

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6203840号  
(P6203840)

(45) 発行日 平成29年9月27日 (2017. 9. 27)

(24) 登録日 平成29年9月8日 (2017. 9. 8)

|                                  |                |
|----------------------------------|----------------|
| (51) Int. Cl.                    | F 1            |
| <b>A 6 1 B 34/30 (2016. 01)</b>  | A 6 1 B 34/30  |
| <b>A 6 1 B 17/072 (2006. 01)</b> | A 6 1 B 17/072 |
| <b>A 6 1 B 17/28 (2006. 01)</b>  | A 6 1 B 17/28  |
| <b>A 6 1 B 17/295 (2006. 01)</b> | A 6 1 B 17/295 |

請求項の数 3 (全 115 頁)

|               |                               |           |                                          |
|---------------|-------------------------------|-----------|------------------------------------------|
| (21) 出願番号     | 特願2015-520332 (P2015-520332)  | (73) 特許権者 | 595057890                                |
| (86) (22) 出願日 | 平成25年6月21日 (2013. 6. 21)      |           | エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド               |
| (65) 公表番号     | 特表2015-521907 (P2015-521907A) |           | Ethicon Endo-Surgery, Inc.               |
| (43) 公表日      | 平成27年8月3日 (2015. 8. 3)        |           | アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545 |
| (86) 国際出願番号   | PCT/US2013/047049             |           |                                          |
| (87) 国際公開番号   | W02014/004292                 | (74) 代理人  | 100088605                                |
| (87) 国際公開日    | 平成26年1月3日 (2014. 1. 3)        |           | 弁理士 加藤 公延                                |
| 審査請求日         | 平成28年6月21日 (2016. 6. 21)      | (74) 代理人  | 100130384                                |
| (31) 優先権主張番号  | 13/536, 301                   |           | 弁理士 大島 孝文                                |
| (32) 優先日      | 平成24年6月28日 (2012. 6. 28)      |           |                                          |
| (33) 優先権主張国   | 米国 (US)                       |           |                                          |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 関節接合可能なエンドエフェクタを備えた外科用器具のための回転駆動軸アセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具のための駆動軸アセンブリであって、  
相互接続されて可撓性の中空管を形成する、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと、

前記複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと拘束係合状態にあって、前記噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態に保持する、可撓性の補助拘束部材と、を備え、

前記補助拘束部材が、前記中空管の外周の周りに延在する螺旋状に巻かれた部材を備え、

前記螺旋状に巻かれた部材が、中央部分及び近位端部分及び遠位端部分を含み、前記近位端部分及び前記遠位端部分が、前記中央部分よりも密に巻かれている、駆動軸アセンブリ。

【請求項 2】

外科用器具のための駆動軸アセンブリであって、  
近位端及び遠位端を有する中空管にレーザーによって切り込まれた、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと、

前記複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと拘束係合状態にあって、前記噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態に保持する、可撓性の補助拘束部材と、を備え、

前記補助拘束部材が、前記中空管の外周の周りに延在する螺旋状に巻かれた部材を備え

、  
前記螺旋状に巻かれた部材が、中央部分及び近位端部分及び遠位端部分を含み、前記近位端部分及び前記遠位端部分が、前記中央部分よりも密に巻かれている、駆動軸アセンブリ。

【請求項 3】

外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法であって、

中空軸を提供することと、

レーザーを用いて複数の移動可能に相互接続された継手セグメントを前記中空軸に切り込むことと、

補助拘束部材を前記中空軸上に設置して、前記移動可能に相互接続された継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態に保持することと、を含み、

前記補助拘束部材が、前記中空軸の外周の周りに延在する螺旋状に巻かれた部材を備え

、  
前記螺旋状に巻かれた部材が、中央部分及び近位端部分及び遠位端部分を含み、前記近位端部分及び前記遠位端部分が、前記中央部分よりも密に巻かれている、方法。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

外科的な巧緻性を向上させるためだけでなく、外科医が直感的な方式で患者に手術できるようにするために、長年にわたって、様々な低侵襲性ロボット（又は「遠隔手術（tele surgical）」）システムが開発されてきた。かかるシステムの多くが、それぞれの全内容を参照により本明細書にそれぞれ援用する、発明の名称が「Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity」である米国特許第5,792,135号、発明の名称が「Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks」である米国特許第6,231,565号、発明の名称が「Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument」である米国特許第6,783,524号、発明の名称が「Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus」である米国特許第6,364,888号、発明の名称が「Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools」である米国特許第7,524,320号、発明の名称が「Platform Link Wrist Mechanism」である米国特許第7,691,098号、発明の名称が「Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery」である米国特許第7,806,891号、及び発明の名称が「Surgical Tool With Wristed Monopolar Electrosurgical End Effectors」である米国特許第7,824,401号に開示されている。しかしながら、かかるシステムの多くはこれまで、組織を効果的に切断し締結するのに必要な大きさの力を発生させることができなかった。それに加えて、既存のロボット手術システムは、動作させることができる異なるタイプの外科用デバイスの数に限りがあった。

【図面の簡単な説明】

【0002】

本発明の特徴及び利点、並びにそれらを実現する方法は、本発明の例示的实施形態の以下の説明を添付図面と併せて参照することによって、より明白となり、また発明自体のよ

10

20

30

40

50

り深い理解が得られるであろう。

【0003】

様々な例示的实施形態について、以下の図面と共に例として本明細書に記載する。

【図1】ロボットコントローラの一実施形態を示す斜視図である。

【図2】外科用ツールの複数の実施形態を動作可能に支持するロボットシステムの1つのロボット手術アームカート／マニピュレータを示す斜視図である。

【図3】図2に示されるロボット手術アームカート／マニピュレータを示す側面図である。

【図4】外科用ツールの実施形態と共に使用されてもよいロボットマニピュレータを動作可能に支持するための位置決めリンク機構を有するカート構造を示す斜視図である。

10

【図5】外科用ツールの実施形態及び外科用エンドエフェクタの実施形態を示す斜視図である。

【図6】外科用ツールの様々な実施形態をロボットシステムに取り付けるためのアダプタ及びツールホルダ構成を示す分解組立図である。

【図7】図6に示されるアダプタの側面図である。

【図8】図6に示されるアダプタの底面図である。

【図9】図6及び7のアダプタを示す上面図である。

【図10】外科用ツールの実施形態を示す部分底面斜視図である。

【図11】明瞭にするために一部の要素を省略した外科用ツールの実施形態の一部分を示す正面斜視図である。

20

【図12】図11の外科用ツールの実施形態を示す後面斜視図である。

【図13】図11及び12の外科用ツールの実施形態を示す上面図である。

【図14】手動作動可能な駆動歯車が非作動位置にある図11～13の外科用ツールの実施形態を示す部分上面図である。

【図15】手動作動可能な駆動歯車が初期の作動位置にある図11～14の外科用ツールの実施形態を示す別の部分上面図である。

【図16】手動作動可能な駆動歯車が作動位置にある図11～15の外科用ツールの実施形態を示す別の部分上面図である。

【図17】外科用ツールの別の実施形態を示す後面斜視図である。

【図18】図17の外科用ツールの実施形態を示す側面立面図である。

30

【図19】エンドエフェクタが外科用ツールの近位軸部分から分離されている図5の外科用ツールの実施形態を示す断面図である。

【図20】相互接続された急速脱着継手の実施形態の一部分を示す側面斜視図である。

【図21】エンドエフェクタの遠位軸部分が近位軸部分から分離されている急速脱着継手の実施形態を示す断面図である。

【図22】遠位軸部分が最初に近位軸部分と係合されている、図19～21の急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。

【図22A】遠位軸部分が最初に近位軸部分と係合されている、急速脱着継手の実施形態を示す断面図である。

【図23】遠位軸部分が近位軸部分に取り付けられている、図19～22の急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。

40

【図23A】遠位軸部分が近位軸部分に取り付けられている、図22Aの急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。

【図23B】遠位軸部分が近位軸部分から係脱されている、図22Aの急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。

【図24】図21の線24-24で取った図19～23の遠位軸部分を示す断面図である。

【図25】関節継手及びエンドエフェクタの実施形態の一部分を示す断面図である。

【図26】図25の関節継手及びエンドエフェクタの一部分を示す分解組立図である。

【図27】図26に示される関節継手及びエンドエフェクタの部分を示す部分断面斜視図

50

である。

【図 28】 エンドエフェクタ及び駆動軸アセンブリの実施形態を示す部分斜視図である。

【図 29】 駆動軸アセンブリの実施形態を示す部分側面図である。

【図 30】 駆動軸アセンブリの実施形態を示す斜視図である。

【図 31】 図 30 の駆動軸アセンブリを示す側面図である。

【図 32】 複合駆動軸アセンブリの実施形態を示す斜視図である。

【図 33】 図 32 の複合駆動軸アセンブリを示す側面図である。

【図 34】 弓状又は「屈曲」形態をとっている図 30 及び 31 の駆動軸アセンブリを示す別の図である。

【図 34 A】 弓状又は「屈曲」形態をとっている駆動軸アセンブリの実施形態を示す側面図である。 10

【図 34 B】 弓状又は「屈曲」形態をとっている駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す側面図である。

【図 35】 駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図 36】 図 35 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

【図 37】 弓状形態である図 35 及び 36 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の斜視図である。

【図 38】 図 37 に示される駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

【図 39】 駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す斜視図である。

【図 40】 弓状形態である図 39 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の斜視図である 20

。

【図 41】 図 39 及び 40 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

【図 42】 図 41 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す断面図である。

【図 43】 駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す部分断面図である。

【図 44】 図 43 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の断面図である。

【図 45】 駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す別の断面図である。

【図 46】 図 45 の駆動軸アセンブリを示す別の断面図である。

【図 47】 アンビルが開放位置にあるエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面斜視図である。

【図 48】 図 47 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の部分断面斜視図である。 30

【図 49】 図 47 及び 48 のエンドエフェクタの実施形態を示す横断面図である。

【図 50】 図 47 ～ 49 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の横断面図である。

【図 51】 アンビルが閉鎖位置にある図 47 ～ 50 のエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面斜視図である。

【図 52】 図 51 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の部分断面斜視図である。

【図 53】 アンビルが一部閉鎖位置にある図 51 ～ 52 のエンドエフェクタの実施形態を示す部分断面図である。

【図 54】 アンビルが閉鎖位置にある図 51 ～ 53 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の横断面図である。

【図 55】 エンドエフェクタの別の実施形態及び細長い軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す断面斜視図である。 40

【図 56】 閉鎖システムの実施形態を示す分解斜視図である。

【図 57】 アンビルが開放位置にある図 56 の閉鎖システムの実施形態を示す側面図である。

【図 58】 アンビルが開放位置にある、エンドエフェクタの実施形態内にある図 56 及び 57 の閉鎖システムの実施形態を示す横断面図である。

【図 59】 アンビルが閉鎖位置にある、図 58 の閉鎖システム及びエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。

【図 59 A】 明瞭にするために作動ソレノイドを省略した図 56 ～ 59 の閉鎖システムの実施形態を用いる外科用ツールの別の実施形態の一部分を示す正面斜視図である。 50

【図 6 0】エンドエフェクタの別の実施形態を示す分解組立図である。

【図 6 1】駆動システムの実施形態を示す部分斜視図である。

【図 6 2】図 6 1 の駆動システムの実施形態の一部分を示す部分正面斜視図である。

【図 6 3】図 6 1 及び 6 2 の駆動システムの実施形態の一部分を示す部分後面斜視図である。

【図 6 4】第 1 の軸線方向駆動位置にある図 6 1 ～ 6 3 の駆動システムの実施形態を示す部分断面側面図である。

【図 6 5】第 2 の軸線方向駆動位置にある図 6 1 ～ 6 4 の駆動システムの実施形態を示す別の部分断面側面図である。

【図 6 6】駆動システムが発射部材を発射するように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す断面図である。 10

【図 6 7】駆動システムがエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す別の断面図である。

【図 6 8】エンドエフェクタの実施形態及び関節継手の実施形態の一部分を示す断面斜視図である。

【図 6 9】図 6 8 に示されるエンドエフェクタ及び関節継手の実施形態を示す断面側面図である。

【図 7 0】駆動システムがエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、エンドエフェクタ及び駆動システムの別の実施形態を示す断面図である。

【図 7 1】駆動システムがエンドエフェクタの発射部材を発射するように構成された、図 7 0 のエンドエフェクタ及び駆動システムの実施形態を示す別の断面図である。 20

【図 7 2】エンドエフェクタの実施形態を示す断面側面図である。

【図 7 3】図 7 2 のエンドエフェクタの実施形態の一部分を示す拡大断面図である。

【図 7 4】発射部材が発射行程を通して部分的に駆動されている、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。

【図 7 5】発射部材がその発射行程の端部まで駆動されている、図 7 4 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面側面図である。

【図 7 6】発射部材が撤回されている、図 7 4 及び 7 5 のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面側面図である。

【図 7 7】発射部材がその発射行程を通して部分的に駆動されている、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。 30

【図 7 8】器具駆動軸の実施形態の一部分を示す分解組立図である。

【図 7 9】発射部材がその発射行程の端部にある、図 7 7 のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。

【図 8 0】発射部材が撤回されている、図 7 7 及び 7 8 のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。

【図 8 1】発射部材がその発射行程の端部にある、エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面側面図である。

【図 8 1 A】器具駆動軸及び軸受セグメントの実施形態を示す分解組立図である。

【図 8 1 B】器具駆動軸及び軸受セグメントの別の実施形態を示す分解組立図である。 40

【図 8 2】発射部材の実施形態を示す分解組立図である。

【図 8 3】図 8 2 の発射部材を示す斜視図である。

【図 8 4】器具駆動軸の例示的实施形態の一部分に設置された図 8 2 及び 8 3 の発射部材を示す断面図である。

【図 8 5】発射部材の別の実施形態を示す分解組立図である。

【図 8 6】発射部材の別の実施形態を示す後面斜視図である。

【図 8 7】図 8 6 の発射部材の実施形態を示す正面斜視図である。

【図 8 8】外科用エンドエフェクタの発射部材、器具駆動軸、ウェッジスレッドアセンブリ、及び整列部分を示す斜視図である。

【図 8 9】図 8 8 の発射部材、器具駆動軸、ウェッジスレッドアセンブリ、及び整列部分 50

を示す側面立面図である。

【図 9 0】ステープルカートリッジが中に設置されていない閉鎖形態にある図 6 0 の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。

【図 9 1】本開示の様々な例示的实施形態による、発射ロックアウト部を有する外科用エンドエフェクタを示す底面図である。

【図 9 2】閉鎖された動作不能な形態にある図 9 1 の外科用エンドエフェクタの底部の一部分を示す斜視図である。

【図 9 3】閉鎖された動作不能な形態にある図 9 1 の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。

【図 9 4】開放された動作不能な形態にある図 9 1 の外科用エンドエフェクタを示す端面立面図である。 10

【図 9 5】閉鎖された動作不能な形態にある図 9 1 の外科用エンドエフェクタを示す端面立面図である。

【図 9 6】ウェッジスレッドアセンブリ及び整列部分が内部における第 1 の組の位置にある閉鎖された動作可能な形態にある、図 9 1 の外科用エンドエフェクタを示す立面断面図である。

【図 9 7】閉鎖された動作可能な形態にある図 9 1 の外科用エンドエフェクタを示す別の端面立面図である。

【図 9 8】一部の構成要素が断面で示され、他の構成要素が明瞭にするために省略されている、外科用エンドエフェクタを示す分解斜視図である。 20

【図 9 9】図 9 8 に示される付勢要素の斜視図である。

【図 1 0 0】図 9 8 に示されるエンドエフェクタ駆動ハウジングの斜視図である。

【図 1 0 1】第 2 の組の位置にある付勢要素を例証する図 9 8 の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。

【図 1 0 2】動作不能位置にある器具駆動軸を例証する図 9 8 の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

【図 1 0 3】第 1 の組の位置にある付勢要素を例証する図 9 8 の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

【図 1 0 4】第 1 の組の位置にある付勢要素及び動作可能位置にある器具駆動軸を例証する図 9 8 の外科用エンドエフェクタの一部分を示す断面図である。 30

【図 1 0 5】エンドエフェクタの発射部材を駆動するように構成された駆動ねじを備える外科用器具のエンドエフェクタを示す断面斜視図である。

【図 1 0 6 A】第 1 の長さを備えるエンドエフェクタ用の第 1 の駆動ねじであって、一条のねじ山を含む第 1 の駆動ねじの一部分を示す側面図である。

【図 1 0 6 B】図 1 0 6 A の第 1 の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図 1 0 7 A】第 2 の長さを備えるエンドエフェクタ用の第 2 の駆動ねじであって、2 つのねじ山を含む第 2 の駆動ねじの一部分を示す側面図である。

【図 1 0 7 B】図 1 0 7 A の第 2 の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図 1 0 8 A】第 3 の長さを備えるエンドエフェクタ用の第 3 の駆動ねじであって、3 つのねじ山を含む第 3 の駆動ねじの一部分を示す側面図である。 40

【図 1 0 8 B】図 1 0 8 A の第 3 の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図 1 0 9 A】第 4 の長さを備えるエンドエフェクタ用の第 4 の駆動ねじであって、4 つのねじ山を含む第 4 の駆動ねじの一部分を示す側面図である。

【図 1 0 9 B】図 1 0 9 A の第 4 の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図 1 1 0】駆動ねじを有するエンドエフェクタと共に使用される切れ刃を示す分解斜視図である。

【図 1 1 1】例証の目的で歯車装置構成がその一部を除去した状態で示されている、駆動軸からエンドエフェクタの駆動ねじへと回転を伝達する歯車装置構成を示す斜視図である。

【図 1 1 2】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。 50

【図 1 1 2 A】図 1 1 2 の外科用ツールのエンドエフェクタ構成を示す斜視図である。

【図 1 1 3】図 1 1 2 に示される細長い軸アセンブリ及び急速脱着連結具の構成の一部分を示す分解組立図である。

【図 1 1 4】図 1 1 2 及び 1 1 3 の細長い軸アセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図 1 1 5】図 1 1 2 ～ 1 1 4 に示される例示的な急速脱着連結具構成を示す拡大分解斜視図である。

【図 1 1 6】係止カラーが係止解除位置にある、図 1 1 2 ～ 1 1 5 の急速脱着連結具構成を示す側面立面図である。

【図 1 1 7】係止カラーが係止位置にある、図 1 1 2 ～ 1 1 6 の急速脱着連結具構成を示す別の側面立面図である。

10

【図 1 1 8】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。

【図 1 1 9】図 1 1 8 の外科用ツールの実施形態を示す別の斜視図である。

【図 1 2 0】図 1 1 8 及び 1 1 9 の外科用ツールの実施形態を示す断面斜視図である。

【図 1 2 1】関節接合システムの一部分を示す断面斜視図である。

【図 1 2 2】中立位置にある図 1 2 1 の関節接合システムを示す断面図である。

【図 1 2 3】関節接合位置にある図 1 2 1 及び 1 2 2 の関節接合システムを示す別の断面図である。

【図 1 2 4】明瞭にするために一部を省略した図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。

【図 1 2 5】明瞭にするために一部を省略した図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面斜視図である。

20

【図 1 2 6】明瞭にするために一部を省略した図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面立面図である。

【図 1 2 7】明瞭にするために一部を省略した図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す正面斜視図である。

【図 1 2 8】明瞭にするために一部を省略した図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。

【図 1 2 9】図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の逆転システムの例示の実施形態を示す分解組立図である。

【図 1 3 0】図 1 2 9 の逆転システムのレバーアームの実施形態を示す斜視図である。

30

【図 1 3 1】図 1 2 9 の逆転システムのナイフリトラクタボタンを示す斜視図である。

【図 1 3 2】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが逆転装置と作動可能に係合している、図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図 1 3 3】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが非作動位置にある、図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図 1 3 4】明瞭にするために一部を省略し、レバーアームが逆転装置と作動可能に係合している、図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態の一部分を示す別の斜視図である。

【図 1 3 5】駆動軸アセンブリを作動させたときにエンドエフェクタの回転をもたらす位置へとシフターボタンアセンブリが移動している、図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す側面立面図である。

40

【図 1 3 6】駆動軸アセンブリを作動させたときにエンドエフェクタ内の発射部材の発射をもたらす別の位置へとシフターボタンアセンブリが移動している、図 1 1 8 ～ 1 2 0 の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す別の側面立面図である。

【図 1 3 7】係止可能な関節継手の実施形態を備えた別の外科用ツールの実施形態の一部分を示す断面図である。

【図 1 3 8】1 つの形態で関節接合された図 1 3 7 の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。

【図 1 3 9】別の形態で関節接合された図 1 3 7 及び 1 3 8 の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。

【図 1 4 0】図 1 3 7 の線 1 4 0 - 1 4 0 で取った図 1 3 7 に示される関節係止システム

50

の実施形態を示す断面図である。

【図141】図140の線141-141で取った図140の関節係止システムを示す断面図である。

【図142】図137の線142-142で取った図137の外科用ツールの一部分を示す断面図である。

【図143】図138に例証される第1の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第1及び第2の係止リングが締付け又は係止形態にあるときの係止ワイヤの位置を示す図である。

【図144】図138に例証される第1の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第1及び第2の係止リングが反ってそれら個々の締付け解除又は係止解除位置に至っているときの係止ワイヤの位置を示す図である。

10

【図145】図139に例証される第2の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第1及び第2の係止リングが締付け又は係止形態にあるときの係止ワイヤの位置を示す図である。

【図146】図139に例証される第1の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第1及び第2の係止リングが反ってそれら個々の締付け解除又は係止解除位置に至っているときの係止ワイヤの位置を示す図である。

【図147】細長い軸アセンブリに対してエンドエフェクタが関節接合されているときの係止ワイヤを示す別の図である。

【図148】アンビルアセンブリが閉鎖位置にあるエンドエフェクタの別の実施形態を示す断面図である。

20

【図149】図148のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。

【図150】アンビルアセンブリが閉鎖位置にある図148及び149のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。

【図151】発射部材を駆動するように構成された駆動伝達装置を例証する図148～150のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。

【図152】駆動伝達装置が長手方向ツール軸線を中心にしてエンドエフェクタ全体を回転させるように構成された、図148～151のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。

【図153】駆動伝達装置がアンビルアセンブリを作動させるように構成された、図148の線153-153で取った図148～152のエンドエフェクタを示す断面図である。

30

【図154】駆動伝達装置が発射部材を発射するように構成された、図148の線154-154で取った図148～153のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図155】駆動伝達装置がアンビルアセンブリを作動させるように構成された、図148の線155-155で取った図148～154のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図156】図146の線156-156で取った図148～155のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図157】エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面斜視図である。

40

【図158】図157のエンドエフェクタの細長いチャンネルを示す斜視図である。

【図159】アンビルばねの実施形態を示す斜視図である。

【図160】発射部材をその最遠位位置まで駆動させた後でアンビルが閉鎖位置にある、図157のエンドエフェクタを示す側面断面図である。

【図161】図160の線161-161で取った図160のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

【図162】発射部材が撤回されている、図157、160、及び161のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図163】線163-163で取った図162のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

50

【図164】発射部材がその最近位位置にある、図157及び160～163のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図165】図164の線165-165で取った図157及び160～164のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図166】ソレノイドが閉鎖管をその最近位位置まで引っ張った後の図157及び160～165のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図167】図166の線167-167で取った図157及び160～166のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図168】アンビルが開放位置にあり、ソレノイドが閉鎖管をその最近位位置まで引っ張った後の、図157及び160～167のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

10

【図169】発射部材がその開始位置まで移動した後の、図157及び160～168のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図170】アンビルアセンブリが閉鎖され、発射部材が発射できる状態である、図157及び160～169のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図171】エンドエフェクタに取り付けられてもよい遠位軸部分を、ロボットシステムのツール装着部分又はハンドルアセンブリに連結されてもよい近位軸部分に連結するための、別の急速脱着構成を示す部分断面図である。

【図172】図171の急速脱着構成を示す別の部分断面図である。

【図173】図171及び172の急速脱着構成の近位軸部分を示す端面図である。

20

【図174】図171及び172の急速脱着構成の軸線方向に移動可能な係止カラーの実施形態を示す断面図である。

【図174A】図174の係止カラーの実施形態を示す斜視図である。

【図175】遠位側及び近位側駆動軸部分の最初の連結を例証する、図171及び172の急速脱着構成を示す別の断面図である。

【図176】対応する関節接合ケーブルセグメントの最初の連結を例証する、図171、172、及び175の急速脱着構成を示す別の断面図である。

【図177】遠位側駆動軸部分を近位側駆動軸部分に係止した後の図175の急速脱着構成を示す別の断面図である。

【図178】対応する関節接合ケーブルセグメントを共に係止した後の図176の急速脱着構成を示す別の断面図である。

30

【発明を実施するための形態】

【0004】

本願の出願人はまた、本願と同日付けで出願されており、それぞれの全内容を参照により本明細書にそれぞれ援用する、以下の特許出願を所有している。

1. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Flexible Drive Member」、(代理人整理番号第END7131USNP/120135)。

2. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Multi-Functional Powered Surgical Device with External Dissection Features」、(代理人整理番号第END7132USNP/120136)。

40

3. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Coupling Arrangements for Attaching Surgical End Effectors to Drive Systems Therefor」、(代理人整理番号第END7133USNP/120137)。

4. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Rotary Actuable Closure Arrangement for Surgical End Effector」、(代理人整理番号第END7134USNP/120138)。

5. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Surgical End

50

Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces」、(代理人整理番号第END7135USNP/120139)。

6. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Interchangeable End Effector Coupling Arrangement」、(代理人整理番号第END7136USNP/120140)。

7. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations」、(代理人整理番号第END7137USNP/120141)。

8. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools」、(代理人整理番号第END7138USNP/120142)。

9. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Differential Locking Arrangements for Rotary Powered Surgical Instruments」、(代理人整理番号第END7139USNP/120143)。

10. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Interchangeable Clip Applier」、(代理人整理番号第END7140USNP/120144)。

11. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Firing System Lockout Arrangements for Surgical Instruments」、(代理人整理番号第END7141USNP/120145)。

12. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Rotary Drive Arrangements for Surgical Instruments」、(代理人整理番号第END7143USNP/120147)。

13. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Robotically Powered Surgical Device With Manually-Actuatable Reversing System」、(代理人整理番号第END7144USNP/120148)。

14. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Replaceable Clip Cartridge for a Clip Applier」、(代理人整理番号第END7145USNP/120149)。

15. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Empty Clip Cartridge Lockout」、(代理人整理番号第END7146USNP/120150)。

16. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Surgical Instrument System Including Replaceable End Effectors」、(代理人整理番号第END7147USNP/120151)。

17. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Rotary Support Joint Assemblies for Coupling a First Portion of a Surgical Instrument to a Second Portion of a Surgical Instrument」、(代理人整理番号第END7148USNP/120152)。

18. 米国特許出願第\_\_\_\_\_号、発明の名称「Electrode Connections for Rotary Driven Surgical Tools」、(代理人整理番号第END7149USNP/120153)。

#### 【0005】

出願人はまた、それぞれの全体を参照により本明細書にそれぞれ援用する、以下の特許出願を所有している。

10

20

30

40

50

－米国特許出願第13/118,259号、発明の名称「Surgical Instrument With Wireless Communication Between a Control Unit of a Robotic System and Remote Sensor」、米国特許出願公開第2011-0295270 A1号。

－米国特許出願第13/118,210号、発明の名称「Robotically-Controlled Disposable Motor Driven Loading Unit」、米国特許出願公開第2011-0290855 A1号。

－米国特許出願第13/118,194号、発明の名称「Robotically-Controlled Endoscopic Accessory Channel」、  
米国特許出願公開第2011-0295242号。

－米国特許出願第13/118,253号、発明の名称「Robotically-Controlled Motorized Surgical Instrument」、  
米国特許出願公開第2011-0295269 A1号。

－米国特許出願第13/118,278号、発明の名称「Robotically-Controlled Surgical Stapling Devices That Produce Formed Staples Having Different Lengths」、米国特許出願公開第2011-0290851 A1号。

－米国特許出願第13/118,190号、発明の名称「Robotically-Controlled Motorized Cutting and Fastening Instrument」、米国特許出願公開第2011-0288573 A1号。

－米国特許出願第13/118,223号、発明の名称「Robotically-Controlled Shaft Based Rotary Drive Systems For Surgical Instruments」、米国特許出願公開第2011-0290854 A1号。

－米国特許出願第13/118,263号、発明の名称「Robotically-Controlled Surgical Instrument Having Recording Capabilities」、米国特許出願公開第2011-0295295 A1号。

－米国特許出願第13/118,272号、発明の名称「Robotically-Controlled Surgical Instrument With Force Feedback Capabilities」、米国特許出願公開第2011-0290856 A1号。

－米国特許出願第13/118,246号、発明の名称「Robotically-Driven Surgical Instrument With E-Beam Driver」、米国特許出願公開第2011-0290853 A1号、並びに、

－米国特許出願第13/118,241号、発明の名称「Surgical Stapling Instruments With Rotatable Staple Deployment Arrangements」。

#### 【0006】

本明細書に開示する装置及び方法の構造、機能、製造、並びに用途の原理が総括的に理解されるように、特定の例示的实施形態について以下に記載する。これらの例示的实施形態の1つ以上の実施例を添付図面に例証する。本明細書にて具体的に記載し添付図面に例証するデバイス及び方法は、非限定的な例示的实施形態であり、本発明の様々な例示的实施形態の範囲は請求項によってのみ定義されることが、当業者には理解されるであろう。ある例示的实施形態と関連して例証又は記載する特徴は、他の例示的实施形態の特徴と組み合わせられてもよい。かかる修正及び変形は本発明の範囲内に含まれるものとする。

#### 【0007】

図1は、図2に示されるタイプのロボットアームスレーブカート20と関連して使用されるマスターコントローラ12を示す。マスターコントローラ12及びロボットアームス

10

20

30

40

50

レーブカート20、並びにそれら個々の構成要素及び制御システムを、本明細書ではまとめてロボットシステム10と呼ぶ。かかるシステム及びデバイスの例は、参照により本明細書に援用されている米国特許第7,524,320号に開示されている。したがって、かかるデバイスの様々な詳細については、本明細書に開示する様々な例示的实施形態を理解するのに必要なことがある範囲を越えては、本明細書では詳細に記載しないこととする。周知のように、マスターコントローラ12は一般に、外科医が立体ディスプレイ16を介して処置を観察する間、外科医によって把持され空間を介して操作される、マスターコントローラ(図1では全体的に14として表される)を含む。マスターコントローラ12は、一般に、好ましくは複数の自由度で移動し、ツールを作動させる(例えば、把持顎を閉じる、電位を電極に印加する、などを行う)ための作動可能なハンドルを更に有する場合が多い、手動入力デバイスを備える。

10

#### 【0008】

図2に見られるように、ロボットアームカート20は、全体的に30として指定される複数の外科用ツールを作動させるように構成される。マスターコントローラ及びロボットアームカートの構成を用いる様々なロボット手術のシステム及び方法が、その開示内容の全体を参照により本明細書に援用する、米国特許第6,132,368号、発明の名称「Multi-Component Telepresence System and method」に開示されている。図示されるように、ロボットアームカート20は基部22を含み、図示される実施形態では、そこから3つの外科用ツール30が支持されている。外科用ツール30はそれぞれ、一般にセットアップ継手32と呼ばれる一連の手動関節接合可能なリンク機構と、ロボットマニピュレータ34とによって支持される。本明細書では、これらの構造は、ロボットリンク機構の大部分を覆って延在する保護カバーと共に示されている。これらの保護カバーは任意のものであってもよく、また、かかるデバイスを操作するのに使用されるサーボ機構が受ける慣性を最小限に抑え、可動構成要素の体積を限定することで衝突を回避し、かつカート20全体の重量を制限するため、サイズが限定されるか又は完全に排除されてもよい。カート20は、一般に、手術室間でカート20を運搬するのに適した寸法を有する。カート20は、一般的に、標準的な手術室のドアを通り抜け、標準的な病院のエレベータに載せられるように構成される。カート20は、好ましくは一定の重量を有し、一人の係員がカート20を手術台に隣接して位置付けることを可能にする、ホイール(又は他の運搬)システムを含む。

20

30

#### 【0009】

次に図3を参照すると、図示されるロボットマニピュレータ34は、外科用ツール30の移動を拘束するリンク機構38を含む。リンク機構38は、その開示全体を参照により本明細書に援用する米国特許第5,817,084号により詳細に記載されているように、外科用ツール30が空間内の点40を中心にして回転するようにして、平行四辺形の構成で回転継手によって共に連結された剛性のリンクを含む。この平行四辺形の構成により、回転は、ピッチ軸と呼ばれる場合がある軸線40aを中心とした旋回に拘束される。平行四辺形のリンク機構を支持するリンクは、セットアップ継手32(図2)に旋回可能に装着されるので、外科用ツール30は、ヨー軸と呼ばれる場合がある軸線40bを中心として更に回転する。ピッチ軸及びヨー軸40a、40bは、外科用ツール30の軸44に沿って整列されたりモートセンター42で交差する。外科用ツール30は、長手方向ツール軸線「L-T-L T」に沿った外科用ツール30の摺動運動を含むマニピュレータ50により支持される更なる被駆動自由度を有してもよい。外科用ツール30がツールの軸線L-T-L Tに沿ってマニピュレータ50に対して摺動する際(矢印40c)、リモートセンター42はマニピュレータ50の基部52に対して固定されたままである。したがって、マニピュレータ全体は、概して、リモートセンター42を再位置決めするように移動する。マニピュレータ50のリンク機構54は一連のモータ56によって駆動される。これらのモータは、制御システムのプロセッサからのコマンドに応じてリンク機構54を能動的に移動させる。モータ56はまた、外科用ツール30を操作するのに用いられる。代替のセットアップ継手構造を図4に示す。この実施形態では、外科用ツール30は、2つの組

40

50

織操作ツール間にある代替のマニピュレータ構造50'によって支持される。

#### 【0010】

他の実施形態は、その開示全体を参照により本明細書に援用する米国特許第5,878,193号、発明の名称「Automated Endoscope System For Optimal Positioning」に記載されているものを含む種々様々な代替のロボット構造を組み込んでもよい。それに加えて、ロボット構成要素とロボット手術システムのプロセッサとの間のデータ通信については、外科用ツール30とマスターコントローラ12との間の通信に関連して記載しているが、マニピュレータ、セットアップ継手、内視鏡又は他の画像撮影デバイスなどの回路機構と、構成要素の適合性評価、構成要素の種類の識別、構成要素の校正（オフセットなど）の通信、ロボット手術システム 10 に対する構成要素の連結の確認などを行うロボット手術システムのプロセッサとの間で、同様の通信が行われてもよい。

#### 【0011】

ロボットシステム10と共に使用するのに良く適合された外科用ツール100を図5に示す。その図面に見られるように、外科用ツール100は、エンドカッターを備える外科用エンドエフェクタ1000を含む。外科用ツール100は、一般に、全体的に300として指定されるツール装着部分によってマニピュレータ50に動作可能に連結される、細長い軸アセンブリ200を含む。外科用ツール100は、ツール装着部分300をマニピュレータに機械的及び電氣的に連結するインターフェース302を更に含む。1つのインターフェース302が図6～10に示されている。図6～10に示される実施形態では、 20 ツール装着部分300は、複数（図10には4つが示される）の回転可能な本体部分、被駆動要素306の表面から延在する一対のピン308をそれぞれ含む被駆動ディスク又は要素306を動作可能に支持する、ツール装着プレート304を含む。一方のピン308は、同じ被駆動要素306上の他方のピン308よりもそれぞれの被駆動要素306の回転軸に近く、そのことが、被駆動要素306の正の角度アラインメントを担保する助けとなっている。インターフェース302は、以下で更に考察するように、装着プレート304を装着可能に係合するように構成された、アダプタ部分310を含んでもよい。図示されるアダプタ部分310は、ツール装着部分300内の回路基板によってメモリ構造に連結されてもよい、電氣的接続ピン312のアレイ（図8）を含む。インターフェース30 30 2について、本明細書では、機械的、電氣的、及び磁氣的連結要素に関連して記載しているが、他の実施形態では、赤外線、誘導結合などを含む種々様々な遠隔測定の様式が使用されてもよいことを理解されたい。

#### 【0012】

図6～9に見られるように、アダプタ部分310は、一般に、ツール側面314及びホルダ側面316を含む。複数の回転可能な本体320は、アダプタ310の主表面に対して垂直な周囲のアダプタ構造に対する限定された移動範囲を有する、浮動プレート318に装着される。浮動プレート318の軸線方向移動は、ツール装着部分ハウジング（図示なし）の側面に沿ってレバー又は他のラッチ構造を作動させたとき、回転可能な本体320をツール装着部分300から切り離す助けとなる。他の実施形態は、ツール装着部分300をアダプタ310に解除可能に連結するための他の機構／構成を用いてもよい。図6 40 ～10の実施形態では、回転可能な本体320は、回転可能な本体320の周りの円周方向陥凹部内へと延在する弾性の径方向部材によって、浮動プレート318に弾性的に装着される。回転可能な本体320は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート318に対して軸線方向に移動することができる。第1の軸線方向位置（ツール側面314に向かう）で配設されると、回転可能な本体320は角度の制限なく自由に回転することができる。しかしながら、回転可能な本体320がツール側面314に向かって軸線方向に移動するにつれて、タブ322（回転可能な本体320から径方向で延在する）が浮動プレート上の移動止めを横方向に係合することによって、回転可能な本体320のそれらの軸線を中心にした角度回転が制限される。このような制限された回転を使用することで、ピン332が開口部334'と整列される（且つその中に滑り込む）まで駆動ピン322が 50

回転可能な本体 3 2 0 を制限された回転位置へと押し込むようになるので、回転可能な本体 3 2 0 をロボットシステム 1 0 の対応するツールホルダ部分 3 3 0 の駆動ピン 3 3 2 と駆動可能に係合する助けとすることができる。回転可能な本体 3 2 0 のツール側面 3 1 4 上にある開口部 3 3 4 及びホルダ側面 3 1 6 上にある開口部 3 3 4 ' は、ツール装着部分 3 0 0 の被駆動要素 3 0 6 (図 1 0) をツールホルダ 3 3 0 の駆動要素 3 3 6 と正確に整列するように構成される。被駆動要素 3 0 6 の内側及び外側ピン 3 0 8 に関して上述したように、開口部 3 3 4、3 3 4 ' は、それら個々の回転可能な本体 3 0 6 上の回転軸から異なる距離にあるので、整列がその意図する位置から 1 8 0 度にならないことが担保される。それに加えて、開口部 3 3 4 はそれぞれ、円周方向でピン 3 0 8 を緊密に受け入れるように、わずかに径方向で細長くなっている。これにより、ピン 3 0 8 が開口部 3 3 4 内で径方向に摺動することが可能になると共に、ツール 1 0 0 とツールホルダ 3 3 0 との間のある程度の軸線方向のミスアラインメントに適応する一方で、駆動要素と被駆動要素との間に角度ミスアラインメント及びバックラッシュがある場合にそれを最小限に抑えることが可能になる。ツール側面 3 1 4 の開口部 3 3 4 は、図 9 に最も明瞭に見られるように、ホルダ側面 3 1 6 の開口部 3 3 4 ' (破線で示される) から約 9 0 度ずれていてもよい。

10

#### 【0 0 1 3】

図 6 ~ 1 0 の実施形態では、電気コネクタピン 3 4 0 のアレイはアダプタ 3 1 0 のホルダ側面 3 1 6 上に位置し、アダプタ 3 1 0 のツール側面 3 1 4 は、ツール装着部分 3 0 0 からピンアレイ (図示なし) を受け入れるスロット 3 4 2 (図 9) を含む。外科用器具 1 0 0 とツールホルダ 3 3 0 との間で電気信号を伝送することに加えて、これらの電氣的接続の少なくとも一部は、アダプタ 3 1 0 の回路基板によってアダプタ記憶装置 3 4 4 (図 8) に接続されてもよい。

20

#### 【0 0 1 4】

図 6 ~ 1 0 の実施形態では、アダプタ 3 1 0 をツールホルダ 3 3 0 に解除可能に固着するのに分離可能なラッチ構成 3 4 6 が用いられる。本明細書で使用する時、「ツール駆動アセンブリ」という用語は、ロボットシステム 1 0 との関連で使用される場合、アダプタ 3 1 0 及びツールホルダ 3 3 0 を少なくとも包含し、図 6 において 1 1 0 として全体が集合的に指定されている。図 6 に見られるように、ツールホルダ 3 3 0 は、アダプタ 3 1 0 に設けられた対応するクレビススロット 3 1 1 に受け入れられるようにサイズ決めされた第 1 のラッチピン構成 3 3 7 を含む。それに加えて、ツールホルダ 3 3 0 は、アダプタ 3 1 0 の対応するラッチクレビス 3 1 3 内で保持されるようにサイズ決めされた第 2 のラッチピン 3 3 8 を更に有する。図 8 を参照されたい。ラッチアセンブリ 3 1 5 は、アダプタ 3 1 0 上で移動可能に支持され、一对のラッチクレビス 3 1 7 が形成されており、そのラッチクレビス 3 1 7 は、ラッチピン 3 3 8 がそれら個々のラッチクレビス 3 1 3 内で保持される第 1 のラッチ留め位置から、クレビス 3 1 7 がクレビス 3 1 3 と整列されるラッチ解除位置へと付勢可能であって、第 2 のラッチピン 3 3 8 をラッチクレビス 3 1 3 に挿入するか又はそこから除去することができる。ラッチアセンブリをラッチ留め位置へと付勢するのに、1 つ以上のばね (図示なし) が用いられる。アダプタ 3 1 0 のツール側面 3 1 4 上のリップは、ツール装着ハウジング (図示なし) の横方向に延在するタブを摺動可能に受け入れる。

30

40

#### 【0 0 1 5】

次に図 5 及び 1 1 ~ 1 6 を参照すると、ツール装着部分 3 0 0 は、細長い軸アセンブリ 2 0 0 の遠位端に連結される特定のタイプのエンドエフェクタを動作させるのに必要な様々な形態の制御運動を発生させる、複数の駆動システムを動作可能に支持する。図 5 及び 1 1 ~ 1 3 に示されるように、ツール装着部分 3 0 0 は、ロボットシステム 1 0 のツール駆動アセンブリ 1 1 0 からの対応する「第 1 の」回転出力運動を受け入れ、その第 1 の回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えられる第 1 の回転制御運動に変換するように構成された、全体的に 3 5 0 として指定される第 1 の駆動システムを含む。図示される実施形態では、第 1 の回転制御運動は、細長い軸アセンブリ 2 0 0 (及び外科用エンドエフ

50

ェクタ１０００）を、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にして回転させるのに用いられる。

#### 【００１６】

図５及び１１～１３の実施形態では、第１の駆動システム３５０は、細長い軸アセンブリ２００の近位側閉鎖管セグメント２０２の近位端に形成された（又はそこに取り付けられた）管状歯車（tube gear）セグメント３５４を含む。近位側管セグメント２０２の近位端２０８は、ツール装着プレート３０４上に装着された前方支持クレードル３５２によって、ツール装着部分３００のツール装着プレート３０４上で回転可能に支持される。図１１を参照されたい。管状歯車セグメント３５４は、ツール装着プレート３０４上で動作可能に支持される第１の回転歯車アセンブリ３６０と噛合係合して支持される。図１１に見られるように、回転歯車アセンブリ３６０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のアダプタ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第１のものに連結される、第１の回転駆動歯車３６２を備える。図１０を参照されたい。回転歯車アセンブリ３６０は、ツール装着プレート３０４上で回転可能に支持される第１の回転被動歯車３６４を更に備える。第１の回転被動歯車３６４は第２の回転被動歯車３６６と噛合係合しており、その歯車３６６は管状歯車セグメント３５４と噛合係合している。ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０から対応する被駆動要素３０６に対して第１の回転出力運動が加えられることにより、回転駆動歯車３６２の回転が引き起こされる。回転駆動歯車３６２の回転は、最終的には、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にした細長い軸アセンブリ２００（及び外科用エンドエフェクタ１０００）の回転（図５で矢印「Ｒ」によって表される）をもたらす。ツール駆動アセンブリ１１０からの回転出力運動がある方向で加えられると、長手方向ツール軸線ＬＴ－ＬＴを中心にした細長い軸アセンブリ２００及び外科用エンドエフェクタ１０００の回転が第１の回転方向でもたらされ、回転出力運動が反対方向で加えられると、細長い軸アセンブリ２００及び外科用エンドエフェクタ１０００の回転が、第１の回転方向とは反対の第２の方向でもたらされることが認識されるであろう。

#### 【００１７】

図５及び１１～１６の実施形態では、ツール装着部分３００は、ロボットシステム１０のツール駆動アセンブリ１１０からの対応する「第２の」回転出力運動を受け入れ、その第２の回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えられる第２の回転制御運動に変換するように構成された、全体的に３７０として指定される第２の駆動システムを更に含む。第２の駆動システム３７０は、ツール装着部分３００がツール駆動アセンブリ１１０に連結されたとき、ツール装着プレート３０４のホルダ側面３１６上にある被駆動ディスク又は要素３０６の対応する第２のものに連結される、第２の回転駆動歯車３７２を含む。図１０を参照されたい。第２の駆動システム３７０は、ツール装着プレート３０４上で回転可能に支持される第１の回転被動歯車３７４を更に備える。第１の回転被動歯車３７４は、近位側駆動軸セグメント３８０上に移動可能且つ回転不能に装着された軸歯車３７６と噛合係合している。この図示される実施形態では、軸歯車３７６は、一連の軸線方向のキー溝３８４によって近位側駆動軸セグメント３８０上に回転不能に装着され、そのキー溝３８４によって、軸歯車３７６は、近位側駆動軸セグメント３８０に回転不能に固着された状態でセグメント３８０上を軸線方向に移動することができる。近位側駆動軸セグメント３８０が回転することによって、第２の回転制御運動が外科用エンドエフェクタ１０００に伝達される。

#### 【００１８】

図５及び１１～１６の実施形態における第２の駆動システム３７０は、軸歯車３７６を移動させて第１の回転被動歯車３７４と噛合係合させたり係脱したりする、近位側駆動軸セグメント３８０を選択的に軸線方向にシフトするシフトシステム３９０を含む。例えば、図１１～１３に見られるように、近位側駆動軸セグメント３８０は、近位側駆動軸セグメント３８０が軸線方向に移動し、第２の支持クレードル３８２に対して回転できるようにして、軸線方向ツール装着プレート３０４に取り付けられた第２の支持クレードル３８

2内で支持される。少なくとも1つの形態では、シフトシステム390は、ツール装着プレート304上で摺動可能に支持されたシフターヨーク392を更に含む。近位側駆動軸セグメント380は、シフターヨーク392内で支持され、セグメント上に一对のカラー386を有するので、ツール装着プレート304上でシフターヨーク392をシフトさせることは近位側駆動軸セグメント380の軸線方向移動をもたらす。少なくとも1つの形態では、シフトシステム390は、シフターヨーク392と動作可能にインターフェース接続するシフターソレノイド394を更に含む。シフターソレノイド394はロボットコントローラ12から制御電力を受け入れ、それによって、シフターソレノイド394を始動させると、シフターシフターヨーク392が遠位方向「DD」で移動する。

#### 【0019】

この図示される実施形態では、軸ばね396は、軸歯車376と第2の支持クレードル382との間で近位側駆動軸セグメント380上で軸支されて、軸歯車376を近位方向「PD」で付勢し、第1の回転被動歯車374と噛合係合させる。図11、13、及び14を参照されたい。ロボットシステム10によって発生する回転出力運動に応じて第2の回転駆動歯車372が回転することで、最終的には、近位側駆動軸セグメント380及びそれに連結された他の駆動軸構成要素（駆動軸アセンブリ388）が長手方向ツール軸線LT-LTを中心にして回転する。ツール駆動アセンブリ110からの回転出力運動がある方向で加えられると、近位側駆動軸セグメント380の回転、及び最終的にはそれに取り付けられた他の駆動軸構成要素の回転が第1の方向でもたらされ、回転出力運動が反対方向で加えられると、近位側駆動軸アセンブリ380の回転が、第1の方向とは反対の第2の方向でもたらされることが認識されるであろう。以下で更に詳細に考察するように、近位側駆動軸セグメント380を遠位方向「DD」でシフトさせることが望ましいとき、ロボットコントローラ12はシフターソレノイド390を始動して、シフターヨーク392を遠位方向「DD」でシフトさせる。

#### 【0020】

図17及び18は、図5及び11～16に示される実施形態と同じ構成要素を用いる別の実施形態を示しているが、この実施形態は、近位側駆動軸セグメント380に対して回転駆動運動を供給するのに電池式の駆動モータ400を用いる点が異なっている。かかる構成により、ツール装着部分がより高い回転出力運動及びトルクを発生させることが可能になり、これは、異なる形態のエンドエフェクタが用いられる場合に有利なことがある。それらの図面に見られるように、モータ400は、モータ400に連結された駆動歯車404が軸歯車376と噛合係合した状態で保持されるように、支持構造402によってツール装着プレート304に取り付けられる。図17及び18の実施形態では、支持構造402は、モータ400が用いられていないときにハウジング部材（図示なし）を装着プレート304に取り付けるのを容易にするように設計される、ツール装着プレート304に形成されたラッチ切欠き303を解除可能に係合するように構成される。したがって、モータ400を用いるには、臨床医はハウジングをツール装着プレート304から除去し、次に支持構造の脚体403をツール装着プレート304のラッチ切欠き303に挿入する。近位側駆動軸セグメント380及びそれに取り付けられた他の駆動軸構成要素は、モータ400に電力供給することによって、長手方向ツール軸線LT-LTを中心にして回転する。図示されるように、モータ400は電池式である。しかしながら、かかる構成では、モータ400はロボットコントローラ12とインターフェース接続するので、ロボットシステム10がモータ400の始動を制御する。代替実施形態では、モータ400は、モータ400自体又はツール装着部分300上に装着されたオンオフスイッチ（図示なし）によって手動で作動可能である。更に他の実施形態では、モータ400は、ロボットシステムから電力及び制御信号を受け入れてもよい。

#### 【0021】

図5及び11～16に示される実施形態は、モータが故障するか又はロボットシステムに対する電力が喪失若しくは中断された場合に、近位側駆動軸セグメント380に対して逆回転運動を手動で加えるための、全体的に410として指定される手動作動可能な逆転

10

20

30

40

50

システムを含む。かかる手動作動可能な逆転システム 410 はまた、例えば、モータの電力のみで駆動軸構成要素が逆回転するのを防ぐような形で、駆動軸アセンブリ 388 が動かなくなるか又は別の形で固まったときに特に有用なことがある。図示される実施形態では、機械的に作動可能な逆転システム 410 は、第 2 の回転被動歯車 376 と選択的に係合可能であって、近位側駆動軸セグメント 380 に対して逆回転運動を加えるように手動作動可能である、駆動歯車アセンブリ 412 を含む。駆動歯車アセンブリ 412 は、ツール装着プレート 304 に移動可能に装着された逆転装置 414 を含む。逆転装置 414 は、スロット 418 を通してツール装着プレート 304 に移動可能に装着される旋回軸 416 上で回転可能に軸支される。図 12 を参照されたい。図 5 及び 11～16 の実施形態では、手動作動可能な逆転システム 410 は、弓状の歯車セグメント 424 が形成された本体部分 422 を含む手動作動可能な駆動歯車 420 を更に含む。本体部分 422 は、ツール装着プレート 304 に対してほぼ垂直なアクチュエータ軸線 A-A (図 11) を中心にして選択的に旋回移動するため、ツール装着プレート 304 に旋回可能に連結される。

#### 【0022】

図 11～14 は、第 1 の非作動位置にある手動作動可能な逆転システム 410 を示す。1 つの例示の形態では、アクチュエータハンドル部分 426 は、本体部分 422 上に形成されるか、又は別の形で本体部分 422 に取り付けられる。アクチュエータハンドル部分 426 は、ハンドル部分 426 とツール装着プレート 304 との間に少量の干渉が確立されて、ハンドル部分 426 を第 1 の非作動位置で保持するようにして、ツール装着プレート 304 に対してサイズ決めされる。しかしながら、臨床医が駆動歯車アセンブリ 412 を手動で作動させたいとき、臨床医は、ハンドル部分 426 に対して旋回運動を加えることによって、締め込みを簡単に克服することができる。図 11～14 にやはり見られるように、駆動歯車アセンブリ 412 が第 1 の非作動位置にあるとき、弓状の歯車セグメント 424 は逆転装置 414 との噛合係合から外れている。臨床医が近位側駆動軸セグメント 380 に対して逆回転駆動運動を加えたいとき、臨床医は、駆動歯車 420 に対して旋回運動を加え始める。駆動歯車 420 が作動軸 A-A を中心にして旋回し始めるにつれて、本体 422 の一部分が逆転装置 414 の一部分に接触し、逆転装置 414 を遠位方向 D D で軸線方向に移動させて、駆動軸歯車 376 を第 2 の駆動システム 370 の第 1 の回転被動歯車 374 との噛合係合から係脱する。図 15 を参照されたい。駆動歯車 420 が旋回するにつれて、弓状の歯車セグメント 424 は逆転装置 414 と噛合係合するようになる。駆動歯車 420 を引き続き徐々に動かすことで、駆動軸歯車 376 に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント 380 に対して逆回転駆動運動が加えられる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ構成要素 (1 つ以上) を完全に解除するか又は逆転させるのに必要な回数、駆動歯車アセンブリ 412 を徐々に動かし続けてもよい。一旦所望量の逆回転運動が近位側駆動軸セグメント 380 に加えられると、臨床医は、弓状の歯車セグメント 416 が駆動軸歯車 376 との噛合係合から外れる開始位置又は非作動位置へと駆動歯車 420 を戻す。その位置にあるとき、軸ばね 396 はもう一度軸歯車 376 を付勢して、第 2 の駆動システム 370 の第 1 の回転被動歯車 374 と噛合係合させる。

#### 【0023】

使用の際、臨床医は、ロボットシステム 10 のコントローラ又は制御ユニットに対して制御コマンドを入力してもよく、そのロボットシステム 10 が、第 2 の駆動システム 370 の様々な構成要素に最終的に伝達される出力運動を「ロボット制御で発生させる」。本明細書で使用するとき、「ロボット制御で発生させる」又は「ロボット制御で発生した」という用語は、ロボットシステムのモータ及び他の電動駆動構成要素に電力供給し、それらを制御することによって生成される運動を指す。これらの用語は、臨床医が行う行為であって、それによって、ロボットシステムのモータに電力供給することによって発生するような運動とは独立して発生する制御運動をもたらす行為を指す、「手動作動可能な」又は「手動で発生した」という用語と区別可能である。ロボット制御で発生した制御運動を第 2 の駆動システムに第 1 の方向で加えることにより、第 1 の回転駆動運動が駆動軸アセ

ンブリ 388 に加えられる。駆動軸アセンブリ 388 を第 1 の回転方向で回転させると、発射部材 1200 は、エンドエフェクタ 1000 内におけるその開始位置からその終了位置に向かって遠位方向「DD」で駆動される。ロボット制御で発生した制御運動を第 2 の駆動システムに第 2 の方向で加えることにより、第 2 の回転駆動運動が駆動軸アセンブリ 388 に加えられる。駆動軸アセンブリ 388 を第 2 の回転方向で回転させると、発射部材 1200 は、エンドエフェクタ 1000 内におけるその終了位置からその開始位置に向かって近位方向「PD」で駆動される。臨床医が回転制御運動を駆動軸アセンブリ 388 に手動で加えたいとき、駆動軸アセンブリ 388 は第 2 の回転方向で回転し、それによって発射部材 1200 がエンドエフェクタ内において近位方向「PD」で移動する。同じ構成要素を含む他の実施形態は、回転制御運動を駆動軸アセンブリに手動で加えることによって、駆動軸アセンブリを第 1 の回転方向で回転させることができ、その回転を使用して、ロボット制御で発生した制御運動が発射部材 1200 を遠位方向で駆動するのを支援することができるように構成される。

10

#### 【0024】

エンドエフェクタを発射し、閉鎖し、また回転させるのに使用される駆動軸アセンブリを手動で作動させシフトさせて、モータ（1つ以上）が故障するか、ロボットシステムが電力を失うか、又は他の電子的故障が発生した場合であっても、エンドエフェクタを解除し、手術部位並びに腹部から抜き取ることを可能にすることができる。ハンドル部分 426 を作動させることによって、作動力又は制御力が手動で発生し、その力が、手動作動可能な逆転システム 410 の様々な構成要素によって駆動軸アセンブリ 388 ' に加えられる。ハンドル部分 426 がその非作動状態にある場合、付勢されて逆転装置 414 との作動可能な係合状態から係脱される。ハンドル部分 426 の作動を開始することによって付勢がシフトされる。ハンドル 426 は、発射部材 1200 及びエンドエフェクタ 1000 を完全に解除するのに必要な回数、作動を繰り返すように構成される。

20

#### 【0025】

図 5 及び 11～16 に示されるように、ツール装着部分 300 は、ロボットシステム 10 のツール駆動アセンブリ 110 からの対応する「第 3 の」回転出力運動を受け入れ、その第 3 の回転出力運動を第 3 の回転制御運動に変換するように構成された、第 3 の駆動システム 430 を含む。第 3 の駆動システム 430 は、ツール装着部分 300 がツール駆動アセンブリ 110 に連結されたとき、ツール装着プレート 304 のホルダ側面 316 上にある被駆動ディスク又は要素 306 の対応する第 3 のものに連結される、第 3 の駆動プーリー 432 を含む。図 10 を参照されたい。第 3 の駆動プーリー 432 は、軸アセンブリ 200 に動作可能に連結されたエンドエフェクタに様々な制御運動又は操作運動を加えるのに使用されてもよい、対応する第 3 の駆動ケーブル 434 に対して、（ロボットシステム 10 によってプーリーに加えられる対応する回転出力運動に応じて）第 3 の回転制御運動を加えるように構成される。図 11 及び 12 に最も著しく見られるように、第 3 の駆動ケーブル 434 は、第 3 の駆動スピンドルアセンブリ 436 の周りに延在する。第 3 の駆動スピンドルアセンブリ 436 はツール装着プレート 304 に旋回可能に装着され、第 3 の引張りばね 438 は第 3 の駆動スピンドルアセンブリ 436 とツール装着プレート 304 との間に取り付けられて、第 3 の駆動ケーブル 434 の所望の伸張量を維持する。図面に見られるように、第 3 の駆動ケーブル 434 のケーブル端部 434A は、ツール装着プレート 304 に取り付けられたプーリーブロック 440 の上側部分の周りに延在し、ケーブル端部 434B は、プーリーブロック 440 上のシーブプーリー又はスタンドオフ 442 の周りに延在する。ツール駆動アセンブリ 110 からの第 3 の回転出力運動を一方向で加えることで、以下で更に詳細に考察するように、第 3 の駆動プーリー 432 が第 1 の方向で回転し、ケーブル端部 434A 及び 434B を対向する方向で回転させて、エンドエフェクタ 1000 又は細長い軸アセンブリ 200 に対して制御運動を加えることが認識されるであろう。即ち、第 3 の駆動プーリー 432 を第 1 の回転方向で回転させると、ケーブル端部 434A が遠位方向「DD」で移動し、ケーブル端部 434B が近位方向「PD」で移動する。第 3 の駆動プーリー 432 が反対の回転方向で回転することによって、ケ

30

40

50

ケーブル端部 434A が近位方向「PD」で移動し、ケーブル端部 434B が遠位方向「DD」で移動する。

#### 【0026】

図 5 及び 11～16 に示されるツール装着部分 300 は、ロボットシステム 10 のツール駆動アセンブリ 110 からの対応する「第 4 の」回転出力運動を受け入れ、その第 4 の回転出力運動を第 4 の回転制御運動に変換するように構成された、第 4 の駆動システム 450 を含む。第 4 の駆動システム 450 は、ツール装着部分 300 がツール駆動アセンブリ 110 に連結されたとき、ツール装着プレート 304 のホルダ側面 316 上にある被駆動ディスク又は要素 306 の対応する第 4 のものに連結される、第 4 の駆動プーリー 452 を含む。図 10 を参照されたい。第 4 の駆動プーリー 452 は、軸アセンブリ 200 に動作可能に連結されたエンドエフェクタに様々な制御運動又は操作運動を加えるのに使用されてもよい、対応する第 4 の駆動ケーブル 454 に対して、（ロボットシステム 10 によってプーリーに加えられる対応する回転出力運動に応じて）第 4 の回転制御運動を加えるように構成される。図 11 及び 12 に最も著しく見られるように、第 4 の駆動ケーブル 454 は第 4 の駆動スピンドルアセンブリ 456 の周りに延在する。第 4 の駆動スピンドルアセンブリ 456 はツール装着プレート 304 に旋回可能に装着され、第 4 の引張りばね 458 は第 4 の駆動スピンドルアセンブリ 456 とツール装着プレート 304 との間に取り付けられて、第 4 の駆動ケーブル 454 の所望の伸張量を維持する。第 4 の駆動ケーブル 454 のケーブル端部 454A は、ツール装着プレート 304 に取り付けられたプーリーブロック 440 の下側部分の周りに延在し、ケーブル端部 454B は、プーリーブロック 440 上のシーブプーリー又は第 4 のスタンドオフ 462 の周りに延在する。ツール駆動アセンブリ 110 からの回転出力運動を一方方向で加えることで、以下で更に詳細に考察するように、第 4 の駆動プーリー 452 が第 1 の方向で回転し、ケーブル端部 454A 及び 454B を対向する方向で回転させて、エンドエフェクタ又は細長い軸アセンブリ 200 に対して制御運動を加えることが認識されるであろう。即ち、第 4 の駆動プーリー 434 を第 1 の回転方向で回転させると、ケーブル端部 454A が遠位方向「DD」で移動し、ケーブル端部 454B が近位方向「PD」で移動する。第 4 の駆動プーリー 452 が反対の回転方向で回転することによって、ケーブル端部 454A が近位方向「PD」で移動し、ケーブル端部 454B が遠位方向「DD」で移動する。

#### 【0027】

図 5 に示されるような外科用ツール 100 は関節継手 700 を含む。かかる実施形態では、第 3 の駆動システム 430 は「第 1 の関節駆動システム」とも呼ばれてもよく、第 4 の駆動システム 450 は、本明細書では「第 2 の関節駆動システム」と呼ばれてもよい。同様に、第 3 の駆動ケーブル 434 は「第 1 の近位側関節接合ケーブル」と呼ばれてもよく、第 4 の駆動ケーブル 454 は、本明細書では「第 2 の近位側関節接合ケーブル」と呼ばれてもよい。

#### 【0028】

図 5 及び 11～16 に示される実施形態のツール装着部分 300 は、駆動ロッドアセンブリ 490 を軸線方向に変位させるように構成された、全体的に 470 として指定される第 5 の駆動システムを含む。駆動ロッドアセンブリ 490 は、近位側駆動軸セグメント 380 及び駆動軸アセンブリ 388 を通って延在する近位側駆動ロッドセグメント 492 を含む。図 13 を参照されたい。第 5 の駆動システム 470 は、ツール装着プレート 304 上で摺動可能に支持される移動可能な駆動ヨーク 472 を含む。近位側駆動ロッドセグメント 492 は、駆動ヨーク 372 内で支持され、セグメント上に一对の保持ボール (retainer ball) 394 を有するので、ツール装着プレート 304 上で駆動ヨーク 372 をシフトさせることは近位側駆動ロッドセグメント 492 の軸線方向移動をもたらす。少なくとも 1 つの例示的形態では、第 5 の駆動システム 370 は、駆動ヨーク 472 と動作可能にインターフェース接続する駆動ソレノイド 474 を更に含む。駆動ソレノイド 474 はロボットコントローラ 12 からの制御電力を受け入れる。駆動ソレノイド 474 を第 1 の方向に作動させることによって、駆動ロッドアセンブリ 490 が遠位方向「DD」で移動

し、駆動ソレノイド４７４を第２の方向に作動させることによって、駆動ロッドアセンブリ４９０が近位方向「ＰＤ」で移動する。図５に見られるように、エンドエフェクタ１０００は、軸線方向の閉鎖運動を閉鎖システムに加えると開放位置と閉鎖位置との間で移動可能である、アンビル部分を含む。図５及び１１～１６の図示される実施形態では、第５の駆動システム４７０は、かかる閉鎖運動を発生させるのに用いられる。したがって、第５の駆動システム４７０は「閉鎖駆動装置」とも呼ばれてもよい。

#### 【００２９】

図５に示される実施形態は、細長い軸アセンブリ２００によってツール装着部分３００に取り付けられる外科用エンドエフェクタ１０００を含む。その図示される実施形態では、細長い軸アセンブリは、軸アセンブリ２００の遠位部分２３０を軸アセンブリ２００の近位軸部分２０１に迅速に取り付けるのを容易にする、急速脱着構成又は継手２１０の形態の連結構成を含む。急速脱着継手２１０は、駆動運動源からの制御運動をそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタに対して提供するのに使用される、複数の駆動列構成要素の迅速な取付け及び分離を容易にするのに役立つ。図５及び１９に示される実施形態では、例えば、急速脱着継手２１０は、エンドエフェクタ１０００の遠位軸部分２３０を近位軸部分２０１に連結するのに用いられる。

#### 【００３０】

次に図１９～２３を参照すると、連結構成又は急速脱着継手２１０は、近位側駆動列アセンブリを動作可能に支持するように構成された近位側連結具部材２１２と、少なくとも１つ、好ましくは複数の遠位側駆動列アセンブリを動作可能に支持するように構成された遠位側連結具部材２３２とを含む。図５及び１９の実施形態では、第３の駆動システム４３０（即ち、第１の関節駆動システム）及び第４の駆動システム４５０（即ち、第２の関節駆動システム）は、関節継手７００に対して関節運動を加えるのに用いられる。例えば、第３の駆動システム４３０は、ケーブル端部４３４Ａ、４３４Ｂを有する第１の近位側関節接合ケーブル４３４に対して制御運動を加えて、関節継手７００を中心にして第１及び第２の関節接合方向にエンドエフェクタ１０００を関節接合するのに役立つ。同様に、第４の駆動システム４５０は、ケーブル端部４５４Ａ、４５４Ｂを有する第２の近位側関節接合ケーブル４５４に対して制御運動を加えて、第３及び第４の関節接合方向にエンドエフェクタ１０００を関節接合するのに役立つ。

#### 【００３１】

図２０を参照すると、近位側連結具部材２１２は、中にある直径方向に対向する第１のスロット２１４の第１の対と、中にある直径方向に対向する第２のスロット２１８の第２の対（図２０では１つのスロット２１８のみを見ることができる）とを有する。第１の近位側関節構成体又はリンク２２２は、対向する第１のスロット２１４それぞれで支持される。第２の近位側関節構成体又はリンク２２６は、第２のスロット２１８それぞれで支持される。ケーブル端部４３４Ａは、近位側関節リンク２２２の一方にあるスロットを通して延在し、それに取り付けられる。同様に、ケーブル端部４３４Ｂは、他方の近位側関節リンク２２２にあるスロットを通して延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４３４Ａとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２２及びケーブル端部４３４Ｂとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２２は、まとめて「第１の近位側関節駆動列アセンブリ」２１７と称される。ケーブル端部４５４Ａは、近位側関節リンク２２６の一方にあるスロットを通して延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４５４Ｂは、他方の近位側関節リンク２２６にあるスロットを通して延在し、それに取り付けられる。ケーブル端部４５４Ａとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２６及びケーブル端部４５４Ｂとその対応する近位側関節構成体又はリンク２２６は、まとめて「第２の近位側関節駆動列アセンブリ」２２１と呼ばれる。

#### 【００３２】

図２１に見られるように、遠位軸部分２３０は、遠位側連結具部材２３２を支持する遠位側外管部分２３１を含む。遠位側連結具部材２３２は、中にある直径方向に対向する第２のスロット２３４の第１の対と、中にある直径方向に対向する第２のスロット２３８の

第2の対とを有する。図20を参照されたい。遠位側関節構成体又はリンク242の第1の対は、対向する第1のスロット234で支持される。遠位側関節構成体又はリンク246の第2の対は、スロット238の第2の対で支持される。第1の遠位側ケーブルセグメント444は、第1のスロット234の一方、及びそれに取り付けられる遠位側関節リンク242の一方にあるスロットを通して延在する。主要な遠位側ケーブルセグメント445は、第1のスロット234の他方を通して、またそれに取り付けられる他方の遠位側関節リンク242にあるスロットを通して延在する。第1の遠位側ケーブルセグメント444とその対応する遠位側関節リンク242及び主要な遠位側ケーブルセグメント445とその対応する遠位側関節リンク242は、まとめて「第1の遠位側関節駆動列アセンブリ」237と呼ばれる。第2の遠位側ケーブルセグメント446は、第2のスロット238の一方、及びそれに取り付けられる遠位側関節リンク246の一方にあるスロットを通して延在する。補助的な遠位側ケーブルセグメント447は、他方の第2のスロット238を通して、またそれに取り付けられる他方の遠位側関節リンク246を通して延在する。第2の遠位側ケーブルセグメント446とその対応する遠位側関節リンク246及び補助的な遠位側ケーブルセグメント447とその対応する遠位側関節リンク246は、まとめて「第2の遠位側関節駆動列アセンブリ」241と呼ばれる。

10

#### 【0033】

近位側関節リンク222はそれぞれ、そのばねアーム部分223に形成された歯付き端部224を有する。それぞれの近位側関節リンク226は、ばねアーム部分227に形成された歯付き端部227'を有する。それぞれの遠位側関節リンク242は、近位側関節リンク222の対応するものの歯付き端部224と噛合して連結されるように構成された、歯付き端部243を有する。それぞれの遠位側関節リンク246は、対応する近位側関節リンク226の歯付き端部228と噛合して連結されるように構成された、歯付き端部247を有する。近位側関節構成体又はリンク222、226がそれぞれ遠位側関節リンク242、246と噛合してリンクされると、第1及び第2の近位側関節駆動列アセンブリ217及び221はそれぞれ、第1及び第2の遠位側関節駆動列アセンブリ237及び241に動作可能に連結される。したがって、第3及び第4の駆動システム430、450を作動させることで、以下でさらに詳細に考察するように、遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447に対して作動運動が加えられる。

20

#### 【0034】

図19～23の実施形態では、近位側外管セグメント202の遠位端250は、対応するばねアーム部分223、227を中に受け入れるように構成されたスロット254内へと遠位方向で延在する、一連のばね指252を中に有する。図21を参照されたい（ばねアーム部分227は図21には描かれないが、図20に見られる）。それぞれのばね指252は、近位側関節リンク222、226が中立位置にあるとき（図23）、近位側関節リンク222、226に形成された対応する窪み258に係合するように適合された、移動止め256を中に有する。臨床医がエンドエフェクタ1000を近位軸部分201から除去するか又はそこに付けたいとき、第2及び第4の駆動システム430、450はそれらの中立の非作動位置に置かれる。

30

#### 【0035】

急速脱着継手210の近位側連結具部材212及び遠位側連結具部材232は、近位側駆動ロッドセグメント492を遠位側駆動ロッドセグメント520に解除可能に連結するための、駆動部材連結アセンブリ500の対応する部分を動作可能に支持する。近位側駆動ロッドセグメント492は近位側軸線方向駆動列アセンブリ496を備え、遠位側駆動ロッドセグメント520は遠位側軸線方向駆動列アセンブリ528を備える。駆動部材連結アセンブリ500は、例えば、遠位側駆動ロッドセグメント520の遠位端493に取り付けられる、希土類磁石などの受入れ構成体又は第1の磁石504を備える、駆動ロッド連結具又は構成体502を備える。第1の磁石504は、第2の構成体又は遠位側磁石510を受け入れるための、中に形成された受入れキャビティ506を有する。図21に見られるように、遠位側磁石510は、遠位側駆動ロッド520の近位端522に取り付

40

50

けられたテーパ状の装着部材 5 1 2 に取り付けられる。

#### 【0036】

急速脱着継手 2 1 0 の近位側連結具部材 2 1 2 及び遠位側連結具部材 2 3 2 は、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 を遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 と解除可能に連結するための、駆動部材連結アセンブリ 5 0 0 の他の対応する部分を動作可能に支持する。近位側駆動軸セグメント 3 8 0 は、少なくとも 1 つの例示的形態では、近位側回転駆動列アセンブリ 3 8 7 を備え、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 は遠位側回転駆動列アセンブリ 5 4 8 を備える。近位側回転駆動列アセンブリ 3 8 7 が遠位側回転駆動列アセンブリ 5 4 8 に動作可能に連結されると、駆動軸アセンブリ 3 8 8 は、回転制御運動をエンドエフェクタ 1 0 0 0 に伝達するように形成される。図示される例示的实施形態では、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 の近位端 5 4 2 は、その上に形成された複数（例えば 4 つであるが、図 2 1 では 2 つのみが見られる）の構成体又は押さえ付きの指（cleated finger）5 4 4 を有する。押さえ付きの指 5 4 4 はそれぞれ、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 の遠位端 3 8 1 にある対応する係止構成体又は穴又はスロット 3 8 3 に受け入れられるようにサイズ決めされた、取付け用押さえ（attachment cleat）5 4 6 がその上に形成されている。指 5 4 4 は、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 の近位端 5 4 2 上に軸支された補強リング 5 4 5 を通って延在する。

10

#### 【0037】

図 1 9 ～ 2 3 に示される実施形態では、駆動部材連結アセンブリ 5 0 0 は、臨床医がエンドエフェクタ 1 0 0 0 を外科用ツール 1 0 0 の近位軸部分 2 0 1 から分離するときの、第 1 及び第 2 の磁石 5 0 4、5 1 0 の係脱を支援するための係止解除管 5 1 4 を更に含む。係止解除管 5 1 4 は近位側駆動軸セグメント 3 8 0 を通って延在し、その近位端 5 1 7 は、図 1 9 に示されるように、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 の近位端 3 8 5 の外に突出する。係止解除管 5 1 4 は、その近位端 5 1 7 に加えられる係止解除運動「UL」を加えると、中で軸線方向に移動可能であるようにして、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 に対してサイズ決めされる。係止解除管 5 1 4 に対して係止解除運動「UL」手動で加えるのを、又は係止解除運動「UL」を容易にするため、ハンドル（図示なし）が係止解除管の近位端 5 1 7 に取り付けられる。それ以外は図 1 9 ～ 2 3 の実施形態と同一である他の実施形態は、ツール装着プレート 3 0 4 に取り付けられ、ロボットコントローラ 1 2 によって電力供給される係止解除ソレノイド（図示なし）を用い、又はそれに取り付けられた別個の電池が係止解除運動を加えるのに用いられる。

20

30

#### 【0038】

図示される例示的实施形態では、連結構成又は急速脱着継手 2 1 0 はまた、近位側外管部分 2 0 2 の遠位端 2 0 4 上で摺動可能に軸支される外側係止カラー 2 6 0 を含む。外側係止カラー 2 6 0 は、近位側外管部分 2 0 2 のスロット 2 5 4 の対応する 1 つの中へと延在する、4 つの内側に延在する移動止め 2 6 2 を有する。急速脱着継手 2 1 0 の使用は、図 2 1 ～ 2 3 を参照することによって理解することができる。図 2 1 は、共に連結される前の近位軸部分 2 0 1 及び遠位軸部分 2 3 0 の状態を示す。その図面に見られるように、近位側関節リンク 2 2 4、2 2 6 それぞれのばねアーム部分 2 2 3、2 2 7 は、自然に径方向外側に反っている。係止カラー 2 6 0 は、移動止め 2 6 2 が中のスロット 2 5 4 の近位端にある、近位側外管 2 0 2 上の最近位位置へと移動される。臨床医がエンドエフェクタ 1 0 0 0 を外科用ツール 1 0 0 の近位軸部分 2 0 1 に取り付けたいとき、臨床医は、図 2 2 に示されるように、遠位軸部分 2 3 0 を近位軸部分 2 0 1 と軸線方向に整列し、連結係合する。その図面に見られるように、遠位側磁石 5 1 0 は、駆動ロッド連結具 5 0 2 のキャビティ 5 0 6 内に着座され、近位側磁石 5 0 4 に磁気的に取り付けられ、それによって遠位側駆動ロッドセグメント 5 2 0 を近位側駆動ロッドセグメント 5 9 2 に連結する。かかる作用によって、遠位側軸線方向駆動列アセンブリ 5 2 8 が近位側軸線方向駆動列アセンブリ 4 9 6 に動作可能に連結される。それに加えて、軸部分 2 0 1、2 3 0 が共に接合されるにつれて、押さえ付きの指 5 4 4 が、その上に形成された押さえ 5 4 6 が近位側駆動軸セグメント 3 8 0 の遠位端部分 3 8 1 にある係止開口部 3 8 3 に入るまで、内側に

40

50

屈曲する。押さえ５４６がそれら個々の係止穴３８３内に着座されると、遠位側駆動軸セグメント５４０は近位側駆動軸セグメント３８０に連結される。したがって、かかる作用によって、遠位側回転駆動列アセンブリ５４８が近位側回転駆動列アセンブリ３８７に動作可能に連結される。そのため、遠位側連結具部材２３２及び近位側連結具部材２１２が軸線方向に整列されると共に上述したような形で係合され、係止カラー２６０が近位側外管２０２上のその最近位位置へと移動すると、遠位側駆動列アセンブリが近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結される。

#### 【００３９】

臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１から分離したいとき、臨床医は、第３及び第４の駆動システム４３０、４５０をそれらの中立位置に戻す。臨床医は次に、係止カラー２６０を近位側外管セグメント２０２上で近位側に摺動させて、図２２に示される開始位置へと至らせてもよい。その位置にあるとき、近位側関節リンク２２２、２２６のばねアーム部分によって、その歯付き部分が遠位側関節リンク２４２、２４６の歯付き部分から係脱される。臨床医は次に、係止解除管５１４の近位端５１７に対して係止解除運動ＵＬを加えて、係止解除管５１４及びそれに取り付けられた係止解除カラー５１６を遠位方向「ＤＤ」で移動させてもよい。係止解除カラー５１６は、遠位側に移動するにつれて、押さえ付きの指５４４を付勢して、近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端部分３８１にあるそれら個々の穴３８３との係合を外し、テーパ状の装着部分５１２に接触させて、遠位側磁石５１０を近位側磁石５０４と磁氣的に係合した状態から外す。

#### 【００４０】

図２２Ａ、２３Ａ、及び２３Ｂは、遠位側駆動ロッドセグメント５２０を近位側駆動ロッドセグメント４９２'に連結するのに電磁石５０４'が用いられる点を除いて、上述の急速脱着継手２１０に類似した、代替の連結構成又は急速脱着継手アセンブリ２１０'を示す。これらの図面に見られるように、近位側駆動ロッドセグメント４９２'は、ロボットシステム１０の電力源から延在する導線５０５を収容するように中空である。導線５０５は鉄片５０８の周りに巻き付けられる。臨床医が、図２２Ａに示されるように遠位軸部分２３０を近位軸部分２０１と係合させると、電流が第１の方向に導線５０５を通ることにより、図２３Ａに示されるように磁石５０４'が磁石５１０を吸引して連結係合してもよい。臨床医がエンドエフェクタ１０００を外科用ツール１００の近位軸部分２０１から分離したいとき、臨床医は、第３及び第４の駆動システム４３０、４５０をそれらの中立位置に戻す。臨床医は次に、係止カラー２６０を近位側外管セグメント２０２上で近位側に摺動させて、図２２Ａに示される開始位置へと至らせてもよい。その位置にあるとき、近位側関節リンク２２２、２２６のばねアーム部分によって、その歯付き部分が遠位側関節リンク２４２、２４６の歯付き部分から係脱される。臨床医は次に、係止解除管５１４の近位端５１７に対して係止解除運動ＵＬを加えて、係止解除管５１４及びそれに取り付けられた係止解除カラー５１６を遠位方向「ＤＤ」で移動させてもよい。それに加えて、電流が反対方向で導線５０５を通ることにより、電磁石５０４'が磁石５１０と反発して軸セグメントを分離するのを支援してもよい。臨床医が係止解除管を遠位側に移動させるにつれて、係止解除カラー５１６は、押さえ付きの指５４４を付勢して、近位側駆動軸セグメント３８０の遠位端部分３８１にあるそれら個々の穴３８３との係合を外し、テーパ状の装着部分５１２に接触させて、軸セグメントを更に分離する。

#### 【００４１】

上述の連結構成又は急速分離継手アセンブリは、多くの利点を提供してもよい。例えば、かかる構成は、半係合状態のままにすることができない、単一の解除／係合運動を用いてもよい。かかる係合運動は、いくつかの駆動列アセンブリを同時に動作可能に連結するのに用いることができ、その場合、少なくとも一部の駆動列アセンブリは、他の駆動列アセンブリによって提供される制御運動とは異なる制御運動を提供する。例えば、一部の駆動列は、回転制御運動を提供すると共に、軸線方向の制御運動を提供するように長手方向でシフト可能であってもよく、一部は単に、回転又は軸線方向の制御運動を提供する。他

の駆動列アセンブリは、様々なエンドエフェクタシステム／構成要素を動作させるための押し／引き運動を提供してもよい。独自の新規な係止カラー構成によって、遠位側駆動列アセンブリがそれら個々の近位側駆動列アセンブリに係止されるか、或いはそれらが係止解除され、そこから分離されてもよいことが担保される。共に係止されたとき、駆動列アセンブリは全て、いかなる連結解除も防ぐ係止カラーによって径方向で支持される。

#### 【0042】

図5及び11～16に示される外科用ツール100は、エンドエフェクタ1000を長手方向ツール軸線「LT」を中心にして関節接合するため、第3及び第4の駆動システム430、450それぞれと協働する関節継手700を含む。関節継手700は、遠位側外管部分231の遠位端233に取り付けられ、中に近位側ボールソケット704を画定する、近位側ソケット管702を含む。図25を参照されたい。近位側ボール部材706は近位側ボールソケット704内に移動可能に着座される。図25に見られるように、近位側ボール部材706は、遠位側駆動軸セグメント540が中を通して延在できるようにする、中央の駆動通路708を有する。それに加えて、近位側ボール部材706は、遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447が中を通るのを容易にする、4つの関節接合通路710の中に有する。図25に更に見られるように、関節継手700は、中に形成された中間ボールソケット714を有する中間関節接合管セグメント712を更を含む。中間ボールソケット714は、エンドエフェクタコネクタ管720上に形成されたエンドエフェクタボール722を中で移動可能に支持するように構成される。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447は、エンドエフェクタボール722内に形成されたケーブル通路724を通して延在し、エンドエフェクタボール722内の対応する通路728内に受け入れられた突起726によってそこに取り付けられる。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447をエンドエフェクタボール722に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

#### 【0043】

全体的に740として指定される、独自の新規な回転支持継手アセンブリが、図26及び27に示される。図示される回転支持継手アセンブリ740は、ほぼ円筒形状であるエンドエフェクタ駆動ハウジング1010のコネクタ部分1012を含む。第1の環状軌道輪1014は、円筒形状のコネクタ部分1012の周辺に形成される。回転支持継手アセンブリ740は、図26及び27に示されるように、エンドエフェクタコネクタ管720に形成された遠位側ソケット部分730を更に備える。遠位側ソケット部分730は、コネクタ部分1012がソケット部分730内で自由に回転できるように、円筒状のコネクタ部分1012に対してサイズ決めされる。第2の環状軌道輪732は、遠位側ソケット部分730の内壁731に形成される。遠位側ソケット730を通して、中にある第2の環状軌道輪732と連通する窓733が設けられる。図26及び27にも見られるように、回転支持継手アセンブリ740はリング状の軸受734を更を含む。様々な例示的实施形態では、リング状の軸受734は、切れ目735を有する塑性変形可能なほぼ円形のリングを備える。切れ目は、リング状の軸受734に自由端736、737を形成する。図26に見られるように、リング状の軸受734は、その中立の非付勢状態においてほぼ環状の形状を有する。

#### 【0044】

外科用エンドエフェクタ1000（例えば、外科用器具の第1の部分）を関節継手700（例えば、外科用器具の第2の部分）に連結するため、円筒形状のコネクタ部分1012が遠位側ソケット部分730に挿入されて、第2の環状軌道輪732が第1の環状軌道輪1014とほぼ位置合わせされる。リンク状の軸受の自由端736、737の一方は、次に、エンドエフェクタコネクタ管720の遠位側ソケット部分730にある窓733を通して、位置合わせされた環状軌道輪1014、732に挿入される。簡単な挿入を容易にするため、窓又は開口部733は、その上に形成されたテーパ状の表面738を有する。図26を参照されたい。リング状の軸受734は、本質的に適所へと回転し、円又はリングを形成する傾向があることにより、一旦設置されると窓733を通して後退して外に

出る傾向はない。一旦リング状の軸受734が位置合わせされた環状軌道輪1014、732に挿入されると、エンドエフェクタコネクタ管720は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010のコネクタ部分1012に回転可能に固着される。かかる構成により、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010が、長手方向ツール軸線LT-LTを中心にしてエンドエフェクタコネクタ管720に対して回転することができる。リング状の軸受734は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010が次にその上で回転する軸受面となる。何らかの側面荷重が、2つの噛み合う駆動輪1014、732によって支持され拘束されるリング状の軸受734を変形させようとして、リング状の軸受734に対する損傷を防ぐ。リング状の軸受734を用いるかかる単純で効果的な継手アセンブリは、回転可能な部分1010、730の間に非常に潤滑性の高い境界面を形成することが理解されるであろう。組立て中に、自由端736、737の一方が窓733を通して外に突出できるようにされた場合（例えば、図27を参照）、回転支持継手アセンブリ740は、窓733を通してリング状の軸受部材732を引き抜くことによって分解されてもよい。回転支持継手アセンブリ740によって、簡単な組み立て及び製造が可能になる一方で、エンドエフェクタの回転操作が容易になると共にその良好な支持が提供される。

#### 【0045】

関節継手700は、長手方向ツール軸線LTを中心にしたエンドエフェクタ1000の関節接合を容易にする。例えば、エンドエフェクタ1000を図5に示されるような第1の方向「FD」で関節接合するのが望ましいとき、ロボットシステム10は、第3の駆動スピンドルアセンブリ436（図11～13）が第1の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部434A及び最終的には遠位側ケーブルセグメント444を近位方向「PD」で引き寄せ、近位側ケーブル端部434B及び遠位側ケーブルセグメント445を解除し、それによってエンドエフェクタボール722をソケット714内で回転させるように、第3の駆動システム430に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ1000を第1の方向FDと反対の第2の方向「SD」で関節接合するため、ロボットシステム10は、第3の駆動スピンドルアセンブリ436が第2の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部434B及び最終的には遠位側ケーブルセグメント445を近位方向「PD」で引き寄せ、近位側ケーブル端部434A及び遠位側ケーブルセグメント444を解除し、それによってエンドエフェクタボール722をソケット714内で回転させるように、第3の駆動システム430に電力供給してもよい。エンドエフェクタ1000を図5に示されるような第3の方向「TD」で関節接合するのが望ましいとき、ロボットシステム10は、第4の駆動スピンドルアセンブリ456が第3の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部454A及び最終的には遠位側ケーブルセグメント446を近位方向「PD」で引き寄せ、近位側ケーブル端部454A及び遠位側ケーブルセグメント447を解除し、それによってエンドエフェクタボール722をソケット714内で回転させるように、第4の駆動システム450に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ1000を第3の方向TDと反対の第4の方向「FTH」で関節接合するため、ロボットシステム10は、第4の駆動スピンドルアセンブリ456が第4の方向で回転し、それによって近位側ケーブル端部454B及び最終的には遠位側ケーブルセグメント447を近位方向「PD」で引き寄せ、近位側ケーブル端部454A及び遠位側ケーブルセグメント446を解除し、それによってエンドエフェクタボール722をソケット714内で回転させるように、第4の駆動システム450に電力供給してもよい。

#### 【0046】

図5及び11～16に示されるエンドエフェクタの実施形態は、回転運動及び長手方向の運動を用い、それがツール装着部分300から細長い軸アセンブリを通して作動のために伝達される。かかる回転運動及び長手方向の運動（例えば、捻転、伸張、及び圧縮運動）をエンドエフェクタに伝達するのに用いられる駆動軸アセンブリは、関節継手の周りでのエンドエフェクタの関節接合を容易にするため、比較的可撓性である。図28及び29は、図5及び11～16に示される実施形態と関連して、又は他の実施形態において用いられてもよい、代替の駆動軸アセンブリ600を示す。急速脱着継手210を用いる図5

に示される実施形態では、近位側駆動軸セグメント 380 は駆動軸アセンブリ 600 のセグメントを備え、遠位側駆動軸セグメント 540 は同様に駆動軸アセンブリ 600 の別のセグメントを備える。駆動軸アセンブリ 600 は、一連の環状継手セグメント 604 が切り込まれた駆動管 602 を含む。その図示される実施形態では、駆動管 602 は近位側駆動軸セグメント 380 の遠位部分を備える。

#### 【0047】

駆動管 602 は、中に形成された一連の環状継手セグメント 604 を有する中空の金属管（ステンレス鋼、チタンなど）を備える。環状継手セグメント 604 は、例えば、レーザーによって駆動管 602 に切り込まれ、隣接した継手セグメント 604 間の柔軟な移動を容易にするのに役立つ、複数の緩く噛み合うダブル形状 606 を備える。図 29 を参照されたい。管原料のかかるレーザー切断により、圧縮、伸張、及び捻転に使用することができる、可撓性の中空駆動管が作成される。かかる構成は、「パズルピース」形態によって隣接した部品と噛み合わされる正反対の切れ目を用いる。これらの切れ目は次に、アレイ状の中空駆動管の長さに沿って複製され、場合によっては「刻時」又は回転させて、伸張又は捻転性能が変更される。

10

#### 【0048】

図 30～34 は、緩く噛み合う対向する「T」字形状と切欠き部分の中に有する T 字形状とに大まかに似ている、複数のレーザー切断形状 606' を備える、代替の例示的な微細環状継手セグメント 604' を示す。環状継手セグメント 604、604' は、本質的に、複数の微細関節接合捻転継手を備える。即ち、それぞれの継手セグメント 604、604' は、トルクを伝達すると共に、それぞれの環状継手セグメント間の相対的な関節接合を容易にすることができる。図 30 及び 31 に示されるように、駆動管 602 の遠位端 603 にある継手セグメント 604 D' は、エンドエフェクタ又は急速脱着継手の一部などを関節接合するための他の駆動構成要素に対する取付けを容易にする、遠位側装着カラー部分 608 D を有し、駆動管 602 の近位端 605 にある継手セグメント 604 P' は、他の近位側駆動構成要素又は急速脱着継手の一部に対する取付けを容易にする、近位側装着カラー部分 608 P' を有する。

20

#### 【0049】

特定の駆動軸アセンブリ 600 それぞれに関する継手間の運動範囲は、レーザー切断の間隔を増加させることによって増加させることができる。例えば、継手セグメント 604' が、駆動管が所望の運動範囲を通して関節接合する能力を著しく減少させることなく、共に連結されたままであることを担保するため、補助拘束部材 610 が用いられる。図 32 及び 33 に示される実施形態では、補助拘束部材 610 は、ばね 612 又は他の螺旋状に巻かれた部材を備える。様々な例示の実施形態では、ばね 612 の遠位端 614 は、遠位側装着カラー部分 608 D に対応し、ばね 612 の中央部分 616 よりもきつく巻かれる。同様に、ばね 612 の近位端 618 は、ばね 612 の中央部分 616 よりもきつく巻かれる。他の実施形態では、拘束部材 610 は所望のピッチで駆動管 602 上に設置され、それによって拘束部材は、例えば、エンドエフェクタ及び／又は制御システム上の他のねじ付き制御構成要素を螺合可能に係合するための可撓性の駆動ねじとしても機能する。拘束部材は、駆動軸アセンブリを回転させながら、所望の回転制御運動の伝達を達成する、可変ピッチを有するような形で設置されてもよいことも認識されるであろう。例えば、拘束部材の可変ピッチ構成は、同じ回転運動とは異なる線形的行程によって利益を得るであろう、開閉及び発射運動を向上させるために使用されてもよい。他の実施形態では、例えば、駆動軸アセンブリは、90度の曲がりの周りで押し引きすることができる、中空の可撓性駆動軸上の可変ピッチのねじ山を備える。更に他の実施形態では、補助拘束部材は、図 34 A に示されるように、駆動管 602 の外面又は周辺の周りに適用されるエラストマー性の管又はコーティング 611 を備える。更に別の実施形態では、例えば、エラストマー性の管又はコーティング 611' は、図 34 B に示されるように、駆動管 602 内に形成された中空の通路 613 内に設置される。

30

40

#### 【0050】

50

かかる駆動軸の構成は、優れた荷重伝達を可能にする一方で所望の軸線方向の関節接合範囲を容易にする、複合捻転駆動輪軸 (composite torsional drive axle) を備える。例えば、図 3 4 及び 3 4 A ~ B を参照されたい。即ち、これらの複合駆動軸アセンブリにより、大きな運動範囲が可能になる一方で、捻転を両方向で伝達する可能性が維持されると共に、そこを通した捻転及び圧縮制御運動の伝達が容易になる。それに加えて、かかる駆動軸構成が中空であるという性質により、改善された引張り荷重をもたらしながら、他の制御構成要素を中に通すことが容易になる。例えば、一部の他の実施形態は、継手セグメントの整列を支援することができる、駆動軸アセンブリを通して延在する可撓性の内部ケーブルを含む一方で、駆動軸アセンブリを通して伸張運動を加える能力が容易にされる。更に、かかる駆動軸構成は製造及び組立てが比較的簡単である。

10

#### 【0051】

図 3 5 ~ 3 8 は、駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' のセグメント 6 2 0 を示す。この実施形態は、管原材料 (例えば、ステンレス鋼、チタン、ポリマーなど) からレーザー切断された継手セグメント 6 2 2、6 2 4 を含む。切れ目 6 2 6 が径方向であってある程度テーパ状なので、継手セグメント 6 2 2、6 2 4 は共に緩く取り付けられたままである。例えば、突起部分 6 2 8 はそれぞれ、テーパ状の内壁部分を有するソケット 6 3 0 内に受け入れられたテーパ状の外周部分 6 2 9 を有する。例えば、図 3 6 及び 3 8 を参照されたい。したがって、継手セグメント 6 2 2、6 2 4 を共に取り付けるのに組立ては不要である。図面に見られるように、継手セグメント 6 2 2 は、隣接した継手セグメント 6 2 4 に形成された対応するソケット 6 3 0 に旋回可能に受け入れられる、そのそれぞれの端部上で切り取られた対向する旋回突起部分 6 2 8 を有する。

20

#### 【0052】

図 3 5 ~ 3 8 は、駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' の小さいセグメントを示す。当業者であれば、突起／ソケットは、駆動軸アセンブリの全長を通して切り取られてもよいことを認識するであろう。即ち、継手セグメント 6 2 4 は、隣接した継手セグメント 6 2 2 とのリンクを容易にするように切り込まれた対向するソケット 6 3 0 を有して、駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' の長さを完成させてもよい。それに加えて、継手セグメント 6 2 4 は、図 3 7 及び 3 8 に示されるように、継手セグメント 6 2 2 に対する継手セグメント 6 2 4 の関節接合を容易にするように切り込まれた角度付きの端部 6 3 2 を有する。図示される実施形態では、それぞれの突起 6 2 8 は、継手セグメント 6 2 2 に形成された対応する関節接合止め具 6 3 6 に接触するように適合された、関節接合停止部分 6 3 4 を有する。図 3 7 及び 3 8 を参照されたい。それ以外の点ではセグメント 6 2 0 と同一であってもよい他の実施形態は、関節接合停止部分 6 3 4 及び止め具 6 3 6 を備えていない。

30

#### 【0053】

上述したように、特定の駆動軸アセンブリそれぞれに関する継手間の運動範囲は、レーザー切断の間隔を増加させることによって増加させることができる。かかる実施形態では、継手セグメント 6 2 2、6 2 4 が、駆動管が所望の運動範囲を通して関節接合する能力を著しく減少させることなく、共に連結されたままであることを担保するため、エラストマー性のスリーブ又はコーティング 6 4 0 の形態である補助拘束部材が用いられる。他の実施形態は、本明細書に開示する拘束部材の他の形態及びそれらと等価な構造を用いる。図 3 5 に見られるように、継手セグメント 6 2 2、6 2 4 は、旋回突起 6 2 8 及び対応するソケット 6 3 0 によって定義される旋回軸線「P A - P A」を中心にして旋回することができる。拡大された関節接合範囲を得るため、駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' は、旋回軸線 P A - P A を中心にして旋回しながら、ツール軸線 T L - T L を中心にして回転してもよい。

40

#### 【0054】

図 3 9 ~ 4 4 は、別の駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' ' のセグメント 6 4 0 を示す。駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' ' は、可撓性の中空駆動管 6 0 2 ' ' を形成する複数の相互接続された継手セグメント 6 4 2 を含む多重セグメント駆動システムを備える。継手セグメント 6 4 2 は、ボールコネクタ部分 6 4 4 及びソケット部分 6 4 8 を含む。それぞれの継手セグ

50

メント642は、例えば、金属射出成形「MIM」によって作製され、17-4、17-7、420ステンレス鋼から作製されてもよい。他の実施形態は、300又は400シリーズのステンレス鋼、6065若しくは7071アルミニウム又はチタンから機械加工されてもよい。更に他の実施形態は、例えば、プラスチック充填若しくは無充填のナイロン、ウルテム、ABS、ポリカーボネート、又はポリエチレンから鋳型することができる。図面に見られるように、ボールコネクタ644は六角形の形状である。即ち、ボールコネクタ644は、その上に形成された6つの弓状表面646を有し、同様に形作られたソケット650に回転可能に受け入れられるように適合される。それぞれのソケット650は、6つの平坦面654から形成された六角形状の外側部分652と、径方向に形作られた内側部分656とを有する。図42を参照されたい。それぞれの継手セグメント642は、駆動軸アセンブリ600の遠位端及び近位端を形成する最後の継手セグメントのソケット部分が、対応する制御構成要素と動作可能に噛合するように構成されてもよい点を除いて、構造的に同一である。それぞれのボールコネクタ644は、中空の可撓性駆動管602'を通る中空通路603を協働して形成する、中空通路645を中に有する。

#### 【0055】

図43及び44に見られるように、相互接続された継手セグメント642は、例えば、可撓性のポリマー材料から作製された管又はスリーブを備える、拘束部材660内に収容される。図45は、相互接続された継手セグメント642を通して延在する可撓性の内部コア部材662を示す。内部コア部材662は、ポリマー材料から作製された中実部材、又は可撓性のポリマー材料から作製された中空の管若しくはスリーブを備える。図46は、拘束部材660及び内部コア部材662の両方が用いられる別の実施形態を示す。

#### 【0056】

駆動軸アセンブリ600'は、様々な径方向関節継手を通して回転運動及び並進運動を伝達するのを容易にする。駆動軸アセンブリ600'の中空の性質は、引張り及び圧縮荷重の伝達を容易にする、追加の制御構成要素又は引張り要素（例えば、可撓性ケーブル）のための余地を提供する。しかしながら、他の実施形態では、継手セグメント624は駆動軸アセンブリを通る中空の通路をもたらない。かかる実施形態では、例えば、ボールコネクタは中実である。回転運動は、六角形の表面の縁部を介して並進される。よりきつい許容差は、より大きい荷重容量を可能にしてもよい。駆動軸アセンブリ600'の中心線を通るケーブル又は他の引張り要素を使用して、運動範囲を制限することなく、駆動軸アセンブリ600'全体を回転させ、曲げ、押し、及び引くことができる。例えば、駆動軸アセンブリ600'は、弓状の駆動経路、直線の駆動経路、蛇行状の駆動経路などを形成してもよい。

#### 【0057】

図5及び47～54は、ロボットシステム10と共に効果的に用いられてもよい1つの外科用エンドエフェクタ1000を示す。エンドエフェクタ1000は、第1のつかみ具1004及び第1のつかみ具1004に対して選択的に移動可能な第2のつかみ具1006を有する、エンドカッター1002を備える。図5及び47～54に示される実施形態では、第1のつかみ具1004は、ステープルカートリッジ1030を中で動作可能に支持するように構成された、細長いチャンネル1020の形態の支持部材1019を備える。第2のつかみ具1006はアンビルアセンブリ1100を備える。図47、49、53、及び55に見られるように、アンビルアセンブリ1100は、その上にステープル形成面1104を有するアンビル本体1102を備える。アンビル本体1102は、細長いチャンネル1020の装着穴1022と位置合わせされるように適合された通路1106を有する。旋回又はトラニオンピン（図示なし）は、穴1022及び通路1104を通して挿入されて、アンビル1100を細長いチャンネル1020に旋回可能に連結する。かかる構成により、アンビルアセンブリ1100を、ステープル形成面1104がステープルカートリッジ1040のカートリッジデッキ1044から離隔配置される開放位置（図47～50）と、アンビル本体1102のステープル形成面1104がカートリッジデッキ1042に対して直面する関係にある閉鎖位置（図51～54）との間で、長手方向ツール軸線

10

20

30

40

50

「LT-LT」にほぼ直交する閉鎖軸「CA-CA」を中心にして選択可能に旋回させることができる。

#### 【0058】

図5及び47～54の実施形態は、第5の駆動システム470からの開放及び閉鎖運動を受け入れるように構成された閉鎖アセンブリ1110を用いる。第5の駆動システム470は、駆動ロッドアセンブリ490を軸線方向に前進及び撤回するのに役立つ。上述したように、駆動ロッドアセンブリ490は、駆動ソレノイド474と動作可能にインターフェース接続してそこから軸線方向の制御運動を受け入れる、近位側駆動ロッドセグメント492を含む。近位側駆動ロッドセグメント492は、駆動ロッド連結具502を通して遠位側駆動ロッドセグメント520に連結される。遠位側駆動ロッドセグメント520は、関節継手700を中心にしたエンドエフェクタ1000の関節接合を容易にし、更にまた、そこを通した閉鎖及び開放運動の軸線方向の伝達を容易にするため、ある程度可撓性である。例えば、遠位側駆動ロッドセグメント520は、チタン、ステンレスばね鋼、若しくはニチノールのケーブル又は積層構造を備えてもよい。

#### 【0059】

閉鎖アセンブリ1110は、細長いチャンネル1020に旋回可能に取り付けられた閉鎖リンク機構1112を含む。図48、51、及び52に見られるように、閉鎖リンク機構1112は開口部1114を有し、そこを通して遠位側駆動ロッドセグメント520の遠位端524が延在する。ボール526又は他の構成体が遠位側駆動ロッドセグメント520に取り付けられ、それによって遠位側駆動ロッドセグメント520の遠位端524が閉鎖リンク機構1112に取り付けられる。閉鎖アセンブリ1110は、細長いチャンネル1020の側面上に回転可能に装着された、一对のカム板1120を更に含む。一方のカム板1120は、細長いチャンネル1020の一方の側面上で回転可能に支持され、他方のカム板1120は、細長いチャンネル1020の他方の側面上で回転可能に支持される。図60を参照されたい。一对の旋回リンク1122は、それぞれのカム板1120と閉鎖リンク機構1112との間に取り付けられる。したがって、駆動ロッドアセンブリ490によって閉鎖リンク機構1112を旋回移動させることで、カム板1120の回転がもたらされる。それぞれのカム板1120は、アンビル本体1102の対応するカムスロット1108に摺動可能に受け入れられる、カム板から突出するアクチュエータピン1124を更に有する。

#### 【0060】

次に、第2のつかみ具1006又はアンビルアセンブリ1100の作動について記載する。図47～50は、開放位置にあるアンビルアセンブリ1100を示す。エンドエフェクタ1000が切断されステーブル留めされる組織に対して位置決めされた後、ロボットコントローラ12は、駆動ソレノイド474を第1の又は遠位方向「DD」で始動させてもよく、それによって最終的に、駆動ヨーク472の遠位方向移動がもたらされて、駆動ロッドアセンブリ490を遠位方向「DD」に移動させる。駆動ロッドアセンブリ490のかかる移動によって、遠位側駆動ロッドセグメント520の遠位方向移動がもたらされ、それによって閉鎖リンク機構1112が開放位置から閉鎖位置へと旋回する（図51～54）。閉鎖リンク機構1112のかかる移動によって、カム板1120が「CCW」方向で回転する。カム板が「CCW」方向で回転するにつれて、アクチュエータピン1124とそれら個々のカムスロット1108との間の相互作用によって、アンビルアセンブリ1100が旋回して標的組織上で閉鎖される。標的組織を解除するため、駆動ソレノイド474が始動されて駆動ロッドアセンブリ490を近位方向「PD」で引っ張り、それにより、閉鎖リンク機構1112の開放位置への逆転旋回移動がもたらされ、それによって最終的に、アンビルアセンブリ1100が旋回して開放位置へと戻される。

#### 【0061】

図55～59は、開放及び閉鎖運動をアンビル1100に加えるための別の閉鎖システム670を示す。図56に見られるように、例えば、閉鎖システム670は、第1の閉鎖ロッドセグメント680を回転可能に支持する第1の装着ブロック又は部材672を含む

。第1の閉鎖ロッドセグメント680は、ほぼ半円形の断面形状を有する。第1の閉鎖ロッドセグメント680の近位端682は、装着ブロック672に形成された第1の装着ソケット673内で回転可能に支持される、第1のボールコネクタ684をその上に有する。関節継手700によるエンドエフェクタ1000の関節接合を容易にするため、第1の閉鎖ロッドセグメント680はまた、図58及び59に示されるような関節継手700と合致する、第1の鋸歯状部分686を有する。閉鎖システム670は、第2の閉鎖ロッドセグメント690を回転可能に支持する第2の装着ブロック又は部材674を更に含む。第2の閉鎖ロッドセグメント690は、ほぼ半円形の断面形状を有する。第2の閉鎖ロッドセグメント690の近位端692は、第2の装着ブロック674に形成された第2の装着ソケット675内で回転可能に支持される、第2のボールコネクタ694をその上に有する。関節継手700によるエンドエフェクタ1000の関節接合を容易にするため、第2の閉鎖ロッドセグメント690はまた、図58及び59に示されるような関節継手700と合致する、第2の鋸歯状部分696を有する。

10

#### 【0062】

図56にやはり見られるように、閉鎖システム670は、第1の閉鎖ロッドセグメント680の遠位端682に取り付けられた第1の旋回リンク676を更に有する。第1の旋回リンク676は、第1の閉鎖ロッドセグメント680の遠位端682に形成された第1のソケット683内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第1の旋回突起677を有する。かかる構成により、第1の旋回リンク676を第1の閉鎖ロッドセグメント680に対して回転させることが可能になる。同様に、第2の旋回リンク678は、第2の閉鎖ロッドセグメント690に対して回転できるように、その遠位端691に取り付けられる。第2の旋回リンク678は、第1の旋回突起677の開口部を通して延在して、第2の閉鎖ロッドセグメント690の遠位端1691にある第2のソケット692内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第2の旋回突起1679を有する。それに加えて、図56に見られるように、第1及び第2の旋回リンク676、678は、第1の旋回リンク676のスロット717内に摺動可能に受け入れられる第2の旋回リンク678上のキー716によって互いに移動可能にキー止めされる。少なくとも1つの実施形態では、第1の旋回リンク676は、第1のリンク機構アーム687によってカム板1120それぞれに取り付けられ、第2の旋回リンク678は、第2のリンク機構アーム688によってカム板1120それぞれに取り付けられる。

20

30

#### 【0063】

図示される実施形態では、閉鎖システム670は駆動ソレノイド474によって作動される。駆動ソレノイド474は、第1及び第2の装着ブロック672、674の一方と動作可能にインターフェース接続して、それに対して軸線方向の閉鎖及び開放運動を加えるように構成される。図56～59に見られるように、かかる駆動構成は、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695のスロット696内へと延在するピン685によって、第1の装着ブロック672に移動可能に取り付けられる、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695を更に備えてもよい。同様に、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697は、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697のスロット698内へと延在するピン685によって、第2の装着ブロック674に移動可能に取り付けられる。第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695は、それに回転可能に装着された第1の傘歯車699Aを有し、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697は、それに回転可能に取り付けられた第2の傘歯車699Bを有する。第1及び第2の傘歯車699A、699Bは両方とも、ツール装着プレート302上に回転可能に装着された遊び歯車689と噛合係合した状態で装着される。図59Aを参照されたい。したがって、第1の装着ブロック672を遠位方向「DD」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント680及び第1の旋回リンク676も遠位方向DDで移動させると、傘歯車689、699A、699Bは、第2の閉鎖ロッド690及び第2の旋回リンク678の近位方向「PD」での移動をもたらす。同様に、第1の装着ブロック672を近位方向「PD」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント680及び第1の旋回リンク676も近位方向PDで移動させると

40

50

、傘歯車 689、699A、699Bは、第2の閉鎖ロッド 690及び第2の旋回リンク 678の遠位方向「DD」での移動をもたらす。

【0064】

図58は、開放位置にあるアンビル 1100を示す。その図面に見られるように、第1の閉鎖ロッド 680は第2の閉鎖ロッド 690のわずかに近位側である。アンビルを閉鎖するため、駆動ソレノイド 474が電力供給されて、第1の閉鎖ロッド 680を遠位方向「DD」で軸線方向に前進させる。かかる作用によって、第1の旋回リンク 676及び第1のリンク機構アーム 687が、図59に示されるような反時計「CCW」方向でカム板 1120を回転させる。かかる作用はまた、第2の閉鎖ロッド 690の近位方向の移動をもたらして、第2の旋回リンク 678及び第2のリンク機構アーム 688も、反時計「CCW」方向でカム板 1120を引っ張る。アンビルを開放するため、駆動ソレノイド 474は、第1の装着ブロック 672に対して軸線方向の制御運動を加えて、第1及び第2の制御ロッドセグメント 680、690を図58に示される位置に戻す。

10

【0065】

図60に示されるエンドエフェクタの実施形態 1000は、エンドエフェクタ 1000に対して回転制御運動を選択的に加えるのを容易にする、全体的に 748として指定される駆動構成を含む。エンドエフェクタ 1000は、器具駆動軸 1300上で螺合可能に軸支される発射部材 1200を含む。図61に見られるように、器具駆動軸 1300は、その上に形成された、軸受スリーブ 1011内で回転可能に支持される軸受セグメント 1304を有する。器具駆動軸 1300は、細長いチャンネル 1020と動作可能にインターフェース接続すると共に、細長い軸アセンブリ 200の一部分によって動作可能に支持される、全体的に 750として指定される回転伝達装置と動作可能に噛合する、器具駆動歯車 1302を有する。1つの例示的形態では、回転伝達装置 750は差動連動アセンブリ 760を含む。図64及び65に見られるように、差動連動アセンブリ 760は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010に対して選択的に回転し、またエンドエフェクタハウジング 1010と共に回転するように構成された、差動ハウジング 762を含む。

20

【0066】

遠位側駆動軸セグメント 540は、太陽歯車 754が取り付けられた太陽歯車軸 752に取り付けられる。したがって、遠位側駆動軸セグメント 540を回転させると、太陽歯車 754が回転する。太陽歯車 754はまた、遠位側駆動軸セグメント 540と共に軸線方向に移動する。差動連動アセンブリ 760は、差動ハウジング 762に回転可能に取り付けられた複数の遊星歯車 764を更に含む。少なくとも1つの実施形態では、例えば、3つの遊星歯車 764が用いられる。それぞれの遊星歯車 764は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010内に形成された第1のエンドエフェクタリングギヤ 1016と噛合係合している。図60に示される、図示される例示の実施形態では、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010は、一对の対向する取付け突起 1018（1つの取付け突起 1018のみが図60に見られる）が、細長いチャンネル 1020の近位端 1021に形成された対応する取付けスロット 1024（1つの取付けスロット 1024のみが図60に見られる）に入ることによって、細長いチャンネル 1020に回転不能に取り付けられる。エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010を細長いチャンネル 1020に移動不能に取り付ける他の方法が用いられてもよく、又は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010は細長いチャンネル 1020と一体的に形成されてもよい。したがって、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010の回転によって、エンドエフェクタ 1000の細長いチャンネル 1020の回転がもたらされる。

30

40

【0067】

図61～65に示される実施形態では、差動連動アセンブリ 760は、太陽歯車 754と噛合係合するために差動ハウジング 762内に形成された第2のリングギヤ 766を更に含む。差動連動アセンブリ 760はまた、器具駆動歯車 1302と噛合係合している差動ハウジング 762内に形成された第3のリングギヤ 768を含む。エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010内で差動ハウジング 762を回転させることにより、最終的には、

50

器具駆動歯車 1302 及びそれに取り付けられた器具駆動軸 1300 の回転がもたらされる。

#### 【0068】

臨床医が、関節継手 700 の遠位側で長手方向ツール軸線 LT-LT を中心にしてエンドエフェクタ 1000 を回転させて、標的組織に対して所望の配向でエンドエフェクタを位置決めしたいとき、ロボットコントローラ 12 は、シフターソレノイド 394 を始動して、太陽歯車 754 が図 65、67、及び 70 に示される「第 1 の軸線方向」位置へと移動するように、近位側駆動軸セグメント 380 を軸線方向に移動させてもよい。詳細に上述したように、遠位側駆動軸セグメント 540 は、急速脱着継手 210 によって近位側駆動軸セグメント 380 に動作可能に連結される。したがって、近位側駆動軸セグメント 380 の軸線方向移動は、駆動軸セグメント 540 及び太陽歯車 752 及び太陽歯車 754 の軸線方向移動をもたらず場合がある。更に上述したように、シフトシステム 390 は、近位側駆動軸セグメント 380 の軸線方向移動を制御する。第 1 の軸線方向位置では、太陽歯車 754 は、遊星歯車 764 及び第 2 のリングギヤ 766 と噛合係合しており、それによって、太陽歯車 754 が回転するまで遊星歯車 764 及び差動ハウジング 762 が回転する。

10

#### 【0069】

近位側駆動軸セグメント 380 の回転は第 2 の駆動システム 370 によって制御される。近位側駆動軸セグメント 380 の回転により、遠位側駆動軸セグメント 540、太陽歯車 752、及び太陽歯車 754 の回転がもたらされる。差動ハウジング 762 及び遊星歯車 764 が単位体としてこのように回転することで、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 と中間関節接合管 712 の遠位側ソケット部分 730 との間の第 1 の摩擦量 F1 を克服するのに十分な大きさで、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 に回転運動が加えられ、それによって、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 及びそれに取り付けられたエンドエフェクタ 1000 が、遠位側ソケット管 730 に対して長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転する。したがって、かかる位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010、差動ハウジング 762、及び遊星歯車 764 は全て単位体として共に回転する。器具軸 1300 はエンドエフェクタ駆動ハウジング内の軸受スリーブ 1011 によって支持されるので、器具軸 1300 もエンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 と共に回転する。図 61 を参照されたい。したがって、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 及びエンドエフェクタ 1000 が回転しても、発射部材 1200 の変位をもたらすであろう器具駆動軸 1300 の相対回転にはつながらない。図示される例示の実施形態では、関節継手 700 の遠位側にあるエンドエフェクタ 1000 がそのように回転しても、細長い軸アセンブリ 200 全体は回転しない。

20

30

#### 【0070】

エンドエフェクタ 1000 内の発射部材 1200 を駆動するため、器具駆動軸 1300 に対して回転駆動運動を加えることが望ましいとき、太陽歯車 754 は、図 61、62、64、及び 66 に示されるように、「第 2 の軸線方向」位置に軸線方向に位置決めされて、第 2 のリングギヤ 766 を係脱する一方で、遊星歯車 764 を噛合係合する。したがって、器具駆動軸 1300 を回転させることが望ましいとき、ロボットコントローラ 12 は、シフターソレノイド 394 を始動させて、遊星歯車 764 と噛合係合するように太陽歯車 754 を軸線方向に位置決めする。その第 2 の軸線方向又は「発射位置」にあるとき、太陽歯車 754 は単に遊星歯車 764 を噛合係合する。

40

#### 【0071】

近位側駆動軸セグメント 380 の回転は、第 2 の駆動システム 370 によって制御されてもよい。近位側駆動軸セグメント 380 の回転により、遠位側駆動軸セグメント 540、太陽歯車 752、及び太陽歯車 754 の回転がもたらされる。太陽歯車 754 を第 1 の発射方向に回転させると、遊星歯車 764 も回転する。遊星歯車 764 が回転するにつれて、それによって差動ハウジング 762 も回転する。器具駆動歯車 1302 が第 3 のリングギヤ 768 と噛合係合しているため、差動ハウジング 762 の回転によって器具軸 1

50

300が回転する。エンドエフェクタ駆動ハウジング1010と中間関節接合管712の遠位側ソケット部分730との間に摩擦量F1が存在するため、遊星歯車764が回転しても、エンドエフェクタハウジング1010は中間関節接合管712に対して回転しない。したがって、駆動軸アセンブリの回転により、エンドエフェクタ1000全体を回転させることなく、器具駆動軸1300の回転がもたらされる。

#### 【0072】

かかる独自の新規な回転伝達装置750は、回転駆動軸の軸線方向位置に応じて、エンドエフェクタ1000を選択的に回転させるか又は発射部材1200を発射することができる、単一の駆動システムを備える。かかる構成によって提供され得る1つの利点は、関節継手700を横切らなければならない駆動装置が単純化されることである。また、中央の駆動装置が細長いチャンネル1020の基部へと並進するので、発射部材1200を駆動するため、器具駆動軸1300がステープルカートリッジ1040の下に存在することができる。エンドエフェクタが関節継手の遠位側で回転可能であるという能力により、標的組織に対してエンドエフェクタを位置決めする能力を大幅に改善することができる。

#### 【0073】

上述したように、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置で位置決めされているとき、駆動軸アセンブリの回転により、関節継手700の遠位側にあるエンドエフェクタ1000全体の回転がもたらされてもよい。駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置（一実施例では、第1の軸線方向の遠位側）に位置決めされているとき、駆動軸アセンブリの回転により、器具駆動軸1300の回転がもたらされてもよい。

#### 【0074】

図64及び65に示される回転伝達装置の実施形態は、駆動軸アセンブリを第1及び第2の軸線方向位置で保持するように構成された差動固定システム780を含む。図64及び65に見られるように、差動固定システム780は、駆動軸アセンブリの第1の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸752内の第1の保持形成物756と、駆動軸アセンブリの第2の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸752内の第2の保持形成物758とを備える。図示される例示的实施形態では、第1の保持形成物は、第1の太陽歯車軸752内の第1の径方向係止溝757を備え、第2の保持形成物758は、第2の太陽歯車軸752内に形成された第2の径方向係止溝759を備える。駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置にあるとき、第1及び第2の係止溝757、759はそれぞれ、係止溝757、759を保持して係合するように適合された少なくとも1つのばね付勢された係止部材784と協働する。係止部材784は、テーパ状の先端786を有し、差動ハウジング762内で移動可能に支持される。径方向波形ばね782は、図63に示されるように、係止部材784に対して付勢力を加えるために用いられてもよい。駆動軸アセンブリが第1の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材784が嵌まり込んで第1の径方向係止溝757と係合する。図65を参照されたい。駆動軸アセンブリが第2の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材784が嵌まり込んで第2の径方向係止溝759と係合する。図64を参照されたい。代替実施形態では、第1及び第2の保持形成物は、例えば、係止部材784それぞれに対応する窪みを備えてもよい。また、駆動軸アセンブリを2つを超える軸線方向位置に軸線方向で位置決め可能である代替実施形態では、それらの軸線方向位置それぞれに対応する追加の保持形成物が用いられてもよい。

#### 【0075】

図70及び71は、駆動軸アセンブリが複数の所定の軸線方向位置のうち1つへと係止されることを担保するように構成された、代替の差動固定システム790を示す。差動固定システム790は、駆動軸アセンブリが、第1及び第2の軸線方向位置のうち1つに位置決め可能であり、駆動システムが適切に動作できない別の軸線方向位置には意図せずに位置決めされないことを担保するように構成される。図70及び71に示される実施形態では、差動固定システム790は、駆動軸アセンブリに取り付けられる複数の係止ばね792を含む。それぞれの係止ばね792は、尖った頂点部分798によって分離される第1及び第2の係止谷部（locking valley）794、796を有して形成される。係止ばね

792は、差動ハウジング762上に形成された尖った係止部材763と協働するように配置される。したがって、尖った係止部材763が第1の係止谷部794に着座されると、駆動軸アセンブリは第1の軸線方向位置で保持され、尖った係止部材763が第2の係止谷部796に着座されると、駆動軸アセンブリは第2の軸線方向位置で保持される。第1及び第2の係止谷部794、796間の尖った頂点部分798により、駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置の一方にあり、それら2つの軸線方向位置間の軸線方向位置に引っ掛からないことが担保される。追加の軸線方向位置が望ましい場合、係止ばねは、所望の軸線方向位置に対応する追加の係止谷部を備えてもよい。

#### 【0076】

図60、72、及び73を参照すると、スラスト軸受1030が、細長いチャンネル1020のクレードル1026内で支持される。器具駆動軸1300の遠位端部分1306は、スラスト軸受1030内で回転可能に受け入れられ、そこを通過して突出する。保持カラー1032は、図73に示されるように、遠位端1030にピンで固定されるか又は別の方法で固着されて、設置が完了する。このような形でスラスト軸受1030を使用することにより、発射部材1200を発射するときに細長いチャンネル1020内の開始位置から終了位置まで「引く」ことが可能になることがある。かかる構成により、高荷重条件下において器具駆動軸1300が座屈するリスクが最小限に抑えられることがある。スラスト軸受1030の独自の新規な装着構成及び配置により、アンビル荷重と共に増加する着座荷重がもたらされ、それによってエンドエフェクタの安定性が更に増加する。かかる装着構成は、本質的に、高荷重発射サイクル中に伸張状態で器具駆動軸1300を配置するの

に役立ってもよい。これにより、駆動システムの歯車が器具駆動軸1300を回転させると共に軸1300の座屈に抵抗する必要性が回避されてもよい。保持カラー1032の使用により、この構成の製造及び組立てを簡単にすることもできる。発射部材1200は、アンビルを係合すると共に、発射部材1200が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、カートリッジデッキから所望の距離でアンビルを保持するように構成される。例えば、この構成では、発射部材1200のアセンブリが細長いチャンネル1020を遠位側に移動するにつれて、カンチレバービームに似たアンビルの一部の長さがより短く、より堅くなり、それによって細長いチャンネル1020の遠位端で起こる下向きの荷重の大きさが増加して、軸受の着座荷重が更に増加する。

#### 【0077】

発射、閉鎖、回転などに回転駆動部材を利用することの利点の1つは、器具のそれらのタスクを達成するのに必要な高荷重に適応するため、駆動軸の高度な機械的利点を使用できることを含んでもよい。しかしながら、かかる回転駆動システムを用いるとき、駆動軸及び移動可能なエンドエフェクタ構成要素が遠位方向に駆動され過ぎた場合の駆動ねじ及び他の器具構成要素に対する壊滅的な故障又は損傷を回避するため、駆動軸が駆動される回転数を追跡するのが望ましいことがある。したがって、回転駆動軸を含む一部のシステムは、これまで、モータの回転を追跡するエンコーダ又は移動可能な構成要素の軸線方向位置を監視するセンサを用いてきた。エンコーダ及び／又はセンサの使用には、かかるシステムに適応する追加の配線、電子機器、及び処理能力を要し、そのことが器具のコストの増加に結び付く場合がある。また、システムの信頼性を予測するのが多少困難なことがあり、その信頼性はソフトウェア及びプロセッサによって変わる。

#### 【0078】

図74～76は、発射部材1200が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、発射部材1200の線形的行程を制限する、機械的行程制限システム1310を示す。行程制限システム1300は、器具駆動軸1300'上のねじ山1308が駆動軸1300'の遠位端1306まで延在しない、器具駆動軸1300'を用いる。例えば、図74～76に見られるように、器具駆動軸1300'はねじ切りされていない区画1309を含む。発射部材1200は、器具駆動軸1300'上のねじ山1308とねじ込み可能にインターフェース接続するように適合された、一連の雌ねじ1204を有する本体部分1202を有するので、器具駆動軸1300'を第1の発射方向で回転させると、発射部材120

0が、ねじ切りされていない区画1309に接触するまで遠位方向「DD」で駆動され、その地点で発射部材1200が遠位方向での前進を停止する。即ち、発射部材1200は、発射部材1200の雌ねじ1204が器具駆動軸1300'のねじ山1308を係脱するまで遠位方向に前進する。器具駆動軸1300'を第1の方向で更に回転させても、発射部材1200はそれ以上遠位方向に前進しない。例えば、図75を参照されたい。

#### 【0079】

図示される例示的な機械的行程制限システム1310は、発射部材1200をその行程の遠位端まで前進させたとき（即ち、器具駆動軸が第1の回転方向で回転しても、発射部材がそれ以上遠位側に前進しない）、発射部材1200が接触するように構成された遠位側付勢部材1312を更に含む。図74～76に示される実施形態では、例えば、付勢部材1312は、図示されるように細長いチャンネル1020内に位置決めされた板ばね1314を備える。図74は、発射部材1200が接触する前の板ばね1314を示し、図75は、発射部材1200が接触するようになった後の圧縮状態の板ばね1314を示す。その位置にあるとき、板ばね1314は、発射部材1200を近位方向「PD」で付勢して、器具駆動軸1300'を第2の撤回方向で回転させたとき、発射部材1200の雌ねじ1204が器具駆動軸1300'と再係合できるようにするのに役立つ。器具駆動軸1300'を第2の撤回方向で回転させると、発射部材1200は近位方向に撤回される。図76を参照されたい。

#### 【0080】

図77～80は、別の行程制限システム1310'を示す。行程制限システム1310'は、二部分の器具駆動軸1300''を用いる。少なくとも1つの形態では、例えば、器具駆動軸1300''は、遠位端1322にソケット1324を有する近位側器具駆動軸セグメント1320と、近位端1332から突出する突起1334を有する遠位側駆動軸セグメント1330とを含む。突起1334は、ソケット1324内に受け入れられるようにサイズ及び形状が決められ、それによって、近位側駆動軸セグメント1320上のねじ山1326が遠位側駆動軸セグメント1330上のねじ山1336と協働して、1つの連続的な駆動ねじ山1340を形成する。図77、79、及び90に見られるように、遠位側駆動軸セグメント1330の遠位端1338は、細長いチャンネル1020の遠位端1023で移動可能に支持されるスラスト軸受1032を通して延在する。即ち、スラスト軸受1032は細長いチャンネル1020内で軸線方向に移動可能である。遠位側付勢部材1342は、スラスト軸受1032と接触するように、細長いチャンネル1020内で支持される。図78は、器具駆動軸1300''が第1の回転方向で駆動されるとき、遠位方向「DD」で駆動されている発射部材1200を示す。図79は、その行程の遠位端にある発射部材1200を示す。器具駆動軸1300''を第1の回転方向で更に回転させると、スラスト軸受1032が付勢部材1342を圧縮し、また、近位側セグメント1320を回し続けた場合に遠位軸セグメント1330を空転させることが可能になる。近位側及び遠位側器具駆動軸セグメント1320、1330の間のかかる空転により、発射部材1200がそれ以上遠位側に前進し、最終的には器具を損傷する可能性が防止される。しかしながら、第1の回転運動が中断された後、付勢部材1342は遠位軸セグメント1320を近位方向で付勢するのに役立ち、それによって突起1334がソケット1324内に着座される。その後、器具軸1300''を第2の回転方向で回転させることにより、図80に示されるように、発射部材1200が近位方向「PD」で移動する。

#### 【0081】

図81は、別の行程制限システム1310''を示す。この実施形態では、器具駆動軸1300はその上に形成された突起1350を有し、その突起は、器具駆動歯車1302がその上に形成されるか又は別の方法で取り付けられている、軸受セグメント1304のソケット1352内に受け入れられるようにサイズ及び形状が決められる。図81A及び81Bはそれぞれ、対応するソケット1352'及び1352''を解除可能に係合するように構成された、異なる突起1350'（図81A）及び1350''（図81B）を示す。板ばね1314は、発射部材1200がその行程の端部に達したとき、発射部材1

10

20

30

40

50

200が接触するように位置決めされる。器具駆動軸1300の更なる回転により、突起1350、1350'、1350''がそれぞれソケット1352、1352'、1352''から滑脱し、それによって器具軸1300はそれ以上回転しなくなる。一旦器具駆動軸1300に対して回転運動が加えられなくなると、板ばね1314が発射部材1200に対して付勢運動を加えて、最終的に、器具駆動軸1300を近位方向「PD」で付勢して、突起1350をソケット1352内に着座させる。器具駆動軸1300が第2の回転方向で回転することにより、発射部材1200が近位方向「PD」で開始位置へと撤回される。一旦発射部材1200が開始位置へと戻ると、次にアンビル1100が開放されてもよい。

#### 【0082】

図示される例示の実施形態では、発射部材1200は、エンドエフェクタを通して発射部材1200を遠位側へと駆動するとアンビル1100に係合して、アンビルをステープルカートリッジから積極的に離隔配置するように構成され、特に不適合な量の組織が締め付けられたときに、閉鎖されたステープルが適切に形成されることが保証される。アンビルに係合すると共にステープルカートリッジ又は細長いチャンネルから離隔配置するように構成され、この実施形態又は他の実施形態で用いられてもよい、発射部材の他の形態は、その開示全体を参照により本明細書に援用する、米国特許第6,978,921号、発明の名称「Surgical Stapling Instrument Incorporating an E-beam Firing Mechanism」に開示されている。図82及び83に見られるように、発射部材1206の本体部分1202は、細長いチャンネル1020内のチャンネルスロット1028を上向きに係合する足部分1206を含む。図60を参照されたい。同様に、ナイフ本体は一对の横方向に突出する上部フィン1208を含む。アンビル1100が閉止された状態で発射されると、上部フィン1208は、アンビル1100を通して遠位側に延在する長手方向のアンビルスロット1103内で遠位方向に前進する。アンビル1100に軽微な上向きの撓みがある場合、上部フィン1208によって付与される下向きの力によって克服される。

#### 【0083】

広くは、発射部材を閉鎖し前進させる、即ち発射部材を「発射する」のに必要な荷重は、90.7kg(200ポンド)を超えることが考えられ得る。しかしながら、かかる力の要件は、発射部材の雌ねじ1204が、アクメねじなどの電力式のねじ山(power-type thread)形態の比較的微細なねじ山を備えることを要することがある。更に、発射部材1200がエンドエフェクタを通して遠位側へと駆動されるときに連結されるのを回避するため、上部フィン1208を十分に支持するには、発射部材の少なくとも5~15のねじ山が、器具駆動軸上のねじ山と任意の所与の時点で係合されるのが望ましいことがある。しかしながら、従来の製造方法は、直径0.2cm~0.38cm(0.08インチ~0.150インチ)の開口部内で、十分なねじ山の深さを有する十分なねじ山を発射部材本体1202に形成するのには適していないことがある。

#### 【0084】

図82~84は、上述の課題の少なくとも一部に対処することができる、発射部材1200'を示す。それらの図面に見られるように、発射部材の本体部分1202'は、器具軸の中に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通して延在する中空の軸ソケット1210を有する。この実施形態の雌ねじは、図示されるように、軸ソケット1210の穴1212を通して横断方向で延在する一連のロッド1214によって形成される。図84に見られるように、ピン1214は、器具駆動軸1300上のねじ山1308のピッチの小径の上に乗る。

#### 【0085】

図85は、上述した製造上の課題の少なくとも一部にやはり対処することができる、別の発射部材1200''を示す。その図面に見られるように、発射部材100''の本体部分1202''は、器具軸の中に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通して延在する中空の軸ソケット1210を有する。図示されるように、一对の窓1216が本体部

10

20

30

40

50

分1202' 'に形成される。この実施形態の雌ねじ1220は、窓1216に挿入され、溶接、接着剤などによって中に取り付けられるプラグ1218上に形成される。図86及び87は、ソケット1210内へのアクセスが、本体部分1202' 'に形成されたアクセス窓1230A、1230Bを通して得られる、別の発射部材1200' 'を示す。例えば、一対のアクセス窓1230Aは、ソケット部分1210の一方の側面を通して設けられて、雌ねじセグメント1232をソケット1210の反対側の壁内に形成することが可能になる。別のアクセス窓1230Bは、ソケット部分1210の反対側の側面を通して設けられ、それによって、雌ねじセグメント1234を雌ねじセグメント1232間の反対側の壁に形成することができる。ねじ山セグメント1232、1234は協働して、器具駆動軸1300上のねじ山1308をねじ込み可能に係合する。

10

#### 【0086】

エンドエフェクタ1000は、ステープルカートリッジ1040を中で解除可能に支持する。図60を参照されたい。ステープルカートリッジ1040は、細長いチャンネル1020と共に動作可能に着座されるように構成されたカートリッジ本体1042を含む。カートリッジ本体1042は、発射部材1200を収容する細長いスロット1046を中に有する。カートリッジ本体1042は更に、本明細書ではカートリッジデッキ1044と呼ばれる上面を画定する。それに加えて、細長いスロット104のそれぞれの側面上に、互い違いにされたステープルアパーチャ1048の2つのラインが設けられる。ステープルアパーチャ1048は、1つ又は2つの外科用ステープル（図示なし）をその上で支持する、対応するステープルドライバ1050を動作可能に支持する。様々なかかるステープルドライバの構成が知られており、本発明の様々な例示的实施形態の趣旨及び範囲から逸脱することなく用いられてもよい。

20

#### 【0087】

発射部材の実施形態はまた、ステープルカートリッジ1040内で動作可能に支持されたステープルドライバと駆動可能に接触する、ウェッジスレッドアセンブリ1250を用いる。図60に見られるように、ウェッジスレッドアセンブリ1250は、ステープルカートリッジ1040内で動作可能に支持されたステープルドライバのラインと駆動可能に接触するように配向された、少なくとも2つのウェッジ1252を含む。発射部材1200を遠位側へと駆動すると、ウェッジスレッドアセンブリ1250は発射部材1220と共に移動し、その上にあるウェッジ1252によって、閉鎖されたアンビル1100に向かってドライバ1050が押し上げられる。ドライバ1050が上向きに駆動されると、その上で支持された外科用ステープルがそれら個々のアパーチャ1048から送り出されて、閉鎖されたアンビル1100のステープル形成面1104と接触する。

30

#### 【0088】

本明細書で開示する様々な例示的なエンドエフェクタの実施形態はまた、カートリッジが存在せず、カートリッジがエンドエフェクタ内に適切に着座されていないとき、及び／又は使用済みカートリッジがエンドエフェクタ内に設置されたままのとき、臨床医が不用意に発射部材を前進又は「発射」させるのを防ぐ、独自の新規な発射ロックアウト構成を用いてもよい。例えば、以下で更に詳細に考察するように、発射ロックアウト構成は、器具駆動軸1300及び／又は発射部材1200と相互作用して、上述の条件のうち1つが存在するときに、発射部材1200の不用意な前進を防いでもよい。

40

#### 【0089】

図示される例示的实施形態では、発射部材1200が、例えば、カートリッジ本体1042の細長いスロット1046（図60）、細長いチャンネル1020のチャンネルスロット1028、及びアンビル1100のアンビルスロット1103と適切に整列されている場合、器具駆動軸1300が第1の回転又は「発射」方向で回転することにより、発射部材1200がステープルカートリッジ1040を通して遠位側へと駆動される。主に図90を参照すると、細長いスロット1046、チャンネルスロット1028、及び／又はアンビルスロット1103は、例えば発射行程の間に、外科用エンドエフェクタ1000を通る経路に沿って発射部材1200が移動する際にそれをガイドすることができる。発射部材

50

1200が動作可能な構成のとき、例えば、チャンネルスロット1028は、発射部材1200の足部分1206を受け入れるように構成され、アンビルスロット1103は、発射部材1200の上部フィン1208を受け入れる。発射部材1200の一部がチャンネルスロット1028及び／又はアンビルスロット1103内に位置決めされていると、発射部材1200を軸線Aと整列させるか又はほぼ整列させることができる。チャンネルスロット1028及び／又はアンビルスロット1103は、例えば、発射部材1200がカートリッジ本体1042に対して初期位置から第2の位置へと移動するとき、発射部材1200をガイドし、発射部材1200と軸線Aとの整列を維持することができる。

#### 【0090】

簡潔に上述したように、様々な外科用ステーブルカートリッジの実施例では、外科用ステーブルは、カートリッジ本体内で支持された移動可能なステーブルドライバ上で支持される。様々な例示的なエンドエフェクタの実施形態は、ステーブルカートリッジを通してウェッジスレッドアセンブリを遠位側へと駆動するとステーブルドライバに接触して、ステーブルをカートリッジ本体のそれら個々のキャビティから送り出し、閉鎖されたアンビルとの接触を形成するように構成された、ウェッジスレッドアセンブリ1250を用いる。少なくとも1つの例示の実施形態では、ウェッジスレッド1250はステーブルカートリッジ1040内に位置決めされる。したがって、新しいステーブルカートリッジ1040はそれぞれ、中で動作可能に支持されたそれ自体のウェッジスレッドを有する。臨床医が新しいステーブルカートリッジ1040を細長いチャンネル内に適切に着座させると、ウェッジスレッド1250は、例えば、図60、88、及び89に示されるような形で、器具駆動軸1300をまたぎ、発射部材1200を係合するように構成される。それらの図面に見られるように、例示のウェッジスレッドアセンブリ1250は、スレッド本体1414、フランジ1410、及びウェッジ1252を備えることができる。スレッド本体1414は、ウェッジスレッドアセンブリ1250が細長いチャンネル1020内に位置決めされると、器具駆動軸1300の一部分の周りに位置決めすることができる。スレッド本体1414は、スレッド本体1414が器具駆動軸1300の周りに位置決めされたとき、スレッド本体1414が器具駆動軸1300との接触を回避するように構成することができる。スレッド本体1414は、例えば、器具駆動軸1300の上及び／又は周りで湾曲する輪郭1412を備えることができる。かかる実施形態では、例えば、フランジ1410はスレッド本体1414とウェッジ1252それぞれとの間で延在する。それに加えて、スレッド本体1414は、発射部材本体1203の一部分を受け入れるように構成された切欠き1415を有する。主に図89を参照すると、フランジ1410は、発射部材1200がウェッジスレッドアセンブリ1250を係合しているとき、発射部材1200の足部分1206にほぼ平行に延在することができる。

#### 【0091】

新しいステーブルカートリッジ1040が細長いチャンネル1020内に適切に設置されているとき、（例えば、器具駆動軸1300を回転させることによって）発射部材1200を最初に作動させることで、発射部材本体1203の一部分がウェッジスレッド1250の切欠き1415に入り、それによって、発射部材1200が、カートリッジ本体1042の細長いスロット1046（図60）、細長いチャンネル1020のチャンネルスロット1028、及びアンビル1100のアンビルスロット1103と整列して、ステーブルカートリッジ1040を通して発射部材1250を遠位側へと前進させることができる。したがって、ウェッジスレッドは、本明細書では「整列部材」とも呼ばれることがある。ステーブルカートリッジ1040が細長いチャンネル内に適切に設置されている場合、発射部材1200を作動させても、ウェッジスレッド1250の切欠き1415とは整列係合されず、発射部材1200は、細長いチャンネル1020のチャンネルスロット1028及びアンビル1100のアンビルスロット1103と整列されないままであり、それによって発射部材1250が発射されることを防ぐ。

#### 【0092】

新しいステーブルカートリッジ1040が細長いチャンネル1020内に適切に設置され

10

20

30

40

50

た後、臨床医は、第1の回転運動を器具駆動軸1300に加えることによって発射部材を発射する。一旦発射部材1250がステープルカートリッジ1250を通してその最遠位位置へと遠位側に駆動されると、逆回転運動が器具駆動軸1300に加えられて、発射部材1250が外科用ステープルカートリッジ1040外部のその開始位置へと戻されて、使用済みカートリッジを細長いチャンネル1020から除去し、新しいステープルカートリッジの中に設置することができる。発射部材1250がその開始位置へと戻されるとき、ウェッジスレッド1250はステープルカートリッジの遠位端に残り、発射部材1200と共に戻らない。したがって、発射部材1200がステープルカートリッジ1040及びアンピルのアンピルスロット1103の外へと近位側に移動すると、器具駆動軸1300の回転運動によって、発射部材1200が僅かに旋回して動作不能位置に入る。即ち、発射部材1200が（カートリッジ外部の）動作不能位置にあるとき、臨床医が使用済みカートリッジ1040を除去し、新しいウェッジスレッド1250を収容した新しいカートリッジと交換せずにアンビル1110を閉鎖し、発射部材1200を発射しようとした場合、発射部材1200と整列するウェッジスレッドが存在しないため、発射部材1200は細長いチャンネル1020を通して遠位側へと前進することができない。したがって、かかる構成は、カートリッジが存在しないときに臨床医が不用意に発射部材1200を発射するのを防ぐ。

10

#### 【0093】

かかる例示的实施形態では、発射部材1200が動作可能な構成で配向されているとき、発射部材1200を軸線Aとほぼ位置合わせすることができ、それによって、発射部材1200は、エンドエフェクタ1000を通して確立された経路に沿って移動することができる。軸線Aは、アンビル1100のステープル形成面1104及び／又はステープルカートリッジ1040のカートリッジデッキ1044（図60）にほぼ垂直であることができる。他の例示的实施形態では、軸線Aは、アンビル1100のステープル形成面1104及び／又はステープルカートリッジ1040のカートリッジデッキ1044に対して角度を付けて配向することができる。更に、少なくとも1つの例示的实施形態では、軸線Aは外科用エンドエフェクタ1000の中心を通して延在することができ、他の例示的实施形態では、軸線Aは外科用エンドエフェクタ1000のどちらかの側に位置決めすることができる。

20

#### 【0094】

図91～97は、独自の新規な発射ロックアウト構成を用いる外科用エンドエフェクタ1400の1つの例示的形態を示す。図91～95に見られるように、発射部材1200が初期位置にあるとき、発射部材1200は、発射部材1200とチャンネルスロット1028及びアンピルスロット1103とのミスアラインメントにより、エンドエフェクタを通して遠位側に前進するのを防ぐ、動作不能の形態である。発射部材1200は、全体的に1418として指定される発射ロックアウト部によって動作不能の形態で保持されてもよい。主に図91～93を参照すると、少なくとも1つの形態では、発射ロックアウト部1418は、細長いチャンネル1020に形成された第1のロックアウト溝又は切欠き1402を含む。しかしながら、他の例示的实施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、例えば、第1のつかみ具1004、第2のつかみ具1006、細長いチャンネル1020、及び／又はアンビル1100に開口部を形成することができる。様々な例示的实施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、発射部材1200が動作不能構成のとき、第1のロックアウト切欠き1402が発射部材1200の一部分を保持して係合するように、外科用エンドエフェクタ1400内に配置される。第1のロックアウト切欠き1402は、例えば、細長いチャンネル1020のチャンネルスロット1028の付近にあるか、それに隣接するか、且つ／又はそれに接続することができる。主に図91を参照すると、チャンネルスロット1028は、その長さに沿ったスロット幅を有することができる。少なくとも1つの例示的实施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、チャンネルスロット1028及び第1のロックアウト切欠き1402を組み合わせた幅がチャンネルスロット1028のスロット幅を超えるように、チャンネルスロット1028から延在すること

30

40

50

ができる。図91に見られるように、発射部材1200が動作不能構成のとき、発射部材1200の足部分1206は第1のロックアウト切欠き1402内へと延在し、それによって細長いチャンネル1020を通して不用意に遠位側に前進するのを防ぐ。

#### 【0095】

新しいステープルカートリッジ1040が細長いチャンネル1020内に適切に設置されているとき、発射行程を開始することにより、発射部材がステープルカートリッジ1040内に位置決めされたウェッジスレッド1250を係合し、それによって発射部材1200が移動して、カートリッジ本体1042の細長いスロット1046、細長いチャンネル1020のチャンネルスロット1028、及びアンビル1100のアンビルスロット1103と駆動可能に整列されて、それを通して発射部材1250を遠位側へと前進させることができる。発射部材1200がステープルカートリッジ1040に対して初期位置から第2の位置へと移動するにつれて、発射部材1200は、例えば、第1のロックアウト切欠き1402を越えて移動することができる。第1のロックアウト切欠き1402は、例えば、約0.64cm(0.25インチ)の長さを有することができる。いくつかの他の例示的实施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、例えば、約0.38cm(0.15インチ)～約0.64cm(0.25インチ)の長さ、又は例えば、約0.64cm(0.25インチ)～約2.5cm(1.0インチ)の長さを有することができる。

#### 【0096】

図93及び94を参照すると、外科用エンドエフェクタ1400は、発射部材1200が動作不能構成のとき、発射部材1200の上部フィン1208を収容するように構成することができる。例えば、発射ロックアウト部1418は、アンビル1100内の第2のロックアウト溝又は切欠き1404を含むことができる。図示される例示的实施形態では、第2のロックアウト切欠き1404は、例えば、アンビル1100のアンビルスロット1103の付近にあるか、それに隣接するか、且つ／又はそれに接続することができる。アンビルスロット1103は、その長さに沿った幅を有することができる。少なくとも1つの例示的实施形態では、第2のロックアウト切欠き1404は、アンビルスロット1103及び第2のロックアウト切欠き1404を組み合わせた幅がアンビルスロット1103のスロット幅を超えるように、アンビルスロット1103から延在することができる。第2のロックアウト切欠き1404は、外科用エンドエフェクタ1400の長さ又は距離を延在することができる。発射部材1200は、発射部材1200が動作不能構成のとき、第2のロックアウト切欠き1404をその長さに沿って係合するように構築することができる。発射部材1200がステープルカートリッジ1040に対して初期位置から第2の位置へと移動するにつれて、発射部材1200は、例えば、第2のロックアウト切欠き1404を越えて移動することができる。第2のロックアウト切欠き1404は、例えば、約0.64cm(0.25インチ)の長さを有することができる。いくつかの他の例示的实施形態では、第2のロックアウト切欠き1404は、例えば、約0.38cm(0.15インチ)～約0.64cm(0.25インチ)の長さ、又は例えば、約0.64cm(0.25インチ)～約2.5cm(1.0インチ)の長さを有することができる。主に図93を参照すると、第1のロックアウト切欠き1402はチャンネルスロット1028から第1の方向Xで延在することができ、第2のロックアウト切欠き1404はアンビルスロット1103から第2の方向Yで延在することができる。少なくとも1つの例示的实施形態では、第1の方向Xは第2の方向Yに対してほぼ横方向反対側であることができる。かかる例示的实施形態では、発射部材1200が動作不能構成へと移動すると、発射部材1200の足部分1206は、旋回して第1のロックアウト切欠き1402に入ることができ、発射部材1200の上部フィン1208は、旋回して第2のロックアウト切欠き1404に入ることができる。

#### 【0097】

主に図92～94を参照すると、発射部材1200が動作不能構成で配向されると、発射部材1200の対応する部分が第1及び第2のロックアウト切欠き1402、1404を係合する。発射部材1200は、発射部材1200が動作不能構成のとき、少なくとも

部分的に第1及び第2のロックアウト切欠き1402、1404内に位置決めすることができる。発射部材1200は、発射部材1200が動作不能構成へと移動すると、第1及び第2のロックアウト切欠き1402、1404内へとシフトすることができる。更に、発射部材1200が動作可能構成で配向されると、発射部材1200は第1及び第2のロックアウト切欠き1402、1404を係脱することができる。

#### 【0098】

外科用エンドエフェクタ1400の1つ以上の部分は、発射部材1200が動作不能構成で配向されると、発射部材1200を阻止し、発射部材1200が外科用エンドエフェクタ1400を通して移動するのを制限又は防止することができる（例えば、図95を参照）。例えば、第1のつかみ具1004、第2のつかみ具1006、細長いチャンネル1020、及び／又はアンビル1100は、発射部材1200が動作可能構成のときにそれを阻止するように構成することができる。いくつかの例示的实施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、その上に形成された第1の阻止面又は縁部1406（図91及び92）を有し、第2のロックアウト切欠き1404は、その上に形成された第2の阻止面又は縁部1408（図94）を有する。発射部材1200が動作不能構成の状態が発射部材1200を発射しようとする、発射部材1200の対応する部分が第1及び第2の阻止面1406、1408の一方または両方に接触して、発射部材1200が初期位置から第2の位置に向かって移動するのを防ぐ。少なくとも1つの例示的实施形態では、外科用エンドエフェクタ1400は、必ずしも第1の阻止縁部1406及び第2の阻止縁部1408の両方を有さなくてもよい。

#### 【0099】

図97～104は、別の例示的な発射ロックアウト構成を用いる別の例示的な外科用エンドエフェクタの実施形態1500を示す。例えば、それらの図面に見られるように、外科用エンドエフェクタ1500は、細長いチャンネル1020、器具駆動軸1300、及び発射部材1200を備えることができる。外科用エンドエフェクタ1500はまた、エンドエフェクタ駆動ハウジング1510を備えることができる（例えば、図100を参照）。本明細書に記載するエンドエフェクタ駆動ハウジング1010と同様に、エンドエフェクタ駆動ハウジング1510は、軸受スリーブ1511及び第3のリングギヤ又はハウジング駆動部材768を備えることができる。軸受スリーブ1511は、器具駆動軸1300の軸受セグメント1304を軸受スリーブ1511内で移動可能に位置決めできるように構成することができる。軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が、本明細書に記載するように、動作不能位置と動作可能位置との間で移動すると、軸受スリーブ1511内で移動することができる。軸受スリーブ1511は、例えば、縦辺及び／又は平行辺を間に有する卵形、楕円、及び／又は半円を備える断面形状など、細長い断面を有するボア1512を備えることができる。かかる例示的实施形態では、軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が動作不能位置にあるとき、例えば第1の半円など、ボア1512の第1の辺に接して、又はその付近に位置決めすることができる。更に、軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が動作可能位置にあるとき、例えば第2の半円など、ボア1512の第2の辺に接して、又はその付近に位置決めすることができる。

#### 【0100】

器具駆動軸1300は、動作不能位置と動作可能位置との間で移動可能であることができる。本明細書に記載するように、付勢部材1520及び／又はステープルカートリッジ1040の一部分は、例えば、動作不能位置と動作可能位置との間で器具駆動軸1300を移動させることができる。図示される実施形態および他の実施形態では、器具駆動軸1300の器具駆動歯車1302は、器具駆動軸1300が動作可能位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング1510の第3のリングギヤ768と係合させることができる。器具駆動歯車1302は、例えば外歯車であることができ、第3のリングギヤ768は、例えば内歯車であることができる。器具駆動軸1300が動作不能位置から動作可能位置へと移動すると、器具駆動歯車1302は移動して第3のリングギヤ768と係合することができる。更に、器具駆動軸1300が動作不能位置にあるとき、器具駆動歯車1

302を第3のリングギヤ768から係脱させることができる。少なくとも1つの例示的实施形態では、器具駆動軸1300が動作可能位置から動作不能位置へと移動すると、器具駆動歯車1302は移動して、第3のリングギヤ768との係合から外れることができる。本明細書に記載する他の例示的实施形態と同様に、器具駆動軸1300をエンドエフェクタ駆動ハウジング1510内の第3のリングギヤ768と係合させると、駆動システム750（図61）は、例えば、発射行程の間、外科用エンドエフェクタ1500の細長いチャンネル1020を通して発射部材1200を駆動することができる。

#### 【0101】

主に図101及び102を参照すると、軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が動作不能位置にあるとき、軸受スリーブ1511のボア1512の第1の辺に接して位置決めすることができる。保持ピン1514（図98、100、101、及び103）は、軸受セグメント1304をボア1512の第1の辺に対して付勢するように構成することができる。それによって、器具駆動軸1300は、例えば動作不能位置で保持され、器具駆動歯車1302は、例えば第3のリングギヤ768との係合から外れて保持される。いくつかの例示的实施形態では、保持ピン1514は、保持ピン1514が軸受セグメント1304に対して力を働かせて、器具駆動軸1300を動作不能位置に向かって移動させるように、ばね上げすることができる。器具駆動軸1300は、保持ピン1514によって働く力を別の力が克服して、例えば器具駆動軸1300を動作可能位置に向かって移動させ、例えば器具駆動歯車1302が第3のリングギヤ768と係合するまで、動作不能位置に残ることができる。

#### 【0102】

主に図103及び104を参照すると、軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が動作可能位置にあるとき、軸受スリーブ1511のボア1512の第2の辺に接して位置決めすることができる。様々な例示的实施形態では、保持ピン1514（図98、100、101、及び103）によって働く力を克服して、軸受セグメント1304がボア1512の第2の辺に接するように移動させ、それによって、器具駆動軸1300は、例えば動作可能位置にあり、器具駆動歯車1302は、例えば第3のリングギヤ768と係合される。本明細書に記載するように、付勢要素1520は、例えば、保持ピン1515によって働く力を克服する力を、軸受セグメント1304に対して働かせることができる。

#### 【0103】

外科用エンドエフェクタ1500は、第1の組の位置（例えば、図103を参照）と、第2の組の位置（例えば、図101を参照）との間で移動可能であることができる、付勢要素1520を備えることができる。第2の組の位置は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1510に対して第1の組の位置の遠位側であり得る。付勢要素1520が第1の組の位置にあるとき、付勢要素1520は、例えば、器具駆動軸1300を動作可能位置へと移動させるように構成することができる。付勢要素1520が第2の組の位置にあるとき、付勢要素1520は、例えば、器具駆動軸を動作不能位置に戻すことができるように、器具駆動軸1300を解放することができる。

#### 【0104】

付勢要素1520は、外科用エンドエフェクタ1500内で位置決め可能な独立した要素であることができる。付勢要素1520は、例えば外科用エンドエフェクタ1500内で移動可能に保持することができる、例えばステープルカートリッジ1040と動作可能に係合可能であることができる。ステープルカートリッジ1040は付勢要素1520を備えることができる。いくつかの例示的实施形態では、付勢要素1520は、例えばステープルカートリッジ1040のウェッジスレッドアセンブリ1250と一体的に形成することができる、付勢要素1520は、例えばステープルカートリッジ1040内で移動可能に保持することができる。かかる例示的实施形態では、付勢要素1520は、例えば、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ1250及び／又は発射部材1200が細長いチャンネル1020を通過して移動するにつれて、細長いチャンネル1020を通過して移動するこ

とができる。

#### 【0105】

主に図99を参照すると、付勢要素1520は、付勢本体1522と、付勢本体1522から延在する脚体1526を備えることができる。付勢本体1522は、外科用エンドエフェクタ1500内の器具駆動軸1300の一部分の周りに位置決めすることができる。いくつかの例示的实施形態では、付勢本体1522は、付勢本体1522を器具駆動軸1300の周りに位置決めしたとき、付勢本体1522と器具駆動軸1300との接触を回避するように構成することができる。付勢本体1522は、例えば、器具駆動軸1300の上及び／又は周りで湾曲する輪郭1524を備えることができる。脚体1526は、細長いチャンネル1020の一部分及び／又は器具駆動軸1300のどちらかの側に沿って延在することができる。付勢要素1520はまた、少なくとも1つの延長部又はウェッジ1528を備えることができる。本明細書に記載するように、ウェッジ1528は、軸受スリーブ1511及び／又は軸受セグメント1304を移動可能に係合して、器具駆動軸を動作可能位置へと移動させることができる。付勢要素1520はまた、少なくとも1つのばね1530を備えることができる。ばね1530は、例えば、初期構成(図101)と変形構成(図103)との間で変形可能であることができる。ばね1530は、力によってばね1530が初期構成から変形構成へと変形するまで、付勢要素1520をエンドエフェクタ駆動ハウジング1510に対して第1の組の位置で保持することができる。ばね1530が初期構成から変形構成へと移動すると、付勢要素1520は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1510に対して第2の組の位置から第1の組の位置に移動することができる。

10

20

#### 【0106】

主に図101を参照すると、ステープルカートリッジ1040(図103)を細長いチャンネル1020に挿入する前、ばね1530は、例えば初期構成であることができる。付勢要素1520は、例えば第2の組の位置にあることができる。保持ピン1514は、例えば、ボア1512の第1の辺に接して軸受セグメント1304を保持することができる。かかる例示的实施形態では、器具駆動軸1300は、保持ピン1514によって動作不能位置で保持することができる。

#### 【0107】

次に図103を参照すると、ステープルカートリッジ1040を細長いチャンネル1020内に設置することで、付勢要素1520がばね1530の力に対抗して近位側に移動して第1の組の位置に至り、そこで、ウェッジ1528が軸受スリーブ1511及び軸受セグメント1304を移動可能に係合して、器具駆動軸1300の軸受セグメント1304及び器具駆動歯車1302を付勢して第3のリングギヤ768と噛合係合させる。その後、本明細書に記載するように発射駆動システムを作動させることにより、発射部材1200の発射がもたらされる。いくつかの例示的实施形態では、ステープルカートリッジ1040の一部分は、付勢要素1520に直接接触して、付勢要素1520を第1の組の位置へと移動させるように構成される。他の例示的实施形態では、ステープルカートリッジ1040の一部分は、例えば発射部材1200など、外科用エンドエフェクタ1500の別の要素に接触して、付勢要素1520を第1の組の位置へと動作可能に移動させるように構成される。更に他の例示的实施形態では、ステープルカートリッジ1040は、それと一体的に形成された付勢要素1520を有する。

30

40

#### 【0108】

様々な例示的实施形態では、付勢要素1520は、例えば、本明細書に記載するように、発射行程の間、発射部材1200及び／又はウェッジスレッドアセンブリ1250が、器具駆動軸1300によって細長いチャンネル1020を通して駆動されると、外科用エンドエフェクタ1500の細長いチャンネル1020を通して移動することができる。付勢要素1520は、ステープルカートリッジ1040のウェッジスレッドアセンブリ1250と一体的に形成し、且つ／又はそれに固定することができる。かかる例示的实施形態では、ステープルカートリッジ1040が細長いチャンネル1020内に最初に着座されると、

50

ウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 及び付勢要素 1 5 2 0 を、ステーブルカートリッジ 1 0 4 0 及び／又は細長いチャンネル 1 0 2 0 に対する初期位置に位置決めすることができる。付勢要素 1 5 2 0 の初期位置は、本明細書に記載するように、付勢要素 1 5 2 0 がエンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 の軸受スリーブ 1 5 1 1 を移動可能に係合して、器具駆動軸 1 3 0 0 を動作可能位置へと移動させるような、第 1 の組の位置に対応することができる。発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 及び付勢要素 1 5 2 0 は、例えば、初期又は第 1 の組の位置から離れる方向に移動させることができる。付勢要素 1 5 2 0 は、例えば第 2 の組の位置に移動することができる。付勢要素 1 5 2 0 が第 1 の組の位置を越えて第 2 の組の位置へと移動すると、付勢要素 1 5 2 0 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 の軸受スリーブ 1 5 1 1 を係合して器具駆動軸 1 3 0 0 を動作可能構成で保持しなくなることがある。付勢要素 1 5 2 0 が第 2 の組の位置へと移動すると、付勢要素 1 5 2 0 は、器具駆動軸 1 3 0 0 の器具駆動歯車 1 3 0 2 を第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合するように付勢しないことがあるが、チャンネルスロット 1 0 2 8、アンビルスロット 1 1 0 3、及び／又はステーブルカートリッジ 1 0 4 0 の細長いスロット 1 0 4 6 は、器具駆動軸 1 3 0 0 の器具駆動歯車 1 3 0 2 を第 3 のリングギヤ 7 6 8 と噛合係合した状態で保持する発射配向で発射部材 1 2 0 0 をガイドし、それによって、発射行程の間に器具駆動軸 1 3 0 0 が動作不能位置に戻るのを防ぐのに役立つ。

10

#### 【0109】

少なくとも 1 つの例示的实施形態では、発射部材 1 2 0 0 及び／又は器具駆動軸 1 3 0 0 は、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 及び／又は付勢要素 1 5 2 0 を第 2 の組の位置へと駆動することができる。様々な例示的实施形態では、発射行程が完了すると、発射部材 1 2 0 0 は初期位置に戻ることができるが、例えば、付勢要素 1 5 2 0 を含むウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 は、第 2 の組の位置に残ることができる。発射部材 1 2 0 0 は、例えば外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 内の近位位置に戻ることができる。付勢要素 1 5 2 0 は、例えば外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 内の遠位位置に残ることができる。発射部材 1 2 0 0 が初期位置にあり、付勢要素 1 5 2 0 が第 2 の組の位置にあるとき、器具駆動軸 1 3 0 0 の軸受セグメント 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 が例えば動作不能位置へと移動し、器具駆動歯車 1 3 0 2 が移動して、例えば第 3 のリングギヤ 7 6 8 との係合が外れるように、軸受スリーブ 1 5 1 1 内でシフトすることができる。様々な例示的实施形態では、器具駆動軸 1 3 0 0 は、例えば、付勢要素 1 5 2 0 が第 1 の組の位置へと引き戻されるまで、及び／又は交換用の付勢要素 1 5 2 0 が第 1 の組の位置に位置決めされるまで、動作不能位置に残ることができる。例えば、使用済みのステーブルカートリッジ 1 0 4 0 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 から除去され、第 1 の位置に位置する付勢要素 1 5 2 0 を備えることができる、交換用のステーブルカートリッジ 1 0 4 0 と交換される。交換用のステーブルカートリッジ 1 0 4 0 が細長いチャンネル 1 0 2 0 内で位置決めされると、その付勢要素 1 5 2 0 は器具駆動歯車 1 3 0 2 をシフトして、例えば第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合させ、例えば動作可能位置へとシフトする。かかる例示的实施形態では、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 にカートリッジ 1 0 4 0 が着座されていないか、又は使用済みカートリッジ 1 0 4 0 が着座されているときに、再発射されるのを防ぐことができる。それに加えて、ステーブルカートリッジが細長いチャンネル 1 0 1 0 に適切に着座されておらず、それによって、付勢要素 1 5 2 0 が器具駆動軸 1 3 0 0 を移動させて第 3 のリングギヤ 7 6 8 と噛合係合させていない場合、発射部材 1 2 0 0 を発射することはできない。

20

30

40

#### 【0110】

上述したように、外科用器具システムは、外科用ハウジングと、外科処置中に使用するために外科用ハウジングに接続し、次に使用された後でハウジングから分離することができる、交換可能なエンドエフェクタアセンブリと、エンドエフェクタを発射するように構成されたモータ及び／又はアクチュエータとを含むことができる。様々な状況において、外科医は、外科処置中に使用するため、いくつかの交換可能なエンドエフェクタから選ぶことができる。例えば、外科医は最初に、例えば約 1 5 ミリメートル (mm) のステー

50

ルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、第1の交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に第1の切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約15mm切ってステープル留めするために、ステープルカートリッジの約15mmの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医は、次に、約30mmのステープルカートリッジ長さを含むことができる、やはり患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、第2の交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に第2の切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約30mm切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約30mmの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医はまた、例えば、約45mmのステープルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するように構成された、交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約45mm切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約45mmの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。外科医はまた、例えば、約60mmのステープルカートリッジ長さを含む患者の組織をステープル留め及び／又は切開するようにやはり構成することができる、交換可能なエンドエフェクタを選択して、患者の組織に切り口を作成してもよい。かかる実施形態では、患者の組織を約60mm切ってステープル留めするため、ステープルカートリッジの約60mmの長さに沿って、駆動ねじによって切れ刃及び／又はステープル駆動スレッドを前進させることができる。上述したエンドエフェクタの15mm、30mm、45mm、及び／又は60mmの長さは例示である。他の長さを使用することができる。特定の実施形態では、例えば、第1のエンドエフェクタは長さxを有するステープルカートリッジを含むことができ、第2のエンドエフェクタは約2×xの長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第3のエンドエフェクタは約3×xの長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第4のエンドエフェクタは約4×xの長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。

#### 【0111】

異なる長さを有する交換可能なエンドエフェクタを利用する一部の外科用器具では、異なる交換可能なエンドエフェクタそれぞれの駆動ねじは、関連する交換可能なエンドエフェクタの異なる長さに適応するためにそれぞれの駆動ねじの長さが異なってもよい点を除いて、同一であってもよい。例えば、30mmのステープルカートリッジを備える交換可能なエンドエフェクタは、15mmのステープルカートリッジを備える交換可能なエンドエフェクタの駆動ねじよりも長い駆動ねじを要することがある。しかしながら、かかる外科用器具システムのそれぞれの例において、より詳細に後述する、同じねじピッチ及び／又はねじリードを利用するそれぞれの駆動ねじは、それぞれのエンドエフェクタを完全に発射させるために、使用されるエンドエフェクタの長さに応じて、異なる回数又は回転数でモータが駆動軸を回転させることを要することがある。例えば、30mmの発射行程を提供する駆動ねじは、15mmの発射行程を提供する駆動ねじに比べて、完全に作動させるためには二倍の回転数を要することがある。かかる外科用器具システムでは、外科用ハウジングと交換可能なエンドエフェクタとの間の電子通信を利用して、外科用ハウジング内の電動モータが、取り付けられた交換可能なエンドエフェクタの長さに対して適正な回転数分転回することを担保することができる。例えば、交換可能なエンドエフェクタは、外科用器具システムが取り付けられたエンドエフェクタに対して適正な回転数分モータを転回させることができるように、外科用器具システムによって特定することができる電子回路を含んでもよい。上記に加えて、又はその代わりに、交換可能なエンドエフェクタは、エンドエフェクタを完全に作動しているときにそれを感知する、センサを含んでもよい。かかる実施形態では、センサは、適切な信号を受け取るとモータを停止させるように構成された、ハウジング内のコントローラと信号連通することができる。それらの意図される目的に適しているものの、外科用ハウジングと交換可能なエンドエフェクタとの間のか

10

20

30

40

50

かる電子通信は、かかる外科用器具システムの複雑さ及び／又はコストを増加させることがある。

#### 【0112】

上記に概説したように、異なる長さを有するエンドエフェクタを同じ外科用器具システムに使用することができる。上述の外科用器具システムでは、異なる発射長さを有する交換可能なエンドエフェクタは、異なる発射長さに適応するように異なる回数分回転する駆動ねじを含む。異なる駆動ねじに対して要する異なる回転数に適応するために、駆動ねじを駆動するモータは、より長い発射長さ又はより短い発射長さのどちらが必要であるかに応じて、より長い持続時間若しくはより短い持続時間、及び／又はより多い回転数若しくはより少ない回転数で動作する。後述する交換可能なエンドエフェクタの実施形態により、モータを備える外科用器具システムを、固定又は設定された回転数分転回して、異なる発射長さを有するエンドエフェクタを作動させるように構成することができる。固定の回転数でモータを動作させることによって、外科用器具システムがエンドエフェクタの長さを特定する必要性が不要になることがある。後述する実施形態のそれぞれのエンドエフェクタは、例えば切れ刃など、エンドエフェクタの作動部分が、モータの固定の回転数で特定のエンドエフェクタの全長を移動できるようにする、ねじピッチ及び／又はねじリードを有する駆動ねじを含む。

10

#### 【0113】

図105を参照すると、駆動ねじ1700を第1の方向で回転させて、エンドエフェクタ1740の切れ刃1730を、矢印Eによって示される遠位方向で移動させることができる。使用の際、駆動ねじ1700を固定又は設定された回数分回転させて、切れ刃1730を、図105で長さLによって示される全発射長さを前進させることができる。駆動ねじ1700のそれぞれの回転に対して、特定の実施形態では、より詳細に後述するように、駆動ねじ1700上のねじ山1708のねじピッチ、ねじリード、及び／又は隣接した巻回間の距離に等しい量、切れ刃1730を矢印Eの方向で移動させることができる。様々な実施形態では、第1の駆動ねじは、第1の発射長さを定める第1の組の特性を含むことができ、第2の駆動ねじは、第2の発射長さを定める第2の組の特性を含むことができ、第1の組の特性は第2の組の特性とは異なるものであり得る。

20

#### 【0114】

次に、図106A、107、108A、及び109Aを参照すると、上記に加えて、駆動ねじ上のねじ山の巻回間の距離は、駆動ねじ上のねじ山の角度に比例することができる。言い換えると、駆動ねじ上でねじ山が配置される角度は、駆動ねじのねじピッチ及び／又はねじリードを定める駆動ねじの特性であることができる。駆動ねじ、及び駆動ねじを駆動するモータが、固定の回転数分転回する実施形態では、より長いエンドエフェクタで使用されるより長い駆動ねじは、より短いエンドエフェクタで使用されるより短い駆動ねじよりも長いねじピッチ及び／又はねじリードを利用することができる。図106Aの駆動ねじ1700は、駆動ねじ1700上に、長手方向軸線1701に対して角度 $\alpha$ で配置された一条のねじ山Aを含み、ねじ山Aは、長さXを有するねじピッチ及び／又はねじリードを定める。図106Bは、駆動ねじ1700及び一条のねじ山Aの断面図を示す。特定の実施形態では、駆動ねじ1700は、より詳細に後述するように、一条を超えるねじ山を含んでもよい。

30

40

#### 【0115】

図107Aは、第1のねじ山A'及び第2のねじ山B'を含むことができる駆動ねじ1700'を示す。図107Bは、第1のねじ山A'及び第2のねじ山B'が駆動ねじ1700'上に互いに約180°の位相外れで位置決めされている、駆動ねじ1700'の断面図を示す。様々な実施形態では、第1のねじ山A'及び第2のねじ山B'を有する駆動ねじは、一条のねじ山A'又はB'を使用する駆動ねじに比べて、単位長さ当たりのねじ山の数を増加させることができる。駆動ねじが一条を超えるねじ山を含む場合、第1のねじ山の巻回から第2のねじ山の隣接した巻回までの距離は「ねじピッチ」と呼ばれる。あるねじ山の1つの巻回から同じねじ山の次の巻回までの距離は「ねじリード」と呼ばれる

50

。一条のねじ山を有する駆動ねじの場合、ねじピッチ及びねじリードは同じである。例えば、図107Aを参照すると、ねじ山A'の巻回からねじ山B'の隣接した巻回までの距離は、駆動ねじ1700'のねじピッチを定める。ねじ山A'のある巻回からねじ山A'の次の巻回までの距離は、駆動ねじ1700'のねじリードを定める。したがって、図107Aの駆動ねじ1700'のねじリードはX'に等しく、ねじピッチはX'/2に等しい。図106A及び106Bに示される駆動ねじ1700'は一条のねじ山を有し、したがって、ねじピッチ及びねじリードは両方ともXに等しい。駆動ねじのねじリードにより、例えば、切れ刃1730及び/又はステープルドライバなどの発射部材が、駆動ねじの一回転に対して移動する長さが決まる。

#### 【0116】

10

図107Aを参照すると、第1のねじ山A'及び第2のねじ山B'はそれぞれ、駆動ねじ1700'の長手方向軸線1701に対して角度βで配置される。角度βは角度αよりも小さく、図107Aの駆動ねじ1700'のねじリードX'は、図106Aに示される駆動ねじ1700'のねじリードXよりも大きい。駆動ねじ1700'の一回転に対して、切れ刃は、駆動ねじ1700'に沿った長さX'の分移動する。例えば、ねじリードX'は、図106Aに示される駆動ねじ1700'のねじピッチ又はねじリードXの二倍であることができ、結果として、図107Aの駆動ねじ1700'と係合された切れ刃は、駆動ねじ1700'の一回転に対して、図106Aの駆動ねじ1700'と係合された切れ刃の場合の二倍の距離を移動することになる。

#### 【0117】

20

図108Aは、駆動ねじ1700''の長手方向軸線1701に対して角度γでそれぞれ延在する、第1のねじ山A''、第2のねじ山B''、及び第3のねじ山C''を含むことができる、駆動ねじ1700''を示す。図108Bは、駆動ねじ1700''の断面図であり、約120°の位相外れで配置されたねじ山A''、B''、及びC''を示す。角度γは図107Aの角度βよりも小さく、図108Aの駆動ねじ1700''のねじリードX''は、図107Aに示される駆動ねじ1700'のねじリードX'よりも大きい。同様に、図109Aは、駆動ねじ1700'''の長手方向軸線Zに対して角度δでそれぞれ延在する、第1のねじ山A'''、第2のねじ山B'''、第3のねじ山C'''、及び第4のねじ山D'''を含むことができる、駆動ねじ1700'''を示す。図109Bは、駆動ねじ1700'''の断面図であり、約90°の位相外れで配置されたねじ山を示す。角度δは角度γよりも小さく、駆動ねじ1700'''のねじリードX'''は、図108Aの駆動ねじ1700''よりも大きい。

30

#### 【0118】

例示の外科用器具システムは、ハウジングと、固定の回転数分転回するように構成された、ハウジング内のモータとを含んでもよく、それにより、例えば、接続された交換可能なエンドエフェクタの駆動ねじが30回転分転回される。外科用器具システムは、複数の交換可能な外科用ステープラーエンドエフェクタを更に含むことができ、エンドエフェクタはそれぞれ、例えば、駆動ねじによって駆動される切れ刃及び/又はステープルドライバを含むことができる。少なくとも1つのかかる実施形態では、第1の交換可能なエンドエフェクタは、例えば、15mmの長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。図2A及び2Bに示される駆動ねじ1700'を、第1の交換可能なエンドエフェクタに使用することができる。ねじリードXは、例えば0.5mmに設定することができるので、切れ刃及び/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステープルカートリッジの15mmの長さを移動することができる。第2の交換可能なエンドエフェクタは、例えば30mmの長さを有するステープルカートリッジと、例えば図107A及び107Bに示される駆動ねじ1700''などの駆動ねじとを含むことができる。駆動ねじ1700'のねじリードX'は、例えば1.0mmに設定することができるので、切れ刃及び/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステープルカートリッジの30mmの長さを移動することができる。同様に、例えば45mmの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第3の交換可能なエンドエフェクタは、例えば

40

50

1. 5 mmのねじリードX' 'を有する、図108A及び108Bの駆動ねじ1700' 'などの駆動ねじを含むことができるので、切れ刃及び／又はステープルドライブは、駆動ねじ1700' 'の30回転でステープルデッキの45 mmの長さを移動する。例えば60 mmの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第4の交換可能なエンドエフェクタは、例えば2.0 mmのねじリードX' ' 'を有する、図109A及び109Bの駆動ねじ1700' ' 'などの駆動ねじを含むことができるので、切れ刃及び／又はステープルドライブは、駆動ねじ1700' ' 'の30回転でステープルデッキの60 mmの長さを移動する。

#### 【0119】

図110は、エンドエフェクタ1740の残りの部分から除去された、図105の切れ刃1730を示す。切れ刃1730は、駆動ねじ1700が通り抜ける通路1732を含む。側面部分1736は、通路1732の内壁を形成し、例えば、駆動ねじ1700のねじ山1708を受け入れるように構成された、溝1734などの陥凹部を含むことができる。溝1734は、駆動ねじ1700上のねじ山1708の角度に対応する角度 $\varepsilon$ で配向される。例えば、ねじ山1708が図106Aに示される角度 $\alpha$ に設定された場合、溝1734の角度 $\varepsilon$ も角度 $\alpha$ に設定することができる。それに対応して、溝1734の角度 $\varepsilon$ は、例えば、それと共に使用される対応する駆動ねじの角度 $\beta$ 、 $\delta$ 、及び／又は $\gamma$ に設定することができる。

#### 【0120】

様々な実施形態では、図110の分解図に示されるように、側面部分1736を、切れ刃1730の軸部分1746に画定される窓1738に組み入れることができる。特定の実施形態では、切れ刃1730は一体的な側面部分を備えることができる。少なくとも1つの実施形態では、側面部分は、中に画定された通路1732内に形成することができる、駆動ねじ1700上のねじ山1708の角度と一致する適切な溝角度 $\varepsilon$ を備えることができる。特定の駆動ねじに対して適切な溝角度 $\varepsilon$ を有する切れ刃1730は、多数のやり方で提供することができる。特定の実施形態では、その軸部分1746の窓1738に組み入れられる側面部分1736を含まない、汎用的な切れ刃1730を提供することができる、その場合、側面部分1736の様々な組から側面部分1736の所望の組を選択し、次に汎用的な切れ刃1730に組み合わせることができるように、側面部分1736の様々な組を提供することができるので、かかるアセンブリを特定の駆動ねじと共に使用することができる。例えば、側面部分1736の第1の組は、切れ刃1730に組み合わせられると、第1の駆動ねじと共に使用される切れ刃1730を構成することができ、側面部分1736の第2の組は、切れ刃1730に組み合わせられると、第2の駆動ねじと共に使用される切れ刃1730を構成することができ、以下も同様である。特定の他の実施形態では、切れ刃1730は、それと一体的に形成された側面部分を備えることができる。少なくとも1つのかかる実施形態では、例えばタップを有する溝1734を、特定の駆動ねじ1700のねじ山1708の角度と一致する角度 $\varepsilon$ で、形成することができる。

#### 【0121】

図111は、間に配設された中間歯車1720を介して駆動軸1750に連結された駆動ねじ1700を示す。駆動軸1750はモータによって転回される。上述したように、モータは、固定又は設定された回転数を完了することができ、その結果、駆動軸1750は回転Rの固定の回数分転回することができる。特定の実施形態では、駆動軸1750によって転回する回転Rの回数は、モータによって転回する固定の回転数に等しくてもよい。代替実施形態では、駆動軸1750によって転回する回転Rの回数は、モータによって転回する固定の回転数よりも多いか、又は少なくともよい。様々な実施形態では、モータと駆動軸1750との間に配置された1つ以上の歯車によって、駆動軸1750がモータよりも多い回転又は少ない回転を完了することができる。特定の実施形態では、駆動軸1750は、駆動軸1750の遠位端1754を取り囲む、且つ／又はそれに取り付けられた、外スプライン歯車1752を含むことができる。外スプライン歯車1752は、駆動軸1750の回転を中間歯車1720に伝達するために、中間歯車1720内に画定され

10

20

30

40

50

た内スプライン歯車1724を係合することができる。その結果、少なくとも1つの実施形態では、中間歯車1720は駆動軸1750と同じ回転Rを完了することができる。

#### 【0122】

中間歯車1720は、駆動ねじ1700の近位端1702を取り囲む、且つ／又はそれに取り付けられた歯車1712に係合された第2の歯車1722を含むことができる。中間歯車1720の第2の歯車1722は第1の直径D1を定義し、駆動ねじ1700の近位端1702にある歯車1712は第2の直径D2を定める。第2の直径D2は第1の直径D1とは異なることができる。第1の直径D1及び第2の直径D2が異なるとき、それらは1:1以外の歯車比を定めることができる。図111に示されるように、特定の実施形態では、駆動ねじ1700が駆動軸1750及び中間歯車1720によって転回される回転Rよりも多い回転R'を完了するように、直径D1は直径D2よりも大きいことがあり得る。代替実施形態では、駆動ねじ1700が駆動軸1750及び中間歯車1720によって転回される回転Rよりも少ない回転R'で転回するように、直径D1は直径D2よりも小さいことがあり得る。

10

#### 【0123】

中間歯車1720の第2の歯車1722と駆動ねじ1700の歯車1712との間の歯車比は、駆動軸1750がその固定の回転数を完了すると、駆動ねじ1700が特定の回転数を完了するように設定することができる。中間歯車1722が交換可能なエンドエフェクタアセンブリの一部である場合、交換可能なエンドエフェクタアセンブリそれぞれの中間歯車1722と駆動ねじ1700との間の歯車比は、外科用ハウジング内のモータが固定の回転数分転回できるように設定することができる。例えば、図111を参照すると、駆動軸1750が所定の30回転分転回し、交換可能な外科用ステープラーが15mmのステープルカートリッジを含むものとして、エンドエフェクタが0.25mmのねじリードを有する駆動ねじを含む場合、駆動ねじは、60回転を完了して、切れ刃及び／又はステープルドライバをステープルカートリッジの15mm長さ分前進させる。少なくとも1つの実施形態では、第2の内歯車1722が駆動ねじ1700の外歯車1712の直径D2の二倍の直径D1を有するように、中間歯車1720をサイズ決めすることができる。その結果、駆動軸1750が30回転を完了すると、駆動ねじ1700は60回転を完了することになる。第2の交換可能な外科用ステープラーが30mmのステープルカートリッジを含む場合、0.25mmのねじリードを有する駆動ねじは、120回転を完了して、切れ刃及び／又はステープルドライバを30mmの長さ分前進させる。交換可能な外科用ステープラーの中間歯車1720は、第2の内歯車1722が駆動ねじ1700の外歯車1712の直径D2の四倍の直径D1を有するように、サイズ決めすることができる。その結果、駆動軸1750が30回転を完了すると、駆動ねじ1700は120回転を完了することになる。

20

30

#### 【0124】

図105に戻ると、特定の実施形態では、発射部材、例えば切れ刃1730の発射経路は、直線であることができる。特定の実施形態では、発射パッチは湾曲状及び／又は曲線であることができる。特定の実施形態では、駆動ねじ1708が、例えば湾曲状及び／又は曲線の経路に沿って発射部材の横方向運動に追従することができるように、駆動ねじ1708は可撓性であることができる。特定の実施形態では、発射部材の一部が、例えば湾曲状及び／又は曲線の経路に沿って、駆動ねじ1708に対して横方向に変位する一方で、発射部材の残りの部分が駆動ねじ1708に対して横方向に変位しないことが可能になるように、発射部材は可撓性であることができるか、又は少なくとも1つの可撓性部分を含むことができる。特定の実施形態では、発射長さは、正味の変位全体に係わらず、発射部材が発射経路に沿って移動した距離によって定義されてもよい。様々な他の実施形態では、発射長さは、発射経路に係わらず、発射部材の正味の変位全体によって定義されてもよい。

40

#### 【0125】

様々な実施形態では、異なる長さを有する様々な交換可能なエンドエフェクタを含む外

50

科用器具システムと共に使用されるキットが提供されてもよい。特定の実施形態では、キットは、異なる長さを有する一連の交換可能なエンドエフェクタを含んでもよく、外科医がそこから、患者に対する外科手術で使用するために選んでもよい。キットはまた、それぞれの長さのいくつかの交換可能なエンドエフェクタを含むことができる。特定の実施形態では、キットは、特定の外科処置用に予め定められた、異なる長さの一連の交換可能なエンドエフェクタを含んでもよい。例えば、特定の外科処置は、最初に15mmの切開を、次に第2の15mmの切開を、最後に30mmの切開を要求することがある。この外科処置用の外科用キットは、患者の組織を切開しステープル留めするように構成された、3つの交換可能なエンドエフェクタを含むことができる。最初の2つの交換可能なエンドエフェクタは約15mmの長さを含むことができ、第3の交換可能なエンドエフェクタは約30mmの長さを含むことができる。

10

#### 【0126】

図112～117は、別の例示的な急速脱着連結具構成2210を中に有する、別の例示的な細長い軸アセンブリ2200を示す。少なくとも1つの形態では、急速脱着連結具構成2210は、上述のやり方で第1の駆動システム350とインターフェース接続するように構成された、管状歯車セグメント354をその上に有する近位側外管セグメント2214の形態の近位側連結具部材2212を含む。上述のように、第1の駆動システム350は、細長い軸アセンブリ2200及びそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタ1000を、長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転させるのに役立つ。近位側外管セグメント2214は、係止管セグメント2220をその上に受け入れるように構成された、「ネックダウンした」遠位端部分2216を有する。急速脱着構成2210は、遠位側外管部分2218がネックダウンした近位端部分2219を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分231にほぼ類似した、遠位側外管部分2218の形態の遠位側連結具部材2217を更に含む。遠位側の外側構成体又はダブテール継手2226は、近位側外管セグメント2214の遠位端部分2216に形成された近位側の外側構成体又はダブテール継手2228を駆動して係合するように構成された、遠位側外管セグメント2218の近位端部分2219の端部に形成される。

20

#### 【0127】

図112～117に示される例示的な実施形態は、上述の閉鎖システム670の例示的な実施形態を用いる。急速脱着連結具構成2210は、近位側閉鎖駆動列アセンブリを対応する遠位側駆動列アセンブリに動作可能に連結するのを容易にするように構成される。例えば、図113に見られるように、細長い軸アセンブリ2200は、急速脱着連結具構成2210を通して共にリンクされるように構成された、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント2230の形態の第1の近位側閉鎖駆動列アセンブリと、第1の遠位側閉鎖ロッドセグメント2240の形態の第1の遠位側閉鎖駆動列アセンブリとを含んでもよい。即ち、少なくとも1つの例示的な形態では、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント2230は、その遠位端2232に形成された第1の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント2234を有する。同様に、第1の遠位側閉鎖ロッドセグメント2240は、第1のダブテール継手セグメント2234を横方向で摺動可能に係合するように適合された、その近位端2242に形成された第2の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント2244を有する。更に図113を参照すると、細長い軸アセンブリ2200は、急速脱着連結具構成2210を通して共にリンクされるように構成された、第2の近位側閉鎖ロッドセグメント2250の形態の第2の近位側閉鎖駆動列アセンブリと、第2の遠位側閉鎖ロッドセグメント2260の形態の第2の遠位側閉鎖駆動列アセンブリとを含んでもよい。即ち、少なくとも1つの例示的な形態では、第2の近位側閉鎖ロッドセグメント2250は、その遠位端2252に形成された第3の閉鎖継手構成体又はダブテール継手セグメント2254を有する。同様に、遠位側の第2の遠位側閉鎖ロッドセグメント2260は、第3のダブテール継手セグメント2254を横方向で係合するように適合された、遠位側の第2の閉鎖ロッドセグメント2260の近位端2262に形成された、第4の閉鎖継手構成体又はダブテール閉鎖継手セグメント2264を有してもよい。

30

40

50

## 【0128】

図示される実施形態及び他の実施形態では、第1の近位側閉鎖ロッドセグメント2230及び第2の近位側閉鎖ロッドセグメント2250は、近位側駆動軸セグメント380'を通して延在する。近位側駆動軸セグメント380'は近位側回転駆動列アセンブリ387'を備え、遠位側駆動軸セグメント540'は遠位側回転駆動列アセンブリ548'を備える。近位側回転駆動列アセンブリ387'が遠位側回転駆動列アセンブリ548'に動作可能に連結されると、駆動軸アセンブリ388'は、回転制御運動をエンドエフェクタ1000に伝達するように形成される。少なくとも1つの例示的实施形態では、近位側駆動軸セグメント380'は、近位側駆動軸セグメント380'の遠位端381'がその上に形成された遠位側構成体又はダブテール駆動継手2270を有する点を除いて、上述の近位側駆動軸セグメント380'にほぼ類似している。同様に、遠位側駆動軸セグメント540'は、急速脱着連結具構成2210を通して遠位側ダブテール駆動継手2270を駆動して係合するように適合された、近位側構成体ダブテール駆動継手2280がその近位端542'に形成されている点を除いて、上述の遠位側駆動軸セグメント540'にほぼ類似している。第1の遠位側閉鎖ロッドセグメント2240及び遠位側の第2の閉鎖ロッドセグメント2260も、遠位側駆動軸セグメント540'を通して延在してもよい。

10

## 【0129】

この例示的实施形態はまた、第3及び第4の駆動ケーブル434、454とインターフェース接続する、関節連結継手2300を含んでもよい。図113に見られるように、関節連結継手2300は、その遠位端2304に形成された近位側玉継手セグメント2306を有する近位側関節接合管2302を備える。近位側関節接合管2302は、そこを通してケーブル端部434A'、434B'、454A'、454B'を受け入れる通路2308を含む。近位側玉継手セグメント2310は、近位側ボールセグメント2306上で移動可能に支持される。近位側ケーブルセグメント434A'、434B'、454A'、454B'は、通路2308を通して延在して、近位側玉継手セグメント2310に取り付けられる。近位側関節接合管2302、近位側玉継手セグメント2310、及び近位側ケーブルセグメント434A'、434B'、454A'、454B'は、まとめて近位側関節駆動列部分2314と呼ばれてもよい。

20

## 【0130】

例示の関節連結継手2300はまた、その近位端2322に形成された遠位側玉継手セグメント2324を有する遠位側関節接合管2320を備えてもよい。遠位側玉継手セグメント2324は、近位側玉継手セグメント2306に形成された第1の近位側構成体又はダブテール継手2307を駆動して係合するように適合された、その上に形成された第1の遠位側構成体又はダブテール継手2325を有し、それによって、第1の遠位側ダブテール継手2325が第1の近位側ダブテール継手2307を駆動して係合すると、遠位側玉継手セグメント2324及び近位側玉継手セグメント2306は内部関節接合ボールアセンブリを形成する。それに加えて、関節連結継手2300は、遠位側玉継手セグメント2324上で支持された遠位側ボールセグメント2330を更に備え、その上に形成された、近位側玉継手セグメント2310上の第2の近位側構成体又はダブテール継手2312を駆動して係合するように適合された第2の遠位側径生体又はダブテール継手2332を有する。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447は、遠位側ボールセグメント2340に取り付けられ、遠位側関節接合管2320内の通路2328を通して延在する。近位側玉継手セグメント2310及び遠位側玉継手セグメント2324は、共に接合されると、内部関節接合ボール上で移動可能に軸支される関節接合ボール2340を形成する。遠位側関節接合管2320、遠位側ボールセグメント2340、及び遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447は、まとめて近位側関節駆動列アセンブリ2316と呼ばれてもよい。

30

40

## 【0131】

図115に見られるように、細長い軸アセンブリ2200の遠位部分は、追従する継手セグメントが遠位側連結具2217又は遠位側外管部分2218によって互いに位置合わ

50

せられて保持されて、全体的に2290:2226、2332、2325、2280、2244、及び2264と呼ばれる、遠位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。同様に、細長い軸アセンブリ2200は、近位側連結具部材2212又は近位側外管セグメント2214が、追従する継手セグメントを互いに位置合わせして保持して、全体的に2292:2228、2312、2307、2270、2234、及び2254として指定される、近位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。

#### 【0132】

エンドエフェクタ1000は、次のように細長い軸アセンブリ2200に動作可能に連結されてもよい。取付けを始めるため、臨床医は、係止管セグメント2220を、図115及び116に示される第1の係止解除位置へと移動させる。それらの図面に見られるように、係止管セグメントは、その遠位端2222に形成された当接セグメント2224を有する。係止解除位置にあるとき、当接セグメント2224は、近位側ダブテール継手アセンブリ2292を越えて遠位側に突出して、遠位側ダブテール継手アセンブリ2290を近位側ダブテール継手アセンブリ2292に横方向で接合する当接面を形成する。即ち、臨床医は、遠位側ダブテール継手アセンブリ2290を近位側ダブテール継手アセンブリ2292と横方向で整列させ、次に、遠位側ダブテール継手アセンブリ2290が当接セグメント2224に接触し、その地点で対応する近位側及び遠位側継手セグメントが同時に相互接続されるまで、遠位側ダブテール継手アセンブリ2290を近位側ダブテール継手アセンブリ2292と横方向で係合するように摺動させてもよい。その後、臨床医は、係止管セグメント2220を、図117に示されるような第2の係止位置へと遠位側に移動させてもよい。その位置にあるとき、係止管セグメント2220は、急速脱着継手2210を覆い、遠位側ダブテールアセンブリ2290と近位側ダブテールアセンブリ2292との間のあらゆる相対的な横方向移動を防ぐ。

#### 【0133】

上述の様々な例示的实施形態は、ロボットシステムと動作可能にインターフェース接続し、それによって少なくとも部分的に作動するように構成されているが、エンドエフェクタ及び細長い軸の構成要素は、手持ち型の器具と接続した状態で効果的に用いられてもよい。例えば、図118~120は、上述の様々な構成要素及びシステムを用いて、連結されたエンドエフェクタ1000を動作可能に作動させてもよい、手持ち型の外科用器具2400を示す。図118~120に示される例示的实施形態では、エンドエフェクタ1000を細長い軸アセンブリ2402に連結するのに急速脱着継手2210が用いられる。エンドエフェクタ1000を関節継手700の周りで関節接合するのを容易にするため、細長い軸アセンブリ2402の近位部分は、例示の手動作動可能な関節駆動部2410を含む。

#### 【0134】

次に図121~123を参照すると、少なくとも1つの例示的形態では、近位側外管セグメント2214と近位側駆動軸セグメント380'との間で、近位側駆動軸セグメント380'上で移動可能に軸支される、4つの軸線方向に移動可能な関節摺動部 (articulation slide) 2410を含む。例えば、関節接合ケーブルセグメント434A'は、そこから突出する第1の関節アクチュエータロッド2422を有する第1の関節摺動部2420に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント434B'は、第1の関節摺動部2420とは正反対にある第2の関節摺動部2430に取り付けられる。第2の関節摺動部2430は、そこから突出する第2の関節アクチュエータロッド2432を有する。関節接合ケーブルセグメント454A'は、そこから突出する第3の関節アクチュエータロッド2442を有する第3の関節摺動部2440に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント454B'は、第3の関節摺動部2440とは正反対にある第4の関節摺動部2450に取り付けられる。第4の関節アクチュエータロッド2452は第4の関節摺動部2450から突出する。関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452により、関節リングアセンブリ2460によって、関節摺動部2420、2430、24

40、2450にそれぞれ関節制御運動を加えるのが容易になる。

#### 【0135】

図121に見られるように、関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452は、近位側外管セグメント2404上で軸支された、装着ボール2470を移動可能に通抜けける。少なくとも1つの実施形態では、装着ボール2470は、適切な締結具構成（例えば、溶接、接着剤、ねじなど）によって共に取り付けられるセグメントの形で製造されてもよい。図109に示されるように、関節アクチュエータロッド2422及び2432は、近位側外管セグメント2404のスロット2472及び装着ボール2470のスロット2474を通して延在して、関節摺動部2420、2430がそれに対して軸線方向に移動できるようにしている。図示されないが、関節アクチュエータロッド2442、2452は、同様に、近位側外管セグメント2404及び装着ボール2470のスロット2472、2474を通して延在する。関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452はそれぞれ、装着ボール2470の対応するスロット2472の外に延在して、関節リングアセンブリ2460の対応する装着スロット2466内に動作可能に受け入れられる。図122を参照されたい。

10

#### 【0136】

少なくとも1つの例示的实施形態では、関節リングアセンブリ2460は、例えば、溶接、接着剤、スナップ機構、ねじなどによって共に接合されて、関節リングアセンブリ2460を形成する、一对のリングセグメント2480、2490から作製される。リングセグメント2480、2490は協働して、装着ソケット2466を形成する。関節アクチュエータロッドはそれぞれ、その上に形成された装着ボール2468を有し、それらはそれぞれ、関節リングアセンブリ2460の対応する装着ソケット2466内に移動可能に受け入れられるように適合される。

20

#### 【0137】

関節駆動部2410の様々な例示的实施形態は、関節リングアセンブリ2460を作動位置で保持するように構成された、例示の係止システム2486を更に含んでもよい。少なくとも1つの例示的形態では、係止システム2486は、関節リングアセンブリ2460上に形成された複数の係止フラップを備える。例えば、リングセグメント2480、2490は、ある程度可撓性のポリマー又はゴム材料から作製されてもよい。リングセグメント2480は、中に形成された一連の可撓性の近位側係止フラップ2488を有し、リングセグメント2490は、中に形成された一連の可撓性の遠位側係止フラップ2498を有する。それぞれの係止フラップ2388はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2389を有し、それぞれの係止フラップ2398はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2399を有する。係止移動止め2389、2399は、関節接合ボールを適所で保持するように、関節接合ボールとの所望の係止摩擦量を確立するのに役立ってもよい。他の例示的实施形態では、係止移動止め2390、2390は、装着ボール2470の外周に形成された様々な係止窪みを噛合して係合するように構成される。

30

#### 【0138】

関節駆動部2410の動作は、図122及び123を参照することによって理解することができる。図122は、非関節接合位置にある関節駆動部2410を示す。図123では、臨床医が関節リングアセンブリ2460を手動で傾斜させて、関節摺動部2420を遠位方向「DD」で軸線方向に移動させ、それによって関節接合ケーブルセグメント434A'を遠位側に前進させている。関節リングアセンブリ2460のかかる移動はまた、関節摺動部2430の近位方向での軸線方向移動をもたらし、それによって最終的に、関節接合ケーブル434Bが近位方向に引っ張られる。関節接合ケーブルセグメント434A'、434B'のかかる押し引きにより、上述した形で、エンドエフェクタ1000が長手方向ツール軸線「LT-LT」に対して関節接合される。関節接合の方向を逆転させるため、臨床医は単に、関節リングアセンブリ2460の配向を逆転させ、それによって、関節摺動部2430を遠位方向「DD」で移動させ、関節摺動部2420を近位方向「PD」で移動させる。関節リングアセンブリ2460は、同様に作動させて、関節接合ケ

40

50

ーブルセグメント454A'、454B'に対して所望の押し引き運動を加えてもよい。係止移動止め2389、2399と装着ボールの外周との間に作られる摩擦は、エンドエフェクタ1000が所望の位置に関節接合された後、関節駆動部2410を適所で保持するのに役立つ。代替の例示的实施形態では、係止移動止め2389、2399が装着ボールの対応する係止窪みに受け入れられるように位置決めされると、装着ボールは適所で保持される。

#### 【0139】

図示される例示的实施形態及び他の実施形態では、細長い軸アセンブリ2402は、ハンドルアセンブリ2500と動作可能にインターフェース接続する。ハンドルアセンブリ2500の例示的实施形態は、共に連結されて、以下で更に詳細に考察するような様々な駆動構成要素及びシステムのためのハウジングを形成する、一对のハンドルハウジングセグメント2502、2504を備える。例えば、図118及び119を参照されたい。ハンドルハウジングセグメント2502、2504は、ねじ、スナップ機構、接着剤などによって共に連結されてもよい。共に連結されると、ハンドルセグメント2502、2504は、ピストル把持部分2506を含むハンドルアセンブリ2500を形成してもよい。

#### 【0140】

長手方向ツール軸線「LT=LT」を中心にしたエンドエフェクタ1000の選択的回転を容易にするため、細長い軸アセンブリ2402は、全体的に2510として指定される第1の駆動システムとインターフェース接続してもよい。駆動システム2510は、ハンドルアセンブリ2500上でそれに対して回転できるように、並びに係止位置と係止解除位置との間で軸線方向に移動できるようにして回転可能に支持された、手動作動可能な回転ノズル2512を含む。

#### 【0141】

外科用器具2400は、エンドエフェクタ1000のアンビル1100に対して開放及び閉鎖運動を加える、上述したような閉鎖システム670を含んでもよい。しかしながら、この例示的实施形態では、閉鎖システム670は、ハンドルハウジングセグメント2502、2504内で支持されたハンドルフレームアセンブリ2520に回転可能に装着された、閉鎖トリガー2530によって作動する。閉鎖トリガー2530は、ハンドルフレームアセンブリ2520内で支持された回転ピン2531に回転可能に装着された作動部分2532を含む。図124を参照されたい。かかる例示的構成により、ハンドルアセンブリ2500のピストル把持部分2506に向かって、またそこから離れる方向で、回転して移動することが容易になる。図124に見られるように、閉鎖トリガー2530は、閉鎖ワイヤ2535によって、第1の回転リンク及び歯車アセンブリ695にリンクされた、閉鎖リンク2534を含む。したがって、閉鎖トリガー2530をハンドルアセンブリ2500のピストル把持部分2506に向かって作動位置へと回転させることで、閉鎖リンク2534及び閉鎖ワイヤ2535によって、第1の回転リンク及び歯車アセンブリ695が第1の閉鎖ロッドセグメント680を遠位方向「DD」で移動させて、アンビルを閉鎖する。

#### 【0142】

外科用器具2400は、閉鎖トリガーを作動位置で保持する、閉鎖トリガー係止システム2536を更に含んでもよい。少なくとも1つの例示的形態では、閉鎖トリガー係止システム2536は、ハンドルフレームアセンブリ2520に回転可能に連結された閉鎖係止部材2538を含む。図125及び126に見られるように、閉鎖係止部材2538は、閉鎖トリガー2530をピストル把持部分2506に向かって作動させると、閉鎖リンク2532の弓状部分2537の上に乗るように構成された、その上に形成された係止アーム2539を有する。閉鎖トリガー2530が完全作動位置へと回転されていると、係止アーム2539は、閉鎖リンク2532の端部の後方に落ち込み、閉鎖トリガー2530がその非作動位置に戻るのを防ぐ。したがって、アンビル1100がその閉鎖位置で係止される。閉鎖トリガー2530がその非作動位置に戻り、それによってアンビルが閉鎖位置から開放位置へと移動するのを可能にするため、臨床医は単に、係止アーム2539

が閉鎖リンク 2 5 3 2 の端部を係脱し、それによって閉鎖リンク 2 5 3 2 が非作動位置へと移動できるようになるまで、閉鎖係止部材 2 5 3 8 を旋回させる。

【0 1 4 3】

閉鎖トリガー 2 5 3 2 は、閉鎖戻しシステム 2 5 4 0 によって非作動位置へと戻される。例えば、図 1 2 4 に見られるように、閉鎖トリガー戻しシステム 2 5 4 0 の 1 つの例示的形態は、閉鎖トリガーヨーク 2 5 4 4 によって閉鎖リンク 2 5 3 4 にリンクされた、閉鎖トリガー摺動部材 2 5 4 2 を含む。閉鎖トリガー摺動部材 2 5 4 2 は、ハンドルフレームアセンブリ 2 5 2 0 の摺動キャビティ 2 5 2 2 内で摺動可能に支持される。閉鎖トリガー戻しばね 2 5 4 6 は、摺動キャビティ 2 5 2 0 内で位置決めされて、閉鎖トリガー摺動部材 2 5 4 2 に対して付勢力を加える。したがって、臨床医が閉鎖トリガー 2 5 3 0 を作動させると、閉鎖トリガーヨーク 2 5 4 4 は、閉鎖トリガー摺動部材 2 5 4 2 を遠位方向「D D」で移動させて、閉鎖トリガー戻しばね 2 5 4 6 を圧縮する。閉鎖トリガー係止システム 2 5 3 6 が係脱され、閉鎖トリガー 2 5 3 0 が解除されると、閉鎖トリガー戻しばね 2 5 4 6 が閉鎖トリガー摺動部材 2 5 4 2 を近位方向「P D」で移動させ、それによって閉鎖トリガー 2 5 3 0 が開始時の非作動位置へと旋回される。

10

【0 1 4 4】

外科用器具 2 4 0 0 はまた、上述の様々な例示の駆動軸アセンブリのいずれかを用いることができる。少なくとも 1 つの例示的形態では、外科用器具 2 4 0 0 は、近位側駆動軸アセンブリ 3 8 0 ' に対して回転制御運動を加えるため、第 2 の駆動システム 2 5 5 0 を用いる。図 1 2 8 を参照されたい。第 2 の駆動システム 2 5 5 0 は、ピストル把持部分 2 5 0 6 内で動作可能に支持されたモータアセンブリ 2 5 5 2 を含んでもよい。モータアセンブリ 2 5 5 2 は、ハンドルアセンブリ 2 5 0 0 に除去可能に取り付けられた電池パック 2 5 5 4 によって電力供給されてもよく、又は交流電流源によって電力供給されてもよい。第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 は、モータアセンブリ 2 5 5 2 の駆動軸 2 5 5 5 に動作可能に連結される。第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 は、駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' に取り付けられた、第 2 の回転被動歯車 2 5 5 8 と噛合係合するように支持される。少なくとも 1 つの形態では、例えば、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 はまた、図 1 2 8 で矢印「U」によって表される方向で、モータ駆動軸 2 5 5 5 上でモータアセンブリ 2 5 5 2 に対して軸線方向に移動可能である。付勢部材、例えばコイルばね 2 5 6 0 又は類似の部材は、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 とモータハウジング 2 5 5 3 との間で位置決めされ、モータ駆動軸 2 5 5 5 上の第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 を付勢して、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 上の第 1 の歯車セグメント 2 5 5 9 と噛合係合させるのに役立つ。

20

30

【0 1 4 5】

第 2 の駆動システム 2 5 5 0 は、ハンドルフレームアセンブリ 2 5 2 0 に移動可能に、例えば旋回可能に取り付けられた、発射トリガーアセンブリ 2 5 7 0 を更に含んでもよい。少なくとも 1 つの例示的形態では、例えば、発射トリガーアセンブリ 2 5 7 0 は、モータアセンブリ 2 5 5 2 と電氣的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ 2 5 5 2 によって第 1 の回転駆動運動を第 2 の被動歯車 2 5 5 8 に加える、対応するスイッチ／接点（図示なし）と協働する第 1 の回転駆動トリガー 2 5 7 2 を含む。それに加えて、発射トリガーアセンブリ 2 5 7 0 は、第 1 の回転駆動トリガーに対して旋回する、撤回駆動トリガー 2 5 7 4 を更に含む。撤回駆動トリガー 2 5 7 4 は、モータアセンブリ 2 5 5 2 と電氣的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ 2 5 5 2 によって第 2 の回転駆動運動を第 2 の被動歯車 2 5 5 8 に加える、スイッチ／接点（図示なし）と動作可能にインターフェース接続する。第 1 の回転駆動運動により、駆動軸アセンブリ、及びエンドエフェクタの器具駆動軸の回転がもたらされて、発射部材がエンドエフェクタ 1 0 0 0 内で遠位側へと移動する。対照的に、第 2 の回転駆動運動は、第 1 の回転駆動運動の反対であり、最終的には駆動軸アセンブリ及び器具駆動軸を回転方向で回転させ、それにより、エンドエフェクタ 1 0 0 0 内における発射部材の近位側への移動又は撤回がもたらされる。

40

【0 1 4 6】

50

図示される実施形態はまた、閉鎖トリガー作動部分 2 5 3 2 に旋回可能に取り付けられると共に、安全部材 2 5 8 0 が発射トリガーアセンブリ 2 5 7 0 の旋回移動を物理的に防ぐ第 1 の「安全」位置と、臨床医が発射トリガーアセンブリ 2 5 7 0 を自由に旋回させることができる第 2 の「オフ」位置との間で選択的に旋回可能である、手動作動可能な安全部材 2 5 8 0 を含む。図 1 2 4 に見られるように、第 1 の窪み 2 5 8 2 は、安全部材 2 5 8 0 の第 1 の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分 2 5 3 2 に設けられる。安全部材 2 5 8 0 が第 1 の位置にあるとき、安全部材 2 5 8 0 上の移動止め（図示なし）は第 1 の窪み 2 5 8 2 内に受け入れられる。第 2 の窪み 2 5 8 4 も、安全部材 2 5 8 0 の第 2 の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分 2 5 3 2 に設けられる。安全部材 2 5 8 0 が第 2 の位置にあるとき、安全部材 2 5 8 0 上の移動止めは第 2 の窪み 2 5 8 2 内に受け入れられる。

10

#### 【0 1 4 7】

少なくともいくつかの例示的形態では、外科用器具 2 4 0 0 は、モータアセンブリ 2 5 5 2 が故障するか電池電力が喪失又は中断された場合に、逆回転運動を近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' に対して機械的に加える、全体的に 2 5 9 0 として指定される、機械的に作動可能な逆転システムを含んでもよい。かかる機械的逆転システム 2 5 9 0 はまた、例えば、モータの電力のみで駆動軸構成要素が逆回転するのを防ぐような形で、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' に動作可能に連結された駆動軸システム構成要素が動かなくなるか又は別の形で固まったときに特に有用なことがある。少なくとも 1 つの例示的形態では、機械的に作動可能な逆転システム 2 5 9 0 は、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 の第 2 の歯車セグメント 2 5 6 2 と噛合係合している、ハンドルフレームアセンブリ 2 5 2 0 上に形成された軸 2 5 2 4 A 上に回転可能に装着された、逆転装置 2 5 9 2 を含む。図 1 2 6 を参照されたい。したがって、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 が駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' を回転させると、逆転装置 2 5 9 2 は軸 2 5 2 4 A 上で自由に回転する。

20

#### 【0 1 4 8】

様々な例示的形態では、機械的逆転システム 2 5 9 0 は、レバーアーム 2 5 9 6 の形態の手動作動可能なドライバ 2 5 9 4 を更に含む。図 1 2 9 及び 1 3 0 に見られるように、レバーアーム 2 5 9 6 は、中を通る細長いスロット 2 5 9 8 を有するヨーク部分 2 5 9 7 を含む。軸 2 5 2 4 A はスロット 2 5 9 8 A を通って延在し、ハンドルハウジングアセンブリ 2 5 2 0 上に形成された第 2 の反対側の軸 2 5 9 8 B は、他方の細長いスロットを通して延在して、それに対してレバーアーム 2 5 9 6 を移動可能に固着する。それに加えて、レバーアーム 2 5 9 6 は、逆転装置 2 5 9 2 を噛合係合することができる、その上に形成されたアクチュエータフィン 2 5 9 7 を有する。臨床医が実質的な力を働かせてレバーアーム 2 5 9 6 を作動させるまで、それを非作動状態で保つ、移動止め又は干渉が存在する。これによって、反転させた場合に過失によって起動されないようになる。他の実施形態は、ばねを用いて、レバーアームを非作動状態へと付勢してもよい。機械的逆転システム 2 5 9 0 の様々な例示的实施形態は、ハンドルフレームアセンブリ 2 5 2 0 内で移動可能に軸支された、ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 を更に含む。図 1 2 9 及び 1 3 0 に見られるように、ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 は、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 の頂部を係合するように構成された係脱フラップ 2 6 0 2 を含む。ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 は、ナイフ撤回ばね 2 6 0 4 によって係脱位置へと付勢される。係脱位置にあるとき、係脱フラップ 2 6 0 2 が付勢されて、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 との係合が外れる。したがって、臨床医が、ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 を押し下げることによって、機械的逆転システム 2 5 9 0 を始動させようとするまで、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 は、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 の第 1 の歯車セグメント 2 5 5 9 と噛合係合している。

30

40

#### 【0 1 4 9】

臨床医が逆回転駆動運動を近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' に加えたいとき、臨床医は、ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 を押し下げて、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 上の第 1 の歯車セグメント 2 5 5 9 を第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 から係脱する。その後、臨床医は、旋回的なラチェット運動を手動作動可能なドライバ 2 5 9 4 に加え始め、それによってその上の歯車

50

フィン2597に逆転装置2592を駆動させる。逆転装置2592は、第2の被動歯車2558上の第2の歯車セグメント2562と噛合係合している。手動作動可能なドライバ2594を引き続き徐々に動かすことで、第2の歯車セグメント2562に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント380'に対して逆回転駆動運動が加えられる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ構成要素(1つ以上)を完全に解除するか又は逆転させるのに必要な回数、ドライバ2594を徐々に動かし続けることがある。一旦所望の逆回転運動量が近位側駆動軸セグメント380'に加えられていると、臨床医は、ナイフ撤回ボタン2600及びドライバ2594をそれら個々の開始又は非作動位置へと解除し、そこで、フィン2597は逆回転装置2592との係合から外れ、第2の駆動歯車2556は第2の被動歯車2558上の第1の歯車セグメント2559と再び噛合係合する。

10

#### 【0150】

外科用器具2400はまた、詳細に上述したような回転伝達装置750を含むエンドエフェクタ1000と共に用いることができる。上述のように、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、それに加えられる回転運動によって、エンドエフェクタ1000全体が、関節継手700の遠位側の長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転する。駆動軸アセンブリが第2の位置にあるとき、それに加えられる回転運動によって器具駆動軸が回転し、それによって最終的に、発射部材がエンドエフェクタ1000内で作動する。

#### 【0151】

外科用器具2400は、軸歯車376を移動させて第1の回転被動歯車374と噛合係合させたり係脱したりする、近位側駆動軸セグメント380'を選択的に軸線方向にシフトするシフトシステム2610を用いてもよい。例えば、近位側駆動軸セグメント380'はハンドルフレームアセンブリ2520内で移動可能に支持され、それによって近位側駆動軸セグメント380'が軸線方向に移動し、中で回転してもよい。少なくとも1つの例示的形態では、シフトシステム2610は、ハンドルフレームアセンブリ2520によって摺動可能に支持された、シフターヨーク2612を更に含む。図124及び127を参照されたい。近位側駆動軸セグメント380'は、その上に一对のカラー386(図124及び128に示される)を有するので、ハンドルフレームアセンブリ2520上でシフターヨーク2612をシフトさせることは近位側駆動軸セグメント380'の軸線方向移動をもたらす。少なくとも1つの形態では、シフトシステム2610は、シフターヨーク2612と動作可能にインターフェース接続すると共に、ハンドルアセンブリ2500のハンドルハウジングセグメント2504のスロット2505を通して延在する、シフターボタンアセンブリ2614を更に含む。図135及び136を参照されたい。シフターばね2616は、近位側駆動軸セグメント380'を係合するようにして、ハンドルフレームアセンブリ2520に装着される。図127及び134を参照されたい。ばね2616は、駆動軸アセンブリの回転によってエンドエフェクタ1000が関節継手700に対して長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転する(図67に示される)、図135に示される第1の軸線方向位置と、駆動軸アセンブリの回転がエンドエフェクタ内の発射部材の軸線方向移動をもたらす(図66に示される)、図136に示される第2の位置との間で、シフターボタンアセンブリ2614が摺動可能に位置決めされると、可聴クリック音及び触感のフィードバックを臨床医に提供するのに役立つ。したがって、かかる構成により、臨床医が、ハンドルアセンブリ2500を保持したまま、シフターボタンアセンブリ2614を簡単に摺動可能に位置決めすることができる。

20

30

40

#### 【0152】

図137~147は、例示的な一実施形態では、以下で考察する違いを除いて上述の関節継手700とほぼ同一である、係止可能な関節継手2700を示す。例示的な一実施形態では、関節継手2700は、関節係止システム2710によって係止及び係止解除される。関節継手2700は、遠位側外管部分231の遠位端233に取り付けられ、中に近位側ボールソケット704を画定する、近位側ソケット管702を含む。図137を参照されたい。中間関節接合管セグメント712に取り付けられた近位側ボール部材706は

50

、近位側ソケット管 702 内の近位側ボールソケット 704 内に移動可能に着座される。図 137 に見られるように、近位側ボール部材 706 は、遠位側駆動軸セグメント 540 が中を通して延在できるようにする、中央の駆動通路 708 を有する。それに加えて、近位側ボール部材 706 は、遠位側ケーブルセグメント 444、445、446、447 が中を通るのを容易にする、4つの関節接合通路 710 の中に有する。図 137 に更に見られるように、中間関節接合管セグメント 712 は中に形成された中間ボールソケット 714 を有する。中間ボールソケット 714 は、エンドエフェクタコネクタ管 720 上に形成されたエンドエフェクタボール 722 を中で移動可能に支持するように構成される。遠位側ケーブルセグメント 444、445、446、447 は、エンドエフェクタボール 722 内に形成されたケーブル通路 724 を通って延在し、エンドエフェクタボール 722 内の対応する通路 728 内に受け入れられた突起 726 によってそこに取り付けられる。遠位側ケーブルセグメント 444、445、446、447 をエンドエフェクタボール 722 に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

10

#### 【0153】

図 137 に見られるように、関節係止システム 2710 の 1つの例示的形態は、細長い軸アセンブリの遠位側外管部分 231 及び近位側ソケット管 702 を通って延在する、係止ワイヤ又は部材 2712 を含む。係止ワイヤ 2712 は、ハンドル部分 2500 (図 137 に全体的に破線で表される) 内で動作可能に支持された伝達ディスク 2722 に取り付けられた近位端 2720 を有する。例えば、伝達ディスク 2722 は、ハンドル 2500 内に形成されたボス 2726 に連結された、スピンドル軸 2724 上に装着される。アクチュエータケーブル又はワイヤ 2730 は、伝達ディスク 2722 に取り付けられ、臨床医によって手動で作動させて (即ち、押すか又は引く) もよい。外科用器具がロボットシステムに取り付けられる他の実施形態では、アクチュエータケーブル 2730 は、ロボットシステムからの制御運動を受け入れて、伝達ディスク 2722 を作動させるように構成されてもよい。

20

#### 【0154】

図 143~146 に見られるように、係止ワイヤ 2712 は、その遠位端 2715 に形成された一对の係止解除ウェッジ 2714、2716 を有する。第 1 の係止解除ウェッジ 2714 は、中間関節接合管 712 上で軸支された遠位側係止リング 2740 の端部 2742、2744 と動作可能にインターフェース接続するように構成される。図 143 に示されるようなその通常の「係止」状態では、遠位側係止リング 2740 は、中間関節接合管 712 に対して円周方向に延びる係止又は圧搾力を加えて、中間関節接合管 712 をエンドエフェクタボール 722 に押し付けてそれがソケット 714 内で移動するのを防ぐ。図 143~146 に見られるように、遠位側係止リング 2740 の端部 2742、2744 はテーパ状であって、第 1 の係止解除ウェッジ 2714 を間に受け入れるように構成された円錐形又は V 字形の開口部 2746 を、それらの間に画定する。

30

#### 【0155】

図 143~146 に更に見られるように、第 2 の係止ウェッジ 2716 は、近位側ソケット管 702 上で軸支された近位側係止リング 2750 の端部 2752、2754 とインターフェース接続するように構成される。図 143 に示されるようなその通常の「係止」状態では、近位側係止リング 2750 は、近位側ソケット管 702 に対して円周方向に延びる係止又は圧搾力を加えて、近位側ソケット管 702 を近位側ボール部材 706 に押し付けてそれが近位側ボールソケット 704 内で移動するのを防ぐ。図 143~146 に見られるように、近位側係止リング 2750 の端部 2752、2754 はテーパ状であって、第 2 の係止解除ウェッジ 2716 を間に受け入れるように構成された円錐形又は V 字形の開口部 2756 を、それらの間に画定する。

40

#### 【0156】

関節係止システム 2710 の作動によって関節継手 2700 が係止解除されると、エンドエフェクタ 1000 は、遠位側ケーブルセグメント 444、445、446、447 を作動させることによって、上述した様々な形で選択的に関節接合されてもよい。関節係止

50

システム 2710 の作動は、図 138、139、及び 143～146 を参照して理解されてもよい。図 143 は、遠位側及び近位側係止リング 2740、2750 に対する第 1 及び第 2 の係止解除ウェッジ 2714、2716 の位置を示す。その状態のとき、係止リング 2740 は、エンドエフェクタボール 722 がソケット 714 内で移動するのを防ぎ、係止リング 2750 は、近位側ボール部材 706 がソケット 704 内で移動するのを防ぐ。関節継手 2700 を係止解除するため、作動ケーブル 2726 が近位方向「PD」で引っ張られ、それによって最終的に、係止ワイヤ 2712 が図 144 に示される位置まで遠位方向「DD」で押される。図 144 に見られるように、第 1 の係止解除ウェッジ 2714 は、遠位側係止リング 2740 の端部 2742、2744 間で遠位側に移動してリング 2740 を拡張させていて、中間関節接合管 712 に加えられる圧搾力を緩和して、エンドエフェクタボール 722 がソケット 714 内で移動できるようになっている。同様に、第 2 の係止解除ウェッジ 2716 は、近位側係止リング 2750 の端部 2752、2754 間で遠位側に移動してリング 2750 を拡張させていて、近位側ソケット管 712 に対する圧搾力を緩和して、近位側ボール部材 706 がソケット 704 内で移動できるようになっている。その係止解除位置では、関節接合システムは、上述した形で遠位側ケーブルセグメント 444、445、446、447 に対して作動運動を加えて、図 138 及び 139 に示されるように、エンドエフェクタ 1000 を関節接合するように作動してもよい。例えば、図 143 及び 144 は、エンドエフェクタ 1000 が図 138 に示される位置へと関節接合されているときの、第 1 及び第 2 の係止ウェッジ 2714、2716 の位置を示す。同様に、図 145、146 は、エンドエフェクタ 1000 が図 129 に示される位置へと関節接合されているときの、第 1 及び第 2 の係止ウェッジ 2714、2716 の位置を示す。一旦臨床医がエンドエフェクタを所望の位置へと関節接合すると、臨床医（又はロボットシステム）は、作動ケーブルに対して押す運動を加えて、伝達ディスク 2722 を回転させると共に係止ワイヤ 2712 を図 143、145 に示される位置へと移動し、それによって、係止リング 2740、2750 が反ってそれらの締付け又は係止位置に至って、エンドエフェクタ 1000 をその係止位置で保持することができる。

#### 【0157】

図 148～156 は、1つの例示的形態では、以下で考察する違いを除いてエンドエフェクタ 1000 とほぼ同一である、別のエンドエフェクタの実施形態を示す。エンドエフェクタ 2800 は、回転閉鎖運動を加えることによって開閉されるアンビルアセンブリ 2810 を含む。アンビルアセンブリ 2810 は、開放位置（図 148 及び 149）と閉鎖位置（図 150～153）との間で選択的に移動させるため、細長いチャンネル 2830 上で旋回可能に支持される。細長いチャンネル 2830 は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャンネル 1020 とほぼ同一であってもよい。例えば、図示される実施形態では、細長いチャンネル 2830 は、上述したようなリング状の軸受 734 によってエンドエフェクタコネクタ管 720 に連結されてもよい、その上に形成されたエンドエフェクタコネクタハウジング 2832 を有する。図 148 に見られるように、エンドエフェクタコネクタハウジング 2832 は、回転伝達アセンブリ 2860 の中で動作可能に支持する。

#### 【0158】

図 148 及び 149 に見られるように、アンビルアセンブリ 2810 は、細長いチャンネル 2830 に形成された対応するトラニオンスロット 2814 内に移動可能に受け入れられる、一对のアンビルトラニオン 2812（1つのトラニオンのみが図 148 に見られる）を含む。アンビルアセンブリ 2810 の下面は、発射部材 1200' 上のアンビル旋回ピン 1201' と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放傾斜面（anvil open ramp）2816 を更に有する。発射部材 1200' は、言及する違いを除いて、上述の発射部材 1200 とほぼ同一であってもよい。それに加えて、アンビルアセンブリ 2810 は、以下でより詳細に考察するように、回転伝達アセンブリ 2860 からの回転閉鎖運動を受け入れる、回転閉鎖軸 2910 と動作可能に係合するように構成された、閉鎖ピン 2818 を更に含む。発射部材 1200' は、外科用ステーブルカートリッジ（図示なし）を中で支持するように構成された細長いチャンネル 2830 内で回転可能に支持され

た、器具駆動軸 1 3 0 0 上で回転可能に軸支される。器具駆動軸 1 3 0 0 は、その上に形成された、エンドエフェクタコネクタハウジング 2 8 3 2 内に形成された軸受スリーブ 2 8 3 4 内で回転可能に支持される軸受セグメント 1 3 0 4 を有する。

#### 【0159】

例示的な図示される実施形態では、回転伝達アセンブリ 2 8 6 0 は、細長い軸アセンブリを通して長手方向で延在して、ツール装着部分（エンドエフェクタ 2 8 0 0 がロボットシステムによって電力供給される場合）と、又はハンドルアセンブリの発射トリガー（エンドエフェクタ 2 8 0 0 が手動操作される場合）と動作可能にインターフェース接続する、回転駆動軸 2 8 7 0 を含む。関節継手を用いるそれらの実施形態の場合、関節継手 7 0 0 を通って延在する回転駆動軸 2 8 7 0 の一部は、本明細書に開示する可撓性の駆動軸アセンブリのいずれかを備えてもよい。関節継手が用いられない場合、回転駆動軸は剛性であってもよい。図 1 4 8 及び 1 4 9 に最も著しく見られるように、回転駆動軸 2 8 7 0 は、その上に形成されるか又はそれに取り付けられた回転駆動ヘッド 2 8 7 2 を有し、ヘッドはその上に形成された第 1 のリングギヤ 2 8 7 4 を有する。それに加えて、回転駆動ヘッド 2 8 7 2 は、回転駆動軸 2 8 8 0 に取り付けられたシフター歯車 2 8 8 2 と選択的に噛合係合する、その上に形成された第 2 のリングギヤ 2 8 7 6 を更に有する。

10

#### 【0160】

シフター軸 2 8 8 0 は、上述の回転駆動軸アセンブリのうちいずれか 1 つを備えてもよく、細長い軸アセンブリを通して延在して、ツール装着部分 3 0 0（エンドエフェクタ 2 8 0 0 がロボットシステムによって駆動される場合）又はハンドルアセンブリ（エンドエフェクタが手動操作される場合）と動作可能にインターフェース接続する。いずれの場合も、シフター軸 2 8 8 0 は、以下で更に詳細に考察するように、長手方向のシフト運動を受け入れて、シフター歯車 2 8 8 2 を回転駆動ヘッド 2 8 7 2 内で長手方向にシフトすると共に、回転駆動運動を受け入れて、シフター歯車 2 8 8 2 を回転させるように構成される。

20

#### 【0161】

図 1 4 8 及び 1 4 9 に更に見られるように、回転伝達アセンブリ 2 8 6 0 は、本体 2 8 9 2 を有する伝達歯車アセンブリ 2 8 9 0 を更に含み、その一部分は回転駆動ヘッド 2 8 7 2 のキャビティ 2 8 7 2 内で回転可能に支持される。本体 2 8 9 2 は、エンドエフェクタコネクタハウジング 2 8 3 2 の隔壁 2 8 3 6 に形成されたスピンドル装着穴 2 8 3 8 を通って回転可能に延在する、スピンドル 2 8 9 4 を有する。本体 2 8 9 2 は、回転シフター軸 2 8 8 0 上のシフター歯車 2 8 8 2 と選択的に噛合係合する、中に形成されたシフターリングギヤ 2 8 9 6 を更に有する。伝達歯車 2 9 0 0 は、本体 2 8 9 2 から突出する伝達歯車スピンドル 2 9 0 2 に装着され、隔壁 2 8 3 6 の弓状スロット 2 8 4 0 内に摺動可能に受け入れられる。図 1 5 5 及び 1 5 6 を参照されたい。伝達歯車 2 9 0 0 は、回転駆動ヘッド 2 8 7 2 内に形成された第 1 のリングギヤ 2 8 7 4 と噛合係合している。図 1 5 3 ~ 1 5 6 に見られるように、弓状スロット 2 8 4 0 は、中に突出する中央に配設された可撓性の移動止め 2 8 4 2 を有する。移動止め 2 8 4 2 は、図 1 5 5 に示されるように、弓状スロット 2 8 4 0 に隣接して形成された、移動止め逃がしスロット 2 8 4 6 によって形成されたウェブ 2 8 4 4 上に形成される。

30

40

#### 【0162】

回転閉鎖軸 2 9 1 0 は、隔壁 2 8 3 6 の対応する開口部を通して回転可能に支持された、軸受部分 2 9 1 2 を有する。回転閉鎖軸 2 9 1 0 は、伝達歯車 2 9 0 0 と選択的に噛合係合するように構成された、閉鎖駆動歯車 2 9 1 4 を更に有する。器具駆動軸 1 3 0 0 はまた、伝達歯車 2 9 0 0 と選択的に噛合係合するように構成された、器具駆動歯車 1 3 0 2 を有する。

#### 【0163】

エンドエフェクタ 2 8 0 0 の動作について、図 1 4 8 ~ 1 5 5 を参照して以下に説明する。図 1 4 8 及び 1 4 9 は、アンビルアセンブリ 2 8 1 0 が開放位置にあるエンドエフェクタ 2 8 0 0 を示す。アンビルアセンブリ 2 8 1 0 を図 1 5 0 に示される閉鎖位置へと移

50

動するため、シフター軸 2880 は、シフター歯車 2882 が本体 2892 内のシフターリングギヤ 2896 と噛合係合するように配置される。シフター軸 2880 を回転させることによって、本体 2892 を回転させて、伝達歯車 2900 が閉鎖軸 2910 上の閉鎖駆動歯車 2914 と噛合係合するようにしてもよい。図 153 を参照されたい。その位置にあるとき、係止移動止め 2842 は、伝達歯車スピンドル 2902 をその位置で保持する。その後、回転駆動軸 2870 を回転させて伝達歯車 2900 に回転運動を加え、それによって最終的に閉鎖軸 2910 が回転する。閉鎖軸 2910 を回転させると、アンビルアセンブリ 2810 上の閉鎖ピン 2818 と係合している回転スピンドル部分 2916 により、アンビルアセンブリ 2810 が近位側に移動して、アンビルアセンブリ 2810 が発射部材 1200' のアンビル旋回ピン 1201' 上で旋回する。かかる作用によって、アンビルアセンブリ 2810 が図 150 に示される閉鎖位置へと旋回する。臨床医が、発射部材 1200' を細長いチャネル 2830 の下方へと遠位側に駆動したいとき、シフター軸 2880 を再び回転させて、伝達歯車スピンドル 2902 を図 154 に示される位置へと旋回させる。やはり、係止移動止め 2842 は伝達歯車スピンドル 2902 をその位置で保持する。その後、回転駆動軸 2870 を回転させて、器具駆動軸 1300 上の伝達歯車 1302 に回転運動を加える。器具駆動軸 1300 が一方向で回転することにより、発射部材 1200' は遠位方向「DD」で駆動される。器具駆動軸 1300 が反対方向で回転することにより、発射部材 1200' は近位方向「PD」で撤回される。したがって、発射部材 1200' が、細長いチャネル 2830 に装着されたステーブルカートリッジ内のステーブルを切断し発射するように構成された、それらの適用例では、発射部材 1200' が細長いチャネル 2830 内におけるその最遠位位置まで駆動された後、回転駆動軸アセンブリ 2870 によって器具駆動軸 1300 に加えられる回転駆動運動が逆転して、発射部材 1200' が撤回されて図 150 に示されるその開始位置へと戻る。標的組織をエンドエフェクタ 2800 から解放するため、臨床医は、シフター軸 2800 を再び回転させて、伝達歯車 2900 を閉鎖駆動軸 2910 上の駆動歯車 2914 と再び噛合係合させる。その後、回転駆動軸 2870 によって伝達歯車 2900 に逆回転運動が加えられて、閉鎖駆動軸 2910 が駆動スピンドル 2916 を回転させ、それによってアンビルアセンブリ 2810 が遠位側に移動し、図 148 及び 149 に示される開放位置へと旋回する。臨床医がエンドエフェクタ 2800 全体を長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転させたいとき、シフター軸が長手方向でシフトされて、図 152 に示されるように、シフター歯車 2882 が、回転駆動ヘッド 2872 上の第 2 のリングギヤ 2876 及び伝達歯車本体 2892 上のシフターリングギヤ 2896 と同時に噛合係合する。その後、回転駆動軸 2880 を回転させることによって、エンドエフェクタ 2800 が、長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にしてエンドエフェクタコネクタ管 720 に対して回転する。

#### 【0164】

図 157～170 は、引っ張りタイプの運動を用いてアンビルアセンブリ 3010 を開閉する、別のエンドエフェクタの実施形態 3000 を示す。アンビルアセンブリ 3010 は、開放位置（図 168 及び 169）と閉鎖位置（図 157、160、及び 170）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル 3030 上で移動可能に支持される。細長いチャネル 3030 は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャネル 1020 とほぼ同一であってもよい。細長いチャネル 3030 は、上述した形でエンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 に連結されてもよい。エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 はまた、上述したようなリング状の軸受 734 によって、エンドエフェクタコネクタ管 734 に連結されてもよい。図 157 に見られるように、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 は、上述したように、駆動構成 748 及び回転伝達装置 750 を支持してもよい。

#### 【0165】

図 160 に見られるように、アンビルアセンブリ 3010 は、細長いチャネル 3030 に形成された対応するトラニオンスロット 3032 内に移動可能に受け入れられる、一對

10

20

30

40

50

のアンビルトラニオン 3012（1つのトラニオンのみが図160に見られる）を含む。アンビルアセンブリ 2810の下面は、発射部材 3100上の上部フィン 1208と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放切欠き 3016を更に有する。図168を参照されたい。発射部材 3100は、言及する違いを除いて、上述の発射部材 1200とほぼ同一であってもよい。図示される実施形態では、エンドエフェクタ 3000は、アンビルトラニオン 3012に付勢力を加えるように構成された、アンビルばね 3050を更に含む。アンビルばね 3050の1つの形態が図159に示される。その図面に見られるように、アンビルばね 3050は、金属ワイヤから作製され、アンビルトラニオンがそれら個々のトラニオンスロット 3032内に受け入れられていると、アンビルトラニオン 3012上に載るように構成された、2つの対向するばねアーム 3052を有してもよい。10  
それに加えて、図159に更に見られるように、アンビルばね 3050は、中に形成された、細長いチャンネル 3030上に形成された対応するばねピン 3034を移動可能に支持するように適合された、2つの装着ループ 3054を有する。図158を参照されたい。以下で更に詳細に考察するように、アンビルばね 3050は、細長いチャンネル 3030内においてばねピン 3034上で旋回するように構成される。図158に最も著しく見られるように、細長いチャンネルのそれぞれの側壁の一部分 3035は、アンビルばね 3050の移動に対する遊びを提供するように奥まっている。

#### 【0166】

図157及び160～170に見られるように、エンドエフェクタ 3000は、細長いチャンネル 3030上で選択的に長手方向移動するようにその上で移動可能に支持された、閉鎖管 3060を更に含む。閉鎖管 3060の長手方向移動を容易にするため、図157及び160～170に示される実施形態は、閉鎖管 3030に旋回可能にピン止めされるか又は別の形で取り付けられた、リンク機構アーム 3072によって閉鎖管 3060にリンクされた閉鎖ソレノイド 3070を含む。ソレノイドを作動させると、リンク機構アーム 3072が遠位方向で駆動されて、閉鎖管 3060を細長いチャンネル 3030の端部で遠位側に駆動する。閉鎖管 3060が遠位側に移動すると、アンビルアセンブリ 3010が閉鎖位置へと旋回する。代替実施形態では、ソレノイドは、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010の遠位端に装着された環状ソレノイドを備えてもよい。閉鎖管は、環状ソレノイドによって磁氣的に吸引及び反発して、閉鎖管の長手方向移動をもたらすことができる、金属材料から作製される。20  
30

#### 【0167】

少なくとも1つの形態では、エンドエフェクタ 3060は、標的組織上で閉鎖されたとき、アンビルアセンブリ 3010を適所で係止して保持する、独自のアンビル係止システム 3080を更に含む。1つの形態では、図157に見られるように、アンビル係止システム 3080は、細長いチャンネル 3030に形成された対応する係止パー窓 3036内に端部が受け入れられるようにして、細長いチャンネル 3030を横断方向に横切って延在する、アンビル係止バー 3082を含む。図158を参照されたい。図161を参照すると、閉鎖管 3060がその最遠位の「閉鎖」位置にあるとき、係止バー 3082の端部は、係止パー窓 3036を通過して横方向で外に突出し、閉鎖管 3060の近位端を越えて延在して、それが近位側に移動して適所から外れるのを防ぐ。係止バー 3082は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010内で支持されたソレノイド接点 3076を係合するように構成される。ソレノイド接点 3076は、ソレノイド 3070を制御する制御システムに布線される。制御システムは、いずれの場合であっても、ロボットシステム又はハンドルアセンブリ内の電池若しくは他の電力源のどちらかによって供給される、電力源を含む。40

#### 【0168】

発射部材 3100は、外科用ステープルカートリッジ（図示なし）を中で支持するように構成された細長いチャンネル 2830内で回転可能に支持された、器具駆動軸 1300上で回転可能に軸支される。器具駆動軸 1300は、その上に形成された、エンドエフェクタコネクタハウジング 2832に形成された軸受スリーブ 2834内で回転可能に支持さ50

れると共に、上述した形で回転伝達装置 750 と動作可能にインターフェース接続する、軸受セグメント 1304 を有する。器具駆動軸 1300 が一方向で回転することにより、発射部材 3100 が細長いチャンネル 3030 を通して遠位側に駆動され、器具駆動軸 1300 が反対の回転方向で回転することにより、発射部材 1200' が近位方向「PD」で撤回される。図 157 及び 160～170 に見られるように、発射部材 3100 は、以下で更に詳細に考察するように、係止バー 3082 を係合するように構成された作動バー 3102 を有する。

#### 【0169】

アンビル係止システム 3080 は、閉鎖管 3060 がその最遠位位置へと移動しており、閉鎖管 3060 の遠位端がアンビルアセンブリ 3010 上に形成されたアンビルレッジ 3013 と接触していると、アンビルを選択的に引っ張って閉鎖管 3060 と割込み係止係合させる、アンビル引張りアセンブリ 3090 を更に含む。1つの形態では、アンビル引張りアセンブリ 3090 は、アンビルアセンブリ 3010 の近位端に取り付けられ、いずれの場合であっても、細長い軸アセンブリを通してツール装着部分又はハンドルアセンブリへと近位側に突出する、一对のアンビル引張りケーブル 3092 を含む。引張りケーブル 3092 は、ハンドルアセンブリ上のアクチュエータメカニズムに取り付けられるか、又はケーブル 3092 に張力を加えるように構成された、ツール装着部分上の駆動システムの 1 つに連結されてもよい。

#### 【0170】

エンドエフェクタ 3000 の動作について、次に記載する。図 168 及び 169 は、開放位置にあるアンビルアセンブリ 3010 を示す。図 168 は、新しいステープルカートリッジ（図示なし）が細長いチャンネル 3030 内に装着されてもよい、最近位位置にある発射部材 3100 を示す。閉鎖管 3060 もその最近位の非作動位置にある。また、図 167 に見られるように、発射部材 3100 がその最近位位置にあるとき、作動バー 3102 は係止バーを付勢して、ソレノイド接点 3076 と係合させており、それによってソレノイドを次の閉鎖手順のために始動させることができる。したがって、閉鎖プロセスを始めるには、回転駆動軸 752 を作動させて、発射部材 3100 を図 169 に示されるその開始位置へと移動させる。その位置にあるとき、作動バー 3102 は、係止バー 3082 が移動してソレノイド接点 3076 との係合から外れることが十分できるように、近位方向で移動しており、それにより、電力がソレノイド制御回路に供給されると、ソレノイドリンク 3072 が延長される。次に、自動で、又はハンドルアセンブリ内のスイッチ若しくは他の制御メカニズムを通して、ソレノイド 3070 に対して制御電力が加えられ、それにより、閉鎖管 3060 の遠位端がアンビルアセンブリ 3010 上のレッジ 3013 に接触するまで、閉鎖管 3060 が遠位側に移動して、図 162 に示されるように、アンビルアセンブリが旋回して発射部材 1200' 上で閉鎖される。その図面に見られるように、係止バー 3082 は、閉鎖管 3060 が近位方向で移動するのを防ぐように位置決めされる。その位置にあるとき、臨床医は次に、引張りケーブル 3092 に張力を加えて、アンビルアセンブリ 3010 の近位端を引っ張って閉鎖管 3060 と割込み係合させて、アンビルアセンブリ 3010 を閉鎖位置で係止する。その後、発射部材 1200' は、エンドエフェクタ 3000 内で締め付けられた組織を通して遠位方向で駆動されてもよい。一旦発射プロセスは完了されている。器具駆動軸は反対方向で回転して、発射部材 3100 がその開始位置へと戻されて、作動バー 3102 は再び係止バー 3082 に接触して、それを屈曲してソレノイド接点 3076 と接触させ、係止バー 3082 の端部を細長いチャンネル 3030 の窓 3036 に引き込んでいる。その位置にあるとき、ソレノイド制御システムに電力が供給されると、ソレノイド 3070 は、閉鎖管 3060 を図 167 及び 168 に示されるその開始又は開放位置へと近位方向で撤回する。閉鎖管 3060 が近位側に移動して、アンビルアセンブリ 3010 との係合が外れると、アンビルばね 3050 は、アンビルトラニオン 3012 に対して付勢力を加えて、アンビルアセンブリを図 168 に示される開放位置へと付勢する。

#### 【0171】

図171～178は、別の例示的な急速脱着連結具構成3210を中に有する、別の例示的な細長い軸アセンブリ3200を示す。少なくとも1つの形態では、例えば、急速脱着連結具構成3210は、近位側外管セグメント3214の形態の近位側連結具部材3212を含み、そのセグメントは、1つの構成では、デバイスがロボット制御されるとき、上述の形で第1の駆動システム350とインターフェース接続するように構成された、管状歯車セグメント354をその上に有してもよい。しかしながら、別の実施形態では、近位側外管セグメント3214は、上述の形でハンドルアセンブリに装着された、手動作動可能な回転ノズル2512とインターフェース接続してもよい。上述のように、ロボット制御の適用例における第1の駆動システム350、又は手持ち型の構成における回転ノズル2512は、細長い軸アセンブリ3200及びそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタを、長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転させるのに役立つ。図171を参照されたい。近位側外管セグメント3214は、係止カラーをその上に受け入れるように構成された、「ネックダウンした」遠位端部分3216を有する。

#### 【0172】

図171～178に示される例示の実施形態では、細長い軸アセンブリ3200は、以下で考察する違いを除いて上述の近位側駆動軸セグメント380とほぼ同一であってもよく、本明細書に開示する様々な形で、ロボットシステム又はハンドルアセンブリからの回転及び軸線方向制御運動を受け入れるように構成されてもよい、近位側駆動軸セグメント380'を含む。図示される実施形態は、上述したような関節継手700と共に使用されてもよく、本明細書に記載する様々な形で関節制御駆動部に連結されてもよい関節接合ケーブル434及び454を含んでもよい。近位側充填材料3220は、近位側外管セグメント3214内に提供されて、関節接合ケーブル端部434A、434B、454A、454Bに対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの関節接合ケーブル端部434A、434B、454A、454Bは、近位側充填材料3220を通して設けられた対応する近位側関節通路3222を通して延在する。関節接合ケーブル端部434A、434B、454A、454Bは、対応する関節通路3222内で摺動するように構成された、そこに取り付けられた近位側関節クリップ3224を更に有する。近位側関節クリップ3224は、金属又はポリマー材料から作製されてもよく、締結具押さえ3228がその上にそれぞれ形成された、一对の可撓性クリップアーム3226をそれぞれ有する。同様に、近位側駆動軸セグメント380'は、近位側充填材料3220内の軸通路3230に移動可能に受け入れられる。駆動軸接続クリップ3240がその上にある。1つの例示的な形態では、駆動軸接続クリップ3240は、中央の管状コネクタ部分3242及びその上の2つの可撓性クリップアーム3244を有して形成され、クリップアームはそれぞれ、その上に締結具押さえ3248を有する。

#### 【0173】

図171、172、及び176～178に更に見られるように、急速脱着構成3210は、遠位側外管セグメント3252がネックダウンした近位端部分3254を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分231にほぼ類似した、遠位側外管セグメント3252の形態の遠位側連結具部材3250を更に含む。遠位側外管セグメント3252は、本明細書に開示する様々なタイプのエンドエフェクタ1000に動作可能に連結され、以下で言及する違いを除いて、上述した遠位側駆動軸セグメント540にほぼ類似していてもよい、遠位側駆動軸セグメント540'を含む。遠位側充填材料3260は、遠位側外管セグメント3252内に提供されて、遠位側関節接合ケーブルセグメント444、445、446、447に対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント444、445、446、447は、遠位側充填材料3260を通して設けられる、対応する遠位側関節通路3262を通して延在する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント444、445、446、447は、対応する近位側関節クリップ3224のクリップアーム3226間で摺動するように構成された、それに取り付けられた遠位側関節差込み支柱(bayonet post)3270を更に有する。それぞれの遠位側関節差込み支柱3270は、対応するクリップアーム3226上の締結具押さえ3228によって保

持して係合されるように構成される。同様に、遠位側駆動軸セグメント540'は、遠位側充填材料3260内の遠位軸通路3264に移動可能に受け入れられる。遠位側駆動軸差込み支柱3280は、遠位側関節差込み支柱3270を越えて近位側に突出してもよいように、遠位側駆動軸セグメント540'の近位端に取り付けられる。図172は、遠位側関節差込み支柱3270に対する遠位側駆動軸差込み支柱3280（破線）の位置を示す。遠位側駆動軸差込み支柱3280は、対応するクリップアーム3244上の締結具押さえ3248によって駆動軸接続クリップ3240上で保持して係合されるように構成される。

#### 【0174】

図171～178に見られるように、例示の急速脱着連結具構成3210は、遠位側外管セグメント3252のネックダウンした近位端部分3254上で移動可能に軸支された、軸線方向に移動可能な係止カラー3290を更に含む。図174に最も著しく見られるように、係止カラー3290の1つの形態は、近位側外管セグメント3214及び遠位側外管セグメント3254それぞれのネックダウン部分3216、3254上で摺動可能に受け入れられるようにサイズ決めされた、外側係止スリーブ3292を含む。外側係止スリーブ3292は、ブリッジ3295によって中央の係止本体3294に連結される。ブリッジ3295は、遠位側外管セグメント3254のネックダウン部分3254にある遠位側スロット3255、並びに遠位側外管セグメント3252のネックダウンした近位端部分3254内に摺動可能に受け入れられた、近位側外管セグメント3214のネックダウン部分3216にある近位側スロット3217を通して摺動するように構成され、また、近位側外管セグメント3214のネックダウン部分3216内へと摺動可能に延在してもよい。図174に更に見られるように、中央の係止本体3294は、関節支柱及びクリップを受け入れる複数の通路3296を有する。同様に、中央の係止本体3294は、遠位側駆動軸セグメント540'を移動可能に中に受け入れる中央駆動軸通路3298を有する。

#### 【0175】

例示の急速脱着連結具構成3210の使用について、次に記載する。最初に図171及び172を参照すると、遠位側連結具部材3250は近位側連結具部材3212と軸線方向に整列され、それによって、ブリッジ3295は近位側外管セグメント3214のネックダウン部分3216のスロット3217と整列され、遠位側駆動軸差込み支柱3280は近位側駆動軸コネクタクリップ3240上にある中央の管状コネクタ部分3242と整列される。その後、遠位側連結具部材3250は近位側連結具部材3212と当接係合されて、遠位側駆動軸差込み支柱3280が中央の管状セグメント3214に滑り込み、最終的には近位側駆動軸コネクタクリップ3240上にある締結具押さえ3248と保持係合される。かかる作用により、また、それぞれの遠位側関節差込みコネクタ支柱3270が、図176に示されるように、近位側関節コネクタクリップ3224上の締結具押さえ3228によって保持係合される。遠位側駆動軸差込み支柱3280がクリップアーム3244の間に挿入されると、クリップアーム3244は、締結具押さえ3248が支柱3280上の肩部3281を係合するまで、外側に屈曲することが認識されるであろう。同様に、遠位側差込み支柱3270のそれぞれが、それらの対応するコネクタアーム3226の間に挿入されると、コネクタアーム3226は、締結具押さえ3228が支柱3270上の肩部3271を係合するまで外側に屈曲する。一旦遠位側駆動軸セグメント540'が近位側駆動軸セグメント380'に接続され、遠位側関節接合ケーブルセグメント444、445、446、447が関節接合ケーブル端部434A、434B、454A、454Bにそれぞれ接続されていると、ユーザは次に、外側係止スリーブ3292を図177及び178に示される位置まで近位側に摺動させてもよい。その位置にあるとき、中央の係止本体3294は、クリップアーム3244、3266が外側に屈曲するのを防ぎ、それによって遠位側連結具部材3250を近位側連結具部材3213に係止する。遠位側連結具部材3250を近位側連結具部材3212から分離するため、ユーザは、外側係止スリーブ3292を図175及び176に示される位置まで移動し、その後、連結具

部材 3 2 5 0、3 2 1 2 を引き離す。対向する軸線方向分離運動が連結具部材 3 2 5 0、3 2 1 2 に加えられると、クリップアーム 3 2 4 4 及び 3 2 2 6 が屈曲して、それぞれ遠位側駆動軸差込み支柱及び遠位側関節差込み支柱との係合から外れることができる。

#### 【0176】

##### 非限定例

1つの例示的形態は、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールを備え、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボット制御で発生した出力運動をロボットシステムから受け入れるため、ロボットシステムのツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続するように構成された、駆動システムを含む。駆動軸アセンブリは、駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、ロボット制御で発生した出力運動を駆動システムから受け入れると共に、駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに制御運動を加えるように構成される。手動作動可能な制御システムは、駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、手動で発生した制御運動を駆動軸アセンブリに選択的に加える。

10

#### 【0177】

別の一般的な例示的形態と関連して、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって、ツール駆動アセンブリ上で支持された少なくとも1つの回転可能な本体部分に対して少なくとも1つの回転出力運動を提供するように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは外科用エンドエフェクタを含み、そのエンドエフェクタは、加えられる制御運動に応じて少なくとも1つの他の構成要素部分に対する第1及び第2の位置の間で選択的に移動可能である、少なくとも1つの構成要素部分を備える。細長い軸アセンブリは、外科用エンドエフェクタに動作可能に連結され、少なくとも1つの選択的に移動可能な構成要素部分と移動可能に連通している、少なくとも1つの歯車被動部分を備える。ツール装着部分は、細長い軸アセンブリに動作可能に連結され、ツール駆動アセンブリに連結されるとそれと動作可能にインターフェース接続するように構成される。少なくとも1つの例示的形態はツール装着部分をさらに備え、そのツール装着部分は、ツール装着部分上で回転可能に支持され、ツール駆動アセンブリの少なくとも1つの回転可能な本体部分のうち対応する1つと駆動係合して、対応する回転出力運動をそこから受け入れるように構成された、被駆動要素を備える。駆動システムは、被駆動要素と動作可能に係合しており、それに対してロボット制御で発生した作動運動を加えて、少なくとも1つの歯車被動部分のうち対応する1つによって少なくとも1つの制御運動を選択的に移動可能な構成要素に加える。手動作動可能な逆転システムは、細長い軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して、それに対して手動で発生した制御運動を選択的に加える。

20

30

#### 【0178】

別の例示的な一般的な形態によれば、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって回転出力運動をロボット制御で発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボット制御で発生した回転出力運動をロボットシステムから受け入れるため、ロボットシステムのツール駆動アセンブリの対応する部分とインターフェース接続するように構成された、回転駆動システムを備える。回転駆動軸アセンブリは、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、ロボット制御で発生した回転出力運動を回転駆動システムから受け入れると共に、回転駆動軸アセンブリとインターフェース接続する外科用エンドエフェクタに動作可能に回転駆動運動を加えるように構成される。手動作動可能な逆転システムは、回転駆動軸アセンブリと動作可能にインターフェース接続して

40

50

、手動で発生した回転駆動運動を回転駆動軸アセンブリに選択的に加える。

【0179】

別の例示的形態は、遠位端を有すると共に長手方向ツール軸線を定める細長い軸アセンブリを含む外科用ステープル留めデバイスを備える。デバイスは、外科用ステープルカートリッジを中で動作可能に支持するように構成された部分を含む細長いチャンネルアセンブリを備えるエンドエフェクタを更に含む。アンビルは、細長いチャンネルアセンブリに対して移動可能に支持される。外科用ステープル留めデバイスは、細長いチャンネルアセンブリを細長い軸アセンブリの遠位端に連結して、細長いチャンネルアセンブリが細長い軸アセンブリの遠位端に対して長手方向ツール軸線を中心にして選択的に回転するのを容易にする、回転継手を更に備える。

10

【0180】

別の例示的形態は、外科用器具の第1の部分外科用器具の第2の部分に連結する、回転支持継手アセンブリを備える。少なくとも1つの例示的形態では、回転支持継手アセンブリは、第1の部分内の第1の環状軌道輪と、第2の部分内にあって、第2の部分が第1の部分と接合されると第1の環状軌道輪とほぼ位置合わせされるように構成された、第2の環状軌道輪とを備える。リング状の軸受は、位置合わせされた第1及び第2の環状軌道輪内で支持される。

【0181】

別の例示的な一般的形態と関連して、外科用エンドエフェクタを外科用器具の細長い軸アセンブリに連結する、回転支持継手アセンブリが提供される。少なくとも1つの例示的形態では、回転支持継手アセンブリは、外科用エンドエフェクタ上にある円筒状のコネクタ部分を備える。第1の環状軌道輪はコネクタ部分の周辺に設けられる。ソケットは、細長い軸上に設けられ、円筒状のコネクタ部分がソケットに対して自由に回転できるように、円筒状のコネクタ部分の中に受け入れるようにサイズ決めされる。第2の環状軌道輪は、ソケットの内壁に設けられ、円筒状のコネクタ部分がソケット内に受け入れられると、第1の環状軌道輪とほぼ位置合わせされるように構成される。窓は、第2の環状軌道輪と連通してソケット内に設けられる。自由端を有するリング状の軸受部材は、窓を通して第1及び第2の位置合わせされた環状軌道輪に挿入可能である。

20

【0182】

別の例示的な一般的形態と関連して、外科用器具の第1の部分外科用器具の第2の部分に回転可能に連結する方法が提供される。様々な例示的形態では、方法は、第1の環状軌道輪を第1の部分に形成することと、第2の環状軌道輪を第2の部分に形成することとを含む。方法は、第1及び第2の環状軌道輪がほぼ位置合わせされるようにして、第1の部分を第2の部分に挿入することと、位置合わせされた第1及び第2の環状軌道輪にリング状の軸受を挿入することとを更に含む。

30

【0183】

別の例示的形態は、相互接続されて可撓性の中空管を形成する複数の移動可能に噛み合う継手セグメントを含む外科用器具のための駆動軸アセンブリを備える。可撓性の補助拘束部材は、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態で設置されて、噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする。

40

【0184】

別の一般的な例示的形態によれば、レーザーによって中空管に切り込まれた複数の移動可能に噛み合う継手セグメントを含み、遠位端及び近位端を有する、外科用器具のための複合駆動軸アセンブリが提供される。可撓性の補助拘束部材は、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態にあって、噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする。

【0185】

さらに別の例示的な一般的形態によれば、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントを含み、少なくともいくつかの継手セグメントが、6つのほぼ弓状の表面から形成さ

50

れたボールコネクタ部分を備える、外科用器具のための駆動軸アセンブリが提供される。ソケット部分は、隣接した継手セグメントのボールコネクタ部分の中に移動可能に受け入れられるようにサイズ決めされる。中空の通路は、それぞれのボールコネクタ部分を通して延在して、駆動軸アセンブリを通る通路を形成する。駆動軸アセンブリは、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントと柔軟な拘束係合状態で設置されて、継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、可撓性の補助拘束部材を更に含んでもよい。

#### 【0186】

別の例示的形態は、外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法を備える。様々な例示的实施形態では、方法は、中空の軸を提供することと、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントをレーザーによって中空の軸に切り込むこととを含む。方法は、補助拘束部材を中空の軸上に設置して、移動可能に相互接続された継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態で保持すると共に、駆動軸アセンブリの屈曲を容易にすることを更に含む。

10

#### 【0187】

別の例示的形態と関連して、外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法が提供される。少なくとも1つの例示的实施形態では、方法は、中空の軸を提供することと、複数の移動可能に相互接続された継手セグメントをレーザーによって中空の軸に切り込むこととを含む。それぞれの継手セグメントは一对の対向する突起を備え、それぞれの突起は、テーパ状の内壁部分を有する対応するソケット内に受け入れられるテーパ状の外周部分を有し、テーパ状の内壁部分は、対応する突起のテーパ状の外周部分と協働して、対応する突起を中で移動可能に保持する。

20

#### 【0188】

別の例示的な一般的形態は、外科用エンドエフェクタが動作可能に連結された、外科用器具のための回転駆動構成を備える。1つの例示的形態では、回転駆動構成は、回転駆動運動を発生させるように構成された回転駆動システムを含む。駆動軸アセンブリは、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続し、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動のうち1つを回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

30

#### 【0189】

別の例示的な一般的形態と関連して、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって、出力運動を発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボットシステムの一部と動作可能にインターフェース接続するように構成された、ツール装着部分を備える。回転駆動システムは、ツール装着部分によって動作可能に支持され、ツール駆動アセンブリとインターフェース接続して、そこから対応する出力運動を受け入れる。細長い軸アセンブリは、ツール装着部分から動作可能に延在し、回転駆動システムと動作可能にインターフェース接続する駆動軸アセンブリを含む。駆動軸アセンブリは、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である。外科用ツールは、細長い軸アセンブリに対して選択的に回転するようにそれに回転可能に連結された、外科用エンドエフェクタを更に備える。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動のうち1つを回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンド

40

50

エフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

#### 【0190】

更に別の例示的な一般的形態と関連して、ハンドルアセンブリと、ハンドルアセンブリによって動作可能に支持された駆動モータとを備える、外科用器具が提供される。細長い軸アセンブリは、ハンドルアセンブリから動作可能に延在し、駆動モータと動作可能にインターフェース接続すると共に、第1の位置と第2の位置との間で選択的に軸線方向に移動可能である、駆動軸アセンブリを含む。外科用エンドエフェクタは、細長い軸アセンブリに対して選択的に回転するように、それに対して回転可能に連結される。回転伝達装置は、駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、それにより、駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を駆動モータによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第1の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加え、駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、回転駆動運動を駆動モータによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

10

#### 【0191】

様々な例示的实施形態はまた、複数の離散的な軸線方向位置の間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムを備える。少なくとも1つの形態では、差動固定システムは、離散的な軸線方向位置のそれぞれ1つに対応する、回転駆動軸アセンブリ上の少なくとも1つの保持形成物を備える。少なくとも1つの係止部材は、回転駆動軸アセンブリを構成体と関連付けられた離散的な軸線方向位置へと移動させたとき、少なくとも1つの保持形成物と保持係合するように、回転駆動軸アセンブリに対して動作可能に支持される。

20

#### 【0192】

別の例示的な一般的形態と関連して、第1の軸線方向位置と第2の軸線方向位置との間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムが提供される。少なくとも1つの例示的な形態では、差動固定システムは、回転駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続する、差動ハウジングを備える。少なくとも1つのばね付勢された係止部材は、回転駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるときは、回転駆動軸アセンブリの第1の部分と保持係合する、差動ハウジングによって動作可能に支持され、少なくとも1つのばね付勢された係止部材は、回転駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるときは、回転駆動軸アセンブリの第2の部分と保持係合するように更に構成される。

30

#### 【0193】

さらに別の例示的な一般的形態と関連して、第1の軸線方向位置と第2の軸線方向位置との間で移動可能である回転駆動軸アセンブリによって電力供給される外科用エンドエフェクタを含む外科用器具のための差動固定システムが提供される。少なくとも1つの例示的な形態では、差動固定システムは、回転駆動軸アセンブリ及び外科用エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続する、差動ハウジングを備える。少なくとも1つのばね部材は、回転駆動軸アセンブリの一部分に設けられ、それぞれのばね部材は、回転駆動軸アセンブリの第1の軸線方向位置に対応する第1の保持位置と、回転駆動軸アセンブリの第2の軸線方向位置に対応する第2の保持位置とを定める。係止部材は、差動ハウジングによって動作可能に支持され、少なくとも1つのばね部材のそれぞれと保持係合されるように少なくとも1つのばね部材のそれぞれに対応し、それによって、回転駆動軸アセンブリが第1の軸線方向位置にあるとき、係止部材は対応するばね部材を第1の保持位置で保持係合し、回転駆動軸アセンブリが第2の軸線方向位置にあるとき、係止部材は対応するばね部材を第2の保持位置で保持係合する。

40

#### 【0194】

50

様々な他の例示的实施形態は、エンドエフェクタと、回転及び軸線方向制御運動源に動作可能に連結された近位側回転駆動列アセンブリを含む外科用器具を備える。近位側回転駆動列アセンブリは、軸線方向制御運動が加えられるのに応じて長手方向でシフト可能である。外科用器具は、エンドエフェクタに動作可能に連結されて回転制御運動を加える、遠位側回転駆動列アセンブリを更に含む。近位側軸線方向駆動列アセンブリは、別の軸線方向制御運動源に動作可能に連結される。遠位側軸線方向駆動列アセンブリは、軸線方向制御運動を加えるようにエンドエフェクタに動作可能に連結される。器具は、近位側回転駆動列アセンブリを遠位側回転駆動列アセンブリに、且つ近位側軸線方向駆動列アセンブリを遠位側軸線方向駆動列アセンブリに、同時に取付け、また分離する、連結構成を更に備える。

10

**【0195】**

別の一般的態様と関連して、エンドエフェクタに対して複数の制御運動を加えるように構成された複数の遠位側駆動列アセンブリを含むエンドエフェクタを、駆動運動源と連通する対応する近位側駆動列アセンブリに取り付ける、連結構成が提供される。1つの例示的形態では、連結構成は、それぞれの近位側駆動列アセンブリの遠位端にある近位側取付け構成体と、それぞれの近位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持し、それによってその上にある近位側取付け構成体がほぼ連結整列された状態で保持されるように構成された、近位側連結具部材とを備える。遠位側取付け構成体は、それぞれの遠位側駆動列アセンブリの近位端に設けられる。それぞれの遠位側取付け構成体は、連結係合させたときに、対応する近位側駆動列の遠位端にある近位側取付け構成体を動作可能に係合するように構成される。遠位側連結具部材は、エンドエフェクタに動作可能に連結され、それぞれの遠位側駆動列を中で動作可能に支持して、遠位側取付け構成体をその上で、ほぼ連結整列された状態で保持するように構成される。係止カラーは、遠位側駆動列アセンブリが対応する近位側駆動列アセンブリから切り離されてもよい係止解除位置、及び遠位側駆動列アセンブリがそれらの対応する近位側駆動列アセンブリと連結係合されて保持される係止位置から移動可能である。

20

**【0196】**

別の一般的態様と関連して、加えられる駆動運動に応じて外科的行為を行うように構成されたエンドエフェクタを含む外科用器具が提供される。器具の例示的形態は、駆動運動源と、駆動運動源と動作可能にインターフェース接続して、そこから対応する第1の駆動運動を受け入れる、第1の近位側駆動列アセンブリとを更に含む。第2の近位側駆動列アセンブリは、駆動運動源と動作可能にインターフェース接続して、対応する第2の駆動運動をそこから受け入れる。第1の遠位側駆動列アセンブリは、エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、第1の近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結されると、そこから対応する第1の駆動運動を受け入れるように構成される。第2の遠位側駆動列アセンブリは、エンドエフェクタと動作可能にインターフェース接続し、第2の近位側駆動列アセンブリに動作可能に連結されると、そこから対応する第2の駆動運動を受け入れるように構成される。器具は、第1及び第2の近位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持する第1の連結部材を含む連結構成を更に備える。連結構成は、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持すると共に、第1の連結部材と軸線方向に整列するように構成された、第2の連結部材を更に含み、それにより、第2の連結部材が第1の連結部材と軸線方向に整列されると、第1の遠位側駆動列アセンブリが第1の近位側駆動列アセンブリと軸線方向に整列してそれと動作可能に係合し、第2の遠位側駆動列アセンブリが第2の近位側駆動列アセンブリと軸線方向に整列してそれと動作可能に係合する。係止カラーは、第1及び第2の連結部材の一方で移動可能に軸支され、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ第1及び第2の近位側駆動列アセンブリから分離可能である係止解除位置と、第1及び第2の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ第1及び第2の近位側駆動列アセンブリと動作可能に係合した状態で保持される係止位置との間で移動するように構成される。

30

40

**【0197】**

50

別の一般的態様によれば、外科用器具の発射部材を動作可能に受け入れる経路を中に画定するカートリッジ本体を含む外科用カートリッジが提供される。外科用カートリッジは、カートリッジ本体内で動作可能に支持されると共に、発射部材を駆動して接触させたときに、発射部材が経路と整列されない動作不能構成から、発射部材が経路と整列される動作可能構成へと、発射部材を移動させるように構成された、整列部材を更に含む。

#### 【0198】

さらに別の一般的態様によれば、外科用器具のためのエンドエフェクタが提供される。少なくとも1つの形態では、エンドエフェクタは、スロットと、スロットに隣接したロックアウト切欠きとを有する、支持部材を備える。エンドエフェクタは、動作不能構成と動作可能構成との間で移動可能な発射部材を更に備え、発射部材は、動作可能構成のとき、スロットと整列されると共にスロット内で並進するように構成され、また発射部材は、動作不能構成のとき、ロックアウト切欠きと係合されると共にスロットと整列しない。

10

#### 【0199】

別の例示的实施形態は、カートリッジを中で除去可能に支持するように構成された細長いチャンネルを含む外科用器具を備える。少なくとも1つの形態では、カートリッジは、カートリッジ本体と、中で第1の位置から第2の位置へと移動するように、カートリッジ本体内で移動可能に支持された整列部材とを備える。外科用器具はまた、作動運動を加えると開始位置と終了位置との間で移動するように、細長いチャンネルに対して動作可能に支持された、発射部材を備える。発射部材は、発射部材がカートリッジ本体内の整列部材と動作可能に係合していない限り、開始位置から終了位置へと移動することはできない。

20

#### 【0200】

別の例示的实施形態は、外科用器具のためのエンドエフェクタを備える。少なくとも1つの形態では、エンドエフェクタは、カートリッジを中で除去可能に支持するように構成された細長いチャンネルを備える。発射部材は、開始及び終了位置の間で移動するように、細長いチャンネルに対して動作可能に支持される。器具駆動軸は、駆動構成から作動運動が加えられると、開始及び終了位置の間で発射部材を移動させるため、発射部材と動作可能に係合している。器具駆動軸は、器具駆動軸が駆動構成との動作可能な係合から外れている動作不能位置から、器具駆動軸が駆動構成と動作可能に係合している動作可能位置へと移動可能である。エンドエフェクタは、器具駆動軸と接触するように移動可能に支持されて、カートリッジを細長いチャンネル内に設置すると、器具駆動軸を動作不能位置から動作可能位置へと移動させる、整列部材を更に備える。

30

#### 【0201】

別の例示的实施形態は、細長いチャンネルと、細長いチャンネル内で除去可能に支持されたカートリッジとを備える、外科用器具を含む。発射部材は、開始及び終了位置の間で移動するように、細長いチャンネルに対して動作可能に支持される。器具駆動軸は、駆動構成から作動運動が加えられると、開始及び終了位置の間で発射部材を移動させるため、発射部材と動作可能に係合している。器具駆動軸は、器具駆動軸が駆動構成との動作可能な係合から外れている動作不能位置から、器具駆動軸が駆動構成と動作可能に係合している動作可能位置へと移動可能である。外科用器具は、器具駆動軸と接触するように移動可能に支持されて、カートリッジを細長いチャンネル内に設置すると、器具駆動軸を動作不能位置から動作可能位置へと移動させる、整列部材を更に備える。

40

#### 【0202】

本明細書に開示されている装置は、単回使用の後に廃棄するよう設計することができ、又は複数回使用するよう設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、装置は少なくとも1回の使用後、再使用のために再調整され得る。こうした再調整には、装置の分解段階、その後の洗浄段階又は特定の部品の交換段階、及びその後の再組立段階の任意の段階の組み合わせが含まれる。詳細には、装置は、分解可能であり、装置の任意の数の特定の部品又は部材を、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の部材の洗浄及び／又は交換に際し、装置を再調整施設において、あるいは、外科手術の直前に手術チームによって再び付けてから、その後の使用に供することができる。当業

50

者は、デバイスの再調整に、解体、洗浄／交換、及び再組み立てのための種々の技術を使用できることを理解するであろう。このような技術の使用、及びその結果として得られる再調整された装置は、全て、本出願の範囲内にある。

#### 【0203】

特定の開示される例示的实施形態と関連して、本発明について本明細書に記載してきたが、それらの例示的实施形態に対して多くの修正及び変形を実施することができる。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の「特許請求の範囲」は、このような改変及び変形を全て有効範囲とするものである。

#### 【0204】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいずれの特許公報又は他の開示物も、組み込まれた事物が現行の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれる。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により援用するものとされているが、既存の定義、見解、又は本明細書に記載された他の開示内容と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、援用された内容と既存の開示内容との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ援用するものとする。

#### 【0205】

〔実施の態様〕

(1) 外科用器具のための駆動軸アセンブリであって、

相互接続されて可撓性の中空管を形成する、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと、

前記複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態にあって、前記噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態に保持すると共に、前記駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、可撓性の補助拘束部材と、を備える、駆動軸アセンブリ。

(2) 前記可撓性の補助拘束部材が前記可撓性の中空管の外周の周りに延在する、実施態様1に記載の駆動軸アセンブリ。

(3) 前記可撓性の中空管が中空の通路を形成し、前記補助拘束部材が前記中空の通路内に受け入れられる、実施態様1に記載の駆動軸アセンブリ。

(4) 前記補助拘束部材が、前記中空管の周辺の周りに延在する螺旋状に巻かれた部材を備える、実施態様1に記載の駆動軸アセンブリ。

(5) 前記中空管が近位端及び遠位端を含み、前記螺旋状に巻かれた部材が中央部分及び近位端部分及び遠位端部分を含み、前記近位端部分及び前記遠位端部分が前記中央部分よりもきつく巻かれている、実施態様4に記載の駆動軸アセンブリ。

#### 【0206】

(6) 前記補助拘束部材が前記可撓性の中空管上にあるエラストマー性の管を備える、実施態様1に記載の駆動軸アセンブリ。

(7) 前記噛み合う継手セグメントの少なくともいくつかは、

ボールコネクタ部分と、

隣接した噛み合う継手セグメントの前記ボールコネクタ部分の中に移動可能に受け入れるようにサイズ決めされた、ソケット部分と、

前記ボールコネクタ部分及び前記ソケット部分を通して延在する中空の通路と、を備える、実施態様1に記載の駆動軸アセンブリ。

(8) 前記ボールコネクタ部分が実質的に六角形の形状を含む、実施態様7に記載の駆動軸アセンブリ。

(9) 前記ボールコネクタ部分が前記実質的に六角形の形状を形成する6つの弓状表面を含む、実施態様8に記載の駆動軸アセンブリ。

(10) 前記補助拘束部材が前記可撓性の中空管上にあるエラストマー性の管を備える、実施態様7に記載の駆動軸アセンブリ。

10

20

30

40

50

## 【0207】

(11) 外科用器具のための複合駆動軸アセンブリであって、

近位端及び遠位端を有する中空管にレーザーによって切り込まれた、複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと、

前記複数の移動可能に噛み合う継手セグメントと柔軟な拘束係合状態にあって、前記噛み合う継手セグメントを移動可能に噛み合う係合状態に保持すると共に、前記駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、可撓性の補助拘束部材と、を備える、複合駆動軸アセンブリ。

(12) 前記補助拘束部材が、前記中空管の周辺の周りに延在する螺旋状に巻かれた部材を備える、実施態様11に記載の複合駆動軸アセンブリ。

10

(13) 前記螺旋状に巻かれた部材が中央部分及び近位端部分及び遠位端部分を含み、前記近位端部分及び前記遠位端部分が前記中央部分よりもきつく巻かれている、実施態様12に記載の駆動軸アセンブリ。

(14) 前記補助拘束部材が前記可撓性の中空管上にあるエラストマー性の管を備える、実施態様11に記載の駆動軸アセンブリ。

(15) 外科用器具のための駆動軸アセンブリであって、

複数の移動可能に相互接続された継手セグメントを備え、少なくともいくつかの継手セグメントは、

6つの実質的に弓状の表面から形成されたボールコネクタ部分と、

隣接した継手セグメントの前記ボールコネクタ部分を中心に移動可能に受け入れるようにサイズ決めされた、ソケット部分と、

20

各ボールコネクタ部分を通して延在して、前記駆動軸アセンブリを通る連続した通路を形成する中空の通路と、を備え、前記駆動軸アセンブリが、

前記複数の移動可能に相互接続された継手セグメントと柔軟な拘束係合状態にあって、前記継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態に保持すると共に、前記駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、可撓性の補助拘束部材、を更に備える、駆動軸アセンブリ。

## 【0208】

(16) 前記可撓性の補助拘束部材が、前記駆動軸アセンブリが屈曲すると前記継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態に保持するように、前記駆動軸アセンブリの周りに延在する可撓性の管を備える、実施態様15に記載の駆動軸アセンブリ。

30

(17) 前記可撓性の補助拘束部材が前記通路を通して延在する可撓性部材を備える、実施態様15に記載の駆動軸アセンブリ。

(18) 前記通路を通して延在する可撓性のコア部材を更に備える、実施態様16に記載の駆動軸アセンブリ。

(19) 外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法であって、

中空軸を提供することと、

レーザーを用いて複数の移動可能に相互接続された継手セグメントを前記中空軸に切り込むことと、

補助拘束部材を前記中空軸上に設置して、前記移動可能に相互接続された継手セグメントを移動可能に相互接続された係合状態に保持すると共に、前記駆動軸アセンブリの屈曲を容易にする、ことと、を含む方法。

40

(20) 設置することが、前記中空軸の周辺の周りに螺旋状に巻かれた部材を設置することを含む、実施態様19に記載の方法。

## 【0209】

(21) 設置することが、前記中空軸の周辺の周りに可撓性の管を設置することを含む、実施態様19に記載の方法。

【図 1】

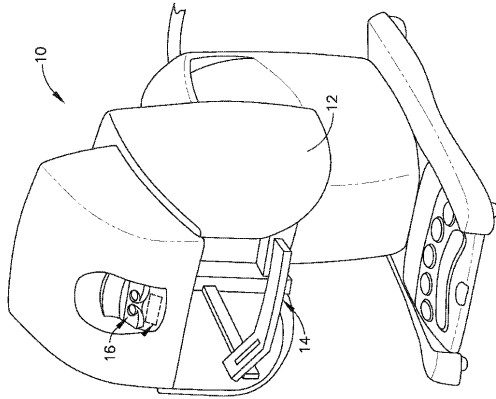


FIG. 1

【図 2】

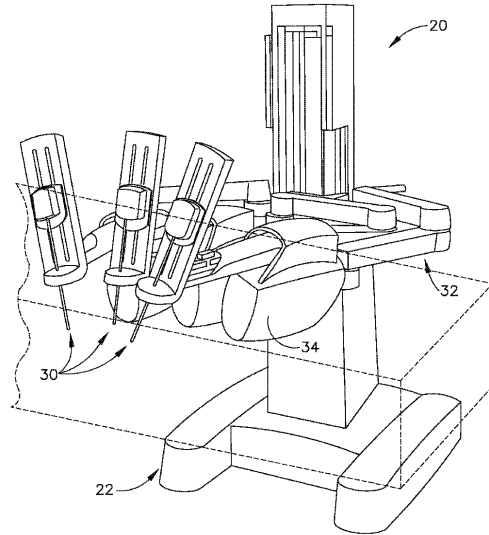


FIG. 2

【図 3】

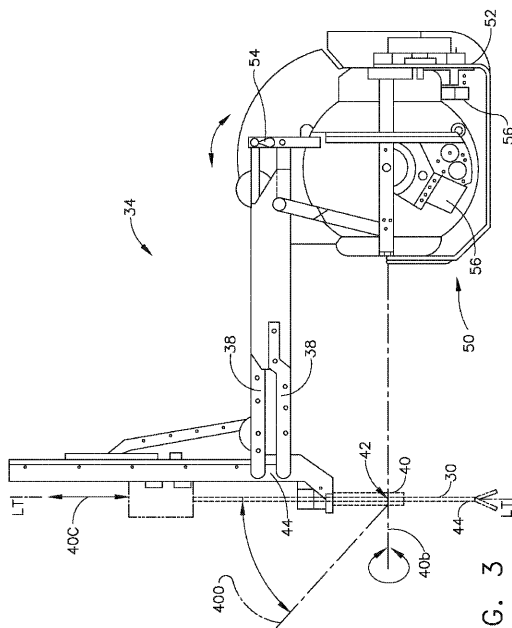


FIG. 3

【図 4】

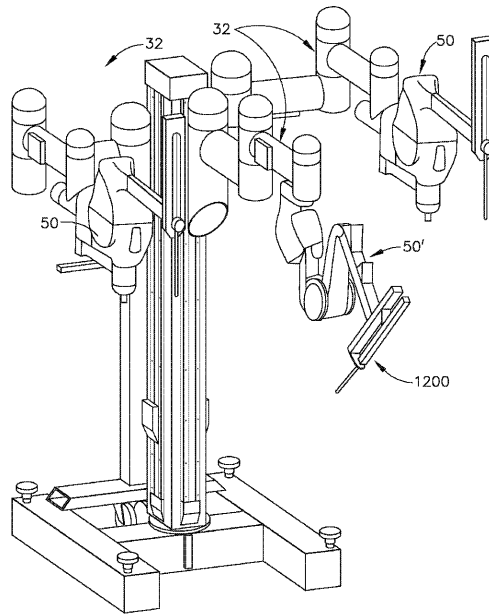


FIG. 4

【図 5】

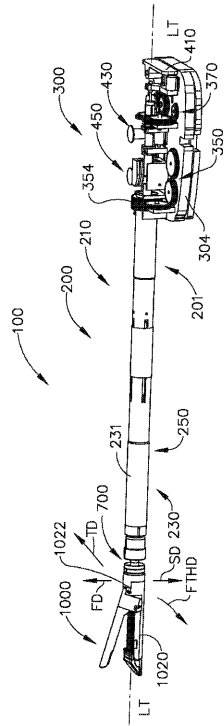


FIG. 5

【図 6】

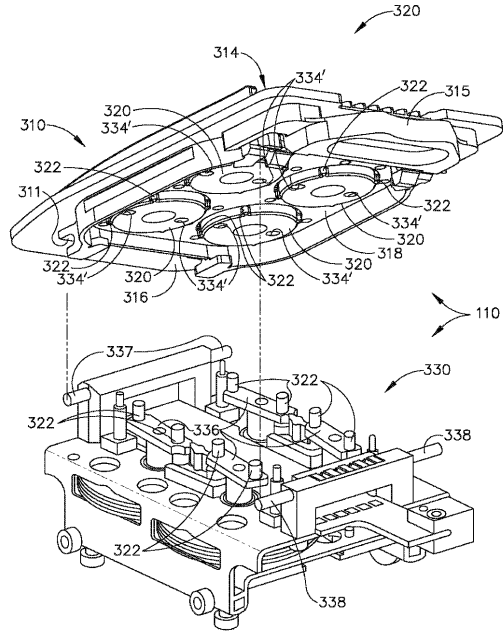


FIG. 6

【図 7】

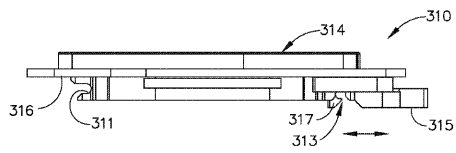


FIG. 7

【図 8】

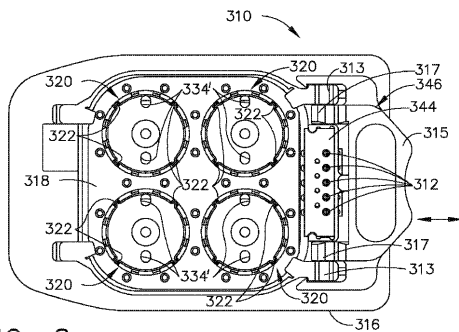


FIG. 8

【図 9】

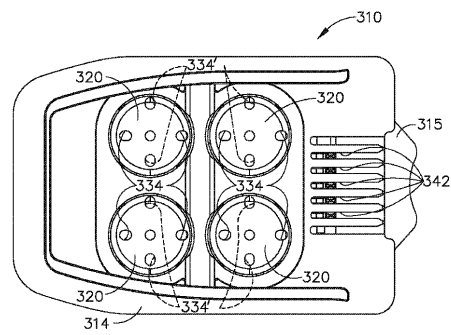


FIG. 9

【図 10】

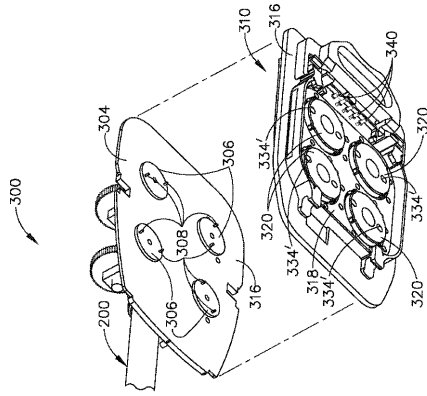


FIG. 10

【図 11】

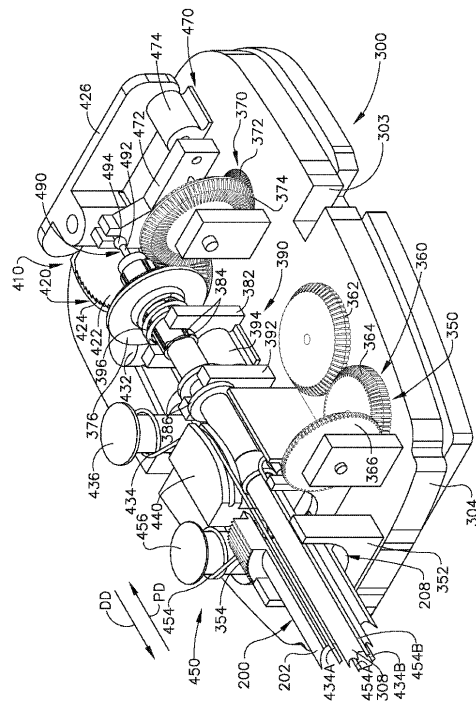


FIG. 11

【図 12】

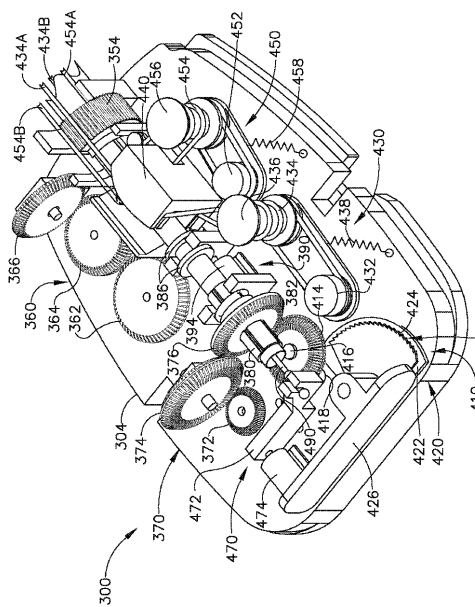


FIG. 12

【図 13】

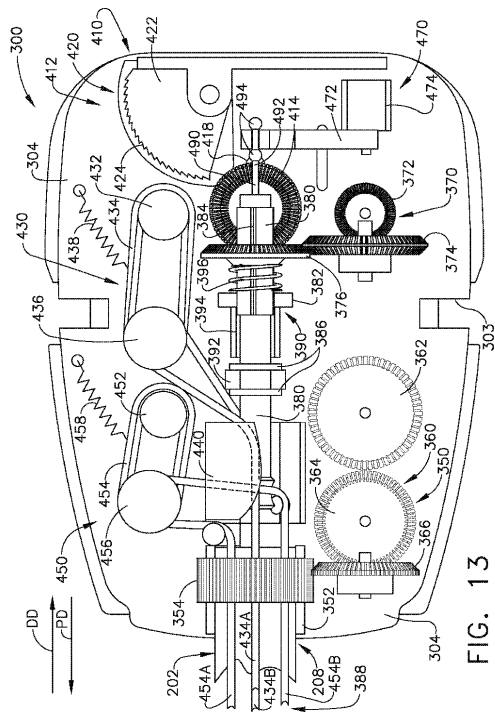


FIG. 13

【図 14】

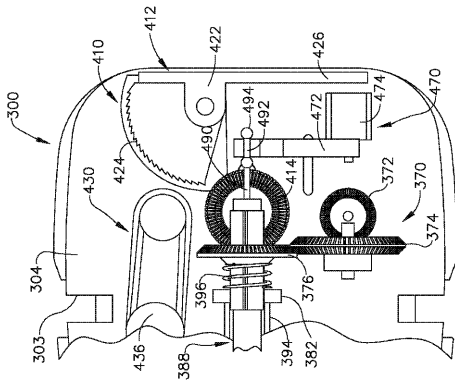


FIG. 14

【図 15】

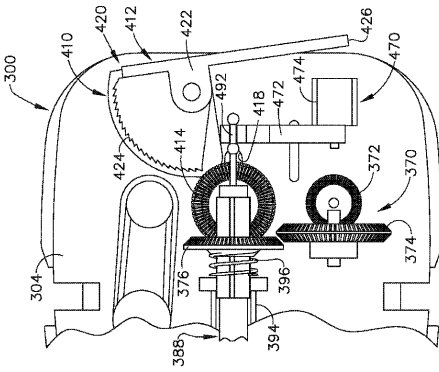


FIG. 15

【図 16】

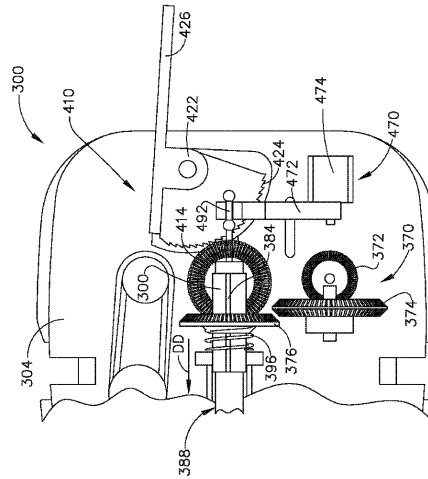


FIG. 16

【図 17】

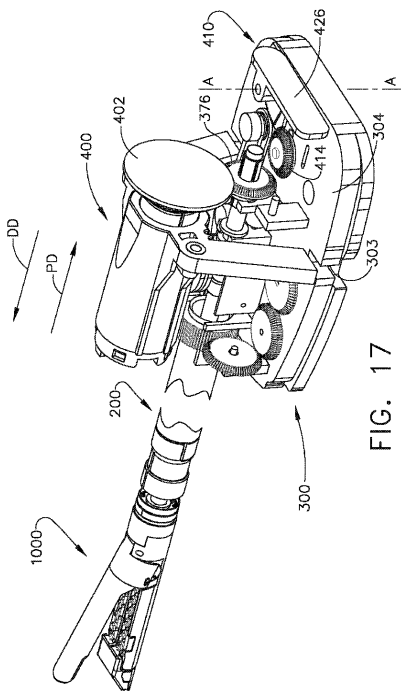


FIG. 17

【図 18】

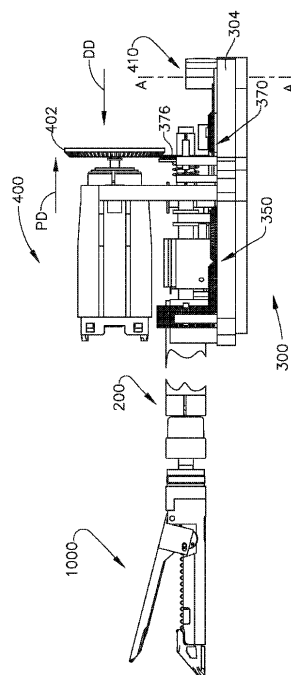
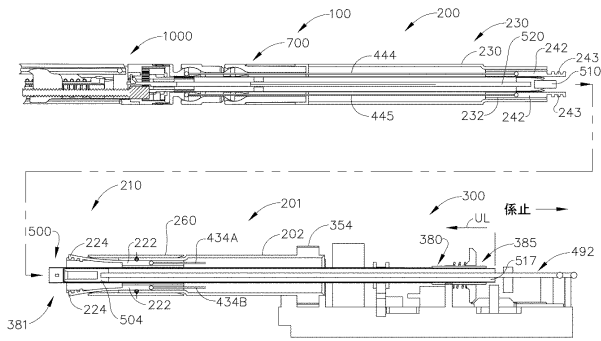


FIG. 18

【图 19】



【図 20】

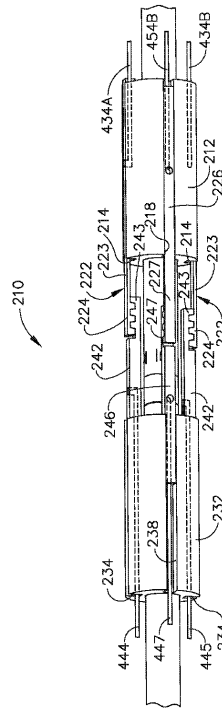
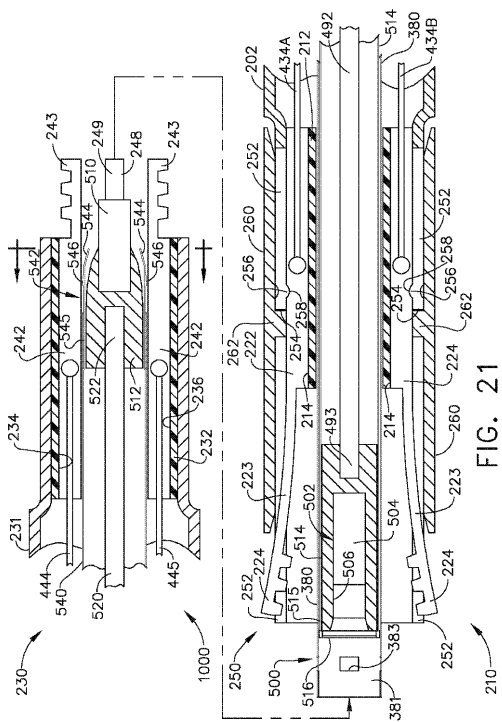


FIG. 20

【図 2 1】



【图 2 2】

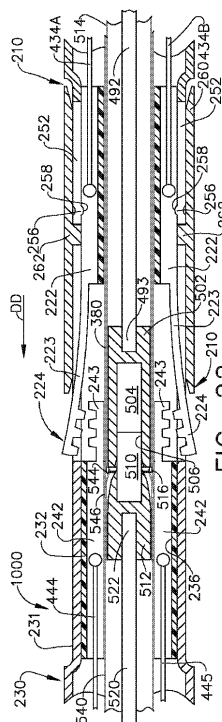


FIG. 22

【図 2 2 A】

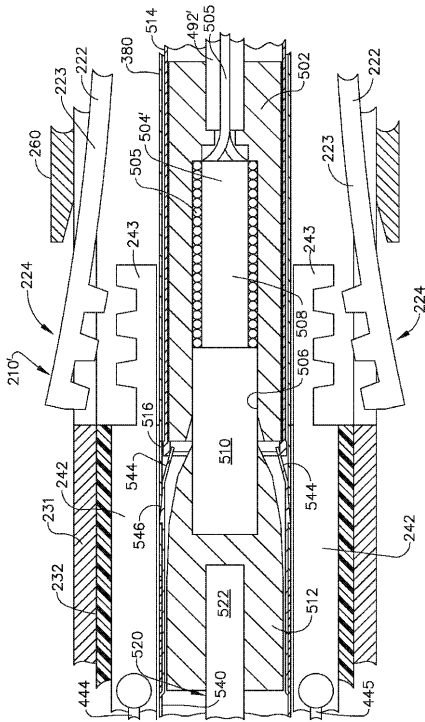


FIG. 22A

【図 23】

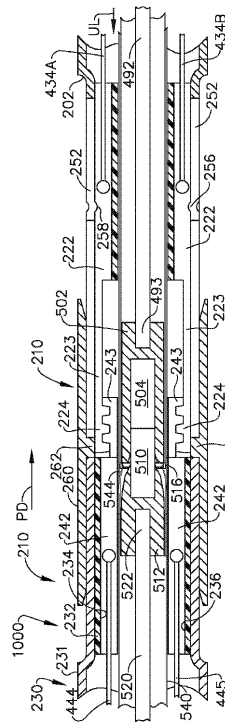


FIG. 23

【図 2 3 A】

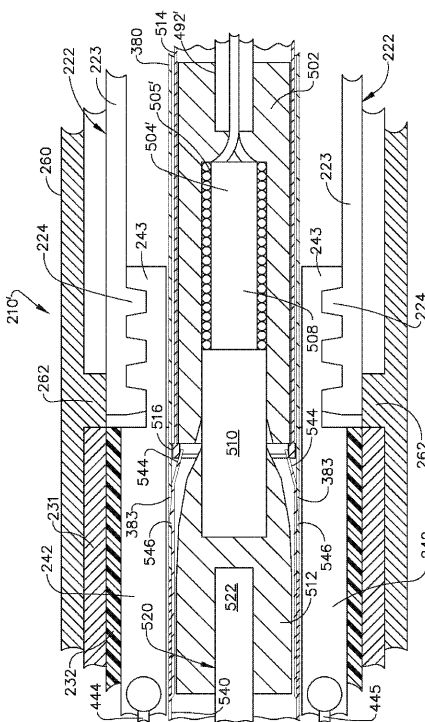


FIG. 23A

【図 2 3 B】

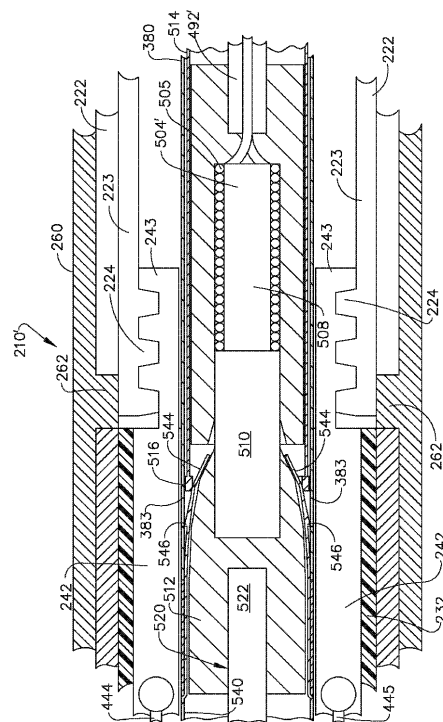


FIG. 23B

【図 24】

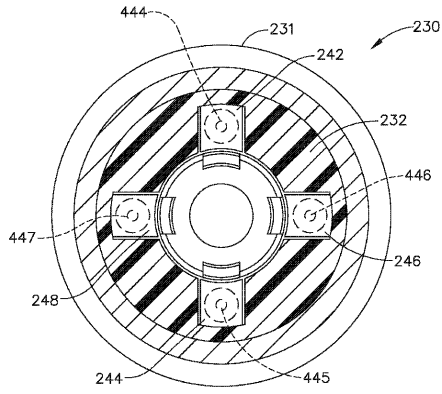


FIG. 24

【図 25】

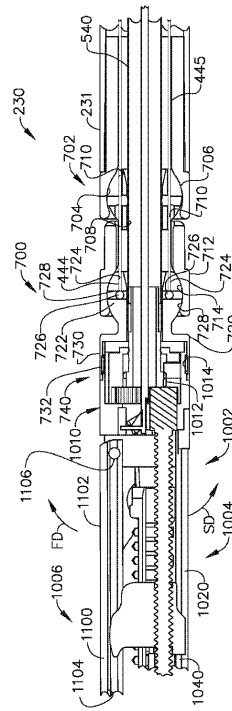


FIG. 25

【図 26】

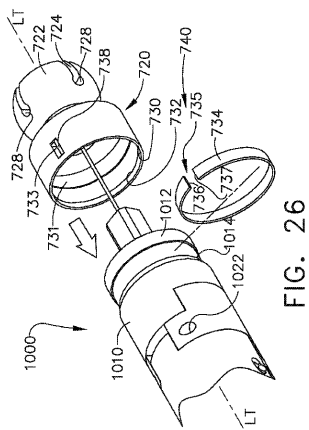


FIG. 26

【図 27】

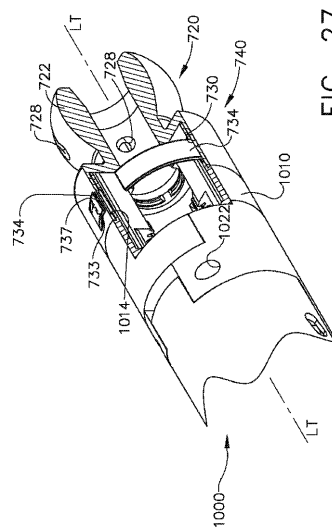


FIG. 27

【図 28】

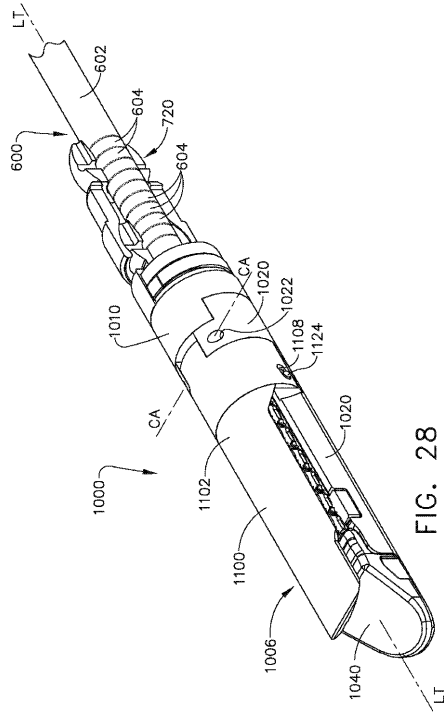


FIG. 28

【図 29】

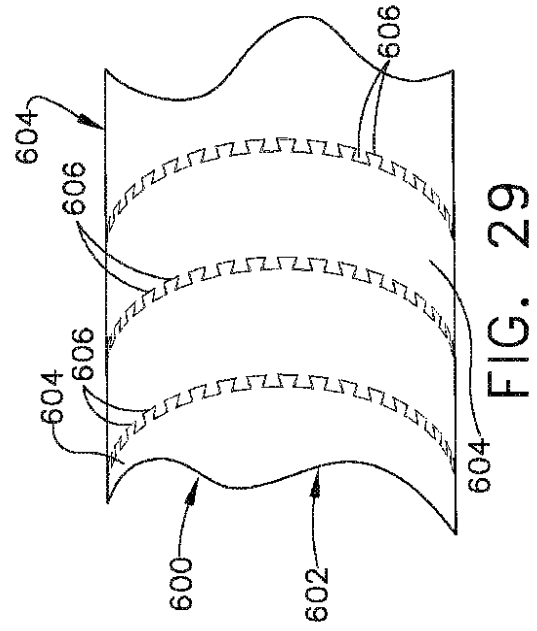


FIG. 29

【図 30】

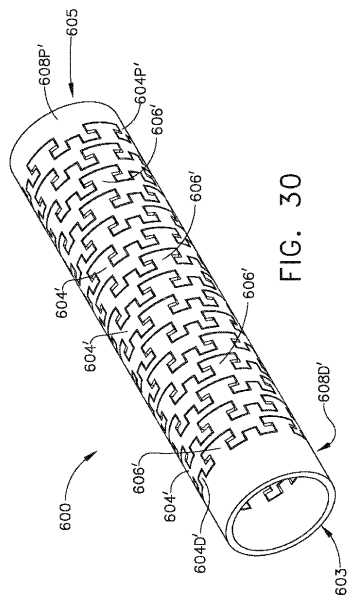


FIG. 30

【図 31】

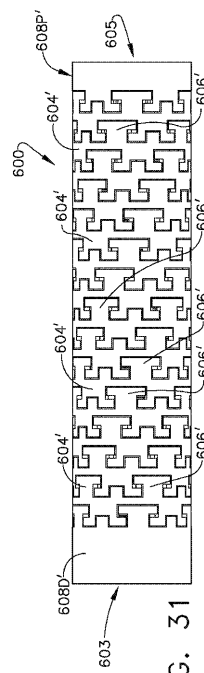


FIG. 31

【図 3 2】

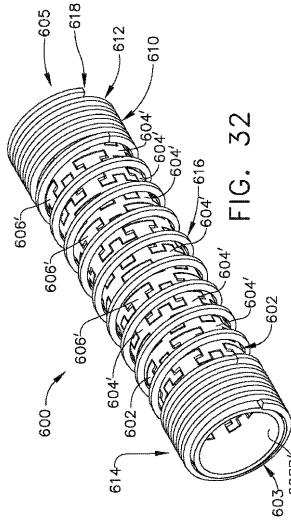


FIG. 32

【図 3 3】

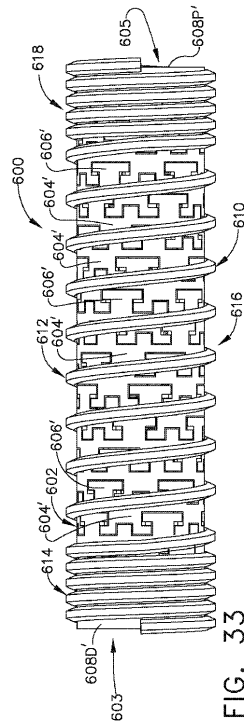


FIG. 33

【図 3 4】

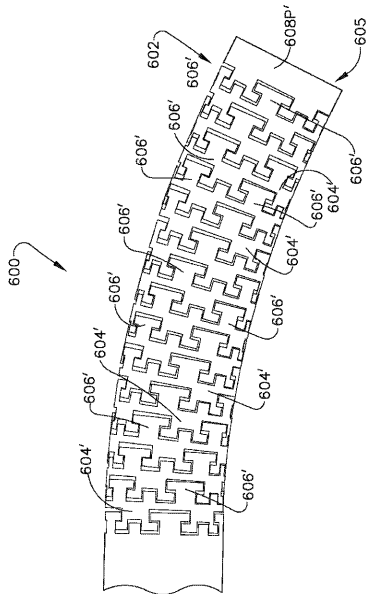


FIG. 34

【図 3 4 A】

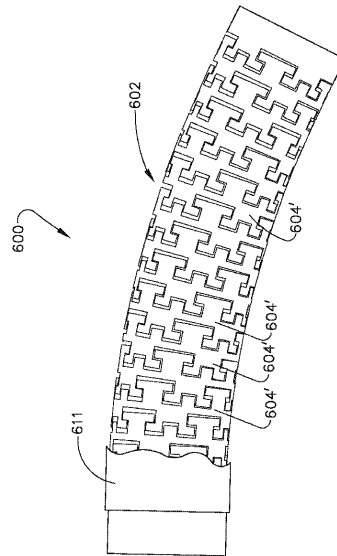


FIG. 34A

【図 34 B】

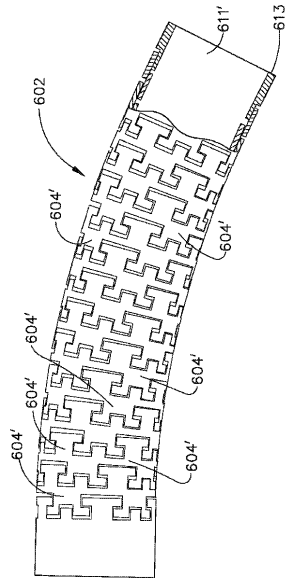


FIG. 34B

【図 35】

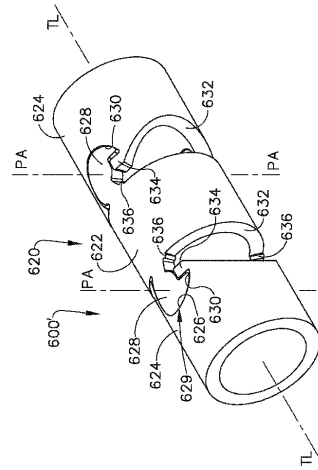


FIG. 35

【図 36】

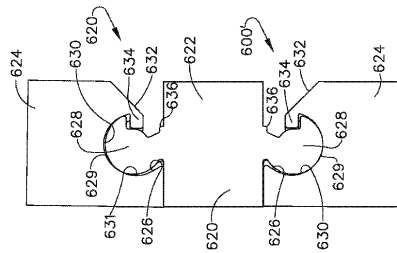


FIG. 36

【図 37】

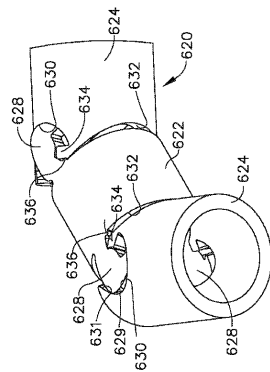


FIG. 37

【図 38】

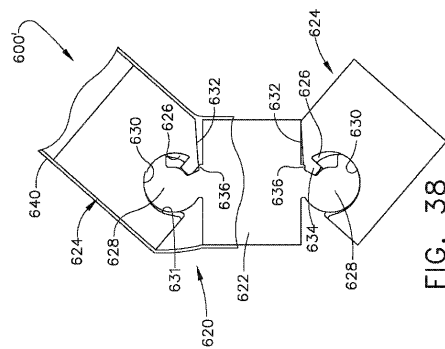


FIG. 38

【図 39】

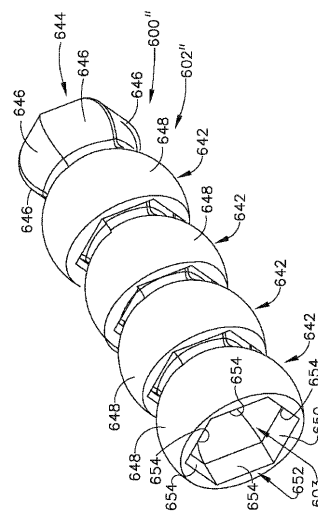


FIG. 39



【図 48】

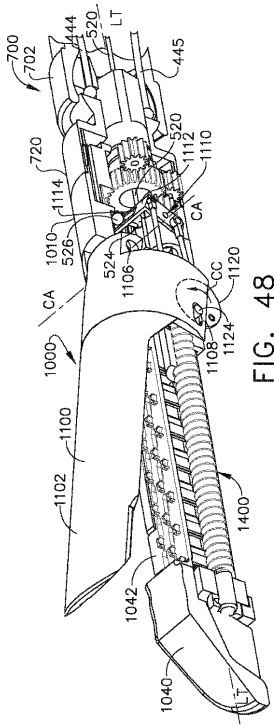


FIG. 48

【図 49】

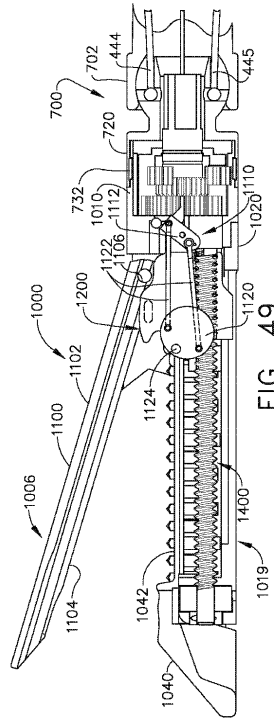


FIG. 49

【図 50】

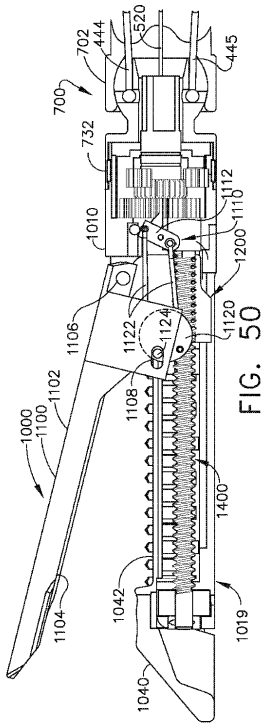


FIG. 50

【図 51】

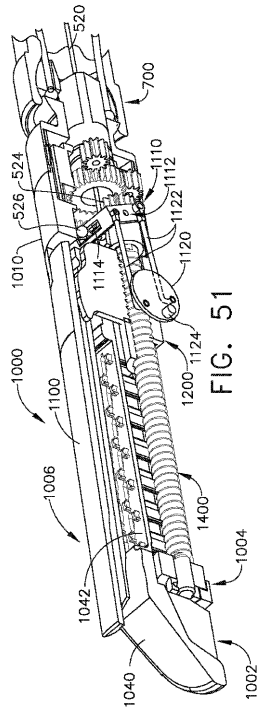


FIG. 51

【図 5 2】

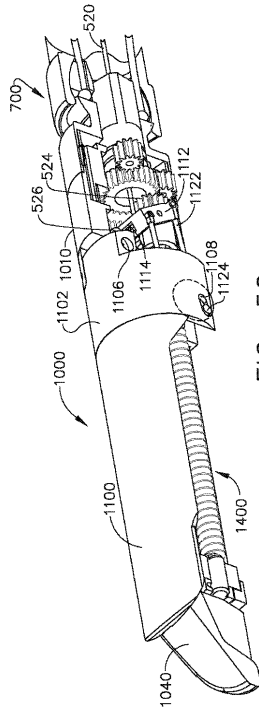


FIG. 52

【図 5 3】

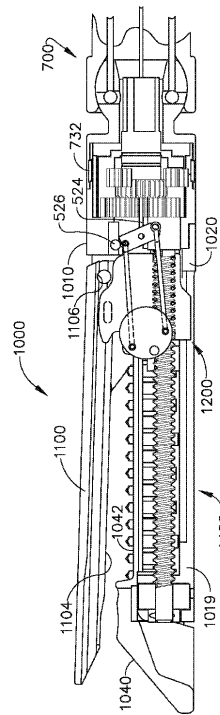


FIG. 53

【図 5 4】

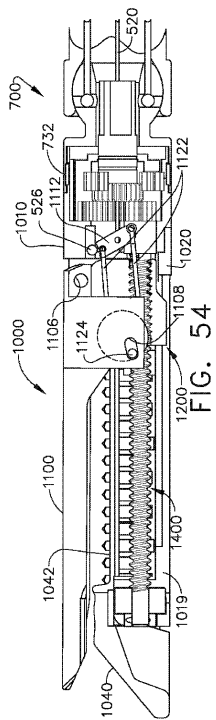


FIG. 54

【図 5 5】

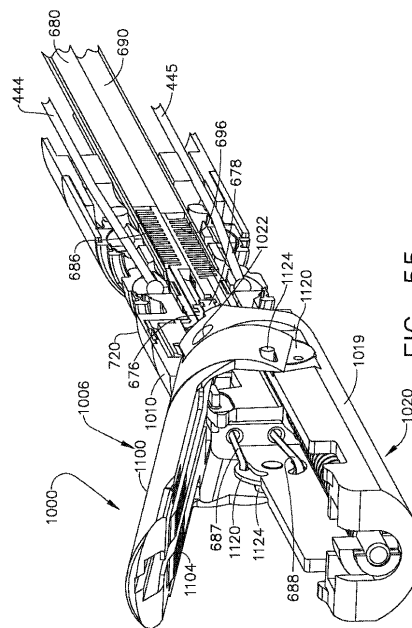


FIG. 55

【图 5 6】

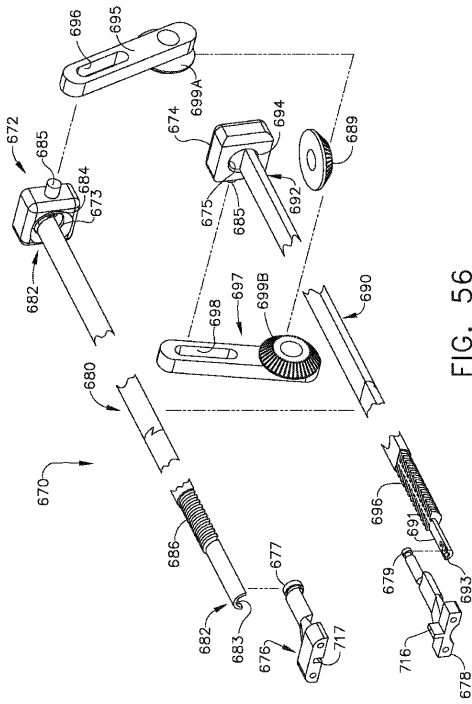


FIG. 56

【図 5 7】

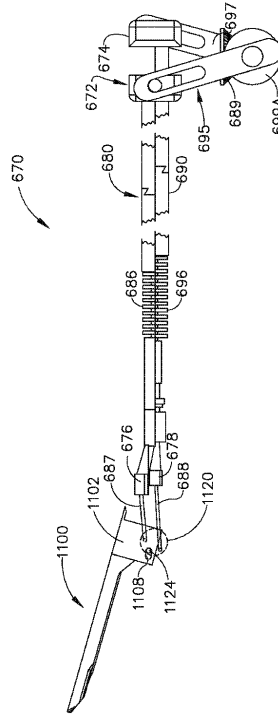


FIG. 57

【図 5 8】

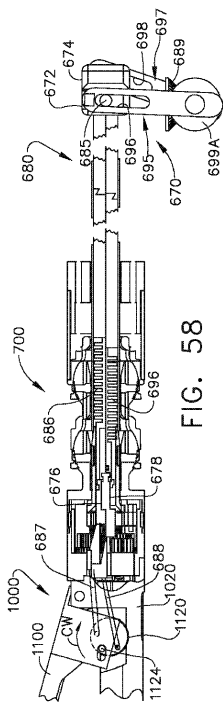


FIG. 58

【図 5 9】

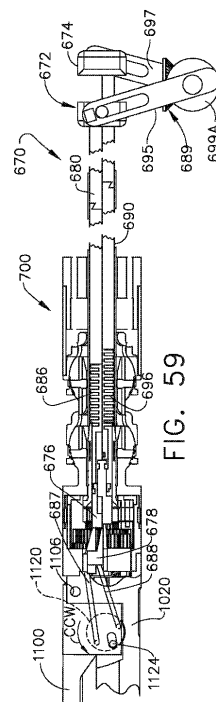


FIG. 59

【図 59 A】

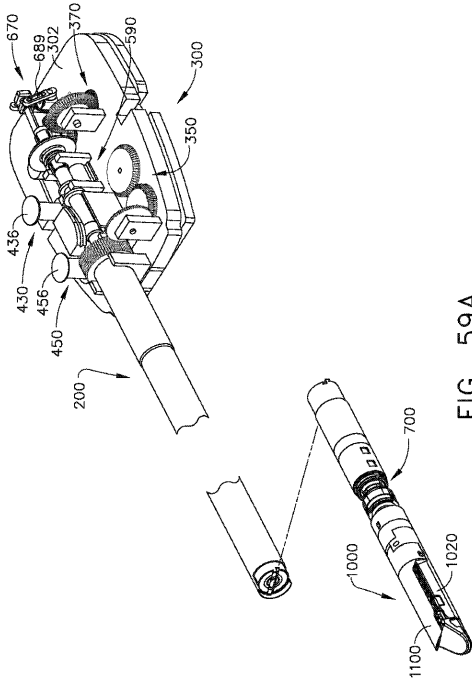


FIG. 59A

【図 60】

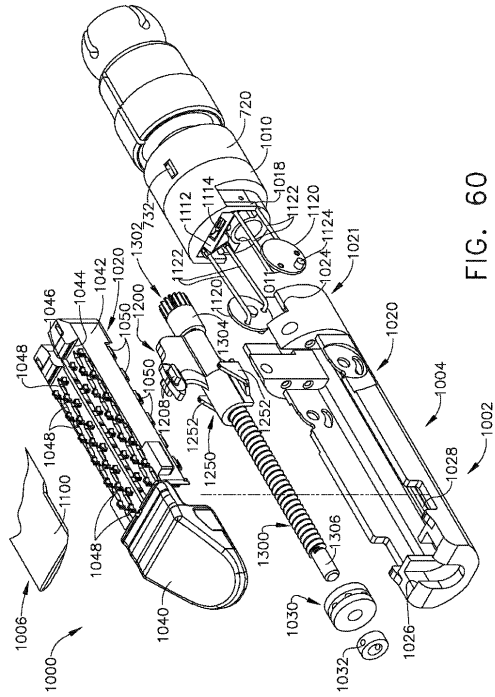


FIG. 60

【図 61】

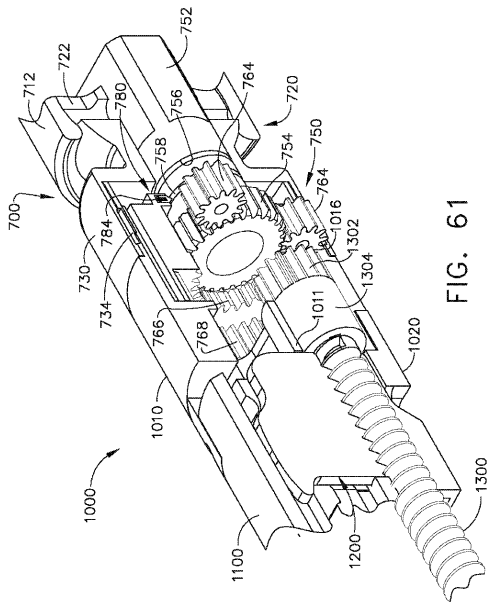


FIG. 61

【図 62】

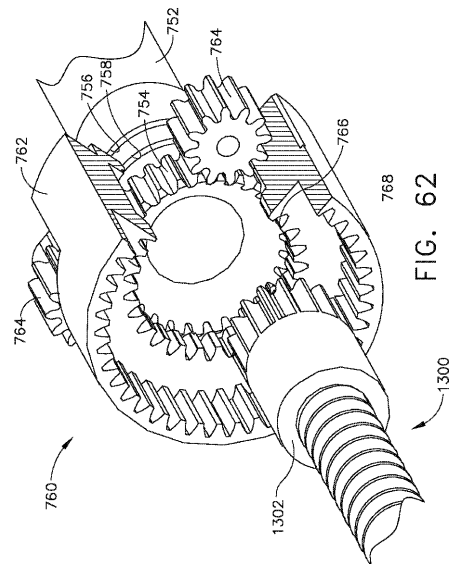


FIG. 62

【図 6 3】

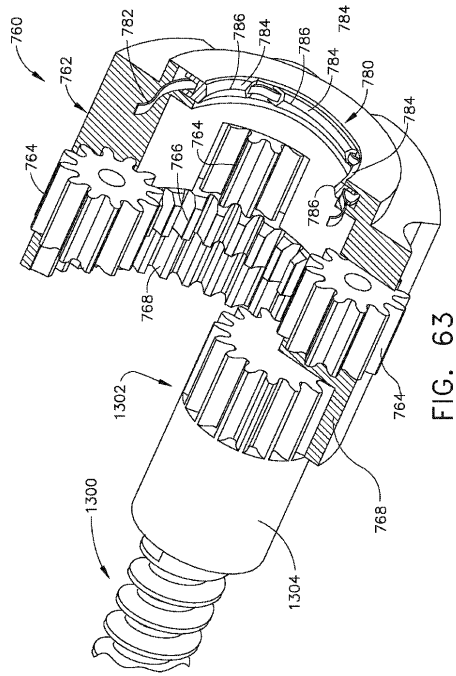


FIG. 63

【図 6 4】

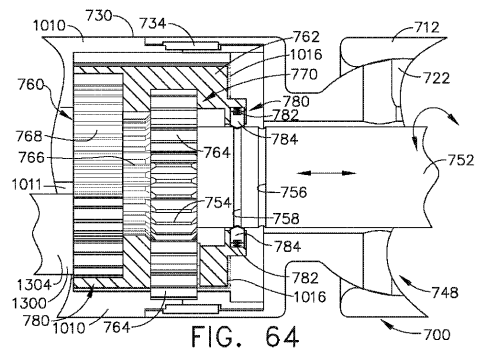


FIG. 64

【図 6 5】

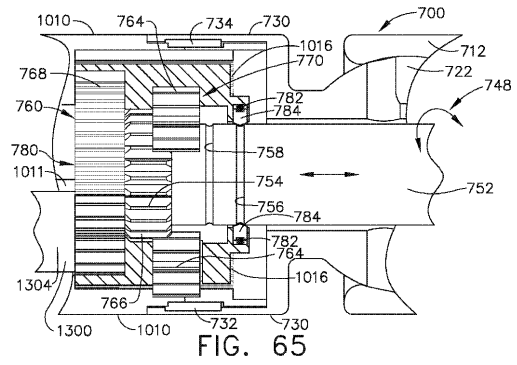


FIG. 65

【図 6 6】

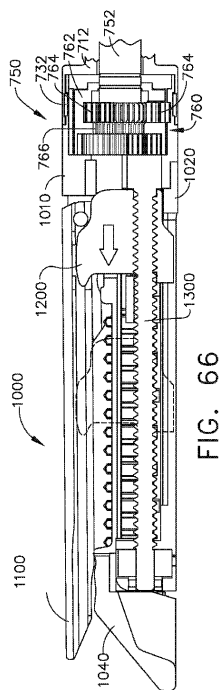


FIG. 66

【図 6 7】

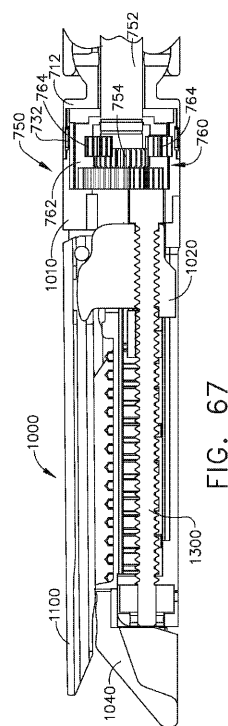


FIG. 67

【図 68】

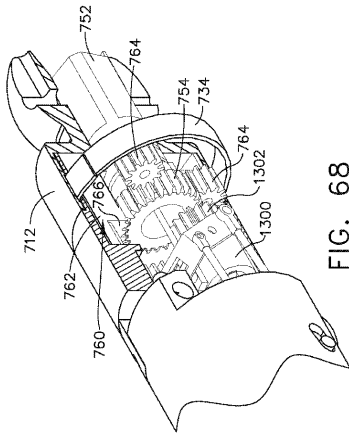


FIG. 68

【図 69】

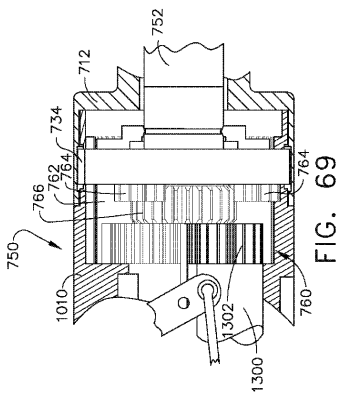


FIG. 69

【図 72】

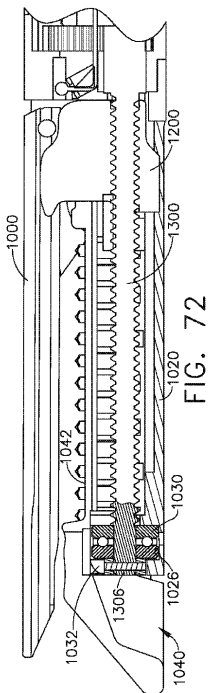


FIG. 72

【図 70】

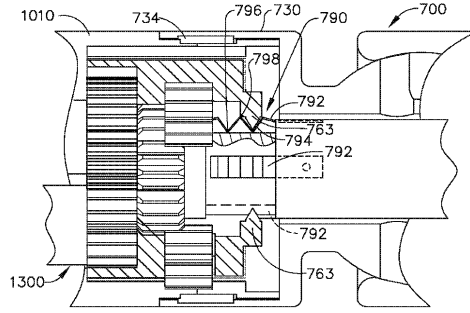


FIG. 70

【図 71】

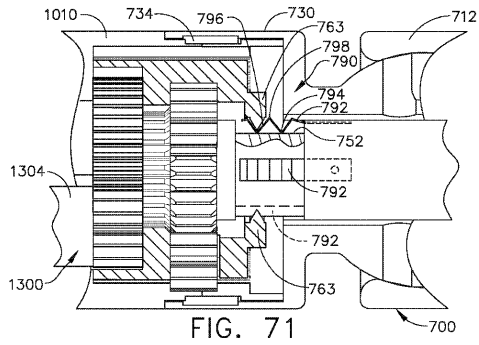


FIG. 71

【図 73】

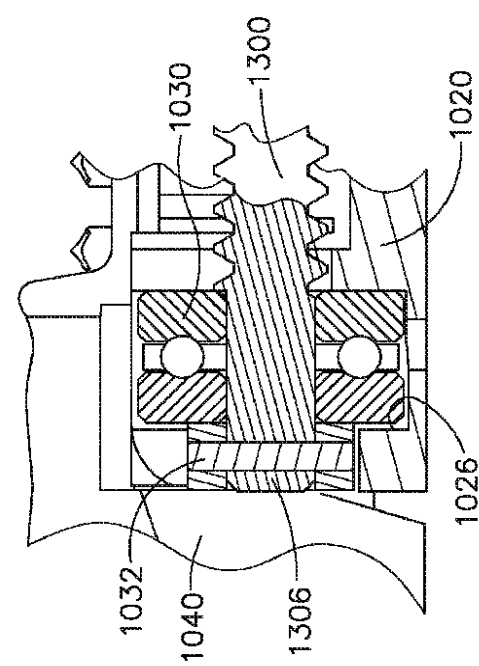
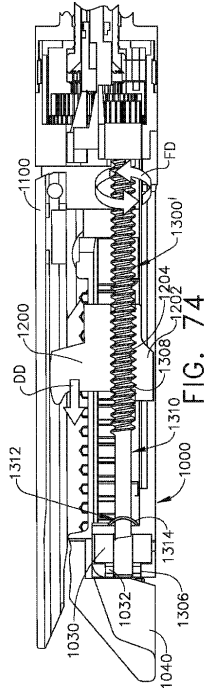
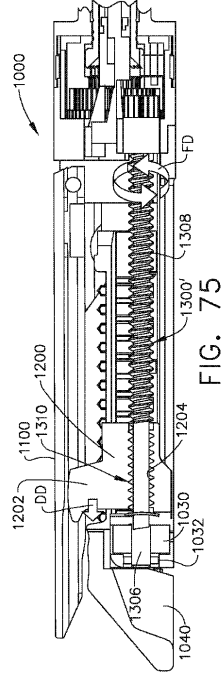


FIG. 73

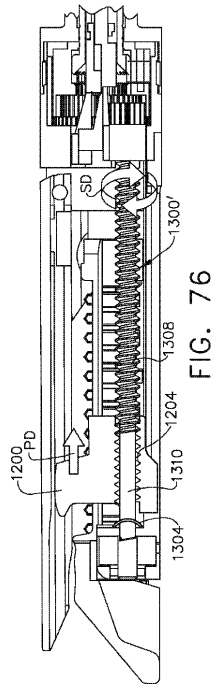
【図 7 4】



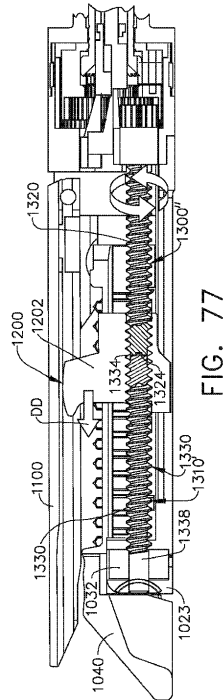
【図 7 5】



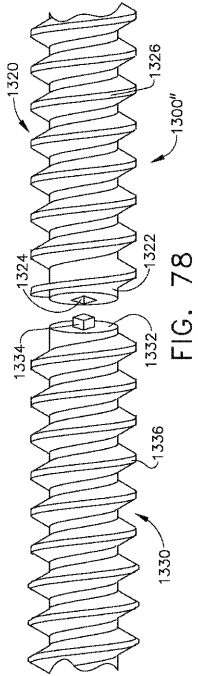
【図 7 6】



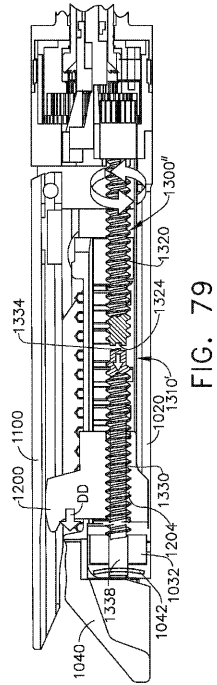
【図 7 7】



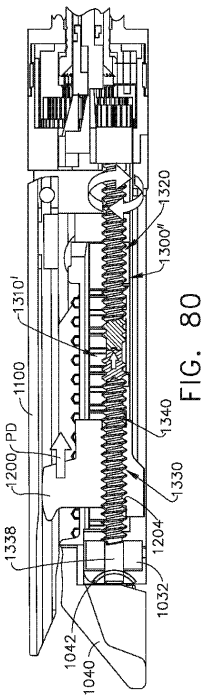
【図 78】



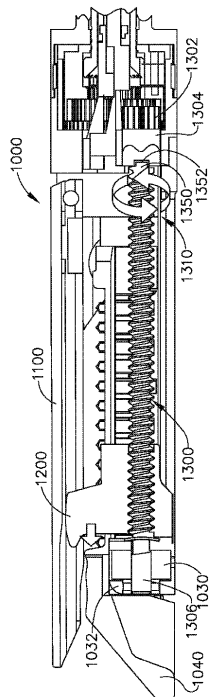
【図 79】



【図 80】



【図 81】



【図 8 1 A】

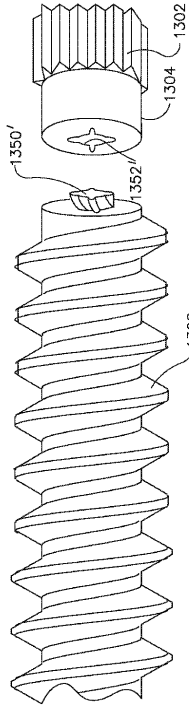


FIG. 81A

【図 8 1 B】

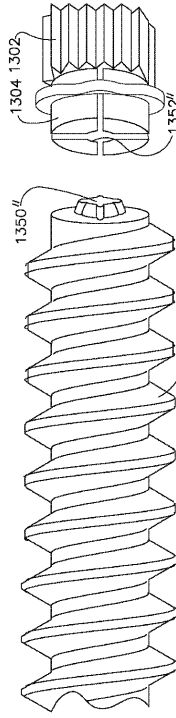


FIG. 81B

【図 8 2】

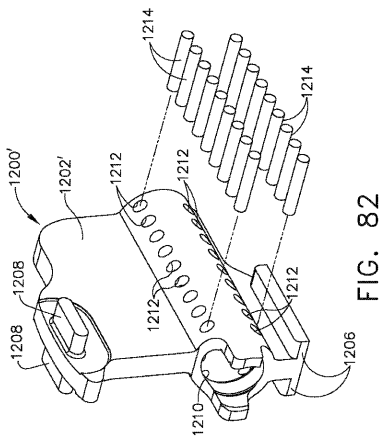


FIG. 82

【図 8 3】

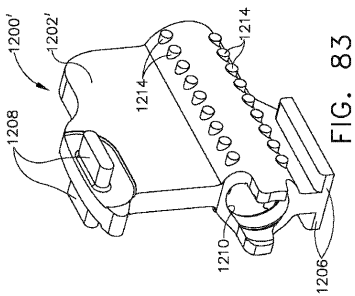


FIG. 83

【図 8 4】

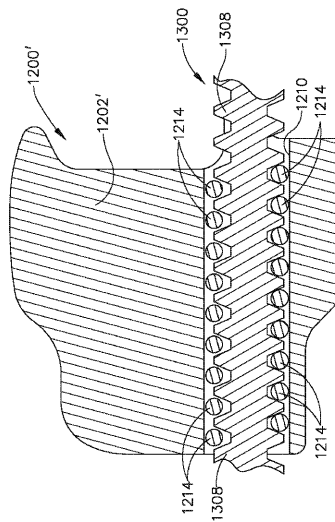


FIG. 84

【図 85】

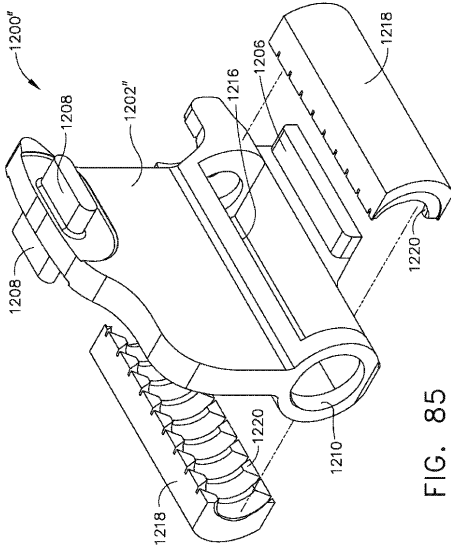


FIG. 85

【図 86】

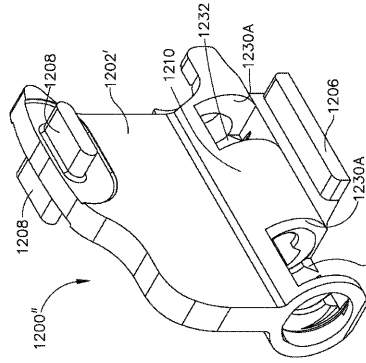


FIG. 86

【図 87】

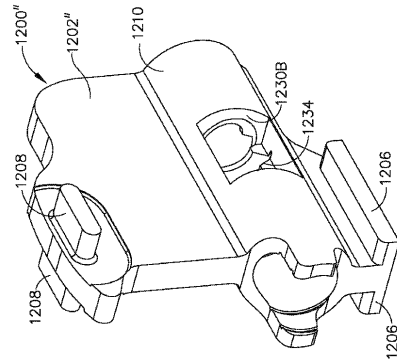


FIG. 87

【図 88】

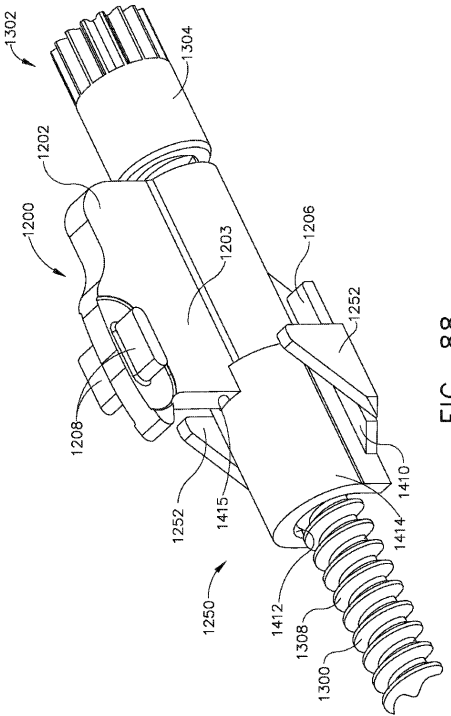


FIG. 88

【図 89】

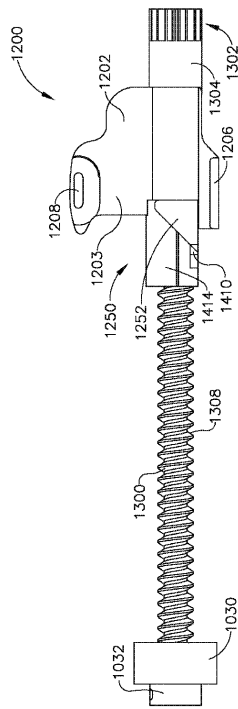


FIG. 89

【図 90】

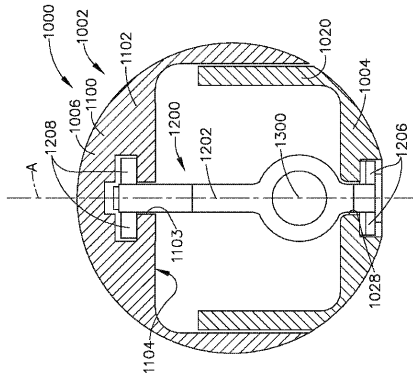


FIG. 90

【図 91】

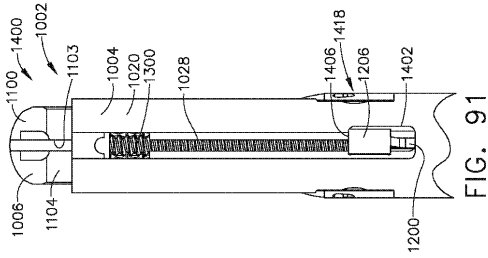


FIG. 91

【図 94】

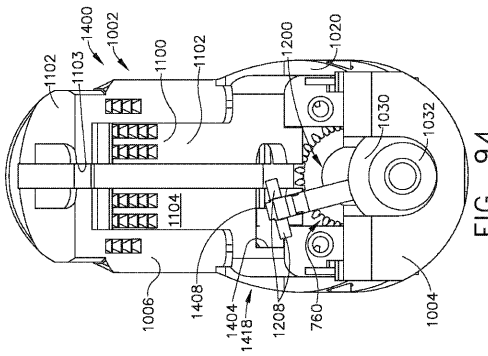


FIG. 94

【図 95】

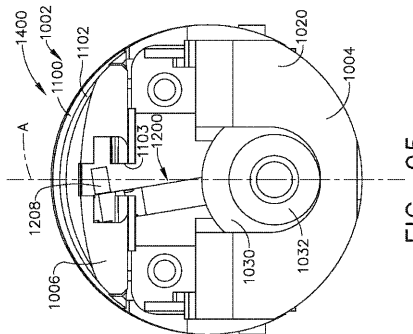


FIG. 95

【図 92】

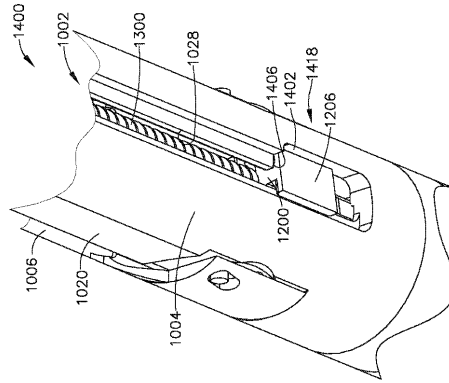


FIG. 92

【図 93】

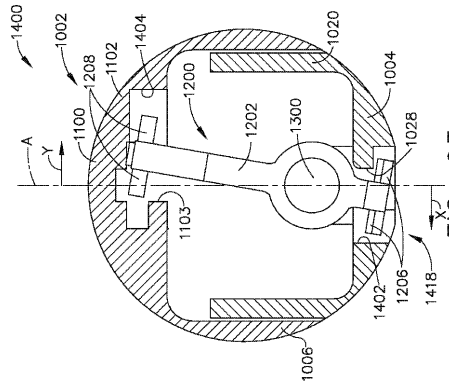


FIG. 93

【図 96】

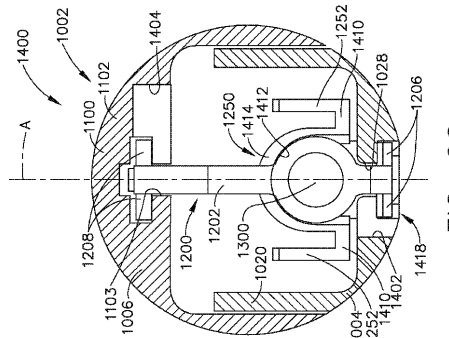


FIG. 96

【図 97】

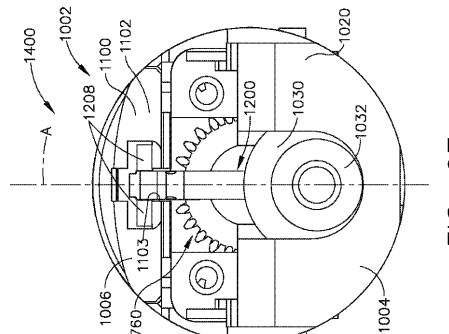


FIG. 97

【図 98】

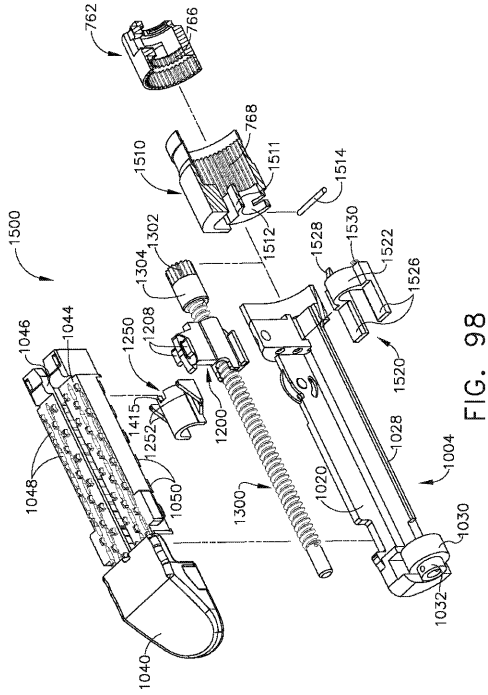


FIG. 98

【図 99】

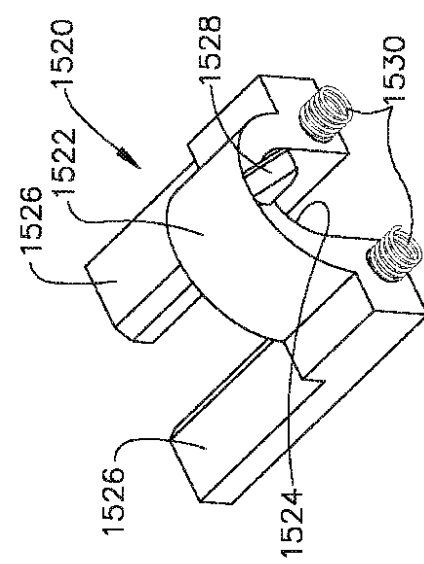


FIG. 99

【図 100】

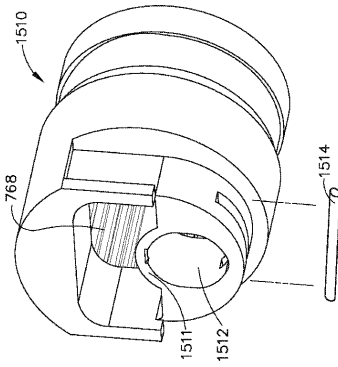


FIG. 100

【図 101】

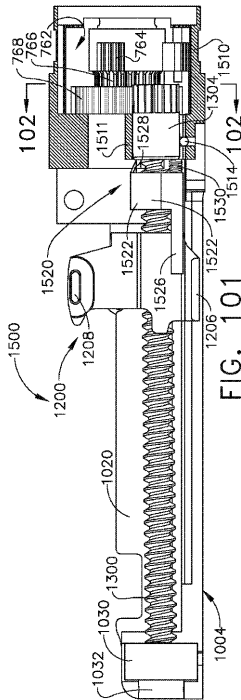


FIG. 101

【図 102】

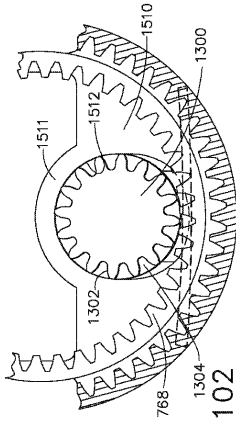


FIG. 102

【図 103】

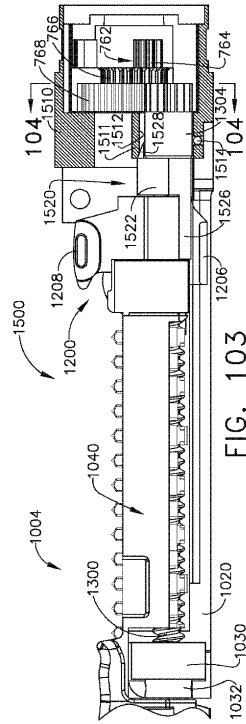


FIG. 103

【図 104】

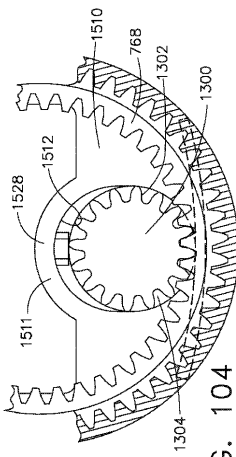


FIG. 104

【図 105】

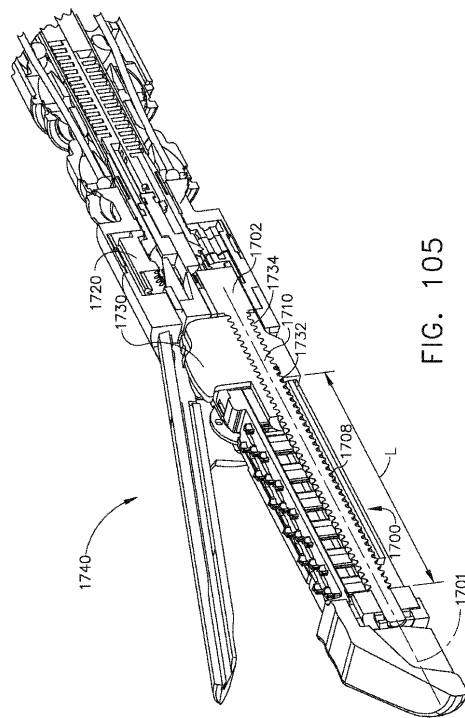
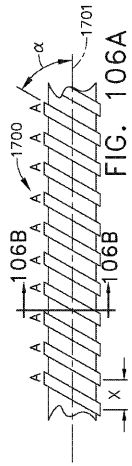


FIG. 105

【図106A】



【図106B】

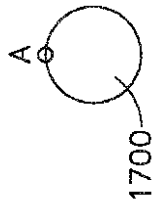


FIG. 106B

【図107B】

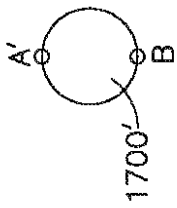
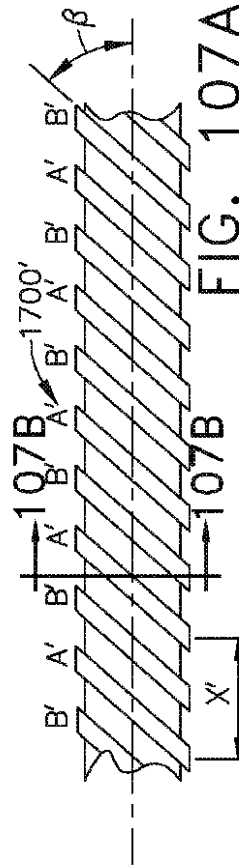


FIG. 107B

【図107A】



【図108A】

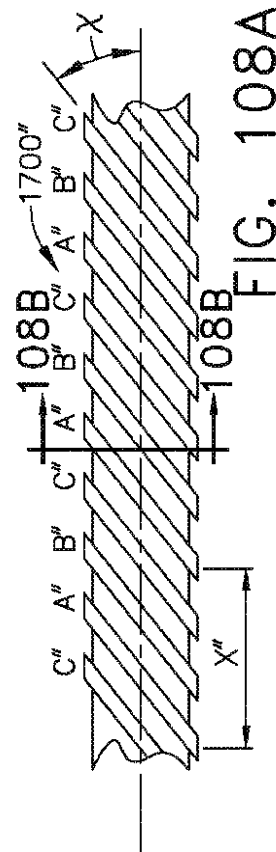


FIG. 108A

【図108B】

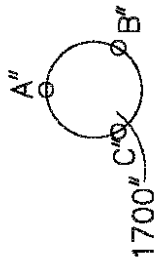


FIG. 108B

【図109B】

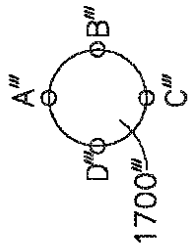


FIG. 109B

【図109A】

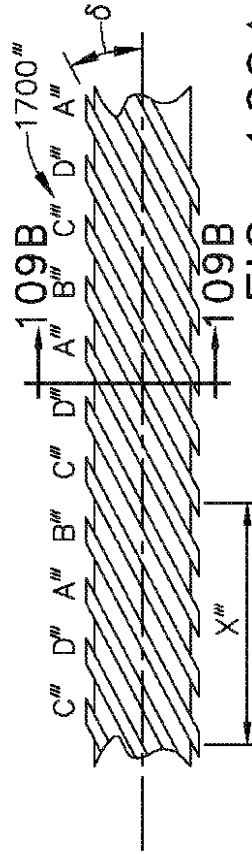


FIG. 109A

【図110】

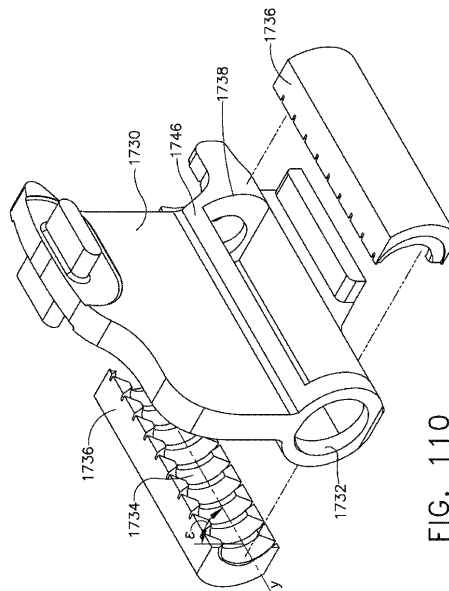


FIG. 110

【図 1 1 1】

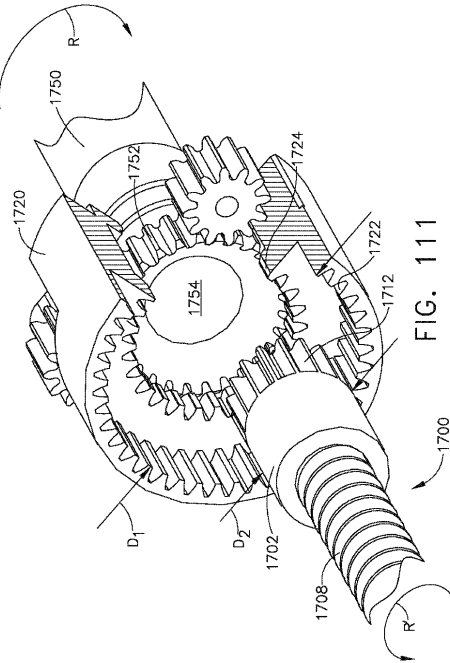


FIG. 111

【図 1 1 2】

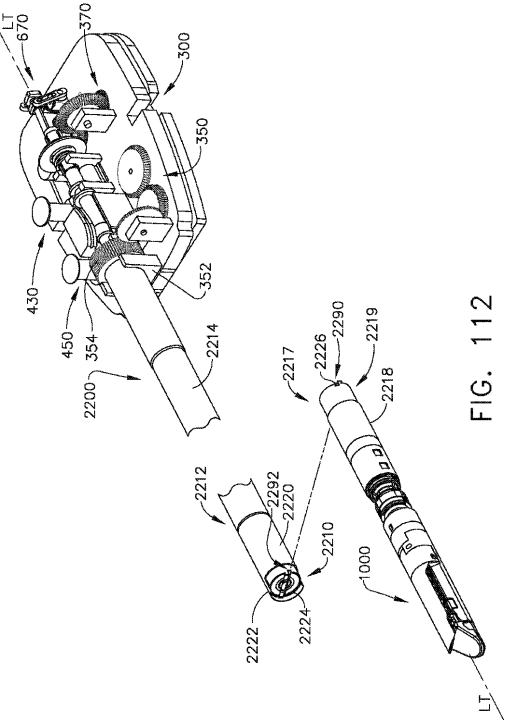


FIG. 112

【図 1 1 2 A】

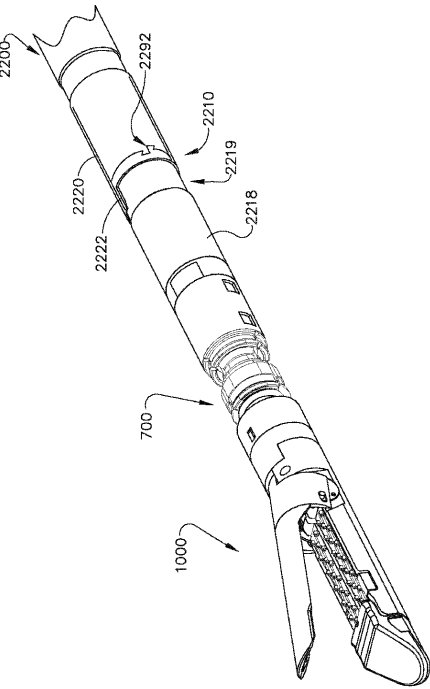


FIG. 112A

【図 1 1 3】

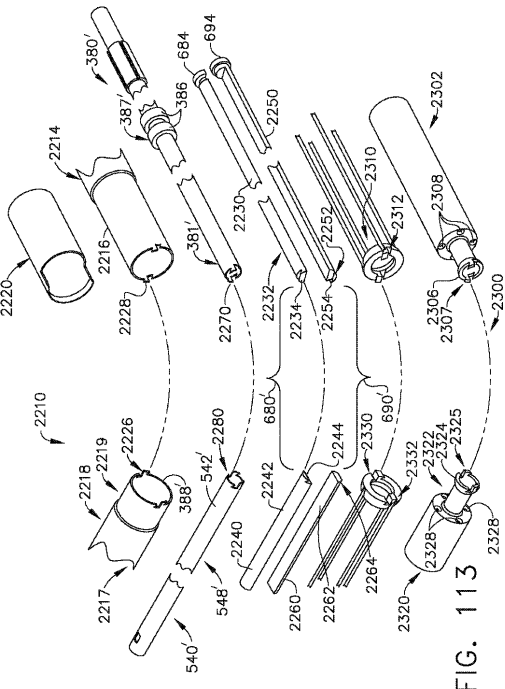


FIG. 113

【图 1 1 4】

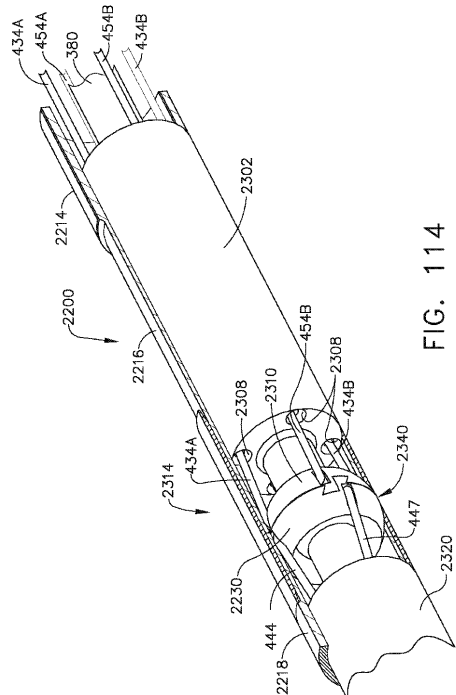


FIG. 114

【図 1 1 5】

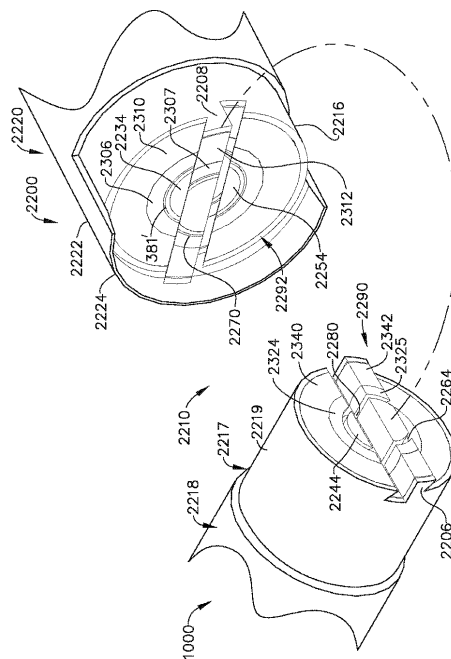


FIG. 115

【図 1 1 6】

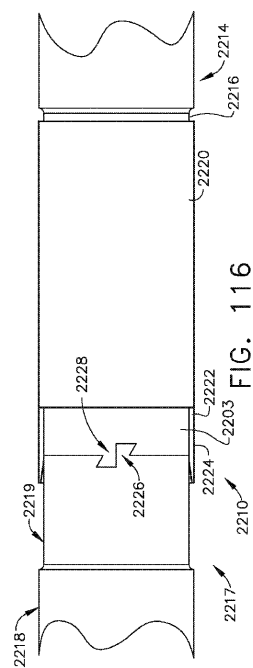


FIG. 116

【図 1 1 7】

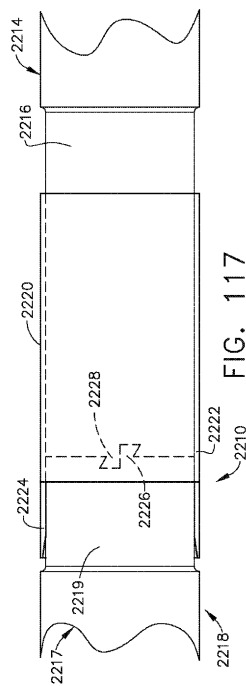


FIG. 117

【図 118】

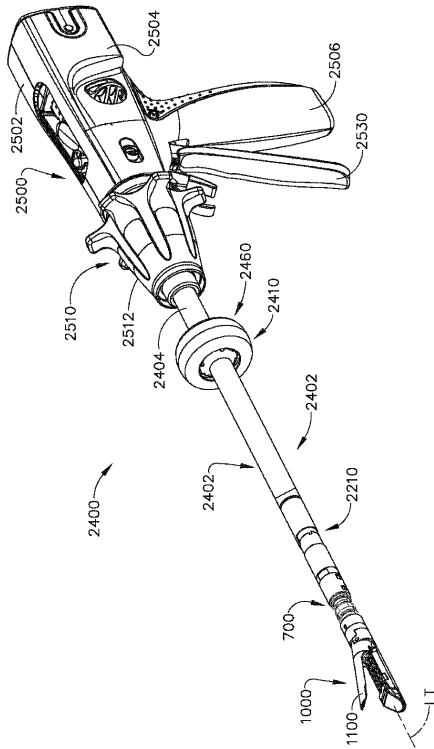


FIG. 118

【図 119】

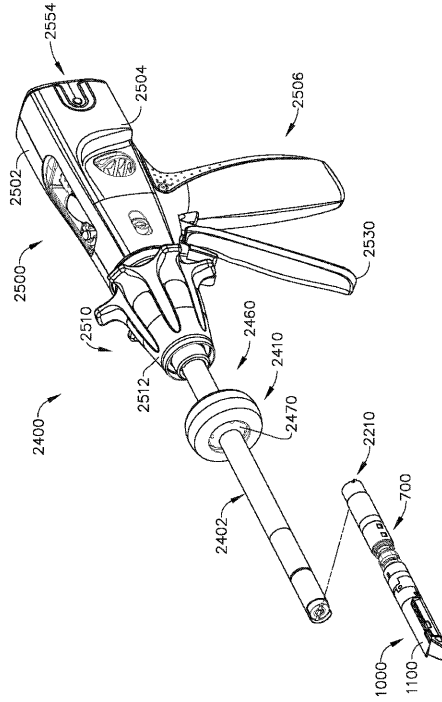


FIG. 119

【図 120】

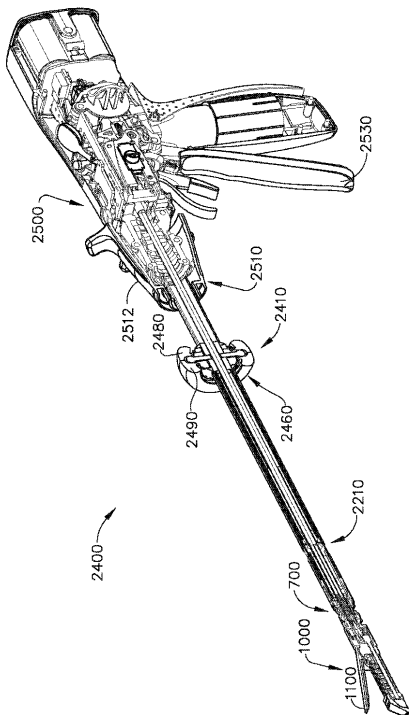


FIG. 120

【図 121】

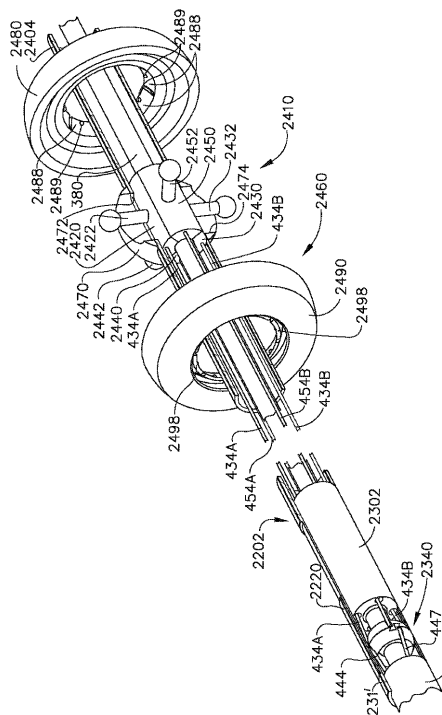


FIG. 121

【図 1 2 2】

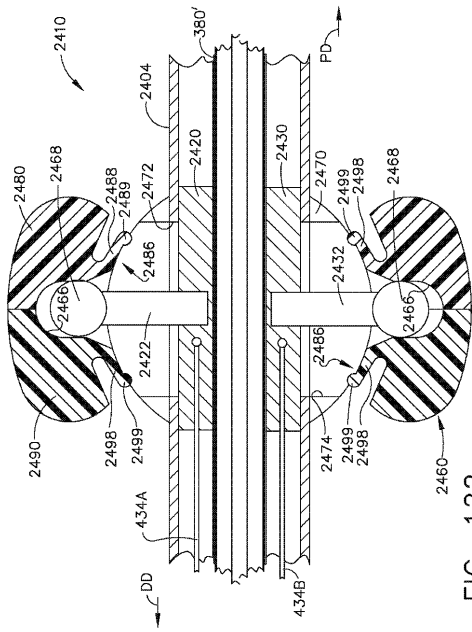


FIG. 122

【图 1 2 3】

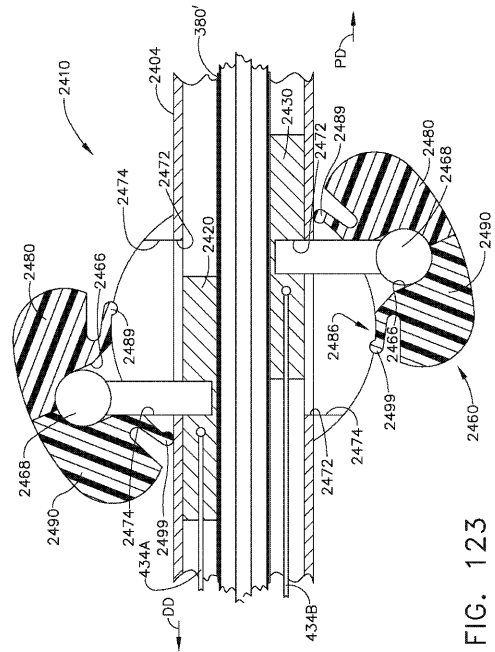


FIG. 123

【図 1 2 4】

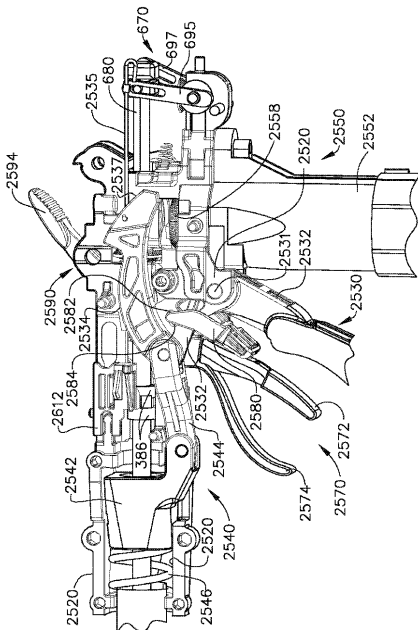


FIG. 124

【図 1 2 5】

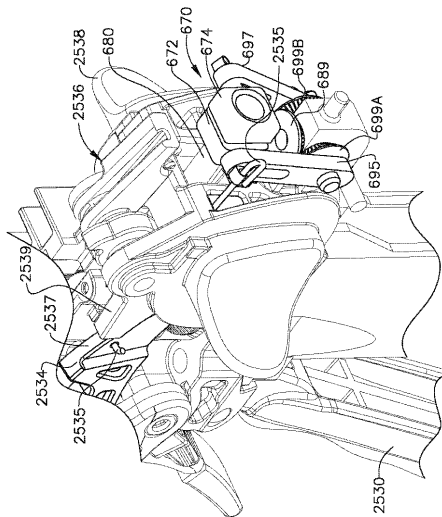


FIG. 125

【図 1 2 6】

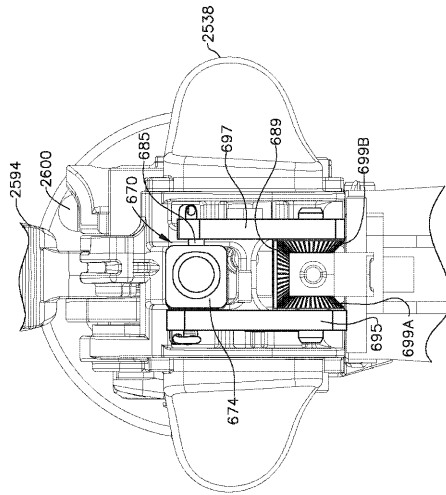


FIG. 126

【図 1 2 7】

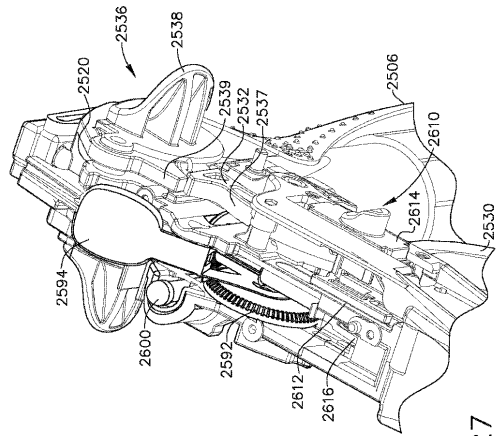


FIG. 127

【图 1 2 8】

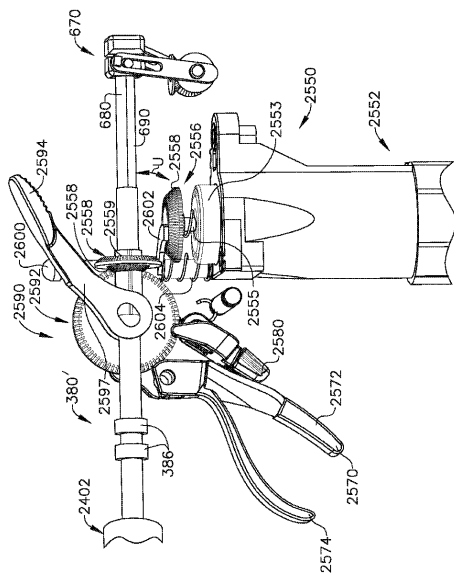


FIG. 128

【図 1 2 9】

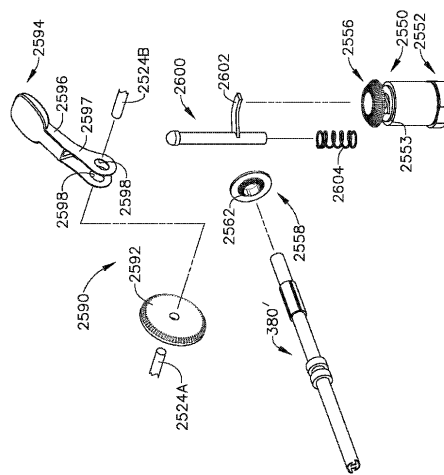


FIG. 129

【図 1 3 0】

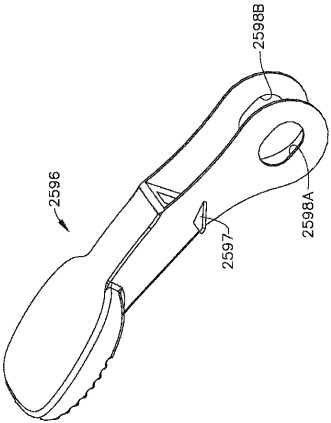


FIG. 130

【図 1 3 1】

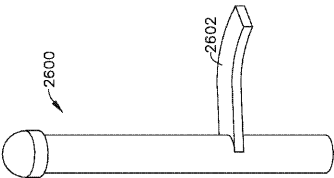


FIG. 131

【図 1 3 2】

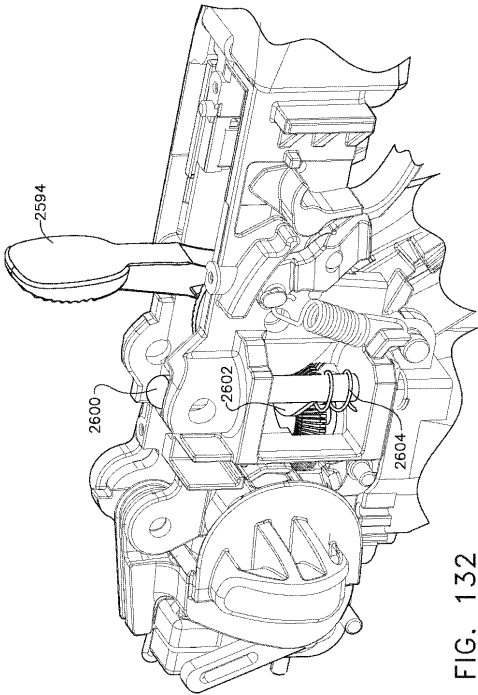


FIG. 132

【図 1 3 3】

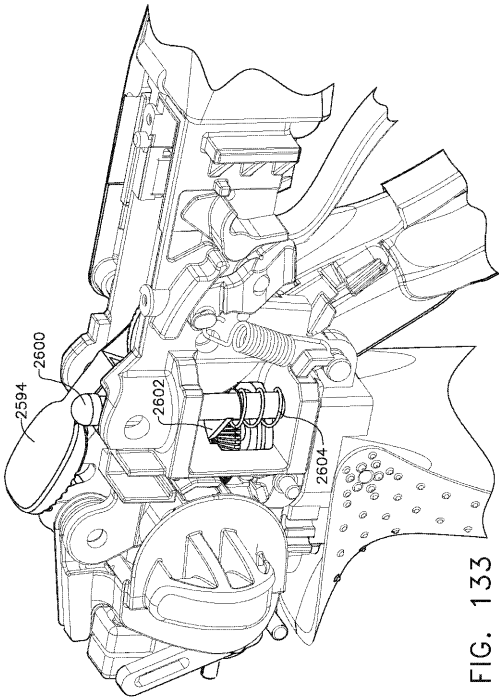


FIG. 133

【図 1 3 4】

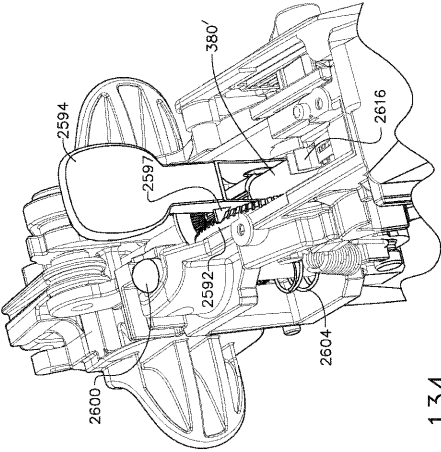


FIG. 134

【図 135】

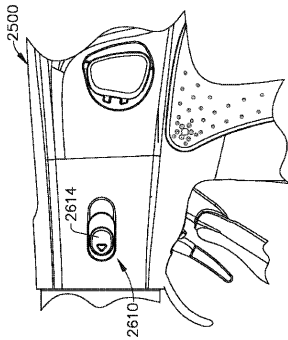


FIG. 135

【図 136】

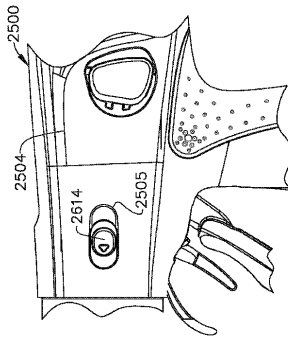


FIG. 136

【図 137】

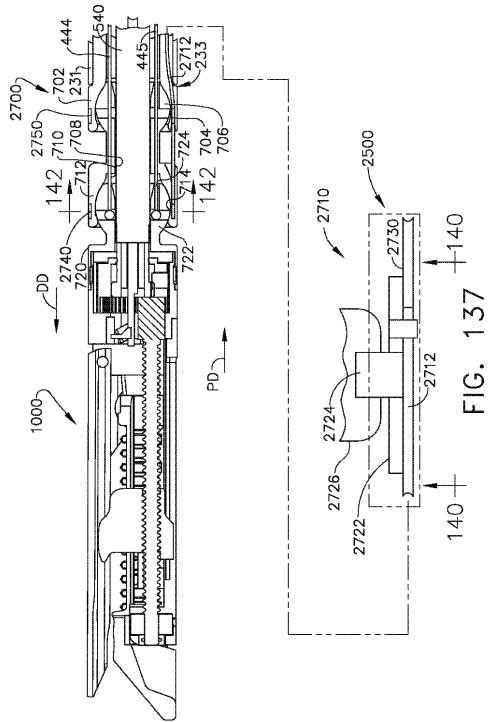


FIG. 137

【図 138】

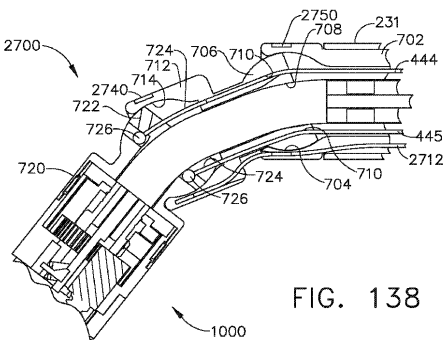


FIG. 138

【図 140】

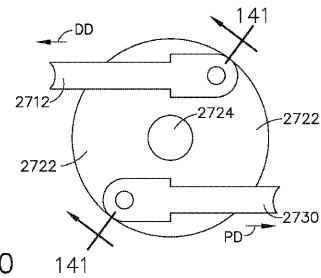


FIG. 140

【図 139】

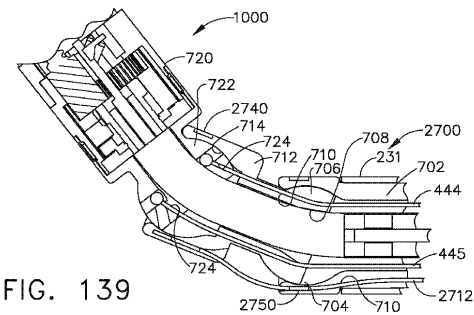


FIG. 139

【図 141】

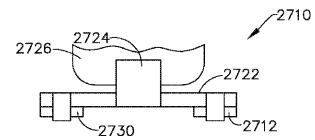


FIG. 141

【図 142】

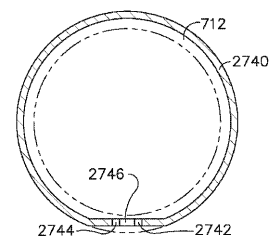
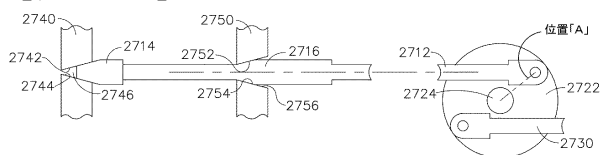
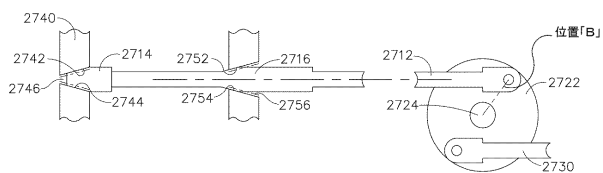


FIG. 142

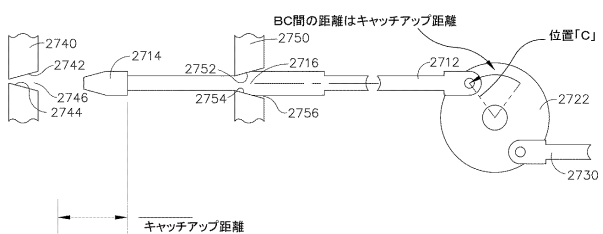
【図 1 4 3】



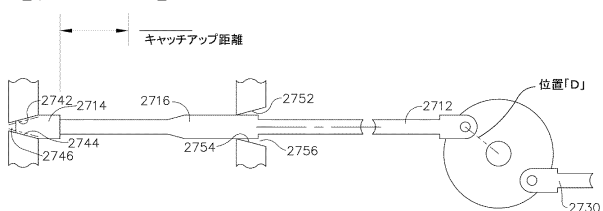
【図 1 4 4】



【図 1 4 5】



【図 1 4 6】



【図 1 4 8】

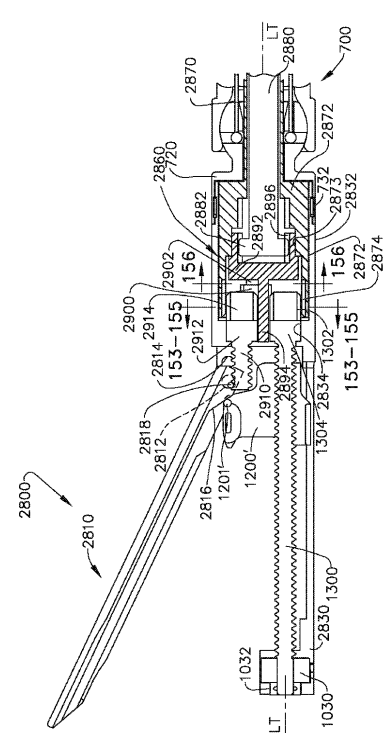


FIG. 148

【図 1 4 7】

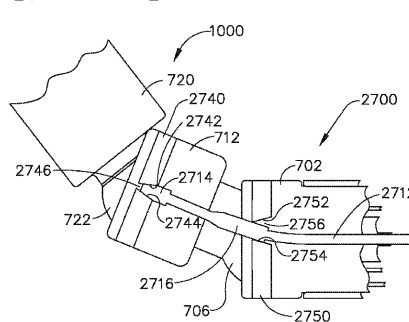


FIG. 147

【図 1 4 9】

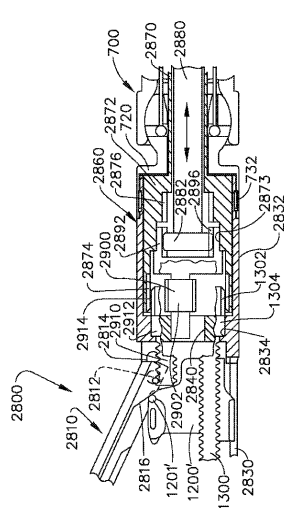


FIG. 149

【図 150】

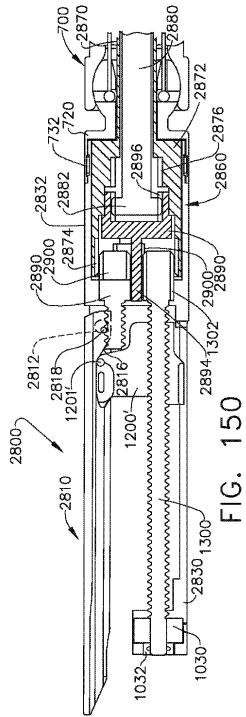


FIG. 150

【図 151】

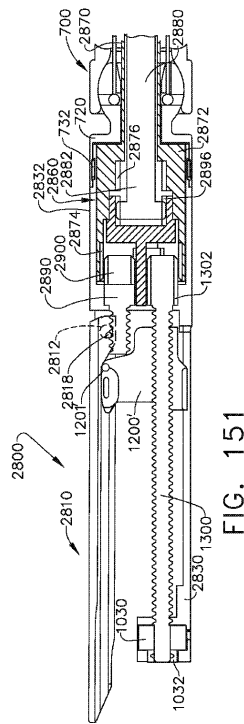


FIG. 151

【図 152】

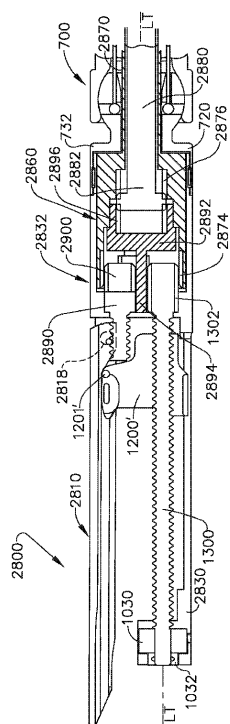


FIG. 152

【図 153】

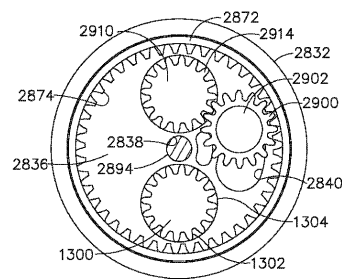


FIG. 153

【図 154】

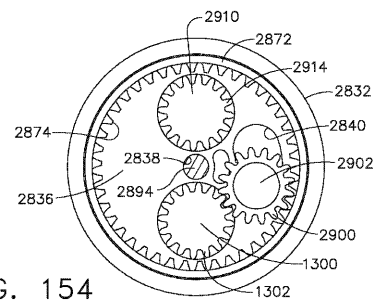


FIG. 154

【図 155】

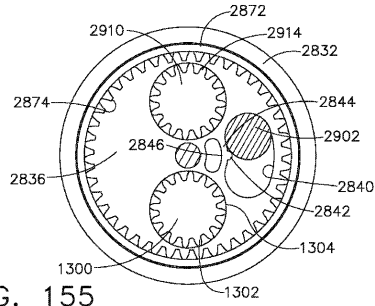


FIG. 155

【図 156】

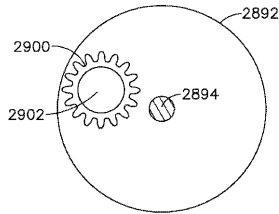


FIG. 156

【図 157】

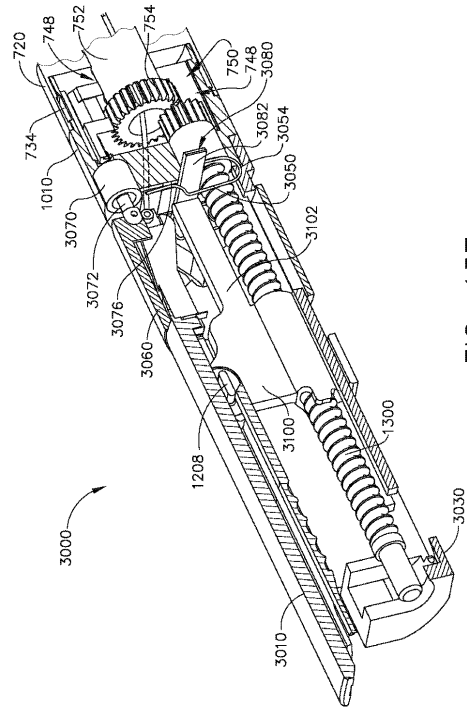


FIG. 157

【図 158】

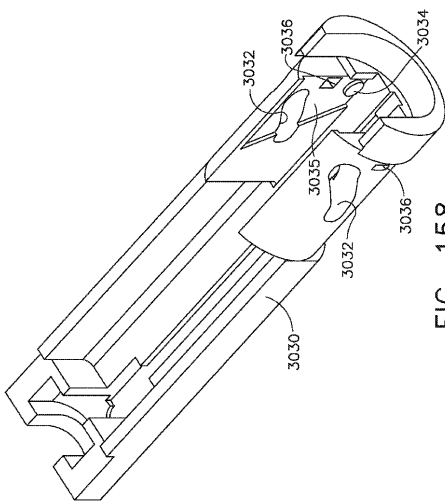


FIG. 158

【図 159】

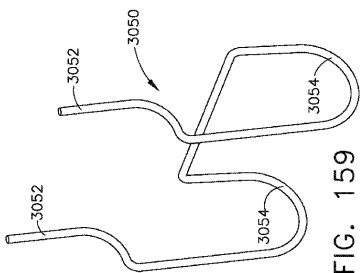


FIG. 159

【図 160】

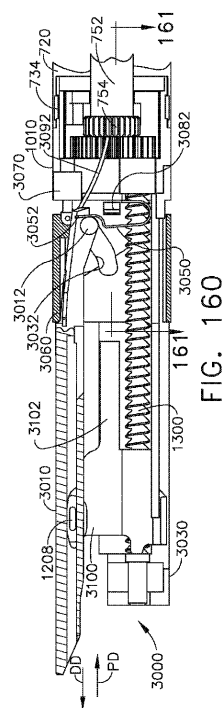


FIG. 160

【図 161】

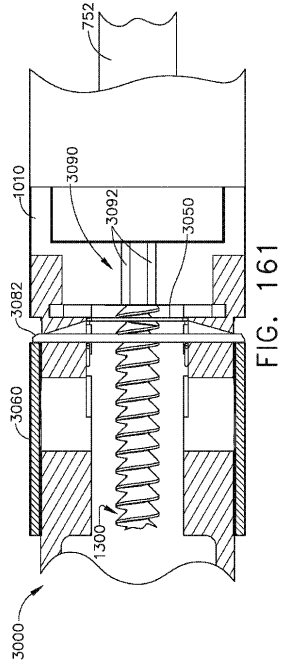


FIG. 161

【図 162】

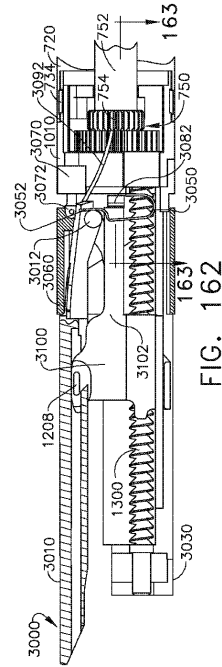


FIG. 162

【図 163】

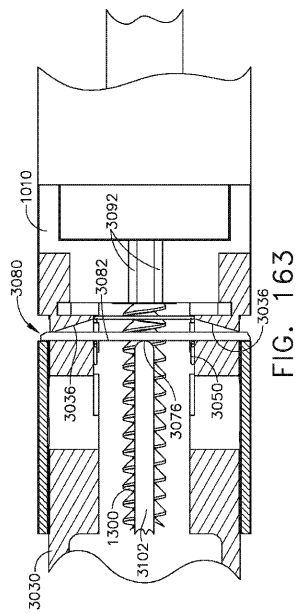


FIG. 163

【図 164】

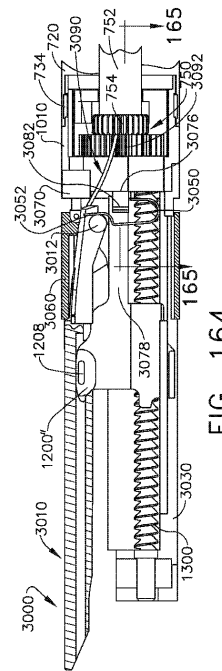


FIG. 164

【図 165】

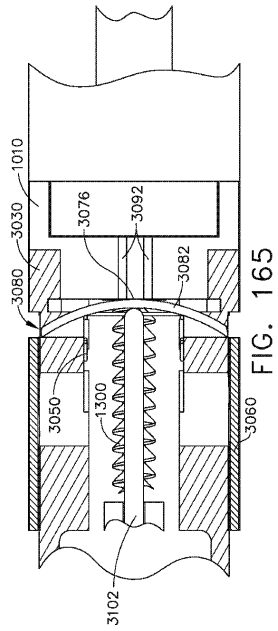


FIG. 165

【図 167】

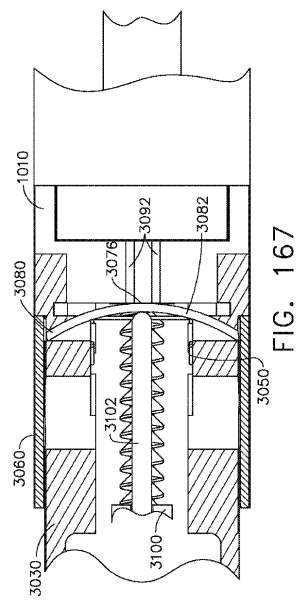


FIG. 167

【図 166】

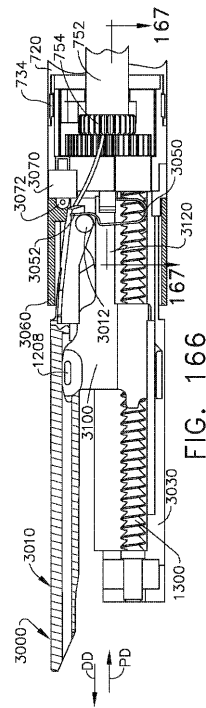


FIG. 166

【図 168】

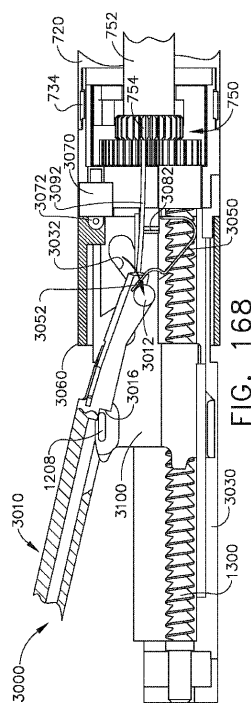


FIG. 168

【図 169】

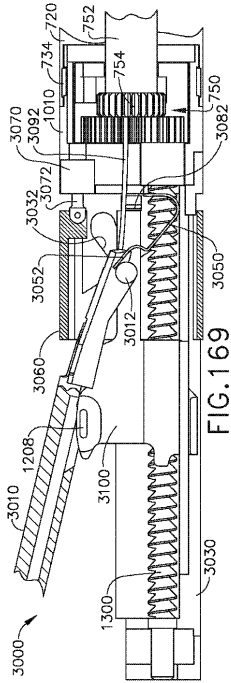


FIG. 169

【図 170】

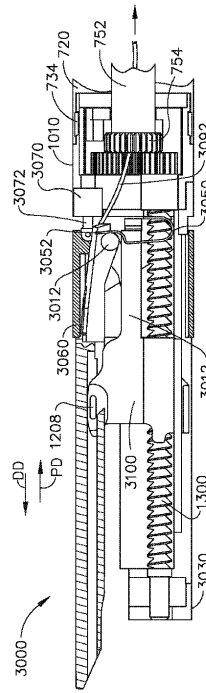


FIG. 170

【図 171】

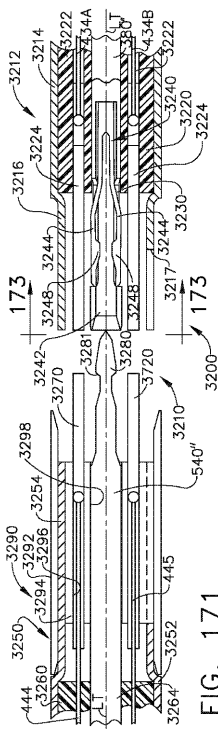


FIG. 171

【図 172】

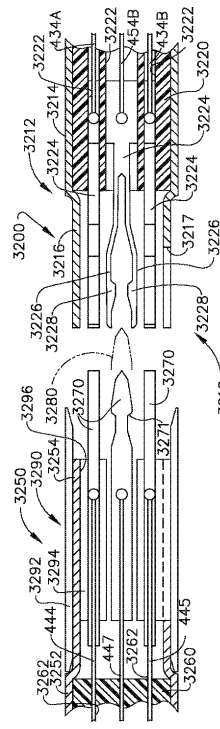
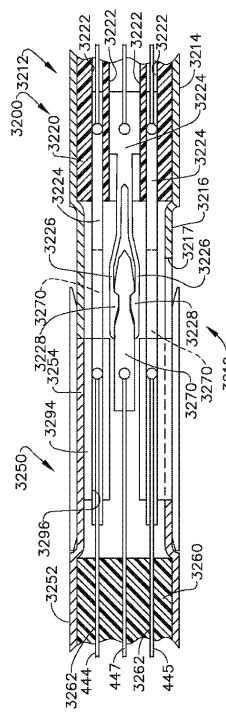
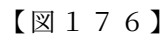
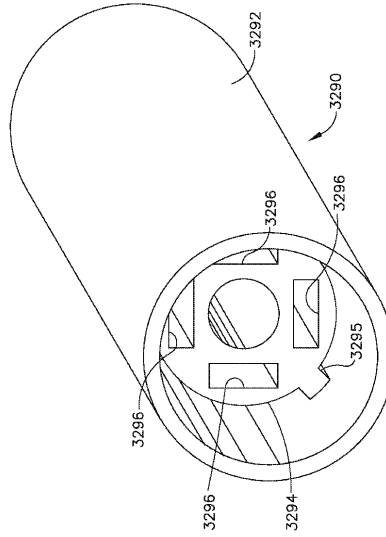
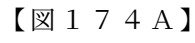
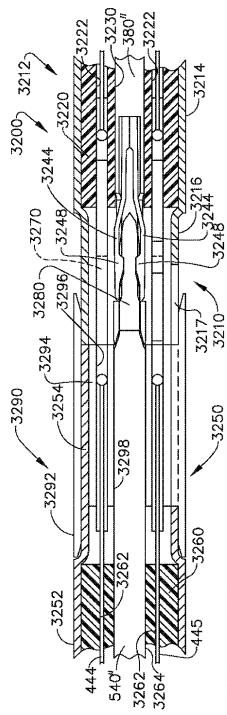
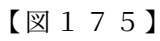
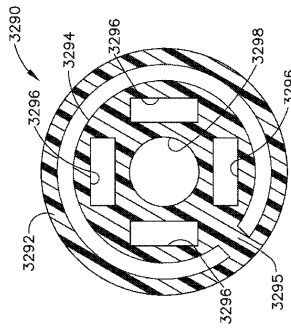
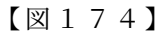
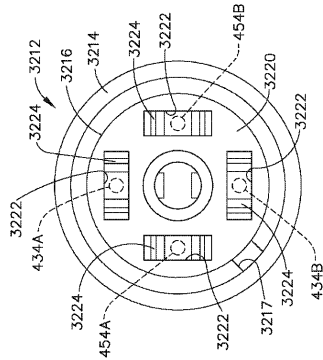
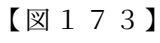


FIG. 172





---

フロントページの続き

- (72)発明者 シェルトン・フレデリック・イー・ザ・フォース  
アメリカ合衆国、45133 オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート 245
- (72)発明者 スウェイズ・ジェフリー・エス  
アメリカ合衆国、45011 オハイオ州、ハミルトン、バーチレー・ドライブ 7047
- (72)発明者 モルガン・ジェローム・アール  
アメリカ合衆国、45236 オハイオ州、シンシナティ、エス・ホワイツリー・サークル 3275
- (72)発明者 スタメン・ジョン・エル  
アメリカ合衆国、45241 オハイオ州、シンシナティ、グレンヘブン・コート 8238
- (72)発明者 バクスター・チェスター・オー・ザ・サード  
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ポーニー・リッジ 6375

審査官 沼田 規好

- (56)参考文献 特開平08-038490 (JP, A)  
米国特許第05851208 (US, A)  
特開2009-226213 (JP, A)  
特開昭58-193921 (JP, A)  
特表2005-501648 (JP, A)  
特開平09-117413 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 34/30  
A61B 17/072  
A61B 17/28  
A61B 17/295