

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 2 月 2 日(02.02.2017)



(10) 国際公開番号

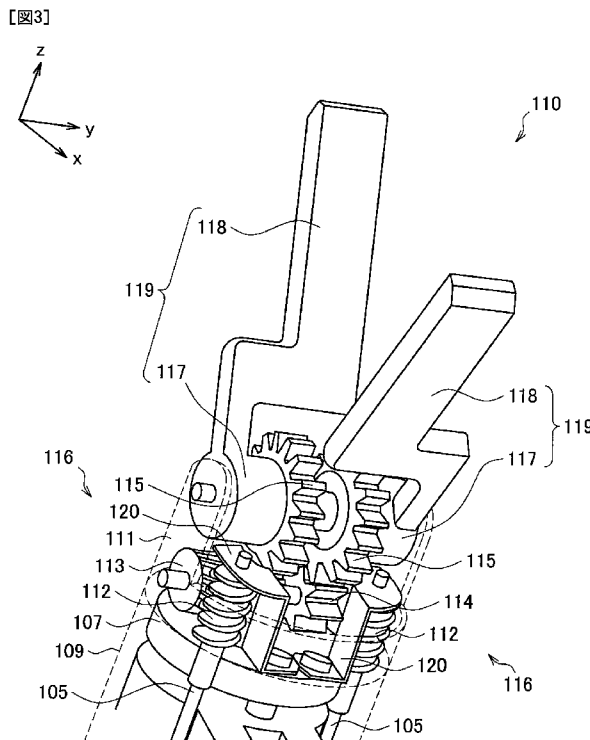
WO 2017/018048 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 34/30 (2016.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/066000
- (22) 国際出願日: 2016 年 5 月 31 日(31.05.2016)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2015-149333 2015 年 7 月 29 日(29.07.2015) JP
- (71) 出願人: ソニー株式会社 (SONY CORPORATION)
[JP/JP]; 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 鈴木 裕之(SUZUKI, Hiroyuki); 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 長阪 憲一郎(NAGASAKA, Kenichiro); 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニー株式会社内 Tokyo (JP). 本郷 一生(HONGO, kazuo); 〒1080075 東京都港区港南 1 丁目 7 番 1 号 ソニーイーエムシーエス株式会社内 Tokyo (JP).
- (74) 代理人: 亀谷 美明, 外(KAMEYA, Yoshiaki et al.); 〒1600004 東京都新宿区四谷 3-1-3 第一富澤ビル はづき国際特許事務所 四谷オフィス Tokyo (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM,

[続葉有]

(54) Title: IMPLEMENT FOR MEDICAL USE AND SUPPORT ARM DEVICE FOR MEDICAL USE

(54) 発明の名称: 医療用器具及び医療用支持アーム装置



(57) Abstract: An appliance (10) for medical use includes a drive portion (101) and a tubular portion (103) which extends from the drive portion (101) in the z-axis direction. An end effector (110) is provided at the distal end of the tubular portion (103). A driving force generated by the drive portion (101) is transmitted to the end effector (110) by way of two cables (105) which pass through the tubular portion (103), and the driving force opens and closes the end effector (110) within the x-z plane. A force sensor (107) which detects forces acting on the end effector (110) is provided at the base end of the end effector (110). The cables (105) transmit the driving force by rotating around axes parallel to the z-axis. The driving force may therefore influence the value of a moment about the z-axis, detected by the force sensor (107). However, forces in the x-, y-, and z-axis directions, and moments about the x- and y-axes, which are a high priority for detection, can be detected with high precision by the force sensor (107).

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2017/018048 A1



ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,

ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

医療用機器(10)は駆動部(101)、及び駆動部(101)からz軸方向に延伸する管状部(103)を有する。管状部(103)の先端にはエンドエフェクタ(110)が設けられている。駆動部(101)が発生する駆動力は、管状部(103)の中を通る2本のケーブル(105)を介してエンドエフェクタ(110)に伝達され、エンドエフェクタ(110)をx-z平面内で開閉する。エンドエフェクタ(110)の基端には、エンドエフェクタ(110)に作用する力を検出する力センサ(107)が設けられている。ケーブル(105)はz軸に平行な軸まわりに回転することで駆動力を伝達する。よって、駆動力は、力センサ(107)が検出するz軸まわりのモーメントの値に影響を及ぼし得る。しかしながら、検出する優先度の高い、x軸方向の力、y軸方向の力、z軸方向の力、x軸まわりのモーメント及びy軸まわりのモーメントは、力センサ(107)で高精度に検出できる。

明 細 書

発明の名称：医療用器具及び医療用支持アーム装置

技術分野

[0001] 本開示は、医療用器具及び医療用支持アーム装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、支持アーム装置のアーム部によって鉗子等の医療用器具を支持し、当該アーム部及び当該医療用器具を術者が操作しながら手術を行う手術システムが開発されている。このような手術システムでは、術者の操作性を向上させるため、また、手術の安全性向上のために、医療用器具の先端が患者の体組織等に接触する際に生じる力及びモーメント（以下、接触力ともいう）を術者に高精度にフィードバック可能な技術が求められている。

[0003] そこで、医療用器具の先端に作用する力を検出するための技術が多数開発されている。例えば、特許文献1には、術者によって遠位端（先端）のエンドエフェクタが遠隔操作される医療用器具であって、当該エンドエフェクタに作用する力を検出するための力センサを備える医療用器具が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：米国特許出願公開第2010/0313679号明細書

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] ここで、特許文献1に記載の医療用器具では、当該医療用器具の内部に延設されるケーブルに張力を与えることによって、エンドエフェクタや、当該エンドエフェクタの前段（基端側）に設けられる関節部（屈曲部）が駆動される。力センサは、エンドエフェクタ及び屈曲部の前段に設けられ得るが、この構造では、エンドエフェクタ及び屈曲部を駆動する際にケーブルに作用する張力によって力センサの周囲の部材に応力が発生し、当該応力が力セン

サによって検出されてしまう恐れがある。

[0006] このように、近接端（基端）からケーブル等によって先端のエンドエフェクタ等に駆動力を伝達する構成を有する医療用器具では、エンドエフェクタ等を動作させるために当該ケーブルに生じる力が、力センサに干渉してしまう可能性がある。従って、力センサの定格のマージンを十分に取る必要があり、その結果、力センサの感度（すなわち検出精度）が低下する。力センサの感度が低下すると、術者への力のフィードバックを高精度に行うことができなくなる恐れがある。特に、例えばマイクロサージャリーのような微細な作業が要求される場合には、先端での接触力の検出の感度及び分解能はより高いことが求められるため、このような力センサの感度の低下は好ましくない。

[0007] そこで、本開示では、より精度良く接触力を検出することが可能な、新規かつ改良された医療用器具及び医療用支持アーム装置を提案する。

課題を解決するための手段

[0008] 本開示によれば、患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも1つの可動部と、前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、を備え、前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、医療用器具が提供される。

[0009] また、本開示によれば、先端に医療用器具が取り付けられるアーム部、を備え、前記医療用器具は、患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも1つの可動部と、前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、を有し、前記医療用器具においては、前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、医療用支持アーム装置が提供される。

[0010] 本開示によれば、医療用器具において、力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、駆動部から可動部への駆動力の伝達が行われる。従って、当該駆動力が力センサの検出値に影響を及ぼしたとしても、より優先度の高い他の方向の力及びモーメントは高精度に検出することができる。従って、医療用器具における接触力をより精度良く検出することが可能になる。

発明の効果

[0011] 以上説明したように本開示によれば、より精度良く接触力を検出することが可能になる。なお、上記の効果は必ずしも限定的なものではなく、上記の効果とともに、又は上記の効果に代えて、本明細書に示されたいずれかの効果、又は本明細書から把握され得る他の効果が奏されてもよい。

図面の簡単な説明

- [0012] [図1]本実施形態に係る支持アーム装置の一構成例を示す図である。
- [図2]鉗子の駆動機構の概要について説明するための図である。
- [図3]鉗子のエンドエフェクタ近傍の構成の斜視図である。
- [図4]駆動力の伝達機構を説明するための、エンドエフェクタ近傍の構成の分解斜視図である。
- [図5]図4におけるブレードの回転軸部及び歯車機構の構成を示す拡大図である。
- [図6]エンドエフェクタにおいて、ブレードによって物体が把持される様子を示す図である。
- [図7]ケーブル回転方向（第1のギアの回転方向）について説明するための図である。
- [図8]屈曲部を有する鉗子の一構成例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下に添付図面を参照しながら、本開示の好適な実施の形態について詳細に説明する。なお、本明細書及び図面において、実質的に同一の機能構成を有する構成要素については、同一の符号を付することにより重複説明を省略

する。

[0014] なお、説明は以下の順序で行うものとする。

1. 支持アーム装置の構成
2. 鉗子の構成
 - 2-1. 鉗子の駆動機構の概要
 - 2-2. 鉗子の駆動機構の詳細
3. 本実施形態についてのまとめ
4. 変形例
 - 4-1. 鉗子が屈曲部を有する場合
 - 4-2. ケーブルについての変形例
5. 補足

[0015] なお、以下では、本開示の一実施形態として、医療用器具が鉗子であり、当該医療用器具が支持アーム装置のアーム部によって支持される場合について説明する。また、本実施形態では、当該支持アーム装置は、いわゆるマスター／スレイブ方式の手術システムにおけるスレイブを構成し得る。つまり、支持アーム装置のアーム部及び鉗子は術者によって遠隔操作可能に構成されている。

[0016] (1. 支持アーム装置の構成)

図1を参照して、本開示の一実施形態に係る支持アーム装置の構成を説明する。図1は、本実施形態に係る支持アーム装置の一構成例を示す図である。

[0017] 図1を参照すると、支持アーム装置400は、ベース部410と、アーム部420と、制御装置440と、を備える。支持アーム装置400は、手術時に鉗子等の医療用器具を支持する医療用支持アーム装置である。

[0018] ベース部410は支持アーム装置400の基台であり、ベース部410からアーム部420が延伸される。ベース部410にはキャスターが設けられており、支持アーム装置400は、当該キャスターを介して床面と接地し、当該キャスターによって床面上を移動可能に構成されている。ただし、本実

施形態に係る支持アーム装置４００の構成はかかる例に限定されず、例えば、ベース部４１０が設けられず、手術室の天井又は壁面にアーム部４２０が直接取り付けられて支持アーム装置４００が構成されてもよい。例えば、天井にアーム部４２０が取り付けられる場合には、支持アーム装置４００は、アーム部４２０が天井から吊り下げられて構成されることとなる。

[0019] ベース部４１０の内部には、支持アーム装置４００の制御に係る各種の情報処理を実行する制御装置４４０が設けられる。制御装置４４０は、例えばCPU (Central Processing Unit) やDSP (Digital Signal Processor) 等のプロセッサであり得る。あるいは、制御装置４４０は、これらのプロセッサ及びメモリ等の記憶素子が搭載された制御基板やマイコンであり得る。制御装置４４０を構成するプロセッサが所定のプログラムに従って各種の信号処理を実行することにより、支持アーム装置４００における各種の動作が実行される。具体的には、制御装置４４０からの制御により、アーム部４２０及び後述する鉗子１０が駆動される。

[0020] アーム部４２０は、複数の関節部４２１a、４２１b、４２１c、４２１d、４２１e、４２１fと、関節部４２１a～４２１eによって互いに回動可能に連結される複数のリンク４２２a、４２２b、４２２c、４２２dと、アーム部４２０の先端に関節部４２１fを介して回動可能に設けられる鉗子１０と、を有する。

[0021] リンク４２２a～４２２dは棒状の部材であり、リンク４２２aの一端が関節部４２１aを介してベース部４１０と連結され、リンク４２２aの他端が関節部４２１bを介してリンク４２２bの一端と連結され、更に、リンク４２２bの他端が関節部４２１c、４２１dを介してリンク４２２cの一端と連結される。更に、リンク４２２cの他端が、関節部４２１eを介して略L字状のリンク４２２dの一端と連結され、リンク４２２dの他端と鉗子１０とが、関節部４２１fを介して連結される。このように、ベース部４１０を支点として、複数のリンク４２２a～４２２dの端同士が、関節部４２１

a～4 2 1 fによって互いに連結されることにより、ベース部4 1 0から延伸されるアーム形状が構成される。

[0022] 関節部4 2 1 a～4 2 1 fには、アクチュエータが設けられており、関節部4 2 1 a～4 2 1 fは、当該アクチュエータにより所定の回転軸に対して回転可能に構成されている。当該アクチュエータは、モータ、エンコーダ及びトルクセンサ等によって構成され得る。各関節部4 2 1 a～4 2 1 fのアクチュエータのモータの駆動が、制御装置4 4 0によってそれぞれ制御されることにより、例えばアーム部4 2 0を伸ばしたり、縮めたり（折り畳んだり）といった、アーム部4 2 0の駆動が制御される。なお、本実施形態では、アーム部4 2 0の制御方式としては各種の公知の制御方式が用いられてよい。ため、ここではその詳細な説明は省略する。

[0023] アーム部4 2 0を動作させる際には、術者は、支持アーム装置4 0 0から離れた位置に設けられる入力装置（図示せず）を介して、支持アーム装置4 0 0に対してアーム部4 2 0の動作に関する指示を与える。具体的には、入力装置を介して入力された指示を示す信号は、制御装置4 4 0に送信される。制御装置4 4 0は、各関節部4 2 1 a～4 2 1 fのアクチュエータのエンコーダ及びトルクセンサによって検出された各関節部4 2 1 a～4 2 1 fの状態に基づいて、当該指示に応じた各関節部4 2 1 a～4 2 1 fのアクチュエータのモータの制御量を算出する。算出された当該制御量に応じて各アクチュエータのモータが駆動されることにより、術者の指示に従ってアーム部4 2 0が動作することとなる。なお、入力装置と制御装置4 4 0との間の通信は、有線又は無線の各種の公知の方法によって行われてよい。

[0024] なお、図示する例では、支持アーム装置4 0 0は、6つの関節部4 2 1 a～4 2 1 fを有し、アーム部4 2 0の駆動に関して6自由度が実現されている。アーム部4 2 0が6自由度を有するように構成されることにより、アーム部4 2 0の可動範囲内において鉗子1 0を自由に移動させることができる。これにより、鉗子1 0を、様々な角度から患者に対して挿入することが可能になり、鉗子1 0を操作する際の自由度が向上する。

- [0025] ただし、アーム部420の構成は図示する例に限定されず、関節部421 a～421 f 及びリンク422 a～422 dの数や配置、関節部421 a～421 fの駆動軸の方向等は、アーム部420が所望の自由度を有するように適宜設定されてよい。ただし、鉗子10の位置及び姿勢の自由度を考慮して、アーム部420は、好適に、6自由度以上の自由度を有するように構成され得る。
- [0026] 鉗子10は、基端に設けられる駆動部101と、駆動部101から延伸する長尺な管状部103と、からなる。管状部103の先端にはエンドエフェクタが設けられており、手術時には、当該先端を含む所定の長さの領域が、患者の体腔内に挿入される。エンドエフェクタは開閉可能な一对のブレードからなり、当該ブレードによって、患者の生体組織の把持や切断、又は生体組織の縫合時における針等の医療デバイスの把持等を行うことができる。手術を行う際には、鉗子10が患者の生体組織に対して所望の位置及び姿勢を取り得るように、制御装置440によってアーム部420及び鉗子10の位置及び姿勢が制御される。
- [0027] 駆動部101は、例えばモータや当該モータを駆動するためのドライバIC (Integrated Circuit) 等からなり、管状部103を駆動させる。例えば、駆動部101によって管状部103のエンドエフェクタの開閉動作が行われる。また、管状部103が関節部（屈曲部）を有する場合であれば、駆動部101によって当該屈曲部における屈曲動作が行われてもよい。
- [0028] なお、駆動部101は非清潔領域に属し、管状部103は清潔領域に属する。管状部103のみを容易に洗浄、滅菌できるように、鉗子10は、駆動部101と管状部103とが脱着可能に構成され得る。
- [0029] 鉗子10は、術者によって遠隔操作可能な、いわゆるロボット鉗子である。鉗子10を動作させる際には、術者は、例えば上述したアーム部420を遠隔操作するための入力装置を介して、支持アーム装置400の制御装置440に対して鉗子10の動作に関する指示を入力する。当該指示に基づいて

、管状部１０３を動作させるための駆動部１０１のモータの制御量が制御装置４４０によって算出され、算出された当該制御量に応じて当該モータが駆動されることにより、術者の指示に従って鉗子１０が動作することとなる。

[0030] なお、図１では、簡単のため、管状部１０３の具体的な形状の図示を省略し、簡易的に棒状の部材として図示している。管状部１０３の構成や、駆動部１０１によって管状部１０３を駆動するための具体的な機構については、下記（２．鉗子の構成）で詳しく説明する。

[0031] 管状部１０３のエンドエフェクタの基端部分には、当該エンドエフェクタに作用する力を検出するための力センサ（図示せず）が設けられる。支持アーム装置４００には、当該力センサの検出値に基づいて、エンドエフェクタに作用した力を術者に対してフィードバックする機能が備えられている。

[0032] 例えば、アーム部４２０及び鉗子１０を操作するための入力装置に、エンドエフェクタに作用する力を術者に対して提示する機能が設けられ得る。例えば、当該入力装置には、エンドエフェクタに作用する力に応じて、術者による操作に対して抵抗を与えるように当該入力装置を構成するレバー等を駆動させる機構が設けられ得る。

[0033] エンドエフェクタに作用する力は、すなわち、エンドエフェクタが患者の生体組織と接触することにより当該生体組織から受ける反力であり得るため、エンドエフェクタに作用する力が術者に対してフィードバックされることにより、術者は、直接自身の手で鉗子を持って手術を行っているかのような感覚を得ることができ、操作性が向上する。また、過度な力が生体組織に対して与えられることを防止することができるため、より安全な手術が実現され得る。

[0034] なお、力センサによって検出された力を術者に対してフィードバックするための具体的な構成としては、各種の公知の構成が適用されてよい。また、力を術者に対してフィードバックするための方法は上記の例に限定されず、各種の方法が用いられてよい。例えば、入力装置において術者が把持しているレバー等が振動することにより、力が術者に対してフィードバックされて

もよい。また、例えば、術者が操作の際に視認する表示装置を介して、例えば所定の値以上の力が検出された場合等に、視覚的にそのことが術者に対して警告されてもよい。あるいは、入力装置にスピーカ等の音声出力装置が搭載されている場合であれば、当該警告は聴覚的に行われてもよい。

[0035] また、アーム部420の制御方式が力制御である場合には、力センサによって検出されたエンドエフェクタに作用する力が、当該アーム部420の制御に用いられてもよい。例えば、アーム部420を移動させている間に所定の値以上の力が検出された場合には、アーム部420がそれ以上その方向に移動しないように、当該アーム部420の駆動が制御されてもよい。これにより、生体組織に対して過度な力が与えられることをより確実に防止することが可能になる。

[0036] 以上、図1を参照して、本実施形態に係る支持アーム装置400の構成について説明した。

[0037] (2. 鉗子の構成)

図2－図7を参照して、鉗子10の構成について詳細に説明する。なお、以下の説明では、鉗子10において管状部103が延伸する方向をz軸方向とも呼称する。また、z軸方向と直交する平面内において互いに垂直な2方向を、それぞれ、x軸及びy軸とも呼称する。更に、x軸方向を鉗子10におけるエンドエフェクタの開閉方向として定義する。すなわち、エンドエフェクタは、x－z平面内で開閉動作を行う。

[0038] (2－1. 鉗子の駆動機構の概要)

まず、図2を参照して、鉗子10の駆動機構の概要について説明する。図2は、鉗子10の駆動機構の概要について説明するための図である。なお、図2では、鉗子10の構成のうち、駆動機構の概要について説明するために必要な構成のみを図示している。

[0039] 図2に示すように、鉗子10は、駆動部101によって発生した駆動力が、2本のケーブル105によってエンドエフェクタ110に伝達されることにより、当該エンドエフェクタ110の開閉動作が行われる。図2では図示

を省略しているが、実際には、2本のケーブル105は、管状部103を構成する管状の筐体内に延設される。

[0040] また、エンドエフェクタ110の基端、すなわちエンドエフェクタ110の前段には、上述した力フィードバック用の力センサ107が設けられる。力センサ107は、6軸の力センサであり、x軸方向の力、y軸方向の力及びz軸方向の力、並びにx軸まわりのモーメント、y軸まわりのモーメント及びz軸まわりのモーメントを検出することができる。

[0041] ここで、エンドエフェクタ110に作用する力を検出するためには、力センサ107は、エンドエフェクタ110自体に取り付けられてもよい。しかしながら、エンドエフェクタ110に力センサ107を取り付けると、エンドエフェクタ110の構成が大型化するため、患者に与える負担が大きくなる可能性がある。また、エンドエフェクタ110は患者の体組織に直接接触する部位であるため、例えば力センサ107がオートクレーブ処理に耐え得るような、清潔を保つための特別な構成が必要となり、エンドエフェクタ110の構成が複雑化してしまう。

[0042] そこで、本実施形態では、上記のように、力センサ107は、可動部であるエンドエフェクタ110と、当該エンドエフェクタ110を駆動する駆動部101との間に設けられる。これにより、上記のようなエンドエフェクタ110の大型化、複雑化を回避することができる。

[0043] 一方、このような構成では、駆動部101からエンドエフェクタ110にケーブル105を介して駆動力が伝達される際に、当該駆動力が力センサの検出値に影響を及ぼしてしまう可能性がある。従って、エンドエフェクタ110に作用する力を高精度に検出することが困難となる恐れがある。上述した特許文献1に記載の医療用器具も、このような、基端に設けられる駆動部による駆動力が先端のエンドエフェクタにケーブルによって伝達される構成であるため、同様の問題が生じ得る。

[0044] そこで、本実施形態では、駆動部101によってケーブル105に対して軸まわりの回転を与える（すなわち、z軸方向に捻じめるような力を与える）

。そして、そのケーブル１０５の回転によって駆動力をエンドエフェクタ１１０に伝達し、当該エンドエフェクタ１１０を動作させる。

[0045] このような態様であっても、ケーブル１０５によって伝達される駆動力は、力センサ１０７の検出値に影響を及ぼし得る。しかしながら、当該駆動力は、力センサの検出値のうち、ケーブル１０５の軸まわりの回転に対応する z 軸まわりのモーメントには影響を及ぼすものの、並進方向の力等、他の検出値にはほぼ影響を及ぼさない。

[0046] ここで、一般的に、鉗子１０においては、カフィードバックの観点からは、そのエンドエフェクタ１１０の x 軸方向の力、 y 軸方向の力、 z 軸方向の力、 x 軸まわりのモーメント及び y 軸まわりのモーメントについては検出する優先度は高いが、 z 軸まわりのモーメントについては検出する優先度は低い。物体（患者の生体組織や医療デバイス等）を把持するというエンドエフェクタ１１０の用途から考えて、エンドエフェクタ１１０が患者の生体組織と接触した際に、 z 軸まわりのモーメントがエンドエフェクタ１１０に生じる可能性は低いと考えられるからである。

[0047] つまり、本実施形態では、力センサ１０７における検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、エンドエフェクタ１１０を駆動するための駆動力を、駆動部１０１からエンドエフェクタ１１０に伝達する。従って、もしも当該駆動力が力センサ１０７の検出値に対して影響を及ぼしたとしても、その影響が顕著に現れ得る力又はモーメントは検出の優先度が低いものであるため、さほど問題とならない。よって、本実施形態によれば、検出の優先度が高い方向の力及びモーメントについては高精度に検出することが可能となるのである。なお、「検出の優先度」は、用いる医療用器具（本実施形態であれば鉗子１０）の種類、特性や、検出した力の用途（カフィードバック等）等に応じて、適宜決定され得る。

[0048] ここで、上記特許文献１に代表される既存の構成では、ケーブルに張力を与えることにより（すなわち、ケーブルに z 軸方向の力を与えることにより）駆動力をエンドエフェクタに伝達し、当該エンドエフェクタを動作させる

。従って、当該駆動力は、力センサによる z 軸方向の力についての検出値に顕著に影響を及ぼすこととなる。このように、既存の構成では、検出の優先度が高い z 軸方向の力についての検出精度が低下してしまうため、高精度な力フィードバックを行うことが困難であると考えられる。

[0049] 一方、本実施形態によれば、上記のように、検出の優先度が高い方向の力及びモーメントについて精度良く検出することが可能となる。例えば、精度良く検出された力及びモーメントを用いて術者への力フィードバックを行うことにより、高精度な力フィードバックを行うことが可能になる。例えば、本実施形態に係る構成を用いることによって、脳神経外科手術のようなマイクロサージャリーにおいて軟組織を取り扱う際に微小な接触力を検出し、術者にフィードバックすることが可能になる。従って、手術の安全性と作業効率を向上させることができる。特に、血管吻合においては作業時間がそのまま侵襲性に影響を与えるため、より迅速にかつ正確に手術を行うことにより、患者の身体への負担を軽減させることができる。

[0050] (2-2. 鉗子の駆動機構の詳細)

次に、図3-図6を参照して、鉗子10の構成についてより詳細に説明する。図3は、鉗子10のエンドエフェクタ110近傍の構成の斜視図である。なお、図3及び後述する図6では、内部の構成について説明するために、筐体（後述する管状の筐体109及びエンドエフェクタ筐体111）はその輪郭のみを破線で図示している。

[0051] 図4は、駆動力の伝達機構を説明するための、エンドエフェクタ110近傍の構成の分解斜視図である。なお、後述するように、エンドエフェクタ110は、1対のブレード119を有するが、各ブレード119に対してそれぞれ同様の駆動力の伝達機構が設けられる。図4では、エンドエフェクタ110近傍の構成のうち、管状の筐体109及びエンドエフェクタ筐体111の図示を省略するとともに、一方のブレード119に係る伝達機構のみを図示している。

[0052] また、図5は、図4における、後述するブレード119の回転軸部117

及び歯車機構 116 近傍の構成を示す拡大図である。図 6 は、エンドエフェクタ 110 において、ブレード 119 によって物体が把持される様子を示す図である。

[0053] 図 3 を参照すると、鉗子 10 の管状部 103 の管状の筐体 109 の先端に、エンドエフェクタ 110 を構成するエンドエフェクタ筐体 111 が取り付けられる。エンドエフェクタ筐体 111 は、管状の筐体 109 と略同径の円筒形状を有し、その y 軸方向に位置する側壁のみが、他の方向に位置する側壁よりも z 軸方向に延伸するように形成されている。当該 y 軸方向に位置する側壁に、後述する第 2 のギア 113 と、ブレード 119 の回転軸部 117 と、が軸支される。また、力センサ 107 は、エンドエフェクタ筐体 111 に取り付けられており、エンドエフェクタ筐体 111 の歪みに応じた力を検出する。

[0054] エンドエフェクタ 110 では、ケーブル 105 によって伝達されてきた駆動力が、歯車機構 116 によってブレード 119 に伝達される。歯車機構 116 は、第 1 のギア 112 と、第 2 のギア 113 と、第 3 のギア 114 と、第 4 のギア 115 と、からなる。

[0055] 具体的には、図 3 - 図 5 に示すように、管状の筐体 109 内において z 軸方向に延設されるケーブル 105 の先端が、第 1 のギア 112 に接続される。第 1 のギア 112 はウォームであり、その一端にケーブル 105 が接続され、他端が支持部材 120 によって軸支される。

[0056] 支持部材 120 は、略矩形形状の板面を有する板状部材がクランク状に形成されて構成される。エンドエフェクタ筐体 111 の、管状の筐体 109 と接続される開口部の一部領域には円筒形状の底面に当たる平面が設けられており、支持部材 120 のクランク形状の一端に当たる辺が、当該エンドエフェクタ筐体 111 の底面に当たる平面に固定される。そして、支持部材 120 のクランク形状の他端に当たる辺が、第 1 のギア 112 の、ケーブル 105 が接続されない側の端を覆うように延設され、当該第 1 のギア 112 を軸支する。

- [0057] 第1のギア112は、ケーブル105とその回転軸が同軸になるように（すなわち、その回転軸がz軸方向となるように）配設される。従って、駆動部101によってz軸方向に回転させるように（捻じるように）ケーブル105に対して駆動力が与えられると、第1のギア112はz軸まわりに回転する。
- [0058] 第1のギア112には、斜歯歯車である第2のギア113が歯合する。第2のギア113は上記のようにエンドエフェクタ筐体111のy軸方向に位置する側壁に軸支され、その回転軸がy軸方向と平行になるように配設される。第2のギア113によって、第1のギア112のz軸まわりの回転がy軸まわりの回転に変換される。つまり、第2のギア113がウォームホイールに対応するものであり、第1のギア112及び第2のギア113によってウォームギアが構成される。
- [0059] 第2のギア113には、同軸の回転軸を有する第3のギア114が固定的に接続される。すなわち、第3のギア114は、第2のギア113の回転に伴ってy軸まわりに回転する。
- [0060] 第3のギア114には、第4のギア115が歯合する。第4のギア115も、その回転軸がy軸方向と平行になるように配設されており、第3のギア114の回転に伴ってy軸まわりに回転する。
- [0061] ブレード119は、略長方形形状の板面を有する板状の部材であり、その長辺方向の一端に設けられる略円筒形状の回転軸部117と、その他の平板形状の部位である平板部118と、からなる。回転軸部117は上記のようにエンドエフェクタ筐体111のy軸方向に位置する側壁に軸支される。回転軸部117のエンドエフェクタ筐体111の側壁と対向する面の逆側の面には、回転軸部117と回転軸が同軸になるように第4のギア115が固定的に接続される。すなわち、回転軸部117は、第4のギア115の回転に伴ってy軸まわりに回転する。
- [0062] 1対のブレード119は、回転軸部117を中心にそれぞれが逆方向に回転したときに、その平板部118が互いに対向し得るように配設される。つ

まり、回転軸部 117 を中心に 1 対のブレード 119 のそれぞれが逆方向に回転することにより、互いに対向する平板部 118 が開閉するように動作し、当該対向面間で生体組織等を把持することができる。図 6 では、ブレード 119 によって物体 201 が把持される様子を図示している。

[0063] ここで、図 6 に示すように、ブレード 119 によって物体 201 が把持される場合には、物体 201 からブレード 119 に対して反力 f が作用することとなる。ブレード 119 に対して加えられた反力 f は、ブレード 119 及び歯車機構 116 を介してエンドエフェクタ筐体 111 に作用し、当該エンドエフェクタ筐体 111 に歪みを生じさせる。当該歪みに応じた力が力センサ 107 によって検出されることにより、反力 f 、すなわちブレード 119 に対して作用した力が検出され得る。なお、ここでは、一例として、把持している物体 201 によってブレード 119 に作用する力が検出される場合について説明したが、ブレード 119 が生体組織に単に衝突した（接触した）場合であっても、同様に、その衝突（接触）によってブレード 119 に作用した力が、力センサ 107 によって検出されることとなる。

[0064] 以上説明したように、本実施形態に係る鉗子 10 では、ケーブル 105 の軸まわりの回転が、歯車機構 116 によってブレード 119 に伝達されることにより、ブレード 119 の開閉動作が実現される。従って、図 2 を参照して説明したように、鉗子 10 において検出する優先度がより高い、 z 軸まわりのモーメント以外の力及びモーメントを精度良く検出することが実現される。

[0065] なお、当該構成において、ケーブル 105 は回転力を伝達可能であればよく、その材質は特に限定されないが、ケーブル 105 は、駆動力を効率的に伝達するために、十分な捻じり剛性を有する材質によって形成されることが好ましい。また、ケーブル 105 における弾性捻じれを軽減するために、歯車機構 116 は高減速比であるように構成されることが望ましい。

[0066] ここで、上述したように、鉗子 10 では、1 対のケーブル 105 によってそれぞれブレード 119 が動作されることにより、1 対のブレード 119 の

開閉動作が実現される。その際、ブレード 119 の開閉動作のためにケーブル 105 に与えられる軸まわりの回転は、互いに逆方向であることが好ましい。

[0067] 図 7 は、ケーブル 105 の回転方向（第 1 のギア 112 の回転方向）について説明するための図である。図 7 では、鉗子 10 を先端側から（z 軸の正方向から）見た様子を図示している。図 7 では、簡単のため、エンドエフェクタ筐体 111 の側壁、第 1 のギア 112 及び第 2 のギア 113 のみを図示している。また、第 1 のギア 112 の回転方向を模擬的に矢印で図示している。

[0068] 図 7 に示すように、2 本のケーブル 105 に対して互いに逆方向に回転が与えられた場合には、第 1 のギア 112 も互いに逆方向に回転する。第 1 のギア 112 の後段に配置される各ギアやブレード 119 も互いに逆方向に動作することになる。この場合には、2 本のケーブル 105 に対して与えられる回転方向の力の大きさが同一であれば、当該力がエンドエフェクタ筐体 111 に及ぼす力が相殺され、力センサ 107 の検出値に対して影響を与えないこととなる。つまり、2 本のケーブル 105 における回転方向の力が力センサ 107 に与える影響が相殺される。従って、当該構成によれば、z 軸方向のモーメントも精度良く検出することが可能となる。

[0069] 実際には、歯車機構 116 における各ギア間の摺動抵抗等の違いにより、2 本のケーブル 105 に対して同一の大きさの力が逆方向に与えられた場合であっても、当該力が力センサ 107 の検出値に及ぼす影響を完全に相殺することは難しい。従って、鉗子 10 を組み立てた後に、キャリブレーション作業が行われてもよい。当該キャリブレーション作業では、例えば、ブレード 119 を動作させた際に発生する z 軸まわりのモーメントを、ブレード 119 ごとに力センサ 107 によって検出し、その検出値の合計がゼロになるように、力センサ 107 の出力値を補正する作業が行われ得る。

[0070] 当該構成によれば、駆動力の力センサ 107 への干渉を抑制することができ、力センサ 107 として、その定格値が実際の接触力に近いものを

用いることができる。従って、力センサ１０７における接触力の感度や分解能を向上させることができる。よって、力フィードバックをより高精度に行うことができる。また、鉗子１０を支持するアーム部４２０の制御方式が力制御である場合には、当該力センサ１０７によって検出された接触力を用いてその制御を行うことにより、制御の精度を向上させることができる。

[0071] （３．本実施形態についてのまとめ）

以上説明したように、本実施形態では、力センサ１０７の検出精度を向上させるために、２つの思想が存在する。１つ目は、検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いてエンドエフェクタ１１０を動作させるための駆動力を伝達することにより、当該駆動力が検出の優先度が高い方向の力及びモーメントの検出値に与える影響を低減する、というものである。２つ目は、エンドエフェクタ１１０を動作させるための駆動力の伝達機構が複数存在する場合に、それらの伝達機構における駆動力の伝達が力センサの検出値に与える影響が互いに相殺されるように、それらの伝達機構を構成する、というものである。

[0072] 上述した実施形態は、これらの思想が組み合わせられたものであったが、本開示はかかる例に限定されず、これらの思想は、互いに組み合わせられて適用されてもよいし、いずれか一方のみが適用されてもよい。

[0073] いずれの思想に基づいて医療用器具（特にその駆動力の伝達機構）を設計するかは、当該医療用器具の種類や特性、用途等に応じて決定され得る。例えば、上述した鉗子１０のように、その使用態様から特定の自由度に係る力又はモーメントの検出の優先度が低い場合には、１つ目の思想が好適に採用され得る。

[0074] なお、上述した実施形態では、医療用器具が鉗子１０であったため、 z 軸まわりのモーメントに対応する、ケーブル１０５の軸まわりの回転によって駆動力が駆動部１０１からエンドエフェクタ１１０まで伝達されていたが、もちろん、医療用器具が異なり、検出の優先度が低い力又はモーメントの方向が異なる場合には、それに応じて具体的な伝達機構の構成も適宜変更され

得る。例えば、対象となる医療用器具がカテーテルである場合には、当該カテーテルに作用する z 軸まわりのモーメントも、術者に対して精度良くフィードバックされるべきであると考えられる。従って、この場合には、他のより検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、駆動力が当該カテーテルに伝達されるような伝達機構が構成され得る。例えば、医療用器具の用途等に応じて、 z 軸方向の力の検出の優先度が低い場合であれば、伝達機構を構成するケーブルにおける張力によって、駆動力が先端の可動部まで伝達されてよい。

[0075] 一方、その医療用器具の使用態様から、6自由度の全ての自由度に係る力及びモーメントの検出を高精度に行うことが求められる場合には、2つ目の思想が好適に採用され得る。この場合には、例えば上述した鉗子10の構成のように、駆動力を伝達する2系統の伝達機構が、同一の自由度に係る力又はモーメントを用いて駆動力を伝達するように、かつ、当該力又はモーメントの方向が互いに逆向きになるように、構成されればよい。

[0076] なお、上述した実施形態では、駆動力の伝達機構の数、すなわち、駆動力を伝達するためのケーブル105の本数は2本であったが、本開示はかかる例に限定されない。伝達機構の数（ケーブル105の本数）も、採用される思想に応じて適宜決定され得る。

[0077] 例えば、第1の思想では、伝達機構の数は特に制限されず、第1の思想に基づく構成は、任意の数の伝達機構によって実現され得る。一方、第2の思想では、その原理上、第2の思想に基づく構成を実現し得る伝達機構の数が制限され得る。例えば、伝達機構の数が1つである場合には、相殺する相手方が存在しないこととなるため、第2の思想に基づく構成を実現することができない。また、伝達機構の数が奇数である場合にも、その駆動力の影響が相殺するようにこれらの伝達機構を構成することは、事実上困難であると考えられる。従って、第2の思想に基づく構成は、好適に、伝達機構の数が偶数となるように構成され得る。この場合には、これらの伝達機構を、同一の自由度に係る力又はモーメントを用いて駆動力を伝達するように、かつ、こ

れらのうちの半数の力又はモーメントの方向がもう半数の力又はモーメントの方向と逆向きになるように、構成することにより、第2の思想に基づく構成が実現され得る。

[0078] ここで、上記の実施形態では医療用器具が鉗子10である場合について説明したが、本開示はかかる実施形態に限定されない。本開示の対象となる医療用器具は、先端側に少なくとも1つの可動部を有し、ケーブル等によって基端から駆動力を伝達することによって当該可動部の動作が実現される医療用器具であればよく、その種類は限定されない。

[0079] また、上記の実施形態では医療用器具（鉗子10）が支持アーム装置400によって支持される場合について説明したが、本開示に係る医療用器具は、術者が直接手で持って操作する医療用器具であってもよい。術者が直接操作する医療用器具では、当該医療用器具の基端側に、術者が当該医療用器具を操作するためのグリッパ等の操作部が設けられており、術者は、当該操作部を直接手で操作することにより、当該医療用器具の動きを制御することができる。この場合には、当該操作部に、力センサによって検出された力を術者に対して提示する機構が設けられることにより、接触力のフィードバックが実現され得る。

[0080] （4．変形例）

以上説明した実施形態における変形例について説明する。

[0081] （4－1．鉗子が屈曲部を有する場合）

鉗子10のようないわゆるロボット鉗子においては、その管状部103の中途に関節部（屈曲部）が設けられ、当該屈曲部における屈曲角度も制御可能なものが存在する。鉗子10が屈曲部を有する場合であっても、ケーブル105としてフレキシブルなケーブルを用いることにより、上述した実施形態と同様の構成によって検出精度のより高い鉗子10を実現することが可能である。

[0082] 図8を参照して、本実施形態の一変形例として、屈曲部を有する鉗子の構成について説明する。図8は、屈曲部を有する鉗子の一構成例を示す図であ

る。図8では、図2と同様に、本変形例に係る鉗子の構成のうち、駆動機構の概要について説明するために必要な構成のみを図示している。

[0083] 図2を参照すると、本変形例に係る鉗子10aでは、駆動部101とエンドエフェクタ110との間がケーブル105aによって接続されている。そして、当該ケーブル105aを介して、駆動部101からエンドエフェクタ110に対して駆動力が伝達される。

[0084] ここで、本変形例に係る鉗子10aにおいて、駆動部101、力センサ107及びエンドエフェクタ110の構成は上述した実施形態と同様である。従って、駆動部101によってケーブル105aに対して、当該ケーブル105aを軸まわりに回転させる方向に力が加えられ、当該回転が図3－図5に示す歯車機構116によってブレード119に伝達されることにより、ブレード119が開閉する。また、エンドエフェクタ110の基端に設けられる力センサ107によって、当該エンドエフェクタ110に作用する力が検出される。

[0085] ただし、鉗子10aでは、駆動部101からエンドエフェクタ110に至るまでの間に、屈曲部130が存在する。なお、図示する例では、鉗子10aが1つの屈曲部130を有しているが、屈曲部130は、駆動部101とエンドエフェクタ110との間に複数設けられていてもよい。

[0086] そこで、本変形例では、ケーブル105aとして、屈曲した場合であっても軸まわりの回転を伝達可能なフレキシブルなケーブルが用いられる。このようなケーブル105aが用いられることにより、屈曲部130が存在する場合であっても、ケーブル105aにおける軸まわりの回転がエンドエフェクタ110まで伝達されることとなり、エンドエフェクタ110における開閉動作を行うことができる。

[0087] 本変形例のように鉗子10aが屈曲部130を有する場合であっても、駆動力をケーブル105aの軸まわりの回転として伝達することにより、上述した実施形態と同様の効果を得ることができる。すなわち、力センサ107における検出の優先度のより低いz軸まわりのモーメントによって駆動力が

伝達されるため、優先度のより高い他の方向の力及びモーメントについて、精度良く検出することが可能となる。

[0088] (4-2. ケーブルについての変形例)

上述した実施形態におけるケーブル105の代わりに、他の部材が用いられてもよい。ケーブル105の代わりに、複数のリンクがユニバーサルジョイントによって連続的に接続された構成が用いられてもよい。当該構成であっても、同様に、当該構成に対して、その延伸方向まわりに回転させるような（すなわち捻じるような）力を与えることによって、駆動部101からエンドエフェクタ110まで駆動力を伝達することにより、同様の効果を得ることができる。

[0089] また、当該構成では、そのジョイント部において、自由にリンク間の接続角度を変更することが可能であるため、当該構成は、上述した変形例におけるフレキシブルなケーブル105aの代わりとして用いることもできる。つまり、ケーブル105aの代わりに、複数のリンクがユニバーサルジョイントによって連続的に接続された構成が用いられることにより、屈曲部130を有する鉗子10aが実現されてもよい。

[0090] (5. 補足)

以上、添付図面を参照しながら本開示の好適な実施形態について詳細に説明したが、本開示の技術的範囲はかかる例に限定されない。本開示の技術分野における通常の知識を有する者であれば、特許請求の範囲に記載された技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、これらについても、当然に本開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[0091] また、本明細書に記載された効果は、あくまで説明的又は例示的なものであって限定的なものではない。つまり、本開示に係る技術は、上記の効果とともに、又は上記の効果に代えて、本明細書の記載から当業者には明らかな他の効果を奏し得る。

[0092] 例えば、上記実施形態では、本開示に係る構成（すなわち、第1及び／又

は第2の思想に基づく構成)が適用され得る対象が医療用器具である場合について説明したが、本開示はかかる例に限定されない。本開示に係る構成は、先端側に少なくとも1つの可動部を有し、ケーブル等によって基端から駆動力を伝達することによって当該可動部の動作が実現される器具であって、当該可動部に作用する力を検出するための力センサを備える器具であれば、医療用途に限定されず、あらゆる器具に適用することが可能である。このような器具に本開示に係る構成を適用することにより、可動部に作用する力を高精度に検出することが可能になる。

[0093] なお、以下のような構成も本開示の技術的範囲に属する。

(1) 患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも1つの可動部と、前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、を備え、前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、医療用器具。

(2) 前記可動部を複数備え、前記駆動部から前記可動部のそれぞれへの駆動力の伝達機構が、前記可動部ごとに設けられ、複数の前記伝達機構を介して前記駆動部から前記可動部のそれぞれに駆動力が伝達される際に、当該駆動力が前記力センサの検出値に及ぼす影響が相殺される、前記(1)に記載の医療用器具。

(3) 前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達は、前記駆動部によって、前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに軸まわりの回転が与えられることによって伝達される、前記(1)又は(2)に記載の医療用器具。

(4) 前記可動部は、患者の生体組織又は医療デバイスを把持するエンドエフェクタである、前記(1)～(3)のいずれか1項に記載の医療用器具。

(5) 前記可動部は、互いに対向し合うように配置された2つの板状部材のそれぞれを動作させることにより、当該対向面間で患者の生体組織又は医療

デバイスを把持するエンドエフェクタであり、前記板状部材のそれぞれに対して、前記駆動部から前記板状部材への駆動力の伝達機構が設けられる、前記（１）～（４）のいずれか１項に記載の医療用器具。

（６）前記駆動部から２つの前記板状部材への駆動力の伝達は、前記駆動部によって、前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに軸まわりの回転が与えられることによって伝達され、２本の前記ケーブルの回転方向は互いに逆方向である、前記（５）に記載の医療用器具。

（７）前記医療用器具は、管状の筐体を有する鉗子であり、前記管状の筐体の基端に前記駆動部が設けられ、前記管状の筐体の先端に設けられる前記可動部は、患者の生体組織又は医療デバイスを把持するエンドエフェクタであり、前記管状の筐体の内部において前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに前記駆動部によって軸まわりの回転が与えられることによって、前記駆動部から前記可動部に駆動力が伝達される、前記（１）～（６）のいずれか１項に記載の医療用器具。

（８）前記前記駆動部と前記エンドエフェクタとの間に屈曲部が設けられ、前記ケーブルは、屈曲された場合であっても軸まわりに回転可能なフレキシブルな材質によって形成される、前記（７）に記載の医療用器具。

（９）前記駆動部と前記管状の筐体とは、脱着可能に構成される、前記（７）又は（８）に記載の医療用器具。

（１０）先端に医療用器具が取り付けられるアーム部、を備え、前記医療用器具は、患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも１つの可動部と、前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、を有し、前記医療用器具においては、前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、医療用支持アーム装置。

（１１）前記力センサの検出値に基づいて、前記可動部に作用する力が前記可動部を操作する術者に対してフィードバックされる、前記（１０）に記載

の医療用支持アーム装置。

符号の説明

[0094]	1 0、1 0 a	鉗子（医療用器具）
	1 0 1	駆動部
	1 0 3	管状部
	1 0 5、1 0 5 a	ケーブル
	1 0 7	力センサ
	1 0 9	管状の筐体
	1 1 0	エンドエフェクタ
	1 1 1	エンドエフェクタ筐体
	1 1 2	第1のギア
	1 1 3	第2のギア
	1 1 4	第3のギア
	1 1 5	第4のギア
	1 1 6	歯車機構
	1 1 7	回転軸部
	1 1 8	平板部
	1 1 9	ブレード
	1 2 0	支持部材
	4 0 0	支持アーム装置
	4 1 0	ベース部
	4 2 0	アーム部
	4 2 1 a～4 2 1 f	関節部
	4 2 2 a～4 2 2 d	リンク
	4 4 0	制御装置

請求の範囲

- [請求項1] 患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも1つの可動部と、
前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、
前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、
を備え、
前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、
医療用器具。
- [請求項2] 前記可動部を複数備え、
前記駆動部から前記可動部のそれぞれへの駆動力の伝達機構が、前記可動部ごとに設けられ、
複数の前記伝達機構を介して前記駆動部から前記可動部のそれぞれに駆動力が伝達される際に、当該駆動力が前記力センサの検出値に及ぼす影響が相殺される、
請求項1に記載の医療用器具。
- [請求項3] 前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達は、前記駆動部によって、前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに軸まわりの回転が与えられることによって伝達される、
請求項1に記載の医療用器具。
- [請求項4] 前記可動部は、患者の生体組織又は医療デバイスを把持するエンドエフェクタである、
請求項1に記載の医療用器具。
- [請求項5] 前記可動部は、互いに対向し合うように配置された2つの板状部材のそれぞれを動作させることにより、当該対向面間で患者の生体組織又は医療デバイスを把持するエンドエフェクタであり、

前記板状部材のそれぞれに対して、前記駆動部から前記板状部材への駆動力の伝達機構が設けられる、

請求項 2 に記載の医療用器具。

[請求項6] 前記駆動部から 2 つの前記板状部材への駆動力の伝達は、前記駆動部によって、前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに軸まわりの回転が与えられることによって伝達され、

2 本の前記ケーブルの回転方向は互いに逆方向である、

請求項 5 に記載の医療用器具。

[請求項7] 前記医療用器具は、管状の筐体を有する鉗子であり、

前記管状の筐体の基端に前記駆動部が設けられ、

前記管状の筐体の先端に設けられる前記可動部は、患者の生体組織又は医療デバイスを把持するエンドエフェクタであり、

前記管状の筐体の内部において前記駆動部と前記可動部との間に延設されるケーブルに前記駆動部によって軸まわりの回転が与えられることによって、前記駆動部から前記可動部に駆動力が伝達される、

請求項 1 に記載の医療用器具。

[請求項8] 前記前記駆動部と前記エンドエフェクタとの間に屈曲部が設けられ、

前記ケーブルは、屈曲された場合であっても軸まわりに回転可能なフレキシブルな材質によって形成される、

請求項 7 に記載の医療用器具。

[請求項9] 前記駆動部と前記管状の筐体とは、脱着可能に構成される、

請求項 7 に記載の医療用器具。

[請求項10] 先端に医療用器具が取り付けられるアーム部、

を備え、

前記医療用器具は、

患者の生体組織に対して所定の処理をするための少なくとも 1 つの可動部と、

前記可動部よりも基端側に設けられ、前記可動部を動作させる駆動部と、

前記駆動部と前記可動部との間に設けられ、前記可動部における接触力を検出する力センサと、

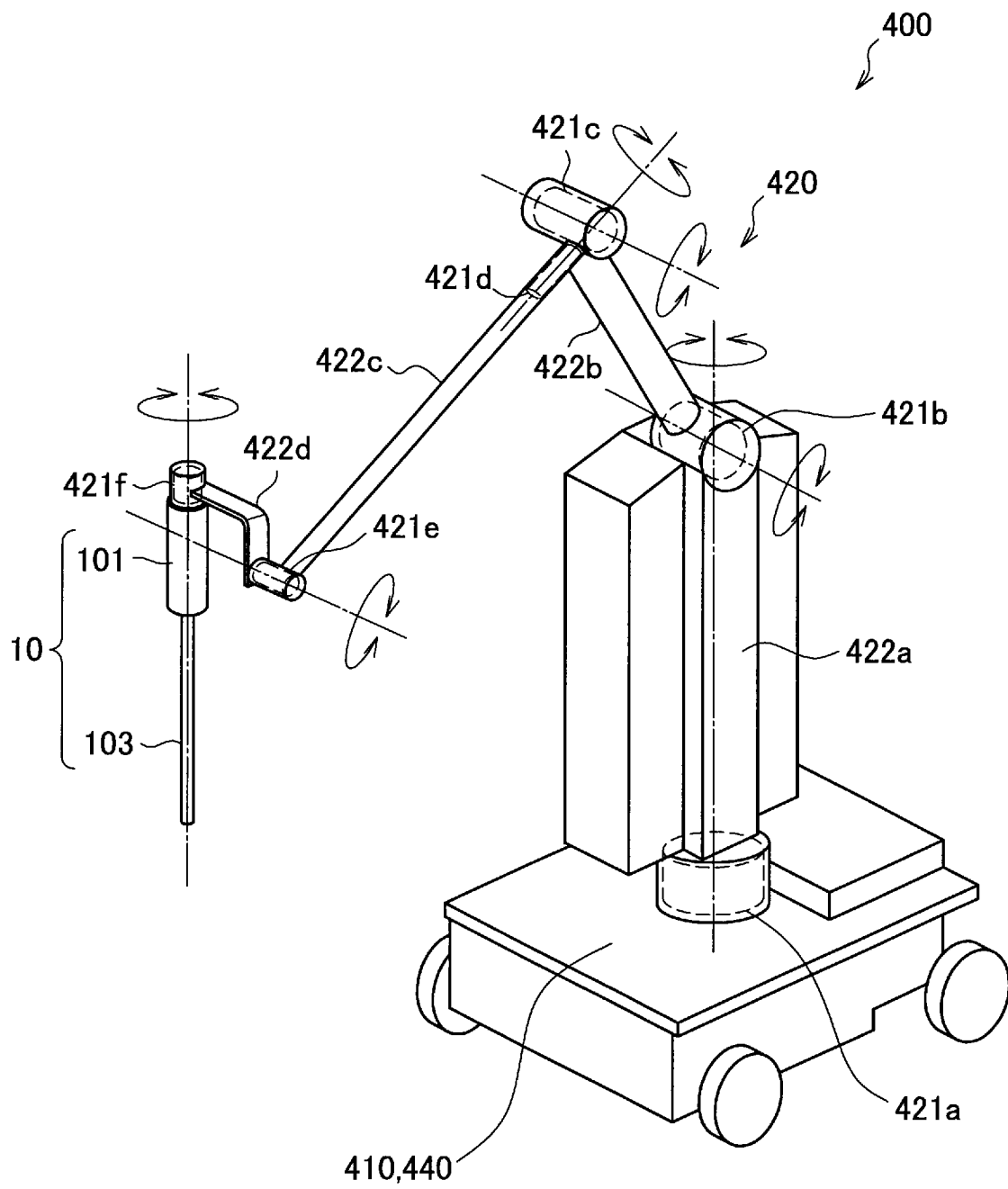
を有し、

前記医療用器具においては、前記力センサにおける検出の優先度が低い方向の力又はモーメントを用いて、前記駆動部から前記可動部への駆動力の伝達が行われる、

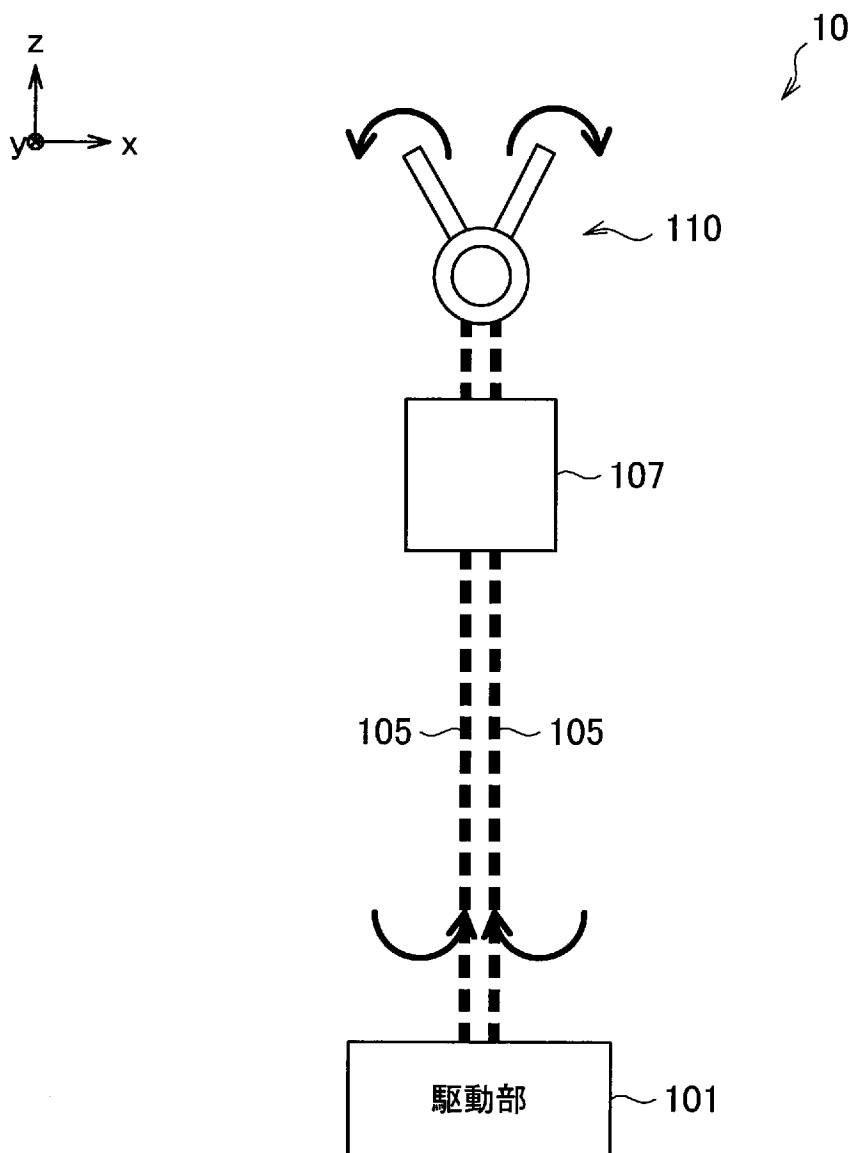
医療用支持アーム装置。

[請求項11] 前記力センサの検出値に基づいて、前記可動部に作用する力が前記可動部を操作する術者に対してフィードバックされる、
請求項10に記載の医療用支持アーム装置。

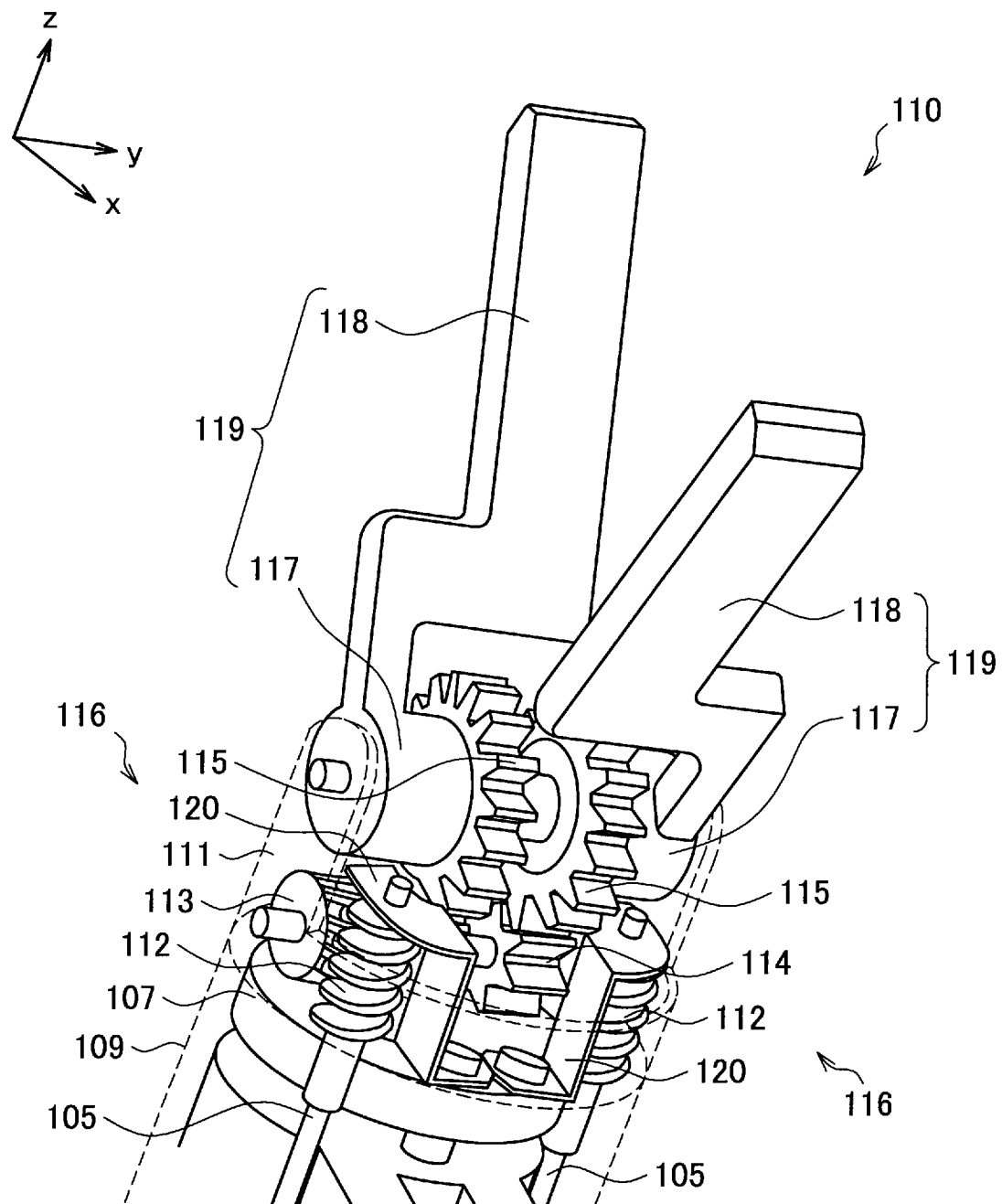
[図1]



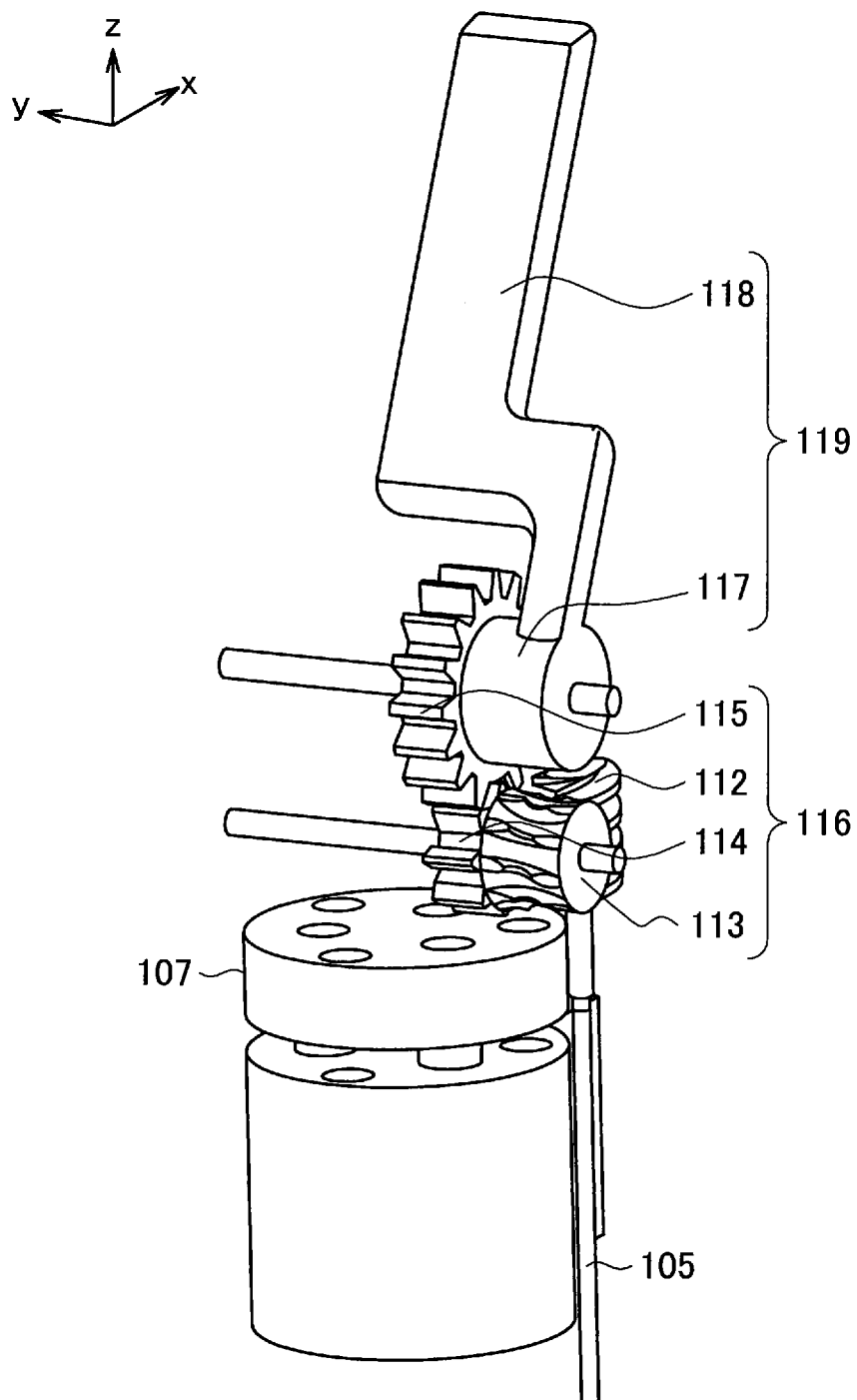
[図2]



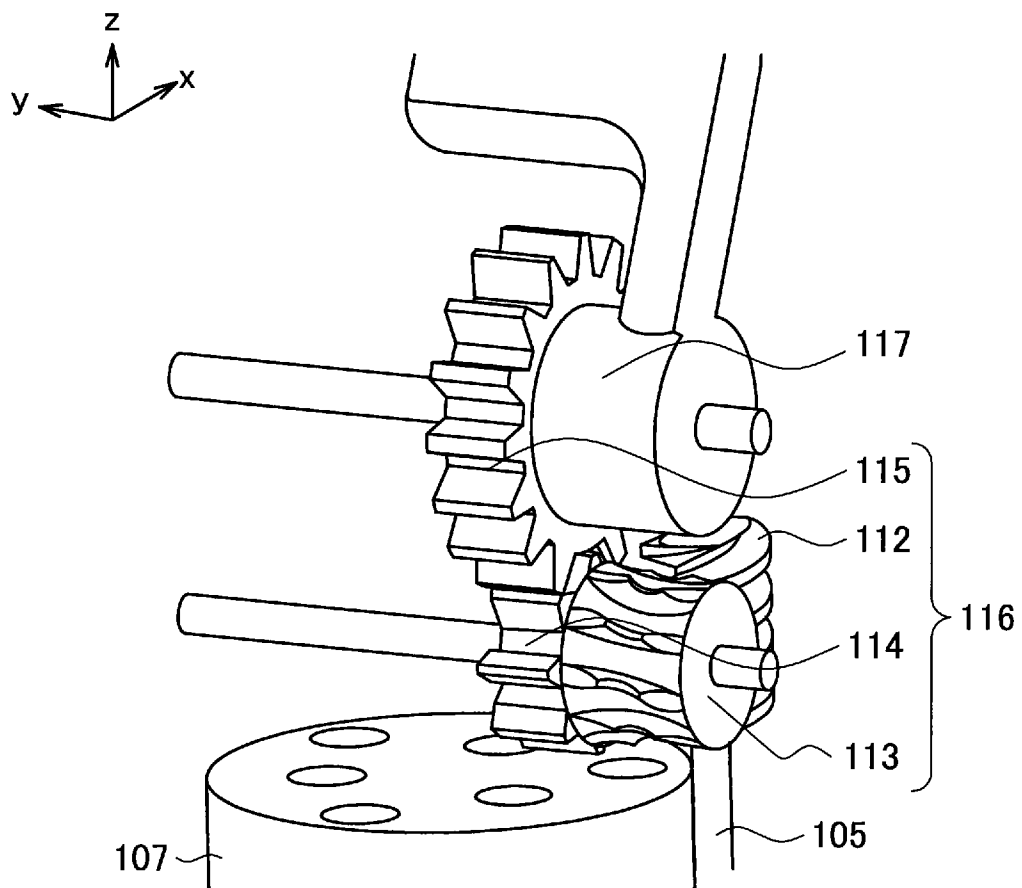
[図3]



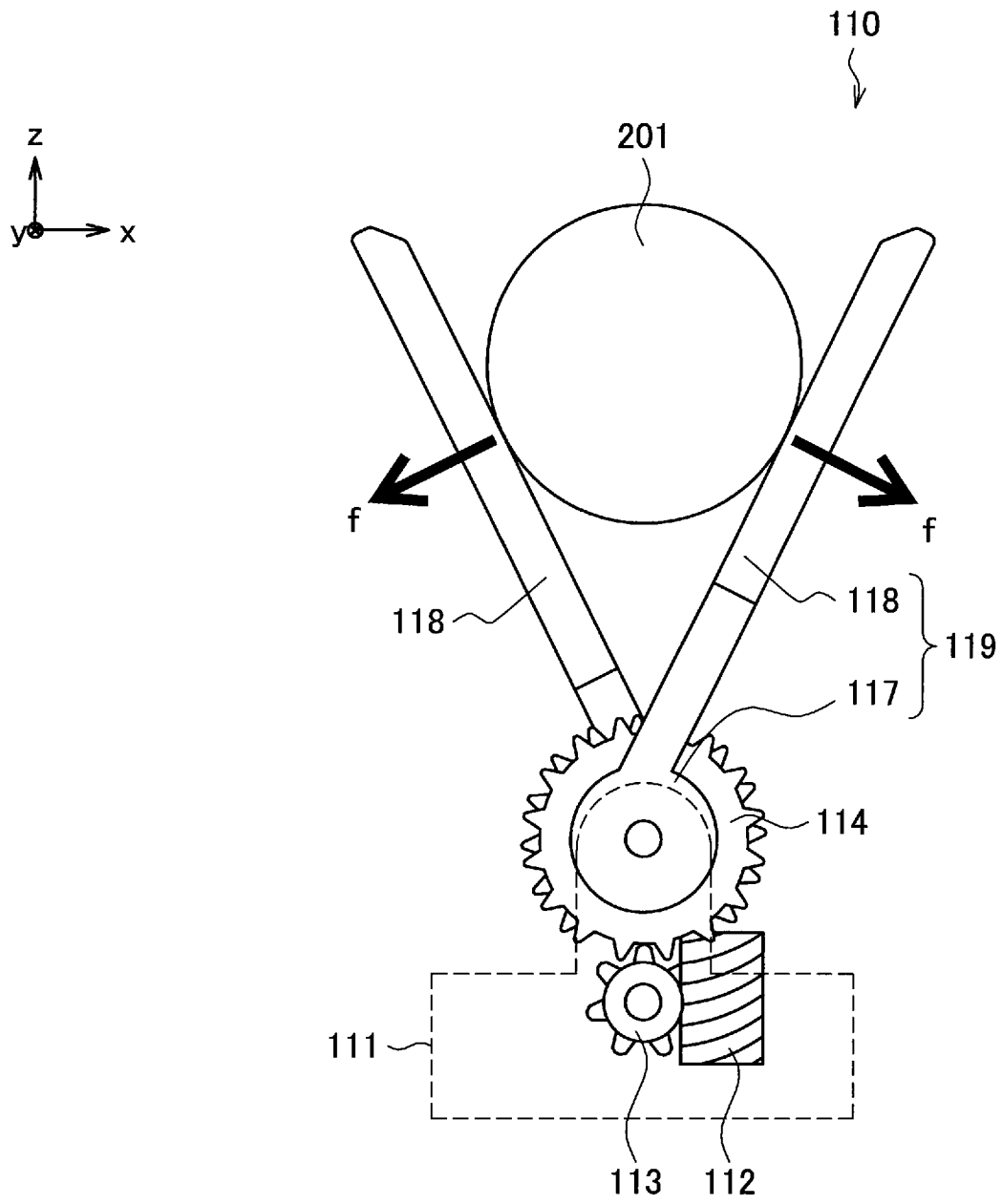
[図4]



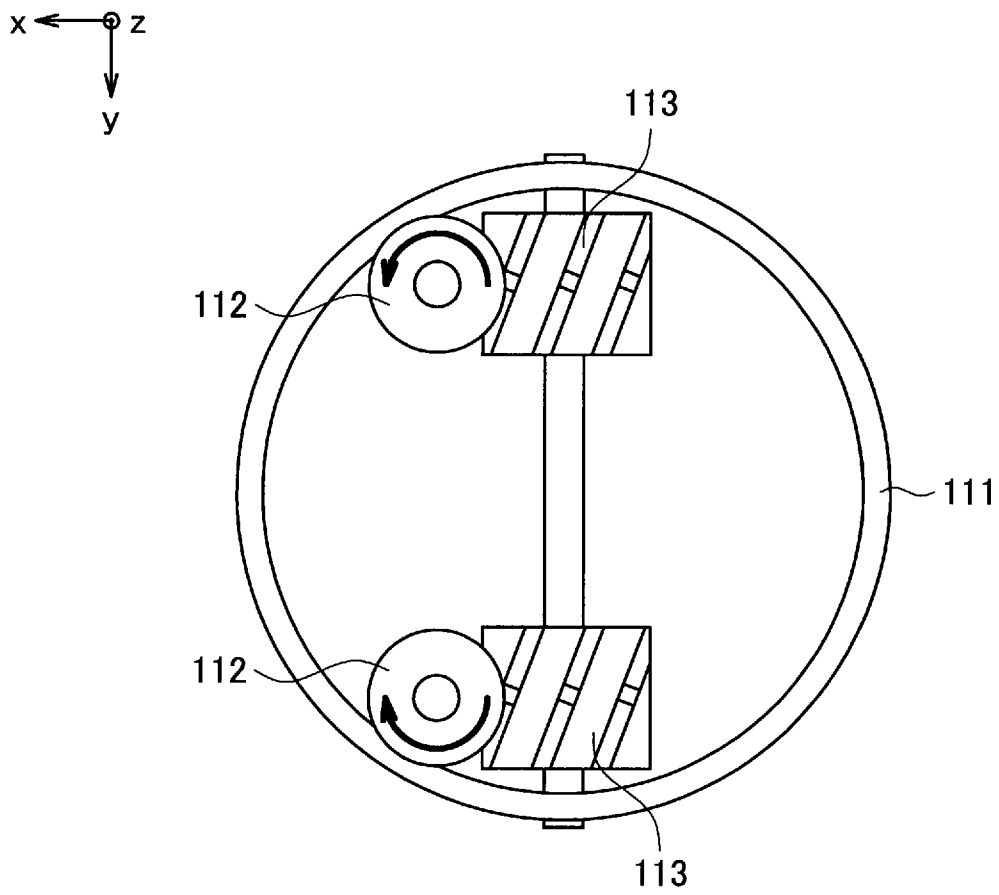
[図5]



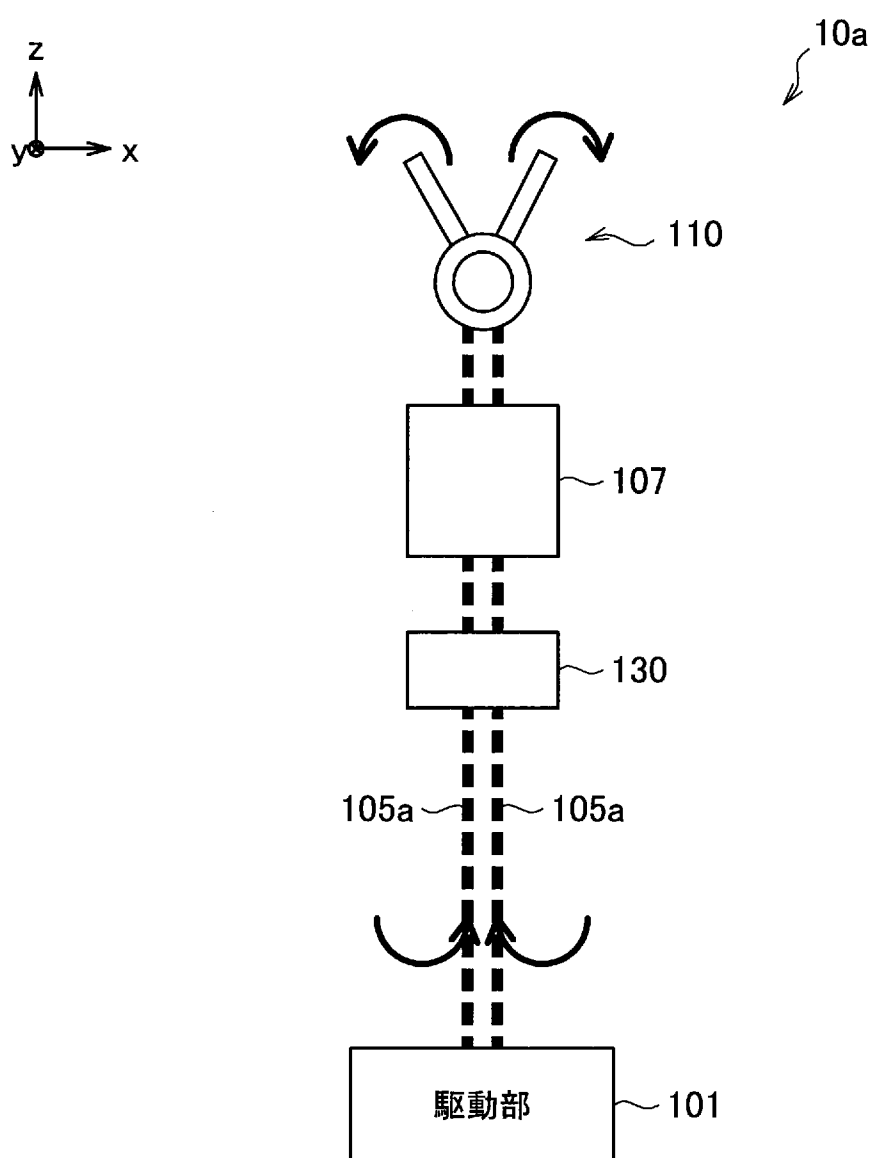
[図6]



[図7]



[図8]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/066000

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B34/30(2016.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B34/00-34/37, A61B90/00, B25J1/00-21/02

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A A	US 2013/0110289 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.), 02 May 2013 (02.05.2013), paragraphs [0003], [0006], [0044] to [0051]; fig. 1 to 3 & US 9174345 B2 & KR 10-2013-0048002 A US 2013/0116707 A1 (DEUTSCHES ZENTRUM FUER LUFT-UND RAUMFAHRT E.V.), 09 May 2013 (09.05.2013), paragraphs [0032] to [0047]; fig. 1 to 2 & US 9226795 B2 & CA 2837372 A1 & DE 102010026305 A1 & DE 112011102273 A5 & EP 2590587 A1 & EP 2590587 B1 & WO 2012/004109 A1	1-2, 4-5, 10-11 3, 6-9 1-11

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
09 August 2016 (09.08.16)

Date of mailing of the international search report
30 August 2016 (30.08.16)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/066000

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2009/157190 A1 (Panasonic Corp.), 30 December 2009 (30.12.2009), paragraphs [0021] to [0040]; fig. 1A to 4B & CN 101945739 A & CN 101945739 B & JP 4469925 B2 & US 2010/0207412 A1 paragraphs [0055] to [0074]; fig. 1A to 4B & US 8157305 B2	1-11

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B34/30(2016.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B34/00-34/37, A61B90/00, B25J1/00-21/02

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	US 2013/0110289 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 2013.05.02, 段落[0003], [0006], [0044]-[0051], 図1-3	1-2, 4-5, 10-11
A	& US 9174345 B2 & KR 10-2013-0048002 A	3, 6-9

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

09.08.2016

国際調査報告の発送日

30.08.2016

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

木村 立人

31

3616

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	US 2013/0116707 A1 (DEUTSCHES ZENTRUM FUER LUFT-UND RAUMFAHRT E.V.) 2013.05.09, 段落[0032]–[0047], 図1–2 & US 9226795 B2 & CA 2837372 A1 & DE 102010026305 A1 & DE 112011102273 A5 & EP 2590587 A1 & EP 2590587 B1 & WO 2012/004109 A1	1-11
A	WO 2009/157190 A1 (パナソニック株式会社) 2009.12.30, 段落[0021]–[0040], 図1A–4B & CN 101945739 A & CN 101945739 B & JP 4469925 B2 & US 2010/0207412 A1, 段落[0055]–[0074], 図1A–4B & US 8157305 B2	1-11