

(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2013-192623
(P2013-192623A)

(43) 公開日 平成25年9月30日(2013.9.30)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 2 0 B 4 C 1 6 1

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2012-60468 (P2012-60468)
(22) 出願日 平成24年3月16日 (2012.3.16)

(71) 出願人 506087705
学校法人産業医科大学
福岡県北九州市八幡西区医生ヶ丘1番1号
(71) 出願人 504174135
国立大学法人九州工業大学
福岡県北九州市戸畑区仙水町1番1号
(74) 代理人 100099508
弁理士 加藤 久
(74) 代理人 100093285
弁理士 久保山 隆
(72) 発明者 久米 恵一郎
福岡県北九州市八幡西区医生ヶ丘1番1号
学校法人産業医科大学内

最終頁に続く

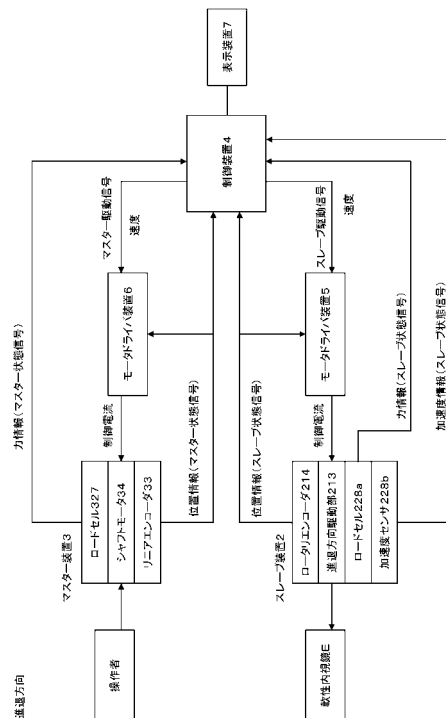
(54) 【発明の名称】 内視鏡操作システム

(57) 【要約】

【課題】より実際の感触に近い操作感覚が得られることにより、精度の高い操作性を図ることができる内視鏡操作システムを提供する。

【解決手段】内視鏡操作システムは、軟性内視鏡の動作を指示するためのマスター装置3と、マスター装置3からの指示により軟性内視鏡Eを動作させるスレーブ装置2と、マスター装置3およびスレーブ装置2を制御する制御装置4とを備えている。制御装置4は、マスター装置3からのマスター状態信号と、スレーブ装置2からのスレーブ状態信号とに基づいた双方向力覚フィードバックにより、マスター装置3およびスレーブ装置2への駆動信号を生成することで、マスター装置3に加えられた操作力をスレーブ装置3へ出力し、スレーブ装置2に発生した力をマスター装置3に出力する。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

軟性内視鏡の動作を指示するためのマスター装置と、前記マスター装置からの指示により軟性内視鏡を動作させるスレーブ装置と、前記マスター装置および前記スレーブ装置を制御する制御装置とを備え、

前記マスター装置は、前記軟性内視鏡の動作指示する操作手段と、前記操作手段の動作状態を検出して、マスター状態信号を出力するマスター検出手段と、駆動信号により前記操作手段への操作力に対する反力を駆動するマスター駆動手段とを備え、

前記スレーブ装置は、前記軟性内視鏡を保持する支持手段と、駆動信号により前記軟性内視鏡を駆動するスレーブ駆動手段と、前記軟性内視鏡の動作状態を検出して、スレーブ状態信号を出力するスレーブ検出手段とを備え、

前記制御装置は、前記マスター装置からのマスター状態信号と、前記スレーブ装置からのスレーブ状態信号とに基づいた双方向力覚フィードバックにより、前記マスター装置および前記スレーブ装置への駆動信号を生成することで、前記マスター装置に加えられた操作力を前記スレーブ装置へ出力し、前記スレーブ装置に発生した力を前記マスター装置へ出力することを特徴とする内視鏡操作システム。

【請求項 2】

前記制御装置は、

前記マスター検出手段からの位置情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの位置情報を示すスレーブ状態信号との差分に基づいて現在速度に対する補正值である速度指令補正值を演算する共に、前記マスター検出手段からの力情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号とに基づいて、仮想ばね、仮想ダンパおよび仮想質量を組み合わせた力学モデルにより、新たな指示速度を生成して、前記マスター装置および前記スレーブ装置への駆動信号を生成することで双方向力覚フィードバックにおけるバイラテラル制御を行う請求項 1 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 3】

前記制御装置は、

前記マスター検出手段からの位置情報を示すマスター状態信号に基づいて、新たな指示速度となる前記スレーブ装置への駆動信号を生成すると共に、前記マスター検出手段からの力情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号との差分に基づいて新たな指示速度となる前記マスター装置への駆動信号を生成する請求項 1 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 4】

前記スレーブ装置は、

前記支持手段として設けられた、前記軟性内視鏡を進退方向へスライドさせるためのスレーブレール部、前記スレーブレール部をスライドするスレーブ台座部、および前記軟性内視鏡を保持した状態で軸回転する前記スレーブ台座部に設けられた保持部と、

前記スレーブ駆動手段として設けられた、前記スレーブ台座部を進退方向へスライドさせるスレーブ進退方向駆動部および前記軟性内視鏡を軸回転させるスレーブ軸回転駆動部と、

前記スレーブ検出手段として設けられた、前記スレーブ台座部に掛かる力に基づいた情報を第 1 力情報として検出する第 1 力検出部および前記保持部に掛かる力に基づいた情報を第 2 検出力として検出する第 2 力検出部とを備え、

前記制御装置は、前記第 1 力検出部からの第 1 検出力から、前記第 2 力検出部からの第 2 検出力を差し引いた値を、前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号とする請求項 2 または 3 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 5】

前記マスター装置は、

前記操作手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向を指示するためのマスターレール部、前記マスターレールをスライドさせることで前記軟性内視鏡の進退方向の操作

10

20

30

40

50

となるマスター台座部、および前記軟性内視鏡の軸回転を指示するための前記台座部に設けられた指示部と、

前記マスター駆動手段として設けられた、前記マスター台座部のスライド力に対する反力を駆動するマスター進退方向駆動部、および前記指示部の軸回転に対する反力を駆動するマスター軸回転駆動部とを備え、

前記マスター検出手段として設けられた、前記マスター台座部の進退方向の動作状態を検出するマスター進退方向検出部、および前記指示部の軸回転方向の動作状態を検出するマスター軸回転検出部とを備えたものである請求項 1 または 2 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 6】

10

前記マスター装置は、

前記操作手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向および前記軟性内視鏡の軸回転を指示するための操作棒と、前記マスター検出手段として設けられた、前記操作棒の傾斜角度および傾斜方向を動作状態として検出する操作検出部と有するジョイスティックと、

前記マスター駆動手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向および前記操作棒による進退方向および軸回転への操作力に対する反力を駆動する操作棒駆動部と、

を備えた操作盤としたものである請求項 1 または 3 記載の内視鏡操作システム。

【請求項 7】

前記制御装置は、前記スレーブ装置からのスレーブ状態信号および / またはマスター装置からのマスター状態信号の状態を表示装置に表示させる機能を備えた請求項 1 から 6 のいずれかの項に記載の内視鏡操作システム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、軟性内視鏡を操作・制御することができる内視鏡操作システムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

軟性内視鏡は、大腸や食道、胃、十二指腸などの消化管のポリープ・潰瘍などの検査や、内視鏡的粘膜下層剥離術（ESD）に代表される手術に使用される重要な医療機器である。軟性内視鏡による検査を行う操作者は、異常を見逃さないように相当な集中力を要する。また、手術においては、集中力だけでなく、手術時間が長時間に及ぶため体力も必要である。

30

集中力や体力が必要な検査や手術を行う操作者の負担を軽減する内視鏡操作システムが知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。

【0003】

特許文献 1 に記載の内視鏡遠隔操作システムは、被術者の消化管に挿入される消化管内視鏡を保持し、消化管内視鏡の各部を駆動する本体部と、本体部へ操作の指示をする操作制御部とを備えたものである。軟性内視鏡を遠隔操作すれば、座位の姿勢でも検査や手術を行うことができる。

40

【0004】

一方、軟性内視鏡による検査、特に大腸の内視鏡検査は、程度の差はあるが腹満感や疼痛等の苦痛を伴う。中には、お産より痛く苦しかったとの感想を述べる女性もいるし、怒りを訴えられることもある。このような疼痛の原因の第一は、大腸を腹腔内で支える役割をしている腸間膜が、軟性内視鏡の挿入により過伸展させられることにより起こる。従って、内視鏡検査医は、この過伸展をなるべく起こさぬように軟性内視鏡を挿入する技術が必要である。

【0005】

そこで、軟性内視鏡を遠隔操作する際の挿入性や操作性を向上させるために、軟性内視

50

鏡の挿入部が進行し難くなったことを操作側へ通知する内視鏡操作装置が開発されている（例えば、特許文献2参照。）。

特許文献2には、内視鏡の湾曲部を上下左右に湾曲させる2対の4本のワイヤを牽引・弛緩するためのサーボモータを制御する受動コントロールが、サーボモータからの位置信号（エンコーダ信号）、およびポテンショメータからの位置信号を基に、挿入操作に伴う外界の力が印加されたことを判断すると、その操作力量に対応した反力を発生するように、湾曲駆動手段、あるいは内視鏡挿入部の進退を駆動する駆動手段を受動的に制御する医療用制御装置が記載されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2010-279688号公報

【特許文献2】特開2005-137701号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

軟性内視鏡の挿入操作は、左手によるスコープの回旋と右手による挿入動作の「内臓感覚」を頼りに行なっている。一方、挿入操作による過伸展やその他の原因による患者の苦痛は、必ずしも強い力による無理な挿入によって起こるわけではない。軟体で一定の物理特性を有していない大腸への挿入は、挿入による力・挿入速度・加速度に比例して苦痛が生ずるわけではない。小さな力・挿入速度・加速度でも、例えばそれが腸間膜を伸展させる方向に働けば強い疼痛となるし、そうでない方向に働けば、大きな力・挿入速度・加速度でも、ほとんど疼痛を感じないこともある。検査時間の短縮のために、苦痛を感じない場面では、臓器側からの強い反力を感じながらも挿入操作に大きな力・挿入速度・加速度を用いる場面もある。

【0008】

従って、内視鏡検査医の感覚に臓器側からの力覚・反力（力・挿入速度・加速度）が正確にフィードバックされるだけでなく、臓器側にも挿入操作による力・挿入速度・加速度が等質・等量で同時に伝達され出力されていなければならない。現在、通常行っているように用手的な内視鏡挿入操作をしている場合、内視鏡医はこの伝達を無意識に前提としている。

【0009】

しかし、このような内視鏡検査医の実情があるにも関わらず、特許文献2に記載の医療用制御装置では、臓器側からの反力に基づいた一方向の力覚フィードバックであり、この内視鏡検査医の無意識の前提を担保していない。

【0010】

そこで本発明は、より実際の感触に近い操作感覚が得られることにより、精度の高い操作性を図ることができる内視鏡操作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】

【0011】

本発明の内視鏡操作システムは、軟性内視鏡の動作を指示するためのマスター装置と、前記マスター装置からの指示により軟性内視鏡を動作させるスレーブ装置と、前記マスター装置および前記スレーブ装置を制御する制御装置とを備え、前記マスター装置は、前記軟性内視鏡の動作指示する操作手段と、前記操作手段の動作状態を検出して、マスター状態信号を出力するマスター検出手段と、駆動信号により前記操作手段への操作力に対する反力を駆動するマスター駆動手段とを備え、前記スレーブ装置は、前記軟性内視鏡を保持する支持手段と、駆動信号により前記軟性内視鏡を駆動するスレーブ駆動手段と、前記軟性内視鏡の動作状態を検出して、スレーブ状態信号を出力するスレーブ検出手段とを備え、前記制御装置は、前記マスター装置からのマスター状態信号と、前記スレーブ装置からのスレーブ状態信号とに基づいた双方向力覚フィードバックにより、前記マスター装置お

10

20

30

40

50

よび前記スレーブ装置への駆動信号を生成することで、前記マスター装置に加えられた操作力を前記スレーブ装置へ出力し、前記スレーブ装置に発生した力を前記マスター装置へ出力することを特徴とする。

【0012】

本発明によれば、制御装置が、マスター装置とスレーブ装置の双方からの動作状態を加味して制御するので、単にスレーブ装置の動作状態をマスター装置へ反映させて、操作力に対する反力を発生させるだけでなく、マスター装置を操作することによるマスター装置の動作状態がスレーブ装置へ反映される共に、スレーブ装置に発生した動作状態がマスター装置へ反映される。従って、双方向力覚フィードバックにより、操作者が軟性内視鏡を無意識に操作する際の力覚が、マスター装置の操作でも再現できる。

10

【0013】

前記制御装置が、前記マスター検出手段からの位置情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの位置情報を示すスレーブ状態信号との差分に基づいて現在速度に対する補正值である速度指令補正值を演算する共に、前記マスター検出手段からの力情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号とに基づいて、仮想ばね、仮想ダンパおよび仮想質量を組み合わせた力学モデルにより、新たな指示速度を生成して、前記マスター装置および前記スレーブ装置への駆動信号を生成することで、バイラテラル制御による双方向力覚フィードバックが可能となる。

【0014】

前記制御装置を、前記マスター検出手段からの位置情報を示すマスター状態信号に基づいて、新たな指示速度となる前記スレーブ装置への駆動信号を生成すると共に、前記マスター検出手段からの力情報を示すマスター状態信号と前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号との差分に基づいて新たな指示速度となる前記マスター装置への駆動信号を生成するようにしても、双方向力覚フィードバックが可能となる。

20

【0015】

前記スレーブ装置は、前記支持手段として設けられた、前記軟性内視鏡を進退方向へスライドさせるためのスレーブレール部、前記スレーブレール部をスライドするスレーブ台座部、および前記軟性内視鏡を保持した状態で軸回転する前記スレーブ台座部に設けられた保持部と、前記スレーブ駆動手段として設けられた、前記スレーブ台座部を進退方向へスライドさせるスレーブ進退方向駆動部および前記軟性内視鏡を軸回転させるスレーブ軸回転駆動部と、前記スレーブ検出手段として設けられた、前記スレーブ台座部に掛かる力に基づいた情報を第1力情報として検出する第1力検出部および前記保持部に掛かる力に基づいた情報を第2検出力として検出する第2力検出部とを備え、前記制御装置は、前記第1力検出部からの第1検出力から、前記第2力検出部からの第2検出力を差し引いた値を、前記スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号とするのが望ましい。

30

【0016】

軟性内視鏡は、保持部に保持され、スレーブ台座部に搭載されてスレーブレール部によりスライドする。従って、スレーブ台座部に掛かる力に基づいた第1力情報を検出する第1力検出部からの検出力は、少なくとも保持部の重量が加味された値となる。制御装置が、第1力検出部からの第1力情報から、第2力検出部による第2力情報を差し引いた値を、スレーブ装置からの力情報を示すスレーブ状態信号として新たな指示速度を生成するので、軟性内視鏡自体に掛かる力を間接的に算出して制御を行うことができる。従って、誤差の少ない制御を行うことができる。

40

【0017】

前記マスター装置は、前記操作手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向を指示するためのマスターレール部、前記マスターレール部をスライドさせることで前記軟性内視鏡の進退方向の操作となるマスター台座部、および前記軟性内視鏡の軸回転を指示するための前記台座部に設けられた指示部と、前記マスター駆動手段として設けられた、前記マスター台座部のスライド力への反力を駆動するマスター進退方向駆動部、および前記指示部の軸回転への反力を駆動するマスター軸回転駆動部とを備え、前記マスター検出手段

50

として設けられた、前記マスター台座部の進退方向の動作状態を検出するマスター進退方向検出部、および前記指示部の軸回転方向の動作状態を検出するマスター軸回転検出部とを備えたものであるのが望ましい。

【0018】

マスター装置をこのような構成とすることにより、操作者が軟性内視鏡を進退させるときには、マスターレール部にマスター台座部をスライドさせ、軟性内視鏡を軸回転させるときには、指示部を回転させる。従って、軟性内視鏡の動作方向と同じ方向へマスター装置を操作すればよいので、直感的な操作が可能である。

【0019】

前記マスター装置は、前記操作手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向および前記軟性内視鏡の軸回転を指示するための操作棒と、前記マスター検出手段として設けられた、前記操作棒の傾斜角度および傾斜方向を動作状態として検出する操作検出部と有するジョイスティックと、前記マスター駆動手段として設けられた、前記軟性内視鏡の進退方向および前記操作棒による進退方向および軸回転への操作力への反力を駆動する操作棒駆動部と、を備えた操作盤としたものであるのが望ましい。

10

【0020】

マスター装置をこのような構成とすることにより、操作者が軟性内視鏡を進退させたり、軟性内視鏡を軸回転させるときには、ジョイスティックを倒したり、回転させたりすることで、容易に軟性内視鏡を操作することができる。

【0021】

前記制御装置は、前記スレーブ装置からのスレーブ状態信号および/またはマスター装置からのマスター状態信号の状態を表示装置に表示させる機能を備えると、力覚だけでなく視覚的に軟性内視鏡に掛かる力を把握することができる。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明の内視鏡操作システムは、双方向力覚フィードバックにより、操作者が軟性内視鏡を無意識に操作する際の力覚が、マスター装置の操作でも再現できるので、操作者はより実際の感触に近い操作感覚が得られる。よって、精度の高い操作性を図ることができるので、用手的に内視鏡挿入操作をしている操作者の使用を満足させることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】本発明の実施の形態に係る内視鏡操作システムを示す図である。

【図2】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の斜視図である。

【図3】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の右側面図である。

【図4】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の前端部の拡大斜視図である。

【図5】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の後端部の拡大斜視図である。

【図6】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の可動部の拡大斜視図である。

【図7】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の可動部の右側面図である。

【図8】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の可動部の正面図である。

【図9】図1に示す内視鏡操作システムのスレーブ装置の可動部の背面図である。

40

【図10】図1に示す内視鏡操作システムのマスター装置の斜視図である。

【図11】図1に示す内視鏡操作システムのマスター装置の可動部の拡大斜視図である。

【図12】図1に示す内視鏡操作システムのマスター装置の右側面図である。

【図13】図1に示す内視鏡操作システムのマスター装置の正面図である。

【図14】図1に示す内視鏡操作システムのマスター装置の背面図である。

【図15】図1に示す内視鏡操作システムの制御装置を示すブロック図である。

【図16】図1に示す内視鏡操作システムを示すブロック線図であり、軟性内視鏡を進退方向に動作させる際の図である。

【図17】図1に示す内視鏡操作システムを示すブロック線図であり、軟性内視鏡を軸回転方向に動作させる際の図である。

50

【図 1 8】図 1 に示す内視鏡操作システムを示すブロック線図であり、軟性内視鏡の挿入部を上下左右方向に動作させる際の図である。

【図 1 9】図 1 5 に示す制御装置の進退方向制御部を示す図である。

【図 2 0】図 1 5 に示す制御装置の軸回転制御部を示す図である。

【図 2 1】図 1 5 に示す制御装置の表示制御部により表示装置に表示された表示画面の一例を示す図である。

【図 2 2】内視鏡操作システムのマスター装置を操作盤とした一例を示す斜視図である。

【図 2 3】図 2 2 に示す操作盤のジョイスティックの構成を示す概略図である。

【図 2 4】図 2 2 に示す操作盤を採用したときの制御装置の進退方向制御部を示す図である。

【図 2 5】図 2 2 に示す操作盤を採用したときの制御装置の軸回転制御部を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明の実施の形態に係る内視鏡操作システムを、図面に基づいて説明する。なお、本明細書においては、軟性内視鏡を被術者の体内へ挿入したり、排出したりする方向を進退方向と称し、被術者の体内に挿入される軟性内視鏡の挿入部の軸線回りに回転することを軸回転と称する。

図 1 に示すように、内視鏡操作システム 1 は、被術者側となるスレーブ装置 2 と、操作側となるマスター装置 3 と、スレーブ装置 2 とマスター装置 3 とを制御する制御装置 4 と、モータドライバ装置 5, 6 (図 1 6 から図 1 8 参照) と、表示装置 7 と、入力装置 8 とを備えている。

【0025】

まず、スレーブ装置 2 の構成について、図 2 から図 9 に基づいて説明する。

スレーブ装置 2 は、スレーブ装置 2 全体を支持する基台部 2 1 と、進退方向に移動する可動部 2 2 と、軟性内視鏡 E の挿入部を進退方向に沿って吊り下げた状態で支持する懸架部 2 3 とを備えている。

【0026】

基台部 2 1 (支持手段) は、キャスターと支持脚とが設けられたフレーム部 2 1 1 と、フレーム部 2 1 1 の長手方向 (進退方向) に沿って配置された 2 本のレール部 2 1 2 と、レール部 2 1 2 により案内される可動部 2 2 を進退方向に移動させる進退方向駆動部 2 1 3 と、進退方向駆動部 2 1 3 の動作状態を検知するロータリエンコーダ 2 1 4 とを備えている。

【0027】

フレーム部 2 1 1 は、平行な 2 本の棒部材 2 1 1 a の両端を連結部材 2 1 1 b により固定することで平面視矩形状に形成されている。

レール部 2 1 2 (スレーブレール部) は、連結部材 2 1 1 b 同士の間配置された平行の 2 本の丸棒部材により形成されている。

進退方向駆動部 2 1 3 (スレーブ駆動手段, スレーブ進退方向駆動部) は、可動部 2 2 に接続固定された無端ベルト 2 1 3 a と、無端ベルト 2 1 3 a を移動させる従動プーリ 2 1 3 b および駆動プーリ 2 1 3 c と、駆動プーリ 2 1 3 c と同軸に配置されたプーリ 2 1 3 d を、無端ベルトを介して回転駆動するモータ 2 1 3 e とを備えている。

ロータリエンコーダ 2 1 4 (スレーブ検出手段) は、モータ 2 1 3 e の回転情報を、位置情報 (スレーブ位置) として、進退方向位置信号 (スレーブ状態信号) により出力する。

【0028】

可動部 2 2 は、レール部 2 1 2 をスライドする台座部 2 2 1 と、台座部 2 2 1 に設けられたスライダ 2 2 2 と、スライダ 2 2 2 上に設けられた支持部材により支持され、軟性内視鏡 E を軸回転させる軸回転駆動部 2 2 3 と、軸回転駆動部 2 2 3 の動作状態を検出するロータリエンコーダ 2 2 4 a とトルクセンサ 2 2 4 b と、軟性内視鏡 E を保持する保持部

10

20

30

40

50

225と、軟性内視鏡Eのハンドル部を駆動する2つのハンドル駆動部226と、軟性内視鏡Eのハンドル部の動作状態を検出するハンドル検出部(図示せず)と、スライダ222の固定側(台座部221側)および可動側の間に設けられ、両方に固定されたロードセル228aと、可動部22の加速度を検出する加速度センサ228bを備えている。

【0029】

台座部221(支持手段,スレーブ台座部)は、レール部212に取り付けられた移動ステージである。

スライダ222は、進退方向が長手方向となる矩形状の板体(固定側)とこの板体を溝内に内包して被さる断面凹状の板体(可動側)とから構成され、可動側が進退方向へスライドする。

軸回転駆動部223(スレーブ駆動手段,スレーブ軸回転駆動部)は、駆動源となるモータ223aと、モータ223aにより回転駆動される駆動プーリ223bと、駆動プーリ223bにより周回する無端ベルト223cと、無端ベルト223cにより周回して保持部225を軸回転させる従動プーリ223dとを備えている。

【0030】

ロータリエンコーダ224a(スレーブ検出手段)は、モータ223aよる可動部22の回転を検出し、スレーブ装置2の軸回転の位置情報(スレーブ位置)を軸回転の位置信号(スレーブ状態信号)により軸回転の動作状態として出力する。

トルクセンサ224b(スレーブ検出手段,第1力検出部)は、モータ223aによる可動部22の軸回転の力に基づく第1力情報として検出し、このスレーブ装置2の軸回転の第1力情報(スレーブ検出力)を、軸回転の力信号(スレーブ状態信号)により、軸回転の動作状態として出力する。

保持部225(支持手段)は、軟性内視鏡Eのハンドル部が収納され、ハンドル駆動部226(上下ハンドル駆動部226a,左右ハンドル駆動部226b)が取り付けられた状態で、軸回転する。

【0031】

ハンドル駆動部226は、上下アングルハンドルを駆動する上下ハンドル駆動部226aと左右アングルハンドルを駆動する左右ハンドル駆動部226bとを備えている。

上下ハンドル駆動部226aは、上下アングルハンドルを内包する平歯車と、駆動源となるモータとを備え、保持部225の天板の裏側面に設けられている。

左右ハンドル駆動部226bも同様にして、左右アングルハンドルを内包する平歯車と、駆動源となるモータとを備え、保持部225の天板の裏側面に設けられている。

ハンドル検出部は、上下ハンドル検出部と左右ハンドル検出部とを備え、上下アングルハンドルおよび左右アングルハンドルの動作状態を検出するロータリエンコーダである。

【0032】

ロードセル228a(スレーブ検出手段,第1力検出部)は、スライダ222に搭載された各部の荷重によりスライダ222がスライドすることで生じるロードセル228aのひずみを、可動部22(軟性内視鏡E)に掛かる力に基づく第1力情報として検出し、このスレーブ装置2の進退方向の第1力情報(スレーブ検出力)を、進退方向の力信号(スレーブ状態信号)により進退方向の動作状態として出力するひずみセンサである。

加速度センサ228b(スレーブ検出手段,第2力検出部)は、保持部225に設けられている。加速度センサ228bは、可動部22(軟性内視鏡E)の進退方向および軸回転の加速度を保持部225に掛かる力に基づく第2力情報として検出し、このスレーブ装置2の進退方向または軸回転における第2力情報を進退方向加速信号(検出加速度)として出力する。

【0033】

懸架部23は、軟性内視鏡Eの被術者の体内に挿入される長尺の挿入部を支持するものである。

懸架部23は、基台部21の一方の側部に設けられた略L字状の3本の支柱部231と、支柱部231のそれぞれの上部に架設された梁部232と、支柱部231の上部に設け

10

20

30

40

50

られた固定部材 2 3 3 と、固定部材 2 3 3 に架設された断面凹状のレール部 2 3 4 と、軟性内視鏡 E の挿入部を一端部のリングに挿通させて吊り下げ、他端部がレール部 2 3 4 をスライドする吊り下げ部材 2 3 5 とを備えている。

【 0 0 3 4 】

次に、マスター装置 3 について、図 1 0 から図 1 4 に基づいて説明する。

マスター装置 3 は、マスター装置 3 全体を支持する基台部 3 1 と、進退方向に移動する可動部 3 2 と、リニアエンコーダ 3 3 と、シャフトモータ 3 4 とを備えている。

【 0 0 3 5 】

基台部 3 1 は、平面視矩形状のフレーム部 3 1 1 と、可動部 3 2 のスライドを安定した滑りとするための案内溝が形成された案内板 3 1 2 とを備えている。

案内板 3 1 2 (マスターレール部) は、長手方向に沿って可動部 3 2 が移動するための案内溝として直線状溝が両側面に設けられている。

【 0 0 3 6 】

可動部 3 2 は、案内板 3 1 2 をスライドする台座部 3 2 1 と、台座部 3 2 1 に設けられたスライダ 3 2 2 と、スライダ 3 2 2 上に設けられた支持部材と軸受により支持され、軟性内視鏡 E を進退方向へ指示したり、軸回転を指示したりするための指示部 3 2 3 と、指示部 3 2 3 の動作状態を検出するロータリエンコーダ 3 2 4 a およびトルクセンサ 3 2 4 b と、操作者の操作力に反力を駆動する軸回転駆動部 3 2 5 と、軟性内視鏡 E の上下アングルハンドルの駆動および左右アングルハンドルの駆動を指示するハンドル指示部 3 2 6 と、スライダ 3 2 2 の固定側 (台座部 3 2 1 側) および可動側の間に設けられ、両方に固定されたロードセル 3 2 7 とを備えている。

【 0 0 3 7 】

台座部 3 2 1 (マスター台座部) は、案内板 3 1 2 およびシャフトモータ 3 4 に取り付けられた移動ステージである。

スライダ 3 2 2 は、進退方向が長手方向となる矩形状の板体 (固定側) とこの板体を溝内に内包して被さる断面凹状の板体 (可動側) とから構成され、可動側が進退方向へスライドする。

指示部 3 2 3 (操作手段) は、操作者が把持して、可動部 3 2 を進退方向へ移動させたり、回転させたりする把手である。

ロータリエンコーダ 3 2 4 a (マスター検出手段) は、指示部 3 2 3 による可動部 3 2 の回転を検出し、マスター装置 3 の軸回転の位置情報 (マスター位置) を軸回転の位置信号 (マスター状態信号) により軸回転の動作状態として出力する。

【 0 0 3 8 】

トルクセンサ 3 2 4 b (マスター検出手段) は、指示部 3 2 3 による可動部 3 2 の軸回転の力を検出し、このマスター装置 3 の軸回転の力情報 (マスター検出力) を、軸回転の力信号 (マスター状態信号) により、軸回転の動作状態として出力する。

軸回転駆動部 3 2 5 (マスター駆動手段, マスター軸回転駆動部) は、指示部 3 2 3 への軸回転の操作力に対する反力を駆動するモータである。

ハンドル指示部 3 2 6 (操作手段) は、操作棒を前後左右に移動させ、内蔵された操作検出部が操作棒の傾斜角度および傾斜方向を動作状態として検出して、制御装置 4 へ通知する、軟性内視鏡 E の挿入部の先端へ湾曲方向を指示するためのジョイスティックである。

【 0 0 3 9 】

ロードセル 3 2 7 (マスター検出手段) は、指示部 3 2 3 の操作によりスライダ 3 2 2 がスライドすることで生じるロードセル 3 2 7 のひずみを、可動部 3 2 に掛かる力として検出し、このマスター装置 3 の進退方向の力情報 (マスター検出力) を、進退方向の力信号 (マスター状態信号) により進退方向の動作状態として出力するひずみセンサである。

【 0 0 4 0 】

リニアエンコーダ 3 3 (マスター検出手段) は、スケール部 3 3 1 と、センサ部 3 3 2 とにより構成されている。

10

20

30

40

50

スケール部 3 3 1 は、フレーム部 3 1 1 に設けられている。スケール部 3 3 1 は、進退方向の位置を示すもので、本実施の形態では光学式を用いている。センサ部 3 3 2 は、照射した光がスケール部 3 3 1 に反射した戻り光を電気信号に変換して出力することで、マスター装置 3 の進退方向の位置情報（マスター位置）を、進退方向の位置信号（マスター状態信号）により進退方向の動作状態として出力する。

【 0 0 4 1 】

シャフトモータ 3 4（マスター駆動手段，マスター進退方向駆動部）は、進退方向への操作力に対する反力を駆動するものである。シャフトモータ 3 4 は、シャフト部 3 4 1 と可動子 3 4 2 とにより構成される。シャフト部 3 4 1 は、フレーム部 3 1 1 の長手方向（進退方向）に沿って配置され、内部に磁石が内蔵された丸棒部材により形成されている。

シャフト部 3 4 1 と対をなす可動子 3 4 2 は、コイルを内蔵した円筒状体であり、シャフト部 3 4 1 に沿って移動する。

【 0 0 4 2 】

次に、制御装置 4 について図 1 5 から図 2 1 に基づいて説明する。

制御装置 4 は、コンピュータ上で内視鏡制御プログラムが動作するコンピュータにより実現されている。制御装置 4 は、図 1 5 に示すように、進退方向制御部 4 1 と、軸回転制御部 4 2 と、ハンドル制御部 4 3 と、表示制御部 4 4 と、入力制御部 4 5 と、記憶部 4 6 と、出力部 4 7 とを備えている。

【 0 0 4 3 】

進退方向制御部 4 1 は、軟性内視鏡 E の進退方向への移動を制御するものである。軸回転制御部 4 2 は、軟性内視鏡 E の軸回転の制御するものである。ハンドル制御部 4 3 は、軟性内視鏡 E の上下アングルハンドルおよび左右アングルハンドルの制御するものである。進退方向制御部 4 1 ，軸回転制御部 4 2 ，ハンドル制御部 4 3 からの駆動信号はモータドライバ装置 5 ， 6 を介してスレーブ装置 2 ，マスター装置 3 へ送られる。

表示制御部 4 4 は、進退方向制御部 4 1 、軸回転制御部 4 2 およびハンドル制御部 4 3 から情報を受けて、表示装置 7 へ表示する機能を備えている。入力制御部 4 5 は、入力装置 8 からの入力情報に基づいて制御装置 4 全体を制御する。

【 0 0 4 4 】

記憶部 4 6 は、マスター装置 3 により操作されたときの進退方向および軸回転の位置と力、挿入部の上下方向および左右方向の屈曲の位置と力のそれぞれのデータが格納される。記憶部 4 6 は、高速でアクセスが可能で大容量なハードディスクやフラッシュメモリとすることができる。

出力部 4 7 は、記憶部 4 6 に格納されたデータを外部へ L A N（Local Area Network）や U S B（Universal Serial Bus）を介して出力する。出力部 4 7 の出力形式は任意のものが採用できるが、例えば、C S V（Comma Separated Values）としたり、バイナリデータとしたりすることができる。

記憶部 4 6 により各データが保存でき、出力部 4 7 によりデータが取り出せるので、熟練の操作者の操作を、未熟な操作者が、後で学習して、習熟度を向上させることができる。

【 0 0 4 5 】

モータドライバ装置 5 ， 6 は、制御装置 4 からの駆動信号を受け、各モータを駆動する制御電流を発生する。また、モータドライバ装置 5 ， 6 は、それぞれの動作状態の信号を受け、適正な制御を行う機能を有している。モータドライバ装置 5 ， 6 は一般の市販品が使用でき、状況に応じて省略することも可能である。

【 0 0 4 6 】

表示装置 7 は、制御装置 4 からの表示信号に基づいてディスプレイに表示するものである。表示装置 7 は、C R T や L C D、有機 E L ディスプレイとすることができる。入力装置 8 は、制御装置 4 がコンピュータであれば、キーボードとすることができる。また、入力装置 8 は、始動・停止・いくつかの制御キーを備えた操作盤とすることができる。

【 0 0 4 7 】

10

20

30

40

50

以上のように構成された本発明の実施の形態に動作および使用状態について、図 16 から図 21 に基づいて説明する。図 16 から図 18 は、それぞれ、軟性内視鏡 E を進退方向へ動作させたとき、軸回転させたとき、挿入部の先端を上下方向や左右方向に動作させたときのブロック線図を示すものであるが、本実施の形態では、軟性内視鏡 E の進退方向の制御と、軸回転の制御について説明する。

【0048】

操作者が、マスター装置 3 の指示部 323 を把持して、可動部 32 を進退方向へ移動させると、制御装置 4 がスレーブ装置 2 の可動部 22 を同方向へ移動させる。

【0049】

図 16 に示すように、マスター装置 3 の可動部 32 が進退方向へ移動すると、リニアエンコーダ 33 から進退方向の位置情報が制御装置 4 へ出力され、ロードセル 327 から力信号が出力される。

また、スレーブ装置 2 の可動部 22 が進退方向へ移動すると、ロータリエンコーダ 214 から進退方向の位置情報が制御装置 4 へ出力され、ロードセル 228a から力信号が出力され、加速度センサ 228b から加速度信号が出力される。

制御装置 4 では、進退方向制御部 41 に、それぞれの情報が入力される。

【0050】

ここで、進退方向制御部 41 にて行われるパイラテラル制御について、図 19 に基づいて説明する。

図 19 に示すように、進退方向制御部 41 では、マスター装置 3 のリニアエンコーダ 33 からの進退方向の位置情報（マスター位置）とスレーブ装置 2 のロータリエンコーダ 214 からの進退方向の位置情報（スレーブ位置）とが、減算器 411 により減算され、マスター位置とスレーブ位置との差分である位置偏差が算出される。減算器 411 により減算されることで得られた位置偏差が、演算器 412 により速度に変換され、この速度が現在速度に対する補正值である進退方向の速度指令補正值として算出される。本実施の形態では、演算器 412 による演算を、位置偏差に係数を掛ける比例式に基づいて行なっている。この係数は、様々な方法で決定できるが、本実施の形態の演算器 412 では、ぎりぎり発振しない大きい値を、実験的に求めている。

【0051】

また、進退方向制御部 41 では、マスター装置 3 のロードセル 327 からの進退方向の力情報と、スレーブ装置 2 のロードセル 228a からの進退方向の力情報とが、仮想モデルによる速度生成器 413 に入力されるが、スレーブ装置 2 のロードセル 228a からの進退方向の力情報は、事前に、スレーブ装置 2 の加速度センサ 228b からの検出加速度を $F = ma$ （但し、 m はロードセル 228a が搭載されたスライダ 222 より上の可動部 22 の重量、 a は加速度センサ 228b が検出した加速度。）を演算する演算器 414 により力に変換した値に変換され、減算器 415 にて減算される。

【0052】

これは、スレーブ装置 2 のロードセル 228a からの進退方向の力情報には、軟性内視鏡 E を保持する保持部 225 を含む可動部 22 全体の重量が加味された値となっているため、予め、ロードセル 228a からの進退方向の力情報から加速度センサ 228b が検出した加速度に基づく力情報を減算器 415 にて差し引くことで、保持部 225 を含む可動部 22 と軟性内視鏡 E との重さを打ち消すことができる。従って、軟性内視鏡 E を改造せずに、そのまま使用でき、誤差の少ない制御を行うことができる。

【0053】

なお、本実施の形態では、第 2 力検出部として加速度センサ 228b を用い、制御装置 4 の演算器 414 にて力に変換しているが、保持部 225 に掛かる力が直接検出できれば加速度センサ 228b を力センサとしてもよい。また、可動部 22 に掛かる力が推定できる情報（第 2 力情報）が検出できれば、他のものを使用して第 2 検出部を構成してもよい。

また、ロードセル 228a においても、保持部 225 に掛かる力が推定できる情報（第

10

20

30

40

50

1 力情報) が検出できれば、他のものを使用して第 1 力検出部を構成してもよい。

この場合、進退方向制御部 4 1 内の演算器 4 1 4 のように、第 1 力情報または第 2 力情報を必要に応じて演算器で力に変換することで対応が可能である。

例えば、位置情報であれば 2 回微分して質量を乗算したり、速度情報であれば 1 回微分して質量を乗算したりすることで力情報に変換することができる。

【0054】

速度生成器 4 1 3 では、仮想ばね、仮想ダンパおよび仮想質量を組み合わせた仮想モデルに、マスター装置 3 のロードセル 3 2 7 からの進退方向の力情報が示す力と、減算器 4 1 5 からの力情報が示す力とを印加することで、仮想モデルを運動させ、速度を生成させる。なお、本実施の形態の仮想モデルでは、仮想ばね定数を 0 としているため、図 1 9 に示す速度生成器 4 1 3 では、仮想ばねを図示していないが、目的とする制御に応じて仮想ばね定数に数値を与えてもよい。速度生成器 4 1 3 にて仮想モデルにより速度を生成することで、力学モデルの設定に応じた制御が可能なので、発振しないぎりぎりの速度を指示速度として生成させることも可能である。

10

【0055】

進退方向制御部 4 1 は、速度生成器 4 1 3 における仮想モデルの速度を、新たな進退方向における指示速度であるスレーブ装置 2 への進退方向の速度指令値 (スレーブ駆動信号) として出力する。

また、進退方向制御部 4 1 は、位置偏差 (マスター位置とスレーブ位置との差分) を演算器 4 1 2 により速度に変換した速度指令補正值に、速度生成器 4 1 3 による仮想モデルの速度を加算器 4 1 6 にて加算したものを、マスター装置 3 への進退方向の速度指令値として出力する。

20

このような制御により、進退方向制御部 4 1 は、マスター装置 3 の進退方向への操作を強制的にスレーブ装置 2 へ合わせるように制御している。

【0056】

このように制御装置 4 は、スレーブ装置 2 とマスター装置 3 との進退方向の位置情報と力情報とに基づいて、補正速度との相対値である速度指令補正值と、目標速度である速度指令値とを算出してスレーブ装置 2 およびマスター装置 3 とへ指示するバイラテラル制御を行うことで、マスター装置 3 に加えられた操作力がスレーブ装置 2 へ出力され、スレーブ装置 2 に発生した力がそのままマスター装置 3 に発生させることができる。

30

【0057】

従って、内視鏡操作システム 1 は、内視鏡検査医の感覚に、臓器側からの力覚・反力 (力・挿入速度・加速度) が正確にフィードバックされるだけでなく、臓器側にも挿入操作による力・挿入速度・加速度が等質・等量で同時に伝達されるので、この双方向力覚フィードバックにおけるバイラテラル制御より操作者はより実際の感触に近い操作感覚が得られるので、精度の高い操作性を図ることができる。よって、用手的に内視鏡挿入操作をしている操作者の使用を満足させることができる。また、「内蔵感覚」を手掛かりとした経験を要する内視鏡挿入操作が遠隔操作で可能となる。

【0058】

次に、操作者が、マスター装置 3 の指示部 3 2 3 を把持して、可動部 3 2 を軸回転させた場合を、図 1 7 および図 2 0 に基づいて説明する。なお、図 1 7 においては図 1 6 と、図 2 0 においては図 1 9 と同じ構成のものは同符号を付している。

40

【0059】

操作者が、マスター装置 3 の指示部 3 2 3 を軸回転させることで、制御装置 4 がスレーブ装置 2 の可動部 2 2 を同方向へ軸回転させる。

図 1 7 に示すように、マスター装置 3 の可動部 3 2 が軸回転すると、ロータリエンコーダ 3 2 4 a から軸回転の位置情報が制御装置 4 へ出力され、トルクセンサ 3 2 4 b から力信号が出力される。

また、スレーブ装置 2 の可動部 2 2 が軸回転すると、ロータリエンコーダ 2 2 4 a から軸回転の位置情報が制御装置 4 へ出力され、トルクセンサ 2 2 4 b から力信号が出力され

50

、加速度センサ 2 2 8 b から加速度信号が出力される。

【 0 0 6 0 】

制御装置 4 では、図 2 0 に示すように、軸回転制御部 4 2 に、それぞれの情報が入力される。

軸回転制御部 4 2 では、進退方向制御部 4 1 と同様にして、速度生成器 4 1 3 における仮想モデルの速度を、スレーブ装置 2 への軸回転の速度指令値（スレーブ駆動信号）として出力する。

また、軸回転制御部 4 2 は、位置偏差（マスター位置とスレーブ位置との差分）を演算器 4 1 2 により速度に変換した速度指令補正值に、速度生成器 4 1 3 による仮想モデルの速度を加算器 4 1 6 により加算したものを、マスター装置 3 への進退方向の速度指令値として出力する。

【 0 0 6 1 】

なお、本実施の形態では、第 1 力検出部としてトルクセンサ 2 2 4 b を用いているが、ロードセル 2 2 8 a と同様に、保持部 2 2 5 に掛かる力が推定できる情報（第 1 力情報）が検出できれば、他のものを使用して第 1 力検出部を構成してもよい。

【 0 0 6 2 】

このような制御により、軸回転制御部 4 2 は、マスター装置 3 の軸回転の操作を強制的にスレーブ装置 2 へ合わせるように制御している。

【 0 0 6 3 】

このように制御装置 4 は、スレーブ装置 2 とマスター装置 3 との軸回転の位置情報と軸回転の力情報とに基づいて、補正速度との相対値である速度指令補正值と、目標速度である速度指令値とを算出することで、進退方向制御部 4 1 と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 6 4 】

表示制御部 4 4 は、表示装置 7 の表示画面 7 0 に様々な情報を表示する。図 2 1 に示す表示画面では、進退方向の力グラフ表示 7 1 と、進退方向の棒グラフ表示 7 2 と、進退方向の位置グラフ表示 7 3 と、軸回転の力グラフ表示 7 4 と、回旋量表示 7 5 と、屈曲状態表示 7 6 と、接続状態表示 7 7 とが表示されている。

【 0 0 6 5 】

進退方向の力グラフ表示 7 1 は、軟性内視鏡 E に掛かる進退方向の力として、進退方向制御部 4 1 の減算器 4 1 5 からの力情報を、縦軸を力、横軸を経過時間により表示されたグラフである。

進退方向の棒グラフ表示 7 2 は、リアルタイムに軟性内視鏡 E に掛かる進退方向の力を、棒の伸縮により表示するレベルメーターである。

進退方向の位置グラフ表示 7 3 は、マスター位置またはスレーブ位置から得られる軟性内視鏡 E の進退方向の位置を示すもので、縦軸を位置、横軸を経過時間により表示されるグラフである。

軸回転の力グラフ表示 7 4 は、軟性内視鏡 E に掛かる軸回転の力として、マスター装置 3 からのマスター検出力、またはスレーブ装置 2 のスレーブ検出力を示す軸回転制御部 4 2 の減算器 4 1 5 からの力情報を、指針の回転により表示したレベルメーターである。

回旋量表示 7 5 は、マスター装置 3 のロータリエンコーダ 3 2 4 a からのマスター位置またはスレーブ装置 2 のロータリエンコーダ 2 2 4 a からのスレーブ位置から得られる軟性内視鏡 E の軸回転の角度（方向 I）を指針の回転方向により表示するものである。

屈曲状態表示 7 6 は、軟性内視鏡 E の挿入部の上下方向および左右方向の屈曲方向と屈曲力を、指針の方向と長さにより表示するものである。

接続状態表示 7 7 は、マスター装置 3 を操作すればスレーブ装置 2 が動作する接続状態か、マスター装置 3 を操作してもスレーブ装置 2 が動作しない切断状態かを示すものである。

【 0 0 6 6 】

このように表示制御部 4 4 が、軟性内視鏡 E に掛かる力や軟性内視鏡 E の位置などを表

10

20

30

40

50

示することで、手の感触だけでなく、視覚的に把握することができるので、より確実な操作が可能となる。

【0067】

この接続状態または切断状態は、入力装置8の所定キーまたは所定レバーなどにより指示することで切り替えることができる。

接続状態では、進退方向制御部41からハンドル制御部43までの各制御部は、マスター装置3にスレーブ装置2が追従する通常の動作を行う。

切断状態では、入力装置8からの指示を受けた入力制御部45が、進退方向制御部41からハンドル制御部43までの各制御部の動作を停止させる。

【0068】

例えば、マスター装置3の基台部31の長さ方向の長さが、スレーブ装置2の基台部21に対して短い場合、基台部31の一端から他端まで可動部32を進めても、スレーブ装置2の基台部21では、まだ進行させることができ、被術者の体内へ深く挿入するためには、更に可動部32を進める必要がある。このような場合に、入力装置8により切断状態を指示することで、一旦、可動部32を基台部31の他端から一端へ復帰させて、次に、接続状態としてから、再度、可動部32を一端から他端側へ移動させることで、引き続き可動部32を先に進めることができる。

【0069】

本実施の形態に係るマスター装置3では、操作者が軟性内視鏡Eを進退させるときには、指示部323を持って案内板312に可動部32をスライドさせ、軟性内視鏡Eを軸回転させるときには、指示部323を回転させることにより操作できるので、軟性内視鏡Eの動作方向と同じ方向へマスター装置を操作すればよい。従って、直感的な操作が可能である。

【0070】

しかし、マスター装置は、操作盤でも実現できる。図22に示すマスター装置は、ジョイスティックによる操作盤である。

図22に示す操作盤9は、箱状の本体91に2本のジョイスティック92, 93が設けられている。

【0071】

ジョイスティック92は、操作棒92aを前後に傾斜させると、軟性内視鏡を進退方向への移動を指示することができる。また、操作棒92aを左右に傾斜させると、軟性内視鏡の軸回転を指示することができる。

また、ジョイスティック93は、操作棒92aを前後に傾斜させると、挿入部の先端の上下方向への屈曲の指示ができ、また、操作棒92aを左右に傾斜させると、挿入部の先端の左右方向への屈曲の指示ができる。

【0072】

このジョイスティック92の操作棒92aには、ひずみゲージ92b, 92cと、モータ92d, 92eと、エンコーダ92f, 92gとが設けられている。

ひずみゲージ92b(マスター検出手段)は、進退方向を指示する傾斜の力を、進退方向の力情報(マスター検出力)として、進退方向の力信号(マスター状態信号)により出力する。

ひずみゲージ92c(マスター検出手段)は、軸回転方向を指示する傾斜の力を、軸回転方向の力情報(マスター検出力)として、軸回転の力信号(マスター状態信号)により出力する。

モータ92d(マスター軸回転駆動部)は、ひずみゲージ92cが検出した操作棒92aへの軸回転への操作力に対する反力を駆動するものである。

モータ92e(マスター進退方向駆動部)は、ひずみゲージ92bが検出した操作棒92aへの進退方向への操作力に対する反力を駆動するものである。

エンコーダ92f(マスター検出手段)は、進退方向を指示する操作棒92aの傾斜の角度をモータ92dの回転により検出し、進退方向の位置情報(マスター位置)として、

10

20

30

40

50

進退方向の位置信号（マスター状態信号）により出力する。

エンコーダ 9 2 g（マスター検出手段）は、軸回転を指示する操作棒 9 2 a の傾斜の角度をモータ 9 2 e の回転により検出し、軸回転の位置情報（マスター位置）として、軸回転の位置信号（マスター状態信号）により出力する。

【 0 0 7 3 】

また、ジョイスティック 9 3 の操作棒 9 3 a には、同様に、ひずみゲージ 9 3 b , 9 3 c と、モータ 9 3 d , 9 3 e と、エンコーダ 9 3 f , 9 3 g とが設けられている。

ひずみゲージ 9 3 b（マスター検出手段）は、挿入部の先端の上下方向への屈曲を指示する傾斜の力を、上下方向の力情報（マスター検出力）として、上下方向の力信号（マスター状態信号）により出力する。

ひずみゲージ 9 3 c（マスター検出手段）は、挿入部の先端の左右方向への屈曲を指示する傾斜の力を、左右方向の力情報（マスター検出力）として、左右方向の力信号（マスター状態信号）により出力する。

モータ 9 3 d（マスター左右方向駆動部）は、ひずみゲージ 9 3 c が検出した操作棒 9 3 a への左右方向への操作力に対する反力を駆動するものである。

モータ 9 3 e（マスター上下方向駆動部）は、ひずみゲージ 9 3 b が検出した操作棒 9 3 a への上下方向への操作力に対する反力を駆動するものである。

エンコーダ 9 3 f（マスター検出手段）は、上下方向を指示する操作棒 9 2 a の傾斜の角度をモータ 9 3 d の回転により検出し、上下方向の位置情報（マスター位置）として、上下方向の位置信号（マスター状態信号）により出力する。

エンコーダ 9 3 g（マスター検出手段）は、左右方向を指示する操作棒 9 2 a の傾斜の角度をモータ 9 3 e の回転により検出し、左右方向の位置情報（マスター位置）として、左右方向の位置信号（マスター状態信号）により出力する。

【 0 0 7 4 】

ここで、マスター装置として操作盤 9 を採用したときの制御装置の進退方向制御部について、図 2 4 に基づいて説明する。

図 2 4 に示すように、進退方向制御部 4 1 x では、マスター装置 3 のエンコーダ 9 2 f からの進退方向の位置情報（マスター位置）が演算器 4 1 7 により速度に変換され、この速度が現在速度に対する補正值である進退方向の速度指令補正值として算出され、スレーブ装置 2 へ出力される。

【 0 0 7 5 】

また、進退方向制御部 4 1 x では、マスター装置 3 のひずみゲージ 9 2 b からの進退方向の力情報と、スレーブ装置 2 のロードセル 2 2 8 a からの進退方向の力情報とが、加算器 4 1 8 により加算されるが、図 1 9 で説明した進退方向制御部 4 1 と同様に、スレーブ装置 2 のロードセル 2 2 8 a からの進退方向の力情報は、事前に、スレーブ装置 2 の加速度センサ 2 2 8 b からの検出加速度を演算器 4 1 4 により力に変換した値により減算器 4 1 5 にて減算される。

なお、加算器 4 1 8 による加算は、操作棒 9 2 a を進行方向に傾斜させたときには、ひずみゲージ 9 2 b からの力情報が正の値となり、操作棒 9 2 a を後退方向に傾斜させたときには、ひずみゲージ 9 2 b からの力情報が負の値となるからである。

【 0 0 7 6 】

加算器 4 1 8 により加算された力偏差を示す力情報は、演算器 4 1 8 にて速度に変換され、この速度が現在速度に対する補正值である進退方向の速度指令補正值として算出され、マスター装置 3 へ出力される。

このような制御を進退方向制御部 4 1 x が行うことにより、バイラテラル制御を行う進退方向制御部 4 1 と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 7 7 】

なお、スレーブ装置 2 のロータリエンコーダ 2 1 4 からの進退方向の位置情報（スレーブ位置）であるが、この位置情報は、スレーブ装置 2 の可動部 2 2 の可動限界位置をチェックするための図示しない比較器へ入力することができる。そうすることで、スレーブ装

10

20

30

40

50

置 2 の可動部 2 2 への過度な動作指示を防止することができる。

【 0 0 7 8 】

次に、図 2 5 に示す軸回転制御部 4 2 x であるが、軸回転制御部 4 2 x は、図 2 4 に示す進退方向制御部 4 1 x と同様の構成であるため、同符号を付して説明を省略する。

このように、1本のジョイスティック 9 2 で軟性内視鏡を進退方向へ移動させながら、右回りまたは左回りの軸回転をさせることができ、1本のジョイスティック 9 3 で軟性内視鏡の先端を上下方向に屈曲させながら、左右方向へ屈曲させることができる。

【 0 0 7 9 】

また、本実施の形態に係るスレーブ装置 2 では、軟性内視鏡 E を保持させてマスター装置 3 により操作するアタッチメント式であったが、コンピュータ上でスレーブ装置を機能させることもできる。

つまり、スレーブ装置は、コンピュータを、軟性内視鏡、前記軟性内視鏡を保持する支持手段、スレーブ駆動信号により前記軟性内視鏡を駆動するスレーブ駆動手段、前記軟性内視鏡の動作状態を検出して、スレーブ状態信号として出力するスレーブ検出手段として機能させる、スレーブ装置のシミュレーションプログラムを動作させたものとすることができる。

スレーブ装置を、シミュレーションプログラムをコンピュータで動作させたものとすることで、内視鏡操作システムを訓練用のシミュレーション装置とすることができる。

このとき、シミュレーションプログラムでは、軟性内視鏡、支持手段、スレーブ駆動手段、スレーブ検出手段を、仮想ばね、仮想ダンパおよび仮想質量を組み合わせた仮想モデルを更に組み合わせて再現し、制御装置 4 へ電気信号として、スレーブ状態信号を出力するようにインタフェースを取る。また、制御装置 4 からの駆動信号により動作するようにインタフェースを取る。このようにしてコンピュータをスレーブ装置として機能させることが可能である。

【 0 0 8 0 】

なお、本実施の形態では、リニアエンコーダ 3 3 , ロータリエンコーダ 2 1 4 , 2 2 4 a , 3 2 4 a からの位置情報に基づいて制御装置 4 により制御する速度を生成していたが、微分したり積分したりすることで相互に変換が可能であるため、速度や加速度としてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 8 1 】

本発明の内視鏡操作システムは、経口的消化管内視鏡だけでなく、下部消化管内視鏡へも適用が可能であり、内視鏡による検査、手術、操作の訓練に好適である。

【 符号の説明 】

【 0 0 8 2 】

- 1 内視鏡操作システム
- 2 スレーブ装置
 - 2 1 基台部
 - 2 1 1 フレーム部
 - 2 1 1 a 棒部材
 - 2 1 1 b 連結部材
 - 2 1 2 レール部
 - 2 1 3 進退方向駆動部
 - 2 1 3 a 無端ベルト
 - 2 1 3 b 従動プーリ
 - 2 1 3 c 駆動プーリ
 - 2 1 3 d プーリ
 - 2 1 3 e モータ
 - 2 1 4 ロータリエンコーダ
 - 2 2 可動部

10

20

30

40

50

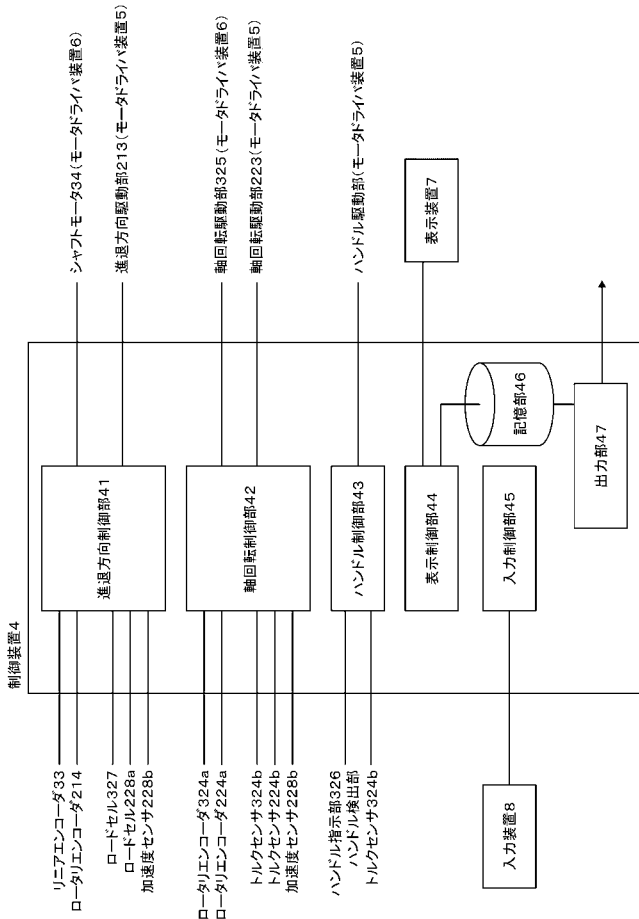
2 2 1	台座部	
2 2 2	スライダ	
2 2 3	軸回転駆動部	
2 2 3 a	モータ	
2 2 3 b	駆動プーリ	
2 2 3 c	無端ベルト	
2 2 3 d	従動プーリ	
2 2 4 a	ロータリエンコーダ	
2 2 4 b	トルクセンサ	
2 2 5	保持部	10
2 2 6	ハンドル駆動部	
2 2 6 a	上下ハンドル駆動部	
2 2 6 b	左右ハンドル駆動部	
2 2 8 a	ロードセル	
2 2 8 b	加速度センサ	
2 3	懸架部	
2 3 1	支柱部	
2 3 2	梁部	
2 3 3	固定部材	
2 3 4	レール部	20
2 3 5	吊り下げ部材	
3	マスター装置	
3 1	基台部	
3 1 1	フレーム部	
3 1 2	案内板	
3 2	可動部	
3 2 1	台座部	
3 2 2	スライダ	
3 2 3	指示部	
3 2 4 a	ロータリエンコーダ	30
3 2 4 b	トルクセンサ	
3 2 5	軸回転駆動部	
3 2 6	ハンドル指示部	
3 2 7	ロードセル	
3 3	リニアエンコーダ	
3 3 1	スケール部	
3 3 2	センサ部	
3 4	シャフトモータ	
3 4 1	シャフト部	
3 4 2	可動子	40
4	制御装置	
4 1, 4 1 x	進退方向制御部	
4 1 1	減算器	
4 1 2	演算器	
4 1 3	速度生成器	
4 1 4	演算器	
4 1 5	減算器	
4 1 6	加算器	
4 2, 4 2 x	軸回転制御部	
4 3	ハンドル制御部	50

- 4 4 表示制御部
- 4 5 入力制御部
- 4 6 記憶部
- 4 7 出力部
- 5 , 6 モータドライバ装置
- 7 表示装置
- 7 0 表示画面
- 7 1 進退方向のカグラフ表示
- 7 2 進退方向の棒グラフ表示
- 7 3 進退方向の位置グラフ表示
- 7 4 軸回転のカグラフ表示
- 7 5 回旋量表示
- 7 6 屈曲状態表示
- 7 7 接続状態表示
- 8 入力装置
- 9 操作盤
- 9 1 本体
- 9 2 , 9 3 ジョイスティック
- 9 2 a , 9 3 a 操作棒
- 9 2 b , 9 3 b ひずみゲージ
- 9 2 d , 9 2 e モータ
- 9 2 f , 9 2 g エンコーダ
- E 軟性内視鏡

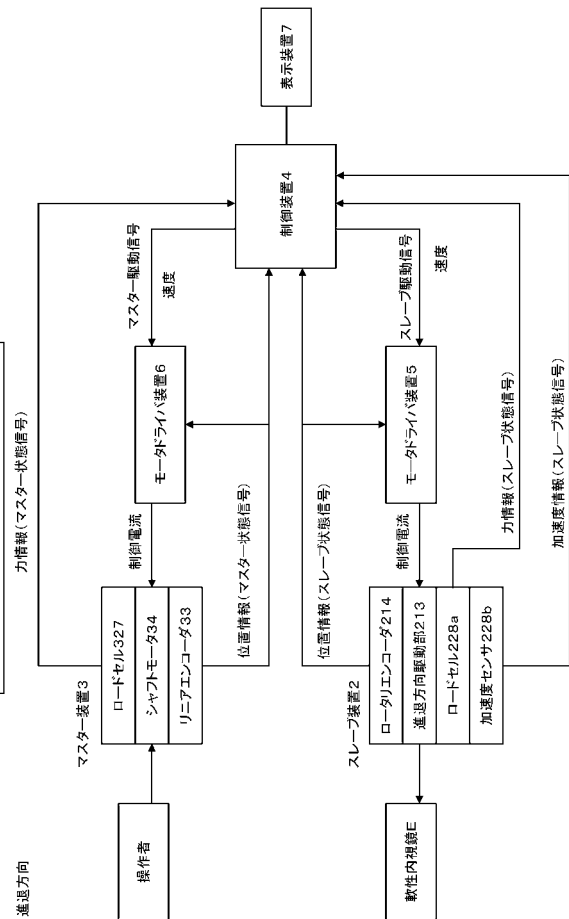
10

20

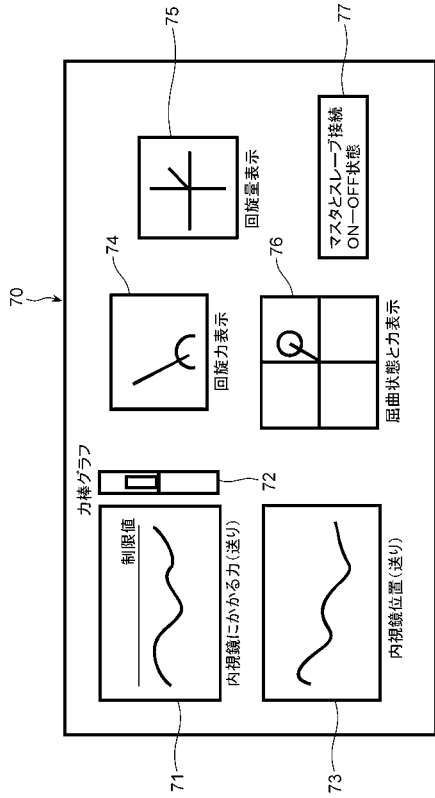
【 図 1 5 】



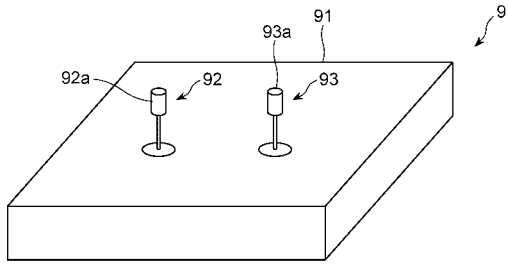
【 図 1 6 】



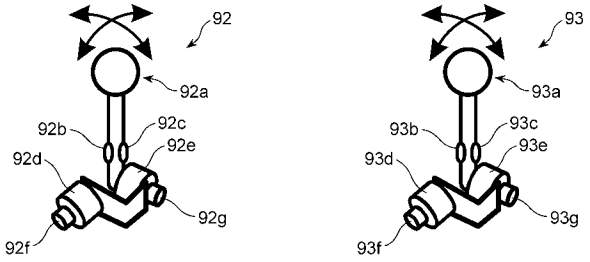
【図 2 1】



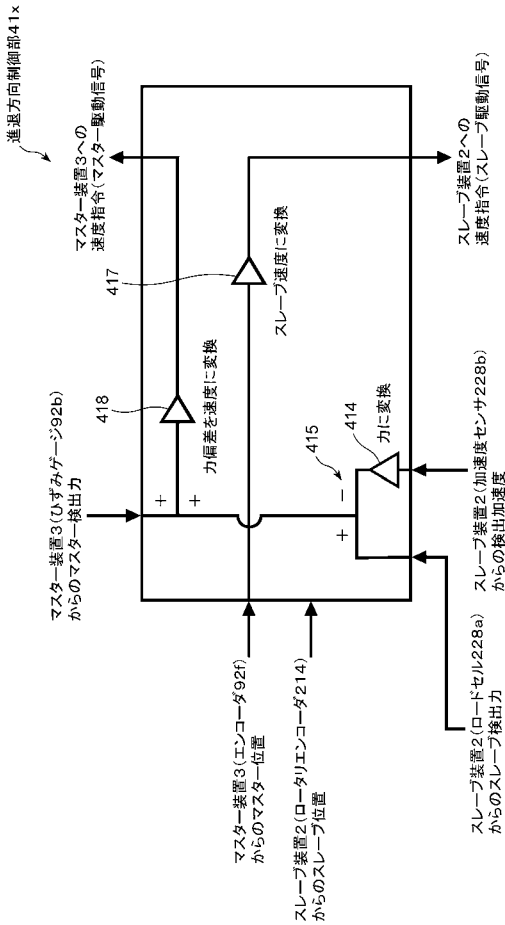
【図 2 2】



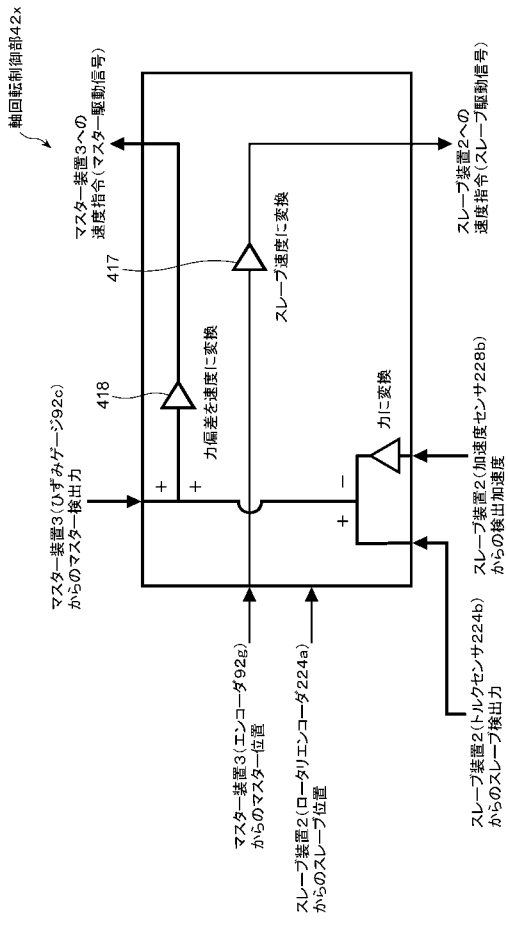
【図 2 3】



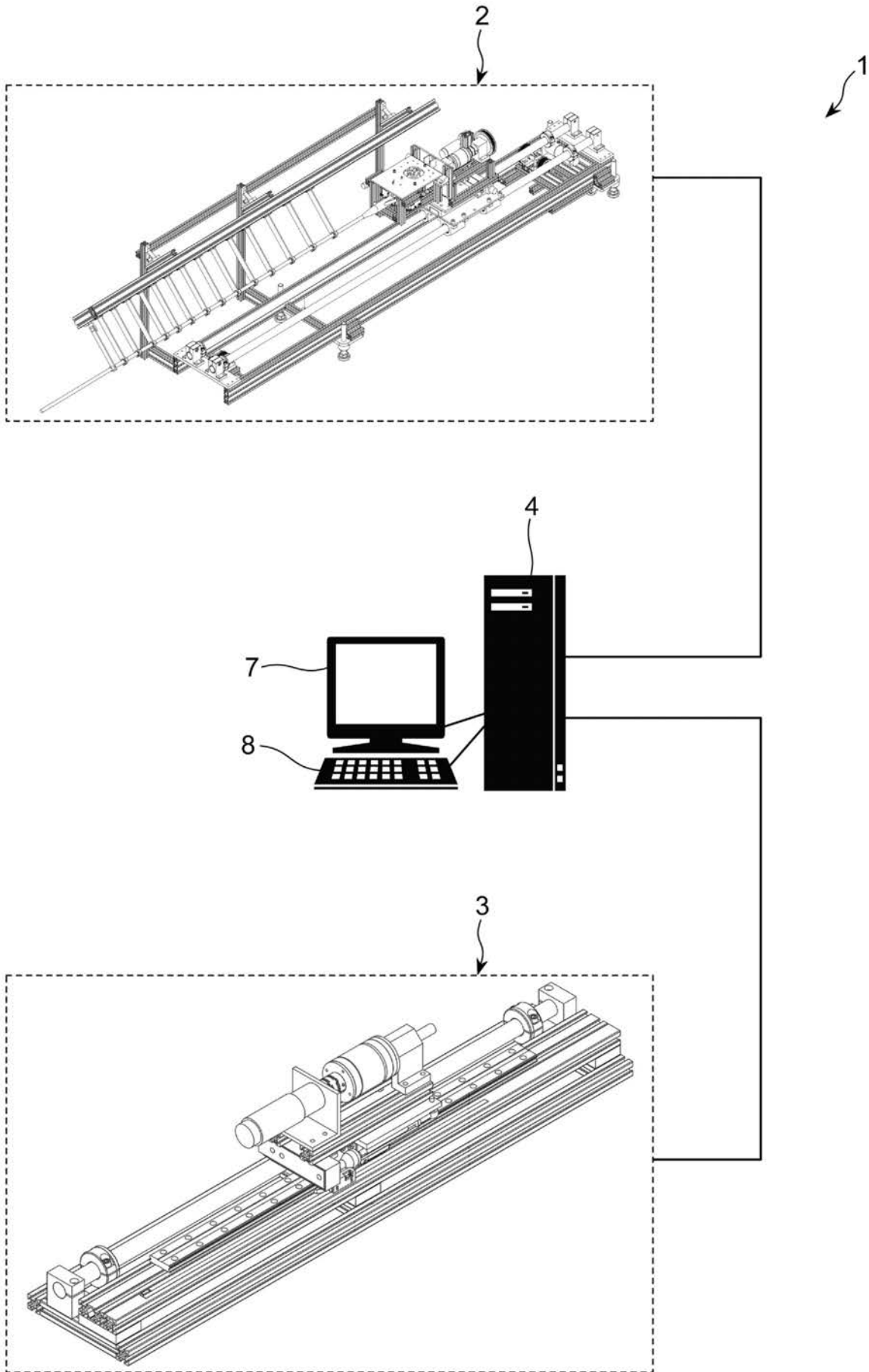
【図 2 4】



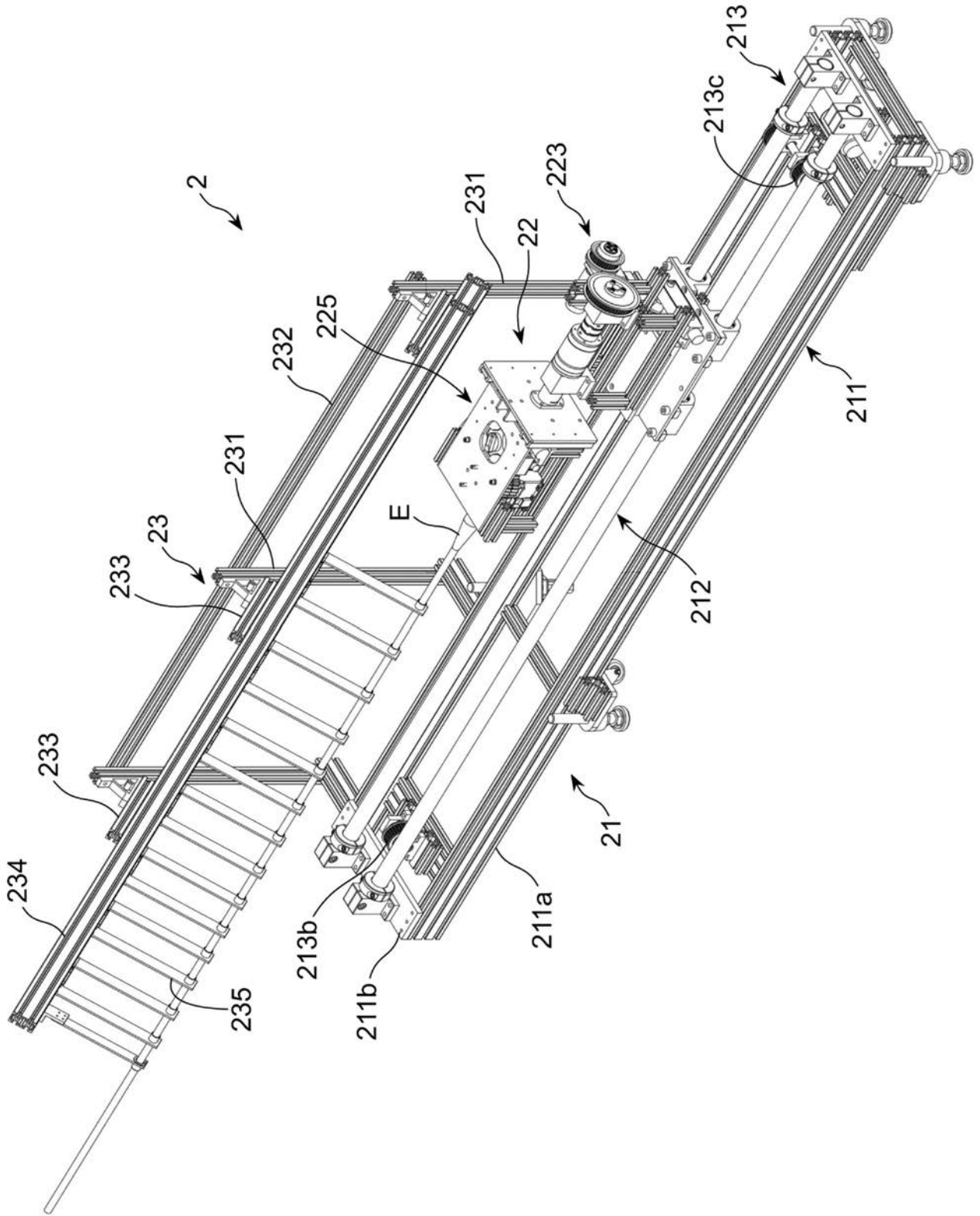
【図 2 5】



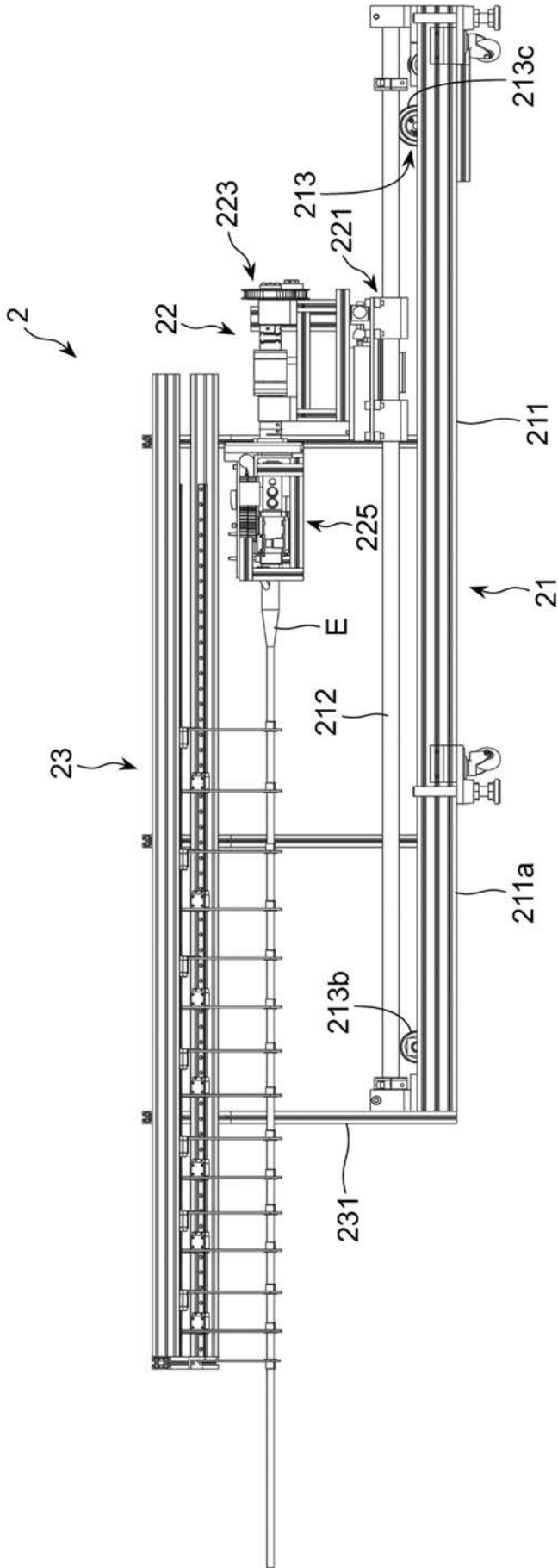
【図 1】



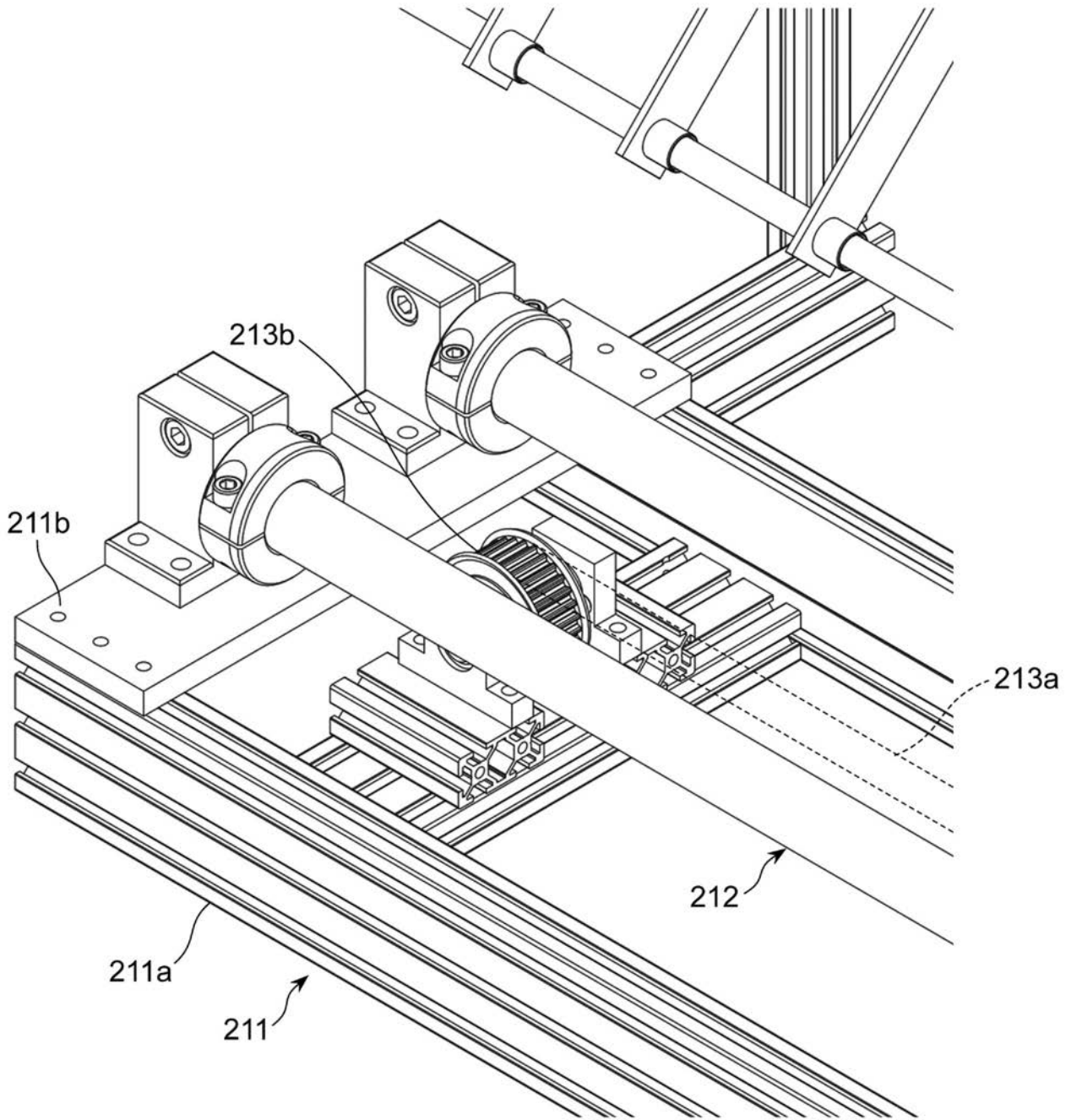
【 図 2 】



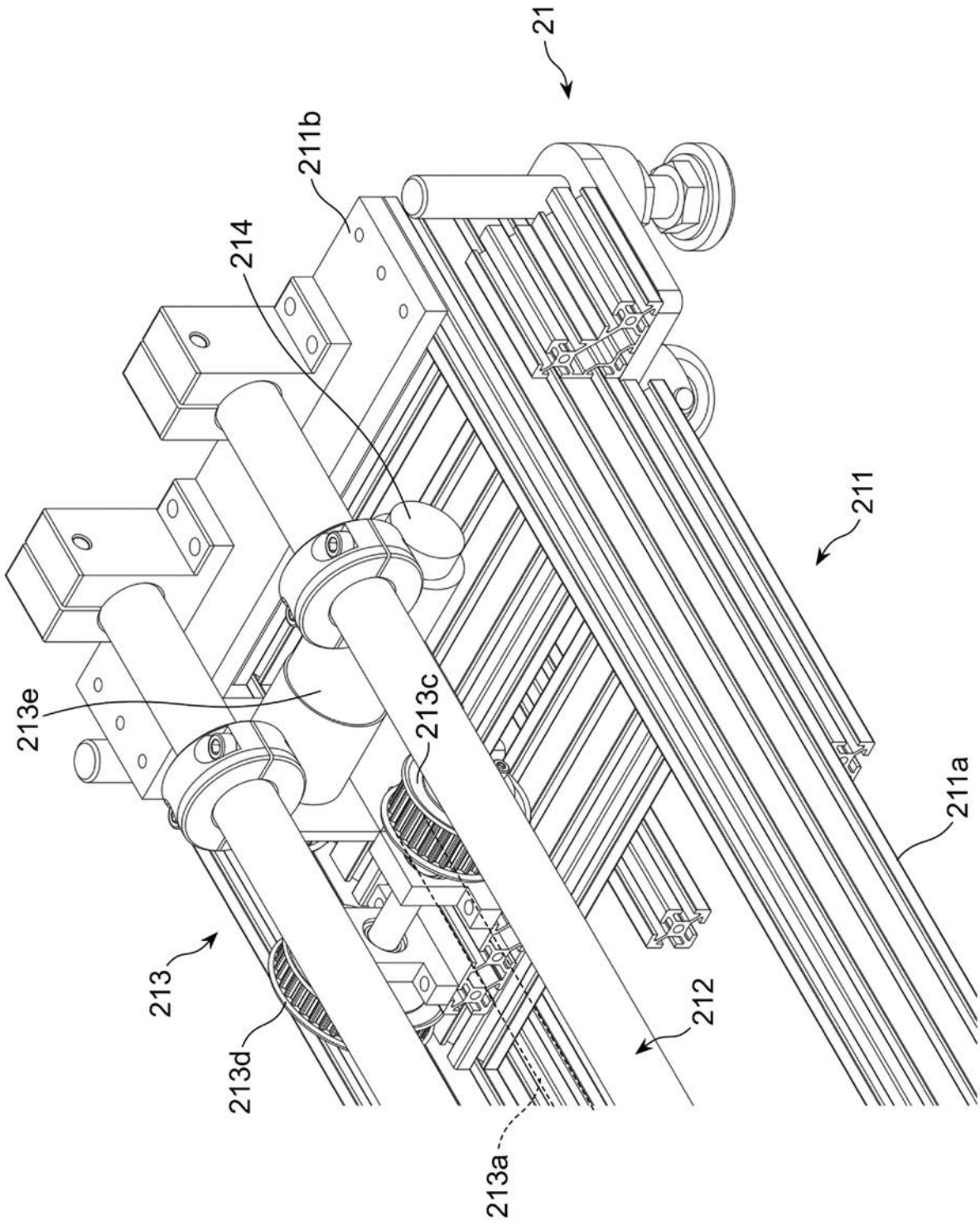
【 図 3 】



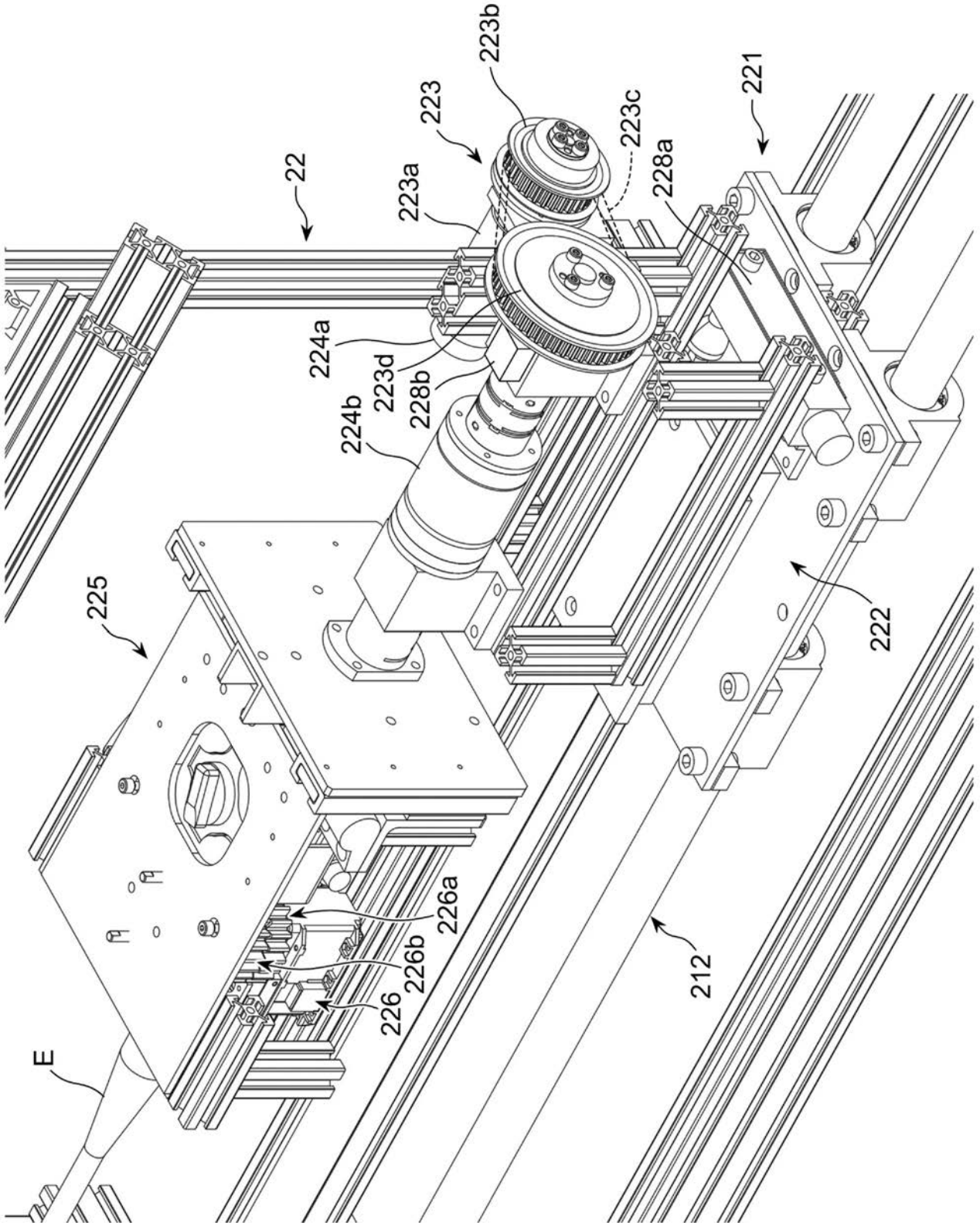
【 図 4 】



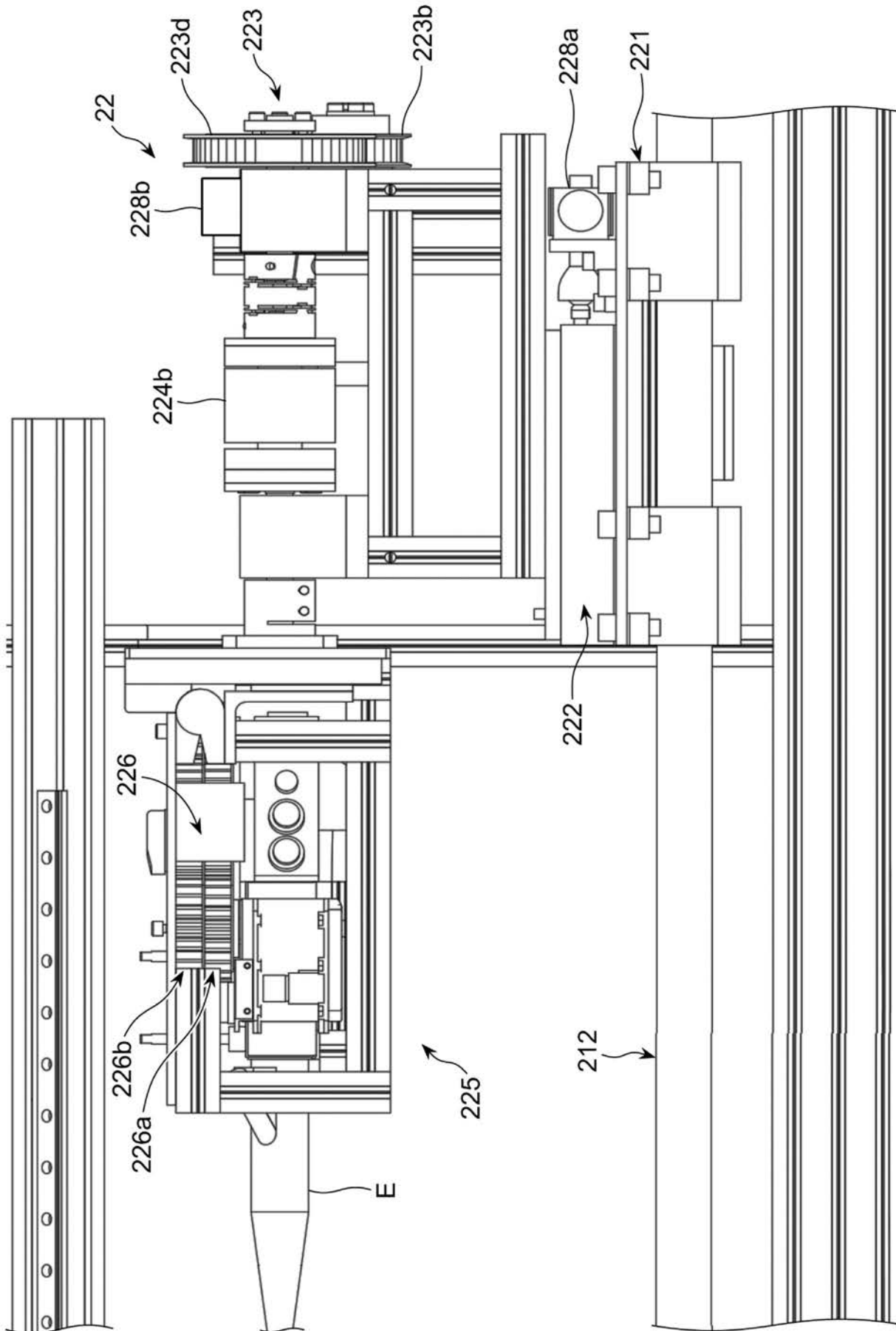
【図5】



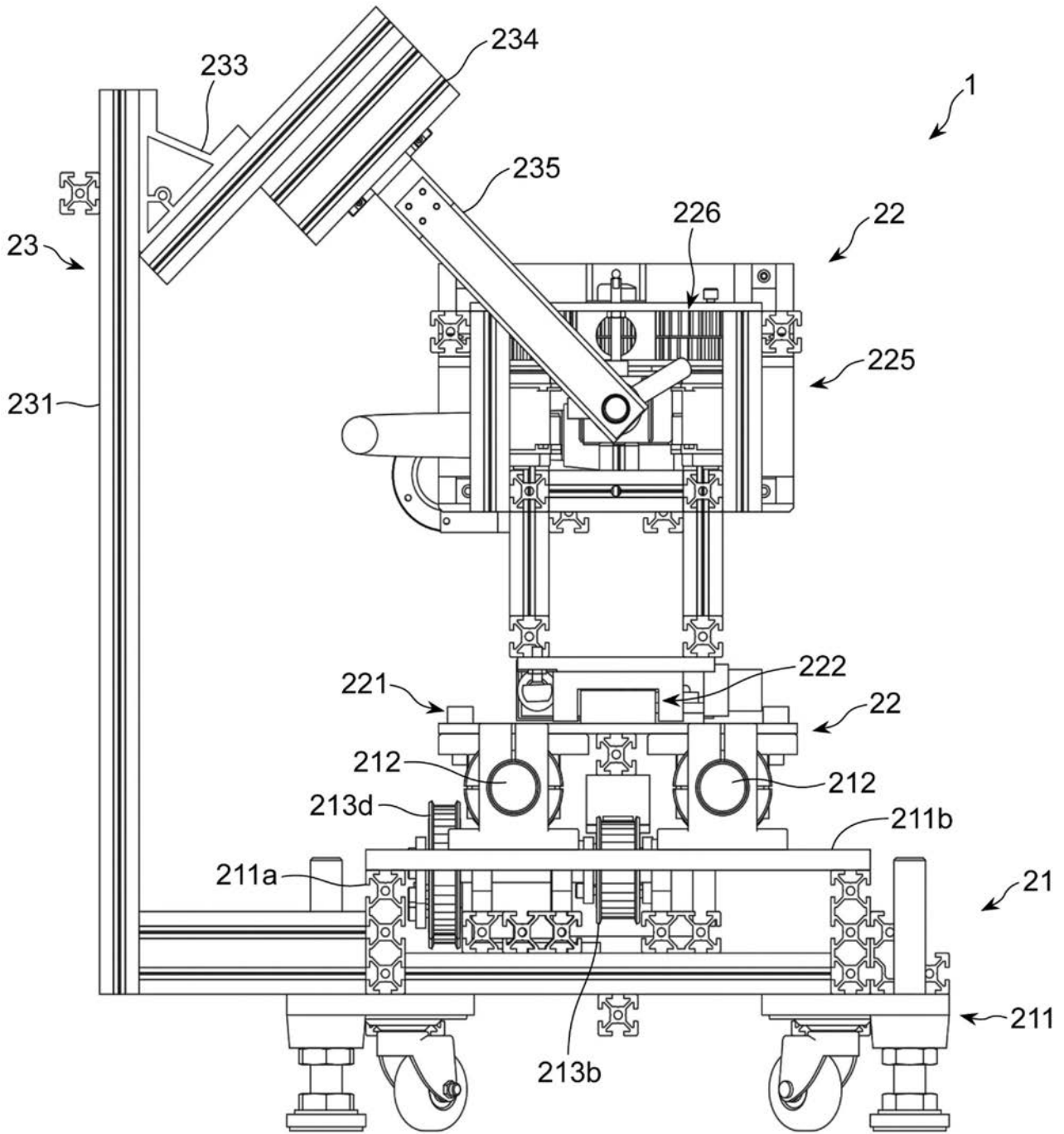
【 図 6 】



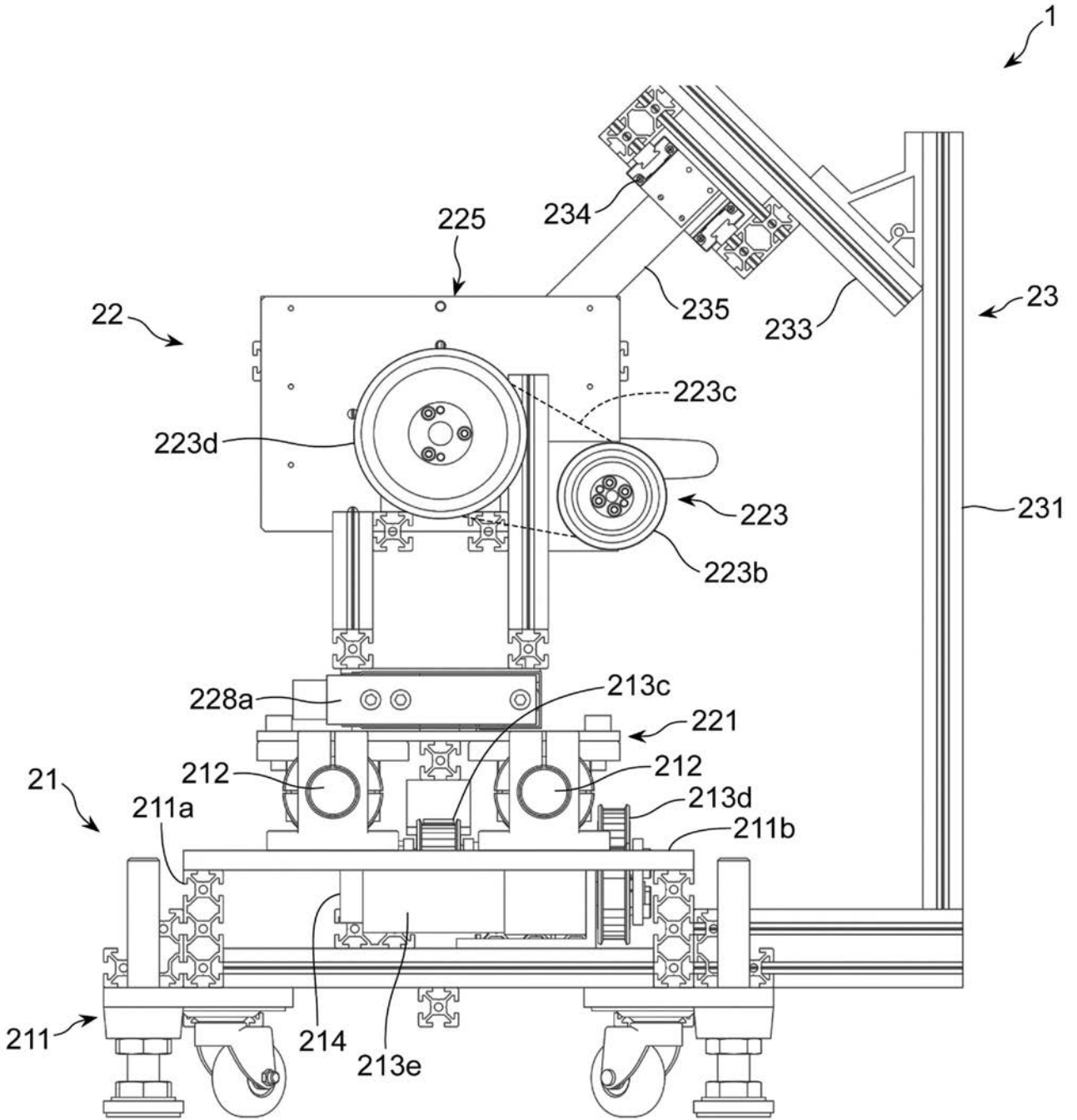
【 図 7 】



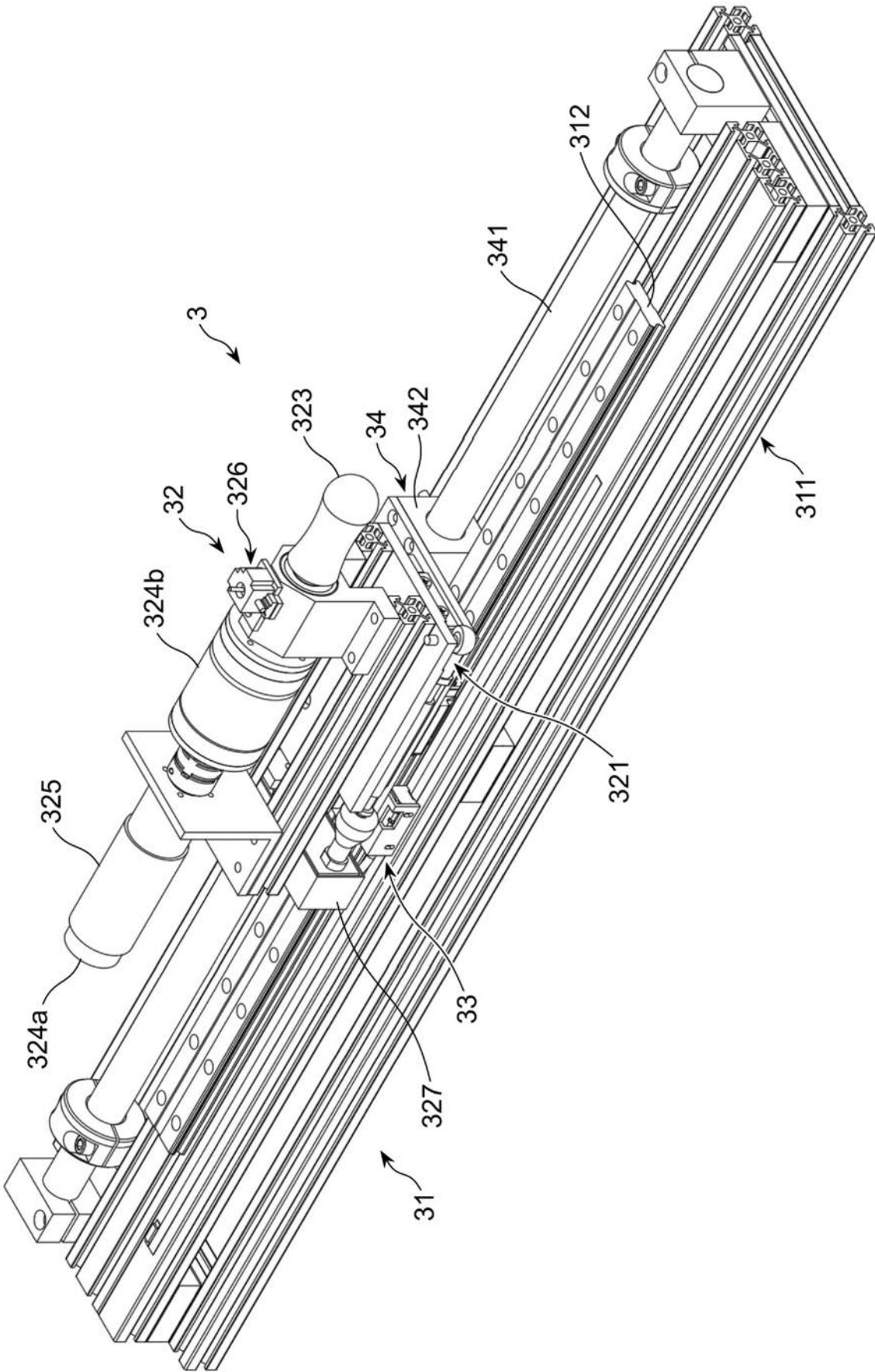
【 図 8 】



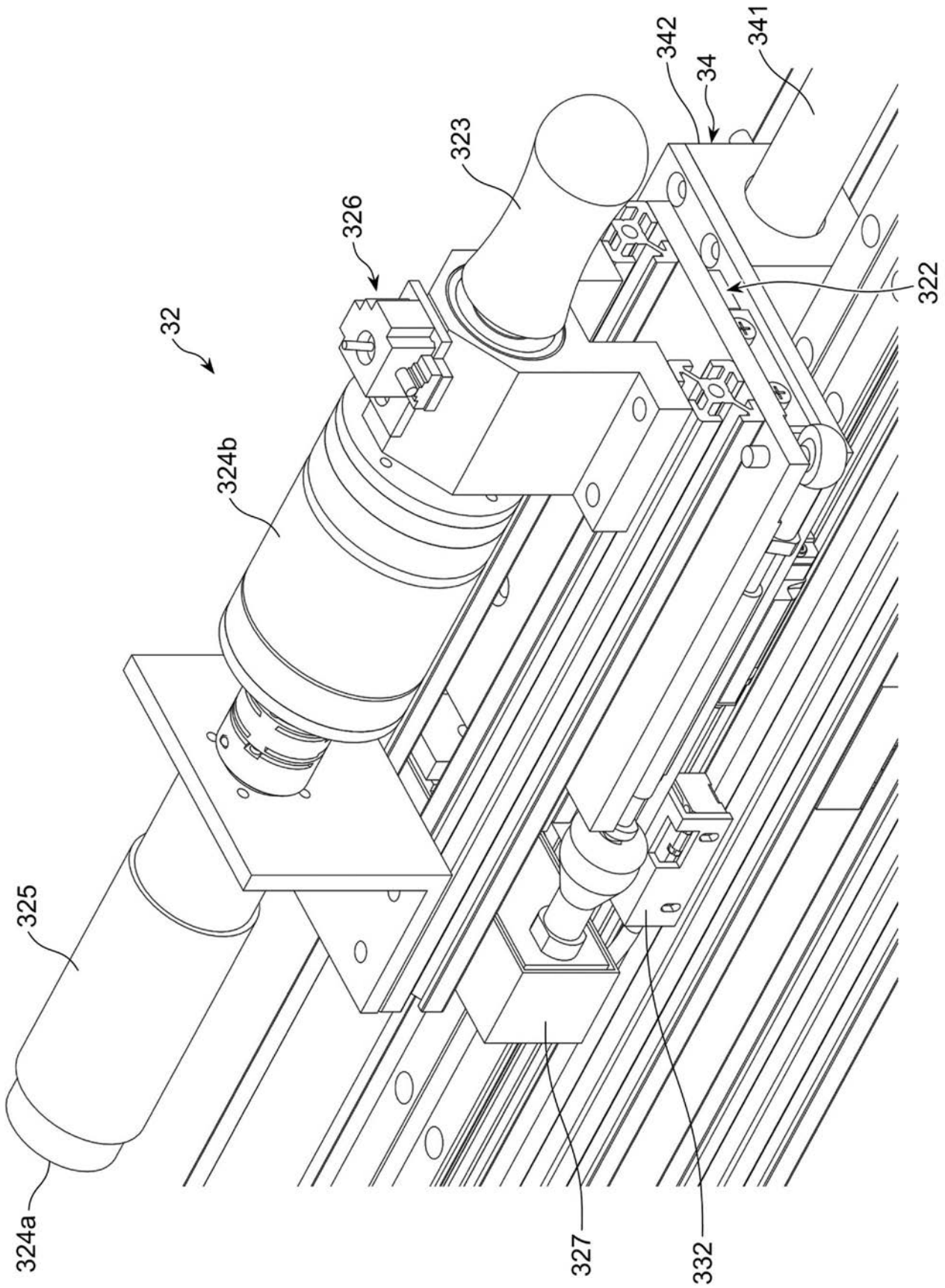
【 図 9 】



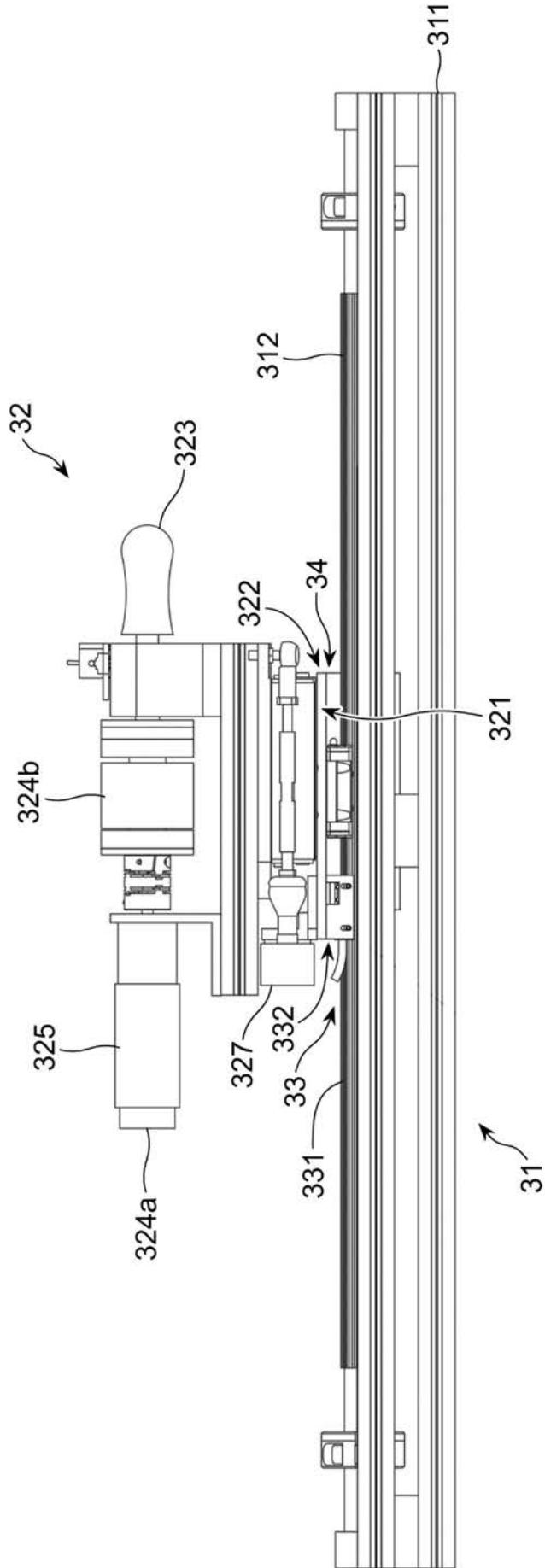
【図 10】



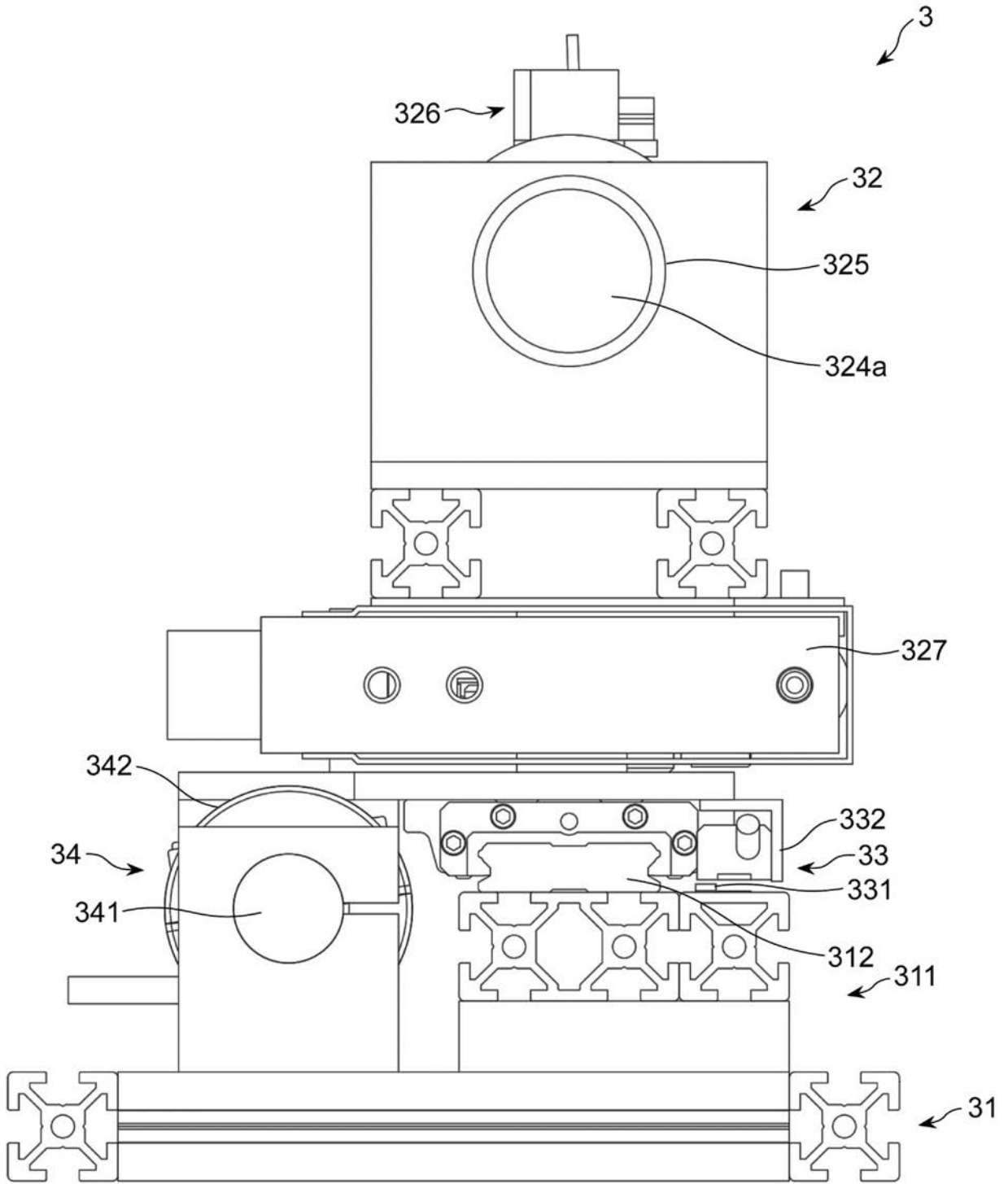
【 図 1 1 】



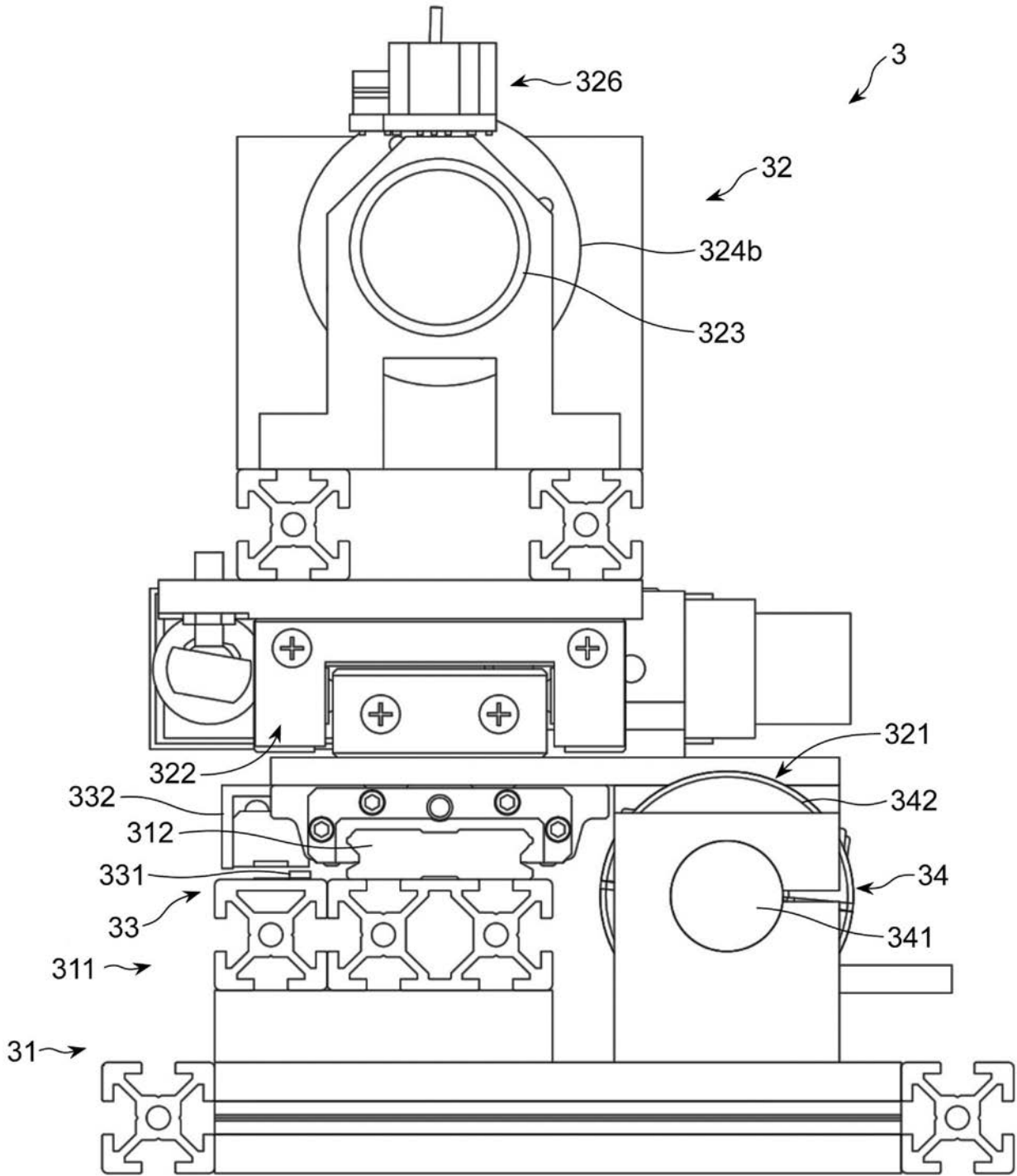
【 図 1 2 】



【図13】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(72)発明者 坂井 伸朗

福岡県北九州市戸畑区仙水町1番1号 国立大学法人九州工業大学内

(72)発明者 後藤 高彰

福岡県北九州市戸畑区仙水町1番1号 国立大学法人九州工業大学内

Fターム(参考) 4C161 BB01 CC06 CC09 DD03 GG22

专利名称(译)	内窥镜操作系统		
公开(公告)号	JP2013192623A	公开(公告)日	2013-09-30
申请号	JP2012060468	申请日	2012-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	国立大学法人九州工业大学		
申请(专利权)人(译)	学校法人产业医科大学 国立大学法人九州工业大学		
[标]发明人	久米惠一郎 坂井伸朗 後藤高彰		
发明人	久米 惠一郎 坂井 伸朗 後藤 高彰		
IPC分类号	A61B1/00		
FI分类号	A61B1/00.320.B A61B1/00.552 A61B1/00.554 A61B1/00.610 A61B1/005.523		
F-TERM分类号	4C161/BB01 4C161/CC06 4C161/CC09 4C161/DD03 4C161/GG22		
代理人(译)	加藤 久		
其他公开文献	JP5880952B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提供一种内窥镜操作系统，其能够通过获得更接近实际触摸的操作感觉来提供高度准确的可操作性。解决方案：内窥镜操作系统包括用于指示软内窥镜的操作的主设备3，用于通过来自主设备3的指令操作软内窥镜E的从设备2，以及用于控制主设备3的控制器4和通过基于来自主设备3的主状态信号和来自从设备2的从状态信号的双向力感测反馈生成到主设备3和从设备2的驱动信号，控制器4输出操作力。将主设备3添加到从设备3，并将从设备2中产生的力输出到主设备3。

