

(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.

A 61 B 17/29 (2006.01)
A 61 B 34/30 (2016.01)

F 1

A 61 B 17/29
A 61 B 34/30

請求項の数 9 (全 117 頁)

(21) 出願番号 特願2015-520308 (P2015-520308)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月20日 (2013.6.20)
 (65) 公表番号 特表2015-525612 (P2015-525612A)
 (43) 公表日 平成27年9月7日 (2015.9.7)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2013/046728
 (87) 國際公開番号 WO2014/004239
 (87) 國際公開日 平成26年1月3日 (2014.1.3)
 審査請求日 平成28年6月20日 (2016.6.20)
 (31) 優先権主張番号 13/536,277
 (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)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコ
 ーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 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 45
 45
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

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、

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、

10

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、

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】

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。

【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。

【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、

10

20

30

40

50

外科用ステープルカートリッジと、
前記外科用ステープ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 10
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 S
urgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dext
erity 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 S
urgical 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 Surgica
l Apparatus」である米国特許第6,364,888号、発明の名称が「Mechanical Actuator Interface System For R
obotic Surgical Tools」である米国特許第7,524,320号、

【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、本発明の例示的実施形態の以下
の説明を添付図面と併せて参考することによって、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】

様々な例示的実施形態について、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。 10

【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。 20

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

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

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

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

【図23】遠位軸部分が近位軸部分に取り付けられている、図19～22の急速脱着継手の実施形態を示す別の断面図である。 30

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

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

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

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

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

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

【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。 40

【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34A】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34B】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

50

側面図である。

【図35】駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図36】図35の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

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

【図38】図37に示される駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。

【図39】駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す斜視図である。

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

【図41】図39及び40の駆動軸アセンブリの実施形態を示す上面図である。 10

【図42】図41の駆動軸アセンブリの実施形態を示す断面図である。

【図43】駆動軸アセンブリの別の実施形態を示す部分断面図である。

【図44】図43の駆動軸アセンブリの実施形態を示す別の断面図である。

【図45】駆動軸アセンブリの別の実施形態の一部分を示す別の断面図である。

【図46】図45の駆動軸アセンブリを示す別の断面図である。

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

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

【図49】図47及び48のエンドエフェクタの実施形態を示す横断面図である。

【図50】図47～49のエンドエフェクタの実施形態を示す別の横断面図である。 20

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

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

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

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

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

【図56】閉鎖システムの実施形態を示す分解斜視図である。 30

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

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

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

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

【図60】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61】駆動システムの実施形態を示す部分斜視図である。 40

【図62】図61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63】図61及び62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64】第1の軸線方向駆動位置にある図61～63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65】第2の軸線方向駆動位置にある図61～64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66】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67】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68】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69】図68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70】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71】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70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72】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73】図72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74】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75】発射部材がその発射行程の端部まで駆動されている、図74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76】発射部材が撤回されている、図74及び75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77】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。 20

【図78】器具駆動軸の実施形態の一部分を示す分解組立図である。

【図79】発射部材がその発射行程の端部にある、図77のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。

【図80】発射部材が撤回されている、図77及び78のエンドエフェクタを示す別の断面側面図である。

【図81】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81A】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81B】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82】発射部材の実施形態を示す分解組立図である。

【図83】図82の発射部材を示す斜視図である。 30

【図84】器具駆動軸の例示的実施形態の一部分に設置された図82及び83の発射部材を示す断面図である。

【図85】発射部材の別の実施形態を示す分解組立図である。

【図86】発射部材の別の実施形態を示す後面斜視図である。

【図87】図86の発射部材の実施形態を示す正面斜視図である。

【図88】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89】図88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90】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60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91】本開示の様々な例示的実施形態による、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92】閉鎖された動作不能な形態にある図91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93】閉鎖された動作不能な形態にある図91の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。

【図94】開放された動作不能な形態にある図91の外科用エンドエフェクタを示す端面立面図である。

【図95】閉鎖された動作不能な形態にある図91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96】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91の外科用エンドエフェクタを示す立面断面図である。

【図97】閉鎖された動作可能な形態にある図91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98】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99】図98に示される付勢要素の斜視図である。

【図100】図98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101】第2の組の位置にある付勢要素を例証する図98の外科用エンドエフェクタを示す断面立面図である。

【図102】動作不能位置にある器具駆動軸を例証する図98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103】第1の組の位置にある付勢要素を例証する図98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104】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98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105】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106A】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106B】図106Aの第1の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図107A】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107B】図107Aの第2の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図108A】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108B】図108Aの第3の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図109A】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109B】図109Aの第4の駆動ねじを示す断面端面図である。

【図110】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111】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112】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。

【図112A】図112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113】図112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114】図112及び113の細長い軸アセンブリの一部分を示す斜視図である。

【図115】図112～114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116】係止カラーが係止解除位置にある、図112～115の急速脱着連結具構成を示す側面立面図である。

【図117】係止カラーが係止位置にある、図112～116の急速脱着連結具構成を示す別の側面立面図である。

【図118】外科用ツールの別の実施形態を示す斜視図である。

【図119】図118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120】図118及び119の外科用ツールの実施形態を示す断面斜視図である。

【図121】関節接合システムの一部分を示す断面斜視図である。

【図122】中立位置にある図121の関節接合システムを示す断面図である。

【図123】関節接合位置にある図121及び122の関節接合システムを示す別の断面図である。

【図124】明瞭にするために一部を省略した図118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。

【図125】明瞭にするために一部を省略した図118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面斜視図である。

【図126】明瞭にするために一部を省略した図118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す後面立面図である。 10

【図127】明瞭にするために一部を省略した図118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す正面斜視図である。

【図128】明瞭にするために一部を省略した図118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す側面立面図である。

【図129】図118～120の外科用器具の実施形態の逆転システムの例示的実施形態を示す分解組立図である。

【図130】図129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131】図129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132】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118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。 20

【図133】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118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す斜視図である。

【図134】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118～120の外科用器具の実施形態の一部分を示す別の斜視図である。

【図135】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118～120の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す側面立面図である。

【図136】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118～120の外科用器具の実施形態のハンドルアセンブリ部分の一部分を示す別の側面立面図である。 30

【図137】係止可能な関節継手の実施形態を備えた別の外科用ツールの実施形態の一部分を示す断面図である。

【図138】1つの形態で関節接合された図137の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。

【図139】別の形態で関節接合された図137及び138の外科用ツールの一部分を示す別の断面図である。

【図140】図137の線140-140で取った図137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141】図140の線141-141で取った図140の関節係止システムを示す断面図である。 40

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

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

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

【図145】図139に例証される第2の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合 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146】図139に例証される第1の関節接合位置へとエンドエフェクタが関節接合されているときに、第1及び第2の係止リングが反ってそれら個々の締付け解除又は係止解除位置に至っているときの係止ワイヤの位置を示す図である。

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

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

【図149】図148のエンドエフェクタの実施形態を示す別の断面図である。 10

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

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

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

【図153】駆動伝達装置がアンビルアセンブリを作動させるように構成された、図148の線153～153で取った図148～152のエンドエフェクタを示す断面図である。 20

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

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

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

【図157】エンドエフェクタの別の実施形態を示す断面斜視図である。

【図158】図157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159】アンビルばねの実施形態を示す斜視図である。 30

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

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

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

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

【図164】発射部材がその最近位位置にある、図157及び160～163のエンドエフェクタを示す別の側面断面図である。 40

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

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

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

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

【図169】発射部材がその開始位置まで移動した後の、図157及び160～168の 50

エンドエフェクタを示す別の側面断面図である。

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

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

【図172】図171の急速脱着構成を示す別の部分断面図である。

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

【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 Actuated Closable 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 Applier*」、(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-Actuatable Reversing System*」、(代理人整理番号第END7144USNP/120148)。

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

o n t r o l l e d M o t o r i z e d S u r g i c a l I n s t r u m e n t」、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「R o b o t i c a l l y - C o n t r o l l e d S u r g i c a l S t a p l i n g D e v i c e s T h a t P r o d u c e F o r m e d S t a p l e s H a v i n g D i f f e r e n t L e n g t h s」、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「R o b o t i c a l l y - C o n t r o l l e d M o t o r i z e d C u t t i n g a n d F a s t e n i n g I n s t r u m e n t」、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「R o b o t i c a l l y - C o n t r o l l e d S h a f t B a s e d R o t a r y D r i v e S y s t e m s F o r S u r g i c a l I n s t r u m e n t s」、米国特許出願公開第2011-0290854 A1号。 10

- 米国特許出願第13/118,263号、発明の名称「R o b o t i c a l l y - C o n t r o l l e d S u r g i c a l I n s t r u m e n t H a v i n g R e c o r d i n g C a p a b i l i t i e s」、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「R o b o t i c a l l y - C o n t r o l l e d S u r g i c a l I n s t r u m e n t W i t h F o r c e F e e d b a c k C a p a b i l i t i e s」、米国特許出願公開第2011-0290856 A1号。 20

- 米国特許出願第13/118,246号、発明の名称「R o b o t i c a l l y - D r i v e n S u r g i c a l I n s t r u m e n t W i t h E - B e a m D r i v e r」、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「S u r g i c a l S t a p l i n g I n s t r u m e n t s W i t h R o t a t a b l e S t a p l e D e p l o y m e n t A r r a n g e m e n t s」。

【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、特定の例示的実施形態について以下に記載する。これらの例示的実施形態の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て例証するデバイス及び方法は、非限定的な例示的実施形態であり、本発明の様々な例示的実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。ある例示的実施形態と関連して例証又は記載する特徴は、他の例示的実施形態の特徴と組み合わされてもよい。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。 30

【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実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。 40

【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ーに載せられるように構成される。カート20は、好み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。

10

20

30

40

50

【0011】

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

【0012】

図6～9に見られるように、アダプタ部分310は、一般に、ツール側面314及びホルダ側面316を含む。複数の回転可能な本体320は、アダプタ310の主表面に対して垂直な周囲のアダプタ構造に対する限定された移動範囲を有する、浮動プレート318に装着される。浮動プレート318の軸線方向移動は、ツール装着部分ハウジング(図示なし)の側面に沿ってレバー又は他のラッチ構造を作動させたとき、回転可能な本体320をツール装着部分300から切り離す助けとなる。他の実施形態は、ツール装着部分300をアダプタ310に解除可能に連結するための他の機構/構成を用いてもよい。図6～10の実施形態では、回転可能な本体320は、回転可能な本体320の周りの円周方向陥凹部内へと延在する弾性の径方向部材によって、浮動プレート318に弹性的に装着される。回転可能な本体320は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート318に対して軸線方向に移動することができる。第1の軸線方向位置(ツール側面314に向かう)で配設されると、回転可能な本体320は角度の制限なく自由に回転することができる。しかしながら、回転可能な本体320がツール側面314に向かって軸線方向に移動するにつれて、タブ322(回転可能な本体320から径方向で延在する)が浮動プレート上の移動止めを横方向で係合することによって、回転可能な本体320のそれらの軸線を中心とした角度回転が制限される。このような制限された回転を使用することで、ピン332が開口部334'に整列される(且つその中に滑り込む)まで駆動ピン322が回転可能な本体320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320をロボットシステム10の対応するツールホルダ部分330の駆動ピン332と駆動可能に係合する助けとすることができます。回転可能な本体320のツール側面314上にある開口部334及びホルダ側面316上にある開口部334'は、ツール装着部分300の被駆動要素306(図10)をツールホルダ330の駆動要素336と正確に整列するように構成される。被駆動要素306の内側及び外側ピン308に関して上述したように、開口部334、334'は、それら個々の回転可能な本体306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180度にならないことが担保される。それに加えて、開口部334はそれぞれ、円周方向でピン308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てもよい。これにより、ピン308が開口部334内で径方向で摺動することが可能になると共に、ツール100とツールホルダ330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 314 の開口部 334 は、図 9 に最も明瞭に見られるように、ホルダ側面 316 の開口部 334'（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 340 のアレイはアダプタ 310 のホルダ側面 316 上に位置し、アダプタ 310 のツール側面 314 は、ツール装着部分 300 からピンアレイ（図示なし）を受け入れるスロット 342（図 9）を含む。外科用器具 100 とツールホルダ 330 との間で電気信号を伝送することに加えて、これらの電気的接続の少なくとも一部は、アダプタ 310 の回路基板によってアダプタ記憶装置 344（図 8）に接続されてもよい。

【0014】

図 6 ~ 10 の実施形態では、アダプタ 310 をツールホルダ 330 に解除可能に固着するのに分離可能なラッチ構成 346 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 10 との関連で使用される場合、アダプタ 310 及びツールホルダ 330 を少なくとも包含し、図 6 において 110 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 330 は、アダプタ 310 に設けられた対応するクレビススロット 311 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 337 を含む。それに加えて、ツールホルダ 330 は、アダプタ 310 の対応するラッチクレビス 313 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 338 を更に有する。図 8 を参照されたい。ラッチアセンブリ 315 は、アダプタ 310 上で移動可能に支持され、一対のラッチクレビス 317 が形成されており、そのラッチクレビス 317 は、ラッチピン 338 がそれら個々のラッチクレビス 313 内で保持される第 1 のラッチ留め位置から、クレビス 317 がクレビス 313 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 338 をラッチクレビス 313 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 310 のツール側面 314 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。

【0015】

次に図 5 及び 11 ~ 16 を参照すると、ツール装着部分 300 は、細長い軸アセンブリ 200 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 11 ~ 13 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 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 350 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 200（及び外科用エンドエフェクタ 1000）を、長手方向ツール軸線 LT - LT を中心にして回転させるのに用いられる。

【0016】

図 5 及び 11 ~ 13 の実施形態では、第 1 の駆動システム 350 は、細長い軸アセンブリ 200 の近位側閉鎖管セグメント 202 の近位端に形成された（又はそこに取り付けられた）管状歯車（tube gear）セグメント 354 を含む。近位側管セグメント 202 の近位端 208 は、ツール装着プレート 304 上に装着された前方支持クレードル 352 によって、ツール装着部分 300 のツール装着プレート 304 上で回転可能に支持される。図 11 を参照されたい。管状歯車セグメント 354 は、ツール装着プレート 304 上で動作可能に支持される第 1 の回転歯車アセンブリ 360 と噛合係合して支持される。図 11 に見られるように、回転歯車アセンブリ 360 は、ツール装着部分 300 がツール駆動アセンブリ 110 に連結されたとき、ツール装着プレート 304 のアダプタ側面 316 上にあ

10

20

30

40

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 の回転被駆動歯車 364 を更に備える。第 1 の回転被駆動歯車 364 は第 2 の回転被駆動歯車 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 の回転被駆動歯車 374 を更に備える。第 1 の回転被駆動歯車 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 の回転被駆動歯車 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、セグメント上に一対のカラー 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「D D」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

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

【0020】

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

【0021】

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

10

20

30

40

50

して選択的に旋回移動するため、ツール装着プレート304に旋回可能に連結される。

【0022】

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

【0023】

使用の際、臨床医は、ロボットシステム10のコントローラ又は制御ユニットに対して制御コマンドを入力してもよく、そのロボットシステム10が、第2の駆動システム370の様々な構成要素に最終的に伝達される出力運動を「ロボット制御で発生させる」。本明細書で使用するとき、「ロボット制御で発生させる」又は「ロボット制御で発生した」という用語は、ロボットシステムのモータ及び他の電動駆動構成要素に電力供給し、それらを制御することによって生成される運動を指す。これらの用語は、臨床医が行う行為であって、それによって、ロボットシステムのモータに電力供給することによって発生するような運動とは独立して発生する制御運動をもたらす行為を指す、「手動作動可能な」又は「手動で発生した」という用語と区別可能である。ロボット制御で発生した制御運動を第2の駆動システムに第1の方向で加えることにより、第1の回転駆動運動が駆動歯アセンブリ388に加えられる。駆動歯アセンブリ388を第1の回転方向で回転させると、発射部材1200は、エンドエフェクタ1000内におけるその開始位置からその終了位置に向かって遠位方向「DD」で駆動される。ロボット制御で発生した制御運動を第2の駆動システムに第2の方向で加えることにより、第2の回転駆動運動が駆動歯アセンブリ388に加えられる。駆動歯アセンブリ388を第2の回転方向で回転させると、発射部材1200は、エンドエフェクタ1000内におけるその終了位置からその開始位置に向かって近位方向「PD」で駆動される。臨床医が回転制御運動を駆動歯アセンブリ388に手動で加えたいとき、駆動歯アセンブリ388は第2の回転方向で回転し、それによって発射部材1200がエンドエフェクタ内において近位方向「PD」で移動する。同じ構成要素を含む他の実施形態は、回転制御運動を駆動歯アセンブリに手動で加えることによって、駆動歯アセンブリを第1の回転方向で回転させることができ、その回転を使用して、ロボット制御で発生した制御運動が発射部材1200を遠位方向で駆動するのを支援す

10

20

30

40

50

る構成される。

【0024】

エンドエフェクタを発射し、閉鎖し、また回転させるのに使用される駆動軸アセンブリを手動で作動させシフトさせて、モータ(1つ以上)が故障するか、ロボットシステムが電力を失うか、又は他の電子的故障が発生した場合であっても、エンドエフェクタを解除し、手術部位並びに腹部から抜き取ることを可能にすることができる。ハンドル部分426を作動させることによって、作動力又は制御力が手動で発生し、その力が、手動作動可能な逆転システム410の様々な構成要素によって駆動軸アセンブリ388'に加えられる。ハンドル部分426がその非作動状態にある場合、付勢されて逆転装置414との作動可能な係合状態から係脱される。ハンドル部分426の作動を開始することによって付勢がシフトされる。ハンドル426は、発射部材1200及びエンドエフェクタ1000を完全に解除するのに必要な回数、作動を繰り返すように構成される。
10

【0025】

図5及び11～16に示されるように、ツール装着部分300は、ロボットシステム10のツール駆動アセンブリ110からの対応する「第3の」回転出力運動を受け入れ、その第3の回転出力運動を第3の回転制御運動に変換するように構成された、第3の駆動システム430を含む。第3の駆動システム430は、ツール装着部分300がツール駆動アセンブリ110に連結されたとき、ツール装着プレート304のホルダ側面316上にある被駆動ディスク又は要素306の対応する第3のものに連結される、第3の駆動ブーリー432を含む。図10を参照されたい。第3の駆動ブーリー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によってブ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に取り付けられたブーリーブロック440の上側部分の周りに延在し、ケーブル端部434Bは、ブーリーブロック440上のシープブ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の駆動ブーリー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の駆動ブーリー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の駆動ブーリー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

【0026】

図5及び11～16に示されるツール装着部分300は、ロボットシステム10のツール駆動アセンブリ110からの対応する「第4の」回転出力運動を受け入れ、その第4の回転出力運動を第4の回転制御運動に変換するように構成された、第4の駆動システム450を含む。第4の駆動システム450は、ツール装着部分300がツール駆動アセンブリ110に連結されたとき、ツール装着プレート304のホルダ側面316上にある被駆動ディスク又は要素306の対応する第4のものに連結される、第4の駆動ブーリー452を含む。図10を参照されたい。第4の駆動ブーリー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

よってブ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に取り付けられたブーリープロック440の下側部分の周りに延在し、ケーブル端部454Bは、ブーリープロック440上のシーブブーリー又は第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の駆動ブーリー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の駆動ブーリー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の駆動ブーリー452が反対の回転方向で回転することによって、ケーブル端部454Aが近位方向「PD」で移動し、ケーブル端部454Bが遠位方向「DD」で移動する。

【0027】

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

【0028】

図5及び11～16に示される実施形態のツール装着部分300は、駆動ロッドアセンブリ490を軸線方向に変位させるように構成された、全体的に470として指定される第5の駆動システムを含む。駆動ロッドアセンブリ490は、近位側駆動軸セグメント380及び駆動軸アセンブリ388を通って延在する近位側駆動ロッドセグメント492を含む。図13を参照されたい。第5の駆動システム470は、ツール装着プレート304上で摺動可能に支持される移動可能な駆動ヨーク472を含む。近位側駆動ロッドセグメント492は、駆動ヨーク372内で支持され、セグメント上に一対の保持ボール(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100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って延在し、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って延在し、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226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って延在し、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って延在し、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221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って延在する。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って延在する。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って延在する。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

10

20

30

40

50

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

10

【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。

20

【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け入れ構成体又は第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、中に形成された受け入れキャビティ 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。

30

【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。図示される例示的実施形態では、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

40

50

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 を通って延在する。

【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 を通って延在し、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】

図示される例示的実施形態では、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 のキャビティ 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 UL を加えて、係止解除管 514 及びそれに取り付けられた係止解除カラー 516 を遠位方向「DD」で移動させててもよい。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 と磁気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てもよい。その位置にあるとき、近位側関節リンク 222、226 のばねアーム部分によって、その歯付き部分が遠位側関節リンク 242、246 の歯付き部分から係脱される。臨床医は次に、係止解除管 514 の近位端 517 に対して係止解除運動 UL を加えて、係止解除管 514 及びそれに取り付けられた係止解除カラー 516 を遠位方向「DD」で移動させててもよい。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長手方向でシフト可能であってもよく、一部は單に、回転又は軸線方向の制御運動を提供する。他の駆動列アセンブリは、様々なエンドエフェクタシステム / 構成要素を動作させるための押し / 引き運動を提供してもよい。独自の新規な係止カラー構成によって、遠位側駆動列アセンブリがそれら個々の近位側駆動列アセンブリに係止されるか、或いはそれらが係止解除され、そこから分離されてもよいことが担保される。共に係止されたとき、駆動列アセンブリは全て、いかなる連結解除も防ぐ係止カラーによって径方向で支持される。

【0042】

図 5 及び 11 ~ 16 に示される外科用ツール 100 は、エンドエフェクタ 1000 を長手方向ツール軸線「LT」を中心にして関節接合するため、第 3 及び第 4 の駆動システム 430、450 それぞれと協働する関節継手 700 を含む。関節継手 700 は、遠位側外管部分 231 の遠位端 233 に取り付けられ、中に近位側ボールソケット 704 を画定する、近位側ソケット管 702 を含む。図 25 を参照されたい。近位側ボール部材 706 は近位側ボールソケット 704 内に移動可能に着座される。図 25 に見られるように、近位

10

20

30

40

50

側ボール部材 706 は、遠位側駆動軸セグメント 540 が中を通っ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 に取り付けるため、他の取付け構成が用いられてもよい。

【0043】

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

【0044】

外科用エンドエフェクタ 1000（例えば、外科用器具の第 1 の部分）を関節継手 700（例えば、外科用器具の第 2 の部分）に連結するため、円筒形状のコネクタ部分 1012 が遠位側ソケット部分 730 に挿入されて、第 2 の環状軌道輪 732 が第 1 の環状軌道輪 1014 とほぼ位置合わせされる。リンク状の軸受の自由端 736、737 の一方は、次に、エンドエフェクタコネクタ管 720 の遠位側ソケット部分 730 にある窓 733 を通して、位置合わせされた環状軌道輪 1014、732 に挿入される。簡単な挿入を容易にするため、窓又は開口部 733 は、その上に形成されたテーパ状の表面 738 を有する。図 26 を参照されたい。リング状の軸受 734 は、本質的に適所へと回転し、円又はリングを形成する傾向があることにより、一旦設置されると窓 733 を通して後退して外に出る傾向はない。一旦リング状の軸受 734 が位置合わせされた環状軌道輪 1014、732 に挿入されると、エンドエフェクタコネクタ管 720 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 のコネクタ部分 1012 に回転可能に固着される。かかる構成により、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 が、長手方向ツール軸線 LT-LT を中心にしてエンドエフェクタコネクタ管 720 に対して回転することができる。リング状の軸受 734 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 が次にその上で回転する軸受面となる。何らかの側面荷重が、2つの噛み合う駆動輪 1014、732 によって支持され拘束されるリング状の軸受 734 を変形させようとして、リング状の軸受 734 に対する損傷を防ぐ。リング状の軸受 734 を用いるかかる単純で効果的な継手アセンブリは、回転可能な部分 1010、730 の間に非常に潤滑性の高い境界面を形成することが理解されるであろう。組立て中に、自由端 736、737 の一方が窓 733 を通して外に突出できるようにされた場合（例えば、図 27 を参照）、回転支持継手アセンブリ 740 は、窓 733 を

10

20

30

40

50

通してリング状の軸受部材 732 を引き抜くことによって分解されてもよい。回転支持継手アセンブリ 740 によって、簡単な組み立て及び製造が可能になる一方で、エンドエフェクタの回転操作が容易になると共にその良好な支持が提供される。

【0045】

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

【0046】

図 5 及び 11 ~ 16 に示されるエンドエフェクタの実施形態は、回転運動及び長手方向の運動を用い、それがツール装着部分 300 から細長い軸アセンブリを通して作動のために伝達される。かかる回転運動及び長手方向の運動（例えば、捻転、伸張、及び圧縮運動）をエンドエフェクタに伝達するのに用いられる駆動軸アセンブリは、関節継手の周りでのエンドエフェクタの関節接合を容易にするため、比較的可撓性である。図 28 及び 29 は、図 5 及び 11 ~ 16 に示される実施形態と関連して、又は他の実施形態において用いられてもよい、代替の駆動軸アセンブリ 600 を示す。急速脱着継手 210 を用いる図 5 に示される実施形態では、近位側駆動軸セグメント 380 は駆動軸アセンブリ 600 のセグメントを備え、遠位側駆動軸セグメント 540 は同様に駆動軸アセンブリ 600 の別のセグメントを備える。駆動軸アセンブリ 600 は、一連の環状継手セグメント 604 が切り込まれた駆動管 602 を含む。その図示される実施形態では、駆動管 602 は近位側駆動軸セグメント 380 の遠位部分を備える。

【0047】

駆動管 602 は、中に形成された一連の環状継手セグメント 604 を有する中空の金属管（ステンレス鋼、チタンなど）を備える。環状継手セグメント 604 は、例えば、レーザーによって駆動管 602 に切り込まれ、隣接した継手セグメント 604 間の柔軟な移動を容易にするのに役立つ、複数の緩く噛み合うダブテール形状 606 を備える。図 29 を参照されたい。管原料のかかるレーザー切断により、圧縮、伸張、及び捻転に使用することができます、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

10

20

30

40

50

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、伸張又は捻軸性能が変更される。

【0048】

図30～34は、緩く噛み合う対向する「T」字形状と切欠き部分を中に有するT字形状とに大まかに似ている、複数のレーザー切断形状606'を備える、代替の例示的な微細環状継手セグメント604'を示す。環状継手セグメント604、604'は、本質的に、複数の微細関節接合捻軸継手を備える。即ち、それぞれの継手セグメント604、604'は、トルクを伝達すると共に、それぞれの環状継手セグメント間の相対的な関節接合を容易にできる。図30及び31に示されるように、駆動管602の遠位端603にある継手セグメント604D'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、遠位側装着カラーパーツ608Dを有し、駆動管602の近位端605にある継手セグメント604P'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、近位側装着カラーパーツ608P'を有する。

【0049】

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

【0050】

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、複合捻軸駆動輪軸(composite torsional drive axle)を備える。例えば、図34及び34A～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、捻軸を両方向で伝達する可能性が維持されると共に、そこを通した捻軸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じ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。

【0051】

図35～38は、駆動軸アセンブリ600'のセグメント620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 が径方向であつ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。したがつて、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】

10

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 と同一であつ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】

20

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、エラストマーマ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】

30

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、同様に形成されたソケット 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形状の外側部分 652 と、径方向に形成された内側部分 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

40

50

いて、構造的に同一である。それぞれのボールコネクタ 644 は、中空の可撓性駆動管 602' を通る中空通路 603 を協働して形成する、中空通路 645 を中に有する。

【0055】

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

【0056】

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

【0057】

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

【0058】

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

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、一対のカム板 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。一対の旋回リンク 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。10

【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 が切断されステープ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。2030

【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 の装着プロック又は部材 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、装着プロック 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 の装着プロック又は部材 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 の装着プロック 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 704050

0と合致する、第2の鋸歯状部分696を有する。

【0062】

図56にやはり見られるように、閉鎖システム670は、第1の閉鎖ロッドセグメント680の遠位端682に取り付けられた第1の旋回リンク676を更に有する。第1の旋回リンク676は、第1の閉鎖ロッドセグメント680の遠位端682に形成された第1のソケット683内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第1の旋回突起677を有する。かかる構成により、第1の旋回リンク676を第1の閉鎖ロッドセグメント680に対して回転させることが可能になる。同様に、第2の旋回リンク678は、第2の閉鎖ロッドセグメント690に対して回転できるように、その遠位端691に取り付けられる。第2の旋回リンク678は、第1の旋回突起677の開口部を通して延在して、第2の閉鎖ロッドセグメント690の遠位端1691にある第2のソケット692内で回転可能に支持されるように構成された、リンク上に形成された第2の旋回突起1679を有する。それに加えて、図56に見られるように、第1及び第2の旋回リンク676、678は、第1の旋回リンク676のスロット717内に摺動可能に受け入れられる第2の旋回リンク678上のキー716によって互いに移動可能にキー止めされる。少なくとも1つの実施形態では、第1の旋回リンク676は、第1のリンク機構アーム687によってカム板1120それぞれに取り付けられ、第2の旋回リンク678は、第2のリンク機構アーム688によってカム板1120それぞれに取り付けられる。
10

【0063】

図示される実施形態では、閉鎖システム670は駆動ソレノイド474によって作動される。駆動ソレノイド474は、第1及び第2の装着ブロック672、674の一方と動作可能にインターフェース接続して、それに対して軸線方向の閉鎖及び開放運動を加えるように構成される。図56～59に見られるように、かかる駆動構成は、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695のスロット696内へと延在するピン685によって、第1の装着ブロック672に移動可能に取り付けられる、第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695を更に備えてもよい。同様に、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697は、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697のスロット698内へと延在するピン685によって、第2の装着ブロック674に移動可能に取り付けられる。第1の旋回リンク及び歯車アセンブリ695は、それに回転可能に装着された第1の傘歯車699Aを有し、第2の旋回リンク及び歯車アセンブリ697は、それに回転可能に取り付けられた第2の傘歯車699Bを有する。第1及び第2の傘歯車699A、699Bは両方とも、ツール装着プレート302上に回転可能に装着された遊び歯車689と噛合係合した状態で装着される。図59Aを参照されたい。したがって、第1の装着ブロック672を遠位方向「DD」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント680及び第1の旋回リンク676も遠位方向DDで移動させると、傘歯車689、699A、699Bは、第2の閉鎖ロッド690及び第2の旋回リンク678の近位方向「PD」での移動をもたらす。同様に、第1の装着ブロック672を近位方向「PD」で前進させ、それによって第1の閉鎖ロッドセグメント680及び第1の旋回リンク676も近位方向PDで移動させると、傘歯車689、699A、699Bは、第2の閉鎖ロッド690及び第2の旋回リンク678の遠位方向「DD」での移動をもたらす。
20
30
40

【0064】

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

制御ロッドセグメント 680、690 を図 58 に示される位置に戻す。

【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 は差動運動アセンブリ 760 を含む。図 64 及び 65 に見られるように、差動運動アセンブリ 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。
10

【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。差動運動アセンブリ 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、図示される例示的実施形態では、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 は、一対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 と一緒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。
20

【0067】

図 61 ~ 65 に示される実施形態では、差動運動アセンブリ 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。差動運動アセンブリ 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。
30

【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、
40

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F1を克服するのに十分な大きさで、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010に回転運動が加えられ、それによって、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010及びそれに取り付けられたエンドエフェクタ1000が、遠位側ソケット管730に対して長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転する。したがって、かかる位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010、差動ハウジング762、及び遊星歯車764は全て単位体として共に回転する。器具軸1300はエンドエフェクタ駆動ハウジング内の軸受スリーブ1011によって支持されるので、器具軸1300もエンドエフェクタ駆動ハウジング1010と共に回転する。図61を参照されたい。したがって、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010及びエンドエフェクタ1000が回転しても、発射部材1200の変位をもたらすであろう器具駆動軸1300の相対回転にはつながらない。図示される例示的実施形態では、関節継手700の遠位側にあるエンドエフェクタ1000がそのように回転しても、細長い軸アセンブリ200全体は回転しない。10
20

【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、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。30

【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F1が存在するため、遊星歯車764が回転しても、エンドエフェクタハウジング1010は中間関節接合管712に対して回転しない。したがって、駆動軸アセンブリの回転により、エンドエフェクタ1000全体を回転させることなく、器具駆動軸1300の回転がもたらされる。40

【0072】

かかる独自の新規な回転伝達装置750は、回転駆動軸の軸線方向位置に応じて、エンドエフェクタ1000を選択的に回転させるか又は発射部材1200を発射することができる、単一の駆動システムを備える。かかる構成によって提供され得る1つの利点は、関節継手700を横切らなければならない駆動装置が単純化されることである。また、中央の駆動装置が細長いチャネル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50

できる。エンドエフェクタが関節継手の遠位側で回転可能であるという能力により、標的組織に対してエンドエフェクタを位置決めする能力を大幅に改善することができる。

【0073】

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

【0074】

図64及び65に示される回転伝達装置の実施形態は、駆動軸アセンブリを第1及び第2の軸線方向位置で保持するように構成された差動固定システム780を含む。図64及び65に見られるように、差動固定システム780は、駆動軸アセンブリの第1の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸752内の第1の保持形成物756と、駆動軸アセンブリの第2の軸線方向位置に対応する太陽歯車軸752内の第2の保持形成物758とを備える。図示される例示的実施形態では、第1の保持形成物は、第1の太陽歯車軸752内の第1の径方向係止溝757を備え、第2の保持形成物758は、第2の太陽歯車軸752内に形成された第2の径方向係止溝759を備える。駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置にあるとき、第1及び第2の係止溝757、759はそれぞれ、係止溝757、759を保持して係合するように適合された少なくとも1つのね付勢された係止部材784と協働する。係止部材784は、テーパ状の先端786を有し、差動ハウジング762内で移動可能に支持される。径方向波形ばね782は、図63に示されるように、係止部材784に対して付勢力を加えるために用いられてもよい。駆動軸アセンブリが第1の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材784が嵌まり込んで第1の径方向係止溝757と係合する。図65を参照されたい。駆動軸アセンブリが第2の位置へと軸線方向に移動すると、係止部材74が嵌まり込んで第2の径方向係止溝759と係合する。図64を参照されたい。代替実施形態では、第1及び第2の保持形成物は、例えば、係止部材784それぞれに対応する窪みを備えてもよい。また、駆動軸アセンブリを2つを超える軸線方向位置に軸線方向で位置決め可能である代替実施形態では、それらの軸線方向位置それぞれに対応する追加の保持形成物が用いられてもよい。

【0075】

図70及び71は、駆動軸アセンブリが複数の所定の軸線方向位置のうち1つへと係止されることを担保するように構成された、代替の差動固定システム790を示す。差動固定システム790は、駆動軸アセンブリが、第1及び第2の軸線方向位置のうち1つに位置決め可能であり、駆動システムが適切に動作できない別の軸線方向位置には意図せずに位置決めされることを担保するように構成される。図70及び71に示される実施形態では、差動固定システム790は、駆動軸アセンブリに取り付けられる複数の係止ばね792を含む。それぞれの係止ばね792は、尖った頂点部分798によって分離される第1及び第2の係止谷部（locking valley）794、796を有して形成される。係止ばね792は、差動ハウジング762上に形成された尖った係止部材763と協働するように配置される。したがって、尖った係止部材763が第1の係止谷部794に着座されると、駆動軸アセンブリは第1の軸線方向位置で保持され、尖った係止部材763が第2の係止谷部796に着座されると、駆動軸アセンブリは第2の軸線方向位置で保持される。第1及び第2の係止谷部794、796間の尖った頂点部分798により、駆動軸アセンブリが第1及び第2の軸線方向位置の一方にあり、それら2つの軸線方向位置間の軸線方向位置に引っ掛からないことが担保される。追加の軸線方向位置が望ましい場合、係止ばねは、所望の軸線方向位置に対応する追加の係止谷部を備えてもよい。

【0076】

図60、72、及び73を参照すると、スラスト軸受1030が、細長いチャネル1020のクレードル1026内で支持される。器具駆動軸1300の遠位端部分1306は、スラスト軸受1030内で回転可能に受け入れられ、そこを通って突出する。保持カラ

10

20

30

40

50

—1032は、図73に示されるように、遠位端1030にピンで固定されるか又は別の方法で固着されて、設置が完了する。このような形でスラスト軸受1030を使用することにより、発射部材1200を発射するときに細長いチャネル1020内の開始位置から終了位置まで「引く」ことが可能になることがある。かかる構成により、高荷重条件下において器具駆動軸1300が座屈するリスクが最小限に抑えられることがある。スラスト軸受1030の独自の新規な装着構成及び配置により、アンビル荷重と共に増加する着座荷重がもたらされ、それによってエンドエフェクタの安定性が更に増加する。かかる装着構成は、本質的に、高荷重発射サイクル中に伸張状態で器具駆動軸1300を配置するのに役立てもよい。これにより、駆動システムの歯車が器具駆動軸1300を回転させると共に軸1300の座屈に抵抗する必要性が回避されてもよい。保持カラー1032の使用により、この構成の製造及び組立てを簡単にすることもできる。発射部材1200は、アンビルを係合すると共に、発射部材1200が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、カートリッジデッキから所望の距離でアンビルを保持するように構成される。例えば、この構成では、発射部材1200のアセンブリが細長いチャネル1020を遠位側に移動するにつれて、カンチレバービームに似たアンビルの一部の長さがより短く、より堅くなり、それによって細長いチャネル1020の遠位端で起こる下向きの荷重の大きさが増加して、軸受の着座荷重が更に増加する。10

【0077】

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

【0078】

図74～76は、発射部材1200が開始位置から終了位置へと駆動されるとき、発射部材1200の線形的行程を制限する、機械的行程制限システム1310を示す。行程制限システム1300は、器具駆動軸1300'上のねじ山1308が駆動軸1300'の遠位端1306まで延在しない、器具駆動軸1300'を用いる。例えば、図74～76に見られるように、器具駆動軸1300'はねじ切りされていない区画1309を含む。発射部材1200は、器具駆動軸1300'上のねじ山1308とねじ込み可能にインターフェース接続するように適合された、一連の雌ねじ1204を有する本体部分1202を有するので、器具駆動軸1300'を第1の発射方向で回転させると、発射部材1200が、ねじ切りされていない区画1309に接触するまで遠位方向「DD」で駆動され、その地点で発射部材1200が遠位方向での前進を停止する。即ち、発射部材1200は、発射部材1200の雌ねじ1204が器具駆動軸1300'のねじ山1308を係脱するまで遠位方向に前進する。器具駆動軸1300'を第1の方向で更に回転させても、発射部材1200はそれ以上遠位方向に前進しない。例えば、図75を参照されたい。40

【0079】

図示される例示的な機械的行程制限システム1310は、発射部材1200をその行程の遠位端まで前進させたとき（即ち、器具駆動軸が第1の回転方向で回転しても、発射部材がそれ以上遠位側に前進しない）、発射部材1200が接触するように構成された遠位側付勢部材1312を更に含む。図74～76に示される実施形態では、例えば、付勢部材1312は、図示されるように細長いチャネル1020内に位置決めされた板ばね1314を備える。図74は、発射部材1200が接触する前の板ばね1314を示し、図750

5は、発射部材1200が接触するようになった後の圧縮状態の板ばね1314を示す。その位置にあるとき、板ばね1314は、発射部材1200を近位方向「PD」で付勢して、器具駆動軸1300'を第2の撤回方向で回転させたとき、発射部材1200の雌ねじ1204が器具駆動軸1300'と再係合できるようにするのに役立つ。器具駆動軸1300'を第2の撤回方向で回転させると、発射部材1200は近位方向に撤回される。図76を参照されたい。

【0080】

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

【0081】

図81は、別の行程制限システム1310'を示す。この実施形態では、器具駆動軸1300はその上に形成された突起1350を有し、その突起は、器具駆動歯車1302がその上に形成されるか又は別の方で取り付けられている、軸受セグメント1304のソケット1352内に受け入れられるようにサイズ及び形状が決められる。図81A及び81Bはそれぞれ、対応するソケット1352'及び1352''を解除可能に係合するように構成された、異なる突起1350'（図81A）及び1350''（図81B）を示す。板ばね1314は、発射部材1200がその行程の端部に達したとき、発射部材1200が接触するように位置決めされる。器具駆動軸1300の更なる回転により、突起1350、1350'、1350''がそれぞれソケット1352、1352'、1352''から滑脱し、それによって器具駆動軸1300はそれ以上回転しなくなる。一旦器具駆動軸1300に対して回転運動が加えられなくなると、板ばね1314が発射部材1200に対して付勢運動を加えて、最終的に、器具駆動軸1300を近位方向「PD」で付勢して、突起1350をソケット1352内に着座させる。器具駆動軸1300が第2の回転方向で回転することにより、発射部材1200が近位方向「PD」で開始位置へと戻される。一旦発射部材1200が開始位置へと戻ると、次にアンビル1100が開放されてもよい。

【0082】

図示される例示的実施形態では、発射部材1200は、エンドエフェクタを通して発射部材1200を遠位側へと駆動するとアンビル1100を係合して、アンビルをステープ

10

20

30

40

50

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、ナイフ本体は一対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を通っ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、器具軸を中心に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通っ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を通っ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、器具軸を中心に受け入れるようにサイズ決めされた、中を通っ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、一対の窓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、一対のアクセス窓1230Aは、ソケット部分1210の一方の側面を通して設けられて、雌ねじセグメント1232をソケット1210の反対側の壁内に形成することができる。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を中心に有する。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ーチャ1048の2つのラインが設けられる。ステープルアーチャ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実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。

30

【0089】

図示される例示的実施形態では、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の一部分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プルドライバに接触して、ステープ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 つの例示的実施形態では、ウェッジスレッド 1250 はステープルカートリッジ 1040 内に位置決めされる。したがって、新しいステープルカートリッジ 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プルカートリッジ 1040 を細長いチャ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。10
20

【0091】

新しいステープルカートリッジ 1040 が細長いチャネル 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 と整列して、ステープルカートリッジ 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。30 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。ステープルカートリッジ 1040 が細長いチャ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 と整列されないままであり、それによって発射部材 1250 が発射されるこを防ぐ。

【0092】

新しいステープルカートリッジ 1040 が細長いチャネル 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 がステープルカートリッジ 1250 を通してその最遠位位置へと遠位側に駆動されると、逆回転運動が器具駆動軸 1300 に加えられて、発射部材 1250 が外科用ステープルカートリッジ 1040 外部のその開始位置へと戻されて、使用済みカートリッジを細長いチャネル 1020 から除去し、新しいステープ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 はステープルカートリッジの遠位端に残り、発射部材 1200 と共に戻らない。したがって、発射部材 1200 がステープルカートリッジ 1040 及びアン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40
50

リッジと交換せずにアンビル 1110 を閉鎖し、発射部材 1200 を発射しようとした場合、発射部材 1200 と整列するウェッジスレッドが存在しないため、発射部材 1200 は細長いチャネル 1020 を通して遠位側へと前進することができない。したがって、かかる構成は、カートリッジが存在しないときに臨床医が不用意に発射部材 1200 を発射するのを防ぐ。

【0093】

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

【0094】

図 91 ~ 97 は、独自の新規な発射ロックアウト構成を用いる外科用エンドエフェクタ 1400 の 1 つの例示的形態を示す。図 91 ~ 95 に見られるように、発射部材 1200 が初期位置にあるとき、発射部材 1200 は、発射部材 1200 とチャネルスロット 1028 及びアンビルスロット 1103 とのミスマーラインメントにより、エンドエフェクタを通して遠位側に前進するのを防ぐ、動作不能の形態である。発射部材 1200 は、全体的に 1418 として指定される発射ロックアウト部によって動作不能の形態で保持されてもよい。主に図 91 ~ 93 を参照すると、少なくとも 1 つの形態では、発射ロックアウト部 1418 は、細長いチャネル 1020 に形成された第 1 のロックアウト溝又は切欠き 1402 を含む。しかしながら、他の例示的実施形態では、第 1 のロックアウト切欠き 1402 は、例えば、第 1 のつかみ具 1004、第 2 のつかみ具 1006、細長いチャネル 1020、及び / 又はアンビル 1100 に開口部を形成することができる。様々な例示的実施形態では、第 1 のロックアウト切欠き 1402 は、発射部材 1200 が動作不能構成のとき、第 1 のロックアウト切欠き 1402 が発射部材 1200 の一部分を保持して係合するように、外科用エンドエフェクタ 1400 内に配置される。第 1 のロックアウト切欠き 1402 は、例えば、細長いチャネル 1020 のチャネルスロット 1028 の付近にあるか、それに隣接するか、且つ / 又はそれに接続することができる。主に図 91 を参照すると、チャネルスロット 1028 は、その長さに沿ったスロット幅を有することができる。少なくとも 1 つの例示的実施形態では、第 1 のロックアウト切欠き 1402 は、チャネルスロット 1028 及び第 1 のロックアウト切欠き 1402 を組み合わせた幅がチャネルスロット 1028 のスロット幅を超えるように、チャネルスロット 1028 から延在することができる。図 91 に見られるように、発射部材 1200 が動作不能構成のとき、発射部材 1200 の足部分 1206 は第 1 のロックアウト切欠き 1402 内へと延在し、それによつて細長いチャネル 1020 を通して不用意に遠位側に前進するのを防ぐ。

【0095】

新しいステープルカートリッジ 1040 が細長いチャネル 1020 内に適切に設置されているとき、発射行程を開始することにより、発射部材がステープルカートリッジ 1040 内に位置決めされたウェッジスレッド 1250 を係合し、それによって発射部材 1200 が移動して、カートリッジ本体 1042 の細長いスロット 1046、細長いチャネル 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 と駆動可能に整列されて、それを通して発射部材 1250 を遠位側へと前進させることができる。発射部材 1200 がステープルカートリッジ 1040 に対して初期位置から第 2 の位置へと移動するにつれて、発射部材 1200 は、例えば、第 1 のロックアウト切欠き

10

20

30

40

50

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実施形態では、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。図示される例示的実施形態では、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つの例示的実施形態では、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実施形態では、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つの例示的実施形態では、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。かかる例示的実施形態では、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。いくつかの例示的実施形態では、第1のロックアウト切欠き1402は、第1のつかみ具1004と組み合わせて、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。

10

20

30

40

50

ウト切欠き 1402 は、その上に形成された第1の阻止面又は縁部 1406（図91及び92）を有し、第2のロックアウト切欠き 1404 は、その上に形成された第2の阻止面又は縁部 1408（図94）を有する。発射部材 1200 が動作不能構成の状態で発射部材 1200 を発射しようとすると、発射部材 1200 の対応する部分が第1及び第2の阻止面 1406、1408 の一方または両方に接触して、発射部材 1200 が初期位置から第2の位置に向かって移動するのを防ぐ。少なくとも1つの例示的実施形態では、外科用エンドエフェクタ 1400 は、必ずしも第1の阻止縁部 1406 及び第2の阻止縁部 1408 の両方を有さなくてもよい。

【0099】

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

【0100】

器具駆動軸 1300 は、動作不能位置と動作可能位置との間で移動可能であることができる。本明細書に記載するように、付勢部材 1520 及び/又はステーブルカートリッジ 1040 の一部分は、例えば、動作不能位置と動作可能位置との間で器具駆動軸 1300 を移動させることができる。図示される実施形態および他の実施形態では、器具駆動軸 1300 の器具駆動歯車 1302 は、器具駆動軸 1300 が動作可能位置にあるとき、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 の第3のリングギヤ 768 と係合させることができる。器具駆動歯車 1302 は、例えば外歯車であることができ、第3のリングギヤ 768 は、例えば内歯車であることができる。器具駆動軸 1300 が動作不能位置から動作可能位置へと移動すると、器具駆動歯車 1302 は移動して第3のリングギヤ 768 と係合することができる。更に、器具駆動軸 1300 が動作不能位置にあるとき、器具駆動歯車 1302 を第3のリングギヤ 768 から係脱させることができる。少なくとも1つの例示的実施形態では、器具駆動軸 1300 が動作可能位置から動作不能位置へと移動すると、器具駆動歯車 1302 は移動して、第3のリングギヤ 768 との係合から外れることができる。本明細書に記載する他の例示的実施形態と同様に、器具駆動軸 1300 をエンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 内の第3のリングギヤ 768 と係合させると、駆動システム 750（図61）は、例えば、発射行程の間、外科用エンドエフェクタ 1500 の細長いチャネル 1020 を通して発射部材 1200 を駆動することができる。

【0101】

主に図101及び102を参照すると、軸受セグメント 1304 は、器具駆動軸 1300 が動作不能位置にあるとき、軸受スリーブ 1511 のボア 1512 の第1の辺に接して位置決めすることができる。保持ピン 1514（図98、100、101、及び103）は、軸受セグメント 1304 をボア 1512 の第1の辺に対して付勢するように構成する

10

20

30

40

50

ことができ、それによって、器具駆動軸 1300 は、例えば動作不能位置で保持され、器具駆動歯車 1302 は、例えば第 3 のリングギヤ 768 との係合から外れて保持される。いくつかの例示的実施形態では、保持ピン 1514 は、保持ピン 1514 が軸受セグメント 1304 に対して力を働かせて、器具駆動軸 1300 を動作不能位置に向かって移動させるように、ばね上げすることができる。器具駆動軸 1300 は、保持ピン 1514 によって働く力を別の力が克服して、例えば器具駆動軸 1300 を動作可能位置に向かって移動させ、例えば器具駆動歯車 1302 が第 3 のリングギヤ 768 と係合するまで、動作不能位置に残ることができる。

【0102】

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

【0103】

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

【0104】

付勢要素 1520 は、外科用エンドエフェクタ 1500 内で位置決め可能な独立した要素であることができる。付勢要素 1520 は、例えば外科用エンドエフェクタ 1500 内で移動可能に保持することができ、例えばステープルカートリッジ 1040 と動作可能に係合可能であることができる。ステープルカートリッジ 1040 は付勢要素 1520 を備えることができる。いくつかの例示的実施形態では、付勢要素 1520 は、例えばステープルカートリッジ 1040 のウェッジスレッドアセンブリ 1250 と一緒に形成することができ、付勢要素 1520 は、例えばステープルカートリッジ 1040 内で移動可能に保持することができる。かかる例示的実施形態では、付勢要素 1520 は、例えば、発射行程の間、ウェッジスレッドアセンブリ 1250 及び / 又は発射部材 1200 が細長いチャネル 1020 を通って移動するにつれて、細長いチャネル 1020 を通って移動することができる。

【0105】

主に図 99 を参照すると、付勢要素 1520 は、付勢本体 1522 と、付勢本体 1522 から延在する脚体 1526 を備えることができる。付勢本体 1522 は、外科用エンドエフェクタ 1500 内の器具駆動軸 1300 の一部分の周りに位置決めすることができる。いくつかの例示的実施形態では、付勢本体 1522 は、付勢本体 1522 を器具駆動軸 1300 の周りに位置決めしたとき、付勢本体 1522 と器具駆動軸 1300 との接触を回避するように構成することができる。付勢本体 1522 は、例えば、器具駆動軸 1300 の上及び / 又は周りで湾曲する輪郭 1524 を備えることができる。脚体 1526 は、細長いチャネル 1020 の一部分及び / 又は器具駆動軸 1300 のどちらかの側に沿って延在することができる。付勢要素 1520 はまた、少なくとも 1 つの延長部又はウェッジ 1528 を備えることができる。本明細書に記載するように、ウェッジ 1528 は、軸受

10

20

30

40

50

スリープ 1511 及び / 又は軸受セグメント 1304 を移動可能に係合して、器具駆動軸を動作可能位置へと移動させることができる。付勢要素 1520 はまた、少なくとも 1 つのばね 1530 を備えることができる。ばね 1530 は、例えば、初期構成（図 101）と変形構成（図 103）との間で変形可能であることができる。ばね 1530 は、力によつてばね 1530 が初期構成から変形構成へと変形するまで、付勢要素 1520 をエンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 に対して第 1 の組の位置で保持することができる。ばね 1530 が初期構成から変形構成へと移動すると、付勢要素 1520 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 に対して第 2 の組の位置から第 1 の組の位置に移動することができる。

【0106】

10

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

【0107】

20

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

30

【0108】

様々な例示的実施形態では、付勢要素 1520 は、例えば、本明細書に記載するよう、発射行程の間、発射部材 1200 及び / 又はウェッジスレッドアセンブリ 1250 が、器具駆動軸 1300 によって細長いチャネル 1020 を通して駆動されると、外科用エンドエフェクタ 1500 の細長いチャネル 1020 を通って移動することができる。付勢要素 1520 は、ステープルカートリッジ 1040 のウェッジスレッドアセンブリ 1250 と一体的に形成し、且つ / 又はそれに固定することができる。かかる例示的実施形態では、ステープルカートリッジ 1040 が細長いチャネル 1020 内に最初に着座されると、ウェッジスレッドアセンブリ 1250 及び付勢要素 1520 を、ステープルカートリッジ 1040 及び / 又は細長いチャネル 1020 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 1520 の初期位置は、本明細書に記載するよう、付勢要素 1520 がエンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 の軸受スリープ 1511 を移動可能に係合して、器具駆動軸 1300 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 1250 及び付勢要素 1520 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 1520 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 1520 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 1520 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1510 の軸受スリープ 1511 を係合して器具駆動軸 1300 を動作可能構成で保持しなくなることがある。付勢要素 1520 が第 2 の組の位置へと移動すると、付勢要素 1520 は、器具駆動軸 1300 の器具駆動歯車 1302 を第 3 のリング

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 つの例示的実施形態では、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。様々な例示的実施形態では、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、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。様々な例示的実施形態では、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。かかる例示的実施形態では、外科用エンドエフェクタ 1500 は、細長いチャネル 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징と、外科処置中に使用するために外科用ハウ징に接続し、次に使用された後でハウ징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ーセンブリと、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 15 mm 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 15 mm 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 30 mm 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 30 mm 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 30 mm 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 45 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、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。特定の実施形態では、例えば、第1のエンドエフェクタは長さ×を有するステープルカートリッジを含むことができ、第2のエンドエフェクタは約2××の長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第3のエンドエフェクタは約3××の長さを有するステープルカートリッジを含むことができ、第4のエンドエフェクタは約4××の長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。
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転数分転回することを担保することができる。例えば、交換可能なエンドエフェクタは、外科用器具システムが取り付けられたエンドエフェクタに対して適正な回転数分モータを転回させることができるように、外科用器具システムによって特定することができる電子回路を含んでもよい。上記に加えて、又はその代わりに、交換可能なエンドエフェクタは、エンドエフェクタを完全に作動しているときにそれを感知する、センサを含んでもよい。かかる実施形態では、センサは、適切な信号を受け取るとモータを停止させるように構成された、ハウジング内のコントローラと信号連通することができる。それらの意図される目的に適しているものの、外科用ハウジングと交換可能なエンドエフェクタとの間のかかる電子通信は、かかる外科用器具システムの複雑さ及び／又はコストを増加させることがある。
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異なる回数分回転する駆動ねじを含む。異なる駆動ねじに対して要する異なる回転数に適応するために、駆動ねじを駆動するモータは、より長い発射長さ又はより短い発射長さのどちらが必要であるかに応じて、より長い持続時間若しくはより短い持続時間、及び／又はより多い回転数若しくはより少ない回転数で動作する。後述する交換可能なエンドエフェクタの実施形態により、モータを備える外科用器具システムを、固定又は設定された回転数分転回して、異なる発射長さを有するエンドエフェクタを作動させるように構成することができる。固定の回
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。¹⁰ 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、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。²⁰ 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ます。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 θ 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。³⁰ 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。⁴⁰ 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 θ で配置される。⁵⁰ 角度 θ は角度 α より

も小さく、図107Aの駆動ねじ1700'のねじリードX'は、図106Aに示される駆動ねじ1700のねじリードXよりも大きい。駆動ねじ1700'の一回転に対して、切れ刃は、駆動ねじ1700'に沿った長さX'の分移動する。例えば、ねじリードX'は、図106Aに示される駆動ねじ1700のねじピッチ又はねじリードXの二倍であることができ、結果として、図107Aの駆動ねじ1700'と係合された切れ刃は、駆動ねじ1700'の一回転に対して、図106Aの駆動ねじ1700と係合された切れ刃の場合の二倍の距離を移動することになる。

【0117】

図108Aは、駆動ねじ1700'の長手方向軸線1701に対して角度¹⁰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¹⁰は図107Aの角度よりも小さく、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²⁰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²⁰は角度よりも小さく、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プラーエンドエフェクタを更に含むことができ、エンドエフェクタはそれぞれ、例えば、駆動ねじによって駆動される切れ刃及び/又はステープルドライバを含むことができる。少なくとも1つのかかる実施形態では、第1の交換可能なエンドエフェクタは、例えば、15mmの長さを有するステープルカートリッジを含むことができる。図2A及び2Bに示される駆動ねじ1700を、第1の交換可能なエンドエフェクタに使用することができる。ねじリードXは、例えば0.5mmに設定することができるので、切れ刃及び/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700の30回転でステープルカートリッジの15mmの長さを移動することができる。第2の交換可能なエンドエフェクタは、例えば30mmの長さを有するステープルカートリッジと、例えば図107A及び107Bに示される駆動ねじ1700'などの駆動ねじとを含むことができる。駆動ねじ1700'のねじリードX'は、例えば1.0mmに設定することができるので、切れ刃及び/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステープルカートリッジの30mmの長さを移動することができる。同様に、例えば45mmの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第3の交換可能なエンドエフェクタは、例えば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/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステープルデッキの45mmの長さを移動する。例えば60mmの長さを有するステープルカートリッジを備えた、第4の交換可能なエンドエフェクタは、例えば2.0mm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/又はステープルドライバは、駆動ねじ1700'の30回転でステープルデッキの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 に組み合わされると、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 に組み合わされると、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、又は少なくててもよい。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 D₁ は直径 D₂ よりも小さいことがあり得る。

【 0 1 2 3 】

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 15 mm 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 0.25 mm 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 15 mm 長さ分前進させる。少なくとも 1 つの実施形態では、第 2 の内歯車 1722 が駆動ねじ 1700 の外歯車 1712 の直径 D₂ の二倍の直径 D₁ を有するように、中間歯車 1720 をサイズ決めすることができる。その結果、駆動軸 1750 が 30 回転を完了すると、駆動ねじ 1700 は 60 回転を完了することになる。第 2 の交換可能な外科用ステープラーが 30 mm のステープルカートリッジを含む場合、0.25 mm 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 30 mm の長さ分前進させる。交換可能な外科用ステープラーの中間歯車 1720 は、第 2 の内歯車 1722 が駆動ねじ 1700 の外歯車 1712 の直径 D₂ の四倍の直径 D₁ を有するように、サイズ決めすることができる。その結果、駆動軸 1750 が 30 回転を完了すると、駆動ねじ 1700 は 120 回転を完了することになる。10

【 0 1 2 4 】

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随することができるよう、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、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。30

【 0 1 2 5 】

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 15 mm の切開を、次に第 2 の 15 mm の切開を、最後に 30 mm 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 15 mm 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 30 mm の長さを含むことができる。40

【 0 1 2 6 】

10

20

30

40

50

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

【0127】

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

【0128】

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

10

20

30

40

50

駆動して係合するように適合された、近位側構成体ダブテール駆動継手 2280 がその近位端 542' に形成されている点を除いて、上述の遠位側駆動軸セグメント 540 にはほぼ類似している。第 1 の遠位側閉鎖ロッドセグメント 2240 及び遠位側の第 2 の閉鎖ロッドセグメント 2260 も、遠位側駆動軸セグメント 540' を通って延在してもよい。

【0129】

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

【0130】

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

【0131】

図 115 に見られるように、細長い軸アセンブリ 2200 の遠位部分は、追隨する継手セグメントが遠位側連結具 2217 又は遠位側外管部分 2218 によって互いに位置合わせされて保持されて、全体的に 2290 : 2226、2332、2325、2280、2244、及び 2264 と呼ばれる、遠位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。同様に、細長い軸アセンブリ 2200 は、近位側連結具部材 2212 又は近位側外管セグメント 2214 が、追隨する継手セグメントを互いに位置合わせして保持して、全体的に 2292 : 2228、2312、2307、2270、2234、及び 2254 として指定される、近位側ダブテール継手アセンブリを形成するようにして、組み立てられてもよい。

【0132】

エンドエフェクタ 1000 は、次のように細長い軸アセンブリ 2200 に動作可能に連結されてもよい。取付けを始めるため、臨床医は、係止管セグメント 2220 を、図 115 及び 116 に示される第 1 の係止解除位置へと移動させる。それらの図面に見られるように、係止管セグメントは、その遠位端 2222 に形成された当接セグメント 2224 を

10

20

30

40

50

有する。係止解除位置にあるとき、当接セグメント 2224 は、近位側ダブテール継手アセンブリ 2292 を越えて遠位側に突出して、遠位側ダブテール継手アセンブリ 2290 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2292 に横方向で接合する当接面を形成する。即ち、臨床医は、遠位側ダブテール継手アセンブリ 2290 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2292 と横方向で整列させ、次に、遠位側ダブテール継手アセンブリ 2290 が当接セグメント 2224 に接触し、その地点で対応する近位側及び遠位側継手セグメントが同時に相互接続されるまで、遠位側ダブテール継手アセンブリ 2290 を近位側ダブテール継手アセンブリ 2292 と横方向で係合するように摺動させてもよい。その後、臨床医は、係止管セグメント 2220 を、図 117 に示されるような第 2 の係止位置へと遠位側に移動させてもよい。その位置にあるとき、係止管セグメント 2220 は、急速脱着継手 2210 を覆い、遠位側ダブテールアセンブリ 2290 と近位側ダブテールアセンブリ 2292 との間のあらゆる相対的な横方向移動を防ぐ。
10

【0133】

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

【0134】

次に図 121 ~ 123 を参照すると、少なくとも 1 つの例示的形態では、近位側外管セグメント 2214 と近位側駆動軸セグメント 380' との間で、近位側駆動軸セグメント 380' 上で移動可能に軸支される、4 つの軸線方向に移動可能な関節摺動部 (articulation slide) 2410 を含む。例えば、関節接合ケーブルセグメント 434A' は、そこから突出する第 1 の関節アクチュエータロッド 2422 を有する第 1 の関節摺動部 2420 に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント 434B' は、第 1 の関節摺動部 2420 とは正反対にある第 2 の関節摺動部 2430 に取り付けられる。第 2 の関節摺動部 2430 は、そこから突出する第 2 の関節アクチュエータロッド 2432 を有する。関節接合ケーブルセグメント 454A' は、そこから突出する第 3 の関節アクチュエータロッド 2442 を有する第 3 の関節摺動部 2440 に取り付けられる。関節接合ケーブルセグメント 454B' は、第 3 の関節摺動部 2440 とは正反対にある第 4 の関節摺動部 2450 に取り付けられる。第 4 の関節アクチュエータロッド 2452 は第 4 の関節摺動部 2450 から突出する。関節アクチュエータロッド 2422、2432、2442、2452 により、関節リングアセンブリ 2460 によって、関節摺動部 2420、2430、2440、2450 にそれぞれ関節制御運動を加えるのが容易になる。
30

【0135】

図 121 に見られるように、関節アクチュエータロッド 2422、2432、2442、2452 は、近位側外管セグメント 2404 上で軸支された、装着ボール 2470 を移動可能に通り抜ける。少なくとも 1 つの実施形態では、装着ボール 2470 は、適切な締結具構成（例えば、溶接、接着剤、ねじなど）によって共に取り付けられるセグメントの形で製造されてもよい。図 109 に示されるように、関節アクチュエータロッド 2422 及び 2432 は、近位側外管セグメント 2404 のスロット 2472 及び装着ボール 2470 のスロット 2474 を通って延在して、関節摺動部 2420、2430 がそれに対しで軸線方向に移動できるようにしている。図示されないが、関節アクチュエータロッド 2442、2452 は、同様に、近位側外管セグメント 2404 及び装着ボール 2470 のスロット 2472、2474 を通って延在する。関節アクチュエータロッド 2422、2
40 50

432、2442、2452はそれぞれ、装着ボール2470の対応するスロット2472の外に延在して、関節リングアセンブリ2460の対応する装着スロット2466内に動作可能に受け入れられる。図122を参照されたい。

【0136】

少なくとも1つの例示的実施形態では、関節リングアセンブリ2460は、例えば、溶接、接着剤、スナップ機構、ねじなどによって共に接合されて、関節リングアセンブリ2460を形成する、一対のリングセグメント2480、2490から作製される。リングセグメント2480、2490は協働して、装着ソケット2466を形成する。関節アクチュエータロッドはそれぞれ、その上に形成された装着ボール2468を有し、それらはそれぞれ、関節リングアセンブリ2460の対応する装着ソケット2466内に移動可能に受け入れられるように適合される。10

【0137】

関節駆動部2410の様々な例示的実施形態は、関節リングアセンブリ2460を作動位置で保持するように構成された、例示の係止システム2486を更に含んでもよい。少なくとも1つの例示的形態では、係止システム2486は、関節リングアセンブリ2460上に形成された複数の係止フラップを備える。例えば、リングセグメント2480、2490は、ある程度可撓性のポリマー又はゴム材料から作製されてもよい。リングセグメント2480は、中に形成された一連の可撓性の近位側係止フラップ2488を有し、リングセグメント2490は、中に形成された一連の可撓性の遠位側係止フラップ2498を有する。それぞれの係止フラップ2388はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2389を有し、それぞれの係止フラップ2398はその上に形成された少なくとも1つの係止移動止め2399を有する。係止移動止め2389、2399は、関節接合ボールを適所で保持するように、関節接合ボールとの所望の係止摩擦量を確立するのに役立ってもよい。他の例示的実施形態では、係止移動止め2390、2390は、装着ボール2470の外周に形成された様々な係止窪みを噛合して係合するように構成される。20

【0138】

関節駆動部2410の動作は、図122及び123を参照することによって理解することができる。図122は、非関節接合位置にある関節駆動部2410を示す。図123では、臨床医が関節リングアセンブリ2460を手動で傾斜させて、関節摺動部2420を遠位方向「DD」で軸線方向に移動させ、それによって関節接合ケーブルセグメント434A'を遠位側に前進させている。関節リングアセンブリ2460のかかる移動はまた、関節摺動部2430の近位方向での軸線方向移動をもたらし、それによって最終的に、関節接合ケーブル434B'が近位方向に引っ張られる。関節接合ケーブルセグメント434A'、434B'のかかる押し引きにより、上述した形で、エンドエフェクタ1000が長手方向ツール軸線「LT-LT」に対して関節接合される。関節接合の方向を逆転させるため、臨床医は単に、関節リングアセンブリ2460の配向を逆転させ、それによって、関節摺動部2430を遠位方向「DD」で移動させ、関節摺動部2420を近位方向「PD」で移動させる。関節リングアセンブリ2460は、同様に作動させて、関節接合ケーブルセグメント454A'、454B'に対して所望の押し引き運動を加えてもよい。係止移動止め2389、2399と装着ボールの外周との間に作られる摩擦は、エンドエフェクタ1000が所望の位置に関節接合された後、関節駆動部2410を適所で保持するのに役立つ。代替の例示的実施形態では、係止移動止め2389、2399が装着ボールの対応する係止窪みに受け入れられるように位置決めされると、装着ボールは適所で保持される。3040

【0139】

図示される例示的実施形態及び他の実施形態では、細長い軸アセンブリ2402は、ハンドルアセンブリ2500と動作可能にインターフェース接続する。ハンドルアセンブリ2500の例示的実施形態は、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2502、2504を備える。例えば、図118及び119を参照されたい。ハ50

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」を中心と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、この例示的実施形態では、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 に旋回可能に装着された、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 内で支持された旋回ピン 2531 に旋回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、旋回して移動することが容易になる。図 124 に見られるように、閉鎖トリガー 2530 は、閉鎖ワイヤ 2535 によって、第 1 の旋回リンク及び歯車アセンブリ 695 にリンクされた、閉鎖リンク 2534 を含む。したがって、閉鎖トリガー 2530 をハンドルアセンブリ 2500 のピストル把持部分 2506 に向かって作動位置へと旋回させることで、閉鎖リンク 2534 及び閉鎖ワイヤ 2535 によって、第 1 の旋回リンク及び歯車アセンブリ 695 が第 1 の閉鎖ロッドセグメント 680 を遠位方向「DD」で移動させて、アンビルを閉鎖する。

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 に旋回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旋回されると、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 を旋回させる。

30

【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、閉鎖トリガーワーク 2544 によって閉鎖リンク 2534 にリンクされた、閉鎖トリガーガイド部材 2542 を含む。閉鎖トリガーガイド部材 2542 は、ハンドルフレームアセンブリ 2520 のガイドキャビティ 2522 内でガイド可能に支持される。閉鎖トリガー 2546 は、ガイドキャビティ 2520 内で位置決めされて、閉鎖トリガーガイド部材 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、閉鎖トリガーワーク 2544 は、閉鎖トリガーガイド部材 2542 を遠位方向「DD」で移動させて、閉鎖トリガー 2546 を圧縮する。閉鎖トリガー係止シ

40

50

ステム 2536 が係脱され、閉鎖トリガー 2530 が解除されると、閉鎖トリガー戻しづね 2546 が閉鎖トリガー摺動部材 2542 を近位方向「P D」で移動させ、それによって閉鎖トリガー 2530 が開始時の非作動位置へと旋回される。

【0144】

外科用器具 2400 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 2400 は、近位側駆動軸アセンブリ 380' 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 2550 を用いる。図 128 を参照されたい。第 2 の駆動システム 2550 は、ピストル把持部分 2506 内で動作可能に支持されたモータアセンブリ 2552 を含んでもよい。モータアセンブリ 2552 は、ハンドルアセンブリ 2500 に除去可能に取り付けられた電池パック 2554 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 2556 は、モータアセンブリ 2552 の駆動軸 2555 に動作可能に連結される。第 2 の駆動歯車 2556 は、駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント 380' に取り付けられた、第 2 の回転被動歯車 2558 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 2556 はまた、図 128 で矢印「U」によって表される方向で、モータ駆動軸 2555 上でモータアセンブリ 2552 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 2560 又は類似の部材は、第 2 の駆動歯車 2556 とモータハウジング 2553との間で位置決めされ、モータ駆動軸 2555 上の第 2 の駆動歯車 2556 を付勢して、第 2 の被動歯車 2558 上の第 1 の歯車セグメント 2559 と噛合係合させるのに役立つ。10

【0145】

第 2 の駆動システム 2550 は、ハンドルフレームアセンブリ 2520 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 2570 を更に含んでもよい。少なくとも 1 つの例示的形態では、例えば、発射トリガーアセンブリ 2570 は、モータアセンブリ 2552 と電気的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ 2552 によって第 1 の回転駆動運動を第 2 の被動歯車 2558 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 2572 を含む。それに加えて、発射トリガーアセンブリ 2570 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 2574 を更に含む。撤回駆動トリガー 2574 は、モータアセンブリ 2552 と電気的に連通すると共に、作動させると、モータアセンブリ 2552 によって第 2 の回転駆動運動を第 2 の被動歯車 2558 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 1000 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 1000 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。20

【0146】

図示される実施形態はまた、閉鎖トリガー作動部分 2532 に旋回可能に取り付けられると共に、安全部材 2580 が発射トリガーアセンブリ 2570 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 2570 を自由に旋回させることができると第 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 2580 を含む。図 124 に見られるように、第 1 の窪み 2582 は、安全部材 2580 の第 1 の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分 2532 に設けられる。安全部材 2580 が第 1 の位置にあるとき、安全部材 2580 上の移動止め（図示なし）は第 1 の窪み 2582 内に受け入れられる。第 2 の窪み 2584 も、安全部材 2580 の第 2 の位置に対応して、閉鎖トリガー作動部分 2532 に設けられる。安全部材 2580 が第 2 の位置にあるとき、安全部材 2580 上の移動止めは第 2 の窪み 2582 内に受け入れられる。40

【0147】

50

少なくともいくつかの例示的形態では、外科用器具 2400 は、モータアセンブリ 2552 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 380' に対して機械的に加える、全体的に 2590 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 2590 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 380' 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つ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 2590 は、第 2 の被動歯車 2558 の第 2 の歯車セグメント 2562 と噛合係合している、ハンドルフレームアセンブリ 2520 上に形成された軸 2524A 上に回転可能に装着された、逆転装置 2592 を含む。図 126 を参照されたい。したがって、第 2 の被動歯車 2558 が駆動軸アセンブリの近位側駆動軸セグメント 380' を回転させると、逆転装置 2592 は軸 2524A 上で自由に回転する。

【0148】

様々な例示的形態では、機械的逆転システム 2590 は、レバーアーム 2596 の形態の手動作動可能なドライバ 2594 を更に含む。図 129 及び 130 に見られるように、レバーアーム 2596 は、中を通る細長いスロット 2598 を有するヨーク部分 2597 を含む。軸 2524A はスロット 2598A を通って延在し、ハンドルハウジングアセンブリ 2520 上に形成された第 2 の反対側の軸 2598B は、他方の細長いスロットを通って延在して、それに対してレバーアーム 2596 を移動可能に固着する。それに加えて、レバーアーム 2596 は、逆転装置 2592 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 2597 を有する。臨床医が実質的な力を働かせてレバーアーム 2596 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する。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 2590 の様々な例示的実施形態は、ハンドルフレームアセンブリ 2520 内で移動可能に軸支された、ナイフ撤回ボタン 2600 を更に含む。図 129 及び 130 に見られるように、ナイフ撤回ボタン 2600 は、第 2 の駆動歯車 2556 の頂部を係合するように構成された係脱フラップ 2602 を含む。ナイフ撤回ボタン 2600 は、ナイフ撤回ばね 2604 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 2602 が付勢されて、第 2 の駆動歯車 2556 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 2600 を押し下げるによって、機械的逆転システム 2590 を始動させようとするまで、第 2 の駆動歯車 2556 は、第 2 の被動歯車 2558 の第 1 の歯車セグメント 2559 と噛合係合している。

【0149】

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

【0150】

外科用器具 2400 はまた、詳細に上述したような回転伝達装置 750 を含むエンドエ

10

20

30

40

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を参考されたい。近位側駆動軸セグメント380'は、その上に一対のカラー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を通って延在する、シフターボタンアセンブリ2614を更に含む。図135及び136を参考されたい。シフターばね2616は、近位側駆動軸セグメント380'を係合するようにして、ハンドルフレームアセンブリ2520に装着される。図127及び134を参考されたい。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を参考されたい。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が中を通って延在できるようにする、中央の駆動通路708を有する。それに加えて、近位側ボール部材706は、遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447が中を通るのを容易にする、4つの関節接合通路710の中に有する。図137に更に見られるように、中間関節接合管セグメント712は中に形成された中間ボールソケット714を有する。中間ボールソケット714は、エンドエフェクタコネクタ管720上に形成されたエンドエフェクタボール722を中で移動可能に支持するように構成される。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447は、エンドエフェクタボール722内に形成されたケーブル通路724を通って延在し、エンドエフェクタボール722内の対応する通路728内に受け入れられた突起726によってそこに取り付けられる。遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447をエンドエフェクタボール72

10

20

30

40

50

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を通って延在する、係止ワイヤ又は部材2712を含む。係止ワイヤ2712は、ハンドル部分2500(図137に全体的に破線で表される)内で動作可能に支持された伝達ディスク2722に取り付けられた近位端2720を有する。例えば、伝達ディスク2722は、ハンドル2500内に形成されたボス2726に連結された、スピンドル軸2724上に装着される。アクチュエータケーブル又はワイヤ2730は、伝達ディスク2722に取り付けられ、臨床医によって手動で作動させて(即ち、押すか又は引く)もよい。外科用器具がロボットシステムに取り付けられる他の実施形態では、アクチュエータケーブル2730は、ロボットシステムからの制御運動を受け入れて、伝達ディスク2722を作動させるように構成されてもよい。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に形成された一対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27450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、27544050

4間で遠位側に移動してリング2750を拡張させていて、近位側ソケット管712に対する圧搾力を緩和して、近位側ボール部材706がソケット704内で移動できるようになっている。その係止解除位置では、関節接合システムは、上述した形で遠位側ケーブルセグメント444、445、446、447に対して作動運動を加えて、図138及び139に示されるように、エンドエフェクタ1000を関節接合するように作動してもよい。例えば、図143及び144は、エンドエフェクタ1000が図138に示される位置へと関節接合されているときの、第1及び第2の係止ウェッジ2714、2716の位置を示す。同様に、図145、146は、エンドエフェクタ1000が図129に示される位置へと関節接合されているときの、第1及び第2の係止ウェッジ2714、2716の位置を示す。一旦臨床医がエンドエフェクタを所望の位置へと関節接合すると、臨床医(又はロボットシステム)は、作動ケーブルに対して押す運動を加えて、伝達ディスク2722を回転させると共に係止ワイヤ2712を図143、145に示される位置へと移動し、それによって、係止リング2740、2750が反ってそれらの締付け又は係止位置に至って、エンドエフェクタ1000をその係止位置で保持することができる。
10

【0157】

図148～156は、1つの例示的形態では、以下で考察する違いを除いてエンドエフェクタ1000とほぼ同一である、別のエンドエフェクタの実施形態を示す。エンドエフェクタ2800は、回転閉鎖運動を加えることによって開閉されるアンビルアセンブリ2810を含む。アンビルアセンブリ2810は、開放位置(図148及び149)と閉鎖位置(図150～153)との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル2830上で旋回可能に支持される。細長いチャネル2830は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャネル1020とほぼ同一であってもよい。例えば、図示される実施形態では、細長いチャネル2830は、上述したようなリング状の軸受734によってエンドエフェクタコネクタ管720に連結されてもよい、その上に形成されたエンドエフェクタコネクタハウジング2832を有する。図148に見られるように、エンドエフェクタコネクタハウジング2832は、回転伝達アセンブリ2860の中で動作可能に支持する。
20

【0158】

図148及び149に見られるように、アンビルアセンブリ2810は、細長いチャネル2830に形成された対応するトラニオンスロット2814内に移動可能に受け入れられる、一対のアンビルトラニオン2812(1つのトラニオンのみが図148に見られる)を含む。アンビルアセンブリ2810の下面是、発射部材1200'上のアンビル旋回ピン1201'と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放傾斜面(anvil open ramp)2816を更に有する。発射部材1200'は、言及する違いを除いて、上述の発射部材1200とほぼ同一であってもよい。それに加えて、アンビルアセンブリ2810は、以下でより詳細に考察するように、回転伝達アセンブリ2860からの回転閉鎖運動を受け入れる、回転閉鎖軸2910と動作可能に係合するように構成された、閉鎖ピン2818を更に含む。発射部材1200'は、外科用ステープルカートリッジ(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内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軸受セグメント1304を有する。
30
40

【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2860は、細長い軸アセンブリを通じ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2800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2800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2870を含む。関節継手を用いるこれらの実施形態の場合、関節継手700を通じて延在する回転駆動軸2870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148及び149に最も著しく見られるように、回転駆動軸2870は
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って延在して、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 2800 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4050

一軸 2880 を再び回転させて、伝達歯車スピンドル 2902 を図 154 に示される位置へと旋回させる。やはり、係止移動止め 2842 は伝達歯車スピンドル 2902 をその位置で保持する。その後、回転駆動軸 2870 を回転させて、器具駆動軸 1300 上の伝達歯車 1302 に回転運動を加える。器具駆動軸 1300 が一方で回転することにより、発射部材 1200' は遠位方向「DD」で駆動される。器具駆動軸 1300 が反対方向で回転することにより、発射部材 1200' は近位方向「PD」で撤回される。したがって、発射部材 1200' が、細長いチャネル 2830 に装着されたステープルカートリッジ内のステープルを切断し発射するように構成された、それらの適用例では、発射部材 1200' が細長いチャネル 2830 内におけるその最遠位位置まで駆動された後、回転駆動軸アセンブリ 2870 によって器具駆動軸 1300 に加えられる回転駆動運動が逆転して、発射部材 1200' が撤回されて図 150 に示されるその開始位置へと戻る。標的組織をエンドエフェクタ 2800 から解放するため、臨床医は、シフター軸 2800 を再び回転させて、伝達歯車 2900 を閉鎖駆動軸 2910 上の駆動歯車 2914 と再び噛合係合させる。その後、回転駆動軸 2870 によって伝達歯車 2900 に逆回転運動が加えられて、閉鎖駆動軸 2910 が駆動スピンドル 2916 を回転させ、それによってアンビルアセンブリ 2810 が遠位側に移動し、図 148 及び 149 に示される開放位置へと旋回する。臨床医がエンドエフェクタ 2800 全体を長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にして回転させたいとき、シフター軸が長手方向でシフトされて、図 152 に示されるように、シフター歯車 2882 が、回転駆動ヘッド 2872 上の第 2 のリングギヤ 2876 及び伝達歯車本体 2892 上のシフターリングギヤ 2896 と同時に噛合係合する。その後、回転駆動軸 2880 を回転させることによって、エンドエフェクタ 2800 が、長手方向ツール軸線「LT-LT」を中心にしてエンドエフェクタコネクタ管 720 に対して回転する。
10

【0164】

図 157 ~ 170 は、引っ張りタイプの運動を用いてアンビルアセンブリ 3010 を開閉する、別のエンドエフェクタの実施形態 3000 を示す。アンビルアセンブリ 3010 は、開放位置（図 168 及び 169）と閉鎖位置（図 157、160、及び 170）との間で選択的に移動させるため、細長いチャネル 3030 上で移動可能に支持される。細長いチャネル 3030 は、以下で考察する違いを除いて、上述した細長いチャネル 1020 とほぼ同一であってもよい。細長いチャネル 3030 は、上述した形でエンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 に連結されてもよい。エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 はまた、上述したようなリング状の軸受 734 によって、エンドエフェクタコネクタ管 734 に連結されてもよい。図 157 に見られるように、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1010 は、上述したように、駆動構成 748 及び回転伝達装置 750 を支持してもよい。
20

【0165】

図 160 に見られるように、アンビルアセンブリ 3010 は、細長いチャネル 3030 に形成された対応するトラニオンスロット 3032 内に移動可能に受け入れられる、一対のアンビルトラニオン 3012（1つのトラニオンのみが図 160 に見られる）を含む。アンビルアセンブリ 2810 の下面是、発射部材 3100 上の上部フィン 1208 と旋回係合するように、その上に形成されたアンビル開放切欠き 3016 を更に有する。図 168 を参照されたい。発射部材 3100 は、言及する違いを除いて、上述の発射部材 1200 とほぼ同一であってもよい。図示される実施形態では、エンドエフェクタ 3000 は、アンビルトラニオン 3012 に付勢力を加えるように構成された、アンビルばね 3050 を更に含む。アンビルばね 3050 の1つの形態が図 159 に示される。その図面に見られるように、アンビルばね 3050 は、金属ワイヤから作製され、アンビルトラニオンがそれら個々のトラニオンスロット 3032 内に受け入れられていると、アンビルトラニオン 3012 上に載るように構成された、2つの対向するばねアーム 3052 を有してもよい。それに加えて、図 159 に更に見られるように、アンビルばね 3050 は、中に形成された、細長いチャネル 3030 上に形成された対応するばねピン 3034 を移動可能に
30

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、細長いチャネル3030内においてばねピン3034上で旋回するように構成される。図158に最も著しく見られるように、細長いチャ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、細長いチャネル3030上で選択的に長手方向移動するようにその上で移動可能に支持された、閉鎖管3060を更に含む。閉鎖管3060の長手方向移動を容易にするため、図157及び160～170に示される実施形態は、閉鎖管3030に旋回可能にピン止めされるか又は別の形で取り付けられた、リンク機構アーム3072によって閉鎖管3060にリンクされた閉鎖ソレノイド3070を含む。ソレノイドを作動させると、リンク機構アーム3072が遠位方向で駆動されて、閉鎖管3060を細長いチャネル3030の端部で遠位側に駆動する。閉鎖管3060が遠位側に移動すると、アンビルアセンブリ3010が閉鎖位置へと旋回する。代替実施形態では、ソレノイドは、エンドエフェクタ駆動ハウジング1010の遠位端に装着された環状ソレノイドを備えてもよい。閉鎖管は、環状ソレノイドによって磁気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を通っ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が細長いチャネル3030を通して遠位側に駆動され、器具駆動軸1300が反対の回転方向で回転することにより、発射部材1200'が近位方向「PD」で撤回される。図157及び160～170に見られるように、発射部材3100は、以下で更に詳細に考察するように、係止バー3082を係合するように構成された作動バー3102を有する。

【0169】

アンビル係止システム3080は、閉鎖管3060がその最遠位位置へと移動しており、閉鎖管3060の遠位端がアンビルアセンブリ3010上に形成されたアンビルレッジ3013と接触していると、アンビルを選択的に引っ張って閉鎖管3060と割込み係止係合させる、アンビル引張リアセンブリ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っ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、新しいステーブルカートリッジ（図示なし）が細長いチャネル 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、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

10

20

30

40

50

るよう構成された、「ネックダウンした」遠位端部分 3216 を有する。

【0172】

図 171～178 に示される例示的実施形態では、細長い軸アセンブリ 3200 は、以下で考察する違いを除いて上述の近位側駆動軸セグメント 380 とほぼ同一であってもよく、本明細書に開示する様々な形で、ロボットシステム又はハンドルアセンブリからの回転及び軸線方向制御運動を受け入れるように構成されてもよい、近位側駆動軸セグメント 380' を含む。図示される実施形態は、上述したような関節継手 700 と共に使用されてもよく、本明細書に記載する様々な形で関節制御駆動部に連結されてもよい関節接合ケーブル 434 及び 454 を含んでもよい。近位側充填材料 3220 は、近位側外管セグメント 3214 内に提供されて、関節接合ケーブル端部 434A、434B、454A、454B に対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの関節接合ケーブル端部 434A、434B、454A、454B は、近位側充填材料 3220 を通して設けられた対応する近位側関節通路 3222 を通って延在する。関節接合ケーブル端部 434A、434B、454A、454B は、対応する関節通路 3222 内で摺動するように構成された、そこに取り付けられた近位側関節クリップ 3224 を更に有する。近位側関節クリップ 3224 は、金属又はポリマー材料から作製されてもよく、締結具押さえ 3228 がその上にそれぞれ形成された、一対の可撓性クリップアーム 3226 をそれぞれ有する。同様に、近位側駆動軸セグメント 380' は、近位側充填材料 3220 内の軸通路 3230 に移動可能に受け入れられる。駆動軸接続クリップ 3240 がその上にある。1つの例示的形態では、駆動軸接続クリップ 3240 は、中央の管状コネクタ部分 3242 及びその上の 2つの可撓性クリップアーム 3244 を有して形成され、クリップアームはそれぞれ、その上に締結具押さえ 3248 を有する。

【0173】

図 171、172、及び 176～178 に更に見られるように、急速脱着構成 3210 は、遠位側外管セグメント 3252 がネックダウンした近位端部分 3254 を含む点を除いて、上述の遠位側外管部分 231 にほぼ類似した、遠位側外管セグメント 3252 の形態の遠位側連結具部材 3250 を更に含む。遠位側外管セグメント 3252 は、本明細書に開示する様々なタイプのエンドエフェクタ 1000 に動作可能に連結され、以下で言及する違いを除いて、上述した遠位側駆動軸セグメント 540 にほぼ類似していてよい、遠位側駆動軸セグメント 540' を含む。遠位側充填材料 3260 は、遠位側外管セグメント 3252 内に提供されて、遠位側関節接合ケーブルセグメント 444、445、446、447 に対する軸線方向の支持を提供する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント 444、445、446、447 は、遠位側充填材料 3260 を通して設けられる、対応する遠位側関節通路 3262 を通って延在する。それぞれの遠位側関節接合ケーブルセグメント 444、445、446、447 は、対応する近位側関節クリップ 3224 のクリップアーム 3226 間で摺動するように構成された、それに取り付けられた遠位側関節差込み支柱 (bayonet post) 3270 を更に有する。それぞれの遠位側関節差込み支柱 3270 は、対応するクリップアーム 3226 上の締結具押さえ 3228 によって保持して係合されるように構成される。同様に、遠位側駆動軸セグメント 540' は、遠位側充填材料 3260 内の遠位軸通路 3264 に移動可能に受け入れられる。遠位側駆動軸差込み支柱 3280 は、遠位側関節差込み支柱 3270 を越えて近位側に突出してもよいように、遠位側駆動軸セグメント 540' の近位端に取り付けられる。図 172 は、遠位側関節差込み支柱 3270 に対する遠位側駆動軸差込み支柱 3280 (破線) の位置を示す。遠位側駆動軸差込み支柱 3280 は、対応するクリップアーム 3244 上の締結具押さえ 3248 によって駆動軸接続クリップ 3240 上で保持して係合されるように構成される。

【0174】

図 171～178 に見られるように、例示の急速脱着連結具構成 3210 は、遠位側外管セグメント 3252 のネックダウンした近位端部分 3254 上で移動可能に軸支された、軸線方向に移動可能な係止カラ－ 3290 を更に含む。図 174 に最も著しく見られる

10

20

30

40

50

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。

【 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 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。

【 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

10

20

30

40

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。

【0177】

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

【0178】

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

【0179】

別の例示的形態は、遠位端を有すると共に長手方向ツール軸線を定める細長い軸アセンブリを含む外科用ステープル留めデバイスを備える。デバイスは、外科用ステープルカートリッジを中で動作可能に支持するように構成された部分を含む細長いチャ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。

【0180】

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な形態と関連して、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なり、円筒状のコネクタ部分を中心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な形態と関連して、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

別的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な形態によれば、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を中心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って延在して、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。

【0187】

別の例示的形態と関連して、外科用器具のための可撓性の駆動軸アセンブリを形成する方法が提供される。少なくとも1つの例示的実施形態では、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を含む。それぞれの継手セグメントは一対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

【0188】

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

20

【0189】

別の例示的な一般的形態と関連して、ロボットシステムと共に使用される外科用ツールが提供され、そのツールは、オペレータからの入力によって動作可能であって、出力運動を発生させるように構成された、ロボットシステムの制御ユニットに動作可能に連結されたツール駆動アセンブリを含む。少なくとも1つの例示的形態では、外科用ツールは、ロボットシステムの一部分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、回転駆動運動を回転駆動システムによって駆動軸アセンブリに加えることによって、回転伝達装置が第2の回転制御運動を外科用エンドエフェクタに加える。

30

【0190】

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

40

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】

様々な例示的実施形態はまた、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징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징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징を備える。少なくとも1つのばね部材は、回転駆動軸アセンブリの一部分に設けられ、それのばね部材は、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징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よく少なくとも1つのばね部材のそれに対応し、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】

様々な他の例示的実施形態は、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】

別の一般的な態様と関連して、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の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の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】

別の一般的な態様と関連して、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の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】

別の一般的な態様によれば、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】

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

10

20

30

40

50

【0199】

別の例示的実施形態は、カートリッジの中で除去可能に支持するように構成された細長いチャ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。

【0200】

別の例示的実施形態は、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、カートリッジの中で除去可能に支持するように構成された細長いチャネルを備える。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。

【0201】

別の例示的実施形態は、細長いチャネルと、細長いチャ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。

【0202】

本明細書に開示されている装置は、単回使用の後に廃棄するよう設計することができ、又は複数回使用するよう設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、装置は少なくとも1回の使用後、再使用のために再調整され得る。こうした再調整には、装置の分解段階、その後の洗浄段階又は特定の部品の交換段階、及びその後の再組立段階の任意の段階の組み合わせが含まれる。詳細には、装置は、分解可能であり、装置の任意の数の特定の部品又は部材を、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の部材の洗浄及び／又は交換に際し、装置を再調整施設において、あるいは、外科手術の直前に手術チームによって再び付けてから、その後の使用に供することができる。当業者は、デバイスの再調整に、解体、洗浄／交換、及び再組み立てのための種々の技術を使用できることを理解するであろう。このような技術の使用、及びその結果として得られる再調整された装置は、全て、本出願の範囲内にある。

【0203】

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

【0204】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいす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。

【0205】

[実施の態様]

(1) 外科用器具であって、

エンドエフェクタと、

10

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、

20

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、

30

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、

40

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

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、

外科用ステープルカートリッジと、

前記外科用ステープ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テー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テー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】

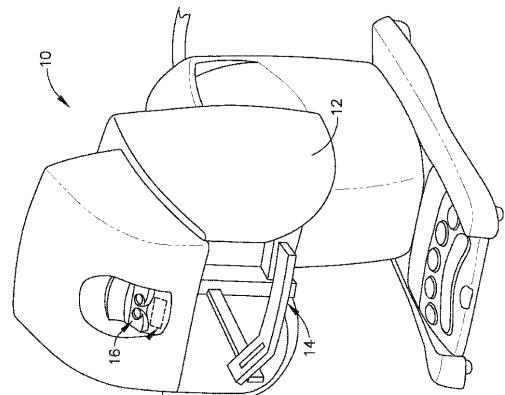


FIG. 1

【図2】

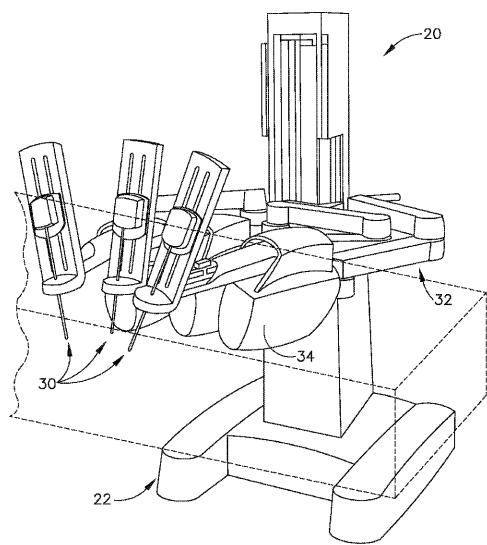


FIG. 2

【図3】

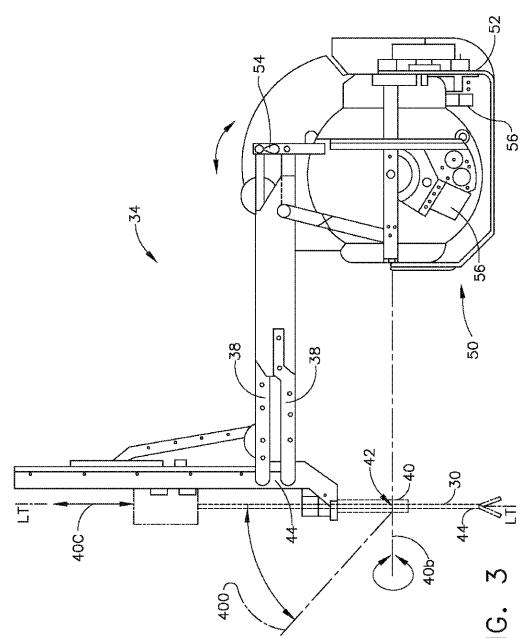


FIG. 3

【図4】

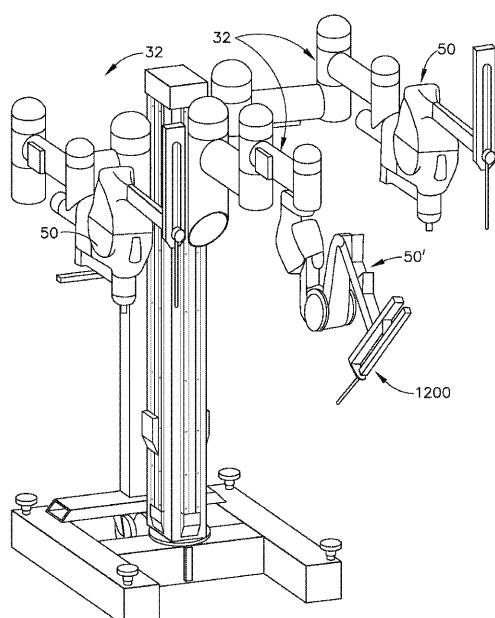


FIG. 4

【図5】

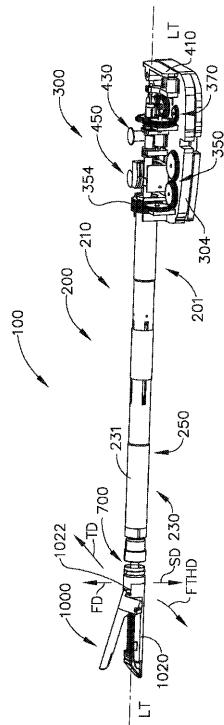


FIG. 5

【図6】

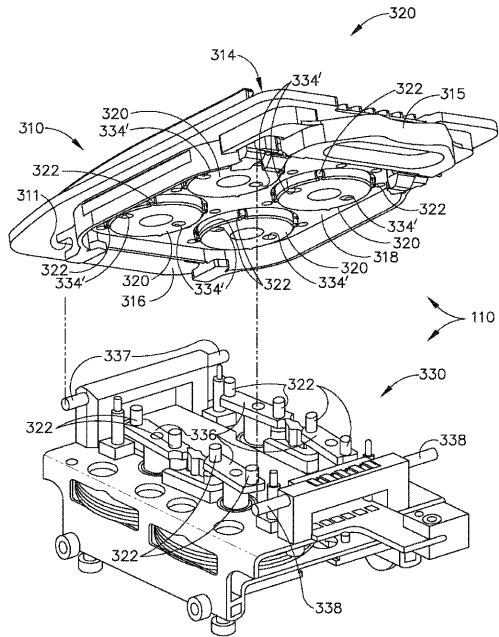


FIG. 6

【図7】

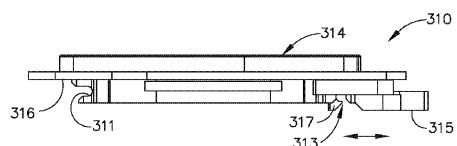


FIG. 7

【図8】

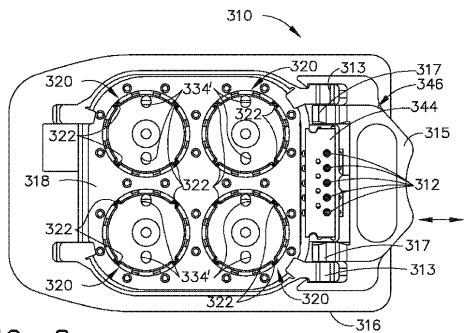


FIG. 8

【図9】

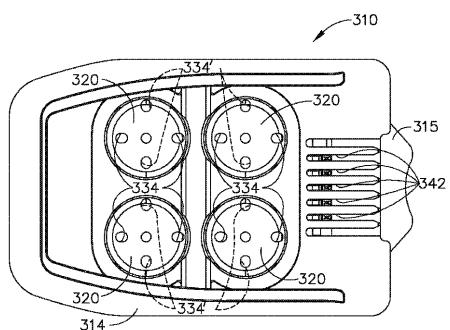


FIG. 9

【図10】

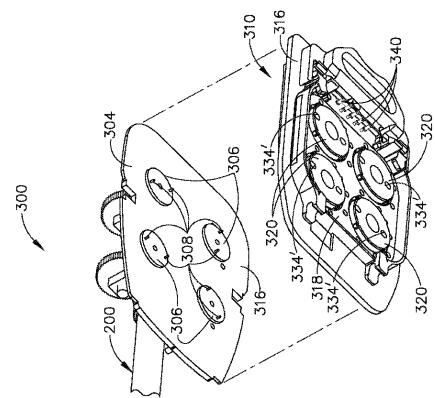


FIG. 10

【 図 1 1 】

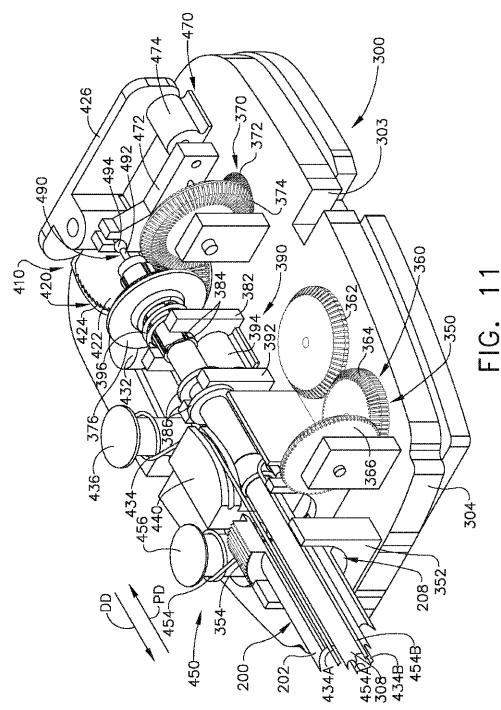
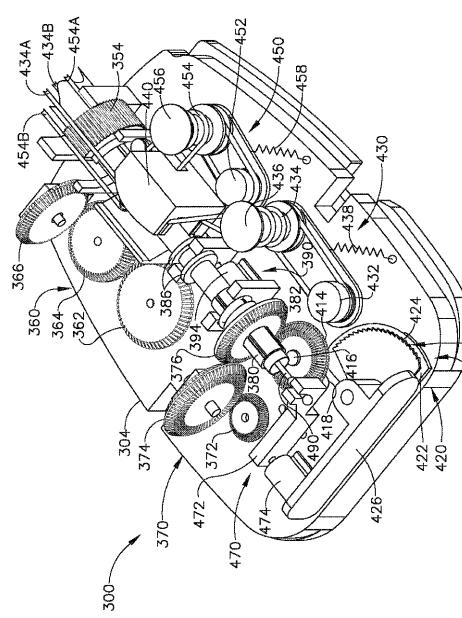


FIG. 11

【図12】



12
FIG.
412

【図13】

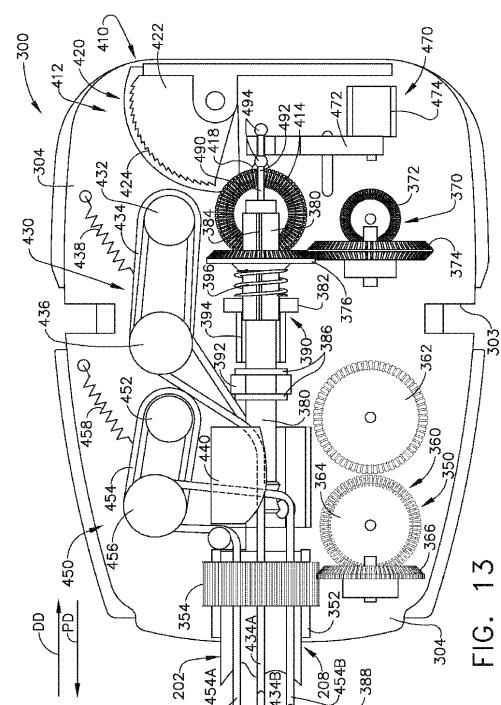


FIG. 13

【図 14】

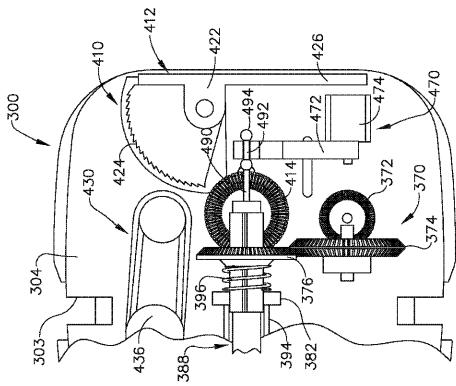


FIG. 14

【図 16】

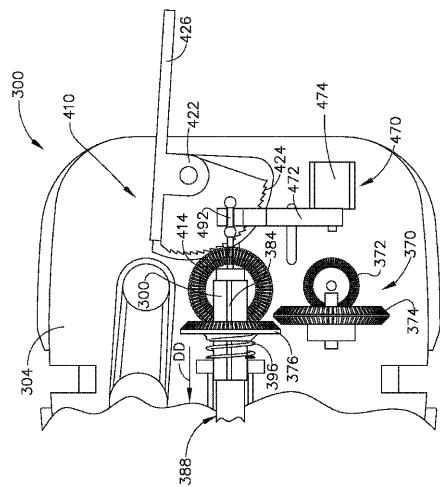


FIG. 16

【図 15】

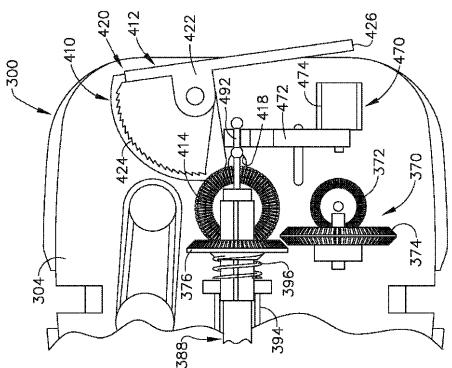


FIG. 15

【図 17】

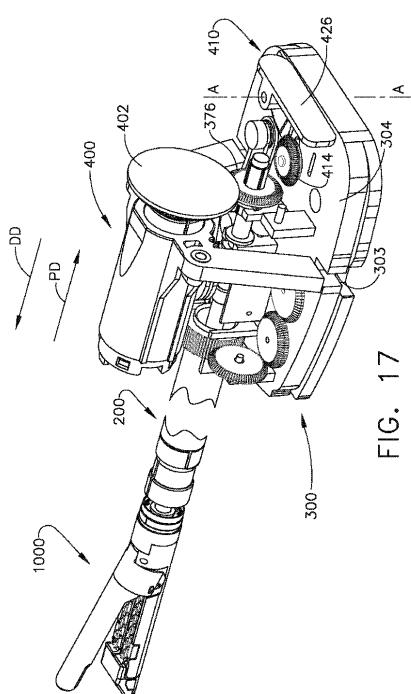


FIG. 17

【図 18】

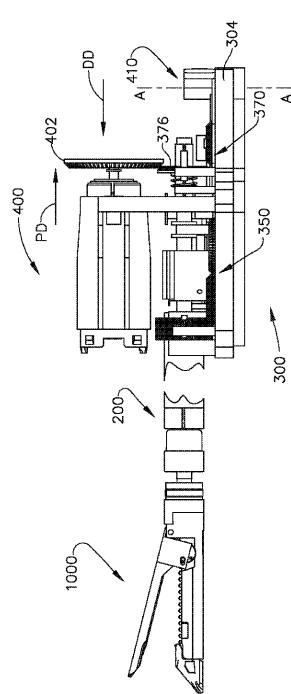
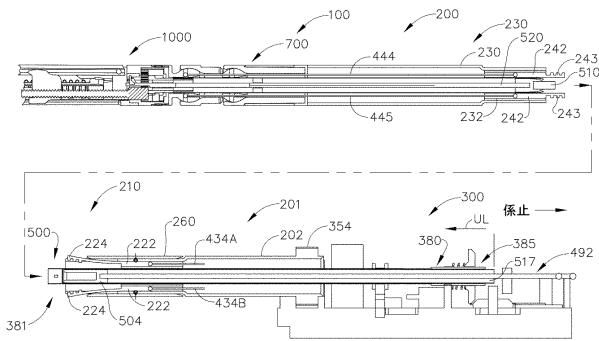


FIG. 18

【図19】



【図20】

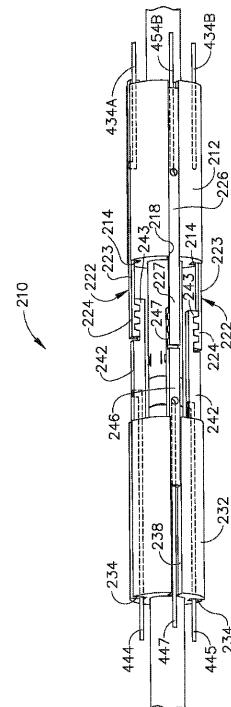


FIG. 20

【図21】

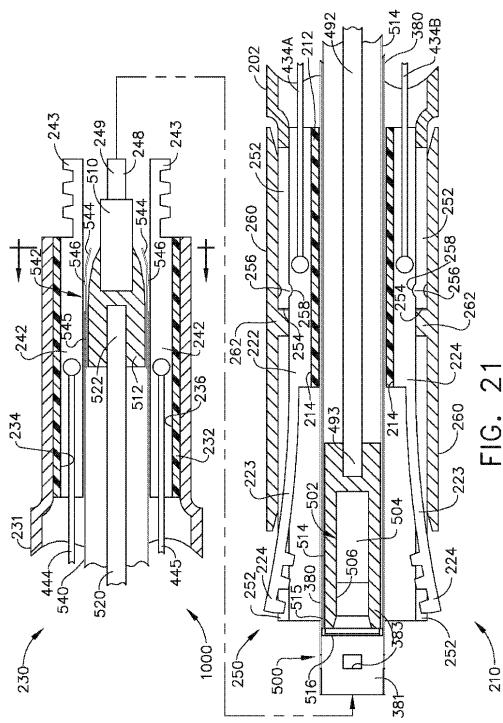
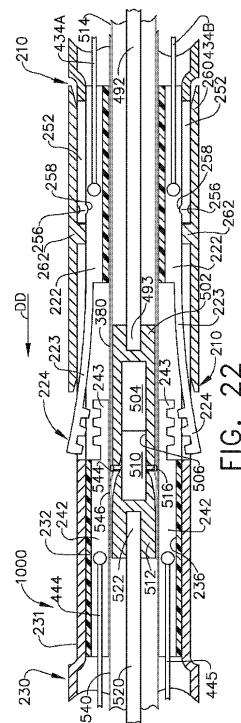


FIG. 21

【 図 2 2 】



6

【図22A】

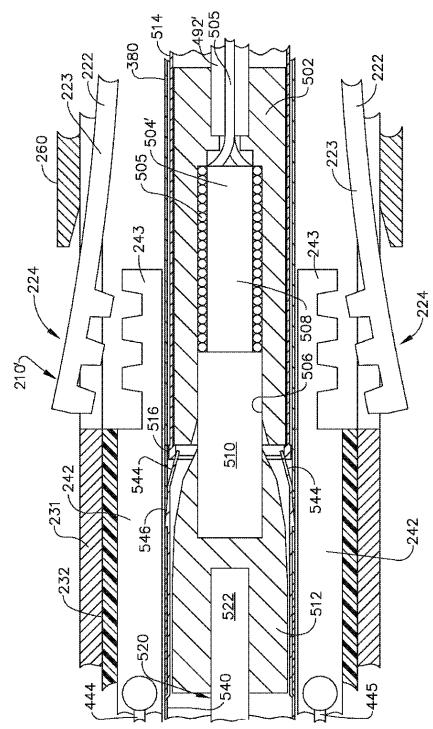


FIG. 22A

【図23】

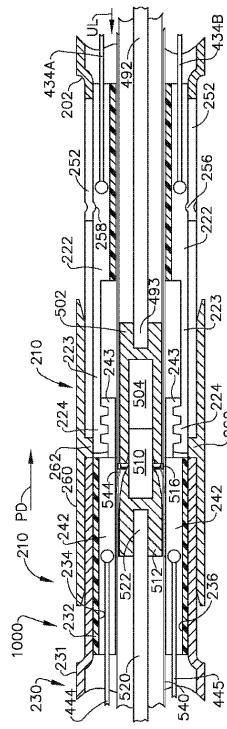


FIG. 23

【図23A】

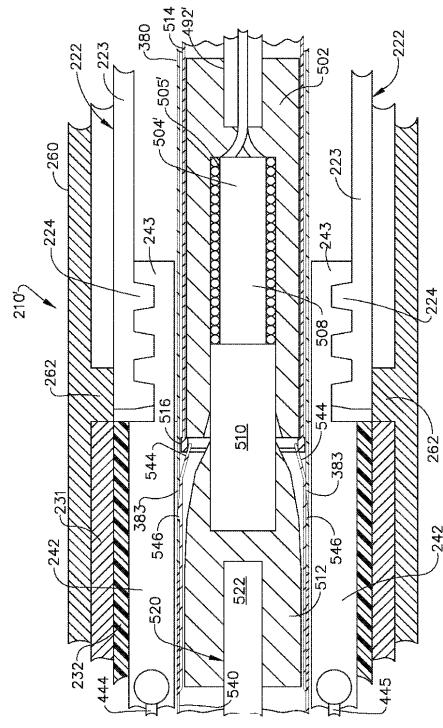


FIG. 23A

【図23B】

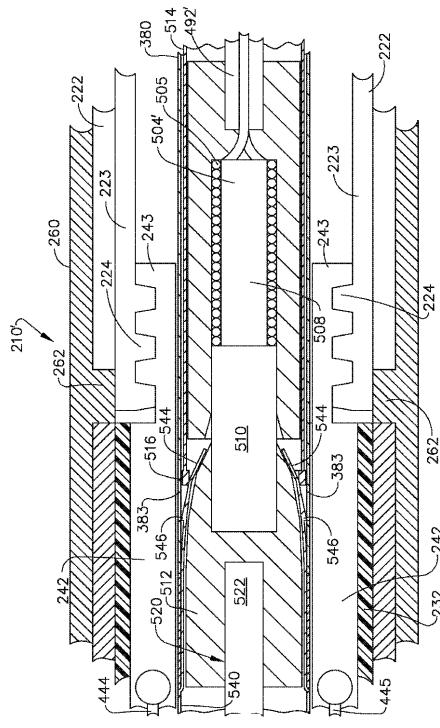


FIG. 23B

【図24】

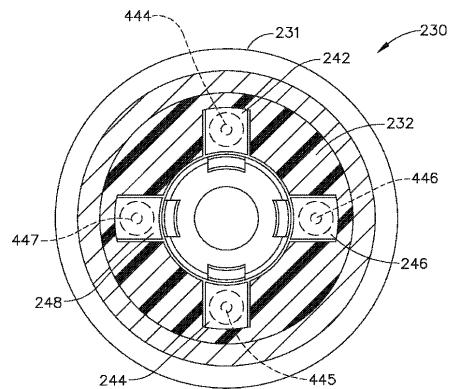
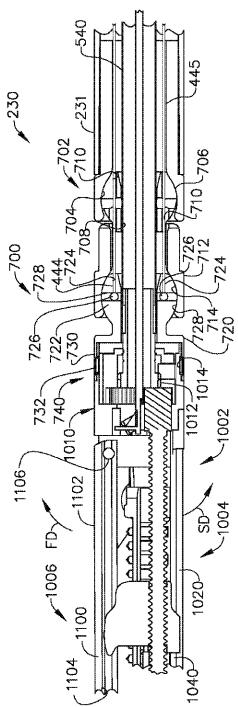
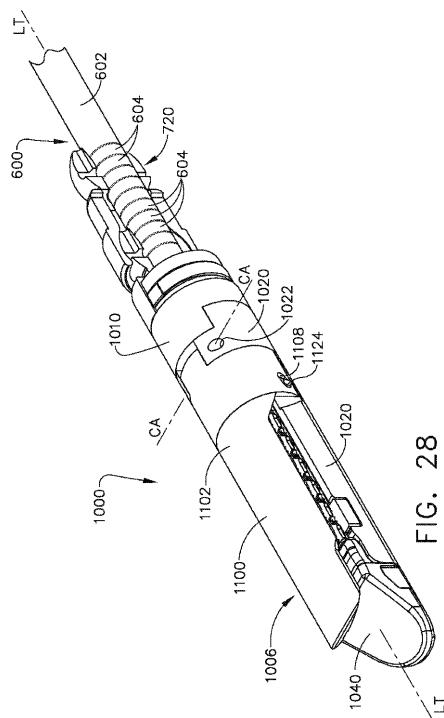


FIG. 24

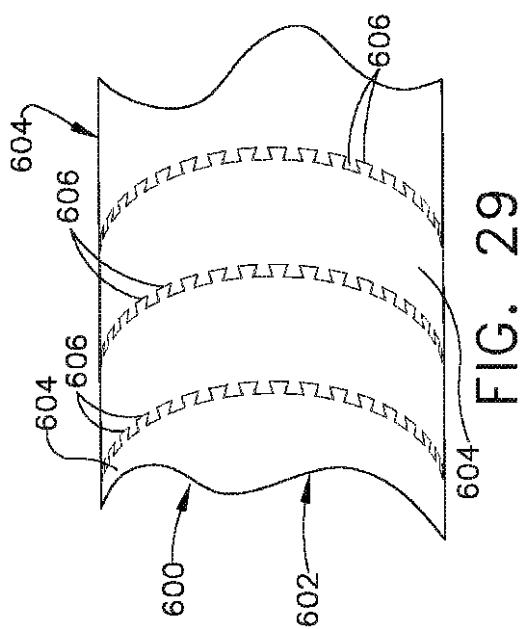
【図25】



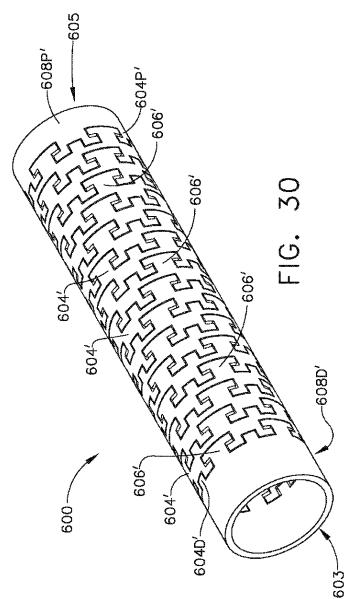
【図28】



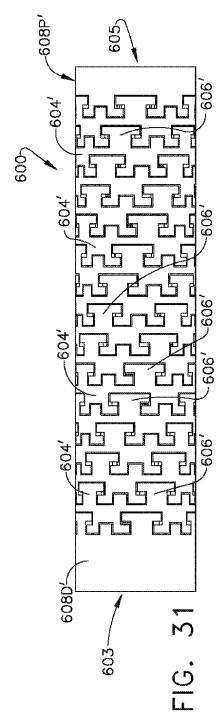
【図29】



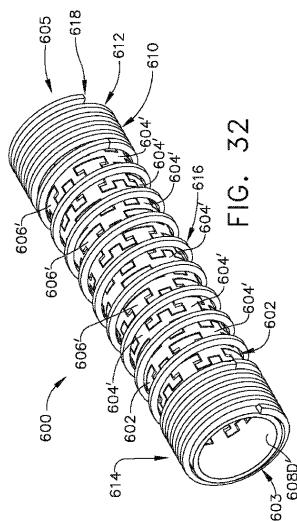
【図30】



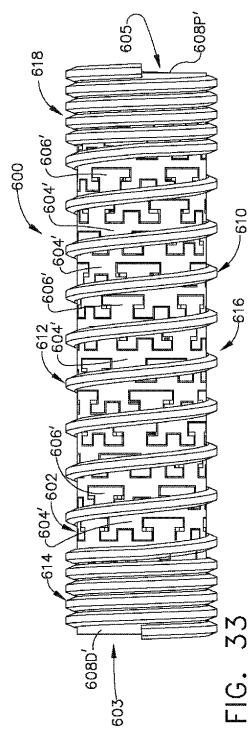
【図31】



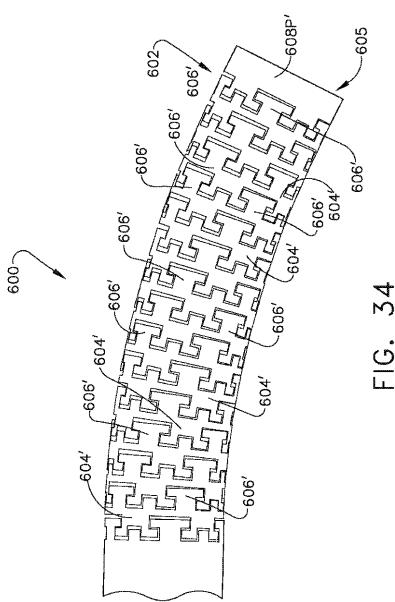
【図32】



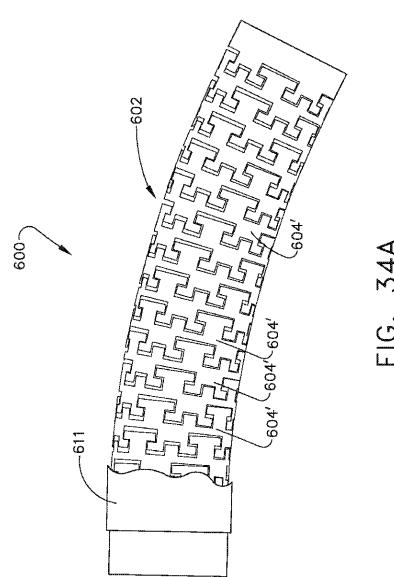
【図33】



【図34】



【図34A】



【図34B】

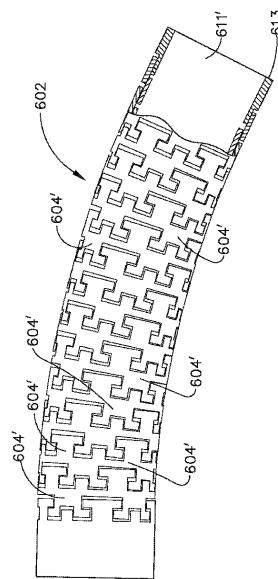


FIG. 34B

【図35】

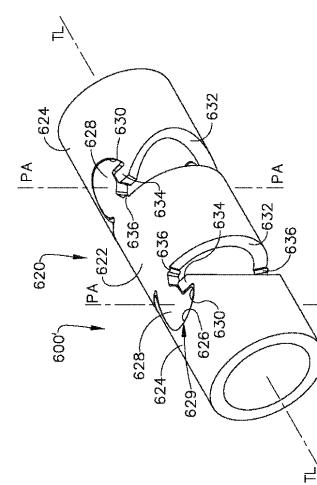


FIG. 35

【図36】

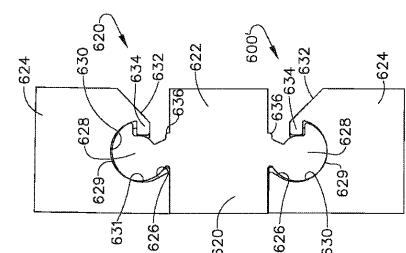


FIG. 36

【図37】

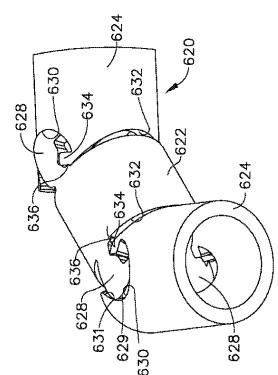


FIG. 37

【図39】

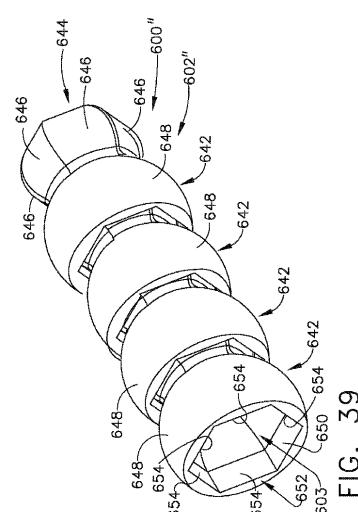
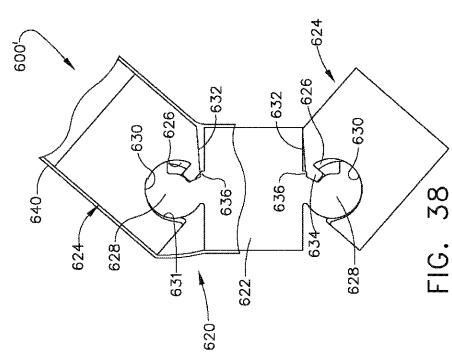


FIG. 39

【図38】



【図40】

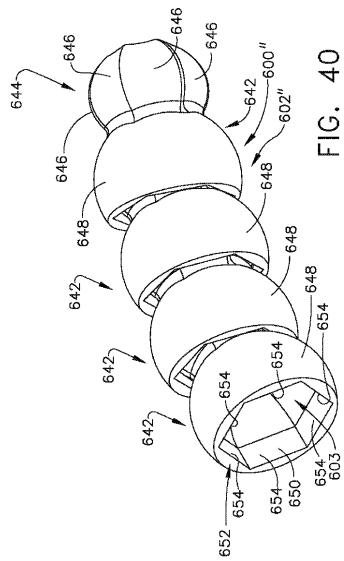


FIG. 40

【図41】

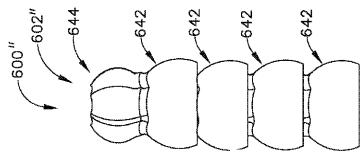


FIG. 41

【図45】

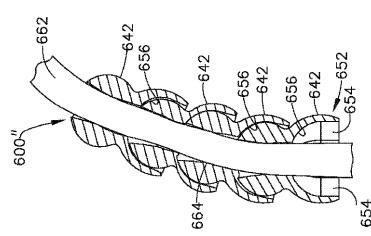


FIG. 45

【図46】

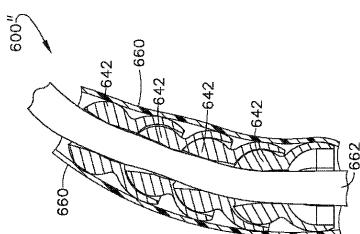


FIG. 46

【図42】

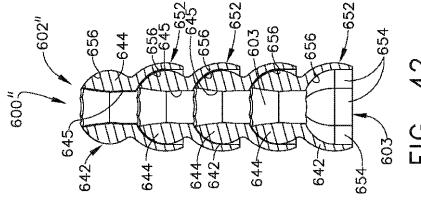


FIG. 42

【図43】

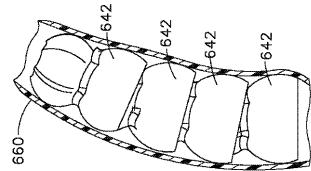


FIG. 43

【図44】

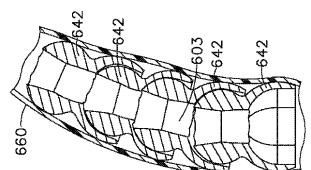


FIG. 44

【図47】

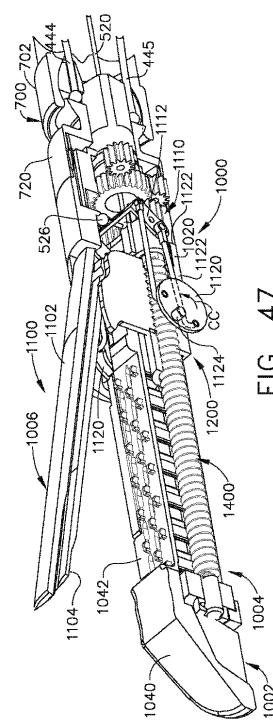
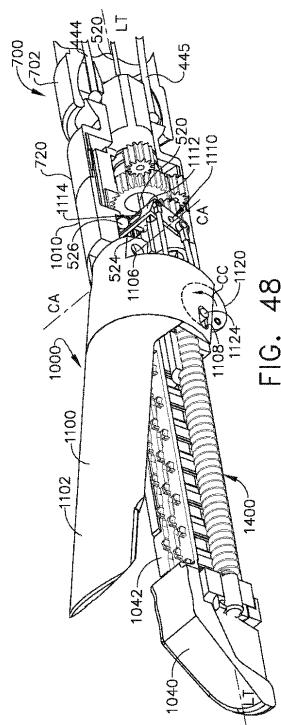
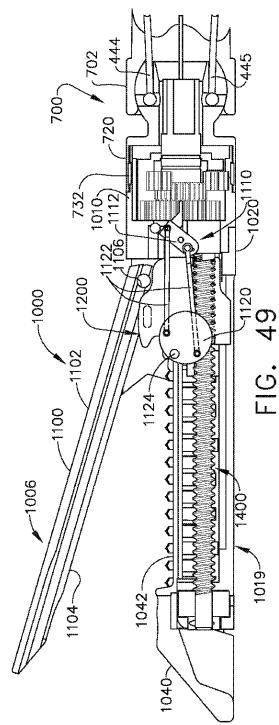


FIG. 47

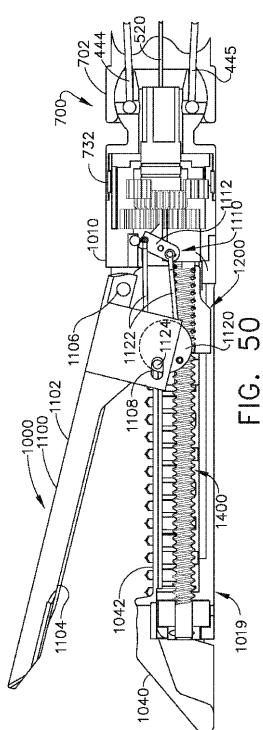
【図 4 8】



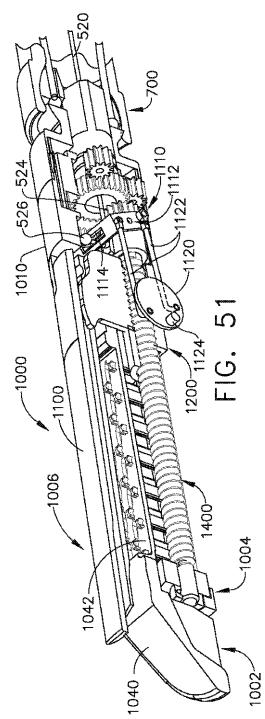
【図 4 9】



【図 5 0】



【図 5 1】



【図 5 2】

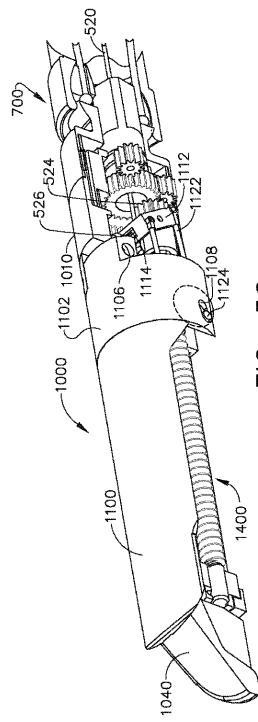


FIG. 52

【図 5 3】

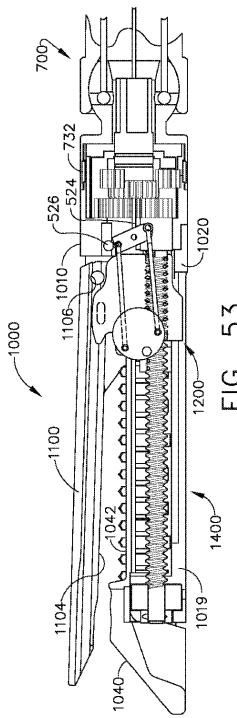


FIG. 53

【図 5 4】

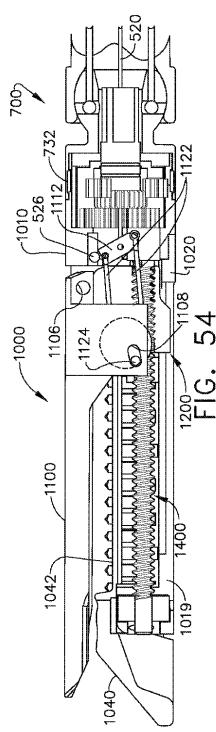


FIG. 54

【図 5 5】

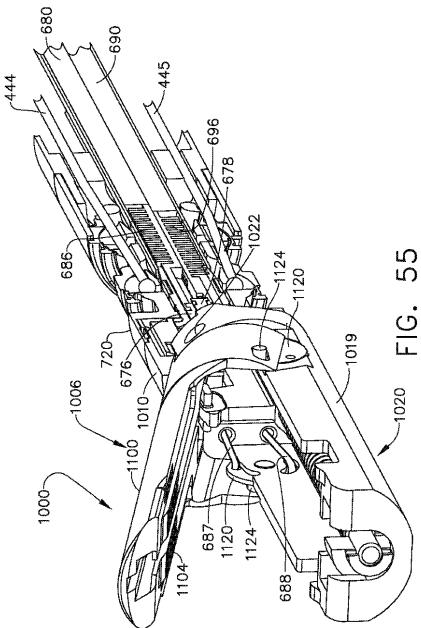


FIG. 55

【図 5 6】

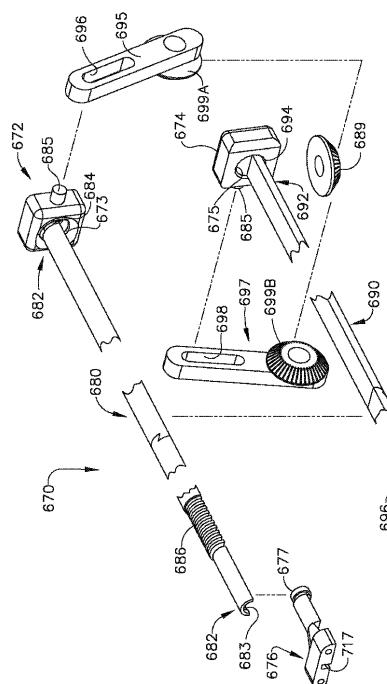


FIG. 56

【図57】

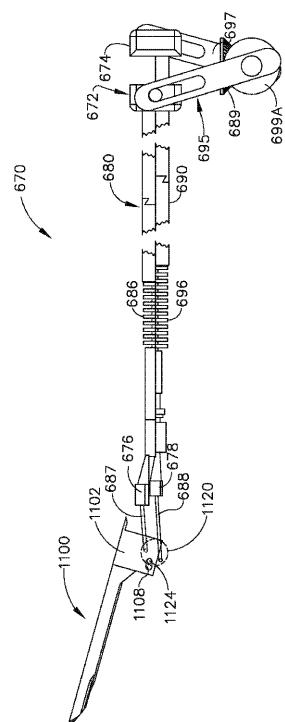
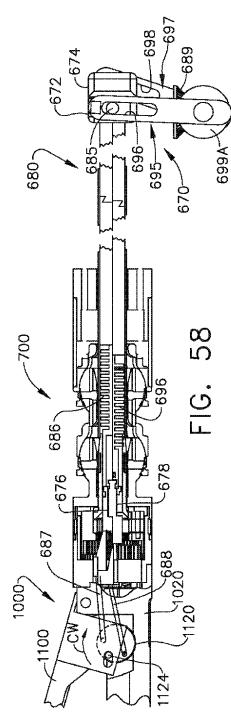


FIG. 57

【図58】



38

【図59】

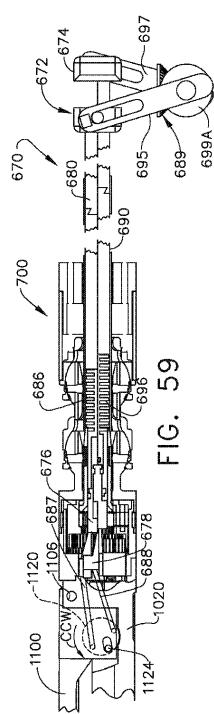


FIG. 59

【図 59A】

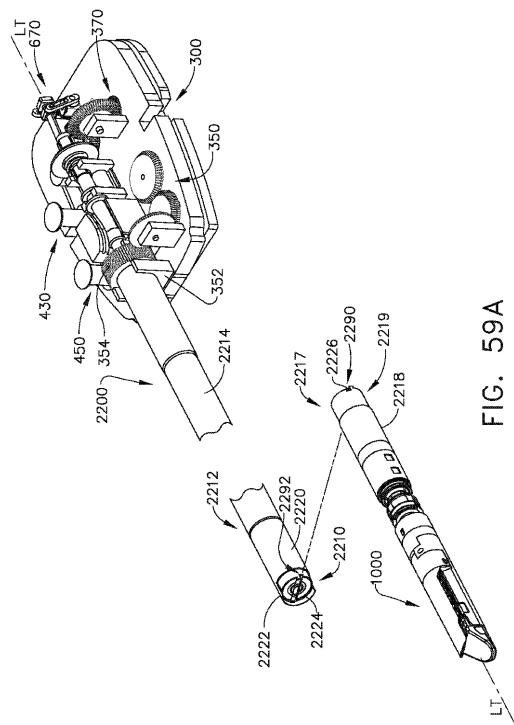


FIG. 59A

【図 60】

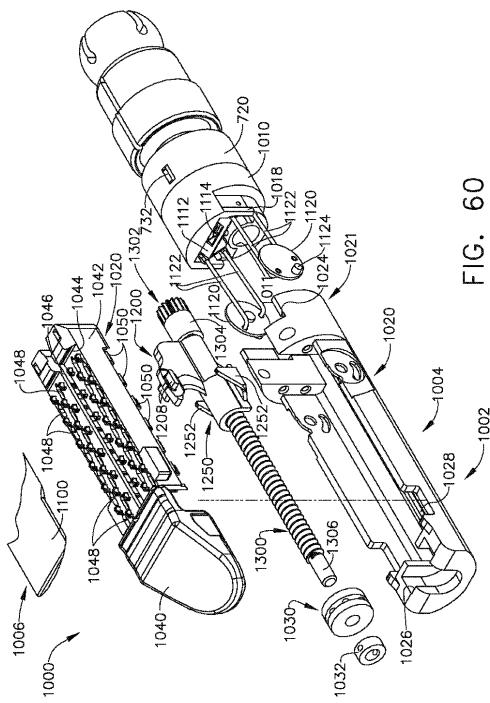


FIG. 60

【図 61】

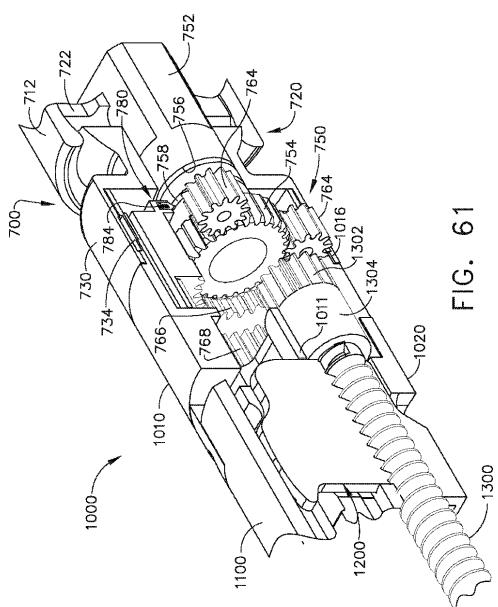


FIG. 61

【図 62】

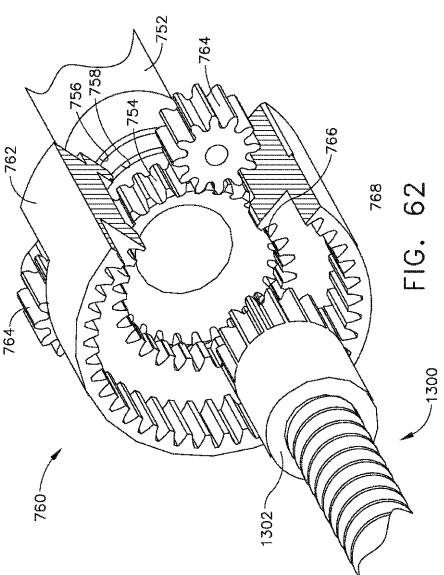
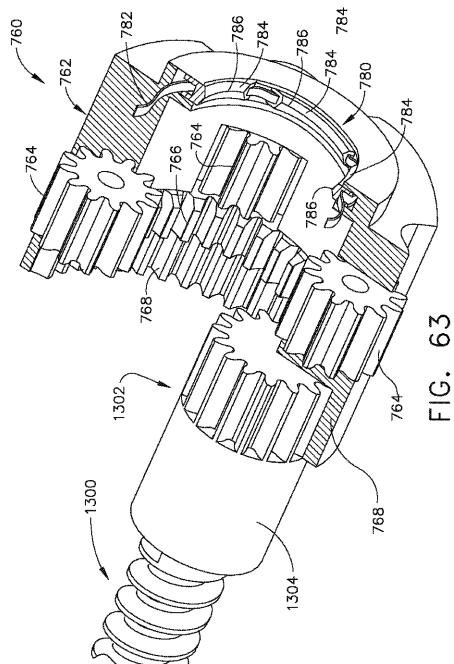
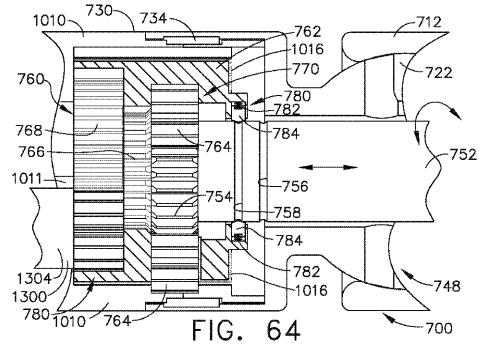


FIG. 62

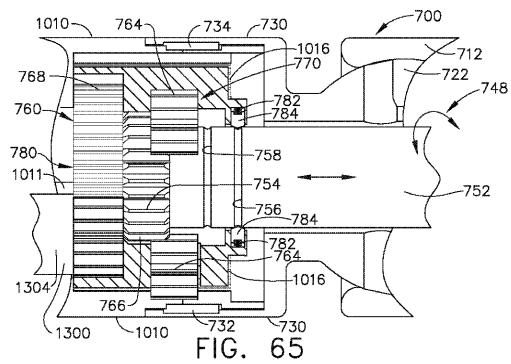
【図 6 3】



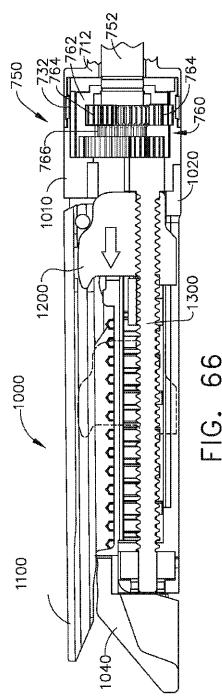
【図 6 4】



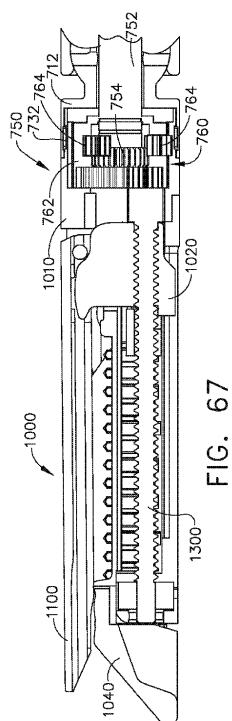
【図 6 5】



【図 6 6】



【図 6 7】



【図 6 8】

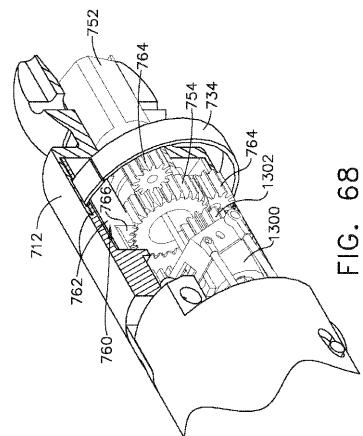


FIG. 68

【図 6 9】

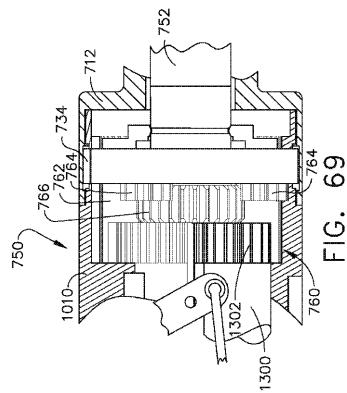


FIG. 69

【図 7 0】

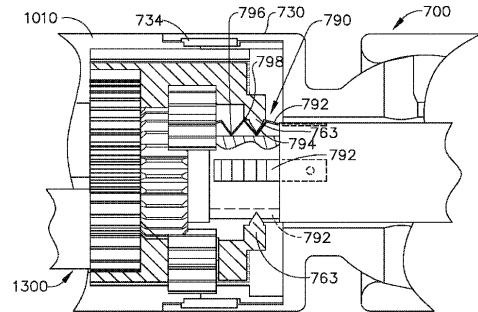


FIG. 70

【図 7 1】

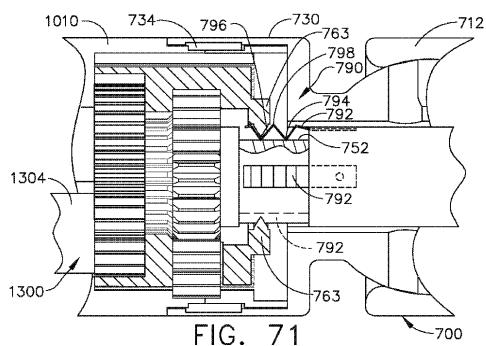


FIG. 71

【図 7 2】

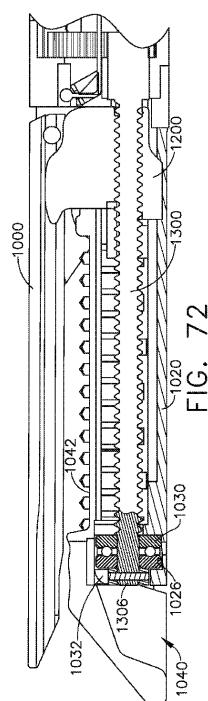


FIG. 72

【図 7 3】

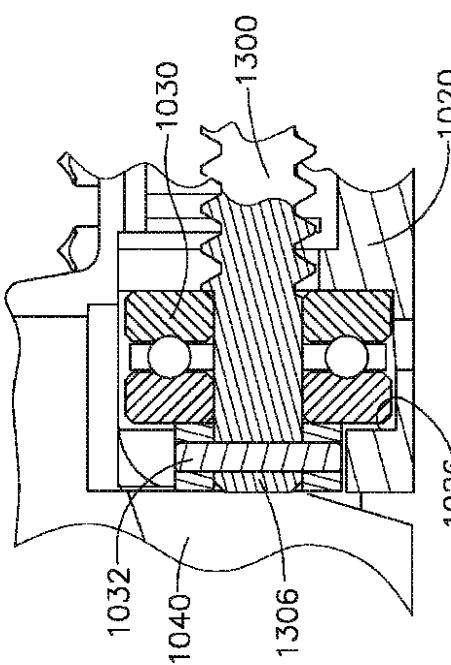
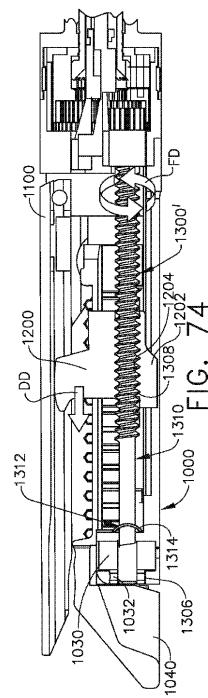
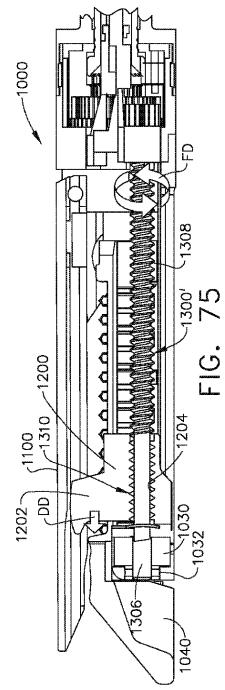


FIG. 73

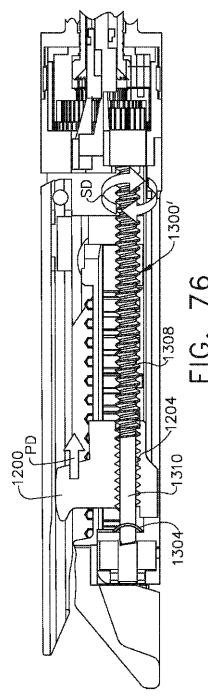
【図 7 4】



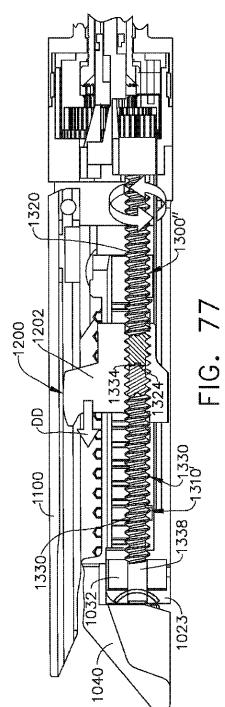
【図 7 5】



【図 7 6】



【図 7 7】



【図 7 8】

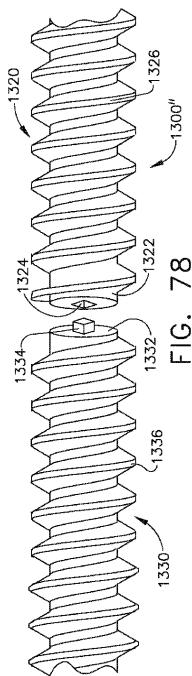


FIG. 78

【図 7 9】

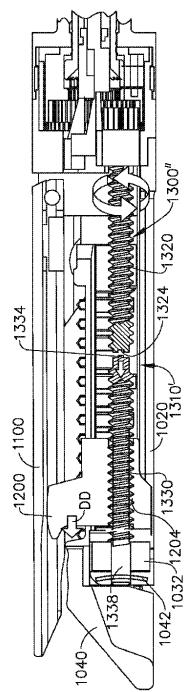


FIG. 79

【図 8 0】

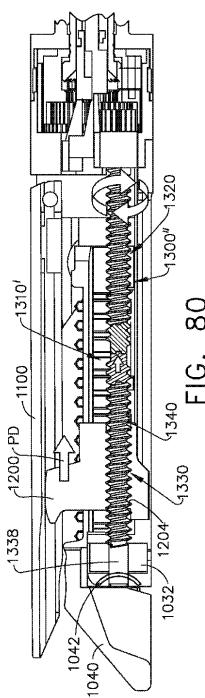


FIG. 80

【図 8 1】

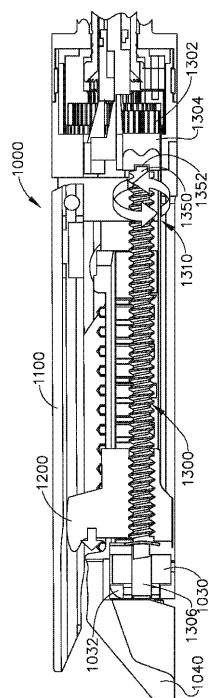


FIG. 81

【図 8 1 A】

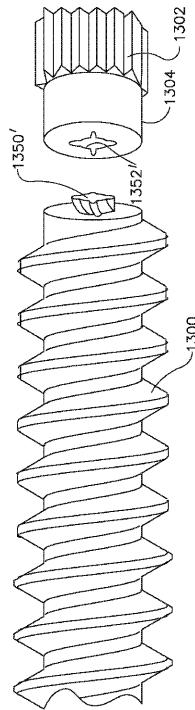


FIG. 81A

【図 8 1 B】

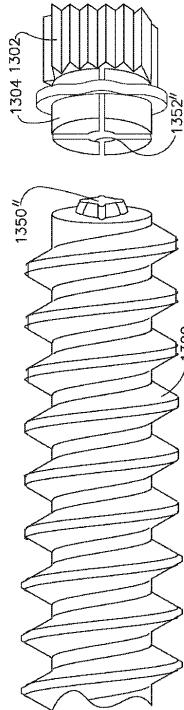


FIG. 81B

【図 8 2】

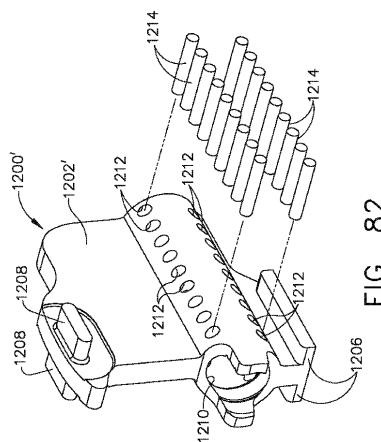


FIG. 82

【図 8 4】

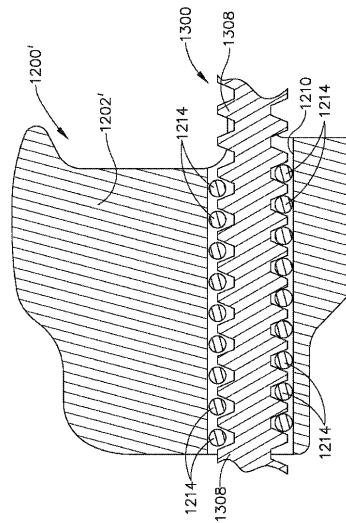


FIG. 84

【図 8 3】

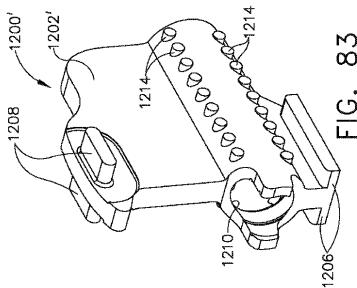


FIG. 83

【図 8 5】

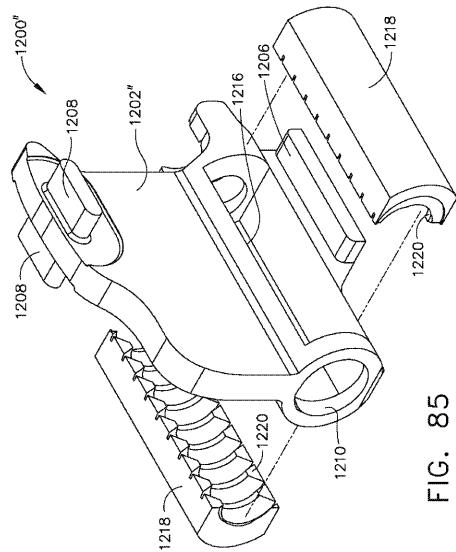


FIG. 85

【図 8 6】

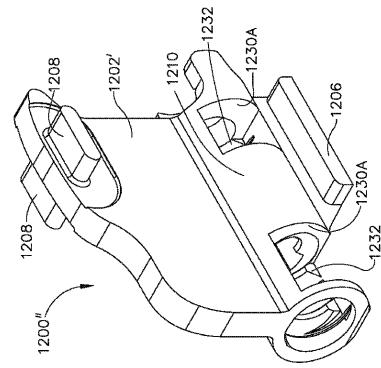


FIG. 86

【図 8 7】

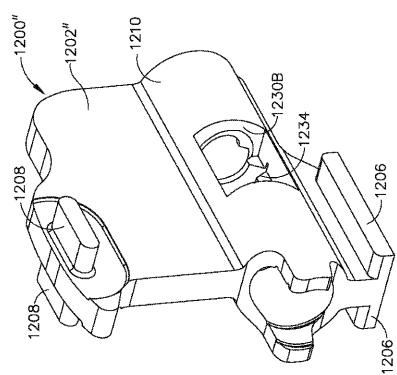


FIG. 87

【図 8 8】

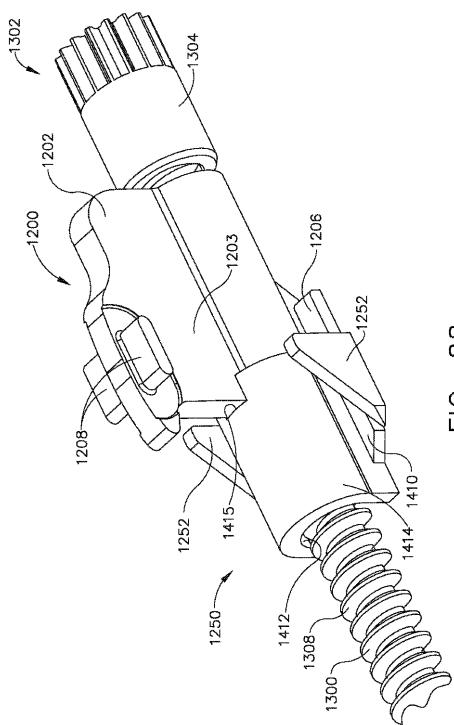


FIG. 88

【図 8 9】

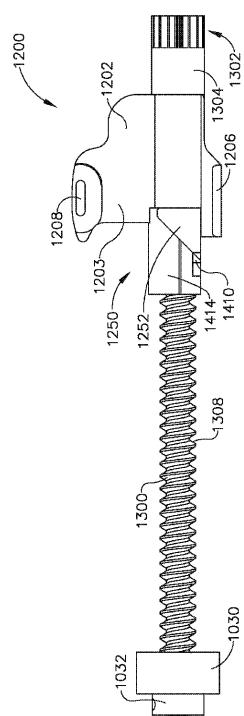


FIG. 89

【図90】

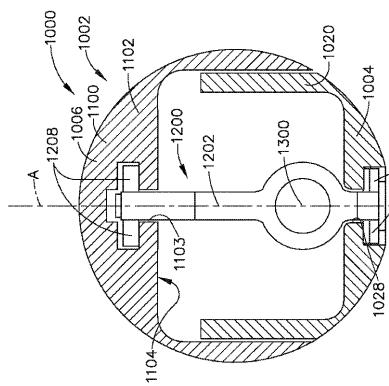
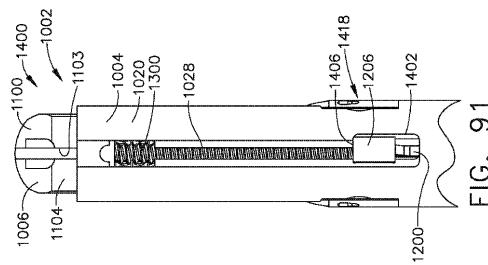


FIG. 90

【図91】



91

【図94】

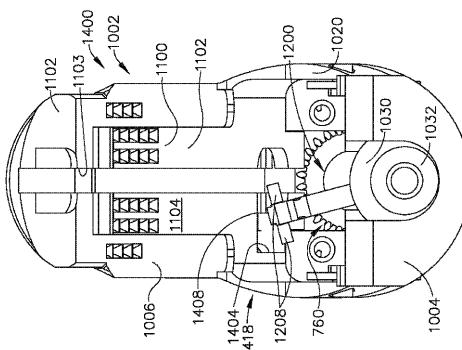


FIG. 94

【図95】

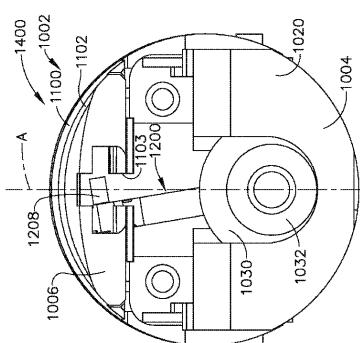


FIG. 95

【図92】

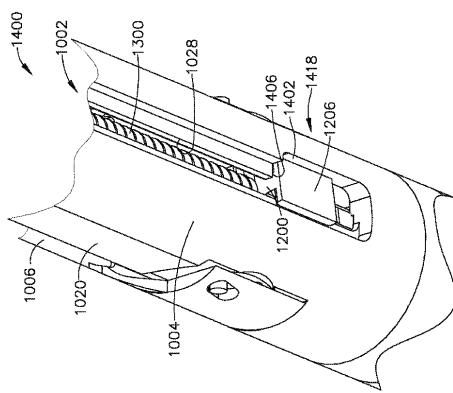
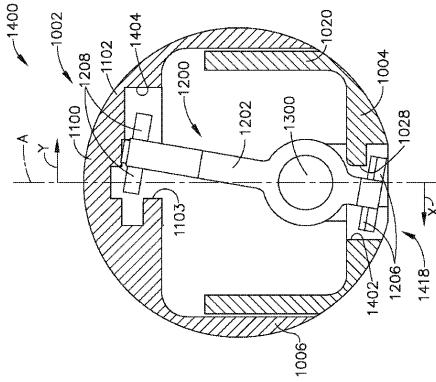


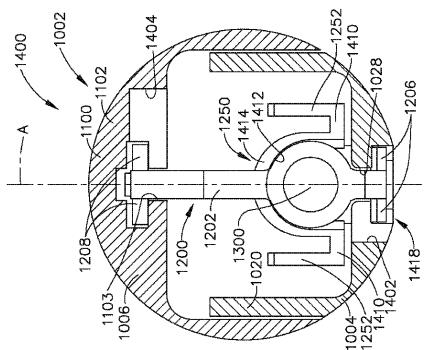
FIG. 92

【図93】



C6

【図96】



٩٦

【図97】

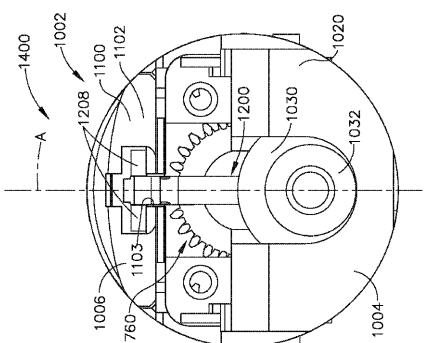


FIG. 9/

【図98】

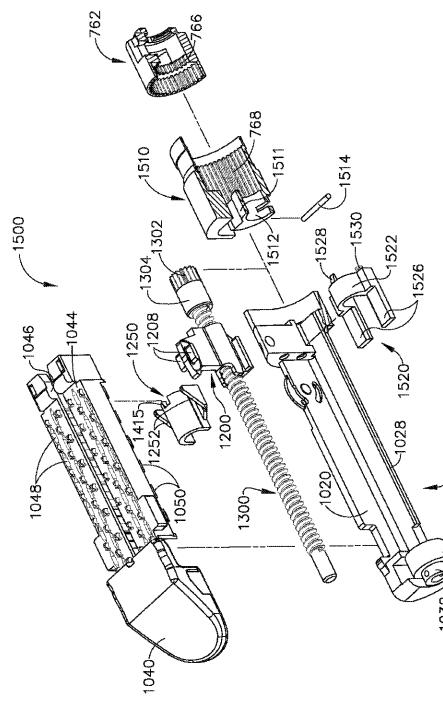
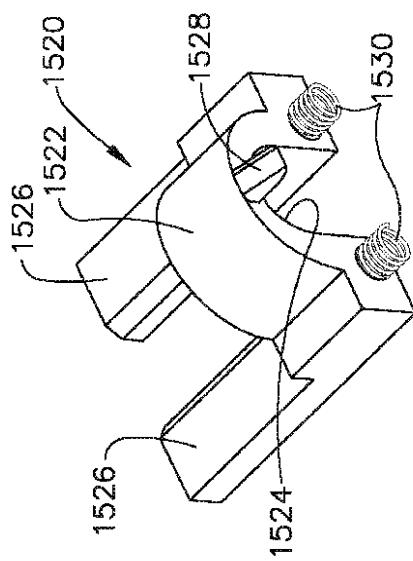


FIG. 98

【図99】



୬୭

【 図 1 0 0 】

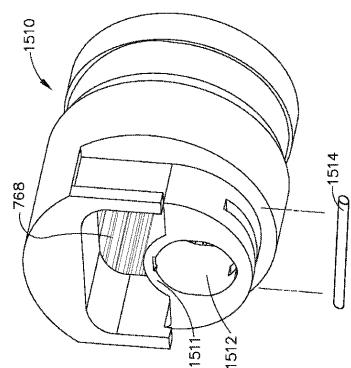
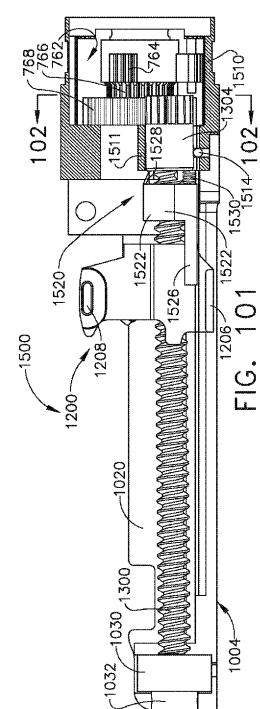


FIG. 100

【 図 1 0 1 】



1

【図 102】

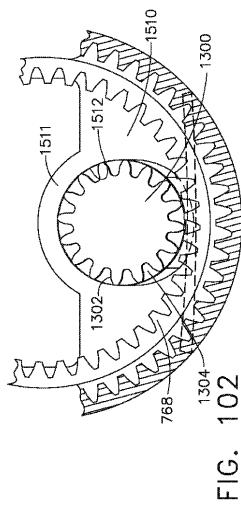


FIG. 102

【図 103】

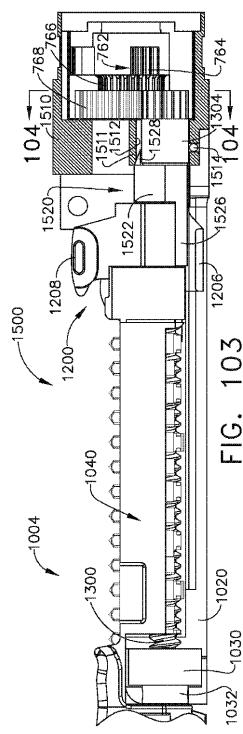


FIG. 103

【図 104】

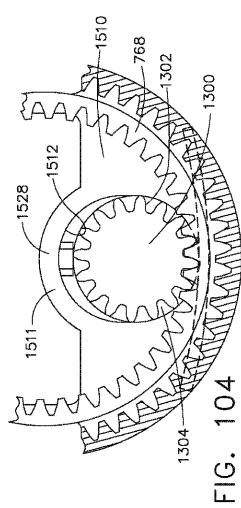


FIG. 104

【図 105】

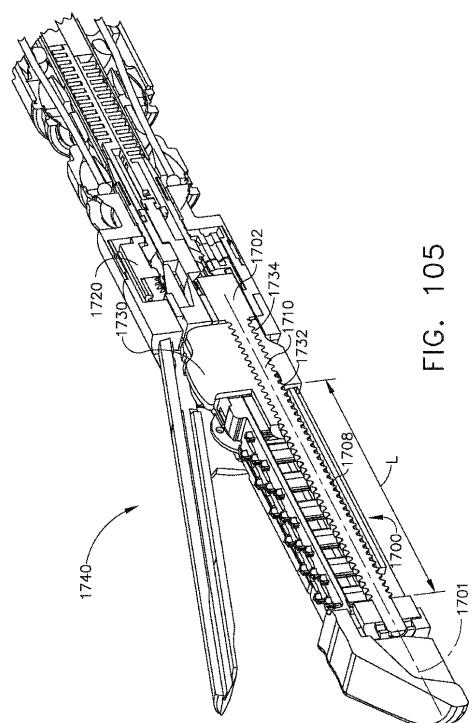
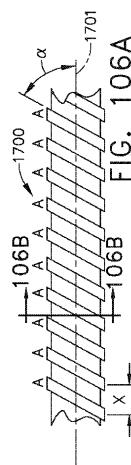


FIG. 105

【図 106A】



【図 106B】

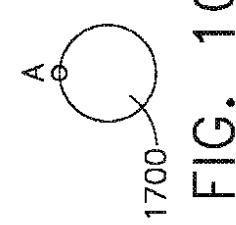
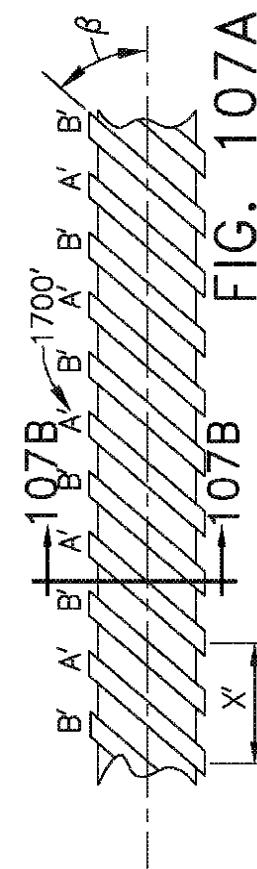


FIG. 106B

【図 107A】



【図 107B】

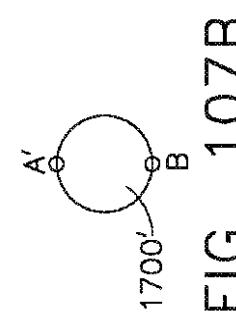
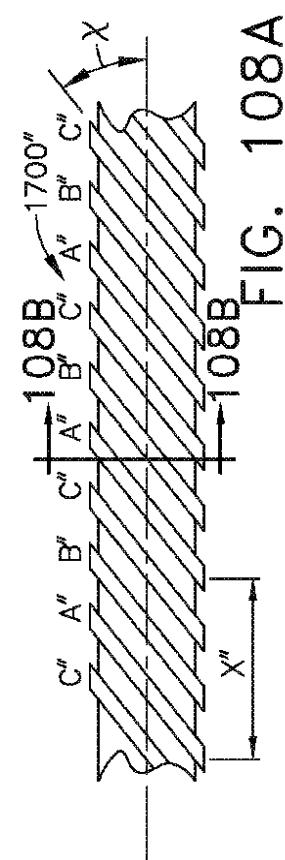


FIG. 107B



【図 108A】

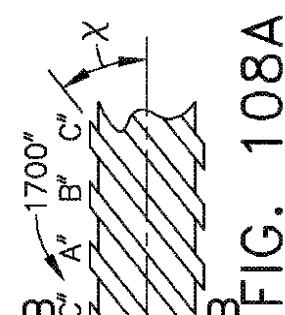


FIG. 108A

【図108B】

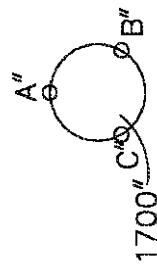


FIG. 108B

【図109A】

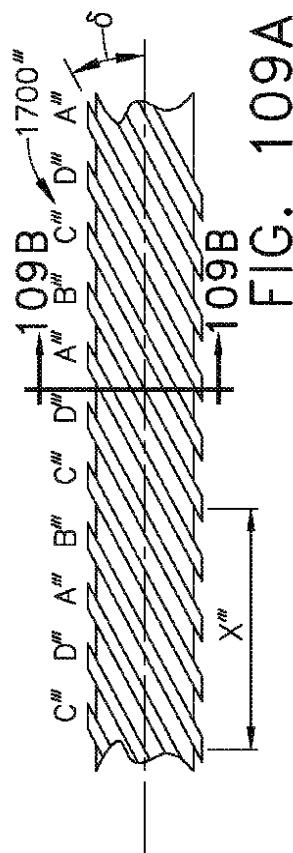


FIG. 109A

【図109B】

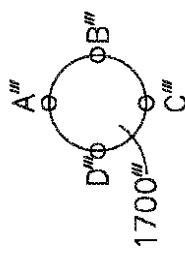


FIG. 109B

【 図 1 1 0 】

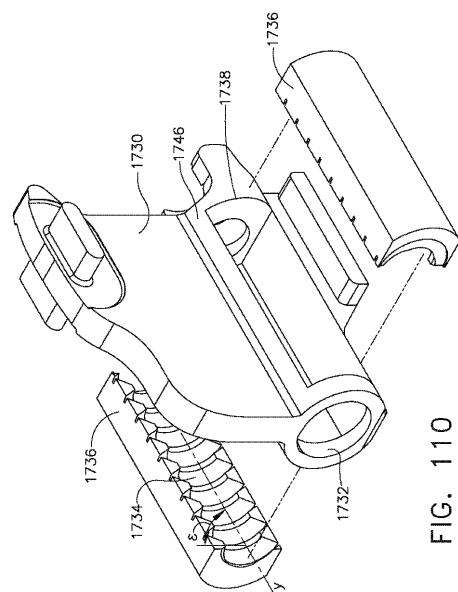


FIG. 110

【 図 1 1 1 】

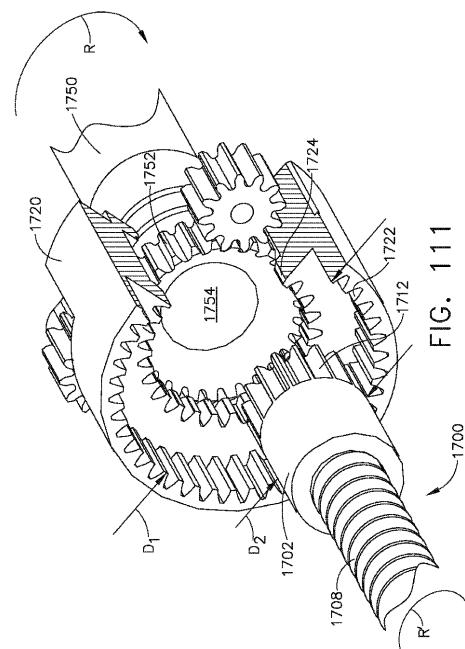


FIG. 111

【図112】

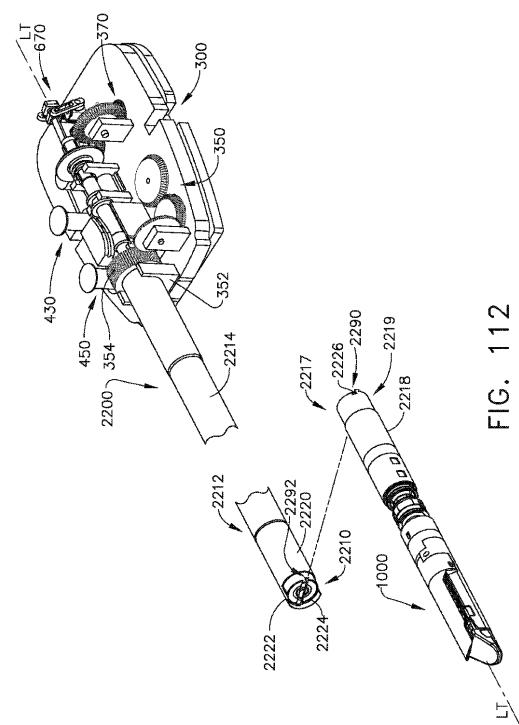


FIG. 112

【図112A】

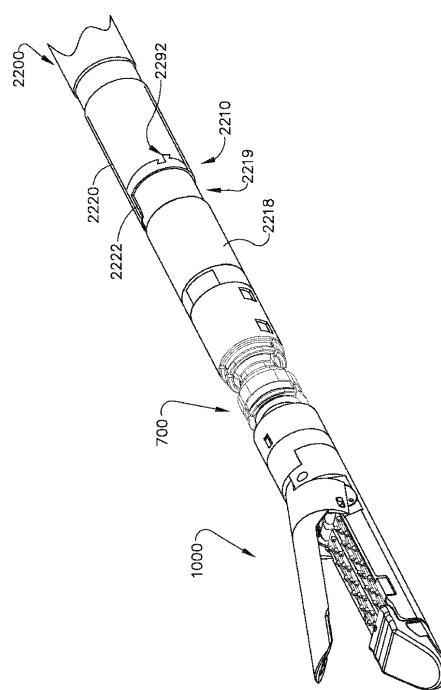


FIG. 112A

【 図 1 1 3 】

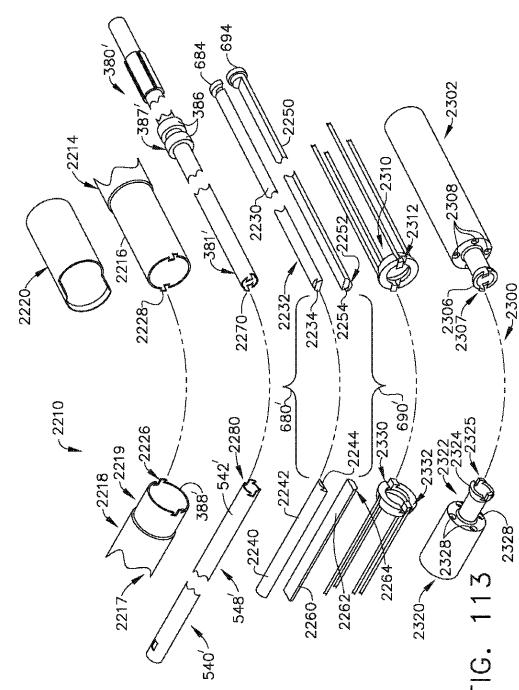


FIG.

【図 114】

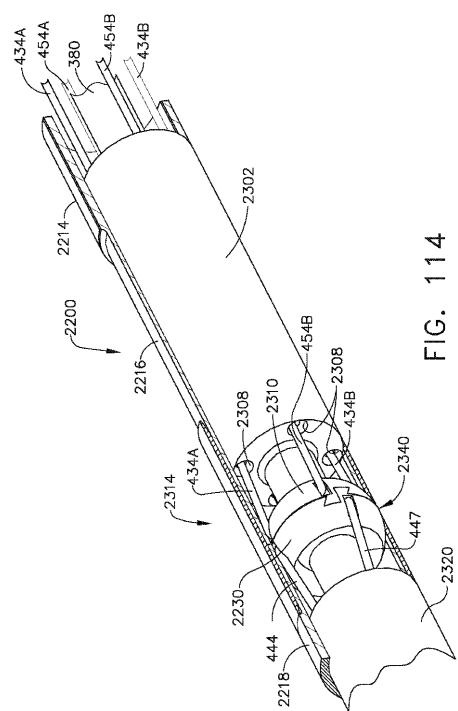


FIG. 114

【図 115】

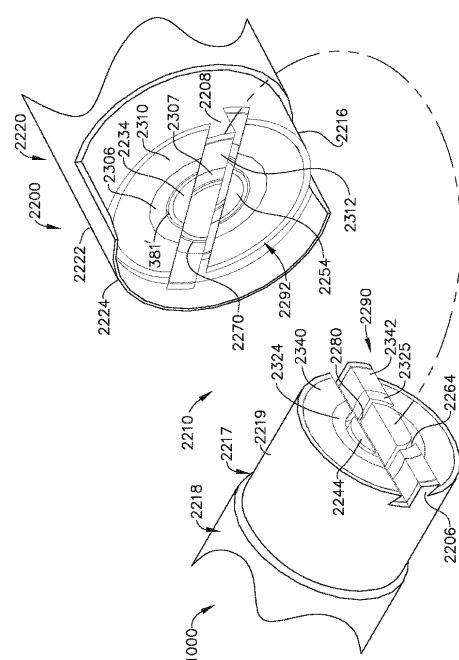


FIG. 115

【図 116】

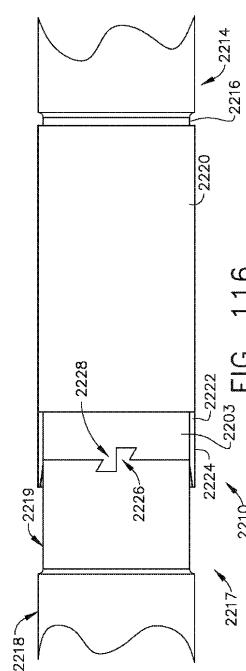


FIG. 116

【図 117】

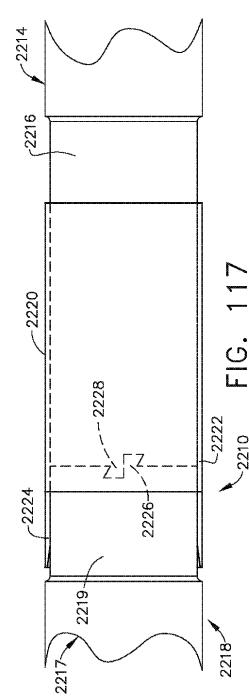


FIG. 117

【 図 1 1 8 】

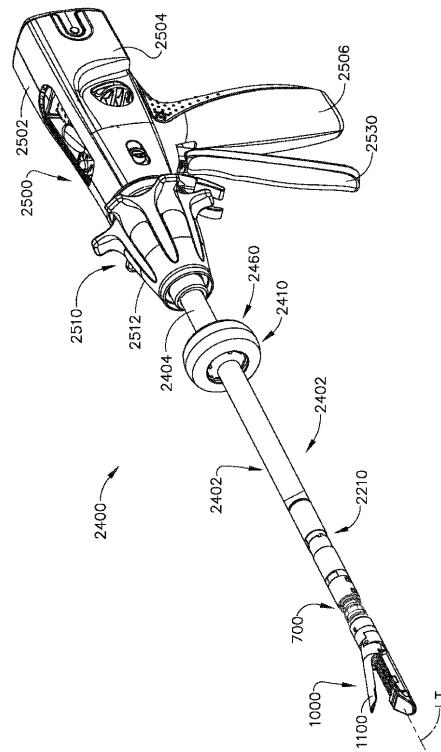


FIG. 118

【 図 1 1 9 】

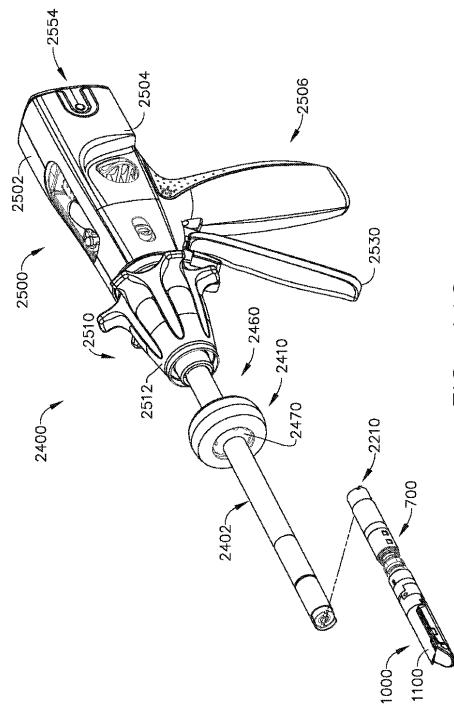


FIG. 119

【 図 1 2 0 】

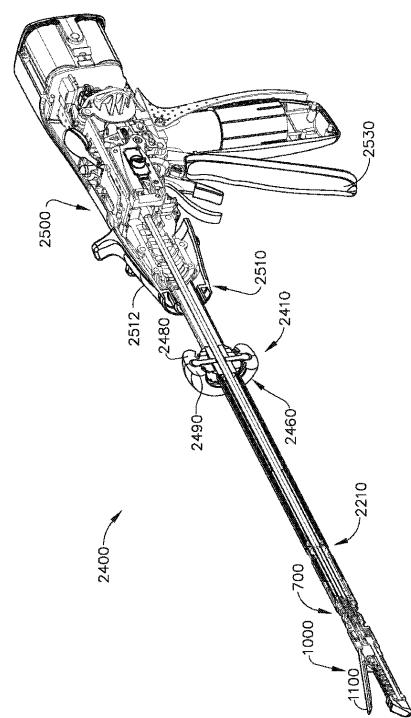


FIG. 120

【 図 1 2 1 】

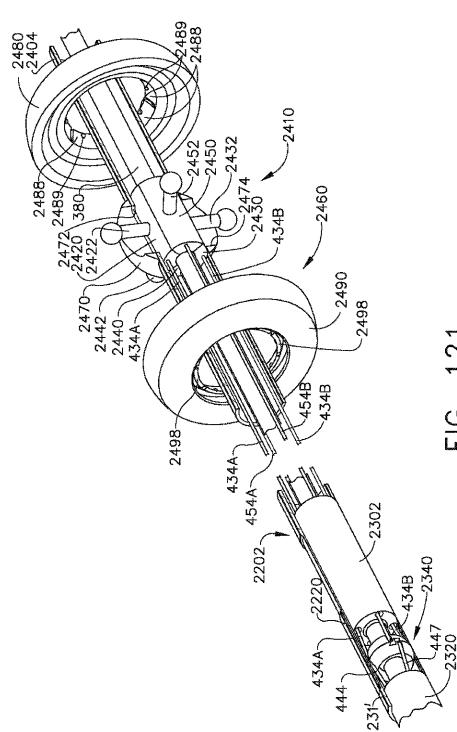


FIG. 121

【 図 1 2 2 】

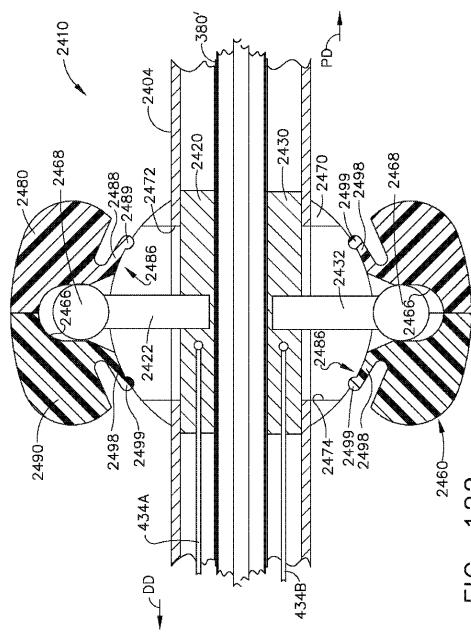


FIG. 122

【図123】

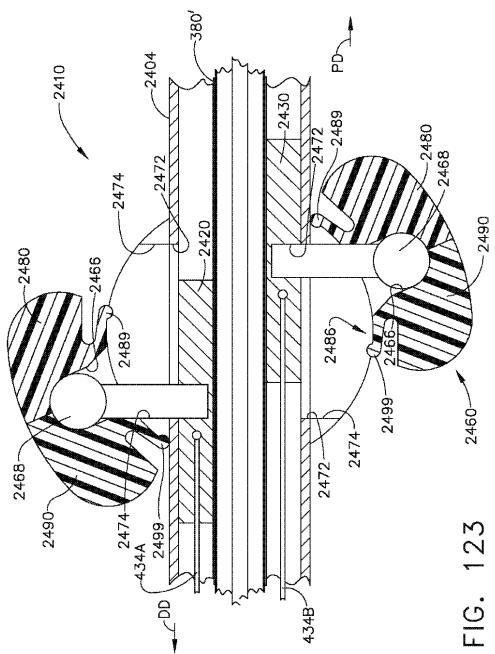


FIG. 123

【 図 1 2 4 】

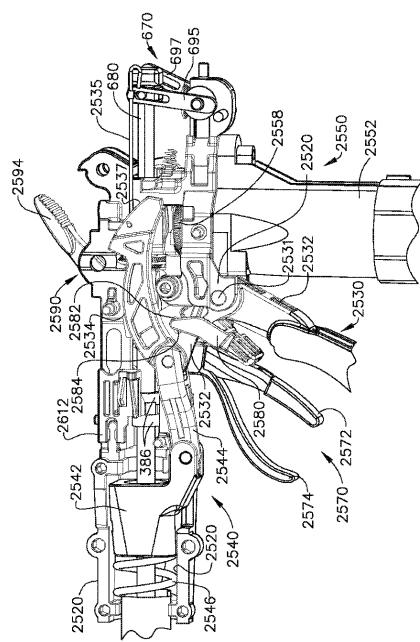


FIG. 124

【図125】

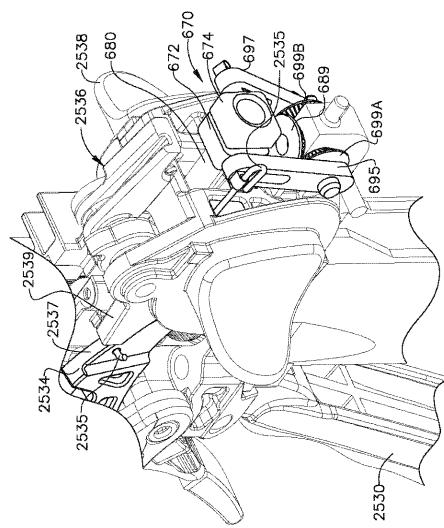


FIG. 125

【図 126】

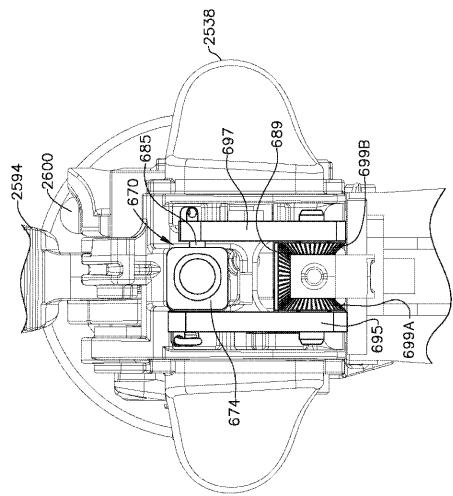


FIG. 126

【図 127】

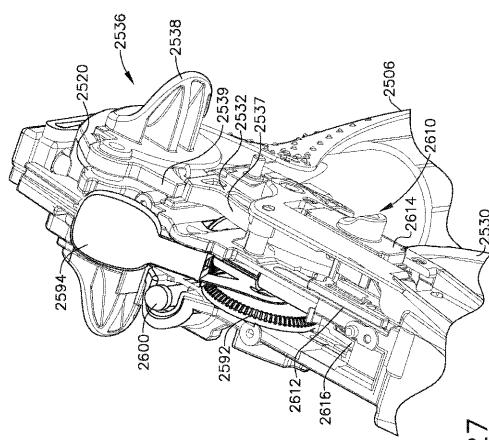


FIG. 127

【図 128】

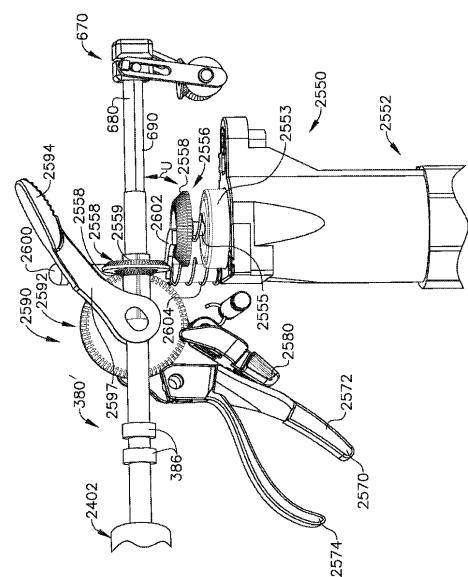


FIG. 128

【図 129】

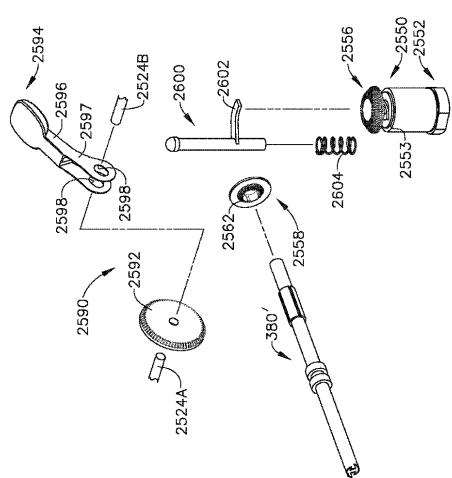


FIG. 129

【図 130】

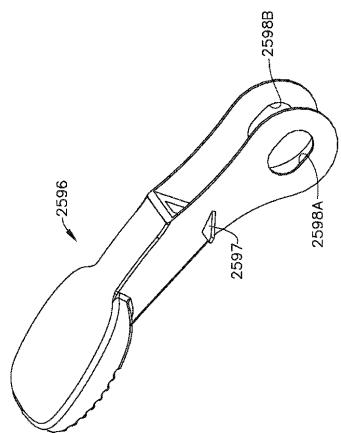


FIG. 130

【図 131】

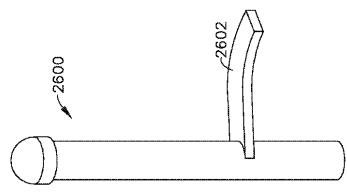


FIG. 131

【図 132】

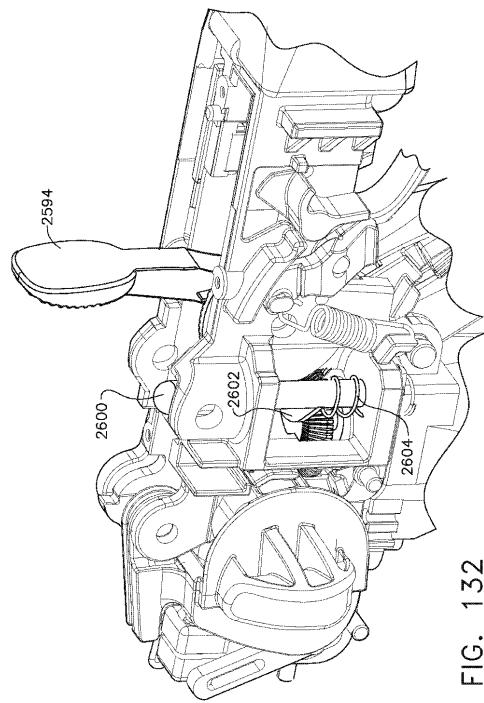


FIG. 132

【図 133】

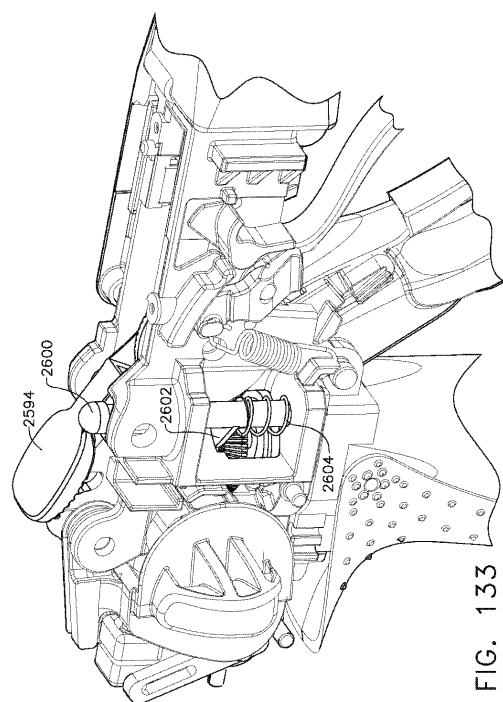


FIG. 133

【図 134】

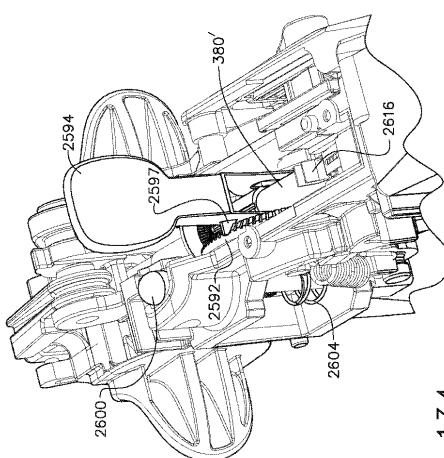


FIG. 134

【図 135】

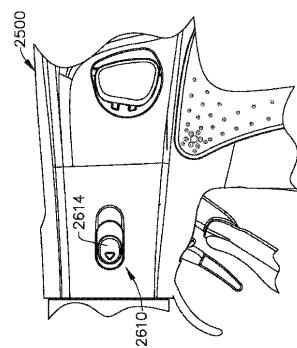


FIG. 135

【図 136】

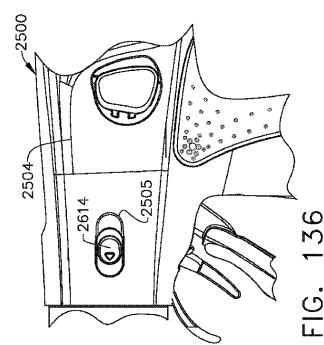


FIG. 136

【図 137】

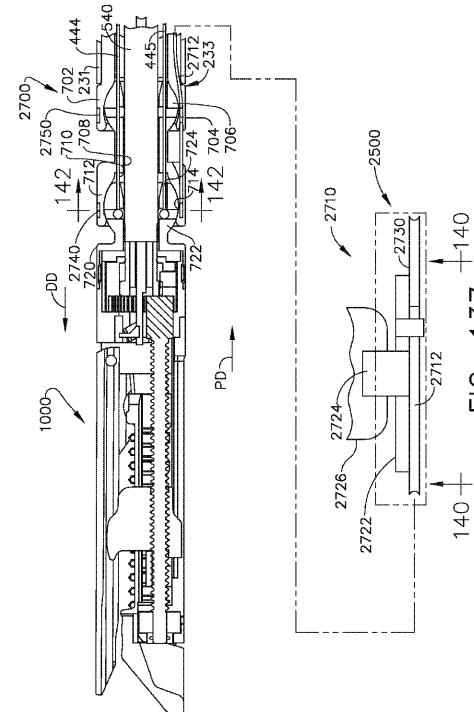


FIG. 137

【図 138】

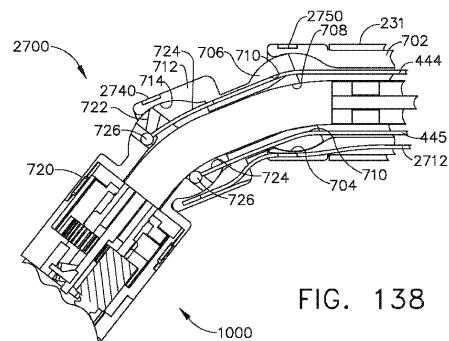


FIG. 138

【図 140】

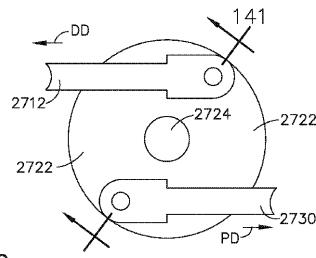


FIG. 140

【図 139】

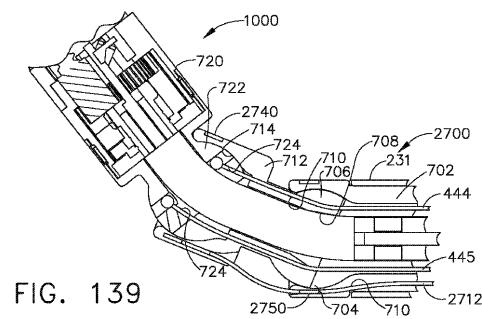


FIG. 139

FIG. 141

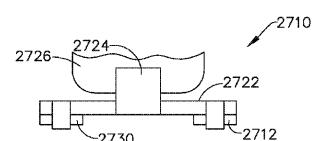


FIG. 141

【図 142】

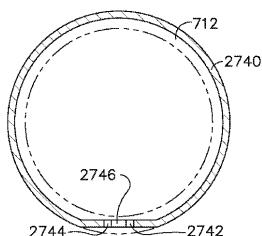


FIG. 142

【図 1 4 3】

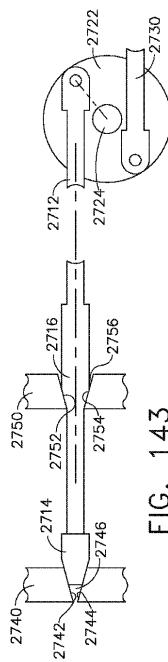


FIG. 143

【図 1 4 4】

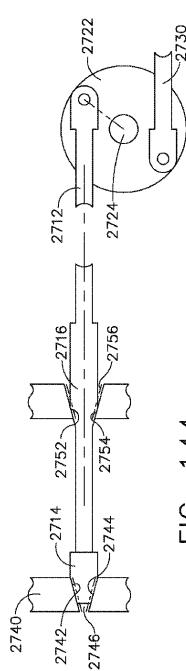


FIG. 144

【図 1 4 5 - 1 4 6】

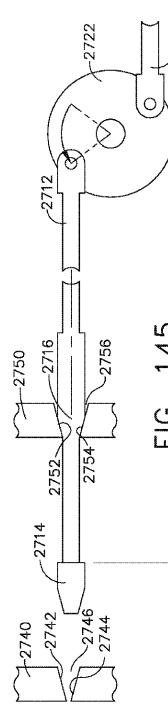


FIG. 145

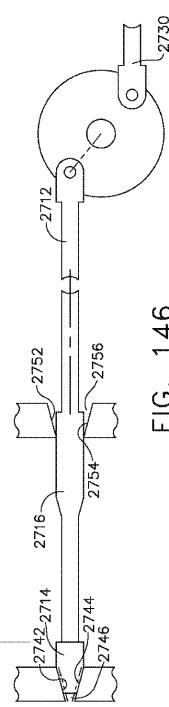


FIG. 146

【図 1 4 7】

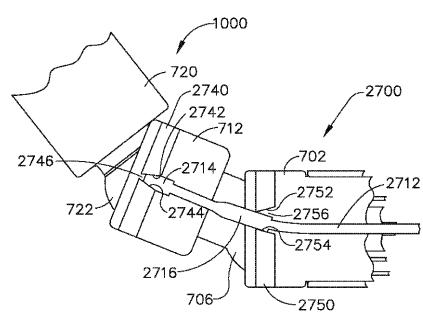


FIG. 147

【図148】

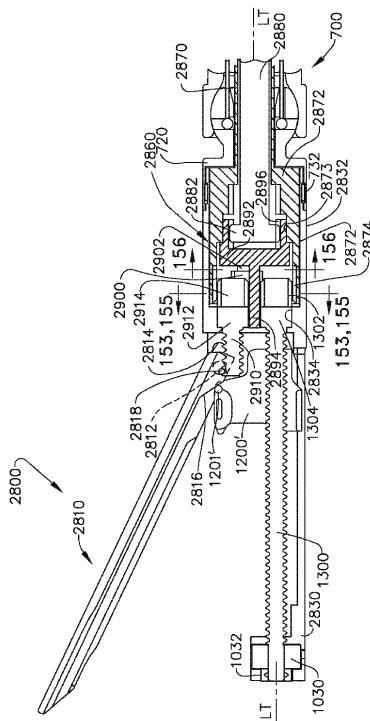


FIG. 148

【図149】

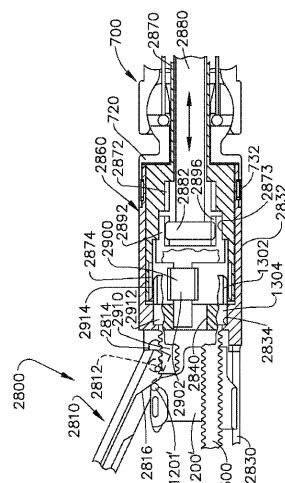


FIG. 149

【図150】

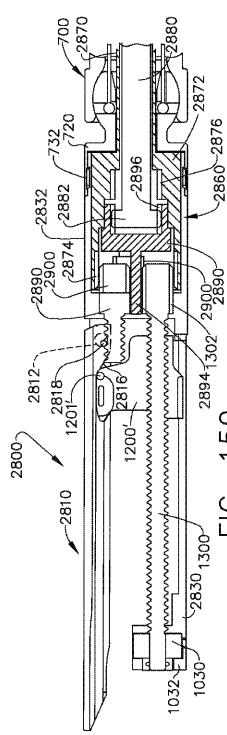


FIG. 150

【図151】

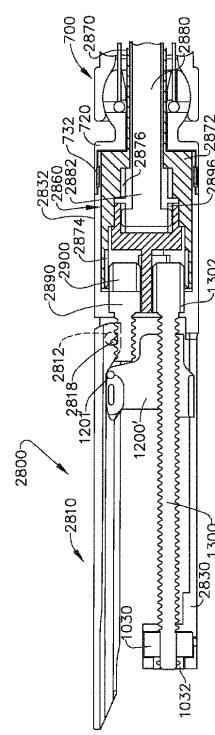


FIG. 151

【図152】

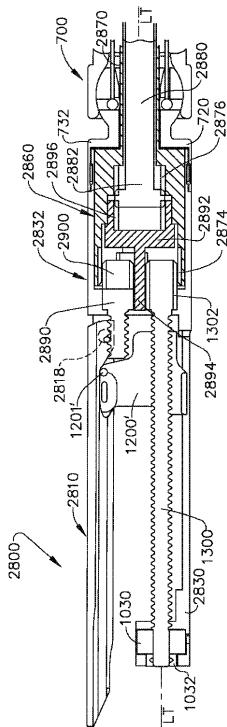


FIG. 152

【図153】

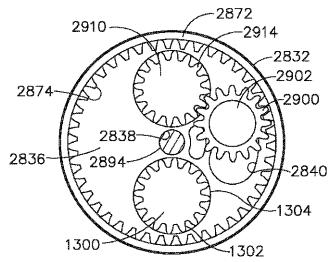


FIG. 153

【図154】

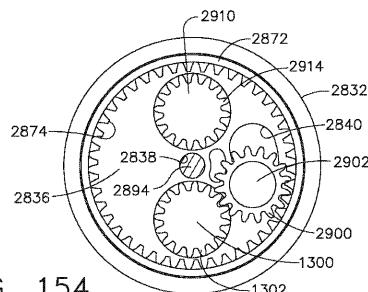


FIG. 154

【図155】

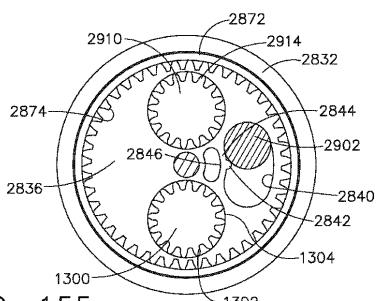


FIG. 155

【図156】

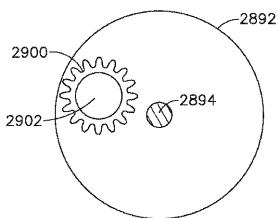
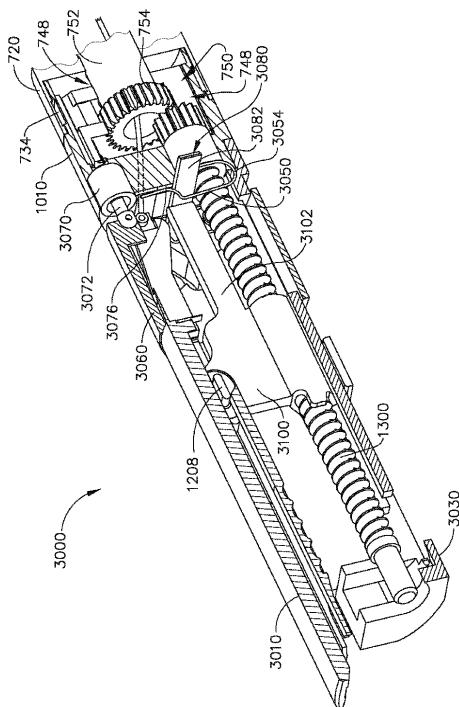


FIG. 156

【図157】



【図158】

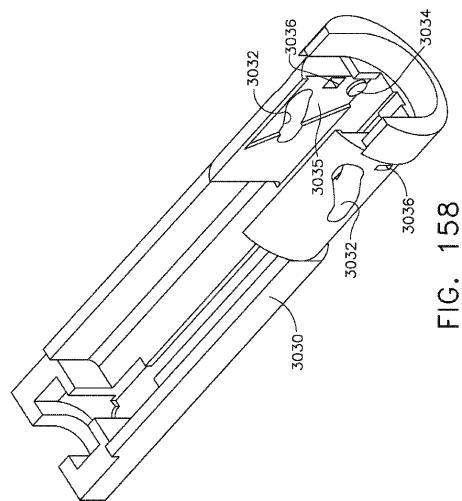


FIG. 158

【図159】

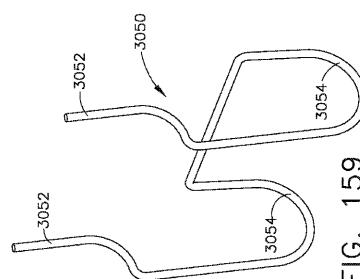


FIG. 159

【図161】

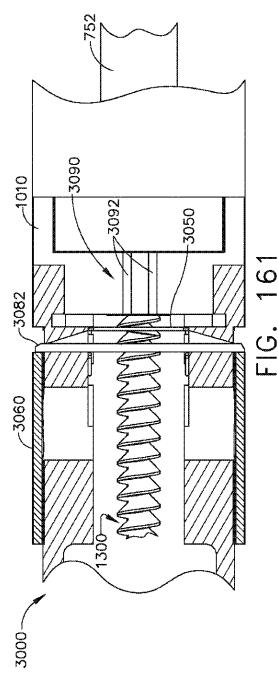


FIG. 161

【図160】

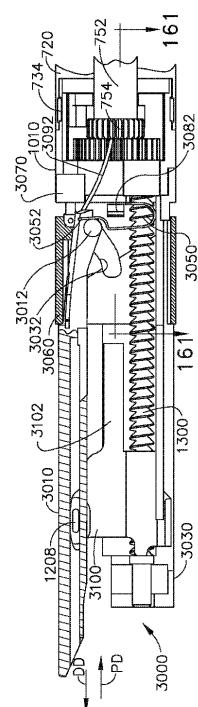


FIG. 160

【図162】

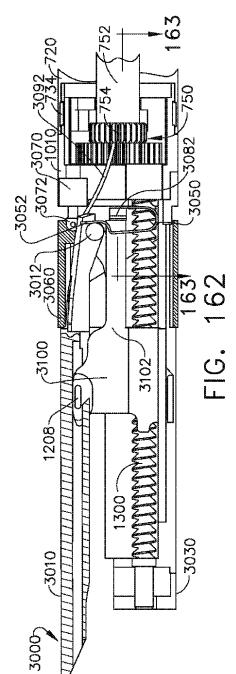


FIG. 162

【図 1 6 3】

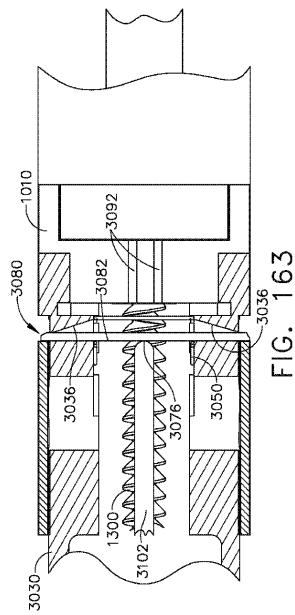


FIG. 163

【図164】

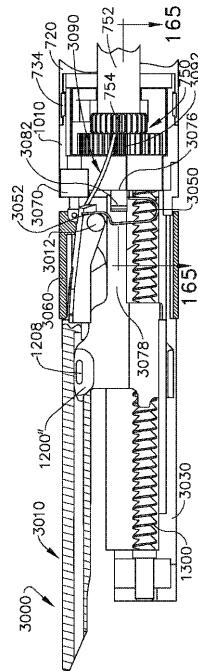
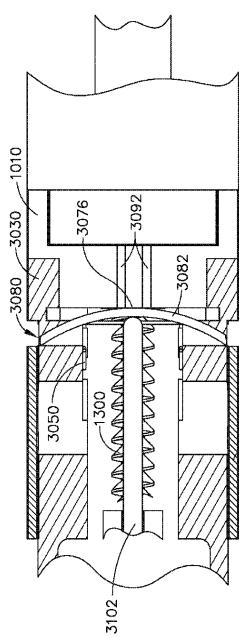


FIG. 164

【図165】



6060 FIG. 165

【 図 1 6 6 】

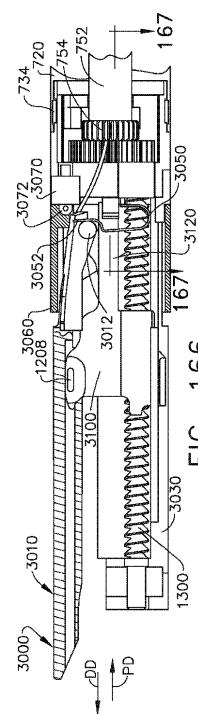


FIG. 166

【図167】

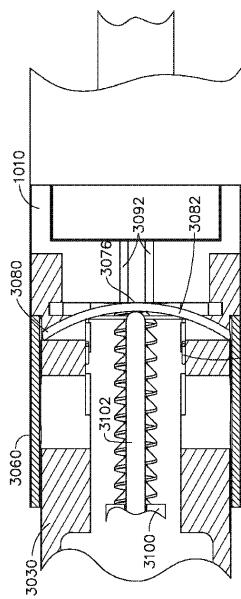


FIG. 167

【 図 1 6 8 】

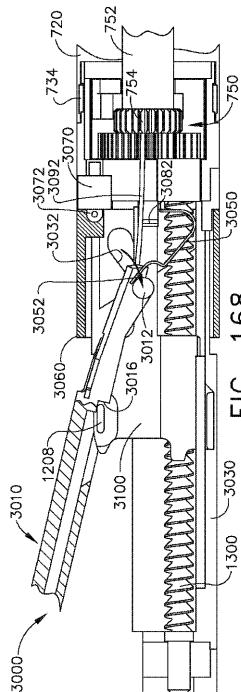
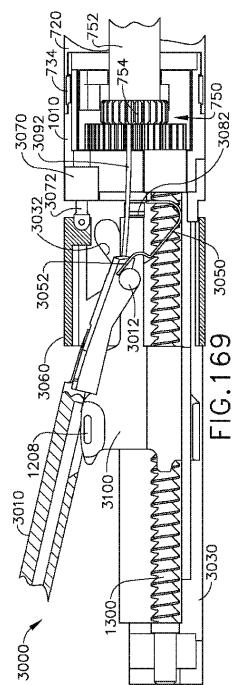


FIG. 168

【図169】



FIG

【 図 170 】

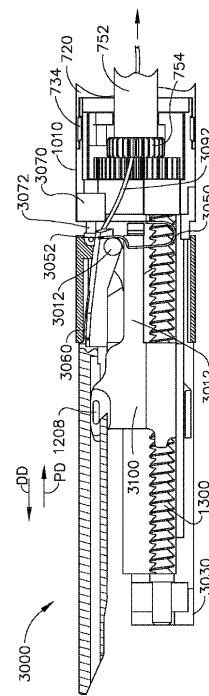


FIG. 170

【図 171】

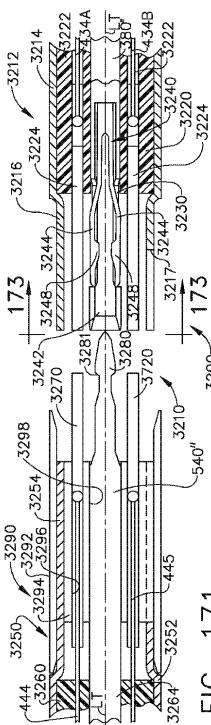


FIG. 171

【図172】

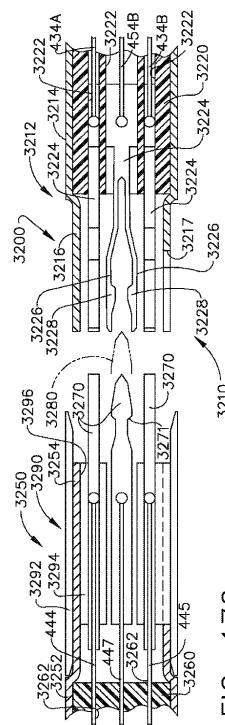


FIG. 172

【 図 1 7 3 】

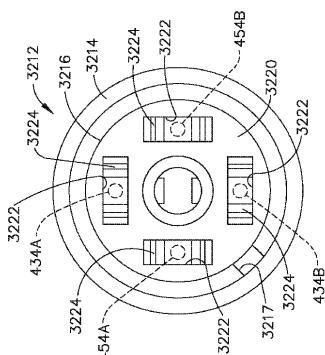


FIG. 173

【 図 1 7 4 】

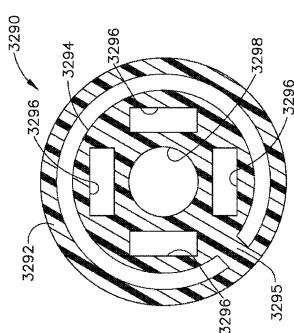


FIG. 174

【図174A】

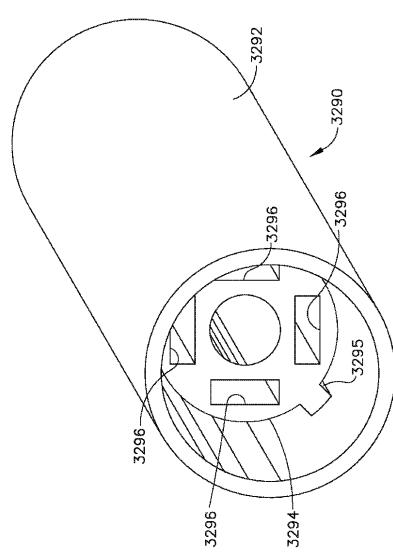


FIG. 174A

【図175】

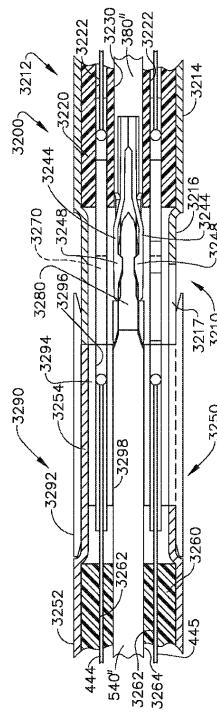


FIG. 175

【図176】

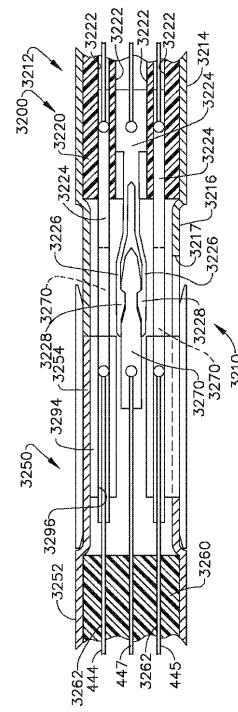


FIG. 176

【図177】

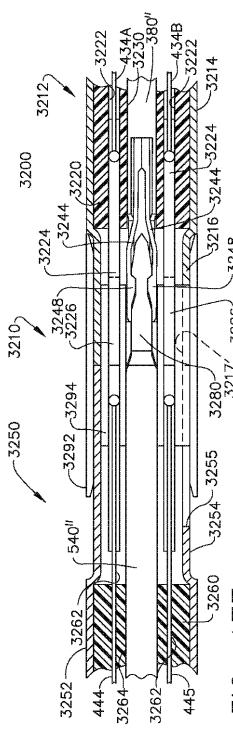


FIG. 177

【 図 1 7 8 】

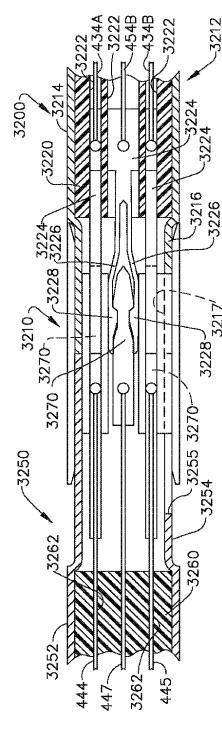


FIG. 178

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