

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6189433号
(P6189433)

(45) 発行日 平成29年8月30日(2017.8.30)

(24) 登録日 平成29年8月10日(2017.8.10)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 17/29 (2006.01) A 6 1 B 17/29
A 6 1 B 34/30 (2016.01) A 6 1 B 34/30

請求項の数 9 (全 117 頁)

(21) 出願番号	特願2015-520308 (P2015-520308)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成25年6月20日 (2013.6.20)		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2015-525612 (P2015-525612A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成27年9月7日 (2015.9.7)		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/US2013/046728		
(87) 国際公開番号	W02014/004239	(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20日 (2016.6.20)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	13/536,277		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】 外科用エンドエフェクタをその駆動システムに取り付けるための連結構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具であって、
 エンドエフェクタと、

回転及び軸線方向の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であって、更に、前記近位側回転駆動列アセンブリに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、近位側回転駆動列アセンブリと、

前記エンドエフェクタに回転制御運動を加えるように前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、遠位側回転駆動列アセンブリと、

他の軸線方向制御運動源に動作可能に連結された、近位側軸線方向駆動列アセンブリと

10

、
 前記エンドエフェクタに軸線方向制御運動を加えるように前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、遠位側軸線方向駆動列アセンブリと、

前記近位側回転駆動列アセンブリを前記遠位側回転駆動列アセンブリに、且つ前記近位側軸線方向駆動列アセンブリを前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリに、同時に取付け、また分離するための連結構成と、

第1の関節運動源に動作可能に連結された、第1の近位側関節駆動列アセンブリと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、第1の遠位側関節駆動列アセンブリと

、
 を備え、

20

前記連結構成が、前記第 1 の近位側関節駆動列アセンブリを前記第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリに取り付けるように構成される、外科用器具。

【請求項 2】

第 2 の関節運動源に動作可能に連結された、第 2 の近位側関節駆動列アセンブリと、前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリと、を更に備え、前記連結構成が、前記第 2 の近位側関節駆動列アセンブリを前記第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリに取り付けるように構成される、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記第 1 の近位側関節駆動列アセンブリが、第 1 の近位側関節リンクに取り付けられた第 1 のケーブル端部と、第 2 の近位側関節リンクに取り付けられた第 2 のケーブル端部とを含む、第 1 の近位側関節接合ケーブルを備え、前記第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリが、

10

前記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、前記第 1 の近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された第 1 の遠位側関節リンクに連結された、第 1 の遠位側ケーブルセグメントと、

前記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、主要な近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された主要な遠位側関節リンクに連結された、主要な遠位側ケーブルセグメントと、を備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

20

前記第 2 の近位側関節駆動列アセンブリが、第 2 の近位側関節リンクに取り付けられた第 2 のケーブル端部と、補助的な近位側関節リンクに取り付けられた補助的なケーブル端部とを含む、第 2 の近位側関節接合ケーブルを備え、前記第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリが、

前記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、前記第 2 の近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された第 2 の遠位側関節リンクに連結された、第 2 の遠位側ケーブルセグメントと、

前記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、前記補助的な関節リンクに動作可能に連結されるように構成された補助的な遠位側関節リンクに連結された、補助的な遠位側ケーブルセグメントと、を備える、請求項 2 に記載の外科用器具。

30

【請求項 5】

前記回転及び軸線方向の制御運動源と前記他の軸線方向制御運動源がロボットシステムを備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 6】

前記回転及び軸線方向の制御運動源と前記他の軸線方向制御運動源が、複数の駆動システムを動作可能に支持するハンドルアセンブリを備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記遠位側回転駆動列アセンブリが、前記近位側回転駆動列アセンブリを横方向で摺動可能に係合するように構成され、前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリが、前記近位側軸線方向駆動列アセンブリを横方向で摺動可能に係合するように構成された、請求項 1 に記載の外科用器具。

40

【請求項 8】

前記連結構成が、前記遠位側回転駆動列アセンブリ及び遠位側軸線方向駆動列アセンブリが対応する前記近位側回転駆動列アセンブリ及び近位側軸線方向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、並びに、前記遠位側回転駆動列アセンブリ及び遠位側軸線方向駆動列アセンブリが対応する前記近位側回転駆動列アセンブリ及び近位側軸線方向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、係止カラーを更に備える、請求項 7 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

前記エンドエフェクタが、

50

外科用ステーブルカートリッジと、

前記外科用ステーブルカートリッジに対して移動可能に支持され、前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリと動作可能にインターフェース接続する、アンビルと、を備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【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。

【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。

10

20

30

40

50

【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。

【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。

【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 22 A】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。

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

【図 23 B】遠位軸部分が近位軸部分から係脱されている、図 22 A 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。

【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

10

20

30

40

50

側面図である。

【図 3 5】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 3 6】図 3 5 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

【図 3 7】弓状形態である図 3 5 及び 3 6 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 3 8】図 3 7 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 3 9】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 4 0】弓状形態である図 3 9 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 4 1】図 3 9 及び 4 0 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

10

【図 4 2】図 4 1 の駆動軸アセンブリの実施形態を示す断面図である。

【図 4 3】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 4 4】図 4 3 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 4 5】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 4 6】図 4 5 の駆動軸アセンブリを示す別の断面図である。

【図 4 7】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 4 8】図 4 7 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 4 9】図 4 7 及び 4 8 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 5 0】図 4 7 ~ 4 9 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。

20

【図 5 1】アンビルが閉鎖位置にある図 4 7 ~ 5 0 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 5 2】図 5 1 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 5 3】アンビルが一部閉鎖位置にある図 5 1 ~ 5 2 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 5 4】アンビルが閉鎖位置にある図 5 1 ~ 5 3 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 5 5】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。

【図 5 6】閉鎖システムの実施形態を示す分解斜視図である。

30

【図 5 7】アンビルが開放位置にある図 5 6 の閉鎖システムの実施形態を示す側面図である。

【図 5 8】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 5 6 及び 5 7 の閉鎖システムの実施形態を示す横断面図である。

【図 5 9】アンビルが閉鎖位置にある、図 5 8 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 5 9 A】明瞭にするために作動ソレノイドを省略した図 5 6 ~ 5 9 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。

【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。

40

【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。

【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

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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、及び整列部分を示す側面立面図である。

【図 9 0】ステーブ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。

40

【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。

【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

50

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。

【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。

10

【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。

【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。

20

【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。

【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。

30

【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。

【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。

40

【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。

【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。

50

【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を示す後面斜視図である。

【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的实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。

【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を示す側面立面図である。

【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の実施形態を示す断面図である。

【図 1 4 1】図 1 4 0 の線 1 4 1 - 1 4 1 で取った図 1 4 0 の関節係止システムを示す断面図である。

【図 1 4 2】図 1 3 7 の線 1 4 2 - 1 4 2 で取った図 1 3 7 の外科用ツールの一部を示す断面図である。

【図 1 4 3】図 1 3 8 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 1 4 4】図 1 3 8 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 1 4 5】図 1 3 9 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

10

20

30

40

50

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 1 4 6】図 1 3 9 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 1 4 7】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 1 4 8】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。

【図 1 4 9】図 1 4 8 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。

10

【図 1 5 0】アンビルアセンブリが閉鎖位置にある図 1 4 8 及び 1 4 9 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 1 5 1】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 1 4 8 ~ 1 5 0 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 1 5 2】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 1 4 8 ~ 1 5 1 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 1 5 3】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 1 4 8 の線 1 5 3 - 1 5 3 で取った図 1 4 8 ~ 1 5 2 のエンドエフェクタを示す断面図である。

20

【図 1 5 4】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 1 4 8 の線 1 5 4 - 1 5 4 で取った図 1 4 8 ~ 1 5 3 のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図 1 5 5】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 1 4 8 の線 1 5 5 - 1 5 5 で取った図 1 4 8 ~ 1 5 4 のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図 1 5 6】図 1 4 6 の線 1 5 6 - 1 5 6 で取った図 1 4 8 ~ 1 5 5 のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図 1 5 7】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。

【図 1 5 8】図 1 5 7 のエンドエフェクタの細長いチャネルを示す斜視図である。

【図 1 5 9】アンビルばねの実施形態を示す斜視図である。

30

【図 1 6 0】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 1 5 7 のエンドエフェクタを示す側面断面図である。

【図 1 6 1】図 1 6 0 の線 1 6 1 - 1 6 1 で取った図 1 6 0 のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

【図 1 6 2】発射部材が撤回されている、図 1 5 7、1 6 0、及び 1 6 1 のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図 1 6 3】線 1 6 3 - 1 6 3 で取った図 1 6 2 のエンドエフェクタの一部分を示す断面図である。

【図 1 6 4】発射部材がその最近位位置にある、図 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 3 のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

40

【図 1 6 5】図 1 6 4 の線 1 6 5 - 1 6 5 で取った図 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 4 のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図 1 6 6】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 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 5 のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図 1 6 7】図 1 6 6 の線 1 6 7 - 1 6 7 で取った図 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 6 のエンドエフェクタを示す断面図である。

【図 1 6 8】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 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 7 のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図 1 6 9】発射部材がその開始位置まで移動した後の、図 1 5 7 及び 1 6 0 ~ 1 6 8 の

50

エンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

【図１７０】アンピリ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。

【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。

10

【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。

【発明を実施するための形態】

20

【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)。

３．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)。

30

４．米国特許出願第_____号、発明の名称「Surgical End Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces」、(代理人整理番号第END7135USNP/120139)。

５．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)。

40

６．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)。

７．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)。

８．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)。

50

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

10. 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)。

11. 米国特許出願第_____号、発明の名称「Rotary Drive Shaft Assemblies for Surgical Instruments with Articulatable End Effectors」、(代理人整理番号第END7142USNP/120146)。

10

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 - Actuable 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 Applicator」、(代理人整理番号第END7145USNP/120149)。

20

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)。

30

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。

- 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。

40

- 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 - C

50

「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。

【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。

【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リモートセンター42で交差する。外科用ツール30は、長手方向ツール軸線「LT-LT」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LT-LT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。

【 0 0 1 1 】

ロボットシステム 1 0 と共に使用するのに良く適合された外科用ツール 1 0 0 を図 5 に示す。その図面に見られるように、外科用ツール 1 0 0 は、エンドカッターを備える外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 を含む。外科用ツール 1 0 0 は、一般に、全体的に 3 0 0 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 5 0 に動作可能に連結される、細長い軸アセンブリ 2 0 0 を含む。外科用ツール 1 0 0 は、ツール装着部分 3 0 0 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 3 0 2 を更に含む。1つのインターフェース 3 0 2 が図 6 ~ 1 0 に示されている。図 6 ~ 1 0 に示される実施形態では、ツール装着部分 3 0 0 は、複数（図 1 0 には 4 つが示される）の回転可能な本体部分、被駆動要素 3 0 6 の表面から延在する一対のピン 3 0 8 をそれぞれ含む被駆動ディスク又は要素 3 0 6 を動作可能に支持する、ツール装着プレート 3 0 4 を含む。一方のピン 3 0 8 は、同じ被駆動要素 3 0 6 上の他方のピン 3 0 8 よりもそれぞれの被駆動要素 3 0 6 の回転軸に近く、そのことが、被駆動要素 3 0 6 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 3 0 2 は、以下で更に考察するように、装着プレート 3 0 4 を装着可能に係合するように構成された、アダプタ部分 3 1 0 を含んでもよい。図示されるアダプタ部分 3 1 0 は、ツール装着部分 3 0 0 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 3 1 2 のアレイ（図 8）を含む。インターフェース 3 0 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。

10

20

【 0 0 1 2 】

図 6 ~ 9 に見られるように、アダプタ部分 3 1 0 は、一般に、ツール側面 3 1 4 及びホルダ側面 3 1 6 を含む。複数の回転可能な本体 3 2 0 は、アダプタ 3 1 0 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 3 1 8 に装着される。浮動プレート 3 1 8 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 3 2 0 をツール装着部分 3 0 0 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 3 0 0 をアダプタ 3 1 0 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 ~ 1 0 の実施形態では、回転可能な本体 3 2 0 は、回転可能な本体 3 2 0 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 3 1 8 に弾性的に装着される。回転可能な本体 3 2 0 は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート 3 1 8 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 3 1 4 に向かう）で配設されると、回転可能な本体 3 2 0 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 3 2 0 がツール側面 3 1 4 に向かって軸線方向に移動するにつれて、タブ 3 2 2（回転可能な本体 3 2 0 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 3 2 0 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 3 3 2 が開口部 3 3 4' と整列される（且つその中に滑り込む）まで駆動ピン 3 2 2 が回転可能な本体 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 内で径方向で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

30

40

50

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 90 度ずれていてもよい。

【0013】

図 6 ~ 10 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送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。

10

【0014】

図 6 ~ 10 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とき、「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。

20

【0015】

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ェクタ 1 0 0 0) を、長手方向ツール軸線 L T - L T を中心にして回転させるのに用いられる。

30

40

【0016】

図 5 及び 1 1 ~ 1 3 の実施形態では、第 1 の駆動システム 3 5 0 は、細長い軸アセンブリ 2 0 0 の近位側閉鎖管セグメント 2 0 2 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 3 5 4 を含む。近位側管セグメント 2 0 2 の近位端 2 0 8 は、ツール装着プレート 3 0 4 上に装着された前方支持クレードル 3 5 2 によって、ツール装着部分 3 0 0 のツール装着プレート 3 0 4 上で回転可能に支持される。図 1 1 を参照されたい。管状歯車セグメント 3 5 4 は、ツール装着プレート 3 0 4 上で動作可能に支持される第 1 の回転歯車アセンブリ 3 6 0 と噛合係合して支持される。図 1 1 に見られるように、回転歯車アセンブリ 3 6 0 は、ツール装着部分 3 0 0 がツール駆動アセンブリ 1 1 0 に連結されたとき、ツール装着プレート 3 0 4 のアダプタ側面 3 1 6 上にあ

50

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 382 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

10

20

30

40

50

「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 3 0 4 に旋回可能に連結される。

【 0 0 2 2 】

図 1 1 ~ 1 4 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 4 1 0 を示す。1 つの例示的形態では、アクチュエータハンドル部分 4 2 6 は、本体部分 4 2 2 上に形成されるか、又は別の形で本体部分 4 2 2 に取り付けられる。アクチュエータハンドル部分 4 2 6 は、ハンドル部分 4 2 6 とツール装着プレート 3 0 4 との間に少量の干渉が確立されて、ハンドル部分 4 2 6 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 3 0 4 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 4 1 2 を手動で作動させたいとき、臨床医は、ハンドル部分 4 2 6 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 1 1 ~ 1 4 にやはり見られるように、駆動歯車アセンブリ 4 1 2 が第 1 の非作動位置にあるとき、弓状の歯車セグメント 4 2 4 は逆転装置 4 1 4 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 3 8 0 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 4 2 0 に対して旋回運動を加え始める。駆動歯車 4 2 0 が作動軸 A - A を中心にして旋回し始めるにつれて、本体 4 2 2 の一部分が逆転装置 4 1 4 の一部分に接触し、逆転装置 4 1 4 を遠位方向 D D で軸線方向に移動させて、駆動軸歯車 3 7 6 を第 2 の駆動システム 3 7 0 の第 1 の回転被動歯車 3 7 4 との噛合係合から係脱する。図 1 5 を参照されたい。駆動歯車 4 2 0 が旋回するにつれて、弓状の歯車セグメント 4 2 4 は逆転装置 4 1 4 と噛合係合するようになる。駆動歯車 4 2 0 を引き続き徐々に動かすことで、駆動軸歯車 3 7 6 に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント 3 8 0 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 4 1 2 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 3 8 0 に加えられると、臨床医は、弓状の歯車セグメント 4 1 6 が駆動軸歯車 3 7 6 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 4 2 0 を戻す。その位置にあるとき、軸ばね 3 9 6 はもう一度軸歯車 3 7 6 を付勢して、第 2 の駆動システム 3 7 0 の第 1 の回転被動歯車 3 7 4 と噛合係合させる。

【 0 0 2 3 】

使用の際、臨床医は、ロボットシステム 1 0 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 1 0 が、第 2 の駆動システム 3 7 0 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 3 8 8 に加えられる。駆動軸アセンブリ 3 8 8 を第 1 の回転方向で回転させると、発射部材 1 2 0 0 は、エンドエフェクタ 1 0 0 0 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「 D D 」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 3 8 8 に加えられる。駆動軸アセンブリ 3 8 8 を第 2 の回転方向で回転させると、発射部材 1 2 0 0 は、エンドエフェクタ 1 0 0 0 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「 P D 」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 3 8 8 に手動で加えたいとき、駆動軸アセンブリ 3 8 8 は第 2 の回転方向で回転し、それによって発射部材 1 2 0 0 がエンドエフェクタ内において近位方向「 P D 」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 1 2 0 0 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。

【 0 0 2 4 】

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。

10

【 0 0 2 5 】

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。

20

30

40

【 0 0 2 6 】

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

50

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上のシーププーリー又は第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を通し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

を通過して、またそれに取り付けられる他方の遠位側関節リンク 246 を通過して延在する。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。

【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。

【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 を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取り付けたいとき、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。

【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 に取り付けられたテーパ状の装着部材 512 に取り付けられる。

【0036】

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、近位側駆動軸セグメント 380 を遠位側駆動軸セグメント 540 と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 380 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 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。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 540 の近位端 542 は、その上に形成された複数（例えば 4 つであるが、図 21 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）544 を有する。押

さえ付きの指544はそれぞれ、近位側駆動軸セグメント380の遠位端381にある対応する係止構成体又は穴又はスロット383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)546がその上に形成されている。指544は、遠位側駆動軸セグメント540の近位端542上に軸支された補強リング545を通して延在する。

【0037】

図19~23に示される実施形態では、駆動部材連結アセンブリ500は、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から分離するときの、第1及び第2の磁石504、510の係脱を支援するための係止解除管514を更に含む。係止解除管514は近位側駆動軸セグメント380を通して延在し、その近位端517は、図19に示されるように、近位側駆動軸セグメント380の近位端385の外に突出する。係止解除管514は、その近位端517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380に対してサイズ決めされる。係止解除管514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517に取り付けられる。それ以外は図19~23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304に取り付けられ、ロボットコントローラ12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。

【0038】

図示される例示の実施形態では、連結構成又は急速脱着継手210はまた、近位側外管部分202の遠位端204上で摺動可能に軸支される外側係止カラー260を含む。外側係止カラー260は、近位側外管部分202のスロット254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262を有する。急速脱着継手210の使用は、図21~23を参照することによって理解することができる。図21は、共に連結される前の近位軸部分201及び遠位軸部分230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224、226それぞれのばねアーム部分223、227は、自然に径方向外側に反っている。係止カラー260は、移動止め262が中のスロット254の近位端にある、近位側外管202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1000を外科用ツール100の近位軸部分201に取り付けたいとき、臨床医は、図22に示されるように、遠位軸部分230を近位軸部分201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510は、駆動ロッド連結具502のキャピティ506内に着座され、近位側磁石504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520を近位側駆動ロッドセグメント592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528が近位側軸線方向駆動列アセンブリ496に動作可能に連結される。それに加えて、軸部分201、230が共に接合されるにつれて、押さえ付きの指544が、その上に形成された押さえ546が近位側駆動軸セグメント380の遠位端部分381にある係止開口部383に入るまで、内側に屈曲する。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

10

20

30

40

50

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 U L 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「D D」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 U L 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「D D」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「L T」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 を更に含む。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 に取り付けするため、他の取付け構成が用いられてもよい。

10

【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 を更に含む。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。

20

【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。リング状の軸受の自由端 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

30

40

50

通してリング状の軸受部材 7 3 2 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 7 4 0 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。

【 0 0 4 5 】

関節継手 7 0 0 は、長手方向ツール軸線 L T を中心にしたエンドエフェクタ 1 0 0 0 の関節接合を容易にする。例えば、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を図 5 に示されるような第 1 の方向「F D」で関節接合するのが望ましいとき、ロボットシステム 1 0 は、第 3 の駆動スピンドルアセンブリ 4 3 6 (図 1 1 ~ 1 3) 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 4 3 4 A 及び最終的には遠位側ケーブルセグメント 4 4 4 を近位方向「P D」で引き寄せ、近位側ケーブル端部 4 3 4 B 及び遠位側ケーブルセグメント 4 4 5 を解除し、それによってエンドエフェクタボール 7 2 2 をソケット 7 1 4 内で回転させるように、第 3 の駆動システム 4 3 0 に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を第 1 の方向 F D と反対の第 2 の方向「S D」で関節接合するため、ロボットシステム 1 0 は、第 3 の駆動スピンドルアセンブリ 4 3 6 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 4 3 4 B 及び最終的には遠位側ケーブルセグメント 4 4 5 を近位方向「P D」で引き寄せ、近位側ケーブル端部 4 3 4 A 及び遠位側ケーブルセグメント 4 4 4 を解除し、それによってエンドエフェクタボール 7 2 2 をソケット 7 1 4 内で回転させるように、第 3 の駆動システム 4 3 0 に電力供給してもよい。エンドエフェクタ 1 0 0 0 を図 5 に示されるような第 3 の方向「T D」で関節接合するのが望ましいとき、ロボットシステム 1 0 は、第 4 の駆動スピンドルアセンブリ 4 5 6 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 4 5 4 A 及び最終的には遠位側ケーブルセグメント 4 4 6 を近位方向「P D」で引き寄せ、近位側ケーブル端部 4 5 4 A 及び遠位側ケーブルセグメント 4 4 7 を解除し、それによってエンドエフェクタボール 7 2 2 をソケット 7 1 4 内で回転させるように、第 4 の駆動システム 4 5 0 に電力供給してもよい。同様に、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を第 3 の方向 T D と反対の第 4 の方向「F T H」で関節接合するため、ロボットシステム 1 0 は、第 4 の駆動スピンドルアセンブリ 4 5 6 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 4 5 4 B 及び最終的には遠位側ケーブルセグメント 4 4 7 を近位方向「P D」で引き寄せ、近位側ケーブル端部 4 5 4 A 及び遠位側ケーブルセグメント 4 4 6 を解除し、それによってエンドエフェクタボール 7 2 2 をソケット 7 1 4 内で回転させるように、第 4 の駆動システム 4 5 0 に電力供給してもよい。

【 0 0 4 6 】

図 5 及び 1 1 ~ 1 6 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 3 0 0 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 2 8 及び 2 9 は、図 5 及び 1 1 ~ 1 6 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 6 0 0 を示す。急速脱着継手 2 1 0 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 3 8 0 は駆動軸アセンブリ 6 0 0 のセグメントを備え、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 は同様に駆動軸アセンブリ 6 0 0 の別のセグメントを備える。駆動軸アセンブリ 6 0 0 は、一連の環状継手セグメント 6 0 4 が切り込まれた駆動管 6 0 2 を含む。その図示される実施形態では、駆動管 6 0 2 は近位側駆動軸セグメント 3 8 0 の遠位部分を備える。

【 0 0 4 7 】

駆動管 6 0 2 は、中に形成された一連の環状継手セグメント 6 0 4 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 6 0 4 は、例えば、レーザーによって駆動管 6 0 2 に切り込まれ、隣接した継手セグメント 6 0 4 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 6 0 6 を備える。図 2 9 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。

【 0 0 4 8 】

図 3 0 ~ 3 4 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 6 0 6 ' を備える、代替の例示的な微細環状継手セグメント 6 0 4 ' を示す。環状継手セグメント 6 0 4 、 6 0 4 ' 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 6 0 4 、 6 0 4 ' 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 3 0 及び 3 1 に示されるように、駆動管 6 0 2 の遠位端 6 0 3 にある継手セグメント 6 0 4 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 6 0 8 D を有し、駆動管 6 0 2 の近位端 6 0 5 にある継手セグメント 6 0 4 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 6 0 8 P ' を有する。

【 0 0 4 9 】

特定の駆動軸アセンブリ 6 0 0 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 6 0 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、補助拘束部材 6 1 0 が用いられる。図 3 2 及び 3 3 に示される実施形態では、補助拘束部材 6 1 0 は、ばね 6 1 2 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 6 1 2 の遠位端 6 1 4 は、遠位側装着カラー部分 6 0 8 D に対応し、ばね 6 1 2 の中央部分 6 1 6 よりもきつく巻かれる。同様に、ばね 6 1 2 の近位端 6 1 8 は、ばね 6 1 2 の中央部分 6 1 6 よりもきつく巻かれる。他の実施形態では、拘束部材 6 1 0 は所望のピッチで駆動管 6 0 2 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 3 4 A に示されるように、駆動管 6 0 2 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 6 1 1 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 6 1 1 ' は、図 3 4 B に示されるように、駆動管 6 0 2 内に形成された中空の通路 6 1 3 内に設置される。

【 0 0 5 0 】

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。

【 0 0 5 1 】

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

10

20

30

40

50

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622、624を含む。切れ目626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622、624は共に緩く取り付けられたままである。例えば、突起部分628はそれぞれ、テーパ状の内壁部分を有するソケット630内に受け入れられたテーパ状の外周部分629を有する。例えば、図36及び38を参照されたい。したがって、継手セグメント622、624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622は、隣接した継手セグメント624に形成された対応するソケット630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628を有する。

【0052】

図35～38は、駆動軸アセンブリ600'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624は、隣接した継手セグメント622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630を有して、駆動軸アセンブリ600'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624は、図37及び38に示されるように、継手セグメント622に対する継手セグメント624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632を有する。図示される実施形態では、それぞれの突起628は、継手セグメント622に形成された対応する関節接合止め具636に接触するように適合された、関節接合停止部分634を有する。図37及び38を参照されたい。それ以外の点ではセグメント620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634及び止め具636を備えていない。

【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622、624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640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35に見られるように、継手セグメント622、624は、旋回突起628及び対応するソケット630によって定義される旋回軸線「PA-PA」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600'は、旋回軸線PA-PAを中心にして旋回しながら、ツール軸線TL-TLを中心にして回転してもよい。

【0054】

図39～44は、別の駆動軸アセンブリ600''のセグメント640を示す。駆動軸アセンブリ600''は、可撓性の中空駆動管602''を形成する複数の相互接続された継手セグメント642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642は、ボールコネクタ部分644及びソケット部分648を含む。それぞれの継手セグメント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 6 4 4 は、中空の可撓性駆動管 6 0 2 ' ' を通る中空通路 6 0 3 を協働して形成する、中空通路 6 4 5 を中に有する。

【 0 0 5 5 】

図 4 3 及び 4 4 に見られるように、相互接続された継手セグメント 6 4 2 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 6 6 0 内に収容される。図 4 5 は、相互接続された継手セグメント 6 4 2 を通って延在する可撓性の内部コア部材 6 6 2 を示す。内部コア部材 6 6 2 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 4 6 は、拘束部材 6 6 0 及び内部コア部材 6 6 2 の両方が用いられる別の実施形態を示す。

【 0 0 5 6 】

駆動軸アセンブリ 6 0 0 ' ' 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 6 0 0 ' ' 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 6 2 4 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 6 0 0 ' ' 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 6 0 0 ' ' 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 6 0 0 ' ' 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。

【 0 0 5 7 】

図 5 及び 4 7 ~ 5 4 は、ロボットシステム 1 0 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 1 0 0 0 を示す。エンドエフェクタ 1 0 0 0 は、第 1 のつかみ具 1 0 0 4 及び第 1 のつかみ具 1 0 0 4 に対して選択的に移動可能な第 2 のつかみ具 1 0 0 6 を有する、エンドカッター 1 0 0 2 を備える。図 5 及び 4 7 ~ 5 4 に示される実施形態では、第 1 のつかみ具 1 0 0 4 は、ステープルカートリッジ 1 0 3 0 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 1 0 2 0 の形態の支持部材 1 0 1 9 を備える。第 2 のつかみ具 1 0 0 6 はアンビルアセンブリ 1 1 0 0 を備える。図 4 7、4 9、5 3、及び 5 5 に見られるように、アンビルアセンブリ 1 1 0 0 は、その上にステープル形成面 1 1 0 4 を有するアンビル本体 1 1 0 2 を備える。アンビル本体 1 1 0 2 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 の装着穴 1 0 2 2 と位置合わせされるように適合された通路 1 1 0 6 を有する。旋回又はトラニオンピン（図示なし）は、穴 1 0 2 2 及び通路 1 1 0 4 を通して挿入されて、アンビル 1 1 0 0 を細長いチャンネル 1 0 2 0 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 1 1 0 0 を、ステープル形成面 1 1 0 4 がステープルカートリッジ 1 0 4 0 のカートリッジデッキ 1 0 4 4 から離隔配置される開放位置（図 4 7 ~ 5 0）と、アンビル本体 1 1 0 2 のステープル形成面 1 1 0 4 がカートリッジデッキ 1 0 4 2 に対して直面する関係にある閉鎖位置（図 5 1 ~ 5 4）との間で、長手方向ツール軸線「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回転させることができる。

【 0 0 5 8 】

図 5 及び 4 7 ~ 5 4 の実施形態は、第 5 の駆動システム 4 7 0 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 1 1 1 0 を用いる。第 5 の駆動システム 4 7 0 は、駆動ロッドアセンブリ 4 9 0 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 4 9 0 は、駆動ソレノイド 4 7 4 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 4 9 2 を含む。近位側駆動ロッドセグメント 4 9 2 は、駆動ロッド連結具 5 0 2 を通して遠位側駆動ロッドセグメント 5 2 0 に連結される。遠位側駆動ロッドセグメント 5 2 0 は、関節継手 7 0 0 を中心にしたエンドエフェクタ 1 0 0 0 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

10

20

30

40

50

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７０

10

20

30

40

50

0 と合致する、第 2 の鋸歯状部分 6 9 6 を有する。

【 0 0 6 2 】

図 5 6 にやはり見られるように、閉鎖システム 6 7 0 は、第 1 の閉鎖ロッドセグメント 6 8 0 の遠位端 6 8 2 に取り付けられた第 1 の旋回リンク 6 7 6 を更に有する。第 1 の旋回リンク 6 7 6 は、第 1 の閉鎖ロッドセグメント 6 8 0 の遠位端 6 8 2 に形成された第 1 のソケット 6 8 3 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 6 7 7 を有する。かかる構成により、第 1 の旋回リンク 6 7 6 を第 1 の閉鎖ロッドセグメント 6 8 0 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 6 7 8 は、第 2 の閉鎖ロッドセグメント 6 9 0 に対して回転できるように、その遠位端 6 9 1 に取り付けられる。第 2 の旋回リンク 6 7 8 は、第 1 の旋回突起 6 7 7 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 6 9 0 の遠位端 1 6 9 1 にある第 2 のソケット 6 9 2 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 1 6 7 9 を有する。それに加えて、図 5 6 に見られるように、第 1 及び第 2 の旋回リンク 6 7 6、6 7 8 は、第 1 の旋回リンク 6 7 6 のスロット 7 1 7 内に摺動可能に受け入れられる第 2 の旋回リンク 6 7 8 上のキー 7 1 6 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 6 7 6 は、第 1 のリンク機構アーム 6 8 7 によってカム板 1 1 2 0 それぞれに取り付けられ、第 2 の旋回リンク 6 7 8 は、第 2 のリンク機構アーム 6 8 8 によってカム板 1 1 2 0 それぞれに取り付けられる。

【 0 0 6 3 】

図示される実施形態では、閉鎖システム 6 7 0 は駆動ソレノイド 4 7 4 によって作動される。駆動ソレノイド 4 7 4 は、第 1 及び第 2 の装着ブロック 6 7 2、6 7 4 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 5 6 ~ 5 9 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 6 9 5 のスロット 6 9 6 内へと延在するピン 6 8 5 によって、第 1 の装着ブロック 6 7 2 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 6 9 5 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 6 9 7 は、第 2 の旋回リンク及び歯車アセンブリ 6 9 7 のスロット 6 9 8 内へと延在するピン 6 8 5 によって、第 2 の装着ブロック 6 7 4 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 6 9 5 は、それに回転可能に装着された第 1 の傘歯車 6 9 9 A を有し、第 2 の旋回リンク及び歯車アセンブリ 6 9 7 は、それに回転可能に取り付けられた第 2 の傘歯車 6 9 9 B を有する。第 1 及び第 2 の傘歯車 6 9 9 A、6 9 9 B は両方とも、ツール装着プレート 3 0 2 上に回転可能に装着された遊び歯車 6 8 9 と噛合係合した状態で装着される。図 5 9 A を参照されたい。したがって、第 1 の装着ブロック 6 7 2 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 6 8 0 及び第 1 の旋回リンク 6 7 6 も遠位方向 DD で移動させると、傘歯車 6 8 9、6 9 9 A、6 9 9 B は、第 2 の閉鎖ロッド 6 9 0 及び第 2 の旋回リンク 6 7 8 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 6 7 2 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 6 8 0 及び第 1 の旋回リンク 6 7 6 も近位方向 PD で移動させると、傘歯車 6 8 9、6 9 9 A、6 9 9 B は、第 2 の閉鎖ロッド 6 9 0 及び第 2 の旋回リンク 6 7 8 の遠位方向「DD」での移動をもたらす。

【 0 0 6 4 】

図 5 8 は、開放位置にあるアンビル 1 1 0 0 を示す。その図面に見られるように、第 1 の閉鎖ロッド 6 8 0 は第 2 の閉鎖ロッド 6 9 0 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 4 7 4 が電力供給されて、第 1 の閉鎖ロッド 6 8 0 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 6 7 6 及び第 1 のリンク機構アーム 6 8 7 が、図 5 9 に示されるような反時計「CCW」方向でカム板 1 1 2 0 を回転させる。かかる作用はまた、第 2 の閉鎖ロッド 6 9 0 の近位方向の移動をもたらして、第 2 の旋回リンク 6 7 8 及び第 2 のリンク機構アーム 6 8 8 も、反時計「CCW」方向でカム板 1 1 2 0 を引っ張る。アンビルを開放するため、駆動ソレノイド 4 7 4 は、第 1 の装着ブロック 6 7 2 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。

【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。

【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 の細長いチャネル 1020 の回転がもたらされる。

【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、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す場合がある。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。

【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、太陽歯車軸 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 F_1 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。図示される例示的实施形態では、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。

【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。

【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、太陽歯車軸 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 1300 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 F_1 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、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 がステーブルカートリッジ 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。

【 0 0 7 3 】

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 7 0 0 の遠位側にあるエンドエフェクタ 1 0 0 0 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 1 3 0 0 の回転がもたらされてもよい。

【 0 0 7 4 】

図 6 4 及び 6 5 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 7 8 0 を含む。図 6 4 及び 6 5 に見られるように、差動固定システム 7 8 0 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 7 5 2 内の第 1 の保持形成物 7 5 6 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 7 5 2 内の第 2 の保持形成物 7 5 8 とを備える。図示される例示の実施形態では、第 1 の保持形成物は、第 1 の太陽歯車軸 7 5 2 内の第 1 の径方向係止溝 7 5 7 を備え、第 2 の保持形成物 7 5 8 は、第 2 の太陽歯車軸 7 5 2 内に形成された第 2 の径方向係止溝 7 5 9 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 7 5 7、7 5 9 はそれぞれ、係止溝 7 5 7、7 5 9 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 7 8 4 と協働する。係止部材 7 8 4 は、テーパ状の先端 7 8 6 を有し、差動ハウジング 7 6 2 内で移動可能に支持される。径方向波形ばね 7 8 2 は、図 6 3 に示されるように、係止部材 7 8 4 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 7 8 4 が嵌まり込んで第 1 の径方向係止溝 7 5 7 と係合する。図 6 5 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 7 8 4 が嵌まり込んで第 2 の径方向係止溝 7 5 9 と係合する。図 6 4 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 7 8 4 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。

【 0 0 7 5 】

図 7 0 及び 7 1 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 7 9 0 を示す。差動固定システム 7 9 0 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 7 0 及び 7 1 に示される実施形態では、差動固定システム 7 9 0 は、駆動軸アセンブリに取り付けられる複数の係止ばね 7 9 2 を含む。それぞれの係止ばね 7 9 2 は、尖った頂点部分 7 9 8 によって分離される第 1 及び第 2 の係止谷部（locking valley）7 9 4、7 9 6 を有して形成される。係止ばね 7 9 2 は、差動ハウジング 7 6 2 上に形成された尖った係止部材 7 6 3 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 7 6 3 が第 1 の係止谷部 7 9 4 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 7 6 3 が第 2 の係止谷部 7 9 6 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 7 9 4、7 9 6 間の尖った頂点部分 7 9 8 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。

【 0 0 7 6 】

図 6 0、7 2、及び 7 3 を参照すると、スラスト軸受 1 0 3 0 が、細長いチャネル 1 0 2 0 のクレードル 1 0 2 6 内で支持される。器具駆動軸 1 3 0 0 の遠位端部分 1 3 0 6 は、スラスト軸受 1 0 3 0 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

10

20

30

40

50

ー 1 0 3 2 は、図 7 3 に示されるように、遠位端 1 0 3 0 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 1 0 3 0 を使用することにより、発射部材 1 2 0 0 を発射するときに細長いチャネル 1 0 2 0 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 1 3 0 0 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 1 0 3 0 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 1 3 0 0 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 1 3 0 0 を回転させると共に軸 1 3 0 0 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 1 0 3 2 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 1 2 0 0 は、アンビルを係合すると共に、発射部材 1 2 0 0 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 1 2 0 0 のアセンブリが細長いチャネル 1 0 2 0 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ネル 1 0 2 0 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。

10

【 0 0 7 7 】

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。

20

【 0 0 7 8 】

図 7 4 ~ 7 6 は、発射部材 1 2 0 0 が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、発射部材 1 2 0 0 の線形的行程を制限する、機械的行程制限システム 1 3 1 0 を示す。行程制限システム 1 3 0 0 は、器具駆動軸 1 3 0 0 ' 上のねじ山 1 3 0 8 が駆動軸 1 3 0 0 ' の遠位端 1 3 0 6 まで延在しない、器具駆動軸 1 3 0 0 ' を用いる。例えば、図 7 4 ~ 7 6 に見られるように、器具駆動軸 1 3 0 0 ' はねじ切りされていない区画 1 3 0 9 を含む。発射部材 1 2 0 0 は、器具駆動軸 1 3 0 0 ' 上のねじ山 1 3 0 8 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 1 2 0 4 を有する本体部分 1 2 0 2 を有するので、器具駆動軸 1 3 0 0 ' を第 1 の発射方向で回転させると、発射部材 1 2 0 0 が、ねじ切りされていない区画 1 3 0 9 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 1 2 0 0 が遠位方向での前進を停止する。即ち、発射部材 1 2 0 0 は、発射部材 1 2 0 0 の雌ねじ 1 2 0 4 が器具駆動軸 1 3 0 0 ' のねじ山 1 3 0 8 を係脱するまで遠位方向に前進する。器具駆動軸 1 3 0 0 ' を第 1 の方向で更に回転させても、発射部材 1 2 0 0 はそれ以上遠位方向に前進しない。例えば、図 7 5 を参照されたい。

30

40

【 0 0 7 9 】

図示される例示的な機械的行程制限システム 1 3 1 0 は、発射部材 1 2 0 0 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 1 2 0 0 が接触するように構成された遠位側付勢部材 1 3 1 2 を更に含む。図 7 4 ~ 7 6 に示される実施形態では、例えば、付勢部材 1 3 1 2 は、図示されるように細長いチャネル 1 0 2 0 内に位置決めされた板ばね 1 3 1 4 を備える。図 7 4 は、発射部材 1 2 0 0 が接触する前の板ばね 1 3 1 4 を示し、図 7

50

5 は、発射部材 1 2 0 0 が接触するようになった後の圧縮状態の板ばね 1 3 1 4 を示す。その位置にあるとき、板ばね 1 3 1 4 は、発射部材 1 2 0 0 を近位方向「P D」で付勢して、器具駆動軸 1 3 0 0' を第 2 の撤回方向で回転させたとき、発射部材 1 2 0 0 の雌ねじ 1 2 0 4 が器具駆動軸 1 3 0 0' と再係合できるようにするのに役立つ。器具駆動軸 1 3 0 0' を第 2 の撤回方向で回転させると、発射部材 1 2 0 0 は近位方向に撤回される。図 7 6 を参照されたい。

【0080】

図 7 7 ~ 8 0 は、別の行程制限システム 1 3 1 0' を示す。行程制限システム 1 3 1 0' は、二部分の器具駆動軸 1 3 0 0' を用いる。少なくとも 1 つの形態では、例えば、器具駆動軸 1 3 0 0' は、遠位端 1 3 2 2 にソケット 1 3 2 4 を有する近位側器具駆動軸セグメント 1 3 2 0 と、近位端 1 3 3 2 から突出する突起 1 3 3 4 を有する遠位側駆動軸セグメント 1 3 3 0 とを含む。突起 1 3 3 4 は、ソケット 1 3 2 4 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 1 3 2 0 上のねじ山 1 3 2 6 が遠位側駆動軸セグメント 1 3 3 0 上のねじ山 1 3 3 6 と協働して、1 つの連続的な駆動ねじ山 1 3 4 0 を形成する。図 7 7、7 9、及び 9 0 に見られるように、遠位側駆動軸セグメント 1 3 3 0 の遠位端 1 3 3 8 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 の遠位端 1 0 2 3 で移動可能に支持されるスラスト軸受 1 0 3 2 を通って延在する。即ち、スラスト軸受 1 0 3 2 は細長いチャンネル 1 0 2 0 内で軸線方向に移動可能である。遠位側付勢部材 1 3 4 2 は、スラスト軸受 1 0 3 2 と接触するように、細長いチャンネル 1 0 2 0 内で支持される。図 7 8 は、器具駆動軸 1 3 0 0' が第 1 の回転方向で駆動されるとき、遠位方向「D D」で駆動されている発射部材 1 2 0 0 を示す。図 7 9 は、その行程の遠位端にある発射部材 1 2 0 0 を示す。器具駆動軸 1 3 0 0' を第 1 の回転方向で更に回転させると、スラスト軸受 1 0 3 2 が付勢部材 1 3 4 2 を圧縮し、また、近位側セグメント 1 3 2 0 を回し続けた場合に遠位軸セグメント 1 3 3 0 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 1 3 2 0、1 3 3 0 の間のかかる空転により、発射部材 1 2 0 0 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 1 3 4 2 は遠位軸セグメント 1 3 2 0 を近位方向で付勢するのに役立ち、それによって突起 1 3 3 4 がソケット 1 3 2 4 内に着座される。その後、器具軸 1 3 0 0' を第 2 の回転方向で回転させることにより、図 8 0 に示されるように、発射部材 1 2 0 0 が近位方向「P D」で移動する。

【0081】

図 8 1 は、別の行程制限システム 1 3 1 0' を示す。この実施形態では、器具駆動軸 1 3 0 0 はその上に形成された突起 1 3 5 0 を有し、その突起は、器具駆動歯車 1 3 0 2 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 1 3 0 4 のソケット 1 3 5 2 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 8 1 A 及び 8 1 B はそれぞれ、対応するソケット 1 3 5 2' 及び 1 3 5 2'' を解除可能に係合するように構成された、異なる突起 1 3 5 0' (図 8 1 A) 及び 1 3 5 0'' (図 8 1 B) を示す。板ばね 1 3 1 4 は、発射部材 1 2 0 0 がその行程の端部に達したとき、発射部材 1 2 0 0 が接触するように位置決めされる。器具駆動軸 1 3 0 0 の更なる回転により、突起 1 3 5 0、1 3 5 0'、1 3 5 0'' がそれぞれソケット 1 3 5 2、1 3 5 2'、1 3 5 2'' から滑脱し、それによって器具軸 1 3 0 0 はそれ以上回転しなくなる。一旦器具駆動軸 1 3 0 0 に対して回転運動が加えられなくなると、板ばね 1 3 1 4 が発射部材 1 2 0 0 に対して付勢運動を加えて、最終的に、器具駆動軸 1 3 0 0 を近位方向「P D」で付勢して、突起 1 3 5 0 をソケット 1 3 5 2 内に着座させる。器具駆動軸 1 3 0 0 が第 2 の回転方向で回転することにより、発射部材 1 2 0 0 が近位方向「P D」で開始位置へと撤回される。一旦発射部材 1 2 0 0 が開始位置へと戻ると、次にアンビル 1 1 0 0 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 1 2 0 0 は、エンドエフェクタを通して発射部材 1 2 0 0 を遠位側へと駆動するとアンビル 1 1 0 0 を係合して、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。アンビルを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、細長いチャネル1020内のチャネルスロット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、器具軸を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、器具軸を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、一对のアクセス窓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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

20

【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。

【0089】

30

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)、細長いチャネル1020のチャネルスロット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1200が動作可能な構成のとき、例えば、チャネルスロット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。

40

【0090】

簡潔に上述したように、様々な外科用ステープルカートリッジの実施例では、外科用ステープルは、カートリッジ本体内で支持された移動可能なステープ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、ステープルカートリッジを通して

50

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 つの例示的实施形態では、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すると、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 が発射されるのを防ぐ。

【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 がステーブルカートリッジ 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 が外科用ステーブルカートリッジ 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、新しいステーブルカートリッジを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 はステーブ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 がステーブルカートリッジ 1040 及びアンビルのアンビルスロット 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 1 1 1 0 を閉鎖し、発射部材 1 2 0 0 を発射しようとした場合、発射部材 1 2 0 0 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 1 2 0 0 は細長いチャンネル 1 0 2 0 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 1 2 0 0 を発射するのを防ぐ。

【 0 0 9 3 】

かかる例示的实施形態では、発射部材 1 2 0 0 が動作可能な構成で配向されているとき、発射部材 1 2 0 0 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 1 2 0 0 は、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を通っ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 1 1 0 0 のステーブル形成面 1 1 0 4 及び / 又はステーブルカートリッジ 1 0 4 0 のカートリッジデッキ 1 0 4 4 (図 6 0) 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 1 1 0 0 のステーブル形成面 1 1 0 4 及び / 又はステーブルカートリッジ 1 0 4 0 のカートリッジデッキ 1 0 4 4 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 1 0 0 0 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 1 0 0 0 のどちらかの側に位置決めすることができる。

【 0 0 9 4 】

図 9 1 ~ 9 7 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 1 4 0 0 の 1 つの例示的形態を示す。図 9 1 ~ 9 5 に見られるように、発射部材 1 2 0 0 が初期位置にあるとき、発射部材 1 2 0 0 は、発射部材 1 2 0 0 とチャンネルスロット 1 0 2 8 及びアンビルスロット 1 1 0 3 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 1 2 0 0 は、全体的に 1 4 1 8 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 9 1 ~ 9 3 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 1 4 1 8 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 に形成された第 1 のロックアウト溝又は切欠き 1 4 0 2 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 1 4 0 2 は、例えば、第 1 のつかみ具 1 0 0 4 、第 2 のつかみ具 1 0 0 6 、細長いチャンネル 1 0 2 0 、及び / 又はアンビル 1 1 0 0 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 1 4 0 2 は、発射部材 1 2 0 0 が動作不能構成のとき、第 1 のロックアウト切欠き 1 4 0 2 が発射部材 1 2 0 0 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 1 4 0 0 内に配置される。第 1 のロックアウト切欠き 1 4 0 2 は、例えば、細長いチャンネル 1 0 2 0 のチャンネルスロット 1 0 2 8 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 9 1 を参照すると、チャンネルスロット 1 0 2 8 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 1 4 0 2 は、チャンネルスロット 1 0 2 8 及び第 1 のロックアウト切欠き 1 4 0 2 を組み合わせた幅がチャンネルスロット 1 0 2 8 のスロット幅を超えるように、チャンネルスロット 1 0 2 8 から延在することができる。図 9 1 に見られるように、発射部材 1 2 0 0 が動作不能構成のとき、発射部材 1 2 0 0 の足部分 1 2 0 6 は第 1 のロックアウト切欠き 1 4 0 2 内へと延在し、それによって細長いチャンネル 1 0 2 0 を通して不用意に遠位側に前進するのを防ぐ。

【 0 0 9 5 】

新しい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、発射部材がステーブルカートリッジ 1 0 4 0 内に位置決めされたウェッジスレッド 1 2 5 0 を係合し、それによって発射部材 1 2 0 0 が移動して、カートリッジ本体 1 0 4 2 の細長いスロット 1 0 4 6 、細長いチャンネル 1 0 2 0 のチャンネルスロット 1 0 2 8 、及びアンビル 1 1 0 0 のアンビルスロット 1 1 0 3 と駆動可能に整列されて、それを通して発射部材 1 2 5 0 を遠位側へと前進させることができる。発射部材 1 2 0 0 がステーブルカートリッジ 1 0 4 0 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 1 2 0 0 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成することができる。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 1 4 0 2 は、その上に形成された第 1 の阻止面又は縁部 1 4 0 6 (図 9 1 及び 9 2) を有し、第 2 のロックアウト切欠き 1 4 0 4 は、その上に形成された第 2 の阻止面又は縁部 1 4 0 8 (図 9 4) を有する。発射部材 1 2 0 0 が動作不能構成の状態で発射部材 1 2 0 0 を発射しようとする、発射部材 1 2 0 0 の対応する部分が第 1 及び第 2 の阻止面 1 4 0 6、1 4 0 8 の一方または両方に接触して、発射部材 1 2 0 0 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 1 4 0 0 は、必ずしも第 1 の阻止縁部 1 4 0 6 及び第 2 の阻止縁部 1 4 0 8 の両方を有さなくてもよい。

【 0 0 9 9 】

図 9 7 ~ 1 0 4 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 1 5 0 0 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 1 5 0 0 は、細長いチャンネル 1 0 2 0、器具駆動軸 1 3 0 0、及び発射部材 1 2 0 0 を備えることができる。外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 はまた、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 を備えることができる (例えば、図 1 0 0 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 1 0 1 0 と同様に、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 は、軸受スリーブ 1 5 1 1 及び第 3 のリングギヤ又はハウジング駆動部材 7 6 8 を備えることができる。軸受スリーブ 1 5 1 1 は、器具駆動軸 1 3 0 0 の軸受セグメント 1 3 0 4 を軸受スリーブ 1 5 1 1 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 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 1 1 内で移動することができる。軸受スリーブ 1 5 1 1 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 1 5 1 2 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 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 が動作不能位置にあるとき、例えば第 1 の半円など、ボア 1 5 1 2 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 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 が動作可能位置にあるとき、例えば第 2 の半円など、ボア 1 5 1 2 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。

【 0 1 0 0 】

器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 2 0 及び / 又はステープルカートリッジ 1 0 4 0 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 1 3 0 0 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 1 3 0 0 の器具駆動歯車 1 3 0 2 は、器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 1 0 の第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合させることができる。器具駆動歯車 1 3 0 2 は、例えば外歯車であることができ、第 3 のリングギヤ 7 6 8 は、例えば内歯車であることができる。器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 3 0 2 は移動して第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合することができる。更に、器具駆動軸 1 3 0 0 が動作不能位置にあるとき、器具駆動歯車 1 3 0 2 を第 3 のリングギヤ 7 6 8 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 1 3 0 0 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 1 3 0 2 は移動して、第 3 のリングギヤ 7 6 8 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 1 3 0 0 をエンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 内の第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合させると、駆動システム 7 5 0 (図 6 1) は、例えば、発射行程の間、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 の細長いチャンネル 1 0 2 0 を通して発射部材 1 2 0 0 を駆動することができる。

【 0 1 0 1 】

主に図 1 0 1 及び 1 0 2 を参照すると、軸受セグメント 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 が動作不能位置にあるとき、軸受スリーブ 1 5 1 1 のボア 1 5 1 2 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 1 5 1 4 (図 9 8、1 0 0、1 0 1、及び 1 0 3) は、軸受セグメント 1 3 0 4 をボア 1 5 1 2 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、それによって、器具駆動軸 1 3 0 0 は、例えば動作不能位置で保持され、器具駆動歯車 1 3 0 2 は、例えば第 3 のリングギヤ 7 6 8 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 1 5 1 4 は、保持ピン 1 5 1 4 が軸受セグメント 1 3 0 4 に対して力を働かせて、器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 3 0 0 は、保持ピン 1 5 1 4 によって働く力を別の力が克服して、例えば器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 3 0 2 が第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合するまで、動作不能位置に残ることができる。

【 0 1 0 2 】

主に図 1 0 3 及び 1 0 4 を参照すると、軸受セグメント 1 3 0 4 は、器具駆動軸 1 3 0 0 が動作可能位置にあるとき、軸受スリーブ 1 5 1 1 のボア 1 5 1 2 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 1 5 1 4 (図 9 8 、 1 0 0 、 1 0 1 、 及び 1 0 3) によって働く力を克服して、軸受セグメント 1 3 0 4 がボア 1 5 1 2 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 1 3 0 0 は、例えば動作可能位置にあり、器具駆動歯車 1 3 0 2 は、例えば第 3 のリングギヤ 7 6 8 と係合される。本明細書に記載するように、付勢要素 1 5 2 0 は、例えば、保持ピン 1 5 1 5 によって働く力を克服する力を、軸受セグメント 1 3 0 4 に対して働かせることができる。

【 0 1 0 3 】

外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 は、第 1 の組の位置 (例えば、図 1 0 3 を参照) と、第 2 の組の位置 (例えば、図 1 0 1 を参照) との間で移動可能であることができる、付勢要素 1 5 2 0 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 1 5 1 0 に対して第 1 の組の位置の遠位側であり得る。付勢要素 1 5 2 0 が第 1 の組の位置にあるとき、付勢要素 1 5 2 0 は、例えば、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に構成することができる。付勢要素 1 5 2 0 が第 2 の組の位置にあるとき、付勢要素 1 5 2 0 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 1 3 0 0 を解放することができる。

【 0 1 0 4 】

付勢要素 1 5 2 0 は、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 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 1 5 2 0 は、例えば外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 内で移動可能に保持することができる、例えばステابلカートリッジ 1 0 4 0 と動作可能に係合可能であることができる。ステابلカートリッジ 1 0 4 0 は付勢要素 1 5 2 0 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 1 5 2 0 は、例えばステابلカートリッジ 1 0 4 0 のウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 と一体的に形成することができる、付勢要素 1 5 2 0 は、例えばステابلカートリッジ 1 0 4 0 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 1 5 2 0 は、例えば、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 / 又は発射部材 1 2 0 0 が細長いチャンネル 1 0 2 0 を通って移動するにつれて、細長いチャンネル 1 0 2 0 を通って移動することができる。

【 0 1 0 5 】

主に図 9 9 を参照すると、付勢要素 1 5 2 0 は、付勢本体 1 5 2 2 と、付勢本体 1 5 2 2 から延在する脚体 1 5 2 6 を備えることができる。付勢本体 1 5 2 2 は、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 内の器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 2 2 は、付勢本体 1 5 2 2 を器具駆動軸 1 3 0 0 の周りに位置決めしたとき、付勢本体 1 5 2 2 と器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 2 2 は、例えば、器具駆動軸 1 3 0 0 の上及び / 又は周りで湾曲する輪郭 1 5 2 4 を備えることができる。脚体 1 5 2 6 は、細長いチャンネル 1 0 2 0 の一部分及び / 又は器具駆動軸 1 3 0 0 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 1 5 2 0 はまた、少なくとも 1 つの延長部又はウェッジ 1 5 2 8 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 1 5 2 8 は、軸受

10

20

30

40

50

スリーブ 1 5 1 1 及び / 又は軸受セグメント 1 3 0 4 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 1 5 2 0 はまた、少なくとも 1 つのばね 1 5 3 0 を備えることができる。ばね 1 5 3 0 は、例えば、初期構成（図 1 0 1）と変形構成（図 1 0 3）との間で変形可能であることができる。ばね 1 5 3 0 は、力によってばね 1 5 3 0 が初期構成から変形構成へと変形するまで、付勢要素 1 5 2 0 をエンドエフェクタ駆動ハウジング 1 5 1 0 に対して第 1 の組の位置で保持することができる。ばね 1 5 3 0 が初期構成から変形構成へと移動すると、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 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。

【 0 1 0 6 】

主に図 1 0 1 を参照すると、ステープルカートリッジ 1 0 4 0（図 1 0 3）を細長いチャンネル 1 0 2 0 に挿入する前、ばね 1 5 3 0 は、例えば初期構成であることができ、付勢要素 1 5 2 0 は、例えば第 2 の組の位置にあることができる。保持ピン 1 5 1 4 は、例えば、ボア 1 5 1 2 の第 1 の辺に接して軸受セグメント 1 3 0 4 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 1 3 0 0 は、保持ピン 1 5 1 4 によって動作不能位置で保持することができる。

【 0 1 0 7 】

次に図 1 0 3 を参照すると、ステープルカートリッジ 1 0 4 0 を細長いチャンネル 1 0 2 0 内に設置することで、付勢要素 1 5 2 0 がばね 1 5 3 0 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 1 5 2 8 が軸受スリーブ 1 5 1 1 及び軸受セグメント 1 3 0 4 を移動可能に係合して、器具駆動軸 1 3 0 0 の軸受セグメント 1 3 0 4 及び器具駆動歯車 1 3 0 2 を付勢して第 3 のリングギヤ 7 6 8 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 1 2 0 0 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 1 0 4 0 の一部分は、付勢要素 1 5 2 0 に直接接触して、付勢要素 1 5 2 0 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 1 0 4 0 の一部分は、例えば発射部材 1 2 0 0 など、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 の別の要素に接触して、付勢要素 1 5 2 0 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 1 0 4 0 は、それと一体的に形成された付勢要素 1 5 2 0 を有する。

【 0 1 0 8 】

様々な例示的实施形態では、付勢要素 1 5 2 0 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 1 2 0 0 及び / 又はウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 が、器具駆動軸 1 3 0 0 によって細長いチャンネル 1 0 2 0 を通して駆動されると、外科用エンドエフェクタ 1 5 0 0 の細長いチャンネル 1 0 2 0 を通って移動することができる。付勢要素 1 5 2 0 は、ステープルカートリッジ 1 0 4 0 のウェッジスレッドアセンブリ 1 2 5 0 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 1 0 4 0 が細長いチャンネル 1 0 2 0 内に最初に着座されると、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、ステープルカートリッジ 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

10

20

30

40

50

ギヤ768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1028、アンビルスロット1103、及び/又はステープルカートリッジ1040の細長いスロット1046は、器具駆動軸1300の器具駆動歯車1302を第3のリングギヤ768と噛合係合した状態で保持する発射配向で発射部材1200をガイドし、それによって、発射行程の間に器具駆動軸1300が動作不能位置に戻るのを防ぐのに役立つ。

【0109】

少なくとも1つの例示的实施形態では、発射部材1200及び/又は器具駆動軸1300は、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ1250及び/又は付勢要素1520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1200は初期位置に戻ることができるが、例えば、付勢要素1520を含むウェッジスレッドアセンブリ1250は、第2の組の位置に残ることができる。発射部材1200は、例えば外科用エンドエフェクタ1500内の近位位置に戻ることができる。付勢要素1520は、例えば外科用エンドエフェクタ1500内の遠位位置に残ることができる。発射部材1200が初期位置にあり、付勢要素1520が第2の組の位置にあるとき、器具駆動軸1300の軸受セグメント1304は、器具駆動軸1300が例えば動作不能位置へと移動し、器具駆動歯車1302が移動して、例えば第3のリングギヤ768との係合が外れるように、軸受スリーブ1511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1300は、例えば、付勢要素1520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1520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、使用済みのステープルカートリッジ1040は、細長いチャンネル1020から除去され、第1の位置に位置する付勢要素1520を備えることができる、交換用のステープルカートリッジ1040と交換される。交換用のステープルカートリッジ1040が細長いチャンネル1020内で位置決めされると、その付勢要素1520は器具駆動歯車1302をシフトして、例えば第3のリングギヤ768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1500は、細長いチャンネル1020にカートリッジ1040が着座されていないか、又は使用済みカートリッジ1040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、ステープルカートリッジが細長いチャンネル1010に適切に着座されておらず、それによって、付勢要素1520が器具駆動軸1300を移動させて第3のリングギヤ768と噛合係合させていない場合、発射部材1200を発射することはできない。

【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15ミリメートル(mm)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、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

10

20

30

40

50

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

10

【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

20

30

40

【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回転して、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

50

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。

【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。

【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。

【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。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/又はステーブ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】

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に対して角度で配置される。角度は角度より

10

20

30

40

50

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】

図108Aは、駆動ねじ1700'の長手方向軸線1701に対して角度 θ 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 θ は図107Aの角度 θ 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 θ 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 θ は角度 θ 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。

【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ブ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/又はステーブ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ブ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/又はステーブルドライバは、駆動ねじ1700の30回転でステーブルカートリッジの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ブルカートリッジと、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/又はステーブルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステーブルカートリッジの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ブ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1.5mm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/又はステーブルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステーブルデッキの45mmの長さを移動する。例えば60mmの長さを有するステーブ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2.0mm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/又はステーブルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステーブルデッキの60mm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

10

20

30

40

50

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で配向される。例えば、ねじ山 1708 が図 106A に示される角度に設定された場合、溝 1734 の角度も角度に設定することができる。それに対応して、溝 1734 の角度は、例えば、それと共に使用される対応する駆動ねじの角度、及び / 又は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、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

10

20

30

40

50

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 D_1 は直径 D_2 よりも小さいことがあり得る。

【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 D_2 の二倍の直径 D_1 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 D_2 の四倍の直径 D_1 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。

【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に対して横方向で変位する一方で、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。

【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。

【0126】

図 1 1 2 ~ 1 1 7 は、別の例示的な急速脱着連結具構成 2 2 1 0 を中に有する、別の例示的な細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 を示す。少なくとも 1 つの形態では、急速脱着連結具構成 2 2 1 0 は、上述のやり方で第 1 の駆動システム 3 5 0 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 3 5 4 をその上に有する近位側外管セグメント 2 2 1 4 の形態の近位側連結具部材 2 2 1 2 を含む。上述のように、第 1 の駆動システム 3 5 0 は、細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 及びそれに動作可能に連結されたエンドエフェクタ 1 0 0 0 を、長手方向ツール軸線「L T - L T」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 2 2 1 4 は、係止管セグメント 2 2 2 0 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 2 2 1 6 を有する。急速脱着構成 2 2 1 0 は、遠位側外管部分 2 2 1 8 がネックダウンした近位端部分 2 2 1 9 を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分 2 3 1 にほぼ類似した、遠位側外管部分 2 2 1 8 の形態の遠位側連結具部材 2 2 1 7 を更に含む。遠位側の外側構成体又はダブルテール継手 2 2 2 6 は、近位側外管セグメント 2 2 1 4 の遠位端部分 2 2 1 6 に形成された近位側の外側構成体又はダブルテール継手 2 2 2 8 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 2 2 1 8 の近位端部分 2 2 1 9 の端部に形成される。

【 0 1 2 7 】

図 1 1 2 ~ 1 1 7 に示される例示の実施形態は、上述の閉鎖システム 6 7 0 の例示の実施形態を用いる。急速脱着連結具構成 2 2 1 0 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 1 1 3 に見られるように、細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 は、急速脱着連結具構成 2 2 1 0 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 2 2 3 0 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 2 2 4 0 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 つの例示の形態では、第 1 の近位側閉鎖ロッドセグメント 2 2 3 0 は、その遠位端 2 2 3 2 に形成された第 1 の閉鎖継手構成体又はダブルテール継手セグメント 2 2 3 4 を有する。同様に、第 1 の遠位側閉鎖ロッドセグメント 2 2 4 0 は、第 1 のダブルテール継手セグメント 2 2 3 4 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 2 2 4 2 に形成された第 2 の閉鎖継手構成体又はダブルテール継手セグメント 2 2 4 4 を有する。更に図 1 1 3 を参照すると、細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 は、急速脱着連結具構成 2 2 1 0 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 2 2 5 0 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 2 2 6 0 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 つの例示の形態では、第 2 の近位側閉鎖ロッドセグメント 2 2 5 0 は、その遠位端 2 2 5 2 に形成された第 3 の閉鎖継手構成体又はダブルテール継手セグメント 2 2 5 4 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 2 2 6 0 は、第 3 のダブルテール継手セグメント 2 2 5 4 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 2 2 6 0 の近位端 2 2 6 2 に形成された、第 4 の閉鎖継手構成体又はダブルテール閉鎖継手セグメント 2 2 6 4 を有してもよい。

【 0 1 2 8 】

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 2 2 3 0 及び第 2 の近位側閉鎖ロッドセグメント 2 2 5 0 は、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' を通って延在する。近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' 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。少なくとも 1 つの例示の実施形態では、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' は、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' の遠位端 3 8 1 ' がその上に形成された遠位側構成体又はダブルテール駆動継手 2 2 7 0 を有する点を除いて、上述の近位側駆動軸セグメント 3 8 0 にほぼ類似している。同様に、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 ' は、急速脱着連結具構成 2 2 1 0 を通して遠位側ダブルテール駆動継手 2 2 7 0 を

10

20

30

40

50

駆動して係合するように適合された、近位側構成体ダブル駆動継手 2 2 8 0 がその近位端 5 4 2 ' 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 5 4 0 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 2 2 4 0 及び遠位側の第 2 の閉鎖ロッドセグメント 2 2 6 0 も、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 ' を通って延在してもよい。

【 0 1 2 9 】

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 4 3 4、4 5 4 とインターフェース接続する、関節連結継手 2 3 0 0 を含んでもよい。図 1 1 3 に見られるように、関節連結継手 2 3 0 0 は、その遠位端 2 3 0 4 に形成された近位側玉継手セグメント 2 3 0 6 を有する近位側関節接合管 2 3 0 2 を備える。近位側関節接合管 2 3 0 2 は、そこを通してケーブル端部 4 3 4 A '、4 3 4 B '、4 5 4 A '、4 5 4 B ' を受け入れる通路 2 3 0 8 を含む。近位側玉継手セグメント 2 3 1 0 は、近位側ボールセグメント 2 3 0 6 上で移動可能に支持される。近位側ケーブルセグメント 4 3 4 A '、4 3 4 B '、4 5 4 A '、4 5 4 B ' は、通路 2 3 0 8 を通って延在して、近位側玉継手セグメント 2 3 1 0 に取り付けられる。近位側関節接合管 2 3 0 2、近位側玉継手セグメント 2 3 1 0、及び近位側ケーブルセグメント 4 3 4 A '、4 3 4 B '、4 5 4 A '、4 5 4 B ' は、まとめて近位側関節駆動列部分 2 3 1 4 と呼ばれてもよい。

【 0 1 3 0 】

例示の関節連結継手 2 3 0 0 はまた、その近位端 2 3 2 2 に形成された遠位側玉継手セグメント 2 3 2 4 を有する遠位側関節接合管 2 3 2 0 を備えてもよい。遠位側玉継手セグメント 2 3 2 4 は、近位側玉継手セグメント 2 3 0 6 に形成された第 1 の近位側構成体又はダブル駆動継手 2 3 0 7 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ル駆動継手 2 3 2 5 を有し、それによって、第 1 の遠位側ダブル駆動継手 2 3 2 5 が第 1 の近位側ダブル駆動継手 2 3 0 7 を駆動して係合すると、遠位側玉継手セグメント 2 3 2 4 及び近位側玉継手セグメント 2 3 0 6 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 2 3 0 0 は、遠位側玉継手セグメント 2 3 2 4 上で支持された遠位側ボールセグメント 2 3 3 0 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 2 3 1 0 上の第 2 の近位側構成体又はダブル駆動継手 2 3 1 2 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ル駆動継手 2 3 3 2 を有する。遠位側ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、遠位側ボールセグメント 2 3 4 0 に取り付けられ、遠位側関節接合管 2 3 2 0 内の通路 2 3 2 8 を通って延在する。近位側玉継手セグメント 2 3 1 0 及び遠位側玉継手セグメント 2 3 2 4 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 2 3 4 0 を形成する。遠位側関節接合管 2 3 2 0、遠位側ボールセグメント 2 3 4 0、及び遠位側ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、まとめて近位側関節駆動列アセンブリ 2 3 1 6 と呼ばれてもよい。

【 0 1 3 1 】

図 1 1 5 に見られるように、細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 の遠位部分は、追従する継手セグメントが遠位側連結具 2 2 1 7 又は遠位側外管部分 2 2 1 8 によって互いに位置合わせされて保持されて、全体的に 2 2 9 0 : 2 2 2 6、2 3 3 2、2 3 2 5、2 2 8 0、2 2 4 4、及び 2 2 6 4 と呼ばれる、遠位側ダブル駆動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 2 2 0 0 は、近位側連結具部材 2 2 1 2 又は近位側外管セグメント 2 2 1 4 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 2 2 9 2 : 2 2 2 8、2 3 1 2、2 3 0 7、2 2 7 0、2 2 3 4、及び 2 2 5 4 として指定される、近位側ダブル駆動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。

【 0 1 3 2 】

エンドエフェクタ 1 0 0 0 は、次のように細長い軸アセンブリ 2 2 0 0 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 2 2 2 0 を、図 1 1 5 及び 1 1 6 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 2 2 2 2 に形成された当接セグメント 2 2 2 4 を

有する。係止解除位置にあるとき、当接セグメント 2 2 2 4 は、近位側ダブテール継手アセンブリ 2 2 9 2 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 2 2 9 0 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2 2 9 2 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 2 2 9 0 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2 2 9 2 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 2 2 9 0 が当接セグメント 2 2 2 4 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 2 2 9 0 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2 2 9 2 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 2 2 2 0 を、図 1 1 7 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 2 2 2 0 は、急速脱着継手 2 2 1 0 を覆い、遠位側ダブテールアセンブリ 2 2 9 0 と近位側ダブテールアセンブリ 2 2 9 2 との間のあらゆる相対的な横方向移動を防ぐ。

10

【 0 1 3 3 】

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 1 1 8 ~ 1 2 0 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 1 0 0 0 を動作可能に作動させてもよい、手持ち型の外科用器具 2 4 0 0 を示す。図 1 1 8 ~ 1 2 0 に示される例示的实施形態では、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を細長い軸アセンブリ 2 4 0 2 に連結するのに急速脱着継手 2 2 1 0 が用いられる。エンドエフェクタ 1 0 0 0 を関節継手 7 0 0 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 2 4 0 2 の近位部分は、例示の手動作動可能な関節駆動部 2 4 1 0 を含む。

20

【 0 1 3 4 】

次に図 1 2 1 ~ 1 2 3 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 2 2 1 4 と近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' との間で、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' 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) 2 4 1 0 を含む。例えば、関節接合ケーブルセグメント 4 3 4 A ' は、そこから突出する第 1 の関節アクチュエータロッド 2 4 2 2 を有する第 1 の関節摺動部 2 4 2 0 に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント 4 3 4 B ' は、第 1 の関節摺動部 2 4 2 0 とは正反対にある第 2 の関節摺動部 2 4 3 0 に取り付けられる。第 2 の関節摺動部 2 4 3 0 は、そこから突出する第 2 の関節アクチュエータロッド 2 4 3 2 を有する。関節接合ケーブルセグメント 4 5 4 A ' は、そこから突出する第 3 の関節アクチュエータロッド 2 4 4 2 を有する第 3 の関節摺動部 2 4 4 0 に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント 4 5 4 B ' は、第 3 の関節摺動部 2 4 4 0 とは正反対にある第 4 の関節摺動部 2 4 5 0 に取り付けられる。第 4 の関節アクチュエータロッド 2 4 5 2 は第 4 の関節摺動部 2 4 5 0 から突出する。関節アクチュエータロッド 2 4 2 2、2 4 3 2、2 4 4 2、2 4 5 2 により、関節リングアセンブリ 2 4 6 0 によって、関節摺動部 2 4 2 0、2 4 3 0、2 4 4 0、2 4 5 0 にそれぞれ関節制御運動を加えるのが容易になる。

30

【 0 1 3 5 】

図 1 2 1 に見られるように、関節アクチュエータロッド 2 4 2 2、2 4 3 2、2 4 4 2、2 4 5 2 は、近位側外管セグメント 2 4 0 4 上で軸支された、装着ボール 2 4 7 0 を移動可能に通じ抜ける。少なくとも 1 つの実施形態では、装着ボール 2 4 7 0 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 1 0 9 に示されるように、関節アクチュエータロッド 2 4 2 2 及び 2 4 3 2 は、近位側外管セグメント 2 4 0 4 のスロット 2 4 7 2 及び装着ボール 2 4 7 0 のスロット 2 4 7 4 を通って延在して、関節摺動部 2 4 2 0、2 4 3 0 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 2 4 4 2、2 4 5 2 は、同様に、近位側外管セグメント 2 4 0 4 及び装着ボール 2 4 7 0 のスロット 2 4 7 2、2 4 7 4 を通って延在する。関節アクチュエータロッド 2 4 2 2、2

40

50

4 3 2、2 4 4 2、2 4 5 2はそれぞれ、装着ボール2 4 7 0の対応するスロット2 4 7 2の外に延在して、関節リングアセンブリ2 4 6 0の対応する装着スロット2 4 6 6内に動作可能に受け入れられる。図1 2 2を参照されたい。

【0 1 3 6】

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2 4 6 0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2 4 6 0を形成する、一対のリングセグメント2 4 8 0、2 4 9 0から作製される。リングセグメント2 4 8 0、2 4 9 0は協働して、装着ソケット2 4 6 6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2 4 6 8を有し、それらはそれぞれ、関節リングアセンブリ2 4 6 0の対応する装着ソケット2 4 6 6内に移動可能に受け入れられるように適合される。

10

【0 1 3 7】

関節駆動部2 4 1 0の様々な例示的实施形態は、関節リングアセンブリ2 4 6 0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2 4 8 6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2 4 8 6は、関節リングアセンブリ2 4 6 0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2 4 8 0、2 4 9 0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2 4 8 0は、中に形成された一連の可撓性の近位側係止フラップ2 4 8 8を有し、リングセグメント2 4 9 0は、中に形成された一連の可撓性の遠位側係止フラップ2 4 9 8を有する。それぞれの係止フラップ2 3 8 8はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2 3 8 9を有し、それぞれの係止フラップ2 3 9 8はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2 3 9 9を有する。係止移動止め2 3 8 9、2 3 9 9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2 3 9 0、2 3 9 0は、装着ボール2 4 7 0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。

20

【0 1 3 8】

関節駆動部2 4 1 0の動作は、図1 2 2及び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1 2 2は、非関節接合位置にある関節駆動部2 4 1 0を示す。図1 2 3では、臨床医が関節リングアセンブリ2 4 6 0を手動で傾斜させて、関節摺動部2 4 2 0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4 3 4 A'を遠位側に前進させている。関節リングアセンブリ2 4 6 0のかかる移動はまた、関節摺動部2 4 3 0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4 3 4 B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4 3 4 A'、4 3 4 B'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1 0 0 0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2 4 6 0の配向を逆転させ、それによって、関節摺動部2 4 3 0を遠位方向「DD」で移動させ、関節摺動部2 4 2 0を近位方向「PD」で移動させる。関節リングアセンブリ2 4 6 0は、同様に作動させて、関節接合ケーブルセグメント4 5 4 A'、4 5 4 B'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2 3 8 9、2 3 9 9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1 0 0 0が所望の位置に関節接合された後、関節駆動部2 4 1 0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2 3 8 9、2 3 9 9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。

30

40

【0 1 3 9】

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2 4 0 2は、ハンドルアセンブリ2 5 0 0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2 5 0 0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、一対のハンドルハウジングセグメント2 5 0 2、2 5 0 4を備える。例えば、図1 1 8及び1 1 9を参照されたい。ハ

50

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。

10

【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、

20

【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 2532 の端部を係脱し、それによって閉鎖リンク 2532 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 2538 を回転させる。

30

40

【0143】

閉鎖トリガー 2532 は、閉鎖戻しシステム 2540 によって非作動位置へと戻される。例えば、図 124 に見られるように、閉鎖トリガー戻しシステム 2540 の 1 つの例示的形態は、閉鎖トリガーヨーク 2544 によって閉鎖リンク 2534 にリンクされた、閉鎖トリガー摺動部材 2542 を含む。閉鎖トリガー摺動部材 2542 は、ハンドルフレームアセンブリ 2520 の摺動キャビティ 2522 内で摺動可能に支持される。閉鎖トリガー戻しばね 2546 は、摺動キャビティ 2520 内で位置決めされて、閉鎖トリガー摺動部材 2542 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 2530 を作動させると、閉鎖トリガーヨーク 2544 は、閉鎖トリガー摺動部材 2542 を遠位方向「DD」で移動させて、閉鎖トリガー戻しばね 2546 を圧縮する。閉鎖トリガー係止シ

50

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。

【 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。

【 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 を更にも含む。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 を更にも含む。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。

【 0 1 4 6 】

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。

【 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。

10

【 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。

20

30

【 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フィン 2 5 9 7 に逆転装置 2 5 9 2 を駆動させる。逆転装置 2 5 9 2 は、第 2 の被動歯車 2 5 5 8 上の第 2 の歯車セグメント 2 5 6 2 と噛合係合している。手動作動可能なドライバ 2 5 9 4 を引き続き徐々に動かすことで、第 2 の歯車セグメント 2 5 6 2 に対して、また最終的には近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' 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 2 5 9 4 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 3 8 0 ' に加えられていると、臨床医は、ナイフ撤回ボタン 2 6 0 0 及びドライバ 2 5 9 4 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 2 5 9 7 は逆回転装置 2 5 9 2 との係合から外れ、第 2 の駆動歯車 2 5 5 6 は第 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 と再び噛合係合する。

40

【 0 1 5 0 】

外科用器具 2 4 0 0 はまた、詳細に上述したような回転伝達装置 7 5 0 を含むエンドエ

50

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'に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。

【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、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７２

2に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

【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を通して延在する、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。

10

【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。

20

【0155】

図143～146に更に見られるように、第2の係止解除ウェッジ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。

30

【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、275

40

50

4 間で遠位側に移動してリング 2 7 5 0 を拡張させていて、近位側ソケット管 7 1 2 に対する圧搾力を緩和して、近位側ボール部材 7 0 6 がソケット 7 0 4 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 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 に対して作動運動を加えて、図 1 3 8 及び 1 3 9 に示されるように、エンドエフェクタ 1 0 0 0 を関節接合するように作動してもよい。例えば、図 1 4 3 及び 1 4 4 は、エンドエフェクタ 1 0 0 0 が図 1 3 8 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 2 7 1 4、2 7 1 6 の位置を示す。同様に、図 1 4 5、1 4 6 は、エンドエフェクタ 1 0 0 0 が図 1 2 9 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 2 7 1 4、2 7 1 6 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 2 7 2 2 を回転させると共に係止ワイヤ 2 7 1 2 を図 1 4 3、1 4 5 に示される位置へと移動し、それによって、係止リング 2 7 4 0、2 7 5 0 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 1 0 0 0 をその係止位置で保持することができる。

【0157】

図 1 4 8 ~ 1 5 6 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 1 0 0 0 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 2 8 0 0 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 2 8 1 0 を含む。アンビルアセンブリ 2 8 1 0 は、開放位置（図 1 4 8 及び 1 4 9）と閉鎖位置（図 1 5 0 ~ 1 5 3）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル 2 8 3 0 上で旋回可能に支持される。細長いチャネル 2 8 3 0 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 1 0 2 0 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、細長いチャネル 2 8 3 0 は、上述したようなリング状の軸受 7 3 4 によってエンドエフェクタコネクタ管 7 2 0 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 2 8 3 2 を有する。図 1 4 8 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 2 8 3 2 は、回転伝達アセンブリ 2 8 6 0 の中で動作可能に支持する。

【0158】

図 1 4 8 及び 1 4 9 に見られるように、アンビルアセンブリ 2 8 1 0 は、細長いチャネル 2 8 3 0 に形成された対応するトラニオンスロット 2 8 1 4 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 2 8 1 2（1 つのトラニオンのみが図 1 4 8 に見られる）を含む。アンビルアセンブリ 2 8 1 0 の下面は、発射部材 1 2 0 0' 上のアンビル回転ピン 1 2 0 1' 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）2 8 1 6 を更に有する。発射部材 1 2 0 0' は、言及する違いを除いて、上述の発射部材 1 2 0 0 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 2 8 1 0 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 2 8 6 0 からの回転閉鎖運動を受け入れる、回転閉鎖軸 2 9 1 0 と動作可能に係合するように構成された、閉鎖ピン 2 8 1 8 を更に含む。発射部材 1 2 0 0' 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ネル 2 8 3 0 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

10

20

30

40

50

、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 2872 を有し、ヘッドはその上に形成された第 1 のリングギヤ 2874 を有する。それに加えて、回転駆動ヘッド 2872 は、回転駆動軸 2880 に取り付けられたシフター歯車 2882 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 2876 を更に有する。

【0160】

シフター軸 2880 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 300 (エンドエフェクタ 2800 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 2880 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 2882 を回転駆動ヘッド 2872 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 2882 を回転させるように構成される。

10

【0161】

図 148 及び 149 に更に見られるように、回転伝達アセンブリ 2860 は、本体 2892 を有する伝達歯車アセンブリ 2890 を更に含み、その一部分は回転駆動ヘッド 2872 のキャビティ 2872 内で回転可能に支持される。本体 2892 は、エンドエフェクタコネクタハウジング 2832 の隔壁 2836 に形成されたスピンドル装着穴 2838 を通って回転可能に延在する、スピンドル 2894 を有する。本体 2892 は、回転シフター軸 2880 上のシフター歯車 2882 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 2896 を更に有する。伝達歯車 2900 は、本体 2892 から突出する伝達歯車スピンドル 2902 に装着され、隔壁 2836 の弓状スロット 2840 内に摺動可能に受け入れられる。図 155 及び 156 を参照されたい。伝達歯車 2900 は、回転駆動ヘッド 2872 内に形成された第 1 のリングギヤ 2874 と噛合係合している。図 153 ~ 156 に見られるように、弓状スロット 2840 は、中に突出する中央に配設された可撓性の移動止め 2842 を有する。移動止め 2842 は、図 155 に示されるように、弓状スロット 2840 に隣接して形成された、移動止め逃がしスロット 2846 によって形成されたウェブ 2844 上に形成される。

20

【0162】

回転閉鎖軸 2910 は、隔壁 2836 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 2912 を有する。回転閉鎖軸 2910 は、伝達歯車 2900 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 2914 を更に有する。器具駆動軸 1300 はまた、伝達歯車 2900 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 1302 を有する。

30

【0163】

エンドエフェクタ 2800 の動作について、図 148 ~ 155 を参照して以下に説明する。図 148 及び 149 は、アンビルアセンブリ 2810 が開放位置にあるエンドエフェクタ 2800 を示す。アンビルアセンブリ 2810 を図 150 に示される閉鎖位置へと移動するため、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

40

50

一軸 2 8 8 0 を再び回転させて、伝達歯車スピンドル 2 9 0 2 を図 1 5 4 に示される位置へと旋回させる。やはり、係止移動止め 2 8 4 2 は伝達歯車スピンドル 2 9 0 2 をその位置で保持する。その後、回転駆動軸 2 8 7 0 を回転させて、器具駆動軸 1 3 0 0 上の伝達歯車 1 3 0 2 に回転運動を加える。器具駆動軸 1 3 0 0 が一方向で回転することにより、発射部材 1 2 0 0 ' は遠位方向「D D」で駆動される。器具駆動軸 1 3 0 0 が反対方向で回転することにより、発射部材 1 2 0 0 ' は近位方向「P D」で撤回される。したがって、発射部材 1 2 0 0 ' が、細長いチャネル 2 8 3 0 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 1 2 0 0 ' が細長いチャネル 2 8 3 0 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 2 8 7 0 によって器具駆動軸 1 3 0 0 に加えられる回転駆動運動が逆転して、発射部材 1 2 0 0 ' が撤回されて図 1 5 0 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 2 8 0 0 から解放するため、臨床医は、シフター軸 2 8 0 0 を再び回転させて、伝達歯車 2 9 0 0 を閉鎖駆動軸 2 9 1 0 上の駆動歯車 2 9 1 4 と再び噛合係合させる。その後、回転駆動軸 2 8 7 0 によって伝達歯車 2 9 0 0 に逆回転運動が加えられて、閉鎖駆動軸 2 9 1 0 が駆動スピンドル 2 9 1 6 を回転させ、それによってアンビルアセンブリ 2 8 1 0 が遠位側に移動し、図 1 4 8 及び 1 4 9 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 2 8 0 0 全体を長手方向ツール軸線「L T - L T」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 1 5 2 に示されるように、シフター歯車 2 8 8 2 が、回転駆動ヘッド 2 8 7 2 上の第 2 のリングギヤ 2 8 7 6 及び伝達歯車本体 2 8 9 2 上のシフターリングギヤ 2 8 9 6 と同時に噛合係合する。その後、回転駆動軸 2 8 8 0 を回転させることによって、エンドエフェクタ 2 8 0 0 が、長手方向ツール軸線「L T - L T」を中心にしてエンドエフェクタコネクタ管 7 2 0 に対して回転する。

【 0 1 6 4 】

図 1 5 7 ~ 1 7 0 は、引っ張りタイプの運動を用いてアンビルアセンブリ 3 0 1 0 を開閉する、別のエンドエフェクタの実施形態 3 0 0 0 を示す。アンビルアセンブリ 3 0 1 0 は、開放位置（図 1 6 8 及び 1 6 9）と閉鎖位置（図 1 5 7、1 6 0、及び 1 7 0）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル 3 0 3 0 上で移動可能に支持される。細長いチャネル 3 0 3 0 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 1 0 2 0 とほぼ同一であってもよい。細長いチャネル 3 0 3 0 は、上述した形でエンドエフェクタ駆動ハウジング 1 0 1 0 に連結されてもよい。エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 0 1 0 はまた、上述したようなリング状の軸受 7 3 4 によって、エンドエフェクタコネクタ管 7 3 4 に連結されてもよい。図 1 5 7 に見られるように、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 0 1 0 は、上述したように、駆動構成 7 4 8 及び回転伝達装置 7 5 0 を支持してもよい。

【 0 1 6 5 】

図 1 6 0 に見られるように、アンビルアセンブリ 3 0 1 0 は、細長いチャネル 3 0 3 0 に形成された対応するトラニオンスロット 3 0 3 2 内に移動可能に受け入れられる、一対のアンビルトラニオン 3 0 1 2（1つのトラニオンのみが図 1 6 0 に見られる）を含む。アンビルアセンブリ 2 8 1 0 の下面は、発射部材 3 1 0 0 上の上部フィン 1 2 0 8 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 3 0 1 6 を更に有する。図 1 6 8 を参照されたい。発射部材 3 1 0 0 は、言及する違いを除いて、上述の発射部材 1 2 0 0 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 3 0 0 0 は、アンビルトラニオン 3 0 1 2 に付勢力を加えるように構成された、アンビルばね 3 0 5 0 を更に含む。アンビルばね 3 0 5 0 の 1 つの形態が図 1 5 9 に示される。その図面に見られるように、アンビルばね 3 0 5 0 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 3 0 3 2 内に受け入れられていると、アンビルトラニオン 3 0 1 2 上に載るように構成された、2つの対向するばねアーム 3 0 5 2 を有してもよい。それに加えて、図 1 5 9 に更に見られるように、アンビルばね 3 0 5 0 は、中に形成された、細長いチャネル 3 0 3 0 上に形成された対応するばねピン 3 0 3 4 を移動可能に

10

20

30

40

50

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上で回転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に回転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が閉鎖位置へと回転する。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。

【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バー窓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、係止バー窓3036を通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。

【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グ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、一対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 3 2 1 6 を有する。

【 0 1 7 2 】

図 1 7 1 ~ 1 7 8 に示される例示的实施形態では、細長い軸アセンブリ 3 2 0 0 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 3 8 0 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 3 8 0 ' ' を含む。図示される実施形態は、上述したような関節継手 7 0 0 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 4 3 4 及び 4 5 4 を含んでもよい。近位側充填材料 3 2 2 0 は、近位側外管セグメント 3 2 1 4 内に提供されて、関節接合ケーブル端部 4 3 4 A、4 3 4 B、4 5 4 A、4 5 4 B 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 4 3 4 A、4 3 4 B、4 5 4 A、4 5 4 B は、近位側充填材料 3 2 2 0 を通して設けられた対応する近位側関節通路 3 2 2 2 を通って延在する。関節接合ケーブル端部 4 3 4 A、4 3 4 B、4 5 4 A、4 5 4 B は、対応する関節通路 3 2 2 2 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 3 2 2 4 を更に有する。近位側関節クリップ 3 2 2 4 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 3 2 2 8 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 3 2 2 6 をそれぞれ有する。同様に、近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' ' は、近位側充填材料 3 2 2 0 内の軸通路 3 2 3 0 に移動可能に受け入れられる。駆動軸接続クリップ 3 2 4 0 がその上にある。1つの例示的形態では、駆動軸接続クリップ 3 2 4 0 は、中央の管状コネクタ部分 3 2 4 2 及びその上の2つの可撓性クリップアーム 3 2 4 4 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 3 2 4 8 を有する。

【 0 1 7 3 】

図 1 7 1、1 7 2、及び 1 7 6 ~ 1 7 8 に更に見られるように、急速脱着構成 3 2 1 0 は、遠位側外管セグメント 3 2 5 2 がネックダウンした近位端部分 3 2 5 4 を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分 2 3 1 にほぼ類似した、遠位側外管セグメント 3 2 5 2 の形態の遠位側連結具部材 3 2 5 0 を更に含む。遠位側外管セグメント 3 2 5 2 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 1 0 0 0 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 5 4 0 にほぼ類似していてもよい、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 ' ' を含む。遠位側充填材料 3 2 6 0 は、遠位側外管セグメント 3 2 5 2 内に提供されて、遠位側関節接合ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 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 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、遠位側充填材料 3 2 6 0 を通って設けられる、対応する遠位側関節通路 3 2 6 2 を通って延在する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、対応する近位側関節クリップ 3 2 2 4 のクリップアーム 3 2 2 6 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) 3 2 7 0 を更に有する。それぞれの遠位側関節差込み支柱 3 2 7 0 は、対応するクリップアーム 3 2 2 6 上の締結具押さえ 3 2 2 8 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 5 4 0 ' ' は、遠位側充填材料 3 2 6 0 内の遠位軸通路 3 2 6 4 に移動可能に受け入れられる。遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 は、遠位側関節差込み支柱 3 2 7 0 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 5 4 0 ' ' の近位端に取り付けられる。図 1 7 2 は、遠位側関節差込み支柱 3 2 7 0 に対する遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 (破線) の位置を示す。遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 は、対応するクリップアーム 3 2 4 4 上の締結具押さえ 3 2 4 8 によって駆動軸接続クリップ 3 2 4 0 上で保持して係合されるように構成される。

【 0 1 7 4 】

図 1 7 1 ~ 1 7 8 に見られるように、例示の急速脱着連結具構成 3 2 1 0 は、遠位側外管セグメント 3 2 5 2 のネックダウンした近位端部分 3 2 5 4 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 3 2 9 0 を更に含む。図 1 7 4 に最も著しく見られる

ように、係止カラー 3 2 9 0 の 1 つの形態は、近位側外管セグメント 3 2 1 4 及び遠位側外管セグメント 3 2 5 4 それぞれのネックダウン部分 3 2 1 6、3 2 5 4 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 3 2 9 2 を含む。外側係止スリーブ 3 2 9 2 は、ブリッジ 3 2 9 5 によって中央の係止本体 3 2 9 4 に連結される。ブリッジ 3 2 9 5 は、遠位側外管セグメント 3 2 5 4 のネックダウン部分 3 2 5 4 にある遠位側スロット 3 2 5 5、並びに遠位側外管セグメント 3 2 5 2 のネックダウンした近位端部分 3 2 5 4 内に摺動可能に受け入れられた、近位側外管セグメント 3 2 1 4 のネックダウン部分 3 2 1 6 にある近位側スロット 3 2 1 7 を通って摺動するように構成され、また、近位側外管セグメント 3 2 1 4 のネックダウン部分 3 2 1 6 内へと摺動可能に延在してもよい。図 1 7 4 に更に見られるように、中央の係止本体 3 2 9 4 は、関節支柱及びクリップを受け入れる複数の通路 3 2 9 6 を有する。同様に、中央の係止本体 3 2 9 4 は、遠位側駆動軸セグメント 5 4 0 ' ' を移動可能に中に受け入れる中央駆動軸通路 3 2 9 8 を有する。

10

【 0 1 7 5 】

例示の急速脱着連結具構成 3 2 1 0 の使用について、次に記載する。最初に図 1 7 1 及び 1 7 2 を参照すると、遠位側連結具部材 3 2 5 0 は近位側連結具部材 3 2 1 2 と軸線方向に整列され、それによって、ブリッジ 3 2 9 5 は近位側外管セグメント 3 2 1 4 のネックダウン部分 3 2 1 6 のスロット 3 2 1 7 と整列され、遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 は近位側駆動軸コネクタクリップ 3 2 4 0 上にある中央の管状コネクタ部分 3 2 4 2 と整列される。その後、遠位側連結具部材 3 2 5 0 は近位側連結具部材 3 2 1 2 と当接係合されて、遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 が中央の管状セグメント 3 2 1 4 に滑り込み、最終的には近位側駆動軸コネクタクリップ 3 2 4 0 上にある締結具押さえ 3 2 4 8 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 3 2 7 0 が、図 1 7 6 に示されるように、近位側関節コネクタクリップ 3 2 2 4 上の締結具押さえ 3 2 2 8 によって保持係合される。遠位側駆動軸差込み支柱 3 2 8 0 がクリップアーム 3 2 4 4 の間に挿入されると、クリップアーム 3 2 4 4 は、締結具押さえ 3 2 4 8 が支柱 3 2 8 0 上の肩部 3 2 8 1 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 3 2 7 0 のそれぞれが、それらの対応するコネクタアーム 3 2 2 6 の間に挿入されると、コネクタアーム 3 2 2 6 は、締結具押さえ 3 2 2 8 が支柱 3 2 7 0 上の肩部 3 2 7 1 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 5 4 0 ' ' が近位側駆動軸セグメント 3 8 0 ' ' に接続され、遠位側関節接合ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 が関節接合ケーブル端部 4 3 4 A、4 3 4 B、4 5 4 A、4 5 4 B 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 3 2 9 2 を図 1 7 7 及び 1 7 8 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 3 2 9 4 は、クリップアーム 3 2 4 4、3 2 6 6 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 3 2 5 0 を近位側連結具部材 3 2 1 3 に係止する。遠位側連結具部材 3 2 5 0 を近位側連結具部材 3 2 1 2 から分離するため、ユーザは、外側係止スリーブ 3 2 9 2 を図 1 7 5 及び 1 7 6 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。

20

30

40

【 0 1 7 6 】

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

50

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。

【 0 1 7 7 】

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。

【 0 1 7 8 】

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、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。

【 0 1 7 9 】

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。

【 0 1 8 0 】

別の例示的形態は、外科用器具の第1の部分を外科用器具の第2の部分に連結する、回

10

20

30

40

50

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。

10

【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の部分を外科用器具の第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。

20

【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。

【0184】

30

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。

40

【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。様々な例示的実施形態では、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

50

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。

【 0 1 8 7 】

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。

10

【 0 1 8 8 】

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

20

【 0 1 8 9 】

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

30

40

【 0 1 9 0 】

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

50

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。

【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。

10

【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の部分を保持係合する、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の部分を保持係合するように更に構成される。

20

【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。

30

【0194】

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と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。

40

【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

50

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。

【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。

【0197】

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。

【 0 1 9 9 】

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。

【 0 2 0 0 】

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を加えると、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。

【 0 2 0 1 】

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を加えると、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。

【 0 2 0 2 】

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。

【 0 2 0 3 】

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。

【 0 2 0 4 】

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

10

20

30

40

50

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。

【 0 2 0 5 】

〔実施の態様〕

(1) 外科用器具であって、

エンドエフェクタと、

回転及び軸線方向の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であって、更に、前記近位側回転駆動列アセンブリに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、近位側回転駆動列アセンブリと、

前記エンドエフェクタに回転制御運動を加えるように前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、遠位側回転駆動列アセンブリと、

他の軸線方向制御運動源に動作可能に連結された、近位側軸線方向駆動列アセンブリと

、
前記エンドエフェクタに軸線方向制御運動を加えるように前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、遠位側軸線方向駆動列アセンブリと、

前記近位側回転駆動列アセンブリを前記遠位側回転駆動列アセンブリに、且つ前記近位側軸線方向駆動列アセンブリを前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリに、同時に取付け、また分離するための連結構成と、を備える、外科用器具。

(2) 第 1 の関節運動源に動作可能に連結された、第 1 の近位側関節駆動列アセンブリと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリと、を更に備え、前記連結構成が、前記第 1 の近位側関節駆動列アセンブリを前記第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリに取り付けるように構成される、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(3) 第 2 の関節運動源に動作可能に連結された、第 2 の近位側関節駆動列アセンブリと、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結された、第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリと、を更に備え、前記連結構成が、前記第 2 の近位側関節駆動列アセンブリを前記第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリに取り付けるように構成される、実施態様 2 に記載の外科用器具。

(4) 前記第 1 の近位側関節駆動列アセンブリが、第 1 の近位側関節リンクに取り付けられた第 1 のケーブル端部と、第 2 の近位側関節リンクに取り付けられた第 2 のケーブル端部とを含む、第 1 の近位側関節接合ケーブルを備え、前記第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリが、

前記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、前記第 1 の近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された第 1 の遠位側関節リンクに連結された、第 1 の遠位側ケーブルセグメントと、

前記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、前記主要な近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された主要な遠位側関節リンクに連結された、主要な遠位側ケーブルセグメントと、を備える、実施態様 2 に記載の外科用器具。

(5) 前記第 2 の近位側関節駆動列アセンブリが、第 2 の近位側関節リンクに取り付けられた第 2 のケーブル端部と、補助的な近位側関節リンクに取り付けられた補助的なケーブル端部とを含む、第 2 の近位側関節接合ケーブルを備え、前記第 2 の遠位側関節駆動列アセンブリが、

前記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、前記第 2 の近位側関節リンクに動作可能に連結されるように構成された第 2 の遠位側関節リンクに連結された、第

10

20

30

40

50

2の遠位側ケーブルセグメントと、

前記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、前記補助的な関節リンクに動作可能に連結されるように構成された補助的な遠位側関節リンクに連結された、補助的な遠位側ケーブルセグメントと、を備える、実施態様3に記載の外科用器具。

【0206】

(6) 前記回転及び軸線方向の制御運動源と前記他の軸線方向制御運動源がロボットシステムを備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(7) 前記回転及び軸線方向の制御運動源と前記他の軸線方向制御運動が、複数の駆動システムを動作可能に支持するハンドルアセンブリを備える、実施態様1に記載の外科用器具。

10

(8) 前記遠位側回転駆動列アセンブリが、前記近位側回転駆動列アセンブリを横方向で摺動可能に係合するように構成され、前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリが、前記近位側軸線方向駆動列アセンブリを横方向で摺動可能に係合するように構成された、実施態様1に記載の外科用器具。

(9) 前記連結構成が、前記遠位側回転駆動列アセンブリ及び遠位側軸線方向駆動列アセンブリが対応する前記近位側回転駆動列アセンブリ及び近位側軸線方向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、並びに、前記遠位側回転駆動列アセンブリ及び遠位側軸線方向駆動列アセンブリが対応する前記近位側回転駆動列アセンブリ及び近位側軸線方向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、係止カラーを更に備える、実施態様8に記載の外科用器具。

20

(10) 前記エンドエフェクタが、
外科用ステーブルカートリッジと、

前記外科用ステーブルカートリッジに対して移動可能に支持され、前記遠位側軸線方向駆動列アセンブリと動作可能にインターフェース接続する、アンビルと、を備える、実施態様1に記載の外科用器具。

【0207】

(11) 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ための連結構成であって、

各近位側駆動列アセンブリの遠位端上にある近位側取付け構成体と、

30

各近位側駆動列アセンブリ上の前記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して、各近位側駆動列アセンブリを中で動作可能に支持するように構成された、近位側連結具部材と、

各遠位側駆動列アセンブリの近位端上にある遠位側取付け構成体であって、各遠位側取付け構成体が、対応する近位側駆動列と連結係合されたとき、その近位側駆動列の遠位端上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た、遠位側取付け構成体と、

前記エンドエフェクタに動作可能に連結され、各遠位側駆動列を中で動作可能に支持して、各遠位側駆動列上の前記遠位側取付け構成体をほぼ連結整列された状態で保持するように構成された、遠位側連結具部材と、

40

前記遠位側駆動列アセンブリが対応する前記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、及び前記遠位側駆動列アセンブリが対応する前記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、係止カラーと、を備える、連結構成。

(12) 1つの遠位側駆動列アセンブリが、対応する近位側回転駆動列アセンブリに連結されるように構成された遠位側回転駆動列アセンブリを備える、実施態様11に記載の連結構成。

(13) 前記近位側回転駆動列アセンブリが長手方向でシフト可能である、実施態様12に記載の連結構成。

(14) 1つの遠位側駆動列アセンブリが、対応する近位側軸線方向駆動列アセンブリ

50

に連結されるように構成された遠位側軸線方向駆動列アセンブリを備える、実施態様 1 1 に記載の連結構成。

(1 5) 前記近位側駆動列アセンブリの 1 つが第 1 の近位側関節駆動列アセンブリを備え、前記遠位側駆動列アセンブリの 1 つが第 1 の遠位側関節駆動列アセンブリを備える、実施態様 1 1 に記載の連結構成。

【 0 2 0 8 】

(1 6) 前記駆動運動源がロボットシステムを備える、実施態様 1 1 に記載の連結構成。

(1 7) 前記駆動運動源が、複数の駆動システムを動作可能に支持するハンドルアセンブリを備える、実施態様 1 1 に記載の連結構成。

10

(1 8) 各近位側駆動列アセンブリの前記遠位端上にある前記遠位側取付け構成体が、対応する各遠位側駆動列アセンブリの前記近位端上にある近位側取付け構成体を横方向で摺動可能に係合するように構成された、実施態様 1 に記載の連結構成。

(1 9) 各近位側駆動列の前記遠位端上にある前記遠位側取付け構成体が遠位側ダブル継手構成体を備え、対応する各遠位側駆動列アセンブリの前記近位端上にある前記近位側取付け構成体が近位側ダブル継手構成体を備える、実施態様 1 8 に記載の連結構成。

(2 0) 外科用器具であって、

駆動運動が加えられるのに応じて外科的行為を行うように構成された、エンドエフェクタと、

20

駆動運動源と、

前記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、

前記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 2 の駆動運動を受け入れる、第 2 の近位側駆動列アセンブリと、

前記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、前記第 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、そこから対応する前記第 1 の駆動運動を受け入れるように構成された、第 1 の遠位側駆動列アセンブリと、

前記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、前記第 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、そこから対応する前記第 2 の駆動運動を受け入れるように構成された、第 2 の遠位側駆動列アセンブリと、

30

連結構成であって、

前記第 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 の連結部材と、

前記第 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第 2 の連結部材であって、前記第 1 の連結部材と軸線方向で整列するように構成され、それにより、前記第 2 の連結部材が前記第 1 の連結部材と軸線方向で整列されると、前記第 1 の遠位側駆動列アセンブリが前記第 1 の近位側駆動列アセンブリと軸線方向で整列してそれと動作可能に係合し、前記第 2 の遠位側駆動列アセンブリが前記第 2 の近位側駆動列アセンブリと軸線方向で整列してそれと動作可能に係合する、第 2 の連結部材と、

40

前記第 1 及び第 2 の連結部材の一方で移動可能に軸支された係止カラーであって、前記第 1 及び第 2 の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ前記第 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、前記第 1 及び第 2 の遠位側駆動列アセンブリがそれぞれ前記第 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た、係止カラーと、を備える、連結構成と、を備える、外科用器具。

【図 1】

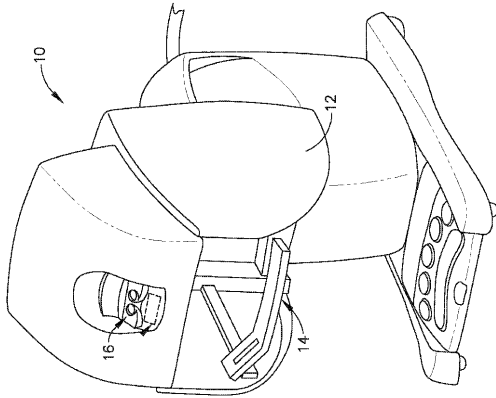


FIG. 1

【図 2】

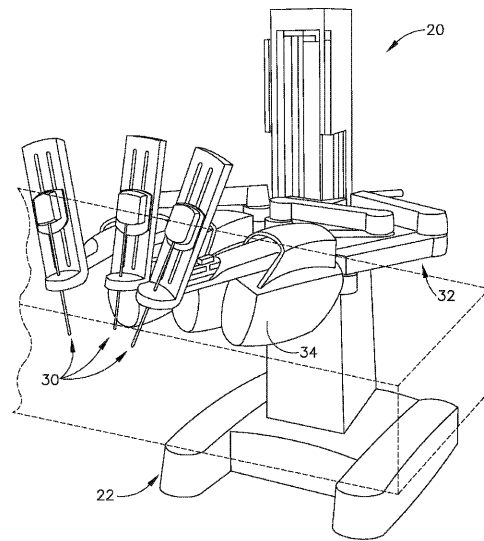


FIG. 2

【図 3】

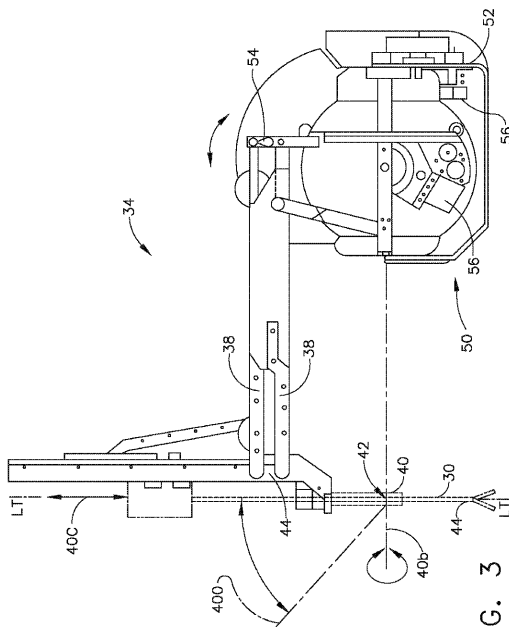


FIG. 3

【図 4】

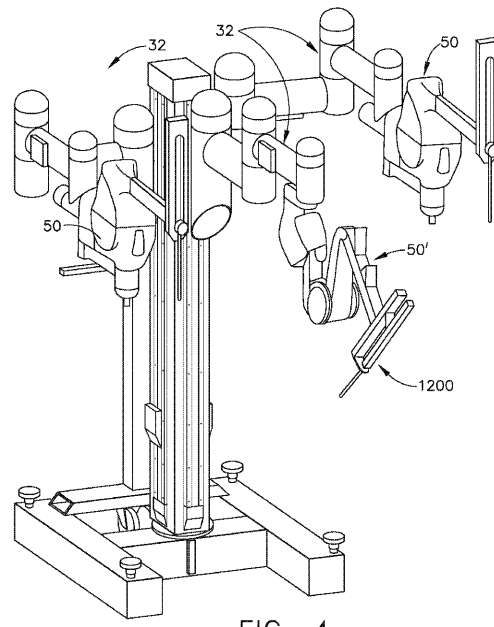


FIG. 4

【図 5】

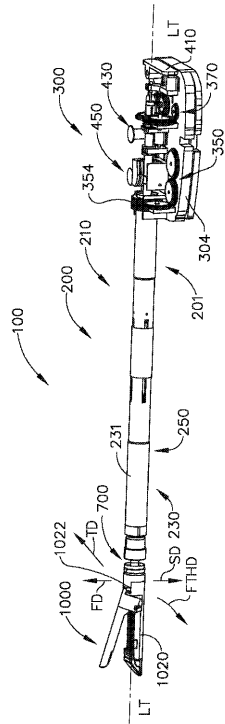


FIG. 5

【図 6】

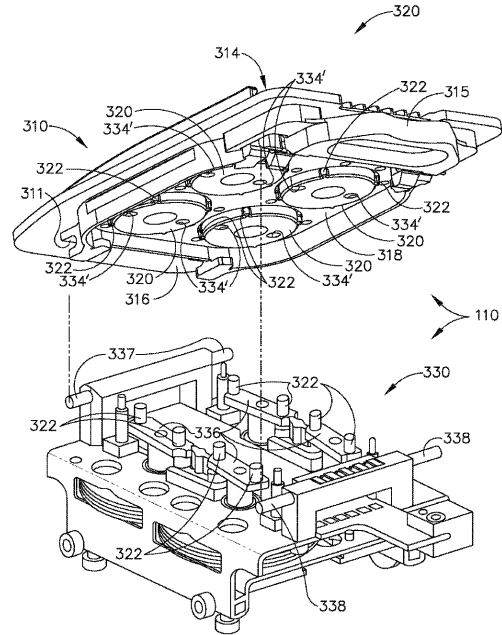


FIG. 6

【図 7】

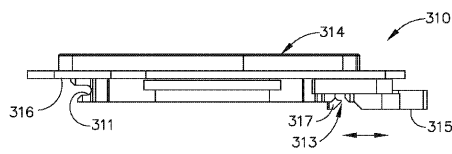


FIG. 7

【図 9】

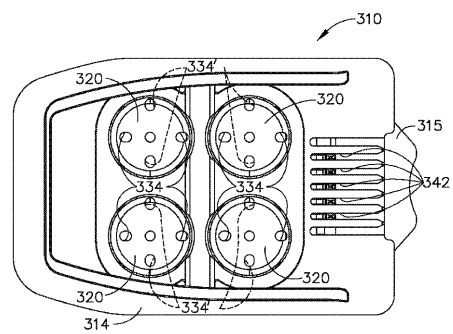


FIG. 9

【図 8】

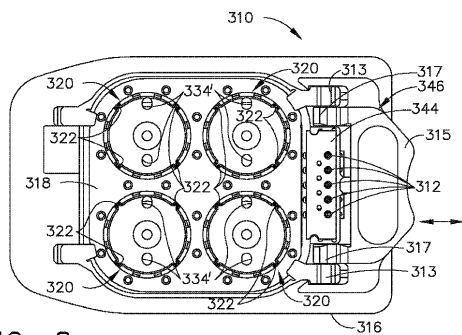


FIG. 8

【図 10】

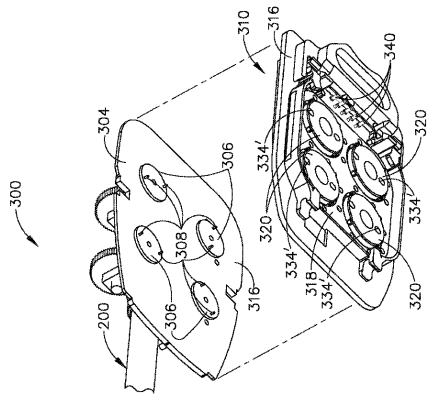


FIG. 10

【図 11】

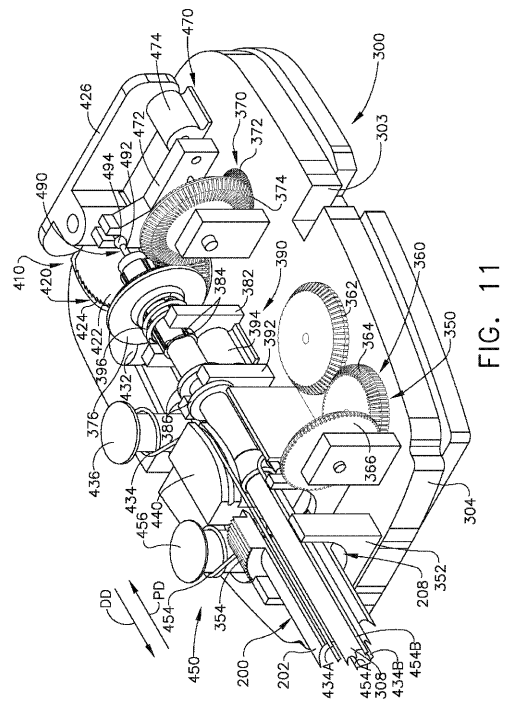


FIG. 11

【図 12】

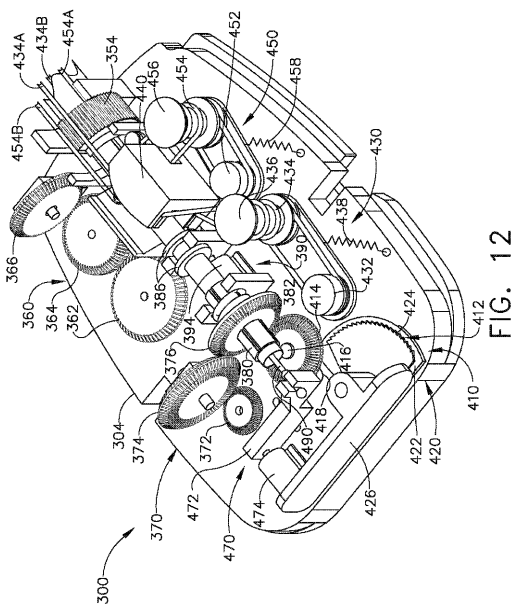
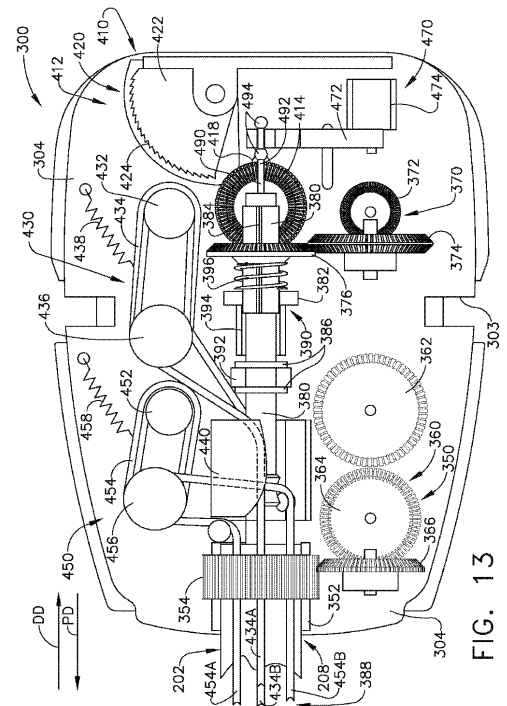


FIG. 12

【図 13】



【図 14】

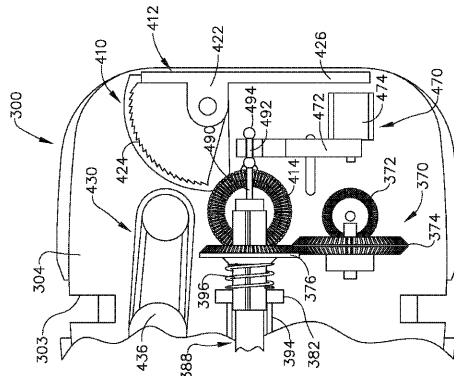


FIG. 14

【図 15】

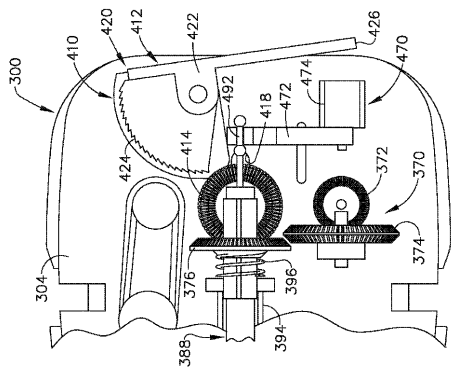


FIG. 15

【図 16】

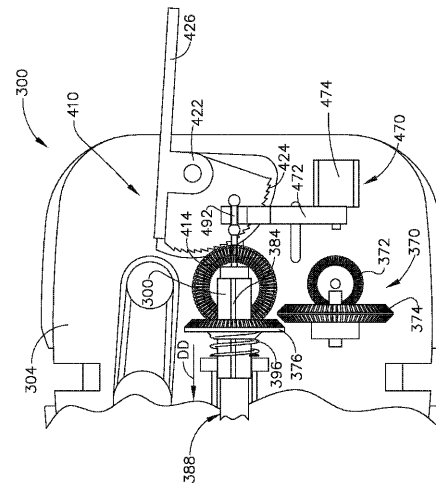


FIG. 16

【図 17】

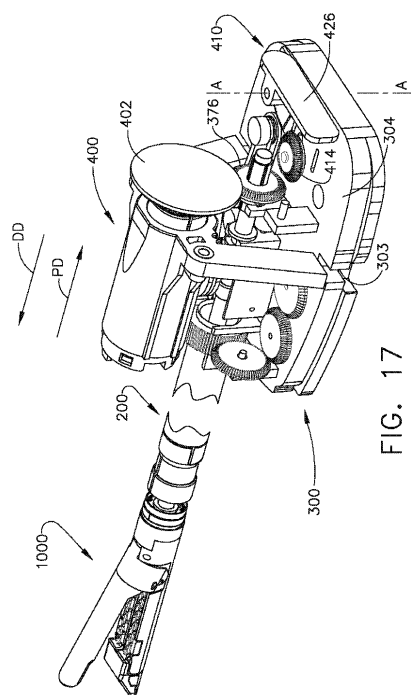


FIG. 17

【図 18】

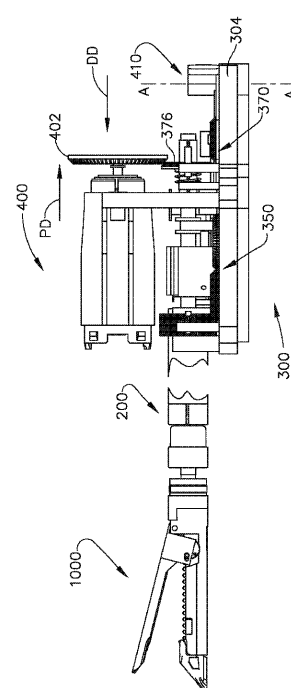
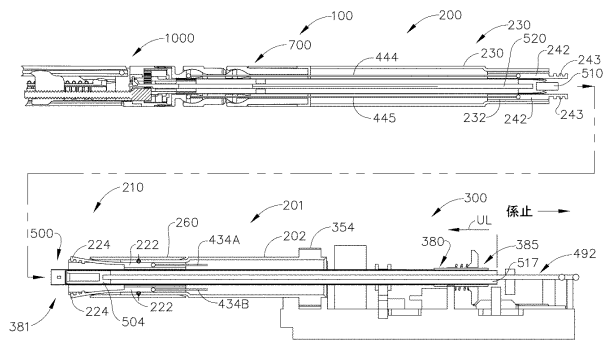


FIG. 18

【 図 1 9 】



【 図 2 0 】

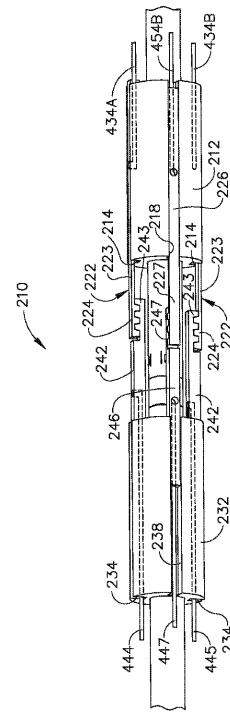
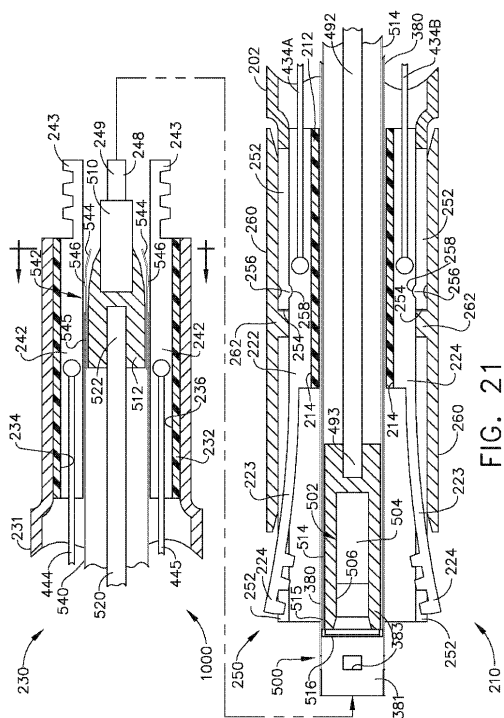


FIG. 20

【 図 2 1 】



【圖 2 2】

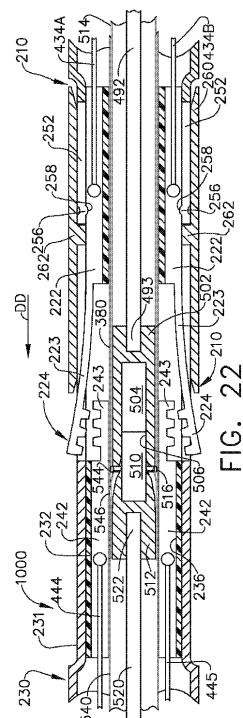


FIG. 22

【 ㊦ 2 2 A 】

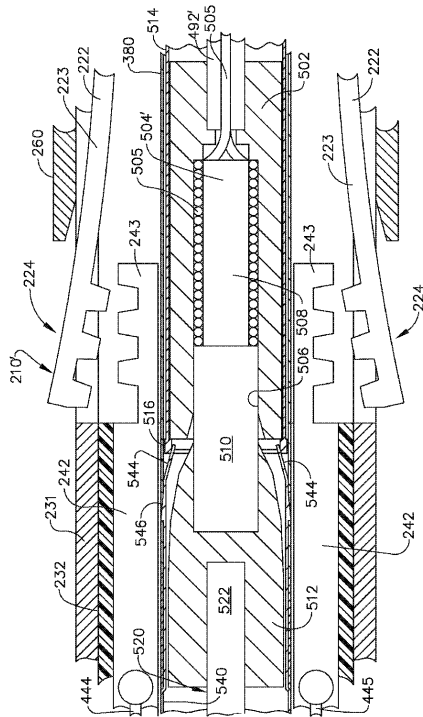


FIG. 22A

【 図 2 3 】

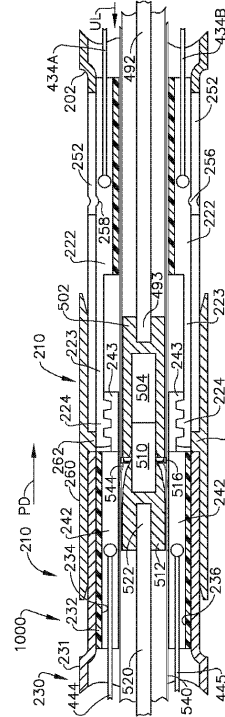


FIG. 23

【 図 2 3 A 】

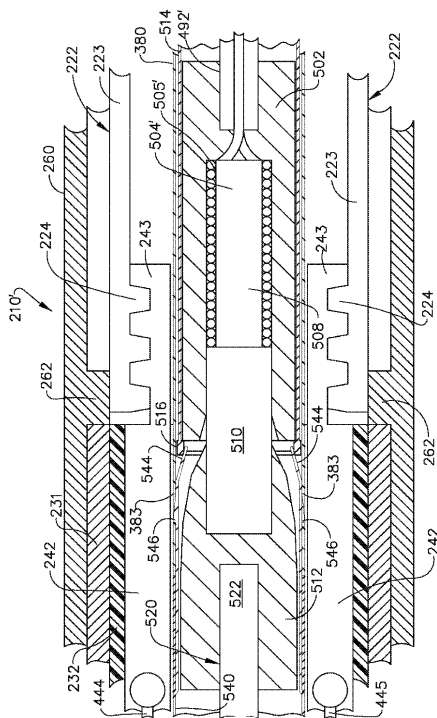


FIG. 23A

【 図 2 3 B 】

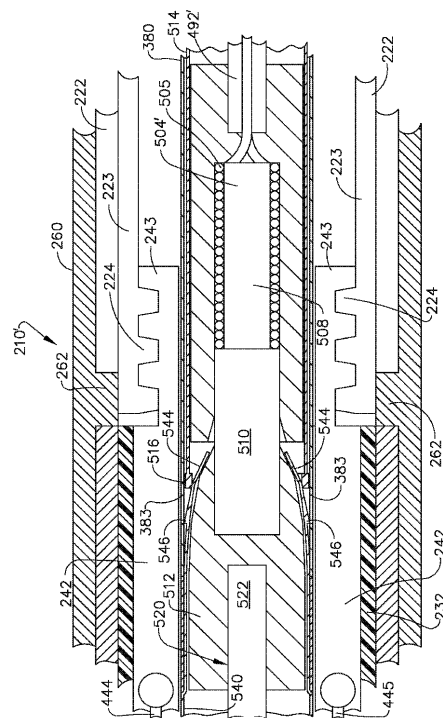


FIG. 23B

【図 28】

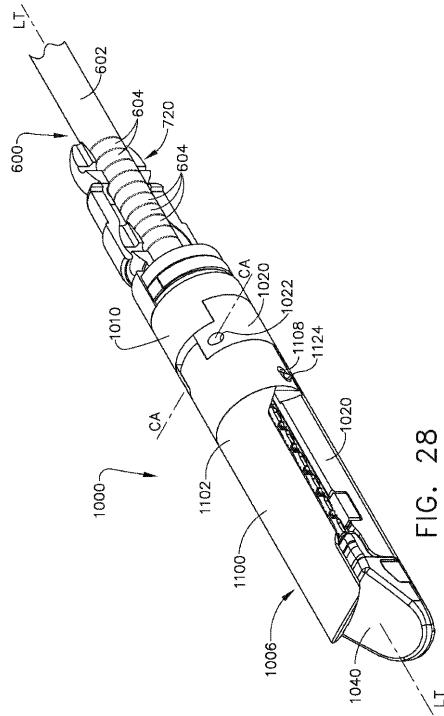


FIG. 28

【図 29】

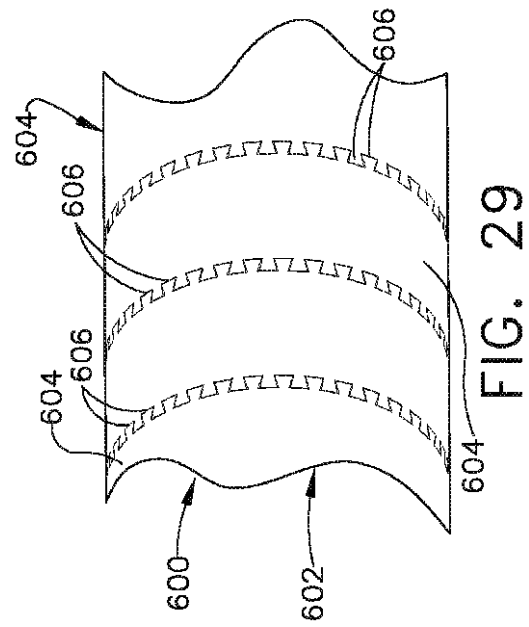


FIG. 29

【図 30】

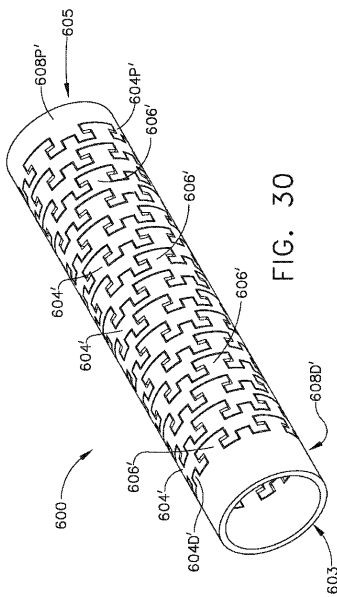


FIG. 30

【図 31】

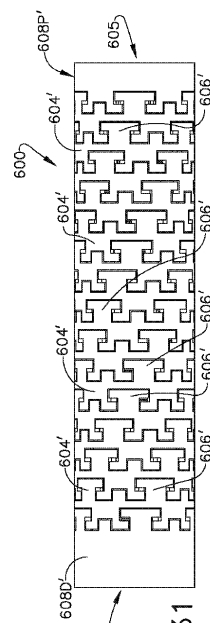


FIG. 31

【図 34 B】

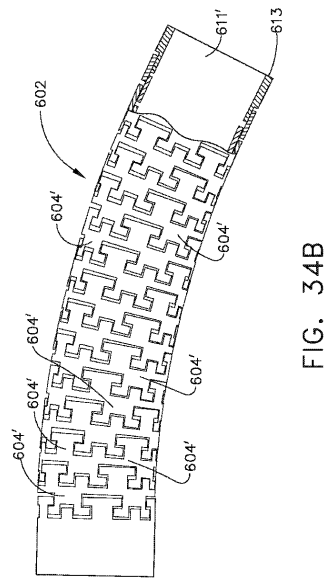


FIG. 34B

【図 35】

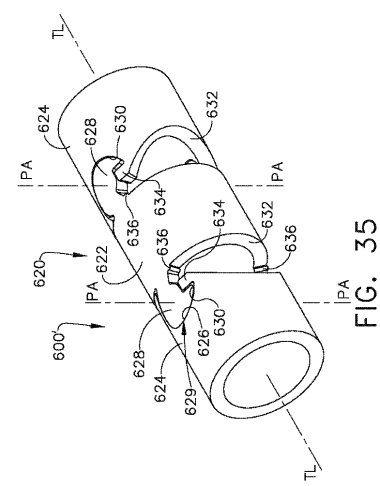


FIG. 35

【図 36】

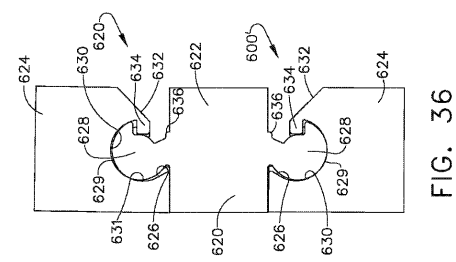


FIG. 36

【図 37】

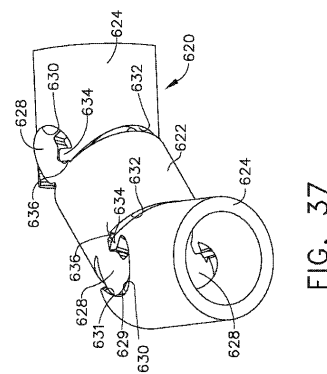


FIG. 37

【図 38】

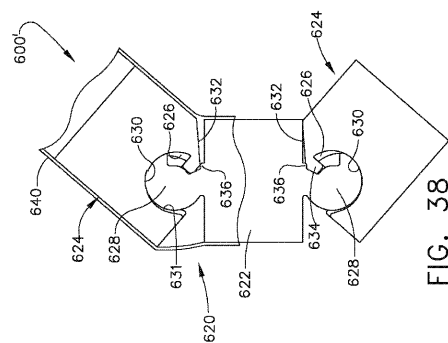


FIG. 38

【図 39】

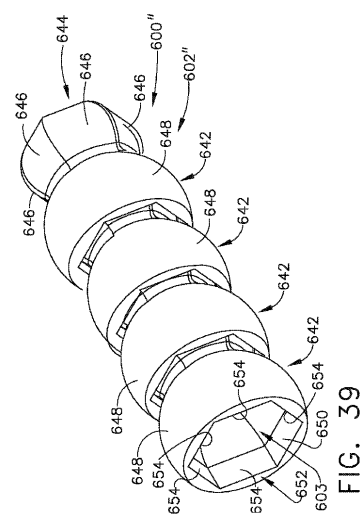


FIG. 39

【図 40】

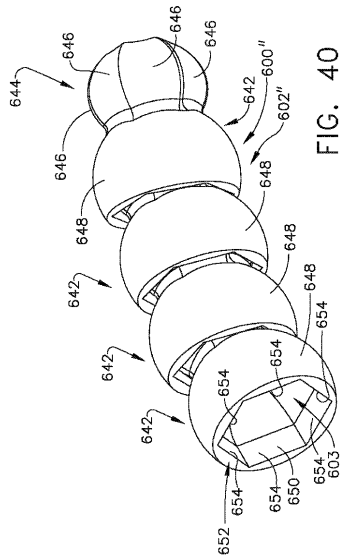


FIG. 40

【図 41】

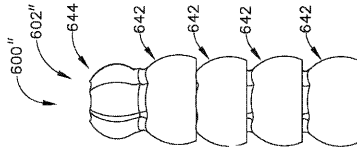


FIG. 41

【図 45】

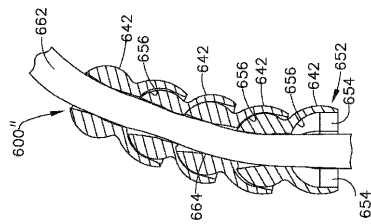


FIG. 45

【図 46】

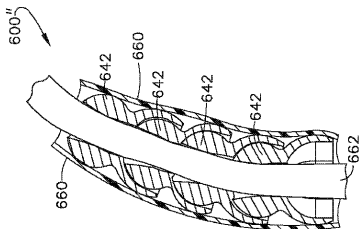


FIG. 46

【図 42】

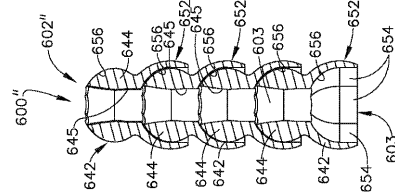


FIG. 42

【図 43】

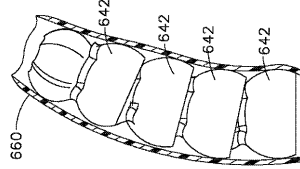


FIG. 43

【図 44】

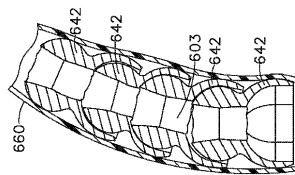


FIG. 44

【図 47】

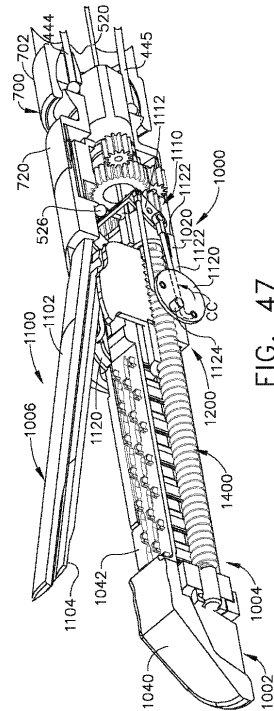


FIG. 47

【 図 4 8 】

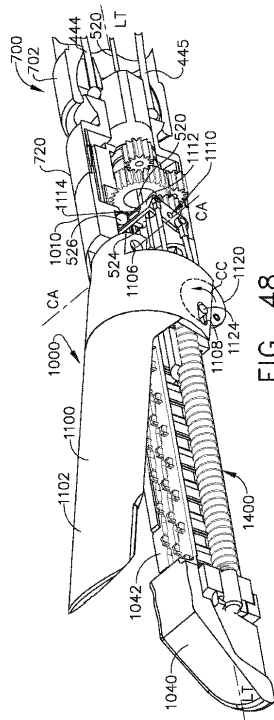


FIG. 48

【 図 4 9 】

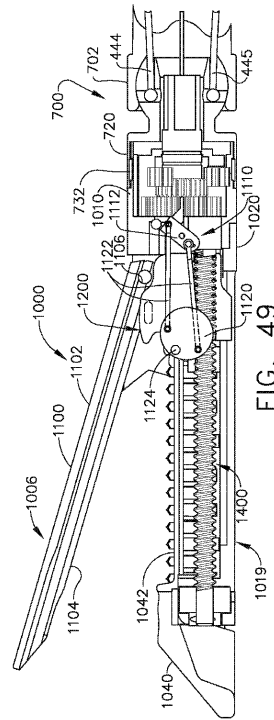


FIG. 49

【 ㊦ 5 0 】

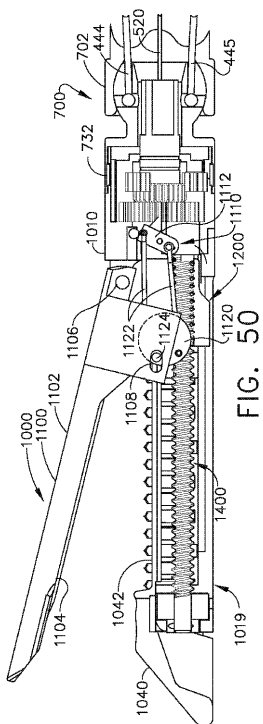


FIG. 50

【 図 5 1 】

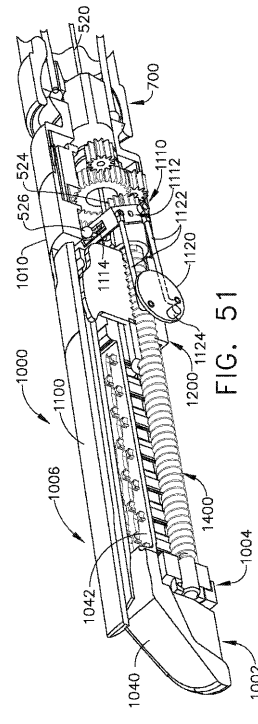


FIG. 51

【 図 5 2 】

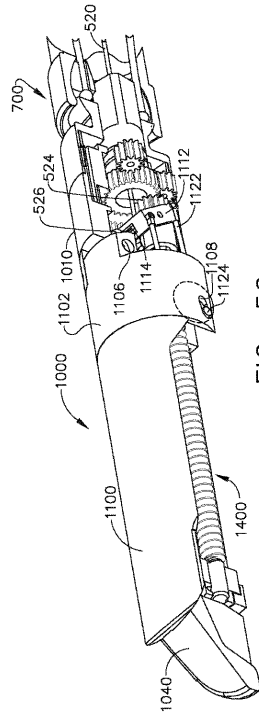


FIG. 52

【 図 5 3 】

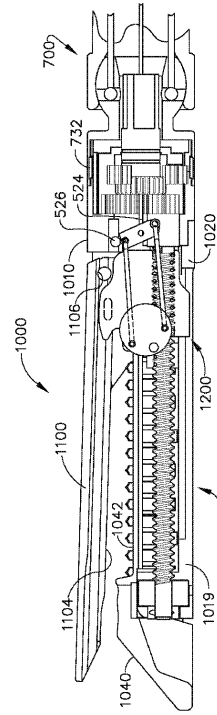


FIG. 53

【 図 5 4 】

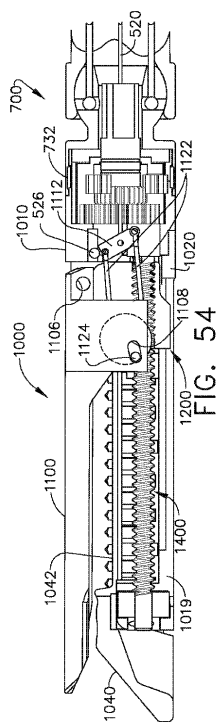


FIG. 54

【 図 5 5 】

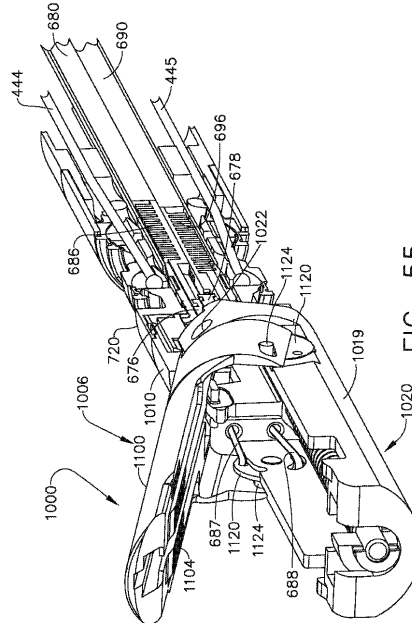


FIG. 55

【 図 5 6 】

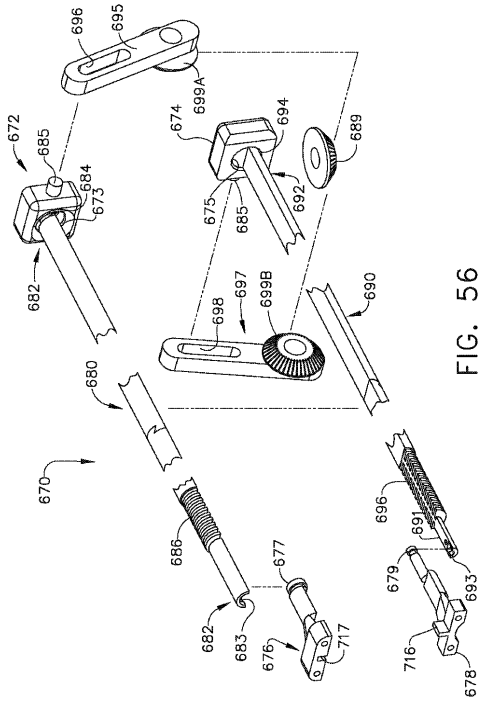


FIG. 56

【 図 5 7 】

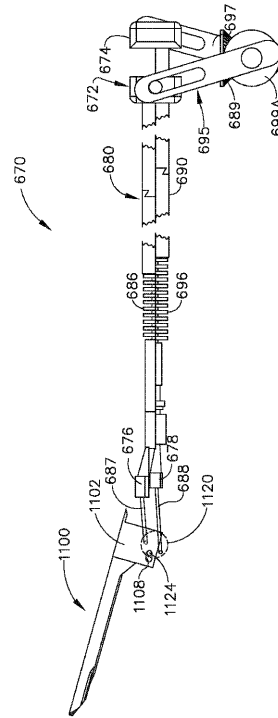


FIG. 57

【 図 5 8 】

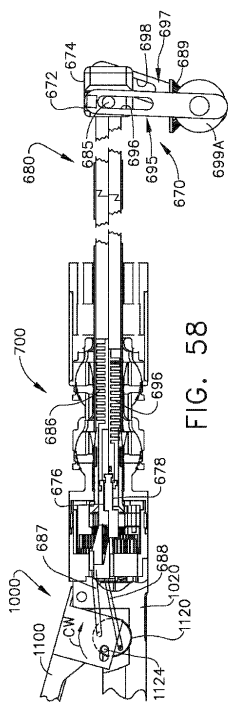


FIG. 58

【 図 5 9 】

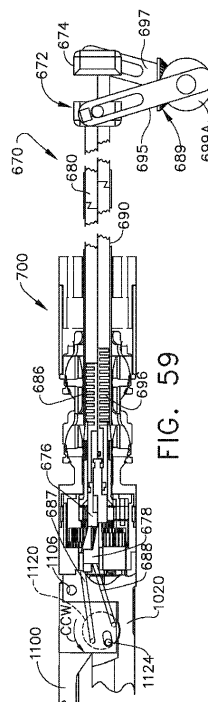


FIG. 59

【 図 5 9 A 】

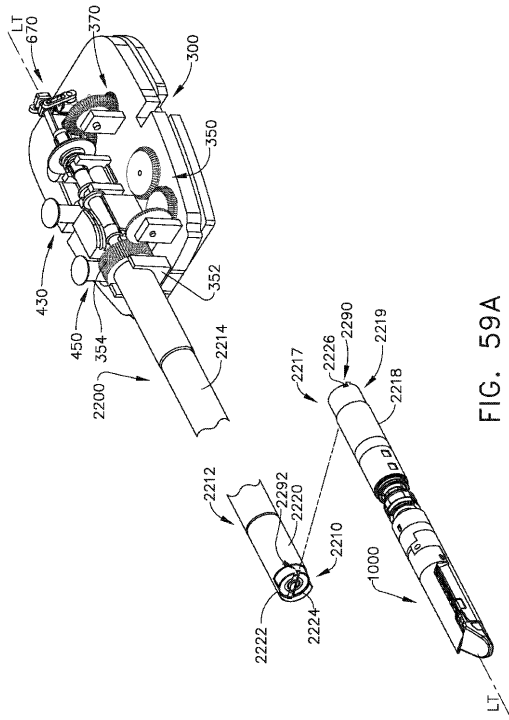


FIG. 59A

【 図 6 0 】

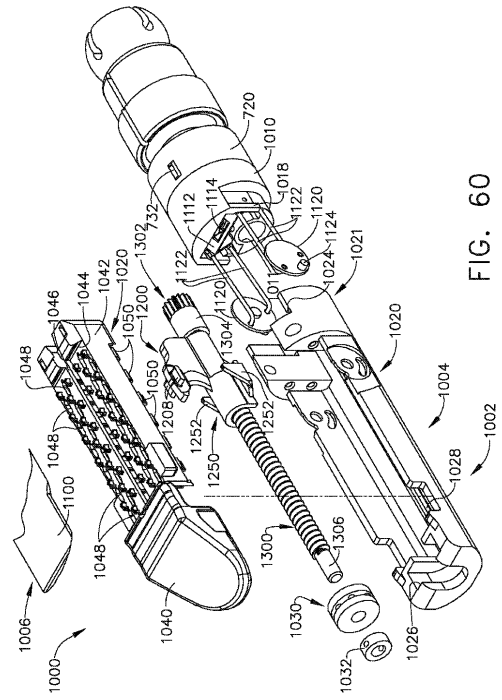


FIG. 60

【 図 6 1 】

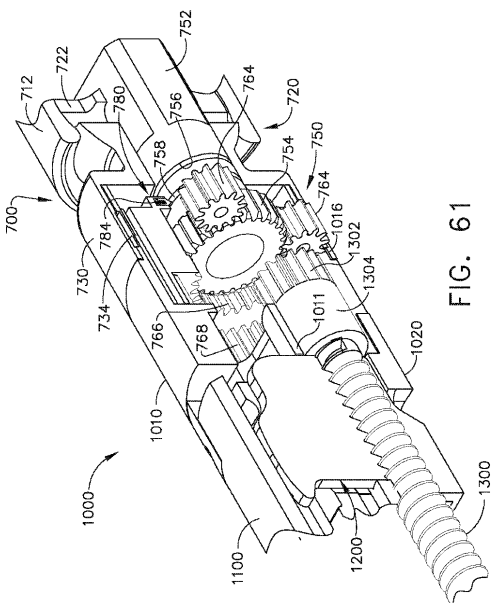


FIG. 61

【 図 6 2 】

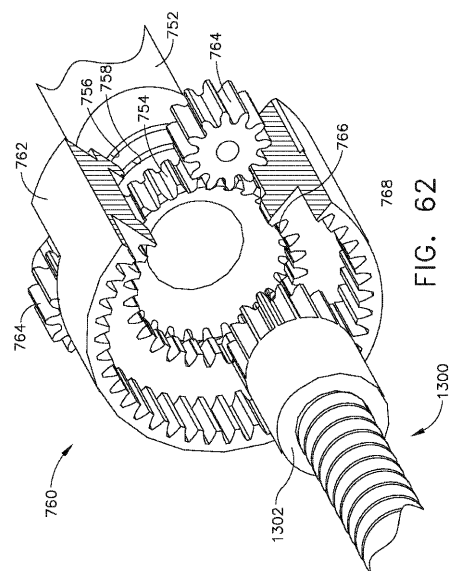


FIG. 62

【図 6 3】

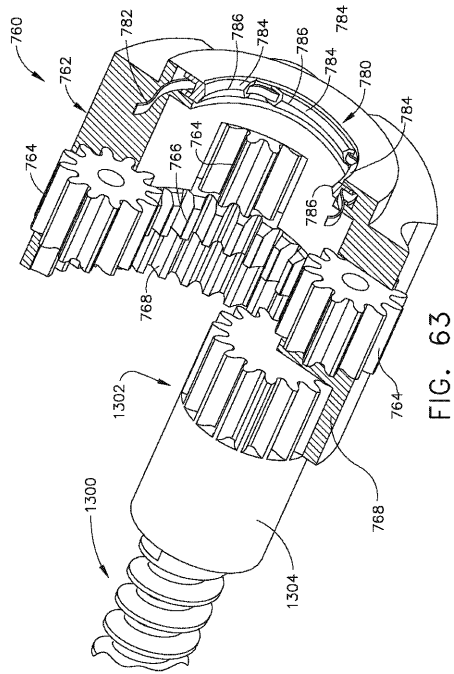


FIG. 63

【図 6 4】

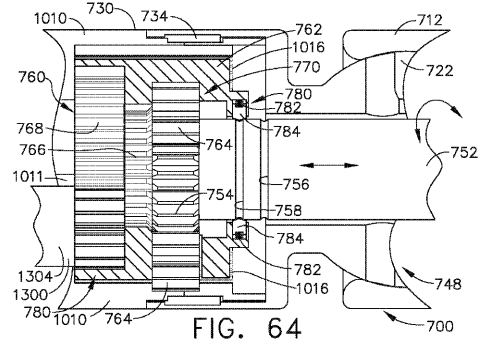


FIG. 64

【図 6 5】

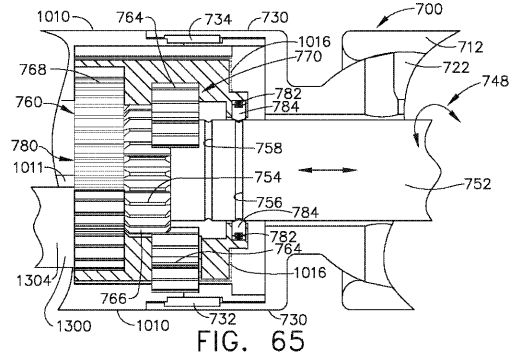


FIG. 65

【図 6 6】

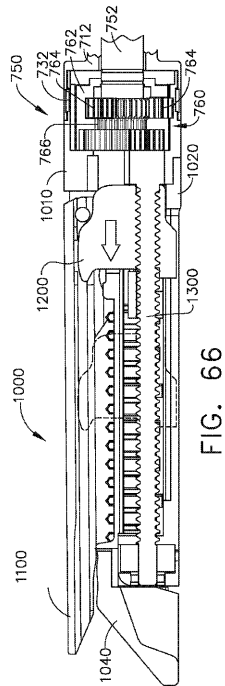


FIG. 66

【図 6 7】

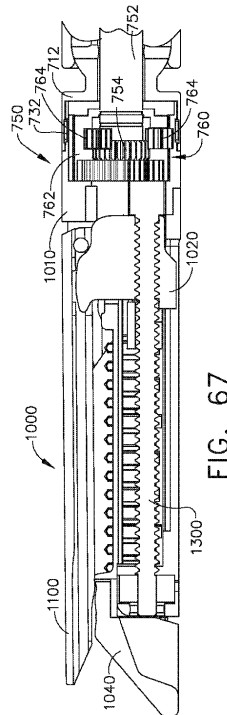


FIG. 67

【図 68】

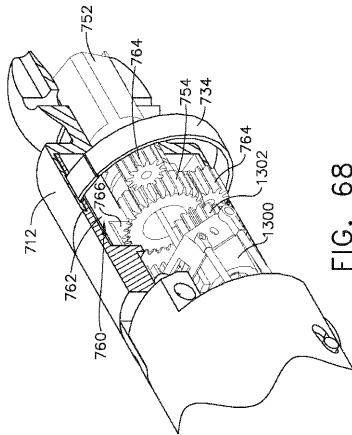


FIG. 68

【図 69】

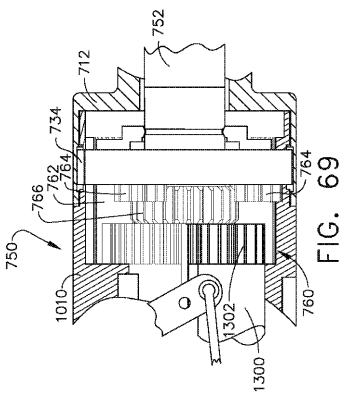


FIG. 69

【図 72】

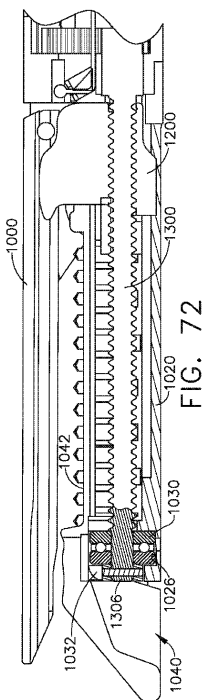


FIG. 72

【図 70】

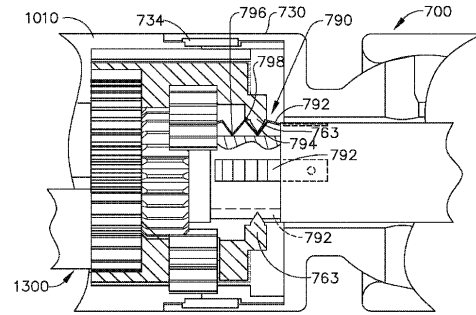


FIG. 70

【図 71】

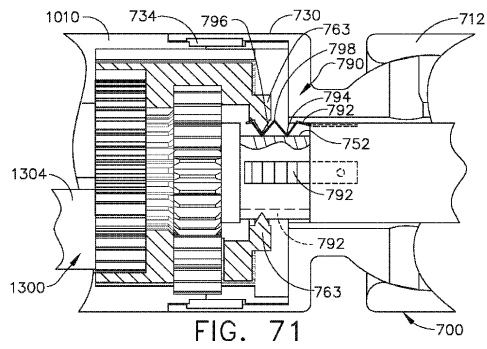


FIG. 71

【図 73】

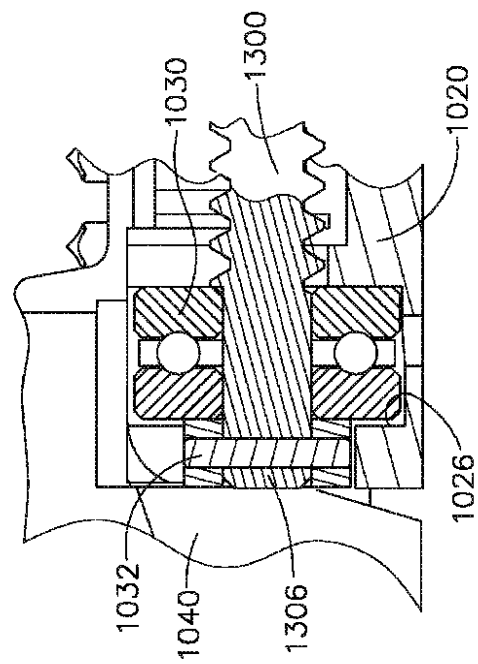


FIG. 73

【図 74】

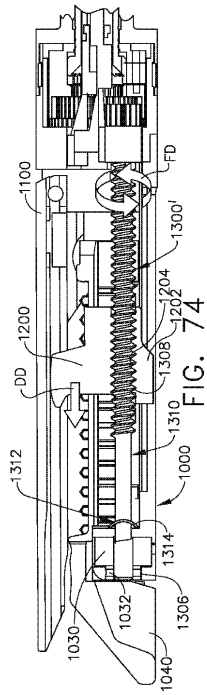


FIG. 74

【図 75】

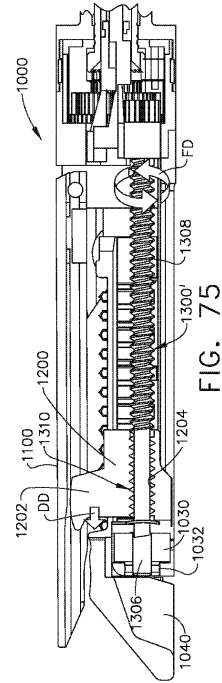


FIG. 75

【図 76】

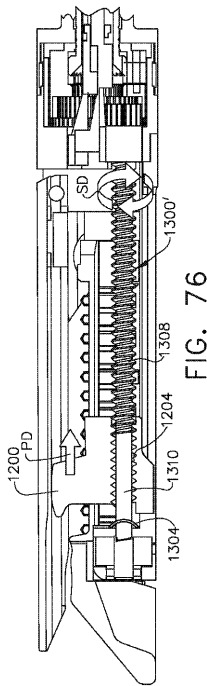


FIG. 76

【図 77】

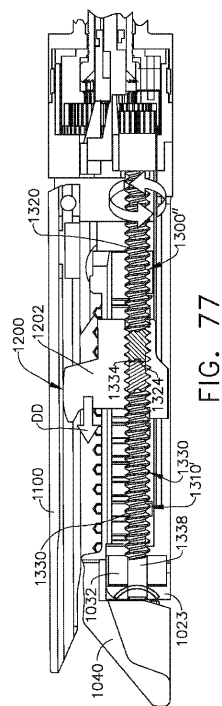
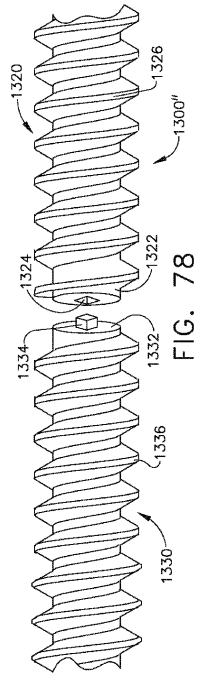
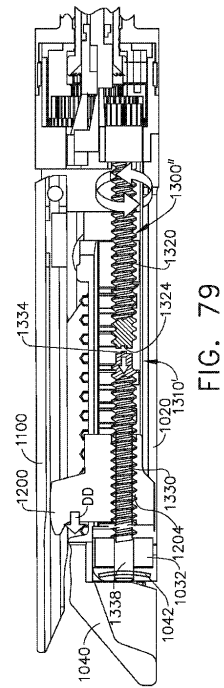


FIG. 77

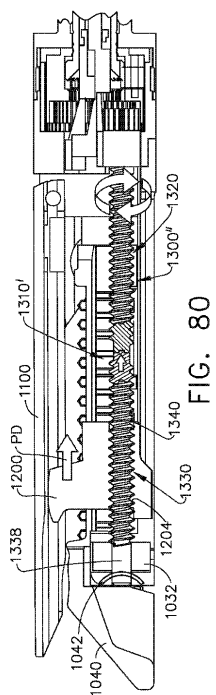
【図 78】



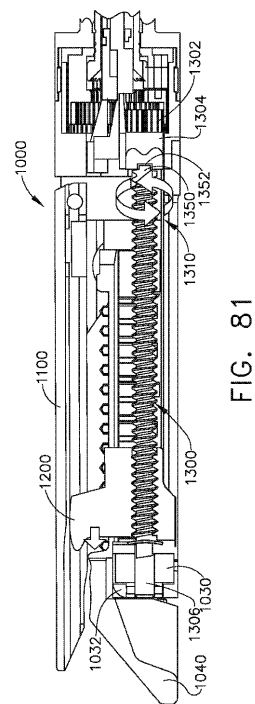
【図 79】



【図 80】



【図 81】



【図 8 1 A】

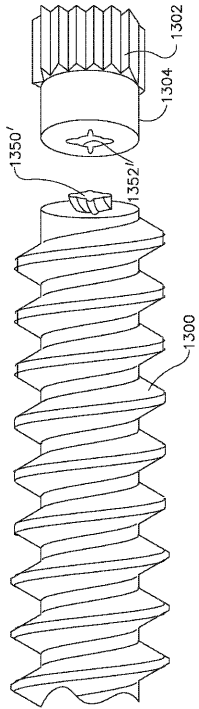


FIG. 81A

【図 8 1 B】

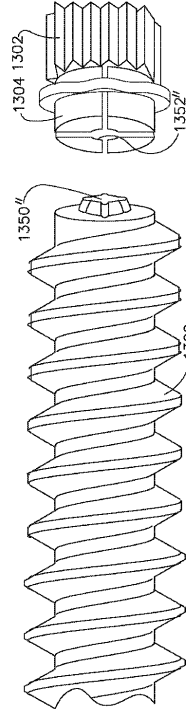


FIG. 81B

【図 8 2】

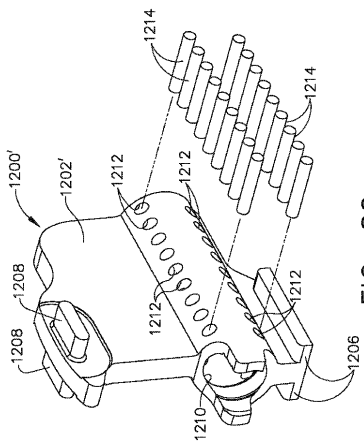


FIG. 82

【図 8 4】

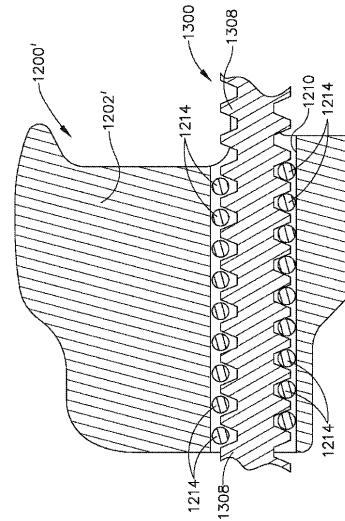


FIG. 84

【図 8 3】

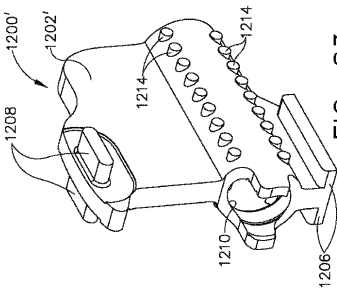


FIG. 83

【 図 8 5 】

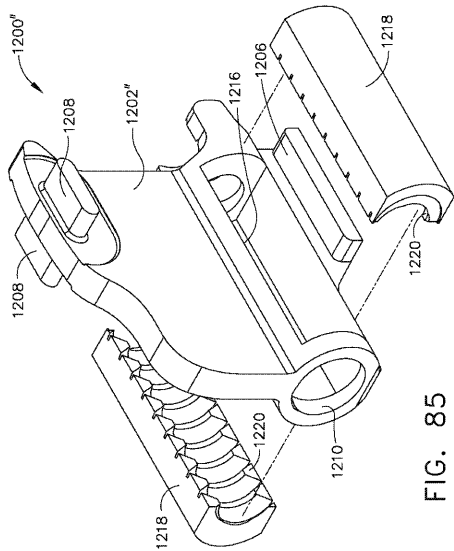


FIG. 85

【 図 8 6 】

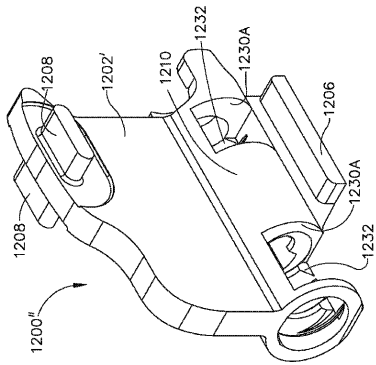


FIG. 86

【 図 8 7 】

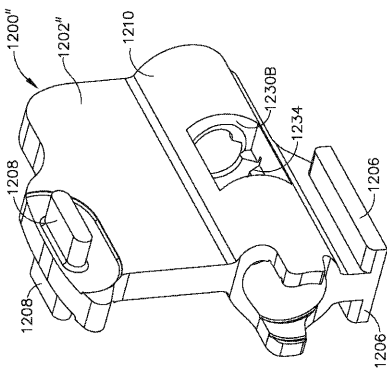


FIG. 87

【 図 8 8 】

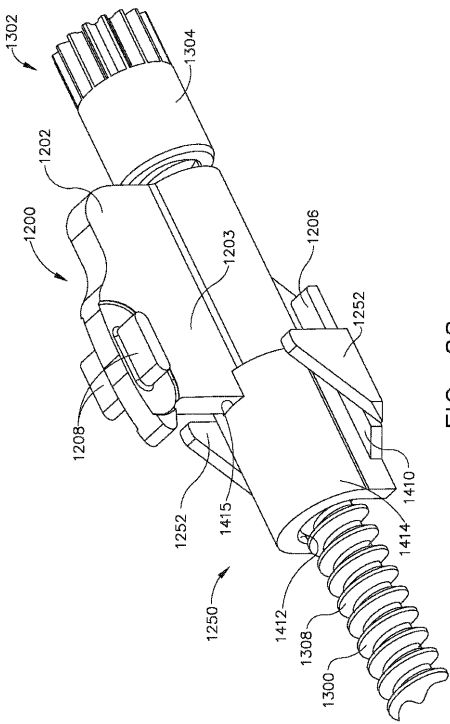


FIG. 88

【 図 8 9 】

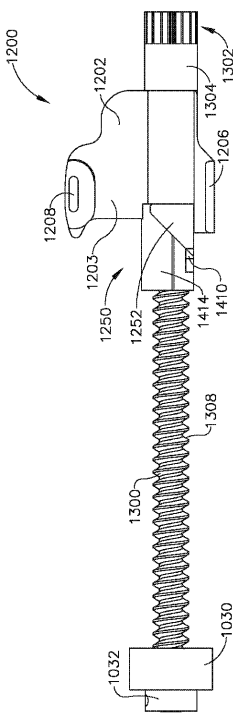


FIG. 89

【図 90】

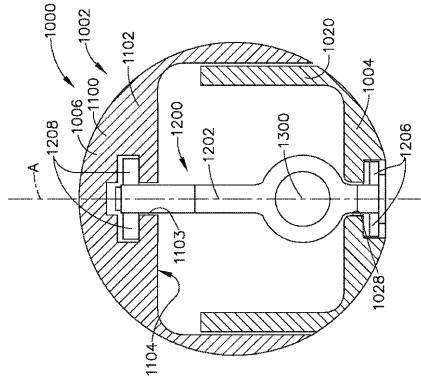


FIG. 90

【図 91】

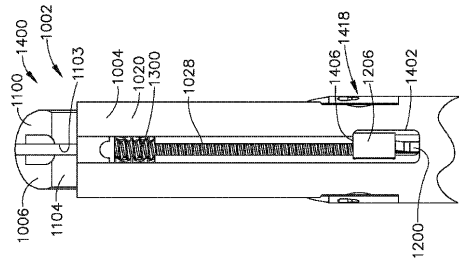


FIG. 91

【図 94】

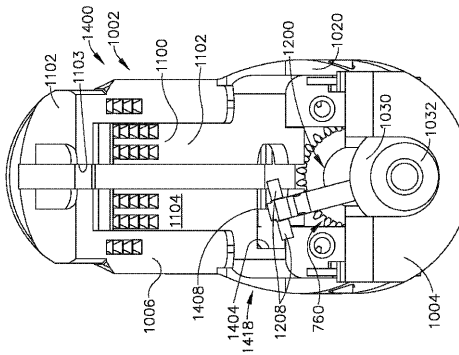


FIG. 94

【図 95】

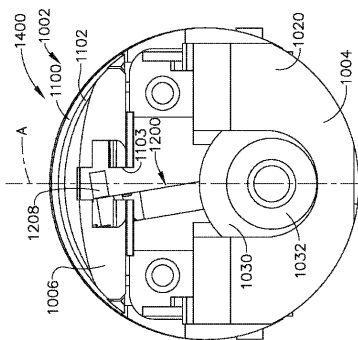


FIG. 95

【図 92】

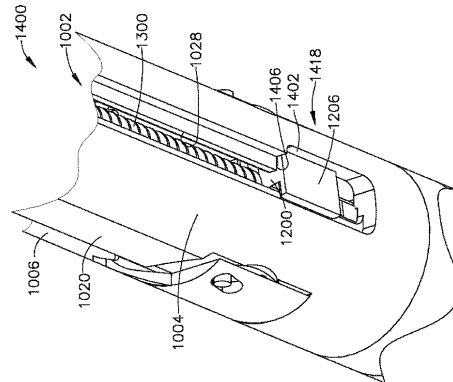


FIG. 92

【図 93】

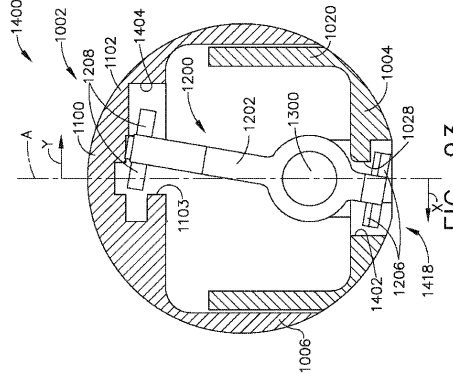


FIG. 93

【図 96】

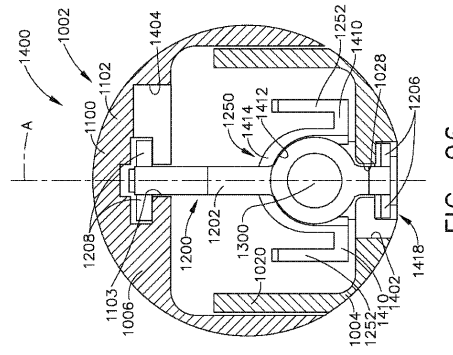


FIG. 96

【図 97】

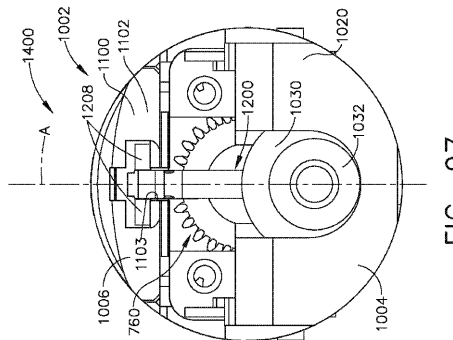


FIG. 97

【 図 9 8 】

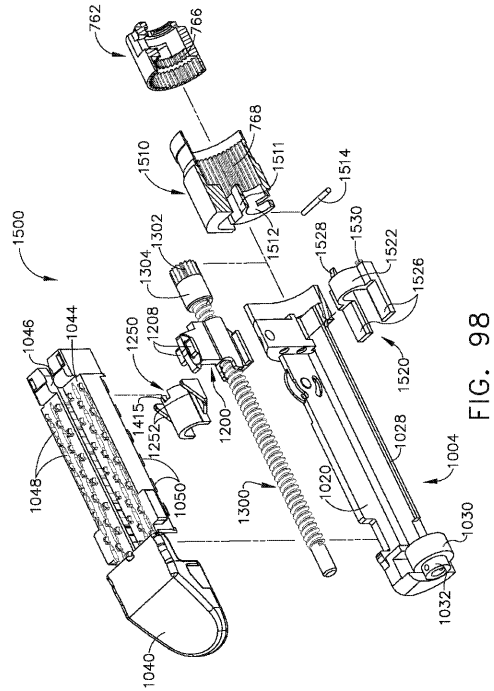
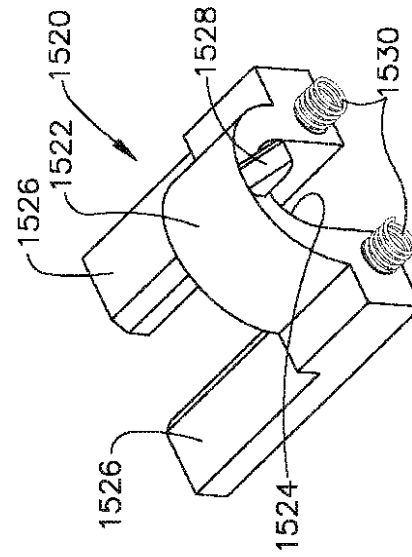


FIG. 98

【 図 9 9 】



66
67
68
69
70

【 図 1 0 0 】

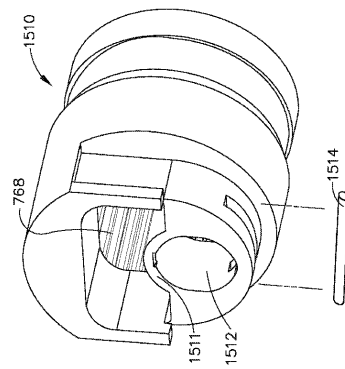


FIG. 100

【 図 1 0 1 】

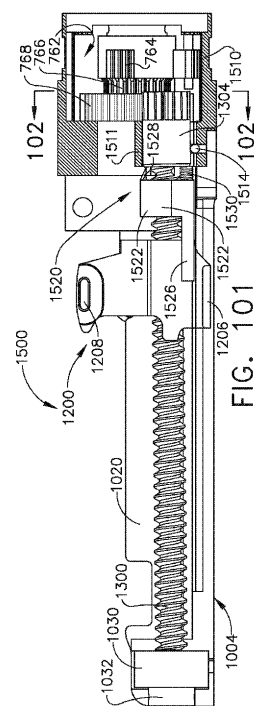


FIG. 101

【図 102】

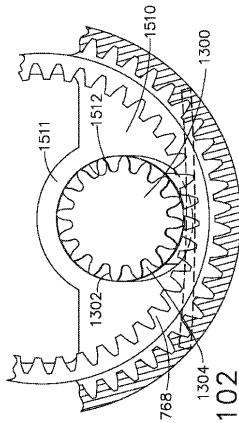


FIG. 102

【図 103】

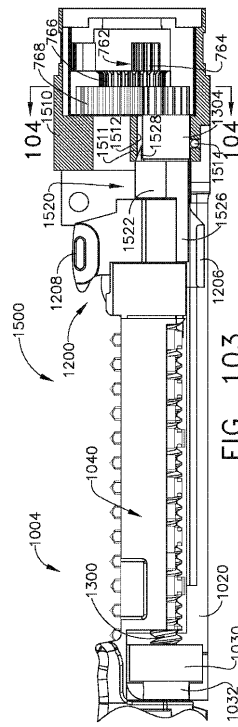


FIG. 103

【図 104】

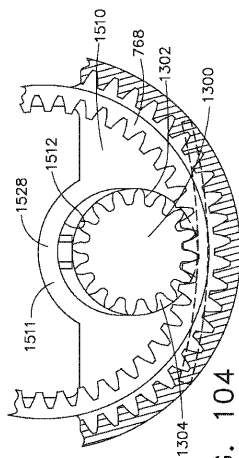


FIG. 104

【図 105】

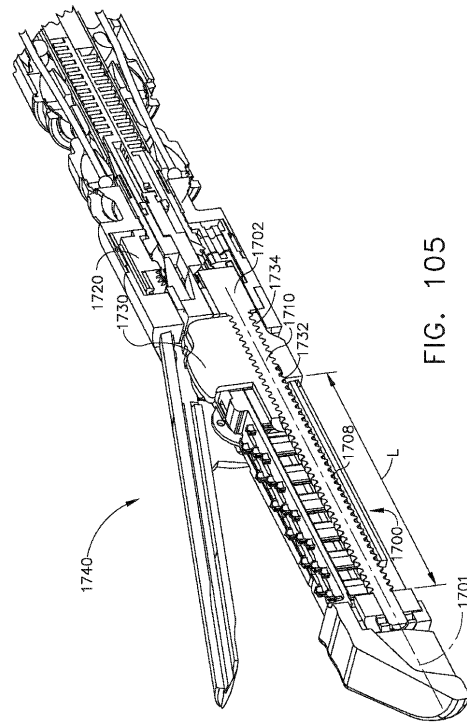
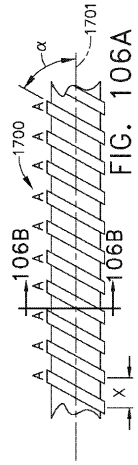


FIG. 105

【図 106 A】



【図 106 B】

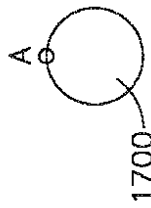


FIG. 106B

【図 107 B】

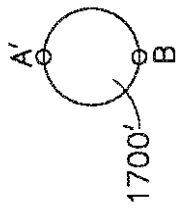


FIG. 107B

【図 107 A】

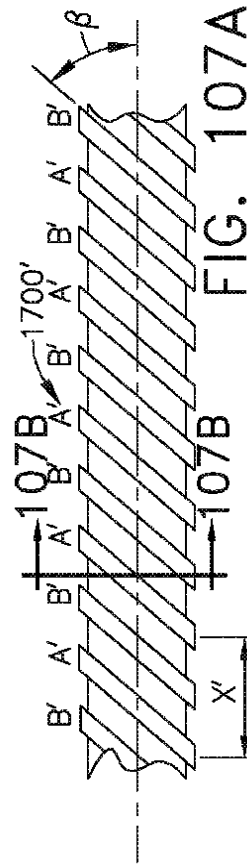


FIG. 107A

【図 108 A】

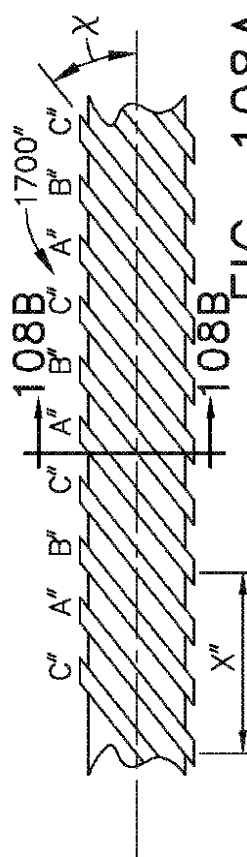


FIG. 108A

【 ㊦ 1 1 1 】

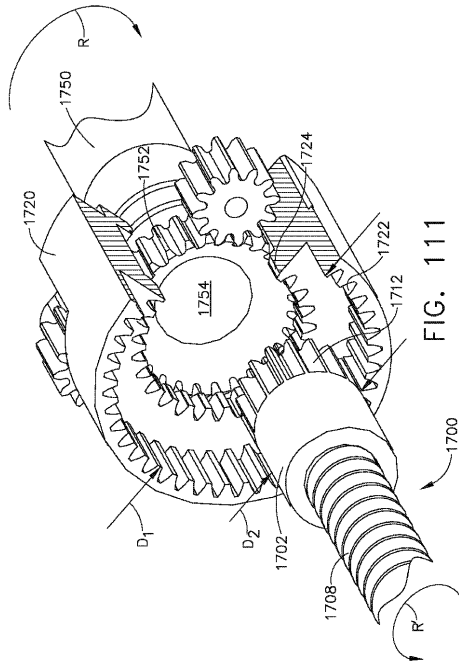


FIG. 111

【 図 1 1 2 】

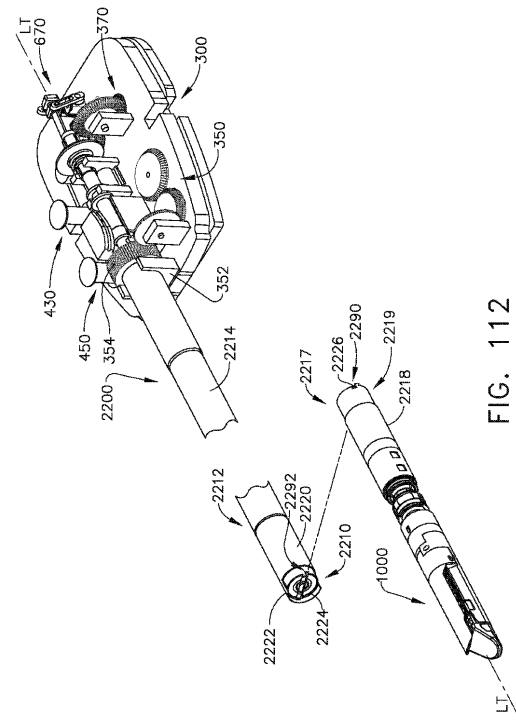


FIG. 112

【 図 1 1 2 A 】

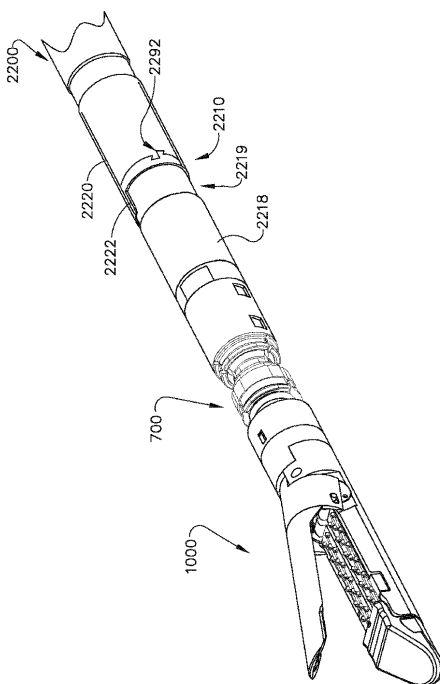


FIG. 112A

【 図 1 1 3 】

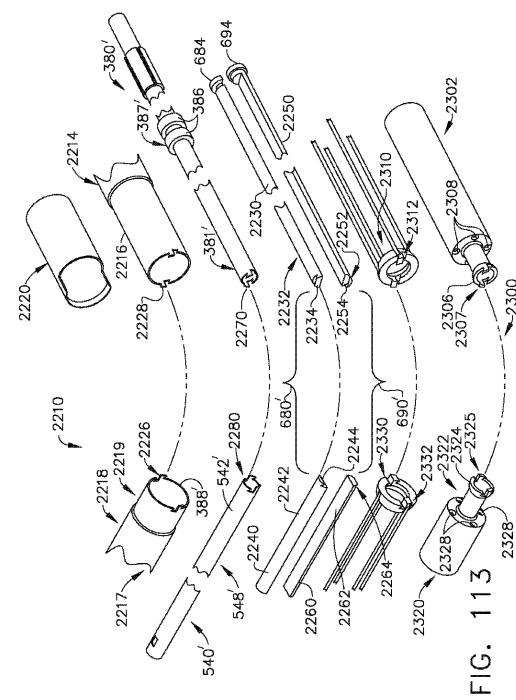


FIG. 113

【 図 1 1 4 】

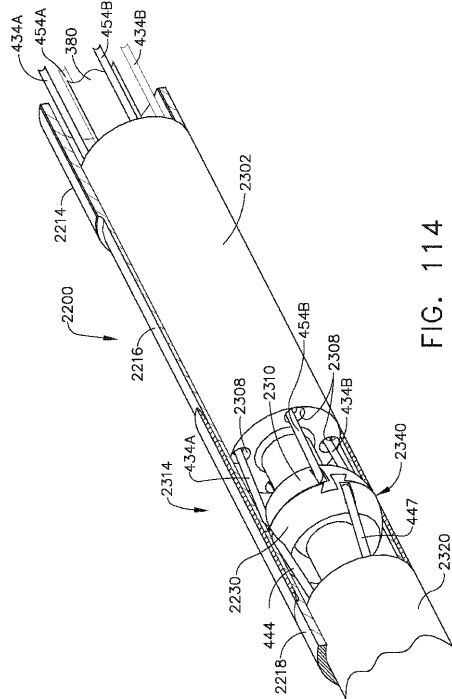


FIG. 114

【 図 1 1 5 】

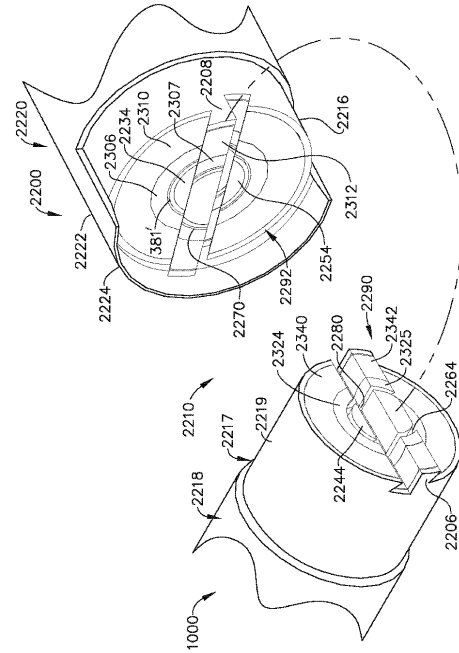


FIG. 115

【 図 1 1 6 】

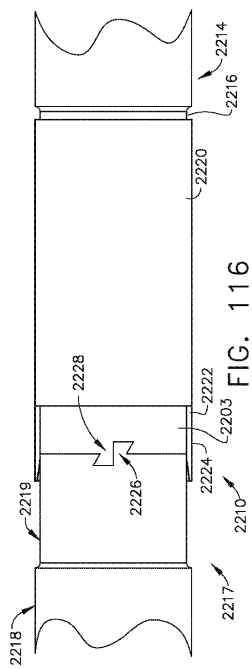


FIG. 116

【 図 1 1 7 】

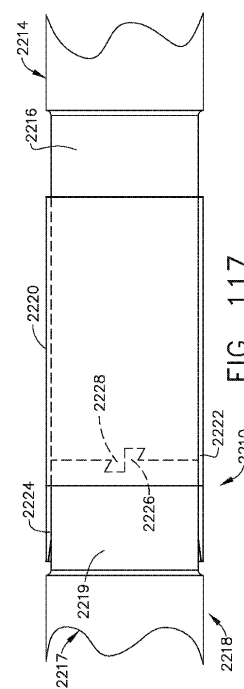


FIG. 117

【図 118】

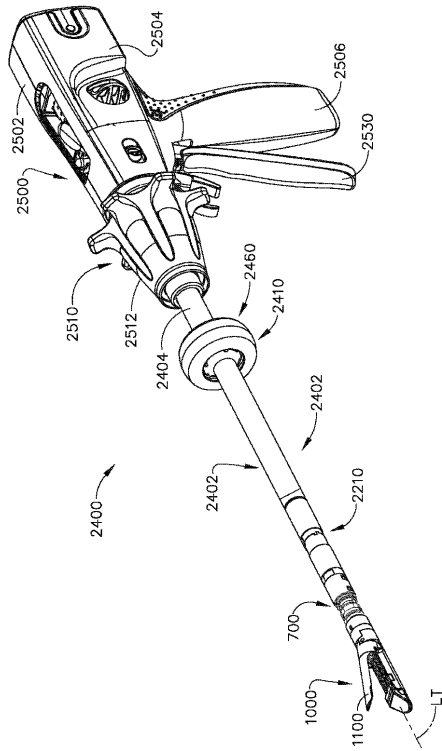


FIG. 118

【図 119】

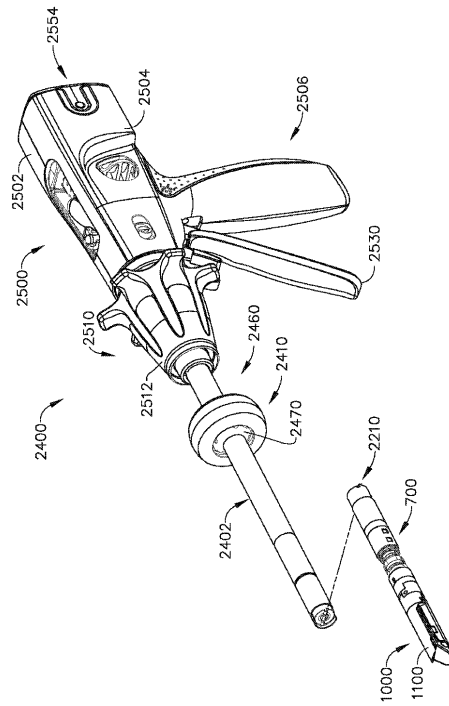


FIG. 119

【図 120】

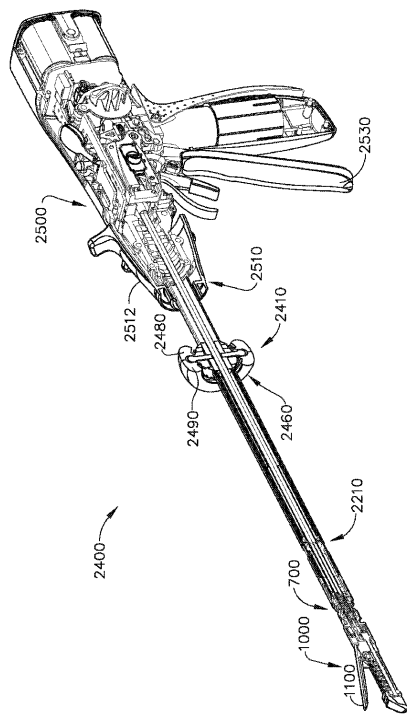


FIG. 120

【図 121】

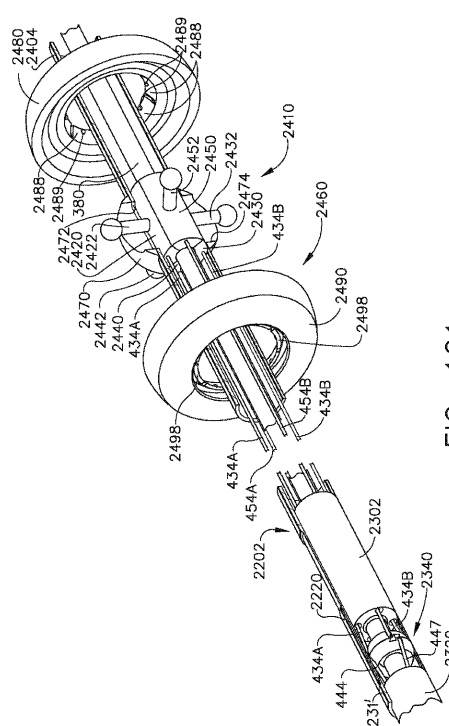


FIG. 121

【 図 1 2 2 】

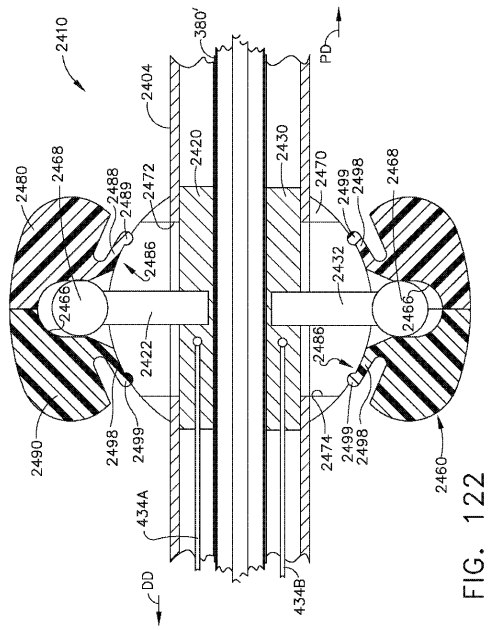


FIG. 122

【 図 1 2 3 】

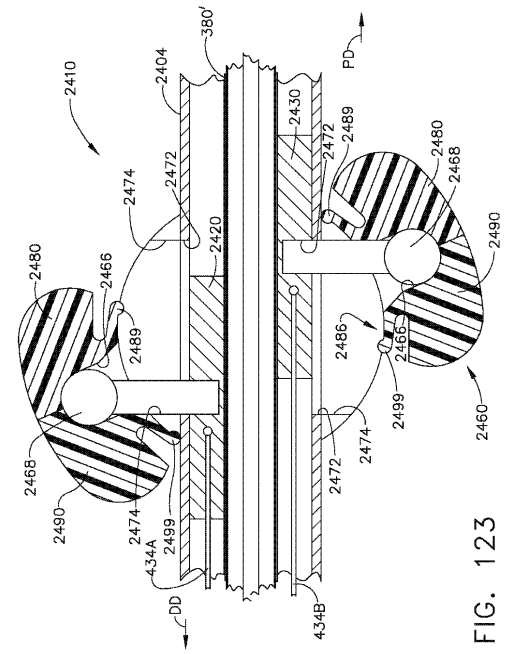


FIG. 123

【 図 1 2 4 】

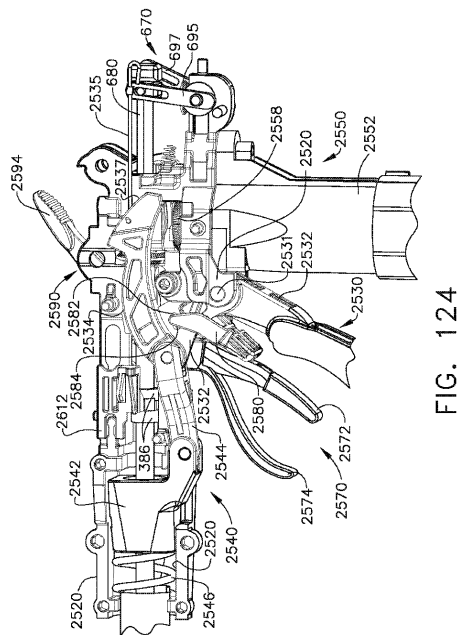


FIG. 124

【 図 1 2 5 】

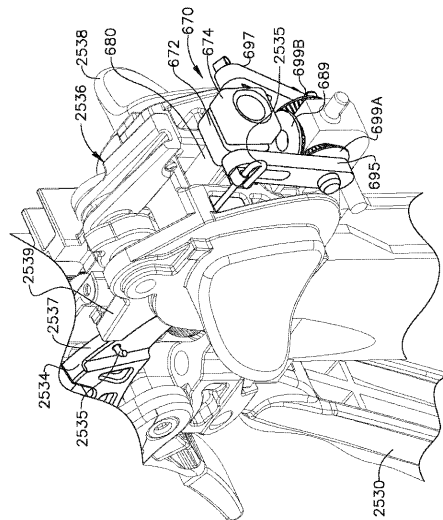


FIG. 125

【図 126】

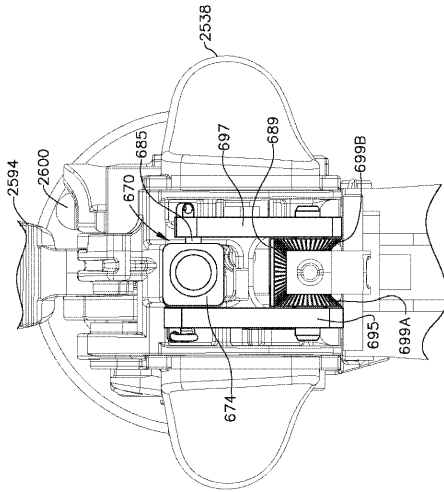


FIG. 126

【図 127】

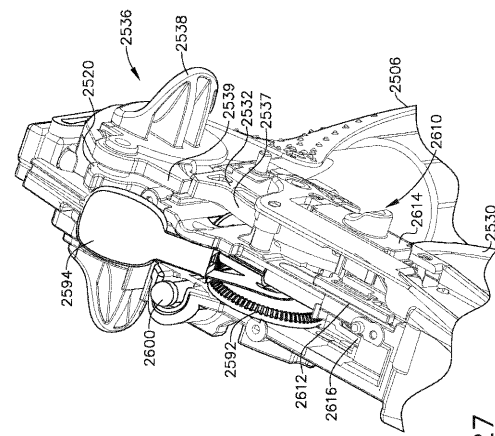


FIG. 127

【図 128】

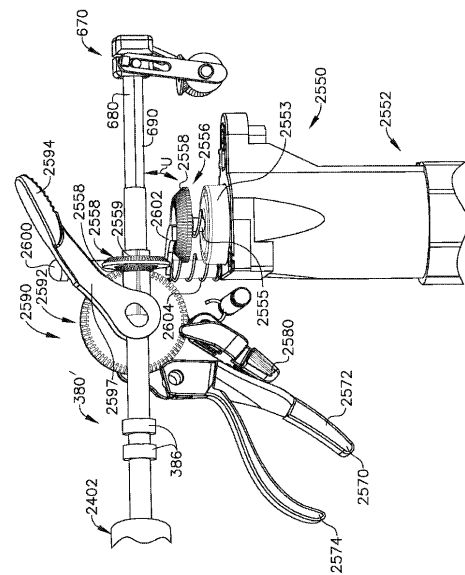


FIG. 128

【図 129】

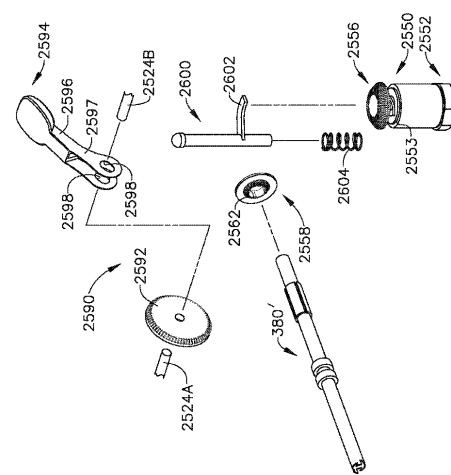


FIG. 129

【図 130】

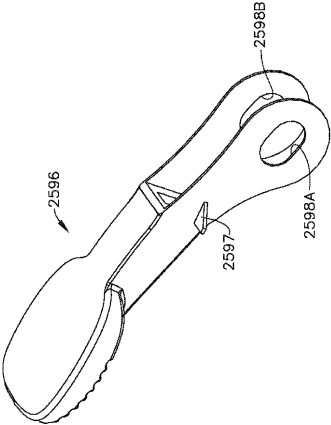


FIG. 130

【図 131】

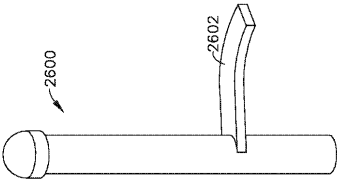


FIG. 131

【図 132】

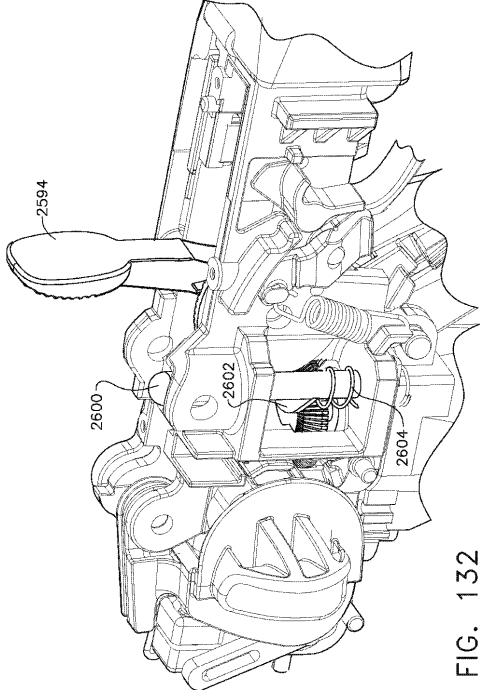


FIG. 132

【図 133】

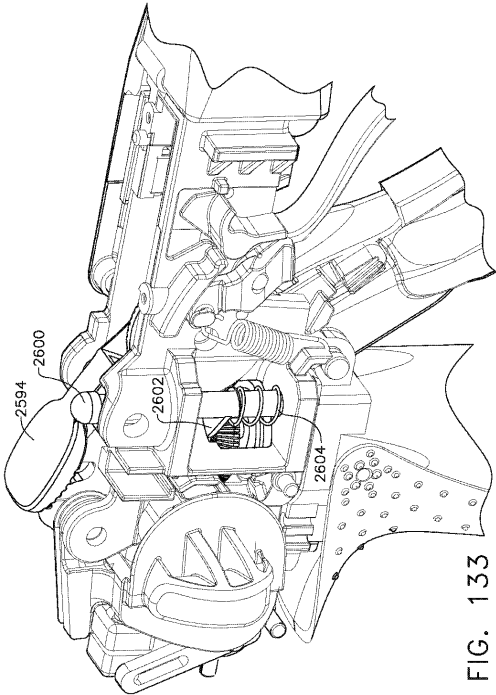


FIG. 133

【図 134】

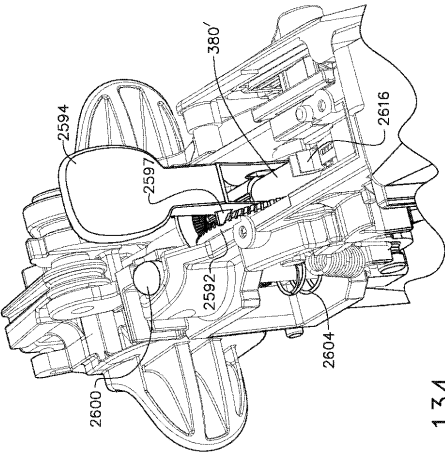


FIG. 134

【図 135】

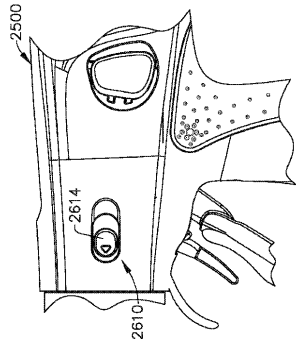


FIG. 135

【図 136】

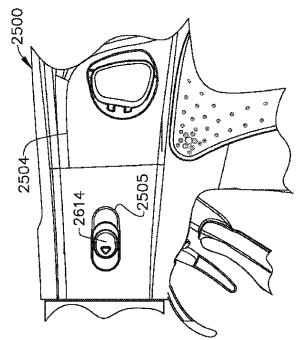


FIG. 136

【図 138】

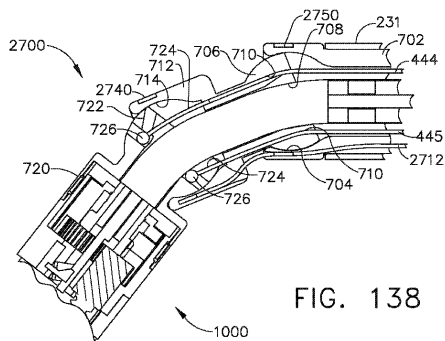


FIG. 138

【図 139】

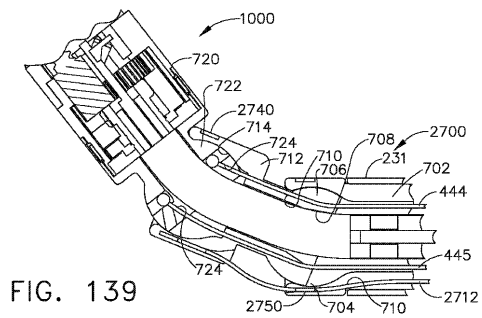


FIG. 139

【図 137】

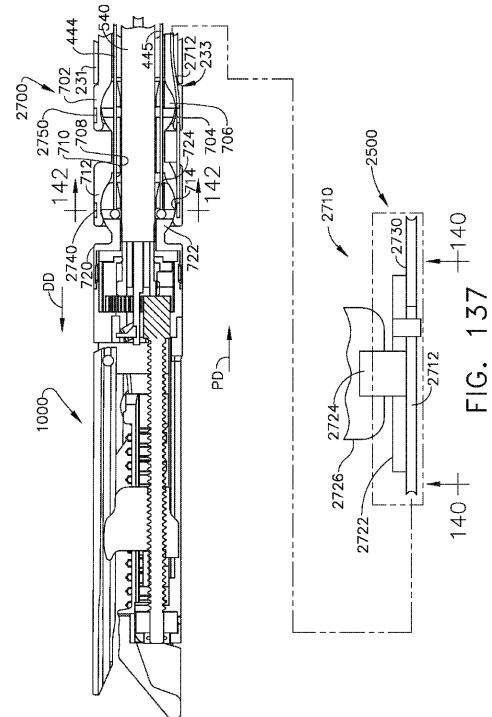


FIG. 137

【図 140】

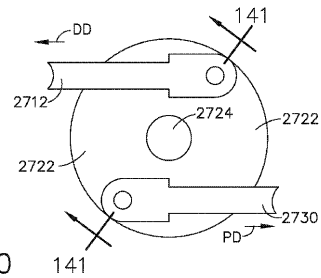


FIG. 140

【図 141】

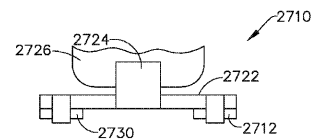


FIG. 141

【図 142】

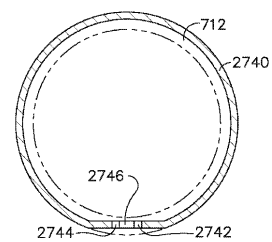


FIG. 142

【図 143】

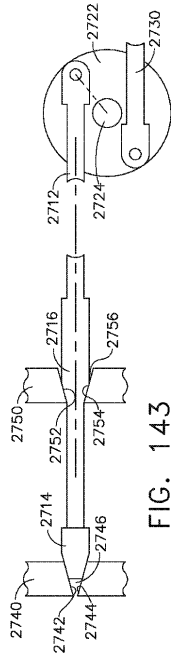


FIG. 143

【図 144】

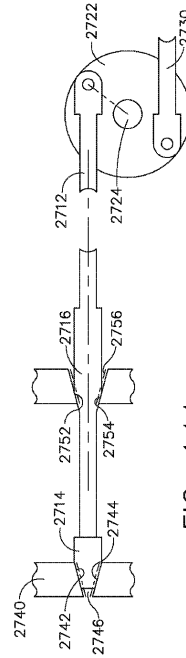


FIG. 144

【図 145 - 146】

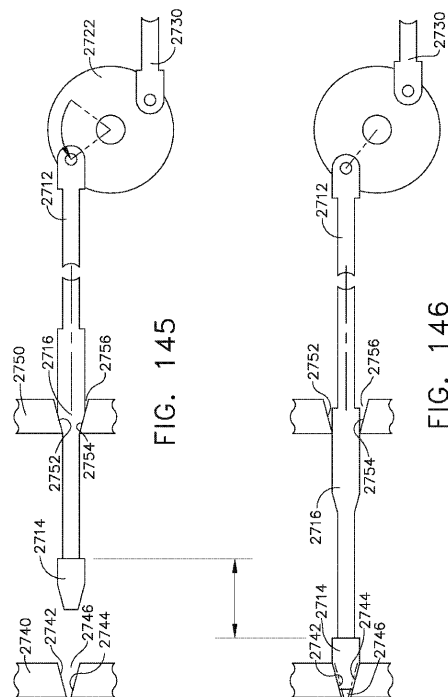


FIG. 145

FIG. 146

【図 147】

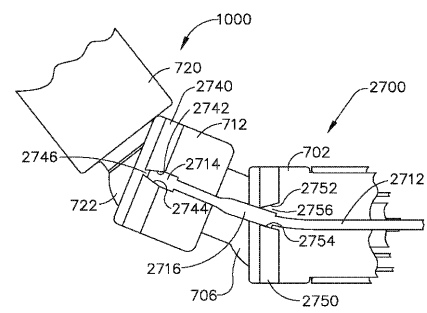


FIG. 147

【 図 1 4 8 】

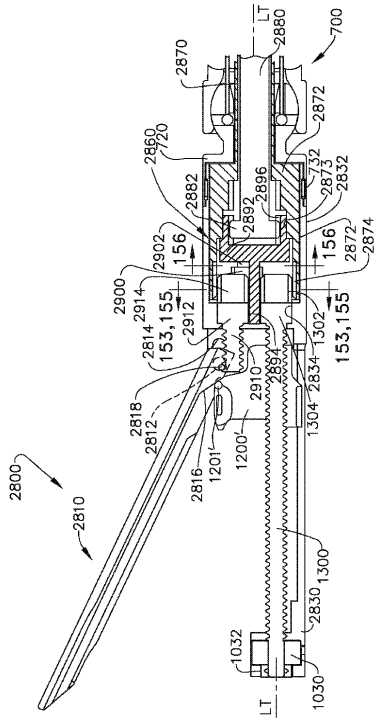


FIG. 148

【 図 1 4 9 】

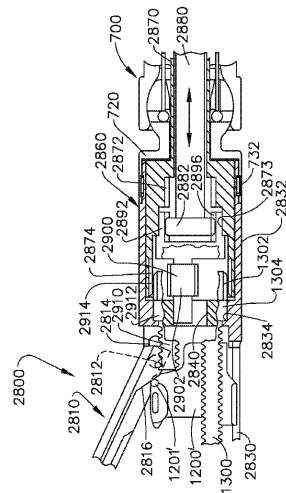


FIG. 149

【 図 1 5 0 】

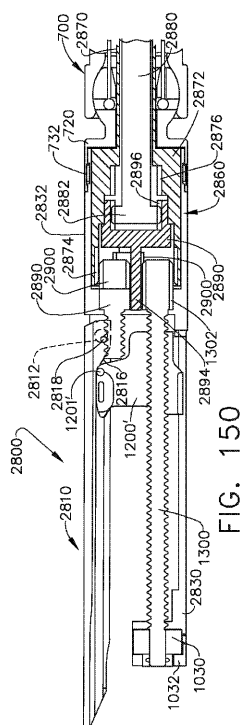


FIG. 150

【 ㊦ 1 5 1 】

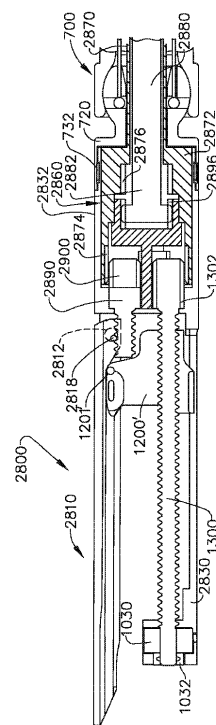


FIG. 151

【 図 1 5 2 】

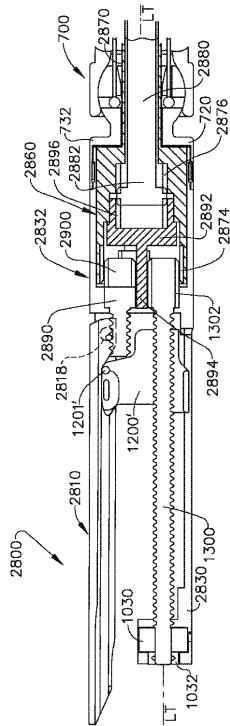


FIG. 152

【 図 1 5 3 】

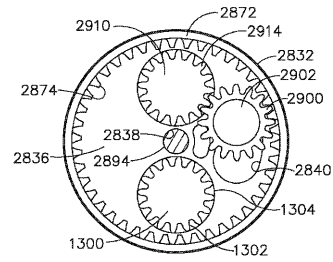


FIG. 153

【 図 1 5 4 】

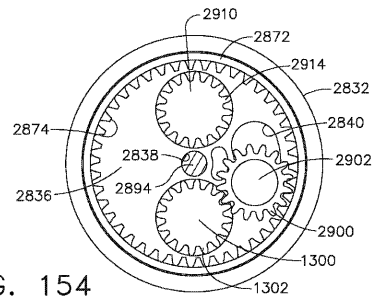


FIG. 154

【 図 1 5 5 】

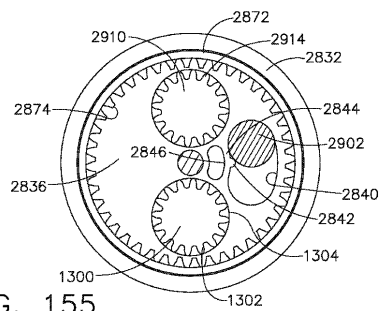


FIG. 155

【 図 1 5 6 】

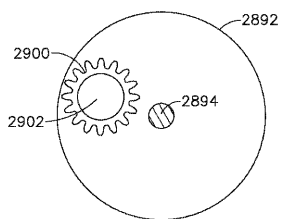


FIG. 156

【 図 1 5 7 】

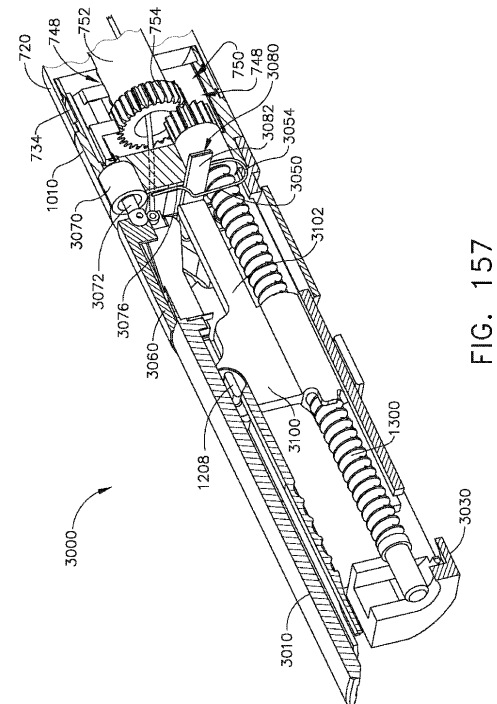


FIG. 157

【図 158】

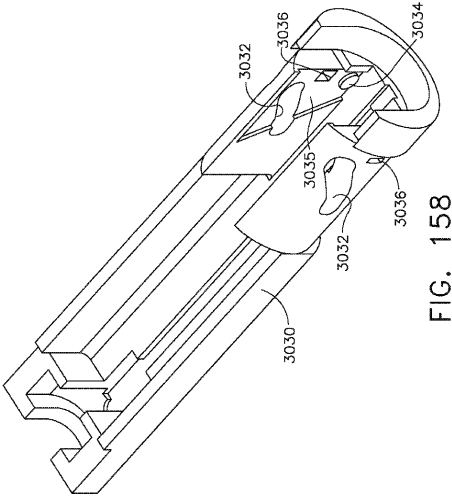


FIG. 158

【図 159】

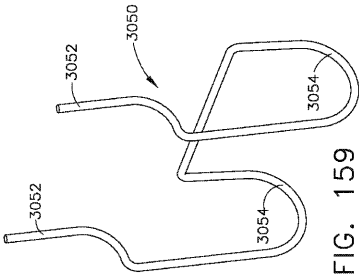


FIG. 159

【図 161】

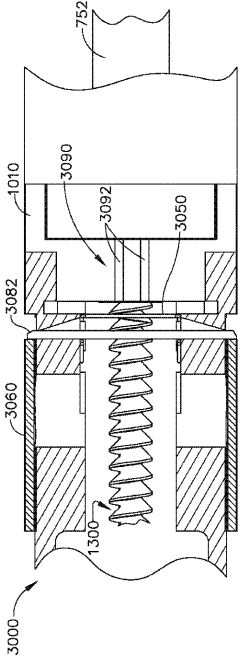


FIG. 161

【図 160】

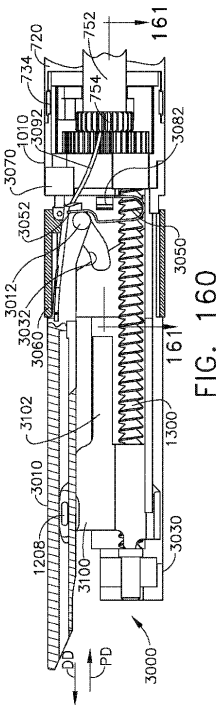


FIG. 160

【図 162】

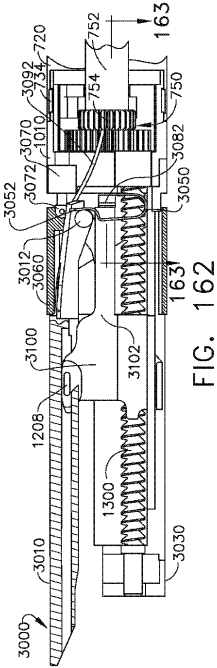
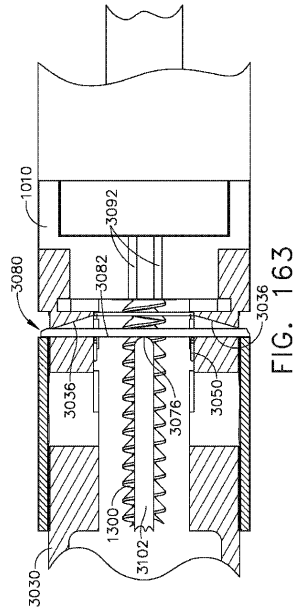
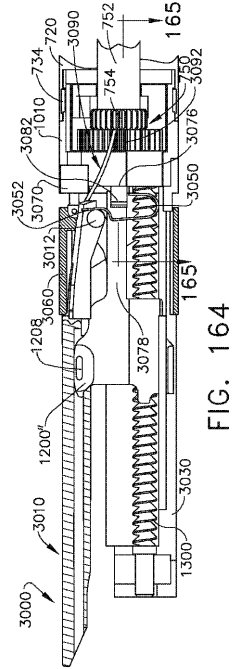


FIG. 162

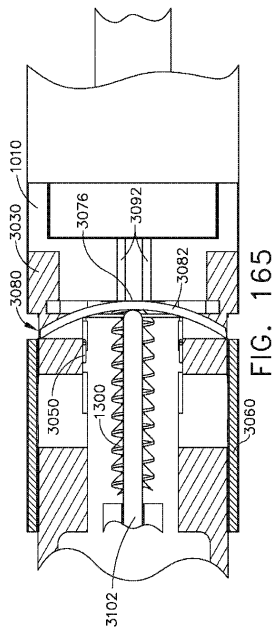
【図 163】



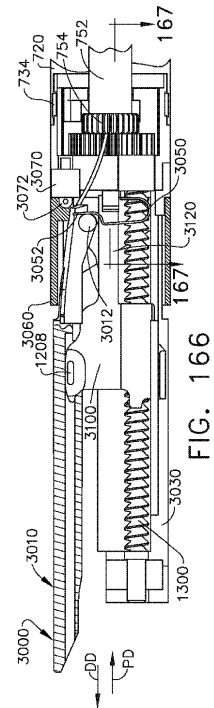
【図 164】



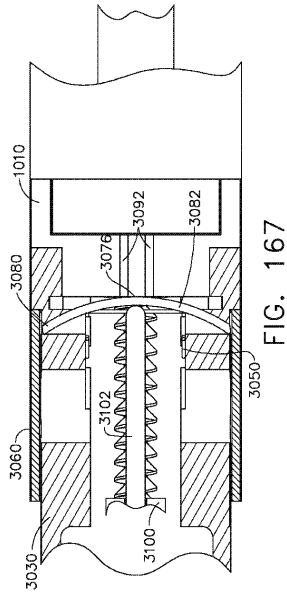
【図 165】



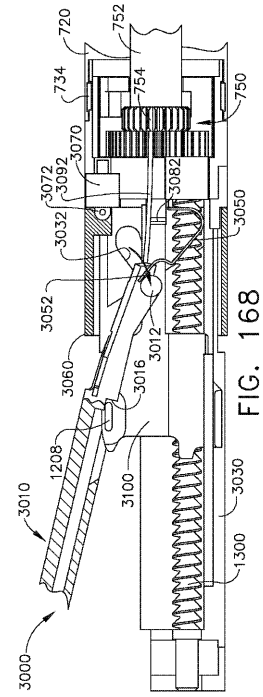
【図 166】



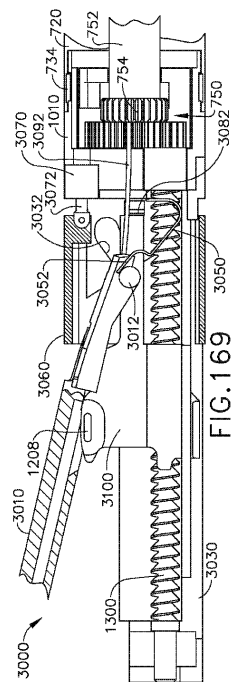
【図 167】



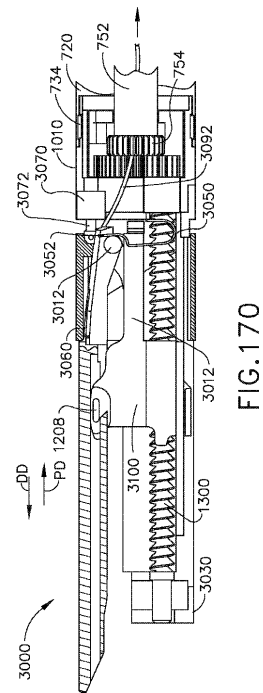
【図 168】



【図 169】



【図 170】



【 図 1 7 1 】

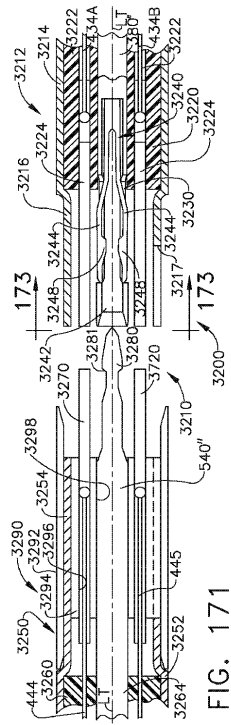


FIG. 171

【 図 1 7 2 】

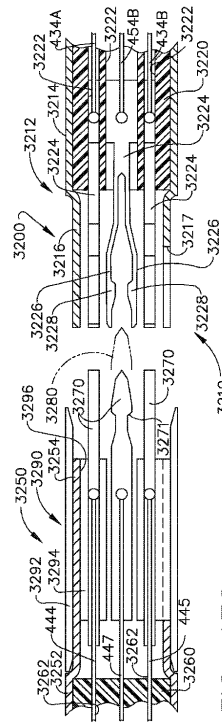


FIG. 172

【 図 1 7 3 】

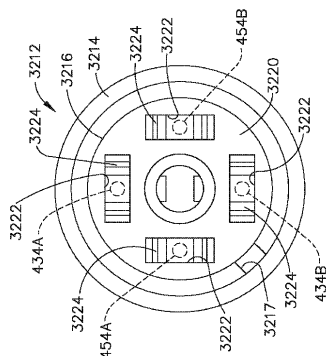


FIG. 173

【 図 1 7 4 A 】

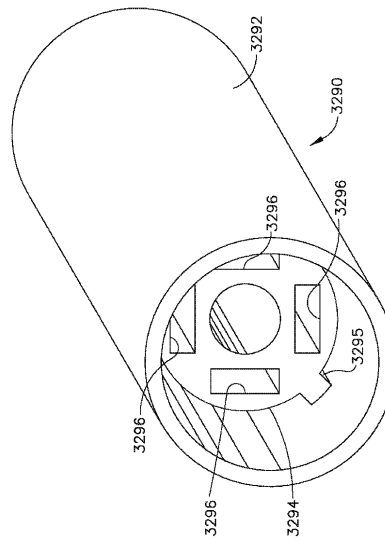


FIG. 174A

【 図 1 7 4 】

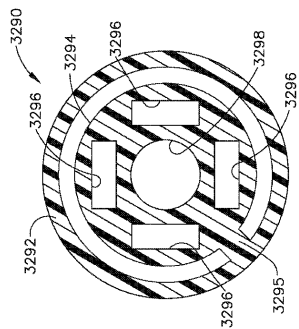


FIG. 174

【図 175】

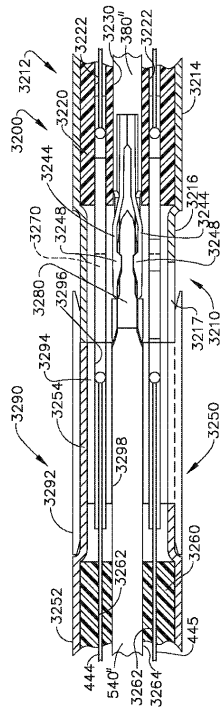


FIG. 175

【図 176】

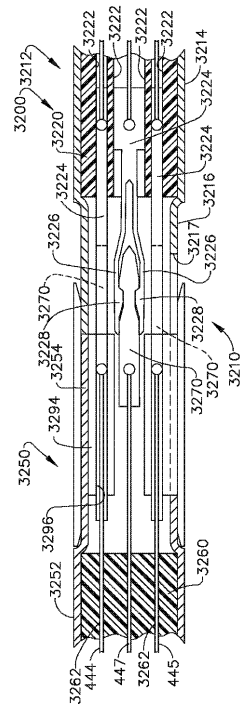


FIG. 176

【図 177】

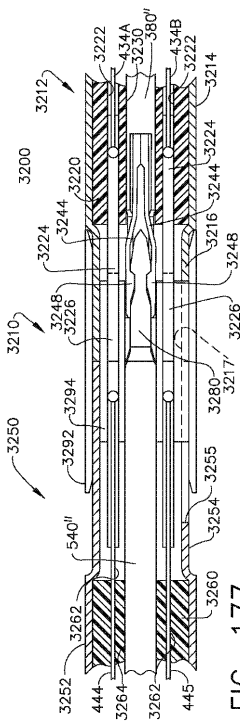


FIG. 177

【図 178】

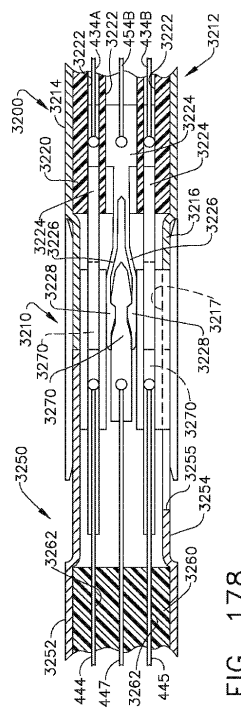


FIG. 178

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 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 近藤 利充

- (56)参考文献 特開2012-005838(JP,A)
米国特許出願公開第2005/0010213(US,A1)
特開2010-036039(JP,A)
特表2010-540041(JP,A)
米国特許第06331181(US,B1)
特開2009-189844(JP,A)
特開2010-075242(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 13/00 - 90/98