

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2009-136684

(P2009-136684A)

(43) 公開日 平成21年6月25日(2009.6.25)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	
A 6 1 B 19/00 (2006.01)	A 6 1 B 19/00 5 0 2	

審査請求 有 請求項の数 15 O L (全 44 頁)

(21) 出願番号 特願2008-312546 (P2008-312546)  
 (22) 出願日 平成20年12月8日 (2008.12.8)  
 (62) 分割の表示 特願2003-508233 (P2003-508233)  
 の分割  
 原出願日 平成14年7月1日 (2002.7.1)  
 (31) 優先権主張番号 60/301, 967  
 (32) 優先日 平成13年6月29日 (2001.6.29)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 60/327, 702  
 (32) 優先日 平成13年10月5日 (2001.10.5)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)  
 (31) 優先権主張番号 10/187, 248  
 (32) 優先日 平成14年6月28日 (2002.6.28)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 504004131  
 イントゥイティブ・サージカル・インコー  
 ポレーテッド  
 アメリカ合衆国・94086・カリフォル  
 ニア州・サニイベイル・キファー ロード  
 ・1266・ビルディング 101  
 (74) 代理人 100064621  
 弁理士 山川 政樹  
 (74) 代理人 100098394  
 弁理士 山川 茂樹  
 (72) 発明者 クーパー, トーマス・ジイ  
 アメリカ合衆国・94025・カリフォル  
 ニア州・メンロ パーク・コンコード ド  
 ライブ・304

最終頁に続く

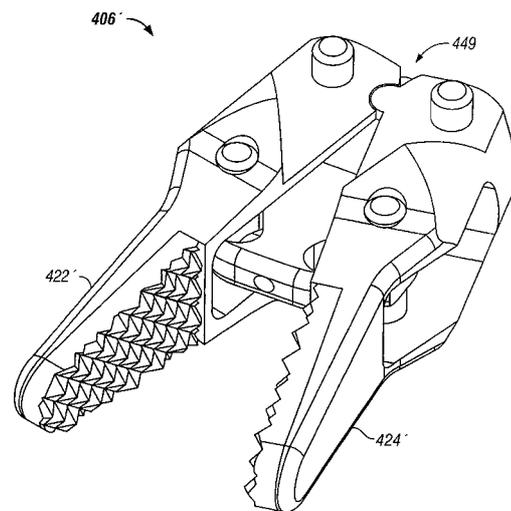
(54) 【発明の名称】 ポジティブに位置決め可能な駆動マルチ・ディスク手首ジョイントを有する外科器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 内部の外科部位内を操作する際の外科医の器用さを高める、低侵襲遠隔外科ロボット・システム用の機器の提供。

【解決手段】 左側グリップ構造と右側グリップ構造の可動構造を有するエンド・エフェクタを有する低侵襲外科機器。この機器は、ロール、ピッチおよびヨーに特異点を有さないようにピッチおよびヨー回転を与える手首機構を有する。好ましい一実施態様では、手首機構は、積層または直列結合した複数の円板すなわち椎骨を含む。典型的には、積層体の最も近位の椎骨すなわち円板は、器具または機器のシャフトの操作端のような近位の末端部材セグメントに結合され、最も遠位の椎骨すなわち円板は、エンド・エフェクタまたはエンド・エフェクタ支持部材のような遠位末端部材セグメントに結合される。各円板は、隣接する円板または末端部材に対して、少なくとも1自由度すなわち1DOFで回転するように構成される。

【選択図】 図39C



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

エンド・エフェクタを有する低侵襲外科機器であって、エンド・エフェクタが、左側ピボットおよび右側ピボットを有するグリップ支持体、グリップ支持体の左側ピボットのまわりを回転可能な左側ジョーおよびグリップ支持体の右側ピボットのまわりを回転可能な右側ジョー、左側ジョーに結合され、左側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された左側スライダ・ピンおよび右側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された右側スライダ・ピン、

開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーを動かすように左側スライダ・ピンがスライド可能な左側スライダ・ピン・スロットと、開き位置と閉じ位置の間で右側ジョーを動かすように右側スライダ・ピンがスライド可能な右側スライダ・ピン・スロットとを含むスロット部材、

左側スライダ・ピンを左側スライダ・ピン・スロット内でスライドさせ、右側スライダ・ピンを右側スライダ・ピン・スロット内でスライドさせて、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で動かすようにスロット部材に対して動くことができるスライダ・ピン・アクチュエータ

を備える低侵襲外科機器。

**【請求項 2】**

スライダ・ピン・アクチュエータが、スライダ・ピン・アクチュエータのスロット部材に対して動いたときに、左右のスライダ・ピンに接触し、左右のスライダ・ピンをそれぞれ左右のスライダ・ピン・スロット内で動かすカム面を含む請求項 1 に記載の機器。

**【請求項 3】**

スライダ・ピン・アクチュエータが、左側ジョーと右側ジョーをエンド・エフェクタの軸に対して対称的に開き位置と閉じ位置の間で動かすように、エンド・エフェクタの軸に沿ってスロット部材に対して動くことができる請求項 1 に記載の機器。

**【請求項 4】**

スライダ・ピン・アクチュエータが、スロット部材に対して、左側ジョーと右側ジョーを開き位置に動かすようにエンド・エフェクタの軸に沿ってエンド・エフェクタの遠位端から離れる方向に動くことができ、かつ、左側ジョーと右側ジョーを閉じ位置に動かすようにエンド・エフェクタの軸に沿ってエンド・エフェクタの遠位端に向かう反対方向に動くことができる請求項 3 に記載の機器。

**【請求項 5】**

スライダ・ピン・アクチュエータに結合されたスライダ・ピン・アクチュエータ・ケーブルをエンド・エフェクタの遠位端から離れる方向に引くことによって、エンド・エフェクタの軸に沿ってエンド・エフェクタの遠位端から離れる方向に、スロット部材に対してスライダ・ピン・アクチュエータが動くことができ、スロット部材に結合されたスロット部材ケーブルをエンド・エフェクタの遠位端に向かう方向に引くことによって、スライダ・ピン・アクチュエータが、スロット部材に対して、エンド・エフェクタの軸に沿ってエンド・エフェクタの遠位端に向かう反対方向に動くことができる請求項 3 に記載の機器。

**【請求項 6】**

スライダ・ピン・アクチュエータ・ケーブルとスロット部材ケーブルは、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で動かすように反対方向に同時に動くように構成されている請求項 5 に記載の機器。

**【請求項 7】**

操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトと、エンド・エフェクタのグリップ支持体を細長シャフトの操作端に保持する複数の支持ケーブルとをさらに備えた請求項 1 に記載の機器。

**【請求項 8】**

支持ケーブルが細長シャフトの近位端に延び、バックエンドに装着され、グリップ支持体を細長シャフトの操作端に保持するようにテンションが加えられる請求項 7 に記載の機

10

20

30

40

50

器。

【請求項 9】

支持ケーブルが、バックエンドでばねによって偏向されて支持ケーブルにテンションを加えるケーブル・テンショニング部材に接続されている請求項 8 に記載の機器。

【請求項 10】

操作端に接続された近位部、およびエンド・エフェクタに接続された遠位部を有する手首部材をさらに備え、手首部材は、細長シャフトの操作端とエンド・エフェクタとの間に直列接続された少なくとも 3 つの椎骨を備え、椎骨は、細長シャフトの操作端に接続された近位椎骨とエンド・エフェクタに接続された遠位椎骨を含み、各椎骨は、非結合接触により遠位椎骨に対してピボット可能であり、椎骨の少なくとも 1 つは、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりを非結合ピッチ接触により隣接椎骨に対してピボット可能であり、椎骨の少なくとも 1 つは、シャフト軸に平行せず、ピッチ軸に平行しない第 2 の軸のまわりを他の非結合接触により隣接椎骨に対してピボット可能である請求項 7 に記載の機器

10

【請求項 11】

エンド・エフェクタを有する低侵襲外科機器であって、エンド・エフェクタが、左側ピボットおよび右側ピボットを有するグリップ支持体、

グリップ支持体の左側ピボットのまわりを回転可能な左側ジョーとグリップ支持体の右側ピボットのまわりを回転可能な右側ジョー、左側ジョーに結合され、左側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された左側スライダ・ピンと右側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された右側スライダ・ピン、

20

開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーを動かすように左側スライダ・ピンがスライド可能な左側スライダ・ピン・スロットと、開き位置と閉じ位置の間で右側ジョーを動かすように右側スライダ・ピンがスライド可能な右側スライダ・ピン・スロットとを含むスロット部材、

左側スライダ・ピンを左側スライダ・ピン・スロット内でスライドさせ、右側スライダ・ピンを右側スライダ・ピン・スロット内でスライドさせて、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で動かす手段

を備えた低侵襲外科機器。

30

【請求項 12】

左側スライダ・ピン・スロット内をスライドする左側スライダ・ピンと右側スライダ・ピン・スロット内をスライドする右側スライダ・ピンが、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で対称的に動かす請求項 11 に記載の機器。

【請求項 13】

操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトと

エンド・エフェクタのグリップ支持体を細長シャフトの操作端に保持している複数の支持ケーブルとをさらに備えた請求項 11 に記載の機器。

【請求項 14】

細長シャフトの近位端付近に配置されて、支持ケーブルにテンションを加えて、グリップ支持体を細長シャフトの操作端に保持している手段をさらに備えた請求項 13 に記載の機器。

40

【請求項 15】

患者の体腔において低侵襲内視鏡外科手術を実施するロボット・システムの動作を制御する制御デバイスによって実施される方法であって、

前記ロボット・システムは、外科部位に導入されるエンド・エフェクタであって、左側ピボットと右側ピボットを有するグリップ支持体、グリップ支持体の左側ピボットのまわりを回転可能な左側ジョーとグリップ支持体の右側ピボットのまわりを回転可能な右側ジョー、左側ジョーに結合され、左側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された左側スライダ・ピンと右側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置された右側スライダ・ピン、開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーを動かすように左側スライダ・

50

ピンがスライド可能な左側スライダ・ピン・スロット、および開き位置と閉じ位置の間で右側ジョーを動かすように右側スライダ・ピンがスライド可能な右側スライダ・ピン・スロットを含むスロット部材を備えたエンド・エフェクタと、このエンド・エフェクタに結合された操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトとを備えた器具を備えており、

前記制御デバイスによって、左側スライダ・ピンを左側スライダ・ピン・スロット内でスライドするように動かし、右側スライダ・ピンを右側スライダ・ピン・スロット内でスライドするように動かして、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で動かすことを含む方法。

10

【発明の詳細な説明】

【関連出願】

【0001】

(関連出願の相互引用)

本出願は、そのすべての開示内容を本願に引用して援用する、2001年6月29日に提出された米国暫定特許出願第60/301,967号、および2001年10月5日に提出された米国暫定特許出願第60/327,702号の恩典に基づくとともに、それを主張するものである。

本出願は、その全開示内容を本願に引用して援用する以下の特許および特許出願に関連する。

20

1998年9月18日に提出され、WO99/50721として公開された「Robotic Apparatus」という名称のPCT国際出願第PCT/US98/19508号。

1999年10月15日に提出された「Surgical Robotics Tools, Data Architecture, and Use」という名称の米国特許出願第09/418,726号。

1998年12月8日に提出された「Image Shifting for a Telerobotic System」という名称の米国特許出願第60/111,711号。

1999年8月20日に提出された「Stereo Imaging System for Use in Telerobotic System」という名称の米国特許出願第09/378,173号。

30

1999年9月17日に提出された「Master Having Redundant Degrees of Freedom」という名称の米国特許出願第09/398,507号。

1999年9月17日に提出された「Cooperative Minimally Invasive Telesurgery System」という名称の米国特許出願第09/399,457号。

1999年8月13日に提出された「Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus」という名称の米国特許出願第09/373,678号。

40

1999年9月17日に提出された「Surgical Tools for Use in Minimally Invasive Telesurgical Applications」という名称の米国特許出願第09/398,958号。

1998年9月15日に発行された、「Endoscopic Surgical Instrument and Method for Use」という名称の米国特許第5,808,665号。

【技術分野】

【0002】

本発明は、一般には外科器具に関し、より具体的にはロボット外科手術を行うための外

50

科器具における様々な手首機構に関する。

【背景技術】

【0003】

低侵襲外科技術の進歩により、低侵襲的に行われる外科手術の数を劇的に増加させることができた。低侵襲医療技術は、診断または外科処理時に損傷を受ける無関係な組織の量を減らすことによって、患者の回復時間、不快さ、および有害な副作用を低減することを目的とする。低侵襲外科技術を用いて、標準的な外科手術の病院滞在期間を短縮することもできる。したがって、低侵襲技術の採用が増えたことにより、数百万の病院滞在日数を節約し、入院滞在費用だけで年間数百万ドルも節約することが可能になった。低侵襲外科手術により、患者の回復時間、患者の不快さ、外科手術の副作用、および離職時間を少なくすることもできる。

10

【0004】

低侵襲外科手術の最も一般的な形態は内視法である。おそらく、最も一般的な内視法の形態は腹腔内部の低侵襲検査や手術であるラパロスコピーである。標準的な腹腔鏡手術では、患者の腹部をガスで膨らませ、カニューレ・スリーブを小さな（約1/2インチ（約12.7mm）の）切り口に通して、腹腔鏡外科用機器の入口を設ける。腹腔外科機器は、一般には（外科領域を見るための）腹腔鏡や操作器具を含む。操作器具は、各機具の操作端またはエンド・エフェクタが、伸長チューブによってハンドルから隔てられていることを除いては、従来の（切開）手術に使用されるものと同様である。本明細書に用いられるように、「エンド・エフェクタ」という言葉は、外科機器の実際の操作部を意味し、例えば鉗子、把持器、鋏、ステープラおよび針保持器を含む。外科手術を行うために、外科医は、これらの操作器具すなわち機器をカニューレ・スリーブから内部の外科部位に通し、腹部の外側からそれら进行操作する。外科医は、腹腔鏡から撮影された外科部位の画像を表示するモニタを利用して、処理を監視する。同様の内視鏡技術が、例えば関節鏡検査、腹膜鏡検査、骨盤鏡検査、腎臓鏡検査、細胞鏡検査、脳槽鏡検査、洞房鏡検査、子宮鏡検査、尿道鏡検査などに採用されている。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

現行の低侵襲外科（MIS）技術に関して多く欠点がある。例えば、既存のMISは、切開手術に見られる器具の配置の柔軟性を外科医に与えない。たいていの現行の腹腔鏡器具は硬質のシャフトを有するため、小さな切り口を通して操作部位に近づけるのが困難である。また、多くの内視鏡機器の長さおよび構造は、使用する器具のエンド・エフェクタに作用する組織および器官の力を感じ取る外科医の能力を低下させる。内視鏡器具の器用さおよび敏感性の欠如が、低侵襲外科手術の普及に対する大きな障害になっている。

30

【0006】

内部の外科部位内进行操作する際の外科医の器用さを高めるとともに、外科医が、離れた場所から患者に対する操作を行うことを可能にする低侵襲遠隔外科ロボット・システムが開発されつつある。遠隔外科システムでは、コンピュータ・ワークステーションで外科部位の画像が外科医に提供される。外科医は、好適なビュアまたはディスプレイで外科部位の三次元画像を確認しながら、マスタ入力、またはワークステーションの制御デバイスを操作することによって患者に対する外科処理を行う。マスタは、自動制御的に動作される外科機器の動きを制御する。外科処理時に、遠隔外科システムは、マスタ制御デバイスの操作に応じて、外科医の代わりに様々な機能、例えば針の保持または駆動、血管の保持、または組織の切断などを実行する、例えば組織把持器、針駆動のようなエンド・エフェクタを有する様々な外科機器や器具を機械的に駆動し、かつ制御する。

40

【0007】

いくつかの外科機器は、エンド・エフェクタを3つの垂直軸のまわりの3軸回転動作を与えるためのロール・ピッチ・ヨー機構を採用している。ピッチおよびヨー回転は、典型的には、器具のシャフトとエンド・エフェクタとの間に結合された手首機構によって与え

50

られ、ローは典型的にはシャフトの回転によって与えられる。約90度のピッチでは、ヨーとローの回転動作が重複し、特異点と呼ばれる1軸の回転動作のロスが生じる。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、器具が、ロー、ピッチおよびヨーに特異点を有さないようにピッチおよびヨー回転を与える手首機構を有する器具の代替実施態様に向けられる。好ましい一実施態様では、手首機構は、積層または直列結合した複数の円板すなわち椎骨を含む。典型的には、積層体の最も近位の椎骨すなわち円板は、器具または機器のシャフトの操作端のような近位の末端部材セグメントに結合され、最も遠位の椎骨すなわち円板は、エンド・エフェクタまたはエンド・エフェクタ支持部材のような遠位端部材セグメントに結合される。各円板は、隣接する円板または末端部材に対して、(例えばピッチまたはヨーにおいて)少なくとも1自由度すなわち1DOFで回転するように構成される。

10

【0009】

本明細書の説明において、円板すなわち椎骨という言葉は、文脈が近位の末端部材と遠位の末端部材との間に位置する中間セグメントを示すものでなければ、あらゆる近位または遠位端部材を含む。同様に、円板すなわち椎骨という言葉は、本明細書では、セグメント部材またはセグメント・サブアセンブリを示すのに区別なく用いられ、本発明の態様を有する手首機構は、全体的な外観が必ずしも円板状ではない代替的な形状および構成のセグメント部材またはセグメント・サブアセンブリを含むことが理解されるであろう。

【0010】

手首機構の動きを生じさせるために、駆動ケーブルすなわち腱要素を使用して、円板の動きを操作し、かつ制御する。手首機構は、いくつかの点において、腹腔鏡および類似の医療機器に使用されるような腱駆動可動部材に類似している。しかし、本発明の態様を有するマルチ・ディスク手首機構は、いくつかの新規の態様を含む。例えば、本手首の実施態様はポジティブに位置決め可能とすることができ、各々の円板がポジティブに確定可能な角度および向きで回転できる。この理由により、本実施態様をポジティブに位置決め可能なマルチ・ディスク手首(positively positionable multi-disk wrist: PPM D手首)と呼ぶ。

20

【0011】

本発明の一面を有するいくつかの例示的な実施態様では、各円板は、非結合接触により、隣接する円板に対して回転するように構成される。本明細書に用いられるように、非結合接触とは、締結具、回転ピンまたは他の接合部材によって結合または接合されていない接触を意味する。円板は、例えば駆動ケーブルのテンションによって、相互の接触を維持する。円板は、駆動ケーブルのテンションを解除すると、解放されて分離する。非結合接触は、各円板の間、かつ/または円板と手首のその円板に隣接している遠位または近位の部分との間のローおよび/またはスライドを含む。

30

【0012】

特定の実施態様について以下に説明するように、非結合ロー接触が近接する円板のピボットを許しながら、円板の両側のケーブル運動量を平衡させることができるような成形接触面を含むことができる。また、これらの例示的な実施態様の非結合接触態様は、好都合な単純化した製造や組立工程を促し、部品数の削減を促し、全手首径が小さい実施態様において特に有用である。

40

【0013】

本発明の態様を有する代替的な実施態様は、ピン、リベット、プッシュングなどの1つまたは複数の締結具デバイスを採用することによって、同一または実質的に類似した構成で、互いに、かつ/または手首の遠位または近位の部分に対してピボット可能に結合される1つまたは複数の近隣の円板を有することができることを理解すべきである。

【0014】

近隣の円板(または円板、およびその円板に隣接した手首の近位または遠位の部分)に係合する放射状プラグを有する1つまたは複数の円板間ストラットを含めることによって

50

ケーブル・バランス構成を達成する追加的な実施態様を説明する。中間ストラットと放射状プラグの代替的な実施態様は、非結合接続または結合接続を提供することができる。

【0015】

特定の実施態様では、いくつかのケーブルは、近位の円板から少なくとも1つの中間の円板を通して遠位の円板との最終接続点に延びる遠位ケーブルである。残りのケーブルは、近位の円板から中間の円板との最終接続点に延びる中位ケーブルである。それらのケーブルは、手首機構を偏向させるために各ケーブルを動かすように構成されたケーブル・アクチュエータ組立品によって駆動される。1つの例示的な実施態様では、ケーブル・アクチュエータ組立品は、ジンバル・ケーブル・アクチュエータ・プレートを含んでいる。アクチュエータ・プレートは、中位ケーブルを受け入れるための複数の小径穴または溝、および遠位ケーブルを受け入れるための複数の大径穴または溝を含む。それらの穴または溝は、特定のケーブルに対する所定のジンバル動きまたは回転に対して、中位の円板に対する中位ケーブルの移動距離が、遠位の円板に対する遠位ケーブルに比べて小さくなるように（例えばわずか半分になるように）、中位ケーブルを小径の動き（例えば $1/2R$ ）に限定し、遠位ケーブルを大径の動き（ $R$ ）に限定する。複数の中間ケーブル終端セグメントを有する代替的な実施態様では、選定された径（例えば $R$ 、 $2/3R$ および $1/3R$ ）の穴の複数の集合体を有することができる。ここに記載される手首の実施態様は、ロボット外科システムに特に好適であるが、手動で操作する内視鏡器具に含めることもできる。

10

【0016】

本発明の態様を有するケーブル・アクチュエータ組立品を含む実施態様は、実質的な複数のケーブルの同時駆動に対応し、複数の異なるケーブル集合体の動きの所定の比例関係に対応する。このような機能は、非常に複雑な制御機構を回避する単純で安価な構造によって提供される。以下にさらに説明するように、各ケーブル集合体における所定の全断面積、および所定の全円板直径に対して、機械的に余剰数のケーブルが、ケーブル直径をより小さくし、ケーブルのモーメント・アームまたは機械的利点を増加させ、かつ円板の中心線に沿う障害なし縦方向（長手方向）中央管腔をより大きくする。これらの利点は、現在内視鏡外科手術で使用されているような非常に小さな全直径を達成するために構築される手首部材に特に有用である。

20

【0017】

いくつかの実施態様では、グリッピング・エンド・エフェクタを操作するためのグリップ駆動機構が提供される。ケーブルを使用してエンド・エフェクタを操作するときは、グリップ駆動機構は、器具または機器の近位のベースまたは「バックエンド」に配置されるグリップ・ケーブル・アクチュエータを含んでもよい。グリップ駆動ケーブルの経路長は、ケーブル経路が中立軸と一致しない場合は、手首の屈曲時に長さが増加する傾向がある。そのケーブル経路長の変化には、ケーブルの保護および制御を行うのに使用されるバックエンド機構で対応することができる。これは、グリップ・ジョーのようなエンド・エフェクタの制御を手首の屈曲から切り離すように、グリップ駆動機構におけるデバイスを調節するケーブル・テンションを含めることによって達成することができる。

30

【0018】

具体的な実施態様では、バックエンド機構は、エンド・エフェクタ、手首、および外科機器のシャフトを比較的容易に交換できるように構成される。

40

【0019】

本発明の一態様によれば、低侵襲外科機器は、操作端と近位端を有し、さらに操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトを備える。手首部材は、操作端に接続される近位部を有する。エンド・エフェクタは手首部材の遠位部に接続される。手首部材は、細長シャフトの操作端とエンド・エフェクタの間に直列接続される少なくとも3つの椎骨を備える。椎骨は、細長シャフトの操作端に接続される近位椎骨、およびエンド・エフェクタに接続される遠位椎骨を含む。

【0020】

各椎骨は、非結合（または結合）接触を採用したピボット接続により、隣接椎骨に対し

50

てピボット可能である。椎骨の少なくとも1つは、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりを、ピッチ接触により隣接椎骨に対してピボット可能である。椎骨の少なくとも1つは、シャフト軸に平行せず、ピッチ軸に平行しない第2の軸のまわりを、他の接触により隣接椎骨に対してピボット可能である。

【0021】

本発明の他の態様によれば、低侵襲外科機器は、操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトを備える。手首部材は、操作端に接続される近位部または近位端部材、およびエンド・エフェクタに接続される遠位端部材を有する。手首部材は、細長シャフトの操作端とエンド・エフェクタの間に直列接続される少なくとも3つの椎骨を備える。

10

【0022】

椎骨は、細長シャフトの操作端に接続される近位椎骨、およびエンド・エフェクタに接続される遠位椎骨を含む。各椎骨は、ピボット可能な椎骨接合により隣接椎骨に対してピボット可能である。椎骨の少なくとも1つは、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりを、ピッチ接合による近接椎骨に対してピボット可能である。椎骨の少なくとも1つは、シャフト軸に平行せず、ピッチ軸に垂直なヨー軸のまわりを、ヨー接合により隣接椎骨に対してピボット可能である。エンド・エフェクタは手首部材の遠位部に接続される。複数のケーブルは、椎骨に結合されてその椎骨を相互に動かす。複数のケーブルは、遠位椎骨に結合され、そこで終端し、ケーブル・アクチュエータの近位まで延びる少なくとも1つの遠位ケーブル、および近位椎骨と遠位椎骨の間に配置される中間椎骨に結合され、そこで終端し、ケーブル・アクチュエータに延びる少なくとも1つの中間ケーブルを含む。ケーブル・アクチュエータ部材は、遠位の変位だけ遠位ケーブルを移動させ、遠位の変位より短い中間変位だけ中間ケーブルを移動させることによって椎骨の位置を調整する。

20

【0023】

いくつかの実施態様では、各中間変位と遠位の変位との比は、一般に、近位椎骨から中間ケーブルが接続される中間椎骨までの距離と、近位椎骨から遠位ケーブルが接続される遠位椎骨までの距離との比に比例する。

【0024】

本発明の他の態様によれば、患者の体腔における低侵襲内視鏡外科手術を実施する方法は、操作端を有する細長シャフトを腔に導入することを含む。細長シャフトは近位端を有し、さらに操作端と近位端の間にシャフト軸を有する。手首部材は、細長シャフトの操作端とエンド・エフェクタとの間に直列接続される少なくとも3つの椎骨を備える。椎骨は、細長シャフトの操作端に接続される近位椎骨、およびエンド・エフェクタに接続される遠位椎骨を含む。各椎骨は、非結合接触を採用できるピボット可能結合により隣接椎骨に対してピボット可能である。エンド・エフェクタは、手首部材の遠位部に接続される。エンド・エフェクタは、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりをピボット可能なピッチ結合により少なくとも1つの椎骨を隣接椎骨に対してピボットさせることによって手首部材を回転させることによって、位置決めされる。エンド・エフェクタは、シャフト軸に平行せず、ピッチ軸に平行しない第2の軸のまわりを、他のピボット可能結合により少なくとも1つの椎骨を隣接椎骨に対してピボットさせることによって手首部材を回転させて、再度位置決めされる。

30

40

【0025】

本発明の他の態様によれば、低侵襲外科機器は、左側ピボットと右側ピボットを有するグリップ支持体を備えたエンド・エフェクタを有する。左側ジョーはグリップ支持対の左側ピボットのまわりを回転可能で、右側ジョーはグリップ支持体の右側ピボットのまわりを回転可能である。左側スライダ・ピンは左側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置され、右側スライダ・ピンは右側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置される。スロット部材は、左側スライダ・ピンが、開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーを移動させるようにスライド可能である左側スライダ・ピン・スロット、および右側スライダ・ピンが、開き位置と閉じ位置の間で右側ジョーを移動さ

50

せるようにスライド可能である右側スライダ・ピン・スロットを含む。スライダ・ピン・アクチュエータは、左側スライダ・ピンを左側スライダ・ピン・スロットでスライドさせ、右側スライダ・ピンを右側スライダ・ピン・スロットでスライドさせて、左側ジョーと右側ジョーを開き位置と閉じ位置の間で移動させるように、スロット部材に対して移動可能である。

**【0026】**

本発明の他の態様による、患者の体腔における低侵襲内視鏡外科手術を実施する方法は、エンド・エフェクタに結合された操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有する細長シャフトを備えた器具を用意することを含む。エンド・エフェクタは、左側ピボットと右側ピボットを有するグリップ支持体；グリップ支持体の左側ピボットのまわりを回転可能な左側ジョーおよびグリップ支持体の右側ピボットのまわりを回転可能な右側ジョー；左側ジョーに結合され、左側ピボット・ピンから間隔をおいて配置される左側スライダ・ピンおよび右側ジョーに結合され、右側ピボット・ピンから間隔をおいて配置される右側スライダ・ピン；ならびに開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーを移動させるように左側スライダ・ピンがスライド可能である左側スライダ・ピン・スロットおよび開き位置と閉じ位置の間で右側ジョーを移動させるように右側スライダ・ピンがスライド可能である右側スライダ・ピン・スロットを含むスロット部材を含む。本方法は、エンド・エフェクタを外科部位に導入すること；および左側スロット・ピンを左側スライダ・ピン・スロットでスライドするように移動させ、右側スライダ・ピンを右側スライダ・ピン・スロットでスライドするように移動させて、開き位置と閉じ位置の間で左側ジョーと右側ジョーを移動させることをさらに含む。

10

20

**【0027】**

他の実施態様によれば、医療機器は、操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有するベース・シャフトを備える。セグメント化された手首部材は、手首の縦方向ラインに沿って互いに連続的に隣接して配置される複数の離間セグメント椎骨を備える。複数の椎骨は、シャフト操作端に接続される近位椎骨、エンド・エフェクタを支持する遠位椎骨、および近位椎骨と遠位椎骨の間に配置され、ピボット可動可能なセグメント結合によって各近接椎骨に接続される少なくとも1つの中間椎骨を含む。各セグメント結合は、手首の縦方向ラインに平行しない結合軸を有する。結合軸のうちの少なくとも2つは互いに平行しない。中間椎骨の少なくとも1つは中位椎骨である。複数の移動可能な腱要素が、シャフトおよび手首部材に対して全体的に縦方向に配置される。腱要素は、それぞれ近位部を有し、接続された椎骨をピボット駆動させるように、遠位椎骨と中位椎骨の一方に接続される遠位部を有する。腱の少なくとも1つは少なくとも1つの中位椎骨に接続され、腱の少なくとも1つは遠位椎骨に接続される。腱駆動機構は、駆動できるように腱に結合され、複数の接続顎骨をピボット駆動させて、手首部材をシャフトに対して横方向に屈曲させるように、複数の腱のうちの少なくとも選定された腱を制御可能に移動させるように構成される。

30

**【0028】**

他の態様は、開口を通じて患者の体内に挿入するための遠位操作端を有するシャフト状部材を含み、操作端は、複数の可動腱要素の少なくとも1つによって駆動されるように構成された少なくとも1つの遠位可動部材を含む外科機器用腱駆動組立品に向けられる。駆動組立品は、少なくとも1自由度でピボットするように可動的に構成され、複数の腱係合部を含む腱アクチュエータ部材を備える。各係合部は、複数の腱の少なくとも1つに駆動的に結合可能である。遠位可動部材を駆動させるようにシャフト状部材に対して腱の少なくとも1つを移動させるように、アクチュエータ部材を少なくとも1自由度で制御可能にピボットさせるように、駆動機構がアクチュエータ部材に駆動的に結合される。

40

**【0029】**

他の態様では、低侵襲外科機器は、操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を備える。セグメント化された手首部材は、手首の縦方向ラインに沿って、互いに連続的に近接して配置される複数の離間セグメント椎骨を備える。複数の椎骨は、シャフ

50

ト操作端に接続される近位椎骨、エンド・エフェクタを支持する遠位椎骨、および近位椎骨と遠位椎骨の間に配置される少なくとも1つの中間椎骨を含む。少なくとも1つの中間椎骨は、ピボット可動可能なセグメント結合によって各近接椎骨に接続される。各セグメント結合は、手首の縦方向ラインに平行しない結合軸を有する。結合軸のうちの少なくとも2つは互いに平行しない。可動セグメント結合は、少なくとも1つの隣接椎骨のピボット運動を調節するように構成された少なくとも1つのばね状要素を含む。複数の可動腱要素は、シャフトおよび手首部材に対して全体的に縦方向に配置される。腱要素は、それぞれ近位部、および遠位椎骨をピボット駆動させるように遠位椎骨に接続される遠位部を有する。腱駆動機構が腱に駆動的に結合され、複数の接続椎骨をピボット駆動させて、シャフトに対して手首部材を横方向に屈曲させるように、複数の腱の少なくとも1つを制御可能に移動させるように構成される。

10

#### 【0030】

他の態様は、医療機器の多重セグメント軟質部材の2つの隣接セグメント椎骨をピボット可能に結合させるためのセグメントのピボット可能な結合機構であって、2つの隣接セグメントは互いに対する屈曲方向を有し、軟質部材は少なくとも1つの中立屈曲軸を有するセグメントのピボット可能な結合機構に向けられる。本機器は、隣接椎骨の少なくとも2つの開口を通る少なくとも2つの可動駆動腱を含み、椎骨の少なくとも2つの開口は、ピボット方向に対して中立軸の反対側から間隔をおいて配置され、開口の口は、全体的に開口面を定めるように2つの椎骨の1つの隣接面に配置される。結合機構は、椎骨の各々に結合される少なくとも1つの中間椎骨係合要素を備え、その要素は、少なくとも2つの離間平行共働ピボット軸を定めるように椎骨とピボット係合し、ピボット軸の各々は、軟質部材が屈曲方向に偏向されたときに、中立軸の反対側の腱の運動を平衡させるように、各腱がそれぞれのピボット軸のまわりをピボット移動できるようにするように、隣接腱のそれぞれの開口面内に全体的に整列される。

20

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0031】

本明細書で用いられるように、「エンド・エフェクタ」とは、医療機能、例えば目標組織の所定の処理を実行するために手首部材を利用して操作可能な実際の操作遠位部を意味する。例えば、いくつかのエンド・エフェクタは、解剖刀、ブレードまたは電極のような単一操作部材を有する。他のエンド・エフェクタは、例えば、鉗子、把持器、鉗またはクリップ・アプライヤのような一対または複数の操作部材を有する。ある実施形態では、円板すなわち椎骨は、それらが集まって手首に沿った長手方向の内腔または空間を形成し、エンド・エフェクタの操作に関わるいくつかの代替要素または機器のいずれか1つに対するコンジットを形成するように構成される。例としては、電氣的に駆動するエンド・エフェクタ（例えば、電子外科電極、トランスデューサ、センサなど）、（例えば、吸入、ガス注入、洗浄、処理流体、アクセサリ導入、生検摘出などのための）流体、気体または固体用のコンジット、移動エンド・エフェクタ部材を駆動させるための機械的要素（例えば、グリップ、鉗子および鉗を操作するためのケーブル、軟質部材または駆動要素）、導波管、音波伝達要素、光ファイバ要素などが挙げられる。当該縦型コンジットに弾性ポリマー・チューブ、螺旋巻線チューブなどのようなライナ、絶縁体、または誘導要素を設けることができる。

30

40

#### 【0032】

本明細書に用いられるように、「外科機器」、「機器」、「外科器具」または「器具」という言葉は、患者の腹腔における外科部位に挿入される1つまたは複数のエンド・エフェクタを担持し、エンド・エフェクタを操作して、外科部位における目標組織の所望の処理または医療機能を実行するために腹腔の外側から駆動可能な操作端を有する部材を意味する。これらの機器または器具は、典型的には、遠位にエンド・エフェクタを担持するシャフトを含み、好ましくは、針の保持または駆動、血管をつまむおよび組織を切断するなどのような機能を実行するために、遠隔外科システムによって自動制御的に駆動される。

#### 【0033】

50

### A . 胃鏡型手首

胃鏡型手首は、交互のヨー（Y）およびピッチ（P）軸を有する、積層された複数の椎骨を備えている。例えば、胃鏡型手首の一例は12の椎骨を含む。当該手首は、典型的には、比較的長い弧を描いて曲がる。椎骨は、一緒に保持され、複数のケーブルによって操作される。4本以上のケーブルを使用することにより、手首の一端を手首の他端に対して移動させるときの角度を決定することが可能になる。手首の内部の開口を通してアクセサリをうまく導入することができる。手首を連続的に関節運動させて、良い制御で、特異点を有することなく、（ロール、ピッチ、ヨーにおいて）広い角度範囲で向きを保つことができる。

#### 【0034】

図1および図2は、ヨーとピッチの交互的なピボット配列（Y P Y P . . . Y）で直列結合された複数の椎骨すなわち円板を有する典型的な先行技術の胃鏡型軟質手首状マルチ・セグメント部材を示す図である。図1は、隣接椎骨42の間で均一な角度で全体的に好ましく回転している椎骨42からなる胃鏡型手首40の回転を示す図である。これに対して、ピッチとヨーの力が加わると、胃鏡型手首が、図2に示すように、2つの弓形を伴うS形になる。また、隣接椎骨間の角度が積層体に沿って大きく変わると、バックラッシュが問題になる。操作時に、隣接セグメント間のヨーとピッチの角度が、典型的には、曲がっている間にある範囲の不均一または不確定な値を取ることが知られている。すなわち、マルチ・セグメント手首または軟質部材は、腱駆動入力に応じて、予測不可能なまたは部分的にのみ制御される挙動を示すことがある。その上、軟質部材の曲げ精度、反復性および有効強度が低下する。

#### 【0035】

バックラッシュを最小限に抑え、S形構成を回避するための1つの方法は、図3に概略的に示すように、手首50の椎骨52の間にはばね54を設けることである。ばね54は、積層体の回転時に、椎骨52間の角度を比較的均一に維持してバックラッシュを最小限に抑えるのに役立つ。ばね54は、また、手首50を硬化させ、回転を安定化させて、S形構成を回避する。

#### 【0036】

図4の手首60に示されるように、椎骨62の間に接続可能な1つのタイプのばねとして、低プロファイルで高いばね力を与える特徴を有する波形ばね64が挙げられる。図4は鉗または鉗子機構66の形態のエンド・エフェクタをも示している図である。その機構66を駆動させるためのケーブルまたはプーリのような駆動部材を、手首60の内部の開口を通して延ばすことができる。内部の開口または内腔は他の物体をも通すことができる。

#### 【0037】

手首60は、特異点がなく、要望に応じて360°曲げるように設計することが可能である。手首60は汎用性が高く、灌注に使用でき、内腔を通してCCDへ達する光ファイバまたはワイヤによるイメージングに、さらにその他の用途に使用できる。手首60を操作チャネルを備えたデリバリ・デバイスとして使用することが可能である。例えば、外科医が手首60を備えた外科機器を位置決めして、生検用操作チャネルを通じて手操作カテーター・スタイレットまたは胃腸科系機器を外科部位に送ることができる。

#### 【0038】

図1～図4（および一般に本明細書の他の箇所）において、ヨーとピッチの違いは、マルチ・セグメント手首または軟質部材の一般化された記述の用語として任意に定めることができ、YおよびP軸は典型的には部材の縦方向中心線に対して垂直であるとともに、典型的には互いに垂直であることに留意されたい。しかし、中心線に垂直でなく、かつ/または互いに垂直でないYおよびP軸を有する、本発明の形態を有する様々な代替実施形態が実現可能であることに留意されたい。同様に、曲げ運動（YまたはP）に単一の自由度しかもたない、単純化された部材も有用でありうる。

#### 【0039】

B . ポジティブに位置決め可能なマルチ・ディスク手首（PPMD手首）

10

20

30

40

50

接触速度または P P M D 手首は、回転するように結合された係合で連続的に積層され、ケーブルによって操作される複数の椎骨すなわち円板をも有する。S 形構成を回避する 5 つの円板の一実施形態では（円板の数は末端部材を含む）、1 つのケーブル集合体（遠位ケーブル）が、手首の遠位端における最終椎骨または遠位端円板まで延び、そこで終端するのに対して、残りのケーブル集合体（中位ケーブル）は、中間円板まで延び、そこで終端する。中位ケーブル集合体を中位円板で終端させ、第 2 の遠位ケーブル集合体を遠位円板で終端させることによって、5 つの円板の配列の全ピボット自由度をケーブル・アクチュエータによって精確に制御することができる。いずれの所定のケーブル駆動の組合せに対しても手首部材または位置についての実質的な不確実性は存在しない。これが、「ポジティブに位置決め可能」という言葉によって示される特性であり、図 1 および図 2 に関して上述した S 形曲線の曲げまたは予測不可能な曲げの原因を排除する特性である。

10

## 【 0 0 4 0 】

P P M D 手首の中位ケーブル集合体は、所定の全手首運動に対して、遠位集合体より移動距離が短くなる（例えば半分である）ことに留意されたい。その例を以下により詳細に説明するケーブル・アクチュエータ機構がこの作動的な運動を提供する。また、ここに示される例は、一般に、同様または同一の大きさの複数の円板すなわちセグメントを有するが、その必要がないことにも留意されたい。したがって、隣接セグメントが異なる大きさを有する場合は、中位集合体と遠位集合体の間の動きの割合は、ここに示される例とは異なることがある。

## 【 0 0 4 1 】

特定の好ましい実施形態では、ヨー（Y）結合またはピッチ（P）結合の一方が、2 つの続いたセグメントで繰り返される。したがって、5 つの円板のセグメントの間の 4 つの結合の例示的な配列では、結合配列を Y P Y または P Y Y P とすることができ、中位セグメント円板（5 つのうち 3 つ）は、2 つの Y 結合または 2 つの P 結合によって囲まれる。この配列は、「ロール、ピッチ、ヨー」型機器の遠位端に「一定速度」のロールを可能にする特性を有する。換言すれば、機器の遠位部（シャフト/手首/エンド・エフェクタ）を中心線のまわりに軸方向に回転させながら、手首を曲げ、かつエンド・エフェクタを（軟質シャフトねじドライブの操作と類似した）所定の箇所および先端角度に維持する場合に、エンド・エフェクタと機器シャフトの両方が同一の瞬間角速度で回転することになる。

20

30

## 【 0 0 4 2 】

この「一定速度」の特性は、巧みな外科操作機器に対するアルゴリズムを単純化し、より円滑な操作特性を導くことができる。この結合配列は、ヨーとピッチ軸の厳格な交互配列を含む、図 1 および図 2 に示される先行技術の胃鏡型手首の交互 Y P Y P . . . 結合配列とは全く異なることに留意されたい。

## 【 0 0 4 3 】

図 5 ~ 図 8 に示される例示的な実施形態では、手首 7 0 は、ピッチ、ヨー、ヨー、ピッチ接続を伴う 5 つの円板 7 2 ~ 7 6 が積層されている（円板数は近位および遠位端部材の円板を含む）。それらの円板は環状で、中空または内腔を形成している。各円板は、駆動ケーブルを通す複数の開口 7 8 を有する。それぞれのケーブルに加わる力を低減するために 1 6 のケーブルが使用される。8 本の遠位ケーブル 8 0 は遠位端における 5 番目の円板 7 6 まで延び、8 本の中位ケーブル 8 2 は中間の 3 番目の円板 7 4 まで延びている。他の実施形態ではケーブルの数が変わってもよいが、最低限 3 本のケーブル（または対称配列では 4 本のケーブル）、より望ましくは 6 本または 8 本のケーブルが使用される。ケーブルの数および大きさは円板のまわりに設けることが可能な空間によって限定される。一実施形態では、各円板の内径は約 3 mm で、外径は約 2 mm で、ケーブルを通る開口は直径が約 0.5 mm である。各ケーブル集合体（中位または遠位）における所定の全断面積、および所定の円板直径全体に対して、ケーブルの数を多くすると、ケーブルの直径をより小さくすることができ、中位または遠位の円板の中心線から半径方向に外側に位置する開口にケーブルを終端させることができ、作用するケーブルの力のモーメント・アームまた

40

50

は機械的効果をも高める。また、これによりケーブルの直径が小さくなるため、円板の中心線に沿う縦方向の中心内腔の内側が大きくなる。これらの効果は、現在内視鏡外科手術にとって好ましいとされる、全体直径が非常に小さい(約5mm以下の)挿入機器部を達成するために構築される手首部材に特に有用である。

#### 【0044】

図5は、円板の周縁に配置される長いすなわち遠位ケーブル80と短いすなわち中位ケーブル82の対の交互的な配置を示す図である。円板を貫通するケーブル80と82は、円板の中心を貫通する手首中心軸すなわち中立軸83に並列である。手首中立軸83は、手首70を曲げているときの長さが固定されている。円板を直線状に整列させると、ケーブル80と82は直線になり、手首70を曲げている間に円板を回転させると、ケーブル80と82は手首中立軸とともに曲がる。図5～8に示される例では、円板は、円板の向かい合う両側に位置する開口78に結合されたピン86の対によって形成される中心線で隣接円板間の接触点を維持して非結合ロール接触で互いにロールするように構成されている。ピン86は、円板間にフル・レンジの回転を与え、開口78への結合を維持するように構成され、大きさが決定される。他の実施形態では、開口78を、ピン86を受けるためのスロットに代えることができる。ピン86の輪郭は、好ましくは、円滑なノンスリップ・ロール係合となるように、かつ、円板回転時の係合開口の周界87と一定の円滑接触を成すように、「歯車の歯のような」プロフィールであることに留意されたい。図5および図8は、(2つのピッチ接合による)90°のピッチ位置の手首70を示し、図6は、(2つのヨー接合の回転による)90°のヨー位置の手首70を示す。図7において、手首70は直立または直立位置にある。もちろん、ピッチおよびヨーにおける円板の回転によって、手首部材のピッチ曲げとヨー曲げの組合せを達成することも可能である。

10

20

#### 【0045】

手首70は、180°の範囲にわたって特異点がない。グリップのための引張ケーブルを分離させ、かつそれを通すために、環状円板により形成される内腔を使用することができる。手首70に加わる力は、ケーブルの強度によって制限される。一実施形態では、ヨー・モーメントを約0.25N・mとするためにケーブル・テンションを約15lb(約6.8Kg)とすることが必要である。円板が5つしかないため、グリップ機構はシャープに曲がる必要がある。ケーブル・システムの精度は、開口78にこすれるケーブルの摩擦に依存する。バックラッシュを除去するためケーブル80と82にあらかじめ負荷をかけておくことができる。磨耗が懸念されるため、手首70およびケーブルに耐磨耗材を選択することが望ましい。

30

#### 【0046】

図9～図13は、駆動ケーブルを通すための開口98を含む円板92～96の間の異なる結合機構を有する手首90の代替的な実施形態を示す図である。図12および図13のディスク94に最もよく示されるように、開口に結合されたピンの代わりに、湾曲突起100の対と円板の反対側に位置するスロット102との間の結合によって円板を接続する。他の2つの中間円板93、95も中間円板94と同様である。湾曲突起100が湾曲スロット102に受け入れられ、例えば、図10に示される手首90の90°ピッチ、および図11に示される手首90の90°ヨーを生成させるために、回転またはロール動きができるようにスロット102に突起100を支持させる。図9は、遠位円板96に延び、そこで終端する2つの遠位ケーブル104、および中間円板94に延び、そこで終端する2つの中位ケーブル106を示す図である。図9～図13に示される例は、「一定速度」のYPPY配列ではないが、代替的にそのように構成できることに留意されたい。

40

#### 【0047】

図14および図15に示される手首120の他の実施形態では、円板に向き合って配置されるかみ合い歯130の間の非結合ロール接触によって、円板122～126の間の結合を形成する。歯130は、例えば、図14に示される手首120の90°ピッチ、および図15に示される手首120の90°ヨーを生成させるために、円板をヨー回転やピッチ回転させる。

50

## 【 0 0 4 8 】

図 1 6 に示される手首 1 4 0 の他の実施形態では、円板間の結合機構は、互いに共働して、開口へ締結具を挿入してヒンジ機構を形成させる有孔部材 1 5 0、1 5 2 を含む。円板の両側に配置されるヒンジ機構は、円板をピッチ回転させるとともにヨー回転させ、例えば、図 1 6 に示される手首 1 4 0 の 9 0 ° ピッチを生成させる。図 1 6 に示される例は、「一定速度」の Y P P Y 配列ではないが、代替的にそのように構成できることに留意されたい。

## 【 0 0 4 9 】

図 1 7 ~ 図 2 4 は、円板 1 6 2 ~ 1 6 6 間に異なる結合機構を有する手首 1 6 0 のさらに他の実施形態を示す図である。第 1 すなわち近位の円板 1 6 2 は、約 1 8 0 ° 離れた反対側に配置される一对のピッチ突起 1 7 0 を含む。第 2 の円板 1 6 3 は、一方の側に対応のピッチ突起 1 7 0 に結合された一对の整合ピッチ突起 1 7 2 を含み、もう一方の側に、ピッチ突起 1 7 2 から約 9 0 ° ずれて配置される一对のヨー突起 1 7 4 を含む。第 3 すなわち中間円板 1 6 4 は、一方の側に対応のヨー突起 1 7 4 に結合された一对の整合ヨー突起 1 7 6 を含み、もう一方の側に対応のヨー突起 1 7 4 と整列する一对のヨー突起 1 7 8 を含む。第 4 の円板 1 6 5 は、一方の側に対応のヨー突起 1 7 8 に結合された一对の整合ヨー突起 1 8 0 を含み、もう一方の側にヨー突起 1 8 0 から約 9 0 ° ずれて配置される一对のピッチ突起 1 8 2 を含む。第 5 すなわち遠位円板 1 6 6 は、第 4 の円板 1 6 5 のピッチ突起 1 8 2 に結合された一对の整合ピッチ突起 1 8 4 を含む。

## 【 0 0 5 0 】

突起 1 7 2、1 7 6 は、互いに非結合ロール接触を成して、円板をピッチ回転させるかヨー回転させ、例えば、図 1 8 および図 1 9 に見られる手首 1 6 0 の 9 0 ° ピッチを形成し、図 2 0 および図 2 1 に見られる手首 1 6 0 の 9 0 ° ヨーを形成する湾曲した凸状のロール面を有する。ここに示される実施形態では、突起間の結合は、それぞれスロット 1 9 2 に接続されたピン 1 9 0 によって形成される。

## 【 0 0 5 1 】

図 2 2 ~ 図 2 4 は、それぞれ直立位置、9 0 ° ピッチ位置および 9 0 ° ヨー位置を達成するように駆動ケーブルで操作された手首 1 6 0 を示す図である。

## 【 0 0 5 2 】

図 2 5 は、ロール接触点 2 0 0 での接触を維持する、円板 1 6 2、1 6 3 の突起 1 7 0、1 7 2 の湾曲ロール面の間でのロール接触を示す図である。ロール作用は、それぞれ 2 つの円板 1 6 2、1 6 3 上の 2 つの実効ピボット点 2 0 2、2 0 4 を含む。ケーブル 2 1 2、2 1 4、2 1 6、2 1 8 を引くことによって円板 1 6 2、1 6 3 の間の相対的な回転を達成する。ケーブルの各対 ( 2 1 2、2 1 8 ) および ( 2 1 4、2 1 6 ) は、接触点 2 0 0 ならびに実効ピボット点 2 0 2、2 0 4 を通る中心線 2 2 0 から等距離にある。円板 1 6 2、1 6 3 が回転すると、引張ケーブルは、破線で示されるように、位置 2 1 2'、2 1 4'、2 1 6'、2 1 8' にシフトする。円板 1 6 2 は、ケーブルのためのケーブル出口点 2 2 2 を有し、円板 1 6 3 はケーブルのためのケーブル出口点 2 2 4 を有する。具体的な実施形態では、ケーブル出口点 2 2 2 は、円板 1 6 2 の実効ピボット点 2 0 2 と同一平面内にあり、ケーブル出口点 2 2 4 は円板 1 6 4 の実効ピボット点 2 0 4 と同一平面内にある。このように、円板 1 6 2、1 6 3 が回転すると、ケーブルの各対 ( 2 1 2'、2 1 8' ) および ( 2 1 4'、2 1 6' ) が中心線 2 2 0 から同距離に保たれる。その結果、一方の側で繰り出されたケーブル長は、もう一方の側で引き出されたケーブル長に等しくなる。したがって、図 2 5 に示される非結合ロール係合輪郭構成は、「ケーブル平衡ピボット機構」と称することができる。この「ケーブル平衡」特性は、最小限のバックラッシュで一对のケーブルの結合を行わせる。図 1 7 ~ 図 2 4 の例は、このケーブル平衡特性を有するが、これらの図の大きさにより、係合ロール輪郭は小さなスケールで示されていることに留意されたい。

## 【 0 0 5 3 】

随意に、かつ特に隣接円板を結合するための「ケーブル平衡ピボット機構」を採用しな

10

20

30

40

50

い実施形態では、機器ケーブル・アクチュエータは、ケーブルのゆるみまたはバックラッシュを吸収するケーブル・テンション調節デバイスを採用する。

【0054】

上記実施形態は、5つの円板を示すが、円板の数を7つ、9つなどに増やすことができる。7つの円板の手首では、回転レンジが180°から270°に拡大する。したがって、7つの円板の手首では、典型的にはケーブルの1/3が円板3で終端し、1/3が円板5で終端し、1/3が円板7（最も遠位の円板）で終端する。

【0055】

C. 回転プレート・ケーブル・アクチュエータ機構

図26は、例えば、図17～図21に示されるPPMD手首160においてケーブルを操作するための、本発明の形態を有する例示的な回転プレート・ケーブル・アクチュエータ機構240を示す。アクチュエータ240は、例えばピッチの回転に対してジンバル・リング246を支持するためのピボット245を備えた一对のジンバル・リング支持体244を有するベース242を含む。リング246は、例えばヨー回転においてロッカーすなわちアクチュエータ・プレート250を支持するためのピボット247を含む。アクチュエータ・プレート250は、手首160を操作するための16本のケーブルを通すための16の穴252を含む（近位円板162から、8本の遠位ケーブルが遠位円板166に延び、8本の中位ケーブルが中間円板164に延びる）。

【0056】

アクチュエータ・プレート250は、ケーブルを受けるための複数の溝を有する中央開口256を含む。8つの小径溝258と8つの大径溝260が中央開口256の周囲にそれぞれ対を成して分布する。小径溝258は、中間円板164に延びる中位ケーブルを受け、大径溝260は、遠位円板166に延びる遠位ケーブルを受ける。溝260の径は、溝258の径の約2倍に等しい。所定のジンバル運動に対して、中位円板164に対する中位ケーブルが、遠位円板166に対する遠位ケーブルの半分しか運動しないように、ケーブルの半分を小径の運動に限定し、ケーブルの半分を大径の運動に限定する溝258および260を通じて中央開口256のリムにケーブルが導かれる。その二重半径溝配列は、アクチュエータ・プレート250をジンバル・ケーブル・アクチュエータ240内で回転させるときのその運動および制御をし易くする。事前張力を加えた後のケーブル・アタッチメントを固定するために一对の止めねじ266を設けるのが望ましい。ジンバル・ケーブル・アクチュエータ240は、スレーブPPMD手首160の動きを操作し、かつ制御するためのマスタとして作用する。様々な種類の従来のアクチュエータ（図26に示されていない）をアクチュエータ・プレート組立品に結合して、プレートを2自由度傾斜させてケーブルを駆動させることができる。

【0057】

図27～図35は、ケーブルを操作してPPMD手首の動きを制御するためのジンバル・ケーブル・アクチュエータ300の他の実施形態を示す図である。ここでは、関節様平行ストラット/ボール・ジョイント組立品を採用して、アクチュエータ・プレート302に対する「ジンバル」サポートを提供している（すなわち、2DOFのプレート傾斜を可能にするようにそのプレートを支持している）。アクチュエータ300は、ジンバル構成で取り付けられたロッカーすなわちアクチュエータ・プレート302を含む。第1のアクチュエータ・リンク304と第2のアクチュエータ・リンク306によってアクチュエータ・プレート302を動かして、ピッチとヨー回転を生成させるようになっている。アクチュエータ・リンク304、306は、アクチュエータ・プレート302付近に配置された取付部材308に回転可能に結合されている。図33に最もよく示されるように、ここに示される実施形態では、アクチュエータ・リンク304、306を取付部材308に結合させてボール・イン・ソケット接合を形成するためにボール・エンド310が使用されるが、他の代替的な実施形態では他の好適な回転接続を用いることができる。それぞれ図27、図28に示されるように、ピボット・ジョイント318と320を介してアクチュエータ・リンク304、306に回転可能に結合される第1、第2の扇形歯車314、316によってアクチュエー

タ・リンク 304、306 を駆動させ、全体として縦方向に動かす。図 34、図 35 に最もよく示されるように、扇形歯車 314、316 は、駆動スプール 334、336 で駆動される第 1、第 2 の駆動歯車 324、326 でそれぞれ回転させられる。

#### 【0058】

アクチュエータ 302 は、図 30 ~ 図 33 に示される平行リンク機構 340 に結合される。平行リンク機構 340 は、一对の平行リング 344 に結合された一对の平行リンク 342 を含み、一对のリンクは平行リンク機構 340 が動くとき平行四辺形を形成する。一对の平行リンク 342 は一对の平行リング 344 に接続され、一对の平行リング 344 はピボット 348 を介して平行リンク機構ハウジング 346 に回転可能に接続されてピッチ回転を行う。図 32 に示されるように、ボール・イン・ソケット・ジョイント 349 を介して一对の平行リンク 342 をアクチュエータ・プレート 302 に結合させることができるが、代替的な実施形態では他の好適な結合機構を使用できる。

10

#### 【0059】

図 27 と図 29 は、アクチュエータ・プレート 302 が平行リンク機構 340 によってピッチ回転で動くように拘束され、両アクチュエータ・リンク 304、306 とともにピッチ回転するジンバル・ケーブル・アクチュエータ 300 のアクチュエータ・プレート 302 を示す図である。図 28 において、第 1、第 2 のアクチュエータ・リンク 304、306 は反対方向に動いてアクチュエータ・プレート 302 のヨー回転を生成する。アクチュエータ・リンク 304、306 の混合運動を調整することによりピッチ回転とヨー回転の混合回転が得られる。

20

#### 【0060】

図 30、図 32 に最もよく示されるように、アクチュエータ・プレート 302 は、中位ケーブルを受けるための 8 つの小径開口 360 と遠位ケーブルを受けるための 8 つの大径開口 362 を含む。図 32 は例示的な目的のための中位ケーブル 364 を示す図である。中位および遠位ケーブルは、平行リンク機構ハウジング 346 の中空とシャフト 370 (図 27、図 28) の中空を通じて、例えば図 17 ~ 図 21 の PPM D 手首 160 の中位円板と遠位円板 164、166 まで延びる。

#### 【0061】

図 34 は、下方ハウジング部材 380 に装着されたジンバル・ケーブル・アクチュエータ 300 を示す。図 35 は、下方ハウジング部材 380 に装着された上方ハウジング部材 382 を示す図である。上方ハウジング部材 382 は、扇形歯車 314、316 を回転可能に装着するためのピボット 384 を含む。図 27、図 28、図 31、図 33、図 34 に見られるように、カバー・プレート 390 を締結具 392 によってアクチュエータ・プレート 302 上に取り付けることができる。

30

#### 【0062】

最も遠位の円板 (例えば図 17 ~ 図 21 の円板 166) は、メス、鉗子、鋏、焼灼器具、リトラクタなどの各種の単要素および多要素エンド・エフェクタに対する装着ベースとして機能することに留意されたい。円板に対して内側の中央内腔は、エンド・エフェクタ・アクチュエータ要素 (例えばエンド・エフェクタ・アクチュエータ・ケーブル) のためのコンジットとして機能することができ、かつ流体コンジット (例えば灌注または吸入) または電気導体を収容することができる。

40

#### 【0063】

アクチュエータ・プレート 250 のためのジンバル・リング・サポート組立品 240 が図 26 に示され、アクチュエータ・プレート 302 のための関節様ジンバル状構造体 300 が図 27 ~ 図 35 に示されているが、本発明の形態を有する回転プレート・ケーブル・アクチュエータ機構の代替的な実施形態は、アクチュエータ・プレート 250 を支持し、制御可能に動かすための様々な構造および構成を有することができることに留意されたい。例えば、2DOF、例えばスチュアート・プラットフォームなどの少なくとも傾斜運動を可能にするために、様々なタイプの機構および連結リンク機構によってプレートを支持し、動かすことができる。モータ駆動リンク機構、液圧式アクチュエータ、電気機械式アクチュエータ

50

、リニア・モータ、磁気結合ドライバなどの様々な代替的な駆動機構によって、プレート組立品を制御可能に駆動することができる。

【0064】

D. グリップ駆動機構

図36は、細長シャフト402とそのシャフト402の操作端にエンド・エフェクタ406が配置された手首状機構404を有する外科機器400を示す図である。ここに示される手首状機構404は、図17～図21のPPMD手首160に類似している。PPMD手首は、多数の小さな内腔および凹部を有する。無菌性を維持するために、手首404に外筒408Aを配置することができる。あるいは、エンド・エフェクタ406と手首404を覆う外筒408Bを設けることもできる。

10

【0065】

バックエンド機構すなわち機械走査機構410をシャフト402の反対側に配置し、ロボット・アームまたはシステムに機器400を着脱可能に結合するように構成させている。ロボット・アームを使用して、バックエンド機構410を操作して、手首状機構404とエンド・エフェクタ406を操作する。当該ロボット・システムの例は、1998年9月18日に提出され、WO99/50721として公開された「Robotic Apparatus」という名称のPCT国際出願第PCT/US98/19508号、および1999年9月17日に提出された「Surgical Tools for Use in Minimally Invasive Telesurgical Applications」という名称の米国特許出願第09/398,958号のような上記の様々な関連出願に見いだされる。いくつかの実施形態では、シャフト402はバックエンド機構410に回転可能に結合されて、矢印Hで示される、バックエンド機構410に対するシャフト402の角度変位を可能にする。

20

【0066】

図37～図41には、手首状機構404およびエンド・エフェクタ406がより詳細に示されている。手首状機構404は、図17～図21のPPMD手首160と類似し、シャフト402の遠位端に接続された第1または近位の円板412、第2の円板413、第3または中間の円板414、第4の円板415および第5または遠位の円板416を含む。遠位円板416と、一对の操作部材すなわちジョー422、424を含むエンド・エフェクタ406との間にグリップ支持体420が接続されている。図38～図40に最もよく示されるように、グリップの動きを促進するために、ジョー422、424は、それぞれピボット・ピン426、428のまわりを回転できるように、グリップ支持体420によって回転可能に支持されている。もちろん、他のエンド・エフェクタを使用することができる。ジョー422、424は単に例示的なものである。

30

【0067】

図38～図40に最もよく示されているが、グリップの動きは、ジョー422、424、開きアクチュエータ436、閉じアクチュエータ438に接続された一对のスライダ・ピン432、434によって生成される。スライダ・ピン432、434は、それぞれ、閉じアクチュエータ438に設けられた一对のスロット442、444内をスライドするようになっている。スライダ・ピン432、434がスロット442、444に沿って互いに外側にスライドすると、ジョー422、424は、ピボット・ピン426、428のまわりを回転して開く。スライダ・ピン432、434がスロット442、444に沿って互いに内側にスライドすると、ジョー422、424は、ピボット・ピン426、428のまわりを回転して閉じる。スライダ・ピン422、424のスライドは、開きアクチュエータ436が閉じアクチュエータ438に対して動いているときにそれと接触することによって生成される。開きアクチュエータ436は、スライダ・ピン432、434上のカムとして作用する。図39Aに示されるように、閉じアクチュエータ・ケーブル448を使用して、閉じアクチュエータ438を開きアクチュエータ436に対してシャフト402のほうへ引くことによってジョー422、424が閉じる。図39Bに示されるように、開きアクチュエータ・ケーブル446を使用して、開きアクチュエータ436を閉じアクチュエータ438に

40

50

対してシャフト 402 のほうへ引き戻すことによってジョー 422、424 が開く。開きアクチュエータ・ケーブル 446 は、典型的には開きアクチュエータ 436 の中空テールに圧入され、閉じアクチュエータ・ケーブル 448 は、典型的には閉じアクチュエータ 438 の中空テールに圧入される。具体的な実施形態では、開きアクチュエータ 436 と閉じアクチュエータ 438 が同時に同速度で、しかも反対方向に動くように、開きアクチュエータ・ケーブル 446 と閉じアクチュエータ・ケーブル 448 を一緒に動かす。以下により詳細に説明するように、駆動ケーブル 446、448 はバックエンド機構 410 で操作される。閉じアクチュエータ 438 はスロット部材であるので、閉じアクチュエータ・ケーブル 446 をスロット部材ケーブルと呼ぶことができる。開きアクチュエータ 436 はスライダ・ピン・アクチュエータであるので、開きアクチュエータ・ケーブル 448 をスライダ・ピン・アクチュエータ・ケーブルと呼ぶことができる。

10

#### 【0068】

図 39C に示すように、グリップ機構すなわちジョー 422'、424' が対称的に動くように、連動歯機構 449 を採用することができる。この機構 449 は、一方のジョー 424' の近位部に設けられたスロットまたは溝に回転可能に結合される他方のジョー 424' の近位部に設けられた歯を含む。機構 449 は、ジョー 422'、424' の反対側（不図示）に他の連動歯およびスロットを含む。

#### 【0069】

図 5 に示されるものと類似した複数の長いまたは遠位ケーブルと複数の短いまたは中位ケーブルを使用して手首 404 を操作する。図 40 に、例示を目的とした 1 本の遠位ケーブル 452、1 本の中位ケーブル 454 を示す。各ケーブル（452、454）は隣接した一組の開口を通り、自由端がほぼ工具シャフト 402 を通して延び、手首 404 の長さを通る 2 つの通路を成す。望ましくは、円板 412 ~ 416 の周囲に交互に配列された合計 4 本の遠位ケーブルと 4 本の中位ケーブルが存在する。

20

#### 【0070】

駆動ケーブル 446、448 や、452、454 のような手首制御ケーブルは、環状円板 412 ~ 416 によって形成される内腔からシャフト 402 を通じてバックエンド機構 410 まで延び、そこでこれらのケーブルが操作される。いくつかの実施形態では、ケーブルのたるみなどを最小限に抑え、または低減するために、環状円板 412 ~ 416 によって形成される内腔にコンジット 450 を設ける（図 39 を参照のこと）。具体的な実施形態では、近位円板 412 と遠位円板 416 の間に接続されたコイルばねによってコンジット 450 が形成される。コイルばねは、円板 412 ~ 416 の動きを妨害することなく円板 412 ~ 416 により曲がる。

30

#### 【0071】

任意の好適な方法を用いて、グリップ支持体 420 を手首 404 に締結することができる。一実施形態では、図 38 および 38A に示されるように、支持ケーブル 462、464 によってグリップ支持体 420 を手首 404 にしっかりと固定する。各支持ケーブルは、グリップ支持体 420 内の一对の隣接穴を通じて手首 404 のほうへ延びる。支持ケーブル 462、464 は、環状円板 412 ~ 416 によって形成される内腔からシャフト 402 を通じてバックエンド機構 410 に延び、そこで固定される。

40

#### 【0072】

図 41 を参照すると、手首 404 は、手首 404 を曲げたときに長さが固定される手首中心軸または中立軸 470 を有する。それぞれのケーブルは、ここに示されるケーブル通路 472 のような中立軸と一致しないケーブル通路をとると、手首 404 を曲げたときに長さが変動する。（例えば、手首 404 内の空間を圧迫することによって）ケーブルが実質的に中立軸 470 に沿って曲がるように強制すると、ケーブルの長さの変動が低減されるが、過度の磨耗の問題が生じることになる。いくつかの実施形態では、上述したように、バックエンド機構 410 でケーブル長の変化に対応する。

#### 【0073】

図 42 ~ 図 46 に、本発明の実施形態によるバックエンド機構 410 を示す。バックエ

50

ンド機構 410 の本実施形態の 1 つの特徴は、エンド・エフェクタ 406 (例えば、ジョー 422、424 の操作部材、アクチュエータ 436、438、駆動ケーブル 446、448) を比較的容易に交換できるようにすることである。

#### 【0074】

図 42 に示されるように、グリップ支持体 420 を手首 404 に固定するのに使用される支持ケーブル 462、464 (図 38 および 38A を参照のこと) は、シャフト 402 を通って中央のチューブを通して延びる。支持ケーブル 462、464 は、しっかりとねじ止めされた下方アーム 480 と下方クランプ・ブロック 482 に固定される。下方アーム 480 はピボット端 486 とばね結合端 488 を含む。図 42 に示されているように、ピボット端 486 は、バックエンド・ハウジングまたは構造体 490 に回転可能に装着される。ばね結合端 488 は、バックエンド・ハウジング 490 に固定されているばね 492 に接続される。ばね 492 は、下方アーム 480 を偏向させて支持ケーブル 462、464 にテンションを加え、グリップ支持体 420 を手首 404 にしっかりと固定させる。

10

#### 【0075】

図 43 は、クランプ・ブロック 482 の代わりに、下方アーム 480 における 4 つの凹部またはスロット 484 を使用することによって、支持ケーブル 462、464 を固定する他の方法を示す図である。スリーブを支持ケーブル 462、464 の各々の端部に圧着させ、そのスリーブを凹部またはスロット 484 に押し込む。これは、下方アーム 480 をばね力に対して内側に押しつけ、スリーブ付ケーブルをそれらのスロットに滑り込ませることによって行われる。

20

#### 【0076】

図 44 は、グリップ・ジョー 422、424 の位置に影響を及ぼすことなく、駆動ケーブル 446、448 (図 39 を参照のこと) の長さを変化させる追加的な機構を示す図である。シャフト 402 を貫通する駆動ケーブル 446、448 を、ピボット・シャフト 500 に対して駆動ケーブル締付け部材 502 の反対側でグリップ駆動ピボット・シャフト 500 に固定する。締付け部材 502 は、一方の駆動ケーブルを引きながら、同時に他方のケーブルを緩めてエンド・エフェクタ 406 のジョー 422、424 を操作するように、グリップ駆動ピボット・シャフト 500 により回転する。

#### 【0077】

図 47 に示されるように、駆動ケーブル 446、448 を固定するための締付け部材 502 の代わりに、別のケーブル固定部材 502' をグリップ駆動ピボット・シャフト 500 に使用することができる。ケーブル固定部材 502' は、一対の対向する凹部またはスロット 504 を含む。スリーブを駆動ケーブル 446、448 の端部の各々に圧着させ、スリーブを凹部またはスロット 504 に押し込む。これは、上方アーム 530 をばね力に対して内側に押しつけ、スリーブ付ケーブルをそれらのスロットに滑り込ませることによって行われる。

30

#### 【0078】

図 44 ~ 図 46 に示されるように、モータ入力シャフト 510 に接続される一対の制御ケーブル 506、508 によってグリップ駆動ピボット・シャフト 500 を制御する。2本の制御ケーブル 506、508 をそれぞれ 2 つのハブ・クランプ 512、514 によってグリップ駆動ピボット・シャフト 500 に固定する。ハブ・クランク 512、514 から、制御ケーブル 506、508 が 2 つのハスバ歯車減速アイドラ・プーリ 516、518 に、次いでモータ入力シャフト 510 に導かれ、そこで 2 つのさらなるハブ・クランプ 522、524 によって固定される。図 44 に示されるように、2本の制御ケーブル 506、508 を反対方向に巻いて、時計回りと反時計回りに適切なトルク移動を与える。モータ入力シャフト 510 を回転させると、制御ケーブル 506、508 を介してグリップ駆動ピボット・シャフト 500 がねじれ、それによって一方の駆動ケーブルが引っ張られると同時に他方の駆動ケーブルがゆるめられることにより、エンド・エフェクタ 406 のジョー 422、424 が駆動する。

40

#### 【0079】

50

グリップ駆動ピボット・シャフト500および一对のハスバ歯車減速アイドル・プーリ516、518は、リンク・ボックス520によってピボット支持される。リンク・ボックス520はリンク・ビーム522に接続されている。リンク・ビーム522は、グリップ・ジョー422、424を制御する2本の駆動ケーブル446、448の相対位置を変えることなく、グリップ駆動ピボット・シャフト500を前後に移動させて、手首404の曲げによるケーブル長の変化に対応させるために、モータ入力シャフト510の軸に沿ってピボット支持されている。この機構は、手首404の曲げからグリップ・ジョー422、424の制御を切り離す。

【0080】

図45、図46は、下方アーム480と類似した上方アーム530を付加した様子を示す図である。上方アーム530は、ピボット端536とばね接合端538も有する。ピボット端536は、下方アーム480のピボット端486と同じピボット軸に沿う遠端ハウジング490に回転可能に装着される。上方アーム530は、グリップ駆動ピボット・シャフト500に接続される。ばね接合端538は、バックエンド・ハウジング490に固定されたばね542に接続される。ばね542は上方アーム530を偏向させて、駆動ケーブル446、448にプレテンションを加える。簡略化および明瞭化するために、ばね492、542は図46に示されていない。

10

【0081】

バックエンド機構410の構成は、操作部材すなわちジョー422、424と同様アクチュエータ436、438と駆動ケーブル446、448も比較的容易に置き換えることができるようにしている。特にケーブルをクリンプされたスリーブ（小さな襷を付けたスリーブ）によって凹部に固定すると、ケーブルを比較的容易にバックエンド機構410から解放することができる（図43、図47を参照のこと）

20

【0082】

図48に示されるバックエンド機構410Aの他の実施形態では、エンド・エフェクタ406ばかりでなく手首404やシャフト402も比較的容易に交換することができる。図27～図35に示されるとともに上述したように、手首404を駆動させるための手首ケーブル（例えば、図40における遠位ケーブル452や中位ケーブル454）は、アクチュエータ・プレート302の円形リングのバックエンドを終端とする。手首ケーブルは、カバー・プレート390によりアクチュエータ・プレート302に固定される（図27～図35を参照のこと）。

30

【0083】

手首404とシャフト402の交換可能スキームを達成するために、手首ケーブルを小プレートに（例えば締め付けによって）固定し、その小プレートをバックエンド・ハウジング490の前部550から送り、アクチュエータ・プレート302に固定する。

【0084】

代替的な構成では、アクチュエータ・プレート302をバックエンド・ハウジング490の前部550に置き換えて、小プレートをシャフト402の長さ方向に通す必要性を排除することができる。

【0085】

図49、図50は、ケーブルを固定する他の方法を示す他のバックエンド機構410Bを示す。支持ケーブル462、464（図38および38Aを参照のこと）は、締付けブロック562によってアーム560に固定される。アーム560は、ピボット端564とばね接合端566を有する。ピボット端564は、バックエンド・ハウジングすなわち構造体490に回転可能に装着される。ばね接合端566は、バックエンド・ハウジング490に固定される1つまたは複数のばね570に接続される。ばね570は、アーム560を偏向させて、支持ケーブル462、464にテンションを加えて、グリップ支持体420を手首404にしっかりと固定する。

40

【0086】

駆動ケーブル446、448（図39を参照のこと）は、アーム560に接続されたプ

50

ーリ 5 8 0 の周囲に延びて、モータ入力シャフト 5 9 0 に沿って設けられた一対のハブ・クランプ 5 8 2、5 8 4 で終端する。この比較的単純な構成は、ケーブル長の変化およびケーブルの事前張力に適応させることができる。支持ケーブル 4 6 2、4 6 4 はばね 5 7 0 によって引っ張られる。駆動ケーブル 4 4 6、4 4 8 は、ハブ・クランプ 5 8 2、5 8 4 にトルクを加えることによって引っ張られる、上述した実施形態のいくつかに比べて、エンド・エフェクタ 4 0 6 および手首 4 0 4 の交換が少し困難になる。

#### 【 0 0 8 7 】

##### E. よりコンパクトな実施形態

図 5 1 ~ 図 6 7 は、よりコンパクトで製造と組立が容易な特定のコンポーネントを有するように設計される他の P P M D 手首器具を示す図である。図 5 1 ~ 図 5 6 に示されるように、器具シャフト 6 0 2 とエンド・エフェクタ 6 0 4 の間に P P M D 手首 6 0 0 が接続される。手首 6 0 0 は、好ましくは同一の 8 つの入れ子にされた円板セグメント 6 1 1 ~ 6 1 8 を含むことで、製造効率およびコスト効果を向上させている。個々の円板セグメント 6 1 0 は図 5 2 に示される。一対の円板セグメントを接続するのに使用される 4 つのストラット 6 2 0 が設けられる。個々のストラット 6 2 0 を図 5 2 に示す。

10

#### 【 0 0 8 8 】

円板セグメント 6 1 0 は、軸方向に延びる複数のかみ合わせ突出部 6 2 2 (円周のまわりに間隔をおいて配置される 4 つのかみ合わせ突出部) を有する合せ面、ならびに歯 6 2 4 および歯車スロット 6 2 6 を有するピボット面を含む。歯 6 2 4 と歯車スロット 6 2 6 が、中央開口 6 2 8 に対して向き合うように配置されている。以下により詳細に説明するように、手首駆動用のケーブルを受けるために、1 2 の開口 6 3 0 が円板セグメント 6 1 0 の周囲に配置されている。円板セグメント 6 1 0 は、中央開口 6 2 8 に対して向き合うように配置された一対の放射状溝すなわちスロット 6 3 2 をさらに含む。ここに示される具体的な実施形態では、放射状溝 6 3 2 の位置を歯 6 2 4 および歯車スロット 6 2 6 に合わせている。

20

#### 【 0 0 8 9 】

ストラット 6 2 0 は、リング 6 3 4、このリング 6 3 4 に向き合って配置される一対の上側放射状プラグすなわち突起 6 3 6、およびリング 6 3 4 に向き合って配置される一対の下側放射状プラグすなわち突起 6 3 8 を含む。上側放射状突起 6 3 6 と下側放射状突起 6 3 8 は互いに整列して配置される。

30

#### 【 0 0 9 0 】

ストラット 6 2 0 によって一対の円板セグメント 6 1 0 を組み立てるために、一対の下側放射状突起 6 3 8 を下方円板セグメントの一対の放射状溝 6 3 2 に滑り込ませて挿入する。歯 6 2 4、歯車スロット 6 2 6、放射状溝 6 3 2 を備えたピボット面がストラット 6 2 0 のほうを向くように、上方円板セグメントを下方円板セグメントの反対側に向かせる。ストラット 6 2 0 の一対の上側放射状突起 6 3 8 を上方円板セグメントの一対の放射状溝 6 3 2 に滑り込ませて挿入させる。具体的な実施形態では、円板セグメント間でピボットし易いように、放射状突起と放射状溝は円筒形になっている。下方円板セグメントの歯 6 2 4 の位置を、それと相対的にピボットする上方円板セグメントの歯車スロット 6 2 6 に合わせ、上方円板セグメントの歯 6 2 4 の位置を、それと相対的にピボットする下方円板セグメントの歯車スロット 6 2 6 に合わせる。これは図 5 1 に最もよく示されている。歯 6 2 4 と歯車スロット 6 2 6 の間の動きは、他の非接合接触によって成される。

40

#### 【 0 0 9 1 】

近位すなわち第 1 の円板セグメント 6 1 1 は、円板セグメント 6 1 1 のかみ合わせ突出部 6 2 2 とシャフト 6 0 2 のかみ合わせ突出部 6 0 3 によって、器具シャフト 6 0 2 の端部に接続される。第 2 の円板セグメント 6 1 2 は第 1 の円板セグメント 6 1 1 の反対側に向けられ、ストラット 6 2 0 によって第 1 のセグメント 6 1 1 に結合される。第 2 の円板セグメント 6 1 2 の歯 6 2 4 は第 1 の円板セグメント 6 1 1 の歯車スロット 6 2 6 に係合し、第 1 の円板セグメント 6 1 1 の歯 6 2 4 は第 2 の円板セグメント 6 1 2 の歯車スロット 6 2 6 に係合する。第 3 の円板セグメント 6 1 3 は、第 2 の円板セグメント 6 1 2 の反

50

対側に向けられ、それらの合せ面が向き合っ、かみ合わせ突出部 6 2 2 同士が接続される。第 2 の円板セグメント 6 1 2 と第 3 の円板セグメント 6 1 3 が 1 つの円板を形成している。同様に、第 4 の円板セグメント 6 1 4 と第 5 の円板 6 1 5 セグメントで 1 つの円板を形成し、第 6 の円板セグメント 6 1 6 と第 7 の円板セグメント 6 1 7 で他の 1 つの円板を形成している。他の 3 つのストラット 6 2 0 は、それぞれ第 3、第 4 の円板セグメント 6 1 3、6 1 4、第 5、第 6 の円板セグメント 6 1 5、6 1 6、ならびに第 7、第 8 の円板セグメント 6 1 7、6 1 8 を回転可能に接続するのに使用される。第 8 すなわち遠位円板セグメント 6 1 8 は、円板セグメント 6 1 8 のかみ合わせ突出部 6 2 2 とエンド・エフェクタ 6 0 4 のかみ合わせ突出部 6 0 5 とによってエンド・エフェクタ 6 0 4 に接続される。

10

## 【 0 0 9 2 】

図 5 3 により明確に示されるように、第 1 の円板セグメント 6 1 1 と第 2 の円板セグメント 6 1 2 の間の回転結合は、典型的には約 45° のピッチ回転 6 4 0 を与えるのに対して、第 7 の円板セグメント 6 1 7 と第 8 の円板セグメント 6 1 8 の間の回転結合は、約 90° の全ピッチに対する典型的には追加の約 45° のピッチ回転 6 4 0 を与える。中間の 4 つの円板セグメントは、円周に沿って 90° ずれてヨー回転を与える。図 5 4 により明確に示されるように、第 3 の円板セグメント 6 1 3 と第 4 の円板セグメント 6 1 4 の間の回転結合は、典型的には約 45° のヨー回転 6 4 2 を与えるのに対して、第 5 の円板セグメント 6 1 5 と第 6 の円板セグメント 6 1 6 の間の回転結合は、約 90° の全ヨーに対して典型的には約 45° の追加のヨー回転 6 4 2 を与える。もちろん、ピッチとヨー回転の異なる組合せを達成するために、他の実施形態において円板セグメントの異なる配向形態を形成させることができ、手首を 90° より大きな角度でピッチおよびヨー回転させるためにさらなる円板セグメントを含めることができる。

20

## 【 0 0 9 3 】

各ストラット 6 2 0 の一对の突起 6 3 8 と、各隣接円板部 6 1 0 におけるそれぞれの溝 6 3 2 の担持面との係合は、ピボット点がケーブル開口 6 3 0 と同一平面にそろうように隣接円板の互いの「二重ピボット点」を保証することに留意されたい。これにより、「ケーブル平衡」特性が達成され、図 2 5 の実施形態に関して上述したのと実質的に同様の効果が得られる。これによって、一方の側で繰り出されたケーブル長が、もう一方の側で引き出されたケーブル長に等しくなる。

30

## 【 0 0 9 4 】

図 5 5、図 5 6 に示されるように、手首 6 0 0 の円板セグメントは、円板セグメントの開口 6 3 0 を貫通する 6 本のケーブル 6 5 0 によって操作される。各ケーブル 6 5 0 は、開口 6 3 0 の隣接したセットを通して、図 4 0 に示されるのと同様に手首 6 0 0 の全長を貫く 2 つの通路を成し、その自由端が器具シャフトを通じてバックエンドに延び、そこでケーブルが操作される。6 本のケーブルは、円板セグメントの周囲に交互に配列される 3 本の長いまたは遠位ケーブルと 3 本の短いまたは中位ケーブルを含む。内腔チューブ 6 5 4 を手首 6 0 0 の中心から挿入し、器具シャフト 6 0 2 の内部に通してもよいが、これは図 5 5、図 5 6 に示されていない。ここに示される実施形態では、器具シャフト 6 0 2 の内側に設けられたハイポチューブ 6 5 6 にケーブル 6 5 0 が圧着される。

40

## 【 0 0 9 5 】

図 5 7 ~ 図 6 3 は、器具のバックエンドにおけるジンバル機構 7 0 0 を示す図である。ジンバル機構 7 0 0 は、図 3 5 ~ 図 4 0 のジンバル・プレート 3 0 2 と平行リンク機構 3 4 0 を備えたジンバル機構よりコンパクトである。ジンバル機構 7 0 0 は、軸 7 0 4 のまわりを回転するように装着される他のジンバル部材またはリング 7 0 2 を含む。ジンバル・プレートすなわちアクチュエータ・プレート 7 0 6 は、直交軸 7 0 8 のまわりを回転するように外側リング 7 0 0 に装着される。ロック・プレート 7 1 0 がジンバル・プレート 7 0 6 上に配置される。図 5 9 に示されるように、手首 6 0 0 からのケーブル 6 5 0 は、ジンバル・プレート 7 0 6 の 1 2 のケーブル穴 7 1 4、7 1 6 に挿入され、器具のバックエンドの近位端に向かって、矢印 7 1 6 に沿って実質的に真っ直ぐに引き戻される。ジンバ

50

ル・プレート 706 は、遠位ケーブル 650 A を受けるための 6 つの大径開口 714、および中位ケーブル 650 B を受けるための 6 つの小径開口 716 を含む。以下に説明するように、ジンバル・プレート 706 は、アクチュエータ・リンクを接続するための第 1 のアクチュエータ接続部 718 と第 2 のアクチュエータ接続部 719 を有する。

【0096】

図 60、図 61 は、組立前のジンバル・プレート 706 とロック・プレート 710 を示す図である。ロック・プレート 710 は、ケーブル 650 にくさびを押しつけることによってケーブル 650 A、650 B を所定の位置に固定するために使用される。図 60 に最もよく示されるように、ロック・プレートは、半径方向に外側を向くくさび面を有する 3 つの外向きくさび 720 と、半径方向に内側を向くくさび面を有する 3 つの内向きくさび 722 とがロック・プレート 710 の周辺に交互に配置されている。ジンバル・プレート 706 は、ロック・プレート 710 の固定くさび 720、722 と結合する、対応するルースまたは可動くさびを有する。図 61 に最もよく示されるように、ジンバル・プレート 706 は 3 つの可動内向きくさび 730 と 3 つの可動外向きくさび 732 を含む。可動内向きくさび 730 は半径方向に内側を向くくさび面と湾曲外向面を有し、可動外向きくさび 732 は半径方向に外側を向くくさび面 731 と湾曲外向面 733 を有する。これらの可動くさび 730、732 は、交互に配置され、ジンバル・プレート 706 の周囲に円周状に設けられているスロットに挿入される。

10

【0097】

ロック・プレート 710 は、ジンバル・プレート 706 のケーブル穴 714、716 にケーブル 650 が挿入された後にジンバル・プレート 706 に組み付けられる。ロック・プレート 710 をジンバル・プレート 706 のほうへ動かすと、ロック・プレート 720 の 3 つの外向きくさび 720 が、ジンバル・プレート 706 のスロット内の 3 つの可動内向きくさび 730 と結合して、くさび 730 の湾曲外向面 731 とジンバル・プレート壁の間に保持される、6 つの大径開口 714 を貫通する 6 本の遠位ケーブル 650 A に可動内向きくさび 730 を押しつける。ロック・プレート 720 の 3 つの内向きくさび 722 は、ジンバル・プレート 706 のスロット内の 3 つの可動外向きくさび 732 と結合して、くさび 732 の湾曲内向面 733 とジンバル・プレート壁の間に保持される、6 つの小径開口 716 を貫通する 6 本の中位ケーブル 650 B に可動外向きくさび 732 を押しつける。図 62、図 63 に示されるように、ジンバル・プレート 706 をロック・プレート 710 に挿入する、またはロック・プレート 710 をジンバル・プレート 706 に挿入することができるねじ切ボルトのような締結具 738 を使用して、ロック・プレート 710 をジンバル・プレート 706 に接合させる。ロック・プレート 710 をジンバル・プレート 706 に取り付けることによってすべてのケーブル 650 を圧着する本実施形態では、終端法によってケーブル・テンションが影響されることはない。

20

30

【0098】

図 64 ~ 図 67 のバックエンド 801 に示されるジンバル機構 700 を組み込んだジンバル・ケーブル・アクチュエータ 800 は、図 32 ~ 図 40 のジンバル・ケーブル・アクチュエータ 300 に類似しているが、よりコンパクトにし、効率を高めるために再配置および再構成されている。ジンバル・ケーブル・アクチュエータ 800 は、バックエンドの下方ハウジング部材に装着されており、上方ハウジング部材は内部の詳細を見せるために取り除かれている。

40

【0099】

ジンバル・プレート 706 の第 1 のアクチュエータ接続部に回転可能に結合された第 1 のアクチュエータ・リンク 804、およびジンバル・プレート 706 の第 2 のアクチュエータ接続部 719 に回転可能に結合された第 2 のアクチュエータ・リンク 806 によってジンバル機構 700 のジンバル・プレート 706 を動かし、ピッチとヨー回転を生成する。第 1 のアクチュエータ接続部 718 と第 2 のアクチュエータ接続部 719 における回転可能な結合はボール・イン・ソケット接続でよい。ピボット・ジョイントを介してアクチュエータ・リンク 804、806 に回転可能に結合される第 1、第 2 の扇形歯車 814、816 によって

50

、それぞれのアクチュエータ・リンク 804、806 が駆動され、全体として縦方向に動かされる。扇形歯車 814、816 は、それぞれ、駆動スプール 834、836 によって駆動される第 1、第 2 の駆動歯車 824、826 によって回転される。扇形歯車 814、816 は、共通のピボット軸 838 のまわりを回転する。その構成は、図 32 ~ 図 40 の構成よりコンパクトである。第 1、第 2 のアクチュエータ・リンク 804、806 は反対方向に動いて、ジンバル・プレート 706 のヨー回転を生成し、同一方向に動いて、ジンバル・プレート 706 のピッチ回転を生成する。アクチュエータ・リンク 804、806 の混合運動の調整によりピッチ回転とヨー回転の混合回転が得られる。ハスバ駆動歯車 840 と被動歯車 842 を使用してロー回転を生成して、効率およびコスト効率を向上させる。

#### 【0100】

図 64 ~ 図 67 のバックエンド 801 構造体は、グリップ支持体を手首に保持するための支持ケーブル 462、464 (図 38 および 38A を参照のこと)、およびグリップ・エンド・エフェクタの開閉を駆動するためのグリップ駆動ケーブル 446、448 (図 39 を参照のこと) を含むケーブルの固定およびテンショニングを行う代替的な手段を提供する。支持ケーブル 462、464 は、ピボット軸 838 のまわりをピボットし、ケーブル・テンショニングばね 862 によって偏向されるアーム 860 に固定される。ばね 862 はアーム 860 を偏向させて、支持ケーブル 462、464 にテンションを加えて、グリップ支持体を手首にしっかりと保持する (図 38 および 38A を参照のこと)。図 65、図 67 に最もよく示されるように、グリップ駆動ケーブル 446、448 は、ばね偏向アーム 860 に接続されたプーリ 870 (図 66) の周囲に沿って延び、モータ入力シャフト 870 に沿って設けられる一対のハブ・クランプ 866、868 で終端する。ハブ・クランプ 866、868 にトルクを加えることによって駆動ケーブル 446、448 にテンションを加える。

#### 【0101】

図 68A、68B、68C は、手首が 6 以上のセグメントまたは円板を含み、ケーブル終端を伴う 2 つ以上の中位円板を有する、本発明の形態を有する PPM D 手首の実施形態と対応するアクチュエータ・プレートを概略的に示す図である。本例に示される PPM D 手首は、P、YY、PP および Y 構成の 6 つのピボット可能結合によって分けられている 7 つの円板 (近位のシャフト末端円板から遠位のエンド・エフェクタ支持円板まで 1 から 7 までの番号が付されている) を有する。それぞれ中位円板 3、5、7 で終端するケーブル集合体 c1、c2、c3 に対する 3 つの例示的なケーブル通路が示されている。図 68A は、直線状にした状態の手首を示す図で、図 68B はヨー偏向すなわちヨー曲げ状態の手首を示す図である。手首は、同様に (ページの内側または外側に) ピッチ偏向可能であり、これらの組合せの方向に偏向させることもできる。セグメントとケーブル集合体の数を除いて、手首は、全体的に図 17 ~ 図 24 に示される実施形態に類似している。

#### 【0102】

ここに示される手首は、少なくとも一対の全体的に平行した近隣軸 (例えば、. . . Y P P Y . . . または . . . P Y Y P . . . ) を有するタイプであるが、その代わりに、P Y、P Y、P Y の交互垂直軸配列に構成されていてもよい。さらなる実施形態は、P Y Y P や Y P のような円板間結合の組合せ構成を有することができる。ここに示される手首は、一定のセグメント長、および連続的に反復するピボット軸の向きを有する。より一般的な代替的な例示の実施形態では、「Y」軸と「P」軸が実質的に互いに垂直である必要はなく、実質的に中心線に垂直である必要もなく、縦列セグメントが一定の長さである必要がない。

#### 【0103】

図 68C は、それぞれケーブル集合体 c1、c2、c3 に対応する、ケーブル集合体接続部 r1、r2、r3 にケーブルを含む、ケーブル・アクチュエータ・プレートの配置を概略的に示す図である。4 つの接続部がケーブル集合体ごとに示されているが、その数は 3 であってもよいし、5 以上であってもよい。

#### 【0104】

10

20

30

40

50

より一般的な形態では、本発明の形態を有する代替的な P P M D 手首の実施形態、および対応するアクチュエータ・プレートを以下のように構成させることができる。N が円板セグメント（末端円板を含む）の数を表す場合、ケーブル終端中位円板 M は、 $M = (N - 3) / 2$  とすることができる。遠位ケーブル集合体接続部を含む、ケーブル集合体および対応するアクチュエータ・プレート「レバー・アーム」半径の数は  $M + 1$  になる。

【0105】

一般に、前述した「一定速度」セグメント配列は、後方から前方へ、かつ前方から後方へ交互に配置された万能ジョイント式結合対の偶数配列に類似している。例えば、Y P、P Y または Y P、P Y、Y P、P Y セグメント配列は、「一定速度」特性を提供する。これは、 $N = 5$ 、 $9$  などのように  $N - 1$  が  $4$  の倍数である構成に対して達成できる。

10

【0106】

結合毎の所定の偏角に対して、セグメント数が増加すると手首の全体的な偏角が大きくなる（図 68 の例は約  $135^\circ$  のヨー回転を示す）。

【0107】

上述の装置および方法の構成は、本発明の原理の応用の例示にすぎず請求項に記載されている本発明の趣旨および範囲から逸脱することなく他の多くの実施形態や改造が可能である。したがって、本発明の範囲は、上述の内容に関してではなく、添付の請求項、ならびにそれらのすべての同等物に関して定められるものとする。

【図面の簡単な説明】

【0108】

20

【図 1】腹腔鏡型手首の回転を概略的に示す正面図である。

【図 2】図 1 の腹腔鏡型手首の S 形構成を概略的に示す正面図である。

【図 3】本発明の一実施形態による、ばねにより接続された椎骨を有する腹腔鏡型手首を概略的に示す正面図である。

【図 4】本発明の実施形態による、波形ばねによって接続された椎骨を有する腹腔鏡型手首の部分断面図である。

【図 5】本発明の実施形態による、ピッチ回転におけるポジティブに位置決め可能なマルチ・ディスク（P P M D）手首の斜視図である。

【図 6】ヨー回転における図 5 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 7】直立位置における図 5 の P P M D 手首の正面図である。

30

【図 8】ピッチ回転における図 5 の P P M D 手首の正面図である。

【図 9】本発明の他の実施形態による、直立位置における P P M D 手首の斜視図である。

【図 10】ピッチ回転における図 9 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 11】ヨー回転における図 9 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 12】図 9 の P P M D 手首における中間円板の上部斜視図である。

【図 13】図 12 の中間円板の下部斜視図である。

【図 14】本発明の他の実施形態による、ピッチ回転における P P M D 手首の斜視図である。

【図 15】ヨー回転における図 14 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 16】本発明の他の実施形態による、ピッチ回転における P P M D 手首の斜視図である。

40

【図 17】本発明の他の実施形態による、直立位置における P P M D 手首の斜視図である。

【図 18】ピッチ回転における図 17 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 19】ピッチ回転における図 17 の P P M D 手首の正面図である。

【図 20】ヨー回転における図 17 の P P M D 手首の斜視図である。

【図 21】ヨー回転における図 17 の P P M D 手首の正面図である。

【図 22】本発明の実施形態による、円板を通じて延びる駆動ケーブルを示す、図 17 の P P M D 手首の正面図である。

【図 23】ピッチ回転における図 17 の P P M D 手首の正面図である。

50

- 【図 2 4】ヨー回転における図 1 7 の P P M D 手首の正面図である。
- 【図 2 5】図 1 7 の P P M D 手首の円板間の結合の断面図で、その間のロール接触を示す図である。
- 【図 2 6】本発明の実施形態によるジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 2 7】本発明の他の実施形態による、アクチュエータ・リンクがピッチ回転で構成されたジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 2 8】アクチュエータ・リンクがヨー回転で構成された図 2 7 のジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 2 9】ピッチ回転における図 2 7 のジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 3 0】アクチュエータ・プレートの詳細を示す、図 2 7 のジンバル・ケーブル・アクチュエータにおける平行リンク機構の斜視図である。
- 【図 3 1】アクチュエータ・プレート上のカバー・プレートを示す、図 3 0 の平行リンク機構の斜視図である。
- 【図 3 2】アクチュエータ・プレートの詳細を示す、図 3 0 の平行リンク機構の他の斜視図である。
- 【図 3 3】アクチュエータ・プレート上のカバー・プレート、およびアクチュエータ・リンクを装着するためのアクチュエータ・プレート付近の取付部材を示す、図 3 0 の平行リンク機構の斜視図である。
- 【図 3 4】下方ハウジング部材に装着された、図 2 7 のジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 3 5】下方ハウジング部材と上方ハウジング部材の間に装着された、図 2 7 のジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。
- 【図 3 6】本発明の実施形態による外科機器の斜視図である。
- 【図 3 7】図 3 6 の外科機器の手首およびエンド・エフェクタの斜視図である。
- 【図 3 8】図 3 6 の外科機器の手首およびエンド・エフェクタの部分破断斜視図である。
- 【図 3 8 A】図 3 6 の外科機器の手首およびエンド・エフェクタの追加的な部分破断斜視図である。
- 【図 3 9】図 3 6 の外科機器の手首およびエンド・エフェクタの追加的な部分破断斜視図である。
- 【図 3 9 A】図 3 6 の外科機器のエンド・エフェクタに対する開放および閉じアクチュエータを示す平面図である。
- 【図 3 9 B】図 3 6 の外科機器のエンド・エフェクタに対する開放および閉じアクチュエータを示す平面図である。
- 【図 3 9 C】他の実施形態によるエンド・エフェクタの斜視図である。
- 【図 4 0】手首制御ケーブルを示す、図 3 9 の斜視図である。
- 【図 4 1】図 3 6 の外科機器の手首およびエンド・エフェクタの正面図である。
- 【図 4 2】本発明の実施形態による、図 3 6 の外科機器のバックエンド機構の斜視図である。
- 【図 4 3】本発明の実施形態による、図 4 2 のバックエンド機構における下方部材の斜視図である。
- 【図 4 4】本発明の他の実施形態による、バックエンド機構の斜視図である。
- 【図 4 5】本発明の他の実施形態による、バックエンド機構の斜視図である。
- 【図 4 6】本発明の他の実施形態による、バックエンド機構の斜視図である。
- 【図 4 7】本発明の他の実施形態による、図 4 4 から 4 6 の外科機器のバックエンドに駆動ケーブルを固定するための機構の斜視図である。
- 【図 4 8】本発明の他の実施形態による、図 3 6 の外科機器のバックエンド機構の斜視図である。
- 【図 4 9】本発明の他の実施形態による、図 3 6 の外科機器のバックエンド機構の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図50】本発明の他の実施形態による、図36の外科機器のバックエンド機構の斜視図である。

【図51】他の実施形態によるPPMD手首の斜視図である。

【図52】図51のPPMD手首における椎骨すなわち円板セグメントの分解図である。

【図53】図51のPPMD手首の正面図である。

【図54】図51のPPMD手首の正面図である。

【図55】図51のPPMD手首のケーブル接続を示す斜視図である。

【図56】図51のPPMD手首のケーブル接続を示す斜視図である。

【図57】他の実施形態によるジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。

【図58】他の実施形態によるジンバル・ケーブル・アクチュエータの斜視図である。

10

【図59】図55のアクチュエータのジンバル・プレートの斜視図である。

【図60】図55のジンバル・ケーブル・アクチュエータの分解斜視図である。

【図61】図55のジンバル・ケーブル・アクチュエータの分解斜視図である。

【図62】図55のジンバル・ケーブル・アクチュエータの分解斜視図である。

【図63】図55のジンバル・ケーブル・アクチュエータの他の斜視図である。

【図64】他の実施形態によるバックエンドの斜視図である。

【図65】他の実施形態によるバックエンドの斜視図である。

【図66】他の実施形態によるバックエンドの斜視図である。

【図67】他の実施形態によるバックエンドの斜視図である。

【図68A】他の実施形態による直線状手首の正面図である。

20

【図68B】曲げ手首の正面図である。

【図68C】他の実施形態によるケーブル・アクチュエータ・プレートの概略図である。

【符号の説明】

【0109】

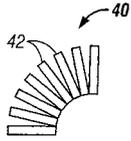
402：細長シャフト

404：手首状機構

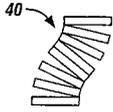
406：エンド・エフェクタ

410：機械走査機構

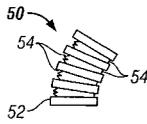
【 図 1 】



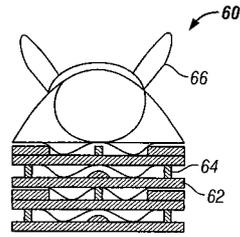
【 図 2 】



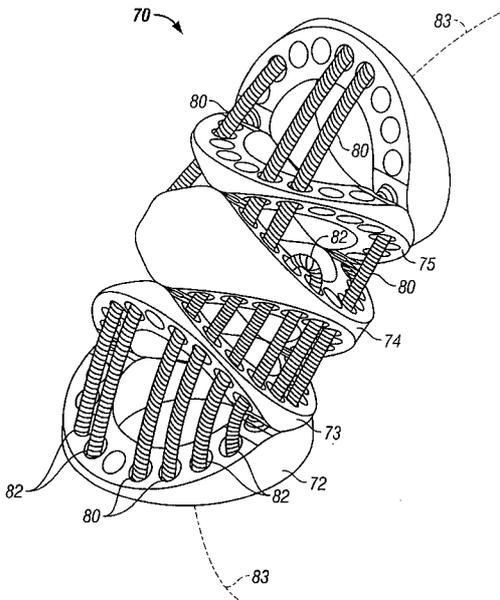
【 図 3 】



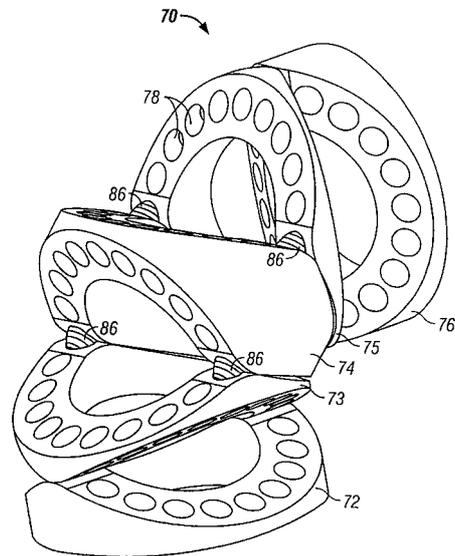
【 図 4 】



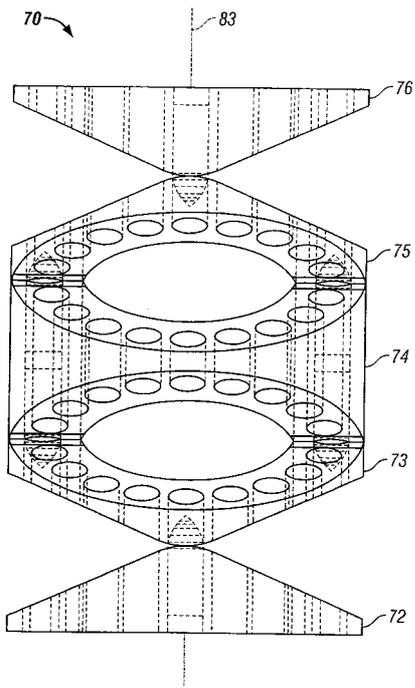
【 図 5 】



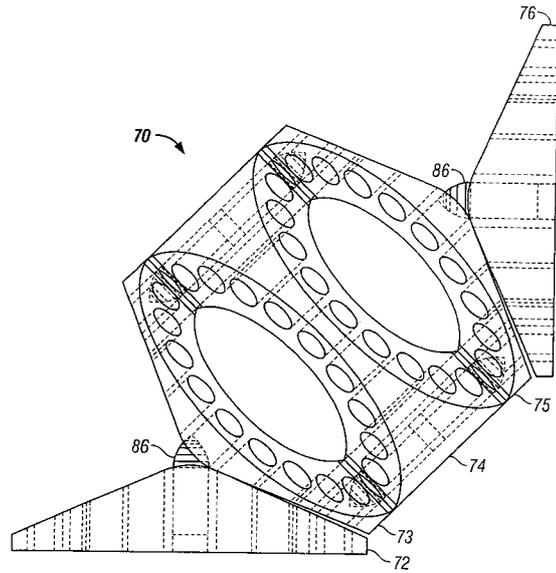
【 図 6 】



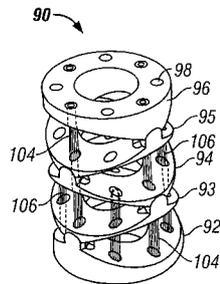
【 図 7 】



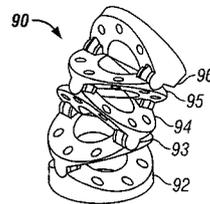
【 図 8 】



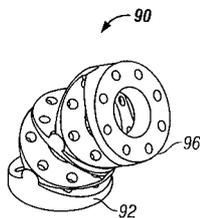
【 図 9 】



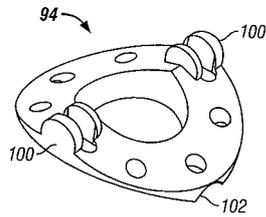
【 図 11 】



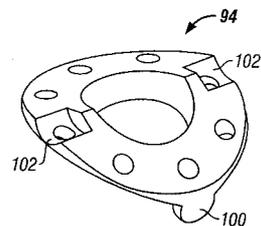
【 図 10 】



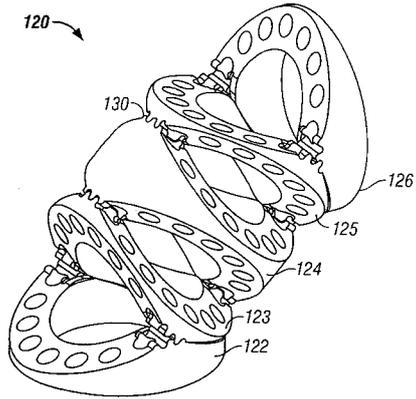
【 図 12 】



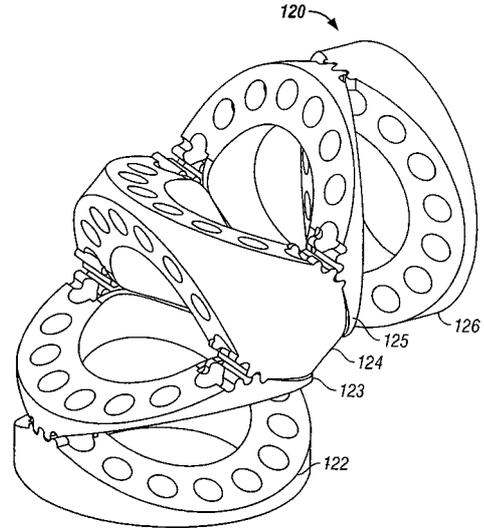
【 図 13 】



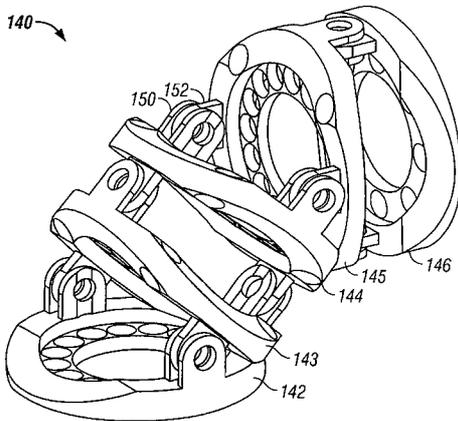
【 図 1 4 】



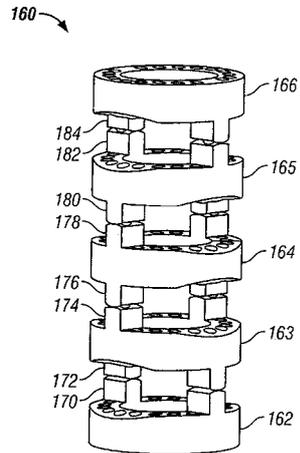
【 図 1 5 】



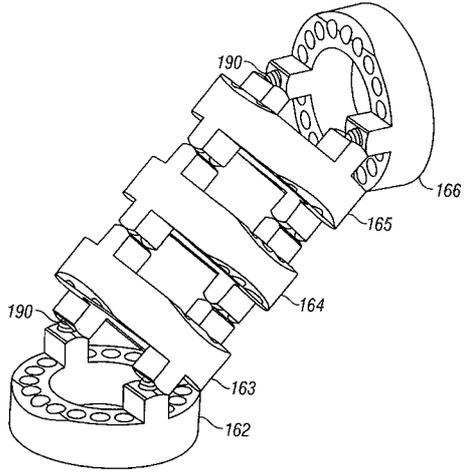
【 図 1 6 】



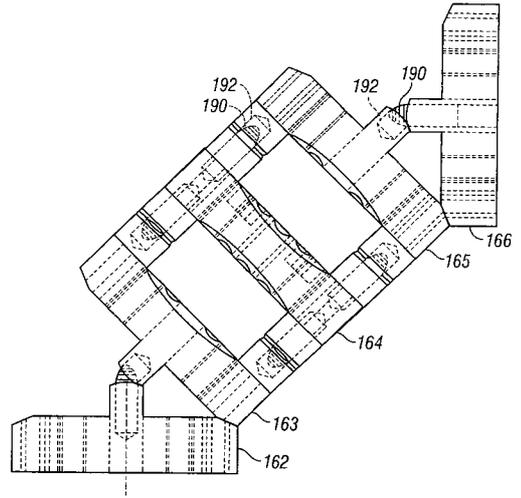
【 図 1 7 】



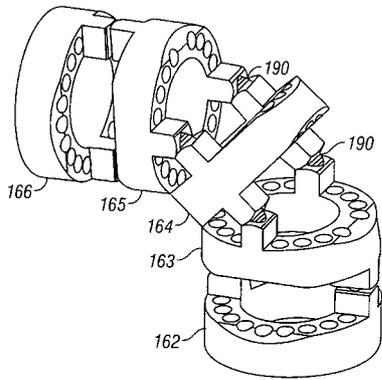
【 図 1 8 】



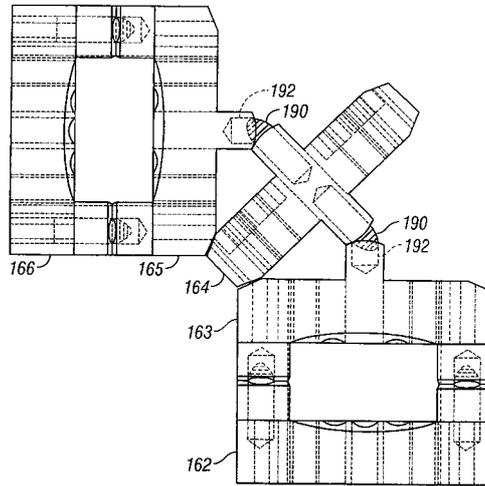
【 図 1 9 】



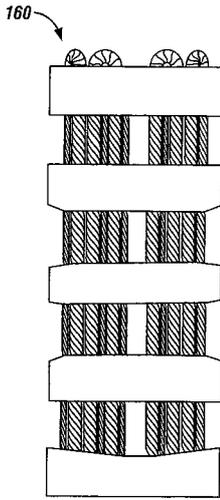
【 図 2 0 】



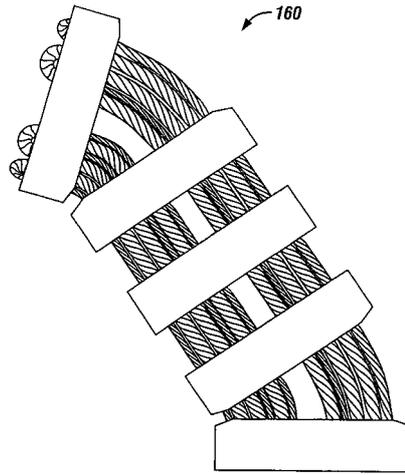
【 図 2 1 】



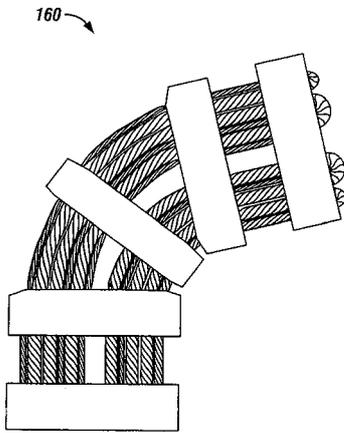
【 図 2 2 】



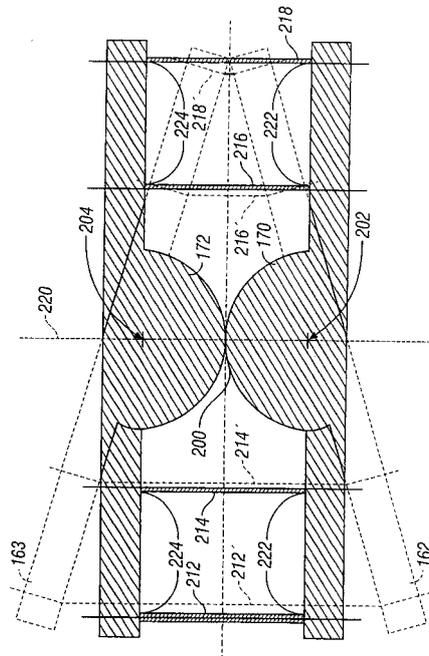
【 図 2 3 】



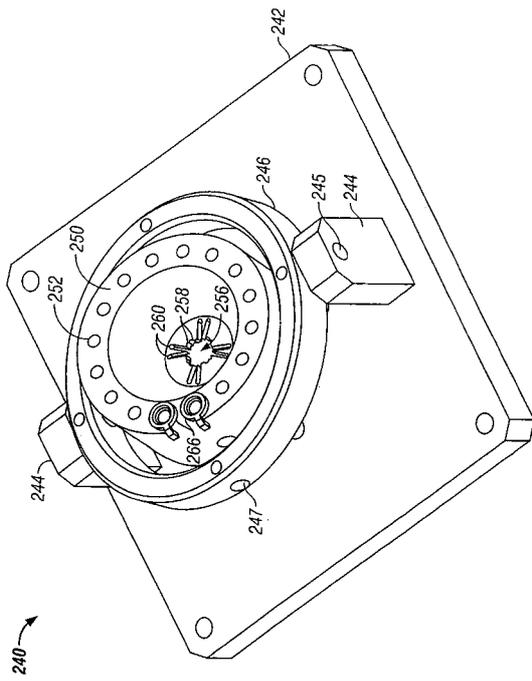
【 図 2 4 】



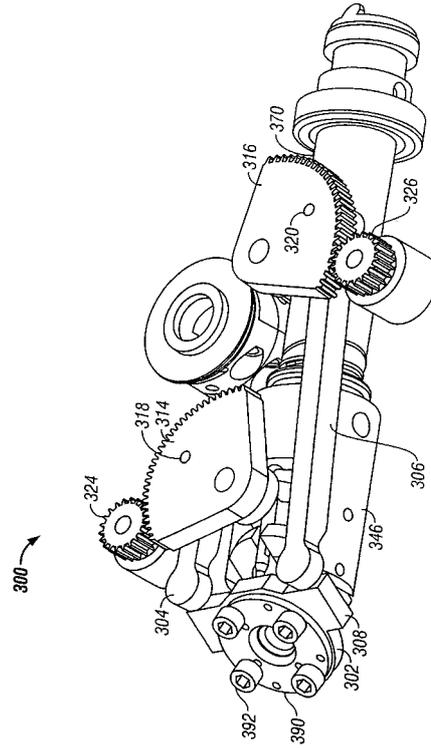
【 図 2 5 】



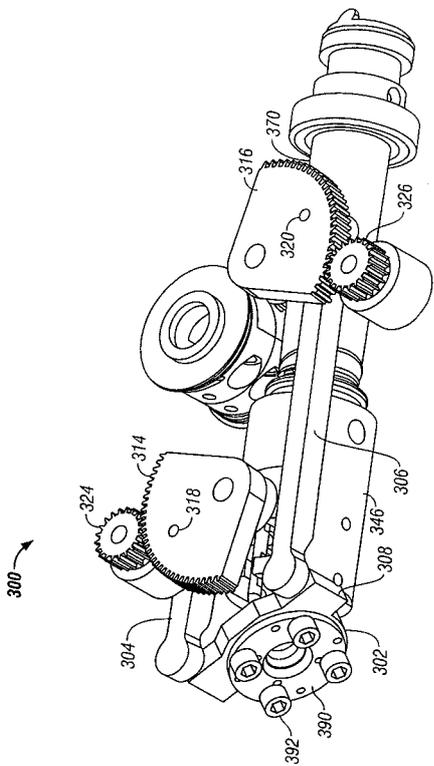
【 図 2 6 】



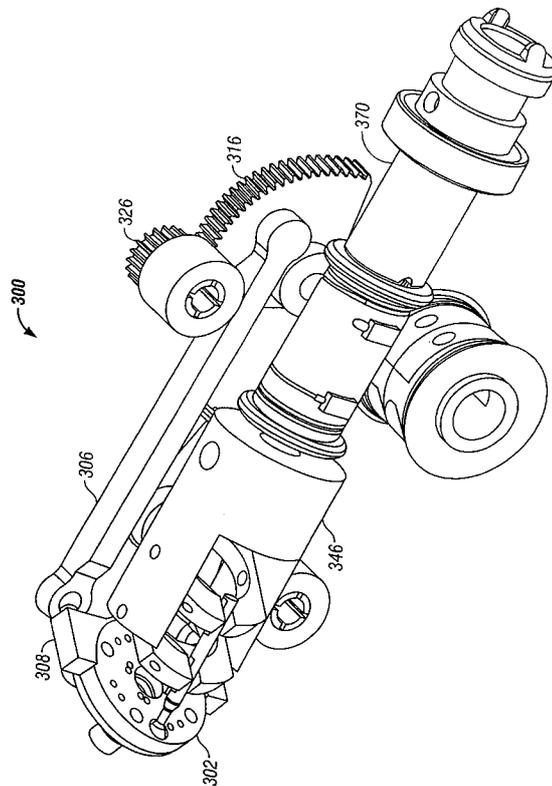
【 図 2 7 】



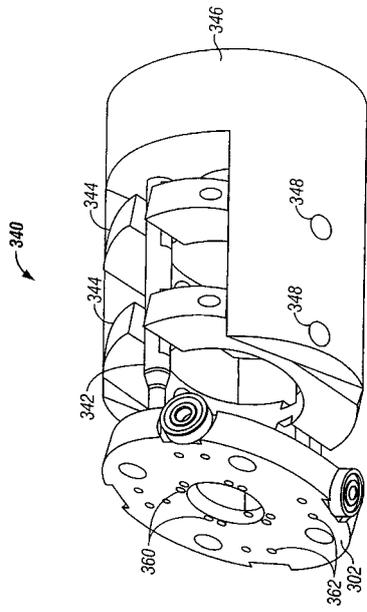
【 図 2 8 】



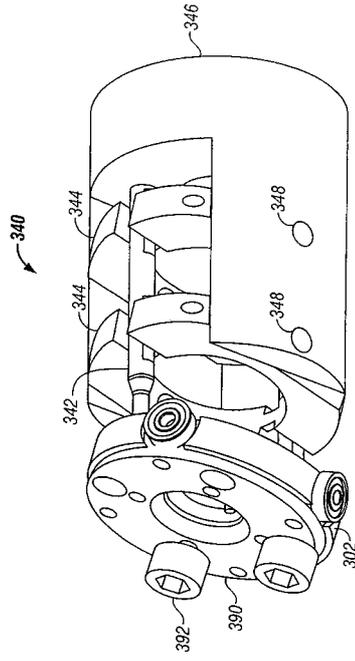
【 図 2 9 】



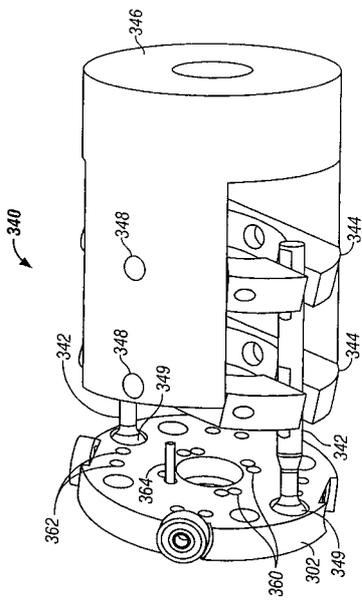
【 図 3 0 】



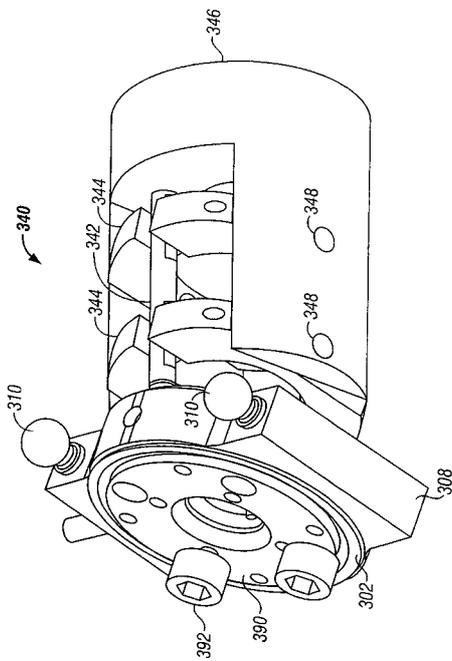
【 図 3 1 】



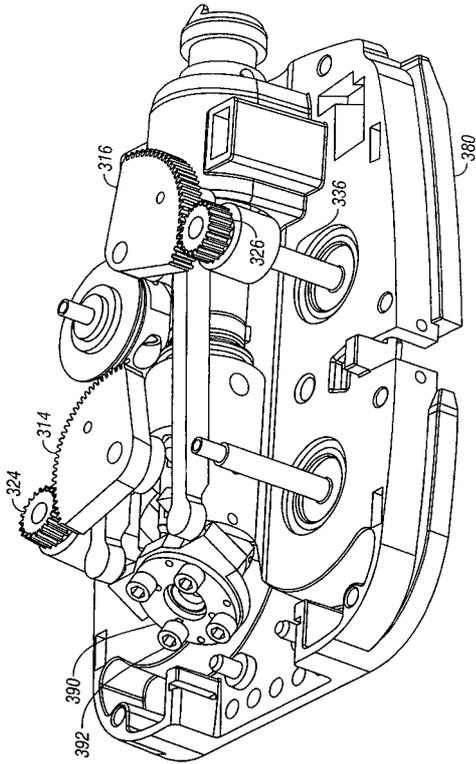
【 図 3 2 】



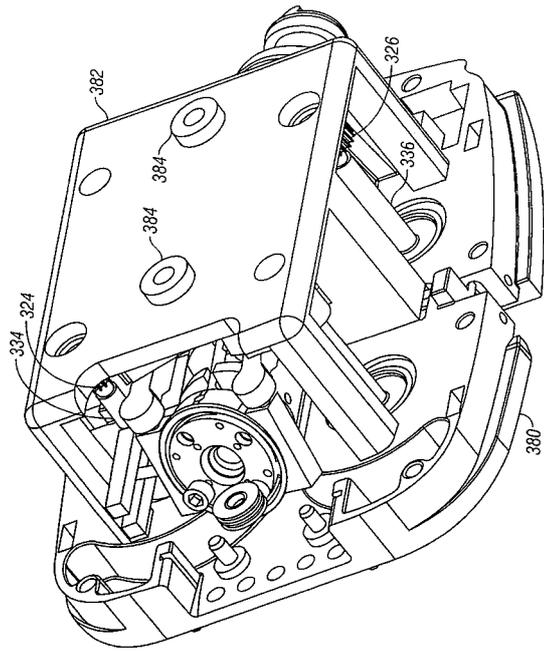
【 図 3 3 】



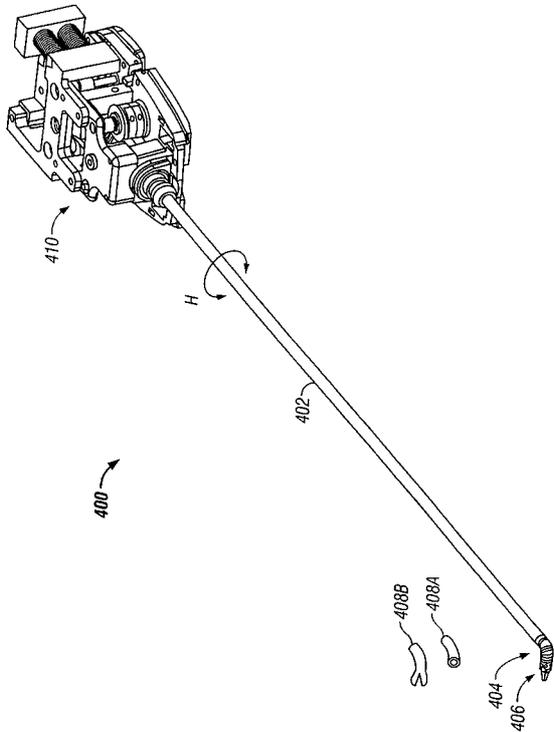
【 図 3 4 】



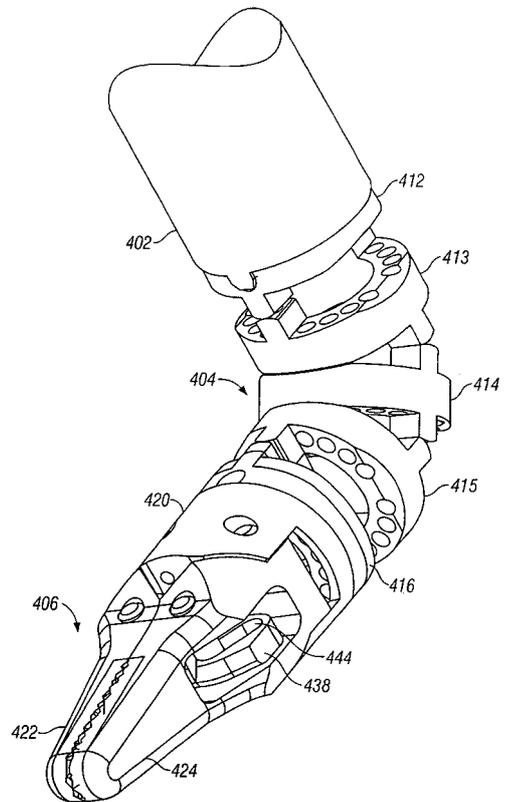
【 図 3 5 】



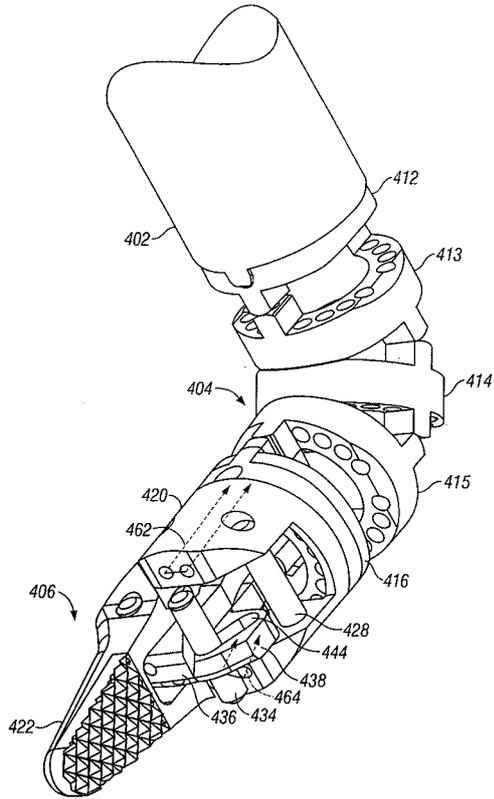
【 図 3 6 】



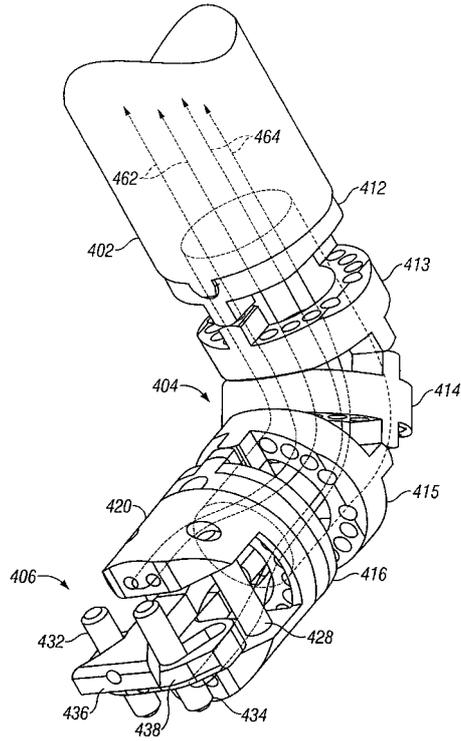
【 図 3 7 】



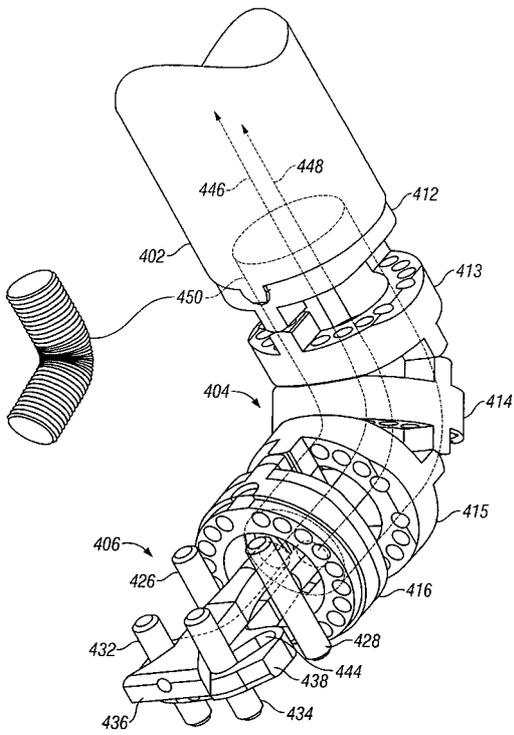
【 図 3 8 】



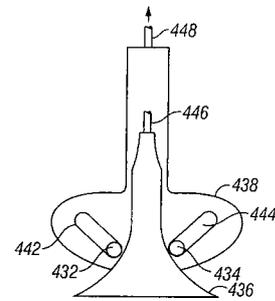
【 図 3 8 A 】



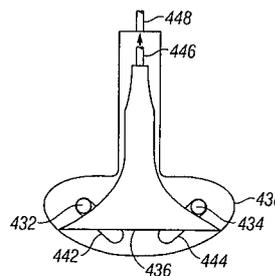
【 図 3 9 】



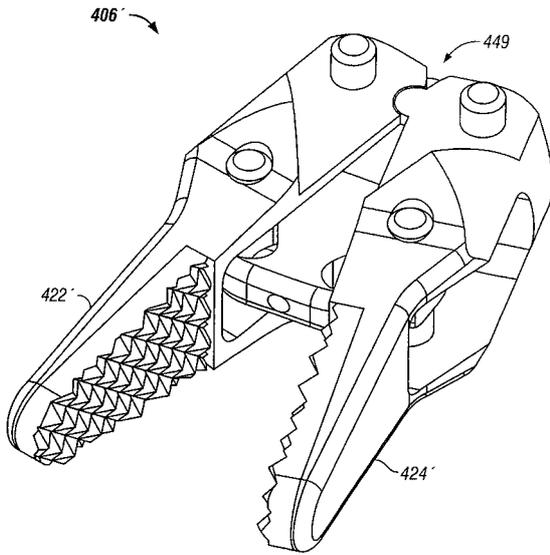
【 図 3 9 A 】



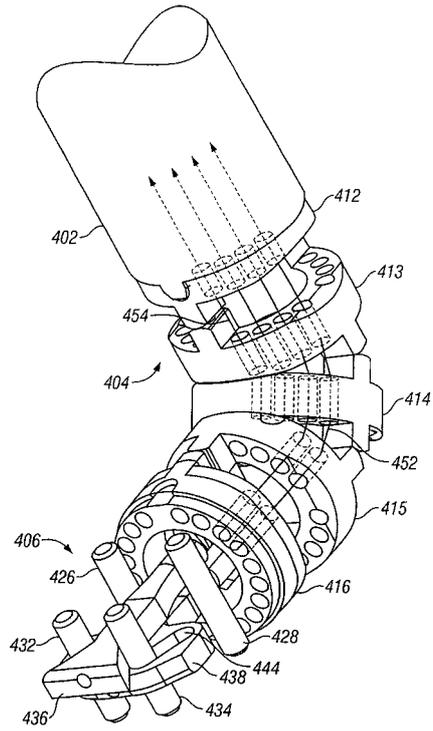
【 図 3 9 B 】



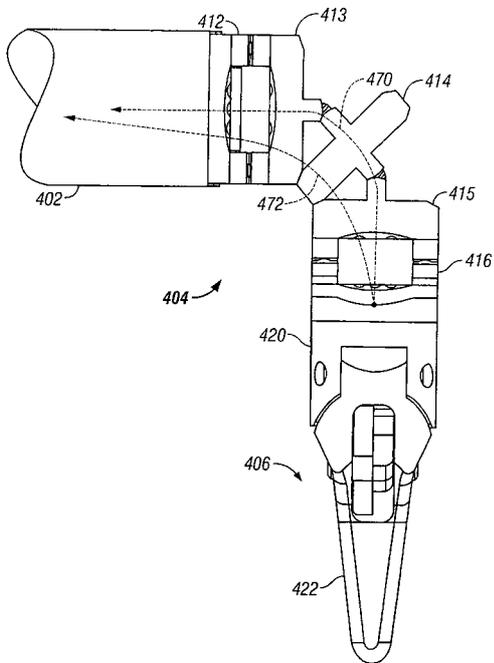
【 図 3 9 C 】



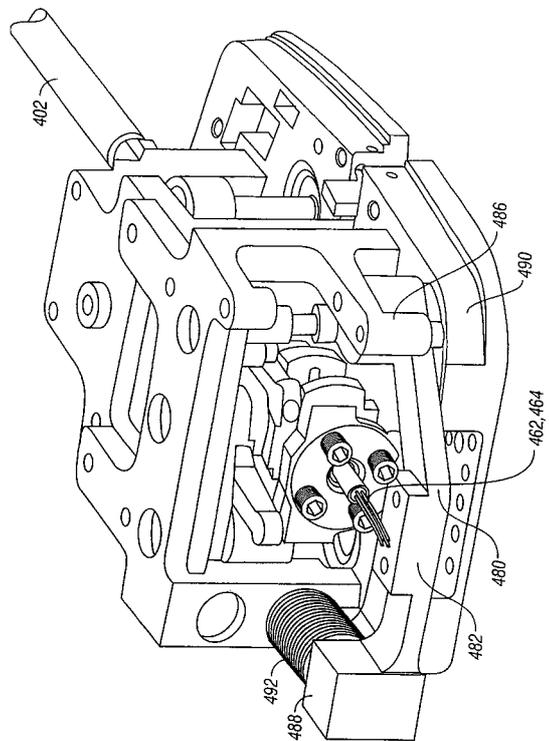
【 図 4 0 】



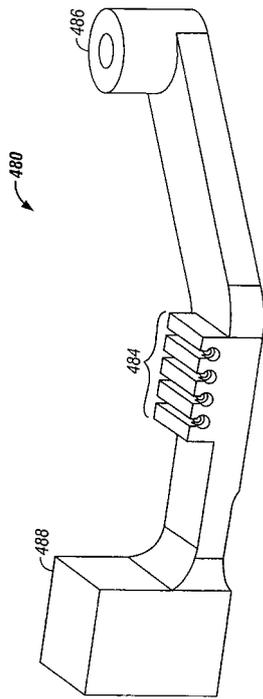
【 図 4 1 】



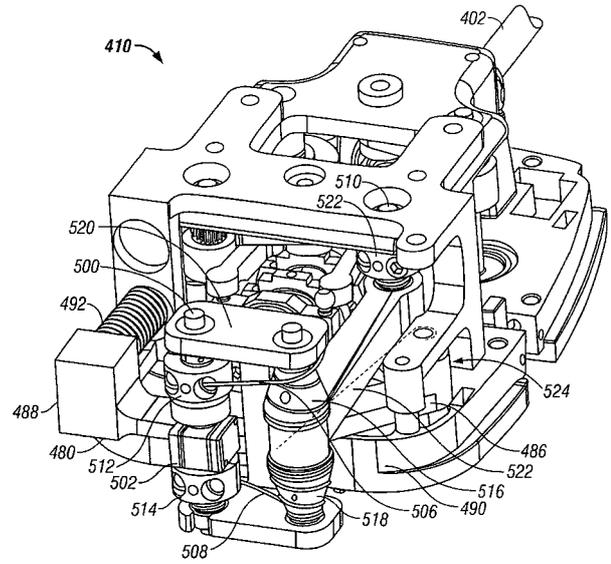
【 図 4 2 】



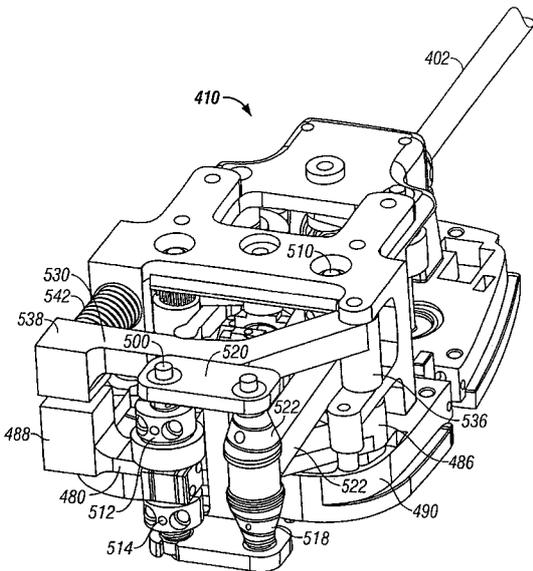
【 図 4 3 】



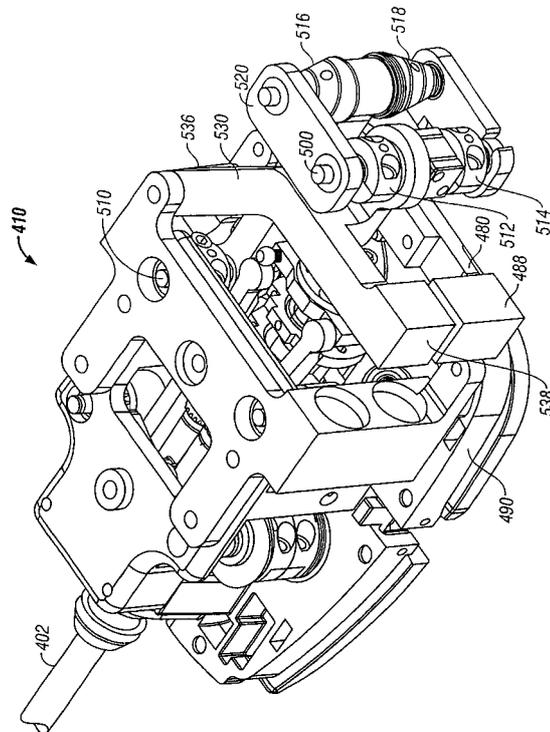
【 図 4 4 】



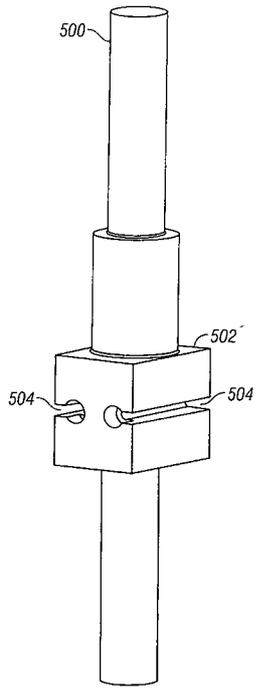
【 図 4 5 】



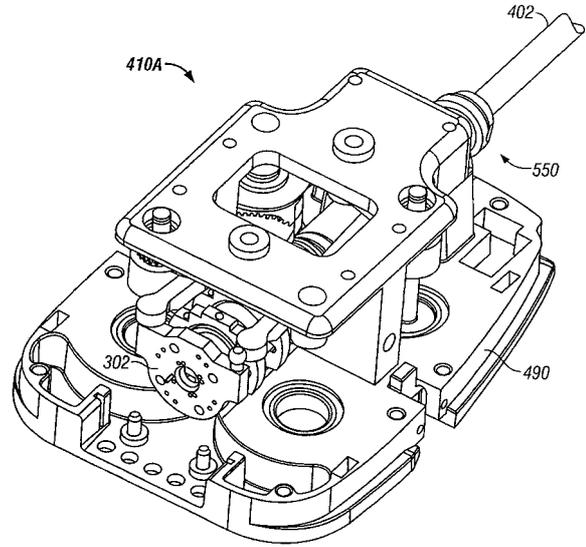
【 図 4 6 】



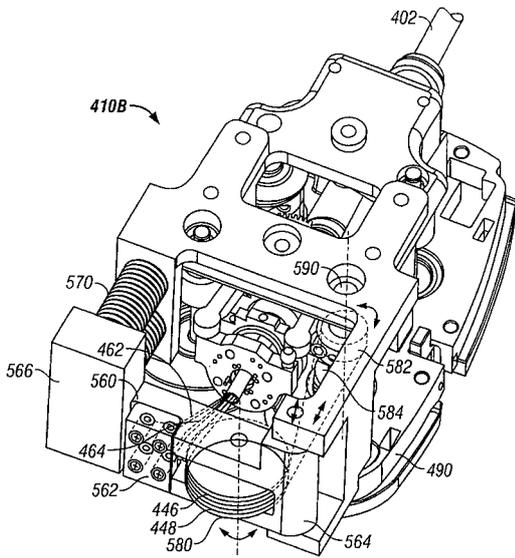
【 図 4 7 】



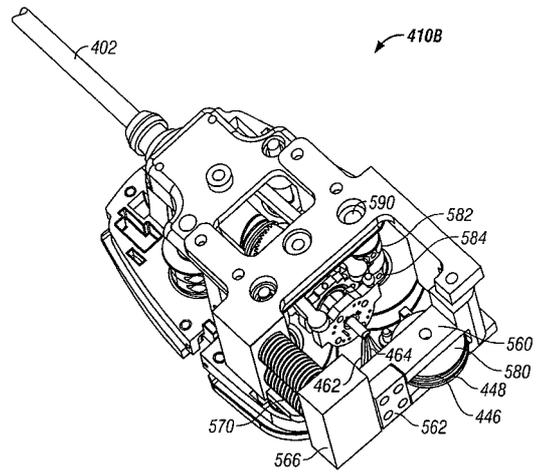
【 図 4 8 】



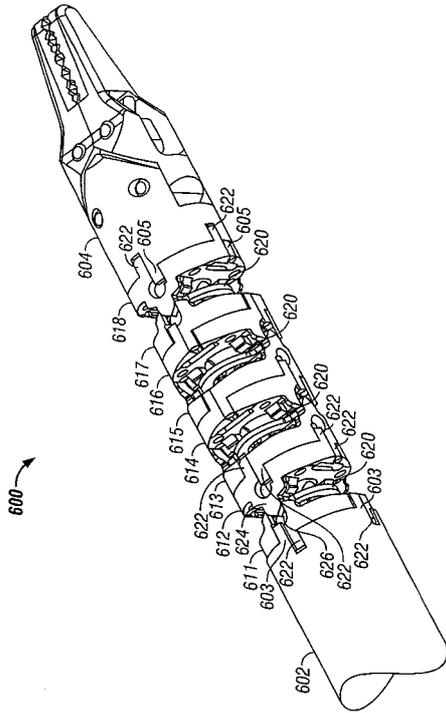
【 図 4 9 】



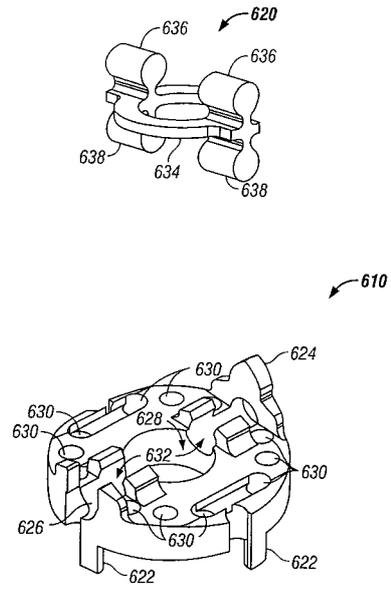
【 図 5 0 】



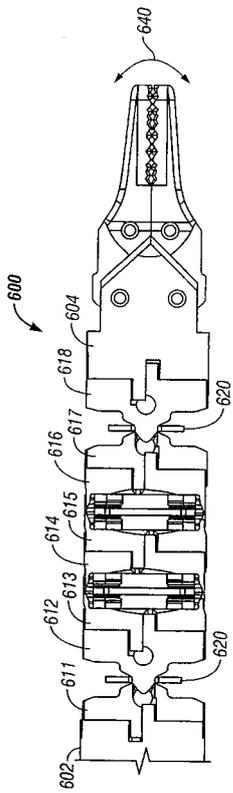
【 図 5 1 】



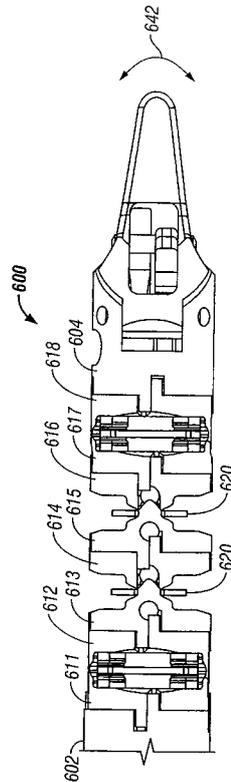
【 図 5 2 】



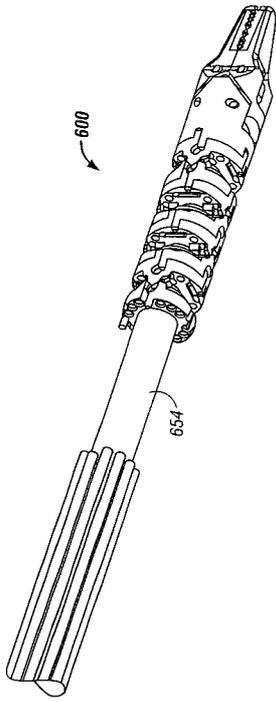
【 図 5 3 】



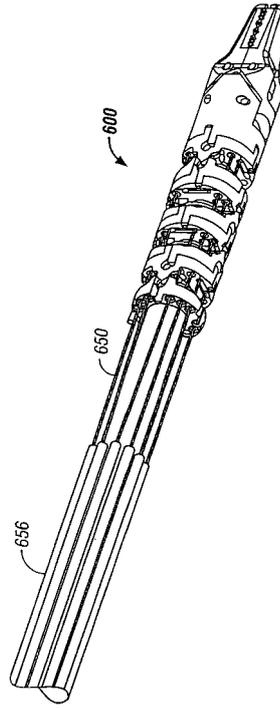
【 図 5 4 】



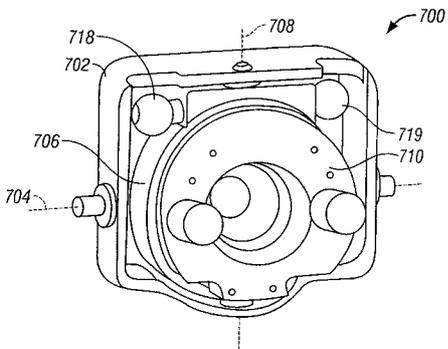
【 図 5 5 】



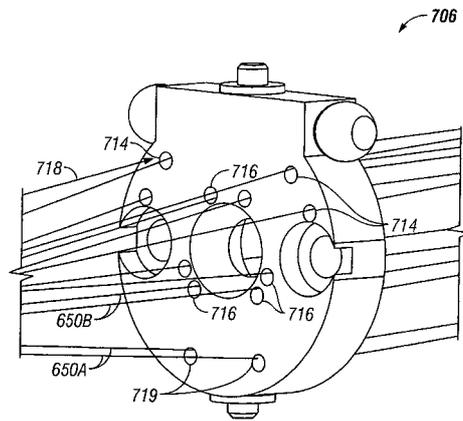
【 図 5 6 】



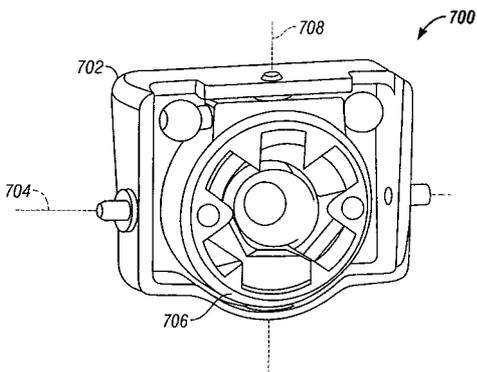
【 図 5 7 】



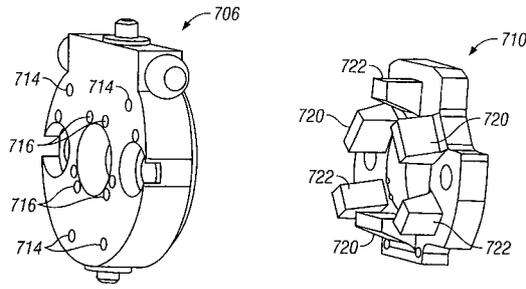
【 図 5 9 】



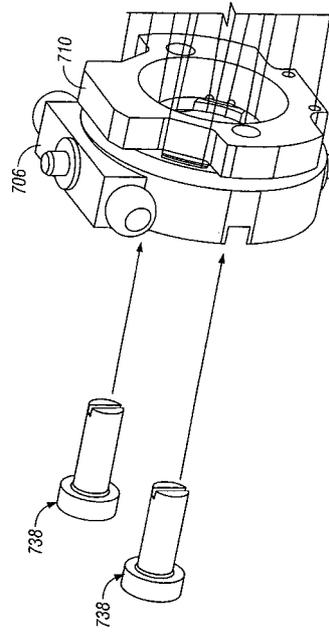
【 図 5 8 】



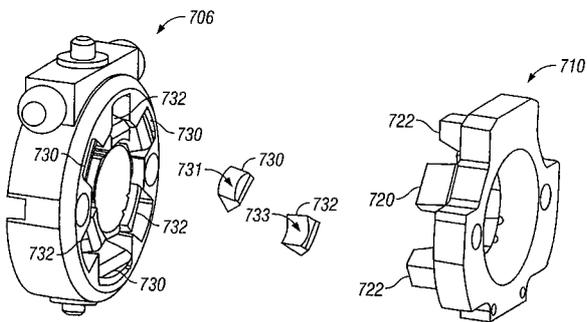
【 図 6 0 】



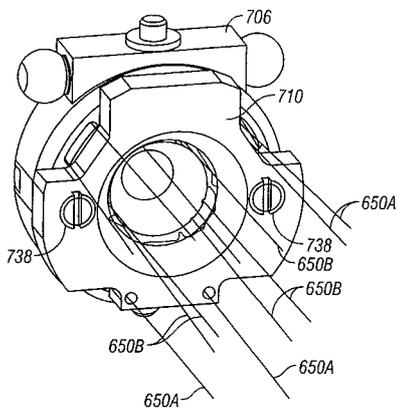
【 図 6 2 】



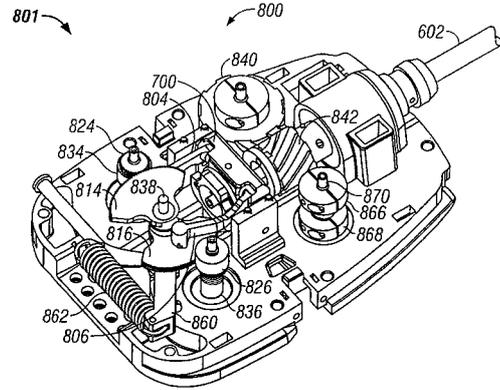
【 図 6 1 】



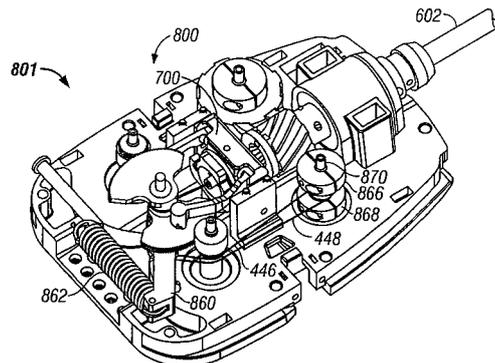
【 図 6 3 】



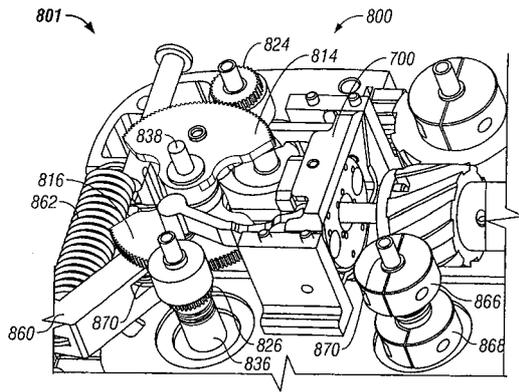
【 図 6 4 】



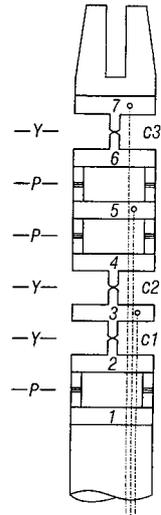
【 図 6 5 】



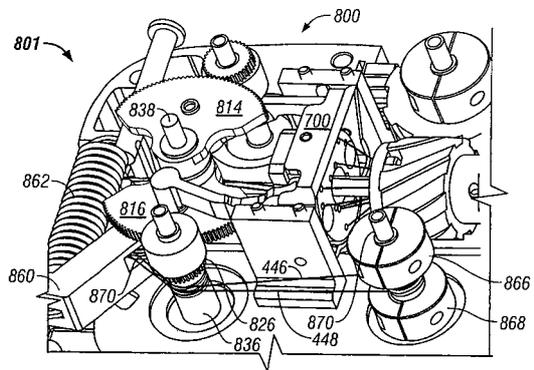
【 図 6 6 】



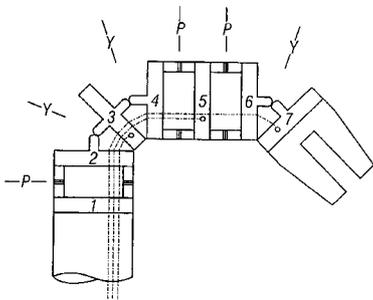
【 図 6 8 A 】



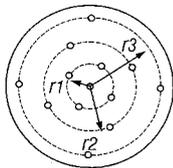
【 図 6 7 】



【 図 6 8 B 】



【 図 6 8 C 】



## フロントページの続き

- (72)発明者 チャン, ステイシイ  
アメリカ合衆国・94087・カリフォルニア州・サニベイル・セルカーク プレイス・815
- (72)発明者 アンダーソン, エス・クリストファ  
アメリカ合衆国・01060・マサチューセッツ州・ノーザンプトン・プロスペクト ストリート  
・371
- (72)発明者 ウィリアムズ, ダスティン  
アメリカ合衆国・94041・カリフォルニア州・マウンテン ビュー・アパートメント イー1  
14・イースト ダナ ストリート・200
- (72)発明者 マンゾ, スコット  
アメリカ合衆国・06484・コネティカット州・シェルトン・イースト・ヴィレッジ ロード・  
272
- (72)発明者 ワレス, ダニエル・ティ  
アメリカ合衆国・94062・カリフォルニア州・レドウッド シティ・グレンロック ウエイ・  
621

Fターム(参考) 4C061 FF33 GG15 HH32 HH56 JJ06  
4C160 FF15 FF19 GG32 NN02 NN03 NN09 NN10

专利名称(译)	一种具有可正向定位的肌腱驱动的多盘腕关节的手术器械		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009136684A</a>	公开(公告)日	2009-06-25
申请号	JP2008312546	申请日	2008-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	进入立法外科公司		
申请(专利权)人(译)	进入立法Surgical公司		
[标]发明人	クーパー・トマス・ジイ チャンステイシイ アンダーソン・エスクリストファ ウィリアムズ・ダスティン マンゾ・スコット ワレス・ダニエル・ティ		
发明人	クーパー, トマス・ジイ チャン, ステイシイ アンダーソン, エス・クリストファ ウィリアムズ, ダスティン マンゾ, スコット ワレス, ダニエル・ティ		
IPC分类号	A61B17/28 A61B17/32 A61B1/00 A61B19/00 A61B17/00		
CPC分类号	A61B1/0055 A61B1/0057 A61B1/008 A61B17/00234 A61B34/30 A61B34/71 A61B34/72 A61B2017/00314 A61B2017/2908 A61B2017/2929 A61B2017/2936 A61B2034/304 A61B2034/305 A61B2034/306 A61B2017/0069		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/32.330 A61B1/00.334.D A61B19/00.502 A61B1/018.515 A61B17/062.100 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/3201 A61B34/35		
F-TERM分类号	4C061/FF33 4C061/GG15 4C061/HH32 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C160/FF15 4C160/FF19 4C160/GG32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C161/FF33 4C161/GG15 4C161/HH32 4C161/HH56 4C161/JJ06		
代理人(译)	山川茂树		
优先权	60/301967 2001-06-29 US 60/327702 2001-10-05 US 10/187248 2002-06-28 US		
其他公开文献	JP5021607B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于微创远程外科手术机器人系统的设备，当在内部手术部位进行手术时，该设备可提高外科医生的灵活性。一种具有末端执行器的微创手术器械，该末端执行器具有左握持结构和右握持结构的可移动结构。该仪器具有腕部机制，可提供俯仰和偏航旋转，而不会在横摇，俯仰和偏航方面具有奇异之处。在一个优选的实施例中，腕部机构包括多个堆叠或串联连接的盘或椎骨。通常，堆叠的最近端的椎骨或椎间盘连接至近端构件段，例如器械或器械杆的工作端，并且最远端的椎骨或椎间盘为末端。耦合到远端构件段，例如效应器或末端效应器支撑构件。每个盘被配置为相对于相邻的盘或端件以至少一个自由度或1DOF旋转。[选择图]图39C

