

(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
2015年8月27日(27.08.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/125914 A1

- (51) 国際特許分類:
B25J 9/22 (2006.01) **B25J 17/00** (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01) **G02B 23/24** (2006.01)
A61B 19/00 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/054763
- (22) 国際出願日: 2015年2月20日(20.02.2015)
- (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 2014-032247 2014年2月21日(21.02.2014) JP
- (71) 出願人: オリンパス株式会社(OLYMPUS CORPORATION) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者: 長谷川 満彰(HASEGAWA Mitsuaki); 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
Tokyo (JP). 吉井 利博(YOSHII Toshihiro); 〒

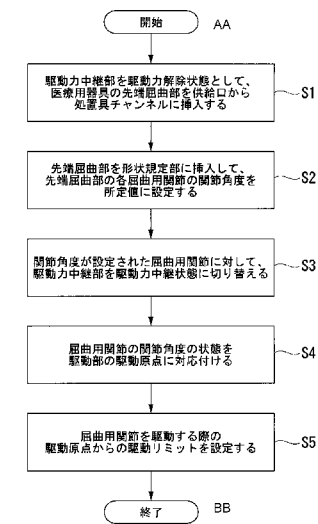
1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
Tokyo (JP).

- (74) 代理人: 棚井 澄雄, 外(TANAI Sumio et al.); 〒1006620 東京都千代田区丸の内一丁目9番2号 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, 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

[続葉有]

(54) Title: MANIPULATOR SYSTEM INITIALIZATION METHOD

(54) 発明の名称: マニピュレータシステムの初期化方法



- AA Start
BB End
- S1 A driving force relay unit is configured to a driving force release state, and a front-end bending portion of a medical instrument is inserted from a supply hole into a treatment device channel
- S2 The front-end bending portion is inserted into a shape regulation member, and the joint angle of each joint for bending in the front-end bending portion is set to a prescribed value
- S3 The driving force relay unit is switched to a driving force relay state for joints for bending for which the joint angle has been set
- S4 The state of the joint angle of the joints for bending is mapped to the drive origin of the drive unit
- S5 The drive limit from the drive origin when driving the joints for bending is set

(57) Abstract: Provided is an initialization method for a manipulator system having a medical instrument that has a joint for bending and a shaft-shaped portion, a driving force transmission unit, a drive unit that supplies a driving force, and a driving force relay unit that can be switched between a driving force relay state and a driving force release state, said manipulator system initialization method being provided with: a joint angle setting step in which a joint for bending and a pair of shaft-shaped portions which are connected by this joint for bending are inserted, in a driving force release state, into a shape regulation member having a shape regulation portion that configures the joint angle of the joint for bending to a prescribed value, and the joint angle is set to a prescribed value; a drive unit connection step in which the driving force relay unit is switched to a driving force relay state; and an origin setting step in which the state of the joint angle of the joint for bending is mapped to the drive origin of the drive unit after the drive unit connection step has been performed.

(57) 要約: 屈曲用関節と軸状部とを有する医療用器具と、駆動力伝達部と、駆動力を供給する駆動部と、駆動力中継状態と駆動力解除状態とが切り替え可能な駆動力中継部とを有するマニピュレータシステムの初期化方法であって、前記マニピュレータシステムの初期化方法は、駆動力解除状態で屈曲用関節の関節角度を所定値にする形状規定部を有する形状規定部材に屈曲用関節とこの屈曲用関節で連結された軸状部の対とを挿入して、関節角度を所定値に設定する関節角度設定工程と、駆動力中継部を駆動力中継状態に切り替える駆動部連結工程と、駆動部連結工程を実行してから、屈曲用関節の関節角度の状態を駆動部の駆動原点に対応付ける原点設定工程と、備える。



ロシア (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))

明 細 書

発明の名称： マニピュレータシステムの初期化方法

技術分野

[0001] 本発明は、マニピュレータシステムの初期化方法に関する。

本願は、2014年02月21日に、日本に出願された特願2014-032247号に基づき優先権を主張し、その内容をここに援用する。

背景技術

[0002] 従来、患者の侵襲を軽減する観点から、内視鏡のチャンネルに処置具を挿入し、チャンネルの先端開口から処置具を突出させて、内視鏡観察下で各種の処置を行うことが知られている。

例えば、特許文献1には、このようなマニピュレータシステムとして、先端の湾曲部が操作可能な内視鏡と、内視鏡の処置具チャンネルに挿通させた処置具とからなる医療装置が記載されている。

この装置では、処置具の先端に外部から操作可能な処置具湾曲部が設けられており、内視鏡から突出させた処置具を能動的に湾曲させることができる。このため、内視鏡の湾曲部の動作に加えて、処置具湾曲部の動作が加わることにより、処置具先端の湾曲動作の自由度が増大する。これにより、術者の作業性を向上させることができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：日本国特開2009-101077号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上記のような従来技術には、以下のような問題がある。

特許文献1に記載の技術では、処置具湾曲部の湾曲形状が湾曲駆動部によって制御されているため、曲がった状態の処置具チャンネルへの挿通性が悪いという問題がある。

これに対しては、処置具湾曲部の処置具チャンネルの挿通時には、駆動力を遮断して、処置具湾曲部が自在に湾曲するようにしておき、処置具の先端を内視鏡から突出させてから、駆動力を伝達して、湾曲操作を開始することとも考えられる。

この場合、処置具の突出時には、処置具湾曲部が湾曲自在になっており、駆動開始の処置具の位置や姿勢が不定となるため、操作を開始する前に、処置具湾曲部の関節を所定の原点姿勢に初期化する必要がある。

例えば、処置具と駆動部とはモータが原点位置にあるときのみ装着可能としておけば、常に関節が原点姿勢になる。

しかし、一般に体内に挿入された内視鏡の挿入部は、複雑に湾曲しており、これに倣って湾曲する処置具の挿入部も湾曲している。処置具の駆動ワイヤは、例えば、シースに挿通されることで、経路長が変化しにくくなっているが、シースと駆動ワイヤとの間にはわずかな隙間がある。このため、シースが湾曲していると、駆動ワイヤの湾曲経路がシースの中心軸線の湾曲形状とずれて、駆動ワイヤの経路長が変化する。また、シースと駆動ワイヤ間の経路長変化に加えて、アウターチューブとシース間の経路長変化も生じる。

すなわち、ほとんどの湾曲状態では、駆動ワイヤの経路長は原点姿勢を決めた際の経路長とは異なる。

したがって、駆動部をモータの原点位置で装着するようにしても、必ずしも関節が原点姿勢にはならないという問題がある。

[0005] 本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、屈曲用関節の関節角度を正確に初期化することができるマニピュレータシステムの初期化方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 上記の課題を解決するために、本発明の第1の態様のマニピュレータシステムの初期化方法は、屈曲用関節で連結された複数の軸状部を有する医療用器具と、前記屈曲用関節に駆動力を伝達する駆動力伝達部と、前記駆動力伝達部に前記駆動力を供給する駆動部と、前記駆動力が中継される駆動力中継

状態と前記駆動力が遮断されて前記屈曲用関節の動きが自由になる駆動力解除状態とが切り替え可能な駆動力中継部とを有するマニピュレータシステムの初期化方法であって、前記駆動力中継部を前記駆動力解除状態にして、前記屈曲用関節の関節角度を所定値にする形状規定部を有する形状規定部材に、前記屈曲用関節と前記屈曲用関節で連結された前記軸状部の対とを挿入して、前記屈曲用関節の関節角度を前記所定値に設定する関節角度設定工程と、関節角度が規定された前記屈曲用関節に対して、前記駆動力中継部を前記駆動力中継状態に切り替える駆動部連結工程と、前記駆動部連結工程を実行してから、前記屈曲用関節の関節角度の状態を前記駆動部の駆動原点に対応付ける原点設定工程と、備える。

[0007] 本発明の第2のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様において、前記原点設定工程を実行してから、前記駆動部に対して、前記屈曲用関節を駆動する際の前記駆動原点からの駆動リミットを設定する駆動リミット設定工程を実行してもよい。

[0008] 本発明の第3のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第2の態様において、前記駆動リミット設定工程では、前記駆動部に対して前記駆動原点からの駆動指令値を送出する駆動制御部において、前記駆動指令値の許容限界を設定することにより、前記駆動リミットを設定してもよい。

[0009] 本発明の第4のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第3の態様のいずれか一態様において、前記駆動部は、原点出しを行うための位置センサを有しており、前記原点設定工程において、前記駆動力中継部が前記駆動力中継状態に切り替えられるまでの間に、前記位置センサの検出出力に基づいて、前記駆動部の原点出しを行う駆動部原点出し工程を実行してもよい。

[0010] 本発明の第5のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第4の態様のいずれか一態様において、前記駆動力中継部は、前記駆動部を、前記駆動力伝達部に着脱可能に連結し、連結時に前記駆動力中継状態となり、連結解除時に前記駆動力解除状態となるようにしてもよ

い。

[0011] 本発明の第6のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第4の態様のいずれか一態様において、前記駆動力中継部は、前記駆動部と前記駆動力伝達部とをクラッチを介して連結することにより、前記クラッチの接離に応じて、前記駆動力中継状態と前記駆動力解除状態とが切り替えられてもよい。

[0012] 本発明の第7のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第6の態様のいずれか一態様において、前記駆動力伝達部は、線状の駆動力伝達部材を有しており、前記原点設定工程を実行する前に、前記駆動力伝達部材のたるみを除去するため、前記駆動力伝達部材に初期張力を付与する初期張力付与工程を実行してもよい。

[0013] 本発明の第8のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第7態様のいずれか一態様において、前記関節角度設定工程と前記駆動部連結工程との間、または前記関節角度設定工程の途中で、前記形状規定部に対する前記屈曲用関節および前記軸状部の挿入状態を検出することにより、前記形状規定部によって前記関節角度の設定が成功しているかどうかを判定する挿入状態判定工程を実行し、前記関節角度の設定に成功していると判定されなかった場合には、前記関節角度設定工程を繰り返してもよい。

[0014] 本発明の第9のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、上記第1の態様から上記第8の態様のいずれか一態様において、前記屈曲用関節が複数設けられ、前記駆動部が複数設けられ、前記複数の屈曲用関節のうち、前記形状規定部に挿入可能な前記屈曲用関節に関して、少なくとも、前記関節角度設定工程、前記駆動部連結工程、および前記原点設定工程を実行することを、前記形状規定部に挿入される前記屈曲用関節を換えて繰り返すことにより、前記複数の屈曲用関節と前記複数の駆動部とのすべてを初期化してもよい。

発明の効果

[0015] 上記各態様のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、形状規定部材に屈曲用関節とこの屈曲用関節で連結された軸状部の対とを挿入して、屈曲用関節の関節角度を所定値に設定するため、屈曲用関節の関節角度を正確に初期化することができるという効果を奏する。

図面の簡単な説明

[0016] [図1]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステムの全体構成を示す模式的な斜視図である。

[図2]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる形状規定部材と、医療用器具の外観を示す模式的な斜視図である。

[図3A]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる形状規定部材の部分断面図である。

[図3B]図3Aの右側面図である。

[図4]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。

[図5]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

[図6A]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法の模式的な動作説明図である。

[図6B]本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法の模式的な動作説明図である。

[図7]本発明の第1の実施形態の変形例（第1変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。

[図8A]本発明の第1の実施形態の変形例（第1変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法の初期化方法に用いる医療用器具の駆動ユニットの構成を示す模式的な断面図である。

[図8B]本発明の第1の実施形態の変形例（第1変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法の初期化方法に用いる医療用器具の駆動ユニットの構成を示す模式的な断面図である。

[図9]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。

[図10]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の初期張力付加部の構成を示す模式的な斜視図である。

[図11]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の駆動部および駆動力中継部の構成を示す模式的な断面図である。

[図12]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の駆動力中継部の駆動力解除状態を示す模式的な断面図である。

[図13A]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の主要部の模式的な動作説明図である。

[図13B]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の主要部の模式的な動作説明図である。

[図14]本発明の第2の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

[図15]本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具および形状規定部材の模式的なシステム構成図である。

[図16A]本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる処置用内視鏡装置の関節位置検出部の位置と医療用器具の挿入位置との関係を示す模式的な断面図である。

[図16B]本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる処置用内視鏡装置の関節位置検出部の位置と医療用器具の挿入位置との関係を示す模式的な断面図である。

[図17]本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

[図18A]本発明の第3の実施形態の第3変形例のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる関節位置検出部の例を示す模式的な断面図である。

[図18B]本発明の第3の実施形態の第4変形例のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる関節位置検出部の例を示す模式的な断面図である。

[図18C]本発明の第3の実施形態の第5変形例のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる関節位置検出部の例を示す模式的な断面図である。

[図19A]本発明の第4の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の主要部を示す模式的な断面図である。

[図19B]本発明の第4の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の形状規定部材を示す模式的な断面図である。

[図20]本発明の第4の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる制御部の機能ブロック図である。

[図21]本発明の第4の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0017] 以下では、本発明の実施形態について添付図面を参照して説明する。すべての図面において、実施形態が異なる場合であっても、同一または相当する部材には同一の符号を付し、共通する説明は省略する。

[0018] [第1の実施形態]

本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステムについて説明する。

図1は、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステムの全体構成を示す模式的な斜視図である。

図2は、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる形状規定部材と、医療用器具の外観を示す模式的な斜視図である。図

3Aは、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる形状規定部材の部分断面図である。図3Bは、図3Aにおける右側面図である。図4は、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。

なお、各図面は、模式図のため、寸法や形状は誇張されている（以下の図

面も同様)。

[0019] 図1に示すように、本実施形態のマニピュレータシステム1は、操作者Opが操作するマスタマニピュレータ2と、処置用内視鏡装置10が設けられたスレーブマニピュレータ6とを備える、いわゆるマスタスレーブ方式のシステムである。

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

[0020] 本実施形態において、マスタアーム3は、処置用内視鏡装置10に挿入された後述する医療用器具20（マニピュレータ）を含むスレーブマニピュレータ6の各部を動作させるための操作部である。また、詳細は図示しないが、マスタマニピュレータ2は、操作者Opの右手と左手とのそれぞれに対応する一対のマスタアーム3を有している。

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

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

[0021] 表示部4は、処置用内視鏡装置10に取り付けられた観察部15（後述）によって撮影された処置対象部位の映像や、操作に必要な操作画面や、制御部5からの情報などが表示される装置である。表示部4には、処置対象部位とともに医療用器具20も表示される。

[0022] スレーブマニピュレータ6は、患者Pが載置される載置台7と、載置台7の近傍に配置された多関節ロボット8とを有する。

多関節ロボット8には処置用内視鏡装置10が保持されている。処置用内視鏡装置10には、スレーブマニピュレータ6の一部を構成する医療用器具

20を挿通させることが可能である。

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

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

[0023] 図2に示すように、処置用内視鏡装置10は、患者Pの体内に挿入するための長尺の部材である外套管11を有している。

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

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

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

[0024] 処置具チャンネル16の基端部（近位端側）は、図1に示すように、挿入部11Cの側方に開口する供給口16aに接続されている。

処置具チャンネル16の先端部16bは、図3Aに示すように、先端部11Aを軸方向に貫通して、先端部11Aの先端面11aに開口する形状規定部12の基端側に接続されている。

処置具チャンネル16は、内径d1を有する可撓性の管状部材で形成されている。

形状規定部12は、本実施形態では、処置具チャンネル16の内径d1よりもわずかに小径の内径d0の円筒孔からなる。内径d0の設定の仕方は後

述する。

[0025] 図2、図3Bに示すように、観察部15は、処置対象部位を観察するための装置であり、周知の撮像機構13と照明機構14とを備える。

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

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

[0026] なお、本実施形態では、処置用内視鏡装置10の観察部15は外套管11の先端部に固定されているものとして説明するが、観察部15は移動可能に設けられていてもよい。

例えば、外套管11の内部に観察手段用チャンネルを設けておき、この観察手段用チャンネルに、先端に観察部を有する観察用の内視鏡を挿通して、観察部を外套管に対して進退可能としたり、湾曲可能としたりすることができる。

[0027] 医療用器具20は、屈曲用関節によって、先端のエンドエフェクタを移動したり、駆動したりするマニピュレータの一例であり、全体として、細長い軸状に形成されている。

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

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

筒状部23は、最も基端側（近位端側）の軸状部21に接続されている。

[0028] 関節部22は、屈曲用関節であって、駆動力伝達部材を用いて近位端から

、駆動力を伝達して、屈曲を行う関節であれば、具体的な構成は、特に限定されない。関節部 22 の屈曲自由度、屈曲方向、屈曲量なども特に限定されない。

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

関節部 22 B、22 A は、いずれも、図示略のプーリを有しており、それぞれのプーリに、駆動ワイヤ 24 B、24 A が駆動力伝達部材として巻き回されて、端部が固定されている。以下では、駆動ワイヤ 24 B、24 A の区別を特に明示しない場合には、単に駆動ワイヤ 24 と称する。

[0029] 軸状部 21 は、関節部 22 B によって連結された軸状部 21 C、21 B と、関節部 22 A によって軸状部 21 B と連結された軸状部 21 A とを有する。

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

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

軸状部 21 B の両端部には、関節部 22 B、22 A が連結されている。

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

[0030] 各軸状部 21 は、先端部 11 A の形状規定部 12 の内径 d_0 に挿通可能に嵌合される外径 D_0 を有している。

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

[0031] 形状規定部 12 の内径 d_0 は、形状規定部 12 に、関節部 22 と、関節部 22 で連結された一对の軸状部 21 とを挿入したときに、軸状部 21 の挿入長さを考慮して、関節部 22 の関節角度が一定のバラツキの範囲内に収まる所定値になるように設定しておく。

例えば、本実施形態では、形状規定部 12 が円筒形状を有するため、 $d_0 = D_0$ とすれば、各軸状部 21 は真直軸 O と同軸に整列し、関節部 22 の関節角度は、互いに隣接する軸状部 21 のなす角度を 180° とする角度になる。内径 d_0 が外径 D_0 よりも大きい場合には、その差に応じて 180° の近傍の一定の範囲の角度になる。

このような関節角度の設定バラツキの大きさは、駆動原点の設定誤算になり、把持部 26 の移動位置誤差になるため、医療用器具 20 の操作上、許容できる大きさになるように、内径 d_0 を決めておく。

[0032] 把持部 26 は、処置具を保持するための一对の把持部材 26a、26b と、把持部材 26a、26b を回動可能に支持する回動軸 26c とを有している。把持部材 26a、26b は、マスタアーム 3 の図示略の把持操作部を操作することにより回動軸 26c を中心として回動され、図 4 の矢印のように動いて開閉動作する。

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

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

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

[0033] 筒状部 23 は、例えば、樹脂チューブなどの筒状部材で構成され、内部に、関節部 22A、22B をそれぞれ駆動するための駆動ワイヤ 24A、24

Bなどの挿通物が挿通されている。

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

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

[0034] 駆動ワイヤ24A、24B以外の挿通物としては、図示は省略するが、例えば、把持部26を駆動するための操作ワイヤや、観察部15に接続する電気配線や光ファイバなどの例を挙げることができる。

[0035] 駆動ユニット30は、筒状部23の基端部に固定された駆動機構部31（駆動力伝達部）と、駆動力を供給する駆動モータ34（駆動部）とを備える。

駆動機構部31は、回転軸32aによって回転支持され、駆動ワイヤ24が巻き回された駆動プーリ32と、駆動モータ34による駆動力の中継制御を行うため、駆動モータ34の出力軸34aと回転軸32aと間に設けられたクラッチ33（駆動力中継部）とを備える。

[0036] 駆動モータ34の種類は、駆動指令値に基づいて、出力軸34aを所定の回転量だけ回転できれば、特に限定されない。例えば、サーボモータ、ステッピングモータ、DCモータなどを採用することができる。

本実施形態では、駆動モータ34は、出力軸34aの回転量を検出するエンコーダ34bを有しており、マスタアーム3の操作に基づいて駆動モータ34の駆動制御を行う制御部5と通信可能に接続されている。

[0037] クラッチ33は、回転軸32aが駆動モータ34の出力軸34aと連結されて、出力軸34aと同じ回転量だけ回転されることで、駆動力が中継される駆動力中継状態と、回転軸32aが出力軸34aと切り離されることで、

駆動力が遮断される駆動力解除状態とを切り替える駆動力中継部である。

クラッチ 33 の種類は、機械的なクラッチ機構でもよいし、電磁クラッチ等の電氣的なクラッチ機構でもよい。

クラッチ 33 による駆動力中継状態と駆動力解除状態との切り替え動作（以下、誤解のおそれがない場合には、単に切り替え動作と称する）は、例えば、駆動機構部 31 等に設けられた手動スイッチによる切り替えが可能である。本実施形態では、クラッチ 33 は、制御部 5 と通信可能に接続されており、マスタアーム 3 の操作に基づいて制御部 5 から送出される制御信号に基づいて、切り替え動作が行われる。

[0038] このような駆動機構部 31、駆動モータ 34 は、図 4 には一部しか図示していないが、先端屈曲部 25 の各関節部 22 に対応してそれぞれ設けられている。

このため、各関節部 22 は、それぞれ独立に切り替え動作が可能であり、駆動力中継状態に切り替えられた場合には、それぞれ駆動量を独立に変更することができる。

[0039] 本実施形態の駆動ユニット 30 では、駆動ワイヤ 24、駆動プーリ 32 および回転軸 32a は、屈曲用関節に駆動力を伝達する駆動力伝達部を構成している。

[0040] 次に、制御部 5 の機能構成について、各関節部 22 の駆動制御を行う部分（駆動制御部）の機能構成を中心として説明する。

制御部 5 は、駆動制御部として、駆動量算出部 100、原点設定部 101、およびクラッチ制御部 102 を備える。

[0041] 駆動量算出部 100 は、マスタアーム 3 から送出されるマスタアーム 3 の関節部の動き解析して、同様な動作を行うための各関節部 22 の回転角度を算出し、これらに対応する駆動指令値を、各関節部 22 を駆動する各駆動モータ 34 に送出するものである。

[0042] 原点設定部 101 は、駆動量算出部 100 が駆動モータ 34 に送出する駆動指令値の原点を、駆動量算出部 100 に設定するものである。

原点設定部 101 によるこのような原点設定のタイミングは、本実施形態では、クラッチ制御部 102 によって、クラッチ 33 が駆動力解除状態から駆動力中継状態に切り替えられたタイミングでは必ず行われる。

このため、原点設定部 101 は、駆動量算出部 100 およびクラッチ制御部 102 と通信可能に接続されている。

本実施形態では、原点設定部 101 は原点を設定すると、各関節部 22 に対する駆動リミットを設定する。

この駆動リミットは、予め、各関節部 22 に対して決められており、原点設定部 101 は、それぞれの駆動リミットを、通信可能に接続された駆動量算出部 100 にソフト設定する。

一方、駆動量算出部 100 は、駆動指令値を駆動モータ 34 に送出する前に、駆動指令値が駆動リミットを越えていないかどうか判定する動作を行う。

駆動リミットを越えていると判定された場合には、駆動量算出部 100 は、駆動モータ 34 の駆動を停止し、駆動リミットを越えていることが分かる情報を表示部 4 に表示させる。

[0043] クラッチ制御部 102 は、マスタアーム 3 の操作に基づいて、クラッチ 33 の切り替え動作を遠隔操作するためのもので、クラッチ 33 と原点設定部 101 とに通信可能に接続されている。

クラッチ制御部 102 は、クラッチ 33 を駆動力解除状態から駆動力中継状態に切り替えたときは、その動作が行われたことを原点設定部 101 に通知する。

[0044] このような制御部 5 の装置構成は、CPU、メモリ、入出力インターフェース、外部記憶装置などからなるコンピュータからなり、これにより上記のような制御機能を実現する適宜の制御プログラムが実行されるようになっている。

[0045] 次に、このようなマニピュレータシステム 1 の医療用器具 20 における本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図5は、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。図6A、図6Bは、本発明の第1の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法の模式的な動作説明図である。

[0046] マニピュレータシステム1の医療用器具20を用いて処置を行うには、まず外套管11を用いて、処置対象部位に医療用器具20の先端部分を患者Pの体内に挿入し、処置対象部位の近くまで進める必要がある。

また、医療用器具20をマスタアーム3によって正確に操作するには、各関節部22の関節角度が一定値になった状態に、駆動モータ34の駆動原点を対応付ける必要がある。

駆動原点の対応付けを外套管11に挿入する前、あるいは外套管11への挿入後であっても外套管11を体内への挿入する前に行うと、外套管11の湾曲に応じて先端屈曲部25の湾曲操作も行わなくてはならないため作業性が悪くなり、時間がかかってしまう。

本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法では、外套管11を患者Pの体内への挿入した後に、医療用器具20の駆動原点の対応付けを含む初期化動作を行う。

具体的には、図5のステップS1～S5を図5に示すフローにしたがって実行する。

[0047] まず、ステップS1を行う。本ステップは、駆動力中継部であるクラッチ33を駆動力解除状態として、医療用器具20の先端屈曲部25を供給口16aから処置具チャンネル16に挿入するステップである。

操作者Opは、マスタアーム3を用いてクラッチ33を駆動力解除状態とする操作入力を行う。これにより、制御部5のクラッチ制御部102がクラッチ33に制御信号を送出して、クラッチ33を駆動力解除状態にする。

[0048] これにより、先端屈曲部25の各関節部22は、外力を加えると容易に屈曲する状態になり、筒状部23はもともと可撓性を有しているため、医療用器具20は、湾曲自在になる。このため、外套管11が湾曲することにより

、処置具チャンネル 16 を湾曲していても、医療用器具 20 は、処置具チャンネル 16 内に円滑に挿入することが可能である。

医療用器具 20 の挿入を進めて、図 6 A に示すように、先端屈曲部 25 を処置具チャンネル 16 の先端部 16 b まで到達したら、挿入を停止する。

以上で、ステップ S 1 が終了する。

[0049] このようにして、処置具チャンネル 16 に挿入された医療用器具 20 は、先端屈曲部 25 および筒状部 23 は処置具チャンネル 16 とともに湾曲することができる。

したがって、ステップ S 1 は、外套管 11 を患者 P の体内に挿入する前に行うこともできるし、外套管 11 を患者 P の体内に挿入した後でも行うことができる。

処置の最初に医療用器具 20 を用いる場合には、外套管 11 を患者 P の体内に挿入する前に、先端屈曲部 25 を処置具チャンネル 16 の先端部 16 b まで挿入しておく効率的である。

他の処置を行ってから医療用器具 20 を用いる処置を行う場合には、他の処置具を引き抜いた後に、外套管 11 を患者 P の体内にとどめた状態で、医療用器具 20 を処置具チャンネル 16 に挿入することが効率的である。

[0050] 次に、ステップ S 2 を行う。本ステップは、先端屈曲部 25 を形状規定部 12 に挿入して、先端屈曲部 25 の屈曲用関節である各関節部 22 の関節角度を所定値に設定するステップである。

図 6 A に示す状態から、医療用器具 20 をさらに先端側に挿入していくと、把持部 26 を先頭として、先端屈曲部 25 が形状規定部 12 の内部に挿入される。

形状規定部 12 の内径 d_0 は、先端屈曲部 25 の外径 D_0 よりわずかに大きい程度である。このため、例えば、関節部 22 A に連結された軸状部 21 A、21 B は、処置具チャンネル 16 内では屈曲していても、軸状部 21 A、21 B は、形状規定部 12 の内周面に沿って移動して嵌合し、一定の許容範囲内で真直に整列する。

これにより、関節部 2 2 A の関節角度は、軸状部 2 1 A、2 1 B との角度を略 1 8 0°（1 8 0° の場合を含む）とする所定の角度になっている。

[0051] 同様に、関節部 2 2 B と、関節部 2 2 B に連結される軸状部 2 1 C および軸状部 2 1 B とが、形状規定部 1 2 に挿入されると、関節部 2 2 B の関節角度が関節部 2 2 A と同様の所定の角度になる。

本実施形態では、図 6 B に示すように、形状規定部 1 2 に先端屈曲部 2 5 のすべての関節部 2 2 と、それらに連結された軸状部 2 1 の少なくとも一部が挿入されたら、操作者 Op は、医療用器具 2 0 の挿入を停止する。

以上で、ステップ S 2 が終了する。

[0052] このような外套管 1 1 および医療用器具 2 0 の挿入状態では、処置具チャンネル 1 6 が湾曲していることが多いため、湾曲状態によって、駆動機構部 3 1 と関節部 2 2 との間の駆動ワイヤ 2 4 の経路長は、例えば、医療用器具 2 0 を真直状態とした場合の経路長とは異なる。このため、駆動プーリ 3 2 の回転位置は、関節部 2 2 のプーリとの間に張架された駆動ワイヤ 2 4 の互いに対向するワイヤ部分の経路長の差に応じて、変化することになる。

しかし、本ステップでは、クラッチ 3 3 が駆動力解除状態になっているため、駆動プーリ 3 2 は自由に回転することができる。

[0053] 上記ステップ S 2 は、駆動力中継部を駆動力解除状態にして、形状規定部材に、屈曲用関節とこの屈曲用関節で連結された軸状部の対とを挿入して、屈曲用関節の関節角度を所定値に設定する関節角度設定工程を構成している。

[0054] 次に、ステップ S 3 を行う。本ステップは、関節角度が設定された関節部 2 2 に対して、クラッチ 3 3 を駆動力中継状態に切り替えるステップである。

操作者 Op は、マスタアーム 3 を用いてクラッチ 3 3 を駆動力中継状態とする操作入力を行う。これにより、制御部 5 のクラッチ制御部 1 0 2 がクラッチ 3 3 に制御信号を送出して、クラッチ 3 3 を駆動力中継状態にする。

クラッチ 3 3 が駆動力中継状態に切り替わったら、クラッチ制御部 1 0 2

は、原点設定部 101 にクラッチ 33 が駆動力中継状態に切り替わったことを通知する。

[0055] これにより、駆動モータ 34 の出力軸 34a と回転軸 32a とが連結状態となり、回転軸 32a に接続された駆動プーリ 32 の回転位置が、駆動モータ 34 の回転に連動するようになる。

このため、駆動モータ 34 が駆動されない限りは、先端屈曲部 25 における各関節部 22 の関節角度は、駆動力中継状態に切り替えられたときの関節角度が維持される。例えば、医療用器具 20 をさらに先端側に移動すると、先端屈曲部 25 が真直状態を保って、先端部 11A の前方に突出することになる。

以上で、ステップ S3 が終了する。

[0056] 上記ステップ S3 は、関節角度が設定された屈曲用関節に対して、駆動力中継部を駆動力中継状態に切り替える駆動部連結工程を構成している。

[0057] 次に、ステップ S4 を行う。本ステップは、各関節部 22 の関節角度の状態を各駆動モータ 34 の駆動原点に対応付けるステップである。

クラッチ 33 が駆動力中継状態に切り替わったことを通知された原点設定部 101 は、駆動量算出部 100 が各駆動モータ 34 に送出する駆動指令値の原点を、現在駆動モータ 34 の回転位置に設定する制御信号を送出する。これにより、駆動量算出部 100 は、現在の各駆動モータ 34 の回転位置を駆動原点と認識して、駆動量の算出を行うようになる。

以上で、ステップ S4 が終了する。

[0058] 上記ステップ S4 は、駆動部連結工程を実行してから、屈曲用関節の関節角度の状態を駆動部の駆動原点に対応付ける原点設定工程を構成している。

[0059] 次に、ステップ S5 を行う。本ステップは、各関節部 22 を駆動する際の駆動原点からの駆動リミットを設定するステップである。

原点設定部 101 は上記ステップ S4 で駆動指令値の原点を設定すると、予め、各関節部 22 に対して決められた駆動リミットに対応する駆動指令値を、駆動量算出部 100 に送出し、駆動量算出部 100 に記憶させる。

例えば、関節部 22 の可動範囲が、駆動指令値で原点から $\pm X0$ の場合であっても、医療用器具 20 の操作上必要な駆動範囲は、 $\pm X$ （ただし、 $X < X0$ ）に過ぎないことが多い。これを越えて移動できるようにしておくと、操作を誤って過剰に動作させた場合に、患者 P の体内の他の処置具や器具と干渉する可能性がある。また駆動ワイヤ 24 にかかる負荷が過大になり、駆動ワイヤやマニピュレータが破損したりする可能性がある。

このため、本実施形態では、駆動リミットとして、例えば、上記駆動指令値 X を駆動量算出部 100 に記憶させる。

以上で、ステップ S5 が終了し、医療用器具 20 に対する本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法が終了する。

[0060] 上記ステップ S5 は、駆動部に対して、屈曲用関節を駆動する際の駆動原点からの駆動リミットを設定する駆動リミット設定工程を構成しており、特に、駆動部に対して駆動原点からの駆動指令値を送出する駆動制御部において、駆動指令値の許容限界を設定することにより、駆動リミットを設定するソフト設定による駆動リミット設定工程になっている。

[0061] このようにして初期化が終了したら、適宜の処置を開始することが可能となる。

例えば、操作者 Op は、観察部 15 が取得した術野の映像を表示部 4 で確認しながら、医療用器具 20 の先端屈曲部 25 を外套管 11 から突出させる。

このとき、筒状部 23 が処置具チャンネル 16 の内部を移動することにより、駆動ワイヤ 24 の湾曲形状がわずかに変化する。しかし、先端屈曲部 25 の全長は、筒状部 23 の全長に比べて十分短いため、先端屈曲部 25 を突出させるのに要する移動による湾曲形状の変化では、駆動ワイヤ 24 の経路長はほとんど変化しない。したがって、先端屈曲部 25 は、各関節部 22 の関節角度を一定に保った状態で突出され、本実施形態では真直に延ばされた状態を維持している。

[0062] 操作者 Op は、表示部 4 による術野の映像を見ながら、処置動作の必要に

応じて、マスタアーム 3 を操作して、医療用器具 20 の先端屈曲部 25 を湾曲させたり、処置部位等を把持部 26 で把持させたりするための所定の操作入力を行う。

例えば、先端屈曲部 25 を湾曲させる操作入力が行われると、制御部 5 の駆動量算出部 100 は、マスタアーム 3 の操作入力を解析して、操作入力された湾曲状態を実現する各関節部 22 の関節角度を求め、各関節角度に応じて、各関節部 22 に駆動力を伝達する各駆動モータ 34 に対する駆動指令値を算出する。

駆動量算出部 100 は、各駆動指令値が、駆動リミットを越えていないかどうか判定し、すべての駆動指令値が駆動リミットの範囲内である場合には、各駆動指令値を、各駆動モータ 34 に送出する。

駆動リミットを越えた駆動指令値が存在する場合には、駆動量算出部 100 は、各駆動指令値の送出を停止し、表示部 4 に駆動リミットを越えていることを警告するメッセージを表示部 4 に表示させる。操作者 Op は、表示部 4 のメッセージを見て、マスタアーム 3 の操作入力を変更する。

なお、警告するメッセージを表示部 4 に表示するのは一例である。警告手段は、メッセージの表示以外の手段を採用することも可能である。例えば、アラーム音を発生させて警告するようにしてもよいし、アラーム音の発生と表示部 4 への表示とを併用するなどしてもよい。

[0063] 駆動指令値が各駆動モータ 34 に送出されると、各駆動モータ 34 が回転して、駆動プーリ 32 が回転する。これにより、駆動プーリ 32 に巻き回された駆動ワイヤ 24 が適宜方向に牽引され、駆動力を伝達する関節部 22 のプーリを回転させる。

このようにして、関節部 22 が駆動され、マスタアーム 3 の操作に基づいて先端屈曲部 25 が屈曲される。

[0064] 処置動作が終了したら、操作者 Op は、例えば、マスタアーム 3 から先端屈曲部 25 の各関節部 22 を原点に復帰させる操作を行う。これにより、先端屈曲部 25 は、真直状態に整列するため、先端屈曲部 25 を基端側に引き

戻して、形状規定部 1 2 の内部に収納することができる。

また、このような原点復帰を行わず、単に、駆動力解除状態に切り替えた後に、先端屈曲部 2 5 を引き戻す操作を行ってもよい。この場合、各関節部 2 2 の回転が自由になるため、先端屈曲部 2 5 は、形状規定部 1 2 の内部に受動的に収納される。

医療用器具 2 0 を単独で、もしくは外套管 1 1 とともに患者 P の体内から引き出す場合には、クラッチ 3 3 を駆動力解除状態に切り替えてから、引き出す操作を行う。

[0065] 本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、初期化動作を、外套管 1 1 の先端部に設けられた形状規定部材である先端部 1 1 A の形状規定部 1 2 に、駆動力解除状態の先端屈曲部 2 5 を挿入することにより行う。

このため、処置具チャンネル 1 6 が湾曲していても、医療用器具 2 0 を円滑に挿入することができる。

また、本方法では、処置具チャンネル 1 6 の湾曲状態に倣って医療用器具 2 0 のシース 2 7 および駆動ワイヤ 2 4 が湾曲した状態で、形状規定部 1 2 に先端屈曲部 2 5 を挿入して、先端屈曲部 2 5 の形状を規定し、この状態で駆動原点の設定を行う。

このため、処置具チャンネル 1 6 の湾曲状態が維持される限りは、湾曲状態とは無関係に、原点における先端屈曲部 2 5 の姿勢として、形状規定部 1 2 で規定された姿勢を正確に再現することができる。

このため、先端屈曲部 2 5 の正確な湾曲操作を行うことができる。

[0066] また、本実施形態では、駆動リミットを設定するため、先端屈曲部 2 5 を過度に湾曲させることがないため、医療用器具 2 0 や処置対象に対する過度の負荷がかかることを防止することができる。

[0067] [第 1 変形例]

次に、上記第 1 の実施形態の変形例（第 1 変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図 7 は、本発明の第 1 の実施形態の変形例（第 1 変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。図 8 A、図 8 B は、本発明の第 1 の実施形態の変形例（第 1 変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法の初期化方法に用いる医療用器具の駆動ユニットの構成を示す模式的な断面図である。

[0068] 図 1 に示すように、本変形例のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステム 1 A は、上記第 1 の実施形態におけるマニピュレータシステム 1 の医療用器具 2 0、制御部 5 に代えて、医療用器具 2 0 A（マニピュレータ）、制御部 5 A（駆動制御部）を備える。

以下、上記第 1 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

[0069] 医療用器具 2 0 A は、図 7 に示すように、上記第 1 の実施形態の医療用器具 2 0 の駆動ユニット 3 0 に代えて、駆動ユニット 3 0 A を備える。

駆動ユニット 3 0 A は、駆動ユニット 3 0 のクラッチ 3 3、駆動モータ 3 4 に代えて、着脱部 4 3（駆動力中継部）、駆動モータ 3 4 A（駆動部）を備え、駆動機構部 3 1 の筐体に固定部 4 6 を追加したものである。

[0070] 着脱部 4 3 は、図 8 A、図 8 B に示すように、回転軸 3 2 a に固定された固定側受け部材 4 4 と、出力軸 3 4 a に固定された装着部材 4 5 とを備える。

固定側受け部材 4 4 および装着部材 4 5 は、略円板状の部材であり、互いに対向する面に、少なくとも周方向に滑ることなく嵌合し合う凹凸形状からなる凹凸連結面 4 4 a、4 5 a を備える。

凹凸連結面 4 4 a（4 5 a）の形状としては、例えば、断面山形状の複数の凸部が固定側受け部材 4 4（装着部材 4 5）の中心に対して放射状に延ばされるとともに、周方向に隣接して配置された形状を採用することができる。

[0071] 駆動モータ 3 4 A は、出力軸 3 4 a の先端に装着部材 4 5 が固定された点と、側面において、後述する固定部 4 6 から進退する嵌合突起 4 6 a を嵌め込むための嵌合凹部 4 7 を備える点が、駆動モータ 3 4 と異なる。

[0072] 固定部４６は、駆動モータ３４Ａを駆動機構部３１の筐体に対して、着脱可能に固定する装置部分である。図８Ａは、駆動モータ３４Ａを固定部４６に装着した状態を示し、図８Ｂは、駆動モータ３４Ａを固定部４６から外した状態を示す。

[0073] 固定部４６は、駆動モータ３４Ａを装着した際に、装着部材４５の凹凸連結面４５ａが、駆動機構部３１の内部の固定側受け部材４４の凹凸連結面４４ａと嵌合する位置関係に駆動モータ３４Ａを固定できれば、具体的な構成は特に限定されない。

本変形例では、一例として、駆動機構部３１の筐体に設けられ、駆動モータ３４Ａの側面に嵌合する孔部３１ａと、孔部３１ａの内周面に進退可能に設けられた嵌合突起４６ａとを備える構成としている。

嵌合突起４６ａは、図８Ａに示すように、駆動モータ３４Ａの嵌合凹部４７と嵌合する形状に設けられ、付勢部材４６ｂによって、孔部３１ａの中心に向かって付勢されている。

付勢部材４６ｂは、種々のばね部材や弾性部材を採用することができる。

[0074] なお、このように駆動モータ３４Ａを個別に着脱することは必須ではない。例えば、駆動モータ３４Ａが複数設けられている場合に、複数の駆動モータ３４Ａを一体に保持する保持部材を設け、この保持部材を駆動機構部３１に設けた適宜の固定部に対して着脱可能にした構成も可能である。この場合、複数の駆動モータ３４Ａが同時に着脱されることになる。

[0075] 制御部５Ａは、駆動ユニット３０Ａでは、クラッチ３３を有しないことに対応して、上記第１の実施形態の制御部５のクラッチ制御部１０２を削除した点のみが異なる。

[0076] このような構成により、駆動モータ３４Ａは、駆動機構部３１の孔部３１ａに、固定部４６を介して、着脱可能に固定されている。

図８Ａに示すように、駆動モータ３４Ａが装着された状態では、固定部４６の嵌合突起４６ａが、駆動モータ３４Ａの嵌合凹部４７に嵌合することにより、駆動モータ３４Ａの位置を、軸方向および周方向に固定している。

このような装着状態では、着脱部 4 3 の固定側受け部材 4 4 と装着部材 4 5 とが、凹凸連結面 4 4 a、4 5 a において、互いに軸方向および周方向に嵌合されている。

このため、駆動モータ 3 4 A が駆動されると、出力軸 3 4 a の回転が、着脱部 4 3 を介して回転軸 3 2 a に伝達される。したがって、着脱部 4 3 は、駆動力中継状態になっている。

[0077] 図 8 B に示すように、駆動モータ 3 4 を軸方向に沿って駆動機構部 3 1 の外方に引っ張ると、嵌合突起 4 6 a が、嵌合凹部 4 7 から径方向の外方に押し出されて、駆動モータ 3 4 A が引き抜かれ、駆動モータ 3 4 A を固定部 4 6 から取り外すことができる。

このような取り外し状態では、着脱部 4 3 が固定側受け部材 4 4 と装着部材 4 5 とに分離して、装着部材 4 5 が駆動モータ 3 4 A とに引き抜かれる。

このため、着脱部 4 3 は、駆動力を伝達する機能を有しておらず、駆動モータ 3 4 A が駆動されても、出力軸 3 4 a の回転は、回転軸 3 2 a に伝達されない。したがって、着脱部 4 3 は、駆動力解除状態になっている。

このため、着脱部 4 3 は、駆動力が中継される駆動力中継状態と駆動力が遮断されて屈曲用関節の動きが自由になる駆動力解除状態とが切り替え可能な駆動力中継部を構成している。

このように、本変形例は、駆動力中継状態と、駆動力解除状態とを、駆動モータ 3 4 A の着脱によって実現する場合の例になっている。

[0078] このような医療用器具 2 0 A は、上記第 1 の実施形態のマニピュレーションシステムの初期化方法と略同様にして・BR>A 図 5 に示すステップ S 1 ～ S 5 を実行することにより、初期化することができる。

すなわち、本変形例では、医療用器具 2 0 に代えて、医療用器具 2 0 A を用いる点と、ステップ S 1、S 3 において、駆動力中継状態と、駆動力解除状態との切り替える動作を、操作者 O p が駆動モータ 3 4 A を固定部 4 6 に着脱することによって行う点とが、上記第 1 の実施形態と異なる。

また、本変形例のステップ S 4 では、制御部 5 A がクラッチ制御部 1 0 2

を有しないため、クラッチ制御部 102 に代えて、図示略の通知手段によって、駆動力解除状態になったことを原点設定部 101 に通知する点が上記第 1 の実施形態と異なる。

このような通知手段としては、例えば、装着部材 45 または駆動モータ 34 の着脱に連動して装着状態を検知する検知センサなどの手段や、操作者 Op が装着を済ませてから押しボタンスイッチによって、手動で通知するといった手段を挙げることができる。検知センサの種類としては、例えば、光センサ、押し込みスイッチなどの機械的センサ、電界や磁界を用いた検知センサなどの例を挙げることができる。

本変形例では、図示は省略するが、嵌合突起 46a が押し込まれる動作に連動した検知センサが設けられ、この検知センサの出力によって原点設定部 101 に駆動力中継状態になったことが通知される。

本変形例の駆動力解除状態では、駆動ユニット 30A から、駆動モータ 34A が取り外された状態になるため、医療用器具 20A が軽量化され、処置具チャンネル 16 への挿入動作などがより容易となる点で作業性を向上することができる。

[0079] [第 2 実施形態]

次に、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図 9 は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の模式的なシステム構成図である。図 10 は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の初期張力付加部の構成を示す模式的な斜視図である。図 11 は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の駆動部および駆動力中継部の構成を示す模式的な断面図である。

図 12 は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の駆動力中継部の駆動力解除状態を示す模式的な断面図である。

[0080] 図1に示すように、本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステム1Bは、上記第1の実施形態におけるマニピュレータシステム1の医療用器具20、制御部5に代えて、医療用器具20B（マニピュレータ）、上記第1変形例と同様の制御部5A（駆動制御部）を備える。

以下、上記第1の実施形態と異なる点を中心に説明する。

[0081] 医療用器具20Bは、図9に示すように、上記第1の実施形態の医療用器具20の駆動ユニット30に代えて、駆動ユニット30Bを備える。

駆動ユニット30Bは、駆動ユニット30のクラッチ33、駆動プーリ32、駆動モータ34に代えて、駆動連結部53（駆動力中継部）、駆動モータ部34Bを備え、駆動機構部31の筐体に駆動モータ部34Bを着脱可能に固定する固定部46と、初期張力付与部60とを追加したものである。

なお、駆動連結部53、駆動モータ部34B、固定部46、および初期張力付与部60は、各関節部22に応じてそれぞれ1組ずつ設けられているが、いずれも同じ構成を有する。以下では、関節部22Bを駆動する場合の例で説明する。

[0082] 図10に示すように、駆動連結部53は、駆動ワイヤ24Bを牽引するために駆動ワイヤ24Bを巻き回す第1内歯車50および第2内歯車51を備えている。

第1内歯車50（第2内歯車51）は、駆動ワイヤ24Bを巻き回すための外周面50a（51a）と有しており、図示略の駆動機構部31の筐体に固定されたギアケース52に収容されている。

なお、本実施形態では、第1内歯車50（第2内歯車51）の回転が駆動ワイヤ24Bに確実に伝達されるように、駆動ワイヤ24Bの端部が、外周面50a（51a）上の図示略の位置で固定されている。これにより、駆動ワイヤ24Bに大きなたるみが生じた場合でもスリップなどを起こすことなく確実に牽引することが可能となる。

ただし、例えば、摩擦係合のみでもスリップを起こさない場合には、外周

面 5 0 a (5 1 a) 固定しない構成も可能である。

駆動ワイヤ 2 4 B における関節部 2 2 B 側の両端部は、関節部 2 2 B のプーリ 2 2 b に巻き回されてから接合部 2 2 c においてプーリ 2 2 b に固定されている。

駆動ワイヤ 2 4 B の中間部は、駆動連結部 5 3 の第 1 内歯車 5 0 の外周面 5 0 a、初期張力付与部 6 0 の後述するプーリ 5 5、および第 2 内歯車 5 1 の外周面 5 1 a に、この順に巻き回されている。

[0083] なお、図 1 0 は模式図のため、駆動ワイヤ 2 4 B が外周面 5 0 a、5 1 a、プーリ 5 5 に、それぞれ半周程度巻き回されているように描かれているが、これは一例であり、巻き回し回数は半周程度には限らず、例えば、半周以下あるいは半周以上の適宜の巻き回し回数が可能である。

また、特に、プーリ 5 5 に対しては、駆動ワイヤ 2 4 B が、摩擦係合している状態であるため、スリップしにくいように巻き付け角が大きくなるように巻き回すことが好ましく、1 周以上巻き回すことがより好ましい。

[0084] 以下では、駆動ワイヤ 2 4 B のうち、プーリ 5 5 の中央部に巻き掛けられた位置を境にして、プーリ 5 5 から第 1 内歯車 5 0 を経由してプーリ 2 2 b に向かう部分を第 1 ワイヤ部 2 4 R、プーリ 5 5 から第 2 内歯車 5 1 を経由してプーリ 2 2 b に向かう部分を第 2 ワイヤ部 2 4 L と称する。

[0085] 図 1 1 に示すように、第 1 内歯車 5 0 および第 2 内歯車 5 1 は、ギアケース 5 2 に設けられた軸受 5 2 a によって、それぞれ回転可能に支持されるとともに、ワッシャ 5 4 によって軸方向に離間した状態で互いの位置関係が固定されている。このため、第 1 内歯車 5 0 および第 2 内歯車 5 1 は、回転中心 O 3 を中心として互いに同期して回転することができる。

軸受 5 2 a としては、例えば、ボールベアリングを採用することができる。

第 1 内歯車 5 0 および第 2 内歯車 5 1 の中心部には、後述する駆動モータ部 3 4 B のピニオン 3 2 B が軸方向に挿入可能、かつ周方向に係合可能な内歯部 5 0 b、5 1 b が回転中心軸 O 3 と同軸に形成されている。

[0086] 駆動モータ部 3 4 B は、駆動ワイヤ 2 4 B を牽引するための駆動力を発生する駆動モータ 3 4 A と、駆動モータ 3 4 A の出力軸 3 4 a の先端部に出力軸 3 4 a と同軸に固定されたピニオン 3 2 B とを備える。

駆動モータ 3 4 A は、出力軸 3 4 a にピニオン 3 2 B が固定されている点以外は、上記第 1 変形例と同様の構成を有しており、マスタアーム 3 を用いた操作入力に基づいて駆動量算出部 1 0 0 から送出される駆動指令値に基づいて、回転動作が制御される。

[0087] ピニオン 3 2 B は、第 1 内歯車 5 0 および第 2 内歯車 5 1 の内歯部 5 0 b、5 1 b と同軸の位置で噛み合う歯形を有する歯車である。ピニオン 3 2 B の歯幅は、内歯部 5 0 b、5 1 b と同時に噛み合うことができる歯幅になっている。

[0088] このような構成の駆動モータ部 3 4 B は、図 9 に示すように、駆動モータ 3 4 A の外周部において、位置決めされた状態で、駆動機構部 3 1 の筐体に設けられた固定部 4 6 と着脱可能に固定されている。駆動モータ部 3 4 B の着脱方向は、回転中心軸 O 3 に沿う方向である。

本実施形態の固定部 4 6 は、駆動モータ 3 4 A を固定する際に、ピニオン 3 2 B が、内歯部 5 0 b、5 1 b と略同幅（同幅の場合を含む）ずつ噛み合う位置に、駆動モータ 3 4 A を固定する点を除いて、上記第 1 変形例の固定部 4 6 と同様の構成を有する。したがって、ピニオン 3 2 B をこのような位置に挿入できれば、上記第 1 変形例の固定部 4 6 と同様に、図 8 A、図 8 B に示す一例以外の構成も可能である。

図 1 1 では、固定部 4 6 に対して、駆動モータ部 3 4 B を装着した状態を描いている。

これに対して、図 1 2 では、固定部 4 6 から駆動モータ部 3 4 B を取り外した状態を描いている。

以下の説明では、駆動連結部 5 3 に対する駆動モータ部 3 4 B の位置関係を説明する場合には、特に断らない限りは、駆動モータ部 3 4 B の装着状態における位置関係を説明する。

[0089] このような駆動モータ部 3 4 B は、固定部 4 6 の固定を解除することで、図 1 2 に示すように、回転中心軸 O 3 に沿って引き抜いて取り外すことができる。

また、駆動モータ部 3 4 B は、逆に回転中心軸 O 3 に沿って押し込んで、固定部 4 6 に装着することができる。駆動モータ部 3 4 B が固定部 4 6 に装着されると、駆動モータ部 3 4 B の軸方向の位置が位置決めされ、図 1 1 に示すように、ピニオン 3 2 B が、内歯部 5 0 b、5 1 b と略同幅ずつ噛み合う。

[0090] 図 1 0 に示すように、初期張力付与部 6 0 は、駆動ワイヤ 2 4 B の中間部が外周面に巻かれたプーリ 5 5 と、プーリ 5 5 を回転自在に保持するプーリ保持部 5 6 と、駆動ユニット 3 0 B における遠位端（図 1 0 の図示左側）と近位端（図 1 0 の図示右側）とを結ぶ方向にプーリ保持部 5 6 をスライド可能に保持するガイド 5 7 と、プーリ保持部 5 6 の遠位側に配されプーリ保持部 5 6 を遠位端側に向かって牽引するためのバネ 5 8 と、バネ 5 8 の遠位端を支持する支持部 5 9 とを備える。

[0091] ガイド 5 7 および支持部 5 9 は、図示略の駆動機構部 3 1 の筐体に固定されている。

このため、バネ 5 8 は、プーリ保持部 5 6 をガイド 5 7 に沿って遠位端側に引っ張っており、駆動ワイヤ 2 4 B は、バネ 5 8 の弾性復元力に対応する初期張力が付加されている。この場合、プーリ保持部 5 6 は、バネ 5 8 に牽引されて直線上を移動するため、ガイド 5 7 を削除した構成も可能である。

ただし、バネ 5 8 は、プーリ保持部 5 6 を遠位端側に向かって押圧するように配置してもよい。この場合には、バネ 5 8 が伸縮方向の側方に座屈するおそれがあるため、ガイド 5 7 とは異なる構成でもよいが、プーリ保持部 5 6 の移動方向を規定する何らかの移動ガイド部を設けることが好ましい。

[0092] 制御部 5 A は、図 9 に示すように、本実施形態の駆動モータ部 3 4 B に用いられる駆動モータ 3 4 A の駆動制御を行う点を除けば、上記第 1 変形例の制御部 5 A と同様の構成を有する。

[0093] 次に、マニピュレータシステム 1 B における医療用器具 20 B の動作について説明する。

図 13 A、図 13 B は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の主要部の模式的な動作説明図である。

[0094] 医療用器具 20 B の駆動モータ部 34 B は、駆動機構部 31 の筐体に、固定部 46 を介して着脱可能に固定されている。

図 13 A、図 13 B に医療用器具 20 B における関節部 22 B を駆動する主要構成を模式的に示す。簡単のため、駆動ワイヤ 24 B の配回しは平面に展開して表しているため、第 1 内歯車 50、第 2 内歯車 51 の位置はずらして描いている。図 13 A は、駆動モータ部 34 B の取り外し状態を示し、図 13 B は、駆動モータ部 34 B の装着状態を示している。

[0095] 図 12 に示すように、駆動モータ部 34 B を駆動連結部 53 から取り外すと、ピニオン 32 B は、第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 と噛み合っていないため、駆動モータ 34 A を駆動しても、駆動力は第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 には伝達されず、駆動ワイヤ 24 B が牽引されることはない。

[0096] このとき、図 13 A に示すように、駆動ワイヤ 24 B は、関節部 22 B のプーリ 22 b、第 1 内歯車 50、初期張力付与部 60 のプーリ 55、および第 2 内歯車 51 に順次巻き回されている。また、駆動ワイヤ 24 B は、図示略の位置で、第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 の外周面で位置が固定され、プーリ 22 b 上では、接合部 22 c を介してプーリ 22 b と固定され、ループを形成している。

なお、図 13 A、図 13 B は、模式図であり簡略化している。このため、駆動ワイヤ 24 B の配回しや巻き付け角や巻き付け回数などを正確に表すものではない。

プーリ 55 は、バネ 58 によって、遠位端側に力 F で牽引されている。このため、駆動ワイヤ 24 B には、プーリ 55 を境に分けられた第 1 ワイヤ部 24 R、第 2 ワイヤ部 24 L のそれぞれにおいて、初期張力 $T (= F / 2)$

が付加されている。

これにより、駆動ワイヤ 24 B はたるみが生じることなく張架されている。

[0097] この状態で、例えば、軸状部 21 B に、関節部 22 B が回転するような外力が作用すると、プーリ 22 b、第 1 内歯車 50、プーリ 55、第 2 内歯車 51 は、いずれも滑らかに回転可能に保持されているため、プーリ 22 b が回転する。また、これに連動して、第 1 内歯車 50、プーリ 55、第 2 内歯車 51 も、駆動ワイヤ 24 B の移動量に応じて回転するため、可動範囲では、関節角度が自由に変化する。

したがって、駆動連結部 53 は、関節部 22 B の動きが自由になる駆動力解除状態になっている。

[0098] 例えば、図 11 のように、駆動モータ部 34 B を駆動連結部 53 に装着すると、ピニオン 32 B が第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 の内歯部 50 b、51 b に噛み合う。このため、ピニオン 32 B から第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 に駆動力を伝達することが可能となる。

すなわち、制御部 5A の駆動量算出部 100 から駆動指令値が送出されると、駆動モータ 34 A が駆動され、ピニオン 32 B が回転し、第 1 内歯車 50 および第 2 内歯車 51 に駆動力が伝達される。

[0099] このように、本実施形態の駆動連結部 53 は、駆動力が中継される駆動力中継状態と駆動力が遮断されて屈曲用関節の動きが自由になる駆動力解除状態とが切り替え可能な駆動力中継部を構成している。

このように、本実施形態は、駆動力中継状態と、駆動力解除状態とを、駆動モータ部 34 B の着脱によって実現する場合の例になっている。

[0100] このような医療用器具 20 B は、上記第 1 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法と略同様にして、初期化することができる。

具体的には、図 14 に示すステップ S11～S16 を図 14 のフローにしたがって実行する。

図 14 は、本発明の第 2 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方

法のフローを示すフローチャートである。

- [0101] まず、ステップS 1 1を行う。本ステップは、駆動モータ部3 4 Bを取り外し状態とすることにより、駆動力中継部である駆動連結部5 3を駆動力解除状態として、各駆動ワイヤ2 4のたるみを除去するため、各駆動ワイヤ2 4に初期張力を付加するステップである。

医療用器具2 0 Bは、初期張力付与部6 0を有することにより、常時、初期張力が付加されている。このため、本ステップは、操作者Opや制御部5 Aが特に何らかの操作を行う必要があるステップではない。

ただし、初期張力付与部6 0が故障すると、初期張力が付与されないおそれがあるため、初期張力付与部6 0が正常に動作していることを確認してから、次のステップに移行することが好ましい。

- [0102] ステップS 1 1は、駆動力伝達部材のたるみを除去するため、駆動力伝達部材に初期張力を付与する初期張力付与工程を構成している。

- [0103] ステップS 1 2～S 1 6は、上記第1の実施形態のステップS 1～S 5（図5参照）と略同様のステップである。

すなわち、ステップS 1 2～S 1 6は、医療用器具2 0に代えて、医療用器具2 0 Bを用いる点と、ステップS 1 4では、上記ステップS 3とは異なり、駆動力中継状態に切り替える動作を操作者Opが駆動モータ部3 4 Bを固定部4 6に装着することによって行う点とが、上記第1の実施形態と異なる。

本実施形態では、医療用器具2 0 Bは、ステップS 1 1において、駆動力解除状態にされているため、ステップS 1 2において、特に駆動力解除状態とする操作は行う必要はない。

また、ステップS 1 1の実行後は、駆動ワイヤ2 4のたるみが除去された状態になっているため、ステップS 1 4において駆動力中継状態になる際にも、駆動ワイヤ2 4のたるみが除去された状態である。

- [0104] 本実施形態の初期化方法によれば、上記第1の実施形態と略同様のステップS 1 2～S 1 5を行うため、屈曲用関節の関節角度を正確に初期化するこ

とができる。また、ステップS 1 6を行って、駆動リミットを設定するため、先端屈曲部2 5を過度に湾曲させることがないため、医療用器具2 0 Bや処置対象に対する過度の負荷がかかることを防止することができる。

さらに、ステップS 1 1において、各駆動ワイヤ2 4に初期張力を付加して、たるみを除去するため、ステップS 1 2以降、処置具チャンネル1 6に沿って、医療用器具2 0 Bが湾曲することにより、駆動ワイヤ2 4の経路長が変化しても、たるみが除去された状態になっている。

このため、ステップS 1 4で駆動力中継状態に切り替えられる際にも、たるみが除去されているため、駆動ワイヤ2 4のたるみによる駆動誤差をなくすることができる。これにより、より正確な湾曲操作を行うことができる。

[0105] [第2変形例]

次に、上記第2の実施形態の変形例（第2変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

上記第2の実施形態では、初期張力付加工程を、最初に行う場合の例で説明したが、初期張力を付加して駆動ワイヤ2 4のたるみを除去するのは、駆動原点の設定誤差を低減するためである。

このため、初期張力付加工程を実行するタイミングは、原点設定工程であるステップS 1 5より前であれば、いつ実行してもよい。

このため、上記第2の実施形態のステップS 1 1は、ステップS 1 2、S 1 3の間、ステップS 1 3、S 1 4の間、ステップS 1 4、S 1 5の間のいずれかのタイミングで実行するように、変形することができる。

ただし、駆動ワイヤ2 4のたるみを容易に除去できるのは駆動力解除状態であるため、駆動部連結工程であるステップS 1 4よりも前に実行することがより好ましい。

初期張力付加工程を実行するには、具体的には、バネ5 8によってプーリ保持部5 6を引っ張る状態と、バネ5 8の付勢力を解除する状態とを切り替えるスイッチを設けておけばよい。

[0106] [第3の実施形態]

次に、本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図15は、本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具および形状規定部材の模式的なシステム構成図である。図16A、図16Bは、本発明の第3の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる処置用内視鏡装置の関節位置検出部の位置と医療用器具の挿入位置との関係を示す模式的な断面図である。

[0107] 図1に示すように、本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステム1Cは、上記第1の実施形態におけるマニピュレータシステム1の医療用器具20、処置用内視鏡装置10、制御部5に代えて、医療用器具20C（マニピュレータ）、処置用内視鏡装置10C、制御部5C（駆動制御部）を備える。

以下、上記第1の実施形態と異なる点を中心に説明する。

[0108] 医療用器具20Cは、図15に示すように、上記第2の実施形態の医療用器具20Bの駆動ユニット30Bに代えて、駆動ユニット30Cを備える。

駆動ユニット30Cは、上記第2の実施形態の駆動連結部53、駆動モータ部34Bに代えて、駆動連結部53C、駆動モータ部34Cを備え、クラッチ33Cを追加したものである。

なお、駆動連結部53C、駆動モータ部34C、クラッチ33C、初期張力付与部60は、各関節部22にそれぞれ1組ずつ設けられているが、いずれも同じ構成を有する。以下では、関節部22Bを駆動する場合の例で説明する。

[0109] 駆動連結部53Cは、上記第2の実施形態の第1内歯車50、第2内歯車51に代えて、第1プーリ50C、第2プーリ51Cを備える。

第1プーリ50Cおよび第2プーリ51Cは、上記第2の実施形態の第1内歯車50および第2内歯車51の内歯部50b、51bを削除して、それぞれ第1内歯車50および第2内歯車51と同様に回転可能に支持されている。ただし、本実施形態では、第1プーリ50Cは、図示略の可動支持部材

によって、第２プーリ５１Ｃに対して回転軸に沿う方向（図示両矢印方向。以下、回転軸線方向と称する）に接離可能に支持されている。

すなわち、可動支持部材は、第１プーリ５０Ｃに回転軸線方向に押圧する一定以上の外力が作用しない状態では、第１プーリ５０Ｃが第２プーリ５１Ｃから離間する位置に支持している。第１プーリ５０Ｃに一定以上の外力が作用すると、第１プーリ５０Ｃは回転軸線方向に移動して第２プーリ５１Ｃと当接する。

第１プーリ５０Ｃおよび第２プーリ５１Ｃの間の当接面は、凹凸形状を備える図示略のかみ合い面が形成され、当接時に互いに一体化して回転することが可能である。

また、第１プーリ５０Ｃには、同様のかみ合い面が、裏面側にも設けられている。

[0110] 駆動モータ部３４Ｃは、上記第１の実施形態の駆動モータ３４の出力軸３４ａに、第１プーリ５０Ｃにおける第２プーリ５１Ｃと反対側のかみ合い面に対して回転軸線方向に接離可能なかみ合い板３４ｃを設けたものである。

かみ合い板３４ｃは、対向位置の第１プーリ５０Ｃのかみ合い面と当接した際に、出力軸３４ａからの回転駆動力を第１プーリ５０Ｃに伝達するものである。

駆動モータ部３４Ｃは、図示略の可動支持部材によって、回転軸線方向に進退可能に支持されている。

[0111] クラッチ３３Ｃは、クラッチ制御部１０２の制御信号に応じて、駆動モータ部３４Ｃを出力軸３４ａに沿う方向に進退させる装置部分であり、駆動モータ部３４Ｃにおける出力軸３４ａと反対側の端部と駆動機構部３１の筐体と間に固定されている。

クラッチ３３Ｃに、駆動モータ部３４Ｃを進出させる制御信号が送信されると、駆動モータ部３４Ｃが、第１プーリ５０Ｃに向かって出力軸３４ａに沿う方向に移動する。

これにより、かみ合い板３４ｃが第１プーリ５０Ｃのかみ合い面に一定以

上の力で押圧され、第1プーリ50Cの反対側のかみ合い面が、第2プーリ51Cのかみ合い面に当接し、かみ合い板34c、第1プーリ50C、および第2プーリ51Cが連結される。

このため、出力軸34aが回転すると、駆動モータ部34Cからの駆動力が中継され、第1プーリ50Cと第2プーリ51Cとが同期して回転する。すなわち、駆動力中継状態が形成される。

クラッチ33Cに、駆動モータ部34Cを後退させる制御信号が送信されると、駆動モータ部34Cが、第1プーリ50Cから離れる方向に移動する。

これにより、かみ合い板34c、第1プーリ50C、第2プーリ51Cが互いに離間し、駆動力が遮断される駆動力解除状態が形成される。

このため、クラッチ33Cは、駆動力中継状態と駆動力解除状態とを切り替える駆動力中継部になっている。

[0112] 処置用内視鏡装置10Cは、上記第1の処置用内視鏡装置10の形状規定部12内の一定位置に関節位置検出部80を設けた点が、処置用内視鏡装置10と異なる。

関節位置検出部80は、形状規定部12に対する関節部22および軸状部21の挿入状態を検出することができ、これにより、形状規定部12によって関節部22の関節角度の設定が成功しているかどうかを確認できれば、特に限定されない。

本実施形態では、上記第1の実施形態と同様に、関節角度を規定する関節部22と、これに連結された一対の軸状部21が、形状規定部12内に挿入されることにより、関節角度が所定値に設定される。

したがって、関節位置検出部80は、特定の関節部22がこれに連結された軸状部21とともに、形状規定部12に位置しているかどうかを検出できる手段をすべて採用することができる。

[0113] 本実施形態では、関節位置検出部80の一例として、軸状部21と形状規定部12との嵌合隙間よりも径方向の内側に突出し、軸状部21が挿入され

るとスイッチが入る押し込みスイッチ型の位置センサを採用している。

このような関節位置検出部 80 は、図 16 A に示すように先端屈曲部 25 を挿入していくと、例えば、軸状部 21 A の先端が通過する時点で、検出信号が生成される。

このとき、図 16 B に示すように、軸状部 21 C が、一定の長さ以上、形状規定部 12 に挿入された位置関係にあると、軸状部 21 A、関節部 22 A、軸状部 21 B、および関節部 22 B は、すべて形状規定部 12 に挿入されていることになる。したがって、このような位置に関節位置検出部 80 を設置すれば、関節部 22 A、22 B の関節角度の設定に成功している状態であると判定できる。

[0114] 図 16 A、図 16 B には、関節位置検出部 80 が、径方向に対向する 2 箇所 に設けられている場合を図示しているが、これは一例であって、関節位置検出部 80 の個数や配置位置は、判定に必要な応じて適宜の個数配置を採用することができる。

例えば、関節位置検出部 80 を形状規定部 12 に軸方向に沿って複数設けることで、先端屈曲部 25 の軸状部 21 A の先端部の通過状況や、挿入長さを判定することができる。

例えば、軸状部 21 A の位置として、許容できる範囲にそれぞれ関節位置検出部 80 を配置することにより、挿入量が多すぎて、関節角度の設定に失敗していることも判定することが可能である。

[0115] 制御部 5 C は、図 15 に示すように、上記第 1 の実施形態の制御部 5 に、関節位置判定部 104 を追加したものである。

関節位置判定部 104 は、処置用内視鏡装置 10 C に設けられた関節位置検出部 80 と通信可能に接続され、関節位置検出部 80 の検出信号に基づいて、形状規定部 12 に挿入された関節部 22 の形状規定部 12 における位置を判定するものである。

関節位置判定部 104 は、表示部 4 と通信可能に接続されており、関節位置検出部 80 の検出信号に基づいて判定した関節部 22 の位置、または関節

角度の設定が成功したかどうかの情報を、表示部４に表示させることができる。以下では、関節角度の設定に成功した場合に表示する情報を成功情報、関節角度の設定に失敗した場合に表示する情報を失敗情報と称する。

関節部２２の位置を、数値やグラフによって表示させる場合は、操作者Ｏｐが数値やグラフを見て、成功、失敗を判定することができる。

[0116] 次に、医療用器具２０Ｃを用いた本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図１７は、本発明の第３の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

[0117] 本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法は、図１７に示すステップＳ２１～Ｓ２７を図１７のフローにしたがって実行する方法である。

ステップＳ２１～Ｓ２３は、医療用器具２０Ｃを用いて行う点を除いて、上記第２の実施形態におけるステップＳ１１～Ｓ１３（図１４参照）と同様のステップである。

ただし、本実施形態のステップＳ２３では、操作者Ｏｐは、適宜量だけ、医療用器具２０Ｃを押し込んだら、ステップＳ２４に移行する。

[0118] ステップＳ２４は、関節位置検出部８０の検出信号に基づいて、関節部２２の関節角度の設定に成功しているかどうかを判定するステップであり、本実施形態の挿入状態判定工程を構成している。

本実施形態では、関節位置判定部１０４が関節位置検出部８０の検出信号を監視している。

本実施形態では、関節位置判定部１０４は、関節位置検出部８０から検出信号を受信すると、表示部４に各関節部２２の設定に成功情報を表示させる。

このため、操作者Ｏｐは、表示部４の表示を見て、関節位置判定部１０４による判定結果を知ることができる。

操作者Ｏｐは、表示部４に成功情報が表示されたことを確認したら、医療用器具２０Ｃの挿入を終了して、ステップＳ２５に移行する。

表示部 4 に成功情報が表示されていなかったら、ステップ S 2 3 に移行する。

すなわち、操作者 Op は、医療用器具 2 0 C をさらに先端に向けて挿入する。ただし、関節位置判定部 1 0 4 が失敗情報や挿入位置などが表示される等で、挿入しすぎたことが分かった場合には、ステップ S 2 3 において、医療用器具 2 0 C を基端側に戻して挿入をやり直す動作も可能である。

[0119] ステップ S 2 5 ～ S 2 7 は、医療用器具 2 0 C を用いて行う点を除いて、上記第 2 の実施形態におけるステップ S 1 4 ～ S 1 6（図 1 4 参照）と略同様のステップである。

ただし、上記第 2 の実施形態では、ステップ S 1 4 において、駆動モータ部 3 4 B を装着状態として、駆動力中継状態に切り替えたのに対して、本実施形態のステップ S 2 5 では、上記第 1 の実施形態のステップ S 3 と同様にクラッチ 3 3 を操作して駆動力中継状態に切り替える点異なる。

[0120] 以上で、医療用器具 2 0 C の各関節部 2 2 が初期化される。

本実施形態の初期化方法によれば、上記第 1、2 の実施形態と同様にして、屈曲用関節の関節角度を正確に初期化することができる。また、駆動リミットをして、医療用器具 2 0 C や処置対象に対する過度の負荷がかかることを防止することができる。また、駆動ワイヤ 2 4 のたるみによる駆動誤差をなくすることができる。これにより、より正確な湾曲操作を行うことができる。

[0121] [第 3 ～ 5 変形例]

次に、上記第 3 の実施形態の変形例（第 3 ～ 第 5 変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図 1 8 A、図 1 8 B、図 1 8 C は、本発明の第 3 の実施形態の変形例（第 3 ～ 第 5 変形例）のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる関節位置検出部の例を示す模式的な断面図である。

[0122] 図 1 8 A に示す第 3 変形例は、上記第 3 の実施形態における処置用内視鏡装置 1 0 C に代えて、処置用内視鏡装置 1 0 D を用いる変形例である。

処置用内視鏡装置 10D は、処置用内視鏡装置 10C の関節位置検出部 80 に代えて処置具チャンネル 16 の内周部の特定位置に配置され、その位置で軸状部 21 の到達を検知する関節位置検出部 80D を備える。

[0123] 関節位置検出部 80D は、例えば、軸状部 21 と処置具チャンネル 16 との間の隙間よりも径方向の内側に突出し、軸状部 21 が挿入されるとスイッチが入る押し込みスイッチ型の位置センサを採用している。

すなわち、本変形例は、上記第 3 の実施形態の処置用内視鏡装置 10C が、関節位置検出部 80 を形状規定部 12 に配置していたのに対して、形状規定部 12 以外の部位に同様のセンサを配置した場合の例になっている。

[0124] 本変形例の関節位置検出部 80D によれば、処置具チャンネル 16 の特定位置において、軸状部 21A の先端が到達したことを検出することができる。例えば、関節位置検出部 80 の配置位置を、軸状部 21A が到達すべき形状規定部 12 内の位置 p から近位端側に長さ SD の位置とする。この場合、操作者 Op は、関節位置検出部 80 からの検出信号が発生した位置から、医療用器具 20C を長さ S だけ挿入すれば、関節角度の設定に成功することが分かる。これにより、上記ステップ S23、S24 が実行されたことになる。

[0125] また、本変形例の場合、関節位置検出部 80D は、筒状部 23 上の適宜の位置に設けられた突起やマーカを検出するようにしてもよい。この場合、このような突起やマーカに対応して、検出信号が発生したら、その時点で、軸状部 21A の先端は位置 p に位置しているため、関節角度の設定に成功することが分かる。

[0126] 図 18B に示す第 4 変形例は、上記第 3 の実施形態における処置用内視鏡装置 10C に代えて、処置用内視鏡装置 10E を用いる変形例である。

処置用内視鏡装置 10D は、処置用内視鏡装置 10C の関節位置検出部 80 に代えて、光学センサからなる関節位置検出部 81 を備える。

関節位置検出部 81 は、検出光を出射する光出射部 81a と、検出光を光電変換し、受光量に応じて検出信号を生成する受光部 81b とからなる。

光出射部 81a と受光部 81b とは、形状規定部 12 の内周面の近傍において、互いに対応する位置に配置されている。

[0127] このような関節位置検出部 81 によれば、検出光を遮断する位置に、先端屈曲部 25 が進出したことを検出することができる。これにより、上記ステップ S23、S24 が実行されたことになる。

関節位置検出部 81 によれば、先端屈曲部 25 の位置を非接触で検出することができるため、接触型の関節位置検出部 80 に比べると、先端屈曲部 25 をより円滑に進退させることが可能になる。

[0128] また、光学センサを用いる場合、光出射部 81a と、受光部 81b とを形状規定部 12 の軸方向において隣接して配置し、光出射部 81a からの検出光のうち、先端屈曲部 25 の表面で反射した検出光を受光部 81b で受光する反射型光学センサの構成も可能である。この場合、先端屈曲部 25 の表面に反射面を有するマーカを設けることにより、マーカが到達したことを検出することができる。

[0129] 図 18C に示す第 5 変形例は、上記第 3 の実施形態における医療用器具 20C に代えて、医療用器具 20F を用いる変形例である。

医療用器具 20F は、関節位置検出部として医療用器具 20C の筒状部 23 の近位端側の表面に、挿入量検出マーカ 82（関節位置検出部）を設けた例である。本変形例の場合、外套管 11 側には、関節位置検出部 80 等のセンサを必要としないため、処置用内視鏡装置 10C は、上記第 1 の実施形態の処置用内視鏡装置 10 に代えることができる。

挿入量検出マーカ 82 としては、例えば、目視や図示しない光学読取センサ、磁気センサ等によって挿入量を読み取ることができる数直線や、目盛りなどのマーカを採用することができる。

[0130] 本変形例では、関節角度を確実に設定するために、外套管 11 の供給口 16a から先端部 11A の位置 p に相当する位置までの長さ SF と、医療用器具 20F 上で軸状部 21 の先端から長さ SF となる挿入量検出マーカ 82 の位置 q とを予め求めておく。

このため、供給口 16 a に位置 q を表す挿入量検出マーカ 82 が到達したら、関節角度の設定が成功したことが分かる。

そこで、操作者 Op は、供給口 16 a において、挿入量検出マーカ 82 を監視しながら、医療用器具 20 F を挿入し、供給口 16 a において位置 q になったら、挿入を停止する。これにより、上記ステップ S 23、S 24 が実行されたことになる。

[0131] [第 4 の実施形態]

次に、本発明の第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図 19 A は、本発明の第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の主要部を示す模式的な断面図である。図 19 B は、本発明の第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる医療用器具の形状規定部材を示す模式的な断面図である。図 20 は、本発明の第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いる制御部の機能ブロック図である。

[0132] 図 1 に示すように、本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法に用いるマニピュレータシステム 1 G は、上記第 3 の実施形態におけるマニピュレータシステム 1 C の処置用内視鏡装置 10 C、制御部 5 C に代えて、処置用内視鏡装置 10 G、制御部 5 G（駆動制御部）を備える。

処置用内視鏡装置 10 G は、処置用内視鏡装置 10 C の外套管 11 に代えて、外套管 11 G を備える。

以下、上記第 3 の実施形態と異なる点を中心に説明する。

[0133] 図 19 A、図 19 B に示すように、外套管 11 G は、外套管 11 の先端部 11 A に代えて、先端屈曲部 25 のすべての関節部 22 を挿入することはできない長さまで、長さを短縮した先端部 91 A を有している。

本実施形態では、一例として、先端部 91 A が、1 つの関節部 22 と、これに連結された一对の軸状部 21 の一部とのみを挿入できる長さを有している。

[0134] 制御部 5 G は、図 20 に示すように、上記第 3 の実施形態の制御部 5 C の関節位置判定部 104 に代えて、関節位置判定部 104 G を備える。

関節位置判定部 104 G は、関節位置判定部 104 の機能に加えて、関節位置検出部 80 の位置に到達した軸状部 21 の先端の個数をカウントする機能を有し、何番目の関節部 22 が関節角度の設定に成功したかを原点設定部 101、クラッチ制御部 102 に通知する機能を有する。原点設定部 101、クラッチ制御部 102 では、通知された関節部 22 に対してそれぞれの動作を行う。

このため、関節位置判定部 104 G は、原点設定部 101、クラッチ制御部 102 とともに通信可能に接続されている。

[0135] 次に、医療用器具 20 C を用いた本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法について説明する。

図 21 は、本発明の第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法のフローを示すフローチャートである。

[0136] 本実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法は、図 21 に示すステップ S31～S40 を図 21 のフローにしたがって実行する方法である。

ステップ S31 は、上記第 3 の実施形態のステップ S21 と同様のステップである。

[0137] 次に、ステップ S32 を行う。本ステップは、関節位置判定部 104 G のカウンタ値 n を 0 に初期化するステップである。

次に、ステップ S33 を行う。本ステップは、関節位置判定部 104 G のカウンタを $n = n + 1$ として更新するステップである。

[0138] ステップ S34～S39 は、外套管 11 G を用いて行われる点と、関節位置判定部 104 G が何番目の関節部 22 の関節角度に成功したかを原点設定部 101 およびクラッチ制御部 102 に通知する点を除いて、上記第 3 の実施形態におけるステップ S22～S27（図 17 参照）と略同様ステップである。

すなわち、外套管 11 G では、関節位置検出部 80 が、各関節部 22 に対

する近位端側の軸状部 2 1 の先端の位置を検出するため、この検出信号によってこの軸状部 2 1 の先端（遠位端側）に連結された関節部 2 2 の関節角度に成功したことが検知される。

例えば、 $n = 1$ のとき、関節位置検出部 8 0 が検出信号を発生するのは、先端屈曲部 2 5 における先端側から 1 番目の関節部 2 2 A の関節角度の設定に成功した場合である。

そこでステップ S 3 7 ~ S 3 9 では、通知された n 番目の関節部 2 2 に対して、原点設定部 1 0 1、クラッチ制御部 1 0 2 が、上記ステップ S 2 5 ~ S 2 7 と同様な動作を行う。

[0139] ステップ S 4 0 は、関節位置判定部 1 0 4 において、カウンタ値 n が、関節部 2 2 の総数である N 以上になったかどうかを判定するステップである。

n が N 未満の場合には、ステップ S 3 3 に移行し、ステップ S 3 3 ~ S 4 0 を繰り返す。すなわち、ステップ S 3 3 では、カウンタ値 n を更新し、ステップ S 3 4 ~ S 3 6 では、操作者 O p は、さらに医療用器具 2 0 C の挿入を続けて、上記と同様に、近位端側に配置された次の関節部 2 2 の関節角度の設定を行う。

n が N 以上の場合には、初期化動作を終了する。これにより、医療用器具 2 0 C の各関節部 2 2 が初期化される。

[0140] 本実施形態の初期化方法によれば、外套管 1 1 G のように、軸方向の長さが短いためすべての関節部 2 2 の関節角度を同時に設定できない場合にも、先端側から順番に関節部 2 2 を初期化することができる。したがって、初期化終了後は、上記第 3 の実施形態と同様に、先端屈曲部 2 5 による正確な湾曲操作を行うことができる。

本実施形態の初期化方法によれば、形状規定部 1 2 の長さは、最短で、1 つの関節部 2 2 とこれに連結された一対の軸状部 2 1 の一部のみを挿入できる長さを有すればよい。このため、先端屈曲部 2 5 の長さがどんなに長くても、外套管 1 1 G のように患者 P の体内に挿入した状態でも、わずかのスペースで初期化動作が可能になる。

- [0141] なお、上記の各実施形態、各変形例の説明では、医療用器具のエンドエフェクタとして、把持鉗子である把持部 26 を有する場合の例で説明したが、エンドエフェクタは、把持部 26 には限定されず、手技の種類に応じて適宜の装置構成、例えば、高周波処置具、局注針、剥離鉗子、吸引などが可能である。また、エンドエフェクタは、把持部 26 のような可動機構にも限定されない。例えば、処置用内視鏡装置 10 の観察部 15 のような先端に固定されているのみのエンドエフェクタでもよい。
- [0142] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、マニピュレータシステムの初期化方法が、医療用マニピュレータシステムの初期化方法である場合の例で説明したが、本発明は、医療用マニピュレータシステム以外のマニピュレータシステム、例えば、工業用マニピュレータシステムにも、同様に適用することができる。この場合、被回転体を回転させる関節部を有する医療用器具は、被回転体を回転させる関節部を有する器具、工業用器具、あるいは工業用処置具に代えることができる。
- [0143] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、先端屈曲部 25 が互いに屈曲方向が異なる 2 つの関節部 22 A、22 B を有する場合の例で説明したが、関節部の数や自由度は、手技の内容等を考慮して適宜設定してよい。また、関節部と筒状部との組合せに代えて、外套管 11 における湾曲部 11 B と同様の機構を用いてもよい。すなわち、軸状部である複数の節輪や湾曲コマが、屈曲用関節である回動関節によって連結された場合に、回動関節（複数である場合を含む）を同様にして初期化することが可能である。
- [0144] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、形状規定部 12 を形成する先端部 11 A が硬質材料からなる場合の例で説明したが、駆動力解除状態の各関節部 22 を所定の角度に屈曲させることができる程度に形状が安定していれば、軟性材料から構成することも可能である。すなわち、駆動力解除状態の先端屈曲部 25 に対して、硬質材料と同様に一定形状を保つ材料であれば特に限定されない。

また、形状規定部 12 は、先端部 11 A とは異なる管状部材（複数である

場合を含む)によって構成されていてもよい。

- [0145] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、関節角度の所定値が、連結する軸状部21の角度を 180° にする関節角度になっている場合の例で説明したが、連結する軸状部21の角度を 180° 以外の角度にする関節角度を所定値とすることも可能である。

この場合は、形状規定部12として、湾曲管形状を採用することができる。

- [0146] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、形状規定部が、孔形状を有する形状規定部12からなる場合の例で説明したが、形状規定部が孔形状を有することは必須ではない。

形状規定部は、屈曲用関節の関節角度を規定することができれば、孔形状以外にも、例えば、屈曲用関節の外周を半周以上の範囲で覆う溝形状や、屈曲用関節の外周面に複数の位置で当接して関節角度が所定値となる位置に位置決めする適宜形状のガイド部を採用することができる。

- [0147] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、駆動リミットを駆動モータ34のエンコーダを用いたソフト設定のみによって設定する場合の例で説明した。ただし、例えば、駆動モータ34として、回転角度の許容限度となる位置を検出して、駆動モータ34の原点出しが可能な位置センサを有する駆動部を採用することが可能である。位置センサとしては、例えば、光学センサや機械式センサ等のセンサを採用することができる。

この場合には、原点設定工程において、駆動中継部が駆動力中継状態に切り替えられるまでの間に、位置センサの検出出力に基づいて、駆動部の原点出しを行う原点出し工程を実行することが好ましい。

本工程では、例えば、駆動部の回転角度を、位置センサによる許容限度となる位置の中心位置に変更するような原点出しを行う。

この場合、位置センサによる駆動限界が優先される場合に、実質的な駆動範囲が制限されてしまうことを防止することができる。また、ソフト設定の駆動リミットが優先される場合に、位置検出センサによる駆動限界を越えて

駆動リミットが設定されてしまうことを防止することができる。

[0148] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、医療用器具を、形状規定部 12 に対して、操作者 Op が手動で挿入する場合の例で説明したが、医療用器具は、例えば、ロボットや進退移動機構などの挿入機構を備えることにより自動挿入できるようにしてもよい。

この場合、上記第 2、第 3 の実施形態のように、関節位置検出部 80 を備えていれば、この検出信号に基づいて挿入機構を動作させることにより、本発明のマニピュレータシステムの初期化方法を自動化することが可能である。

[0149] 上記第 3 の実施形態の説明では、関節部 22 が 1 つずつ順次初期化される場合の例で説明したが、形状規定部 12 の長さを適宜設定することにより、2 以上の関節部 22 を同時に初期化し、これを複数回行ってすべての関節部 22 を初期化することが可能である。この場合、1 回ごとに初期化される関節部 22 は、別々でもよいし、一部が重複していることも可能である。

[0150] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、医療用器具が先端屈曲部 25 を備え、形状規定部材が処置用内視鏡装置 10 の外套管 11 の先端部 11A からなる場合の例で説明した。その際、医療用器具の先端屈曲部 25 と外套管 11 の湾曲部 11B とは、いずれも電動駆動され、制御部によって湾曲形状を変更できるようになっているものとした。

ただし、医療用器具と形状規定部材との組み合わせはこれには限定されない。

例えば、処置用内視鏡装置 10 は、手動の内視鏡装置に代えることが可能である。

また、処置用内視鏡装置 10 に代えて、電動、手動を問わず、ガイドチューブやトロッカを採用することができる。この場合、ガイドチューブやトロッカの一部に設けられた孔部を形状規定部として用いることが可能である。この場合、医療用器具としては、例えば、処置用内視鏡装置 10 等のような電動の内視鏡や、医療用器具 20 等のような先端に関節部を有する処置具を

採用することができる。

[0151] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、医療用器具が軟性処置具の場合の例で説明したが、屈曲用関節で連結された複数の軸状部を有していれば、医療用器具は硬性処置具も可能である。

[0152] 上記の各実施形態、各変形例の説明では、医療用器具が先端屈曲部 25 を備え、形状規定部材が患者 P の体内に挿入される先端部 11A からなる場合の例で説明した。

しかし、形状規定部材は、患者 P の体内に挿入されることは必須ではない。例えば、形状規定部材として、患者 P の体外に設けられた筒状の校正器具を採用することができる。

すなわち、本発明のマニピュレータシステムの初期化方法は、形状規定部材をマニピュレータ以外の治具として用意しておき、患者 P の体外で、初期化を行う方法とすることが可能である。

[0153] 上記に説明したすべての構成要素は、本発明の技術的思想の範囲で適宜組み合わせたり、削除したりして実施することができる。

例えば、上記第 3 の実施形態の処置用内視鏡装置 10C の先端部 11A を用いて、上記第 4 の実施形態のマニピュレータシステムの初期化方法を行うことが可能である。

この場合、すべての関節部 22 が形状規定部 12 に挿入されていて、関節角度の設定が可能であっても、先端側から順に初期化されていく。

また、上記第 3 の実施形態において、関節位置検出部 80 の位置をより近位端側に配置して、先端部 11A を有していても、上記第 4 の実施形態と同様の初期化動作を行うことも可能である。

産業上の利用可能性

[0154] 上記各実施形態（変形例を含む）のマニピュレータシステムの初期化方法によれば、形状規定部材に屈曲用関節とこの屈曲用関節で連結された軸状部の対とを挿入して、屈曲用関節の関節角度を所定値に設定するため、屈曲用関節の関節角度を正確に初期化することができるという効果を奏する。

符号の説明

- [0155] 1、1 A、1 B、1 C、1 G マニピュレータシステム
- 2 マスタマニピュレータ
- 3 マスタアーム
- 4 表示部
- 5、5 A、5 C、5 G 制御部（駆動制御部）
- 6 スレーブマニピュレータ
- 10、10 C、10 D、10 E、10 G 処置用内視鏡装置
- 11、11 G 外套管
- 11 A、91 A 先端部（形状規定部材）
- 11 B 湾曲部
- 11 C 挿入部
- 12 形状規定部
- 15 観察部
- 16 処置具チャンネル
- 16 a 供給口
- 16 b 先端部
- 20、20 A、20 B、20 C、20 F 医療用器具（マニピュレータ）
- 21、21 A、21 B、21 C 軸状部
- 22、22 A、22 B 関節部（屈曲用関節）
- 22 b プーリ
- 23 筒状部
- 24、24 A、24 B 駆動ワイヤ（駆動力伝達部、駆動力伝達部材）
- 24 R 第1ワイヤ部
- 24 L 第2ワイヤ部
- 25 先端屈曲部
- 26 把持部
- 27 シース

30、30A、30B、30C 駆動ユニット

31 駆動機構部（駆動力伝達部）

32 駆動プーリ（駆動力伝達部）

33、33C クラッチ（駆動力中継部）

34、34A 駆動モータ（駆動部）

32B ピニオン

34B、34C 駆動モータ部

43 着脱部（駆動力中継部）

44 固定側受け部材

44a、45b 凹凸連結面

45 装着部材

50 第1内歯車

50C 第1プーリ

51 第2内歯車

51C 第2プーリ

53 駆動連結部（駆動力中継部）

60 初期張力付与部

80、80D、81、90 関節位置検出部

82 挿入量検出マーカ（関節位置検出部）

100 駆動量算出部

101 原点設定部

102 クラッチ制御部

104、104G 関節位置判定部

O 真直軸

O3 回転中心軸

Op 操作者

P 患者

T 初期張力

請求の範囲

- [請求項1] 屈曲用関節で連結された複数の軸状部を有する医療用器具と、前記屈曲用関節に駆動力を伝達する駆動力伝達部と、前記駆動力伝達部に前記駆動力を供給する駆動部と、前記駆動力が中継される駆動力中継状態と前記駆動力が遮断されて前記屈曲用関節の動きが自由になる駆動力解除状態とが切り替え可能な駆動力中継部とを有するマニピュレータシステムの初期化方法であって、
- 前記駆動力中継部を前記駆動力解除状態にして、前記屈曲用関節の関節角度を所定値にする形状規定部を有する形状規定部材に、前記屈曲用関節と前記屈曲用関節で連結された前記軸状部の対とを挿入して、前記屈曲用関節の関節角度を前記所定値に設定する関節角度設定工程と、
- 関節角度が設定された前記屈曲用関節に対して、前記駆動力中継部を前記駆動力中継状態に切り替える駆動部連結工程と、
- 前記駆動部連結工程を実行してから、前記屈曲用関節の関節角度の状態を前記駆動部の駆動原点に対応付ける原点設定工程と、
- を備える
- マニピュレータシステムの初期化方法。
- [請求項2] 前記原点設定工程を実行してから、
- 前記駆動部に対して、前記屈曲用関節を駆動する際の前記駆動原点からの駆動リミットを設定する駆動リミット設定工程を実行する
- 請求項 1 に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。
- [請求項3] 前記駆動リミット設定工程では、
- 前記駆動部に対して前記駆動原点からの駆動指令値を送出する駆動制御部において、前記駆動指令値の許容限界を設定することにより、前記駆動リミットを設定する
- 請求項 2 に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。
- [請求項4] 前記駆動部は、原点出しを行うための位置センサを有しており、

前記原点設定工程において、前記駆動力中継部が前記駆動力中継状態に切り替えられるまでの間に、前記位置センサの検出出力に基づいて、前記駆動部の原点出しを行う駆動部原点出し工程を実行する請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。

[請求項5]

前記駆動力中継部は、

前記駆動部を、前記駆動力伝達部に着脱可能に連結し、連結時に前記駆動力中継状態となり、連結解除時に前記駆動力解除状態となるようにした

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。

[請求項6]

前記駆動力中継部は、

前記駆動部と前記駆動力伝達部とをクラッチを介して連結することにより、前記クラッチの接離に応じて、前記駆動力中継状態と前記駆動力解除状態とが切り替えられる

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。

[請求項7]

前記駆動力伝達部は、

線状の駆動力伝達部材を有しており、

前記原点設定工程を実行する前に、

前記駆動力伝達部材のたるみを除去するため、前記駆動力伝達部材に初期張力を付与する初期張力付与工程を実行する

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期化方法。

[請求項8]

前記関節角度設定工程と前記駆動部連結工程との間、または前記関節角度設定工程の途中で、

前記形状規定部に対する前記屈曲用関節および前記軸状部の挿入状態を検出することにより、前記形状規定部によって前記関節角度の設

定が成功しているかどうかを判定する挿入状態判定工程を実行し、

前記関節角度の設定に成功していると判定されなかった場合には、
前記関節角度設定工程を繰り返す

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期
化方法。

[請求項9]

前記屈曲用関節が複数設けられ、

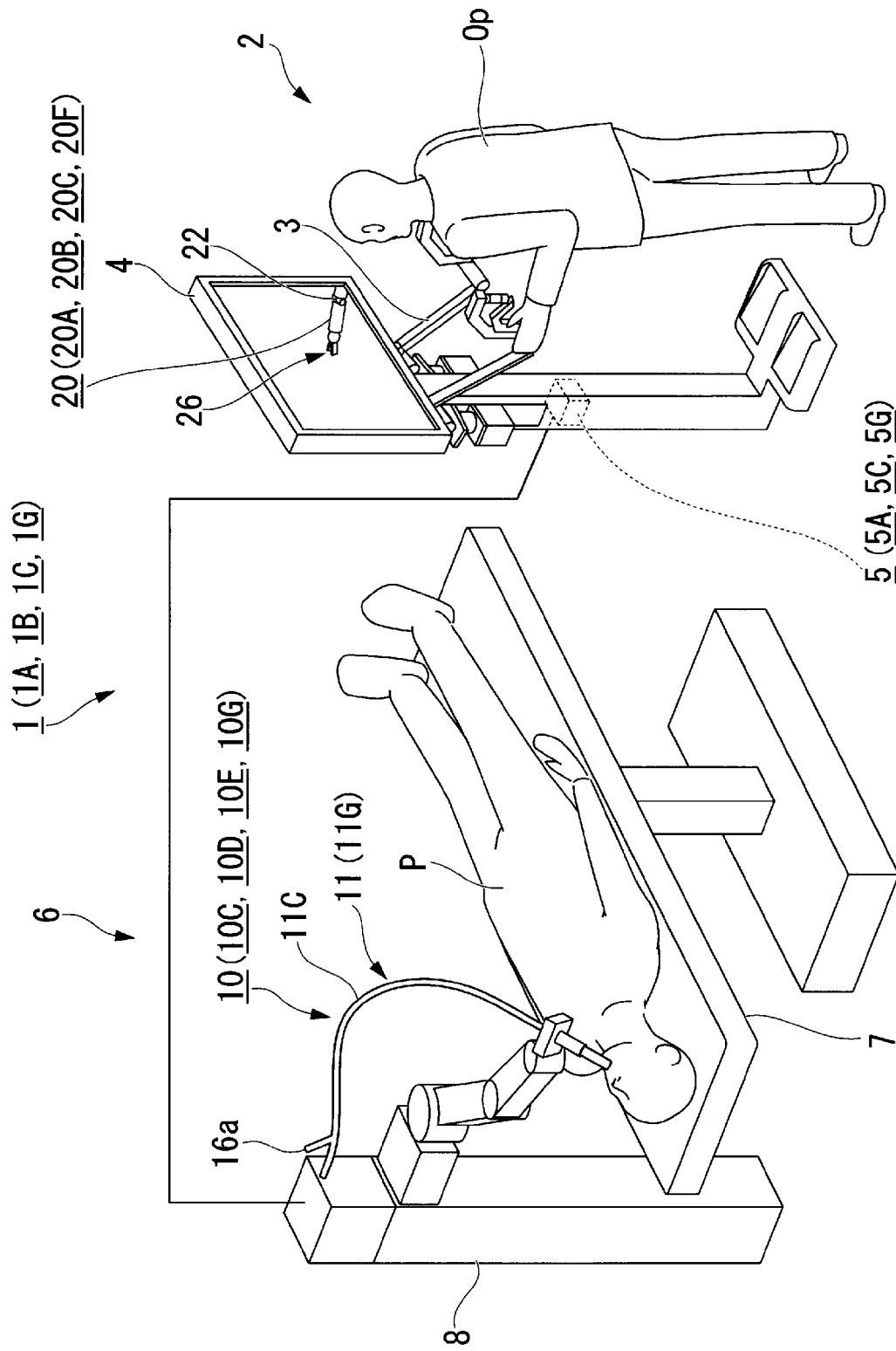
前記駆動部が複数設けられ、

前記複数の屈曲用関節のうち、前記形状規定部に挿入可能な前記屈
曲用関節に関して、少なくとも、前記関節角度設定工程、前記駆動部
連結工程、および前記原点設定工程を実行することを、

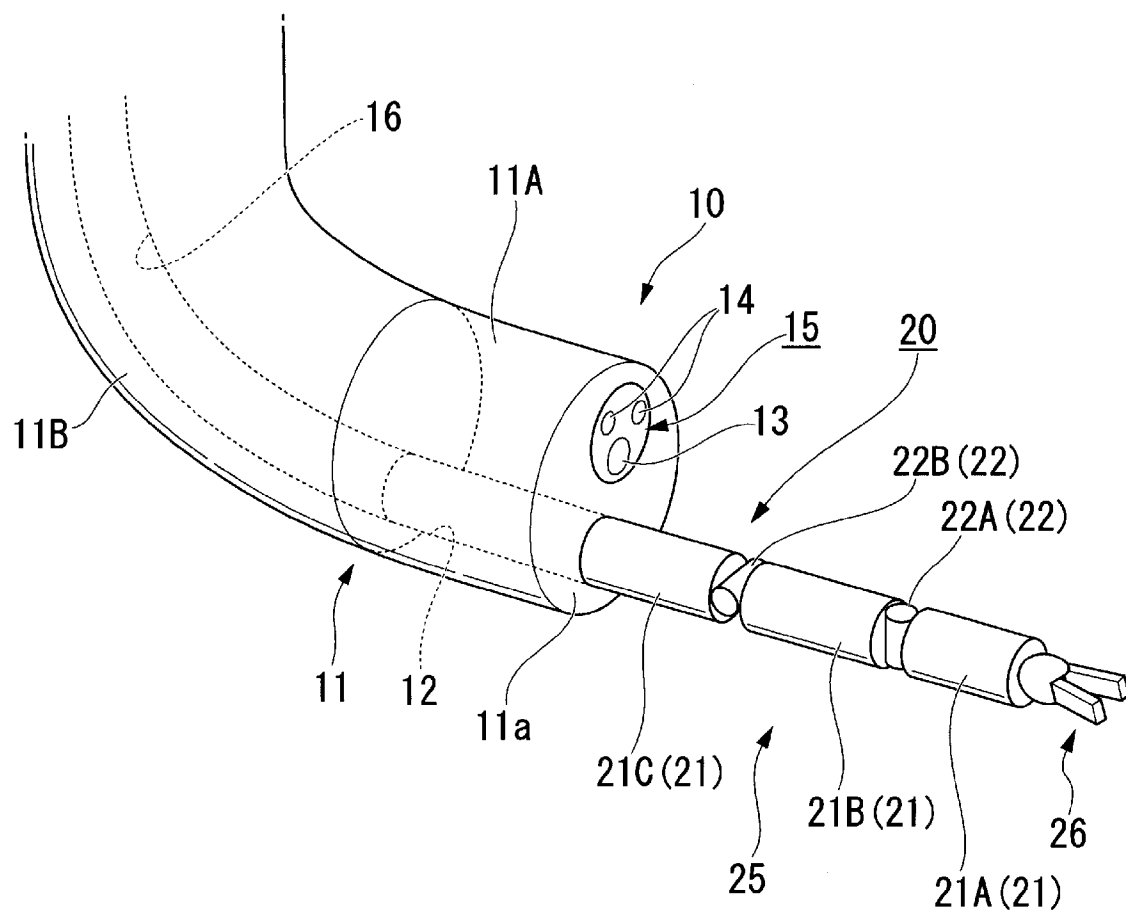
前記形状規定部に挿入される前記屈曲用関節を換えて繰り返すこと
により、

前記複数の屈曲用関節と前記複数の駆動部とのすべてを初期化する
請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載のマニピュレータシステムの初期
化方法。

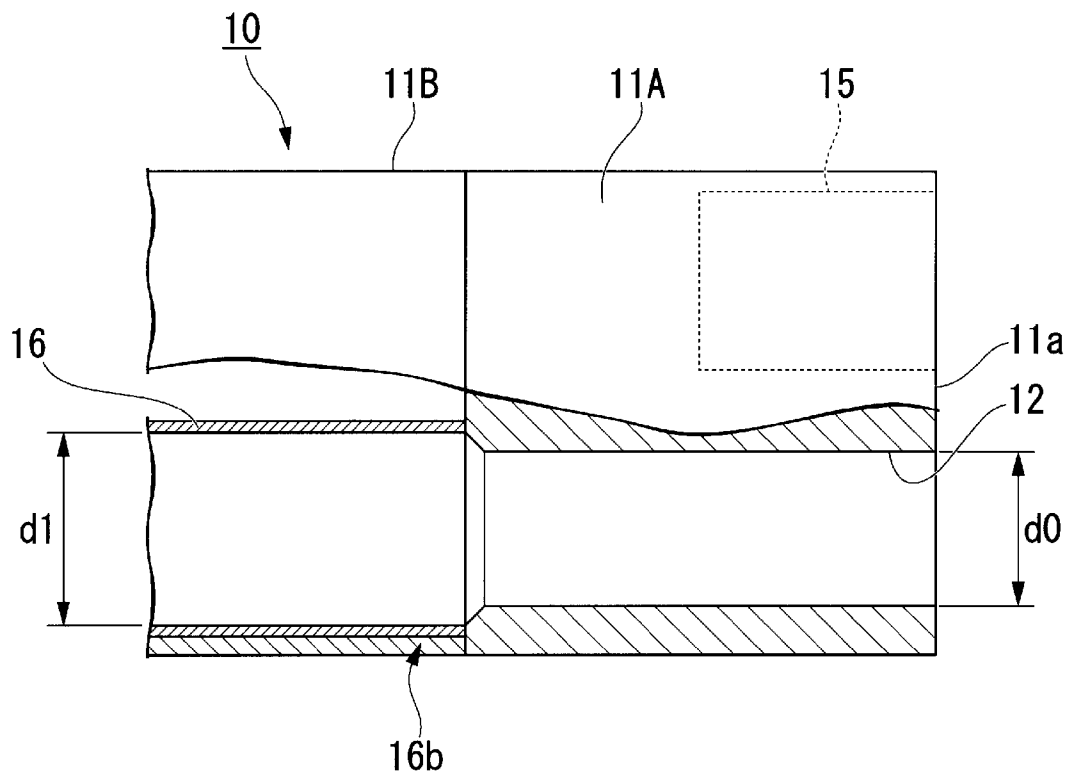
[図1]



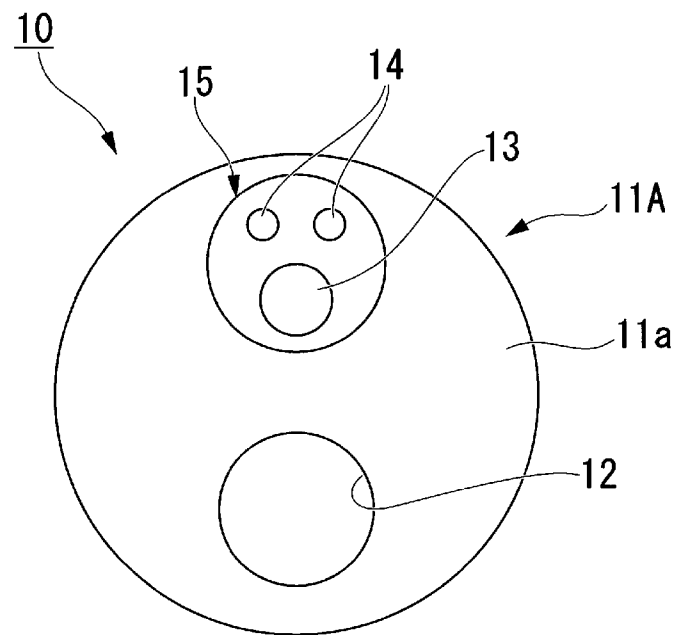
[図2]



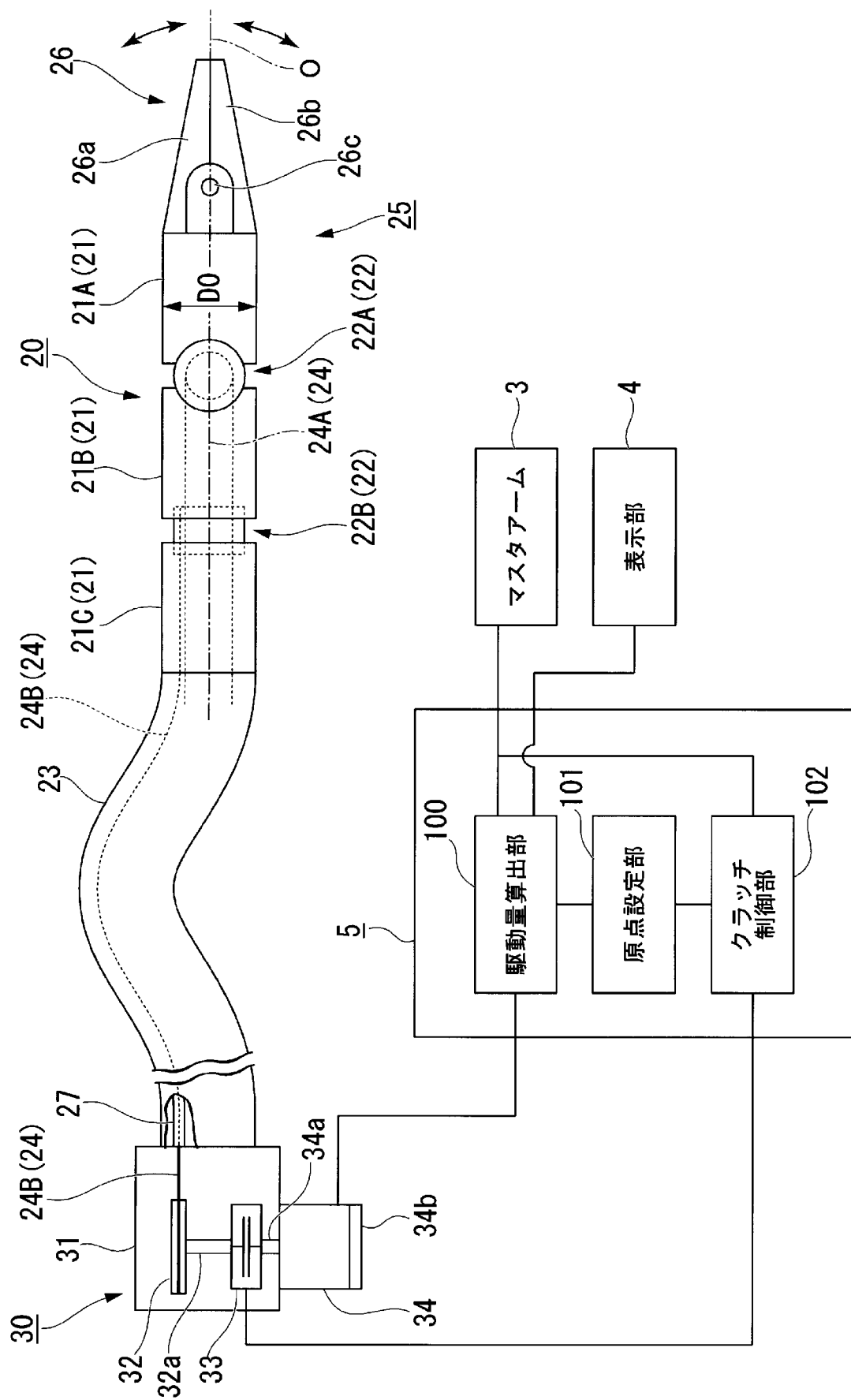
[図3A]



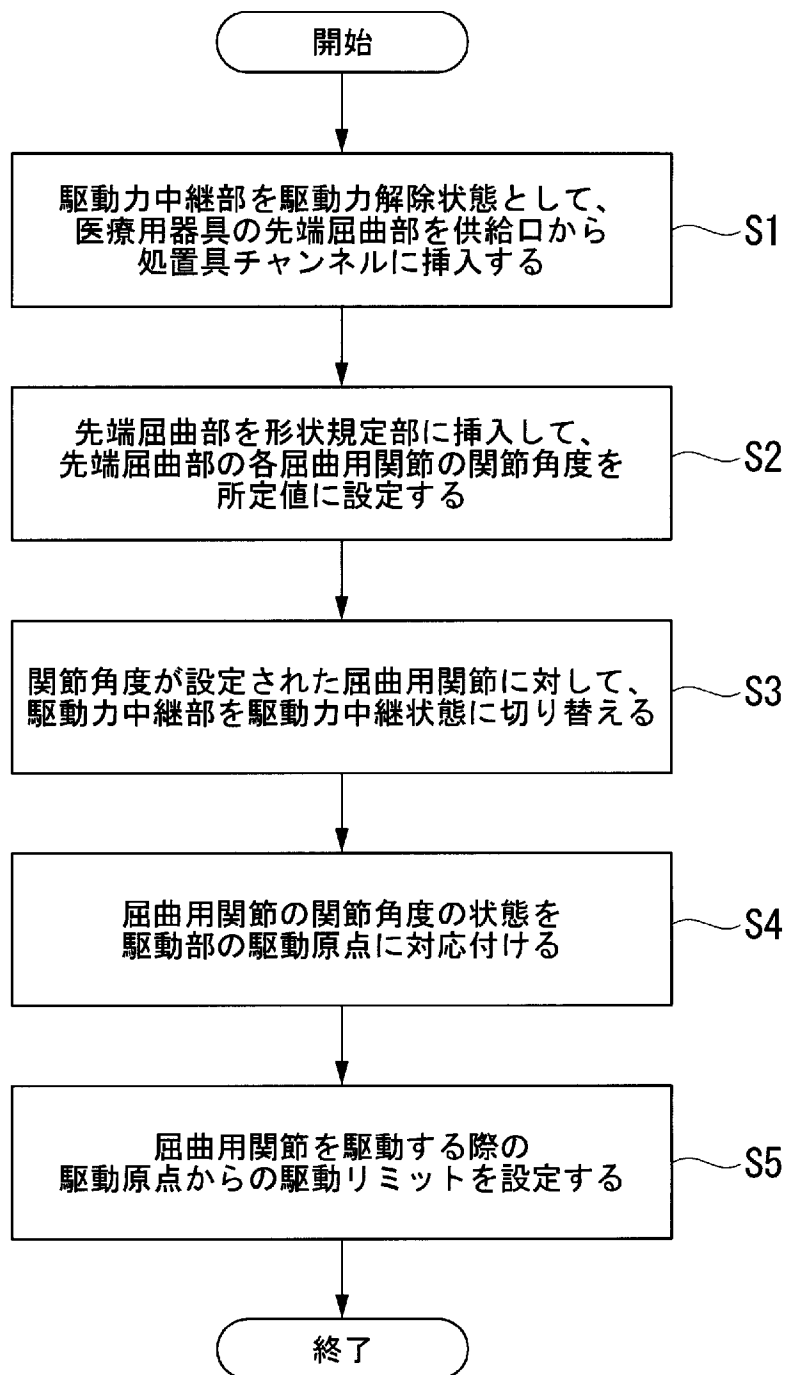
[図3B]



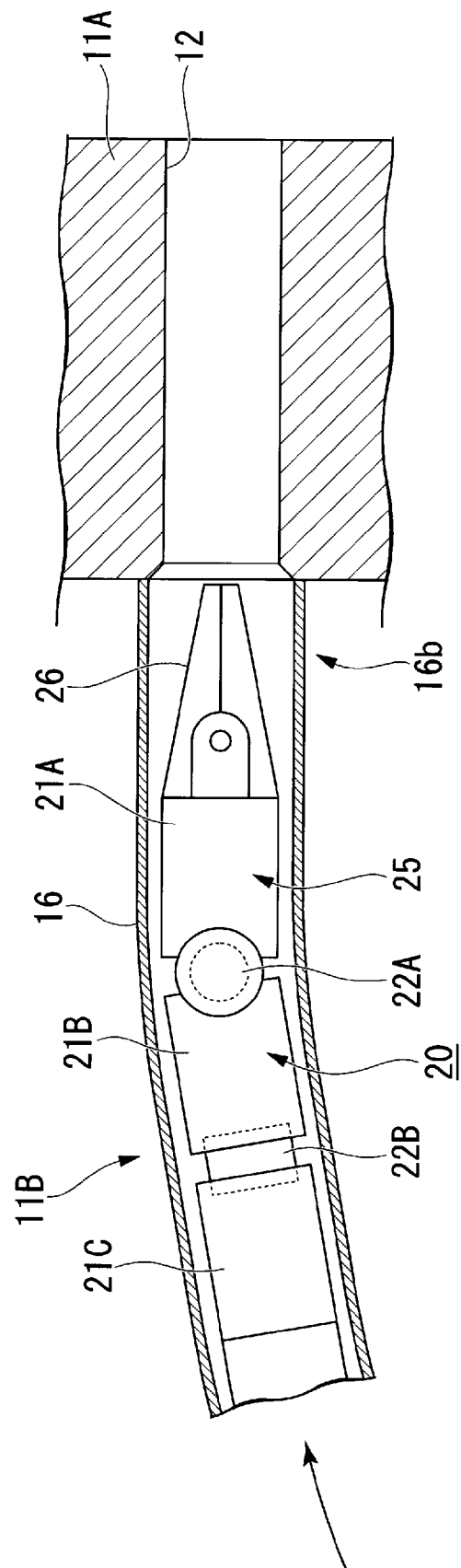
[図4]



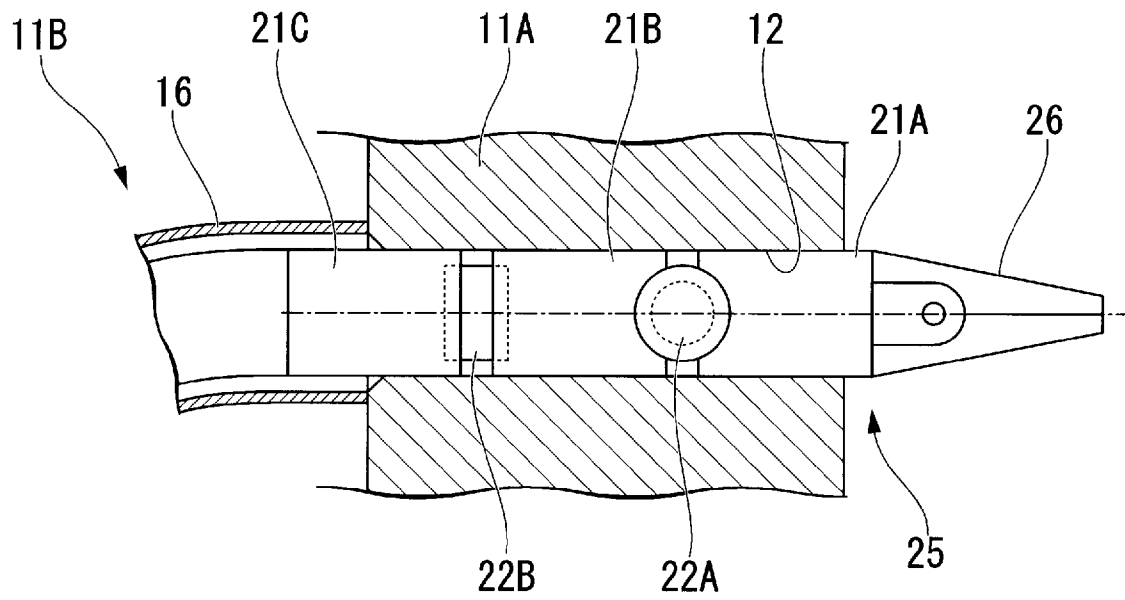
[図5]



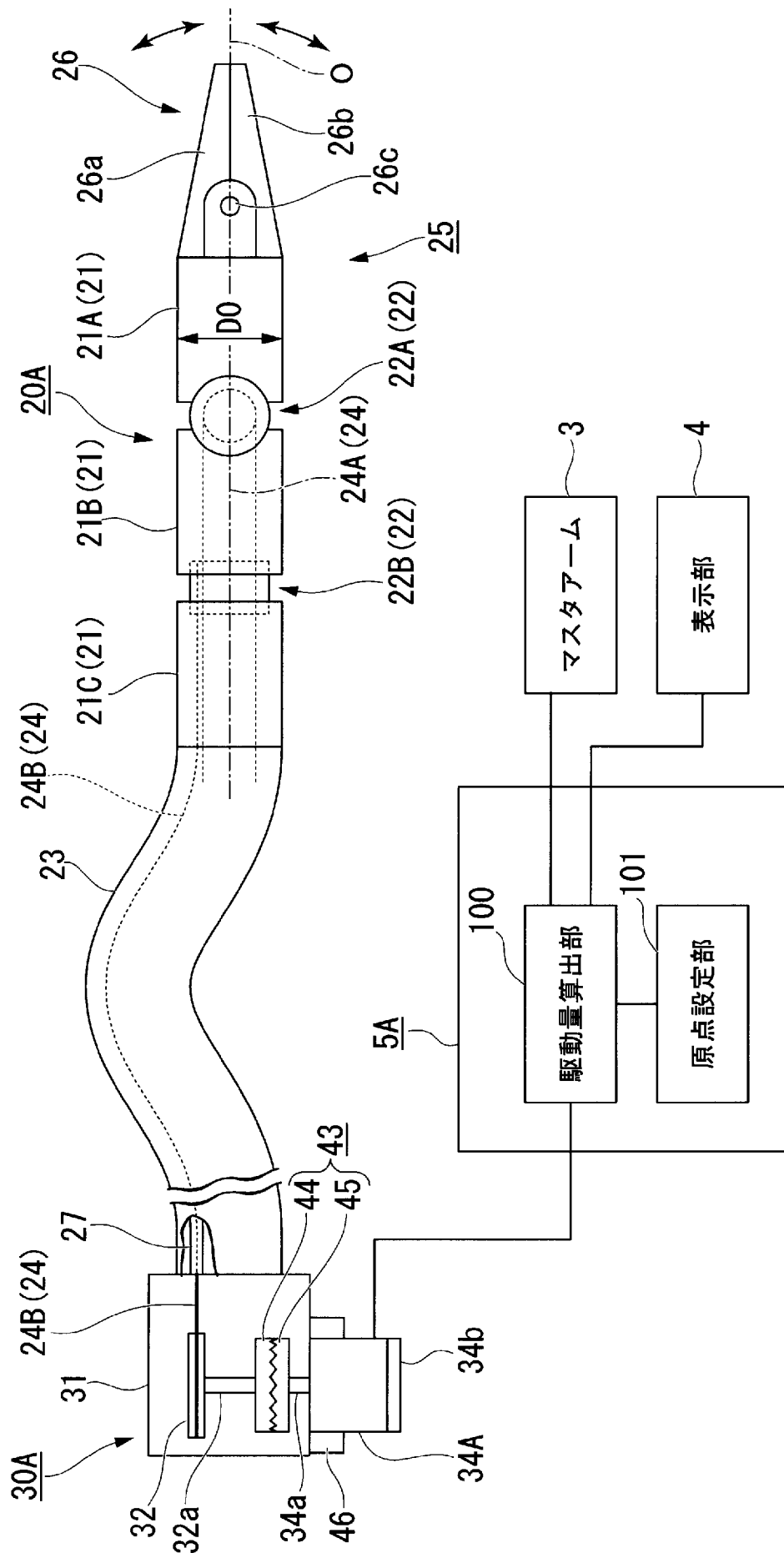
[図6A]



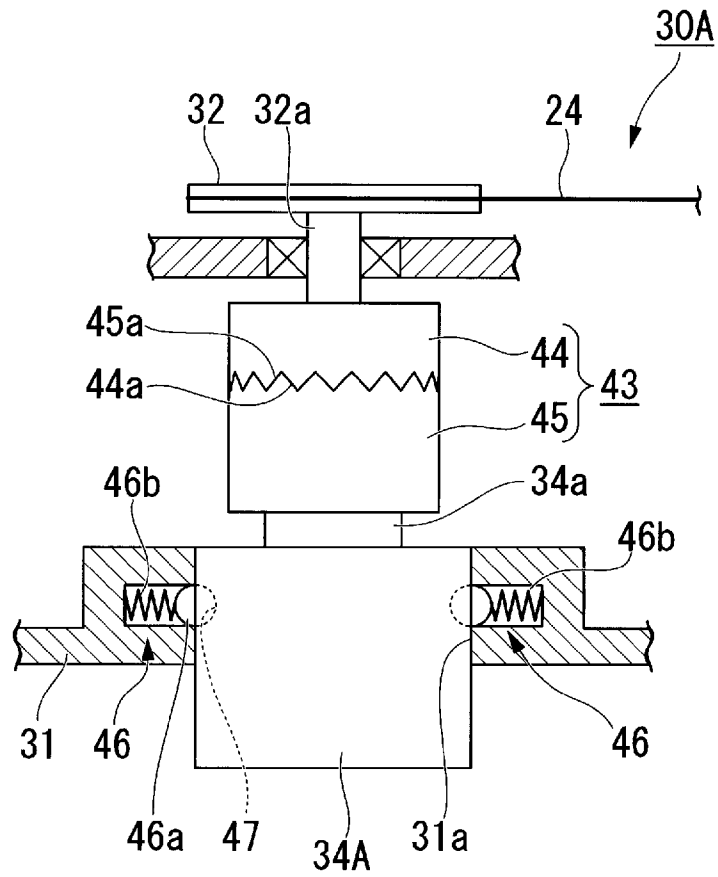
[図6B]



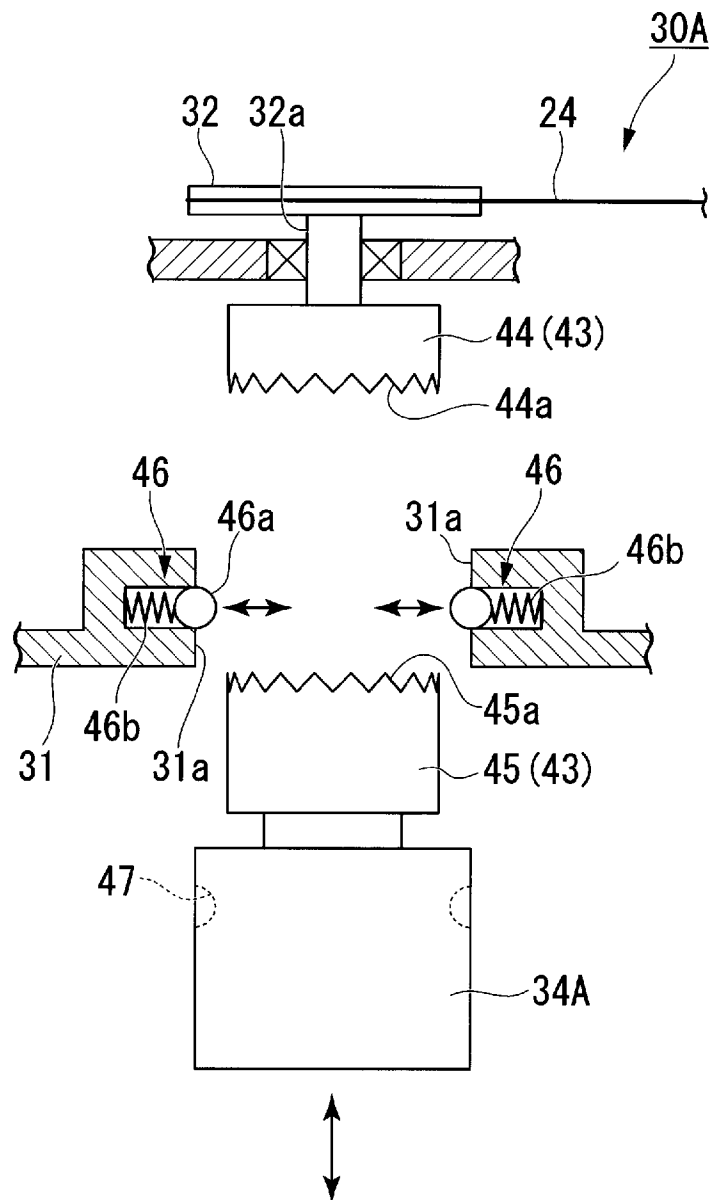
[図7]



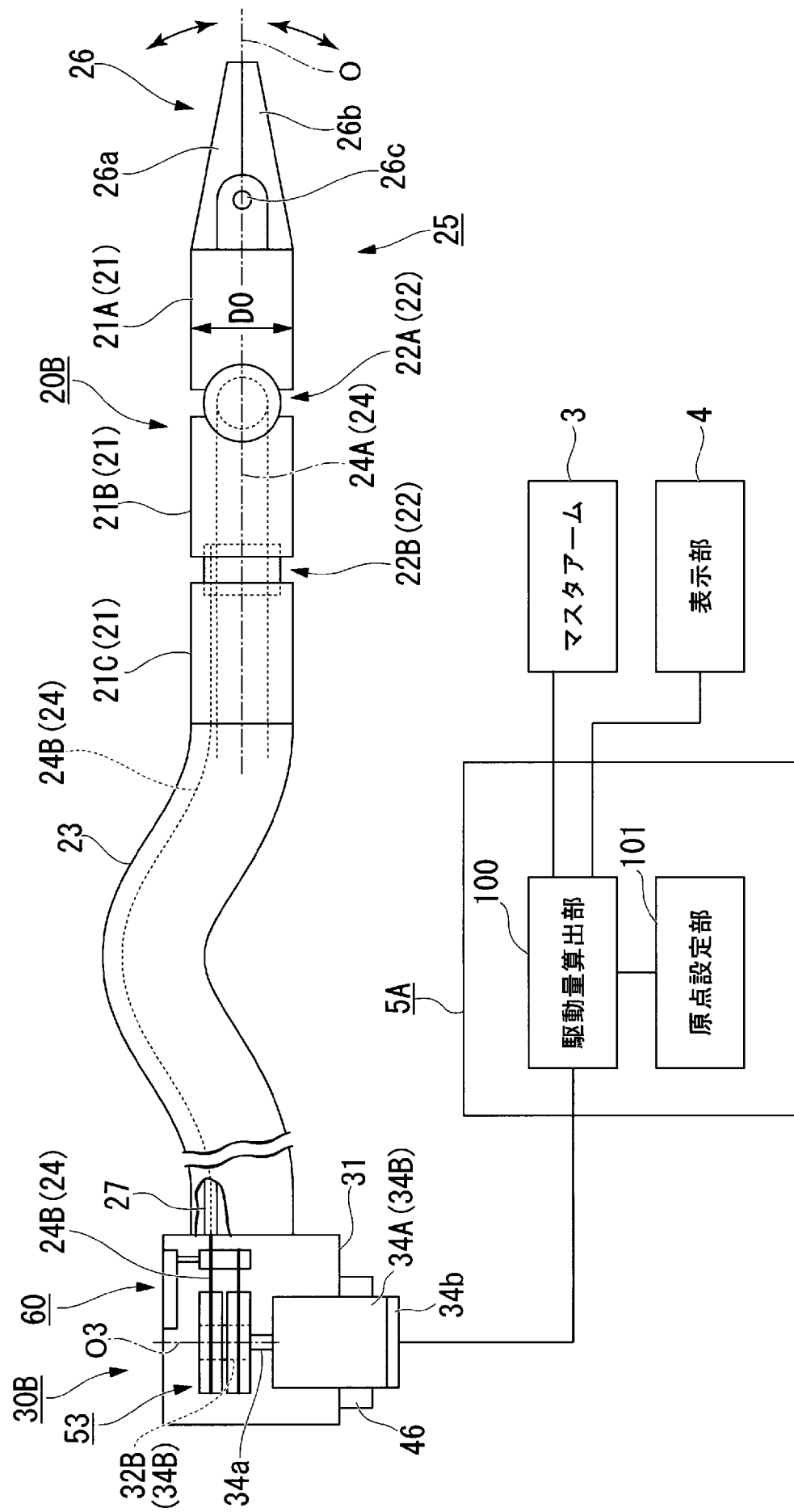
[図8A]



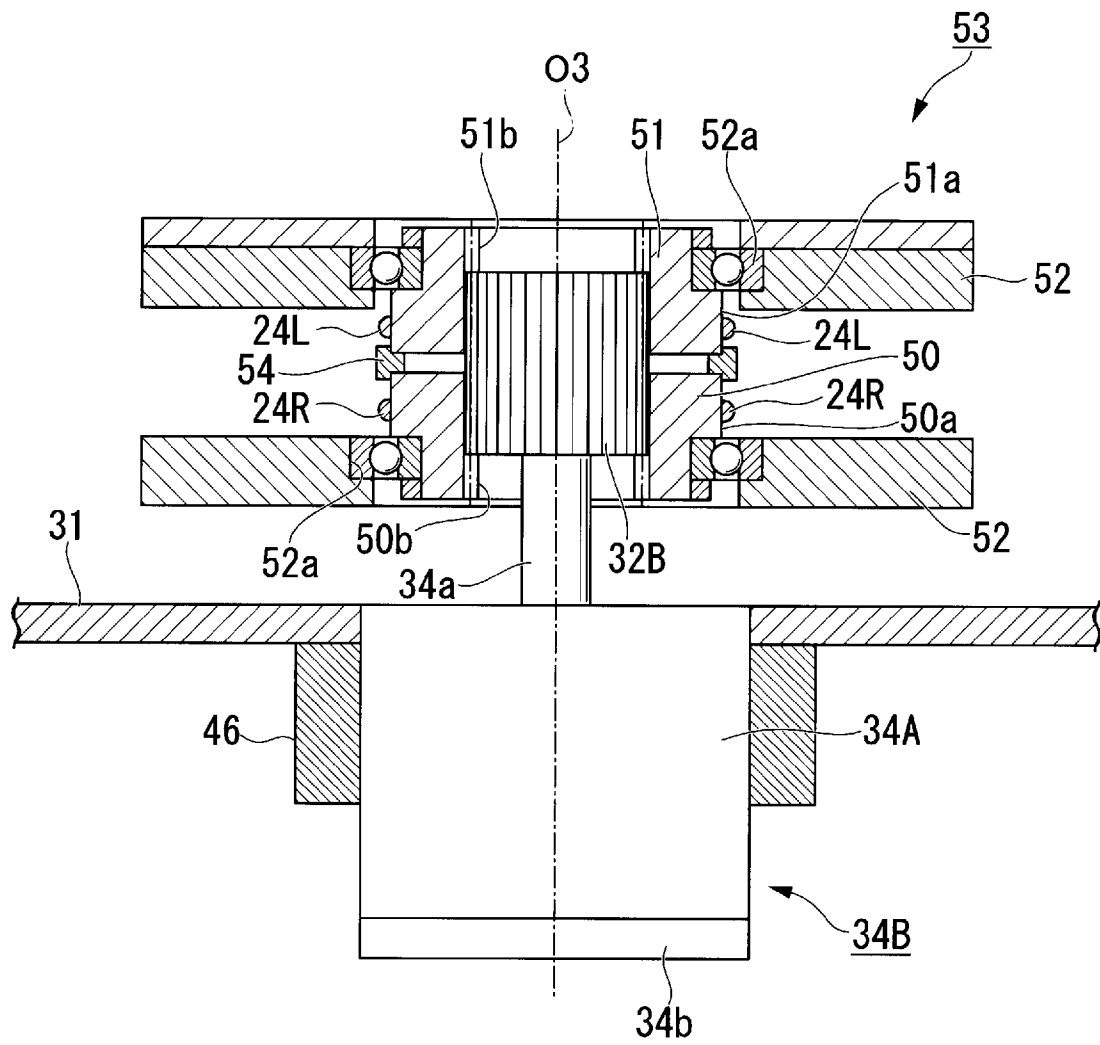
[図8B]



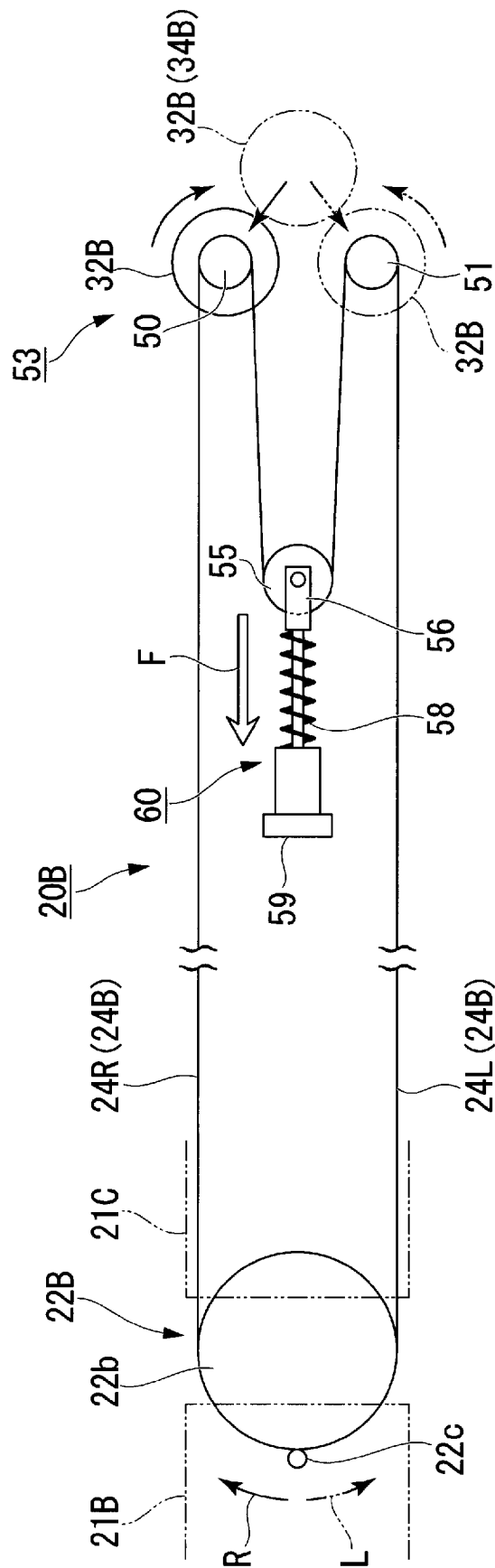
[図9]



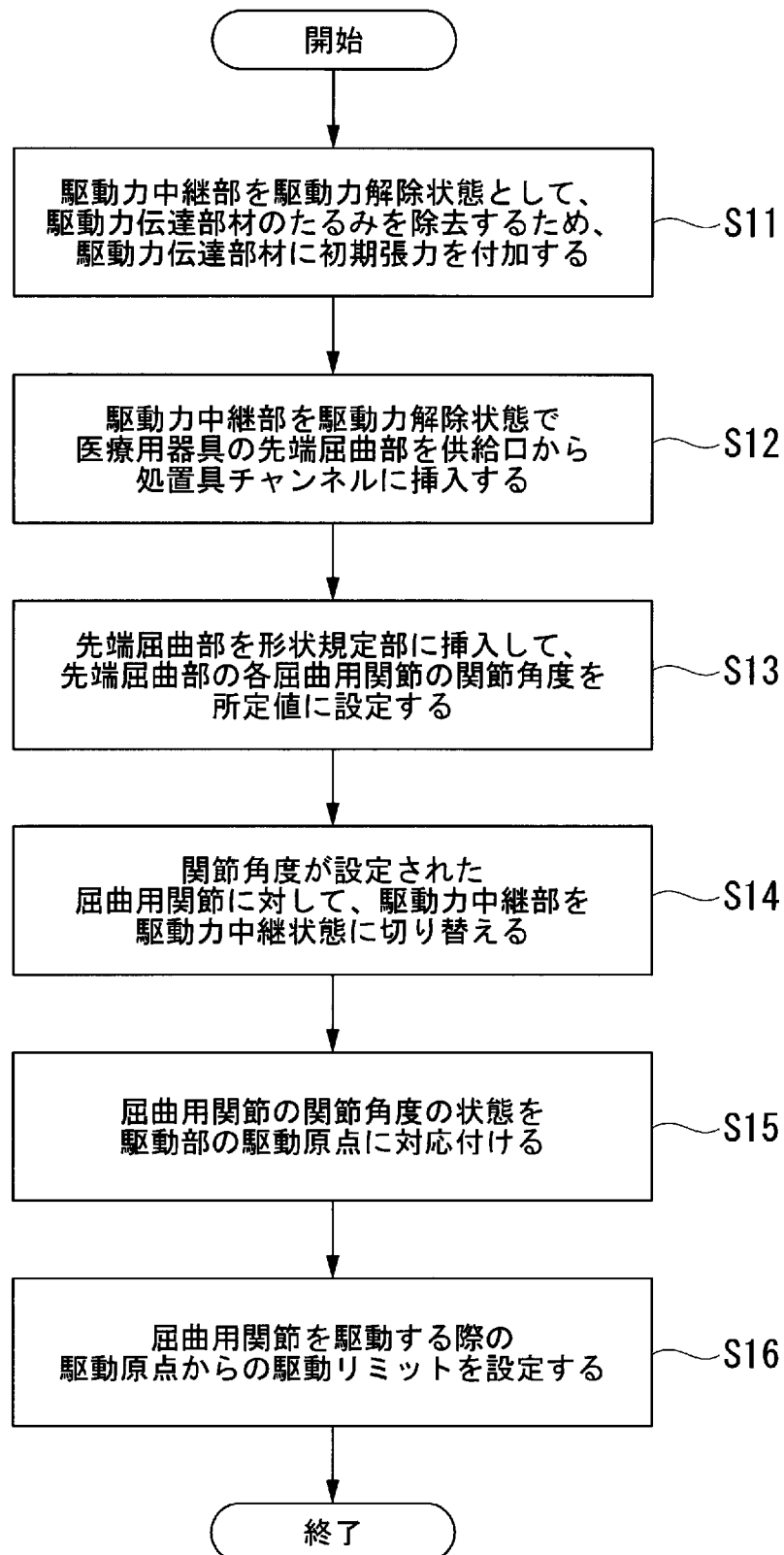
[図11]



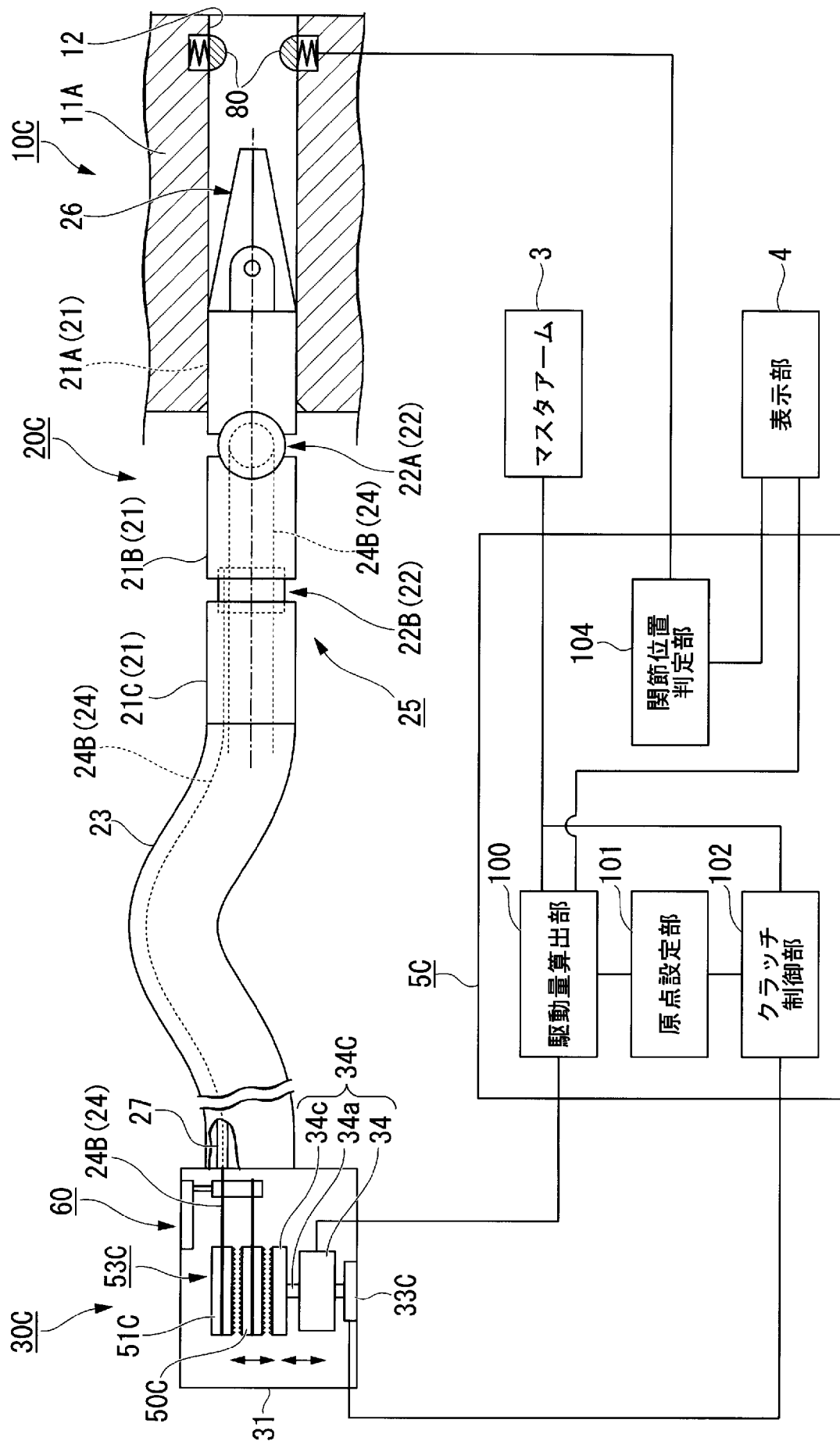
[図13B]



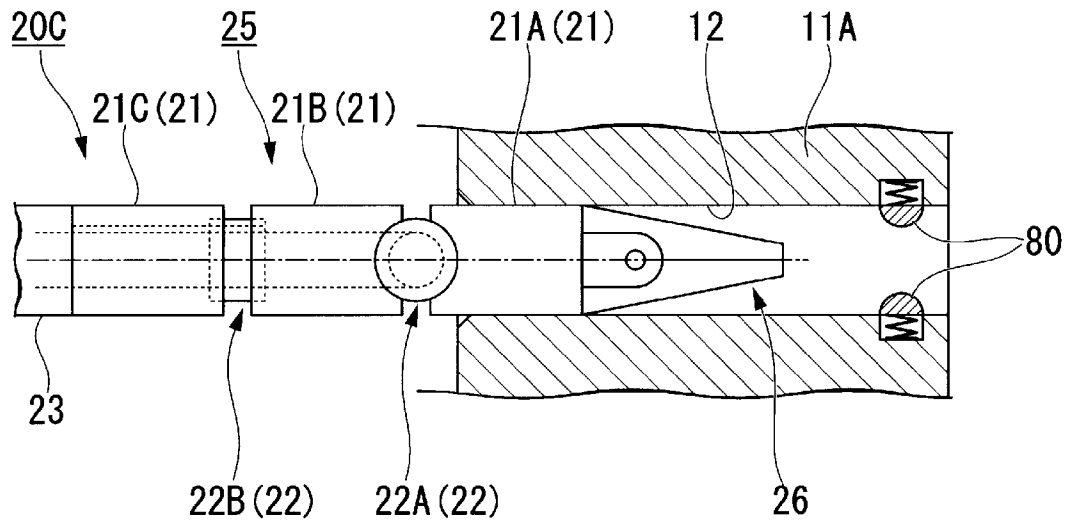
[図14]



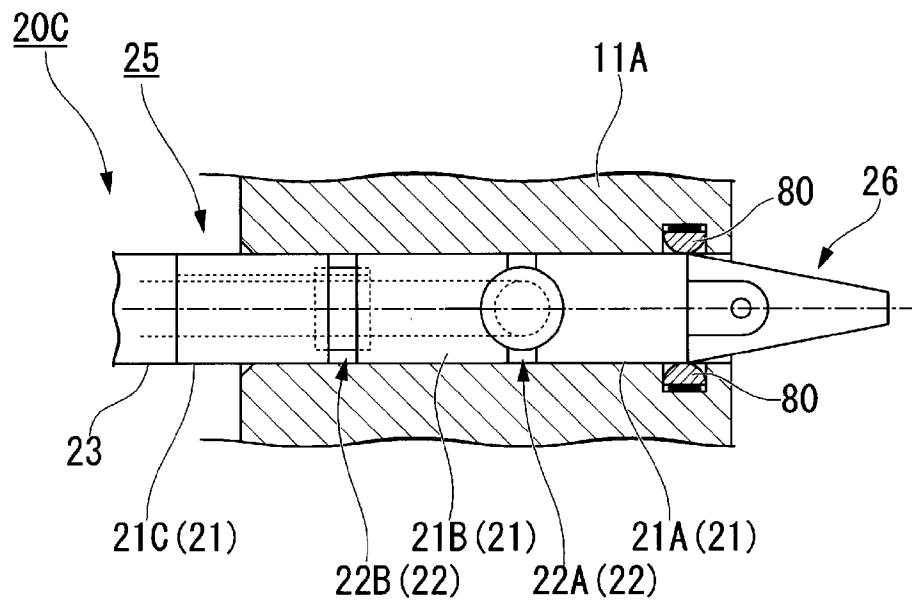
[図15]



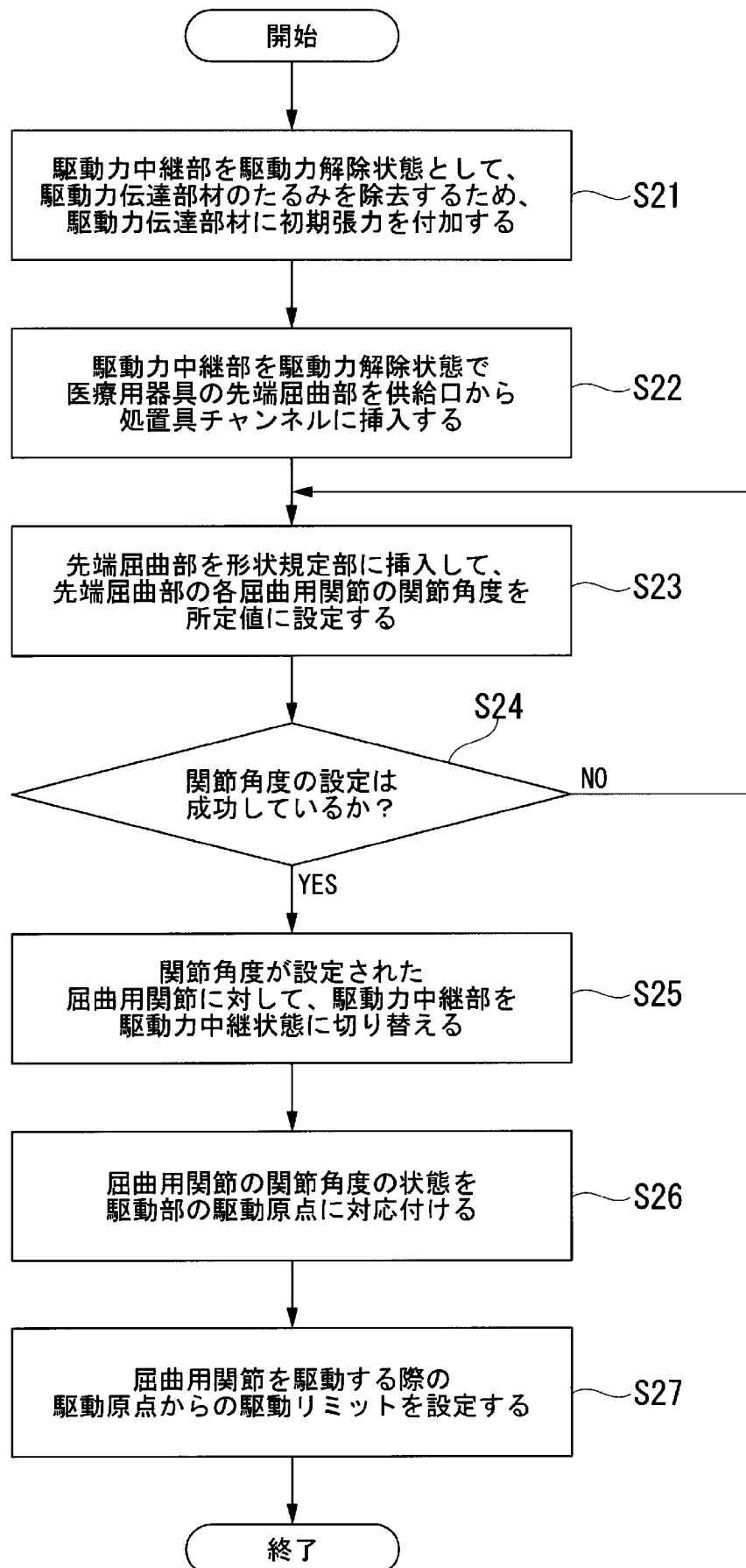
[図16A]

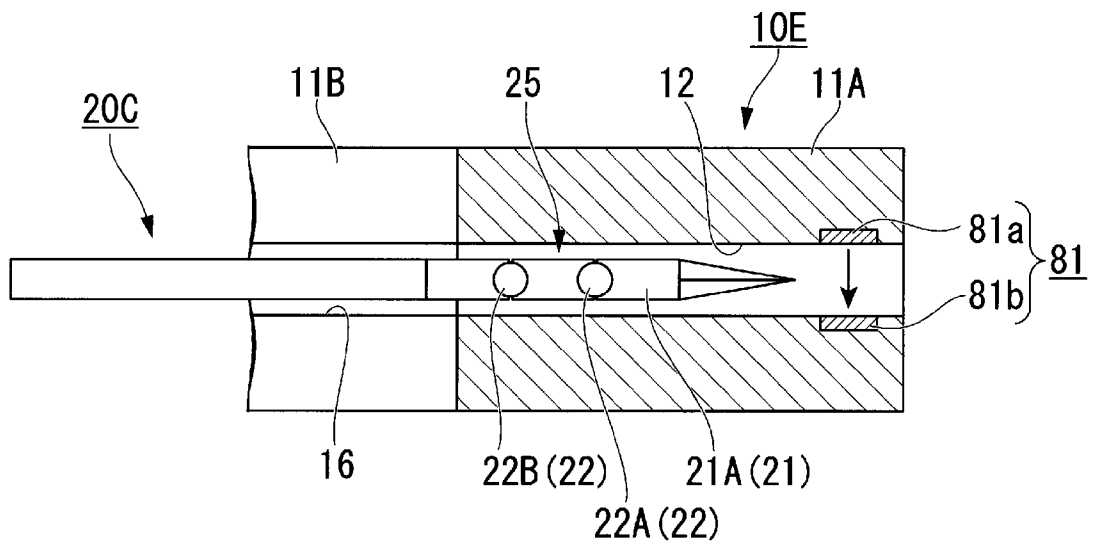


[図16B]

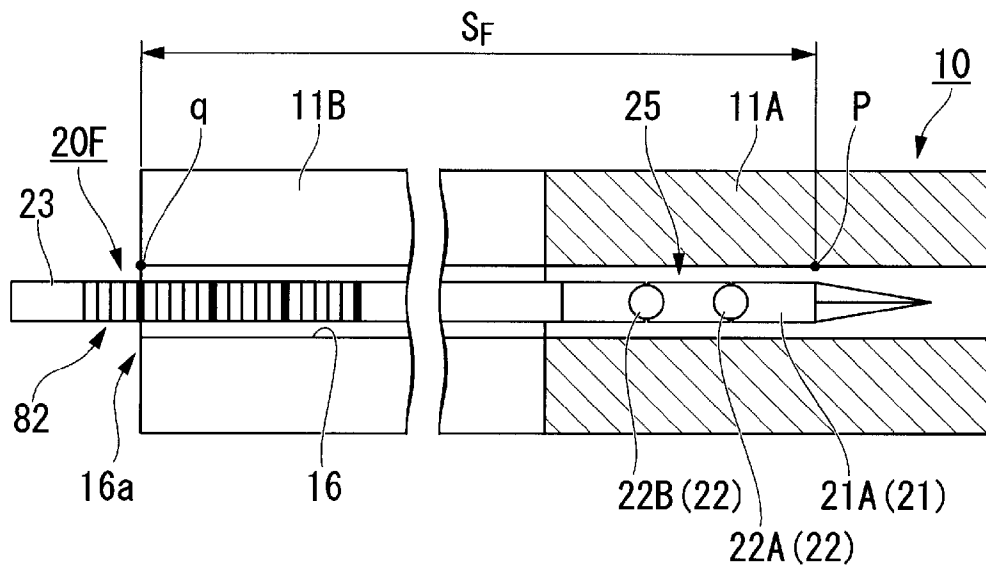


[図17]

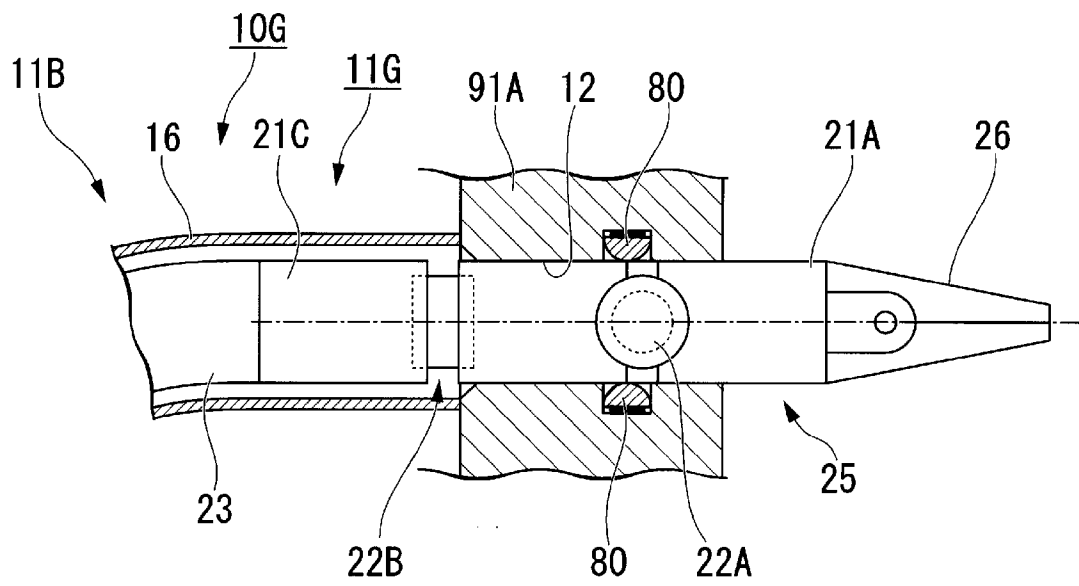




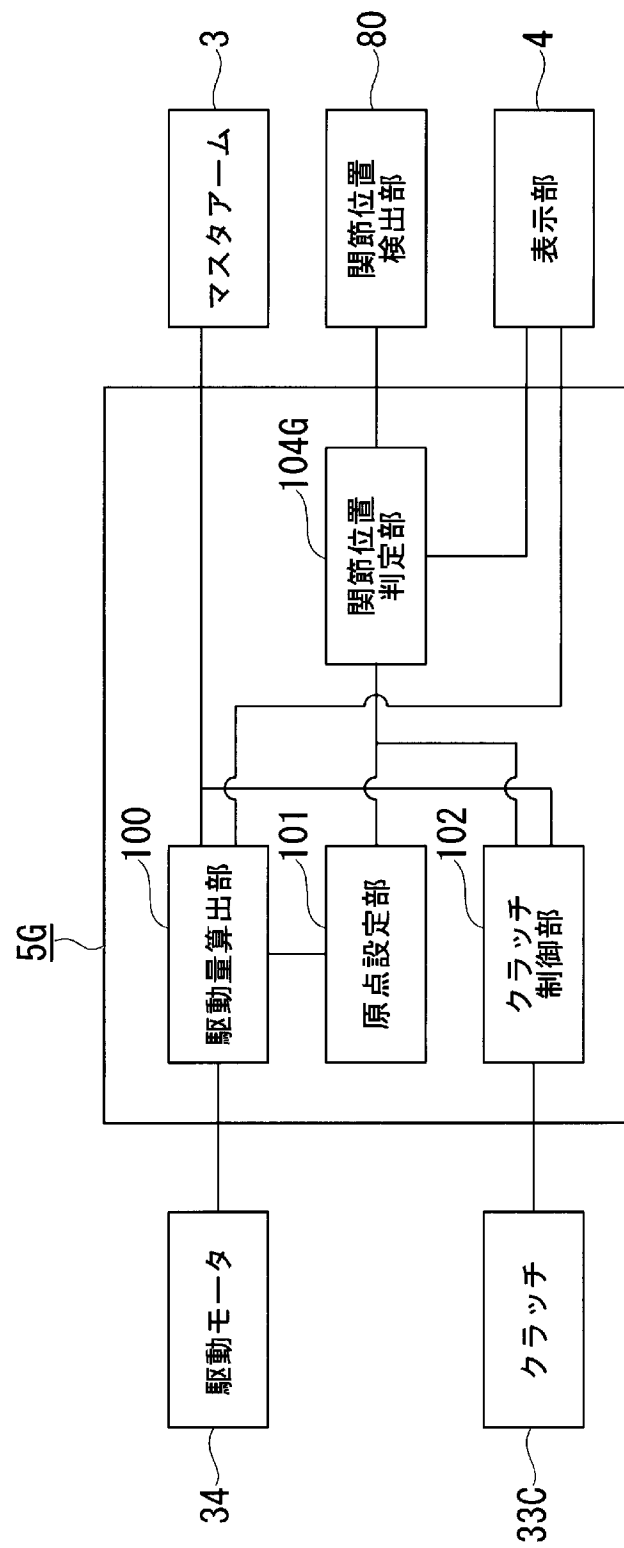
[図18C]



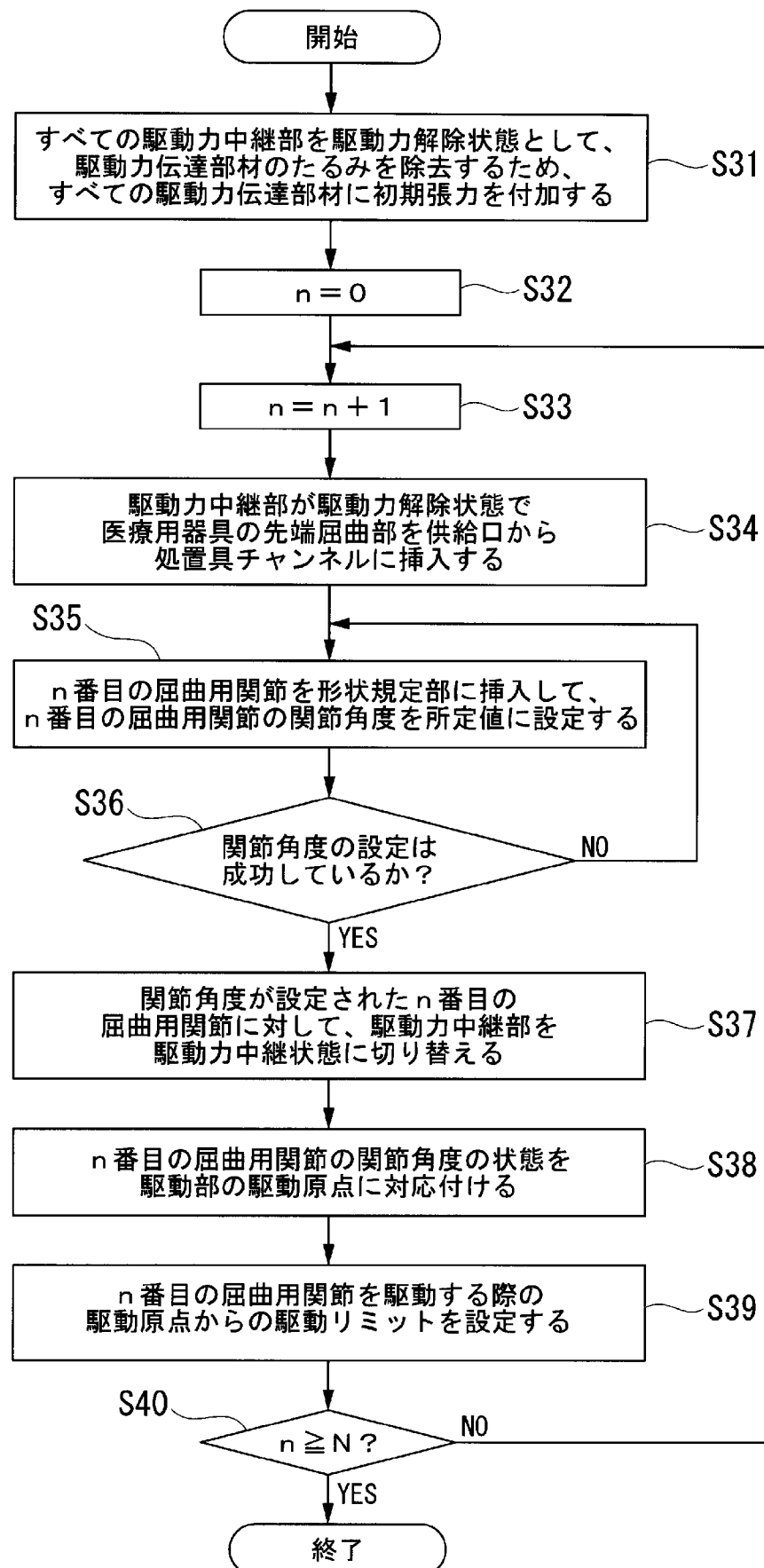
[図19B]



[図20]



[図21]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/054763

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

B25J9/22(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, B25J17/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)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)

B25J1/00-21/02, A61B1/00, A61B19/00, G02B23/24

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	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
A	JP 2009-247619 A (Olympus Medical Systems Corp.), 29 October 2009 (29.10.2009), entire text; all drawings & US 2009/0253959 A1 & EP 2108329 A2 & CN 101554335 A	1-9
A	JP 2009-100873 A (Olympus Medical Systems Corp.), 14 May 2009 (14.05.2009), entire text; all drawings & US 2009/0105726 A1 & EP 2052691 A1 & CN 101416867 A	1-9

☒ 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
15 May 2015 (15.05.15)

Date of mailing of the international search report
26 May 2015 (26.05.15)

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/JP2015/054763

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2013-94452 A (Olympus Corp.), 20 May 2013 (20.05.2013), paragraphs [0067], [0106] & US 2014/0228862 A1 & WO 2013/065859 A1 & EP 2773278 A1 & CN 103889358 A	1-9
A	JP 2013-519431 A (Intuitive Surgical Operations, Inc.), 30 May 2013 (30.05.2013), paragraph [0024] & US 2011/0196199 A1 & WO 2011/100110 A1 & EP 2533678 A1 & CN 102711586 A	1-9

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. B25J9/22(2006.01)i, A61B1/00(2006.01)i, A61B19/00(2006.01)i, B25J17/00(2006.01)i, G02B23/24(2006.01)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（I P C））

Int.Cl. B25J1/00-21/02, A61B1/00, A61B19/00, G02B23/24

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 5 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 5 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 5 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
A	JP 2009-247619 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.10.29, 全文, 全図 & US 2009/0253959 A1 & EP 2108329 A2 & CN 101554335 A	1-9
A	JP 2009-100873 A（オリンパスメディカルシステムズ株式会社） 2009.05.14, 全文, 全図 & US 2009/0105726 A1 & EP 2052691 A1 & CN 101416867 A	1-9

☒ 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

1 5 . 0 5 . 2 0 1 5

国際調査報告の発送日

2 6 . 0 5 . 2 0 1 5

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
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）

鈴木 崇文

3 U

4 8 5 5

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 6 4

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	JP 2013-94452 A (オリンパス株式会社) 2013. 05. 20, [0067], [0106] & US 2014/0228862 A1 & WO 2013/065859 A1 & EP 2773278 A1 & CN 103889358 A	1-9
A	JP 2013-519431 A (インテュイティブ サージカル オペレーショ ンズ, インコーポレイテッド) 2013. 05. 30, [0024] & US 2011/0196199 A1 & WO 2011/100110 A1 & EP 2533678 A1 & CN 102711586 A	1-9