複数用意すれば、軸部 2 を付け替えることにより、状況にあった形状の把持部 3 を適宜選択することができる。

#### 【 0 0 1 8 】

一方、既存の鉗子 5 0 1 は、鉗子システム 1 と同様に、軸部 5 0 2 と、把持部 5 0 3 と、を備え、さらに、把持部 5 0 3 を開閉操作するための取手部 5 0 4 , 5 0 5 を備えている。把持部 5 0 3 を開閉するための機構は、図 2 に示した、鉗子システム 1 の把持部 3 を開閉するための機構と同様である。既存の鉗子 5 0 1 では、軸支された取手部 5 0 5 を操作者が動かして軸部 5 0 2 の内部の操作部材を直線運動させることにより把持部 5 0 3 を開閉する。

10

#### 【 0 0 1 9 】

図 4 は、図 3 に示す鉗子システム 1 のプロトタイプにおけるヘッド部 4 の内部構造を示す図である。なお、図 4 には、図 3 の矢印 B の方向から見たヘッド部 4 の内部構造を示している。図 4 に示すように、第 1 回転モータ 8 と第 2 回転モータ 9 とは、軸部 2 の長手方向の中心軸を通り、操作部 6 の回転する平面と平行な仮想面を隔てて対向し、夫々の回転軸が同軸線上になるように配置されているが、機械的には接続されていない。このように、第 1 回転モータ 8 と第 2 回転モータ 9 を配置することにより、グリップ部 7 を握る操作者 U に余分なモーメントが加わりにくくなるために操作性が向上して好ましいが、これに

20

#### 【 0 0 2 0 】

図 3 および図 4 に示すように、鉗子システム 1 のプロトタイプでは、第 1 回転モータ 8 および第 2 回転モータ 9 が、総重量において大きな割合を占めている。しかしながら、鉗子システム 1 のプロトタイプの総重量は、約 0 . 6 2 5 k g で、実際の医療現場において大きな支障なく使用できるレベルに抑えられている。本プロトタイプでは、第 1 回転モータ 8 および第 2 回転モータ 9 として、Microtech Laboratory 製の M D H - 4 0 0 6 を用いている。今後、第 1 回転モータ 8 および第 2 回転モータ 9 の軽量化を進めていくことなどにより、鉗子システム 1 のさらなる軽量化が可能である。

30

#### 【 0 0 2 1 】

図 5 は、鉗子システム 1 のプロトタイプが操作者 U によって保持された状態を示す図である。図 5 に示すように、グリップ部 7 を握り、操作部 6 に形成された穴に指をかけて操作する。グリップ部 7 は手のひら全体で握ることができる大きさにする。グリップ部 7 をこのように構成することで、操作者 U は、鉗子システム 1 を安定して保持することができるため、鉗子システム 1 の重量を意識することなく、既存の鉗子 5 0 1 ( 図 3 参照 ) と同様の感覚で鉗子システム 1 を使用することができる。

40

#### 【 0 0 2 2 】

次に、図 1 に示した制御部 5 における、第 1 回転モータ 8 と第 2 回転モータ 9 の制御について説明する。

第 1 回転モータ 8 と第 2 回転モータ 9 とは、制御部 5 において、加速度基準のバイラテラル制御方式により相互に制御される。ここで、バイラテラル制御とは、一般的な制御方式の 1 つであり、対象物の位置と対象物に作用する力を応答性良く制御し、繊細な作業を実現するものである。すなわち、加速度基準のバイラテラル制御では、操作者がマスター ( 操作側 ) を動かすことによってスレーブ ( 作業側 ) にマスターの動きに対応する動きをさせることができるとともに、スレーブが対象物から受けた反力をマスターの操作者にフィードバックすることができる。本実施の形態にかかる鉗子システム 1 では、操作者が実際に操作する操作部 6 と、動力伝達機構を介して操作部 6 に連結された第 1 回転モータ 8

50

と、がマスターである。また、対象物に作用する把持部 3 と、動力伝達機構や操作部材 1 8 などを介して把持部 3 に連結された第 2 回転モータ 9 と、がスレーブである。また、加速度基準とは、トルクではなく角加速度を制御量として用いることを意味する。

【 0 0 2 3 】

制御部 5 に適用される加速度基準のバイラテラル制御において、スケーリング機能を有していてもよい。ここで、スケーリング機能とは、入力された位置や力に対して、出力される位置や力のスケールを拡大または縮小する機能である。制御部 5 に適用されるバイラテラル制御において、トルクおよび角度の少なくとも一方にスケーリングゲインを導入し、第 1 回転モータ 8 と第 2 回転モータ 9 との間において、トルクおよび角度の少なくとも一方にスケーリングを生じさせる。例えば、繊細な作業を行う場合には、操作者がマスターから入力したトルクや力に対し、スレーブで出力されるトルクや力のスケールを縮小する。このようにすることで、操作性をより向上させることができる。

10

【 0 0 2 4 】

図 6 は、鉗子システム 1 の制御部 5 における制御の概略を示すブロック図である。ここで、 $G_{\theta}$  は角度応答のスケーリングゲイン、 $G_{\tau}$  はトルク応答のスケーリングゲイン、 $C_p$  は位置制御器、 $C_f$  は力制御器を表す。マスター、スレーブにおける角度応答を、それぞれ、 $\theta_M^{res}$ 、 $\theta_S^{res}$  で表す。また、マスター、スレーブにおける反作用トルクを、

【 数 1 】

$$\hat{T}_M^{react}、\hat{T}_S^{react}$$

20

で表す。

【 0 0 2 5 】

図 6 に示すように、マスターとしての第 1 回転モータ 8 およびスレーブとしての第 2 回転モータ 9 における角度、トルクは、外乱オブザーバ (DOB: Disturbance Observer)、および、反力トルク推定オブザーバ (RTOB: Reaction Torque Observer) を用いて制御される。

【 0 0 2 6 】

図 7 は、DOB および RTOB の制御の概略を示すブロック図である。ここで、 $\theta^{res}$  は角度応答、 $I^{ref}$  は電流リファレンス、 $T^{react}$  は反作用トルク、 $T^{dis}$  は外乱トルク、 $K_{tn}$  はトルク定数、 $g_{dis}$  は外乱トルクに対するローパスフィルタのカットオフ周波数、 $g_{react}$  は反作用トルクに対するローパスフィルタのカットオフ周波数、 $D$  は粘性、 $J_n$  は慣性、 $F_c$  はクーロン摩擦を表す。

30

【 0 0 2 7 】

DOB は、外乱を、迅速に推定し補償を行うように設計されている。ロバストな加速度制御は、DOB によって、外乱トルクの総和を推定し、推定された外乱トルクを用いた補償を行うことにより達成される。図 7 に示すように、推定される外乱トルクの総和は、電流リファレンスおよび角加速度応答によって得られる。また、角加速度応答は、通常、エンコーダによって得られた角度応答の二次微分によって計算される。すなわち、外乱トルクの総和は以下の式で表される。

【 0 0 2 8 】

40

【 数 2 】

$$\hat{T}^{dis} = \frac{g_{dis}}{s + g_{dis}} (K_{tn} I^{ref} - J_n \ddot{\theta}^{res}) \quad \dots \quad (式1)$$

【 0 0 2 9 】

RTOB は、トルクセンサを用いずに反作用トルクを推定するために適用される。RTOB は、DOB に基づいて対象物から各回転モータ (第 1 回転モータ 8、第 2 回転モータ 9) に加えられる反作用トルクを推定する。すなわち、RTOB では、DOB により推定された外乱トルクの総和から、予め推定できる内部摩擦などの他の力を差し引くことにより反作用トルクを推定する。

50

## 【0030】

図6に示したバイラテラル制御では、鮮明な触覚を伝達するために2つの目標を同時に満たす必要がある。一つは、マスターとスレーブの位置応答を互いに追跡することである。もう一つは、マスターとスレーブとの間における作用反作用の法則を人工的に達成することである。これらの目標は、以下の式で表される。

$$M^r e s - S^r e s = 0 \cdots (\text{式2})$$

$$T_M^r e a c + T_S^r e a c = 0 \cdots (\text{式3})$$

すなわち、第1回転モータ8と第2回転モータ9の角度偏差に応じて、第1回転モータ8と第2回転モータ9の角度応答を制御する。また、第1回転モータ8と第2回転モータ9のトルク偏差に応じて第1回転モータ8と第2回転モータ9のトルク応答を制御する。モードの概念に基づく加速度基準のバイラテラル制御によれば、(式2)および(式3)を同時に実現することができる。

10

## 【0031】

さらに、加速度基準のバイラテラル制御により動きのスケールリングが実現される。バイラテラル制御のスケールリングの目標は次のように表される。

$$M^r e s - S^r e s = 0 \cdots (\text{式4})$$

$$T_M^r e a c + T_S^r e a c = 0 \cdots (\text{式5})$$

これらの目標は、斜交座標で記述することができる。バイラテラル制御は、斜交座標制御によって実現される。環境インピーダンスの再現性は、スケールリングゲイン、を変更することにより任意に設定することができる。

20

## 【0032】

次に、本実施の形態にかかる鉗子システム1の力覚伝達の機能を評価する実験について以下に説明する。なお、以下の説明では、鉗子システム1の構成については図1を、鉗子システム1の制御については図6および図7を適宜参照する。

## 【0033】

図3に示した鉗子システム1のプロトタイプを用いて、力覚伝達の機能を評価するために2つの実験(実験1、実験2)を行った。バイラテラル制御の位置制御器  $C_p(s) = K_p + K_v s$ 、力制御器  $C_f = K_f$  において、各パラメータは、 $K_p = 2500$ 、 $K_v s = 100 \cdot 0$ 、 $K_f = 0.8000$ 、 $g_{dis} = 472 \cdot 1$ 、 $g_{reac} = 472 \cdot 1$  にそれぞれ設定した。

30

## 【0034】

<実験1>

まず、本実施の形態にかかる鉗子システム1の環境の剛性を認識する能力を検証するために行った実験について説明する。

実験1では、鉗子システム1を用いて、何も把持しない開閉動作、柔らかい対象物(低剛性の環境)の把持、硬い対象物(高剛性の環境)の把持の順に操作される。柔らかい対象物としてスポンジを、硬い対象物としてアルミニウム製ブロックを使用した。

## 【0035】

把持部3で何も把持しない場合に対し、把持部3で対象物を把持する場合には、対象物から受ける反力によってトルク応答が大きくなるはずである。また、対象物としてのスポンジを把持部3でつかんだ場合には、対象物がつぶれるのに対し、対象物としてのアルミニウムブロックを把持部3でつかんだ場合には、対象物が非常に硬くほとんどつぶれない。このため、把持部3により、硬い対象物であるアルミニウムブロックをつかんだ場合には、柔らかい対象物であるスポンジをつかんだ場合よりも角度応答は小さくなるはずである。

40

## 【0036】

図8は、バイラテラル制御でスケールリングをせず( $=1$ 、 $=1$ )に実験1を行ったときの、マスターとしての第1回転モータ8およびスレーブとしての第2回転モータ9における、トルク応答と角度応答についての測定結果を示すグラフである。ここで、図8(a)では、横軸は経過時間[s]、縦軸はトルク応答[Nm]を表す。図8(b)では、横

50

軸は経過時間 [ s ]、縦軸は角度応答 [ r a d ] を表す。また、図 8 ( a ) において、実線はマスター ( M a s t e r ) におけるトルク応答を、破線はスレーブ ( S l a v e ) におけるトルク応答を示す。同様に、図 8 ( b ) において、実線はマスター ( M a s t e r ) における角度応答を、破線はスレーブ ( S l a v e ) における角度応答を示す。

#### 【 0 0 3 7 】

図 8 に示すように、経過時間が 0 秒から 5 秒の間においては、把持部 3 で何も把持しない開閉動作が行われる。マスターとしての第 1 回転モータ 8、スレーブとしての第 2 回転モータ 9 は、マスターに作用する操作力に応じて回転する。このため、経過時間が 0 秒から 5 秒の間は、把持部 3 で何も把持していないためトルク応答は小さい。経過時間が 5 秒から 1 0 秒の間においては、把持部 3 でスポンジをつかむ。スポンジからの反力のため、何も把持しない開閉動作の場合よりもトルク応答が大きくなっている。経過時間が 1 2 秒から 1 8 秒の間においては、把持部 3 でアルミニウムブロックをつかむ。トルク応答はスポンジをつかんだ場合とほぼ同じだが、角度応答はスポンジをつかんだ場合よりも小さくなっている。

10

#### 【 0 0 3 8 】

図 9 は、バイラテラル制御でスケーリングをして (  $=2$ 、  $=2$  ) 実験 1 を行ったときの、マスターとしての第 1 回転モータ 8 およびスレーブとしての第 2 回転モータ 9 における、トルク応答と角度応答についての測定結果を示すグラフである。ここで、図 9 ( a ) では、横軸は経過時間 [ s ]、縦軸はトルク応答 [ N m ] を表す。図 9 ( b ) では、横軸は経過時間 [ s ]、縦軸は角度応答 [ r a d ] を表す。また、図 9 ( a ) において、実線はマスター ( M a s t e r ) におけるトルク応答を、破線はスレーブ ( S l a v e ) におけるトルク応答を示す。同様に、図 9 ( b ) において、実線はマスター ( M a s t e r ) における角度応答を、破線はスレーブ ( S l a v e ) における角度応答を示す。

20

#### 【 0 0 3 9 】

図 9 ( a ) に示すように、角度応答のスケーリングゲイン、トルク応答のスケーリングゲイン をともに 2 に設定したので、マスターのトルク応答、角度応答は、それぞれ、スレーブのトルク応答、角度応答の約 2 倍になっている。すなわち、鉗子システム 1 において、力覚伝達のスケーリングが正しく実現されていることが確認できた。また、図 9 に示したスケーリングを行った場合のトルク応答、角度応答の挙動は、図 8 に示したスケーリングをしなかった場合のトルク応答、角度応答の挙動とほぼ同じである。

30

#### 【 0 0 4 0 】

以上より、スケーリングをした場合、スケーリングをしなかった場合のいずれについても、鉗子システム 1 を介して、環境の剛性の違いを操作者が認識できることが確認できた。

#### 【 0 0 4 1 】

##### < 実験 2 >

次に、本実施の形態にかかる鉗子システム 1 が既存の鉗子と同じように使用できるかどうかを確認するための実験 2 について説明する。実験 2 では、実際の M I S を模擬するために、器官を模擬したパッドに糸のついた針を挿入し、結び目を作る動作を行った。

#### 【 0 0 4 2 】

図 1 0 から図 1 3 は、実験 2 における実験手順について説明する図である。実験 2 では、図 1 0 から図 1 3 に示すように、右手 ( 図 1 0 では左側 ) で本実施の形態にかかる鉗子システム 1 を使用し、左手 ( 図 1 0 では右側 ) で既存の鉗子 5 0 1 を使用した。糸 3 2 と針 3 3 は、実際の手術で使用されるものと同じものを用いた。また、パッド 3 1 は、患者の器官を模擬したもので、適度な柔らかさを有する部材である。

40

#### 【 0 0 4 3 】

まず、図 1 0 に示すように、鉗子システム 1 における把持部 3 で針 3 3 を保持し、針 3 3 の先端をパッド 3 1 に挿入する。続いて、図 1 1 に示すように、鉗子システム 1 における把持部 3 によりパッド 3 1 から針 3 3 を引き出す。続いて、図 1 2 に示すように、鉗子システム 1 の把持部 3 で糸 3 2 を保持し、既存の鉗子 5 0 1 で針 3 3 を保持し、既存の鉗

50



子501を動かして、系32で作ったループを作り、そのループに針33を通す。最後に、図13に示すように、鉗子システム1の把持部3に保持された系32と、既存の鉗子501に保持された針33を互いに反対方向に引っ張って結び目を作る。

#### 【0044】

本実施の形態にかかる鉗子システム1で結び目を作る動作を行ったときの操作者の使用感は、既存の鉗子501で当該動作を行ったときのものとほぼ同様であった。すなわち、本実施の形態にかかる鉗子システム1をMISなどの実際の医療行為に使用可能であることが確認できた。

#### 【0045】

図14は、実験2を行っている間の、マスターおよびスレーブにおける、トルク応答と角度についての測定結果を示すグラフである。図14(a)では、横軸は経過時間[s]、縦軸はトルク応答[Nm]を表す。図14(b)では、横軸は経過時間[s]、縦軸は角度応答[rad]を表す。また、図14(a)において、実線はマスター(Master)におけるトルク応答を、破線はスレーブ(Slave)におけるトルク応答を示す。同様に、図14(b)において、実線はマスター(Master)における角度応答を、破線はスレーブ(Slave)における角度応答を示す。なお、実験2では、鉗子システム1のバイラテラル制御におけるスケールゲイン、を1とした。すなわち、マスターとスレーブとで、トルク応答および角度応答はほぼ等しくなる。さらに、グラフ中において(i)、(ii)、(iii)、(iv)で示された期間は、それぞれ、図10、図11、図12、図13に示す手順を行っている期間に対応する。

10

20

#### 【0046】

図14に示すように、期間(i)(図10の手順の期間)では、経過時間8秒においてトルク応答が増加している。これは、操作者がパッド31に針33を挿入する瞬間に針33を強く把持したためである。期間(ii)(図11の手順の期間)では、経過時間22秒において約0.2Nmの大きなトルク応答になっている。これは、パッド31から針33を引き出すために強い把持力が必要とされたことを示している。

#### 【0047】

期間(iii)(図12の手順の期間)では、鉗子システム1では系32を保持しているだけであり、既存の鉗子501の方を動かして系32でループを作り、そのループに針33を通した。このため、鉗子システム1におけるトルク応答および角度応答は一定となっている。期間(iv)(図13の手順の期間)では、経過時間64秒においてトルク応答が約0.1Nmに増加している。これは、作業者が、鉗子システム1の把持部3にて保持された系32を引っ張って結び目を作ったためである。このように、実験2において鉗子システム1により取得したデータは、一連の挙動と一致していることが確認できた。

30

40

#### 【0048】

実験1および実験2の間に鉗子システム1によって測定された結果は、メモリなどの記憶媒体に保存することができる。記憶媒体は、鉗子システム1に設けられていても、鉗子システム1とは別体の外部解析装置に設けられていてもよい。外部解析装置は、例えば、パーソナルコンピュータ、iPhone(登録商標)やiPad(登録商標)などの携帯端末である。記憶媒体が鉗子システム1とは別体として設けられている場合、鉗子システム1は、送信手段をさらに備え、送信手段が、制御部5から、第1回転モータ8および第2回転モータ9のそれぞれにおける、トルクおよび角度のデータを取得し、当該データを携帯端末に送信する。送信手段は、電線及び光ファイバ等の有線通信を行うものであっても、無線通信を行うものであってもよい。

#### 【0049】

図15は、鉗子システム1によって測定されたデータを外部解析装置において表示させた画面の一例を示す図である。図中の表示について、Motor0は第1回転モータ8(図1参照)を、Motor1は第2回転モータ9(図1参照)を表している。図15に示すように、鉗子システム1の操作中に、第1回転モータ8および第2回転モータ9における、位置(Position)、速度(Velocity)、操作力(Force)

50

をリアルタイムで確認することができる。また、Start Recordボタンを押して測定データを記録すれば、測定データを別途解析することもできる。これにより、例えば、手術中の外科医の鉗子操作における繊細な力加減を定量化することなどが可能になり、外科医のスキルを向上させることができる。

【0050】

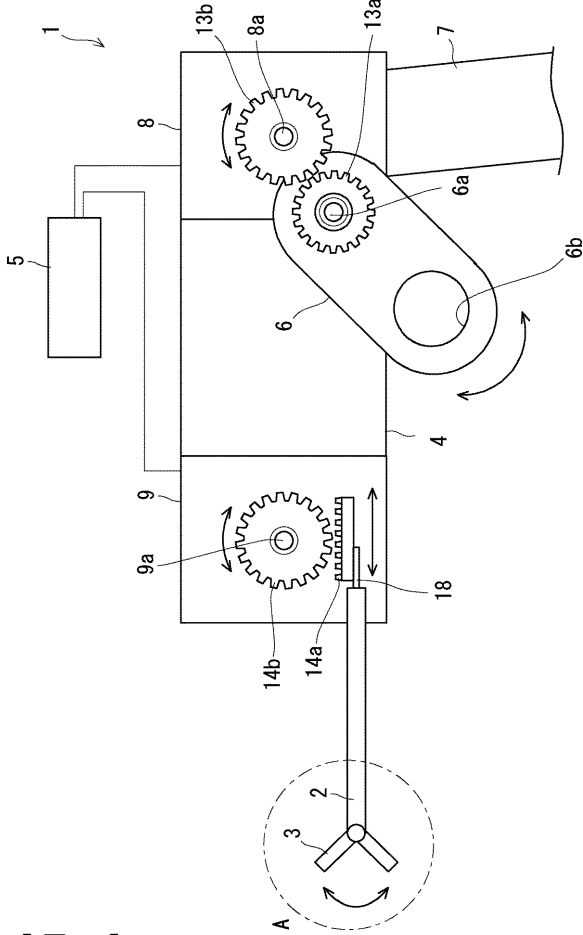
なお、本発明は上記実施の形態に限られたものではなく、趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更することが可能である。

【符号の説明】

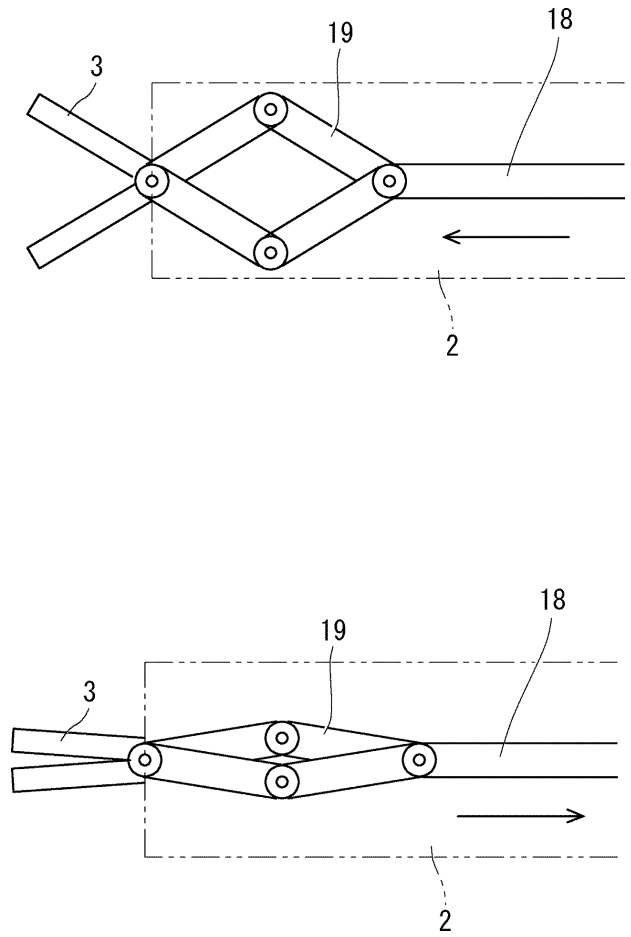
【0051】

- |                |         |    |
|----------------|---------|----|
| 1              | 鉗子システム  | 10 |
| 2              | 軸部      |    |
| 3              | 把持部     |    |
| 4              | ヘッド部    |    |
| 5              | 制御部     |    |
| 6              | 操作部     |    |
| 6 a、8 a、9 a    | 回転軸     |    |
| 6 b            | 穴       |    |
| 7              | グリップ部   |    |
| 8              | 第1回転モータ |    |
| 9              | 第2回転モータ | 20 |
| 12             | 接続部     |    |
| 13 a、13 b、14 b | ピニオンギヤ  |    |
| 14 a           | ラックギヤ   |    |
| 15             | 配線      |    |
| 18             | 操作部材    |    |
| 19             | リンク機構   |    |

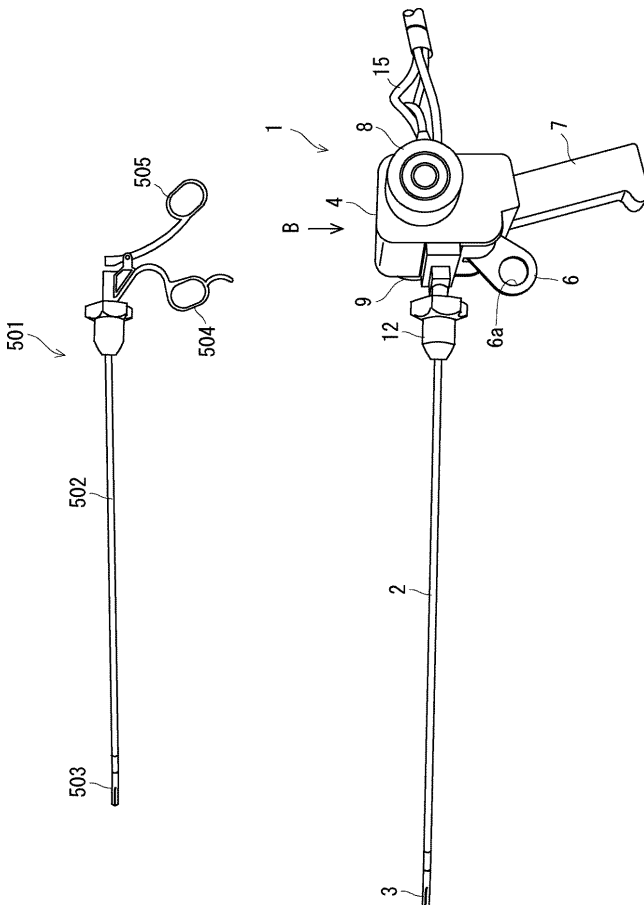
【図 1】



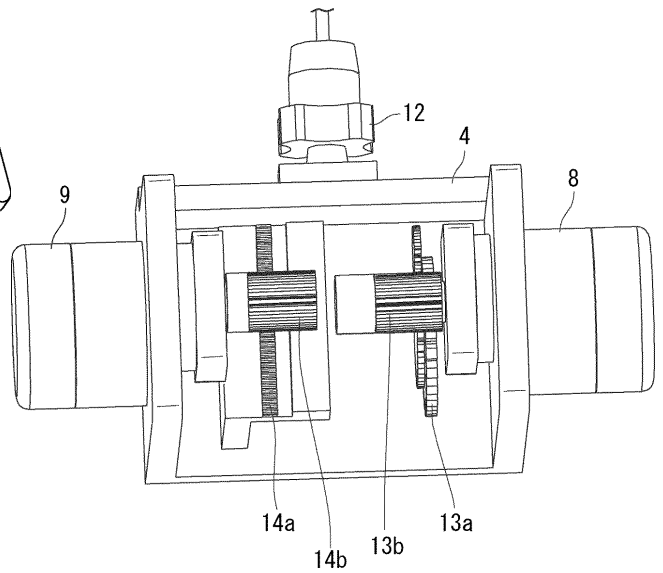
【図 2】



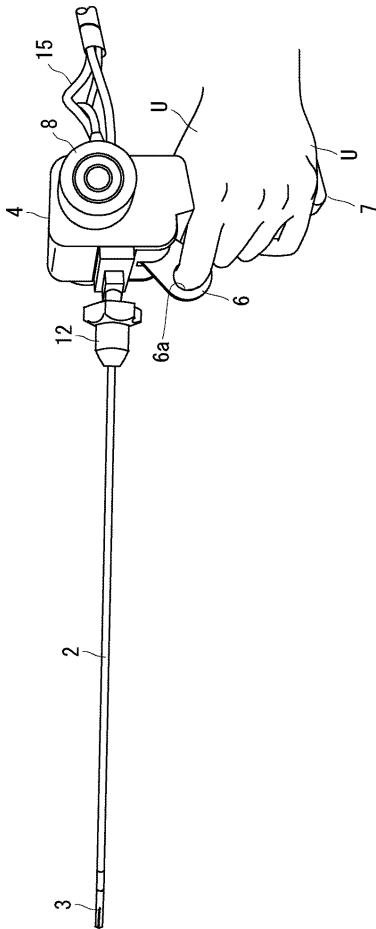
【図 3】



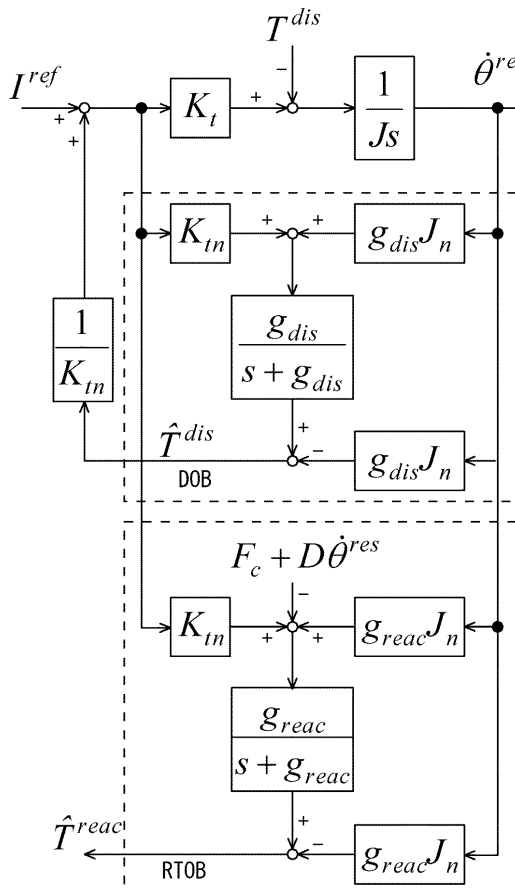
【図 4】



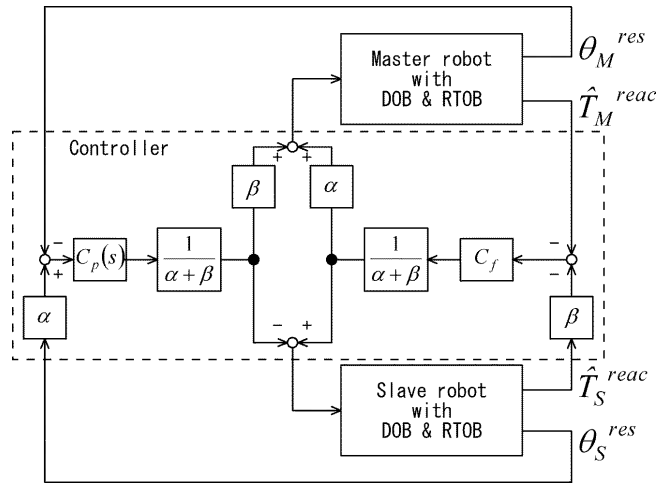
【 図 5 】



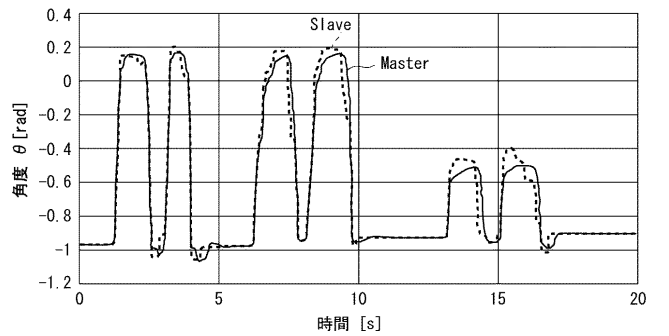
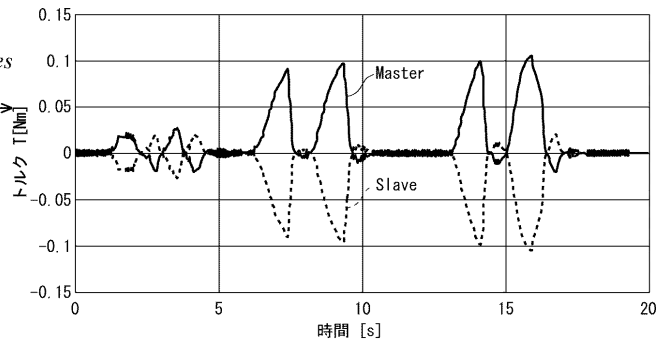
【 図 7 】



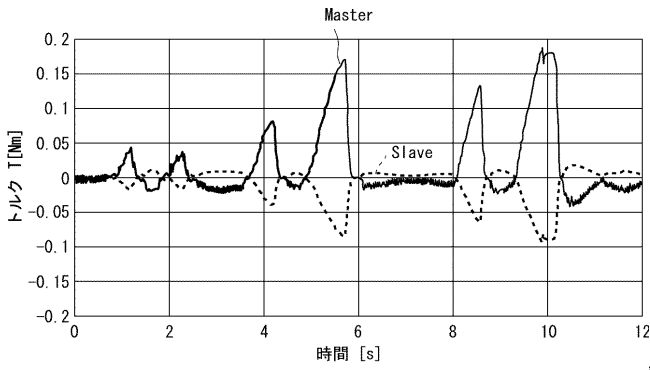
【 図 6 】



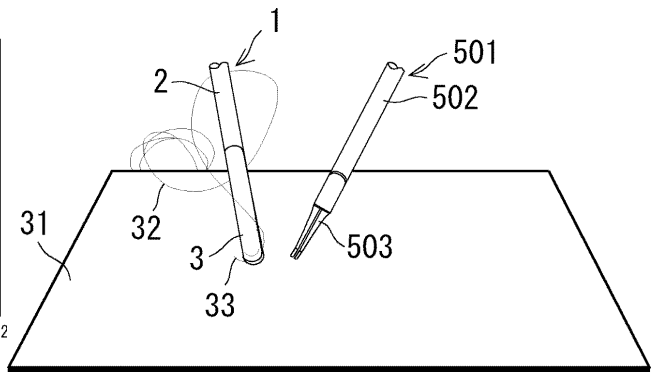
【 図 8 】



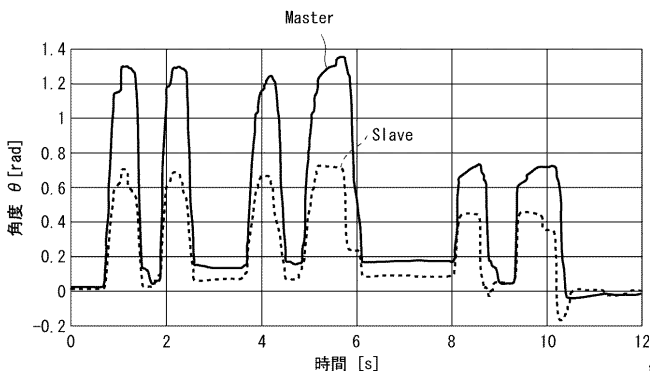
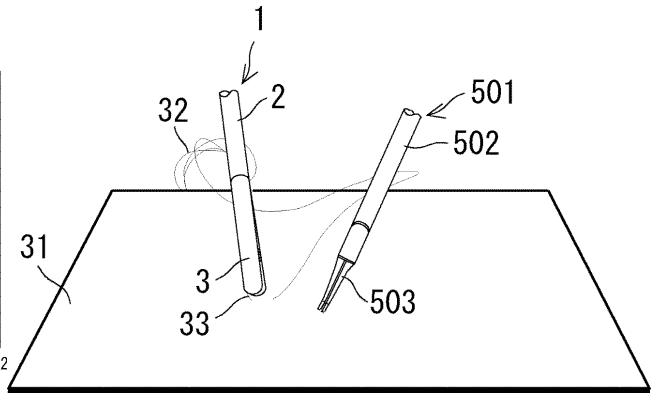
【 図 9 】



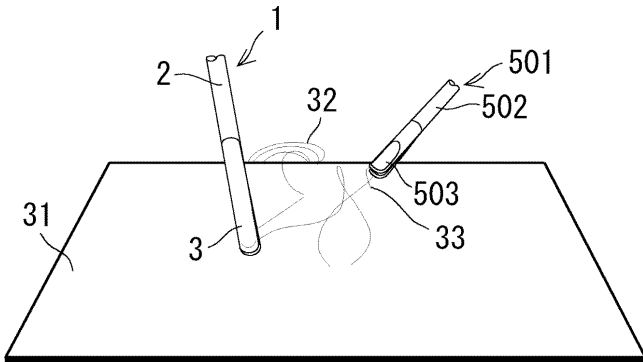
【 図 1 0 】



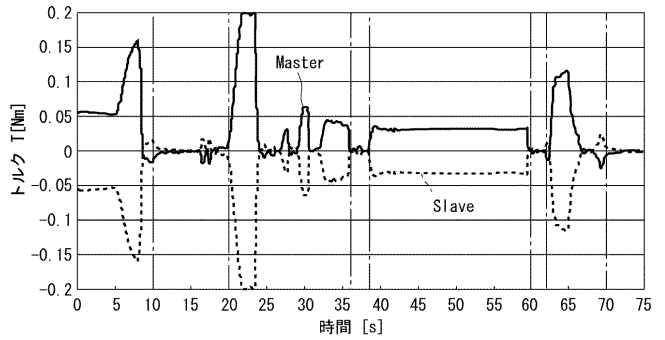
【 図 1 1 】



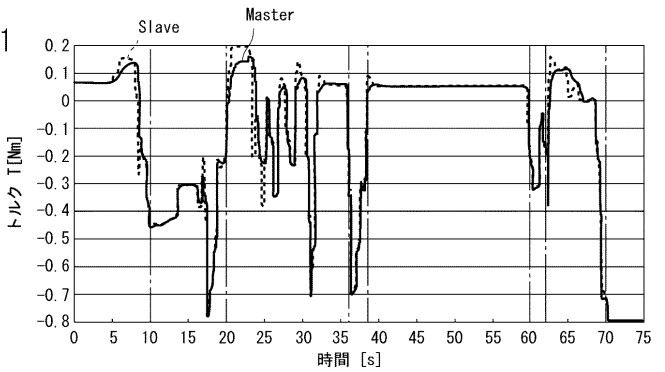
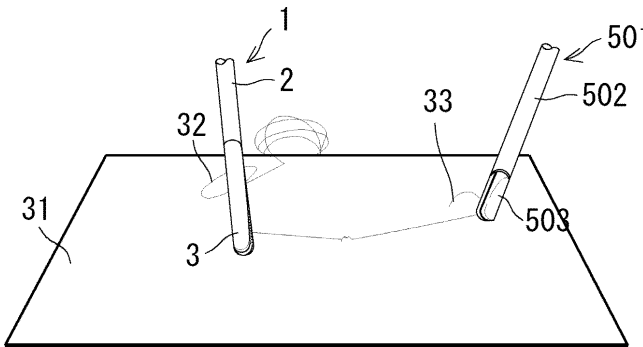
【 図 1 2 】



【 図 1 4 】



【 図 1 3 】



【 図 1 5 】

Monitor

Motor	Position	Velocity	Force
0	-0.09123735	-0.03826779	-0.00036668
1	-0.10246030	-0.75038330	0.00064717

▷ Start Record

---

フロントページの続き

- (72)発明者 溝口 貴弘  
神奈川県海老名市下今泉705番地の1 地方独立行政法人神奈川県立産業技術総合研究所内
- (72)発明者 下野 誠通  
神奈川県横浜市保土ヶ谷区常盤台79番1号 国立大学法人横浜国立大学内
- (72)発明者 大西 公平  
神奈川県横浜市港北区日吉3丁目14番1号 慶應義塾大学 理工学部内
- Fターム(参考) 4C160 GG28 NN09 NN12 NN23