

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6495293号
(P6495293)

(45) 発行日 平成31年4月3日(2019.4.3)

(24) 登録日 平成31年3月15日(2019.3.15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 17/072 (2006.01)F I
A 6 1 B 17/072

請求項の数 18 (全 121 頁)

(21) 出願番号	特願2016-542193 (P2016-542193)	(73) 特許権者	317011687
(86) (22) 出願日	平成26年12月9日 (2014.12.9)		エシコン エルエルシー
(65) 公表番号	特表2017-501806 (P2017-501806A)		アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
(43) 公表日	平成29年1月19日 (2017.1.19)		邦区、〇〇754 サン・ロレンソ、ハト
(86) 国際出願番号	PCT/US2014/069270		・インダストリアル・エリア、ロード 1
(87) 国際公開番号	W02015/100002		83・ケイエム 8.3
(87) 国際公開日	平成27年7月2日 (2015.7.2)	(74) 代理人	100088605
審査請求日	平成29年12月8日 (2017.12.8)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	14/138,485	(74) 代理人	100130384
(32) 優先日	平成25年12月23日 (2013.12.23)		弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	バクスター・ザ・サード・チェスター・オ
			ー
			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 637
			5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 独立したジョー制御機構を有する外科用切断及びステープル留め器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用切断及びステープル留め器具であって、

外科用エンドエフェクタであって、

内部に外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成された細長チャンネルと、

前記細長チャンネルに対して移動可能に支持されたアンビルであって、前記アンビル及び前記細長チャンネルは、互いに向かって、かつ互いから離れるように移動できる、アンビルと、

発射部材であって、発射運動を前記発射部材に付与すると、前記外科用ステープルカートリッジを通して選択的に動作可能に移動するように動作可能に支持された、発射部材と、を備える、外科用エンドエフェクタと、

前記細長チャンネルと動作可能に連動し、かつ前記アンビルに対して前記細長チャンネルを選択的に移動させるように構成された第1のジョー閉鎖システムと、

前記アンビルと動作可能に連動し、かつ前記細長チャンネルに対して前記アンビルを選択的に移動させるように構成された第2のジョー閉鎖システムと、

前記発射部材と動作可能に連動し、かつ発射運動を前記発射部材に付与して、前記発射部材を前記外科用ステープルカートリッジ内で移動させるように構成された発射システムと、を備え、

前記第1のジョー閉鎖システムは、前記第1のジョー閉鎖システムの作動に応じて軸方

10

20

向に移動するように構成された第1のジョーアクチュエータバーと、前記細長チャンネルが移動することができるように、前記第1のジョーアクチュエータバーと前記細長チャンネルとを接続する関節屈曲リンクと、を備え、前記第1のジョーアクチュエータバーは、前記関節屈曲リンクを介して前記細長チャンネルと動作可能に連動しており、

前記第2のジョー閉鎖システムは、前記第2のジョー閉鎖システムの作動に応じて前記第1のジョーアクチュエータバーと独立して軸方向に移動するように構成された第2のジョーアクチュエータバーと、前記アンビルが移動することができるように、前記第2のジョーアクチュエータバーと前記アンビルとを接続するアンビル閉鎖リンクと、を備え、前記第2のジョーアクチュエータバーは、前記アンビル閉鎖リンクを介して前記アンビルと動作可能に連動している、外科用切断及びステープル留め器具。

10

【請求項2】

前記第1のジョー閉鎖システムは、前記細長チャンネルの一部を前記アンビルの対応する部分に向かって、かつ前記アンビルの対応する部分から離れるように移動させるように構成されている、請求項1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項3】

前記第2のジョー閉鎖システムは、前記アンビルの前記対応する部分を前記細長チャンネルの前記一部に向かって、かつ前記細長チャンネルの前記一部から離れるように移動させるように構成されている、請求項2に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項4】

前記細長チャンネルは、枢動軸を中心として細長シャフトアセンブリに枢動可能に連結され、前記アンビルは、前記枢動軸を中心として前記細長チャンネルに対して選択的に枢動移動するように前記細長チャンネルに対して枢動可能に支持されている、請求項1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

20

【請求項5】

前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動を前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記細長チャンネルに向かって前記アンビルを移動させ、前記細長チャンネル内で支持された前記外科用ステープルカートリッジと前記アンビルとの間でクランプ締めされた組織を切断する、請求項1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項6】

30

前記外科用ステープルカートリッジは、複数の外科用ステープルを内部に動作可能に支持している生体吸収性カートリッジ本体を備える、請求項5に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項7】

前記第1のジョー閉鎖システム、前記第2のジョー閉鎖システム、及び前記発射システムのそれぞれの一部分を内部に動作可能に支持しているハンドルを更に備え、前記細長シャフトアセンブリは、第1のジョー制御運動を前記第1のジョー閉鎖システムから前記細長チャンネルに伝達し、第2のジョー制御運動を前記第2のジョー閉鎖システムから前記アンビルに伝達し、かつ発射運動を前記発射システムから前記発射部材に伝達するように前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結されている、請求項4に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

40

【請求項8】

前記第1のジョーアクチュエータバーは、前記細長シャフトアセンブリによって移動可能に支持されており、前記第2のジョーアクチュエータバーは、前記細長シャフトアセンブリによって移動可能に支持されている、請求項7に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項9】

前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動を前記組織切断用ヘッドに付与すると、前記組織切断用ヘッドは、前記生体吸収性カートリッジ本体と圧搾係合するように前記

50

アンビルを移動させて、前記生体吸収性カートリッジ本体内部で支持されている前記外科用ステープルを成形し、前記アンビルと前記外科用ステープルカートリッジとの間でクランプ締めされた組織を切断する、請求項6に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【請求項10】

前記第1のジョー閉鎖システム、前記第2のジョー閉鎖システム、及び前記発射システムのそれぞれの一部分を内部に動作可能に支持しているハウジングを更に備え、前記細長シャフトアセンブリは、第1のジョー制御運動を前記第1のジョー閉鎖システムから前記細長チャンネルに伝達し、第2のジョー制御運動を前記第2のジョー閉鎖システムから前記アンビルに伝達し、かつ発射運動を前記発射システムから前記発射部材に伝達するように前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結されている、請求項4に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

10

【請求項11】

外科用切断及び締結器具であって、
ハウジングと、

前記ハウジングに動作可能に連結された細長シャフトアセンブリと、
外科用エンドエフェクタであって、

内部に外科用ステープルカートリッジを支持するように構成された細長チャンネルであって、前記細長チャンネルは、前記細長シャフトアセンブリの遠位端に移動可能に連結されている、細長チャンネルと、

前記細長シャフトアセンブリの前記遠位端に移動可能に連結されたアンビルであって、前記アンビル及び前記細長チャンネルは、互いに向かって、かつ互いから離れるように移動可能に動くように支持されている、アンビルと、

20

前記外科用エンドエフェクタ内で選択的に動作可能に移動するように動作可能に支持された発射部材と、を備える、外科用エンドエフェクタと、

前記ハウジングによって動作可能に支持された第1のジョー閉鎖システムであって、前記第1のジョー閉鎖システムの作動により前記細長チャンネルが前記アンビルに対して移動するように、前記細長シャフトアセンブリによって動作可能に支持され、かつ前記細長チャンネルと動作可能に連動している第1のジョーアクチュエータバーを備える、第1のジョー閉鎖システムと、

前記ハウジングによって動作可能に支持された第2のジョー閉鎖システムであって、前記第2のジョー閉鎖システムの作動により前記アンビルが前記細長チャンネルに対して移動するように、前記細長シャフトアセンブリによって動作可能に支持され、かつ前記アンビルと動作可能に連動している第2のジョーアクチュエータバーを備える、第2のジョー閉鎖システムと、

30

前記ハウジングによって動作可能に支持され、かつ前記発射部材と動作可能に連動している発射システムであって、前記発射システムの作動により前記発射部材が前記細長チャンネル及び前記アンビルに対して軸方向に移動する、発射システムと、を備え、

前記第1のジョー閉鎖システムは、前記細長チャンネルが移動することができるように、前記第1のジョーアクチュエータバーと前記細長チャンネルとを接続する関節屈曲リンクを更に備え、前記第1のジョーアクチュエータバーは、前記関節屈曲リンクを介して前記細長チャンネルと動作可能に連動しており、

40

前記第2のジョー閉鎖システムは、前記アンビルが移動することができるように、前記第2のジョーアクチュエータバーと前記アンビルとを接続するアンビル閉鎖リンクを更に備え、前記第2のジョーアクチュエータバーは、前記アンビル閉鎖リンクを介して前記アンビルと動作可能に連動している、外科用切断及び締結器具。

【請求項12】

前記細長チャンネル及び前記アンビルは、共通軸を中心として前記細長シャフトアセンブリに対して枢動移動するように前記細長シャフトアセンブリに枢動可能に連結されている、請求項11に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項13】

50

前記ハウジングは、ハンドルを備える、請求項 1 1 に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項 1 4】

前記第 1 のジョー閉鎖システムは、前記細長チャンネルの一部を前記アンビルの対応する部分に向かって、かつ前記アンビルの対応する部分から離れるように移動させるように構成されている、請求項 1 1 に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項 1 5】

前記第 2 のジョー閉鎖システムは、前記アンビルの前記対応する部分を前記細長チャンネルの前記一部に向かって、かつ前記細長チャンネルの前記一部から離れるように移動させるように構成されている、請求項 1 4 に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項 1 6】

前記発射部材は、前記外科用エンドエフェクタを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、発射運動を前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記細長チャンネルに向かって前記アンビルを移動させ、前記細長チャンネル内で支持された前記外科用ステープルカートリッジ間でクランプ締めされた組織を切断する、請求項 1 5 に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項 1 7】

前記外科用ステープルカートリッジは、複数の外科用ステープルを内部に動作可能に支持している生体吸収性カートリッジ本体を備える、請求項 1 6 に記載の外科用切断及び締結器具。

【請求項 1 8】

前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、発射運動を前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジと圧搾係合するように前記アンビルを移動させて、前記外科用ステープルカートリッジ内部の外科用ステープルを成形する、請求項 1 1 に記載の外科用切断及び締結器具。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

本発明は、外科用器具に関し、様々な実施形態において、組織の切断及びステープル留めを行うように設計されている外科用切断及びステープル留め器具、並びに外科用切断及びステープル留め器具用のステープルカートリッジに関する。

【図面の簡単な説明】

【0002】

添付の図面と関連させてなされる本発明の実施形態の以下の説明を参照すれば、本発明の様々な特徴及び利点、並びにそれらを達成する方式がより明らかとなり、また本発明自体がより理解されよう。

【図 1】 1 つの外科用器具の構成の斜視図である。

【図 2】 エンドエフェクタ及び図 1 の外科用器具の細長シャフトアセンブリの一部の拡大斜視図である。

【図 3】 図 1 及び図 2 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの一部の分解斜視図である。

【図 4】 図 2 及び図 3 のエンドエフェクタの遠位アンビル部分の一部の斜視図である。

【図 5】 図 2 及び図 3 のエンドエフェクタの近位アンビル取付け管構成の下方斜視図である。

【図 6】 図 5 の近位アンビル取付け管の遠位端の正面図である。

【図 7】 共に組み立てられた遠位アンビル部分及び近位アンビル取付け管の端断面図である。

【図 8】 図 1 の外科用器具のハンドルアセンブリの一部の分解斜視組立図である。

【図 9】 アンビルアセンブリが開放位置にある、図 2 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの別の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 1 0】図 1 の外科用器具の細長シャフトアセンブリ、関節屈曲システム及び発射システムの一部の斜視図である。

【図 1 1】一部を断面図で示す、図 1 の外科用器具の関節屈曲システムの一部の側面図である。

【図 1 2】アンビルアセンブリは閉鎖位置であるが非発射位置にある、図 2 及び図 9 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリ部分の断面図である。

【図 1 3】関節屈曲位置にあり、切断用ヘッドアセンブリが発射された後に開始位置に後退された後の、図 2、図 9 及び図 1 2 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリ部分の断面図である。

【図 1 4】切断用ヘッドアセンブリが発射された後に開始位置に後退された後の、エンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの一部の部分斜視図である。

【図 1 5】エンドエフェクタが閉鎖位置にある、別のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの部分斜視図である。

【図 1 6】図 1 5 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの断面斜視図である。

【図 1 7】図 1 5 及び図 1 6 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの分解斜視組立図である。

【図 1 8】図 1 5 ～図 1 7 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの断面斜視図である。

【図 1 9】外科用器具のハンドルアセンブリ部分の分解斜視組立図である。

【図 2 0】別の外科用器具の斜視図である。

【図 2 1】閉鎖位置にある、図 2 0 の外科用器具のエンドエフェクタの部分斜視図である。

【図 2 2】図 2 1 のエンドエフェクタの断面斜視図である。

【図 2 3】図 2 1 及び図 2 2 のエンドエフェクタの分解斜視組立図である。

【図 2 4】エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 2 1 ～図 2 3 のエンドエフェクタの断面立面図である。

【図 2 5】関節屈曲位置にあり、エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 2 1 ～図 2 4 のエンドエフェクタの別の断面図である。

【図 2 6】アンビルが組織上で閉鎖された後の、図 2 4 のエンドエフェクタの別の断面図である。

【図 2 7】別の外科用器具の斜視図である。

【図 2 8】閉鎖位置にある、図 2 7 の外科用器具のエンドエフェクタの部分斜視図である。

【図 2 9】図 2 7 及び図 2 8 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの分解斜視組立図である。

【図 3 0】図 2 8 及び図 2 9 のエンドエフェクタの断面斜視図である。

【図 3 1】エンドエフェクタのアンビルアセンブリが閉鎖位置にある、図 2 8 ～図 3 0 のエンドエフェクタの側面断面図である。

【図 3 2】エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 2 8 ～図 3 1 のエンドエフェクタの別の側面断面図である。

【図 3 3】関節屈曲位置にあり、エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 2 8 ～図 3 2 のエンドエフェクタの側面断面図である。

【図 3 4】図 2 7 の外科用器具の、関節屈曲システム及び発射システムの一部の斜視組立図である。

【図 3 5】一部を断面図で示す、図 3 4 の関節屈曲システムの一部の側面図である。

【図 3 6】別の外科用器具の斜視図である。

【図 3 7】閉鎖位置にある、図 3 6 の外科用器具のエンドエフェクタの部分斜視図である。

【図 3 8】図 3 6 及び図 3 7 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの遠位分解斜視組立図である。

10

20

30

40

50

【図 3 9】図 3 6～図 3 8 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの近位分解斜視組立図である。

【図 4 0】図 3 6～図 3 9 のエンドエフェクタの一部の断面端図である。

【図 4 1】エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 3 6～図 4 0 のエンドエフェクタの一部の部分斜視図である。

【図 4 2】エンドエフェクタのアンビルアセンブリが開放位置にある、図 3 6～図 4 1 のエンドエフェクタの一部の別の部分斜視図である。

【図 4 3】非圧縮状態にある、切断用ビームヘッドの部分側面図である。

【図 4 4】最大圧縮状態にある、図 4 3 の切断用ビームヘッドの別の部分側面図である。

【図 4 5】最大圧縮状態にある、図 4 3 及び図 4 4 のエンドエフェクタ及び切断用ビームヘッドの断面端図である。 10

【図 4 6】エンドエフェクタが組織を切断してステープル留めした後の、図 4 5 のエンドエフェクタ及び切断用ビームヘッドの別の断面図である。

【図 4 7】別の外科用器具の斜視図である。

【図 4 8】本発明の別の外科用エンドエフェクタの分解斜視図である。

【図 4 9】図 4 7 の外科用器具のハンドルアセンブリの分解組立図である。

【図 5 0】図 4 7～図 4 9 の外科用器具の細長シャフトアセンブリの分解組立図である。

【図 5 1】トロカールポートの一部を通して挿入される、図 4 7～図 5 0 の外科用器具の一部の側面断面図である。

【図 5 2】外科用器具が患者内でトロカールポートを通して出た後の、図 5 1 の外科用器具の別の側面断面図である。 20

【図 5 3】アンビルアセンブリが開放位置に移動した後の、図 5 1 及び図 5 2 の外科用器具の別の側面断面図である。

【図 5 4】アンビルが閉じた発射位置にある、図 5 1～図 5 3 の外科用器具の別の側面断面図である。

【図 5 5】トロカールポートの一部を通して挿入される別の外科用器具の一部の側面断面図である。

【図 5 6】エンドエフェクタがトロカールポートを通して患者の体内に入った後の、図 5 5 の外科用器具の別の側面断面図である。

【図 5 7】制御インサートの一形態の斜視図である。 30

【図 5 8】トロカールポートの一部を通して挿入された、別のエンドエフェクタの一部の側面断面図である。

【図 5 9】トロカールポートから出ている、図 5 8 のエンドエフェクタの別の側面断面図である。

【図 6 0】別のエンドエフェクタの構成の断面図である。

【図 6 1】別のエンドエフェクタの構成の断面図である。

【図 6 2】別のエンドエフェクタの一部及び遠位閉鎖チューブの構成であって、エンドエフェクタの一部がトロカールポートの一部を通して挿入されている構成の側面断面図である。

【図 6 3】トロカールポートから出ている、図 6 2 のエンドエフェクタの別の側面断面図である。 40

【図 6 4】本発明の外科用器具の一形態の斜視図である。

【図 6 5】本発明の外科用エンドエフェクタの一形態の分解斜視図である。

【図 6 6】図 6 4 の外科用器具の一部の分解斜視図である。

【図 6 7】図 6 4 の外科用器具の別の部分の分解斜視組立図である。

【図 6 8】図 6 4 の外科用器具の細長シャフトアセンブリの一部の分解斜視組立図である。

。

【図 6 9】図 6 5 の外科用エンドエフェクタ及び遠位閉鎖チューブ区間の斜視図である。

【図 7 0】アンビルの実施形態の一部の後面斜視図である。

【図 7 0 A】別の外科用エンドエフェクタアセンブリの分解斜視組立図である。 50

【図 70B】別のアンビラアセンブリの実施形態及び別の閉鎖チューブ区間の実施形態の一部の後面斜視図である。

【図 70C】別のアンビラアセンブリ及び別の遠位閉鎖チューブ区間の一部の斜視図である。

【図 70D】別の外科用エンドエフェクタの実施形態の分解斜視組立図である。

【図 70E】別の外科用エンドエフェクタの実施形態の分解斜視組立図である。

【図 71】アンビラアセンブリが開放位置にある、外科用エンドエフェクタ及び遠位閉鎖チューブ区間の側面断面図である。

【図 72】図 71 の外科用エンドエフェクタ及び遠位閉鎖チューブ区間の別の側面断面図である。

10

【図 73】ハンドルハウジングの一部が取り外された、図 64 の外科用器具の一部の斜視図である。

【図 74】発射駆動システムの一部の斜視図である。

【図 75】細長シャフトアセンブリの実施形態の中間部分の斜視図である。

【図 76】図 75 の中間シャフト部分の遠位端の正面図である。

【図 77】図 74 及び図 75 の中間シャフト部分の側面図である。

【図 78】図 74 ～図 77 の中間シャフト部分の平面図である。

【図 79】図 74 ～図 78 の中間シャフト部分の隣接するリブの一部の拡大側面図である。

。

【図 80】別の中間シャフト部分の実施形態の平面図である。

20

【図 81】図 80 の中間シャフト部分の側面図である。

【図 82】略 U 字型に関節屈曲された、図 80 及び図 81 の中間シャフト部分の断面平面図である。

【図 83】1 つの外科用器具の構成の斜視図である。

【図 84】外科用エンドエフェクタの構成の分解斜視組立図である。

【図 85】アンビルの側面図である。

【図 86】実線でエンドエフェクタの非関節屈曲位置を示し、破線でエンドエフェクタの関節屈曲位置を示す、エンドエフェクタ、及び細長シャフトアセンブリの一部の側面断面図である。

【図 87】ステーブルカートリッジを通して遠位に発射された後に、アンビルが閉鎖位置にあり、かつ切断用ヘッドが端位にある、エンドエフェクタ、及び細長シャフトアセンブリの一部の別の側面断面図である。

30

【図 88】切断用ヘッドが開始位置へと近位方向に後退された後の、図 87 のエンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリ部分の別の側面断面図である。

【図 89】アンビルが開放位置にあり、かつ切断用ヘッドが開始位置にある、エンドエフェクタ、及び細長シャフトアセンブリの一部の別の側面断面図である。

【図 90】図 89 のエンドエフェクタ、及び細長シャフトアセンブリの一部の拡大断面図である。

【図 91】図 8 のエンドエフェクタ、及び細長シャフトアセンブリの一部の断面斜視図である。

40

【図 92】エンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリの斜視組立図である。

【図 93】細長シャフトアセンブリの遠位部分の断面図である。

【図 94】関節屈曲システムの一部と共に、図 11 の細長シャフトアセンブリの近位部分の断面図である。

【図 95】細長シャフトアセンブリ及びエンドエフェクタの斜視図である。

【図 96】ハンドルアセンブリの部分斜視分解図である。

【図 97】本発明の外科用器具の構成の斜視図である。

【図 98】本明細書に開示される様々な外科用器具と共に使用できる代表的な装填ユニットの斜視図である。

【図 99】図 98 で示した装填ユニットの一部の別の部分断面図である。

50

【図100】図98及び図99の装填ユニットの分解斜視図である。

【図101】キャリアの一部、及び関節屈曲ボールアセンブリの実施形態の部分斜視図である。

【図102】関節屈曲チューブの実施形態の斜視図である。

【図103】図98～図100の装填ユニットの部分断面図である。

【図104】非関節屈曲位置にある、図103の装填ユニットの別の断面図である。

【図105】キャリア及びアンビルアセンブリが第2の方向にユニットとして関節屈曲された、図103及び図104の装填ユニットの別の断面図である。

【図106】装填ユニットと細長シャフトアセンブリの遠位端との間で連結操作を開始する前の、装填ユニット及び細長シャフトアセンブリの一部の部分斜視図である。

10

【図107】共に連結された後の、図106の装填ユニットの一部及び細長シャフトアセンブリの一部の別の斜視図である。

【図108】図106の細長シャフトアセンブリ、連結アセンブリ及び装填ユニットの一部の部分分解斜視図である。

【図109】図106のシャフトアセンブリ、連結アセンブリ、及び装填ユニットの別の部分分解斜視図である。

【図110】図106の装填ユニットの遠位取り付け部分の斜視図である。

【図111】図106の装填ユニットの遠位取り付け部分の別の斜視図である。

【図112】図109の細長シャフトアセンブリの近位取り付け部分の斜視図である。

【図113】図109の細長シャフトアセンブリの近位取り付け部分の別の斜視図である

20

。

【図114】カラー及び発射シャフトの構成の斜視図である。

【図115】細長シャフトアセンブリに取り付けられた装填ユニットを示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの近位端の部分斜視断面図である。

【図116】細長シャフトアセンブリに取り付けられていない装填ユニットを示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分立面断面図である。

【図117】細長シャフトアセンブリに取り付けられた装填ユニットを示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分立面断面図である。

30

【図118】図115に示す平面に沿った、図109の連結アセンブリ及び細長シャフトアセンブリの正面図である。

【図119】細長シャフトアセンブリに取り付けられていない装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して初期の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【図120】シャフトに取り付けられていない装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して初期の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【図121】細長シャフトアセンブリに入った装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して初期の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

40

【図122】細長シャフトアセンブリに入った装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して第2の回転の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【図123】細長シャフトアセンブリに入った装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して第2の回転の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【図124】細長シャフトアセンブリに完全に挿入された装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して第2の回転の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

50

【図125】細長シャフトアセンブリに完全に挿入された装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して初期の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【図126】細長シャフトアセンブリに完全に挿入された装填ユニットを示し、細長シャフトアセンブリに対して初期の向きにある連結カラーを更に示す、図109の装填ユニット、連結アセンブリ、及び細長シャフトアセンブリの部分斜視断面図である。

【0003】

対応する参照符合は、複数の図を通して対応する部分を示している。本明細書に記載する事例は、ある形態において、本発明の好ましい実施形態を示しており、そのような事例は、いかなる方式においても本発明の範囲を限定するものとみなされるべきではない。

10

【発明を実施するための形態】

【0004】

本願出願人は、本願と同日に出願され、それぞれの全内容が参照によって本明細書に組み込まれる、以下の特許出願も所有している。

－米国特許出願、名称「Surgical Staples and Staple Cartridges」、代理人整理番号END7341USNP/130301、

－米国特許出願、名称「Surgical Staples and Staple Cartridges」、代理人整理番号END7331USNP/130304、

－米国特許出願、名称「Surgical Staples and Methods For Making the Same」、代理人整理番号END7335USNP/130305、

20

－米国特許出願、名称「Surgical Staples, Staple Cartridges and Surgical End Effectors」、代理人整理番号END7332USNP/130306、

－米国意匠特許出願、名称「Surgical Fastener」、代理人整理番号END7338USDP/130307、

－米国特許出願、名称「Fastener Cartridge Comprising an Extendable Firing Member」、代理人整理番号END7344USNP/130308、

－米国特許出願、名称「Fastener Cartridge Comprising a Firing Member Configured to Directly Engage and Eject Fasteners From the Fastener Cartridge」、代理人整理番号END7339USNP/130309、

30

－米国特許出願、名称「Fastener Cartridge Comprising a Firing Member Including Fastener Surfaces」、代理人整理番号END7340USNP/130310、

－米国特許出願、名称「Surgical Instruments With Articulatable Shaft Arrangements」、代理人整理番号END7343USNP/130300、

40

－米国特許出願、名称「Articulatable Surgical Instruments With Separate and Distinct Closing and Firing Systems」、代理人整理番号END7333USNP/130322、

－米国特許出願、名称「Surgical Cutting and Stapling Instruments With Articulatable End Effectors」、代理人整理番号END7334USNP/130312、

－米国特許出願、名称「Surgical Cutting and Stapling Methods」、代理人整理番号END7330USNP/130313、及び

－米国特許出願、名称「Modular Surgical Instruments

50

」、代理人整理番号END7342USNP/130311。

【0005】

ここで、本明細書に開示する装置及び方法の構造、機能、製造、及び用途の原理が総合的に理解されるように、特定の代表的実施形態について記載する。これらの実施形態の1つ又は2つ以上の実施例が、添付の図面に示されている。当業者は、本明細書で具体的に説明され、添付図面に示される装置及び方法が、非限定的な例示的实施形態であること、並びに、本発明の様々な実施形態の範囲は、特許請求の範囲によってのみ定義されることを理解するであろう。ある例示的实施形態との関連において図示又は記載される特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わせられてもよい。このような修正及び変形は、本発明の範囲内に含まれるものとする。

10

【0006】

本明細書の全体を通じて、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、又は「ある実施形態」などと言う場合、その実施形態との関連において述べられる特定の機構、構造、又は特性が、少なくとも1つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書の全体を通して各所で、「様々な実施形態において」、「いくつかの実施形態において」、「一実施形態において」、又は「ある実施形態において」などの語句が出現するが、これらは、必ずしも全てが同じ実施形態を指すわけではない。更に、特定の機構、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の実施形態において任意の好適な方法で組み合わせられてもよい。故に、一実施形態に関して図示又は説明される特定の機構、構造、又は特性は、制限なしに1つ又は2つ以上の他の実施形態の機構、構造、又は特性と、全体として又は部分的に組み合わせられてもよい。このような変更及び変形は、本発明の範囲内に含まれることが意図される。

20

【0007】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、外科用器具のハンドル部分を操作する臨床医を基準にして用いられる。「近位」という用語は、臨床医に最も近い部分を指し、「遠位」という用語は、臨床医から離れた位置にある部分を指す。便宜上及び明確性のために、「垂直」、「水平」、「上」、及び「下」などの空間的用语が、本明細書において図面に対して使用され得ることが更に理解されるであろう。しかし、外科用器具は、様々な向き及び位置で使用されるものであり、これらの用語は、限定的及び／又は絶対的であることを意図するものではない。

30

【0008】

腹腔鏡下及び低侵襲性の外科的処置を行うための、様々な代表的な装置及び方法が提供される。しかしながら、本明細書で開示する様々な方法及び装置は、例えば、開放的な外科手術と関連することを含めて、様々な外科的処置及び用途で使用できることが、当業者には容易に理解されるであろう。この発明を実施するための形態を読み進めると、本明細書で開示する様々な器具が、自然開口部を通して、組織内に形成された切込み又は穿刺孔を通してなど、任意の方式で体の内部に挿入され得ることが、当業者には更に明らかとなる。器具の作動部分又はエンドエフェクタ部分は、直接患者の体の内部に挿入されてもよく、あるいは、外科用器具のエンドエフェクタ及び細長シャフトが前進され得る作動チャンネルを有するアクセス装置を通して挿入されてもよい。

40

【0009】

図面に戻るが、図面では、同様の参照符号が、複数の図を通じて同様の構成要素を示している。図1は、本発明のいくつかの固有の利点を実施できる外科用器具10を示している。外科用器具10は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ100に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ12を操作、及び／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ12は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー13及び15を有する外科用ステープル留め装置を備えている。より具体的に言えば、エンドエフェクタ12は、エンドエフェクタ12の下部ジョー13を形成する細長チャンネル14を備えている。図2を参照されたい。図示した構成において、細長チャンネル14は、ステープルカートリッジ30を動作可能に支持し、かつ、エ

50

ンドエフェクタ12の上部ジョー15として機能するアンビルアセンブリ20を移動可能に支持するようにも構成されている。

【0010】

様々な実施において、エンドエフェクタ12は、ハンドルアセンブリ又はハウジング400から突出する細長シャフトアセンブリ100と連結されるように構成されている。図1を参照されたい。エンドエフェクタ12（閉鎖時）及び細長シャフトアセンブリ100は、同様の断面形状を有してもよく、別の形状のアクセス器具内のトロカール管又は作動チャンネルを動作可能に通過するような大きさであり得る。本明細書において使用するとき、用語「動作可能に通過」とは、エンドエフェクタ及び細長シャフトアセンブリ100の少なくとも一部が、チャンネル又は管開口部を通して挿入されるか、又は通過することができ、外科用ステープル留め処置を完了するために必要に応じてチャンネル内部又は管開口部内部で操作され得ることを意味する。いくつかの実施形態において、例えば、閉鎖位置にあるとき、エンドエフェクタ12のジョー13及びジョー15は、およそ円形の横断面形状をエンドエフェクタに与えることができ、その形状により、エンドエフェクタが円形の通路／開口部を通り抜けることが容易となる。しかしながら、本発明の様々な実施形態のエンドエフェクタ、並びに細長シャフトアセンブリの実施形態は、考えられる限りでは、非円形の横断面形状を有するアクセス通路及び開口部を通り抜けることができる他の横断面形状を与えられ得る。したがって、閉じたエンドエフェクタの横断面の全体的な大きさは、エンドエフェクタが通過することを意図した通路又は開口部の大きさに関連することとなる。したがって、あるエンドエフェクタは、例えば、「5mm」のエンドエフェクタと呼ばれてもよく、これは、直径が少なくともおよそ約5mmである開口部をそのエンドエフェクタが動作可能に通過し得ることを意味する。

【0011】

様々な実施において、細長シャフトアセンブリ100は、エンドエフェクタ12が閉鎖位置にあるときのエンドエフェクタ12の外径と実質的に同一である外径を有してもよい。例えば、5mmのエンドエフェクタは、5mmの断面直径を有する細長シャフトアセンブリ100と連結されてもよい。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、本発明の様々な実施形態が種々の大きさのエンドエフェクタと関連付けて効果的に使用され得ることが、当業者には明らかとなろう。例えば、10mmのエンドエフェクタが、5mmの断面直径を有する細長シャフトに取り付けられてもよい。逆に、10mm以上のアクセス開口部又は通路が設けられる用途において、細長シャフトアセンブリ100は、10mm（又はそれ以上）の断面直径を有してもよく、また5mm又は10mmのエンドエフェクタを作動させてもよい。したがって、外側シャフトアセンブリ100は、外側シャフトアセンブリ100に取り付けられた閉じたエンドエフェクタ12の外径と同じ、又は異なる外径を有してもよい。

【0012】

ここで、図2及び図3を参照すると、細長チャンネル14は、細長チャンネル14上で外科用ステープルカートリッジ30を取り外し可能に支持するように構成された細長凹部700を備えてもよい。様々な実施において、例えば、細長チャンネル14は、例えば、300 & 400シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよく、離間した側壁702で形成されてもよい。以下で更に詳細に論じるように、アンビルアセンブリ20は、遠位アンビル部分800及び近位アンビル取付け管820を備えてもよい。遠位アンビル部分800は、大部分において、ステープルカートリッジ30を支持する細長チャンネル14の部分と略同一の広がりをも有し得る。遠位アンビル部分800は、例えば、300 & 400シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよく、内部に形成された複数のステープル成形ポケット（図示せず）を有する、概ね22として標識される、ステープル成形下面を有する。

【0013】

細長チャンネル14は、患者内に「埋め込まれる」ように設計された、種々の異なる外科

用ステープルカートリッジを支持するように構成されてもよい。例えば、埋め込み可能な外科用ステープルカートリッジ30は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2012-0080484号(2010年9月30日出願、名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH A VARIABLE STAPLE FORMING SYSTEM」)に開示されている様々な外科用ステープルカートリッジの構成のいずれかを備えてもよい。少なくとも1つの実施において、例えば、ステープルカートリッジ30は、例えば、内部に未成形の金属ステープル32が支持されている酸化再生セルロース(「ORC」)、又は生体吸収性発泡材といった圧縮可能な止血材料からなる本体部分31を備える。少なくともいくつかの実施形態において、ステープルが影響を受け、据え付け及び配置工程中に止血材料が活性化することを防止するために、カートリッジ全体が、生分解性フィルム、例えば、商標名PDS(登録商標)で販売されるポリジオキサノンフィルム、又はポリグリセロールセバケート(PGS)フィルム、又はPGA(Vicrylの商標名で販売されるポリグリコール酸)、PCL(ポリカプロラクトン)、PLA若しくはPLLA(ポリ乳酸)、PHA(ポリヒドロキシアルカノエート)、PGCL(商標名Monocrylで販売されるポリグレカプロン25)、若しくはPGA、PCL、PLA、PDSの複合物(破裂するまでは不透過性である)から形成される他の生分解性フィルムにより、コーティング又は被覆されてもよい。ステープルカートリッジ30の本体31は、図示されるように、細長チャンネル14内に取り外し可能に支持されるような大きさであり、それによって、遠位アンビル部分800がステープルカートリッジ30と接触成形する際に、内部の各ステープル32が、遠位アンビル部分800の対応するステープル成形ポケットと位置合わせされる。

【0014】

図3を参照すると、細長チャンネル14は、1対の離間した側壁712、及び上部壁714を備える箱状取付け端部710を更に備えてもよい。少なくとも1つの実施において、エンドエフェクタ12は、アンビルアセンブリ20が細長チャンネル14に対して枢動される関節屈曲及び枢動軸線A-Aを中心として、細長シャフトアセンブリ100に対して関節屈曲されるように構成される。細長シャフトアセンブリ100は、ツールの長手方向軸線L-T-L-Tを画定する。関節屈曲及び枢動軸線A-Aは、ツールの長手方向軸線L-T-L-Tを横断している。細長シャフトアセンブリ100は、中空外側シャフト300を備え、細長シャフトアセンブリ100のシャフトスパインとして機能する役割を果たす。細長シャフトアセンブリ100の近位端は、臨床医が細長シャフトアセンブリ100、及び細長シャフトアセンブリ100に取り付けられたエンドエフェクタ12がツールの長手方向軸線L-T-L-Tを中心として選択的に回転し得るように、ハンドルアセンブリ400により回転可能に支持されてもよい。外側シャフト300の遠位端302は、離間した1対の取付けタブ306を備えるクレビス構成304で形成される。各取付けタブ306は、取付け穴308を通して対応する枢動ピン310を受容するように適合された取付け穴308を内部に有する。

【0015】

様々な実施において、アンビルアセンブリ20は、遠位アンビル部分800及び近位アンビル取付け管820を備えている。図2、図3、及び図5から分かるように、近位アンビル取付け管820は、近位方向に延在する2つのアンビル取付けタブ824により形成された、近位方向に延在するクレビス部分822を有する本体部分821を備えている。各アンビル取付けタブ824は、それを通して枢動ピン310上に枢動可能に軸支されるように構成されるアンビル取付け穴826を有する。様々な実施において、遠位アンビル部分800は、遠位アンビル部分800が近位アンビル取付け管820に対して「浮く」ことができるように、近位アンビル取付け管820に連結されるように構成されている。図5を参照すると、近位アンビル取付け管820の本体821は、対面している一連の、垂直に延在する端部開口溝830が形成されている。溝830は、遠位アンビル部分800の近位端810上に形成されている、垂直に延在する対応する取付けラグ812を内部に摺動自在に受容するような大きさである。図4を参照されたい。各取付けラグ812は

、図5に示すように、各溝830内に形成される停止溝832内に移動可能に受容される大きさである、停止ラグ814を上には有する。各停止溝832は、閉鎖端834を有する。遠位アンビル部分800の近位端810は、取付けラグ812を対応する溝830の開口下端に合わせ、その後、近位端を近位アンビル取付け管820内に上向きに挿入することにより、近位アンビル取付け管820に移動可能に連結されている。この組立は、アンビルアセンブリ20が枢動ピン310上に枢動可能に軸支される前に完了されてもよい。一度組み立てられ、細長チャンネル14に枢動可能に連結されると、細長チャンネル14と接触しているために、遠位アンビル部分800は、近位アンビル取付け管820を摺動自在に取り外すことはできなくなる。停止ラグ812も同様に、対応する停止溝832の閉鎖端834と接触することで、遠位アンビル部分800の近位端810が、近位アンビル取付け管820から分離されることを防ぐ。図7を参照されたい。図7から分かるように、遠位アンビル部分820は、近位アンビル取付け管820に対して上方（矢印「U」）及び下方（矢印「D」）に移動し得る。近位アンビル取付け部分820に対する、遠位アンビル部分800の垂直移動のこのような範囲は、本明細書において「浮動」垂直移動又は運動と称してもよい。

10

【0016】

ここで図8を参照すると、細長チャンネルアセンブリ14に対するアンビルアセンブリ20の初期の閉鎖、及びその内部に動作可能に支持される外科用ステープルカートリッジ30は、概ね110として示される、独自かつ新規の閉鎖システムにより完成され得る。閉鎖システム110はまた、本明細書において「第2のジョー閉鎖システム」と称されてもよい。1つの実施において、閉鎖システム110は、ハウジングアセンブリ400内に動作可能に支持されている閉鎖システムの閉鎖キャリッジ420に回転可能に取り付けられるように構成される、フランジ付き端部116を有する近位端114を有するアンビル閉鎖ロッド112を備える。図8を参照されたい。アンビル閉鎖ロッド112は、本明細書において、「第2のジョーアクチュエータバー112」と称されてもよい。閉鎖キャリッジ及び発射システムは、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2012 0074200 A1号（名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVELY ARTICULATABLE END EFFECTOR」）に開示されている閉鎖キャリッジ及び閉鎖システムと構造及び操作において類似であってもよい。

20

30

【0017】

図8を再び参照すると、閉鎖キャリッジ420は、接着剤、スナップ機構、ネジなどにより相互に連結している2つのキャリッジ部分422（1つのみを図示）を備えてもよい。本明細書で使用するとき、用語「スナップ機構」としては、例えば、別の構成要素の対応する嵌合部分を保持しながら係合するように構成された、突出部を上には有するタブが挙げられるが、これらに限定されない。このような機構は、嵌合部分を解放可能に係合するように設計されてもよく、又は、取り外されないような設計であってもよく、若しくは取り外されないことを目的としてもよい。少なくとも1つの形態において、閉鎖キャリッジ420は、アンビル閉鎖ロッド112のフランジ付き端部116を受容するように適合されている、溝構成426を有する遠位端424を有する。このような構成は、閉鎖キャリッジ420に対するアンビル閉鎖ロッド112の選択的回転を補助しながら、アンビル閉鎖ロッド112の近位端114を閉鎖キャリッジ420に取り付ける役割を果たす。したがって、細長シャフトアセンブリ100、及び細長シャフトアセンブリ100に動作可能に連結されたエンドエフェクタ12は、ハウジングアセンブリ400に対してツールの長手方向軸線LT-LTを中心として選択的に回転し得る。

40

【0018】

引き続き、図8を参照すると、様々な実施において、ハウジングアセンブリ400は、組立の目的のために、2個又はそれ以上の部品で作製され得るピストル形状のハンドルハウジングを備える。例えば、ハウジングアセンブリ400は、図示したように、右側ケース部材402と左側ケース部材404（図1）とを備えており、これらは、ポリマー材料

50

又はプラスチック材料から成形されるか、ないしは別の方法で製作されており、互いに嵌合するように設計されている。このようなケース部材402及び404は、ケース部材内部に成形された、ないしは別の方法で形成されたスナップ機構、釘、及びソケット、並びに／又は接着剤、ネジなどにより、共に取り付けられてもよい。組み立ての際、ハウジングアセンブリ400は、概ね430として示されるトリガからの作動運動に対応して、内部での選択的な軸方向への移動のために閉鎖キャリッジ420を移動可能に支持する。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、ロボット制御されている、ないしは別の方法で遠隔で制御されるシステムで用いられる際に、本発明の様々な実施の、様々な独自かつ新規の態様及び属性が効果的に入手されると理解されよう。したがって、用語「ハウジング」又は「ハウジングアセンブリ」は、ハウジングに取り付けられた様々な形態の外科用エンドエフェクタを作動させるために使用することができるであろう、少なくとも1つの制御運動を生成及び付与するように構成されている、少なくとも1つの駆動システムを収容するか、ないしは別の方法で動作可能に支持する、ロボット又は自動制御システムのハウジング又は類似部分もまた包含し得る。例えば、本明細書に記載される外科用器具の様々な実施は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願第13／536,323号（名称「ROBOTICALLY-POWERED SURGICAL DEVICE WITH MANUALLY ACTUATABLE REVERSING SYSTEM」、2012年6月28日出願）に開示されているロボットシステム及び構成と組み合わせて使用され得る。

【0019】

トリガアセンブリ430は、例えば、主トリガ440と副トリガ460とを含んでもよい。主トリガ440及び副トリガ460は、トリガ440及び460が互いに対して実質的に移動し得るように、ハウジングアセンブリ400内に形成されている枢動ピンアセンブリ430上に枢動可能に軸支されている。このような構成により、トリガアセンブリ430が、枢動軸線P-Aを中心にして、ハウジングアセンブリ400に対して枢動することを可能にする。図8を参照されたい。主トリガ440は、細長の把持可能な主トリガパドル442を有し、主トリガパドル442は、主駆動部分444から突出し、主駆動部分444は、上に形成された発射ラック446を有している。一実施形態において、副トリガ460は、副トリガパドル462を有し、副トリガパドル462は、副駆動部分464から突出し、副駆動部分464は、枢動ピンアセンブリ430上に枢動可能に軸支される。主駆動部分444は、主トリガパドル442が、ハウジングアセンブリ400のピストルグリップ部分406に向かって枢動すると、副トリガ460の副駆動部分464を内部に受容するように適合されたスロット448を有する。そのような構成は基本的に、作動中に副トリガ460を主トリガ440内に「収める」ことを可能にする。以下で詳細に論じるように、副トリガ460は、主トリガ440を枢動させることによって枢動可能に作動される。したがって、他の実施形態において、副トリガ460は、副トリガパドル442を持たなくてもよい。様々な形態において、トリガアセンブリ430は、トリガばね（図示せず）により非作動位置に付勢されてもよい。

【0020】

図8から分かるように、副トリガ460の副駆動部分464は、閉鎖キャリッジ420の下面に形成されたキャリッジギアラック423と噛合い係合するように構成された、副駆動部分464上に形成された閉鎖ギア区間466を有してもよい。したがって、副トリガ460がピストルグリップ406に向かって枢動する場合、閉鎖キャリッジ420は、遠位方向「DD」に駆動され、この駆動によってアンビル閉鎖ロッド112を遠位方向に駆動する。

【0021】

図3を再び参照すると、アンビル閉鎖ロッド112の遠位端118は、アンビル閉鎖リンク120にピン留めされるように構成されている。アンビル閉鎖リンク120は、アンビルピンスライド122に対して枢動可能にピン留めされている。アンビルカムピン124は、アンビルピンスライド122に固定され、細長チャンネル14の箱状取付け端部71

0の外側壁712のそれぞれに提供されるアンビルピンスロット720内で、かつ近位アンビル取付け管820のアンビルカムスロット840内で、受容されるように構成されている。アンビル閉鎖ロッド112の遠位方向「DD」への移動によって、アンビルアセンブリ20の開放位置から細長チャンネル14に向かった移動（本明細書においては、閉鎖方向「CD」と称する）が生じることとなり、かつ、アンビル閉鎖ロッド112の近位方向「PD」への移動によって、アンビルアセンブリ20の閉鎖位置から開放位置への移動（本明細書においては、開放方向「OD」と称する）が生じることとなる。アンビルアセンブリ20のこのような開放及び閉鎖は、近位アンビル取付け管820内のアンビルカム化スロット840内での、アンビルピン124のカム運動又は移動により達成される。したがって、「第2のジョー閉鎖システム」としても知られている閉鎖システム110の作動によって、「第1のジョー13」としてもまた知られている細長チャンネル14に対する、「第2のジョー15」としてもまた知られているアンビルアセンブリ20の移動がもたらされることとなる。このような移動は、例えば、細長シャフトアセンブリ100の遠位端に取り付けられたジョーの部分にて確立される、共通の駆動軸線A-Aを中心とした、第1のジョー（細長チャンネル14）に対する第2のジョー（アンビルアセンブリ20）の駆動移動を含んでもよい。

10

【0022】

様々な構成において、エンドエフェクタ12は、ツールの長手方向軸線LT-LTに対して選択的に関節屈曲されるように構成されてもよい。しかしながら、換言すれば、細長チャンネル14を備える第1のジョー13は、アンビルアセンブリ20を備える第2のジョー15に対して選択的に移動可能であってもよい。上述の通り、細長チャンネル14は、駆動ピン310によって外側チューブ300の遠位端302に駆動可能に連結されている。このような取り付け構成により、細長チャンネル14は、アンビルアセンブリ20が閉鎖位置から開放位置に移動する（アンビル開放方向「OD」）際にアンビルアセンブリ20が移動するのと同質的に同一方向である第1の方向「FD」に、駆動軸線A-Aを中心として関節屈曲又は移動可能となる。図9を参照されたい。このような構成は、アンビルアセンブリ20が開放位置から閉鎖位置に移動する方向（アンビル閉鎖方向「CD」）と同質的に同一である、第2の関節屈曲方向「SD」への移動又は関節屈曲を更に容易にする。細長チャンネル14のこのような移動を容易にするため、往復可能関節屈曲ロッド150を使用する。関節屈曲ロッド150はまた、本明細書においては、「第1のジョーアクチュエータバー150」と称してもよい。より具体的には、図3を参照すると、関節屈曲ロッド150は、外側チューブ300により移動可能に受容される大きさであり、関節屈曲リンク160に駆動可能にピン留めされた遠位端152を有する。関節屈曲リンク160は、細長チャンネル14の近位箱状取付け端部710上にある近位取付けラグ722に駆動可能にピン留めされている。図10から分かるように、関節屈曲ロッド150の近位端154は、関節屈曲制御システム200と駆動連動する、近位端154上に形成された関節屈曲ラック156を有する。関節屈曲制御システム200はまた、本明細書においては、「第1のジョー閉鎖システム200」と称されてもよい。

20

30

【0023】

関節屈曲制御システム200の一形態の構成部品は、図10及び図11に示されている。一形態において、関節屈曲制御システム200は、アクチュエータ210、関節屈曲部本体220及びノズル250を備えてもよい。アクチュエータ210の回転運動により、関節屈曲部本体220の対応する回転がノズル250内で生じる。それにより、アクチュエータ210の回転が、外側シャフト300内での関節屈曲ロッド150の軸方向への移動をもたらし、エンドエフェクタ12の遠隔関節屈曲を生じさせる。

40

【0024】

引き続き、図10を参照すると、関節屈曲部本体220は、第1の分離型半円デッキ半部224及び第2の分離型半円デッキ半部226からなるデッキ222を有する。デッキ半部は、互いに対向しており、基本的には互いの鏡像を表している。第1のデッキ半部224及び第2のデッキ半部226はそれぞれ、これらの表面の互いに対向する第1のもど

50

り止め２２５及び第２のもどり止め２２７から突出している。各デッキ半部２２４、２２６は、１組のデッキ歯２２８を有し、これらのデッキ歯２２８は、他のデッキ半部上のデッキ歯の組から約１８０度、離間している。関節屈曲部本体２２０は、表面から突出している１対の回転ストップ２３０、並びに１対のフィンガ凹部２３２を有する。駆動ギア２４０は、関節屈曲部本体２２０から横方向に突出している。駆動ギア２４０は、駆動ギア２４０及び外方ピボット２４４を通るフレア開口部２４２を有する。駆動ギア２４０のフレア開口部２４２内に発射ロッドオリフィス（図示せず）があり、その発射ロッドオリフィスは、これを通して発射ロッド５３０を受容して、発射運動をエンドエフェクタ１２に付与することを可能にするためのものである。駆動ギア２４０は、関節屈曲ラック１５６と噛み合って関節屈曲ロッド１５０の所望の往復移動を実現するように構成されている。

10

【００２５】

関節屈曲制御システム２００のノズル２５０は、ノズル本体２５２を備えてもよい。ノズル本体２５２は、これを通る軸方向ボア２５４を有し、この軸方向ボア２５４は、関節屈曲ロッド１５０、及び外側シャフト３００の近位端３０６を備える器具１０の他の作動構成要素の通過を容易にするものであってもよい。図１１を参照されたい。ノズル本体２５２はまた、ノズル本体２５２をハウジング４００に回転可能に締結するための、フレーム溝２５６及びフランジ２５８を有してもよい。様々な形態において、もどり止めハウジング２６０は、ノズル本体２５２の一部を備えている。図１を参照されたい。もどり止め歯の環状配列（図示せず）が、もどり止めハウジング２６０内に形成されている。もどり止めハウジングフロアがもどり止め歯から離間している。フロアは、関節屈曲部本体２２０の回転ストップ２３０内で連動して、回転度を制限する１対のレッジを有してもよい。関節屈曲部本体２２０がもどり止めハウジング２６０の中に挿入されるとき、関節屈曲部本体２２０の基部は、もどり止めハウジング２６０内においてフロア上で支持され、第１のデッキ半部２２４及び第２のデッキ半部２２６のデッキ歯２２８は、もどり止めハウジング２６０のもどり止め歯と噛合い係合するように位置合わせされる。ばね部材２６８が関節屈曲部本体内で支持されて、もどり止め歯と噛合い係合するようにデッキ歯２２８を付勢する。

20

【００２６】

図１０を再び参照すると、アクチュエータ２１０は、レバーアーム２１２と、キャップ２１４と、１対の保持フィンガ２１６と、からなり得る。レバーアーム２１２は、キャップ２１４の頂部に装着されている。１対の保持フィンガ２１６は、キャップ２１４の下側から横方向に突出している。保持フィンガ２１６の各々は、保持クリップを有している。保持フィンガ２１６は、関節屈曲部本体２２０のフィンガ凹部２３２内に受容される。関節屈曲部本体のデッキ半部の第１のもどり止め２２５及び第２のもどり止め２２７は、円形キャップ２１４の下側にあるスロットくぼみの中に挿入される。有利にも、関節屈曲制御システムの重要な３つの構成要素のそれぞれ、つまり、アクチュエータ、関節屈曲部本体、及びノズルは、射出成形された構成要素であってもよい。そのような構成要素は、例えば、EMS-American Grilon １５０から商標名Grivory GV-4Hとして市販されているガラス繊維強化非晶質ポリアミドから作製されてもよい。

30

【００２７】

アクチュエータ２１０の歯止め回転は、ツールの長手方向軸線LT-LTに対して、第１の方向又は第２の方向における細長チャンネル１４の関節屈曲を生じる。図１、図２、図９、及び図１２は、非関節屈曲位置にある細長チャンネル１４を示している。関節屈曲伝達部２００の関節屈曲部本体２２０上にある駆動ギア２４０が回転することにより、関節屈曲ロッド１５０を遠位方向「DD」に押すと、細長チャンネル１４は、図１３に示すように、ツールの長手方向軸線LT-LTに対して第１の関節屈曲方向「FD」に関節屈曲することとなる。関節屈曲伝達部２００の関節屈曲部本体２２０上にある駆動ギア２４０が回転したことによって、関節屈曲ロッド１１２を近位方向「PD」に引くと、細長チャンネル１４は、ツールの長手方向軸線LT-LTに対して第２の方向「SD」に駆動することとなる。第２の方向「SD」は、閉鎖方向「CD」と同一である。図９を参照されたい。

40

50

【0028】

外科用器具10は、ハウジングアセンブリ400内で支持され、かつ器具10の様々な構成要素を作動するために動作可能な、概ね410として示される発射システムを備えてもよい。図8を参照すると、発射システム410は、例えば、作動バー470を備えてもよい。作動バー470は、主トリガ440上の発射ラック446と噛合い係合するように構成されている、作動バー470上に形成された第1の作動ラック472を有する。したがって、発射ラック446が第1の作動ラック472と噛合い係合しているとき、作動バー470は、主トリガ440がピストルグリップ406に向かって駆動されると、遠位方向「DD」へと駆動される。作動バー470は、作動バー470の上に形成された第2の作動ラック474を有しており、この第2の作動ラック474は、クラッチアセンブリ480のクラッチシャフト482上のクラッチ歯484と噛合い係合するように構成されている。様々な実施形態において、クラッチシャフト482は、ハウジングアセンブリ400内で回転可能に支持され、ハウジングアセンブリ400内で横方向にも移動可能である。クラッチシャフト482は、複数の離間歯488を有するハブ部分486を有しており、これらの離間歯488は、クラッチシャフト482上で回転可能に支持されている駆動ギア490にある歯開口部492と駆動的に係合するように構成されている。駆動ギア490は、その外周に駆動ギアの区間494を有しており、この駆動ギアの区間494は、ハウジングアセンブリ400内に移動可能に支持されている発射ラック500と噛合い係合するように適合されている。

10

【0029】

20

クラッチアセンブリ480の様々な実施形態は、クラッチプレート510を更に備えてもよく、このクラッチプレート510は、主トリガ440の主駆動部分444上に設けられたクラッチピン449上でスライド可能に軸支される。クラッチピン449は、クラッチプレート510の垂直スロット512内で移動可能に受容されてもよい。クラッチプレート510はまた、遠位延在クラッチアーム514を有し、この遠位延在アーム514は、クラッチシャフト482上に形成されたベベルプレート489と作動可能に係合するように適合されている。加えて、クラッチシャフト480を横方向に付勢するためにクラッチばね520が用いられており、クラッチシャフト482上の歯488は、駆動ギア490の歯開口部492と噛合い係合するようになっている。

【0030】

30

図8から分かるように、発射ラック500は、発射ロッド530に連結され、発射ロッド530は、ナイフバーアセンブリ600の近位端に取り付けられる。様々な実施形態において、ナイフバーアセンブリ600は、細長シャフトアセンブリ100を通して遠位方向に駆動されるように変わらず十分に剛性である一方で、エンドエフェクタ12の関節屈曲を収容できるほど柔軟な三層可撓性ナイフバー602を備えてもよい。軸通路157は、ナイフバー602を内部に軸方向で受容するための関節屈曲バー150内に提供されてもよい。図10を参照されたい。図示した実施形態において、ナイフバー602は、Iビーム切断用ヘッド610に取り付けられている。図3から分かるように、例えば、Iビーム切断用ヘッド610は、Iビーム切断用ヘッド610の上に形成された底足部614及び上部タブ616を有する、垂直指向本体部分612を備える。組織切断縁部620は、垂直指向本体部分612上に形成される。

40

【0031】

引き続き、図3を参照すると、垂直指向本体部分612は、細長チャンネル14内の長手方向延在スロット704及び遠位アンビル部分800内の長手方向延在スロット806を通して延在する。遠位アンビル部分800は、上部タブ616を内部に摺動自在に受容する、上面内に形成された凹み809を更に有する。上部タブ616の遠位端618は、スロット806を形成する遠位アンビル部分800の部分805上に形成された傾斜表面811と連動するように傾斜している。図14を参照されたい。発射ロッド530の遠位端部分532に連結されるように、細長シャフトアセンブリ100を通して延在する可撓性発射バー602は、図10に示すように、互いに対して連続した配向で支持されている。

50

発射バー 602 の近位端は、カプラ部材 650 により発射ロッド 530 の遠位端部分 532 に取り付けられてもよい。以下で更に詳細に論じるように、発射ロッド 530 は、発射システム 410 によってナイフバーアセンブリ 600 に発射運動及び後退運動を付与することを容易にする。

【0032】

図 8 を再び参照すると、発射ロッド 530 は、ハウジングアセンブリ 400 内に固定された閉鎖ブッシング 540 を通って延在する。少なくとも 1 つの形態において、1 対の取付けスタッド 407 は、ハンドルケース部材 402、404 から突出し、閉鎖キャリッジ 420 内の対応するスロットを通して延在して、ブッシング 540 内の保持スロット内に受容される。保持クリップ 552 に取り付けられた閉鎖ばね 550 は、閉鎖ブッシング 540 上で軸支される。閉鎖ばね 550 は、ノズル本体 252 と閉鎖キャリッジ 420 内の内壁 425 との間に延在する。したがって、閉鎖ばね 550 は、近位方向「PD」へと閉鎖キャリッジ 420 を付勢するように働く。

10

【0033】

様々な実施形態はまた、解放可能な閉鎖ロックアセンブリ 560 を備えてもよく、閉鎖ロックアセンブリ 560 は、閉鎖キャリッジ 420 と連動して、閉鎖キャリッジ 420 を、閉鎖キャリッジ 420 の最遠位閉鎖位置又はクランプ締め位置に選択的に保持する。少なくとも 1 つの形態において、閉鎖ロックアセンブリ 560 は、ハウジングアセンブリ 400 内に枢動可能に支持されるロックボタン 562 を備えている。ロックボタン 562 は、ラッチアーム 564 を有し、ラッチアーム 564 は、ボタン 562 がロック位置にあるときに、閉鎖キャリッジ 420 上に形成されたロックレッジ 421 と当接するように構成されている。加えて、ラッチアーム 564 は、ラッチアーム 564 の上に形成されたキャッチ 566 を有し、キャッチ 566 は、発射ラック 500 の近位端部上のロックラッチ 502 と解放可能にラッチ係合するように構成されている。ロックばね 568 は、ロックボタン 562 をロック位置へと付勢するように働く。

20

【0034】

外科用器具 10 の操作をここで説明する。図 9 は、開放位置にあるエンドエフェクタ 12 のジョー 13 及び 15 を示す。エンドエフェクタ 12 が開放位置にあるとき、ラッチアーム 564 は、ラッチアーム 564 のキャッチ 566 が発射ラック 500 上のロックラッチ 502 と保持係合するように、閉鎖キャリッジ 420 上に形成されたロックレッジ 421 の頂部に位置している。図 8 を参照されたい。したがって、この初期の開始位置にあるとき、ナイフバーアセンブリ 600 が誤って作動されることはない。クラッチプレート 510 並びに閉鎖キャリッジは、それぞれ最近位非作動位置にある。それらの位置にあるとき、クラッチシャフト 482 上のクラッチ駆動ベベル 489 は、閉鎖キャリッジ 420 の一部分と接触し、この接触により、クラッチシャフト 482 が、クラッチばね 520 の付勢力を受けて、横方向に移動して駆動ギア 490 と噛合い係合することが防止される。

30

【0035】

閉鎖プロセスを開始するために、第 1 のストロークをトリガアセンブリ 430 に付与する。つまり、トリガアセンブリ 430 は、最初にピストルグリップ 406 に向かって枢動される。そのような枢動作用は、副トリガ 460 上の閉鎖ギア区間 466 と、閉鎖キャリッジ 420 の下側に形成されたキャリッジラック 423 との間の噛合い係合によって、遠位方向「DD」に閉鎖キャリッジ 420 を駆動するように働く。閉鎖キャリッジ 420 のこのような遠位移動はまた、アンビル閉鎖ロッド 112 を遠位方向「DD」へ軸線方向に前進させる。アンビル閉鎖ロッド 112 が遠位方向に移動すると、閉鎖リンク 120 は、アンビルピンスライド 122 を遠位方向に移動させる。アンビルピンスライド 122 が遠位方向に移動すると、アンビルピン 124 は、近位アンビル部分 820 内でカムスロット 84 を押し上げ、アンビルアセンブリ 20 を細長チャネル 14、及び細長チャネル 14 の内部に支持されるステーブルカートリッジ 30 に向かってカム運動させる。外科医が、アンビルアセンブリ 20 と外科用ステーブルカートリッジ 30 との間に組織をクランプ締めする前に、組織を単に把持して操作したい場合、トリガアセンブリ 430 は、完全な閉鎖

40

50

位置へとトリガアセンブリ 430 を完全に駆動させることなく、アンビルアセンブリ 20 を開閉するように駆動されてもよい。

【0036】

当業者には理解されることであるが、トリガアセンブリ 430 がピストルグリップ 406 に向かって駆動されるとき、主トリガ 440 上の主ギア区間 446 と、作動バー 470 上の第 1 の作動ラック 472 との間の噛合い係合によって、作動バー 470 も必然的に遠位方向に駆動されることとなる。また、作動バー 470 が遠位方向に移動する結果として、クラッチシャフト 482 上のクラッチ歯 484 と、作動バー 470 上の第 2 の作動ラック 474 との噛合い係合によって、回転作動運動がクラッチシャフト 482 に付与されることになる。しかしながら、クラッチプレート 510 のクラッチアーム 514 が、クラッチシャフト 482 上のクラッチ駆動ベベル 489 と接触して、クラッチシャフト 482 が軸方向に移動して駆動ギア 490 と噛合い係合することを防止するため、そのような回転運動は、駆動ギア 490 には付与されない。こうして、クラッチシャフト 482 は、駆動ギア 490 に対して自在に回転する。したがって、クラッチアセンブリ 480 は、トリガアセンブリ 430 の初期作動の間に発射ラック 500 が始動することを自動的に防止する。

10

【0037】

トリガアセンブリ 430 が最初に閉鎖位置へと完全に押し込まれると、アンビルアセンブリ 20 は、閉鎖キャリッジ 420 が近位方向に移動することを防止する閉鎖ロックアセンブリ 560 によって、閉鎖位置に固定されることとなる。エンドエフェクタ 12 にクランプ締めされた組織を通して遠位方向にナイフバーアセンブリ 600 を駆動させるために、外科医は、ハウジングアセンブリ 400 のピストルグリップ 406 に向かって主トリガ 440 を再び駆動させる。主トリガ 440 が駆動されるとき、発射ラック 500、発射ロッド 530、及びナイフバーアセンブリ 600 は、遠位方向「DD」へ駆動される。ナイフバーアセンブリ 600 が遠位方向に駆動されると、切断用ヘッド 610 もまた遠位方向に移動する。切断用ヘッド 610 が遠位方向に移動すると、上部タブ 616 上の傾斜表面 618 は、遠位アンビル部分 800 上を傾斜表面 811 の上側に移動し、浮動遠位アンビル部分 800 をステープルカートリッジ 30 に向かって下方「D」に移動させる。遠位アンビル部分 800 がクランプ締めされた組織及びステープルカートリッジ 30 に向かって下方に駆動されると、クランプ締め又は破壊作用により、遠位アンビル部分 800 の下面に対してステープルが成形される。したがって、切断用ヘッド 610 がエンドエフェクタ 12 を通って遠位方向に駆動されると、切断用ヘッド 610 上にある組織切断面 620 が、ステープルカートリッジ 30 内で切断組織の両側にステープルを成形しながら、クランプ締めした組織を切断する。このような 2 部構成のアンビルアセンブリは、遠位アンビル部分が、発射中に細長チャンネル及び外科用ステープルカートリッジの頂部に実質的に変わらず平行であることを可能にする。より簡潔に述べると、2 部構成の浮動アンビル構成は、発射中に外科用ステープルカートリッジの頂部及び細長チャンネルとステープル成形下面とが変わらず平行であることを可能にする。

20

30

【0038】

切断用ヘッド 610 がエンドエフェクタ 12 にクランプ締めされた組織を通して駆動された後、次いで、外科医は、主トリガ 440 を解放し、それによって、発射ばね 432 の付勢力の下で非作動位置へと主トリガ 440 を駆動させる。主トリガ 440 が開始位置へと駆動して戻るとき、発射ラック 500、発射ロッド 530、及びナイフバーアセンブリ 600 は、各開始位置へと近位方向に引き戻される。エンドエフェクタ 12 は、図 13 に示すように変わらずクランプ締め位置にある。

40

【0039】

閉鎖キャリッジ 420 と副トリガ 460 をロック解除するために、外科医はロックボタン 562 を押下する。ロックボタン 562 が押下されると、ロックアーム 564 は、駆動されて閉鎖キャリッジ 420 上のロックレッジ 426 との当接係合から逃れる。発射システム及び閉鎖システムの操作に関する更なる詳細は、その開示全体が本明細書に参照とし

50

て組み込まれる米国特許出願公開第2012/0074200号に見出すことができる。閉鎖キャリッジ420が近位方向に移動すると、アンビル閉鎖ロッド112もまた近位方向に引き寄せられる。アンビル閉鎖ロッド112が近位方向に移動すると、アンビルピンスライド122及びアンビルピン124は、アンビルアセンブリ20を開放位置にカム運動しながら近位方向に移動する。

【0040】

外科用器具10は、従前の外科用器具に対して多くの利点を提供する。例えば、独自かつ新規の浮動アンビル構成は、アンビルの下面と、ステープルカートリッジ又は細長チャンネルとの間でアンビルギャップを自動的に調節できる。したがって、浮動アンビル構成は、アンビルの（複数の）ステープル成形下面を、ステープルカートリッジ及び細長チャンネルに対して変わらず平行としたままで、異なる厚さの組織に対して自動的に補正できる。これは全て、アンビルの安定性を犠牲にすることなく達成される。

10

【0041】

関節屈曲可能なエンドエフェクタにより、従前の外科用器具と比較して外科用器具10が享受する別の明確な利点は、本発明のエンドエフェクタは、細長シャフトアセンブリに対して関節屈曲可能である、という性質である。上で詳述した通り、エンドエフェクタの細長チャンネル部分は、細長シャフトアセンブリに枢動可能に取り付けられており、枢動軸線を中心として細長シャフトアセンブリに対して選択的に枢動移動される。枢動軸線は、細長シャフトアセンブリにより画定されるツールの長手方向軸線を横断している。アンビルアセンブリもまた、細長チャンネルに枢動可能に連結され、同一の枢動軸線を中心として細長チャンネルに対して選択的に枢軸移動される。これは、少なくとも以下の理由で、従前の関節屈曲エンドエフェクタ構成よりも別の明確な利点を提供する。

20

【0042】

典型的な外科処置の間、外科医は、手術部位及びエンドエフェクタを、いくらか視界が制限される可能性があるカメラを通して観察している。例えば、このようなカメラ構成により外科医は、一般に、外科用エンドエフェクタの一部の視界しか得られない。例えば、エンドカッタを使用する際、外科医は、カメラを通してエンドカッタのアンビル及び／又はチャンネルの一部の視界しか得られない。従前の関節屈曲エンドカッタ構成において、エンドカッタは、可撓性ジョイント又は他の構成により細長シャフトの端部に連結されており、それを中心としてエンドエフェクタが細長シャフトに対して枢動するであろう恒常的な基準軸線を必ずしも得ることはできなかった。そのため、エンドエフェクタの一部を見る際は、外科医にとっては、枢動軸線がどこにあるかを知るための、信頼できる基準系を持つことが困難であった。関節屈曲軸線を持つことは、それを中心としてアンビルが枢動する軸線でもあるため、外科医は、エンドカッタのアンビルをカメラを通して見る際に、枢動軸線の位置に関するより一層信頼できる基準系を有することとなる。換言すれば、外科用器具10のエンドエフェクタ構成を使用する際、外科医は、アンビルが細長チャンネルに枢動可能に固定された位置を確認することにより、細長シャフトに対して細長チャンネルが枢動する位置を決定することができる。

30

【0043】

外科用器具10はまた、ジョー13及びジョー15を互いに対して移動するための別々の制御システムを用いる。例えば、臨床医は、上部ジョー15（アンビルアセンブリ20）を作動させることなく、上部ジョー15（アンビルアセンブリ20）に向かって、又は上部ジョー15から離れる方向に、枢動軸線A-Aを中心として、下部ジョー13（細長チャンネル14）を移動又は関節屈曲させることを選択することができる。これは、第2のジョー閉鎖システム10を作動させることなく、関節屈曲制御システム（又は第1のジョー閉鎖システム）を作動させることにより達成することができる。したがって、細長チャンネル14は、アンビルアセンブリ20が変わらず開放位置又は閉鎖位置にありながらも、枢動軸線A-Aを中心にして選択的に枢動され得る。同様に、アンビルアセンブリ20は、関節屈曲制御システムを作動させることなく閉鎖システム110を作動させることにより、細長チャンネル14を移動させることなく作動又は移動され得る。このような独自かつ

40

50

新規の構成は、患者内にエンドエフェクタジョーを位置付ける際に、臨床医に一層の柔軟性を提供する。

【0044】

図15～図19は、本発明のいくつかの独自の利点を実践可能な、別の外科用器具1010を示す。外科用器具1010は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ1100に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ1012を操作し、かつ／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ1012は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー1013及び1015を有する外科用ステープル留め装置を備えている。より具体的には、エンドエフェクタ1012は、エンドエフェクタ1012の下部ジョー1013を形成するジョーチャンネル1014を備える。図16を参照されたい。図示した構成において、ジョーチャンネル1014は、ステープルカートリッジ30を動作可能に支持するように構成され、また、エンドエフェクタ1012の上部ジョー1015として機能するアンビルアセンブリ1020を移動可能に支持する。

10

【0045】

ここで、図15及び図17を参照すると、アンビルアセンブリ1020は、アンビル本体部分1021及びアンビルキャップ部材1023を含む2部構成を備えている。アンビル本体部分1021は、これから突出する据付旋回軸1024を有する取付け部分1022を備えてもよい。据付旋回軸1024は、ジョーチャンネル1014の近位取付け部分1016の直立側壁1017内にある、垂直の細長取付けスロット1018内で受容されるように構成されている。このような構成により、アンビルアセンブリは、細長チャンネルに対して、いくらか浮上かつ下降することが可能となる。換言すれば、アンビル本体部分1021は、アンビル本体部分1021のステープル成形下面がステープルカートリッジの頂部及び細長チャンネルに対して平行となるように、細長チャンネル、又は細長チャンネル内で支持されるステープルカートリッジの頂部に対して移動してもよい。以下で更に詳細に論じるように、アンビルアセンブリ1020は、組織切断用ヘッド1190の一部を操作することにより、開放位置と閉鎖位置との間で移動される。

20

【0046】

様々な構成において、エンドエフェクタ1012は、細長シャフトアセンブリ1100により画定されるツールの長手方向軸線LT-LTを中心に選択的に関節屈曲されるように構成されてもよい。図15～図18から分かるように、例えば、細長シャフトアセンブリ1100は、このような関節屈曲を容易にするための可撓性ネックアセンブリ1110を備えてもよい。様々な可撓性ネックアセンブリが既知であり、これらを使用してもよい。例えば、可撓性ネックアセンブリは、2010年9月24日出願の米国仮特許出願第61/386,117号に開示されており、この米国仮特許出願の開示全体が参照によって本明細書に組み込まれている。使用可能なその他の可撓性ネックアセンブリは、米国特許第5,704,534号(名称「ARTICULATION ASSEMBLY FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、1998年1月6日登録)、米国特許出願公開第2012/0074200 A1号(名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVELY ARTICULATABLE END EFFECTOR」、2011年9月23日出願)、及び米国特許出願公開第2009/0090764号(名称「SURGICAL STAPLER HAVING AN ARTICULATION MECHANISM」、2008年10月3日出願)に開示されており、それぞれの開示において、それらの開示全体が参照として本明細書に組み込まれている。しかしながら、以下で更に詳細に論じるように、可撓性ネックアセンブリ1110は、エンドエフェクタのジョーが開放位置と閉鎖位置との間で移動する方向と同じ方向への、エンドエフェクタ1012の作動を容易にするように構成される。

30

40

【0047】

少なくとも1つの実施において、可撓性ネックアセンブリ1110は、例えば、締結具(例えば、スナップ機構、ネジ、ボルト、接着剤など)により互いに連結されるように構

50

成されている、2つのピース1110R及び1110Lで作製されてもよい。可撓性ネックピース1110R及び1110Lは、Dow Chemical CompanyよりISOPLASTグレード2510として市販の硬質熱可塑性ポリウレタンから構成されてもよい。右側可撓性ネック部分1110Rは、細長い右側方スパイン（図示せず）により分離されている右上リブ区間1112R及び右下リブ区間1112Lを備える。同様に、左側可撓性ネック部分1110Lは、細長い左側方スパイン1116により分離されている左上リブ区間1112L及び左下リブ区間1114Lを備える。図17を参照されたい。共に組み立てた際、右上リブ区間1112R及び左上リブ区間1112Lは、上部リブ1112を形成し、右下リブ区間1114R及び左下リブ区間1114Lは、互いに離間しており、図15に示すように、合わせて円筒構成を形成する下部リブ1114を形成する。このような構成により、アンビルアセンブリ1020が閉鎖位置から開放位置に移動する（以下、アンビル開放方向「OD」と称する）際に、エンドエフェクタ1012は、アンビルアセンブリ1020が移動する方向と実質的に同一である第1の方向「FD」に関節屈曲することが可能となる。図18を参照されたい。可撓性ネックアセンブリ1110は、アンビルが開放位置から閉鎖位置に移動する方向（以下、アンビル閉鎖方向「CD」と称する）と実質的に同一である第2の関節屈曲方向「SD」へのエンドエフェクタ1012の関節屈曲を更に容易にすることとなる。様々な実施形態において、右側可撓性ネック部分1110Rは、右管状部分1113Rを更に有し、左側可撓性ネック部分1110Lは、左管状部分1113Lを有する。共に接合されると、右管状部分1113R及び左管状部分1113Lは、ジョーチャネル1014から近位方向に突出する2つの遠位突出アタッチメントアーム1019を内部に受容するように働く。図16及び図17を参照されたい。アタッチメントアーム1019は、上に管状部分1113R、1113Lに係合してジョーチャネル1014を細長シャフトアセンブリ1100に固定する、取付けタブを有する。ジョーチャネル1014を細長シャフトアセンブリ1100に取り付けるその他の方法もまた、使用してもよい。少なくとも1つの実施形態において、細長シャフトアセンブリ1100は、遠位端1302を有する実質的に硬質の近位外側シャフト区間1300を備える。遠位端1302は、内部に、横方向スパイン部分1116L（右スパイン部分は図示されない）の対応する近位突出端を受容するための、1対の対面する横方向スロット1303を有する。図15及び図17を参照されたい。外側シャフト区間1300は、可撓性ネックアセンブリ1110上にプレス成形されてもよく、ないしは別の方法で、締結具、ピン、ネジなどにより可撓性ネックアセンブリ1110に取り付けられてもよい。

【0048】

外側シャフト区間1300の近位端は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2012/0074200 A1号（名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVELY ARTICULATABLE END EFFECTOR」）に開示されている種類のハンドルアセンブリに取り付けられてもよい。ハンドルアセンブリに外側シャフト区間を取り付けるための少なくとも1つの方法、並びに外側シャフト区間及び関係する構成要素の操作に関する更なる詳細は、この公報を参照して収集してもよい。このような構成により、外科医は、上記明細書で詳細に論じられているハンドルアセンブリに対してノズル部材を回転させることにより、ツールの長手方向軸線LT-LTを中心にして、外側シャフト区間1300、及び外側シャフト区間1300に動作可能に連結されたエンドエフェクタ1012を回転することが可能となる。

【0049】

図16及び図18を参照すると、上部スロット1120は、上部リブ1112のそれぞれを通して延在し、第1の可撓性関節屈曲バンドアセンブリ1150を受容するための可撓性ネックアセンブリ1110を通る通路を形成する。同様に、下部スロット1121は、下部リブ1114のそれぞれを通して延在し、第2の可撓性関節屈曲バンドアセンブリ1170を受容するための可撓性ネックアセンブリ1110を通る通路を形成する。図1

7を参照すると、少なくとも1つの実施形態において、第1の可撓性関節屈曲バンドアセンブリ1150は、例えば、ばね鋼、420ステンレス鋼、チタン、400グレード又は300グレードのステンレス鋼から作製される可撓性のある第1の遠位区間1152を備え、その遠位端に形成される第1のフック1154を有する。第1のフック1154は、ジョーチャネル1014の近位端に形成される第1の又は上部フック受容機構1155Uをフック留め係合するように構成されている。第1の関節屈曲バンドアセンブリ1150は、第1の遠位区間1152に取り付けられた（例えば、ピン留めされた）第1の構造バンド部分1156を更に備える。第1の構造バンド部分1156は、例えば、ばね鋼、420ステンレス鋼、チタンから製作され得る。同様に、第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170は、可撓性のある第2の遠位区間1172を備え、この第2の遠位区間1172は、例えば、ばね鋼、420ステンレス鋼、及びチタンから製作され、第2の遠位区間1172の遠位端に形成された第2のフック又は下部フック1174を有する。図17を参照されたい。第2のフック1174は、ジョーチャネル1014に形成される第2の又は下部フック受容機構1155Lをフック留め係合するように構成されている。図18を参照されたい。第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170は、第2の遠位区間1172に取り付けられた（例えば、ピン留めされた）第2の構造バンド部分1176を更に備える。第2の構造バンド部分1176は、例えば、400グレード又は300グレードのステンレス鋼から製作され得る。上部関節屈曲バンドアセンブリ1150及び下部関節屈曲バンドアセンブリ1170は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許公開第2012/0074200 A1号に記載されている種類の関節屈曲伝達システム及び制御システム2000と連動し、これにより制御されてもよい。

【0050】

図19を参照すると、関節屈曲システム2000の様々な実施形態は、関節屈曲運動を第1の関節屈曲バンドアセンブリ1150及び第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170に付与するための、ハンドルアセンブリ1900内で支持されている新規の関節屈曲伝達部2030を備える。様々な形態において、関節屈曲伝達部2030は、アクチュエータホイール2040を備え、アクチュエータホイール2040は、作動軸線を中心として選択的に回転するように、ハンドルアセンブリ1900上で回転可能に支持されている。少なくとも1つの実施形態において、作動軸線は、ツールの長手方向軸線LT-LTと一致するか、あるいは実質的に同軸である。したがって、作動軸線は、長手方向軸線と横断方向には交差しない。他の実施形態において、作動軸線は、長手方向軸線と実質的に平行であってもよい。組立及び製造を簡単にするために、アクチュエータホイール2040は、2つのピース2040Aから製作されてもよく、ピース2040Aは、ネジ、スナップ機構、接着剤などで共に取り付けられ得る。組み立てた際、アクチュエータホイール2040は、第1の組のアクチュエータのネジ山2042を有し、アクチュエータのネジ山2042は、第1のネジ山ナットアセンブリ2060と螺合する第1の方向に構成される。加えて、アクチュエータホイール2040はまた、第2の組のアクチュエータのネジ山2044を有し、アクチュエータのネジ山2044は、第1の方向とは異なる第2の方向に構成される。例えば、第1のネジ山2042は、「右巻」ネジ山を備えてもよく、第2のネジ山2044は、「左巻」ネジ山を備えてもよい。又はその逆であってもよい。第2のネジ山2044は、第2のネジ付きナットアセンブリ2070とねじ込み可能に係合するように適合されている。

【0051】

様々な実施形態において、第1のネジ付きナットアセンブリ2060は、第1のディスク2062を備え、第1のディスク2062は、第1のディスク2062の上に形成された第1のネジ山2064を有する。第1のディスク2062は、第1の軸受けブッシング2066によりナイフチューブ1800上で支持される。第1の軸受けブッシング2066は、ナイフチューブ1800に対する第1のディスク2062の移動を容易にする。同様に、第2のネジ付きナットアセンブリ2070は、上部に形成された第2のネジ2074を有する第2のディスク2072を備える。第2のディスク2072は、第2の軸受け

ブッシング2076によってナイフチューブ1800上で支持され、第2の軸受けブッシング2076は、ナイフチューブ1800に対する第2のディスク2072の移動を容易にする。第1のディスク2062及び第2のディスク2072はまた、上部ナットレール2050及び下部ナットレール2052上で移動可能に支持され、上部ナットレール2050及び下部ナットレール2052は、ハンドルケース1904内に成形された孤立ポスト1905に取り付けられる。図19を参照されたい。上部ナットレール2050及び下部ナットレール2052は、第1のディスク2062及び第2のディスク2072がハンドルハウジングに対して回転するのを防止するように働き、これによって、アクチュエータホイール2040がハンドルハウジングに対して回転すると、第1の軸受けブッシング2066及び第2の軸受けブッシング2076は、ナイフチューブ1800上で異なる方向に軸方向に移動する。

10

【0052】

第1の関節屈曲バンドアセンブリ1150及び第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170は、ハンドルアセンブリ1900に対してアクチュエータホイール2040を回転させることによって制御される。そのような制御運動を付与することを容易にするために、第1の構造バンド部分1156は、第1の軸受けブッシング2066を保持しながら係合するように構成された第1のキャッチ部材を有し、第2の構造バンド部分1176は、第2の軸受けブッシング2076を保持しながら係合するように構成された第2のキャッチ部材を有する。加えて、関節屈曲システム2000は、少なくとも1つの形態において、細長い支持梁2080を備え、支持梁2080は、ナイフチューブ1800内で長手方向に延在して、ナイフチューブ1800内の第1の構造バンド部分1156及び第2の構造バンド部分1176を横方向に支持する。支持梁2080は、例えば、400グレード又は300グレードのステンレス鋼から製作されてもよく、第1の構造バンド部分1156及び第2の構造バンド部分1176の軸方向の移動を、これらに対して横方向に支持しながら容易にするように構成されている。

20

【0053】

図15及び図16は、非関節屈曲位置にある外科用器具1010を示す。つまり、非関節屈曲位置にあるとき、エンドエフェクタ1012は、ツールの長手方向軸線LT-LTと実質的に軸方向に整列する。この「ニュートラルの」位置にあるとき、第1のディスク2062及び第2のディスク2072は、互いから離間する。関節屈曲システム2000がニュートラルの位置に静止している際の指示を外科医に与えるために、もどり止めアセンブリ2090が、ハンドルハウジング内に装着されている。ハウジング内部にあるもどり止めアセンブリ2090は、アクチュエータホイール2040のハブ部分2041の凹部（図示せず）と係合するように適合されている。図19を参照されたい。もどり止めアセンブリ2090は、アクチュエータホイール2040がニュートラルの位置にあるときに凹部と係合するように構成されている。もどり止め2090が凹部と係合すると、外科医は、触覚的指示及び／又は聴覚的指示を受け取ることができる。

30

【0054】

関節屈曲システム2000は、以下の方式で可撓性ネックアセンブリ1110を中心にエンドエフェクタ1012を関節屈曲させることができる。まず、外科医は、第1の回転方向に関節屈曲アクチュエータホイール2040を回転させ、それにより、第1のディスク2062及び第2のディスク2072は、互いに向かって移動する。第1のディスク2062が近位方向「PD」に移動するとき、第1の関節屈曲バンドアセンブリ1150は、第1の軸受けブッシング2066に連結された第1のキャッチ機構2017によって、近位方向「PD」に引っ張られる。同様に、第2のディスク2072が遠位方向「DD」に移動するとき、第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170は、第2の軸受けブッシング2076に連結された第2のキャッチ機構2027によって、遠位方向「DD」に押される。第1の関節屈曲バンドアセンブリ1150及び第2の関節屈曲バンドアセンブリ1170のそのような動作は、第1の関節屈曲バンド1150及び第2の関節屈曲バンド1170が、エンドエフェクタ1012と相互連結することによって、第1の関節屈曲方向「

40

50

FD」にエンドエフェクタ612を関節屈曲させる。エンドエフェクタを第2の関節屈曲方向「SD」に関節屈曲させるために、ユーザは、関節屈曲アクチュエータホイール2040を、第1の回転方向とは反対の第2の回転方向に、単に回転させる。

【0055】

上で示した通り、関節屈曲システム2000は、少なくとも1つの形態において、細長い支持梁部2080もまた備え、支持梁部2080は、ナイフチューブ1800内で長手方向に延在して、ナイフチューブ1800内の第1の構造バンド部分1150及び第2の構造バンド部分1170を横方向に支持する。支持梁部2080は、例えば、400グレード又は300グレードのステンレス鋼から製作されてもよく、第1の構造バンド部分1156及び第2の構造バンド部分1176の軸方向の移動を、これらに対して横方向に支持しながら容易にするように構成されている。加えて、可撓性ネックアセンブリ1110の右及び左区間1110R、1110Lは、共に接合されると、ナイフバーアセンブリ1180を受容するための通路1118を形成する。様々な形態において、ナイフバーアセンブリ1180は、組織切断用ヘッド1190に取り付けられた、上部ナイフバー1184及び下部ナイフバー1186を備えた遠位ナイフバー部分1182を備える。上部ナイフバー1184は、組織切断用ヘッド1190の頂部1192に取り付けられ、下部ナイフバー1186は、組織切断用ヘッド1190の下部1194に取り付けられている。上部ナイフバー1184及び下部ナイフバー1186は、可撓性ネックアセンブリ1110が屈曲すると屈曲するように構成されている。

【0056】

以下で更に詳細に論じるように、少なくとも1つの実施形態において、ナイフバーアセンブリ1180の軸方向の前進及び後退は、例えば、ハンドルアセンブリ1900上に動作可能に支持された発射トリガの手動の始動によって制御されてもよい。図19から分かるように、コネクタ部材1790が遠位ナイフバー部分1182の近位端1183に連結されている。少なくとも1つの実施形態において、例えば、コネクタ部材1790は、遠位ナイフバー部分1182の近位端1787にピン留めされており、また近位突出アタッチメント機構1792を有し、その近位突出アタッチメント機構1792は、中空ナイフチューブ1800の遠位端1802に連結されるように構成されている。中空ナイフチューブ1800は、外側シャフト区間1360を通してハンドルアセンブリ1900内へと延在し、キャリッジアセンブリ1810に取り付けられる。様々な実施形態において、例えば、キャリッジアセンブリ1810は、ナイフチューブ1800の一部分に圧入されるフランジ付きキャリッジブッシング1812を備える。キャリッジアセンブリ1810は、内部に形成されたサドルを有する発射キャリッジ1814を更に備え、発射キャリッジ1814は、ブッシングフランジ1813間でキャリッジブッシング1812の全体にわたって延在するように構成されている。少なくとも1つの形態において、発射キャリッジ1814はまた、1対の側方延在部分1816を有し、側方延在部分1816はそれぞれ、側方延在部分1816上に形成された支持タブ1818を有する。支持タブ1818は、ハンドルハウジング1904内に形成された対応するスライド通路（図示せず）内に摺動可能に受容されるように構成されている。そのような構成により、発射キャリッジ1814は、ハンドルアセンブリ1900内で軸方向に移動し、それによって、ナイフチューブ1800に軸方向の作動運動を付与することができ、他方で、ノズルアセンブリ1770が回転すると、ナイフチューブ1800は、発射キャリッジ1814に対してツールの長手方向軸線L-T-LTを中心として回転することができる。

【0057】

少なくとも1つの実施形態において、作動運動は、ハンドルアセンブリ1900上に枢動可能に支持される発射トリガアセンブリ1820によって、発射キャリッジ1814に手動で付与され得る。発射トリガアセンブリ1820は、アタッチメントプレート1824を有する発射トリガ1822を備え、アタッチメントプレート1824は、1対の作動プレート1826と動作可能に連動するように構成されている。図19から分かるように、アタッチメントプレート1824は、作動プレート1826間に位置し、第1の枢動ピ

ン１８２８によって作動プレート１８２６に枢動可能にピン留めされており、第１の枢動ピン１８２８は、作動プレート１８２６のスロット１８３０と、アタッチメントプレート１８２４のホール１８２５と、を通過して延在している。第２の枢動ピン１８３２は、ハンドルケース１９０４の装着ラグ内に受容されるか、又はそれらの装着ラグによって支持され、作動プレート１８２６のホール１８３４間に延在する。作動プレート１８２６のそれぞれは、ラグ１８３６を有し、ラグ１８３６は、発射キャリッジ１８１４内の対応するポケット又は開口部１８１５の中へと延在する。そのような構成により、ハンドルハウジング１９００に対して発射トリガ１８２２を枢動させることによって、軸方向の作動運動をナイフチューブ１８００に付与することが容易となる。発射トリガ１８２２がハンドルハウジング１９００のピストルグリップ部分１９０８に向かって枢動されるとき、発射キャリッジ１８１４は、遠位方向「ＤＤ」に駆動される。発射トリガ１８２２がハンドルハウジング１９００のピストルグリップ部分１９０８から離れる方向に枢動されるとき、発射キャリッジ１８１４は、ナイフチューブ１８００を近位方向「ＰＤ」に引き戻す。

10

【００５８】

外科用器具１０１０の様々な実施形態は、ロックトリガ１８４２を備えるロックシステム１８４０を更に備えてもよく、ロックトリガ１８４２は、ハンドルハウジング１９００に枢動可能に連結される。ロックトリガ１８４２は、ロックバー部分を備え、ロックバー部分は、発射トリガ１８２２のアタッチメントプレート１８２４にピン１８４９で枢動可能に取り付けられたロック部材１８４６と動作可能に係合するように構成されている。ロックシステム１８４０の操作に関する更なる議論は、米国特許出願公開第２０１２／００

20

７４２００ Ａ１号に見出すことができる。

【００５９】

エンドエフェクタ１０１２の作動について、ここで説明する。ハンドルアセンブリ１９００のピストルグリップ部分１９０８を把持しながら、外科医は、作動力を発射トリガ１８２２に付与することにより、エンドエフェクタ１０１２のアンビルアセンブリ１０２０に閉鎖運動を付与することができる。そのような動作の結果、作動プレート１８２６によって作動運動が発射キャリッジ１８１４に付与されることとなり、その最終的な結果として、ナイフチューブ１８００が遠位方向「ＤＤ」へ軸方向に変位することとなる。ナイフチューブ１８００が遠位方向「ＤＤ」へ前進すると、ナイフバーアセンブリ１１８０も同様に遠位方向「ＤＤ」へ駆動される。ナイフバーアセンブリ１１８０、より詳細には組織切断用ヘッド１１９０が遠位方向「ＤＤ」に駆動されると、組織切断用ヘッド１１９０上の上部タブ部分１１９６は、アンビル本体１０２１上の傾斜表面１０２５と接触し、閉鎖運動をアンビルアセンブリ１０２０に付与し始める。発射トリガ１８２２に作動力を更に付与する結果として、ナイフチューブ１８００及び組織切断用ヘッド１０９０は、更に軸方向に変位することとなる。そのような動作により、アンビルアセンブリ１０２０は、細長ジョーチャネル１０１４に向かって更に移動する。発射トリガ１８２２がハンドルアセンブリ１９００のピストルグリップ部分１９０８に向かって枢動されるとき、ロック部材１８４８もまた、ピン１８４９を中心として反時計回り「ＣＣＷ」の方向に枢動する。この時点で、組織切断用ヘッド１１９０は、ロックシステム１８４０によって、遠位方向「ＤＤ」へこれ以上移動しないように防止される。こうして、外科医は、実際にエンドエフェクタ１０１２を「発射」する（すなわち、組織を切断しステープルを成形する）危険性を伴わずに、エンドエフェクタ１０１２内に組織を捕捉し操作するようにアンビルアセンブリ１０２０を移動させることができる。

30

40

【００６０】

外科医が組織の切断とステープルの成形を望むと、第２の作動力がロックトリガ１８４２に付与される。ロックトリガ１８４２が押下されると、ロックバー部分１８４４は、前方位置に枢動し、それにより、外科医が作動力をトリガ１８２２に付与し続けると、ロック部材１８４８は反時計回りの方向へ枢動し続けることができる。そのような発射トリガ１８２２の作動の結果として、組織切断用ヘッド１１９０がアンビルアセンブリ１０２０及び細長ジョーチャネル１０１４を通過して軸方向に変位することとなる。この時点で、組織

50

切断用ヘッド 1190 の上部タブ部分 1196 及び下部足部 1198 は、ステーブルカートリッジ 30 内のステーブル 32 が、組織切断線の両側において組織内に形成されるように、細長ジョーチャンネル 1014 に対してアンビルアセンブリ 1020 を離間させるように働く。

【0061】

切断及びステーブル留めプロセスの完了後、発射トリガ 1822 が解放され得る。発射トリガ 1822 に取り付けられた戻しばね（図示せず）は、発射トリガ 1822 を非作動位置へと戻す。それに代わって、ばねが使用されていない場合、ユーザは、トリガのフック機構を使用して、トリガを「引き」開けてもよい。発射トリガ 1822 が時計回り「CW」方向に移動すると、発射キャリッジ 1814 は、近位方向「PD」に移動して、これによりナイフバーアセンブリ 1180 もまた近位方向「PD」に移動する。組織切断用ヘッド 1190 がその開始位置に戻ると、図 18 に示すように、組織切断用ヘッド 1190 上の上部タブ 1196 は、アンビルキャップ 1023 の下面にある弓状開口部表面 1027 と接触する。組織切断用ヘッド 1190 が近位方向「PD」に継続して移動することにより、アンビルアセンブリ 1020 は、弓状表面 1027 と接触するために枢動開口する。

10

【0062】

外科用器具 1010 もまた、従前の外科用器具に優る利点を提供する。例えば、独自かつ新規の浮動アンビル構成は、アンビルの下面と、ステーブルカートリッジ又は細長チャンネルとの間のアンビルの間隙を自動的に調節できる。したがって、浮動アンビル構成は、アンビルの（複数の）ステーブル成形下面を、ステーブルカートリッジ及び細長チャンネルに対して変わらず平行としたままで、異なる厚さの組織に対して自動的に補正できる。これは全て、アンビルの安定性を犠牲にすることなく達成される。

20

【0063】

図 20～図 26 は、本発明のいくつかの独自の利点を実践可能な、別の外科用器具 3010 を示す。外科用器具 3010 は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ 3100 に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ 3012 を操作し、かつ／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ 3012 は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー 3013 及び 3015 を有する外科用ステーブル留め装置を備えている。より具体的に言えば、エンドエフェクタ 3012 は、エンドエフェクタ 3012 の下部ジョー 3013 を形成する細長チャンネル 3014 を備えている。図 21 及び図 22 を参照されたい。図示した構成において、細長チャンネル 3014 は、本明細書で記載される種類及び構造のステーブルカートリッジ 30 を動作可能に支持するように構成されている。例えば、外科用ステーブルカートリッジは、複数の非成形ステーブル 32 を内部に動作可能に支持するカートリッジ本体 31 を備える。細長チャンネル 3014 はまた、エンドエフェクタ 3012 の上部ジョー 3015 として機能するアンビルアセンブリ 3020 を動作可能に支持する。

30

【0064】

様々な実施において、エンドエフェクタ 3012 は、ハンドルアセンブリ又はハウジング 3400 から突出する細長シャフトアセンブリ 3100 と連結されるように構成されている。図 20 を参照されたい。ハンドルアセンブリ 3400 は、本明細書及び／又は米国特許出願公開第 2012/0074200 A1 号に開示したハンドルアセンブリの 1 つに、本明細書で論じる違いを除いて類似であってもよい。

40

【0065】

図 23 を参照すると、細長チャンネル 3014 は、細長チャンネル 3014 上で外科用ステーブルカートリッジ 30 を取り外し可能に支持するように構成された細長凹部 3016 を備えてもよい。様々な実施において、例えば、細長チャンネル 3014 は、例えば、300 & 400 シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7 ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよく、また、離間した側壁 3018 と共に形成されてもよい。ステーブルカートリッジ 30 の本体 31 は、図示したように、細長チャンネル 3014 内に取り外し

50

可能に支持されるような大きさであり、それによって、アンビルアセンブリ 3020 が駆動されてステープルカートリッジ 30 と接触形成する際に、内部の各ステープル 32 が、アンビルアセンブリ 3020 内の対応するステープル成形ポケットと位置合わせされる。細長チャンネル 3014 は、離間した 1 対の側壁 3202 を備える近位端 3200 を更に備えてもよい。少なくとも 1 つの実施において、エンドエフェクタ 3012 は、アンビルアセンブリ 3020 が細長チャンネル 3014 に対して駆動される関節屈曲及び駆動軸線 A-A を中心として、細長シャフトアセンブリ 3100 に対して関節屈曲されるように構成される。細長シャフトアセンブリ 3100 は、ツールの長手方向軸線 L T-L T を画定する。関節屈曲及び駆動軸線 A-A は、ツールの長手方向軸線 L T-L T を横断している。細長シャフトアセンブリ 3100 は、中空外側シャフト 3300 を備え、細長シャフトアセンブリ 3100 のシャフトスパインとして機能する役割を果たす。外側シャフト 3300 の近位端は、ハンドルアセンブリ 3400 により回転可能に支持されてもよく、これにより、臨床医は、細長シャフトアセンブリ 3100、及び細長シャフトアセンブリ 3100 に取り付けられたエンドエフェクタ 3012 を、ツールの長手方向軸線 L T-L T を中心にして選択的に回転することができる。例えば、細長シャフトアセンブリの近位端は、ハンドルアセンブリ 3400 上で回転可能に支持されるノズルアセンブリ 3250 に動作可能に連結されてもよい。ハンドルアセンブリ 3400 に対するノズルアセンブリ 3250 の回転（矢印「R」で示す）により、細長シャフトアセンブリ 3100 に加えて、細長シャフトアセンブリ 3100 に連結したエンドエフェクタ 3012 も回転することとなる。図 20 を参照されたい。

10

20

【0066】

図 23 を再び参照すると、外側シャフト 3300 の遠位端 3302 は、離間した 1 対の取付けタブ 3306 を備えるクレビス構成 3304 が形成されている。各取付けタブ 3306 は、各直立側壁 3202 上に形成される対応する駆動ピン 3204 を受容するように適合された取付け穴 3308 を内部に有する。したがって、細長チャンネル 3014 は、細長シャフトアセンブリ 3100 に対する駆動軸線 A-A を中心として、選択的に駆動可能又は関節屈曲可能である。アンビルアセンブリ 3020 は、遠位アンビル部分 3022 及び近位アンビル取付け部分 3030 を備える。遠位アンビル部分 3022 は、大部分において、ステープルカートリッジ 30 を支持する細長チャンネル 3014 の部分と略同一の広がりを持ってよく、例えば、300 & 400 シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7 ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよい。遠位アンビル部分 3022 は、アンビル取付け部分 3030 から遠位に突出して、その間に細長スロット 3026 を画定する 2 つの離間したアンビルアーム 3024 を備える。離間したアンビルアーム 3024 のそれぞれは、内部に形成される複数のステープル成形ポケット（図示せず）を有する、概ね 3028 として標識される、ステープル成形下面を有する。

30

【0067】

アンビル取付け部分 3030 は、1 対の取付け穴 3032（1 つのみを図 23 で示す）を有し、この取付け穴 3032 は、細長チャンネル 3014 の近位端 3200 の側壁 3202 から突出する、対応する駆動ピン 3204 を内部に駆動可能に受容するように適合される。このような構成は、開放位置（図 24 及び図 25）と、閉鎖位置（図 21、図 22、及び図 26）との間の駆動軸線 A-A を中心にした選択的駆動移動のために、アンビルアセンブリ 3020 を細長チャンネル 3014 に駆動可能に取り付ける機能を果たす。

40

【0068】

駆動軸線 A-A を中心としたエンドエフェクタ 3012 の関節屈曲、並びに開放位置と閉鎖位置との間でのアンビルアセンブリ 3020 の作動は、概ね 3500 として示される単一の発射システムにより制御され得る。少なくとも 1 つの実施において、例えば、発射システム 3500 は、作動ピボット 3510 を備え、この作動ピボット 3510 は、細長チャンネル 3014 の直立側壁 3202 間で移動可能に支持されている。作動ピボット 3510 は、遠位のカム表面 3512 及び近位のカム表面 3514 を備える。遠位のカム表面 3512 は、アンビル取付け部分 3030 から突出する、内部に向かって突出する遠位ア

50

ンビルピン 3034 と動作可能に連動するように構成されている。近位のカム表面 3514 は、アンビル取付け部分 3030 からまた内部に向かって突出する、内部に向かって突出する近位アンビルピン 3036 と動作可能に連動するように構成されている。図 23 から分かるように、遠位アンビルピン 3034 は、細長チャンネル 3014 の近位端 3200 の直立側壁 3202 内にある、対応する細長遠位スロット 3206 を通って内部に向かって延在する。同様に、近位アンビルピン 3036 は、細長チャンネル 3014 の近位端 3200 の直立側壁 3202 内にある、対応する細長スロット 3208 を通って内部に向かって延在する。

【0069】

発射システム 3500 は、例えば、米国特許出願公開第 2012/0074200 A 1 号に開示されている種類の、ハンドルアセンブリ 3400 上の閉鎖トリガ構成により制御されてもよい。例えば、発射システム 3500 は、作動ピボット 3510 に移動可能に連結された作動バー 3520 を備えてもよい。作動バー 3520 は、例えば、その遠位端上に形成された取付けボール部材 3522 を有してもよく、取付けボール部材 3522 は、作動ピボット 3510 内の半円溝 3516 の内部で回転可能に受容される。このような構成により、作動ピボット 3510 が、作動バー 3520 に対して枢動、ないしは別の方法で移動することが可能となる。作動バー 3520 を作動ピボット 3510 に移動可能に連結する他の方法もまた、使用してもよい。作動バー 3520 は、中空外側シャフト 3300 を通って延在してもよく、かつ、例えば、前述の特許出願に開示されている閉鎖キャリッジ構成に、トリガ 440 の作動により、作動バー 3520 が外側シャフト 3300 内で軸方向に移動することとなるように動作可能に連結されてもよい。様々な実施において、一連の支持カラー 3530、3532、3534 が外側シャフト 3300 内に提供されて、外側シャフト 3300 内で作動バー 3520 を支持してもよい。

【0070】

使用する場合、エンドエフェクタ 3012 は、アンビルアセンブリ 3020 を閉じる前に所望の位置に関節屈曲される。もちろん、エンドエフェクタ 3012 が患者内にトロカール又は他の開口部を通して挿入されなければならない場合、臨床医は、エンドエフェクタ 3012 を関節屈曲することなくアンビルアセンブリ 3020 を閉鎖位置（図 21）に移動させ、エンドエフェクタ 3012 が細長シャフトアセンブリ 3100 と同軸上に位置合わせすることができる。臨床医は、トリガ 440 を操作して、作動ピボット 3510 を位置付け、カム表面 3512 及び 3514 は、ピン 3034、3036 と連動して、エンドエフェクタ 3012 を関節屈曲することなくアンビルアセンブリ 3020 を閉鎖する。エンドエフェクタ 3012 がトロカール又は他の開口部を通して挿入されると、臨床医は、トリガ 440 を作動させて、作動ピボット 3510 を図 24 に示す位置に移動させることができる。この位置にある場合、作動ピボット 3510 は、アンビルアセンブリ 3520 を、関節屈曲させることなく開放位置に移動させる。次に、臨床医は、トリガ 440 を更に作動させて、細長シャフトアセンブリ 3100 に対する枢動軸線 A-A を中心にエンドエフェクタ 3012 を関節屈曲させて、作動ピボット 3510 を、例えば、図 25 に示す位置に移動させることができる。この図から分かるように、エンドエフェクタ 3012 は、第 1 の方向「FD」に枢動され、この第 1 の方向は、アンビルアセンブリ 3020 が閉鎖位置から開放位置に移動する際に移動する同一の概略的な方向（本明細書においては、「開放方向「OD」」と称する）である。所望に応じて、ユーザは、トリガ 440 を作動させることができ、これによりエンドエフェクタ 3012 が第 2 の方向「SD」に移動し、この第 2 の方向は、アンビルアセンブリ 3020 が開放位置から閉鎖位置に移動する際に移動する同一の概略的な方向（本明細書においては、「閉鎖方向「CD」」と称する）である。ユーザが所望の位置にエンドエフェクタ 3012 を位置付けると、ユーザは、トリガ 440 を更に作動して、作動ピボットを図 26 に示す位置まで操作し、これによって、標的組織をアンビルアセンブリ 3020 とステーブルカートリッジ 30 との間で「T」字型にクランプ締めする。

【0071】

外科用器具 3010 は、ナイフバーアセンブリ 3600 を更に備え、ナイフバーアセンブリ 3600 は、本明細書及び／又は米国特許出願公開第 2012/0074200 A 1 号に開示されている発射バーと発射ラックの構成に、副トリガ 460 を作動させることにより制御可能となるように取り付けることができる。様々な実施形態において、ナイフバーアセンブリ 3600 は、上部バー区間 3602 及び下部バー区間 3604 を備えてもよい。このような構成により、エンドエフェクタ 3012 が関節屈曲すると、シャフトアセンブリ 3100 を通って遠位方向に駆動されるように十分に剛性である一方で、ナイフバーアセンブリ 3600 の屈曲が可能となる。図示した実施形態において、上部ナイフバー区間 3602 及び下部ナイフバー区間 3604 はそれぞれ、切断用ヘッド 3610 に取り付けられている。図示した構成において、切断用ヘッド 3610 は、上部 3615 及び下部 3617 を有する垂直指向本体部分 3612 を備えている。底足部 3614 は、下部 3617 上に形成されるか又は取り付けられる。同様に、上部タブ 3616 は、垂直指向本体部分 3612 の上部 3615 上に形成されるか、ないしは別の方法で、これに取り付けられる。加えて、図 23 から分かるように、垂直指向本体部分 612 は、組織切断縁部 3620 を更に備えている。

10

【0072】

図 23 を参照すると、垂直指向本体部分 3612 は、細長チャンネル 3014 内の長手方向延在スロット 3210、及びアンビルアセンブリ 3020 内の長手方向延在スロット 3026 を通って延在する。組み立てた際、切断用ヘッド 3610 の上部 3615 は、アンビルアセンブリ 3020 のアンビル取付け部分 3030 内にある近位上部開口部 3031 を通って延在する。したがって、切断用ヘッド 3610 が遠位方向に前進すると、上部タブ部分 3616 は、アンビルアーム 3024 上に乗る。同様に、底足部 3614 は、切断用ヘッド 3610 が遠位方向に前進すると、底足部 3614 が細長チャンネルの下に乗るように、細長チャンネル 3014 内の下部開口部 3212 を通って突出する。切断用ヘッド 3610 が遠位方向に前進すると、上にある切断縁部 3620 は、組織がエンドエフェクタ 3012 内でクランプ締めされるように機能する。外科用ステープルカートリッジ 30 は、アンビルアセンブリ 3020 と細長チャンネル 3014 との間で破壊されることにより、アンビルアセンブリ 3020 の下面を形成するステープルと接触すると、内部で支持されるステープル 32 が、組織切断線の両側に形成されるようになる。切断用ヘッド 3610 がエンドエフェクタ 3012 の遠位端へ前進した後、ユーザは、本明細書で検討した様式で切断用ヘッド 3610 を開始位置に後退させ、トリガ 440 が作動されて、アンビルアセンブリ 3020 を開き、ステープルカートリッジ及びステープル留めした組織を解放する。

20

30

【0073】

上で詳細に論じたように、それを中心としてアンビルが駆動する軸線でもある関節屈曲軸線を有することにより、外科医は、エンドカッターのアンビルをカメラを通して見る際に、駆動軸線の場所に関して一層信頼できる基準系を有することができる。換言すれば、外科用器具 10 のエンドエフェクタ構成を使用する際、外科医は、アンビルが細長チャンネルに駆動可能に固定された位置を確認することにより、細長シャフトに対して細長チャンネルが駆動することとなる位置を決定することができる。

40

【0074】

図 27～図 35 は、以下で論じる違いを除いて、本明細書で開示した他の外科用器具の様々な構成要素を用い得る別の外科用器具の構成 4010 を示す。外科用器具 4010 は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ 4100 に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ 4012 を操作し、かつ／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ 4012 は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー 4013 及び 4015 を有する外科用ステープル留め装置を備えている。より具体的に言えば、エンドエフェクタ 4012 は、エンドエフェクタ 4012 の下部ジョー 4013 を形成する細長チャンネル 4014 を備えている。図 28 を参照されたい。図示した構成において、細長チャンネル 4014 は、ステープルカートリッジ 30 を動作

50

可能に支持するように構成され、また、エンドエフェクタ4012の上部ジョー4015として機能するアンビルアセンブリ4020を移動可能に支持する。

【0075】

様々な実施において、エンドエフェクタ4012は、ハンドルアセンブリ又はハウジング4400から突出する細長シャフトアセンブリ4100と連結されるように構成されている。図27を参照されたい。ハンドルアセンブリ4400は、本明細書及び／又は米国特許出願公開第2012/0074200 A1号に開示されるハンドルアセンブリのうち1つに、以下で論じる任意の違いを除いて類似であってもよい。しかしながら、代替の実施形態は、本明細書で上述されたように、ロボットシステムで用いられてもよく、ロボットシステムにより作動されてもよい。

10

【0076】

図28及び図29を参照すると、細長チャンネル4014は、細長チャンネル4014上で外科用ステープルカートリッジ30を取り外し可能に支持するように構成された細長凹部4016を備えてもよい。様々な実施において、例えば、細長チャンネル3014は、例えば、300 & 400シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよく、また、離間した側壁4018で形成されてもよい。ステープルカートリッジ30の本体31は、図示したように、細長チャンネル3014内に取り外し可能に支持されるような大きさであり、アンビルアセンブリ4020が駆動されてステープルカートリッジ30と接触形成すると、内部の各ステープル32は、アンビルアセンブリ4020内の対応するステープル成形ポケットと位置合わせされる。細長チャンネル4014は、ある程度箱状の近位端4200を更に備えてもよく、この近位端4200は、1対の離間した側壁4202を備え、この側壁4202は、間にスロット4205を画定する、側壁4202から内側に突出する頂部フラップ4203を有する。側壁4202は、側壁間に延在する支持バー4207により連結されている。図29、図31、及び図32を参照されたい。

20

【0077】

少なくとも1つの実施において、細長チャンネル4014は、枢動軸線A-Aを中心にして、細長シャフトアセンブリ4100及びアンビルアセンブリ4020に対して移動又は関節屈曲するように構成され、アンビルアセンブリ4020もまた枢動軸線A-Aを中心に枢動可能に取り付けられている。細長シャフトアセンブリ4100は、ツールの長手方向軸線L-Tを画定する。枢動軸線A-Aは、ツールの長手方向軸線L-Tを横断している。細長シャフトアセンブリ4100は、中空外側シャフト4300を備え、細長シャフトアセンブリ4100のシャフトスパインとして機能する役割を果たす。外側シャフト4300の近位端は、ハンドルアセンブリ4400により回転可能に支持されてもよく、これにより、臨床医は、細長シャフトアセンブリ4100、及び細長シャフトアセンブリ4100に取り付けられたエンドエフェクタ4012を、ツールの長手方向軸線L-Tを中心にして選択的に回転させることができる。

30

【0078】

図29を再び参照すると、外側シャフト4300の遠位端4302は、1対の離間した取付けタブ4306を備えるクレビス構成4304が形成されている。各取付けタブ4306は、内部に枢動軸線A-Aを画定する対応する枢動ピン4310を受容するように適合された取付け穴4308を有する。枢動ピン4310はまた、細長チャンネル4014の近位取付け端部4200の直立側壁4202内にある、対応する開口部4210を通して延在する。したがって、細長チャンネル4014は、細長シャフトアセンブリ4100及びアンビルアセンブリ4020に対して枢動軸線A-Aを中心に選択的に枢動可能又は関節屈曲可能である。アンビルアセンブリ4020は、遠位アンビル部分4022及び近位アンビル取付け部分4030を備える。遠位アンビル部分4022は、大部分において、ステープルカートリッジ30を支持する細長チャンネル3014の部分と略同一の広がりを持ってよく、例えば、300 & 400シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよい。遠位アンビル部分4022は、アン

40

50

ビル取付け部分4030から遠位に突出して、間に細長スロット4026を画定する2つの離間したアンビルアーム4024を備える。離間したアンビルアーム4024のそれぞれは、内部に形成される複数のステープル成形ポケット（図示せず）を有する、概ね4028として標識される、ステープル成形下面を有する。アンビル取付け部分4030は、1対の取付け穴4032を有し、取付け穴4032は、内部に対応する枢動ピン4310を枢動可能に受容するように適合される。このような構成は、細長チャンネルアセンブリ4014に対して、開放位置（図32及び図33）と、閉鎖位置（図28、図30、及び図31）との間の枢動軸線A-Aを中心にした選択的枢動移動のために、アンビルアセンブリ4020を外側シャフト4300に枢動可能に取り付ける機能を果たす。

【0079】

細長チャンネルアセンブリ4014に対するアンビルアセンブリ4020の初期の閉鎖、及び内部に動作可能に支持される外科用ステープルカートリッジ30は、概ね4110として示される、独自かつ新規の閉鎖システムにより完成され得る。閉鎖システム4110はまた、本明細書において「第2のジョー閉鎖システム」と称されてもよい。1つの実施において、閉鎖システム4110は、アンビル閉鎖ロッド4112を備え、アンビル閉鎖ロッド4112は、本明細書で論じられ、かつ、米国特許出願公開第2012/0074200 A1号にも更に詳細が開示されている様々な様式で、ハンドルアセンブリ4400内の閉鎖キャリッジに動作可能に連結され得る近位端を有する。例えば、閉鎖ロッド4112の近位端は、フランジ（図示せず）を有してもよく、このフランジは、ハウジングアセンブリ4400内に動作可能に支持されている閉鎖キャリッジに回転可能に取り付けられるように構成されている。したがって、トリガ440の作動により、外側シャフト4300内でアンビル閉鎖ロッド4112が軸方向に進捗することとなる。このような構成はまた、細長シャフトアセンブリ4100及び細長シャフトアセンブリ4100に動作可能に連結されたエンドエフェクタ4012が、ハウジングアセンブリ4400に対するツールの長手方向軸線L-T-LTを中心にして選択的に回転され得ることを可能にする。アンビル閉鎖ロッド4112はまた、本明細書においては、「第2のジョーアクチュエータバー」と称されてもよい。

【0080】

図29を再び参照すると、アンビル閉鎖ロッド4112の遠位端4118は、アンビル閉鎖リンク4120にピン留めされるように構成される。アンビル閉鎖リンク4120は、ピン4123によりアンビルピンスライド4122に枢動可能にピン留めされている。アンビルピンスライド4122は、間に空間4125を画定する2つの離間した側壁4124を備え、この空間4125は、以下で更に詳細を論じるように、組織切断用ヘッド4610の一部を受容するように構成されている。アンビルカムピン4034は、アンビル取付け部分4030に固定され、かつ細長チャンネル4014の近位端4200の直立側壁4202内の細長スロット4208、及びアンビルピンスライド4122の側壁4124を通して提供されるカムスロット4126を通して延在する。図32は、アンビルアセンブリ4020が開放位置にあるときのアンビルスライド4122及びアンビルカムピン4034の位置を示す。アンビルアセンブリ4020を、細長チャンネルアセンブリ4014に対して閉鎖位置（図31）に移動するために、臨床医は、トリガ440を作動して、アンビル閉鎖ロッド4112を遠位方向「DD」に駆動することができる。アンビル閉鎖ロッド4112を遠位方向にこのように移動させることで、アンビルピンスライド4122もまた遠位方向「DD」に移動する。アンビルピンスライド4122が遠位方向に移動すると、スロット4126及び4208内のアンビルピン4034のカム運動により、アンビルアセンブリ4020を図31に示すように閉鎖位置に対して閉鎖方向「CD」にカム運動させる。アンビル閉鎖ロッド4112の近位方向「PD」への移動により、アンビルアセンブリ4020は、開放方向「OD」に移動することとなる。

【0081】

様々な構成において、エンドエフェクタ4012は、ツールの長手方向軸線L-T-LTに対して選択的に関節屈曲されるように構成されてもよい。換言すれば、細長チャンネルア

10

20

30

40

50

センブリ 4014 は、アンビルアセンブリ 4020 に対して選択的に関節屈曲可能であるか、又は移動可能である。上述の通り、細長チャンネル 4014 は、枢動ピン 4310 によって外側チューブ 4300 の遠位端 4302 に枢動可能に連結されている。このような取付け構成により、細長チャンネルアセンブリ 4014 は、アンビルアセンブリ 4020 が閉鎖位置から開放位置に移動する（アンビル開放方向「OD」）際に移動するのと実質的に同一方向である、関節屈曲及び枢動軸線 A-A を中心にして第 1 の方向「FD」に関節屈曲することができる。このような構成により、アンビルアセンブリ 4020 が開放位置から閉鎖位置に移動する方向（アンビル閉鎖方向「CD」）と実質的に同一である、第 2 の関節屈曲方向への関節屈曲又は移動が更に容易にする。アンビルアセンブリ 4020 に対する細長チャンネルアセンブリ 4014 のこのような移動を容易にするために、往復可能関節屈曲ロッド 4150 を用いる。関節屈曲ロッド 4150 はまた、本明細書においては、
「第 1 のジョーアクチュエータバー」と称してもよい。より具体的には、図 29 を参照すると、関節屈曲ロッド 4150 は、外側チューブ 4300 により移動可能に受容される大きさであり、1 対の関節屈曲リンク 4160 に枢動可能にピン留めされた遠位端 4152 を有する。関節屈曲リンク 4160 は、関節屈曲ピン 4161 により細長チャンネル 4014 の近位部分に枢動可能にピン留めされている。図 34 から分かるように、関節屈曲ロッド 4150 の近位端 4154 は、上に形成された、本明細書において上述された種類の関節屈曲制御システム 200 と駆動可能に連動する関節屈曲ラック 4156 を有する。上で示した通り、関節屈曲制御システム 200 はまた、本明細書において、「第 1 のジョー閉鎖システム」と称されてもよい。関節屈曲伝達部 200 のアクチュエータ 210 の歯止め回転により、細長チャンネルアセンブリ 4014 がアンビルアセンブリ 4020 に対して、第 1 の方向又は第 2 の方向に関節屈曲する。図 28、図 30、図 31、及び図 31 は、非関節屈曲位置にある細長チャンネルアセンブリ 4014 を示す。関節屈曲伝達部 200 の関節屈曲部本体 220 上にある駆動ギア 240 が回転することにより、関節屈曲ロッド 4150 を遠位方向「DD」に押し、細長チャンネルアセンブリ 4014 は、図 33 に示すように、アンビルアセンブリ 4020 に対して第 1 の関節屈曲方向「FD」に移動することとなる。関節屈曲伝達部 200 の関節屈曲部本体 220 上にある駆動ギア 240 が回転することによって、関節屈曲ロッド 112 を近位方向「PD」に引くと、細長チャンネルアセンブリ 4014 は、アンビルアセンブリ 4020 に対して第 2 の方向「SD」に枢動することとなる。第 2 の方向「SD」は、閉鎖方向「CD」と同一である。図 33 を参照されたい。

【0082】

図 27 に示すように、外科用器具 4010 は、本明細書及び／又は米国特許出願公開第 2012/0074200 A1 号に開示されている種類の、作動トリガ 460 により制御され得る発射システムを更に備えてもよい。図 34 を参照すると、発射ラック 500 は、発射ロッド 530 に連結され、発射ロッド 530 は、ナイフバーアセンブリ 4600 の近位端に取り付けられる。様々な形態において、ナイフバーアセンブリ 4600 は、遠位ナイフバー部分 4602 を備え、遠位ナイフバー部分 4602 は、I ビーム切断用ヘッド 4610 に取り付けられた上部ナイフバー 4604 及び下部ナイフバー 4606 を備えている。上部ナイフバー 4604 及び下部ナイフバー 4606 は、エンドエフェクタ 4012 が関節屈曲すると屈曲するように構成されている。図 29 から分かるように、例えば、I ビーム切断用ヘッド 4610 は、I ビーム切断用ヘッド 4610 上に形成された底足部 4614 及び上部タブ 4616 を有する、垂直指向本体部分 4612 を備えている。組織切断縁部 4620 は、垂直指向本体部分 4612 上に形成される。

【0083】

引き続き、図 29 を参照すると、垂直指向本体部分 4612 は、細長チャンネル 4014 内の長手方向延在スロット 4704、及び遠位アンビル部分 4024 内の長手方向延在スロット 4026 を通って延在する。遠位アンビル部分 4024 は、上部タブ 4616 を内部に摺動自在に受容する、上面内に形成された凹部 4025 を更に有する。上部タブ 6616 の遠位端は、遠位アンビル部分 4022 のアンビルアーム 4024 上に形成された傾

斜表面４０２７と連動するように傾斜していてもよい。可撓性発射バー４６０４、４６０６は、細長シャフトアセンブリ４１００を通して延在して、カプラ部材６５０により発射ロッド５３０の遠位端部分５３２に連結される。上で論じた通り、トリガ４６０の作動は、細長シャフトアセンブリ４１００内で発射ロッド５３０の軸方向への前進をもたらして、ナイフバーアセンブリ４６００に発射運動及び後退運動を付与することとなる。

【００８４】

外科用器具４０１０の操作をここで説明する。閉鎖プロセスを開始するために、第１のストロークをトリガアセンブリ４３０に付与する。つまり、トリガアセンブリ４３０は、最初にピストルグリップ４０６に向かって枢動される。このような枢動作用は、閉鎖キャリッジを遠位方向「ＤＤ」に駆動する役割を果たす。このような閉鎖キャリッジの遠位の移動はまた、アンビル閉鎖ロッド４１１２を軸方向で遠位方向「ＤＤ」に前進させる。アンビル閉鎖ロッド４１１２が遠位方向に移動すると、閉鎖リンク４１２０は、アンビルピンスライド４１２２を遠位方向に移動させる。アンビルピンスライド４１２２が遠位方向に移動すると、アンビルアセンブリ４０２０は、スロット４２０８、４１２６内でのアンビルピン４０３４のカム連動により、閉鎖位置に枢動される。図３１を参照されたい。本明細書で論じる様々な様式において、外科医が、アンビルアセンブリ４０２０と外科用ステープルカートリッジ３０との間に組織をクランプ締めする前に、組織を単に把持して操作したい場合、トリガアセンブリ４３０は、完全な閉鎖位置へとトリガアセンブリ４３０を完全に枢動させることなく、アンビルアセンブリ４０２０を開閉するように枢動されてもよい。トリガアセンブリ４３０が最初に閉鎖位置へと完全に押し込まれると、アンビルアセンブリ４０２０は、閉鎖ロックアセンブリによりロック位置又はクランプ締め位置に保持されることとなり、これにより、上述の通り、閉鎖キャリッジの近位方向への移動を防止する。エンドエフェクタ４０１２にクランプ締めされた組織を通して遠位方向にナイフバーアセンブリ４６００を駆動させるために、外科医は、ハウジングアセンブリ４００のピストルグリップ４０６に向かって主トリガ４４０を再び枢動させる。主トリガ４４０が枢動されると、発射ラック５００、発射ロッド５３０、及びナイフバーアセンブリ４６００は、遠位方向「ＤＤ」に駆動される。ナイフバーアセンブリ４６００が遠位方向に駆動されるとき、切断用ヘッド４６１０もまた遠位方向に移動する。切断用ヘッド４６１０が遠位方向に移動すると、上部タブ４６１６上の傾斜表面が遠位アンビル部分４０２２上で傾斜表面４０２７の上側に移動し、浮動遠位アンビル部分４０２２を下方方向「Ｄ」に移動させる。遠位アンビル部分４０２２がクランプ締めされた組織及びステープルカートリッジ３０に向かって下方に駆動されると、クランプ締め又は破壊作用により、遠位アンビル部分４０２２の下面に対してステープルが成形される。したがって、切断用ヘッド４６１０がエンドエフェクタ４０１２を通して遠位方向に駆動されると、切断用ヘッド４６１０上にある組織切断面４６２０が、切断組織の両側に据えられたステープルカートリッジ内でステープルを成形しながら、クランプ締めした組織を切断する。ナイフバーアセンブリ４６００がエンドエフェクタ４０１２内でクランプ締めされた組織を通して駆動された後、次いで、外科医は、主トリガ４４０を解放することで、主トリガ４４０は発射ばねの付勢力の下で非作動位置へ摺動することができる。主トリガ４４０が開始位置へと枢動して戻ると、発射ラック５００、発射ロッド５３０、及びナイフバーアセンブリ４６００は、各開始位置へと近位方向に引き戻される。エンドエフェクタ４０１２は、図３１に示すように変わらずクランプ締め位置にある。次いで、アンビルアセンブリ４０２０は、上述の様式でロック解除され、開放位置に移動してもよい。

【００８５】

上で詳細に論じたように、それを中心としてアンビルが枢動する軸線でもある関節屈曲軸線を有することにより、外科医は、エンドカッタのアンビルをカメラを通して見る際に、枢動軸線の位置に関するはるかに信頼できる基準系を有することとなる。換言すれば、外科用器具１０のエンドエフェクタ構成を使用する際、外科医は、アンビルが細長チャンネルに枢動可能に取り付けられた位置を確認することにより、細長シャフトに対して細長チャンネルが枢動することとなる位置を決定することができる。

【0086】

外科用器具4010はまた、エンドエフェクタジョー4013及び4015を移動させるための別々の制御システムを用いる。例えば、臨床医は、上部ジョー4015（アンビラアセンブリ4020）を作動させることなく、上部ジョー4015に向かって、又は上部ジョー4015から離れる方向に、枢動軸線A-Aを中心に、下部ジョー4013（細長チャンネル14）を移動又は関節屈曲させることを選択してもよい。このことは、閉鎖システム4110を作動させることなく関節屈曲制御システム200を作動させることにより達成することができる。したがって、アンビラアセンブリ4020が開閉する間、枢動軸線A-Aを中心にして選択的に細長チャンネル4014を枢動することができる。同様に、関節屈曲制御システム200を作動させることなく閉鎖システム4110を作動させることにより細長チャンネル4014を移動させることなく、アンビラアセンブリ4020を作動又は移動することができる。このような独自かつ新規の構成は、患者内にエンドエフェクタジョーを位置付ける際に、臨床医に一層の柔軟性を提供する。

10

【0087】

図36～図42は、本発明のいくつかの独自の利点を実践可能な、別の外科用器具5010を示す。外科用器具5010は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ5100に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ5012を操作し、かつ／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ5012は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー5013及び5015を有する外科用ステープル留め装置を備えている。より具体的には、エンドエフェクタ5012は、

20

【0088】

様々な実施において、エンドエフェクタ5012は、ハンドルアセンブリ又はハウジング5400から突出する細長シャフトアセンブリ5100と連結されるように構成される。図36を参照されたい。ハンドルアセンブリ5400は、以下で論じる違いを除いて、本明細書及び／又は米国特許出願公開第2012/0074200 A1号で開示したハンドルアセンブリのうち1つに類似であり得る。

30

【0089】

図38を参照すると、細長チャンネル5014は、細長チャンネル5014上で外科用ステープルカートリッジ30を取り外し可能に支持するように構成された細長凹部5016を備えてもよい。様々な実施において、例えば、細長チャンネル5014は、例えば、300 & 400シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよく、また、離間した側壁5018が形成されてもよい。ステープルカートリッジ30の本体31は、図示したように、内部の各ステープル32が、アンビル5020が駆動されてステープルカートリッジ30と接触成形される際に、アンビル5020内の対応するステープル成形ポケットと位置合わせされるように、細長チャンネル5014内に取り外し可能に支持される大きさである。細長チャンネル5014は、離間した1対の側壁5202及び5204を備える近位端5200を更に備えてもよい。各側壁5202、5204はそれぞれ、穴5205、5207を有しており、これらの穴を通して、対応する枢動ピン5310R及び5310Lにより細長シャフトアセンブリ5100に取り付けられる。

40

【0090】

少なくとも1つの実施において、例えば、エンドエフェクタ5012は、アンビラアセンブリ5020が細長チャンネル5014に対して枢動される関節屈曲及び枢動軸線A-A

50

を中心として、細長シャフトアセンブリ 5100 に対して関節屈曲されるように構成されている。細長シャフトアセンブリ 5100 は、ツールの長手方向軸線 L T-L T を画定する。関節屈曲及び枢動軸線 A-A は、ツールの長手方向軸線 L T-L T を横断している。細長シャフトアセンブリ 5100 は、中空外側シャフト 5300 を備え、細長シャフトアセンブリ 5100 のシャフトスパインとして機能する役割を果たす。細長シャフトアセンブリ 5100 の近位端は、臨床医が細長シャフトアセンブリ 5100、及び細長シャフトアセンブリ 5100 に取り付けられたエンドエフェクタ 5012 をツールの長手方向軸線 L T-L T を中心として選択的に回転することができるように、ハンドルアセンブリ 5400 により回転可能に支持されてもよい。例えば、細長シャフトアセンブリ 5100 の近位端は、ノズルアセンブリ 5250 に動作可能に連結されてもよく、このノズルアセンブリ 5250 は、ハンドルアセンブリ 5400 上に回転可能に支持されている。(矢印「R」で示される)ハンドルアセンブリ 5400 に対するノズルアセンブリ 5250 の回転により、細長シャフトアセンブリ 5100 に加えて、細長シャフトアセンブリ 5100 に連結したエンドエフェクタ 5012 も回転することとなる。図 36 を参照されたい。

10

【0091】

図 38 を再び参照すると、外側シャフト 5300 の遠位端 5302 は、クレビス構成 5304 が形成され、クレビス構成は、1 対の離間した取付けタブ 5306 R 及び 5306 L を備えている。各取付けタブ 5306 R、5306 L は、それぞれ内部に取付け穴 5308 R、5308 L を有し、これらはそれぞれ、対応する枢動ピン 5310 R、5310 L を受容するように適合される。したがって、細長チャンネル 5014 は、細長シャフトアセンブリ 5100 に対する枢動軸線 A-A を中心として、選択的に枢動可能又は関節屈曲可能である。アンビルアセンブリ 5020 は、遠位アンビル部分 5022 及び近位アンビル取付け部分 5030 を備える。遠位アンビル部分 5022 は、大部分において、ステープルカートリッジ 30 を支持する細長チャンネル 5014 の部分と略同一の広がりを持って、例えば、300 & 400 シリーズステンレス鋼、17-4 & 17-7 ステンレス鋼、チタンなどから作製されてもよい。遠位アンビル部分 5022 は、アンビル取付け部分 5030 から遠位に突出して、その間に細長スロット 5026 を画定する 2 つの離間したアンビル部分 5024 を備える。離間したアンビル部分 5024 のそれぞれは、内部に形成された複数のステープル成形ポケット(図示せず)を有する、概ね 5028 として標識される、ステープル成形下面を有する。アンビル取付け部分 5030 は、右側取付け壁 5032 及び左側取付け壁 5034 を備える。各取付け壁 5032、5034 は、これらを通して延在する取付け穴 5036 を有し、取付け穴 5036 は、内部で、対応する枢動ピン 5310 R、5310 L を枢動可能に受容するように適合される。このような構成は、開放位置と閉鎖位置との間の枢動軸線 A-A を中心とした選択的枢動移動のために、アンビルアセンブリ 5020 を細長チャンネル 5014 に枢動可能に取り付ける機能を果たす。

20

30

【0092】

アンビルアセンブリ 5020 は、アンビルバー 5110 により、開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能である。アンビルバー 5110 は、ハンドルアセンブリ上に取り付けられたトリガの作動により、細長シャフトアセンブリ 5100 内でアンビルバー 5110 の軸方向への移動が生じるように、本明細書及び／又は米国特許出願公開第 2012/0074200 A1 号に開示されている種類の閉鎖キャリッジと連結されてもよい。アンビルバー 5110 は、アクチュエータカム 5510 に移動可能に取り付けられるように構成され、このアクチュエータカム 5510 は、アンビルピン 5038 上に枢動可能に軸支され、このアンビルピン 5038 は、アンビル取付け部分 5030 の左側取付け壁 5034 から内側に向かって突出している。図 39 及び図 40 を参照されたい。図 41 から分かるように、例えば、アンビルピン 5034 は、アクチュエータカム 5510 内にある、対応するアンビルカムスロット 5512 内で回転可能に受容される。アンビルバー 5110 の遠位端 5112 は、アンビル作動軸線 B-B を画定する枢動ピン 5114 によりアクチュエータカム 5510 に枢動可能にピン留めされる。図 40 を参照されたい。

40

50

【0093】

エンドエフェクタ5012はまた、本明細書及び／又は米国特許出願公開第2012／0074200 A1号に記載される種類の関節屈曲システムにより、枢動軸線A-Aを中心として、細長シャフトアセンブリ5100に対して関節屈曲可能又は枢動可能であってもよい。関節屈曲システムを用いて、アクチュエータカム5510に枢動可能に連結した関節屈曲バー5150を軸方向に作動させることができる。例えば、図38及び図39を参照すると、関節屈曲バー5150のピンの遠位端5152は、アクチュエータカム5510から突出するピンハブ5514上に回転可能に取り付けられている。ピンハブ5514は、内部に空洞5516を有するが、空洞5516は、内側に突出するチャンネルピン5209を回転可能に受容するためのものであり、チャンネルピン5209は、チャンネル軸線C-Cを中心にして、ピンハブ5514に対して選択的な回転を行うためのものである。図40を参照されたい。

10

【0094】

図41及び図42は、エンドエフェクタ5012のアンビルアセンブリが開放位置にある、ニュートラル又は非関節屈曲位置のエンドエフェクタ5012の位置を示す。ユーザがアンビルアセンブリ5020を閉じたい場合、アンビルロッド5110は、遠位方向「DD」に遠位に前進する。アンビルロッド5110の遠位方向への移動により、アクチュエータカム5510は、アンビルピン5038と連動し、枢動軸線A-Aを中心にしてアンビルアセンブリ5020を閉鎖位置に枢動させる。臨床医がエンドエフェクタ5012を関節屈曲させたい場合、関節屈曲ロッド5150は、細長シャフト5100内で軸方向に移動する。関節屈曲ロッドの遠位方向「DD」への移動により、例えば、エンドエフェクタ5012は、アンビルアセンブリ5020が閉鎖位置から開放位置へと移動する方向（本明細書においては、開放方向「OD」と称する）と実質的に同一である第1の方向「FD」へ枢動することとなる。関節屈曲ロッドの近位方向「PD」への移動により、エンドエフェクタ5012は、開放位置から閉鎖位置へと移動する際にアンビルアセンブリ5020が移動する方向（本明細書においては、閉鎖方向「CD」と称する）と実質的に同一である枢動軸線A-Aを中心とした第2の方向「SD」へ枢動することとなる。

20

【0095】

図38及び図39からも分かるように、外科用器具5010は、ナイフバーアセンブリ5600を更に備え、このナイフバーアセンブリ5600は、本明細書に記載される様々な様式で副トリガ460を作動させることにより制御可能となるように、本明細書及び／又は米国特許出願公開第2012／0074200 A1号に開示されている発射バー及び発射ラック構成に取り付けることができる。ナイフバーアセンブリ5600は、シャフトアセンブリ5100を通して遠位方向に駆動されるように十分に剛性である一方で、エンドエフェクタ5012が関節屈曲すると屈曲し得るナイフバー5602を備えてもよい。図示した実施形態において、ナイフバー5602は、切断用ヘッド5610に取り付けられる。図示した構成において、切断用ヘッド5610は、上部5615及び下部5617を有する垂直指向本体部分5612を備えている。底足部5614は、下部5617に形成されるか、又は取り付けられる。同様に、上部タブ5616は、垂直指向本体部分5612の上部5615上に形成されるか、ないしは別の方法で、これに取り付けられる。更に、図38及び図39から分かるように、垂直指向本体部分5612は、組織切断縁部5620を更に備えている。垂直指向本体部分5612は、細長チャンネル5014内の長手方向延在スロット5210及びアンビルアセンブリ5020内の長手方向延在スロット5026を通して延在する。したがって、切断用ヘッド5610が遠位方向に前進すると、上部タブ部分5616は、アンビルアーム5024上に乗る。同様に、底足部5614は、切断用ヘッド5610が遠位方向に前進すると底足部が細長チャンネル5014の下に乗るように、細長チャンネル5014内の下部開口部を通して突出している。切断用ヘッド5610が遠位方向に前進すると、上にある切断縁部5620は、組織がエンドエフェクタ5012内でクランプ締めされるように機能する。外科用ステープルカートリッジ30は、アンビルアセンブリ5020と細長チャンネル5014との間で破壊されることにより、

30

40

50

ステープル 3 2 がアンビルアセンブリ 5 0 2 0 の下面を形成するステープルと接触すると、内部で支持されるステープル 3 2 が、組織切断線の両側に形成されるようになる。切断用ヘッド 5 6 1 0 がエンドエフェクタ 5 0 1 2 の遠位端に前進した後、ユーザは、本明細書で論じた様式で切断用ヘッド 5 6 1 0 を開始位置に戻し、トリガが作動されてアンビルアセンブリ 5 0 2 0 を開き、ステープルカートリッジ及びステープル留めした組織を解放する。

【0096】

上で詳細に論じたように、それを中心としてアンビルが駆動する軸線でもある関節屈曲軸線を有することにより、外科医は、エンドカッタのアンビルをカメラを通して見る際に、駆動軸線の位置に関するはるかに信頼できる基準系を有することとなる。換言すれば、外科用器具 1 0 のエンドエフェクタ構成を使用すると、外科医は、アンビルが細長チャンネルに駆動可能に固定された位置を確認することにより、細長シャフトに対して細長チャンネルが駆動することとなる位置を決定することができる。

【0097】

様々な実施において、本明細書にて開示した種類の外科用エンドエフェクタを使用する場合、エンドエフェクタは、ハウジングから突出する細長シャフトアセンブリに連結されるように構成される。ハウジングは、手で操作可能なハンドル構成を備えてもよく、又は、例えば、ロボットシステム若しくは他の制御システム構成の一部を備えてもよい。エンドエフェクタ及び細長シャフトは、典型的には、アクセス器具の別の形態であるトロカール管又は作業チャンネルを通して、患者の中の手術部位に据え付けられ得る。少なくともいくつかの外科的処置において、用いられるトロカール管／アクセス管の大きさを制限することが望ましく、実際、必要な場合でさえある。これは、用いられるエンドエフェクタ及び細長シャフト構成の大きさを制限する。例えば、トロカール管を通る直径 5 mm の開口部を有するトロカールを用いる場合、エンドエフェクタ並びに細長シャフトは、これらがこの開口部を通過することができる大きさでなければならない。開放位置と閉鎖位置との間で移動可能なジョーを実質的に備える切断及びステープル留めエンドエフェクタを用いる場合、臨床医は、ジョーが閉鎖位置にある場合に、トロカールにエンドエフェクタを通過させる。典型的には、ジョーが完全に閉鎖位置にある場合、エンドエフェクタは断面形状が最小であるために、管又はアクセス開口に挿入しやすい。エンドエフェクタが管又は開口部を通過すると、その後、臨床医は、ジョーを開いて、標的組織を把持及び操作することができる。標的組織がジョーの間で適切に位置付けられると、臨床医は、器具の発射の準備のため、ジョーを組織上で閉鎖又はクランプ締めする（すなわち、器具で組織を切断及びステープル留めする）ことができる。したがって、外科処置を完了するために用いられ得るエンドエフェクタの大きさは、エフェクタが通過するアクセス開口又はアクセス管の大きさにより必然的に制限され得る。しかし、このような制限は、切断及びステープル留めされる標的組織の厚さにより、ジョーが標的組織を十分に収容できない場合に問題となり得る。例えば、いくつかの用途において、組織は、予想より厚い場合にジョーにより圧縮され得る。

【0098】

数年にわたり、種々のエンドエフェクタ構成が開発されて、効果的に様々な厚さを収容できるようになっている。例えば、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許第 7, 6 6 5, 6 4 7 号（名称「SURGICAL CUTTING AND STAPLING DEVICE WITH CLOSURE APPARATUS FOR LIMITING MAXIMUM TISSUE COMPRESSION」、2010 年 2 月 23 日発行）は、「E ビーム」構成と称される、E ビームがエンドエフェクタに発射されると組織に付与される圧力量を制限するように構成されている、切断用ヘッドの構造について開示している。効果的でありながら、組織をステープル留めする際に、閉じた「操作高さ」又は「ステープル留め高さ」よりも小さい、完全に閉じた高さを有するエンドエフェクタが必要とされている。

【0099】

図４３～図４６は、例えば、本明細書並びに米国特許第７，６６５，６４７号に開示されている種類の、様々なエンドエフェクタ６０１２で用いられ得る切断用ビームアセンブリ６６１０を示す。図４３及び図４４から分かるように、切断用ビームアセンブリ６６１０は、発射バー６６２０を備えてもよく、発射バー６６２０は、近位部分６６２２を有し、近位部分６６２２は、ステープルカートリッジ６６７０内で平行移動する遠位切断用ビームヘッド６６３０に取り付けられている。図４５及び図４６を参照されたい。遠位切断用ビームヘッド６６３０はまた、「発射部材」と称されてもよい。ステープルカートリッジ６６７０は、米国特許第７，６６５，６４７号に開示されている種類のステープルカートリッジを備えてもよく、エンドエフェクタ６０１２の細長チャンネル６０１４内で動作可能に支持されるように構成されている。本明細書で論じたように、ステープルカートリッジ

10

【０１００】

図４３及び図４４を参照すると、遠位切断用ビームヘッド６６３０は、本体部分６６３２を備え、本体部分６６３２は、発射バー６６２０の近位部分６６２２に取り付けられている。発射バー６６２２は、米国特許第７，６６５，６４７号に開示されている発射構成を備えた、本明細書にて開示した発射構成のいずれかにより作動されてもよい。これらの図から分かるように、本体部分は、上部６６４０及び下部６６５０を含む。上部６６４０は、下部６６５０から突出する可撓性伸長アーム６６４２を備える。基本的に、伸長アーム６６４２は、カンチレバー型梁構成を備え、このカンチレバー型梁構成は、遠位突出ノーズ６６４４を備え、遠位突出ノーズ６６４４は、遠位突出ノーズ６６４４から横方向に突出する上部ピン又はタブ６６４５を備える。上部６６４０は、図４４に示すように、下部タブ部分６６４６を更に備え、下部タブ部分６６４６は、遠位突出下部ノーズ部分６６４７、及び、下部６６５０上に形成された補助本体フック６６５４を係合するように設計された近位突出フック、パンパ、又は受け形成部６６４８を備えている。図４３及び図４４において最も具体的に分かるように、切断面６６４９は、移動可能な上部６６４０上に提供され、切断面６６４９は、上部ノーズ６６４４の端、及び下部ノーズ部分６６４７の端の近位に、組織捕捉ポケット６６５９が上部ノーズ６６４４と下部ノーズ６６４７との間で確立されるように位置するように配向されている。このようなポケット６６５９により、切断面６６４９のすぐ遠位側で組織をポケット内に捕捉することができる。図４３及び図４４を参照すると理解されるように、切断面６６４９、並びに上部ノーズ部分６６４４及び上部タブ６６４５は、切断用ビームヘッド６６３０の下部６６５０に対してユニットとして移動する（例えば、これらは共に移動する）。以下で更に詳細に論じるように、このような構成により、切断用ビームヘッド６６３０は、エンドエフェクタが開口部を

20

30

40

【０１０１】

切断用ビームヘッド６６３０の下部６６５０は、下部６６５０から横方向に突出する下部足タブ６６５２を更に備える。図４５及び図４６から分かるように、細長チャンネル６０１４は細長スロット６０１６を備え、細長スロット６０１６は、切断用ビームヘッド６６３０の本体部分６６３２を収容するためのステープルカートリッジ６６７０内の細長スロット６６７８に対応する。細長チャンネルは、下部足タブ６６５２を受容するように構成されているチャンネルトラック６０１８を更に有する。同様に、アンビルアセンブリ６０２０は、細長スロット６０２２を備え、細長スロット６０２２は、本体部分６６３２、及び上部タブ６６４５を内部に収容する上部アンビルトラック６０２４を収容する。

【０１０２】

10

20

30

40

50

図４３は、圧縮状態の切断用ビームヘッド６６３０を示す。この圧縮状態にある切断用ビームヘッドの、全体の最大高さは、「Ｈ１」として表される。図４４は、非圧縮最大高さ状態の切断用ビームヘッド６６３０を示す。この非圧縮状態にある切断用ビームヘッドの全体の最大高さは、「Ｈ２」として表される。Ｅビーム６６３０の全体の高さは、切断用ビームヘッドの圧縮状態に応じてＨ１とＨ２との間で変化し得ると理解されよう。ここで図４５を参照すると、エンドエフェクタ６０１２は、最も断面積の小さい状態で示され、この状態は、本明細書において、挿入状態又は挿入位置と称されてもよい。エンドエフェクタ６０１２の全体の高さ（又は直径）は、「Ｅ１」として図４５に表される。これは、例えば、エンドエフェクタ６０１２がアクセス開口部又はトロカールポートを通して挿入され得る状態であろう。エンドエフェクタ６０１２が開口部又はトロカールポートを通して手術部位に挿入されると、臨床医は、必要に応じてアンビルアセンブリ６０２０を開閉して、標的組織Ｔを把持及び操作することができる。標的組織Ｔがアンビルアセンブリ６０２０とステープルカートリッジ６６７０との間で捕捉されると、臨床医は、本明細書にて開示した、ないしは別の既知の様々な様式にてアンビルアセンブリ６０２０を閉鎖位置でロックすることができる。独自かつ新規の切断用ビームヘッド６６３０により、エンドエフェクタ６０１２の全体の高さが増大して、様々な厚さの組織、及び／又は異なる長さ／大きさのステープル／締結具を有する異なる外科用ステープルカートリッジを収容することができる。図４６は、エンドエフェクタ６０１２内で「完全にクランプ締め」され、エンドエフェクタ６０１２を発射して、組織Ｔを切断かつ切離した後の標的組織Ｔを示す。エンドエフェクタ６０１２の全体の高さは、「Ｅ２」で表される。このような切断用ビームヘッドの構成は、手術部位内への挿入のための圧縮挿入高さを推定し、その後、発射高さに自動で再構成することができる。このような再構成は、ばねとして作用し、図４４に示すように非圧縮状態へと通常付勢されている伸長アーム６６４２により達成される。したがって、切断用ビームヘッド６６３０は、Ｈ１とＨ２との間で延在する操作高さの範囲を有する。この範囲は、「Ｈ３」で表され、伸長アーム６６４２の下縁部と、本体フック部分６６３６の最上縁部との間の距離に等しくてもよい。図４４を参照されたい。

【０１０３】

図４７～図５４は、本発明のいくつかの独自の利点を実践可能な、別の外科用器具７０１０を示す。図４７に示す外科用器具７０１０は、ハンドル７０２２からなるハウジング７０２０を備え、ハンドル７０２２は、臨床医によって把持、操作、及び作動されるように構成されている。ハンドル７０２２は、１対の相互連結可能なハウジング区間７０２４、７０２６を備えてもよく、これらの区間は、ネジ、スナップ機構、接着剤などにより相互連結されてもよい。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、本明細書にて開示した様々な形態のシャフト構成及びエンドエフェクタ構成の、様々な独自かつ新規の構成はまた、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第１３／５３６，３２３号（名称「ROBOTICALLY-POWERED SURGICAL DEVICE WITH MANUALLY ACTUATABLE REVERSING SYSTEM」、２０１２年６月２８日出願）に開示されているロボットシステム及び構成などの、ロボット制御される外科用システムと組み合わせて効果的に用いられてもよいと理解されよう。

【０１０４】

図４８において分かるように、外科用エンドエフェクタ７１００は、細長チャンネル７１０２を備えてもよく、細長チャンネル７１０２は、外科用締結具カートリッジ７１１０を内部に受容するように構成されている。外科用締結具カートリッジ７１１０は、カートリッジ本体７１１２を備えてもよく、カートリッジ本体７１１２は、中央に配設された細長スロット７１１４を内部に有する。カートリッジ本体７１１２は、数列の締結具ポケット７１１６を更に備えてもよく、この締結具ポケット７１１６は、細長スロット７１１４の両側に位置し、対応する外科用締結具７１２０を内部に支持するように構成されている。細長チャンネル７１０２は、組織切断用部材又はナイフアセンブリ７１５０の形態の「発射部材」を更に動作可能に支持してもよい。ナイフアセンブリ７１５０は、カートリッジ本体

7112が細長チャンネル7102内に据え付けられる際に、カートリッジ本体7112内のスロット7114内を軸方向に移動するように構成されている。ナイフアセンブリ7150は、組織切断縁部7152で構成されてもよく、組織切断縁部7152は、下方足部7154と、上方足部又は上部タブ7156との間の中心に配設されている。好ましい構成において、ナイフアセンブリ7150は、上で詳述した切断用ヘッドアセンブリ6610と同一の構造及び特徴を有する。以下で更に詳細に論じるように、ナイフアセンブリ7150は、発射駆動システム7300によりナイフアセンブリ7150に付与された動きに応じて、細長チャンネル7102内及び外科用締結具カートリッジ7110内を軸方向に駆動されるように構成されている。

【0105】

図48からもまた分かるように、外科用エンドエフェクタ7100は、アンビルアセンブリ7130を更に備えてもよく、アンビルアセンブリ7130は、細長チャンネル7102に対する動きを支持する。アンビルアセンブリ7130は、例えば、「作動運動」に応じて、外科用締結具カートリッジ7110に対して移動可能であってもよく、この作動運動は、例えば、閉鎖駆動システム7200からアンビルアセンブリ7130に伝達される閉鎖運動及び開放運動を含んでもよい。一構成において、例えば、アンビルアセンブリ7130は、アンビル本体部分7132を備え、このアンビル本体部分7132は、下面に形成された締結具形成面7134を有する。締結具形成面7134は、(図示されない)一連の成形ポケットを備えてもよく、この成形ポケットは、外科用締結具カートリッジ7110内で支持される外科用締結具7120に対応する。外科用締結具7120の脚部が駆動されて、アンビルアセンブリ7130内の対応する成形ポケットと接触成形されると、これらは、所望の組織保持構成へと形成される。アンビルアセンブリ7130は、アンビル取付け部分7136を更に備えてもよく、このアンビル取付け部分7136は、ここから突出する1対のトラニオン7138を有し、このトラニオン7138は、U字型制御インサート7602内で形成される対応するトラニオンスロット7610内で受容され、このU字型制御インサート7602は、細長チャンネル7102の近位取付け部分7104内で移動可能に支持されている。様々な構成において、外科用締結具7120は、対応するスレッドアセンブリ7160及び7170により、外科用締結具カートリッジ7110内でそれぞれの締結具ポケット7116から駆動され、このスレッドアセンブリ7160及び7170は、細長チャンネル7102内で移動可能に支持され、発射駆動システム7300によりスレッドアセンブリに付与された発射運動に応じて移動可能である。

【0106】

上で示した通り、アンビルアセンブリ7130はまた、閉鎖駆動システム7200によりアンビルアセンブリ7130に付与された開放運動及び閉鎖運動の形態の作動運動に回答可能である。閉鎖駆動システム7200の構造及び動作の特定の態様に関する様々な詳細は、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第13/803,097号(2013年3月14日出願、名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE」)で見出すことができる。この参考文献で論じられ、本明細書の図49に示されるように、閉鎖駆動システム7200は、閉鎖トリガ7202を備え、閉鎖トリガ7202は、フレーム7030に枢動可能に連結された閉鎖解放アセンブリ7220と協調するように構成されている。少なくとも1つの形態において、閉鎖解放アセンブリ7220は、解放ボタンアセンブリ7222を備えてもよく、この閉鎖解放ボタンアセンブリ7222は、解放ばね(図示せず)により反時計回り方向に枢動されてもよい。臨床医が閉鎖トリガ7202を非作動位置からハンドル7022のピストルグリップ部分7028に向けて押し下げると、閉鎖解放アセンブリ7220は、完全に作動した位置で閉鎖トリガ7202をロックするように機能する。臨床医が閉鎖トリガ7202をロック解除して非作動位置に付勢させるように所望する際、臨床医は、単に閉鎖解放ボタンアセンブリ7220が閉鎖トリガ構成から係合解除するよう閉鎖解放ボタンアセンブリ7220を枢動し、これにより閉鎖トリガ7202は非作動位置まで枢動して戻ることができる。他の閉鎖トリガ係止

10

20

30

40

50

及び解放構成が用いられてもよい。

【0107】

図49及び図50を参照すると、閉鎖駆動システム7200は、近位閉鎖チューブ区間7210を更に備えてもよく、この近位閉鎖チューブ区間7210は、閉鎖チューブ取付けヨーク7230に回転可能に連結されるように適合された、近位端7212を有する。近位閉鎖チューブ区間7210の近位端7212は、閉鎖チューブ取付けヨーク7230のクレードル7232（図49）内で受容されて、閉鎖チューブ取付けヨーク8030に対して相対回転を可能にするように構成されている。近位閉鎖チューブ区間7210は、U字型コネクタ（図示せず）により閉鎖チューブ取付けヨーク7230により回転可能に取り付けられてもよく、このU字型コネクタは、近位閉鎖チューブ区間7210の近位端7212にある環状スロット7214内で受容され、かつ閉鎖チューブ取付けヨーク7230内のスロット7234（図49）内で密閉されるように構成されている。このような構成は、近位閉鎖チューブ区間7210が閉鎖チューブ取付けヨーク7230に対して回転することができるように、近位閉鎖チューブ区間7210を閉鎖チューブ取付けヨーク8030に回転可能に連結する役割を果たす。より具体的には、このような構成により、細長シャフトアセンブリ7050により画定されるツールの長手方向軸線「LT-LT」を中心にして、ハンドル7022に対する細長シャフトアセンブリ7050の手動回転が容易になり、臨床医は、図47の矢印「R」で表されるように外科用エンドエフェクタ7100を回転することができる。

【0108】

様々な構成において、閉鎖チューブ取付けヨーク7230は、関節屈曲システム7400の近位関節屈曲チューブ7402に移動可能に取り付けられており、この関節屈曲システム7400は、以下で更に詳細に論じられる。このような構成により、閉鎖トリガ7402の作動に応じて、閉鎖チューブ取付けヨーク7230が近位関節屈曲チューブ7202上を軸方向に移動することができる。特に、閉鎖チューブ取付けヨーク7230は、閉鎖連結バー7240により閉鎖トリガ7202に枢動可能に連結され得る。図49を参照されたい。したがって、臨床医が、ハンドル7022のピストルグリップ部分7028に向けて内方に閉鎖トリガ7202を枢動すると、閉鎖チューブ取付けヨーク70230は、遠位方向「DD」に前進することとなる。発射トリガ7202が非作動位置に戻ると、閉鎖チューブ取付けヨーク7230は、近位関節屈曲チューブ7402上を近位（「PD」方向）に、開始位置へ前進することとなる。

【0109】

閉鎖駆動システム7200は、中間チューブ区間7250を更に備えてもよく、この中間チューブ区間7250は、近位閉鎖チューブ区間7210の遠位端7218に取り付けられるように構成される。図50から分かるように、中間チューブ区間7250は、可撓性関節屈曲部分7260及び取付けステム部分7252を備えてもよい。取付けステム部分7252は、近位閉鎖チューブ区間7210の開口遠位端7218内に、摩擦係合しながら延在する大きさであってもよい。可撓性関節屈曲部分7260は、取付けステム部分7252と一体的に形成されてもよく、近位端部分7264（図50で1つだけ見えている）を備える関節屈曲スパイン7262を備え、近位端部分7264は、近位閉鎖チューブ区間7210の遠位端7218で、対応するノッチ7219を受容するように構成され、近位閉鎖チューブ区間7210と中間チューブ区間7250との間での相対回転を防止する。中間チューブ区間7250は、近位閉鎖チューブ区間7210に、例えば、ネジ、もどり止め、接着剤などにより、回転しないように取り付けられ（すなわち、これらの構成要素間での相対回転を防止するように取り付けられ）てもよい。

【0110】

閉鎖駆動システム7200は、遠位閉鎖チューブ区間7280を更に備えてもよく、この遠位閉鎖チューブ区間7280は、アンビルアセンブリ7130に軸方向に係合し、開放運動及び閉鎖運動を付与するように構成されている。遠位閉鎖チューブ区間7280は、共に軸方向に移動するために、中間チューブ区間7250の遠位端に取り付けられても

よい。関節屈曲スパイン7262は、遠位端部分7266を更に備えてもよく、この遠位端部分7266は、遠位閉鎖チューブ区間7280の近位端7282内の対応するノッチ7284内で受容されるように構成されて、遠位閉鎖チューブ区間7280と中間チューブ区間7250との間での相対回転を防止する。図50を参照されたい。遠位閉鎖チューブ区間7280の近位端7282は、取付けタブ7286に向かって内側に延在してもよく、取付けタブ7286は、中間チューブ区間7250の対応するノッチ7266内に屈曲されるように適合される。図50を参照されたい。このような構成は、共に軸方向へ移動するために、遠位閉鎖チューブ区間7280の中間チューブ区間7250への取り付けを容易にする役割を果たす。

【0111】

10

遠位閉鎖チューブ区間7280は、開放運動及び閉鎖運動をアンビルアセンブリ7130に付与するように構成されている。アンビル取付け部分7136は、アンビルタブ7142で形成されてもよい。遠位閉鎖チューブ区間7280の遠位端7288は、内部に形成された内側に延在する作動タブ7290を有し、この作動タブ7290は、アンビルタブ7142と連動するように構成されている。例えば、遠位閉鎖チューブ区間7280が開放位置にある場合、作動タブ7290は、アンビルタブ7142と付勢接触しており、このアンビルタブ7142は、アンビルアセンブリ7130を開放位置に枢動する役割を果たす。

【0112】

20

閉鎖駆動システム7200の操作をここで説明する。アンビルアセンブリ7130は、閉鎖トリガ7202をハンドル7022のピストルグリップ部分7028に向けて、かつこれから離れる方向に枢動させることにより、外科用締結具カートリッジ7110に対して移動可能である。したがって、閉鎖トリガ7202を作動させることで近位閉鎖チューブ区間7210、中間チューブ区間7250、及び遠位閉鎖チューブ区間7280が遠位方向「DD」に軸方向に移動して、アンビル本体部分7132の端壁7144と接触し、外科用締結具カートリッジ7110に向かってアンビルアセンブリ7130を枢動ないしは別の方法で移動させる。臨床医は、アンビルアセンブリ7130を開閉することにより、アンビルアセンブリ7130と締結具カートリッジ7110との間で組織を把持及び操作することができる。標的組織がアンビルアセンブリ7130と締結具カートリッジ7110との間で捕捉されると、臨床医は、発射のために所定位置で係止される完全に作動した位置まで閉鎖トリガ7202を枢動することができる。

30

【0113】

図49を再び参照すると、フレーム7030はまた、発射駆動システム7300を動作可能に支持するように構成され、この発射駆動システム7300は、発射運動を細長シャフトアセンブリ7050、並びに最終的にはナイフアセンブリ7150及びスレッドアセンブリ7160、7170の対応する部分に付与するように構成される。図49から分かるように、発射駆動システム7300は、ハンドル7022のピストルグリップ部分7028において支持されている電動モータ7302を用いることができる。様々な形態において、モータ7302は、例えば、およそ25,000RPMの最大回転数を有するブラシ付きDC駆動モータであってもよい。別の構成において、モータ730として、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は任意の他の好適な電動モータが挙げられる。制御回路基板アセンブリ7306に、そして最終的にモータ7302に電力を供給するために、例えば、リチウムイオン電池などの電池7304（又は「電源」若しくは「電源箱」）がハンドル7022に連結されてもよい。

40

【0114】

電動モータ7302は、回転式シャフト7308を備えてもよく、回転式シャフト7308は、長手方向移動型駆動部材7320上の駆動歯7322の組又はラックとの噛合い係合をなして取り付けられる歯車減速機アセンブリ7310と動作可能に連係する。歯車減速機アセンブリ7310は、とりわけ、ハウジング及び出力ピニオンギア7314を備え得る。特定の実施形態において、出力ピニオンギア7314は、長手方向移動型駆動部

50

材 7 3 2 0 と直接、動作可能に係合され、又はそれに代わって、1 つ又は 2 つ以上の中間歯車を介して駆動部材 7 3 2 0 と動作可能に係合され得る。使用の際、電動モータ 7 3 0 2 は、電動モータ 7 3 0 2 が回転する方向に応じて、矢印「D D」で示される遠位方向及び／又は矢印「P D」で示される近位方向に、駆動部材を移動させることができる。例えば、電池によって与えられる電圧極性により、電動モータ 7 3 0 2 を時計回りの方向に動作させることができるが、電池によって電動モータに付与される電圧極性は、電動モータ 7 3 0 2 を反時計回りの方向に動作させるために、逆転され得る。電動モータ 7 3 0 2 がある方向に回転すると、駆動部材 7 3 2 0 は、遠位方向「D D」に軸方向に駆動されることとなる。モータ 7 3 0 2 が反対の回転方向に駆動されると、駆動部材 7 3 2 0 は、近位方向「P D」に軸方向に駆動されることとなる。ハンドル 7 0 2 2 は、電池によって電動モータ 7 3 0 2 に付与される極性を逆転させるように構成され得るスイッチを備えてもよい。ハンドル 7 0 2 2 はまた、移動可能な駆動部材 7 3 2 0 の位置及び／又は移動可能な駆動部材 7 3 2 0 が移動している方向を検出するように構成されたセンサを備えることもできる。

10

【0115】

モータ 7 3 0 2 の作動は、ハンドル 7 0 2 2 上で枢動可能に支持される発射トリガ 7 3 3 0 によって制御することができる。発射トリガ 7 3 3 0 は、非作動位置と作動位置との間で枢動することができる。発射トリガ 7 3 3 0 は、ばね（図示せず）又は他の付勢構成によって非作動位置へ付勢されてもよく、臨床医が発射トリガ 7 3 3 0 を解放すると、発射トリガ 7 3 3 0 は、ばね又は付勢構成によって非作動位置に枢動されるか、ないしは別の方法で戻され得る。少なくとも 1 つの形態において、発射トリガ 7 3 3 0 は、その開示全体が参照として本明細書にあらかじめ組み込まれている米国特許出願第 1 3 / 8 0 3 , 0 9 7 号で更に詳細を論じているように、閉鎖トリガ 7 2 0 2 の「外側」に位置付けられてもよい。少なくとも 1 つの形態において、発射トリガ安全ボタン 7 3 3 2 が閉鎖トリガ 7 2 0 2 に枢動可能に取り付けられてもよい。安全ボタン 7 3 3 2 は、発射トリガ 7 3 3 0 と閉鎖トリガ 7 2 0 2 との間に定置され、安全ボタン 7 3 3 2 から突出する枢動アーム（図示せず）を有してもよい。閉鎖トリガ 7 2 0 2 が非作動位置にあるとき、安全ボタン 7 3 3 2 は、ハンドルハウジング内に収容され、臨床医は、容易に安全ボタン 8 1 3 2 に触れることができず、発射トリガ 7 3 3 0 の作動を防止する安全位置と、発射トリガ 7 3 3 0 が発射され得る発射位置との間で移動することもできない。臨床医が閉鎖トリガ 7 2 0 2 を押下すると、その後、安全ボタン 7 3 3 2 及び発射トリガ 7 3 3 0 は、臨床医によって操作されることが可能な位置へ下方に枢動する。

20

30

【0116】

上に示したように、少なくとも 1 つの形態において、長手方向移動型駆動部材 7 3 2 0 は、歯車減速機アセンブリ 7 3 1 0 の対応する駆動歯車と噛合い係合するために上に形成された歯 7 3 2 2 のラックを有している。また、モータが故障した場合に臨床医が手動で長手方向移動型駆動部材 7 3 2 0 を後退させられるように構成された手動作動式「脱出」アセンブリが、少なくとも 1 つの形態に含まれてもよい。米国特許出願第 1 3 / 8 0 3 , 0 9 7 号は、用いられ得る脱出アセンブリの一形態の更なる詳細を含有する。米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 0 8 9 9 7 0 号は、本明細書で開示する様々な器具と共に同様に用いられ得る「脱出」装置、並びに他の構成要素、構成、及びシステムが開示されている。米国特許出願第 1 2 / 2 4 9 , 1 1 7 号（名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」）、現在の米国特許出願公開第 2 0 1 0 / 0 0 8 9 9 7 0 号）は、参照によってその全ての開示内容が本明細書に組み込まれる。

40

【0117】

図 5 0 を参照すると、様々な形態の細長シャフトアセンブリ 7 0 5 0 は、発射部材アセンブリ 7 0 6 0 を備えてもよく、この発射部材アセンブリ 7 0 6 0 は、シャフトフレーム又はスパインとして実質的に機能する関節屈曲シャフトアセンブリ 7 4 0 0 内で軸方向に

50

移動するように支持されている。発射部材アセンブリ7060は、近位発射シャフト7062を更に備えてもよく、この近位発射シャフト7062は、近位端部分7064を有し、この近位端部分7064は、移動可能な駆動部材7320の遠位端7324に提供される遠位クレードル7326で回転可能に受容されるように構成されている。このような構成により、近位発射シャフト7062が軸方向に共に移動しながら、移動可能な駆動部材7320に対して回転することが可能となる。近位発射シャフト7062は、可撓性遠位発射シャフトアセンブリ7070の近位端7072を内部に受容するための遠位端に形成されたスロット7068を更に有してもよい。図50を参照されたい。この図から分かるように、遠位シャフトアセンブリ7070の近位端7072は、遠位発射シャフト7062のスロット7068内で受容されてもよく、ピン7073によりスロット7868にピン留めされてもよい。

10

【0118】

遠位発射シャフトアセンブリ7070は、中央発射用梁部7074を備えてもよく、この中央発射用梁部7074は、右スレッド押出用梁部7076と左スレッド押出用梁部7078との間に位置する。中央発射用梁部7074及び押出用梁部7076、7078は、例えば、それぞれが金属から作製されてもよく、これらは、外科用エンドエフェクタ7100内のスレッドアセンブリ7160、7170の軸方向の作用を促進しながら、エンドエフェクタ7100が関節屈曲する際に、スレッドアセンブリ7160、7170の屈曲もまた容易にする。少なくとも一構成において、中央押出用梁部7074、右スレッド押出用梁部7076、及び左スレッド押出用梁部7078は、アンビル取付け部分7136内のスロット7146を通して延在してもよい。右スレッド押出用梁部7076は、右スレッドアセンブリ7160に対応し、左スレッド押出用梁部7078は、細長チャンネル7102内で移動可能に支持されている左スレッドアセンブリ7170に対応する。右スレッド押出用梁部7076及び左スレッド押出用梁部7078の軸方向への移動により、右及び左スレッドアセンブリ7160、7170がそれぞれ、細長チャンネル7102内で軸方向に移動することとなる。右スレッドアセンブリ7160が細長チャンネル7102内で軸方向に前進すると、右スレッドアセンブリ7160は、スロット7114の右側でカートリッジ本体7112内で支持されている外科用締結具7120を、それぞれのポケット7116の外へ駆動させ、また、左スレッドアセンブリ7170が細長チャンネル7102内で軸方向に前進すると、左スレッドアセンブリ7170は、スロット7114の左側でカートリッジ本体7112内で支持されている外科用締結具7120を、それぞれのポケット7116の外へ駆動させる。

20

30

【0119】

中央発射用梁部7074は、遠位端7080を有し、この遠位端7080は、ナイフアセンブリ7154の本体部分7155に提供されるスロット内で受容されるように構成され、例えば、摩擦係合、接着剤、溶接などにより内部に保持されてもよい。少なくとも1つの形態において、細長チャンネル7102は、中央に配設されたチャンネルスロット7109を画定する右側垂直壁7107及び左側垂直壁7108が形成されている。ナイフアセンブリ7150が細長チャンネル7102内の底窓部内に挿入されると、ナイフアセンブリ7150の本体部分7151は、チャンネルスロット7109内に挿入され、細長チャンネル7102内で近位に前進し、中央発射用梁部7074の遠位端7080と連結することができる。下部チャンネルカバー7111が、細長チャンネル7102の底部に取り付けられてもよく、組織、体液などが、例えば、細長チャンネル7102内に入り込み、ナイフアセンブリ7150の内部での移動を妨げることを防止し得る。

40

【0120】

外科用器具7010はまた、米国特許出願第13/803,097号に詳細に記載されている種類の関節屈曲システム7400を備えてもよい。1つの実施において、例えば、関節屈曲システム7400は、関節屈曲シャフトアセンブリ7430を備え、この関節屈曲シャフトアセンブリ7430は、関節屈曲制御システム7460により動作可能に制御されてもよい。一形態において、例えば、関節屈曲シャフトアセンブリ7430は、右側

50

関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 及び左側関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 を備えてもよい。右側関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 は、内部に形成された右側通過区間 7 4 4 4 を有する近位端 7 4 4 2 を備える。同様に、左側関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 は、内部に形成された左側通過区間 7 4 5 4 を有する近位端部分 7 4 5 2 を備える。右側関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 及び左側関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 が近位閉鎖チューブ区間 7 2 1 0 内に挿入されると、これらは関節屈曲シャフトアセンブリ 7 4 3 0 を形成する。右側通過区間 7 4 4 4 及び左側通過区間 7 4 5 4 は、協調して、近位発射シャフト 7 6 2 の一部を内部に受容する。右側関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 及び左側関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 は、例えば、プラスチック、特に EMS - American Grillon より商品名 Grivory GV - 6 H で市販のガラス繊維強化非晶質ポリアミドから構成され得る。

10

【0121】

引き続き、図 50 を参照すると、関節屈曲シャフトアセンブリ 7 4 3 0 は、右側関節屈曲バンド 7 4 9 0 及び左側関節屈曲バンド 7 5 0 0 を更に備えてもよい。一形態において、右側関節屈曲バンド 7 4 9 0 の近位端部分 7 4 9 2 は、右側関節屈曲バンド 7 4 9 0 の遠位部分 7 4 9 4 が、内部で右側通路 7 4 4 9 から外側へ突出するように、右側関節屈曲シャフト区間の遠位部分 7 4 4 8 に取り付けられてもよい。右側関節屈曲バンド 7 4 9 0 の近位端部分 7 4 9 2 は、穴又は空洞 7 4 9 3 を含んでもよく、この穴又は空洞 7 4 9 3 は、右側関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 内の対応するラグ（図示せず）を受容して、右側関節屈曲バンド 7 4 9 0 の右側関節屈曲シャフト区間 7 4 4 0 への取り付けを促進するように構成されている。同様に、左側関節屈曲バンド 7 5 0 0 の近位端部分 7 5 0 2 は、穴又は空洞 7 5 0 3 を内部に有してもよく、この穴又は空洞 7 5 0 3 は、左側関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 の遠位部分 7 4 5 8 においてラグ（図示せず）を受容して、左側関節屈曲バンド 7 5 0 0 の関節屈曲シャフト区間 7 4 5 0 への取り付けを促進するように構成されている。関節屈曲バンド 7 4 9 0 及び 7 5 0 0 は、金属で、有利には硬質の 301 ステンレス鋼又はその等価物で構成されてもよい。左側関節屈曲バンド 7 5 0 0 の遠位端は、左側フック部分 7 5 0 6 を有してもよく、この左側フック部分 7 5 0 6 は、細長チャンネル 7 1 0 2 の左側取り付け部分 7 5 0 7 に連結されるように構成される。同様に、右側関節屈曲バンド 7 4 9 4 の遠位端は、右側取り付け部分 7 4 9 7 への取り付けのための、右側フック部分 7 4 9 6 を有する。米国特許出願第 13 / 803, 097 号で更に詳細に論じているように、臨床医がツールの長手方向軸線 L T - L T に対して右側にエンドエフェクタ 7 1 0 0 を関節屈曲させたい場合、臨床医は、関節屈曲制御ノブ 7 5 7 0 を適切な方向に単に回転させる。

20

30

【0122】

外科用器具 7 0 1 0 は、低侵襲手術において使用することができ、この手術では、外科用器具 7 0 1 0 は、患者内に既に据え付けられたトロカルポートを通して挿入される。このような用途において、用いられるべきトロカルポートの大きさを最小化するために、患者内への挿入中にエンドエフェクタの全体の断面積形状を最小化することが、一般的に有利である。エンドエフェクタ 7 1 0 0 が採用し得る最小断面形状は、下部ジョーに対して、又はより具体的には、細長チャンネル 7 1 0 2 内に据え付けられた外科用ステープルカートリッジ 7 1 1 0 に対して、上部ジョー又はアンビルアセンブリ 7 1 3 0 が「第 1 の挿入位置」にあるときに達成される。したがって、トロカルポートへのエンドエフェクタ 7 1 0 0 の挿入を容易にするために、断面積又は設置面積をトロカルポートのポート開口部の断面寸法と比較しての大きさとするこ

40

【0123】

少なくとも 1 つの実施において、エンドエフェクタ 7 1 0 0 は、アクティブアンビル制御システム 7 6 0 0 を用い、このアクティブアンビル制御システム 7 6 0 0 は、アンビルアセンブリ 7 1 3 0 を第 1 の挿入位置に移動させて、エンドエフェクタ 7 1 0 0 がトロカルポートへ挿入されることを可能にし、次いで、エンドエフェクタ 7 1 0 0 がトロカ

50

ルポートを通過すると、アンビルアセンブリ 7130 は、組織のステーブル留めのために行う動作構成をとることができる。図 48、及び図 51～図 54 を参照すると、アンビル制御システム 7600 の一形態は、U 字型制御インサート 7602 を含み、この制御インサート 7602 は、細長チャンネル 7102 上で移動可能に支持され、制御バー 7604 に取り付けられている。制御バー 7604 は、細長シャフトアセンブリ 7050 を通って延在し、細長シャフトアセンブリ 7050 内で軸方向に移動するように移動可能に支持されている。制御バー 7604 は、ハンドルアセンブリ上で支持されている、移動可能なアクチュエータスライド 7606、又は他の形態のアクチュエータ構成に取り付けられてもよい。図 47 を参照されたい。アクチュエータスライド 7606 を遠位方向「DD」に移動させることで、制御バー 7604 が遠位方向「DD」に移動することとなる。同様に、アクチュエータスライド 7606 を近位方向「PD」に移動させることで、制御バー 7604 が近位方向「PD」に移動することとなる。

10

【0124】

図 48 から分かるように、U 字型制御インサート 7602 は、2 つの垂直壁 7608 が形成され、この垂直壁 7608 はそれぞれ、内部に略 L 字型のトラニオンスロットを有する。より具体的には、各トラニオンスロットは、垂直スロット部分 7612 及び水平スロット部分 7614 を有する。トラニオンスロット 7610 は、対応するアンビルトラニオン 7138 を移動可能に内部に受容するような大きさである。図 51 は、第 1 の挿入位置にあるアンビルアセンブリ 7130 を示す。この図から分かるように、例えば、アンビルアセンブリ 7130 は、トロカールポート 7630 の遠位端部分に挿入されている。アンビルアセンブリ 7130 が第 1 の挿入位置にあることを推定可能にするために、臨床医は、制御バー 7604 を遠位方向「DD」に移動することで、移動可能なアンビルトラニオン 7138 が、図示したように水平スロット部分 7614 内に保持される。この位置にあるとき、アンビル取付け部分 7136 は、細長チャンネル 7102 内で最下部に位置する。

20

【0125】

細長チャンネル 7102 は、弾性「付勢手段」7620 を装着し、この弾性付勢手段 7620 は、細長チャンネル 7102 からアンビル本体部分 7132 を付勢する役割を果たす。様々な実施形態において、弾性付勢手段 7620 は、細長チャンネル 7102 に直接取り付けられた、任意の形態の（複数の）弾性部材及び／又は（複数の）ばねを含んでもよい。例えば、図示した構成において、付勢手段は、細長チャンネル 7102 の側面に沿って取り付けられた圧縮可能な又は弾性のフォーム材料 7622 のストリップを含む。アンビルアセンブリ 7130 がトロカールポート 7630 の内側にある場合、フォームストリップ 7622 は、図 51 に示すように圧縮されることとなる。エンドエフェクタ 7100 がトロカールポート 7630 を通過した後、臨床医は、制御インサート 7602 もまた、図 52 に示す位置まで近位方向に移動するように制御バー 7604 を近位方向「PD」に移動することができる。この位置にあるとき、フォームストリップ 7622 は、アンビルアセンブリ 7130 を「主開口位置」まで（図 52 で矢印「U」で表される）上側に付勢させることで、アンビルトラニオン 7138 は、図示したように垂直アンビルトラニオンスロット 7612 の上端まで移動する。アンビルアセンブリ 7130 がこの「主開口位置」にあるとき、臨床医は、次いで、閉鎖トリガを作動させて、遠位閉鎖チューブを近位方向「PD」まで移動させて、アンビルアセンブリ 7130 を図 53 に示すように「完全開放位置」まで移動させることができる。臨床医がアンビルアセンブリ 7130 とステーブルカートリッジ 7110 との間に標的組織を位置付けると、アンビルアセンブリ 7130 は、閉鎖トリガ 7202 を使用して閉鎖して、アンビルアセンブリ 7130 を図 54 に示す閉鎖位置又は完全なクランプ締め位置まで移動させることができる。

30

40

【0126】

図 55 及び図 56 は、「受動」アンビル制御構成 7650 を示し、この受動アンビル制御構成 7650 は、アンビルアセンブリ 7130 を、中空トロカールポート 7630 へ挿入するために第 1 の挿入位置まで移動させた後、エンドエフェクタ 7100 が中空トロカールポート 7630 を通過すると、「主開口位置」に付勢されることを可能にするように

50

構成されており、この際、標的組織の取得及びクランプ締めのために、更なる作動運動がアンビルアセンブリ 7130 に付与され得る。この構成において、例えば、アンビル制御構成 7650 は、U 字型制御インサート 7652 を備え、この U 字型制御インサート 7652 は、内部での垂直移動のために細長チャンネル 7102 上で移動可能に支持されている。制御インサート 7652 の一形態は、図 57 に示されている。この図から分かるように、制御インサートは、1 対の垂直側壁 7654 を備え、この垂直側壁 7654 は互いに離間しており、上部バー 7655 により共に接続されている。各垂直側壁は、弓状トラニオンスロット 7656 を内部に有する。図 55 及び図 56 を再び参照すると、制御インサート 7652 は、挿入軸線「IA-IA」に沿って、細長チャンネル 7102 に対して移動可能であり、この挿入軸線「IA-IA」は、細長シャフトアセンブリ 7050 により画
10
定されるツールの長手方向軸線「LT-LT」を横断している。制御インサート 7652 は、案内用リブ 7660 が、アンビルアセンブリ 7130 の挿入部分に対応する第 1 の下部位置と、「主開口位置」に対応する第 2 の上部位置との間で挿入軸線 IA-IA に沿って上下に移動すると、細長チャンネル 7102 内に形成されて、垂直に延在する案内用リブ 7660 と移動可能に連動してもよく、作動運動がアンビルアセンブリ 7130 に付与され得る。図 55 及び図 56 から分かるように、アンビルトラニオン 7138 は、トラニオンスロット 7657 内で受容される。制御部材付勢手段 7662 は、制御インサート 7652 と細長チャンネル 7102 の底部との間で提供されて、制御インサート 7652 を上方向「U」に、第 2 の位置又は最上部位置まで付勢する。図 55 に示すように、制御部材付勢手段 7662 は、板ばね 7664 を含む。しかしながら、他の付勢材料、部材、ばね、
20
材料などが用いられてもよい。

【0127】

図 55 は、エンドエフェクタ 7100 を示し、上部ジョー又はアンビルアセンブリ 7130 は、トロカールポート 7630 を通っている、かつ挿入されているため、挿入位置にある。この図から分かるように、制御インサート 7652 は、細長チャンネル 7102 内で、本明細書においては第 1 の位置と称される最低位置まで圧縮される。エンドエフェクタ 7100 がトロカールポート 7630 を通って挿入された後、「付勢手段」7620 は、アンビル本体部分 7132 を、図 56 に示すように細長チャンネル 7102 から離れた方向に主開口位置まで付勢する役割を果たす。この図から分かるように、アンビルアセンブリ 7130 がこの位置にあるとき、ばね 7664 は、制御インサート 7652 を最上位置又は第 2 の位置まで付勢させ、臨床医は、次に、閉鎖システムを操作して、作動運動をアンビルアセンブリ 7130 に付与して、標的組織を細長チャンネル 7102 とアンビルアセンブリ 7130 との間で受容するために、アンビルアセンブリ 7130 を細長チャンネル 7102 に対して完全な開放位置まで移動することができる。臨床医は、次いで、再び閉鎖システムを操作して、アンビルアセンブリを、エンドエフェクタの発射準備ができてい
30
る完全なクランプ締め位置まで移動させることができる。

【0128】

図 58 及び図 59 は、別のアンビル制御構成を示し、このアンビル制御構成により、アンビルアセンブリを完全に圧縮された第 1 の挿入位置における初期の位置決めが容易になり、エンドエフェクタ 7720 がトロカールポートへ挿入された後、エンドエフェクタ 7100 がトロカールポートを通過し、アンビルアセンブリ 7730 が主開口位置の推定を行うことが可能であり、ここでは、作動運動をアンビルアセンブリ 7730 に付与することで、アンビルアセンブリ 7730 は完全な開口位置まで移動することができる。これらの図で示すように、エンドエフェクタ 7720 は、本明細書にて開示した種類及び構造の外科用器具 7710 に連結される。アンビルアセンブリ 7730 は、本明細書にて開示した他のアンビルアセンブリに構造が類似してもよい。例えば、アンビルアセンブリ 7730 は、アンビル本体部分 7732 及びアンビル取付け部分 7736 を備えてもよく、このアンビル取付け部分 7736 は、アンビル取付け部分 7736 から突出する 1 対のトラニオン 7738、及び直立アンビルタブ 7742 を有する。アンビルタブ 7742 は、本明細書で記載される様々な様式で、遠位閉鎖チューブ区間 7280 の作動タブ 7290 と連
40
50

動するように構成されている。

【0129】

図58及び図59から分かるように、エンドエフェクタ7720は、細長チャンネル7721を備え、この細長チャンネル7721は、本明細書で記載される他の細長チャンネル構成に構造及び操作が類似している。細長チャンネル7721は、内部で外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成され、内部にトラニオンスロット7724をそれぞれ有する2つの直立壁部分7723を備える近位取付け部分7722を備える。少なくとも1つの実施において、各トラニオンスロット7724は、末端部7726を有し、この末端部7726は、トラニオンが、初期挿入プロセスの間にトラニオンスロット7724内に配置されることを可能にする。各トラニオンスロット7724は、弓状部分7727を更に有し、この弓状部分7727により、アンビルアセンブリ7730の開閉の間、トラニオン7738の移動が容易にする。

10

【0130】

様々な実施において、付勢手段7750は、アンビル本体部分7732の下面7733の一部、並びに細長チャンネル7721の側面及び／又は外科用ステープルカートリッジの一部の上に提供される。例えば、(複数の)アンビル付勢部材7752は、細長チャンネル7721上で(複数の)アンビル付勢部材7756と面する構成で、アンビル本体部分7732上に提供されてもよい。付勢手段7752、7754は、任意の形態の(複数の)弾性部材及び／又は(複数の)ばねを含み得る。例えば、図示した構成において、付勢手段は、圧縮可能な又は弾性フォーム材料の細片を含む。アンビルアセンブリ7730がトロカルポート7630の内側にある場合、付勢部材7752、7754は、図58に示すように圧縮されることとなる。エンドエフェクタ7720がトロカルポート7630を通過した後、付勢部材7752、7754は、図59に示すようにアンビルアセンブリ7730を「主開口位置」へ上側に付勢する。アンビルアセンブリ7730がこの「主開口位置」にあるとき、臨床医は、次に、閉鎖トリガを作動させて遠位閉鎖チューブ7280を近位方向「PD」に移動させ、アンビルアセンブリ7730を「完全開放位置」まで移動させることができる。臨床医が標的組織をアンビルアセンブリ7730とステープルカートリッジとの間に位置付けると、アンビルアセンブリ7730は、閉鎖位置又は完全なクランプ締め位置まで移動することができる。付勢部材により生み出された抵抗及び付勢力の量は、異なるジュロ硬度を有する異なる付勢部材、又は異なるばね圧縮特性を有するばね部材を用いることによって変更され得る。別の方法は、付勢部材の形状を変更することである。図60及び図61は、異なる付勢部材構成7752'、7754'(図60)及び7752''、7754''(図61)を示す。

20

30

【0131】

図62及び図63は、代替の遠位閉鎖チューブ構成7280'を有するエンドエフェクタ7720の使用を示し、遠位閉鎖チューブ構成7280'は、付勢部材7292が、内側に向かって延在する作動タブ7290上に固定されていることを除いて遠位閉鎖チューブ7280と実質的に同一である。図示した実施形態において、付勢部材7292は、板型スプリングを含む。しかしながら、付勢部材は、例えば、(アンビルタブ7742から遠位である)アンビル取付け部分7736に取り付けられた弾性材料を備えることができることが理解されよう。図62は、トロカルポート7630へ挿入されている際の、挿入位置のエンドエフェクタ7720を示す。この図から分かるように、アンビル本体部分7732は、トロカル部分7630により細長チャンネル7102に対して最低位置まで圧縮されており、トロカル部分7630はまた、付勢部材7292に付勢力又は運動を付与する。エンドエフェクタ7100がトロカルポート7630へ挿入された後、付勢部材7292は、図63に示すように、アンビル本体部分7132を細長チャンネル7102から離れる方向に主開口位置に向けて付勢する。臨床医は、次いで、再び閉鎖システムを操作して、アンビルアセンブリ7730を、エンドエフェクタの発射準備ができていない完全なクランプ締め位置まで移動させることができる。

40

【0132】

50

図64は、例示的な外科用器具7810を示し、この外科用器具7810は、ハウジング7820、ハウジング7820から動作可能に突出し、外科用エンドエフェクタ7900に動作可能に連結された細長シャフトアセンブリ7850を備えることができる。図64に示す外科用器具7810は、ハウジング7820を備え、ハウジング7820は、臨床医により把持、操作及び作動されるように構成されているハンドル7822からなる。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、本明細書にて開示した様々な形態のシャフト構成及びエンドエフェクタ構成の、様々な独自かつ新規の構成はまた、ロボット制御される外科用システムと組み合わせて効果的に用いることができると理解されよう。したがって、用語「ハウジング」はまた、ハウジングに取り付けられた様々な形態の外科用エンドエフェクタを作動させるために使用することができるだろう、少なくとも1つの制御運動を生成及び適用するように構成されている、少なくとも1つの駆動システムを収容するかないしは別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムのハウジング又は類似部分を包含し得る。「フレーム」という用語は、手持型外科用器具の一部分を指し得る。「フレーム」という用語はまた、ロボット制御式の外科用器具の一部分及び／又は外科用器具を動作可能に制御するために使用できるロボットシステムの一部分を表すことができる。例えば、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第13/536,323号（名称「Robotically Powered Surgical Device With Manually Actuable Reversing System、2012年6月28日出願）は、効果的にも用いることができる様々なロボットシステムを開示している。更に、以下でより詳細に論じるように、添付図面の少なくともいくつかで示される外科用器具7810は、外科用エンドエフェクタの様々な構成要素及び機構を作動するための制御運動を生成するモータを用いる。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、当業者は、本発明の特定の特徴及び利点もまた、手動で生成される（すなわち、モータで生成されない）作動及び制御運動を備えた外科用器具と組み合わせて効果的に達成され得ることを理解するであろう。

【0133】

図64及び図66に示すように、ハンドル7822は、1対の相互連結可能なハウジング区画7824、7826を含んでよく、これらの区画は、ネジ、スナップ機構、接着剤などにより相互連結されてもよい。本明細書で使用する時、用語「スナップ機構」としては、例えば、別の構成要素の対応する嵌合部分を保持しながら係合するように構成された、突出部を上には有するタブが挙げられるが、これらに限定されない。このような機構は、嵌合部分を解放可能に係合するように設計されてもよく、又は、取り外されないような設計であってもよく、若しくは取り外されないことを目的としてもよい。図示の構成において、ハンドルハウジング区画7824、7826は、臨床医に把持及び操作され得るピストルグリップ部分7828を形成するように協働する。以下で更に詳細に論じるように、ハンドル7822は、内部で複数の駆動システム又は制御システムを動作可能に支持し、この駆動システム又は制御システムは、細長シャフトアセンブリ7850の対応する構成要素部分に様々な制御運動を生成し、かつ付与するように構成されており、この細長シャフトアセンブリ7850は、外科用エンドエフェクタ7900に動作可能に取り付けられている。図示した実施形態において、外科用エンドエフェクタ7900は、例えば、組織を切断及び締結するように構成されている。

【0134】

図65は、用いることができる外科用エンドエフェクタ7900の一形態を示す。この図から分かるように、外科用エンドエフェクタ7900は、細長チャンネル7902を備えてもよく、細長チャンネル7902は、内部で外科用締結具カートリッジ7910を受容するように構成されている。外科用締結具カートリッジ7910は、カートリッジ本体7912を備えてもよく、カートリッジ本体7912は、中央に配設された細長スロット7914を内部に有する。カートリッジ本体7912は、数列の締結具ポケット7916を更に備えてもよく、この締結具ポケット7916は、細長スロット7914の両側に位置し

、内部で対応する外科用締結具 7920 を支持するように構成されている。細長チャンネル 7902 は、内部で組織切断用部材又はナイフアセンブリ 7950 を更に動作可能に支持してもよく、この組織切断用部材又はナイフアセンブリ 7950 は、細長チャンネル 7902 内に据え付けられると、カートリッジ本体 7912 内のスロット 7914 において軸方向に移動するように構成されている。ナイフアセンブリ 7950 は、組織切断縁部 7952 で構成されてもよく、組織切断縁部 7952 は、下方足部 7954 と上方足部又は上部タブ 7956 との間の中心に配設されている。以下で更に詳細に論じるように、ナイフアセンブリ 7950 は、発射駆動システム 8100 によりナイフアセンブリ 7950 に付与された動きに応じて、細長チャンネル 7902 及び外科用締結具カートリッジ 7910 内を軸方向に駆動されるように構成されている。

10

【0135】

図 65 からまた分かるように、外科用エンドエフェクタ 7900 は、アンビルアセンブリ 7930 を更に備えてもよく、このアンビルアセンブリ 7930 は、細長チャンネル 7902 上で移動可能に支持されている。アンビルアセンブリ 7930 は、例えば、閉鎖駆動システム 8000 からアンビルアセンブリ 7930 に伝達される閉鎖運動及び開放運動に応じて、外科用締結具カートリッジ 7910 に対して移動可能であってもよい。しかしながら、別の構成において、アンビルアセンブリは、固定されてもよく、外科用締結具カートリッジは、閉鎖運動が付与されると、アンビルアセンブリに対して移動するように構成されてもよい。一構成において、例えば、アンビルアセンブリ 7930 は、アンビル本体部分 7932 を備え、このアンビル本体部分 7132 は、下面に形成された締結具成形面 7934 を有する。締結具成形面 7934 は、一連の成形ポケット（図示せず）を備えてもよく、この成形ポケットは、外科用締結具カートリッジ 7910 内で支持される外科用締結具 7920 に対応する。外科用締結具 7920 の脚部が駆動されて、アンビルアセンブリ 7930 内の対応する成形ポケットと接触形成されると、これらは所望の組織保持構成へと形成される。アンビルアセンブリ 7930 は、アンビル取付け部分 7936 を更に備えてもよく、このアンビル取付け部分 7936 は、細長チャンネル 7902 の近位取付け部分 7904 に形成される対応する弓状スロット 7906 内で受容される、アンビル取付け部分 7936 から突出する 1 対のトラニオン 7938 を有する。様々な構成において、外科用締結具 7920 は、対応するスレッドアセンブリ 7960 及び 7970 により、外科用締結具カートリッジ 7910 内でそれぞれの締結具ポケット 7916 の外へ駆動され、このスレッドアセンブリ 7960 及び 7970 は、細長チャンネル 7902 内で移動可能に支持され、発射駆動システム 8100 によりスレッドアセンブリに付与された発射運動に応じて移動可能である。

20

30

【0136】

ここで、図 66 を参照すると、ハンドル 7822 は、フレーム 7830 を更に備えてもよく、このフレーム 7830 は、閉鎖駆動システム 8000 及び発射駆動システム 8100 の様々な構成要素を動作可能に支持している。少なくとも 1 つの形態において、閉鎖駆動システム 8000 は、フレーム 7830 によって枢動可能に支持される閉鎖トリガ 8002 の形態をなすアクチュエータを備えてもよい。閉鎖トリガ 8002 は、フレーム 7830 によって枢動可能に支持されてもよく、そのため、臨床医がハンドル 7822 のピストルグリップ部分 7828 を把持すると、閉鎖トリガ 8002 は、開始位置又は非作動位置から作動位置へ、より具体的には完全圧縮位置又は完全作動位置へと容易に枢動できる。閉鎖トリガ 8002 は、ばね又は他の付勢構成（図示せず）によって、非作動位置へと付勢されてもよい。閉鎖駆動システム 8000 の構造及び動作の特定の態様に関する様々な詳細は、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第 13/803,097 号（2013 年 3 月 14 日出願、名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE」）に見出すことができる。この参考文献で論じられ、本明細書の図 66 に示すように、閉鎖トリガ 8002 は、閉鎖解放アセンブリ 8020 と協調するように構成されてもよく、この閉鎖解放アセンブリ 8020 は、フレーム 7830 に枢動可能に連結されてい

40

50

る。少なくとも1つの形態において、閉鎖解放アセンブリ8020は、解放ボタンアセンブリ8022を備えてもよく、この解放ボタンアセンブリ8022は、解放ばね（図示せず）により、反時計回り方向に枢動されてもよい。臨床医が閉鎖トリガ8002を非作動位置からハンドル7822のピストルグリップ部分7828に向けて押下すると、閉鎖解放アセンブリ8020は、完全に作動した位置で閉鎖トリガ8002をロックするように機能する。臨床医が閉鎖トリガ8002をロック解除して、非作動位置に付勢させるように所望する場合、臨床医は、単純に、閉鎖解放ボタンアセンブリ8020が閉鎖トリガ構成から係合解除するように枢動させ、これにより、閉鎖トリガ8002を非作動位置まで枢動して戻すことができる。他の閉鎖トリガロック及び解放構成が用いられてもよい。

【0137】

図66及び図67を参照すると、閉鎖駆動システム8000は、近位閉鎖チューブ区間8010を更に備えてもよく、この近位閉鎖チューブ区間8010は、閉鎖チューブ取付けヨーク8030に回転可能に連結されるように適合された、近位端8012を有する。近位閉鎖チューブ区間8010の近位端8012は、閉鎖チューブ取付けヨーク8030内のクレドル8032（図66）内で受容されて、閉鎖チューブ取付けヨーク8030に対して相対回転を可能にするように構成されている。近位閉鎖チューブ区間8010は、U字型コネクタ8036により閉鎖チューブ取付けヨーク8030に回転可能に取り付けられてもよく、このU字型コネクタは、近位閉鎖チューブ区間8010の近位端8012にある環状スロット8014内で受容され、かつ閉鎖チューブ取付けヨーク8030内のスロット8034（図66）内で密閉されるように構成されている。このような構成は、近位閉鎖チューブ区間8010が閉鎖チューブ取付けヨーク8030に対して回転し得るように、近位閉鎖チューブ区間8010を閉鎖チューブ取付けヨーク8030に回転可能に連結する役割を果たす。より具体的には、このような構成は、細長シャフトアセンブリ7850により画定されるツールの長手方向軸線「LT-LT」を中心にして、ハンドル7822に対する細長シャフトアセンブリ7850の手動回転を容易にすることによって、臨床医が、図64の矢印「R」で表しているように外科用エンドエフェクタ7900を回転することができる。

【0138】

様々な構成において、閉鎖チューブ取付けヨーク8030は、関節屈曲システム8200の近位関節屈曲チューブ8202に移動可能に取り付けられており、この関節屈曲システム8200は、以下で更に詳細に論ずる。このような構成により、閉鎖トリガ8202の作動に応じて、閉鎖チューブ取付けヨーク8030が近位関節屈曲チューブ8002上を軸方向に移動することができる。特に、閉鎖チューブ取付けヨーク8030は、閉鎖連結バー8040により閉鎖トリガ8002に枢動可能に連結されてもよい。図66を参照されたい。したがって、臨床医が閉鎖トリガ8002を、ハンドル7822のピストルグリップ部分7828に向けて内側に枢動すると、閉鎖チューブ取付けヨーク8030は、遠位方向「DD」に前進することとなる。発射トリガ8002が非作動位置に戻ると、閉鎖チューブ取付けヨーク8030は、近位関節屈曲チューブ8202上を近位（「PD」方向）に、開始位置まで前進することとなる。

【0139】

閉鎖駆動システム8000は、中間可撓性チューブ区間8050を更に備えてもよく、この中間可撓性チューブ区間8050は、近位閉鎖チューブ区間8010の遠位端8018に取り付けられるように構成されている。図68から分かるように、中間チューブ区間8050は、可撓性関節屈曲部分8060及び取付けステム部分8052を備えてもよい。取付けステム部分8052は、近位閉鎖チューブ区間8010の開口遠位端8018内に、摩擦係合しながら延在する大きさであってもよい。可撓性関節屈曲部分8060は、取付けステム部分8052と一体的に形成されてもよく、近位端部分8064（図5で1つのみ見えている）を備えた関節屈曲スパイン8062を備え、近位端部分8064は、近位閉鎖チューブ区間8010の遠位端8018で、対応するノッチ8019内で受容されるように構成され、近位閉鎖チューブ区間8010と中間チューブ区間8050との間

での相対回転を防止する。中間チューブ区間 8050 は、近位閉鎖チューブ区間 8010 に、例えば、ネジ、もどり止め、接着剤などにより、回転しないように取り付けられ（すなわち、これらの構成要素間での相対回転を防止するように取り付けられ）てもよい。

【0140】

閉鎖駆動システム 8000 は、遠位閉鎖チューブ区間 8080 を更に備えてもよく、この遠位閉鎖チューブ区間 8000 は、アンビルアセンブリ 7930 に軸方向に係合し、開放運動及び閉鎖運動を付与するように構成されている。遠位閉鎖チューブ区間 8080 は、共に軸方向に移動するために、中間チューブ区間 8050 の遠位端に取り付けられてもよい。関節屈曲スパイン 8062 は、遠位端部分 8066 を更に含んでもよく、この遠位端部分 8066 は、遠位閉鎖チューブ区間 8080 の近位端 8082 における対応するノッチ 8084 内に受容されるように構成されて、遠位閉鎖チューブ区間 8080 と中間チューブ区間 8050 との間での相対回転を防止する。図 68 を参照されたい。遠位閉鎖チューブ区間 8080 の近位端 8082 は、取付けタブ 8086 に向かって内側に延在してもよく、取付けタブ 8086 は、中間チューブ区間 8050 における対応するノッチ 8067 内に屈曲するように適合されている。図 68 を参照されたい。このような構成は、共に軸方向に移動するために、遠位閉鎖チューブ区間 8080 の中間チューブ区間 8050 への取り付けを容易にする役割を果たす。

10

【0141】

遠位閉鎖チューブ区間 8080 は、開放運動及び閉鎖運動をアンビルアセンブリ 7930 に付与するように構成されている。図 70 から分かるように、アンビル取付け部分 7936 の一形態は、アンビルタブ 7942 を画定する溝 7940 が形成されてもよい。図 69 及び図 71 から分かるように、遠位閉鎖チューブ区間 8080 の遠位端 8088 は、内部に形成された内側に延在する作動タブ 8090 を有し、この作動タブ 8090 は、アンビルタブ 7942 と連動するように構成されている。例えば、遠位閉鎖チューブ区間 8080 が開放位置にあるとき（図 69 及び図 71）、作動タブ 8090 は、アンビルタブ 7942 と付勢接触しており、このアンビルタブ 7942 は、アンビルアセンブリ 7930 を開放位置に駆動する役割を果たす。図 72 に示すように、アンビルアセンブリ 7930 が開放位置にあるとき、トラニオン 7938 は、細長チャネル 7902 の近位取付け部分 7904 内のトラニオンスロット 7906 の底部に位置する。遠位閉鎖チューブ区間 8080 が遠位方向に進むと、遠位端 8088 は、アンビル本体 7932 上の直立端壁 7944 と接触し、アンビルアセンブリ 7930 を外科用締結具カートリッジ 7910 に向かって駆動、ないしは別の方法で移動させる。組み立てる際、トラニオン 7938 はそれぞれ、遠位閉鎖チューブ区間 8080 内の対応する開口部 8092 内に延在する。図 69 を参照されたい。

20

30

【0142】

閉鎖駆動システム 8000 の操作をここで説明する。閉鎖トリガをハンドル 7822 のピストルグリップ部分 7828 に向けて、かつこれから離れる方向に駆動させることにより外科用締結具カートリッジ 7910 に対してアンビルアセンブリ 7930 を移動することができる。したがって、閉鎖トリガ 8002 を作動させることで近位閉鎖チューブ区間 8010、中間チューブ区間 8050、及び遠位閉鎖チューブ区間 8080 が軸方向で遠位方向「DD」に移動し、アンビル本体部分 7932 の端壁 7944 と接触して、アンビル 7930 を外科用締結具カートリッジ 7910 に向けて駆動、ないしは別の方法で移動させる。臨床医は、アンビルアセンブリ 7930 を開閉することにより、アンビルアセンブリ 7930 と締結具カートリッジ 7910 との間で組織を把持及び操作することができる。標的組織がアンビルアセンブリ 7930 と締結具カートリッジ 7910 との間で捕捉されると、臨床医は、閉鎖トリガ 8002 を、発射のために所定位置で固定される、完全に作動した位置まで駆動することができる。

40

【0143】

上で示した通り、フレーム 7830 はまた、発射駆動システム 8100 を動作可能に支持するように構成され、この発射駆動システム 8100 は、発射運動を細長シャフトアセ

50

ンブリ 7850、及び最終的にはナイフアセンブリ 7950 及びスレッドアセンブリ 7960、7970 の対応する部分に付与するように構成されている。図 64 及び図 73 から分かるように、発射駆動システム 8100 は、ハンドル 7022 のピストルグリップ部分 7828 において支持されている電動モータ 8102 を用いることができる。様々な形態において、モータ 8102 は、例えば、約 25,000 RPM の最大回転数を有するブラシ付き DC 駆動モータであってもよい。別の構成において、モータ 302 として、ブラシレスモータ、コードレスモータ、同期モータ、ステッパモータ、又は任意の他の好適な電動モータが挙げられる。制御回路基板アセンブリ 8106 に、そして最終的にモータ 8102 に電力を供給するために、例えば、リチウムイオン電池などの電池 8104（又は「電源」若しくは「電源箱」）がハンドル 22 に連結されてもよい。図 66 は、電池パックハウジング 8105 を示しており、電池パックハウジング 8105 は、制御電力を手術器具 7810 に供給するために、ハンドル 7822 に解放可能に取り付けられるように構成されている。モータ 8102 に給電するために、直列に接続された多数の電池が電源として使用されてもよい。加えて、電源は、交換可能及び／又は再充電可能であってもよい。

【0144】

他の様々な形態に関連して上に概説したように、電動モータ 8102 は、回転式シャフト 8108 を備えることができ、回転式シャフト 8108 は、長手方向移動型駆動部材 8120 の駆動歯 8122 の組又はラックとの噛合い係合をなして取り付けられる歯車減速機アセンブリ 8110 と動作可能に連動している。歯車減速機アセンブリ 8110 は、とりわけ、ハウジング 8112 及び出力ピニオンギア 8114 を備えることができる。図 10 を参照されたい。特定の実施形態において、出力ピニオンギア 8114 は、長手方向移動型駆動部材 8120 と直接、動作可能に係合することができ、又はそれに代わって、1 つ又は 2 つ以上の中間歯車 8116 を介して駆動部材 8120 と動作可能に係合することができる。中間歯車は、少なくとも 1 つのこのような実施形態において、駆動部材 8120 において画定される駆動歯 8122 の組又はラックと噛合い係合することができる。使用の際、電動モータ 8102 は、電動モータ 8102 が中間歯車を回転させる方向に応じて、矢印「DD」で示される遠位方向及び／又は矢印「PD」で示される近位方向に、駆動部材を移動することができる。使用の際に、電池によって与えられる電圧極性により、電動モータ 8102 を時計回り方向に動作させることができるが、電池によって電動モータに付与される電圧極性は、電動モータ 8102 を反時計回り方向に動作させるために、逆転され得る。電動モータ 8102 がある方向に回転されると、駆動部材 8120 は、遠位方向「DD」に軸方向に駆動されることとなる。モータ 8102 が反対の回転方向に駆動されると、駆動部材 8120 は、近位方向「PD」に軸方向に駆動されることとなる。ハンドル 7822 は、電池によって電動モータ 8102 に付与される極性を逆転させるように構成され得るスイッチを備えることができる。ハンドル 7822 はまた、移動可能な駆動部材 8120 の位置及び／又は移動可能な駆動部材 8120 が移動している方向を検出するように構成されたセンサを備えてもよい。

【0145】

モータ 8102 の作動は、ハンドル 7822 上で駆動可能に支持される発射トリガ 8130 によって制御される。発射トリガ 8130 は、非作動位置と作動位置との間で駆動される。発射トリガ 8130 は、ばね（図示せず）又は他の付勢構成によって非作動位置へと付勢されてもよく、そのため、臨床医が発射トリガ 8130 を解放すると、発射トリガ 8130 は、ばね又は付勢装置によって非作動位置に駆動されるか、ないしは別の方法で戻り得る。少なくとも 1 つの形態において、発射トリガ 8130 は、その開示全体が参照として、本明細書にあらかじめ組み込まれている米国特許出願第 13/803,097 号で更に詳細を論じているように、閉鎖トリガ 8002 の「外側」に位置することができる。少なくとも 1 つの形態において、発射トリガ安全ボタン 8132 が閉鎖トリガ 8002 に駆動可能に取り付けられてもよい。安全ボタン 8132 は、発射トリガ 8130 と閉鎖トリガ 8002 との間に位置付けられ、安全ボタン 8132 から突出する駆動アーム（図示せず）を有してもよい。閉鎖トリガ 8002 が非作動位置にあるとき、安全ボタン 81

10

20

30

40

50

32は、ハンドルハウジング内に収容され、臨床医は、容易には安全ボタン8132に触れることができず、発射トリガ8130の作動を防止する安全位置と、発射トリガ8130が発射され得る発射位置との間で移動することもできない。臨床医が閉鎖トリガ8002を押下すると、安全ボタン8132及び発射トリガ8130は、それらは次いで臨床医によって操作されることが可能となる。

【0146】

上に示したように、少なくとも1つの形態において、長手方向移動型駆動部材8120は、上に歯車減速機アセンブリ8110の対応する駆動歯車と噛合い係合するための歯8122のラックを有している。また、モータが故障した場合に臨床医が手動で長手方向移動型駆動部材8120を後退させられるように構成された手動作動式「脱出」アセンブリが、少なくとも1つの形態に含まれてもよい。米国特許出願第13/803,097号は、使用してもよい脱出アセンブリの一形態の更なる詳細を含んでいる。米国特許出願公開第2010/0089970号には、本明細書で開示する様々な器具でもまた用いられ得る「脱出」装置、並びに他の構成要素、装置、及びシステムが開示されている。米国特許出願第12/249,117号（名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」、現在は米国特許出願公開第2010/0089970号）は、その内容全体が本明細書に参照として組み込まれている。

10

【0147】

図67及び図68を参照すると、様々な形態の細長シャフトアセンブリ7850は、発射部材アセンブリ7860を備えてもよく、この発射部材アセンブリ7860は、関節屈曲システム8200の一部である関節屈曲シャフトアセンブリ8230内を軸方向に移動するように支持され、シャフトフレーム又はスパインとして実質的に機能する。発射部材アセンブリ7860は、近位発射シャフト7862を更に備えてもよく、この近位発射シャフト7862は、近位端部分7864を有し、この近位端部分7864は、移動可能な駆動部材8120の遠位端8124に提供される遠位クレードル8126で回転可能に受容されるように構成されている。このような構成により、近位発射シャフト7862が共に軸方向に移動しながら、移動可能な駆動部材8120に対して回転することが可能となる。近位発射シャフト7862は、内部で可撓性遠位シャフトアセンブリ7870の近位端7872を受容するための遠位端7866に形成されるスロット7868を更に有してもよい。図68を参照されたい。この図から分かるように、遠位発射シャフトアセンブリ7870の近位端7872は、遠位発射シャフト7862内のスロット7868内で受容されてもよく、ピン7873によりスロット7868にピン留めされてもよい。

20

30

【0148】

遠位シャフトアセンブリ7870は、中央発射用梁部7874を備えてもよく、この中央発射用梁部7874は、右スレッド押出用梁部7876と左スレッド押出用梁部7878との間に位置する。中央発射用梁部7874及び押出用梁部7876、7878は、例えば、それぞれが金属から作製されてもよく、これらは、以下で更に詳細に論じるように、外科用エンドエフェクタ7900内のスレッドアセンブリ7960、7970の軸方向の作動を促進しながら、エンドエフェクタ7900が関節屈曲する際に、スレッドアセンブリ7960、7970の屈曲もまた容易にする。少なくとも一構成において、中央押出用梁部7874、右スレッド押出用梁部7876及び左スレッド押出用梁部7878は、アンビル取付け部分7936内のスロット7946を通して延在してもよい。右スレッド押出用梁部7876は、右スレッドアセンブリ7960に対応し、左スレッド押出用梁部7878は、細長チャンネル7902内で移動可能に支持されている左スレッドアセンブリ7970に対応する。右スレッド押出用梁部7876及び左スレッド押出用梁部7878の軸方向への移動により、右及び左スレッドアセンブリ7960、7970がそれぞれ、細長チャンネル7902内で軸方向に前進することとなる。右スレッドアセンブリ7960が細長チャンネル7902内で軸方向に前進すると、右スレッドアセンブリ7960は、ス

40

50

ロット7914の右側でカートリッジ本体7912内で支持されている外科用締結具7920を、それぞれのポケット7916の外へ駆動させ、また、左スレッドアセンブリ7970が細長チャンネル7902内で軸方向に前進すると、左スレッドアセンブリ7970は、スロット7914の左側でカートリッジ本体7912内で支持されている外科用締結具7920を、それぞれのポケット7916の外へ駆動させる。

【0149】

中央発射用梁部7874は、遠位端7880を有し、この遠位端7880は、ナイフアセンブリ7954内に提供されるスロット7951内で受容されるように構成され、この内部に、例えば、摩擦係合、接着剤、溶接などにより保持されてもよい。底窓部7905は、細長チャンネル7902の遠位端7903内に形成され、ナイフアセンブリ7950が細長チャンネル7902へ挿入されることを可能にしてもよい。少なくとも1つの形態において、細長チャンネル7902は、中央に配設されたチャンネルスロット7909を画定する右側垂直壁7907及び左側垂直壁7908により形成されてもよい。ナイフアセンブリ7950が細長チャンネル7902内の底窓部7905内に挿入されると、ナイフアセンブリ7950の本体部分7951は、チャンネルスロット7909内に挿入され、細長チャンネル7902内で近位に前進し、中央発射用梁部7874の遠位端7880と連結することができる。下部チャンネルカバー7911は、細長チャンネル7902の底部に取り付けられて、組織、体液などが、例えば、細長チャンネル7902内に入り込んで、内部のナイフアセンブリ7950の移動を妨げることを防止してもよい。

【0150】

一形態において、アンビルアセンブリ7930は、以下の通り、細長チャンネル7902上に据え付けられてもよい。据え付けプロセスを開始するために、アンビルアセンブリ7930は、細長チャンネル7902上に位置付けられ、トラニオン7938が細長チャンネル7902の近位取付け部分7904内のノッチ7913に挿入され得、これにより、トラニオン7938が、細長チャンネル7902内の対応するトラニオンスロット7906に入ることが可能となる。図65を参照されたい。この据え付けは、遠位閉鎖チューブ区間8080が中間チューブ区間8050に取り付けられる前か、又は遠位閉鎖チューブ区間8080が十分に近位方向に移動して、アンビルを位置付けた後に実施してもよい。トラニオン8038がそれぞれのトラニオンスロット7906内で受容されると、遠位閉鎖チューブ区間8080は、図71及び図72に示す位置まで移動することができ、この位置では、遠位閉鎖チューブ区間8080は、トラニオン7938をそれぞれのトラニオンスロット7906内で保持し、かつ、作動タブ8090は、アンビルタブ7942と付勢接触しており、このアンビルタブ7942は、アンビルアセンブリ7930を開放位置に枢動する役割を果たす。この位置にあるとき、各トラニオン7938は、遠位閉鎖チューブ区間8080内で対応する開口部8092内に突出している。図69を参照されたい。図65及び図71に示すように、アンビルアセンブリ7930が開放位置にあるとき、ナイフアセンブリ7950の上端は、アンビル本体部分7932内の窓部7933に入る。このような窓部7933は、ナイフアセンブリ7950が非作動位置のままでありながら、アンビルアセンブリ7930が閉鎖位置まで移動するようにするための間隙を提供する。アンビルアセンブリ7930の所定位置にナイフアセンブリ7950が据え付けられると、アンビルカバー7935がアンビル本体7934に取り付けられて、組織、体液などが、アンビル本体7934内に入り込んで、内部のナイフアセンブリ7950の移動を妨げることを防止してもよい。ナイフアセンブリ7950がエンドエフェクタ7900内で遠位方向に前進すると、ナイフアセンブリ7950の上部タブ7956は、アンビル本体内でレッジに係合し、下方足部7954は、細長チャンネル7902の部分7915に係合し、アンビルアセンブリ7930を閉鎖位置に維持し、アンビルアセンブリ7930と締結具カートリッジ7910との間の間隔を実質的に維持する役割を果たす。

【0151】

図70A及び図70Bは、アンビルアセンブリ7930'と作用し得る代替の遠位閉鎖チューブ構成8080'を示し、このアンビルアセンブリ8080'は、アンビルアセン

10

20

30

40

50

ブリ 7930' がアンビルタブを欠いていることを除き、アンビルアセンブリ 7930 と略同一であり得る。このような構成において、例えば、各トラニオン 7938 は、遠位閉鎖チューブ区間 8080' 内の対応する開口部 8092' 内に向けて延在している。遠位閉鎖チューブ区間 8080' は、内側に向かって延在するエラタブ 8094 を更に備え、このエラタブ 8094 は、内側に向かって突出し、対応するアンビルトラニオン 7938 と接触する。遠位閉鎖チューブ区間 8080' が近位方向「PD」に引かれると、各エラタブ 8094 は、対応するトラニオン 7938 と接触して、トラニオンが、細長チャネル 7902 内にある対応するトラニオンスロット 7906 内で下方に移動し、アンビルアセンブリ 7930' を開放位置まで枢動、ないしは別の方法で移動させる。図 70C は、更に別の遠位閉鎖チューブ構成 8080' ' を示し、ここでは、作動タブは、遠位閉鎖チューブ区間 8080' ' 内の凹み 8090' ' により形成され、上述の方法でアンビルタブ 7942 と連動する。

10

【0152】

図 70D は、アンビルアセンブリ 7930' ' を示し、ここでは、アンビルタブ 7942' は、アンビル取付け部分 7936 に取り外し可能に取り付けられている。一構成において、例えば、アンビルタブ 7942' は、アンビル取付け部分 7936 内で開口部 7941 を保持しながら係合するように配置されるスナップタブ 7943 で構成される。アンビルアセンブリ 7930' ' は、別様においては上述のアンビルアセンブリ 7930 と同一であってもよく、遠位閉鎖チューブ区間 8080 により同様の様式で開閉されてもよい。図 70E は、更に別のアンビルアセンブリ 7930' ' を示し、ここでは、アンビルタブは、アンビル取付け部分 7936 に取り外し可能に取り付け可能なネジ 7948 により形成される。このような取り外し可能なアンビルタブ／ネジ構成は、アンビルアセンブリ 7930' ' の据え付けを一層容易にし得る。

20

【0153】

図 67 及び図 68 を参照すると、関節屈曲システム 8200 の一形態は、関節屈曲シャフトアセンブリ 8230 を備え、この関節屈曲シャフトアセンブリ 8230 は、関節屈曲制御システム 8260 により動作可能に制御されてもよい。一形態において、例えば、関節屈曲シャフトアセンブリ 8230 は、右側関節屈曲シャフト区間 8240 及び左側関節屈曲シャフト区間 8250 を備えてもよい。右側関節屈曲シャフト区間 8240 は、内部に形成された右側通過区間 8244 を有する近位端 8242 を含む。同様に、左側関節屈曲シャフト区間 8250 は、内部に形成された左側通過区間 8254 を有する近位端部分 8252 を含む。右側関節屈曲シャフト区間 8240 及び左側関節屈曲シャフト区間 8250 が近位閉鎖チューブ区間 8010 内に挿入されると、これらは、関節屈曲シャフトアセンブリ 8230 を形成する。右側通過区間 8244 及び左側通過区間 8254 は、協調して、内部で近位発射シャフト 7862 の一部を受容する。右側関節屈曲シャフト区間 8240 及び左側関節屈曲シャフト区間 8250 は、例えば、プラスチック、特に EMS - American Grilon より商品名 Grivory GV-6H で市販のガラス繊維強化非晶質ポリアミドから構成され得る。

30

【0154】

様々な構成において、例えば、関節屈曲制御システム 8260 は、ノズルアセンブリ 8262 を備えてもよく、このノズルアセンブリ 8262 は、ハンドル 7822 に対する回転移動のために支持されている。図 67 から分かるように、ノズルアセンブリ 8262 は、一連の締結具（例えば、ネジ） 8268 により共に取り付けられた上部ノズル区間 8264 及び下部ノズル区間 8266 を備えてもよい。上部ノズル区間 8264 は、上で関節屈曲制御ノブ 8720 を回転可能に支持するように構成されてもよい。一構成において、例えば、関節屈曲制御ノブ 8270 は、上部ノズル区間 8264 内の開口部（図示せず）を通して延在し、ネジ 8274 により関節屈曲歯車部材 8272 と連結されている。関節屈曲歯車部材 8272 は、関節屈曲平歯車 8276 を備えてもよく、この関節屈曲平歯車 8276 は、近位閉鎖チューブ区間 8010 の近位端部分 8012 内の開口部 8016 内に延在している。図 67 から更に分かるように、関節屈曲システム 8200 は、右側作動

40

50

チューブアダプタ 8278 及び左関節屈曲チューブアダプタ 8280 を更に備えている。右関節屈曲チューブアダプタ 8278 は、内部に形成された右側凹部 8279 を有し、この右側凹部 8279 は、右側関節屈曲シャフト区間 8240 の近位端 8242 上に形成された右側アダプタラグ 8246 を受容するように適合されている。同様に、左側関節屈曲チューブアダプタ 8280 は、左側凹部 8282 を含み、この左側凹部 8282 は、左側関節屈曲シャフト区間 8250 の近位端 8252 上に形成された左側アダプタラグ 8256 を係合するように適合されている。右側関節屈曲チューブアダプタ 8278 は、一連の右側関節屈曲駆動歯車 8281 を更に有し、この右側関節屈曲駆動歯車 8281 は、関節屈曲平歯車 8276 と噛合い係合するように構成されている。左側関節屈曲チューブアダプタ 8280 は、内部に形成された一連の左側関節屈曲駆動歯車 8284 を有し、この左側関節屈曲駆動歯車 8284 は、関節屈曲平歯車 8276 と噛み合うように適合されている。したがって、関節屈曲制御ノブ 8270 が、ハンドル 7822 に対してツールの長手方向軸線 L T - L T を横断する制御軸線 C A - C A を中心にして回転するとき、左側関節屈曲シャフト区間 8250 は、例えば、近位閉鎖チューブ区間 8010 内で軸方向に遠位方向「D D」に駆動され、右側関節屈曲シャフト区間 8240 は、同時に、軸方向に近位方向「P D」に駆動される。

【0155】

引き続き、図 68 を参照すると、関節屈曲シャフトアセンブリ 8230 は、右側関節屈曲バンド 8290 及び左側関節屈曲バンド 8300 を更に備えてもよい。一形態において、右側関節屈曲バンド 8290 の近位端部分 8292 は、右側関節屈曲バンド 8290 の遠位部分 8294 が、内部にある右側通路 8249 の外側に貫通するように、右側関節屈曲シャフト区間の遠位部分 8248 に取り付けられてもよい。右側関節屈曲バンド 8290 の近位端部分 8292 は、穴又は空洞 8293 を含んでもよく、この穴又は空洞 8293 は、右側関節屈曲シャフト区間 8240 内の対応するラグ（図示せず）を受容して、右側関節屈曲バンド 8290 の右側関節屈曲シャフト区間 8240 への取り付けを容易にするように構成されている。同様に、左側関節屈曲バンド 8300 の近位端部分 8302 は、内部に穴又は空洞 8303 を有してもよく、この穴又は空洞 8303 は、左側関節屈曲シャフト区間 8250 の遠位部分 8258 においてラグ（図示せず）を受容し、左側関節屈曲バンド 8300 の関節屈曲シャフト区間 8250 への取り付けを容易にするように構成されている。関節屈曲バンド 8290 及び 8300 は、金属で、有利には硬質の 301 ステンレス鋼又はその等価物で構成されてもよい。

【0156】

ここで、図 75 ～ 図 78 を参照すると、上で簡単に述べた通り、中間チューブ区間 8050 は、取り付けステム部分 8052 及び可撓性関節屈曲部分 8060 を有し得る。様々な構成において、中間チューブ区間 8050 は、例えば、Dow Chemical Company から ISOPLAST グレード 2510 として市販されている硬質熱可塑性ポリウレタンから製作されてもよく、中央に配設された垂直に延在する関節屈曲スパイン 8062 を含む。関節屈曲スパイン 8062 は、近位スパイン端部 8064 及び遠位スパイン端部 8066 を含み、これらは、それぞれ上述の通り、近位閉鎖チューブ区間 8010 及び遠位閉鎖チューブ区間 8080 への取り付けを容易にする。関節屈曲スパイン 8062 は、様々な制御構成要素の通過を容易にするための、中央に配置された構成要素又はナイフスロット 8070 を更に備える。図示した構成において、スロット 8070 は、中央発射用梁部 7874、右側押出用梁部 7876、及び左側押出用梁部 7878 を移動可能に支持する。様々な形態において、中央に配設されたスロット 8070 は、実質的に閉鎖されて、内部の体液及び組織の浸透を遅延又は防止し、これにより、別様においてはスロット 8070 を動作可能に通過する制御構成要素の移動を抑止する。

【0157】

図 78 にとりわけ見られるように、可撓性関節屈曲部分 8060 は、複数の右側リブ 8310 及び複数の左側リブ 8320 を更に備え、これらは、関節屈曲スパイン 8062 と一体的に形成され、かつ関節屈曲スパイン 8062 から横方向に突出している。様々な形

10

20

30

40

50

態において、例えば、各右側リブ8310は、リブ本体部分8312を備えてもよく、このリブ本体部分8312は、対応する右側リブ首部分8316により関節屈曲スパイン8062から離間している。同様に、各左側リブ8320は、左側リブ本体部分8322を備えてもよく、この左側リブ本体部分8322は、左側リブ首部分8326により関節屈曲スパイン8062から離間している。図76から分かるように、左側リブ本体部分8312及び右側リブ本体部分8322は、弓状であり、略円形の断面形状を有する中間チューブ区間8050の可撓性関節屈曲部分8060を提供する。このような形状により、中間チューブ区間8050は、円形通路、例えば、適切な大きさのトロカールを容易に通過することができる。

【0158】

様々な構成において、右側リブ首部分8016のそれぞれは、右側関節屈曲バンド8290を移動可能に受容するための右側関節屈曲通路8318を画定する役割を果たす。右側関節屈曲バンド8290は、右側関節屈曲通路8318を通して延在し、細長チャンネル7902の近位取付け部分7904に連結することができる。例えば、右側関節屈曲バンド8290の遠位端8294は、右側フック部分8296を有してもよく、この右側フック部分8296は、細長チャンネル7902の右側取り付け部分8297に連結されるように適合されている。図65を参照されたい。同様に、左側リブ首部分8326のそれぞれは、左側関節屈曲通路8328を画定する役割を果たし、左側関節屈曲通路8328を通して左側関節屈曲バンド8300を移動可能に受容する。左側関節屈曲バンド8300は、左側関節屈曲通路8328を通して延在し、細長チャンネル7902の近位取付け部分7904に連結されてもよい。例えば、左側関節屈曲バンド8300の遠位端8304は、左側フック部分8306を有してもよく、この左側フック部分8306は、細長チャンネル7902の左側取り付け部分8307に連結されるように適合されている。

【0159】

関節屈曲システム8200を操作する一方法をここで説明する。臨床医がエンドエフェクタ7900をツールの長手方向軸線LT-LTに対して右側に関節屈曲したいとき（右方向は、図78において矢印「RD」により表される）、臨床医は、関節屈曲制御ノブ8270を適切な方向に単に回転させる。例えば、制御ノブ8270を（上から見た場合）時計回りの方向に回すことにより、左側関節屈曲バンドが遠位方向「DD」に押され、右側関節屈曲バンド8290は、近位方向「PD」に引かれて、細長チャンネル102に関節屈曲運動を付与する役割を果たす。関節屈曲運動が細長チャンネル7902に付与されると、可撓性のある関節屈曲部分8060が屈曲して、外科用エンドエフェクタ7900の「右」方向への動きに適応する。逆に、臨床医がエンドエフェクタ7900を左側方向「LD」に関節屈曲させたい場合、臨床医は、制御ノブ8270を反時計回りの方向に単に回転させることで右側関節屈曲バンド8290を遠位方向「DD」に押すことができ、左側関節屈曲バンド8300が近位「PD」方向に押されることにより、外科用エンドエフェクタ7900が左側に移動する。エンドエフェクタ7900はまた、ロボットシステム（図示せず）により関節屈曲されてもよく、このロボットシステムは、制御運動を関節屈曲バンド8290、8300に付与するように構成されている。

【0160】

上述の関節屈曲運動を外科用エンドエフェクタ7900に付与する際には、中間チューブ区間8050の可撓性関節屈曲部分8060のねじれ又は回転を避けることが望ましい。このような回転又はねじれが発生する場合、中央発射用梁部7874、並びに右側スレッド押出用梁部7876及び左側スレッド押出用梁部7878の操作が妨害される、又は、深刻なねじれの場合、完全に故障する可能性が存在する。この問題を避けるために、右側リブ8310及び左側リブ8320を独自に構成して、リブ間でのねじれを防止することができる。

【0161】

少なくとも一構成において、例えば、各リブ本体8312は、側端を有し、この側端は、隣接するリブのリブ本体の側端と離間して対面する関係で構成される。図78を再び参

10

20

30

40

50

照すると、例えば、各右側リブ8310のリブ本体8312は、第1の右側側端8313及び第2の右側側端8314を有する。最近位の右側リブ8310Pと最遠位の右側リブ8310Dとを除くと、ある右側リブ8310の第1の右側側端8313は、隣接する右側リブ8310の第2の右側側端8314と面する関係にある。中間チューブ区間8050の可撓性関節屈曲部分8060が関節屈曲しない（例えば、可撓性関節屈曲部分8060がツールの長手方向軸線LT-LT上で実質的に軸方向にてれている）場合、各右側リブ8310の第1の右側側端8313は、右側リブ空間8315により、隣接する右側リブ8310の第2の右側側端8314から離間している。図78に示す構成において、例えば、右側リブ空間8315は全て、略同一の空間幅「SWR」を有する。同様に、各左側リブ8320のリブ本体8322は、第1の左側側端8323及び第2の左側側端8324を有する。最近位の左側リブ8320Pと最遠位の左側リブ8320Dとを除いて、ある左側リブ8320の第1の左側側端8323は、隣接する左側リブ8320の第2の左側側端8324と面する関係にある。中間チューブ区間8050の可撓性関節屈曲部分8060が関節屈曲しないとき、各左側リブ8320の第1の左側側端8323は、左側リブ空間8325により、隣接する左側リブ8320の第2の左側側端8324から離間されている。図78に示す構成において、例えば、左側リブ空間8325は全て、略同一空間幅「SWL」を有する。少なくとも1つの形態において、右側リブ空間幅SWRは、左側リブ空間幅SWLと略同一である。しかしながら、右側リブ空間幅と左側リブ空間幅とは、互いに異なっているてもよい。

【0162】

引き続き、図78を参照すると、各リブは、概ね8330として示される、ねじれ防止構成で提供されてもよい。少なくとも一構成において、例えば、抗ねじれ突起部8332は、右側リブ本体8312の第1の右側側端8313のそれぞれ、及び、左側リブ本体8322のそれぞれの第1の左側側端8323のそれぞれに形成されてもよい。各抗ねじれ突起部8332は、直接隣接して、対面する関係にあるリブ内に形成された実質的に相補形状の凹部8334に対応する。図77は、左側リブ8320上のこの構成を示す。少なくとも一構成において、右側リブ8310は、同一の構成を用いる。少なくとも1つの形態において、突起部8332は、横軸に沿って実質的に一直線となる。すなわち、右側リブ8310上に形成された突起部8332は、関節屈曲スパイン8062の右側の右側横軸線RLA-RLAに沿って実質的に一直線上に配置されてよく、左側リブ8320上に形成された突起部8332は、関節屈曲スパイン8062の左側の左側横軸線LLA-LLAに沿って実質的に一直線上に配置されてもよい。可撓性部分8060が関節屈曲しない場合、右側横軸線RLA-RLA、左側横軸線LLA-LLA及びツールの長手方向軸線LT-LTは、互いに略平行であってもよい。図78から分かるように、右側横軸線RLA-RLA及び左側横軸線LLA-LLAは、ツールの長手方向軸線LT-LTから離間している。

【0163】

可撓性関節屈曲部分8060が右方向「RD」に関節屈曲されると、右側リブ8310上の突起8332のうち少なくとも一部が、隣接する右側リブ8310にある対応する凹部8332の一部と摩擦係合することとなり、可撓性部分8060のねじれを防止する。同様に、可撓性関節屈曲部分8060が左方向「LD」に関節屈曲すると、左側リブ8320上の突起8332の少なくとも一部が、隣接する左側リブ8320の凹部8332の一部を「ねじれ防止の向き」に係合することとなり、可撓性部分8060のねじれを防止する。突出部8332と、隣接する左側リブ8320内の空洞8334の底部との間の係合／配向を、例えば、図79に示す。この図から分かるように、この例では、第2のリブ8320の第1の左側側端8323が、隣接する左側リブ8320の第2の左側側端8324と接合することにより、中間チューブ区間8050の可撓性部分8060のねじれを防止するか、又は遅延させる。

【0164】

様々な代替の抗ねじれ構成もまた想到される。例えば、抗ねじれ機構は、例えば、最近

位の4つのリブ上に提供されなくてもよい。更に別の構成において、抗ねじれ機構は、可撓性区間の中央領域を含む複数のリブ内に提供されるが、最近位及び最遠位のリブには提供されない。別の構成において、抗ねじれ機構は、可撓性区間の長さに沿った、1つおきの対のリブ上で用いられてもよい。例えば、最近位の対の隣接するリブは抗ねじれ機構を有してもよく、（これらのリブから遠位の）次のリブ（1個又は複数個）は抗ねじれ機構を有しなくてもよく、その次の（遠位の）リブは抗ねじれ機構を有してもよく、これが続いてもよい。これらの代替構成を、関節屈曲スパインの片面上にあるリブだけに適用してもよく、又はこれらを、関節屈曲スパインの両側にあるリブに用いてもよい。抗ねじれ機構を有するリブの数、位置、及び／又は間隔、並びに、（抗ねじれ機構を有する、かつ有しない）リブ間の空間幅、並びに関節屈曲スパインの幾何学的形状を変更することにより、可撓性区間の全体の可撓性、その関節屈曲度、剛性度、及び関節屈曲速度を有利に調節することができる。

10

【0165】

図示した構成において、図75及び図76を参照すると、関節屈曲スパイン8062は、細長く、概ね「H」として示される高さを有する。少なくとも一構成において、高さ「H」は、関節屈曲スパイン8062の長さ「L」に対して実質的に一貫している。加えて、関節屈曲スパイン8062は、近位端部分8064から遠位端部分8066に向けて次第に先細ってもよい。より具体的には、図75から分かるように、近位端部分8064は、近位幅「PW」を有し、遠位端部分266は、遠位幅「DW」を有する。図示した実施形態において、「PW」は、遠位幅「DW」よりも大きく、関節屈曲スパイン8062の幅は、徐々に、近位端8064から遠位端8066に向けて、長さ「L」に沿って（高さとは対照的に）幅方向に先細りする。このような先細りした関節屈曲スパイン構成は、可撓性部分8060の近位端に対して、可撓性部分8060の遠位端の増大した関節屈曲を促進しながら、かつ、様々な制御構成要素（例えば、中央発射用梁部7874、右スレッド押出用梁部7876、左スレッド押出用梁部7878など）の移動可能な通過を容易にしながら、外科用エンドエフェクタの関節屈曲中のねじれを遅延させる役割を更に果たす。

20

【0166】

更に、一構成において、可撓性部分8060が非関節屈曲又は屈曲位置にあるとき、右側リブ空間8315及び左側リブ空間8325は全て、同一の開始幅を有する。したがって、この構成において、 $SWR = SWL$ である。図80及び図81は、別の中間チューブ区間8050'を示し、この中間チューブ区間8050'は、右側リブ空間8315及び左側リブ空間8325が、可撓性関節屈曲部分8060'の近位端から可撓性関節屈曲部分8060'の遠位端にかけて大きさが減少することを除いて、上述の中間チューブ区間8050に略同一であってもよい。すなわち、最近位の右側リブ空間8315P'が最大幅の右側リブ空間であり、最遠位の右側リブ空間8315D'が最小幅の右側リブ空間であり、右側リブ空間8315'は遠位方向「DD」に向かうにつれて、連続的に狭くなる。同様に、最近位の左側リブ空間8325P'が最大幅の左側リブ空間であり、最遠位の左側リブ空間8325D'が最小幅の左側リブ空間であり、左側リブ空間8325'は、遠位方向に向かうにつれて、連続的に狭くなる。このような構成において、関節屈曲運動が外科用エンドエフェクタに付与されると、可撓性部分8060は、その遠位端にて、より速いたわみ速度を有することとなる。すなわち、可撓性区間8060'の遠位部分は、遠位区間に近位の8060'の別の部分が、関節屈曲運動をエンドエフェクタへ付与することで関節屈曲する速度よりも大きい速度にて、屈曲又は関節屈曲することとなる。換言すれば、遠位リブ間の空間は、近位リブ間の空間より小さいため、遠位端におけるリブ間の相対運動は、より近位のリブ間での相対運動が停止する前に停止することとなる。図示した構成において、互いに横方向に整列した、右側及び左側リブ空間8315'及び8325'の幅は、大きさが等しくてもよい。このようなリブ空間幅構成により、可撓性関節屈曲部分8060'が、所望する場合、略「U」字型形状を取ることができる。例えば、図82を参照されたい。しかしながら、様々な他のスロット幅構成、大きさ及び構造を用

30

40

50

いて、ツールの長手方向軸線を中心にして、中間チューブが間違っ

【0167】

図83は、本発明のいくつかの独自の利点を実践可能な、別の外科用器具8410を示す。外科用器具8410は、外科用器具の細長シャフトアセンブリ8500に動作可能に取り付けられた、様々な形態及び大きさのエンドエフェクタ8412を操作し、かつ／又は作動させるように設計されている。図示の実施形態において、例えば、エンドエフェクタ8412は、開放可能かつ閉鎖可能なジョー8413及び8415を有する外科用ステープル留め装置を備えている。より具体的に言えば、エンドエフェクタ8412は、エンドエフェクタ8412の下部ジョー8413を形成する細長チャンネル8414を備えている。図84を参照されたい。図示した構成において、細長チャンネル8414は、ステープルカートリッジ8430を動作可能に支持し、かつ、エンドエフェクタ8412の上部ジョー8415として機能するアンビル8420を移動可能に支持するように構成されている。

【0168】

ここで、図84及び図85を参照すると、アンビル8420は、近位端8421から突出する取付け部分8422を有してもよい。取付け部分8422は、ここを通る側面取付け穴8424を有してもよく、この側面取付け穴8424により、取付け部分8422が、細長チャンネル8414内で形成される直立枢動突起8417に、アンビルピン8418により枢動可能にピン留めされることが可能となる。アンビル8420は、以下で更に詳細に論じるように、遠位閉鎖チューブ区間8590を遠位方向「DD」に軸方向に前進させることにより、細長チャンネル8414に取り付けられた外科用ステープルカートリッジ8430に向けて選択的に「移動」してもよい。様々な実施において、例えば、アンビルカム運動ピン8419の形態の第1のアンビル作動部材は、アンビル取付け部分8422内に提供されるカム運動スロット8423を通して延在してもよい。カム運動ピン8419は、遠位閉鎖チューブ区間8590の遠位方向及び近位方向への移動により、カム運動スロット8423内でカム運動ピン8419の移動がもたらされるように、遠位閉鎖チューブ区間8590内に提供される穴8591に取り付けられる。更に、遠位閉鎖チューブ区間8590は、例えば、アンビル取付け部分8522の近位端に形成された、角度の付いた作動面8425と連動するように位置付けられている、作動ピン8593の形態の、第2のアンビル作動部材を更に備えてもよい。図89～図91は、第1の又は開放位置にあるアンビル8420を示す。遠位閉鎖チューブ区間8590を遠位方向「DD」に移動させることにより、アンビル8420を閉鎖位置まで移動してもよい。遠位閉鎖チューブ区間8590を遠位方向「DD」に移動させることにより、第1のカム運動ピン8419が、アンビル取付け部分8422内のカム運動スロット8423内に移動し、これにより、アンビルピン8418を中心として、アンビル8420を図86～図88に示すように閉鎖位置まで枢動させる。アンビル20を開放位置（図89～図91）に戻すためには、遠位閉鎖チューブ区間8590を近位方向「PD」に移動させて、これにより、第1のカム運動ピン8419を、カム運動スロット8423内で反対方向に移動させて、アンビル8420を開放位置に向けてカム運動させる。このような閉鎖チューブ構成は、従前の閉鎖チューブ構成と異なり、閉鎖チューブ区間の遠位端がアンビルと接触し、アンビルを閉鎖位置に枢動するように構成されている。このカム運動ピン構成の使用には、閉鎖チューブ区間と作動接触するように構成された、より強固な部分を有するアンビルを必要としない。

【0169】

様々な構成において、エンドエフェクタ8412は、細長シャフトアセンブリ8500により画定されるツールの長手方向軸線LT-LTを中心を選択的に関節屈曲されるように構成されてもよい。例えば、細長シャフトアセンブリ8500は、可撓性ネックアセンブリ8510を備えてもよく、この可撓性ネックアセンブリ8510は、エンドエフェクタ8412を第1の方向「FD」に関節屈曲することを可能にし、この第1の方向「FD

」は、アンビル 8 4 2 0 が開放位置から閉鎖位置に移動するときにアンビル 8 4 2 0 が移動する方向（以下、アンビル閉鎖方向「C D」と称する）と実質的に同一である。図 8 6 及び図 9 0 を参照されたい。可撓性ネックアセンブリ 8 5 1 0 は、エンドエフェクタ 8 4 1 2 の第 2 の関節屈曲方向「S D」への関節屈曲を更に容易にすることとなり、この第 2 の関節屈曲方向「S D」は、アンビルが閉鎖位置から開放位置へと移動する方向（以下、アンビル開放方向「O D」と称する）と実質的に同一である。図 8 6、図 8 9、及び図 9 0 を参照されたい。

【0 1 7 0】

様々な可撓性ネックアセンブリが、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国仮特許出願第 6 1 / 3 8 6 , 1 1 7 号（2 0 1 0 年 9 月 2 4 日出願）にて開示されている。他の可撓性ネックアセンブリは、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願公開第 2 0 1 2 / 0 0 7 4 2 0 0 A 1 号（名称「SURGICAL INSTRUMENT WITH SELECTIVELY ARTICULATABLE END EFFECTOR」、2 0 1 1 年 9 月 2 3 日出願）に開示されている。可撓性ネックアセンブリ 1 1 0 は、例えば、Dow Chemical Company から ISOPLAST グレード 2 5 1 0 として市販されている硬質熱可塑性ポリウレタンで構成されてもよい。可撓性ネックアセンブリ 8 5 1 0 は、可撓性ネック区間 8 5 1 1 を有してもよく、この可撓性ネック区間 8 5 1 1 は、第 1 の又は上方可撓性ネック部分 8 5 1 2、及び第 2 の又は下方可撓性ネック部分 8 5 1 4 を含む。これらのネック部分 8 5 1 2、8 5 1 4 は、長手方向リブ部分 8 5 1 6 により分離されてもよい。ネック部分 8 5 1 2、8 5 1 4 はそれぞれ、複数のネックリブ 8 5 1 8 を有してもよく、これらのネックリブ 8 5 1 8 は、共に円筒構造を概ね形成する半円形ディスクとして、実質的に構成される。上部スロット 8 5 2 0 は、第 1 の又は上方可撓性ネック部分のネックリブ 8 5 1 8 のそれぞれを通して延在し、第 1 の可撓性伝達バンドアセンブリ 8 5 5 0 を受容するための、第 1 の可撓性ネック部分 8 5 1 2 を通る通路を形成する。同様に、下部スロット 8 5 2 1 は、第 2 の又は下方可撓性ネック部分 8 5 1 4 内のネックリブ 8 5 1 8 のそれぞれを通して延在し、第 2 の可撓性伝達バンドアセンブリ 8 5 7 0 を受容するための通路を形成する。例えば、図 8 6 を参照されたい。可撓性ネックアセンブリ 8 5 1 0 は、ガイド面 8 5 2 4（図 9 2 に 1 つのみ見えている）を備えてもよく、このガイド面 8 5 2 4 は、可撓性伝達バンドアセンブリ 8 5 5 0、8 5 7 0 の往復運動を支持するために、可撓性ネック区間 8 5 1 1 から近位方向に延在している。

【0 1 7 1】

図 9 2 から分かるように、第 1 の又は上部伝達バンドアセンブリ 8 5 5 0 は、第 1 の伝達バンド 8 5 5 2 を含んでもよく、第 2 の伝達バンドアセンブリ 8 5 7 0 は、第 2 の伝達バンド 8 5 7 2 を含んでもよい。更に、第 1 の伝達バンド 8 5 5 0 は、第 1 の細長構造部分 8 5 5 4 を有してもよく、第 2 の伝達バンド 8 5 7 0 は、第 2 の細長構造部分 8 5 7 4 を有してもよい。第 1 の伝達バンド 8 5 5 0 及び第 2 の伝達バンド 8 5 7 0 は、器具の組立ての間に互いに接触されると、細長シリンダを形成するが、この細長シリンダは、細長シリンダを通して発射ロッド 5 3 0 を動作可能に受容するように、細長シリンダを通して同心上に延在する長手方向空洞 8 5 6 0 を有する。図 9 3 及び図 9 4 を参照されたい。第 1 の伝達バンド 8 5 5 2 の第 1 の構造部分 8 5 5 4 は、第 1 の構造部分 8 5 5 4 の上に形成される第 1 の関節屈曲ラック 8 5 5 6 を有し、第 2 の伝達バンド 8 5 7 2 の第 2 の構造部分 8 5 7 4 は、第 2 の構造部分 8 5 7 4 の上に形成される第 2 の関節屈曲ラック 8 5 7 6 を有し、これらは以下で更に詳細に論じるように、関節屈曲伝達アセンブリ 8 6 0 0 と駆動可能に連動している。

【0 1 7 2】

図 9 2 を再び参照すると、第 1 の伝達バンド 8 5 5 2 は、第 1 の外部補強バンド部分 8 5 5 7 を有してもよく、この外部補強バンド部分 8 5 5 7 は、第 1 の構造部分 8 5 5 4 から遠位方向に延在している。同様に、第 2 の伝達バンド 8 5 7 2 は、第 2 の外部補強バンド部分 8 5 7 7 を有してもよく、この外部補強バンド部分 8 5 7 7 は、第 2 の構造部分 8

576から遠位方向に延在している。各外部補強バンド部分8557、8577は、第1の内部関節屈曲バンド8558及び第2の内部関節屈曲バンド8578を各外部補強バンド部分に固定するための、複数の取付けラグ8562を有してもよい。例えば、第1の伝達バンド8552は、第1の伝達バンド8552に取り付けられた第1の内部関節屈曲バンド8558を有し、第2の伝達バンド8572は、第2の伝達バンド8572に取り付けられた第2の内部関節屈曲バンド8578を有している。第1の伝達バンド8552及び第2の伝達バンド8572は、プラスチック、特に、EMS-American Grilonから商品名Grivory GV-6Hとして市販されているガラス繊維強化非晶質ポリアミドから構成され得る。対照的に、伝達バンドアセンブリの内部関節屈曲バンド8558、8578は、金属、有利には硬質の301ステンレス鋼又はその等価物から構成されてもよい。伝達バンド8552、8572の外部補強バンド部分8557、8577上の取付けラグ8562はそれぞれ、対応する内部関節屈曲バンド8558、8578上の複数のラグホール8564の中へと受容され、それらのラグホール8564内に固定される。図92を参照されたい。

10

【0173】

少なくとも1つの実施において、細長カートリッジチャンネル8414の近位端には、1対の上部バンドコネクタイヤー及び下部バンドコネクタイヤー8450が備えられている。図84、及び図86～図88を参照されたい。これらのバンドコネクタイヤー50はそれぞれ、内部関節屈曲バンド158、178の遠位端部上のコネクタループ159、179の中に、それらのコネクタループ159、179を通して挿入される。このようにして、カートリッジチャンネル8414は、可撓性ネックアセンブリ8510の内部関節屈曲バンド8558、8578に連結される。具体的に言えば、第1の可撓性伝達バンド組立体8550と第2の可撓性伝達バンド組立体8570が反対方向に往復運動することにより、可撓性ネック区間8511上の上部スロット8520及び下部スロット8521内に受容された内部関節屈曲バンド8558、8578は同様の方式で往復運動することになる。特に、第1のバンド8558が、遠位方向に移動する第2のバンド8578と連係して近位方向に移動されるとき、内部関節屈曲バンド8558、8578が往復運動すると、第1の可撓性ネック部分8514のネックリブ8518が互いに向かって移動し、それと同時に第2の可撓性ネックリブ部分8516のネックリブ8518が互いから離れて移動するため、第1の可撓性ネック部分8514及び第2の可撓性ネック部分8516は屈曲する。内部関節屈曲バンド8558、8578がそれぞれ伝達バンド8552、8572の外部補強バンド部分8557、8577に連結することにより、内部関節屈曲バンド8558、8578が隣接するネックリブ間で座屈することが防止される。

20

30

【0174】

様々な構成において、遠位閉鎖チューブ区間8590は、可撓性ネックアセンブリ8510のチャンネルガイド8528上を摺動する。遠位閉鎖チューブ区間8590の近位端8591は、内部に、可撓性ネック部分8511から突出する遠位突出ラグ8513を受容するための、1対の径方向対向スロット8592（図83及び図92に1つのみ見えている）を有し、可撓性ネック部分8511に対する遠位閉鎖チューブ区間8590の回転を防止する。様々な実施形態において、遠位閉鎖チューブ区間8590は、保持タブ（図示せず）によりチャンネルガイド8528上に保持されてもよく、この保持タブは、チャンネルガイド8528内の締結具ホール（図示せず）内に延在する。しかしながら、例えば、他の締結構成を用いてもよい。このような構成によい、遠位閉鎖チューブ区間8590は、可撓性ネックアセンブリ8510と共に軸方向に移動することができる。

40

【0175】

第1の伝達バンド8552及び第2の伝達バンド8572の移動は、関節屈曲伝達アセンブリ8600により制御されてもよい。関節屈曲伝達アセンブリ8600の一形態の構成部品を図92に示す。一形態において、関節屈曲伝達アセンブリ8600は、アクチュエータ8610、関節屈曲部本体8620、及びノズル8650を備えてもよい（図83及び図94）。アクチュエータ8610の回転運動により、関節屈曲部本体8620の対

50

応する回転がノズル 8 6 5 0 内で生じる。第 1 の細長伝達バンド 8 5 5 2 及び第 2 の細長伝達バンド 8 5 7 2 が結果的に、細長シャフトアセンブリ 1 0 0 のツールの長手方向軸線 L T - L T に平行に、反対方向に軸方向に往復することで、エンドエフェクタ 8 4 1 2 の遠隔関節屈曲を引き起こす。

【0 1 7 6】

引き続き、図 9 2 を参照すると、関節屈曲部本体 8 6 2 0 は、第 1 の分離型半円デッキ半部 8 6 2 4 及び第 2 の分離型半円デッキ半部 8 6 2 6 からなるデッキ 8 6 2 2 を有する。デッキ半部は、互いに対向しており、実質的には互いの鏡像を表している。第 1 のデッキ半部 8 6 2 4 及び第 2 のデッキ半部 8 6 2 6 はそれぞれ、互いに対向する第 1 のもどり止め 8 6 2 5 及び第 2 のもどり止め 8 6 2 7 から突出している。各デッキ半部 8 6 2 4、8 6 2 6 は、1 組のデッキ歯 8 6 2 8 を有し、これらのデッキ歯 8 6 2 8 は、他のデッキ半部上のデッキ歯の組から約 1 8 0 度、離間している。関節屈曲部本体 8 6 2 0 は、本体の表面から突出している 1 対の回転ストップ 8 6 3 0、及び 1 対のフィンガ凹部 8 6 3 2 を有する。駆動ギア 8 6 4 0 は、関節屈曲部本体 8 6 2 0 から横方向に突出している。駆動ギア 8 6 4 0 は、駆動ギア 8 6 4 0 及び側方ピボット 8 6 4 4 を通るフレア開口部 8 6 4 2 を有する。駆動ギア 8 6 4 0 のフレア開口部 8 6 4 2 内に発射ロッドオリフィス（図示せず）があり、その発射ロッドオリフィスは、これを通して発射ロッド 8 9 3 0 を受容して、発射運動をエンドエフェクタ 8 4 1 2 に付与することを可能にするためのものである。駆動ギア 8 6 4 0 は、第 1 の駆動ラック 8 5 5 6 及び第 2 の駆動ラック 8 5 7 6 とそれぞれ噛み合っており、第 1 の伝達バンド 8 5 5 2 及び第 2 の伝達バンド 8 5 7 2 の所望の往復運動を実現するように構成されている。図 9 4 を参照されたい。

【0 1 7 7】

関節屈曲伝達アセンブリ 8 6 0 0 のノズル 8 6 5 0 は、ノズル本体 8 6 5 2 を含んでもよい。ノズル本体 8 6 5 2 は、ノズル本体 8 6 5 2 を通る軸方向ボア 8 6 5 4 を有してもよく、この軸方向ボア 8 6 5 4 は、第 1 の伝達バンドアセンブリ 8 5 5 0 及び第 2 の伝達バンドアセンブリ 8 5 7 0、並びに、発射ロッド 8 9 3 0、並びに、近位外側シャフト区間 8 7 0 0 の近位端 8 7 0 6 を含む、器具 8 4 1 0 の他の動作可能な構成要素の通過を容易にする。図 9 4 を参照されたい。ノズル本体 8 6 5 2 はまた、フレーム溝 8 6 5 6 及びフランジ 8 6 5 8 を有して、ノズル本体 8 6 5 2 をハウジング 8 8 0 0 に回転可能に締結することができる。様々な形態において、もどり止めハウジング 8 6 6 0 は、ノズル本体 8 6 5 2 の一部分を含む。図 9 5 を参照されたい。もどり止め歯の環状配列は、もどり止めハウジング 8 6 6 0 内に形成されている。もどり止めハウジングフロアは、もどり止め歯から離間している。フロアは、関節屈曲部本体 8 6 2 0 の回転ストップ 8 6 3 0 内で連動して、回転度を制限する 1 対のレッジを有してもよい。関節屈曲部本体 8 6 2 0 がもどり止めハウジング 8 6 6 0 の中に挿入されると、関節屈曲部本体 8 6 2 0 の基部は、もどり止めハウジング 8 6 6 0 内にてフロア上で支持され、第 1 のデッキ半部 8 6 2 4 及び第 2 のデッキ半部 8 6 2 6 のデッキ歯 8 6 2 8 は、もどり止めハウジング 8 6 6 0 のもどり止め歯と噛合い係合するように位置合わせされる。ばね部材 8 6 6 8 が関節屈曲部本体内で支持されて、もどり止め歯と噛合い係合するようにデッキ歯 8 6 2 8 を付勢する。

【0 1 7 8】

図 9 2 を再び参照すると、アクチュエータ 8 6 1 0 は、レバーアーム 8 6 1 2 と、キャップ 8 6 1 4 と、1 対の保持フィンガ 8 6 1 6 と、からなり得る。レバーアーム 8 6 1 2 は、キャップ 8 6 1 4 の頂部に装着されている。1 対の保持フィンガ 8 6 1 6 は、キャップ 8 6 1 4 の下側から横方向に突出している。保持フィンガ 8 6 1 6 の各々は、保持クリップを有している。保持フィンガ 8 6 1 6 は、関節屈曲部本体 8 6 2 0 のフィンガ凹部 8 6 3 2 内に受容される。関節屈曲部本体のデッキ半部の第 1 のもどり止め 8 6 2 5 及び第 2 のもどり止め 8 6 2 7 は、円形キャップ 8 6 1 4 の下側にあるスロットくぼみの内部に挿入される。有利にも、関節屈曲伝達アセンブリの重要な 3 つの構成要素の各々、つまり、アクチュエータ、関節屈曲部本体、及びノズルは、射出成形された構成要素であってもよい。そのような構成要素は、例えば、EMS - American Grilon 150

から商標名 G r i v o r y G V - 4 H として市販されているガラス繊維強化非晶質ポリ
アミドから作製されてもよい。

【0179】

アクチュエータ8610の歯止め回転により、ツールの長手方向軸線LT-LTに対す
る第1の方向又は第2の方向へのエンドエフェクタ8412の関節屈曲を引き起こす。図
86は、非関節屈曲位置（実線）にあるエンドエフェクタ8412、及び関節屈曲の例示
範囲（破線）を示す。関節屈曲伝達部8600の関節屈曲部本体8620上にある駆動ギ
ア8640が回転することにより、第1の伝達バンドアセンブリ150が遠位側「DD」
方向に、かつ第2の伝達バーアセンブリ8570を近位側の近位方向「PD」に移動する
と、エンドエフェクタ8412は、ツールの長手方向軸線LT-LTに対して第1の関節
屈曲方向「FD」に関節屈曲することとなる。関節屈曲伝達部8600の関節屈曲部本体
8620上にある駆動ギア8640が回転して、第2の関節屈曲バンドアセンブリ8570
を遠位方向「DD」に、かつ第1の関節屈曲バンドアセンブリ8550を近位方向「P
D」に駆動させると、エンドエフェクタ8412は、ツールの長手方向軸線LT-LTに
対して、第2の方向「SD」に枢動することとなる。

10

【0180】

図93から分かるように、細長シャフトアセンブリ8500は、近位外側シャフト区
間8700を更に備え、この近位外側シャフト区間8700は、可撓性ネックアセンブリ8
510に取り付けられている。近位外側シャフト区間8700は、実質的に剛性であり、
例えば、圧入、接着剤、又は他の好適な締結具構成によって、可撓性ネックアセンブリ8
510の可撓性ネック部分8511に取り付けられてもよい。図94から分かるように、
少なくとも1つの実施形態において、近位外側シャフト区間8700の遠位端部8702
は、内部にある1対の対向ノッチ8704を有し、それらの対向ノッチ8704は、可撓
性ネック部分8511から突出する対応するラグ8515を受容するように適合されてお
り、そのため、近位外側シャフト区間8700の回転が、結果として、可撓性ネックア
センブリ8510の、そして最終的にはエンドエフェクタ8412の回転を生じるようにな
っている。

20

【0181】

引き続き、図92を参照すると、近位外側シャフト区間8700は、近位端8706を
有し、この近位端8706は、近位外側シャフト区間8700が、駆動ギア8640に対
して軸方向に移動できるように、駆動ギア8640を受容するためのスロット8708を
有する。加えて、近位外側シャフト区間8700の近位端8706は、近位端8706の
上に形成されるフランジ8710を有し、このフランジ8710は、ハウジングアセン
ブリ8800内で動作可能に支持されている作動システムの閉鎖キャリッジ8820への、
回転可能な取り付けを容易にする。閉鎖キャリッジ及び作動システムは、その開示全体が
本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願公開第2012/0074200 A1
号、その開示されている閉鎖キャリッジ及び作動システムと種類、構造及び動作が同一で
あってもよい。

30

【0182】

ここで図96を参照すると、閉鎖キャリッジ8820は、2つのキャリッジ区間882
2（1つのみ図示）を含んでもよく、このキャリッジ区間8822は共に、接着剤、スナ
ップ機構、ネジなどにより相互連結されている。本明細書で使用する時、用語「スナ
ップ機構」としては、例えば、別の構成要素の対応する嵌合部分を保持しながら係合する
ように構成された、突出部を上にも有するタブが挙げられるが、これらに限定されない。この
ような機構は、嵌合部分を解放可能に係合するように設計されてもよく、又は、取り外さ
れないような設計であってもよく、若しくは取り外されないことを目的としてもよい。少
なくとも1つの形態において、閉鎖キャリッジ8820は、遠位端8824を有し、この
遠位端8824は、溝構成8826を有し、この溝構成8826は、近位外側シャフト区
間8700のフランジ付き端部8710を受容するように適合されている。そのような構
成は、閉鎖キャリッジ8820に対して近位外側シャフト区間8700を選択的に回転さ

40

50

せることを容易にする一方で、閉鎖キャリッジ 8820 に近位外側シャフト区間 8700 の近位端部 8706 を取り付けの役に立つ。したがって、細長シャフトアセンブリ 8500、及び細長シャフトアセンブリ 8500 に動作可能に連結されたエンドエフェクタ 8412 は、ハウジングアセンブリ 8800 に対してツールの長手方向軸線 L T-L T を中心として選択的に回転し得る。

【0183】

様々な実施において、ハウジングアセンブリ 8800 は、組立目的のために、2 個又はそれ以上の部品で作製され得るピストル形状のハンドルハウジングを含む。例えば、図示のハウジングアセンブリ 8800 は、右側ケース部材 8802 と左側ケース部材 8804 (図 83) とを備えており、これらは、ポリマー材料又はプラスチック材料から成形されるか、ないしは別の方法で製作されており、互いに嵌合するように設計されている。このようなケース部材 8802 及び 8804 は、ケース部材内部に成形された、ないしは別の方法で形成されたスナップ機構、釘、及びソケット、並びに／又は接着剤、ネジなどにより、共に取り付けられてもよい。組み立てた際、ハウジングアセンブリ 8800 は、概ね 8830 として示されるトリガからの作動運動に応じて、内部での選択的な軸方向の移動に関して閉鎖キャリッジ 8820 を移動可能に支持する。しかしながら、この発明を実施するための形態を読み進めると、ロボット制御されている、ないしは別の方法で遠隔で制御されるシステムで用いた際に、本発明の様々な実施の、様々な独自かつ新規の態様及び属性が効果的に入手されると理解されよう。したがって、用語「ハウジング」又は「ハウジングアセンブリ」はまた、ハウジングに取り付けられた様々な形態の外科用エンドエフェクタを作動させるために使用することができる、少なくとも 1 つの制御運動を生成及び付与するように構成されている、少なくとも 1 つの駆動システムを収容するか、ないしは別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムのハウジング又は類似の部分を含むことができる。例えば、本明細書に記載される外科用器具の様々な実施を、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第 13/536,323 号 (名称「ROBOTICALLY-POWERED SURGICAL DEVICE WITH MANUALLY ACTUATABLE REVERSING SYSTEM」、2012 年 6 月 28 日に出願) に開示されているロボットシステム及び構成と組み合わせて使用することができる。

【0184】

トリガアセンブリ 8830 は、例えば、主トリガ 8840 と副トリガ 8860 とを含んでもよい。主トリガ 8840 及び副トリガ 8860 は、トリガ 8840 及び 8860 が互いに対して実質的に移動し得るように、ハウジングアセンブリ 8800 内に形成されている枢動ピンアセンブリ 8831 上に枢動可能に軸支されている。このような構成により、トリガアセンブリ 8830 は、枢動軸線 P A-P A を中心にして、ハウジングアセンブリ 8800 に対して枢動することができる。図 96 を参照されたい。主トリガ 8840 は、細長の把持可能な主トリガパドル 8842 を有し、主トリガパドル 8842 は、主駆動部分 8844 から突出し、主駆動部分 8844 は、主駆動部 8844 上に形成された発射ラック 8846 を有している。一実施形態において、副トリガ 8860 は、更に詳細に論じたように、枢動ピンアセンブリ 8831 上に枢動可能に軸支されている、副駆動部分 8864 から突出する副トリガパドル 8862 を有する。主駆動部分 8844 は、主トリガパドル 8842 が、ハウジングアセンブリ 8800 のピストルグリップ部分 8806 に向かって枢動すると、副トリガ 8860 の副駆動部分 8864 を内部に受容するように適合されたスロット 8848 を有する。そのような構成は基本的に、作動中に副トリガ 8860 を主トリガ 8840 内に「収める」ことを可能にする。以下で詳細に論じるように、副トリガ 8860 は、主トリガ 8840 を枢動させることによって枢動可能に作動される。したがって、他の実施形態において、副トリガ 8860 は、副トリガパドル 8842 を持たなくてもよい。様々な形態において、トリガアセンブリ 8830 は、トリガばね (図示せず) により非作動位置に付勢されてもよい。

【0185】

図96から分かるように、副トリガ8860の副駆動部分8864は、閉鎖キャリッジ8820の下面に形成されたキャリッジギアラック8823と噛合い係合するように構成された、副駆動部分8864上に形成された閉鎖ギア区間8866を有してもよい。したがって、副トリガ8860がピストルグリップ8806に向かって枢動されると、閉鎖キャリッジ8820は、遠位方向「DD」へと駆動される。

【0186】

様々な実施において、作動システム8810は、作動バー8870を更に備えてもよい。作動バー8870は、上に形成された第1の作動ラック8872を有しており、この第1の作動ラック472は、主トリガ8840上の主ギア区間8846と噛合い係合するように構成されている。したがって、主ギア区間8846が第1の作動ラック8872と噛合い係合しているとき、作動バー8870は、主トリガ8840がピストルグリップ8806に向かって枢動されると、遠位方向「DD」へと駆動される。作動バー8870は、作動バー8870上に形成された第2の作動ラック8874を有しており、この第2の作動ラック8874は、クラッチアセンブリ8880のクラッチシャフト8882上のクラッチ歯8884と噛合い係合するように構成されている。様々な実施形態において、クラッチシャフト8882は、ハウジングアセンブリ8800内で回転可能に支持され、ハウジングアセンブリ8800内で横方向にも移動可能である。クラッチシャフト8882は、複数の離間歯8888を有するハブ部分8886を有しており、これらの離間歯8888は、クラッチシャフト8882上で回転可能に支持されている駆動ギア8890にある歯開口部8892と駆動的に係合するように構成されている。駆動ギア8890は、上に駆動ギアの区間8894を有しており、この駆動ギアの区間8894は、ハウジングアセンブリ8800内に移動可能に支持されている発射ラック8900と噛合い係合するように適合されている。

【0187】

クラッチアセンブリ8880の様々な実施形態は、クラッチプレート8910を更に備えてもよく、このクラッチプレート8910は、主トリガ8840の主駆動部分8844上に設けられたクラッチピン8849上で摺動可能に軸支される。クラッチピン8849は、クラッチプレート8910内の垂直スロット8912内で移動可能に受容されてもよい。クラッチプレート8910はまた、遠位延出クラッチアーム8914を有し、この遠位延出アーム8914は、クラッチシャフト8882上に形成されたベベルプレート8889と作動可能に係合するように適合されている。加えて、クラッチシャフト8880を横方向に付勢するためにクラッチばね8920が用いられており、クラッチシャフト8882上の歯8888は、駆動ギア8890内の歯開口部8892と噛合い係合するようになっている。

【0188】

図92及び図96から分かるように、発射ラック8900は、ナイフバーアセンブリ8970の近位端に取り付けられた発射ロッド8930に連結されている。様々な実施形態において、ナイフバーアセンブリ8970は、上部バー区間8971及び下部バー区間8972を含んでもよい。このような構成により、エンドエフェクタ8412が関節屈曲すると、シャフトアセンブリ8500を通して遠位方向に駆動されるように十分剛性なままでありながら、ナイフバーアセンブリ8970の屈曲が可能となる。図示した実施形態において、上部ナイフバー区画8971及び下部ナイフバー区間8972はそれぞれ、「Eビーム」切断用ヘッド8973に取り付けられている。図示した構成において、Eビーム切断用ヘッド8973は、垂直指向本体部分8974を含み、この本体部分8974は、上部8975及び下部8976を有する。底足部8977は、下部8976上に形成されるか又は取り付けられる。代替の実施形態において、底足部は、下部から横方向に突出する、横方向に延在する下部タブを実質的に備えてもよい。同様に、少なくとも1つの上部タブ8977'は、垂直指向本体部分8974の上部8975上に形成されるか、ないしは別の方法で、これに取り付けられる。加えて、図84から分かるように、垂直指向本体部分8974は、少なくとも1つの中間タブ部分8978（1つのみを図示）、及び組織

切断縁部 8979 を更に含む。

【0189】

図 84 を参照すると、垂直指向本体部分 8974 は、細長チャンネル 8414 内の長手方向延在スロット 8980、及びアンビル 8420 内の長手方向延在スロット 8981 を通って延在する。組み立てた際、細長チャンネル 8414 の一部は、底足部 8977 と中間タブ部分 8978 との間で受容される。上部タブ部分 8977' は、アンビルスロット 8981 を画定する、アンビル 8420 の部分 8982 の上で、アンビル 8420 内で受容されるように構成されている。組立を一層容易にするために、アンビル 8420 は、可動のアンビルカバー 8983 が提供されてもよく、細長チャンネル 8414 は、取り外し可能なチャンネルカバー 898 が提供されてもよい。組み立てられると、アンビルカバー 8983 及びチャンネルカバー 8984 を据え付けして、組織、体液などがアンビル 8420 及び細長チャンネル 8414 にそれぞれ入って、切断用ヘッド 8973 の操作を妨げ得ることを防止する。

10

【0190】

様々な構成において、各ステープルカートリッジ 8430 は、カートリッジ本体 8431 を含み、このカートリッジ本体 8431 は、内部に動作可能に支持されるスレッドアセンブリ 8985 を有する。スレッドアセンブリ 8985 は、取付け部分 8986 を有してもよく、この取付け部分 8986 は、切断用ヘッド 8973 の垂直指向本体部分 8974 内に形成されたスレッドスロット 8987 内に延在するように構成されている。図 84 及び図 86 を参照されたい。スレッドアセンブリ 8985 は、ウェッジ 8988 で構成されてもよく、このウェッジ 8988 は、ステープルカートリッジ 8430 内で動作可能に支持されているステープルドライバ 8989 と接触するように構成されている。ステープルドライバ 8989 は、上に既知の様式で 1 つ又は 2 つ以上のステープル 8980 を支持し得る。スレッドアセンブリ 8985 がステープルカートリッジ 8430 を通って遠位方向 DD に駆動されると、ウェッジ 8988 は、カートリッジ 8430 内でドライバ 8989 を既知の方法で上方に駆動する。上方に移動しているドライバ 8989 は、ステープル 8990 を駆動して、アンビル 8420 のステープル成形下面と接触するように形成する。下面は、例えば、各ステープルに対応するステープル成形ポケットを備えてもよい。

20

【0191】

エンドエフェクタ 8412 はまた、概ね 8991 として示される切断用ヘッドロックアウトシステムを用いてもよく、この切断用ヘッドロックアウトシステムは、新しいステープルカートリッジ 8430 が細長チャンネル 8414 内に存在しないときに、切断用ヘッド 8973 の遠位方向への前進を防止する役割を果たす。少なくとも一構成において、例えば、切断用ヘッドロックアウトシステム 8991 は、細長チャンネル 8414 の底部に取り付けられたロックアウトばね 8992 を含んでもよい。ロックアウトばね 8992 は、切断用ヘッドアセンブリ 8974 が開始位置にあるときに、切断用ヘッドアセンブリ 8973 の底足部 8977 と接触するように構成されている。図 86、図 88、及び図 91 を参照されたい。開口部 8993 は、その位置にあるときに、ロックアウトばね 8992 が、細長チャンネル 8414 の底部と連動するように底足部 8977 を付勢するように、細長チャンネル 8414 の底部を通して提供されてもよい。したがって、底足部 8977 がその位置にあるとき、臨床医が細長チャンネル 8414 を遠位方向に通って切断用ヘッド 8973 を前進させようとする、底足部部分 8977 は、細長チャンネル 8414 の一部と接触することとなり、切断用ヘッド 8973 のこのような前進を防止する。カートリッジ 8430 が細長チャンネル 8414 に適切に据え付けられると、スレッドアセンブリ 8985 の取付け部分 8986 は、スレッドスロット 8987 内に延在し、切断用ヘッドアセンブリ 8973 をある位置まで移動させる役割を果たすことによって、足部分 8977 が細長チャンネル 8414 の底部との接触の干渉から移動する。この位置にあるとき、切断用ヘッドアセンブリ 8973 は、細長チャンネル 8414 を通って遠位に自由に前進することができる。このような構成により、新しいカートリッジが存在しないときに臨床医が誤ってエンドエフェクタを発射することとで、組織が切断されてもステープル留めされなくなってしまう

30

40

50

うことを防止することができる。切断用ヘッド 8973 が遠位方向に前進すると、底足部 8977、中間タブ部分 8978、及び上部タブ 8977' は、協調して、互いに対して所望の離間関係で、アンビル 8420 をステープルカートリッジデッキに対して配向する。上部タブ 8977' と中間タブ部分 8978 との間にある、遠位側に存在する組織切断縁部 8979 は、ステープルカートリッジ 8430 内のステープル 8990 が、エンドエフェクタ 8412 内でクランプ締めされた組織内に形成されるようにしながら、クランプ締めされた組織を切断する。

【0192】

図 84 から分かるように、上部発射バー 8971 は、上端部分 8975 に取り付けられ、下部発射バー 8972 は、上部発射バー 8971 から離間し、かつ切断用ヘッド 8973 の垂直に延在する 8974 の底部末端部分 8976 に取り付けられる。このような構成は、発射運動を切断用ヘッド 8973 の上部及び下部に同等に伝達する役割を果たし、アンビル 8420、外科用ステープルカートリッジ 8430、及び細長チャンネル 8414 を通って、切断用ヘッドの一直線上の運動を促進する。様々な構成において、例えば、上部発射バー 8971 は、上部発射バー 8971 が、(複数の) 上部タブ 8977' が上端部分 8975 から横方向に突出する(複数の) 箇所と実質的に軸方向に位置合わせされるように、(複数の) 上部タブ 8977' の背後の上端部分に直接取り付けられてもよい。同様に、下部発射バー 8972 は、下部発射バー 8972 が軸方向に共に整列するように、底足部 8977 の背後で下端部分 8976 に直接、又は、横方向に突出する底部タブが下端部分 8976 から横方向に突出する(複数の) 点に取り付けられてもよい。上部発射バー 8971 及び下部発射バー 8972 は、これらの場所で、垂直に延在する部分 8974 に溶接されてもよい。例えば、溶接は、発射バーの片側、又は両外側から行ってもよい。少なくとも 1 つの実施において、上部発射バー 8971 及び下部発射バー 8972 は、互いに直接取り付けられていない。細長シャフトアセンブリ 8500 を通って延在して、発射ロッド 8930 の遠位端部分 8932 に連結される上部発射バー 8971 の部分及び下部発射バー 8972 の部分は、互いに対して連続した配向で支持される。上部発射バー 8971 及び下部発射バー 8972 の近位端は、カプラ部材 8994 により発射ロッド 8930 の遠位端部分 8932 に取り付けられてもよい。図 92 を参照されたい。以下で更に詳細に論じるように、発射ロッド 8930 は、作動システム 8810 による、ナイフバーアセンブリ 600 への発射運動及び後退運動の付加を容易にする。少なくとも 1 つの実施において、アンビル取付け部分 8422 は、アンビル取付け部分 8422 上にウェッジ様形成体 8427 を有し、このウェッジ様形成体 8427 は、ナイフバーアセンブリ 8970 が遠位方向「DD」に駆動されると、上部発射バー 8971 と下部発射バー 8972 とを分離する役割を果たす。例えば、図 91 を参照されたい。

【0193】

様々な構成において、発射ロッド 8930 は、ハウジングアセンブリ 8800 内に取り付けられた閉鎖ブッシング 8940 を通って延在する。少なくとも 1 つの形態において、1 対の取付けスタッド 8807 がハンドルケーシング 8802、8804 から突出し、閉鎖キャリッジ 8820 内のスロットを通して延在して、ブッシング 8840 の保持スロット内に受容される。保持クリップ 8952 に取り付けられた閉鎖ばね 8950 は、閉鎖ブッシング 8940 上で軸支される。閉鎖ばね 8950 は、ノズル本体 8652 と閉鎖キャリッジ 8820 内の内壁 8825 との間に延在する。したがって、閉鎖ばね 8950 は、近位方向「PD」へと閉鎖キャリッジ 8820 を付勢するように働く。

【0194】

様々な実施形態はまた、解放可能な閉鎖ロックアセンブリ 8960 を備えてもよく、閉鎖ロックアセンブリ 8960 は、閉鎖キャリッジ 8820 と連動して、閉鎖キャリッジ 8820 を、閉鎖キャリッジ 8820 の最遠位閉鎖位置又はクランプ締め位置に選択的に保持する。少なくとも 1 つの形態において、閉鎖ロックアセンブリ 8960 は、ハウジングアセンブリ 8800 内に枢動可能に支持されるロックボタン 8962 を備えている。ロックボタン 8862 は、ラッチアーム 8964 を有し、ラッチアーム 8964 は、ボタン 8

９６２がロック位置にあるときに、閉鎖キャリッジ８８２０上に形成されたロックレッジ８８２６と当接するように構成されている。加えて、ラッチアーム８９６４は、ラッチアーム８９６４上に形成されたキャッチ８９６６を有し、キャッチ８９６６は、発射ラック８９００の近位端上のロックラッチ８９０２と解放可能にラッチ係合するように構成されている。ロックばね８９６８は、ロックボタン８９６２をロック位置へと付勢するように働く。

【０１９５】

外科用器具８４１０の操作をここで説明する。図８９～図９１は、開放位置にある、エンドエフェクタ８４１２のジョー８４１３及び８４１５を示す。エンドエフェクタ８４１２が開放位置にあるとき、ラッチアーム８９６４は、ラッチアーム８９４のキャッチ８９６６が発射ラック８９００上のロックラッチ８９０２と係合を保持するように、閉鎖キャリッジ８８２０上に形成されたロックレッジ８８２６の頂部に位置している。したがって、この初期の開始位置にあるとき、ナイフバーアセンブリ８７９０が誤って作動されることはない。クラッチプレート８９１０、並びに閉鎖キャリッジはそれぞれ、最近位の非作動位置にある。それらの位置にあるとき、クラッチシャフト８８８２上のクラッチ駆動ベベル８８８９は、閉鎖キャリッジ８８２０の一部分と接触し、この接触により、クラッチシャフト８８８２が、クラッチばね８９２０の付勢力を受けて、横方向に移動して駆動ギア８８９０と噛合い係合することが防止される。

【０１９６】

閉鎖プロセスを開始するために、第１のストロークをトリガアセンブリ８８３０に付与する。つまり、トリガアセンブリ８８３０は、最初にピストルグリップ８８０６に向かって枢動される。そのような枢動作用は、副トリガ８８６０上の閉鎖ギア区間８８６６と、閉鎖キャリッジ８８２０の下側に形成されたキャリッジラック８８２３との間の噛合い係合によって、遠位方向「ＤＤ」に閉鎖キャリッジ８８２０を駆動するように働く。また、そのように閉鎖キャリッジ８８２０が遠位方向に移動することにより、近位外側シャフト区間８７００と遠位閉鎖チューブ区間８５９０が遠位方向「ＤＤ」へと軸方向に前進することになる。遠位閉鎖チューブ区間８５９０が遠位方向に移動すると、アンビル取付け部分８４２２内のスロット８４２３を通して延在するピン８４１９は、図９０及び図９１に示す位置から、図８６～図８８に示す位置まで移動し、アンビル８４２０を閉鎖位置まで枢動する。外科医が、アンビル８４２０と外科用ステーブルカートリッジ８４３０との間で組織をクランプ締めする前に、単に組織を把持して操作したい場合、トリガアセンブリ８８３０は、トリガアセンブリ８８３０を完全に閉鎖位置まで完全に枢動することなく、枢動してアンビル８４２０を開閉することができる。

【０１９７】

当業者には理解されることであるが、トリガアセンブリ８８３０がピストルグリップ８８０６に向かって枢動されるとき、主トリガ８８４０上の主ギア区間８８４６と、作動バー８８７０上の第１の作動ラック８８７２との間の噛合い係合によって、作動バー８８７０も必然的に遠位方向に駆動されることとなる。また、作動バー８８７０が遠位方向に移動する結果として、クラッチシャフト８８８２上のクラッチ歯４８４と、作動バー８８７０上の第２の作動ラック８８７４との間の噛合い係合によって、回転作動運動がクラッチシャフト８８８２に付与されることになる。しかしながら、クラッチプレート８９１０のクラッチアーム８９１４が、クラッチシャフト８８８２上のクラッチ駆動ベベル８８８９と接触して、クラッチシャフト８８８２が軸方向に移動して駆動ギア８８９０と噛合い係合することを防止するため、そのような回転運動は、駆動ギア８８９０には付与されない。したがって、クラッチシャフト８８８２は、駆動ギア８８９０に対して自在に回転する。したがって、クラッチアセンブリ８８８０は、トリガアセンブリ８８３０の初期作動の間に発射ラック８９００が始動することを自動的に防止する。

【０１９８】

トリガアセンブリ８８３０が最初に閉鎖位置へと完全に押し込まれると、アンビル８４２０は、閉鎖ロックアセンブリ８９６０によりロック位置又はクランプ締め位置に保持さ

10

20

30

40

50

れることとなり、閉鎖キャリッジ 8820 の近位方向への移動を防止する。エンドエフェクタ 8412 内にクランプ締めされた組織を通して遠位方向にナイフバーアセンブリ 8970 を駆動させるために、外科医は、ハウジングアセンブリ 8800 のピストルグリップ 8806 に向かって主トリガ 8840 を再び駆動させる。主トリガ 8840 が駆動されると、発射ラック 8900、発射ロッド 8930、及びナイフバーアセンブリ 600 は、遠位方向「DD」へ駆動される。ナイフバーアセンブリ 8970 がエンドエフェクタ 8412 内で、クランプ締めされた組織を通して駆動した後、外科医は次いで、主トリガ 8840 を解放し、それによって、発射ばね 8832 の付勢力の下で非作動位置へと主トリガ 8840 を駆動させる。主トリガ 8840 が開始位置へと駆動して戻ると、発射ラック 8900、発射ロッド 8930、及びナイフバーアセンブリ 8970 は、各開始位置へと近位方向に引き戻される。エンドエフェクタ 12 は、図 88 に示すように変わらずクランプ締め位置にある。この図からも分かるように、ナイフバーアセンブリ 8970 が開始位置に戻っても、スレッドアセンブリ 8985 は、カートリッジ 8430 の遠位端にとどまり続ける。

10

【0199】

閉鎖キャリッジ 8820 と副トリガ 8860 とをロック解除するために、外科医は、ロックボタン 8962 を押下する。ロックボタン 8962 が押下されると、ロックアーム 8964 は、駆動されて閉鎖キャリッジ 8820 上のロックレッジ 8826 との当接係合から逃れる。発射システム及び閉鎖システムの操作に関する更なる詳細は、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願公開第 2012/0074200 号に見出すことができる。閉鎖キャリッジ 8820 が近位方向に移動すると、近位外側シャフト区間 8700、可撓性ネックアセンブリ 8510、及び遠位閉鎖チューブ区間 8590 は近位方向に引き寄せられる。遠位閉鎖チューブ区間 8590 が近位方向に移動すると、シャフト 8419 は、アンビル取付け部分 8422 のスロット 8423 内を近位方向に移動し、アンビル 8420 を開放位置へと移動させる。

20

【0200】

上記より理解することができるように、本明細書にて開示した様々な外科用器具により、臨床医は、組織を切断及び固定するために構成された従前の外科用器具を使用する際には利用できない、向上した操作性、及び他の様々な利点を得ることができる。例えば、本明細書にて開示した様々な実施において、エンドエフェクタは、ジョーが互いに対して移動可能な方向と同一方向に、選択的に関節屈曲可能である。換言すれば、外科用エンドエフェクタのジョーは、一平面において移動するように制限される。本明細書にて開示した様々な実施において、エンドエフェクタは、同一方向に移動することもまた可能である。従前のエンドエフェクタは、ジョーが移動する平面とは異なる平面において移動することが通常は制限されている。

30

【0201】

本発明の実施のうち多くにより提供される別の利点は、積層構造を形成する、少なくとも上部発射バーと、少なくとも下部発射バーと、を含む発射バーの使用である。上部バー及び下部バーは、ある時点で互いに取付けられてもよいが、又はこれらは取付けられず、互いにただ隣接していてもよい。いずれかの構成において、上部バーは、切断用ヘッドの上端に取り付けられ、かつ、下部バーは、下部ヘッドに、これらは互いに、切断用ヘッドへの取り付け箇所にて互いに離間するように取り付けられてもよい。このような構成は、作動中に一層ねじれにくくなる、かつ／又は曲がりにくくなる、より安定した切断用ヘッド構成を提供する役割を果たす。更に、切断用ヘッドは、横方向に突出する、アンビルの一部に係合する（複数の）上部タブ、及び細長チャンネルに係合する（複数の）下部タブを装備してもよい。上部発射バーは、上部タブが、上部発射バーと軸方向に整列するように取り付けられる箇所の背後に直接取り付けられてもよい。同様に、下部発射バーは、（複数の）底部タブが、下部発射バーと軸方向に整列するように取り付けられる箇所の背後で直接、底部に取り付けられてもよい。このような軸方向の整列は、切断用ヘッドがアンビル及び細長チャンネルと係合する箇所における、駆動又は作動運動の、切断用ヘッドへの移

40

50

行を容易にし、作動中の、切断用ヘッドの曲がり及び／又はねじれを更に防止することができる。

【0202】

作動中に軸方向に往復運動する構成要素を実質的に用いる組織切断用及びステープル留め発射システム、ジョー開閉システム、及びエンドエフェクタ関節屈曲システムを用いる、本明細書にて開示した様々な外科用器具構成は、手動で生成される作動運動により作動されてもよい。例えば、発射システムは、トリガ構成を含むハンドル内に収容されてもよく、このトリガ構成は、臨床医がトリガを操作するときに作動運動を生み出すように構成されている。しかしながら、このような作動運動は、ハンドル内で支持されるモータにより同様に生み出されてもよく、又はロボットシステムの一部を備えてもよいことが理解されよう。したがって、本明細書にて開示した様々な外科用器具は、手持ち式のハウジング、及び手動で生み出される作動運動と組み合わせてのみ使用することに限定されるべきではない。

10

【0203】

動力付き外科用器具は、Zemlokらへの「POWERED SURGICAL STAPLING DEVICE」という名称の、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2009/0090763 A1号（以下、「Zemlok '763」）に開示されている。動力付き外科用器具は、Zemlokらへの「POWERED SURGICAL INSTRUMENT」という名称の、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2011/0278344 A1号（以下、「Zemlok '344」）、現在は、米国特許第8,201,721号にも開示されている。図97は、例えば、それぞれその全体が参照として本明細書に組み込まれるZemlok '763及び／又はZemlok '344に開示されている外科用器具（その様々な特徴部、構成部品、及びサブコンポーネントを含む）に多くの点で類似し得る、動力付き外科用器具9010を示す。同様に、外科用器具9010は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる、Shelton et al. への米国特許出願第13/974,205号（2013年8月23日出願、名称「ATTACHMENT PORTIONS FOR SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLIES」）に開示されている外科用器具に類似してもよい。図97に示される外科用器具9010は、器具の手動操作及び動作を容易にするためのハンドル部分9014を有する、ハウジング9012を備えている。したがって、本明細書で使用する時、用語「ハウジング」は、手持ち型、ないしは別の方法で手動操作可能な構成を包含してもよい。しかしながら、用語「ハウジング」は、手持ち型であることは意図されないが、システムの様々な構成要素、部分、及び／又は作動装置によって別の方法で操作され、作動可能な、ロボット制御システムなどの自動外科用器具システムの部分も包含してもよい。例えば、本明細書に記載される外科用器具の様々な実施を、その開示全体が本明細書に参照として組み込まれる米国特許出願第13/536,323号（名称「ROBOTICALLY-POWERED SURGICAL DEVICE WITH MANUALLY ACTUATABLE REVERSING SYSTEM」、2012年6月28日出願）に開示されているロボットシステム及び構成と組み合わせて使用することができる。更に、本明細書にて開示した連結構成及びエンドエフェクタ構成はまた、無動力の手持ち式外科用器具と共に効果的に用いられて得る。したがって、本明細書にて開示したエンドエフェクタ構成及び連結構成は、手持ち式か、ないしは別の方法で自動であるかに関わらず、電動器具と接続して使用することに限定されるべきではない。

20

30

40

【0204】

内視鏡部分の形態の細長シャフトアセンブリ9116は、ハウジング9012から突出し、細長シャフトアセンブリ9116に付与される発射運動に応じて少なくとも1つの外科的処置を行うように構成されている外科用エンドエフェクタに、動作可能に取り付けられるように構成されている。手術用エンドエフェクタは、図98～図105に示す「装填ユニット」9020などの、組織を切断及びステープル留めするために構成される装置を

50

備えてもよい。装填ユニット9020などの外科用エンドエフェクタを、本明細書に詳述されるように、例えば、動力付き外科用器具9010の細長シャフトアセンブリ9116に解放可能に取り付けることができる。

【0205】

図98～図105は、外科用器具9020と共に用いられ得るエンドエフェクタ又は装填ユニット9020の1つの例示的な形態を示す。図100から分かるように、装填ユニット9020は、内部のステーブルカートリッジ9260を動作可能に支持するキャリア9240に対する枢動移動に対して支持される、アンビルアセンブリ9220を備えている。ステーブルカートリッジ9260は、患者内に「埋め込まれる」ように設計された外科用ステーブルカートリッジを含んでもよい。例えば、埋め込み可能な外科用ステーブルカートリッジ9260は、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第2012-0080484号（2010年9月30日出願、名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH A VARIABLE STAPLE FORMING SYSTEM」）に開示されている様々な外科用ステーブルカートリッジの構成のうちいずれかを備えてもよい。少なくとも1つの実施において、例えば、ステーブルカートリッジ9260は、本体部分9261を備え、この本体部分9261は、内部に数列の未成形の金属ステーブルが支持されている酸化再生セルロース（「ORC」）、又は生体吸収性発泡材といった圧縮可能な止血材料からなる。少なくともいくつかの実施形態において、ステーブルが影響を受け、据え付け及び位置決めプロセス中に止血材料が活性化することを防止するために、カートリッジ全体が、生分解性フィルム、例えば、商標名PDS（登録商標）で販売されるポリジオキサノンフィルム、又はポリグリセロールセバケート（PGS）フィルム、又はPGA（Vicrylの商標名で販売されるポリグリコール酸）、PCL（ポリカプロラクトン）、PLA若しくはPLLA（ポリ乳酸）、PHA（ポリヒドロキシアルカノエート）、PGCL（商標名Monocrylで販売されるポリグレカプロン25）、若しくはPGA、PCL、PLA、PDSの複合物（破裂するまでは不透過性である）などの生分解性フィルムにより、コーティング又は被覆されてもよい。ステーブルカートリッジ9260の本体9261は、図示したように、内部の各ステーブルがアンビルアセンブリ9220内の対応するステーブル成形ポケットと一直線になるように、キャリア9240内に取り外し可能に支持される大きさである。

【0206】

アンビルアセンブリ9220は、上に1対のトラニオン9221を有し、このトラニオン9221は、アンビルアセンブリ9220が、アンビル枢動軸線ANV-ANVを中心にして、キャリア9240に対して開放位置と閉鎖位置との間で移動又は枢動することができるように、キャリア9240の近位端9241にあるトラニオンスロット9242内に枢動可能に受容されるように適合されている。アンビル枢動軸線ANV-ANVは、細長シャフトアセンブリ9116により画定されるツールの長手方向に延在する軸線LA-LAを横断している。アンビルアセンブリ9220が開放位置から閉鎖位置に枢動すると、アンビルアセンブリ9220は、アンビル枢動軸線ANV-ANVを中心にして、閉鎖方向「CD」に移動する。逆に、アンビルアセンブリ9220が閉鎖位置から開放位置に移動すると、アンビルアセンブリ9220は、アンビル枢動軸線ANV-ANVを中心にして開放方向「OD」に移動する。

【0207】

装填ユニット9020は、独自かつ新規の関節屈曲接合部9270を用い、この関節屈曲接合部9270は、キャリア9240及びアンビルアセンブリ9220の関節屈曲を促進して、ツールの長手方向軸線「LA-LA」を横断する関節屈曲軸線「AA-AA」を中心に枢動する。例えば、装填ユニット9020は、エンドエフェクタハウジング9400を備えてもよく、このエンドエフェクタハウジング9400は、外部ケーシング9450内に受容されるように構成されている。エンドエフェクタハウジング9400の遠位端9402は、遠位に突出する2つのタブ9406により、遠位端9402上に形成される

クレビス9404を有してもよい。各タブ9406は、内部に形成される枢動穴9408を有し、この枢動穴9408は、関節屈曲ボールアセンブリ9272上に形成される、対応する枢動ピン9274を内部で受容するように適合されている。図100を参照されたい。関節屈曲ボールアセンブリ9272は、例えば、溶接、又は他の好適な締結構成により、キャリア9240の近位端9241に強固に固定することができる。以下で更に詳細に論じるように、合わせて組み立てた際、キャリア9240及びアンビルアセンブリ9220は、関節屈曲軸線A-Aを中心にして、第1の方向「FD」及び第2の方向「SD」にユニットとして選択的に関節屈曲し、第1の方向「FD」は、アンビル閉鎖方向「CD」と同一であり、第2の方向「SD」は、アンビル開放方向「OD」と同一方向である。図105を参照されたい。

10

【0208】

引き続き、図100を参照すると、エンドエフェクタハウジング9400は、内部で関節屈曲リンク9420を摺動可能に受容するためのチャンネル9410を備えてもよい。関節屈曲リンク9420は、近位端部分9422及び遠位端9424を内部に備える。遠位端部分9424には、関節屈曲チューブ9426が固定されて取り付けられている。関節屈曲チューブ9426は、中空管を備えてもよく、遠位端9424に、例えば、溶接、又は他の好適な手段により取り付けられてもよい。図102から分かるように、関節屈曲チューブ9426は、内部に形成される一連の関節屈曲歯9428を有してもよく、この関節屈曲歯9428は、関節屈曲ボール9272上に形成された一連の遠位関節屈曲歯9276と噛合い係合するように構成されている。したがって、関節屈曲リンク9420の遠位方向「DD」への移動により、キャリア9420及びアンビルアセンブリ9220を、関節屈曲軸線A-Aを中心にして、第1の方向「FD」に枢動させることとなる。逆に、関節屈曲リンク9420の近位方向「PD」への移動により、キャリア9420及びアンビルアセンブリ9220を、関節屈曲軸線A-Aを中心にして第2の方向「SD」に、ユニットとして枢動させることとなる。関節屈曲リンク9420及び関節屈曲チューブ9426は、本明細書においてはまとめて、関節屈曲リンクアセンブリ9425と称してもよい。図100を参照されたい。

20

【0209】

装填ユニット9020はまた、駆動アセンブリ9460を備えてもよく、この駆動アセンブリ9460は、エンドエフェクタハウジング9400を通して軸方向に移動するように構成されている。少なくとも1つの実施において、駆動アセンブリ9460は、駆動ビームアセンブリ9461を備え、この駆動ビームアセンブリ9461は、切断用ヘッド9470に取り付けられた上部駆動ビーム9462及び下部駆動ビーム9464を備えている。切断用ヘッド9470は、切断用ヘッド9470上に形成された組織切断縁部9472を有する本体部分9471を備えてもよい。本体部分9471の上部9473は、上部9473上に形成された上部タブ9474を有する。底足部又はタブ9476は、本体部分9471の下部9475上に形成される。垂直指向本体部分9471は、キャリア9420内の長手方向延在スロット9245及びアンビルアセンブリ9220内の長手方向延在スロット9222を通して延在する。組み立てた際、底足部9476は、キャリア9420の底部に沿って摺動するように構成される。上部タブ部分9474は、アンビルアセンブリ9220内に形成された細長チャンネル9223内に摺動可能に受容されるように配置されている。

30

40

【0210】

図100から分かるように、上部発射バー9462は、上端部分9473に取り付けられ、下部発射バー9464は、上部発射バー9462から離間され、かつ切断用ヘッド9470の垂直延在部分9471の下端部分9475に取り付けられる。このような構成は、発射運動を切断用ヘッド9470の上部及び下部に同等に伝達する役割を果たし、アンビルアセンブリ9220、外科用ステープルカートリッジ9260、及びキャリア9420を通る、切断用ヘッド9470の一直線の運動を容易にする。様々な構成において、例えば、上部発射バー9462は、(複数の)上部タブ9474の背後で、上端部分947

50

3に直接取り付けられてもよく、上部発射バー9462は、(複数の)上部タブ9474が上端部分9473から横方向に突出する(複数の)箇所と実質的に軸方向に整列する。同様に、下部発射バー9464は、底足部9476の背後、又は、横方向に突出する底部タブ9476が、下部発射バーが軸方向に一直線になるように下端部分9475から横方向に突出する(複数の)箇所と実質的に軸方向に整列する。同様に、下部発射箇所の背後で、下端部分9475に直接に取り付けられてもよい。上部発射バー9462及び下部発射バー9464は、これらの場所で、垂直延在部分9471と溶接されてもよい。例えば、溶接は、発射バーの片側、又は両外側から行ってもよい。切断用ヘッド9470が遠位方向「DD」に駆動されると、アンビルアセンブリ9220は、(複数の)上部タブ9474と、(複数の)下部タブ又は足部9476との間で枢動され閉鎖される。切断用ヘッドアセンブリ9470の更なる前進により、外科用ステープルカートリッジ9260がアンビルアセンブリ9220とキャリア9420との間で破壊され、これにより、内部で支持される外科用ステープルが、アンビルアセンブリ9220の下面を形成するステープルと接触すると組織切断線の両側に形成される。切断用ヘッドアセンブリ9470がキャリア9420の遠位端に前進した後、ユーザは、切断用ヘッドアセンブリ9470を開始位置まで後退させ、この際、アンビルアセンブリ9220が開口して、ステープルカートリッジ9260及びステープル留めした組織を解放することができる。1つの実施において、例えば、(複数の)上部タブ9474は、アンビルアセンブリ9220の上面と連動し、アンビルアセンブリ9220をカム運動又は枢動させて開放位置まで戻すように構成されている。代替の構成において、切断用ヘッドアセンブリ9470が開始位置にあるとき、ばね又は他の付勢部材(図示せず)を用いて、アンビルアセンブリ9220を開放位置まで付勢することができる。

10

20

【0211】

駆動ビームアセンブリ9460は、近位係合部材9467を更に備えてもよく、この近位係合部材9467は、1対の係合フィンガ9468を備え、この係合フィンガ9468は、本明細書で更に詳細に論じられるように、発射ロッド9104の遠位端9522を動作可能に係合するように構成されている。図100から分かるように、例えば、近位係合部材9467は、上部発射バー9462及び下部発射バー9464に枢動可能に連結されて、関節屈曲軸線A-Aを中心にしたキャリア9420の関節屈曲中に、駆動ビームアセンブリ9461を固定することなく、上部発射バー9462及び下部発射バー9464の関節屈曲及び屈曲を容易にする。少なくとも1つの実施において、例えば、近位係合部材9467は、1対の枢動リンク9466により、上部発射バー9462及び下部発射バー9464に枢動可能に連結されている。このようなリンク9466は、上部発射バー9462が、下部発射バー9464から独立して、近位係合部材9467に対して枢動可能となるようにし、その逆もまた同様とすることができる。

30

【0212】

図97から分かるように、外科用器具9010は、回転作動運動を生み出すように構成されるモータ9100を備えてもよく、このモータ9100を用いて、例えば、以下に更に詳細に論じるように、装填ユニット9020に発射運動を付与することができる。少なくとも1つの形態において、例えば、モータ9100は、概ね9082として示される発射部材アセンブリに、回転作動運動を付与するように構成されている。1つの構成において、例えば、発射部材アセンブリ9082は、ハウジング9012内に回転可能に支持され、内部に形成された雌ねじ(図示せず)を有する、駆動チューブ9102を備えている。発射部材又は発射ロッド9104の近位ねじ付き部分は、駆動チューブ9102の回転が発射ロッド9104の軸方向への移動をもたらすように、駆動チューブ9102と螺合して支持されている。発射ロッド9104は、装填ユニット9020内で駆動アセンブリ9460の内部と連動してもよい。上記の組み込まれたZemlok'763及びZemlok'344において更に詳述されるように、第1の方向(例えば、反時計回り)への駆動チューブ9102の回転により、発射ロッド9104は駆動部材9460を遠位方向に前進させることができる。

40

50

【0213】

図97から更に分かるように、外科用器具9010は、概ね9109として示される関節屈曲システムを備えてもよい。しかしながら、外科用器具9010は、本明細書に詳細に開示される様々なその他関節屈曲システム構成を備えてもよい。少なくとも1つの形態において、関節屈曲システム9109は、関節屈曲モータ9112と、手動関節屈曲ノブ9114と、を備える、関節屈曲機構9110を備えてもよい。関節屈曲モータ9112を、動力付き関節屈曲スイッチ9116によって、又は、手動関節屈曲ノブ9114を駆動させることによって作動できる。関節屈曲モータ9112の作動は、関節屈曲機構9110の関節屈曲歯車9118の回転させる働きをする。関節屈曲機構9110の作動により、エンドエフェクタ（例えば、装填ユニット9020のカートリッジ／アンビル部分）を、その軸線が、細長シャフトアセンブリ9116のツールの長手方向軸線「LA-LA」と実質的に一直線である第1の位置から、エンドエフェクタの軸線が、細長シャフトアセンブリのツールの長手方向軸線「LA-LA」に対して、例えば、関節屈曲軸線「AA-AA」を中心にある角度で配設される位置まで移動させることができる。関節屈曲機構9110の様々な態様に関する更なる説明は、その開示全体が参照としてあらかじめ本明細書に組み込まれたZemlok '763に見出すことができる。加えて、その開示全体が参照として本明細書に組み込まれる米国特許第7,431,188号（名称「SURGICAL STAPLING APPARATUS WITH POWERED ARTICULATION」）は、外科用器具9010と接続して用いられるモータ動力付きの関節屈曲可能なエンドエフェクタを開示する。しかしながら、当業者は、本明細書にて開示した独自かつ新規の連結及びエンドエフェクタ構成はまた、当技術分野において既知の手動型（すなわち、非電動型）関節屈曲システムと共に効果的に用いられてもよいことを理解するであろう。

10

20

【0214】

様々な実施形態において、外科用器具は、少なくとも1つのモータを備えてもよく、これは、別の場所に詳述されるように、装填ユニット9020に対して発射運動、及び／又は、関節屈曲システム9109に対して関節屈曲を付与することができる。モータ9100は、例えば、Zemlok '763において更に詳述されている種類の電源9200によって、給電されてもよい。例えば、電源9200は、再充電可能電池（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）を備えてもよい。電源9200は、少なくとも1つの使い捨て電池を含んでもよいことも想定される。使い捨て電池は、例えば、約9ボルト～約30ボルトであってもよい。しかし、他の電源が用いられてもよい。図97は、電源9200が複数の電池9202を含む1つの例を示す。用いられる電池9202の数は、器具9010の電流負荷要件に依存し得る。

30

【0215】

図97を参照すると、例えば、電源9200などの電源は、外科用器具9010の操作のために電力を供給できる。例えば、電源9200は、モータ、例えば、モータ9100に電力を供給し、駆動チューブ9102を第1の方向へ回転させ、最終的には発射ロッド9104を軸方向へ前進させ、駆動アセンブリ9460を、装填ユニット9020を通して遠位に駆動させる。別の方法としては、電源9200は、モータ9100に電力を供給し、駆動チューブ9102を第1の方向と反対の第2の方向へ回転させ、最終的には、駆動梁部9060をその開始位置及び／又は既定の位置まで近位方向に移動し得る発射ロッド104を軸方向へ後退させ得る。

40

【0216】

使い捨て装填ユニット9020などの外科用エンドエフェクタを、例えば、動力付き外科用器具10（図1）の細長シャフトアセンブリ9116に動作可能に連結できる。様々な実施形態において、外科用器具9010は、例えば、装填ユニット9020に係合できる細長シャフトアセンブリを備えてもよい。様々な実施形態において、回転可能な連結カラー9500を備える連結アセンブリ9115は、例えば、細長シャフトアセンブリ9116に対して装填ユニット9020を解放可能にロックすることができる。更に、様々な

50

実施形態において、連結カラー９５００の回転により、本明細書に記載される発射アセンブリ及び／又は関節屈曲アセンブリの取り付け及び／又は整列を容易にできる。様々な実施形態において、装填ユニット９０２０は、遠位取り付け部分９４８０を備えてもよく、細長シャフトアセンブリ９１１６は、外側チューブ９０３０と、遠位取り付け部分９０３２と、を備えてもよい。装填ユニット９０２０の遠位取り付け部分９４８０は、装填ユニット９０２０が細長シャフトアセンブリ９１１６に固定されると（図１０７）、シャフトアセンブリ９１１６の遠位取り付け部分９０３２を受容することができる。更に、回転可能な連結カラー９５００をシャフトアセンブリ９１１６の遠位取り付け部分９０３２の周囲に位置付け、装填ユニット９０２０の遠位取り付け部分９４８０も回転可能な連結カラー９５００内に位置付けられ得るようにしてもよい。回転可能な連結カラー９５００を細長シャフトアセンブリ及び／又は近位取り付け部分９４８０に固定してもよく、特定の実施形態において、例えば、シャフトアセンブリ９１１６の遠位取り付け部分９０３２に回転可能に固定してもよい。特定の実施形態において、シャフトアセンブリ９１１６の近位取り付け部分は、装填ユニット９０２０が細長シャフトアセンブリ９１１６に固定されると、装填ユニット９０２０の遠位取り付け部分９４８０を受容することができる。更に、特定の実施形態において、連結カラー９５００を装填ユニット９０２０に回転可能に固定してもよい。

【０２１７】

更に図１０６及び図１０７を参照すると、装填ユニット９０２０が外科用器具９０１０の細長シャフトアセンブリ９１１６に対して非取り付け位置と取り付け位置との間を移動するとき、装填ユニット９０２０は、細長シャフトアセンブリによって画定されるツールの長手方向軸線ＬＡ－ＬＡに沿って平行移動できる。装填ユニット９０２０が非取り付け位置から取り付け位置まで移動するとき、装填ユニット９０２０の遠位取り付け部分９４８０を細長シャフトアセンブリの遠位取り付け部分９０３２内に挿入できる。装填ユニット９０２０が非取り付け位置と取り付け位置との間を移動するとき、例えば、装填ユニット９０２０を近位方向「ＰＤ」に平行移動してもよい（図１０７）。特定の実施形態において、遠位取り付け部９４８０と遠位取り付け部分９０３２との間の溝スロット係合により、細長シャフトアセンブリ９１１６によって画定されるツールの長手方向軸線ＬＡ－ＬＡに沿って装填ユニット２０を導くことができる。主に図１１０を参照すると、遠位取り付け部分９４８０は、ガイドレール９４８２を備えることができる。更に、主に図１１２を参照すると、遠位取り付け部分９０３２は、ガイドスロット９０３４を備えることができる。ガイドスロット９０３４は、装填ユニット９０２０の近位取り付け部分９４８０が細長シャフトアセンブリ９１１６の遠位取り付け部分９０３２内に挿入されると、ガイドレール９４８２を受容し、導くような寸法及び構造であってもよい。例えば、ガイドスロット９０３４は、長手方向スロットを備えてもよく、ガイドレール９４８２は、例えば、長手方向隆起部を備えてもよい。特定の実施形態において、ガイドスロット９０３４及びガイドレール９４８２は、ツールの長手方向軸線ＬＡ－ＬＡに対して、装填ユニット９０２０がねじれたり、及び／又は回転したりすることを防止できる。

【０２１８】

主に図１０６を参照すると、遠位取り付け部分９４８０に、例えば、第１の矢印などの第１の位置合わせ用しるし９４８４を備えてもよく、細長シャフトアセンブリ９１１６及び／又は連結カラー９５００に、例えば、第２の矢印などの第２の位置合わせ用しるし９５０２を備えてもよい。第１の位置合わせ用しるし９４８４及び第２の位置合わせ用しるし、９５０２を合わせると、ガイドレール９４８２とガイドスロット９０３４を整列させることができ、遠位取り付け部分９０３２への遠位取り付け部分９４８０の取り付けを容易にできる。本明細書に記載されるように、細長シャフトアセンブリ９１１６に向かって長手方向経路に沿って装填ユニット９０２０を平行移動すると、装填ユニット９０２０を細長シャフトアセンブリ９１１６に対して解放可能にロックできる。このような実施形態において、細長シャフトアセンブリ９１１６に対して装填ユニット９０２０を取り付けるのに、細長シャフトアセンブリ９１１６に対する装填ユニット９０２０の回転は不要であ

り得る。実際に、本明細書に記載されるような遠位取り付け部分9032と遠位取り付け部分9480との間の溝スロット係合によって、細長シャフトアセンブリ9116に対する装填ユニット9020の回転は、制止かつ／又は妨害され得る。様々な実施形態において、連結カラー9500を装填ユニット9020及び／又は細長シャフトアセンブリ9116に対して回転させて、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116に解放可能にロックしてもよい。例えば、本明細書に記載されるように、連結カラー9500を、初期の向き（図120）から第2の向き（図121）に向けて回転させ、その後、初期の向き（図124）に向けて戻して、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116にロックしてもよい。

【0219】

主に図110及び図111を参照すると、装填ユニット9020の近位部分9480は、回転キー又はリブ9486を備えることができる。装填ユニット9020を、非取り付け位置（図106）と取り付け位置（図107）との間で近位方向「PD」に移動させると（図106）、回転キー9486は、連結カラー9500の回転に影響を及ぼし得る。例えば、回転キー9486は、連結カラー9500を初期の向きから第2の向きへ、方向B（図107）に回転及び／又は付勢させることができる。連結カラー9500が第2の向きに付勢されるとき、遠位取り付け部分9480を遠位取り付け部分9032内に挿入できる。更に、遠位取り付け部分9480が遠位取り付け部分9032内に完全に挿入されると、回転キー9486は、連結カラー9500を、第2の向きから初期の向きまで、方向C（図107）に回転させることができる。本明細書で使用するとき、用語「完全に挿入された」とは、細長シャフトアセンブリ9116への装填ユニット9020の連結に関して使用される場合、装填ユニット9020の遠位取り付け部分9480が、細長シャフトアセンブリ9116の遠位取り付け部分9032と噛み合い、又は動作可能に係合して完全に挿入されていることを意味する。例えば、方向Cは、方向Bの反対方向であってもよい。本明細書に記載されるように、連結カラー9500が初期の向きまで戻ると、連結カラー9500は、遠位取り付け部分9032に対して遠位取り付け部分9480をロックできる。図110及び図111を参照すると、回転キー9486は、その近位端に回転ランプ9488を備えることができる。回転ランプ9488は、シャフトアセンブリ9116の要素と係合して、例えば、連結カラー9500を回転させることができる。

【0220】

様々な実施形態において、回転ランプ9488は、細長シャフトアセンブリ9116内に位置付けられる発射シャフト9104の回転に影響を及ぼし得る。例えば、主に図115～図118を参照すると、発射シャフト9104は、発射シャフト9104から半径方向外側に延在し得る発射シャフト回転子9600を備えることができる。装填ユニット9020が細長シャフトアセンブリ9116内に挿入されると、回転キー9486の回転ランプ9488は、発射シャフト回転子9600に係合できる。様々な実施形態において、回転ランプ9488は、発射シャフト回転子9600を回転させ、それによって発射シャフト9104を回転させることができる。例えば、発射シャフト9104及び発射シャフト回転子9600は、第1の向き（図121）と第2の向き（図122）との間を方向Bに回転できる。引き続き、図115～図118を参照すると、発射シャフト9104を回転可能な連結カラー9500と係合できる。例えば、回転可能な連結カラー9500は、回転子溝9502を備えることができ、これは、発射シャフト回転子9600を受容、及び／又は保持するような構造であり、寸法であり得ることが発射シャフト回転子9600の回転によって回転可能な連結カラー9500が回転するように、発射シャフト回転子9600を回転子溝9502によって保持できる。このような実施形態において、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116内に挿入すると、発射シャフト回転子9600を、例えば、方向Bに回転させることによって、回転可能な連結カラー9500の方向B（図122）への回転に影響を及ぼし得る。

【0221】

主に図112及び図113を参照すると、遠位取り付け部分9032は、回転キースロ

10

20

30

40

50

ット9510を備えることができ、これにより、遠位取り付け部分9480が遠位取り付け部分9032内に挿入されると、回転キー9486を受容できる。様々な実施形態において、回転キースロット9510は、発射シャフト回転子9600を受容するための間隙ノッチ9512を備えてもよい。例えば、回転キー9486の近位端にある回転ランプ9488は、発射シャフト回転子9600を第2の向きに、間隙ノッチ9512内まで回転させることができる(図122)。装填ユニット9020が細長シャフトアセンブリ9116内に挿入されると、回転キー9486は、回転キースロット9510に沿って移動し続けることができる。更に、回転キー9486の遠位端9490が発射シャフト回転子9600を過ぎて移動すると、発射シャフト回転子9600は、第1の向き(図126)に向かって逆回転することができ、これにより、回転可能な連結カラー9500をその初期の向きに向かって対応させて逆回転できる。

10

【0222】

様々な実施形態において、回転可能な連結カラー9500は、細長シャフトアセンブリ9116及び／又は遠位取り付け部分9032に対して初期の向きに付勢されていてもよい。例えば、ばね9514は、連結カラー9500を初期の向きに付勢できる。ばね9514は、細長シャフトアセンブリ9116に対して固定できる近位端9516と、連結カラー9500に対して固定できる遠位端9550と、を備えてもよい。例えば、ばね9514の近位端9516を、シャフトアセンブリ9116の近位ばねスロット9556(図119)内に保持でき、例えば、ばね9514の遠位端9550を、回転可能な連結カラー9500の遠位ばねスロット9552(図114)内に保持できる。このような実施形態において、連結カラー9500の回転により、ばね9514の遠位端9550をばね9514の近位端9516に対してずらすことができ、ねじり力が生じ得る。したがって、連結カラー9500は、初期の向きから第2の向きへの回転に抵抗でき、連結カラーが第2の向きに回転すると、ばね9514は、初期の向きに戻る方向に連結カラー9500を付勢できる。発射シャフト回転子9600は、連結カラー9500と係合されているため、ばね9514は、発射シャフト9104もこの第1の向きに付勢できる。

20

【0223】

様々な実施形態において、回転可能な連結カラー9500は、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116に解放可能にロックするロックもどり止め9518を備えてもよい。主に図114を参照すると、ロックもどり止め9518は、回転可能な連結カラー9500の内部周辺部から半径方向内側に延出し得る。様々な実施形態において、ロックもどり止め9518は、遠位取り付け部分9032のもどり止めスロット9520(図112)内に延出し得る。主に図112を参照すると、もどり止めスロット9520は、ガイドスロット9034内にノッチを形成し得る。様々な実施形態において、もどり止めスロット9520は、ガイドスロット9034から延出し得、例えば、ガイドスロット9034に対して垂直又は実質的に垂直であってもよい。更に、回転可能な連結カラー9500が、初期の向きと第2の向きとの間を細長シャフトアセンブリ9116に対して回転するとき、ロックもどり止め9518は、もどり止めスロット9520に沿って移動できる。

30

【0224】

様々な実施形態において、ロックもどり止め9518は、装填ユニット9020の遠位取り付け部分9480に係合して、細長シャフトアセンブリ9116に対して装填ユニット9020をロックできる。例えば、図110を再び参照すると、遠位取り付け部分9480は、ガイドレール9482を備えてもよく、ガイドレール9482は、内部に画定されるロックノッチ9489を有することができる。ロックノッチ9489は、装填ユニット9020が遠位取り付け部分9032内に完全に挿入されると、回転可能な連結カラー9200のロックもどり止め9518を受容する構造かつ寸法であってもよい。例えば、遠位取り付け部分9480が遠位取り付け部分9032内に完全に挿入されると、遠位取り付け部分9480のロックノッチ9489は、遠位取り付け部分9032のもどり止めスロット9520と一直線になってよい。したがって、ロックもどり止め9518は、遠

40

50

位取り付け部分9032内のもどり止めスロット5536に沿って、かつ遠位取り付け部分内のロックノッチ9489内に摺動できる。更に、ロックもどり止め9518は、ねじりばね9514によってロックノッチ9489と係合する方向に付勢されてもよい。例えば、発射シャフト回転子9600が回転キー9486の遠位端9490を通過した後、発射シャフト9104は、第1の向きに向かって戻るように付勢され、回転可能な連結カラー9500は、ねじりばね9514によって初期の向きに向かって戻るように付勢され得る。更に、連結カラー9500が第2の向きから初期の向きに戻るように回転されると、そのロックもどり止め9518は、ガイドレール9482内のロックノッチ9489と一直線になって係合し得る。

【0225】

様々な実施形態において、連結カラー9500の回転により、発射アセンブリの取り付け及び／又は整列を容易にできる。例えば、発射シャフト9104は、近位端9524と遠位端9522との間に延在できる。近位端9524は、回転継手を有してもよく、これによって発射シャフト9104は、第1の構成と第2の構成との間を回転できる。更に、遠位端9522は、駆動ビームアセンブリ9461の近位係合部材9467を発射シャフト9104に取り付けるためのカプラを有することができる。発射シャフト9104の回転により、近位係合部材9467の取り付けを容易にできる。例えば、発射シャフト9104の遠位端9522にあるカプラが回転すると、遠位端9522は、近位係合部材9467に動作可能に連結される。特定の実施形態において、カプラは、バヨネットマウントを備えてもよく、これによって、装填ユニット9020内の切断要素の対応するバヨネット受容部に係合できる。主に図108及び図109を参照すると、発射アセンブリは、例えば、近位端9524と遠位端9522との間の発射シャフト9104の周囲に位置付けられるスリーブ9526を更に備えてもよい。

【0226】

様々な実施形態において、発射シャフト9104が細長シャフトアセンブリ9116内で回転すると、発射シャフト9104は、装填ユニット9020内の発射シャフトスロット528と一直線になるように回転できる。例えば、装填ユニット9020が細長シャフトアセンブリ9116に完全に挿入されて取り付けられると、発射シャフト回転子9600は、発射シャフトスロット9528と一直線になり得る。しかしながら、様々な実施形態において、装填ユニット9020が細長シャフトアセンブリ9116内に部分的にのみ挿入されると、回転キー9486を介して発射シャフト回転子9600は、発射シャフトスロット9528と一直線にならないように回転し得る。換言すれば、発射シャフト回転子9600は、発射シャフト9104が第1の向きにあるとき発射シャフトスロット9482と一直線になることができ、発射シャフト9104が第2の向きに向かって回転すると発射シャフトスロット9482とずれ得る。このような実施形態において、装填ユニットが細長シャフトアセンブリ9116内に部分的にのみ挿入されると、かつ／又は、装填ユニット9020が回転可能な連結カラー9500によって細長シャフトアセンブリ9116に解放可能にロックされる前に、発射シャフト回転子9600の発射経路は、遠位取り付け部分9480によって閉鎖され得る。発射シャフト9104及び連結カラー9500を一体化すると、発射シャフト9104が発射かつ／又は前進する前に、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116に確実にしっかり取り付けることができる。例えば、外科用器具は、例えば、装填ユニット9020内の切断要素が発射シャフト9104に連結されるまで、かつ／又は、発射シャフト9104が細長シャフトアセンブリ9116内できちんと一直線になるまで、発射できない。

【0227】

特定の実施形態において、連結カラー9500の回転により、関節屈曲アセンブリ9530の取り付け及び／又は整列を容易にできる。主に図108及び図109を参照すると、関節屈曲アセンブリ9530は、近位関節屈曲バー9538と、遠位関節屈曲バー9420と、関節屈曲コネクタ9532と、を備え得る。更に、例えば、シャフトアセンブリ9116は、近位関節屈曲バースロット9534を備えてもよく、装填ユニット9020

は、遠位関節屈曲バースロット9410を備えてもよい。特定の実施形態において、近位関節屈曲バー9538は、近位関節屈曲バースロット9534と整列でき、遠位関節屈曲バー9420は遠位関節屈曲バースロット410と整列できる。ここで図114を参照すると、関節屈曲コネクタ9532は、回転可能な連結カラー9500内に収容され得る。例えば、回転可能な連結カラー9500は、関節屈曲コネクタスロット9536を備えてもよく、関節屈曲コネクタ9532は、関節屈曲コネクタスロット9536は、内部に移動可能に位置付けられ得る。

【0228】

様々な実施形態において、図108及び図109を再び参照すると、近位関節屈曲バー9538は、近位ノッチ9540を有し得、遠位関節屈曲バー9420は、遠位ノッチ9423を有し得る。更に、関節屈曲コネクタ9532は、近位関節屈曲ラグ9533と、遠位関節屈曲ラグ9540と、を備え得る。近位関節屈曲ラグ9533は、近位関節屈曲バー9538の近位ノッチ9540内に保持され得る。特定の実施形態において、遠位関節屈曲ラグ9535は、遠位関節屈曲バー9420の遠位ノッチ9423と動作可能に係合し得る。本明細書に記載されるように、回転可能な連結カラー9500は、初期構成と二次構成との間を回転できる。連結カラー9500が回転すると、内部に収容される関節屈曲コネクタ9532もまた、シャフトアセンブリ9116によって画定される長手方向軸に対して回転できる。様々な実施形態において、関節屈曲コネクタ9532が回転すると、関節屈曲コネクタ9532の近位関節屈曲ラグ9533は、近位関節屈曲バー9538の近位ノッチ9540内に位置付けられたままであってもよい。更に、関節屈曲コネクタ9532が連結カラー9500と共に第2の向きから初期の向きに向かって回転する、関節屈曲コネクタ9532の遠位関節屈曲ラグ9535は、遠位関節屈曲バー9420の遠位ノッチ9423と係合するように移動できる。例えば、装填ユニット9020がシャフト9488内に完全に挿入されると、遠位関節屈曲バー9420の遠位ノッチ9423は、関節屈曲コネクタ9532の遠位関節屈曲ラグ9533と一直線になり得る。このような実施形態において、回転可能なカラー9500が初期構成に戻るように回転されると、遠位関節屈曲ラグ9533は、遠位関節屈曲バー9420の遠位ノッチ9423内に滑り込む。遠位関節屈曲ラグ9533が遠位ノッチ9423内に位置付けられるとき、関節屈曲アセンブリ9530は、完全に組み立てられ得る。

【0229】

主に図113を参照すると、様々な実施形態において、近位関節屈曲バースロット9534は、第1の間隙9542と、第2の間隙9544と、を備え得る。関節屈曲コネクタ9532の近位及び遠位関節屈曲ラグ9533、9535は、それぞれ第1の間隙942及び第2の間隙9544内に延出し得る。特定の実施形態において、第1の間隙9542及び第2の間隙9544は、例えば、カラー9500が回転するとき、かつ／又は、関節屈曲アセンブリ9530が関節屈曲するときに、近位関節屈曲ラグ9533及び遠位関節屈曲ラグ9535が移動する空間を提供できる。

【0230】

ここで図119～図126を参照すると、装填ユニットを外科用器具の細長シャフトアセンブリ9116に接続するために、ユーザは、装填ユニット9020の位置合わせ用しるし9484を、細長シャフトアセンブリ9116及び／又は連結カラー9500の位置合わせ用しるし9502と整列させることができる(図119)。位置合わせ用しるし9484、9502の位置合わせを維持しながら、ユーザは、細長シャフトアセンブリ9116に対して長手方向軸線L A-L Aに沿って装填ユニット9020を移動できる。ユーザは、真っ直ぐな又は実質的に真っ直ぐな経路に沿って装填ユニット9020を移動でき、様々な実施形態において、例えば、細長シャフトアセンブリ9116に対して装填ユニット9020を回転させる必要はない。主に図121を参照すると、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116に対して平行移動し続け、遠位取り付け部分9480のガイドレール9482を、細長シャフトアセンブリ9116の遠位取り付け部分9032内のガイドスロット9034(図112)内に嵌合することができる。遠位取り付け

部分 9480 が遠位取り付け部分 9032 内に移動すると、ガイドスロット 9034 は、ガイドレール 9482 を導くことができ、例えば、位置合わせ用しるし 9484、9502 の整列を維持できる。換言すれば、ガイドスロット 9034 及びガイドレール 9482 は、細長シャフトアセンブリ 9116 の長手方向軸線に対して装填ユニット 9020 が回転するのを防ぐことができる。主に図 120 を参照すると、例えば、関節屈曲コネクタ 9032 の近位関節屈曲ラグ 9533 は、第 1 の間隙 9542 内に延在でき、近位関節屈曲バー 9420 の近位ノッチ 9540 に位置付けられ得、関節屈曲コネクタ 9032 の遠位関節屈曲ラグ 9535 は、第 2 の間隙 9544 を通って延在できる。

【0231】

主に図 122 を参照すると、遠位取り付け部分 9480 が遠位取り付け部分 9032 内に挿入されると、回転キー 9486 の回転キーランプ 9488 は、発射シャフト回転子 9600 に当接し得る。回転キーランプ 9488 は、回転キースロット 9510 から延在する間隙ノッチ 9512 内に、発射シャフト回転子 9600 を導き、かつ／又は方向付けることができる。更に、発射シャフト回転子 9600 が間隙ノッチ 9512 内に移動すると、発射シャフト 9104 は、方向 B に回転することができる。発射シャフト 9104 は、第 1 の向きから第 2 の向きまで回転できる。発射シャフト 9104 がこのように回転すると、発射シャフト 9104 の遠位端 9522 の、駆動ビームアセンブリ 9461 に枢動可能に連結された近位係合部材 9467 との取り付けを容易にすることができる。更に、発射シャフト回転子 9600 の回転により、発射シャフト回転子 9600 と連結カラー 9500 内の発射シャフト回転子の溝 9600 との間の係合を介して、連結カラー 9500 を方向 B に回転できる。連結カラー 9500 は、例えば、初期の向きから第 2 の向きに回転できる。加えて、連結カラー 9500 が回転すると、ロックもどり止め 9518 は、シャフトアセンブリ 9116 内をもどり止めスロット 9520 に沿って移動できる。加えて、ばね 9514 の遠位端 9550 を連結カラー 9500 内の遠位ばねスロット 9552 (図 114) 内に保持できるため、連結カラー 9500 の回転により、ばね 9514 の遠位端 9550 を回転できる。遠位端 9550 を近位端 9516 に対して移動させると、ねじり跳ね戻り力が生じ得、この力は、例えば、連結カラー 9500 を第 2 の向きから初期の向きに向けて付勢でき、かつ、例えば、発射シャフト 9104 を第 2 の向きから第 1 の向きに向けて付勢できる。

【0232】

主に図 123 を参照すると、連結カラー 9500 が第 2 の向きに向かって回転すると、近位関節屈曲ラグ 9533 は、近位関節屈曲バー 9538 内の近位ノッチ 9540 と係合したままであり得る。更に、遠位関節屈曲ラグ 9535 が装填ユニット 9020 の遠位関節屈曲バー 9420 のための間隙を提供するように、遠位関節屈曲ラグ 9535 が回転できる。図 124 を参照すると、連結カラー 9500 及びその内部に位置付けられる関節屈曲コネクタ 9532 が第 2 の向きに回転すると、装填ユニット 9020 を細長シャフトアセンブリ 9116 内に完全に挿入できる。様々な実施形態において、関節屈曲コネクタ 9532 が第 2 の向きに回転すると、遠位関節屈曲バー 9420 は、関節屈曲コネクタ 9532 の遠位関節屈曲ラグ 9535 を通過できる。更に、遠位関節屈曲ラグ 9535 は、関節屈曲コネクタ 9532 内の遠位ノッチ 9423 と回転可能に整列できる。引き続き、図 124 を参照すると、装填ユニット 9020 が細長シャフトアセンブリ 9116 内に完全に挿入されると、発射ロッド回転子 9600 は、回転キー 9486 の遠位端 9490 を通過できる。

【0233】

ここで図 125 を参照すると、回転キー 9486 の遠位端 9490 が発射シャフト回転子 9600 を通過すると、発射シャフト回転子 9600 は、方向 C に回転できる。例えば、発射シャフト回転子 9600 は、第 2 の向きから第 1 の向きに向かって方向 C に回転できる。更に、発射シャフト回転子 9600 の回転が、第 2 の向きから初期の向きの、方向 C への連結カラー 9500 の回転に影響を及ぼし得る。様々な実施形態において、ばね 9514 は、発射ロッド 9104 をその第 1 の向きに向けて、カラー 9500 をその初期の

向きに向けて付勢できる。例えば、発射シャフト回転子9600の回転により連結カラー9500が回転するように、発射シャフト回転子9600を連結カラー9500内の発射シャフト回転子の溝9602（図114）内に位置付けることができる。関節屈曲コネクタ9532の遠位関節屈曲ラグ9535と遠位関節屈曲バー9420の遠位ノッチ9423が整列しているため、連結カラー9500が回転すると、関節屈曲コネクタ9532は回転でき、遠位関節屈曲ラグ9535は、遠位ノッチ9423と係合するように回転できる。遠位関節屈曲ラグ9535が遠位ノッチ9423と係合すると、関節屈曲アセンブリ9530を組み立てることができる。更に、発射シャフト回転子9600が方向Cに回転すると、発射シャフト9104の遠位端9522が方向Cに回転でき、これにより、駆動ビームアセンブリ9461の近位係合部材9467の、発射シャフト9104の遠位端9522への取り付けを容易にできる。

10

【0234】

ここで、図126を参照すると、連結カラー9500の回転により、カラー9500のロックもどり止め9518の、遠位取り付け部分9480のガイドレール9482中のロックノッチ9489内への回転も行うことができる。例えば、装填ユニット9020が細長シャフトアセンブリ9116内に完全に挿入されると、ロックもどり止め9518がもどり止めスロット9520を通過して回転し、ロックノッチ9489内まで回転できるように、ロックノッチ9489は、もどり止めスロット9520と一直線になってもよい。本明細書に記載されるように、発射シャフト回転子9600が回転キー9486の遠位端9490を通過した後、ばね9514は、連結カラー9500を方向C（図125）に回転するように付勢し得る。引き続き、図126を参照すると、発射シャフト回転子9600が方向Cに回転するとき、発射シャフト回転子9600は、装填ユニット9020内の発射シャフトスロット9528と一直線になるように移動できる。発射シャフト回転子9600が発射シャフトスロット9528と整列すると、例えば、発射シャフト9104を、装填ユニット9020を発射するために遠位に前進させることができる。

20

【0235】

本明細書に記載されるように、回転可能な連結カラー9500は、細長シャフトアセンブリ9116に対して装填ユニット9020を解放可能にロックすることができる。更に、連結カラー9500の回転により、関節屈曲アセンブリ9530の取り付け及び／又は整列、並びに、発射シャフト9104の、例えば、装填ユニット9020内の切断用ヘッドアセンブリとの取り付け及び／又は整列を容易にできる。更に、連結カラー9500の回転により、装填ユニット9020の細長シャフトアセンブリ9116からのロック解除、関節屈曲アセンブリ9530の切り離し、かつ／又は発射シャフト9104の装填ユニット9020内の切断要素からの切り離しもできる。例えば、連結カラー9500を初期の向きから第2の向きに向かって再度回転すると、ロックもどり止め9518は、遠位取り付け部分9480内のロックノッチ9489を係合解除できる。したがって、遠位取り付け部分9480を、例えば、細長シャフトアセンブリ9116によって画定される長手方向軸に沿って遠位取り付け部分9032から引き出すことができる。様々な実施形態において、細長シャフトアセンブリ9116に対して装填ユニット9020を回転させることなく、装填ユニット9020を細長シャフトアセンブリ9116から取り外すことができる。しかしながら、連結カラー9500を細長シャフトアセンブリ9116に対して回転でき、それによって、例えば、連結カラー9500内の関節屈曲コネクタ9532から遠位関節屈曲バー9420を切り離し、切断要素から発射シャフト9104を切り離すか、又は装填ユニット9020内のビームアセンブリを駆動することができる。

30

40

【0236】

したがって、上記より理解することができるように、本発明の少なくとも1つの外科用器具の実施形態は、下部ジョー及び上部ジョーを備える外科用エンドエフェクタを備える。1つの実施において、上部ジョーは、近位上部ジョー部分を備え、近位上部ジョー部分は、近位上部ジョー部分に閉鎖運動及び開放運動を付与すると、開放位置と閉鎖位置との間で、枢動軸線を中心として、下部ジョーに対する選択的枢動移動のために、下部ジョー

50

に枢動可能に連結されている。遠位上部ジョー部分は、近位上部ジョー部分に移動可能に連結されてもよく、近位上部ジョー部分が閉鎖位置にあるとき、下部ジョーに向かって、かつ下部ジョーから離れる方向に平行移動のために支持される。発射部材は、近位上部ジョー部分が閉鎖位置にあり、発射運動が発射部材に付与されたときに、上部ジョー及び下部ジョーに対して外科用エンドエフェクタ内で動作可能に移動するために、動作可能に支持されてもよい。

【0237】

少なくとも1つの実施において、外科用器具は、ロックアウトシステムを使用してもよく、このロックアウトシステムは、発射システムの作動を防止する、すなわち、カートリッジが存在しないときに細長チャンネルを通して切断用ヘッドが前進することを防ぐだけでなく、新しいカートリッジが細長チャンネル内に適切に支持されない限り、このような発射システムの作動もまた防止する。このような実施において、新しいカートリッジはそれぞれ、開始位置に支持されるスレッドアセンブリを有する。カートリッジが細長チャンネル内に適切に据え付けられると、スレッドアセンブリは、ロックアウトシステムと連動し、それによって、切断用ヘッドがカートリッジを通して遠位方向に前進することが可能となる。しかしながら、使用したカートリッジが誤って細長チャンネル内に据え付けられてしまった場合、スレッドアセンブリは、カートリッジの遠位端に位置し、これによってロックアウトシステムと連動できないため、ロックアウトシステムは、切断用ヘッドの作動を防止することとなる。このようなシステムは、臨床医が使用したカートリッジの取り替えをせず、発射システムを作動しようとした場合に、発射システムの再作動を防止することとなる。

【0238】

少なくとも1つの他の実施において、細長シャフトアセンブリと、外科用エンドエフェクタと、を備える、外科用器具が提供され、この外科用エンドエフェクタは、細長シャフトアセンブリに連結された細長チャンネルを備える。外科用ステープルカートリッジは、細長チャンネル内で動作可能に支持されてもよい。エンドエフェクタは、アンビルアセンブリを更に備えてもよく、このアンビルアセンブリは、枢動軸線を中心にして細長チャンネルに枢動可能に連結された近位アンビル部分を含む。近位アンビル部分は、近位アンビル部分に閉鎖運動及び開放運動を付与すると、開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能である。アンビルアセンブリは、遠位アンビル部分を更に備えてもよく、この遠位アンビル部分は、近位アンビル部分が閉鎖位置にあるときに、遠位アンビル部分が、細長チャンネルに対して平行を維持しながら、細長チャンネルに対して移動可能となるように、近位アンビル部分に摺動可能に連結されている。発射部材は、発射部材に発射運動及び後退運動を付与すると、外科用エンドエフェクタ内で動作可能に移動するために動作可能に支持されてもよい。発射システムは、発射部材に発射運動及び後退運動を選択的に付与するように構成されてもよい。この器具は、近位アンビル部分に開放運動及び閉鎖運動を付与するための閉鎖システムを更に備えてもよい。

【0239】

本明細書に開示した装置は、1回の使用後に廃棄されるように設計されてもよく、又は複数回使用されるように設計されてもよい。しかしながら、いずれの場合も、装置は、少なくとも1回の使用後に再使用のために再調整することができる。こうした再調整には、装置の分解工程、その後の洗浄工程又は特定の部品の交換工程、及びその後の再組立工程の任意の工程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分を、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り除くことができる。特定の部分を洗浄し、かつ／又は交換した後、装置を後の使用のために、再調整施設で、又は外科処置の直前に外科チームにより再組み立てし得る。当業者であれば、装置の再調整が、分解、洗浄／交換、及び再組み立ての様々な技術を利用できることを理解するであろう。このような技術、及び結果として得られる再調整された装置の使用は、全て本発明の範囲内にある。

【0240】

別の実施に関連して、ツールの長手方向軸線を画定する細長シャフトアセンブリを備える外科用器具を提供する。この器具は、外科用エンドエフェクタを更に備え、この外科用エンドエフェクタは、枢動軸線を中心にした選択的枢動移動のために細長シャフトアセンブリに移動可能に連結されてもよく、この枢動軸線は、外科用エンドエフェクタに関節屈曲運動を付与する際のツールの長手方向軸を横断する。細長チャンネルは、外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成されてもよい。アンビルアセンブリは、アンビルアセンブリに閉鎖運動及び開放運動を付与した際に、枢動軸線を中心にした開放位置と閉鎖位置との間で、アンビルアセンブリに対する選択的枢動移動のために細長チャンネルに枢動可能に連結される。

【0241】

10

好ましくは、本明細書に記載する発明は、手術の前に処理されるであろう。最初に、新しい器具又は使用済みの器具が得られ、必要に応じて洗浄される。次いで器具を滅菌してもよい。1つの滅菌技術において、器具は、プラスチックバッグ又はT Y V E Kバッグなど、閉鎖され封止される容器に入れられる。次に、容器及び器具は、 γ 線、X線、及び高エネルギー電子など、容器を透過することができる放射線照射野に入れられる。放射線は、器具上又は容器内の細菌を死滅させる。次に、滅菌された器具を滅菌容器に格納することができる。封止された容器は、医療設備において開封されるまで器具を滅菌状態に保つ。

【0242】

20

全体又は部分において、参照により本明細書に組み込まれるとされるいずれの特許公報又は他の開示物も、援用される内容が現行の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれるものとする。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれるものとするが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾する任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ組み込まれるものとする。

【0243】

例示の設計を有するものとして本発明について記載してきたが、本発明は、本開示の趣旨及び範囲内で更に修正されてもよい。したがって、本出願は、その一般的原理を使用する本発明のあらゆる変形、使用、又は適応を包含するものとする。更に、本出願は、本発明が関連する技術分野における既知の又は従来の実施に含まれるところの本開示からの発展形を網羅するものとする。

30

【0244】

〔実施の態様〕

(1) 外科用切断及びステープル留め器具であって、

外科用エンドエフェクタであって、

内部に外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成された細長チャンネルと、

該細長チャンネルに対して移動可能に支持されたアンビルであって、該アンビル及び該細長チャンネルは、互いに向かって、かつ互いから離れるように移動できる、アンビルと、

40

発射部材であって、発射運動を前記発射部材に付与すると、該外科用ステープルカートリッジを通して選択的に動作可能に移動するように動作可能に支持された、発射部材と、を備える、外科用エンドエフェクタ、を備え、該外科用切断及びステープル留め器具は、

該細長チャンネルと動作可能に連動し、かつ該アンビルに対して該細長チャンネルを選択的に移動させるように構成された第1のジョー閉鎖システムと、

該アンビルと動作可能に連動し、かつ該細長チャンネルに対して該アンビルを選択的に移動させるように構成された第2のジョー閉鎖システムと、

該発射部材と動作可能に連動し、かつ発射運動を該発射部材に付与して、該発射部材を

50

該外科用ステープルカートリッジ内で移動させるように構成された発射システムと、を更に備える、外科用切断及びステープル留め器具。

(2) 前記第1のジョー閉鎖システムは、前記細長チャンネルの一部を前記アンビルの対応する部分に向かって、かつ前記アンビルの対応する部分から離れるように移動させるように構成されている、実施態様1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

(3) 前記第2のジョー閉鎖システムは、前記アンビルの前記対応する部分を前記細長チャンネルの前記一部に向かって、かつ前記細長チャンネルの前記一部から離れるように移動させるように構成されている、実施態様2に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

(4) 前記細長チャンネルは、枢動軸を中心として細長シャフトアセンブリに枢動可能に連結され、前記アンビルは、該枢動軸を中心として前記細長チャンネルに対して選択的に枢動移動するように前記細長チャンネルに対して枢動可能に支持されている、実施態様1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

10

(5) 前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動のうちの1つを前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記細長チャンネルに向かって前記アンビルを移動させ、前記細長チャンネル内で支持された前記外科用ステープルカートリッジと前記アンビルとの間でクランプ締めされた組織を切断する、実施態様1に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【0245】

(6) 前記外科用ステープルカートリッジは、複数の外科用ステープルを内部に動作可能に支持している生体吸収性カートリッジ本体を備える、実施態様5に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

20

(7) 前記第1のジョー閉鎖システム、前記第2のジョー閉鎖システム、及び前記発射システムのそれぞれの一部分を内部に動作可能に支持しているハンドルを更に備え、前記細長シャフトアセンブリは、第1のジョー制御運動を前記第1のジョー制御システムから前記細長チャンネルのジョーに伝達し、第2のジョー制御運動を前記第2のジョー制御システムから前記アンビルに伝達し、かつ発射運動を前記発射システムから前記発射部材に伝達するように前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結されている、実施態様4に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

(8) 前記第1のジョー制御システムは、前記第1のジョー閉鎖システムの作動に応じて選択的に軸方向に移動するように前記細長シャフトアセンブリによって移動可能に支持された第1のジョーアクチュエータバーを備え、該第1のジョーアクチュエータバーは、前記細長チャンネルと動作可能に連動し、前記第2のジョー制御システムは、前記第2のジョー閉鎖システムの作動に応じて該第1のジョーアクチュエータバーに対して選択的に軸方向に移動するように前記細長シャフトアセンブリによって移動可能に支持された第2のジョーアクチュエータバーを備え、該第2のジョーアクチュエータバーは、前記アンビルと動作可能に連動している、実施態様7に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

30

(9) 前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動のうちの1つを該組織切断用ヘッドに付与すると、該組織切断用ヘッドは、前記生体吸収性カートリッジ本体と圧搾係合する(crushing engagement)ように前記アンビルを移動させて、前記生体吸収性カートリッジ本体内部で支持されている前記外科用ステープルを成形し、前記アンビルと前記外科用ステープルカートリッジとの間でクランプ締めされた組織を切断する、実施態様6に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

40

(10) 前記第1のジョー閉鎖システム、前記第2のジョー閉鎖システム、及び前記発射システムのそれぞれの一部分を内部に動作可能に支持しているハウジングを更に備え、前記細長シャフトアセンブリは、第1のジョー制御運動を前記第1のジョー制御システムから前記細長チャンネルのジョーに伝達し、第2のジョー制御運動を前記第2のジョー制御システムから前記アンビルに伝達し、かつ発射運動を前記発射システムから前記発射部材に伝達するように前記外科用エンドエフェクタに動作可能に連結されている、実施態様4

50

に記載の外科用切断及びステープル留め器具。

【0246】

(11) 外科用切断及び締結器具であって、
ハウジングと、

該ハウジングに動作可能に連結された細長シャフトアセンブリと、
外科用エンドエフェクタであって、

内部に外科用ステープルカートリッジを支持するように構成された細長チャンネルであって、該細長チャンネルは、該細長シャフトアセンブリの遠位端に移動可能に連結されている、細長チャンネルと、

該細長シャフトアセンブリの該遠位端に移動可能に連結されたアンビルであって、該アンビル及び該細長チャンネルは、互いに向かって、かつ互いから離れるように移動可能に動くように支持されている、アンビルと、

該外科用エンドエフェクタ内で選択的に動作可能に移動するように動作可能に支持された発射部材と、を備える、外科用エンドエフェクタと、を備え、該外科用器具は、

該ハウジングによって動作可能に支持された第1のジョー閉鎖システムと、

該第1のジョー閉鎖システムの作動により該細長チャンネルが該アンビルに対して移動するように、該細長シャフトアセンブリによって動作可能に支持され、かつ該細長チャンネル及び該第1のジョー閉鎖システムと動作可能に連動している第1のジョーアクチュエータバーと、

該ハウジングによって動作可能に支持された第2のジョー閉鎖システムと、

該第2のジョー発射システムの作動により該アンビルが該細長チャンネルに対して移動するように、該細長シャフトアセンブリによって動作可能に支持され、かつ該アンビル及び該第2のジョー閉鎖システムと動作可能に連動している第2のジョーアクチュエータバーと、

該ハウジングによって動作可能に支持され、かつ該発射部材と動作可能に連動している発射システムであって、該発射システムの作動により該発射部材が該細長チャンネル及び該アンビルに対して軸方向に移動する、発射システムと、を更に備える、外科用切断及び締結器具。

(12) 前記細長チャンネル及び前記アンビルは、共通軸を中心として前記細長シャフトアセンブリに対して枢動移動するように前記細長シャフトアセンブリに枢動可能に連結されている、実施態様11に記載の外科用切断及び締結器具。

(13) 前記ハウジングは、ハンドルを備える、実施態様11に記載の外科用切断及び締結器具。

(14) 前記第1のジョー閉鎖システムは、前記細長チャンネルの一部を前記アンビルの対応する部分に向かって、かつ前記アンビルの対応する部分から離れるように移動させるように構成されている、実施態様11に記載の外科用切断及び締結器具。

(15) 前記第2のジョー閉鎖システムは、前記アンビルの前記対応する部分を前記細長チャンネルの前記一部に向かって、かつ前記細長チャンネルの前記一部から離れるように移動させるように構成されている、実施態様14に記載の外科用切断及び締結器具。

【0247】

(16) 前記発射部材は、前記外科用エンドエフェクタを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動のうちの1つを前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記細長チャンネルに向かって前記アンビルを移動させ、前記細長チャンネル内で支持された前記外科用ステープルカートリッジ間でクランプ締めされた組織を切断する、実施態様15に記載の外科用切断及び締結器具。

(17) 前記外科用ステープルカートリッジは、複数の外科用ステープルを内部に動作可能に支持している生体吸収性カートリッジ本体を備える、実施態様16に記載の外科用切断及び締結器具。

(18) 外科用切断及び締結器具であって、

外科用エンドエフェクタであって、

内部に外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成された細長チャンネルと、

該細長チャンネルに対して支持されたアンビルであって、該アンビル及び該細長チャンネルは、互いに向かって、かつ互いから離れるように選択的に移動できる、アンビルと、

該外科用ステープルカートリッジを通して選択的に軸方向に移動するように動作可能に支持された発射部材と、を備える、外科用エンドエフェクタ、を備え、該外科用器具は、

該細長チャンネルを該アンビルに対して選択的に移動させるための手段と、

該アンビルを該細長チャンネルに対して随意選択的に移動させるための手段と、

発射運動を該発射部材に付与して、該発射部材を該外科用ステープルカートリッジ内で移動させるための手段と、を更に備える、外科用切断及び締結器具。

10

(19) 前記細長チャンネルは、枢動軸を中心として細長シャフトアセンブリに枢動可能に連結されるように構成され、前記アンビルは、該枢動軸を中心として前記細長チャンネルに対して選択的に枢動移動するように前記細長チャンネルに対して枢動可能に支持されている、実施態様18に記載の外科用切断及び締結器具。

(20) 前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジを通して軸方向に移動するように構成された組織切断用ヘッドを備え、前記発射運動のうちの1つを前記発射部材に付与すると、前記発射部材は、前記外科用ステープルカートリッジと圧搾係合するように前記アンビルを移動させて、前記外科用ステープルカートリッジ内部の前記外科用ステープルを成形する、実施態様18に記載の外科用切断及び締結器具。

20

【図1】

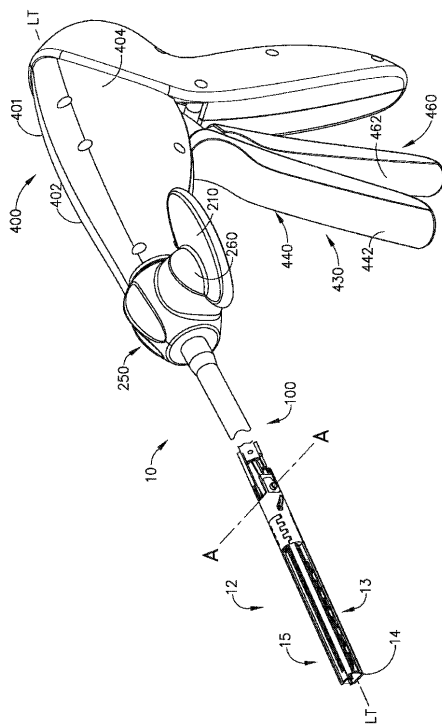


FIG. 1

【図2】

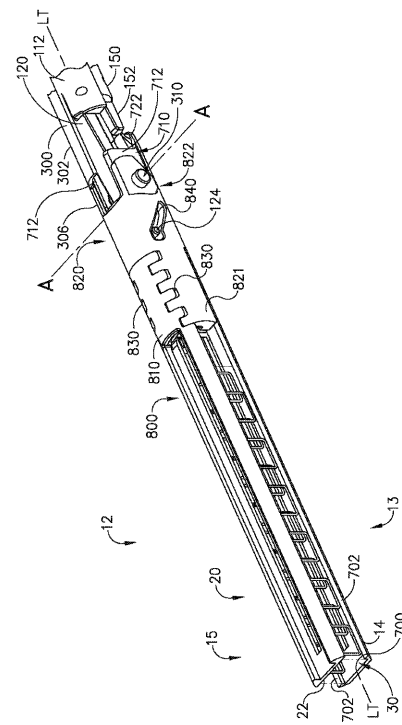


FIG. 2

【図 3】

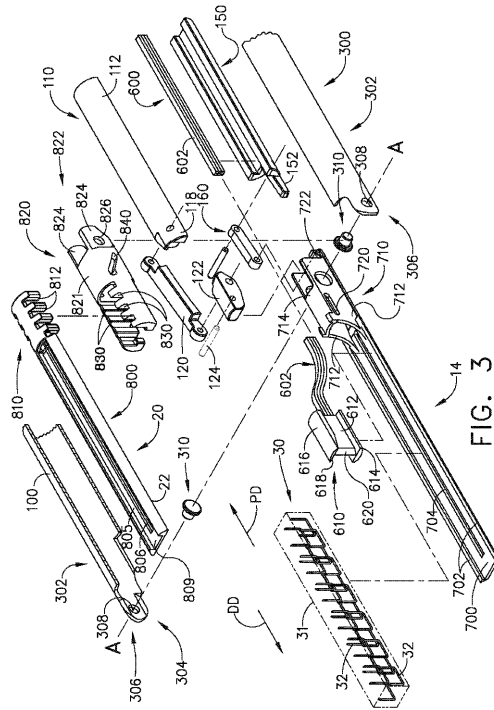


FIG. 3

【図 4】

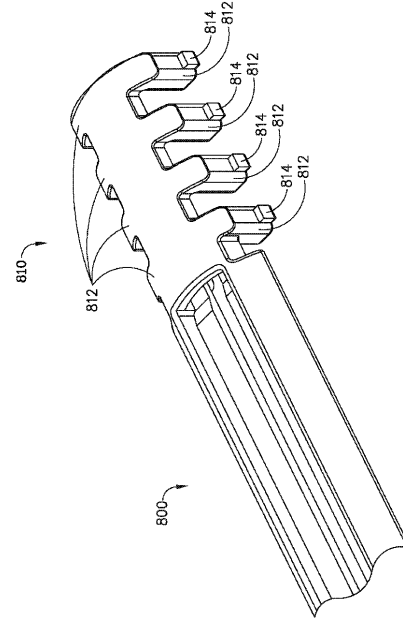


FIG. 4

【図 5】

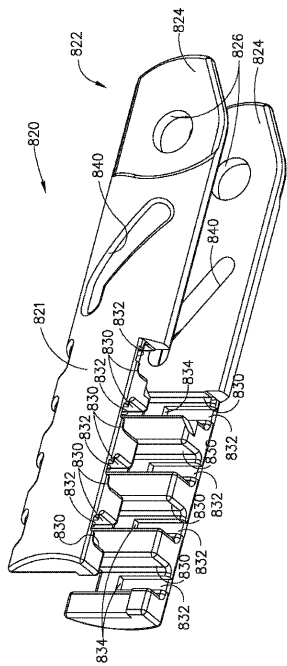


FIG. 5

【図 6】

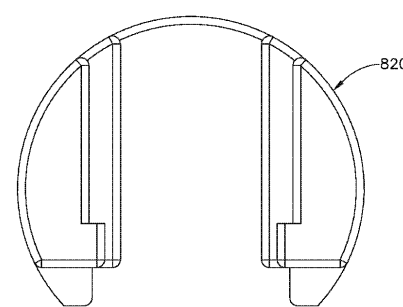


FIG. 6

【図 7】

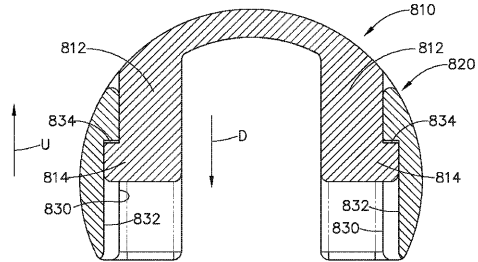


FIG. 7

【図 8】

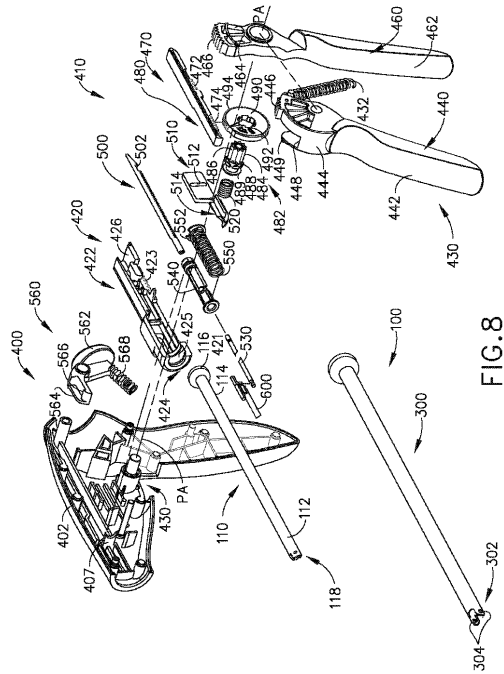


FIG. 8

【図 9】

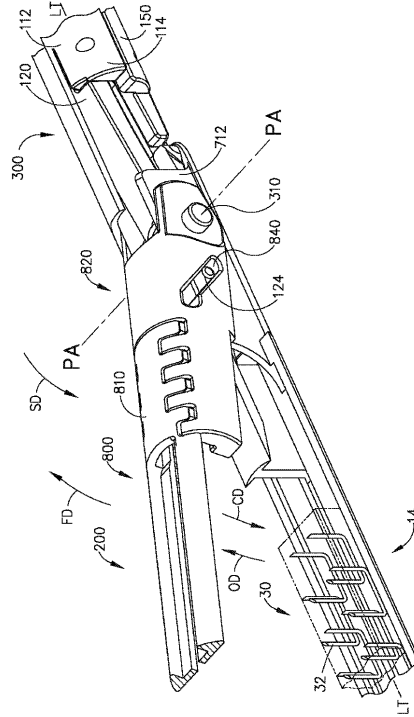


FIG. 9

【図 10】

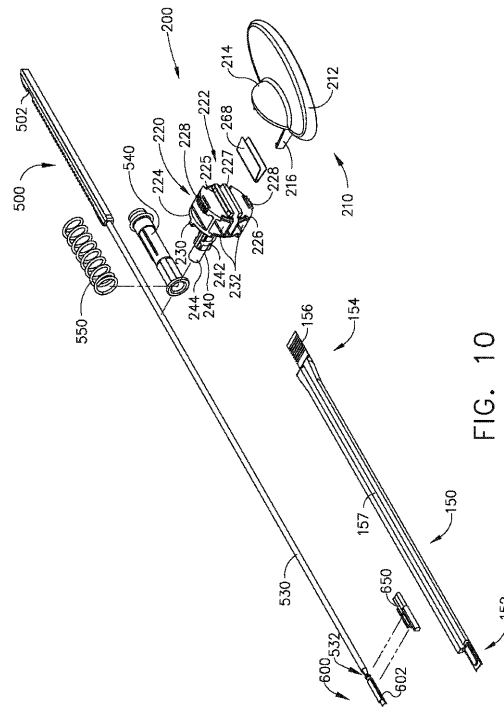


FIG. 10

【図 11】

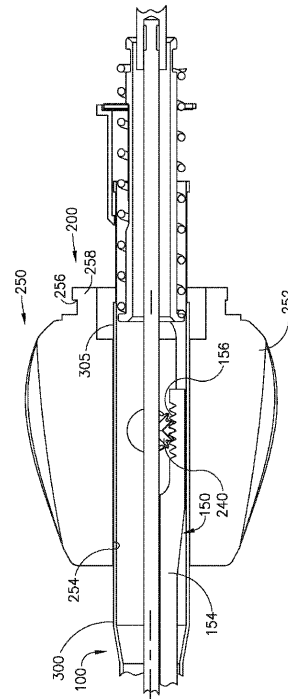


FIG. 11

【図 1 2】

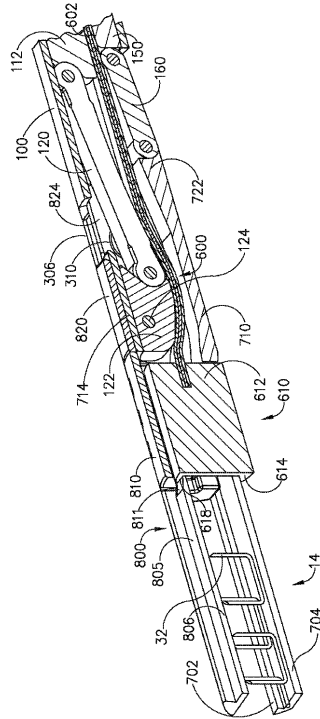


FIG. 12

【図 13】

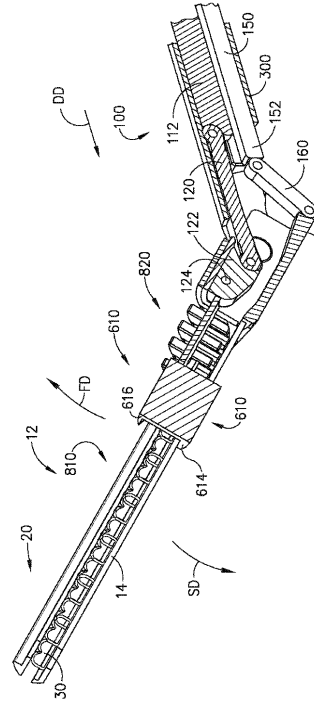


FIG. 13

【図 14】

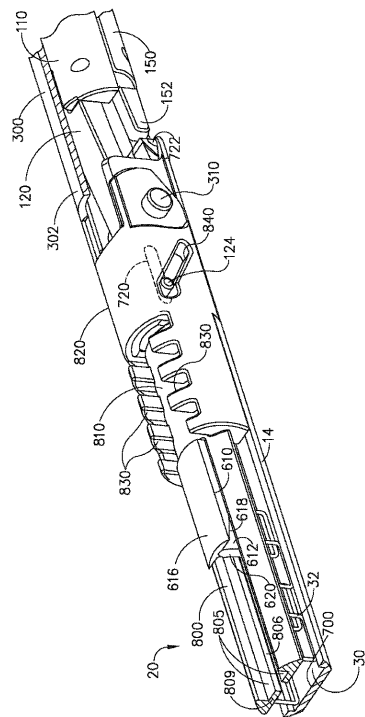


FIG. 14

【图 15】

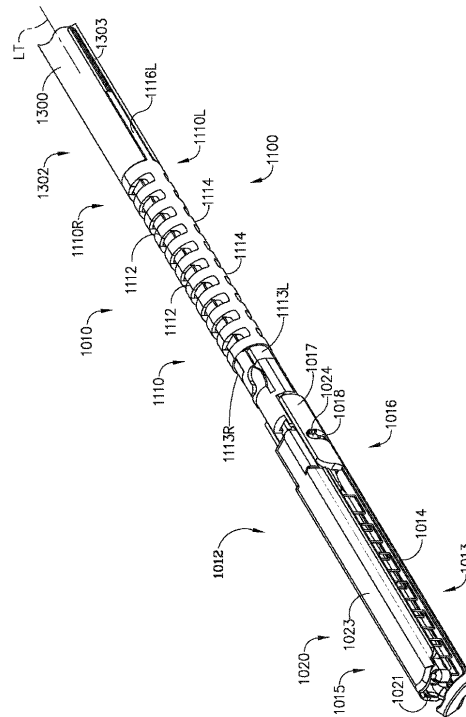


FIG. 15

【図 16】

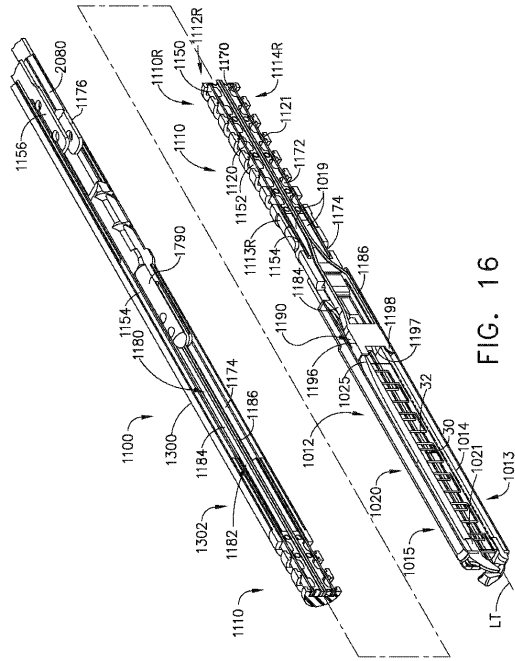


FIG. 16

【図 17】

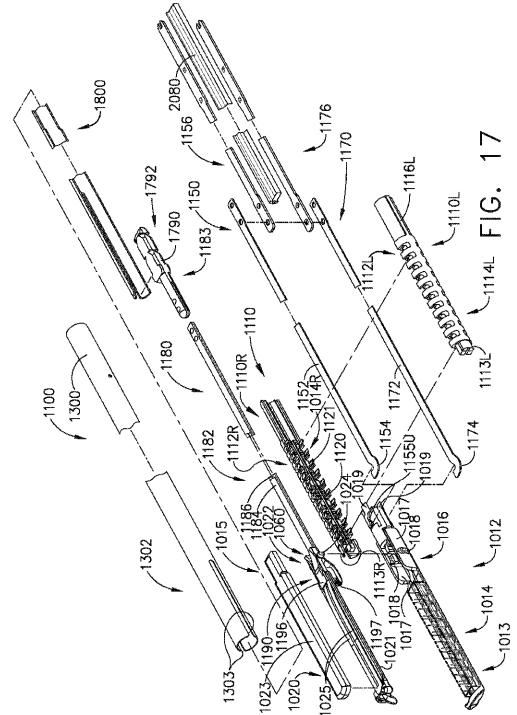


FIG. 17

【図 18】

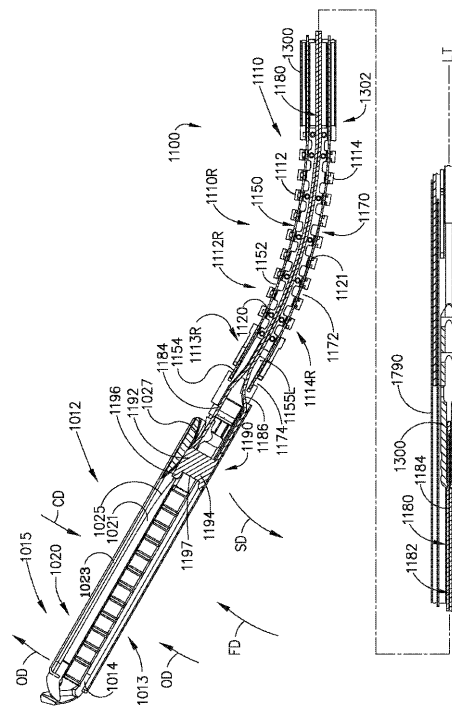


FIG. 18

【図 19】

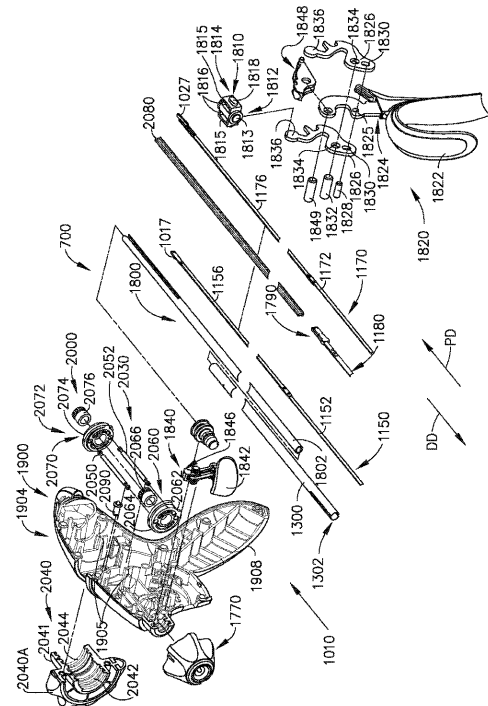


FIG. 19

【図 20】

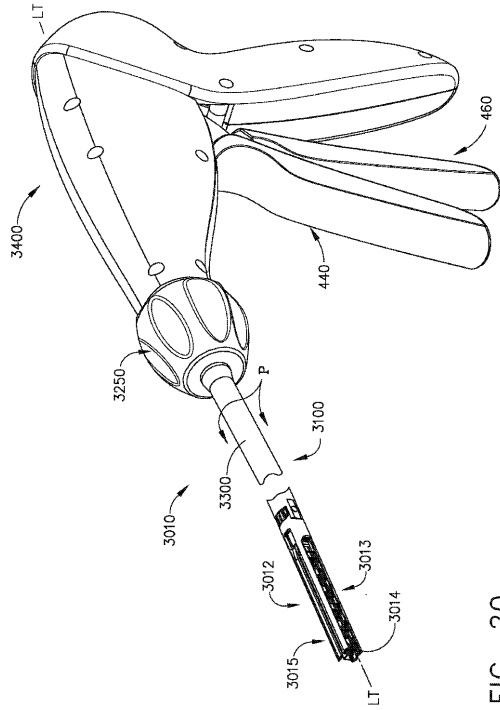


FIG. 20

【図 21】

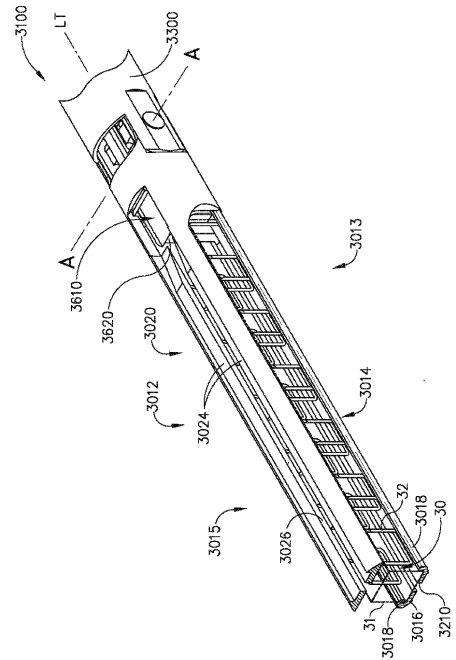


FIG. 21

【図 22】

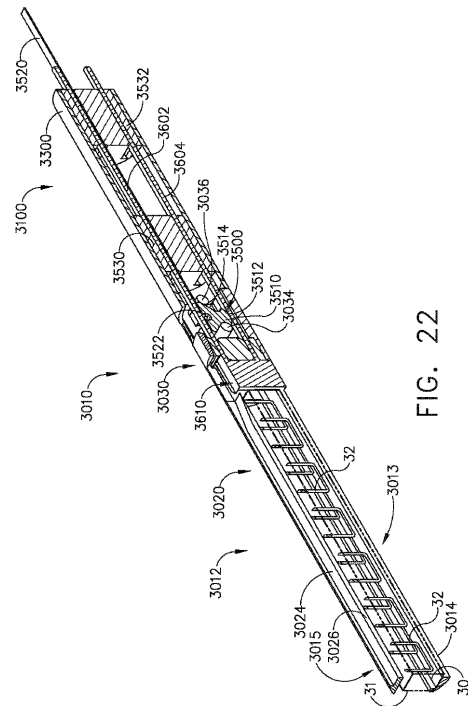


FIG. 22

【図 23】

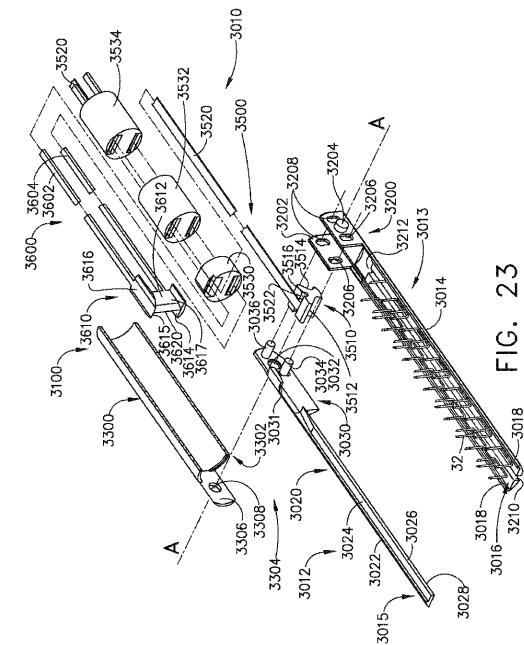


FIG. 23

【图 2 4】

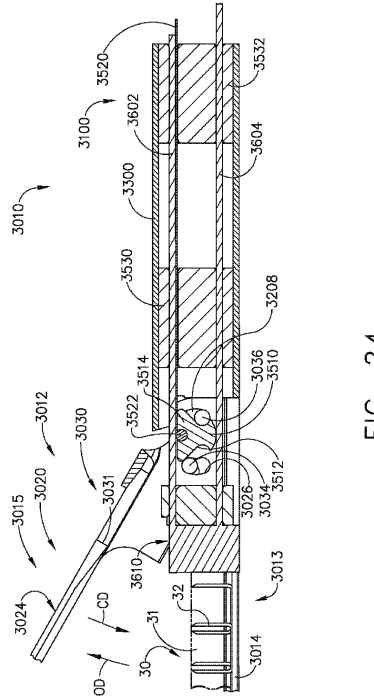


FIG. 24

【図 25】

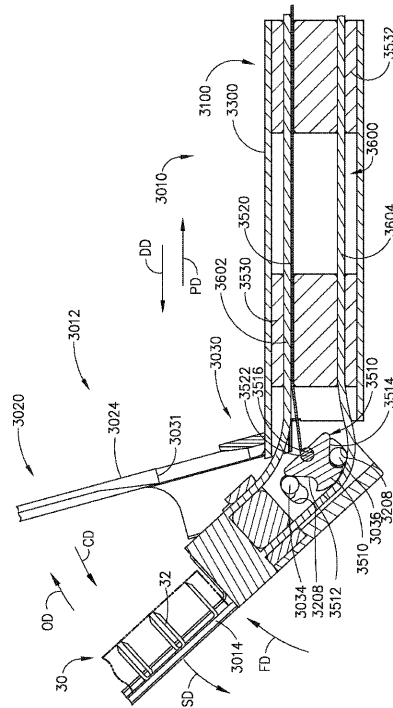


FIG. 25

【図 2 6】

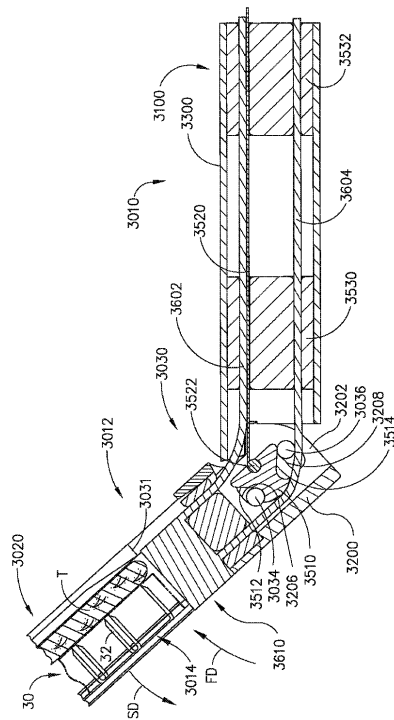


FIG. 26

【图 27】

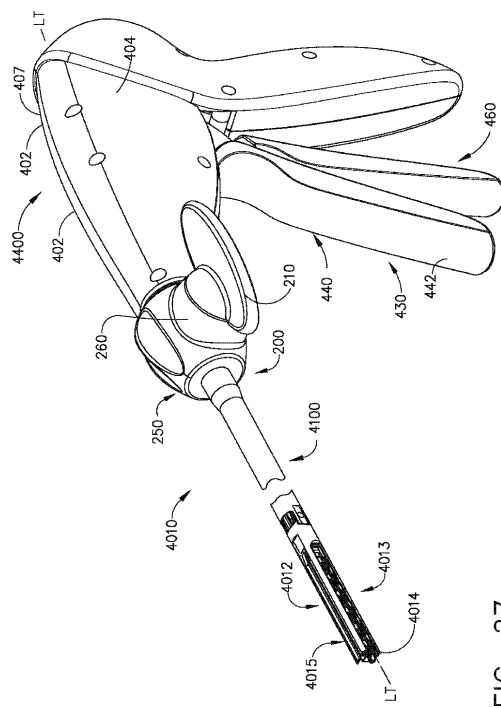


FIG. 27

【图 2 8】

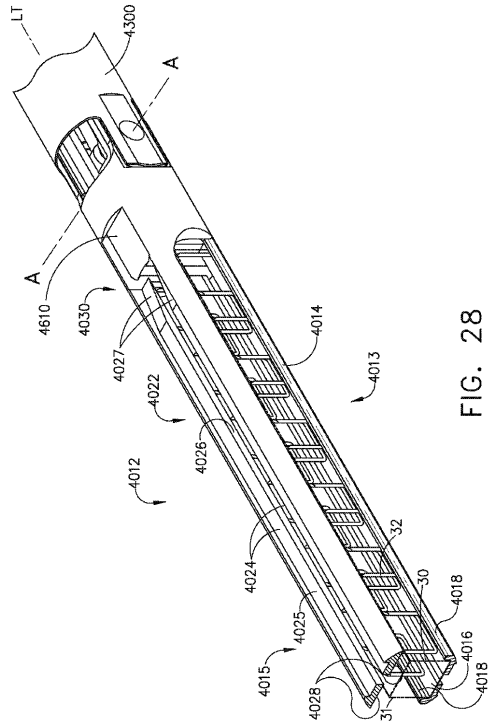


FIG. 28

【図 29】

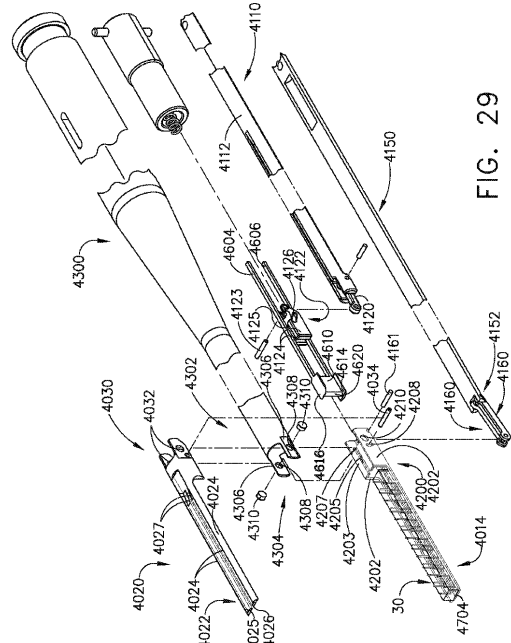


FIG. 29

【図 30】

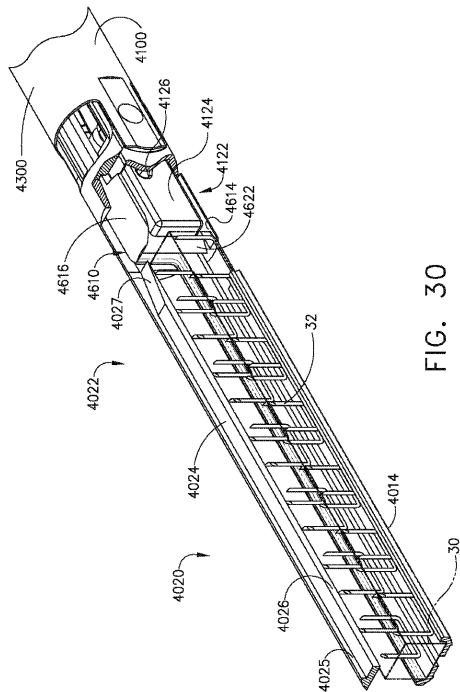


FIG. 30

【图 3 1】

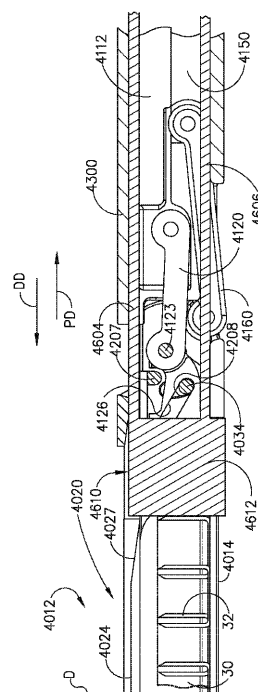


FIG. 31

【図 3 2】

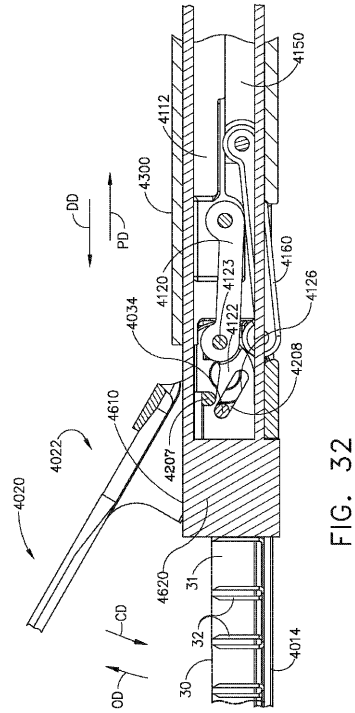


FIG. 32

【図 3 3】

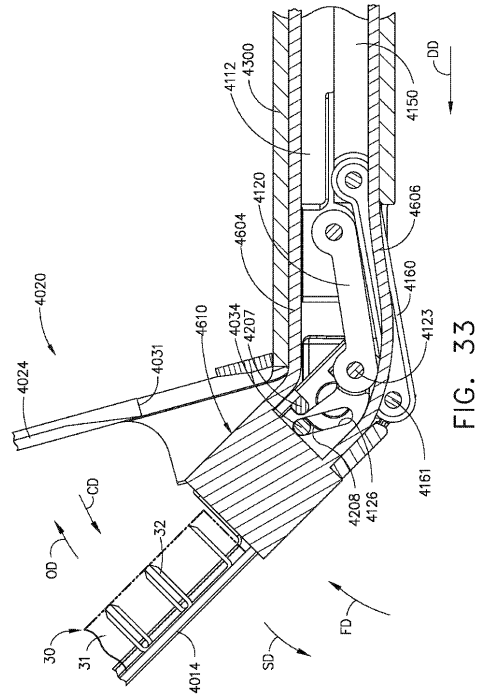


FIG. 33

【図 3 4】

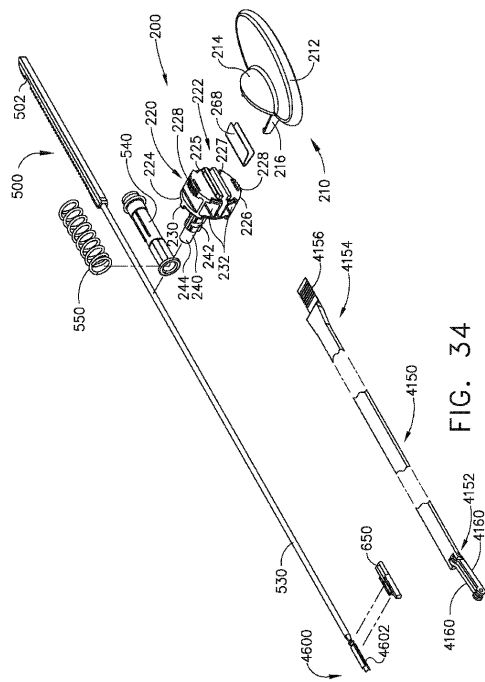


FIG. 34

【図 3 5】

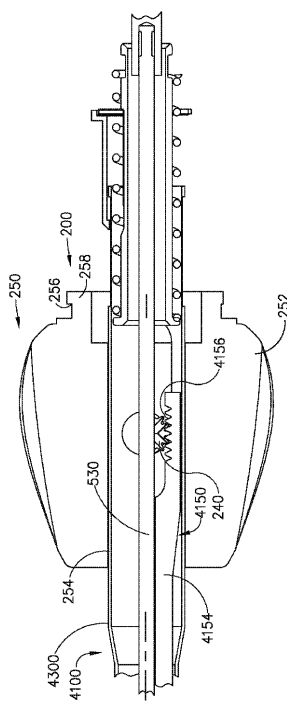


FIG. 35

【图 3 6】

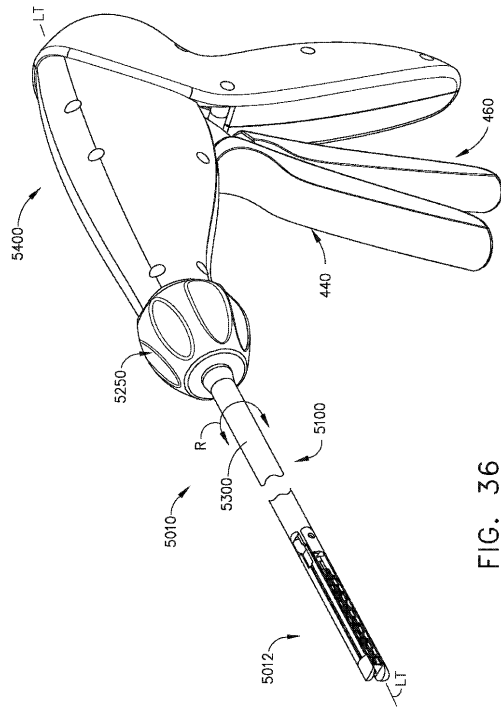


FIG. 36

【図 3 7】

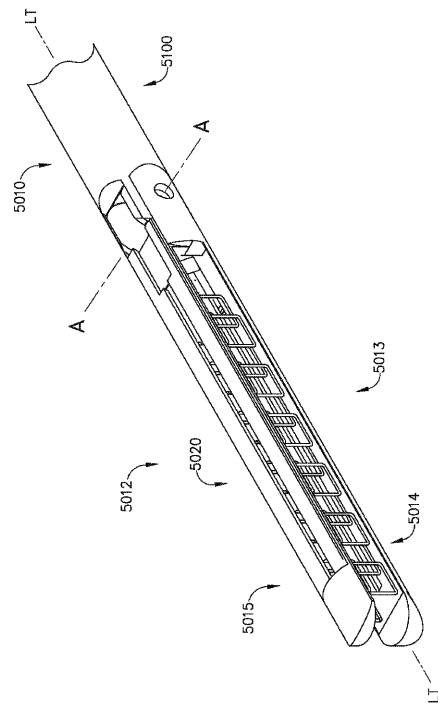


FIG. 37

【図 3 8】

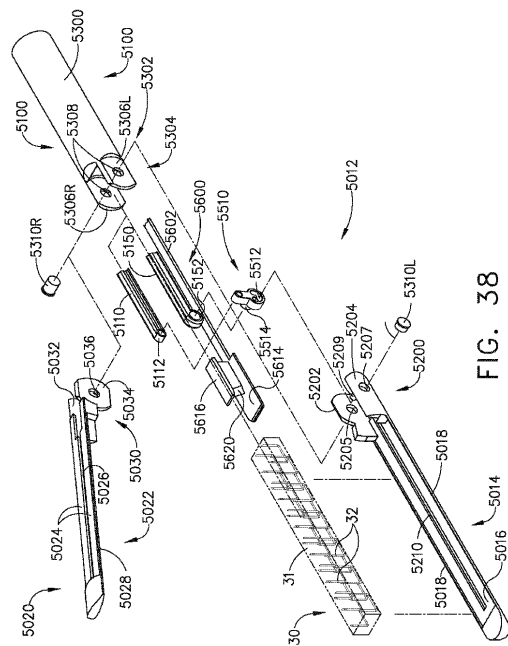


FIG. 38

【图 3 9】

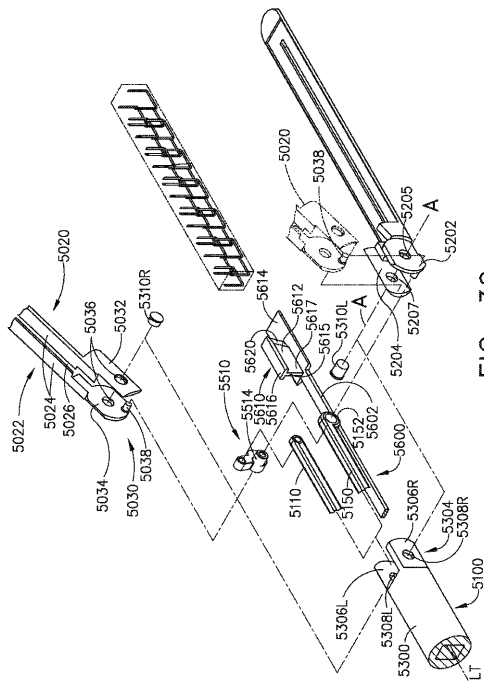
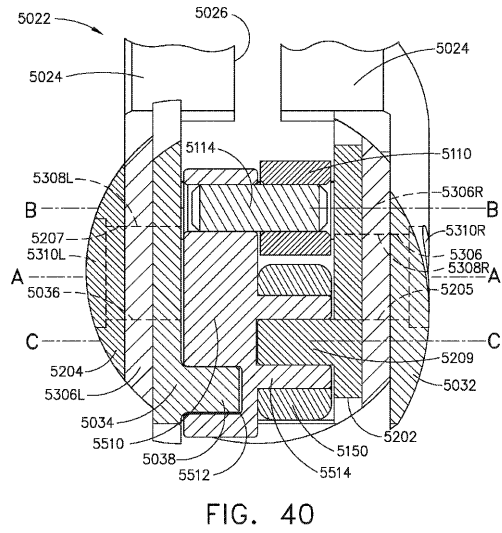
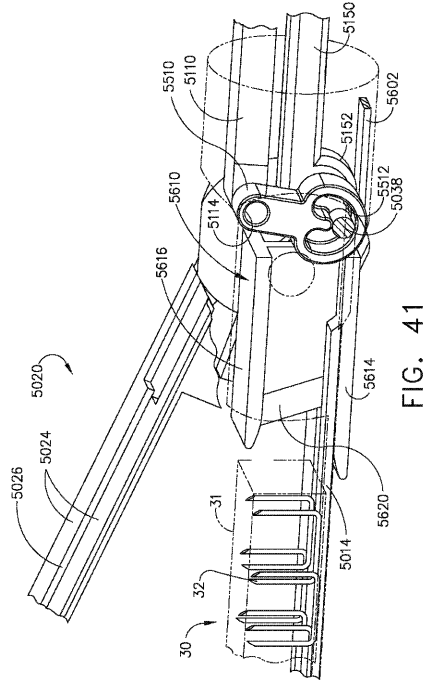


FIG. 39

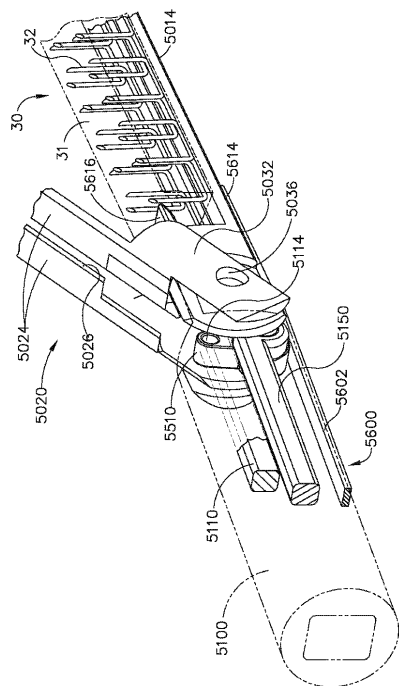
【図 40】



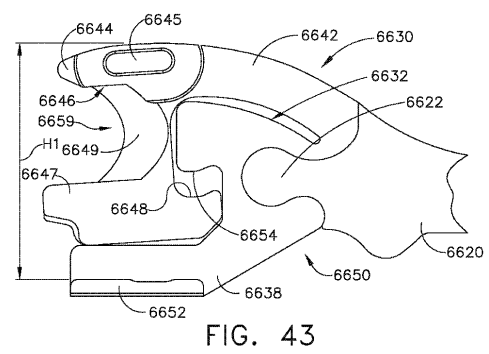
【図 41】



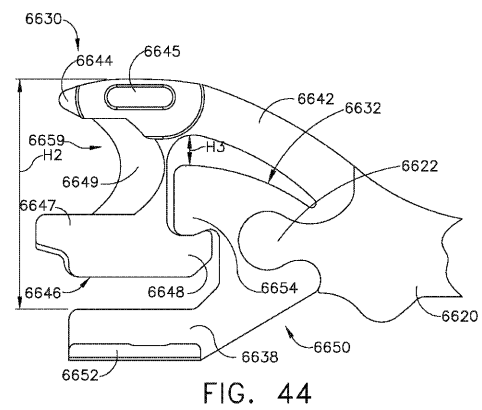
【図 42】



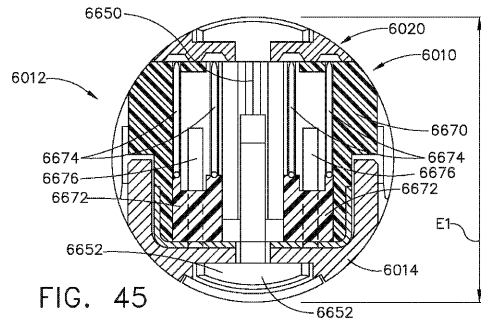
【図 43】



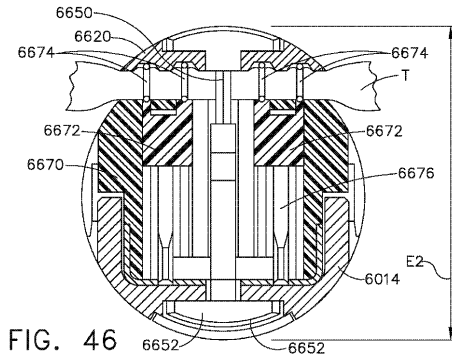
【図 44】



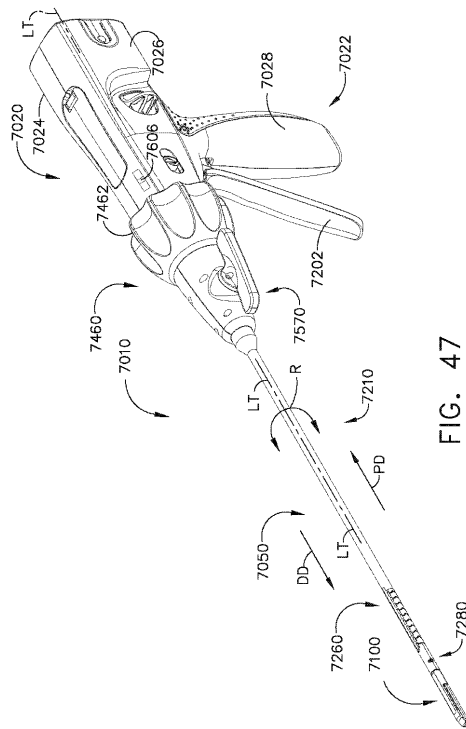
【図 45】



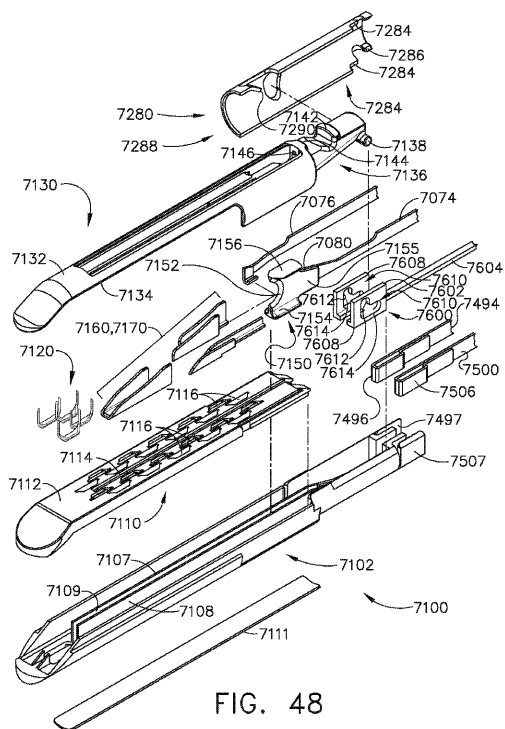
【図 46】



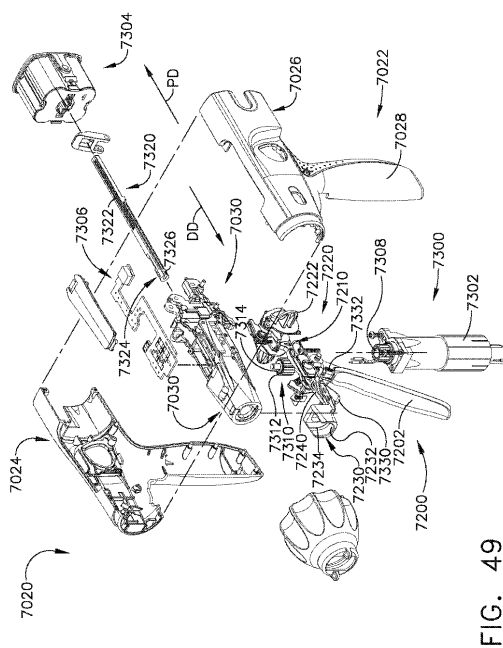
【図 47】



【図 48】



【図 49】



【図 50】

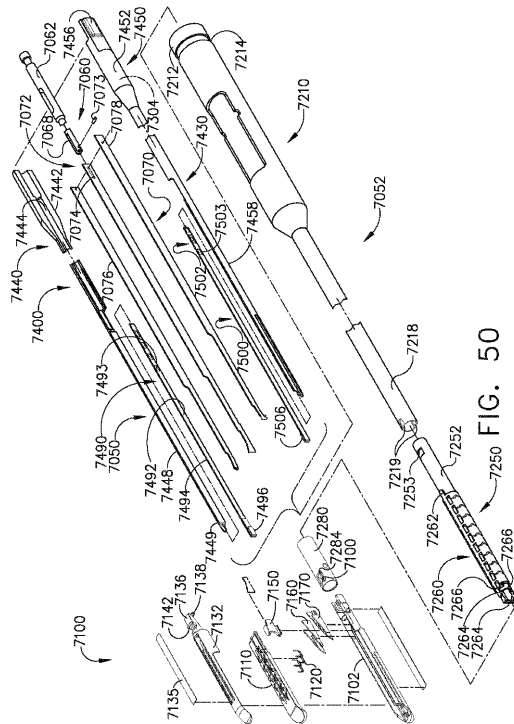


FIG. 50

【図 51】

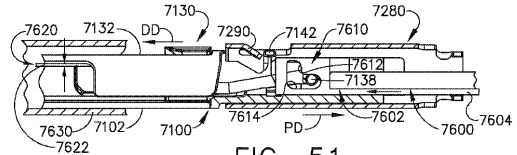


FIG. 51

【図 52】

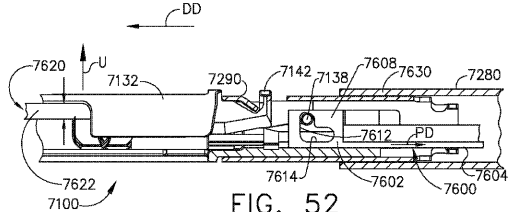
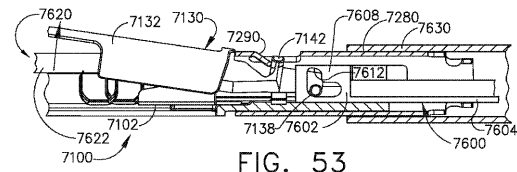


FIG. 52

【図 53】



【図 6 0】

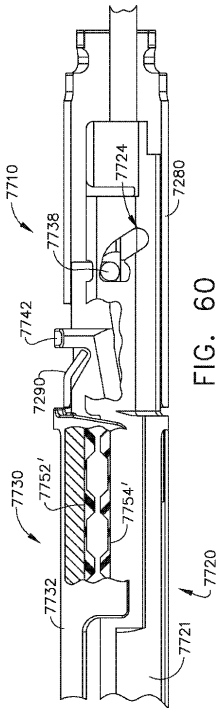


FIG. 60

【図 6 1】

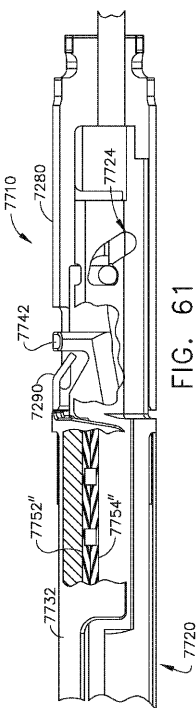


FIG. 61

【図 6 2】

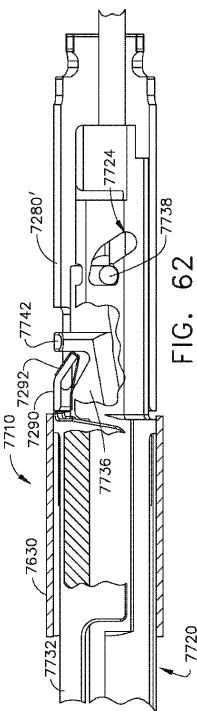


FIG. 62

【図 6 3】

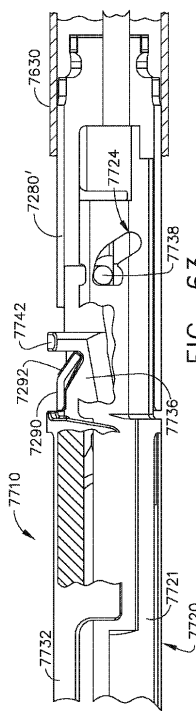


FIG. 63

【図 64】

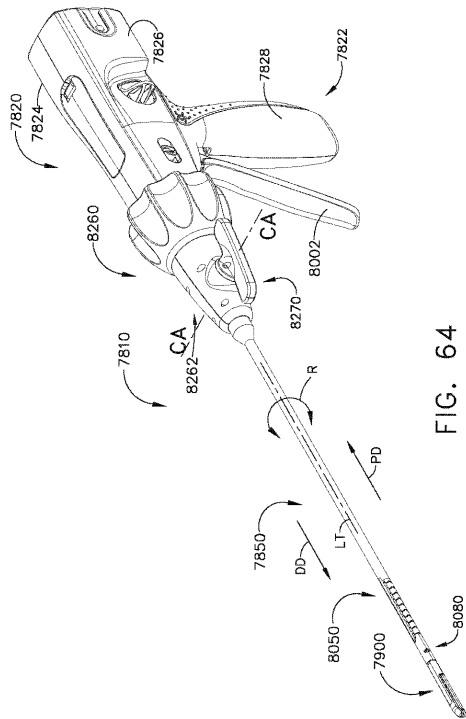


FIG. 64

【図 65】

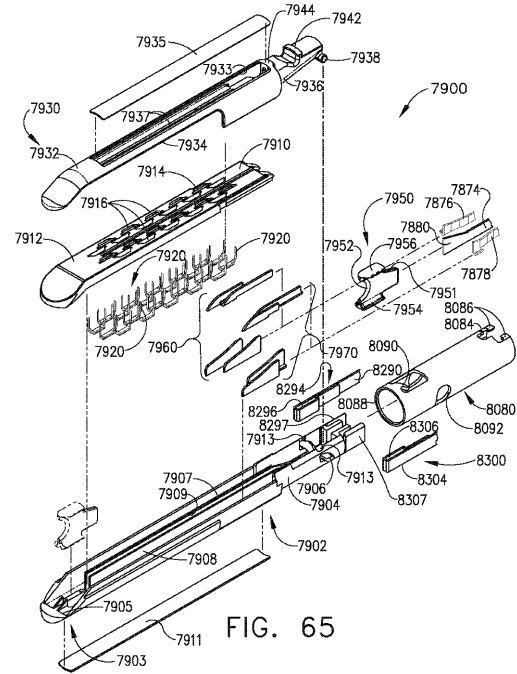


FIG. 65

【図 66】

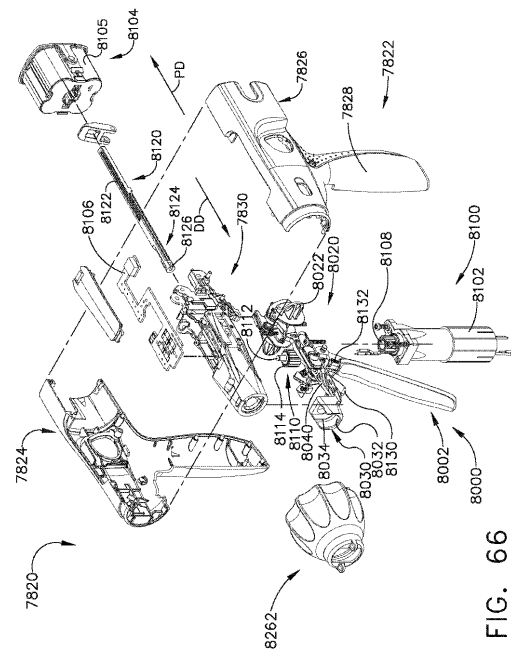


FIG. 66

【図 67】

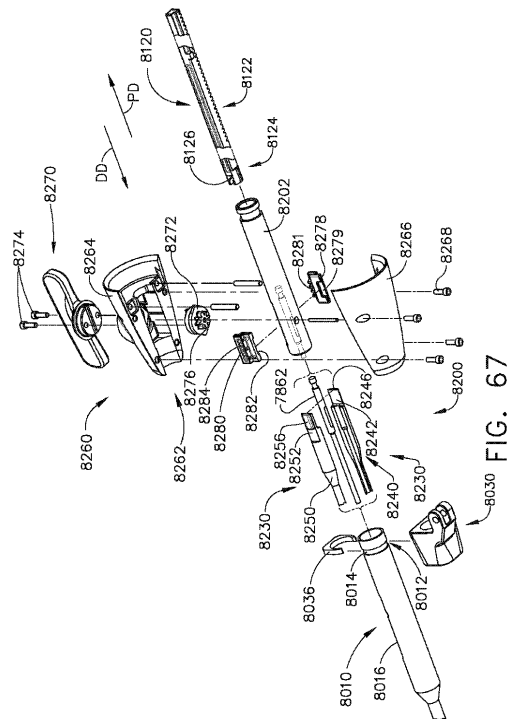


FIG. 67

【図 68】

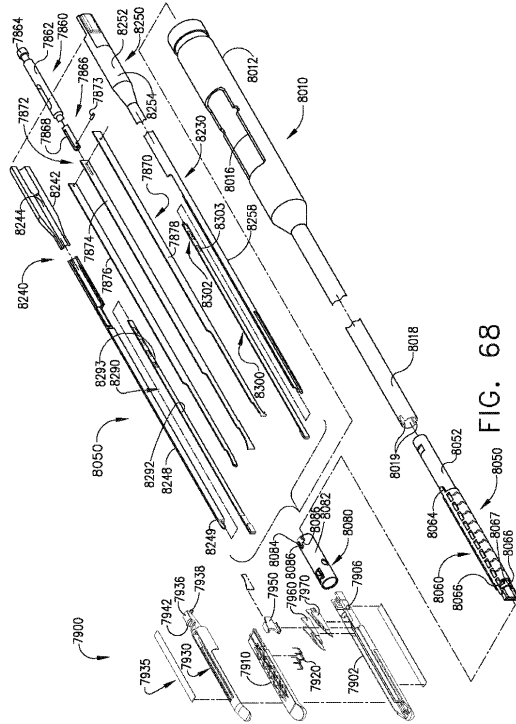


FIG. 68

【図 69】

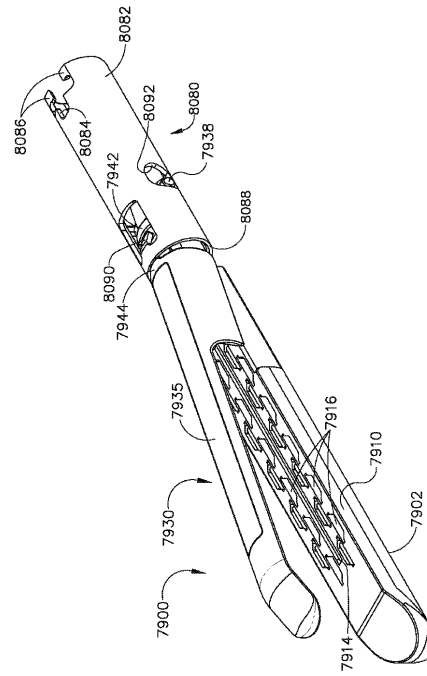
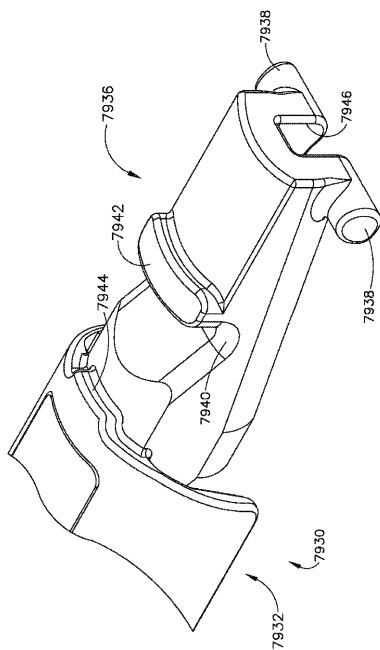


FIG. 69

【図 70】



【図 70 B】

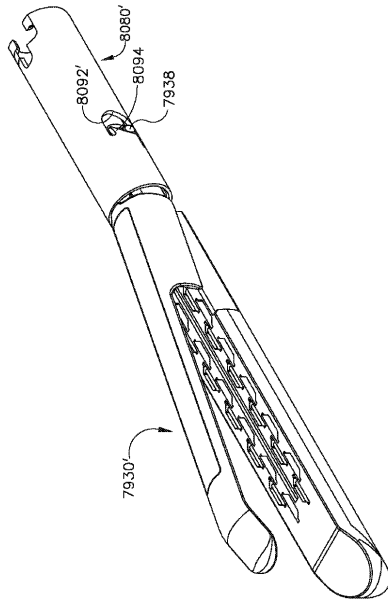


FIG. 70B

【図 70 C】

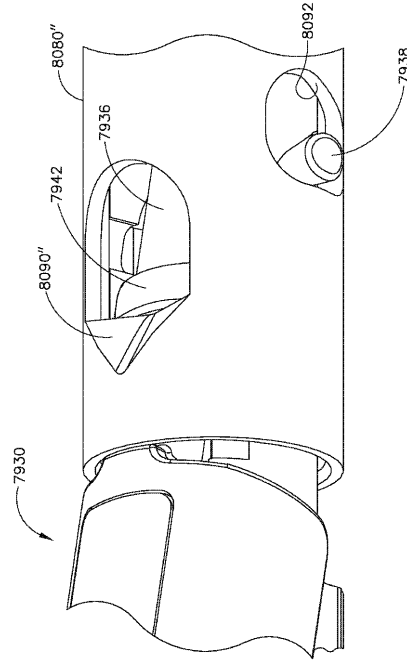


FIG. 70C

【図 70 D】

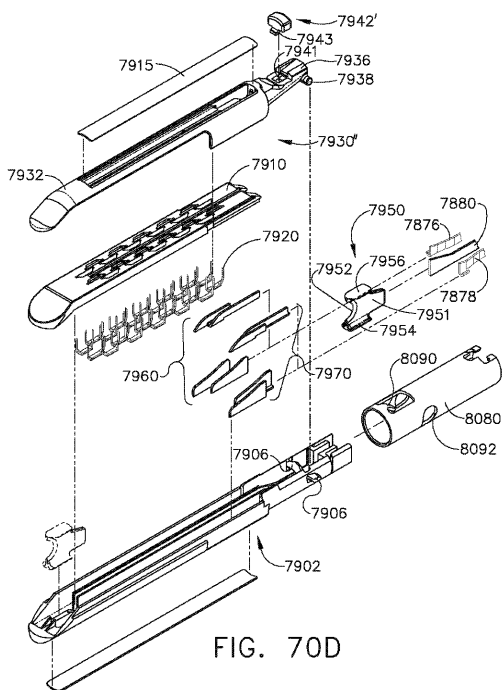


FIG. 70D

【図 70 E】

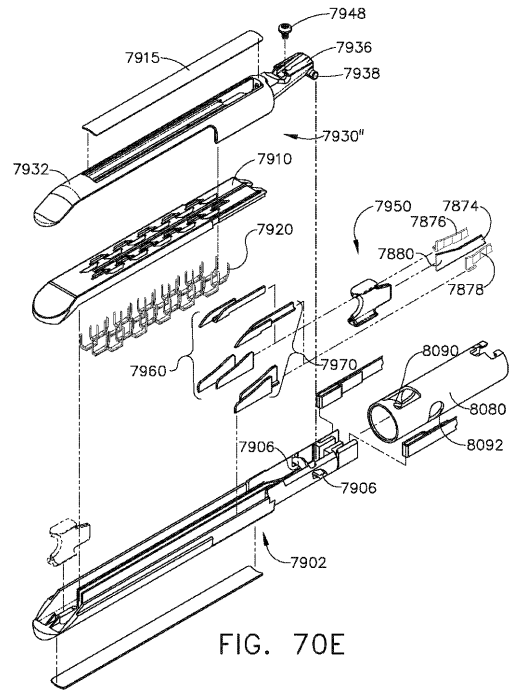
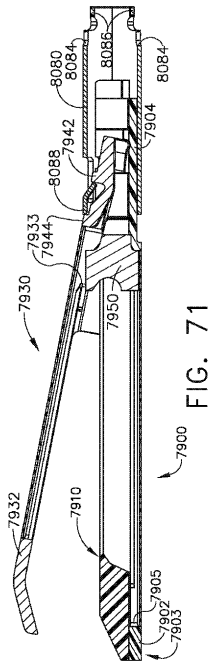
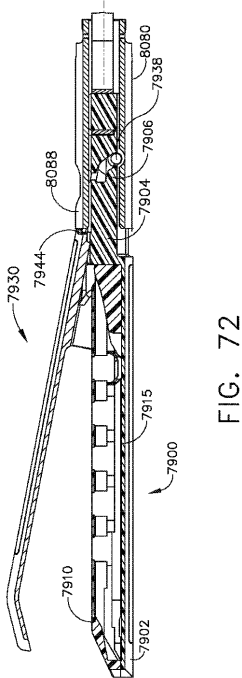


FIG. 70E

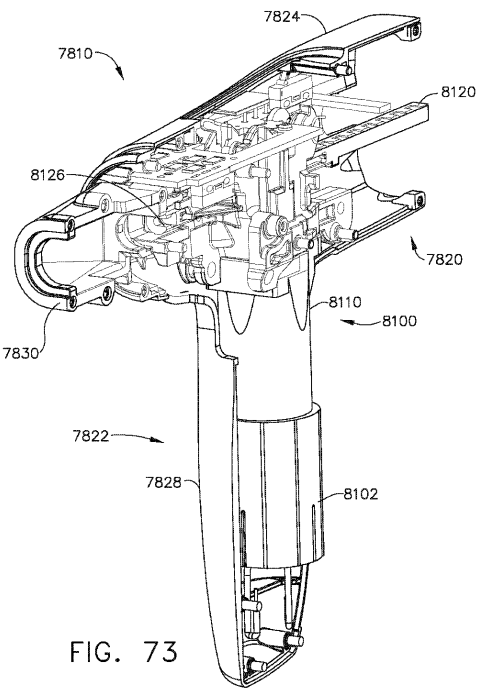
【図 7 1】



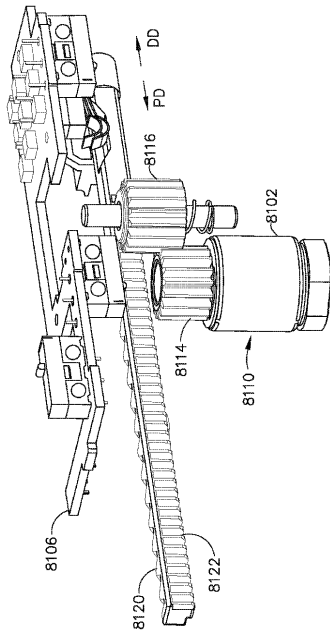
【図 7 2】



【図 7 3】



【図 7 4】



【図 7 5】

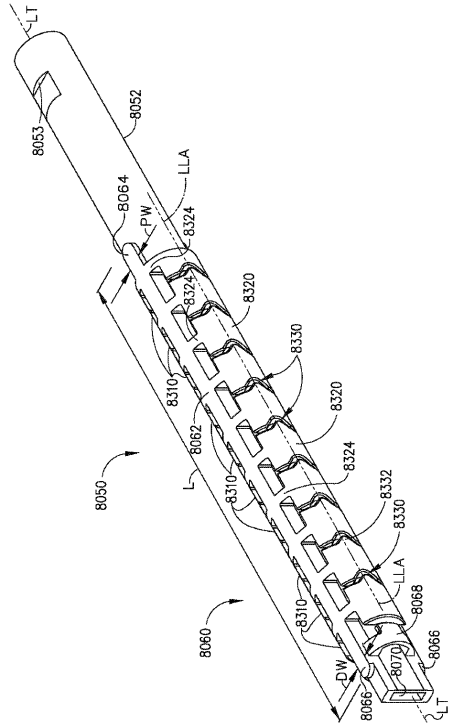


FIG. 75

【图 7 6】

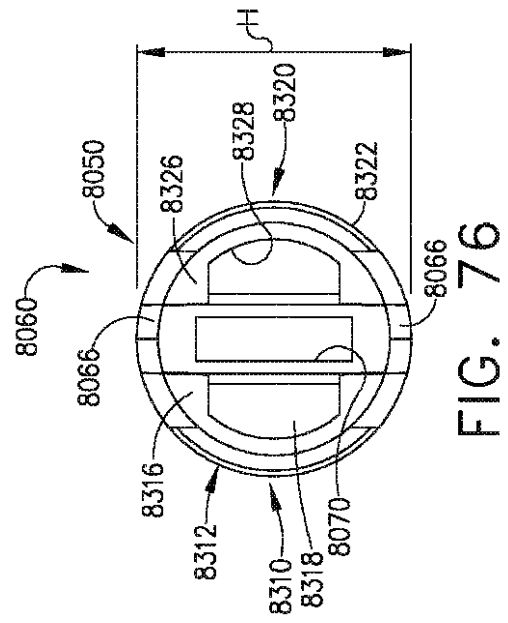


FIG. 76

【図 7 7】

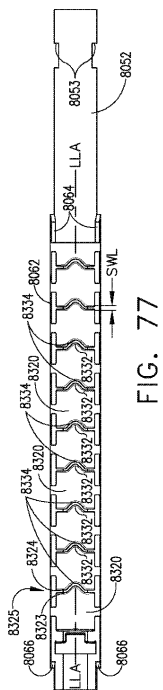


FIG. 77

【图 7 8】

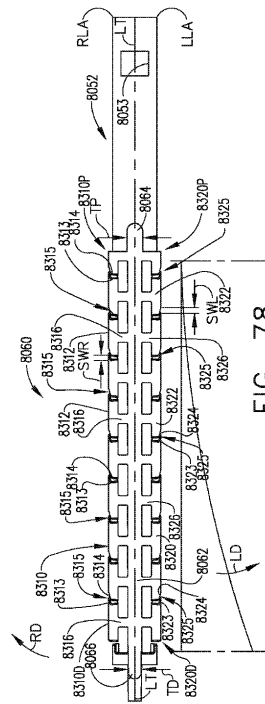


FIG. 78

【図 79】

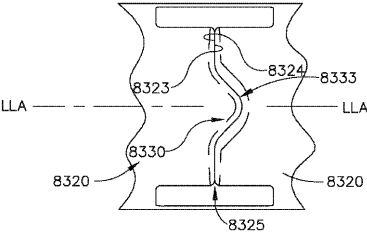


FIG. 79

【図 80】

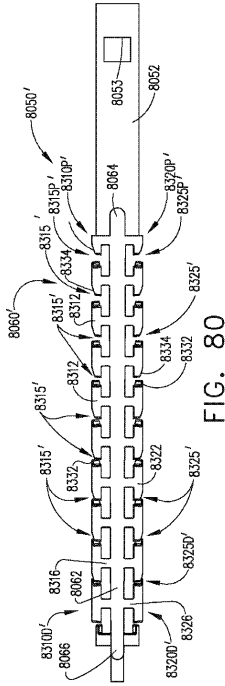


FIG. 80

【図 81】

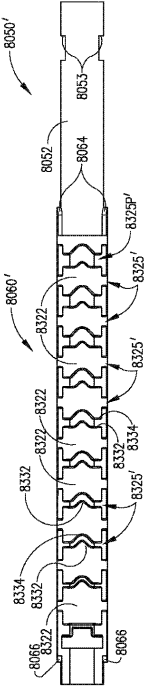


FIG. 81

【図 82】

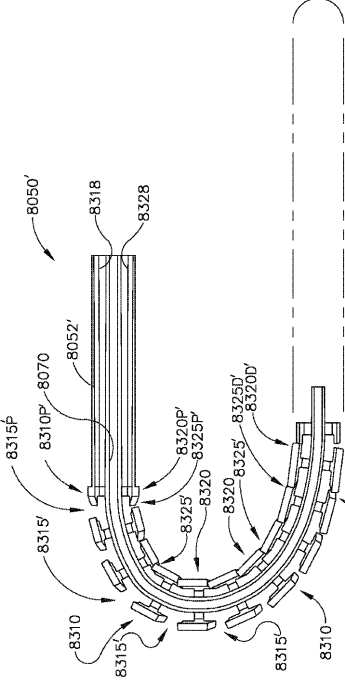


FIG. 82

【図 8 3】

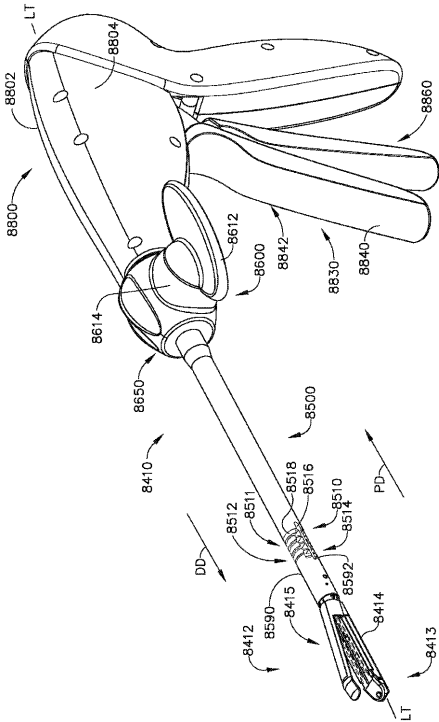


FIG. 83

【図 8 4】

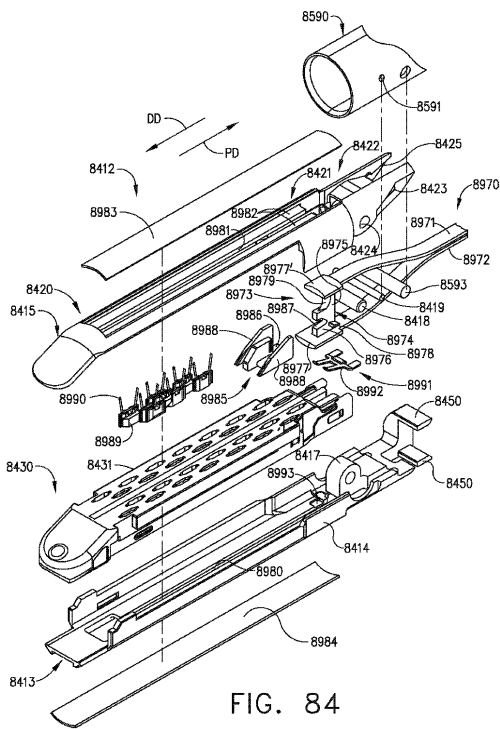


FIG. 84

【図 8 5】

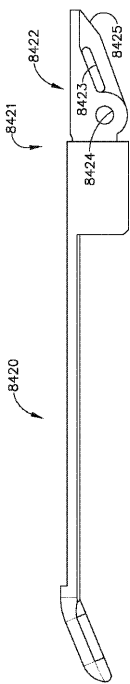


FIG. 85

【図 8 6】

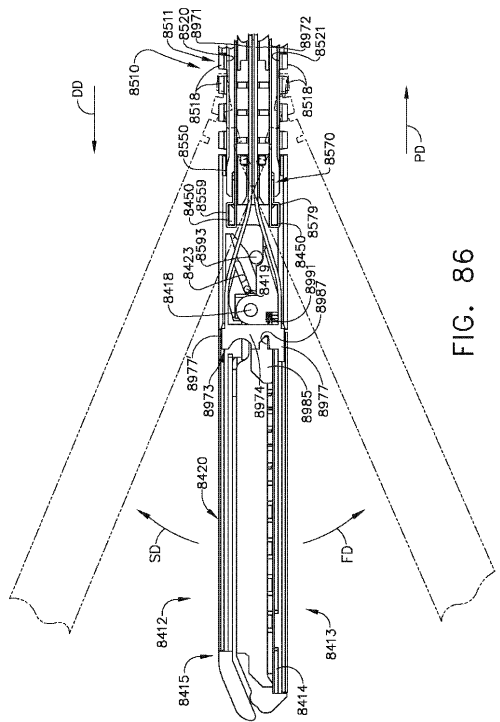


FIG. 86

【図 9 1】

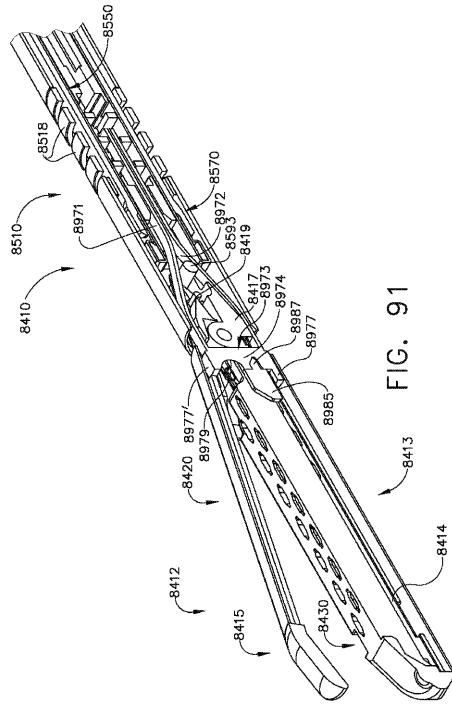


FIG. 91

【図 9 2】

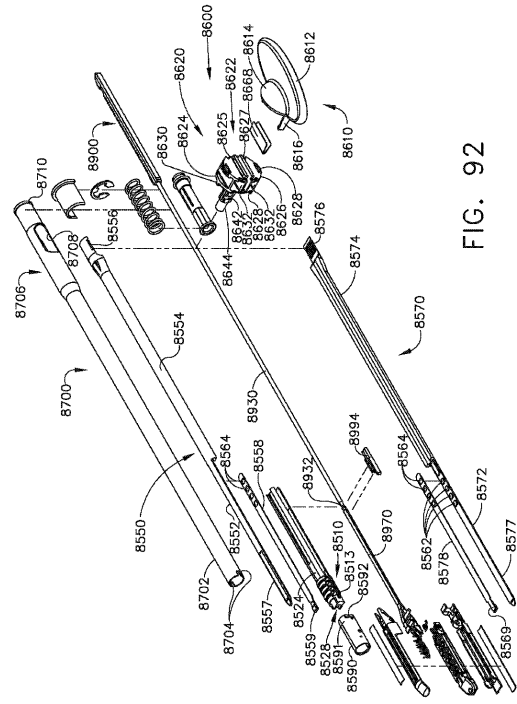


FIG. 92

【図 9 3 - 9 4】

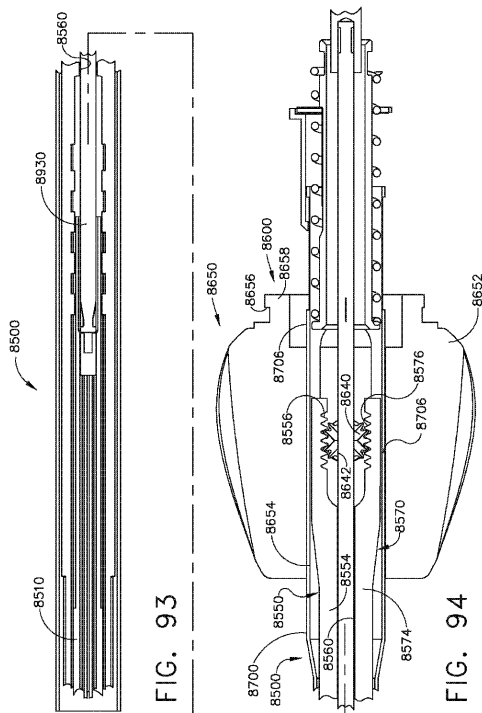


FIG. 93

FIG. 94

【図 9 5】

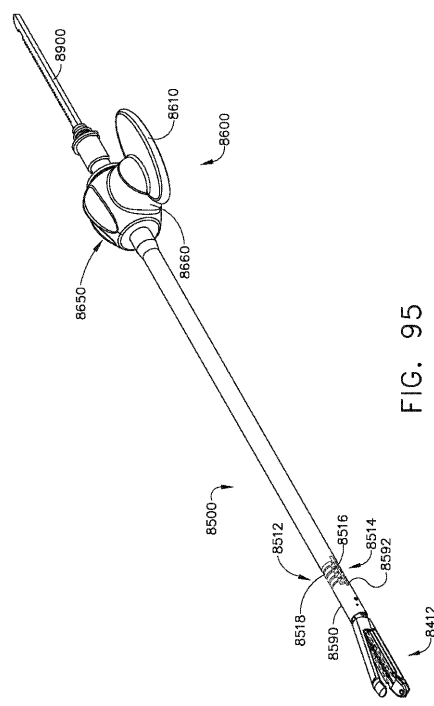


FIG. 95

【図 96】

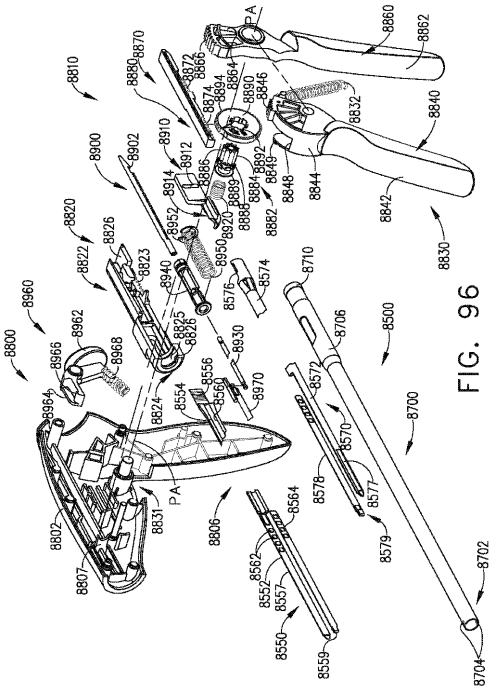


FIG. 96

【図 97】

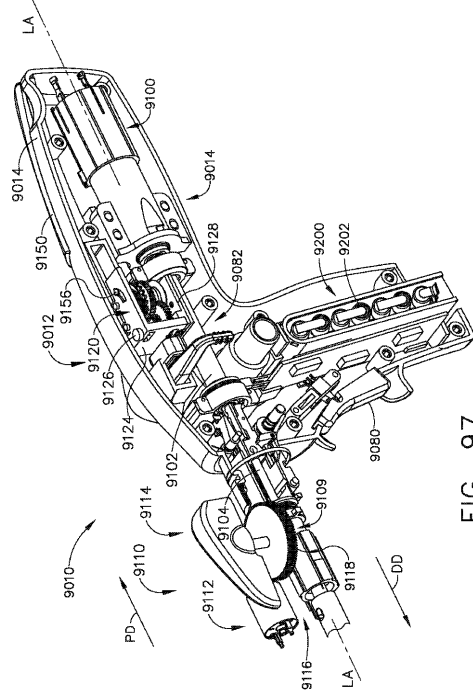
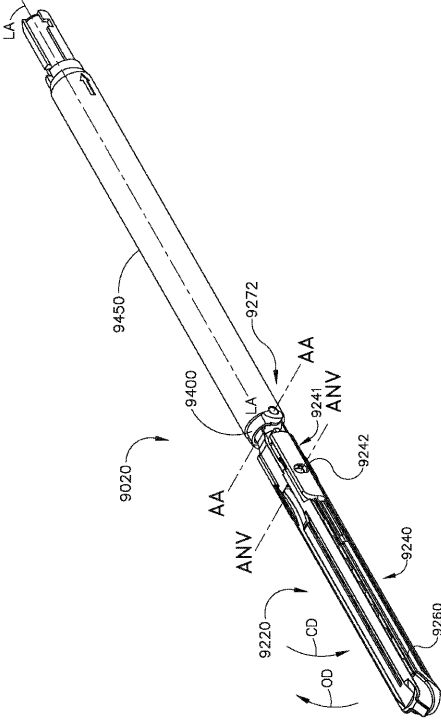


FIG. 97

【図 98】



This exploded perspective view illustrates the assembly of a mechanical device. The components are labeled with reference numerals and include:

- 9220, 9221, 9222, 9223:** A small bracket or connector at the top.
- 9400, 9410, 9420, 9421, 9422, 9423, 9480:** A long, central elongated component with various internal features.
- 9402, 9406, 9408, 9404, 9425, 9426, 9428:** A curved or angled component on the left side.
- 9460, 9424, 9461, 9462, 9464, 9465, 9466, 9467, 9468:** A series of small, rectangular components or spacers.
- 9474, 9472, 9473, 9471, 9476, 9475, 9260, 9245, 9261:** A complex assembly at the bottom left, including a cylindrical part.
- 9274, 9276, 9270, 9271, 9272, 9241, 9242, 9240:** A complex assembly at the bottom right, including a cylindrical part.

The assembly is shown in an exploded state, with dashed lines indicating the alignment and assembly path of the various components.

FIG. 101

FIG. 104

【図 1 0 5】

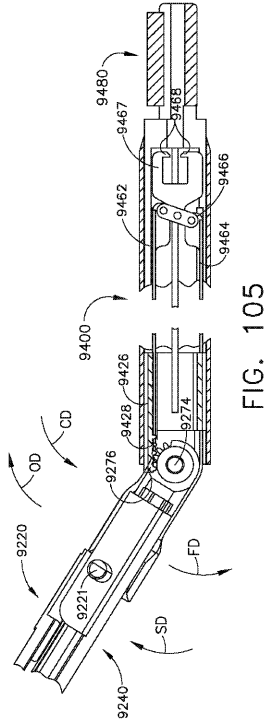


FIG. 105

【図 106】

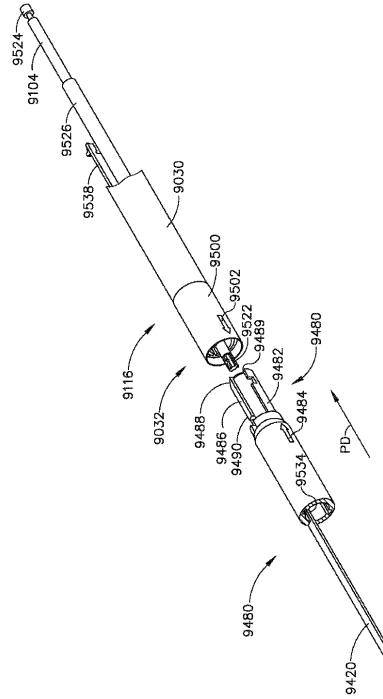


FIG. 106

【図 107】

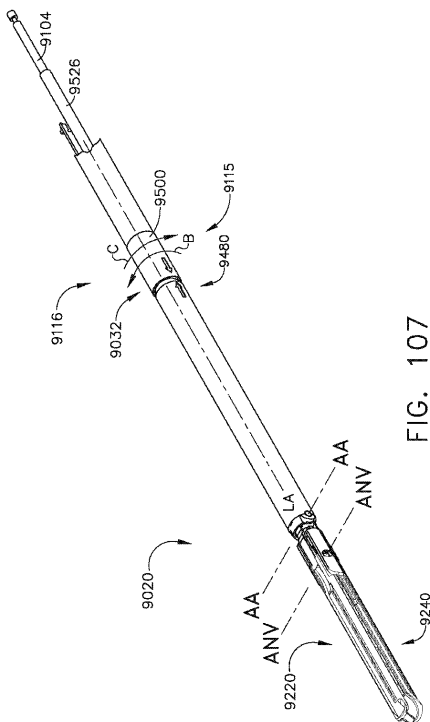


FIG. 107

【図 108】

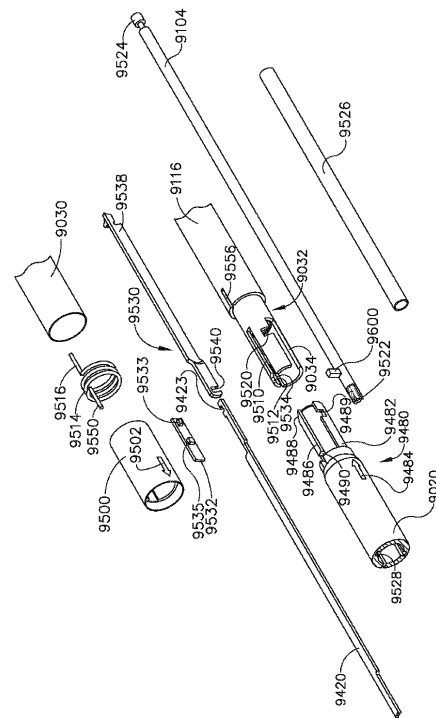


FIG. 108

【図 109】

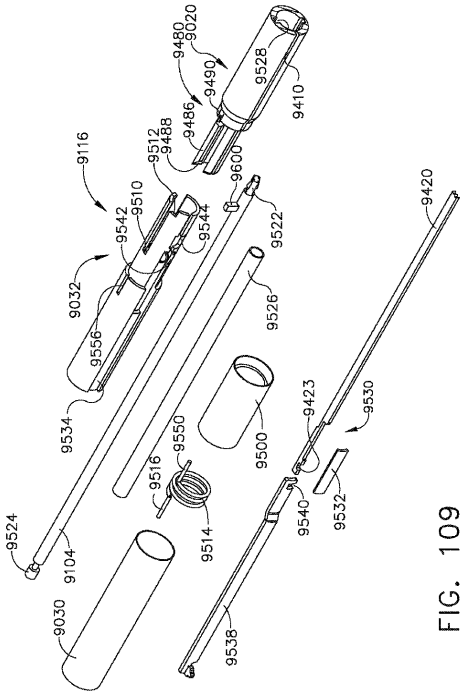


FIG. 109

【図 110】

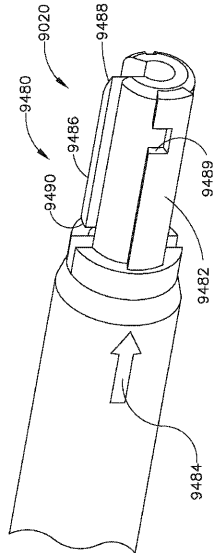


FIG. 110

【図 111】

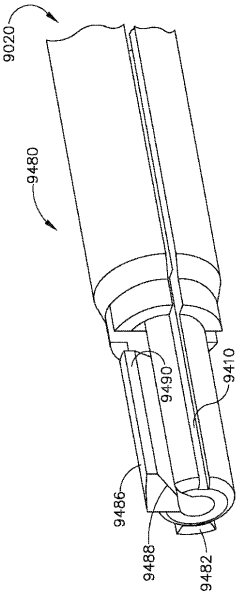


FIG. 111

【図 112】

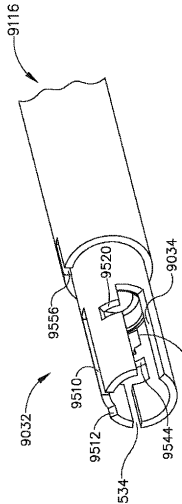


FIG. 112

【図 113】

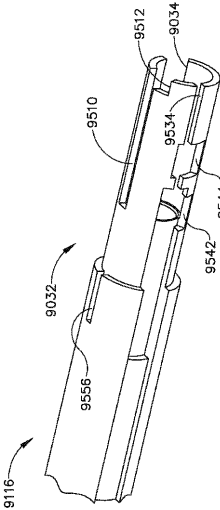


FIG. 113

【図 114】

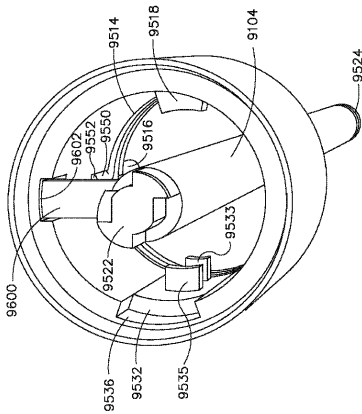


FIG. 114

【図 115】

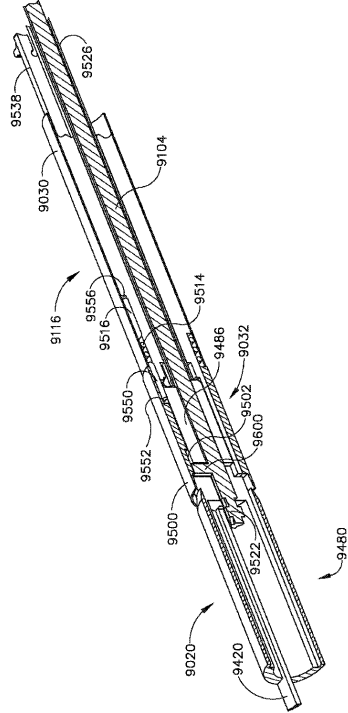


FIG. 115

【図 116】

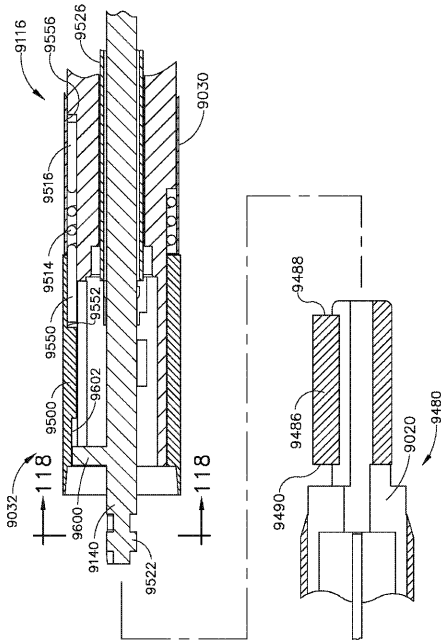


FIG. 116

【図 117】

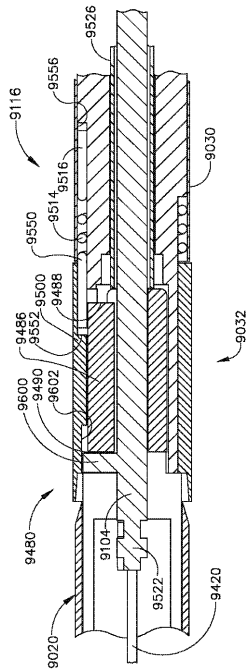


FIG. 117

【図 118】

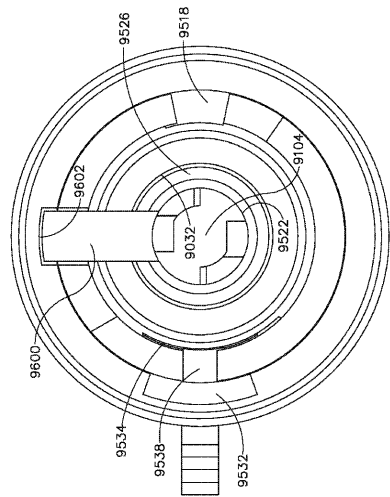


FIG. 118

【図 119】

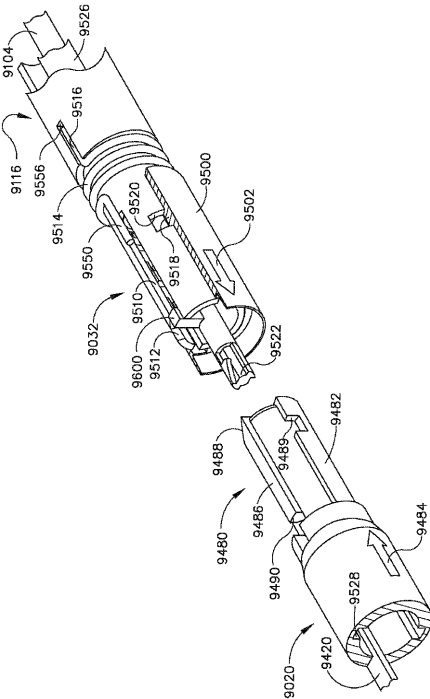


FIG. 119

【図 120】

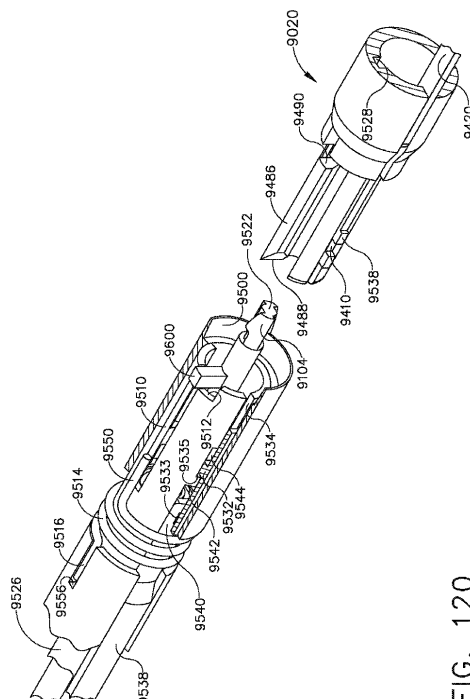


FIG. 120

【図 1 2 1】

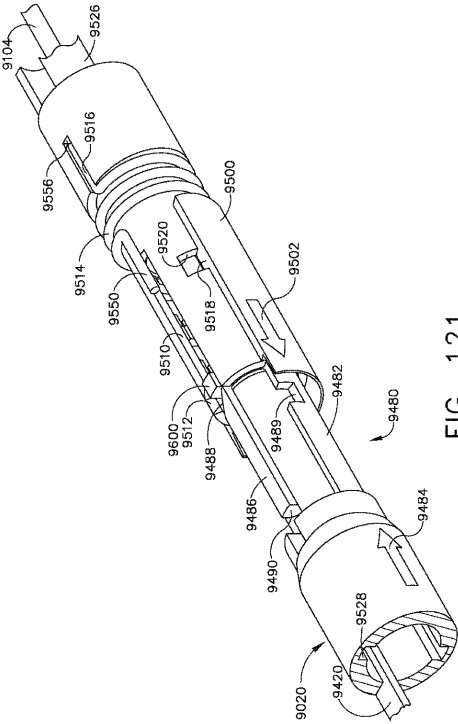


FIG. 121

【図 1 2 2】

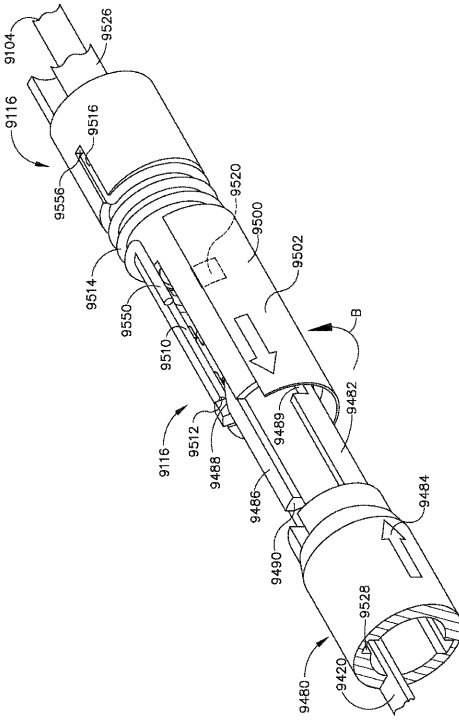


FIG. 122

【図 1 2 3】

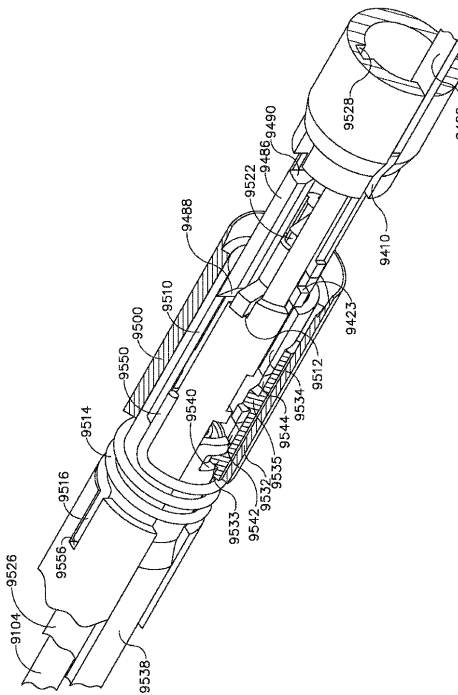


FIG. 123

【図 1 2 4】

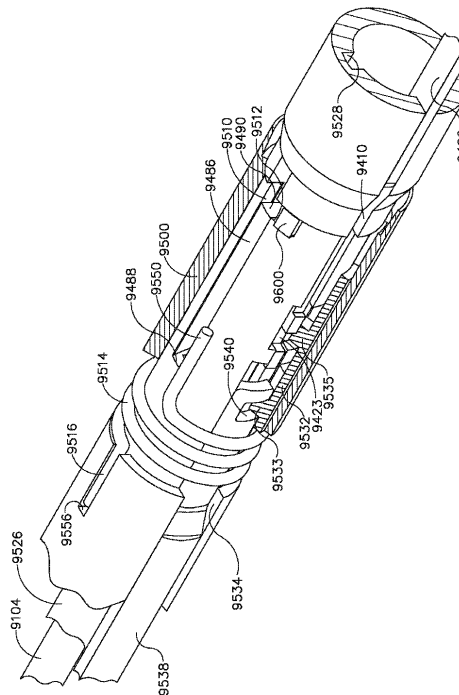


FIG. 124

【図 125】

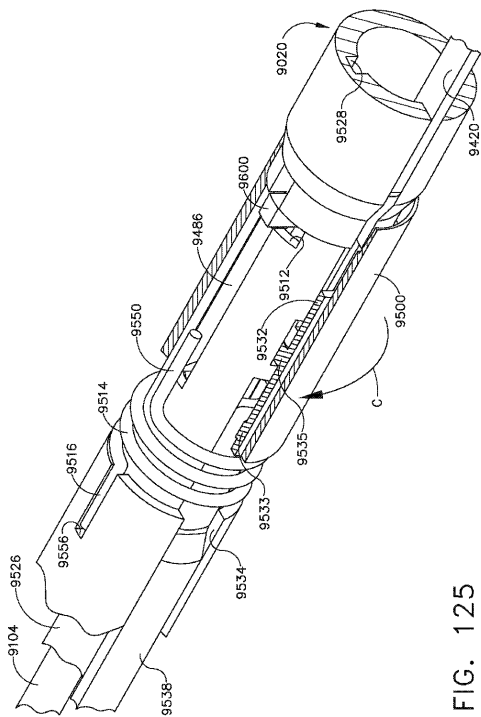


FIG. 125

【図 126】

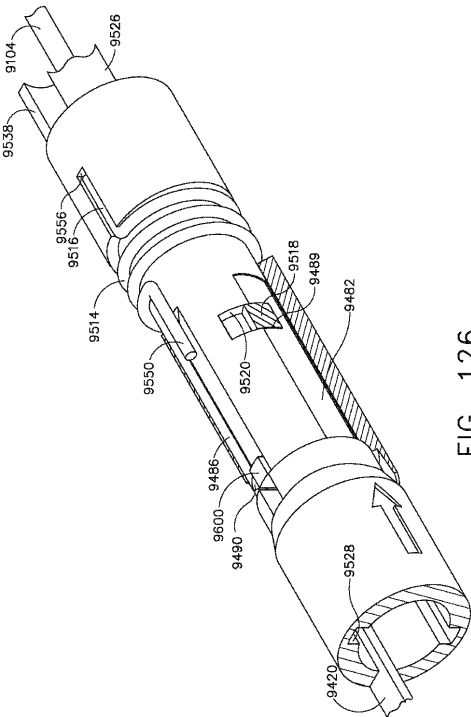


FIG. 126

フロントページの続き

- (72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー
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 デュガン・ジョン・アール
アメリカ合衆国、45036 オハイオ州、レバノン、バルサム・ウッド・レーン 978

審査官 近藤 利充

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2012/0172924 (US, A1)
特表2013-541993 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 13/00 - 18/28