

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5507680号
(P5507680)

(45) 発行日 平成26年5月28日(2014.5.28)

(24) 登録日 平成26年3月28日(2014.3.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 1/00 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 A

G 0 2 B 23/24 (2006.01)

A 6 1 B 1/00 3 1 0 H

G 0 2 B 23/24 A

請求項の数 17 (全 32 頁)

(21) 出願番号 特願2012-516849 (P2012-516849)
 (86) (22) 出願日 平成22年6月24日 (2010.6.24)
 (65) 公表番号 特表2012-530581 (P2012-530581A)
 (43) 公表日 平成24年12月6日 (2012.12.6)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2010/001237
 (87) 国際公開番号 WO2010/149969
 (87) 国際公開日 平成22年12月29日 (2010.12.29)
 審査請求日 平成25年6月13日 (2013.6.13)
 (31) 優先権主張番号 0910951.3
 (32) 優先日 平成21年6月24日 (2009.6.24)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 511312481
 インペリアル イノベーションズ リミテ
 ッド
 イギリス国 エスタブリッシュメント
 、ロンドン、サウス ケンジントン、プリ
 ンセス ゲート 5 2
 (74) 代理人 100105924
 弁理士 森下 賢樹
 (72) 発明者 ヤン、ガンーゾン
 イギリス国 エスタブリッシュメント
 、ロンドン、インペリアル カレッジ
 ロンドン、ベッセマー ビルディング、ル
 ーム 4 1 2

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 継手装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 継手部材と、

伝動部材と、

前記第 1 継手部材に移動可能に連結された第 2 継手部材と前記第 1 継手部材とに関連す
 る駆動手段と、を備え、

前記伝動部材は、前記第 1 継手部材の内面周りにまたは内面に接触して少なくとも部分的
 的に配置され、前記駆動手段によって、前記第 1 継手部材内に長手方向に位置する軸の周
 りに回転駆動され、前記第 1 および第 2 継手部材を互いに対して移動させ、

前記第 1 継手部材は、旋回軸によって前記第 2 継手部材に旋回可能に連結され、

当該継手装置は、前記旋回軸の両側で前記第 2 継手部材に固定された第 1 腱部分と第 2
 腱部分とを備え、

前記伝動部材は、前記第 1 および第 2 腱部分に力を伝達して、前記第 1 継手部材に対し
 て前記第 2 継手部材を移動させるよう構成される

ことを特徴とする継手装置。

【請求項 2】

前記伝動部材は、前記第 1 および第 2 腱部分が巻回されるスプールを画成し、該スプー
 ルの一方向への回転が、前記第 1 腱部分を繰り出すとともに前記第 2 腱部分を巻き上げ、
 前記スプールのもう一方向への回転が、前記第 2 腱部分を繰り出すとともに前記第 1 腱部
 分を巻き上げることを特徴とする請求項 1 に記載の継手装置。

10

20

【請求項 3】

前記スプールにほぼ沿った方向から、前記スプールおよび前記伝動部材から離れて前記第 1 継手部材にほぼ沿った方向に各腱部分を導く屈曲点を各腱部分に対して画成する腱経路案内構造を備えることを特徴とする請求項 2 に記載の継手装置。

【請求項 4】

前記伝動部材が回転するとき、前記第 1 および第 2 腱部分を前記伝動部材に固定する取り付け点が、前記屈曲点によって規定される線を離れて移動することを特徴とする請求項 3 に記載の継手装置。

【請求項 5】

前記腱部分が前記第 2 継手部材に対して摺動可能に固定され、
各腱部分の一端が前記第 1 継手部材に取り付けられ、各腱部分の他端が前記伝動部材に取り付けられることを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の継手装置。

10

【請求項 6】

前記第 1 および第 2 継手部材が整列するときに貫通孔を画成することを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の継手装置。

【請求項 7】

前記伝動部材がその円周の少なくとも一部に沿って歯付き面を備えギアを画成し、
前記駆動手段が前記ギアに噛み合うピニオンを備えることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の継手装置。

【請求項 8】

前記腱部分が、前記歯付き面に隣接する面に接触して前記伝動部材に固定されることを特徴とする請求項 7 に記載の継手装置。

20

【請求項 9】

前記第 2 継手部材が前記軸周りに回転可能であり、前記伝動部材に固定されて該伝動部材とともに移動することを特徴とする請求項 1 に記載の継手装置。

【請求項 10】

前記駆動手段が前記第 1 継手部材の内部に配置されることを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の継手装置。

【請求項 11】

前記第 2 継手部材が、該第 2 継手部材を別の継手装置に固定するためのツイストロック構造を画成することを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の継手装置。

30

【請求項 12】

前記第 2 継手部材は、前記ツイストロック構造に係止するときに他方の継手装置上の対応する接触部と摺動係合する電気接触部を備えることを特徴とする請求項 11 に記載の継手装置。

【請求項 13】

請求項 2 ないし 8 のいずれかに記載の継手装置と、請求項 2 ないし 8 のいずれかに記載の別の継手装置であって、

前記継手装置と前記別の継手装置が、それぞれの第 2 継手部材でともに取り付けられるか共通の第 2 継手部材を備えており、前記継手装置の旋回軸が前記別の継手装置の旋回軸と直交して二自由度を規定することを特徴とする、継手装置および別の継手装置。

40

【請求項 14】

請求項 1 ないし 13 のいずれかに記載の複数の継手装置を含むセグメントデバイス。

【請求項 15】

前記継手が互いに対して配置され、デバイスを通して機器を通過させるための機器穴を継手を通して画成することを特徴とする請求項 14 に記載のセグメントデバイス。

【請求項 16】

請求項 14 または 15 に記載のセグメントデバイスを含む内視鏡。

【請求項 17】

請求項 14 または 15 に記載のセグメントデバイスを含む、最小侵襲手術用の手術道具

50

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、多関節の継手装置に関し、排他的ではないが特に二自由度の継手に関する。継手装置の用途の特定の例には、動作可能な多関節内視鏡が含まれる。

【背景技術】

【0002】

最小侵襲手術(MIS)は通常、生体の開口または小さな人工的な切開に通される、内視鏡として知られる光学またはデジタル視覚装置によって実行される。従来の内視鏡は、光を中継する一連のアクロマートダブレットを利用する。最新の内視鏡は、典型的に、より長いレンズを利用する。高品質レンズと小型固体素子カメラモジュールを組み合わせると、内視鏡は、患者の内部組織から外部のビデオ装置に映像を中継することができる。これは、不必要な傷を付けることなく、患者の体内を効果的に観察する機会を外科医に与える。また、使用する光学系に応じて、倍率の拡大によってより詳細な観察ができる。

【0003】

MISは、患者に与える不自由さを最小にしつつ医療上の目的を達成するので、患者の外傷を小さくし、入院期間を短縮し、診断精度と治療結果を改善する。患者にとって有利ではあるが、外科医は、奥行き知覚と触覚フィードバックの喪失、機器操作の複雑度の増加、困難な共同作業環境を含む、MISの多数の不都合に対処する必要がある。MISでは、「支点効果(fulcrum effect)」と関連して、長尺で剛体で人間工学的に不自然である機器を使用するので、外科医が利用できる自由度が少なく、直観に反した方法での外科医の手による運動が必要になる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

従来の内視鏡の既知の開発は、内視鏡に対応する中空管を協調して画成する、個別に動作可能なセグメントを含む。腹腔鏡検査または関節鏡検査などの切開を伴う手術にとって、内視鏡の寸法は切開の大きさを決定し、患者の傷を小さくすることが通常は望ましいので、多関節メカニズムを小型に構成することが望ましい。

【0005】

安全機能として、アクチュエータに電力が供給されていないときに内視鏡が柔軟になるといったように、駆動メカニズムが故障(例えば、電源異常による)した場合に、動作セグメントが互いに対して移動可能であることが望ましい。これにより、例えば電源異常の場合に、その形状にかかわらず体腔から内視鏡を取り出せることが保証される。したがって、アクチュエータを逆駆動可能であると望ましい。さらに、セグメントの移動抵抗を低減して、正確な力フィードバックと内視鏡に沿った力の伝達とを容易にすることが望ましい。これらの理由から、この種の多関節セグメントの動作機構の構成部品の摩擦を低減することが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明のある態様によると、請求項1に係る継手装置が提供される。

【0007】

一部の実施形態では、継手装置は、旋回可能に連結された二つの継手部材を備える。腱を引っ張ることによって、継手部材の一方を継手部材の他方に対して旋回させるように、継手部材の一方に腱が連結されている。他方の継手部材の周りにまたは内部に伝動部材が配置される。伝動部材に腱が結合され、継手部材を互いに対して移動させるために腱に力を伝達する。こうして、他方の継手部材の中に位置する軸の周りに回転するように伝動部材が構成される。継手装置は、伝動部材を駆動する駆動手段をさらに備え、力を伝達するために第1部材の周りに伝動部材を回転させる。

【 0 0 0 8 】

有利なことに、一方の継手部材の内部に位置する軸の周りに回転するように伝動部材を配置することによって、継手装置の所与の断面積に対して伝動部材の駆動面の直径が大きくなるので、減速比が大きく小型の変速機が提供される。さらに、伝動部材が継手部材の周りまたは内部で（例えば、腱を駆動するために単純なキャプスタンを使用する場合は、その隣にあるのに対して）回転するので、駆動部材の円周に沿った腱の接線方向の摩擦が取り除かれる。

【 0 0 0 9 】

一部の実施形態では、伝動部材は、駆動面を含むか別体のスプールを画成する。スプールの一方向への回転が、一方の腱を繰り出すとともに他方の腱を巻き上げ、スプールのもう一方向への回転が、一方の腱を巻き上げるとともに他方の腱を繰り出すように、腱がスプールに巻回される。腱は、スプールに固定された単一長さの材料であってもよい。一実施形態では、継手装置は、スプールにほぼ沿った方向から、一方の継手部材に向けて他方の継手部材にほぼ沿った方向に各腱を導く屈曲点を各腱部分に対して画成する腱経路案内構造を備える。腱経路案内構造は、各腱部分に対して少なくとも一つのプリーを備えてもよい。腱経路案内構造が各腱に対して二つの屈曲点を備え、腱が二回方向を変えるようにしてもよく、これにより一部の実施形態では力伝達が改善される。有利には、各腱の端部と一方の継手部材との間に配置される圧縮ばねなどの弾性取付部によって継手部材に腱を取り付け、第1および第2継手部材が互いに対して旋回するとき、腱の経路長の変化におけるあらゆる緩みを取り除くようにしてもよい。

【 0 0 1 0 】

一部の実施形態では、各腱部分の一端が第2継手部材に取り付けられ、各腱部分の他端が伝動部材に取り付けられる。こうして、一端が伝動部材に固定され、他端が第2継手部材に固定される。他の実施形態では、腱部分が第2継手部材に対して摺動可能に固定され、各腱部分の一端が第1継手部材に取り付けられ、各腱部分の他端が伝動部材に取り付けられる。こうして、一端が伝動部材に固定され、他端が第1継手部材に固定される。腱部分は、第2継手部材に向かい、旋回軸に沿って第2継手部材を横切り、その後第1継手部材に戻ってもよい。このようにして、第2継手部材への力伝達を二倍にすることができる。

【 0 0 1 1 】

一部の実施形態では、伝動部材が回転するときに、腱が取り付けられる伝動部材 / スプール上の取り付け点によって規定される平面を外れた線を屈曲点が規定する。結果として、伝動部材が回転するときの経路長における増分変化が、屈曲点の間の取り付け点の位置とともに変動し、三つの点によって定まる三角形の辺に変化が生じる。この変動は、対応する三角形の辺が変化するとき、屈曲点と第2継手部材の間での腱の全経路長の増分変化の変動方向とは逆向きである。したがって、経路長の変化が少なくとも部分的に補償される。さらに、取り付け点の変位の結果、伝動部材に加わるトルクから腱に生じる力への変換を改善することができる（所与の腱の力に対して必要なトルクが少なくなる）。

【 0 0 1 2 】

一部の実施形態では、例えば手術機器を穴に通すことができるように、二つの継手部材を整列させたとき、継手装置が貫通孔を画成する。有利なことに、一部の実施形態では、貫通孔のために設けられる空間に侵入しないように、継手部材の外側面に駆動手段が固定されている。あるいは、継手部材の内部に駆動手段を配置して、継手部材に滑らかな外面を与えるようにしてもよい。

【 0 0 1 3 】

一部の実施形態では、伝動部材がその円周の少なくとも一部に沿って歯付き面を備えギアを画成し、駆動手段がギアに噛み合う対応するピニオンを備える。伝動部材は、継手部材全体の周りにまたは内部に延在してもよいし、またはその円周の一部の周りにのみ延在してもよい。同様に、歯付き面は、伝動部材の円周の全体にわたり延在してもよいし、その一部のみ延在して扇形歯車を画成してもよい。

【0014】

一部の実施形態では、駆動手段は、伝動部材に隣接して継手部材に固定される、例えば上述のピニオンを用いて伝動部材を駆動する電動モータを備える。駆動手段をローカルで制御するためのコントローラが継手装置に固定されていてもよい。一部の実施形態では、データバスによってコントローラがアドレス可能であってもよい。

【0015】

一部の実施形態では、継手部材が長手軸の周りに互いに対して回転するように継手装置が構成されてもよい。

【0016】

一部の実施形態では、継手は、上述した継手装置を二つ備える。二つの継手装置は、それぞれの旋回軸が違いに直交するように取り付けられ、自在継手に匹敵する二自由度の継手を規定する。一部の実施形態では、継手は、例えば指の内側関節または遠位関節と同様に、単一の自由度を有する。一部の実施形態では、セグメントデバイスはこのような継手を複数備えており、例えば手術機器である機器をデバイスに通すことができるように、デバイスの全長に沿って継手を貫通する機器穴を画成する。一部の実施形態は、このようなセグメントデバイスを備える、例えば腹腔鏡または他の内視鏡である内視鏡を提供する。有利なことに、セグメントデバイスの個々の継手を共通のデータバスによって制御することができ、デバイスの全長に沿った必要な配線が最小になる。

【0017】

一部の実施形態では、第2継手部材が、第2継手部材を別の継手装置に固定するためのツイストロック構造を画成する。これにより、単一のまたは複数の継手デバイスの組立が容易になる。ツイストロック構造は、別の同一のツイストロック構造と係止する相補的な雄構造と雌構造を有してもよい。これにより、継手装置を相互接続する方法の柔軟性を最大化し、また全ての継手装置のツイストロック構造に同一の型を使用できるので製造コストが低下する。ツイストロック構造の接線方向と直交する向きでの雄構造の最大幅よりも狭い開口を有する雌構造のおかげで、ツイストロック構造を別のツイストロック構造に固定することができる。

【0018】

上述した継手装置から組み立てられるセグメントデバイスを通した電気的な接続の維持を容易にするため、第2継手部材は、ツイストロック構造が係止するとき他方の継手装置上の対応する接触部と摺動係合する、一つまたは複数の電気接触部を備えてもよい。積極的な接触を保証するために、例えばばねで留めるなどして、別の継手装置上の対応する接触部と係合するように接触部が弾性付勢されていてもよい。継手装置を互いに対して回転させて係止する組立を容易にするために、接触部は、別の継手装置上の対応する接触部と係合する丸い端部を有していてもよい。

【0019】

添付の図面を参照して図解のみを目的として、本発明の実施形態を以下で例として説明する。

【図面の簡単な説明】

【0020】

【図1】二自由度の継手で駆動される腱の斜視図である。

【図2a】図1の継手の下部継手装置の拡大斜視図である。

【図2b】図1の継手の下部継手装置の拡大斜視図である。

【図3】駆動手段と伝動部材の間の相互作用に注目した、本継手装置のさらなる拡大図である。

【図4】継手装置の上面図である。

【図5】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図6】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図7】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図8】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図 9】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図 10】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図 11】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図 12】代替的な伝動部材と腱の経路を示す図である。

【図 13】三つの継手装置を組み合わせて構成される二連の自在継手を示す図である。

【図 14】図 1 ないし図 13 を参照して後述する継手を含むセグメント装置を示す図である。

【図 15】手持ち式のセグメント装置を示す図である。

【図 16】幾何的な経路長を補償する設計を示す図である。

【図 17】幾何的な経路長を補償する設計を示す図である。

10

【図 18】幾何的な経路長を補償する設計を示す図である。

【図 19】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 20】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 21】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 22】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 23】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 24 A】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 24 B】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 24 C】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 24 D】図 1 ないし 4 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

20

【図 25】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 26】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 27】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 28】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 29】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 30 A】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 30 B】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 30 C】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

30

【図 30 D】図 5 ないし 12 の実施形態に対応する特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 31】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 32】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 33】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 34】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

40

【図 35】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 36 A】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 36 B】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 36 C】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 36 D】図 19 ないし 24 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図であ

50

る。

【図 3 7】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 3 8】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 3 9】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 0】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 1】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

10

【図 4 2 A】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 2 B】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 2 C】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 2 D】図 2 5 ないし 3 0 の設計の変形例である特定の経路長補償設計を示す図である。

【図 4 3】ねじりロック構造とさらに代替的な腱経路の構成を示す図である。

20

【図 4 4】長手方向の一回転自由度を有する継手装置を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0021】

図 1 を参照すると、二次元のユニバーサル式継手 2 は、二つの一自由度継手装置 4 を備える。各継手装置は、ピボット 1 0 によって共に連結された第 1 継手部材 6 および第 2 継手部材 8 を含み、ピボット 1 0 の周りを継手部材 6、8 が互いに対して旋回可能になっている。二つの継手部材 4 は第 2 継手部材 8 で互いに固定され、ピボット 1 0 によって規定されるそれぞれの旋回軸が、二自由度、つまりユニバーサル式の継手動作を提供するように互いに直交している。代替的に、一部の実施形態では、二つの第 2 継手部材 8 が単一物体として提供され、共通の第 2 継手部材 8 に連結された二つの第 1 継手部材 6 を継手 2 が

30

【0022】

図 2 A、2 B、3 および 4 を参照すると、第 1 腱 1 2 および第 2 腱 1 4 が継手装置 4 の第 2 継手部材に固定されている。腱 1 2 および 1 4 は、ピボット 1 0 の両側の位置で第 2 継手部材に固定されており、第 1 腱 1 2 の張力が第 2 継手部材を一方向（例えば時計回り）に旋回させ、第 2 腱 1 4 の張力が第 2 継手部材をもう一つの方向（例えば反時計回り）に旋回させるようになっている。

【0023】

第 1 継手部材 6 の外面には電動モータ 1 6 が取り付けられている。一部の実施形態では、電動モータはブラシレス DC モータである。モータのロータは、伝動部材 2 2 の歯付き表面 2 0 と係合するピニオン 1 8 に結合されている。

40

【0024】

伝動部材 2 2 は略円筒形であり、第 1 継手部材 6 の直径周りに配置される。そのため、第 1 継手部材 6 の内部を軸方向に延びる軸の周りで、伝動部材 2 2 が第 1 継手部材 6 に対して回転することができる。伝動部材 2 2 は、適切な軸受によって第 1 継手部材 6 上に支持されている。様々な実施形態において、軸受は、例えば低摩擦材料でコーティングされた（例えば PTFE コーティングされた）二つの表面によって画成される滑り軸受、ころ軸受、または玉軸受である。

【0025】

50

ピニオン 18 の歯付き面が歯付き面 20 と係合して、モータ 16 によるピニオン 18 の回転が伝動部材 22 を第 1 継手部材 6 の周りに回転させる。これは、第 1 部材 6 の所与の直径に対して最大の直径を有する減速ギアを提供し、モータ 16 によって駆動される伝動部材 22 の速度を低下させ、後述するように腱 12 および 14 を駆動する。加えて、一部の実施形態では、別の減速段によってピニオン 18 がモータ 16 に結合される。

【0026】

伝動部材 22 は、腱 12 および 14 が固定されるスプール 24 をさらに画成する。一部の実施形態では、腱 12 および 14 をそれぞれ導く溝をスプール 24 が画成する。腱は、接続点 28 からスプールの周りを通り、伝動部材 22 の円周を周って腱ガイド 30 を通り、その後、第 2 継手部材 8 上の固定点 32 に向かう。スプール 24 の直径を小さくすることで、例えば伝動部材 22 の歯付き面すなわち駆動面の直径よりも小さくすることで、第 2 継手部材に伝達される力を大きくすることができる（これは、別体のスプール部を有する全ての伝動部材に適用することができる）。

10

【0027】

一部の実施形態では、歯付き面 20 とスプール 24 は、軸方向に間隔を空けて伝動部材 22 の周りに配置される。スプールは、軸方向に配置された、腱 12 および 14 用の二本の軌道を画成しており、腱 12 および 14 がそれぞれの取り付け点 28 から腱ガイド 30 へと向かうときに腱が軸方向に重なることを可能にしている。腱ガイド 30 は、伝動部材の軸長を乗り越えるように第 1 継手部材に固定されており、腱のそれぞれが自身のガイド部材に到達する前に、他方の腱の腱ガイド 30 の下方を通過できるようにしている。

20

【0028】

腱ガイド 30 はそれぞれ、スプールに沿った接線方向から、概して第 1 継手部材 6 に沿って第 2 継手部材 8 上の固定点 32 に向かう方向へと、腱 12 および 14 を導くための溝を画成する。これにより、伝動部材 22 の回転によって発生する接線力を腱 12、14 に沿って伝達し、腱 12、14 の方向変化を導くことによってその力を継手部材の方向に沿った力に変換して、ピボット 10 の周りに第 2 継手部材 8 を回転させることができる。

【0029】

ピボット 10、モータ 16、ピニオン 18、伝動部材 22、腱ガイド 30 および固定点 32 は、継手部材の表面から半径方向外側に延びる。継手部材の表面は、継手 2 の全長に沿って、第 1 継手部材 6 および第 2 継手部材 8 を通って延びる軸方向の貫通孔 26 を画成する。有利なことに、これによって貫通孔の中に機器を通すことができる。これは、複数の継手 2 からなるセグメント装置（詳細に後述する）においては特に有利である。上述の構造は継手部材から半径方向外側に延びるので、障害物によって貫通孔 26 が妨げられることがなく、この種の機器または他の物体を円滑に通過させる。

30

【0030】

理解されるように、継手が整列した位置にあるときに継手 2 を通る貫通孔の断面が最大になる一方、互いに対して継手部材を回転させると、事実上屈曲した管路が提供される。

【0031】

図 5 ないし 12 を参照して、代替的な伝動部材と腱の経路を有する実施形態について以下で説明する。特に、図 5 ないし 8 を参照すると、一部の実施形態では、伝動部材 22 の歯付き面 20 がスプール 24 を提供しており、腱 12、14 がネジなどの固定部材 34 によって歯付き面に固定される。腱 12、14 は、固定点 34 から伝動部材 22 の両側にあるそれぞれのプリー 36 まで、歯付き面の上に直接通されている。プリー 36 は共通軸 38 に回転可能に取り付けられており、共通軸 38 はモータ 16 をも固定するカラー 40 によって適所に保持されている。腱 12、14 は、プリー 36 から、ピボット 10 の両側にある固定点 32 まで通される。

40

【0032】

一部の実施形態では、取り付け点 28 および / または固定点 32 に腱が弾性的に固定される。特に、一部の実施形態では、腱 12 および 14 のそれぞれの端部と第 2 継手部材 8 上のそれぞれの固定点 32 との間に圧縮ばねを配置し、腱 12 および 14 の張力が各圧縮

50

ばねを押し付けるようにする。第 1 継手部材 6 と第 2 継手部材 8 を整列させたときに圧縮ばねが部分的に圧縮形態となるように腱 1 2 および 1 4 の長さを調節して、第 1 継手部材 6 と第 2 継手部材 8 が互いに対して旋回したときに、腱 1 2 および 1 4 のあらゆるたるみが圧縮ばねの復元によって吸収されるようにする。この構成は、継手部材が互いに旋回したときの腱の経路長のわずかな変化を吸収するのに役立ち、これによって腱の移動中に一定の張力を維持し、継手のバックラッシュを軽減する。

【 0 0 3 3 】

一部の実施形態では、腱 1 2 および 1 4 のそれぞれの端部と固定点 3 2 の間のばねによって腱 1 2 および 1 4 を第 2 継手部材 8 に固定して、ばねの伸張によって弾性釣り合い力を発生させてもよい。

10

【 0 0 3 4 】

一部の実施形態では、ばねではなく高分子材料などの弾性材のブロックによって弾性固定を実現する。または、腱自体が弾性を有しており継手部材の旋回中の張力を保持する。

【 0 0 3 5 】

特に、図 8 を参照して、一部の実施形態では、腱 1 2 を収容するための貫通孔 4 2 を第 2 継手部材 8 が各コーナーに有している。腱 1 2 は貫通孔 4 2 を通過してその自由端でストッパ 4 4 に固定される。ストッパ 4 4 および貫通孔 4 2 はそれぞれ肩部 4 6、4 8 を画成する。肩部 4 6、4 8 は対面しており、その間に圧縮ばね 5 0 が配置され上述した弾性経路長補償を提供している。ストッパ 4 4 の一部または全てに貫通孔が設けられてもよく、別の第 1 継手部材 6 からのもう一つの腱 1 4 がその貫通孔を通り、第 2 継手部材 8 の反対側の別のストッパ 4 4 に固定できるようにしてもよい。

20

【 0 0 3 6 】

一部の実施形態では、図 9 ないし 1 1 を参照して以下で説明するが、（外向きの歯付き面を有する）第 1 継手部材 6 を取り囲む伝動部材が、第 1 継手部材 6 の内部に回転可能に固定された内部伝動部材 2 2 で置き換えられる。内部伝動部材 2 2 は、内向きの歯付き面 2 0 と、第 1 継手部材 6 の内面を背にして配置された外向きの滑り面 5 2 とを有する。一部の実施形態では、摩擦を軽減するために、滑り面 5 2 が低摩擦材料でコーティングされえいる。別の実施形態では、玉軸受またはころ軸受などの摩擦を軽減する他の手段が使用される。

【 0 0 3 7 】

30

継手部材 6 を含むいくつかの部品が透明に描かれた図 9 および 1 0 から分かるように、継手部材 6 の内部にモータ 1 6 が配置され、ピニオン 1 8 が歯付き面 2 0 と内側から噛合している。こうして、第 1 継手部材 6 の二つのモータ 1 6（一つのモータが継手ユニットの各端部で単一の軸を駆動する）で貫通孔 2 6 が占められており、貫通孔 2 6 を通して配置された中空管 5 4 によって画成される機器通路のための空間が小さくなっている。

【 0 0 3 8 】

第 1 継手部材 6 同士の間では、柔軟なチューブによって管 5 が接合される。柔軟なチューブは、第 2 継手部材 8 を通して、第 1 継手部材 6 同士の間で隣接する管 5 4（図示せず）を接続する。代替的に、第 1 継手部材同士の間で管 5 4 が接続されなくてもよい。または、二つのモータによって残された貫通孔 2 6 の残りの部分で、機器の通路が画成されてもよい。

40

【 0 0 3 9 】

特に図 1 0 を参照すると、一部の実施形態では、低摩擦材料の滑り面 5 2 が玉軸受 5 3 で置き換えられるか補強される。一部の実施形態では、グラブ（grub）ねじ 5 5 によってモータ 1 6 が適所に保持される。

【 0 0 4 0 】

腱の経路は、第 1 継手部材 6 に固定された共通軸上のスプールを周りばねが組み込まれた固定点に腱が通される点で、図 5 ないし 8 を参照して上述した実施形態と同様であるが、図 1 ないし 4 を参照して上述した実施形態と同様に、伝動部材 2 2 が別体のスプール 2 4 を画成しており、このスプール上で腱が固定部材 3 4 の両側からプーリー 3 6 に向かっ

50

ている。上述したように、スプール 24 の直径を小さくすることで、例えば伝動部材 22 の直径よりも小さくすることで、第 2 継手部材に伝達された力を大きくすることができる。

【0041】

歯付き面 20 の内部構造、モータ 16 およびピニオン 18 が、機器通路として利用可能な空間を小さくしている一方で、第 1 継手部材 6 に外面が滑らかになる上、継手装置の全体の直径を小さくすることが可能になる。これは一部の利用形態では好ましいことがある。

【0042】

図 12 を参照すると、一部の実施形態では、伝動部材 22 の一部の周りのみで歯付き面 20 が延びている。図 12 に示すように、伝動部材が内部にある実施形態では、(内側の)歯付き面 20 が部分的に存在しないことで自由になる空間を利用して、モータ 16 により駆動されないそれぞれの伝動部材 22 と重なり合うようにモータ 16 を配置することで、省スペースを実現することができる。これにより、軸方向と横方向の両方で、比較的よりコンパクトに第 1 継手部材 6 を構成することができる。

10

【0043】

一部の実施形態では、軸方向に隣接させるのではなく、伝動部材 22 の外面にある歯付き面 20 に隣接して横方向にスプール 24 を配置することで、さらなる軸方向のスペースの節約が実現される。固定部材 34 にアクセス可能であり、固定部材 34 は窓 35 内を自由に移動し、第 1 継手部材 6 内部の凹んだ空間内で腱が自由に移動する。

20

【0044】

図 12 にさらに示すように、一部の実施形態では、センサデータを処理しモータ 16 を制御するマイクロプロセッサ 57 を受け入れる凹部を第 1 継手部材 6 が備えている。これについてはより詳細に後述する。

【0045】

図 13 を参照すると、上述した第 1 および第 2 継手部材からなる四自由度のセグメントのチェーンは、三つの第 1 継手部材 6 を備える。第 1 継手部材 6 はそれぞれ、モータと第 1 継手部材 6 の各端部の対応する駆動装置とを備え、各継手部材 6 が自身の端部でそれぞれ一自由度を制御している。隣接する継手部材 6 は互いに対して 90° だけ回転されており、中間の第 2 継手部材 8 で直交自由度を提供する。

30

【0046】

図 13 に示す実施形態では、継手部材 6 の各端部に規定される自由度は平行である。しかしながら、代替実施形態では、各継手部材のそれぞれの自由度が互いに対して 90° だけ回転していてもよい。これらの実施形態では、継手部材 6 が同一の向きでチェーン状にされ、各第 2 継手部材 8 に二つの直交自由度を規定する。図 13 は、図 9 ないし 11 を参照して上述したような第 1 継手部材 6 のチェーンを描いており、その結果チェーンの外面が滑らかに示されているが、一般性を失うことなく、継手部材 6 の特定の構造を容易に入れ替えることができる。同じく、一つまたは複数の第 1 継手部材 6 を隣接する第 1 継手部材に旋回可能に直接接続して、一自由度の指関節を規定してもよい。

【0047】

第 2 継手部材 8、伝動部材 22、ガイド 30 / プーリー 36、経路補償 / ばねの搭載、モータおよび駆動装置の内部配置または外部配置、モータ自身の配置などの、図 1 ないし 4 を参照して説明した実施形態の特徴を変更した様々な実施形態について、図 5 ないし 13 を参照して説明してきたことに注意すべきである。これらの特徴はある程度まで互いに独立しており、これらのうち任意の一つまたは複数の上述した特徴と適切に組み合わせ、対応する特徴を置換したり既存の特徴に追加したりできることが理解されるだろう。

40

【0048】

図 14 を参照して、複数の上述した継手 2 を備える内視鏡装置について以下で説明する。内視鏡装置は、複数の中空セグメント 54 を備える。各セグメントは、上述した継手 2 を各端部に備え、図 14 に「X」で示す二自由度を有している。内視鏡装置は、曲がりく

50

ねった経路に沿った閉鎖空間を通る導管を通して機器を運ぶための中空で柔軟な導管を提供する。N個のこのようなセグメントを有する内視鏡装置は、 $2(N - 1)$ の自由度を有する。

【0049】

内視鏡装置の近位端では、近位接続部材56が隣接するセグメント54に結合され、機器ポート58と双方向のデータ接続60とを提供する。双方向のデータ接続60は、内視鏡装置から制御ユニット62にセンサデータを送信し、制御ユニット62から内視鏡装置に制御信号を送信する。一部の実施形態では、データ接続が一方向であり、制御信号のみを送信する。

【0050】

遠位端では、内視鏡装置は遠位端部材64を備える。遠位端部材64は開口66を画成しており、装置の中空内部を通して前進する機器がこの開口を通して、装置が挿入されている閉鎖空間へのアクセスを得る。遠位端部材64は、遠位端部材の環境のデータを収集し視覚的フィードバックを提供するための光センサなどのセンサをさらに備えてもよい。

【0051】

内視鏡装置から制御ユニット62へは、以下に述べる信号のうち一つまたは複数が提供される。すなわち、各セグメント54の各自由度に対する継手角度、各モータ16からのロータ位置データ、継手角度の代表、各伝動モータに対する供給電流、継手負荷の代表（電動モータが位置制御される）、および内視鏡装置に存在する追加のセンサからの任意の他の信号である。

【0052】

一部の実施形態では、各セグメント54は、各セグメントに設けられたセンサからのデータを前処理し、処理されたジョイントの向きと負荷情報とをデータバスを介して制御ユニット62に送信する組み込みプロセッサを備える。他の実施形態では、全てのセグメントが自身のプロセッサを有している訳ではなく、一つおきのセグメントのみが組み込みプロセッサを備え、二つの隣接するセグメントで検出された信号を処理し信号を制御する。さらに別の実施形態は、二つおき、三つおきなどのセグメント毎に同様の組み込みプロセッサを有している。制御ユニット62は、セグメント54のそれぞれに制御信号をさらに送信する。各セグメント54（またはセグメントのサブセット）がデータバスを介してアドレス可能なプロセッサを備える実施形態では、制御信号が、所望のジョイント負荷などの高レベルの信号であり、および/または、各自由度、または二自由度としてのヨー角、ピッチ角などの代替的な表現に対する所望のジョイントの向きなどの高レベルの信号である。

【0053】

各（または一つおきなどの）セグメント54に対してローカルプロセッサが設けられている一部の実施形態では、センサデータおよび制御データの送信がデータバスを介して行われ、データバスの他に電力線のみが必要である。

【0054】

内視鏡装置は、10個から30個のセグメント、あるいはさらにそれ以上のセグメントを有し、500mmから1400mmの長さを持つ装置を構成してもよい。装置内部の中空管は1mmから12mmの間で変化してもよい。最大外径は18mmでもよいが、好ましくは12mmである。当然、内視鏡装置は、例えば以下で述べるように、より少数のセグメントを有してもよいし、および/または異なる寸法を有してもよい。

【0055】

一つの特定の実施形態では、最大トルク10.6mNm、最大電流6~54mA、最大電圧3~5VのマイクロブラシレスDCモータが使用される。組み込みコントローラは、16ビットRISCプロセッサ、10KBのRAM、センサ信号処理用の12ビットアナログ-デジタルコンバータ、電動モータ作動用の12ビットデジタル-アナログコンバータ、およびコントローラ62との通信用の二つのUARTシリアル接続を備える。

【0056】

一部の実施形態では、手持ち式のセグメント装置は、一端で接続ロッド 70 に接続されるとともに、手持ち式装置をコンピュータ等のデータプロセッサに接続するデータケーブルを受け入れるケーブルポート 72 に他端で接続された把持部 68 を備える。把持部は、装置を制御するための多方向制御ボタン 74 を備える。自由端では、接続ロッド 70 は、一自由度の指関節を規定する取り付けボス 76 に取り付けられた第 1 継手部材 6 に接続される。第 1 継手部材 6 は、二自由度のジョイントによって別の継手部材 6' に接続され、別の継手部材 6' は、別の二自由度のジョイントによってさらに別の継手部材 6'' に接続され、合計で装置に五自由度を与えている。装置の自由度を高めるためにさらにジョイントを追加することができる。上述の任意のデバイスをマスタ - スレーブ配置で 사용할ことができ、この場合、制御ユニットとエンドエフェクタとが有線または無線構成のいずれかによってデジタル制御を通じて接続される。

10

【0057】

簡潔に述べたように、継手装置の幾何形状のために、継手が一方の側に回転するときに腱 12 と 14 の経路長の合計が異なる。これは、望ましくないバックラッシュと不安定さを引き起こしうる。弾性張力を腱に与えるという一つの解決策を既に議論してきたが、以下では幾何的なアプローチについて説明する。これらのアプローチを組み合わせてもよいし、それぞれそのままでもよいことが理解されるだろう。継手装置の形状と腱の経路長に与える影響について、図 16 および 17 を参照して以下で詳細に説明するが、概要を述べると、継手が回転するときに、ガイド装置またはプーリーと第 2 継手部材との間で継手の両側にある腱の経路の部分を含しても一定の全経路長にならないので、経路長の違いが発生し、その結果、継手の回転時に、対応する腱の経路の変化量よりも多く一つの腱が繰り出されて一方の腱が緩んでしまう。

20

【0058】

伝動部材上の腱取り付け点 28 がプーリー 36 と一直線上にあるとき、取り付け点 28 がプーリーを含む平面（図 16 および 17 におけるプーリーの間の直線に投影される）内のアーチ形の経路を移動するので、取り付け点と両側にあるそれぞれのプーリー 36 との間の経路長が一定の長さになる。取り付け点をプーリーと整列する位置から、例えば旋回点から離して配置することによって、プーリーによって規定される屈曲点に接続する線を離れて取り付け点が平面内を移動し、プーリーと取り付け点との間で異なる腱の経路長を実現することができる。これは、プーリーと第 2 継手部材の間の経路長の相違を少なくとも部分的に補償し、腱の緩みとバックラッシュを軽減することができる。以下、図 16 および 17 を参照してこれを詳細に説明する。

30

【0059】

図 16 および 17 において、太線は継手（第 2 継手部材 8、幅 $2r_1$ ）の平面を表し、実線は、第 2 継手部材 8 を伝動部材上の取り付け点 28（X が付けられている）に接続する腱の全長に対応する。上部プーリーの第 1 セットは、幅 $2r_2$ だけ離れて、継手平面から下方に距離 h_1 の位置に配置され、下部プーリーの第 2 セットは、幅 $2r_3$ だけ離れて、上部プーリーの平面から下方に距離 h_0 の位置に配置される。これは、 $h_0 = 0$ および $r_2 = r_3$ （ h_0 の値はその後の分析に影響を与えない）である上述の実施形態のより一般的なケースである。伝動部材 22 上の腱の取り付け点 28（X）は、下部プーリーの平面から下方に距離 h_2 の位置に配置される。継手の回転軸の位置は、全長 h_1 の比率を表し継手平面とその回転軸との間の距離を定めるパラメータ α によって定義される。したがって、継手の回転軸と上部プーリーを結ぶ線との間の距離は、 $h_1(1 - \alpha)$ によって与えられる。 r_1 、 r_2 、 r_3 に異なる値を割り当てることができる。

40

【0060】

以下の分析では、腱がその上を通る伝動部材 22 の表面の半径が r_3 であると仮定する。当業者であれば、より一般的なケースを直ちに導くことができる。

【0061】

図 16 は、継手装置の直線構成を示す。図 17 は、軸の周りに角度 θ だけ回転した後の継手の構成を示しており、回転軸に直交するプーリーによって定義される平面（図 16 な

50

いし 18 の紙面) に投影された、伝動部材の円周上の取り付け点の変位 d に対応する。図 16 および 17 に図示された以下の数量が使用される。

【数 1】

$$p_1 = \sqrt{(\alpha h_1)^2 + r_1^2}$$

$$p_2 = \sqrt{h_1^2 (1 - \alpha)^2 + r_2^2}$$

10

また、以下の式によって角度 θ_0 が定義される。

【数 2】

$$\theta_0 = \arccos \left(\frac{p_1^2 + p_2^2 - ((r_1 - r_2)^2 + h_1^2)}{2 \cdot p_1 \cdot p_2} \right)$$

一般に、 $p_1 > 0$ 、 $p_2 > 0$ であることに注意する。

【0062】

図 17 から、継手が時計回りに回転すると ($\theta > 0$)、継手と上部プーリーを接続する 20 腱の長さが次式にしたがって変化する。

【数 3】

$$L_1 = \sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cdot \cos(\theta_0 + \theta)}$$

$$L_2 = \sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cdot \cos(\theta_0 - \theta)}$$

これに対応する左側の腱の伸びが次式で表される。

30

【数 4】

$$\frac{\partial L_1}{\partial \theta} = \frac{p_1 \cdot p_2 \cdot \sin(\theta_0 + \theta)}{\sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cos(\theta_0 + \theta)}}$$

右側の腱の縮みが次式で表される。

【数 5】

$$\frac{\partial L_2}{\partial \theta} = - \frac{p_1 \cdot p_2 \cdot \sin(\theta_0 - \theta)}{\sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cos(\theta_0 - \theta)}}$$

40

【0063】

図 17 に示すように、角度 θ の継手の回転が伝動部材の角度 γ の回転に対応し、この結果図示の変位 d が生じる。伝動部材上の取り付け点と下部プーリーとを結ぶ腱の長さは、伝動部材の回転とともに、次式にしたがって変化する。

【数 6】

$$s_1 = \sqrt{\left(\frac{\pi}{2} - \gamma\right)^2 r_3^2 + h_2^2}$$

$$s_2 = \sqrt{\left(\frac{\pi}{2} + \gamma\right)^2 r_3^2 + h_2^2}$$

10

ここで、 h_2 は、パラメータ β を掛けた高さ h_1 の割合として定義される ($h_2 = \beta h_1$)。

【0064】

伝動部材が回転するとき、図 16 および 17 で特定された形状における θ と γ の関係を定義することができる。腱の物理長は変化せず、また腱を駆動するとき駆動側の腱には張力が掛かっているため、回転中に継手を駆動する腱の経路長は定義によって変化しないことに注意する。例えば、腱が時計回りに回転すると、右側の腱 (長さ $L_2 + s_2$) が継手を駆動し、 L_2 の変化は定義により s_2 の変化に等しくなる (すなわち、 $\Delta L_2 + \Delta s_2 = 0$)。なぜなら、腱の物理長は一定であり、右側の腱には時計回りの回転中に張力が掛かっているからである。

20

【0065】

上述したように、伝動部材が継手を時計回りに駆動するとき、右側の腱の経路長は変化しない。したがって、経路長の全ての変化は左側の腱に由来する。バックラッシュを回避するために、左側の腱の経路長は一定である必要がある。すなわち、 s_1 の縮み (Δs_1) が L_1 の伸び (ΔL_1) と等しくなければならない (すなわち、 $\Delta s_1 + \Delta L_1 = 0$)。伝動部材が継手を反時計回りに駆動し、継手の駆動中に左側の腱に張力が掛かり右側の腱の経路長が変化するときのバックラッシュを低減する場合にも、同様の条件を満足させる必要がある。すなわち、バックラッシュの回避のために、 s_2 の縮み (Δs_2) が L_2 の伸び (ΔL_2) と等しくなければならない ($\Delta s_2 + \Delta L_2 = 0$)。 $\theta = 0$ である初期構成では左右の腱の経路長が等しい ($s_1 + L_1 = s_2 + L_2$) ことを考慮して、伝動部材の任意の回転 (時計回りまたは反時計回り) 中にバックラッシュを最小限にするため、 $s_1 + L_1$ ができるだけ $s_2 + L_2$ に近くなるように経路長の変化を最適化してもよい。

30

【0066】

上述したように、腱取り付け点の変位は、 s_1 および s_2 の変化により腱の経路長を変化させることになる。設計上の制約によって影響される上述したこれらのパラメータを固定値とし、当業者には周知のように適切な費用関数を最小化すべく残りのパラメータを最適化することによって、バックラッシュを低減することができる。バックラッシュを低減するためにあらゆる回転角にわたって最小化すべき費用関数の例は、全経路長の変化 $L_1 + L_2 + s_1 + s_2$ 、 $(\Delta L_1 + \Delta s_1)^2 + (\Delta L_2 + \Delta s_2)^2$ 、 $(L_1 + s_1 - L_2 - s_2)^2$ 、または継手の各側面の全経路長の間の差分を捕捉する任意の他の費用関数、または以下で特定する費用関数である。

40

【0067】

メカニズムの実現可能性を確保するため、伝動部材の回転範囲を制限する必要がある場合がある。例えば図 5 ないし 12 から明らかなように、腱に適切なテンションを与えるために、 $\pm 90^\circ$ を越えて取り付け点 34 が移動することは明らかに許されない。例えば、伝動部材の回転が $\pm 45^\circ$ の間に制限される一方、継手は $\pm 30^\circ$ の範囲で回転する。後述する最適化でもこの制約が考慮される。

【0068】

上述した継手のパラメータベースモデルを使用して、伝動部材を回転するモータと、継手平面を引っ張る腱との間の力伝達効率を計算することができる。図 18 は、力伝達に関

50

連する変数を持つ回転した継手構成を示す。ここで、 F は、伝動部材にトルクを与えることによって腱に作用する力であり、 F_{in} は、継手平面への固定点で腱によって伝達される対応する入力であり、 F_r は、回転回転軸周りにトルク τ_r を生み出す合力であり、 $\tau_r = F_r D$ である。 D は、継手平面上の腱の固定点から回転回転軸（図中に黒丸で示す）までの距離であり、図 16 および 17 の p_1 に対応する。一部の特定の実施形態では、伝動部材がリングギアを備え、したがって F をギア力と称してもよい。

【0069】

図 18 の図形によると、腱の入力は次式で表される。

【数 7】

$$F_{in} = \frac{F}{\cos(\omega)}$$

10

但し：

$$\omega = \frac{\pi}{2} - \psi$$

ψ は、伝動部材の変位に依存する。

【数 8】

20

$$\psi = \arctan\left(\frac{(\pi/2 + \gamma)r_3}{h_2}\right)$$

これらの数式から、 h_2 が増加すると $\cos(\omega)$ が減少し、その結果、同一の F_{in} を与えるためには、伝動部材上のトルクによって生じる力 F を小さくする必要があることが分かる。こうして、腱の取り付け点をオフセットすることで、伝動部材上のトルクとは無関係に、 F_{in} の一部（垂直成分）として力伝達が増大する。

【0070】

結果として、上述した経路長補償を採用する実施形態では、 F_{in} の垂直力成分に応答した、第 1 継手部材 8 に対する伝動部材 22 の軸方向移動を防止するために、位置決め構造が提供される。一部の実施形態では、位置決め構造または伝動部材のリッジを、第 1 継手部材 8 の内側面または外側面（場合によって）にある対応する円周の凹んだ通路または溝のなかに収容することで、これが達成される。

30

【0071】

継手を回転させる合力は、腱固定点で継手に作用する力 F_{in} と角度 ρ に関連している。

$$F_r = F_{in} \cos(\rho)$$

これは、

【数 9】

40

$$\rho = \left| \frac{\pi}{2} - \delta \right|$$

の関係を通じて、以下の角度 δ に依存する。

【数 10】

$$\delta = \arccos\left(\frac{L_1^2 + p_1^2 - p_2^2}{2 \cdot L_1 \cdot p_1}\right)$$

【0072】

最適な機械設計を発見する最適化アルゴリズムは、バックラッシュ（補償されない経路

50

長の変化から生じる、固定角度位置における望ましくない回転の範囲)を最小化するとともに、モータトルクを継手平面に伝えるときの伝達効率を最大化することを目的としている。例えば、MATLAB(登録商標)などの市販パッケージによって提供される技術などの、任意の適した最適化技術または探索技術を適用することができる。

【0073】

一部の実施形態では、上述した継手設計の六つの変数パラメータは、ベクトル $x = [r_1, r_2, r_3, \alpha, \beta, h_1]$ でまとめられる。継手回転中の腱の経路長全体の伸縮は、次式で計算される。

【数11】

$$\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} = \frac{\partial (L_1 + L_2 + s_1 + s_2)}{\partial \theta} = \frac{\partial L_1}{\partial \theta} + \frac{\partial L_2}{\partial \theta} + \frac{\partial s_1}{\partial \theta} + \frac{\partial s_2}{\partial \theta}$$

10

そして、区間 $-30^\circ \leq \theta \leq +30^\circ$ での変化範囲を最小化する値 x が見つかる。 x の上下境界値も固定される。したがって、この最適化を次式のように集約することができる。

【数12】

$$\min_x \left\{ f(x) = \max \left(\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} \right) - \min \left(\frac{\partial L_{tot}}{\partial \theta} \right) \right\} \quad x_{lb} \leq x \leq x_{ub}$$

20

【0074】

さらに、適切なトルク伝達効率を実現するために、以下の制約が導入される。

【数13】

$$\tau_r \geq 4.5 \text{ mNm} \quad -30^\circ \leq \theta \leq +30^\circ$$

$$\tau_r(\theta = -30^\circ) = \tau_r(\theta = +30^\circ)$$

30

ここで、 τ_r は、伝動部材に与えられるトルクによるギア力 $F = 1 \text{ N}$ に対する、継手平面の旋回点周りのトルクであり、最後の制約は、継手の回転範囲の極値で同一量のトルクが利用可能であることを保証する。継手の異なる角度変位で利用可能であるトルクが著しく異なるレベルなので、一つの位置ではカンチレバーリフトを潜在的に実行不可能であるが別の位置では何の問題もない作動継手を包含するデバイスが得られるので、これは望ましい。以下、図19ないし42Dを参照して、多数の最適化実行の結果について説明する。全ての計算で、

$$x_{lb} = [3.5, 3.5, 3.5, 0, 0, 4]$$

$$x_{ub} = [5.5, 5.5, 5.5, 1, 1, 6]$$

40

を使用する。これに対応する継手設計が必ずしも費用関数の大域的最小点を表す必要はないので、最適化アルゴリズムおよび開始条件が異なれば異なる設計になる場合もあることが理解されるだろう。したがって、以下の実施例は説明のみを目的として含められる。

【0075】

図19ないし24Dを参照して、 $r_2 = r_3$ とし、残りのパラメータの変化を許容する制約を付けた設計(図1ないし4における第1および第2継手部材の構成に対応する)に対する最適化結果について説明する。最適探索により発見された設計が図19に図式的に示されており、これから設計パラメータ x を直ちに導くことができる。

【0076】

50

図 19 は、継手の時計回りの回転に対する、第 2 継手部材と伝動部材上の腱取り付け点との動き、および対応する腱の経路を模式的に示す。図 20 は、継手の反時計回りの回転に対する第 2 継手部材の動きを示す。反時計回りの回転中、継手平面が動くことなく伝動部材のわずかな ($\beta = 0$ の場合に対して。以下参照) 変位が生じ、図 21 に示すように、対応して比較的小さなバックラッシュ角度が生じる。図 21 は、全体回転中の左右の腱の経路長における変化 ($\theta = 0$ での経路長 $s_1 + L_1 = s_2 + L_2$ を減じた) を、伝動部材の回転角 γ の関数として表している。

【0077】

明らかなように、時計回りの回転中、右側の腱の経路長が一定である ($\Delta L_2 + \Delta s_2 = 0$) のに対して、左側の腱の経路長が変化し、回転範囲の終わりでバックラッシュが生じる。伝動部材が反時計回りに回転すると、バックラッシュが回復した後、左側の腱に再び張力が掛かり、継手の回転を駆動することができる。この期間中、経路長 s_1 および s_2 が変化する一方、継手は回転しないので、 L_1 および L_2 は一定である。 $\Delta L_1 + \Delta s_1 = 0$ になると、継手の反時計回りの回転が始まり、左側の腱の経路長が一定であるのに対し、右側の腱の経路長が変化する。したがって、バックラッシュ角度は、 $\Delta L_1 + \Delta s_1 = 0$ に到達するのに必要である伝動部材の回転量に対応する。比較のために、図 21 には最適化ケースと $\beta = 0$ のケースとが示されている。後者は、下部プーリー同士を結ぶ線を含む横断面内に取り付け点を配置することに対応する。明らかなように、固定点を変位させると、バックラッシュが約 10 倍低下する。

【0078】

図 22 は、 L (「継手比」と記載) および s (「ギア比」と記載) に対する伸縮比を示しており、これらはほぼ逆相関である。図 23 は、腱の全経路長 $L_1 + L_2 + s_1 + s_2$ の変化から最小値を減算したものを示す。図 22 においてギア比を示す二本の線が存在し、また図 23 において腱の全経路長を示す二本の線が存在するのは、バックラッシュ回復回転中に s_1 および s_2 が変化するのに対し、 L_1 および L_2 が一定であることが原因である。この経路長の変化により、時計回りおよび反時計回りの回転中に、ギア比同士および腱の全経路長同士の間に違いが生じる。

【0079】

図 24 A ないし 24 D は、この構成に対する継手内の力伝達に関連する図であり、合力 F_r と対応するトルク τ_r が回転の極端角で最大値となるが、移動の角度範囲にわたる一点でトルクが最適な制約に到達する様子を示す。上述したように、時計回りと反時計回りの回転の間で力およびトルクの伝達に違いがあるのは、バックラッシュ回復期間が原因である。バックラッシュ回復期間の間、伝動部材の回転が構成および経路長 s_1 、 s_2 を変化させる一方、継手は回転せず、これが力の伝達に影響を及ぼす。

【0080】

$\alpha = 0$ に固定する追加の制約が導入された図 25 ないし 30 D を参照して、図 5 ないし 11 の第 1 および第 2 継手部材に対応する設計が求められる。この場合、 $\alpha = 0$ 、 $r_2 = r_3$ である。最適選択によって発見された設計が図 25 に図式的に示されており、これから設計パラメータ x を直ちに導くことができる。

【0081】

図 25 ないし 30 D (図 19 ないし 24 D に対応) はこのパラメータセットに対する結果を示す。明らかなように、バックラッシュ角度がやや大きい、 $\beta = 0$ の場合と比較すると依然として著しく小さくなっている。力伝達効率と合成トルクが増加し、トルク τ_r は制約値に到達しない。

【0082】

図 31 ないし 36 D を参照すると、この配置では α が変化し r_2 と r_3 に対する制約が外れる。最適探索により発見された設計が図 31 に図式的に示されており、これから設計パラメータ x を直ちに導くことができる。

【0083】

対応する結果を図 31 ないし 36 D (図 19 ないし 24 D に対応) に示す。図 19 ない

10

20

30

40

50

し 2 4 D を参照して上述した設計と比較すると、バックラッシュ角度は同様であり、 $\beta = 0$ の場合に対する削減がやはり約 10 倍である。力伝達効率も同様である。

【 0 0 8 4 】

図 3 7 ないし 4 2 D を参照すると、 $\alpha = 0$ であるが r_2 と r_3 が自由に変化する設計が提示されている。最適探索により発見された設計が図 3 7 に図式的に示されており、これから設計パラメータ x を直ちに導くことができる。

【 0 0 8 5 】

対応する結果を図 3 7 ないし 4 2 D (図 1 9 ないし 2 4 D に対応) に示す。図 2 5 ないし 3 0 D を参照して上述した設計と比較すると、バックラッシュ角度が小さくなるが、トルクプロファイルによると伝達効率がわずかに小さくなっている。

10

【 0 0 8 6 】

上述の説明によると、設計の自由パラメータ (少なくとも β と残りのパラメータのうちの一つ以上) を最適化して、所与の設計に対して最適にバックラッシュを低減することができるが、 $\beta > 0$ である任意の設定でもある程度は経路長を補償し、ゆえにバックラッシュが低減されることに注意するのが重要である。同様に、図 1 6 および 1 7 における設計は、腱取り付け点と継手平面の間に下部プーリー (図 1 6 の取り付け点に最も近いプーリー) を備えるが、取り付け点の反対側に下部プーリーを配置して、下部プーリーと継手平面の間に取り付け点があるようにしても、経路長の補償を実現することができる。伝動部材が回転するとき、取り付け点の移動平面が下部プーリー同士を接続する線 (より正確には、対応する腱の屈曲点) を含まない限り、ある程度の経路長の補償を実現することができる。

20

【 0 0 8 7 】

上述の本発明の実施形態は説明を目的にしており、当業者であれば上述した特徴の多くの変更、修正および / または並置を思いつき、これらは添付の特許請求の範囲によって包含されるように意図されていることを理解すべきである。

【 0 0 8 8 】

例えば、伝動部材 2 2 は、第 1 継手部材 6 を一周しまたはその内部に延在するように描かれているが、第 1 継手部材 6 に回転可能に固定されている限り、第 1 継手部材 6 の周りに部分的にまたはその内部にのみ延在してもよい。同様に、腱は、幅広い種類の繊維 (filament)、ひも (strand)、ワイヤ、チェーン、ケーブルを含んでもよく、これらのいずれも例えばステンレス鋼である金属や、例えばプラスチック、ナイロンなどのポリマーなどの多種の材料で構成することができる。腱は、任意のこれらの材料からなる個別の腱部分として提供されてもよいし、または任意のこれらの材料からなる単一長さのうちの腱部分として提供されてもよい。後者の場合、材料が伝動部材に固定取り付けされて二つの腱部分を作り出す。噛み合いギア以外の手段によって、例えば伝動部材とモータとがベルトまたはケーブルによって連結されるベルトまたはケーブル駆動構造を用いて、伝動部材を駆動することができる。

30

【 0 0 8 9 】

図 4 3 を参照して、上述した全ての実施形態に適用可能である、それぞれの第 2 継手部材において継手装置またはデバイスセグメントを相互接続するためのツイストロック構造と、代替的な腱の経路について、以下で説明する。

40

【 0 0 9 0 】

腱の経路に関して、代替的な腱の経路によると、腱が伝達可能である力が事実上二倍に増加する。この目的を達成するために、腱部分 1 2、1 4 のそれぞれが、一端で固定部材 3 4 によってスプール 2 4 に取り付けられる (または、ある長さの腱がその中間で固定部材 3 4 によってスプール 2 4 に取り付けられる)。そこから腱はプーリー 3 6 を通り、継手装置の長手方向に沿って第 2 継手部材 8 の貫通孔 8 0 に向かう。そこから、回転軸に沿って第 2 継手部材 8 を横切り、回転軸に対して貫通孔 8 0 と同じ側にある別の貫通孔 8 1 へと引き回され、第 1 継手部材に向けて長手方向に戻り、固定点 8 2 において第 1 継手部材に対して固定取り付けされる。貫通孔 8 0 と 8 1 の間で腱がまっすぐに進む必要はなく

50

、第2継手部材8の構造を受け入れる曲路をたどってもよいことが理解されるだろう。いまやプーリー36と取り付け点82との間で引張力が共有されるので、適用可能な力が二倍になる（または、エネルギー的な評価では、固定部材34の移動する同一の距離が、貫通孔80、81の移動する距離の半分に对应しており、これに応じて速度が低下し、それゆえ力が増加する。）

【0091】

第2継手部材8同士が互いに接触するとき、それぞれのツイストロック構造が摺動して互いを収容し合い、続いてそれぞれの継手装置を互いに対してひねることによって係止されるように構成されたツイストロック構造84が、第2継手部材に設けられる。この目的を達成するために、ツイストロック構造84は、他方の継手装置上の対応する雌構造と係合するように構成された丸形を有する、半径方向に対向した雄フック状構造86を備える。ツイストロック構造84は同一の雌構造88を備えており、同一形状のツイストロック構造同士が係合することができるようになっている。これによって、共に配置可能である継手装置に最大限の順応性が与えられる。

10

【0092】

ツイストロック構造を互いに対してひねって係止したときに、雌構造の内部に雄構造がしっかりと保持されるように、雄構造86は、雌構造88と相補的になるような形状にされる。この目的を達成するために、雌構造88は、雄構造86を受け入れるための開口を画成する。開口は、雄構造86の最大横幅、すなわち、ツイストロック時に雄構造が移動する接線方向に直交する方向で計られた雄構造86の最大幅よりも狭くなっている。

20

【0093】

継手装置間で電氣的な相互接続を確立するために、ツイストロック構造84の周りに接触部材90が配置される。接触部材90は、もう一方の継手装置上の対応する接触部と係合する、複数のばねで留められた接触部94を支持する環状板92を備える。接触部94は、丸い自由端（実際には、球形の一部または完全な球形であってもよい）を有する。この丸い自由端は、ばね留めに加えて、適所でのツイストロックを用いたそれぞれの接触部の間の確実な接触を容易にする一方、ツイストロック中に接触部同士が滑動できるようにする。同一の対応する接触部の間で接触が確立される。すなわち、ツイストロック構造84によって結合される両方の継手装置上の接触部が同様に構成されてもよいし、または、環状接触板94のうちの一つの上にある接触部が、単なる固定接触パッドとして形成されてもよい。

30

【0094】

図43を参照して述べた腱の経路およびツイストロック/接触構造は互いに独立しており、上述したまたは後述する任意の実施形態に対して別個に適用してもよいし、組み合わせて適用してもよいことが認められるだろう。

【0095】

図44を参照して、本発明は、上述したような腱を使用する継手に限定されない。一部の実施形態では、伝動部材22は、継手装置の長手軸周りに回転自由度を規定し、省スペースに関する同一の利益を定義するが、伝動部材の高減速比構成をこの実施形態に適用する。これらの実施形態では、伝動部材22が接続片78に直接結合され、接続片78が別の継手部材6に接続する。一部の実施形態では、例えば、接続部材78に固定結合された第2継手部材8によって、別の継手部材6が接続片78に旋回可能に接続される。一部の実施形態では、伝動部材22、接続片78および第2継手部材8が一体部品として形成されてもよい。一部の実施形態では、この種の回転継手が上述したようなマルチセグメントデバイスに組み込まれる。また、一部の実施形態では、この種の回転継手が、他のセグメントと連結するために、上述したツイストロック構造と電気接触構成とを備える。

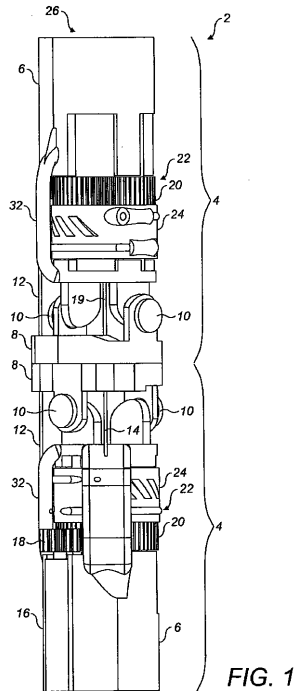
40

【0096】

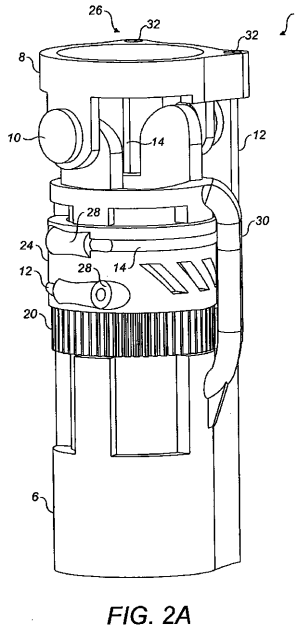
医療用の内視鏡に言及して本発明の一部の実施形態について説明してきたが、本発明はこれに限定されず、任意の内視鏡、および中空であろうとなかろうと任意の多関節デバイスに本発明を適用できることが理解されるだろう。

50

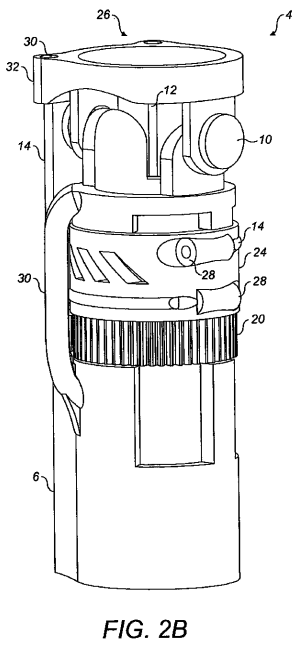
【図 1】



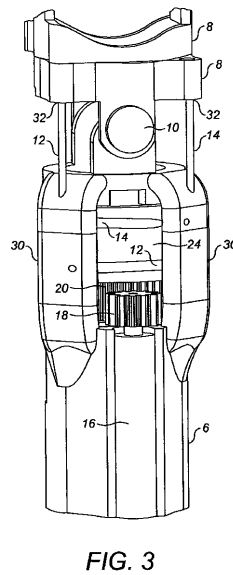
【図 2 A】



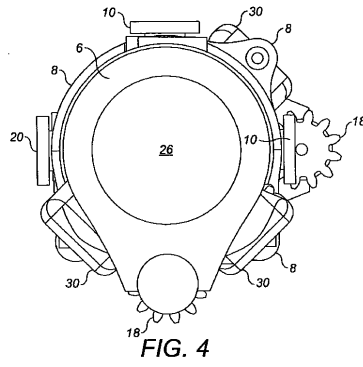
【図 2 B】



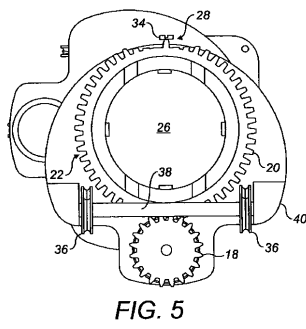
【図 3】



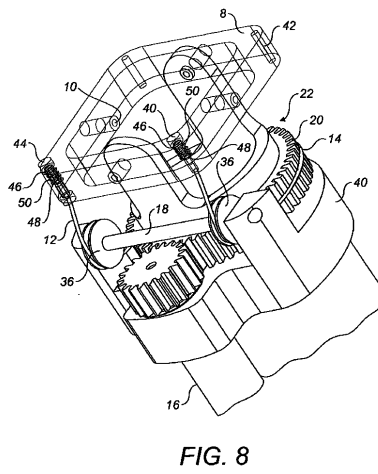
【図 4】



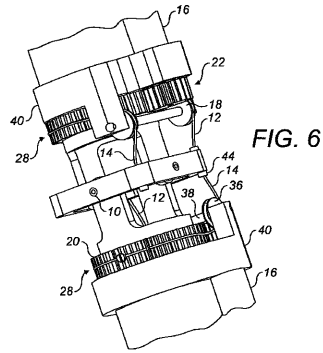
【図 5】



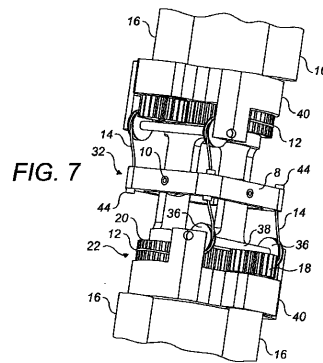
【図 8】



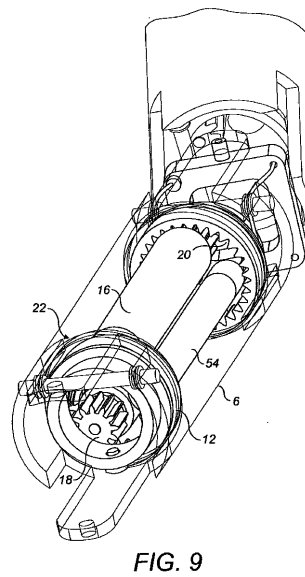
【図 6】



【図 7】



【図 9】



【図 10】

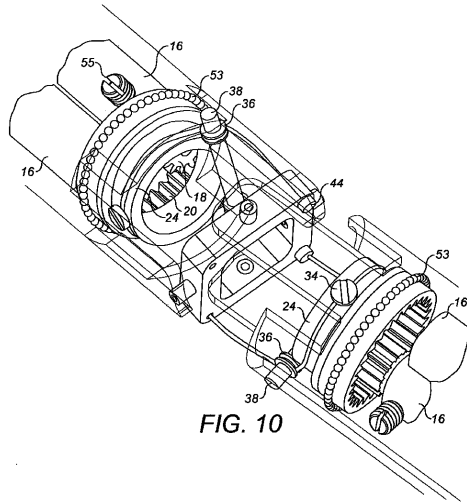


FIG. 10

【図 11】

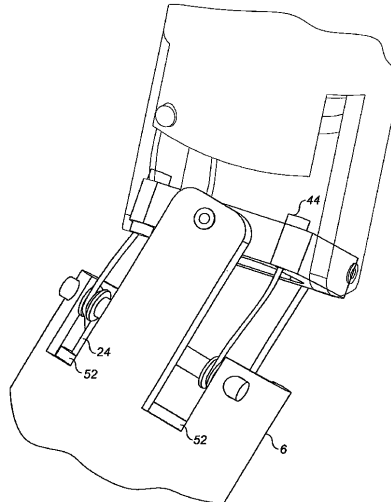


FIG. 11

【図 12】

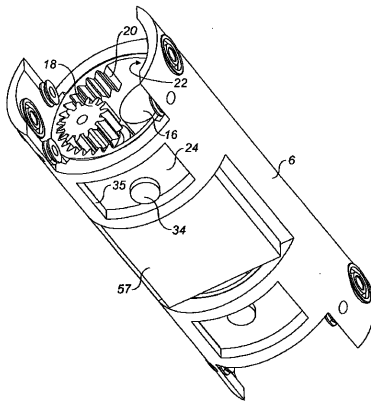


FIG. 12

【図 13】

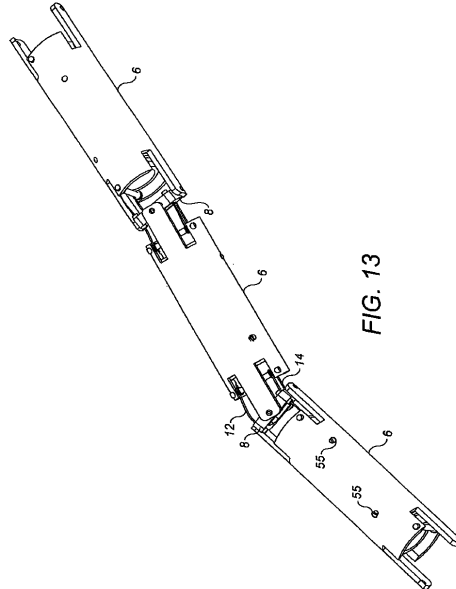


FIG. 13

【図 14】

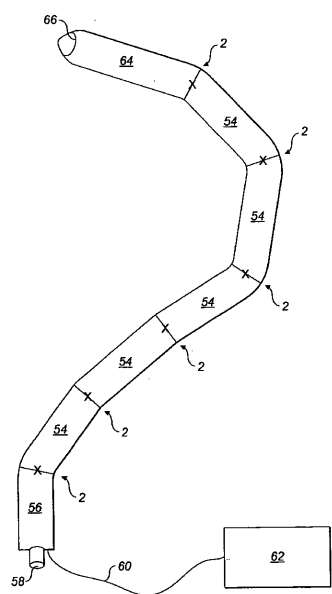


FIG. 14

【図 15】

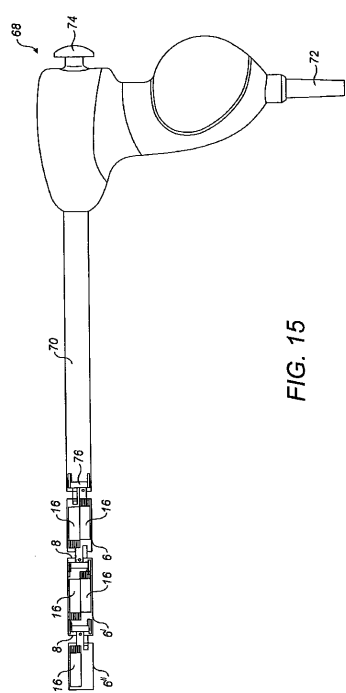
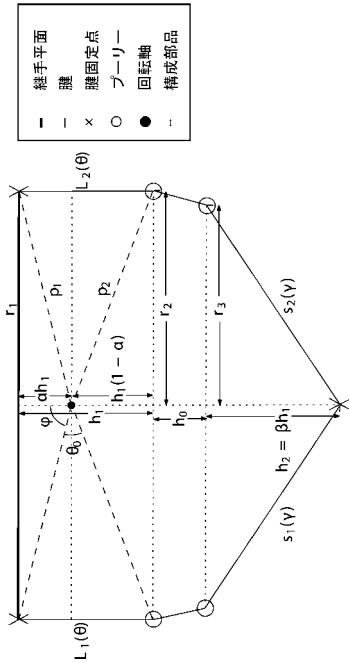
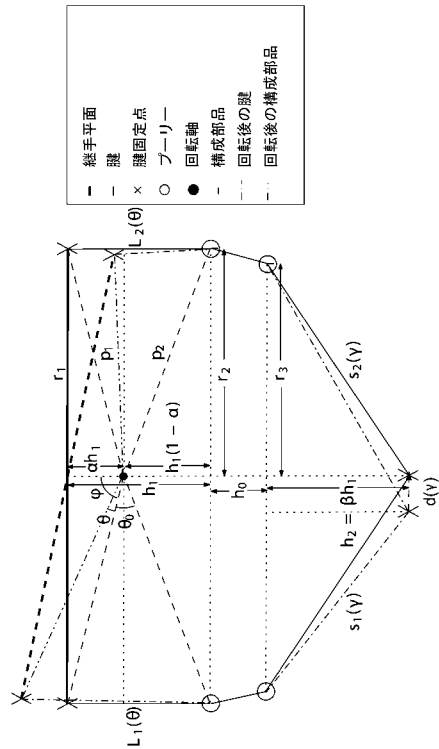


FIG. 15

【図 16】



【図 17】



【図 18】

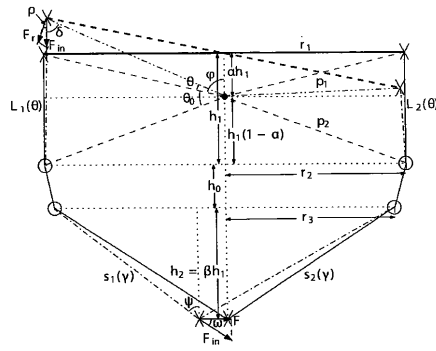
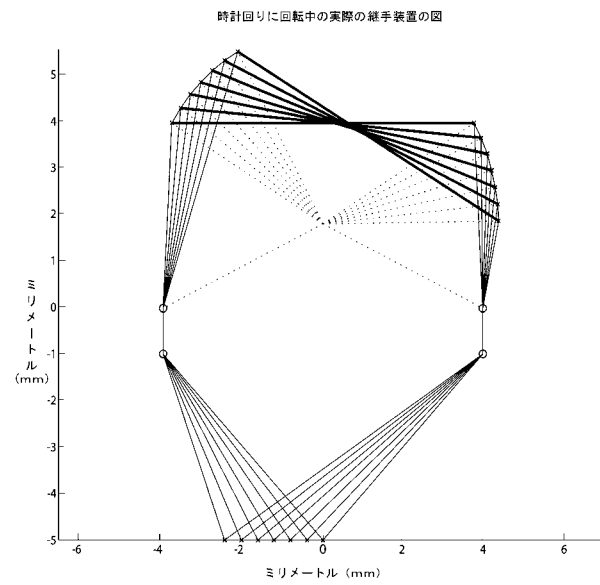


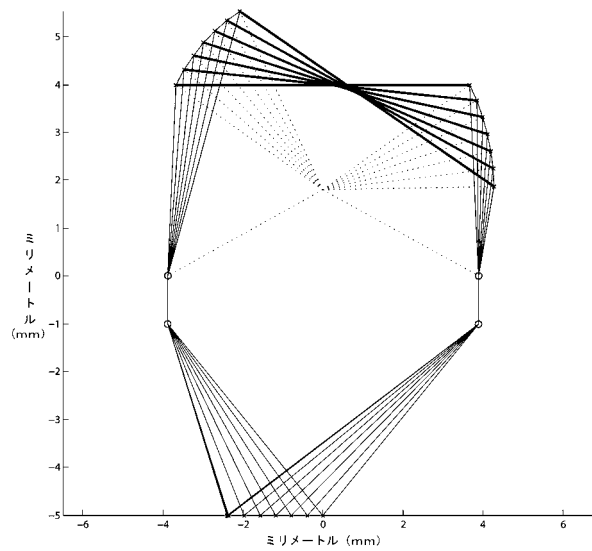
FIG. 18

【図 19】

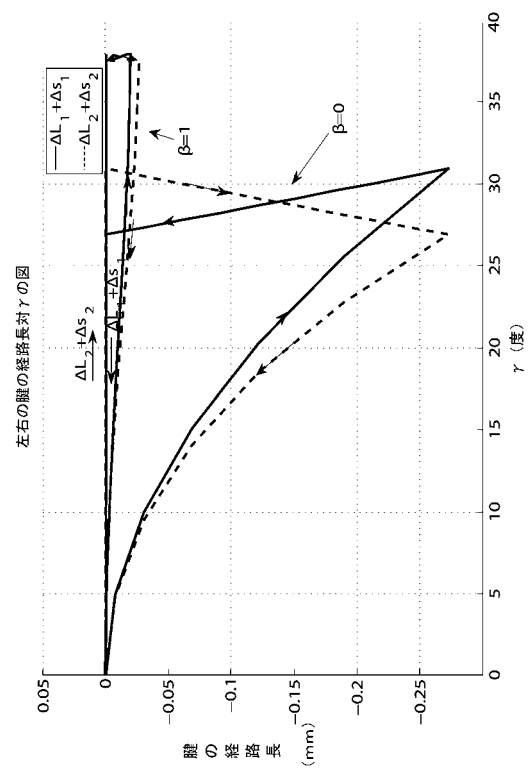


【図 20】

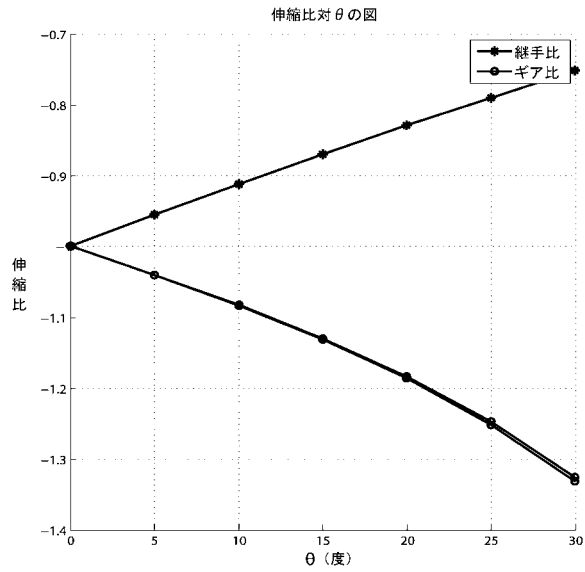
バックラッシュ回復および反時計回りの回転中の実際の継手装置の図



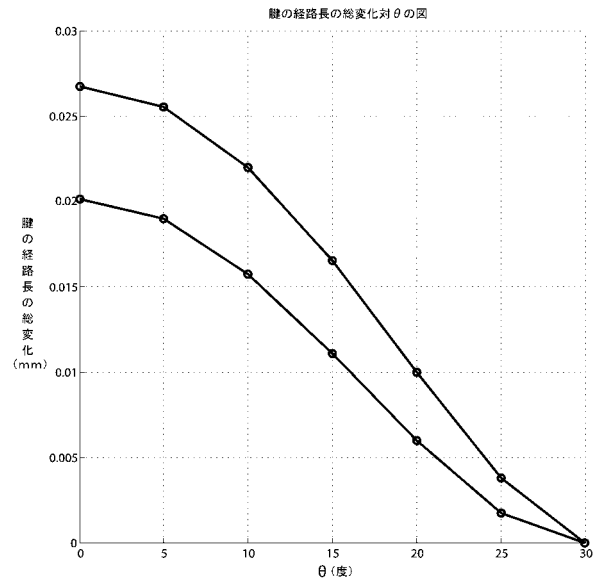
【図 21】



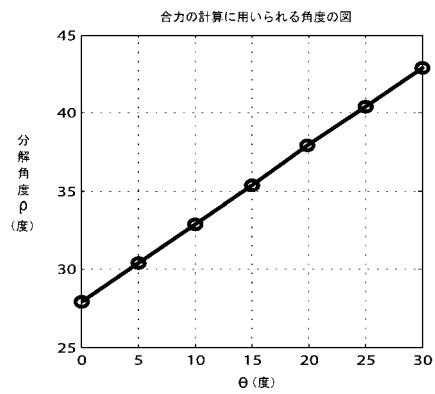
【図 2 2】



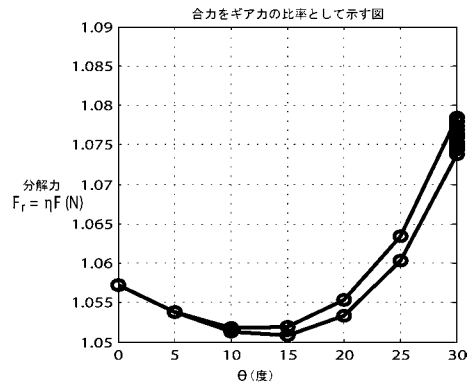
【図 2 3】



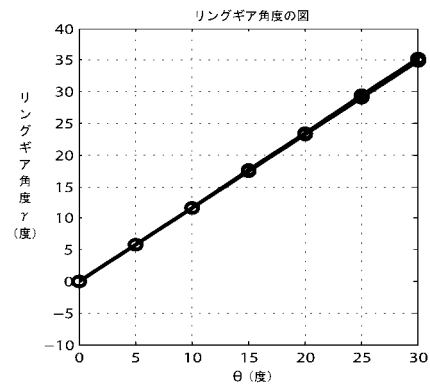
【図 2 4 A】



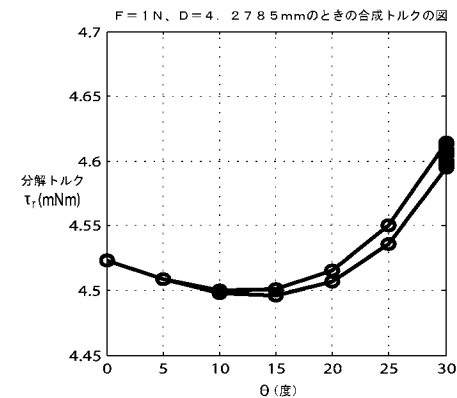
【図 2 4 C】



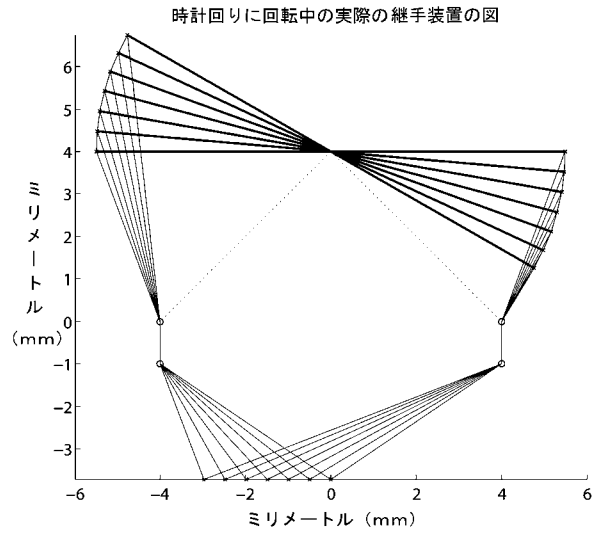
【図 2 4 B】



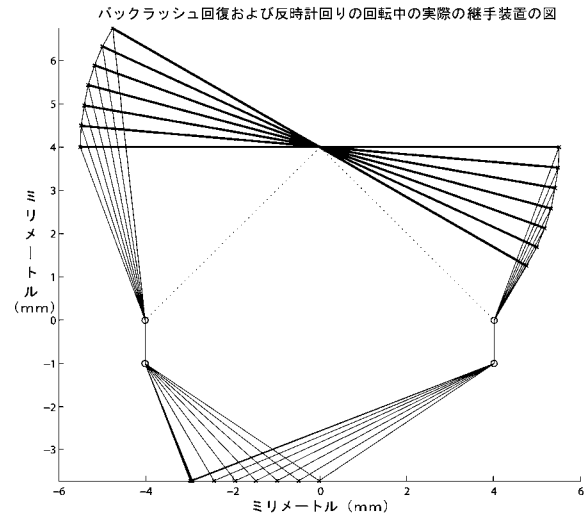
【図 2 4 D】



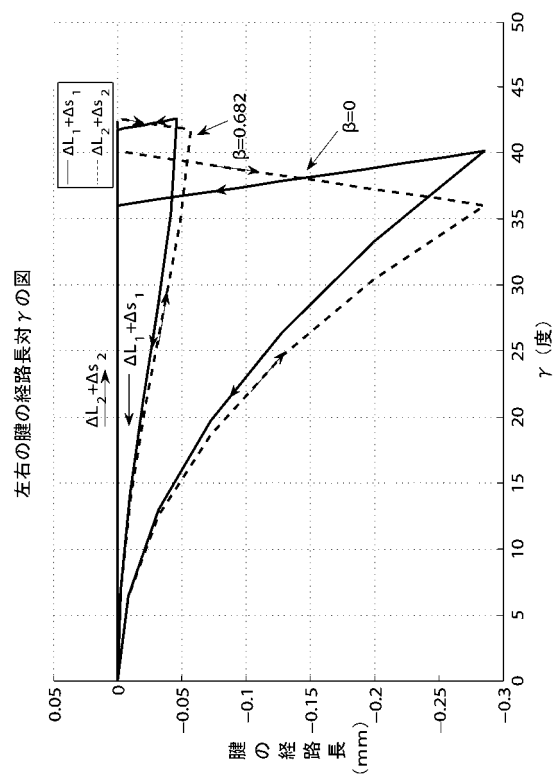
【図 25】



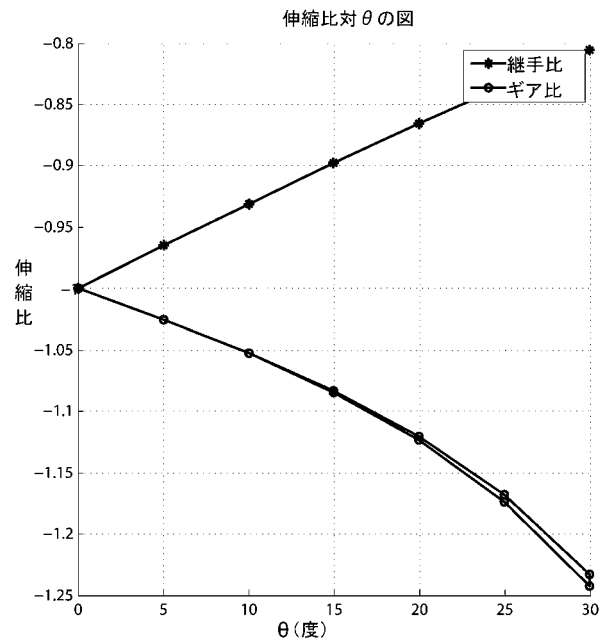
【図 26】



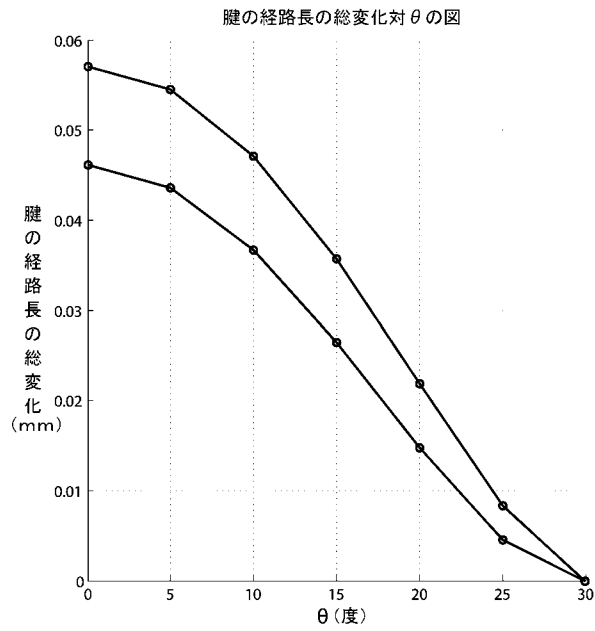
【図 27】



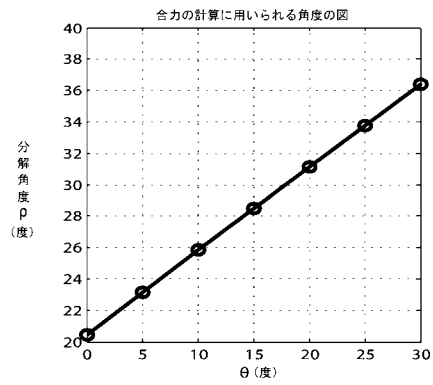
【図 28】



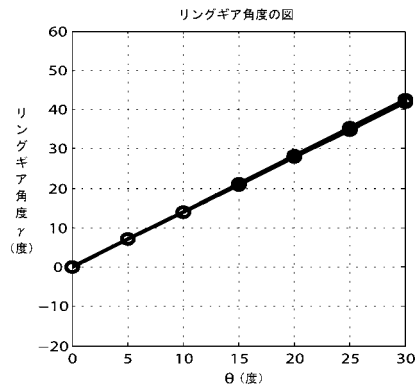
【図 29】



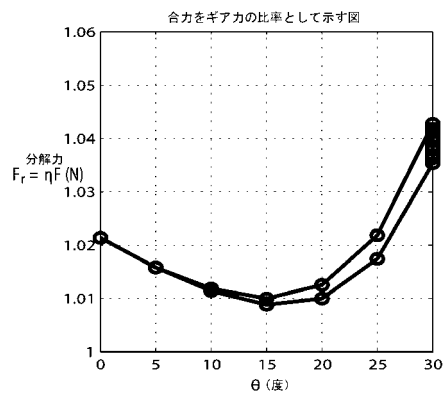
【図 30A】



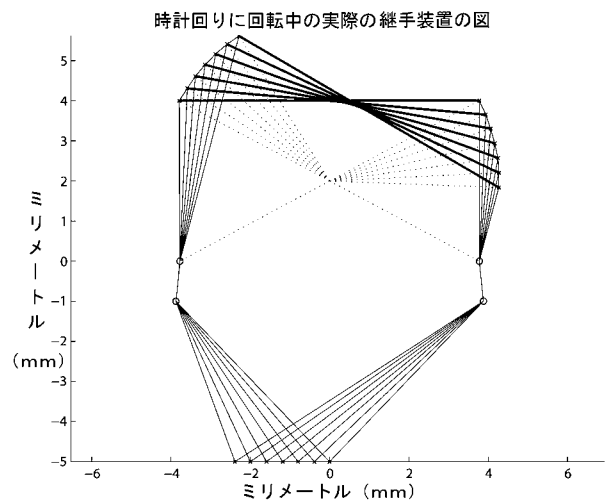
【図 30B】



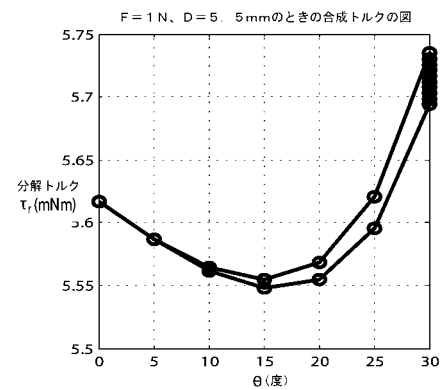
【図 30C】



【図 31】

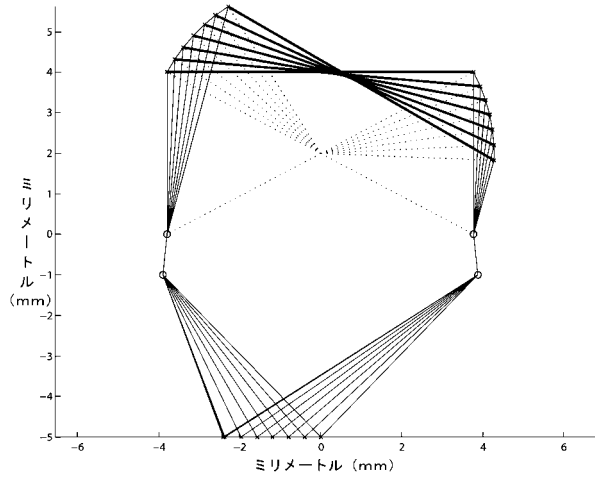


【図 30D】

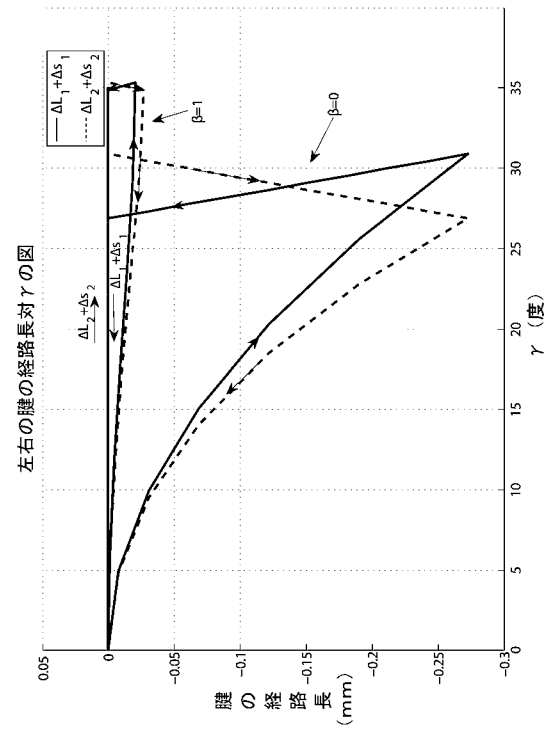


【図 3 2】

バックラッシュ回復および反時計回りの回転中の実際の継手装置の図

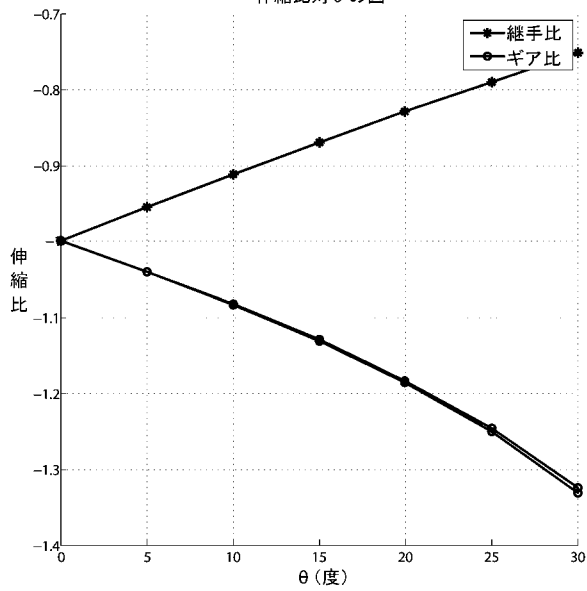


【図 3 3】



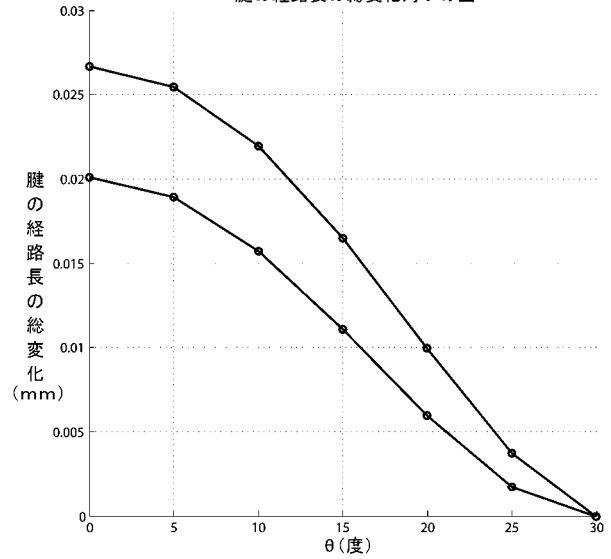
【図 3 4】

伸縮比対θの図

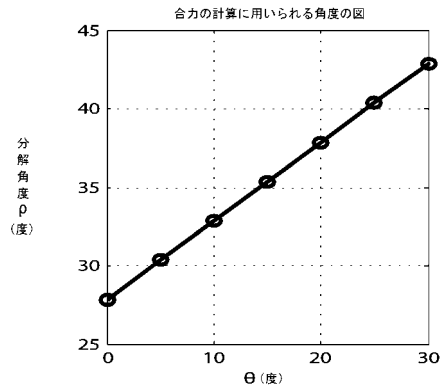


【図 3 5】

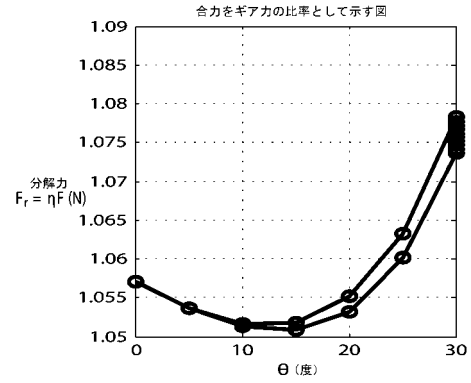
腱の経路長の総変化対θの図



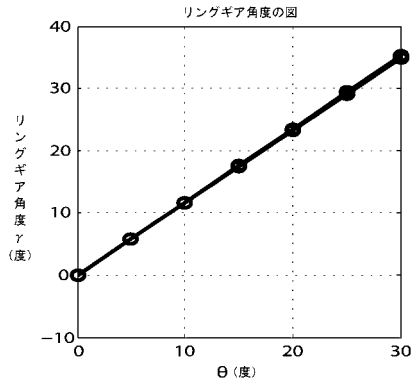
【図 3 6 A】



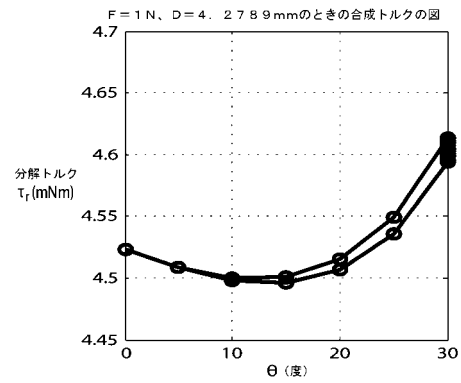
【図 3 6 C】



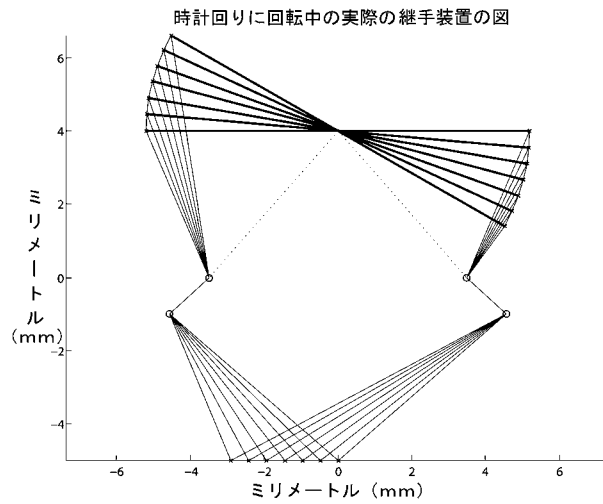
【図 3 6 B】



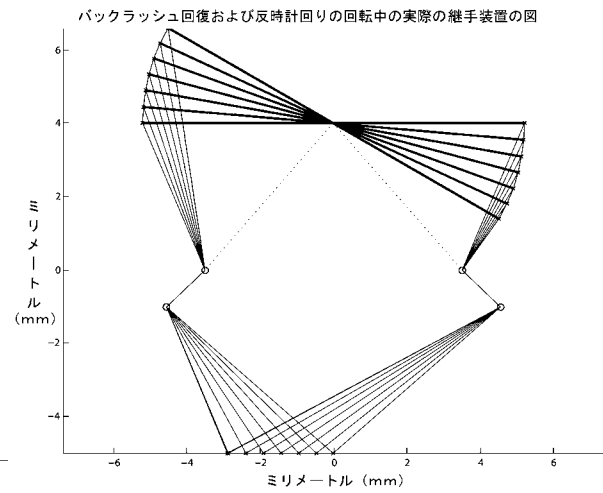
【図 3 6 D】



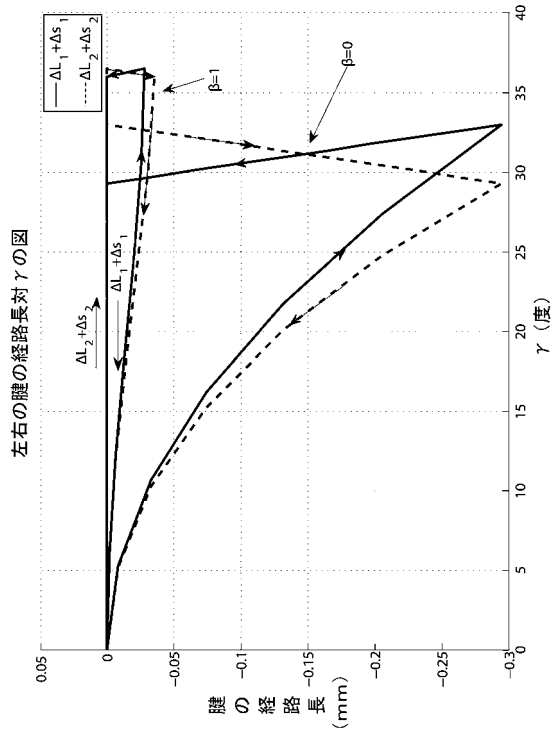
【図 3 7】



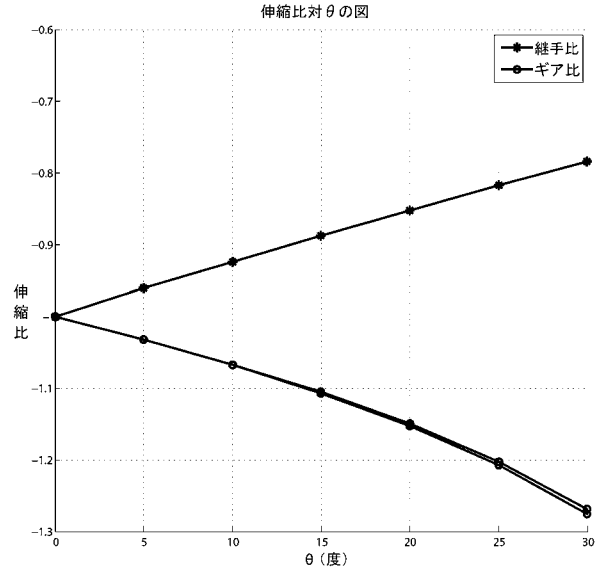
【図 3 8】



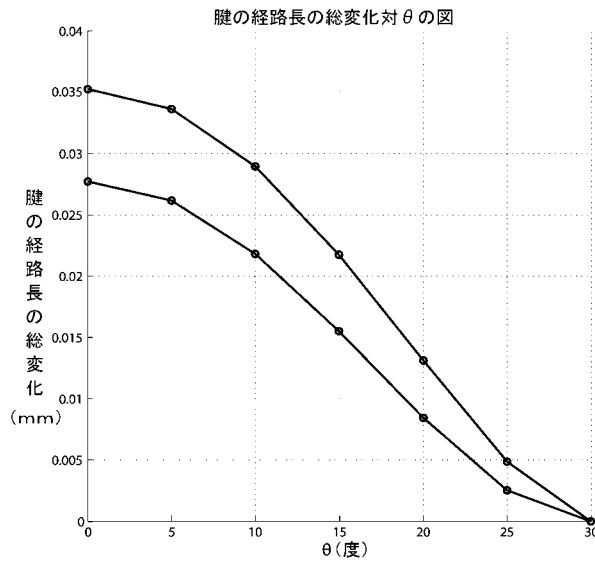
【図 39】



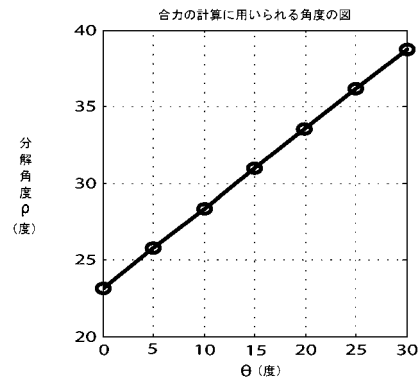
【図 40】



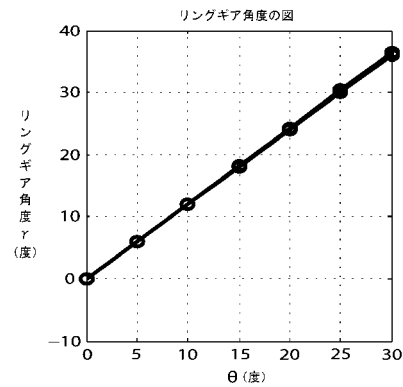
【図 41】



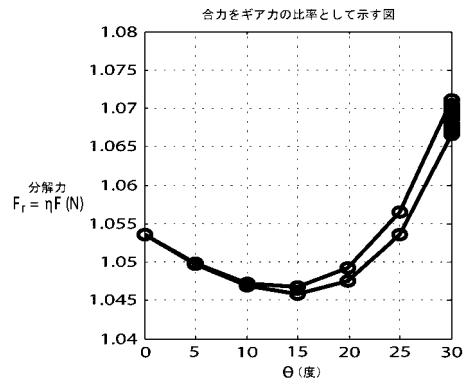
【図 42 A】



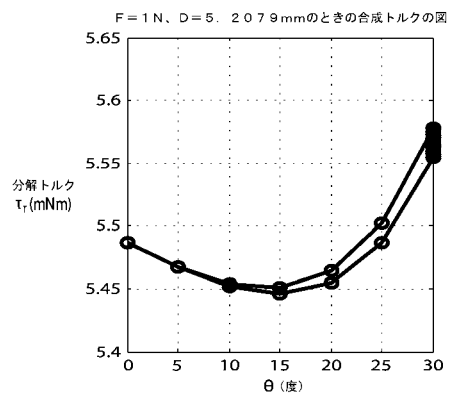
【図 42 B】



【図 4 2 C】



【図 4 2 D】



【図 4 3】

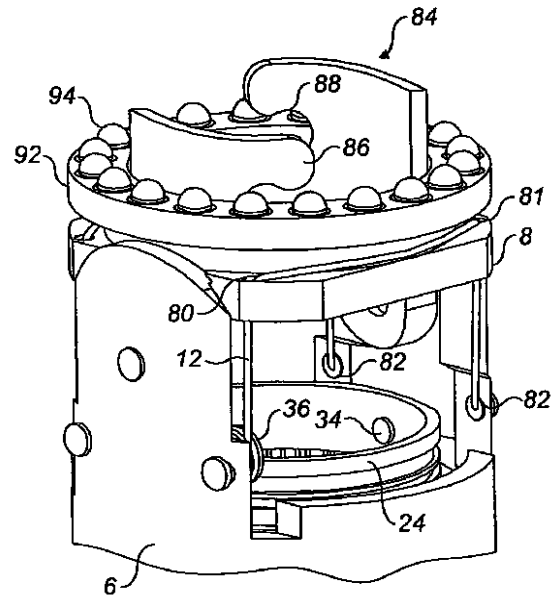


FIG. 43

【図 4 4】

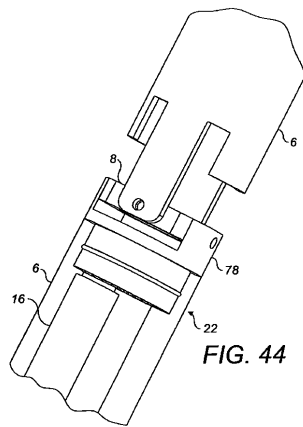


FIG. 44

フロントページの続き

- (72)発明者 ヌーナン、ディビッド ポール
イギリス国 エスダブリュ7 2エーゼット、ロンドン、インペリアル カレッジ ロンドン、ベ
ッセマー ビルディング、ルーム 4 1 2
- (72)発明者 シャン、ジャンゾン
イギリス国 エスダブリュ7 2エーゼット、ロンドン、インペリアル カレッジ ロンドン、キ
ャンパス、サウス ケンジントン、インスティテュート オブ バイオメディカル エンジニアリ
ング、ベッセマー ビルディング、レベル 4
- (72)発明者 ヴィティエッロ、ヴァレンチナ
イギリス国 エスダブリュ7 2エーゼット、ロンドン、インペリアル カレッジ ロンドン、デ
パートメント オブ コンピューティング、クイーンズ ゲート 1 8 0

審査官 井上 香緒梨

- (56)参考文献 特開2007-029289(JP,A)
特表2005-503882(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A 6 1 B 1 / 0 0
G 0 2 B 2 3 / 2 4

专利名称(译)	耦合装置		
公开(公告)号	JP5507680B2	公开(公告)日	2014-05-28
申请号	JP2012516849	申请日	2010-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	帝国改革有限公司		
申请(专利权)人(译)	帝国创新 - Schons的有限		
当前申请(专利权)人(译)	帝国创新 - Schons的有限		
[标]发明人	ヤンガンゾン ヌーナンディビッドポール シャンジャンゾン ヴィティエツロヴァレンチナ		
发明人	ヤン、ガン-ゾン ヌーナン、ディビッド ポール シャン、ジャンゾン ヴィティエツロ、ヴァレンチナ		
IPC分类号	A61B1/00 G02B23/24		
CPC分类号	A61B1/008 A61B1/0053		
FI分类号	A61B1/00.310.A A61B1/00.310.H G02B23/24.A		
代理人(译)	森下Kenju		
优先权	2009010951 2009-06-24 GB		
其他公开文献	JP2012530581A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

公开了一种可致动的接头，其具有传动构件，例如环形齿轮，其与接头的构件相关联并且可绕纵向轴线旋转穿过构件。特别地，公开了一种两自由度可致动关节，其包括肌腱驱动关节布置，其具有设置在关节布置的主体周围或内部的传递构件，以提供力从驱动装置传递到致动旋转自由度的两个肌腱。联合安排。进一步公开了一种分段装置，例如内窥镜，其包括多个这样的接头，例如以限定用于器械的柔性且可操纵的导管。

$$\frac{\partial L_1}{\partial \theta} = \frac{p_1 \cdot p_2 \cdot \sin(\theta_0 + \theta)}{\sqrt{p_1^2 + p_2^2 - 2 \cdot p_1 \cdot p_2 \cos(\theta_0 + \theta)}}$$