

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6027770号  
(P6027770)

(45) 発行日 平成28年11月16日 (2016.11.16)

(24) 登録日 平成28年10月21日 (2016.10.21)

(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 34/35 (2016.01)	A 6 1 B 34/35	
B 2 5 J 17/00 (2006.01)	B 2 5 J 17/00	G
B 2 5 J 19/02 (2006.01)	B 2 5 J 19/02	

請求項の数 8 (全 23 頁)

(21) 出願番号	特願2012-116742 (P2012-116742)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成24年5月22日 (2012.5.22)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2013-31637 (P2013-31637A)		東京都八王子市石川町2951番地
(43) 公開日	平成25年2月14日 (2013.2.14)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成27年3月19日 (2015.3.19)		弁理士 棚井 澄雄
(31) 優先権主張番号	特願2011-146796 (P2011-146796)	(74) 代理人	100064908
(32) 優先日	平成23年6月30日 (2011.6.30)		弁理士 志賀 正武
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100094400
(31) 優先権主張番号	特願2011-146797 (P2011-146797)		弁理士 鈴木 三義
(32) 優先日	平成23年6月30日 (2011.6.30)	(74) 代理人	100086379
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		弁理士 高柴 忠夫
		(74) 代理人	100129403
			弁理士 増井 裕士
		(74) 代理人	100139686
			弁理士 鈴木 史朗

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 処置具、マニピュレータ、及び手術支援システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

駆動源が発する駆動力により処置部が作動する処置具であって、  
 前記駆動源に連結された線状の駆動力伝達部材と、  
 前記処置部に設けられ、前記駆動力伝達部材が接続され、前記駆動源から前記駆動力伝達部材を介して前記駆動力が伝達され該駆動力を前記処置部の動作に変換する連結部と、  
 前記連結部により移動される線状の作動量検出部材と、  
 を備え、  
 前記連結部は、  
 所定の支点を回動中心として回動可能であり前記所定の支点から第一距離だけ離間した外周に前記駆動力伝達部材が巻き掛けられた第一プーリと、  
 前記第一プーリの回轉中心と同軸状に回轉中心を有して回動可能であり前記第一プーリよりも直径が大きく前記第一距離よりも長い第二距離だけ前記所定の支点から離間した外周に前記作動量検出部材が巻き掛けられた第二プーリと、  
 を有し、  
 前記駆動力伝達部材は、前記第一プーリに固定され、  
 前記作動量検出部材は、前記第二プーリに固定されている  
 ことを特徴とする処置具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の処置具であって、

10

20

前記駆動力伝達部材をガイドする駆動用ガイド部材と、  
前記作動量検出部材をガイドする検出用ガイド部材と、  
前記駆動用ガイド部材及び前記検出用ガイド部材を固定支持する支持部材と、  
を備えることを特徴とする処置具。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の処置具であって、  
前記支持部材は、

前記駆動用ガイド部材から前記第一プーリへ向かう前記駆動力伝達部材が、前記駆動用ガイド部材の先端から前記駆動力伝達部材と前記第一プーリとの接点へ向かう直線状となるように、前記駆動用ガイド部材を固定支持し、

前記検出用ガイド部材から前記第二プーリへ向かう前記作動量検出部材が、前記検出用ガイド部材の先端から前記作動量検出部材と前記第二プーリとの接点に向かう直線状となるように、前記検出用ガイド部材を固定支持する

ことを特徴とする処置具。

【請求項 4】

請求項 2 または 3 に記載の処置具であって、

前記支持部材は、前記駆動用ガイド部材と前記第一プーリとの間及び前記検出用ガイド部材と前記第二プーリとの間において前記駆動力伝達部材と前記作動量検出部材とが平行となるように、前記駆動用ガイド部材と前記検出用ガイド部材とを固定支持していることを特徴とする処置具。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 の何れか一項に記載の処置具であって、

前記駆動力伝達部材及び前記作動量検出部材がともに屈曲される屈曲部が前記処置部と前記駆動源との間に設けられ、

前記屈曲部は、前記駆動源側に対して前記処置部側が所定の屈曲軸を中心として回転し、

前記駆動力伝達部材及び前記作動量検出部材は、前記屈曲軸近傍において前記屈曲軸との距離が互いに略等しくなるように配置されていることを特徴とする処置具。

【請求項 6】

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の処置具であって、

前記駆動力伝達部材並びに前記作動量検出部材がワイヤであることを特徴とする処置具。

【請求項 7】

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の処置具と、

前記処置具が取り付けられたアームと、

を備えることを特徴とするマニピュレータ。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の処置具を備える手術支援システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、処置具、マニピュレータ、及び手術支援システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、手術を支援するためのシステムとして、遠隔操作可能なアームに処置具が取り付けられたマニピュレータを備えた手術支援システムが知られている。

マニピュレータには、関節などの可動部が設けられており、可動部が動作することによってマニピュレータは所望の姿勢に変位する。マニピュレータの可動部は、可動部へ動力を伝達する駆動源及び伝達部材と、可動部の変位量を検出する検出手段とによって上記所望の姿勢となるように制御される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 0 3 】

たとえば特許文献 1 には、湾曲部を有する内視鏡挿入部と、湾曲部を湾曲動作させるための動力を伝達するためのワイヤと、ワイヤの変位量を検出する変位量検出手段とを備えた検出装置が開示されている。

また、特許文献 2 には、関節を動作させる動力伝達用ワイヤと、関節の変位量を検出するために動力伝達用ワイヤに連結された変位センシング用ワイヤと、変位センシング用ワイヤの移動量を検出するセンサとを備えた変位量検出機構が開示されている。

## 【 先行技術文献 】

## 【 特許文献 】

## 【 0 0 0 4 】

【 特許文献 1 】 特開平 4 - 2 6 3 8 3 1 号公報

【 特許文献 2 】 特開 2 0 1 0 - 2 2 0 6 8 4 号公報

## 【 発明の概要 】

## 【 発明が解決しようとする課題 】

## 【 0 0 0 5 】

特許文献 1 に記載の検出装置では、湾曲部を湾曲動作させるための動力によってワイヤが伸びることにより、変位量検出手段によって検出される変位量はワイヤが伸びた分だけずれてしまう。また、特許文献 2 に記載の変位量検出機構では、関節を動作させるための牽引力により動力伝達用ワイヤが伸びることにより、センサによって検出される移動量は動力伝達用ワイヤが伸びた分だけずれてしまう。

このように、特許文献 1 , 2 に記載の構成では、湾曲部や関節などへ動力を伝達するワイヤの伸びの影響により、変位量を検出する精度が落ちるという問題がある。

## 【 0 0 0 6 】

本発明は、上述した事情に鑑みてなされたものであって、その目的は、変位量を精度よく検出することができる処置具、マニピュレータ及び手術支援システムを提供することである。

## 【 課題を解決するための手段 】

## 【 0 0 0 7 】

本発明の処置具は、駆動源が発する駆動力により処置部が作動する処置具であって、前記駆動源に連結された線状の駆動力伝達部材と、前記処置部に設けられ、前記駆動力伝達部材が接続され、前記駆動源から前記駆動力伝達部材を介して前記駆動力が伝達され該駆動力を前記処置部の動作に変換する連結部と、前記連結部により移動される線状の作動量検出部材と、を備え、前記連結部は、所定の支点を回動中心として回動可能であり前記所定の支点から第一距離だけ離間した外周に前記駆動力伝達部材が巻き掛けられた第一プーリと、前記第一プーリの回転中心と同軸状に回転中心を有して回動可能であり前記第一プーリよりも直径が大きく前記第一距離よりも長い第二距離だけ前記所定の支点から離間した外周に前記作動量検出部材が巻き掛けられた第二プーリと、を有し、前記駆動力伝達部材は、前記第一プーリに固定され、前記作動量検出部材は、前記第二プーリに固定されていることを特徴とする処置具である。

## 【 0 0 1 1 】

また、前記駆動力伝達部材をガイドする駆動用ガイド部材と、前記作動量検出部材をガイドする検出用ガイド部材と、前記駆動用ガイド部材及び前記検出用ガイド部材を固定支持する支持部材と、を備えていてもよい。

## 【 0 0 1 2 】

また、前記支持部材は、前記駆動用ガイド部材から前記第一プーリへ向かう前記駆動力伝達部材が、前記駆動用ガイド部材の先端から前記駆動力伝達部材と前記第一プーリとの接点へ向かう直線状となるように、前記駆動用ガイド部材を固定支持し、前記検出用ガイド部材から前記第二プーリへ向かう前記作動量検出部材が、前記検出用ガイド部材の先端から前記作動量検出部材と前記第二プーリとの接点に向かう直線状となるように、前記検出用ガイド部材を固定支持してもよい。

## 【 0 0 1 3 】

また、前記支持部材は、前記駆動用ガイド部材と前記第一プーリとの間及び前記検出用ガイド部材と前記第二プーリとの間において前記駆動力伝達部材と前記作動量検出部材とが平行となるように、前記駆動用ガイド部材と前記検出用ガイド部材とを固定支持してもよい。

## 【 0 0 2 1 】

また、本発明の処置具は、前記駆動力伝達部材及び前記作動量検出部材がともに屈曲される屈曲部が前記処置部と前記駆動源との間に設けられ、前記屈曲部は、前記駆動源側に対して前記処置部側が所定の屈曲軸を中心として回動し、前記駆動力伝達部材及び前記作動量検出部材は、前記屈曲軸近傍において前記屈曲軸との距離が互いに略等しくなるよう

10

## 【 0 0 2 2 】

また、前記駆動力伝達部材並びに前記作動量検出部材がワイヤであってもよい。

## 【 0 0 2 3 】

本発明のマニピュレータは、本発明の処置具と、前記処置具が取り付けられたアームと、を備えることを特徴とするマニピュレータである。

## 【 0 0 2 4 】

本発明の手術支援システムは、本発明の処置具を備える手術支援システムである。

## 【発明の効果】

## 【 0 0 2 5 】

20

本発明の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムによれば、変位量を精度よく検出することができる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【 0 0 2 6 】

【図 1】本発明の第 1 実施形態の手術支援システムの全体図である。

【図 2】同手術支援システムに設けられた処置具を示す側面図である。

【図 3】同処置具の断面図である。

【図 4】同処置具における処置部の先端の拡大断面図である。

【図 5】同処置具における駆動ワイヤとセンシング用ワイヤとの位置関係を示す模式図である。

30

【図 6】本発明の第 2 実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムにおける処置具の一部の構成を示す模式図である。

【図 7】同実施形態の変形例の構成を示す模式図である。

【図 8】本発明の第 3 実施形態の手術支援システムに設けられた処置具を示す側面図である。

【図 9】同処置具の断面図である。

【図 10】同処置具の処置部の拡大図であり、( A ) は側面図、( B ) は底面図である。

【図 11】同処置部に設けられたセンシングリンクの構成を示す側面図である。

【図 12】本発明の第 4 実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムにおける処置具の一部の構成を示す模式図である。

40

【図 13】本発明の第 5 実施形態の処置具の一部の構成を示す模式図である。

【図 14】同実施形態の変形例を示す模式図である。

【図 15】同変形例の他の構成例を示す模式図である。

【図 16】同実施形態の他の変形例を示す模式図である。

【図 17】本発明の第 6 実施形態の処置具の一部の構成を示す模式図である。

【図 18】本発明の他の構成例を示す模式図である。

【図 19】本発明の他の構成例を示す模式図である。

## 【発明を実施するための形態】

## 【 0 0 2 7 】

( 第 1 実施形態 )

50

本発明の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムについて説明する。図１は、本発明の第１実施形態の手術支援システムの全体図である。

まず、本実施形態の手術支援システム１の構成について説明する。

図１に示すように、本実施形態の手術支援システム１は、マスターアーム２とスレーブアーム１０とからなる２種のアームを有し、マスターアーム２の動作に追従させるようにしてスレーブアーム１０を遠隔制御するマスタースレーブ方式のシステムである。手術支援システム１には、患者Ｐに対して処置をする処置具２０（図２参照）が取り付けられている。

【００２８】

手術支援システム１は、マスターアーム２と、入力処理回路６と、切替器７と、手術台９と、スレーブアーム１０（マニピュレータ）、スレーブ制御回路１３と、画像処理回路１６と、ディスプレイ１９と、を有している。

【００２９】

マスターアーム２は、複数のリンク機構３を有する。各リンク機構３は、複数のリンク部材４が互いに連結された構造を有している。各リンク機構３を構成するそれぞれのリンク部材４には、例えばインクリメンタルエンコーダ等の位置検出器５が設けられている。

【００３０】

マスターアーム２に設けられた位置検出器５は、各リンク部材４の動作を検出し、検出信号を入力処理回路６へ出力するようになっている。位置検出器５が出力した検出信号は、入力処理回路６に入力され、当該検出信号に基づいて、入力処理回路６においてマスターアーム２の操作量が検出される。

【００３１】

入力処理回路６には、上記マスターアーム２と、マスターアーム２の操作に対応して動作するスレーブアーム１０を選択するための切替器７とが電氣的に接続されている。入力処理回路６は、マスターアーム２の操作量を検出し、検出された操作量に応じてスレーブアーム１０を動作させるための信号を生成し、スレーブ制御回路１３へ出力する。

切替器７は、たとえばスレーブアーム１０の各々に対応する複数の押しボタンスイッチ８を有し、押下された押しボタンスイッチ８に対応した選択信号を入力処理回路６へ出力するようになっている。

また、入力処理回路６には、マスターアーム２とスレーブアーム１０との動作比率を変更するスケーリング変更スイッチや、システムを緊急停止させたりするためのフットスイッチ等の操作部材が接続されていてもよい。

【００３２】

手術台９は、観察や処置の対象となる患者Ｐが載置される台である。手術台９の近傍には、スレーブアーム１０が設置されている。本実施形態では、１つの手術台９に対して複数のスレーブアーム１０が配置されている。

【００３３】

各スレーブアーム１０は、それぞれ複数の多自由度関節１１を有している。各多自由度関節１１を湾曲させることによって、手術台９に載置された患者Ｐに対して各スレーブアーム１０の先端側（患者Ｐの体腔に向かう側）に装着される処置具２０等を位置決めする。

【００３４】

各多自由度関節１１は、図示しない動力部によって個別に駆動される。動力部としては、例えばインクリメンタルエンコーダや減速器等を備えたサーボ機構を有するモータ（サーボモータ）を採用することができる。動力部による多自由度関節１１の動作制御は、スレーブ制御回路１３によって行われる。

【００３５】

また、スレーブアーム１０の姿勢や位置は、動力部に接続された位置検出器１２によって検出される。位置検出器１２は、動力部の駆動量を検知してスレーブ制御回路１３へ検出信号を出力するようになっている。位置検出器１２から発せられた検出信号は、スレー

10

20

30

40

50

ブ制御回路 13 に入力され、この検出信号により、スレーブアーム 10 の駆動量がスレーブ制御回路 13 において検出される。

【0036】

スレーブアーム 10 には、スレーブアーム 10 に装着された処置具 20 を駆動するための複数の駆動源 21 (図 2 参照) が、多自由度関節 11 を動作させる動力部とは別に設けられている。

【0037】

スレーブアーム 10 の遠位端には、スレーブアーム 10 と処置具 20 とを接続するための手術用動力伝達アダプタ 14 が設けられている。手術用動力伝達アダプタ 14 は、スレーブアーム 10 と処置具 20 との間に介在された、スレーブアーム 10 からの動力を直動運動によって処置具 20 に伝達する機構を備えた部材である。

10

【0038】

スレーブ制御回路 13 は、例えば CPU やメモリ等を有して構成されている。スレーブ制御回路 13 は、スレーブアーム 10 の制御を行うための所定のプログラムを記憶しており、入力処理回路 6 からの制御信号に従って、スレーブアーム 10 又は処置具 20 の動作を制御する。

【0039】

具体的には、スレーブ制御回路 13 は、入力処理回路 6 からの制御信号に基づいて、操作者 Op によって操作されたマスターアーム 2 の操作対象となるスレーブアーム 10 または処置具 20 (以下、「スレーブアーム 10 等」と称する。) を特定し、スレーブアーム 10 等を動作させる駆動信号を生成する。さらに、スレーブ制御回路 13 は、スレーブアーム 10 の動力部へ駆動信号を出力するとともに、当該スレーブアーム 10 の動作に従って動力部の位置検出器 5 から発せられる検出信号に応じて、当該スレーブアーム 10 が動作目標に到達するように、駆動信号の大きさや極性を制御する。

20

これにより、スレーブ制御回路 13 は、マスターアーム 2 の操作対象として特定されたスレーブアーム 10 等の動作を制御することができる。

【0040】

本実施形態の手術支援システム 1 では、マスターアーム 2 の操作に対応して動作するスレーブアーム 10 を特定してから特定されたスレーブアーム 10 を動作させるので、マスターアーム 2 の数量よりも多くのスレーブアーム 10 を切り替えて動作させることができる。たとえば、本実施形態では、2 本のマスターアーム 2 を用いて 4 本のスレーブアーム 10 を操作することができる。なお、マスターアーム 2 の数とスレーブアーム 10 の数とが一致していても構わない。

30

【0041】

本実施形態では、複数のスレーブアーム 10 のうちの少なくとも 1 つには、処置対象の画像を取得する観察器具 15 が取り付けられている。観察器具 15 としては、たとえば医療用内視鏡装置など、公知の観察器具 15 を適宜採用することができる。本実施形態では、観察器具 15 によって取得された画像は、スレーブ制御回路 13 を介して画像処理回路 16 へ画像信号として出力される。

【0042】

40

画像処理回路 16 は、スレーブ制御回路 13 から出力された画像信号に対して画像処理を施して、ディスプレイ 19 (操作者用ディスプレイ 17 や助手用ディスプレイ 18) に表示させる画像データを生成する。

操作者用ディスプレイ 17 及び助手用ディスプレイ 18 は、例えば液晶ディスプレイで構成されており、画像処理回路 16 において生成された画像データに基づく画像を表示する。

【0043】

図 2 は、手術支援システム 1 に設けられた処置具 20 を示す側面図である。図 3 は、処置具 20 の断面図である。図 4 は、処置具 20 における処置部の先端の拡大断面図である。

50

図 2 及び図 3 に示すように、処置具 20 は、いわゆる外科用手術器であり、駆動源 21 と、本体部 24 と、屈曲部 28 を有する処置部 40 と、変位置検出機構 52 とを備える。

【0044】

駆動源 21 は、例えばサーボモータを備え、スレーブ制御回路 13 によって動作が制御され、処置部 40 を作動させる駆動力を発する。駆動源 21 にはロッド 22 の一端が固定されており、駆動源 21 はロッド 22 の中心軸線方向へロッド 22 を進退移動させる。ロッド 22 の他端は、屈曲部 28 よりも駆動源 21 側の範囲内に位置している。ロッド 22 の他端には、可撓性を有する駆動ワイヤ 23 の一端が固定されている。駆動ワイヤ 23 の他端は、後述する連結部材 42 に接続されている。駆動ワイヤ 23 と連結部材 42 とは、たとえば溶接などによって固定されている。ロッド 22 と駆動ワイヤ 23 とによって本発明の駆動力伝達部材が構成されており、駆動源 21 が発した駆動力は、駆動源 21 に連結された駆動力伝達部材を介して処置部 40 へと伝達されるようになっている。

10

【0045】

本体部 24 は、両端が開口された筒状に形成されており、一端が駆動源 21 に固定されているとともに他端が屈曲部 28 に固定されている。本体部 24 の内部には、上述のロッド 22 及び駆動ワイヤ 23 と、駆動ワイヤ 23 が挿通された駆動用ガイド部材 25 と、センシング用ワイヤ 26（作動量検出部材）と、センシング用ワイヤ 26 が挿通された検出用ガイド部材 27 とが設けられている。

【0046】

駆動用ガイド部材 25 は、本体部 24 内における駆動ワイヤ 23 の経路を規定して駆動ワイヤ 23 をガイドする筒状部材である。駆動用ガイド部材 25 は、たとえばコイルパイプによって形成されている。

20

センシング用ワイヤ 26 は、後述する固定部 46 に一端が固定され、他端が駆動源 21 内に配置されたワイヤである。本実施形態では、センシング用ワイヤ 26 は金属線材によって構成されている。

検出用ガイド部材 27 は、本体部 24 内におけるセンシング用ワイヤ 26 の経路を規定してセンシング用ワイヤ 26 をガイドする筒状部材である。検出用ガイド部材 27 は、たとえばコイルパイプや金属パイプによって形成されている。また、検出用ガイド部材 27 の内面とセンシング用ワイヤ 26 の外面とは、互いの摩擦が小さくなるような表面処理等が施されている。

30

駆動用ガイド部材 25 と検出用ガイド部材 27 とは、互いに干渉しないように離れた位置に設けられており、屈曲部 28 においては、互いに平行に配置されている。

【0047】

屈曲部 28 は、略筒状に形成された中間支持部材 29 と、互いに 90 度ずれた状態で中間支持部材 29 の端部にそれぞれ配置された 2 つの屈曲軸 30（第一屈曲軸 30a、第二屈曲軸 30b）とを有している。本実施形態では、処置部 40 の先端に近い側に設けられた屈曲軸 30（第一屈曲軸 30a）は、処置部 40 を開閉動作させるための後述する開閉軸 41c と平行となっている。

【0048】

図 5 は、処置具 20 における駆動ワイヤ 23 とセンシング用ワイヤ 26 との位置関係を示す模式図である。

40

図 3 および図 5 に示すように、第一屈曲軸 30a と第二屈曲軸 30b とのそれぞれの近傍において、互いに平行な駆動ワイヤ 23 とセンシング用ワイヤ 26 との中央線 M は、第一屈曲軸 30a の中心軸線 O1 と交差し、且つ第二屈曲軸 30b の中心軸線 O2 と交差する。このような位置関係にすることで、固定部 46 に近い第一屈曲軸 30a 付近で、駆動ワイヤ、センシング用ワイヤが屈曲方向によって曲げ半径が違ふことが避けられ、ワイヤへの屈曲による影響が屈曲方向によって異なることを避けることができる。なお、本明細書においては、駆動ワイヤ 23 とセンシング用ワイヤ 26 とを見やすくするために、実際には重なって図示されるべき駆動ワイヤ 23 とセンシング用ワイヤ 26 と紙面上下方向にずらして図示している。

50

## 【 0 0 4 9 】

図 3 に示すように、屈曲部 2 8 は、本体部 2 4 内に配された屈曲用ワイヤ（不図示）、及び駆動源 2 1 とは別に設けられた駆動源（不図示）によって、駆動源 2 1 側に対して処置部 4 0 の先端側が 2 つの屈曲軸 3 0 を中心として回転するように屈曲される。

## 【 0 0 5 0 】

また、処置部 4 0 は、開閉軸 4 1 c を回転の中心として互いに回転可能な一対のジョー 4 1 と、一対のジョー 4 1 に連結された連結部材（連結部）4 2 と、一対のジョー 4 1 を開閉軸 4 1 c を介して支持し、第一屈曲軸 3 0 a の中心軸線回りに回転可能に第一屈曲軸 3 0 a に取り付けられた支持部材 4 8 とを備える。

## 【 0 0 5 1 】

一対のジョー 4 1 は、たとえば患者 P（図 1 参照）の組織を把持したり、縫合糸や針を把持したりする目的で設けられている。一対のジョー 4 1 の各々は、開閉軸 4 1 c 部分において折れ曲がった形状を有し、対向して配置されている。

## 【 0 0 5 2 】

図 4 に示すように、連結部材 4 2 は、一対のジョー 4 1 における屈曲部 2 8 側に位置する端部 4 1 b（一対のジョー 4 1 の基端部）のそれぞれにピン 4 3 によって回転可能に連結された一対のリンク 4 4 と、一対のリンク 4 4 のそれぞれにピン 4 5 によって回転可能に連結された固定部 4 6 とを備える。一対のジョー 4 1 と一対のリンク 4 4 とをそれぞれ連結するピン 4 3 と、一対のリンク 4 4 と固定部 4 6 とを連結するピン 4 5 とは、いずれも開閉軸 4 1 c と平行に中心軸線が延びる略円柱状の部材である。

## 【 0 0 5 3 】

固定部 4 6 には、駆動力伝達部材を構成する駆動ワイヤ 2 3 の端部と、センシング用ワイヤ 2 6 の端部とが共に固定されている。固定部 4 6 と駆動ワイヤ 2 3 との固定位置 P 1 と、固定部 4 6 とセンシング用ワイヤ 2 6 との固定位置 P 2 とは、屈曲部 2 8 の第二屈曲軸 3 0 b が延びる方向に並んでいる。

## 【 0 0 5 4 】

本実施形態では、一対のジョー 4 1 と一対のリンク 4 4 とを固定する各ピン 4 3 は、一対のリンク 4 4 と固定部 4 6 とを連結するピン 4 5 よりも屈曲部 2 8 に近い位置に配置されている。このため、固定部 4 6 が屈曲部 2 8 側へ移動すると、各ピン 4 3 の間隔が開くように一対のジョー 4 1 の基端部が移動される。また、一対のジョー 4 1 が閉じられている状態における各ピン 4 3 の距離 X 1 は、ピン 4 3 とピン 4 5 との間の距離 X 2 の 2 倍よりも短く設定されている。このため、固定部 4 6 が屈曲部 2 8 側へ移動されても、ピン 4 5 が各ピン 4 3 よりも屈曲部 2 8 側へ移動されることはない。このとき、ジョー 4 1 の先端 4 1 a 側において、対向する面によって把持対象物を挟み込む力がかかるようになって

## 【 0 0 5 5 】

さらに、ピン 4 3、4 5 によって連結された一対のリンク 4 4 は、トグル機構（倍力機構）を構成している。このため、ジョー 4 1 の先端 4 1 a 側を閉じるために駆動ワイヤ 2 3 を牽引するときに、駆動ワイヤ 2 3 を介して伝達された駆動力は、当該トグル機構によって減速されて一対のジョー 4 1 へと出力される。その結果、駆動源 2 1 が発する駆動力よりも大きな力でジョー 4 1 を閉じることができる。

## 【 0 0 5 6 】

一対のリンク 4 4 及び固定部 4 6 は、たとえば一対のジョー 4 1 と同程度の剛性を有する部材であり、駆動ワイヤ 2 3 を介して伝達された駆動力によっては変形しないようになっている。

このように、連結部材 4 2 は、ロッド 2 2 及び駆動ワイヤ 2 3 を介して駆動源 2 1 から伝達された駆動力を処置部 4 0 の動作に変換するリンクとして機能する。

## 【 0 0 5 7 】

支持部材 4 8 は、開閉軸 4 1 c の両端を支持する軸支持部 4 9 と、固定部 4 6 に設けられたピン 4 5 を移動可能に支持する長孔部 5 0 と、駆動用ガイド部材 2 5 及び検出用ガイ

10

20

30

40

50



ド部材 27 を固定支持するガイド固定部 51 とを有している。本実施形態では、支持部材 48 には、屈曲部 28 の第一屈曲軸 30a となる円柱状の突起 48a が外面に一对形成されており、屈曲部 28 の中間支持部材 29 には、支持部材 48 に形成された突起 48a が挿通された孔 29a (図 2 参照) が設けられている。

【0058】

ガイド固定部 51 は、駆動用ガイド部材 25 から固定部 46 へ向かう駆動ワイヤ 23 が、駆動用ガイド部材 25 の先端から固定位置 P1 へ向かう直線状となるように、駆動用ガイド部材 25 を固定支持している。また、ガイド固定部 51 は、検出用ガイド部材 27 から固定部 46 へ向かうセンシング用ワイヤ 26 が、検出用ガイド部材 27 の先端から固定位置 P2 へ向かう直線状となるように、検出用ガイド部材 27 を固定支持している。

10

さらに、ガイド固定部 51 は、駆動用ガイド部材 25 と固定部 46 との間及び検出用ガイド部材 27 と固定部 46 との間において駆動ワイヤ 23 とセンシング用ワイヤ 26 とが平行となるように、駆動用ガイド部材 25 と検出用ガイド部材 27 とを固定支持している。

【0059】

図 3 に示すように、変位置検出機構 52 は、センシング用ワイヤ 26 の基端 (固定部 46 に固定されていない側の端) の変位置を検出するセンサ 53 と、センサ 53 によって検出された変位置を出力する図示しない出力部とを備える。変位置検出機構 52 のセンサ 53 は、金属線材によって構成されたセンシング用ワイヤ 26 のセンサ 53 に対する位置が変化することによる磁気の変化を検出する磁気センサである。センサ 53 によって検出されるセンシング用ワイヤ 26 の変位置は、一对のジョー 41 の開閉に対応して変化する。このため、センサ 53 は、センシング用ワイヤ 26 の変位置を検出することによって一对のジョー 41 の開閉状態を検出することができる。

20

【0060】

変位置検出機構 52 の出力部は、センサ 53 によって検出された変位置をスレーブ制御回路 13 へと出力する。スレーブ制御回路 13 では、変位置検出機構 52 の出力部から出力された変位置に基づいて駆動源 21 の駆動状態を制御する。

【0061】

次に、処置具 20、スレーブアーム 10 (マニピュレータ) 及び手術支援システム 1 の作用について説明する。

30

手術支援システム 1 は、スレーブアーム 10 に処置具 20 が取り付けられた状態で使用される。

手術支援システム 1 の操作者 Op は、マスターアーム 2 を操作して、スレーブアーム 10 及び処置具 20 を遠隔操作する。処置具 20 の使用時には、スレーブ制御回路 13 によって駆動源 21 が駆動され、駆動源 21 に接続されたロッド 22 が進退移動される。すると、ロッド 22 に固定された駆動ワイヤ 23 もロッド 22 と一体に進退移動されて、駆動ワイヤ 23 に固定された固定部 46 も進退移動される。固定部 46 が進退移動されることによって、一对のジョー 41 は開閉動作される。

【0062】

一对のジョー 41 を閉じる動作をさせるときには、駆動ワイヤ 23 が駆動源 21 によって牽引されるので、駆動ワイヤ 23 には牽引力がかかる。牽引力がかかった駆動ワイヤ 23 は、牽引力によって僅かに伸びる場合がある。したがって、駆動源 21 によって実際に牽引した駆動ワイヤ 23 の牽引量と、駆動ワイヤ 23 が固定部 46 を牽引する牽引量との間には、駆動ワイヤ 23 の伸びの分だけズレが生じる可能性がある。特に、一对のジョー 41 の先端側において処置対象となる組織が挟み込まれている状態では、組織を把持するための強い牽引力が駆動ワイヤ 23 にかかることで、駆動ワイヤ 23 の伸びによる上記ズレは一層顕著となる。

40

【0063】

駆動ワイヤ 23 によって固定部 46 が牽引されると、固定部 46 に固定されたセンシング用ワイヤ 26 は、駆動源 21 側へと押される。センシング用ワイヤ 26 は固定部 46 に

50

より移動されるだけであり固定部 4 6 以外には固定されていないから、センシング用ワイヤ 2 6 には、センシング用ワイヤ 2 6 に伸びを生じさせるほどの力はいかからない。センシング用ワイヤ 2 6 は、駆動ワイヤ 2 3 の伸びの影響を受けることなく、固定部 4 6 の変位量に応じて移動する。

【 0 0 6 4 】

変位量検出機構 5 2 のセンサ 5 3 は、センシング用ワイヤ 2 6 の変位量を検出し、センサ 5 3 からの出力を受けたスレーブ制御回路 1 3 は、一対のジョー 4 1 の開閉状態を検出する。このとき、スレーブ制御回路 1 3 によって検出された一対のジョー 4 1 の開閉状態は、駆動ワイヤ 2 3 の伸びによって生じる駆動ワイヤ 2 3 の牽引量と固定部 4 6 の移動量とのズレの影響を受けない。すなわち、一対のジョー 4 1 の開閉状態が精度よく検出される。

10

【 0 0 6 5 】

また、処置具 2 0 の使用時には、屈曲部 2 8 が屈曲された状態で一対のジョー 4 1 を開閉させる場合もある。この場合、駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とは共に屈曲軸 3 0 において屈曲される。本実施形態では、屈曲部 2 8 が屈曲されても屈曲部 2 8 が直線状態であっても、屈曲部 2 8 における駆動ワイヤ 2 3 の経路長とセンシング用ワイヤ 2 6 の経路長とのいずれも変化しない。このため、屈曲部 2 8 の屈曲状態によらず、センシング用ワイヤ 2 6 の変位量を検出することにより一対のジョー 4 1 の開閉状態が精度良く検出される。

【 0 0 6 6 】

20

以上説明したように、本実施形態の処置具 2 0、スレーブアーム 1 0 ( マニピュレータ )、及び手術支援システム 1 によれば、一対のジョー 4 1 を開閉動作させる連結部材 4 2 の固定部 4 6 に駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とがそれぞれ個別に固定されているので、駆動ワイヤ 2 3 の伸びの影響を受けずに一対のジョー 4 1 の動作がセンシング用ワイヤ 2 6 の変位に精度良く反映される。その結果、処置部 4 0 に設けられた一対のジョー 4 1 の変位量を精度よく検出することができる。

【 0 0 6 7 】

( 第 2 実施形態 )

次に、本発明の第 2 実施形態の処置具、マニピュレータ、及び手術支援システムについて説明する。なお、以下に説明する各実施形態において、上述した第 1 実施形態の処置具 2 0、マニピュレータ ( スレーブアーム 1 0 )、及び手術支援システム 1 と構成を共通とする箇所には同一符号を付けて、説明を省略する。図 6 は、本実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムにおける処置具の一部の構成を示す模式図である。

30

【 0 0 6 8 】

本実施形態では、屈曲部 2 8 を屈曲させるための機構について詳述する。

図 6 に示すように、第一屈曲軸 3 0 a は、直径が互いに異なる 2 枚のプーリ ( 第一プーリ 6 1、第二プーリ 6 2 ) が同軸状に重ねられた形状を有する多段プーリ 6 0 となっている。第一屈曲軸 3 0 a は、中間支持部材 2 9 に対しては多段プーリ 6 0 の回転軸回りに回転自在に支持されており、支持部材 4 8 に対しては固定されている。

【 0 0 6 9 】

40

多段プーリ 6 0 における直径が小さいほうのプーリ ( 第一プーリ 6 1 ) には、多段プーリ 6 0 を回転させるための屈曲用ワイヤ 6 3 が巻き掛けられている。第一プーリ 6 1 の外周面の一部には、屈曲用ワイヤ 6 3 の一部が固定されており、第一プーリ 6 1 と屈曲用ワイヤ 6 3 とがすべらないようになっている。多段プーリ 6 0 における直径が大きいほうのプーリ ( 第二プーリ 6 2 ) の外周には、一端が多段プーリ 6 0 に固定された屈曲検出ワイヤ 6 4 が巻き掛けられている。

【 0 0 7 0 】

屈曲用ワイヤ 6 3 は、第 1 実施形態で説明した駆動源 2 1 とは別に設けられた駆動源 2 1 A に接続されている。本実施形態では、駆動源 2 1 A としては、屈曲用ワイヤ 6 3 が巻き掛けられる回転出力軸を有するサーボモータ等を採用することができる。

50

## 【0071】

屈曲検出ワイヤ64は、第1実施形態で説明した変位量検出機構52と同様の変位量検出機構52Aによって変位量が検出されるワイヤである。本実施形態では、変位量検出機構52Aによって検出された変位量に基づいて、スレーブ制御回路13において多段プーリ60の回転量が検出される。

## 【0072】

屈曲用ワイヤ63は、駆動用ガイド部材25と同様の屈曲用ガイド部材25Aに挿通されており、屈曲検出ワイヤ64は、検出用ガイドと同様の屈曲検出用ガイド部材27Aに挿通されている。屈曲用ガイド部材25Aと屈曲検出用ガイド部材27Aとは、いずれも支持部材48に固定されている。

10

さらに、屈曲用ガイド部材25Aから出て多段プーリ60へ向かう屈曲用ワイヤ63と、屈曲検出用ガイド部材27Aから出て多段プーリ60へ向かう屈曲検出ワイヤ64とは、何れも略直線的に、多段プーリ60との接点へ向かって伸びており、各プーリの接線に沿っている。

## 【0073】

本実施形態の処置具、マニピュレータ、及び手術支援システムの作用について、屈曲部28の作用を中心に説明する。

本実施形態では、屈曲用ワイヤ63が掛け回された第一プーリ61よりも屈曲検出ワイヤ64が掛け回された第二プーリ62の方が直径が大きく形成されている。このため、屈曲用ワイヤ63によって多段プーリ60が回転されると、屈曲用ワイヤ63の変位量よりも屈曲検出ワイヤ64の変位量の方が大きい。また、第1実施形態と同様に、屈曲検出ワイヤ64の変位量は、屈曲用ワイヤ63に牽引力がかかった場合の屈曲用ワイヤ63の伸びの影響を受けることなく、多段プーリ60の回転量が反映される。

20

## 【0074】

多段プーリ60の回転量は、多段プーリ60が固定された支持部材48の、中間支持部材29に対する屈曲角度となっている。すなわち、本実施形態では、屈曲用ワイヤ63に牽引力がかかった場合の屈曲用ワイヤ63の伸びの影響を受けることなく、中間支持部材29に対する支持部材48の屈曲角度を屈曲検出ワイヤ64を用いて精度良く検出することができる。

## 【0075】

30

また、本実施形態では、多段プーリ60の回転軸が支点となり、直径が小さい第一プーリ61の外周面に屈曲用ワイヤ63が摩擦力により固定されている。さらに、直径が大きい第二プーリ62の外周面には、屈曲検出ワイヤ64が固定されている。このため、屈曲用ワイヤ63の変位量に対する屈曲検出ワイヤ64の変位量を大きくすることができ、変位量検出機構52Aにおける検出の分解能を高めることができる。また、多段プーリ60を構成する各プーリの直径の比率を最適化すれば、変位量検出機構52Aの検出可能範囲（ダイナミックレンジ）の広い領域を検出に利用することができ、ノイズ等の影響を受けにくく、検出精度を高めることができる。

## 【0076】

なお、第二屈曲軸30bに対しても、本実施形態と同様に多段プーリ60を用いた構成を適用することができる。

40

さらに、開閉軸41cに対しても、本実施形態と同様に多段プーリ60を用いた構成を適用することができる。

## 【0077】

（変形例）

次に、上記第2実施形態の変形例について説明する。図7は、本変形例の構成を示す模式図である。

本変形例では、第一屈曲軸30a（図2参照）は、第2実施形態で説明した多段プーリ60ではなく、図7に示すように、第一屈曲軸30aの中心軸線と直交する一方向に延びて形成された梃子部70である点が異なっている。梃子部70は、第一屈曲軸30aの中

50

心軸線 O 1 が支点となり、梃子部 7 0 の長手方向に支点から等距離（第一距離 L 1 ）となる 2 点で屈曲用ワイヤ 6 3 と固定されている。さらに、屈曲用ワイヤ 6 3 と梃子部 7 0 との固定点と支点との距離（第一距離 L 1 ）よりも長い第二距離 L 2 だけ支点（中心軸線 O 1 ）から離れた位置に、屈曲検出ワイヤ 6 4 が固定されている。

本変形例でも第 2 実施形態と同様の効果を奏する。

また、本変形例の場合には、梃子部 7 0 は棒状であるので、第 2 実施形態で説明した円板状の多段プーリ 6 0 よりもコンパクトな構成とすることができる。

さらに、本変形例では、屈曲用ワイヤ 6 3 が梃子部 7 0 に固定されているので、上記第 2 実施形態における第一プーリ 6 1 と屈曲用ワイヤ 6 3 との接触面積よりも小さい接触面積で第一プーリ 6 1 と屈曲用ワイヤ 6 3 とが接触している。このため、摩擦による駆動力の損失が少ない。

【 0 0 7 8 】

（第 3 実施形態）

次に、本発明の第 3 実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムについて説明する。本実施形態では、上述の各実施形態で説明した処置具 2 0 とは構成が異なる処置具 1 2 0 を有している点が異なっている。

【 0 0 7 9 】

図 8 は、手術支援システム 1 に設けられた処置具 1 2 0 を示す側面図である。図 9 は、処置具 1 2 0 の断面図である。図 1 0 ( A )、図 1 0 ( B ) は、処置部 4 0 の拡大図であり、( A ) は側面図、( B ) は底面図である。

【 0 0 8 0 】

図 8 及び図 9 に示すように、処置具 1 2 0 は、いわゆる外科用手術器であり、駆動源 2 1、本体部 2 4、処置部 4 0、及び変位量検出機構 5 2 を備える。さらに、図 1 0 ( A ) および図 1 0 ( B ) に示すように、処置部 4 0 は、第 1 実施形態で説明した連結部 4 2 に代えて、一対のジョー 4 1 に連結された連結部 1 4 2 を有している。なお、図 9 においては、駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とを見やすくするために、実際には重なって図示されるべき駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 と紙面上下方向にずらして図示している。

【 0 0 8 1 】

連結部 1 4 2 は、連結部材 4 2 A（第一連結部材）及びセンシングリンク 4 7（第二連結部材）を有している。

連結部材 4 2 A は、第 1 実施形態で説明した一対のリンク 4 4 と、一対のリンク 4 4 のそれぞれにピン 4 5 によって回動可能に連結された固定部 4 6 A とを備える。

【 0 0 8 2 】

固定部 4 6 A は、駆動ワイヤ 2 3 の端部が固定されている。また、本実施形態では、固定部 4 6 A にはセンシング用ワイヤ 2 6 は固定されていない点で上述の第 1 実施形態と異なっている。

【 0 0 8 3 】

図 1 1 は、センシングリンク 4 7 の構成を示す側面図である。

図 1 0 ( B ) 及び図 1 1 に示すように、センシングリンク 4 7 は、ピン 4 5 が挿通される貫通孔を有する剛体であり、ピン 4 5 を介して駆動源 2 1 からの駆動力が伝達される。また、たとえば一対のジョー 4 1 の先端が駆動源 2 1 からの駆動力以外の外力を受けて開閉された場合に、当該外力が、一対のジョー 4 1、ピン 4 3、一対のリンク 4 4、ピン 4 5、センシングリンク 4 7 にこの順に伝わり、センシングリンク 4 7 が移動される。

図 1 0 ( B ) に示すように、センシングリンク 4 7 と固定部 4 6 A とはピン 4 5 によって連結されているので、センシングリンク 4 7 と固定部 4 6 A とは、僅かな遊びによるズレはあるものの概ね一体に動作する。すなわち、一対のジョー 4 1 を開閉動作させた場合には、センシングリンク 4 7 の変位量は固定部 4 6 A の変位量と実質的に等しい。

【 0 0 8 4 】

ガイド固定部 5 1 は、駆動用ガイド部材 2 5 から固定部 4 6 A へ向かう駆動ワイヤ 2 3

10

20

30

40

50

が、駆動用ガイド部材 2 5 の先端から固定部 4 6 A 上の固定位置 P 1 へ向かう直線状となるように、駆動用ガイド部材 2 5 を固定支持している。また、ガイド固定部 5 1 は、検出用ガイド部材 2 7 からセンシングリンク 4 7 へ向かうセンシング用ワイヤ 2 6 が、検出用ガイド部材 2 7 の先端からセンシングリンク 4 7 上の固定位置 P 2 へ向かう直線状となるように、検出用ガイド部材 2 7 を固定支持している。

さらに、ガイド固定部 5 1 は、駆動用ガイド部材 2 5 と固定部 4 6 A との間及び検出用ガイド部材 2 7 とセンシングリンク 4 7 との間において駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とが平行となるように、駆動用ガイド部材 2 5 と検出用ガイド部材 2 7 とを固定支持している。

【 0 0 8 5 】

10

次に、処置具 1 2 0、スレーブアーム 1 0 ( マニピュレータ ) 及び手術支援システム 1 の作用について、上述の第 1 実施形態と異なる点を中心に説明する。

【 0 0 8 6 】

駆動ワイヤ 2 3 によって固定部 4 6 A が牽引されると、ピン 4 5 を介して固定部 4 6 A と連結されたセンシングリンク 4 7 は、固定部 4 6 A と一体に移動する。ピン 4 5 を介して固定部 4 6 A とセンシングリンク 4 7 とが連結されていることにより固定部 4 6 A とセンシングリンク 4 7 との間には僅かな遊び ( クリアランス ) があるが、駆動ワイヤ 2 3 にかかる牽引力による駆動ワイヤ 2 3 の伸びに対して当該遊びは十分に小さい。

【 0 0 8 7 】

センシングリンク 4 7 に固定されたセンシング用ワイヤ 2 6 は、駆動源 2 1 側へと押される。センシング用ワイヤ 2 6 はセンシングリンク 4 7 により移動されるだけでありセンシングリンク 4 7 以外には固定されていないから、センシング用ワイヤ 2 6 には、センシング用ワイヤ 2 6 に伸びを生じさせるほどの力はいかからない。センシング用ワイヤ 2 6 は、駆動ワイヤ 2 3 の伸びの影響を受けることなく、センシングリンク 4 7 の変位量に応じて移動する。センシングリンク 4 7 の変位量は固定部 4 6 A の変位量と実質的に等しいので、本実施形態では、センシング用ワイヤ 2 6 は、固定部 4 6 A の変位量に応じて移動しているともいえる。

20

【 0 0 8 8 】

変位量検出機構 5 2 のセンサ 5 3 は、センシング用ワイヤ 2 6 の変位量を検出し、センサ 5 3 からの出力を受けたスレーブ制御回路 1 3 は、一対のジョー 4 1 の開閉状態を検出する。このとき、スレーブ制御回路 1 3 によって検出された一対のジョー 4 1 の開閉状態は、駆動ワイヤ 2 3 の伸びによって生じる駆動ワイヤ 2 3 の牽引量と固定部 4 6 A の移動量とのズレの影響を受けない。すなわち、一対のジョー 4 1 の開閉状態が精度よく検出される。

30

【 0 0 8 9 】

また、処置具 1 2 0 の使用時には、屈曲部 2 8 が屈曲された状態で一対のジョー 4 1 を開閉させる場合もある。この場合、駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とは共に屈曲軸 3 0 において屈曲される。本実施形態では、屈曲部 2 8 が屈曲されても屈曲部 2 8 が直線状態であっても、屈曲部 2 8 における駆動ワイヤ 2 3 の経路長とセンシング用ワイヤ 2 6 の経路長とのいずれも変化しない。このため、屈曲部 2 8 の屈曲状態によらず、センシング用ワイヤ 2 6 の変位量を検出することにより一対のジョー 4 1 の開閉状態が精度良く検出される。

40

【 0 0 9 0 】

以上説明したように、本実施形態の処置具 1 2 0、スレーブアーム 1 0 ( マニピュレータ )、及び手術支援システム 1 によれば、一対のジョー 4 1 を開閉動作させる連結部材 4 2 A の固定部 4 6 A に駆動ワイヤ 2 3 が固定され、固定部 4 6 A と一体に動作するように固定部 4 6 A と連結されたセンシングリンク 4 7 にセンシング用ワイヤ 2 6 が固定されている。このため、駆動ワイヤ 2 3 の伸びの影響を受けずに一対のジョー 4 1 の動作がセンシング用ワイヤ 2 6 の変位に精度良く反映される。その結果、処置部 4 0 に設けられた一対のジョー 4 1 の変位量を精度よく検出することができる。

50

## 【 0 0 9 1 】

## ( 第 4 実施形態 )

次に、本発明の第 4 実施形態の処置具、マニピュレータ、及び手術支援システムについて説明する。図 1 2 は、本実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムにおける処置部の一部の構成を示す模式図である。

## 【 0 0 9 2 】

本実施形態では、屈曲部 2 8 を屈曲させるための機構について詳述する。

図 1 2 に示すように、第一屈曲軸 3 0 a は、直径が互いに異なる 2 枚のプーリ ( 第一プーリ 1 6 1、第二プーリ 1 6 2 ) が連結された形状を有するプーリ群 1 6 0 となっている。第一屈曲軸 3 0 a の中心軸線は、第一プーリ 1 6 1 の回転中心と一致している。

10

第一プーリ 1 6 1 は、中間支持部材 2 9 に対しては第一プーリ 1 6 1 の回転中心回りに回転自在に支持されており、支持部材 4 8 に対しては固定されている。第一プーリ 1 6 1 には、プーリ群 1 6 0 を回転させるための屈曲用ワイヤ 6 3 が巻き掛けられている。

## 【 0 0 9 3 】

プーリ群 1 6 0 における直径が大きいほうのプーリ ( 第二プーリ 1 6 2 ) は、第一プーリ 1 6 1 の外周面と摩擦係合する円柱状の係合部 1 6 2 a と、係合部 1 6 2 a と同軸をなす円板状の本体 1 6 2 b とを有する。本体 1 6 2 b の外周には、一端が本体 1 6 2 b に固定された屈曲検出ワイヤ 6 4 が巻き掛けられている。

第二プーリ 1 6 2 は、支持部材 4 8 に対して回転自在に連結されている。これにより、第一プーリ 1 6 1 が回転されることによって第二プーリ 1 6 2 も回転される。

20

## 【 0 0 9 4 】

本実施形態では、第一プーリ 1 6 1 の回転中心 ( 支点 ) から屈曲用ワイヤ 6 3 の固定位置 ( 第一プーリ 1 6 1 の外周面 ) までの距離 ( 第一距離 L 1 1 ) よりも、第二プーリ 1 6 2 の回転中心 ( 支点 ) から屈曲検出ワイヤ 6 4 の固定位置 ( 本体 1 6 2 b の外周面 ) までの距離 ( 第二距離 L 1 2 ) が長い。

さらに、第一プーリ 1 6 1 の直径は、第二プーリ 1 6 2 の係合部 1 6 2 a の直径よりも大きく設定されており、第一プーリ 1 6 1 を回転させたとき、第一プーリ 1 6 1 の回転角度よりも第二プーリ 1 6 2 の回転角度の方が大きくなる。

このため、本実施形態では、屈曲用ワイヤ 6 3 の変位量に対して屈曲検出ワイヤ 6 4 の変位量が大きい。

30

## 【 0 0 9 5 】

屈曲用ワイヤ 6 3 は、第 1 実施形態で説明した駆動源 2 1 とは別に設けられた駆動源 2 1 A に接続されている。本実施形態では、駆動源 2 1 A としては、屈曲用ワイヤ 6 3 が巻き掛けられる回転出力軸を有するサーボモータ等を採用することができる。

## 【 0 0 9 6 】

屈曲検出ワイヤ 6 4 は、第 2 実施形態で説明した変位量検出機構 5 2 A によって変位量が検出されるワイヤである。本実施形態では、変位量検出機構 5 2 A によって検出された変位量に基づいて、スレーブ制御回路 1 3 においてプーリ群 1 6 0 の回転量が検出される。

## 【 0 0 9 7 】

屈曲用ワイヤ 6 3 は、駆動用ガイド部材 2 5 と同様の屈曲用ガイド部材 2 5 A に挿通されており、屈曲検出ワイヤ 6 4 は、検出用ガイドと同様の屈曲検出用ガイド部材 2 7 A に挿通されている。屈曲用ガイド部材 2 5 A と屈曲検出用ガイド部材 2 7 A とは、いずれも支持部材 4 8 に固定されている。

40

さらに、屈曲用ガイド部材 2 5 A から出て第一プーリ 1 6 1 へ向かう屈曲用ワイヤ 6 3 と、屈曲検出用ガイド部材 2 7 A から出て第二プーリ 1 6 2 の本体 1 6 2 b へ向かう屈曲検出ワイヤ 6 4 とは、何れも略直線的に、各プーリとの接点へ向かって伸びており、各プーリの接線に沿っている。

## 【 0 0 9 8 】

本実施形態の処置具、マニピュレータ、及び手術支援システムの作用について、屈曲部

50

28の作用を中心に説明する。

本実施形態では、屈曲用ワイヤ63が掛け回された第一プーリ161よりも屈曲検出ワイヤ64が掛け回された第二プーリ162の方が直径が大きく形成されている。また、第一プーリ161と第二プーリ162とは、第一プーリ161の回転角度に対して第二プーリ162の回転角度の方が大きくなるように係合部62aによって係合されている。このため、屈曲用ワイヤ63によって第一プーリ161が回転されると、屈曲用ワイヤ63の変位量よりも屈曲検出ワイヤ64の変位量の方が大きくなる。つまり、プーリ群160は、屈曲用ワイヤ63の移動量に対して屈曲検出ワイヤ64の移動量を増幅する増幅機構となっている。また、第1実施形態と同様に、屈曲検出ワイヤ64の変位量は、屈曲用ワイヤ63に牽引力がかかった場合の屈曲用ワイヤ63の伸びの影響を受けることなく、第二プーリ162の回転量が反映される。

10

【0099】

第一プーリ161の回転量は、第一プーリ161が固定された支持部材48の、中間支持部材29に対する屈曲角度となっている。また、第一プーリ161と第二プーリ162とは摩擦係合されている。第二プーリ162は、中間支持部材29に対する支持部材48の屈曲角度を反映した回転量で回転される。すなわち、本実施形態では、屈曲用ワイヤ63に牽引力がかかった場合の屈曲用ワイヤ63の伸びの影響を受けることなく、中間支持部材29に対する支持部材48の屈曲角度を屈曲検出ワイヤ64を用いて精度良く検出することができる。

【0100】

20

また、本実施形態では、屈曲用ワイヤ63の変位量に対する屈曲検出ワイヤ64の変位量を大きくすることができ、変位量検出機構52Aにおける検出の分解能を高めることができる。また、プーリ群160を構成する各プーリの直径の比率や、第一プーリ161から第二プーリ162へ駆動力を伝達する際の減速比を最適化すれば、変位量検出機構52Aの検出可能範囲(ダイナミックレンジ)の広い領域を検出に利用することができ、ノイズ等の影響を受けにくく、検出精度を高めることができる。

【0101】

なお、第二屈曲軸30bに対しても、本実施形態と同様にプーリ群160を用いた構成を適用することができる。

さらに、開閉軸41cに対しても、本実施形態と同様にプーリ群160を用いた構成を適用することができる。

30

【0102】

(第5実施形態)

次に、本発明の第5実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムについて説明する。図13は、本実施形態の処置具の一部の構成を示す模式図である。

【0103】

図13に示すように、本実施形態では、上述の第3実施形態で説明した処置具120とは構成が異なる処置具220を有している点が異なっている。

処置具220は、連結部42Aが、固定部46A及びセンシングリンク47に代えて、永久磁石146Aを有する固定部146と、永久磁石147Aを有するセンシングリンク147とを有している。固定部146に設けられた永久磁石146Aとセンシングリンク147に設けられた永久磁石147Aとは、互いに引き合う向きとなるように磁極が配置されている。また、センシングリンク147には、上述の第3実施形態と同様に、センシング用ワイヤ26が固定されている。

40

【0104】

本実施形態では、固定部146が駆動ワイヤ23により進退移動されると、固定部146に設けられた永久磁石146Aの磁力によりセンシングリンク147に設けられた永久磁石147Aが引き寄せられる。これにより、固定部146の移動と連動してセンシングリンク147が移動する。すなわち、本実施形態では、固定部146とセンシングリンク147とは磁力により非接触状態で連結されており、駆動源21からの駆動力を、磁力を

50

用いて固定部 1 4 6 からセンシングリンク 1 4 7 へ伝達する。その結果、センシングリンク 1 4 7 に固定されたセンシング用ワイヤ 2 6 はセンシングリンク 1 4 7 と一体に移動され、上述の第 3 実施形態と同様に変位量検出機構 5 2 により移動量が検出される。

#### 【 0 1 0 5 】

このような構成であっても、上述の第 3 実施形態と同様の効果を奏する。また、本実施形態では、固定部 1 4 6 とセンシングリンク 1 4 7 とが非接触状態で駆動力を伝達することができる。このため、処置具 2 2 0 を滅菌する場合に、薬液や滅菌用ガスが侵入するための隙間が大きく、滅菌しやすい。

#### 【 0 1 0 6 】

( 変形例 5 - 1 )

次に、本実施形態の処置具 2 2 0 の変形例について説明する。図 1 4 は、本実施形態の処置具の変形例の構成を示す模式図である。

図 1 4 に示すように、本変形例では、処置部 4 0 は、固定部 1 4 6 及びセンシングリンク 1 4 7 に代えて、円板状に形成され永久磁石 1 4 6 A を有する第一プーリ 2 6 1 と、円板状に形成され永久磁石 1 4 7 A を有する第二プーリ 2 6 2 を有している。第一プーリ 2 6 1 と第二プーリ 2 6 2 とは、第 2 実施形態で説明した第一プーリ 6 1 及び第二プーリ 6 2 と同様に回転中心が同軸状となるように配置されている。また、第一プーリ 2 6 1 と第二プーリ 2 6 2 とは同径である。

#### 【 0 1 0 7 】

また、本変形例における第一プーリ 2 6 1 と第二プーリ 2 6 2 とは互いに固定されてはおらず、駆動源 2 1 から発せられ駆動ワイヤ 2 3 を通じて伝達された駆動力を第一プーリ 2 6 1 から第二プーリ 2 6 2 へ伝達できるように、永久磁石 1 4 6 A、1 4 7 A が引き合う磁力によって連結されている。

本変形例では、第一プーリ 2 6 1 と第二プーリ 2 6 2 とは磁力によって非接触状態で連結されている。このような構成であっても、上述の第 2 実施形態と同様の効果を奏する。

#### 【 0 1 0 8 】

なお、第一プーリ 2 6 1 における永久磁石 1 4 6 A の配置や、第二プーリ 2 6 2 における永久磁石 1 4 7 A の配置は、上述の構成には限られない。例えば図 1 5 に示すように、第一プーリ 2 6 1 の周縁に複数の磁石片 1 4 6 A a が配され、第二プーリ 2 6 2 の周縁に複数の磁石片 1 4 7 A a が配されていてもよい。この場合、第一プーリ 2 6 1 上で隣接する磁石片 1 4 6 A a は互いに磁極の向きが逆に配置されており、第二プーリ 2 6 2 上で隣接する磁石片 1 4 7 A a は互いに磁極の向きが逆に配置されていてもよい(図 1 5 には、磁極の向きの一例が「N」「S」で示されている。)。このような構成とすることで、磁石片 1 4 6 A a と磁石片 1 4 7 A a とが引き合う力及び反発する力を用いて駆動力を伝達することができる。

#### 【 0 1 0 9 】

また、永久磁石 1 4 6 A、1 4 7 A に代えて、電磁石が採用されていてもよい。

#### 【 0 1 1 0 】

また、永久磁石 1 4 6 A、1 4 7 A による磁力を用いて駆動力を伝達することに代えて、静電気の力によって互いに引き合う静電チャックを採用することもできる。この場合、駆動力を伝達する際に第一プーリと第二プーリとが接するように引き付けられるようになっていてもよいし、駆動力を伝達する際においても第一プーリと第二プーリとが非接触状態となってもよい。

#### 【 0 1 1 1 】

( 変形例 5 - 2 )

次に、本実施形態の他の変形例について説明する。図 1 6 は、本変形例の構成を示す模式図である。

本変形例では、一対のジョー 4 1 のそれぞれに対して、第一プーリ 2 6 1 及び第二プーリ 2 6 2 の組が設けられている。このような構成を有していると、一対のジョー 4 1 における各ジョーを独立して移動させることができる。



## 【 0 1 1 2 】

## ( 第 6 実施形態 )

次に、本発明の第 6 実施形態の処置具、マニピュレータ及び手術支援システムについて説明する。図 1 7 は、本実施形態の処置具の一部の構成を示す模式図である。

本実施形態では、第一プーリ 6 1 及び第二プーリ 6 2 が設けられていた第 2 実施形態の構成に代えて、駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とが共に固定されたプーリ 3 6 0 が設けられた構成となっている。

なお、駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とは、別体のワイヤである必要はなく、一本のワイヤの中間部がプーリ 3 6 0 の周縁部に固定されていれば、当該一本のワイヤが駆動ワイヤ 2 3 及びセンシング用ワイヤ 2 6 として機能する。本実施形態では、一本のワイヤ W がピン 3 6 1 に巻かれた状態でピン 3 6 1 に対してロウ付けあるいは溶接により固定され、ピン 3 6 1 がプーリ 3 6 0 に嵌め込まれることにより、ワイヤ W がプーリ 3 6 0 に固定されている。なお、ワイヤ W とプーリ 3 6 0 との固定方法はピン 3 6 1 を使用する方法には限られない。例えば、ワイヤ W の外周面をプーリ 3 6 0 の外面に溶接、半田付け、あるいはロウ付けによって固定してもよい。

## 【 0 1 1 3 】

本実施形態では、駆動ワイヤ 2 3 を押し引きすることによってプーリ 2 6 0 を回動させて、上述の第 2 実施形態や第 4 実施形態と同様に一對のジョー 4 1 を開閉させる。このとき、プーリ 3 6 0 にセンシング用ワイヤ 2 6 が固定されているので、センシング用ワイヤ 2 6 はプーリ 3 6 0 と一体に移動される。さらに、センシング用ワイヤ 2 6 がプーリ 3 6 0 に固定されているので、駆動ワイヤ 2 3 が牽引された場合にも、センシング用ワイヤ 2 6 がプーリ 3 6 0 に固定された状態である限りは、センシング用ワイヤ 2 6 には牽引力が伝わらない。本実施形態においても、上述の各実施形態と同様の効果を奏する。

## 【 0 1 1 4 】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述したが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。

たとえば、上述の第 1 実施形態では、第一屈曲軸 3 0 a の中心軸線と、第二屈曲軸 3 0 b の中心軸線との両方に直交するように駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 が引き回されている例が開示されているが、第一屈曲軸 3 0 a や第二屈曲軸 3 0 b が中間支持部材 2 9 の長手方向（軸方向）と直交方向に伸びる柱状部材である場合には、柱状部材（第一屈曲軸 3 0 a ）の外周に沿って、柱状部材（第一屈曲軸 3 0 a ）の中心軸線 O 1 に対してねじれの位置となるように駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とが互いに略等しく近接されて引き回されていてもよい（図 1 8 参照）。この場合には、固定部 4 6 に近い第一屈曲軸 3 0 a 付近で、駆動ワイヤ 2 3、センシング用ワイヤ 2 6 が屈曲方向によって曲げ半径が違ふことが避けられ、ワイヤ 2 3、2 6 への屈曲による影響が屈曲方向によって異なることを避けることができる。尚、柱状部材に対するワイヤ 2 3、2 6 の投影面が垂直になるのも良い。この場合が特に効果がある。

## 【 0 1 1 5 】

また、上述の第 3 実施形態では、第一屈曲軸 3 0 a の中心軸線と、第二屈曲軸 3 0 b の中心軸線との両方に直交するように駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 が引き回されている例が開示されているが、第一屈曲軸 3 0 a や第二屈曲軸 3 0 b が中間支持部材 2 9 の長手方向（軸方向）と直交方向に伸びる柱状部材である場合には、柱状部材（第一屈曲軸 3 0 a ）の外周に沿って、柱状部材（第一屈曲軸 3 0 a ）の中心軸線 O 1 に対してねじれの位置となるように駆動ワイヤ 2 3 とセンシング用ワイヤ 2 6 とが互いに略等しく近接されて引き回されていてもよい（図 1 9 参照）。この場合には、固定部 4 6 A に近い第一屈曲軸 3 0 a 付近で、駆動ワイヤ 2 3、センシング用ワイヤ 2 6 が屈曲方向によって曲げ半径が違ふことが避けられ、ワイヤ 2 3、2 6 への屈曲による影響が屈曲方向によって異なることを避けることができる。尚、柱状部材に対するワイヤ 2 3、2 6 が延びる投影面が垂直になるのも良い。この場合が特に効果がある。

## 【 0 1 1 6 】

また、上述の第1実施形態では、固定部46に駆動ワイヤ23が直接固定されている例を示したが、固定部46に対して駆動ワイヤ23が間接的に固定されていても構わない。例えば、固定部46及び駆動ワイヤ23に共に固定される中間部材を有していてもよい。また、例えば駆動ワイヤ23が挿通される貫通孔が固定部46に形成され、当該貫通孔に駆動ワイヤ23が挿通された状態で駆動ワイヤ23の端部が固定部46に固定されてもよい。

【0117】

また、上述の第1実施形態では、開閉機構として、トグル機構を例にとって説明したが、いわゆるパンタグラフ機構であってもよい。

また、上述の各実施形態では、処置部の連結部として、処置部である一对のジョー41に対してリンク44、固定部46が設けられたものを例にとって説明したが、処置部と連結部材が一体であっても良い。この場合、例えば一对のジョー41のうち一方を固定とし、他方が開閉可能とすれば、その他方のジョー41の基端部が駆動ワイヤ23、センシング用ワイヤ26が固定される連結部材を成すことになり、ジョーと連結部材とは一体となる。

【0118】

また、駆動ワイヤ及びセンシング用ワイヤの材質は、特に限定されない。たとえば、ステンレスやタングステンなどの金属製のワイヤや、ポリアリレートなどの樹脂製のワイヤを採用することができる。樹脂製のワイヤの変位量を磁気式のセンサによって検出する場合には、磁気式のセンサ付近に位置するワイヤに、金属製の細径パイプをかぶせたり、金属をコーティングしたり、金属製のワイヤを接続するなどの加工が施されていればよい。

【0119】

また、上述の各実施形態では、センシング用ワイヤの変位を検出するセンサとして、磁気式のセンサが採用されている例を示したが、センシング用ワイヤの変位を検出するセンサは、磁気式には限られない。たとえば、センシング用ワイヤの変位を検出するセンサとして、光学式、静電容量式、またはポテンショメータなどを採用することもできる。

【0120】

また、上述の各実施形態及びその変形例では、処置部に設けられた一对のジョーや屈曲部の動作を検出する例を示したが、スレーブアームの各関節の変位を検出するために本発明の構成を適用することもできる。

【0121】

また、上述の各実施形態及びその変形例において示した構成要素は適宜に組み合わせて構成することが可能である。

【符号の説明】

【0122】

- 1 手術支援システム
- 2 マスターアーム
- 3 リンク機構
- 4 リンク部材
- 5 位置検出器
- 6 入力処理回路
- 7 切替器
- 8 押しボタンスイッチ
- 9 手術台
- 10 スレーブアーム
- 11 多自由度関節
- 12 位置検出器
- 13 スレーブ制御回路
- 14 手術用動力伝達アダプタ
- 15 観察器具

10

20

30

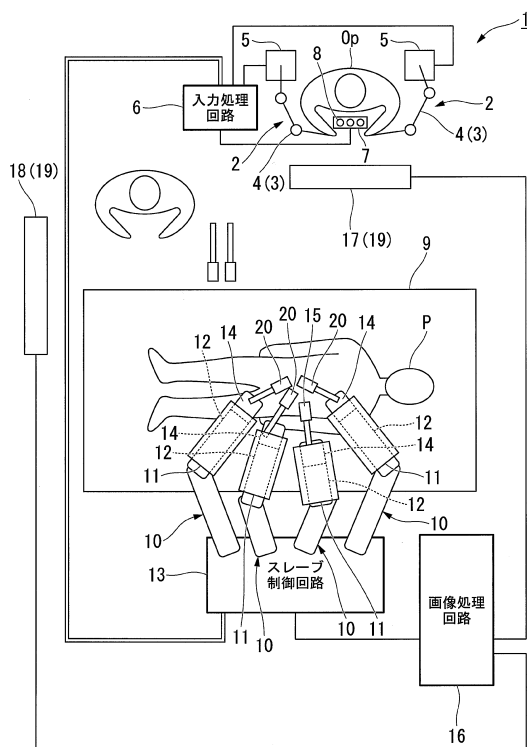
40

50

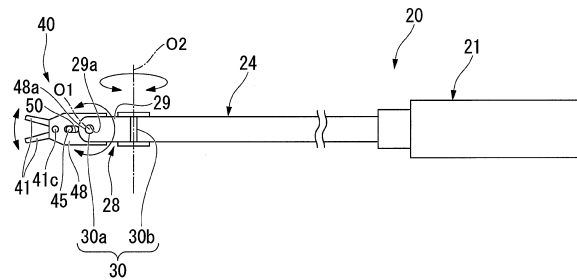
1 6	画像処理回路	
1 9	ディスプレイ	
2 0 , 1 2 0	処置具	
2 1 , 2 1 A	駆動源	
2 2	ロッド（駆動力伝達部材）	
2 3	駆動ワイヤ（駆動力伝達部材）	
2 4	本体部	
2 5	駆動用ガイド部材	
2 6	センシング用ワイヤ（作動量検出部材）	
2 7	検出用ガイド部材	10
2 8	屈曲部	
2 9	中間支持部材	
3 0	屈曲軸	
3 0 a	第一屈曲軸	
3 0 b	第二屈曲軸	
4 0	処置部	
4 1	ジョー	
4 1 c	開閉軸	
4 2	連結部（連結部材）	
4 2 A	連結部材（第一連結部材）	20
4 3	ピン	
4 4	リンク	
4 5	ピン	
4 6 , 4 6 A	固定部	
4 8	支持部材	
4 7	センシングリンク（第二連結部材）	
4 9	軸支持部	
5 0	長孔部	
5 1	ガイド固定部	
5 2 、 5 2 A	変位量検出機構	30
5 3	センサ	
6 0	多段プーリ	
6 1	第一プーリ	
6 2	第二プーリ	
6 3	屈曲用ワイヤ（駆動力伝達部材）	
6 4	屈曲検出ワイヤ（作動量検出部材）	
7 0	梃子部	
1 4 2	連結部	
1 4 6	固定部	
1 4 6 A	永久磁石	40
1 4 6 A a	磁石片	
1 4 7	センシングリンク	
1 4 7 A	永久磁石	
1 4 7 A a	磁石片	
1 6 0	プーリ群	
1 6 1	第一プーリ	
1 6 2	第二プーリ	
2 6 1	第一プーリ	
2 6 2	第二プーリ	
3 6 0	プーリ	50

- L 1 第一距離  
 L 2 第二距離  
 L 1 1 第一距離  
 L 1 2 第二距離  
 O 1 中心軸線  
 O 2 中心軸線  
 O p 操作者  
 P 患者  
 P 1 固定位置  
 P 2 固定位置

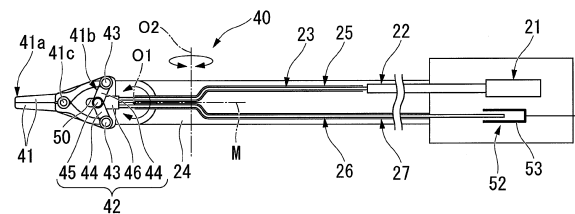
【図 1】



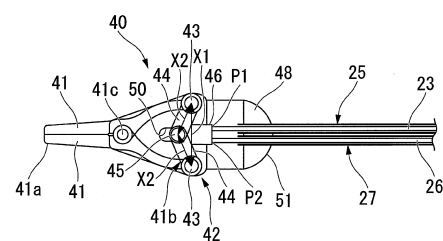
【図 2】



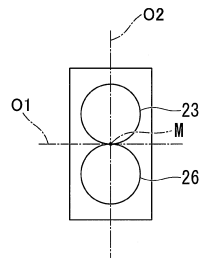
【図 3】



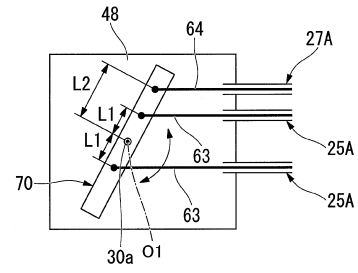
【図 4】



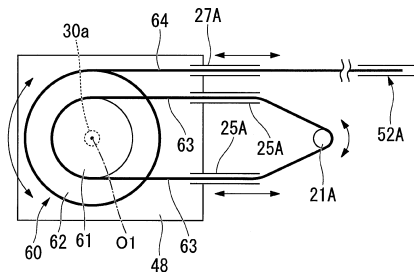
【図 5】



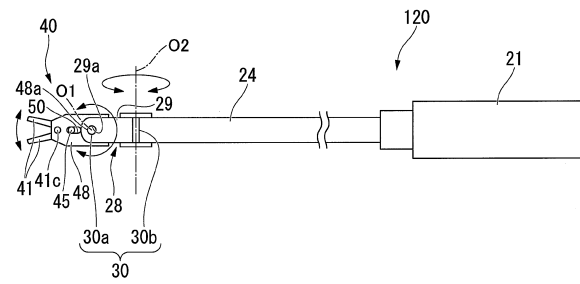
【図 7】



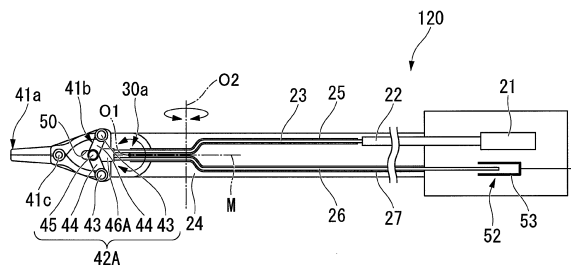
【図 6】



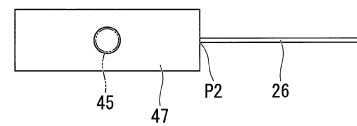
【図 8】



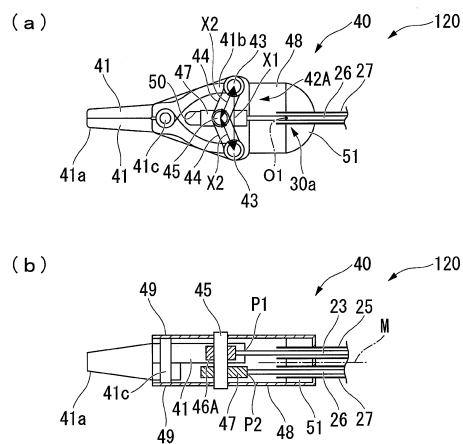
【図 9】



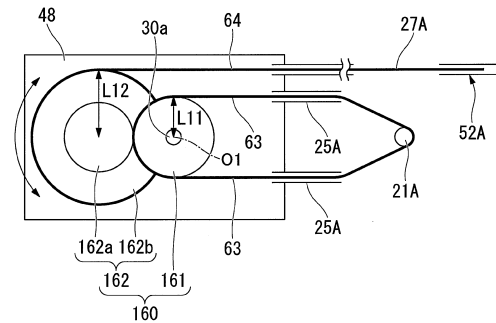
【図 11】



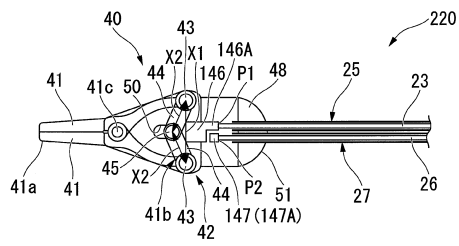
【図 10】



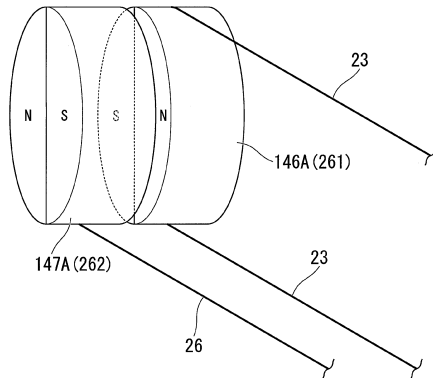
【図 12】



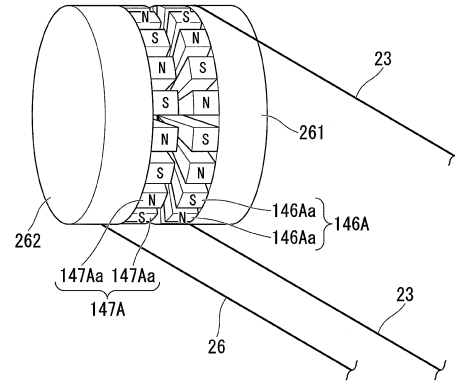
【図 13】



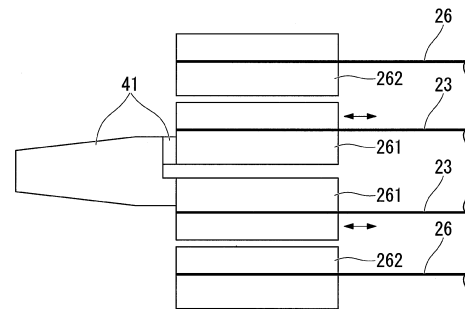
【図 14】



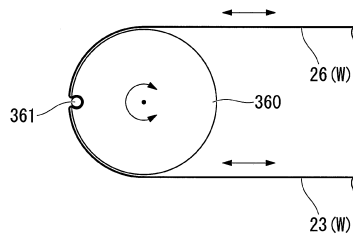
【図 15】



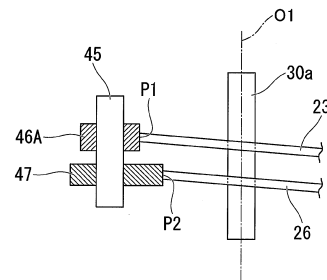
【図 16】



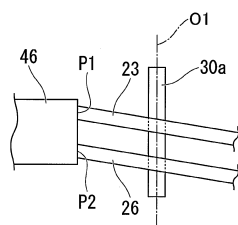
【図 17】



【図 19】



【図 18】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100161702

弁理士 橋本 宏之

(72)発明者 小室 考広

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 飯田 雅敏

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

(72)発明者 並木 啓能

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス株式会社内

審査官 小川 恭司

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 0 8 2 0 4 1 ( U S , A 1 )

特開 2 0 1 0 - 2 2 0 6 8 4 ( J P , A )

特開 2 0 0 8 - 2 5 3 4 6 3 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 3 4 / 3 0 - 3 4 / 3 7