

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6279567号

(P6279567)

(45) 発行日 平成30年2月14日(2018.2.14)

(24) 登録日 平成30年1月26日(2018.1.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/28 (2006.01)
A 6 1 B 34/30 (2016.01)

A 6 1 B 17/28
A 6 1 B 34/30

請求項の数 19 (全 128 頁)

(21) 出願番号	特願2015-520307 (P2015-520307)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成25年6月20日 (2013.6.20)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2015-527902 (P2015-527902A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成27年9月24日 (2015.9.24)		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(86) 国際出願番号	PCT/US2013/046722		
(87) 国際公開番号	W02014/004236	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成26年1月3日 (2014.1.3)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成28年6月20日 (2016.6.20)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	13/536,288		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成24年6月28日 (2012.6.28)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外側切開機構を有する多機能型動力式手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用エンドエフェクタであって、

第1つかみ具部材であって、該第1つかみ具部材の遠位部上に第1外側表面を画定する、第1つかみ具部材と、

第2つかみ具部材であって、該第2つかみ具部材の遠位部上に第2外側表面を画定する、第2つかみ具部材と、を備え、

該第1つかみ具部材が、第1位置と第2位置との間で該第2つかみ具部材に対して移動可能であり、

該第1外側表面が、組織グリップ部を備え、

前記組織グリップ部が、

前記第2外側表面から離れる方向に前記第1外側表面から第1高さに延在する第1グリップ機構であって、第1グリップ機構遠位端と、第1グリップ機構近位端と、前記第1グリップ機構近位端から前記第1グリップ機構遠位端まで延在し、前記第1高さより大きい第1長さと同前記第1グリップ機構近位端から前記第1グリップ機構遠位端まで前記第1高さで延在する第1平坦面とを有する第1本体部とを備える、第1グリップ機構と、

前記第1グリップ機構から離間して前記第1グリップ機構と向き合い前記組織グリップ部の尖った遠位端を画定し、前記第2外側表面から離れる方向に前記第1外側表面から第2高さに延在する第2グリップ機構であって、第2グリップ機構遠位端と、第2グリップ機構近位端と、前記第2グリップ機構近位端から前記第2グリップ機構遠位端まで延在

10

20

し、前記第 2 高さより大きい第 2 長さと同前記第 2 グリップ機構近位端から前記第 2 グリップ機構遠位端まで前記第 2 高さで延在する第 2 平坦面とを有する第 2 本体部とを備える、第 2 グリップ機構と、を備え、

前記第 1 グリップ機構遠位端と同前記第 2 グリップ機構遠位端とがそれらの間の第 1 距離を画定し、前記第 1 グリップ機構近位端と同前記第 2 グリップ機構近位端とが前記第 1 距離より大きいそれらの間の第 2 距離を画定する、外科用エンドエフェクタ。

【請求項 2】

前記組織グリップ部が、高い摩擦係数を有する材料を含む、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 3】

前記組織グリップ部が、半剛性材料を含む、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 4】

前記組織グリップ部が、エラストマー材料を含む、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 5】

前記第 1 グリップ機構と同前記第 2 グリップ機構の少なくとも一方は、前記第 1 つかみ具部材が前記第 1 位置と同前記第 2 位置との間で前記第 2 つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されている、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 6】

前記組織グリップ部が、複数の突起を備える、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 7】

前記組織グリップ部が、互いに反対の方向に水平に伸びる複数の垂直突起を備える、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 8】

前記組織グリップ部が、平行列において水平に伸びる複数の垂直突起を備える、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 9】

前記組織グリップ部が、第 1 の複数の平行突起と、第 2 の複数の平行突起と、を備え、該第 1 の複数の平行突起は、該第 2 の複数の平行突起に対して傾斜した配置にある、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 10】

前記第 1 及び第 2 組織グリップ機構が、ヘリンボン状のパターンに配置されている、請求項 1 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【請求項 11】

手術用具であって、

外科用エンドエフェクタであって、

第 1 つかみ具部材であって、該第 1 つかみ具部材の遠位部上に第 1 外側表面を画定する、第 1 つかみ具部材と、

第 2 つかみ具部材であって、該第 2 つかみ具部材の遠位部上に第 2 外側表面を画定する、第 2 つかみ具部材と、を備え、

該第 1 つかみ具部材が、第 1 位置と同第 2 位置との間で該第 2 つかみ具部材に対して移動可能であり、

該第 1 外側表面が、組織グリップ部を備え、

前記組織グリップ部が、

前記第 2 外側表面から離れる方向に前記第 1 外側表面から第 1 高さに延在する第 1 グリップ機構であって、第 1 グリップ機構遠位端と、第 1 グリップ機構近位端と、前記第 1 グリップ機構近位端から前記第 1 グリップ機構遠位端まで延在し、前記第 1 高さより大

10

20

30

40

50

きい第1長さと同前記第1グリップ機構近位端から前記第1グリップ機構遠位端まで前記第1高さで延在する第1グリップ機構外側表面とを有する第1本体部とを備える、第1グリップ機構と、

前記第1グリップ機構から離間して前記第1グリップ機構と向き合い前記組織グリップ部の尖った遠位端を画定し、前記第2外側表面から離れる方向に前記第1外側表面から第2高さに延在する第2グリップ機構であって、第2グリップ機構遠位端と、第2グリップ機構近位端と、前記第2グリップ機構近位端から前記第2グリップ機構遠位端まで延在し、前記第2高さより大きい第2長さと同前記第2グリップ機構近位端から前記第2グリップ機構遠位端まで前記第2高さで延在する第2グリップ機構外側表面とを有する第2本体部とを備える、第2グリップ機構と、を備え、

10

前記第1グリップ機構遠位端と前記第2グリップ機構遠位端とがそれらの間の第1距離を画定し、前記第1グリップ機構近位端と前記第2グリップ機構近位端とが前記第1距離より大きいそれらの間の第2距離を画定する、外科用エンドエフェクタと、

前記外科用エンドエフェクタに対して近位のハンドルアッセンブリと、

前記外科用エンドエフェクタと前記ハンドルアッセンブリとの間に伸びる駆動シャフトであって、該駆動シャフトが、該ハンドルアッセンブリにおける作動運動に応じて、該第1つかみ具を該第2つかみ具に対して、該第1位置と該第2位置との間で移動させるように構成される、駆動シャフトと、を備える、手術用具。

【請求項12】

前記組織グリップ部が、高い摩擦係数を有する材料を含む、請求項11に記載の手術用具。

20

【請求項13】

前記組織グリップ部が、エラストマー材料を含む、請求項12に記載の手術用具。

【請求項14】

前記第1グリップ機構と前記第2グリップ機構の少なくとも一方は、前記組織グリップ部が、前記第1つかみ具部材が前記第1位置と前記第2位置との間で前記第2つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されている、請求項12に記載の手術用具。

【請求項15】

前記第1及び第2組織グリップ機構が、ヘリンボン状のパターンに配置されている、請求項12に記載の手術用具。

30

【請求項16】

手術用具であって、

複数の制御運動を選択的に発生させる作動システムと、

前記作動システムに動作可能に連結される外科用エンドエフェクタであって、前記外科用エンドエフェクタが、

第1つかみ具部材であって、該第1つかみ具部材の遠位部上に第1外側表面を画定する、第1つかみ具部材と、

第2つかみ具部材であって、該第2つかみ具部材の遠位部上に第2外側表面を画定する、第2つかみ具部材と、を備え、

40

該第1つかみ具部材が、前記作動システムにより発生する閉鎖運動に応じて、開位置と閉位置との間で、該第2つかみ具部材に対して移動可能に支持され、

該第1外側表面が、組織付着部を備え、

前記組織付着部が、

前記第2外側表面から離れる方向に前記第1外側表面から第1高さに延在する第1グリップ機構であって、第1グリップ機構遠位端と、第1グリップ機構近位端と、前記第1グリップ機構近位端から前記第1グリップ機構遠位端まで延在し、前記第1高さより大きい第1長さと同前記第1高さの第1平坦頂面とを有する第1本体部とを備える、第1グリップ機構と、

前記第1グリップ機構から離間して前記第1グリップ機構と向き合い前記組織付着

50

部の尖った遠位端を画定し、前記第2外側表面から離れる方向に前記第1外側表面から第2高さに延在する第2グリップ機構であって、第2グリップ機構遠位端と、第2グリップ機構近位端と、前記第2グリップ機構近位端から前記第2グリップ機構遠位端まで延在し、前記第2高さより大きい第2長さと前記第2高さの第2平坦頂面とを有する第2本体部とを備える、第2グリップ機構と、を備え、

前記第1グリップ機構遠位端と前記第2グリップ機構遠位端とがそれらの間の第1距離を画定し、前記第1グリップ機構近位端と前記第2グリップ機構近位端とが前記第1距離より大きいそれらの間の第2距離を画定する、外科用エンドエフェクタと、

前記複数の制御運動を該外科用エンドエフェクタに伝達するシャフトアッセンブリと、を備える、手術用具。

10

【請求項17】

前記組織付着部が、エラストマー材料を含む、請求項16に記載の手術用具。

【請求項18】

前記第1グリップ機構と前記第2グリップ機構の少なくとも一方は、前記第1つかみ具部材が前記開位置と前記閉位置との間で前記第2つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されている、請求項16に記載の手術用具。

【請求項19】

前記第1及び第2組織グリップ機構が、ヘリンボン状のパターンに配置されている、請求項16に記載の手術用具。

20

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

外科的な巧緻性を向上させるためだけでなく、外科医が直感的な方式で患者に手術できるようにするために、長年にわたって、様々な最小侵襲ロボット（又は「遠隔手術（tele surgical）」）システムが開発されてきた。そのようなシステムの多くは、その各全体が参照により本明細書に組み込まれる下記米国特許：米国特許第5,792,135号、表題「Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity」、米国特許第6,231,565号、表題「Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks」、米国特許第6,783,524号、表題「Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument」、米国特許第6,364,888号、表題「Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus」、米国特許第7,524,320号、表題「Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools」、米国特許第7,691,098号、表題「Platform Link Wrist Mechanism」、米国特許第7,806,891号、表題「Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery」及び米国特許第7,824,401号、表題「Surgical Tool With Writed Monopolar Electrosurgical End Effectors」に開示されている。そのようなシステムの多くはしかしながら、組織を効果的に切断及び締結するのに必要な大きさの力を発生させることが、これまではできなかった。更に、既存のロボット手術システムは、それらが操作し得る異なる種類の手術デバイスの数に限定される。

30

40

【図面の簡単な説明】

【0002】

50

本発明の特徴及び利点、並びにそれらを実現する方法は、本発明の例示となる実施形態の以下の説明文を添付の図面と併せて参照することでより明らかとなり、また発明自体のより深い理解が得られるであろう。

【0003】

様々な例示となる実施形態が、下記図面との組み合わせでの例として、本明細書に記載される。

【図1】ロボットコントローラの一実施形態の斜視図である。

【図2】複数の手術用具の実施形態を動作可能に支持するロボットシステムのロボット手術アームカート／マニピュレータの斜視図である。

【図3】図2に示されたロボット手術アームカート／マニピュレータの一実施形態の側面図である。

10

【図4】手術用具の実施形態と共に使用され得るロボットマニピュレータを動作可能に支持するための位置決め連結部を有するカート構造の斜視図である。

【図5】手術用具の実施形態及び外科用エンドエフェクタの実施形態の斜視図である。

【図6】発生器と電氣的に通信する電気外科用具の一実施形態の斜視図である。

【図7】つかみ具部材を開き、軸方向に移動可能な部材の遠位端が後退位置にある、図6の手術用具におけるエンドエフェクタの一実施形態の斜視図を示す。

【図8】つかみ具部材を閉じ、軸方向に移動可能な部材の遠位端が部分的に前進した位置にある、図6の手術用具におけるエンドエフェクタの一実施形態の斜視図を示す。

【図9】図6の手術用具における軸方向に移動可能な部材の一実施形態の斜視図である。

20

【図10】図6の手術用具における電気外科用エンドエフェクタの一実施形態の断面図である。

【図11】様々な手術用具の実施形態をロボットシステムに取り付けるためのアダプタ及び用具ホルダ機構の一実施形態の分解組み立て図である。

【図12】図11に示されたアダプタの一実施形態の側面図である。

【図13】図11に示されたアダプタの一実施形態の底面図である。

【図14】図11及び12のアダプタの一実施形態の上面図である。

【図15】手術用具の一実施形態の部分底面斜視図である。

【図16】明確性のために一部の構成要素を省略した、手術用具の一部の一実施形態の正面斜視図である。

30

【図17】図16の手術用具の一実施形態の背面斜視図である。

【図18】図16及び17の手術用具の一実施形態の上面図である。

【図19】非作動状態の位置における手動で作動可能な駆動ギアを有する、図16～18の手術用具の一実施形態の部分上面図である。

【図20】最初の作動状態の位置における手動で作動可能な駆動ギアを有する、図16～19の手術用具の一実施形態の別の部分上面図である。

【図21】作動状態の位置における手動で作動可能な駆動ギアを有する、図16～20の手術用具の一実施形態の別の部分上面図である。

【図22】別の手術用具の実施形態の背面斜視図である。

【図23】図22の手術用具の一実施形態の側面図である。

40

【図24】関節接合部及びエンドエフェクタの一部の一実施形態の断面図である。

【図24A】遠位ケーブルセクションと近位ケーブル部分との間での接続を示す、図24のシャフトアッセンブリ及び関節接合部の一実施形態を図示する。

【図25】図24の関節接合部及びエンドエフェクタの一部の一実施形態の分解組み立て図である。

【図26】図25に示された関節接合部及びエンドエフェクタ部分の一実施形態の部分断面斜視図である。

【図27】エンドエフェクタ及び駆動シャフトアッセンブリの実施形態の部分斜視図である。

【図28】駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の部分側面図である。

50

- 【図 2 9】 駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の斜視図である。
- 【図 3 0】 図 2 9 の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 1】 混成の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の斜視図である。
- 【図 3 2】 図 3 1 の混成の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 3】 弓状又は「屈曲性」の形状を想定した場合の、図 2 9 及び 3 0 の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の別の図である。
- 【図 3 3 A】 弓状又は「屈曲性」の形状を想定した場合の、駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の側面図である。
- 【図 3 3 B】 弓状又は「屈曲性」の形状を想定した場合の、別の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の側面図である。 10
- 【図 3 4】 別の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の一部の斜視図である。
- 【図 3 5】 図 3 4 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の上面図である。
- 【図 3 6】 弓状形状での図 3 4 及び 3 5 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の別の斜視図である。
- 【図 3 7】 図 3 6 に示された駆動シャフトアッセンブリの実施形態の上面図である。
- 【図 3 8】 別の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の斜視図である。
- 【図 3 9】 弓状構形状での図 3 8 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の別の斜視図である。
- 【図 4 0】 図 3 8 及び 3 9 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の上面図である。
- 【図 4 1】 図 4 0 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の断面図である。 20
- 【図 4 2】 別の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の部分断面図である。
- 【図 4 3】 図 4 2 の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の別の断面図である。
- 【図 4 4】 別の駆動シャフトアッセンブリの実施形態の一部の別の断面図である。
- 【図 4 5】 図 4 4 の駆動シャフトアッセンブリの一実施形態の別の断面図である。
- 【図 4 6】 別の手術用具の実施形態の斜視図である。
- 【図 4 7】 図 4 6 の手術用具の実施形態の断面斜視図である。
- 【図 4 8】 関節接合システムの一実施形態の一部の断面斜視図である。
- 【図 4 9】 ニュートラル位置における図 4 8 の関節接合システムの一実施形態の断面図である。
- 【図 5 0】 関節運動した位置での図 4 8 及び 4 9 の関節接合システムの一実施形態の別の断面図である。 30
- 【図 5 1】 明確性のために一部を省略した、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の一実施形態の一部の側面図である。
- 【図 5 2】 明確性のために一部を省略した、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の一実施形態の一部の背面斜視図である。
- 【図 5 3】 明確性のために一部を省略した、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の一実施形態の一部の背側面図である。
- 【図 5 4】 明確性のために一部を省略した、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の一実施形態の一部の正面斜視図である。
- 【図 5 5】 明確性のために一部を省略した、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の実施形態の一部の側面図である。 40
- 【図 5 6】 図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の例示となる反転システムの実施形態の分解組み立て図である。
- 【図 5 7】 図 5 6 の反転システムのレバーアームの実施形態の斜視図である。
- 【図 5 8】 図 5 6 の反転システムの一実施形態におけるナイフ・リトラクタ・ボタンの斜視図である。
- 【図 5 9】 明確性のために一部を省略した、反転ギアと動作可能に係合したレバーアームを有する、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の実施形態の一部の斜視図である。
- 【図 6 0】 明確性のために一部を省略した、レバーアームが非作動状態の位置にある、図 4 6 ～ 4 7 の手術用具の実施形態の一部の斜視図である。 50

【図 6 1】明確性のために一部を省略した、反転ギアと動作可能に係合したレバーアームを有する、図 4 6～4 7 の手術用具の実施形態の一部の別の斜視図である。

【図 6 2】シフター・ボタン・アッセンブリが、駆動シャフトアッセンブリが作動される場合に、エンドエフェクタの回転をもたらす位置へと移動させられた、図 4 6～4 7 の手術用具の実施形態のハンドルアッセンブリ部の一部の側面図である。

【図 6 3】シフター・ボタン・アッセンブリが、駆動シャフトアッセンブリが作動される場合に、エンドエフェクタにおける発射部材の発射をもたらす別の位置へと移動させられた、図 4 6～4 7 の手術用具の一実施形態のハンドルアッセンブリ部の一部の別の側面図である。

【図 6 4】多軸関節接合式かつ回転式の手術用具の実施形態の斜視図である。

10

【図 6 5】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の様々な部品の分解斜視図である。

【図 6 6】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の部分断面斜視図であり、Iービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリの閉鎖を作動させるための、回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

【図 6 7】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の断面斜視図であり、Iービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリの閉鎖を作動させるための、回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

【図 6 8】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の部分断面斜視図であり、エンドエフェクタの回転を作動させるためのシャフト連結と嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

【図 6 9】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、開位置でのエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリ、近位に後退した位置での Iービーム部材並びに、Iービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリの閉鎖を作動させるための回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

20

【図 7 0】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、閉位置でのエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリ、遠位に前進した位置での Iービーム部材並びに、Iービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリの開放を作動させるための回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

【図 7 1】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、開位置でのエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリ、近位に後退した位置での Iービーム部材並びに、エンドエフェクタの回転を作動させるためのシャフト連結と嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

30

【図 7 2】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、閉位置でのエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリ、遠位に前進した位置での Iービーム部材並びに、エンドエフェクタの回転を作動させるためのシャフト連結と嵌合する回転駆動シャフトを図示する。

【図 7 3】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面詳細図であり、第 2 つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第 1 つかみ具部材を移動させるための、Iービーム部材のカム表面と第 1 つかみ具部材のアンビル表面との係合を図示する。

【図 7 4】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面詳細図であり、第 2 つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第 1 つかみ具部材を移動させるための、Iービーム部材のカム表面と第 1 つかみ具部材のアンビル表面との係合を図示する。

40

【図 7 5】ヘッドロッキング機構を備える、多軸の関節接合及び回転手術用具の実施形態を構成する部品の分解図である。

【図 7 6】図 7 5 に図示された手術用具におけるヘッドロッキング機構の一実施形態のスプラインロック部品の分解図である。

【図 7 7】図 7 5 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、開位置でのエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリ、近位に後退した位置での Iービーム部材、Iービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アッセンブリの閉鎖を作動させるための回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフト、並びに、エンドエフェクタの回転を妨げるように嵌合したスプラインロックを図示する。

50

【図 7 8】図 7 5 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、閉位置でのエンドエフェクタのつかみ具アセンブリ、遠位に前進した位置での I ービーム部材、I ービーム部材の並進及びエンドエフェクタのつかみ具アセンブリの開放を作動させるための回転駆動ナットと嵌合する回転駆動シャフト、並びに、エンドエフェクタの回転を妨げるように嵌合したスプラインロックを図示する。

【図 7 9】図 7 5 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、開位置でのエンドエフェクタのつかみ具アセンブリ、近位に後退した位置での I ービーム部材、エンドエフェクタの回転を作動させるためのシャフト連結と嵌合する回転駆動シャフト、及び、エンドエフェクタの回転が可能なように嵌合解除されたスプラインロックを図示する。

【図 8 0】図 6 4 に示された手術用具の一実施形態の側断面図であり、閉位置でのエンドエフェクタのつかみ具アセンブリ、遠位に前進した位置での I ービーム部材、エンドエフェクタの回転を作動させるためのシャフト連結と嵌合する回転駆動シャフト、及び、エンドエフェクタの回転が可能なように嵌合解除されたスプラインロックを図示する。

【図 8 1】図 8 0 に示された手術用具の一実施形態の側断面詳細図である。

【図 8 2】図 7 8 に示された手術用具の一実施形態の側断面詳細図である。

【図 8 3】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく第 1 及び第 2 つかみ具部材を有する、手術用具の断面斜視図である。

【図 8 4】図 8 3 の手術用具の一実施形態の閉鎖ナットの斜視図である。

【図 8 5】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に開位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合解除されている。

【図 8 6】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に開位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合される。

【図 8 7】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合され、閉鎖ナットは、回転駆動ナットから動作可能に嵌合解除される。

【図 8 8】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合され、I ービーム部材は、少なくとも部分的に伸長される。

【図 8 9】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合され、I ービーム部材は、少なくとも部分的に後退される。

【図 9 0】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合され、I ービーム部材は、少なくとも部分的に後退される。

【図 9 1】図 8 3 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に開位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと動作可能に嵌合され、閉鎖ナットは、回転駆動ナットから動作可能に嵌合される。

【図 9 2】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく第 1 及び第 2 つかみ具部材を有する手術用具の断面斜視図である。

【図 9 3】図 9 2 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に開位置にあり、回転駆動シャフトは、エンドエフェクタ駆動ハウジングのスプライン連結部と動作可能に嵌合される。

。

10

20

30

40

50

【図 9 4】図 9 2 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、バレルカムのスプライン連結部と動作可能に嵌合される。

【図 9 5】図 9 2 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、スプライン連結部のいずれにも動作可能に嵌合されない。

【図 9 6】図 9 2 の手術用具の一実施形態の断側面図である。この断側面図において、第 1 つかみ具部材及び第 2 つかみ具部材は、少なくとも部分的に閉位置にあり、回転駆動シャフトは、回転駆動ナットのスプライン連結部と動作可能に嵌合される。

【図 9 7】説明の目的のために一部を取り除いて図示された、少なくとも 1 つの実施形態に基づく手術用具のエンドエフェクタ及び関節接合部の斜視図を図示する。

10

【図 9 8】図 9 7 のエンドエフェクタ及び関節接合部内で並進するように構成された少なくとも 1 つの実施形態に基づく駆動シャフトの詳細図を図示する。

【図 9 9】少なくとも 1 つの代替となる実施形態に基づく駆動シャフトの斜視図を図示する。

【図 1 0 0】図 9 9 の駆動シャフトの一実施形態の側面図を図示する。

【図 1 0 1】関節接合状態において図示された、図 9 9 の駆動シャフトの一実施形態の側面図を図示する。

【図 1 0 2】少なくとも 1 つの代替となる実施形態に基づく、駆動チューブ及びこの駆動チューブ周囲に伸びるネジ山を備える駆動シャフトアセンブリの斜視図を図示する。

20

【図 1 0 3】図 1 0 2 の駆動シャフトアセンブリの一実施形態の側面図を図示する。

【図 1 0 4】少なくとも 1 つの実施形態に基づく駆動チューブと、駆動チューブ周囲に伸びるネジ山と、駆動チューブを通して伸びる内部コアとを備える駆動シャフトアセンブリの斜視図を図示する。

【図 1 0 5】図 1 0 4 の駆動シャフトアセンブリの一実施形態の側面図を図示する。

【図 1 0 6】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく第 1 及び第 2 つかみ具部材を有する手術用具の斜視図である。

【図 1 0 7】図 1 0 6 に示された手術用先端用具における第 1 及び第 2 つかみ具部材の一実施形態の遠位部の断面図である。

【図 1 0 8】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの斜視図である。

30

【図 1 0 9】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタのつかみ具部材の斜視図である。

【図 1 1 0】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくシャフトアセンブリから取り外された外科用エフェクタの断面図である。

【図 1 1 1】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくシャフトアセンブリに取り付けられた外科用エフェクタの断面図である。

【図 1 1 2】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく、複数の交換可能な外科用エンドエフェクタの斜視図である。

【図 1 1 3】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく、つかみ具部材の断面図を含む外科用エンドエフェクタの斜視図である。

40

【図 1 1 4】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくシャフトアセンブリから取り外された外科用エフェクタの断面図である。

【図 1 1 5】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくシャフトアセンブリに取り付けられた外科用エフェクタの断面図である。

【図 1 1 6】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく第 1 及び第 2 つかみ具を有する外科用エンドエフェクタの斜視図である。

【図 1 1 7】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく、つかみ具部材の断面斜視図を含む、図 1 1 6 に示された外科用エンドエフェクタの別の斜視図である。

【図 1 1 8】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタの第

50

1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の断面図である。

【図119】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタの第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の断面図である。

【図120】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタの第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の斜視図である。

【図121】本明細書に記載された特定の実施形態に基づく外科用エンドエフェクタのつかみ具部材の遠位部の斜視図である。

【図122】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図123】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図124】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図125】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図126】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図127】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図128】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図129】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図130】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図131】本明細書に記載された特定の実施形態に基づくグリップ部の上面図である。

【図132】開位置での第1及び第2つかみ具部材並びにつかみ具部材の全体長さに実質的に沿った、角度を有する組織接触表面を有する、エンドエフェクタの一実施形態の斜視図である。

【図133】閉位置での第1及び第2つかみ具部材を有する図132に示されたエンドエフェクタの一実施形態の別の斜視図である。

【図134】図133に示されたエンドエフェクタの一実施形態の正面図である。

【図135】図134に示されたエンドエフェクタの一実施形態の断面図である。

【図136】図132に示されたエンドエフェクタの一実施形態の側面図である。

【図137】図133に示されたエンドエフェクタの一実施形態の側面図である。

【図138】第1及び第2つかみ具部材を有するエンドエフェクタの一実施形態の正面図を示す模式図である。この模式図において、各つかみ具部材は、それぞれ逆の角度を有する2つの組織接触表面を有する。

【図139】開位置での第1及び第2つかみ具部材並びにつかみ具部材の長さの一部に沿った角度を有する組織接触表面を有する、エンドエフェクタの一実施形態の斜視図である。

【図140】図139に示されたエンドエフェクタの一実施形態の別の斜視図である。

【図141】開位置での第1及び第2つかみ具部材と、それぞれのつかみ具部材の長さの一部に沿った、角度を有する組織接触表面と、第2つかみ具部材上の、角度を有する2つの組織接触表面間に位置する電極とを有する、エンドエフェクタの一実施形態の斜視図である。

【図142】両つかみ具部材間に組織をクランプする閉位置での第1及び第2つかみ具部材を有するエンドエフェクタの一実施形態の断面図である。この断面図において、第1及び第2つかみ具部材は、対向する角度を有する組織接触表面を有する。

【図143】図64～82のエンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの一実施形態の断面図であり、回転電極アセンブリの例示となる取付けを図示する。

【図144】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの一実施形態の分解図であり、取付け時と分解時の両方の回転電極アセンブリが示されている。

【図145】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの一実施形態の断面図であり、回転駆動ヘッドが近位位置にある回転電極アセンブリを示す。

【図146】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの一実施形態の断面図であり、回転駆動ヘッドが遠位位置にある回転電極アセンブリを示す。

【図147】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアセンブリの一実施形態の断面図であり、外側接点の長手方向長さは、回転コネクタアセンブリがブラシアセンブリ

10

20

30

40

50

の長手方向位置により限定された電氣的接続を交互に形成及び切断するように選択される。

【図148】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態の断面図であり、外側接点の長手方向長さは、回転コネクタアッセンブリがブラシアッセンブリの長手方向位置により限定された電氣的接続を交互に形成及び切断するように選択される。

【図149】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態を図示し、エンドエフェクタとシャフトアッセンブリとの間に、導線部及びコネクタアッセンブリを含む構成を示す。

【図150】図143のエンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態を図示し、エンドエフェクタとシャフトアッセンブリとの間に、導線部及びコネクタアッセンブリを含む構成を示す。

【図151】エンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態の断面図を図示し、回転コネクタアッセンブリが使用され得る別の状況を示す。

【図152】図83～91のエンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態の断面図を図示し、回転電極アッセンブリの別の例示となる取付けを図示する。

【図153】様々な手術用具、例えば、本明細書に記載されたものと共に使用され得るエンドエフェクタの一実施形態を図示する。

【図154】図153のエンドエフェクタの一実施形態を図示し、エンドエフェクタの第2つかみ具部材の長手方向チャンネルに隣接する組織接触部を示す。

【図155】図153のエンドエフェクタの一実施形態を図示し、第1つかみ具部材の長手方向チャンネルに隣接して配設された組織接触部を示す、第1つかみ具部材の中心線に沿った軸方向断面を示す。

【図156】開位置における図153のエンドエフェクタの一実施形態の斜視図を図示する。

【図157】図153のエンドエフェクタと共に使用するのに適した第2つかみ具部材の一実施形態の上面図を図示する。

【図158】図153のエンドエフェクタと共に使用するのに適した第1つかみ具部材の一実施形態の底面図を図示する。

【図159】閉位置における図153のエンドエフェクタの別の実施形態の正面断面図を図示する。

【図160】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図161】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図162】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図163】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図164】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図165】図153のエンドエフェクタの様々な実施形態の側断面図を図示する。

【図166】手術用具を保持する閉位置での、図153のエンドエフェクタと共に使用するのに適した第2つかみ具部材の別の実施形態を図示する。

【図167】図153のエンドエフェクタと共に使用するのに適した第2つかみ具部材の一実施形態を図示する。

【図168】図153のエンドエフェクタと共に使用するのに適した第2つかみ具部材の別の実施形態を図示する。

【発明を実施するための形態】

【0004】

本願の出願人はまた、本願と同日に出願され、各々の内容全体がそれぞれ参照により本明細書に組み込まれる以下の特許出願を所有している。

1. 米国特許出願番号第_____号、表題「Flexible Drive Member」（代理人整理番号第END7131USNP/120135号）。

10

20

30

40

50

2. 米国特許出願番号第_____号、表題「Coupling Arrangements for Attaching Surgical End Effectors to Drive Systems Therefor」(代理人整理番号第END7133USNP/120137号)。

3. 米国特許出願番号第_____号、表題「Rotary Actuable Closure Arrangement for Surgical End Effector」(代理人整理番号第END7134USNP/120138号)。

4. 米国特許出願番号第_____号、表題「Interchangeable End Effector Coupling Arrangement」(代理人整理番号第END7136USNP/120140号)。

5. 米国特許出願番号第_____号、表題「Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations」(代理人整理番号第END7137USNP/120141号)。

6. 米国特許出願番号第_____号、表題「Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools」(代理人整理番号第END7138USNP/120142号)。

7. 米国特許出願番号第_____号、表題「Differential Locking Arrangements for Rotary Powered Surgical Instruments」(代理人整理番号第END7139USNP/120143号)。

8. 米国特許出願番号第_____号、表題「Interchangeable Clip Applier」(代理人整理番号第END7140USNP/120144号)。

9. 米国特許出願番号第_____号、表題「Firing System Lockout Arrangements for Surgical Instruments」(代理人整理番号第END7141USNP/120145号)。

10. 米国特許出願番号第_____号、表題「Rotary Drive Shaft Assemblies for Surgical Instruments with Articulatable End Effectors」(代理人整理番号第END7142USNP/120146号)。

11. 米国特許出願番号第_____号、表題「Rotary Drive Arrangements for Surgical Instruments」(代理人整理番号第END7143USNP/120147号)。

12. 米国特許出願番号第_____号、表題「Robotically Powered Surgical Device With Manually-Actuable Reversing System」(代理人整理番号第END7144USNP/120148号)。

13. 米国特許出願番号第_____号、表題「Replaceable Clip Cartridge for a Clip Applier」(代理人整理番号第END7145USNP/120149号)。

14. 米国特許出願番号第_____号、表題「Empty Clip Cartridge Lockout」(代理人整理番号第END7146USNP/120150号)。

15. 米国特許出願番号第_____号、表題「Surgical Instrument System Including Replaceable End Effectors」(代理人整理番号第END7147USNP/120151号)。

16. 米国特許出願番号第_____号、表題「Rotary Support Joint Assemblies for Coupling a Fi

rst Portion of a Surgical Instrument to a Second Portion of a Surgical Instrument」(代理人整理番号第END7148USNP/120152号)。

17. 米国特許出願番号第_____号、表題「Electrode Connections for Rotary Driven Surgical Tools」(代理人整理番号第END7149USNP/120153号)。

【0005】

出願人はまた、各々の内容全体がそれぞれ参照により組み込まれる以下の特許出願を所有している。

－米国特許出願番号第13/118, 259号、表題「Surgical Instrument With Wireless Communication Between a Control Unit of a Robotic System and Remote Sensor」、米国特許出願公開第2011-0295270 A1号、

10

－米国特許出願番号第13/118, 210号、表題「Robotically-Controlled Disposable Motor Driven Loading Unit」、米国特許出願公開第2011-0290855 A1号、

－米国特許出願番号第13/118, 194号、表題「Robotically-Controlled Endoscopic Accessory Channel」、米国特許出願公開第2011-0295242号、

20

－米国特許出願番号第13/118, 253号、表題「Robotically-Controlled Motorized Surgical Instrument」、米国特許出願公開第2011-0295269 A1号、

－米国特許出願番号第13/118, 278号、表題「Robotically-Controlled Surgical Stapling Devices That Produce Formed Staples Having Different Lengths」、米国特許出願公開第2011-0290851 A1号、

－米国特許出願番号第13/118, 190号、表題「Robotically-Controlled Motorized Cutting and Fastening Instrument」、米国特許出願公開第2011-0288573 A1号、

30

－米国特許出願番号第13/118, 223号、表題「Robotically-Controlled Shaft Based Rotary Drive Systems For Surgical Instruments」、米国特許出願公開第2011-0290854 A1号、

－米国特許出願番号第13/118, 263号、表題「Robotically-Controlled Surgical Instrument Having Recording Capabilities」、米国特許出願公開第2011-0295295 A1号、

－米国特許出願番号第13/118, 272号、表題「Robotically-Controlled Surgical Instrument With Force Feedback Capabilities」、米国特許出願公開第2011-0290856 A1号、

40

－米国特許出願番号第13/118, 246号、表題「Robotically-Driven Surgical Instrument With E-Beam Driver」、米国特許出願公開第2011-0290853 A1号、及び

－米国特許出願番号第13/118, 241号、表題「Surgical Stapling Instruments With Rotatable Staple Deployment Arrangements」。

【0006】

本明細書で開示される装置並びに方法の構造、機能、製造及び使用の原理の全体的な理

50

解が与えられるよう、特定の例示的实施形態についてこれから説明する。これらの例示的实施形態の1つ又はそれ以上の例は、添付の図面に図示される。本願で詳細に述べ、添付の図面に図示された装置及び方法は非限定的な例示的实施形態であること、並びに、本発明の様々な例示的实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、当業者は理解するであろう。ある例示的实施形態に関連して図示又は説明された特徴は、他の例示的实施形態の特徴と組み合わせられてもよい。こうした改変及び変形は、本発明の範囲内に含まれるものとする。

【0007】

図1は、図2に示されたタイプのロボット・アーム・スレーブ・カート20に関連して使用されるマスターコントローラ12を示す。マスターコントローラ12及びロボット・アーム・スレーブ・カート20、並びにそれらのそれぞれの部品及び制御システムは、本明細書ではまとめてロボットシステム10と呼ばれる。このようなシステム及び装置の例は、参照により本明細書に組み込まれる米国特許第7, 524, 320号に開示されている。したがって、本明細書では、本明細書で開示される各種の例示的实施形態を理解するために必要な範囲を越えて、そのような装置の各詳細について詳細に説明することはない。公知のように、マスターコントローラ12は一般に、外科医が立体ディスプレイ16によって手技を観察しながら、外科医によって把持され、空間的に操作されるマスターコントローラ（概ね図1において14として表される）を含む。マスターコントローラ12は、好ましくは、複数の自由度で動き、用具を作動させる（例えば、把持器具を閉じる、電位を電極に印加する等）ための作動可能なハンドルをしばしば更に有する、手動入力装置を一般的に備える。

【0008】

図2に見られ得るように、ロボットアームカート20は、概ね30と示される複数の手術用具を作動させるように構成される。マスターコントローラとロボットアームカートを用いた各種のロボット手術システム及び方法が、その開示内容の全体が本明細書に参照により組み込まれる、米国特許第6, 132, 368号、表題「Multi-Component Telepresence System and Method」に開示されている。図示されているように、ロボットアームカート20は、基部22を含み、図示の実施形態において、この基部22から、3つの手術用具30が支持されている。手術用具30は、概ねセットアップ接合部32と呼ばれる手動による関節運動が可能な一連の連結部及びロボットマニピュレータ34によってそれぞれ支持される。本明細書では、これらの構造は、ロボット連結部の大部分を覆って伸びる保護カバーと共に図示されている。これらの保護カバーは任意であり、このような装置を操作するのに使用されるサーボ機構が受ける慣性を最小化するため、可動部品の体積を制限することで衝突を防止するため、または、カート20の全体の重量を制限するために、サイズを制限するか又は完全に省略することができる。カート20は、手術室間でカート20を輸送するのに適した寸法を一般的に有する。カート20は、通常、標準的な手術室のドアを通り抜け、標準的な病院のエレベータに乗せられるように構成される。カート20は、好ましくは一定の重量を有し、カート20を1人の付添人によって手術台に隣接して位置決めできるホイール（又は他の輸送）システムを含む。

【0009】

ここで図3を参照すると、図示されたようにロボットマニピュレータ34は、手術用具30の運動を束縛する連結部38を含む。その開示内容の全体が本明細書に参照により組み込まれる、米国特許第5, 817, 084号により完全に説明されるように、連結部38は、平行四辺形の配置にある回転接合部によって互いに連結された剛性の連結を含むことにより、手術用具30が空間内の点40を中心として回転する。この平行四辺形の配置により、回転は、ピッチ軸と呼ばれる軸40aを中心とした旋回運動に束縛される。平行四辺形の連結部を支持する連結部材が、セットアップ関節32（図2）に枢着されることにより、手術用具30は、ヨー軸とも呼ばれる軸40bを中心として更に回転する。ピッチ及びヨー軸40a、40bは、手術用具30のシャフト44に沿って整列されたりモー

トセンター４２において交差する。手術用具３０は、長手方向の用具軸「ＬＴ－ＬＴ」に沿った手術用具３０の摺動運動を含む、マニピュレータ５０により支持される更なる被駆動自由度を有し得る。手術用具３０が用具軸ＬＴ－ＬＴに沿ってマニピュレータ５０に対して摺動する際（矢印４０ｃ）、リモートセンター４２は、マニピュレータ５０の基部５２に対して固定されたままである。したがって、マニピュレータ全体は、リモートセンター４２を再位置決めするように概ね動かされる。マニピュレータ５０の連結部５４は、一連のモータ５６により駆動される。これらのモータは、制御システムのプロセッサからの命令に応じて連結部５４を能動的に移動させる。モータ５６は、手術用具３０を操作するのにも用いられる。別のセットアップ関節構造が、図４に図示される。この実施形態では、手術用具３０は、２つの組織操作用具間の代替的なマニピュレータ構造５０'によって支持される。

10

【００１０】

他の実施形態は、その開示内容の全体が本明細書に参照により組み込まれる、米国特許第５，８７８，１９３号、表題「Automated Endoscope System For Optimal Positioning」に記載のものを含む、広い各種の代替となるロボット構造を包含し得る。更に、ロボット手術システムのロボット部品とプロセッサとの間のデータ通信は、手術用具３０とマスターコントローラ１２との間の通信に関連して説明されているが、同様の通信は、マニピュレータ、セットアップ接合部、内視鏡又は他の画像撮影装置等の回路と、ロボット手術システムのプロセッサとの間でも、部品の適合性評価、部品の種類の識別、部品の較正（例えば、オフセット等）の通信、

20

【００１１】

ロボットシステム１０との使用に高い適合性のある手術用具１００が、図５～６に示される。図５は、手術用具１００及び電気外科用エンドエフェクタ３０００の更なる実施形態を図示する。図５に見られ得るように、手術用具１００は、電気外科用エンドエフェクタ３０００を含む。電気外科用エンドエフェクタ３０００は、電気エネルギーを使用して、組織を処理及び／又は破壊し得る。電気外科用エンドエフェクタ３０００は、一般的には、第１及び第２つかみ具部材３００８Ａ、３００８Ｂを備える。第１及び第２つかみ具部材３００８Ａ、３００８Ｂは、図６～１０に図示されているように直線状でもよいし、又は、本明細書に記載された様々な他の図に図示されているように曲線状でもよい。つかみ具部材３００８Ａ、３００８Ｂの一方又は両方は、一般的には、組織に電気外科的エネルギーを提供するための様々な電極を備える。手術用具１００は、一般的には、３００で概ね示される用具取り付け部により、マニピュレータ５０に動作可能に連結された細長いシャフトアッセンブリ２００を含む。電気外科用具（例えば、用具１００及びエンドエフェクタ３０００における電気外科用エンドエフェクタを含む手術用具）は、任意の適切な種類の手術環境、例えば、開放、腹腔鏡、内視鏡等において使用され得る。

30

【００１２】

一般的には、電気外科用具は、電流を提供するための１つ又はそれ以上の電極を備える。電極が、組織に対向して配置され、かつ／又は、組織に対して配置され得ることにより、電流が組織に流れ得る。電流は、組織において熱を生じ、１つ又はそれ以上の止血封着を組織内及び／又は組織間に生じさせ得る。例えば、電流により生じた組織加熱は、組織内のタンパク質を少なくとも部分的に変性させ得る。コラーゲン等のこのようなタンパク質は、例えば、タンパク質が復元する際に混合し、互いに融着する、又は「溶着する」タンパク性アマルガムに変性され得る。治療領域が時間を経て治癒するにつれ、この生物学的「溶着部」は、身体の創傷治癒過程によって再吸収され得る。

40

【００１３】

電気外科用具により提供される電気エネルギーは、任意の適切な形式のもの、例えば、直流又は交流であり得る。例えば、電気エネルギーは、高周波数の交流、例えば、高周波又は「ＲＦ」エネルギーを含み得る。ＲＦエネルギーは、３００キロヘルツ（kHz）から１メガヘルツ（１MHz）の範囲のエネルギーを含み得る。組織に印加された場合、Ｒ

50

Fエネルギーは、イオン攪拌又は摩擦を生じさせ、組織の温度を上昇させ得る。また、R Fエネルギーは、外科医が高レベルの正確性及び制御性をもって手術できる、患部組織とそれを囲む他の組織との間のシャープな境界を提供し得る。R Fエネルギーの作動温度が低いことにより、外科医は、血管を同時に封着しながら、軟組織を除去、収縮又は削り取ることができる。R Fエネルギーは、主にコラーゲンを含み、熱と接触した際に収縮する結合組織に特に良好に作用する。

【0014】

特定の機構では、一部の双極性（例えば、2つの電極）の電気外科用具は、対向する第1及び第2つかみ具部材を備え得る。各つかみ具の面は、電流経路及び／又は電極を備え得る。使用時に、組織がつかみ具面間で捕捉され得ることにより、電流が対向するつかみ具部材における電極間で、その間に位置している組織を通して流れ得る。このような用具は、例えば、不規則又は厚い繊維状内容物を有する壁を有する解剖学的構造、異なる解剖学的構造の束、実質的に厚い解剖学的構造、及び／又は、大きな直径の血管等の厚い筋膜層を有する組織等の多くの種類の組織を、凝固、封着又は「溶着」しなければならない場合がある。一部の実施形態は、例えば、電気外科的エネルギーの印加中又は同印加後に、組織を切除するためのナイフ又は切断縁部を含み得る。例えば、特に大きな直径の血管を切断及び封着することに関しては、処理直後に高強度の組織溶着を必要とし得る。

【0015】

図6は、発生器3002と電氣的に通信する電気外科用具100の一実施形態の斜視図である。発生器3002との関連での電気外科用具100は、例えば、患者の組織に、電気エネルギー、超音波エネルギー及び／又は熱エネルギー等のエネルギーを供給するように構成され得る。図示された実施形態及び機能的に類似する実施形態では、発生器3002は、適切な伝達媒体、例えば、ケーブル3010を介して、電気外科用具100に接続される。一実施形態では、発生器3002は、例えば、制御ユニット3004等のコントローラに連結される。様々な実施形態では、制御ユニット3004は、発生器3002と一体に形成されてもよいし、又は、発生器3002に電氣的に連結された別個の回路モジュール若しくは装置として提供されてもよい（この選択肢を図示するために、点線で示されている）。今開示された実施形態では、発生器3002は、電気外科用具100から分離して示されているが、一実施形態では、発生器3002（及び／又は制御ユニット3004）は、電気外科用具100と一体に形成されて、一体型の電気外科用システムを形成してもよい。例えば、一部の実施形態では、発生器又は同等の回路は、用具取付け部300内及び／又は（本明細書に記載されたように）適切な手動の実施形態におけるハンドル内に存在してもよい。

【0016】

発生器3002は、発生器3002のコンソールの前面パネル上に位置する入力デバイス3006を備え得る。入力デバイス3006は、発生器3002の動作をプログラムするのに適したシグナルを生成する任意の適切なデバイス、例えば、キーボード又は入力ポート等を備え得る。一実施形態では、第1つかみ具部材3008A及び第2つかみ具部材3008Bにおける様々な電極は、発生器3002に連結され得る。用具取付け部300を発生器3002に接続するケーブル3010は、電気外科用具100の陽極（+）及び陰極（-）への電氣的エネルギーの印加のための複数の電気伝導体を備え得る。制御ユニット3004は、発生器3002を作動させるのに使用されることができ、発生器3002は、電源として機能し得る。様々な実施形態では、発生器3002は、例えば、R F源、超音波源、直流電源及び／又は任意の他の適切な種類の電気エネルギーの供給源を含み得る。

【0017】

種々の実施形態では、手術用具100は、少なくとも1つの供給導体3012と、少なくとも1つのリターン導体3014とを備えてもよく、この場合、電流は、供給導体3012を介して電気外科用具100に供給されることができ、この電流は、リターン導体3014を介して発生器3002に戻るることができる。種々の実施形態では、供給導体301

2 及びリターン導体 3014 は、絶縁ワイヤ及び／又は任意の他の適切な種類の導体を備えてもよい。特定の実施形態では、以下に記載されるように、供給導体 3012 及びリターン導体 3014 は、電気外科用具 100 の発生器 3002 とエンドエフェクタ 3000 との間、若しくは少なくとも部分的にそれらの間に伸びるケーブル 3010 内に収容されてもよく、及び／又は、同ケーブル 3010 を含んでもよい。いずれにしても、発生器 3002 は、供給導体 3012 とリターン導体 3014 との間に十分な電位差を印加することにより、十分な電流がエンドエフェクタ 3000 に供給され得るように構成され得る。

【0018】

電気外科用エンドエフェクタ 3000 は、組織を捕捉及び切除するのに、並びに、捕捉した組織をエネルギー（例えば、RF エネルギー）の制御された印加により同時に溶着するのに適格されてよい。図 7 は、つかみ具部材 3008A、3008B が開いており、軸方向に移動可能な部材 3016 が近位に後退した位置にある、電気外科用エンドエフェクタ 3000 の一実施形態を図示する。図 8 は、つかみ具部材 3008A、3008B が閉じており、軸方向に移動可能な部材 3016 が部分的に前進した位置にある、電気外科用エンドエフェクタ 3000 の一実施形態を図示する。

【0019】

使用時に、つかみ具部材 3008A、3008B を閉じることにより、軸方向に移動可能な部材 3016（又はその遠位部）により画定される長手方向の用具軸 LT-LT を中心として、組織を捕捉又はかみ合わせる。第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B は、組織に圧力を加えることもできる。一部の実施形態では、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B に沿った細長いシャフト 200 は、用具取付け部 300 に対して、矢印 3018（図 8 を参照のこと。）により図示されているように、完全に 360° 回転され得る。

【0020】

第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B はそれぞれ、中央部分に沿って外方に配設される細長いスロット又はチャネル 3020A 及び 3020B（図 7）を備え得る。更に、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B はそれぞれ、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B の内部に配設された組織グリップ要素、例えば、歯 3022 を有し得る。下側のつかみ具部材 3008B は、エネルギー伝送表面又は電極 3024B を有するつかみ具本体を画定し得る。例えば、電極 3024B は、供給導体 3012 を介して発生器 3002 と電氣的に通信し得る。上側の第 1 つかみ具部材 3008A のエネルギー伝送表面 3024A は、電気外科的エネルギー用のリターン経路を提供し得る。例えば、エネルギー伝送表面 3024A は、リターン導体 3014 と電氣的に通信し得る。図示された実施形態及び機能的に類似する実施形態では、手術用具 100 の他の導電性部分、例えば、つかみ具部材 3008A、3008B、シャフト 200 等は、リターン経路の全部又は一部を形成し得る。電極の様々な構成及びエネルギー伝送表面 3024A、3024B を導体 3012、3014 に連結するための様々な構成は、本明細書に記載される。また、供給電極 3024B は、図示されているように下側のつかみ具部材 3008B、又は、上側のつかみ具部材 3008A に設けられ得ることを理解されるであろう。

【0021】

軸方向に移動可能な部材 3016 の遠位及び近位の並進は、つかみ具部材 3008A、3008B を開閉し、また、その間で組織を切断する役割を果たす。図 9 は、手術用具 100 の軸方向に移動可能な部材 3016 の一実施形態の斜視図である。軸方向に移動可能な部材 3016 は、1 つ又は複数の部品を備え得るが、いずれの場合にも、細長いシャフト 200 及び／又はつかみ具部材 3008A、3008B に関して移動可能又は並進可能であり得る。また、少なくとも 1 つの実施形態では、軸方向に移動可能な部材 3016 は、17-4 析出硬化系ステンレススチールで製造されてもよい。軸方向に移動可能な部材 3016 の遠位端は、つかみ具部材 3008A 及び 3008B におけるチャネル 3020A 及び 3020B 内を摺動するように構成された、フランジ付きの「I」-ビームを備

え得る。軸方向に移動可能な部材 3016 は、チャンネル 3020A、3020B 内を摺動して、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B を開閉し得る。軸方向に移動可能な部材 3016 の遠位端は、上側フランジ又は「c」一型部 3016A 及び下側フランジ又は「c」一型部 3016B も備え得る。フランジ 3016A 及び 3016B はそれぞれ、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B の外向き表面と係合するための内部カム表面 3026A 及び 3026B を画定する。つかみ具部材 3008A 及び 3008B の開閉は、移動可能な「Iービーム」の軸方向に移動可能な部材 3016 と、つかみ具部材 3008A、3008B の外向き表面 3028A、3028B とを含み得るカム機構を使用して、組織に非常に高い圧力を加え得る。

【0022】

より具体的には、ここで図 7～9 を参照すると、全体的に、軸方向に移動可能な部材 3016 の遠位端の内部カム表面 3026A 及び 3026B は、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B の第 1 の外向き表面 3028A 及び第 2 の外向き表面 3028B それぞれと摺動的に係合するのに適合され得る。第 1 つかみ具部材 3008A 内のチャンネル 3020A 及び第 2 つかみ具部材 3008B 内のチャンネル 3020B は、軸方向に移動可能な部材 3016 の動きに適応するように大きさを決められ、構成され得る。軸方向に移動可能な部材 3016 は、例えば、鋭い遠位端を備える組織切断要素 3030 を備え得る。例えば、図 8 は、チャンネル 3020A 及び 3020B (図 7) を通って少なくとも部分的に前進した軸方向に移動可能な部材 3016 の遠位端を示す。軸方向に移動可能な部材 3016 の前進は、図 7 に示された開いた構成から、エンドエフェクタ 3000 を閉じ得る。図 8 により示された閉位置において、上側の第 1 つかみ具部材 3008A 及び下側の第 2 つかみ具部材 3008B は、第 1 つかみ具部材 3008A 及び第 2 つかみ具部材 3008B の第 1 エネルギー伝送表面 3024A 及び第 2 エネルギー伝送表面 3024B それぞれの間のギャップ又は寸法 D を画定する。様々な実施形態では、寸法 D は、約 0.001 cm (0.0005") から約 0.10 cm (0.040")、例えば、一部の実施形態では、約 0.003 cm (0.001") から約 0.03 cm (0.010") であってよい。また、第 1 エネルギー伝送表面 3024A 及び第 2 エネルギー伝送表面 3024B の端部は、組織の切開を防止するために丸められていてもよい。

【0023】

図 10 は、手術用具 100 におけるエンドエフェクタ 3000 の一実施形態の断面図である。下側つかみ具部材 3008B の嵌合表面又は組織接触表面 3024B は、少なくとも部分的に導電抵抗性マトリクス、例えば、以下により詳細に説明される、可変の抵抗性正温度係数 (PTC) 体を通して、組織にエネルギーを伝送するように適合される。上側及び下側のつかみ具部材 3008A、3008B の少なくとも一方は、発生器 3002 からのエネルギーを捕捉された組織に伝送するように構成された、少なくとも 1 つの電極 3032 を有し得る。上側つかみ具部材 3008A の嵌合表面又は組織接触表面 3024A は、同様の導電抵抗性マトリクス (すなわち、PTC 材料) を有し得る。または、一部の実施形態では、この表面は、例えば、導電性電極又は絶縁層でもよい。または、つかみ具部材の嵌合表面は、その内容全体が参照により本明細書に組み込まれる、2001 年 10 月 22 日に出願された米国特許第 6,773,409 号、表題「ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY」に開示されたエネルギー伝送部品のいずれかを有し得る。

【0024】

第 1 エネルギー伝送表面 3024A 及び第 2 エネルギー伝送表面 3024B はそれぞれ、発生器 3002 と電氣的に通信し得る。第 1 エネルギー伝送表面 3024A 及び第 2 エネルギー伝送表面 3024B は、組織と接触し、捕捉した組織に、該組織を封着又は溶着するのに適合された電気外科的エネルギーを伝送するように構成され得る。制御ユニット 3004 は、電気発生器 3002 により伝送される電気エネルギーを調節し、第 1 エネルギー伝送表面 3024A 及び第 2 エネルギー伝送表面 3024B に、電気外科的エネルギーを伝送する。このエネルギー伝送は、任意の適切な方法において (例えば、ロボットシ

システム10の作動の際に)開始され得る。一実施形態では、電気外科用具100は、フットスイッチ3034(図6)経由で、発生器3002によりエネルギーを与えられ得る。作動時に、フットスイッチ3034は、例えば、発生器3002をトリガし、電気エネルギーをエンドエフェクタ3000に伝送する。制御ユニット3004は、作動中に発生器3002により生成された電力を調節し得る。フットスイッチ3034は、多くの状況に適切であり得るが、他の適切な種類のスイッチが使用されてもよい。

【0025】

上記されたように、電気発生器3002により伝送され、制御ユニット3004により調節されるか、又は、別の方法で制御される電気外科的エネルギーは、高周波(RF)エネルギー又は他の適切な形式の電気エネルギーを含み得る。更に、対向する第1及び第2エネルギー伝送表面3024A及び3024Bの一方又は両方は、発生器3002及び制御ユニット3004と電気的に通信する、可変の抵抗性正温度係数(PTC)体を有し得る。電気外科用エンドエフェクタ、つかみ具閉鎖機構及び電気外科的エネルギー伝送表面に関する更なる詳細は、以下の米国特許及び公開された特許出願:米国特許第7,087,054、7,083,619、7,070,597、7,041,102、7,011,657、6,929,644、6,926,716、6,913,579、6,905,497、6,802,843、6,770,072、6,656,177、6,533,784及び6,500,176号並びに米国特許出願公開第2010/0036370及び2009/0076506号に記載されている。それら全ては、参照にその全体が本明細書に組み込まれ、この出願の一部をなす。

【0026】

一実施形態では、発生器3002は、高周波(RF)エネルギーを用いて双極電気外科手術を行うのに十分な電力を供給することができる電気外科用ユニット(ESU)として搭載されてもよい。一実施形態では、ESUは、ERBE USA, Inc. (Marietta, Georgia)から市販の双極ERBE ICC 350であり得る。一部の実施形態では、例えば、双極電気外科用途に、アクティブ電極及びリターン電極を有する手術用具が使用され得る。この場合、アクティブ電極及びリターン電極は、処置される組織に対して、同組織に隣接して、かつ/又は同組織と電気的に通信して配置され得ることにより、電流がアクティブ電極から正温度係数(PTC)体を通り、組織を通過してリターン電極に流れ得る。したがって、様々な実施形態では、電気外科用システム150は、供給経路及びリターン経路を備え得る。この場合、処置される捕捉された組織が、回路を完成させるか又は閉じる。一実施形態では、発生器3002は、単極RF ESUであることができ、電気外科用具100は、1つ又はそれ以上のアクティブ電極が一体化されている単極エンドエフェクタ3000を備え得る。このようなシステムについて、発生器3002は、手術部位から離れた位置で患者と密着するリターンパッド及び/又は他の適切なリターン経路を必要とし得る。リターンパッドは、ケーブルを介して発生器3002に接続され得る。

【0027】

電気外科用具100の動作中に、臨床医は、一般的に組織を掴み、捕捉した組織にエネルギーを供給して、(例えば、ボタン214及び/又はペダル216を作動させることにより)溶着又は封着を形成し、ついで、軸方向に移動可能な部材3016の遠位端にある組織切断要素3030を駆動して、捕捉した組織を貫通させる。様々な実施形態に基づいて、軸方向に移動可能な部材3016の軸方向運動の並進は、ベースを保たれ、又は、他の方法で制御されて、適切な速度の移動で軸方向に移動可能な部材3016を駆動させるのを手助けする。移動速度を調節することにより、捕捉した組織が、切断要素3030による切除前に正確かつ機能的に封着される見込みが向上する。

【0028】

ここで図11~15に示された実施形態を参照すると、用具取付け部300は、複数(図15において4つが示される。)の回転体部分、被駆動ディスク若しくは要素306を動作可能に支持する用具取付けプレート304を含む。各被駆動要素306は、被駆動要

素 306 の表面から伸びる一対のピン 308 を含む。一方のピン 308 は、同じ被駆動要素 306 上の他方のピン 308 よりも各被駆動要素 306 の回転軸に近くなっており、被駆動要素 306 の正の角度アライメントを確実に行う助けとなる。インターフェース 302 は、以下に更に説明されるように、取付けプレート 304 を取り付け可能に嵌合するように構成されたアダプタ部 310 を含み得る。図示されたアダプタ部 310 は、用具取付け部 300 内の回路基板により、メモリ構造に連結され得る電気接続ピン 312 のアレイ（図 13）を含む。インターフェース 302 は、本明細書において、機械的、電氣的及び磁氣的な連結要素に関連して記載されているが、他の実施形態では、広く各種のテレメトリモダリティ、例えば、赤外、誘導結合等が使用され得ることを理解されたい。

【0029】

図 11～14 に見られ得るように、アダプタ部 310 は、用具面 314 とホルダ面 316 とを一般的に含む。複数の回転体 320 が、アダプタ 310 の主面に対して垂直な周囲のアダプタ構造に対する限定された運動範囲を有する浮動プレート 318 に取り付けられる。浮動プレート 318 の軸方向運動は、用具取付け部ハウジング（図示せず）の側面に沿ったレバー又は他のラッチ構造が作動される際、用具取付け部 300 から回転体 320 を分離する助けとなる。他の実施形態は、用具取付け部 300 をアダプタ 310 に着脱自在に連結するための他の機構／配置を使用し得る。図 11～15 の実施形態では、回転体 320 は、回転体 320 周囲の円周方向の窪み内に伸びる弾性的な径方向部材により、浮動プレート 318 に弾性的に取り付けられる。回転体 320 は、これらの弾性構造の撓みよりプレート 318 に対して軸方向に動くことができる。（用具面 314 に向かって）第 1 軸方向位置に配設された場合、回転体 320 は、角度の制限なく自由に回転する。しかしながら、回転体 320 が用具面 314 に向かって軸方向に動く際、（回転体 320 から径方向に伸びる）タブ 322 が、浮動プレート上の回り止めと横方向に嵌合することによって、回転体 320 の軸を中心とした角度回転を制限する。この制限された回転は、ピン 332 が開口 334' と整列する（及び開口内に滑り込む）まで、駆動ピン 332 が回転体 320 を制限された回転位置にまで押すことで、ロボットシステム 10 の対応する用具ホルダ部 330 の駆動ピン 332 と回転体 320 とを駆動可能に嵌合する助けとして使用され得る。回転体 320 の用具面 314 の開口 334 及びホルダ面 316 上の開口 334' は、用具取付け部 300 の被駆動要素 306（図 15）を、用具ホルダ 330 の駆動要素 336 と正確に整列させるように構成されている。被駆動要素 306 の内側及び外側ピン 308 に関して上記されたように、開口部 304、304' は、アライメントが意図する位置から 180 度の位置とはならないことを確保するように、それぞれの回転体 306 上の回転軸から異なる距離にある。更に、開口 304 のそれぞれは、ピン 308 を外周方向に緊密に受容するようにわずかに径方向に細長くなってもよい。これにより、ピン 308 は開口 334、334' 内で径方向に摺動可能となっており、駆動要素と被駆動要素との間の角度のミスアライメント及びバックラッシュを最小化しつつ、用具 100 と用具ホルダ 330 との間のいくつかの軸方向のミスアライメントを調整可能である。図 14 に最も明確に見られ得るように、用具面 314 の開口 334 は、ホルダ面 316 の開口 334'（破線で示される）から約 90 度でオフセットされ得る。

【0030】

図 11～15 の実施形態では、電氣的コネクタピン 340 のアレイは、アダプタ 310 のホルダ面 316 に位置し、アダプタ 310 の用具面 314 は、用具取付け部 300 からのピンアレイ（図示せず）を受容するためのスロット 342（図 14）を含む。手術用具 100 と用具ホルダ 330 との間で電気信号を送信することに加えて、これらの電氣的接続の少なくとも一部は、アダプタ 310 の回路基板によって、アダプタ記憶装置 344（図 13）に接続され得る。

【0031】

図 11～15 の実施形態では、取り外し可能なラッチ機構 346 が、アダプタ 310 を用具ホルダ 330 に着脱自在に固定するのに使用される。本明細書で使用する時、「用具駆動アセンブリ」の用語は、ロボットシステム 10 との関連で使用される場合、アダプタ

310及び用具ホルダ330を少なくとも包含し、これらは、図11において110と概ねまとめて示されている。図11に見られ得るように、用具ホルダ330は、アダプタ310に設けられた対応するクレバススロット311内に受容されるようなサイズの第1ラッチピン機構337を含む。更に、用具ホルダ330は、アダプタ310における対応するラッチクレバス313内に保持されるようなサイズの第2ラッチピン338を更に有する。図11を参照のこと。ラッチアッセンブリ315は、アダプタ310上に移動可能に支持され、かつ第1ラッチ位置から付勢可能な、ラッチアッセンブリ315に形成された一对のラッチクレバス317を有する。ここで、ラッチピン338は、それぞれラッチクレバス313及び非ラッチ位置内に保持され、クレバス317は、クレバス313と整列して、第2ラッチピン338がラッチクレバス313内に挿入され、又は、ラッチクレバス313から取り除かれるのを可能にする。1つ又はそれ以上のバネ（図示せず）が、ラッチアッセンブリをラッチ位置に付勢するのに使用される。アダプタ310の用具面314のリップは、用具取付けハウジング（図示せず）の横方向に伸びるタブを摺動可能に受容する。

10

【0032】

ここで図5及び図16～21を参照すると、用具取付け部300は、細長いシャフトアッセンブリ200の遠位端に連結される特定の種類のエンドエフェクタを動作させるのに必要な様々な形式の制御運動を生成するための複数の駆動システムを動作可能に支持する。図5及び図16～21に図示されているように、用具取付け部300は、350と概ね示される第1駆動システムを含み、該第1駆動システムは、ロボットシステム10の用具駆動アッセンブリ110からの対応する「第1」回転出力運動を受容し、第1回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えられる第1回転制御運動に変換するように構成されている。図示された実施形態では、第1回転制御運動は、細長いシャフトアッセンブリ200（及び外科用エンドエフェクタ3000）を、長手方向の用具軸LT-LTを中心として回転するのに使用される。

20

【0033】

図5及び図16～18の実施形態では、第1駆動システム350は、細長いシャフトアッセンブリ200の近位チューブセグメント202の近位端208に形成された（又は同近位端に取り付けられた）チューブギアセグメント354を含む。近位チューブセグメント202の近位端208は、用具取付け部300の用具取付けプレート304において、用具取付けプレート304に取り付けられた前方支持クレードル352により回転可能に支持される。図16を参照のこと。チューブギアセグメント354は、用具取付けプレート304に動作可能に支持された第1回転ギアアッセンブリ360と噛合して支持される。図16に見られ得るように、回転ギアアッセンブリ360は、第1回転駆動ギア362を備え、該第1回転駆動ギア362は、用具取付け部300が用具駆動アッセンブリ110に連結された際に、用具取付けプレート304のホルダ面316上の被駆動ディスク又は要素306のうちの対応する第1のものに連結される。図15を参照のこと。回転ギアアッセンブリ360は、用具取付けプレート304上に回転可能に支持された第1回転被駆動ギア364を更に備える。第1回転被駆動ギア364は、第2回転被駆動ギア366と噛合し、第2回転被駆動ギア366は、チューブギアセグメント354と噛合する。ロボットシステム10の用具駆動アッセンブリ110から対応する被駆動要素306へと第1回転出力運動が加わることで、回転駆動ギア362の回転が生じる。回転駆動ギア362の回転は、最終的に、（図5において矢印「R」で表される）長手方向の用具軸LT-LTを中心とした、細長いシャフトアッセンブリ200（及び外科用エンドエフェクタ3000）の回転をもたらす。ある方向における用具駆動アッセンブリ110からの回転出力運動が加わることで、第1回転方向における長手方向用具軸LT-LTを中心とした、細長いシャフトアッセンブリ200及び外科用エンドエフェクタ3000の回転がもたらされるであろうこと、並びに、その反対方向における回転出力運動が加わることで、第1回転方向と反対の第2回転方向における、細長いシャフトアッセンブリ200及び外科用エンドエフェクタ3000の回転がもたらされるであろうこと、が理解されるで

30

40

50

あろう。

【0034】

図5及び図16～21の実施形態では、用具取付け部300は、370と概ね示される第2駆動システムを更に含み、該第2駆動システムは、ロボットシステム10の用具駆動アッセンブリ110からの対応する「第2」回転出力運動を受容し、第2回転出力運動を外科用エンドエフェクタに加えるための第2回転制御運動に変換するように構成されている。第2駆動システム370は、用具取付け部300が用具駆動アッセンブリ110に連結される際に、用具取付けプレート304のホルダ面316上の被駆動ディスク又は要素306のうちの対応する第2のものに連結される第2回転駆動ギア372を含む。図15を参照のこと。第2駆動システム370は、用具取付けプレート304に回転可能に支持された第1回転被駆動ギア374を更に備える。第1回転被駆動ギア374は、近位駆動シャフトセグメント380に移動可能でかつ回転不可能に取り付けられたシャフトギア376と噛合する。この図示された実施形態では、シャフトギア376は、一連の軸方向のキー溝384により、近位駆動シャフトセグメント380上に回転不可能に取り付けられ、該キー溝384は、シャフトギア376を近位駆動シャフトセグメント380上で軸方向に移動可能とする一方で、近位駆動シャフトセグメント380に回転不可能に固定している。近位駆動シャフトセグメント380の回転は、第2回転制御運動の外科用エンドエフェクタ3000への伝達をもたらす。

【0035】

図5及び図16～21の実施形態における第2駆動システム370は、近位駆動シャフトセグメント380を選択的に軸方向に移動させるためのシフティングシステム390を含み、該シフティングシステム390は、第1回転被駆動ギア374との噛合内外にシャフトギア376を移動させる。例えば、図16～18に見られ得るように、近位駆動シャフトセグメント380が、用具取付けプレート304に取り付けられた第2支持クレードル382内に支持されることにより、近位駆動シャフトセグメント380は、軸方向に移動することができ、第2支持クレードル382に対して回転することができる。少なくとも1つの形態において、シフティングシステム390は、用具取付けプレート304に摺動可能に支持されたシフターヨーク392を更に含む。近位駆動シャフトセグメント380は、シフターヨーク392中に支持され、かつ該近位駆動シャフトセグメント380上に一对のカラー386を有し、用具取付けプレート304でのシフターヨーク392のシフティングは、近位駆動シャフトセグメント380の軸方向移動をもたらす。少なくとも1つの形態において、シフティングシステム390は、シフターヨーク392と動作可能に接続したシフターソレノイド394を更に含む。シフターソレノイド394は、ロボットコントローラ12からの制御出力を受け、シフターソレノイド394が作動される際に、シフターヨーク392が遠位方向「DD」に動かされるようにする。

【0036】

この図示された実施形態では、シャフトスプリング396は、シャフトギア376と第2支持クレードル382との間の近位駆動シャフトセグメント380上に軸支されて、近位方向「PD」にシフトギア376を付勢し、第1回転被駆動ギア374と噛合させる。図16、18及び19を参照のこと。ロボットシステム10により生成された回転出力運動に応じた第2回転駆動ギア372の回転は、最終的に、長手方向の用具軸LT-LTを中心とした、近位駆動シャフトセグメント380及びそれに連結された他の駆動シャフト部品（駆動シャフトアッセンブリ388）の回転をもたらす。ある方向における用具駆動アッセンブリ110からの回転出力運動が加わることにより、第1回転方向における近位駆動シャフトセグメント380及び最終的にそれに取り付けられた他の駆動シャフト部品の回転がもたらされるであろうこと、並びに、その反対方向における回転出力運動が加わることにより、第1回転方向と反対の第2回転方向における、近位駆動シャフトセグメント380の回転がもたらされるであろうこと、が理解されるであろう。近位駆動シャフトセグメント380を遠位方向「DD」に移動させるのが望ましい場合、以下で更に詳細に説明されるように、ロボットコントローラ12は、シフターソレノイド390を作動させ

て、シフターヨーク 392 を遠位方向「DD」に移動させる。一部の実施形態では、シフターソレノイド 390 は、近位駆動シャフトセグメント 380 を、長手方向の 3 つ以上の位置の間にて、移動可能であり得る。例えば、図 83 ～ 96 に関連して本明細書に記載されたもののような、一部の実施形態では、長手方向の 3 つ以上の位置において、（例えば、近位駆動シャフトセグメント 380 に連結された）回転駆動シャフトを使用し得る。

【0037】

図 22 ～ 23 は、近位駆動シャフトセグメント 380 に回転駆動運動を供給するために電池駆動式駆動モータ 400 を使用すること以外は、図 5 及び図 16 ～ 21 に示された実施形態と同じ部品を使用する別の実施形態を図示する。このような機構は、用具取付け部が、種々の形式のエンドエフェクタが使用される場合に有利であり得る、より高い回転出力運動及びトルクを生成するのを可能にする。これらの図に見られ得るように、モータ 400 は、支持構造 402 により用具取付けプレート 304 に取り付けられることにより、モータ 400 に連結されたドライバギア 404 の、シャフトギア 376 との噛合が保持される。図 22 ～ 23 の実施形態では、支持構造 402 は、モータ 400 が使用されない場合に、取付けプレート 304 へのハウジング部材（図示せず）の取り付けを容易にするように設計された、用具取付けプレート 304 に形成されたラッチノッチ 303 と取り外し可能に嵌合するように構成される。したがって、モータ 400 を使用するために、臨床医は、用具取付けプレート 304 からハウジングを取り外し、ついで、支持構造の脚部 403 を、用具取付けプレート 304 におけるラッチノッチ 303 内に挿入する。近位駆動シャフトセグメント 380 及びそれに取り付けられた他の駆動シャフト部品は、モータ 400 の出力により長手方向の用具軸 L T - L T を中心として回転される。図示されているように、モータ 400 は、電池駆動式である。ただし、このような機構では、モータ 400 は、ロボットシステム 10 がモータ 400 の作動を制御するように、ロボットコントローラ 12 と接続される。代替となる実施形態では、モータ 400 は、モータ 400 自体又は用具取付け部 300 に取り付けられた on/off スイッチ（図示せず）により手動で作動可能である。更に他の実施形態では、モータ 400 は、ロボットシステムからの出力及び制御シグナルを受容し得る。

【0038】

図 5 及び図 16 ～ 21 に図示された実施形態は、410 と概ね示される、手動で作動可能な反転システムを含み、該反転システムは、モータが故障するか又はロボットシステムへの電力が失われる若しくは中断される事象において、近位駆動シャフトセグメント 380 の逆回転運動を手動で加えるためのものである。このような手動で作動可能な反転システム 410 は、例えば、モータ出力のみの下で、駆動シャフト部品の逆回転を防げるように駆動シャフトアッセンブリ 388 が動かなくなる又は引っかかってしまった場合にも特に有用であり得る。図示された実施形態では、機械的に作動可能な反転システム 410 は、駆動ギアアッセンブリ 412 を含み、該駆動ギアアッセンブリ 412 は、第 2 回転被駆動ギア 376 と選択的に係合可能であり、近位駆動シャフトセグメント 380 に逆回転運動を加えるために手動で作動可能である。駆動ギアアッセンブリ 412 は、用具取付けプレート 304 に移動可能に取り付けられた反転ギア 414 を含む。反転ギア 414 は、スロット 418 を通って用具取付けプレート 304 に移動可能に取り付けられたピボットシャフト 416 上に回転可能に軸支される。図 17 を参照のこと。図 5 及び図 16 ～ 21 の実施形態では、手動で作動可能な反転システム 410 は、本体部 422 を含む、手動で作動可能な駆動ギア 420 を更に含み、該本体部 422 は、その上に形成された起動ギアセグメント 424 を有する。本体部 422 は、用具取付けプレート 304 に対して実質的に垂直な作動軸 A - A（図 16）を中心とした選択的な旋回移動のために、用具取付けプレート 304 に旋回可能に連結される。

【0039】

図 16 ～ 19 は、第 1 非作動位置における手動で作動可能な反転システム 410 を示す。ある例示的な形態では、アクチュエータハンドル部 426 は、本体部 422 上に形成されるか、又は、本体部 422 に別の方法で取り付けられる。アクチュエータハンドル部 4

26は、用具取付けプレート304に対応する大きさであることにより、わずかな締め付けがハンドル部426と用具取付けプレート304との間で確立されて、第1非作動位置にハンドル部426を保持する。ただし、臨床医が駆動ギアアッセンブリ412を手動で作動させるのを望む場合、臨床医は、ハンドル部426に旋回運動を加えることにより、この締めりばめを容易に克服し得る。図16～19にも見られ得るように、駆動ギアアッセンブリ412が第1非作動位置にある場合、アクチュエータギアセグメント424は、反転ギア414と噛合していない。臨床医が近位駆動シャフトセグメント380に逆回転駆動運動を加えることを望む場合、臨床医は、駆動ギア420に旋回ラチェット運動を加え始める。駆動ギア420が作動軸A-Aを中心として旋回し始めた時、本体422の一部は、反転ギア414の一部と接触し、駆動シャフトギア376と、第2駆動システム370の第1回転被駆動ギア374との噛合が外れる、遠位方向DDへと反転ギア414を軸方向移動させる。図20を参照のこと。駆動ギア420が旋回される際、アクチュエータギアセグメント424には、反転ギア414との噛合がもたらされる。駆動ギア420の持続的なラチェット動作により、駆動シャフトギア376に対して、また、最終的には近位駆動シャフトセグメント380に対して、逆回転駆動運動が加わる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ部品を完全に開放するか、又は反転するのに必要な回数だけ、駆動ギアアッセンブリ412をラチェット駆動させ続けることができる。所望量の逆回転運動が近位駆動シャフトセグメント380に加えられると、臨床医は、駆動ギア420を開始位置又は非作動位置に戻す。この場合、アクチュエータギアセグメント416は、駆動シャフトギア376と噛合していない。その位置にある場合、シャフトバネ396は、シャフトギア376を再度付勢して、第2駆動システム370の第1回転被駆動ギア374と噛合させる。

【0040】

使用時に、臨床医は、第2駆動システム370の様々な部品に最終的に伝えられる出力運動を「ロボットの的に生成する」ロボットシステム10のコントローラ又は制御ユニットに、制御コマンドを入力し得る。本明細書で使用する時、「ロボットの的に生成する」又は「ロボットの的に生成された」の用語は、ロボットシステムモータ及び駆動される他の駆動部品に動力を供給し、制御することにより生成される運動を意味する。これらの用語は、ロボットシステムモータにより動力を供給することにより生成されたそれらの運動とは独立して生成された制御運動をもたらす臨床医により行われる動作を意味する、「手動で作動可能」又は「手動で生成された」の用語とは区別可能である。ロボットの的に生成された制御運動を第2駆動システムへ、第1方向に加えることにより、第1回転駆動運動が駆動シャフトアッセンブリ388へと加わる。駆動シャフトアッセンブリ388が第1回転方向に回転される場合、軸方向に移動可能な部材3016は、例えば、図64～96に関連して本明細書に記載されたように、エンドエフェクタ3000において、その開始位置からその終了位置に向かう遠位方向「DD」に駆動される。ロボットの的に生成された制御運動を第2駆動システムへ、第2方向に加えることにより、第2回転駆動運動が駆動シャフトアッセンブリ388へと加わる。駆動シャフトアッセンブリ388が第2回転方向に回転される場合、軸方向に移動可能な部材3016は、エンドエフェクタ3000において、その終了位置からその開始位置に向かう近位方向「PD」に駆動される。臨床医が駆動シャフトアッセンブリ388への回転制御運動を手動で加えることを望む場合、駆動シャフトアッセンブリ388は、発射部材（例えば、軸方向に並進可能な部材3016）をエンドエフェクタの近位方向「PD」に移動させる第2回転方向に回転される。同じ部品を含む他の実施形態は、駆動シャフトアッセンブリへの回転制御運動を手動で加えることにより、駆動シャフトアッセンブリを、ロボットの的に生成された制御運動を補助するのに使用され得る第1回転方向に回転させ、軸方向に移動可能な部材3016を遠位方向に駆動させ得るように構成される。

【0041】

エンドエフェクタを発射、閉鎖及び回転させるのに使用される駆動シャフトアッセンブリは、手動で作動及び移動させることができ、モータの故障、ロボットシステムの電力消

10

20

30

40

50

失又は他の電氣的故障の場合でも、エンドエフェクタを開放し、手術サイト及び腹部から取り出すことが可能となっている。ハンドル部 4 2 6 の作動は、手動で作動可能な反転システム 4 1 0 の様々な部品により駆動シャフトアッセンブリ 3 8 8 ' に加えられた作動又は制御力の手動生成をもたらす。ハンドル部 4 2 6 が非作動状態にある場合、反転ギア 4 1 4 との作動可能な係合を外すように付勢される。ハンドル部 4 2 6 の作動の開始は、付勢を移動させる。ハンドル 4 2 6 は、軸方向に移動可能な部材 3 0 1 6 及びエンドエフェクタ 3 0 0 0 を完全に解放するのに必要とされる回数分の繰り返しの作動のために構成される。

【0042】

図 5 及び図 1 6 ~ 2 1 に図示されているように、用具取付け部 3 0 0 は、ロボットシステム 1 0 の用具駆動アッセンブリ 1 1 0 からの対応する「第 3」回転出力運動を受容し、その第 3 回転出力運動を第 3 回転制御運動に変換するように構成された第 3 駆動システム 4 3 0 を含む。第 3 駆動システム 4 3 0 は、用具取付け部 3 0 0 が用具駆動アッセンブリ 1 1 0 に連結される場合、用具取付けプレート 3 0 4 のホルダ面 3 1 6 上の被駆動ディスク又は要素 3 0 6 のうちの 1 つの対応する第 3 のものに連結された第 3 駆動プーリ 4 3 2 を含む。図 1 5 を参照のこと。第 3 駆動プーリ 4 3 2 は、シャフトアッセンブリ 2 0 0 に動作可能に連結されたエンドエフェクタに、様々な制御又は操作運動を加えるのに使用され得る、対応する第 3 駆動ケーブル 4 3 4 に、（ロボットシステム 1 0 によりそれに加えられた対応する回転出力運動に応じた）第 3 回転制御運動を加えるように構成される。図 1 6 ~ 1 7 に最も具体的に見られ得るように、第 3 駆動ケーブル 4 3 4 は、第 3 駆動スピンドルアッセンブリ 4 3 6 の周囲に伸びる。第 3 駆動スピンドルアッセンブリ 4 3 6 は、用具取付けプレート 3 0 4 に枢着され、第 3 伸長バネ 4 3 8 は、第 3 駆動ケーブル 4 3 4 における所望量の張力を維持するために、第 3 駆動スピンドルアッセンブリ 4 3 6 と用具取付けプレート 3 0 4 との間に取り付けられる。これらの図に見られ得るように、第 3 駆動ケーブル 4 3 4 のケーブル先端部 4 3 4 A は、用具取付けプレート 3 0 4 に取り付けられるプーリブロック 4 4 0 の上側部分周囲に伸びる。ケーブル先端部 4 3 4 B は、プーリブロック 4 4 0 におけるスリーブプーリ又はスタンドオフ 4 4 2 の周囲に伸びる。ある方向に用具駆動アッセンブリ 1 1 0 からの第 3 回転出力運動を加えることにより、以下に更に詳細に説明されるように、第 1 方向における第 3 駆動プーリ 4 3 2 の回転がもたらされ、エンドエフェクタ 3 0 0 0 又は細長いシャフトアッセンブリ 2 0 0 に制御運動を加えるために、ケーブル先端部 4 3 4 A 及び 4 3 4 B を反対の方向に移動させるであろうことが理解されるであろう。すなわち、第 3 駆動プーリ 4 3 2 が第 1 回転方向において回転される場合、ケーブル先端部 4 3 4 A は、遠位方向「D D」に移動し、ケーブル先端部 4 3 4 B は、近位方向「P D」に移動する。反対の回転方向における第 3 駆動プーリ 4 3 2 の回転は、ケーブル先端部 4 3 4 A を近位方向「P D」に移動させ、ケーブル先端部 4 3 4 B を遠位方向「D D」に移動させる。

【0043】

図 5 及び図 1 6 ~ 2 1 に図示された用具取付け部 3 0 0 は、ロボットシステム 1 0 の用具駆動アッセンブリ 1 1 0 からの対応する「第 4」回転出力運動を受容し、その第 4 回転出力運動を第 4 回転制御運動に変換するように構成された第 4 駆動システム 4 5 0 を含む。第 4 駆動システム 4 5 0 は、用具取付け部 3 0 0 が用具駆動アッセンブリ 1 1 0 に連結される場合、用具取付けプレート 3 0 4 のホルダ面 3 1 6 上の被駆動ディスク又は要素 3 0 6 のうちの対応する第 4 のものに連結される第 4 駆動プーリ 4 5 2 を含む。図 1 5 を参照のこと。第 4 駆動プーリ 4 5 2 は、シャフトアッセンブリ 2 0 0 に動作可能に連結されたエンドエフェクタに、様々な制御又は操作運動を加えるのに使用され得る、対応する第 4 駆動ケーブル 4 5 4 に、（ロボットシステム 1 0 によりそれに加えられた対応する回転出力運動に応じて）第 4 回転制御運動を加えるように構成される。図 1 6 ~ 1 7 に最も具体的に見られ得るように、第 4 駆動ケーブル 4 5 4 は、第 4 駆動スピンドルアッセンブリ 4 5 6 周囲に伸びる。第 4 駆動スピンドルアッセンブリ 4 5 6 は、用具取付けプレート 3 0 4 に枢着され、第 4 張力バネ 4 5 8 は、第 4 駆動スピンドルアッセンブリ 4 5 6 と用具

取付けプレート304との間に取り付けられて、第4駆動ケーブル454における所望量の張力を維持する。第4駆動ケーブル454のケーブル先端部454Aは、用具取付けプレート304に取り付けられたプーリブロック440の底部周囲に伸びる。ケーブル先端部454Bは、プーリブロック440上におけるスリーブプーリ又は第4スタンドオフ462周囲に伸びる。ある方向に用具駆動アッセンブリ110からの回転出力運動を加えることにより、以下に更に詳細に説明されるように、第1方向における第4駆動プーリ452の回転がもたらされ、エンドエフェクタ又は細長いシャフトアッセンブリ200に制御運動を加えるために、ケーブル先端部454A及び454Bを反対の方向に移動させることが理解されるであろう。すなわち、第4駆動プーリ434が第1回転方向に回転された場合、ケーブル先端部454Aは、遠位方向「DD」に移動し、ケーブル先端部454Bは、近位方向「PD」に移動する。反対の回転方向における第4駆動プーリ452の回転は、ケーブル先端部454Aを近位方向「PD」に移動させ、ケーブル先端部454Bを遠位方向「DD」に移動させる。

10

【0044】

図5～6に示された手術用具100は、関節接合部3500を含む。このような実施形態では、第3駆動システム430は、「第1関節接合駆動システム」とも呼ばれることができ、第4駆動システム450は、本明細書において、「第2関節接合駆動システム」とも呼ばれることができる。同様に、第3駆動ケーブル434は、「第1近位関節接合ケーブル」と呼ばれることができ、第4駆動ケーブル454は、本明細書において、「第2近位関節接合ケーブル」とも呼ばれることができる。

20

【0045】

図5及び図16～21に図示された実施形態の用具取付け部300は、470と概ね示され、駆動ロッドアッセンブリ490を軸方向に変位させるように構成された第5駆動システムを含む。駆動ロッドアッセンブリ490は、近位駆動シャフトセグメント380及び駆動シャフトアッセンブリ388を通して伸びる近位駆動ロッドセグメント492を含む。図18を参照のこと。第5駆動システム470は、用具取付けプレート304に摺動可能に支持された移動可能な駆動ヨーク472を含む。近位駆動ロッドセグメント492は、駆動ヨーク372中に支持され、用具取付けプレート304における駆動ヨーク372の移動が近位駆動ロッドセグメント492の軸方向移動をもたらすように、一对のリテーナボール394を有する。少なくとも1つの例示的な形態では、第5駆動システム370は、駆動ヨーク472と動作可能に接続する駆動ソレノイド474を更に含む。駆動ソレノイド474は、ロボットコントローラ12から制御出力を受ける。第1方向における駆動ソレノイド474の作動は、駆動ロッドアッセンブリ490を遠位方向「DD」に移動させ、第2方向における駆動ソレノイド474の作動は、駆動ロッドアッセンブリ490を近位方向「PD」に移動させる。図5に見られ得るように、エンドエフェクタ3000は、閉鎖システムへの軸方向の閉鎖運動が加わった時に、開位置と閉位置との間で移動可能なつかみ具部材を含む。図5及び図16～21の図示された実施形態において、第5駆動システム470は、このような閉鎖運動を生成するのに使用される。したがって、第5駆動システム470は、「閉鎖ドライブ」とも呼ばれ得る。

30

【0046】

図5及び図16～21に示された手術用具100は、関節接合部3500を含み、該関節接合部3500は、長手方向の用具軸「LT」を中心としてエンドエフェクタ3000を関節運動させるために、第3及び第4駆動システム430、450のそれぞれと協働する。関節接合部3500は、遠位外側チューブ部231の遠位端233に取り付けられる近位ソケットチューブ3502を含み、該近位ソケットチューブ3502には近位ボールソケット3504が画定される。図24を参照のこと。近位ボール部材3506は、近位ボールソケット3504内に可動式に固定される。図24に見られ得るように、近位ボール部材3506は、遠位駆動シャフトセグメント3740が内部を通して伸びるのを可能にする中心駆動通路3508を有する。更に、近位ボール部材3506は、内部に4つの関節接合通路3510を有し、該関節接合通路3510内部を通る遠位ケーブルセグメン

40

50

ト 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 の通過を容易にしている。様々な実施形態では、例えば、図 2 4 A により図示されるように、遠位ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、近位ケーブル先端部 4 3 4 A、4 3 4 B、4 5 4 A、4 5 4 B それぞれに、直接的又は間接的に連結され得る。図 2 4 に更に見られ得るように、関節接合部 3 5 0 0 は、中間関節チューブセグメント 3 5 1 2 を更にも含み、該中間関節チューブセグメント 3 5 1 2 は、その中に形成された中間ボールソケット 3 5 1 4 を有する。中間ボールソケット 3 5 1 4 は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 3 5 2 0 に形成されたエンドエフェクタボール 3 5 2 2 を内部で移動可能に支持するように構成される。遠位ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 は、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 に形成されたケーブル通路 3 5 2 4 を通って伸び、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 における対応する通路 3 5 2 8 内に受容された脚部 3 5 2 6 により、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 に取り付けられる。他の取付け機構が、遠位ケーブルセグメント 4 4 4、4 4 5、4 4 6、4 4 7 を、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 に取り付けるのに使用されてもよい。

【0047】

3 5 4 0 と概ね示された独特で新規な回転支持関節アセンブリが、図 2 5 及び 2 6 に示される。図示された回転支持関節アセンブリ 3 5 4 0 は、形状が実質的に円筒形であるエンドエフェクタ駆動ハウジング 4 0 1 0 のコネクタ部 4 0 1 2 を含む。第 1 環状レース 4 0 1 4 は、円筒形状のコネクタ部 4 0 1 2 の外周に形成される。回転支持関節アセンブリ 3 5 4 0 は、図 2 5 及び 2 6 に図示されているように、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 3 5 2 0 に形成された遠位ソケット部 3 5 3 0 を更にも含む。遠位ソケット部 3 5 3 0 は、コネクタ部 4 0 1 2 がソケット部 3 5 3 0 内で自由に回転し得るように、円筒形のコネクタ部 4 0 1 2 に対応する大きさである。第 2 環状レース 3 5 3 2 は、遠位ソケット部 3 5 3 0 の内壁 3 5 3 1 に形成される。ウインドウ 3 5 3 3 が、遠位ソケット 3 5 3 0 を貫通して設けられ、遠位ソケット 3 5 3 0 は、その中で第 2 環状レース 3 5 3 2 と接続する。図 2 5 及び 2 6 にも見られ得るように、回転支持関節アセンブリ 3 5 4 0 は、リング様ベアリング 3 5 3 4 を更にも含む。様々な例示的实施形態では、リング様ベアリング 3 5 3 4 は、カット 3 5 3 5 を有する、プラスチック製の変形可能な実質的に環状のリングを備える。このカットは、リング様ベアリング 3 5 3 4 において、自由端 3 5 3 6、3 5 3 7 を形成する。図 2 5 に見られ得るように、リング様ベアリング 3 5 3 4 は、その自然な非付勢状態において実質的に環形状を有する。

【0048】

外科用エンドエフェクタ 3 0 0 0 (例えば、手術用具の第 1 部分) を関節接合部 3 5 0 0 (例えば、手術用具の第 2 部分) に連結するために、円筒形状のコネクタ部 4 0 1 2 が、遠位ソケット部 3 5 3 0 内に挿入されて、第 2 環状レース 3 5 3 2 を第 1 環状レース 4 0 1 4 に対して実質的に位置合わせ (registry) させる。ついで、このリング様ベアリングの自由端 3 5 3 6、3 5 3 7 の一方は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 3 5 2 0 の遠位ソケット部 3 5 3 0 におけるウインドウ 3 5 3 3 を通って、位置合わせした (registered) 環状レース 4 0 1 4、3 5 3 2 内に挿入される。挿入を容易にするために、ウインドウ又は開口 3 5 3 3 は、上面に形成されたテーパ付きの表面 3 5 3 8 を有する。図 2 5 を参照のこと。リング様ベアリング 3 5 3 4 は、本質的にその位置で回転されるが、これは、リング様ベアリング 3 5 3 4 が、環又はリングを形成する傾向にあり、一旦取り付けられるとウインドウ 3 5 3 3 を通って戻り難いためである。一旦リング様ベアリング 3 5 3 4 が位置合わせした環状レース 4 0 1 4、3 5 3 2 内に挿入されると、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 3 5 2 0 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 4 0 1 0 のコネクタ部 4 0 1 2 に回転可能に固定されるであろう。このような機構により、エンドエフェクタ駆動ハウジング 4 0 1 0 が、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 3 5 2 0 に対して、長手方向の用具軸 L T - L T を中心として回転するのが可能となる。リング様ベアリング 3 5 3 4 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 4 0 1 0 が回転するベアリング表面になる。任意の側面負荷は、リング様ベアリング 3 5 3 4 に対するダメージを防止する 2 つのインターロックレース 4 0 1 4、3 5 3 2 により支持され、収容されるリング様ベ

アリング 3 5 3 4 を変形させようとする。リング様ベアリング 3 5 3 4 を使用するこのような単純で効果的な関節アッセンブリが、回転可能部 4 0 1 0、3 5 3 0 間で非常に滑性のある接続を形成することが理解されるであろう。組み立て時に、自由端 3 5 3 6、3 5 3 7 の一方がウインドウ 3 5 3 3 から突き出るのが許容される場合（例えば、図 2 6 を参照のこと。）、回転支持関節アッセンブリ 3 5 4 0 は、ウインドウ 3 5 3 3 からリング様ベアリング部材 3 5 3 2 を引き出すことにより分解され得る。回転支持関節アッセンブリ 3 5 4 0 は、容易な組み立て及び製造を可能にし、一方、その回転操作を容易にしながら良好なエンドエフェクタの支持も提供する。

【0049】

関節接合部 3 5 0 0 は、長手方向の用具軸 L T を中心とした、エンドエフェクタ 3 0 0 0 の関節接合を容易にする。例えば、図 5 に図示されているように、第 1 方向「F D」にエンドエフェクタ 3 0 0 0 を関節運動するのが望ましい場合、ロボットシステム 1 0 は、第 3 駆動スピンドルアッセンブリ 4 3 6（図 1 6～1 8）が第 1 方向に回転されることにより、近位ケーブル先端部 4 3 4 A を、最終的には、遠位ケーブルセグメント 4 4 4 を近位方向「P D」に引き出し、近位ケーブル先端部 4 3 4 B 及び遠位ケーブルセグメント 4 4 5 を解放することにより、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 をソケット 3 5 1 4 内で回転させるように、第 3 駆動システム 4 3 0 に動力を供給し得る。同様に、第 1 方向「F D」の反対の第 2 方向「S D」にエンドエフェクタ 3 0 0 0 を関節運動させるために、ロボットシステム 1 0 は、第 3 駆動スピンドルアッセンブリ 4 3 6 が第 2 方向に回転されることにより、近位ケーブル先端部 4 3 4 B を、最終的には、遠位ケーブルセグメント 4 4 5 を近位方向「P D」に引き出し、近位ケーブル先端部 4 3 4 A 及び遠位ケーブルセグメント 4 4 4 を解放することにより、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 をソケット 3 5 1 4 内で回転させるように、第 3 駆動システム 4 3 0 に動力を供給し得る。図 5 に図示されているように、第 3 方向「T D」にエンドエフェクタ 3 0 0 0 を関節運動させるのが望ましい場合、ロボットシステム 1 0 は、第 4 駆動スピンドルアッセンブリ 4 5 6 が第 3 方向において回転されることにより、近位ケーブル先端部 4 5 4 A を、最終的には、遠位ケーブルセグメント 4 4 6 を近位方向「P D」に引き出し、近位ケーブル先端部 4 5 4 B 及び遠位ケーブルセグメント 4 4 7 を解放することにより、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 をソケット 3 5 1 4 内で回転させるように、第 4 駆動システム 4 5 0 に動力を供給し得る。同様に、第 3 方向 T D に対向する第 4 方向「F T H」にエンドエフェクタ 3 0 0 0 を関節運動させるために、ロボットシステム 1 0 は、第 4 駆動スピンドルアッセンブリ 4 5 6 が第 4 方向において回転されることにより、近位ケーブル先端部 4 5 4 B を、最終的には、遠位ケーブルセグメント 4 4 7 を近位方向「P D」に引き出し、近位ケーブル先端部 4 5 4 A 及び遠位ケーブルセグメント 4 4 6 を解放することにより、エンドエフェクタボール 3 5 2 2 をソケット 3 5 1 4 内で回転させるように、第 4 駆動システム 4 5 0 に動力を供給し得る。

【0050】

図 5 及び図 1 6～2 1 に示されたエンドエフェクタの実施形態は、用具取付け部 3 0 0 から作動用の細長いシャフトアッセンブリを通して伝達される回転及び長手方向の運動を使用する。このような回転及び長手方向の運動（例えば、捻れ、引張り及び圧縮の運動）をエンドエフェクタに伝達するのに使用される駆動シャフトアッセンブリは、関節接合部を中心としたエンドエフェクタの関節接合を容易にするために比較的柔軟性である。図 2 7～2 8 は、図 5 及び図 1 6～2 1 に図示された実施形態又は他の実施形態と共に使用され得る代替的な駆動シャフトアッセンブリ 3 6 0 0 を図示する。図 5 に示された実施形態では、近位駆動シャフトセグメント 3 8 0 は、駆動シャフトアッセンブリ 3 6 0 0 のセグメントを備え、同様に、遠位駆動シャフトセグメント 3 7 4 0 は、駆動シャフトアッセンブリ 3 6 0 0 の別のセグメントを備える。駆動シャフトアッセンブリ 3 6 0 0 は、該駆動シャフトアッセンブリ 3 6 0 0 にカットされた一連の環状接合部セグメント 3 6 0 4 を有する駆動チューブ 3 6 0 2 を含む。図示された実施形態では、駆動チューブ 3 6 0 2 は、近位駆動シャフトセグメント 3 8 0 の遠位部を備える。例えば、図 2 7～4 5 に関連して

本明細書に記載されたシャフトアッセンブリ 3600 並びにシャフトアッセンブリ 3600'、3600'' は、本明細書に記載された様々な回転駆動シャフト、例えば、回転駆動シャフト 680、1270、1382 等の部品であることができ、及び／又は、同回転駆動シャフトに機械的に連結され得る。

【0051】

駆動チューブ 3602 は、内部に形成された一連の環状接合部セグメント 3604 を有する中空の金属チューブ（ステンレススチール、チタン等）を備える。環状接合部セグメント 3604 は、例えば、レーザにより駆動チューブ 3602 内でカットされ、隣接する接合部セグメント 3604 間の可撓性の動きを容易にする役割を果たす、複数の緩くインターロックしたダブルテール形状 3606 を備える。図 28 を参照のこと。チューブストックのこのようなレーザカットは、圧縮、引張り及び捻れに使用され得る、可撓性の中空駆動チューブを形成する。このような機構は、「パズルピース」構成により隣接する部分とインターロックした、直径全体にわたるカットを使用する。ついで、これらのカットは、中空の駆動チューブの長さに沿ったアレイとして複製され、場合により、引張り又は捻れ性能を変化させるのに「時計回りされ」又は回転される。

【0052】

図 29～33 は、緩くインターロックした、対向する「T」形状及びそれにノッチ部を有する T-形状と大まかに類似する、複数のレーザカット形状 3606' を備える微小環状接合部セグメント 3604' の代替例を図示する。環状接合部セグメント 3604、3604' は、本質的に、複数の微小関節捻れ接合部を備える。すなわち、各接合部セグメント 3604、3604' は、各環状接合部セグメント間の相対的な関節運動を容易にしつつ、トルクを伝達し得る。図 29～30 に図示されているように、駆動チューブ 3602 の遠位端 3603 における接合部セグメント 3604D' は、エンドエフェクタを動作させるための他の駆動部品又は急速脱着接合部の一部等への取付けを容易にする遠位取付けカラー部 3608D を有する。駆動チューブ 3602 の近位端 605 における接合部セグメント 3604P' は、他の近位駆動部品又は急速脱着接合部への取付けを容易にする近位取付けカラー部 3608P' を有する。

【0053】

各具体的な駆動シャフトアッセンブリ 3600 についての接合部間の運動範囲は、レーザカットの間隔を増加させることにより向上され得る。例えば、接合部セグメント 3604' が、駆動チューブの所望の運動範囲にわたって関節運動する能力を著しく低下させることなく、互いに連結されたままであることを確保するために、二次抑制部材 3610 が使用される。図 31～32 に示された実施形態では、二次抑制部材 3610 は、バネ 3612 又は他のらせん状部材を備える。様々な例示の実施形態では、バネ 3612 の遠位端 3614 は、遠位取付けカラー部 3608D に対応し、バネ 3612 の中心部 3616 より密に巻かれている。同様に、バネ 3612 の近位端 618 は、バネ 3612 の中心部 3616 より密に巻かれる。他の実施形態では、抑制部材 3610 は、この抑制部材が、例えば、エンドエフェクタ上の他のネジ付き制御部品及び／又は制御システムと螺合するための可撓性の駆動ネジ山としても機能するように、所望のピッチを有して駆動チューブ 3602 上に取り付けられる。抑制部材が可変ピッチを有するような方法で取り付けられることで、駆動シャフトアッセンブリが回転される際に所望の回転制御運動の伝達を達成し得ることも理解されるであろう。例えば、抑制部材の可変ピッチ機構は、同じ回転運動からの種々の直線的ストロークから利益を受け得る、開閉動作及び発射動作を向上するのに使用されてもよい。他の実施形態では、例えば、駆動シャフトアッセンブリは、90 度の屈曲の周りで押し引き可能な中空で可撓性の駆動シャフト上に、可変性のピッチのネジ山を備える。更に他の実施形態では、二次抑制部材は、図 33A に図示されているように、駆動チューブ 3602 の外面又は外周の周りに適用されるエラストマーのチューブ又はコーティング 3611 を備える。更に別の実施形態では、例えば、エラストマーのチューブ又はコーティング 3611' は、図 33B に図示されているように、駆動チューブ 3602 内に形成された中空の通路 613 内に取り付けられる。

【0054】

このような駆動シャフト機構は、望ましい軸範囲の関節接合を容易にしながら、優れた負荷伝達を可能にする混成の捻れ駆動軸を備える。例えば、図33及び33A～33Bを参照のこと。すなわち、これらの混成の駆動シャフトアセンブリは、両方向における捻れを伝達する能力を維持し、該駆動シャフトアセンブリを通した引張り及び圧縮の制御運動の伝達を容易にしながら、大きな運動範囲を可能にする。更に、このような駆動シャフト機構の中空の性質は、改善された引張り負荷を得ながら、該駆動シャフト機構を通る他の制御部品の通過を容易にする。例えば、一部の他の実施形態は、駆動シャフトアセンブリを通して引張り運動を加える能力を促進しながら、接合部セグメントのアライメントを補助し得る駆動シャフトアセンブリを通して伸びる可撓性の内部ケーブルを含む。更に、このような駆動シャフト機構は、製造及び組み立てが比較的容易に行える。

10

【0055】

図34～37は、駆動シャフトアセンブリ3600'のセグメント3620を示す。この実施形態は、チューブストック材料（例えば、ステンレススチール、チタン、ポリマー等）からレーザカットされた接合部セグメント3622、2624を含む。カット3626が放射状であり、いくらかテーパが付けられているため、接合部セグメント3622、2624は、互いに緩く取り付けられたままである。例えば、脚部3628のそれぞれは、テーパ付きの内壁部を有するソケット3630内に受容される、テーパ付き外側境界部3629を有する。例えば、図35及び37を参照のこと。したがって、接合部セグメント3622、3624を互いに取り付けるためのアセンブリを必要としない。これらの図に見られ得るように、接合部セグメント3622は、その各端部にカットされた、対向するピボットラグ部3628を有し、これらのピボットラグ部3628は、隣接する接合部セグメント3624に形成された、対応するソケット3630に旋回可能に受容される。

20

【0056】

図34～37は、駆動シャフトアセンブリ3600'の小さなセグメントを図示する。当業者は、ラグ/ソケットが駆動シャフトアセンブリの全長にわたってカットされ得ることを理解するであろう。すなわち、接合部セグメント3624は、該接合部セグメント3624においてカットされた互いに対向するソケット3630を有し、駆動シャフトアセンブリ3600'の長さを完全にするように隣接する接合部セグメント3622の連結を促進してよい。更に、接合部セグメント3624は、図36～37に図示されているように、接合部セグメント3622に対して接合部セグメント3624の関節運動を容易にするために、該接合部セグメント3624においてカットされた、角度を有する接合部セグメント3632を有する。図示された実施形態では、各ラグ3628は、接合部セグメント3622に形成された対応する関節接合ストップ3636を接触させるのに適合された関節接合ストップ部3634を有する。図36～37を参照のこと。別の方法でセグメント3620と同等であり得る他の実施形態は、連結ストップ部3634及びストップ3636を設けていない。

30

【0057】

上で示したように、各具体的な駆動シャフトアセンブリについての接合部間の運動範囲は、レーザカットの間隔を増加させることにより向上され得る。このような実施形態では、接合部セグメント3622、3624が、所望の運動範囲にわたって関節運動する駆動チューブの能力を著しく低下させることなく、互いに連結されたままであることを確保するために、エラストマーのスリーブ又はコーティングの形式における二次抑制部材3640が使用される。他の実施形態では、本明細書に記載された他の形式の抑制部材及びその同等の構造体を使用される。図34に見られ得るように、接合部セグメント3622、3624は、ピボットラグ3628及び対応するソケット3630により画定されるピボット軸「P A - P A」を中心として旋回可能である。関節運動の範囲を拡大するために、駆動シャフトアセンブリ3600'は、ピボット軸P A - P Aを中心として旋回しながら、用具軸T L - T Lを中心として回転され得る。

40

50

【0058】

図38～43は、別の駆動シャフトアッセンブリ3600”のセグメント3640を示す。駆動シャフトアッセンブリ3600”は、可撓性の中空駆動チューブ3602”を形成する複数の相互接続された接合部セグメント3642を含むマルチセグメント駆動システムを備える。接合部セグメント3642は、ボールコネクタ部3644及びソケット部3648を含む。各接合部セグメント3642は、例えば、金属射出成型「MIM」により製造することができ、17-4、17-17、420のステンレススチールで製造することができる。他の実施形態は、300若しくは400シリーズのステンレススチール、6065若しくは7071のアルミニウム又はチタンから加工され得る。更に他の実施形態は、例えば、可塑性の充填若しくは無充填ナイロン、U l t e m、A B S、ポリカーボネート又はポリエチレンから成型され得る。これらの図に見られ得るように、ボールコネクタ3644は、形状が六角形である。すなわち、ボールコネクタ3644は、その上に形成された6つの弓状表面3646を有し、同形状のソケット3650に回転可能に受容されるように適合される。各ソケット3650は、6つの平坦面3654及び放射状の内側部3656から形成された六角形状の外側部3652を有する。図41を参照のこと。各接合部セグメント3642は、駆動シャフトアッセンブリ3600の遠位端及び近位端を形成する最後の接合部セグメントのソケット部が、対応する制御部品と動作可能に嵌合するように構成され得ること以外は、構造が同一である。各ボールコネクタ3644は、中空の可撓性駆動チューブ3602”を通る中空の通路3603を協同して形成する、中空の通路3645を内部に有する。

10

20

【0059】

図42及び43に見られ得るように、相互接続接合部セグメント3642は、例えば、可撓性のポリマー材料で製造されたチューブ又はスリーブを備える抑制部材3660内に収容される。図44は、相互接続された接合部セグメント3642に通って伸びる可撓性の内側コア部材3662を図示する。内側コア部材3662は、ポリマー材料で製造された硬い部材又は可撓性のポリマー材料で製造された中空のチューブ若しくはスリーブを備える。図45は、別の実施形態を図示し、この場合、抑制部材3660及び内側コア部材3662が両方とも使用される。

【0060】

駆動シャフトアッセンブリ3600”は、半径が変化する関節接合部(variable radius articulation joint)を通した回転運動及び並進運動の伝達を容易にする。駆動シャフトアッセンブリ3600”の中空の性質は、更なる制御部品又は張力要素(例えば、可撓性ケーブル)用の空間を提供して、引張り及び圧縮負荷の伝達を容易にする。ただし、他の実施形態では、接合部セグメント3624は、駆動シャフトアッセンブリを通る中空通路を提供しない。このような実施形態では、例えば、ボールコネクタ部は中空でない(solid)。回転運動は、六角形の表面の端部を介して変換される。許容誤差が厳密であるほど、許容加重を大きくでき得る。駆動シャフトアッセンブリ3600”の中心線を通るケーブル又は他の張力要素を使用して、駆動シャフトアッセンブリ3600”全体は、運動範囲を限定されることなく、回転させつつ曲げたり、押し引きしたりできる。例えば、駆動シャフトアッセンブリ3600”は、弓状の駆動経路、直線状の駆動経路、S字状の駆動経路等を形成し得る。

30

40

【0061】

本明細書に記載された様々な例示的实施形態は、ロボットシステムと動作可能に接続されるか、また、ロボットシステムにより少なくとも部分的に作動されるように構成されるが、本明細書に記載された様々なエンドエフェクタ及び細長いシャフト部品が、携帯式の用具と共に効果的に使用され得る。例えば、図46～47は、携帯式の手術用具2400を示しており、該携帯式の手術用具2400に連結された電気外科用エンドエフェクタ3000を動作可能に作動させるために、上記された様々な部品及びシステムを使用し得る。携帯式の手術用具2400は、発生器、例えば、エンドエフェクタ3000を駆動させるための電気外科的な駆動シグナルを発生させるための発生器3002を含むことができ、

50

及び／又は、同発生器に電氣的に接続されることが理解されるであろう。図46～47に示された例示的实施形態では、急速脱着接合部2210が、エンドエフェクタ3000を細長いシャフトアッセンブリ2402に連結するのに使用される。例えば、急速脱着接合部2210は、図106～115に関して本明細書に記載された方法において、エンドエフェクタ3000を取り外すように動作し得る。関節接合部3500を中心としたエンドエフェクタ3000の関節運動を容易にするために、細長いシャフトアッセンブリ2402の近位部は、例示的な手動で作動可能な関節ドライブ2410を含む。

【0062】

ここで、図48～50を参照すると、少なくとも1つの例示的な形態では、関節ドライブ2410は、近位外側チューブセグメント2214と近位駆動シャフトセグメント380'との間で、近位駆動シャフトセグメント380'上で移動可能に軸支される、4つの軸方向に移動可能な関節スライドを含む。例えば、関節ケーブルセグメント434A'は、第1関節スライド2420に取り付けられ、該第1関節スライド2420は、それから突出する第1関節アクチュエータロッド2422を有する。関節ケーブルセグメント434B'は、第1関節スライド2420とは正反対の第2関節スライド2430に取り付けられる。第2関節スライド2430は、それから突出している第2関節アクチュエータロッド2432を有する。関節ケーブルセグメント454A'は、第3関節スライド2440に取り付けられ、該第3関節スライド2440は、それから突出している第3関節アクチュエータロッド2442を有する。関節ケーブルセグメント454B'は、第3関節スライド2440とは正反対の第4関節スライド2450に取り付けられる。第4関節アクチュエータロッド2452は、第4関節スライド2450から突出している。関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452は、関節リングアッセンブリ2460によって、関節スライド2420、2430、2440、2450のそれぞれへ関節制御運動を加えることを容易にする。

【0063】

図48に見られ得るように、関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452は、近位外側チューブセグメント2404上に軸支された取付けボール2470を移動可能に貫通する。少なくとも1つの実施形態では、取付けボール2470は、適切な締結機構（例えば、溶接、接着、ネジ等）により、互いに取り付けられたセグメントにおいて製造され得る。図50に図示されているように、関節アクチュエータロッド2422及び2432は、近位外側チューブセグメント2404におけるスロット2472及び取付けボール2470におけるスロット2474を通して伸び、関節スライド2420、2430をこれらのスロットに対して軸方向に移動可能にする。図示されていないが、関節アクチュエータロッド2442、2452は、近位外側チューブセグメント2404及び取付けボール2470における同じスロット2472、2474を通して伸びる。関節アクチュエータロッド2422、2432、2442、2452のそれぞれは、取付けボール2470における対応するスロット2474から突出して、関節リングアッセンブリ2460における対応する取付けソケット2466内に動作可能に受容される。図49を参照のこと。

【0064】

少なくとも1つの例示的な形態では、関節リングアッセンブリ2460は、例えば、溶接、接着、スナップ機構、ネジ等により互いに接合されて、関節リングアッセンブリ2460を形成する、一対のリングセグメント2480、2490から組み立てられる。リングセグメント2480、2490は協同して、取付けソケット2466を形成する。関節アクチュエータロッドのそれぞれは、関節リングアッセンブリ2460における対応する取付けソケット2466内で移動可能に受容されるようにそれぞれ適合された、該関節アクチュエータロッド上に形成された取付けボール2468を有する。

【0065】

関節ドライブ2410の様々な例示的实施形態は、作動状態の位置に関節リングアッセンブリ2460を保持するように構成された、例示的ロッキングシステム2486を更に

含み得る。少なくとも1つの例示的な形態では、ロッキングシステム2486は、関節リングアッセンブリ2460上に形成された複数のロッキングフラップを備える。例えば、リングセグメント2480、2490は、いくらか可撓性のポリマー又はゴム材料で製造され得る。リングセグメント2480は、それに形成された一連の可撓性の近位ロッキングフラップ2488を有し、リングセグメント2490は、それに形成された一連の可撓性の遠位ロッキングフラップ2498を有する。各ロッキングフラップ2388は、その上に形成された少なくとも1つのロッキング戻り止め2389を有し、各ロッキングフラップ2398は、その上に少なくとも1つのロッキング戻り止め2399を有する。ロッキング戻り止め2389、2399は、関節ボールを所定位置に保持するように、関節ボールとの所望量のロッキング摩擦を確立する役割を果たす。他の例示的实施形態では、ロッキング戻り止め2389、2390は、取付けボール2470の外周に形成された、様々なロッキングディンプルと噛合するように構成される。

10

【0066】

関節ドライブ2410の動作は、図49及び図50を参照すると理解され得る。図49は、非関節運動位置での関節ドライブ2410を図示する。図50では、臨床医は、関節リングアッセンブリ2460を手動で傾け、関節スライド2420を遠位方向「DD」へと軸方向に移動させることにより、関節ケーブルセグメント434A'を遠位に前進させている。関節リングアッセンブリ2460のこのような動きは、近位方向への関節スライド2430の軸方向の動きにつながり、これにより、最終的には、関節ケーブル434Bが近位方向に引かれる。関節ケーブルセグメント434A'、434B'のこのような押し及び引きは、上記された方法において、長手方向の用具軸「LT-LT」に対するエンドエフェクタ3000の関節運動をもたらすであろう。関節運動の方向を反転させるために、臨床医は、関節リングアッセンブリ2460の方向を単に反転させることにより、関節スライド2430を遠位方向「DD」に移動させ、関節スライド2420を近位方向「PD」に移動させる。関節リングアッセンブリ2460は、所望の押し及び引き運動を関節ケーブルセグメント454A'、454B'に加えるために、同様に作動され得る。ロッキング戻り止め2389、2399と取付けボールの外周との間で生じた摩擦は、エンドエフェクタ3000が所望の位置に関節運動された後、関節ドライブ2410をその位置に保持する役割を果たす。代替となる例示的实施形態では、ロッキング戻り止め2389、2399が、取付けボールにおける対応するロッキングディンプルに受容されるように位置している場合に、取付けボールの位置が保持される。

20

30

【0067】

図示された例示的实施形態等では、細長いシャフトアッセンブリ2402は、ハンドルアッセンブリ2500と動作可能に接続する。ハンドルアッセンブリ2500の例示的实施形態は、以下に更に詳細に説明されるように、互いに連結されて様々な駆動部品及びシステム用のハウジングを形成する一対のハンドル・ハウジング・セグメント2502、2504を備える。例えば、図46を参照のこと。ハンドル・ハウジング・セグメント2502、2504は、ネジ、スナップ機構、接着等により互いに連結され得る。互いに連結された場合、ハンドルセグメント2502、2504は、ピストルグリップ部2506を含むハンドルアッセンブリ2500を形成し得る。

40

【0068】

長手方向の用具軸「LT-LT」を中心としたエンドエフェクタ3000の選択的な回転を容易にするために、細長いシャフトアッセンブリ2402は、2510と概ね示される、第1駆動システムと接続し得る。駆動システム2510は、手動で作動可能な回転ノズル2512を含み、該回転ノズル2512は、ハンドルアッセンブリ2500に対して回転可能であると共に、ロックされた位置とロックされていない位置との間で軸方向に移動可能であるように、ハンドルアッセンブリ2500上で回転可能に支持される。

【0069】

手術用具2400は、閉鎖システム3670を含み得る。一部の实施形態では、閉鎖システム3670は、細長いシャフトアッセンブリ2402及びエンドエフェクタ3000

50

における遠位及び近位の運動をもたらすのに使用され得る。例えば、一部の実施形態では、閉鎖システム 3670 は、軸方向に移動可能な部材、例えば、3016 を駆動させ得る。例えば、閉鎖システム 3670 は、図 64~82、83~91 及び 92~96 に関連して本明細書に記載された様々な回転駆動シャフトに代えて、軸方向に移動可能な部材 3016 を並進させるのに使用され得る。この例示的实施形態では、閉鎖システム 3670 は、ハンドル・ハウジング・セグメント 2502、2504 内に支持されたハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 に枢着された閉鎖トリガ 2530 により作動される。閉鎖トリガ 2530 は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 内に支持されたピボットピン 2531 上に枢着された作動部 2532 を含む。図 51 を参照のこと。このような例示的機構は、ハンドルアッセンブリ 2500 のピストルグリップ部 2506 に向かう、及び同ピストルグリップ部 2506 から離れる回転移動を容易にする。図 51 に見られ得るように、閉鎖トリガ 2530 は、第 1 ピボット連結部及びギアアッセンブリ 3695 に、閉鎖ワイヤ 2535 により結合された閉鎖連結部 2534 を含む。したがって、ハンドルアッセンブリ 2500 のピストルグリップ部 2506 に向かって、作動状態の位置へと閉鎖トリガ 2530 を回転させることにより、閉鎖連結部 2534 及び閉鎖ワイヤ 2535 は、第 1 ピボット連結部及びギアアッセンブリ 3695 を遠位方向「DD」に移動させ、一部の実施形態では、シャフトを通した遠位運動をエンドエフェクタにさせる。

10

【0070】

手術用具 2400 は、作動状態の位置で閉鎖トリガを保持するための閉鎖トリガ・ロッキング・システム 2536 を更に含む得る。少なくとも 1 つの例示的な形態では、閉鎖トリガ・ロッキング・システム 2536 は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 に枢着された閉鎖ロック部材 2538 を含む。図 52 及び 53 に見られ得るように、閉鎖ロック部材 2538 は、その上に形成されたロックアーム 2539 を有し、該ロックアーム 2539 は、閉鎖トリガ 2530 がピストルグリップ部 2506 に向かって作動される際に、閉鎖連結部 2532 の弓状部 2537 上に載るように構成される。閉鎖トリガ 2530 が完全に作動した状態の位置に回転されている場合、ロックアーム 2539 は、閉鎖連結部 2532 の端部の後ろに落ち込み、閉鎖トリガ 2530 が非作動状態の位置に戻るのを防止する。したがって、シャフトアッセンブリからエンドエフェクタに伝達された遠位移動は、ロックされ得る。閉鎖トリガ 2530 がその非作動状態の位置に戻るのを可能にするためには、臨床医は、単に、ロックアーム 2539 が閉鎖連結部 2532 の端部と係合解除して、閉鎖連結部が非作動状態の位置に移動することが可能になるまで、閉鎖ロック部材 2538 を回転させればよい。

20

30

【0071】

閉鎖トリガ 2532 は、閉鎖リターンシステム 2540 により、非作動状態の位置に戻される。例えば、図 51 に見られ得るように、閉鎖トリガリターンシステム 2540 の一例示的形態は、閉鎖トリガヨーク 2544 により閉鎖連結部 2534 に結合された閉鎖トリガスライド部材 2542 を含む。閉鎖トリガスライド部材 2542 は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 におけるスライドキャビティ 2522 内に摺動可能に支持される。閉鎖トリガ戻りバネ 2546 は、閉鎖トリガスライド部材 2542 に付勢力を加えるために、スライドキャビティ 2520 内に位置している。したがって、臨床医が閉鎖トリガ 2530 を作動させる場合、閉鎖トリガヨーク 2544 は、遠位方向「DD」に閉鎖トリガスライド部材 2542 を移動させ、閉鎖トリガ戻りバネ 2546 を圧縮する。閉鎖トリガ・ロッキング・システム 2536 が係合解除され、閉鎖トリガ 2530 が開放された場合、閉鎖トリガ戻りバネ 2546 は、近位方向「PD」に閉鎖トリガスライド部材 2542 を移動させることにより、最初の非作動状態の位置へと閉鎖トリガ 2530 を回転させる。

40

【0072】

手術用具 2400 は、上記された様々な例示的駆動シャフトアッセンブリのいずれかも使用し得る。少なくとも 1 つの例示的な形態では、手術用具 2400 は、回転制御運動を近位駆動シャフトアッセンブリ 380' に加えるために、第 2 駆動システム 2550 を使

50

用する。図55を参照のこと。第2駆動システム2550は、ピストルグリップ部2506に動作可能に支持されたモータアッセンブリ2552を含み得る。モータアッセンブリ2552は、ハンドルアッセンブリ2500に取り外し可能に取り付けられたバッテリパック2554により動力を供給されてもよいし、又は、交流電源により動力を供給されてもよい。第2駆動ギア2556は、モータアッセンブリ2552の駆動シャフト2555に動作可能に連結される。第2駆動ギア2556は、駆動シャフトアッセンブリの近位駆動シャフトセグメント380'に取り付けられた、第2回転被駆動ギア2558と噛合するために支持される。少なくとも1つの形態において、例えば、第2駆動ギア2556も、図55において矢印「U」により表された方向に、モータアッセンブリ2552に対して、モータ駆動シャフト2555上を軸方向に移動可能である。付勢部材、例えば、コイルバネ2560又は類似の部材が、第2駆動ギア2556とモータハウジング2553との間に配置され、モータ駆動シャフト2555上の第2駆動ギア2556を付勢して、第2被駆動ギア2558上の第1ギアセグメント2559と噛合させる役割を果たす。

【0073】

第2駆動システム2550は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ2520に移動可能に、例えば、旋回可能に取り付けられた発射トリガアッセンブリ2570を更に含み得る。少なくとも1つの例示的な形態では、例えば、発射トリガアッセンブリ2570は、第1回転駆動トリガ2572を含み、該第1回転駆動トリガ2572は、モータアッセンブリ2552と電氣的に通信している、対応するスイッチ/接点（図示せず）と協働し、作動時には、モータアッセンブリ2552に第2被駆動ギア2558に対して第1回転駆動運動を加えさせる。更に、発射トリガアッセンブリ2570は、第1回転駆動トリガに対して旋回可能な後退駆動トリガ2574を更に含む。後退駆動トリガ2574は、モータアッセンブリ2552と電氣的に通信しているスイッチ/接点（図示せず）と動作可能に接続し、作動時には、モータアッセンブリ2552に第2被駆動ギア2558に対する第2回転駆動運動を加えさせる。第1回転駆動運動は、駆動シャフトアッセンブリ及びエンドエフェクタにおける用具駆動シャフトの回転をもたらし、発射部材をエンドエフェクタ3000における遠位に移動させる。逆に、第2回転駆動運動は、第1回転駆動運動の逆であり、最終的に、エンドエフェクタ3000における発射部材の近位移動又は後退をもたらす回転方向に、駆動シャフトアッセンブリ及び用具駆動シャフトの回転をもたらす。

【0074】

図示された実施形態は、閉鎖トリガ作動部2532に枢着され、第1「安全」位置と第2「off」位置との間で選択的に旋回可能な、手で作動可能な安全部材2580も含む。第1「安全」位置では、安全部材2580が、発射トリガアッセンブリ2570の旋回移動を物理的に妨げる。第2「off」位置では、臨床医が、発射トリガアッセンブリ2570を自由に旋回させ得る。図51に見られ得るように、第1ディンプル2582が、安全部材2580の第1位置に対応する閉鎖トリガ作動部2532に設けられる。安全部材2580が第1位置にある場合、安全部材2580上の戻り止め（図示せず）は、第1ディンプル2582内に受容される。第2ディンプル2584も、安全部材2580の第2位置に対応する閉鎖トリガ作動部2532に設けられる。安全部材2580が第2位置にある場合、安全部材2580上の戻り止めは、第2ディンプル2582内に受容される。

【0075】

少なくとも一部の例示的な形態では、手術用具2400は、モータアッセンブリ2552が故障するか、又は、バッテリ電力が失われる若しくは中断される事象において、逆回転運動を近位駆動シャフトセグメント380'に機械的に加えるための、2590と概ね示された、機械的に作動可能な反転システムを含み得る。このような機械的な反転システム2590は、例えば、モータ出力のみの下で、駆動シャフト部品の逆回転を防げるように近位駆動シャフトセグメント380'に動作可能に連結された駆動シャフトシステムの部品が動かなくなる又は引っかかってしまった場合にも特に有用であり得る。少なくとも1つの例示的な形態では、機械的に作動可能な反転システム2590は、第2被駆動ギア2

558上の第2ギアセグメント2562と噛合している、ハンドル・フレーム・アッセンブリ2520に形成されたシャフト2524A上に回転可能に取り付けられた反転ギア2592を含む。図53を参照のこと。したがって、反転ギア2592は、第2被駆動ギア2558が駆動シャフトアッセンブリの近位駆動シャフトセグメント380'を回転させる場合、シャフト2524A上を自由に回転する。

【0076】

様々な例示的形態において、機械的な反転システム2590は、レバーアーム2596の形式において、手動で作動可能なドライバ2594を更に含む。図56及び57に見られ得るように、レバーアーム2596は、ヨーク部2597を含み、該ヨーク部2597は、それを通る細長いスロット2598を有する。シャフト2542Aは、スロット2598Aを通して伸び、ハンドル・ハウジング・アッセンブリ2520上に形成された第2対向シャフト2598Bは、他方の細長いスロットを通して伸びて、ハンドル・ハウジング・アッセンブリ2520にレバーアーム2596を移動可能に固定する。更に、レバーアーム2596は、反転ギア2592と噛合することができる、レバーアーム2596上に形成されたアクチュエータフィン2597を有する。臨床医がレバーアーム2596を作動させるために実質的な力を働かせるまで、レバーアーム2596を非作動状態に維持する戻り止め又は締め付けが存在する。これにより、反転した場合に意図せずレバーアーム2596が始動されることを防ぐ。他の実施形態は、レバーアームを非作動状態に付勢するためのバネを使用し得る。機械的な反転システム2590の様々な例示的实施形態は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ2520に移動可能に軸支されたナイフ後退ボタン2600を更に含む。図56及び57に見られ得るように、ナイフ後退ボタン2600は、第2駆動ギア2556の上部と係合するように構成された係合解除フラップ2602を含む。ナイフ後退ボタン2600は、ナイフ後退バネ2604により係合解除された位置に付勢される。係合解除された位置にある場合、係合解除フラップ2602は、第2駆動ギア2556との係合から離れるように付勢される。したがって、臨床医がナイフ後退ボタン2600を押すことにより機械的な反転システム2590を作動させるのを望むまで、第2駆動ギア2556は、第2被駆動ギア2558の第1ギアセグメント2559と噛合している。

【0077】

臨床医が逆回転駆動運動を近位駆動シャフトセグメント380'に加えるのを望む場合、臨床医は、ナイフ後退ボタン2600を押して、第2被駆動ギア2558上の第1ギアセグメント2559を第2駆動ギア2556から係合解除する。その後、臨床医は、旋回性のラチェット運動を、手動で作動可能なドライバ2594に加え始め、これにより、ドライバ2594上のギアフィン2597に反転ギア2592を駆動させる。反転ギア2592は、第2被駆動ギア2558上の第2ギアセグメント2562と噛合している。手動で作動可能なドライバ2594の連続的なラチェット動作により、第2ギアセグメント2562へと、最終的には、近位駆動シャフトセグメント380'へと逆回転駆動運動が加えられる。臨床医は、関連するエンドエフェクタ部品を完全に開放するか、又は反転させるのに必要な回数だけ、ドライバ2594をラチェット動作させ続ける。所望量の逆回転運動が近位駆動シャフトセグメント380'に加えられると、臨床医は、ナイフ後退ボタン2600及びドライバ2594をそのそれぞれの開始位置又は非作動状態の位置に開放する。その位置において、フィン2597は、反転ギア2592との係合が外れ、第2駆動ギア2556は、第2被駆動ギア2558上の第1ギアセグメント2559と再度噛合される。

【0078】

手術用具2400は、種々の軸方向位置における回転駆動シャフトにより異なって駆動される、様々な回転駆動部品を備える電気外科用エンドエフェクタと共に使用され得る。このようなエンドエフェクタ及び駆動機構の例は、図64～82、83～91及び92～96に関連して本明細書において記載される。手術用具2400は、シャフトギア376を、第1回転被駆動ギア374と噛合させ及び噛合を外すように移動させる、近位駆動シ

シャフトセグメント 380' を選択的に軸方向に移動させるための、シフティングシステム 2610 を使用し得る。例えば、近位駆動シャフトセグメント 380' は、近位駆動シャフトセグメント 380' が内部で軸方向に移動及び回転し得るように、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 内で移動可能に支持される。少なくとも 1 つの例示的な形態では、シフティングシステム 2610 は、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 により摺動可能に支持されたシフターヨーク 2612 を更に含む。図 51 及び 54 を参照のこと。近位駆動シャフトセグメント 380' は、その上に（図 51 及び 55 に示された）一対のカラー 386 を有し、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 上のシフターヨーク 2612 のシフティングが近位駆動シャフトセグメント 380' の軸方向移動をもたらすようにされる。少なくとも 1 つの形態では、シフティングシステム 2610 は、シフターヨーク 2612 と動作可能に接続し、ハンドルアッセンブリ 2500 のハンドル・ハウジング・セグメント 2504 におけるスロット 2505 を通って伸びる、シフター・ボタン・アッセンブリ 2614 を更に含む。図 62 及び 63 を参照のこと。シフターバネ 2616 は、それが近位駆動シャフトセグメント 380' と係合するように、ハンドル・フレーム・アッセンブリ 2520 により取り付けられる。図 54 及び 61 を参照のこと。バネ 2616 は、シフター・ボタン・アッセンブリ 2614 が図 62 に示された第 1 軸方向位置と図 63 に示された第 2 軸方向位置との間に摺動可能に配置された場合、可聴式クリック及び触覚フィードバックを臨床医に提供する役割を果たす。第 1 軸方向位置では、駆動シャフトアッセンブリの回転は、（図 67 に図示された）関節接合部 3500 に対して、長手方向の用具軸「LT-LT」を中心としたエンドエフェクタ 3000 の回転をもたらす。第 2 軸方向位置では、駆動シャフトアッセンブリの回転は、（図 66 に図示された）エンドエフェクタにおける発射部材の軸方向移動をもたらす。したがって、このような機構は、臨床医が、ハンドルアッセンブリ 2500 を保持したままで、シフター・ボタン・アッセンブリ 2614 を容易に摺動可能に位置決めすることを可能にする。一部の実施形態では、シフター・ボタン・アッセンブリ 2500 は、回転駆動シャフトの 3 つ以上の所望の軸方向位置に対応する、3 つ以上の軸方向位置を有し得る。このような手術用具の例は、図 83～91 及び 92～96 に関連して本明細書に提供される。

【0079】

図 64～72 を参照すると、多軸関節接合式かつ回転式手術用具 600 は、第 1 つかみ具部材 602A と第 2 つかみ具部材 602B とを備えるエンドエフェクタ 550 を備える。第 1 つかみ具部材 602A は、第 1 つかみ具部材 602A と第 2 つかみ具部材 602B との間で組織をクランプするために、第 2 つかみ具部材 602B に対して、開位置（図 64、66～69、71）と閉位置（図 70 及び 72）との間で移動可能である。手術用具 600 は、垂直方向（図 64 及び 66～72 において標識された方向 V）及び水平方向（図 64 及び 65～68 において標識された方向 H）において、関節接合部 640 を中心に独立して関節接合されるように構成される。関節接合部 640 の作動は、図 24～26 に関連して上記されたものと同じ方法でもたらされ得る。手術用具 600 は、長手方向（図 64 及び 66～72 において標識された方向 H）において、ヘッド回転接合部 645 を中心に独立して回転するように構成される。エンドエフェクタ 550 は、I-ビーム部材 620 と、第 1 つかみ具部材 602A と第 2 つかみ具部材 602B と第 2 つかみ具部材 602B の近位部 603 とを備えるつかみ具アッセンブリ 555 と、近位部 603 に取り付けられた回転駆動ナット 606 とを備える。I-ビーム部材 620 及びつかみ具アッセンブリ 555 は、本明細書に記載された、上記の軸方向に移動可能な部材 3016 及びつかみ具部材 3008A、3008B に関連して上記された方法と同様の方法で動作し得る。

【0080】

エンドエフェクタ 550 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 と、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 610 と、中間関節チューブセグメント 616 と、遠位外側チューブ部 642 とを備えるシャフトアッセンブリ 560 に連結される。エンドエフェクタ 550 及びシャフトアッセンブリ 560 は共に、手術用具 600 を構成する。エンドエフェクタ 550 は、例えば、図 106～115 に関連して記載された機構を使用して、エン

10

20

30

40

50

ドエフェクタ駆動ハウジング608に取り外し可能に連結され得る。エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610は、円筒部612とボール部材614とを備える。エンドエフェクタ駆動ハウジング608は、ヘッド回転接合部645を介してエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610の円筒部612に連結される。エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608は共に、手術用具600のヘッド部556を構成する。手術用具600のヘッド部556は、以下により詳細に記載されたように、ヘッド回転接合部645を中心に独立して回転可能である。

【0081】

中間関節チューブセグメント616は、ボール部材618とボールソケット619とを備える。エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610のボール部材614と中間関節チューブセグメント616のボールソケット619とが互いに係合することにより形成されたボールソケット型接合部を介して、中間関節チューブセグメント616に連結される。中間関節チューブセグメント616は、中間関節チューブセグメント616のボール部材618と遠位外側チューブ部642のボールソケットとが互いに係合することにより形成されたボールソケット型接合部を介して、遠位外側チューブ部642に連結される。関節接合部640は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610と、中間関節チューブセグメント616と、遠位外側チューブ部642とを備える。関節接合部640を中心とした手術用具600の独立した垂直関節運動及び／又は水平関節運動は、例えば、本明細書において上記された、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610のボール部材614に接続された、444、445、446、447等の独立して作動可能なケーブルセグメントを使用して作動され得る。この独立した関節接合の機能性は、例えば、図24、24A及び25に関連して記載される。臨床医が関節運動機能を始動させることを可能にするためのロボット式及び携帯式装置は、例えば、図6、16～21及び46～50に関連して記載される。

【0082】

第2つかみ具部材602Bに対する開位置（図64、66～69及び71）と閉位置（図70及び72）との間での第1つかみ具部材602Aの移動は、適切な閉鎖作動機構により作動され得る。図73及び74を参照すると、つかみ具アッセンブリ555の閉鎖は、Iービーム部材620の並進により作動され得る。Iービーム部材620は、第1Iービームフランジ622Aと第2Iービームフランジ622Bとを備える。第1Iービームフランジ622A及び第2Iービームフランジ622Bは、中間部624により接続される。Iービーム部材620の中間部624は、切断部材625を備え、切断部材625は、つかみ具アッセンブリ555が閉位置にある場合に、第1つかみ具部材602Aと第2つかみ具部材602Bとの間にクランプされた組織を切除するように構成される。Iービーム部材620は、第1つかみ具部材602Aにおける第1チャンネル601A内及び第2つかみ具部材602Bにおける第2チャンネル601B内を並進するように構成される。第1チャンネル601Aは、第1チャンネルフランジ605Aを備え、第2チャンネル601Bは、第1チャンネルフランジ605Bを備える。第1Iービームフランジ622Aは、第1カム表面626Aを画定し得る。第2Iービームフランジ622Bは、第2カム表面626Bを画定し得る。第1及び第2カム表面626A及び626Bは、それぞれ、第1及び第2チャンネルフランジ605A及び605Bの外向きの対向表面と摺動可能に係合し得る。より具体的には、第1カム表面626Aは、第1つかみ具部材602Aの第1チャンネルフランジ605Aの対向表面と摺動可能に係合するように構成された適切なプロファイルを備え、同様に、第2カム表面626Bは、第2つかみ具部材602Bの第2チャンネルフランジ605Bの対向表面と摺動可能に係合するように構成された適切なプロファイルを備え得る。これにより、Iービーム部材620が遠位に前進した場合、カム表面626A及び626Bが協働して、第1つかみ具部材602Aを第2つかみ具部材602Bに向かってカム駆動させ、図74における矢印629により図示されているように開位置から閉位置へとつかみ具アッセンブリ555を移動させるようにされる。

【0083】

図73は、完全に近位位置にあるIービーム部材620及び開位置にあるつかみ具アッセンブリ555を示す。図73に示された位置において、第1カム表面626Aは、弓状のアンビル表面628の近位部と係合している。アンビル表面628の近位部は、第2つかみ具部材602B（図69及び71）に対して、開いた第1つかみ具部材602Aを機械的に保持する。長手方向（図64及び66～74において標識された方向L）における遠位へのIービーム部材620の並進は、弓状のアンビル表面628の長さにわたる第1カム表面626Aの摺動性の係合をもたらす。この摺動的係合は、第1カム表面626Aが弓状のアンビル表面628の遠位部と係合するまで、第1つかみ具部材602Aを第2つかみ具部材602Bに向かってカム駆動させる。所定の距離についてのIービーム部材620の遠位並進後に、第1カム表面626Aは、弓状のアンビル表面628の遠位部と係合し、つかみ具部材は、閉位置にある（図74）。その後、Iービーム部材620は、閉位置にある場合に、第1つかみ具部材602Aと第2つかみ具部材602Bとの間にクランプされた組織を切除するために、更に遠位に並進され得る。

10

【0084】

つかみ具アッセンブリの閉鎖後のIービーム部材620の遠位並進中に、第1及び第2Iービームフランジ622A及び622Bの第1及び第2カム表面626A及び626Bは、それぞれ第1及び第2チャンネルフランジ605A及び605Bの対向表面と摺動可能に係合する。この方法において、Iービーム部材は、第1及び第2つかみ具部材602A及び602Bの第1及び第2チャンネル601A及び601Bを通して遠位に前進させられる。

20

【0085】

Iービーム部材620の遠位端又は先端は、切断部材625を備え、切断部材625は、Iービーム部材の遠位並進ストローク中にクランプされた組織を切断することにより、組織を切除するように構成された鋭い端部又はブレードであり得る。図72及び70は、遠位並進ストローク後の完全に遠位位置にあるIービーム部材620を示す。遠位並進ストローク後に、Iービーム部材620は、図74に示された長手方向位置に、近位に後退することができ、この位置では、つかみ具アッセンブリは閉じられたままであり、第1つかみ具部材602Aと第2つかみ具部材602Bとの間に任意の切除された組織がクランプされている。完全に近位位置（図69、71及び73）へのIービーム部材の更なる後退は、第1カム表面626Aとアンビル表面628の近位部との係合をもたらすであろう。アンビル表面628の近位部は、第1つかみ具部材602Aを第2つかみ具部材602Bから離すようにカム駆動して、つかみ具アッセンブリ555を開く。

30

【0086】

Iービーム部材620が第1つかみ具部材602Aと第2つかみ具部材602Bとの間にクランプされた組織を通して前進させられる前、同前進中及び／又は同前進後に、この明細書においてより詳細に記載されるように、組織を溶着／融着するために、電流が、第1つかみ具部材602A及び／又は第2つかみ具部材602Bに位置する電極に供給され得る。例えば、電極は、組織を溶着／融着するために閉じられた位置にある場合、第1つかみ具部材602Aと第2つかみ具部材602Bとの間にクランプされた組織に、RFエネルギーを伝送するように構成され得る。

40

【0087】

近位に後退した位置（図64、66～69、71及び73）、中間位置（図74）及び遠位に前進した位置（図70及び72）の間でのIービーム部材620の遠位及び近位の並進は、適切な並進作動機構により達成され得る。図65～72を参照すると、Iービーム部材620は、ネジ付き回転駆動部材604に接続される。ネジ付き回転駆動ナット606は、ネジ付き回転駆動部材604と螺合する。ネジ付き回転駆動ナット606は、第2つかみ具部材602Bの近位部603に取り付けられる。ネジ付き回転駆動ナット606は、任意の方向における並進を機械的に防げられるが、ネジ付き回転駆動ナット606は、第2つかみ具部材602Bの近位部603内で回転可能である。したがって、回転駆動ナット606とネジ付き回転駆動部材604との螺合を考慮すると、回転駆動ナット6

50

06の回転運動は、長手方向におけるネジ付き回転駆動部材604の並進運動に変換され、該ネジ付き回転駆動部材604の並進運動は、長手方向におけるIービーム部材620の並進運動となる。

【0088】

ネジ付き回転駆動部材604は、回転駆動ナット606と螺合され、回転駆動シャフト630の空洞内に位置している。ネジ付き回転駆動部材604は、回転駆動シャフト630に取り付け又は接続されない。ネジ付き回転駆動部材604は、回転駆動シャフト630の空洞内を自由に移動可能であり、回転駆動ナット606の回転により駆動された場合、回転駆動シャフト630の空洞内を並進するであろう。回転駆動シャフト630の空洞内に位置しているネジ付き回転駆動部材604を備える回転駆動シャフト630は、シャフトアッセンブリ560の空洞内に位置している同心円状の回転駆動シャフト／ネジアッセンブリを形成する。

10

【0089】

図65に図示されているように、互いにシャフトアッセンブリ560を構成する、エンドエフェクタ駆動ハウジング608、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610及び中間関節チューブセグメント616が、開いた空洞を有するため、シャフトアッセンブリは、図66～68に図示されているように空洞を有する。図66～68を参照すると、同心円状の回転駆動シャフト／ネジ付き回転駆動部材のアッセンブリは、シャフトアッセンブリ560の空洞内に位置しており、エンドエフェクタ駆動ハウジング608、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ610及び中間関節チューブセグメント616を通過する。図66～68には示されていないが、少なくとも回転駆動シャフト630は、遠位外側チューブ部642の空洞を通過し、回転駆動シャフト630に回転運動及び軸方向並進運動を提供する駆動機構に動作可能に連結される。例えば、一部の実施形態では、手術用具600は、シャフトアッセンブリ560を介して、回転駆動シャフト630に回転運動及び軸方向並進運動を提供するロボット手術システム、例えば、図5及び図16～21に関連して記載されたロボット手術システム等に動作可能に連結され得る。例えば、回転駆動シャフト630は、シャフトアッセンブリ560を介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380に動作可能に連結され得る。また、一部の実施形態では、手術用具600は、携帯式手術装置、例えば、図46～63に関連して本明細書において上記された装置と共に使用され得る。例えば、回転駆動シャフト630は、シャフトアッセンブリ560を介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380'に動作可能に連結される。

20

30

【0090】

回転駆動シャフト630は、回転駆動ヘッド632を備える。回転駆動ヘッド632は、回転駆動ヘッド632の遠位側にメス型六角連結部634を備える。回転駆動ヘッド632は、回転駆動ヘッド632の近位側にオス型六角連結部636を備える。回転駆動ヘッド632の遠位メス型六角連結部634は、回転駆動ナット606の近位側に位置している回転駆動ナット606のオス型六角連結部607と機械的に嵌合するように構成される。回転駆動ヘッド632の近位オス型六角連結部636は、エンドエフェクタ駆動ハウジング608のメス型六角シャフト連結部609と機械的に嵌合するように構成される。

40

【0091】

図66、67、69及び70を参照すると、回転駆動シャフト630は、回転駆動ヘッド632のメス型六角連結部634が回転駆動ナット606のオス型六角連結部607と機械的に嵌合する、完全に遠位の軸方向位置に見られる。この構成では、回転駆動シャフト630の回転は、回転駆動ナット606の回転を作動させ、回転駆動ナット606の回転は、ネジ付き回転駆動部材604の並進を作動させ、ネジ付き回転駆動部材604の並進は、Iービーム部材620の並進を作動させる。ネジ付き回転駆動部材604及び回転駆動ナット606のネジ山の向きは、回転駆動シャフト630の時計回り又は反時計回りのいずれかの回転が、ネジ付き回転駆動部材604及びIービーム部材620の遠位又は近位の並進を作動させるように確立され得る。この方法では、回転駆動シャフト630の

50

回転の方向、速度及び持続時間は、Iービーム部材620の長手方向並進の方向、速度及び大きさ、即ち、上記されたように、つかみ具部材の開閉、並びに第1及び第2チャンネル601A及び601Bに沿ったIービーム部材の切除ストロークを制御するために、調節され得る。

【0092】

図69を参照すると、例えば、（近位から遠位の観点から見られた際に）時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、回転駆動ナット606の時計回りの回転を作動させ、回転駆動ナット606の時計回りの回転は、ネジ付き回転駆動部材604の遠位並進を作動させ、ネジ付き回転駆動部材604の遠位並進は、Iービーム部材620の遠位並進を作動させ、Iービーム部材620の遠位並進は、つかみ具アッセンブリの閉鎖及びIービーム部材620／切断部材625の遠位切除ストロークを作動させる。図70を参照すると、例えば、（近位から遠位の観点から見られた際に）反時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、回転駆動ナット606の反時計回りの回転を作動させ、回転駆動ナット606の反時計回りの回転は、ネジ付き回転駆動部材604の近位並進を作動させ、ネジ付き回転駆動部材604の近位並進は、Iービーム部材620の近位並進を作動させ、Iービーム部材620の近位並進は、Iービーム部材620／切断部材625の近位リターンストローク及びつかみ具アッセンブリの開放を作動させる。この方法では、回転駆動シャフト630は、つかみ具アッセンブリの開閉及びIービーム620／切断部材625の近位ー遠位切除ストロークを独立して作動させるのに使用され得る。

【0093】

図68、71及び72を参照すると、回転駆動シャフト630は、回転駆動ヘッド632のオス型六角連結部636がエンドエフェクタ駆動ハウジング608のメス型六角シャフト連結部609と機械的に嵌合される、完全に近位軸方向位置に示される。この構成では、回転駆動シャフト630の回転は、回転接合部645を中心とした手術用具600のヘッド部556の回転、例えば、エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608の回転を作動させる。この構成では、ヘッド回転接合部645に対して遠位である手術用具600の部分（すなわち、エンドエフェクタ550とエンドエフェクタ駆動ハウジング608とを備える手術用具600のヘッド部556）は、回転駆動シャフト630の回転により回転する。ヘッド回転接合部645に対して近位である手術用具の部分（例えば、エンドエフェクタコネクタ610、中間関節チューブセグメント616及び遠位外側チューブ部642）は、回転駆動シャフト630の回転により回転しない。回転駆動ナット606を駆動させるための回転駆動シャフト630の所望の回転速度は、ヘッド部556を回転させるための所望の回転速度より大きくあり得る。例えば、回転駆動シャフト630は、種々の回転速度で動作可能なモータ（図示せず）により駆動され得る。

【0094】

図71を参照すると、例えば、（近位から遠位の観点から見られた際に）時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、開位置にあるつかみ具アッセンブリ555と共に、エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608（すなわち、手術用具600のヘッド部556）の時計回り回転を作動させる。（近位から遠位の観点から見られた際に）反時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、開位置にあるつかみ具アッセンブリ555と共に、エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608の反時計回り回転を作動させる。図72を参照すると、例えば、（近位から遠位の観点から見られた際に）時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、閉位置にあるつかみ具アッセンブリ555と共に、エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608の時計回り回転を作動させる。（近位から遠位の観点から見られた際に）反時計回り方向における回転駆動シャフト630の回転は、閉位置にあるつかみ具アッセンブリ555と共に、エンドエフェクタ550及びエンドエフェクタ駆動ハウジング608の反時計回り回転を作動させる。図示されていないが、回転駆動シャフト630が完全に近位の軸方向位置にあり、回転駆動ヘッド632のオス型六角連結部636がエンドエフェクタ駆動ハウジング608のメス型六角シャフト連結部60

9と機械的に嵌合されて、手術用具のヘッド部の回転を作動させる場合、Iービーム部材620は、つかみ具部材が閉じられるが、Iービームが完全に遠位に前進していない中間位置（例えば、図74を参照のこと。）に位置し得ると理解される。

【0095】

したがって、回転駆動シャフト630は、つかみ具アセンブリの開閉、Iービーム620／切断部材625の近位－遠位切除ストローク及び手術用具600dのヘッド部556の回転を独立して作動させるのに使用され得る。

【0096】

様々な実施形態では、手術用具は、エンドエフェクタと、第1作動機構と、第2作動機構とを備え得る。手術用具は、第1作動機構又は第2作動機構のいずれかと選択的に嵌合し、第1作動機構又は第2作動機構のいずれかに回転運動を伝達するように構成されたクラッチ部材も備え得る。例えば、様々な実施形態では、クラッチ部材は、例えば、図64～72に関連して記載されたように、回転駆動ヘッドを備える回転駆動シャフトを備え得る。様々な実施形態では、第1作動機構は、例えば、図64～74に関連して記載されたように、回転駆動ナットと螺合されたネジ付き回転駆動部材に接続されたIービーム部材を備え得る。この場合、Iービーム、ネジ付き回転駆動部材及び回転駆動ナットは、つかみ具部材の開閉及び／又は切断部材の並進を作動させるように構成される。様々な実施形態では、第2作動機構は、例えば、図64～72に関連して記載されたように、シャフト連結部を備え得る。この場合、シャフト連結部は、手術用具のヘッド部の回転を作動させるように構成される。

【0097】

様々な実施形態では、手術用具は、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された第1作動機構とを備えるエンドエフェクタを備え得る。手術用具は、外科用エンドエフェクタに対して近位のシャフトアセンブリも備え得る。手術用具は、回転駆動シャフトも備え得る。回転駆動シャフトは、回転運動を伝達するように構成されることができ、第1位置と第2位置との間でシャフトアセンブリに対して選択的に移動可能であることもできる。回転駆動シャフトは、第1位置にある場合に、第1作動機構と嵌合し、第1作動機構に回転運動を選択的に伝達するように構成され得る。回転駆動シャフトは、第2位置にある場合に、この作動機構から嵌合解除されるように構成され得る。例えば、様々な実施形態において、第1作動機構は、例えば、図64～74に関連して記載されたように、回転駆動ナットに螺合されたネジ付き回転駆動部材に接続されたIービーム部材を備え得る。この場合、Iービーム、ネジ付き回転駆動部材及び回転駆動ナットは、回転駆動シャフトが駆動ナットに嵌合し、駆動ナットに回転運動を選択的に伝達する場合に、つかみ具部材の開閉を作動させるように構成される。

【0098】

様々な実施形態では、手術用具は、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構とを備えるエンドエフェクタを備え得る。手術用具は、外科用エンドエフェクタに対して近位のシャフトアセンブリも備え得る。この場合、外科用エンドエフェクタは、シャフトアセンブリに対して回転するように構成される。手術用具は、回転運動を伝達するように構成された回転駆動シャフトも備え得る。回転駆動シャフトは、第1位置と第2位置との間でシャフトアセンブリに対して、選択的に軸方向に移動可能である。この場合、回転駆動シャフトは、第1軸方向位置にある場合、閉鎖機構に回転運動を加えるように構成され、回転駆動シャフトは、第2軸方向位置にある場合に、外科用エンドエフェクタに回転運動を加えるように構成される。例えば、様々な実施形態では、第1軸方向位置は、回転駆動ヘッドが、例えば、図64～72に関連して記載されたように、回転駆動ナットと機械的に嵌合される、完全に遠位の軸方向位置にある回転駆動シャフトに対応し得る。様々な実施形態では、第2軸方向位置は、回転駆動ヘッドが、例えば、図64～72に関連して記載されたように、シャフト部材のシャフト連結部と機械的に嵌合さ

れる、完全に近位の軸方向位置にある回転駆動シャフトに対応し得る。

【0099】

様々な実施形態では、エンドエフェクタと、第1作動機構と、第2作動機構とを備える手術用具は、ヘッドロック機構を更に備え得る。例えば、図75～82を参照すると、多軸関節接合式かつ回転式手術用具650は、エンドエフェクタ570と、シャフトアッセンブリ580と、ヘッドロック機構590とを備える。エンドエフェクタ570は、第1つかみ具部材652Aと第2つかみ具部材652Bとを備える。第1つかみ具部材602Aは、第1つかみ具部材652Aと第2つかみ具部材652Bとの間に組織をクランプするために、第2つかみ具部材602Bに対して開位置（図77及び79）と閉位置（図78及び80）との間で移動可能である。手術用具650は、図64～72に示された手術用具600と同様に、垂直方向及び水平方向において関節接合部を中心に独立して関節接合されるように構成される。手術用具650は、図64～72に示された手術用具600と同様に、ヘッド回転接合部を中心に独立して回転するようにも構成される。エンドエフェクタ570は、Iービーム部材670と、第1つかみ具部材652Aと第2つかみ具部材652Bと第2つかみ具部材652Bの近位部653と近位部653に取り付けられた回転駆動ナット656とを備えるつかみ具アッセンブリ575とを備える。

10

【0100】

エンドエフェクタ570は、エンドエフェクタ駆動ハウジング658とエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660と中間関節チューブセグメント666と手術用具シャフト部材（図示せず）とを備えるシャフトアッセンブリ580に連結される。エンドエフェクタ570及びシャフトアッセンブリ580は共に、手術用具650を構成する。エンドエフェクタ570は、例えば、図106～115に関連して記載された機構を使用して、エンドエフェクタ駆動ハウジング658に取り外し可能に連結され得る。エンドエフェクタ駆動ハウジング608は、ヘッド回転接合部を介して、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660に連結される。エンドエフェクタ570及びエンドエフェクタ駆動ハウジング658は共に、手術用具650のヘッド部578を構成する。手術用具650のヘッド部578は、手術用具600を示す図64～72に関連してより詳細に上記されたように、ヘッド回転接合部を中心として、独立して回転可能である。

20

【0101】

エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660のボール部材と中間関節チューブセグメント666のボールソケットとが互いに係合することにより形成されたボールソケット型接合部を介して、中間関節チューブセグメント666に連結される。中間関節チューブセグメント666は、中間関節チューブセグメント616のボール部材と手術用具シャフト部材のボールソケットとが互いに係合することにより形成されたボールソケット型接合部を介して、手術用具シャフト部材に連結される。関節接合部は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660と、中間関節チューブセグメント666と、手術用具シャフト部材とを備える。この関節接合部を中心とした手術用具650の独立した垂直関節運動及び／又は水平関節運動は、例えば、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660のボール部材に接続された、独立して作動可能な駆動ケーブルを使用して作動され得る。この独立した関節接合の機能性は、例えば、図24～25に関連して記載される。臨床医が関節運動機能を始動することを可能にするためのロボット及び携帯式装置は、例えば、図6、16～21及び46～50に関連して記載される。

30

40

【0102】

第2つかみ具部材652Bに対する第1つかみ具部材652Aの動きは、図73及び74に関連して上記されたのと同じ作動機構により作動される。近位に後退した位置（図77及び79）、中間位置（図74を参照のこと。）及び遠位に前進した位置（図78及び80）間でのIービーム部材670の遠位及び近位の並進は、適切な並進作動機構により達成され得る。図75～80を参照すると、Iービーム部材670は、ネジ付き回転駆動部材654に接続される。ネジ付き回転駆動ナット656は、ネジ付き回転駆動部材65

50

4に螺合される。ネジ付き回転駆動ナット656は、第2つかみ具部材652Bの近位部653に取り付けられる。ネジ付き回転駆動ナット656は、任意の方向における並進を機械的に防げられるが、第2つかみ具部材652Bの近位部653内で回転可能である。したがって、回転駆動ナット656とネジ付き回転駆動部材654との螺合を考慮すると、回転駆動ナット656の回転運動は、長手方向におけるネジ付き回転駆動部材654の並進運動に変換され、該ネジ付き回転駆動部材654の並進運動は、長手方向におけるIービーム部材670の並進運動となる。

【0103】

ネジ付き回転駆動部材654は、回転駆動ナット656に螺合され、回転駆動シャフト680の空洞内に位置している。ネジ付き回転駆動部材654は、回転駆動シャフト680に取り付け又は接続されない。ネジ付き回転駆動部材654は、回転駆動シャフト680の空洞内を自由に移動可能であり、回転駆動ナット656の回転により駆動された場合、回転駆動シャフト680の空洞内を並進するであろう。回転駆動シャフト680の空洞内に位置しているネジ付き回転駆動部材654を備える回転駆動シャフト680は、シャフトアッセンブリ580の空洞内に位置している同心円状の回転駆動シャフト／ネジアッセンブリを形成する。

10

【0104】

図77～80を参照すると、同心円状の回転駆動シャフト／ネジアッセンブリは、シャフトアッセンブリ560の空洞内に位置しており、エンドエフェクタ駆動ハウジング658、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ660及び中間関節チューブセグメント666を通過する。図77～80には示されていないが、少なくとも回転駆動シャフト680は、手術用具シャフト部材の空洞を通過し、回転駆動シャフト680に回転運動及び軸方向並進運動をもたらす駆動機構に動作可能に連結される。例えば、一部の実施形態では、手術用具650は、シャフトアッセンブリ580を介して、回転駆動シャフト680に回転運動及び軸方向並進運動を提供するロボット手術システム、例えば、図5及び図16～21に関連して記載されたロボット手術システムに動作可能に連結され得る。一部の実施形態では、例えば、手術用具650は、シャフトアッセンブリ580を介して、回転駆動シャフト680に回転運動及び軸方向の並進運動を提供する携帯式手術装置、例えば、図46～63に関連して記載された携帯式手術装置等に動作可能に連結され得る。一部の実施形態では、ネジ付き回転駆動部材654は、回転駆動シャフト680の長さ未満の長さを有するため、回転駆動シャフト680の遠位部内にのみある。

20

30

【0105】

ネジ付き回転駆動部材654及び回転駆動シャフト680は、関節接合部内に位置しているネジ付き回転駆動部材654及び回転駆動シャフト680の一部が、この関節接合部を中心とした手術用具650の独立した関節運動中に損傷したり、又は作動性を喪失したりすることなく曲がり得るように可撓性である。回転駆動シャフト680の例示的構成は、本明細書において、図28～45に関連して提供される。

【0106】

回転駆動シャフト680は、回転駆動ヘッド682を備える。回転駆動ヘッド682は、回転駆動ヘッド682の遠位側にメス型六角連結部684を備える。回転駆動ヘッド682は、回転駆動ヘッド682の近位側にオス型六角連結部686を備える。回転駆動ヘッド682の遠位メス型六角連結部684は、回転駆動ナット656の近位側に位置している回転駆動ナット656のオス型六角連結部657と機械的に嵌合するように構成される。回転駆動ヘッド682の近位オス型六角連結部686は、エンドエフェクタ駆動ハウジング658のメス型六角シャフト連結部659と機械的に嵌合するように構成される。

40

【0107】

図77及び78を参照すると、回転駆動シャフト680は、回転駆動ヘッド682のメス型六角連結部684が回転駆動ナット656のオス型六角連結部657と機械的に嵌合する、完全に遠位の軸方向位置に見られる。この構成では、回転駆動シャフト680の回転は、回転駆動ナット656の回転を作動させ、回転駆動ナット656の回転は、ネジ付

50

き回転駆動部材 654 の並進を作動させ、ネジ付き回転駆動部材 654 の並進は、Iービーム部材 670 の並進を作動させる。図 79 及び 80 を参照すると、回転駆動シャフト 680 は、回転駆動ヘッド 682 のオス型六角連結部 686 がエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のメス型六角シャフト連結部 659 と機械的に嵌合する、完全に近位の軸方向位置に見られる。この構成では、回転駆動シャフト 680 の回転は、回転接合部を中心とした手術用具 650 のヘッド部 578 の回転、例えば、エンドエフェクタ 570 及びエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 の回転を作動させる。

【0108】

回転駆動シャフト 680 は、スプラインロック 690 も備える。スプラインロック 690 は、シャフトフランジ 685 を使用して、回転駆動シャフト 680 に連結される。スプラインロック 690 は、回転駆動シャフト 680 及びシャフトフランジ 685 によって任意の方向における並進を機械的に防げられるが、スプラインロック 690 は、回転駆動シャフト 680 を中心として自由に回転可能である。スプラインロック 690 は、スプラインロック 690 の外側表面周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ 580 と同軸方向に向きを付けられたスプライン部材 692 を備える。図 75 及び 76 に図示されているように、スプラインロック 690 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 とエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 との連結により形成された回転接合部に位置している。エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 の内側表面の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ 580 と同軸方向に向きを付けられたスプライン部材 696 を備えるスプライン連結部 694 を備える。エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 の内側表面の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ 580 と同軸方向に向きを付けられたスプライン部材 664 を備えるスプライン連結部 662 を備える。

【0109】

スプラインロック 690、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658、及びエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 それぞれのスプライン部材 692、696 及び 664 は、回転駆動シャフト 680 が、回転駆動ヘッド 682 のメス型六角連結部 684 が回転駆動ナット 656 のオス型六角連結部 657 と機械的に嵌合されて、回転駆動ナット 656 の回転を駆動させ、ネジ付き回転駆動部材 654 及び Iービーム部材 670 を並進させる（図 77、78 及び 82）、完全に遠位の軸方向位置にある場合に、互いに機械的に嵌合するように構成される。各スプライン部材 692、696 及び 664 の機械的嵌合は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 を、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 に対して定位置にロックすることにより、回転接合部をロックし、手術用具 650 のヘッド部 578 の回転を防止する。スプラインロック 690 が回転駆動シャフト 680 を中心として自由に回転可能であるため、各スプライン部材 692、696 及び 664 の機械的嵌合は、回転駆動シャフト 680 が回転駆動ナット 656、ネジ付き回転駆動部材 654 及び Iービーム部材 670 を作動させるのを妨げない。

【0110】

回転駆動シャフト 680 が、回転駆動ヘッド 682 のオス型六角連結部 686 がエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のメス型六角シャフト連結部 659 と機械的に嵌合されて、手術用具 650 のヘッド部 578 の回転を駆動させる、完全に近位の軸方向位置にある場合、スプラインロック 690 は、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 の空洞内に完全に後退され、スプラインロック 690 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のスプライン連結部 694 から完全に嵌合解除される。（図 79、80 及び 81）。この構成では、スプラインロック 690 のスプライン部材 692 とエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 のスプライン部材 664 とは、完全に嵌合され、スプラインロック 690 のスプライン部材 692 とエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のスプライン部材 696 とは、完全に嵌合解除される。回転駆動シャフト 680 が完全に近位の軸方向位置にある場合、スプラインロック 690 のスプライン部材 692 とエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のスプライン部材 696 との機械的な嵌合解除は、エンドエフェクタ

・コネクタ・チューブ 660 からエンドエフェクタ駆動ハウジング 658 をアンロックすることにより、回転接合部のロックを解除し、手術用具 650 のヘッド部 578 の回転を可能にする。スプラインロック 690 が回転駆動シャフト 680 を中心として自由に回転可能であるために、スプラインロック 690 のスプライン部材 692 とエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 のスプライン部材 664 との機械的嵌合は、回転駆動シャフト 680 が手術用具 650 のヘッド部 578 の回転を作動させるのを妨げない。

【0111】

ヘッドロッキング機構 590 は、回転駆動シャフト 680 が、上記されたように（図 77、78 及び 82）、回転駆動ナット 656 と嵌合して、つかみ具閉鎖機構及び／又は Iービーム並進機構の作動を駆動させる、完全に遠位の軸方向位置にある場合、手術用具 650 のヘッド部 578 が回転しないことを確保する。ヘッドロッキング機構 590 は、回転駆動シャフト 680 が、上記されたように（図 79、80 及び 81）、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 のシャフト連結部 659 と嵌合して、ヘッド回転の作動を駆動させる、完全に近位の軸方向位置にある場合、手術用具 650 のヘッド部 578 が自由に回転可能であることを確保する。

【0112】

図 77 及び 78 を参照すると、例えば、回転駆動シャフト 680 の回転は、回転駆動ナット 656 の回転を作動させ、回転駆動ナット 656 の回転は、（回転駆動シャフト 680 の回転運動の方向に応じて、）ネジ付き回転駆動部材 654 の遠位又は近位の並進を作動させ、ネジ付き回転駆動部材 654 の並進は、Iービーム部材 670 の遠位又は近位の並進を作動させ、Iービーム部材 670 の並進は、つかみ具アッセンブリ 575 の開閉並びに Iービーム部材 670 / 切断部材 675 の遠位及び近位の切除ストロークを作動させる。同時に、スプラインロック 690 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 とエンドエフェクタ・コネクタ・チューブ 660 との両方を嵌合して、意図しないヘッド回転を防止する。

【0113】

図 79 及び 80 を参照すると、例えば、回転駆動シャフト 680 の回転は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 の回転を作動させ、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 の回転は、エンドエフェクタ 570 の回転を作動させる。同時に、スプラインロック 690 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 658 の両方を嵌合解除して、ヘッド回転を妨げない。したがって、回転駆動シャフト 680 は、つかみ具アッセンブリ 575 の開閉、Iービーム 670 / 切断部材 675 の近位ー遠位の切除ストローク及び手術用具 650 のヘッド部 578 の回転を独立して作動させるのに使用され得る。

【0114】

様々な実施形態では、エンドエフェクタ、例えば、図 64～82 に示されたエンドエフェクタ 550 及び 570 は、第 1 及び第 2 遠位テクスチャ部をそれぞれ備える第 1 及び第 2 つかみ具部材を備え得る。エンドエフェクタの第 1 及び第 2 つかみ具部材の第 1 及び第 2 遠位テクスチャ部は対向してもよく、エンドエフェクタが、例えば、切開手術中に組織を掴むのに加えて、手術器具（組織を縫合するための針等）を掴む、通す、かつ／又は操作することを可能にしてもよい。一部の実施形態では、遠位テクスチャ部は、例えば、切開手術中に、組織に RF エネルギーを伝送するように構成された電極であってもよい。この掴む、通過させる、操作するかつ／又は切開する機能性は、例えば、図 153～168 に関連して記載される。

【0115】

様々な実施形態では、エンドエフェクタ、例えば、図 64～82 に示されたエンドエフェクタ 550 及び 570 は、第 1 及び第 2 つかみ具部材の外側に面した表面に配設された第 1 及び第 2 グリップ部を備える第 1 及び第 2 つかみ具部材を備え得る。エンドエフェクタの第 1 及び第 2 つかみ具部材の第 1 及び第 2 グリップ部は、例えば、図 116～131 に関連して記載されるように、組織切開を補助するのに機能し得る。

【0116】

様々な実施形態では、エンドエフェクタ、例えば、図64～82に示されたエンドエフェクタ550及び570は、少なくとも一方のつかみ具部材の少なくとも1つの組織接触表面に配設された、少なくとも1つの電極を備え得る。この電極は、例えば、閉位置にあるつかみ具部材間にクランプされた組織にRFエネルギーを伝送して、組織を溶着／融着するように構成され得る。この組織は、一部の実施形態では、切断部材を備えるIービーム部材を並進させることにより切除されてもよい。一部の実施形態では、第2つかみ具部材は、例えば、つかみ具部材の遠位チップに位置しているオフセット電極を備え、該電極は、切開手術中の組織にRFエネルギーを伝送するように構成されていてもよい。この電極の機能性は、例えば、153～168に関連して記載される。

【0117】

10

様々な実施形態では、エンドエフェクタ、例えば、図64～82に示されたエンドエフェクタ550及び570は、例えば、図132～142に関連して記載されるように、角度を有する組織接触表面を備えるつかみ具部材を備え得る。

【0118】

図83～91を参照すると、多軸関節接合式かつ回転式手術用具1200は、第1つかみ具部材1204と第2つかみ具部材1206とを備える、つかみ具アセンブリ1211を含むエンドエフェクタ1202を備える。第1つかみ具部材1204は、第1つかみ具部材1204と第2つかみ具部材1206との間に組織をクランプするために、第2つかみ具部材1206に対して開位置と閉位置との間で移動可能である。手術用具1200は、関節接合部1208を中心として独立して関節接合されるように構成される。上記されたように、手術用具1200は、ヘッド回転接合部1210を中心として、独立して回転するようにも構成される。図83を参照すると、エンドエフェクタ1202は、近位シャフト部1212を更に備える。

20

【0119】

エンドエフェクタ1202は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216と、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1218と、中間関節チューブセグメント1220と、遠位外側チューブ部（図83～91において図示せず）とを備えるシャフトアセンブリ1214に連結される。エンドエフェクタ1202及びシャフトアセンブリ1214は共に、手術用具1200を構成し得る。エンドエフェクタ1202は、例えば、図106～115に関連して記載される機構を使用して、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216に取り外し可能に連結され得る。エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1218は、円筒部1222とボール部1224とを備える。エンドエフェクタ駆動ハウジング1216は、ヘッド回転接合部1210を介して、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1218の円筒部1222に連結される。エンドエフェクタ1202及びエンドエフェクタ駆動ハウジング1216は共に、手術用具1200のヘッド部を構成する。手術用具1200のヘッド部は、ヘッド回転接合部1210を中心に独立して回転可能である。

30

【0120】

主に図85～87を参照すると、手術用具1200は、開位置（図86）と閉位置（図87）との間で、第2つかみ具部材1206に対して第1つかみ具部材1204を移動させるための閉鎖機構1226を備え得る。図83に図示されているように、第1つかみ具部材1204は、第1取付け孔1228を含んでもよく、第2つかみ具部材1206は、第2取付け孔（図83～91において図示せず）を含んでもよい。第1つかみ具部材1204は、ピボット又はトラニオンピン（図83～91において図示せず）が第1つかみ具部材1204の第1取付け孔1228及び第2つかみ具部材1206の第2取付け孔を通して伸びて、第1つかみ具部材1204を第2つかみ具部材1206に旋回可能に連結するように、第2つかみ具部材1206に対して配置され得る。第1つかみ具部材1204と第2つかみ具部材1206とを連結するための他の適切な手段は、この開示の範囲内にある。

40

【0121】

図83～91を参照すると、閉鎖機構1226は、第1連結部1230と第2連結部（

50

図 8 3 ~ 9 1 において図示せず) とを備え得る連結機構を備え得る。閉鎖機構 1 2 2 6 は、例えば、閉鎖ナット 1 2 3 2 の形式で、閉鎖ドライバも備え得る。閉鎖ナット 1 2 3 2 (図 8 4) は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 2 1 6 内に、少なくとも部分的に配置され得る。使用時に、閉鎖ナット 1 2 3 2 は、第 1 位置 (図 8 6) と第 2 位置 (図 8 7) との間で、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 2 1 6 に対して軸方向に並進することができ、第 1 アーム 1 2 3 4 と第 2 アーム 1 2 3 6 とを含み得る。主に図 8 4 を参照すると、第 1 アーム 1 2 3 4 及び第 2 アーム 1 2 3 6 は、閉鎖ナット 1 2 3 2 の遠位部 1 2 3 8 から遠位に伸び得る。第 1 アーム 1 2 3 4 は、第 1 開口 1 2 4 0 を備えてもよく、この場合、第 1 アーム 1 2 3 4 は、第 1 開口 1 2 4 0 を介して第 1 ピン 1 2 4 2 により、第 1 連結部 1 2 3 0 に旋回可能に接続されてもよい。同様に、第 2 アーム 1 2 3 6 は、第 2 開口 1 2 4 4 を備えてもよく、この場合、第 2 アーム 1 2 3 6 は、第 2 開口 1 2 4 4 を介して第 2 ピン (図 8 3 ~ 9 1 において図示せず) により、第 2 連結部に旋回可能に接続されてもよい。閉鎖ナット 1 2 3 2 が第 1 位置 (図 8 6) から第 2 位置 (図 8 7) に遠位に前進させられた場合に、第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 が第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 に対して閉位置に向かって旋回されるように、第 1 連結部 1 2 3 0 及び第 2 連結部 (図 8 3 ~ 9 1 において図示せず) は、第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 にも旋回可能に接続される。同様に、閉鎖ナット 1 2 3 2 が第 2 位置 (図 8 9) から第 1 位置 (図 9 1) に近位に後退させられた場合、第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 は、第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 に対して開位置に向かって旋回される。図 8 5 は、第 1 位置における閉鎖ナット 1 2 3 2 及び開位置におけるつかみ具アセンブリ 1 2 1 1 を図示する。図 8 7 は、第 2 位置における閉鎖ナット 1 2 3 2 及び閉位置におけるつかみ具アセンブリ 1 2 1 1 を示す。ただし、閉鎖ナット 1 2 3 2 は、例えば、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 1 3 1 6 に対して当接するインデキシング機構 (indexing feature) により、エンドエフェクタ駆動ハウジング 1 3 1 6 に対する回転を防げられてもよい。

【 0 1 2 2 】

図 8 3 ~ 9 1 を参照すると、手術用具 1 2 0 0 は、適切な発射ドライバを有する発射機構 1 2 4 6 を含み得る。発射機構 1 2 4 6 は、I-ビーム部材 1 2 4 7 と、ネジ付き駆動部材 1 2 4 8 と、ネジ付き回転駆動ナット 1 2 5 0 とを含み得る。I-ビーム部材 1 2 4 7 は、第 1 ビームフランジ 1 2 5 2 と第 2 I-ビームフランジ 1 2 5 4 とを備え得る。I-ビーム部材 1 2 4 7 は、本明細書において上記された軸方向に移動可能な部材 3 0 1 6 に関連して上記されたものと同様の方法で動作し得る。例えば、第 1 I-ビームフランジ 1 2 5 2 及び第 2 I-ビームフランジ 1 2 5 4 は、中間部 1 2 5 6 により接続されている。I-ビーム部材 1 2 4 7 の中間部 1 2 5 6 は、その遠位端又は先端に切断部材 1 2 5 8 を備え得る。I-ビーム部材 1 2 4 7 は、第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 の第 1 チャンネル 1 2 6 0 内及び第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 の第 2 チャンネル 1 2 6 2 内を並進するように構成される。図 8 4 は、完全に近位位置にある I-ビーム部材 1 2 4 7 及び開位置にあるつかみ具アセンブリ 1 2 1 1 を示す。閉位置にある場合、切断部材 1 2 5 8 によって第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 と第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 との間にクランプされた組織を切除するために、I-ビーム部材 1 2 4 7 を遠位に並進させることができる。例えば、鋭い端部又はブレードを備え得る切断部材 1 2 5 8 は、I-ビーム部材 1 2 4 7 の近位並進 (発射) ストローク中にクランプされた組織を切断することにより、組織を切除するように構成される。図 8 8 は、発射ストローク後の完全に遠位位置における I-ビーム部材 1 2 4 7 を示す。

【 0 1 2 3 】

I-ビーム部材 1 2 4 7 が第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 と第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 との間にクランプされた組織を通して前進させられる前、同前進中及び／又は同前進後に、この明細書においてより詳細に記載されたように、組織を溶着／融着するために、電流が、第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 及び／又は第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 に配置された電極に供給され得る。例えば、電極は、組織を溶着／融着するために、閉位置にある場合の第 1 つかみ具部材 1 2 0 4 と第 2 つかみ具部材 1 2 0 6 との間にクランプされた組織に、R F エネ

ルギーを伝送するように構成され得る。

【0124】

近位に後退した位置と遠位に前進した位置との間でのIービーム部材1247の遠位及び近位の並進は、適切な発射機構1246により達成され得る。図83～91を参照すると、Iービーム部材1247は、ネジ付き駆動部材1248に接続される。この場合、ネジ付き回転駆動ナット1250は、ネジ付き駆動部材1248と螺合される。主に図83を参照すると、ネジ付き回転駆動ナット1250は、近位環状フランジ1264と遠位環状フランジ1266との間の閉鎖ナット1232に対して近位に、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216内で位置している。ネジ付き回転駆動ナット1250は、任意の方向における並進を機械的に防げられるが、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216内で中心軸Aの周囲を回転可能である。したがって、回転駆動ナット1250とネジ付き駆動部材1248との螺合を考慮すると、回転駆動ナット1250の回転運動は、中心軸Aに沿ったネジ付き駆動部材1248の並進運動に変換され、該ネジ付き駆動部材1248の並進運動は、中心軸Aに沿ったIービーム部材1247の並進運動となる。

10

【0125】

ネジ付き駆動部材1248は、回転駆動ナット1250に螺合され、回転駆動シャフト1270の空洞1268内に少なくとも部分的に位置している。ネジ付き駆動部材1248は、回転駆動シャフト1270に取り付け又は接続されない。使用時に、ネジ付き駆動部材1248は、回転駆動シャフト1270の空洞内を自由に移動可能であり、回転駆動ナット1250の回転により駆動された場合、回転駆動シャフト1270の空洞内を並進する。回転駆動シャフト1270及びネジ付き駆動部材1248は、シャフトアッセンブリ1214中に位置する同心円状の回転駆動シャフト／ネジアッセンブリを形成する。更に、ネジ付き駆動部材1248は、閉鎖ナット1232の空洞1272を通して遠位に伸びる。上記と同様に、ネジ付き駆動部材1248は、閉鎖ナット1232の空洞1272内を自由に移動可能であり、結果として、ネジ付き駆動部材1248は、回転駆動ナット1250の回転により駆動された場合、閉鎖ナット1232の空洞内を並進する。

20

【0126】

図83～91を参照すると、回転駆動ナット1250は、ネジ付き遠位部1274を備え得る。閉鎖ナット1232は、ネジ付き近位部1276を備え得る。回転駆動ナット1250のネジ付き遠位部1274と閉鎖ナット1232のネジ付き近位部1276とは、螺合されている。上記されたように、ネジ付き回転駆動ナット1250は、任意の方向における並進を機械的に防げられるが、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216内で中心軸Aの周囲を回転可能である。したがって、回転駆動ナット1250と閉鎖ナット1232との螺合を考慮すると、回転駆動ナット1250の回転運動は、中心軸Aに沿った閉鎖ナット1232の並進運動に変換され、該閉鎖ナット1232の並進運動は、つかみ具アッセンブリ1211における旋回運動となる。

30

【0127】

図83に図示されているように、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1218及び中間関節チューブセグメント1220は互いに、シャフトアッセンブリ1214を構成し、開いた空洞を有するため、図83及び85～91に図示されているように、シャフトアッセンブリ1214は、それを通して長手方向に伸びる空洞を備える。図83及び85～91を参照すると、同心円状の回転駆動シャフト／ネジ付き駆動部材アッセンブリは、シャフトアッセンブリ1214の空洞内に位置しており、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1218及び中間関節チューブセグメント1220を通る。図83～91に示されていないが、少なくとも回転駆動シャフト1270は、シャフトアッセンブリ1214の空洞を通り、回転駆動シャフト1270に回転運動及び軸方向並進運動を提供する駆動機構に動作可能に連結される。例えば、一部の実施形態では、手術用具1200は、シャフトアッセンブリ1214を介して、回転駆動シャフト1270に回転運動及び軸方向並進運動を提供するロボット手術システム、例えば、図5及び図16～21に関連して記載さ

40

50

れたロボット手術システムに動作可能に連結され得る。例えば、回転駆動シャフト1270は、シャフトアッセンブリを介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380に連結され得る。一部の実施形態では、例えば、手術用具1200は、シャフトアッセンブリ1214を介して、携帯式手術装置、例えば、図46～63に関連して本明細書において上記された装置に動作可能に連結され得る。例えば、回転駆動シャフト1270は、シャフトアッセンブリ560を介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380'に動作可能に連結され得る。

【0128】

一部の実施形態では、ネジ付き駆動部材1248は、回転駆動シャフト1270の長さ未満の長さを有するため、例えば、回転駆動シャフト1270の遠位部内にのみ存在する。ネジ付き駆動部材1248及び回転駆動シャフト1270は、ネジ付き駆動部材1248及び回転駆動シャフト1270が、関節接合部1208を中心とした手術用具1200の関節運動中に損傷したり、又は作動性を喪失したりすることなく曲がり得るように可撓性であってよい。

【0129】

本明細書における他の箇所により詳細に記載されたが、回転駆動シャフト1270は、回転駆動ヘッド1278を備え得る。回転駆動ヘッド1278は、回転駆動ヘッド1278の遠位側にメス型六角連結部1280を備える。回転駆動ヘッド1278は、回転駆動ヘッド1278の近位側にオス型六角連結部1282を備える。回転駆動ヘッド1278の遠位メス型六角連結部1280は、回転駆動ナット1250の近位側に配置された回転駆動ナット1250のオス型六角連結部1284と機械的に嵌合するように構成される。他の箇所に記載されたように、回転駆動ヘッド1278の近位オス型六角連結部1282は、エンドエフェクタ1202を中心軸Aの周囲で回転させるために、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216のメス型六角連結部1286と機械的に嵌合するように構成される。

【0130】

図85を参照すると、回転駆動シャフト1270は、回転駆動ヘッド1278の六角連結部1282がエンドエフェクタ駆動ハウジング1216のメス型六角シャフト連結部と機械的に嵌合された、完全に近位の軸方向位置に示されている。この構成では、回転駆動シャフト1270の回転は、ヘッド回転接合部1210を中心とした手術用具1200のヘッド部の回転、例えば、エンドエフェクタ1202及びエンドエフェクタ駆動ハウジング1216の回転をさせる。この構成では、ヘッド回転接合部1210に対して遠位である手術用具1200の部分（例えば、ヘッド部）は、回転駆動シャフト1270の回転により回転する。ヘッド回転接合部1210に対して近位である手術用具1200の部分は、回転駆動シャフト1270の回転により回転しない。ヘッド回転接合部1210の例は、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。シャフトアッセンブリ1214に対してエンドエフェクタ1202を回転させるための他の適切な技術及び回転手段は、本開示の範囲内にある。回転駆動ナット1250を駆動させるための回転駆動シャフト1270の所望の回転速度は、ヘッド部を回転させるための所望の回転速度より大きくあり得ることが理解されるであろう。例えば、回転駆動シャフト1270は、種々の回転速度で動作可能なモータ（図示せず）により駆動され得る。

【0131】

ネジ付き駆動部材1248及び回転駆動ナット1250のネジ山の向きは、回転駆動シャフト1270の時計回り又は反時計回りのいずれかの回転が、ネジ付き回転駆動部材1248及びIービーム部材1247を遠位又は近位に並進させるように確立され得る。別の方法で記載されたように、回転駆動シャフト1270及び回転駆動ナット1250は、第1方向に回転されて、ネジ付き駆動部材1248を遠位に前進させることができ、同様に、第2の対向方向に回転されて、ネジ付き駆動部材1248を近位に後退させることができる。ネジ付き駆動部材1248のネジ山と回転駆動ナット1250のネジ山のピッチ及び／又は条数は、回転駆動ナット1250の回転、ひいては、ネジ付き駆動部材124

8の並進の速度及び／又は持続時間を調節するために選択されてよい。この方法では、回転駆動シャフト1270の回転の方向、速度及び／又は持続時間が、上記されたように、第1チャンネル1260及び第2チャンネル1262に沿ったIービーム部材1247の長手方向並進の方向、速度及び大きさを調節するために調節され得る。

【0132】

上記と同様に、回転駆動ナット1250のネジ付き遠位部1274のネジ山及び閉鎖ナット1232のネジ付き近位部1276のネジ山の向きは、回転駆動シャフト1270の時計回り又は反時計回りのいずれかの回転が、閉鎖ナット1232の遠位又は近位の並進、ひいては、つかみ具アッセンブリ1211の開閉をさせるように確立され得る。別の方法で記載されたように、ネジ付き遠位部1274は、第1方向に回転されて、ネジ付き近位部1276を遠位に前進させることができ、同様に、第2の反対方向に回転されて、ネジ付き近位部1276を近位に後退させることができる。ネジ付き駆動部材1248のネジ付き遠位部1274のネジ山と閉鎖ナット1232のネジ付き近位部1276のネジ山のピッチ及び／又は条数は、回転駆動ナット1250の回転、及び閉鎖ナット1232の並進の速度及び／又は持続時間を調節するために選択されてよい。この方法では、回転駆動シャフト1270の回転の方向、速度及び／又は持続時間は、つかみ具アッセンブリ1211の旋回方向、速度及び大きさを調節するために調節され得る。

【0133】

図86～88を参照すると、回転駆動シャフト1270は、回転駆動ヘッド1278のメス型六角連結部1280が回転駆動ナット1250のオス型六角シャフト連結部1284と機械的に嵌合される、完全に伸長した遠位の軸方向位置に示されている。この構成では、中心軸A周囲での第1方向（例えば、時計回り方向）における回転駆動シャフト1270の回転は、第1方向における回転駆動ナット1250を回転させることにより、発射ストロークを開始させる。回転駆動ナットの回転は、ネジ付き駆動部材1248を前進させて、Iービーム部材1247を遠位に前進させる。同時に、回転駆動ナット1250の回転は、閉鎖駆動ナット1232を遠位に前進させ、これによって、つかみ具アッセンブリ1211を閉じる。閉鎖ナット1232及びネジ付き駆動部材1248は、図88に図示されているように、閉鎖ナット1232が回転駆動ナット1250との螺合が解除されるまで、遠位に前進させられる。別の方法で記載されたように、閉鎖ナット1232は、回転駆動ナット1250のネジ付き遠位部1274のネジ山が閉鎖駆動ナット1232のネジ付き近位部1276のネジ山ともはや螺合できなくなるまで、遠位に前進させられ得る。したがって、結果として、第1方向における回転駆動ナット1250の更なる回転は、閉鎖ナット1232を遠位に前進させないであろう。閉鎖ナット1232は、発射ストロークの残り部分中で空回りすることになる。同じ方向に回転駆動ナット1250が更に回転することにより、ネジ付き駆動部材1248の遠位への前進が持続され、これにより、発射ストロークの残り部分の間にわたってIービーム部材1247の遠位の前進が持続される。

【0134】

手術用具1200は、回転駆動ナット1250のネジ付き遠位部1274周囲に少なくとも部分的に取り付けられた付勢部材1288、例えば、コイルバネ及び／又はワッシャーバネ等、を備え得る。図86に図示されているように、付勢部材1288は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1216の遠位環状フランジ1266に対して当接した近位端と、閉鎖ナット1232の近位端1290に対して当接した遠位端とを含み得る。一旦閉鎖ナット1232が回転駆動ナット1250との螺合から解放されると、付勢部材1288は、閉鎖ナット1232の遠位部1238がエンドエフェクタ1202の近位シャフト部1212の末端壁1294に対して当接するまで、閉鎖ナット1232を中心軸Aに沿って遠位方向へと軸方向に押すことにより、閉鎖ナット1232と回転駆動ナット1250との嵌合が解かれた状態を維持し得る。付勢部材1288は、Iービーム部材1247が閉じたつかみ具アッセンブリ1211を通して遠位に前進させられる際に、エンドエフェクタ1202の近位シャフト部1212の末端壁1294に対して当接する閉鎖ナット1

10

20

30

40

50

232を付勢することにより、つかみ具アッセンブリ1211が正の閉鎖圧力下に留まることも確保する。

【0135】

主に図84を参照すると、閉鎖ナット1232は、閉鎖ナット1232から遠位に伸びるカム部材1296を備え得る。主に図87を参照すると、カム部材1296は、閉鎖ナット1232の遠位部1238が、付勢部材1288からの正の圧力下において、エンドエフェクタ1202の近位シャフト部1212の末端壁1294に対して当接した場合に、エンドエフェクタ1202の近位シャフト部1212の末端壁1294の開口1298を通して伸びる。

【0136】

図88を参照すると、回転駆動シャフト1270は、回転駆動ヘッド1278のメス型六角連結部1280が回転駆動ナット1250のオス型六角連結部1284と機械的に嵌合する、完全に伸長した遠位の軸方向位置で示されている。この構成では、第1方向の反対の第2方向（例えば、反時計回り方向）における回転駆動シャフト1270の回転は、回転駆動ナット1250を反対方向に回転させることにより、逆ストロークを開始させる。この逆ストロークは、ネジ付き駆動部材1248を後退させ、ひいてはI-ビーム部材1247を後退させる。逆ストロークの少なくとも最初の段階中では、閉鎖ナット1232は、回転駆動ナット1250から嵌合解除されたままである。しかしながら、I-ビーム部材1247が後退した場合、I-ビーム部材1247は、閉鎖ナット1232のカム部材1296と係合し得る。I-ビーム部材1247の任意の更なる後退は、回転駆動ナット1250に向かって、中心軸Aに沿った近位方向へと軸方向に閉鎖ナット1232を押すことにより、つかみ具アッセンブリ1211を同時に開き得る。I-ビーム部材1247が閉鎖ナット1232を近位側に押すためには、I-ビーム部材1247は、付勢部材1288を圧縮しなければならない。I-ビーム部材1247が後退させられた場合、I-ビーム部材1247は、閉鎖ナットが回転駆動ナット1250と螺合した状態に戻るまで、閉鎖ナット1232を近位側に押すことができる。この場合、回転駆動ナット1250と閉鎖ナット1232との間の螺合により、回転駆動ナット1250は、閉鎖ナット1232を近位に引っ張ることができる。閉鎖ナット1232が近位に後退させられた場合、第1連結部1230及び第2連結部により、つかみ具アッセンブリ1211が開放される。I-ビーム部材1247の後退及びつかみ具アッセンブリ1211の開放は、逆ストロークの残り部分の間に、同時に継続する。

【0137】

つかみ具アッセンブリ1211の閉鎖、I-ビーム部材1247の完全な伸長、I-ビーム部材1247の完全な後退及びつかみ具アッセンブリ1211の再解放をさせる事象の順序は、経時的な順序において図85～91に図示される。図85は、完全に開いた位置のつかみ具アッセンブリ1211、完全に後退した位置のI-ビーム部材1247、及び完全に後退した軸方向位置の回転駆動シャフト1270を示す。ここで、回転駆動ヘッド1278のメス型六角連結部1280は、回転駆動ナット1250のオス型六角連結部1284から機械的に連結が解かれている。図86を再度参照すると、第1段階の動作において、回転駆動シャフト1270は、軸方向に前進させられて、回転駆動ヘッド1278のメス型六角連結部1280と回転駆動ナット1250のオス型六角連結部1284とを機械的に嵌合する。図86を再度参照すると、中心軸A周囲での第1方向（例えば、時計回り方向）における回転駆動シャフト1270の回転は、第1方向に回転駆動ナット1250を回転させる。閉鎖ナット1232及びネジ付き駆動部材1248は、第1方向における回転駆動ナット1250の回転により同時に遠位に前進させられる。つかみ具アッセンブリ1211の閉鎖及びI-ビーム部材1247の最初の前進は、第1段階の動作中に同時に起こっている。ここで図87を参照すると、第2段階の動作において、閉鎖ナット1232は、回転駆動ナット1250との螺合を解除される。第2段階の動作の残りの間、回転駆動ナット1250は、閉鎖ナット1232から独立して、ネジ付き駆動部材1248を前進させ続ける。結果として、主に図88を参照すると、つかみ具アッセンブリ

10

20

30

40

50

1 2 1 1は閉じたままであり、Iービーム部材1 2 4 7は、第2段階の動作の最期まで前進し続ける。

【0 1 3 8】

第3段階の動作において、図8 9に図示されているように、回転駆動シャフト1 2 7 0は、第1方向の反対の第2方向に回転され、これによって第2方向に回転駆動ナット1 2 5 0を回転させる。第3段階の動作において、閉鎖ナット1 2 3 2は、回転駆動ナット1 2 5 0からの嵌合解除されたままである。回転駆動ナット1 2 5 0の回転は、閉鎖ナット1 2 3 2から独立して、ネジ付き駆動部材1 2 4 8を後退させる。その結果、つかみ具アッセンブリ1 2 1 1は、閉じたままであり、Iービーム部材1 2 4 7は、回転駆動の回転に応じて後退される。第4段階の動作において、主に図9 0を参照すると、回転駆動ナット1 2 5 0は、第2方向における回転を続けることにより、Iービーム部材1 2 4 7が閉鎖ナット1 2 3 2のカム部材1 2 9 6と係合するまで、Iービーム部材1 2 4 7を後退させるネジ付き駆動部材1 2 4 8を後退させる。Iービーム部材1 2 4 7の任意に更なる後退により、回転駆動ナット1 2 5 0に向かって、中心軸Aに沿って近位方向へと軸方向に、閉鎖ナット1 2 3 2が押され、付勢部材1 2 8 8を圧縮して、つかみ具アッセンブリ1 2 1 1が同時に開かれる。主に図9 1を参照すると、Iービーム部材1 2 4 7は、閉鎖ナット1 2 3 2が回転駆動ナット1 2 5 0との螺合した状態に戻るまで、閉鎖ナット1 2 3 2を近位に押し続け得る。Iービーム部材1 2 4 7の後退及びつかみ具アッセンブリ1 2 1 1の開放は、第4段階の動作の残りの間に同時に継続する。

【0 1 3 9】

図9 2～9 6を参照すると、多軸関節接合式かつ回転式手術用具1 3 0 0は、第1つかみ具部材1 3 0 4と第2つかみ具部材1 3 0 6とを備える、つかみ具アッセンブリ1 3 1 1を含むエンドエフェクタ1 3 0 2を備える。第1つかみ具部材1 3 0 4は、第1つかみ具部材1 3 0 4と第2つかみ具部材1 3 0 6との間に組織をクランプするために、第2つかみ具部材1 3 0 6に対して開位置と閉位置との間で移動可能である。手術用具1 3 0 0は、関節接合部1 3 0 8を中心に独立して関節接合されるように構成される。上記されたように、手術用具1 3 0 0は、ヘッド回転接合部1 3 1 0を中心に独立して回転するようにも構成される。

【0 1 4 0】

エンドエフェクタ1 3 0 2は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1 3 1 6と、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1 3 1 8と、中間関節チューブセグメント1 3 2 0と、遠位外側チューブ部(図9 2～9 6において図示せず)とを備えるシャフトアッセンブリ1 3 1 4に連結される。エンドエフェクタ1 3 0 2及びシャフトアッセンブリ1 3 1 4は共に、手術用具1 3 0 0を構成し得る。エンドエフェクタ1 3 0 2は、例えば、図1 0 6～1 1 5に関連して記載された機構を使用して、エンドエフェクタ駆動ハウジング1 3 1 6に取り外し可能に連結され得る。エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1 3 1 8は、円筒部1 3 2 2とボール部1 3 2 4とを備える。エンドエフェクタ駆動ハウジング1 3 1 6は、ヘッド回転接合部1 3 1 0を介して、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1 3 1 8の円筒部1 3 2 2に連結される。エンドエフェクタ1 3 0 2及びエンドエフェクタ駆動ハウジング1 3 1 6は共に、手術用具1 3 0 0のヘッド部を構成する。手術用具1 3 0 0のヘッド部は、ヘッド回転接合部1 3 1 0を中心に独立して回転可能である。

【0 1 4 1】

主に図9 2を参照すると、手術用具1 3 0 0は、第2つかみ具部材1 3 0 6に対して開位置(図9 3)と閉位置(図9 4)との間で、第1つかみ具部材1 3 0 4を移動させるための閉鎖機構1 3 2 6を含み得る。図8 3に図示されているように、第1つかみ具部材1 3 0 4は、第1取付け孔1 3 2 8を含んでもよく、第2つかみ具部材1 3 0 6は、第2取付け孔(図9 2～9 6において図示せず)を含んでもよい。第1つかみ具部材1 3 0 4は、ピボット又はトラニオンピン(図9 2～9 6において図示せず)が第1つかみ具部材1 3 0 4の第1取付け孔1 3 2 8及び第2つかみ具部材1 3 0 6の第2取付け孔を通して伸びて、第1つかみ具部材1 3 0 4を第2つかみ具部材1 3 0 6に旋回可能に連結するよう

に、第2つかみ具部材1306に対して配置され得る。第1つかみ具部材1304と第2つかみ具部材1306とを連結するための他の適切な手段は、この開示の範囲内にある。

【0142】

図92～96を参照すると、閉鎖機構は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316に対して第1位置と第2位置との間で、軸方向に並進する閉鎖連結部1330を備え得る。閉鎖連結部1330は、遠位端1332と近位端1334とを備え得る。遠位端1332は、閉鎖連結部1330が第1位置と第2位置との間で並進させられる場合に、第1つかみ具部材1304が第2つかみ具部材1306に対して開位置と閉位置との間で移動させられるように、第1つかみ具部材1304の近位部1336に旋回可能に接続され得る。

【0143】

図92～96を参照すると、閉鎖機構1328は、例えば、バレルカム1338の形式における閉鎖ドライバも備え得る。バレルカム1338は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316内に配置され得る。バレルカム1338は、内部を通る空洞1340を有する概ね円筒形状を備え得る。バレルカム1338は、その末端表面に画定される、第1弓状溝1346と第2弓状溝1348とを含み得る。第1弓状溝1346は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316から伸びる第1ピン1350を受容し得る。第2弓状溝1348は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316から伸びる第2ピン（図92～96において図示せず）を受容し得る。第1ピン1350及び第2ピン（図92～96において図示せず）は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316の内壁の周方向に対向する側面から伸び得る。バレルカム1338は、中心軸A周囲を回転してもよく、この場合、バレルカム1338が中心軸A周囲で回転する際、第1ピン1350は、第1弓状溝1346に沿って移動し、第2ピンは、第2弓状溝1348に沿って移動することにより、中心軸Aに沿って軸方向にバレルカム1338を並進させる。その結果、バレルカム1338の回転運動を、閉鎖連結部1330の軸方向運動に変換する。別の方法で記載されたように、中心軸A周囲の第1方向（例えば、時計回り方向）におけるバレルカム1338の回転は、遠位方向へと軸方向にバレルカム1338の前進をもたらす。同様に、第1方向の反対の第2方向（例えば、反時計回り方向）におけるバレルカム1338の回転は、中心軸Aに沿った近位方向へと軸方向にバレルカム1338の後退をもたらし得る。

【0144】

図92～96を参照すると、閉鎖連結部1330の近位端1334は、バレルカム1338の軸方向における前進が閉鎖連結1330を軸方向に前進させ、ひいてはつかみ具アッセンブリ1311を閉じ得るように、バレルカム1338と動作可能に嵌合され得る。同様に、バレルカム1338の近位の後退は、閉鎖連結部1330を後退させ得る。この後退は、つかみ具アッセンブリ1311を開き得る。図92～96に図示されているように、バレルカム1338は、その遠位部において、バレルカム1338の外壁上に周方向凹部1354を含み得る。閉鎖連結部1330の近位端は、コネクタ部材1356を備え得る。コネクタ部材1356は、凹部1354に沿ってバレルカム1338と動作可能に嵌合され得る。結果として、バレルカム1338は、コネクタ部材1356を介して、閉鎖連結部1330に軸方向運動を変換し得る。

【0145】

主に図92を参照すると、手術用具1300は、発射機構1358を含み得る。発射機構1358は、Iービーム部材1360と、ネジ付き駆動部材1362と、ネジ付き回転駆動ナット1364とを含み得る。Iービーム部材1360は、本明細書において上記された軸方向に移動可能な部材3016に類似する方法で動作することができ、第1Iービームフランジ1367と第2Iービームフランジ1368とを備え得る。第1Iービームフランジ1367及び第2Iービームフランジ1368は、中間部1370により接続される。Iービーム部材1360の中間部1370は、切断部材1372を備え得る。切断部材1372は、例えば、つかみ具アッセンブリ1311が閉じられた場合、第1つかみ具部材1304と第2つかみ具部材1306との間にクランプされた組織を切除するための、鋭い端部又はブレードを備え得る。Iービーム部材1360は、遠位側への

並進（発射）ストローク中にクランプされた組織を切断するために、第1つかみ具部材1304において画定された第1チャンネル（図92～96において図示せず）内及び第2つかみ具部材1306において画定された第2チャンネル1376内を、遠位側に並進し得る。図96は、発射ストローク後のIービーム部材1360を図示する。

【0146】

Iービーム部材1360が第1つかみ具部材1304と第2つかみ具部材1306との間にクランプされた組織を通して前進する前、同前進中及び／又は同前進後に、この明細書においてより詳細に記載されたように、組織を溶着／融着するために、電流が、第1つかみ具部材1304及び／又は第2つかみ具部材1306に配置された電極1378に供給され得る。例えば、電極1378は、組織を溶着／融着するために閉じられた位置にある場合の第1つかみ具部材1304と第2つかみ具部材1306との間にクランプされた組織に、RFエネルギーを伝送するように構成され得る。

10

【0147】

近位に後退した位置と遠位に前進した位置との間でのIービーム部材1360の遠位及び近位の並進は、適切な発射機構1358により達成され得る。図92～96を参照すると、Iービーム部材1360は、ネジ付き駆動部材1362に接続され、ネジ付き駆動部材1362は、回転駆動ナット1364と螺合される。ネジ付き回転駆動ナット1364は、近位環状フランジ1339Aと遠位環状フランジ1339Bとの間で、バレルカム1338に対して遠位に、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316内で位置している。ネジ付き回転駆動ナット1364は、任意の方向における並進を機械的に防げられるが、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316内を回転可能である。したがって、回転駆動ナット1364とネジ付き駆動部材1362との螺合を考慮すると、回転駆動ナット1364の回転運動は、中心軸Aに沿ったネジ付き駆動部材1362の並進運動に変換され、該ネジ付き駆動部材1362の並進運動は、中心軸Aに沿ったIービーム部材1360の並進運動となる。

20

【0148】

ネジ付き駆動部材1362は、回転駆動ナット1364に螺合され、回転駆動シャフト1382の空洞1381内に少なくとも部分的に位置している。ネジ付き駆動部材1362は、回転駆動シャフト1382に取り付け又は接続されない。ネジ付き駆動部材1362は、回転駆動シャフト1382の空洞1381内を自由に移動可能であり、回転駆動ナット1364の回転により駆動された場合、回転駆動シャフト1382の空洞1381内を並進する。回転駆動シャフト1382及びネジ付き駆動部材1362は、シャフトアッセンブリ1314に位置している、同心円状の回転駆動シャフト／ネジ付き駆動部材アッセンブリを形成する。更に、ネジ付き駆動部材1362は、バレルカム1338の空洞1384を通して遠位に伸び、ネジ付き駆動部材1362は、バレルカム1338の空洞1384内を自由に移動可能であり、ネジ付き駆動部材が回転駆動ナット1364の回転により駆動された場合、バレルカム1338の空洞1384内を並進するであろう。

30

【0149】

図92に図示されているように、互いにシャフトアッセンブリ1314を構成する、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1318及び中間関節チューブセグメント1320は、それらを通して伸びる空洞を有する。結果として、シャフトアッセンブリ1314は、図92～96に図示されているように、内部を通して伸びる空洞を備え得る。図92～96を参照すると、同心円状の回転駆動シャフト／ネジ付き駆動部材アッセンブリは、シャフトアッセンブリ1314の空洞内に位置しており、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316、エンドエフェクタ・コネクタ・チューブ1318及び中間関節チューブセグメント1320を通過する。図92～96に示されていないが、少なくとも回転駆動シャフト1382は、シャフトアッセンブリ1314の空洞を通過し、回転駆動シャフト1382に回転運動及び／又は軸方向並進運動をもたらす駆動機構に動作可能に連結される。例えば、一部の実施形態では、手術用具1300は、シャフトアッセンブリ1314を介して、回転駆動シャフト1382に回転運動及

40

50

び／又は軸方向並進運動をもたらすロボット手術システム、例えば、図5及び図16～21に関連して記載されたロボット手術システム等に動作可能に連結され得る。例えば、回転駆動シャフト1382は、シャフトアッセンブリ1314を介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380に動作可能に連結され得る。また、一部の実施形態では、手術用具1300は、携帯式手術装置、例えば、図46～63に関連して本明細書において上記された装置と共に使用され得る。例えば、回転駆動シャフト1382は、シャフトアッセンブリ1314を介して、本明細書において上記された近位駆動シャフトセグメント380'に動作可能に連結され得る。

【0150】

一部の実施形態では、ネジ付き駆動部材1362は、回転駆動シャフト1382の長さ未満の長さを有するため、例えば、回転駆動シャフト1382の遠位部内にのみ存在する。ネジ付き駆動部材1362及び回転駆動シャフト1382は、ネジ付き駆動部材1362及び回転駆動シャフト1382が、関節接合部1308を中心とした手術用具1300の関節運動中に損傷したり、又は作動性を喪失したりすることなく曲がり得るように可撓性であってよい。

【0151】

回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386を備え得る。回転駆動ヘッド1386は、回転駆動ヘッド1386の外側表面の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ1314と同軸方向に配向されたスプライン部材1388を備え得る。エンドエフェクタ駆動ハウジング1316は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316の内壁の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ1314と同軸方向に配向されたスプライン部材1392を備えるスプライン連結部1390を備え得る。バレルカム1338は、バレルカム1338の内壁の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ1314と同軸方向に配向されたスプライン部材1396を備えるスプライン連結部1394を備え得る。回転駆動ナット1364も、回転駆動ナット1364の内壁の周囲に周方向に配設され、シャフトアッセンブリ1314と同軸方向に配向されたスプライン部材1398を備えるスプライン連結部1397を備え得る。図93に図示されているように、回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386とエンドエフェクタ駆動ハウジング1316のスプライン連結部1390との動作可能な嵌合をもたらすために、選択的に近位に後退され得る。この構成では、回転駆動シャフト1382の回転は、ヘッド回転接合部1310を中心とした手術用具1300のヘッド部の回転、例えば、エンドエフェクタ1302及びエンドエフェクタ駆動ハウジング1316の回転をさせる。この構成では、ヘッド回転接合部1310に対して遠位である手術用具1300の部分は、回転駆動シャフト1382の回転により回転する。ヘッド回転接合部1310に対して近位である手術用具1300の部分は、回転駆動シャフト1382の回転により回転しないヘッド回転接合部1310の例は、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。シャフトアッセンブリ1314に対してエンドエフェクタ1302を回転させるための他の適切な技術及び回転手段は、本開示の範囲内にある。回転駆動ナット1364を駆動させるための回転駆動シャフト1382の所望の回転速度は、ヘッド部を回転させるための所望の回転速度より大きくあり得ることが理解されるであろう。例えば、回転駆動シャフト1270は、種々の回転速度で動作可能なモータ（図示せず）により駆動され得る。

【0152】

図94に図示されているように、回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386とバレルカム1338のスプライン連結部1394との動作可能な嵌合をもたらすために、選択的に遠位に前進させられ得る。この構成では、回転駆動シャフト1382の回転は、バレルカム1338を回転させる。上記されたように、バレルカム1338の回転は、閉鎖連結部1330を軸方向に運動させる。結果として、中心軸A周囲での第1方向（例えば、時計回り方向）における回転駆動シャフト1382の回転は、閉鎖連結部1330を中心軸Aに沿って遠位に前進させることができ、この前進は、つかみ具アッセンブリ1311を閉じることができる。または、第1方向の反対の第2方向（例えば、時計回り

10

20

30

40

50

方向)における回転駆動シャフト1382の回転は、閉鎖連結部1330を中心軸Aに沿って近位に後退させることができ、ひいてはつかみ具アッセンブリ1311を開くことができる。

【0153】

図95に図示されているように、回転駆動シャフト1382は、選択的に遠位に前進せられて、バレルカム1338の空洞を通して、バレルカム1338と回転駆動ナット1364との間のエンドエフェクタ駆動ハウジング1316内の空間1399へと、回転駆動ヘッド1386を通過させてもよく、この場合、回転駆動ヘッド1386は、スプライン連結部のいずれにも動作可能に嵌合しない。ついで、回転駆動シャフト1382は、図96に図示されているように、回転駆動ヘッド1386と回転駆動ナット1364のスプライン連結部1397との動作可能な嵌合をもたらすために、更に遠位に前進させられ得る。この構成では、回転駆動シャフト1382の回転は、回転駆動ナット1364を回転させる。上記されたように、回転駆動ナット1364の回転は、ネジ付き駆動部材1362における軸方向運動をさせる。結果として、中心軸A周囲での第1方向(例えば、時計回り方向)における回転駆動シャフト1382の回転は、ネジ付き駆動部材1362を遠位に前進させることができ、ひいては、I-ビーム部材1360を遠位に前進させることができる。または、第1方向の反対の第2方向(例えば、時計回り方向)における回転駆動シャフト1382の回転は、ネジ付き駆動部材1362を近位に後退させることができ、この後退は、ビーム部材1360を近位に後退させることができる。

【0154】

つかみ具アッセンブリ1311の閉鎖、I-ビーム部材1360の完全な伸長、I-ビーム部材1360の完全な後退及びつかみ具アッセンブリ1311の再開放をさせる事象の順序は、経時的な順序において図93~96に図示される。図93は、完全に開いた位置でのつかみ具アッセンブリ1311、完全に後退した位置でのI-ビーム部材1360及び後退した軸方向位置での回転駆動シャフト1382を示す。この場合、回転駆動ヘッド1386は、エンドエフェクタ駆動ハウジング1316のスプライン連結部1390と動作可能に嵌合される。第1段階の動作において、回転駆動シャフト1382は、エンドエフェクタ1302を、例えば、血管に対して適切な向きに回転させるために回転される。第2段階の動作において、回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386とバレルカム1338のスプライン連結部1394との動作可能な嵌合をもたらすために、軸方向に前進させられる。この構成では、回転駆動シャフト1382は、血管周囲においてつかみ具アッセンブリ1311を閉じるために、中心軸A周囲での第1方向(例えば、時計回り方向)に回転され得る。第1つかみ具部材1304及び第2つかみ具部材1306における電極1378は、血管を封着するために起動され得る。第3段階の動作において、ついで、回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386と回転駆動ナット1364のスプライン連結部1397との動作可能な嵌合をもたらすために、軸方向に前進させられ得る。この構成では、回転駆動シャフト1382は、I-ビーム部材1360を前進させることにより、封着された血管を切除するために、中心軸A周囲での第1方向(例えば、時計回り方向)に回転され得る。第4段階の動作において、回転駆動シャフト1382は、I-ビーム部材1360を後退させるために、第1方向の反対の第2方向(例えば、反時計回り方向)に回転され得る。

【0155】

第5段階の動作において、回転駆動シャフト1382は、回転駆動ヘッド1386とバレルカム1338のスプライン連結部1394との動作可能な嵌合をもたらすために、軸方向に後退される。この構成では、回転駆動シャフト1382は、つかみ具アッセンブリ1311を再度開くことにより、封着され切断された血管を解放するために、第1方向の反対の第2方向(例えば、反時計回り方向)に回転され得る。

【0156】

上記されたように、手術用具では、該手術用具のエンドエフェクタ内で駆動部材を遠位に並進させて、エンドエフェクタ内で切断部材を前進させるために、また、駆動チューブ

を近位に並進させて、駆動チューブ及び／又は切断部材を後退させるために、駆動システムを使用し得る。図97及び98は、エンドエフェクタ1420及び／又は本明細書に記載されたエンドエフェクタのいずれかと共に使用され得る、例示的な駆動シャフトアッセンブリ1400を図示する。例えば、駆動シャフトアッセンブリ1400（及びアッセンブリ1400'）は、本明細書に記載された様々なネジ付き回転駆動部材、例えば、ネジ付き回転駆動部材604、654、1040、1248、1364等に対応し得る。上記に加えて更に、駆動シャフトアッセンブリ1400は、図97に図示されているように、閉位置と開位置との間でエンドエフェクタ1420のつかみ具部材1422を回転させ、つかみ具部材1422と、つかみ具部材1422と対向して位置しているつかみ具部材1424との間で切断部材を前進させるために、遠位に前進させられ得る。ある例示的な形態において、駆動シャフトアッセンブリ1400は、駆動部材又はチューブ1402を含み、該駆動部材又はチューブ1402には、カットされた一連の環状接合部セグメント1404が含まれてよい。

10

【0157】

様々な例示の実施形態では、駆動部材1402は、ステンレススチール、チタン及び／又は、例えば、任意の他の適切な材料からなる中空の金属チューブを含んでもよく、該金属チューブは、該金属チューブに形成された一連の環状接合部セグメント1404を有する。少なくとも1つの実施形態において、環状接合部セグメント1404は、複数の緩くインターロックしたダブテール形状1406を備え得る。ダブテール形状1406は、例えば、レーザにより駆動部材1402にカットされ、隣接する接合部セグメント1404間の可撓性の動きを容易にする役割を果たす。チューブストックのこのようなレーザカットは、圧縮、引張り及び／又は捻れに使用され得る、可撓性の中空駆動チューブを形成し得る。このような機構では、「パズルピース」構成を介して隣接する部分とインターロックした、直径全体にわたるカットを使用し得る。ついで、これらのカットは、中空の駆動チューブの長さに沿ったアレイとして複製され、場合により、引張り又は捻れ性能を変化させるのに「時計回りされ」又は回転される。上記に加えて更に、インターロックしたダブテール形状1406は、例示的な一実施形態であるが、様々な状況において、駆動部材1402は、インターロック駆動突起及び駆動凹部を備える関節接合部の任意の適切なアレイを備え得る。様々な状況において、駆動部材1402は、動作可能に嵌合された突起及び凹部を備える関節接合格子を備え、該突起及び凹部間がインターロックされることで、直線運動及び／又は回転運動を伝達することができる。ある意味で、様々な実施形態では、駆動部材1402は、駆動部材1402の本体に画定された複数又は多数の関節接合部を備え得る。駆動部材1402は、駆動部材1402の本体に組み込まれた複数の関節接合部を含み得る。

20

30

【0158】

上記に加えて更に、駆動部材1402は、長手方向の力が駆動部材1402を介して、例えば、駆動部材1402の遠位端と動作可能に連結された切断部材に伝達されるように、遠位に押され得る。同様に、駆動部材1402は、長手方向の力が駆動部材1402を介して切断部材に伝達されるように、近位に引かれ得る。接合部セグメント1404が、図98に図示されているように長手方向に整列され、かつ／又は、互いに関節運動されているかどうかに関わらず、インターロックしたダブテール形状1406は、接合部セグメント1404間で長手方向の押し及び引きの力を伝達して、エンドエフェクタ1420を手術用具のシャフトに回転可能に接続する、関節接合部1430の関節接合を許容するように構成され得る。より具体的には、上記に加えて更に、関節接合部1430は、エンドエフェクタ1420が回転するのを可能にするために互いに移動し得る、1つ又は2つ以上の関節接合部セグメント1434を備え得る。この場合、関節接合部セグメント1434の相対的な移動を許容するために、駆動部材1402の接合部セグメント1404は、互いに回転又は移動し得る。少なくとも図97に図示された実施形態では、関節接合部セグメント1434は、それを通して伸びる通路1435を画定し、該通路1435は、駆動チューブ1402を緊密に受容し、接合部セグメント1404間での大きな横断方向の

40

50

移動を防げる一方で、関節接合部 1430 が関節運動した時に、接合部セグメント 1404 間で十分な相対的な移動が同時に可能となるように構成され得る。図 99～101 は、例えば、緩くインターロックした、対向する「T」形状及びそれにノッチ部を有する T 形状と大まかに類似する、複数のレーザカット形状 1406' を備え得る駆動部材 1402' の代替的な例示的微小環状接合部セグメント 1404' を図示する。レーザカット形状 1406' は、例えば、緩くインターロックした、対向する「L」形状及びノッチ部を画定する L 形状とも大まかに類似し得る。環状接合部セグメント 1404、1404' は、本質的に、複数の微小関節捻れ接合部を備え得る。すなわち、各接合部セグメント 1404、1404' は、各環状接合部セグメント間での少なくとも多少の相対的な関節運動を容易にしつつ、トルクを伝達し得る。図 99 及び 100 に図示されているように、駆動部材 1402' の遠位端 1403' における接合部セグメント 1404D' は、エンドエフェクタを作動させるための他の駆動部品への取付けを容易にする遠位取付けカラー部 1408D' を有する。同様に、駆動部材 1402' の近位端 1405' における接合部セグメント 1404P' は、例えば、他の近位駆動部品又は急速脱着接合部の一部への取付けを容易にする近位取付けカラー部 1408P' を有する。

【0159】

各具体的な接合部セグメント 1404' についての接合部間の運動範囲は、レーザカットの間隔を増加させることにより向上され得る。ただし、様々な状況において、駆動部材 1402' の任意の特定の領域内のレーザカットの数及び／又は密度は、駆動部材 1402' をその領域において特に可撓性にさせ得る。接合部セグメント 1404' が、駆動チューブの所望の運動範囲にわたって関節運動する能力を著しく低下させることなく、互いに連結されたままであることを確保するために、接合部セグメント 1404' の外に向かう伸長を制限する又は妨げる二次抑制部材が使用され得る。図 102 及び 103 に示された例示の実施形態では、二次抑制部材 1410 は、バネ 1412 又は別の方法でのらせん状部材を備える。様々な例示の実施形態では、バネ 1412 の遠位端 1414 は、遠位取付けカラー部 1408D' に対応し、遠位取付けカラー部 1408D' に取り付けられることができ、バネ 1412 の中心部 1416 より密に巻かれ得る。同様に、バネ 1412 の近位端 1418 は、近位カラー部 1408P' に対応し、近位カラー部 1408P' に取り付けられることができ、バネ 1412 の中心部 1416 より密に巻かれ得る。より密に巻かれた結果、遠位端 1414 及び／又は近位端 1418 は、中心部 1416 のコイルより互いに密接に配置されたコイルを備え得る。他の方法で記載されたように、遠位端 1414 及び／又は近位端 1418 の単位距離あたりの巻数は、中心部 1416 の単位距離あたりの巻数より大きくあり得る。いずれにしても、バネ 1412 は、長手方向の開口 1413 を画定してもよく、該開口 1413 は、その内部に、例えば、駆動部材 1402' 及び／又は駆動部材 1402 を配置し得るものであってよい。長手方向の開口 1413 及び駆動部材 1402' は、駆動部材 1402' が、長手方向の開口 1413 内に密接に受容されるような大きさであることができ、また構成されることができる。この場合、様々な状況において、バネ 1412 のコイルは、接合部セグメント 1404' が互いに関節運動した際に、互いに分離しないように、接合部セグメント 1404' の外に向かう移動を制限し得る。上記で概説されたように、バネ 1412 の遠位端 1414 は、駆動部材 1402' の遠位端 1403' に固定して取り付けられることができ、バネ 1412 の近位端 1418 は、駆動部材 1402' の近位端 1405' に固定して取り付けられることができる。この場合、遠位チューブ端 1403' の移動は、遠位バネ端 1414 を移動させることができ、同様に、近位チューブ端 1405' の移動は、近位バネ端 1418 を移動させることができる。様々な状況において、バネ端 1414 及び 1418 は、例えば、チューブ端 1403' 及び 1405' に、それぞれ溶接され得る。少なくとも図示された実施形態では、中心部 1416 のコイルは、駆動部材 1402' に固定して取り付けられ得ない。少なくともこのような一実施形態では、駆動部材 1402' は、駆動部材 1402' がこのコイルと接触するまで、中心部 1416 のコイル内で少なくとも部分的に関節運動するように構成され得る。この場合、このような点において、このコイルは、駆動部材 1

10

20

30

40

50

402'の横の移動を許容するために、少なくとも部分的に伸長又は移動するように構成され得る。様々な他の実施形態では、中心部1416のコイルの少なくとも一部は、例えば、駆動部材1402'に、例えば、溶接により固定して取り付けられ得る。

【0160】

上記に加えて更に、抑制部材1410は、抑制部材1410が、例えば、上記されたように、エンドエフェクタ及び／又は駆動システムにおける他のネジ付き駆動部品と螺合され得る、可撓性の駆動ネジ山1440としても機能するように、所望のピッチで駆動部材1402'上に取り付けられ得る。駆動部材1402'は、その長手方向軸周囲で回転するのを防げられ得る。この場合、例えば、ネジ付き駆動インプットがネジ山1440と嵌合され、モータにより第1方向に回転される際に、駆動部材1402'は、エンドエフェクタ1420内を遠位に前進させられ得る。同様に、ネジ山1440と嵌合されたネジ付き駆動インプットが、第2又は反対方向に回転される場合に、駆動部材1402'は、近位に後退され得る。抑制部材1410は、ネジ山1440がその長さに沿って一定又は少なくとも実質的に一定のピッチを含むような方法において取り付けられ得ることが理解されるであろう。このような実施形態では、駆動部材1402'は、ネジ付き駆動インプットが回転される所定の速度について、一定又は少なくとも実質的に一定の速度で前進及び／又は後退され得る。抑制部材1410は、ネジ山1440が可変ピッチ又は駆動部材1402'の長さに沿って変化するピッチを含むような方法で取り付けられ得ることも理解されるであろう。例えば、抑制部材1410の可変ピッチ配列は、駆動アセンブリ1400'の発射ストロークの特定部分中において、駆動アセンブリ1400'の速度を遅くする、又は、駆動アセンブリ1400'の速度を速くするのに使用され得る。例えば、ネジ山1440の第1部分は、ネジ山1440の第2部分のピッチより小さい第1ピッチを含み得る。この場合、第1ピッチは、例えば、第1速度で閉鎖部材を駆動させることができ、第2部分は、第2速度で発射部材を駆動させることができる。少なくとも一部の形態では、例えば、駆動シャフトアセンブリは、例えば、90度以上の屈曲の周囲で押し引きできる、中空の可撓性駆動シャフト上に、可変ピッチのネジ山を備える。

【0161】

上記されたように、駆動部材1402'は、その長手方向軸を中心とした回転を防げられ得る。更に、駆動シャフトアセンブリ1400'全体は、その長手方向軸を中心とした回転を防げられ得る。様々な実施形態では、駆動部材1402'は、その中に画定される長手方向スロットを備え得る。この長手方向スロットは、例えば、エンドエフェクタ1420及び／又は関節接合部材1434から長手方向スロットへと内向きに伸び得る1つ又はそれ以上の突起と嵌合され得る。長手方向スロット及び突起のこのような機構は、駆動シャフトアセンブリ1400'の、それ自体の長手方向軸を中心とした回転を妨げるか、又は、少なくとも制限するように構成され得る。本明細書で使用する時、駆動シャフトアセンブリ1400'及び／又は駆動部材1402'の長手方向軸は、駆動シャフトアセンブリ1400'が直線状の構成であるか、又は、曲がった構成であるかどうかに関わらず、駆動シャフトアセンブリ1400'の中心を沿って伸び得る。結果として、駆動シャフトアセンブリ1400'の長手方向軸の経路及び方向は、エンドエフェクタ1420が関節運動し、そのエンドエフェクタ1420の関節運動を許容するために、駆動シャフトアセンブリ1400'が関節運動する場合に、変化し得る。上記に加えて更に、駆動部材1402'は、エンドエフェクタ1420内に位置している切断部材に固定して取り付けられることができ、同切断部材から近位に伸びることができる。本明細書に記載されたように、切断部材は、エンドエフェクタ内に画定される、様々なスロット及び／又はチャンネル内に緊密に受容され得、該スロット及び／又はチャンネルは、切断部材及びそこから伸びる駆動シャフトアセンブリ1400'が回転されること、又は少なくとも実質的に回転されることを防止することができる。駆動シャフトアセンブリ1400'の長手方向軸は、駆動部材1402'により画定され得るが、この長手方向軸は、バネ1412により画定され得る。少なくとも1つのこのような実施形態では、バネコイルの中心経路は、駆動シャフトアセンブリ1400'の長手方向軸を画定し得る。いずれにし

10

20

30

40

50

ても、駆動シャフトアッセンブリ 1400' は、その長手方向軸周囲での回転を防げられ得る。

【0162】

ここで図 104 及び 105 に変わって、駆動シャフトアッセンブリ 1400' は、例えば、駆動部材 1402' の接合部セグメント 1404' の内向きの移動又は崩壊を制限又は防止するように構成され得る内部抑制部材、例えば、可撓性コア 1417 を備え得る。駆動部材 1402' は、可撓性コア 1417 を緊密に受容するように構成され得る内部長手方向の空洞 1415 を画定し得る。少なくとも 1 つのこのような実施形態では、駆動部材 1402' において画定された内部空洞 1415 は、可撓性コア 1417 の直径又は幅と等しいか、又は、実質的に等しい直径又は幅を備え得る。様々な状況において、エンドエフェクタ 1420 の関節運動中に、例えば、接合部セグメント 1404' の一部は、可撓性コア 1417 に向かって内向きに歪むことができるか、又は、ずらされる場合がある。この場合、接合部セグメント 1404' が可撓性コア 1417 と接触した際、コア 1417 は、接合部セグメント 1404' の内向きの移動を防ぐことができ、駆動部材 1402' が内向きに崩壊するのを防止することができる。可撓性コア 1417 は、駆動部材 1402' の一部、例えば、その遠位端 1408D' 及び／又は近位端 1408P' 等に取り付けられ得る。特定の実施形態では、可撓性コア 1417 は、駆動部材 1402' に固定して取り付けられない場合がある。このような実施形態では、可撓性コア 1417 は、駆動部材 1402' により定位置に保持され得る。いずれにしても、可撓性コア 1417 は、上記したように、駆動シャフトアッセンブリ 1400' が必要に応じて曲がったり、関節運動したりして、駆動シャフトアッセンブリ 1400' に加えられた押し引き運動を伝達することができるように、十分な可撓性を有してよい。

【0163】

上記で概説されたように、シャフトアッセンブリ 1400' は、例えば、関節接合部 1430 を中心としたエンドエフェクタ 1420 の関節運動を許容するために、折れ曲がる又は曲がるように構成され得る。駆動部材 1402'、可撓性コア 1417 及び／又はバネ 1412 は、例えば、シャフトアッセンブリ 1400' が元の長手方向構成に戻り得るように、弾性的であり得る。様々な状況において、エンドエフェクタ 1420 は、関節運動した位置から長手方向位置又は直線位置に戻るように回転され得、そうなるように、シャフトアッセンブリ 1400' は、エンドエフェクタ 1420 の戻りを許容するよう、折れ曲がる又は曲がるように構成され得る。

【0164】

図 106～108 を参照すると、手術用具 1000 は、外科用エンドエフェクタ 1001 とシャフトアッセンブリ 1003 とを含み得る。外科用エンドエフェクタ 1001 は、それに加えられた駆動運動に応じて手術活動を行うように構成され得る。シャフトアッセンブリ 1003 は、外科用エンドエフェクタ 1001 へのこのような駆動運動を伝達するように構成され得る。外科用エンドエフェクタ 1001 は、第 1 つかみ具部材 1002 と第 2 つかみ具部材 1004 とを含み得る。第 1 つかみ具部材 1002 は、第 2 つかみ具部材 1004 に対して第 1 位置と第 2 位置との間で移動可能であり得る。または、第 1 つかみ具部材 1002 及び第 2 つかみ具部材 1004 は、第 1 位置と第 2 位置との間で互いに移動可能であり得る。第 1 位置は、開位置でもよく、第 2 位置は、閉位置でもよい。

【0165】

図 106～108 を参照すると、第 1 つかみ具部材 1002 は、第 2 つかみ具部材 1004 に対して第 1 位置と第 2 位置との間で、旋回可能に移動可能であり得る。図 108 に図示されているように、第 1 つかみ具部材 1002 は、取付け孔（図示せず）を含み得る。第 2 つかみ具部材 1004 は、取付け孔 1008 を含み得る。第 1 つかみ具部材 1002 は、ピボット又はトラニオンピン（図示せず）が第 1 つかみ具部材 1002 の取付け孔及び第 2 つかみ具部材 1004 の取付け孔 1008 を通って挿入されて、第 1 つかみ具部材 1002 を第 2 つかみ具部材 1004 に旋回可能に連結するように、第 2 つかみ具部材 1004 に対して配置され得る。第 1 つかみ具部材 1002 と第 2 つかみ具部材 1004

とを連結するための他の適切な手段は、この開示の範囲内であることが意図されている。

【0166】

図106～108を参照すると、外科用エフェクタ1001は、複数の機能を行うように適合され得る。例えば、外科用エンドエフェクタ1001は、第1つかみ具部材1002及び／又は第2つかみ具部材1004の外側表面に配設されたグリップ部1010を含み得る。グリップ部1010は、組織と接触し、同組織を鈍的に切開するために適合され得る。適切なグリップ部1010は、例えば、図116～131に関連して説明される。外科用エンドエフェクタ1001は、組織を切除するための角度を有する組織嵌合表面1012も含み得る。適切な角度を有する組織嵌合表面1012は、例えば、図132～142に関連して記載される。第1つかみ具部材1002は、内側表面1014を含み得る。第2つかみ具部材1004は、内側表面1016を含み得る。第1内側表面1014及び第2内側表面1016は、組織及び／又は手術器具（組織を縫合するための針1015等）を掴む、通す及び／又は操作するように構成され得る。この掴む、通す及び／又は操作する機能性は、例えば、図153～168に関連して記載される。更に、外科用エンドエフェクタ1001は、外科手術中に血管を封着するための電極1017及び／又は別の電氣的に活性な表面も含み得る。電極1017は、組織を溶着／融着するために閉じられた位置にある場合、第1つかみ具部材1002と第2つかみ具部材1004との間にクランプされた組織に、高周波（RF）エネルギーを伝送するように構成され得る。組織は、切断部材1018を並進させることにより切除され得る。適切な電極は、例えば、図153～168に関連して記載される。

【0167】

図108～111を参照すると、外科用エンドエフェクタ1001は、シャフトアッセンブリ1003に着脱自在に取り付けられ得る。オペレータまた外科医は、外科用エンドエフェクタ1001をシャフトアッセンブリ1003に取り付けて、外科手術を行い得る。図108に示された実施形態では、シャフトアッセンブリ1003は、外科用エンドエフェクタ1001の近位シャフト部1022への、シャフトアッセンブリ1003の遠位シャフト部1020の素早い取付けを容易にする、急速脱着機構又は関節1019の形式における連結機構を含む。急速脱着接合部1019は、それに動作可能に連結されたエンドエフェクタに対して、駆動運動の供給原から制御運動を提供するのに使用される複数の駆動トレイン部品の素早い取付け及び取り外しを容易にする役割を果たす。

【0168】

図112に図示されているように、外科用エンドエフェクタ1001は、シャフトアッセンブリ1003と共に使用するのに適した他の外科用エンドエフェクタと交換され得る。例えば、外科用エンドエフェクタ1001がシャフトアッセンブリ1003から取り外され、第2外科用エンドエフェクタ1024がシャフトアッセンブリ1003に取り付けられる。別の例では、第2外科用エンドエフェクタ1024は、第3外科用エンドエフェクタ1026と置き換えられ得る。外科用エンドエフェクタ1001、1024及び1026は、シャフトアッセンブリ1003におけるその対応部分と動作可能に嵌合可能である、共通の駆動トレイン部品を含み得る。更に、外科用エンドエフェクタ1001、1024及び1026はそれぞれ、特定の手術タスクに適した特有の動作特性を含み得る。

【0169】

外科用エンドエフェクタ1001は、作動機構を含み得る。作動機構は、第2つかみ具部材1004に対して第1つかみ具部材1002を移動させるための閉鎖機構を備え得る。作動機構は、第1つかみ具部材1002と第2つかみ具部材1004との間に掴まれた組織を切除するための発射機構を備え得る。閉鎖及び発射は、別々の機構により達成され得る。この別々の機構は、別々に又は同時に駆動され得る。または、閉鎖及び発射は、1つの機構により達成されてもよい。適切な閉鎖機構及び適切な発射機構は、例えば、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。

【0170】

図113を参照すると、作動機構1028が示されている。この作動機構は、往復部材

1030を含み得る。往復部材1030は、第1つかみ具部材1002に連結されたカムピン1034を受容するように構成されたカムスロット1032を画定し得る。往復部材1030の遠位及び近位の移動は、カムピン1032をカムスロット1034内で並進させ、次に、第1つかみ具部材1002を開位置（例えば、往復部材1030の近位位置）から閉位置（例えば、往復部材1030の遠位位置）に旋回させ得る。第1つかみ具部材1002及び第2つかみ具部材1004が移動可能である実施形態において、両つかみ具部材1002及び1004は、カムピンを備えてもよく、往復部材1030は、一对のカムスロット又は溝を画定し得る。往復部材1030は、つかみ具部材1002及び1004を閉じ、及び／又は、つかみ具部材1002及び1004を互いに移動させるのに役立つクランプ力を提供するために、つかみ具部材1002及び1004にわたって摺動させるのに適合されたI-ビーム部材を備え得る。往復部材1030は、切断ブレード1036を含み得る。切断ブレード1036は、往復部材1030に取り付けられることができ、それが往復部材1030により伸長及び後退をされ得るように置かれ得る。この切断部材は、つかみ具部材1002と1004との間に存在する組織又は材料を切除するために伸ばされ得る。

10

【0171】

図108～111を参照すると、作動機構1028は、回転駆動ナット1038とネジ付き回転駆動部材1040とを含み得る。回転駆動部材1040は、往復部材1030から近位に伸び得る。往復部材1030及び回転駆動部材1040は、互いに1つの部品として形成され得る。または、往復部材1030及び回転駆動部材1040は、別々に形成され、互いに溶接され得る。往復部材1030と回転駆動部材1040とを連結するための他の技術が、使用されてもよく、また、この開示の範囲内であることが意図されている。回転駆動ナット1038は、外科用エンドエフェクタ1001の近位シャフト部1022内に動作可能に支持されることができ、近位シャフト部1022は、つかみ具部材1002及び1004に対して近位に伸びる。回転駆動ナット1038は、例えば、本明細書において上記されたように、近位シャフト部1022を通して伸びる中心軸周囲で回転され得る。回転駆動部材1040は、回転駆動ナット1038を通る中心軸に沿って、往復部材1030から近位に伸び得る。回転駆動ナット1038及び回転駆動部材1040は、ある方向（例えば時計回り方向）における中心軸周囲での回転駆動ナット1038の回転が、回転駆動部材1040を前進させることができ、その反対方向（例えば、反時計回り方向）における中心軸周囲での回転駆動ナット1038の回転が、回転駆動部材1040を後退させることができるように、嵌合機構内に配置され得る。この作動機構及び他の適切な作動機構は、例えば、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。

20

30

【0172】

図108～111を参照すると、手術用具1000は、シャフトアセンブリ1003を通して長手方向に配設された回転駆動シャフト1042を含み得る。回転駆動シャフト1042は、その遠位部に回転駆動ヘッド1044を含み得る。回転駆動ナット1038は、回転駆動ヘッド1044との嵌合機構のための作動カプラ1046を備え、連結された際に、回転駆動ヘッド1044が作動カプラ1046に回転運動を伝達し得るようにされる。回転駆動シャフト1042は、複数の個別位置の間で軸方向に選択的に移動させられ得る。例えば、回転駆動シャフト1042は、図111に図示されているように、回転駆動ヘッド1044と作動カプラ1046との動作可能な嵌合をもたらすために、軸方向に伸ばされ得る。または、回転駆動シャフト1042は、作動カプラ1046から回転駆動ヘッド1044を嵌合解除するために、軸方向に後退され得る。このような機構は、シャフトアセンブリ1003への複数の外科用エンドエフェクタの、素早く、効率的な取り付け及び取り外しを可能にし得る。

40

【0173】

図108～110を参照すると、外科用エンドエフェクタ1001は、シャフトアセンブリ1003から取り外された状態が示される。外科用エンドエフェクタ1001の近

50

位シャフト部１０２２は、シャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０から嵌合解除される。図１０８に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２は、シャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０のファンネル状端部との嵌合機構のためのテーパ付き端部を含み得る。回転駆動シャフト１０４２は、回転駆動ヘッド１０４４を通る中心軸に沿って遠位に伸び、その遠位開口で終端する、中空の遠位部を含み得る。中空の遠位部は、外科用エンドエフェクタ１００１がシャフトアッセンブリ１００３に取り付けられる際に、回転駆動部材１０４０の近位部を受容し得る。回転駆動部材１０４０は、回転駆動シャフト１０４２の中空の遠位部内を自由に回転可能である。図１１０に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１は、回転駆動部材１０４０の近位部を回転駆動シャフト１０４２の中空内に挿入し、外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２のテーパ付き端部をシャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０のファンネル状端部との係合機構内に導くことにより、単純にシャフトアッセンブリ１００３に取り付けられる。図１１１に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１がシャフトアッセンブリ１００３に取り付けられると、回転駆動シャフト１０４２は、回転駆動ヘッド１０４４と作動カプラ１０４６との動作可能な嵌合をもたらすために前進させられて、回転駆動ナット１０３８に回転運動を伝達し得る。外科用エンドエフェクタ１００１をシャフトアッセンブリ１００３に着脱自在に取り付けるための他の取付け手段及び技術は、この開示の範囲内であることが意図される。

10

【０１７４】

20

図１０８～１１０に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２及びシャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０は、外科用エンドエフェクタ１００１及びシャフトアッセンブリ１００３が取り付けに基づいて正確に整列されることを確保するための整列機構を有し得る。例示的实施形態において、図１０８に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２は、キー機構１０４８を含み、シャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０は、このキー機構を受容するためのスロット１０５０を含み得る。外科用エンドエフェクタ１００１をシャフトアッセンブリ１００３に配列させるための他の整列手段及び技術は、この開示の範囲内であることが意図される。

【０１７５】

30

図１１４を参照すると、外科用エンドエフェクタ１００１は、発射及び閉鎖が別々に行われる作動機構を含み得る。この作動機構及び他の適切な作動機構は、例えば、図８３～９１及び９２～９６に関連して記載される。例示的实施形態では、図１１４に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１は、別々に駆動される閉鎖機構１０５２及び発射機構１０５４を備える。閉鎖機構１０５２は、閉鎖ドライバ１０５６を含み、発射機構１０５４は、発射ドライバ１０５８を含む。上記されたように、外科用エンドエフェクタ１００１は、シャフトアッセンブリ１００３に着脱自在に取り付けられ得る。図１１４に図示されているように、外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２は、シャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０から取り外され得る。外科用エンドエフェクタ１００１の近位シャフト部１０２２がシャフトアッセンブリ１００３の遠位シャフト部１０２０に取り付けられると、シャフトドライブ１０４２は、閉鎖ドライバ１０５６と動作可能に嵌合するために、第１個別位置へと遠位に伸ばされ得る。または、このシャフトドライブは、発射ドライバ１０５８と動作可能に嵌合するために、第１個別位置に対して遠位の第２個別位置へと遠位に伸ばされ得る。

40

【０１７６】

図１１５に図示されているように、手術用具１０００は、長手方向の用具軸「LT」を中心として、外科用エンドエフェクタ１００１を関節運動させるための関節接合部１０６０を含み得る。この例示的实施形態では、関節接合部１０６０は、シャフトアッセンブリ１００３の遠位部１０２０に対して近位に配設される。関節接合部１０６０は、シャフトアッセンブリ１００３の遠位部１０２０を関節運動させる。外科用エンドエフェクタ１０

50

01の近位シャフト部1022がシャフトアッセンブリ1003の遠位部1020に取り付けられると、シャフトアッセンブリ1003の遠位部1020の関節運動が、外科用エンドエフェクタ1003を関節運動させる。

【0177】

例示の実施形態では、図115に図示されているように、関節接合部1060は、シャフトアッセンブリ1003に取り付けられ、その中に近位ボールソケットを画定する、近位ソケットチューブ1062を含む。図115を参照のこと。近位ボール部材1064は、近位ボールソケット内に移動可能に取り付けられる。図115に見られ得るように、近位ボール部材1064は、回転駆動シャフト1042がそれを通して伸びるのを可能にする中心駆動通路を有する。更に、近位ボール部材1064は、4つの関節接合通路をその中に有し、それらを通る4つの遠位ケーブル1066の通過を容易にする。図115に更に見られ得るように、関節接合部1060は、内部に形成された中間ボールソケットを有する中間関節チューブセグメント1068を更を含む。中間ボールソケットは、遠位コネクタチューブ1072に形成された遠位ボール部材1070をその中で移動可能に支持するように構成される。ケーブル1066は、遠位ボール部材1070に形成されたケーブル通路を通して伸び、ラグ1074により遠位ボール部材1070に取り付けられる。ケーブルをエンドエフェクタボール1070に取り付けるのに適した他の取付け手段は、この開示の範囲内であることが意図される。

10

【0178】

図116～120を参照すると、手術用具900は、シャフトアッセンブリ903から伸びる外科用エンドエフェクタを含み得る。外科用エンドエフェクタ901は、それに加えられた駆動運動に応じて手術活動を行うように構成され得る。外科用エンドエフェクタ901は、第1つかみ具部材902と第2つかみ具部材904とを含み得る。第1つかみ具部材902は、第2つかみ具部材904に対して第1位置と第2位置との間で移動可能であり得る。または、第1つかみ具部材902及び第2つかみ具部材904は、第1位置と第2位置との間で、互い相対的に移動可能であり得る。第1位置が開位置でもよく、第2位置が閉位置でもよい。

20

【0179】

図116～120を参照すると、第1つかみ具部材902は、第2つかみ具部材904に対して開位置と閉位置との間で、旋回可能に移動可能であり得る。図120に図示されているように、第1つかみ具部材902は、取付け孔906を含んでもよく、第2つかみ具部材904は、取付け孔908を含んでもよい。第1つかみ具部材902は、ピボット又はトラニオンピン（図示せず）が第1つかみ具部材902の第1取付け孔906及び第2つかみ具部材904の第2取付け孔908を通して挿入されて、第1つかみ具部材902を第2つかみ具部材904に旋回可能に連結するように、第2つかみ具部材904に対して配置され得る。第1つかみ具部材902と第2つかみ具部材904とを連結するための他の適切な手段は、この開示の範囲内であることが意図される。

30

【0180】

図116～120を参照すると、外科用エンドエフェクタ901は、複数の機能を行うように適合され得る。例えば、外科用エンドエフェクタ901は、組織を切除するための角度を有する組織嵌合表面910を含み得る。適切な組織嵌合表面910は、例えば、図132～142に関連して記載される。第1つかみ具部材902は、内側表面912を含み得る。第2つかみ具部材904は、内側表面914を含み得る。第1内側表面912及び第2内側表面914は、組織及び／又は手術器具（組織を縫合するための針915等）を掴む、通す及び／又は操作するように構成され得る。この掴む、通す及び／又は操作する機能性は、例えば、図153～168に関連して記載される。

40

【0181】

図116～120を参照すると、外科用エンドエフェクタ901は、外科手術中に血管を封着するための電極916及び／又は別の電氣的に活性な表面も含み得る。電極916は、組織を溶着／融着するために閉じられた位置にある場合、第1つかみ具部材902と

50

第2つかみ具部材904との間にクランプされた組織に、高周波(RF)エネルギーを伝送するように構成され得る。組織は、切断部材を並進させることにより切除され得る。適切な電極916は、例えば、図6~10及び図153~168に関連して記載される。外科用エンドエフェクタ901は、シャフトアッセンブリ903に着脱自在に取り付けられ得る。オペレータ又は外科医は、外科用エンドエフェクタ901をシャフトアッセンブリ903に取り付けて、外科手術を行い得る。外科用エンドエフェクタ901をシャフトアッセンブリ903に着脱自在に取り付けるための適切な手法及び機構は、例えば、図106~115に関連して記載される。

【0182】

図116~120を参照すると、外科用エンドエフェクタ901は、作動機構を含み得る。作動機構は、第2つかみ具部材に対して第1つかみ具部材を移動させるための閉鎖機構を備え得る。作動機構は、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に挟まれた組織を切除するための発射機構を備え得る。閉鎖及び発射は、別々の機構により達成され得る。この別々の機構は、別々に又は同時に駆動され得る。または、閉鎖及び発射は、1つの機構により達成されてもよい。適切な閉鎖機構及び適切な発射機構は、例えば、図64~82、83~91及び92~96に関連して記載される。

【0183】

図117に図示されているように、例示的な作動機構920が示される。作動機構920は、本明細書において上記された軸方向に移動可能な部材3016と類似する往復部材918を含み得る。往復部材918又はそのカムピン924は、カムスロット922内に受容され得る。往復部材918の遠位及び近位の移動は、カムピン924をカムスロット922内で並進させ、次に、第1つかみ具部材902を開位置(例えば、往復部材918の近位位置)から閉位置(例えば、往復部材918の遠位位置)に旋回させ得る。第1つかみ具部材902及び第2つかみ具部材904が移動可能である実施形態において、両つかみ具部材は、カムスロット922を備えてもよく、往復部材918は、一对のカムピンを画定し得る。往復部材918は、第1つかみ具部材902及び第2つかみ具部材904を閉じるため、及び/又は、第1つかみ具部材902及び第2つかみ具部材904を互いに動かすために役立つクランプ力を提供するために、第1つかみ具部材902及び第2つかみ具部材904にわたって摺動させるのに適合されたI-ビーム部材を備え得る。往復部材918は、切断ブレード926を含み得る。切断ブレード926は、往復部材918に取り付けられることができ、それが往復部材918により伸長及び後退され得るように置かれ得る。切断ブレード926は、第1つかみ具部材902と第2つかみ具部材904との間に存在する組織又は材料を切除するために伸長され得る。

【0184】

図116~120を参照すると、第1つかみ具部材902は、外側表面928を含み得る。第1つかみ具部材902の外側表面は、第1組織グリップ部930を含み得る。第2つかみ具部材904も、外側表面932を含み得る。第2つかみ具部材904の外側表面932は、第2組織グリップ部934を含み得る。第1組織グリップ部930及び第2組織グリップ部934は、組織に接触し、一時的に付着することにより、組織を掴み得る。第1グリップ部930及び第2グリップ部934は、第1つかみ具部材902と第2つかみ具部材904とが閉位置から開位置に互いに移動している間に、組織と接触し、同組織を鈍的に切開し得る。

【0185】

例示の実施形態では、外科用エンドエフェクタ901は、外科手術中に、組織を切開するのに使用され得る。例えば、第1グリップ部930及び第2グリップ部934は、第1及び第2組織部(図示せず)にそれぞれ接触して、一時的に付着することができ、第1つかみ具部材902が第2つかみ具部材904に対して閉位置から開位置に移動させられる際に、血管及び神経の局所構造及び構造強度を実質的に保持したまま、表平面(facial plane)に沿って第1組織部を第2組織部から分離させる。第1グリップ部930及び第2グリップ部934は、第1つかみ具部材902が第2つかみ具部材904に対して移動

させられる際に、組織層を鈍的に分離（切開）することにより、外科手術中に動作空間を形成するように構成され得る。

【0186】

図121に図示されているように、第1グリップ部930及び第2グリップ部934は、第1及び第2つかみ具部材902及び904の外側表面928及び932の遠位セクション上に、コーティングを塗工することにより形成してもよい。一実施形態では、第1及び第2グリップ部930及び934は、その各つかみ具部材の外側表面928及び932に、接着剤により取り付けられる。一実施形態では、第1及び第2グリップ部930及び934は、外側表面928及び932の遠位部に圧入される。外側表面上にグリップ部を取付ける、または、形成するのに適した他の技術及び取付け手段は、本開示によって考慮されている。

10

【0187】

第1及び第2グリップ部930及び934は、第1及び第2つかみ具部材902及び904を開位置へと互いに対して移動させる際に、第1及び第2つかみ具部材902及び904に対して組織が滑らされる時に、組織を掴むように、高い摩擦係数を有する材料を含んでよく、これによって、血管及び神経の局所構造及び構造の完全性を実質的に保持しながら、筋膜面に沿って組織の層を分離（切開）する。第1及び第2グリップ部930及び934を形成するのに使用され得る、高い摩擦係数を有する材料の例は、シリコン系エラストマー、スチレン系熱可塑性エラストマー（TPE）、ポリイソプレン、低密度ポリエチレン、ポリプロピレン、サノプレン（sanoprene）、シリコン、ポリウレタン、天然ゴム、イソプラスト、液晶ポリマー（LCP）等があげられるが、これらに限定されない。

20

【0188】

第1及び第2グリップ部930及び934は、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性の半剛性材料を含み得る。第1及び第2グリップ部930及び934は、非アレルギー性の生体適合性材料を含み得る。一実施形態では、第1及び第2グリップ部930及び934は、低いヤング率及び高い降伏歪みを有する材料、例えば、エラストマーを含み得る。適切なエラストマーの例は、シリコン系エラストマー、スチレン系熱可塑性エラストマー（TPE）、ポリイソプレン、低密度ポリエチレン、ポリプロピレン、サノプレン（sanoprene）、シリコン、ポリウレタン、天然ゴム、イソプラスト、液晶ポリマー（LCP）等があげられるが、これらに限定されない。

30

【0189】

図116～120を参照すると、第1及び第2グリップ部930及び934は、グリップ機構936を含み得る。グリップ機構936は、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性である。グリップ機構936は、突起938の形態であり得る。少なくとも1つの実施形態では、グリップ機構936は、窪み940の形態であり得る。

【0190】

図121～126を参照すると、グリップ機構936は、グリップパターン942において空間的に配置され得る。グリップパターン942は、複数の突起938を含み得る。このグリップパターンは、複数の窪み940を含み得る。少なくとも1つの実施形態では、図127に図示されているように、グリップパターン942は、複数の交互の突起938及び窪み940を含み得る。一実施形態では、図123に図示されているように、グリップパターン942は、4つの突起938を含み得る。

40

【0191】

図128に図示されているように、グリップパターン942は、円形に空間的に配置された複数の突起940を含み得る。他の機構が可能であり、本開示の範囲内にある。図122に図示されているように、グリップパターン942は、複数の列に空間的に配置された複数の突起938を含み得る。この場合、各列は、列の長さ方向に沿って整列された複数の突起938を含む。各列は、交互の突起938及び窪み940を含む。

50

【0192】

図123～128を参照すると、グリップパターン942は、グリップ部930上に水平に伸びる垂直突起938を含み得る。図に示されているように、垂直突起938は、対向する方向に伸び得る。特定の実施形態では、図124に図示されているように、突起938は、平行列において伸び得る。少なくとも1つの実施形態では、図125に図示されているように、グリップパターン942は、第1の複数の平行突起938a及び第2の複数の平行突起938bを含む。この場合、第1の複数の938aは、第2の複数の938bに対して傾斜した配置にある。少なくとも1つの実施形態では、図125に図示されているように、グリップ部930は、ヘリンボン状のパターンを含み得る。

【0193】

図129～131を参照すると、グリップパターン942は、グリップ部930上に、非直線的様式で水平に伸びる垂直突起938を画定し得る。例えば、図129に図示されているように、非直線的な突起938は、ジグザグな方法で伸び得る。特定の実施形態では、図130及び131に図示されているように、非直線的な突起938は、平行列において伸び得る。特定の実施形態では、図130及び131に図示されているように、非直線的な突起938は、対向する方向に伸び得る。

【0194】

図132から137を参照すると、エンドエフェクタ500は、第1つかみ具部材502Aと第2つかみ具部材502Bとを備える。第1つかみ具部材502Aは、第1つかみ具部材502Aと第2つかみ具部材502Bとの間に組織をクランプするために、第2つかみ具部材502Bに対して開位置（図132及び136）と閉位置（図133、134及び137）との間で移動可能である。第1つかみ具部材502Aは、角度を有する組織接触表面504A及び506Aを備える。第2つかみ具部材502Bは、角度を有する組織接触表面504B及び506Bを備える。第1つかみ具部材502Aは、第1の正に角度を有する組織接触表面504Aと第1の負に角度を有する組織接触表面506Aとを備える。第2つかみ具部材502Bは、第2の正に角度を有する組織接触表面504Bと第2の負に角度を有する組織接触表面506Bとを備える。

【0195】

本明細書で使用する時、「正に角度を有する」及び「負に角度を有する」の用語は、組織接触表面が組織接触表面を備えるつかみ具部材本体及びつかみ具部材のクランプ面に対して角度付けられている方向を意味する。図138を参照すると、第1つかみ具部材502A'及び第2つかみ具部材502B'は、つかみ具部材502A'と502B'との間に組織をクランプするように、閉位置にある状態で示されている。この閉位置は、図133、134、135、137及び142に示された閉位置に類似する。第1つかみ具部材502A'は、第1つかみ具本体503A'と、第1組織グリップ要素507A'と、第1クランプ面505Aとを備える。第2つかみ具部材502B'は、第2つかみ具本体503B'と、第1組織グリップ要素507B'と、第2クランプ面505Bとを備える。概ね、エンドエフェクタのつかみ具部材の組織グリップ要素とクランプ面とは、つかみ具部材が、例えば、対向したつかみ具部材間で組織をクランプするために閉位置にある場合に、対向する向きにある。

【0196】

第1つかみ具部材502A'は、第1つかみ具部材502A'の第1組織グリップ要素507A'の辺縁において、第1クランプ面505Aに対して角度(α)を形成し、第1つかみ具本体503A'から離れる、第1の正に角度を有する組織接触表面504A'を備える。第1つかみ具部材502A'は、第1つかみ具部材502A'の第1組織グリップ要素507A'の辺縁において、第1クランプ面505Aに対して角度(α)を形成し、第1つかみ具本体503A'から向かう(toward from)、第1の負に角度を有する組織接触表面506A'を備える。

【0197】

したがって、本明細書で使用する時、「正に角度を有する」の用語は、正に角度を有す

10

20

30

40

50

る組織接触表面を備えるつかみ具部材の組織グリップ要素の辺縁において、クランプ面から離れる角度を有し、つかみ具本体から離れる角度を有する、組織接触表面を特定するのに使用される。同様に、本明細書で使用する時、「負に角度を有する」の用語は、負に角度を有する組織接触表面を備えるつかみ具部材の組織グリップ要素の辺縁において、クランプ面から離れる角度を有し、つかみ具本体に向かう角度を有する、組織接触表面を特定するのに使用される。

【0198】

したがって、第2つかみ具部材502B'は、第2つかみ具部材502B'の第2組織グリップ要素507B'の辺縁において、第2クランプ面505Bに対して角度(α)を形成し、第2つかみ具本体503B'から離れる、第2の正に角度を有する組織接触表面504B'を備える。第2つかみ具部材502B'は、第2つかみ具部材502B'の第2組織グリップ要素507B'の辺縁において、第2クランプ面505Bに対して角度(α)を形成し、第2つかみ具本体503B'から向かう、第2の負に角度を有する組織接触表面506A'を備える。

10

【0199】

図132～134を再度参照すると、第1つかみ具部材502Aは、第1つかみ具本体503Aと第1組織グリップ要素507Aとを備え、第2つかみ具部材502Bは、第2つかみ具本体503Bと第2組織グリップ要素507Bとを備える。第1つかみ具部材502Aの第1の正に角度を有する組織接触表面504Aは、第1組織グリップ要素507Aの辺縁において第1つかみ具本体503Aから離れる角度を有する。第1つかみ具部材502Aの第1の負に角度を有する組織接触表面506Aは、第1組織グリップ要素507Aの辺縁において第1つかみ具本体503Aに向かう角度を有する。第2つかみ具部材502Bの第2の正に角度を有する組織接触表面504Bは、第2組織グリップ要素507Bの辺縁において第2つかみ具本体503Bから離れる角度を有する。第2つかみ具部材502Bの第2の負に角度を有する組織接触表面506Bは、第2組織グリップ要素507Bの辺縁において第2つかみ具本体503Bに向かう角度を有する。

20

【0200】

第1つかみ具部材502A及び第2つかみ具部材502Bが、例えば、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に組織をクランプするために閉位置にある場合、第1の正に角度を有する組織接触表面504Aは、第2の負に角度を有する組織接触表面506Bに対向する。第1つかみ具部材502A及び第2つかみ具部材502Bが、例えば、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に組織をクランプするために閉位置にある場合、第1の負に角度を有する組織接触表面506Aは、第2の正に角度を有する組織接触表面504Bに対向する。

30

【0201】

図132～133及び136～137に図示されているように、第1の正に角度を有する組織接触表面504A及び第1の負に角度を有する組織接触表面506Aは、第1つかみ具部材502Aの実質的に長さ全体に沿って配設される。第2の正に角度を有する組織接触表面504B及び第2の負に角度を有する組織接触表面506Bは、第2つかみ具部材502Bの実質的に長さ全体に沿って配設される。

40

【0202】

エンドエフェクタ500は、「I-ビーム」部材508を備え、一部の実施形態では、I-ビーム部材508は、閉鎖部材及び／又は組織切断部材として機能し得る。I-ビーム部材508は、本明細書において上記された軸方向に移動可能な部材3016に関連して、本明細書において上記されたのと類似する方法で動作し得る。I-ビーム部材508は、第1つかみ具部材502A及び第2つかみ具部材502Bにおけるチャンネル内に少なくとも部分的に合致するような大きさであることができ、また、合致するように構成されることができる。I-ビーム部材508は、例えば、開位置にあるつかみ具部材502A及び502Bに関連する第1の近位に後退した位置と、閉位置にあるつかみ具部材502A及び502Bに関連する第2の遠位に前進した位置との間で、第1つかみ具部材502

50

A及び第2つかみ具部材502Bにおけるチャンネルに沿って動作可能に並進し得る。この方法では、例えば、I-ビーム部材508は、第1及び第2つかみ具部材502A及び502Bにおけるチャンネル内を動作可能に並進して、カム動作を使用してつかみ具部材を閉じるように、かつ／又は、第1及び第2組織グリップ要素507A及び507Bを通して切断部材を前進させて第1つかみ具部材502Aと第2つかみ具部材502Bとの間にクランプされた組織を切開するように構成され得る。

【0203】

第1つかみ具部材502Aと第2つかみ具部材502Bとの間に組織をクランプするための、開位置（図132及び136）と閉位置（図133、134及び137）との間での、第2つかみ具部材502Bに対する第1つかみ具部材502Aの移動は、適切な閉鎖作動機構により作動され得る。後退位置と前進位置との間でのI-ビーム部材の並進は、適切な並進作動機構により作動され得る。適切な閉鎖作動機構及び適切な並進作動機構は、例えば、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。

【0204】

図139及び140を参照すると、エンドエフェクタ510は、第1つかみ具部材512Aと第2つかみ具部材512Bとを備える。第1つかみ具部材512Aは、第1つかみ具部材512Aと第2つかみ具部材512Bとの間に組織をクランプするために、第2つかみ具部材512Bに対して開位置（図139及び140）と閉位置（図示せず）との間で移動可能である。第1つかみ具部材512Aは、角度を有する組織接触表面514A及び516Aを備える。第2つかみ具部材512Bは、角度を有する組織接触表面514B及び516Bを備える。第1つかみ具部材512Aは、第1の正に角度を有する組織接触表面514Aと、第1の負に角度を有する組織接触表面516Aとを備える。第2つかみ具部材512Bは、第2の正に角度を有する組織接触表面514Bと、第2の負に角度を有する組織接触表面516Bとを備える。

【0205】

第1つかみ具部材512Aは、第1つかみ具本体513Aと第1組織グリップ要素517Aとを備え、第2つかみ具部材512Bは、第2つかみ具本体513Bと第2組織グリップ要素517Bとを備える。第1つかみ具部材512Aの第1の正に角度を有する組織接触表面514Aは、第1組織グリップ要素517Aの辺縁において第1つかみ具本体513Aから離れる角度を有する。第1つかみ具部材512Aの第1の負に角度を有する組織接触表面516Aは、第1組織グリップ要素517Aの辺縁において第1つかみ具本体513Aに向かう角度を有する。第2つかみ具部材512Bの第2の正に角度を有する組織接触表面514Bは、第2組織グリップ要素517Bの辺縁において第2つかみ具本体513Bから離れる角度を有する。第2つかみ具部材512Bの第2の負に角度を有する組織接触表面516Bは、第2組織グリップ要素517Bの辺縁において第2つかみ具本体513Bに向かう角度を有する。

【0206】

第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bが、例えば、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に組織をクランプするために閉位置にある場合、第1の正に角度を有する組織接触表面514Aは、第2の負に角度を有する組織接触表面516Bに対向する。第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bが、例えば、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に組織をクランプするために閉位置にある場合、第1の負に角度を有する組織接触表面516Aは、第2の正に角度を有する組織接触表面514Bに対向する。

【0207】

第1の正に角度を有する組織接触表面514Aは、第1つかみ具部材512Aの長さの近位部に沿って配設される。第2の正に角度を有する組織接触表面514Bは、第2つかみ具部材512Bの長さの近位部に沿って配設される。第1の負に角度を有する組織接触表面516Aは、第1つかみ具部材512Aの実質的に長さ全体に沿って配設される。第2の負に角度を有する組織接触表面516Bは、第2つかみ具部材502Bの実質的に長

さ全体に沿って配設される。

【0208】

エンドエフェクタ510は、「Iービーム」部材518を備え、一部の実施形態では、Iービーム部材518は、閉鎖部材及び／又は組織切断部材として機能し得る。Iービーム部材518は、第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bにおけるチャンネル内に少なくとも部分的に合致するような大きさであることができ、また、合致するように構成されることができる。Iービーム部材518は、例えば、開位置にあるつかみ具部材512A及び512Bに関連する第1の近位に後退した位置と、閉位置にあるつかみ具部材512A及び512Bに関連する第2の遠位に前進した位置との間で、第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bにおけるチャンネルに沿って並進し得る。この方法では、例えば、Iービーム部材518は、第1及び第2つかみ具部材512A及び512Bにおけるチャンネル内を動作可能に並進して、カム動作を使用してつかみ具部材を閉じるように、かつ／又は、第1及び第2組織グリップ要素517A及び517Bを通して切断部材を前進させて第1つかみ具部材512Aと第2つかみ具部材512Bとの間にクランプされた組織を切開するように構成され得る。

10

【0209】

第1つかみ具部材512Aと第2つかみ具部材512Bとの間に組織をクランプするための開位置（図139及び140）と閉位置（図示せず）との間での第2つかみ具部材512Bに対する第1つかみ具部材512Aの移動は、適切な閉鎖作動機構により作動され得る。後退位置と前進位置との間でのIービーム部材の並進は、適切な並進作動機構により作動され得る。適切な閉鎖作動機構及び適切な並進作動機構は、例えば、図64～82、83～91及び92～96に関連して記載される。

20

【0210】

第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bは、第1遠位テクスチャ部519A及び第2遠位テクスチャ部519Bをそれぞれ備える。第1つかみ具部材512Aの第1遠位テクスチャ部519Aは、第1の正に角度を有する組織接触表面514Aを備える第1つかみ具部材512Aの近位組織グリップ要素517Aに対して遠位に、かつ直接隣接して配設される。第1の正に角度を有する組織接触表面514Aは、第1遠位テクスチャ部519A内を第1つかみ具部材512Aの長さに沿って遠位に伸びていない。第2つかみ具部材512Bの第2遠位テクスチャ部519Bは、第2の正に角度を有する組織接触表面514Bを備える第2つかみ具部材512Bの近位組織グリップ要素517Bに対して遠位に、かつ直接隣接して配設される。第2の正に角度を有する組織接触表面514Bは、第2遠位テクスチャ部519B内を第2つかみ具部材512Bの長さに沿って遠位に伸びていない。第1及び第2つかみ具部材512A及び512Bの第1及び第2遠位テクスチャ部519A及び519Bは対向していてもよく、エンドエフェクタ510が、例えば、切開手術中に組織を掴むのに加えて、手術器具（組織を縫合するための針等）を掴む、通す及び／又は操作することを可能にしてもよい。この掴む、通す及び／又は操作する機能性は、例えば、図116～131及び154～164に関連して記載される。

30

【0211】

第1つかみ具部材512A及び第2つかみ具部材512Bは、第1グリップ部521A及び第2グリップ部521Bをそれぞれ備える。第1グリップ部521Aは、第1つかみ具部材512Aの外向き表面に配設され、第2グリップ部521Bは、第2つかみ具部材512Bの外向き表面に配設される。グリップ部521A及び521Bは、例えば、図116～131及び154～164に関連して記載されたように、組織切開を補助する機能を果たす。

40

【0212】

図141は、第2つかみ具部材516Bの第2組織グリップ部517Bに位置しており、第2の正に角度を有する組織接触表面514Bと第2の負に角度を有する組織接触表面516Bとの間に位置している電極522、を備えることを除いて、図139及び140に示されたエンドエフェクタ510と類似したエンドエフェクタ510'の斜視図である

50

。電極 5 2 2 は、組織を溶着／融着するために閉じられた位置にある場合、第 1 つかみ具部材 5 1 2 A と第 2 つかみ具部材 5 1 2 B との間にクランプされた組織に、R F エネルギーを伝送するように構成され得る。この組織は、切断部材を備える I ービーム部材 5 1 8 を並進させることにより切除され得る。図 1 4 1 では、2 つの電極 5 2 2 が示されているが、この明細書に記載された実施形態に基づくエンドエフェクタは、例えば、この明細書において記載されたように、任意の適切な形状及び配向を備える少なくとも 1 つ又はそれ以上の電極を備え得ることが理解される。第 2 つかみ具部材 5 1 6 B は、例えば、切開手術中に組織に R F エネルギーを伝送するように構成された遠位チップ 5 2 5 においてオフセット電極 5 2 4 も備える。一部の実施形態では、第 1 遠位テクスチャ部 5 1 9 A 及び第 2 遠位テクスチャ部 5 1 9 B は、例えば、切開手術中に組織に R F エネルギーを伝送するように構成された電極であり得る。この電極の機能性は、例えば、図 1 5 4 ～ 1 6 4 に関連して記載される。

10

【0 2 1 3】

図 1 4 2 を参照すると、エンドエフェクタ 5 3 0 は、つかみ具部材間に組織 5 4 5 をクランプする閉位置において示された、第 1 つかみ具部材 5 3 2 A 及び第 2 つかみ具部材 5 3 2 B を備える。第 1 つかみ具部材 5 3 2 A は、第 1 の正に角度を有する組織接触表面 5 3 4 A と第 1 の負に角度を有する組織接触表面 5 3 6 A とを備える。第 2 つかみ具部材 5 3 2 B は、第 2 の正に角度を有する組織接触表面 5 3 4 B と第 2 の負に角度を有する組織接触表面 5 3 6 B を備える。組織 5 4 5 は、角度を有する組織接触表面 5 3 4 A、5 3 4 B、5 3 6 A 及び 5 3 6 B と物理的に接触する。組織 5 4 5 と角度を有する組織接触表面 5 3 4 A、5 3 4 B、5 3 6 A 及び 5 3 6 B との間の物理的接触は、第 1 つかみ具部材 5 3 2 A と第 2 つかみ具部材 5 3 2 B との間に組織 5 4 5 を圧迫する。図 1 4 2 に図示されているように、第 1 つかみ具部材 5 3 2 A と第 2 つかみ具部材 5 3 2 B との間に組織をクランプすることは、相互に対向する組織接触表面 5 3 6 A 及び 5 3 4 B 間において、並びに、相互に対抗する組織接触表面 5 3 4 A 及び 5 3 6 B 間においても、組織 5 4 5 を圧迫する。この圧迫は、圧迫された組織 5 4 5 を蛇行して変形させる。この蛇行した変形は、組織 5 4 5 についてのエンドエフェクタ 5 3 0 のクランプ作用を改善し、ひいては、組織 5 4 5 の溶着／融着、及び／又は組織 5 4 5 の切除を改善する。組織 5 4 5 は、例えば、第 2 つかみ具部材 5 3 2 B の組織グリッブ要素に位置しており、かつ、第 2 の正に角度を有する組織接触表面 5 3 4 B と第 2 の負に角度を有する組織接触表面 5 3 6 B との間に位置している電極 5 4 2 を介した R F エネルギーの印加により、溶着／融着され得る。組織 5 4 5 は、例えば、I ービーム部材 5 3 8 を並進させることにより切除され得る。I ービーム部材 5 3 8 の並進は、クランプされた組織 5 4 5 を貫通して切断部材 5 4 1 を並進させる。

20

30

【0 2 1 4】

一部の実施形態では、エンドエフェクタは、第 1 の正に角度を有する組織接触表面と第 1 の負に角度を有する組織接触表面とを備える第 1 つかみ具部材と、第 2 の正に角度を有する組織接触表面と第 2 の負に角度を有する組織接触表面とを備える第 2 つかみ具部材とを備え得る。角度を有する組織接触表面は、例えば、図 1 3 8 に関連して記載されたように、クランプ面に対して角度 (α) を形成し得る。組織接触表面とクランプ面との間の角度 (α) の大きさは、5 度～8 5 度の範囲又はその中に包含される任意の部分範囲、例えば、1 0 度～8 0 度、2 0 度～7 0 度、3 0 度～6 0 度、4 0 度～5 0 度、2 5 度～5 0 度若しくは 3 0 度～4 5 度の範囲であり得る。

40

【0 2 1 5】

一部の実施形態では、角度を有する組織接触表面は、各クランプ面に対して、独立して角度を形成し得る。角度を有する組織接触表面により形成された角度は、所定のエンドエフェクタにおいて実質的に同じであってもよいし、異なってもよい。例えば、2 つの対向する角度を有する組織接触表面（例えば、第 1 の正に角度を有する組織接触表面と対向する第 2 の負に角度を有する組織接触表面）は両方とも、各クランプ面に対して共通の角度 (α_1) を形成し得る。他の 2 つの対向する角度を有する組織接触表面（例えば、第

50

1の負に角度を有する組織接触表面と対向する第2の正に角度を有する組織接触表面)は両方とも、各クランプ面に対して共通の角度(α_2)を形成し得る。この場合、 $|\alpha_1| \neq |\alpha_2|$ である。

【0216】

一部の実施形態では、角度を有する組織接触表面は、つかみ具部材の水平な組織接触部と一致した各クランプ面に対して垂直に所定の距離にわたって伸び得る。例えば、図138を参照すると、第1の正に角度を有する組織接触表面504A'は、第1クランプ面505Aに対して垂直に、ある距離にわたって伸びる。第2の正に角度を有する組織接触表面504B'は、第2クランプ面505Bに対して垂直に、ある距離にわたって伸びる。同様に、第1の負に角度を有する組織接触表面506A'は、第1クランプ面505Aに対して垂直に、ある距離にわたって伸びる。第2の負に角度を有する組織接触表面506B'は、第2クランプ面505Bに対して垂直に、ある距離にわたって伸びる。一部の実施形態では、角度を有する組織接触表面は、各クランプ面に対して垂直に、0.064cm(0.025インチ)~0.64cm(0.25インチ)の間、又は、その中に包含される任意の部分範囲、例えば、0.064cm(0.025インチ)~0.03cm(0.01インチ)若しくは0.064cm(0.025インチ)~0.1cm(0.05インチ)等の距離を伸び得る。

10

【0217】

図132から142に示された角度を有する組織接触表面は、平坦面であるとして図示されているが、一部の実施形態では、この角度を有する組織接触表面は、曲面又は平坦面と曲面との組み合わせであり得ることを理解されたい。

20

【0218】

一部の実施形態では、角度を有する組織接触表面を備えるエンドエフェクタは、ロボット手術システム、例えば、図1~45に関連して記載されたロボット手術システム等に動作可能に連結するように構成され得る。一部の実施形態では、角度を有する組織接触表面を有するエンドエフェクタは、携帯式手術装置、例えば、図46~63に関連して記載された携帯式手術装置等に動作可能に連結するように構成され得る。

【0219】

図132から142に関連して記載された角度を有する組織接触表面は、組織を掴む／クランプする、組織を溶着／融着する、組織を切除する、又は、これらの動作の任意の組み合わせを行うように構成されたエンドエフェクタに対して、様々な利点を提供する。例えば、一部の実施形態では、図132から142に図示されているように、正に角度を有する組織接触表面は、つかみ具部材の外側表面と一体である(すなわち、一つの材料から形成されている)。したがって、この正に角度を有する組織接触表面は、厚さ方向(図141及び142において標識された方向T)におけるより厚いつかみ具部材構造を提供する。このより厚いつかみ具部材構造は、つかみ具部材の強度及び剛性を向上させ、これにより、組織に対する改善されたグリップ／クランプ負荷を提供する。一部の実施形態では、例えば、正に角度を有する組織接触表面により提供されたより厚いつかみ具部材構造は、つかみ具部材の慣性モーメントを、同一平面である組織接触表面を備えるつかみ具部材に対して、20~30%向上させる。向上した慣性モーメントは、組織に入り込む、または組織を融着するRFエネルギーに対して、より集中した領域を提供することにより、角度を有する組織接触表面を備えるエンドエフェクタにクランプされた組織を融着及び焼灼するための溶着ゾーンの改善を提供し得る。

30

40

【0220】

本明細書に記載された電気外科用具のいずれも、発生器又は他のシグナル供給源(例えば、発生器3002)から、シャフトアセンブリを通る導体(供給3012及びリターン3014導体(図6を参照のこと)等)を介して、1つ又は複数の電極へと伸びる電流／エネルギー経路を使用して、エネルギーを与えられ得る。シャフトアセンブリ内において、電流経路は、シャフトアセンブリを通して伸びるワイヤにより提供され得る。ただし、ワイヤは、本明細書に記載された関節接合部3500等の、用具の様々な関節接合

50

部及び回転接合部において、キンク、捻れ又は他の変形を避けるように構成されなければならない。図示された実施形態では、電気外科用具は、電気外科用電極にエネルギーを与えるための電流経路として、シャフトアセンブリの部品を使用し得る。これは、ワイヤの必要とせず、手術用具の関節運動及び回転をシンプルにする。

【0221】

図示された実施形態では、回転コネクタアセンブリは、回転駆動シャフト又はシャフトアセンブリの他の内部部品が、発生器とエンドエフェクタ及び／又はその電極との間に通電した電流経路を提供することを可能にするために使用され得る。回転コネクタは、シャフト及び／又はエンドエフェクタの回転に関わらず、通電した電流経路とエンドエフェクタとの間の接続を維持するように構成され得る。双極構成においては、リターン経路が、シャフト及びエンドエフェクタの導電性部品、例えば、本明細書に記載されたような、シャフトの表面、Iービーム部材若しくは他のナイフ、様々なつかみ具部材の各部等により形成され得る。

10

【0222】

図143～146は、図64～81に関連して本明細書に記載されたエンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560に取り付けられた回転コネクタアセンブリ1100の一実施形態を図示する。図143は、回転電極アセンブリ1100の例示的取付けを図示するエンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の一実施形態の断面図である。図144は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の一実施形態の分解図であり、回転駆動シャフト630に取り付けられた状態（参照番号1100'、1102'、1104'により示される）と分解された状態（参照番号1100、1102、1104により示される）の両方の回転電極アセンブリ1100を示す。図145は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の一実施形態の断面図であり、回転駆動ヘッド632が近位位置にある、回転電極アセンブリ1100を示す。図146は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の一実施形態の断面図であり、回転駆動ヘッド632が遠位位置にある、回転電極アセンブリ1100を示す。

20

【0223】

回転電極アセンブリ1100は、エンドエフェクタ駆動ハウジング608内に配置されてもよく、外側接点1102と内側接点1103とを備えてもよい。外側接点1102は、エンドエフェクタ駆動ハウジング608の内壁周囲に配置され得る。図示された実施形態及び機能的に類似の実施形態では、外側接点1102は、円筒形状又は他の回転形状であり得る。外側接点1102は、1つ又はそれ以上の導線、例えば、導線1110を介して、エンドエフェクタ550における1つ又はそれ以上の電極1112と電氣的に通信し得る。導線1110は、外側接点1102と物理的に接触してもよく、図示されているように、下側のつかみ具部材602Bから電極1112に伸びてもよい。導線1110は、任意の適切な方法、例えば、はんだ又は他の類似の継手を用いて、電極1112に締結され得る。例えば、複数の通電した電極が、各電極に向けられた1つの導線1110と共に使用され得る。図示された実施形態では、導線1110は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の他の部分との電氣的通信を回避するように絶縁され得る。

30

40

【0224】

内側接点1103は、例えば、図示されているように、六角連結部634から近位側で回転駆動シャフト630に物理的に連結され得る。内側接点1103は、外側接点1102と電氣的に接触し得る。例えば、内側接点1103は、外側接点1102と物理的に接触し得る。図示された実施形態及び機能的に類似の実施形態では、内側接点1103は、回転駆動シャフト630及び／又はエンドエフェクタ560が回転する際に、外側接点1102との電氣的接触を維持し得る。例えば、外側接点1102は、回転駆動シャフト630が回転する際に、内側接点1103が接点1102と物理的に接触するように、回転形状であり得る。

50

【0225】

図示された実施形態及び機能的に類似の実施形態では、内側接点1103も、回転形状であり得る。例えば、図示されているように、内側接点1103は、環状ブラシ1104と溝付きの導体1106とを備え得る。溝付きの導体1106は、六角連結部634から近位に、回転駆動シャフト630の周囲に配置され得る。溝付きの導体1106は、環状ブラシ1104を受容する溝1107を画定し得る。環状ブラシ1104は、溝1107の直径より大きい直径を有し得る。図示された実施形態及び機能的に類似の実施形態では、環状ブラシ1104は、スロット1105を画定し得る。例えば、スロット1105は、環状ブラシ1104の直径を拡大または縮小させ得る。例えば、環状ブラシ1104の直径は、それを溝付きの導体1106の残り部分にわたって、また、スロット1107内に置くために拡大され得る。また、内側接点1103は、外側接点1102の内側に置かれ、内側接点1103の直径は、縮小され得る。この方法では、元の直径を回復する環状ブラシ1104の傾向により、環状ブラシ1104に外側接点1102へと外向きの力を及ぼすようにさせ、環状ブラシ1104と外側接点1102とが互いに物理的かつ電氣的に接触した状態を維持するよう仕向ける。

10

【0226】

内側接点1103は、適切なシャフト部品と電氣的に通信しているため、電極1112から発生器、例えば、図6に関連して本明細書において上記された発生器3002及び／又は内部発生器への電流経路を完成させ得る。図示された実施形態では、内側接点1103及び特に溝付きの導体1106は、回転駆動シャフト630の周囲を覆うコイル状のワイヤ部品1114と物理的及び電氣的に接触している。コイル状のワイヤ部品1114は、発生器に直接的又は間接的に連結され得るシャフトを通して近位に伸びてもよい。本明細書に記載されたように、コイル状のワイヤ部品1114は、例えば、図31～31及びバネ3612に関連して本明細書に記載されたように、関節接合部周囲の回転駆動シャフト630に対して剛性を提供するためのバネとして作用してもよい。一部の実施形態では、回転駆動シャフト630は、外側の絶縁スリーブを備え得る。内側接点1103は、コイル状のワイヤ部品1114に加えて又はそれに代えて、外側の絶縁スリーブと電氣的に接触していてもよい。例示的な絶縁スリーブ1166は、図151に関連して記載される。可能性のある絶縁スリーブの別の例は、図45に関連して本明細書において上記された抑制部材3660である。

20

30

【0227】

図示された実施形態では、電極1112からの電流リターン経路は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の様々な部品、例えば、つかみ具部材602A、602B、エンドエフェクタ駆動ハウジング608及び近位に伸びる他のシャフト部材により提供され得る。したがって、通電された電流経路の各部は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の他の部品から電氣的に分離され得る。例えば、上記されたように、外側接点1102と電極1112との間の導線1110は、図示されているように、電気絶縁体1111により囲まれ得る。また、外側接点1102及び内側接点1103は、エンドエフェクタ550及びシャフトアセンブリ560の他の部品から分離され得る。例えば、絶縁体1118は、外側接点1102をエンドエフェクタ駆動ハウジング608から電氣的に分離するように配置され得る。絶縁体1116は、外側接点1102及び内側接点1103を、回転駆動シャフト630から分離するように配置され得る。絶縁体1118は、追加的な部品でもよいし、又は、一部の実施形態では、TEFLON若しくは他の絶縁性コーティングとして提供されてもよい。図145～146に図示されているように、絶縁体1116は、近位に伸びてもよく、コイル状のワイヤ部品1114を回転駆動シャフト630及びシャフトアセンブリ560の他の部品、例えば、エンドエフェクタ駆動ハウジング608等の両方から分離してもよい。

40

【0228】

図145～146に図示された実施形態では、外側接点1102は、外側接点1102と内側接点1103との間の電氣的接触が、異なる近位位置及び遠位位置において、回転

50

駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 により維持されるように、近位及び遠位に伸ばされ得る。例えば、図 145 においては、回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 は、回転駆動ヘッド 632 のオス型六角連結部 636 がエンドエフェクタ駆動ハウジング 608 の六角シャフト連結部 609 により受容されるように近位に引かれている。この位置において、回転駆動シャフト 630 の回転は、本明細書に記載されたように、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 及びエンドエフェクタ 550 を回転させ得る。更に、図 145 に図示されているように、内側接点 1103 は、外側接点 1102 と物理的及び電氣的に接触し得る。図 146 においては、回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 は、回転駆動ヘッド 632 の六角連結部 634 がネジ付き回転駆動ナット 606 を受容するように遠位に押されている。この位置において、回転駆動シャフト 630 の回転は、ネジ付き回転駆動ナット 606 を回転させ、ひいては、ネジ付き回転駆動部材 604 を回転させて、I-ビーム部材 620 を遠位及び／又は近位に並進させる。更に、図 146 に図示されているように、内側接点 1103 は、外側接点 1102 と物理的及び電氣的に接触し得る。

10

【0229】

図 147～148 は、エンドエフェクタ 550 及びシャフトアッセンブリ 560 の一実施形態の断面図であり、外側接点 1108 の長手方向長さが、回転コネクタアッセンブリ 1100 が内側接点 1103 の長手方向位置により制限された電氣的接触を交互に形成及び切断するように選択されている。例えば、図 147 においては、回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 は、オス型六角連結部 636 が遠位シャフト部 608 の六角シャフト連結部 609 内に受容されるように近位に配置されている。図示されているように、内側接点 1103（及び特に環状ブラシ 1104）は、接点 1102 とは接触し得ないが、代わりに絶縁体 1108 と接触し得る。この方法では、回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 が図 147 に示された近位位置にある場合に、電極 1112 と発生器との間での電氣的接続は完成し得ない。回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 が、図 148 に図示されているように、ネジ付き駆動ナット 606 と接触するために遠位に位置している場合、内側接点 1103 は、接点 1102 と電氣的（及び物理的）に接触して、電極 1112 と発生器との間に電流経路を完成させることができる。図 147～148 に図示された構成は、様々な異なる場合において有用であり得る。例えば、つかみ具部材 602A、602B が開いている時には、電極 1112 に通電することが望ましくない場合がある。図示された実施形態では、つかみ具部材 602A、602B は、シャフト 630 が遠位に位置している場合（図 148）に、回転駆動シャフト 630 により閉じられ、シャフト 630 が近位に位置している場合（図 147）には、閉じられない。したがって、図 147～148 の構成において、発生器から電極 1112 への電流経路は、回転駆動シャフト 630 及び回転駆動ヘッド 632 が遠位に位置している場合にのみ完成している。

20

30

【0230】

本明細書に記載された実施形態の一部では、エンドエフェクタ 550 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 から取り外し可能でもよく、例えば、他のエンドエフェクタ（図示せず）と交換可能でもよい。交換可能な電極を実装するための機構の例は、図 106～115 に関連して本明細書において提供される。このような実装において、導線 1110 は、コネクタアッセンブリにより接続されたエンドエフェクタ部及びシャフト部を備え得る。図 149～150 は、エンドエフェクタ 550 及びシャフトアッセンブリ 560 の一実施形態を図示し、導線部 1130、1132 とコネクタアッセンブリ 1120 とを含む構成を示す。例えば、図 149～150 に図示され、本明細書に記載されたように、つかみ具部材 602B の近位部 603 は、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 内に受容され得る。つかみ具部材 602B の近位部 603 は、図 149 においては、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 内に図示され、図 150 においては、エンドエフェクタ駆動ハウジング 608 から分離されている。コネクタアッセンブリ 1120 は、エンドエフェクタ側導線 1122 とシャフト側導線 1124 とを備え得る。近位部 603 が、図 149 に

40

50

図示されているように、遠位シャフト部608内に受容された場合、各導線は、互いに対して物理的かつ電氣的に接触するようになり得る。様々な実施形態では、コネクタアッセンブリ1120は、エンドエフェクタ550及びシャフト560の他の部品から、通電された電流経路の電氣的分離を維持するように構成され得る。例えば、絶縁体1126、1128は、コネクタ導線1122、1124を電氣的に分離し得る。図示された実施形態及び機能的に類似する実施形態では、絶縁体1126、1128は、導線1122、1124の全体又は一部にわたって位置しているプラスチック又は他の絶縁性シュリンクチューブの形式をとり得る。一部の実施形態では、絶縁体1126、1128は、導線1122、1124の一部及び／又は周囲の材料に塗工されたT E F L O N又は他の絶縁コーティングを含み得る。

10

【0231】

図151は、エンドエフェクタ1140及びシャフトアッセンブリ1142の代替的な実施形態の断面図を図示し、回転コネクタアッセンブリ1147が使用され得る別の場合を示す。エンドエフェクタ1140は、本明細書において上記された、つかみ具部材3008A、3008B、602A、602B等と同様に動作し得るつかみ具部材1146A、1146Bを備え得る。例えば、つかみ具部材1146A、1146Bは、図示された実施形態において、つかみ具部材1146A、1146B間の組織を切断するための切断端1148を備え得るIービーム部材1156により作動され得る。Iービーム部材1156は、ネジ付きIービーム部材シャフト1154の回転により、遠位及び近位に駆動され得る。Iービーム部材シャフト1154は、メイン駆動シャフト1149を介して回転され得る。例えば、メイン駆動シャフト1149は、ギア1150に連結され得る。ギア1150は、図示されているように、Iービーム部材シャフト1154に連結されたギア1152と機械的に連絡し得る。

20

【0232】

エンドエフェクタ1140は、本明細書において上記された電極1112等のそれと類似する方法で動作し得る電極1158を備え得る。絶縁性の導線1160は、電極1158に電氣的に連結されてもよく、外側接点1162に対して近位に伸びてもよい。外側接点1162は、接点1102がエンドエフェクタ駆動ハウジング608の内壁1108に連結される場合と類似する方法で、シャフト部材1141の内壁上に位置し得る。内側接点1164（例えば、ブラシ）は、ブラシ1164が接点1162と電氣的に接続するように、メイン駆動シャフト1149周囲に位置し得る。ブラシ1164は、メイン駆動シャフト1149周囲に位置している導電性スリーブ1166とも電氣的に接触し得る。スリーブ1166は、例えば、絶縁体1168、1170により、メイン駆動シャフト1149及びシャフト1142の残りの部分から電氣的に分離され得る。

30

【0233】

回転電極アッセンブリ1100は、本明細書に記載されたエンドエフェクタ及び／又はシャフトアッセンブリの実施形態のいずれかと共に使用され得ることが理解されるであろう。例えば、図152は、図83～91のエンドエフェクタ及びシャフトアッセンブリの一実施形態の断面図を図示し、本明細書に記載されたような、外側接点1102と内側接点1103とを含む回転電極アッセンブリ1100の別の例示的取付けを図示する。

40

【0234】

図153～168は、近位組織処理ゾーン706と遠位組織処理ゾーン708とを備える電気外科用エンドエフェクタ700の様々な実施形態を図示する。近位組織処理ゾーン706は、例えば、図6～10に示されたエンドエフェクタ3000に関連して本明細書において上記されたように、組織を処理するための様々な電極及び切断端を使用する。近位組織処理ゾーン706により提供される処理は、例えば、クランプ、把持、切除、凝固、溶着等を含み得る。遠位組織処理ゾーン708は、1つ又はそれ以上の電極742も備えることができ、組織に対して処理を適用するために、また一部の実施形態では、縫合針及び／又は他の手術器具の把持及び操作等の他の手術タスクを行うために、使用され得る。

50

【0235】

図153は、エンドエフェクタ700の一実施形態を図示する。エンドエフェクタ700は、本明細書に記載されたものを含む様々な手術用具と共に使用され得る。図示されているように、エンドエフェクタ700は、第1つかみ具部材720と第2つかみ具部材710とを備える。第1つかみ具部材720は、第2つかみ具部材1004に対して、(図153～156に示された)開位置と(図166及び165に示された)閉位置との間で移動可能であり得る。例えば、つかみ具部材720、710は、ピボット点702において旋回可能に連結され得る。つかみ具部材710、720は、図示されているように、長手方向の用具軸「LT」に対して曲げられ得る。一部の実施形態では、つかみ具部材710、720は、図6～8に示されたつかみ具部材3008A、3008Bに関連して図示されているように、直線状に代えられ得る。使用時に、エンドエフェクタ700は、つかみ具部材720、710間に組織を捕捉するために、開位置から閉位置に切り替えられ得る。つかみ具部材720、710間に捕捉された組織は、1つ又はそれ以上の組織処理、例えば、切除、溶着、切開及び電気焼灼の適用のために、つかみ具部材720、710の一部に沿ってクランプされ、又は、掴まれ得る。

10

【0236】

エンドエフェクタ700の近位組織処理ゾーン706は、エンドエフェクタ3000に関連して上記されたそれに類似する方法で、組織を処理し得る。近位処理ゾーンにおけるつかみ具部材720、710間の組織は、例えば、歯734a、734bにより定位置に固定され得る。例えば、図154～159を参照のこと。近位組織処理ゾーン706において、つかみ具部材720、710はそれぞれ、各長手方向チャンネル812、810を画定し得る。Iービーム部材820(図155及び159)は、例えば、エンドエフェクタ3000及び軸方向に移動可能な部材3016に関連して本明細書において上記されたように、長手方向チャンネル812、810内を遠位及び近位に通過し得る。一部の実施形態では、Iービーム部材820の遠位及び近位の並進によって、開位置と閉位置との間でのつかみ具部材720、710を切り替えも行い得る。例えば、Iービーム部材820は、図6～10に関連して記載された実施形態において、フランジ3016A、3016Bがカム表面3026A、3026Bと接触する様式と同様に、各つかみ具部材720、710のカム表面と接触するように位置したフランジを備え得る。Iービーム部材820は、Iービーム部材820が遠位に前進する際に、つかみ具部材720、710間で組織を切

20

30

【0237】

近位組織処理ゾーン706は、電気外科的エネルギー(RF)及び他のエネルギーを組織に提供するための様々な電極及び／又は電流経路を更に備え得る。第2つかみ具部材710は、チャンネル810周囲に位置した供給電極848を備え得る。例えば、図153～155及び157を参照のこと。供給電極848は、RFエネルギーを提供するための発生器、例えば、本明細書において上記された発生器3002と電氣的に通信し得る。例えば、供給電極848は、1つ又はそれ以上の供給コネクタ導線846に連結され得る。供給コネクタ導線846は、シャフトアッセンブリから用具インターフェース302及び／又はハンドル2500、並びに最終的には、発生器、例えば、本明細書に記載されたように、発生器3002又は内部発生器へと遠位に伸び得る。供給電極848は、エンドエフェクタ700の他の要素から、電氣的に絶縁され得る。例えば、図10を参照すると、(848a及び848bによりチャンネル810の両側面に示された)供給電極は、(844a、844bによりチャンネル810の両側面に再度示された)絶縁層844上に位置し得る。絶縁層844は、任意の適切な絶縁材料、例えば、セラミック、TEFLON等から作製され得る。一部の実施形態では、絶縁層844は、つかみ具部材810に対するコーティングとして塗工され得る。供給電極848は、組織、例えば、図159に示された組

40

50

織 7 6 2 に双極 R F エネルギーを印加するために、リターン経路と共に動作し得る。供給電極 8 4 8 を介して提供された電流は、組織 7 6 2 を通って流れ、リターン経路を介して発生器に戻り得る。リターン経路は、エンドエフェクタ 7 0 0 の様々な電氣的に導電性の部品を備え得る。例えば、一部の実施形態では、リターン経路は、第 1 及び第 2 つかみ具部材 7 2 0、7 1 0 の本体と、Iービーム部材 8 2 0 と、組織接触表面 7 3 0 a、7 3 0 b、7 3 2 a、7 3 2 b 等とを備え得る。

【0 2 3 8】

図示された実施形態では、供給電極 8 4 8 は、リターン経路からオフセットされる。例えば、供給電極 8 4 8 は、つかみ具部材 7 2 0、7 1 0 が図 1 5 9 に示された閉位置にある場合に、電極 8 4 8 が R F 電流用のリターン経路として機能し得るエンドエフェクタ 7 0 0 の導電部と電氣的に接触（例えば、物理的に接触）しないように位置している。例えば、第 1 つかみ具部材 7 2 0 は、つかみ具部材 7 2 0、7 1 0 の閉鎖時に、電極 8 4 8 が対向部材 8 7 8 と直接接触するが、エンドエフェクタ 7 0 0 の他のいずれの部分とも接触しないように、電極 8 4 8 と対向して位置する（図 1 5 9 では、チャンネル 8 1 2 の両側に 8 7 8 a 及び 8 7 8 b として示されている）対向部材 8 7 8 を備え得る。対向部材 8 7 8 は、電氣的に絶縁性でもよい。この方法では、供給電極 8 4 8 をリターン経路に対して短絡させることなく、つかみ具部材 7 2 0、7 1 0 を閉鎖することが可能であり得る。一部の実施形態では、対向部材 8 7 8 は、選択的に絶縁性であり得る。例えば、対向部材 8 7 8 は、上記されたように、正温度係数（P T C）体を備え得る。正温度係数（P T C）体は、温度閾値（例えば、約 1 0 0 ℃）を下回ると導電性であり、より高温では絶縁性である。この方法では、対向部材 8 7 8 は、対向部材 8 7 8 の温度が前記温度閾値を超えるまでの間だけ、リターン経路の一部を形成することができる。例えば、供給電極 8 4 8 が P T C 又は類似の材料を含む対向部材 8 7 8 に対して電氣的に短絡された場合、この短絡は、対向部材 8 7 8 の温度を素早く閾値まで上げるため、この短絡が取り除かれる。

【0 2 3 9】

遠位組織処理ゾーン 7 0 8 は、つかみ具部材 7 1 0、7 2 0 に位置している遠位掴み表面 7 9 0 a、7 9 0 b をそれぞれ画定し得る。遠位掴み表面 7 9 0 a、7 9 0 b は、近位処理ゾーン 7 0 6 から遠位に位置し得る。遠位掴み表面 7 9 0 a、7 9 0 b は、一部の実施形態では、組織を掴む及び保持するように構成され得る。例えば、遠位掴み表面 7 9 0 a、7 9 0 b は、本明細書において以下に記載されるように、掴み表面 7 9 0 a、7 9 0 b と、組織及び／又は手術器具との間での摩擦を増加させるためのグリップ要素 7 4 1 を備え得る。グリップ要素 7 4 1 は、表面 7 9 0 a、7 9 0 b により画定された任意の適切なテクスチャ、表面 7 9 0 a、7 9 0 b に塗工された摩擦向上コーティング等を備え得る。

【0 2 4 0】

一部の実施形態では、遠位組織処理ゾーン 7 0 8 も、単極及び／又は双極の電気外科的（例えば、R F）エネルギーを印加するように構成され得る。例えば、表面 7 9 0 a は、遠位供給電極 7 4 2 でもよいし、かつ／又は、遠位供給電極 7 4 2 を備えてもよい。例えば、表面 7 9 0 a 自体は、導電性材料から製造され得るため、遠位供給電極 7 4 2 である。一部の実施形態では、本明細書に記載されたように、導電性電極 7 4 2 は、絶縁層 8 4 5 に連結された導電性材料を含み得る。絶縁層 8 4 5 は、誘電体層及び／又はつかみ具部材 7 1 0 に塗工されたコーティングであり得る。遠位供給電極 7 4 2 は、発生器、例えば、本明細書において上記された発生器 3 0 0 2 及び／又は内部発生器と電氣的に接触し得る。一部の実施形態では、遠位供給電極 7 4 2 は、近位組織処理ゾーン 7 0 6 の供給電極 8 4 8 と電氣的に接触し得る。この方法では、遠位供給電極 7 4 2 は、近位供給電極 8 4 8 が通電された時に、通電され得る。一部の実施形態では、遠位供給電極 7 4 2 は、近位供給電極 8 4 8 とは独立して、通電され得る。例えば、遠位供給電極 7 4 2 は、専用の供給ライン（図示せず）を介して、発生器に連結され得る。

【0 2 4 1】

遠位供給電極 7 4 2 により提供された電気エネルギー用のリターン経路も、エンドエフ

エクタの任意の適切な導電性部分、例えば、つかみ具部材 710、つかみ具部材 720、I-ビーム部材 820 等を含み得る。一部の実施形態では、遠位掴み表面 790b も、遠位供給電極 742 からのリターン経路の一部であり得る遠位リターン電極 748 を形成し得る。例えば、遠位リターン電極 748 は、つかみ具部材 720 と電氣的に接触することができ、次に、発生器、例えば、発生器 3000 と電氣的に接触することができる。遠位リターン電極 748 は、任意の適切な方法で形成され得る。例えば、表面 790b は、導電性であることができるため、電極 748 を形成し得る。一部の実施形態では、導電性材料が、表面 790b に適用され得、この場合、この導電性材料が、電極 748 を構築する。

【0242】

10

図示された実施形態では、遠位供給電極 742 は、オフセットしていない。例えば、遠位供給電極 742 は、リターン電極 748 と整列する。したがって、エンドエフェクタ 700 は、つかみ具部材 720、710 が閉位置にある場合、遠位供給電極 742 がリターン電極 748 と接触しないように構成され得る。例えば、つかみ具部材 720、710 が閉位置にある場合、ギャップ 780 が、遠位供給電極 742 と遠位リターン電極 748 との間に存在し得る。ギャップ 780 は、図 160、161、162、163、164 及び 165 に見ることができる。

【0243】

様々な実施形態では、ギャップ 780 は、近位組織処理ゾーン 706 の様々な部品の寸法（例えば、厚み）の結果として生じ得る。例えば、対向部材 878 及び近位供給電極 848 が軸 LT に向かって伸び、（例えば、つかみ具部材 720、710 が閉位置にある場合に、）該電極 848 と該部材 878 とが互いに物理的に接触するようになっている場合、遠位掴み表面 790a、b は、互いに物理的に接触しない。対向部材 878、供給電極 848 及び絶縁層 844 の任意の適切な組み合わせが、この結果をもたらすように使用され得る。

20

【0244】

ここで図 160、163 及び 164 を参照すると、絶縁層 844 及び絶縁層 845 は、連続的であり（例えば、連続的な絶縁層を形成し）得る。同様に、近位供給電極 848 及び遠位供給電極 742 は、連続的であり（例えば、連続的な電極を形成し）得る。対向部材 878 も図示される。図示されているように、電極 848（例えば、近位ゾーン 706 における連続的な電極の一部）は、電極 742 より厚い。したがって、電極 848 が対向部材 878 と接触する場合、電極 848 の厚みは、遠位掴み表面 790a、b が互いに接触するのを防止するために、ギャップ 780 を形成し得る。図 161 は、電極 742 及び電極 848 が同じ厚みのものである、エンドエフェクタ 700 の代替的な実施形態を図示する。ただし、対向部材 878 の厚みは、電極 848 が対向部材 878 と接触する場合に、遠位掴み表面 790a、b が互いに接触せず、ギャップ 780 を形成するように選択される。図 162 は、絶縁層 844 が絶縁層 845 より厚いために、遠位掴み表面 790a、b 間での接触を防止し、ギャップ 780 を形成する、別の実施形態を図示する。

30

【0245】

一部の実施形態では、遠位供給電極 742 は、つかみ具部材 710 の遠位端 886 の一部に対して遠位に伸び得る。例えば、図 153 は、遠位電極部 744 を示す。遠位電極部 744 は、つかみ具部材 720、710 間に必ずしも存在するわけではない組織に電気外科的エネルギーを印加するために、臨床医により使用され得る。一部の実施形態では、遠位電極部 744 は、双極及び／又は単極の焼灼を提供するのに使用され得る。双極の実施形態では、遠位電極部 744 は、本明細書に記載されたリターン経路に類似するリターン経路を使用し得る。一部の実施形態では、各つかみ具部材は、図 116～131 に関連して本明細書に記載された突起に類似する、外側の窪み及び／又は突起 800、802 を備え得る。窪み及び／又は突起 800、802 は導電性でもよく、遠位電極部 744 を介して通過する電流用として利用可能なリターン経路を提供し得る。遠位電極部 744 が存在する一部の実施形態では、絶縁層 845 は、図 164 に図示されているように、遠位電極

40

50

部の下を遠位に伸び得る。

【0246】

各組織処理ゾーン706、708の長さは、種々の実装により変化し得ることが理解されるであろう。例えば、図165は、遠位組織処理ゾーン708が他の図で示されたゾーン708より相対的に短い実施形態を示す。例えば、図165において、遠位組織処理ゾーン708は、他の箇所図示されたゾーン708よりエンドエフェクタ700の遠位チップから、より短い距離まで近位に伸びる。

【0247】

一部の実施形態では、遠位組織処理ゾーン708は、一般的な外科用把持器として使用され得る。例えば、遠位掴み表面790a、bは、組織を掴み、かつ操作するために使用され得る。また、一部の実施形態では、遠位掴み表面790a、bは、人工の手術器具、例えば、針、クリップ、ステープル等を掴み、かつ操作するのに使用され得る。例えば、図160、161、162及び163は、遠位掴み表面790a、b間で固定された手術器具896を示す。図160、161及び162において、手術器具896は、円形の断面（例えば、縫合針）を有する。図163において、手術器具896は、非円形の断面（例えば、縫合針の終端、クリップ等）を有する。把持器として使用される場合、遠位処理ゾーン708は、組織表面790a、b間の物体に電気外科的エネルギーを印加してもよいし、印加しなくてもよい。例えば、電気外科的エネルギーを、針又な他の手術器具に加えるのは望ましくない場合がある。

【0248】

上記されたように、近位組織処理ゾーン706の一部の部品は、遠位組織処理ゾーン708の一部の部品と共通であってもよいし、かつ／又は、連続的でもよいことが理解されるであろう。例えば、図167は、絶縁層845、844を図示するために電極878、742を取り除いた、つかみ具部材710の一実施形態を図示する。図示されているように、絶縁層845、844は、共通する連続的な層899を画定する。連続層899の遠位部は、絶縁層845を構築し得る。一方、連続層899の近位部は、絶縁層844を構築し得る。図示されているように、絶縁層844は、I-ビーム部材820が連続層899と接触することなく、チャンネル810を通過し得るように、チャンネル810に対応するノッチ897を画定する。また、図示されているように、絶縁層845は、つかみ具部材710の遠位端886の一部を覆って伸びる遠位部843を画定する。遠位部843は、例えば、遠位電極部744の下に位置し得る。

【0249】

図166は、図167に図示されているようなつかみ具部材710の実施形態に、電極742、848を取付けた状態を示す。図示されているように、近位供給電極は、領域850a、850b、850cを備え得る。領域850a及び850bは、チャンネル810の両側に位置している。領域850cは、チャンネル810の最遠位部から遠位に位置している。図168は、第3領域850cが省略されている代替的な実施形態を図示する。したがって、電極848の第1及び第2領域850a、850bは、遠位供給電極742に対して遠位に伸びる。

【0250】

非限定的な例示

様々な実施形態では、手術用具は、エンドエフェクタと、エンドエフェクタに近位に連結されたシャフトアセンブリとを備え得る。エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構と、を備える。シャフトアセンブリは、垂直方向及び水平方向にエンドエフェクタを独立して関節接合するように構成された関節接合部を備える。手術用具は、第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の少なくとも一方に配設された、少なくとも1つのアクティブ電極も備える。少なくとも1つのアクティブ電極は、閉位置にある場合の第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に位置した組織に、RFエネルギーを伝送するように構成される。

【0251】

様々な実施形態では、手術用具は、エンドエフェクタと、エンドエフェクタに近位に連結されたシャフトアッセンブリと、を備え得る。エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構と、を備える。シャフトアッセンブリは、エンドエフェクタを独立して回転させるように構成されたヘッド回転接合部を備える。手術用具は、第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の少なくとも一方に配設された、少なくとも1つのアクティブ電極をも備える。少なくとも1つのアクティブ電極は、閉位置にある場合の第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に位置した組織に、RFエネルギーを伝送するように構成される。

10

【0252】

手術用具は、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構と、を備えるエンドエフェクタを備え得る。手術用具は、外科用エンドエフェクタに対して近位のシャフトアッセンブリを更に備え、外科用エンドエフェクタは、シャフトアッセンブリに対して回転するように構成され、回転駆動シャフトは、回転運動を伝達するように構成される。回転駆動シャフトは、第1位置と第2位置との間でシャフトアッセンブリに対して、軸方向に選択的に移動可能であり、該回転駆動シャフトは、第1軸方向位置にある場合、閉鎖機構に回転運動を加えるように構成され、該回転駆動シャフトは、第2軸方向位置にある場合、エンドエフェクタに回転運動を加えるように構成される。更に、手術用具の閉鎖機構は、第2つかみ具部材に向かって第1つかみ具部材をカム駆動させるために、軸方向に並進するように構成されたIービーム部材を備える。Iービーム部材は、回転駆動ナットに連結されたネジ付き回転駆動部材に接続され、該回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと嵌合して、回転駆動ナットに回転運動を伝達するように構成される。回転駆動ナットの回転運動は、軸方向におけるネジ付き回転駆動部材及びIービームの並進を作動させる。更に、第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材は、Iービーム部材と摺動可能に嵌合するように構成されたチャンネルを備え、該回転駆動ナットの回転運動は、近位に後退した位置と遠位に前進した位置との間で、このチャンネル内でのIービームの並進を作動させる。

20

【0253】

手術用具は、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された第1作動機構と、を備えるエンドエフェクタを備え得る。手術用具は、外科用エンドエフェクタに対して近位のシャフトアッセンブリと、回転運動を伝達するように構成された回転駆動シャフトと、を更に備える。回転駆動シャフトは、第1位置と第2位置との間でシャフトアッセンブリに対して、選択的に移動可能であり、該回転駆動シャフトは、第1位置にある場合、第1作動機構と嵌合し、第1作動機構に回転運動を選択的に伝達するように構成され、該回転駆動シャフトは、第2位置にある場合、この作動機構から嵌合解除するように構成される。更に、第1作動機構は、第2つかみ具部材に向かって第1つかみ具部材を並進させるために、軸方向に移動するように構成されたIービーム部材を備え、該Iービーム部材は、回転駆動ナットに連結されたネジ付き回転駆動部材に接続され、該回転駆動シャフトは、回転駆動ナットと嵌合し、回転駆動ナットに回転運動を伝達するように構成され、該回転駆動ナットの回転運動は、軸方向におけるネジ付き回転駆動部材及びIービームの並進を作動させる。更に、第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材は、Iービーム部材と摺動可能に嵌合するように構成されたチャンネルを備え、回転駆動ナットの回転運動が、近位に後退した位置と遠位に前進した位置との間で、このチャンネル内でのIービームの並進を作動させる。

30

40

【0254】

手術用具は、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材とを備えるエンドエフェクタを備え得、該第1つかみ具部材は、該第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で移動可

50

能である。手術用具は、第1及び第2作動機構と、該第1又は第2作動機構のいずれかと選択的に嵌合し、該第1又は第2作動機構のいずれかに回転運動を伝達するように構成されたクラッチ部材をも備える。更に、第1作動機構は、第2つかみ具部材に向かって第1つかみ具部材をカム駆動させるために、軸方向に並進するように構成されたIービーム部材を備え、Iービーム部材は、回転駆動ナットに連結されたネジ付き回転駆動部材に接続され、クラッチ部材は、回転駆動ナットと嵌合し、回転駆動ナットに回転運動を伝達するように構成され、回転駆動ナットの回転運動は、軸方向におけるネジ付き回転駆動部材及びIービームの並進を作動させる。更に、第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材は、Iービーム部材と摺動可能に嵌合するように構成されたチャンネルを備え、回転駆動ナットの回転運動が、近位に後退した位置と遠位に前進した位置との間で、このチャンネル内でのIービームの並進を作動させる。

10

【0255】

手術用具は、交換可能なエンドエフェクタと、ハンドルアッセンブリと、シャフトアッセンブリと、を備え得る。交換可能なエンドエフェクタは、第1電極を含む第1つかみ具部材と、第2電極を含む第2つかみ具部材と、を備える。第1つかみ具部材は、第2つかみ具部材に対して第1位置と第2位置との間で移動可能である。ハンドルアッセンブリは、前記外科用エンドエフェクタに対して近位である。シャフトアッセンブリは、ハンドルアッセンブリと交換可能なエンドエフェクタとの間で伸びる。シャフトアッセンブリは、回転運動を伝達するように構成された回転駆動シャフトを備える。回転駆動シャフトは、シャフトアッセンブリに対して複数の個別位置の間で、選択的に軸方向に移動可能である。連結機構は、交換可能なエンドエフェクタをシャフトアッセンブリに、着脱自在に取り付け得る。

20

【0256】

手術用具は、交換可能なエンドと、シャフトアッセンブリと、を備え得る。交換可能なエンドは、第1電極を含む第1つかみ具部材と、第2電極を含む第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して第1位置と第2位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構と、閉鎖機構を駆動させるように構成された作動ドライバと、を備え得る。シャフトアッセンブリは、交換可能なエンドエフェクタに対して近位に伸び、作動ドライバに回転運動を伝達するように構成された回転駆動シャフトを備える。連結機構は、交換可能なエンドエフェクタをシャフトアッセンブリに、着脱自在に取り付け得る。

30

【0257】

手術用具は、交換可能なエンドエフェクタと、シャフトアッセンブリと、を備え得る。エンドエフェクタは、第1電極を含む第1つかみ具部材と、第2電極を含む第2つかみ具部材と、第2つかみ具部材に対して第1位置と第2位置との間で第1つかみ具部材を移動させるように構成された閉鎖機構と、閉鎖機構を駆動させるように構成された作動ドライバと、を備える。シャフトアッセンブリは、交換可能なエンドエフェクタに対して近位に伸び、回転運動を伝達するように構成された回転駆動シャフトを備える。交換可能なエンドエフェクタは、シャフトアッセンブリに着脱自在に取り付けられる。回転駆動シャフトは、作動ドライバに動作可能に嵌合し、作動ドライバに回転運動を伝達するために、軸方向に選択的に伸長可能である。

40

【0258】

外科用エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材とを備え得る。第1つかみ具部材は、その遠位部上に外側表面を画定する。第2つかみ具部材は、その遠位部上に外側表面を画定する。第1つかみ具部材は、第2つかみ具部材に対して第1位置と第2位置との間で移動可能である。第1及び第2つかみ具部材の外側表面の少なくとも一方は、組織グリップ部を含む。

【0259】

手術用具は、外科用エンドエフェクタと、ハンドルアッセンブリと、駆動シャフトと、を備え得る。外科用エンドエフェクタは、遠位部上に外側表面を画定する第1つかみ具部材と、遠位部上に外側表面を画定する第2つかみ具部材と、を備える。第1つかみ具部材

50

は、第2つかみ具部材に対して第1位置と第2位置との間で移動可能である。第1及び第2つかみ具部材の外側表面の少なくとも1つは、組織グリップ部を含む。ハンドルアセンブリは、前記外科用エンドエフェクタに対して近位である。駆動シャフトは、前記外科用エンドエフェクタとこのハンドルアセンブリとの間で伸長し、ハンドル内での作動運動に応じて、第1つかみ具を第2つかみ具に対して、第1位置と第2位置との間で移動させるように構成される。

【0260】

手術用具は、作動システムと、外科用エンドエフェクタと、シャフトアセンブリと、を備え得る。作動システムは、複数の制御運動を選択的に発生させるためのものである。外科用エンドエフェクタは、前記作動システムに動作可能に連結され、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、を備える。第1つかみ具部材は、その遠位部上に外側表面を画定する。第2つかみ具部材は、その遠位部上に外側表面を画定する。第1つかみ具部材は、前記作動システムにより生成された閉鎖運動に応じて、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で移動可能に支持される。第1及び第2つかみ具部材の外側表面の少なくとも1つは、組織付着部を含む。シャフトアセンブリは、外科用エンドエフェクタに前記複数の制御運動を伝達するためのものである。

10

【0261】

エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材とを備え得る。第1つかみ具部材は、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で移動可能である。第1つかみ具部材は、第1の正に角度を有する組織接触表面を備える。第2つかみ具部材は、第2の正に角度を有する組織接触表面を備える。第1つかみ具部材及び第2つかみ具部材の少なくとも一方は、正に角度を有する組織接触表面に隣接するつかみ具部材上に配設された、少なくとも1つのアクティブ電極を備える。少なくとも1つのアクティブ電極は、閉位置にある場合の第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に位置した組織に、RFエネルギーを伝送するように構成される。

20

【0262】

エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と第2つかみ具部材とを備え得る。第1つかみ具部材は、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で移動可能である。第1つかみ具部材は、第1の正に角度を有する組織接触表面と、第1の負に角度を有する組織接触表面と、を備える。第2つかみ具部材は、第2の正に角度を有する組織接触表面と、第2の負に角度を有する組織接触表面と、を備える。第1の正に角度を有する組織接触表面は、第1及び第2つかみ具部材が閉位置にある場合に、第2の負に角度を有する組織接触表面と対向する。第1の負に角度を有する組織接触表面は、第1及び第2つかみ具部材が閉位置にある場合に、第2の正に角度を有する組織接触表面と対向する。

30

【0263】

エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、を備え得る。第1つかみ具部材は、第2つかみ具部材に対して開位置と閉位置との間で移動可能である。第1つかみ具部材は、第1近位組織接触部と、第1近位組織接触部に隣接する第1遠位テクスチャ部と、第1近位組織接触部に沿って配設された第1の正に角度を有する組織接触表面と、第1の正に角度を有する組織接触表面に隣接する第1近位組織接触部に位置する少なくとも1つの第1電極と、を備える。第2つかみ具部材は、第2近位組織接触部と、第2近位組織接触部に隣接する第2遠位テクスチャ部と、第2近位組織接触部に沿って配設された第2の正に角度を有する組織接触表面と、第2の正に角度を有する組織接触表面に隣接する第2近位組織接触部に位置する少なくとも1つの第2電極と、を備える。少なくとも1つの第1電極及び少なくとも1つの第2電極は、閉位置にある場合の第1つかみ具部材と第2つかみ具部材との間に位置する組織に、RFエネルギーを伝送するための双極構成にある。

40

【0264】

手術用具は、エンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、第1及び第2つかみ具部材と、シャフトアセンブリと、回転可能な駆動シャフトと、第1電気接点と、第2

50

電気接点と、を備え得る。第1及び第2つかみ具部材は、開位置から閉位置に互いに対して旋回可能である。電極は、第1つかみ具部材に位置している。シャフトアセンブリは、エンドエフェクタから近位に伸び、少なくとも部分的に中空であり、内壁を画定する。回転可能な駆動シャフトは、シャフトアセンブリ内で近位に伸びる。第1電気接点は、シャフトアセンブリの内壁に連結され、駆動シャフトの少なくとも一部の周囲に位置している。第2電気接点は、駆動シャフトに連結され、駆動シャフトと共に回転可能である。第2電気接点は、駆動シャフトが回転する際に、第1電気接点に電氣的に接続されるように位置している。

【0265】

手術用具と共に使用するための外科用エンドエフェクタは、第1つかみ具部材と、第2つかみ具部材と、を備え得る。第2つかみ具部材は、第1つかみ具部材に対して第1開位置から閉位置に旋回可能であり、該第1及び第2つかみ具部材は、閉位置において実質的に平行である。第2つかみ具部材は、オフセット近位供給電極と遠位供給電極とを備える。オフセット近位供給電極は、第1及び第2つかみ具部材が閉位置にある場合に、第1つかみ具部材の対向部材と接触するように位置している。遠位供給電極は、オフセット近位電極の遠位に位置しており、第1及び第2つかみ具部材が閉位置にある場合に、第1つかみ具部材の導電性表面と整列する。第1及び第2つかみ具部材が閉位置にある場合に、近位供給電極は、対向部材と接触しており、遠位供給電極は、第1つかみ具部材の導電性表面と接触していない。

【0266】

手術用具と共に使用するための外科用エンドエフェクタは、第1開位置から閉位置に旋回可能な第1及び第2つかみ具部材を備え得る。第1及び第2つかみ具部材は、近位組織処理領域と遠位組織処理領域とを画定する。第2つかみ具部材は、近位組織処理領域においてオフセット近位供給電極を備え、両つかみ具部材が閉位置にある場合に、近位供給電極が、第1つかみ具部材と物理的に接触するように、かつ、第1つかみ具部材と電氣的に接触しないように、オフセット近位供給電極が位置する。第2つかみ具部材は、遠位組織処理領域において遠位供給電極を更に備え、両つかみ具部材が閉位置にある場合に、遠位供給電極が第1つかみ具部材の導電性表面と整列するように、遠位供給電極が位置する。つかみ具部材が閉位置にある場合、つかみ具部材は、遠位供給電極と第1つかみ具部材の導電性表面との間に、物理的なギャップを画定する。

【0267】

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

【0268】

本発明は、特定の開示された例示的实施形態と関連して本明細書に記載されているが、それらの例示的实施形態に対して多くの改変及び変形が実施され得る。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定の部品について材料が開示されたが、他の材料が使用されてもよい。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、このような改変及び変形を全て含むことを意図したものである。

【0269】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいずれの特許、

刊行物又は他の開示物も、組み込まれた事物が既存の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれる。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により組み込まれるものとされているが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載されている他の開示物と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、組み込まれた内容と既存の開示物との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ組み込まれるものとする。

【0270】

〔実施の態様〕

(1) 外科用エンドエフェクタであって、

10

第1つかみ具部材であって、該第1つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第1つかみ具部材と、

第2つかみ具部材であって、該第2つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第2つかみ具部材と、を備え、該第1つかみ具部材が、第1位置と第2位置との間で該第2つかみ具部材に対して移動可能であり、該第1及び第2つかみ具部材の該外側表面の少なくとも1つが、組織グリップ部を備える、外科用エンドエフェクタ。

(2) 前記組織グリップ部が、高い摩擦係数を有する材料を含む、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

(3) 前記組織グリップ部が、半剛性材料を含む、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

20

(4) 前記組織グリップ部が、エラストマー材料を含む、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

(5) 前記組織グリップ部が、前記第1つかみ具部材が前記第1位置と前記第2位置との間で前記第2つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されたグリップ機構を備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

【0271】

(6) 前記組織グリップ部が、複数のグリップ機構を備えるグリップパターンを備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

(7) 前記組織グリップ部が、複数の突起を備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

30

(8) 前記組織グリップ部が、互いに反対の方向に水平に伸びる複数の垂直突起を備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

(9) 前記組織グリップ部が、平行列において水平に伸びる複数の垂直突起を備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

(10) 前記組織グリップ部が、第1の複数の平行突起と、第2の複数の平行突起と、を備え、該第1の複数の平行突起は、該第2の複数の平行突起に対して傾斜した配置にある、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

【0272】

(11) 前記組織グリップ部が、ヘリンボン状のパターンに配置された複数のグリップ機構を備える、実施態様1に記載の外科用エンドエフェクタ。

40

(12) 手術用具であって、

外科用エンドエフェクタであって、

第1つかみ具部材であって、該第1つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第1つかみ具部材と、

第2つかみ具部材であって、該第2つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第2つかみ具部材と、を備え、該第1つかみ具部材が、第1位置と第2位置との間で該第2つかみ具部材に対して移動可能であり、該第1及び第2つかみ具部材の該外側表面の少なくとも1つが、組織グリップ部を備える、外科用エンドエフェクタと、

前記外科用エンドエフェクタに対して近位のハンドルアッセンブリと、

50

前記外科用エンドエフェクタと前記ハンドルアッセンブリとの間に伸びる駆動シャフトであって、該駆動シャフトが、該ハンドルにおける作動運動に応じて、該第1つかみ具を該第2つかみ具に対して、該第1位置と該第2位置との間で移動させるように構成される、駆動シャフトと、を備える、手術用具。

(13) 前記組織グリップ部が、高い摩擦係数を有する材料を含む、実施態様12に記載の外科用エンドエフェクタ。

(14) 前記組織グリップ部が、エラストマー材料を含む、実施態様13に記載の外科用エンドエフェクタ。

(15) 前記組織グリップ部が、前記第1つかみ具部材が前記第1位置と前記第2位置との間で前記第2つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されたグリップ機構を備える、実施態様13に記載の外科用エンドエフェクタ。

10

【0273】

(16) 前記組織グリップ部が、ヘリンボン状のパターンに配置された複数のグリップ機構を備える、実施態様13に記載の外科用エンドエフェクタ。

(17) 手術用具であって、

複数の制御運動を選択的に発生させる作動システムと、

前記作動システムに動作可能に連結される外科用エンドエフェクタであって、前記外科用エンドエフェクタが、

第1つかみ具部材であって、該第1つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第1つかみ具部材と、

20

第2つかみ具部材であって、該第2つかみ具部材の遠位部上に外側表面を画定する、第2つかみ具部材と、を備え、該第1つかみ具部材が、前記作動システムにより発生する閉鎖運動に応じて、開位置と閉位置との間で、該第2つかみ具部材に対して移動可能に支持され、該第1及び第2つかみ具部材の該外側表面の少なくとも1つが、組織付着部を備える、外科用エンドエフェクタと、

前記複数の制御運動を該外科用エンドエフェクタに伝達するシャフトアッセンブリと、を備える、手術用具。

(18) 前記組織付着部が、エラストマー材料を含む、実施態様17に記載の外科用ステープリング器具。

30

(19) 前記組織付着部が、前記第1つかみ具部材が前記第1位置と前記第2位置との間で前記第2つかみ具部材に対して移動する際、組織接触時に切断することなく組織の輪郭を形作るように、十分に可撓性であるように構成されたグリップ機構を備える、実施態様17に記載の外科用エンドエフェクタ。

(20) 前記組織付着部が、ヘリンボン状のパターンに配置された複数のグリップ機構を備える、実施態様17に記載の外科用エンドエフェクタ。

【図 1】

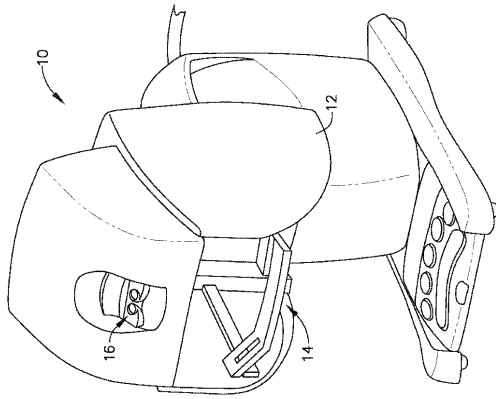


FIG. 1

【図 2】

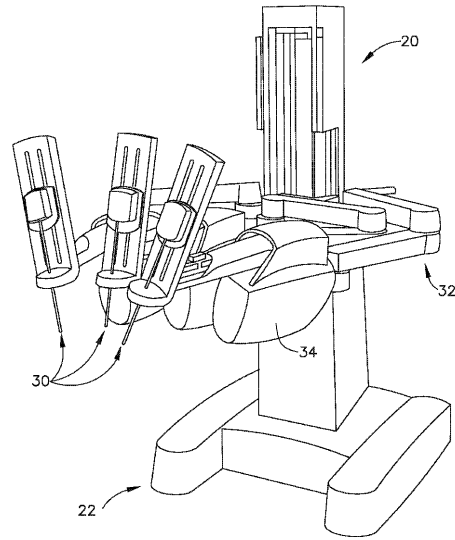


FIG. 2

【図 3】

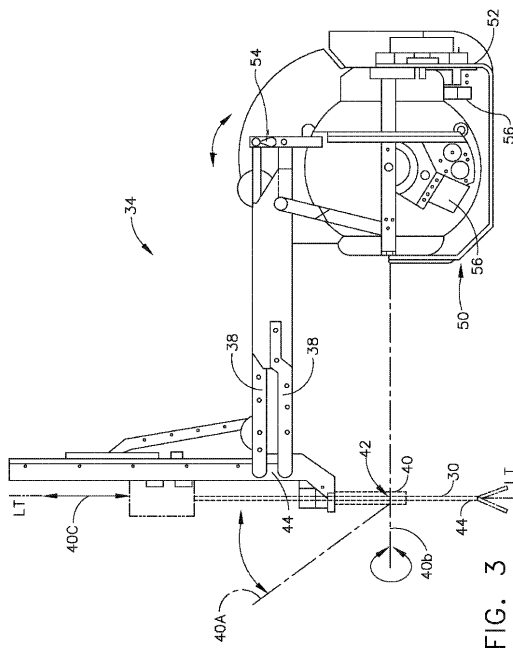


FIG. 3

【図 4】

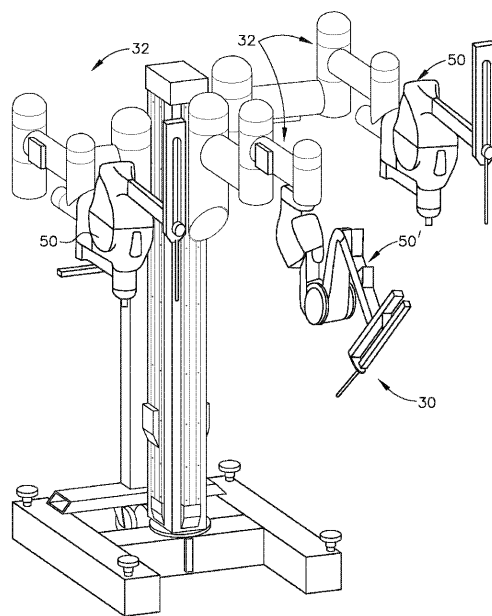


FIG. 4

【図 5】

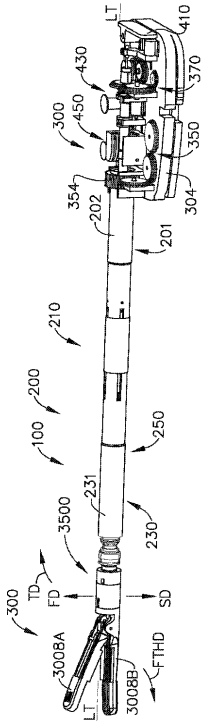


FIG. 5

【図 6】

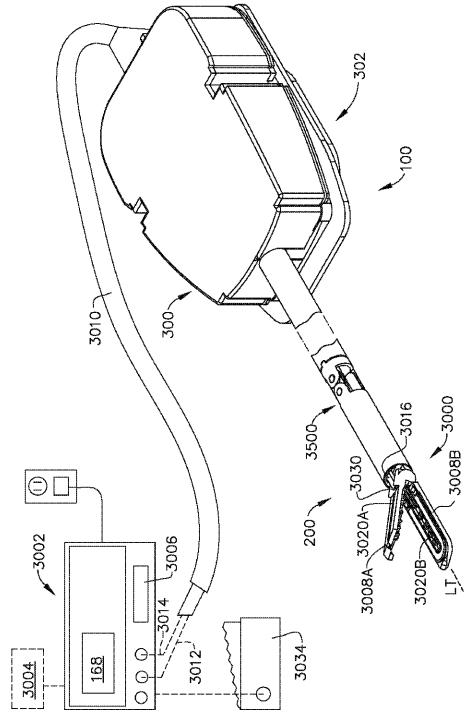


FIG. 6

【図 7】

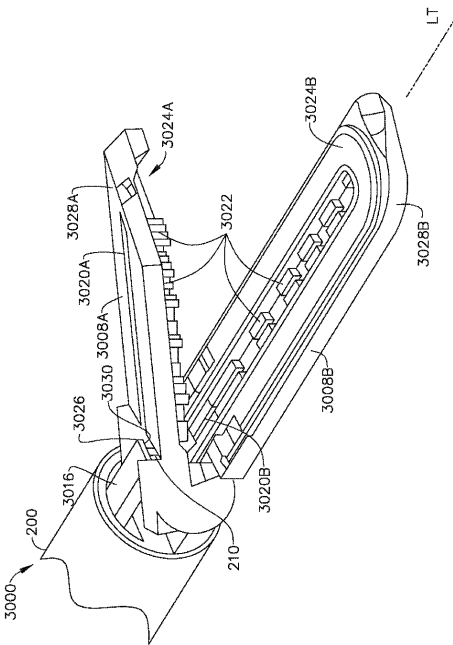


FIG. 7

【図 8】

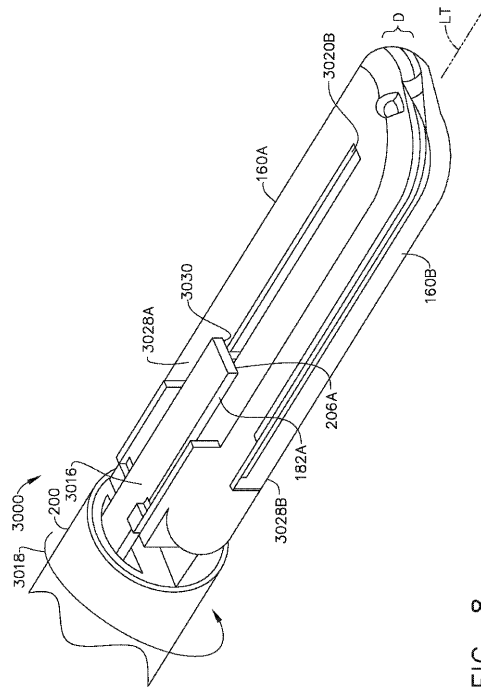


FIG. 8

【図 9】

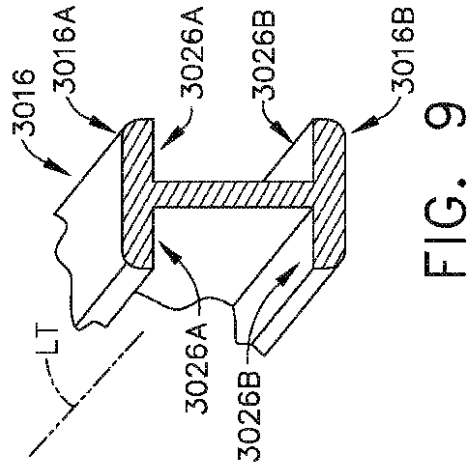
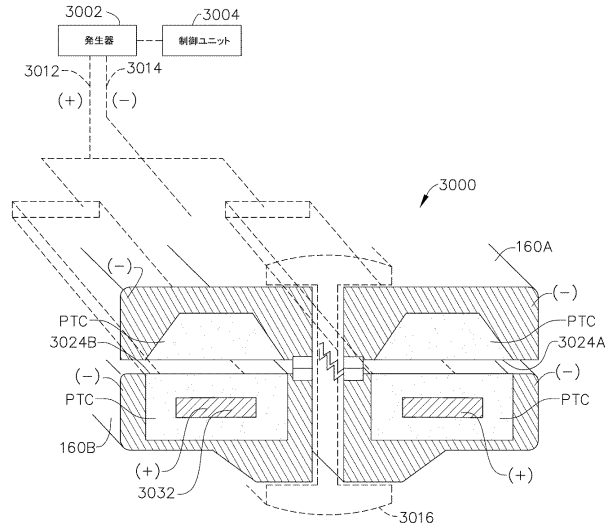


FIG. 9

【図 10】



【図 11】

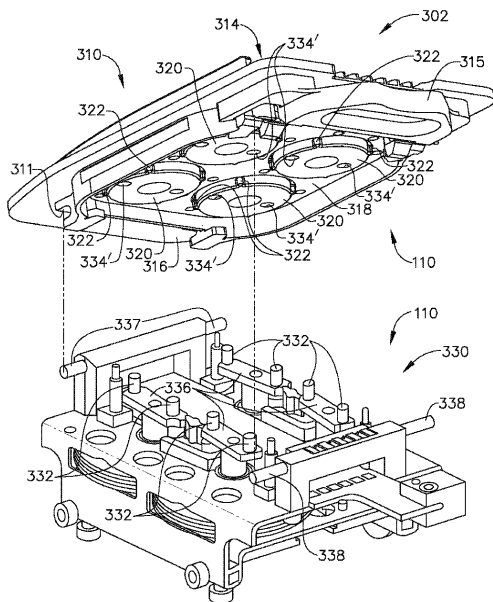


FIG. 11

【図 12】

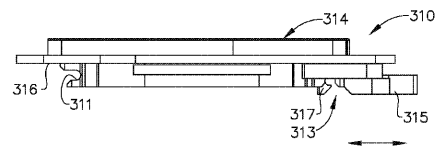


FIG. 12

【図 13】

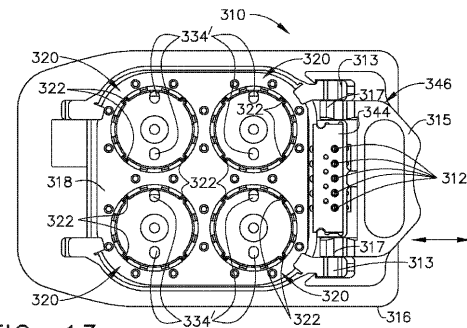


FIG. 13

【図 14】

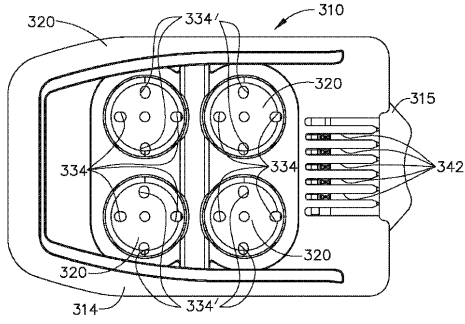


FIG. 14

【図 15】

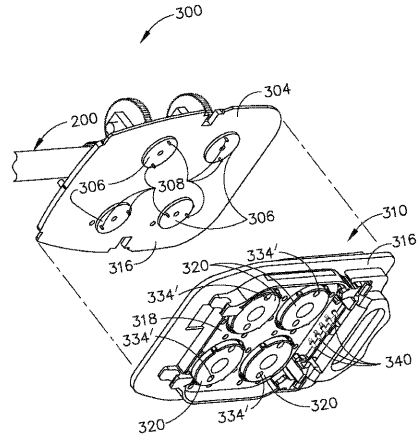


FIG. 15

【図 16】

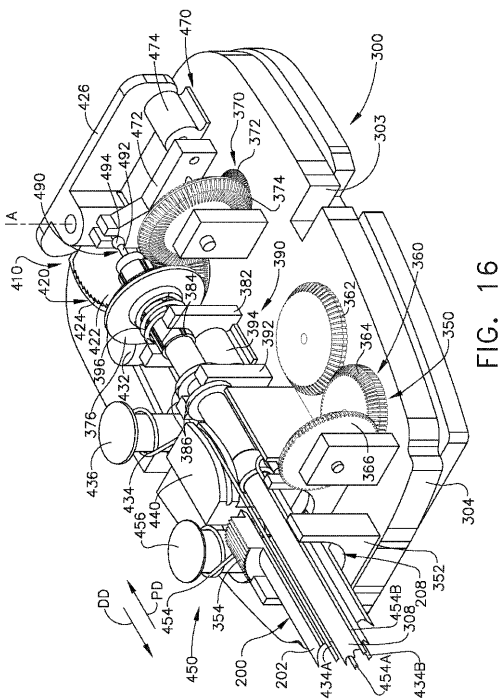


FIG. 16

【図 17】

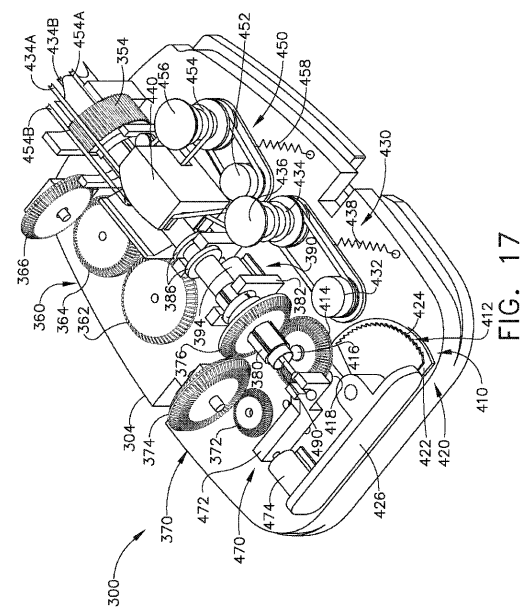


FIG. 17

【図 18】

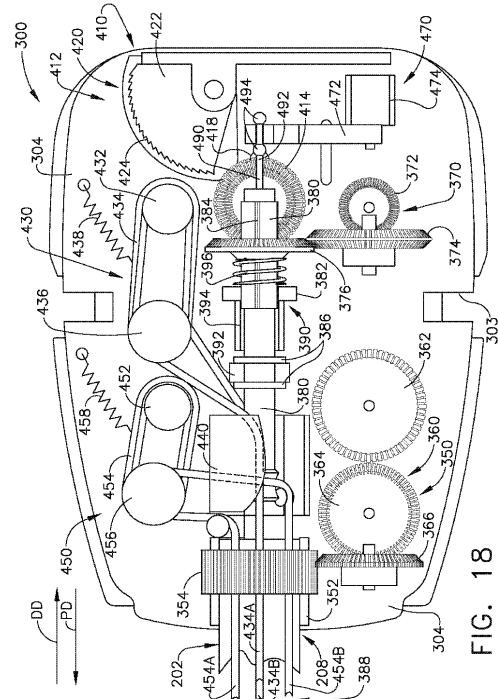


FIG. 18

【図 19】

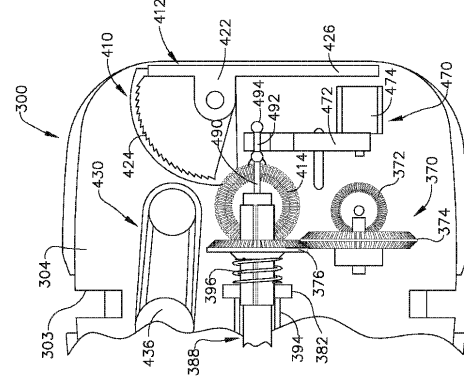


FIG. 19

【図 20】

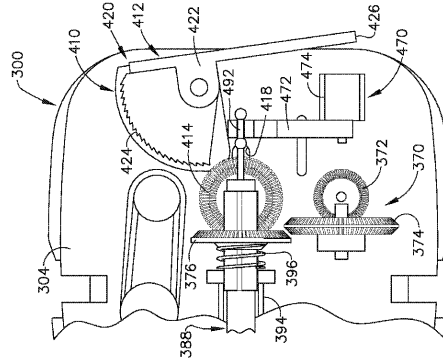


FIG. 20

【図 21】

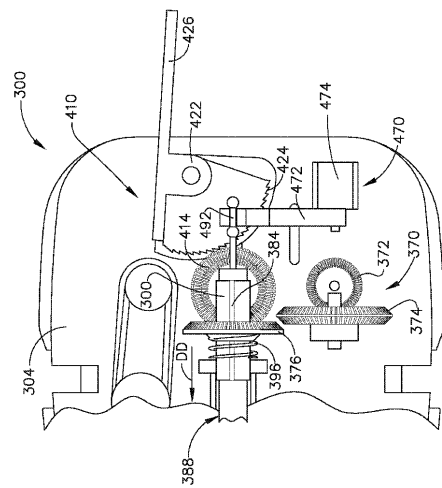


FIG. 21

【図 22】

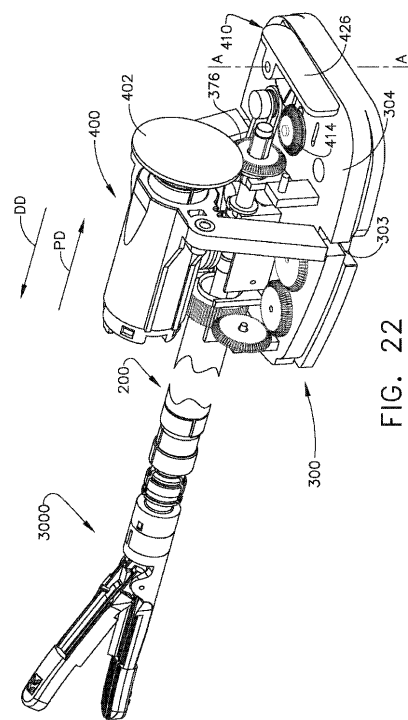


FIG. 22

【図 2 3】

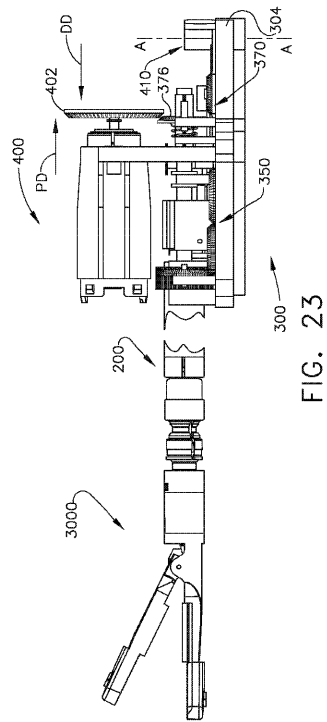


FIG. 23

【図 2 4】

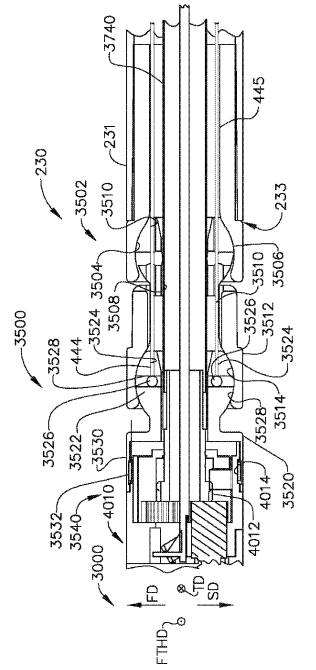


FIG. 24

【図 2 4 A】

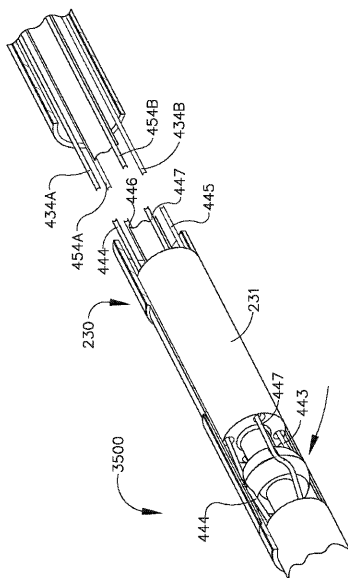


FIG. 24A

【図 2 5】

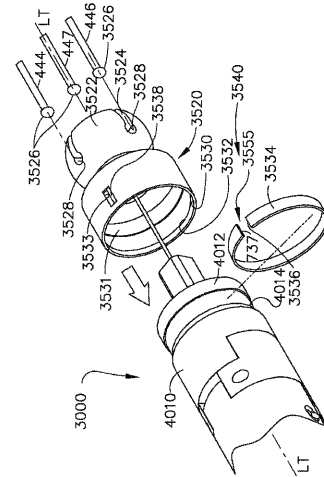


FIG. 25

【図 26】

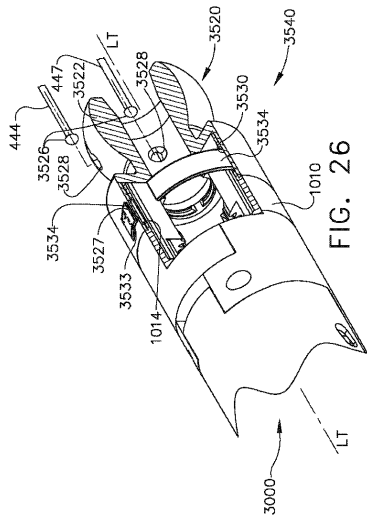


FIG. 26

【図 27】

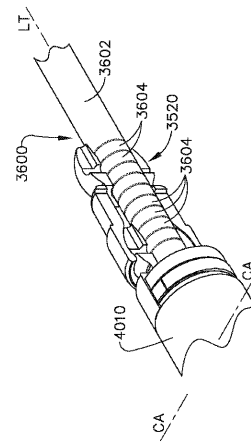


FIG. 27

【図 28】

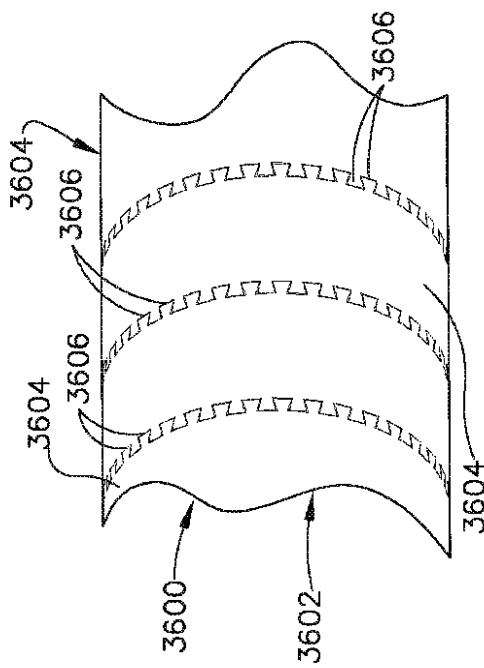


FIG. 28

【図 29】

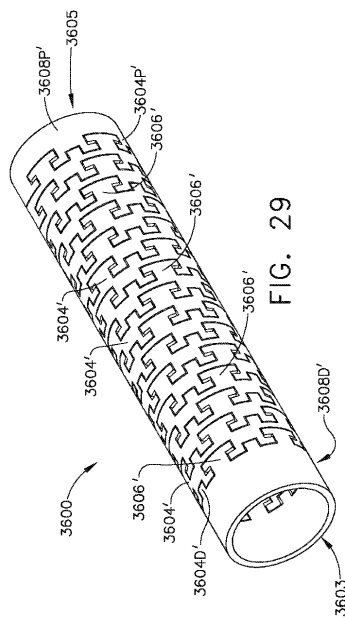


FIG. 29

【図 30】

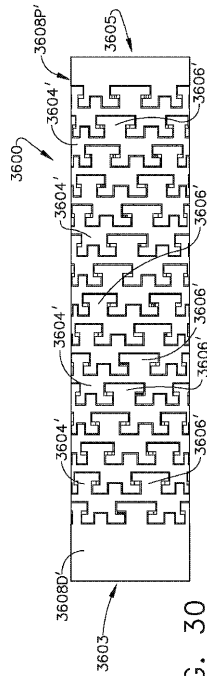


FIG. 30

【図 31】

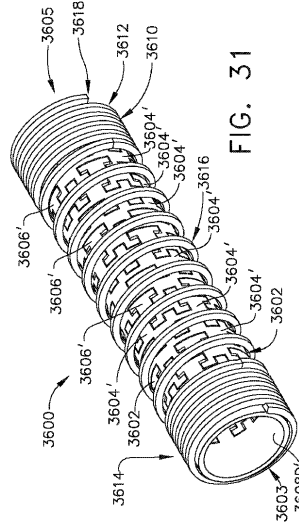


FIG. 31

【図 32】

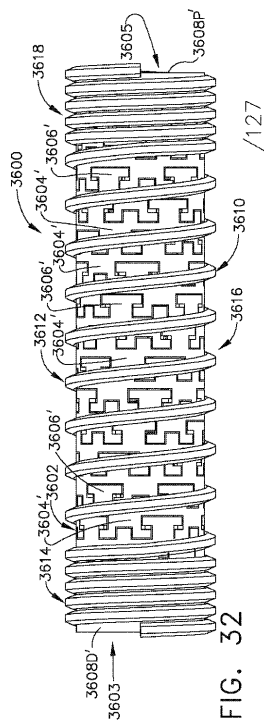


FIG. 32

【図 33】

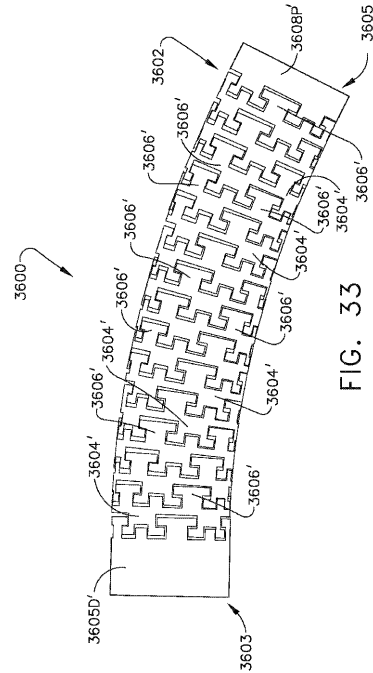


FIG. 33

【図 3 3 A】

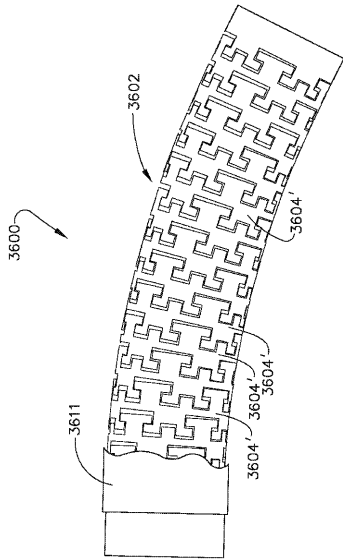


FIG. 33A

【図 3 3 B】

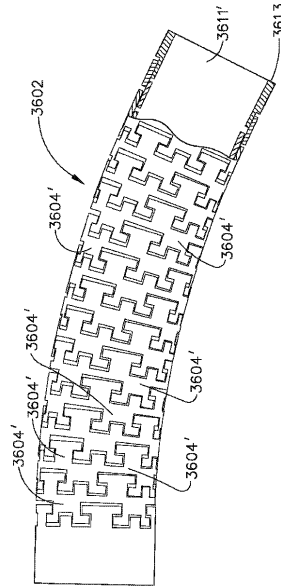


FIG. 33B

【図 3 4】

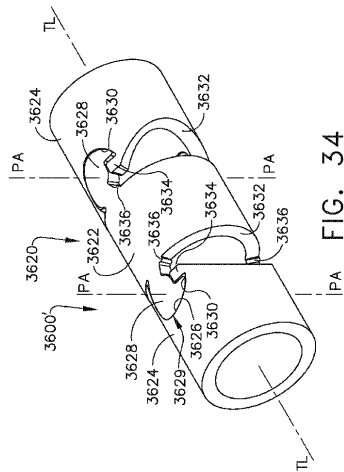


FIG. 34

【図 3 6】

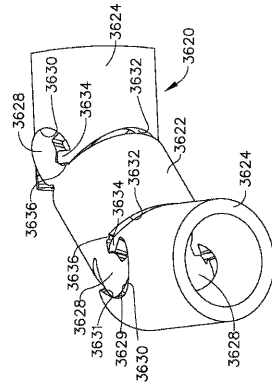


FIG. 36

【図 3 5】

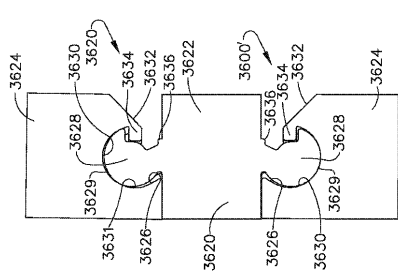


FIG. 35

【図 3 7】

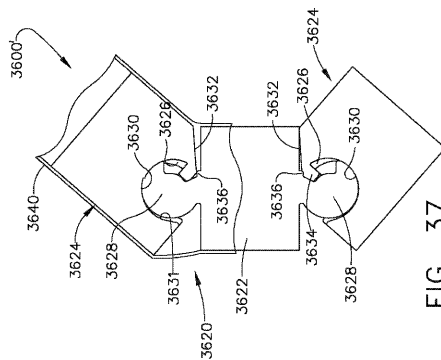


FIG. 37

【図 38】

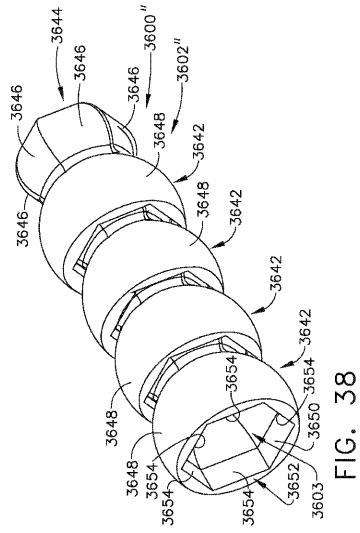


FIG. 38

【図 39】

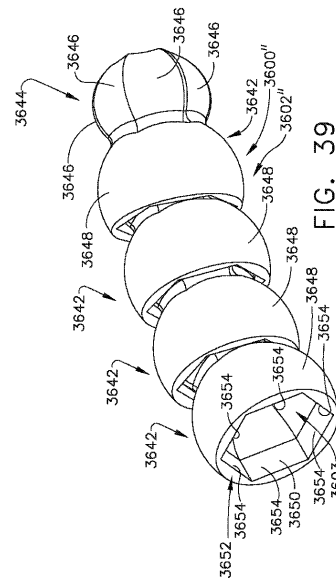


FIG. 39

【図 40】

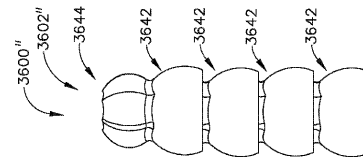


FIG. 40

【図 41】

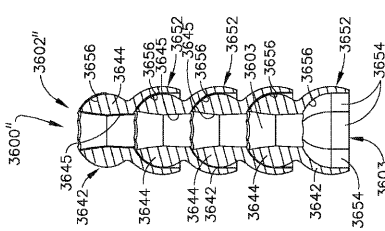


FIG. 41

【図 44】

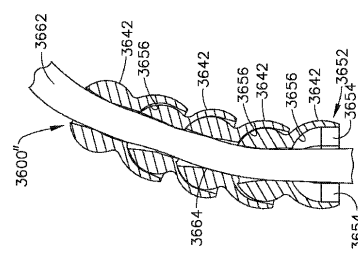


FIG. 44

【図 42】

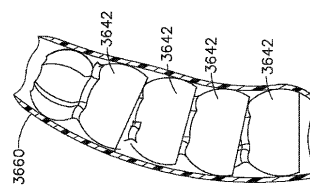


FIG. 42

【図 45】

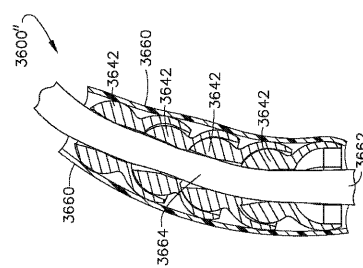


FIG. 45

【図 43】

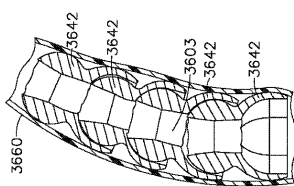


FIG. 43

【図 46】

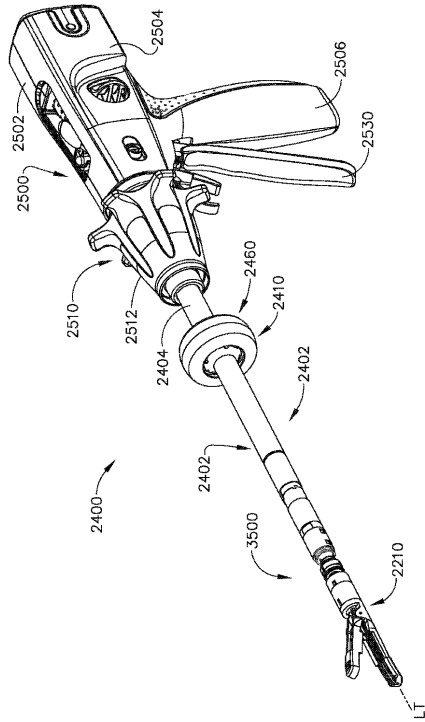


FIG. 46

【図 47】

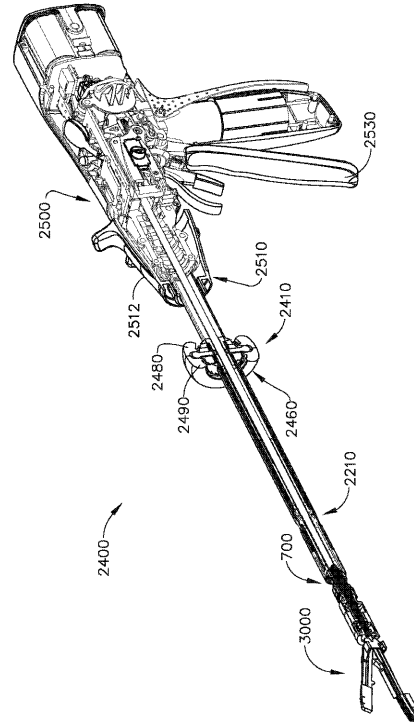


FIG. 47

【図 48】

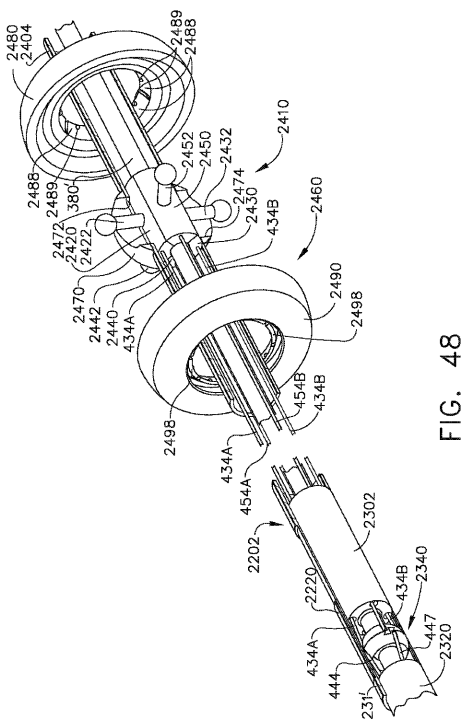


FIG. 48

【図 49】

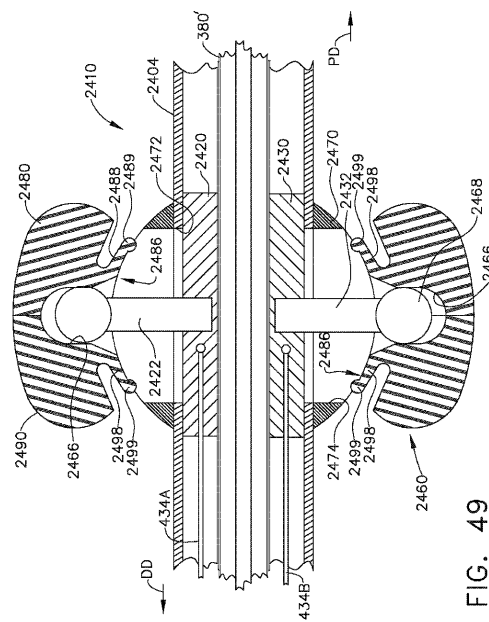


FIG. 49

【図 50】

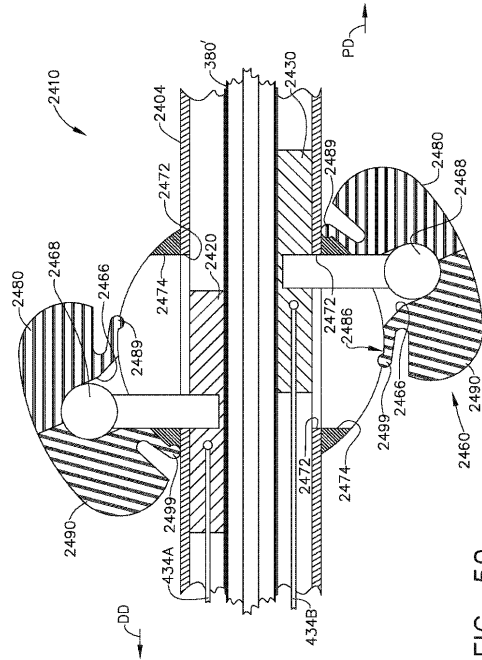


FIG. 50

【図 5 1】

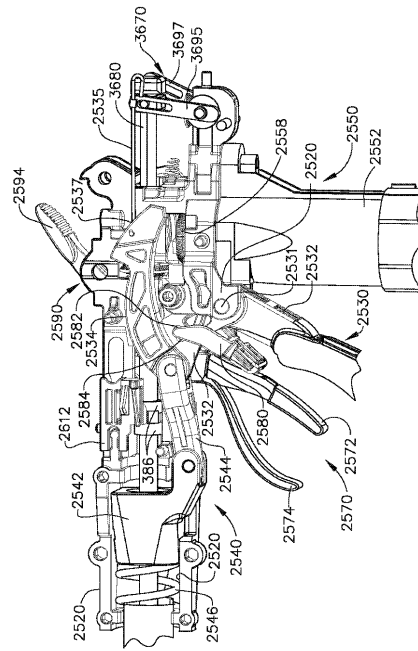


FIG. 51

【図 5 2】

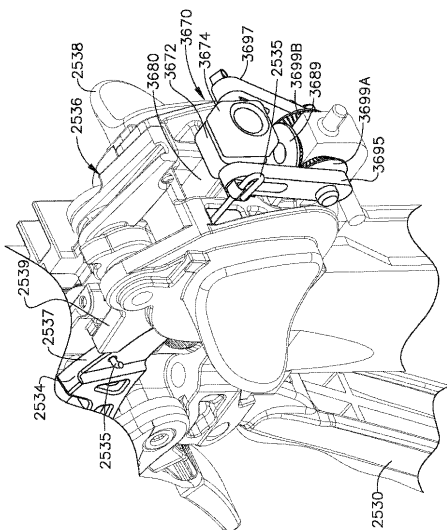


FIG. 52

【图 5 3】

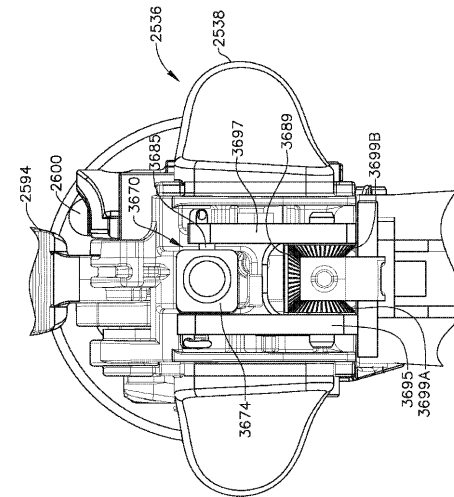


FIG. 53

【図 54】

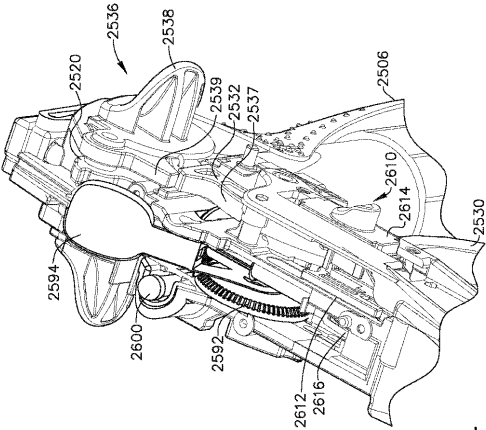


FIG. 54

【図 55】

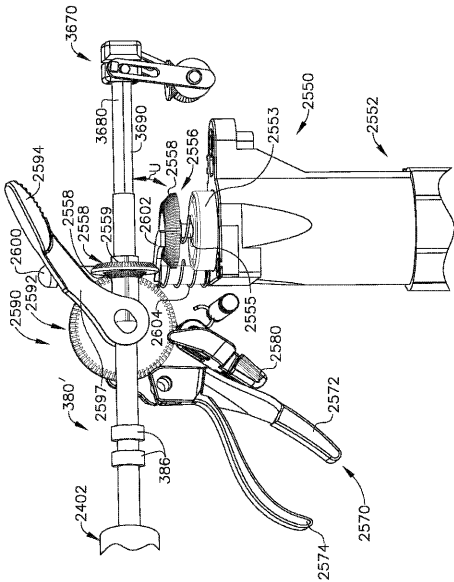


FIG. 55

【図 56】

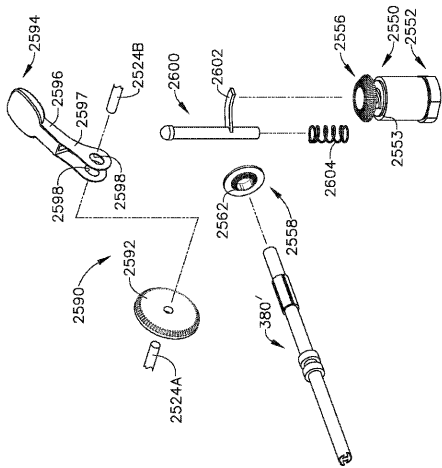


FIG. 56

【図 57】

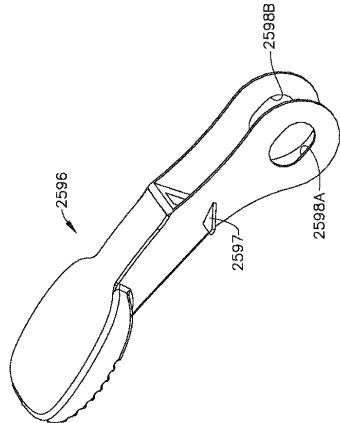


FIG. 57

【図 58】

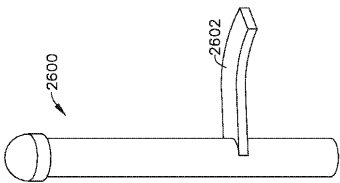


FIG. 58

【図 5 9】

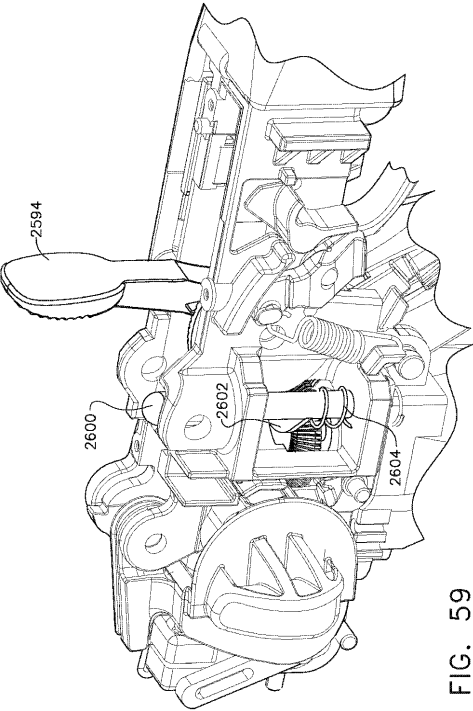


FIG. 59

【図 6 0】

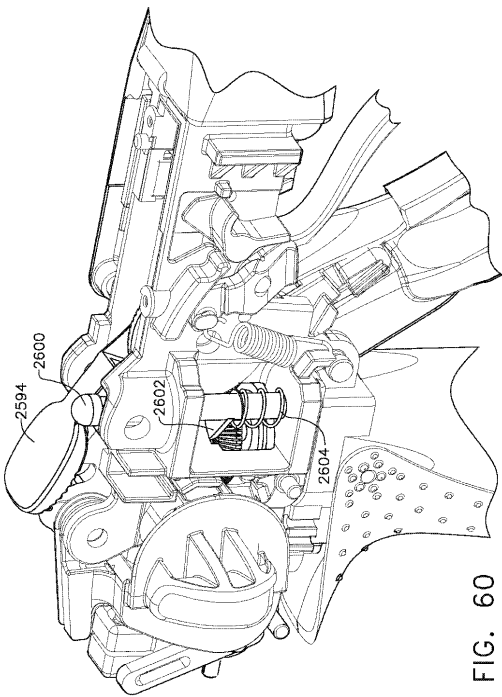


FIG. 60

【図 6 1】

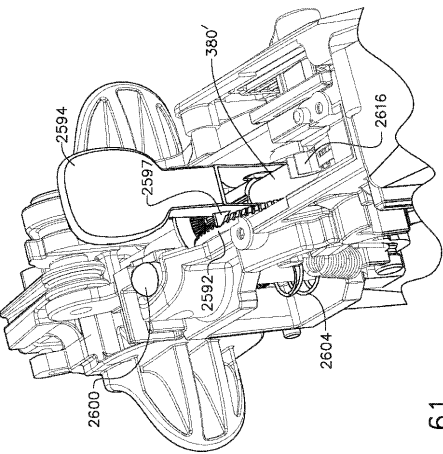


FIG. 61

【図 6 2】

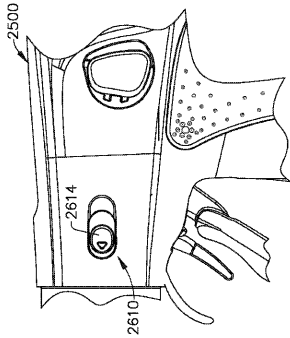


FIG. 62

【図 6 3】

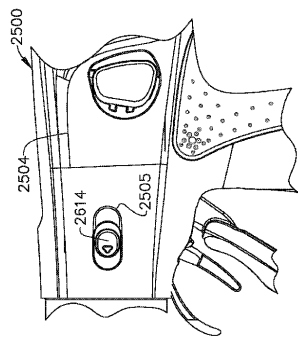
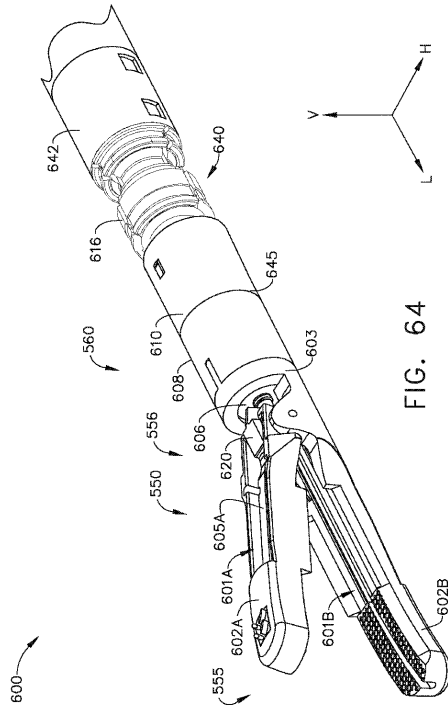
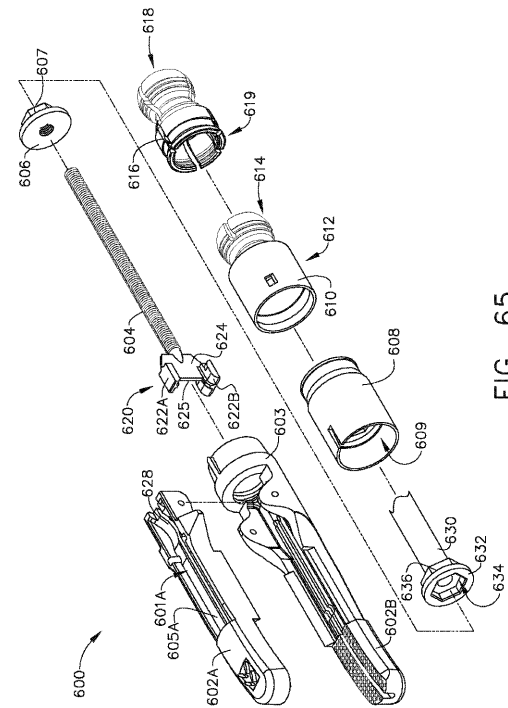


FIG. 63

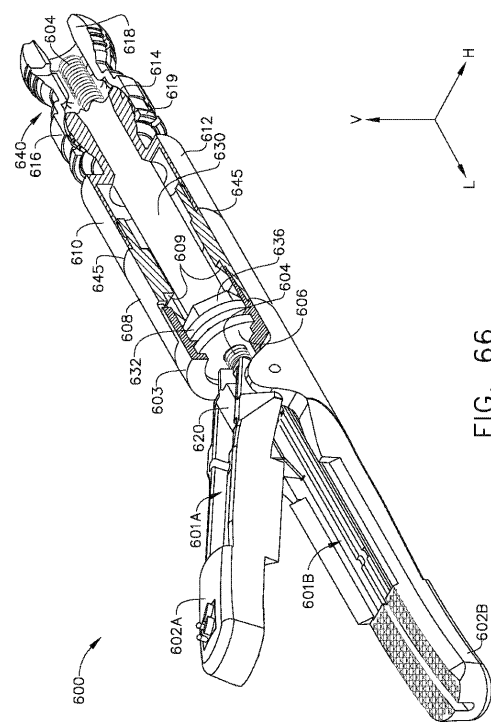
【図 6 4】



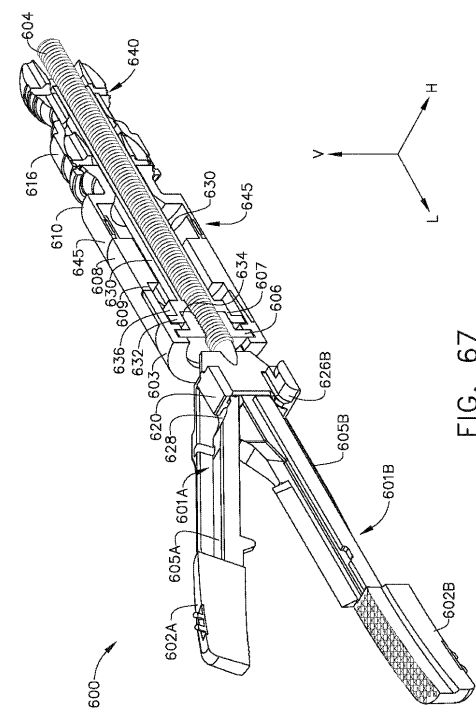
【図 6 5】



【図 6 6】



【図 6 7】



【図 68】

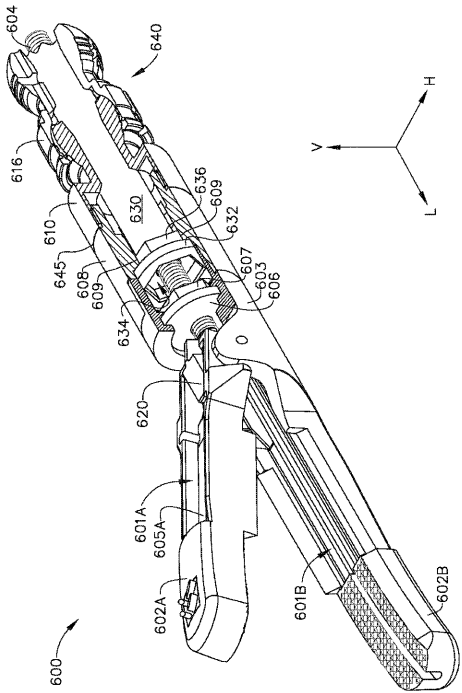


FIG. 68

【図 69 - 70】

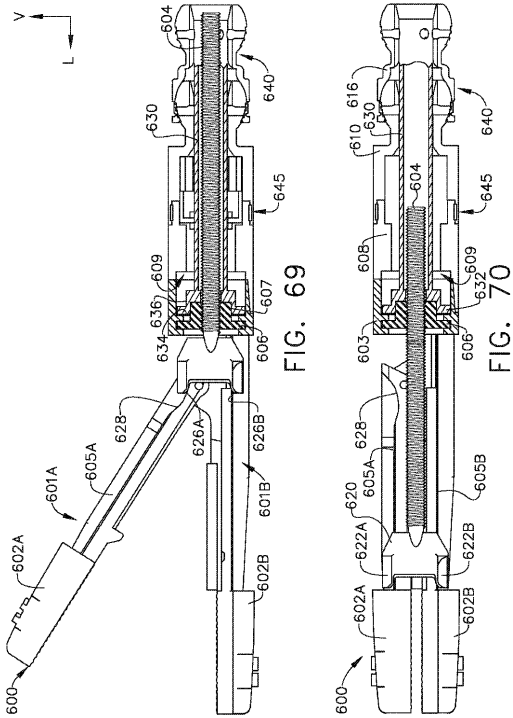


FIG. 69

FIG. 70

【図 71 - 72】

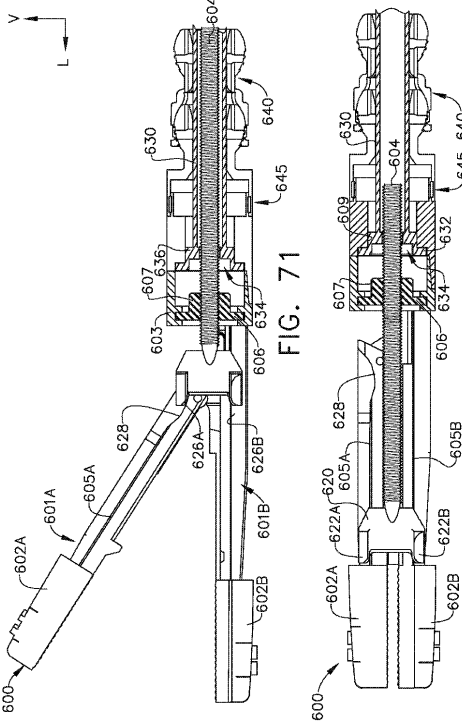


FIG. 71

FIG. 72

【図 73 - 74】

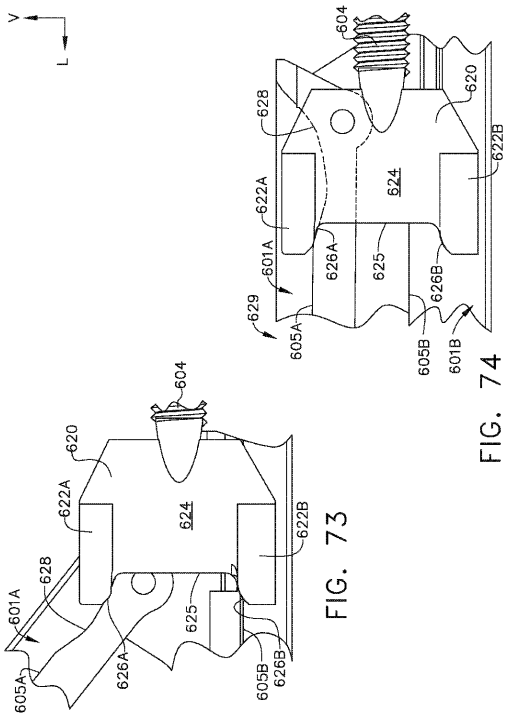


FIG. 73

FIG. 74

【図 75】

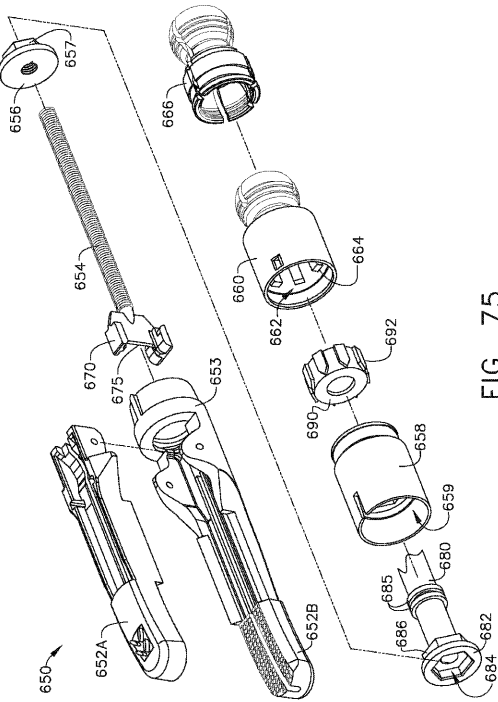


FIG. 75

【図 76】

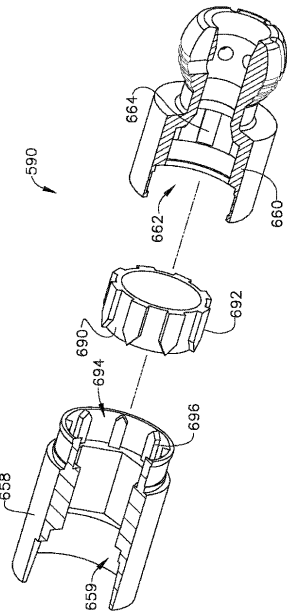


FIG. 76

【図 77】

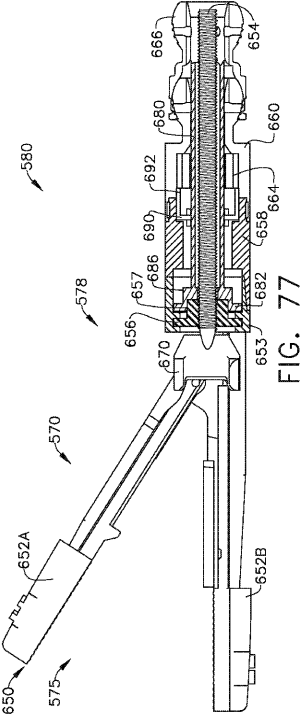


FIG. 77

【図 78】

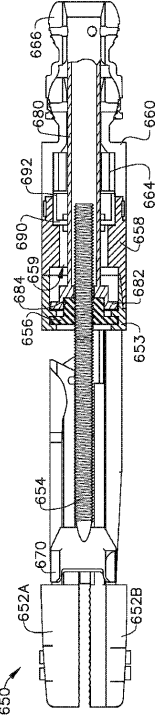


FIG. 78

【図 79】

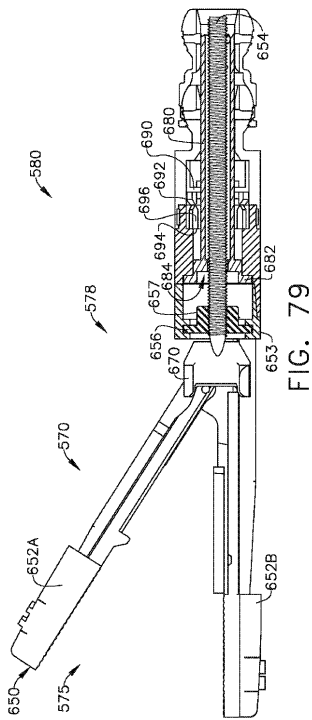


FIG. 79

【図 80】

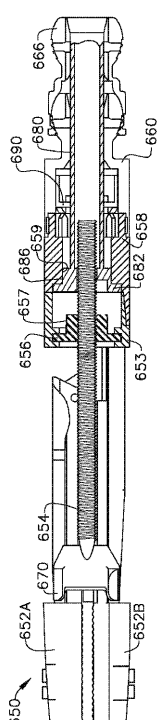


FIG. 80

【図 81】

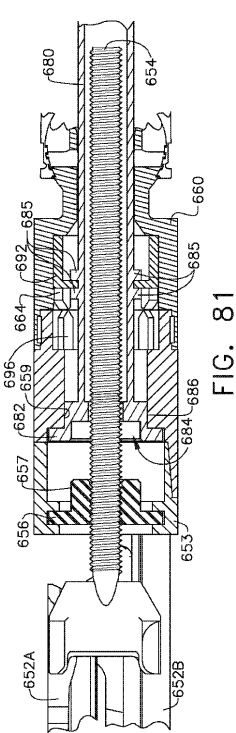


FIG. 81

【図 82】

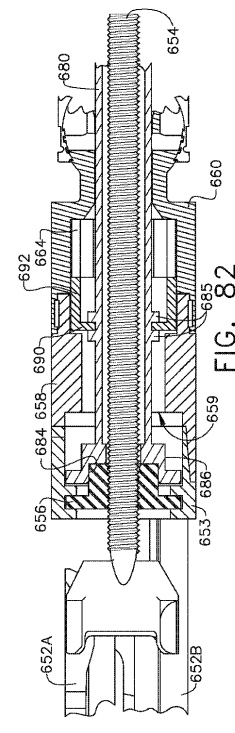


FIG. 82

【图 8 3】

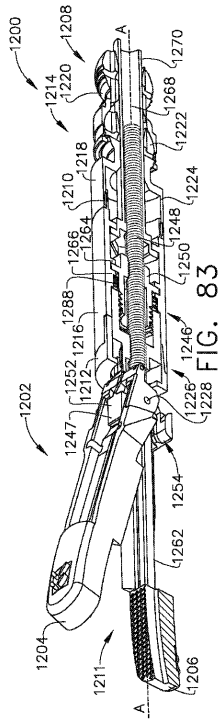
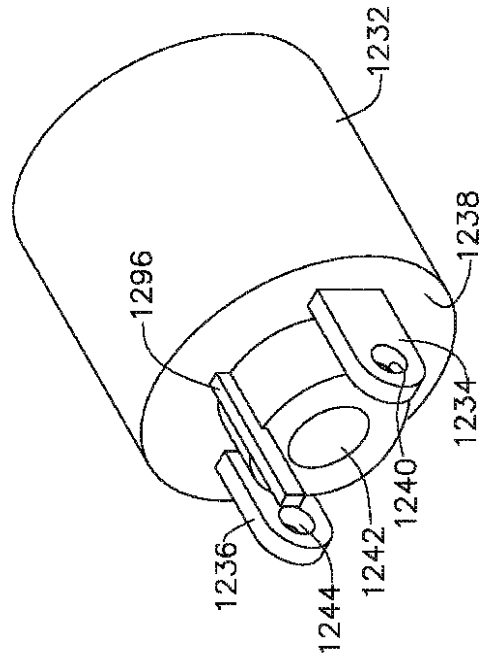


FIG. 83

【図 8 4】

F/G.
84

【图 8 5】

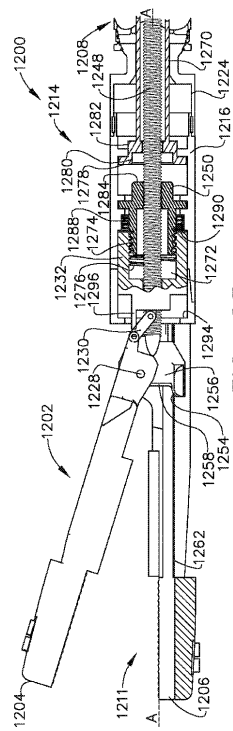
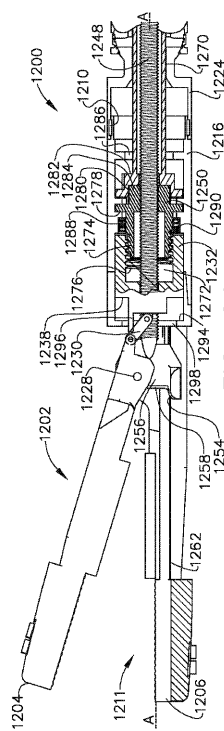


FIG. 85

【図 8 6】



F. G. 86

【图 8 7】

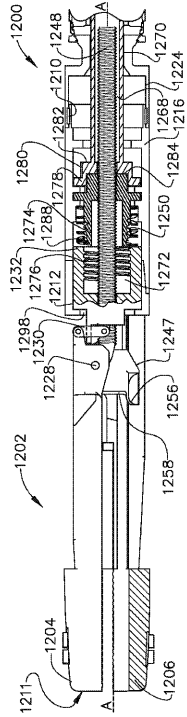


FIG. 87

【图 8 8】

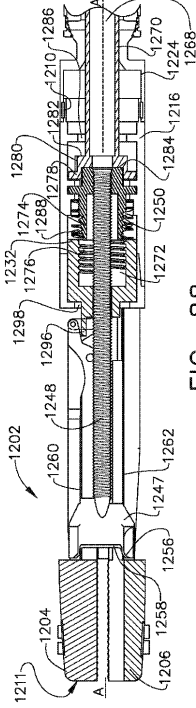


FIG. 88

【图 8 9】

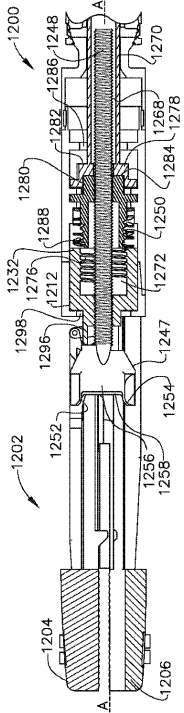


FIG. 89

【図 9 0】

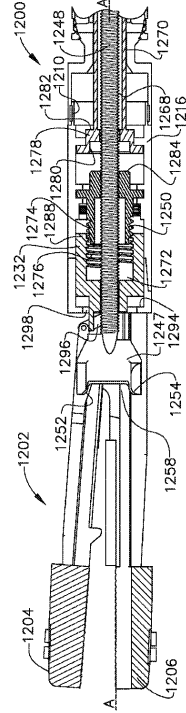


FIG. 90

【図 9 1】

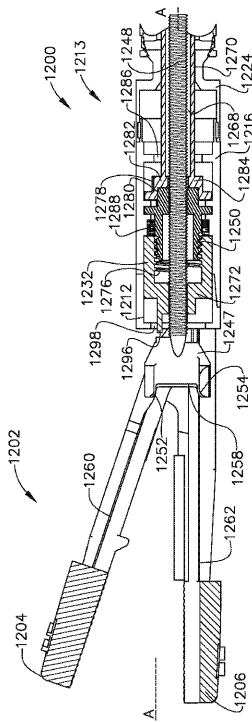


FIG. 91

【図 9 2】

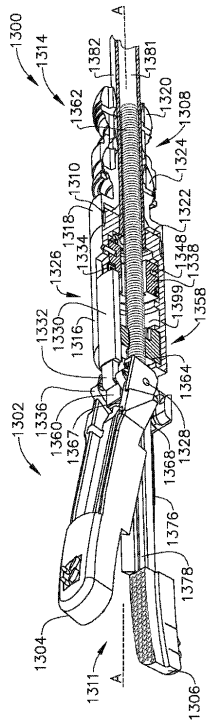


FIG. 92

【図 9 3】

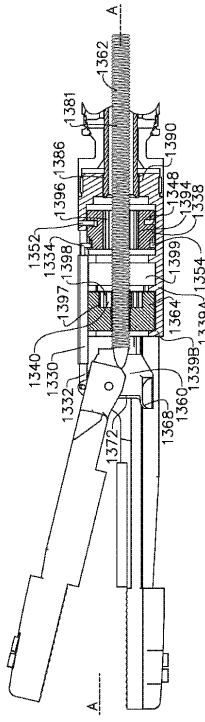


FIG. 93

【図 9 4】

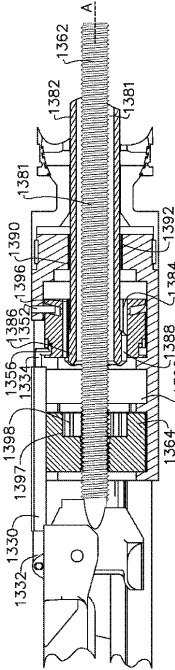


FIG. 94

【図 95】

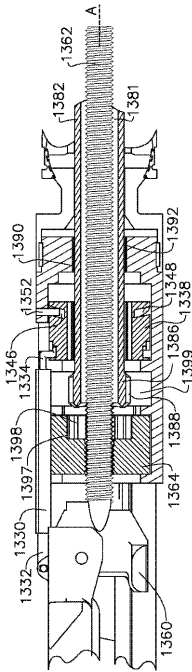


FIG. 95

【図 96】

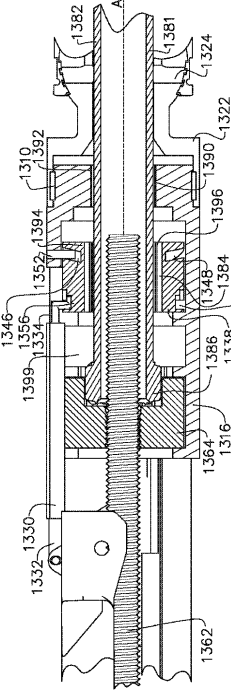


FIG. 96

【図 97】

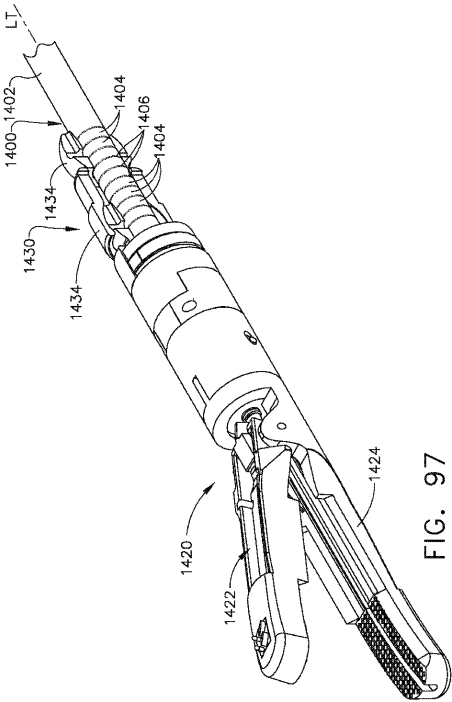


FIG. 97

【図 98】

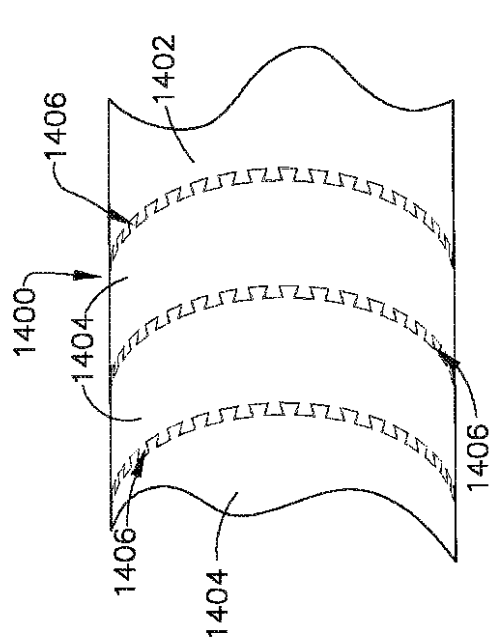


FIG. 98

【図 99】

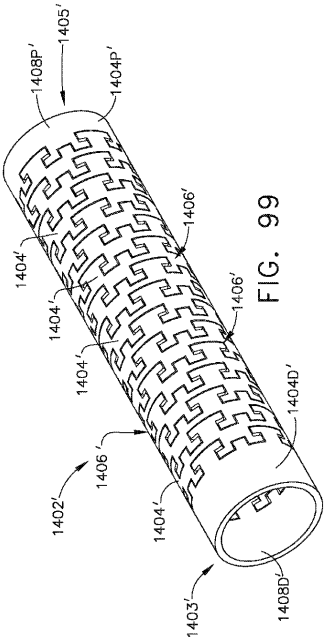


FIG. 99

【図 100】

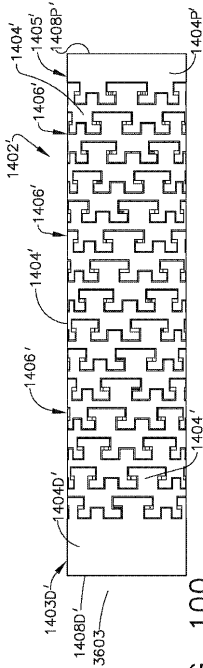


FIG. 100

【図 101】

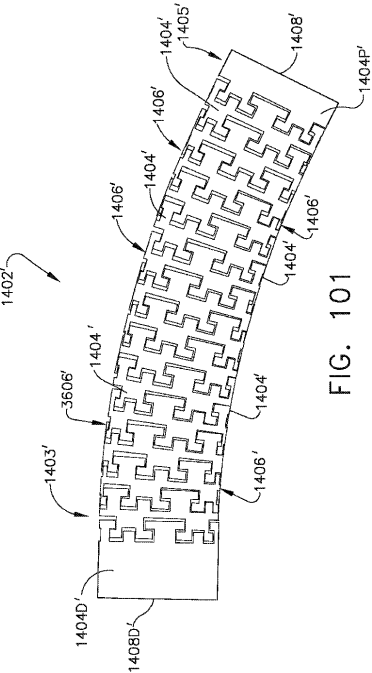


FIG. 101

【図 102】

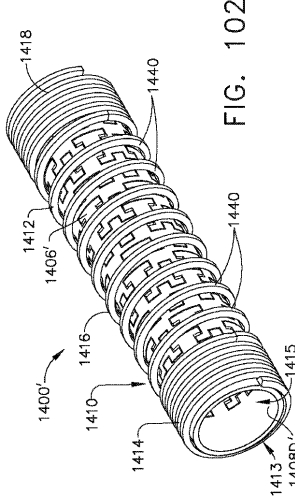


FIG. 102

【図107】

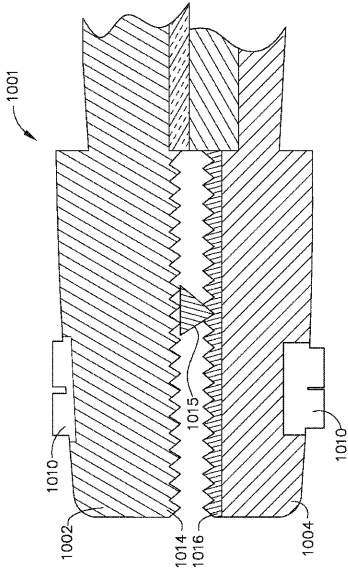


FIG. 107

【図108】

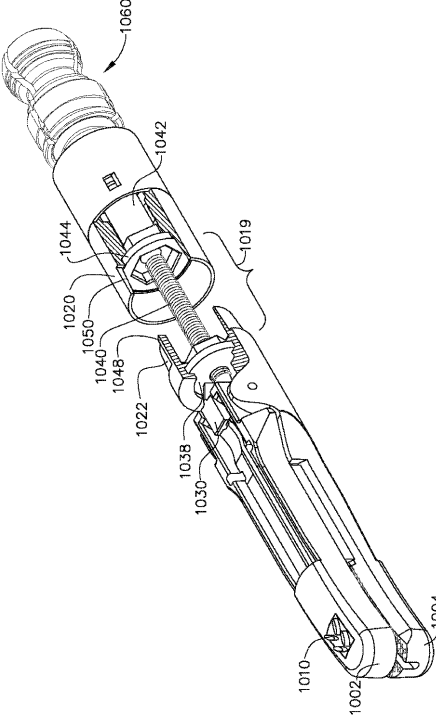


FIG. 108

【図109】

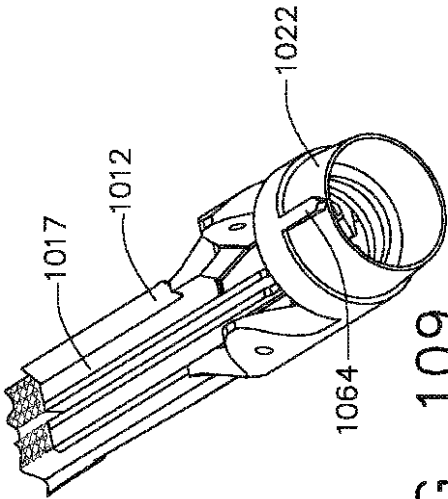


FIG. 109

【図110】

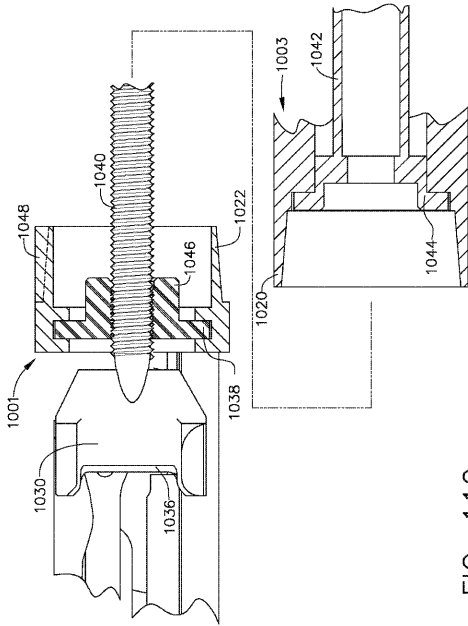


FIG. 110

【図 1 1 1】

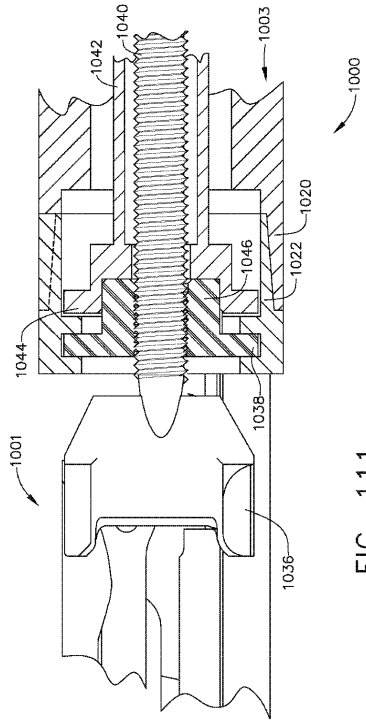


FIG. 111

【図 1 1 2】

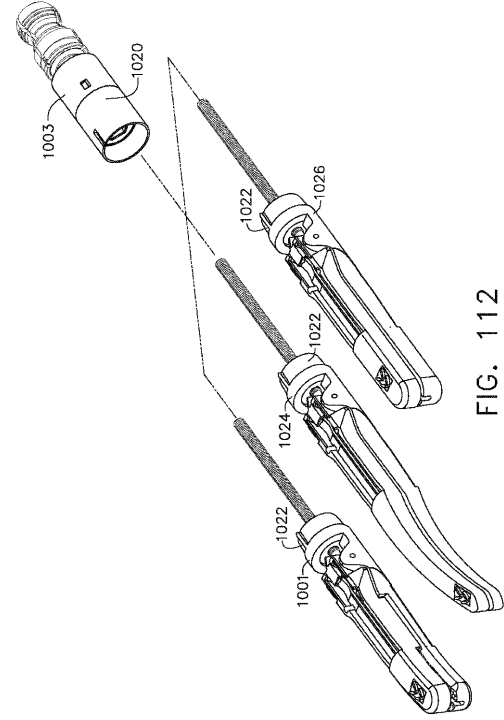


FIG. 112

【図 1 1 3】

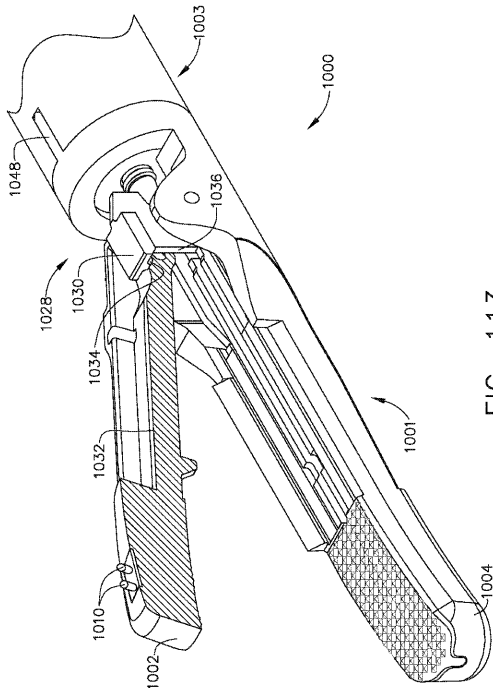


FIG. 113

【図 1 1 4】

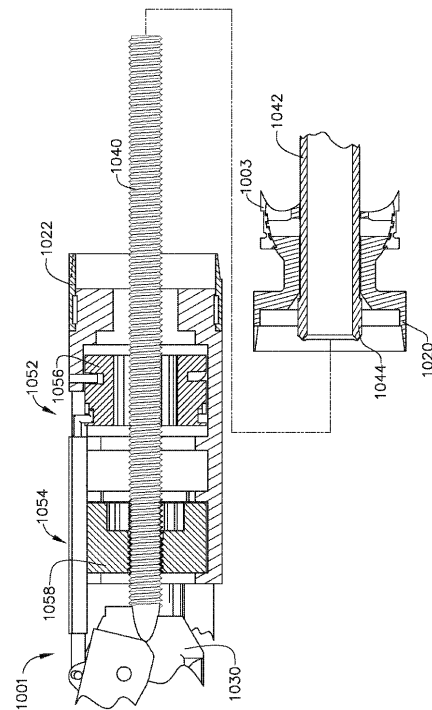


FIG. 114

【図 115】

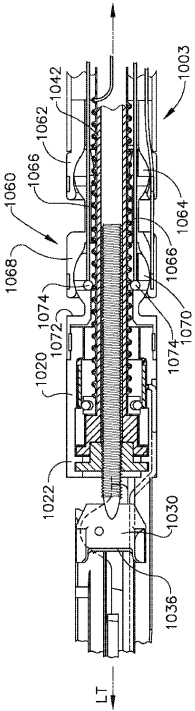


FIG. 115

【図 116】

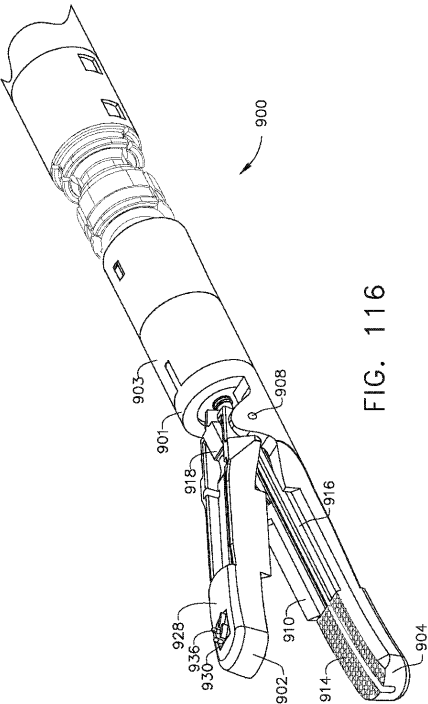


FIG. 116

【図 117】

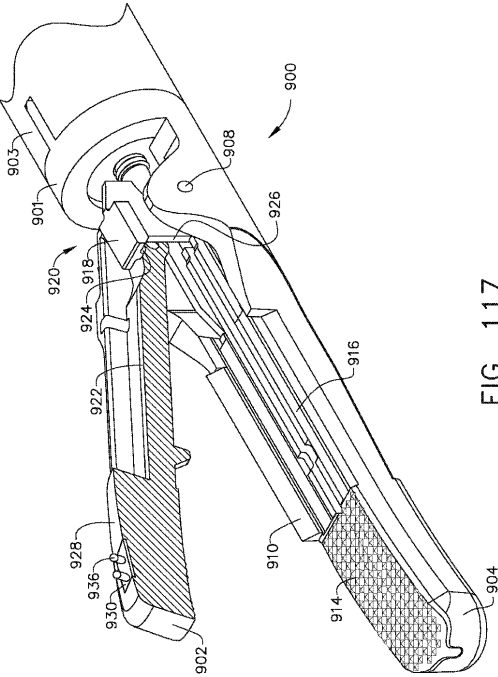


FIG. 117

【図 118】

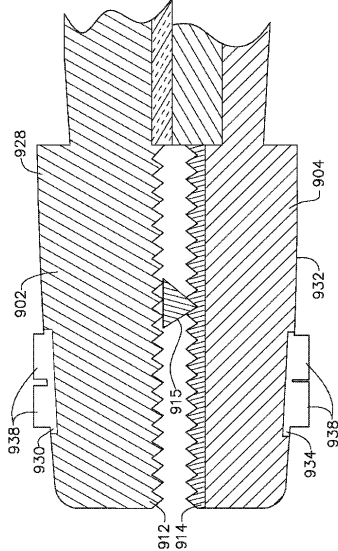


FIG. 118

【図 1 1 9】

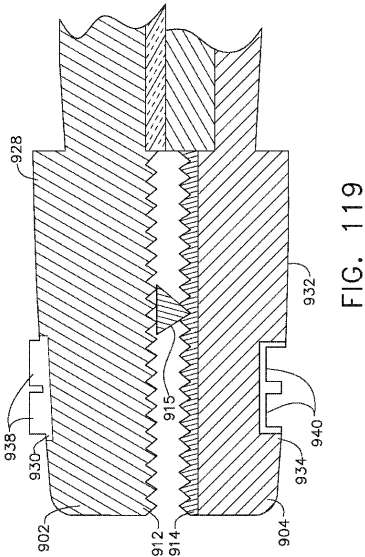


FIG. 119

【図 1 2 0】

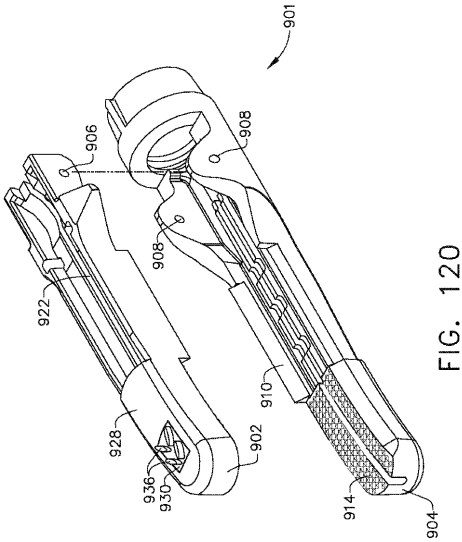


FIG. 120

【図 1 2 1】

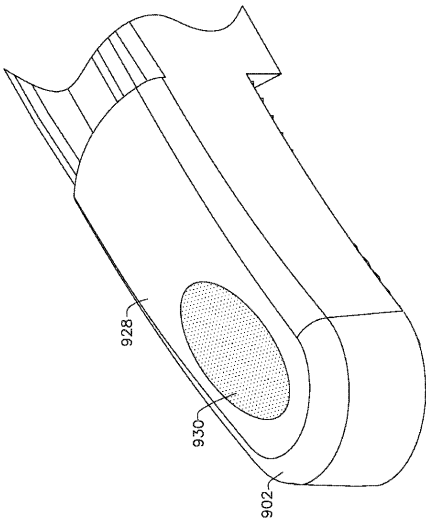


FIG. 121

【図 1 2 2】

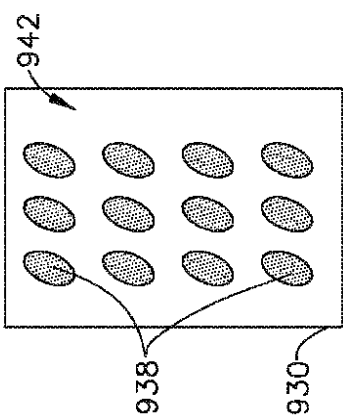


FIG. 122

【図 1 2 3】

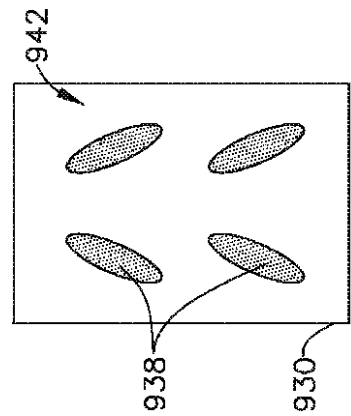


FIG. 123

【図 1 2 4】

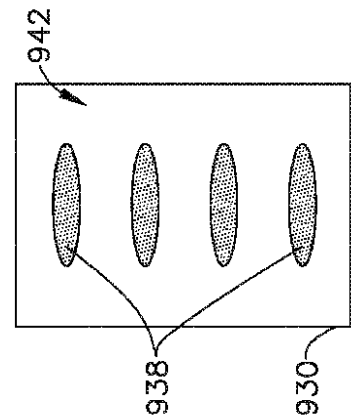


FIG. 124

【図 1 2 5】

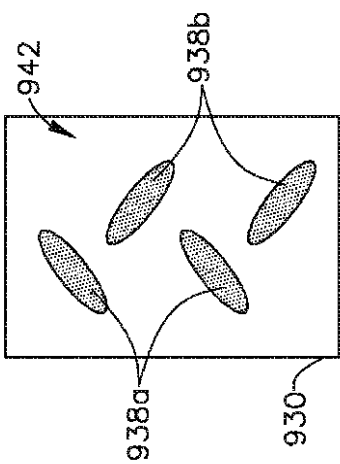


FIG. 125

【図 1 2 6】

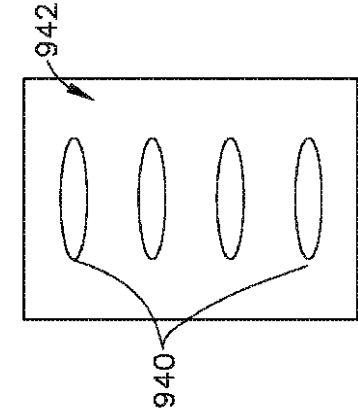


FIG. 126

【図 1 2 7】

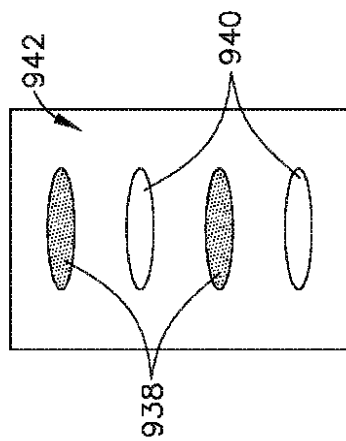


FIG. 127

【図 1 2 8】

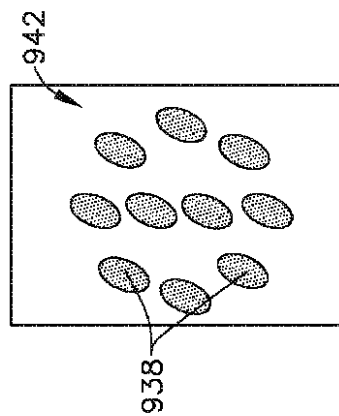


FIG. 128

【図 1 2 9】

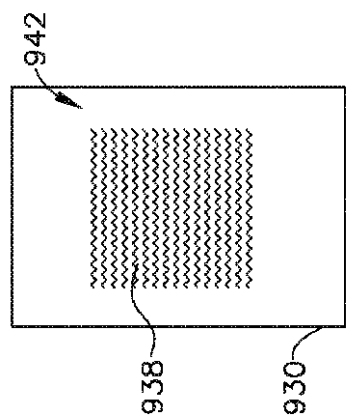


FIG. 129

【図 1 3 0】

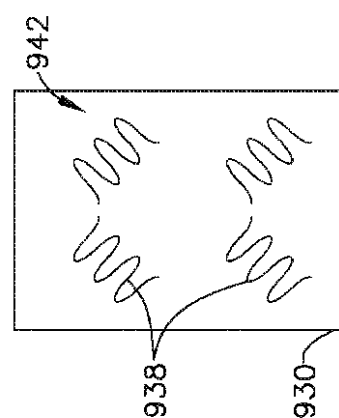


FIG. 130

【図 1 3 1】

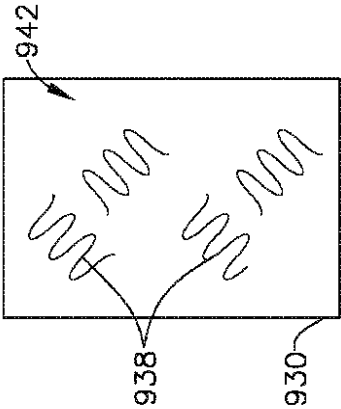


FIG. 131

【図 1 3 2】

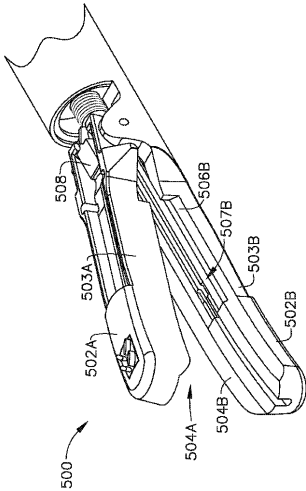


FIG. 132

【図 1 3 3】

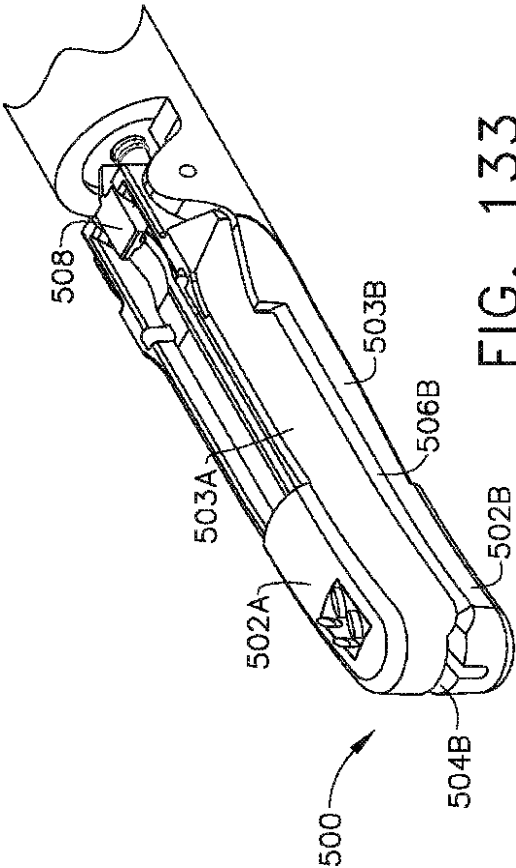


FIG. 133

【図 1 3 4】

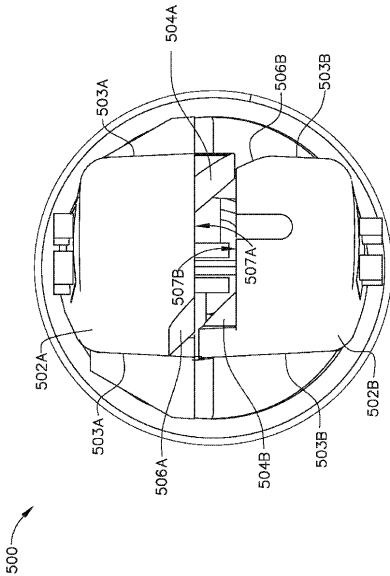


FIG. 134

【図 1 3 5】

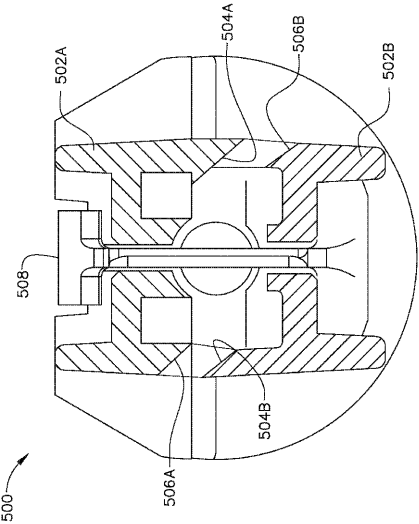


FIG. 135

【図 1 3 6】

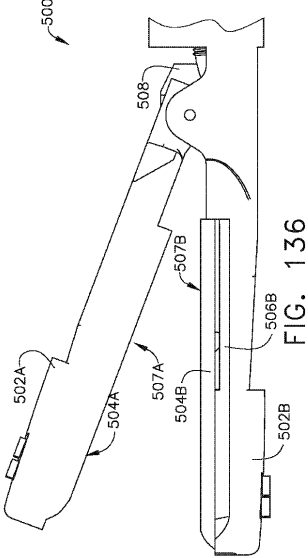


FIG. 136

【図 1 3 7】

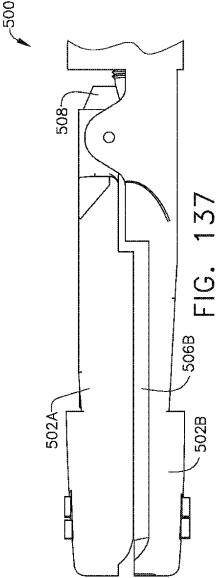


FIG. 137

【図 1 3 8】

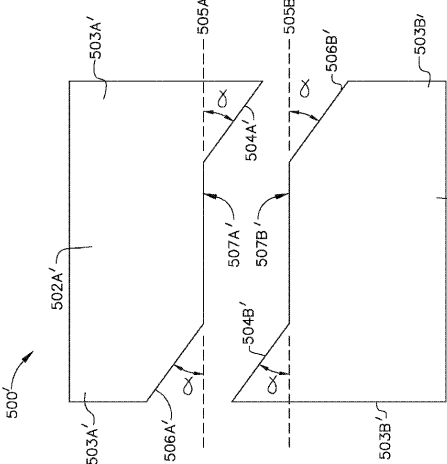


FIG. 138

【図 139】

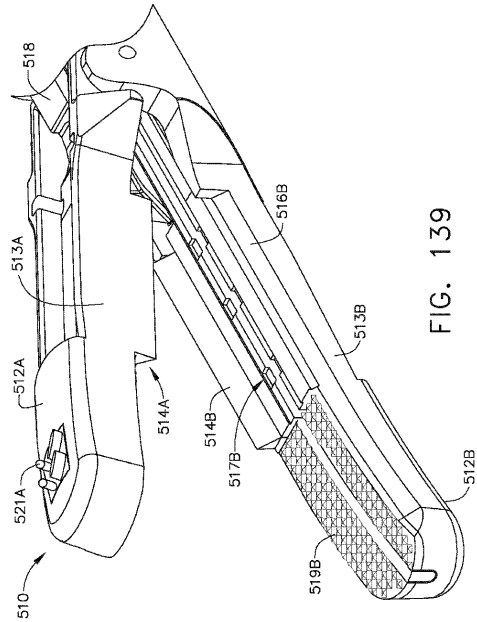


FIG. 139

【図 140】

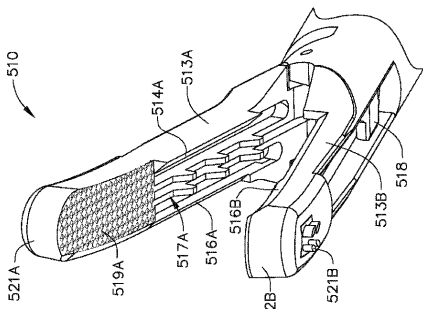


FIG. 140

【図 141】

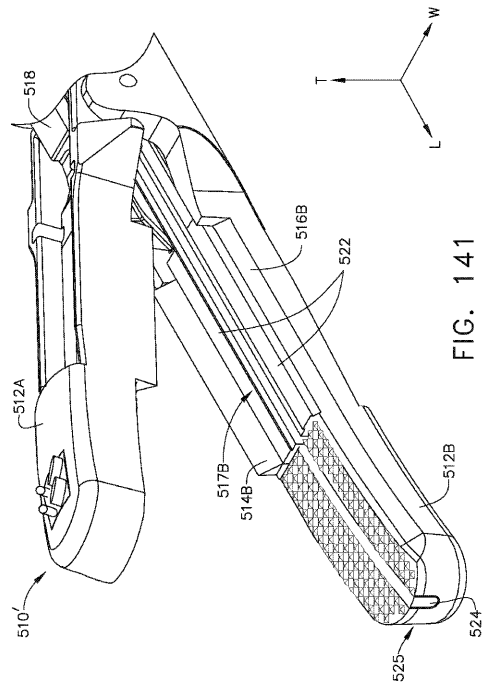


FIG. 141

【図 142】

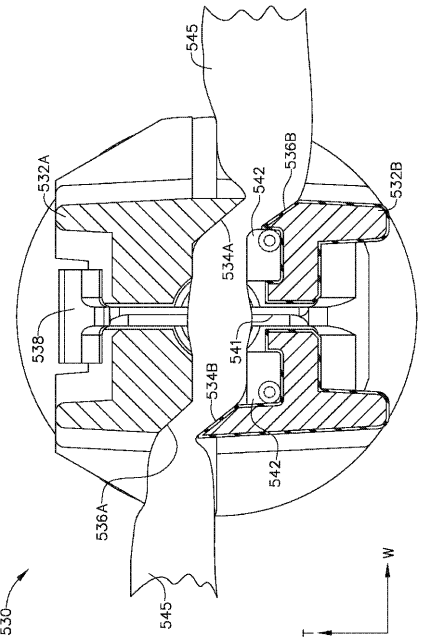


FIG. 142

【図 1 4 3】

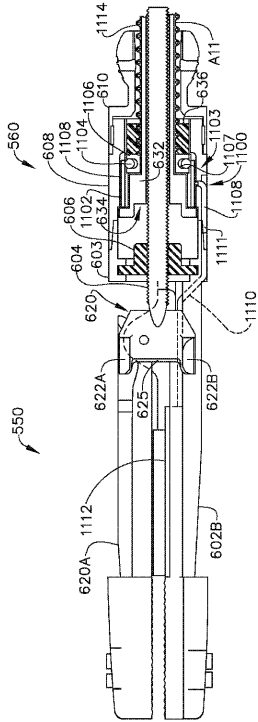


FIG. 143

【図 1 4 5】

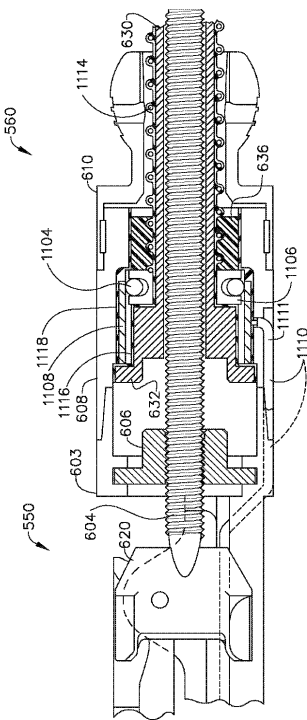


FIG. 145

【図 1 4 4】

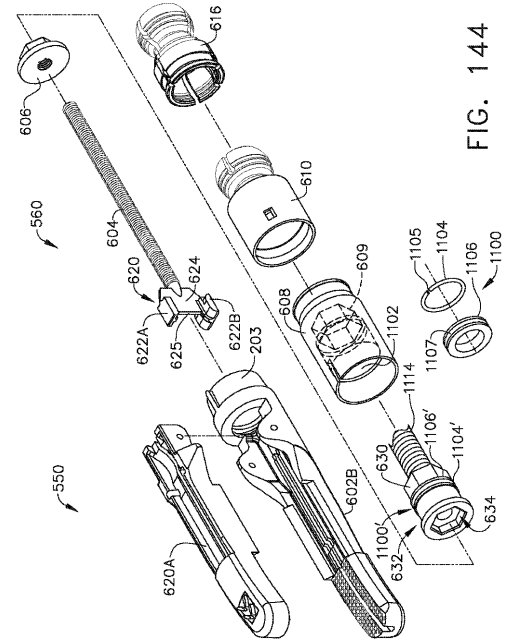


FIG. 144

【図 1 4 6】

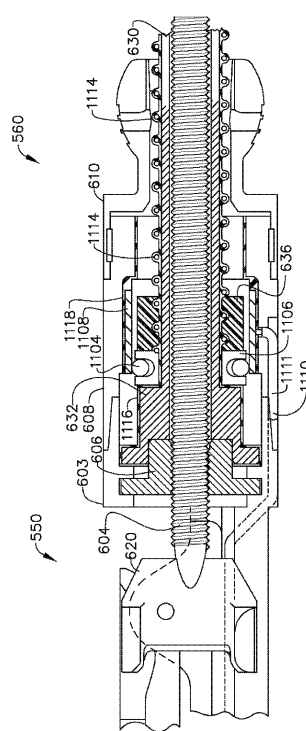


FIG. 146

【図 147】

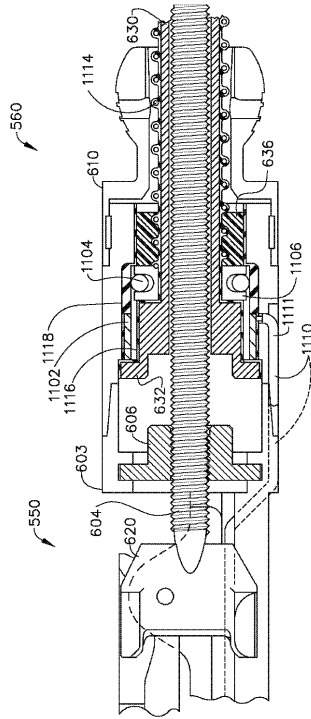


FIG. 147

【図 148】

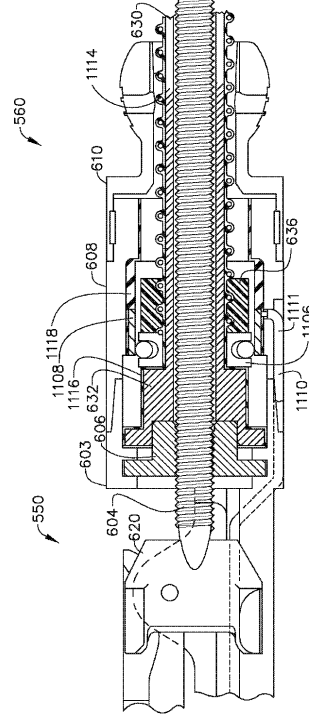


FIG. 148

【図 149】

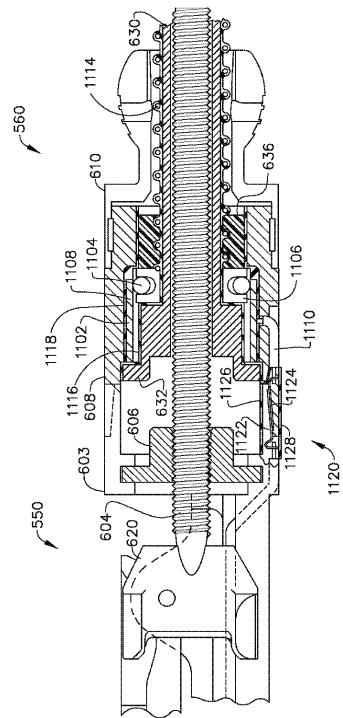


FIG. 149

【図 150】

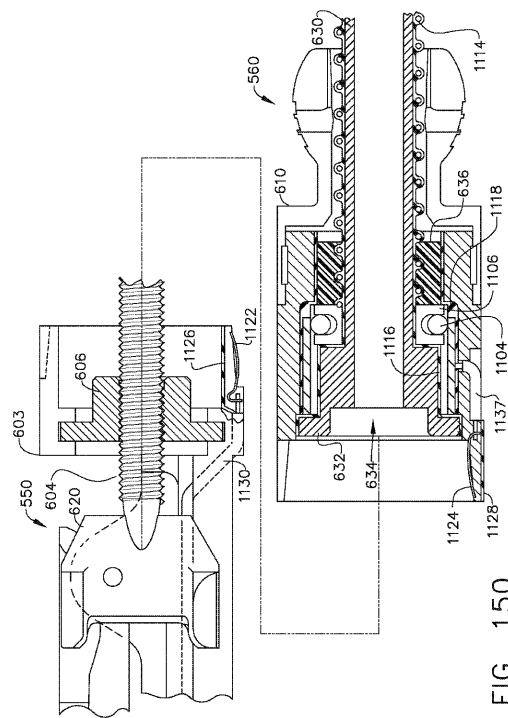


FIG. 150

【 図 1 5 1 】

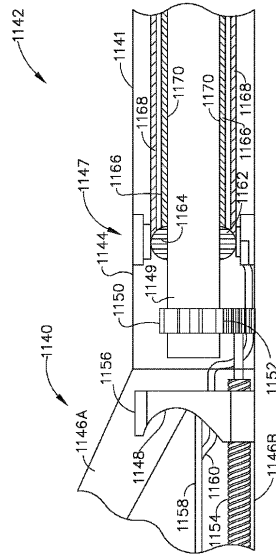


FIG. 151

【図 1 5 2】

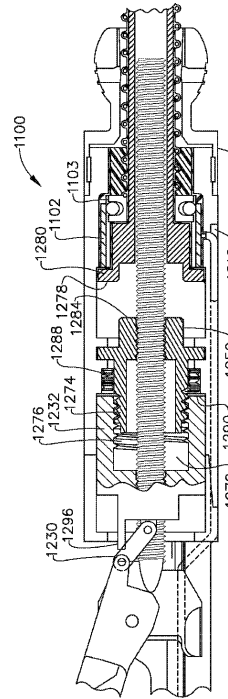


FIG. 152

【図 1 5 3】

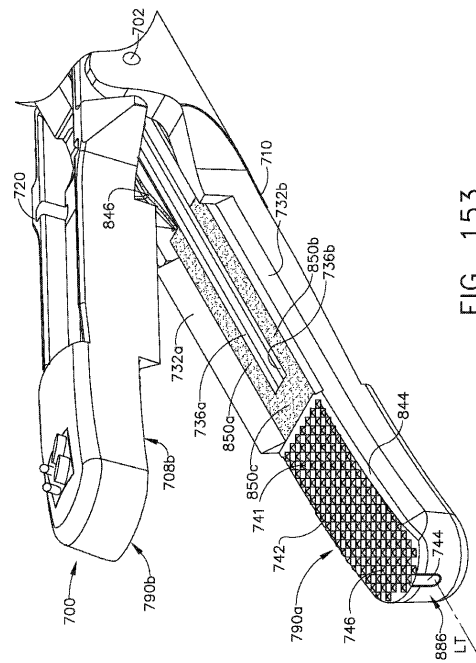


FIG. 153

【図 1 5 4】

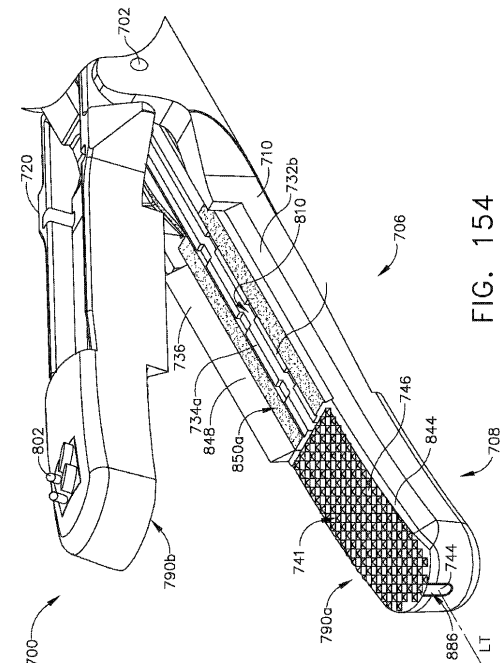
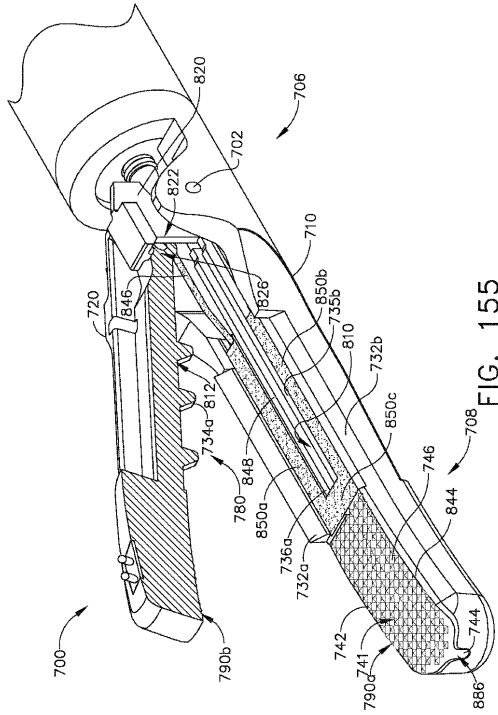


FIG. 154

【図 1 5 5】



【図 1 5 6】

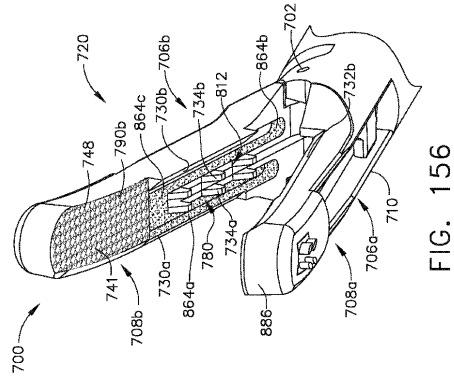
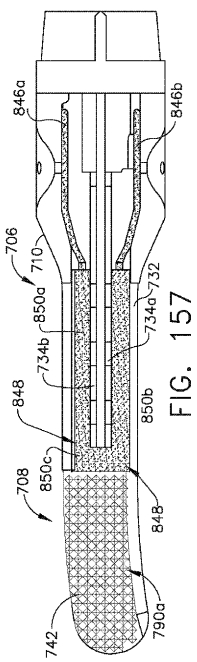


FIG. 156

【図 1 5 7】



【図 1 5 8】

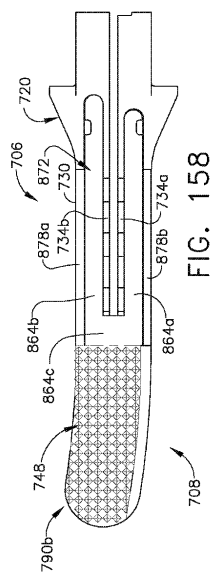


FIG. 158

【図 159】

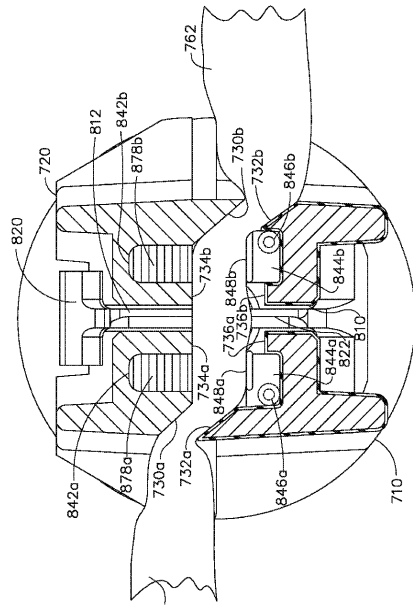


FIG. 159

【図 160】

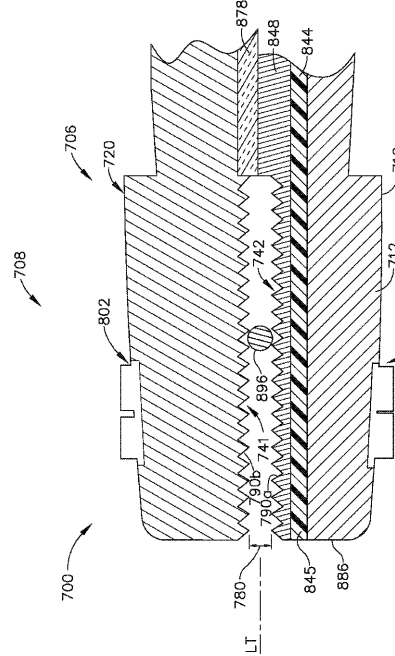


FIG. 160

【図 161】

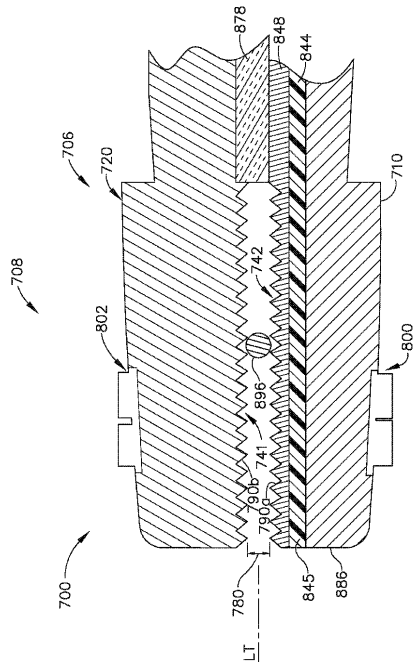


FIG. 161

【図 162】

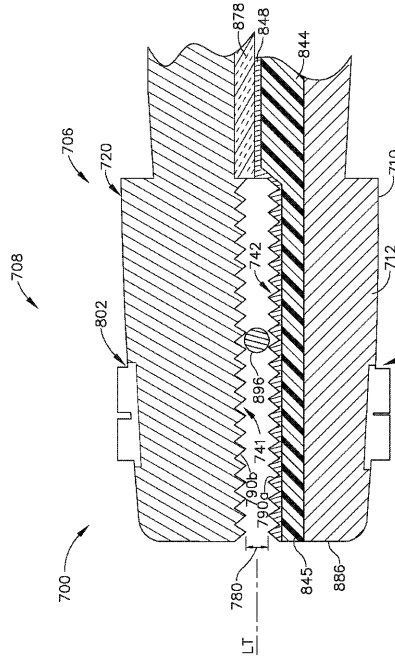
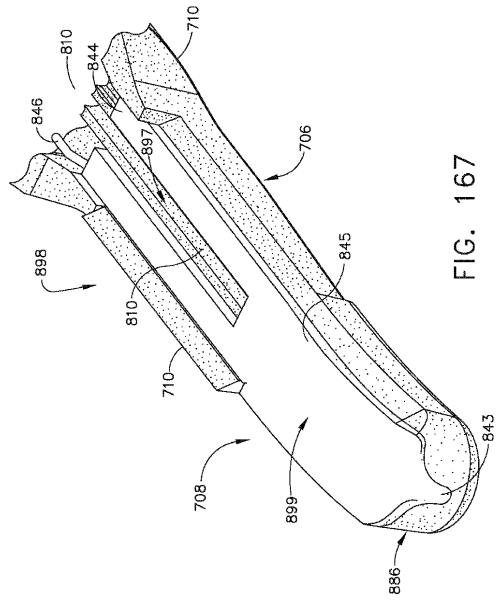
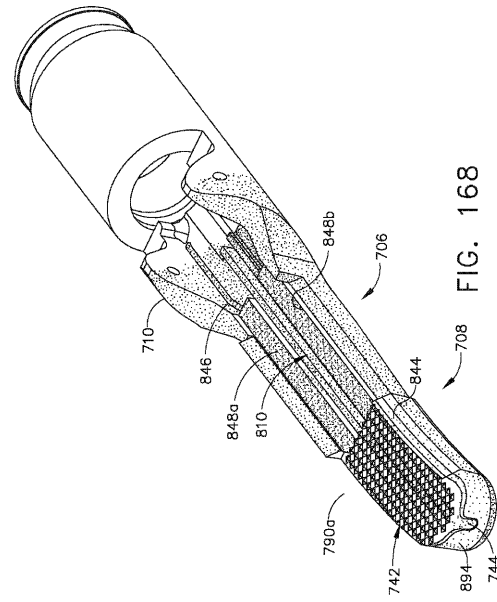


FIG. 162

【図 167】



【図 168】



フロントページの続き

- (72)発明者 シェルトン・フレデリック・イー・ザ・フォース
アメリカ合衆国、45133 オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート 245
- (72)発明者 スウェイズ・ジェフリー・エス
アメリカ合衆国、45011 オハイオ州、ハミルトン、バーチレー・ドライブ 7047
- (72)発明者 シャイブ・チャールズ・ジェイ
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ドンウィドル・ドライブ 11329
- (72)発明者 ワイデンハウス・タマラ
アメリカ合衆国、45113 オハイオ州、クラークスビル、アラビアン・ラン・ドライブ 1005

審査官 宮崎 敏長

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0034918 (US, A1)
米国特許第05658307 (US, A)
米国特許出願公開第2001/0021861 (US, A1)

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