

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2005-502398

(P2005-502398A)

(43) 公表日 平成17年1月27日(2005.1.27)

(51) Int. Cl. ⁷	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/32	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 19/00	A 6 1 B 19/00 5 0 2	
// A 6 1 B 1/00	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 141 頁)

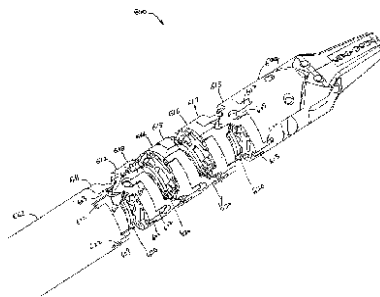
(21) 出願番号	特願2003-508233 (P2003-508233)	(71) 出願人	504004131 イントゥイティブ・サージカル・インコーポレーテッド アメリカ合衆国・94086・カリフォルニア州・サニイベイル・キファーロード・950
(86) (22) 出願日	平成14年7月1日(2002.7.1)	(74) 代理人	100064621 弁理士 山川 政樹
(85) 翻訳文提出日	平成15年12月26日(2003.12.26)	(72) 発明者	クーバー, トーマス・ジイ アメリカ合衆国・94025・カリフォルニア州・メンロパーク・コンコードドライブ・304
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/020884		
(87) 国際公開番号	W02003/001986		
(87) 国際公開日	平成15年1月9日(2003.1.9)		
(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)		

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腱駆動マルチ・ディスク手首ジョイントを有する外科器具

(57) 【要約】

本発明は、器具がロール、ピッチおよびヨーに特異点を有さないように、ピッチとヨー回転を与える手首機構を有する器具である。ポジティブに配置可能な多板手首機構は、直列に積層された複数の円板すなわち椎骨を含む。各椎骨は、各々の隣接椎骨に対してピッチまたはヨー回転するように構成される。駆動ケーブルを使用して、椎骨の動きを操作、制御する。具体的な実施形態では、ケーブルのいくつかは、近位椎骨から1つまたは複数の中間椎骨を通じて遠位椎骨に延びる遠位ケーブルであり、残りのケーブルは、近位椎骨から1つまたは複数の中間椎骨に延びる中位ケーブルである。ケーブルは、回転プレート・ケーブル・アクチュエータ機構によって駆動される。具体的な実施形態では、アクチュエータ機構は、中位ケーブルを受け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、椎骨の厳密な制御および操作を抑制するために、中位椎骨に対する中位ケーブルが、遠位椎骨に対する遠位ケーブルに比べてわずかな量しか動かないように、中位ケーブルを小径運動に限定し



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

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、操作端に接続された近位部を有する手首部材と、手首部材の遠位部に接続されたエンド・エフェクタとを備え、手首部材は、細長シャフトの操作端とエンド・エフェクタの間に直列接続された少なくとも3つの椎骨を備え、その椎骨は、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ピボット・ピッチ結合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低侵襲外科機器。

10

【請求項 2】

ピボット可能結合は非接合接触を含む請求項 1 に記載の機器。

【請求項 3】

第2の軸は、ピッチ軸に垂直で、シャフト軸に垂直なヨー軸である請求項 1 に記載の機器。

【請求項 4】

手首部材は5つの椎骨を備え、5つの椎骨は、ピッチ軸のまわりのピボットを可能にする2つの非接合ピッチ接触、およびヨー軸のまわりのピボットを可能にする2つの非接合ヨー接触を含む4つの非接合接触によって直列接続される請求項 3 に記載の機器。

20

【請求項 5】

椎骨に結合されて、椎骨を互いに相対的に動かす複数のケーブルをさらに備えた請求項 1 に記載の機器。

【請求項 6】

複数のケーブルは、椎骨を通して延びる手首の部分を含み、そのケーブルの手首の部分は、椎骨の中心を貫通する手首中立軸に平行である請求項 5 に記載の機器。

【請求項 7】

ケーブルの少なくとも1つは、遠位椎骨に結合されそこで終端する遠位ケーブルであって、細長シャフトを通じて、細長シャフトの近位端付近に配置されたケーブル・アクチュエータ部材の近くまで延びており、ケーブルの少なくとも1つは、近位椎骨と遠位椎骨の間に配置された中間椎骨に結合されそこで終端する中間ケーブルであって、細長シャフトを通じてケーブル・アクチュエータ部材の近くまで延びている請求項 6 に記載の機器。

30

【請求項 8】

手首部材は、近位椎骨に隣接して配置された第2の椎骨、第2の椎骨に隣接して配置された中間椎骨、さらに中間椎骨と遠位椎骨の間に配置された第4の椎骨を含む5つの椎骨を備え、複数のケーブルは、遠位椎骨に結合され、そこで終端し、遠位椎骨の径方向両側に配置された少なくとも2つの遠位ケーブルと、中間椎骨に結合され、そこで終端し、中間椎骨の径方向両側に配置された少なくとも2つの中位ケーブルとを備え、少なくとも2つの中位ケーブルは、少なくとも2つの遠位ケーブルから角度的に間隔をおいて配置される請求項 7 に記載の機器。

40

【請求項 9】

両側に配置された2つの遠位ケーブルと両側に配置された2つの中位ケーブルが、互いに約90°だけ角度的に間隔をおいて配置される請求項 8 に記載の機器。

【請求項 10】

複数のケーブルはケーブル・アクチュエータ部材のアクチュエータ中心軸から間隔をおいた複数の箇所までケーブル・アクチュエータ部材に接続され、そのケーブル・アクチュエータ部材はジンバルに装着されて、アクチュエータ・ピッチ軸に対して回転して手首部材のピッチ回転を生成し、アクチュエータ・ヨー軸に対して回転して手首部材のヨー回転を生成し、アクチュエータ・ピッチ軸とアクチュエータ・ヨー軸がアクチュエータ中心軸と交差する請求項 7 に記

50

載の機器。

【請求項 1 1】

複数のケーブルが、手首中立軸に対して互いに角度的に間隔をおいて配置されるパターンに配列されて近位椎骨に結合され、かつ、同じパターンに従って、アクチュエータ中心軸に対して互いに角度的に間隔をおいた複数の箇所にてケーブル・アクチュエータ部材に接続される請求項 1 0 に記載の機器。

【請求項 1 2】

複数のケーブルを操作して椎骨を互いに相対的に動かす、細長シャフトの近位端付近に配置された手段をさらに含む請求項 5 に記載の機器。

【請求項 1 3】

椎骨を互いに相対的に動かして、低侵襲外科手術のための細長シャフトの操作端に対してエンド・エフェクタを位置決めする手段を有する請求項 1 に記載の機器。

【請求項 1 4】

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、操作端に接続された近位部を有する手首部材であって、その手首部材は、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た少なくとも 3 つの椎骨を備え、その椎骨は、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とを含み、各椎骨は、ピボット可能な椎骨ジョイント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、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりをピッチ・ジョイント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かつピッチ軸に垂直なヨー軸のまわりをヨー・ジョイントにより隣接椎骨に対してピボット可能である手首部材と、手首部材の遠位部に接続されるエンド・エフェクタと、

椎骨に結合され、椎骨を互いに相対的に動かす複数のケーブルであって、遠位椎骨に結合されてそこで終端し、ケーブル・アクチュエータ部材の近く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た中間椎骨に結合されてそこで終端し、ケーブル・アクチュエータ部材に延びる少なくとも 1 つの中間ケーブルを含み、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動かすことにより短い中間変位だけ中間ケーブルを動かすことによって椎骨の位置を調整するように構成された複数のケーブルとを備えた低侵襲外科機器。

【請求項 1 5】

遠位の変位に対する各中間変位の比は、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請求項 1 4 に記載の機器。

【請求項 1 6】

複数のケーブルは椎骨を貫通する手首の部分を含み、そのケーブルの手首の部分は椎骨の中心を貫通する手首中立軸に平行し、さらに、複数のケーブルは、手首中立軸に対して互いに角度的に間隔をおいて配置されるパターンに配列されて近位椎骨に結合され、かつ、同じパターンに従って、アクチュエータ中心軸に対して互いに角度的に間隔をおいた複数の箇所にてケーブル・アクチュエータ部材に接続される請求項 1 4 に記載の機器。

【請求項 1 7】

ケーブル・アクチュエータ部材は、手首がまっすぐな手首中立軸により直立位置に向いているときは、手首中立軸に平行な本来の軸に対して全体的に垂直な本来の位置に向いているアクチュエータ・プレートであり、第 1、第 2 のアクチュエータ・リンクは、本来の位置にあるアクチュエータ・プレートに対して全体的に垂直な本来の軸に平行する方向に動くことができる請求項 1 4 に記載の機器。

【請求項 1 8】

複数のケーブルは、ケーブル・アクチュエータ部材のアクチュエータ中心軸から間隔をおいた複数の箇所にてケーブル・アクチュエータ部材に接続され、そのケーブル・アクチュエータ部材はジンバルに装着されて、アクチュエータ・ピッチ軸に対して回転して手首部材のピッチ回

10

20

30

40

50

転を生成し、アクチュエータ・ヨー軸に対して回転して手首部材のヨー回転を生成し、アクチュエータ・ピッチ軸とアクチュエータ・ヨー軸は、アクチュエータ中心軸と交差する請求項 14 に記載の機器。

【請求項 19】

1 つまたは複数の遠位ケーブルは、ケーブル・アクチュエータ部材のアクチュエータ中心軸から実質的に均等に遠距離の間隔をおいた遠位箇所においてケーブル・アクチュエータ部材に接続され、1 つまたは複数の中間遠位ケーブルは、ケーブル・アクチュエータ部材のアクチュエータ中心軸から 1 つまたは複数の中距離をおいた中間箇所においてケーブル・アクチュエータ部材に接続され、中距離は遠距離より短く、各中距離と遠距離との比は、一般的に、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請求項 18 に記載の機器。

10

【請求項 20】

ケーブル・アクチュエータ部材に接続される第 1 のアクチュエータ・リンクと第 2 のアクチュエータ・リンクをさらに含み、第 1、第 2 のアクチュエータ・リンクの同一方向への動きによって手首部材のピッチ回転が生成され、第 1、第 2 のアクチュエータ・リンクの反対方向への動きによって手首部材のヨー回転が生成されるように、第 1、第 2 のアクチュエータ・リンクは、アクチュエータ・ピッチ軸の一方の側に配置されるとともに、アクチュエータ・ヨー軸の両側に配置されている請求項 18 に記載の機器。

【請求項 21】

ケーブル・アクチュエータ部材は、複数の箇所に複数の開口を含み、複数のケーブルが複数の開口に通され、ロッキング部材をケーブル・アクチュエータ部材に固定することによって複数の箇所に固定される請求項 14 に記載の機器。

20

【請求項 22】

患者の体腔内で低侵襲内視鏡外科手術を実施する方法であって、操作端を有する細長シャフトを体腔に導入し、細長シャフトは、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸を有し、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た少なくとも 3 つの椎骨を備える手首部材を用意し、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、各椎骨はピボット可能結合により近接椎骨に対してピボット可能であり、手首部材の遠位部に接続されたエンド・エフェクタを用意し、少なくとも 1 つの椎骨を、シャフト軸に平行しないピッチ軸のまわりをピボット・ピッチ結合により隣接椎骨に対してピボットするように手首部材を回転させることによってエンド・エフェクタを位置決めし、かつ他のピボット可能結合により、少なくとも 1 つの椎骨を、シャフト軸に平行せず、ピッチ軸に平行しない第 2 の軸のまわりを隣接椎骨に対して回転させるように手首部材を回転させることによってエンド・エフェクタを位置決めし直すことを含む方法。

30

【請求項 23】

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

40

50

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 24】

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 23 に記載の機器。

【請求項 25】

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 23 に記載の機器。

10

【請求項 26】

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 25 に記載の機器。

【請求項 27】

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 25 に記載の機器。

20

【請求項 28】

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 27 に記載の機器。

【請求項 29】

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 23 に記載の機器。

30

【請求項 30】

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 29 に記載の機器。

【請求項 31】

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 30 に記載の機器。

40

【請求項 32】

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 29 に記載の機器。

50

【請求項 33】

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、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。

10

【請求項 34】

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 33 に記載の機器。

20

【請求項 35】

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 33 に記載の機器。

【請求項 36】

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 35 に記載の機器。

【請求項 37】

患者の体腔において低侵襲内視鏡外科手術を実施する方法であって、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・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し、エンド・エフェクタを外科部位に導入し、かつ左側スライダ・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。

30

40

【請求項 38】

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・シャフトと、手首の縦方向ラインに沿って互いに直列に隣接して配置された複数の離間セグメント椎骨を備えたセグメント化された手首部材であって、その複数の椎骨が、シャフト操作端に接続された近位椎骨と、エンド・エフェクタを支持する遠位椎骨と、近位椎骨と遠位椎骨の間に配置された少なくとも 1 つの中間椎骨であって、ピボット可動可能セグメント結合により隣接椎骨に接続され、各セグメント結合は、手首の縦方向ライ

50

ンに平行しない結合軸を有し、結合軸の少なくとも2つは互いに平行せず、中間椎骨の少なくとも1つは中位椎骨である少なくとも1つの中間椎骨とを含むセグメント化された手首部材と、

シャフトと手首部材に対して全体的に縦に配置された複数の可動腱要素であって、それぞれ近位端を有し、接続椎骨をピボット駆動するように遠位椎骨と中位椎骨の一方に接続された遠位部を有し、腱の少なくとも1つが少なくとも1つの中位椎骨に接続され、腱の少なくとも1つが遠位椎骨に接続された複数の可動腱要素と、

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曲げさせるように、複数の腱のうちの少なくとも選択された腱を制御可能に動かすように構成された腱駆動機構とを備えた医療機器。

10

【請求項39】

少なくとも2つの中間椎骨を含み、結合軸の少なくとも2つは互いに平行しない請求項38に記載の機器。

【請求項40】

前記複数のセグメント椎骨の数はNで表され、Nは3より大きい正の整数で、前記結合軸の数はN - 1で、中位椎骨の数Mは、式 $M = (N - 3) / 2$ によって表され、Nが偶数である場合は、Mは次に大きい整数に丸められる請求項39に記載の機器。

【請求項41】

Nは奇数である請求項40に記載の機器。

【請求項42】

Nは奇数であり、セグメント軸は、手首部材の縦方向中心線に対して全体的に垂直である請求項40に記載の機器。

20

【請求項43】

前記結合軸の各々は、少なくとも1つの隣接結合軸に対して全体的に垂直である請求項42に記載の機器。

【請求項44】

少なくとも2つの隣接結合軸は全体的に互いに平行する請求項43に記載の機器。

【請求項45】

複数のセグメント結合は、一定速度結合構成を定める請求項43に記載の機器。

【請求項46】

ベース・シャフトはシャフト軸のまわりを回転可能に構成される請求項45に記載の機器。

30

【請求項47】

機器は、ロボット外科システムの低侵襲従動機器である請求項38または40に記載の機器。

【請求項48】

外科機器用の腱駆動組立品であって、外科機器は、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うちの少なくとも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み、

40

少なくとも1自由度でピボット可能に動くことができるように構成され、複数の腱係合部を含み、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腱アクチュエータ部材と、

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つを動かすように、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回転させるように、アクチュエータ部材に駆動可能に結合された駆動機構と

を備えた外科機器用の腱駆動組立品。

【請求項49】

腱アクチュエータ部材が少なくとも1つのピボット軸のまわりをピボット可能であり、各係合部がピボット軸の少なくとも1つから間隔をおいて配置され、駆動機構が、遠位可動部

50

材を駆動するように、シャフト状部材に対して少なくとも1つの腱を動かすように、アクチュエータ部材を少なくとも1つのピボット軸のまわりを制御可能にピボットさせる請求項48に記載の駆動組立品。

【請求項50】

腱アクチュエータ部材は、少なくとも第1のピボット軸と第2のピボット軸のまわりをピボット可能であり、

複数の腱係合部のうちの少なくとも1つが少なくとも第1のピボット軸から間隔をおいて配置され、複数の腱係合部のうちの少なくとも1つが少なくとも第2のピボット軸から間隔をおいて配置され、

駆動機構は、ピボット軸いずれかのまわりのアクチュエータ部材の動きが、少なくとも1つの遠位可動部材を駆動させるように、少なくとも1つの腱をシャフト状部材に対して動かすように、アクチュエータ部材を選択可能にピボット軸の各々のまわりを制御可能にピボットさせるように構成される請求項48に記載の駆動組立品。 10

【請求項51】

少なくとも第1のピボット軸から間隔をおいて配置された複数の係合部に結合された複数の腱と、少なくとも第2のピボット軸から間隔をおいて配置された複数の係合部に結合された複数の腱とを含み、少なくとも1つの遠位可動部材を駆動させるように、いずれかのピボット軸のまわりのアクチュエータ部材の選択可能なピボットが複数の腱をシャフト状部材に対して動かす請求項50に記載の駆動組立品。

【請求項52】

少なくとも1つの軸のまわりのアクチュエータ部材の選択可能なピボットが、それぞれの結合腱の異なる結合腱をシャフト状部材に対して異なる量だけ動かすように、第1、第2のピボット軸の少なくとも一方から間隔をおいて配置された少なくとも複数の係合部のうちの異なる係合部が、少なくとも1つの軸から異なる距離に間隔をおいて配置される請求項51に記載の駆動組立品。 20

【請求項53】

アクチュエータ部材は中心軸を有し、

第1、第2のピボット軸の各々は中心軸と交差し、

複数の係合部は、中心軸からほぼ第1の半径距離に間隔をおいて配置された2つ以上の係合部の第1の集合体を含む請求項52に記載の駆動組立品。 30

【請求項54】

複数の係合部は、中心軸からほぼ第2の半径距離に間隔をおいて配置された2つ以上の係合部の第2の集合体を含み、第1の半径距離は第2の半径距離と実質的に異なる請求項53に記載の駆動組立品。

【請求項55】

複数の係合部は、少なくとも3つの係合部の複数の異なる集合体を含み、各集合体は、中心軸からほぼ半径距離に間隔をおいて配置され、複数の集合体の各々の半径距離は、他の集合体の各々の半径距離と実質的に異なる請求項53に記載の駆動組立品。

【請求項56】

少なくとも1つの遠位可動部材は遠位軟質部材の可動セグメントである請求項54または55に記載の駆動組立品。 40

【請求項57】

駆動機構はロボット外科システムによって制御可能である請求項54または55に記載の駆動組立品。

【請求項58】

操作端、近位端、および操作端と近位端の間のシャフト軸と、

手首の縦方向ラインに沿って互いに直列に隣接して配置された複数の離間セグメント椎骨を備えたセグメント化された手首部材であって、複数の椎骨は、シャフト操作端に接続された近位椎骨、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た少なくとも1つの中間椎骨を含むセグメント化された手首部材と、 50

シャフトと手首部材に対して全体的に縦方向に配置された複数の可動腱要素であって、それらの腱要素が、それぞれ近位部を有し、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た遠位部を有する複数の可動腱要素と、

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、手首部材がシャフトに対して横方向に曲がるように、複数の腱の少なくとも1つを制御可能に動かすように構成された腱駆動機構とを有し、

少なくとも1つの中間椎骨は、ピボット可能可動セグメント結合によって各隣接椎骨に接続され、各セグメント結合は、手首縦方向ラインに平行しない結合軸を有し、結合軸の少なくとも2つは互いに平行せず、

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を調整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低侵襲外科機器。 10

【請求項59】

ばね状要素は隣接椎骨の間に介在する複数の波形ばねである請求項58に記載の機器。

【請求項60】

隣接椎骨は円板状要素で、波形ばねは、隣接椎骨の間に同心配置される環状リングを定めるように形づくられた請求項59に記載の機器。

【請求項61】

医療機器のマルチ・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す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曲げ方向を有し、軟質部材は少なくとも1つの中立曲げ軸を有し、医療機器は、各隣接椎骨における少なくとも2つの開口を通る少なくとも2つの可動駆動腱を含み、椎骨の各々における少なくとも2つの開口がピボット方向に対して中立軸の両側に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つの椎骨の隣接面に配置され、その結合機構が、

20

椎骨の各々に結合され、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にピボット係合し、ピボット軸の各々は、軟質部材が曲げ方向にあるときに、中立軸の両側の腱の動きを平衡させるように、各椎骨がそれぞれのピボット軸のまわりをピボット運動できるように、ピボット軸の各々が、それぞれの隣接椎骨の開口面内に全体的に整列される少なくとも1つの椎骨間係合要素

を備えたセグメントのピボット可能な結合機構。

30

【請求項62】

ピボット軸は実効軸であり、

少なくとも1つの係合要素は、それぞれ互いに可動接触する輪郭を有する一对の共働する対向要素であり、

係合輪郭は、椎骨が曲げ方向に互いに相対的に動くのに伴って実効軸を生成するように形づくられた請求項61に記載のセグメントのピボット可能な結合機構。

【請求項63】

少なくとも1つの係合要素は、少なくとも一对の対向離間担持部を有する係合ストラットであり、各担持部は、各開口面内にピボット軸を定めるように、全体的に椎骨の開口面内の係合点において椎骨のそれぞれに係合する請求項61に記載のセグメントのピボット可能な結合機構。

40

【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 50

る。

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。

10

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。

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。

20

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】

30

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。

40

【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。腹腔鏡外科機器は、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

50

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、鉗、スチープ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ーを利用して、処理を監視する。同様の内視鏡技術が、例えば関節鏡検査、腹腔鏡検査、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。

【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。

【0006】

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。

【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られ、ロール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、ヨーとロール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。

【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。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

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: P P M D 手首) と呼ぶ。

【 0 0 1 1 】

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ルおよび/またはスライドを含む。

【 0 0 1 2 】

特定の実施態様について以下に説明するように、非結合ロール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。

【 0 0 1 3 】

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、ブッシュングなどの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。

【 0 0 1 4 】

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。

【 0 0 1 5 】

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 $1/2 R$) 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 、 $2/3 R$ および $1/3 R$) 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。

【 0 0 1 6 】

10

20

30

40

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

【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。

10

20

【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体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。

30

【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

40

50

・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。

【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、複数の接続靭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。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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

50

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。

【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、鋏またはクリップ・アプライヤのような一对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、鉗子および鋏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。

10

20

【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。

30

【0033】

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。

40

【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

50

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。

10

【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

20

【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）
接触速度またはPPMD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。

30

40

【0040】

PPMD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。

50

【 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 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は、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。

10

【 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70は、ピッチ、ヨー、ヨー、ピッチ接続を伴う5つの円板72～76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78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16のケーブルが使用される。8本の遠位ケーブル80は遠位端における5番目の円板76まで延び、8本の中位ケーブル82は中間の3番目の円板74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3mmで、外径は約2mmで、ケーブルを通る開口は直径が約0.5mm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・アームまたは機械的効果を高める。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。

20

30

【 0 0 4 4 】

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を受け取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

40

50

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。

【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0.25 N・mとするためにケーブル・テンションを約15 lb (約6.8 Kg) 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摩耗材を選択することが望ましい。

10

【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。

20

【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。

30

【0048】

図16に示される手首140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150、152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16に示される手首140の90°ピッチを生成させる。図16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。

【0049】

図17～図24は、円板162～166間に異なる結合機構を有する手首160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162は、約180°離れた反対側に配置される一对のピッチ突起170を含む。第2の円板163は、一方の側に一对のピッチ突起170に結合された一对の整合ピッチ突起172を含み、もう一方の側に、ピッチ突起172から約90°ずれて配置される一对のヨー突起174を含む。第3すなわち中間円板164は、一方の側に一对のヨー突起174に結合された一对の整合ヨー突起176を含み、もう一方の側に一对のヨー突起174と整列する一对のヨー突起178を含む。第4の円板165は、一方の側に一对のヨー突起178に結合された一对の整合ヨー突起180を含み、もう一方の側にヨー突起180から約90°ずれて配置される一对のピッチ突起182を含む。第5すなわち遠位円板166は、第4の円板165のピッチ突起182に結合された一对の整合ピッチ突起184を含む。

40

50

【0050】

突起172、176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一回転させ、例えば、図18および図19に見られる手首160の90°ピッチを形成し、図20および図21に見られる手首160の90°ヨ一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192に接続されたピン190によって形成される。

【0051】

図22～図24は、それぞれ直立位置、90°ピッチ位置および90°ヨ一位置を達成するように駆動ケーブルで操作された手首160を示す図である。

【0052】

図25は、ロール接触点200での接触を維持する、円板162、163の突起170、172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162、163上の2つの実効ピボット点202、204を含む。ケーブル212、214、216、218を引くことによって円板162、163の間の相対的な回転を達成する。ケーブルの各対(212、218)および(214、216)は、接触点200ならびに実効ピボット点202、204を通る中心線220から等距離にある。円板162、163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212'、214'、216'、218'にシフトする。円板162は、ケーブルのためのケーブル出口点222を有し、円板163はケーブルのためのケーブル出口点224を有する。具体的な実施形態では、ケーブル出口点222は、円板162の実効ピボット点202と同一平面内にあり、ケーブル出口点224は円板164の実効ピボット点204と同一平面内にある。このように、円板162、163が回転すると、ケーブルの各対(212'、218')および(214'、216')が中心線220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25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17～図24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。

【0053】

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、例えばヨ一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】

10

20

30

40

50

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 PPM D 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。

10

【0057】

図 27 ~ 図 35 は、ケーブルを操作して PPM D 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。そこでは、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、2 DOF 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。

20

30

【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。

40

【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

50

れる。

【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PPMD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。

【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。

【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、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。

【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 Applic 50

a t i o n s」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。

【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との間にグリッパ支持体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、グリッパ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、グリッパ支持体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。

10

【0067】

図38～図40に最もよく示されているが、グリッパの動きは、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て、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。

20

30

40

【0068】

図39Cに示すように、グリッパ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

50

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。

【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。

10

【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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

ことによって行われる。

【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、一对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。

【0078】

図44~図46に示されるように、モータ入力シャフト510に接続される一对の制御ケーブル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ル・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。

【0079】

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。

【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

10

20

30

40

50

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）

【0082】

図 48 に示されるバックエンド機構 410 A 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
10
パー・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）。

【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
20
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 410 B を示す。支持ケーブル 462、464（図 38 および 38 A を参照のこと）は、締め付けブロック 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。

【0086】

駆動ケーブル 446、448（図 39 を参照のこと）は、アーム 560 に接続されたプーリ 580 の周囲に延びて、モータ入力シャフト 590 に沿って設けられた一対のハブ・クランプ 582、584 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應させることができる。支持ケーブル 462、464 はばね 570 によって引っ張られる。駆動ケーブル 446、448 は、ハブ・クランプ 582、584 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
30
ンド・エフェクタ 406 および手首 404 の交換が少し困難になる。

【0087】

E. よりコンパクトな実施形態

図 51 ~ 図 67 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
40
ように設計される他の PPM D 手首器具を示す図である。図 51 ~ 図 56 に示されるように、器具シャフト 602 とエンド・エフェクタ 604 の間に PPM D 手首 600 が接続される。手首 600 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 611 ~ 618 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 610 は図 52 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 620 が設けられる。個々のストラット 620 を図 52 に示す。

【0088】

円板セグメント 610 は、軸方向に延びる複数のかみ合わせ突出部 622（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 624
50
および歯車スロット 626 を有するピボット面を含む。歯 624 と歯車スロット 626 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。

【 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。

10

【 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。

20

【 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 の反対側に向けられ、それらの合せ面が向き合って、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 の円板セグメント 6 1 5 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 によってエンド・エフェクタ 6 0 4 に接続される。

30

40

【 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

50

典型的には約45°の追加のヨー回転642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。

【0093】

各ストラット620の一对の突起638と、各隣接円板部610におけるそれぞれの溝632の担持面との係合は、ピボット点がケーブル開口630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25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。

10

【0094】

図55、図56に示されるように、手首600の円板セグメントは、円板セグメントの開口630を貫通する6本のケーブル650によって操作される。各ケーブル650は、開口630の隣接したセットを通して、図40に示されるのと同様に手首600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654を手首600の中心から挿入し、器具シャフト602の内部に通してもよいが、これは図55、図56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602の内側に設けられたハイポチューブ656にケーブル650が圧着される。

20

【0095】

図57～図63は、器具のバックエンドにおけるジンバル機構700を示す図である。ジンバル機構700は、図35～図40のジンバル・プレート302と平行リンク機構340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700は、軸704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702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706は、直交軸708のまわりを回転するように外側リング700に装着される。ロック・プレート710がジンバル・プレート706上に配置される。図59に示されるように、手首600からのケーブル650は、ジンバル・プレート706の12のケーブル穴714、716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716に沿って実質的に真っ直ぐに引き戻される。ジンバル・プレート706は、遠位ケーブル650Aを受けるための6つの大径開口714、および中位ケーブル650B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。

30

【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650A、650B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、対応するルースマ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つの可動内向くさび730と3つの可動外向くさび732を含む。可動内向くさび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。

40

【0097】

50

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650Aに可動内向くさび730を押しつける。ロック・プレート720の3つの内向くさび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650Bに可動外向くさび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。

10

【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部を見せるために取り除かれている。

20

【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、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。

30

40

【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

50

ーム 860 に接続されたブーリ 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。

10

【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。

20

【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。

30

【0104】

より一般的な形態では、本発明の形態を有する代替的な PPM 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。

40

【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° 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】

50

【 0 1 0 8 】

【 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。

【 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 1 0 】 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 1 1 】 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 1 2 】 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 1 3 】 図 1 2 の中間円板の下部斜視図である。

【 図 1 4 】 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 1 5 】 ヨー回転における図 1 4 の P P M D 手首の斜視図である。

【 図 1 6 】 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 1 7 】 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 1 8 】 ピッチ回転における図 1 7 の P P M D 手首の斜視図である。

【 図 1 9 】 ピッチ回転における図 1 7 の P P M D 手首の正面図である。

【 図 2 0 】 ヨー回転における図 1 7 の P P M D 手首の斜視図である。

【 図 2 1 】 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 2 】 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 1 7 の P P M D 手首の正面図である。

【 図 2 3 】 ピッチ回転における図 1 7 の P P M D 手首の正面図である。

【 図 2 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。

10

20

30

40

50

- 【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。 10
- 【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。 20
- 【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 - 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。
- 【図 5 0】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 30
- 【図 5 1】他の実施形態による P P M D 手首の斜視図である。
- 【図 5 2】図 5 1 の P P M D 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 5 3】図 5 1 の P P M D 手首の正面図である。
- 【図 5 4】図 5 1 の P P M D 手首の正面図である。
- 【図 5 5】図 5 1 の P P M D 手首のケーブル接続を示す斜視図である。
- 【図 5 6】図 5 1 の P P M D 手首のケーブル接続を示す斜視図である。
- 【図 5 7】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 5 8】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 5 9】図 5 5 のアクチュエータのジンバル・プレートの斜視図である。 40
- 【図 6 0 - 6 2】図 5 5 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 6 3】図 5 5 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 6 4 - 6 7】他の実施形態によるバックエンドの斜視図である。
- 【図 6 8 A】他の実施形態による直線状手首の正面図である。
- 【図 6 8 B】曲げ手首の正面図である。
- 【図 6 8 C】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。

【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
9 January 2003 (09.01.2003)

PCT

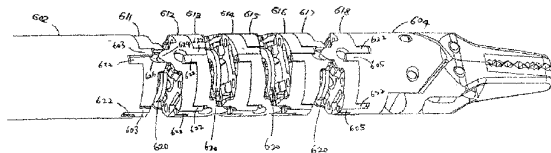
(10) International Publication Number
WO 03/001986 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B** MANZO, Scott [US/US]; 272 East Village Road, Shelton, CT 06484 (US). WALLACE, Daniel, T. [US/US]; 621 Glenloch Way, Redwood City, CA 94062 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/20884
- (22) International Filing Date: 1 July 2002 (01.07.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
 - 60/301,967 29 June 2001 (29.06.2001) US
 - 60/327,702 5 October 2001 (05.10.2001) US
 - Not furnished 28 June 2002 (28.06.2002) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): INTUITIVE SURGICAL, INC. [US/US]; 950 Kifer Road, Sunnyvale, CA 94086 (US).
- (72) Inventors; and
- (75) Inventors/Applicants (for US only): COOPER, Thomas, G. [US/US]; 304 Concord Drive, Menlo Park, CA 94025 (US). CHANG, Stacey [US/US]; 815 Selkirk Place, Sunnyvale, CA 94087 (US). ANDERSON, S., Christopher [US/US]; 371 Prospect Street, Northampton, MA 01060 (US). WILLIAMS, Dustin [US/US]; 200 East Dana Street, Apt. 1E114, Mountain View, CA 94041 (US).
- (74) Agents: LEUNG, Chun-Pok et al.; TOWNSEND AND TOWNSEND AND CREW LLP, Two Embarcadero Center, Eighth Floor, San Francisco, CA 94111 (US).
- (81) Designated States (national): AF, AG, AI, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CI, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GI, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NO, NZ, OM, PH, PI, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW); Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM); European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SI, SK, TR); OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Declaration under Rule 4.17:
— of inventorship (Rule 4.17(iv)) for US only

[Continued on next page]

(54) Title: SURGICAL TOOL HAVING POSITIVELY POSITIONABLE TENDON-ACTUATED MULTI-DISK WRIST JOINT



(57) Abstract: The present invention is directed to a tool having a wrist mechanism that provides pitch and yaw rotation in such a way that the tool has no singularity in roll, pitch, and yaw. A positively positionable multi-disk wrist mechanism includes a plurality of disks or vertebrae stacked in series. Each vertebra is configured to rotate in pitch or in yaw with respect to each neighboring vertebra. Actuation cables are used to manipulate and control movement of the vertebrae. In specific embodiments, some of the cables are distal cables that extend from a proximal vertebra through one or more intermediate vertebrae to a distal vertebra, while the remaining cables are medial cables that extend from the proximal vertebra to one or more of the intermediate vertebrae. The cables are actuated by a pivoted plate cable actuator mechanism. In specific embodiments, the actuator mechanism includes a plurality of small radius holes or grooves for receiving the medial cables and a plurality of large radius holes or grooves for receiving the distal cables. The holes or grooves restrain the medial cables to a small radius of motion and the distal cables to a large radius of motion, so that the medial cables to the medial vertebra move only a fraction of the amount as the distal cables to the distal vertebra, so as to achieve precise control and manipulation of the vertebrae.



WO 03/001986 A2

WO 03/001986 A2 

Published:

— without international search report and to be republished upon receipt of that report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

**SURGICAL TOOL HAVING POSITIVELY POSITIONABLE TENDON-
ACTUATED MULTI-DISK WRIST JOINT**

CROSS-REFERENCES TO RELATED APPLICATIONS

- 5 [01] This application is based on and claims the benefit of U.S. Provisional Patent Application No. 60/301,967, filed June 29, 2001, and No. 60/327,702, filed October 5, 2001, the entire disclosures of which are incorporated herein by reference.
- [02] This application is related to the following patents and patent applications, the full disclosures of which are incorporated herein by reference:
- 10 [03] PCT International Application No. PCT/US98/19508, entitled "Robotic Apparatus", filed on September 18, 1998, and published as WO99/50721;
- [04] U.S. Patent Application No. 09/418,726, entitled "Surgical Robotic Tools, Data Architecture, and Use", filed on October 15, 1999;
- 15 [05] U.S. Patent Application No. 60/111,711, entitled "Image Shifting for a Telerobotic System", filed on December 8, 1998;
- [06] U.S. Patent Application No. 09/378,173, entitled "Stereo Imaging System for Use in Telerobotic System", filed on August 20, 1999;
- [07] U.S. Patent Application No. 09/398,507, entitled "Master Having Redundant Degrees of Freedom", filed on September 17, 1999;
- 20 [08] U.S. Application No. 09/399,457, entitled "Cooperative Minimally Invasive Telesurgery System", filed on September 17, 1999;
- [09] U.S. Patent Application No. 09/373,678, entitled "Camera Referenced Control in a Minimally Invasive Surgical Apparatus", filed on August 13, 1999;
- [10] U.S. Patent Application No. 09/398,958, entitled "Surgical Tools for Use in
- 25 Minimally Invasive Telesurgical Applications", filed on September 17, 1999; and
- [11] U.S. Patent No. 5,808,665, entitled "Endoscopic Surgical Instrument and Method for Use", issued on September 15, 1998.

BACKGROUND OF THE INVENTION

- 30 [12] The present invention relates generally to surgical tools and, more particularly, to various wrist mechanisms in surgical tools for performing robotic surgery.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[13] Advances in minimally invasive surgical technology could dramatically increase the number of surgeries performed in a minimally invasive manner. Minimally invasive medical techniques are aimed at reducing the amount of extraneous tissue that is damaged during diagnostic or surgical procedures, thereby reducing patient recovery time, discomfort, and deleterious side effects. The average length of a hospital stay for a standard surgery may also be shortened significantly using minimally invasive surgical techniques. Thus, an increased adoption of minimally invasive techniques could save millions of hospital days, and millions of dollars annually in hospital residency costs alone. Patient recovery times, patient discomfort, surgical side effects, and time away from work may also be reduced with minimally invasive surgery.

[14] The most common form of minimally invasive surgery may be endoscopy. Probably the most common form of endoscopy is laparoscopy, which is minimally invasive inspection and surgery inside the abdominal cavity. In standard laparoscopic surgery, a patient's abdomen is insufflated with gas, and cannula sleeves are passed through small (approximately 1/2 inch) incisions to provide entry ports for laparoscopic surgical instruments. The laparoscopic surgical instruments generally include a laparoscope (for viewing the surgical field) and working tools. The working tools are similar to those used in conventional (open) surgery, except that the working end or end effector of each tool is separated from its handle by an extension tube. As used herein, the term "end effector" means the actual working part of the surgical instrument and can include clamps, graspers, scissors, staplers, and needle holders, for example. To perform surgical procedures, the surgeon passes these working tools or instruments through the cannula sleeves to an internal surgical site and manipulates them from outside the abdomen. The surgeon monitors the procedure by means of a monitor that displays an image of the surgical site taken from the laparoscope. Similar endoscopic techniques are employed in, e.g., arthroscopy, retroperitoneoscopy, pelviscopy, nephroscopy, cystoscopy, cisternoscopia, sinoscopia, hysteroscopy, urethroscopy and the like.

[15] There are many disadvantages relating to current minimally invasive surgical (MIS) technology. For example, existing MIS instruments deny the surgeon the flexibility of tool placement found in open surgery. Most current laparoscopic tools have rigid shafts, so that it can be difficult to approach the worksite through the small incision. Additionally, the length and construction of many endoscopic instruments reduces the surgeon's ability to feel forces exerted by tissues and organs on the end effector of the associated tool. The lack of dexterity

WO 03/001986

PCT/US02/20884

and sensitivity of endoscopic tools is a major impediment to the expansion of minimally invasive surgery.

[16] Minimally invasive telesurgical robotic systems are being developed to increase a surgeon's dexterity when working within an internal surgical site, as well as to allow a surgeon to operate on a patient from a remote location. In a telesurgery system, the surgeon is often provided with an image of the surgical site at a computer workstation. While viewing a three-dimensional image of the surgical site on a suitable viewer or display, the surgeon performs the surgical procedures on the patient by manipulating master input or control devices of the workstation. The master controls the motion of a servomechanically operated surgical instrument. During the surgical procedure, the telesurgical system can provide mechanical actuation and control of a variety of surgical instruments or tools having end effectors such as, e.g., tissue graspers, needle drivers, or the like, that perform various functions for the surgeon, e.g., holding or driving a needle, grasping a blood vessel, or dissecting tissue, or the like, in response to manipulation of the master control devices.

[17] Some surgical tools employ a roll-pitch-yaw mechanism for providing three degrees of rotational movement to an end effector around three perpendicular axes. The pitch and yaw rotations are typically provided by a wrist mechanism coupled between a shaft of the tool and an end effector, and the roll rotation is typically provided by rotation of the shaft. At about 90° pitch, the yaw and roll rotational movements overlap, resulting in the loss of one degree of rotational movement, referred to as a singularity.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

[18] The present invention is directed to alternative embodiments of a tool having a wrist mechanism that provides pitch and yaw rotation in such a way that the tool has no singularity in roll, pitch, and yaw. In one preferred embodiment, a wrist mechanism includes a plurality of disks or vertebrae stacked or coupled in series. Typically the most proximal vertebrae or disk of the stack is coupled to a proximal end member segment, such as the working end of a tool or instrument shaft; and the most distal vertebrae or disk is coupled to a distal end member segment, such as an end-effector or end-effector support member. Each disk is configured to rotate in at least one degree of freedom or DOF (e.g., in pitch or in yaw) with respect to each neighboring disk or end member.

[19] In general, in the discussion herein, the term disk or vertebrae may include any proximal or distal end members, unless the context indicates reference to an intermediate segment disposed between the proximal and distal end members. Likewise, the terms disk or

WO 03/001986

PCT/US02/20884

vertebrae will be used interchangeably herein to refer to the segment member or segment subassembly, it being understood that the wrist mechanisms having aspects of the invention may include segment members or segment subassemblies of alternative shapes and configurations, which are not necessarily disk-like in general appearance.

5 [20] Actuation cables or tendon elements are used to manipulate and control movement of the disks, so as to effect movement of the wrist mechanism. The wrist mechanism resembles in some respects tendon-actuated steerable members such as are used in gastroscopes and similar medical instruments. However, multi-disk wrist mechanisms having aspects of the invention may include a number of novel aspects. For example, a wrist embodiment may be
10 positively positionable, and provides that each disk rotates through a positively determinable angle and orientation. For this reason, this embodiment is called a positively positionable multi-disk wrist (PPMD wrist).

[21] In some of the exemplary embodiments having aspects of the invention, each disk is configured to rotate with respect to a neighboring disk by a nonattached contact. As used
15 herein, a nonattached contact refers to a contact that is not attached or joined by a fastener, a pivot pin, or another joining member. The disks maintain contact with each other by, for example, the tension of the actuation cables. The disks are free to separate upon release of the tension of the actuation cables. A nonattached contact may involve rolling and/or sliding between the disks, and/or between a disk and an adjacent distal or proximal wrist portion.

20 [22] As is described below with respect to particular embodiments, shaped contact surfaces may be included such that nonattached rolling contact may permit pivoting of the adjacent disks, while balancing the amount of cable motion on opposite sides of the disks. In addition, the nonattached contact aspect of the these exemplary embodiments promotes convenient, simplified manufacturing and assembly processes and reduced part count, which is
25 particularly useful in embodiments having a small overall wrist diameter.

[23] It is to be understood that alternative embodiments having aspects of the invention may have one or more adjacent disks pivotally attached to one another and/or to a distal or proximal wrist portion in the same or substantially similar configurations by employing one or more fastener devices such as pins, rivets, bushings and the like.

30 [24] Additional embodiments are described which achieve a cable-balancing configuration by inclusion of one or more inter-disk struts having radial plugs which engage the adjacent disks (or disk and adjacent proximal or distal wrist portion). Alternative configurations of the intermediate strut and radial plugs may provide a nonattached connection or an attached connection.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[25] In certain embodiments, some of the cables are distal cables that extend from a proximal disk through at least one intermediate disk to a terminal connection to a distal disk. The remaining cables are medial cables that extend from the proximal disk to a terminal connection to a middle disk. The cables are actuated by a cable actuator assembly arranged to move each cable so as to deflect the wrist mechanism. In one exemplary embodiment, the cable actuator assembly may include a gimbaled cable actuator plate. The actuator plate includes a plurality of small radius holes or grooves for receiving the medial cables and a plurality of large radius holes or grooves for receiving the distal cables. The holes or grooves restrain the medial cables to a small radius of motion (e.g., $\frac{1}{2} R$) and the distal cables to a large radius of motion (R), so that the medial cables to the medial disk move a smaller distance (e.g., only half as far) compared to the distal cables to the distal disk, for a given gimballed motion or rotation relative to the particular cable. Note that for alternative embodiments having more than one intermediate cable termination segment, the cable actuator may have a plurality of sets of holes at selected radii (e.g., R , $\frac{2}{3}R$, and $\frac{1}{3}R$). The wrist embodiments described are particularly suitable for robotic surgical systems, although they may be included in manually operated endoscopic tools.

[26] Embodiments including a cable actuator assembly having aspects of the invention provide to the simultaneous actuation of a substantial plurality of cables, and provide for a predetermined proportionality of motion of a plurality of distinct cable sets. This capability is provided with a simple, inexpensive structure which avoids highly complex control mechanisms. As described further below, for a given total cross-sectional area in each cable set and a given overall disk diameter, a mechanically redundant number of cables permits the cable diameter to be smaller, permits increasing the moment arm or mechanical advantage of the cables, and permits a larger unobstructed longitudinal center lumen along the centerline of the disks. These advantages are particularly useful in wrist members built to achieve the very small overall diameter such as are currently used in endoscopic surgery.

[27] In some embodiments, a grip actuation mechanism is provided for operating a gripping end effector. When cables are used to manipulate the end effector, the grip actuation mechanism may include a grip cable actuator disposed in a tool or instrument proximal base or "back end." The path length of a grip actuation cable may tend to vary in length during bending of the wrist in the event that cable paths do not coincide with the neutral axis. The change in cable path lengths may be accounted for in the back end mechanism used to secure and control the cables. This may be achieved by including a cable

WO 03/001986

PCT/US02/20884

tension regulating device in the grip actuation mechanism, so as to decouple the control of the end effector such as grip jaws from the bending of the wrist.

[28] In specific embodiments, the back end mechanism is configured to allow for the replacement of the end effector, the wrist, and the shaft of the surgical instrument with relative ease.

[29] In accordance with an aspect of the present invention, a minimally invasive surgical instrument comprises an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the proximal end. A wrist member has a proximal portion connected to the working end. An end effector is connected to a distal portion of the wrist member. The wrist member comprises at least three vertebrae connected in series between the working end of the elongate shaft and the end effector. The vertebrae include a proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal vertebra connected to the end effector.

[30] Each vertebra is pivotable relative to an adjacent vertebra by a pivotal connection, which may employ a nonattached (or alternatively an attached) contact. At least one of the vertebrae is pivotable relative to an adjacent vertebra by a pitch contact around a pitch axis which is nonparallel to the shaft axis. At least one of the vertebrae is pivotable relative to an adjacent vertebra by another contact around a second axis which is nonparallel to the shaft axis and nonparallel to the pitch axis.

[31] In accordance with another aspect of this invention, a minimally invasive surgical instrument comprises an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the proximal end. A wrist member has a proximal portion or proximal end member connected to the working end, and a distal portion or distal end member connected to an end effector. The wrist member comprises at least three vertebrae connected in series between the working end of the elongate shaft and an end effector.

[32] The vertebrae include a proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal vertebra connected to the end effector. Each vertebra is pivotable relative to an adjacent vertebra by a pivotable vertebral joint. At least one of the vertebrae is pivotable relative to an adjacent vertebra by a pitch joint around a pitch axis which is nonparallel to the shaft axis. At least one of the vertebrae is pivotable relative to an adjacent vertebra by a yaw joint around a yaw axis which is nonparallel to the shaft axis and perpendicular to the pitch axis. An end effector is connected to a distal portion of the wrist member. A plurality of cables are coupled with the vertebrae to move the vertebrae relative to each other. The plurality of cables include at least one distal cable coupled with the

WO 03/001986

PCT/US02/20884

terminating at the distal vertebra and extending proximally to a cable actuator member, and at least one intermediate cable coupled with and terminating at an intermediate vertebra disposed between the proximal vertebra and the distal vertebra and extending to the cable actuator member. The cable actuator member is configured to adjust positions of the vertebrae by moving the distal cable by a distal displacement and the intermediate cable by an intermediate displacement shorter than the distal displacement.

[33] In some embodiments, a ratio of each intermediate displacement to the distal displacement is generally proportional to a ratio of a distance from the proximal vertebra to the intermediate vertebra to which the intermediate cable is connected and a distance from the proximal vertebra to the distal vertebra to which the distal cable is connected.

[34] In accordance with another aspect of the invention, a method of performing minimally invasive endoscopic surgery in a body cavity of a patient comprises introducing an elongate shaft having a working end into the cavity. The elongate shaft has a proximal end and a shaft axis between the working end and the proximal end. A wrist member comprises at least three vertebrae connected in series between the working end of the elongate shaft and the end effector. The vertebrae include a proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal vertebra connected to the end effector. Each vertebra is pivotable relative to an adjacent vertebra by a pivotal coupling, which may employ a nonattached contact. An end effector is connected to a distal portion of the wrist member. The end effector is positioned by rotating the wrist member to pivot at least one vertebra relative to an adjacent vertebra by a pivotal pitch coupling around a pitch axis which is nonparallel to the shaft axis. The end effector is repositioned by rotating the wrist member to pivot at least one vertebra relative to an adjacent vertebra by another pivotal coupling around a second axis which is nonparallel to the shaft axis and nonparallel to the pitch axis.

[35] In accordance with another aspect of the present invention, a minimally invasive surgical instrument has an end effector which comprises a grip support having a left pivot and a right pivot. A left jaw is rotatable around the left pivot of the grip support and a right jaw is rotatable around the right pivot of the grip support. A left slider pin is attached to the left jaw and spaced from the left pivot pin, and a right slider pin is attached to the right jaw and spaced from the right pivot pin. A slotted member includes a left slider pin slot in which the left slider pin is slidable to move the left jaw between an open position and a closed position, and a right slider pin slot in which the right slider pin is slidable to move the right jaw between an open position and a closed position. A slider pin actuator is movable relative to the slotted member to cause the left slider pin to slide in the left slider pin slot and the right

WO 03/001986

PCT/US02/20884

slider pin to slide in the right slider pin slot, to move the left jaw and the right jaw between the open position and the closed position.

[36] In accordance with another aspect of the present invention, a method of performing minimally invasive endoscopic surgery in a body cavity of a patient comprises providing a tool comprising an elongate shaft having a working end coupled with an end effector, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the proximal end. The end effector includes a grip support having a left pivot and a right pivot; a left jaw rotatable around the left pivot of the grip support and a right jaw rotatable around the right pivot of the grip support, a left slider pin attached to the left jaw and spaced from the left pivot pin, a right slider pin attached to the right jaw and spaced from the right pivot pin; and a slotted member including a left slider pin slot in which the left slider pin is slidable to move the left jaw between an open position and a closed position, and a right slider pin slot in which the right slider pin is slidable to move the right jaw between an open position and a closed position. The method further comprises introducing the end effector into a surgical site; and moving the left slider pin to slide in the left slider pin slot and the right slider pin to slide in the right slider pin slot, to move the left jaw and the right jaw between the open position and the closed position.

[37] According to another aspect, a medical instrument comprises a base shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the proximal end. A segmented wrist member comprises a plurality of spaced-apart segment vertebrae disposed sequentially adjacent to one another along a wrist longitudinal line. The plurality of vertebrae include a proximal vertebra connected to the shaft working end, a distal vertebra supporting an end effector, and at least one intermediate vertebra disposed between the proximal vertebra and the distal vertebra, the at least one intermediate vertebrae being connected to each adjacent vertebra by a pivotally movable segment coupling. Each segment coupling has a coupling axis nonparallel to the wrist longitudinal line. At least two of the coupling axes are non-parallel to one another. At least one of the intermediate vertebrae is a medial vertebra. A plurality of movable tendon elements are disposed generally longitudinally with respect to the shaft and wrist member. The tendon elements each have a proximal portion, and have a distal portion connected to one of the distal vertebra and the medial vertebra so as to pivotally actuate the connected vertebra. At least one of the tendons is connected to the at least one medial vertebra and at least one of the tendons is connected to the distal vertebra. A tendon actuation mechanism is drivingly coupled to the tendons and configured to controllably move at least selected ones of the plurality of tendons so as to

WO 03/001986

PCT/US02/20884

pivotaly actuate the plurality of connected vertebrae to laterally bend the wrist member with respect to the shaft.

[38] Another aspect is directed to a tendon actuating assembly for a surgical instrument, wherein the instrument includes a shaft-like member having a distal working end for insertion into a patient's body through an aperture, and wherein the working end includes at least one distal moveable member arranged to be actuated by at least one of a plurality of movable tendon element. The actuating assembly comprises a tendon actuator member which is configured to be movable to at least pivot in one degree of freedom, and which includes a plurality of tendon engagement portions. Each engagement portion is drivingly couplable to at least one of the plurality of tendons. A drive mechanism is drivingly coupled to the actuator member so as to controllably pivot the actuator member in the at least one degree of freedom, so as to move at least one of the tendons relative to the shaft-like member so as to actuate the distal moveable member.

[39] In another aspect, a minimally invasive surgical instrument comprises a shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the proximal end. A segmented wrist member comprises a plurality of spaced-apart segment vertebrae disposed sequentially adjacent to one another along a wrist longitudinal line. The plurality of vertebrae include a proximal vertebra connected to the shaft working end, a distal vertebra supporting an end effector, and at least one intermediate vertebra disposed between the proximal vertebra and the distal vertebra. The at least one intermediate vertebrae is connected to each adjacent vertebra by a pivotally movable segment coupling. Each segment coupling has a coupling axis nonparallel to the wrist longitudinal line. At least two of the coupling axes are non-parallel to one another. The movable segment couplings include at least one spring-like element arranged to regulate the pivotal motion of at least one adjacent vertebra. A plurality of movable tendon elements are disposed generally longitudinally with respect to the shaft and wrist member. The tendon elements each have a proximal portion, and a distal portion connected to the distal vertebra so as to pivotaly actuate the distal vertebra. A tendon actuation mechanism is drivingly coupled to the tendons and configured to controllably move at least one of the plurality of tendons so as to pivotaly actuate the plurality of connected vertebrae to laterally bend the wrist member with respect to the shaft.

[40] Another aspect is directed a segment pivoted coupling mechanism for pivotaly coupling two adjacent segment vertebrae of a multi-segment flexible member of a medical instrument, wherein the two adjacent segments have bending direction with respect to one another, and wherein the flexible member has at least one neutral bending axis. The

WO 03/001986

PCT/US02/20884

instrument includes at least two movable actuation tendon passing through at least two apertures in each adjacent vertebrae, wherein the at least two apertures in each of the vertebra are spaced apart on opposite sides of the neutral axis with respect to the pivot direction, and wherein openings of the apertures are disposed on adjacent surfaces of the two vertebrae so as to generally define an aperture plane. The coupling mechanism comprises at least one inter-vertebral engagement element coupled to each of the vertebrae, the element pivotally engaging the vertebrae so as to define at least two spaced-apart parallel cooperating pivot axes, each one of the pivot axes being aligned generally within the aperture plane of a respective one of the adjacent vertebra, so as to provide that each vertebra is pivotally movable about its respective pivot axis, so as to balance the motion of the tendons on opposite sides of the neutral axis when the flexible member is deflected in the bending direction.

BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

- 15 [41] FIG. 1 is an elevational view schematically illustrating the rotation of a gastroscope-style wrist;
- [42] FIG. 2 is an elevational view schematically illustrating an S-shape configuration of the gastroscope-style wrist of FIG. 1;
- [43] FIG. 3 is an elevational view schematically illustrating a gastroscope-style wrist
20 having vertebrae connected by springs in accordance with an embodiment of the present invention;
- [44] FIG. 4 is a partial cross-sectional view of a gastroscope-style wrist having vertebrae connected by wave springs according to an embodiment of the invention;
- [45] FIG. 5 is a perspective view of a positively positionable multi-disk (PPMD) wrist in
25 pitch rotation according to an embodiment of the present invention;
- [46] FIG. 6 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 5 in yaw rotation;
- [47] FIG. 7 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 5 in a straight position;
- [48] FIG. 8 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 5 in pitch rotation;
- [49] FIG. 9 is a perspective view of a PPMD wrist in a straight position according to
30 another embodiment of the present invention;
- [50] FIG. 10 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 9 in pitch rotation;
- [51] FIG. 11 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 9 in yaw rotation;
- [52] FIG. 12 is an upper perspective of an intermediate disk in the PPMD wrist of FIG. 9;
- [53] FIG. 13 is a lower perspective of the intermediate disk of FIG. 12;

WO 03/001986

PCT/US02/20884

- [54] FIG. 14 is a perspective view of a PPMD wrist in pitch rotation in accordance with another embodiment of the present invention;
- [55] FIG. 15 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 14 in yaw rotation;
- [56] FIG. 16 is a perspective view of a PPMD wrist in pitch rotation according to another embodiment of the present invention;
- 5 [57] FIG. 17 is a perspective view of a PPMD wrist in a straight position in accordance with another embodiment of the present invention;
- [58] FIG. 18 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 17 in pitch rotation;
- [59] FIG. 19 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 17 in pitch rotation;
- 10 [60] FIG. 20 is a perspective view of the PPMD wrist of FIG. 17 in yaw rotation;
- [61] FIG. 21 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 17 in yaw rotation;
- [62] FIG. 22 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 17 showing the actuation cables extending through the disks according to an embodiment of the invention;
- [63] FIG. 23 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 17 in pitch rotation;
- 15 [64] FIG. 24 is an elevational view of the PPMD wrist of FIG. 17 in yaw rotation;
- [65] FIG. 25 is a cross-sectional view of the coupling between the disks of the PPMD wrist of FIG. 17 illustrating the rolling contact therebetween;
- [66] FIG. 26 is a perspective view of a gimbaled cable actuator according to an embodiment of the invention;
- 20 [67] FIG. 27 is a perspective view of a gimbaled cable actuator with the actuator links configured in pitch rotation according to another embodiment of the present invention;
- [68] FIG. 28 is a perspective view of the gimbaled cable actuator of FIG. 27 with the actuator links configured in yaw rotation;
- [69] FIG. 29 is another perspective view of the gimbaled cable actuator of FIG. 27 in
- 25 pitch rotation;
- [70] FIG. 30 is a perspective view of the parallel linkage in the gimbaled cable actuator of FIG. 27 illustrating details of the actuator plate;
- [71] FIG. 31 is a perspective view of the parallel linkage of FIG. 30 illustrating the cover plate over the actuator plate;
- 30 [72] FIG. 32 is another perspective view of the parallel linkage of FIG. 30 illustrating details of the actuator plate;
- [73] FIG. 33 is a perspective view of the parallel linkage of FIG. 30 illustrating the cover plate over the actuator plate and a mounting member around the actuator plate for mounting the actuator links;

WO 03/001986

PCT/US02/20884

- [74] FIG. 34 is a perspective view of the gimbaled cable actuator of FIG. 27 mounted on a lower housing member;
- [75] FIG. 35 is a perspective view of the gimbaled cable actuator of FIG. 27 mounted between a lower housing member and an upper housing member;
- 5 [76] FIG. 36 is a perspective view of a surgical instrument according to an embodiment of the present invention;
- [77] FIG. 37 is a perspective view of the wrist and end effector of the surgical instrument of FIG. 36;
- [78] FIG. 38 is a partially cut-out perspective view of the wrist and end effector of the surgical instrument of FIG. 36;
- 10 [79] FIGS. 38A and 39 are additional partially cut-out perspective views of the wrist and end effector of the surgical instrument of FIG. 36;
- [80] FIGS. 39A and 39B are plan views illustrating the opening and closing actuators for the end effector of the surgical instrument of FIG. 36;
- 15 [81] FIG. 39C is a perspective view of an end effector according to another embodiment;
- [82] FIG. 40 is the perspective view of FIG. 39 illustrating wrist control cables;
- [83] FIG. 41 is an elevational view of the wrist and end effector of the surgical instrument of FIG. 36;
- [84] FIG. 42 is a perspective view of a back end mechanism of the surgical instrument of FIG. 36 according to an embodiment of the present invention;
- 20 [85] FIG. 43 is a perspective view of a lower member in the back end mechanism of FIG. 42 according to an embodiment of the present invention;
- [86] FIGS. 44-46 are perspective views of the back end mechanism according to another embodiment of the present invention;
- 25 [87] FIG. 47 is a perspective view of a mechanism for securing the actuation cables in the back end of the surgical instrument of FIGS. 44-46 according to another embodiment of the present invention;
- [88] FIG. 48 is a perspective view of a back end mechanism of the surgical instrument of FIG. 36 according to another embodiment of the present invention;
- 30 [89] FIG. 49 and 50 are perspective views of a back end mechanism of the surgical instrument of FIG. 36 according to another embodiment of the present invention;
- [90] FIG. 51 is a perspective of a PPMD wrist according to another embodiment;
- [91] FIG. 52 is an exploded view of a vertebra or disk segment in the PPMD wrist of FIG. 51;

WO 03/001986

PCT/US02/20884

- [92] FIGS. 53 and 54 are elevational views of the PPMW wrist of FIG. 51;
- [93] FIGS. 55 and 56 are perspective views illustrating the cable connections for the PPMW wrist of FIG. 51;
- [94] FIGS. 57 and 58 are perspective views of a gimbaled cable actuator according to another embodiment;
- 5 [95] FIG. 59 is a perspective view of the gimbal plate of the actuator of FIG. 55;
- [96] FIGS. 60-62 are exploded perspective views of the gimbaled cable actuator of FIG. 55;
- [97] FIG. 63 is another perspective view of the gimbaled cable actuator of FIG. 55;
- 10 [98] FIGS. 64-67 are perspective views of the back end according to another embodiment;
- [99] FIG. 68A is an elevational view of a straight wrist according to another embodiment;
- [100] FIG. 68B is an elevational view of a bent wrist; and
- [101] FIG. 68C is a schematic view of a cable actuator plate according to another embodiment.

15

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

[102] As used herein, "end effector" refers to an actual working distal part that is manipulable by means of the wrist member for a medical function, e.g., for effecting a predetermined treatment of a target tissue. For instance, some end effectors have a single

20 working member such as a scalpel, a blade, or an electrode. Other end effectors have a pair or plurality of working members such as forceps, graspers, scissors, or clip applicators, for example. In certain embodiments, the disks or vertebrae are configured to have openings which collectively define a longitudinal lumen or space along the wrist, providing a conduit for any one of a number of alternative elements or instrumentalities associated with the

25 operation of an end effector. Examples include conductors for electrically activated end effectors (e.g., electrosurgical electrodes; transducers, sensors, and the like); conduits for fluids, gases or solids (e.g., for suction, insufflation, irrigation, treatment fluids, accessory introduction, biopsy extraction and the like); mechanical elements for actuating moving end effector members (e.g., cables, flexible elements or articulated elements for operating grips,

30 forceps, scissors); wave guides; sonic conduction elements; fiberoptic elements; and the like. Such a longitudinal conduit may be provided with a liner, insulator or guide element such as an elastic polymer tube; spiral wire wound tube or the like.

[103] As used herein, the terms "surgical instrument", "instrument", "surgical tool", or "tool" refer to a member having a working end which carries one or more end effectors to be

WO 03/001986

PCT/US02/20884

introduced into a surgical site in a cavity of a patient, and is actuatable from outside the cavity to manipulate the end effector(s) for effecting a desired treatment or medical function of a target tissue in the surgical site. The instrument or tool typically includes a shaft carrying the end effector(s) at a distal end, and is preferably servomechanically actuated by a telesurgical system for performing functions such as holding or driving a needle, grasping a blood vessel, and dissecting tissue.

[104] A. Gastroscope Style Wrist

[105] A gastroscope style wrist has a plurality of vertebrae stacked one on top of another with alternating yaw (Y) and pitch (P) axes. For instance, an example of a gastroscope-style wrist may include twelve vertebrae. Such a wrist typically bends in a relatively long arc. The vertebrae are held together and manipulated by a plurality of cables. The use of four or more cables allows the angle of one end of the wrist to be determined when moved with respect to the other end of the wrist. Accessories can be conveniently delivered through the middle opening of the wrist. The wrist can be articulated to move continuously to have orientation in a wide range of angles (in roll, pitch, and yaw) with good control and no singularity.

[106] FIGS. 1 and 2 show a typical prior art gastroscope style flexible wrist-like multi-segment member having a plurality of vertebrae or disks coupled in series in alternating yaw and pitch pivotal arrangement (YPYP...Y). FIG. 1 shows the rotation of a gastroscope-style wrist 40 having vertebrae 42, preferably rotating at generally uniform angles between neighboring vertebrae 42. On the other hand, when pitch and yaw forces are applied, the gastroscope-style wrist can take on an S shape with two arcs, as seen in FIG. 2. In addition, backlash can be a problem when the angles between neighboring vertebrae vary widely along the stack. It may be seen that, in operation, the angles of yaw and pitch between adjacent segments may typically take a range of non-uniform, or indeterminate values during bending. Thus, a multi-segment wrist or flexible member may exhibit unpredictable or only partially controlled behavior in response to tendon actuation inputs. Among other things, this can reduce the bending precision, repeatability and useful strength of the flexible member.

[107] One way to minimize backlash and avoid the S-shape configuration is to provide springs 54 between the vertebrae 52 of the wrist 50, as schematically illustrated in FIG. 3. The springs 54 help keep the angles between the vertebrae 52 relatively uniform during rotation of the stack to minimize backlash. The springs 54 also stiffen the wrist 50 and stabilize the rotation to avoid the S-shape configuration.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[108] As shown in the wrist 60 of FIG. 4, one type of spring that can be connected between the vertebrae 62 is a wave spring 64, which has the feature of providing a high spring force at a low profile. FIG. 4 also shows an end effector in the form of a scissor or forcep mechanism 66. Actuation members such as cables or pulleys for actuating the mechanism 66 may conveniently extend through the middle opening of the wrist 60. The middle opening or lumen allows other items to be passed therethrough.

[109] The wrist 60 is singularity free, and can be designed to bend as much as 360° if desired. The wrist 60 is versatile, and can be used for irrigation, imaging with either fiberoptics or the wires to a CCD passing through the lumen, and the like. The wrist 60 may be used as a delivery device with a working channel. For instance, the surgical instrument with the wrist 60 can be positioned by the surgeon, and hand-operated catheter-style or gastroenterology instruments can be delivered to the surgical site through the working channel for biopsies.

[110] Note that in Figs. 1-4, (and generally elsewhere herein) the distinction between yaw and pitch may be arbitrary as terms of generalized description of a multi-segment wrist or flexible member, the Y and P axes typically being generally perpendicular to a longitudinal centerline of the member and also typically generally perpendicular to each other. Note, however, that various alternative embodiments having aspects of the invention are feasible having Y and P axes which are not generally perpendicular to a centerline and/or not generally perpendicular to one another. Likewise, a simplified member may be useful while having only a single degree of freedom in bending motion (Y or P).

[111] B. Positively Positionable Multi-Disk Wrist (PPMD Wrist)

[112] A constant velocity or PPMD wrist also has a plurality of vertebrae or disks stacked one on top of another in a series of pivotally coupled engagements and manipulated by cables. In one five-disk embodiment (the disk count including end members), to prevent the S-shape configuration, one set of the cables (distal cables) extend to and terminate at the last vertebrae or distal end disk at the distal end of the wrist, while the remaining set of cables (medial cables) extend to and terminate at a middle disk. By terminating a medial set of cables at the medial disk, and terminating second distal set of cables at the distal disk, all pivotal degrees of freedom of the five disk sequence may be determinately controlled by cable actuators. There is no substantial uncertainty of wrist member shape or position for any given combination of cable actuations. This is the property implied by the term "positively positionable", and which eliminates the cause of S-curve bending or unpredictable bending as described above with respect to FIGS. 1-2).

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[113] Note that medial cable set of the PPMD wrist will move a shorter distance than the distal set, for a given overall wrist motion (e.g., half as far). The cable actuator mechanism, examples of which are described further below, provides for this differential motion. Note also, that while the examples shown generally include a plurality of disks or segments which are similarly or identically sized, they need not be. Thus, where adjacent segments have different sizes, the scale of motion between the medial set(s) and the distal set may differ from the examples shown.

[114] In certain preferred embodiments, one of a yaw (Y) or pitch (P) coupling is repeated in two consecutive segments. Thus, for the an exemplary sequence of four couplings between the 5 disk segments, the coupling sequence may be YPPY or PYYP, and medial segment disk (number 3 of 5) is bounded by two Y or two P couplings. This arrangement has the property that permits a "constant velocity" rolling motion in a "roll, pitch, yaw" type instrument distal end. In other words, in the event that the instrument distal portion (shaft/wrist/end effector) is rotated axially about the centerline while the wrist is bent and while the end effector is maintained at a given location and pointing angle (analogous to the operation of a flexible-shaft screw driver), both end effector and instrument shaft will rotate at the same instantaneous angular velocity.

[115] This property "constant velocity" may simplify control algorithms for a dexterous surgical manipulation instrument, and produce smoother operation characteristics. Note that this coupling sequence is quite distinct from the alternating YPYP... coupling arrangement of the prior art gastroscope style wrist shown in Figs. 1 and 2, which includes a strictly alternating sequence of yaw and pitch axes.

[116] In an exemplary embodiment shown in FIGS. 5-8, the wrist 70 has five disks 72-76 stacked with pitch, yaw, yaw, and pitch joints (the disk count including proximal and distal end member disks). The disks are annular and form a hollow center or lumen. Each disk has a plurality of apertures 78 for passing through actuation cables. To lower the forces on each cable, sixteen cables are used. Eight distal cables 80 extend to the fifth disk 76 at the distal end; and eight medial cables 82 extend to the third disk 74 in the middle. The number of cables may change in other embodiments, although a minimum of three cables (or four in a symmetrical arrangement), more desirably six or eight cables, are used. The number and size of cables are limited by the space available around the disks. In one embodiment, the inner diameter of each disk is about 3 mm, the outer diameter is about 2 mm, and the apertures for passing through the cables are about 0.5 mm in diameter. For a given total cross-sectional area in each cable set (medial or distal) and a given overall disk diameter, a mechanically

WO 03/001986

PCT/US02/20884

redundant number of cables permits the cable diameter to be smaller, and thus permits the cables to terminate at apertures positioned farther outward radially from the center line of the medial or distal disk, thus increasing the moment arm or mechanical advantage of applied cable forces. In addition, the resulting smaller cable diameter permits a larger unobstructed longitudinal center lumen along the centerline of the disks. These advantages are particularly useful in wrist members built to achieve the very small overall diameter of the insertable instrument portion (about 5 mm or less) that is currently favored for the endoscopic surgery.

[117] FIG. 5 shows alternating pairs of long or distal cables 80 and short or medial cable 82 disposed around the disks. The cables 80, 82 extending through the disks are parallel to a wrist central axis or neutral axis 83 extending through the centers of the disks. The wrist neutral axis 83 is fixed in length during bending of the wrist 70. When the disks are aligned in a straight line, the cables 80, 82 are straight; when the disks are rotated during bending of the wrist 70, the cables 80, 82 bend with the wrist neutral axis. In the examples shown in FIGS. 5-8, the disks are configured to roll on each other in nonattached, rolling contact to maintain the contact points between adjacent disks in the center, as formed by pairs of pins 86 coupled to apertures 78 disposed on opposite sides of the disks. The pins 86 are configured and sized such that they provide the full range of rotation between the disks and stay coupled to the apertures 78. The apertures 78 may be replaced by slots for receiving the pins 86 in other embodiments. Note that the contour of pins 86 is preferably of a "gear tooth-like" profile, so as to make constant smooth contact with the perimeter 87 of its engaged aperture during disk rotation, so as to provide a smooth non-slip rolling engagement. FIGS. 5 and 8 show the wrist 70 in a 90° pitch position (by rotation of the two pitch joints), while FIG. 6 shows the wrist 70 in a 90° yaw position (by rotation of the two yaw joints). In FIG. 7, the wrist 70 is in an upright or straight position. Of course, combined pitch and yaw bending of the wrist member can be achieved by rotation of the disks both in pitch and in yaw.

[118] The wrist 70 is singularity free over a 180° range. The lumen formed by the annular disks can be used for isolation and for passing pull cables for grip. The force applied to the wrist 70 is limited by the strength of the cables. In one embodiment, a cable tension of about 15 lb. is needed for a yaw moment of about 0.25 N-m. Because there are only five disks, the grip mechanism needs to be able to bend sharply. Precision of the cable system depends on the friction of the cables rubbing on the apertures 78. The cables 80, 82 can be preloaded to remove backlash. Because wear is a concern, wear-resistant materials should desirably be selected for the wrist 70 and cables.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[119] FIGS. 9-13 show an alternative embodiment of a wrist 90 having a different coupling mechanism between the disks 92-96 which include apertures 98 for passing through actuation cables. Instead of pins coupled with apertures, the disks are connected by a coupling between pairs of curved protrusions 100 and slots 102 disposed on opposite sides of the disks, as best seen in the disk 94 of FIGS. 12-13. The other two intermediate disks 93, 95 are similar to the middle disk 94. The curved protrusions 100 are received by the curved slots 102 which support the protrusions 100 for rotational or rolling movement relative to the slots 102 to generate, for instance, the 90° pitch of the wrist 90 as shown in FIG. 10 and the 90° yaw of the wrist 90 as shown in FIG. 11. FIG. 9 shows two distal cables 104 extending to and terminating at the distal disk 96, and two medial cables 106 extending to and terminating at the middle disk 94. Note that the example shown in FIGS. 9-13 is not a "constant velocity" YPPY arrangement, but may alternatively be so configured.

[120] In another embodiment of the wrist 120 as shown in FIGS. 14 and 15, the coupling between the disks 122-126 is formed by nonattached, rolling contact between matching gear teeth 130 disposed on opposite sides of the disks. The gear teeth 130 guide the disks in yaw and pitch rotations to produce, for instance, the 90° pitch of the wrist 120 as shown in FIG. 14 and the 90° yaw of the wrist 120 as shown in FIG. 15.

[121] In another embodiment of the wrist 140 as illustrated in FIG. 16, the coupling mechanism between the disks includes apertured members 150, 152 cooperating with one another to permit insertion of a fastener through the apertures to form a hinge mechanism. The hinge mechanisms disposed on opposite sides of the disks guide the disks in pitch and yaw rotations to produce, for instance, the 90° pitch of the wrist 140 as seen in FIG. 16. Note that the example shown in FIG. 16 is not a "constant velocity" YPPY arrangement, but may alternatively be so configured.

[122] FIGS. 17-24 show yet another embodiment of the wrist 160 having a different coupling mechanism between the disks 162-166. The first or proximal disk 162 includes a pair of pitch protrusions 170 disposed on opposite sides about 180° apart. The second disk 163 includes a pair of matching pitch protrusions 172 coupled with the pair of pitch protrusions 170 on one side, and on the other side a pair of yaw protrusions 174 disposed about 90° offset from the pitch protrusions 172. The third or middle disk 164 includes a pair of matching yaw protrusions 176 coupled with the pair of yaw protrusions 174 on one side, and on the other side a pair of yaw protrusions 178 aligned with the pair of yaw protrusions 174. The fourth disk 165 includes a pair of matching yaw protrusions 180 coupled with the pair of yaw protrusions 178 on one side, and on the other side a pair of pitch protrusions 182

WO 03/001986

PCT/US02/20884

disposed about 90° offset from the yaw protrusions 180. The fifth or distal disk 166 includes a pair of matching pitch protrusions 184 coupled with the pitch protrusions 182 of the fourth disk 165.

5 [123] The protrusions 172 and 176 having curved, convex rolling surfaces that make nonattached, rolling contact with each other to guide the disks in pitch or yaw rotations to produce, for instance, the 90° pitch of the wrist 160 as seen in FIGS. 18 and 19 and the 90° yaw of the wrist 160 as seen in FIGS. 20 and 21. In the embodiment shown, the coupling between the protrusions is each formed by a pin 190 connected to a slot 192.

10 [124] FIGS. 22-24 illustrate the wrist 160 manipulated by actuation cables to achieve a straight position, a 90° pitch position, and a 90° yaw position, respectively.

[125] FIG. 25 illustrates the rolling contact between the curved rolling surfaces of protrusions 170, 172 for disks 162, 163, which maintain contact at a rolling contact point 200. The rolling action implies two virtual pivot points 202, 204 on the two disks 162, 163, respectively. The relative rotation between the disks 162, 163 is achieved by pulling cables 15 212, 214, 216, 218. Each pair of cables (212, 218) and (214, 216) are equidistant from the center line 220 that passes through the contact point 200 and the virtual pivot points 202, 204. Upon rotation of the disks 162, 163, the pulling cables shift to positions 212', 214', 216', 218', as shown in broken lines. The disk 162 has cable exit points 222 for the cables, and the disk 163 has cable exit points 224 for the cables. In a specific embodiment, the cable exit 20 points 222 are coplanar with the virtual pivot point 202 of the disk 162, and the cable exit points 224 are coplanar with the virtual pivot point 204 of the disk 164. In this way, upon rotation of the disks 162, 163, each pair of cables (212', 218') and (214', 216') are kept equidistant from the center line 220. As a result, the cable length paid out on one side is equal to the cable length pulled on the other side. Thus, the non-attached, rolling engagement 25 contour arrangement shown in FIG. 25 may be referred to as a "cable balancing pivotal mechanism." This "cable balancing" property facilitates coupling of pairs of cables with minimal backlash. Note that the example of FIGS. 17-24 has this "cable balancing" property, although due to the size of these figures, the engagement rolling contours are shown at a small scale.

30 [126] Optionally, and particularly in embodiments not employing a "cable balancing pivotal mechanism" to couple adjacent disks, the instrument cable actuator(s) may employ a cable tension regulation device to take up cable slack or backlash.

[127] The above embodiments show five disks, but the number of disks may be increased to seven, nine, etc. For a seven-disk wrist, the range of rotation increases from 180° to 270°.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

Thus, in a seven-disk wrist, typically 1/3 of the cables terminate at disk 3; 1/3 terminate at disk 5; and 1/3 terminate at disk 7 (most distal).

[128] C. Pivoted Plate Cable Actuator Mechanism

[129] FIG. 26 shows an exemplary pivoted plate cable actuator mechanism 240 having
5 aspects of the invention, for manipulating the cables, for instance, in the PPMD wrist 160 shown in FIGS. 17-21. The actuator 240 includes a base 242 having a pair of gimbal ring supports 244 with pivots 245 for supporting a gimbal ring 246 for rotation, for example, in pitch. The ring 246 includes pivots 247 for supporting a rocker or actuator plate 250 in rotation, for example, in yaw. The actuator plate 250 includes sixteen holes 252 for passing
10 through sixteen cables for manipulating the wrist 160 (from the proximal disk 162, eight distal cables extend to the distal disk 166 and eight medial cables extend to the middle disk 164).

[130] The actuator plate 250 includes a central aperture 256 having a plurality of grooves for receiving the cables. There are eight small radius grooves 258 and eight large radius
15 grooves 260 distributed in pairs around the central aperture 256. The small radius grooves 258 receive medial cables that extend to the middle disk 164, while the large radius grooves 260 receive distal cables that extend to the distal disk 166. The large radius for grooves 260 is equal to about twice the small radius for grooves 258. The cables are led to the rim of the central aperture 256 through the grooves 258, 260 which restrain half of the cables to a small
20 radius of motion and half of the cables to a large radius of motion, so that the medial cables to the medial disk 164 move only half as far as the distal cables to the distal disk 166, for a given gimbal motion. The dual radius groove arrangement facilitates such motion and control of the cables when the actuator plate 250 is rotated in the gimbaled cable actuator
240. A pair of set screws 266 are desirably provided to fix the cable attachment after pre-
25 tensioning. The gimbaled cable actuator 240 acts as a master for manipulating and controlling movement of the slave PPMD wrist 160. Various kinds of conventional actuator (not shown in Fig. 26) may be coupled to actuator plate assembly to controllably tilt the plate in two degrees of freedom to actuate to cables.

[131] FIGS. 27-35 illustrate another embodiment of a gimbaled cable actuator 300 for
30 manipulating the cables to control movement of the PPMD wrist, in which an articulated parallel strut/ball joint assembly is employed to provide a "gimbaled" support for actuator plate 302 (i.e., the plate is supported so as to permit plate tilting in two DOF). The actuator 300 includes a rocker or actuator plate 302 mounted in a gimbal configuration. The actuator plate 302 is moved by a first actuator link 304 and a second actuator link 306 to produce pitch

WO 03/001986

PCT/US02/20884

and yaw rotations. The actuator links 304, 306 are rotatably coupled to a mounting member 308 disposed around the actuator plate 302. As best seen in FIG. 33, ball ends 310 are used for coupling the actuator links 304, 306 with the mounting member 308 to form ball-in-socket joints in the specific embodiment shown, but other suitable rotational connections may be used in alternate embodiments. The actuator links 304, 306 are driven to move generally longitudinally by first and second follower gear quadrants 314, 316, respectively, which are rotatably coupled with the actuator links 304, 306 via pivot joints 318, 320, as shown in FIGS. 27 and 28. The gear quadrants 314, 316 are rotated by first and second drive gears 324, 326, respectively, which are in turn actuated by drive spools 334, 336, as best seen in FIGS. 34 and 35.

[132] The actuator plate 302 is coupled to a parallel linkage 340 as illustrated in FIGS. 30-33. The parallel linkage 340 includes a pair of parallel links 342 coupled to a pair of parallel rings 344 which form a parallelogram in a plane during movement of the parallel linkage 340. The pair of parallel links 342 are rotatably connected to the pair of parallel rings 344, which are in turn rotatably connected to a parallel linkage housing 346 via pivots 348 to rotate in pitch. The pair of parallel links 342 may be coupled to the actuator plate 302 via ball-in-socket joints 349, as best seen in FIG. 32, although other suitable coupling mechanisms may be used in alternate embodiments.

[133] FIGS. 27 and 29 show the actuator plate 302 of the gimbaled cable actuator 300 in pitch rotation with both actuator links 304, 306 moving together so that the actuator plate 302 is constrained by the parallel linkage 340 to move in pitch rotation. In FIG. 28, the first and second actuator links 304, 306 move in opposite directions to produce a yaw rotation of the actuator plate 302. Mixed pitch and yaw rotations result from adjusting the mixed movement of the actuator links 304, 306.

[134] As best seen in FIGS. 30 and 32, the actuator plate 302 includes eight small radius apertures 360 for receiving medial cables and eight large radius apertures 362 for receiving distal cables. FIG. 32 shows a medial cable 364 for illustrative purposes. The medial and distal actuation cables extend through the hollow center of the parallel linkage housing 346 and the hollow center of the shaft 370 (FIGS. 27 and 28), for instance, to the middle and distal disks 164, 166 of the PPMD wrist 160 of FIGS. 17-21.

[135] FIG. 34 shows the gimbaled cable actuator 300 mounted on a lower housing member 380. FIG. 35 shows an upper housing member 382 mounted on the lower housing member 380. The upper housing member 382 includes pivots 384 for rotatably mounting the gear

WO 03/001986

PCT/US02/20884

quadrants 314, 316. A cover plate 390 may be mounted over the actuator plate 302 by fasteners 392, as seen in FIGS. 27, 28, 31, 33, and 34.

[136] Note that the most distal disk (e.g., disk 166 in FIGS. 17-21) may serve as a mounting base for various kinds of single-element and multi-element end effectors, such as scalpels, forceps, scissors, cautery tools, retractors, and the like. The central lumen internal to the disks may serve as a conduit for end-effector actuator elements (e.g., end effector actuator cables), and may also house fluid conduits (e.g., irrigation or suction) or electrical conductors.

[137] Note that although gimbal ring support assembly 240 is shown in FIG. 26 for actuator plate 250, and an articulated gimbal-like structure 300 is shown in FIGS. 27-35 for actuator plate 302, alternative embodiments of the pivoted-plate cable actuator mechanism having aspects of the invention may have different structures and arrangements for supporting and controllably moving the actuator plate 250. For example the plate may be supported and moved by various types of mechanisms and articulated linkages to permit at least tilting motion in two DOF, for example a Stewart platform and the like. The plate assembly may be controllably actuated by a variety of alternative drive mechanisms, such as motor-driven linkages, hydraulic actuators; electromechanical actuators, linear motors, magnetically coupled drives and the like.

[138] D. Grip Actuation Mechanism

[139] FIG. 36 shows a surgical instrument 400 having an elongate shaft 402 and a wrist-like mechanism 404 with an end effector 406 located at a working end of the shaft 402. The wrist-like mechanism 404 shown is similar to the PPMD wrist 160 of FIGS. 17-21. The PPMD wrist has a lot of small cavities and crevices. For maintaining sterility, a sheath 408A may be placed over the wrist 404. Alternatively, a sheath 408B may be provided to cover the end effector 406 and the wrist 404.

[140] A back end or instrument manipulating mechanism 410 is located at an opposed end of the shaft 402, and is arranged releasably to couple the instrument 400 to a robotic arm or system. The robotic arm is used to manipulate the back end mechanism 410 to operate the wrist-like mechanism 404 and the end effector 406. Examples of such robotic systems are found in various related applications as listed above, such as PCT International Application No. PCT/US98/19508, entitled "Robotic Apparatus", filed on September 18, 1998, and published as WO99/50721; and U.S. Patent Application No. 09/398,958, entitled "Surgical Tools for Use in Minimally Invasive Telesurgical Applications", filed on September 17, 1999. In some embodiments, the shaft 402 is rotatably coupled to the back end mechanism

WO 03/001986

PCT/US02/20884

410 to enable angular displacement of the shaft 402 relative to the back end mechanism 410 as indicated by arrows H.

[141] The wrist-like mechanism 404 and end effector 406 are shown in greater detail in FIGS. 27-41. The wrist-like mechanism 404 is similar to the PPM wrist 160 of FIGS. 17-21, and includes a first or proximal disk 412 connected to the distal end of the shaft 402, a second disk 413, a third or middle disk 414, a fourth disk 415, and a fifth or distal disk 416. A grip support 420 is connected between the distal disk 416 and the end effector 406, which includes a pair of working members or jaws 422, 424. To facilitate grip movement, the jaws 422, 424 are rotatably supported by the grip support 420 to rotate around pivot pins 426, 428, respectively, as best seen in FIGS. 38-40. Of course, other end effectors may be used. The jaws 422, 424 shown are merely illustrative.

[142] The grip movement is produced by a pair of slider pins 432, 434 connected to the jaws 422, 424, respectively, an opening actuator 436, and a closing actuator 438, which are best seen in FIGS. 38-40. The slider pins 432, 434 are slidable in a pair of slots 442, 444, respectively, provided in the closing actuator 438. When the slider pins 432, 434 slide apart outward along the slots 442, 444, the jaws 422, 424 open in rotation around the pivot pins 426, 428. When the slider pins 432, 434 slide inward along the slots 442, 444 toward one another, the jaws 422, 424 close in rotation around the pivot pins 426, 428. The sliding movement of the slider pins 432, 434 is generated by their contact with the opening actuator 436 as it moves relative to the closing actuator 438. The opening actuator 436 acts as a cam on the slider pins 432, 434. The closing of the jaws 422, 424 is produced by pulling the closing actuator 438 back toward the shaft 402 relative to the opening actuator 436 using a closing actuator cable 448, as shown in FIG. 39A. The opening of the jaws 422, 424 is produced by pulling the opening actuator 436 back toward the shaft 402 relative to the closing actuator 438 using an opening actuator cable 446, as shown in FIG. 39B. The opening actuator cable 446 is typically crimped into the hollow tail of the opening actuator 436, and the closing actuator cable 448 is typically crimped into the hollow tail of the closing actuator 438. In a specific embodiment, the opening actuator cable 446 and the closing actuator cable 448 are moved in conjunction with one another, so that the opening actuator 436 and the closing actuator 438 move simultaneously at an equal rate, but in opposite directions. The actuation cables 446, 448 are manipulated at the back end mechanism 410, as described in more detail below. The closing actuator 438 is a slotted member and the closing actuator cable 446 may be referred to as the slotted member cable. The opening actuator 436

WO 03/001986

PCT/US02/20884

is a slider pin actuator and the opening actuator cable 448 may be referred to as the slider pin actuator cable.

[143] To ensure that the grip members or jaws 422', 424' move symmetrically, an interlocking tooth mechanism 449 may be employed, as illustrated in Fig. 39C. The mechanism 449 includes a tooth provided on the proximal portion of one jaw 424' rotatably coupled to a slot or groove provided in the proximal portion of the other jaw 424'. The mechanism 449 includes another interlocking tooth and slot on the opposite side (not shown) of the jaws 422', 424'.

[144] A plurality of long or distal cables and a plurality of short or medial cables, similar to those shown in FIG. 5, are used to manipulate the wrist 404. FIG. 40 shows one distal cable 452 and one medial cable 454 for illustrative purposes. Each cable (452, 454) extends through adjacent sets of apertures with free ends extending proximally through the tool shaft 402, and makes two passes through the length of the wrist 404. There are desirably a total of four distal cables and four medial cables alternatively arranged around the disks 412-416.

[145] The actuation cables 446, 448 and the wrist control cables such as 452, 454 pass through the lumen formed by the annular disks 412-416 back through the shaft 402 to the back end mechanism 410, where these cables are manipulated. In some embodiments, a conduit 450 is provided in the lumen formed by the annular disks 412-416 (see FIG. 39) to minimize or reduce cable snagging or the like. In a specific embodiment, the conduit 450 is formed by a coil spring connected between the proximal disk 412 and the distal disk 416. The coil spring bends with the disks 412-416 without interfering with the movement of the disks 412-416.

[146] The grip support 420 may be fastened to the wrist 404 using any suitable method. In one embodiment, the grip support 420 is held tightly to the wrist 404 by support cables 462, 464, as illustrated in FIGS. 38 and 38A. Each support cable extends through a pair of adjacent holes in the grip support 420 toward the wrist 404. The support cables 462, 464 also pass through the lumen formed by the annular disks 412-416 back through the shaft 402 to the back end mechanism 410, where they are secured.

[147] Referring to FIG. 41, the wrist 404 has a wrist central axis or neutral axis 470 that is fixed in length during bending of the wrist 404. The various cables, however, vary in length during bending of the wrist 404 as they take on cable paths that do not coincide with the neutral axis, such as the cable path 472 shown. Constraining the cables to bend substantially along the neutral axis 470 (e.g., by squeezing down the space in the wrist 404) reduces the variation in cable lengths, but will tend to introduce excessive wear problems. In some

WO 03/001986

PCT/US02/20884

embodiments, the change in cable lengths will be accounted for in the back end mechanism 410, as described below.

[148] FIGS. 42-46 show a back end mechanism 410 according to an embodiment of the present invention. One feature of this embodiment of the back end mechanism 410 is that it allows for the replacement of the end effector 406 (e.g., the working members or jaws 422, 424, the actuators 436, 438, and the actuation cables 446, 448) with relative ease.

[149] As shown in FIG. 42, the support cables 462, 464 (see FIGS. 38 and 38A) used to hold the grip support 420 to the wrist 404 extend through a central tube after passing through the shaft 402. The support cables 462, 464 are clamped to a lower arm 480 and lower clamp block 482 which are screwed tight. The lower arm 480 includes a pivot end 486 and a spring attachment end 488. The pivot end 486 is rotatably mounted to the back end housing or structure 490, as shown in FIG. 42. The spring attachment end 488 is connected to a spring 492 which is fixed to the back end housing 490. The spring 492 biases the lower arm 480 to apply tension to the support cables 462, 464 to hold the grip support 420 tightly to the wrist 404.

[150] FIG. 43 shows another way to secure the support cables 462, 464 by using four recesses or slots 484 in the lower arm 480 instead of the clamp block 482. A sleeve is crimped onto each of the ends of the support cables 462, 464, and the sleeves are tucked into the recesses or slots 484. This is done by pushing the lower arm 480 inward against the spring force, and slipping the sleeved cables into their slots.

[151] FIG. 44 shows an additional mechanism that allows the lengths of the actuation cables 446, 448 (see FIG. 39) to change without affecting the position of the grip jaws 422, 424. The actuation cables 446, 448 extending through the shaft 402 are clamped to a grip actuation pivoting shaft 500 at opposite sides of the actuation cable clamping member 502 with respect to the pivoting shaft 500. The clamping member 502 rotates with the grip actuation pivoting shaft 500 so as to pull one actuation cable while simultaneously releasing the other to operate the jaws 422, 424 of the end effector 406.

[152] Instead of the clamping member 502 for clamping the actuation cables 446, 448, a different cable securing member 502' may be used for the grip actuation pivot shaft 500, as shown in FIG. 47. The cable securing member 502' includes a pair of oppositely disposed recesses or slots 504. A sleeve is crimped onto each of the ends of the actuation cables 446, 448, and the sleeves are tucked into the recesses or slots 504. This is done by pushing the upper arm 530 inward against the spring force, and slipping the sleeved cables into their slots.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[153] As shown in FIGS. 44-46, the grip actuation pivot shaft 500 is controlled by a pair of control cables 506, 508 that are connected to the motor input shaft 510. The two control cables 506, 508 are clamped to the grip actuation pivot shaft 500 by two hub clamps 512, 514, respectively. From the hub clamps 512, 514, the control cables 506, 508 travel to two helical gear reduction idler pulleys 516, 518, and then to the motor input shaft 510, where they are secured by two additional hub clamps 522, 524. As shown in FIG. 44, the two control cables 506, 508 are oppositely wound to provide the proper torque transfer in both clockwise and counterclockwise directions. Rotation of the motor input shaft 510 twists the grip actuation pivot shaft 500 via the control cables 506, 508, which in turn pulls one actuation cable while simultaneously releasing the other, thereby actuating the jaws 422, 424 of the end effector 406.

[154] The grip actuation pivot shaft 500 and the pair of helical gear reduction idler pulleys 516, 518 are pivotally supported by a link box 520. The link box 520 is connected to a link beam 522, which is pivotally supported along the axis of the motor input shaft 510 to allow the grip actuation pivot shaft 500 to move back and forth to account for change in cable length due to bending of the wrist 404, without changing the relative position of the two actuation cables 446, 448 that control the grip jaws 422, 424. This feature decouples the control of the grip jaws 422, 424 from the bending of the wrist 404.

[155] FIGS. 45 and 46 show the addition of an upper arm 530 which is similar to the lower arm 480. The upper arm 530 also has a pivot end 536 and a spring attachment end 538. The pivot end 536 is rotatably mounted to the back end housing 490 along the same pivot axis as the pivot end 486 of the lower arm 480. The upper arm 530 is connected to the grip actuation pivot shaft 500. The spring attachment end 538 is connected to a spring 542 which is fixed to the back end housing 490. The spring 542 biases the upper arm 530 to apply a pretension to the actuation cables 446, 448. The springs 492, 542 are not shown in FIG. 46 for simplicity and clarity.

[156] The configuration of the back end mechanism 410 facilitates relatively easy replacement of the actuators 436, 438 and actuation cables 446, 448, as well as the working members or jaws 422, 424. The cables can be released from the back end mechanism 410 with relative ease, particularly when the cables are secured to recesses by crimped sleeves (see FIGS. 43, 47).

[157] In another embodiment of the back end mechanism 410A as shown in FIG. 48, not only the end effector 406 but the wrist 404 and the shaft 402 may also be replaced with relative ease. As shown in FIGS. 27-35 and described above, the wrist cables (e.g., the distal

WO 03/001986

PCT/US02/20884

cable 452 and medial cable 454 in FIG. 40) for actuating the wrist 404 all terminate at the back end on a circular ring of the actuator plate 302. The wrist cables are clamped to the actuator plate 302 with a cover plate 390 (see FIGS. 27-35).

5 [158] To achieve the replaceable scheme of the wrist 404 and shaft 402, the wrist cables are fastened to a smaller plate (e.g., by clamping), and the smaller plate is fed from the instrument from the front 550 of the back end housing 490 and affixed to the actuator plate 302.

10 [159] In an alternate configuration, the actuator plate 302 may be repositioned to the front 550 of the back end housing 490 to eliminate the need to thread the smaller plate through the length of the shaft 402.

[160] FIGS. 49 and 50 show another back end mechanism 410B illustrating another way of securing the cables. The support cables 462, 464 (see FIGS. 38 and 38A) are clamped to the arm 560 by a clamping block 562. The arm 560 has a pivot end 564 and a spring attachment end 566. The pivot end 564 is rotatably mounted to the back end housing or structure 490.

15 [161] The spring attachment end 566 is connected to one or more springs 570 which are fixed to the back end housing 490. The springs 570 bias the arm 560 to apply tension to the support cables 462, 464 to hold the grip support 420 tightly to the wrist 404.

20 [161] The actuation cables 446, 448 (see FIG. 39) extend around pulleys 580 connected to the arm 560, and terminate at a pair of hub clamps 582, 584 provided along the motor input shaft 590. This relatively simple arrangement achieves the accommodation of cable length changes and pretensioning of the cables. The support cables 462, 464 are tensioned by the springs 570. The actuation cables 446, 448 are tensioned by applying a torque to the hub clamps 582, 584. The replacement of the end effector 406 and wrist 404 will be more difficult than some of the embodiments described above.

25 [162] E. A More Compact Embodiment

[163] FIGS. 51-67 illustrate another PPMD wrist tool that is designed to have certain components that are more compact or easier to manufacture or assemble. As shown in FIGS. 51-56, the PPMD wrist 600 connected between a tool shaft 602 and an end effector 604. The wrist 600 includes eight nested disk segments 611-618 that are preferably identical, which improves manufacturing efficiency and cost-effectiveness. An individual disk segment 610 is seen in FIG. 52. Four struts 620 are provided, each of which is used to connect a pair of disk segments together. An individual strut 620 is shown in FIG. 52.

30 [164] The disk segment 610 includes a mating side having a plurality of mating extensions 622 extending in the axial direction (four mating extensions spaced around the circumference

WO 03/001986

PCT/US02/20884

in a specific embodiment), and a pivoting side having a gear tooth 624 and a gear slot 626. The gear tooth 624 and gear slot 626 are disposed on opposite sides relative to a center opening 628. Twelve apertures 630 are distributed around the circumference of the disk segment 610 to receive cables for wrist actuation, as described in more detail below. The disk segment 610 further includes a pair of radial grooves or slots 632 disposed on opposite sides relative to the center opening 628. In the specific embodiment shown, the radial grooves 632 are aligned with the gear tooth 624 and gear slot 626.

[165] The strut 620 includes a ring 634, a pair of upper radial plugs or projections 636 disposed on opposite sides of the ring 634, and a pair of lower radial plugs or projections 638 disposed on opposite sides of the ring 634. The upper radial projections 636 and lower radial projections 638 are aligned with each other.

[166] To assemble a pair of disk segments 610 with the strut 620, the pair of lower radial projections 638 are inserted by sliding into the pair of radial grooves 632 of a lower disk segment. An upper disk segment is oriented in an opposite direction from the lower disk segment, so that the pivoting side with the gear tooth 624, gear slot 626, and radial grooves 632 faces toward the strut 620. The pair of upper radial projections 638 of the strut 620 are inserted by sliding into the pair of radial grooves 632 of the upper disk segment. In the specific embodiment, the radial projections and radial grooves are circular cylindrical in shape to facilitate pivoting between the disk segments. The gear tooth 624 of the lower disk segment is aligned with the gear slot 626 of the upper disk segment to pivot relative thereto, while the gear tooth 624 of the upper disk segment is aligned with the gear slot 626 of the lower disk segment to pivot relative thereto. This is best seen in FIG. 51. The movement between the gear tooth 624 and gear slot 626 is made by another nonattached contact.

[167] The proximal or first disk segment 611 is connected to the end of the tool shaft 602 by the mating extensions 622 of the disk segment 611 and mating extensions 603 of the shaft 602. The second disk segment 612 is oriented opposite from the first disk segment 611, and is coupled to the first segment 611 by a strut 620. The gear tooth 624 of the second disk segment 612 is engaged with the gear slot 626 of the first disk segment 611, and the gear tooth 624 of the first disk segment 611 is engaged with the gear slot 626 of the second disk segment 612. The third disk segment 613 is oriented opposite from the second disk segment 612, with their mating sides facing one another and the mating extensions 622 mating with each other. The second disk segment 612 and the third disk segment 613 forms a whole disk. Similarly, the fourth disk segment 614 and fifth disk segment 615 form a whole disk, and the sixth disk segment 616 and the seventh disk segment 617 form another whole disk. The other

WO 03/001986

PCT/US02/20884

three struts 620 are used to rotatably connect, respectively, third and fourth disk segments 613, 614; fifth and sixth disk segments 615, 616; and seventh and eighth disk segments 617, 618. The eighth or distal disk segment 618 is connected to the end effector 604 by the mating extensions 622 of the disk segment 618 and the mating extensions 605 of the end effector 604.

[168] As more clearly seen in FIG. 53, the rotational coupling between the first disk segment 611 and second disk segment 612 provides pitch rotation 640 of typically about 45°, while the rotational coupling between the seventh disk segment 617 and eighth disk segment 618 provides additional pitch rotation 640 of typically about 45° for a total pitch of about 90°.

10 The four disk segments in the middle are circumferentially offset by 90° to provide yaw rotation. As more clearly seen in FIG. 54, the rotational coupling between the third disk segment 613 and fourth disk segment 614 provides yaw rotation 642 of typically about 45°, while the rotational coupling between the fifth disk segment 615 and sixth disk segment 616 provides additional yaw rotation 642 of typically about 45° for a total yaw of about 90°. Of course, different orientations of the disk segments may be formed in other embodiments to achieve different combinations of pitch and yaw rotation, and additional disk segments may be included to allow the wrist to rotate in pitch and yaw by greater than 90°.

[169] Note that the rotatable engagement of the pair of projections 638 of each strut 620 with a respective bearing surface of grooves 632 on each adjacent disk portion 610 assures a "dual pivot point" motion of adjacent disks with respect to one another, such that the pivot points are in coplanar alignment with the cable apertures 630. By this means, a "cable balancing" property is achieved, to substantially similar effect as is described above with respect to the embodiment of FIG. 25. This assures that the cable length paid out on one side is equal to the cable length pulled on the other side of the disk.

25 [170] The disk segments of the wrist 600 are manipulated by six cables 650 extending through the apertures 630 of the disk segments, as shown in FIGS. 55 and 56. Each cable 650 passes through adjacent sets of apertures 630 to make two passes through the length of the wrist 600 in a manner similar to that shown in FIG. 40, with the free ends extending through the tool shaft to the back end, where the cables are manipulated. The six cables include three long or distal cables and three short or medial cables that are alternately arranged around the disk segments. An internal lumen tube 654 may be provided through the center of the wrist 600 and extend through the interior of the tool shaft 602, which is not shown in FIGS. 55 and 56. In the embodiment shown, the cables 650 are crimped to hypotubes 656 provided inside the tool shaft 602.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

[171] FIGS. 57-63 show a gimbal mechanism 700 in the back end of the tool. The gimbal mechanism 700 is more compact than the gimbal mechanism comprising the gimbal plate 302 and parallel linkage mechanism 340 of FIGS. 35-40. The gimbal mechanism 700 includes another gimbal member or ring 702 that is mounted to rotate around an axis 704. A
5 gimbal plate or actuator plate 706 is mounted to the outer ring 700 to rotate around an orthogonal axis 708. A lock plate 710 is placed over the gimbal plate 706. As seen in FIG. 59, the cables 650 from the wrist 600 are inserted through twelve cable holes 714, 716 of the gimbal plate 706, and pulled substantially straight back along arrow 716 toward the proximal end of the back end of the tool. The gimbal plate 706 includes six large radius apertures 714
10 for receiving distal cables 650A and six small radius apertures 716 for receiving medial cables 650B. The gimbal plate 706 has a first actuator connection 718 and a second actuator connection 719 for connecting to actuator links, as described below.

[172] FIGS. 60 and 61 show the gimbal plate 706 and the lock plate 710 prior to assembly. The lock plate 710 is used to lock the cables 650A, 650B in place by moving wedges against the cables 650. As best seen in FIG. 60, the lock plate has three outward wedges 720 with
15 radially outward facing wedge surfaces and three inward wedges 722 with radially inward facing wedge surface, which are alternately arranged around the lock plate 710. The gimbal plate 706 has corresponding loose or movable wedges that mate with the fixed wedges 720, 722 of the lock plate 710. As best seen in FIG. 61, the gimbal plate 706 includes three
20 movable inward wedges 730 with radially inward facing wedge surfaces and curved outward surfaces 731, and three movable outward wedges 732 with radially outward facing wedge surfaces and curved inward surface 733. These movable wedges 730, 732 are alternately arranged and inserted into slots provided circumferentially around the gimbal plate 706.

[173] The lock plate 710 is assembled with the gimbal plate 706 after the cables 650 are
25 inserted through the cable holes 714, 716 of the gimbal plate 706. As the lock plate 710 is moved toward the gimbal plate 706, the three outward wedges 720 of the lock plate 720 mate with the three movable inward wedges 730 in the slots of the gimbal plate 706 to push the movable inward wedges 730 radially outward against the six distal cables 650A extending through the six large radius apertures 714, which are captured between the curved outward
30 surfaces 731 of the wedges 730 and the gimbal plate wall. The three inward wedges 722 of the lock plate 720 mate with the three movable outward wedges 732 in the slots of the gimbal plate 706 to push the movable outward wedges 732 radially inward against the six medial cables 650B extending through the six small radius apertures 716, which are captured between the curved inward surfaces 733 of the wedges 732 and the gimbal plate wall. As

WO 03/001986

PCT/US02/20884

seen in FIGS. 62 and 63, the lock plate 710 is attached to the gimbal plate 706 using fasteners 738 such as threaded bolts or the like, which may be inserted from the gimbal plate 706 into the lock plate 710, or vice versa. In this embodiment of crimping all cables 650 by attaching the lock plate 710 to the gimbal plate 706, the cable tension is not affected by the termination method.

[174] The gimbaled cable actuator 800 incorporating the gimbal mechanism 700 as illustrated in the back end 801 FIGS. 64-67 is similar to the gimbaled cable actuator 300 of FIGS. 32-40, but are rearranged and reconfigured to be more compact and efficient. The gimbaled cable actuator 800 is mounted on a lower housing member of the back end and the upper housing member is removed to show the internal details.

[175] The gimbal plate 706 of the gimbal mechanism 700 is moved by a first actuator link 804 rotatably coupled to the first actuator connection 718 of the gimbal plate 706, and a second actuator link 806 rotatably coupled to the second actuator connection 719 of the gimbal plate 706, to produce pitch and yaw rotations. The rotatable coupling at the first actuator connection 718 and the second actuator connection 719 may be ball-in-socket connections. The actuator links 804, 806 are driven to move generally longitudinally by first and second follower gear quadrants 814, 816, respectively, which are rotatably coupled with the actuator links 804, 806 via pivot joints. The gear quadrants 814, 816 are rotated by first and second drive gears 824, 826, respectively, which are in turn actuated by drive spools 834, 836. The gear quadrants 814, 816 rotate around a common pivot axis 838. The arrangement is more compact than that of FIGS. 32-40. The first and second actuator links 804, 806 move in opposite directions to produce a yaw rotation of the gimbal plate 706, and move together in the same direction to produce a pitch rotation of the gimbal plate 706. Mixed pitch and yaw rotations result from adjusting the mixed movement of the actuator links 804, 806. Helical drive gear 840 and follower gear 842 are used to produce roll rotation for improved efficiency and cost-effectiveness.

[176] The back end 801 structure of FIGS. 64-67 provides an alternate way of securing and tensioning the cables, including the support cables 462, 464 for holding the grip support to the wrist (see FIGS. 38 and 38A), and grip actuation cables 446, 448 for actuating the opening and closing of the grip end effector (see FIG. 39). The support cables 462, 464 are clamped to an arm 860 which pivots around the pivot axis 838 and is biased by a cable tensioning spring 862. The spring 862 biases the arm 860 to apply tension to the support cables 462, 464 to hold the grip support tightly to the wrist (see FIGS. 38, 38A). The grip actuation cables 446, 448 extend around pulleys 870 (FIG. 66) connected to the spring-

WO 03/001986

PCT/US02/20884

biased arm 860, and terminate at a pair of hub clamps 866, 868 provided along the motor input shaft 870, as best seen in FIGS. 65 and 67. The actuation cables 446, 448 are tensioned by applying a torque to the hub clamps 866, 868.

[177] FIG. 68A, 68B, and 68C illustrate schematically a PPMD wrist embodiment and corresponding actuator plate having aspects of the invention, wherein the wrist includes more than five segments or disks, and has more than one medial disk with cable termination. The PPMD wrist shown in this example has 7 disks (numbered 1-7 from proximal shaft end disk to distal end effector support disk), separated by 6 pivotal couplings in a P,YY,PP,Y configuration. Three exemplary cable paths are shown, for cable sets c1, c2 and c3, which terminate at medial disks 3, 5 and 7 respectively. FIG. 68A shows the wrist in a straight conformation, and FIG. 68B shows the wrist in a yaw-deflected or bent conformation. The wrist may similarly be deflected in pitch (into or out of page), or a combination of these. Except for the number of segments and cable sets, the wrist shown is generally similar to the embodiment shown in FIGS. 17-24.

[178] The wrist shown is of the type having at least a pair of generally parallel adjacent axes (e.g., ...YPPY... or ...PYYP...), but may alternatively be configured with a PY,PY,PY alternating perpendicular axes arrangement. Still further alternative embodiments may have combination configurations of inter-disk couplings, such as PYYP,YP and the like. The wrist illustrated has a constant segment length and sequentially repeated pivot axes orientations. In more general alternative exemplary embodiments, the "Y" and "P" axes need not be substantially perpendicular to each other and need not be substantially perpendicular to the centerline, and the sequential segments need not be of a constant length.

[179] FIG. 68C shows schematically the cable actuator plate layout, including cable set connections at r1, r2 and r3, corresponding to cable sets c1, c2 and c3 respectively. Four connections are shown per cable set, but the number may be 3, and may be greater than 4.

[180] In more general form, alternative PPMD wrist embodiment and corresponding actuator plates having aspects of the invention may be configured as follows: Where N represents the number of disk segments (including end disks), the number of cable termination medial disks M may be: $M = (N-3)/2$. The number of cable sets and corresponding actuator plate "lever arm" radii, including the distal cable set connections, is $M + 1$.

[181] In general, the "constant velocity" segment arrangement described previously is analogous to an even-numbered sequence of universal-joint-like coupling pairs disposed back-to-front and front-to-back in alternation. For example, a YP,PY or YP,PY,YP,PY

WO 03/001986

PCT/US02/20884

segment coupling sequence provides the "constant velocity" property. Thus may be achieved for arrangements wherein N-1 is a multiple of four, such as N = 5, 9 and the like.

[182] It may be seen that, for a given angular deflection per coupling, the overall deflection of the wrist increases with increasing segment number (the example of FIG 68 B illustrates about 135 degrees of yaw).

5 [183] The above-described arrangements of apparatus and methods are merely illustrative of applications of the principles of this invention and many other embodiments and modifications may be made without departing from the spirit and scope of the invention as defined in the claims. The scope of the invention should, therefore, be determined not with
0 reference to the above description, but instead should be determined with reference to the appended claims along with their full scope of equivalents.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

WHAT IS CLAIMED IS:

- 1 1. A minimally invasive surgical instrument comprising:
2 an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis
3 between the working end and the proximal end;
4 a wrist member having a proximal portion connected to the working end; and
5 an end effector connected to a distal portion of the wrist member,
6 wherein the wrist member comprises at least three vertebrae connected in
7 series between the working end of the elongate shaft and the end effector, the vertebrae
8 including a proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal
9 vertebra connected to the end effector, each vertebra being pivotable relative to an adjacent
10 vertebra by a pivotal coupling, at least one of the vertebrae being pivotable relative to an
11 adjacent vertebra by a pivotal pitch coupling around a pitch axis which is nonparallel to the
12 shaft axis, at least one of the vertebrae being pivotable relative to an adjacent vertebra by
13 another pivotal coupling around a second axis which is nonparallel to the shaft axis and
14 nonparallel to the pitch axis.
- 1 2. The instrument of claim 1 wherein the pivotal coupling includes a
2 nonattached contact.
- 1 3. The instrument of claim 1 wherein the second axis is a yaw axis which
2 is perpendicular to the pitch axis and perpendicular to the shaft axis.
- 1 4. The instrument of claim 3 wherein the wrist member comprises five
2 vertebrae, the five vertebrae being connected in series by four nonattached contacts which
3 include two nonattached pitch contacts to permit pivoting around the pitch axis and two
4 nonattached yaw contacts to permit pivoting around the yaw axis.
- 1 5. The instrument of claim 1 further comprising a plurality of cables
2 coupled with the vertebrae to move the vertebrae relative to each other.
- 1 6. The instrument of claim 5 wherein the plurality of cables include wrist
2 portions extending through the vertebrae, and wherein the wrist portions of the cables are
3 parallel to a wrist neutral axis extending through centers of the vertebrae.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

1 7. The instrument of claim 6 wherein at least one of the cables is a distal
2 cable coupled with and terminating at the distal vertebra and extends proximally through the
3 elongate shaft to a cable actuator member disposed near the proximal end of the elongate
4 shaft, and wherein at least one of the cables is an intermediate cable coupled with and
5 terminating at an intermediate vertebra disposed between the proximal vertebra and the distal
6 vertebra and extends proximally through the elongate shaft to the cable actuator member.

1 8. The instrument of claim 7 wherein the wrist member comprises five
2 vertebrae including a second vertebra disposed adjacent the proximal vertebra, a middle
3 vertebra disposed adjacent the second vertebra, and a fourth vertebra disposed between the
4 middle vertebra and the distal vertebra, wherein the plurality of cables comprise at least two
5 distal cables coupled with and terminating at the distal vertebra and disposed on opposite
6 sides of the distal vertebra, and at least two medial cables coupled with and terminating at the
7 middle vertebra and disposed on opposite sides of the middle vertebra, the at least two medial
8 cables being angularly spaced from the at least two distal cables.

1 9. The instrument of claim 8 wherein two oppositely disposed distal
2 cables and two oppositely disposed medial cables are angularly spaced from each other by
3 about 90°.

1 10. The instrument of claim 7 wherein the plurality of cables are connected
2 to the cable actuator member at a plurality of locations spaced from an actuator center axis of
3 the cable actuator member, the cable actuator member being mounted in a gimbal to rotate
4 with respect to an actuator pitch axis to produce pitch rotation of the wrist member and an
5 actuator yaw axis to produce yaw rotation of the wrist member, the actuator pitch axis and the
6 actuator yaw axis intersecting the actuator center axis.

1 11. The instrument of claim 10 wherein the plurality of cables are coupled
2 with the proximal vertebra and arranged in a pattern to be angularly spaced from each other
3 with respect to the wrist neutral axis, and wherein the plurality of cables are connected to the
4 cable actuator member at the plurality of locations that are angularly spaced from each other
5 with respect to the actuator center axis according to the same pattern.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

1 12. The instrument of claim 5 further comprising means disposed near the
2 proximal end of the elongate shaft for manipulating the plurality of cables to move the
3 vertebrae relative to each other.

1 13. The instrument of claim 1 further comprising means for moving the
2 vertebrae relative to each other to position the end effector with respect to the working end of
3 the elongate shaft for minimally invasive surgery.

1 14. A minimally invasive surgical instrument comprising:
2 an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis
3 between the working end and the proximal end;
4 a wrist member having a proximal portion connected to the working end,
5 wherein the wrist member comprises at least three vertebrae connected in series between the
6 working end of the elongate shaft and the end effector, the vertebrae including a proximal
7 vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal vertebra connected to
8 the end effector, each vertebra being pivotable relative to an adjacent vertebra by a pivotable
9 vertebral joint, at least one of the vertebrae being pivotable relative to an adjacent vertebra by
10 a pitch joint around a pitch axis which is nonparallel to the shaft axis, at least one of the
11 vertebrae being pivotable relative to an adjacent vertebra by a yaw joint around a yaw axis
12 which is nonparallel to the shaft axis and perpendicular to the pitch axis;
13 an end effector connected to a distal portion of the wrist member; and
14 a plurality of cables coupled with the vertebrae to move the vertebrae relative
15 to each other, the plurality of cables including at least one distal cable coupled with the
16 terminating at the distal vertebra and extending proximally to a cable actuator member, and at
17 least one intermediate cable coupled with and terminating at an intermediate vertebra
18 disposed between the proximal vertebra and the distal vertebra and extending to the cable
19 actuator member, the cable actuator member being configured to adjust positions of the
20 vertebrae by moving the distal cable by a distal displacement and the intermediate cable by
21 an intermediate displacement shorter than the distal displacement.

1 15. The instrument of claim 14 wherein a ratio of each intermediate
2 displacement to the distal displacement is generally proportional to a ratio of a distance from
3 the proximal vertebra to the intermediate vertebra to which the intermediate cable is

WO 03/001986

PCT/US02/20884

4 connected and a distance from the proximal vertebra to the distal vertebra to which the distal
5 cable is connected.

1 16. The instrument of claim 14 wherein the plurality of cables include
2 wrist portions extending through the vertebrae, the wrist portions of the cables being parallel
3 to a wrist neutral axis extending through centers of the vertebrae, and wherein the plurality of
4 cables are coupled with the proximal vertebra and arranged in a pattern to be angularly
5 spaced from each other with respect to the wrist neutral axis, and wherein the plurality of
6 cables are connected to the cable actuator member at the plurality of locations that are
7 angularly spaced from each other with respect to the actuator center axis according to the
8 same pattern.

1 17. The instrument of claim 14 wherein the cable actuator member is an
2 actuator plate which is oriented in an original position generally perpendicular to an original
3 axis which is parallel to the wrist neutral axis when the wrist is oriented in a straight position
4 with a straight wrist neutral axis, and wherein the first and second actuator links are movable
5 in a direction parallel to the original axis which is generally perpendicular to the actuator
6 plate in the original position.

1 18. The instrument of claim 14 wherein the plurality of cables are
2 connected to the cable actuator member at a plurality of locations spaced from an actuator
3 center axis of the cable actuator member, the cable actuator member being mounted in a
4 gimbal to rotate with respect to an actuator pitch axis to produce pitch rotation of the wrist
5 member and an actuator yaw axis to produce yaw rotation of the wrist member, the actuator
6 pitch axis and the actuator yaw axis intersecting the actuator center axis.

1 19. The instrument of claim 18 wherein one or more distal cables are
2 connected to the cable actuator member at distal locations spaced substantially equally by a
3 distal distance from the actuator center axis of the cable actuator member, and one or more
4 intermediate distal cables are connected to the cable actuator member at intermediate
5 locations spaced by one or more intermediate distances from the actuator center axis of the
6 cable actuator member, the intermediate distances being shorter than the distal distance, a
7 ratio of each intermediate distance to the distal distance being generally proportional to a
8 ratio of a distance from the proximal vertebra to the intermediate vertebra to which the

WO 03/001986

PCT/US02/20884

9 intermediate cable is connected and a distance from the proximal vertebra to the distal
10 vertebra to which the distal cable is connected.

1 20. The instrument of claim 18 further comprising a first actuator link and
2 a second actuator link which are connected to the cable actuator member, the first and second
3 actuator links being disposed on one side of the actuator pitch axis and being disposed on
4 opposite sides of the actuator yaw axis, such that movement of the first and second actuator
5 links in a same direction generates a pitch rotation of the wrist member and movement of the
6 first and second actuator links in opposite directions generates a yaw rotation of the wrist
7 member.

1 21. The instrument of claim 14 wherein the cable actuator member
2 includes a plurality of apertures at the plurality of locations, and wherein the plurality of
3 cables are passed through the plurality of apertures and are fixed at the plurality of locations
4 by attaching a locking member to the cable actuator member.

1 22. A method of performing minimally invasive endoscopic surgery in a
2 body cavity of a patient, the method comprising:
3 introducing an elongate shaft having a working end into the cavity, the
4 elongate shaft having a proximal end and a shaft axis between the working end and the
5 proximal end;
6 providing a wrist member which comprises at least three vertebrae connected
7 in series between the working end of the elongate shaft and the end effector, the vertebrae
8 including a proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal
9 vertebra connected to the end effector, each vertebra being pivotable relative to an adjacent
10 vertebra by a pivotal coupling;
11 providing an end effector connected to a distal portion of the wrist member;
12 positioning the end effector by rotating the wrist member to pivot at least one
13 vertebra relative to an adjacent vertebra by a pivotal pitch coupling around a pitch axis which
14 is nonparallel to the shaft axis; and
15 repositioning the end effector by rotating the wrist member to pivot at least
16 one vertebra relative to an adjacent vertebra by another pivotal coupling around a second axis
17 which is nonparallel to the shaft axis and nonparallel to the pitch axis.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

- 1 23. The method of claim 22 wherein the pivotal coupling includes a
2 nonattached contact.
- 1 24. The method of claim 22 wherein the second axis is a yaw axis which is
2 perpendicular to the pitch axis and to the shaft axis.
- 1 25. The method of claim 22 wherein the end effector is positioned by
2 rotating the wrist member to pivot at least one vertebra relative to an adjacent vertebra by a
3 nonattached pitch contact around the pitch axis and to pivot at least one vertebra relative to an
4 adjacent vertebra by another nonattached contact around the second axis which is nonparallel
5 to the shaft axis and nonparallel to the pitch axis.
- 1 26. The method of claim 22 wherein the wrist member is rotated by
2 manipulating a plurality of cables coupled with the vertebrae and extending to the proximal
3 end of the elongate shaft, wherein the plurality of cables include wrist portions extending
4 through the vertebrae, and wherein the wrist portions of the cables are parallel to a wrist
5 neutral axis extending through centers of the vertebrae.
- 1 27. The method of claim 26 wherein at least one of the cables is a distal
2 cable coupled with and terminating at the distal vertebra and extends proximally through the
3 elongate shaft to a cable actuator member disposed near the proximal end of the elongate
4 shaft, and wherein at least one of the cables is an intermediate cable coupled with and
5 terminating at an intermediate vertebra disposed between the proximal vertebra and the distal
6 vertebra and extends proximally through the elongate shaft to the cable actuator member.
- 1 28. The method of claim 26 wherein the plurality of cables are
2 manipulated by moving a cable actuator member disposed near the proximal end of the
3 elongate shaft and connected to the plurality of cables at a plurality of locations spaced from
4 an actuator center axis of the cable actuator member, the cable actuator member being
5 mounted in a gimbal to rotate with respect to an actuator pitch axis to produce pitch rotation
6 of the wrist member and an actuator yaw axis to produce yaw rotation of the wrist member,
7 the actuator pitch axis and the actuator yaw axis intersecting the actuator center axis.
- 1 29. The method of claim 28 wherein one or more distal cables are
2 connected to the cable actuator member at distal locations spaced substantially equally by a

WO 03/001986

PCT/US02/20884

3 distal distance from the actuator center axis of the cable actuator member, and one or more
4 intermediate distal cables are connected to the cable actuator member at intermediate
5 locations spaced by one or more intermediate distances from the actuator center axis of the
6 cable actuator member, the intermediate distances being shorter than the distal distance, a
7 ratio of each intermediate distance to the distal distance being generally proportional to a
8 ratio of a distance from the proximal vertebra to the intermediate vertebra to which the
9 intermediate cable is connected and a distance from the proximal vertebra to the distal
10 vertebra to which the distal cable is connected.

1 30. The method of claim 28 wherein the plurality of cables are coupled
2 with the proximal vertebra and arranged in a pattern to be angularly spaced from each other
3 with respect to the wrist neutral axis, and wherein the plurality of cables are connected to the
4 cable actuator member at the plurality of locations that are angularly spaced from each other
5 with respect to the actuator center axis according to the same pattern.

1 31. The method of claim 28 wherein the cable actuator member is moved
2 in the gimbal by a first actuator link and a second actuator link which are connected to the
3 cable actuator member, the first and second actuator links being disposed on one side of the
4 actuator pitch axis and being disposed on opposite sides of the actuator yaw axis, such that
5 movement of the first and second actuator links in a same direction generates a pitch rotation
6 of the wrist member and movement of the first and second actuator links in opposite
7 directions generates a yaw rotation of the wrist member.

1 32. The method of claim 31 wherein the first and second actuator links are
2 movable in a direction which is parallel to the wrist neutral axis when the wrist is oriented in
3 a straight position with a straight wrist neutral axis.

1 33. A minimally invasive surgical instrument having an end effector, the
2 end effector comprising:
3 a grip support having a left pivot and a right pivot;
4 a left jaw rotatable around the left pivot of the grip support and a right jaw
5 rotatable around the right pivot of the grip support, a left slider pin attached to the left jaw
6 and spaced from the left pivot pin, a right slider pin attached to the right jaw and spaced from
7 the right pivot pin;

WO 03/001986

PCT/US02/20884

8 a slotted member including a left slider pin slot in which the left slider pin is
9 slidable to move the left jaw between an open position and a closed position, and a right
10 slider pin slot in which the right slider pin is slidable to move the right jaw between an open
11 position and a closed position; and

12 a slider pin actuator movable relative to the slotted member to cause the left
13 slider pin to slide in the left slider pin slot and the right slider pin to slide in the right slider
14 pin slot, to move the left jaw and the right jaw between the open position and the closed
15 position.

1 34. The instrument of claim 33 wherein the slider pin actuator includes a
2 cam surface contacting and moving the left and right slider pins in the left and right slider pin
3 slots, respectively, during movement of the slider pin actuator relative to the slotted member.

1 35. The instrument of claim 33 wherein the slider pin actuator is movable
2 relative to the slotted member along an axis of the end effector to move the left jaw and the
3 right jaw between the open position and the closed position in a symmetrical manner with
4 respect to the axis of the end effector.

1 36. The instrument of claim 35 wherein the slider pin actuator is movable
2 relative to the slotted member in a direction away from a distal end of the end effector along
3 the axis of the end effector to move the left jaw and the right jaw to the open position, and in
4 an opposite direction toward the distal end of the end effector along of the axis of the end
5 effector to move the left jaw and the right jaw to the closed position.

1 37. The instrument of claim 35 wherein the slider pin actuator is movable
2 relative to the slotted member in a direction away from a distal end of the end effector along
3 the axis of the end effector by pulling a slider pin actuator cable attached to the slider pin
4 actuator in the direction away from the distal end of the end effector, and wherein the slider
5 pin actuator is movable relative to the slotted member in an opposite direction toward the
6 distal end of the end effector along the axis of the end effector by pulling a slotted member
7 cable attached to the slotted member in the direction toward the distal end of the end effector.

1 38. The instrument of claim 37 wherein the slider pin actuator cable and
2 the slotted member cable are configured to move simultaneously in opposite directions to
3 move the left jaw and the right jaw between the open position and the closed position.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

1 39. The instrument of claim 33 further comprising:
2 an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis
3 between the working end and the proximal end; and
4 a plurality of support cables holding the grip support of the end effector to the
5 working end of the elongate shaft.

1 40. The instrument of claim 39 wherein the support cables extend to the
2 proximal end of the elongate shaft, and are mounted to a back end and tensioned to hold the
3 grip support to the working end of the elongate shaft.

1 41. The instrument of claim 40 wherein the support cables are connected
2 to a cable tensioning member which is biased by a spring in the back end to tension the
3 support cable.

1 42. The instrument of claim 39 further comprising a wrist member having
2 a proximal portion connected to the working end and a distal portion connected to the end
3 effector; wherein the wrist member comprises at least three vertebrae connected in series
4 between the working end of the elongate shaft and the end effector, the vertebrae including a
5 proximal vertebra connected to the working end of the elongate shaft and a distal vertebra
6 connected to the end effector, each vertebra being pivotable relative to an adjacent vertebra
7 by a nonattached contact, at least one of the vertebrae being pivotable relative to an adjacent
8 vertebra by a nonattached pitch contact around a pitch axis which is nonparallel to the shaft
9 axis, at least one of the vertebrae being pivotable relative to an adjacent vertebra by another
10 nonattached contact around a second axis which is nonparallel to the shaft axis and
11 nonparallel to the pitch axis.

1 43. A minimally invasive surgical instrument having an end effector, the
2 end effector comprising:
3 a grip support having a left pivot and a right pivot;
4 a left jaw rotatable around the left pivot of the grip support and a right jaw
5 rotatable around the right pivot of the grip support, a left slider pin attached to the left jaw
6 and spaced from the left pivot pin, a right slider pin attached to the right jaw and spaced from
7 the right pivot pin;
8 a slotted member including a left slider pin slot in which the left slider pin is
9 slidable to move the left jaw between an open position and a closed position, and a right

WO 03/001986

PCT/US02/20884

(0 slider pin slot in which the right slider pin is slidable to move the right jaw between an open
|1 position and a closed position; and
|2 means for causing the left slider pin to slide in the left slider pin slot and the
|3 right slider pin to slide in the right slider pin slot, to move the left jaw and the right jaw
|4 between the open position and the closed position.

1 44. The instrument of claim 43 wherein the left slider pin slide in the left
2 slider pin slot and the right slider pin slide in the right slider pin slot are so as to move the left
3 jaw and the right jaw between the open position and the closed position in a symmetrical
4 manner.

1 45. The instrument of claim 43 further comprising:
2 an elongate shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis
3 between the working end and the proximal end; and
4 a plurality of support cables holding the grip support of the end effector to the
5 working end of the elongate shaft.

1 46. The instrument of claim 45 further comprising means disposed near the
2 proximal end of the elongate shaft for tensioning the support cables to hold the grip support
3 to the working end of the elongate shaft.

1 47. A method of performing minimally invasive endoscopic surgery in a
2 body cavity of a patient, the method comprising:
3 providing a tool comprising an elongate shaft having a working end coupled
4 with an end effector, a proximal end, and a shaft axis between the working end and the
5 proximal end, the end effector including a grip support having a left pivot and a right pivot; a
6 left jaw rotatable around the left pivot of the grip support and a right jaw rotatable around the
7 right pivot of the grip support, a left slider pin attached to the left jaw and spaced from the
8 left pivot pin, a right slider pin attached to the right jaw and spaced from the right pivot pin;
9 and a slotted member including a left slider pin slot in which the left slider pin is slidable to
10 move the left jaw between an open position and a closed position, and a right slider pin slot in
11 which the right slider pin is slidable to move the right jaw between an open position and a
12 closed position;
13 introducing the end effector into a surgical site; and

WO 03/001986

PCT/US02/20884

4 moving the left slider pin to slide in the left slider pin slot and the right slider
5 pin to slide in the right slider pin slot, to move the left jaw and the right jaw between the open
6 position and the closed position.

1 48. The method of claim 47 wherein the left slider pin and the right slider
2 pin are moved by contacting the left slider pin and the right slider pin with a slider pin
3 actuator and moving the slider pin actuator relative to the slotted member.

1 49. The method of claim 48 wherein the slider pin actuator is movable
2 relative to the slotted member in a direction away from a distal end of the end effector along
3 an axis of the end effector to move the left jaw and the right jaw to the open position, and in
4 an opposite direction toward the distal end of the end effector along of the axis of the end
5 effector to move the left jaw and the right jaw to the closed position.

1 50. The method of claim 49 wherein the slider pin actuator and the slotted
2 member are configured to move simultaneously in opposite directions to move the left jaw
3 and the right jaw between the open position and the closed position.

1 51. The method of claim 47 wherein the left slider pin and the right slider
2 pin are moved simultaneously to move the left jaw and the right jaw between the open
3 position and the closed position in a symmetrical manner.

1 52. The method of claim 47 further comprising holding the end effector to
2 the working end of the elongate shaft by a plurality of support cables and tensioning the
3 support cables near the proximal end of the elongate shaft.

1 53. A medical instrument comprising:
2 a base shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between
3 the working end and the proximal end;
4 a segmented wrist member comprising a plurality of spaced-apart segment
5 vertebrae disposed sequentially adjacent to one another along a wrist longitudinal line, the
6 plurality of vertebrae including:
7 a proximal vertebra connected to the shaft working end;
8 a distal vertebra supporting an end effector;
9 at least one intermediate vertebra disposed between the proximal
10 vertebra and the distal vertebra, the at least one intermediate vertebrae being

WO 03/001986

PCT/US02/20884

11 connected to each adjacent vertebra by a pivotally movable segment coupling, each
12 segment coupling having a coupling axis nonparallel to the wrist longitudinal line,
13 and at least two of the coupling axes being non-parallel to one another, at least one of
14 the intermediate vertebrae being a medial vertebra;

15 a plurality of movable tendon elements disposed generally longitudinally with
16 respect to the shaft and wrist member, the tendon elements each having a proximal portion,
17 and having a distal portion connected to one of the distal vertebra and the medial vertebra so
18 as to pivotally actuate the connected vertebra, at least one of the tendons being connected to
19 the at least one medial vertebra and at least one of the tendons being connected to the distal
20 vertebra; and

21 a tendon actuation mechanism drivingly coupled to the tendons and configured
22 to controllably move at least selected ones of the plurality of tendons so as to pivotally
23 actuate the plurality of connected vertebrae to laterally bend the wrist member with respect to
24 the shaft.

1 54. The instrument of claim 53, including at least two intermediate
2 vertebrae, and wherein at least two of the coupling axes are non-parallel to one another.

1 55. The instrument of claim 54, wherein the number of said plurality of
2 segment vertebrae is represented by N, N being a positive integer greater than 3, the number
3 of said coupling axes being N-1, and the number M of medial vertebrae is represented by the
4 expression $M = (N-3)/2$, wherein if N is even, M is rounded to the next larger integer.

1 56. The instrument of claim 55, wherein N is odd.

1 57. The instrument of claim 55, wherein N is odd and wherein the segment
2 coupling axes are generally perpendicular to a longitudinal centerline of the wrist member.

1 58. The instrument of claim 57, wherein each of said coupling axes is
2 generally perpendicular to at least one adjacent coupling axis.

1 59. The instrument of claim 58, wherein at least two adjacent coupling
2 axes are generally parallel to one another.

1 60. The instrument of claim 58, wherein plurality of segment couplings
2 define a constant velocity coupling arrangement.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

1 61. The instrument of claim 60, wherein the base shaft is arranged to be
2 rotatable about the shaft axis.

1 62. The instrument of either claim 53 or 55, in which the instrument is a
2 minimally invasive slave instrument of a robotic surgical system.

1 63. A tendon actuating assembly for a surgical instrument, wherein the
2 instrument includes a shaft-like member having a distal working end for insertion into a
3 patient's body through an aperture, the working end including at least one distal moveable
4 member arranged to be actuated by at least one of a plurality of movable tendon element, the
5 actuating assembly comprising:

6 a tendon actuator member, the actuator member configured to be movable to
7 at least pivot in one degree of freedom, the actuator member including a plurality of tendon
8 engagement portions, each engagement portion being drivingly couplable to at least one of
9 the plurality of tendons;

10 a drive mechanism drivingly coupled to the actuator member so as to
11 controllably pivot the actuator member in the at least one degree of freedom, so as to move at
12 least one of the tendons relative to the shaft-like member so as to actuate the distal moveable
13 member.

1 64. The actuating assembly of claim 63, wherein the tendon actuator
2 member is pivotable about at least one pivot axis, and each engagement portion is spaced
3 apart from at least one of the pivot axes, the drive mechanism being configured to
4 controllably pivot the actuator member about the at least one pivot axes, so as to move at
5 least one tendon relative to the shaft-like member so as to actuate the distal moveable
6 member.

1 65. The actuating assembly of claim 63, wherein
2 the tendon actuator member is pivotable about at least a first pivot axis and a
3 second pivot axis;
4 at least one of the plurality of tendon engagement portions is space apart from
5 at least the first pivot axis and at least one of the plurality of tendon engagement portions is
6 space apart from at least the second pivot axis;
7 the drive mechanism configured to controllably pivot the actuator member
8 selectably about at each of the pivot axes, so that movement of the actuator member about

WO 03/001986

PCT/US02/20884

9 either of the pivot axes moves at least one tendon relative to the shaft-like member so as to
10 actuate the at least one distal moveable member.

1 66. The actuating assembly of claim 65, including a plurality of tendons
2 coupled to a plurality of engagement portions spaced apart from at least the first pivot axis,
3 and a plurality of tendons coupled to a plurality of engagement portions spaced apart from at
4 least the second pivot axis, so that selectable pivoting of the actuator member about either of
5 the pivot axes moves a plurality of tendons relative to the shaft-like member so as to actuate
6 the at least one distal moveable member.

1 67. The actuating assembly of claim 66, wherein different ones of at least
2 the plurality of engagement portions spaced apart from at least one of the first and second
3 pivot axes are spaced at different distances from the at least one axis, so that selectable
4 pivoting of the actuator member about the at least one axis moves different ones of the
5 respective coupled tendons by different amounts relative to the shaft-like member.

1 68. The actuating assembly of claim 67, wherein
2 the actuator member has a central axis;
3 each of the first and second pivot axes intersect central axis;
4 the plurality of engagement portions includes a first set of more than one
5 engagement portions spaced apart from the central axis at about a first radial distance.

1 69. The actuating assembly of claim 68, wherein the plurality of
2 engagement portions includes at least a second set of more than one engagement portions
3 spaced apart from the central axis at about a second radial distance, the first radial distance
4 being substantially different from the second radial distance.

1 70. The actuating assembly of claim 68, wherein the plurality of
2 engagement portions includes a plurality of different sets of at least three engagement
3 portions, each set spaced apart from the central axis at about a radial distance, the radial
4 distance of each of the plurality of set being substantially different from the radial distance of
5 each of the other sets.

1 71. The actuating assembly of either of claims 69 or 70, wherein the at
2 least one distal movable member is a movable segment of a distal flexible member.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

1 72. The actuating assembly of either of claims 69 or 70, wherein the drive
2 mechanism is controllable by a robotic surgical system.

1 73. A minimally invasive surgical instrument comprising:
2 a shaft having a working end, a proximal end, and a shaft axis between the
3 working end and the proximal end;
4 a segmented wrist member comprising a plurality of spaced-apart segment
5 vertebrae disposed sequentially adjacent to one another along a wrist longitudinal line, the
6 plurality of vertebrae including a proximal vertebra connected to the shaft working end, a
7 distal vertebra supporting an end effector, and at least one intermediate vertebra disposed
8 between the proximal vertebra and the distal vertebra;
9 the at least one intermediate vertebrae being connected to each adjacent
10 vertebra by a pivotally movable segment coupling, each segment coupling having a coupling
11 axis nonparallel to the wrist longitudinal line, and at least two of the coupling axes being non-
12 parallel to one another;
13 the movable segment couplings including at least one spring-like element
14 arranged to regulate the pivotal motion of at least one adjacent vertebra;
15 a plurality of movable tendon elements disposed generally longitudinally with
16 respect to the shaft and wrist member, the tendon elements each having a proximal portion,
17 and having a distal portion connected to the distal vertebra so as to pivotally actuate the distal
18 vertebra; and
19 a tendon actuation mechanism drivingly coupled to the tendons and configured
20 to controllably move at least one of the plurality of tendons so as to pivotally actuate the
21 plurality of connected vertebrae to laterally bend the wrist member with respect to the shaft.

1 74. The instrument of claim 73, wherein the spring-like element is a wave
2 spring interposed between adjacent vertebrae.

1 75. The instrument of claim 74, wherein the adjacent vertebrae are disk-
2 like elements and the wave spring is shaped to define an annular ring disposed co-axially
3 between adjacent vertebrae.

1 76. A segment pivoted coupling mechanism for pivotally coupling two
2 adjacent segment vertebrae of a multi-segment flexible member of a medical instrument, the
3 two adjacent segments having bending direction with respect to one another, the flexible

WO 03/001986

PCT/US02/20884

4 member having at least one neutral bending axis, the instrument including at least two
5 movable actuation tendon passing through at least two apertures in each adjacent vertebrae,
6 wherein the at least two apertures in each of the vertebra are spaced apart on opposite sides of
7 the neutral axis with respect to the pivot direction, and wherein openings of the apertures are
8 disposed one adjacent surfaces of the two vertebrae so as to generally define an aperture
9 plane, the coupling mechanism comprising:

10 at least one inter-vertebral engagement element coupled to each of the
11 vertebrae, the element pivotally engaging the vertebrae so as to define at least two spaced-
12 apart parallel cooperating pivot axes, each one of the pivot axes being aligned generally
13 within the aperture plane of a respective one of the adjacent vertebra, so as to provide that
14 each vertebra is pivotally movable about its respective pivot axis, so as to balance the motion
15 of the tendons on opposite sides of the neutral axis when the flexible member is deflected in
16 the bending direction.

1 77. The segment pivoted coupling mechanism of claim 76, wherein
2 the pivot axes are virtual axes;
3 the at least one engagement element is a cooperating opposed pair of elements
4 each having a contour in movable contact with the other; and
5 the engagement contours are shaped to produce the virtual axes as the vertebra
6 are move relative to one another in the bending direction.

1 78. The segment pivoted coupling mechanism of claim 76, wherein the at
2 least one engagement element is an engagement strut having at least one opposed space-apart
3 pair of bearing portions, each bearing portion engaging a respective one of the vertebrae at an
4 engagement point generally within the aperture plane of the vertebra, so as to define a pivot
5 axis in each aperture plane.

WO 03/001986

PCT/US02/20884

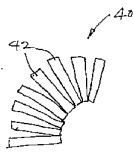


FIG. 1

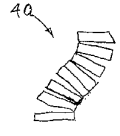


FIG. 2

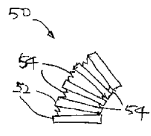


FIG. 3

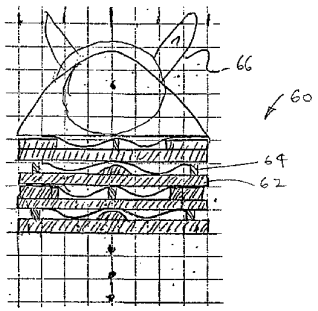
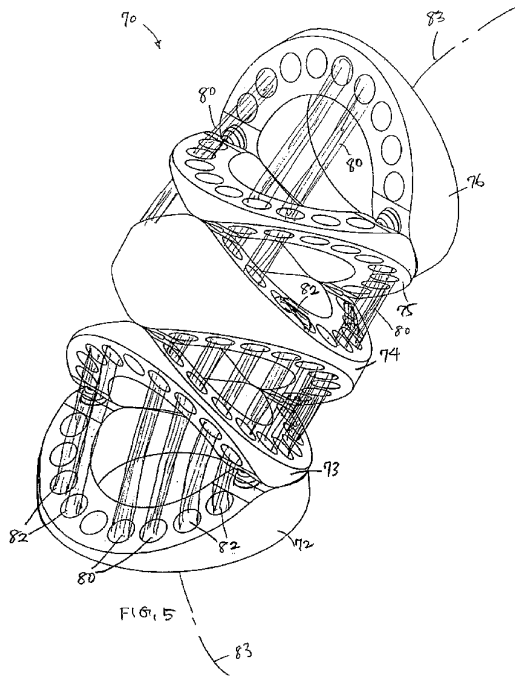


FIG. 4



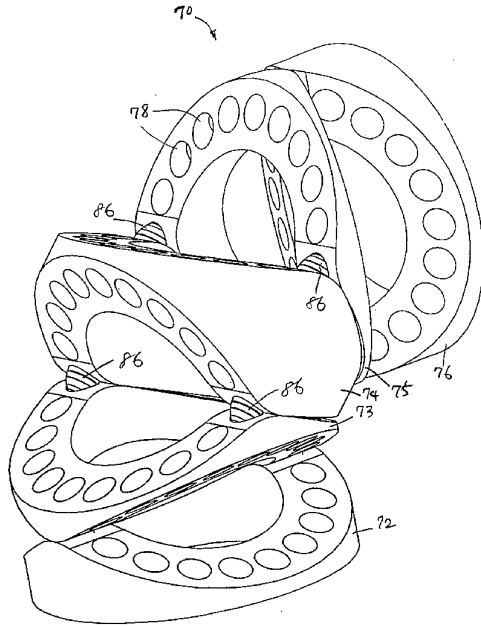
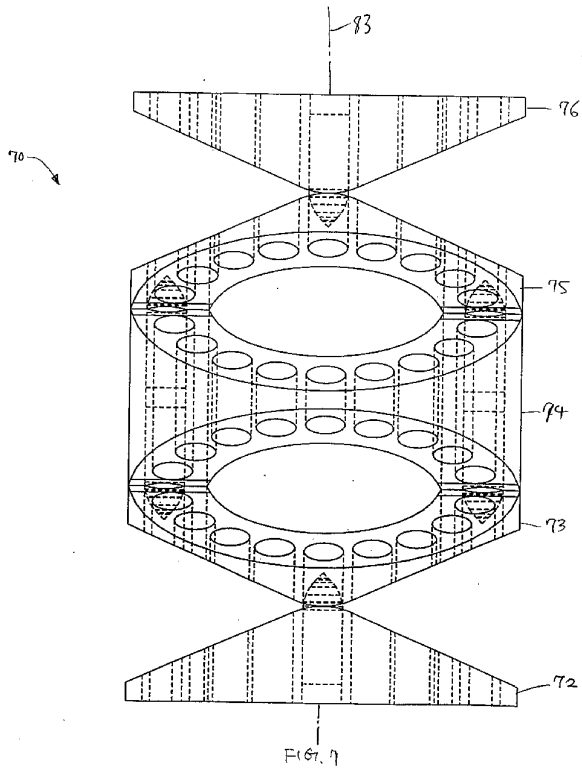


FIG. 6

WO 03/001986

PCT/US02/20884



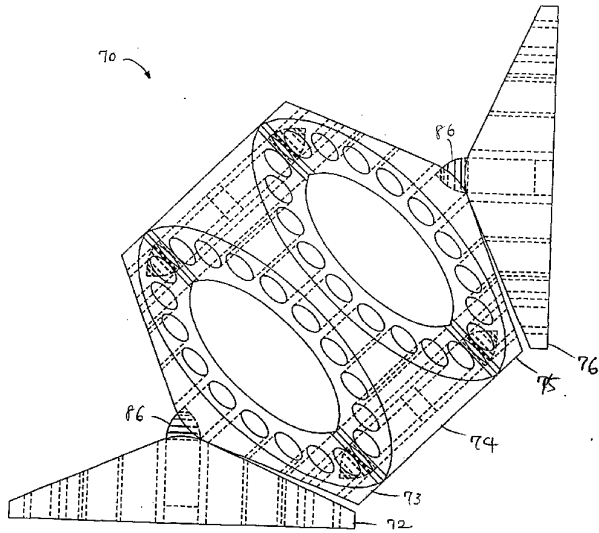
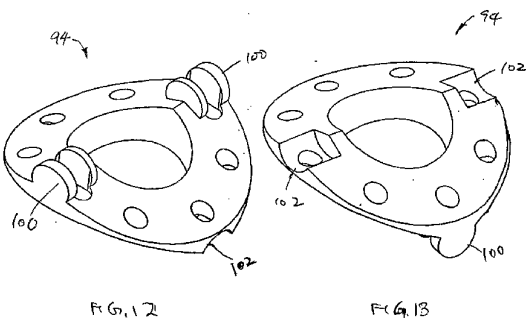
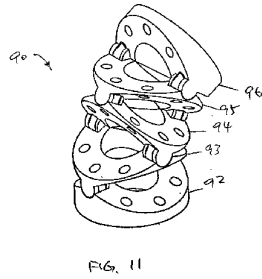
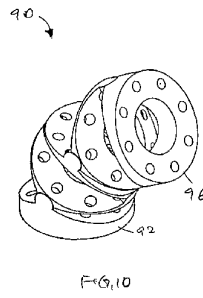
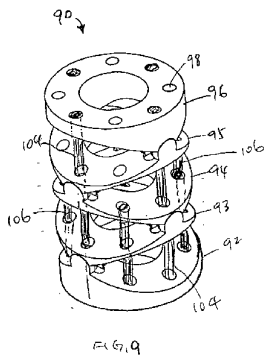


FIG. 8

WO 03/001986

PCT/US02/20884



WO 03/001986

PCT/US02/20884

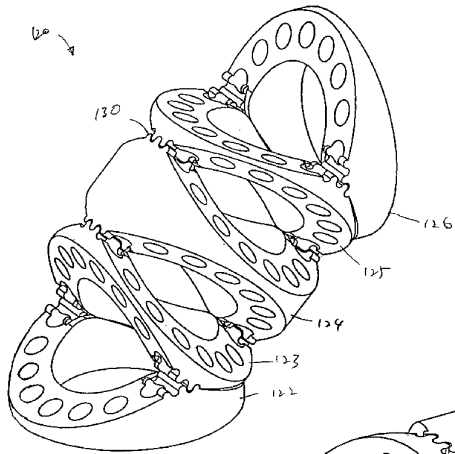


FIG. 14

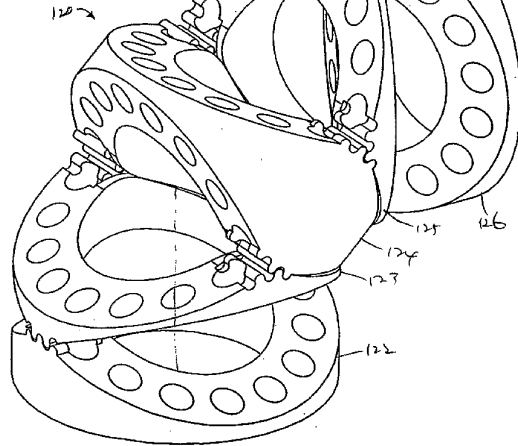


FIG. 15
7/55

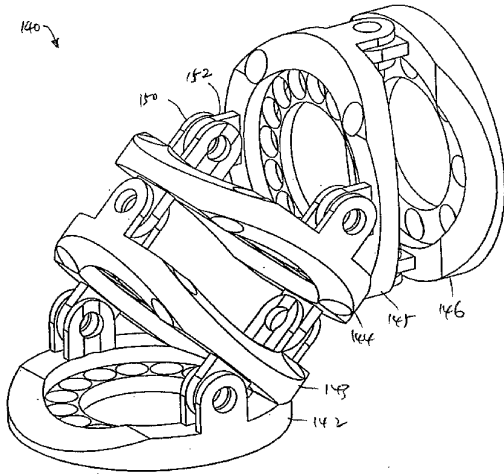
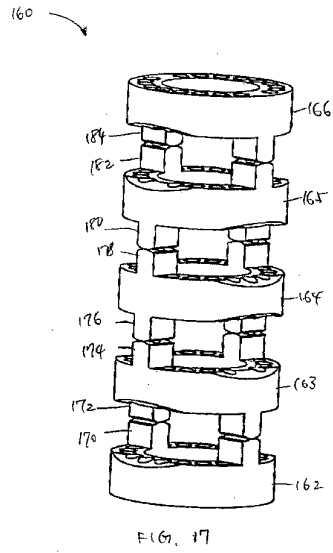
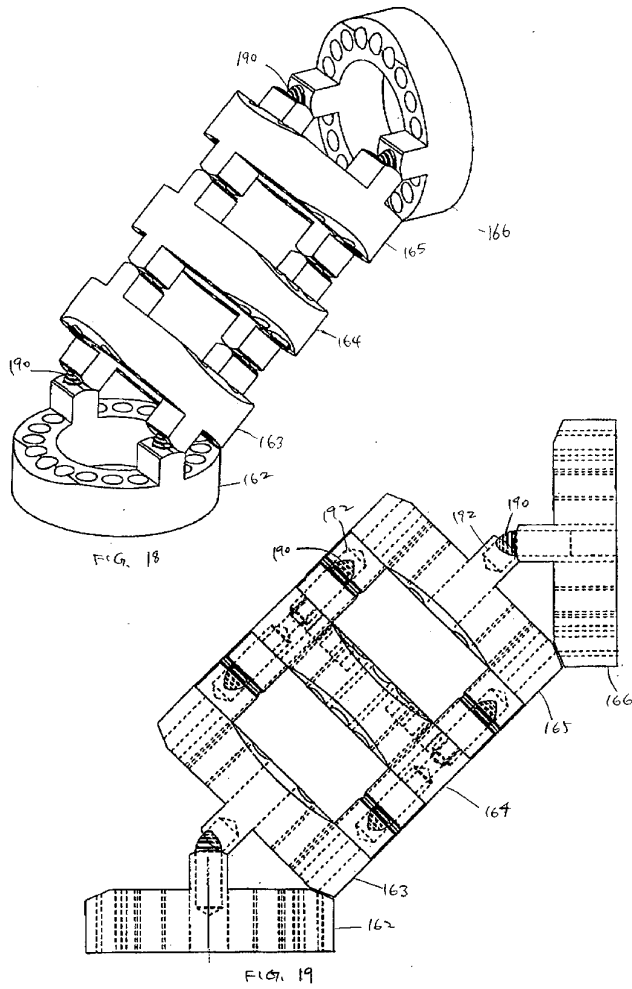


FIG. 16



WO 03/001986

PCT/US02/20884



WO 03/001986

PCT/US02/20884

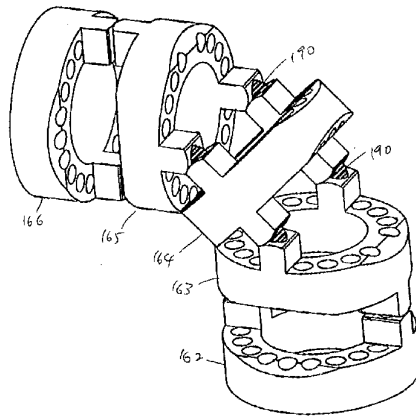


FIG. 20

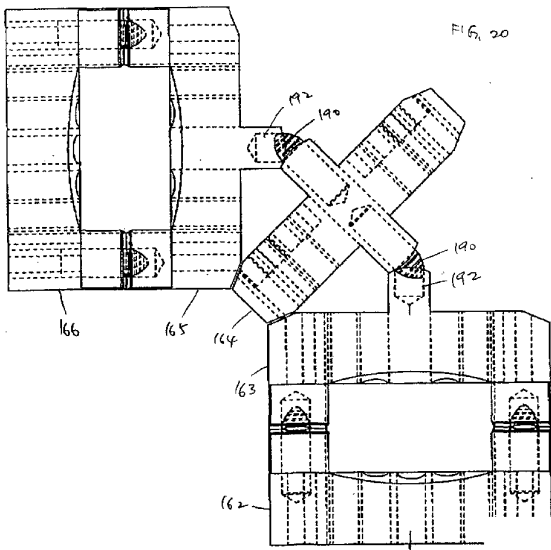


FIG. 21
11/55

WO 03/001986

PCT/US02/20884

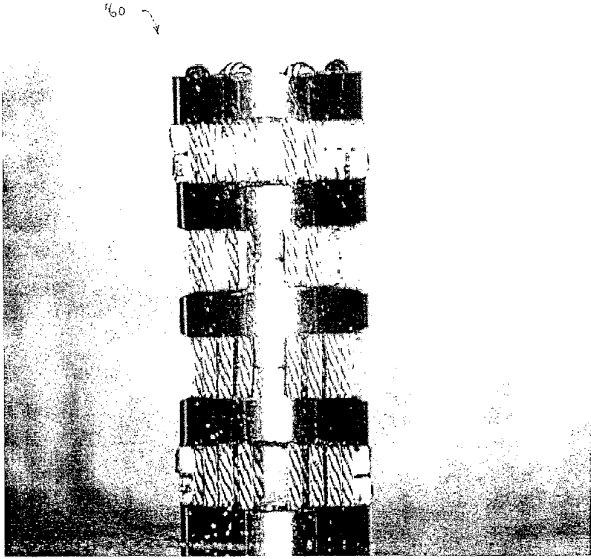


FIG. 22

WO 03/001986

PCT/US02/20884

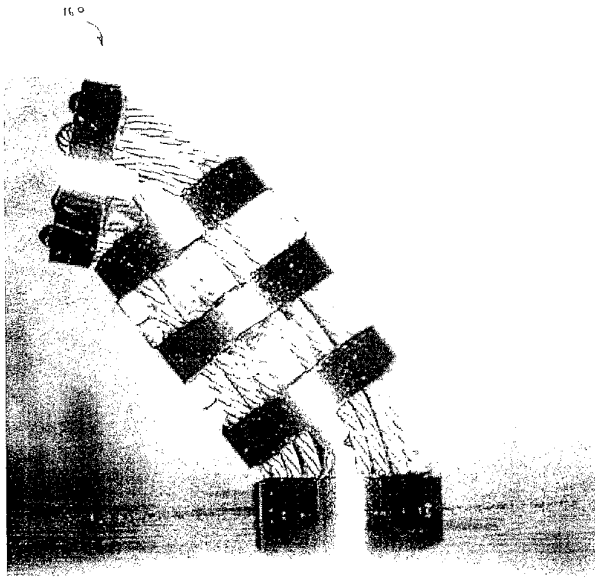


FIG. 23

WO 03/001986

PCT/US02/20884

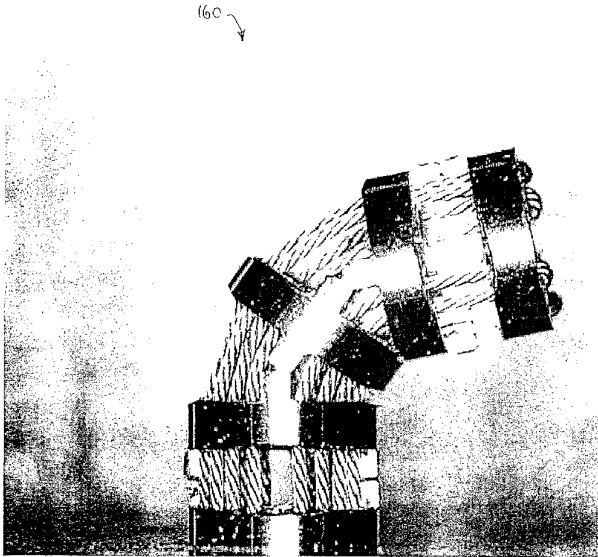


FIG. 29

WO 03/001986

PCT/US02/20884

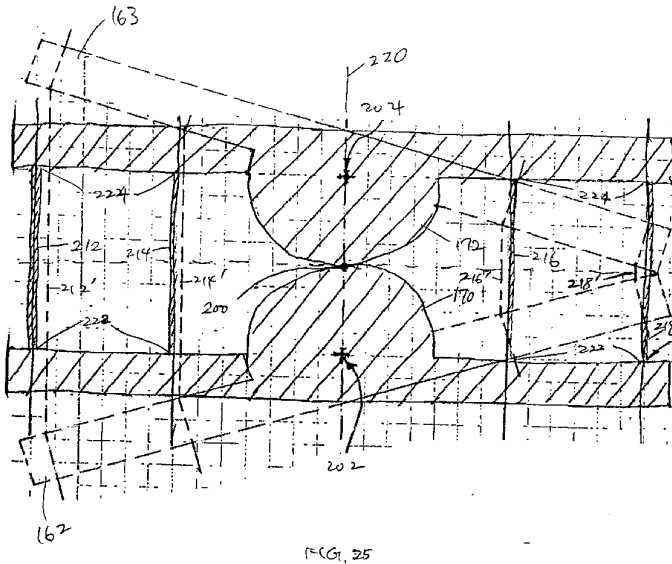


FIG. 25

WO 03/001986

PCT/US02/20884

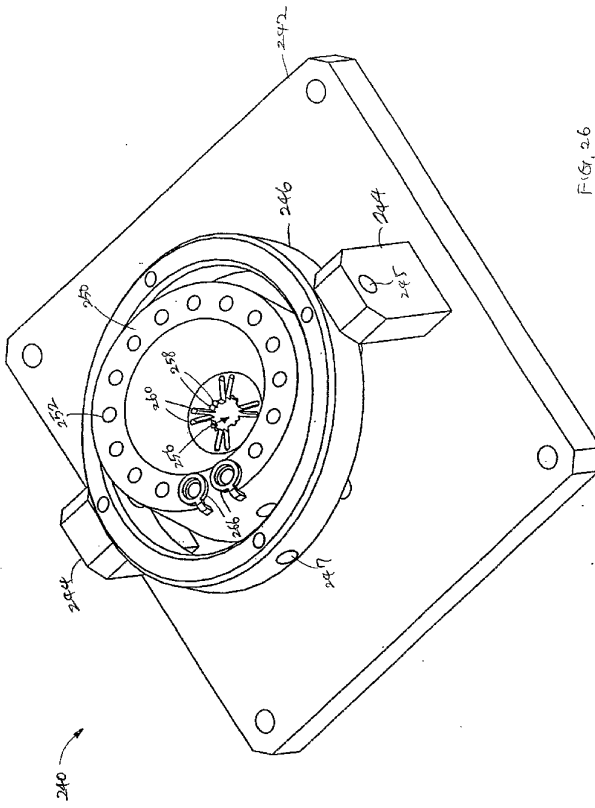


FIG. 26

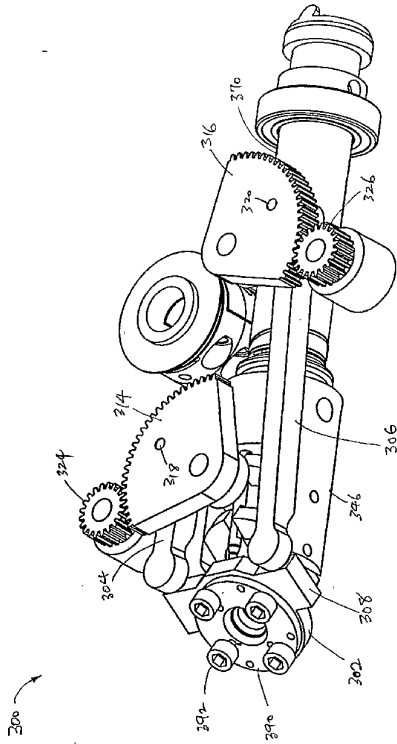


FIG. 16

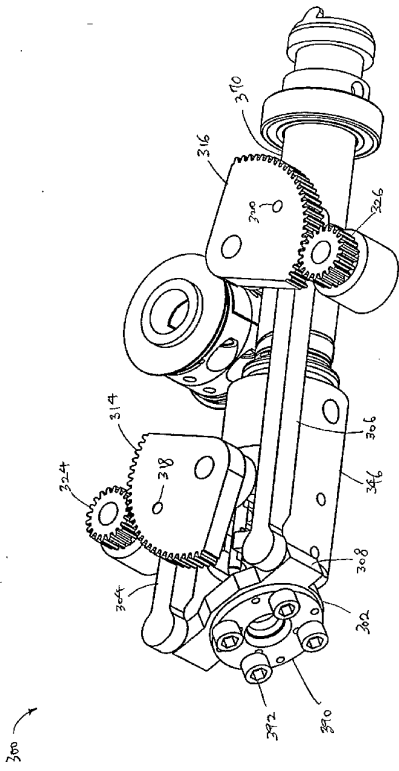


FIG. 28

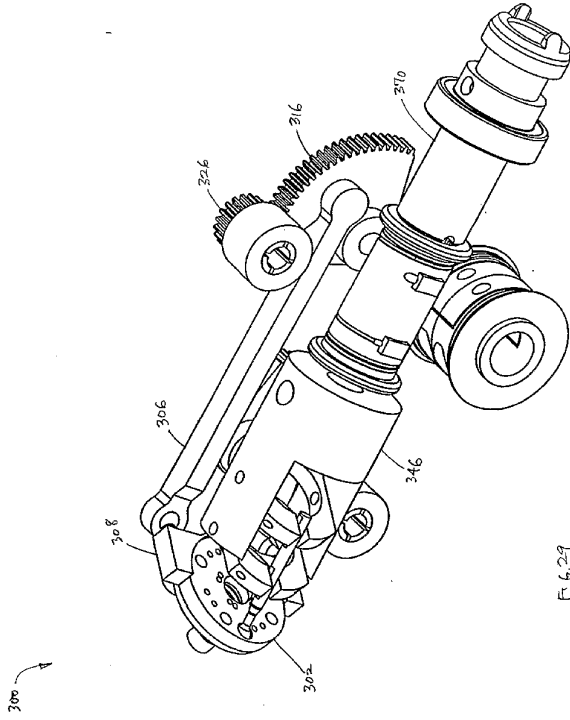


Fig. 29

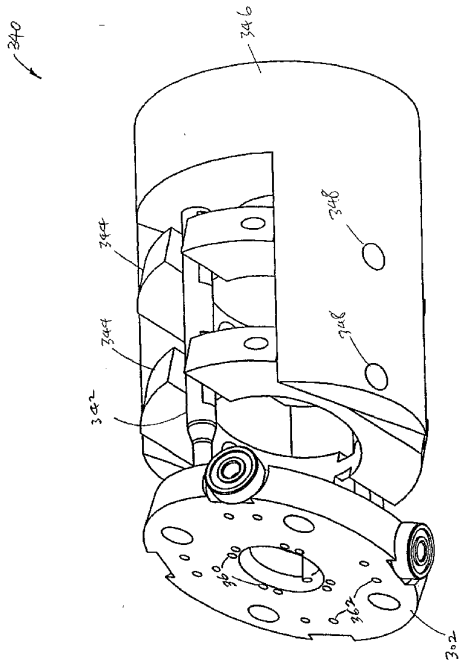


FIG. 30

WO 03/001986

PCT/US02/20884

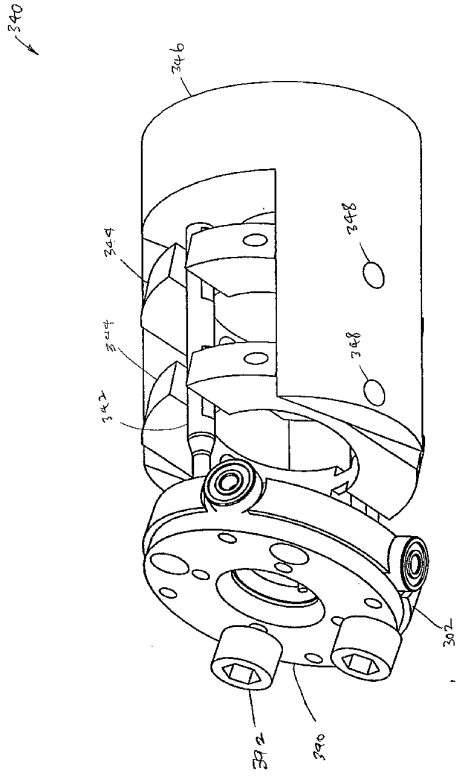
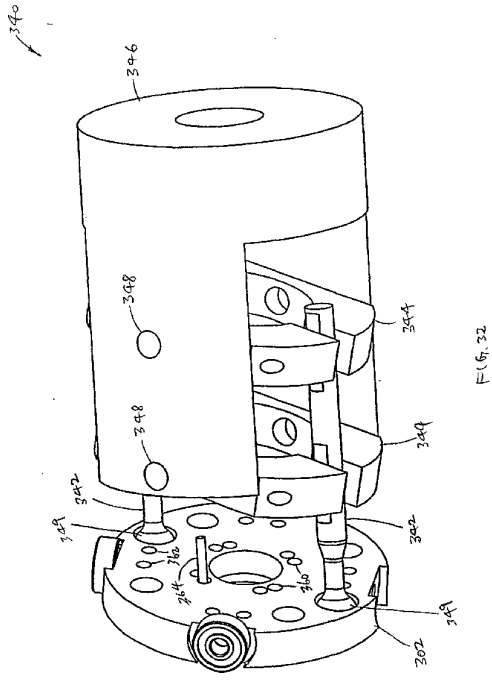


FIG. 31



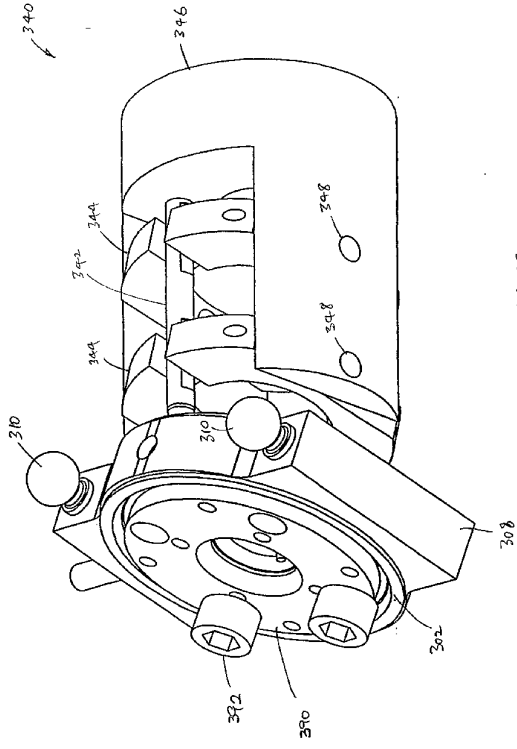


FIG. 33

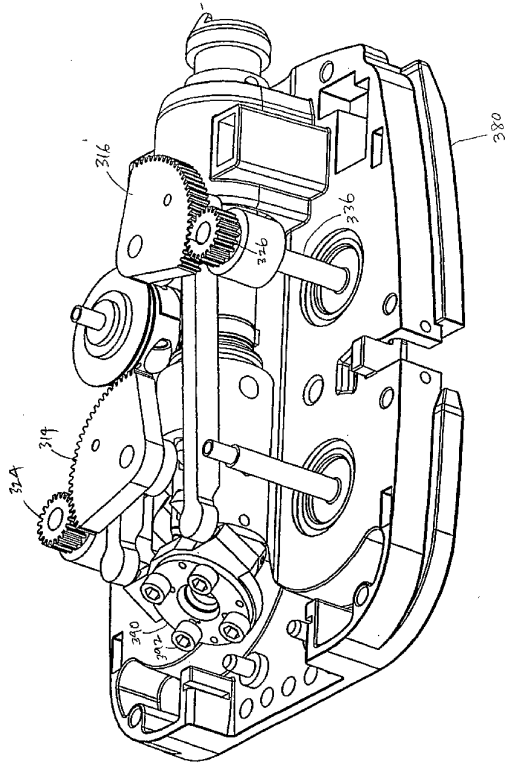


FIG. 34

WO 03/001986

PCT/US02/20884

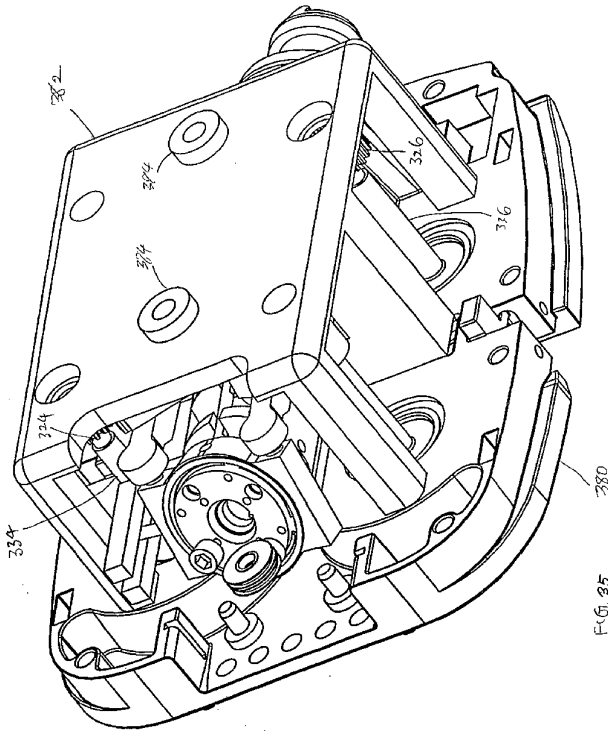
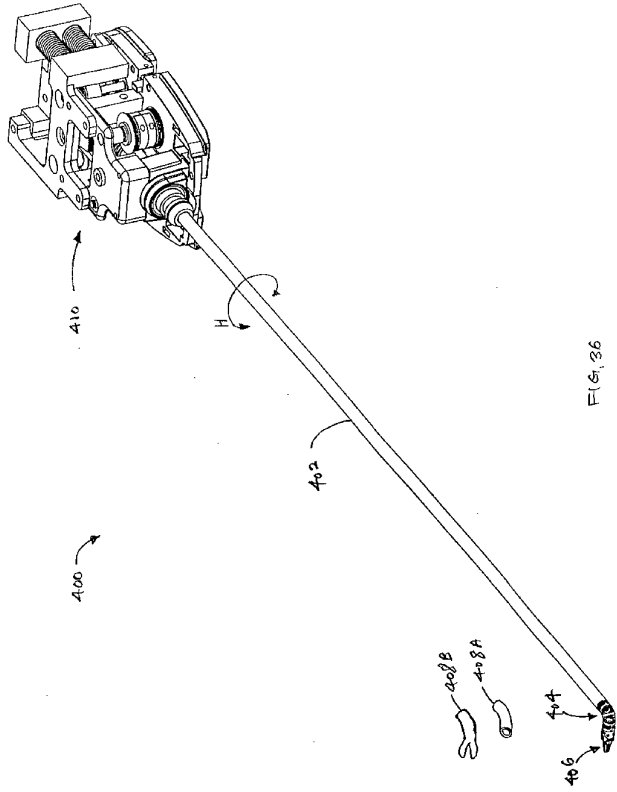


FIG. 35

WO 03/001986

PCT/US02/20884



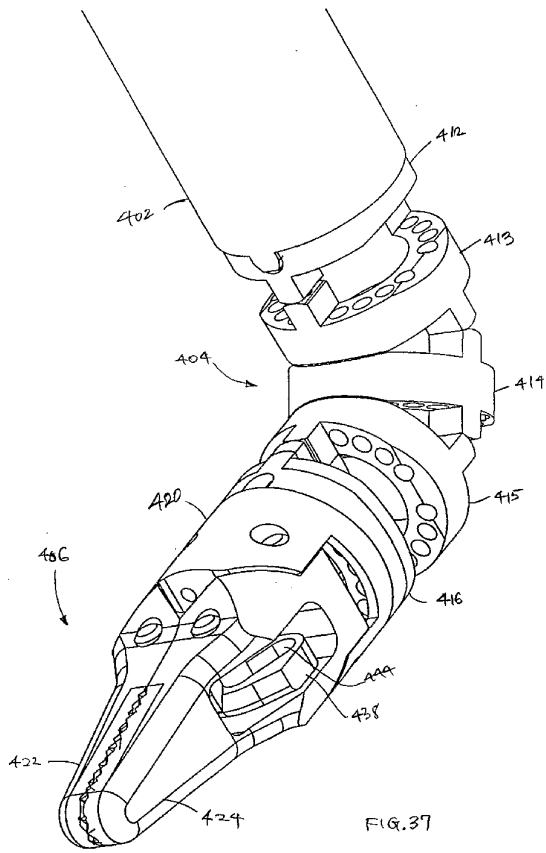


FIG. 37

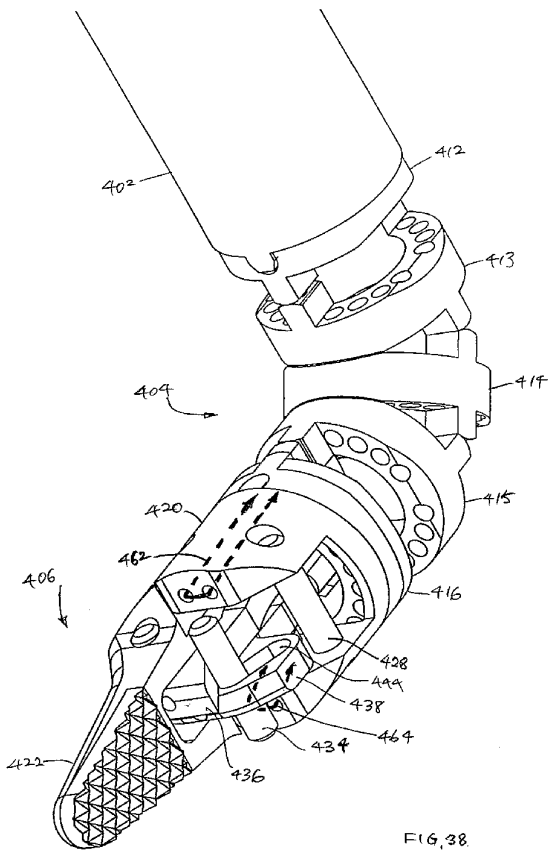


FIG. 38

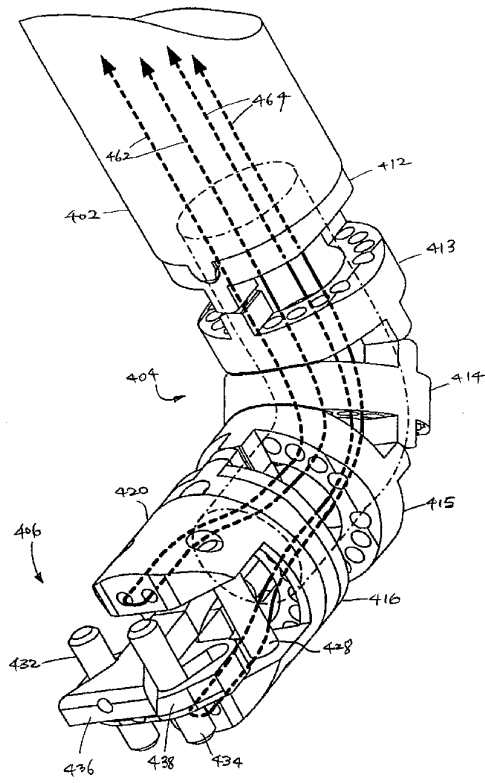
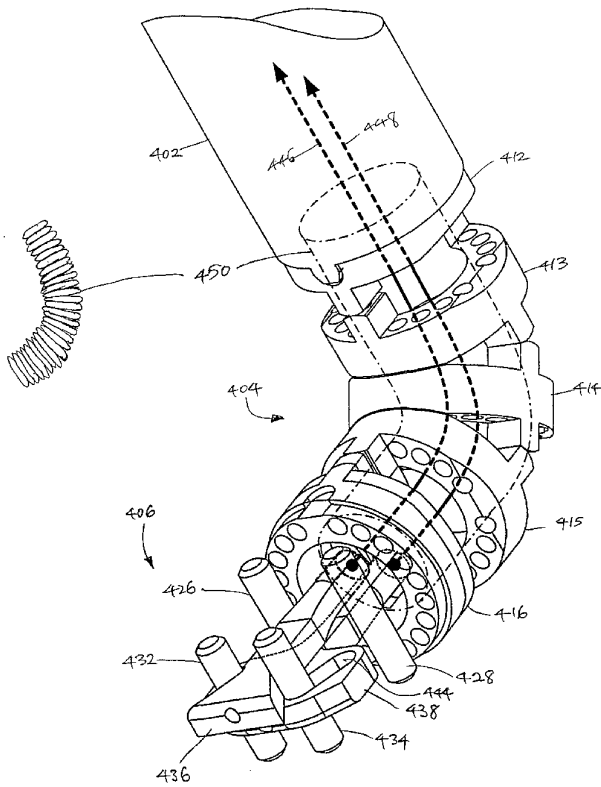


FIG. 38A



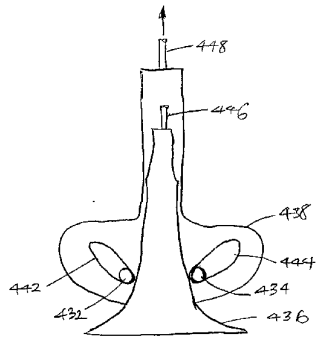


FIG. 39A

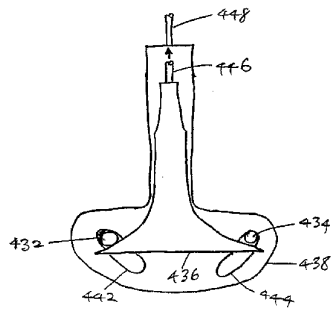


FIG. 39B

WO 03/001986

PCT/US02/20884

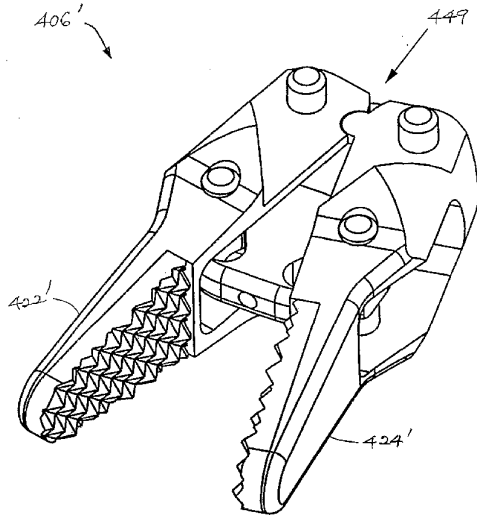
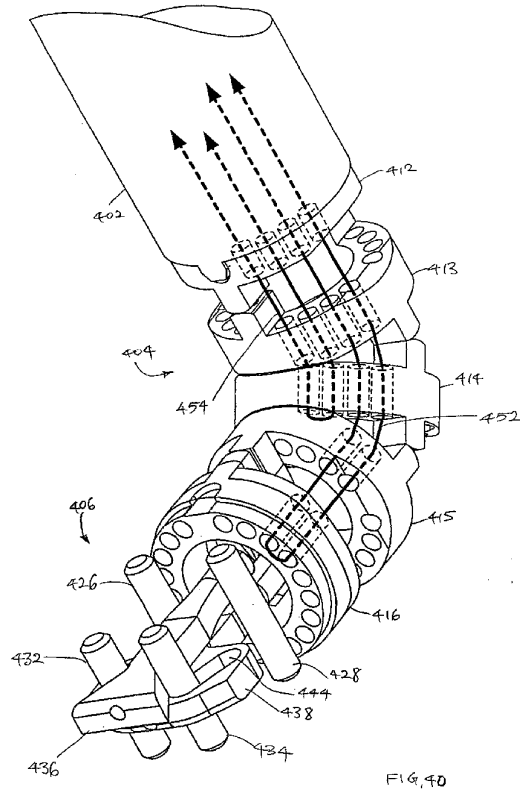


FIG. 39C



WO 03/001986

PCT/US02/20884

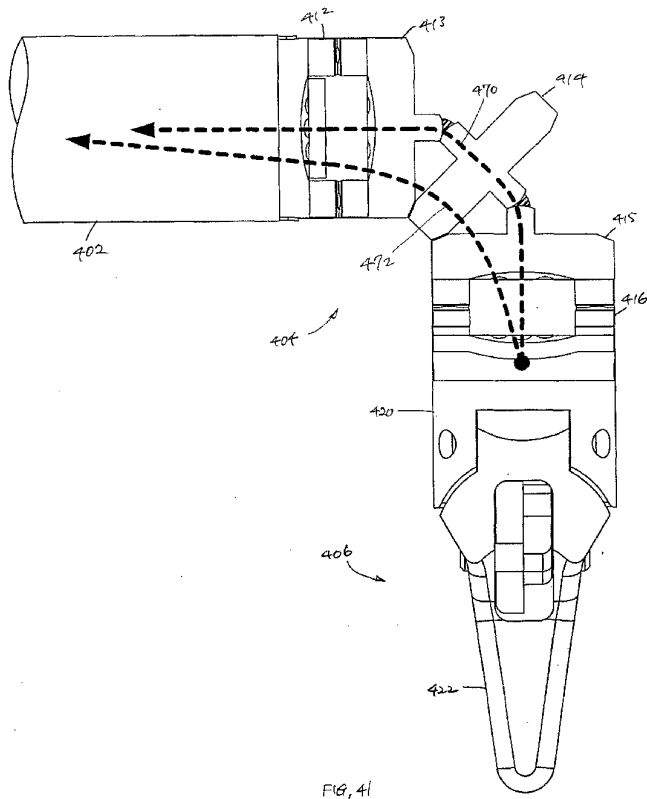


FIG. 41

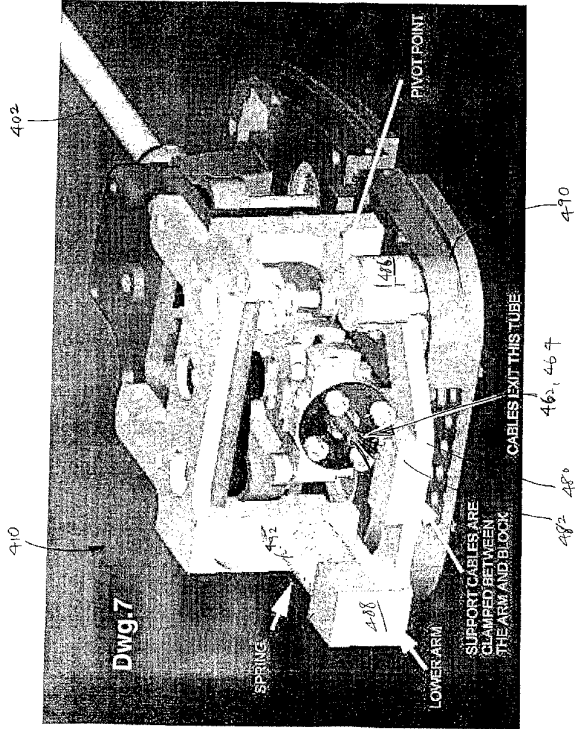


FIG. 42

WO 03/001986

PCT/US02/20884

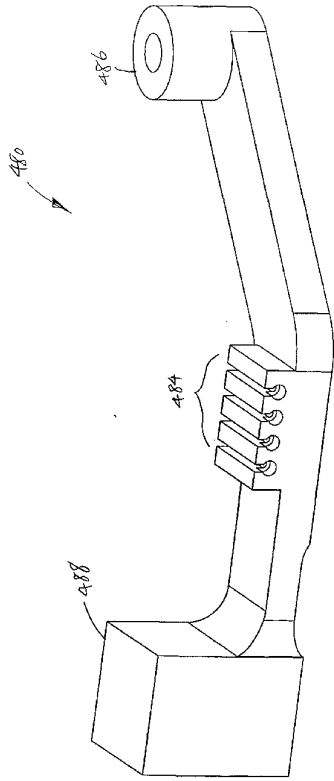


FIG. 43

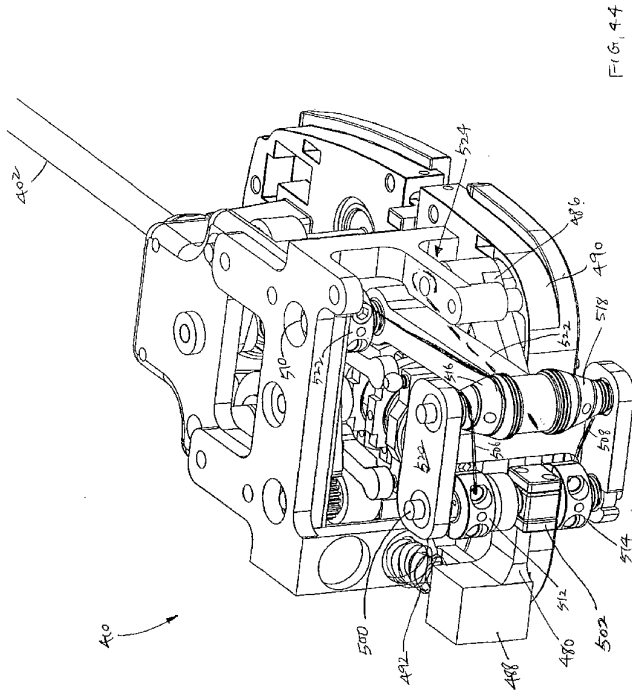


FIG. 44

WO 03/001986

PCT/US02/20884

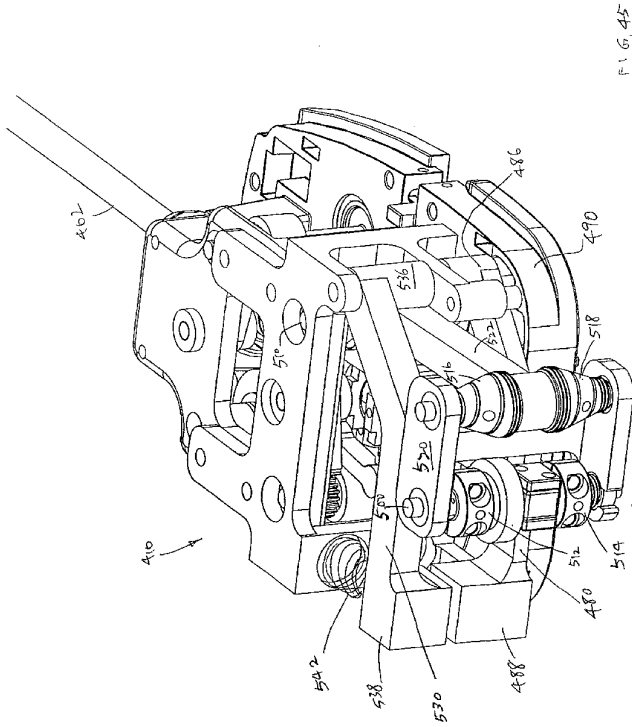


FIG. 45

WO 03/001986

PCT/US02/20884

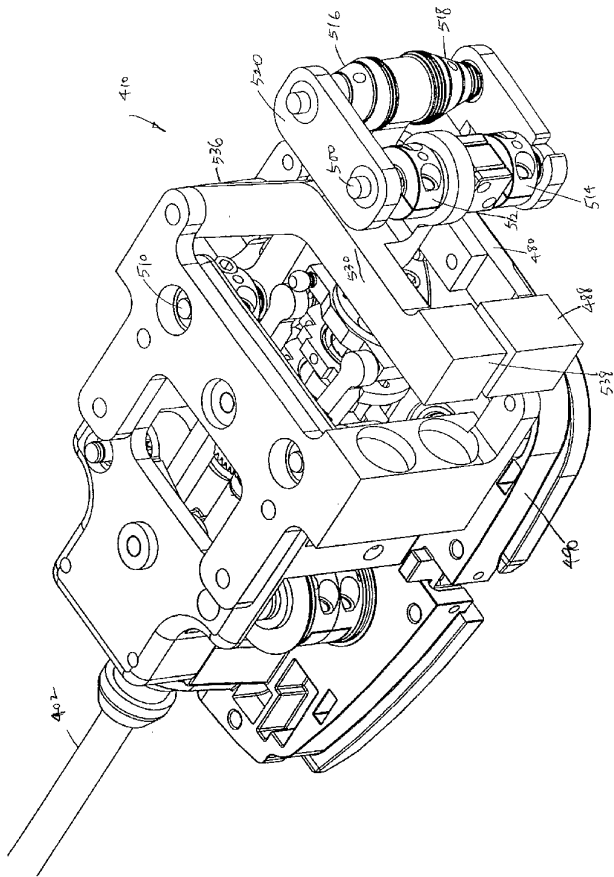


FIG. 46

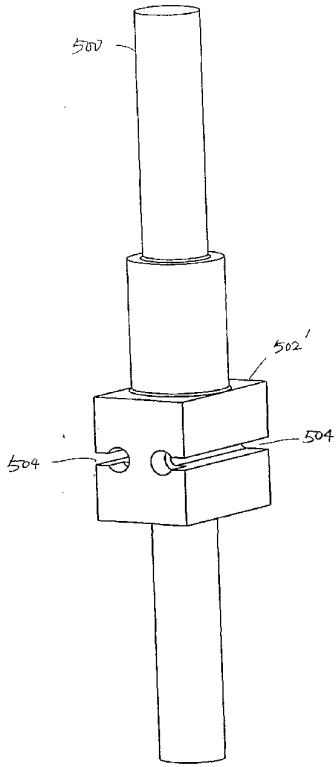


FIG. 47

WO 03/001986

PCT/US02/20884

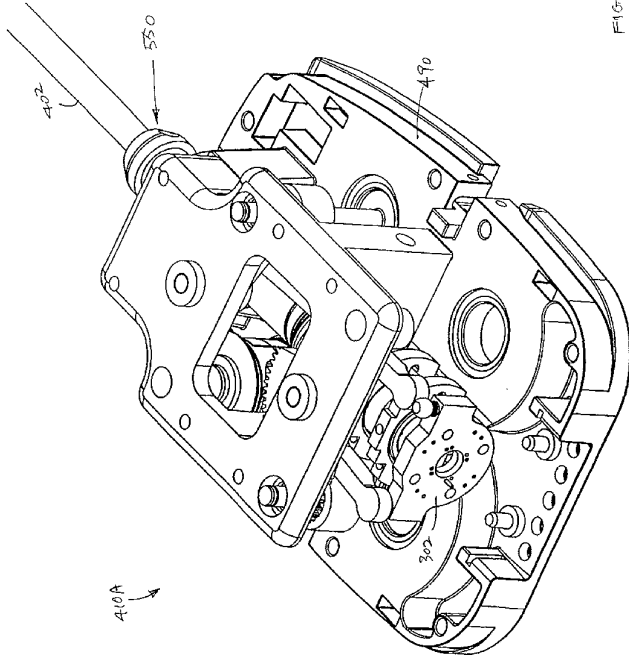
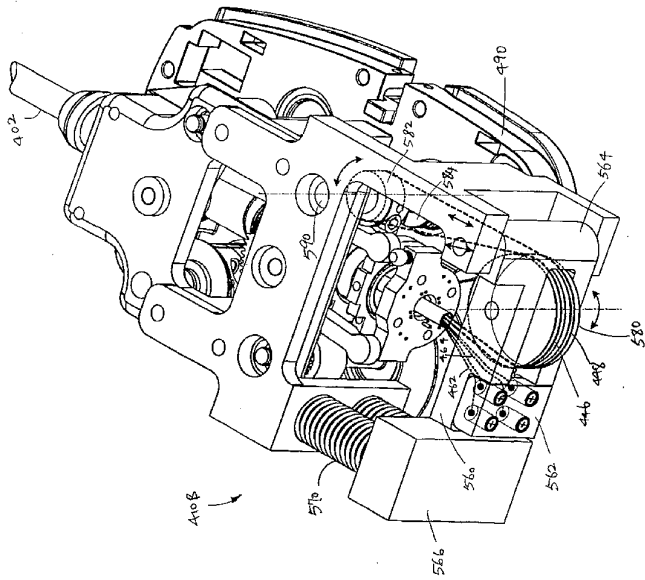


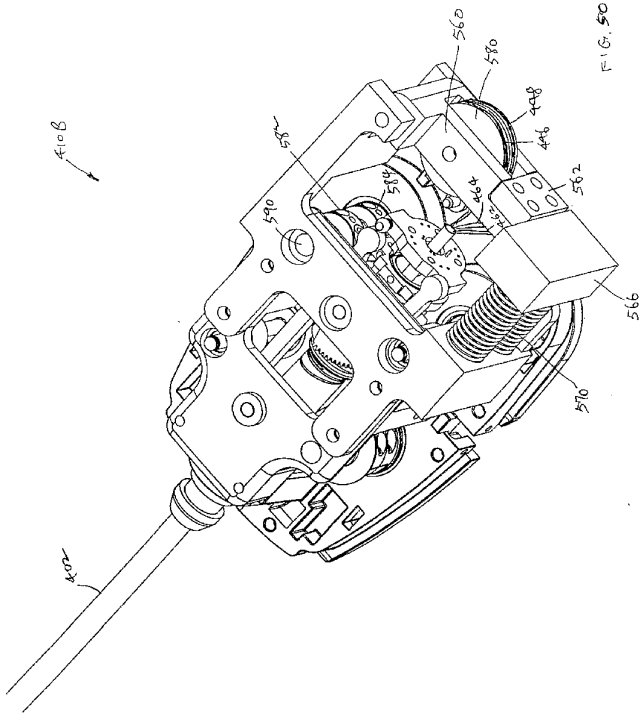
FIG. 48

Fig. 49



WO 03/001986

PCT/US02/20884



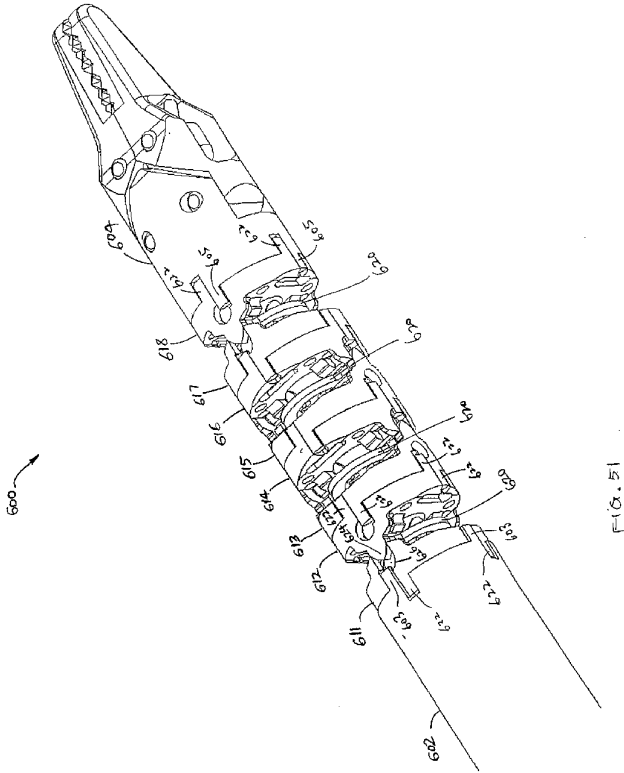


FIG. 51

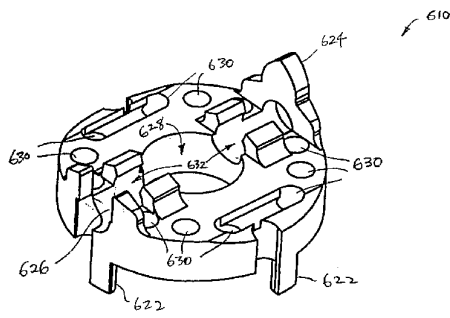
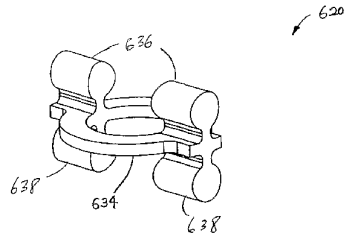


Fig. 52

WO 03/001986

PCT/US02/20884

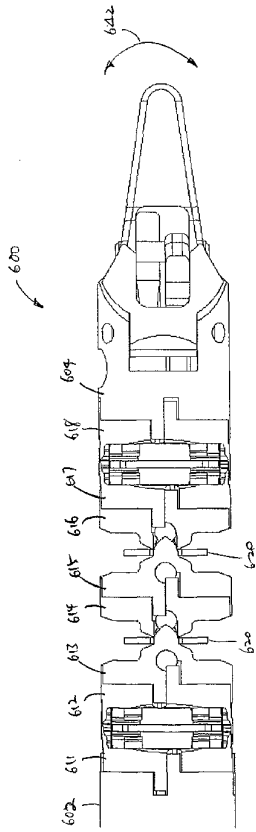


FIG. 53

46/55

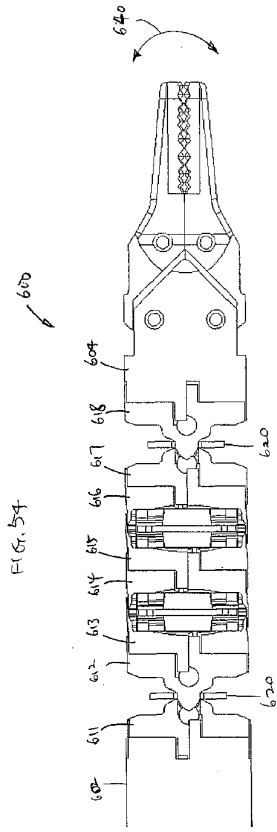
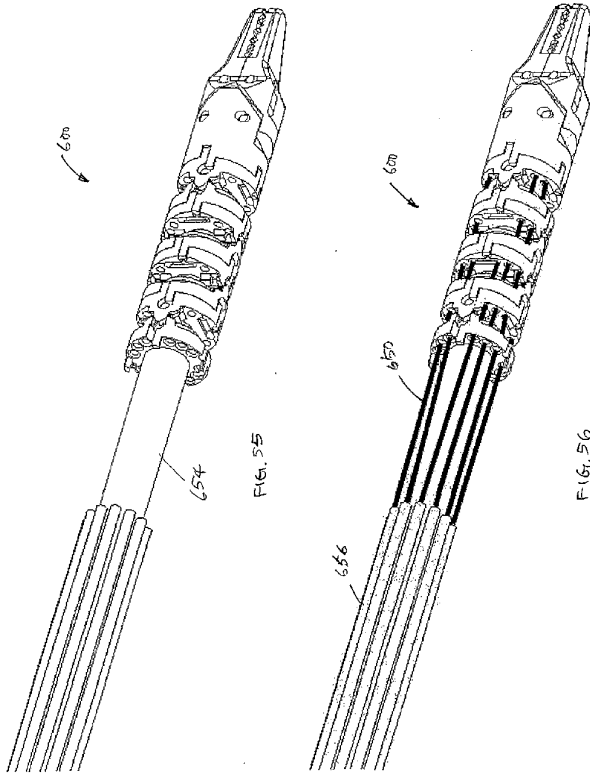


FIG. 54

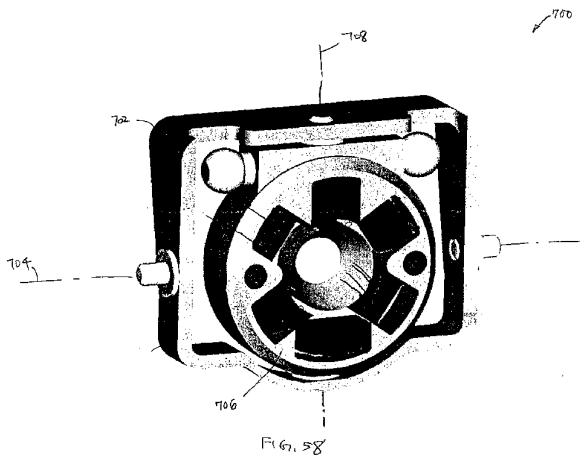
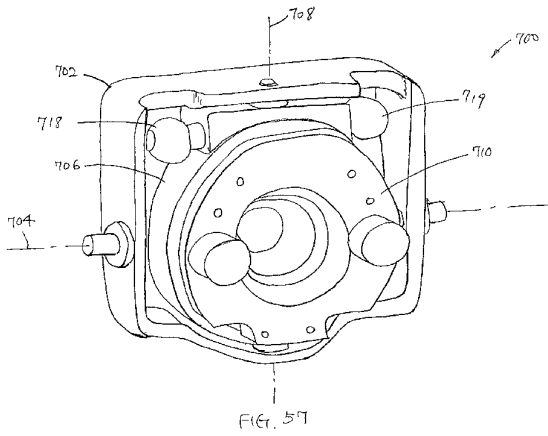
WO 03/001986

PCT/US02/20884



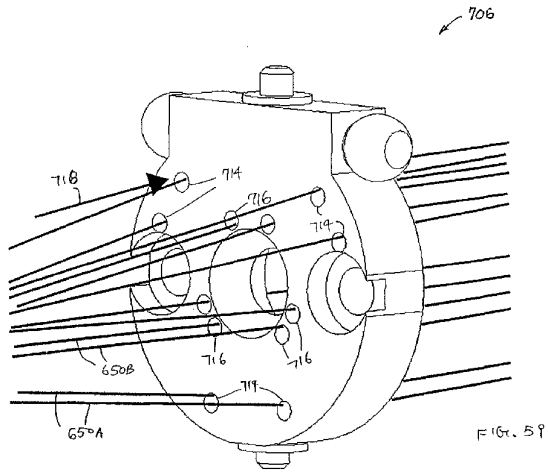
WO 03/001986

PCT/US02/20884



WO 03/001986

PCT/US02/20884



WO 03/001986

PCT/US02/20884

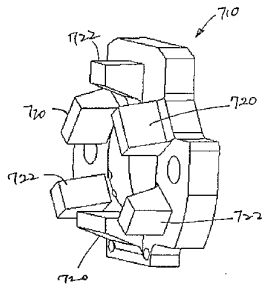
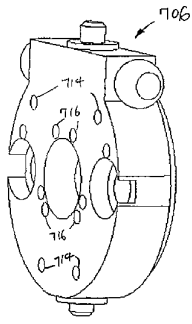


FIG. 60

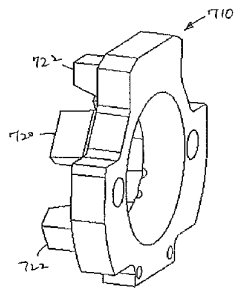
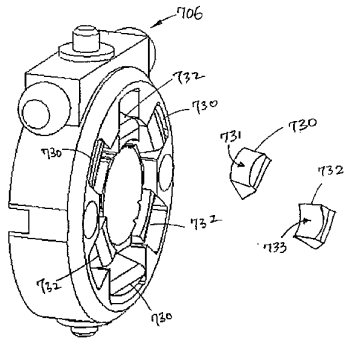
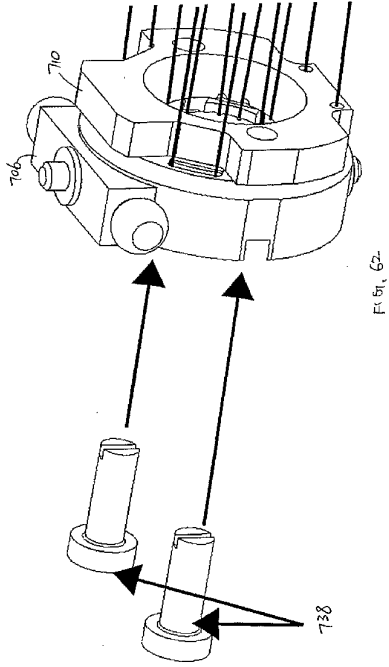


FIG. 61

WO 03/001986

PCT/US02/20884



WO 03/001986

PCT/US02/20884

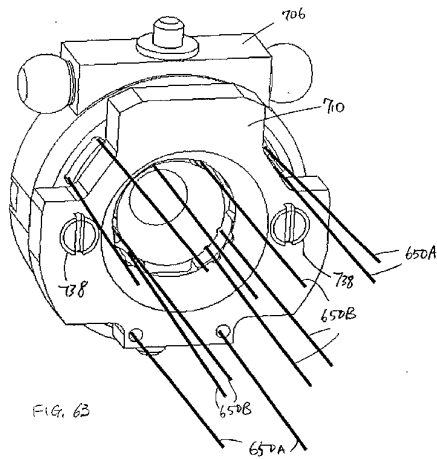


FIG. 63

WO 03/001986

PCT/US02/20884

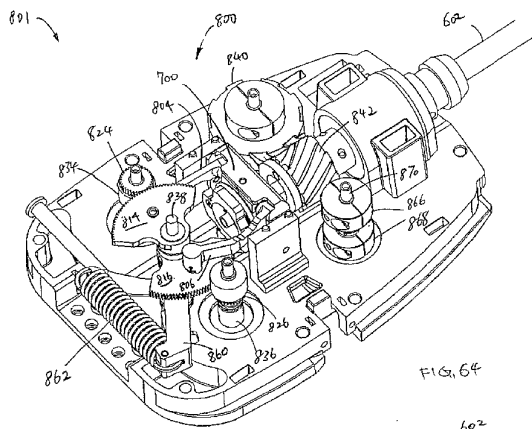


FIG. 64

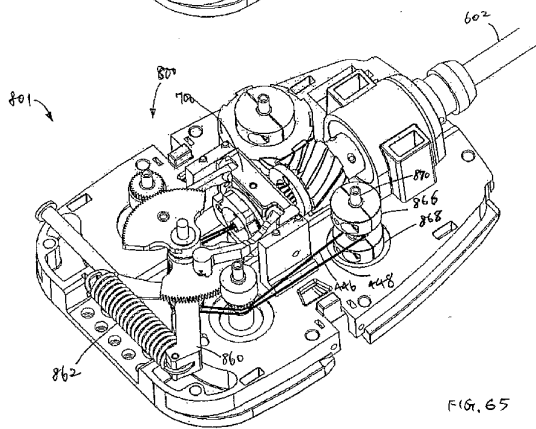


FIG. 65

WO 03/001986

PCT/US02/20884

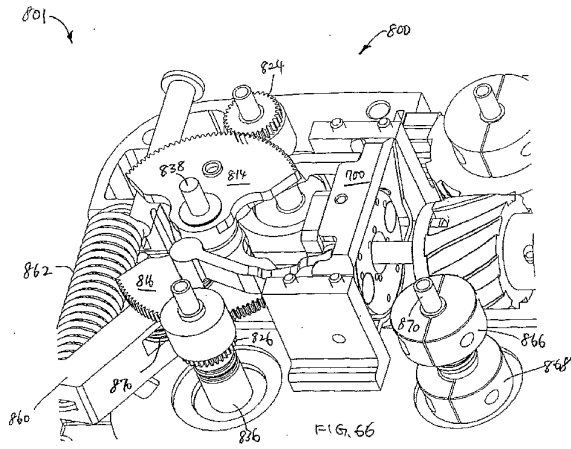


FIG. 66

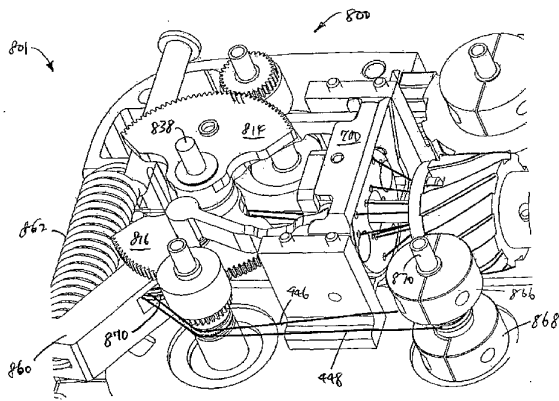
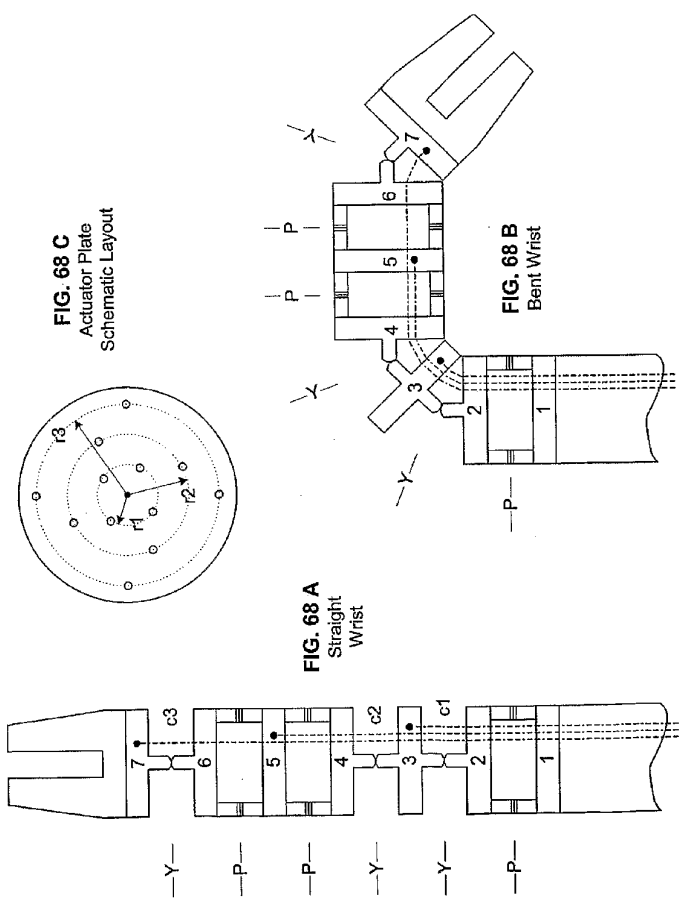


FIG. 67

WO 03/001986

PCT/US02/20884



【国際公開パンフレット(コレクトバージョン)】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

CORRECTED VERSION

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau



(43) International Publication Date
9 January 2003 (09.01.2003)

PCT

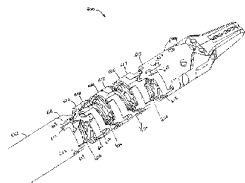
(10) International Publication Number
WO 03/001986 A2

- (51) International Patent Classification: **A61B** CT 05484 (US), WALLACE, Daniel, T. [US/US]; 621 Glenloch Way, Redwood City, CA 94062 (US).
- (21) International Application Number: PCT/US02/20884
- (22) International Filing Date: 1 July 2002 (01.07.2002)
- (25) Filing Language: English
- (26) Publication Language: English
- (30) Priority Data:
 - 60/301,967 29 June 2001 (29.06.2001) US
 - 60/327,702 5 October 2001 (05.10.2001) US
 - 10/187,248 28 June 2002 (28.06.2002) US
- (71) Applicant (for all designated States except US): **INTUITIVE SURGICAL, INC.** [US/US]; 950 Kifer Road, Sunnyvale, CA 94086 (US).
- (72) Inventors; and
- (75) Inventors/Applicants (for US only): **COOPER, Thomas G.** [US/US]; 304 Concord Drive, Menlo Park, CA 94025 (US). **CHANG, Stacey** [US/US]; 815 Selkirk Place, Sunnyvale, CA 94087 (US). **ANDERSON, S., Christopher** [US/US]; 371 Prospect Street, Northampton, MA 01060 (US). **WILLIAMS, Dustin** [US/US]; 200 East Dana Street, Apt. 1114, Mountain View, CA 94041 (US). **MANZO, Scott** [US/US]; 272 East Village Road, Shelton, CT 06484 (US).
- (74) Agents: **LEUNG, Chun-Pok et al.**; TOWNSEND AND TOWNSEND AND CREW LLP, Two Embarcadero Center, Eighth Floor, San Francisco, CA 94111 (US).
- (81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GR, GU, HD, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TH, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW.
- (84) Designated States (regional): ARIPO patent (GI, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), Eurasian patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, UJ, UM), European patent (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OAPI patent (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NI, SN, TD, TG).

Declaration under Rule 4.17:
— of inventorship (Rule 4.17(vi)) for US only

[Continued on next page]

(54) Title: SURGICAL TOOL HAVING POSITIVELY POSITIONABLE TENDON-ACTUATED MULTI-DISK WRIST JOINT



WO 03/001986 A2

(57) Abstract: The present invention is directed to a tool having a wrist mechanism that provides pitch and yaw rotation in such a way that the tool has no singularity in roll, pitch, and yaw. A positively positionable multi-disk wrist mechanism includes a plurality of disks or vertebrae stacked in series. Each vertebra is configured to rotate in pitch or in yaw with respect to each neighboring vertebra. Actuation cables are used to manipulate and control movement of the vertebrae. In specific embodiments, some of the cables are distal cables that extend from a proximal vertebra through one or more intermediate vertebrae to a distal vertebra, while the remaining cables are medial cables that extend from the proximal vertebra to one or more of the intermediate vertebrae. The cables are actuated by a pivoted plate cable actuator mechanism. In specific embodiments, the actuator mechanism includes a plurality of small radius holes or grooves for receiving the medial cables and a plurality of large radius holes or grooves for receiving the distal cables. The holes or grooves restrain the medial cables to a small radius of motion and the distal cables to a large radius of motion, so that the medial cables to the medial vertebra move only a fraction of the amount as the distal cables to the distal vertebra, so as to achieve precise control and manipulation of the vertebrae.

WO 03/001986 A2 

Published:

— *without international search report and to be republished upon receipt of that report*

(15) Information about Correction:

see PCT Gazette No. 49/2003 of 4 December 2003, Section II

(48) Date of publication of this corrected version:

4 December 2003

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

フロントページの続き

(81) 指定国 AP(GH, GM, KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, N O, NZ, OM, PH, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(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・サニイベイル・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) 4C060 FF06 FF15 FF19 GG23 GG28 MM22 MM24
4C061 AA24 GG15 HH56

【要約の続き】

、遠位ケーブルを大径運動に限定する。

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	JP2005502398A	公开(公告)日	2005-01-27
申请号	JP2003508233	申请日	2002-07-01
[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	A61B1/00 A61B17/00 A61B17/28 A61B17/32 A61B19/00		
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 A61B19/00.502 A61B1/00.334.D		
F-TERM分类号	4C060/FF06 4C060/FF15 4C060/FF19 4C060/GG23 4C060/GG28 4C060/MM22 4C060/MM24 4C061/AA24 4C061/GG15 4C061/HH56		
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	JP4332031B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及一种具有腕机构的工具，该腕机构提供俯仰和偏转旋转，使得该工具在滚动，俯仰和偏航方面没有奇点。可正向定位的多盘腕机构包括多个串联堆叠的盘或椎骨。每个椎骨被配置成相对于每个相邻椎骨以俯仰或偏转旋转。致动电缆用于操纵和控制椎骨的运动。在特定实施例中，一些线缆是远侧线缆，其从近侧椎骨通过一个或多个中间椎骨延伸到远侧椎骨，而其余线缆是从近侧椎骨延伸到一个或多个中间椎骨的内侧线缆。电缆由枢轴板式电缆致动器机构驱动。在特定实施例中，致动器机构包括用于接收内侧线缆的多个小半径孔或凹槽以及用于接收远侧线缆的多个大半径孔或凹槽。孔或凹槽将内侧电缆限制在较小的运动半径，并将远侧电缆限制在较大的运动半径，使得得到内侧椎骨的内侧电缆仅移动远端电缆到远端椎骨的一小部分，从而实现了对椎骨的精确控制和操纵。

