

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5653719号
(P5653719)

(45) 発行日 平成27年1月14日(2015.1.14)

(24) 登録日 平成26年11月28日(2014.11.28)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 9 (全 38 頁)

(21) 出願番号	特願2010-245691 (P2010-245691)	(73) 特許権者	510011673
(22) 出願日	平成22年11月1日(2010.11.1)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(65) 公開番号	特開2011-92743 (P2011-92743A)		シップ
(43) 公開日	平成23年5月12日(2011.5.12)		アメリカ合衆国 コロラド 80301,
審査請求日	平成25年7月23日(2013.7.23)		ボールドー, ロングボー ドライブ
(31) 優先権主張番号	12/609, 284		5920, アイビー リーガル, メー
(32) 優先日	平成21年10月30日(2009.10.30)		ルストップ エー-36, エナジー-ベ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		イスト デバイシーズ, コビディエン
			気付
		(74) 代理人	100107489
			弁理士 大塩 竹志
		(72) 発明者	ピーター エム. ミューラー
			アメリカ合衆国 コロラド 80516,
			フレデリック, サラトガ トレイル
			6201
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ジョーロールジョイント

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

外科手術器具であって、該外科手術器具は、

ハンドルであって、該ハンドルは、該ハンドルから延びる細長いシャフトを有し、該ハンドルは、長手方向軸を規定する、ハンドルと、

該細長いシャフトから遠位方向に延びるエンドエフェクタであって、該エンドエフェクタは、エンドエフェクタ軸を規定し、該エンドエフェクタは、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する、エンドエフェクタと、

該細長いシャフトを該ハンドルに結合する肩ロールジョイントであって、該肩ロールジョイントは、該細長いシャフトを該長手方向軸の周りで回転するように動作可能である、肩ロールジョイントと、

該エンドエフェクタを該細長いシャフトに結合するリストロールジョイントとを備え、

該リストロールジョイントは、

該細長いシャフトから遠位方向に延びる第一の管状構造と、

該エンドエフェクタ軸の周りで該第一の管状構造に回転可能に結合された第二の管状構造であって、該第二の管状構造は、該エンドエフェクタが該エンドエフェクタ軸の周りで該第一の管状構造に対して回転可能であるように該エンドエフェクタを支持する、第二の管状構造と、

該第一の管状構造の中に配置されたケーブルラップボリュームであって、該エンドエ

10

20

フェクタと該電気外科手術エネルギーの該供給源とを結合する導体は、該ケーブルラップボリューム内で該エンドエフェクタ軸の周りでコイル状に巻かれ、第一の方向への該エンドエフェクタ軸の周りの該エンドエフェクタの回転は、該導体の巻きを解く、ケーブルラップボリュームと

を備えている、外科手術器具。

【請求項 2】

前記リストロールジョイントは、構造停止部をさらに備え、該構造停止部は、前記第一の管状構造および前記第二の管状構造のうちの少なくとも一方から突出し、かつ、該第一の管状構造および該第二の管状構造のうちの他方に係合することにより、前記エンドエフェクタの回転を制限する、請求項 1 に記載の器具。

10

【請求項 3】

前記第一の管状構造および前記第二の管状構造は、ベアリングセットによって互いに結合されている、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 4】

前記細長いシャフトは、前記リストロールジョイントの近位に配置された関節運動部分を含み、該関節運動部分は、前記長手方向軸に対する前記エンドエフェクタの旋回移動を可能にするために可撓性である、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 5】

前記第二の管状構造は、駆動部材に結合され、該駆動部材は、前記細長いシャフトの前記関節運動部分を通して延び、該駆動部材は、トルクを該第二の管状構造に伝達するように構成されている、請求項 4 に記載の器具。

20

【請求項 6】

前記エンドエフェクタは、一对の対向するジョー部材を含み、該一对の対向するジョー部材は、組織を受容する開放構成と、該組織上に閉鎖圧力を維持する閉鎖構成との間を移動可能である、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 7】

前記エンドエフェクタは、前記開放構成と前記閉鎖構成との間の前記ジョー部材の移動を誘導するように長手方向に移動可能な往復運動部材に結合され、該往復運動部材は、前記リストロールジョイントを通るように規定された長手方向のポアを通して延びる、請求項 6 に記載の器具。

30

【請求項 8】

外科手術器具であって、該外科手術器具は、

ハンドルであって、該ハンドルは、該ハンドルから遠位方向に延びる細長いシャフトを有し、該細長いシャフトは、該ハンドルに結合された近位部分と、該近位部分に旋回可能に結合された遠位部分とを含み、該近位部分は、長手方向軸を規定する、ハンドルと、

該細長いシャフトの該近位部分を該ハンドルに結合する肩ロールジョイントであって、該肩ロールジョイントは、該細長いシャフトを該長手方向軸の周りで回転するように動作可能である、肩ロールジョイントと、

エンドエフェクタ軸を規定するエンドエフェクタであって、該エンドエフェクタは、該細長いシャフトを通して延びる電気外科手術導体によって、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する、エンドエフェクタと、

40

該細長いシャフトの該遠位部分と該エンドエフェクタとの間に配置されたリストロールジョイントであって、該リストロールジョイントは、該細長いシャフトの該遠位部分に結合された第一の管状構造と、該エンドエフェクタに結合された第二の管状構造とを含み、該第二の管状構造は、該エンドエフェクタが該エンドエフェクタ軸の周りで回転可能であるように該第一の管状構造に回転可能に結合されている、リストロールジョイントと

を備え、

該電気外科手術導体は、該第一の管状構造内で該エンドエフェクタ軸の周りにコイル状に巻かれ、該エンドエフェクタ軸の周りの該エンドエフェクタの回転は、該電気外科手術導体の巻きを解くことに役立つ、外科手術器具。

50

【請求項 9】

前記電気外科手術導体は、前記第一の管状構造内に配置された伝導性スリップリングに結合され、電気伝導性レセプタは、前記第二の管状構造に結合され、その結果、該レセプタは、該第一の管状構造に対する該第二の管状構造の回転位置にかかわらず、該スリップリングとの電氣的接触を維持する、請求項 8 に記載の外科手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(背景)

(1. 技術分野)

本開示は、腹腔鏡手順および内視鏡手順のための細長いシャフトを有する外科手術装置に関する。特に、本開示は、ロールジョイントを有する外科手術装置に関し、該外科手術装置は、エンドエフェクタが、細長いシャフトの遠位部分に対して回転することを可能にする。

10

【背景技術】

【0002】

(2. 関連技術の背景)

典型的に、腹腔鏡外科手術手順、内視鏡外科手術手順または他の最小侵襲性外科手術手順において、小さな切開または穿刺が患者の体に作られる。次いで、カニューレが切開を通して体腔内に挿入され、このことが、様々な外科手術デバイス(例えば、ハサミ、解剖器具、レトラクタ、または同様の器具)を挿入するための通路を提供する。カニューレを通した手術可能性を促進するために、腹腔鏡外科手術に適合された器具は、典型的には、その遠位端でエンドエフェクタを、そしてその近位端でハンドルを支持する想定的に狭いシャフトを含む。このような器具のシャフトを、カニューレを通して配列することは、外科医が、体外からハンドルを操作することを可能にすることによって、エンドエフェクタに内部外科手術部位から遠隔で外科手術手順を実行させる。この種類の腹腔鏡手順は、外傷の低減、治癒の改善、および他の付随する利点に起因して、従来の開放性外科手術に対して有益であることが証明されている。

20

【0003】

操縦可能な腹腔鏡または内視鏡器具は、特定の外科手術手順に適した手術可能性の範囲を外科医に提供し得る。例えば、エンドエフェクタが、カニューレを通した挿入を容易にするように器具の長手方向軸に整列され得、その後、エンドエフェクタが、組織を係合するためにエンドエフェクタを適切に位置決めするように必要に応じて関節運動されるか、軸を外れて動かされ得るように、器具が構成され得る。操縦可能な関節運動器具のエンドエフェクタは、組織を把持するための一对のジョー部材を備え、このジョー部材は、いったん適切に位置決めされると、組織に対して方向付けられる必要があり得る。ジョーを方向付けることは、ジョーを長手方向軸の周りに回転させることを含み得る。しかしながら、この種類の回転は、エンドエフェクタの位置決めを邪魔し得る。細長いシャフトの遠位端に配置されたロールジョイントは、困難さのうちのいくつかを緩和し得、エンドエフェクタが標的組織に近づくとときにジョーの位置決めまたは方向付けのいずれかの調節を容易にする。

30

40

【0004】

1つの種類の腹腔鏡器具は、小さな直径の血管、脈管束または組織の任意の2つの層を、電気外科手術エネルギーまたはRFエネルギーの適用によりシールするために、ジョー部材の間に十分な閉鎖力を生成することを意図されている。2つの層は、ジョーによって一緒に把持され得、クランプ留めされ得、適切な量の電気外科手術エネルギーがジョーを通して適用され得る。このようにして、組織の2つの層は、一緒に融合され得る。多くの電気外科手術鉗子は、エンドエフェクタに電気外科手術電流を提供するために細長い部分を通して延びる導体を含む。いくつかの例において、導体は、絡まり得るか、またはエンドエフェクタによって達成可能な動作範囲を制限し得る。このような器具についての外科

50

医制御を提供するために、ロールジョイントが、器具を通る電気外科手術電流の通過を容易にするために提供され得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

(概要)

本開示は、ハンドルを含む電気外科手術器具を記載し、このハンドルは、ハンドルから遠位方向に延びる細長いシャフトを有する。細長いシャフトは長手方向軸を規定する。エンドエフェクタは、細長いシャフトから遠位方向に延び、エンドエフェクタ軸を規定する。エンドエフェクタは、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する。ロールジョイントは、エンドエフェクタを細長いシャフトに結合し、細長いシャフトから遠位方向に延びる第一の管状構造と、エンドエフェクタ軸の周りで第一の管状構造に回転可能に結合された第二の管状構造とを含む。第二の管状部材は、エンドエフェクタを支持し、その結果、エンドエフェクタが、エンドエフェクタ軸の周りで第一の管状構造に対して回転可能である。ケーブルラップボリュームは、第一の管状構造および第二の管状構造のうちの少なくとも1つの中に配置され、エンドエフェクタと電気外科手術エネルギーの供給源とを結合するための導体がケーブルラップボリューム内でエンドエフェクタ軸の周りにコイル状に巻かれる。エンドエフェクタ軸の周りのエンドエフェクタの第一の方向への回転は、導体の巻きを解かない。

10

【0006】

ロールジョイントは、第一の管状構造および第二の管状構造のうちの1つまたは両方から突出し、もう1つの管状構造に係合して、エンドエフェクタの回転を制限する構造停止部をさらに含み得る。第一の管状構造および第二の管状構造は、ベアリングセットによって互いに結合され得る。

20

【0007】

細長いシャフトは、ロールジョイントの近位に配置された関節運動部分を含み得、関節運動部分は、長手方向軸に対するエンドエフェクタの旋回運動を可能にするために可撓性である。第二の管状構造は駆動部材に結合され得、駆動部材は、細長いシャフトの関節運動部分を通して延び、トルクを第二の管状構造に伝達するように構成されている。

30

【0008】

エンドエフェクタは、一对の対向するジョー部材を含み得、一对の対向するジョー部材は、組織を受容する開放構成と、組織上に閉鎖圧力を維持する閉鎖構成との間で移動可能である。エンドエフェクタは、開放構成と閉鎖構成との間のジョー部材の移動を誘導するように長手方向に移動可能な往復運動部材に結合され得る。往復運動部材は、ロールジョイントを通る長手方向のボアを通して延び得る。

【0009】

本開示の別の局面にしたがうと、外科手術器具は、ハンドルから遠位方向に延びる細長いシャフトを有する。細長いシャフトは、ハンドルに結合された近位部分と、近位部分に回転可能に結合された遠位部分とを含む。近位部分は長手方向軸を規定する。エンドエフェクタは、エンドエフェクタ軸を規定し、細長いシャフトを通して延びる電気外科手術導体によって、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する。ロールジョイントは、細長いシャフトの該遠位部分とエンドエフェクタとの間に配置される。ロールジョイントは、細長いシャフトの遠位部分に結合された第一の管状構造と、エンドエフェクタに結合された第二の管状構造とを含む。第二の管状構造は、第一の管状構造に回転可能に結合されることにより、エンドエフェクタは、エンドエフェクタ軸の周りで回転可能である。

40

【0010】

電気外科手術導体は、第一の管状構造内でエンドエフェクタ軸の周りにコイル状に巻かれ得、その結果、エンドエフェクタ軸の周りのエンドエフェクタの回転は、電気外科手術導体の巻きを解かない。代替的に、電気外科手術導体は、第一の管状構造内に配置された伝導性スリップリングに結合され得、電気伝導性レセプタは、第二の管状構造に結合され

50

得、その結果、レセプタは、第一の管状構造に対する第二の管状構造の回転位置にかかわらず、スリップリングとの電氣的接触を維持する。

【 0 0 1 1 】

例えば、本発明は以下の項目を提供する。

(項目1)

外科手術器具であって、

ハンドルであって、該ハンドルは、該ハンドルから延びる細長いシャフトを有し、長手方向軸を規定する、ハンドルと、

該細長いシャフトから遠位方向に延び、エンドエフェクタ軸を規定するエンドエフェクタであって、該エンドエフェクタは、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する、エンドエフェクタと、

該エンドエフェクタを該細長いシャフトに結合するロールジョイントとを備え、該ロールジョイントは、

該細長いシャフトから遠位方向に延びる第一の管状構造と、

該エンドエフェクタ軸の周りで該第一の管状構造に回転可能に結合された第二の管状構造であって、該第二の管状部材が該エンドエフェクタを支持することにより、該エンドエフェクタが、該エンドエフェクタ軸の周りで該第一の管状構造に対して回転可能である、第二の管状構造と、

該第一の管状構造および該第二の管状構造のうちの少なくとも1つの中に配置されたケーブルラップボリュームであって、該エンドエフェクタと電気外科手術エネルギーの供給源とを結合する導体は、該ケーブルラップボリューム内で該エンドエフェクタ軸の周りでコイル状に巻かれ、その結果、第一の方向への該エンドエフェクタ軸の周りの該エンドエフェクタの回転は、該導体の巻きを解かない、ケーブルラップボリュームと

を備えている、外科手術器具。

(項目2)

上記ロールジョイントは、上記第一の管状構造および上記第二の管状構造のうちの少なくとも一方から突出し、該第一の管状構造および該第二の管状構造のうちの他方を係合して、上記エンドエフェクタの回転を制限する、構造停止部をさらに備えている、上記項目に記載の器具。

(項目3)

上記第一の管状構造および上記第二の管状構造は、ベアリングセットによって互いに結合されている、上記項目のいずれかに記載の器具。

(項目4)

上記細長いシャフトは、上記ロールジョイントの近位に配置された関節運動部分を含み、該関節運動部分は、上記長手方向軸に対する上記エンドエフェクタの旋回移動を可能にするために可撓性である、上記項目のいずれかに記載の器具。

(項目5)

上記第二の管状構造は駆動部材に結合され、該駆動部材は、上記細長いシャフトの上記関節運動部分を通して延び、トルクを該第二の管状構造に伝達するように構成されている、上記項目のいずれかに記載の器具。

(項目6)

上記エンドエフェクタは、一对の対向するジョー部材を含み、該一对の対向するジョー部材は、組織を受容する開放構成と、該組織上に閉鎖圧力を維持する閉鎖構成との間を移動可能である、上記項目のいずれかに記載の器具。

(項目7)

上記エンドエフェクタは、上記開放構成と上記閉鎖構成との間の上記ジョー部材の移動を誘導するように長手方向に移動可能な往復運動部材に結合され、該往復運動部材は、上記ロールジョイントを通り規定された長手方向のボアを通して延びる、上記項目のいずれかに記載の器具。

(項目8)

外科手術器具であって、

ハンドルであって、該ハンドルは該ハンドルから遠位方向に延びる細長いシャフトを有し、該細長いシャフトは、該ハンドルに結合された近位部分と、該近位部分に旋回可能に結合された遠位部分とを含み、該近位部分は長手方向軸を規定する、ハンドルと、

エンドエフェクタ軸を規定するエンドエフェクタであって、該エンドエフェクタは、該細長いシャフトを通して延びる電気外科手術導体によって、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡する、エンドエフェクタと、

該細長いシャフトの該遠位部分と該エンドエフェクタとの間に配置されたロールジョイントであって、該ロールジョイントは、該細長いシャフトの該遠位部分に結合された第一の管状構造と、該エンドエフェクタに結合された第二の管状構造とを含み、該第二の管状構造が、該第一の管状構造に回転可能に結合されることにより、該エンドエフェクタは、該エンドエフェクタ軸の周りで回転可能である、ロールジョイントと

を備えている、外科手術器具。

(項目 9)

上記電気外科手術導体は、上記第一の管状構造内で上記エンドエフェクタ軸の周りにコイル状に巻かれ、その結果、該エンドエフェクタ軸の周りの該エンドエフェクタの回転は、上記電気外科手術導体の巻きを解かないことに役立つ、上記項目のいずれかに記載の外科手術器具。

(項目 10)

上記電気外科手術導体は、上記第一の管状構造内に配置された伝導性スリップリングに結合され、電気伝導性レセプタは、上記第二の管状構造に結合され、その結果、該レセプタは、該第一の管状構造に対する該第二の管状構造の回転位置にかかわらず、該スリップリングとの電氣的接触を維持する、上記項目のいずれかに記載の外科手術器具。

【0012】

(摘要)

外科手術器具は、ハンドルと、ハンドルから延びる細長いシャフトとを含む。細長いシャフトから遠位方向に延びるエンドエフェクタは、電気外科手術エネルギーの供給源と連絡し、エンドエフェクタ軸を規定する。ロールジョイントは、エンドエフェクタを細長いシャフトに結合し、細長いシャフトから遠位方向に延びる第一の管状構造と、エンドエフェクタ軸の周りに第一の管状構造に回転可能に結合された第二の管状構造とを含む。第二の管状部材は、エンドエフェクタを支持し、その結果、エンドエフェクタが、エンドエフェクタ軸の周りで回転可能である。ケーブルラップボリウムは、第一の管状構造および第二の管状構造のうちの1つの中に配置され、エンドエフェクタと電気外科手術エネルギーの供給源とを結合するための導体がケーブルラップボリウム内でエンドエフェクタ軸の周りでコイル状に巻かれ、その結果、エンドエフェクタ軸の周りのエンドエフェクタの第一の方向への回転は、導体の巻きを解かない。

【図面の簡単な説明】

【0013】

本明細書に組み込まれ、本明細書の一部を構成する添付の図面は、本開示の複数の実施形態を例示し、以下に与えられる複数の実施形態の詳細な説明と共に、本開示の原理を説明することに役立つ。

【図1】図1は、本開示に従う、長手方向軸に整列したエンドエフェクタを含む外科手術器具の斜視図である。

【図2A】図2Aは、図1の器具の遠位端の部分的斜視図であり、エンドエフェクタが長手方向軸に対して関節運動した位置にあることを描いている。

【図2B】図2Bは、図2Aの器具の遠位端の部分的斜視図であり、エンドエフェクタがショルダー軸に対して回転した位置にあることを描いている。

【図2C】図2Cは、図2Bの器具の遠位端の部分的斜視図であり、エンドエフェクタがリスト軸に対して回転した位置にあることを描いている。

【図2D】図2Dは、図2Cの遠位端の部分的斜視図であり、エンドエフェクタが閉じた

10

20

30

40

50

構成にあることを描いている。

【図 3】図 3 は、図 1 の器具の部分的側面図であり、ハウジングコンポーネントが取り外され、同軸駆動機構を描いている。

【図 4】図 4 は、エンドエフェクタを長手方向軸との整列状態に維持するための第一または「ホーム」構成にある、図 3 の駆動機構の断面斜視図である。

【図 5】図 5 は、エンドエフェクタを長手方向軸に対して関節運動するための第二の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 6 A】図 6 A は、緊張材のプレロードおよびロッキングデバイスの概略図である。

【図 6 B】図 6 B は、カム表面を有する可動ガイドを描く緊張材の前荷重およびロッキングデバイスの代替的な実施形態の概略図である。

【図 6 C】図 6 C は、外側に向けられた力を緊張材に及ぼす可動ガイドを描く緊張材の前荷重およびロッキングデバイスの代替的な実施形態の概略図である。

【図 7】図 7 は、器具の遠位端の肩ロールを実行するための第三の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 8】図 8 は、肩ロール構成において器具の遠位端をロックするための第四の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 9】図 9 は、エンドエフェクタのリストロールを実行するための第五の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 10 A】図 10 A は、器具の遠位端におけるリストロールジョイントの概略図である。

【図 10 B】図 10 B は、ロールジョイントの代替的实施形態の概略図である。

【図 11】図 11 は、一对のジョー部材をエンドエフェクタにおいて閉鎖するための第六の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 12】図 12 は、一对のジョー部材を通してナイフを前進させるための第七の構成における駆動機構の拡大された断面部分斜視図である。

【図 13】図 13 は、一对のジョー部材が閉鎖された後にのみナイフの前進を可能にするナイフロック機構を描く器具の部分側面図である。

【図 14 A】図 14 A ~ 図 14 D は、関節運動球 (14 A)、関節運動スプール (14 B)、肩ロールノブ (14 C) およびロッキングカラー (14 D) を含む駆動機構の様々な個別の構成要素を描く斜視図である。

【図 14 B】図 14 A ~ 図 14 D は、関節運動球 (14 A)、関節運動スプール (14 B)、肩ロールノブ (14 C) およびロッキングカラー (14 D) を含む駆動機構の様々な個別の構成要素を描く斜視図である。

【図 14 C】図 14 A ~ 図 14 D は、関節運動球 (14 A)、関節運動スプール (14 B)、肩ロールノブ (14 C) およびロッキングカラー (14 D) を含む駆動機構の様々な個別の構成要素を描く斜視図である。

【図 14 D】図 14 A ~ 図 14 D は、関節運動球 (14 A)、関節運動スプール (14 B)、肩ロールノブ (14 C) およびロッキングカラー (14 D) を含む駆動機構の様々な個別の構成要素を描く斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

最初に図 1 を参照すると、操縦可能内視鏡器具が、概して、器具 10 として図示されている。器具 10 は、近位端近傍のハンドル 12 と、遠位端近傍のエンドエフェクタ 16 と、これら間の細長いシャフト 18 とを含んでいる。細長いシャフト 18 は、ハンドル 12 から延びている近位部分 20 と、エンドエフェクタ 16 を支持する関節運動遠位部分 22 とを含んでいる。近位部分 20 は、長手方向軸 A - A を規定し、カニユーレ (図示せず) を通してエンドエフェクタ 16 を位置決めすることができるほど十分に長い。少なくとも一つのジョイント 28 が、細長いシャフト 18 の近位部分 20 と遠位部分 22 との間に確立され、これは、遠位部分 22 とエンドエフェクタ 16 とが、以下においてさらに詳述されるように (図 2 A を参照)、長手方向軸 A - A に対して関節運動と回転することを可

10

20

30

40

50

能にする。エンドエフェクタ 16 は、エンドエフェクタ軸 B - B を規定し、エンドエフェクタ軸 B - B は、細長いシャフト 18 の関節運動遠位部分 22 が「ホーム」構成にあるとき、長手方向軸 A - A と整列している。

【0015】

エンドエフェクタ 16 は、一对の対向するジョー部材 30 および 32 を含んでいる。ジョー部材 30、32 は、組織を受け取るための開放構成と、組織をクランプ留めして、それに適切なクランプ力を付与するための閉鎖構成（図 2 D を参照）との間で動くように、ハンドル部分 12 から操作可能である。エンドエフェクタ 16 が開放構成にあるとき、ジョー部材 30、32 の各々の遠位部分はジョー部材 30、32 の他の遠位部分から間隔をあけられている。エンドエフェクタ 16 が閉鎖構成にあるとき、ジョー部材 30、32 の遠位部分は共により近くなっている。エンドエフェクタ 16 は、両方向性の運動に対して構成されており、この場合、エンドエフェクタ 16 が開放構成と閉鎖構成との間で動かされるとき、ジョー部材 30 および 32 の両方は、エンドエフェクタ軸 B - B に対して動く。しかしながら、一方向性の運動が、また想定され、この場合、ジョー部材の一方、例えば 32 は、エンドエフェクタ軸 B - B に対して固定されたままであり、ジョー部材の他方、例えば 30 は軸 B - B に対して移動可能である。

【0016】

ハンドル 12 は外科医によって体腔の外部から操縦可能であり、それにより、エンドエフェクタ 16 が身体内の組織部位に位置決めされると、エンドエフェクタ 16 の位置決め、方向付けおよび操作を制御する。この操作性を提供するために、ハンドル 12 は、様々なモードを介してエンドエフェクタ 16 における運動を誘導するように操作可能である様々なアクチュエータを支持する。これらのアクチュエータは、長手方向軸 A - A（図 2 A を参照）に関して細長いシャフト 18 の遠位部分 22 を関節運動させるように操作可能である関節運動トリガ 40 と、長手方向軸 A - A（図 2 B を参照）の周りに遠位部分 22 を回転させるように操作可能である肩ロールノブ 42 と、エンドエフェクタ軸 B - B（図 2 C を参照）の周りにエンドエフェクタ 16 を回転させるように操作可能であるリストロールノブ 44 とを含む。関節運動トリガ 40、リストロールノブ 44 および肩ロールノブ 42 は、エンドエフェクタ 16 が、効果的に組織を係合するために、三次元環境内で適切に位置決めおよび方向付けされることを可能にするように協働する。いったんエンドエフェクタ 16 が位置決めおよび方向付けされると、外科医は静止ハンドル 48 に対して旋回ハンドル 46 を接近させて、ジョー部材 30、32 を閉鎖位置（図 2 D を参照）まで動かし得る。

【0017】

外科医は、また、指トリガ 50 を操作して、静止ハンドル 48 に対して旋回ハンドル 46 を近接位置にロックし、このようにしてジョー部材 30、32 を閉鎖構成に維持する。ジョー部材 30、32 が閉鎖構成にあるとき、外科医は、ハンドル 12 上に提供されたプッシュボタン 50 a を操作することによって、ジョー部材 30、32 に電気外科手術エネルギーの送達を開始し得る。代替の実施形態において、電気外科手術エネルギーの送達は、指トリガ 50 によって開始させられることができる。

【0018】

さらに、ハンドル 12 は、関節運動トリガ 40 および肩ロールノブ 42 の意図的でない作動を防ぐように動作可能であるロックレバー 52 を支持する。従って、エンドエフェクタ 16 は安定した位置で維持され得る。また、ナイフスプール 54 は、ハンドル 12 の近位端に支持される。ナイフスプール 54 は、ジョー部材 30、32 を通してナイフブレード 54 a（図 2 B を参照）を前進させるように動作可能である。指トリガ 50 とプッシュボタン 50 a とを除いては、上述のアクチュエータの各々は、駆動アセンブリ 100（図 3 を参照）を介して機械的な運動をエンドエフェクタ 16 まで伝達する。駆動アセンブリ 100 の動作が以下でさらに詳述される。

【0019】

プッシュボタン 50 a は、電気外科手術発電機 50 b のような電気外科手術エネルギー

10

20

30

40

50

の供給源と電氣的に連絡している。電気外科手術発電機50bは、電気外科手術エネルギーを発生させること、および電気外科手術エネルギー送達を制御および管理することに役立つ。Covidien - Energy - based Devices (Boulder、Colorado)によって供給される発電機のような、様々な種類の電気外科手術発電機50bが、この目的に対して好適であり得る。電気外科手術発電機50bは、図1に概略的に図示されているように、静止ハンドル48内に収納され得るか、あるいは、ケーブル(図示せず)によって電氣的に、機械的に器具10に結合され得る。電気外科手術発電機50bは、ジョー部材30、32のうちの少なくとも1つと電氣的に連絡している。

【0020】

ここで図2Aを参照すると、エンドエフェクタ16は矢印「A0」の方向に、すなわち、概してユーザーの見通しから右の方に、関節運動モードで動かされる。この関節運動させられた位置において、エンドエフェクタ軸B-Bは、長手方向軸A-Aに対して関節運動角度「 θ 」で方向付けされている。任意の角度「 θ 」は、適当な程度にまで細長いシャフト18の遠位部分22を曲げることによって達成され得る。遠位部分22は、複数のセグメント56を含み、複数のセグメント56は、各セグメント56が隣接するセグメント56に対して旋回可能に配列されるように互いに対して入れ子にされている。各セグメント56は、同様の態様で作成されて、それを貫通している一对の操縦ボア58を含む。操縦ボア58は、リンク56の外側周縁付近に側面から配列されて、約180度の放射方向の間隔を有している。従って、操縦ボア58は、遠位部分22が曲がり得る関節運動の平面を規定する。細長いシャフト18の遠位部分22は、単一の関節運動の平面内で関節運動し得るが、追加の操縦ボア(図示せず)が関節運動の複数平面内において関節運動することを可能にする、別の実施形態がまた想定される。

【0021】

操縦ボア58は、一对の操縦緊張材110の通過を可能にする(図4も参照)。操縦緊張材110が、先頭セグメント56aに連結されることにより、操縦緊張材110のうちの1つに付与される引張が先頭セグメント56aに転送される。このようにして、細長いシャフト18の遠位部分22は、関節運動させられ得る。例えば、ボア58を通して遠位部分22の右側面上に位置決めされる緊張材110は、矢印「4A」の方向に近位方向に引っ張られて、先頭セグメント56aの右側面を近位方向に引き、遠位部分22を右側に曲げる。同様に、遠位部分22は、反対の緊張材110を近位方向に引くことによって左側に曲げられ得る。

【0022】

セグメント56の各々は、それを通して延びている中央ボア(図示せず)を含んでいる。中央ボアは、遠位部分22を通してエンドエフェクタ16まで、様々な構成要素の通過を可能にする。例えば、電気外科手術導体178(図10A)は、エンドエフェクタ16に電気外科手術エネルギーを提供するために、遠位部分22を通過させられ得る。制御ケーブルと、可撓性のロッドと、ねじり部材とが、また、以下でさらに詳述されるように、機械的な運動をエンドエフェクタ16へ転送するために中央ボアを通過させられる。細長いシャフト18の遠位部分22が、複数の旋回セグメント56を含むと述べられてきたが、単一の旋回ジョイントが、長手方向軸A-Aに対して角度「 θ 」でエンドエフェクタ軸B-Bを方向付けするように提供されている、別の実施形態が想定される。

【0023】

ここで図2Bを参照すると、エンドエフェクタ16は、本明細書において「肩ロール」と呼ばれる第二の運動モードを介して動かされる。肩ロールモードにおいて、エンドエフェクタ16と、細長いシャフト18の遠位部分22と、細長いシャフト18の外側環状部材60とは、矢印「S0」によって示される長手方向軸A-Aの周りを全てが同時に回転させられる。エンドエフェクタ16は、角度「 θ 」で維持され、三次元の弧「 θ 」を通して掃引されることにより、エンドエフェクタ16の位置は、右側から、概してユーザーの見通しから左側に動かされる。肩ロールは、任意の所望の角度「 θ 」が実現されるまで、続けられ得る。任意の角度「 θ 」および任意の角度「 θ 」が実現可能であるので、エンド

10

20

30

40

50

エフェクタ 16 は、三次元環境内において任意の適切な位置に位置決めされ得る。

【0024】

ナイフブレード 54a (想像線で示される) は、図 12 を参照して以下でさらに詳述されるように、ジョー部材 30、32 を通して矢印「K0」の方向に切断モードで前進可能である。エンドエフェクタ 16 が開放構成にあるとき、本明細書において記述される器具 10 の実施形態は、ナイフプレート 54a が図 2B に図示される位置に前進することを防ぐためのナイフロック機構 (図 13 を参照) を含む。しかしながら、エンドエフェクタ 16 が開放構成にあるときに、ナイフブレード 54a が前進することを可能にする別の実施形態が想定される。

【0025】

ここで図 2C を参照すると、エンドエフェクタ 16 は、本明細書において「リストロール」と呼ばれる運動の第三のモードを介して動かされる。リストロールは、いずれかの方向にリストロールノブ 44 (図 1) を回転させることによって始動させられ得る。エンドエフェクタ 16 は、組織に接触することに適切であるエンドエフェクタ 16 の方向付けが達成されるまで、任意のリストロール角度「 θ 」を介してエンドエフェクタ軸 B-B の周りを回転させられる。エンドエフェクタ 16 は、いったん位置決めおよび方向付けされると、本明細書においてクランプ留めモードと呼ばれる運動の第四のモードを介して動かされ得る。クランプ留めモードは、間に組織を捕捉するために、図 2D に図示される閉鎖構成に矢印「C0」の方向にジョー部材 30、32 を動かすために始動させられ得る。この閉鎖構成において、組織にシールするために、電気外科手術エネルギーとともに適切なクランプ留め力が、組織に送達され得る。その後、外科医は本明細書において「切断モード」と呼ばれる運動の第五のモードにおいて、組織を通してナイフブレード 54a (図 2B) を前進させることによってジョー 30、32 の間に捕捉される組織を切断することを選択し得る。

【0026】

ここで図 3 を参照すると、同軸駆動アセンブリ 100 は、概してハンドル 12 内に位置決めされる。同軸駆動アセンブリ 100 は、アクチュエータ (例えば、関節運動トリガ 40、肩ロールノブ 42、リストロールノブ 44、旋回ハンドル 46、ロッキングレバー 52 およびナイフスプール 54) から機械的な運動を受け取り、細長いシャフト 18 を通じて対応する運動を伝達することにより、上で議論されたエンドエフェクタ 16 における運動の様々なモードを誘導する。細長いシャフト 18 を通じて伝達される機械的な運動は、長手方向軸 A-A に平行な一般的な方向に向けられた長手方向の運動であるか、または長手方向軸 A-A の周りの回転運動でいずれかである。従って、駆動アセンブリ 100 は、「同軸」と呼ばれ得る。

【0027】

ここで図 4 を参照すると、同軸駆動アセンブリ 100 は、図 1 に図示される細長いシャフト 18 の「ホーム」構成と一致している第一の「ホーム」構成で図示されている。駆動装置 100 は、2つの主要サブシステム 102 および 104 を含んでいる。第一の位置決めサブシステム 102 は、関節運動モードおよび肩部ロールモードを駆動し、エンドエフェクタ 16 を特定の角度「 θ_1 」および「 θ_2 」に維持するためのロックを提供する。第二のサブシステム 104 は、リストロール、クランプ留めおよび切断のモードを駆動する。2つのサブシステム 102、104 は、互いに独立に動作し、一方のサブシステム、例えば 102 の動作が、他方のサブシステム、例えば 104 に運動を伝達しない。

【0028】

第一の位置決めサブシステム 102 は、一对の緊張材ピン 112 によって緊張材 110 に結合される関節運動球 106 を含む。関節運動球 106 (図 14A により詳細に図示されている) は、概して形が球状であって、緊張材ピン 112 を受容するために、その中に一对の結合経絡 114 (図 14A) を含んでいる。緊張材ピン 112 は、結合経絡 114 内に捕捉され、緊張材 110 は緊張材ピン 112 に固定される。このように、緊張材 110 は関節運動球 106 に結合される。緊張材レリーフスロット 116 (図 14A) は、結

10

20

30

40

50

合経絡 114 から長手方向に延び、ひずみ緩和を提供し、緊張材 110 による妨害を伴わずに関節運動球 106 の回転運動を可能にする。

【0029】

一对の旋回駆動軸 118 (図 14A) は、直径に沿って反対の態様で関節運動球 106 から横方向に延びている。旋回駆動軸 118 は、旋回軸 C - C (図 14A) を規定し、その周りを関節運動球 106 が回転するように誘導され得る。駆動スロット 120 が、旋回軸 C - C から横方向に間隔をあけられている関節運動球 106 内に規定されることにより、駆動スロット 120 に付与される長手方向の運動は、旋回軸 C - C の周りの関節運動球 106 の旋回運動を誘導する。第二の駆動スロット 120' は、駆動スロット 120 の反対側に形成される。第二の駆動スロット 120' は、製造と組立を容易するために関節運動球 106 に付加的な対称性を提供する。しかしながら、第二の駆動スロット 120' は、本明細書において図 4 を参照して議論される駆動装置 100 の実施形態では非活動性である、すなわち第二の駆動スロット 120' は、関節運動球 106 に旋回運動を付与するようには係合されない。中央開口 122 は、関節運動球 106 を通して長手方向に形成される。中央開口 122 は、関節運動球 106 の運動を妨害することなしに、関節運動球 106 を通る様々な構成要素の通過を可能にする。

10

【0030】

関節運動スプール 124 (図 14B においてより詳細に図示される) は、概して形が円柱状であり、放射状に関節運動球 106 を囲んでいる。駆動ポスト 126 は、関節運動スプール 124 の内部に延び、その結果、駆動ポスト 126 は、関節運動球 106 の駆動スロット 120 と係合し得る。関節運動スプール 124 の近位端におけるスプール特徴 128 は、関節運動トリガ 40 を係合するための二重フランジのインタフェースを提供する(図 3 を参照)。隙間スロット 130 (図 14B) が、関節運動球 106 の駆動軸 118 に対して隙間を提供するために、関節運動スプール 124 の壁内に形成される。

20

【0031】

ここで図 5 を参照すると、同軸駆動アセンブリは、関節運動モードにおいてエンドエフェクタ 16 の運動を始動させるために、第二の構成へと動かされる。関節運動スプール 124 は、関節運動球 106 における回転運動を誘導するために、長手方向に駆動され得る。たとえば、外科医は矢印「A1」(図 3) の方向に遠位方向に関節運動トリガ 40 を駆動し得、それは、次に矢印「A2」の方向に遠位方向に関節運動スプール 124 を駆動する。駆動ポスト 126 は、駆動スロット 120 を遠位方向に駆動し、関節運動球 106 の駆動軸 118 (図 14A) が長手方向に制止される(以下で議論される)ので、関節運動球 106 は旋回軸 C - C の周りを矢印「A3」の方向に回転するように誘導される。矢印「A4」によって示されるように、この回転は緊張材 110 において差動的な軸方向の引張力と運動を誘導する。図 2A を参照して上で議論したように、緊張材 110 における差動的な長手方向の運動は、関節運動モードにおける第一の方向のエンドエフェクタ 16 の移動を伝える。外科医は、関節運動トリガ 40 を近位方向に引くことによって、反対方向にエンドエフェクタ 16 の関節運動を同様に誘導し得る。

30

【0032】

関節運動モードにおけるエンドエフェクタ 16 の運動を誘導するために、駆動アセンブリ 100 は、緊張材 110 における緊張とシステムばね比とを使用する。緊張材 110 は、ゆるみの量を管理するか、関節運動モードにおいて役割を果たすために、引張力によってプレロードされる。一部の場において、緊張材の緊張量の調節は、同軸駆動アセンブリ 100 の使用を容易にし得る。例えば、時間とともに、疲労またはクリープ緊張損失が、緊張材 110 において起こり得る。この緊張における損失は、器具 10 の応答性の低下と関連し得、これは外科医の集中を挫折させる。緊張材 110 における緊張を増加させる能力は、駆動アセンブリ 100 の生存性を改善し得、器具 10 の作動を容易にし得る。別の例において、緊張材 110 における一般的な緊張は、関節運動モードにおけるエンドエフェクタ 16 の任意の不注意による運動を防止するために、増加させられ得る。この方法において、オペレータは、長手方向軸 A - A に対して特定の角度「 θ 」(図 2A) でエン

40

50

ドエフェクタ 16 をロックし得る。

【0033】

ここで図 6 A を参照すると、緊張材プレロードおよびロッキング機構 130 a が、任意の都合の良い長手方向の位置において、デバイス 10 に組み込まれて、緊張材 110 における張力を調整するために利用され得る。機構 130 a は、第 1 の静止緊張材ガイド 132 および第 2 の静止緊張材ガイド 134 を含む。静止緊張材ガイド 132、134 のそれぞれは、ほぼリング形状であり、長手方向軸 A - A に中心がある。静止緊張材ガイド 132、134 は、静止ハンドル 48 (図 1) に対して固定された長手方向位置を有するが、一部の実施形態に追いては、長手方向軸 A - A のまわりで自由に回転し得る。緊張材 110 は、伸張性のある軸を規定し、リングを通して延びるように、そして、ガイド 132、134 のそれぞれと接触するように、配置される。第 1 の固定緊張材ガイド 132 は、第 2 の固定緊張材ガイド 134 よりも小さな内径を有しており、その結果、緊張材 110 は、長手方向軸 A - A に対して斜めに延びる。第 1 の固定緊張材ガイド 132 は、第 2 の固定緊張材ガイド 134 が緊張材 110 を抑制 (restrain) する長手方向軸 A - A からの第 2 の距離よりも小さい長手方向軸 A - A からの第 1 の横方向位置において、緊張材 110 を抑制する。緊張材 110 と静止ガイド 132、134 との間の接触点の間の直線距離は、寸法「L0」によって表現される。第 1 の緊張材ガイド 132 を第 2 の固定緊張材ガイド 134 に対して遠位に配置することは、緊張材 110 を、細長いシャフト 18 を通る通過のために、長手方向軸 A - A に向けて指向させ得る。

10

【0034】

可動ガイド 136 a が、静止緊張材ガイド 132、134 の間で、長手方向軸方向に配置される。静止緊張材ガイド 132、134 と同様に、可動ガイド 136 a は、リング形状であり、長手方向軸 A - A に中心がある。可動ガイド 136 a は、中間的な直径 (すなわち、第 1 の静止緊張材ガイド 132 よりも大きく、第 2 の静止緊張材ガイド 134 よりも小さい直径) を有して、緊張材 110 を、長手方向軸からの第 3 の横方向距離において抑制する。可動ガイド 136 a は、アクチュエータ (図示されていない) によって、長手方向軸 A - A に沿って、矢印「G0」の方向に可動であり、これは、少なくとも器具 10 の維持の間に、オペレータに対してアクセス可能である。可動ガイド 136 a は、可動ガイド 136 の内側表面が、図 6 A に示されているように、緊張材 110 と接触し、そして、緊張材 110 に対して長手方向軸 A - A に向けた方向に力を及ぼすように、配置され得る。このようにして、緊張材 110 は、頂点が可動ガイド 136 a に存在し、そして、可動ガイド 136 a と静止ガイド 132、134 のそれぞれとの間で直線セグメントを形成する状態で、角度「 θ 」を規定する角度構成を取る。これらのセグメントは、寸法「L1」および「L2」によって表現される寸法を有する。

20

30

【0035】

この角度構成において、静止ガイド 132、134 の間の緊張材 110 の全長 (L1 + L2) は、静止ガイド 132、134 の間の直線距離 (L0) よりも大きい。可動ガイド 136 a を、第 2 の静止ガイド 134 に向けて、矢印「G0」の方向において長手方向に移動させることは、角度「 θ 」およびガイド間の緊張材 110 の全長 (L1 + L2) を増加させる。長さにおけるこの増加は、構造的な弾性変形に由来する緊張材 110 における張力の増加に関連しており、バネ負荷または伸張を補償する。

40

【0036】

可動ガイド 136 a の長手方向位置は、特定の目的に適するように、適切な張力が緊張材 110 において維持される位置に固定され得る。例えば、緊張材 110 とガイド 132、134、136 a との間の摩擦力が、tendon 110 の位置を効果的にロックするために十分であるように、可動ガイド 136 a は、第 2 の静止ガイド 134 の十分近くに移動させられ得る。このようにして、緊張材プレロードおよびロッキング機構 130 a は、エンドエフェクタ 16 の不意の関節運動を防止するために用いられ得る。

【0037】

ここで図 6 B を参照すると、プレロードおよびロッキング機構の代替的な実施形態が、

50

概して130bとして示されている。機構130bは、図6Aを参照して上述されたように、静止ガイド132、134を通して位置付けられる緊張材110を含む。可動ガイド136bは、カム表面138を規定する不規則な内側輪郭を含む。可動ガイド136bは、軸A-Aのまわりで矢印「G1」の方向に回転させられて、緊張材110がカム表面138と接触する軸A-Aからの距離を変化させ得る。このようにして、静止ガイド132、134の間の緊張材110の経路は、緊張材110によって及ぼされる接触力および緊張材110における張力に伴って変化させられる。

【0038】

図6Cは、プレロードおよびロッキング機構130cの別の実施形態を示しており、ここでは、稼動緊張材ガイド136cは、反対方向において緊張材110と接触して、緊張材110を長手方向軸A-Aからほぼ離れる方向に屈曲させる。カム表面140は、可動緊張材ガイド136cの外側表面上に提供され、緊張材が緊張材ガイド136cと接触する長手方向軸A-Aからの距離を変化させる。このようにして、緊張材110における張力は、長手方向軸のまわりで矢印「G2」の方向に可動緊張材ガイド136cを回転させることによって調整され得る。代替的に、張力は、第1の緊張材132に向けて矢印「G3」の長手方向に可動緊張材ガイド136cを移動させ、緊張材における張力を増加させることにより、調整され得る。

【0039】

ここで図7を参照すると、同軸駆動アセンブリ100が第3の構成に移動させられ、ショルダーロールモードにおいて移動するように、エンドエフェクタ16を誘導する。外科医は、ショルダーロールノブ42上の外部ボス142を係合して、長手方向軸A-Aのまわりで、ショルダーロールノブ42を、矢印「S1」の方向に回転させ得る。ショルダーロールノブ42は、細長いシャフト18の外側管状部材60にしっかりと結合され、これにより、外側管状ノブ60は、ショルダーロールノブ42に伴って、矢印「S2」の方向に回転する。外側管状ノブ60の遠位端は、細長いシャフト18の遠位部分22のトレイリングセグメント56b(図2A)にしっかりと結合される。このように、細長いシャフト18の遠位部分22の全体は、ショルダーロールノブ42に伴って回転し、ショルダーロールモードにおける移動を達成する。

【0040】

ショルダーロールノブ42の回転は、長手方向軸A-Aのまわりでの位置決めサブシステム(positioning subsystem)102の各要素における対応する回転を誘導する。ショルダーロールノブ42の内部表面148a(図14C)は、関節運動スプール(articulation spool)124の外部表面148b(図14B)上の長手方向チャンネル(図示されていない)と対応するように、長手方向に延びるリッジ(図示されていない)を含むように、スプラインされ得る。リッジおよびチャンネルは、関節運動スプール124が、ショルダーロールノブ42の内部で長手方向に移動し、その一方で、ショルダーロールノブ42から関節運動スプール124にトルクを伝達する手段を提供することを可能にする。このタイプの配置は、以後、「スプライン付きスリップジョイント(splined slip joint)」と記される。

【0041】

同軸駆動アセンブリ100のその他の構成要素の多くは、半径方向に隣接する構成要素と一緒に回転し、その一方で、独立した長手方向の移動能力を維持するように、半径方向に隣接する構成要素とともに、スプライン付きスリップジョイントを規定し得る。例えば、スプライン付きスリップジョイントはまた、関節運動スプール124とロッキングカラー154との間に規定される。このようにして、ロッキングカラー154は、関節運動スプール124およびショルダーロールノブ42に伴って回転する。ロッキングカラー154は、フランジ154aに対して、その近位端において、しっかりと結合される。フランジ154aは、一連の半径方向に指向した歯および移動止めを含み、これらは、静止ハンドル48から突出している可撓性リブ(図示されていない)によって係合され得る。スプライン付きスリップジョイントは、ショルダーロールノブ42と同時にフランジ154a

10

20

30

40

50

が回転することを可能にするので、フランジ 154 a の表面上の歯は、ショルダーロールモードをインデックス付けし、そして、ショルダーロール回転に対する可変性の抵抗ロックを提供するために、利用され得る。フランジ 154 a のこのインデックス付けされた回転は、ショルダーロールモードを利用している間に、外科医に対して触覚フィードバックを提供し、一旦適切なショルダーロール角度「 θ 」(図 2 B) が確立されると、ショルダーロールモードを安定化させる。図 3 および 8 を参照して以下に記載されるように、スプライン付きスリップジョイントはまた、ロッキングカラー 154 が長手方向に移動して、関節運動およびショルダーロールモードに対して追加的なロックを提供することを可能にする。

【0042】

位置決めサブシステム 102 において規定されるスプライン付きスリップジョイントは、緊張材 110 がショルダーロールモードにおいて絡まらないことを保証するために、位置決めサブシステム 102 の全体が同時に回転することを可能にする。このように、関節運動モードは、関節運動モードが回転位置(例えば、図 2 B の角度「 θ 」)に関わらずに開始され得るという点で、ショルダーロールモードとは独立している。同様に、ショルダーロールモードは、関節運動角度(例えば、図 2 A の角度「 θ 」)に関わらずに開始され得る。

【0043】

ショルダーロールノブ 42 の内部表面 148 a (図 14 C) は、そこにおいて、クリアランスチャンネル 150 を含む。クリアランスチャンネル 150 は、関節運動球 (articulation sphere) 106 の軸 118 (図 14 A) を受容するように、直径方向に対向して存在する。軸 118 は、クリアランスチャンネル 150 において、長手方向に抑制される。ショルダーロールノブ 42 はまた、内部表面 148 とリング表面 152 b との間に延びるテーパ付き内部表面 152 a を含む。テーパ付き表面 152 a は、コンカルボリュームフィードコーン (conical volume feeder cone) として機能して、緊張材 110 を関節運動球 106 からリング表面 152 b にガイドする。リング表面 152 b は、細長いシャフト 18 を通して緊張材 110 をガイドし、図 6 A および 6 C を参照して上述されたように、第 1 の静止緊張材ガイド 132 としての役目を果たし得る。

【0044】

ここで図 3 および 8 を参照すると、同軸駆動アセンブリ 100 は、第 4 の構成に移動させられて、関節運動およびショルダーロールモードにおいて、同時に、エンドエフェクタ 16 の移動を抑制し得る。満足のいく関節運動およびショルダーロール位置が達成されると、外科医は、図 3 に示されているようにロッキングレバー 52 を操作して、図 8 に示されているように、ロッキングカラー 154 の適切な移動を誘導し得る。ロッキングレバー 52 (図 3) は、矢印「F1」の方向に長手方向軸 A-A のまわりで回転するように支持され、その近位端において、カム表面を含む。ロッキングレバー 52 上のカム表面は、ロッキングスライダ (locking slider) 156 上の対応する表面と係合する。ロッキングスライダ 156 は、ハンドル部分 12 とのスプライン付きスリップジョイントまたは同様の特征により回転を抑制され、そして、矢印「F1」の方向におけるロッキングレバー 52 の回転は、矢印「F2」の方向におけるロッキングスライダ 156 における長手方向の移動を誘導する。ロッキングスライダ 156 は、ロッキングカラー 154 に結合されたフランジ 154 a と係合し、その結果、ロッキングスライダ 156 における長手方向の移動は、図 8 において示されているように、ロッキングカラー 154 に伝達される。フランジ 154 a とのロッキングスライダ 156 の係合は、図 7 を参照して上述されたような、ショルダーロールモードにおけるフランジ 154 a のインデックス付けされた回転移動を可能にし、その一方で、ロッキングスライダ 156 における長手方向の移動を、ロッキングカラー 154 に伝達する。

【0045】

図 8 において示されているように、ロッキングカラー 154 は、ロッキングスライダ 1

10

20

30

40

50

56の長手方向の移動に応答して、矢印「F0」の方向において移動するように誘導される。ロッキングカラー154は、ロッキングカラー154の内部凹形表面156(図14D)が関節運動球106と接触するまで、矢印「F0」の方向に近位に移動させられる。緊張材110が固定長さを呈するので、関節運動球106は、移動に対して摩擦抵抗を受け、これにより、関節運動球106が近位に移動することを許容しない。移動に対する摩擦抵抗は、関節運動球106が回転軸C-C(図14A)のまわりで回転することを妨げ、これにより、関節運動モードにおけるエンドエフェクタ16の移動を妨げる。

【0046】

また、ロッキングカラー154と関節運動球106との間に生成された摩擦抵抗は、図7を参照して上述されたような、フランジ154a上のインデックス付け特徴によって提供された回転に対する抵抗を補足する。関節運動球106とロッキングカラー154との間の摩擦抵抗は、長手方向軸A-Aのまわりでのロッキングカラー154の回転を抑える。上述したように、ロッキングカラー154は、その外側表面上に長手方向ロジおよびチャンネルを含み、関節運動スプール124の内部の対応するリッジおよびチャンネルとともに、スプライン付きスリッジョイントを規定する。ロッキングカラー154は、長手方向スロット160(図14D)を含み、関節運動球106の駆動軸118および関節運動スプール124の駆動ポスト126の通過を可能にする。このように、ロッキングカラー154における回転に対する摩擦抵抗は、関節運動スプール124に伝達され得、そしてさらに、関節運動スプール124とショルダーロールノブ42との間に規定されたスプライン付きスリッジョイントを通して、ショルダーロールノブ42に伝達され得る。このように、ロッキングカラー154は、フランジ154a上のインデックス付け特徴単独よりも、ショルダーロールモードに対して、よりポジティブな停止を提供する。

【0047】

ここで図9を参照すると、同軸駆動アセンブリ100は、第5の構成に移動させられて、リストロールモード(wrist roll mode)において移動するように、エンドエフェクタ16を誘導し得る。リストロールモードは、サブシステム104によって駆動させられ、これは、位置決めサブシステム102から独立して動作する。このように、リストロールモードおよびサブシステム104によって駆動されるその他の移動モードは、位置決めサブシステム102の構成に関わらずに開始され得る。リストロールモードを開始させるために、外科医は、リストロールノブ44上の外部ボス162を係合して、長手方向軸A-Aのまわりで矢印「W1」の方向にリストロールノブ44を回転させる。リストロールノブ44は、スプライン付きスリットジョイントを通して、ジョースプूल164に結合され、その結果、ジョースプूल164は、リストロールノブ44に伴って、矢印「W2」の方向に回転する。ジョースプूल164は、細長いシャフト18の中間管状部材166にしっかりと結合され、これにより、中間管状部材166は、リストロールノブ44に伴って、矢印「W3」の方向に回転する。中間管状部材166は、位置決めサブシステム102を通して、そして、外側管状部材60を通して、遠位に延びる。中間管状部材166の遠位端は、トーシヨンケーブル166a(図10A)に結合され、これは、中間管状部材166からロールジョイント168a(図10A)にトルクを伝達する。ロールジョイント168aは、エンドエフェクタ16を支持し、これにより、ロールジョイント168aに伝達されるトルクは、リストロールモードにおける回転に、エンドエフェクタ16を誘導し得る。トーシヨンケーブル166aは可撓性であり、細長いシャフト18の関節運動遠位部分22を通して延び、その結果、トルクは、関節運動角度「 θ 」が達成されるかどうかに関わらず、遠位部分22を通して伝達され得る。

【0048】

ここで図10Aを参照すると、トーシヨンケーブル166aは、ロールジョイント168aまで延びる。ロールジョイント168aは、第1の管状構造170および第2の管状構造172を含む。第1の管状構造170は、細長いシャフト18から遠位に延び、ショルダー170aは、第1の管状構造170を先頭セグメント56aに対して強く結合させるために提供される。第2の管状構造172は、エンドエフェクタ16を支持するエンド

10

20

30

40

50

エンドエフェクタハウジング 16a (図 2C も参照) に対して堅く結合される。第 1 の管状構造 170 および第 2 の管状構造 172 は、ベアリングセット 174 によって互いに対して結合され、これは、第 2 の管状構造 172 が、エンドエフェクタ軸 B - B のまわりで、第 1 の管状構造 170 に対して回転することを可能にする。ベアリングセット 174 は、2 重対 (duplex pair) として、例えば、ベアリングの特定のプレロードを提供するためにレース (race) 間の正確に制御された距離を伴う予め製造されたベアリングの対として提供され得、そして、溶接または同様のプロセスにより、第 1 の管状構造 170 および第 2 の管状構造 172 にしっかりと結合され得る。トーションケーブル 166a は、第 2 の管状構造 172 に結合されて、それにトルクを伝達させる。中間管状部材 166 (図 9) が、リストロールノブ 44 の回転による、矢印「W3」(図 9) の方向における回転に誘導されると、トーションケーブル 166a は、矢印「W4」の方向における回転に、第 2 の管状構造 172 を誘導する。第 2 の管状構造 172 が、エンドエフェクタハウジング 16a に堅く結合されるので、エンドエフェクタ 16 は、エンドエフェクタ軸 B - B のまわりで、矢印「W0」(図 2C) の方向において、リストロールモードを通して移動させられ得る。

10

【0049】

第 1 の管状部材 170 は、ケーブルラップボリューム 176 を含み、電気外科手術導体 178 が、エンドエフェクタ軸 B - B のまわりでコイル状に巻かれるようにするために十分な空間を提供する。ケーブルラップボリューム 176 は、バルクヘッド 176a とベアリングセット 174 との間に延びる。電気外科手術導体 178 は、フィンガートリガ 50 および / または プッシュボタン 50a (図 1) の適切な作動にตอบสนองして、エンドエフェクタに電気外科エネルギーを伝導するように構成されている。導体 178 は、丸みの付いた幾何学的形状、平坦な幾何学的形状、またはその他の幾何学的形状を呈し、ケーブルラップボリューム 176 内での導体 178 の巻きまたは巻き解きを容易にする。導体 178a を巻くことは、導体 178a を過度に引っ張ったり、または、絡ませたりすることなく、エンドエフェクタ 16 がリストロールモードにおいて回転することを可能にする。導体 178a において十分な弛緩が提供されて、いずれかの方向におけるエンドエフェクタ 16 の回転を可能にする。許容されるリストロール回転の数は、導体 178a の幾何学的構成および巻きの構成によって制限され得る。リストロールの限界に到達した結果として生じ得る導体 178 上の任意の過度の引っ張りを軽減するために、構造停止部 180 が提供され得る。構造停止部 180 は、第 2 の管状構造 172 が停止部 180 と係合して、導体 178a における弛緩が巻き取られる前に、さらなる回転運動を妨げる。第 1 の管状構造 170 および第 2 の管状構造 172 は、それを通して延びる長手方向ボアを含み、様々な器具が通過し、エンドエフェクタ 16 において移動をもたらすことを可能にする。例えば、往復運動部材 188 は、ジョーを開放および閉鎖するように、クランプモードにおいて長手方向に移動可能であり、圧縮部材 194 は、ナイフ刃を前進させるように、切断モードにおいて長手方向に移動可能である。

20

30

【0050】

図 10B を参照すると、ロールジョイントの代替的な実施形態が、概して 168b として示されている。ロールジョイント 168b は、図 10A を参照して上述されたように、第 1 の管状部材 170 および第 2 の管状部材 172 の間に結合されたベアリングセット 174 を含む。電気外科手術導体 178b は、第 1 の管状部材 170 の内部に規定された電気伝導性スリップリング 182 へと延びる。電気伝導性レセプタ 184 は、第 2 の管状構造 172 に結合され、その結果、レセプタ 184 は、リストロール角度「 θ 」(図 2C) が達成されるかどうかに関わらずに、スリップリング 182 との電氣的接触を維持する。レセプタ 184 は、電気外科手術導体 178c を通してエンドエフェクタ 16 と電氣的に連絡し、これにより、エンドエフェクタ 16 は、電気外科手術電流を供給され得る。ロールジョイント 168b のスリップリング配置は、エンドエフェクタ 16 の無数のリストロール回転を可能にする。

40

【0051】

50

ここで、図11を参照すると、同軸駆動アセンブリ100がクランプ留めモードにあるエンドエフェクタ16を動かすための第六の構成に動かされる。図1を参照して議論されたように、クランプ留めモードは、ジョー部材30、32を開放および閉鎖することを開始し得る。ジョー30、32(図2D参照)を閉鎖するために、ジョースプール164は、旋回ハンドル46を静止ハンドル48に矢印「C1」の方向に接近させることによって、矢印「C2」の近位方向に長手方向に動かされる。旋回ハンドル46は、駆動フランジ186の間にジョースプール164を係合することにより、ジョースプール164が、旋回ハンドル46を静止ハンドル48に対して接近および分離させることにより、長手方向のいずれかの方向に動かされ得る。ジョースプール164が、図9を参照して上述されたように中間管部材166にしっかりと結合されるので、ジョースプール164内の近位の長手方向の運動が中間管部材166に伝達される。したがって、中間管部材166は、矢印「C3」で示されるような近位方向に動く。

【0052】

中間管状部材166の遠位端は、狭い往復運動部材188に結合される(図10A)。往復運動部材188は、中間管部材166の近位方向の運動を、細長いシャフト18の関節運動する遠位部分22を介して伝達する。往復運動部材188は、往復運動部材188が任意の関節運動角度「 θ 」を収容するように単一の面内で屈曲するために十分に可撓性である一方で、十分な引張力および圧縮力を伝えてジョー部材30、32を開閉するために十分に硬いように配向された比較的薄いワイヤまたはバーであり得る。ジョー部材30、32が、往復運動部材188における近位方向の運動によって閉鎖するように誘導されるように、任意の適切な特徴を含み得る。例えば、ジョー部材30、32は、その上にカム特徴(図示せず)を提示し得、往復運動部材188の長手方向の運動を、例えば、Coatureらに対する米国特許第7,083,618号(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)に記載される器具内のジョー部材30、32の旋回運動に変換する。

【0053】

ジョー部材30、32がそれらの間で組織をクランプ留めするために閉鎖構成に動かされるとき、電気外科手術組織シールが生成され得る。効果的な組織シールを形成するために、一実施形態において、比較的高いクランプ力が典型的に生成され、約 3 kg/cm^2 ~約 16 kg/cm^2 の範囲で組織に閉鎖圧力を与える。約0.001インチ~約0.006インチの適切なギャップ距離が対向するジョー部材30、32の間に維持され得るが、他のギャップ距離が企図される。ジョー部材30、32の少なくとも1つは、電気エネルギーの供給源50b(図1参照)に接続されるので、外科医は、シールを遂行するために組織を通して電気外科手術エネルギーの伝達を開始するために、指トリガ50および/またはプッシュボタン50aを操作し得る。

【0054】

ここで、図12を参照すると、同軸駆動アセンブリ100が、切断モードにエンドエフェクタの動きを誘導するために、ナイフ54a(図2b参照)を前進させるための第七の構成に動かされる。ナイフブレードは、ジョー部材30、32を通過して前進し得、いったん組織シールが形成されると組織を切開または切除する。ナイフスプール56は、ジョースプール164とのスプライン状スリップジョイントを形成し、その結果、外科医が、バネ190(図13)の付勢に対して矢印「K1」の遠位方向に長手方向にナイフスプール56を動かし得る。ナイフスプール56は、内側管状部材192にしっかりと結合されることにより、ナイフスプール56に与えられる遠位の長手方向の運動が内側管状部材192に伝達される。したがって、内側管状部材192は、矢印「K2」で示されるように遠位方向に動く。内側管状部材192の遠位端は、屈曲可能な圧縮部材194(図10A)にしっかりと結合され、屈曲可能な圧縮部材194は、図11および図10Aを参照して上記された往復運動部材188と同様に構成されている。したがって、圧縮部材194は、達成される関節運動角度「 θ 」にかかわらず、細長いシャフト18の関節運動する遠位端22を介して長手方向の運動を伝達し得る。圧縮部材194の遠位端は、次いで、ナイ

10

20

30

40

50

フブレード54aにしっかりと結合される。したがって、ナイフスプール56に与えられる長手方向の運動は、最終的に、ナイフブレード54aに伝達され得、組織を通してナイフブレード54aを駆動する。外科医がナイフスプール56を解放するとき、バネ190の付勢は、ナイフブレード54aを引き戻す傾向がある。

【0055】

ここで図13を参照すると、ナイフロック機構が概して200で描かれる。ナイフロック機構200は、ジョー部材30、32が図2Dに描かれる閉鎖構成に動かされる場合のみ切断モードにおいてナイフブレード54a(図2B)の前進を可能にするように構成されている。機構200は、静止ハンドル48内に据え付けられたラッチピストン202を含む。ラッチピストン202は、ラッチピストン202がナイフスプール56の遠位方向の並進を防ぐ位置まで、圧縮バネ204によって通常付勢される。ラッチ解放ピストン206は、圧縮バネ208によって、遠位方向に付勢され、その結果、ラッチ解放ピストン206の遠位端が、ジョースプール164のフランジ186のうちの1つに当接する。ラッチ解放ピストン206の近位端は、ラッチピストン202と係合している傾斜カム表面210を含む。

10

【0056】

外科医は、旋回ハンドル46を静止ハンドル48に接近させて、ジョースプール164内に矢印「C2」の方向への長手方向の運動を引き起こし、それにより、ジョー部材30、32を、図11を参照して上記された閉鎖構成に動かす。ジョースプール164は、解放ピストン206上に支持され、その結果、解放ピストン206は、バネ208の付勢に対抗して、矢印「C4」で示される近位方向に動く。解放ピストン206が近位方向に動くとき、傾斜カム表面210は、ラッチピストン202を係合し、その結果、ラッチピストン202は、バネ204の付勢に対抗して矢印「C5」の方向に動かされる。ラッチピストン202は、それにより、ナイフスプール56の矢印「K1」の方向への長手方向の運動を妨害しない位置に動かされる。したがって、切断モードにおける運動が開始される。外科医が、旋回ハンドル46を静止ハンドル48から分離するとき、バネ204および208の付勢は、ラッチピストン202をその通常付勢された位置まで戻す。通常付勢された位置において、ラッチピストン202は、ナイフスプール56の経路内に延び、ナイフスプール56の動きを妨げる。

20

【0057】

前述の開示は、明確さまたは理解の目的で、図示および例により、いくつかの詳細について記載されてきたが、特定の変更および修正が、添付の特許請求の範囲内で実践され得ることは明白である。

30

【符号の説明】

【0058】

- 10 内視鏡器具
- 12 ハンドル
- 16 エンドエフェクタ
- 18 細長いシャフト
- 28 ジョイント
- 30、32 ジョー部材
- A - A 長手方向軸
- B - B エンドエフェクタ軸

40

【図1】

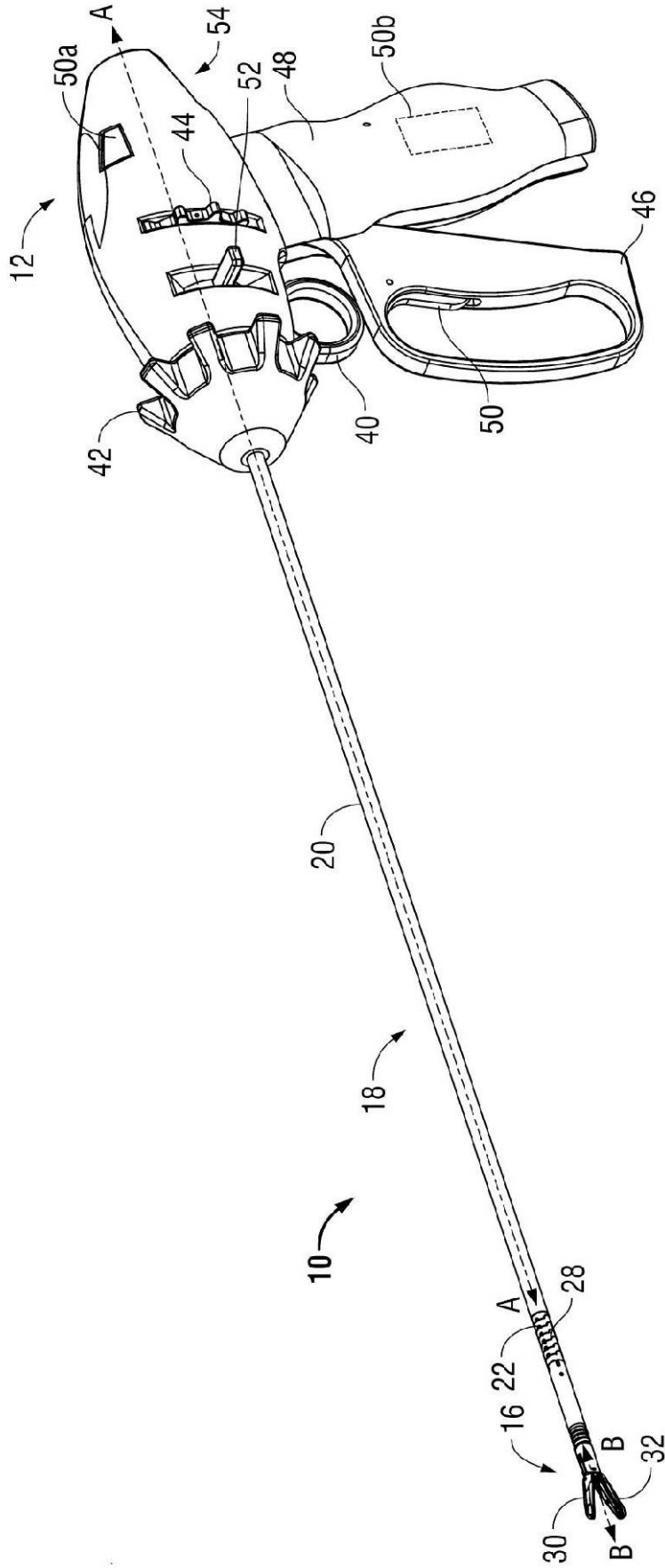


FIG. 1

【 2 A 】

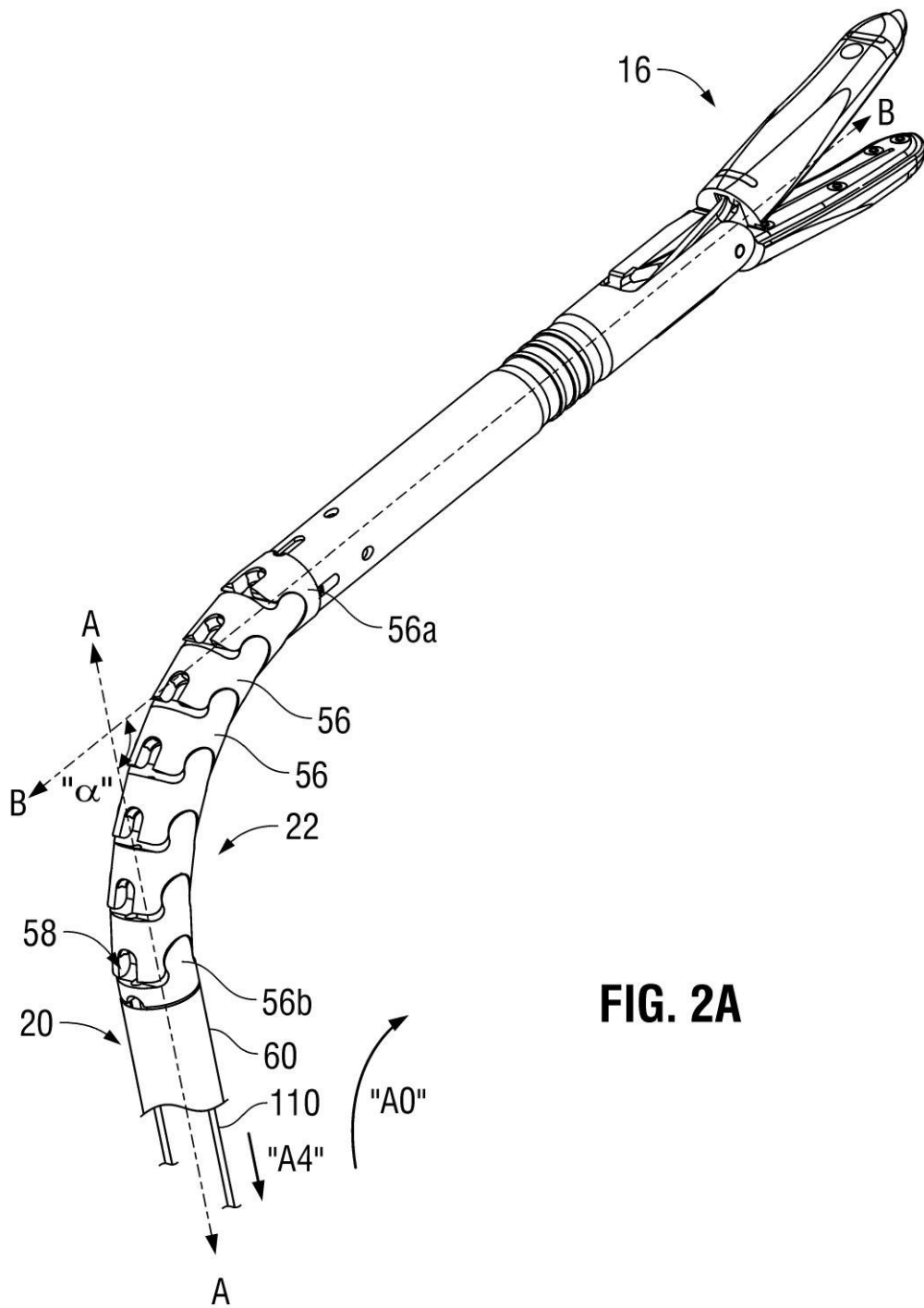


FIG. 2A

【 図 2 B 】

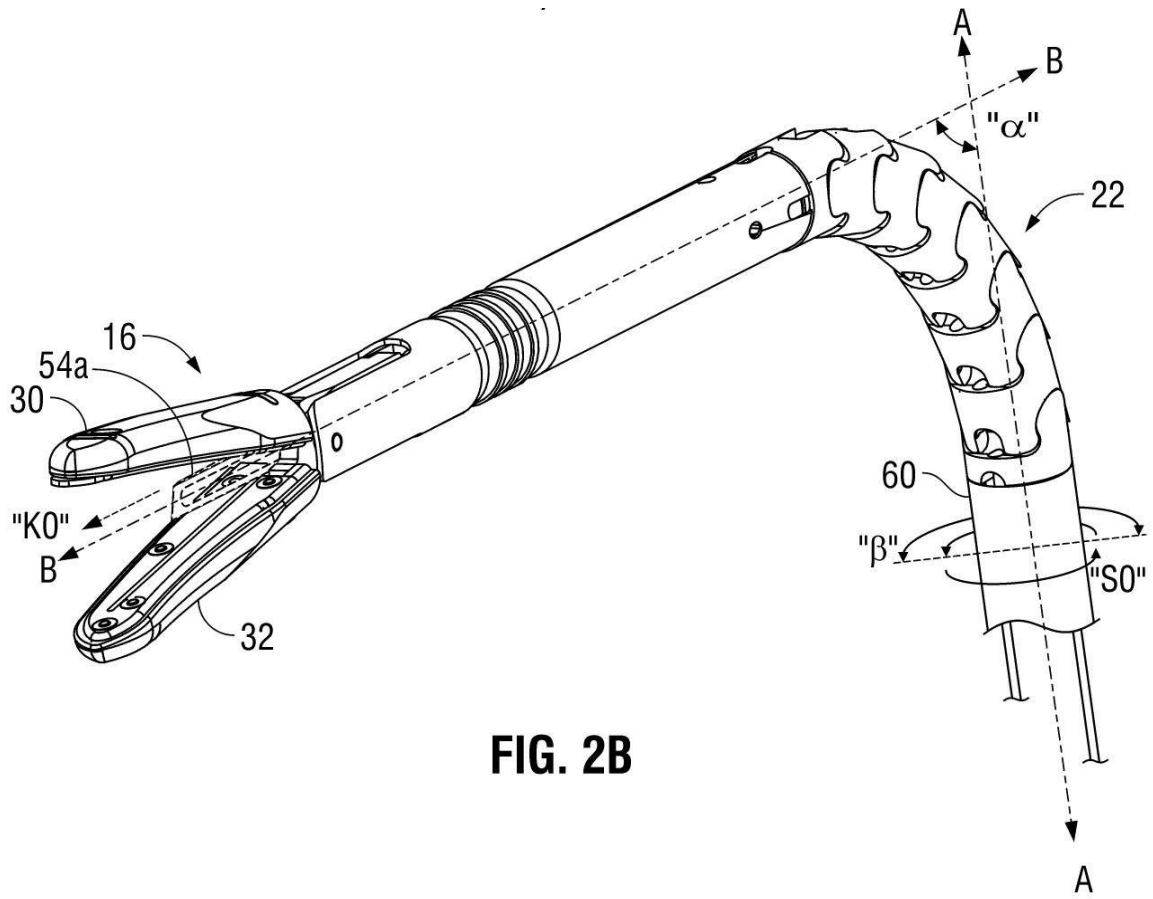


FIG. 2B

【 2 C 】

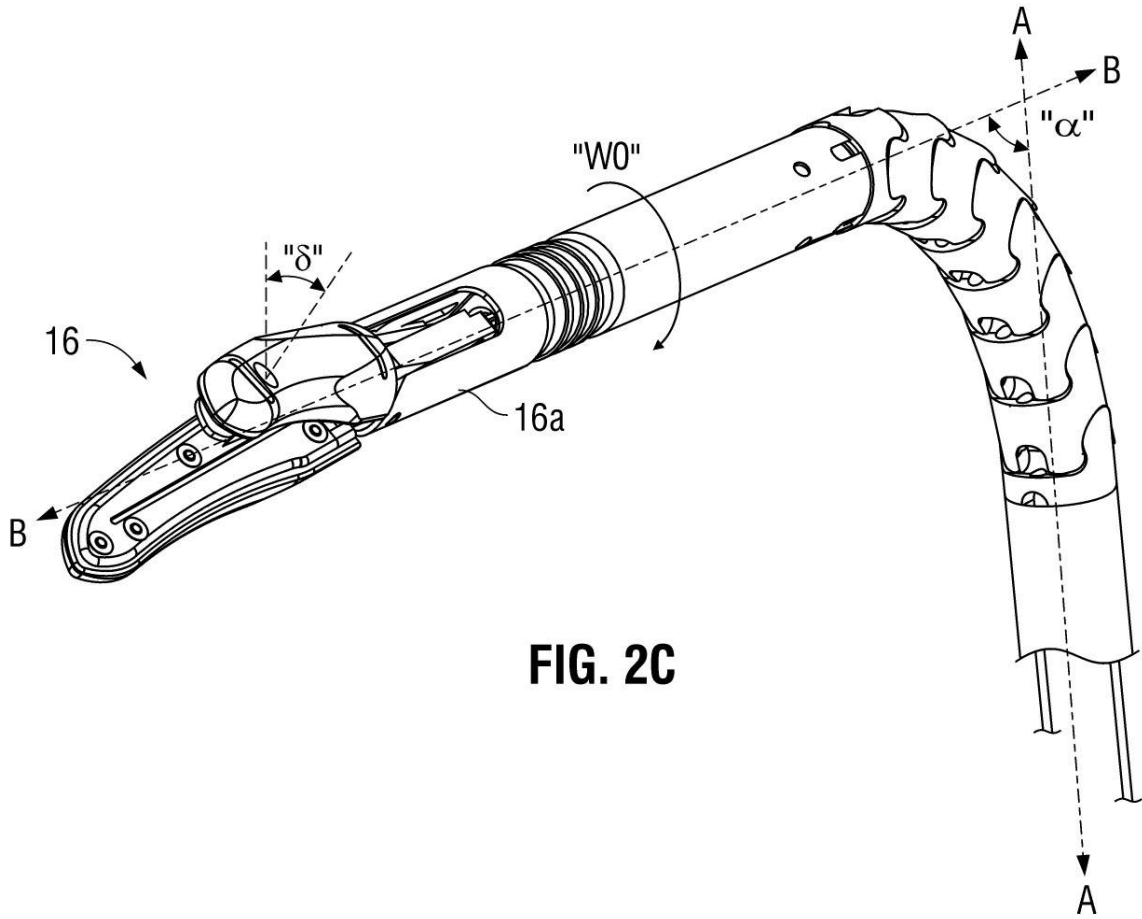


FIG. 2C

【 図 2 D 】

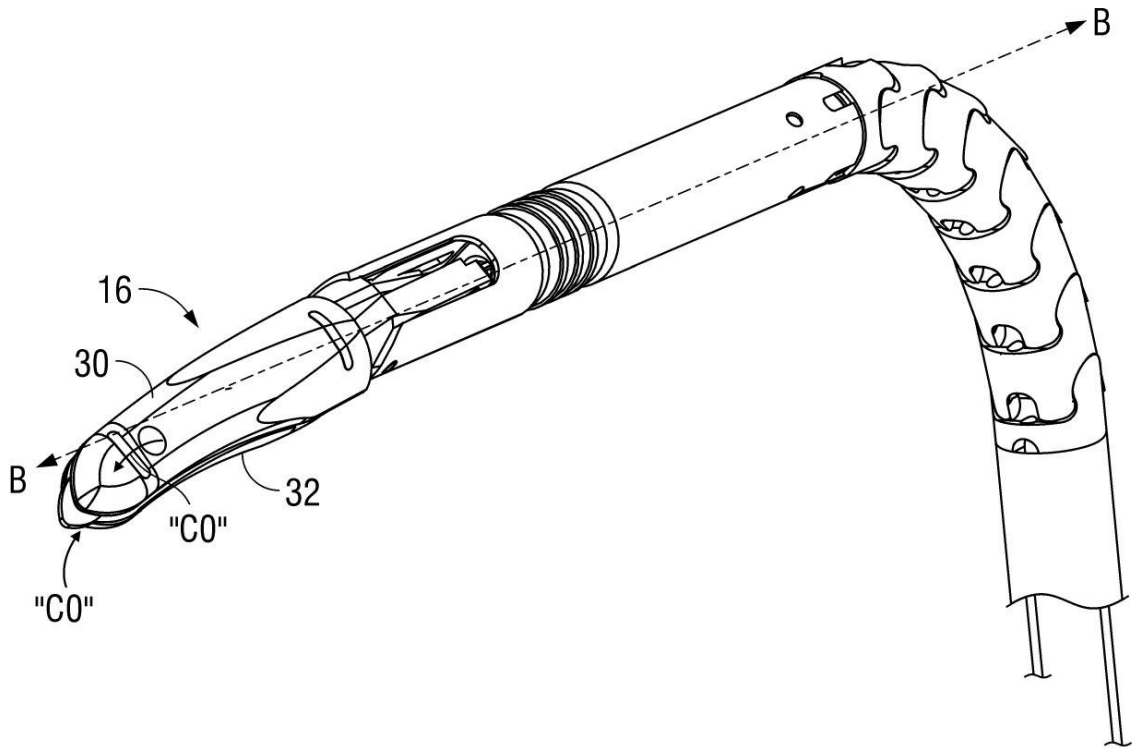


FIG. 2D

【 図 3 】

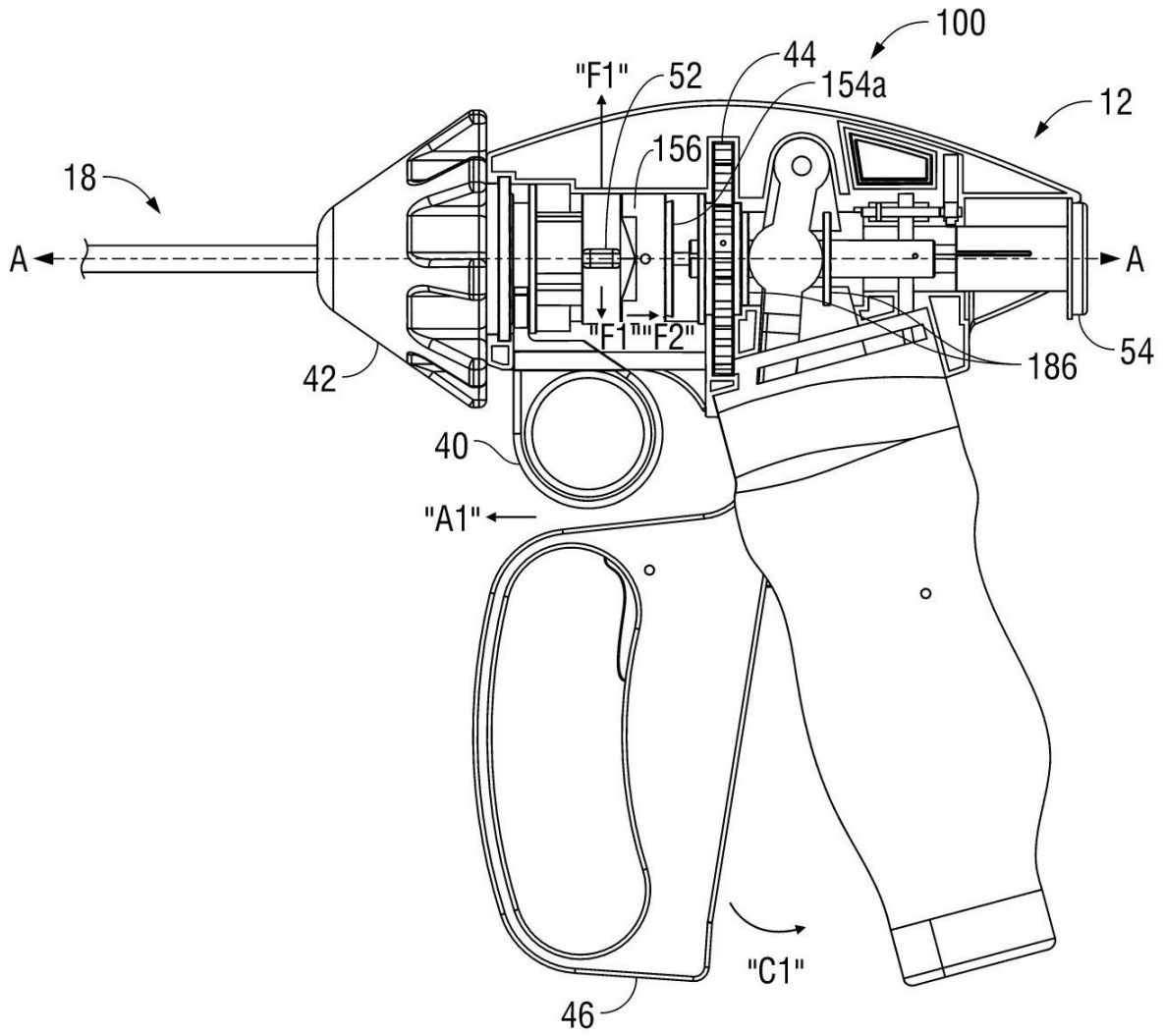


FIG. 3

【 図 4 】

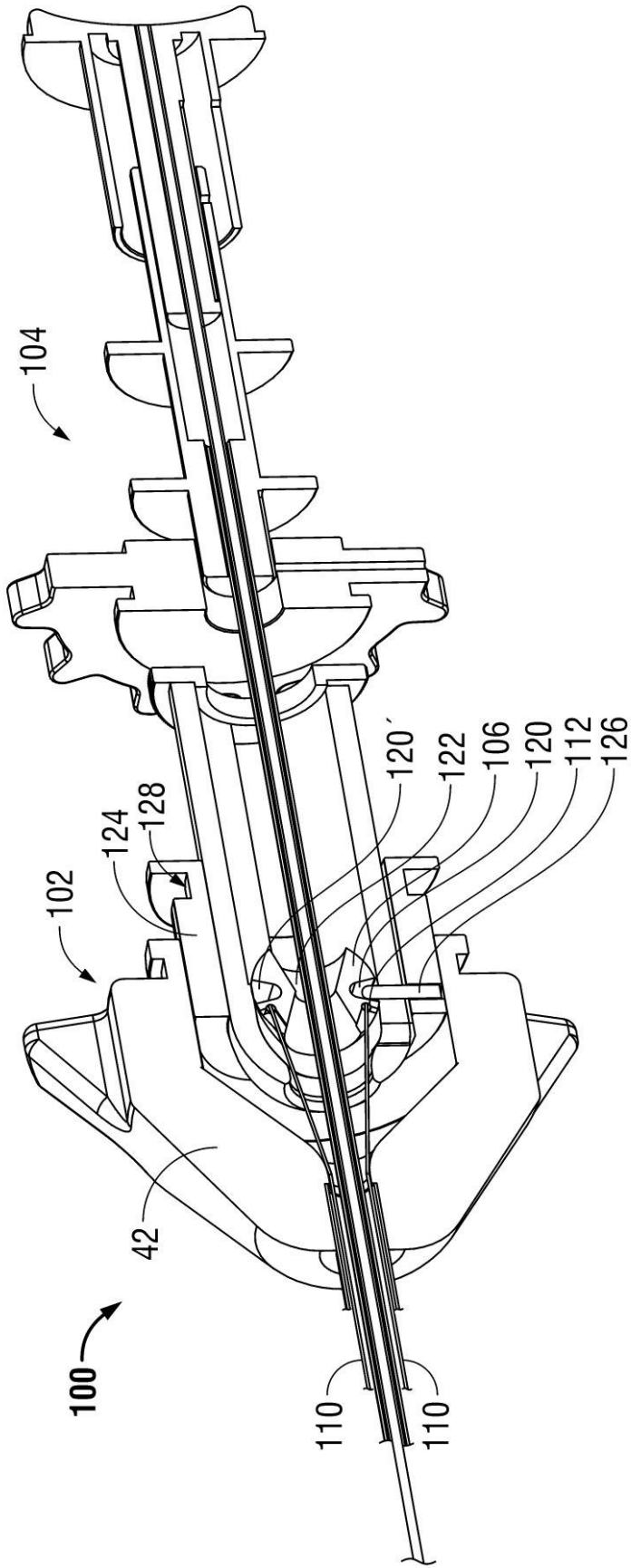


FIG. 4

【 図 5 】

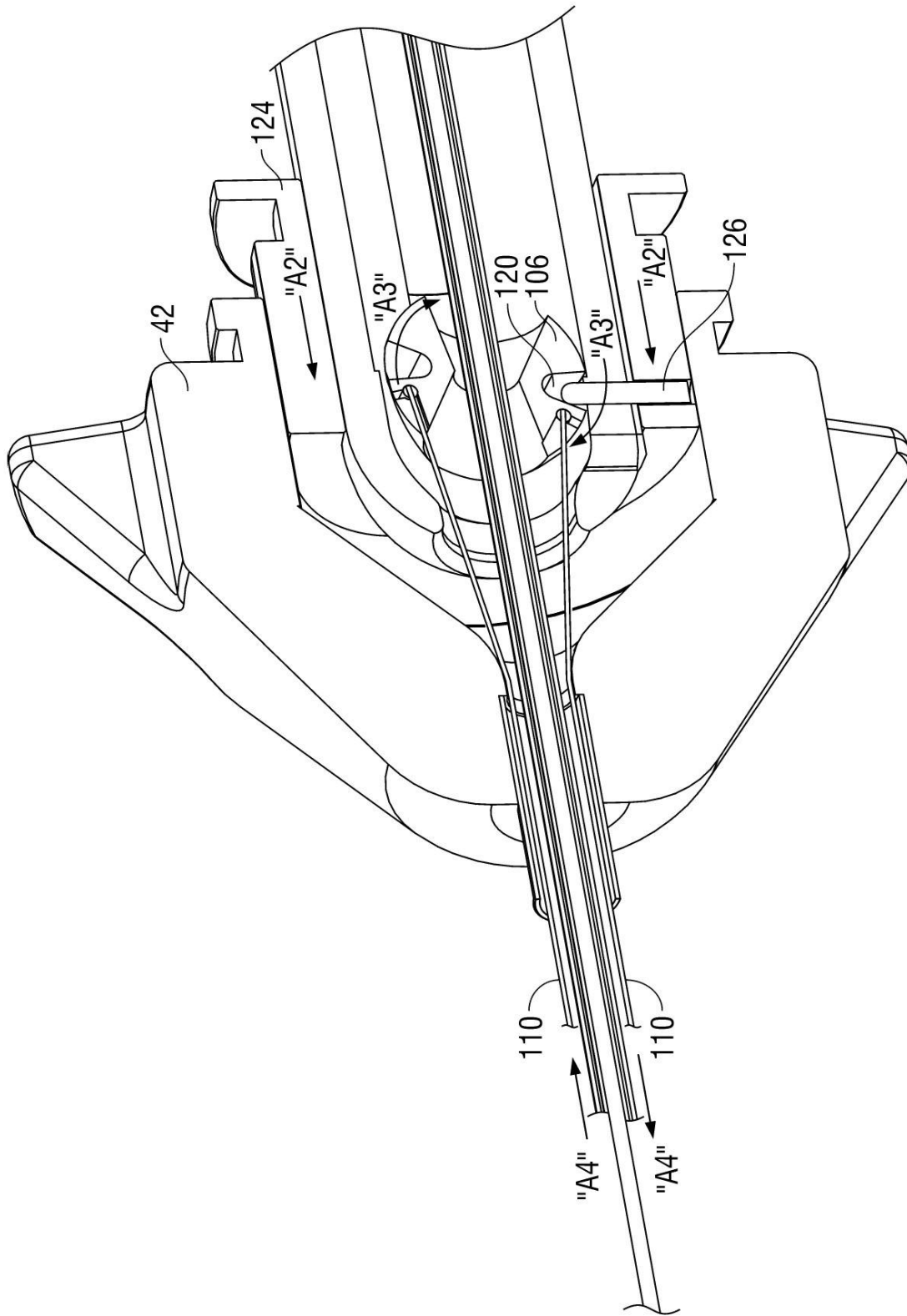


FIG. 5

【 図 6 A 】

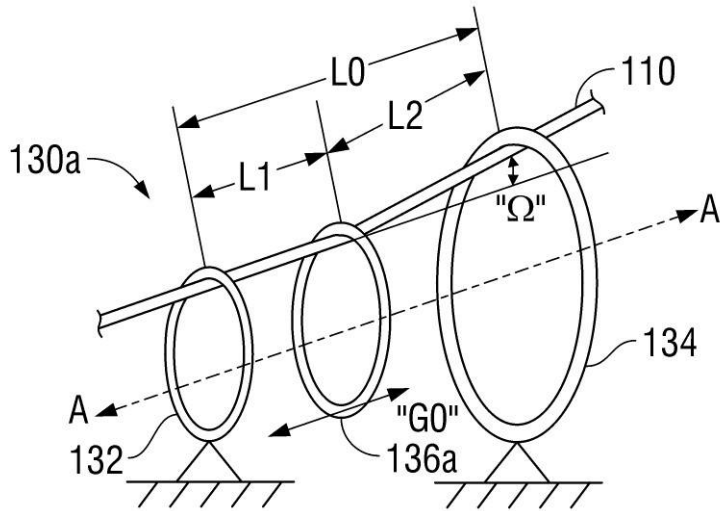


FIG. 6A

【 図 6 B 】

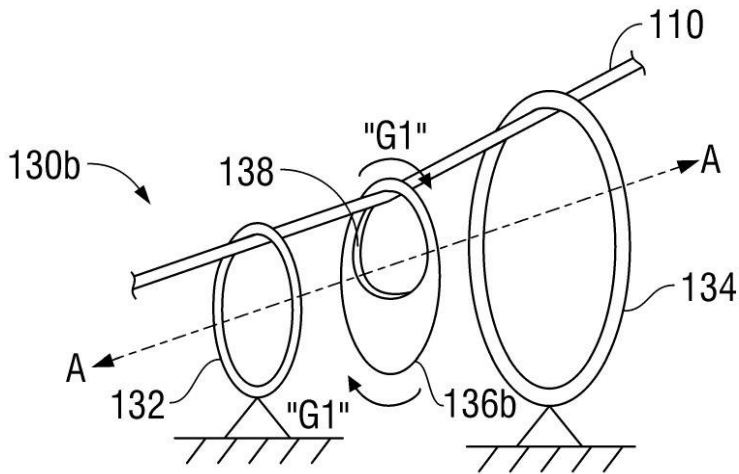


FIG. 6B

【 図 6 C 】

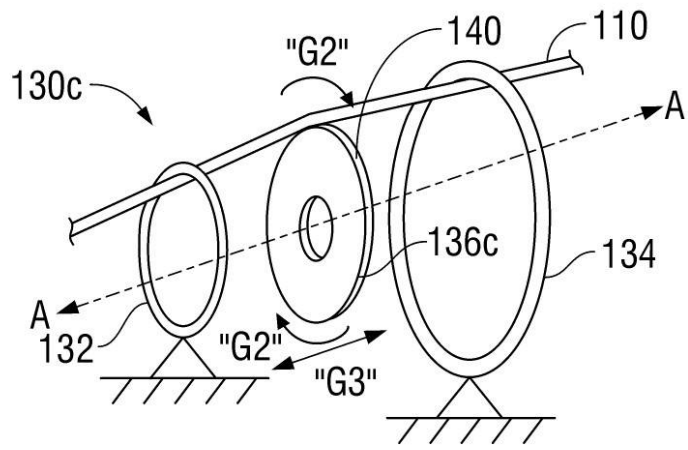


FIG. 6C

【 図 7 】

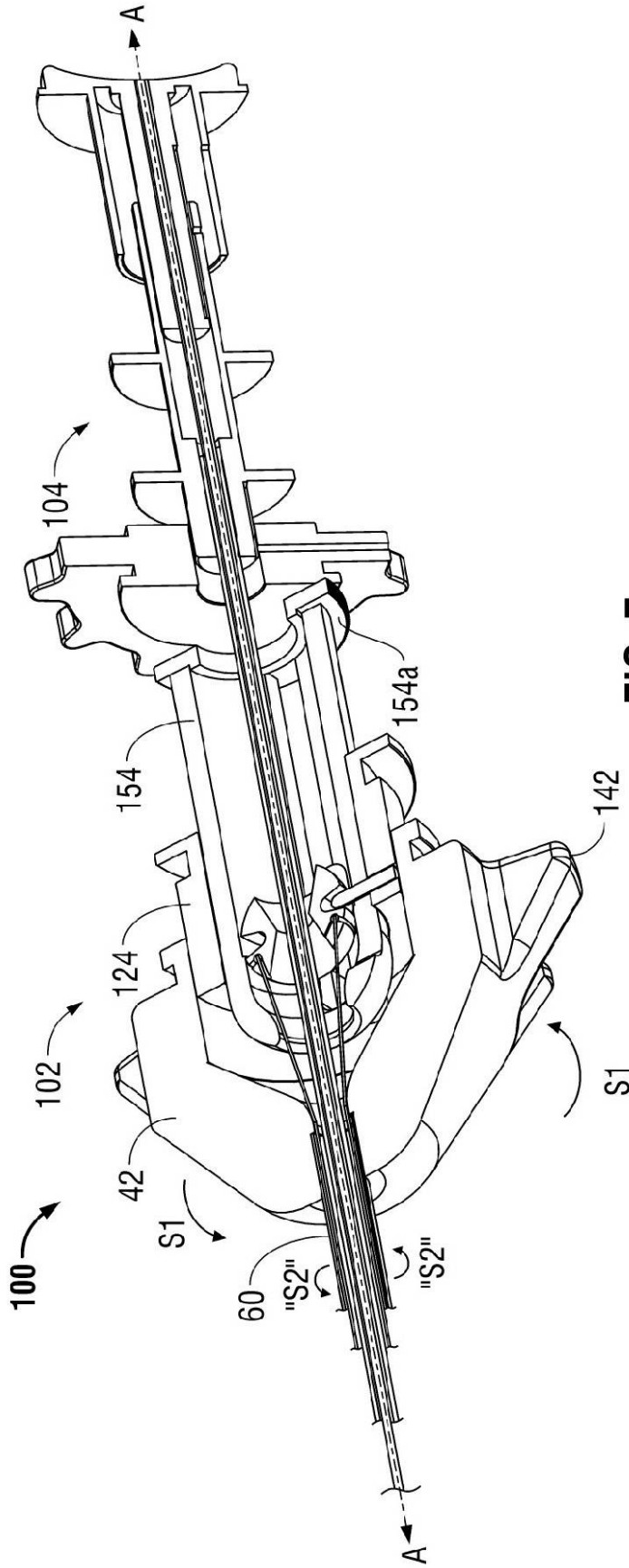


FIG. 7

【 図 8 】

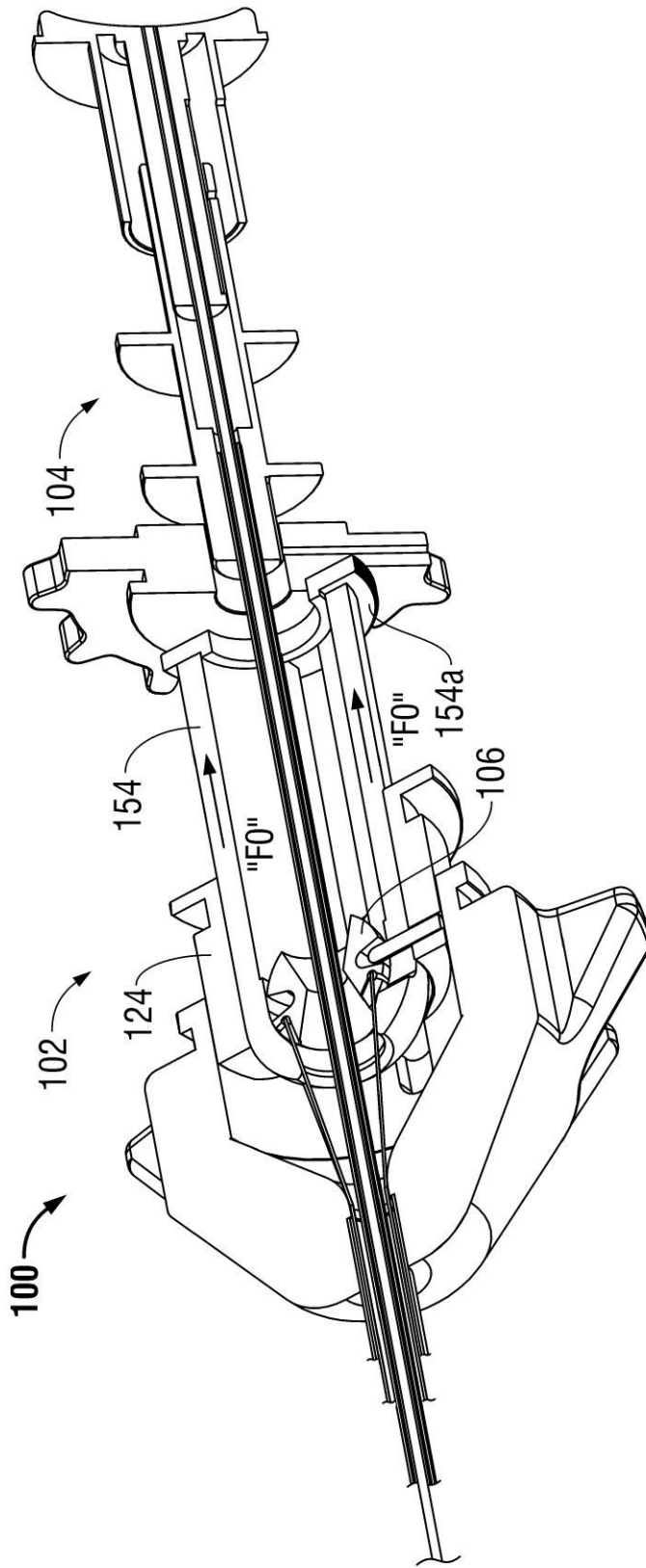


FIG. 8

【 図 9 】

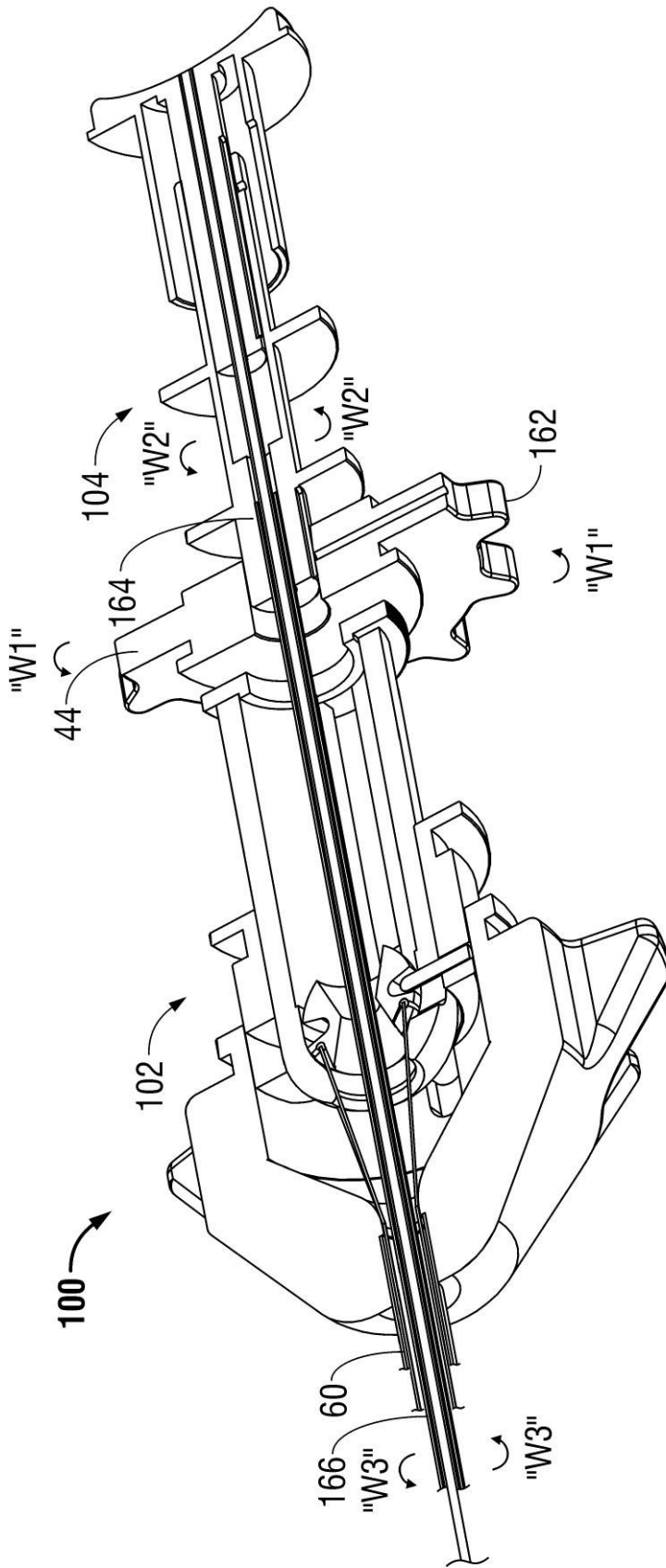


FIG. 9

【図10A】

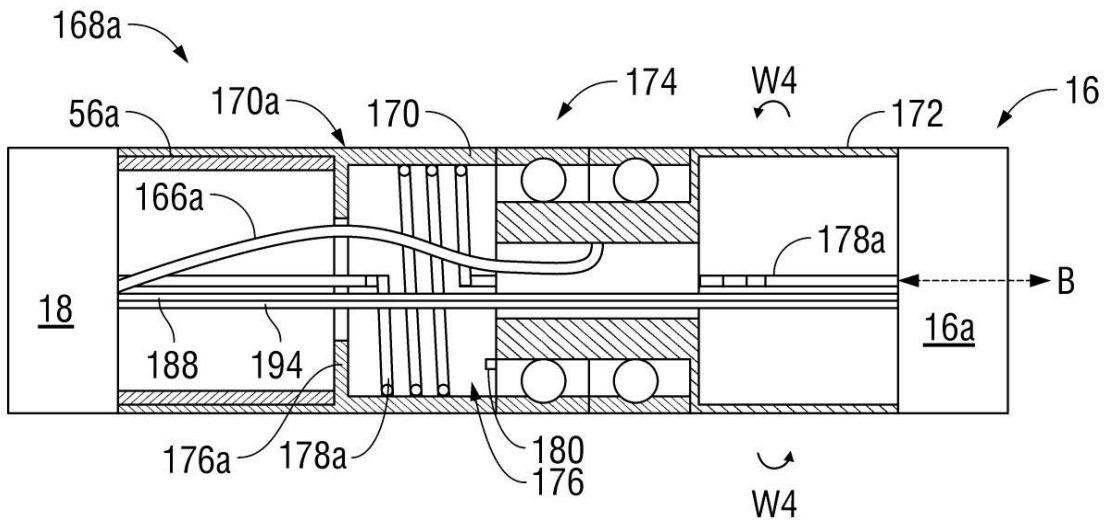


FIG. 10A

【図10B】

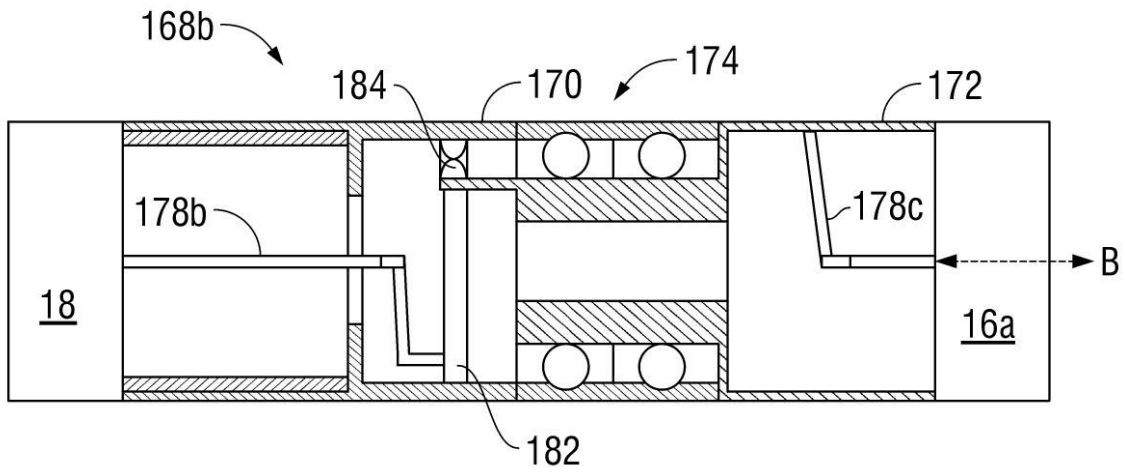


FIG. 10B

【 図 1 1 】

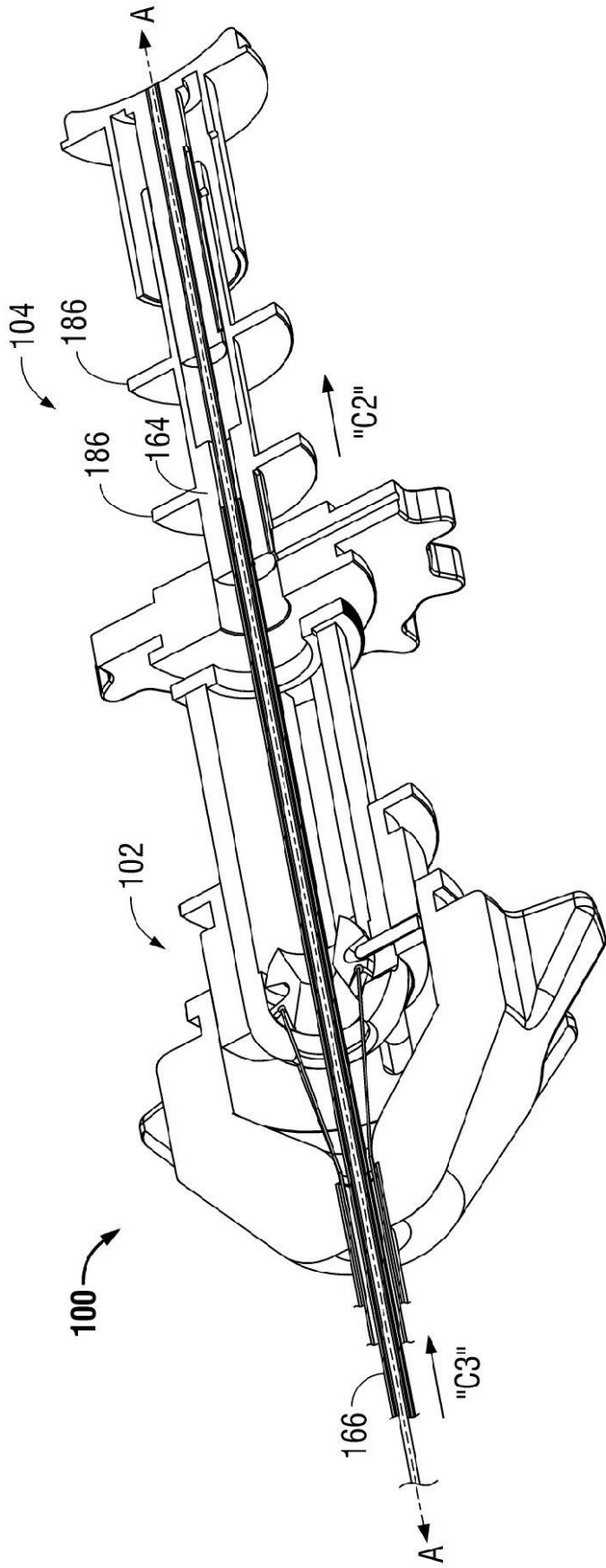


FIG. 11

【 図 1 2 】

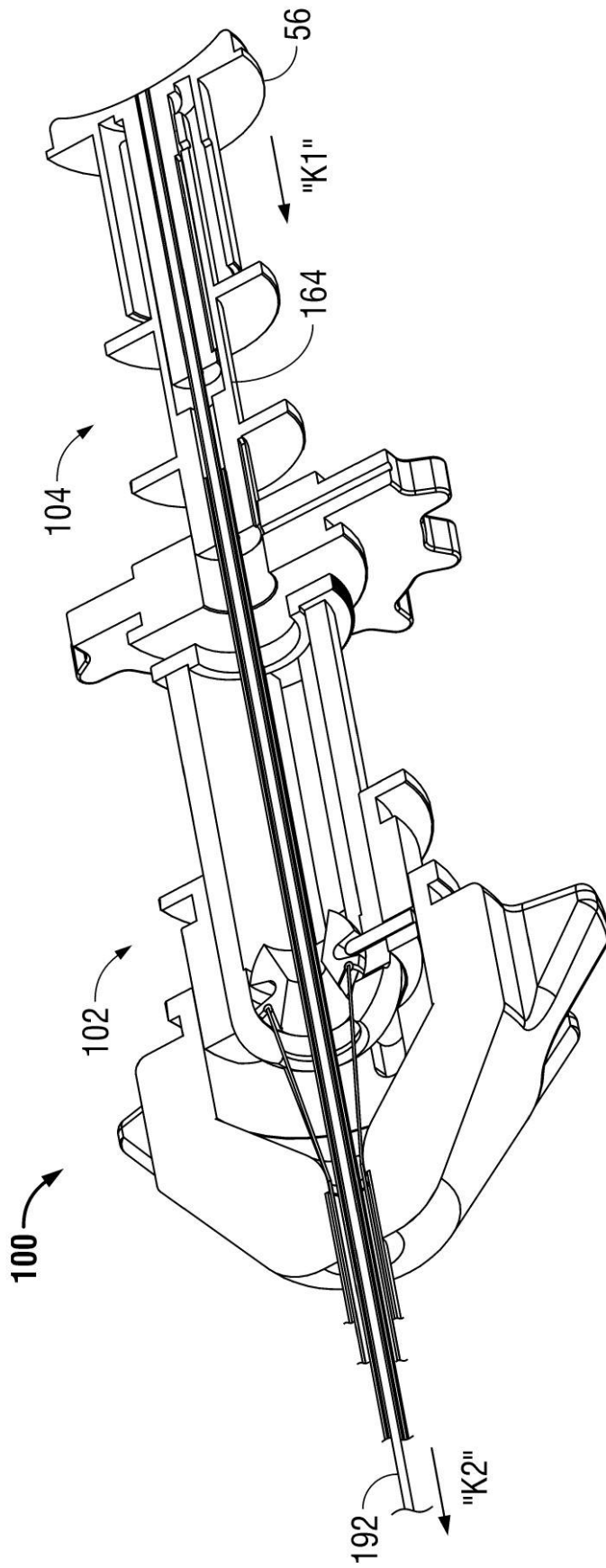


FIG. 12

【 図 13 】

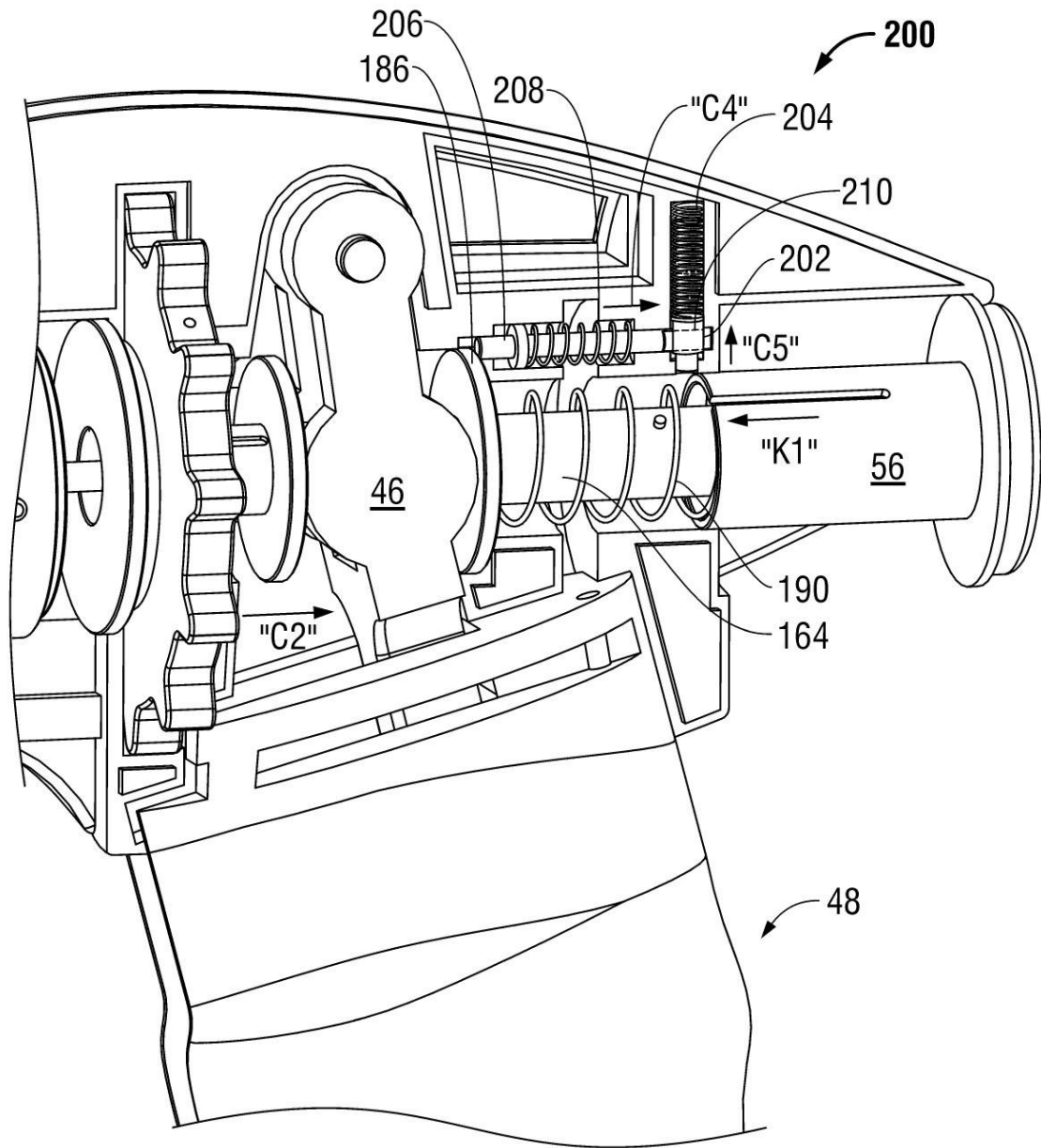


FIG. 13

【 14 A 】

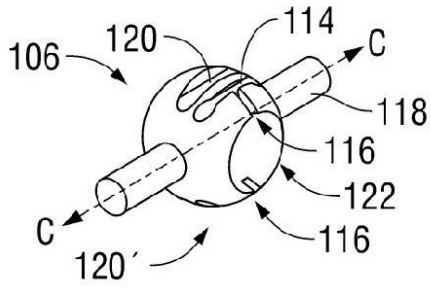


FIG. 14A

【 14 B 】

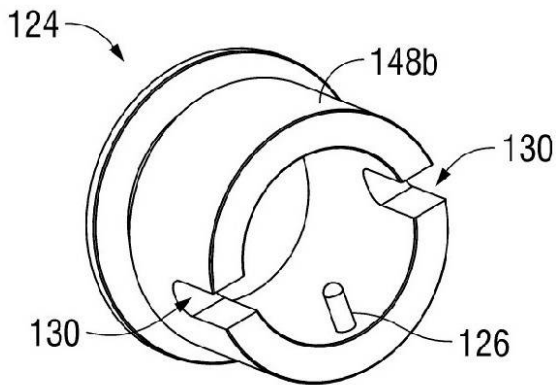


FIG. 14B

【 14 C 】

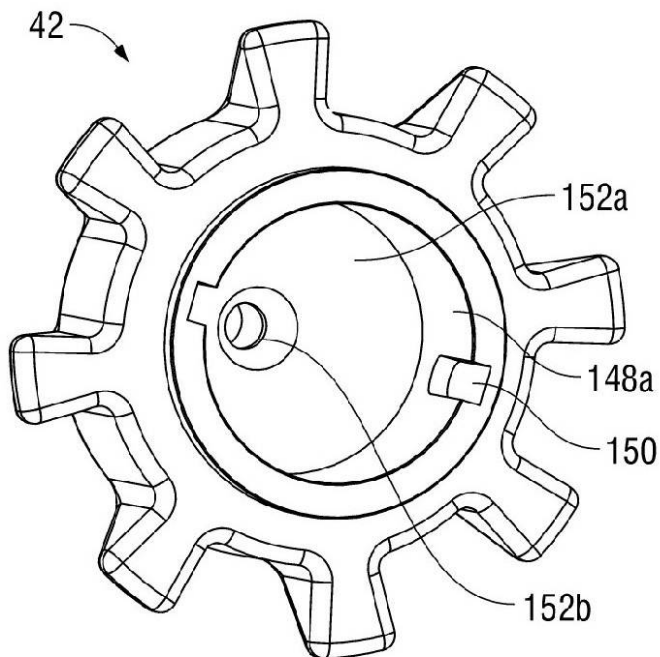



FIG. 14C

【 1 4 D】

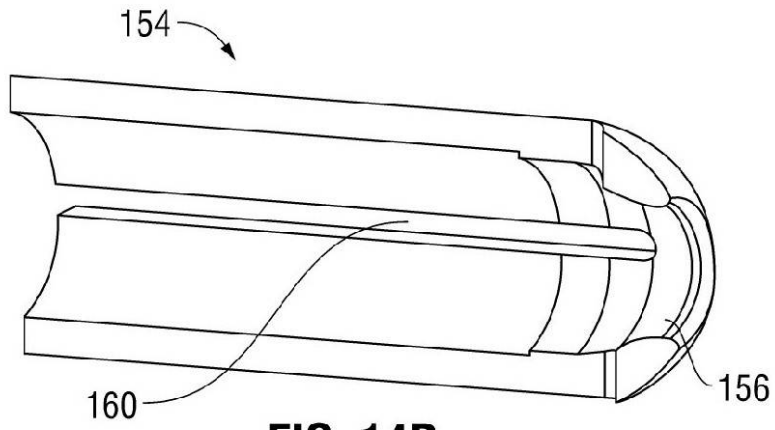


FIG. 14D

フロントページの続き

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特開平6 - 114075 (JP, A)
特開2007 - 215896 (JP, A)
特開2008 - 253351 (JP, A)
国際公開第2008 / 045348 (WO, A2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18 / 12