

(19)日本国特許庁(JP)

(12)公表特許公報(A)

(11)公表番号

特表2023-535622
(P2023-535622A)

(43)公表日 令和5年8月18日(2023.8.18)

(51)国際特許分類 F I テーマコード(参考)
A 6 1 B 17/072(2006.01) A 6 1 B 17/072 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全187頁)

(21)出願番号 特願2023-505952(P2023-505952)
(86)(22)出願日 令和3年7月26日(2021.7.26)
(85)翻訳文提出日 令和5年3月9日(2023.3.9)
(86)国際出願番号 PCT/IB2021/056742
(87)国際公開番号 WO2022/023934
(87)国際公開日 令和4年2月3日(2022.2.3)
(31)優先権主張番号 63/057,430
(32)優先日 令和2年7月28日(2020.7.28)
(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)
(31)優先権主張番号 63/057,432
(32)優先日 令和2年7月28日(2020.7.28)
(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)
(31)優先権主張番号 17/360,199

最終頁に続く

(71)出願人 506157570
シラグ・ゲーエムベーハー・インターナ
ショナル
Cilag GmbH Internat
ional
スイス国 6300 ツーク グベルシュ
トラッセ 34
(74)代理人 100088605
弁理士 加藤 公延
(74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文
(72)発明者
バコス・グレゴリー・ジェイ
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

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 外科用器具を動作させる方法

(57)【要約】

関節運動可能な外科用器具を動作させる方法。方法は、外科用エンドエフェクタの回転駆動部材に回転駆動運動を提供することと、関節継手に対して遠位である場所において、回転駆動運動を上側軸方向運動及び下側軸方向運動に変換することと、を含む。方法は、発射部材の上側部分に上側軸方向運動を加えることと、上側軸方向運動及び下側軸方向運動が始動位置から終了位置まで外科用エンドエフェクタを通して遠位に発射部材を駆動するように、発射部材の下側部分に下側軸方向運動を加えることと、を更に含む。

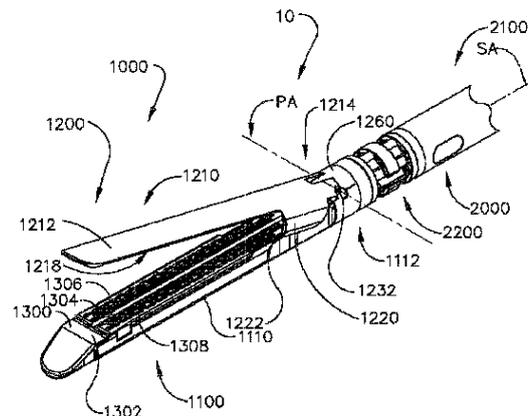


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外科用器具を動作させる方法であって、前記外科用器具は、関節継手の周りで前記外科用器具のシャフトアセンブリに対して関節運動可能である外科用エンドエフェクタを備え、前記方法は、

前記外科用エンドエフェクタの回転駆動部材に回転駆動運動を提供することであって、前記回転駆動部材は、前記関節継手を通して延在する、提供することと、

前記関節継手に対して遠位である場所において、前記回転駆動運動を上側軸方向運動及び下側軸方向運動に変換することと、

発射部材の上側部分に前記上側軸方向運動を加えることと、

10

前記上側軸方向運動及び前記下側軸方向運動が始動位置から終了位置まで前記外科用エンドエフェクタを通して遠位に前記発射部材を駆動するように、前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向運動を加えることと、を含む、方法。

【請求項 2】

前記回転駆動運動を提供することは、前記発射部材が前記終了位置に到達するまで、第 1 の回転方向において前記回転駆動部材に回転運動を提供することを含み、前記方法は、前記発射部材が前記終了位置に到達した後に第 2 の回転方向において前記回転駆動部材に別の回転駆動運動を提供して、前記発射部材を前記終了位置から前記始動位置に駆動することを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

20

前記上側軸方向運動を加えることは、遠位方向において上側軸方向運動を加えることを含み、前記下側軸方向運動を加えることは、遠位方向において下側軸方向運動を加えることを含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記別の回転駆動運動を別の上側軸方向運動及び別の下側軸方向運動に変換することと、

前記発射部材の前記上側部分に前記別の上側軸方向運動を加えることと、

前記別の上側軸方向運動及び前記別の下側軸方向運動が前記終了位置から前記始動位置まで前記外科用エンドエフェクタを通して近位に前記発射部材を駆動するように、前記発射部材の前記下側部分に前記別の下側軸方向運動を加えることと、を更に含む、請求項 3 に記載の方法。

30

【請求項 5】

前記上側軸方向運動は、第 1 の大きさを含み、前記下側軸方向運動は、第 2 の大きさを含み、前記第 2 の大きさは、前記第 1 の大きさに等しい、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記外科用エンドエフェクタに関節運動を加えることを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 7】

前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記第 2 のジョーは、前記発射部材が前記始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、前記発射部材によって前記開放位置から前記閉鎖位置に移動する、請求項 1 に記載の方法。

40

【請求項 8】

前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記方法は、前記発射部材の上側部分に前記上側軸方向運動を前記加えること及び前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向運動を前記加えることの前に、前記第 2 のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記関節継手にまたがり、かつ前記外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節

50

運動制御部材に関節運動を加えて、前記外科用エンドエフェクタを、前記シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記閉鎖運動を加えることは、前記関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、前記第 2 のジョーを前記閉鎖位置から前記開放位置に移動させることを含む、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

外科用器具を動作させるための方法であって、前記方法は、

関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを提供することであって、前記外科用エンドエフェクタは、前記関節継手を通して延在する緩くつながれた発射構成要素のシリーズを備える発射駆動システムによって前記外科用エンドエフェクタを通して始動位置と終了位置との間で移動可能である、発射部材を備える、提供することを含み、前記方法は、

軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である場所において、前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズを前記発射構成要素の剛性シリーズに変換することと、

前記発射部材に前記軸方向駆動運動を加えて、前記発射部材を前記始動位置から前記終了位置に駆動することと、を更に含む、方法。

【請求項 12】

前記変換することは、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズに回転駆動運動を加えることを含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズは、

緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズと、

緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズと、を備え、前記変換することは、

上側軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズを前記上側発射構成要素の剛性上側シリーズに変換することと、

下側軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズを前記下側発射構成要素の剛性下側シリーズに変換することと、を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 14】

前記発射部材に前記軸方向駆動運動を前記加えることは、

前記発射部材の上側部分に前記上側軸方向駆動運動を加えることと、

前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向駆動運動を加えることと、を含む、請求項 13 に記載の方法。

【請求項 15】

前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記第 2 のジョーは、前記発射部材が前記始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、前記発射部材によって前記開放位置から前記閉鎖位置に移動する、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 16】

前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記方法は、前記発射部材の前記上側部分に前記上側軸方向駆動運動を前記加えること及び前記発射部材の前記下側部分に前記下側軸方向駆動運動を前記加えることの前に、前記第 2 のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む、請求項 14 に記載の方法。

【請求項 17】

10

20

30

40

50

前記関節継手にまたがり、かつ前記外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節運動制御部材に関節運動を加えて、前記外科用エンドエフェクタを、前記シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記閉鎖運動を加えることは、前記関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、前記第 2 のジョーを前記閉鎖位置から前記開放位置に移動させることを含む、請求項 17 に記載の方法。

【請求項 19】

前記変換することは、

前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズの前記緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に駆動係合することと、

前記緩くつながれた発射構成要素のうちの隣接する 1 つが前記回転駆動部材を係合解除するにつれて、前記緩くつながれた発射構成要素のうちの前記隣接する 1 つとともに、各緩くつながれた発射構成要素を連続的にラッチし、そのため、前記ラッチされた発射構成要素が前記発射構成要素の剛性シリーズを形成することと、を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 20】

前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズの前記緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に前記駆動係合することは、前記発射部材が前記終了位置に到達するまで前記回転駆動部材を第 1 の回転方向に回転させることを更に含み、前記方法は、前記発射部材が前記終了位置に到達した後に前記回転駆動部材を第 2 の回転方向に回転させて、前記発射部材を前記終了位置から前記始動位置に駆動することを更に含む、請求項 19 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本非仮出願は、2020年7月28日に出願され、「SURGICAL INSTRUMENTS WITH TORSION SPINE DRIVE ARRANGEMENTS」と題された米国特許仮出願第63/057,430号、2020年7月28日に出願され、「ARTICULATION JOINT ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」と題された米国特許仮出願第63/057,432号の利益を、米国特許法119条(e)項に基づいて主張するものであり、これらの仮出願の開示内容は、その全体が参照によって本明細書に組み込まれる。

【背景技術】

【0002】

本発明は、外科用器具に関し、かつ様々な装置において、組織をステーブル留めし、切断するために設計された、外科用ステーブル留め器具及び切断器具、並びにそれらとともに使用するためのステーブルカートリッジに関する。外科用器具は、切開外科的処置で使用するために構成され得るが、腹腔鏡、内視鏡、及びロボット支援手順などの他のタイプの手術における用途を有し、患者内の正確な位置決めを容易にするために器具のシャフト部分に対して関節運動可能なエンドエフェクタを含み得る。

【図面の簡単な説明】

【0003】

様々な態様の新規特徴は、添付の「特許請求の範囲」に具体的に記載される。しかしながら、記載される形態は、構成及び操作の方法のいずれに関しても、以下の記載を添付の図面とともに参照することにより最良に理解され得る。

【図1】本開示の少なくとも1つの態様による、外科用器具の外科用エンドエフェクタ部分の斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 2】閉鎖された向きにある図 1 の外科用エンドエフェクタ部分器具の側面図である。

【図 3】図 2 の外科用エンドエフェクタの端面図である。

【図 4】図 2 の外科用エンドエフェクタの上面図である。

【図 5】図 1 の外科用器具の一部分の分解組立図である。

【図 6】図 1 の外科用器具の細長いシャフトアセンブリの分解組立図である。

【図 7】図 6 の細長いシャフトアセンブリの別の分解組立図である。

【図 8】本開示の少なくとも 1 つの態様による発射システム及び回転駆動システムの分解組立図である。

【図 9】図 8 の回転駆動システムの回転駆動ねじと係合している、発射システムの発射部材並びに上側及び下側可撓性スパインアセンブリの側面図である。

10

【図 10】図 9 の発射部材並びに上側及び下側可撓性スパインアセンブリの断面図である。

【図 11】図 9 の回転駆動ねじと係合している発射部材並びに上側及び下側可撓性スパインアセンブリの側面図である。

【図 12】図 4 の線 12 - 12 に沿ってとられた図 4 の外科用エンドエフェクタの断面端面図である。

【図 13】図 10 の上側可撓性スパインアセンブリの 2 つの隣接する上側バーテブラ部材の分解斜視図である。

【図 14】図 10 の下側可撓性スパインアセンブリの 2 つの隣接する下側バーテブラ部材の分解斜視図である。

20

【図 15】図 9 の回転駆動ねじと係合している発射部材並びに上側及び下側可撓性スパインアセンブリの上面図である。

【図 16】関節運動した向きにある図 8 の回転駆動システムの CV 駆動シャフトアセンブリの斜視図である。

【図 17】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 16 の CV 駆動シャフトアセンブリに駆動係合している、図 8 の発射システムの斜視図である。

【図 18】図 16 の CV 駆動シャフトアセンブリの駆動継手の斜視図である。

【図 19】図 4 の線 19 - 19 に沿ってとられた図 4 の外科用器具の一部分の断面図である。

【図 20】外科用エンドエフェクタの近位端部分、並びに図 1 の外科用器具の発射システム及び回転駆動システムの各部分の部分斜視図である。

30

【図 21】本開示の少なくとも 1 つの態様による、発射システムに駆動係合している、図 1 の外科用器具の回転駆動システムの斜視図である。

【図 22】図 21 の発射システムの回転駆動ねじ及びスラスト軸受装置の分解斜視図である。

【図 23】図 22 の回転駆動ねじの側面図である。

【図 24】回転駆動ねじの一部分に駆動係合している、図 21 の下側可撓性スパインアセンブリの一部分及び発射部材の一部分の部分断面側面図である。

【図 25】図 1 の外科用器具の外科用エンドエフェクタ内の定位置又は始動位置にある発射部材の斜視図である。

40

【図 26】発射部材が定位置又は始動位置から遠位に駆動された後の、回転駆動ねじに駆動係合している、図 21 の上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリを示す側面図である。

【図 27】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 1 の外科用器具の外科用エンドエフェクタ、発射システム、及び回転駆動システムの一部の部分断面斜視図であり、明瞭にするために関節継手の外側エラストマー継手アセンブリが省略されている。

【図 28】図 27 の外科用エンドエフェクタ、発射システム、及び回転駆動システムの一部の別の部分斜視図であり、明瞭にするために関節継手の外側エラストマー継手アセンブリ及び細長いシャフトアセンブリの各部分が省略されている。

【図 29】本開示の少なくとも 1 つの態様による、細長いシャフトアセンブリの一部分に

50

対して第 1 の方向に関節運動された図 2 7 の外科用エンドエフェクタの上面図である。

【図 3 0】本開示の少なくとも 1 つの態様による、細長いシャフトアセンブリの一部に対して別の方向に関節運動された図 2 9 の外科用エンドエフェクタの側面図である。

【図 3 1】本開示の少なくとも 1 つの態様による、細長いシャフトアセンブリの一部に対して複数の平面において関節運動された図 2 9 の外科用エンドエフェクタの斜視図である。

【図 3 2】本開示の少なくとも 1 つの態様による、別の外側エラストマー継手アセンブリを採用した別の外科用器具の一部の側面図である。

【図 3 3】図 3 2 の外科用器具の部分断面斜視図である。

【図 3 4】図 3 2 の外側エラストマー継手アセンブリの一部の斜視図である。

10

【図 3 5】図 1 9 の線 3 5 - 3 5 に沿ってとられた図 1 9 の外科用器具の一部の断面端面図である。

【図 3 6】図 1 9 の線 3 6 - 3 6 に沿ってとられた図 1 9 の外科用器具の一部の断面端面図である。

【図 3 7】本開示の少なくとも 1 つの態様による、図 1 9 の外科用器具のアンビルキャップ及び上側パーテブラ部材の一部の部分断面図である。

【図 3 8】図 1 9 の外科用器具の外科用エンドエフェクタの一部の側面図であり、明瞭にするために、本開示の少なくとも 1 つの態様に従ってアンビルが開放位置にあり、外科用エンドエフェクタの部分が省略されている。

【図 3 9】本開示の少なくとも 1 つの態様による、アンビルが開放位置にあり、発射部材が定位置又は始動位置にある、図 3 8 の外科用エンドエフェクタの部分断面側面図である。

20

【図 4 0】アンビルが部分閉鎖位置にある、図 3 9 の外科用エンドエフェクタの別の部分断面側面図である。

【図 4 1】アンビルが完全閉鎖位置にあり、発射部材が外科用エンドエフェクタを通じて遠位に前進した、図 3 9 の外科用エンドエフェクタの別の部分断面側面図である。

【図 4 2】アンビル開放ばねがアンビルに開放運動を加えることが示されるように各部分が明瞭にするために省略され、発射部材が定位置又は始動位置にある、図 1 9 の外科用エンドエフェクタの部分側面図である。

【図 4 3】発射部材が把持を目的としてアンビルに迅速な閉鎖運動を加えるために短い距離だけ近位に移動された後の、図 4 2 の外科用エンドエフェクタの別の部分側面図である。

30

【図 4 4】ジョーが閉鎖位置にあり、発射部材が最近位位置にある状態の、図 1 9 の外科用エンドエフェクタの断面図である。

【図 4 5】発射部材が外科用エンドエフェクタ内の終了位置へと遠位に前進された後の、図 4 4 の外科用エンドエフェクタの別の断面図である。

【図 4 6】別の外科用器具の一部の斜視図である。

【図 4 7】ジョーが開放位置にある状態の、図 4 6 の外科用器具の外科用エンドエフェクタの側面図である。

【図 4 8】ジョーが閉鎖位置にある状態の、図 4 8 の外科用エンドエフェクタの別の側面図である。

40

【図 4 9】図 4 6 の外科用器具の一部の分解組立図である。

【図 5 0】図 4 6 の外科用器具の発射システムの発射部材並びに上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリの一部の斜視図である。

【図 5 1】図 5 0 に示された発射システムの各部分の断面側面図である。

【図 5 2】図 5 1 に示された上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリの部分分解組立図である。

【図 5 3】図 5 0 に示された発射部材の上側部分の部分断面端面図である。

【図 5 4】ジョーが閉鎖位置にある状態の、図 4 6 の外科用器具の外科用エンドエフェクタの断面端面図である。

50

- 【図 5 5】図 4 6 の外科用器具の可動外骨格アセンブリの環状リブ部材の近位面の図である。
- 【図 5 6】図 5 5 の環状リブ部材の遠位面の図である。
- 【図 5 7】図 5 5 及び図 5 6 の環状リブ部材の側面図である。
- 【図 5 8】図 4 6 の外科用器具の一部分の部分断面図である。
- 【図 5 9】外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときの、図 4 6 の外科用器具の関節継手の側面図である。
- 【図 6 0】外科用エンドエフェクタが関節運動位置にあるときの、図 5 9 の関節継手の別の側面図である。
- 【図 6 1】明確にするために外科用エンドエフェクタが省略された、図 4 6 の外科用器具の一部分の部分斜視図である。 10
- 【図 6 2】図 4 6 の外科用器具の一部分の別の部分斜視図である。
- 【図 6 3】図 4 6 の外科用器具の一部分の別の部分斜視図である。
- 【図 6 4】図 4 6 の外科用器具の C V 駆動シャフトアセンブリ及び細長いシャフトアセンブリの一部分の斜視図である。
- 【図 6 5】駆動部カバーの実施形態が C V 駆動シャフトアセンブリの周囲に設置された、図 6 4 の C V 駆動シャフトアセンブリ及び細長いシャフトアセンブリの別の斜視図である。
- 【図 6 6】別の駆動部カバーの実施形態が C V 駆動シャフトアセンブリの周囲に設置された、図 6 4 の C V 駆動シャフトアセンブリ及び細長いシャフトアセンブリの別の斜視図である。 20
- 【図 6 7】別の駆動部カバーの実施形態が C V 駆動シャフトアセンブリの周囲に設置された、図 6 4 の C V 駆動シャフトアセンブリ及び細長いシャフトアセンブリの別の斜視図である。
- 【図 6 8】図 6 7 の駆動部カバーが C V 駆動シャフトアセンブリの周囲に設置された、図 4 6 の外科用器具の発射システムの一部の側面図である。
- 【図 6 9】図 6 8 の発射システム及び駆動部カバーの一部の別の側面図である。
- 【図 7 0】別の外科用器具の一部の断面図である。
- 【図 7 1】図 7 0 の外科用器具の外科用エンドエフェクタの断面端面図である。
- 【図 7 2】図 7 0 の外科用器具の駆動構成要素と係合している回転駆動ナットの断面側面図である。 30
- 【図 7 3】外科用エンドエフェクタを通して発射部材を駆動するために、可撓性につながれた駆動構成要素のシリーズを採用する、別の外科用器具の外科用エンドエフェクタの部分側面図である。
- 【図 7 4】外科用エンドエフェクタ内の回転駆動ギアと係合する前の、図 7 3 の外科用器具の可撓性につながれた駆動構成要素のシリーズの一部の側面図である。
- 【図 7 5】回転駆動ギアと係合されて駆動構成要素の剛性シリーズを形成した後の、図 7 4 の駆動構成要素の一部の別の側面図である。
- 【図 7 6】可撓性駆動構成要素のシリーズ内の構成要素が、その回転駆動ギアと駆動係合している状態の、図 7 4 の外科用器具の回転駆動システムの部分断面図である。 40
- 【図 7 7】別の外科用器具の回転発射システム及び発射部材の一部の側面図である。
- 【図 7 8】別の外科用器具の回転発射システム及び発射部材の一部の側面図である。
- 【図 7 9】別の外科用器具の回転発射システム及び発射部材の一部の側面図である。
- 【図 8 0】外科用エンドエフェクタのアンビルが開放位置にある状態で、外科用エンドエフェクタを通して発射部材を駆動するために回転駆動発射システムを採用する、別の外科用器具の部分図である。
- 【図 8 1】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図 8 0 の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分側面図である。
- 【図 8 2】図 8 0 の外科用器具の回転駆動発射システムの部分の斜視図である。
- 【図 8 3】図 8 2 に示される回転駆動発射システムの一部の上面図である。 50

- 【図 8 4】図 8 3 の回転駆動発射システムのガイド部材及び回転駆動シャフトの斜視図である。
- 【図 8 5】図 8 3 の発射駆動システムとともに使用され得る別の可撓性発射駆動アセンブリの一部分の斜視図である。
- 【図 8 6】図 8 3 の発射駆動システムとともに使用され得る別の可撓性発射駆動アセンブリの実施形態の一部分の別の斜視図である。
- 【図 8 7】別の外科用器具の外科用エンドエフェクタの斜視図であり、そのアンビルは、開放位置にあり、外科用エンドエフェクタは、関節運動していない向きにある。
- 【図 8 8】図 8 7 の外科用エンドエフェクタ及び外科用器具の分解組立図である。
- 【図 8 9】図 8 7 の外科用器具の関節継手の側面立面図である。 10
- 【図 9 0】図 8 9 の関節継手の上面図である。
- 【図 9 1】図 8 9 の関節継手、及び図 8 9 の外科用エンドエフェクタのアンビルに閉鎖運動を加えるためのケーブル制御閉鎖プーリシステムの斜視図である。
- 【図 9 2】図 8 9 の関節継手によって関節運動された図 8 9 の外科用エンドエフェクタの一部分の斜視図である。
- 【図 9 3】図 9 1 のケーブル制御閉鎖プーリシステムの別の斜視図である。
- 【図 9 4】図 9 3 のケーブル制御プーリシステムのプーリユニットの端面図である。
- 【図 9 5】図 9 4 のプーリユニットの第 1 の側方アルファラッププーリの側面立面図である。
- 【図 9 6】外科用エンドエフェクタのアンビルが開放位置にある状態の、図 8 9 の外科用エンドエフェクタの一部分の側面断面図である。 20
- 【図 9 7】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図 9 6 の外科用エンドエフェクタの別の側面立面図である。
- 【図 9 8】中央継手部材及び遠位継手部材が関節継手の近位継手部材に対して関節運動された状態の、図 8 7 の外科用器具の関節継手及びケーブル制御閉鎖システムの斜視図である。
- 【図 9 9】遠位継手部材が関節継手の中央継手部材に対して第 2 の関節運動平面を通して関節運動された状態の、図 8 7 の外科用器具の関節継手及びケーブル制御閉鎖システムの別の斜視図である。
- 【図 1 0 0】図 8 7 の外科用器具の発射駆動システムの部分の側面立面図である。 30
- 【図 1 0 1】上側チェーンリンク特徴部及び下側チェーンリンク特徴部が関節運動位置にある状態の、図 1 0 0 の発射駆動システムの別の斜視図である。
- 【図 1 0 2】上側チェーンリンク特徴部及び下側チェーンリンク特徴部が発射駆動システムの回転駆動ねじと駆動係合している状態の、図 1 0 0 の発射駆動システムの別の側面図である。
- 【図 1 0 3】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図 8 7 の外科用エンドエフェクタの断面端面図である。
- 【図 1 0 4】発射部材が始動位置にあり、かつアンビルが閉鎖位置にある状態の、図 8 7 の外科用器具の一部分の断面側面図である。
- 【図 1 0 5】図 8 7 の外科用器具の回転駆動システムの分解組立図である。 40
- 【図 1 0 6】図 1 0 5 の回転駆動システムの第 1 の駆動シャフトセグメント及び第 2 の駆動シャフトセグメントの斜視図である。
- 【図 1 0 7】回転駆動システムが関節運動した向きにある状態の、図 8 7 の外科用エンドエフェクタの斜視図である。
- 【図 1 0 8】図 8 7 の外科用器具の関節継手及び回転駆動システムの一部分の分解組立図である。
- 【図 1 0 9】関節運動していない向きにある図 1 0 8 の関節継手及び回転駆動システムの断面図である。
- 【図 1 1 0】関節継手の近位継手部材が関節継手の中央継手部材に対して関節運動されている状態の、図 1 0 9 の関節継手及び回転駆動システムの別の断面図である。 50

- 【図 1 1 1】図 8 7 の外科用器具の部分側面立面図であり、外科用エンドエフェクタが関節運動していない向きにある状態のケーブル引張システムの一形態を示している。
- 【図 1 1 2】外科用エンドエフェクタが関節運動した向きにある状態の、図 1 1 1 の外科用器具及びケーブル引張システムの別の部分側面図である。
- 【図 1 1 3】図 8 7 の外科用器具の部分側面立面図であり、外科用エンドエフェクタが関節運動していない向きにある状態のケーブル引張システムの別の形態を示している。
- 【図 1 1 4】外科用エンドエフェクタが関節運動した向きにある状態の、図 1 1 3 の外科用器具及びケーブル引張システムの別の部分側面図である。
- 【図 1 1 5】別の外科用器具の実施形態の一部分の斜視図である。
- 【図 1 1 6】外科用エンドエフェクタ部分とその細長いシャフト部分に対して関節運動位置にある状態の、図 1 1 5 の外科用器具の一部分の斜視図である。 10
- 【図 1 1 7】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図 1 1 6 の外科用エンドエフェクタの側面立面図である。
- 【図 1 1 8】図 1 1 7 の外科用エンドエフェクタの上面図である。
- 【図 1 1 9】図 1 1 5 の外科用器具の一部分の分解組立斜視図である。
- 【図 1 2 0】図 1 1 5 の外科用器具の関節継手及びアンビルの部分底断面図である。
- 【図 1 2 1】図 1 2 0 の関節継手の分解組立図である。
- 【図 1 2 2】図 1 2 1 の関節継手の環状ディスク部材の側面図である。
- 【図 1 2 3】図 1 2 2 の環状ディスク部材の斜視図である。
- 【図 1 2 4】図 1 2 2 の環状ディスク部材の遠位面の図である。 20
- 【図 1 2 5】図 1 2 2 の環状ディスク部材の近位面の図である。
- 【図 1 2 6】図 1 1 5 の外科用器具のプーリユニットの上面図である。
- 【図 1 2 7】明確にするために外側シャフトチューブが省略されている状態の、図 1 1 5 の外科用器具の関節継手及び細長いシャフトアセンブリの一部分の斜視図である。
- 【図 1 2 8】図 1 2 6 のプーリユニットの側面立面図である。
- 【図 1 2 9】図 1 2 6 のプーリユニットの別の側面立面図である。
- 【図 1 3 0】図 1 2 6 のプーリユニット及び図 1 1 5 の外科用器具の関節継手の連続体シャフトの斜視図である。
- 【図 1 3 1】図 1 2 6 のプーリユニット及び図 1 1 5 の外科用器具の関節継手のエラストマー環状スペーサ部材のシリーズの別の斜視図である。 30
- 【図 1 3 2】図 1 1 5 の外科用器具のプーリユニット、発射システムの部分、及び関節継手の別の斜視図である。
- 【図 1 3 3】図 1 1 5 の外科用器具の発射システムの一部分の斜視図である。
- 【図 1 3 4】図 1 3 3 の発射システムの部分断面図である。
- 【図 1 3 5】図 1 1 5 の外科用器具の発射システム、関節継手、及び閉鎖システムの斜視図である。
- 【図 1 3 6】外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にある状態の、図 1 1 5 の外科用器具の部分断面図である。
- 【図 1 3 7】図 1 1 5 の外科用器具の発射システムの異なる駆動アセンブリの実施形態の部分図である。 40
- 【図 1 3 8】外科用エンドエフェクタが関節運動位置にある状態の、図 1 1 5 の外科用器具の別の部分断面図である。
- 【図 1 3 9】外科用エンドエフェクタが関節運動位置にある状態の、図 1 1 5 の外科用器具の別の部分断面図である。
- 【図 1 4 0】別の外科用器具の実施形態の一部分の斜視図である。
- 【図 1 4 1】関節運動していない向きにある図 1 4 0 の外科用器具の関節継手の斜視図である。
- 【図 1 4 2】別の関節運動した向きにある、図 1 4 1 の関節継手の別の斜視図である。
- 【図 1 4 3】図 1 4 1 の関節継手の分解斜視図である。
- 【図 1 4 4】図 1 4 1 の関節継手の上面図である。 50

【図 1 4 5】図 1 4 4 の線 1 4 5 - 1 4 5 に沿ってとられた図 1 4 4 の関節継手の断面図である。

【図 1 4 6】図 1 4 4 の関節継手の側面立面図である。

【図 1 4 7】関節運動した向きにある図 1 4 6 の関節継手の別の側面立面図である。

【図 1 4 8】別の関節運動した向きにある、図 1 4 1 の関節継手の斜視図である。

【図 1 4 9】別の関節運動した向きにある、図 1 4 1 の関節継手の別の斜視図である。

【図 1 5 0】図 1 4 1 の関節継手の近位継手部材の端面図である。

【図 1 5 1】図 1 4 1 の関節継手の遠位継手部材の端面図である。

【図 1 5 2】図 1 4 1 の関節継手の近位クロスピンアセンブリの斜視図である。

【図 1 5 3】別の関節継手の実施形態の斜視図である。

10

【図 1 5 4】別の外科用器具の実施形態の関節継手部分の斜視図である。

【図 1 5 5】明瞭にするために外側シャフトチューブを省略した、図 1 5 4 の関節継手装置の別の斜視図である。

【図 1 5 6】図 1 5 4 の外科用器具の、関節継手装置及び発射駆動システムの分解斜視組立図である。

【図 1 5 7】明確にするために外側シャフトチューブが省略されており、かつ発射部材が始動位置にある、図 1 5 6 の関節継手及び発射システム装置の斜視図である。

【図 1 5 8】発射部材が遠位位置まで前進した後の、図 1 5 7 の関節継手及び発射システムの別の斜視図である。

【図 1 5 9】図 1 5 4 の外科用器具の発射システムの一部の部分断面図である。

20

【図 1 6 0】図 1 5 4 の外科用器具の実施形態の近位の異なる駆動アセンブリの部分図である。

【図 1 6 1】図 1 6 0 の近位の異なる駆動アセンブリを通る断面端面図である。

【図 1 6 2】図 1 5 4 の外科用器具の関節継手及び遠位の異なる駆動アセンブリの側面立面図である。

【図 1 6 3】関節運動した向きにある、図 1 6 2 の関節継手及び遠位の異なる駆動アセンブリの別の側面立面図である。

【図 1 6 4】関節継手が関節運動した向きにあり、かつ発射部材が遠位に前進させられているときの、図 1 5 4 の外科用器具のプッシュコイルに作用する反力の部分的なグラフ描写である。

30

【図 1 6 5】関節継手が関節運動した向きにあるときの、図 1 5 4 の外科用器具の可撓性外側チューブに作用する反力の別の部分的なグラフ描写である。

【図 1 6 6】図 1 5 4 の外科用器具の中央リンク部材及び可撓性継手支持アセンブリの斜視図である。

【図 1 6 7】関節運動していない向きにある図 1 5 4 の外科用器具の関節継手の側面立面図である。

【図 1 6 8】図 1 6 7 の線 1 6 8 - 1 6 8 に沿ってとられた図 1 6 7 の関節継手の断面図である。

【図 1 6 9】明確にするために可撓性継手支持アセンブリが省略された、関節運動した向きにある、図 1 5 4 の外科用器具の関節運動継手の部分斜視図である。

40

【図 1 7 0】外科用器具のための別の関節継手の実施形態の斜視図である。

【図 1 7 1】関節運動していない向きにある図 1 7 0 の関節継手の側面図である。

【図 1 7 2】第 1 の関節運動方向に部分的に関節運動した図 1 7 0 の関節継手の別の側面図である。

【図 1 7 3】第 1 の関節運動方向に完全に関節運動した図 1 7 0 の関節継手の別の側面図である。

【図 1 7 4】関節継手が関節運動していない向きにあるときの仮想枢動点及び第 1 の対のリンクの位置を示す、図 1 7 0 の関節継手の別の側面図である。

【図 1 7 5】第 1 の関節運動方向に部分的に関節運動した図 1 7 0 の関節継手及びリンクの別の側面図である。

50

- 【図 1 7 6】仮想枢動点を示し、かつ明確にするためにリンクが省略されている、図 1 7 4 の関節継手の別の側面図である。
- 【図 1 7 7】第 1 の関節運動方向に部分的に関節運動した図 1 7 4 の関節継手の別の側面図である。
- 【図 1 7 8】外科用器具のための別の関節継手の実施形態の斜視図である。
- 【図 1 7 9】図 1 7 8 の関節継手の分解組立図である。
- 【図 1 8 0】ケーブル制御経路を示す、図 1 7 8 の関節継手の斜視図である。
- 【図 1 8 1】関節が関節運動していない向きにある、外科用器具のための別の関節運動継手の実施形態の斜視図である。
- 【図 1 8 2】関節運動した向きにある、図 1 8 1 の関節継手の別の斜視図である。 10
- 【図 1 8 3】図 1 8 1 の関節継手の分解組立図である。
- 【図 1 8 4】図 1 8 1 の関節継手の近位継手部材の端面図である。
- 【図 1 8 5】図 1 8 1 の関節継手の遠位継手部材の端面図である。
- 【図 1 8 6】第 1 の位置にある、図 1 8 4 の近位継手部材及び関節継手の第 1 のリンクの一部の断面図である。
- 【図 1 8 7】第 1 のリンクが別の位置にある状態の、図 1 8 4 の近位継手部材の別の断面図である。
- 【図 1 8 8】図 1 8 6 の近位継手部材及び第 1 のリンクの別の断面図である。
- 【図 1 8 9】図 1 8 7 の近位継手部材及び第 1 のリンクの別の断面図である。
- 【図 1 9 0】関節継手の遠位部分に対する関節継手の近位部分の間の関節運動移行を示すための仮想球体を描写する、図 1 8 1 の関節継手の別の斜視図である。 20
- 【図 1 9 1】図 1 8 1 の関節継手の近位継手部材及び遠位継手部材に対する仮想球体を描写する、図 1 9 0 の関節継手の別の斜視図である。
- 【図 1 9 2】アンビルが開放位置にある状態の、外科用器具の外科用エンドエフェクタの一部の斜視図である。
- 【図 1 9 3】外科用器具の様々な閉鎖システム構成要素の位置を示すために外科用エンドエフェクタの一部が省略されている、図 1 9 2 の外科用エンドエフェクタの別の斜視図である。
- 【図 1 9 4】アンビルが開放位置にある状態の、図 1 9 3 の外科用エンドエフェクタ及び閉鎖システム構成要素の断面図である。 30
- 【図 1 9 5】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図 1 9 3 の外科用エンドエフェクタ及び閉鎖システム構成要素の別の断面図である。
- 【図 1 9 6】図 1 9 4 の外科用エンドエフェクタのアンビルの開放位置に対応する回転可能なカムシャフト上の始動位置にある閉鎖カム部材の斜視図である。
- 【図 1 9 7】図 1 9 5 に示されるようなアンビルの閉鎖位置に対応する、回転可能なカムシャフト上の終了位置にある閉鎖カム部材の別の斜視図である。
- 【図 1 9 8】外科用エンドエフェクタに取り付けられた関節継手の周りで関節運動した向きに向けられている、図 1 9 2 の外科用エンドエフェクタの別の斜視図である。
- 【図 1 9 9】図 1 9 8 の関節継手の近位関節継手部分に対して関節運動された図 1 9 8 の関節継手の遠位継手部分の上面図である。 40
- 【図 2 0 0】図 1 9 2 の関節継手及び回転駆動アセンブリの分解組立図である。
- 【図 2 0 1】図 2 0 0 の回転駆動アセンブリの断面図である。
- 【図 2 0 2】図 2 0 1 の回転駆動アセンブリの別の断面図である。
- 【図 2 0 3】明確にするためにその部分が省略された、図 1 9 8 の外科用エンドエフェクタ及び関節継手の別の斜視図である。
- 【図 2 0 4】別の外科用エンドエフェクタ及び回転駆動閉鎖システムの分解組立図である。
- 【図 2 0 5】アンビルが閉鎖された向きにある状態の、図 2 0 4 の外科用エンドエフェクタ及び回転駆動閉鎖システムの一部の部分側面図である。
- 【図 2 0 6】アンビルが開放された向きにある状態の、図 2 0 4 の外科用エンドエフェクタ 50

タ及び回転駆動システムの一部の部分斜視図である。

【図207】アンビルが開放位置にあるときの位置における、図204の回転駆動システムの回転カムシャフト及びカム従動子の一部の部分端面図である。

【図208】閉鎖プロセスが開始した後の、図207の回転カムシャフト及びカム従動子の別の部分端面図である。

【図209】回転カムシャフト上のカムローブが、アンビルが開放位置に駆動される位置にカム従動子をカム駆動した後の、図207の回転カムシャフト及びカム従動子の別の部分端面図である。

【図210】アンビルが閉鎖位置にある状態の、図204の外科用エンドエフェクタ及び回転駆動システムの一部の別の斜視図である。

【図211】別の回転カムシャフトの斜視図である。

【図212】図211の回転カムシャフトを採用し、かつアンビルが開放位置にある状態の、図204の外科用エンドエフェクタ及び回転駆動システムの一部の部分側面立面図である。

【発明を実施するための形態】

【0004】

本願の出願人は、本願と同日に出願された以下の米国特許出願を所有しており、これらは各々、それらの全体が参照により本明細書に組み込まれる。

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH TORSION SPINE DRIVE ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP1/200084-1、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH FIRING MEMBER CLOSURE FEATURES」、代理人整理番号END9248USNP2/200084-2、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH SEGMENTED FLEXIBLE DRIVE ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP3/200084-3、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH FLEXIBLE BALL CHAIN DRIVE ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP4/200084-4、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH DOUBLE SPHERICAL ARTICULATION JOINTS WITH PIVOTABLE LINKS」、代理人整理番号END9248USNP5/200084-5、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH DOUBLE PIVOT ARTICULATION JOINT ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP6/200084-6、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH COMBINATION FUNCTION ARTICULATION JOINT ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP7/200084-7、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH DUAL SPHERICAL ARTICULATION JOINT ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP9/200084-9、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH FLEXIBLE FIRING MEMBER ACTUATOR CONSTRAINT ARRANGEMENTS」、代理人整理番号END9248USNP10/200084-10、

- 米国特許出願、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENTS WITH ARTICULATION JOINTS COMPR

10

20

30

40

50

「ISING FLEXIBLE EXOSKELETON ARRANGEMENTS」

、代理人整理番号END9248USNP11/200084-11、

- 米国特許出願、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENTS WITH DIFFERENTIAL ARTICULATION JOINT ARRANGEMENTS FOR ACCOMMODATING FLEXIBLE ACTUATORS」、代理人整理番号END9248USNP12/200084-12。

【0005】

本明細書に記載され、添付の図面に図示されるように、実施形態の全体的な構造、機能、製造、及び使用の完全な理解を提供するために、多数の具体的な詳細が説明される。周知の動作、構成要素、及び要素は、本明細書に記載される実施形態を不明瞭にしないようにするため、詳細に記載されていない。読者は、本明細書に説明及び図示された実施形態が、非限定的な例であり、したがって本明細書に開示された特定の構造的及び機能的詳細が、代表的及び例示的であり得ることを、理解するであろう。「特許請求の範囲」の範囲から逸脱することなく、それに対する変形及び変更を行うことができる。

10

【0006】

「備える、含む (comprise)」(並びに、「comprises」及び「comprising」などのcompriseの任意の語形)、「有する (have)」(並びに、「has」及び「having」などのhaveの任意の語形)、「含む (include)」(並びに、「includes」及び「including」などのincludeの任意の語形)、及び「含有する (contain)」(並びに、「contains」及び「containing」などのcontainの任意の語形)の用語は、オープンエンドの連結動詞である。結果として、1つ又は2つ以上の要素を「備える、含む (comprise)」、「有する (has)」、「含む (includes)」、若しくは「含有する (contains)」外科用システム、デバイス、又は器械は、それらの1つ又は2つ以上の要素を有するが、それらの1つ又は2つ以上の要素のみを有することに限定されない。同様に、1つ又は2つ以上の特徴を「備える、含む (comprises)」、「有する (has)」、「含む (includes)」、若しくは「含有する (contains)」システム、デバイス、又は器械の要素は、それらの1つ又は2つ以上の特徴を有するが、それらの1つ又は2つ以上の特徴のみを有することに限定されない。

20

【0007】

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

30

【0008】

単数形の項目への言及は、明示的に別段の定めがない限り、あるいは本文から明らかでない限り、複数形の項目を含むと理解されるべきであり、逆もまた同様である。文法上の接続詞は、別段の記載がない限り、あるいは文脈から明らかでない限り、結合された節、文、単語などの任意及び全ての選言的及び接続的組合せを表すことを意図している。したがって、「又は」という用語は、一般に、「及び/又は」などを意味すると理解されるべきである。

40

【0009】

本発明における値の範囲の記述は、本明細書において別途記載のない限り、その範囲内に含まれる任意及び全ての値を、限定するのではなく、個別に参照することを意図したものであり、そのような範囲内の各々の別個の値は、本明細書に個別に列挙されるかのように、明細書内に組み込まれる。「約 (about)」、「およそ (approximately)」などの語は、数値を伴う場合、意図された目的のために満足に動作するように、当業者によつ

50

て理解されるような偏差を示すものとして解釈されるべきである。同様に、「およそ」又は「実質的に」などの近似の語は、物理的特性に関して使用される場合、対応する使用、機能、目的などのために満足に動作するように、当業者によって認識される偏差の範囲を想到するように解釈されるべきである。

【0010】

本明細書に提供される任意の及び全ての例、つまり例示的文言（「例えば」、「など」又はその他）の使用は、単に各実施形態をより良好に説明することを意図したものであり、実施形態の範囲に制限を課すものではない。明細書中のいかなる文言も、請求されない要素が実施形態の実践に不可欠であることを示すものとして解釈されるべきではない。

【0011】

腹腔鏡下及び低侵襲性の外科的処置を行うための、様々な例示的な装置及び方法が提供される。しかしながら、本明細書に開示される様々な方法及びデバイスが、例えば切開外科的処置と関連するものを含む、多くの外科的処置及び用途で使用され得ることが、読者には容易に理解されよう。本明細書の「発明を実施するための形態」を読み進めることで、読者は、本明細書に開示される様々な器具が、例えば、もともとある開口部を通じて、組織に形成された切開部又は穿孔孔を通じてなど、任意の方法で体内に挿入され得ることを更に理解するであろう。これらの器具の作用部分すなわちエンドエフェクタ部分は、患者の体内に直接挿入することもでき、外科用器具のエンドエフェクタ及び細長シャフトを進めることが可能な作用通路を有するアクセスデバイスを通じて挿入することもできる。

【0012】

様々な腹腔鏡外科的処置中においては、患者の腹壁に設置されたトロカールを通して外科用器具の外科用エンドエフェクタ部分を挿入して、患者の腹部内に位置する手術部位にアクセスすることは一般的な手法である。その最も単純な形態では、トロカールは、カニューレ又はスリーブとして知られる中空のチューブ内で典型的に使用される一方に鋭い三角形の先端を有するペン形状の器具であり、体部に開口部を作り、そこを通して外科用エンドエフェクタが導入され得る。そのような装置は、体腔内に、外科用エンドエフェクタが挿入され得るアクセスポートを形成する。トロカールのカニューレの内径は、トロカールを通して挿入され得る外科用器具のエンドエフェクタ及び駆動支持シャフトのサイズを必然的に制限する。

【0013】

実施される外科的処置の特定のタイプに関係なく、外科用エンドエフェクタがトロカールカニューレを通して患者に挿入されると、治療される組織又は器官に対して外科用エンドエフェクタを適切に位置決めするために、トロカールカニューレ内に位置付けられたシャフトアセンブリに対して外科用エンドエフェクタを移動させる必要があることが多い。このトロカールカニューレ内に留まるシャフトの部分に対する外科用エンドエフェクタの移動又は位置決めは、多くの場合、外科用エンドエフェクタの「関節運動」と呼ばれる。外科用エンドエフェクタのそのような関節運動を容易にするために、外科用エンドエフェクタを関連付けられたシャフトに取り付けるための様々な関節継手が開発されている。多くの外科的処置において予想されるように、可能な限り大きな関節運動範囲を有する外科用エンドエフェクタを使用することが望ましい。

【0014】

トロカールカニューレのサイズによって課されるサイズの制約により、関節継手の構成要素は、トロカールカニューレを通して自由に挿入可能であるようにサイズ決定されなければならない。これらのサイズの制約はまた、手持ち式であるか、又はより大きな自動システムの一部を備え得る、ハウジング内に支持されるモータ及び/又は他の制御システムと動作可能に連係する様々な駆動部材及び構成要素のサイズ及び構成も制限する。多くの場合、これらの駆動部材は、外科用エンドエフェクタに動作可能に連結されているか、又は動作可能に連係されるように、関節継手を動作可能に通過しなければならない。例えば、1つのそのような駆動部材は、外科用エンドエフェクタに関節制御運動を加えるために一般的に用いられる。使用中、関節運動駆動部材は、外科用エンドエフェクタのトロカ

10

20

30

40

50

ールを通した挿入を容易にするため、外科用エンドエフェクタを非関節運動位置に位置付けるように非作動であり、その後、外科用エンドエフェクタが患者に入ったときに外科用エンドエフェクタを所望の位置に関節運動させるように作動させることができる。

【0015】

したがって、前述のサイズ制約は、所望の関節運動の範囲を達成し、更に、外科用エンドエフェクタの様々な特徴部を動作させるのに必要な様々な異なる駆動システムを収容できる、関節運動システムの開発の多くの課題である。更に、外科用エンドエフェクタが所望の関節運動位置に位置付けられると、関節運動システム及び関節継手は、エンドエフェクタの作動及び外科的処置の遂行中に、外科用エンドエフェクタをその位置に保持できなければならない。そのような関節継手装置はまた、使用中にエンドエフェクタが受ける外力に耐えることが可能でなければならない。

10

【0016】

組織を切断及びステーブル留めするように構成された様々な外科用エンドエフェクタが存在する。そのような外科用エンドエフェクタは、一般に、外科用ステーブルカートリッジを支持する第1のジョー特徴部と、アンビルを備える第2のジョーと、を含む。ジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で移動してそれらの間に標的組織を位置決め及びクランプし得るように、互いに対して支持される。これらの外科用エンドエフェクタの多くは、軸方向に移動する発射部材を採用している。いくつかのエンドエフェクタ設計では、発射部材は、発射部材が最初に遠位に前進させられると、発射部材がジョーを閉鎖位置に移動させるように、第1及び第2のジョーと係合するように構成されている。他のエンドエフェクタ設計は、発射部材を動作させるシステムから独立した別個の閉鎖システムを採用する。

20

【0017】

ステーブルカートリッジは、カートリッジ本体を備える。カートリッジ本体は、近位端部と、遠位端部と、近位端部と遠位端部との間に延びるデッキと、を含む。使用中、ステーブルカートリッジは、ステーブル留めされる組織の第1の側に位置付けられ、アンビルは、組織の第2の側に位置付けられる。アンビルは、ステーブルカートリッジに向かって移動させられて、デッキに対して組織を押し付けてクランプする。続いて、カートリッジ本体内に着脱可能に格納されているステーブルを、組織内に配備することができる。カートリッジ本体は、内部に規定されたステーブルキャビティを含み、ステーブルは、ステーブルキャビティ内に着脱可能に格納される。ステーブルキャビティは、6つの長手方向列に配置されている。3列のステーブルキャビティが長手方向スロットの第1の側に位置付けられ、3列のステーブルキャビティが長手方向スロットの第2の側に位置付けられている。ステーブルキャビティ及びステーブルの他の装置も可能であり得る。

30

【0018】

ステーブルは、カートリッジ本体内のステーブルドライバによって支持されている。ドライバは、ステーブルキャビティからステーブルを射出するために、第1の、すなわち未発射位置と、第2の、すなわち発射済位置との間で移動可能である。ドライバは、カートリッジ本体の下部周辺に延びるリテーナによってカートリッジ本体内に保持され、また、カートリッジ本体を把持し、リテーナをカートリッジ本体に対して保持するように構成されている、弾性部材を含む。ドライバは、スレッドによってそれらの未発射位置とそれらの発射済位置との間で移動可能である。スレッドは、近位端部に隣接した近位位置と、遠位端部に隣接した遠位位置との間で移動可能である。スレッドは、ドライバの下を摺動し、ドライバを持ち上げるように構成されている複数の傾斜面を含み、ステーブルがその上に支持され、アンビルに向かう。

40

【0019】

上記に加えて、これらの外科用エンドエフェクタにおいて、スレッドは発射部材によって遠位に移動される。発射部材は、スレッドに接触し、スレッドを遠位端部に向かって押すように構成されている。カートリッジ本体内に規定された長手方向スロットは、発射部材を受容するように構成されている。アンビルは、発射部材を受容するように構成されて

50

いるスロットも含む。発射部材は、第1のジョーに係合する第1のカムと、第2のジョーに係合する第2のカムと、を更に備える。発射部材を遠位に前進させる際、第1のカム及び第2のカムは、ステーブルカートリッジのデッキとアンビルとの間の距離、すなわち組織間隙を制御することができる。発射部材はまた、ステーブルカートリッジとアンビルとの中間に捕捉された組織を切除するように構成されているナイフも備える。ステーブルがナイフよりも前方に射出されるように、ナイフが傾斜面に対して少なくとも部分的に近位に位置付けられることが望ましい。

【0020】

多くの外科用エンドエフェクタは、軸方向に移動可能な発射ビームを使用し、発射ビームは、発射部材に取り付けられ、軸方向の発射運動及び後退運動を発射部材に加えるために使用される。このような発射ビームの多くは、発射ビームに関節継手の周りにおけるある程度の撓みを与える積層構造を備える。発射ビームが関節継手を横断するとき、発射ビームは継手に関節運動解除力を加えることができ、またビームを座屈させることができる。発射ビームが圧力下で座屈するのを防止するために、関節継手は、一般に、ビームのうちの関節継手を横断する部分を支持するための側方支持体又は「ブローアウト」プレート特徴部を備える。例えば、60度を超える角度にわたって発射ビームを前進させるためには、多くの軸方向の力が必要とされる。この軸方向の力は、発射部材が遠位方向に移動するときに発射部材がジョーと結合することを回避するために、バランスのとれた方法で発射部材に加えられなければならない。ジョーとの発射部材の任意の結合は、構成要素の損傷及び摩耗をもたらし得るだけでなく、クランプされた組織を通して発射部材を駆動するために増加した量の軸方向駆動力を必要とし得る。

10

20

【0021】

他のエンドエフェクタ設計では、回転動力式の発射部材が採用される。そのような設計の多くにおいて、回転駆動シャフトは、関節継手を通して延在し、ジョーのうちの1つの中に回転可能に支持される回転可能な発射部材駆動シャフトと連係する。発射部材は、回転可能な発射部材駆動シャフトに螺合可能に係合し、また、回転可能な発射部材駆動シャフトが回転されると、発射部材は、エンドエフェクタを通して駆動される。このような装置では、発射部材駆動シャフトを収容するために支持ジョーをより大きくする必要はある。そのようなデバイスでは、発射部材の下側端部は、一般に、駆動シャフトと動作可能に連係し、これはまた、遠位に駆動されるときに発射部材を不均衡にする傾向がある力が加えられることをもたらし得る。

30

【0022】

図1～図4は、組織を切断及び締結するように構成された関節運動可能なエンドエフェクタを有する外科用器具が直面する課題の多くに対処し得る外科用器具10の一形態を示す。様々な実施形態において、外科用器具10は手持ち式デバイスを備えてもよい。他の実施形態では、外科用器具10は、例えば、ロボット制御システムと呼ばれることもある自動システムを備えてもよい。様々な形態において、外科用器具10は、細長いシャフトアセンブリ2000に動作可能に連結された外科用エンドエフェクタ1000を備える。細長いシャフトアセンブリ2000は、ハウジング2002に動作可能に取り付けられ得る。一実施形態では、ハウジング2002は、臨床医によって把持、操作、及び作動されるように構成されたハンドルを備え得る。他の実施形態では、ハウジング2002は、本明細書に開示される外科用エンドエフェクタ及びこれらのそれぞれの等価物を作動させるために使用され得る、少なくとも1つの制御運動を生成して加えるように構成された、少なくとも1つの駆動システムを収納するか、あるいは別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムの一部を備え得る。加えて、様々な構成要素は、ハウジング内に「収容」されるか又は含まれてもよく、あるいは様々な構成要素は、ハウジングに「関連付け」られていてもよい。このような例では、構成要素は、ハウジングとともに含まれていなくてもよく、又はハウジングによって直接支持されていなくてもよい。例えば、本明細書で開示される外科用器具は、「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRAYS

40

50

NGEMENTS」と題する米国特許第9,072,535号に開示される様々なロボットシステム、器具、構成要素及び方法とともに用いられ得、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0023】

一形態において、外科用エンドエフェクタ1000は、第1のジョー1100と、第2のジョー1200と、を備える。図示された装置では、第1のジョー1100は、近位端部1112と遠位端部1114とを備え、外科用ステープルカートリッジ1300を中に動作可能に支持するように構成されている、細長いチャンネル1110を備える。外科用ステープルカートリッジ1300は、内部に細長いスロット1304を有するカートリッジ本体1302を備える。複数の外科用ステープル又はファスナ（図示せず）が、細長いスロット1304の各側に列をなして配置されたドライバ（図示せず）上にその中に格納される。ドライバはそれぞれ、カートリッジデッキ表面1306を通して開口する対応するステープルキャビティ1308と関連付けられる。外科用ステープルカートリッジ1300は、ステープル/ファスナがそこから放出された後に交換されてもよい。外科用ステープルカートリッジ1300が使用された後に、細長いチャンネル1110及び/又は外科用エンドエフェクタ1000全体が廃棄され得る他の実施形態も企図される。そのようなエンドエフェクタ装置は、例えば、「使い捨て装填ユニット」と称され得る。

10

【0024】

図示の装置では、第2のジョー1200は、近位端部1214と遠位端部1216とを備えた細長いアンビル本体1212を備えるアンビル1210を備えている。一装置では、アンビル本体1212に付加的な剛さ及び剛性を提供するために、一对の補強ロッド又は部材1213がアンビル本体1212内に支持されてもよい。アンビル本体1212は、第1のジョー1100に面するステープル形成下面1218を備え、外科用ステープルカートリッジ1300内のステープル又はファスナの各々に対応するステープル形成ポケットのシリーズ（図示せず）を含み得る。アンビル本体1212は、アンビル本体1212の近位端部1214に隣接して形成された、一对の下向きに延在する組織停止特徴部1220を更に含んでもよい。1つの組織停止特徴部1220は、各組織停止部の遠位端部1222が外科用ステープルカートリッジ1300内の最近位のステープル/ファスナに対応するように、アンビル本体1212の各側部から延在する。アンビル1210が、アンビル1210のステープル形成下面1218と外科用ステープルカートリッジ1300のカートリッジデッキ表面1306との間に位置付けられた組織上の閉鎖位置に移動されたとき、組織は、組織停止特徴部1220の遠位端部1222に接触して、組織が最近位のステープル/ファスナを越えて近位に移動することを防止し、それによって、切断される組織もステープル留めされることを確実にする。外科用ステープルカートリッジが、以下で更に詳細に論じられるように「発射」されたとき、各ステープルキャビティ内に支持されたステープル/ファスナは、クランプされた組織を通してステープルキャビティ1308から出て、アンビル1210のステープル形成下面1218と形成接触するように駆動される。

20

30

【0025】

図5及び図6から分かるように、アンビル本体1212の近位端部1214は、細長いチャンネル1110の近位端部1112に形成された対応する装着クレードル又は枢動クレードル1120に受容されるように構成された一对の横方向に延在する装着ピン1232を含むアンビル装着部分1230を備える。装着ピン1232は、細長いチャンネル1110上の保持構造1113に係合するように構成された機械的スナップ特徴部1261によって細長いチャンネル1110の近位端部1112に取り付けられ得るアンビルキャップ1260によって、装着クレードル1120内に枢動可能に保持される。図5を参照されたい。他の装置では、アンビルキャップ1260は、溶接、接着剤などによって細長いチャンネル1110に取り付けられてもよい。そのような装置は、開放位置（図1）と閉鎖位置（図2～図5）との間で枢動軸PAを中心として、細長いチャンネル1110内に装着された外科用ステープルカートリッジ1300に対してアンビル1210が枢動進行すること

40

50

を容易にする。そのような枢動軸 P A は、本明細書では、アンビル 1 2 0 0 が開放位置から閉鎖位置に枢動されるときに枢動軸が並進しないかあるいは別様に移動しないという点で、「固定されている」と称され得る。

【 0 0 2 6 】

図示された装置では、細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 は、シャフト軸 S A を規定し、外科用器具 1 0 の制御部分（例えば、手持ち式ユニット、ロボットツールドライバなど）のハウジングと動作可能に連係し得る近位シャフト部分 2 1 0 0 を備える。細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 は、近位シャフト部分 2 1 0 0 及び外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 に取り付けられた関節継手 2 2 0 0 を更に備える。様々な例において、近位シャフト部分 2 1 0 0 は、ハウジング 2 0 0 2 に動作可能に連結され得る中空の外側チューブ 2 1 1 0 を備える。図 2 を参照されたい。図 6 から分かるように、近位シャフト部分 2 1 0 0 は剛性近位支持シャフト 2 1 2 0 を更に備えてもよく、剛性近位支持シャフト 2 1 2 0 は、中空外側チューブ 2 1 1 0 内に支持され、ハウジングから関節継手 2 2 0 0 まで延在する。近位支持シャフト 2 1 2 0 は、例えば、溶接、接着剤などによって一緒に連結され得る第 1 の半体 2 1 2 0 A 及び第 2 の半体 2 1 2 0 B を備えてもよい。近位支持部材 2 1 2 0 は、近位端部 2 1 2 2 及び遠位端部 2 1 2 4 を備え、内部を通過して近位端部 2 1 2 2 から遠位端部 2 1 2 4 まで延在する軸方向通路 2 1 2 6 を含む。

【 0 0 2 7 】

上述したように、多くの外科用エンドエフェクタは、軸方向に移動可能な発射ビームによって外科用ステーブルカートリッジを通して遠位に押される発射部材を使用する。発射ビームは、一般に、発射部材本体の中心領域において発射部材に取り付けられる。この取付位置は、発射部材がエンドエフェクタを通過して前進させられるときに発射部材に不均衡をもたらす可能性がある。そのような不均衡は、発射部材とエンドエフェクタジョーとの間の望ましくない摩擦につながる可能性がある。この付加的な摩擦の生成は、そのような摩擦を克服するために、より高い発射力の印加を必要とし得、並びにジョー及び/又は発射部材の部分に望ましくない摩擦を引き起こし得る。発射ビームにより高い発射力を加えることは、発射ビームが関節継手を横断する際に、発射ビームにおける望ましくない屈曲をもたらし得る。そのような付加的な撓みは、特に、外科用エンドエフェクタが比較的高い関節運動角度で関節運動されるときに、関節継手の関節運動を解除させ得る。外科用器具 1 0 は、これらの問題の全てには対処し得なくとも、これらの問題の多くに対処し得る発射システム 2 3 0 0 を使用する。

【 0 0 2 8 】

図 5 ~ 図 1 1 から分かるように、少なくとも 1 つの実施形態において、発射システム 2 3 0 0 は、垂直に延在する発射部材本体 2 3 1 2 を含む発射部材 2 3 1 0 を備え、発射部材本体 2 3 1 2 は、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 3 5 0 を備える。組織切断ブレード 2 3 1 4 が、垂直に延在する発射部材本体 2 3 1 2 に取り付けられているか、又は中に形成されている。図 9 及び図 1 1 を参照されたい。少なくとも 1 つの装置において、発射部材 2 3 1 0 が、低い摩擦、高い強度、及び高い剛さを伴ってアンビル本体 1 2 1 2 を通過することが望ましい。図示された装置では、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 は、内部を通過して延在する上部軸方向通路 2 3 2 4 を有する上部管状本体 2 3 2 2 を備える。図 1 0 を参照されたい。下部発射部材特徴部 2 3 5 0 は下部管状本体 2 3 5 2 を含み、下部管状本体 2 3 5 2 は、それを通過して延在する下部軸方向通路 2 3 5 4 を有する。少なくとも 1 つの装置では、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 3 5 0 は、垂直に延在する発射部材本体 2 3 1 2 と一体的に形成されている。図 1 2 から分かるように、アンビル本体 1 2 1 2 は、「鍵穴」に似た断面形状を有する軸方向に延在するアンビルスロット 1 2 4 0 を備える。同様に、細長いチャンネル 1 1 1 0 は、同様に鍵穴の断面形状を有する軸方向に延在するチャンネルスロット 1 1 4 0 を備える。

【 0 0 2 9 】

従来 of 発射部材装置では、発射部材の上部部分及び下部部分から延在する長い可撓性カンチレバーウィングが採用される。これらのカンチレバーウィングは、より高摩擦の表面

を生成する傾向がある長方形のＴカッターで一般に切断されるアンビル及びチャンネル内のスロットを摺動可能に通過する。このような長いカンチレバーウィングは、アンビル及びチャンネルと接触する表面積が最小であり、これらの構成要素の摩損をもたらす可能性がある。鍵穴形状のチャンネルスロット 1 1 4 0 及び鍵穴形状のアンビルスロット 1 2 4 0 は、丸形Ｔカッターで切断されてもよく、またリーマ／穿孔機で仕上げられてもよく、これによって、より低摩擦の表面が作られることになる。加えて、上部管状本体 2 3 2 2 及び下部管状本体 2 3 5 2 は、従来のカンチレバーウィング装置よりも固くなり、またアンビル及びチャンネルと接触する表面積を増加させる傾向があり、これらはそれぞれ、摩損を低減させ、より強い摺動接続をもたらすことになり得る。別の言い方をすれば、アンビルスロット 1 2 4 0 及びチャンネルスロット 1 1 4 0 は鍵穴の形状をなし、従来の矩形スロットより少ない材料が除去されるので、その幾何学的形状及び増加した材料は、従来の装置と比較してより固いアンビル及びチャンネルをもたらし得る。

10

【 0 0 3 0 】

図 9 ~ 図 1 1 を参照すると、一装置では、発射システム 2 3 0 0 は、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 に動作可能に連結された上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 0 0 と、下部発射部材特徴部 2 3 5 0 に動作可能に連結された下部可撓性スパインアセンブリ 2 5 0 0 と、を更に備える。少なくとも 1 つの実施形態において、上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 0 0 は、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 に取り付けられた上側可撓性連結器部材 2 4 0 2 によって一緒に緩く連結されている上側パーテブラ部材 2 4 2 0 の上側シリーズ 2 4 1 0 を備える。上側可撓性連結器部材 2 4 0 2 は、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 内の上部軸方向通路 2 3 2 4 を通って延在する上部ケーブル 2 4 0 4 を備えてもよく、上部ケーブル 2 4 0 4 の遠位端部 2 4 0 6 は、上部軸方向通路 2 3 2 4 に固定されたりテナフェルール 2 4 0 8 に取り付けられている。

20

【 0 0 3 1 】

図 1 3 から分かるように、各上側パーテブラ部材 2 4 2 0 は、近位端部 2 4 2 4 及び遠位端部 2 4 2 8 を有する上側パーテブラ本体部分 2 4 2 2 を備える。上側中空通路 2 4 2 9 は、上側可撓性連結器部材 2 4 0 2 の通路を収容するために、上側パーテブラ本体部分 2 4 2 2 を通って延在する。各上側パーテブラ部材 2 4 2 0 は、上側パーテブラ本体部分 2 4 2 2 から突出する、下向きに延在する上側駆動特徴部又は上側パーテブラ部材歯 2 4 5 0 を更に備える。各上側パーテブラ部材歯 2 4 5 0 は、螺旋形状の近位上面部分 2 4 5 2 及び螺旋形状の遠位上面部分 2 4 5 4 を有する。上側パーテブラ本体部分 2 4 2 2 の各近位端部 2 4 2 4 は、その中に上側近位嵌合特徴部 2 4 2 6 を有し、各遠位端部 2 4 2 8 は、その中に形成された上側遠位嵌合特徴部 2 4 3 0 を有する。少なくとも 1 つの実施形態では、上側近位嵌合特徴部 2 4 2 6 は凹状リセス陥凹部 2 4 2 7 を備え、各上側遠位嵌合特徴部 2 4 3 0 は凸状マウンド 2 4 3 1 を備える。上側シリーズ 2 4 1 0 に配置されたとき、1 つの上側パーテブラ部材 2 4 2 0 上の凸状マウンド 2 4 3 1 は、上側シリーズ 2 4 1 0 内の隣接する上側パーテブラ部材 2 4 2 0 上の凹状リセス 2 4 2 7 と接触及び嵌合して上側パーテブラ部材 2 4 2 0 をほぼ整列した状態に維持し、それにより、対応する各上側歯 2 4 5 0 上の螺旋形状の近位上面部分 2 4 5 2 及び螺旋形状の遠位上面部分 2 4 5 4 は、以下で更に詳細に説明されるように、回転駆動ねじ 2 7 0 0 によって駆動係合され得る。

30

40

【 0 0 3 2 】

同様に、少なくとも 1 つの実施形態において、下側可撓性スパインアセンブリ 2 5 0 0 は、下部発射部材特徴部 2 3 5 0 に取り付けられた下側可撓性連結器部材 2 5 0 2 によって一緒に緩く連結されている下側パーテブラ部材 2 5 2 0 の下側シリーズ 2 5 1 0 を備える。下側可撓性連結器部材 2 5 0 2 は、下部発射部材特徴部 2 3 5 0 内の下部軸方向通路 2 3 5 4 を通って延在する下側ケーブル 2 5 0 4 を備えてもよく、下部ケーブル 2 5 0 4 の遠位端部 2 5 0 6 は、下部軸方向通路 2 3 5 4 に固定されたりテナフェルール 2 5 0 8 に取り付けられている。

【 0 0 3 3 】

50

図 14 から分かるように、各下側パーテブラ部材 2520 は、近位端部 2524 及び遠位端部 2528 を有する下側パーテブラ本体部分 2522 を備える。下側中空通路 2529 は、下側可撓性連結器部材 2502 の通路を収容するために、下側パーテブラ本体部分 2522 を通って延在する。各下側パーテブラ部材 2520 は、下側パーテブラ本体部分 2522 から突出する、上向きに延在する下側駆動特徴部又は下側パーテブラ部材歯 2550 を更に備える。各下側パーテブラ部材歯 2550 は、螺旋形状の近位下面部分 2552 及び螺旋形状の遠位下面部分 2554 を有する。下側パーテブラ本体部分 2522 の各近位端部 2524 は、その中に下側近位嵌合特徴部 2526 を有し、各遠位端部 2528 は、その中に形成された下側遠位嵌合特徴部 2530 を有する。少なくとも 1 つの実施形態では、下側近位嵌合特徴部 2526 は凹状リセス 2527 を備え、各下側遠位嵌合特徴部 2530 は凸状マウンド 2531 を備える。下側シリーズ 2510 に配置されたとき、1 つの下側パーテブラ部材 2520 上の凸状マウンド 2531 は、下側シリーズ 2510 内の隣接する下側パーテブラ部材 2520 上の凹状リセス 2527 と接触及び嵌合して下側パーテブラ部材 2520 をほぼ整列した状態に維持し、それにより、対応する各下側歯 2550 上の螺旋形状の近位下面部分 2552 及び螺旋形状の遠位下面部分 2554 は、以下で更に詳細に説明されるように、回転駆動ねじ 2700 によって駆動係合され得る。

10

【0034】

ここで図 5、図 7、及び図 8 を参照すると、少なくとも 1 つの装置において、発射駆動システム 2300 は、上側パーテブラ部材 2420 の上側シリーズ 2410 及び下側パーテブラ部材 2520 の下側シリーズ 2510 と駆動可能に連係するように構成された回転駆動ねじ 2700 を更に備える。図示の装置では、回転駆動ねじ 2700 は、近位支持シャフト 2120 内の軸方向通路 2126 内に回転可能に支持された近位回転駆動シャフト 2610 を含む回転駆動システム 2600 によって駆動される。図 7 を参照されたい。近位回転駆動シャフト 2610 は、近位端部 2612 及び遠位端部 2614 を備える。近位端部 2612 は、モータ 2006 又は外科用器具のハウジング内に収納された他の回転運動源によって駆動されるギアボックス 2004 又は他の装置と連係してもよい。図 2 を参照されたい。そのような回転運動源は、近位回転駆動シャフトを、近位支持シャフト 2120 内の軸方向通路 2126 内でシャフト軸 SA を中心に回転させる。

20

【0035】

近位回転駆動シャフト 2610 は、関節継手 2200 に対して近位である場所において、細長いシャフトアセンブリ 2000 内に動作可能に支持され、また、関節継手 2200 を通って軸方向に「広がる」又は延在する定速 (constant velocity、CV) 駆動シャフトアセンブリ 2620 と動作可能に連係する。図 8、図 16、及び図 17 に見られるように、少なくとも 1 つの装置では、CV 駆動シャフトアセンブリ 2620 は、近位 CV 駆動アセンブリ 2630 及び遠位 CV 駆動シャフト 2670 を備える。近位 CV 駆動アセンブリ 2630 は、近位回転駆動シャフト 2610 の遠位端部 2614 内の同様の形状の連結器キャビティ 2616 内に回転不能に受容されるように構成された取付シャフト 2634 からなる近位シャフトセグメント 2632 を備える。近位シャフトセグメント 2632 は、移動可能に連結された駆動継手 2650 のシリーズ 2640 と動作可能に連係する。

30

【0036】

図 18 から分かるように、少なくとも 1 つの装置では、各駆動継手 2650 は、第 1 又は遠位球形部分 2660 と、第 2 又は近位球形部分 2652 と、を備える。遠位球形部分 2660 は、近位球形部分 2652 よりも大きい。遠位球形部分 2660 は、その中に隣接する駆動継手 2650 の近位球形部分 2652 を回転可能に受容するように構成されたソケットキャビティ 2662 を備える。各近位球形部分 2652 は、図 16 から分かるように、隣接する駆動継手 2650 の遠位球形部分 2660 内の対応するピンスロット 2664 内に移動可能に受容されるように構成された一对の直径方向に対向する継手ピン 2654 を備える。最近位の駆動継手 2650 P の近位球形部分 2652 P は、図 16 に示されるように、近位シャフトセグメント 2632 の遠位ソケット部分 2636 内に回転可能に受容される。継手ピン 2654 P は、遠位ソケット部分 2636 内の対応するピンスロ

40

50

ット 2 6 3 7 内に受容される。図 1 6 から更に分かるように、移動可能に連結された駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 における最遠位の駆動継手 2 6 5 0 D は、遠位 C V 駆動シャフト 2 6 7 0 に移動可能に連結されている。

【 0 0 3 7 】

少なくとも 1 つの装置では、遠位 C V 駆動シャフト 2 6 7 0 は、最遠位の駆動継手 2 6 5 0 D 内のソケットキャビティ 2 6 6 2 D 内に移動可能に受容されるように寸法決めされた近位球形部分 2 6 7 2 を備える。近位球形部分 2 6 7 2 は、最遠位の駆動継手 2 6 5 0 D 内のピンスロット 2 6 6 4 D 内に移動可能に受容される継手ピン 2 6 7 4 を含む。遠位 C V 駆動シャフト 2 6 7 0 は、関節継手 2 2 0 0 の遠位に位置付けられる回転駆動ねじ 2 7 0 0 に回転不能に連結されるように構成された遠位方向に延在するシャフトステム 2 6 7 6 を更に備える。遠位 C V 駆動シャフト 2 6 7 0 は、フランジ 2 6 7 7 と、その上にスラスト軸受ハウジング 2 6 8 0 を受容するための装着パレル部分 2 6 7 8 と、を含む。

10

【 0 0 3 8 】

図示の装置では、移動可能に連結された駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 が関節運動するとき、継手ピン 2 6 7 4 は、隣接する駆動継手 2 6 5 0 の対応するピンスロット 2 6 6 4 内に残存する。図 1 8 に示される例では、各駆動継手は、ピッチ方向及びヨー方向におよそ 1 8 度の関節運動が可能となり得る。図 1 6 は、シリーズ内の各駆動継手 2 6 5 0 がピッチ及びヨーにおいて完全に 9 0 度関節運動されたときの駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 の角度を示しており、これはおよそ 1 0 0 . 9 度の角度 をもたらす。このような装置では、各遠位球形部分 2 6 6 0 の外側表面は、隣接又は近接する近位球形部分 2 6 5 2 の外側表面とのクリアランスを有して、1 8 度の限界に達するまで無制限の運動を可能にする。剛性の設計及び制限された小さい角度は、移動可能に連結された駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 が、全体的に大きい角度で高い負荷をねじり方向に担持することを可能にする。

20

【 0 0 3 9 】

図示の装置では、関節継手 2 2 0 0 は、外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 内に支持された関節継手ばね 2 2 3 0 を備える。外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 は、細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 に取り付けられた遠位端部 2 2 1 2 を含む。例えば、図 6 から分かるように、外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の遠位端部 2 2 1 2 は、細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 に螺合可能に受容されるように遠位装着ブッシング 2 7 2 0 を通って延在する一対のキャップねじ 2 7 2 2 によって、細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 に取り付けられている。エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の近位端部 2 2 1 4 は、近位支持シャフト 2 1 2 0 の遠位端部 2 1 2 4 に取り付けられている。エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の近位端部 2 2 1 4 は、近位支持シャフト 2 1 2 0 の遠位端部 2 1 2 4 内に装着されたねじ山付きインサート 2 1 2 5 に螺合可能に受容されるように近位装着ブッシング 2 7 5 0 を通って延在する一対のキャップねじ 2 7 3 2 によって、近位支持部材 2 1 2 0 の遠位端部 2 1 2 4 に取り付けられている。

30

【 0 0 4 0 】

駆動継手 2 6 5 0 が関節運動中に座屈するのを防止するために、移動可能に連結された駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 は、外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 内に支持される少なくとも 1 つの低摩擦関節継手ばね 2 7 3 0 を通って延在する。図 1 9 を参照されたい。関節継手ばね 2 7 3 0 は、関節継手ばね 2 7 3 0 と駆動継手 2 6 5 0 との間にわずかな半径方向隙間が提供されるように、駆動継手 2 6 5 0 に対して寸法決めされる。関節継手ばね 2 7 3 0 は、ねじりの発射負荷よりも相当に低くなり得る関節運動負荷を担持するように設計される。継手ばねは、駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 よりも長い、そのため、駆動継手は軸方向に遊動する。駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 の「ハードスタック」が、関節継手ばね 2 7 3 0 のハードスタックよりも長い場合、駆動継手 2 6 5 0 は、発射負荷及び関節運動負荷を駆動継手 2 6 5 0 のシリーズ 2 6 4 0 を通して軸方向に解消させる関節運動圧縮リミッタとして機能し得る。発射負荷が駆動継手 2 6

40

50

50のシリーズ2640を通して軸方向に解消するとき、負荷は、関節継手2200を直線状にしようとし得るか、あるいは言い換えれば、関節運動解除を引き起こそうとし得る。関節継手ばね2730のハードスタックが、駆動継手2650のシリーズ2640のハードスタックよりも長い場合、発射負荷は、エンドエフェクタ内に収められ、発射負荷は、駆動継手2650を通して、あるいはばね2730を通して解消しない。

【0041】

駆動継手2650が常に互いに係合されることを更に確実にするために、近位駆動ばね2740を用いて、軸方向付勢力を駆動継手2650のシリーズ2640に加える。例えば、図8、図19、及び図20から分かるように、近位駆動ばね2740は、近位装着ブッシング2734と、近位シャフトセグメント2632の遠位ソケット部分2636と近位パレル部分2638との間に形成された支持フランジと、の間に配置される。一装置では、近位駆動ばね2740は、近位シャフトセグメント2632の近位パレル部分2638上に受容されるエラストマーリング/ブッシングを備えてもよい。近位駆動ばね2740は、駆動継手2650と一緒に軽く付勢して、関節運動中に生じ得る任意の間隙を減少させる。これは、駆動ジョイント2650が負荷をねじり伝達することを確実にする。しかしながら、少なくとも1つの装置において、近位駆動ばね2740は、関節継手2200を通して並進するための発射負荷を生じさせるのに十分に高い軸方向負荷を加えないことが理解されよう。

10

【0042】

図9及び図10から分かるように、発射部材2310上の上部発射部材特徴部2320は、各上側パーテブラ部材2420上の上側歯2450の半分に相当する遠位上側発射部材歯セグメント2330を備える。加えて、各上側パーテブラ部材2420上の上側歯2450と同一である近位上側発射部材歯2336は、遠位上側発射部材歯セグメント2330から離隔されている。遠位上側発射部材歯セグメント2330及び近位上側発射部材歯2336は、発射部材2310の上部発射部材特徴部2320と一体的に形成されてもよい。同様に、発射部材2310の下部発射部材特徴部2350は、下部発射部材特徴部2350上に一体的に形成された、遠位下側発射部材歯2360及び近位下側発射部材歯2366を備える。例えば、少なくとも1つの装置では、堅固に取り付けられた歯2330、2336、2360、及び2366を有する発射部材2310は、従来の金属射出成形技術を使用して1つの一体構成要素として一度に製作されてもよい。

20

30

【0043】

上述したように、上側パーテブラ部材2520の各々は、上部ケーブル2404の形態をなす上側可撓性連結器部材2402上に移動可能に受容される。上述したように、上部ケーブル2404の遠位端部2406は、発射部材2310の上部発射部材特徴部2320に固定されている。同様に、下側パーテブラ部材2520の各々は、下側ケーブル2504の形態をなす下側可撓性連結器部材2502上に移動可能に受容される。下側ケーブル2504の遠位端部2506は、発射部材2310の下部発射部材特徴部2350に固定されている。少なくとも1つの装置では、上部ケーブル2404及び下部ケーブル2504は、近位シャフト部分2100を通過して延在し、また、以下で更に詳細に説明されるように、発射部材駆動システムが故障した場合に発射部材2310をその定位置又は始動位置に後退させるために、ハウジング内に支持されたバイルアウト装置と係合し得る。

40

【0044】

再び図8を参照すると、上側パーテブラ部材2420の上側シリーズ2410の軸方向長さ AL_U と下側パーテブラ部材2520の下側シリーズ2510の軸方向長さ AL_L は等しく、また、上側パーテブラ部材2420の上側シリーズ2410における最近位の上側パーテブラ部材2420及び下側パーテブラ部材2520の下側シリーズ2510における最近位の下側パーテブラ部材2520が回転駆動ねじ2700に駆動係合したままである間に、ステーブルカートリッジ内での定位置又は始動位置から最遠位の終了位置への発射部材2310の完全な遠位前進を容易にするのに十分な長さでなければならない。図8から分かるように、上側圧縮制限ばね2421は、上側パーテブラ部材2420の上側

50

シリーズ 2 4 1 0 における最近位の上側バーテブラ部材 2 4 2 0 P と関係するように構成されている。上側圧縮制限ばね 2 4 2 1 は、上部ケーブル 2 4 0 4 上に軸支され、上部ケーブル 2 4 0 4 上に圧着される上側フェルール 2 4 2 5 によって定位置に保持される上側ばねホルダ 2 4 2 3 によって、最近位の上側バーテブラ部材 2 4 2 0 P に付勢係合して保持されている。上部ケーブル 2 4 0 4 は、近位支持シャフト内に支持される上側ハイポチューブ 2 4 3 3 を通って延在する。同様に、下側圧縮制限ばね 2 5 2 1 は、下側バーテブラ部材 2 5 2 0 の下側シリーズ 2 5 1 0 における最近位の下側バーテブラ部材 2 5 2 0 P と関係するように構成されている。下側圧縮ばね 2 5 2 1 は、下側ケーブル 2 5 0 4 上に軸支され、下側ケーブル 2 5 0 4 上に圧着される下側フェルール 2 5 2 5 によって定位置に保持される下側ばねホルダ 2 5 2 3 によって、最近位の下側バーテブラ部材 2 5 2 0 P に付勢係合して保持されている。下側ケーブル 2 5 0 4 は、近位支持シャフト内に支持される下側ハイポチューブ 2 5 3 3 を通って延在する。

10

【 0 0 4 5 】

(エンドエフェクタが関節運動位置に配置された後に) 上側バーテブラ部材 2 4 2 0 及び下側バーテブラ部材 2 5 2 0 が関節継手を介して角度をなすとき、それぞれのバーテブラ部材 2 4 2 0、2 5 2 0 間の間隙は、各シリーズ 2 4 1 0、2 5 1 0 において増大し、これにより、ばね 2 4 2 1、2 5 2 1 はよりきつくなる。圧縮制限ばね 2 4 2 1、2 5 2 1 はそれぞれ、ケーブル 2 4 0 4、2 5 0 4 に十分な緩みを提供して、バーテブラ部材 2 4 2 0、2 5 2 0 が最も極端な関節運動角度にわたって角度をなすことを可能にする。ケーブル 2 4 0 4、2 5 0 4 が過度にきつく引っ張られた場合、ばねホルダ 2 4 2 3、2 5 2 3 は、それらのそれぞれの最近位のバーテブラ部材 2 4 2 0 P、2 5 2 0 P に接触することになる。そのような圧縮制限装置は、それぞれのシリーズ 2 4 1 0、2 5 1 0 におけるバーテブラ部材 2 4 2 0、2 5 2 0 が常に一緒に十分に接近したままであることを確実にし、その結果、回転駆動ねじ 2 7 0 0 は、以下で更に詳細に論じられる様式でそれらを常に駆動係合することになる。バーテブラ部材 2 4 2 0、2 5 2 0 が再び直線状に整列されると、圧縮制限ばね 2 4 2 1、2 5 2 1 は、バーテブラ部材間のいくらかの圧縮を依然として維持しながら、部分的に弛緩し得る。

20

【 0 0 4 6 】

上述のように、上側バーテブラ部材 2 4 2 0 が上側シリーズ 2 4 1 0 に配置され、下側バーテブラ部材 2 5 2 0 が下側シリーズ 2 5 1 0 に配置されているとき、各バーテブラ部材の凸状マウンド及び凹状溝部並びに圧縮リミッタばねは、上側及び下側バーテブラ部材を、回転駆動ねじ 2 7 0 0 による駆動係合のために比較的直線的な位置合わせに維持するように機能する。図 9 及び図 1 0 から分かるように、上側バーテブラ部材 2 4 2 0 が直線状に整列しているとき、上側歯 2 4 5 0 は、回転駆動ねじ上の螺旋状駆動ねじ山 2 1 7 0 との駆動係合を容易にする、全体として 2 4 6 0 で指定される開口空間によって互いから離隔されている。同様に、下側バーテブラ部材 2 5 2 0 が直線状に整列しているとき、下側バーテブラ部材歯 2 5 5 0 は、回転駆動ねじ 2 7 0 0 の螺旋状駆動ねじ山 2 1 7 0 との駆動係合を容易にする、全体として 2 5 6 0 で指定される開口空間によって互いから離隔されている。

30

【 0 0 4 7 】

図 8 及び図 2 2 を参照すると、回転駆動ねじ 2 7 0 0 は、遠位 C V 駆動シャフト 2 6 7 0 の遠位方向に延在するシャフトステム 2 6 7 6 を受容するためのソケット 2 7 0 4 をその中に有するねじ本体 2 7 0 2 を備える。複数の玉軸受 2 7 1 6 をその中に支持するための内部半径方向溝 2 7 1 4 (図 1 0) が、スクリュウ本体 2 7 0 2 に形成される。一装置では、例えば、1 2 個の玉軸受 2 7 1 6 が採用される。半径方向溝 2 7 1 4 は、ねじ本体 2 7 0 2 とスラスト軸受ハウジング 2 6 8 0 の遠位端部との間で玉軸受 2 7 1 6 を支持する。玉軸受 2 7 1 6 は、回転駆動ねじ 2 7 0 0 の軸方向負荷を分散させ、玉の転がり運動によって摩擦を大幅に低減するように機能する。

40

【 0 0 4 8 】

図 2 3 から分かるように、螺旋状駆動ねじ山 2 7 1 0 は、ねじ本体 2 7 0 2 の周囲に提

50

供され、近位ねじ山スクープ特徴部 2712 を形成するように機能する。近位ねじ山スクープ特徴部 2712 は、第 1 のピッチ 2713 を伴って形成され、螺旋状駆動ねじ山 2710 の残りの部分は、第 1 のピッチ 2713 とは異なる第 2 のピッチ 2715 を伴って形成されている。図 22 及び図 23 において、領域 2718 は、第 1 のピッチ 2713 及び第 2 のピッチ 2715 が収束する場所を示す。少なくとも 1 つの実施形態では、回転駆動ねじ 2700 が全ての上側バーテブラ部材 2420 及び全ての下側バーテブラ部材 2520 を捕捉し、「すくい上げる」かあるいは駆動係合することを確実にするために、第 1 のピッチ 2713 は第 2 のピッチ 2715 よりも大きい。図 24 から分かるように、第 1 のピッチ 2713 を有する螺旋状駆動ねじ山 2710 の近位端部 2717 は、2 つの隣接する下側バーテブラ部材の歯 2550A と歯 2550B との間の開口空間 2560 内にすくい込まれており、一方、第 2 のピッチ 2715 を有する螺旋状駆動ねじ山 2710 の中央部分 2719 は、下側バーテブラ部材歯 2550B 上の螺旋形状の遠位下面部分 2554 及び近位下側発射部材歯 2366 上の螺旋形状の近位下面部分 2552 に駆動係合している。また理解され得るように、スクープ特徴部 2712 は、発射部材 2310 を遠位に駆動するとき下側バーテブラ部材歯 2550B をすくい上げる際、下側バーテブラ部材歯 2550A の螺旋形状の遠位下面部分 2554A に接触しなくてもよい。螺旋状駆動ねじ山 2710 は、同様の様式で上側バーテブラ部材 2420 の歯 2450 と関係する。

10

【0049】

パワースクリューは、周囲に完全に 360 度のナットを有するねじ山付きロッドである。パワースクリューの回転は、ナットを長手方向に前進又は移動させる。しかしながら、本装置では、空間的な制約のために、完全な 360 度のナットはエンドエフェクタの内側に嵌合することができない。一般的な意味において、上側可撓性スパインアセンブリ 2400 及び下側可撓性スパインアセンブリ 2500 は、回転駆動ねじ 2700 によって回転可能に駆動される半径方向/長手方向にセグメント化された「パワースクリューナット」を備える。回転駆動ねじが第 1 の回転方向に回転させられるとき、回転駆動ねじ 2700 は、バーテブラ部材の上側シリーズ及び下側シリーズの各々における 1 つ又は 2 つ以上のバーテブラ部材を長手方向に駆動する一方で、バーテブラ部材 2420、2520 は半径方向に同じ場所に留まる。上側シリーズ 2410 及び下側シリーズ 2510 は、回転駆動ねじ 2700 の周りで回転することを制約され、長手方向にのみ移動することができる。一装置では、上側シリーズ 2410 の上側バーテブラ部材 2420 及び下側シリーズ 2510 の下側バーテブラ部材 2520 は、それぞれ 10 度未満でのみ回転駆動ねじ 2700 を取り囲む。

20

30

【0050】

図 25 は、定位置又は始動位置にある発射部材 2310 を示す。図 25 から分かるように、回転駆動ねじ 2700 上の螺旋状駆動ねじ山 2710 の一部分は、遠位上側発射部材歯セグメント 2330 と近位上側発射部材歯 2336 との間に係合され、螺旋状駆動ねじ山 2710 の別の部分は、発射部材 2310 上の遠位下側発射部材歯 2360 と近位下側発射部材歯 2366 との間に係合される。そのような装置は、回転駆動ねじ 2700 が発射部材 2310 の遠位及び近位の動きを正確に制御することを可能にし、これは、以下で更に詳細に論じられるように、アンビル 1210 の正確な動きをもたらし得る。発射部材 2310 が発射ストローク中に十分に遠位に前進させられると、螺旋状駆動ねじ山 2710 は、上側及び下側バーテブラ上の歯に動作可能に係合する。図 26 を参照されたい。

40

【0051】

外科用器具 10 はまた、関節運動を外科用エンドエフェクタ 1000 に加えて、外科用エンドエフェクタを細長いシャフトアセンブリ 2000 に対して関節運動させるように構成された関節運動システム 2240 を備える。少なくとも 1 つの装置では、例えば、関節運動システムは、細長いシャフトアセンブリ 2000 を通って延在する 4 つの関節運動ケーブル 2242、2246、2250、及び 2254 を備える。図 27 を参照されたい。図示の装置では、関節運動ケーブル 2242、2246 は、近位装着ブッシング 2750、エラストマー継手アセンブリ 2210 の近位端部 2214、並びにエラストマー継手ア

50

センブリ 2 2 1 0 の遠位端部 2 2 1 2 又は外科用器具の他の部分に固定される中央リブセグメント 2 2 1 6 を通過している。同様に、関節運動ケーブル 2 2 5 0 及び 2 2 5 4 は、近位装着ブッシング 2 7 5 0、エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の近位端部 2 2 1 4、並びにエラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の遠位端部 2 2 1 2 又は外科用エンドエフェクタの他の部分に固定される中央リブセグメント 2 2 1 8 を通過している。ケーブル 2 2 4 2、2 2 4 6、2 2 5 0、及び 2 2 5 4 は、外科用器具 1 0 のハウジング内に支持される関節運動制御システムと動作可能に連係する。例えば、各ケーブル 2 2 4 2、2 2 4 6、2 2 5 0、及び 2 2 5 4 の近位部分は、所望の様式で各ケーブル 2 2 4 2、2 2 4 6、2 2 5 0、及び 2 2 5 4 を繰り出し、また後退させるように構成された外科用器具 1 0 のハウジング部分内にある対応する回転スプール又はケーブル管理システム 2 0 0 7 (図 2) 上に巻き取られてもよい。スプール/ケーブル管理システムは、モータ駆動式であっても、手動式(ラチェット装置など)であってもよい。図 2 9 は、細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 に対する、第 1 の関節運動平面を通じた外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 の関節運動を示している。図 3 0 は、細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 に対する、第 2 の関節運動平面を通じた外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 の関節運動を示している。図 3 1 は、細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 に対する、複数の関節運動平面を通じた外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 の関節運動を示している。

10

【 0 0 5 2 】

図 3 2 ~ 図 3 4 は、エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 ' の形態をなす代替的な関節継手 2 2 0 0 ' を示す。図 3 3 に見られるように、各関節運動ケーブルは、エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 ' のリブ 2 2 1 6 ' に装着された対応するばね 2 2 1 5 ' を通過する。例えば、ケーブル 2 2 4 2 は、ばね 2 2 4 4 を通って延在する。ケーブル 2 2 4 6 は、ばね 2 2 4 8 を通って延在する。ケーブル 2 2 5 0 は、ばね 2 2 5 2 を通って延在し、ケーブル 2 2 5 4 は、ばね 2 2 5 6 を通って延在する。上述したように、エンドエフェクタは、適切なケーブル 2 2 4 2、2 2 4 6、2 2 5 0 及び 2 2 5 4 を引っ張ったり緩めたりすることによって関節動作される。より高度な関節安定性を伴ってより大きな関節運動角度を達成するために、ばね 2 2 4 4、2 2 4 8、2 2 5 2、及び 2 2 5 6 の各々は、エンドエフェクタを押し、それを通して延在するケーブルを引っ張るために、エラストマー継手のリブを通して摺動することができる。ばね 2 2 4 4、2 2 4 8、2 2 5 2、及び 2 2 5 6 はまた、ケーブル 2 2 4 2、2 2 4 6、2 2 5 0、及び 2 2 5 4 がきつく引っ張られるとリブ内に後退する。ばね 2 2 4 4、2 2 4 8、2 2 5 2 及び 2 2 5 6 の各々は、それらを通過する特定のケーブル上に緩く着座する。各ケーブル及び対応するばねは、細長いシャフトアセンブリ 2 0 0 0 内に支持され、その近位端部から押し引きされ得る対応する中実ロッドで終端し得るか、あるいは別様にそれに連結され得る。ケーブルが引っ張られると、対応するばねは、負荷をほとんどあるいは全く担持しない。ばねが押されると、ケーブルはほとんど負荷を担持しないが、エンドエフェクタの動きを制限するのに役立つ。ケーブルとばねとの間のこの連係は、例えば、90度に接近し得る、より高い関節運動角度を促進し得る。

20

30

【 0 0 5 3 】

本明細書に開示される半径方向/長手方向にセグメント化されたパワースクリューナット装置は、360度のナットと同じ制約を有していないので、上側シリーズ 2 4 1 0 の上側バーテブラ部材 2 4 2 0 及び下側シリーズ 2 5 1 0 の下側バーテブラ部材 2 5 2 0 は、それらの負荷が長手方向において発射部材に伝達されることを確実にするように制約される。上側バーテブラ部材 2 4 2 0 の各々を所望の向きに維持するために、また上側バーテブラ部材 2 4 2 0 が関節継手 2 2 0 0 を通って移動するときには引っ掛かること、又は向きを失うことを防止するために、上側バーテブラ部材 2 4 2 0 は、関節継手 2 2 0 0 の外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 の上側部分を通して延在する上側スリーブ 2 4 7 0 を通るよう整理される。図 2 7、図 2 8、及び図 3 5 を参照されたい。上側スリーブ 2 4 7 0 の遠位端部 2 4 7 2 は、細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 内に支持され、上側スリーブ 2 4 7 0 の近位端部 2 4 7 4 は、近位支持シャフト 2 1 2 0 の遠位端部内

40

50

に支持される。上側スリーブ 2 4 7 0 が外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 とともに曲がることを可能にするために、上側スリーブ 2 4 7 0 は、低い摩擦係数を有しかつ可撓性であるポリマー又はプラスチック材料から製造される。上側スリーブ 2 4 7 0 は、上側パーテブラ部材 2 4 2 0 が、上側スリーブ 2 4 7 0 の材料の摩擦係数よりも高い摩擦係数を有し得るエラストマー材料から製作された外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 に接触することを防止する。別の言い方をすれば、上側スリーブ 2 4 7 0 は、上側パーテブラ部材 2 4 2 0 が関節継手 2 2 0 0 を横断するとき、低摩擦性であり、可撓性であり、連続的であり、途切れがなく、かつ完全に封入された、上側パーテブラ部材 2 4 2 0 のための経路を形成する。

【 0 0 5 4 】

同様に、下側パーテブラ部材 2 5 2 0 が関節継手 2 2 0 0 を通過する際に下側パーテブラ部材 2 5 2 0 を支持するために、下側スリーブ 2 5 7 0 が採用される。下側スリーブ 2 5 7 0 の遠位端部 2 5 7 2 は、細長いチャンネルの近位端部内に支持され、下側スリーブ 2 5 7 0 の近位端部は、近位支持シャフト 2 1 2 0 の遠位端部内に支持される。上側スリーブ 2 4 7 0 と同様に、下側スリーブ 2 5 7 0 が外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 とともに曲がることを可能にするために、下側スリーブ 2 5 7 0 は、低い摩擦係数を有しかつ可撓性であるポリマー又はプラスチック材料から製造される。下側スリーブ 2 5 7 0 は、下側パーテブラ部材 2 5 2 0 が関節継手 2 2 0 0 を通過する際に外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 と接触することを防止する。別の言い方をすれば、下側スリーブ 2 5 7 0 は、下側パーテブラ部材 2 5 2 0 が関節継手 2 2 0 0 を横断するとき、低摩擦性であり、可撓性であり、連続的であり、途切れがなく、かつ完全に封入された、下側パーテブラ部材 2 5 2 0 のための経路を形成する。様々な実施形態において、上側スリーブ 2 4 7 0 及び下側スリーブ 2 5 7 0 は、キックを生じることなく自由に曲がるように構成される。スリーブにおけるキックの形成を防止するために、少なくとも 1 つの装置では、スリーブ 2 4 7 0、2 5 7 0 は、スリーブが軸方向に移動し得るように、外側エラストマー継手アセンブリ 2 2 1 0 内に支持される。例えば、関節継手が上向きに角度をなすとき、下側スリーブ 2 5 7 0 は、遠位に摺動し、大きな曲げ半径を有し得る。同じ例における上側スリーブ 2 4 7 0 は、近位に摺動し、よりきつい曲げ半径を有し得る。軸方向に移動することによって、そうでなければきつい曲げ半径の下でキックを受けやすくなり得る継手アセンブリ 2 2 1 0 の外側に露出される材料の量が低減される。少なくとも 1 つの装置では、上側スリーブ 2 4 7 0 の遠位端部 2 4 7 2 は、上側パーテブラ部材 2 4 2 0 をアンビルキャップ 1 2 6 0 内に送り込むように構成された上側スクープ 2 4 7 6 を伴って形成される。同様に、下側スリーブ 2 5 7 0 の遠位端部は、下側パーテブラ部材 2 5 2 0 を細長いチャンネル 1 1 1 0 内のチャンネルスロット 1 1 4 0 内に送り込むように構成された下側スクープを伴って形成され得る。

【 0 0 5 5 】

上述したように、アンビル装着部分 1 2 3 0 は、細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 に形成された対応する装着クレードル又は枢動クレードル 1 1 2 0 に受容されるように構成された一対の横方向に延在する装着ピン 1 2 3 2 を備え得。装着ピン 1 2 3 2 は、上述の様式で細長いチャンネル 1 1 1 0 の近位端部 1 1 1 2 に取り付けられたアンビルキャップ 1 2 6 0 によって装着クレードル 1 1 2 0 内に枢動可能に保持される。アンビルキャップ 1 2 6 0 は、近位端部 1 2 6 2 及び遠位端部 1 2 6 4 を備え、中を通して上部発射部材特徴部 2 3 2 0 及び上側パーテブラ部材 2 4 2 0 の通路を収容するように、内部を通して延在する鍵穴形状のパーテブラ通路 1 2 6 6 を有する。図 3 6 は、アンビルキャップ 1 2 6 0 内のパーテブラ通路 1 2 6 6 を示す。回転駆動ねじ 2 7 0 0 が上側パーテブラ部材 2 4 2 0 に負荷を加えると、パーテブラ部材 2 4 2 0 は、図 3 7 の領域 A の周りで傾く傾向があり、したがって、上側パーテブラ部材歯 2 4 5 0 は、もはや回転駆動ねじ 2 7 0 0 と直角ではなくなり、代わりに、より高圧の線接触を受けることになり得る。図 3 7 の領域 B は、上側パーテブラ部材 2 4 2 0 が傾斜を停止する場所を示す。負荷の大部分が長手方向に留まり、有用な仕事を行うことを確実にするために、上側パーテブラ部材歯 2 4

10

20

30

40

50

50は、上側バーテブラ部材2420が傾斜するのと同じ量だけ角度を付けられなければならない。したがって、上側バーテブラ部材2420が傾斜するとき、上側バーテブラ部材歯2450は、回転駆動ねじ2700上の螺旋状駆動部材2710との表面接触を依然として維持し、全ての負荷は、長手方向に向けられ、垂直には向けられない。わずかに傾斜した上側バーテブラ部材の歯2450は、バーテブラ部材2420が傾けられたときに正方形のねじ山のように挙動することができ、負荷をより良好に分散させて圧力接触を低下させる。負荷の大部分を長手方向に向けることによって、長手方向負荷に対抗する摩擦の確立をもたらし得る垂直負荷が回避される。上側バーテブラ部材2420は、鍵穴形状のアンビルスロット1240を通過する際に同様に反応する。同様に、下側バーテブラ部材2520は、細長いチャンネル1110内の鍵穴形状の軸方向に延在するチャンネルスロット1140を通過するときに同様に反応する。

10

【0056】

図示の装置では、アンビル1210は、細長いチャンネルの近位端部内に支持された一対のアンビルばね1270によって開放位置に移動される。図38、図42、及び図43を参照されたい。ばね1270は、アンビル装着部分1230と一体的に形成され、そこから下向きに延在し得る、対応するアンビル制御アーム1234に枢動付勢力を加えるように位置付けられる。図38を参照されたい。

【0057】

図39～図41は、アンビル1210が開放されているとき(図39)、アンビル1210が部分的に閉鎖されているとき(図40)、及び発射部材が定位置又は始動位置から遠位方向に前進された後(図41)の、アンビル1210、発射部材2310、及びアンビルキャップ1260の各部分を示す。図39に見られるように、発射部材2310が定位置又は始動位置にあるとき、上部発射部材特徴部2320は、アンビルキャップ1260内のバーテブラ通路1266内に完全に受容される。発射ストローク中、上部発射部材特徴部2320及び上側シリーズ2410内の上側バーテブラ部材2420は、アンビルキャップ1260内のバーテブラ通路1266から鍵穴形状のアンビルスロット1240に移行しなければならない。したがって、アンビル装着部分1230とアンビルキャップ1260の遠位端部1264との間の任意の間隙「G」を最小化することが望ましい。アンビル1210の無妨害の枢動進行を容易にしながら、この間隙Gを最小化するために、アンビルキャップ1260の遠位端部1264は、アンビル装着部分1230上の湾曲した嵌合表面1231に適合する湾曲したキャップ表面1265を備えて形成される。両方の表面1265、1231は、湾曲しており、枢動軸PA又は何らかの他の基準点を中心として同心である。このような装置は、アンビル1210が半径方向に移動し、アンビルキャップ1260と干渉しない一方で、それらの間に最小の間隙Gを維持することを可能にする。アンビル装着部分1230とアンビルキャップ1260の遠位端部1264との間の間隙Gは、上側バーテブラ部材2420の長さよりも著しく短く、これは、アンビルキャップ1260内のバーテブラ通路1266から鍵穴形状のアンビルスロット1240への各上側バーテブラ部材2420の容易な移行を促進する。加えて、鍵穴形状のアンビルスロット1240の中への上部発射部材特徴部2320の移行を更に支援するために、傾斜面1241が、アンビル装着部分1230上の湾曲した嵌合表面1231に隣接して

20

30

40

【0058】

一般に、エンドカッターにおいて確立される最も高い発射力は、組織の切断及びステープル留めと関連付けられる。これらの同じ力がアンビルを閉鎖するために使用され得る場合、組織のプレクランプ及び把持の間に発生する力も同様に高くなり得る。少なくとも1

50

つの装置において、発射部材本体 2 3 1 2 は、発射部材本体 2 3 1 2 の各側面から横方向に延在する発射部材ウイング又はタブ 2 3 5 5 を更に備える。図 1 5 及び図 3 6 を参照されたい。発射部材ウイング 2 3 5 5 は、発射部材 2 3 1 0 が定位置又は始動位置から近位方向 P D に駆動されて把持目的のためにアンビル 1 2 1 0 を迅速に閉鎖するとき、対応するアンビル制御アーム 1 2 3 4 に接触するように位置付けられる。少なくとも一つの装置では、発射部材 2 3 1 0 が定位置又は始動位置にあるとき、発射部材ウイング 2 3 5 5 は、図 4 2 に示されるように、アンビル制御アーム 1 2 3 4 の遠位側に位置する。発射部材 3 2 1 0 が近位に移動されるとき、発射部材ウイング 2 3 5 5 は、アンビルばね 1 2 7 0 の付勢に抗してアンビル制御アーム 1 2 3 4 を押す（枢動方向 C）。図 4 2 を参照されたい。一装置では、発射部材 2 3 1 0 は、アンビル 1 2 1 0 を閉鎖位置に枢動させるために、短い距離 D だけ移動すればよい。一実施形態では、距離 D は、例えば、およそ 0 . 0 7 0 インチの長さであってもよい。この短い移動は、迅速な応答を可能にする。アンビル枢動点又は枢動軸 P A は、実質的なモーメントアームを作る発射部材ウイング 2 3 5 5 から比較的離れているので、発射部材 2 3 1 0（及び発射部材ウイング 2 3 5 5）の近位移動は、アンビル 1 2 1 0 に高い予圧トルクが加えられることをもたらし、アンビル 1 2 1 0 を閉鎖位置に移動させる。したがって、発射部材ウイング 2 3 5 5 は、本明細書では「予圧特徴部」と称され得る。図 4 3 を参照されたい。したがって、臨床医は、発射部材 2 3 1 0 を短い距離 D だけ近位に前進させてアンビル 1 2 1 0 を閉鎖位置に迅速に枢動させることによって、組織を切断してステープルを形成することなく、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 を使用してアンビル 1 2 1 0 と外科用ステープルカートリッジ 1 3 0 0 との間で組織を把持及び操作することができる。

【 0 0 5 9 】

発射部材 2 3 1 0 は、回転駆動ねじ 2 7 0 0 を第 2 の回転方向に回転させることによって、近位方向 P D に移動され得る。したがって、発射部材 2 3 1 0 が「定」位置又は始動位置にあるとき、アンビル 1 2 1 0 は、アンビルばね 1 2 7 0 によって完全開放位置に付勢され得る。第 1 の回転方向において回転駆動ねじ 2 7 0 0 に回転運動を加えるために回転駆動システム 2 6 0 0 を作動させることは、発射部材 2 3 1 0 を定位置又は始動位置から遠位に前進させて、アンビル閉鎖運動をアンビル 1 2 1 0 に加えて、アンビルを閉鎖させて移動させて、標的組織をアンビル 1 2 1 0 と外科用ステープルカートリッジ 1 3 0 0 との間にクランプすることになる。回転駆動ねじを第 1 の回転方向に回転させ続けると、発射部材 2 3 1 0 を、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 を通って遠位方向に前進させ続けることになる。発射部材 2 3 1 0 が遠位方向に移動すると、発射部材 2 3 1 0 は、外科用ステープルカートリッジ 1 3 0 0 内に支持されたスレッド 1 3 1 2（図 1 9）に接触し、ステープルカートリッジ本体 1 3 0 2 を通してスレッド 1 3 1 2 を遠位方向に駆動する。発射部材 2 3 1 0 が定位置又は始動位置にあるとき、外科医は、外科用エンドエフェクタを使用して組織を把持及び操作することを望む場合がある。そうするために、回転駆動システムは、第 1 の回転方向とは反対の第 2 の回転方向において、回転駆動ねじ 2 7 0 0 に第 2 の回転駆動運動を加えるように作動される。第 2 の回転方向における回転駆動ねじ 2 7 0 0 のそのような回転運動は、発射部材 2 3 1 0 を始動位置から近位に駆動し、アンビル 1 2 1 0 を閉鎖位置に迅速に枢動させることになる。したがって、少なくとも一つの実施形態によれば、発射部材 2 3 1 0 の「定位置又は始動位置」は、その最近位の位置ではない。

【 0 0 6 0 】

発射プロセス中に回転駆動システム 2 6 0 0 が回転を停止した場合、発射部材 2 3 1 0 は、外科用エンドエフェクタ内で動かなくなる場合がある。そのような例では、上部発射部材特徴部 2 3 2 0 は、アンビル 1 2 1 0 と係合したままであってもよく、下部発射部材特徴部 2 3 5 0 は、細長いチャネル 1 1 1 0 と係合したままであってもよく、それによって、外科医がアンビル 1 2 1 0 を開放位置に移動させて、アンビル 1 2 1 0 と外科用ステープルカートリッジ 1 3 0 0 との間にクランプされた組織を解放することを防止する。これは、例えば、回転駆動シャフト 2 6 1 0 に回転駆動運動を供給するモータ又は他の制御

装置が故障するか、あるいは別様に動作不能になる場合に起こり得る。そのような場合、発射部材 2 3 1 0 は、上部ケーブル 2 4 0 4 及び下側ケーブル 2 5 0 4 を近位方向に引っ張ることによって、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 内の定位置又は始動位置に後退されてもよい。例えば、上部ケーブル 2 4 0 4 の近位部分及び下側ケーブル 2 5 0 5 の近位部分は、外科用器具 1 0 のハウジング部分内の回転スプール又はケーブル管理システム 2 0 0 9 (図 2) に巻き取られてもよく、この回転スプール又はケーブル管理システムは、発射ストローク中に上部ケーブル 2 4 0 4 及び下側ケーブル 2 5 0 4 を繰り出し、また、発射部材 2 3 1 0 を後退させる必要がある場合にケーブル 2 4 0 4 、 2 5 0 4 を近位方向に後退させるように構成されている。ケーブル管理システム 2 0 0 9 は、ケーブル 2 4 0 4 、 2 5 0 4 に後退運動を加えるために、モータ駆動式又は手動式 (ラチェット装置など) であってもよい。ケーブル 2 4 0 4 、 2 5 0 4 が後退されると、上側バーテブラ部材 2 4 2 0 及び下側バーテブラ部材 2 5 2 0 は、回転駆動ねじ 2 7 0 0 を反転方向に回転させる。

10

【 0 0 6 1 】

以下の式は、回転駆動ねじ 2 7 0 0 が反転方向に回転するか否かを、リード (L) 、ピッチ直径 (d_p) 、歯角 () 、及び摩擦 (μ) によって判定するために使用され得る。

【 0 0 6 2 】

【 数 1 】

$$\mu \geq \frac{L}{\pi d_p} \cos \alpha$$

20

【 0 0 6 3 】

回転駆動ねじ 2 7 0 0 は、上記の式が真である場合に自己ロックすることができる。ほとんどの場合、多くの例において、ピッチ円直径はエンドカッターに対してほとんど固定されているが、リード角及び歯角は可変である。上側バーテブラ部材歯 2 4 5 0 及び下側バーテブラ部材歯 2 5 5 0 はほとんど正方形であるので、回転駆動ねじ 2 7 0 0 は、逆駆動可能である可能性が高い ($\cos (9 0) = 1$) 。上側バーテブラ部材歯 2 4 5 0 及び下側バーテブラ部材歯 2 5 5 0 のリードはまた、バーテブラ部材 2 4 2 0 、 2 5 2 0 と回転駆動ねじ 2 7 0 0 との間の転がり摩擦が、回転駆動ねじ 2 7 0 0 が逆駆動されることを可能にする可能性がより高いという点で有利であり得る。したがって、緊急の場合、外科医は、上側ケーブル 2 4 0 4 及び下側ケーブル 2 5 0 4 を近位方向に引っ張り、発射部材 2 3 1 0 を完全に後退させて、迅速な「ペイルアウト」を行うことができる。

30

【 0 0 6 4 】

上述したように、回転駆動システム 2 6 0 0 、並びに発射システム 2 3 0 0 及び関節運動制御システム 2 2 4 0 に関連して用いられる様々なケーブル管理システムのための相対的な制御運動は、手持ち式であっても、あるいはより大きな自動外科用システムの一部を備えてもよいハウジング 2 0 0 2 内で支持されてもよい。発射システム 2 3 0 0 、関節運動制御システム 2 2 4 0 、及び回転駆動システム 2 6 0 0 は、例えば、モータ制御され、1 つ又は 2 つ以上の制御回路によって動作されてもよい。

40

【 0 0 6 5 】

外科用器具 1 0 を使用する 1 つの方法は、腹腔鏡技術を使用して患者体内の標的組織を切断及びステープル留めするための外科用器具 1 0 の使用を含み得る。例えば、患者体内の標的組織へのアクセスを提供するために、1 つ又は 2 つ以上のトロカールが患者の腹壁を通して配置されていてもよい。外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 は、1 つのトロカールを通して挿入されてもよく、1 つ又は 2 つ以上のカメラ又は他の外科用器具は、他のトロカールを通して挿入されてもよい。外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 がトロカールカニューレを通過することを可能にするために、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 は、非関節運動した向きで位置付けられ、ジョー 1 1 0 0 及び 1 2 0 0 は、閉鎖されなければならない。例えば、挿入を目的としてジョー 1 1 0 0 及び 1 2 0 0 を閉鎖位置に保持するために、

50

回転駆動システム 2600 を作動させて、第 2 の回転運動を回転駆動ねじ 2700 に加えて、発射部材 2310 を始動位置から近位に移動させて、アンビル 1210 (ジョー 1200) を閉鎖位置に移動させることができる。図 44 を参照されたい。回転駆動システム 2600 は、発射部材 2310 をその位置に保持するために作動停止される。外科用エンドエフェクタがトロカールを通過して腹部内に入ると、回転駆動システム 2600 を作動させて、回転駆動ねじ 2700 が発射部材 2310 を遠位方向に駆動して始動位置に戻すことができ、ここでアンビルばね 1270 はアンビル 1210 を開放位置に枢動させる。図 38 を参照されたい。

【0066】

いったん腹部の内側に入ると、標的組織に係合する前に、外科医は、外科用エンドエフェクタ 1000 を有利な位置に関節運動させる必要があり得る。次いで、関節運動制御システム 2240 は、トロカールのカニューレ内に受容された細長いシャフトアセンブリ 2000 の一部分に対して 1 つ又は 2 つ以上の平面内で外科用エンドエフェクタを関節運動させるように作動される。外科医が外科用エンドエフェクタ 1000 を所望の位置に向けると、関節運動制御システム 2240 は作動停止されて、外科用エンドエフェクタ 1000 を関節運動した向きに保持する。次に、外科医は、外科用エンドエフェクタを使用して、回転駆動システムを作動させて回転駆動ねじを第 2 の回転方向に回転させて発射部材を近位に移動させ、アンビル 1210 を迅速に閉鎖させてアンビル 1210 と外科用ステープルカートリッジ 1300 との間に組織を把持することによって、標的組織又は隣接組織を把持することができる。アンビル 1210 は、回転駆動ねじ 2700 の回転を反転させることによって開放され得る。このプロセスは、標的組織がアンビル 1210 と外科用ステープルカートリッジ 1300 との間に適切に位置付けられるまで、必要に応じて繰り返され得る。

【0067】

標的組織がアンビル 1210 と外科用ステープルカートリッジとの間に位置付けられると、外科医は、回転駆動システム 2600 を作動させて、発射部材 2310 を始動位置から遠位に駆動することによって、閉鎖及び発射プロセスを開始し得る。発射部材 2310 が始動位置から遠位方向に移動するとき、発射部材 2310 は、アンビル 1210 に閉鎖運動を加え、上述した様式でアンビル 1210 を開放位置から閉鎖位置に移動させる。発射部材 2310 が遠位方向に移動するとき、発射部材 2310 は、アンビル 1210 を閉鎖位置に保持し、それによって、アンビル 1210 と外科用ステープルカートリッジ 1300 との間に標的組織をクランプする。発射部材 2310 が遠位方向に移動するとき、発射部材 2310 は、外科用ステープルカートリッジ 1300 内に支持されたスレッド 1312 に接触し、また、ステープルカートリッジ本体 1302 を通してスレッド 1312 を遠位方向に駆動する。スレッド 1312 は、ステープルカートリッジ内に支持されたドライバの列を、クランプされた標的組織に向かって連続的に駆動する。各ドライバは、その上に支持された 1 つ又は 2 つ以上の外科用ステープル又はファスナを有し、これらは次いで、標的組織を通過してアンビル 1210 の下側と成形接触するように駆動される。発射部材 2310 が遠位に移動するとき、その上の組織切断縁部 2314 は、ステープル留めされた組織を切断する。

【0068】

発射部材 2310 が外科用エンドエフェクタ 1000 (図 45) 内の終了位置まで遠位に駆動された後、回転駆動システム 2600 が反転され、これにより、発射部材 2310 が近位に後退して定位置又は始動位置に戻る。発射部材 2310 が始動位置に戻ると、アンビルばね 1270 は、アンビル 1210 を開放位置に枢動させて、外科医がステープル留めされた組織を外科用エンドエフェクタ 1000 から解放することを可能にする。ステープル留めされた組織が解放されると、外科用エンドエフェクタは、トロカールカニューレを通過して患者から引き出され得る。そうするために、外科医は、最初に、関節運動制御システム 2240 を作動させて、外科用エンドエフェクタ 1000 を非関節運動位置に戻し、また回転駆動システムを作動させて、発射部材 2310 を定位置又は始動位置から近

10

20

30

40

50

位に駆動して、ジョーを閉鎖しなければならない。その後、外科用エンドエフェクタ 1000 はトロカールカニューレから引き抜かれ得る。発射プロセス中又は後退プロセス中に、発射システムが動作不能になった場合、外科医は、本明細書に説明される様々な様式で近位方向にケーブル 2404、2505 に引張運動を加えることによって、発射部材 2310 を始動位置に後退させてもよい。

【0069】

図 46 ~ 図 68 は、以下で考察される様々な相違点を除いて、多くの態様において上述の外科用器具 10 と同一であるか、あるいは非常に類似している、別の外科用器具 22010 を示す。外科用器具 10 と同様に、外科用器具 22010 は、組織を切断及び締結するように構成された関節運動可能なエンドエフェクタを有する外科用器具が直面する課題の多くに対処し得る。様々な実施形態において、外科用器具 22010 は手持ち式デバイスを備えてもよい。他の実施形態では、外科用器具 22010 は、例えば、ロボット制御システムと呼ばれることもある自動システムを備えてもよい。様々な形態において、外科用器具 22010 は、細長いシャフトアセンブリ 24000 に動作可能に連結された外科用エンドエフェクタ 23000 を備える。細長いシャフトアセンブリ 24000 は、手持ち式のハウジングに動作可能に取り付けられてもよく、さもなければ、上述されたようなロボットシステムの一部を含んでもよい。

【0070】

図 49 に見られるように、一形態において、外科用エンドエフェクタ 23000 は、第 1 のジョー 23100 及び第 2 のジョー 23200 を備える。図示された装置では、第 1 のジョー 23100 は、近位端部 23112 と遠位端部 23114 とを備え、外科用ステープルカートリッジ 1300 を中に動作可能に支持するように構成されている、細長いチャンネル 23110 を備える。細長いチャンネル 23110 は、組み立てを、容易性を促進するために開放した下部を有し、また、開口部を覆い、細長いチャンネル 23110 に剛性を加えるために、それに取り付けられる（溶接など）ように構成されたチャンネルカバー 23113 を有する。図示の装置では、第 2 のジョー 23200 は、近位端部 23214 と遠位端部 23216 とを備えた細長いアンビル本体 23212 を備えるアンビル 23210 を備えている。一装置では、アンビルカバー 23213 が設けられて、デバイスの組み立てが容易となり、アンビル 23210 がアンビル本体 23212 に取り付けられる（溶接されるなど）ときにアンビル 23210 に剛性が加えられる。アンビル本体 23212 は、第 1 のジョー 23100 に面するステープル形成下面 23218 を備え、外科用ステープルカートリッジ 1300 内のステープル又はファスナの各々に対応するステープル形成ポケットのシリーズ（図示せず）を含み得る。アンビル本体 23212 の近位端部 23214 は、細長いチャンネル 23110 の近位端部 23112 に形成された対応する装着クレードル又は枢動クレードル 23120 に受容されるように構成された、一对の横方向に延在する装着ピン 23232 を含むアンビル装着部分 23230 を備える。装着ピン 23232 は、ねじ 23261 によって細長いチャンネル 23110 の近位端部 23112 に取り付けられ得るアンビルキャップ 23260 によって装着クレードル 23120 内に枢動可能に保持される。他の装置では、アンビルキャップ 23260 は、溶接、接着剤などによって細長いチャンネル 23110 に取り付けられてもよい。そのような装置は、開放位置（図 47）と閉鎖位置（図 48）との間で枢動軸 PA を中心として、細長いチャンネル 23110 内に装着された外科用ステープルカートリッジ 1300 に対してアンビル 23210 が枢動進行することを容易にする。そのような枢動軸 PA は、本明細書では、アンビル 23210 が開放位置から閉鎖位置に枢動されるときに枢動軸が並進しないかあるいは別様に移動しないという点で、「固定されている」と称され得る。

【0071】

図示の装置では、アンビル 23210 は、細長いチャンネル 23110 の近位端部 23112 内に支持された一对のアンビルばね 23270 によって開放位置に移動される。図 49 及び図 62 を参照されたい。ばね 23270 は、アンビル 23210 の対応する部分に枢動付勢力を加えて開放力を加えるように配置される。図 47 を参照されたい。

【 0 0 7 2 】

図示された装置では、細長いシャフトアセンブリ 2 4 0 0 0 は、シャフト軸 S A を規定し、外科用器具 2 2 0 1 0 の制御部分（例えば、手持ち式ユニット、ロボットツールドライバなど）のハウジングと動作可能に連係し得る近位シャフト部分 2 4 1 0 0 を備える。細長いシャフトアセンブリ 2 4 0 0 0 は、近位シャフト部分 2 4 1 0 0 及び外科用エンドエフェクタ 2 3 0 0 0 に取り付けられた関節継手 2 4 2 0 0 を更に備える。様々な例において、近位シャフト部分 2 4 1 0 0 は、上述の様々な様式でハウジングに動作可能に連結され得る中空の外側チューブ 2 4 1 1 0 を備える。図 4 9 から分かるように、近位シャフト部分 2 4 1 0 0 は剛性近位支持シャフト 2 4 1 2 0 を更に備えてもよく、剛性近位支持シャフト 2 4 1 2 0 は、中空外側チューブ 2 4 1 1 0 内に支持され、ハウジングから関節継手 2 4 2 0 0 まで延在する。剛性近位支持シャフト 2 4 1 2 0 は、例えば、溶接、接着剤などによって一緒に連結され得る第 1 の半体 2 4 1 2 0 A 及び第 2 の半体 2 4 1 2 0 B を備えてもよい。剛性近位支持シャフト 2 4 1 2 0 は、近位端部 2 4 1 2 2 及び遠位端部 2 4 1 2 4 を備え、内部を通して近位端部 2 4 1 2 2 から遠位端部 2 4 1 2 4 まで延在する軸方向通路 2 4 1 2 6 を含む。

10

【 0 0 7 3 】

上述したように、多くの外科用エンドエフェクタは、軸方向に移動可能な発射ビームによって外科用ステーブルカートリッジを通して遠位に押される発射部材を使用する。発射ビームは、一般に、発射部材本体の中心領域において発射部材に取り付けられる。この取付位置は、発射部材がエンドエフェクタを通して前進させられるときに発射部材に不均衡をもたらす可能性がある。そのような不均衡は、発射部材とエンドエフェクタジョーとの間の望ましくない摩擦につながる可能性がある。この付加的な摩擦の生成は、そのような摩擦を克服するために、より高い発射力の印加を必要とし得、並びにジョー及びノ又は発射部材の部分に望ましくない摩擦を引き起こし得る。発射ビームにより高い発射力を加えることは、発射ビームが関節継手を横断する際に、発射ビームにおける望ましくない屈曲をもたらし得る。そのような付加的な撓みは、特に、外科用エンドエフェクタが比較的高い関節運動角度で関節運動されるときに、関節継手の関節運動を解除させ得る。外科用器具 2 2 0 1 0 は、上述の発射システム 2 3 0 0 と多くの態様において同一であるか、又は非常に類似している発射システム 2 4 3 0 0 を採用している。したがって、外科用器具 2 2 0 1 0 の動作を理解するために必要とされる発射システム 2 4 3 0 0 のそれらの態様のみが以下で論じられる。

20

30

【 0 0 7 4 】

図 5 0 ~ 図 5 4 から分かるように、少なくとも 1 つの実施形態において、発射システム 2 4 3 0 0 は、垂直に延在する発射部材本体 2 4 3 1 2 を含む発射部材 2 4 3 1 0 を備え、発射部材本体 2 4 3 1 2 は、上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 を備える。組織切断ブレード 2 4 3 1 4 が、垂直に延在する発射部材本体 2 4 3 1 2 に取り付けられているか、又は中に形成されている。図 5 0 及び図 5 1 を参照されたい。少なくとも 1 つの装置において、発射部材 2 4 3 1 0 が、低い摩擦、高い強度、及び高い剛さを伴ってアンビル本体 2 3 2 1 2 を通過することが望ましい。図示の装置では、上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 は、T 字形の本体 2 4 3 2 2 であって、そこから突出する 2 つの横方向に延在するタブ 2 4 3 2 3 と、そこを通過して延在する上部軸方向通路 2 4 3 2 4 とを有する、T 字形の本体 2 4 3 2 2 を備える。図 5 3 を参照されたい。下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 は、そこから突出する 2 つの横方向に延在するタブ 2 4 3 5 3 と、そこを通過して延在する下部軸方向通路 2 4 3 5 4 と、を有する T 字形の本体 2 4 3 5 2 を備える。図 5 0 を参照されたい。少なくとも 1 つの装置では、上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 は、垂直に延在する発射部材本体 2 4 3 1 2 と一体的に形成されている。図 5 4 に見られるように、アンビル本体 2 3 2 1 2 は、その上に横方向に延在するタブ 2 4 3 2 3 を摺動可能に受容するための 2 つの対向するレッジ 2 3 2 4 1 を規定する、軸方向に延在するアンビルスロット 2 3 2 4 0 を備える。同様に、細長いチャンネル 2 3 1 1 0 は、その上に横方向に延在するタブ 2 4 3 5 3 を摺動可能に受

40

50

容するように構成された、軸方向に延在するチャンネルレッジ 2 3 1 4 1 を規定する、軸方向に延在するチャンネルスロット 2 3 1 4 0 を備える。

【 0 0 7 5 】

図示された装置において、発射システム 2 4 3 0 0 は、発射部材 2 4 3 1 0 の上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 に動作可能に連結されている上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 4 0 0 を備える。少なくとも 1 つの実施形態において、上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 4 0 0 は、上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 の各々を通して延在し、上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 に取り付けられている上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 によって一緒に緩く連結されている上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 の上側シリーズ 2 4 4 1 0 を備える。

【 0 0 7 6 】

図 5 2 に見られるように、各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 は、その端部から見たときに実質的に T 字形状である。一態様では、各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 は、近位端部 2 4 4 2 4 及び遠位端部 2 4 4 2 8 を有する上側パーテブラ本体部分 2 4 4 2 2 を備える。各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 は、上側パーテブラ本体部分 2 4 4 2 2 から突出する、下向きに延在する上側駆動特徴部又は上側パーテブラ部材歯 2 4 4 5 0 を更に備える。各上側パーテブラ部材歯 2 4 4 5 0 は、螺旋形状の近位上面部分 2 4 4 5 2 及び螺旋形状の遠位上面部分 2 4 4 5 4 を有する。上側パーテブラ本体部分 2 4 4 2 2 の各近位端部 2 4 4 2 4 は、弓状又はわずかに凹状の湾曲形状を有し、各遠位端部 2 4 4 2 8 は、弓状又はわずかに凸状の湾曲形状を有する。上側シリーズ 2 4 4 1 0 に配置されたとき、1 つの上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 上の凸状遠位端部 2 4 4 2 8 は、上側シリーズ 2 4 4 1 0 内の隣接する上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 上の凹状近位端部 2 4 4 2 4 と接触及び嵌合して上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 をほぼ整列した状態に維持し、そのため、各それぞれの上側パーテブラ部材歯 2 4 4 5 0 上の螺旋形状の近位上面部分 2 4 4 5 2 及び螺旋形状の遠位上面部分 2 4 4 5 4 は、本明細書に開示される様々な様式で回転駆動ねじ 2 7 0 0 によって駆動係合され得る。上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 上のこれらの湾曲した嵌合表面は、上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 が傾斜している場合であっても、それらの間で負荷をより良好に伝達することを可能にする。

【 0 0 7 7 】

少なくとも 1 つの実施形態において、上側整列部材 2 4 4 8 0 が、上側シリーズ 2 4 4 1 0 における上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 の整列を補助するために使用される。一装置では、位置合わせ部材 2 4 4 8 0 は、ニチノールワイヤ、ばね鋼などから製作され得るばね部材又は金属ケーブルを含み、遠位上側ループ端部 2 4 4 8 2 と、各上側パーテブラ本体部分 2 4 4 2 2 内の対応する上側通路 2 4 4 2 5 を通って延在する 2 つの上側レッグ部分 2 4 4 8 4 と、を備えて形成され得る。上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 は、発射部材 2 4 3 1 0 に取り付けられるように、上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 の各々の上側通路 2 4 4 2 9 を通って延在する。特に、遠位端部分 2 4 4 4 2 は、上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 内の上部軸方向通路 2 4 3 2 4 を通って延在し、上側保持ラグ 2 4 4 4 4 によってその中に固定される。上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 の近位部分は、外科用エンドエフェクタ 2 3 0 0 0 の動作及び関節運動中に上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 を繰り出し、また巻き取り、その中の所望の量の張力を維持するように機能する、本明細書に開示される様々なタイプ及び設計の対応する回転スプール又はケーブル管理システムと関係してもよい。ケーブル管理システムは、上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 における所望の量の張力を維持するために、モータ動力式であっても、手動式（ラチェット装置など）であってもよい。各可撓性連結器部材における張力の量は、細長いシャフトアセンブリ 2 4 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 2 3 0 0 0 の相対的な位置付けに応じて変化し得る。

【 0 0 7 8 】

発射システム 2 4 3 0 0 は、下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 に動作可能に連結された下側可撓性スパインアセンブリ 2 4 5 0 0 を更に備える。下側可撓性スパインアセンブリ 2 4 5 0 0 は、下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 の各々を通して延在し、下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 に取り付けられている下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 によって一緒に緩く連

10

20

30

40

50

結されている下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 の下側シリーズ 2 4 5 1 0 を備える。図 5 2 から分かるように、各下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 は、その端部から見たときに実質的に T 字形状である。一態様では、各下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 は、近位端部 2 4 5 2 4 及び遠位端部 2 4 5 2 8 を有する下側パーテブラ本体部分 2 4 5 2 2 を備える。各下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 は、下側パーテブラ本体部分 2 4 5 2 2 から突出する、上向きに延在する下側駆動特徴部又は下側パーテブラ部材歯 2 4 5 5 0 を更に備える。各下側パーテブラ部材歯 2 4 5 5 0 は、螺旋形状の近位下面部分 2 4 5 5 2 及び螺旋形状の遠位下面部分 2 4 5 5 4 を有する。下側パーテブラ本体部分 2 4 5 2 2 の近位端部 2 4 5 2 4 は、弓状又はわずかに凹状の湾曲形状を有し、各遠位端部 2 4 5 2 8 は、弓状又はわずかに凸状の湾曲形状を有する。下側シリーズ 2 4 5 1 0 に配置されたとき、1 つの下側パーテ
10
ブラ部材 2 4 5 2 0 上の凸状遠位端部 2 4 5 2 8 は、下側シリーズ 2 4 5 1 0 内の隣接する下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 上の凹状近位端部 2 4 5 2 4 と接触及び嵌合して下側パーテブラ部材歯 2 4 5 5 0 上の螺旋形状の近位下面部分 2 4 5 5 2 及び螺旋形状の遠位下面部分 2 4 5 5 4 は、本明細書に開示される様々な様式で回転駆動ねじ 2 7 0 0 によって駆動係合され得る。下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 上のこれらの湾曲した嵌合表面は、下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 が傾斜している場合であっても、それらの間で負荷をより良好に伝達することを可能にする。

【 0 0 7 9 】

少なくとも 1 つの実施形態において、下側整列部材 2 4 5 8 0 が、下側シリーズ 2 4 5
20
1 0 における下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 の整列を補助するために使用される。一装置では、下側位置合わせ部材 2 4 5 8 0 は、ニチノールワイヤ、ばね鋼などから製作され得るばね部材又は金属ケーブルを含み、遠位下側ループ端部 2 4 5 8 2 と、各下側パーテブラ本体部分 2 4 5 2 2 内の対応する下側通路 2 4 5 2 5 を通って延在する 2 つの下側レッグ部分 2 4 5 8 4 と、を備えて形成され得る。下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 は、発射部材 2 4 3 1 0 に取り付けられるように、下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 の各々の下側通路 2 4 5 2 9 を通って延在する。特に、下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 の遠位端部分 2 4 5 4 2 は、下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 内の下側軸方向通路 2 4 3 5 4 を通って延在し、下側保持ラグ 2 4 5 4 4 によってその中に固定される。下側可撓性連結器部材 2 4 5
30
4 0 の近位部分は、外科用エンドエフェクタ 2 3 0 0 0 の動作及び関節運動中に下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 を繰り出し、また巻き取り、その中の所望の量の張力を維持するように機能する、本明細書に開示される様々なタイプ及び設計の対応する回転スプール又はケーブル管理システムと連係してもよい。ケーブル管理システムは、下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 における所望の量の張力を維持するために、モータ動力式であっても、手動式（ラチェット装置など）であってもよい。各可撓性連結器部材における張力の量は、細長いシャフトアセンブリ 2 4 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 2 3 0 0 0 の相対的な位置付けに応じて変化し得る。

【 0 0 8 0 】

少なくとも 1 つの態様によれば、大きな表面積は、パーテブラ部材が互いに対してねじ
40
れ得ないように、パーテブラ部材が押すときにパーテブラ部材間に力を分配するのに有利である。アンビル及びチャンネル内の利用可能な面積は限られており、アンビル及びチャンネルは剛性のままでなければならない。T 字形状の上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 及び T 字形状の下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 は、アンビル 2 3 2 1 0 及び細長いチャンネル 2 3 1 1 0 内で利用可能な限られた空間内に嵌合する一方で、発射負荷を分散させるための大きな面積が存在することを確実にするように設計されている。各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 及び各下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 上の湾曲した表面は、これらのパーテブラの各々が、それらが傾斜している場合であっても、それら自体の間で負荷をより良好に伝達することを可能にする。上側位置合わせ部材 2 4 4 8 0 及び下側位置合わせ部材 2 4 5 8 0 はまた、上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 及び下側パーテブラ部材 2 4 5 2 0 が互いに対して
50
ねじれるのを防止するように機能してもよい。大きな表面積はまた、パーテブラ部材並

びにノ又はアンビル及びチャネルの摩損を防止するのに役立つ。上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 4 0 0 及び下側可撓性スパインアセンブリ 2 4 5 0 0 は、そうでなければ、本明細書に開示されるような回転駆動ねじ 2 7 0 0 装置と動作可能に連係する。上側可撓性連結器部材 2 4 4 4 0 及び下側可撓性連結器部材 2 4 5 4 0 はまた、発射ストローク中に発射駆動システム 2 4 3 0 0 が故障した場合に、発射部材 2 4 3 1 0 をその始動位置に後退させるために、上述の様式で使用されてもよい。

【 0 0 8 1 】

図 5 1 から分かるように、発射部材 2 4 3 1 0 上の上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 は、各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 上の上側パーテブラ部材歯 2 4 4 5 0 の半分に相当する遠位上側発射部材歯セグメント 2 4 3 3 0 を備える。加えて、各上側パーテブラ部材 2 4 4 2 0 上の上側パーテブラ部材歯 2 4 4 5 0 と同一である 2 つの近位上側発射部材歯 2 4 3 3 6 は、遠位上側発射部材歯セグメント 2 4 3 3 0 から離隔されている。遠位上側発射部材歯セグメント 2 4 3 3 0 及び近位上側発射部材歯 2 4 3 3 6 はそれぞれ、発射部材 2 4 3 1 0 の上部発射部材特徴部 2 4 3 2 0 と一体的に形成されてもよい。同様に、発射部材 2 4 3 1 0 の下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 は、下部発射部材特徴部 2 4 3 5 0 上に一体的に形成された、遠位下側発射部材歯 2 4 3 6 0 及び 2 つの近位下側発射部材歯 2 4 3 6 6 を備える。例えば、少なくとも 1 つの装置では、堅固に取り付けられた歯 2 4 3 3 0 、 2 4 3 3 6 、 2 4 3 6 0 、 及び 2 4 3 6 6 を有する発射部材 2 4 3 1 0 は、従来の金属射出成形技術を使用して 1 つの一体構成要素として一度に製作されてもよい。当業者は、発射部材 2 4 3 1 0 が、本明細書に詳細に記載された発射部材 2 3 1 0 と本質的に同じ様式で動作することを認識するであろう。

10

20

【 0 0 8 2 】

ここで図 5 5 ~ 図 5 8 を参照すると、少なくとも 1 つの態様によれば、関節継手 2 4 2 0 0 は、可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 を備える。一形態では、可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 は、移動可能に連係する環状リブ部材 2 4 8 1 0 のシリーズ 2 4 8 0 2 を備える。図 5 5 ~ 図 5 7 に見られるように、各環状リブ部材 2 4 8 1 0 は、凸状又はドーム状部分 2 4 8 2 2 を備える第 1 の面又は近位面 2 4 8 2 0 を備える。各環状リブ部材 2 4 8 1 0 は、凹状又は皿状である第 2 の面又は遠位面 2 4 8 3 0 を更に備える。各環状リブ部材 2 4 8 1 0 は、上側可撓性スパインアセンブリ 2 4 4 0 0 がそれを通過することに適応するように構成された上側スパイン通路 2 4 8 4 0 と、下側可撓性スパインアセンブリ 2 4 5 0 0 がそれを通過することに適応するように構成された下側スパイン通路 2 4 8 4 2 と、を更に備える。加えて、各環状リブ部材 2 4 8 1 0 は、関節運動ケーブル 2 4 2 4 2 、 2 2 4 4 6 、 2 4 2 5 0 、 及び 2 4 2 5 4 の形態をなす関節運動アクチュエータがそれを通過することに適応するための、4 つの関節運動通路 2 4 8 5 0 、 2 4 8 5 2 、 2 4 8 5 4 、 及び 2 4 8 5 6 を更に備える。図 4 9 を参照されたい。各環状リブ部材 2 4 8 1 0 は、そこを通る定速 (C V) 駆動シャフトアセンブリ 2 6 2 0 がそれを通過することに適応するように構成された中央駆動通路 2 4 8 6 0 を更に備える。

30

【 0 0 8 3 】

図 5 8 に見られるように、可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 は、キャップねじ 2 4 8 8 0 又は他の好適なファスナ装置によって、可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 を近位支持シャフト 2 4 1 2 0 の遠位端部 2 4 1 2 4 に取り付けるように構成された近位取付リブ 2 4 8 7 0 を備える。近位取付リブ 2 4 8 7 0 は、最近位の環状リブ部材 2 4 8 1 0 P の近位面 2 4 8 2 0 の凸状又はドーム状部分 2 4 8 2 2 を受容するか、あるいはそれと移動可能に連係するように凹状又は皿状である第 1 の面又は遠位面 2 4 8 7 2 を備える。同様に、可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 は、キャップねじ 2 4 8 8 2 又は他の好適なファスナによって可動外骨格アセンブリ 2 4 8 0 0 を細長いチャネル 2 3 1 1 0 の近位端部 2 3 1 1 2 に取り付けるように構成された遠位取付リブ 2 4 8 9 0 を備える。遠位取付リブ 2 4 8 9 0 は、最遠位の環状リブ部材 2 4 8 1 0 D の凹状又は皿状の遠位面 2 4 8 3 2 内に受容されるか、又はそれと移動可能に連係するように構成された、凸状又はドーム状部分 2 4 8 9 4 を備える、第 1 の面又は近位面 2 4 8 9 2 を備える。様々な実施形態において、環

40

50

状リブ部材 24810、24810P、及び 24810D は、任意の好適な金属（例えば、ステンレス鋼、チタンなど）又は他の好適な材料から製作され得る。環状リブ部材 24810、24810P、及び 24810D は、好適な絞り加工又は成形作業によって、機械加工又は鋳造によって形成され得る。近位面 24820 及び遠位面 24830 は、摩擦を低減し、環状リブ部材 24810、24810P、及び 24810D 間の移動を容易にするために、研磨されるか、あるいは別様に所望の滑らかな仕上げに仕上げられてもよい。一態様によれば、各環状リブ部材 24810、24810P、24810D 上の全ての縁部は、環状リブ部材間の相対移動を容易にするために丸められる。近位取付リブ 24870 及び遠位取付リブ 24890 は、同様の属性で形成されてもよい。

【0084】

外科用器具 22010 はまた、関節運動を外科用エンドエフェクタ 23000 に加えて、外科用エンドエフェクタ 23000 を細長いシャフトアセンブリ 24000 に対して関節運動させるように構成された関節運動システム 24240 を備える。少なくとも 1 つの装置では、例えば、上述のように、関節運動システム 24240 は、細長いシャフトアセンブリ 24000 を通って延在する 4 つの関節運動ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 を備える。図 49 を参照されたい。図示の装置では、関節運動ケーブル 24242、24246 は、近位取付リブ 24870 を通り、環状リブ部材 24810P、24810、及び 24810D の各々を通して、遠位取付リブ 24890 に固定される。例えば、一装置では、関節運動ケーブル 24242、24246 の各々は、対応する取付ラグ 24243 によって遠位取付リブ 24890 に固定される。図 61 及び図 63 を参照されたい。同様に、関節運動ケーブル 24250 及び 24254 は、近位取付リブ 24870 を通り、環状リブ部材 24810P、24810、及び 24810D の各々を通して延在し、対応する取付ラグ 24243 によって遠位取付リブ 24890 に固定される。

【0085】

一装置では、関節運動ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 の各々は、剛性近位支持シャフト 24120 の遠位端部 24124 内のキャビティ 24125 内に支持される対応するコイルばね 24896 を通って延在する。加えて、各コイルばね 24896 は、張力ラグ 24897 と関連付けられており、この張力ラグはまた、各それぞれの関節運動ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 上に軸支され、そこに固定されて、環状リブ部材 24810P、24810、及び 24810D を互いに、また近位取付リブ 24870 及び遠位取付リブ 24890 と移動可能に係合した状態に保持する働きをする各ばね 24896 における所望の圧縮量を達成する。ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 は、外科用器具 22010 のハウジング内に支持される関節運動制御システムと動作可能に連係する。例えば、上述のように、各ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 の近位部分は、所望の様式で各ケーブル 24242、24246、24250、及び 24254 を繰り出し、また後退させるように構成された外科用器具 22010 のハウジング部分内にある対応する回転スプール又はケーブル管理システム 2007（図 2）上に巻き取られてもよい。スプール/ケーブル管理システムは、モータ動力式又は手動動力式（ラチェット装置など）であってもよい。図 59 は、非関節運動位置にある関節継手 24200 を図示し、図 60 は、1 つの関節運動構成にある関節継手を図示する。このような装置により、外科用エンドエフェクタ 23000 は、細長いシャフトアセンブリ 24000 に対して複数の関節運動平面を通して関節運動することが可能になる。

【0086】

図 49、図 58、及び図 64 に見られるように、外科用器具 22010 は、関節継手 24200 を通って軸方向に広がるかあるいは延在する定速（CV）駆動シャフトアセンブリ 2620 を採用している。CV 駆動シャフトアセンブリ 2620 の動作及び構成は、上で詳細に説明されており、外科用器具 22010 の動作を理解するのに必要な範囲を越えてここでは繰り返されない。簡単に説明すると、上述のように、CV 駆動シャフトアセン

10

20

30

40

50

ブリ 2620 は、近位 CV 駆動アセンブリ 2630 と、遠位 CV 駆動シャフト 2670 とを備える。近位 CV 駆動アセンブリ 2630 は、近位回転駆動シャフト 2610 の遠位端部 2614 内の同様の形状の連結器キャビティ 2616 内に回転不能に受容されるように構成された取付シャフト 2634 からなる近位シャフトセグメント 2632 を備える。近位シャフトセグメント 2632 は、移動可能に連結された駆動継手 2650 のシリーズ 2640 と動作可能に連係する。図 58 に見られるように、また前述されたように、駆動継手 2650 が互いに係合されることを確実にするために、近位駆動ばね 2740 を用いて、軸方向付勢力を駆動継手 2650 のシリーズ 2640 に加える。例えば、図 58 から分かるように、近位駆動ばね 2740 は、近位装着プッシング 2734 と、近位シャフトセグメント 2632 の遠位ソケット部分 2636 と近位パレル部分 2638 との間に形成された支持フランジと、の間に配置される。一装置では、近位駆動ばね 2740 は、近位シャフトセグメント 2632 の近位パレル部分 2638 上に受容されるエラストマーオリングを備えてもよい。近位駆動ばね 2740 は、駆動継手 2650 を一緒に軽く付勢して、関節運動中に生じる任意の間隙を減少させる。これは、駆動継手 2650 が負荷をねじり伝達することを確実にする。しかしながら、少なくとも 1 つの装置において、近位駆動ばね 2740 は、関節継手 2200 を通して並進するための発射負荷を生じさせるのに十分に高い軸方向負荷を加えないことが理解されよう。

10

【0087】

駆動継手 2650 が関節運動中に座屈するのを更に防止するために、移動可能に連結された駆動継手 2650 のシリーズ 2640 は、環状リブ部材 24810 の各々の中央駆動通路 24860 を通って延在する少なくとも 1 つの低摩擦駆動部カバー 24730 を通って延在する。図 63 及び図 65 に示す装置では、駆動部カバー 24730 は、外側及び内側切断ハイポチューブ 24732 を備える。そのようなハイポチューブ 24732 は、金属（例えば、ステンレス鋼など）から作られてもよく、レーザカッタ装置を使用して作製され得る複数のシリーズの切断部又はスリットをその中に有してもよい。図示された装置では、ハイポチューブ 24732 は、外科用エンドエフェクタ 23000 が関節運動位置にある間、上側可撓性スパインアセンブリ 24400 が動作中にその上を通過するためのクリアランスを提供する上側リリーフ通路 24734 を伴って製作されてもよい。加えて、ハイポチューブ 24732 は、下側可撓性スパインアセンブリ 24500 のための同様のクリアランスを提供するための下側リリーフ通路 24736 を有してもよい。また、図 65 に見られるように、ハイポチューブ 24732 は、関節運動中に側方安定性を提供するために、直径方向に対向する側方タブ部分 24738 を伴って成形されてもよい。図 66 は、内側カットハイポチューブ 24732' を備える代替の駆動部カバー 24730' を示す。図 58、図 67、図 68、及び図 69 は、定速 (CV) 駆動シャフトアセンブリ 2620 に被せて適用される可撓性熱収縮チューブ 24732'' を備える代替的な駆動部カバー 24730'' を図示する。更に他の装置では、駆動部カバーは、コイルばね又はコイル部材も備えてもよい。

20

30

【0088】

本開示の様々な実施形態は、関節運動が可能で以前の外科用エンドカッター構成に勝る利点を提供する。例えば、関節運動するエンドエフェクタにおいて発射部材を前方に押すことは、一般的に、多くの力を必要とし、その力はバランスされなければならない。例えば、60度より大きい角度で発射部材を発射するとき、関節継手を通してビームを押すことが非常に困難になる。継手はまた、関節継手の関節運動を解除し得る著しい負荷を受ける。関節継手を通してそれぞれ可撓性であるが、関節継手に対して遠位にあるときに剛性になる、上側可撓性駆動装置及び下側可撓性駆動装置を採用することによって、関節継手ではなく、発射部材に拘束される平衡負荷を発射部材に加えながら、大きな関節運動度（例えば、70度を上回る関節運動角度）が可能となり得る。別の言い方をすれば、エンドエフェクタの関節運動解除をもたらし得る長手方向負荷の代わりに、ねじり負荷が関節継手の近位に加えられる。ねじり負荷は、関節継手に対して遠位である位置で長手方向負荷に変換される。したがって、回転駆動ねじは、ねじり運動又は負荷を、関節継手の遠位に

40

50

ある場所で発射部材に加えられる長手方向負荷に実際に変換するように機能する。

【 0 0 8 9 】

更に、ねじ山付き駆動装置を長手方向に分解することによって、ねじ山付き駆動装置は、関節継手を通して一方で、外科用エンドエフェクタの長さも効果的に減少させる。例えば、各単一のパーテブラ歯は、堅固に接続された複数のピッチよりも著しく短い。パーテブラは、関節継手を通して際に角度を付けることができる。この可撓性相互接続により、回転駆動ねじは、ピッチの全てが堅固に接続された場合に関節継手から著しく離隔されるのと比較して、関節継手に近接して位置付けられることが可能になる。

【 0 0 9 0 】

図 7 0 ~ 図 7 3 は、多くの態様における外科用器具 1 0 と類似し得る外科用器具 3 0 1 0 とともに使用され得る別の外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 を示す。外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 は、以下で論じられる相違点を除いて、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 と類似し得る。外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 は、細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 に動作可能に連結されている。細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 は、外科用器具 3 0 1 0 のハウジング部分に動作可能に取り付けられ得る。ハウジングは、臨床医によって把持、操作、及び作動されるように構成されているハンドルを備え得る。他の実施形態では、ハウジングは、本明細書に開示する外科用エンドエフェクタ及びそれらのそれぞれの等価物を作動させるのに使用することができる、少なくとも 1 つの制御運動を生成し適用するように構成された、少なくとも 1 つの駆動システムを収容するか又は別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムの一部を備え得る。

【 0 0 9 1 】

少なくとも 1 つの形式では、外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 は、第 1 のジョー 4 1 0 0 と、第 2 のジョー 4 2 0 0 と、を備える。図示された装置では、第 1 のジョー 4 1 0 0 は、近位端部 4 1 1 2 と、遠位端部 4 1 1 4 とを備え、かつ外科用ステープルカートリッジ 1 3 0 0 を中に動作可能に支持するように構成された、細長いチャンネル 4 1 1 0 を備える。図示される装置では、第 2 のジョー 4 2 0 0 は、上述のアンビル 1 2 1 0 と同様であり得る、アンビル 4 2 1 0 を備える。図示の装置では、細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 は、シャフト軸 S A を規定し、外科用器具 3 0 1 0 の制御部分（例えば、手持ち式ユニット、ロボットツールドライバなど）のハウジングと動作可能に連係する近位シャフトセグメントを備える。細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 は、近位シャフト部分及び外科用

【 0 0 9 2 】

細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 は、細長いチャンネル 4 1 1 0 の近位端部 4 1 1 2 及び関節継手 5 2 0 0 に取り付けられる、遠位スパインアセンブリ 5 0 1 0 を備えてもよい。図 7 0 を参照されたい。遠位スパインアセンブリ 5 0 1 0 は、外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 と動作可能に連係する、遠位外側チューブセグメント 5 0 2 0 内に移動不能に支持される。細長いシャフトアセンブリ 5 0 0 0 は、近位スパイン部材（図示せず）を更に含ま、近位スパイン部材は、関節継手 5 2 0 0 の近位端部と動作可能に連係し、かつ外科用器具 3 0 1 0 のハウジングに取り付けられ得るか、又は別様に動作可能に連係し得る。近位外側チューブセグメント 5 0 3 0 は、関節継手 5 2 0 0 からハウジングに戻って延在して、ハウジングと動作可能に連係する。

【 0 0 9 3 】

外科用器具 3 0 1 0 は、上部発射部材特徴部及び下部発射部材特徴部を備える、垂直に延在する発射部材本体 4 3 1 2 を含む、発射部材 4 3 1 0 を備える、発射駆動システム 4 3 0 0 を使用する。組織切断ブレード 4 3 1 4 は、垂直に延在する発射部材本体 4 3 1 2 に取り付けられるか、又はその中に形成される。発射駆動システム 4 3 0 0 は、発射部材 4 3 1 0 と動作可能に連係する駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズ 4 6 0 0 を回転可能に駆動するように構成された回転駆動ナット 4 4 0 0 を備える。回転駆動ナット 4 4 0 0 は、関節継手 5 2 0 0 に及ぶ可撓性近位セグメント 4 4 1 0 と、関節継手 5 2 0 0 の遠位にあるねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 とを備える。ねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 は

、可変ピッチねじ山 4 4 3 0 のシリーズを備え、近位端部において粗い間隔 4 4 3 2 を有し、遠位端部又は出口端においてより狭い間隔 4 4 3 4 を有する。図 7 2 を参照されたい。ねじ山付き回転駆動ナット 4 4 0 0 は、回転駆動シャフト 4 5 0 0 に取り付けられる遠位駆動ギア 4 5 1 0 と噛合して連係する、近位駆動ギア 4 4 4 0 を備える。図 7 0 を参照されたい。回転駆動シャフト 4 5 0 0 は、外科用器具 3 0 1 0 のハウジング内に支持されたギアボックス/モータ装置と連係し得る。回転駆動シャフト 4 5 0 0 の回転は、駆動ナット 4 4 0 0 をシャフト軸 S A の周りで回転させる。

【 0 0 9 4 】

回転駆動ナット 4 4 0 0 は、近位セグメント 4 4 1 0 と、ねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 と、を備える。ねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 は、関節継手 5 2 0 0 の遠位に位置し、かつ可撓性テザー 4 6 4 0 によって一緒に緩くつながれる駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズ 4 6 0 0 のに螺合可能に係合するように構成されている。少なくとも 1 つの装置では、例えば、各駆動構成要素 4 6 1 0 は、各々が上端部 4 6 1 4 及び底端部 4 6 1 8 を含む、垂直に延在するプレート部材 4 6 1 2 を備える。上端部 4 6 1 4 は、上部ねじ山セグメント 4 6 1 6 を含み、下部端部 4 4 1 8 は、下部ねじ山セグメント 4 6 2 0 を含む。上部ねじ山セグメント 4 6 1 6 及び下部ねじ山セグメント 4 6 2 0 は、回転駆動ナット 4 4 0 0 のねじ山 4 4 3 0 と螺合可能に係合するように構成されている。駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズ 4 6 0 0 は、関節継手 5 2 0 0 を可撓性に通過し、かつ遠位スパインアセンブリ 5 0 1 0 内の垂直通路 5 0 1 2 内に入るように構成されている。回転駆動ナット 4 4 0 0 の第 1 の回転方向への回転は、駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズ 4 6 0 0 を遠位方向に軸方向に移動させ、かつ回転駆動ナット 4 4 0 0 の第 2 の回転方向への回転は、駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズ 4 6 0 0 を近位方向に軸方向に移動させる。

【 0 0 9 5 】

図 7 2 を参照すると、少なくとも 1 つの装置では、各駆動構成要素 4 6 1 0 は、遠位に突出するラッチ特徴部 4 6 3 0 を更に備える。各ラッチ特徴部 4 3 6 0 は、そのすぐ遠位にある隣接する駆動構成要素 4 6 1 0 内に形成されるラッチキャビティ 4 3 6 4 内にラッチ係合で解放可能に受容されるように構成されている。駆動構成要素 4 6 1 0 が一緒にラッチされるとき、それらは、発射部材 5 3 1 0 に軸方向駆動運動を適用して、外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 を通して始動位置から終了位置まで、次いで終了位置から始動位置に戻るよう発射部材 5 3 1 0 を駆動するための駆動構成要素の軸方向に剛性シリーズ 4 6 0 0 A R を形成する。図 7 2 に見られるように、駆動構成要素 4 6 1 0 が回転駆動ナット 4 4 0 0 のねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 に進入すると、それらは一緒に緩くつながれる。駆動構成要素 4 6 1 0 が、回転駆動ナット 4 4 0 0 のねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 内の微細ピッチねじ山 4 4 3 0 と螺合可能に係合するにつれて、ラッチ構成 4 6 3 0 は、遠位に隣接する駆動構成要素 4 6 1 0 内の対応するラッチキャビティ 4 3 6 4 内にラッチして受容されて、駆動構成要素 4 6 1 0 の軸方向に剛性シリーズ 4 6 0 0 A R を形成する。一装置では、最遠位駆動構成要素 4 6 1 0 は、同様の方法で発射部材 4 3 1 0 にラッチして係合するように構成されてもよく、又は代替装置では、最遠位駆動構成要素は、発射部材 4 3 1 0 に取り外し不能に取り付けられてもよい。

【 0 0 9 6 】

図示された例では、駆動構成要素のシリーズ 4 6 0 0 内の駆動構成要素 4 6 1 0 は、ともに可撓性につながれて、その結果、関節継手を収容するために互いに対して移動することができ、かつ関節継手を通して発射ビームを押すときに一般に必要とされる補強及び支持プレートを必要としない。駆動構成要素 4 6 1 0 のシリーズが、関節継手の遠位にあるねじ山付き遠位セグメント 4 4 2 0 に進入し、それによって駆動係合されると、駆動構成要素 4 6 1 0 は、外科用エンドエフェクタ 4 0 0 0 を通して発射部材 4 3 1 0 を駆動するための軸方向に剛性の駆動構成要素のシリーズを形成する。アンビル 4 2 1 0 は、本明細書に開示される様々な方法で、ばね又は他の装置によって開放位置へと駆動され得、次いで、発射部材 4 3 1 0 が本明細書に記載される様々な様式で始動位置から終了位置へと遠位に駆動される際に、発射部材 4 3 1 0 によって閉じられ得る。ジョーの開閉を制御する

10

20

30

40

50

ために、他のジョー制御装置を使用することもできる。

【0097】

図73～図76は、関節継手6200を横断し、かつ外科用エンドエフェクタ6000を通して発射部材6130を堅固に前進させるために使用され得る、可撓性につながれた駆動構成要素6610のシリーズ6600を備える駆動システム6300を採用する、別の外科用エンドエフェクタ6000を示す。外科用エンドエフェクタ6000は、チャンネル6010を備えてもよく、このチャンネルは、外科用ステーブルカートリッジ（図示せず）をその中に動作可能に支持するように構成されている。アンビル6020は、チャンネル6010に枢動可能に連結されてもよく、かつ発射部材6130又は他の閉鎖システム装置によって開放位置と閉鎖位置との間で移動可能である。アンビル6020は、本明細書

10

【0098】

図74を参照すると、少なくとも1つの装置において、各駆動構成要素6610は、近位面6614と、遠位面6616と、底面6618上に形成されたねじ山セグメント6620とを有する、駆動構成要素本体6612を備える。各駆動構成要素6610は、近位に突出するラッチ特徴部6630を更に備える。各ラッチ特徴部6630は、その端部に形成された球状ラッチヘッド6634を有する、ネック特徴部6632を備える。ラッチ特徴部6630は、そのすぐ遠位にある隣接する駆動構成要素6610内に形成されるラッチキャビティ6336内に移動可能に受容されるように構成されている。移動可能な直列配設での駆動構成要素6610の移動可能な取付を容易にするために、球状ラッチヘッド6634は、駆動構成要素本体6612内のテーパ状通路6338を通してラッチキャビティ6636内に挿入される。球状ラッチヘッド6634は、図74に示すように配置されたときに駆動構成要素6610間の相対運動を可能にするように、ラッチキャビティ6636に対してサイズ決め及び成形されている。しかしながら、1つの駆動構成要素6610の遠位面6616が、そのすぐ遠位にある駆動構成要素の近位面6614と当接係合するように、駆動構成要素が軸方向に整列されるとき、駆動構成要素6610は、外科用エンドエフェクタ6000を通して発射部材6130を駆動することができる駆動構成要素の軸方向に剛性シリーズ6600ARを形成する。

20

【0099】

図73に見られるように、可撓性の回転駆動システム6700は、駆動構成要素6610のシリーズ6600を駆動するために採用される。一装置では、可撓性の回転駆動システム6700は、関節継手6210を通過することができ、かつ各駆動構成要素6610上のねじ山セグメント6620に螺合可能に係合するように構成された回転駆動ギア6720を含む、可撓性の回転駆動シャフト6710を備える。可撓性の回転駆動シャフト6710は、外科用器具のハウジング内に支持されたモータ/ギア装置によって回転され得る。回転駆動ギア6720の近位にある駆動構成要素6610のシリーズ6600の部分6600Fは、可撓性につながれたままであるか、又は「フロッピー」のままである。駆動構成要素6610が回転駆動ギア6720によって螺合可能に係合されると、それらは、チャンネル6010内の通路を通して駆動され、それにより、駆動構成要素は、外科用エンドエフェクタ6000を通して発射部材6130を駆動するための軸方向に剛性シリー

30

40

【0100】

発射システム構成要素が関節継手を横断する際に発射システム構成要素に印加されるねじり負荷は、軸方向負荷よりも関節継手を関節運動解除する可能性が低い。本明細書に開示される種々の実施形態は、関節継手の遠位にある場所において、ねじり負荷を長手方向負荷に伝達する。長手方向負荷がエンドエフェクタ内に含まれるので、関節運動解除が防止される。図77は、そのような利点を提供することができる1つの発射システム6800の例を示す。発射システム6800は、本明細書に記載される様々な方法で外科用エンドエフェクタ内に動作可能に支持されるように構成された発射部材6810を備える。可撓性のばね状被駆動部材6820は、発射部材6810に取り付けられる。そのような可

50

撓性のばね状被駆動部材 6820 は、比較的大きい範囲の関節運動を達成することができる関節継手領域 6840 に及ぶことができる。可撓性のばね状被駆動部材 6820 は、関節継手領域 6840 に及ぶように回転可能に支持される可撓性のばね状ねじり駆動部材 6830 によって軸方向に駆動されるように構成されている。可撓性のばね状ねじり駆動部材 6830 は、関節継手領域 6840 の遠位にある場所 6841 においてばね状被駆動部材 6820 に螺合可能に係合するように構成されている、ねじ山付きインサート 6832 を含む。可撓性のばね状ねじり駆動部材 6830 は、外科用器具のハウジング内に支持されるモータ/ギア装置によって回転し得る。可撓性のばね状ねじり駆動部材 6830 が第 1 の方向に回転すると、可撓性のばね状被駆動部材 6820 は、長手方向に並進して、発射部材 6810 を駆動する。可撓性のねじれ駆動部材 6830 の第 2 の方向への回転は、可撓性のばね状被駆動部材を近位に移動させる。

10

【0101】

図 78 は、本明細書に記載される様々な方法で外科用エンドエフェクタ内に動作可能に支持されるように構成された発射部材 6860 を備える、別の発射システム 6850 を示す。発射部材 6860 は、可撓性ケーブル 6872 によって互いに連結された球状ボール部材 6870 のシリーズ 6862 を備える、発射部材駆動アセンブリ 6861 によって駆動される。可撓性の球状ボール部材 6870 のそのようなシリーズ 6862 は、比較的大きい範囲の関節運動を達成することができる関節継手領域 6840 に及ぶことができる。可撓性の球状ボール部材 6870 のシリーズ 6862 は、関節継手領域 6890 に及ぶように回転可能に支持される可撓性のねじれ駆動部材 6880 によって軸方向に駆動されるように構成されている。可撓性のねじれ駆動部材 6880 は、関節接合領域 6890 の遠位にある場所 6892 で球状ボール部材 6870 に駆動係合するように構成されたインサート 6882 を含む。可撓性のねじれ駆動部材 6880 は、外科用器具のハウジング内に支持されるモータ/ギア装置によって回転し得る。可撓性のねじれ駆動部材 6880 が第 1 の方向に回転すると、球状ボール部材 6870 は、遠位に駆動されて互いに接触し、長手方向に並進して、発射部材 6860 を遠位に駆動する軸方向に剛性シリーズ 6862 A R を形成する。可撓性のねじれ駆動部材 6880 の第 2 の方向への回転は、球状ボール部材 6870 のシリーズを近位に移動させる。

20

【0102】

図 79 は、本明細書に記載される様々な方法で外科用エンドエフェクタ内に動作可能に支持されるように構成された発射部材 6960 を備える、別の発射システム 6950 を示す。レーザ切断されたハイポチューブ被駆動部材 6970 は、発射部材 6960 に取り付けられる。そのような可撓性の被駆動部材 6970 は、比較的大きい範囲の関節運動を達成することができる関節継手領域 6940 に及ぶことができる。可撓性の被駆動部材 6970 は、関節継手領域 6940 に及ぶように回転可能に支持される可撓性のねじれ駆動部材 6980 によって軸方向に駆動されるように構成されている。可撓性のねじれ駆動部材 6980 は、関節継手領域 6940 の遠位にある場所 6942 において可撓性の被駆動部材 6970 上のレーザ切断部 6972 に螺合可能に係合するように構成されたねじ山付きインサート 6982 を含む。可撓性のねじれ駆動部材 6980 は、外科用器具のハウジング内に支持されたモータ/ギア装置によって回転し得る。可撓性のねじれ駆動部材 6980 が第 1 の方向に回転すると、可撓性の被駆動部材 6970 は、長手方向に並進して、発射部材 6960 を駆動する。可撓性のねじれ駆動部材 6980 の第 2 の方向への回転は、可撓性の被駆動部材 6970 を近位に移動させる。

30

40

【0103】

関節運動するエンドエフェクタにおいて発射ビームを前方に押すことは、一般的に、多くの力を必要とし、このような力は、バランスをとる必要がある。例えば、60 度を超える角度に関節運動された関節継手を通して発射ビームを押すことは、一般に困難である。発射ビームが関節継手を通して横断するとき、発射ビームは、関節継手構成要素上に著しい負荷を印加することができ、これは、関節継手を関節運動解除させ得る。図 80 ~ 図 84 は、外科用エンドエフェクタ 7000 内で始動位置と終了位置との間で移動するように

50

構成された発射部材 7310 に取り付けられた可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 を備える、発射駆動システム 7300 を示す。図 80 ~ 図 82 に見られるように、可撓性の上側駆動バンド 7320 は、回転駆動ナット 7340 上の螺旋状のねじ山 7342 に螺合可能に係合するように構成されている、複数の離隔された上側駆動歯 7322 を備える。同様に、可撓性の下側駆動バンド 7330 は、回転駆動ナット 7340 上の螺旋状のねじ山 7342 に螺合可能に係合するように構成されている、複数の離隔された下側駆動歯 7332 を備える。少なくとも 1 つの装置において、可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 は、金属材料から形成され、かつ発射部材 7310 に溶接されるか、又は別の方法で取り付けられる。このような装置は、発射部材 7310 に加えられる発射負荷のバランスをとる役割を果たす。

10

【0104】

回転駆動ナット 7340 は、可撓性の上側駆動バンド 7320 と可撓性の下側駆動バンド 7330 との間の中心に配置され、かつ概して 7200 として指定される関節継手領域を通して横断する、可撓性の回転駆動シャフト 7350 上に受容される。可撓性の回転駆動シャフト 7350 は、外科用器具のハウジング内に支持されたモータ/ギア装置によって回転され得る。可撓性の回転駆動シャフト 7350 が第 1 の方向に回転すると、可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 は、発射部材 7310 を遠位側に駆動する。可撓性の回転駆動シャフト 7350 を第 2 の方向に回転させると、可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 が発射部材 7310 を近位に引っ張る。少なくとも 1 つの装置において、可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 は、可撓性の回転駆動シャフト 7350 の作動中に可撓性の上側駆動バンド 7320 及び可撓性の下側駆動バンド 7330 が回転駆動ナット 7340 を迂回することを防止するために、回転駆動ナット 7340 を取り囲むガイド部材 7360 を通過する。図 84 を参照されたい。

20

【0105】

示される装置では、発射部材 7310 は、第 1 のジョー 7010 と、第 1 のジョー 7010 に対して移動するように構成された第 2 のジョー 7030 と、を備える、外科用エンドエフェクタ 7000 を通って移動するように構成されている。1 つの実施形態では、第 1 のジョー 7010 は、外科用ステーブルカートリッジをその内部に動作可能に支持するように構成された細長いチャンネル 7012 を備える。図 80 及び図 81 を参照されたい。第 2 のジョー 7030 は、細長いチャンネル 7012 上に枢動可能に支持され、かつ細長いチャンネル 7012 に対して開放位置と閉鎖位置との間で移動可能である、アンビル 7032 を備える。図 82 に見られるように、少なくとも 1 つの形態において、発射部材 7310 は、一般的に「E ビーム」と呼ばれる形状を含む。発射部材 7310 は、発射部材が細長いチャンネル 7012 内で軸方向に駆動されるときに細長いチャンネルに摺動可能に係合するように構成された 2 つの横方向に延在するタブ 7315 を備える、下側足部特徴部 7314 を有する、垂直に延在する発射部材本体 7312 を備える。加えて、一对の上側タブ 7316 が、発射部材本体 7312 の上部部分から突出して、発射部材 7310 が閉じたアンビル 7032 を通って遠位方向に駆動されるときにアンビル 7032 に係合する。発射ストローク中、タブ 7315 及び 7316 は、細長いチャンネル 7012 内に支持された外科用ステーブルカートリッジに対してアンビル 7032 を離隔する役割を果たし得る。発射部材本体 7312 は更に、組織切断特徴部 7318 を備える。タブ 7316 はまた、発射部材 7310 が始動位置から遠位方向に移動されるときに、アンビル 7032 に閉鎖運動を加えるように機能し得る。

30

40

【0106】

図示の例では、発射駆動システム 7300 はまた、アンビル 7032 に開閉運動を加えるために使用されてもよい。図 80 ~ 図 83 に見られるように、閉鎖ナット 7370 は、可撓性の回転駆動シャフト 7350 上に螺合可能に受容されている。閉鎖ナット 7370 は、アンビル 7032 のアンビル装着部分 7034 内の対応するカムスロット 7036 内に受容されるように、閉鎖ナット 7370 の各側部から横方向に延在する、カムピン 73

50

72を備える。図80及び図81を参照されたい。そのようなカムピン7372は、可撓性の回転駆動シャフト7350の回転が閉鎖ナット7370を軸方向に移動させるように、閉鎖ナット7370が可撓性の回転駆動シャフト7350とともに回転することを防止する。したがって、可撓性の回転駆動シャフト7350の第1の方向への回転は、閉鎖ナット7370を遠位に移動させ、かつアンビル7032を開放位置から閉鎖位置にカム運動させる。可撓性の回転駆動シャフト7350の第2の回転方向への回転は、閉鎖ナット7370を近位に移動させ、かつアンビル7032を開放位置に戻すようにカム運動させる。したがって、可撓性の回転駆動シャフト7350の交互の回転は、外科医が、例えば、把持目的のためにアンビル7032を迅速に開閉することを可能にし得る。

【0107】

10

図85は、上側駆動歯7322'を有する可撓性の上側駆動バンド7320'と、金属などの材料の一片から形成される下側駆動歯7332'を有する可撓性の下側駆動バンド7330'とを備える、代替的な発射駆動アセンブリ7302を示す。可撓性の上側駆動バンド7320'はまた、発射部材7310上の上側タブ7316と同様にアンビル7032を通過するように提供される上側強度タブ7324'と、発射部材7310上のタブ7315と同様にチャンネル7012を通過するように提供される下側強度タブ7334と、を含む。図86は、上側駆動歯7322''を有する可撓性の上側駆動バンド7320''と下側駆動歯7332''を有する可撓性の下側駆動バンド7330''とを形成するように互いに積層された2つのバンドアセンブリ7302A及び7302Bから製造された、代替的な発射駆動アセンブリ7302'を示す。各バンドアセンブリ7302A、7302Bはまた、それぞれ、アンビル7032及び細長いチャンネル7012を通過するように提供される、上側強度タブ7324A''、7324B''及び下側強度タブ7334A''、7334B''を備える。

20

【0108】

発射駆動システム7300は、発射部材7310に均一な駆動運動を加えるように機能し、例えば、70度超であり得る関節運動角度に適應することができる。加えて、回転駆動ナット7340は、関節継手領域7200の遠位にある場所において、可撓性の上側駆動バンド7320及び可撓性の下側駆動バンド7330に係合するため、線形発射負荷は、エンドエフェクタに限定され、かつ関節継手を通過しない。

【0109】

30

図87～図89は、大きな関節運動角度に関節運動可能であり、かつ組織を切断及び締結するように構成されたエンドエフェクタを使用する手術器具が直面する多くの課題に対処し得る、外科用器具9010の別の形態を示す。様々な実施形態では、外科用器具9010は、手持ち式デバイスを備えてもよい。他の実施形態では、外科用器具9010は、例えば、ロボット制御システムと呼ばれることもある自動システムを含んでもよい。様々な形態において、外科用器具9010は、細長いシャフトアセンブリ12000に動作可能に連結された外科用エンドエフェクタ10000を備える。細長いシャフトアセンブリ12000は、ハウジングに動作可能に取り付けられ得る。1つの実施形態では、ハウジングは、臨床医によって把持、操作、及び作動されるように構成されているハンドルを備え得る。他の実施形態では、ハウジングは、本明細書に開示する外科用エンドエフェクタ及びそれらのそれぞれの等価物を作動させるのに使用することができる、少なくとも1つの制御運動を生成し加えるように構成された、少なくとも1つの駆動システムを収容するか又は別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムの一部を備え得る。加えて、様々な構成要素は、ハウジング内に「収容」されるか又は含まれてもよく、あるいは様々な構成要素は、ハウジングに「関連付け」られていてもよい。このような例では、構成要素は、ハウジングとともに含まれていなくてもよく、又はハウジングによって直接支持されていなくてもよい。例えば、本明細書で開示される外科用器具は、「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」と題する米国特許第9,072,535号に開示される様々なロボットシステム、器具、構成要素及び方法とともに用

40

50

いられ得、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

【0110】

1つの形式では、外科用エンドエフェクタ10000は、第1のジョー10100と、第2のジョー10200と、を備える。図示された装置では、第1のジョー10100は、近位端部10112と、遠位端部10114とを備え、かつ外科用ステーブルカートリッジ10300の中に動作可能に支持するように構成された、細長いチャンネル10110を備える。外科用ステーブルカートリッジ10300は、細長いスロット10304を内部に有する、カートリッジ本体10302を備える。複数の外科用ステーブル又はファスナ（図示せず）は、細長いスロット10304の各側に列をなして配置されたドライバ（図示せず）上にその中に格納される。ドライバは各々、カートリッジデッキ表面10306を通して開口する対応するステーブルキャビティ10308と関連付けられる。外科用ステーブルカートリッジ10300は、そこからステーブル/ファスナが放出された後に交換されてもよい。細長いチャンネル10110及び/又は外科用エンドエフェクタ10000全体が、外科用ステーブルカートリッジ10300が使用された後に廃棄される、他の実施形態が企図される。

10

【0111】

図示の装置では、第2のジョー10200は、近位端部10214と遠位端部10216とを有する細長いアンビル本体10212を備える、アンビル10210を備える。アンビル本体10212は、第1のジョー10100に面するステーブル形成下面10218を備え、外科用ステーブルカートリッジ10300内のステーブル又はファスナの各々に対応するステーブル形成ポケットのシリーズ（図示せず）を含み得る。アンビル本体10212は、アンビル本体10212の近位端部10214に隣接して形成される、一対の下方に延在する組織停止特徴部10220を更に含んでもよい。1つの組織停止特徴部10220は、各組織停止10220上の遠位端部10222が外科用ステーブルカートリッジ10300内の最近位ステーブル/ファスナに対応するように、アンビル本体10212の各側から延在している。アンビル10200が、アンビル10200のステーブル形成下面10218と外科用ステーブルカートリッジ10300のカートリッジデッキ表面10306との間に位置付けられた組織上の閉鎖位置に移動すると、組織は、組織停止部10220の遠位端部10222に接触して、組織が最近位ステーブル/ファスナを越えて近位に移動することを防止し、それによって、切断される組織がまたステーブル留めされることを確実にする。外科用ステーブルカートリッジが、以下で更に詳細に論じられるように「発射」される時、各ステーブルキャビティ内に支持されたステーブル/ファスナは、ステーブルキャビティ10308から出て、クランプされた組織を通して、アンビル10200のステーブル形成下面10218と形成接触するように駆動される。

20

30

【0112】

図88に見られるように、アンビル本体10212の近位端部10214は、細長いチャンネル10110の近位端部10112に形成された取付クレードル10120内に保持して受容されるように構成された対応する取付インサート10130内に受容されるように構成された一対の横方向に延在する取付ピン10232を備える、アンビル取付部分10230を備える。取付ピン10232は、取付インサート10130内の枢動孔10132内に枢動可能に受容され、次いで、取付インサート10130は、それらの対応するクレードル10120内に挿入され、溶接、接着剤、スナップ嵌めなどによって細長いチャンネル10110に固設される。そのような装置は、固定された（すなわち、並進しない、移動しない）枢動軸PAの周りの細長いチャンネル10110に対するアンビル10210の枢動進行を容易にする。図87を参照されたい。

40

【0113】

図示された装置では、細長いシャフトアセンブリ12000は、シャフト軸SAを規定し、外科用器具9010の制御部分（例えば、手持ち式ユニット、ロボットツールドライバなど）のハウジングと動作可能に連係する中空の外側チューブ（明確にするために省略されている）を備える。細長いシャフトアセンブリ12000は、複数の関節運動平面内

50

の複数の関節運動軸を中心とした細長いシャフトアセンブリ 1 2 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 の選択的関節運動を容易にするために、中空外側チューブ並びに外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 に取り付けられ得る、関節継手 1 2 2 0 0 を更に備える。少なくとも 1 つの装置では、例えば、関節継手 1 2 2 0 0 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 と、中央継手部材 1 2 2 3 0 と、遠位継手部材 1 2 2 5 0 とを備える。一実施例では、中央継手部材 1 2 2 3 0 は、シャフト軸 S A を横断する第 1 又は近位関節運動軸 A A₁ によって規定される第 1 又は近位関節運動平面を通して中央継手部材 1 2 2 3 0 が選択的に関節運動可能であるように、近位継手部材 1 2 2 1 0 と動作可能に連係する。また、一実施例では、遠位継手部材 1 2 2 5 0 は、遠位継手部材 1 2 2 5 0 が、シャフト軸 S A を横断し、かつ第 1 又は近位関節運動軸 A A₁ を横断する第 2 又は遠位関節運動軸 A A₂ によって規定される第 2 又は遠位関節運動平面を通して選択的に関節運動可能であるように、中央継手部材 1 2 2 3 0 と動作可能に連係する。

10

【 0 1 1 4 】

図 8 9 及び図 9 0 に見られるように、近位継手部材 1 2 2 1 0 は、2 つの離隔された側方頂部部分 1 2 2 1 4、1 2 2 1 6 を規定する、近位継手遠位面 1 2 2 1 2 を備える。頂部部分 1 2 2 1 4 は、半径方向表面 1 2 2 1 5 を規定し、頂部部分 1 2 2 1 6 は、半径方向表面 1 2 2 1 7 を規定する (図 9 0)。中央継手部材 1 2 2 3 0 は、2 つの離隔された側方近位頂部部分 1 2 2 3 4、1 2 2 3 6 を規定する、近位面 1 2 2 3 2 を備える。近位頂部部分 1 2 2 3 4 は、半径方向表面 1 2 2 3 5 を規定し、頂部部分 1 2 2 3 6 は、半径方向表面 1 2 2 3 7 を規定する。図 8 9 に見られるように、中央継手部材 1 2 2 3 0 の近位面 1 2 2 3 2 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 の近位継手遠位面 1 2 2 1 2 に向かい合い、その結果、中央継手部材 1 2 2 3 0 は、近位継手部材上の側方頂部部分 1 2 2 1 4 が中央継手部材 1 2 2 3 0 上の近位頂部部分 1 2 2 3 4 に接触する点と、近位継手部材 1 2 2 1 0 上の側方頂部部分 1 2 2 1 6 が中央継手部材 1 2 2 3 0 上の近位頂部部分 1 2 2 3 6 に接触する点との間に延在する第 1 又は近位関節運動軸 A A₁ によって規定される第 1 の関節運動平面を通して関節運動可能である。一装置では、それぞれ側方頂部部分 1 2 2 1 4、1 2 2 1 6 上の半径方向表面 1 2 2 1 5、1 2 2 1 7、及びそれぞれ近位頂部部分 1 2 2 3 4、1 2 2 3 6 上の半径方向表面 1 2 2 3 5 及び 1 2 2 3 7 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 が近位継手部材 1 2 2 1 0 に対して関節運動し得る、ロッカーポイント / 表面として作用し得る。加えて、中央継手部材 1 2 2 3 0 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 上の遠位ギアセグメント 1 2 2 1 8、1 2 2 2 0 と回転可能に噛合するように構成されている、近位の第 1 のギア歯セグメントを備える。図 8 8 を参照されたい。様々な装置において、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の半径方向表面 1 2 2 3 5 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 上の半径方向表面 1 2 2 1 5 から離隔されてもよく、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の半径方向表面 1 2 2 3 7 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 上の半径方向表面 1 2 2 1 7 から離隔されてもよい。

20

30

【 0 1 1 5 】

中央継手部材 1 2 2 3 0 は、中央継手遠位面 1 2 2 4 0 を更に備え、中央継手遠位面 1 2 2 4 0 は、上側半径方向表面 1 2 2 4 4 を形成する中心に配置された上側頂部部分 1 2 2 4 2 と、下側半径方向表面 1 2 2 4 8 を形成する下側頂部部分 1 2 2 4 6 とを規定する。図 8 9 を参照されたい。遠位継手部材 1 2 2 5 0 は、取付ブッシング 1 0 1 5 0 によって細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 に取り付けられ、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の中央継手遠位面 1 2 2 4 0 に面するか又は向かい合う近位面 1 2 2 5 1 を備える。図 8 9 及び図 9 2 を参照されたい。図 8 9 及び図 9 2 に見られるように、近位面 1 2 2 5 1 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の上側半径方向表面 1 2 2 4 4 に向かい合うか又は当接するように構成された上側半径方向表面 1 2 2 5 4 を形成する、中心に配置された上側頂部部分 1 2 2 5 2 を規定する。近位面 1 2 2 5 1 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の下側半径方向表面 1 2 2 4 8 に向かい合うか又は当接するように構成された下側半径方向表面 1 2 2 5 8 を形成する、中心に配置された下側頂部部分 1 2 2 5 6 を更に規定する。図 8 9 を参照されたい。遠位継手部材 1 2 2 5 0 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の上側ギア歯セグメント 1 2 2 4 3 と回転可能に噛み合うように構成される、上側ギア歯セグメント 1

40

50

2 2 5 3 を更に備える。加えて、遠位継手部材 1 2 2 5 0 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 上
の下側ギア歯セグメント 1 2 2 4 5 と回転可能に噛合するように構成されている、下側ギ
ア歯セグメント 1 2 2 5 5 を備える。図 9 2 を参照されたい。

【 0 1 1 6 】

遠位継手部材 1 2 2 5 0 は、遠位継手部材 1 2 2 5 0 上の上側頂部部分 1 2 2 5 2 が中
央継手部材 1 2 2 3 0 上の上側頂部部分 1 2 2 4 2 に接触するか又は向かい合う点と、遠
位継手部材 1 2 2 5 0 上の下側頂部部分 1 2 2 5 6 が中央継手部材 1 2 2 3 0 上の下側頂
部部分 1 2 2 4 6 に接触するか又は向かい合う点との間に延在する、第 2 又は遠位関節運
動軸 $A A_2$ によって規定される第 2 又は遠位関節運動平面を通して関節運動するように構
成されている。図 8 9 及び図 9 2 を参照されたい。一装置では、遠位継手部材 1 2 2 5 0
のそれぞれの上側頂部部分 1 2 2 5 2 及び下側頂部部分 1 2 2 5 6 上の半径方向表面 1 2
2 5 4、1 2 2 5 8、並びに中央継手部材 1 2 2 3 0 上のそれぞれの上側頂部部分 1 2 2
4 2 及び下側頂部部分 1 2 2 4 6 の半径方向表面 1 2 2 4 4 及び 1 2 2 4 8 は、遠位継手
部材 1 2 2 5 0 が中央継手部材 1 2 2 3 0 に対して関節運動し得る、ロッカーポイント/
表面として作用し得る。しかしながら、代替装置では、遠位継手部材 1 2 2 5 0 上の半径
方向表面 1 2 2 5 4 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 上の半径方向表面 1 2 2 4 4 から離隔さ
れてもよく、遠位継手部材 1 2 2 5 0 上の半径方向表面 1 2 2 5 8 は、中央継手部材 1 2
2 3 0 上の半径方向表面 1 2 2 4 8 から離隔されてもよい。

【 0 1 1 7 】

図 8 8 に戻ると、図示の例では、関節継手 1 2 2 0 0 は、細長いシャフトアセンブリ 1
2 0 0 0 を通って延在する 4 つのケーブル 1 2 5 1 0、1 2 5 2 0、1 2 5 3 0、及び 1
2 5 4 0 を備える、ケーブル制御システム 9 0 3 0 によって動作可能に制御される。ケー
ブル制御システム 9 0 3 0 は、外科用器具 9 0 1 0 のハウジング 9 0 2 0 内に支持され得
る。ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、外科用器具 9 0 1 0 の制御回路部分によって制御
される 1 つ又は 2 つ以上の対応するモータによって制御される複数のケーブル支持部材/
キャプスタン、プーリなどを備えてもよい。様々な実施形態では、ケーブル制御システム
9 0 3 0 は、関節運動プロセス中の正確な時間に、ケーブルの緊張（引張）及び繰り出し
を管理するように構成されている。加えて、少なくとも 1 つの装置では、ケーブル制御シ
ステム 9 0 3 0 は、以下で更に詳細に説明するように、アンビル 1 0 2 1 0 の開閉を制御
するために用いられる。

【 0 1 1 8 】

図 8 8 に見られるように、ケーブル 1 2 5 1 0、1 2 5 2 0、1 2 5 3 0、及び 1 2 5
4 0 は、細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 に回転可能に装着された閉鎖シ
ステム 1 2 6 0 0 と動作可能に連係するように構成されている。少なくとも 1 つの装置で
は、閉鎖システム 1 2 6 0 0 は、中央シャフト 1 2 6 4 0 によって相互接続された第 1 の
側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 及び第 2 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 3 0 を
備える、プーリユニット 1 2 6 1 0 を備える。図 9 3 及び図 9 4 を参照されたい。プーリ
ユニット 1 2 6 1 0 は、取付ブラケット 1 2 7 1 0 及び 1 2 7 2 0 によって細長いチャネ
ル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 内に回転可能に支持される。図 8 8 を参照されたい。
より具体的には、細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 は、発射部材パーキン
グ領域 1 0 1 4 0 を規定し、この発射部材パーキング領域 1 0 1 4 0 は、取付クレードル
1 0 1 2 0 の近位にあり、始動位置にあるときに発射部材 1 2 3 1 0 を動作可能に支持す
るように構成されている。各取付ブラケット 1 2 7 1 0、1 2 7 2 0 は、シャフト軸 $S A$
の各側で発射部材パーキング領域 1 0 1 4 0 内に装着されて、発射部材 1 2 3 1 0 が始動
位置にあるときに発射部材 1 2 3 1 0 がパーキング領域 1 0 1 4 0 内に受容されることを
可能にする。取付ブラケット 1 2 7 1 0、1 2 7 2 0 は、溶接、接着剤、スナップ特徴部
などによって細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 に取り付けられてもよい。
取付ブラケット 1 2 7 1 0 は、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 から突出する
第 1 の枢動シャフト 1 2 6 2 1 を回転可能に支持するように構成された第 1 のシャフトク
レードル 1 2 7 1 2 を備え、第 2 の取付ブラケット 1 2 7 2 0 は、第 2 の側方アルファラ

ッププーリ 1 2 6 3 0 から突出する第 2 の駆動シャフト 1 2 6 4 4 を回転可能に支持するように構成された第 2 のシャフトクレードル 1 2 7 2 2 を備える。加えて、各取付ブラケット 1 2 7 1 0、1 2 7 2 0 は、対応する第 1 及び第 2 のアルファラッププーリ 1 2 6 2 0、1 2 6 3 0 をその中に受容するように成形される、リリース領域 1 2 7 3 2 を更に含む。

【 0 1 1 9 】

図 9 4 に見られるように、第 1 のアルファラッププーリ 1 2 6 2 0 は、第 1 の円周溝 1 2 6 2 2 及び第 2 の円周溝 1 2 6 2 4 を備える。図示の例では、第 1 のケーブル 1 2 5 1 0 は、第 1 の円周溝 1 2 6 2 2 内に受容され、かつそこに取り付けられ、第 2 のケーブル 1 2 5 2 0 は、第 2 の円周溝 1 2 6 2 4 内に受容され、かつそこに取り付けられる。第 1 のケーブル 1 2 5 1 0 を引っ張ると、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 が第 1 の方向に回転し、第 2 のケーブル 1 2 5 2 0 を引っ張ると、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 が第 2 の反対方向に回転する。同様に、第 2 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 3 0 は、第 1 の円周溝 1 2 6 3 2 及び第 2 の円周溝 1 2 6 3 4 を備える。図示の装置では、ケーブル 1 2 5 4 0 は、第 1 の円周溝 1 2 6 3 2 内に受容され、かつそこに取り付けられ、第 2 のケーブル 1 2 5 2 0 は、第 2 の円周溝 1 2 6 3 4 内に受容され、かつそこに取り付けられる。第 4 のケーブル 1 2 5 4 0 を引っ張ると、第 1 の第 2 のアルファラッププーリ 1 2 6 3 0 が第 1 の方向に回転し、第 3 のケーブル 1 2 5 3 0 を引っ張ると、第 2 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 3 0 が第 2 の反対方向に回転する。側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0、1 2 6 3 0 は、およそ 3 3 0 度回転することができる。この回転移動範囲は、1 8 0 度未満の回転進行範囲を有し得る通常のプーリとは対照的である。

【 0 1 2 0 】

第 1 及び第 2 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0、1 2 6 3 0 の各々はまた、アンビル 1 0 2 1 0 に閉鎖運動を加えるように構成される、対応する螺旋状閉鎖カムを備える。図 9 4 に見られるように、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 は、第 1 の螺旋状閉鎖カム 1 2 6 2 6 を含み、第 2 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 3 0 は、その上に第 2 の螺旋状閉鎖カム 1 2 6 3 6 を有する。螺旋状閉鎖カム 1 2 6 2 6、1 2 6 3 6 は、アンビル 1 0 2 1 0 のアンビル取付部分 1 0 2 3 0 上の対応するアンビル閉鎖アーム 1 0 2 3 4 とカム作用して、それに閉鎖運動を加えるように構成されている。図 9 6 は、アンビル 1 0 2 1 0 がアンビルばね 1 0 2 4 0 によって開放位置に付勢されているときの、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 上の螺旋状閉鎖カム 1 2 6 2 6 の位置を示す。プーリユニット 1 2 6 1 0 が第 1 の回転方向に回転すると、螺旋状閉鎖カム 1 2 6 2 6 がアンビル 1 2 1 0 を図 9 7 に示す閉鎖位置にカム駆動させる。アンビル 1 0 2 1 0 を開くために、プーリユニット 1 2 6 1 0 を反対方向に回転させて、図 9 6 に示す位置に戻す。

【 0 1 2 1 】

ここで図 9 1 及び図 9 3 を参照すると、第 1 のケーブル 1 2 5 1 0 は、ケーブル制御システムから細長いシャフトアセンブリを通して、及び近位継手部材 1 2 2 1 0 内の通路を通して延在し、かつ中央継手部材 1 2 2 3 0 内に装着されるシャフト 1 2 6 0 2、1 2 6 1 2 上に支持される、2 つの方向転換プーリ 1 2 6 5 0、1 2 6 6 0 の周囲でループ状にされる。第 1 のケーブル 1 2 5 1 0 は、通路 1 2 2 3 1 を通って中央継手部材 1 2 2 3 0 から出て、遠位継手部材 1 2 2 5 0 内の通路 1 2 2 5 7 を通って延在して、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 内の第 1 の円周溝 1 2 6 2 2 内に受容され、そこに取り付けられる。第 2 のケーブル 1 2 5 2 0 は、ケーブル制御システムから、細長いシャフトアセンブリを通り、近位継手部材 1 2 2 1 0 内の通路 1 2 2 1 3 を通って延在して、中央継手部材 1 2 2 3 0 内の方向転換プーリ 1 2 6 5 0、1 2 6 6 0 の周囲でループ状にされる。第 2 のケーブル 1 2 5 2 0 は、対応する通路 1 2 2 4 1 を通って中央継手部材 1 2 2 3 0 から出て、遠位継手部材 1 2 2 5 0 内の通路 1 2 2 5 9 を通って延在して、第 1 の側方アルファラッププーリ 1 2 6 2 0 内の第 2 の円周溝 1 2 6 2 4 内に受容され、そこに取り付けられる。

【 0 1 2 2 】

図示された例では、第3のケーブル12530は、ケーブル制御システム9030から、細長いシャフトアセンブリ12000を通り、近位継手部材12210、中央継手部材12230、及び遠位継手部材12250内の対応する通路を通過して延在して、第2の側方アルファラッププーリ12630内の対応する円周溝内に受容され、そこに取り付けられる。加えて、第4のケーブル12540は、ケーブル制御システム9030から、細長いシャフトアセンブリ12000を通り、近位継手部材12210、中央継手部材12230、及び遠位継手部材12250内の対応する通路を通過して延在して、第2の側方アルファラッププーリ12630内の対応する円周溝内に受容され、そこに取り付けられる。

【0123】

少なくとも1つの例では、第1の関節運動軸AA₁によって規定される第1の関節運動平面を通して細長いシャフトアセンブリ12000に対して外科用エンドエフェクタ10000を関節運動させるために、ケーブル制御システム9030は、第2のケーブル12520及び第4のケーブル12540を同時に引っ張るように作動され、同じ量の張力が各ケーブル12520及び12540に印加される。ケーブル12520、12540は、プーリユニット12610の両側に等しい量の張力を加えるので、プーリユニット12610は、回転しない。しかしながら、ケーブル12520及び12540の引張動作は、関節継手12200を介して外科用エンドエフェクタ10000に伝達され、その結果、中央継手部材12230が近位継手部材12210に対して第1の関節運動軸AA₁を中心に関節運動する。図92及び図98を参照されたい。第2の関節運動軸AA₂によって規定され、第1の関節運動平面に対して横方向である第2の関節運動平面を通して外科用エンドエフェクタ10000を関節運動させるために、ケーブル制御システム9030は、第3のケーブル12530及び第4のケーブル12540を同時に引っ張るように作動され、同じ量の張力が各ケーブル12530及び12540に加えられる。ケーブル12530、12540は、プーリユニット12610の第2の側方アルファラッププーリ12630の両側に等しい量の張力を加えるので、プーリユニット12610は、回転しない。しかしながら、ケーブル12530及び12540の引張動作は、関節継手12200を介して外科用エンドエフェクタ10000に伝達され、その結果、遠位継手部材12250が中央継手部材12230に対して第2の関節運動軸AA₂を中心に関節運動する。図92及び図99を参照されたい。

【0124】

ケーブル制御システム9030はまた、以下の様式でアンビル10210の開閉を制御するために使用され得る。上記のように、第1の側方アルファラッププーリ10620及び第2の側方アルファラッププーリ10630上の螺旋状カム10626が図96に示される位置にあるときに、アンビル10210は、アンビルばね10240によって開放位置に付勢される。アンビル10210をその位置から閉じるために、ケーブル制御システム9030が作動されて、第1のケーブル12510及び第4のケーブル12540を同時に引っ張り、同じ量の張力が各ケーブル12510及び12540に加えられる。これらのケーブル12510及び12540は、プーリユニット12610を図97に示される閉鎖位置に回転させ、これは、閉鎖カム10626をアンビル閉鎖アーム10234にカム作用で接触させて、アンビル10210を閉鎖位置に枢動させる。等しい量の張力をケーブル12510及び12540に印加することによって、関節継手12200の各側に印加されている等しい量の張力が存在するため、モーメントが中央継手部材12230及び/又は遠位継手部材12250に印加されないことが理解されるであろう。図91を参照されたい。このような装置により、ジョー閉鎖を所望のプロファイルにすることができ、このケーブル制御システム9030は、アンビルが完全に開いているときに、より速い閉鎖を可能にする。ケーブル制御システム9030はまた、組織上にクランプするためのより低い速度/より高い力を生成する閉鎖機構として機能することができる。本ケーブル制御システム9030はまた、他のケーブル制御システムで一般的に生じるバックラッシュを生成しない場合があり、したがって、エンドエフェクタの関節運動位置を制御するために使用することもできる。以下で更に論じられるように、このケーブル作動閉鎖及

び関節運動システムは、発射駆動システム 1 3 0 0 0 のための重要な空間を提供する関節継手の中心軸又はシャフト軸を横断しない。

【 0 1 2 5 】

上述の関節継手 1 2 2 0 0 及びケーブル制御システム 9 0 3 0 は、以下で更に詳細に説明するように、関節継手 1 2 2 0 0 の中央領域を他の制御システムのために自由に保ちながら、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 に追加の作動運動を供給しながら、2 平面関節動作を容易にすることもできる。関節継手 1 2 2 0 0 は、最後の自由度を使用して、外科用エンドエフェクタのジョー閉鎖を作動させる。一態様では、関節継手 1 2 2 0 0 は、N + 1 個の継手を備え、これは、N 個の自由度について、継手が、それを作動させるために N + 1 個のケーブルを必要とすることを意味する。したがって、上述の例では、関節継手 1 2 2 0 0 は、4 つの作動ケーブルを使用する。

10

【 0 1 2 6 】

図 1 0 0 ~ 図 1 0 3 に見られるように、発射駆動システム 1 3 0 0 0 は、発射部材本体 1 3 3 1 2 の下部部分 1 3 3 1 3 から突出する 2 つの横方向に延在するタブ 1 3 3 1 4 を有する垂直に延在する発射部材本体 1 3 3 1 2 を含む、発射部材 1 3 3 1 0 を備える。タブ 1 3 3 1 4 は、発射部材 1 3 3 1 0 が細長いチャンネル 1 0 1 1 0 内で軸方向に駆動されるときに、細長いチャンネル 1 0 1 1 0 内のレッジ 1 0 1 1 3 に摺動可能に係合するように構成されている。加えて、一対の上側タブ 1 3 3 1 6 が、発射部材本体 1 3 3 1 2 の上部部分 1 3 3 1 5 から突出している。上側タブ 1 3 3 1 6 は、発射部材 1 3 3 1 0 が閉じたアンビル 1 0 2 1 0 を通って遠位方向に駆動されるときに、アンビル本体 1 0 2 1 2 内のレッジ 1 0 2 1 3 (図 1 0 3) に係合するように構成されている。発射ストローク中、タブ 1 3 3 1 4 及び 1 3 3 1 6 は、細長いチャンネル 1 0 1 1 0 内に支持された外科用ステープルカートリッジに対してアンビル 1 0 2 1 0 を離隔する役割を果たし得る。発射部材本体 1 3 3 1 2 はまた、組織切断特徴部 1 3 3 1 8 と、発射部材 1 3 3 1 0 が細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 内の発射部材パーキング領域 1 0 1 4 0 内のその最近位始動位置にあるときにプリーユニット 1 2 6 1 0 の中央シャフト 1 2 6 4 0 を収容するように構成された近位向きノッチ 1 3 3 1 9 と、を備える。

20

【 0 1 2 7 】

図 1 0 0 ~ 図 1 0 2 に示すように、発射駆動システム 1 3 0 0 0 は、発射部材 1 3 3 1 0 の上部部分 1 3 3 1 5 に動作可能に連結された上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 と、発射部材 1 3 3 1 0 の下部部分 1 3 3 1 3 に動作可能に連結された下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 と、を更に備える。少なくとも 1 つの実施形態において、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 は、発射部材 1 3 3 1 0 の上部部分 1 3 3 1 5 に取り付けられた上側可撓性連結器部材 1 3 4 0 2 によって一緒に緩く連結された上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 の上側シリーズ 1 3 4 1 0 を備える。少なくとも 1 つの例では、各上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 は、上側可撓性連結器部材 1 3 4 0 2 が通過することを可能にするように構成された上側中空通路 1 3 4 2 4 を有する、上側ボール又は球体 1 3 4 2 2 を備える。図 1 0 0 に見られるように、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 は、上側シリーズ 1 3 4 1 0 の上側ボール 1 3 4 2 2 を一緒に圧縮するための上側圧縮アセンブリ 1 3 4 3 0 を更に備える。一装置において、上側圧縮アセンブリ 1 3 4 3 0 は、上側可撓性連結器部材 1 3 4 0 2 上に受容される中空可撓性の圧縮チューブ 1 3 4 3 2 を備える。上側フェルール 1 3 4 4 0 は、上側可撓性連結器部材 1 3 4 0 2 上に圧着され、上側圧縮ばね 1 3 4 4 2 は、上側フェルール 1 3 4 4 0 と上側可撓性の圧縮チューブ 1 3 4 3 2 との間に軸支されて、上側可撓性の圧縮チューブ 1 3 4 3 2 を遠位に付勢して、上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 の上側シリーズ 1 3 4 1 0 における最近位上側ボール 1 3 4 2 2 P と接触させる。

30

40

【 0 1 2 8 】

同様に、少なくとも 1 つの実施形態において、下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 は、発射部材 1 3 3 1 0 の下部部分 1 3 3 1 3 に取り付けられた下側可撓性連結器部材 1 3 5 0 2 によって一緒に緩く連結された下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 の

50

下側シリーズ 1 3 5 1 0 を備える。少なくとも 1 つの例では、各下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 は、下側可撓性連結器部材 1 3 5 0 2 が通過することを可能にするように構成された下側中空通路 1 3 5 2 4 を有する、下側ボール又は球体 1 3 5 2 2 を備える。下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 は、下側シリーズ 1 3 5 1 0 の下側ボール 1 3 5 2 2 を一緒に圧縮するための上側圧縮アセンブリ 1 3 5 3 0 を更に備える。一装置において、下側圧縮アセンブリ 1 3 5 3 0 は、下側可撓性連結器部材 1 3 5 0 2 上に受容される中空可撓性の圧縮チューブ 1 3 5 3 2 を備える。下側フェール 1 3 5 4 0 は、下側可撓性連結器部材 1 3 5 0 2 上に圧着され、下側圧縮ばね 1 3 5 4 2 は、下側フェール 1 3 5 4 0 と下側可撓性の圧縮チューブ 1 3 5 3 2 との間に軸支されて、下側可撓性の圧縮チューブ 1 3 5 3 2 を遠位に付勢して、下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 の下側シリーズ 1 3 5 1 0 における最近位下側ボール 1 3 5 2 2 P と接触させる。

10

【 0 1 2 9 】

ここで図 1 0 4 を参照すると、少なくとも 1 つの装置において、発射駆動システム 1 3 0 0 0 は、上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 の上側シリーズ 1 3 4 1 0 及び下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 の下側シリーズ 1 3 5 1 0 と駆動可能に連係するように構成された回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 を更に備える。図 1 0 4 に見られるように、図示される装置では、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 は、細長いチャンネル 1 0 1 1 0 の近位端部 1 0 1 1 2 に取り付けられた取付ブッシング 1 0 1 5 0 内に回転可能に支持される。例えば、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 は、取付ブッシング 1 0 1 5 0 の取付孔 1 0 1 5 2 に回転可能に装着される、そこから突出する中心軸 1 3 7 0 4 を有する、本体部分 1 3 7 0 2 を備える。このよ

20

【 0 1 3 0 】

図示の例では、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 は、近位継手部材 1 2 2 1 0 内の軸方向通路 1 2 2 2 5 内に回転可能に支持された近位回転駆動シャフト 1 3 6 1 0 を備える、回転駆動システム 1 3 6 0 0 によって駆動される。図 1 0 5 に見ることができると、近位回転駆動シャフト 1 3 6 1 0 は、近位端部 1 3 6 1 2 と、遠位端部 1 3 6 1 4 とを備える。近位端部 1 3 6 1 2 は、ギアボックス / モータ装置 9 0 5 0、又は外科用器具 9 0 1 0 のハウジング 9 0 2 0 内に収容された他の回転運動源と連係してもよい。そのような回転運動源は、近位回転駆動シャフト 1 3 6 1 0 を、近位継手部材 1 2 2 1 0 内の軸方向通路 1 2 2 2 5 内でシャフト軸 S A を中心に回転させる。図 1 0 4 を参照されたい。図 1 0 5 に見られるように、近位回転駆動シャフト 1 3 6 1 0 の遠位端部 1 3 6 1 4 は、第 1 の駆動シャフトセグメント 1 3 6 2 0 に移動可能に連結される。図示された例において、第 1 の駆動シャフトセグメント 1 3 6 2 0 は、第 1 の球状近位端部 1 3 6 2 2 及び第 1 の球状遠位端部 1 3 6 2 4 を有する「ドッグボーン」に似ている。図 1 0 6 を参照されたい。第 1 の球状近位端部 1 3 6 2 2 は、第 1 の近位ピン 1 3 6 1 8 によって、近位回転駆動シャフト 1 3 6 1 0 の遠位端部 1 3 6 1 4 に形成された第 1 の遠位ソケット 1 3 6 1 6 内に移動可能にピン留めされる。第 1 の近位ピン 1 3 6 1 8 は、第 1 の球状近位端部 1 3 6 2 2 内の弓状横断スロット 1 3 6 2 3 を通して延在する。このような装置により、第 1 の球状近位端部 1 3 6 2 2 は、第 1 の遠位ソケット 1 3 6 1 6 に取り付けられたままで、第 1 の遠位ソケット 1 3 6 1 6 内で複数の方向に移動することができる。第 1 の球状遠位端部 1 3 6 2 4 は、中央継手部材 1 2 2 3 0 内に装着される中央軸受ハウジング 1 3 6 3 0 内の第 1 の近位ソケット 1 3 6 3 2 内に受容される。第 1 の球状遠位端部 1 3 6 2 4 は、第 1 の遠位ピン 1 3 6 3 4 によって第 1 の近位ソケット 1 3 6 3 2 内に移動可能にピン留めされる。第 1 の遠位ピン 1 3 6 3 4 は、第 1 の球状遠位端部 1 3 6 2 4 内の弓状横断スロット 1 3 6 2 5 を通して延在する。このような装置により、第 1 の球状遠位端部 1 3 6 2 4 は、中央軸受ハウジング 1 3 6 3 0 に取り付けられたままで、第 1 の近位ソケット 1 3 6 3 2 内で複数の方向に移動することができる。

30

40

【 0 1 3 1 】

図 1 0 5 に見られるように、回転駆動システム 1 3 6 0 0 は、第 1 の駆動シャフトセグ

50

メント 1 3 6 2 0 に類似し、かつ第 2 の球状近位端部 1 3 6 4 2 及び第 2 の球状遠位端部 1 3 6 4 4 を含む、第 2 の駆動シャフトセグメント 1 3 6 4 0 を更に備える。第 2 の球状近位端部 1 3 6 4 2 は、第 2 の近位ピン 1 3 6 3 7 によって中央軸受ハウジング 1 3 6 3 0 内に形成された第 2 の遠位ソケット 1 3 6 3 6 内に移動可能にピン留めされる。第 2 の近位ピン 1 3 6 3 7 は、第 2 の球状近位端部 1 3 6 4 2 内の弓状横断スロット 1 3 6 4 3 を通して延在する。このような装置により、第 2 の球状近位端部 1 3 6 4 2 は、第 2 の遠位ソケット 1 3 6 3 6 に取り付けられたままで、第 2 の遠位ソケット 1 3 6 3 6 内で複数の方向に移動することができる。第 2 の球状遠位端部 1 3 6 4 4 は、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 内の第 2 の近位ソケット 1 3 7 0 6 内に受容され、かつ第 2 の遠位ピン 1 3 6 4 7 によって第 2 の近位ソケット 1 3 7 0 6 内に移動可能にピン留めされる。第 2 の遠位ピン 1 3 6 4 7 は、第 2 の球状遠位端部 1 3 6 4 4 内の横断スロット 1 3 6 4 6 を通って延在する。このような装置により、第 2 の球状遠位端部 1 3 6 4 4 が回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 に対して複数の方向に移動することを可能にする。

10

【 0 1 3 2 】

ダブル継手回転駆動は、関節継手の継手部材の角度拘束を使用することによって線速度出力を維持する。この自在回転継手装置はそれ自体、継手の角度に基づく正弦波出力を有することができる。角度が等しく、位相が正確に整列される場合、第 1 の自在継手の正弦出力は、第 2 の自在継手によって相殺され、線形回転速度を生成する。これは、構成要素の複雑さを低減し、必要なクリアランスを達成するために構成要素から材料を除去する必要性を防止するので、回転駆動に制約を設けることに有利である。したがって、この実施形態の構成要素は、従来の装置よりも堅牢かつ強力である。更に、回転駆動システムの一定速度は、より滑らかな発射を可能にし、さもなければ振動によって引き起こされ得る摩擦を低減する。

20

【 0 1 3 3 】

図 1 0 2 に戻ると、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 は、その円周上に形成された螺旋溝又は駆動特徴部 1 3 7 0 8 を備え、これらは、上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 の上側シリーズ 1 3 4 1 0 内の上側ボール又は球体 1 3 4 2 2 と、下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 の下側シリーズ 1 3 5 1 0 内の下側ボール又は球体 1 3 5 2 2 と係合して駆動するように構成されている。したがって、発射部材 1 3 3 1 0 を外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 内の始動位置からエンドエフェクタ内の終了位置まで駆動するために、回転駆動システム 1 3 6 0 0 は、回転駆動運動を回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 に加えるように作動される。回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 が第 1 の回転方向に回転すると、螺旋状駆動特徴部 1 3 7 0 8 は、上側チェーンリンク特徴部 1 3 4 2 0 の上側シリーズ 1 3 4 1 0 内の上側ボール又は球体 1 3 4 2 2 及び下側チェーンリンク特徴部 1 3 5 2 0 の下側シリーズ 1 3 5 1 0 内の下側ボール又は球体 1 3 5 2 2 に係合し、かつ上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 を遠位に駆動する。各上側ボール 1 3 4 2 2 及び下側ボール 1 3 5 2 2 が回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 に係合すると、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 (及び関節継手 1 2 2 0 0) の遠位にある上側シリーズ 1 3 4 1 0 内の上側ボール 1 3 4 2 2 と、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 (及び関節継手 1 2 2 0 0) の遠位にある下側シリーズ 1 3 5 1 0 内の下側ボール 1 3 5 2 2 とが圧縮下に置かれて、発射部材 1 3 3 1 0 にバランスのとれた軸方向駆動力を加える。上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び可撓性の下側チェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 が圧縮状態にあるとき、それらは、それぞれ、アンビル 1 0 2 1 0 及び細長いチャンネル 1 0 1 1 0 内のスロットによって拘束されている。そのような装置は、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 が圧縮されるときに、それらが座屈しないことを確実にする。

30

40

【 0 1 3 4 】

この装置は、いくつかの理由で、2つの関節自由度を可能にする。例えば、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 は、ピッチ軸及びヨー軸の両方において自由に曲ることができる。したがって、上側

50

可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 は、関節継手 1 2 2 0 0 によって達成可能な様々な関節動作位置に対応することができる様々な構成をとることができる。発射部材 1 3 3 1 0 が外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を通ってその中の終了位置まで遠位に移動すると、回転駆動システム 1 3 6 0 0 が作動されて、第 2 の回転駆動運動を回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 に加えて、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 をシャフト軸の周りで第 2 の回転方向に回転させる。回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 が第 2 の回転方向に回転すると、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 は、発射部材 1 3 3 1 0 を近位方向に後退させて、始動位置に戻すように機能する。上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 が発射部材 1 3 3 1 0 を近位に後退させると、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 の一部分は、関節継手 1 2 2 0 0 を通って細長いシャフト内に戻るように横断する。そのような装置は、エンドエフェクタ継手の長さを増加させることなく、発射部材 1 3 3 1 0 が長い距離を並進することを可能にする。加えて、回転駆動ねじ 1 3 7 0 0 は、関節継手 1 2 2 0 0 の遠位の場所で上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 に駆動係合するので、高い圧縮負荷は、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 内に封じ込められ、関節継手 1 2 2 0 0 にモーメントを生じさせない。この装置は、関節継手の強度要件を大幅に低減することができる。図 1 0 4 を参照されたい。

10

【 0 1 3 5 】

20

少なくとも 1 つの装置において、外科用器具 9 0 1 0 は、上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 が関節継手 1 2 2 0 0 を通って屈曲する際に、それらに対する所望の量の張力を維持するように構成されたケーブル引張システム 1 3 8 0 0 を更に備えてもよい。上側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0 及び下側可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 5 0 0 が関節継手 1 2 2 0 0 を通過する際に、これらを所望の張力下に維持することは、これらの可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 に緩みが形成されることを防止することができる。そうしないと、これらが関節継手 1 2 2 0 0 内で望ましくない束になる可能性がある。図 1 1 1 及び図 1 1 2 は、定荷重ばね装置 1 3 8 1 0 及び 1 3 8 2 0 を備えるケーブル引張システム 1 3 8 0 0 の一形態を示す。そのような解決策は、可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 の長さの保存を必要としないという利点を有する。

30

【 0 1 3 6 】

図 1 1 3 及び図 1 1 4 に別のケーブル管理システム 1 3 8 0 0 ' が示されている。この装置では、可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 の近位端部は、互いに連結され、発射部材 1 3 3 1 0 とともに並進するように構成されたケーブル管理プーリ 1 3 8 4 0 の周りに軸支される。発射部材 1 3 3 1 0 が発射ストローク中に遠位に前進させられると、ケーブル管理プーリ 1 3 8 4 0 がまた遠位に並進して、可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 の張力を維持する。関節運動中、可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 のうちの一方の長さは増加し、他方は減少する。このような装置は、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を完全に作動させて関節運動させるのに必要な可撓性のチェーン駆動アセンブリ 1 3 4 0 0、1 3 5 0 0 の長さを最小限に抑えるのに役立つ。

40

【 0 1 3 7 】

外科用器具 9 0 1 0 を使用する 1 つの方法は、腹腔鏡技術を使用して患者内の標的組織を切断及びステーブル留めするための外科用器具の使用を含み得る。例えば、患者内の標的組織へのアクセスを提供するために、1 つ又は 2 つ以上のトロカールが患者の腹壁を通して配置されていてもよい。外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 は、1 つのトロカールを通して挿入されてもよく、1 つ又は 2 つ以上のカメラ又は他の外科用器具は、他のトロカールを通して挿入されてもよい。外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 がトロカールカニューレを通過することを可能にするために、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 は、関節運

50

動していない向き（図 6 3）に位置付けられ、ジョー 1 0 1 0 0 及び 1 0 2 0 0 は、閉鎖されなければならない。挿入目的のためにジョー 1 0 1 0 0 を閉鎖位置に保持するために、例えば、ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、第 1 のケーブル 1 2 5 1 0 及び第 4 のケーブル 1 2 5 4 0 を同時に引っ張るように作動され、これは、プリーユニット 1 2 6 1 0 を回転させ、かつ閉鎖カム 1 0 6 2 6、1 0 6 3 6 をアンビル閉鎖アーム 1 0 2 3 4 に接触させ、アンビル 1 0 2 1 0 を閉鎖位置に枢動させる。図 9 7 を参照されたい。ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、アンビル 1 0 2 1 0 を閉鎖位置に保持するために作動停止される。外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 がトロカールを通過して腹部内に入ると、ケーブル制御システム 9 0 3 0 が作動されて、プリーユニット 1 2 6 1 0 を図 9 6 に示す位置とは反対方向に回転させて、アンビル 1 0 2 1 0 がアンビルばね 1 0 2 4 0 によって付勢されて開くことを可能にする。 10

【 0 1 3 8 】

いったん腹部の内側に入り、標的組織に係合する前に、外科医は、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を有利な位置に関節運動させる必要がある。次いで、ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、トロカールのカニューレ内に受容される細長いシャフトアセンブリ 1 2 0 0 0 の一部分に対して 1 つ又は 2 つ以上の平面内で外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を関節運動させるように作動され得る。外科医が外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を所望の位置に向けると、ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を関節運動した向きに保持するために作動停止される。その後、外科医は、アンビル 1 0 2 1 0 と外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 との間に組織を把持するためにアンビル 1 0 2 1 0 を迅速に閉鎖させるように、上述の方法でケーブル制御システム 9 0 3 0 を作動させてもよい。このプロセスは、標的組織がアンビル 1 0 2 1 0 と外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 との間に適切に位置付けられるまで、必要に応じて繰り返され得る。 20

【 0 1 3 9 】

標的組織がアンビル 1 0 2 1 0 と外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 との間に位置付けられると、外科医は、ケーブル制御システム 9 0 3 0 を作動させて、アンビル 1 0 2 1 0 を閉鎖し、標的組織を定位置にクランプし得る。その後、回転駆動システム 1 3 6 0 0 を作動させて、発射部材 1 3 3 1 0 を始動位置から遠位に駆動することによって、発射プロセスを開始することができる。発射部材 1 3 3 1 0 が遠位に移動すると、発射部材 1 3 3 1 0 は、外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 内に支持されたスレッドに接触し、また、ステーブルカートリッジ本体を通してスレッドを遠位に駆動する。スレッドは、ステーブルカートリッジ内に支持されたドライバの列を、クランプされた標的組織に向かって連続的に駆動する。各ドライバは、その上に支持された 1 つ又は 2 つ以上の外科用ステーブル又はファスナを有し、これらは次いで、標的組織を通過して駆動され、そしてアンビル 1 0 2 1 0 の下側との接触を形成する。発射部材 1 3 3 1 0 が遠位に移動すると、その上の組織切断縁部 1 3 3 1 8 は、ステーブル留めされた組織を切断する。 30

【 0 1 4 0 】

発射部材 1 3 3 1 0 が外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 内の終了位置まで遠位に駆動された後、回転駆動システム 1 3 6 0 0 が逆転され、これにより、発射部材 1 3 3 1 0 が近位に後退して始動位置に戻る。発射部材 1 3 3 1 0 が始動位置に戻ると、ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、プリーユニット 1 2 6 1 0 を回転させて、開放位置に戻すように作動されてもよく、ここで、アンビルばね 1 0 2 4 0 は、アンビル 1 0 2 1 0 を開放位置に枢動させて、外科医がステーブル留めされた組織を外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 から解放することを可能にすることができる。ステーブル留めされた組織が解放されると、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 は、トロカールカニューレを通して患者から引き出され得る。そうするために、外科医は、最初に、ケーブル制御システム 9 0 3 0 を作動させて、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 を非関節運動位置に戻し、ケーブル制御システム 9 0 3 0 を作動させて、アンビル 1 0 2 1 0 を閉鎖位置に枢動させなければならない。その後、外科用エンドエフェクタ 1 0 0 0 0 をトロカールカニューレから引き抜いてもよい 40 50

【0141】

以前のエンドカッター装置では、発射部材は、可撓性ビームによって押される。このような装置では、関節継手は、可撓性ビームが関節継手に入るときの可撓性ビームの直線運動を、可撓性ビームが関節継手を出てエンドエフェクタに入るときのその直線運動に戻すように方向転換しなければならない。可撓性ビーム及び発射部材を押すのに必要とされる高負荷のために、可撓性ビームは、一般的に、関節継手を出てエンドエフェクタ内に直線的に方向転換されるときに大量の摩擦を受ける。この追加された摩擦量は、エンドエフェクタが関節運動されている間に、エンドエフェクタ内の始動位置から終了位置まで発射部材を駆動するために必要とされる駆動力の量を増加させる。更に、可撓性ビームが関節継手を横断するとき、可撓性ビームは、関節継手構成要素に関節運動解除を加えることができる。したがって、関節継手構成要素は、そのような関節運動解除に抵抗するように十分に堅牢でなければならない。

10

【0142】

外科用エンドカッターの他の形態は、エンドエフェクタを通して発射部材を駆動するために回転力を使用する。このような装置は、一般に、ステーブルカートリッジを支持するチャンネル内に収容される回転駆動ねじを使用する。使用中、スレッド及び組織は、発射部材上に大きなモーメントをかけ、これは、システムの効率を低下させ、最終的に、発射部材を作動させるためにより高い回転力を必要とする。カートリッジ及び組織の場所のために、回転駆動ねじをそのような力の中心に近づけることは困難である。また、外科用エンドエフェクタの全体的な直径を増大させることなく、発射部材の上部及び下部にねじを実装することも困難である。上述した様々な実施形態は、これらの問題及び課題の全てではないが多くに対処することができる。

20

【0143】

図115～図139は、大きな関節運動角度に関節運動可能であり、かつ組織を切断及び締結するように構成されたエンドエフェクタを備える手術器具が直面する多くの課題に対処し得る、外科用器具25010の別の形態を示す。様々な実施形態では、外科用器具25010は、手持ち式デバイスを備えてもよい。他の実施形態では、外科用器具25010は、例えば、ロボット制御システムと呼ばれることもある自動システムを含んでもよい。様々な形態において、外科用器具25010は、細長いシャフトアセンブリ28000に動作可能に連結された外科用エンドエフェクタ26000を備える。細長いシャフトアセンブリ28000は、ハウジングに動作可能に取り付けられ得る。1つの実施形態では、ハウジングは、臨床医によって把持、操作、及び作動されるように構成されているハンドルを備え得る。他の実施形態では、ハウジングは、本明細書に開示する外科用エンドエフェクタ及びそれらのそれぞれの等価物を作動させるのに使用することができる、少なくとも1つの制御運動を生成し加えるように構成された、少なくとも1つの駆動システムを収容するか又は別の方法で動作可能に支持する、ロボットシステムの一部を備え得る。加えて、様々な構成要素は、ハウジング内に「収容」されるか又は含まれてもよく、あるいは様々な構成要素は、ハウジングに「関連付け」られていてもよい。このような例では、構成要素は、ハウジングとともに含まれていなくてもよく、又はハウジングによって直接支持されていなくてもよい。例えば、本明細書で開示される外科用器具は、「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」と題する米国特許第9,072,535号に開示される様々なロボットシステム、器具、構成要素及び方法とともに用いられ得、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。

30

40

【0144】

1つの形式では、外科用エンドエフェクタ26000は、第1のジョー26100と、第2のジョー26200と、を備える。図示された装置では、第1のジョー26100は、近位端部26112と、遠位端部26114とを備え、かつ外科用ステーブルカートリッジ10300を中に動作可能に支持するように構成された、細長いチャンネル26110

50

を備える。外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 の例は、上記で詳細に記載された。第 2 のジョー 2 6 2 0 0 は、近位端部 2 6 2 1 4 と遠位端部 2 6 2 1 6 とを有する細長いアンビル本体 2 6 2 1 2 を備える、アンビル 2 6 2 1 0 を備える。アンビル本体 2 6 2 1 2 は、第 1 のジョー 2 6 1 0 0 に面するステーブル形成下面 2 6 2 1 8 を備え、外科用ステーブルカートリッジ 1 0 3 0 0 内のステーブル又はファスナの各々に対応するステーブル形成ポケットのシリーズ（図示せず）を含み得る。図 1 1 9 に見られるように、アンビル本体 2 6 2 1 2 の近位端部 2 6 2 1 4 は、細長いチャンネル 2 6 1 1 0 の近位端部 2 6 1 1 2 に形成された取付クレードル 2 6 1 2 0 内に保持して受容されるように構成された対応する取付インサート 2 6 1 3 0 内に受容されるように構成された一对の横方向に延在する取付ピン 2 6 2 3 2 を備える、アンビル取付部分 2 6 2 3 0 を備える。取付ピン 2 6 2 3 2 は、取付インサート 2 6 1 3 0 内の枢動孔 2 6 1 3 2 内に枢動可能に受容され、次いで、取付インサート 2 6 1 3 0 は、それらの対応するクレードル 2 6 1 2 0 内に挿入され、溶接、接着剤、スナップ嵌めなどによって細長いチャンネル 2 6 1 1 0 に固設される。そのような装置は、固定された枢動軸 P A の周りの細長いチャンネル 2 6 1 1 0 に対するアンビル 2 6 2 1 0 の枢動進行を容易にする。図 1 1 5 を参照されたい。上述したように、この文脈で使用される場合、「固定された」という用語は、枢動軸 P A が細長いチャンネル 2 6 1 1 0 に対して並進しない、又は移動しないことを意味する。

10

【 0 1 4 5 】

図示の装置では、細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 は、シャフト軸 S A を規定し、中空の外側シャフトチューブ 2 8 1 0 2 内に受容されるシャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 を備える。図 1 1 9 を参照されたい。シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 は、外科用器具 2 5 0 1 0 の制御部分（例えば、手持ち式ユニット、ロボットツールドライバなど）のハウジングと動作可能に連係してもよく、一実施例では、近位スパインセグメント 2 8 1 2 0 及び遠位スパインセグメント 2 8 1 4 0 を備える。

20

【 0 1 4 6 】

細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 は、複数の関節運動平面内の細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 の選択的関節運動を容易にするために、遠位スパインセグメント 2 8 1 4 0 並びに外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 に取り付けられ得る、関節継手 2 8 2 0 0 を更に備える。ここで図 1 2 0 ~ 図 1 2 5 を参照すると、関節継手 2 8 2 0 0 は、移動可能に連係する環状ディスク部材 2 8 2 1 0 のシリーズ 2 8 2 0 2 を備える。図 1 2 2、図 1 2 3、及び図 1 2 5 に見られるように、各環状ディスク部材 2 8 2 1 0 は、中心に配置された球状特徴部又は突出部 2 8 2 2 2 を備える、「第 1 の」又は近位面 2 8 2 2 0 を備える。各環状ディスク部材 2 8 2 1 0 は、その中に凹状ソケット 2 8 2 3 4 を規定する環状ハブ部分 2 8 2 3 2 を備える、第 2 の又は遠位面 2 8 2 3 0 を更に備える。図 1 2 2 及び図 1 2 4 を参照されたい。各環状ディスク部材 2 8 2 1 0 は更に、それを貫通する中央シャフト通路 2 8 2 3 6 を有する。図 1 2 0 及び図 1 2 1 に見られるように、関節継手 2 8 2 0 0 は、溶接、接着剤、又は他の好適なファスナ装置によって遠位スパインセグメント 2 8 1 4 0 の遠位端部に取り付けられるように構成された近位取付ディスクアセンブリ 2 8 2 4 0 を更に備える。近位取付ディスクアセンブリ 2 8 2 4 0 は、その中に凹状ソケット 2 8 2 4 6 を規定する環状ハブ部分 2 8 2 4 4 を含む、遠位面 2 8 2 4 2 を備える。近位取付ディスク 2 8 2 4 0 は更に、それを通る中央シャフト通路 2 8 2 4 8 を有する。また、図示の装置では、アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 は、関節継手 2 8 2 0 0 と動作可能に連係するように構成されている。アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 は、溶接、接着剤、又は他の好適なファスナ装置によって、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 の細長いチャンネル 2 6 1 1 0 の近位端部 2 6 1 1 2 に取り付けられ、中心に配置された球状特徴部又はそこから突出する突出部 2 6 2 4 6 を有する、近位面 2 6 2 4 4 を備える。図 1 2 0 を参照されたい。アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 は、それを通る中央シャフト通路 2 6 2 4 8 を更に有する。

30

40

【 0 1 4 7 】

少なくとも 1 つの実施形態では、関節継手は、各環状ディスク部材 2 8 2 1 0 の間に間

50

隔をあけて弾性支持を提供する働きをする、エラストマー環状スペーサ部材 28280 のシリーズ 28270 を更に備える。エラストマー環状スペーサ部材 28280 は、各エラストマースペーサ部材 28280 が対応する環状ディスク部材 28210 の環状ハブ部分 28232 上に軸支され得るように、スペーサ開口部 28282 を規定する。各環状ディスク部材 28210 は、近位取付ディスクアセンブリ 28240 及びアンビル取付ブラケット 26240 に装着された中央エラストマー支持体又は連続体シャフト 28300 上に軸支される。一装置では、中央連続体シャフト 28300 は、エラストマー材料（例えば、ゴム、ポリマーなど）から製作され、フランジ付き近位端部 28302 及び円筒形本体部分 28304 を備える。円筒形本体部分 28304 は、その中に環状溝のシリーズ 28306 を含む。各環状溝 28306 は、環状ディスク部材 28210 のうちの 1 つに対応する。環状ディスク部材 28210 及び環状スペーサ部材 28280 は、図 120 に示されるように、中央連続体シャフト 28300 上に軸支される。中央連続体シャフト 28300 のフランジ付き近位端部 28302 は、近位取付ディスク 28240 内の近位通路 28249 内に支持される。中央連続体シャフト 28300 の円筒形本体部分 28304 は、移動可能に連係する環状ディスク部材 28210 のシリーズ 28202 の環状ディスク部材 28210 の各々の中央通路 28236 を通って延在している。各中心に配置された球状特徴部又は突出部 28222 は、中央連続体シャフト 28300 内の対応する環状溝 28306 内に受容されるように構成されている、環状キー部材 28224 を備える。このような装置は、例えば、各環状ディスク部材 28210 を中央連続体シャフト 28300 上で所望の間隔の向きに向ける役割を果たすことができる。

10

20

【0148】

依然として図 120 を参照すると、最近位エラストマースペーサ部材 28280 P は、最近位環状ディスク部材 28210 P と近位取付ディスク 28240 との間に位置付けられるように、近位取付ディスクアセンブリ 28240 の環状ハブ部分 28244 上に軸支される。最近位環状ディスク部材 28210 P の環状キー部材 28224 は、中央連続体シャフト 28300 内の対応する環状溝 28306 内に受容され、最近位環状ディスク部材 28210 P の中央に配置された球状特徴部又は突出部 28222 を、近位取付ディスク 28240 の環状ハブ部分 28244 内の凹状ソケット 28246 内に位置付ける。図 120 に更に見られるように、別のエラストマースペーサ部材 28280 A は、最近位環状ディスク部材 28210 P の環状ハブ部分 28232 上に軸支され、その結果、移動可能に連係する環状ディスク部材 28202 のシリーズ 28202 における次の環状ディスク部材 28210 A と最近位環状ディスク部材 28210 P との間に位置付けられる。環状ディスク部材 28210 A の環状キー部材 28224 は、中央連続体シャフト 28300 内の対応する環状溝 28306 内に受容されて、環状ディスク部材 28210 A の中心に配置された球状特徴部又は突出部 28222 を、近位取付ディスク 28210 P の環状ハブ部分 28244 内の凹状ソケット 28246 内に位置付ける。更に図 120 を参照すると、別のエラストマースペーサ部材 28280 B が、環状ディスク部材 28210 A の環状ハブ部分 28232 上に軸支され、その結果、移動可能に連係する環状ディスク部材 28210 のシリーズ 28202 内の次の環状ディスク部材 28210 B の間に位置付けられる。環状ディスク部材 28210 B の環状キー部材 28224 は、中央連続体シャフト 28300 内の対応する環状溝 28306 内に受容され、環状ディスク部材 28210 B の中心に配置された球状特徴部又は突出部 28222 を、環状ディスク部材 28210 A の環状ハブ部分 28244 内の凹状ソケット 28246 内に位置付ける。また、この装置において、別のエラストマースペーサ部材 28280 C は、環状ディスク部材 28210 B の環状ハブ部分 28232 上に軸支され、その結果、移動可能に連係する環状ディスク部材 28202 のシリーズにおける最遠位環状ディスク部材 28210 C の間に位置付けられる。最遠位環状ディスク部材 28210 C の環状キー部材 28224 は、中央連続体シャフト 28300 内の対応する環状溝 28306 内に受容され、最遠位環状ディスク部材 28210 C の中心に配置された球状特徴部又は突出部 28222 を、環状ディスク部材 28210 B の環状ハブ部分 28244 内の凹状ソケット 28246 内に位置付ける

30

40

50

。最後に、別のエラストマースペーサ部材 2 8 2 8 0 D が、最遠位環状ディスク部材 2 8 2 1 0 C の環状ハブ部分 2 8 2 3 2 上に軸支され、その結果、アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 と最遠位環状ディスク部材 2 8 2 1 0 C との間に位置付けられる。アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 の中心に配置された球状特徴部又は突出部 2 6 2 4 6 の環状キー部材 2 8 2 2 4 は、中央連続体シャフト 2 8 3 0 0 内の対応する環状溝 2 8 3 0 6 内に受容され、アンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 の中心に配置された球状特徴部又は突出部 2 2 6 2 4 6 を、最遠位環状ディスク部材 2 8 2 1 0 C の環状ハブ部分 2 8 2 4 4 内の凹状ソケット 2 8 2 4 6 内に位置付ける。

【 0 1 4 9 】

少なくとも 1 つの装置では、環状ディスク部材の枢動進行を相対枢動進行の範囲に制限し、互いに対する環状ディスク部材 2 8 2 1 0 の完全な相対回転を防止するために、環状ディスク部材 2 8 2 1 0 P、2 8 2 1 0 A、2 8 2 1 0 B、2 8 2 1 0 C の各々の中心に配置された球状特徴部又は突出部 2 8 2 2 2、並びにアンビル取付ブラケット 2 6 2 4 0 の遠位球状特徴部又は突出部 2 6 2 4 6 は、その中に一对の弓状ピン溝 2 8 2 2 6 を含む。図 1 2 0 に見られるように、対応する移動制限ピン部材 2 8 2 2 7 は、各環状ハブ部分 2 8 2 3 2 に圧入されるか、又は別様に取り付けられ、かつ中心に配置された球状特徴部又は突出部 2 8 2 2 2、2 6 2 4 6 内の対応するピン溝 2 8 2 2 6 内に受容される。

【 0 1 5 0 】

図 1 1 9 に戻ると、図示される例では、関節継手 2 8 2 0 0 は、細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 を通って延在する 4 つのケーブルアセンブリ 2 8 4 1 0、2 8 4 2 0、2 8 4 3 0、及び 2 8 4 4 0 を備える、関節運動システム 2 8 4 0 0 によって動作可能に制御され得る。一装置では、ケーブルアセンブリ 2 8 4 1 0 は、シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 内の対応する軸方向溝内で、その中での軸方向移動のために支持される関節運動ロッド 2 8 4 1 4 に取り付けられる、近位ケーブル部分 2 8 4 1 2 を備える。遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6 は、関節運動ロッド 2 8 4 1 4 に取り付けられる。ケーブルアセンブリ 2 8 4 2 0 は、シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 内の対応する軸方向溝内で、その中での軸方向移動のために支持される関節運動ロッド 2 8 4 2 4 に取り付けられる、近位ケーブル部分 2 8 4 2 2 を備える。遠位ケーブル部分 2 8 4 2 6 は、関節運動ロッド 2 8 4 1 4 に取り付けられる。ケーブルアセンブリ 2 8 4 3 0 は、シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 内の対応する軸方向溝内で、その中での軸方向移動のために支持される関節運動ロッド 2 8 4 3 4 に取り付けられる、近位ケーブル部分 2 8 4 3 2 を備える。遠位ケーブル部分 2 8 4 3 6 は、関節運動ロッド 2 8 4 3 4 に取り付けられる。ケーブルアセンブリ 2 8 4 4 0 は、シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 内の対応する軸方向溝内で、その中での軸方向移動のために支持される関節運動ロッド 2 8 4 4 4 に取り付けられる、近位ケーブル部分 2 8 4 4 2 を備える。遠位ケーブル部分 2 8 4 4 6 は、関節運動ロッド 2 8 4 4 4 に取り付けられる。

【 0 1 5 1 】

近位ケーブル部分 2 8 4 1 2、2 8 4 2 2、2 8 4 3 2、2 8 4 4 2 は、外科用器具 2 5 0 1 0 のハウジング内に支持されるか、又は別様にそれと関連付けられる、ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 の一部分と動作可能に連係してもよい。ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、外科用器具 2 5 0 1 0 の制御回路部分によって制御される 1 つ又は 2 つ以上の対応するモータによって制御される複数のケーブル支持部材 / キャプスタン、プーリなどを備えてもよい。様々な実施形態では、ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、関節運動プロセス中の正確な時間に、ケーブルの緊張（引張）及び繰り出しを管理するように構成されている。加えて、少なくとも 1 つの装置では、ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、以下で更に詳細に説明するように、アンビル 2 6 2 1 0 の開閉を制御するために用いられ得る。

【 0 1 5 2 】

ここで図 1 2 6 を参照すると、遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6、2 8 4 2 6、2 8 4 3 6、2 8 4 4 6 は、細長いチャンネル 2 6 1 1 0 の近位端部 2 6 1 1 2 に回転可能に装着され

10

20

30

40

50

た閉鎖システム 28500 と動作可能に連係するように構成されている。図 126 に見られるように、閉鎖システム 28500 は、中央シャフト 28540 によって相互接続された第 1 の側方アルファラッププーリ 28520 及び第 2 の側方アルファラッププーリ 28530 を備える、プーリユニット 28510 を備える。プーリユニット 28510 は、細長いチャンネル 26110 の近位端部 26112 内に回転可能に支持され、細長いチャンネル 26112 の近位端部 26112 に取り付けられたアンビル取付ブラケット 26240 によってその中に保持される。図 119 を参照されたい。アンビル取付ブラケット 26240 は、溶接、接着剤、スナップ特徴部などによって細長いチャンネル 26110 の近位端部 26112 に取り付けられてもよい。アンビル取付ブラケット 26240 は、細長いチャンネル 26110 内で中央シャフト 28540 を回転可能に支持するように構成されたシャフトクレードル 26242 を備える。図示された装置では、第 1 の枢動シャフト 28521 が、第 1 の側方アルファラッププーリ 28520 から突出し、かつ細長いチャンネルの近位端部内の枢動孔 26113 内に枢動可能に支持される。同様に、第 2 の枢動シャフト 28531 は、第 2 の側方アルファラッププーリ 28530 から突出し、かつ細長いチャンネル 26110 の近位端部 26112 内の枢動孔 26115 内に枢動可能に支持される。

10

【0153】

図 126 に見られるように、第 1 のアルファラッププーリ 28520 は、第 1 の円周溝 28522 及び第 2 の円周溝 28524 を備える。図示された例では、第 1 の遠位ケーブル部分 28416 は、第 1 の円周溝 28522 内に受容され、かつそこに取り付けられ、第 2 の遠位ケーブル部分 28426 は、第 2 の円周溝 28524 内に受容され、かつそこに取り付けられる。第 1 の遠位ケーブル部分 28416 を引っ張ると、第 1 の側方アルファラッププーリ 28520 が第 1 の方向に回転し、第 2 の遠位ケーブル部分 28426 を引っ張ると、第 1 の側方アルファラッププーリ 28520 が第 2 の反対方向に回転する。同様に、第 2 の側方アルファラッププーリ 28530 は、第 1 の円周溝 28532 及び第 2 の円周溝 28534 を備える。図示された装置では、遠位ケーブル部分 28446 は、第 1 の円周溝 28532 内に受容され、かつそこに取り付けられ、第 3 の遠位ケーブル部分 28436 は、第 2 の円周溝 28534 内に受容され、かつそこに取り付けられる。第 4 の遠位ケーブル部分 28446 を引っ張ると、第 2 のアルファラッププーリ 28530 が第 1 の方向に回転し、第 3 の遠位ケーブル部分 28436 を引っ張ると、第 2 の側方アルファラッププーリ 28530 が第 2 の反対方向に回転する。一態様によれば、側方アルファラッププーリ 28520、28530 は、およそ 330 度回転することができる。この回転移動範囲は、180 度未満の回転進行範囲を有し得る通常のプーリとは対照的である。

20

30

【0154】

第 1 及び第 2 の側方アルファラッププーリ 28520、28530 の各々はまた、アンビル 26210 に閉鎖運動を加えるように構成される、対応する螺旋状閉鎖カムを備える。図 126 に見られるように、第 1 の側方アルファラッププーリ 28520 は、第 1 の螺旋状閉鎖カム 28526 を含み、第 2 の側方アルファラッププーリ 28530 は、その上に第 2 の螺旋状閉鎖カム 28536 を有する。螺旋状閉鎖カム 28526、28536 は、アンビル 26210 のアンビル取付部分 26230 上の対応するアンビル閉鎖アーム 26234 とカム作用して、それに閉鎖運動を加えるように構成されている。図 119 を参照されたい。プーリユニット 28510 が第 1 の回転方向に回転すると、螺旋状閉鎖カム 28526、28536 がアンビル 26210 を閉鎖位置にカム駆動させる。アンビル 26210 を開くために、プーリユニット 28510 を反対方向に回転させて、スパイラル閉鎖カム 28526、28536 を、アンビル 26210 がアンビルばね（図示せず）によって枢動して開くことができる位置に位置付けする。

40

【0155】

図示された装置において、近位取付ディスク 28240、最近位環状ディスク部材 28210P、環状近位ディスク部材 28210A、28210B、28210C、及びアンビル取付ブラケット 26240 は全て、遠位ケーブル部分 28416、28426、28

50

4 3 6、及び2 8 4 4 6の各々が通過することを可能にするように構成された第4の関節運動ケーブル通路2 8 2 1 4を含む。図1 2 7は、遠位スパインセグメント2 8 1 4 0内の対応する軸方向溝2 8 1 4 6内で摺動可能に支持され、その中で軸方向に移動する関節運動ロッド2 8 4 2 4を示す。他の関節運動ロッド2 8 4 1 4、2 8 4 3 4、2 8 4 4 4の各々は、同様に、遠位スパインセグメント2 8 1 4 0内の軸方向溝並びに近位スパインセグメント2 8 1 2 0内の対応する溝内に支持される。

【0 1 5 6】

ここで図1 1 9及び図1 2 8～図1 3 0を参照すると、遠位ケーブル部分2 8 4 1 6は、関節運動ロッド2 8 4 1 4から関節継手2 8 2 0 0を通して延在し、かつ細長いチャンネル2 6 1 1 0の近位端部2 6 1 1 2内に回転可能に装着されるシャフト2 8 5 0 2、2 8 5 1 2上に支持される、2つの方向転換プーリ2 8 5 5 0、2 8 5 6 0の周囲でループ状にされる。遠位ケーブル部分2 8 4 1 6は、関節継手2 8 2 0 0から出て、第1の側方アルファラッププーリ2 8 5 2 0内の第1の円周溝2 8 5 2 2内に受容され、そこに固定される。遠位ケーブル部分2 8 4 2 6は、関節運動ロッド2 8 4 2 4から関節継手2 8 2 0 0を通して延在し、方向転換プーリ2 8 5 6 0、2 8 5 5 0の周りにループ状にされて、第1の側方アルファラッププーリ2 8 5 2 0内の第2の円周溝2 8 5 2 4内に受容され、そこに固定される。

10

【0 1 5 7】

図示の例では、遠位ケーブル部分2 8 4 3 6は、関節ロッド2 8 4 3 4から関節継手2 8 2 0 0を通して延在して、第2の側方アルファラッププーリ2 8 5 3 0内の対応する円周溝2 8 5 3 4内に受容され、そこに固定される。加えて、遠位ケーブル部分2 8 4 4 6は、関節運動ロッド2 8 4 4 4から関節継手2 8 2 0 0を通して延在して、第2の側方アルファラッププーリ2 8 5 3 0内の対応する円周溝2 8 5 3 2内に受容され、そこに固定される。

20

【0 1 5 8】

少なくとも1つの例では、第1の関節運動平面を通して細長いシャフトアセンブリ2 8 0 0 0に対して外科用エンドエフェクタ2 6 0 0 0を関節運動させるために、ケーブル制御システム2 5 0 3 0は、遠位ケーブル部分2 8 4 2 6及び遠位ケーブル部分2 8 4 4 6を同時に引っ張るように作動され、同じ量の張力が各遠位ケーブル部分2 8 4 2 6、2 8 4 4 6に印加される。遠位ケーブル部分2 8 4 2 6、2 8 4 4 6は、プーリユニット2 8 5 1 0の両側に等しい量の張力を加えるので、プーリユニット2 8 5 1 0は、回転しない。しかしながら、遠位ケーブル部分2 8 4 2 6、2 8 4 4 6の引張動作は、関節継手2 8 2 0 0を介して外科用エンドエフェクタ2 6 0 0 0に伝達され、その結果、関節継手2 8 2 0 0が第1の関節面を介して関節運動する。第1の関節運動平面に対して横方向である第2の関節運動平面を通して外科用エンドエフェクタ2 6 0 0 0を関節運動させるために、ケーブル制御システム2 5 0 3 0は、遠位ケーブル部分2 8 4 3 6及び遠位ケーブル部分2 8 4 4 6を同時に引っ張るように作動され、同じ量の張力が各遠位ケーブル部分2 8 4 3 6、2 8 4 4 6に加えられる。遠位ケーブル部分2 8 4 3 6、2 8 4 4 6は、プーリユニット2 8 5 1 0の第2の側方アルファラッププーリ2 5 8 3 0の両側に等しい量の張力を加えるので、プーリユニット2 8 5 1 0は、回転しない。しかしながら、遠位ケーブル部分2 8 4 3 6、2 8 4 4 6の引張動作は、関節継手2 8 2 0 0を介して外科用エンドエフェクタ2 6 0 0 0に伝達され、その結果、関節継手2 8 2 0 0が第2の関節運動平面内で関節運動する。

30

40

【0 1 5 9】

ケーブル制御システム2 5 0 3 0はまた、以下の様式でアンビル2 6 2 1 0の開閉を制御するために使用され得る。上述したように、第1の側方アルファラッププーリ2 8 5 2 0及び第2の側方アルファラッププーリ2 8 5 3 0上の螺旋状閉鎖カム2 8 5 2 6が第1の位置にあるとき、アンビル2 6 2 1 0は、細長いチャンネル2 6 1 1 0の近位端部2 6 1 1 2に位置付けられ、かつアンビル取付部分2 6 2 3 0又はアンビル閉鎖アーム2 6 2 3 4に接触してアンビル2 6 2 1 0を開放位置に枢動させるように配置された、1つ又は複

50

数のアンビルばね（図示せず）によって開放位置に枢動されてもよい。アンビル 2 6 2 1 0 をその位置から閉じるために、ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 が作動されて、遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6 及び遠位ケーブル部分 2 8 4 4 6 を同時に引っ張り、同じ量の張力が各遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6 及び 2 8 4 4 6 に加えられる。これらの遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6、2 8 4 4 6 は、プーリユニット 2 8 5 1 0 を回転させ、螺旋状閉鎖カム 2 8 5 2 6、2 8 5 3 6 をアンビル閉鎖アーム 2 6 2 3 4 に接触させ、アンビル 2 6 2 1 0 を閉鎖位置にカム運動させる。遠位ケーブル部分 2 8 4 1 6、2 8 4 4 6 に等しい量の張力を加えることによって、シャフト軸 S A の各側に等しい量の張力が加えられるので、関節継手 2 8 2 0 0 にモーメントが加えられないことが理解されるであろう。このような装置により、ジョー閉鎖を所望のプロファイルにすることができる。このケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、アンビル 2 6 2 1 0 が完全に開いているときに、より速い閉鎖を可能にし得る。ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 はまた、組織上にクランプするためのより低い速度 / より高い力を生成する閉鎖機構として機能することができる。本ケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、他のケーブル制御システムで一般的に生じるバックラッシュを生成しない場合があり、したがって、エンドエフェクタの関節運動位置を制御するために使用することもできる。上述の関節継手 2 8 2 0 0 及びケーブル制御システム 2 5 0 3 0 は、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 に追加の作動運動も供給しながら、多平面関節運動を容易にすることができる。

10

【 0 1 6 0 】

上述したように、多くの外科用エンドエフェクタは、軸方向に移動可能な発射ビームによって外科用ステーブルカートリッジを通して遠位に押される発射部材を使用する。発射ビームは、一般に、発射部材本体の中心領域において発射部材に取り付けられる。この取付場所は、発射部材がエンドエフェクタを通して前進させられるときに発射部材に不均衡をもたらす可能性がある。そのような不均衡は、発射部材とエンドエフェクタジョーとの間の望ましくない摩擦につながる可能性がある。この付加的な摩擦の生成は、そのような摩擦を克服するために、より高い発射力の印加を必要とし得、並びにジョー及び / 又は発射部材の部分に望ましくない摩耗を引き起こし得る。発射ビームへのより高い発射力の印加は、発射ビームが関節継手を横断する際に、発射ビームにおける望ましくない撓みをもたらし得る。そのような追加の撓みは、特に、外科用エンドエフェクタが比較的高い関節運動角度で関節運動されるときに、関節継手の関節運動を解除させ得る。外科用器具 2 5 0 1 0 は、そのような問題の全てではないが多くに対処し得る、発射システム 2 7 0 0 0 を使用する。

20

30

【 0 1 6 1 】

ここで図 1 3 3 及び図 1 3 4 を参照すると、少なくとも 1 つの実施形態において、発射システム 2 7 0 0 0 は、上部発射部材特徴部 2 7 1 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 7 1 3 0 を備える、垂直に延在する発射部材本体 2 7 1 1 2 を含む、発射部材 2 7 1 0 0 を備える。組織切断ブレード 2 7 1 1 4 は、垂直に延在する発射部材本体 2 7 1 1 2 に取り付けられるか、又はその中に形成される。少なくとも 1 つの装置では、上部発射部材特徴部 2 7 1 2 0 は、上部管状本体 2 7 1 2 2 を備え、上部管状本体 2 7 1 2 2 は、上部管状本体 2 7 1 2 2 を通って延在する上部軸方向通路 2 7 1 2 4 を有する。図 1 3 4 を参照されたい。下部発射部材特徴部 2 7 1 3 0 は、下部管状本体 2 7 1 3 2 を備え、下部管状本体 2 7 1 3 2 は、下部管状本体 2 7 1 3 2 を通って延在する下部軸方向通路 2 7 1 3 4 を有する。少なくとも 1 つの装置では、上部発射部材特徴部 2 7 1 2 0 及び下部発射部材特徴部 2 7 1 3 0 は、垂直に延在する発射部材本体 2 7 1 1 2 と一体的に形成される。少なくとも 1 つの例において、アンビル本体 2 6 2 1 2 は、本明細書で説明される様々な方法で上部発射部材特徴部 2 7 1 2 0 の通過に対応するために、「鍵穴」に似た断面形状を有する軸方向に延在するアンビルスロットを備える。同様に、細長いチャンネル 2 6 1 1 0 は、軸方向に延在するチャンネルスロットを備え、このチャンネルスロットも、上述したような下部発射部材特徴部 2 7 1 3 0 の通路を収容するための鍵穴断面形状を有する。

40

【 0 1 6 2 】

50

図示された装置では、発射システム 27000 は、上部発射部材特徴部 27120 と動作可能に連係する、上側発射アセンブリ 27200 を備える。上側発射アセンブリ 27200 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 に移動不能に取り付けられた上側インサート 27214 に固定された近位端部 27212 を有する、上側可撓性の外側チューブ又は導管 27210 を含む。例えば、上側インサート 27214 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 に溶接されてもよく、あるいは接着剤又は他の適切な締結手段によってシャフトスパインアセンブリ 28100 に取り付けられてもよい。可撓性の外側チューブ又は導管 27210 は、近位取付ディスクアセンブリ 28240 と、最近位環状ディスク部材 28210P と、環状ディスク部材 28210A、28210B、28210C と、アンビル取付ブラケット 26240 とを通過して提供される、上側通路 28216 を通過して延在する。可撓性の外側チューブ又は導管 27210 の遠位端部 27216 は、アンビル取付ブラケット 26240 に固設され得る。

【0163】

図示の実施形態では、上側発射アセンブリ 27200 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 内の対応する軸方向通路内に摺動可能に支持された上側プッシュロッド 27220 を更に含む。上側発射アセンブリ 27200 は、上側可撓性の外側チューブ又は導管 27210 を通過して延在する内側可撓性の上側スリーブ 27240 内に支持される、上側プッシュコイル 27230 を更に備える。上側プッシュコイル 27230 の近位端部 27232 及び内側可撓性の上側スリーブ 27240 の近位端部 27242 は、上側プッシュロッド 27220 の遠位端部 27222 に当接する。上側プッシュコイル 27230 は中空であり、ニチノール、チタン、ステンレス鋼などから製造されるコイルばねを備えることができる。他の装置では、上側プッシュコイル 27230 は、オフセットレーザカットを有する中空管状部材を本質的に含むレーザカット「ハイポチューブ」を備え、オフセットレーザカットは、ハイポチューブが撓んで曲がることを可能にすると同時に、軸方向の力又は運動を伝達することができる。内側可撓性の上側スリーブ 27240 は、ポリマー又は同様の材料から製造されてもよく、細長いシャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動中に撓み、かつ屈曲するその能力を妨げ得る、組織、流体、及び/又は破片が上側プッシュコイル 27230 に侵入することを防止し得る。

【0164】

図 134 に見られるように、上側プッシュコイル 27230 の遠位端部 27234 並びに内側可撓性の上側スリーブ 27240 の遠位端部 27244 は、上部管状本体 27122 又は上部発射部材特徴部 27120 の近位端部 27123 に当接する。また、図示の装置では、上側発射アセンブリは、中空上側プッシュコイル 27230 を通過して延在する上側プッシュコイルケーブル 27250 を更に備える。上側プッシュコイルケーブル 27250 は、上側プッシュロッド 27220 の遠位端部 27222 に固定された上側ケーブル近位端部 27252 と、上側取付ラグ 27256 によって上部発射部材特徴部 27120 の上部管状本体 27122 内の上部軸方向通路 27124 内に固定された上側ケーブル遠位端部 27254 とを備える。上側プッシュコイルケーブル 27250 は、上部発射部材特徴部 27120 と上側プッシュロッド 27220 との間に張力がかかった状態で保持され、これは、上部発射部材特徴部 27120 の上側管状本体 27122 の近位端部 27123 と当接している上側プッシュコイル 27230 の遠位端部 27234 並びに内側可撓性の上側スリーブ 27240 の遠位端部 27244 と、上側プッシュロッド 27220 の遠位端部 27222 と当接している上側プッシュコイル 27230 の近位端部 27232 及び内側可撓性の上側スリーブ 27240 の近位端部 27242 と、を保持するように機能する。

【0165】

図示の例では、発射システム 27000 は、下部発射部材特徴部 27130 と動作可能に連係する下側発射アセンブリ 27300 を更に備える。下側発射アセンブリ 27300 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 に移動不能に取り付けられた下側インサート 27314 に固定された近位端部 27312 を有する、下側可撓性の外側チューブ又は導

管 27310 を含む。例えば、下側インサート 27314 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 に溶接されてもよく、あるいは接着剤又は他の適切な締結手段によってシャフトスパインアセンブリ 28100 に取り付けられてもよい。下側可撓性の外側チューブ又は導管 27310 は、近位取付ディスクアセンブリ 28240 と、最近位環状ディスク部材 28210P と、環状ディスク部材 28210A、28210B、28210C と、アンビル取付ブラケット 26240 との各々に提供される、下側通路 28218 を通って延在する。可撓性の外側チューブ又は導管 27310 の遠位端部 27316 は、アンビル取付ブラケット 26240 に固設される。

【0166】

図示の実施形態では、下側発射アセンブリ 27300 は、シャフトスパインアセンブリ 28100 内の対応する軸方向通路内に摺動可能に支持された下側プッシュロッド 27320 を更に含む。下側発射アセンブリ 27300 は、下側可撓性の外側チューブ又は導管 27310 を通って延在する内側可撓性の下側スリーブ 27340 内に支持される、下側プッシュコイル 27330 を更に備える。下側プッシュコイル 27330 の近位端部 27332 及び内側可撓性の下側スリーブ 27340 の近位端部 27342 は、下側プッシュロッド 27320 の遠位端部 27322 に当接する。下側プッシュコイル 27330 は中空であり、ニチノール、チタン、ステンレス鋼などから製造されるコイルばねを備えることができる。他の装置では、下側プッシュコイル 27330 は、オフセットレーザカットを有する中空管状部材を本質的に含むレーザカットハイポチューブを備え、オフセットレーザカットは、ハイポチューブが撓んで曲がることを可能にする。内側可撓性の下側スリーブ 27340 は、ポリマー又は同様の材料から製造されてもよく、関節運動中に撓むその能力を妨げ得る、組織、流体、及び / 又は破片が下側プッシュコイル 27330 に侵入することを防止し得る。

【0167】

図 134 に見られるように、下側プッシュコイル 27330 の遠位端部 27334 並びに内側可撓性の下側スリーブ 27340 の遠位端部 27344 は、下部発射部材特徴部 27130 の下部管状本体 27132 の近位端部 27133 に当接する。また、図示の装置では、下側発射アセンブリ 27300 は、中空下側プッシュコイル 27330 を通って延在する下側プッシュコイルケーブル 27350 を更に備える。下側プッシュコイルケーブル 27350 は、下側プッシュロッド 27320 の遠位端部 27322 に固定された下側ケーブル近位端部 27352 と、下側取付ラグ 27356 によって下部発射部材特徴部 27130 の下部管状本体 27132 内の下部軸方向通路 27134 内に固定された下側ケーブル遠位端部 27354 とを備える。下側プッシュコイルケーブル 27350 は、下部発射部材特徴部 27130 と下側プッシュロッド 27320 との間に張力がかかった状態で保持され、これは、下部発射部材特徴部 27130 の下部管状本体 27132 の近位端部 27133 と当接している下側プッシュコイル 27330 の遠位端部 27334 並びに内側可撓性の下側スリーブ 27340 の遠位端部 27344 と、下側プッシュロッド 27320 の遠位端部 27322 と当接している下側プッシュコイル 27330 の近位端部 27332 及び内側可撓性の下側スリーブ 27340 の近位端部 27342 と、を保持するように機能する。

【0168】

図示の装置では、発射システム 27000 は、上側発射アセンブリ 27200 及び下側発射アセンブリ 27300 を軸方向に駆動するように構成された差動駆動アセンブリ 27400 を更に備える。図 136 ~ 図 139 を参照すると、少なくとも 1 つの装置では、上側プッシュロッド 27220 の近位端部 27224 は、差動駆動アセンブリ 27400 の第 1 又は上側ギアラック 27410 に結合される。図 136 に見られるように、第 1 又は上側ギアラック 27410 は、近位スパインセグメント 28120 内の上側近位軸方向キャピティ 28122 内に摺動可能に支持される。同様に、下側プッシュロッド 27320 の近位端部 27324 は、近位スパインセグメント 28120 内の下側近位軸方向キャピティ 28124 内で軸方向に移動するように支持された第 2 又は下側ギアラック 2742

10

20

30

40

50

0に連結される。差動駆動アセンブリ27400は、軸方向に移動可能なキャリア部材27430を更に備え、このキャリア部材は、第1又は上側ギアラック27410と第2又は下側ギアラック27420との間の中心に配置され、かつ近位スパインセグメント28120内の近位軸方向キャビティ28126内で軸方向に移動するように支持される。図136を参照されたい。更に図136～図139を参照すると、ピニオンギア27432は、ピニオンギア27432が第1又は上側ギアラック27410及び第2又は下側ギアラック27420と噛み合い係合するように、軸方向に移動可能なキャリア部材27430に枢動可能にピン留めされる。軸方向に移動可能なキャリア部材27430は、発射駆動アクチュエータ27440によって、近位スパインセグメント28120の近位軸方向キャビティ28126内で軸方向に駆動される。図137を参照されたい。一装置では、発射駆動アクチュエータ27440は、外科用器具25010のハウジング内に動作可能に支持され得るか、又は別様にそれと関連付けられ得る発射モータ27446によって駆動される駆動ギア27444と駆動可能に連係する、発射駆動ギアラック27442を備える。他の装置では、発射駆動アクチュエータ27440は、シリンダ装置又はそれと連係する他の好適なアクチュエータによって遠位及び近位に軸方向に駆動されてもよい。図137～図139に見られるように、発射駆動アクチュエータ27440は、発射駆動アクチュエータ27440に取り付けられ、かつ軸方向に移動可能なキャリア部材27430内の対応する軸方向スロット27434内に受容される一対の離隔された連結器ピン27448によって、軸方向に移動可能なキャリア部材27430に取り付けられてもよい。そのような装置は、発射駆動アクチュエータ27440と軸方向に移動可能なキャリア部材27430との間のいくらかの相対的な軸方向移動を可能にする。例えば、発射駆動アクチュエータ27440が遠位方向DDに遠位に駆動されるときに、軸方向に移動可能なキャリア部材27430は、連結器ピン27448がそれらの対応する軸方向スロット27434の遠位端部に到達するまで遠位に移動せず、その時点で軸方向に移動可能なキャリア部材27430は、遠位に移動する。同様に、発射駆動アクチュエータ27440が近位方向PDに駆動されるときに、軸方向に移動可能なキャリア部材27430は、連結器ピン27448がそれらの対応する軸方向スロット27434の近位端部に到達するまで近位に移動せず、その時点で軸方向に移動可能なキャリア部材27430は、近位に移動する。

10

20

30

40

50

【0169】

外科用ステープル留めデバイスは、ステープルを形成し、かつ組織を切断するために、長い変位にわたって発射部材に強い力を加える必要がある。関節継手を通してその力を伝達することは、力を所望の方向に方向転換し、かつそれに印加される負荷に耐えることが困難であるため、特に困難である。本明細書で説明される差動駆動アセンブリ27400は、それぞれ、可撓性のプッシュコイル27230、27330の経路を制約するために、2つの可撓性の外側チューブ又は導管27210、27310を採用することによって、そのような課題の全てではないにしても、多くに対処し、かつ解決する。本明細書で説明されるように、上側可撓性の外側チューブ又は導管27210は、上側プッシュコイル27230の一部分を囲み、上側可撓性の外側チューブ又は導管27310は、下側プッシュコイル27330の一部分を囲む。外側チューブ又は導管27210、27310の各々は、曲がることができるが、それらはまた、軸方向引張負荷を解決することができる。屈曲する能力は、発射部材の力が関節継手を通して方向転換されることを可能にし、張力を解消する能力は、それが、プッシュコイルが進む方向を変化させることを可能にする。プッシュコイル27230、27330が圧縮状態に置かれると、可撓性の外側チューブ又は導管27210、27310は、張力状態に置かれる。外側チューブ又は導管27210、27310は、プッシュコイル27230、27330が座屈するのを防止する。外側チューブ27210、27310は、引張負荷を解消するように終端される。上述のように、可撓性の外側チューブ又は導管27210の遠位端部27216及び可撓性の外側チューブ又は導管27310の遠位端部27316は両方とも、アンビル取付ブラケット26240に固設される。可撓性の外側チューブ又は導管27210の近位端部27

2 1 2 及び可撓性の外側チューブ又は導管 2 7 3 1 0 の近位端部 2 7 3 1 2 は両方とも、シャフトスパインアセンブリ 2 8 1 0 0 に固設される。ピニオンギア 2 7 4 3 2 は、第 1 又は上側ギアラック 2 7 4 1 0、第 2 又は下側ギアラック 2 7 4 2 0 のうちの一方が一方の軸方向に移動すると、ラック 2 7 4 1 0、2 7 4 2 0 のうちの他方が反対方向に軸方向に移動するように、第 1 又は上側ギアラック 2 7 4 1 0 及び第 2 又は下側ギアラック 2 7 4 2 0 と噛合係合している。図 1 3 8 及び図 1 3 9 に見られるように、関節運動中に、ピニオンギア 2 7 4 3 2 が回転するので、可撓性の外側チューブ又は導管 2 7 2 1 0、2 7 3 1 0 は、経路長の変化を考慮して移動することができる。しかしながら、発射駆動アクチュエータ 2 7 4 4 0 が遠位方向 DD に駆動されると、軸方向に移動可能なキャリア部材 2 7 4 3 0 が作動されて、プッシュコイル 2 7 2 3 0、2 7 3 3 0 を外側チューブ又は導管 2 7 2 1 0、2 7 3 1 0 を通して遠位に押し、2 つの可撓性の外側チューブ又は導管 2 7 2 1 0、2 7 3 1 0 内の引張負荷を発射し（すなわち、発射部材 2 7 1 0 0 を遠位に駆動し）、ピニオンギア 2 7 4 3 2 が全く動くことなく、引張負荷が互いに反作用する。

10

【0 1 7 0】

一般的な一態様によれば、上側通路 2 8 2 1 6 は、関節継手 2 8 2 0 0 を通る上側経路 2 8 2 2 1（図 1 1 7）を形成する。同様に、下側通路 2 8 2 1 8 は、関節継手 2 8 2 0 0 を通る下側経路 2 8 2 2 3 を形成する。外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 が非関節運動位置にある（すなわち、外科用エンドエフェクタがシャフト軸 SA 上で細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 と軸方向に整列している - 図 1 1 5、図 1 1 7、図 1 1 8）ときに、上側経路 2 8 2 2 1 及び下側経路 2 8 2 2 3 は互いに対して平行である。図 1 1 7 を参照されたい。外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 が細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 に対して関節運動位置にあるときに、上側経路 2 8 2 2 1 及び下側経路 2 8 2 2 3 は、互いに対して同心である。図 1 1 6 を参照されたい。

20

【0 1 7 1】

外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 が非関節運動位置にあるときに、発射システム 2 7 0 0 0 は、細長いチャンネル 2 6 1 0 0 の近位端部 2 6 1 1 2 内の始動位置から細長いチャンネル 2 6 1 1 0 の遠位端部 2 6 1 1 4 内の終了位置まで発射部材 2 7 1 0 0 を駆動するように作動され得る。外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 が非関節運動位置にあり、かつ発射システム 2 7 0 0 0 が作動されるときに、差動駆動アセンブリ 2 7 4 0 0 は、上側発射アセンブリ 2 7 2 0 0 及び下側発射アセンブリ 2 7 3 0 0 を同じ軸方向（すなわち、遠位方向 DD）に等しい軸方向距離だけ駆動して、上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材 2 7 1 0 0 に加える。上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動は、大きさが実質的に等しく、これは、別様に上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動の大きさが異なる場合に起こり得る結合なしに、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 を通して発射部材 2 7 1 0 0 を遠位に前進させる役割を果たす。同様に、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 が細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 に対して関節動作位置にあるときに、発射システム 2 7 0 0 0 は、発射部材 2 7 1 0 0 を始動位置から終了位置に駆動するように作動され得る。そのような場合、差動駆動アセンブリ 2 7 4 0 0 は、上側発射アセンブリ 2 7 2 0 0 及び下側発射アセンブリ 2 7 3 0 0 が、関節運動位置に対応するために、反対の軸方向に実質的に等しい距離で移動することを可能にするように構成されている。次いで、差動駆動アセンブリ 2 7 4 0 0 は、互いに等しい上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材 2 7 1 0 0 に適用し得る。例えば、細長いシャフトアセンブリ 2 8 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 の関節運動位置に応じて、上側発射アセンブリ 2 7 2 0 0 は、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 の関節運動時に、第 1 の距離だけ近位に移動されてもよく、下側発射アセンブリ 2 7 3 0 0 は、ピニオンギア 2 7 4 3 2 によって、第 1 の距離と実質的に等しい第 2 の距離だけ遠位に、外科用エンドエフェクタ 2 6 0 0 0 に対して位置付けられてもよい。その後、発射駆動アクチュエータ 2 7 4 4 0 の遠位作動により、上側発射アセンブリ 2 7 2 0 0 及び下側発射アセンブリ 2 7 3 0 0 は、互いに等しい上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材 2 7 1 0 0 に加える。本明細書で使用するとき、キャリアが遠位に移動されると、キャリアは、上側発射

30

40

50

アセンブリ 27200 及び下側発射アセンブリ 27300 に「軸方向制御運動」を加えることができる。したがって、外科用エンドエフェクタ 26000 が関節運動していない構成にあるときに、キャリアは、同じ軸方向（遠位方向 DD）に上側発射部材 27200 及び下側発射部材 27300 に等しい量の軸方向制御運動を加えてもよく、外科用エンドエフェクタ 26000 が関節運動構成にあるときに、キャリアは、同じ軸方向（遠位方向 DD）に上側発射部材 27200 及び下側発射部材 27300 に「他の等しい量」の軸方向制御運動を加えて、発射部材 27100 を始動位置から終了位置に移動させてもよい。

【0172】

図 140 ~ 図 152 は、外科用エンドエフェクタ 31000 を細長いシャフトアセンブリ 32000 に連結するための別の形態の関節継手 30200 を使用する別の外科用器具 30010 を示す。細長いシャフトアセンブリ 32000 は、本明細書に記載される様々な他の細長いシャフトアセンブリと同一又は非常に類似していてもよい。図 140 ~ 図 143 に見られるように、関節継手 30200 は、近位継手部材 30210 と、遠位継手部材 30250 とを備える。近位継手部材 30210 は、外科用器具のハウジング又は他の部分に連結された細長いシャフトアセンブリ 32000 の遠位端部に取り付けられるように構成されている。遠位継手部材 30250 は、外科用エンドエフェクタ 31000 に取り付けられるように構成されている。例えば、遠位継手部材 30250 は、外科用エンドエフェクタ 31000 の細長いチャンネル 31200 に取り付けられてもよい。エンドエフェクタ 31000 は、本明細書に開示される様々な外科用エンドエフェクタと同一又は非常に類似していてもよい。

【0173】

図 143 及び図 150 に見られるように、近位継手部材 30210 は、近位頂部 30218 を規定する、近位面 30212 を備える。同様に、遠位継手部材 30250 は、遠位頂部 30254 を規定する、遠位面 30252 を備える。図 151 を参照されたい。近位継手部材 30210 及び遠位継手部材 30250 は、リンケージアセンブリ 30300 によって、それらのそれぞれの頂部部分 30218、30254 とともに「転がり相互係合」して枢動可能に保持される。図 141 ~ 図 143 に見られるように、リンケージアセンブリ 30300 は、第 1 のリンク 30310 及び第 2 のリンク 30320 を備える。図示の例では、第 1 のリンク 30310 及び第 2 のリンク 30320 は、近位クロスピンアセンブリ 30330 によって近位継手部材 30210 に連結されている。一態様によれば、近位クロスピンアセンブリ 30330 は、第 1 の近位枢動軸 FPPA を規定する第 1 の近位クロスピン 30332 を備える。図 152 を参照されたい。第 1 のリンク 30310 の近位端部 30312 は、第 1 の近位クロスピン 30332 内の第 1 のねじ山付き孔 30334 内に螺合可能に受容されるように構成された第 1 の近位ねじ山付きファスナ 30314 を、内部を通して受容するように構成されている。図 143 を参照されたい。同様に、第 2 のリンク 30320 の近位端部 30322 は、第 1 の近位クロスピン 30332 内の第 2 のねじ山付き孔 30336 内に螺合可能に受容されるように構成された第 2 の近位ねじ山付きファスナ 30324 を、内部を通して受容するように構成されている。

【0174】

少なくとも 1 つの実施形態において、第 1 の近位クロスピンアセンブリ 30330 は、第 1 の近位クロスピン 30332 上に回転可能に軸支された第 2 の近位クロスピン 30340 を更に備える。一装置では、第 1 の近位クロスピン 30332 は、第 1 の近位クロスピン 30332 と第 2 の近位クロスピン 30340 との間の自由回転を容易にするように構成された第 1 の近位ブッシング又は低摩擦スリーブ 30338 を備えることができる。第 2 の近位クロスピン 30340 は、第 1 の近位枢動軸 FPPA 及び細長いシャフトアセンブリ 32000 によって規定されるシャフト軸 SA を横断する、第 2 の近位枢動軸 SPFA を規定する。図 143 に見られるように、第 2 の近位クロスピン 30340 は、リンケージアセンブリ 30300 が第 1 の近位枢動軸 FPPA 及び第 2 の近位枢動軸 SPFA の周りで近位継手部材 30210 に対して枢動し得るように、リンケージアセンブリ 30300 を近位継手部材 30210 に取り付けるために、近位継手部材 30210 の横方向

10

20

30

40

50

に整列された近位ピン開口部 3 0 2 2 0 内に受容される。

【 0 1 7 5 】

図示の例では、第 1 のリンク 3 0 3 1 0 及び第 2 のリンク 3 0 3 2 0 は、遠位クロスピンアセンブリ 3 0 3 5 0 によって遠位継手部材 3 0 2 5 0 に連結されている。一態様によれば、遠位クロスピンアセンブリ 3 0 3 5 0 は、第 1 の遠位枢動軸 F D P A を規定する第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 を備える。第 1 のリンク 3 0 3 1 0 の遠位端部 3 0 3 1 6 は、第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 内の第 3 のねじ山付き孔 3 0 3 5 4 内に螺合可能に受容されるように構成された第 1 の近位ねじ山付きファスナ 3 0 3 1 8 を、内部を通して受容するように構成されている。同様に、第 2 のリンク 3 0 3 2 0 の遠位端部 3 0 3 2 6 は、第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 内の第 4 のねじ山付き孔 3 0 3 5 6 内に螺合可能に受容されるように構成された第 2 の遠位ねじ山付きファスナ 3 0 3 2 8 を、内部を通して受容するように構成されている。

10

【 0 1 7 6 】

少なくとも 1 つの実施形態において、第 1 の遠位クロスピンアセンブリ 3 0 3 5 0 は、第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 上に回転可能に軸支された第 2 の遠位クロスピン 3 0 3 6 0 を更に備える。一装置では、第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 は、第 1 の遠位クロスピン 3 0 3 5 2 と第 2 の遠位クロスピン 3 0 3 6 0 との間の自由回転を容易にするように構成された第 1 の近位ブッシング又は低摩擦スリーブ 3 0 3 5 8 を備えることができる。第 2 の遠位クロスピン 3 0 3 6 0 は、第 1 の遠位枢動軸 F D P A 及びシャフト軸 S A を横断する、第 2 の遠位枢動軸 S D P A を規定する。図 1 4 2 に見られるように、第 2 の遠位クロスピン 3 0 3 6 0 は、リンケージアセンブリ 3 0 3 0 0 が第 1 の遠位枢動軸 F D P A 及び第 2 の遠位枢動軸 S D P A の周りで遠位継手部材 3 0 2 5 0 に対して枢動し得るように、リンケージアセンブリ 3 0 3 0 0 を遠位継手部材 3 0 2 5 0 に取り付けるために、遠位継手部材 3 0 2 5 0 の横方向に整列された遠位ピン開口部 3 0 2 5 6 内に受容される。

20

【 0 1 7 7 】

ここで図 1 5 0 を参照すると、近位継手部材 3 0 2 1 0 の近位面 3 0 2 1 2 は、その上に形成された複数の半径方向に離隔された陥凹領域 3 0 2 2 2 を備える、近位頂部 3 0 2 1 8 を規定する。図示の装置では、合計 6 つの陥凹領域 3 0 2 2 2 が、近位頂部 3 0 2 1 8 の中心 3 0 2 1 9 の周りに等間隔で配置されている。図 1 5 1 に見られるように、遠位継手部材 3 0 2 5 0 の遠位面 3 0 2 5 2 は、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに各フィン 3 0 2 6 2 が陥凹領域 3 0 2 2 2 のうちの 1 つに対応するように、遠位頂部 3 0 2 5 4 の中心 3 0 2 5 5 の周りに等間隔に配置された合計 6 つの遠位フィン又は突出部 3 0 2 6 2 を備える。例えば、角度 B は、およそ 6 0 度であり得る。図 1 5 1 を参照されたい。フィン 3 0 2 6 2 の各々及び陥凹領域 3 0 2 2 2 の各々は、細長いシャフトアセンブリ 3 2 0 0 0 に対する外科用エンドエフェクタ 3 1 0 0 0 の関節運動中に近位頂部 3 0 2 1 8 と遠位頂部 3 0 2 5 4 との間の転がり相互係合を容易にするように構成された丸みを帯びた縁部を備える。そのような転がり相互係合は、例えば、近位頂部 3 0 2 1 8 及び遠位頂部 3 0 2 5 4 が外科用エンドエフェクタ 3 1 0 0 0 の関節運動中に互いに係合したままであるように、噛み合うベベルギアの歯の間の転がり相互係合といくらか類似していてもよい。

30

40

【 0 1 7 8 】

図 1 4 1 に戻ると、外科用器具 3 0 0 1 0 はまた、関節運動を外科用エンドエフェクタ 3 1 0 0 0 に適用して、外科用エンドエフェクタ 3 1 0 0 0 を細長いシャフトアセンブリ 3 2 0 0 0 に対して関節運動させるように構成されている、関節運動システム 3 0 5 0 0 を備える。少なくとも 1 つの装置では、関節運動システム 3 0 5 0 0 は、細長いシャフトアセンブリ 3 2 0 0 0 を通って延在する 4 つの関節運動ケーブル 3 0 5 1 0、3 0 5 2 0、3 0 5 3 0、及び 3 0 5 4 0 を備える。図示される装置では、関節運動ケーブル 3 0 5 1 0、3 0 5 2 0、3 0 5 3 0、及び 3 0 5 4 0 は、近位継手部材 3 0 2 1 0 及び遠位継手部材 3 0 2 5 0 を通過し、かつ本明細書に開示される様々な方法で外科用エンドエフェクタ 3 1 0 0 0 に固定される。関節運動ケーブル 3 0 5 1 0、3 0 5 2 0、3 0 5 3 0、

50

及び30540は、外科用器具300010のハウジング内に支持されるか、又は別様にそれと関連付けられる、関節運動制御システムと動作可能に連係する。例えば、上述したように、各ケーブル30510、30520、30530、及び30540の近位部分は、所望の方法で各ケーブル30510、30520、30530、及び30540を繰り出し及び引き込むように構成された外科用器具300010のハウジング部分内の対応する回転スプール又はケーブル管理システム2007(図2)に巻き取られてもよい。スプール/ケーブル管理システムは、モータ動力式又は手動動力式(ラチェット装置など)であってもよい。図140、図141、及び図144~図146は、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときの関節継手30200の位置を示し、図142及び図147~図149は、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリ32000に対して様々な位置で関節運動されたときの関節継手30200の様々な位置を示す。外科用器具300010はまた、外科用エンドエフェクタ31000内の発射部材(図示せず)を駆動するために、本明細書に詳細に開示される様々なタイプ及び構造の発射システム30600を使用してもよい。例えば、近位継手部材30210は、上側可撓性の発射アセンブリ30610の通路を収容するように構成された上側近位発射部材通路30214を備えてもよい。上側可撓性の発射アセンブリ30610は、近位継手部材30210の近位面30212と遠位継手部材30250の遠位面30252との間の概して30700として指定される領域にわたって広がり、遠位継手部材30250内の上側遠位発射部材通路30257を摺動可能に通過してもよい。同様に、近位継手部材30210は、下側可撓性の発射アセンブリ30620部材の通路を収容するように構成された下側近位発射部材通路30216を備えてもよい。下側可撓性の発射アセンブリ30620は、領域30700に広がり、遠位継手部材30250内の下側遠位発射部材通路30259内に受容される。上側可撓性の発射アセンブリ30610及び下側可撓性の発射アセンブリ30620は、外科用エンドエフェクタ31000内の発射部材と動作可能に連係する。上側可撓性の発射アセンブリ30610及び下側可撓性の発射アセンブリ30620は、本明細書に開示される様々な可撓性の発射部材駆動装置と構造が同一又は非常に類似していてもよい。

10

20

【0179】

図153は、第1のリンク30310及び第2のリンク30320が、近位継手部材30210の近位面30212と遠位継手部材30250の遠位面30252との間の領域30700に位置する環状リング30380によって互いに接続されることを除いて、上述の関節継手30200と構造及び動作が同一である関節継手30200'の別の形態を示す。少なくとも1つの装置では、環状リング30380は、近位継手部材30210の外径及び遠位継手部材30250の外径以下である、外径を備える。一装置では、例えば、遠位継手部材30250の外径は、細長いシャフトアセンブリ32000の最大外径以下である、近位継手部材30210の外径に等しい。したがって、このような装置は、細長いシャフトアセンブリ32000の最大外径を収容することができるトロカールカニューレを通して外科用器具300010を患者に挿入することを可能にする。環状リング30380は、組織又は可撓性の外部継手カバー(図示せず)が継手構成要素間に潜在的に捕捉されることを防止し得るため、特に有利であり得る。

30

40

【0180】

関節継手30200、30200'は、近位クロスピンアセンブリ30330と遠位クロスピンアセンブリ30350とを一緒に接続し、かつ発射部材の発射中に器具内の負荷を解消するために特に重要であり得る継手に印加されるねじり負荷及び軸方向負荷を解消する、外側リンケージアセンブリ30300装置を利用する。そのような継手装置は、追加の構成要素/特徴部を収容するために、近位継手部材と遠位継手部材との間に空間を更に残す。様々な図に見られるように、近位継手部材及び遠位継手部材は各々、継手が関節運動するときにリンケージアセンブリを収容するためのクリアランスポケット/特徴部/輪郭を備える。

【0181】

50

図154～図156は、本明細書に開示される様々なタイプの外科用エンドエフェクタを外科用器具33010の細長いシャフトアセンブリ34000に連結するために使用され得る、関節継手33000の別の形態を示す。細長いシャフトアセンブリ34000は、外科用器具33010のハウジング(図示せず)に連結され得るか、又は別様に動作可能に連係され得る、中央スパイン部材34100(図155)を備える。細長いシャフトアセンブリ34000は、中央スパイン部材34100の上に延在する、外チューブ部材34110を更に備える。少なくとも1つの形態では、関節継手33000は、中央スパイン部材34100に取り付けられた近位継手部材33100と、外科用エンドエフェクタ(図示せず)に取り付けられた遠位継手部材33300とを備える。例えば、遠位継手部材33300は、本明細書に開示される様々な方法でエンドカッター装置の細長いチャンネルに取り付けられてもよい。

【0182】

図示の装置では、近位継手部材33100は、中央スパイン部材34100の遠位端部に取り付けられている、第1又は右半分のセグメント33100A及び第2又は左半分のセグメント33100Bを備える。第1の半分のセグメント33100A及び第2の半分のセグメント33100Bは、溶接、接着剤、機械的ファスナ、ピンなどによって、細長いシャフトアセンブリ34000の中央スパイン部材34100又は他の同様の構成要素に取り付けられてもよい。一態様によれば、外科用器具33010は、遠位差動駆動アセンブリ35100及び近位差動駆動アセンブリ35500を備える、発射システム35000を備える。

【0183】

図156に見られるように、近位継手部材33100は、遠位差動駆動アセンブリ35100を動作可能に支持する。一装置では、遠位差動駆動アセンブリ35100は、近位継手部材33100内で軸方向に移動するように支持された上側遠位ロックアセンブリ35110を備える。図156、図157、及び図158に見られるように、上側遠位ロックアセンブリ35110は、近位継手部材33100内に支持された枢動軸35132上に回転可能に支持された遠位差動ギア35130と噛合係合して支持される。上側遠位ロックアセンブリ35110は、近位継手部材33100内で軸方向に移動するように支持される。遠位差動駆動アセンブリ35100はまた、遠位差動ギア35130と噛合係合して支持され、かつ近位継手部材33100内で軸方向に移動するように構成されている、下側遠位ロックアセンブリ35120を備える。

【0184】

一態様によれば、発射システム35000は、発射部材35200と動作可能に連係するように構成された上側可撓性の発射アセンブリ35300及び下側可撓性の発射アセンブリ35400を更に備える。図156及び図159に見られるように、発射部材35200は、上部発射部材特徴部35220及び下部発射部材特徴部35230を備える、垂直に延在する発射部材本体35212を含む。組織切断ブレード35214は、垂直に延在する発射部材本体35212に取り付けられるか、又はその中に形成される。少なくとも1つの装置では、上部発射部材特徴部35220は、上部フィン付き部分35222を備え、上部フィン付き部分35222は、上部フィン付き部分35222を通して延在する上部軸方向通路35224を有する。下部発射部材特徴部35230は、下部フィン付き部分35232を備え、下部フィン付き部分35232は、下部フィン付き部分35232を通して延在する下部軸方向通路35234を有する。少なくとも1つの装置では、上部発射部材特徴部35220及び下部発射部材特徴部35230は、垂直に延在する発射部材本体35212と一体的に形成される。少なくとも1つの例において、アンビル本体は、本明細書で説明される様々な方法で上部発射部材特徴部35220の通過を収容するように構成された、軸方向に延在するアンビルスロットを備える。同様に、細長いチャンネルは、本明細書に記載されるように、下部発射部材特徴部35230の通路を収容するように構成された、軸方向に延在するチャンネルスロットを備える。

【0185】

10

20

30

40

50

一実施例では、上側可撓性の発射アセンブリ 3 5 3 0 0 は、上側遠位ラックアセンブリ 3 5 1 1 0 内の遠位ソケット 3 5 1 2 内に支持され、かつ溶接、接着剤などによってそこに固定される近位端部 3 5 3 1 2 を有する、上側可撓性のチューブ又は導管 3 5 3 1 0 を備える。上側可撓性のチューブ又は導管 3 5 3 1 0 は、近位継手部材 3 3 1 0 0 内の上側開口部 3 3 2 1 8 を通って延在し、かつ関節継手 3 3 0 0 0 にわたって及ぶ。上側可撓性のチューブ又は導管 3 5 3 1 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の開口部 3 3 3 3 0 内に受容され、かつ溶接、接着剤などによってその中で終端又は固定される、遠位端部 3 5 3 1 4 を備える。上側可撓性の発射アセンブリ 3 5 3 0 0 は、上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 を更に備える。上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 は中空であり、ニチノール、チタン、ステンレス鋼などから製造されるコイルばねを備えてもよい。他の装置では、上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 は、オフセットレーザカット又はスパイラルカットを有する中空管状部材を本質的に含むレーザカットハイポチューブを備え、オフセットレーザカット又はスパイラルカットは、ハイポチューブが撓んで曲がることを可能にする。上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 は更に、ポリマー又は同様の材料から製造され得る内側可撓性の上側スリーブ 3 5 3 3 0 内に受容され得、関節運動中に撓んで曲がるその能力を妨げ得る、組織、流体、及び/又は破片が上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 に侵入することを防止し得る。

10

【0186】

上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 は、上側可撓性のチューブ 3 5 3 1 0 を通り、かつ上側遠位ラック 3 5 1 1 0 内の軸方向通路を通して延在している。上側支持ビーム 3 5 1 4 0 は、中央スパイン部材 3 4 1 0 0 によって支持され、かつ上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 を拘束して通過させるための上側通路 3 5 1 4 2 を有する。図 1 5 9 に見られるように、上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 の遠位端部 3 5 3 2 2 並びに内側可撓性の上側スリーブ 3 5 3 3 0 の遠位端部 3 5 3 3 2 は、上部発射部材特徴部 3 5 2 2 0 の上部フィン付き部分 3 5 2 2 2 の近位端部 3 5 2 2 3 に当接する。また、図示の装置では、上側発射アセンブリ 3 5 3 0 0 は、中空上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 を通って延在する上側ケーブル 3 5 3 4 0 を更に備える。上側ケーブル 3 5 3 4 0 は、上側取付ラグ 3 5 3 4 3 によって上部発射部材特徴部 3 5 2 2 0 の上部フィン付き部分 3 5 2 2 2 内の上部軸方向通路 3 5 2 2 4 内に固定される、上側ケーブル遠位端部 3 5 3 4 2 を備える。

20

【0187】

図 1 5 6 ~ 図 1 6 1 を参照すると、近位差動駆動アセンブリ 3 5 5 0 0 は、中央スパイン部材 3 4 1 0 0 内に摺動可能に支持された上側ギアラック 3 5 5 1 0 を備える。近位差動駆動アセンブリ 3 5 5 0 0 は、中央スパイン部材 3 4 1 0 0 内で軸方向に移動するように支持された下側近位ギアラック 3 5 5 2 0 を更に備える。近位差動駆動アセンブリ 3 5 5 0 0 はまた、軸方向に移動可能なキャリア部材 3 5 5 3 0 を備え、これは、上側近位ギアラック 3 5 5 1 0 と下側近位ギアラック 3 5 5 2 0 との間の中心に配置され、かつ中央スパイン部材 3 4 1 0 0 内での軸方向移動のために支持される。近位ピニオンギア 3 5 5 3 2 は、近位ピニオンギア 3 5 5 3 2 が上側近位ギアラック 3 5 5 1 0 及び下側近位ギアラック 3 5 5 2 0 と噛合係合するように、軸方向に移動可能なキャリア部材 3 5 5 3 0 に装着されたピン 3 5 5 3 3 上に枢動可能に支持される。軸方向に移動可能なキャリア部材 3 5 5 3 0 は、発射駆動アクチュエータ 3 5 5 4 0 によって、中央スパイン部材 3 4 1 0 0 内の軸方向キャビティ内で軸方向に駆動される。図 1 6 0 に見られるように、発射駆動アクチュエータ 3 5 5 4 0 は、外科用器具 3 3 0 1 0 のハウジング内に動作可能に支持され得る発射モータ 3 5 5 4 6 によって駆動される駆動ギア 3 5 5 4 4 と駆動可能に連係する、発射駆動ギアラック 3 5 5 4 2 を備える。他の装置では、発射駆動アクチュエータ 3 5 5 4 0 は、シリンダ装置又はそれと連係する他の好適なアクチュエータによって遠位及び近位に軸方向に駆動されてもよい。図 1 5 6 及び図 1 6 0 に見られるように、発射駆動アクチュエータ 3 5 5 4 0 は、一对の離隔された連結器ピン 3 5 5 4 8 によって軸方向に移動可能なキャリア部材 3 5 5 3 0 に取り付けられてもよい。

30

40

【0188】

図示の装置では、上側近位ギアラック 3 5 5 1 0 は、そこから突出し、かつ上側支持ビ

50

ーム 3 5 1 4 0 内の上側通路 3 5 1 4 2 内で摺動するように構成された、上側ケーブル取付特徴部 3 5 5 1 2 を更に備える。一態様によれば、上側ケーブル 3 5 3 4 0 は、中空上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 を通って延在し、上側ケーブル 3 5 3 4 0 の近位端部は、上側ケーブル取付特徴部 3 5 5 1 2 に固定される。上側ケーブル 3 5 3 4 0 は、上部発射部材特徴部 3 5 2 2 0 と上側ケーブル取付特徴部 3 5 5 1 2 との間に張力がかかった状態で保持され、これは、上部発射部材特徴部 3 5 2 2 0 の上部フィン付き部分 3 5 2 2 2 の近位端部 3 5 3 2 3 と当接している上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 の遠位端部 3 5 3 2 2 並びに内側可撓性の上側スリーブ 3 5 3 3 0 の遠位端部 3 5 3 3 2 と、上側ケーブル取付特徴部 3 5 5 1 2 の遠位端部と当接している上側プッシュコイル 3 5 3 2 0 の近位端部及び内側可撓性の上側スリーブ 3 5 3 3 0 の近位端部と、を保持するように機能する。

10

【 0 1 8 9 】

一実施例では、下側可撓性の発射アセンブリ 3 5 4 0 0 は、下側遠位ラック 3 5 1 2 0 内の遠位ソケット 3 5 1 2 2 内に支持され、かつ溶接、接着剤などによってそこに固定される近位端部 3 5 4 1 2 を有する、下側可撓性のチューブ又は導管 3 5 4 1 0 を備える。下側可撓性のチューブ又は導管 3 5 4 1 0 は、近位継手部材 3 3 1 0 0 内の下側開口部 3 3 2 1 9 を通って延在し、かつ関節継手 3 3 0 0 0 にわたって及ぶ。下側可撓性のチューブ又は導管 3 5 4 1 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の開口部 3 3 3 4 0 内に受容され、かつ溶接、接着剤などによってその中で終端又は固定される、遠位端部 3 5 4 1 4 を備える。下側可撓性の発射アセンブリ 3 5 4 0 0 は、下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 を更に備える。下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 は中空であり、ニチノール、チタン、ステンレス鋼などから製造されるコイルばねを備えることができる。他の装置では、下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 は、オフセットレーザカット又はスパイラルカットを有する中空管状部材を本質的に含むレーザカットハイポチューブを備え、オフセットレーザカット又はスパイラルカットは、ハイポチューブが撓んで曲がることを可能にする。下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 は更に、ポリマー又は同様の材料から製造され得る内側可撓性の下側スリーブ 3 5 4 3 0 内に受容され得、関節運動中に撓んで曲がるその能力を妨げ得る、組織、流体、及び/又は破片が下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 に侵入することを防止し得る。

20

【 0 1 9 0 】

下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 は、下側可撓性のチューブ 3 5 4 1 0 を通り、かつ下側遠位ラック 3 5 1 2 0 内の軸方向通路を通して延在している。下側支持ビーム 3 5 1 5 0 は、中央スパイン部材 3 4 1 0 0 によって支持され、かつ下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 を拘束して通過させるための下側通路 3 5 1 5 2 を有する。図 1 5 9 に見られるように、下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 の遠位端部 3 5 4 2 2 並びに内側可撓性の下側スリーブ 3 5 4 3 0 の遠位端部 3 5 4 3 2 は、下部発射部材特徴部 3 5 2 3 0 の下部フィン付き部分 3 5 2 3 2 の近位端部 3 5 2 3 3 に当接する。また、図示の装置では、下側可撓性の発射アセンブリ 3 5 4 0 0 は、中空下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 を通って延在する下側ケーブル 3 5 4 4 0 を更に備える。下側ケーブル 3 5 4 4 0 は、下側取付ラグ 3 5 4 4 3 によって下部発射部材特徴部 3 5 2 3 0 の下部フィン付き部分 3 5 2 3 2 内の下部軸方向通路 3 5 2 3 4 内に固定される、下側ケーブル遠位端部 3 5 4 4 2 を備える。一態様によれば、下側ケーブル 3 5 4 4 0 は、中空下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 を通って延在し、下側ケーブル 3 5 4 4 0 の遠位端部は、下側近位ギアラック 3 5 5 2 0 上の下側ケーブル取付特徴部 3 5 5 2 2 に固定される。下側ケーブル 3 5 4 4 0 は、下部発射部材特徴部 3 5 2 3 0 と下側ケーブル取付特徴部 3 5 5 2 2 との間に張力がかかった状態で保持され、これは、下部発射部材特徴部 3 5 2 3 0 の下部フィン付き部分 3 5 2 3 2 の近位端部 3 5 2 3 3 と当接している下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 の遠位端部 3 5 4 2 2 並びに内側可撓性の上側スリーブ 3 5 3 3 0 の遠位端部 3 5 3 3 2 と、下側ケーブル取付特徴部 3 5 5 2 2 の遠位端部と当接している下側プッシュコイル 3 5 4 2 0 の近位端部及び内側可撓性の下側スリーブ 3 5 4 3 0 の近位端部と、を保持するように機能する。

30

40

【 0 1 9 1 】

外科用ステープル留めデバイスは、ステープルを形成し、かつ組織を切断するために、

50

長い変位にわたって発射部材に強い力を加える必要がある。関節継手を通してその力を伝達することは、力を所望の方向に方向転換し、かつそれに印加される負荷に耐えることが困難であるため、特に困難である。本明細書に記載される発射システム 35000 は、それぞれ、プッシュコイル 35320、35420 の経路を制約するために、2つの可撓性のチューブ 35310、35410 を採用することによって、そのような課題の全てではないにしても、多くに対処し、かつ解決する。本明細書に記載されるように、上側可撓性のチューブ 35310 は、上側プッシュコイル 35320 を囲み、下側可撓性のチューブ 35410 は、下側プッシュコイル 35420 を囲む。チューブ 35310、35410 の各々は、曲がることができるが、それらはまた、軸方向引張負荷を解決することができる。図 164 及び図 165 を参照されたい。屈曲する能力は、発射部材の力が関節継手を通して方向転換されることを可能にし、張力を解消する能力は、それが、プッシュコイルが進む方向を変化させることを可能にする。プッシュコイル 35320、35420 が圧縮状態に置かれると、可撓性のチューブ 35310、35410 は、張力状態に置かれる。チューブ 35310、35410 は、プッシュコイル 35320、35420 が座屈するのを防止する。引張負荷を解消するために、チューブ 35310、35410 は、負荷を解消するように終端される必要がある。図示の例では、可撓性のチューブ 35310、35410 のそれぞれの遠位端部 35314、35414 は、遠位継手部材 33300 にそれぞれ固定されている。可撓性のチューブ 35310、35410 の近位端部 35312、35412 は、それぞれ、上側遠位ラックアセンブリ 35110 及び下側遠位ラック 35120 に固定される。遠位差動ギア 35130 は、ラックアセンブリ 35110、35120 のうちの一方が一方の軸方向に移動すると、ラックアセンブリ 35110、35120 のうちの他方が反対方向に軸方向に移動するように、上側遠位ラックアセンブリ 35110 及び下側遠位ラック 35120 の各々と噛合係合している。図 163 ~ 図 165 に見られるように、関節運動中に、遠位差動ギア 35130 が回転するので、可撓性のチューブ 35310、35410 は、経路長の変化を考慮して移動することができる。しかしながら、発射駆動システムが作動されて、プッシュコイル 35320、35420 を、チューブ 35310、35410 を通して遠位に押しつけて発射する（すなわち、発射部材を遠位に駆動する）ときに、2つの可撓性のチューブ 35310、35410 内の引張負荷は、遠位差動ギア 35130 のいかなる運動も伴わずに、互いに反作用する。

10

20

30

40

50

【0192】

一態様によれば、上側可撓性のチューブ又は導管 35310 は、関節継手 33000 にわたる上側経路を形成し、下側可撓性のチューブ又は導管 35410 は、関節継手 33000 にわたる下側経路を形成する。上側通路は、上側プッシュコイル 35320 を軸方向に移動可能に支持し、かつ下側プッシュコイル 35420 を軸方向に移動可能に支持する。関節継手 33000 が取り付けられている外科用エンドエフェクタが、非関節運動位置にある（すなわち、外科用エンドエフェクタが、シャフト軸に沿って細長いシャフトアセンブリと軸方向に整列して関節運動している）ときに、上側経路及び下側経路は平行である。別の言い方をすれば、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、エンドエフェクタ軸は、シャフト軸と軸方向に整列し、上側経路及び下側経路は、平行である。外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にある（すなわち、エンドエフェクタ軸が、シャフト軸と軸方向に整列していない）ときに、上側経路及び下側経路は、互いに同心である。外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、上側プッシュコイル 35320 及び下側プッシュコイル 35420 を同じ軸方向（遠位方向 DD）に等距離駆動して、上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように構成されている。上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動は、大きさが実質的に等しく、これは、別様に上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動の大きさが異なる場合に起こり得る結合なしに、外科用エンドエフェクタを通して発射部材を遠位に前進させる役割を果たす。同様に、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動した位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、上側プッシュコイル 35320 及び下側プッシュコイル 35420 が反対の軸方向に実質的に等しい距離

で移動することを可能にし、その後、互いに等しい上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように構成されている。

【0193】

図156に見られるように、近位継手部材33100は、中央リンク部材33400の33410の球状近位端部を受容するように構成されている、近位面33200を規定する。図示の装置では、球状近位端部33410は、近位継手部材33100の近位面33200内の近位ソケット33210内に枢動可能に受容されるように構成されている。中央リンク部材33400の球状近位端部33410は、近位クロスピンアセンブリ33500によって近位ソケット33210内に保持される。一態様によれば、近位クロスピンアセンブリ33500は、第1の近位枢動軸FPPAを規定する第1の近位クロスピン33510を備える。第1の近位クロスピン33510は、近位継手部材33100の近位面33200上に形成された一对の取付ラグ33220内に枢動可能に支持され、かつ2つの対向する弓状スロット33412を通して延在して、中央リンク部材33400の球状近位端部33410内での第1の近位クロスピン33510の枢動並びに回転進行を可能にする。別の言い方をすれば、中央リンク部材33400の球状近位端部33410は、第1の近位クロスピン33510の周りで回転可能であり、かつ弓状スロット33412によって規定される近位枢動角度PPAにわたって枢動可能である。

10

【0194】

近位クロスピンアセンブリ33500は、第1の近位クロスピン33510と第2の近位クロスピン33520との間の相対的枢動回転を可能にするように、第1の近位クロスピン33510上に回転可能に軸支される第2の近位クロスピン33520を更に備える。第2の近位クロスピン33520は、中央リンク部材33400の球状近位端部33410内に枢動可能に支持され、かつ第2の近位枢動軸SPPAを規定する。第1の近位枢動軸FPPAは、シャフト軸SAを横断している。第2の近位枢動軸SPPAは、シャフト軸SA並びに第1の近位枢動軸FPPAを横断する。近位クロスピンアセンブリ33500は、第1の近位枢動軸FPPA並びに第2の近位枢動軸SPPAを中心とした、近位継手部材33100に対する中央リンク部材33400の球状近位端部33410の枢動進行を容易にする。

20

【0195】

図示の装置では、遠位継手部材33100は、中央リンク部材33400の球状遠位端部33420を受容するように構成された遠位面33310を規定する。図示の装置では、球状遠位端部33420は、遠位継手部材33300の遠位面33310内の遠位ソケット33312内に枢動可能に受容されるように構成されている。中央リンク部材33400の球状遠位端部33420は、遠位クロスピンアセンブリ33600によって遠位ソケット33312内に保持される。一態様によれば、遠位クロスピンアセンブリ33600は、第1の遠位枢動軸FDPAを規定する第1の遠位クロスピン33610を備える。第1の遠位クロスピン33610は、遠位継手部材33300の遠位面33312上に形成された一对の取付ラグ33314内に枢動可能に支持され、かつ2つの対向する弓状スロット33422を通して延在して、中央リンク部材33400の球状遠位端部33420内での第1の遠位クロスピン33610の枢動並びに回転進行を可能にする。別の言い方をすれば、中央リンク部材33400の球状遠位端部33420は、第1の遠位クロスピン33610の周りで回転可能であり、かつ弓状スロット33412によって規定される遠位枢動角度DPAにわたって枢動可能である。

30

40

【0196】

遠位クロスピンアセンブリ33600は、第1の遠位クロスピン33610と第2の遠位クロスピン33620との間の相対的枢動回転を可能にするように、第1の遠位クロスピン33610上に回転可能に軸支される第2の遠位クロスピン33620を更に備える。第2の遠位クロスピン33620は、中央リンク部材33400の球状遠位端部33420内に枢動可能に支持され、かつ第2の遠位枢動軸SDPAを規定する。第1の遠位枢動軸FDPAは、シャフト軸SAを横断している。第2の遠位枢動軸SDPAは、シャフ

50

ト軸 S A 並びに第 1 の遠位枢動軸 F D P A を横断する。遠位クロスピンアセンブリ 3 3 6 0 0 は、第 1 の遠位枢動軸 F D P A 及び第 2 の遠位枢動軸 S D P A を中心とした、遠位継手部材 3 3 3 0 0 に対する中央リンク部材 3 3 4 0 0 の球状遠位端部 3 3 4 2 0 の枢動進行を容易にする。

【 0 1 9 7 】

少なくとも 1 つの態様によれば、関節継手 3 3 0 0 0 は、関節運動中に近位継手部材 3 3 1 0 0 と遠位継手部材 3 3 2 0 0 との間に可撓性支持を提供するとともに、関節継手 3 3 0 0 0 が非関節運動位置 (図 1 5 5 ~ 図 1 5 8) に戻るのを支援する、概して 3 3 7 0 0 として指定される可撓性の継手支持アセンブリを更に備える。少なくとも 1 つの装置では、可撓性の関節支持アセンブリ 3 3 7 0 0 は、球状近位端部 3 3 4 1 0 及び球状遠位端部 3 3 4 2 0 に取り付けられ、かつそれらの間に延在する中空中央リンク部分 3 3 4 3 0 を横断する、可撓性の部材 3 3 7 1 0、3 3 7 2 0、3 3 7 3 0、及び 3 3 7 4 0 のシリーズを備える。可撓性の部材 3 3 7 1 0、3 3 7 2 0、3 3 7 3 0、及び 3 3 7 4 0 は、例えば、ばね鋼、ステンレス鋼、ニチノール、チタンなどから製作されるケーブル又はばね部材を備えてもよい。より具体的には、図 1 6 6 を参照すると、第 1 の可撓性の部材 3 3 7 1 0 は、中央部分 3 3 7 1 2 と、近位継手部材 3 3 1 0 0 の第 1 又は右半分のセグメント 3 3 1 0 0 A 内の対応する取付孔 3 3 2 1 2 (図 1 5 6) 内に受容され、かつその中に取付又は固定されるように構成されている、近位端部分 3 3 7 1 4 と、を備える。第 1 の可撓性の部材 3 3 7 1 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の対応するスロット孔 3 3 3 2 0 内に受容され、かつそこに取り付けられるように構成されている、遠位端部分 3 3 7 1 6 を更に備える。このような装置では、第 1 の可撓性の部材 3 3 7 1 0 の中央部分 3 3 7 1 2 は、中空中央リンク部分 3 3 4 3 0 を通って斜めに延在している。第 2 の可撓性の部材 3 3 7 2 0 は、中央部分 3 3 7 2 2 と、近位継手部材 3 3 1 0 0 の第 2 又は左のセグメント 3 3 1 0 0 B 内の対応する取付孔 3 3 2 1 4 (図 1 5 6) 内に受容され、かつその中に固定されるように構成されている、近位端部分 3 3 7 2 4 と、を備える。第 2 の可撓性の部材 3 3 7 2 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の対応するスロット孔 3 3 3 2 2 内に受容され、かつそこに固定されるように構成されている、遠位端部分 3 3 7 2 6 を更に備える。このような装置では、第 2 の可撓性の部材 3 3 7 2 0 の中央部分 3 3 7 2 2 は、中空中央リンク部分 3 3 4 3 0 を通って斜めに延在している。第 3 の可撓性の部材 3 3 7 3 0 は、中央部分 3 3 7 3 2 と、近位継手部材 3 3 1 0 0 の第 1 又は右のセグメント 3 3 1 0 0 A 内の対応する取付孔 (図示せず) 内に挿入され、かつその中に固定されるように構成されている、近位端部分 (図示せず) と、を備える。第 3 の可撓性の部材 3 3 7 3 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の対応するスロット孔 3 3 3 2 4 内に受容され、かつそこに固定されるように構成されている、遠位端部分 3 3 7 3 6 を更に備える。このような装置では、第 3 の可撓性の部材 3 3 7 3 0 の中央部分 3 3 7 3 2 は、中空中央リンク部分 3 3 4 3 0 を通って斜めに延在している。第 4 の可撓性の部材 3 3 7 4 0 は、中央部分 3 3 7 4 2 と、近位継手部材 3 3 1 0 0 の第 2 又は左のセグメント 3 3 1 0 0 B 内の対応する取付孔 3 3 2 1 6 内に挿入され、かつその中に固定されるように構成されている、近位端部分 3 3 7 4 4 と、を備える。第 4 の可撓性の部材 3 3 7 4 0 は、遠位継手部材 3 3 3 0 0 内の対応するスロット孔 3 3 3 2 6 内に受容され、かつそこに固定されるように構成されている、遠位端部分 3 3 7 4 6 を更に備える。このような装置では、第 4 の可撓性の部材 3 3 7 4 0 の中央部分 3 3 7 4 2 は、中空中央リンク部分 3 3 4 3 0 を通って斜めに延在している。

【 0 1 9 8 】

外科用器具 3 3 0 1 0 はまた、関節運動を外科用エンドエフェクタに適用して、外科用エンドエフェクタを細長いシャフトアセンブリ 3 4 0 0 0 に対して関節運動させるように構成されている、関節運動システム 3 3 8 0 0 を備える。少なくとも 1 つの装置では、関節運動システム 3 3 8 0 0 は、細長いシャフトアセンブリ 3 4 0 0 0 を通って延在する 4 つの関節運動ケーブル 3 3 8 1 0、3 3 8 2 0、3 3 8 3 0、及び 3 3 8 4 0 を備える。図示される装置では、関節運動ケーブル 3 3 8 1 0、3 3 8 2 0、3 3 8 3 0、及び 3 3

840は、近位関節継手部材33100及び遠位関節継手部材33300を通過し、かつ本明細書に開示される様々な方法で外科用エンドエフェクタに固定される。関節運動ケーブル33810、33820、33830、及び33840は、外科用器具33010のハウジング内に支持されるか、又は別様にそれと関連付けられる、関節運動制御システムと動作可能に連係する。例えば、上述したように、各ケーブル33810、33820、33830、及び33840の近位部分は、所望の方法で各ケーブル33810、33820、33830、及び33840を繰り出し及び引き込むように構成された外科用器具330010のハウジング部分内の対応する回転スプール又はケーブル管理システム2007(図2)に巻き取られてもよい。スプール/ケーブル管理システムは、モータ動力式又は手動動力式(ラチェット装置など)であってもよい。図154、図155、図157、図158、図162、及び図167は、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときの関節継手33000の位置を示し、図163及び図169は、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して様々な位置で関節運動されたときの関節継手33000の様々な位置を示す。

10

【0199】

関節継手33000は、ケーブルによって制御され、かつ外科用エンドエフェクタの関節運動のために使用される、球状ピッチ及びヨー継手を備える。関節継手は、二重球状継手を備え、これは、各々がピッチ及びヨーを行うことができる一対の継手を有することを意味する。この装置は、ピッチ及びヨーを行うことができる2つの継手が存在するので、継手における冗長性を作り出す。可撓性の継手支持アセンブリ33700は、4自由度が2として作用するように、継手運動中に各継手がどのように動くかを制約する働きをする。可撓性の継手支持アセンブリ33700は、一方が回転すると他方が同じ量だけ回転するように、2つの球状継手を互いに結合する。継手が回転すると、ケーブルに張力が加わり、他の継手も回転させる。このような継手装置は、非常にコンパクトなフォームファクタを有し、リスト設計においてバックラッシュが非常に小さい。

20

【0200】

図170~図177は、近位継手部材14210及び遠位継手部材14250を備える、関節継手14200の別の形態を示す。近位継手部材14210は、外科用器具のハウジング又は他の部分に連結された細長いシャフトアセンブリの遠位端部に取り付けられるように構成されている。遠位継手部材14250は、外科用エンドエフェクタに取り付けられるように構成されている。例えば、遠位継手部材14250は、本明細書に開示される様々な方法でエンドカッター装置の細長いチャンネルに取り付けられてもよい。図170~図173に見られるように、近位継手部材14210は、弓状近位頂部14218から離れるように角度をなす2つの面セグメント14214、14216を規定する、近位面14212を備える。同様に、遠位継手部材14250は、弓状遠位頂部14258から離れるように角度をなす2つの面セグメント14254、14256を規定する、遠位面14252を備える。近位継手部材14210及び遠位継手部材14250は、少なくとも1つ、好ましくは2つのリンケージアセンブリ15000、15002によって、それらのそれぞれの弓状頂部部分14218、14258とともに、向かい合う配置で枢動可能に保持される。

30

40

【0201】

図171~図175に見られるように、第1のリンケージアセンブリ15000は、シャフト軸SAの一方の側方側に位置する第1のリンク15101及び第2のリンク15020を備える。第2のリンケージアセンブリ15002は、第1のリンケージアセンブリ15000からシャフト軸SAの側方側に位置する第1のリンク15010及び第2のリンク15020を備える。図171~図175に見られるように、各リンケージアセンブリ15000、15002の第1のリンク15010は、近位端部15014及び遠位端部15016を規定する、剛性本体15012を備える。近位端部15014は、シャフト軸SAによって規定される第1の基準面RP₁の片側(図174の側A)で近位継手14210に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。近位端部15014は、シャ

50

フト軸 S A を横断する第 1 の枢動軸 F P A を中心に枢動する。図 1 7 0 を参照されたい。遠位端部 1 5 0 1 6 は、第 1 のリンク 1 5 0 1 0 が第 1 の基準面 R P ₁ を横断するように、第 1 の基準面 R P ₁ の反対側 (図 1 7 4 の側 B) で遠位継手部材 1 4 2 5 0 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。遠位端部 1 5 0 1 6 は、同様にシャフト軸 S A を横断する第 2 の枢動軸 S P A を中心に枢動する。

【 0 2 0 2 】

各リンケージアセンブリ 1 5 0 0 0、1 5 0 0 2 の第 2 のリンク 1 5 0 2 0 は、近位端部 1 5 0 2 4 及び遠位端部 1 5 0 2 6 を規定する、剛性本体 1 5 0 2 2 を備える。近位端部 1 5 0 2 4 は、第 1 の基準面 R P ₁ の側 B で近位継手部材 1 4 2 1 0 に枢動可能に連結又はピン留めされ、遠位端部 1 5 0 1 6 は、第 1 の基準面 R P ₁ の側 A で遠位継手部材 1 4 2 5 0 に枢動可能に連結又はピン留めされ、その結果、第 2 のリンク 1 5 0 2 0 は、第 1 のリンク 1 5 0 1 0 と交差し、かつ第 1 の基準面 R P ₁ を通過する。近位端部 1 5 0 2 4 は、シャフト軸 S A を横断する第 3 の枢動軸 T P A を中心に枢動し、遠位端部 1 5 0 2 6 は、シャフト軸を横断する第 4 の枢動軸 F T P A を中心に枢動する。少なくとも 1 つの例では、枢動軸 F P A、S P A、T P A、F T P A の全ては、互いに平行であり、かつシャフト軸 S A を横断する。

【 0 2 0 3 】

ここで図 1 7 6 及び図 1 7 7 を参照すると、リンク 1 5 0 1 0、1 5 0 2 0 のリンケージアセンブリ 1 5 0 0 0、1 5 0 0 2 は、2 つの仮想枢動点 V P P _P 及び V P P _D の周りの枢動進行のために、近位継手部材 1 4 2 1 0 及び遠位継手部材 1 4 2 5 0 を互いに対して位置決めするように働く。少なくとも 1 つの装置では、近位継手部材 1 4 2 1 0 は、シャフト軸 S A 上の弓状近位頂部 1 4 2 1 8 から近位半径 P R に位置する、近位仮想枢動点 V P P _P を規定する。遠位継手部材 1 4 2 5 0 は、エンドエフェクタ軸 E A 上の弓状遠位頂部 1 4 2 2 8 から遠位半径 D R に位置する、遠位仮想枢動点 V P P _D を規定する。仮想枢動点 V P P _P 及び V P P _D は、リンクアセンブリ 1 5 0 0 0、1 5 0 0 2 によって一定に保持される P R + D R の長さを有する、共通継手軸 J A 上にある。図 1 7 6 は、エンドエフェクタ軸 E A、継手軸 J A、及びシャフト軸 S A が軸方向に整列している、関節運動していない向きにある関節継手 1 4 2 0 0 を示す。図 1 7 7 は、関節運動した向きにある関節継手 1 4 2 0 0 を示す。関節運動中に、リンケージアセンブリ 1 5 0 0 0、1 5 0 0 2 は、シャフト軸 S A と継手軸 J A との間の角度 θ_1 がエンドエフェクタ軸 E A と継手軸 J A との間の角度 θ_2 に等しくなるように、近位継手部材 1 4 2 1 0 に対する遠位継手部材 1 4 2 5 0 の回転を容易にする。図 1 7 7 を参照されたい。

【 0 2 0 4 】

図 1 7 0 に戻ると、図示の例では、関節継手 1 4 2 0 0 は、細長いシャフトアセンブリを通して延在して、外科用器具のハウジング内に支持され得るケーブル制御システム 9 0 3 0 と動作可能に連係する、4 つのケーブル 1 5 0 4 0、1 5 0 5 0、1 5 0 6 0、及び 1 5 0 7 0 を備える、ケーブル制御システムによって動作可能に制御される。ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、外科用器具の制御回路部分によって制御される 1 つ又は 2 つ以上の対応するモータによって制御される複数のケーブル支持部材 / キャプスタン、プーリなどを備えてもよい。ケーブル制御システム 9 0 3 0 は、関節運動プロセス中の正確な時間に、ケーブルの緊張 (引張) 及び繰り出しを管理するように構成されている。図 1 7 0 に見られるように、ケーブル 1 5 0 4 0、1 5 0 5 0 は、第 1 の基準面 R P ₁ の側 A 上の近位継手部材 1 4 2 1 0 内の通路を通して、遠位継手部材 1 4 2 5 0 内の対応する通路の中へ延在する。ケーブル 1 5 0 4 0 は、遠位継手部材 1 4 2 5 0 を通って引っ張られるのを防止するために、その上に保持ラグ 1 5 0 4 2 を有する。ケーブル 1 5 0 5 0 はまた、ケーブル 1 5 0 5 0 が遠位継手部材 1 4 2 5 0 を通って引っ張られるのを防止するための保持ラグ 1 5 0 5 2 を有する。ケーブル 1 5 0 6 0、1 5 0 7 0 は、第 1 の基準面 R P ₁ の側 B 上の近位継手部材 1 4 2 1 0 内の通路を通して、遠位継手部材 1 4 2 5 0 内の対応する通路の中へ延在する。ケーブル 1 5 0 6 0 は、遠位継手部材 1 4 2 5 0 を通って引っ張られるのを防止するために、その上に保持ラグ 1 5 0 6 2 を有する。ケーブル 1 5 0 7 0

はまた、ケーブル 15050 が遠位継手部材 14250 を通って引っ張られるのを防止するための保持ラグ 15072 を有する。

【0205】

図 171 は、関節運動していない向きにある関節継手 14200 を示す。図 172 は、ケーブル 15040、15050 に張力を印加し、かつケーブル 15060 及び 15070 が緩むことを可能にすることによって達成される、シャフト軸 SA の片側上の第 1 の関節運動方向における遠位継手部材 14250 の関節運動を示す。図 173 は、シャフト軸 SA に対しておよそ 90 度の関節運動角度を有する最大の関節運動した向きで関節運動された遠位継手部材 14250 を示す。遠位継手部材 14250 は、張力をケーブル 15060 及び 15070 に印加し、かつケーブル 15040、15050 が緩むことを可能にすることによって、反対方向に関節運動されてもよい。この装置では、リンク 15010、15020 は、ケーブル 15040、15050、15060、及び 15070 の張力を維持することに依存することなく、近位継手部材 14210 及び遠位継手部材 14250 を一緒に保持する。仮想枢動点配置はまた、リンク 15010、15020 の対 15000、15002 が、それらの仮想枢動点から離れて近位継手部材 14210 及び遠位継手部材 14250 に取り付けられることを可能にする。このような配置は、様々な作動部材 / シャフトを収容するために、関節継手 14200 の中心領域に最大クリアランスを提供する。図 170 に見られるように、近位継手部材 41210 は、中心近位開口部 14211 を備え、遠位継手部材 14250 は、中心遠位開口部 14251 を備える。様々な実施形態において、様々な制御部材 / 駆動部材 14300 は、開口部 14211、14251 を通って延在して、エンドエフェクタに駆動 / 制御運動を提供し得る。そのような駆動部材 14300 は、関節継手構成要素の関節運動に適応するように可撓性でなければならない。一装置では、頂部領域 14218、14528 は、互いに接触してもよく、他の実施形態では、頂部領域 14218、14258 は、互いに離隔されている。そのような装置はまた、他の実施形態で採用される噛合ギアセグメントを使用することなく、近位継手部材 14210 に対する遠位継手部材 14250 の枢動進行を可能にする。

【0206】

図 178 ~ 図 180 は、関節運動の複数の平面における外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にすることができる、関節継手 16200 の別の形態を示す。一装置では、関節継手 16200 は、近位継手部材 16210 と、中央継手部材 16230 と、遠位継手部材 16250 とを備える。近位継手部材 16210 は、外科用器具のハウジング又は他の部分に連結された細長いシャフトアセンブリの遠位端部に取り付けられるように構成されている。遠位継手部材 16250 は、外科用エンドエフェクタに取り付けられるように構成されている。例えば、遠位継手部材 16250 は、本明細書に開示される様々な方法でエンドカッター装置の細長いチャンネルに取り付けられてもよい。近位継手部材 16210 は、弓状近位頂部 16218 から離れるように角度をなす 2 つの面セグメント 16214、16216 を規定する、近位継手遠位面 16212 を備える。

【0207】

中央継手部材 16230 は、第 1 の弓状中心頂部 16238 から離れるように角度をなす 2 つの面セグメント 16234、16236 を規定する、近位面 16232 を備える。中央継手部材 16230 は、第 2 の弓状中心頂部 16248 から離れるように角度をなす 2 つの面セグメント 16244、16246 を規定する、中央継手遠位面 16240 を更に備える。遠位継手部材 16250 は、弓状遠位頂部 16258 から離れるように角度をなす 2 つの面セグメント 16254、16256 を規定する、遠位継手近位面 16252 を備える。図示の例では、近位継手部材 16210 及び中央継手部材 14230 は、シャフト軸 SA を通って延在する第 1 の基準面 RP₁ の片側 (側 A) に位置する近位リンク 17010、17020 を備える第 1 の近位リンク-ギアセンプリ 17000 と、第 1 の基準面 RP₁ の側 B に位置する近位リンク 17030、17040 を備える第 2 の近位リンク-ギアセンプリ 17002 とによって、それらのそれぞれの頂部部分 16218、16238 と一緒に向かい合う配置で枢動可能に保持される。第 1 の近位リンク 17010 は

、近位端部 17014 及び遠位端部 17016 を規定する、剛性本体 17012 を備える。近位端部 17014 は、シャフト軸 SA によって規定され、かつ第 1 の基準面 RP₁ に直交する第 2 の基準面 RP₂ の側 C で近位継手部材 16210 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。近位端部 17014 は、シャフト軸 SA を横断する第 1 の枢動軸 FPA を中心に枢動する。図 179 を参照されたい。遠位端部 17016 は、第 1 の近位リンク 17010 が第 2 の基準面 RP₂ を横断するように、第 2 の基準面 RP₂ の反対側（側 D）で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。遠位端部 17016 は、同様にシャフト軸 SA を横断する第 2 の枢動軸 SPA を中心に枢動する。

【0208】

10

近位リンクージアセンブリ 17000 の第 2 の近位リンク 17020 は、近位端部 17024 及び遠位端部 17026 を規定する、剛性本体 17022 を備える。近位端部 17024 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 D で近位継手部材 16210 に枢動可能に連結又はピン留めされ、遠位端部 17026 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 C で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結又はピン留めされ、その結果、第 2 の近位リンク 17020 は、第 1 の近位リンク 17010 と交差し、かつ第 2 の基準面 RP₂ を通過する。近位端部 17024 は、シャフト軸 SA を横断する第 3 の枢動軸 TPA を中心に枢動し、遠位端部 17026 は、シャフト軸 SA を横断する第 4 の枢動軸 FTPA を中心に枢動する。少なくとも 1 つの例では、枢動軸 FPA、SPA、TPA、FTPA の全ては、互いに平行であり、かつシャフト軸 SA を横断する。

20

【0209】

第 2 の近位リンクージアセンブリ 17002 内の「第 3 の」近位リンク 17030 は、近位端部 17034 及び遠位端部 17036 を規定する、剛性本体 17032 を備える。近位端部 17034 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 D 上で近位継手部材 16210 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。近位端部 17034 は、第 3 の枢動軸 TPA を中心に枢動する。遠位端部 17036 は、第 3 の近位リンク 17030 が第 2 の基準面 RP₂ を横断するように、第 2 の基準面 RP₂ の側 C) で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。遠位端部 17036 は、第 4 の枢動軸 FTPA を中心に枢動する。

【0210】

30

近位リンクージアセンブリ 17002 の「第 4 の」近位リンク 17040 は、近位端部 17044 及び遠位端部 17046 を規定する、剛性本体 17042 を備える。近位端部 17044 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 C で近位継手部材 16210 に枢動可能に連結又はピン留めされ、遠位端部 17046 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 D で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結又はピン留めされ、その結果、第 4 の近位リンク 17040 は、第 3 の近位リンク 17030 と交差し、かつ第 2 の基準面 RP₂ を通過する。近位端部 17044 は、第 1 の枢動軸 TPA を中心に枢動し、遠位端部 17046 は、第 2 の枢動軸 STPA を中心に枢動する。

【0211】

図示の例では、遠位継手部材 16250 及び中央継手部材 16230 は、第 2 の基準面 RP₂ の側 D に位置する遠位リンク 17050、17060 を備える第 3 の遠位リンクージアセンブリ 17004 と、第 2 の基準面 RP₂ の側 C に位置する遠位リンク 17070、17080 を備える第 4 の遠位リンクージアセンブリ 17006 とによって、それらのそれぞれの弓状頂部 16258、16248 と一緒に向かい合う配置で枢動可能に保持される。第 1 の遠位リンク 17050 は、近位端部 17054 及び遠位端部 17056 を規定する、剛性本体 17052 を備える。近位端部 17054 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 A 上で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。近位端部 17054 は、シャフト軸 SA を横断する第 5 の枢動軸 FFA を中心に枢動する。遠位端部 17056 は、第 1 の遠位リンク 17050 が第 1 の基準面 RP₁ を横断するように、第 1 の基準面 RP₁ の側 B で遠位継手部材 16250 に枢動可能に連結されるか、又

40

50

はピン留めされる。遠位端部 17056 は、同様にシャフト軸 SA を横断する第 6 の枢動軸 SXPA を中心に枢動する。

【0212】

第 2 の遠位リンク 17060 は、近位端部 17064 及び遠位端部 17066 を規定する、剛性本体 17062 を備える。近位端部 17064 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 B で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結又はピン留めされ、遠位端部 17066 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 A で遠位継手部材 16250 に枢動可能に連結又はピン留めされ、その結果、第 2 の遠位リンク 17060 は、第 1 の遠位リンク 17050 と交差し、かつ第 1 の基準面 RP₁ を通過する。近位端部 17064 は、シャフト軸 SA を横断する第 7 の枢動軸 SVPA を中心に枢動し、遠位端部 17066 は、シャフト軸 SA を横断する第 8 の枢動軸 EPA を中心に枢動する。少なくとも 1 つの例では、枢動軸 FFPA、SXPA、SVPA、及び EPA の全ては、互いに平行であり、シャフト軸 SA を横断する。

10

【0213】

「第 3 の」遠位リンク 17070 は、近位端部 17074 及び遠位端部 17076 を規定する、剛性本体 17072 を備える。近位端部 17074 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 B 上で中央継手 16230 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。近位端部 17074 は、第 7 の枢動軸 SVPA を中心に枢動する。遠位端部 17036 は、第 3 の遠位リンク 17070 が第 1 の基準面 RP₁ を横断するように、第 1 の基準面 RP₁ の側 A で遠位継手部材 16250 に枢動可能に連結されるか、又はピン留めされる。遠位端部 17076 は、第 8 の枢動軸 EPA を中心に枢動する。

20

【0214】

「第 4 の」遠位リンク 17080 は、近位端部 17084 及び遠位端部 17086 を規定する、剛性本体 17082 を備える。近位端部 17084 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 A で中央継手部材 16230 に枢動可能に連結又はピン留めされ、遠位端部 17086 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 B で遠位継手部材 16250 に枢動可能に連結又はピン留めされ、その結果、第 4 の遠位リンク 17080 は、第 3 の遠位リンク 17070 と交差し、かつ第 1 の基準面 RP₁ を通過する。近位端部 17084 は、第 5 の枢動軸 FFPA を中心に枢動し、遠位端部 17086 は、第 6 の枢動軸 SXPA を中心に枢動する。

【0215】

図示の例では、関節継手 16200 は、細長いシャフトアセンブリを通して延在して、外科用器具のハウジング内に支持されるケーブル制御システムと動作可能に連係する、4 つのケーブル 16310、16320、16330、及び 16340 を備える、ケーブル制御システムによって動作可能に制御される。ケーブル制御システムは、外科用器具の制御回路部分によって制御される 1 つ又は 2 つ以上の対応するモータによって制御される複数のケーブル支持部材 / キャプスタン、プーリなどを備えてもよい。ケーブル制御システムは、関節運動プロセス中の正確な時間に、ケーブルの緊張（引張）及び繰り出しを管理するように構成されている。図 178 及び図 180 に見られるように、ケーブル 16310 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 A 及び第 2 の基準面 RP₂ の側 C 上の近位継手部材 16210 内の対応する通路を通して、第 2 の基準面 RP₂ の側 D 上に位置する中央継手部材 14530 内の対応する通路内に延在している。ケーブル 16310 は、中央継手部材 16230 を出て、かつ第 1 の基準面 RP₁ を横断する遠位継手部材 16250 内の対応する通路に入って、第 1 の基準面 RP₁ の側 B 及び第 2 の基準面 RP₂ の側 D にある場所で遠位継手部材 16250 を出る。ケーブル 16310 は、その上に保持ラグ 163122 を有して、遠位継手部材 16250 を通って引っ張られることを防止する。

30

40

【0216】

依然として図 178 及び図 180 を参照すると、ケーブル 16320 は、第 1 の基準面 RP₁ の側 A 及び第 2 の基準面 RP₂ の側 D 上の近位継手部材 16210 内の対応する通路を通して、第 2 の基準面 RP₂ の側 C 上に位置する中央継手部材 14530 内の対応する通路内に延在している。ケーブル 16320 は、中央継手部材 16230 を出て、かつ第 1 の基準面 RP₁ を横断する遠位継手部材 16250 内の対応する通路に入って、第 1

50

の基準面 RP_1 の側 B 及び第 2 の基準面 RP_2 の側 C にある場所で遠位継手部材 16250 を出る。ケーブル 16320 は、その上に保持ラグ 16322 を有して、遠位継手部材 16250 を通って引っ張られることを防止する。

【0217】

図 178 及び図 180 にも見られるように、ケーブル 16330 は、第 1 の基準面 RP_1 の側 B 及び第 2 の基準面 RP_2 の側 C 上の近位継手部材 16210 内の対応する通路を通して、第 2 の基準面 RP_2 の側 D 上に位置する中央継手部材 14530 内の対応する通路内に延在している。ケーブル 16330 は、中央継手部材 16230 を出て、かつ第 1 の基準面 RP_1 を横断する遠位継手部材 16250 内の対応する通路に入って、第 1 の基準面 RP_1 の側 A 及び第 2 の基準面 RP_2 の側 D にある場所で遠位継手部材 16250 を

10

【0218】

図 178 及び図 180 に更に見られるように、ケーブル 16340 は、第 1 の基準面 RP_1 の側 B 及び第 2 の基準面 RP_2 の側 D 上の近位継手部材 16210 内の対応する通路を通して、第 2 の基準面 RP_2 の側 C 上に位置する中央継手部材 14530 内の対応する通路内に延在している。ケーブル 16330 は、中央継手部材 16230 を出て、かつ第 1 の基準面 RP_1 を横断する遠位継手部材 16250 内の対応する通路に入って、第 1 の基準面 RP_1 の側 A 及び第 2 の基準面 RP_2 の側 C にある場所で遠位継手部材 16250 を

20

【0219】

遠位継手部材 16250 を中央継手部材 16230 に対して第 1 の関節運動方向 FAD に関節運動させるために、ケーブル制御システムは、ケーブル 16330 及び 16340 が十分に緩むことを可能にしながら、ケーブル 16310 及び 16320 に張力を印加するように作動する。遠位継手部材 16250 を第 2 の関節運動方向 SAD に関節運動させるために、ケーブル制御システムは、ケーブル 16310 及び 16320 が十分に緩むことを可能にしながら、ケーブル 16330 及び 16340 に張力を印加するように作動する。中央継手部材 16230 を近位継手部材 16210 に対して第 3 の関節運動方向 TAD に関節運動させるために、ケーブル制御システムは、ケーブル 16320 及び 16340 が十分に緩むことを可能にしながら、ケーブル 16310 及び 16330 に張力を印加するように作動する。中央継手部材 16230 を近位継手部材 16210 に対して第 4 の関節運動方向 FRD に関節運動させるために、ケーブル制御システムは、ケーブル 16310 及び 16330 が十分に緩むことを可能にしながら、ケーブル 16320 及び 16340 に張力を印加するように作動する。

30

【0220】

図 181 ~ 図 183 は、近位継手部材 18210 及び遠位継手部材 18250 を備える、関節継手 18200 の別の形態を示す。近位継手部材 18210 は、本明細書に開示する様々な方法で外科用器具のハウジング又は他の部分に連結された細長いシャフトアセンブリ 18100 (図 182) の遠位端部に取り付けられるように構成されている。遠位継手部材 18250 は、閉鎖及び / 又は開放運動をエンドエフェクタ 18000 の移動可能ジョーに加えるように構成された閉鎖チューブ装置 18110 (図 182) に取り付けられてもよい。代替装置では、遠位継手部材 18250 は、エンドエフェクタジョーのうちの 1 つ又はエンドエフェクタ 18000 の他の取付部分に取り付けられてもよい。例えば、遠位継手部材 18250 は、本明細書に開示される様々な方法でエンドカッター装置の細長いチャンネルに取り付けられてもよい。少なくとも 1 つの装置では、例えば、シャフトアセンブリ 18100 は、シャフト軸 SA を規定し、エンドエフェクタ 18000 は、エンドエフェクタ軸 EA を規定する。関節継手は、関節運動平面内で、エンドエフェクタ軸 EA が関節運動平面内でシャフト軸 SA と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸 EA がシャフト軸 SA と整列していない関節運動位置との間で、シャフトアセ

40

50

ンブリ 1 8 1 0 0 に対するエンドエフェクタ 1 8 0 0 0 の選択的関節運動を容易にする。

【 0 2 2 1 】

図 1 8 1 ~ 図 1 8 3 に見られるように、近位継手部材 1 8 2 1 0 は、近位取付ハブ 1 8 2 1 2 を備える。近位取付ハブは、例えば、細長いシャフトアセンブリ 1 8 1 0 0 の中空外側シャフト又はチューブ部分 1 8 1 0 2 の中に挿入され、かつ溶接、接着剤などによってそこに取り付けられるように構成されてもよい。図示される実施例は、概して 1 8 2 2 0 として指定される、遠位に面する取付面積を規定する、遠位に面するカラー部分 1 8 2 1 4 を更に備える。図 1 8 3 を参照されたい。関節継手 1 8 2 0 0 を通る様々な制御シャフト/駆動部材の通路を収容するために、近位継手部材 1 8 2 1 0 は、近位取付ハブ 1 8 2 1 2 を通って遠位に面する取付領域 1 8 2 2 0 内に延在する、近位中央通路 1 8 2 1 6 を更に備える。図示の例では、近位中央通路 1 8 2 1 6 は、回転駆動システム 1 8 3 0 0 の一部分である近位駆動シャフト 1 8 3 1 0 を収容するように構成されている。他の装置では、可撓性の駆動シャフト(図示せず)が、近位中央通路 1 8 2 1 6 を通って延在してもよい。

10

【 0 2 2 2 】

遠位継手部材 1 8 2 5 0 は、外科用エンドエフェクタ 1 8 0 0 0 の中空外側シャフト 1 8 1 1 4 又は閉鎖チューブ又は取付ハブ内に挿入され、溶接、接着剤などによってそこに取り付けられるように構成された、遠位取付ハブ 1 8 2 5 2 を備える。外科用エンドエフェクタ 1 8 0 0 0 は、本明細書に開示される外科用エンドエフェクタの例のうちのいずれかを備えてもよい。図示の例では、概して 1 8 2 6 0 として指定される、近位に面する取付領域を規定する、近位に面するカラー部分 1 8 2 5 4 を更に備える。加えて、遠位継手部材 1 8 2 5 0 は、遠位に面する取付領域 1 8 2 2 0 から遠位取付ハブ 1 8 2 5 2 を通って延在する、遠位中央通路 1 8 2 5 6 を更に備える。図示の例では、遠位中央通路 1 8 2 5 6 は、回転駆動システム 1 8 3 0 0 の一部分である遠位駆動シャフト 1 8 3 3 0 を収容するように構成されており、又は他の実施形態では、遠位中央通路 1 8 2 5 6 は、可撓性の駆動シャフト装置の別の部分を支持することができる。

20

【 0 2 2 3 】

図示の例は、近位継手部材 1 8 2 1 0 と遠位継手部材 1 8 2 5 0 との間に延在し、かつ近位継手部材 1 8 2 1 0 (及びそれに連結された細長いシャフトアセンブリ 1 8 1 0 0) に対する遠位継手部材 1 8 2 5 0 (及びそれに連結された外科用エンドエフェクタ)の関節運動を容易にするために、それらと動作可能に連係するように構成された、関節運動リンクージアセンブリ 1 9 0 0 0 を更に備える。図 1 8 3 に見られるように、関節運動リンクージアセンブリ 1 9 0 0 0 は、第 1 のリンク 1 9 0 1 0 と、第 2 のリンク 1 9 0 3 0 と、第 3 のリンク 1 9 0 5 0 と、を備える。リンク 1 9 0 1 0、1 9 0 3 0、及び 1 9 0 5 0 の各々は、近位継手部材 1 8 2 1 0 と遠位継手部材 1 8 2 5 0 との間に移動可能に捕捉されるが、以下で更に詳細に説明されるように、リンク 1 9 0 1 0、1 9 0 3 0、1 9 0 5 0 のうちのいずれも、近位継手部材 1 8 2 1 0 及び遠位継手部材 1 8 2 5 0 のうちのいずれにも直接取り付けられない。

30

【 0 2 2 4 】

一実施例では、第 1 のリンク 1 9 0 1 0 は、第 1 の近位端部 1 9 0 1 4 及び第 1 の遠位端部 1 9 0 1 8 を規定する、剛性の第 1 のリンク本体 1 9 0 1 2 を備える。第 1 の近位端部 1 9 0 1 4 は、遠位に面する取付領域 1 8 2 2 0 に形成された対応する第 1 の近位取付ラグ 1 8 2 2 2 に枢動可能に受容されるように構成された、第 1 の近位サドル 1 9 0 1 6 がその中に形成されている。第 1 の近位取付ラグ 1 8 2 2 2 は、その上に弓状近位枢動面 1 8 2 2 3 を有し、かつ第 1 の近位枢動軸 F P P A を規定する。図 1 8 4 を参照されたい。第 1 の近位サドル 1 9 0 1 6 は、第 1 のリンク 1 9 0 1 0 が複数の方向又は複数の近位進行経路において第 1 の近位枢動軸 F P P A の周りで近位継手部材 1 8 2 1 0 に対して移動可能であるように、第 1 の近位取付ラグ 1 8 2 2 2 上の弓状近位枢動面 1 8 2 2 3 と回転可能又は移動可能に連係するように構成された U 字型近位枢動面 1 9 0 1 7 を備える。例えば、第 1 の近位サドル 1 9 0 1 6 は、第 1 の近位進行経路 F P T P 及び第 2 の近位進

40

50

行経路 S P T P において、第 1 の近位枢動軸 F P P A に対して移動することができる。少なくとも 1 つの装置では、第 1 の近位進行経路 F P T P は、第 2 の近位進行経路 S P T P を横断する。図 1 8 4、及び図 1 8 6 ~ 図 1 8 9 を参照されたい。

【 0 2 2 5 】

第 1 の遠位端部 1 9 1 0 8 は、近位に面する取付領域 1 8 2 6 0 に形成された対応する第 1 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 2 に枢動可能に受容されるように構成された、第 1 の遠位サドル 1 9 0 2 0 がその中に形成されている。第 1 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 2 は、弓状枢動面 1 8 2 6 3 を有し、かつ第 1 の遠位枢動軸 F D P A を規定する。図 1 8 5 を参照されたい。第 1 の遠位サドル 1 9 0 2 0 は、第 1 のリンク 1 9 0 1 0 が複数の方向又は複数の遠位進行経路において第 1 の遠位枢動軸 F D P A の周りで遠位継手部材 1 8 2 5 0 に対して移動可能であるように、第 1 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 2 上の弓状枢動面 1 8 2 6 3 と回転可能又は移動可能に連係するように構成された U 字型枢動面 1 9 0 2 2 を備える。例えば、第 1 の遠位サドル 1 9 0 2 0 は、第 1 の遠位進行経路 F D T P 及び第 2 の遠位進行経路 S D T P において、第 1 の遠位枢動軸 F D P A に対して移動することができる。少なくとも 1 つの装置では、第 1 の遠位進行経路 F D T P は、第 2 の遠位進行経路 S D T P を横断する。図 1 8 5 を参照されたい。

10

【 0 2 2 6 】

第 2 のリンク 1 9 0 3 0 は、第 2 の近位端部 1 9 0 3 4 及び第 2 の遠位端部 1 9 0 3 8 を規定する、剛性の第 2 のリンク本体 1 9 0 3 2 を備える。第 2 の近位端部 1 9 0 3 4 は、遠位に面する取付領域 1 8 2 2 0 に形成された対応する第 2 の近位取付ラグ 1 8 2 2 4 に枢動可能に受容されるように構成された、第 2 の近位サドル 1 9 0 3 6 がその中に形成されている。第 2 の近位取付ラグ 1 8 2 2 4 は、その上に第 2 の弓状近位枢動面 1 8 2 2 5 を有し、かつ第 2 の近位枢動軸 S P P A を規定する。図 1 8 4 を参照されたい。第 2 の近位サドル 1 9 0 3 6 は、第 2 のリンク 1 9 0 3 0 が複数の方向又は複数の近位進行経路において第 2 の近位枢動軸 S P P A の周りで近位継手部材 1 8 2 1 0 に対して移動可能であるように、第 2 の近位取付ラグ 1 8 2 2 4 上の第 2 の弓状近位枢動面 1 8 2 2 5 と回転可能又は移動可能に連係するように構成された第 2 の U 字型近位枢動面 1 9 0 3 7 を備える。例えば、第 2 の近位サドル 1 9 0 3 6 は、第 1 の近位進行経路 F P T P 及び第 2 の近位進行経路 S P T P において、第 2 の近位枢動軸 S P P A に対して移動することができる。少なくとも 1 つの装置では、第 1 の近位進行経路 F P T P は、第 2 の近位進行経路 S P T P を横断する。図 1 8 4 を参照されたい。

20

30

【 0 2 2 7 】

第 2 の遠位端部 1 9 0 3 8 は、近位に面する取付領域 1 8 2 6 0 に形成された対応する第 2 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 4 に枢動可能に受容されるように構成された、第 2 の遠位サドル 1 9 0 4 0 を備える。図 1 8 5 を参照されたい。第 2 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 4 は、第 2 の弓状遠位枢動面 1 8 2 6 5 を有し、かつ第 2 の遠位枢動軸 S D P A を規定する。第 2 の遠位サドル 1 9 0 4 0 は、第 2 のリンク 1 9 0 3 0 が複数の方向又は複数の遠位経路において第 2 の遠位枢動軸 S D P A の周りで遠位継手部材 1 8 2 5 0 に対して移動可能であるように、第 2 の遠位取付ラグ 1 8 2 6 4 上の第 2 の弓状遠位枢動面 1 8 2 6 5 と回転可能に連係するように構成された第 2 の U 字型遠位枢動面 1 9 0 4 2 を備える。例えば、第 2 の遠位サドル 1 9 0 4 0 は、第 1 の遠位進行経路 F D T P 及び第 2 の遠位進行経路 S D T P において、第 2 の遠位枢動軸 S D P A に対して移動することができる。少なくとも 1 つの装置では、第 1 の遠位進行経路 F D T P は、第 2 の遠位進行経路 S D T P を横断する。図 1 8 5 を参照されたい。

40

【 0 2 2 8 】

第 3 のリンク 1 9 0 5 0 は、第 3 の近位端部 1 9 0 5 4 及び第 3 の遠位端部 1 9 0 5 8 を規定する、剛性の第 3 のリンク本体 1 9 0 5 2 を備える。第 3 の近位端部 1 9 0 5 4 は、遠位に面する取付領域 1 8 2 2 0 に形成された対応する第 3 の近位取付ラグ 1 8 2 2 6 に枢動可能に受容されるように構成された、第 3 の近位サドル 1 9 0 5 6 がその中に形成されている。第 3 の近位取付ラグ 1 8 2 2 6 は、第 3 の弓状近位枢動面 1 8 2 2 7 を有し

50

、かつ第3の近位枢動軸TPPAを規定する。図184を参照されたい。第3の近位サドル19056は、第3のリンク19050が複数の方向又は複数の進行経路において第3の近位枢動軸TPPAの周りで近位継手部材18210に対して移動可能であるように、第3の近位取付ラグ18226上の第3の弓状近位枢動面18227と回転可能又は移動可能に連係するように構成された第3のU字型近位枢動面19057を備える。例えば、第3の近位サドル19056は、第1の近位進行経路FPTP及び第2の近位進行経路SPTPにおいて、第3の近位枢動軸TPPAに対して移動することができる。少なくとも1つの装置では、第1の近位進行経路FPTPは、第2の近位進行経路SPTPを横断する。図184を参照されたい。

【0229】

第3の遠位端部19058は、近位に面する取付領域18260に形成された対応する第3の遠位取付ラグ18266に枢動可能に受容されるように構成された、第3の遠位サドル19060を備える。図185を参照されたい。第3の遠位取付ラグ18266は、第3の弓状遠位枢動面18267を備え、かつ第3の遠位枢動軸TDPAを規定する。第3の遠位サドル19060は、第3のリンク19050が複数の方向又は複数の遠位進行経路において第3の遠位枢動軸TDPAの周りで遠位継手部材18250に対して移動可能であるように、第3の遠位取付ラグ18266上の第3の弓状遠位枢動面18267と回転可能又は移動可能に連係するように構成された第3のU字型遠位枢動面19062を備える。例えば、第3の遠位サドル19060は、第1の遠位進行経路FDTP及び第2の遠位進行経路SDTPにおいて、第3の遠位枢動軸TDPAに対して移動することができる。少なくとも1つの装置では、第1の遠位進行経路FDTPは、第2の遠位進行経路SDTPを横断する。図185を参照されたい。

【0230】

図示の装置では、リンク19010、19030、及び19050のうちのいずれも、近位継手部材18210又は遠位継手部材18250のうちのいずれにも直接取り付けられていない。代わりに、リンクアセンブリ19000は、ケーブルベースの関節運動システム18400によって、近位継手部材18210及び遠位継手部材18250と移動可能に枢動可能に係合して支持される。図示の例では、関節継手18200は、細長いシャフトアセンブリを通して延在して、外科用器具のハウジング内に支持され得るケーブル制御システムと動作可能に連係する、ケーブル18410、18420、18430、及び18440の形態の4つの可撓性のアクチュエータ部材を備える、ケーブル制御システム18400によって動作可能に制御される。ケーブル制御システムは、外科用器具の制御回路部分によって制御される1つ又は2つ以上の対応するモータによって制御される複数のケーブル支持部材/キャプスタン、プーリなどを備えてもよい。ケーブル制御システムは、関節運動プロセス中の正確な時間に、ケーブルの緊張(引張)及び繰り出しを管理するように構成されている。図181に見られるように、ケーブル18410は、近位継手部材18210内の対応する通路18412を通して遠位継手部材18250内の対応する通路18414内に延在しており、かつ遠位継手部材18250を通して引っ張られることを防止するために、その上にリテーナラグ(図示せず)を有する。ケーブル18420は、近位継手部材18210内の対応する通路18422を通して延在し、かつ遠位継手部材18250内の対応する通路に入り、かつ遠位継手部材18250を通して引っ張られることを防止するために、その上にリテーナラグ(図示せず)を有する。ケーブル18430は、近位継手部材18210内の対応する通路18432を通して遠位継手部材18250内の対応する通路18434内に延在しており、かつ遠位継手部材18250を通して引っ張られることを防止するために、その上にリテーナラグ(図示せず)を有する。ケーブル18440は、近位継手部材18210内の対応する通路18442を通して遠位継手部材18250内の対応する通路18444内に延在しており、かつ遠位継手部材18250を通して引っ張られることを防止するために、その上にリテーナラグ(図示せず)を有する。したがって、ある意味では、ケーブル18410、18420、18430、及び18440は、関節運動を遠位継手部材18250に加えるために、関節継

10

20

30

40

50

手 1 8 2 0 0 に及ぶ。

【 0 2 3 1 】

遠位継手部材 1 8 2 5 0 は、残りのケーブルが緩むことを可能にしながら、張力を種々のケーブルに印加することによって、近位継手部材 1 8 2 1 0 に対して複数の方向に選択的に関節運動可能である。図 1 9 0 及び図 1 9 1 に見られるように、リンクアセンブリ 1 9 0 0 0 は、仮想近位球 V P S に対して回転する遠位仮想球 V D S を本質的に近似する関節運動を容易にする。図示される装置では、回転駆動システム 1 8 3 0 0 は、近位駆動シャフト 1 8 3 2 0 内の近位ソケット 1 8 3 1 2 内に受容され、かつ対応するピン 1 8 3 2 4 によってその中に移動可能に保持される球状近位端部 1 8 3 2 2 を有する、中心「ドッグボーン」駆動シャフト 1 8 3 1 0 を更に備える。中心駆動シャフト 1 8 3 2 0 は、遠位駆動シャフト 1 8 3 3 0 内の遠位ソケット 1 8 3 3 2 内に受容され、かつ対応するピン 1 8 3 2 8 によってその中に移動可能に保持される、球状遠位端部 1 8 3 2 6 を更に有する。他の可撓性の駆動シャフト装置（回転及び/又は非回転）がまた、採用されてもよい。また、図 1 9 0 に見られるように、3つのリンク 1 9 0 1 0、1 9 0 3 0、及び 1 9 0 5 0 は、各リンクの遠位端部をリンクの近位端部から 1 8 0 度（長手方向軸を中心として）に配置する幾何学形状を伴って構成されている。各それぞれのリンク 1 9 0 1 0、1 9 0 3 0、及び 1 9 0 5 0 は、中心駆動シャフト 1 8 3 2 0 の「周りに延びる」。別の言い方をすれば、第 1 のリンク 1 9 0 1 0 は、第 1 のリンク軸 F L A を規定する。第 2 のリンク 1 9 0 3 0 は、第 2 のリンク軸 S L A を規定し、第 3 のリンク 1 9 0 5 0 は、第 3 のリンク軸 T L A を規定する。一装置では、リンク 1 9 0 1 0、1 9 0 3 0、及び 1 9 0 5 0 は、第 1 のリンク軸 F L A、第 2 のリンク軸 S L A、及び第 3 のリンク軸 T L A が互いに交差するように、互いに対して支持される。図 1 8 3 を参照されたい。ラグ及びサドル装置の特定の幾何学的位置は、あたかも別のボール上を転がるボールであるかのように、近位継手部材 1 8 2 1 0 に対して遠位継手部材 1 8 2 5 0 を移動させる、リンケージ 1 9 0 0 0 を規定する。ケーブルは、リンクを圧縮状態に保持し、その結果、サドルは、近位継手部材 1 8 2 1 0 及び遠位継手部材 1 8 2 5 0 内のそれらの対応するラグと、別様に直接連結されることなく（例えば、ピン又は他の装置なしに）、移動可能係合状態に保持される。

10

20

【 0 2 3 2 】

アンビルを閉じるには、多くの要件を満たすシステムが必要である。閉鎖システムは、エンドエフェクタが取り付けられるロボットシステム又はハンドヘルドシステムのいずれかを操作している外科医の手の運動に迅速に応答する必要がある。閉鎖システムはまた、適切なステーブル形成を確実にするために十分な負荷を組織に加えることができなければならない。また、閉鎖中に故障した場合に容易に救済できるべきである。これらの特徴部は全て、患者内での適切な操作性を確実にするために可能な限り小さい設置面積内で達成可能であるべきである。

30

【 0 2 3 3 】

図 1 9 2 ~ 図 1 9 4 は、前述の課題の全てではないにしても多くに対処し得る閉鎖システム 2 0 4 0 0 を備える、外科用エンドエフェクタ 2 0 0 0 0 を示す。図示の例では、外科用エンドエフェクタ 2 0 0 0 0 は、外科用ステーブルカートリッジ 2 0 3 0 0 をその中に動作可能に支持するように構成された細長いチャンネル 2 0 1 0 0 を備えている。外科用エンドエフェクタ 2 0 0 0 0 は、外科用ステーブルカートリッジ 2 0 3 0 0 に対して開放位置と閉鎖位置との間で移動して、それらの間に組織をクランプするように構成されたアンビル 2 0 2 0 0 を更に備える。図 1 9 4 及び図 1 9 5 に見られるように、閉鎖システム 2 0 4 0 0 は、アンビル 2 0 2 0 0 に閉鎖運動を加えるように構成された回転駆動閉鎖カム部材 2 0 4 1 0 を備える。一装置では、閉鎖カム部材 2 0 4 1 0 は、被駆動ギア 2 0 4 2 2 が形成された回転可能なカムシャフト 2 0 4 2 0 上に支持される。被駆動ギア 2 0 4 2 2 は、外科用エンドエフェクタが動作可能に取り付けられる外科用器具のハウジング内に支持されたモータ/ギアボックス装置によって駆動され得る、回転閉鎖ギア 2 0 6 6 0 と嚙合係合して支持される。図 1 9 6 及び図 1 9 7 に見られるように、カムシャフト 2 0

40

50

420は、閉鎖カム部材20410上の駆動ピン20412を受容するように構成された螺旋状駆動溝20424を備える。第1の回転方向へのカムシャフト20420の回転は、閉鎖カム部材20410を始動位置(図194及び図196)から終了位置(図195及び図197)まで遠位方向DDに移動させる。

【0234】

一装置では、アンビル20200は、細長いチャンネル20100の近位端部から突出する対応する枢動ピン20216を受容するように構成されたスロットを各々が有する2つの取付アーム20212を備える、アンビル取付部分20210を備える。図193を参照されたい。閉鎖カム部材20410は、アンビル20200のアンビル取付アーム20212に対応する、2つの閉鎖カム20414を更に備える。一装置では、アンビル20200は、ばね(図示せず)によって図193及び図194に示される開放位置に付勢されてもよい。アンビル20200は、回転閉鎖ギア20660を作動させて、閉鎖カム部材20410を始動位置から終了位置まで遠位に駆動することによって、閉鎖位置に移動される。閉鎖カム部材20410が遠位に駆動されると、閉鎖カム20414は、対応する取付アーム20212に接触し、アンビル20200を図195に示される閉鎖位置に枢動させる。

10

【0235】

図198は、関節継手20500にわたって回転駆動運動を伝達するための回転駆動アセンブリ20600を使用する関節継手20500に取り付けられた外科用エンドエフェクタ20000を示す。図示された例では、回転駆動アセンブリ20600は、外科用エンドエフェクタ20000が関節継手20500に対して遠位に回転することを可能にすることができる入れ子式自在継手を備える。例えば、各継手がおよそ70度(合計140度)の角度をなすことができる2面継手装置を使用することができる。

20

【0236】

一装置では、関節継手20500は、外科用器具のハウジングに結合されるか又は動作可能に連係される細長いシャフトアセンブリの外チューブ部材に取り付けられ得る、近位継手部材20510を備える。代替装置では、近位継手部材20510は、細長いシャフトの外チューブ部材の遠位端部に一体的に形成されてもよい。図198~図200に見られるように、近位継手部材20510は、遠位に突出する上側枢動タング20520と、遠位に突出する下側枢動タング20530とを備える。関節継手20500は、外科用エンドエフェクタ20000に取り付けられた遠位継手部材20540を更に備える。一実施例では、遠位継手部材20540は、細長いチャンネル20100の近位端部に取り付けられており、近位に突出する上側枢動タング20550と、近位に突出する下側枢動タング20560とを含む。図示の例では、遠位に突出する上側枢動タング20520には、近位関節運動ギア歯20522のシリーズが形成されており、近位に突出する上側枢動タング20550には、遠位関節運動ギア歯20552のシリーズが形成されている。遠位に突出する下側ピボットタング20530には、弓状近位面20532が形成されており、近位に突出する下側ピボットタング20560には、弓状遠位面20562が形成されている。一実施例では、回転駆動アセンブリ20600は、関節継手20500を通過して延在し、かつ近位関節運動ギア歯20522を遠位関節運動ギア歯20552と噛合係合して保持し、それらの間の枢動進行を容易にするように機能する。加えて、少なくとも1つの装置では、弓状遠位面20562及び弓状近位面20532は、互いに揺動係合して支持されてもよい。このような装置により、外科用エンドエフェクタ20000は、外科用エンドエフェクタ20000への関節運動制御運動の適用時に、細長いシャフトアセンブリに対して単一の関節運動平面を通じて関節運動することができる。そのような関節運動制御運動は、ケーブル又は他の関節運動部材(図示せず)によって外科用エンドエフェクタに適用されてもよく、そのケーブル又は他の関節運動部材は、外科用器具ハウジング内の制御システムから延在し、かつ関節継手20500に及んで、外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する。

30

40

【0237】

50

図200を参照すると、回転駆動システム20600は、入れ子式シャフトシステム20610、20710、及び20810のシリーズを備える。図200に見られるように、真ん中の「第1の」シャフトシステム20610は、外科用器具のハウジングによって支持された対応する第1の回転駆動システムに取り付けられるか、又は別様に動作可能に連係する、第1の近位シャフト部材20620を備える。例えば、第1の回転駆動システムは、第1の近位シャフト部材20620を回転させるように構成された対応するモータ/ギア装置を備えてもよい。第1のシャフトシステム20610は、第1の近位シャフト部材20620上の第1の球状近位カップ20622内に回転可能に支持される第1の球状近位端部20634を有するシャフト本体20632を備える、第1の中央シャフト20630を更に備える。第1の中央シャフト20630は、第1の球状近位端部20634内の弓状スロット20635を通して延在している第1の近位ピン20636によって、第1の球状近位カップ20622内のキャビティ20624内に移動可能にピン留めされる。第1の中央シャフト20630は、第1の遠位シャフト部材20650に取り付けられた第1の球状遠位カップ20652内に回転可能に支持された、第1の球状遠位端部20640を更に備える。第1の中央シャフト20630は、第1の球状遠位端部20640内の弓状スロット20642を通して延在している第1の遠位ピン20644によって、第1の球状遠位カップ20652内のキャビティ20654内に移動可能にピン留めされる。一装置では、例えば、第1の遠位シャフト部材20650は、上述の方法で回転閉鎖運動を回転可能カムシャフト20420に加えるために、閉鎖ギア20660に回転運動を加えるように構成されてもよい。例えば、図194及び図195を参照されたい。したがって、少なくとも1つの装置において、第1の近位シャフト部材20620の回転を引き起こすための第1の回転駆動システムの作動は、アンビル20200を開放位置から閉鎖位置に移動させるための閉鎖システム20400の作動をもたらす。

【0238】

図200～図202を参照すると、第2のシャフトシステム20710は、外科用器具のハウジングによって支持された対応する第2の回転駆動システムに取り付けられるか、又は別様に動作可能に連係する、第2の近位シャフト部材20720を備える。例えば、第2の回転駆動システムは、第2の近位シャフト部材20720を回転させるように構成された対応するモータ/ギア装置を備えてもよい。第2のシャフトシステム20710は、第2の球状近位端部20734を有する中空シャフト本体20732を備える、第2の中空中央シャフト20730を更に備える。一装置では、第2の中空中央シャフト20730は、溶接されるか又は他の方法で互いに連結される、2つのセグメントで製作されてもよい。第2の球状近位端部20734は、第1の近位シャフト部材20620の第1の球状近位カップ20622をその中に移動可能に受容するように構成されている、第2の中央近位キャビティ20735を規定する。第2の球状近位端部20734は、第2の近位シャフト部材20720上の第2の球状近位カップ20722内に回転可能に支持されるように構成されている。第2の中空中央シャフト20730は、第2の近位シャフト部材20720上の第2の球状近位カップ20722内の対応する弓状スロット20726内に移動可能に受容されるように、第2の球状近位端部20734から延在する第2の近位ピンセグメント20736によって、第2の球状近位カップ20722内のキャビティ20724内に移動可能にピン留めされる。第2の中空中央シャフト20730は、第2の球状遠位端部20740を更に備える。第2の球状遠位端部20740は、第1の遠位シャフト部材20650の第1の球状遠位カップ20652をその中に移動可能に受容するように構成されている、第2の中心遠位キャビティ20742を規定する。第2の中空中央シャフト20730は、第2の遠位シャフト部材20750上の第2の球状遠位カップ20752内の対応する弓状スロット20756内に移動可能に受容されるように、第2の球状遠位端部20740から延在する第2の遠位ピンセグメント20746によって、第2の球状遠位カップ20752内のキャビティ20754内に移動可能にピン留めされる。

【0239】

一装置では、第2の遠位シャフト部材20750は、細長いチャンネル20100内に回転可能に支持された回転駆動シャフト20770に取り付けられた被駆動ギア20762と噛合係合している第1の回転駆動ギア20760に回転運動を加えるように構成され得る。図194、図195、及び図203を参照されたい。図194、図195、及び図203に見られるように、外科用エンドエフェクタ20000は、回転駆動シャフト20770に螺合係合する発射部材20310を更に備える。回転駆動シャフト20770の第1の回転方向への回転は、発射部材20310を、始動位置(図194)から外科用エンドエフェクタ20000を通して終了位置まで遠位に移動させる。対向する回転運動における回転駆動シャフト20770の回転により、終了位置から始動位置へと戻るように発射部材20310を駆動させる。したがって、少なくとも1つの装置では、第2の回転駆動システムを作動させて第2の近位シャフト部材20720を回転させると、発射部材20310が作動して、アンビル20200と外科用ステーブルカートリッジ20300との間にクランプされた組織を切断してステーブル留めすることがもたらされる。

10

【0240】

図200~図202を参照すると、第3のシャフトシステム20810は、外科用器具のハウジングによって支持された対応する第3の回転駆動システムに取り付けられるか、又は別様に動作可能に連係する、第3の近位シャフト部材20820を備える。例えば、第3の回転駆動システムは、第3の近位シャフト部材20820を回転させるように構成された対応するモータ/ギア装置を備えてもよい。第3のシャフトシステム20810は、第3の球状近位端部20834を有する中空シャフト本体20832を備える、第3の中空中央シャフト20830を更に備える。一装置では、第3の中空中央シャフト20830は、溶接されるか又は他の方法で互いに連結される、2つのセグメントで製作されてもよい。第3の球状近位端部20834は、第2の近位シャフト部材20720の第2の球状近位カップ20722をその中に移動可能に受容するように構成されている、第3の近位キャビティ20835を規定する。第3の球状近位端部20834は、第3の近位シャフト部材20820内の第3の近位ソケット20824内に移動可能に支持されるように構成されている。第3の球状近位端部20834は、第3の近位ソケット20824内で軸方向に移動可能であり、かつ第3の近位シャフト部材20820上の第3の近位ソケット20824内の対応する軸方向スロット20824内に移動可能に受容されるように第3の球状近位端部20834から延在する第3の近位ピンセグメント20836によって第3の近位ソケット20824に取り付けられる。第3の中央シャフト20830は、第3の球状遠位端部20840を更に備える。第3の球状遠位端部20840は、第2の遠位シャフト部材20750の第2の球状遠位カップ20752をその中に移動可能に受容するように構成されている、第3の中心遠位キャビティ20842を規定する。第3の球状遠位端部20840は、第3の遠位シャフト20850上の第3の遠位ソケット20852内に移動可能にピン留めされる。第3の球状遠位端部20840は、第3の遠位ソケット20852内で軸方向に移動可能であり、かつ第3の遠位ソケット20850内の対応する軸方向スロット20854内に移動可能に受容されるように第3の球状遠位端部20840から延在する第3の遠位ピンセグメント20846によって第3の遠位ソケット20852に取り付けられる。

20

30

40

【0241】

一装置では、第3の遠位シャフト部材20850は、回転運動を外科用エンドエフェクタ20000に適用して、外科用エンドエフェクタ20000をシャフト軸SAの周りで回転させるように構成され得る。一装置では、例えば、第3の遠位シャフト部材20850は、細長いチャンネル20100に直接取り付けられ(溶接され)てもよい。したがって、少なくとも1つの装置では、第3の近位シャフト部材20820の回転を引き起こすための第3の回転駆動システムの作動は、第3の遠位シャフト部材20850及び外科用エンドエフェクタ20000の回転をもたらす。図示された装置では、上側近位枢動タンク20520及び上側遠位枢動タンク20550上の噛合ギア歯20522及び20552は、関節運動を受けるときに、シャフトシステムの中心を同じ中心距離に留まらせる。そ

50

のようなシャフトシステムは、外科用エンドエフェクタの遠位回転も容易にしながら緊密な関節継手を維持する間に、非常に強力かつ堅牢である。

【0242】

高度に関節運動されたロボット式及び手持ち式のエンドメカニカルステーブラは、厚い組織をクランプするために多くの力を生成する必要がある。高度に関節運動された継手（例えば、60度以上）を通して力を移動させることは困難である。多くのロボットモータ及び手持ち式モータは低速であり、十分なトルクを生成する能力は限られている。図204～図210は、これらの課題の全てではないが多くに対処することができる、外科用エンドエフェクタ21000を示す。図204で分かるように、外科用エンドエフェクタ21000は、外科用ステーブルカートリッジ21300の中に動作可能に支持するように構成されている細長いチャンネル21110を備える、第1のジョー21100を備える。外科用エンドエフェクタ21000は、固定枢動軸PAの周りで細長いチャンネル21110に枢動可能に連結されたアンビル21210を備える、第2のジョー21200を更に備える。アンビル21210は、回転駆動閉鎖システム21400によって、開放位置（図206）と閉鎖位置（図205）との間で枢動可能である。

【0243】

一装置では、閉鎖システム21400は、外科用エンドエフェクタが取り付けられる外科用器具のハウジング内の対応する回転運動源（モータなど）によって回転されるように構成された閉鎖駆動シャフト21410を備える。閉鎖駆動シャフト21410は、関節継手を通してトルクを伝達しながら屈曲することができる、可撓性のシャフト装置を備えてもよい。閉鎖駆動シャフト21410は、閉鎖カムローブ21422が形成された回転カムシャフト21420に取り付けられている。一装置において、開放ブッシング21430は、回転カムシャフト21420上に移動可能に軸支され、かつアンビル21210のアンビル取付部分21220上の開放タブ21222に係合するように構成されている。開放ばね21440は、回転カムシャフト21420上に位置付けられ、開放ブッシング21430を遠位に付勢して、アンビル21210上の開放タブ21222と接触させる。図126に見られるように、開放ブッシング21430が遠位に移動するにつれて、それは開放タブ21222に接触し、アンビル21210を、枢動軸PAを中心として開放位置（図206）に枢動させる。

【0244】

一実施例では、アンビル21210は、回転カムシャフト21420を図207に示す第1の回転位置から図209に示す最終回転位置まで回転させることによって、開放位置から閉鎖位置まで枢動される。図204及び図205に見られるように、閉鎖システム21400は、アンビル取付部分21220内に移動可能に支持され、かつ回転カムシャフト21420上の閉鎖カムローブ21422と移動可能に係合するように構成されたカム従動子21450を更に備える。図206及び図207は、アンビル21210が開放位置にある場合の閉鎖カムローブ21422の位置を示している。その位置にあるとき、アンビル取付部分21220は、カム従動子21450が閉鎖カムローブ21422によって接触されないように、閉鎖カムローブ21422を過ぎて枢動している。回転カムシャフト21420が回転し始めると、閉鎖カムローブ21422は、カム従動子21450（図208）に接触し、カム従動子21450を、カム従動子21452がアンビル21210を閉鎖位置（図210）に枢動させた図209に示される位置まで、アンビル取付部分21220内の枢動クレードル12224（図208では上向き）と接触するようにカム運動させる。アンビル21210が閉鎖位置に枢動すると、開放タブ21222は、開放ばね21440の付勢に抗して、回転カムシャフト21420上で開放ブッシング21430を近位に付勢する。したがって、回転カムシャフト21420が反対方向に回転すると、アンビル開放ばね21440は、開放ブッシング21430を遠位方向に付勢して開放タブ21222と接触させて、アンビル21210を枢動させて開放位置に戻す。

【0245】

図211は、回転カムシャフト21420の遠位端部21426が、アンビル212

10

20

30

40

50

10 上の開放タブ21222に係合して、アンビル21210を開放位置に移動させるように構成された開放カム21426を更に備えることを除いて、回転カムシャフト21420と同一である別の回転カムシャフト21420'を示す。したがって、回転カムシャフト21420'が第1の回転位置にあるときに、開放カム21426は、アンビル開放タブ21222をカム駆動して、アンビル21210を開放位置に枢動させている。図212を参照されたい。アンビルを閉じるには、回転カムシャフト21420'を閉方向に回転させて、それにより、カムロープ21422がカム従動子21450を上方にカム運動させて、アンビル21210を閉鎖位置に枢動させる。次に、回転カムシャフト21420'を回転させて第1の回転位置に戻すことによって、アンビル21210を開放位置に戻すことができる。代替装置では、開放ブッシング21430及び開放ばね21440は、回転カムシャフト21420'とともに使用されてもよい。

【0246】

閉鎖システム21400の前述の実施形態は、比較的迅速な閉鎖運動及び開放運動のアンビル21210への適用を促進することが理解されるであろう。様々な装置において、カムプロファイルは、アンビル21210が組織を圧縮し始めるときに、最初に低い機械的利点を確立し、最後に比較的高い機械的利点を確立するように形成されてもよい。そのような閉鎖システム装置は、多くの他の閉鎖システム設計よりも少ない構成要素を採用する。この装置はまた、エンドエフェクタ内の電子機器及び他の機構を収容するために、エンドエフェクタの近位端部に追加の空間を提供する。

【0247】

実施例セット第1

実施例1 - 細長いシャフトを備える外科用器具。外科用エンドエフェクタは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結されている。外科用エンドエフェクタは、第1のジョーと、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動するように構成されている第2のジョーと、を備える。発射部材は、外科用エンドエフェクタ内において始動位置と終了位置との間で軸方向に進行するように支持されている。外科用器具は、発射部材の上部部分に取り付けられた上側可撓性スパインアセンブリを更に備える。下側可撓性スパインアセンブリは、発射部材の下部部分に取り付けられている。回転駆動部材は、上側の場所において上側可撓性スパインアセンブリと動作可能に連係する。回転駆動部材はまた、下側の場所において下側可撓性スパインアセンブリと動作可能に連係する。上側の場所及び下側の場所は、関節継手に対して遠位にある。回転駆動部材により、上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリが軸方向駆動運動を発射部材に加えて、発射部材を始動位置と終了位置との間で移動させるように構成されている。

【0248】

実施例2 - 回転駆動部材は、上側可撓性スパインアセンブリと下側可撓性スパインアセンブリとの間の中央に配設されている、実施例1に記載の外科用器具。

【0249】

実施例3 - 上側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている上側バーテブラ部材の上側シリーズを備え、下側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている下側バーテブラ部材の下側シリーズを備える、実施例1又は2に記載の外科用器具。

【0250】

実施例4 - 上側バーテブラ部材は、上側可撓性連結器部材によって互いに対して移動可能に支持され、上側可撓性連結器部材は、発射部材の上部部分に連結され、各上側バーテブラ部材を通して延在する、実施例3に記載の外科用器具。下側バーテブラ部材は、下側可撓性連結器部材によって互いに対して移動可能に支持され、下側可撓性連結器部材は、発射部材の下部部分に連結され、各下側バーテブラ部材を通して延在する。

【0251】

実施例5 - 各上側バーテブラ部材は、上側近位端部及び上側遠位端部を規定する、上側バーテブラ本体部分を備える、実施例4に記載の外科用器具。上側中空通路は、上側可撓

性連結器部材が上側中空通路を通過して延在することを可能にするように、上側近位端部と上側遠位端部との間で上側パーテブラ本体部分を通過して延在する。上側近位嵌合特徴部が上側近位端部上に提供され、上側遠位嵌合特徴部が上側遠位端部上に提供されている。各上側パーテブラ部材上の上側近位嵌合特徴部は、隣接する上側パーテブラ部材上の上側遠位嵌合特徴部と移動可能に連係するように構成されている。上側パーテブラ駆動特徴部は、回転駆動部材と動作可能に係合するように構成されている。

【0252】

実施例6 - 上側近位嵌合特徴部は、上側パーテブラ本体部分の上側近位端部内に上側凹状リセスを備える、実施例5に記載の外科用器具。上側遠位嵌合特徴部は、上側パーテブラ本体部分の上側遠位端部上に上側凸状突出部を備える。各上側パーテブラ部材上の上側凸状突出部は、隣接する上側パーテブラ部材内の上側凹状リセスと嵌合係合するようにサイズ決め及び成形されている。

10

【0253】

実施例7 - 各下側パーテブラ部材は、下側近位端部及び下側遠位端部を規定する下側パーテブラ本体部分を備える、実施例5又は6に記載の外科用器具。下側中空通路は、下側可撓性連結器部材が下側中空通路を通過して延在することを可能にするために、下側近位端部と下側遠位端部との間で下側パーテブラ本体部分を通過して延在する。下側近位嵌合特徴部が下側近位端部上に提供され、下側遠位嵌合特徴部が下側遠位端部上に提供されている。各下側パーテブラ部材上の下側近位嵌合特徴部は、隣接する下側パーテブラ部材上の下側遠位嵌合特徴部と移動可能に連係するように構成される。下側パーテブラ駆動特徴部は、回転駆動部材と動作可能に係合するように構成されている。

20

【0254】

実施例8 - 下側近位嵌合特徴部は、下側パーテブラ本体部分の下側近位端部内に下側凹状リセスを備え、下側遠位嵌合特徴部は、下側パーテブラ本体部分の下側遠位端部上に下側凸状突出部を備える、実施例7に記載の外科用器具。各下側パーテブラ部材上の下側凸状突出部は、隣接する下側パーテブラ部材内の下側凹状リセスと嵌合係合するようにサイズ決め及び成形されている。

【0255】

実施例9 - 上側パーテブラ駆動特徴部は、回転駆動部材と連係するように構成された上側歯を含み、下側パーテブラ駆動特徴部は、回転駆動部材と連係するように構成された下側歯を含む、実施例7又は8に記載の外科用器具。

30

【0256】

実施例10 - 回転駆動部材は、外部表面上の螺旋状駆動部材を有する回転本体部分を備える、実施例9に記載の外科用器具。螺旋状駆動部材は、各上側歯上に形成された上側螺旋状表面及び各下側歯上の下側螺旋状表面と係合するように構成されている。

【0257】

実施例11 - 連続的な上側圧縮力を上側パーテブラ部材の上側シリーズに加えて、上側パーテブラ部材の上側シリーズ内の上側パーテブラ部材を互いに移動可能に接触した状態に保持するように構成された上側パーテブラ付勢器を更に備える、実施例3、4、5、6、7、8、9、又は10に記載の外科用器具。外科用器具は、連続的な下側圧縮力を下側パーテブラ部材の下側シリーズに加えて、下側パーテブラ部材の下側シリーズ内の下側パーテブラ部材を互いに移動可能に接触した状態に保持するように構成された下側パーテブラ付勢器を更に含む。

40

【0258】

実施例12 - 上側螺旋状表面が2つの異なるピッチを備える、実施例10に記載の外科用器具。

【0259】

実施例13 - 上側可撓性連結器部材及び下側可撓性連結器部材は、上側可撓性連結器部材及び下側可撓性連結器部材の各々に近位方向に後退運動を加えることによって、始動位置に対して遠位である位置から発射部材を後退させるように構成されている、実施例4、

50

5、6、7、8、9、10、11、又は12に記載の外科用器具。

【0260】

実施例14 - 関節継手はある関節継手長さを備え、上側パーテブラ部材の上側シリーズは、関節継手長さに、発射部材の始動位置から終了位置までの距離を加えた長さ以上である上側シリーズ長さを備える、実施例3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、又は13に記載の外科用器具。下側パーテブラ部材の下側シリーズは、関節継手長さに、発射部材の始動位置から終了位置までの距離を加えた長さ以上である下側シリーズ長さを備える。

【0261】

実施例15 - 外科用エンドエフェクタの近位端部から延在し、関節継手にまたがる上側スリーブを更に備える、実施例3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、13、又は14に記載の外科用器具。上側スリーブは、外科用エンドエフェクタに対して軸方向に移動可能であり、関節継手にまたがる上側パーテブラ部材の上側シリーズの一部分を摺動可能に支持するように構成されている。下側スリーブは、外科用エンドエフェクタの近位端部から延在し、関節継手にまたがる。下側スリーブは、外科用エンドエフェクタに対して軸方向に移動可能であり、関節継手にまたがる下側パーテブラ部材の下側シリーズの別の部分を摺動可能に支持するように構成されている。

10

【0262】

実施例16 - 細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成された関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する細長いシャフトを備える外科用器具。外科用エンドエフェクタは、外科用エンドエフェクタ内において始動位置と終了位置との間で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。回転駆動部材は、関節継手に対して遠位である場所で回転可能に支持されている。上側長手方向セグメント化ナットアセンブリは、発射部材の上部部分に取り付けられ、回転駆動部材の回転により、上側長手方向セグメント化ナットアセンブリが上側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように、関節継手の遠位である上側位置で回転駆動部材に螺合係合する。上側長手方向セグメント化ナットアセンブリは、外科用エンドエフェクタの関節運動に適応するように可撓性である。下側長手方向セグメント化ナットアセンブリは、発射部材の下部部分に取り付けられ、回転駆動部材の回転により、下側長手方向セグメント化ナットアセンブリが下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように、関節継手の遠位である下側位置で回転駆動部材に螺合係合する。下側長手方向セグメント化ナットアセンブリは、外科用エンドエフェクタの関節運動に適応するように可撓性である。

20

30

【0263】

実施例17 - 上側長手方向セグメント化ナットアセンブリは上側パーテブラ部材の上側シリーズを含み、上側パーテブラ部材は、発射部材の上部部分に連結され、各上側パーテブラ部材を通して延在する上側可撓性連結器部材によって互いに対して移動可能に支持されている、実施例16に記載の外科用器具。下側長手方向セグメント化ナットアセンブリは下側パーテブラ部材の下側シリーズを含み、下側パーテブラ部材は、発射部材の下部部分に連結され、各下側パーテブラ部材を通して延在する下側可撓性連結器部材によって互いに対して移動可能に支持されている。

40

【0264】

実施例18 - 回転駆動部材は、少なくとも2つの異なるピッチを備える螺旋状ねじ山を含む、実施例16又は17に記載の外科用器具。

【0265】

実施例19 - 回転駆動部材との連続的な螺合係合を促進しながら、関節継手を横断する上側パーテブラ部材及び下側パーテブラ部材が軸方向整列から外れるように移動することを可能にするための手段を更に備える、実施例17又は18に記載の外科用器具。

【0266】

実施例20 - 細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容

50

易にするように構成された関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する細長いシャフトを備える外科用器具。外科用エンドエフェクタは、外科用エンドエフェクタ内において始動位置と終了位置との間で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。回転駆動部材は、関節継手に対して遠位である場所で回転可能に支持されている。可撓性駆動アセンブリは、関節継手を軸方向に横断するように、細長いシャフトによって支持されており、関節継手の周りの外科用エンドエフェクタの関節運動に適応するように構成されている。可撓性駆動アセンブリは、関節継手の遠位にある駆動位置において回転駆動部材に螺合係合し、それにより、回転駆動部材の回転により、可撓性駆動アセンブリが軸方向駆動運動を発射部材に加える。

【0267】

10

実施例セット第2

実施例1 - 外科用エンドエフェクタは、第1のジョーと、第2のジョーであって、第2のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動するように構成されている、第2のジョーと、を備える。発射部材は、第2のジョーの開放位置に対応する定位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。発射部材は、発射部材が定位置から終了位置まで遠位方向に移動される際に、第2のジョーに第1の閉鎖運動を加えて第2のジョーを開放位置から閉鎖位置まで移動させるように構成されている。発射部材は、発射部材が定位置から近位方向に移動されるときに、第2のジョーに第2の閉鎖運動を加えて第2のジョーを第1のジョーに向けて移動するように更に構成されている。

20

【0268】

実施例2 - 発射部材は、第2のジョーに第1の閉鎖運動を加えるように構成された上部発射部材特徴部を含む、垂直に延在する発射部材本体を備える、実施例1に記載の外科用エンドエフェクタ。発射部材は、発射部材が定位置と終了位置との間で移動される際に、第1のジョーと摺動可能に係合するように構成された下部発射部材特徴部を更に備える。少なくとも1つの予圧特徴部は、発射部材が定位置から近位方向に移動されるときに、第2のジョーの一部分に接触するように構成されている。

【0269】

実施例3 - 第2のジョーは、ジョー枢動軸を中心として第1のジョーに対して開放位置と閉鎖位置との間で枢動進行するように支持されている、実施例2に記載の外科用エンドエフェクタ。少なくとも1つの予圧特徴部は、ジョー枢動軸に対して遠位にある予圧場所で第2のジョーの一部分に接触するように構成されている。

30

【0270】

実施例4 - 第2のジョーは、近位端部及び遠位端部を備える、第2のジョー本体を備える、実施例1、2、又は3に記載の外科用エンドエフェクタ。第2のジョーは、近位端部に、ジョー枢動軸を規定する枢動特徴部を更に備える。第2のジョーの一部分は、近位端部から突出したジョー閉鎖アームを備え、ジョー閉鎖アームは、発射部材が定位置から近位に移動される際に、少なくとも1つの予圧特徴部によって接触されるように構成されている。

【0271】

40

実施例5 - 上部発射部材特徴部は、垂直に延在する発射部材本体の上端部から突出した上部管状特徴部を備え、下部発射部材特徴部は、垂直に延在する発射部材本体の下部端部から突出した下部管状特徴部を備える、実施例2、3、又は4に記載の外科用エンドエフェクタ。

【0272】

実施例6 - 第1のジョーは、発射部材が定位置と終了位置との間で移動されるときに、発射部材上の下部管状特徴部を摺動可能に収容するように構成された下部鍵穴形通路を備え、第2のジョーは、発射部材が定位置と終了位置との間で移動されるときに、発射部材上の上部管状特徴部を摺動可能に収容するように構成された上部鍵穴形通路を備える、実施例5に記載の外科用エンドエフェクタ。

50

【 0 2 7 3 】

実施例 7 - 発射部材は、発射部材に初期駆動運動を加えて発射部材を定位置から発射部材が第 2 のジョーに第 1 の閉鎖運動を加える閉鎖位置まで遠位に駆動するように構成された回転駆動部材と動作可能に係合するように構成されている、実施例 1、2、3、4、5 又は 6 に記載の外科用エンドエフェクタ。回転駆動部材は、発射部材に反転駆動運動を加えて発射部材を定位置から近位方向に駆動するように更に構成されている。

【 0 2 7 4 】

実施例 8 - 発射部材は、発射部材に初期駆動運動を加えて発射部材を定位置から発射部材が第 2 のジョーに第 1 の閉鎖運動を加える閉鎖位置まで遠位に駆動するように構成された回転駆動部材と動作可能に係合するように構成されている、実施例 5 に記載の外科用エンドエフェクタ。回転駆動部材は、発射部材に反転駆動運動を加えて発射部材を近位方向に駆動するように更に構成されている。

10

【 0 2 7 5 】

実施例 9 - 上部管状特徴部は、回転駆動部材と連係するように構成された上側歯を含み、下部管状特徴部は、回転駆動部材と連係するように構成された少なくとも 1 つの下側歯を含む、実施例 5、6、又は 8 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【 0 2 7 6 】

実施例 10 - 発射部材にベイルアウト運動を加えて、回転駆動部材で発射部材に反転駆動運動を加えることなく、発射部材を近位方向における定位置に対して遠位の位置から定位置まで移動させるための手段を更に備える、実施例 7、8、又は 9 に記載の外科用エンドエフェクタ。

20

【 0 2 7 7 】

実施例 11 - 外科用エンドエフェクタは、発射部材の上部部分に取り付けられた上側可撓性スパインアセンブリと、発射部材の下部部分に取り付けられた下側可撓性スパインアセンブリとを備える、外科用器具に動作可能に連結されるように構成されている、実施例 1、2、3、4、5、6、7、8、9、又は 10 に記載の外科用エンドエフェクタ。外科用器具は、回転駆動部材を更に備え、回転駆動部材は、上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリと動作可能に連係し、そのため、回転駆動部材により、上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリが、発射部材に軸方向駆動運動を加えて発射部材を定位置と終了位置との間で移動させる。

30

【 0 2 7 8 】

実施例 12 - 上側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている上側バーテブラ部材の上側シリーズを備え、下側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている下側バーテブラ部材の下側シリーズを備える、実施例 11 に記載の外科用エンドエフェクタ。

【 0 2 7 9 】

実施例 13 - 上側バーテブラ部材は、発射部材の上部部分に連結されており、かつ各上側バーテブラ部材を通して延在する上側可撓性連結器部材によって、互いに対して移動可能に支持されており、下側バーテブラ部材は、発射部材の下部部分に連結されており、かつ各下側バーテブラ部材を通して延在する下側可撓性連結器部材によって、互いに対して移動可能に支持されている、実施例 12 に記載の外科用エンドエフェクタ。

40

【 0 2 8 0 】

実施例 14 - 第 1 のジョーは、外科用ステープルカートリッジを動作可能に支持するように構成されたチャンネルを備え、外科用ステープルカートリッジは、内部に複数の外科用ステープルを動作可能に支持するカートリッジ本体を備える、実施例 2、3、4、5、6、8、9、10、11、12、又は 13 に記載の外科用エンドエフェクタ。カートリッジスレッドは、カートリッジ本体内に移動可能に支持されており、カートリッジ本体内の開始位置と完了位置との間で移動して外科用ステープルをカートリッジ本体から駆動するように構成されている。第 2 のジョーは、外科用ステープルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間で駆動進行するように支持されたアンビルを備える。発射部材上の少な

50

くとも1つの予圧特徴部は、発射部材が定位置から終了位置まで遠位に駆動されるときに、カートリッジスレッドを開始位置から完了位置まで駆動するように構成されている。

【0281】

実施例15 - 内部に発射駆動システムを動作可能に支持する細長いシャフトを備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、細長いシャフトに動作可能に連結されており、第1のジョーと、第2のジョーであって、第2のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動するように構成されている、第2のジョーと、を備える。発射部材は、発射駆動システムと動作可能に連係し、そのため、発射駆動システムは、第2のジョーの開放位置に対応する定位置と終了位置との間で発射部材を移動するように構成されている。発射部材が定位置から遠位に移動されるときに、発射部材は、第2のジョーに第1の閉鎖運動を加えて第2のジョーを開放位置から閉鎖位置まで移動する。発射駆動システムは、発射部材が定位置から近位に移動するときに、発射部材が第2のジョーに第2の閉鎖運動を加えて第2のジョーを第1のジョーに向けて移動するように、発射部材を定位置から近位に移動するように構成されている。

10

【0282】

実施例16 - 発射駆動システムは、発射部材に軸方向駆動運動を加えるように構成された回転駆動部材を備える、実施例15に記載の外科用器具。

【0283】

実施例17 - 上側可撓性スパインアセンブリであって、発射部材の上部部分に取り付けられており、回転駆動部材の回転により、上側可撓性スパインアセンブリが発射部材に上側軸方向駆動運動を加えるように、回転駆動部材と動作可能に連係する、上側可撓性スパインアセンブリを更に備える、実施例16に記載の外科用器具。下側可撓性スパインアセンブリは、発射部材の下部部分に取り付けられており、回転駆動部材の回転により、下側可撓性スパインアセンブリが発射部材に下側軸方向駆動運動を加えるように、回転駆動部材と動作可能に連係する。

20

【0284】

実施例18 - 上側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている上側バーテブラ部材の上側シリーズを備え、下側可撓性スパインアセンブリは、一緒に緩く連結されている下側バーテブラ部材の下側シリーズを備える、実施例17に記載の外科用器具。

【0285】

実施例19 - 内部に発射駆動システムを動作可能に支持する細長いシャフトを備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、細長いシャフトに動作可能に連結されており、第1のジョーと、第2のジョーであって、第2のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動するように構成されている、第2のジョーと、を備える。発射部材は、発射駆動システムと動作可能に連係し、そのため、発射駆動システムは、第2のジョーの開放位置に対応する定位置と終了位置との間で発射部材を移動するように構成されている。発射部材が定位置から遠位に移動されるときに、発射部材は、第2のジョーに第1の閉鎖運動を加えて第2のジョーを開放位置から閉鎖位置まで移動する。発射部材が定位置から近位に移動されるときに、発射部材は、第2のジョーに第2の閉鎖運動を加える。外科用器具は、発射部材を定位置から遠位に及び定位置から近位に移動するように発射部材に回転運動を加えるための手段を更に備える。加えるための手段は、発射部材と連係する駆動装置に追加の回転運動を加えて発射部材に軸方向駆動運動を加えるように更に構成されている。

30

40

【0286】

実施例20 - 加えるための手段を作動させることなく、発射部材を定位置に対して遠位の位置から定位置まで移動するように発射部材に後退力を加えるための手段を更に備える、実施例19に記載の外科用器具。

【0287】

実施例セット第3

実施例1 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシ

50

シャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。駆動アセンブリは、細長いシャフトによって動作可能に支持された駆動構成要素のシリーズを備え、駆動構成要素は、関節継手を横断し、発射部材と動作可能に連係するように構成されている。駆動構成要素は、関節継手を横断するとき互いに緩くつながれており、関節継手に対して遠位に位置する回転駆動部材と連続的に係合するように構成されており、そのため、回転駆動部材により、各駆動構成要素が、先行する駆動構成要素に堅くラッチされるようになって、発射部材に軸方向駆動運動を加えて発射部材を始動位置と終了位置との間で駆動するように構成された、駆動構成要素の軸方向に隆起した遠位シリーズを形成する。 10

【0288】

実施例2 - 各駆動構成要素は、回転駆動部材と螺合可能に係合するように構成されている、実施例1に記載の外科用器具。

【0289】

実施例3 - 回転駆動部材は、関節継手の遠位である場所で回転するように支持された中空のねじ山付き部材を備え、駆動構成要素のシリーズの少なくとも一部分内の駆動構成要素は、中空のねじ山付き部材と連続的に螺合可能に係合するように構成されている、実施例1又は2に記載の外科用器具。

【0290】

実施例4 - 中空のねじ山付き部材が第1の回転方向に回転されるときに、緩くつながれた駆動構成要素のシリーズ内の遠位駆動構成要素は、回転駆動部材と螺合可能に係合することにより、緩くつながれた駆動構成要素が連続して遠位に引っ張られて回転駆動部材に動作可能に係合する、実施例3に記載の外科用器具。緩くつながれた駆動構成要素のシリーズ内の各駆動構成要素は、ラッチされて遠位に隣接する駆動構成要素に堅く係合して、駆動構成要素の軸方向に剛性の遠位のシリーズを形成する。 20

【0291】

実施例5 - 回転駆動部材が第2の回転方向に回転されるときに、回転駆動部材は、駆動構成要素の軸方向に隆起した遠位シリーズを近位に引っ張り、そのため、駆動構成要素の軸方向に剛性の遠位シリーズ内の各駆動構成要素が回転駆動部材と動作可能に係合する際に、回転駆動部材は、駆動構成要素の軸方向に剛性の遠位シリーズ内の遠位に隣接する駆動構成要素から駆動構成要素をラッチ解除して、緩くつながれた駆動構成要素のシリーズを再確立する、実施例4に記載の外科用器具。 30

【0292】

実施例6 - 駆動構成要素のシリーズの少なくとも一部分内の各駆動構成要素は、その外周上にねじ山部分を備える、実施例1、2、3、4、又は5に記載の外科用器具。

【0293】

実施例7 - 各駆動構成要素は、対応する可撓性部材によって、駆動構成要素のシリーズ内の隣接する駆動構成要素に緩くつながれている、実施例1、2、3、4、又は6に記載の外科用器具。 40

【0294】

実施例8 - 駆動構成要素のシリーズ内の駆動構成要素のうちの少なくともいくつかは、駆動構成要素本体であって、駆動構成要素本体から遠位に突出したラッチ特徴部を有する、駆動構成要素本体と、駆動構成要素本体の近位端部に位置するラッチキャビティと、を備える、実施例1、2、3、4、5、6、又は7に記載の外科用器具。ラッチキャビティは、駆動構成要素のシリーズ内の近位に隣接する駆動構成要素のラッチ特徴部を内部にラッチして受容するように構成されている。

【0295】

実施例9 - 駆動構成要素本体は、回転駆動部材と螺合可能に係合するように構成されている、実施例8に記載の外科用器具。 50

【 0 2 9 6 】

実施例 1 0 - 中空のねじ山付き部材は、可変ピッチを含む雌ねじ山を含む、実施例 9 に記載の外科用器具。

【 0 2 9 7 】

実施例 1 1 - 外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーを備え、第 1 のジョーは、発射部材の上側部分を摺動可能に収容するように構成された第 1 の通路を備える、実施例 1、2、3、4、5、6、7、8、9、又は 1 0 に記載の外科用器具。外科用エンドエフェクタは、第 2 のジョーを更に備え、第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動するように構成されており、発射部材の下側部分を収容するように構成された第 2 の通路を備える。第 1 の通路及び第 2 の通路はまた、駆動構成要素の軸方向に剛性の遠位のシリーズ内の駆動構成要素の対応する部分を収容するように構成されている。

10

【 0 2 9 8 】

実施例 1 2 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。駆動変換部材は、関節継手に対して遠位の場所で支持されている。可撓性駆動アセンブリは、細長いシャフトによって支持され、かつ関節継手を軸方向に横断する。可撓性駆動アセンブリは、外科用エンドエフェクタの関節運動に適応するように構成されており、駆動変換部材が作動したときに、駆動変換部材が可撓性駆動アセンブリの一部を軸方向に剛性の駆動部材セグメントに変換するように、駆動変換部材に動作可能に係合し、軸方向に剛性の駆動部材セグメントは、駆動変換部材によって軸方向に遠位に駆動されて、軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置と終了位置との間で移動させる。

20

【 0 2 9 9 】

実施例 1 3 - 駆動変換部材は、可撓性駆動アセンブリと螺合可能に係合するように構成されている、実施例 1 2 に記載の外科用器具。

【 0 3 0 0 】

実施例 1 4 - 駆動変換部材は、可変ピッチを含む雌ねじ山を含む中空のねじ山付き部材を備える、実施例 1 2 又は 1 3 に記載の外科用器具。

30

【 0 3 0 1 】

実施例 1 5 - 外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーであって、第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動するように構成されている、第 2 のジョーと、を備える、実施例 1 2、1 3、又は 1 4 に記載の外科用器具。発射部材は、発射部材が軸方向に剛性の駆動部材セグメントによって始動位置から終了位置まで遠位方向に移動される際に、第 2 のジョーに閉鎖運動を加えて第 2 のジョーを開放位置から閉鎖位置まで移動するように構成されている。

【 0 3 0 2 】

実施例 1 6 - 第 1 のジョーは、外科用ステーブルカートリッジを動作可能に支持するように構成されたチャンネルを備え、外科用ステーブルカートリッジは、内部に複数の外科用ステーブルを動作可能に支持するカートリッジ本体を備える、実施例 1 5 に記載の外科用器具。外科用ステーブルカートリッジは、カートリッジスレッドを更に備え、カートリッジスレッドは、カートリッジ本体内に移動可能に支持されており、カートリッジ本体内の開始位置と完了位置との間で移動して、外科用ステーブルをカートリッジ本体から駆動するように構成されている。第 2 のジョーは、外科用ステーブルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間で枢動進行するように支持されたアンビルを備える。発射部材は、発射部材が始動位置から終了位置まで駆動されるときに、カートリッジスレッドを開始位置から完了位置まで駆動するように構成されている。

40

【 0 3 0 3 】

50

実施例 17 - 駆動変換部材は、第 1 の作動方向及び第 2 の作動方向に作動可能である、実施例 12、13、14、15、又は 16 に記載の外科用器具。駆動変換部材が第 1 の作動方向に作動したときに、駆動変換部材は、可撓性駆動アセンブリの一部分を軸方向に剛性の駆動部材セグメントに変換し、駆動変換部材が第 2 の作動方向に作動したときに、駆動変換部材は、軸方向に剛性の駆動部材セグメントを近位方向に駆動する。

【0304】

実施例 18 - 駆動変換部材が第 2 の作動方向に作動したときに、駆動変換部材は、軸方向に剛性の駆動部材セグメントを可撓性駆動アセンブリの一部分に再変換する、実施例 17 に記載の外科用器具。

【0305】

実施例 19 - 発射部材は、可撓性駆動アセンブリに軸方向ペイルアウト運動を加えることによって、駆動変換部材を作動させることなく、始動位置に対して遠位の位置から始動位置まで移動可能である、実施例 12、13、14、15、16、17、又は 18 に記載の外科用器具。

【0306】

実施例 20 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。緩くつながれた駆動部材は、細長いシャフトによって動作可能に支持されており、かつ細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの関節運動に適応するように関節継手を横断する。外科用器具は、関節継手に対して遠位にある緩くつながれた駆動部材の一部分を、発射部材に軸方向駆動運動を加えて発射部材を始動位置と終了位置との間で駆動するように構成された剛性駆動部材に変換するための手段を更に備える。

【0307】

実施例セット第 4

実施例 1 - 外科用エンドエフェクタを備える外科用器具であって、外科用エンドエフェクタは、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を含む、外科用器具。上側チェーン駆動アセンブリは、発射部材の上部部分と動作可能に連絡し、かつ下側チェーン駆動アセンブリは、発射部材の下部部分と動作可能に連絡する。駆動部材は、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリと動作可能に連絡することにより、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリが発射部材に軸方向駆動運動を加えて、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で発射部材を移動させる。

【0308】

実施例 2 - 上側チェーン駆動アセンブリは、上側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の上側チェーンリンク特徴部を備え、下側チェーン駆動アセンブリは、下側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の下側チェーンリンク特徴部を備える、実施例 1 に記載の外科用器具。

【0309】

実施例 3 - 上側チェーン駆動アセンブリ内の可変張力を維持するように、上側可撓性部材の近位端部に取り付けられた上側テンションと、下側チェーン駆動アセンブリ内の可変張力を維持するように、下側可撓性部材の近位端部に取り付けられた下側テンションと、を更に備える、実施例 2 に記載の外科用器具。

【0310】

実施例 4 - 各上側チェーンリンク特徴部は、上側球体を備え、各下側チェーンリンク特徴部は、下側球体を備える、実施例 2 又は 3 に記載の外科用器具。

【0311】

実施例 5 - 細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易

10

20

30

40

50

にするように構成されている関節継手によって外科用エンドエフェクタに連結された細長いシャフトを更に備える、実施例 1、2、3、又は 4 に記載の外科用器具。駆動部材は、上側の場所において上側チェーン駆動アセンブリと動作可能に連係し、かつ駆動部材は、下側の場所において下側チェーン駆動アセンブリと動作可能に連係する。上側の場所及び下側の場所は、関節継手の遠位にある。

【0312】

実施例 6 - 関節継手は、多軸関節継手を含む、実施例 5 に記載の外科用器具。

【0313】

実施例 7 - 駆動部材の近位にある上側チェーン駆動アセンブリの近位上側部分は、一緒に緩く連結され、駆動部材の遠位にある上側チェーン駆動アセンブリの上側遠位部分は、発射部材に上側の軸方向駆動運動を加えるように構成された実質的に剛性の上側状態に圧縮される、実施例 1、2、3、4、又は 6 に記載の外科用器具。駆動部材の近位にある下側チェーン駆動アセンブリの下側近位部分は、一緒に緩く連結され、駆動部材の遠位にある下側チェーン駆動アセンブリの下側遠位部分は、発射部材に下側の軸方向駆動運動を加えるように構成された実質的に剛性の下側状態に圧縮される。

10

【0314】

実施例 8 - 上側チェーン駆動アセンブリは、上側近位端部と、発射部材の上部部分と動作可能に連係する上側遠位端部と、を備える、実施例 1、2、3、4、5、6、又は 7 に記載の外科用器具。下側チェーン駆動アセンブリは、下側近位端部と、発射部材の下部部分と動作可能に連係する下側遠位端部と、を備える。上側近位端部は、連結器部材によって下側近位端部に連結され、連結器部材は、連結器部材と、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリと、の移動を容易にする近位支持部材に動作可能に係合して支持される。近位支持部材は、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリが軸方向に並進するとき、軸方向に並進するように構成されている。

20

【0315】

実施例 9 - 駆動部材は、上側チェーン駆動アセンブリと下側チェーン駆動アセンブリとの間に位置し、かつ関節継手の遠位にある位置に支持されている、実施例 5 又は 6 に記載の外科用器具。

【0316】

実施例 10 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動するように構成されている第 2 のジョーと、を備える。発射部材は、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。外科用器具は、発射部材の上部部分に取り付けられた上側チェーン駆動アセンブリと、発射部材の下部部分に取り付けられた下側チェーン駆動アセンブリと、を更に備える。回転駆動部材は、上側の場所において上側チェーン駆動アセンブリと動作可能に連係し、かつ下側の場所において下側チェーン駆動アセンブリと動作可能に連係する。上側の場所及び下側の場所は、関節継手の遠位にある。回転駆動部材により、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリが発射部材に軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置と終了位置との間で移動させる。

30

40

【0317】

実施例 11 - 上側チェーン駆動アセンブリは、上側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の上側チェーンリンク特徴部を備え、下側チェーン駆動アセンブリは、下側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の下側チェーンリンク特徴部を備える、実施例 10 に記載の外科用器具。

【0318】

実施例 12 - 上側チェーン駆動アセンブリ内の可変張力を維持するように、上側可撓性部材の近位端部に取り付けられた上側テンシヨナと、下側チェーン駆動アセンブリ内の可

50

変張力を維持するように、下側可撓性部材の近位端部に取り付けられた下側テンションと、を更に備える、実施例 11 に記載の外科用器具。

【0319】

実施例 13 - 各上側チェーンリンク特徴部は、上側球体を備え、各下側チェーンリンク特徴部は、下側球体を備える、実施例 10、11、又は 12 に記載の外科用器具。

【0320】

実施例 14 - 第 1 のジョーは、発射部材の下部部分及び下側チェーン駆動アセンブリの遠位部分を摺動可能に収容するように構成された下部通路を備え、第 2 のジョーは、発射部材が始動位置と終了位置との間で移動されるときに、発射部材の上部部分及び上側チェーン駆動アセンブリの遠位部分を摺動可能に収容するように構成された上側通路を備える、実施例 10、11、12、又は 13 に記載の外科用器具。

10

【0321】

実施例 15 - 下側通路は、発射部材が始動位置から終了位置まで駆動されるときに、下側チェーン駆動アセンブリの遠位部分が座屈するのを防止するように、下側チェーン駆動アセンブリの遠位部分内の各下側球体に対して、サイズ決め及び成形されている、実施例 14 に記載の外科用器具。上側通路は、発射部材が始動位置から終了位置まで駆動されるときに、上側チェーン駆動アセンブリの遠位部分が座屈するのを防止するように、上側チェーン駆動アセンブリの遠位部分内の各上側球体に対して、サイズ決め及び成形されている。

【0322】

実施例 16 - 下部通路は、下部鍵穴形状を備え、上側通路は、上側鍵穴形状を備える、実施例 14 又は 15 に記載の外科用器具。

20

【0323】

実施例 17 - 発射部材は、上側チェーン駆動アセンブリ及び下側チェーン駆動アセンブリの各々に軸方向ベイルアウト運動を加えることによって、回転駆動部材を作動させることなく、始動位置に対して遠位の位置から始動位置まで移動可能である、実施例 10、11、12、13、14、15、又は 16 に記載の外科用器具。

【0324】

実施例 18 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える。上側の緩くつながれたチェーン駆動アセンブリは、細長いシャフトによって支持されており、発射部材の上部部分と動作可能に連係するように関節継手を横断する。下側の緩くつながれたチェーン駆動アセンブリは、細長いシャフトによって支持されており、発射部材の下部部分と動作可能に連係するように関節継手を横断する。外科用器具は、関節継手の遠位にある上側の緩くつながれたチェーン駆動アセンブリの上側部分を、発射部材に軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置と終了位置との間で駆動するように構成された剛性駆動部材に変換するための手段を更に備える。

30

40

【0325】

実施例 19 - 上側の緩くつながれたチェーン駆動アセンブリは、上側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の上側チェーンリンク特徴部を備え、下側の緩くつながれたチェーン駆動アセンブリは、下側可撓性部材によって移動可能に相互接続された複数の下側チェーンリンク特徴部を備える、実施例 18 に記載の外科用器具。

【0326】

実施例 20 - 各上側チェーンリンク特徴部は、上側球体を備え、各下側チェーンリンク特徴部は、下側球体を備える、実施例 19 に記載の外科用器具。

【0327】

実施例セット第 5

50

実施例 1 - シャフト軸を規定するシャフトアセンブリを備える、外科用器具。外科用器具は、エンドエフェクタ軸を規定し、かつ関節運動平面内で、エンドエフェクタ軸が関節運動平面内でシャフト軸と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列していない関節運動位置との間で、シャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にするように構成された関節継手によってシャフトアセンブリに連結されている、外科用エンドエフェクタを更に備える。関節継手は、シャフトアセンブリに連結された近位継手部材と、外科用エンドエフェクタに連結された遠位継手部材と、を備える。関節継手は、複数のリンクを備える、関節リンクージアセンブリを更に備える。各リンクは、第 1 の近位進行経路及び第 1 の近位進行経路を横断する第 2 の近位進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている。各リンクは、第 1 の遠位進行経路及び第 1 の遠位進行経路を横断する第 2 の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。関節運動リンクージアセンブリは、複数のリンクの間に延在する中央通路を規定する。外科用器具は、近位継手部材を通して延在する駆動部材と、中央通路と、外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する遠位継手部材と、を更に備える。少なくとも 2 つの可撓性アクチュエータ部材は、関節継手にまたがり、遠位継手部材に関節運動を加えるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。

10

【 0 3 2 8 】

実施例 2 - 複数のリンクが 3 つのリンクを備える、実施例 1 に記載の外科用器具。

20

【 0 3 2 9 】

実施例 3 - 3 つのリンクは、第 1 の近位進行経路及び第 1 の近位進行経路を横断する別の第 1 の近位進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている第 1 のリンクを備える、実施例 2 に記載の外科用器具。第 1 のリンクは、第 1 の遠位進行経路及び第 1 の遠位進行経路を横断する別の第 1 の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。3 つのリンクは、第 2 の近位進行経路及び第 2 の近位進行経路を横断する別の第 2 の近位進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている、第 2 のリンクを更に備える。第 2 のリンクは、第 2 の遠位進行経路及び第 2 の遠位進行経路を横断する別の第 2 の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように構成されている。3 つのリンクは、第 3 の近位進行経路及び第 3 の近位進行経路を横断する別の第 3 の進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている、第 3 のリンクを更に備える。第 3 のリンクは、第 3 の遠位進行経路及び第 3 の遠位進行経路を横断する別の第 3 の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。

30

【 0 3 3 0 】

実施例 4 - 各リンクは、近位継手部材上の対応する近位取付ラグと移動可能に連係するように構成された近位サドルと、遠位継手部材上の対応する遠位取付ラグと移動可能に連係するように構成された遠位サドルと、を備える、実施例 1、2、又は 3 に記載の外科用器具。

40

【 0 3 3 1 】

実施例 5 - 各近位取付ラグは、弓状近位枢動面を規定する、実施例 4 に記載の外科用器具。各近位サドルは、近位取付ラグ上の弓状近位枢動面と移動可能に連係して、近位取付ラグ上の第 1 の近位進行経路及び第 2 の近位進行経路におけるリンクの移動を容易にするように構成された U 字型近位枢動面を備える。各遠位取付ラグは、弓状遠位枢動面を規定する。各遠位サドルは、遠位取付ラグ上の弓状遠位枢動面と移動可能に連係して、遠位取付ラグ上の第 1 の遠位進行経路及び第 2 の遠位進行経路におけるリンクの移動を容易にす

50

るように構成されたU字型遠位駆動面を備える。

【0332】

実施例6 - 各近位取付ラグは、近位ラグ軸を規定し、第1の近位進行経路は、近位ラグ軸に沿った第1の弓状近位進行経路を含む、実施例5に記載の外科用器具。第2の近位進行経路は、近位ラグ軸の周りの第2の弓状近位進行経路を含む。各遠位取付ラグは、遠位ラグ軸を規定し、第1の遠位進行経路は、遠位ラグ軸に沿った第1の弓状遠位進行経路を含む。第2の遠位進行経路は、遠位ラグ軸の周りの第2の弓状遠位進行経路を含む。

【0333】

実施例7 - 関節継手を通して延在する駆動部材の一部は、可撓性である、実施例1、2、3、4、又は6に記載の外科用器具。

10

【0334】

実施例8 - 駆動部材は、近位継手部材内に動作可能に支持された遠位端部を含む、近位駆動シャフトを備える、実施例1、2、3、4、5、6、又は7に記載の外科用器具。遠位駆動シャフトは、遠位継手部材内に動作可能に支持された近位端部を備える。中心駆動シャフトは、近位継手部材と遠位継手部材遠位との間にまたがり、かつ近位駆動シャフトの遠位端部と動作可能に連係するように構成された近位端部を備える。中心駆動シャフトは、遠位駆動シャフトの近位端部と動作可能に連係するように構成された遠位端部を更に備える。

【0335】

実施例9 - 近位駆動シャフトは、中心駆動シャフトに回転駆動運動を加えるように構成されている、実施例8に記載の外科用器具。

20

【0336】

実施例10 - 少なくとも2つの可撓性アクチュエータ部材は、関節継手にまたがり、遠位関節継手部材に関節運動を加えるように、遠位関節継手部材と動作可能に連係する、4つのケーブルを備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、又は9に記載の外科用器具。

【0337】

実施例11 - 各リンクは、近位継手部材及び遠位継手部材に取り付けられていない、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、又は10に記載の外科用器具。

【0338】

実施例12 - 各リンクは、近位継手部材及び遠位継手部材と移動可能に接触して保持される、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、又は11に記載の外科用器具。

30

【0339】

実施例13 - シャフト軸を規定するシャフトアセンブリと、エンドエフェクタ軸を規定する外科用エンドエフェクタと、を備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、関節運動平面内で、エンドエフェクタ軸が関節運動平面内でシャフト軸と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列していない関節運動位置との間で、シャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にするように構成された関節継手によってシャフトアセンブリに連結されている。関節継手は、シャフトアセンブリに連結された近位継手部材と、外科用エンドエフェクタに連結された遠位継手部材と、を備える。関節継手は、第1の近位進行経路及び第1の近位進行経路を横断する別の第1の近位進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている第1のリンクを備える、関節運動リンクージアセンブリを更に備える。第1のリンクは、第1の遠位進行経路及び第1の遠位進行経路を横断する別の第1の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。関節運動リンクージアセンブリは、第2の近位進行経路及び第2の近位進行経路を横断する別の第2の近位進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている、第2のリンクを更に

40

50

備える。第2のリンクは、第2の遠位進行経路及び第2の遠位進行経路を横断する別の第2の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。関節運動リンケージアセンブリは、第3の近位進行経路及び第3の近位進行経路を横断する別の第3の進行経路において、近位継手部材に対して移動可能に進行するために、近位継手部材と動作可能に連係するように構成されている、第3のリンクを更に備える。第3のリンクは、第3の遠位進行経路及び第3の遠位進行経路を横断する別の第3の遠位進行経路において、遠位継手部材に対して移動可能に進行するために、遠位継手部材と動作可能に連係するように更に構成されている。外科用器具は、関節継手にまたがり、遠位継手部材に関節運動を加えるように、遠位継手部材と動作可能に連係する、少なくとも2つの可撓性アクチュエータ部材を更に備える。 10

【0340】

実施例14 - 第1のリンクは、第1のリンク軸を規定する、実施例13に記載の外科用器具。第2のリンクは、第2のリンク軸を規定する。第3のリンクは、第3のリンク軸を規定する。第1のリンク軸、第2のリンク軸、及び第3のリンク軸は、互いに交差する。

【0341】

実施例15 - 第1のリンク、第2のリンク、及び第3のリンクは、第1のリンクと、第2のリンクと、第3のリンクとの間に延在する中央通路を規定するように互いに対して配置されており、かつその中で駆動部材を動作可能に支持するように構成されている、実施例13又は14に記載の外科用器具。 20

【0342】

実施例16 - 第1のリンクは、近位継手上の対応する第1の近位装着ラグと移動可能に連係するように構成された第1の近位サドルと、遠位継手上の対応する第1の遠位装着ラグと移動可能に連係するように構成された第1の遠位サドルと、を備える、実施例13、14、又は15に記載の外科用器具。第2のリンクは、近位継手上の対応する第2の近位取付ラグと移動可能に連係するように構成された第2の近位サドルと、遠位継手上の対応する第2の遠位取付ラグと移動可能に連係するように構成された第2の遠位サドルと、を備える。第3のリンクは、近位継手上の対応する第3の近位取付ラグと移動可能に連係するように構成された第3の近位サドルと、遠位継手上の対応する第3の遠位取付ラグと移動可能に連係するように構成された第3の遠位サドルと、を備える。 30

【0343】

実施例17 - 第1の近位取付ラグは、第1の弓状近位枢動面を規定する、実施例16に記載の外科用器具。第1の近位サドルは、第1の近位取付ラグ上の第1の弓状近位枢動面と移動可能に連係して、第1の近位取付ラグ上の第1の近位進行経路及び別の第1の近位進行経路における第1のリンクの移動を容易にするように構成された第1のU字型近位枢動面を備える。第2の近位取付ラグは、第2の弓状近位枢動面を規定する。第2の近位サドルは、第2の近位取付ラグ上の第2の弓状近位枢動面と移動可能に連係して、第2の近位取付ラグ上の第2の近位進行経路及び別の第2の近位進行経路における第2のリンクの移動を容易にするように構成された第2のU字型近位枢動面を備える。第3の近位取付ラグは、第3の弓状近位枢動面を規定する。第3の近位サドルは、第3の近位取付ラグ上の第3の弓状近位枢動面と移動可能に連係して、第3の近位取付ラグ上の第3の近位進行経路及び別の第3の近位進行経路における第3のリンクの移動を容易にするように構成された第3のU字型近位枢動面を備える。 40

【0344】

実施例18 - 第1の遠位取付ラグは、第1の弓状遠位枢動面を規定する、実施例17に記載の外科用器具。第1の遠位サドルは、第1の遠位取付ラグ上の第1の弓状遠位枢動面と移動可能に連係して、第1の遠位取付ラグ上の第1の遠位進行経路及び別の第1の遠位進行経路における第1のリンクの移動を容易にするように構成された第1のU字型遠位枢動面を備える。第2の遠位取付ラグは、第2の弓状遠位枢動面を規定する。第2の遠位サドルは、第2の遠位取付ラグ上の第2の弓状遠位枢動面と移動可能に連係して、第2の遠 50

位取付ラグ上の第2の遠位進行経路及び別の第2の遠位進行経路における第2のリンクの移動を容易にするように構成された第2のU字型遠位枢動面を備える。第3の遠位取付ラグは、第3の弓状遠位枢動面を規定する。第3の遠位サドルは、第3の遠位取付ラグ上の第3の弓状遠位枢動面と移動可能に連係して、第3の遠位取付ラグ上の第3の遠位進行経路及び別の第3の遠位進行経路における第3のリンクの移動を容易にするように構成された第3のU字型遠位枢動面を備える。

【0345】

実施例19 - 第1の近位取付ラグは、第1の近位ラグ軸を規定する、実施例18に記載の外科用器具。第1の近位進行経路は、第1の近位ラグ軸に沿った第1の弓状近位進行経路を含み、別の第1の近位進行経路は、第1の近位ラグ軸の周りに延在する別の第1の近位弓状進行経路を含む。第2の近位取付ラグは、第2の近位ラグ軸を規定する。第2の近位進行経路は、第2の近位ラグ軸に沿った第2の弓状近位進行経路を含み、別の第2の近位進行経路は、第2の近位ラグ軸の周りに延在する別の第2の近位弓状進行経路を含む。第3の近位取付ラグは、第3の近位ラグ軸を規定する。第3の近位進行経路は、第3の近位ラグ軸に沿って延在する第3の弓状近位進行経路を含む。別の第3の近位進行経路は、第3の近位ラグ軸の周りに延在する別の第3の近位弓状進行経路を含む。第1の遠位取付ラグは、第1の遠位ラグ軸を規定する。第1の遠位進行経路は、第1の遠位ラグ軸に沿って延在する第1の弓状遠位進行経路を含む。別の第1の遠位進行経路は、第1の遠位ラグ軸の周りに延在する別の第1の遠位弓状進行経路を含む。第2の遠位取付ラグは、第2の遠位ラグ軸を規定する。第2の遠位進行経路は、第2の遠位ラグ軸に沿って延在する第2の弓状遠位進行経路を含む。別の第2の遠位進行経路は、第2の遠位ラグ軸に沿って延在する別の第2の遠位弓状進行経路を含む。第3の遠位取付ラグは、第3の遠位ラグ軸を規定する。第3の遠位進行経路は、第3の遠位ラグ軸に沿って延在する第3の弓状遠位進行経路を含む。別の第3の遠位進行経路は、第3の遠位ラグ軸の周りに延在する別の第3の遠位弓状進行経路を含む。

【0346】

実施例20 - 第1の近位ラグ軸、第2の近位ラグ軸、及び第3の近位ラグ軸は、互いに対して横断しており、第1の遠位ラグ軸、第2の遠位ラグ軸、及び第3の遠位ラグ軸は、互いに対して横断している、実施例19に記載の外科用器具。

【0347】

実施例セット第6

実施例1 - シャフト軸を規定するシャフトアセンブリと、エンドエフェクタ軸を規定する外科用エンドエフェクタと、を備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、関節運動平面内で、エンドエフェクタ軸が関節運動平面内でシャフト軸と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列していない関節運動位置との間で、シャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にするように構成された関節継手によってシャフトアセンブリに連結されている。関節継手は、シャフトアセンブリに連結され、かつ弓状近位頂部を規定する近位面を備える、近位継手部材を備える。遠位継手部材は、外科用エンドエフェクタに連結され、かつ弓状遠位頂部を規定する遠位面を備える。関節継手は、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された第1のリンクと、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された第2のリンクと、を備える、少なくとも1つのリンクージアセンブリを更に備える。第2のリンクは、第1のリンクと交差し、第1のリンク及び第2のリンクは、弓状遠位頂部が弓状近位頂部に向かい合うように、近位継手部材を遠位継手部材に枢動可能に連結する。外科用器具は、少なくとも2つの可撓性アクチュエータ部材を更に備え、少なくとも2つの可撓性アクチュエータ部材は、関節継手にまたがり、遠位関節継手部材に関節運動を加えるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。

【0348】

実施例2 - 少なくとも1つのリンクージアセンブリは、弓状遠位頂部が弓状近位頂部から離隔されるように、近位継手部材を遠位継手部材に移動可能に固設する、実施例1に記

載の外科用器具。

【0349】

実施例3 - 少なくとも1つのリンクージアセンブリは、弓状遠位頂部が弓状近位頂部と転がり接触して支持されるように、近位継手部材を遠位継手部材に移動可能に固設する、実施例1に記載の外科用器具。

【0350】

実施例4 - 少なくとも1つのリンクージアセンブリは、第1のリンク及び第2のリンクを備える、第1のリンクージアセンブリを備え、第1のリンク及び第2のリンクは、シャフト軸の一方の側に位置する、実施例1、2、又は3に記載の外科用器具。少なくとも1つのリンクージアセンブリは、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された別の第1のリンクを備える、第2のリンクージアセンブリを更に備える。第2のリンクージアセンブリは、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された別の第2のリンクを更に備え、別の第2のリンクは、別の第1のリンクと交差する。第2のリンクージアセンブリは、シャフト軸の別の側に位置する。

10

【0351】

実施例5 - 外科用エンドエフェクタは、シャフト軸の各側の関節運動角度を通して、シャフトアセンブリに対して関節運動可能である、実施例1、2、3、又は4に記載の外科用器具。各関節運動角度は、0度～90度の範囲であり得る。

【0352】

実施例6 - 弓状遠位頂部は、遠位仮想枢動点と弓状遠位頂部との間に延在する遠位半径を規定する、実施例1、2、3、4、又は5に記載の外科用器具。弓状近位頂部は、近位仮想枢動点と弓状近位面との間に延在する近位半径を規定する。遠位仮想枢動点及び近位仮想枢動点は、遠位仮想枢動点と近位仮想枢動点との間に延在する共通継手軸上にある。

20

【0353】

実施例7 - 外科用エンドエフェクタがシャフトアセンブリに対して関節運動するとき、シャフト軸と継手軸との間の近位角度は、エンドエフェクタ軸と継手軸との間の遠位角度に等しい、実施例1、2、3、4、又は6に記載の外科用器具。

【0354】

実施例8 - 各リンクアセンブリの第1のリンクは、シャフト軸に垂直であり、かつ近位仮想枢動点を通して延在する近位仮想枢動軸からオフセットされた対応する近位の場所において近位継手部材に取り付けられている、実施例6又は7に記載の外科用器具。各リンクアセンブリの第1のリンクはまた、エンドエフェクタ軸に垂直であり、かつ遠位仮想枢動点を通して延在する遠位仮想枢動軸からオフセットされた対応する遠位の場所において遠位継手部材に取り付けられている。

30

【0355】

実施例9 - 各リンクアセンブリの第2のリンクは、近位仮想枢動軸からオフセットされた別の対応する近位の場所において近位継手部材に取り付けられている、実施例8に記載の外科用器具。各リンクアセンブリの第2のリンクは、遠位仮想枢動軸からオフセットされた別の対応する遠位の場所において遠位継手部材に取り付けられている。

【0356】

実施例10 - 近位継手部材は、近位中央通路を備え、遠位継手部材は、遠位中央通路を備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、又は9に記載の外科用器具。外科用器具は、近位中央通路及び遠位中央通路を通して延在する、可撓性駆動部材を更に備える。

40

【0357】

実施例11 - シャフト軸を規定するシャフトアセンブリと、エンドエフェクタ軸を規定する外科用エンドエフェクタと、を備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、関節運動平面内で、エンドエフェクタ軸が関節運動平面内でシャフト軸と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列していない関節運動位置との間で、シャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にするように構成された関節継手によってシャフトアセンブリに連結されている。関節継手

50

は、シャフトアセンブリに連結され、かつ近位弓状頂部を備える、近位継手部材を備える。関節継手は、近位に面する第1の弓状頂部、及び遠位に面する第2の弓状頂部を備える、中央継手部材を更に備える。遠位継手部材は、外科用エンドエフェクタに連結され、かつ遠位弓状継手頂部を規定する。関節継手は、近位継手部材及び中央継手部材に連結された第1の近位リンクを含む、少なくとも1つの近位リンケージアセンブリを更に備える。第2の近位リンクは、近位継手部材及び中央継手部材に連結され、かつ第1の近位リンクと交差する。第1の近位リンク及び第2の近位リンクは、近位に面する第1の弓状頂部が近位弓状頂部に向かい合って、第1の関節運動平面を通る近位継手部材に対する中央継手部材の関節運動を容易にするように、近位継手部材を中央継手部材に枢動可能に連結する。外科用器具は、中央継手部材及び遠位継手部材に連結された第1の遠位リンクを含む、少なくとも1つの遠位リンケージアセンブリを更に備える。第2の遠位リンクは、中央継手部材及び遠位継手部材に連結され、かつ第1の遠位リンクと交差する。第1の遠位リンク及び第2の遠位リンクは、弓状遠位頂部が弓状遠位側に面する第2の弓状頂部に向かい合って、第1の関節運動平面とは異なる第2の関節運動平面を通る中央継手部材に対する遠位継手部材の関節運動を容易にするように、中央継手部材を遠位継手部材に枢動可能に連結する。外科用器具は、4つの可撓性アクチュエータ部材を更に備え、4つの可撓性アクチュエータ部材は、関節継手にまたがり、遠位継手部材に関節運動を加えるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。

10

【0358】

実施例12 - 近位リンケージアセンブリは、近位に面する第1の弓状頂部が近位弓状頂部から離隔されるように、中央継手部材を近位継手部材に移動可能に固設し、遠位リンケージアセンブリは、遠位弓状頂部が遠位に面する第2の弓状頂部から離隔されるように、遠位継手部材を中央継手部材に移動可能に固設する、実施例11に記載の外科用器具。

20

【0359】

実施例13 - 近位リンケージアセンブリは、近位側に面する第1の弓状頂部が近位弓状頂部と転がり接触するように、中央継手部材を近位継手部材に移動可能に固設し、遠位リンケージアセンブリは、遠位弓状頂部が遠位に面する第2の弓状頂部と転がり接触するように、遠位継手部材を中央継手部材に移動可能に固設する、実施例11に記載の外科用器具。

【0360】

実施例14 - 近位リンケージアセンブリは、第1の近位リンク及び第2の近位リンクを備える、第1の近位リンケージアセンブリを備える、実施例11、12、又は13に記載の外科用器具。第1の近位リンク及び第2の近位リンクは、シャフト軸の一方の側に位置する。第2の近位リンケージアセンブリは、近位継手部材及び中央継手部材に連結された、別の近位の第1のリンクを備える。第2の近位リンケージアセンブリは、近位継手部材及び中央継手部材に連結され、かつ別の近位の第1のリンクと交差する、別の近位の第2のリンクを更に備える。第2の近位リンケージアセンブリは、シャフト軸の別の側に位置する。

30

【0361】

実施例15 - 少なくとも1つの遠位リンケージアセンブリは、第1の遠位リンク及び第2の遠位リンクを備える、第1の遠位のリンケージアセンブリを備える、実施例11、12、13、又は14に記載の外科用器具。第1の遠位リンク及び第2の遠位リンクは、シャフト軸の一方の側に位置する。第2の遠位リンケージアセンブリは、中央継手部材及び遠位継手部材に連結された、別の第1の遠位リンクを備える。別の第2の遠位リンクは、中央継手部材及び遠位継手部材に連結されている。別の第2の遠位リンクは、別の第1の遠位リンクと交差する。第2の遠位リンケージアセンブリは、シャフト軸の別の側に位置する。

40

【0362】

実施例16 - 第2の関節運動平面は、第1の関節運動平面に垂直である、実施例11、12、13、14、又は15に記載の外科用器具。

50

【 0 3 6 3 】

実施例 17 - 近位継手部材は、内部通って延在する近位通路を備え、中央継手部材は、内部を通過して延在する中央通路を備える、実施例 11、12、13、14、15、又は 16 に記載の外科用器具。遠位継手部材は、内部を通過して延在する遠位通路を備える。外科用器具は、エンドエフェクタに駆動運動を伝達するように、近位通路、中央通路、及び遠位通路を通過して延在する、少なくとも 1 つの駆動部材を更に備える。

【 0 3 6 4 】

実施例 18 - シャフト軸を通過して延在する第 1 の基準面と、第 1 の基準面に対して直角にシャフト軸を通過して延在する第 2 の基準面と、を更に備える、実施例 11、12、13、14、15、16、又は 17 に記載の外科用器具。ケーブルのうちの第 1 のケーブルは、第 1 の基準面の第 1 の側及び第 2 の基準面の第 1 の側で近位継手部材を通過し、第 1 の基準面の第 2 の側で、第 1 の基準面を通過して中央継手部材内に延在し、第 1 の基準面の第 2 の側及び第 2 の基準面の第 2 の側で、第 2 の基準面を通過して遠位継手部材内に延在する。ケーブルのうちの第 2 のケーブルは、第 1 の基準面の第 2 の側及び第 2 の基準面の第 1 の側で、近位継手部材を通過して延在し、第 1 の基準面の第 1 の側で、第 2 の基準面を通過して中央継手部材内に延在し、かつ第 2 の基準面を通過して、第 1 の基準面の第 1 の側及び第 2 の基準面の第 2 の側で遠位継手部材内に延在する。

【 0 3 6 5 】

実施例 19 - シャフトアセンブリを備える外科用器具であって、シャフトアセンブリは、シャフト軸を規定し、関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。関節継手は、シャフトアセンブリに連結された近位継手部材と、外科用エンドエフェクタに連結された遠位継手部材と、を備える。関節継手は、シャフト軸の第 1 の側で、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された第 1 のリンクを含む、第 1 のリンクージアセンブリを更に備える。第 2 のリンクが、シャフト軸の第 1 の側で近位継手部材に連結されている。第 2 リンクは、第 1 リンクと交差し、シャフト軸の第 1 の側で遠位継手部材に取り付けられている。関節継手は、シャフト軸の第 2 の側で、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された第 3 のリンクを含む、第 2 のリンクージアセンブリを更に備える。第 4 のリンクが、シャフト軸の第 2 の側で近位継手部材に連結されている。第 4 のリンクは、シャフト軸の第 2 の側で第 3 のリンクと交差し、シャフト軸の第 2 の側で遠位継手部材に取り付けられている。第 1 のリンクージアセンブリ及び第 2 のリンクージアセンブリは、シャフトアセンブリに対する、関節運動平面を通る外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にする。外科用器具は、少なくとも 2 つの可撓性アクチュエータ部材を更に備え、少なくとも 2 つの可撓性アクチュエータ部材は、関節継手にまたがり、遠位継手部材に関節運動を加えるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。

【 0 3 6 6 】

実施例 20 - 近位継手部材は、内部を通過して延在する近位中央通路を規定し、遠位継手部材は、内部を通過して延在する遠位中央通路を規定する、実施例 19 に記載の外科用器具。外科用器具は、外科用エンドエフェクタに駆動運動を加えるように、近位中央通路及び遠位中央通路を通過して延在する、可撓性駆動部材を更に備える。

【 0 3 6 7 】

実施例セット第 7

実施例 1 - 外科用器具であって、シャフトアセンブリを備え、シャフトアセンブリは、シャフト軸を規定し、かつ関節継手によってシャフトアセンブリに動作可能に連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 1 のジョーに対して開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能である第 2 のジョーと、を備える。関節継手は、外科用エンドエフェクタに連結された遠位継手部材を備える。中央継手部材は、遠位継手部材が、シャフト軸を横断する遠位関節運動軸の周りで、中央継手部材に対して選択的に関節運動可能であるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。近位継手部材は、シャフトアセンブリに連結され、かつ中央継手部材が、シャフト軸及び遠位関節運動軸を横断する、近位関節運動軸の周りで、近位継手部材に対し

10

20

30

40

50

て選択的に関節運動可能であるように、中央継手部材と動作可能に連係する。外科用器具は、関節継手及び外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する、関節運動制御システムを更に備える。関節運動制御システムは、外科用エンドエフェクタに関節運動を加えて、遠位関節運動軸及び近位関節運動軸の周りで、外科用エンドエフェクタを選択的に関節運動させるように構成されている。

【0368】

実施例2 - 関節運動制御システムは、外科用エンドエフェクタの第2のジョーに閉鎖運動を加えるように構成されている、実施例1に記載の外科用器具。

【0369】

実施例3 - 関節運動制御システムは、近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在し、外科用エンドエフェクタ内に動作可能に支持され、第2のジョーに閉鎖運動を加えるように構成されたジョー閉鎖システムと動作可能に連係する、複数の可撓性アクチュエータを備える、実施例1又は2に記載の外科用器具。

10

【0370】

実施例4 - ジョー閉鎖システムは、第2のジョーに閉鎖運動を加えるように構成された閉鎖プーリアセンブリを備える、実施例3に記載の外科用器具。

【0371】

実施例5 - 閉鎖プーリアセンブリは、少なくとも1つの閉鎖カムを備え、少なくとも1つの閉鎖カムは、第2のジョー上の装着部分とカム係合して、第2のジョーに閉鎖運動を加えるように構成されている、実施例4に記載の外科用器具。

20

【0372】

実施例6 - 複数の可撓性アクチュエータは、第1のケーブルと、第2のケーブルと、第3のケーブルと、第4のケーブルと、を備える、実施例3、4、又は5に記載の外科用器具。第1のケーブル及び第2のケーブルは、シャフト軸の一方の側で近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在する。第3のケーブル及び第4のケーブルは、シャフト軸の別の側で近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在する。

【0373】

実施例7 - ジョー閉鎖システムは、外科用エンドエフェクタによって支持されるプーリユニットを備え、シャフト軸の一方の側に回転可能に支持された第1のプーリを備える、実施例6に記載の外科用器具。第2のプーリは、シャフト軸の別の側に支持され、第1のプーリとともに回転進行するように第1のプーリに連結されている。第1のケーブル及び第2のケーブルは、第1のプーリと動作可能に連係し、第3のケーブル及び第4のケーブルは、第3のプーリ及び第4のプーリと動作可能に連係する。

30

【0374】

実施例8 - プーリユニットは、張力を第1のケーブル、第2のケーブル、第3のケーブル、及び第4のケーブルのうちの1つ又は2つ以上に加えることによって、少なくとも330度の回転進行経路を通して回転可能である、実施例7に記載の外科用器具。

【0375】

実施例9 - 第1のケーブルは、近位継手部材の下側部分を通して延在する、実施例7又は8に記載の外科用器具。中央継手部材は、遠位継手部材の上側部分を通過して第1のプーリと係合するように、第1のケーブルを、中央継手部材の上側部分を通して外に方向転換するように構成されたケーブル方向転換ユニットを備える。第2のケーブルは、近位継手部材の上側部分を通して延在し、中央ジョー部材内の方向転換ユニットと係合し、方向転換ユニットは、遠位継手部材の下側部分を通過して第1のプーリと動作可能に係合するように、第2のケーブルを、中央ジョー部材の下側部分を通して外に方向転換する。

40

【0376】

実施例10 - 近位継手部材は、近位継手遠位面を備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、又は9に記載の外科用器具。中央継手部材は、近位継手遠位面向かい合う中央継手近位面を備え、中央継手部材は、中央継手遠位面を更に備える。遠位継手部材は

50

、中央継手遠位面に向かい合う遠位継手近位面を備える。

【0377】

実施例11 - 近位継手遠位面は、中央継手近位面に関連付けられた対応する中央継手近位ギア歯に噛合係合するように構成された複数の近位継手ギア歯を備える、実施例10に記載の外科用器具。中央継手遠位面は、遠位継手近位面に関連付けられた対応する遠位継手近位ギア歯に噛合係合するように構成された複数の中央継手遠位ギア歯を備える。

【0378】

実施例12 - 近位継手遠位面は、一对の離隔された近位継手遠位頂部部分を備える、実施例10に記載の外科用器具。中央継手近位面は、一对の離隔された近位継手遠位頂部部分に向かい合うように構成されている一对の離隔された中央継手近位頂部部分を備える。中央継手遠位面は、一对の離隔された中央継手遠位頂部部分を備える。遠位継手近位面は、一对の離隔された中央継手遠位頂部部分に向かい合うように構成されている一对の離隔された遠位継手近位頂部部分を備える。

10

【0379】

実施例13 - 各近位継手遠位頂部部分は、対応する中央継手近位頂部部分上の第1の弓状近位表面と揺動可能に係合するように構成された第1の弓状遠位表面を備える、実施例12に記載の外科用器具。各中央継手遠位頂部部分は、対応する遠位継手近位頂部部分上の第2の弓状近位表面と揺動可能に係合するように構成された第2の弓状遠位表面を備える。

【0380】

実施例14 - 近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在し、外科用エンドエフェクタに駆動運動を加えるように、外科用エンドエフェクタと動作可能に係合する駆動シャフト装置を更に備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、12、又は13に記載の外科用器具。

20

【0381】

実施例15 - 駆動シャフト装置は、回転駆動シャフト装置を含む、実施例14に記載の外科用器具。

【0382】

実施例16 - 回転駆動シャフト装置は、近位継手部材内に回転可能に支持された遠位端部を有する、近位回転駆動シャフトを備える、実施例15に記載の外科用器具。回転駆動シャフト装置は、近位回転駆動シャフトの遠位端部に回転可能に連結された第1の遠位端部を有する、第1の回転駆動シャフトを更に備える。第1の回転駆動シャフトは、近位継手部材と中央継手部材との間にまたがり、中央継手部材内に支持された中央軸受に回転可能に連結された第1の遠位端部を更に備える。第2の回転駆動シャフトは、中央継手部材内の中央軸受内に回転可能に連結された第2の近位端部を備える。第2の回転駆動シャフトは、回転駆動部材に動作可能に連結されるように中央継手部材と遠位継手部材との間にまたがる。

30

【0383】

実施例17 - 中央継手部材は、近位継手部材に直接取り付けられず、遠位継手部材は、中央継手部材に直接取り付けられず、中央継手部材は、複数の可撓性アクチュエータによって近位継手部材に動作可能に枢動係合して保持され、遠位継手部材は、複数の可撓性アクチュエータによって中央継手部材に動作可能に枢動係合して保持されている、実施例3、4、5、6、7、8、9、14、15、又は16に記載の外科用器具。

40

【0384】

実施例18 - シャフト軸を規定するシャフトアセンブリを備える、外科用器具。外科用器具は、関節継手によってシャフトアセンブリに動作可能に連結された外科用エンドエフェクタを更に備える。外科用エンドエフェクタは、外科用ステーブルカートリッジを内部に動作可能に支持するように構成された細長いチャンネルを備える。アンビルは、細長いチャンネルに対して枢動可能に支持され、かつ細長いチャンネル内に支持された外科用ステーブルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間で選択的に移動可能である。関節継手

50

は、細長いチャンネルに連結された遠位継手部材を備える。中央継手部材は、遠位継手部材が、シャフト軸を横断する遠位関節運動軸の周りで、中央継手部材に対して選択的に関節運動可能であるように、遠位継手部材と動作可能に連係する。近位継手部材は、シャフトアセンブリに連結され、かつ中央継手部材が、シャフト軸及び遠位関節運動軸を横断する、近位関節運動軸の周りで、近位継手部材に対して選択的に関節運動可能であるように、中央継手部材と動作可能に連係する。外科用器具は、関節継手及び外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する、関節運動制御システムを更に備える。関節運動制御システムは、外科用エンドエフェクタに関節運動を加えて、遠位関節運動軸及び近位関節運動軸の周りで、外科用エンドエフェクタを選択的に関節運動させるように構成されている。関節運動制御システムは、外科用エンドエフェクタの第2のジョーに閉鎖運動を加えるように構成されている。

10

【0385】

実施例19 - 関節運動制御システムは、近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在し、細長いチャンネル内に動作可能に支持され、アンビルに閉鎖運動を加えるように構成されたアンビル閉鎖システムと動作可能に連係する、複数の可撓性アクチュエータを備える、実施例18に記載の外科用器具。

【0386】

実施例20 - アンビル閉鎖システムは、アンビルに閉鎖運動を加えるように構成された閉鎖プリアセンブリを備える、実施例18又は19に記載の外科用器具。

【0387】

実施例21 - 外科用エンドエフェクタは、発射部材を更に備え、発射部材は、近位継手部材、中央継手部材、及び遠位継手部材を通して延在する、回転駆動システムによって発射部材に加えられた発射運動に応答して、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に移動するように構成されている、実施例18、19、又は20に記載の外科用器具。

20

【0388】

実施例セット第8

実施例1 - 外科用器具を動作させる方法であって、外科用器具は、関節継手の周りで外科用器具のシャフトアセンブリに対して関節運動可能である外科用エンドエフェクタを備える、方法。方法は、外科用エンドエフェクタの回転駆動部材に回転駆動運動を提供することを含み、回転駆動部材は、関節継手を通して延在する。方法は、関節継手に対して遠位である場所において、回転駆動運動を上側軸方向運動及び下側軸方向運動に変換することと、発射部材の上側部分に上側軸方向運動を加えることと、を更に含む。方法は、上側軸方向運動及び下側軸方向運動が始動位置から終了位置まで外科用エンドエフェクタを通して遠位に発射部材を駆動するように、発射部材の下側部分に下側軸方向運動を加えることを更に含む。

30

【0389】

実施例2 - 回転駆動運動を提供することは、発射部材が終了位置に到達するまで、第1の回転方向において回転駆動部材に回転運動を提供することを含み、実施例1に記載の方法。方法は、発射部材が終了位置に到達した後に第2の回転方向において回転駆動部材に別の回転駆動運動を提供して、発射部材を終了位置から始動位置に駆動することを更に含む。

40

【0390】

実施例3 - 上側軸方向運動を加えることは、遠位方向において上側軸方向運動を加えることを含み、下側軸方向運動を加えることは、遠位方向において下側軸方向運動を加えることを含み、実施例1又は2に記載の方法。

【0391】

実施例4 - 関節継手に対して遠位である場所において、別の回転駆動運動を別の上側軸方向運動及び別の下側軸方向運動に変換することを更に含む、実施例3に記載の方法。方法は、発射部材の上側部分に別の上側軸方向運動を加えることと、別の上側軸方向運動及

50

び別の下側軸方向運動が終了位置から始動位置まで外科用エンドエフェクタを通して近位に発射部材を駆動するように、発射部材の下側部分に別の下側軸方向運動を加えることと、を更に含む。

【0392】

実施例5 - 上側軸方向運動は、第1の大きさを含み、下側軸方向運動は、第2の大きさを含み、第2の大きさは、第1の大きさに等しい、実施例1、2、3、又は4に記載の方法。

【0393】

実施例6 - 外科用エンドエフェクタに関節運動を加えることを更に含む、実施例1、2、3、4、又は5に記載の方法。

【0394】

実施例7 - 外科用エンドエフェクタは、第1のジョーと、第2のジョーと、を備え、第2のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動可能である、実施例1、2、3、4、又は6に記載の方法。第2のジョーは、発射部材が始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、発射部材によって開放位置から閉鎖位置に移動する。

【0395】

実施例8 - 外科用エンドエフェクタは、第1のジョーと、第2のジョーと、を備え、第2のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動可能である、実施例1、2、3、4、5、6、又は7に記載の方法。方法は、発射部材の上側部分に上側軸方向運動を加えること及び発射部材の下側部分に下側軸方向運動を加えることの前に、第2のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む。

【0396】

実施例9 - 方法は、関節継手にまたがり、かつ外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節運動制御部材に関節運動を加えて、外科用エンドエフェクタを、シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、実施例1、2、3、4、5、6、7、又は8に記載の方法。

【0397】

実施例10 - 閉鎖運動を加えることは、関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、第2のジョーを閉鎖位置から開放位置に移動させることを含む、実施例9に記載の方法。

【0398】

実施例11 - 外科用器具を動作させるための方法。方法は、関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを提供することを含む。外科用エンドエフェクタは、関節継手を通して延在する緩くつながれた発射構成要素のシリーズを備える発射駆動システムによって外科用エンドエフェクタを通して始動位置と終了位置との間で移動可能である、発射部材を備える。方法は、軸方向駆動運動を生成するために、関節継手に対して遠位である場所において、緩くつながれた発射構成要素のシリーズを発射構成要素の剛性シリーズに変換することと、発射部材に軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置から終了位置に駆動することと、を更に含む。

【0399】

実施例12 - 変換することは、関節継手に対して遠位である場所において、緩くつながれた発射構成要素のシリーズに回転駆動運動を加えることを含む、実施例11に記載の方法。

【0400】

実施例13 - 緩くつながれた発射構成要素のシリーズは、緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズと、緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズと、を備える、実施例11又は12に記載の方法。変換する動作は、上側軸方向駆動運動を生成するために、関節継手に対して遠位である場所において、緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズを上側発射構成要素の剛性上側シリーズに変換することと、下側軸方向駆動運動を生成するために、関節継手に対して遠位である場所において、緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズを下側発射構成要素の剛性下側シリーズに変換することと、を含

10

20

30

40

50

む。

【 0 4 0 1 】

実施例 1 4 - 発射部材に軸方向駆動運動を加えることは、発射部材の上側部分に上側軸方向駆動運動を加えることと、発射部材の下側部分に下側軸方向駆動運動を加えることと、を含む、実施例 1 1、1 2 又は 1 3 に記載の方法。

【 0 4 0 2 】

実施例 1 5 - 外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動可能である、実施例 1 1、1 2、1 3、又は 1 4 に記載の方法。第 2 のジョーは、発射部材が始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、発射部材によって開放位置から閉鎖位置に移動する。

10

【 0 4 0 3 】

実施例 1 6 - 外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動可能である、実施例 1 1、1 2、1 3、又は 1 4 に記載の方法。方法は、発射部材の上側部分に上側軸方向駆動運動を加えること及び発射部材の下側部分に下側軸方向駆動運動を加えることの前、第 2 のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む。

【 0 4 0 4 】

実施例 1 7 - 方法は、関節継手にまたがり、かつ外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節運動制御部材に関節運動を加えて、外科用エンドエフェクタを、シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、実施例 1 1、1 2、1 3、1 4、1 5、又は 1 6 に記載の方法。

20

【 0 4 0 5 】

実施例 1 8 - 閉鎖運動を加えることは、関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、第 2 のジョーを閉鎖位置から開放位置に移動させることを含む、実施例 1 7 に記載の方法。

【 0 4 0 6 】

実施例 1 9 - 変換することは、緩くつながれた発射構成要素のシリーズの緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に駆動係合することと、緩くつながれた発射構成要素のうちの隣接する 1 つが回転駆動部材を係合解除するのにつれて、緩くつながれた発射構成要素のうちの隣接する 1 つとともに、各緩くつながれた発射構成要素を連続的にラッチし、そのため、ラッチされた発射構成要素が発射構成要素の剛性シリーズを形成することと、を含む、実施例 1 1、1 2、1 3、1 4、1 5、1 6、1 7 又は 1 8 に記載の方法。

30

【 0 4 0 7 】

実施例 2 0 - 緩くつながれた発射構成要素のシリーズの緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に駆動係合することは、発射部材が終了位置に到達するまで回転駆動部材を第 1 の回転方向に回転させることを更に含む、実施例 1 9 に記載の方法。方法は、発射部材が終了位置に到達した後に回転駆動部材を第 2 の回転方向に回転させて、発射部材を終了位置から始動位置に駆動することを更に含む。

【 0 4 0 8 】

実施例セット第 9

40

実施例 1 - シャフトアセンブリを備える外科用器具であって、シャフトアセンブリは、シャフト軸を規定し、関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。関節継手は、シャフトアセンブリに連結され、かつ近位頂部を規定する近位面を備える、近位継手部材を備える。関節継手は、外科用エンドエフェクタに連結され、かつ遠位頂部を規定する遠位面を備える、遠位継手部材を更に備える。リンケージアセンブリは、遠位頂部との転がり相互係合において近位頂部を保持するように構成されている。リンケージアセンブリは、シャフト軸を横断する第 1 の近位枢動軸と、第 1 の枢動軸及びシャフト軸を横断する第 2 の近位枢動軸との周りで近位継手部材に対して枢動進行するように近位継手部材に連結された第 1 のリンクを備える。第 1 のリンクは、シャフト軸を横断する第 1 の遠位枢動軸と、シャフト軸及び第 1 の遠位枢動軸を横

50

断する第 2 の遠位枢動軸との周りで遠位継手部材に対して枢動進行するように遠位継手部材に更に連結される。リンケージアセンブリは、第 1 の近位枢動軸及び第 2 の近位枢動軸の周りで近位継手部材に対して枢動進行するように近位継手部材に連結された第 2 のリンクを更に備える。第 2 のリンクは、第 1 の遠位枢動軸及び第 2 の遠位枢動軸の周りで遠位継手部材に対して枢動進行するように遠位継手部材に更に連結される。

【 0 4 0 9 】

実施例 2 - 第 1 のリンクは、第 2 のリンクに取り付けられている、実施例 1 に記載の外科用器具。

【 0 4 1 0 】

実施例 3 - 第 1 のリンクは、第 1 のリンクと第 2 のリンクとの間に延在する環状リングによって第 2 のリンクに取り付けられている、実施例 2 に記載の外科用器具。 10

【 0 4 1 1 】

実施例 4 - 近位継手部材は、近位外径を備え、遠位継手部材は、近位外径に等しい遠位外径を備える、実施例 3 に記載の外科用器具。環状リングは、近位外径及び遠位外径以下である、リング外径を備える。

【 0 4 1 2 】

実施例 5 - 第 1 の近位枢動軸及び第 2 の近位枢動軸を規定する、近位クロスピンアセンブリを更に備える、実施例 1、2、3、又は 4 に記載の外科用器具。外科用器具は、第 1 の遠位枢動軸及び第 2 の遠位枢動軸を規定する、遠位クロスピンアセンブリを更に備える。 20

【 0 4 1 3 】

実施例 6 - 近位クロスピンアセンブリは、第 1 の近位クロスピン及び第 2 の近位クロスピンを備える、実施例 5 に記載の外科用器具。第 2 の近位クロスピンは、第 2 の近位クロスピンに対する第 1 の近位クロスピンの回転を容易にするために、第 1 の近位クロスピン上に回転可能に軸支される。遠位クロスピンアセンブリは、第 1 の遠位クロスピン及び第 2 の遠位クロスピンを備える。第 2 の遠位クロスピンは、第 2 の遠位クロスピンに対する第 1 の遠位クロスピンの回転を容易にするために、第 1 の遠位クロスピン上に回転可能に軸支される。

【 0 4 1 4 】

実施例 7 - 第 1 のリンクは、第 1 の近位クロスピン及び第 1 の遠位クロスピンに取り外し可能に連結されている、実施例 6 に記載の外科用器具。第 2 のリンクは、第 1 の近位クロスピン及び第 1 の遠位クロスピンに取り外し可能に連結される。 30

【 0 4 1 5 】

実施例 8 - 近位頂部は、複数の近位係合特徴部を備え、遠位頂部は、近位係合特徴部と転がり係合している複数の遠位係合特徴部を備える、実施例 1、2、3、4、5、6、又は 7 に記載の外科用器具。

【 0 4 1 6 】

実施例 9 - 複数の近位係合特徴部は、複数の半径方向に突出するフィン部材を備え、遠位係合特徴部は、複数の半径方向に突出するフィン部材の間に離隔された複数の半径方向凹部を備える、実施例 8 に記載の外科用器具。 40

【 0 4 1 7 】

実施例 10 - 近位継手部材及び遠位継手部材を通して延在する、複数の可撓性関節運動アクチュエータを更に備える、実施例 1、2、3、4、5、6、7、8、又は 9 に記載の外科用器具。各可撓性関節運動部材は、外科用エンドエフェクタに連結され、かつ外科用エンドエフェクタに関節運動を加えるように構成されている。

【 0 4 1 8 】

実施例 11 - 外科用器具は、シャフト軸を規定し、かつ関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタ軸を規定する外科用エンドエフェクタを有する、シャフトアセンブリを備える。関節継手は、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列する非関節運動位置と、エンドエフェクタ軸がシャフト軸と軸方向に整列してい 50

ない関節運動位置との間で、シャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの関節運動を容易にするように構成されている。関節継手は、シャフトアセンブリに連結された近位継手部材と、外科用エンドエフェクタに連結された遠位継手部材と、を備える。関節継手は、シャフト軸を横断する第1の近位枢動軸と、第1の近位枢動軸及びシャフト軸を横断する第2の近位枢動軸との周りで近位継手部材に対して枢動進行するように近位継手部材に連結された近位端部を備える、中央リンク部材を更に備える。中央リンクは、シャフト軸を横断する第1の遠位枢動軸と、第1の遠位枢動軸及びシャフト軸を横断する第2の遠位枢動軸との周りで遠位継手部材に対して枢動進行するように遠位継手部材に連結された遠位端部を更に備える。

【0419】

実施例12 - 中央リンク部材の近位端部は、第1の近位枢動軸及び第2の近位枢動軸を規定する近位クロスピンアセンブリによって近位継手部材に連結されている、実施例11に記載の外科用器具。中央リンク部材の遠位端部は、第1の遠位枢動軸及び第2の遠位枢動軸を規定する遠位クロスピンアセンブリによって遠位継手部材に連結される。

【0420】

実施例13 - 中央リンク部材の近位端部は、近位継手部材内の近位ソケット内に回転可能に保持される近位球状部材を備え、中央リンク部材の遠位端部は、遠位継手部材内の遠位ソケット内に回転可能に保持される遠位球状部材を備える、実施例11又は12に記載の外科用器具。

【0421】

実施例14 - 近位クロスピンアセンブリは、第1の近位クロスピン及び第2の近位クロスピンを備える、実施例12又は13に記載の外科用器具。第2の近位クロスピンは、第2の近位クロスピンに対する第1の近位クロスピンの回転を容易にするために、第1の近位クロスピン上に回転可能に軸支される。遠位クロスピンアセンブリは、第1の遠位クロスピン及び第2の遠位クロスピンを備える。第2の遠位クロスピンは、第2の遠位クロスピンに対する第1の遠位クロスピンの回転を容易にするために、第1の遠位クロスピン上に回転可能に軸支される。

【0422】

実施例15 - 第1の近位クロスピンは、近位継手部材内に回転可能に支持され、第2の近位クロスピンは、近位球状部材内に回転可能に支持されている、実施例14に記載の外科用器具。第1の遠位クロスピンは、遠位継手部材内に回転可能に支持され、第2の遠位クロスピンは、遠位球状部材内に回転可能に支持される。

【0423】

実施例16 - 近位継手部材及び遠位継手部材を通して延在する、複数の可撓性関節運動アクチュエータを更に備える、実施例11、12、13、14又は15に記載の外科用器具。各可撓性関節運動部材は、外科用エンドエフェクタに連結され、かつ外科用エンドエフェクタに関節運動を加えるように構成されている。

【0424】

実施例17 - 中央リンク部材は、近位球状部材及び遠位球状部材に連結され、かつそれらの間に延在する中央リンク部分を備える、実施例11、12、13、14、15、又は16に記載の外科用器具。

【0425】

実施例18 - 中央リンク部材を取り囲み、かつ近位継手部材及び遠位継手部材に連結された、可撓性継手支持体を更に備える、実施例17に記載の外科用器具。

【0426】

実施例19 - 可撓性継手支持体は、近位継手部材及び遠位継手部材に連結された、第1の可撓性部材を備える、実施例18に記載の外科用器具。第2の可撓性部材は、近位継手部材及び遠位継手部材に連結される。第3の可撓性部材は、近位継手部材及び遠位継手部材に連結され、第4の可撓性部材は、近位継手部材及び遠位継手部材に連結される。

【0427】

10

20

30

40

50

実施例 20 - 第 1 の可撓性部材、第 2 の可撓性部材、第 3 の可撓性部材、及び第 4 の可撓性部材の各々は、中央リンク部材の中央部分を通過する、実施例 19 に記載の外科用器具。

【 0 4 2 8 】

実施例セット第 10

実施例 1 - 複数の関節運動平面における細長いシャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成された関節継手によって外科用エンドエフェクタに連結された、細長いシャフトアセンブリを備える、外科用器具。発射部材は、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。発射システムは、始動位置と終了位置との間で発射部材を選択的に移動させるように構成されている。発射システムは、上側近位端部及び上側遠位端部を有する可撓性上側中空部材を備える、上側可撓性発射アセンブリを備える。上側近位端部は、細長いシャフトアセンブリ内に支持されており、可撓性上側中空部材は、関節継手にまたがり、上側遠位端部は、外科用エンドエフェクタに固定されている。可撓性発射アセンブリは、軸方向駆動運動源と動作可能に連係する上側駆動部材近位端部を有する、可撓性上側駆動部材を更に備える。可撓性上側駆動部材は、可撓性上側中空部材内部での軸方向移動のために可撓性上側中空部材内に摺動可能に拘束されている。可撓性上側駆動部材は、関節継手にまたがり、発射部材の上側部分と動作可能に連係して、発射部材に上側軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる上側駆動部材遠位端部を更に備える。発射システムは、下側近位端部及び下側遠位端部を有する可撓性下側中空部材を備える、下側可撓性発射アセンブリを更に備える。下側近位端部は、細長いシャフトアセンブリ内に支持されており、可撓性下側中空部材は、関節継手にまたがり、下側遠位端部は、外科用エンドエフェクタに固定されている。下側可撓性発射アセンブリは、軸方向駆動運動源と動作可能に連係する下側駆動部材近位端部を有する、可撓性下側駆動部材を更に備える。可撓性下側駆動部材は、可撓性下側中空部材内部での軸方向移動のために可撓性下側中空部材内に摺動可能に拘束され、関節継手にまたがり、下側駆動部材遠位端部を更に備え、下側駆動部材遠位端部は、発射部材の下側部分と動作可能に連係して、発射部材に下側軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる。

10

20

【 0 4 2 9 】

実施例 2 - 可撓性上側駆動部材は、上側中空コイル状部材を含み、可撓性下側駆動部材は、下側中空コイル状部材を含む、実施例 1 に記載の外科用器具。

30

【 0 4 3 0 】

実施例 3 - 可撓性上側中空部材は、内部を通過して可撓性上側駆動部材を摺動可能に支持するための、関節継手にまたがる上側経路を形成する、実施例 1 又は 2 に記載の外科用器具。可撓性下側中空部材は、内部を通過して可撓性下側駆動部材を摺動可能に支持するための、関節継手にまたがる下側経路を形成する。外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、上側経路及び下側経路は互いに対して平行であり、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動しているときに、上側経路及び下側経路は互いに対して同心である。

40

【 0 4 3 1 】

実施例 4 - 可撓性上側中空部材の上側近位端部及び可撓性下側中空部材の下側近位端部は、細長いシャフトアセンブリによって動作可能に支持された遠位差動アセンブリに連結されている、実施例 1、2、又は 3 に記載の外科用器具。遠位差動アセンブリは、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動しているときに、可撓性上側中空部材及び可撓性下側中空部材がそれぞれ反対の軸方向に移動することを可能にするように構成されている。

【 0 4 3 2 】

実施例 5 - 遠位差動アセンブリは、2つの軸方向で軸方向に進行するように支持された上側遠位ギアラックを備え、上側遠位ギアラックは、可撓性上側中空部材の近位端部に連

50

結されている、実施例 4 に記載の外科用器具。遠位差動アセンブリは、2つの軸方向で軸方向に進行するように支持された下側遠位ギアラックを更に備え、下側遠位ギアラックは、可撓性下側中空部材の近位端部に連結されている。遠位ピニオンギアは、上側遠位ラック及び下側遠位ギアラックに噛合係合して回転可能に支持されている。

【0433】

実施例 6 - 軸方向駆動運動源は、関節継手の近位に支持されており、可撓性上側駆動部材及び可撓性下側駆動部材と動作可能に連係する、近位差動駆動アセンブリを備え、そのため、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側駆動部材及び可撓性下側駆動部材を同じ軸方向に等しい軸方向距離だけ駆動して、上側軸方向駆動運動及び上側軸方向駆動運動に等しい下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように構成されている、実施例 4 又は 5 に記載の外科用器具。外科用エンドエフェクタが関節運動位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側駆動部材及び可撓性下側駆動部材がそれぞれ反対の軸方向に等しい距離だけ移動するとともに、上側軸方向駆動運動及び上側軸方向駆動運動に等しい下側軸方向駆動運動を発射部材に加えることを許容するように構成されている。

10

【0434】

実施例 7 - 近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側駆動部材と動作可能に連係する上側近位ギアラックと、可撓性下側駆動部材と動作可能に連係する下側近位ギアラックと、を備える、実施例 6 に記載の外科用器具。キャリアは、上側近位ギアラック及び下側近位ギアラックに対して軸方向に移動するように支持されている。キャリアは、上側近位ギアラック及び下側近位ギアラックに噛合係合している回転可能な近位ピニオンギアを備える。

20

【0435】

実施例 8 - キャリアは、モータ駆動の駆動ギアに噛合係合するキャリアラックを更に備える、実施例 7 に記載の外科用器具。

【0436】

実施例 9 - 可撓性上側駆動部材は上側プッシュコイルを含み、可撓性下側駆動部材は下側プッシュコイルを含む、実施例 1、2、3、4、5、6、7、又は 8 に記載の外科用器具。

【0437】

実施例 10 - 可撓性上側駆動部材は、上側プッシュコイルを通して延在し、発射部材の上部部分に連結された上側ケーブル遠位端部、及び上側近位ギアラックに連結された上側ケーブル近位端部を備える、上側プッシュコイルケーブルを更に備える、実施例 9 に記載の外科用器具。可撓性下側駆動部材は、下側プッシュコイルを通して延在し、発射部材の下部部分に連結された下側ケーブル遠位端部、及び下側近位ギアラックに連結された下側ケーブル近位端部を備える、下側プッシュコイルケーブルを更に備える。

30

【0438】

実施例 11 - 細長いシャフトアセンブリによって支持され、上側遠位ギアラックから近位に延在する、上側支持ビームを更に備える、実施例 10 に記載の外科用器具。上側支持ビームは、遠位上側ギアラックから近位上側ギアラックまで延在する上側プッシュコイルの一部分を摺動可能に拘束するように構成された上側軸方向通路を内部に規定する。外科用器具は、細長いシャフトアセンブリによって支持され、下側遠位ギアラックから近位に延在する、下側支持ビームを更に備える。下側支持ビームは、遠位ギアラックから近位ギアラックまで延在する下側プッシュコイルの一部分を摺動可能に拘束するように構成された下側軸方向通路を内部に規定する。

40

【0439】

実施例 12 - 上側プッシュコイルは、上側可撓性スリーブ内に受容され、下側プッシュコイルは、下側可撓性スリーブ内に受容されている、実施例 9、10、又は 11 に記載の外科用器具。

【0440】

実施例 13 - 関節継手は、細長いシャフトアセンブリに取り付けられた近位継手部材と

50

、外科用エンドエフェクタに取り付けられた遠位継手部材と、を備える、実施例 1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、11、又は12に記載の外科用器具。リンケージアセンブリは、近位継手部材を遠位継手部材に枢動可能に連結する。

【0441】

実施例 14 - 細長いシャフトアセンブリ及び近位継手部材を通して延在し、遠位関節継手部材に取り付けられた複数の可撓性関節運動アクチュエータを更に備える、実施例 13に記載の外科用器具。

【0442】

実施例 15 - 複数の関節運動平面における細長いシャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを有する、細長いシャフトアセンブリを備える、外科用器具。発射部材は、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。発射システムは、始動位置と終了位置との間で発射部材を選択的に移動させるように構成されている。発射システムは、上側近位端部及び上側遠位端部を備える可撓性上側中空部材を備える、上側可撓性発射アセンブリを備える。上側近位端部は、2つの方向で軸方向に進行するように細長いシャフトアセンブリ内に支持されている。可撓性上側中空部材は、関節継手にまたがり、上側遠位端部は、外科用エンドエフェクタに固定されている。上側可撓性発射アセンブリは、軸方向駆動運動源と動作可能に連係する可撓性上側プッシュコイルを更に備える。可撓性上側プッシュコイルは、可撓性上側中空部材内部での軸方向移動のために可撓性上側中空部材内に摺動可能に拘束されている。可撓性上側プッシュコイルは、可撓性上側中空部材の内側で関節継手にまたがり、発射部材の上側部分と動作可能に連係して、発射部材に上側軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる。発射システムは、下側近位端部及び下側遠位端部を備える可撓性下側中空部材を含む、下側可撓性発射アセンブリを更に備える。下側近位端部は、2つの軸方向で軸方向に進行するように細長いシャフトアセンブリ内に支持されている。可撓性下側中空部材は、関節継手にまたがり、下側遠位端部は、外科用エンドエフェクタに固定されている。可撓性上側中空部材の上側近位端部及び可撓性中空下側部材の下側近位端部は、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動したときに、それぞれ反対の軸方向に互いに対して等しい距離だけ移動するように構成されている。下側可撓性発射アセンブリは、軸方向駆動運動源と動作可能に連係する可撓性下側プッシュコイルを更に備える。可撓性下側プッシュコイルは、可撓性下側中空部材内部での軸方向移動のために可撓性下側中空部材内に摺動可能に拘束されている。可撓性下側プッシュコイルは、可撓性下側中空部材の内側で関節継手にまたがり、発射部材の下側部分と動作可能に連係して、発射部材に下側軸方向駆動運動を加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる。

【0443】

実施例 16 - 軸方向駆動運動源は、関節継手の近位に支持されており、可撓性上側プッシュコイル及び可撓性下側プッシュコイルと動作可能に連係する、近位差動駆動アセンブリを備え、そのため、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側プッシュコイル及び可撓性下側プッシュコイルを同じ軸方向に等しい軸方向距離だけ駆動して、上側軸方向駆動運動及び上側軸方向駆動運動に等しい下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように構成されている、実施例 15に記載の外科用器具。外科用エンドエフェクタが関節運動位置にあるときに、近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側プッシュコイル及び可撓性下側プッシュコイルがそれぞれ反対の軸方向に等しく移動するとともに、上側軸方向駆動運動及び上側軸方向駆動運動に等しい下側軸方向駆動運動を発射部材に加えることを許容するように構成されている。

【0444】

実施例 17 - 近位差動駆動アセンブリは、可撓性上側プッシュコイルと動作可能に連係する上側近位ギアラックと、可撓性下側プッシュコイルと動作可能に連係する下側近位ギアラックと、を備える、実施例 16に記載の外科用器具。キャリアは、上側近位ギアラック

10

20

30

40

50

ク及び下側近位ギアラックに対して軸方向に移動するように支持されている。キャリアは、上側近位ギアラック及び下側近位ギアラックに噛合係合する回転可能な近位ピニオンギアを備える。

【0445】

実施例18 - キャリアは、モータ駆動の駆動ギアに噛合係合するキャリアラックを更に備える、実施例17に記載の外科用器具。

【0446】

実施例19 - 可撓性上側プッシュコイルは、可撓性上側プッシュコイルを通して延在し、発射部材の上部部分に連結された上側ケーブル遠位端部、及び上側近位ギアラックに連結された上側ケーブル近位端部を備える、上側プッシュコイルケーブルを更に備える、実施例15、16、17、又は18に記載の外科用器具。可撓性下側プッシュケーブルは、下側プッシュコイルを通して延在し、発射部材の下部部分に連結された下側ケーブル遠位端部、及び下側近位ギアラックに連結された下側ケーブル近位端部を備える、下側プッシュコイルケーブルを更に備える。

10

【0447】

実施例20 - 上側プッシュコイルは、上側可撓性スリーブ内に受容され、下側プッシュコイルは、下側可撓性スリーブ内に受容されている、実施例15、16、17、18、又は19に記載の外科用器具。

【0448】

実施例セット第11

20

実施例1 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。定速駆動シャフトアセンブリは、関節継手にまたがり、かつ外科用エンドエフェクタの一部分に回転運動を加えるように構成されている。定速駆動軸アセンブリは、移動可能な駆動継手のシリーズを備える。各移動可能な駆動継手は、複数の平面内で互いに対して移動することができる。移動可能な外骨格は、関節継手にまたがり、かつ移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズを備える。各環状リブ部材は、第1の端部及び第2の端部を備える。1つの環状リブ部材の第1の端部は、隣接する環状リブ部材の第2の端部と移動可能に連係して、それらの間の複数の方向への相対移動を容易にするように構成されている。各環状リブ部材は、中央開口部を備え、その結果、各環状リブ部材の中央開口部が協働して、移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズを通る通路を形成し、それを通して定速駆動シャフトアセンブリを受容する。

30

【0449】

実施例2 - 移動可能な駆動継手のシリーズを移動可能に支持するように構成された可撓性駆動部カバーを更に備える、実施例1に記載の外科用器具。可撓性駆動部カバーは、移動可能な駆動継手のシリーズ内の各移動可能な駆動継手を互いに移動可能な係合状態に維持するように構成されており、かつ移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズ内の通路を通過するようにサイズ決定される。

【0450】

40

実施例3 - 可撓性駆動部カバーは、熱収縮チューブを備える、実施例2に記載の外科用器具。

【0451】

実施例4 - 可撓性駆動部カバーは、コイル状部材を備える、実施例2に記載の外科用器具。

【0452】

実施例5 - 可撓性駆動部カバーは、その中にオフセットスリットのシリーズを備えるチューブを備える、実施例2に記載の外科用器具。

【0453】

実施例6 - 各移動可能な駆動継手は、ソケットキャビティを含む、第1の球体部分を備

50

える、実施例 1、2、3、4、又は 5 に記載の外科用器具。第 2 の球体部分は、移動可能な駆動継手のシリーズ内の隣接する移動可能な駆動継手の第 1 の球体部分内のソケットキャビティ内に回転可能に受容されるようにサイズ決定される。一对の直径方向に対向するピンは、第 2 の球体部分から突出している。各ピンは、隣接する駆動継手の第 1 の球体部分内の対応するピンスロット内に移動可能に受容されるように構成されており、かつその中で回転し、軸方向に移動するように構成されている。

【0454】

実施例 7 - 回転駆動運動を定速駆動シャフトアセンブリに加えるように構成された、近位回転駆動シャフトを更に備える、実施例 1、2、3、4、5、又は 6 に記載の外科用器具。

10

【0455】

実施例 8 - 近位回転駆動シャフトと動作可能に連係するように構成された近位取付部分を備える、近位取付シャフトを更に備える、実施例 7 に記載の外科用器具。取付シャフトソケット部分は、最近位の移動可能な駆動継手の第 2 の球体部分をその中に回転可能に受容するように構成されている。

【0456】

実施例 9 - 移動可能な最遠位の駆動継手と動作可能に連係するように構成された、遠位駆動シャフトを更に備える、実施例 1、2、3、4、5、6、7、又は 8 に記載の外科用器具。

【0457】

実施例 10 - 外科用エンドエフェクタ内において始動位置と終了位置との間で軸方向に進行するように支持された発射部材を更に備える、実施例 9 に記載の外科用器具。上側可撓性スパインアセンブリは、発射部材の上部部分に取り付けられる。下側可撓性スパインアセンブリは、発射部材の下部部分に取り付けられる。遠位駆動シャフトは、上側可撓性スパインアセンブリ及び下側可撓性スパインアセンブリに回転駆動運動を加えるように構成されている。

20

【0458】

実施例 11 - 各環状リブ部材は、上側可撓性スパインアセンブリの通過に適応するように構成された上側スパイン通路を備える、実施例 10 に記載の外科用器具。下側スパイン通路は、下側可撓性スパインアセンブリの通過に適応するように構成されている。

30

【0459】

実施例 12 - 関節継手にまたがり、かつ関節運動を外科用エンドエフェクタに加えるように構成された、複数の可撓性関節運動動作部材を更に備える、実施例 1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、又は 11 に記載の外科用器具。各環状リブ部材は、各可撓性関節運動動作部材に対応する関節運動通路をその中に備え、それを通る移動可能な通過を可能にする。

【0460】

実施例 13 - 外科用器具のための移動可能な外骨格アセンブリ。移動可能な外骨格アセンブリは、外科用器具の関節継手にまたがるように構成されている、移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズを備える。各移動可能に連係する環状リブ部材は、カップ状端部及びドーム状端部を備える。1つの移動可能に連係する環状リブ部材のカップ状端部は、隣接する移動可能に連係する環状リブ部材のドーム状端部と移動可能に連係して、それらの間の複数の方向への相対移動を容易にするように構成されている。各移動可能に連係する環状リブ部材は、中央開口部を備え、その結果、各連係する環状リブ部材の中央開口部が協働して、移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズを通る通路を形成し、駆動構成要素がそこを通ることを可能にする。

40

【0461】

実施例 14 - 通路内に受容され、かつそれを通して駆動構成要素を動作可能に支持するように構成されている、可撓性中空支持部材を更に備える、実施例 13 に記載の移動可能な外骨格アセンブリ。

50

【 0 4 6 2 】

実施例 1 5 - 可撓性中空支持部材は、熱収縮チューブを備える、実施例 1 4 に記載の移動可能な外骨格アセンブリ。

【 0 4 6 3 】

実施例 1 6 - 可撓性中空支持部材は、熱収縮チューブを備える、実施例 1 4 に記載の移動可能な外骨格アセンブリ。

【 0 4 6 4 】

実施例 1 7 - 可撓性カバーは、その中にオフセットスリットのシリーズを備えるチューブを備える、実施例 1 4 に記載の移動可能な外骨格アセンブリ。

【 0 4 6 5 】

実施例 1 8 - 細長いシャフトを備える外科用器具であって、細長いシャフトは、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって細長いシャフトに連結された外科用エンドエフェクタを有する、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、開放位置と閉鎖位置との間で第 1 のジョーに対して移動するように構成されている第 2 のジョーと、を備える。発射部材は、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。外科用器具は、発射部材の上部部分に取り付けられた上側可撓性スパインアセンブリを更に備える。下側可撓性スパインアセンブリは、発射部材の下部部分に取り付けられる。回転駆動部は、始動位置と終了位置との間で発射部材を移動させるように構成されている。移動可能な外骨格は、関節継手にまたがり、かつ移動可能に連係する環状リブ部材のシリーズを備える。各環状リブ部材は、近位端部及び遠位端部を備える。環状リブ部材のうちの 1 つの近位端部は、隣接する環状リブ部材の遠位端部と移動可能に連係して、それらの間の複数の方向への相対移動を容易にするように構成されている。各環状リブ部材は、中央開口部を備える。各環状リブ部材の中央開口部は協働して、環状リブ部材のシリーズを通る通路を形成し、その通路を通して回転駆動部の一部分を受容する。

【 0 4 6 6 】

実施例 1 9 - 各環状リブ部材は、近位のカップ状端部及び遠位のドーム状端部を備える、実施例 1 8 に記載の外科用器具。1 つの環状リブ部材の近位のカップ状端部は、隣接する環状リブ部材の遠位のドーム状端部と移動可能に連係して、それらの間の複数の方向への相対移動を容易にするように構成されている。

【 0 4 6 7 】

実施例 2 0 - 通路内に受容された可撓性中空支持部材を更に備え、回転駆動部の部分が通路を通ることを可能にするように構成されている、実施例 1 8 又は 1 9 に記載の外科用器具。

【 0 4 6 8 】

実施例セット第 1 2

実施例 1 - 外科用エンドエフェクタを備える外科用器具であって、外科用エンドエフェクタは、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持された発射部材を備える、外科用器具。外科用器具は、細長いシャフトに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によって外科用エンドエフェクタに連結された細長いシャフトを更に備える。関節継手は、関節継手を通る上側経路及び下側経路を確立するように構成されている。外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、上側経路及び下側経路は互いに対して平行であり、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動しているときに、上側経路及び下側経路は互いに対して同心である。外科用器具は、始動位置と終了位置との間で発射部材を選択的に移動させるように構成された発射システムを更に備える。発射システムは、上側経路を通過して摺動可能に延在し、発射部材の上部部分と動作可能に連係する上側可撓性発射アセンブリを備える。下側可撓性発射アセンブリは、下側経路を通過して摺動可能に延在し、発射部材の下部部分と動作可能に連係する。発射システムは

10

20

30

40

50

、差動駆動アセンブリであって、関節継手の近位に支持されており、上側発射アセンブリ及び下側発射アセンブリと動作可能に連係し、そのため、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、差動駆動アセンブリは、上側可撓性発射アセンブリ及び下側可撓性発射アセンブリを同じ軸方向に等しい軸方向距離だけ駆動して、互いに等しい上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材に加えるように構成されている、差動駆動アセンブリを更に備える。外科用エンドエフェクタが関節運動位置にあるときに、差動駆動アセンブリは、上側発射アセンブリ及び下側発射アセンブリが、等しいが、それぞれ反対の軸方向に移動するとともに、上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を発射部材に加えることを許容するように構成されている。

【0469】

10

実施例2 - 差動駆動アセンブリは、上側可撓性発射アセンブリ及び下側可撓性発射アセンブリと動作可能に連係する軸方向に移動可能なキャリアアセンブリを備え、そのため、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して非関節運動位置にあるときに、軸方向に移動可能なキャリアアセンブリは、同じ軸方向において等しい量の軸方向制御運動を上側可撓性発射アセンブリ及び下側可撓性発射アセンブリに同時に加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる、実施例1に記載の外科用器具。外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動位置にあるときに、軸方向に移動可能なキャリアアセンブリは、同じ軸方向において他の等しい量の軸方向制御運動を上側可撓性発射アセンブリ及び下側可撓性発射アセンブリに加えて、発射部材を始動位置から終了位置に移動させる。

20

【0470】

実施例3 - 上側発射アセンブリの近位端部分は、第1のギアラックを備え、下側発射アセンブリの近位端部分は、第2のギアラックを備える、実施例2に記載の外科用器具。軸方向に移動可能なキャリアアセンブリは、第1のギアラック及び第2のギアラックに対して軸方向に進行するように支持された軸方向に移動可能なキャリア部材を備え、かつ第1のギアラック及び第2のギアラックに噛合係合する回転可能なピニオンギアを備える。

【0471】

実施例4 - 軸方向に移動可能なキャリア部材は、モータ駆動の駆動ギアに噛合係合するキャリアラックを含む、実施例3に記載の外科用器具。

【0472】

30

実施例5 - 上側可撓性発射アセンブリは、上側コイル遠位端部及び上側コイル近位端部を備える、上側可撓性コイル部材を更に備える、実施例4に記載の外科用器具。上側コイル遠位端部は、発射部材の上部部分と動作可能に連係し、上側コイル近位端部は、上側ギアラックに連結されている。下側可撓性発射アセンブリは、下側コイル遠位端部及び下側コイル近位端部を備える、下側可撓性コイル部材を更に備える。下側コイル遠位端部は、発射部材の下部部分と動作可能に連係し、下側コイル近位端部は、下側ギアラックに連結されている。

【0473】

実施例6 - 上側可撓性コイル部材を通して延在し、上側ケーブル遠位端部及び上側ケーブル近位端部を備える、上側ケーブルを更に備える、実施例5に記載の外科用器具。上側ケーブル遠位端部は、発射部材の上部部分に連結され、上側ケーブル近位端部は、関節運動源と動作可能に連係する。外科用器具は、下側可撓性コイル部材を通して延在し、下側ケーブル遠位端部及び下側ケーブル近位端部を備える、下側ケーブルを更に備える。下側ケーブル遠位端部は、発射部材の下部部分に連結されている。下側ケーブル近位端部は、関節運動源と動作可能に連係する。

40

【0474】

実施例7 - 関節継手は、移動可能に連係する環状ディスク部材のシリーズを備える、実施例1、2、3、4、5、又は6に記載の外科用器具。各環状ディスク部材は、第1の面及び第2の面を備える。1つの環状ディスク部材の第1の面は、隣接する環状ディスク部材の第2の面と移動可能に連係して、第1の面と第2の面との間の複数の方向への相対移

50

動を容易にするように構成されている。各環状ディスク部材は、内部を通過して延在する上側開口部を有し、そのため、移動可能に連係する環状ディスク部材のシリーズ内の各環状ディスク部材の上側開口部は、協働して、内部を通過して上側可撓性発射アセンブリを受容するための上側経路を形成する。各環状ディスク部材は、内部を通過して延在する下側開口部を更に有し、そのため、移動可能に連係する環状ディスク部材のシリーズ内の各環状ディスク部材の下側開口部は、協働して、内部を通過して下側可撓性発射アセンブリを受容するための下側経路を形成する。

【0475】

実施例8 - 各環状ディスク部材の第1の面は、中心に配設された球状特徴部を備える、実施例7に記載の外科用器具。各環状ディスク部材の第2の面は、中心に配設された球状ソケットを備え、中心に配設された球状ソケットは、隣接する環状ディスク部材の中心に配設された球状特徴部を内部に移動可能に受容するように構成されている。

10

【0476】

実施例9 - 隣接する環状ディスク部材の中心に配設された球状ソケット内の中心に配設された球状特徴部の枢動進行を、所定の枢動進行範囲に制限するための手段を更に備える、実施例8に記載の外科用器具。

【0477】

実施例10 - 各環状ディスク部材の間に弾性スペーサ部材を更に備える、実施例7、8、又は9に記載の外科用器具。

【0478】

実施例11 - 外科用エンドエフェクタは、第1のジョーと、開放位置と閉鎖位置との間で第1のジョーに対して移動可能に進行するように支持された第2のジョーと、を備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、又は10に記載の外科用器具。

20

【0479】

実施例12 - 外科用エンドエフェクタに関節運動を加えて、外科用エンドエフェクタを細長いシャフトアセンブリに対して関節運動させるように構成された複数の作動ケーブルを更に備える、実施例1、2、3、4、5、6、7、8、9、10、又は11に記載の外科用器具。

【0480】

実施例13 - 複数の作動ケーブルは、外科用エンドエフェクタに開放運動を加えて、第2のジョーを開放位置と閉鎖位置との間で移動させるように構成されている、実施例12に記載の外科用器具。

30

【0481】

実施例14 - 外科用ステーブルカートリッジを内部に動作可能に支持するように構成されたチャンネルを備える外科用エンドエフェクタを備える、外科用器具。外科用エンドエフェクタは、チャンネル内に支持された外科用ステーブルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間で移動するために、チャンネル上で枢動可能に支持されたアンビルを更に備える。組織切断部材は、始動位置と終了位置との間で、外科用エンドエフェクタ内で軸方向に進行するように支持されている。外科用器具は、細長いシャフトアセンブリに対する外科用エンドエフェクタの選択的な関節運動を容易にするように構成されている関節継手によってチャンネルに連結された細長いシャフトアセンブリを更に備える。関節継手は、関節継手を通る上側経路及び下側経路を確立するように構成されている。外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、上側経路及び下側経路は互いに対して平行であり、外科用エンドエフェクタが細長いシャフトアセンブリに対して関節運動しているときに、上側経路及び下側経路は互いに同心である。発射システムは、始動位置と終了位置との間で組織切断部材を選択的に移動させるように構成されている。発射システムは、上側経路を通過して延在し、上側コイル近位端部及び上側コイル遠位端部を備える、上側可撓性コイル部材を備える。上側コイル遠位端部は、組織切断部材の上部部分に連結されている。発射システムは、下側経路を通過して延在し、下側コイル近位端部及び下側コイル遠位端部を備える、下側可撓性コイル部材を更に備える。下側コイル遠位端部は、組織切断部材の下

40

50

部部分に連結されている。差動駆動アセンブリは、関節継手の近位に支持されており、上側可撓性コイル部材及び下側可撓性コイル部材と動作可能に連係し、そのため、外科用エンドエフェクタが非関節運動位置にあるときに、差動駆動アセンブリは、上側可撓性コイル部材及び下側可撓性コイル部材を同じ軸方向に等しい軸方向距離だけ駆動して、互いに等しい上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を組織切断部材に加えるように構成されている。外科用エンドエフェクタが関節運動位置にあるときに、差動駆動アセンブリは、上側可撓性コイル部材アセンブリ及び下側可撓性コイル部材が、等しいが、それぞれ反対の軸方向に移動するとともに、上側軸方向駆動運動及び下側軸方向駆動運動を組織切断部材に加えることを許容するように構成されている。

【0482】

実施例15 - 差動駆動アセンブリと動作可能に連係する上側プッシュロッド近位端部、及び上側コイル近位端部と動作可能に連係する上側プッシュロッド遠位端部を有する、上側軸方向プッシュロッドを更に備える、実施例14に記載の外科用器具。上側プッシュコイルケーブルは、上側可撓性コイル部材を通して延在し、組織切断部材の上部部分に連結された上側ケーブル遠位端部、及び上側プッシュロッド遠位端部に連結された上側ケーブル近位端部を備える。外科用器具は、差動駆動アセンブリと動作可能に連係する下側プッシュロッド近位端部、及び下側コイル近位端部と動作可能に連係する下側プッシュロッド遠位端部を有する、下側軸方向プッシュロッドを更に備える。下側プッシュコイルケーブルは、下側可撓性コイル部材を通して延在し、組織切断部材の下部部分に連結された下側ケーブル遠位端部、及び下側プッシュロッド遠位端部に連結された下側ケーブル近位端部を備える。

【0483】

実施例16 - 上側可撓性コイル部材、及び上側軸方向プッシュロッドの一部分は、上側経路内に支持され、外科用エンドエフェクタ内に支持された上側チューブ部材遠位端部と、細長いシャフトアセンブリ内に固定された上側チューブ部材近位端部と、を備える、上側外チューブ部材内での軸方向移動のために拘束されている、実施例15に記載の外科用器具。下側可撓性コイル部材、及び下側軸方向プッシュロッドの一部分は、下側経路内に支持され、外科用エンドエフェクタ内に支持された下側チューブ部材遠位端部と、細長いシャフトアセンブリ内に固定された下側チューブ部材近位端部と、を備える、下側外チューブ部材内での軸方向移動のために拘束されている。

【0484】

実施例17 - 差動駆動アセンブリは、上側プッシュロッド近位端部に連結された上側ギアラックと、下側プッシュロッド近位端部に連結された下側ギアラックと、を備える、実施例15又は16に記載の外科用器具。キャリアは、上側ギアラック及び下側ギアラックに対して軸方向に移動するように支持されている。キャリアは、上側ギアラック及び下側ギアラックに噛合係合する回転可能なピニオンギアを備える。

【0485】

実施例18 - キャリアは、モータ駆動の駆動ギアに噛合係合するキャリアラックを更に備える、実施例17に記載の外科用器具。

【0486】

実施例19 - 外科用エンドエフェクタに作動運動を提供するように、細長いシャフトアセンブリ及び関節継手を通して延在する、複数の作動ケーブルを更に備える、実施例14、15、16、17、又は18に記載の外科用器具。

【0487】

実施例20 - 複数の作動ケーブルは、細長いシャフトアセンブリに対して関節運動するように外科用エンドエフェクタに関節運動を、かつアンビルに開閉運動を加えるように構成されている、実施例19に記載の外科用器具。

【0488】

本明細書の任意の態様で使用されるとき、「制御回路」という用語は、例えば、ハードワイヤード回路、プログラマブル回路（例えば、1つ又は2つ以上の個々の命令処理コア

10

20

30

40

50

を含むコンピュータプロセッサ、処理ユニット、プロセッサ、マイクロコントローラ、マイクロコントローラユニット、コントローラ、デジタル信号プロセッサ (digital signal processor、DSP)、プログラマブル論理装置 (programmable logic device、PLD)、プログラマブル論理アレイ (programmable logic array、PLA)、又はフィールドプログラマブルゲートアレイ (field programmable gate array、FPGA)、状態機械回路、プログラマブル回路によって実行される命令を記憶するファームウェア、及びこれらの任意の組み合わせを指すことができる。制御回路は、集合的に又は個別に、例えば、集積回路 (IC)、特定用途向け集積回路 (ASIC)、システムオンチップ (SOC)、デスクトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、タブレットコンピュータ、サーバ、スマートフォンなどの、より大きなシステムの一部を形成する回路として具現化され得る。したがって、本明細書で使用されるとき、「制御回路」は、少なくとも1つの個別の電気回路を有する電気回路、少なくとも1つの集積回路を有する電気回路、少なくとも1つの特定用途向け集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムによって構成された汎用コンピューティング装置 (例えば、本明細書で説明したプロセス及び/若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成された汎用コンピュータ、又は本明細書で説明したプロセス及び/若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムによって構成されたマイクロプロセッサ) を形成する電気回路、メモリ装置 (例えば、ランダムアクセスメモリの形態) を形成する電気回路及び/又は通信装置 (例えばモデム、通信スイッチ、又は光-電気設備) を形成する電気回路を含むが、これらに限定されない。当業者は、本明細書で述べた主題が、アナログ形式若しくはデジタル形式、又はこれらのいくつかの組み合わせで実装されてもよいことを認識するであろう。

【0489】

いくつかの形態が示され説明されてきたが、添付の特許請求の範囲をそのような詳細に制限又は限定することは、本出願人が意図するところではない。多くの修正、変形、変更、置換、組み合わせ及びこれらの形態の等価物を実装することができ、本開示の範囲から逸脱することなく当業者により想到されるであろう。更に、記述する形態に関連した各要素の構造は、その要素によって実施される機能を提供するための手段として代替的に説明することができる。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、組み合わせ、及び変形を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを意図としたものである点を理解されたい。添付の特許請求の範囲は、全てのそのような修正、変形、変更、置換、修正、及び等価物を網羅することを意図する。

【0490】

1つ又は2つ以上の構成要素が、本明細書中で、「ように構成される (configured to)」、「ように構成可能である (configurable to)」、「動作可能である/ように動作する (operable/operative to)」、「適合される/適合可能である (adapted/adaptable)」、「ことが可能である (able to)」、「準拠可能である/準拠する (conformable/conformed to)」などと言及され得る。当業者は、「ように構成される」は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、アクティブ状態の構成要素及び/又は非アクティブ状態の構成要素及び/又はスタンバイ状態の構成要素を包含し得ることを理解するであろう。

【0491】

当業者は、一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の特許請求の範囲 (例えば、添付の特許請求の範囲の本文) で使用される用語は、概して「オープンな」用語として意図されるものである (例えば、「含む (including)」という用語は、「~を含むが、それらに限定されない (including but not limited to)」と解釈されるべきであり、「有する (having)」という用語は「~を少なくとも有する (having at least)」と解釈されるべきであり、「含む (includes)」という用語は「~を含むが、それらに限定されない (includes but is not limited to)」と解釈されるべきであるなど) こ

とを理解するであろう。更に、導入された請求項記載 (introduced claim recitation) において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該請求項中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、後続の添付の特許請求の範囲は、「少なくとも1つの (at least one)」及び「1つ又は2つ以上の (one or more)」という導入句を、請求項記載を導入するために含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「an」という不定冠詞によって請求項記載を導入した場合に、たとえ同一の請求項内に「1つ又は2つ以上の」又は「少なくとも1つの」といった導入句及び「a」又は「an」という不定冠詞が含まれる場合であっても、かかる導入された請求項記載を含むいかなる特定の請求項も、かかる記載事項を1つのみ含む請求項に限定されると示唆されるものと解釈されるべきではない (例えば、「a」及び/又は「an」は通常、「少なくとも1つの」又は「1つ又は2つ以上の」を意味するものと解釈されるべきである)。定冠詞を使用して請求項記載を導入する場合にも、同様のことが当てはまる。

10

【0492】

加えて、導入された請求項記載において特定の数が明示されている場合であっても、かかる記載は、典型的には、少なくとも記載された数を意味するものと解釈されるべきであることが、当業者には認識されるであろう (例えば、他に修飾語のない、単なる「2つの記載事項」という記載がある場合、一般的に、少なくとも2つの記載事項、又は2つ又は3つ以上の記載事項を意味する)。更に、「A、B及びCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が使用される場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている (例えば、「A、B及びCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。「A、B又はCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている (例えば、「A、B、又はCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。更に、典型的には、2つ以上の選択的な用語を表すあらゆる選言的な語及び/又は句は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、明細書内であろうと、請求の範囲内であろうと、あるいは図面内であろうと、それら用語のうちの1つ、それらの用語のうちのいずれか、又はそれらの用語の両方を含む可能性を意図すると理解されるべきであることが、当業者には理解されよう。例えば、「A又はB」という句は、典型的には、「A」又は「B」又は「A及びB」の可能性を含むものと理解されよう。

20

30

【0493】

添付の特許請求の範囲に関して、当業者は、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施され得ることを理解するであろう。また、様々な動作のフロー図がシーケンスで示されているが、様々な動作は、示されたもの以外の順序で実施されてもよく、又は同時に実施されてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、重複、交互配置、割り込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆又は他の異なる順序付けを含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、又は他の過去時制の形容詞は、一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

40

【0494】

「一態様」、「態様」、「例示」、「一例示」などへの任意の参照は、その態様に関連して記載される特定の特徴部、構造又は特性が少なくとも1つの態様に含まれると意味することは特記に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる語句「一態様では」、「態様では」、「例示では」及び「一例示では」は、必ずしも全てが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の

50

態様において任意の好適な様態で組み合わせることができる。

【0495】

本明細書で参照され、かつ/又は任意の出願データシートに列挙される任意の特許出願、特許、非特許刊行物、又は他の開示資料は、組み込まれる資料が本明細書と矛盾しない範囲で、参照により本明細書に組み込まれる。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれると言及されているが、現行の定義、見解、又は本明細書に記載される他の開示内容と矛盾する任意の内容、又はそれらの部分は、組み込まれた内容と現行の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ、組み込まれるものとする。

10

【0496】

要約すると、本明細書に記載した構想を用いる結果として得られる多くの利益が記載されてきた。1つ又は2つ以上の形態の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されているものである。包括的であることも、開示された厳密な形態に限定することも意図されていない。上記の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。1つ又は2つ以上の形態は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、様々な形態を様々な修正例とともに、想到される特定の用途に適するものとして当業者が利用することを可能にするようにするために、選択及び記載されたものである。本明細書とともに提示される特許請求の範囲が全体的な範囲を定義することが意図される。

【0497】

本明細書に記載される外科用器具システムは、ステープルの配備及び変形に関連して説明されてきたが、しかしながら、本明細書に記載される実施形態は、これに限定されない。例えば、クランプ又はタックなど、ステープル以外のファスナを配備する様々な実施形態が想定される。更に、組織を封止するための任意の好適な手段を利用する、様々な実施形態も想到される。例えば、様々な実施形態によるエンドエフェクタは、組織を加熱して封止するように構成されている電極を備え得る。また例えば、特定の実施形態によるエンドエフェクタは、組織を封止するために振動エネルギーを加えることができる。

20

【0498】

本明細書で説明する外科用器具システムの多くは、電動モータによって駆動される。しかしながら、本明細書に記載された外科用器具システムは、任意の好適な様式で駆動することができる。様々な事例において、本明細書で説明した外科用器具システムは、例えば、手動操作トリガにより駆動されることができる。特定の例では、本明細書に開示されるモータは、ロボット制御式システムの1つ又は複数の部分を備えることができる。更に、本明細書に開示されるエンドエフェクタ及び/又は工具アセンブリのいずれもロボット外科用器具システムとともに利用することができる。例えば、米国特許出願第13/118,241号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」(米国特許第9,072,535号)は、ロボット外科用器具システムのいくつかの例をより詳細に開示している。

30

【0499】

以下の開示の内容全体が参照により本明細書に組み込まれる。

1995年4月4日に発行された米国特許第5,403,312号、発明の名称「ELECTROSURGICAL HEMOSTATIC DEVICE」、

2006年2月21日に発行された米国特許第7,000,818号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT HAVING SEPARATE DISTINCT CLOSING AND FIRING SYSTEMS」、

2008年9月9日に発行された米国特許第7,422,139号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH TACTILE POSITION FEEDBACK」、

40

50

2008年12月16日に発行された米国特許第7,464,849号、発明の名称「ELECTRO-MECHANICAL SURGICAL INSTRUMENT WITH CLOSURE SYSTEM AND ANVIL ALIGNMENT COMPONENTS」、

2010年3月2日に発行された米国特許第7,670,334号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HAVING AN ARTICULATING END EFFECTOR」、

2010年7月13日に発行された米国特許第7,753,245号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS」、

2013年3月12日に発行された米国特許第8,393,514号、発明の名称「SELECTIVELY ORIENTABLE IMPLANTABLE FASTENER CARTRIDGE」、

米国特許出願第11/343,803号、発明の名称「SURGICAL INSTRUMENT HAVING RECORDING CAPABILITIES」、現在は米国特許第7,845,537号、

2008年2月14日に出願された米国特許出願第12/031,573号、発明の名称「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT HAVING RF ELECTRODES」、

2008年2月15日に出願された米国特許出願第12/031,873号、発明の名称「END EFFECTORS FOR A SURGICAL CUTTING AND STAPLING INSTRUMENT」、現在は米国特許第7980443号、

米国特許出願第12/235,782号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT」、現在は米国特許第8,210,411号、

米国特許出願第12/235,972号、発明の名称「MOTORIZED SURGICAL INSTRUMENT」、現在は、米国特許第9,050,083号、

米国特許出願第12/249,117号、発明の名称「POWERED SURGICAL CUTTING AND STAPLING APPARATUS WITH MANUALLY RETRACTABLE FIRING SYSTEM」、現在は米国特許第8,608,045号、

2009年12月24日に出願された米国特許出願第12/647,100号、発明の名称「MOTOR-DRIVEN SURGICAL CUTTING INSTRUMENT WITH ELECTRIC ACTUATOR DIRECTIONAL CONTROL ASSEMBLY」、現在は米国特許第8220688号、

2012年9月29日に出願され、現在は米国特許第8,733,613号である、米国特許出願第12/893,461号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE」、

2011年2月28日に出願され、現在は米国特許第8561870号である、米国特許出願第13/036647号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT」、

米国特許出願第13/118,241号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENTS WITH ROTATABLE STAPLE DEPLOYMENT ARRANGEMENTS」、現在は米国特許第9,072,535号、

2012年6月15日に出願された米国特許出願第13/524,049号、発明の名称「ARTICULATABLE SURGICAL INSTRUMENT COMPRISING A FIRING DRIVE」、現在は米国特許第9,101,358号、

2013年3月13日に出願された米国特許出願第13/800,025号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」、現在は米国特許第9,345,481号、

10

20

30

40

50

2013年3月13日出願の米国特許出願第13/800,067号、発明の名称「STAPLE CARTRIDGE TISSUE THICKNESS SENSOR SYSTEM」(現在は、米国特許出願公開第2014/0263552号)、

2006年1月31日出願された米国特許出願公開第2007/0175955号、発明の名称「SURGICAL CUTTING AND FASTENING INSTRUMENT WITH CLOSURE TRIGGER LOCKING MECHANISM」、及び、

2010年4月22日出願された米国特許出願公開第2010/0264194号、発明の名称「SURGICAL STAPLING INSTRUMENT WITH AN ARTICULATABLE END EFFECTOR」、現在は米国特許第8,308,040号。

【0500】

特定の実施形態とともに本明細書で様々な装置について説明したが、それらの実施形態に対して修正及び変更が実施されてもよい。特定の特徴、構造又は特性を、1つ又は2つ以上の実施形態で、任意の好適な様式で組み合わせてもよい。したがって、一実施形態に関して図示又は説明される特定の特徴、構造、又は特性は、無制限に1つ又は2つ以上の他の実施形態の特徴、構造、又は特性と全て、あるいは、部分的に組み合わせてもよい。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。更に、様々な実施形態に従って、所与の機能を実行するために、単一の構成要素を複数の構成要素に置き換えてもよく、また複数の構成要素を単一の構成要素に置き換えてもよい。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような修正及び変形形態を全て包含することが意図される。

【0501】

本明細書に開示されるデバイスは、1回の使用後に廃棄されるように設計することができ、又は複数回使用されるように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、デバイスは少なくとも1回の使用後に再利用のために再調整され得る。再調整には、装置の分解工程、それに続く装置の特定の部品の洗浄工程又は交換工程、及びその後の装置の再組み立て工程の任意の組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。具体的には、再調整の施設及び/又は外科チームは、装置を分解することができ、装置の特定の部品を洗浄及び/又は交換した後、装置をその後の使用のために再組み立てすることができる。当業者であれば、デバイスの再調整が、分解、洗浄/交換、及び再組み立てのための様々な技術を利用できることを理解するであろう。かかる技術の使用、及び結果として得られる再調整されたデバイスは、全て本出願の範囲内にある。

【0502】

本明細書に開示の装置は、手術前に処理され得る。最初に、新品又は使用済みの器具が入手され、必要に応じて洗浄されてもよい。次いで器具を滅菌することができる。1つの滅菌技術では、器具は、プラスチックバッグ又はTYVEKバッグなど、閉鎖され密封された容器に入れられる。次いで、容器及び器具を、ガンマ線、x線、及び/又は高エネルギー電子などの、容器を透過し得る放射線野に置くことができる。放射線は、器具上及び容器内の細菌を死滅させることができる。この後、滅菌済みの器具を滅菌容器内で保管することができる。密封容器は、医療施設で開封されるまで、器具を滅菌状態に保つことができる。装置はまた、ベータ線、ガンマ線、エチレンオキシド、過酸化水素プラズマ、及び/又は水蒸気が挙げられるが、これらに限定されない、当該技術分野で既知の任意の他の技術を用いて滅菌され得る。

【0503】

代表的な設計を有するものとして本発明について記載してきたが、本発明は、本開示の趣旨及び範囲内で更に修正されてもよい。したがって、本出願は、その一般的な原理を使用して本発明の任意の変形、使用、又は適合を網羅することを意図している。

【0504】

〔実施の態様〕

10

20

30

40

50

(1) 外科用器具を動作させる方法であって、前記外科用器具は、関節継手の周りで前記外科用器具のシャフトアセンブリに対して関節運動可能である外科用エンドエフェクタを備え、前記方法は、

前記外科用エンドエフェクタの回転駆動部材に回転駆動運動を提供することであって、前記回転駆動部材は、前記関節継手を通して延在する、提供することと、

前記関節継手に対して遠位である場所において、前記回転駆動運動を上側軸方向運動及び下側軸方向運動に変換することと、

発射部材の上側部分に前記上側軸方向運動を加えることと、

前記上側軸方向運動及び前記下側軸方向運動が始動位置から終了位置まで前記外科用エンドエフェクタを通して遠位に前記発射部材を駆動するように、前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向運動を加えることと、を含む、方法。

10

(2) 前記回転駆動運動を提供することは、前記発射部材が前記終了位置に到達するまで、第 1 の回転方向において前記回転駆動部材に回転運動を提供することを含み、前記方法は、前記発射部材が前記終了位置に到達した後に第 2 の回転方向において前記回転駆動部材に別の回転駆動運動を提供して、前記発射部材を前記終了位置から前記始動位置に駆動することを更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(3) 前記上側軸方向運動を加えることは、遠位方向において上側軸方向運動を加えることを含み、前記下側軸方向運動を加えることは、遠位方向において下側軸方向運動を加えることを含む、実施態様 2 に記載の方法。

(4) 前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記別の回転駆動運動を別の上側軸方向運動及び別の下側軸方向運動に変換することと、

20

前記発射部材の前記上側部分に前記別の上側軸方向運動を加えることと、

前記別の上側軸方向運動及び前記別の下側軸方向運動が前記終了位置から前記始動位置まで前記外科用エンドエフェクタを通して近位に前記発射部材を駆動するように、前記発射部材の前記下側部分に前記別の下側軸方向運動を加えることと、を更に含む、実施態様 3 に記載の方法。

(5) 前記上側軸方向運動は、第 1 の大きさを含み、前記下側軸方向運動は、第 2 の大きさを含み、前記第 2 の大きさは、前記第 1 の大きさに等しい、実施態様 1 に記載の方法。

【 0 5 0 5 】

30

(6) 前記外科用エンドエフェクタに関節運動を加えることを更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

(7) 前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記第 2 のジョーは、前記発射部材が前記始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、前記発射部材によって前記開放位置から前記閉鎖位置に移動する、実施態様 1 に記載の方法。

(8) 前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記方法は、前記発射部材の上側部分に前記上側軸方向運動を前記加えること及び前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向運動を前記加えることの前に、前記第 2 のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む、実施態様 1 に記載の方法。

40

(9) 前記関節継手にまたがり、かつ前記外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節運動制御部材に関節運動を加えて、前記外科用エンドエフェクタを、前記シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、実施態様 8 に記載の方法。

(1 0) 前記閉鎖運動を加えることは、前記関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、前記第 2 のジョーを前記閉鎖位置から前記開放位置に移動させることを含む、実施態様 9 に記載の方法。

【 0 5 0 6 】

50

(1 1) 外科用器具を動作させるための方法であって、前記方法は、

関節継手によってシャフトアセンブリに連結された外科用エンドエフェクタを提供することであって、前記外科用エンドエフェクタは、前記関節継手を通して延在する緩くつながれた発射構成要素のシリーズを備える発射駆動システムによって前記外科用エンドエフェクタを通して始動位置と終了位置との間で移動可能である、発射部材を備える、提供することを含み、前記方法は、

軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である場所において、前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズを前記発射構成要素の剛性シリーズに変換することと、

前記発射部材に前記軸方向駆動運動を加えて、前記発射部材を前記始動位置から前記終了位置に駆動することと、を更に含む、方法。 10

(1 2) 前記変換することは、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズに回転駆動運動を加えることを含む、実施態様 1 1 に記載の方法。

(1 3) 前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズは、

緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズと、

緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズと、を備え、前記変換することは、

上側軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた上側発射構成要素の上側シリーズを前記上側発射構成要素の剛性上側シリーズに変換することと、 20

下側軸方向駆動運動を生成するために、前記関節継手に対して遠位である前記場所において、前記緩くつながれた下側発射構成要素の下側シリーズを前記下側発射構成要素の剛性下側シリーズに変換することと、を含む、実施態様 1 1 に記載の方法。

(1 4) 前記発射部材に前記軸方向駆動運動を前記加えることは、

前記発射部材の上側部分に前記上側軸方向駆動運動を加えることと、

前記発射部材の下側部分に前記下側軸方向駆動運動を加えることと、を含む、実施態様 1 3 に記載の方法。

(1 5) 前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記第 2 のジョーは、前記発射部材が前記始動位置から遠位に駆動されるのにつれて、前記発射部材によって前記開放位置から前記閉鎖位置に移動する、実施態様 1 1 に記載の方法。 30

【 0 5 0 7 】

(1 6) 前記外科用エンドエフェクタは、第 1 のジョーと、第 2 のジョーと、を備え、前記第 2 のジョーは、開放位置と閉鎖位置との間で前記第 1 のジョーに対して移動可能であり、前記方法は、前記発射部材の前記上側部分に前記上側軸方向駆動運動を前記加えること及び前記発射部材の前記下側部分に前記下側軸方向駆動運動を前記加えることの前に、前記第 2 のジョーに閉鎖運動を加えることを更に含む、実施態様 1 4 に記載の方法。

(1 7) 前記関節継手にまたがり、かつ前記外科用エンドエフェクタと動作可能に連係する関節運動制御部材に関節運動を加えて、前記外科用エンドエフェクタを、前記シャフトアセンブリに対して関節運動した向きに関節運動させることを更に含む、実施態様 1 6 に記載の方法。 40

(1 8) 前記閉鎖運動を加えることは、前記関節運動制御部材に別の作動運動を加えて、前記第 2 のジョーを前記閉鎖位置から前記開放位置に移動させることを含む、実施態様 1 7 に記載の方法。

(1 9) 前記変換することは、

前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズの前記緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に駆動係合することと、

前記緩くつながれた発射構成要素のうちの隣接する 1 つが前記回転駆動部材を係合解除するのにつれて、前記緩くつながれた発射構成要素のうちの前記隣接する 1 つとともに、 50

各緩くつながれた発射構成要素を連続的にラッチし、そのため、前記ラッチされた発射構成要素が前記発射構成要素の剛性シリーズを形成することと、を含む、実施態様 1 1 に記載の方法。

(2 0) 前記緩くつながれた発射構成要素のシリーズの前記緩くつながれた発射構成要素の各々を回転駆動部材に前記駆動係合することは、前記発射部材が前記終了位置に到達するまで前記回転駆動部材を第 1 の回転方向に回転させることを更に含み、前記方法は、前記発射部材が前記終了位置に到達した後に前記回転駆動部材を第 2 の回転方向に回転させて、前記発射部材を前記終了位置から前記始動位置に駆動することを更に含み、実施態様 1 9 に記載の方法。

【 図 面 】

【 図 1 】

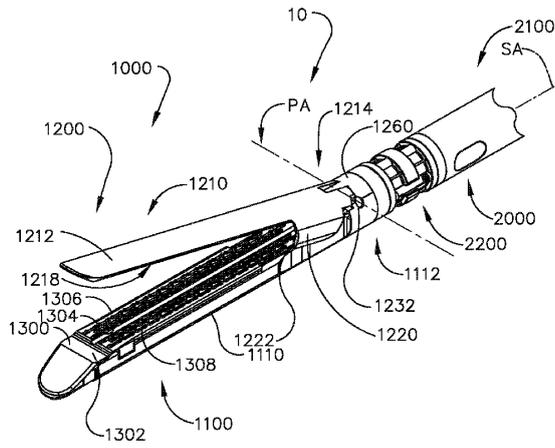


FIG. 1

【 図 2 】

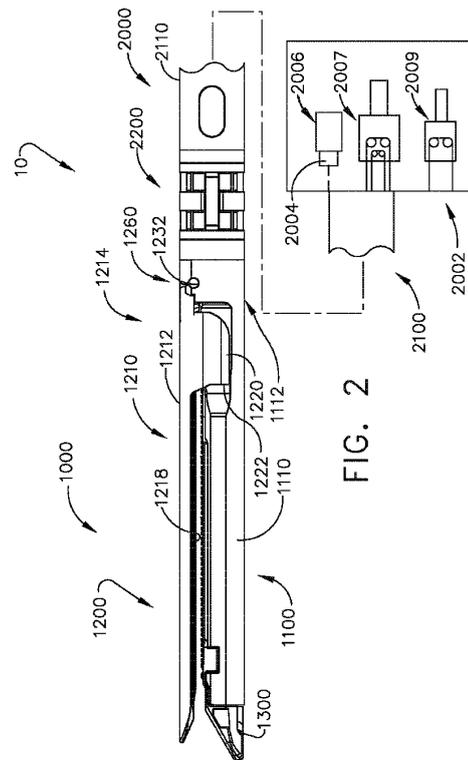


FIG. 2

10

20

30

40

50

【 図 3 】

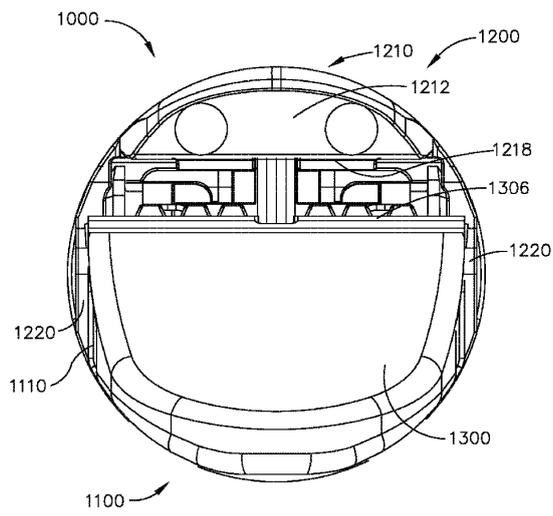


FIG. 3

【 図 4 】

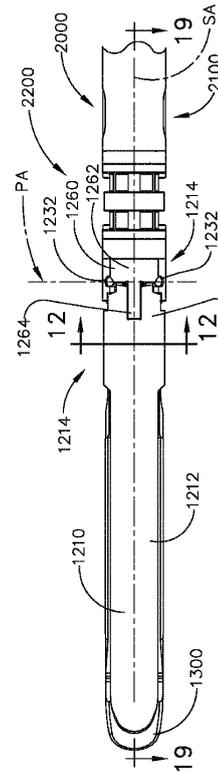


FIG. 4

10

20

【 図 5 】

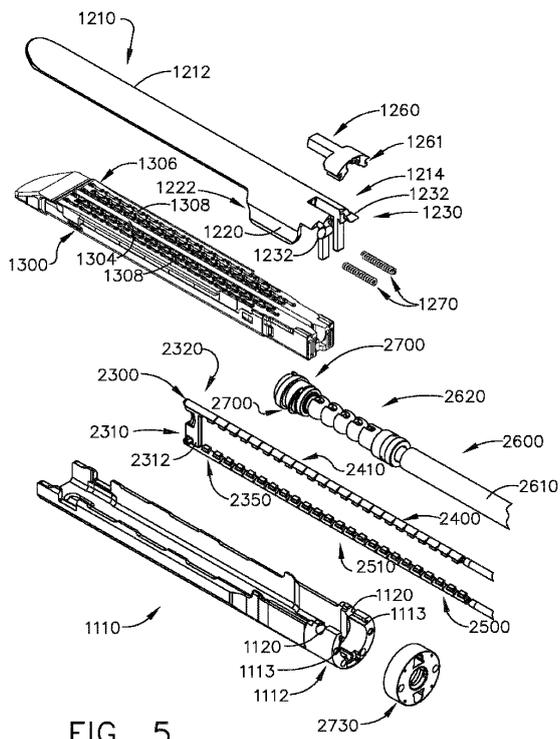


FIG. 5

【 図 6 】

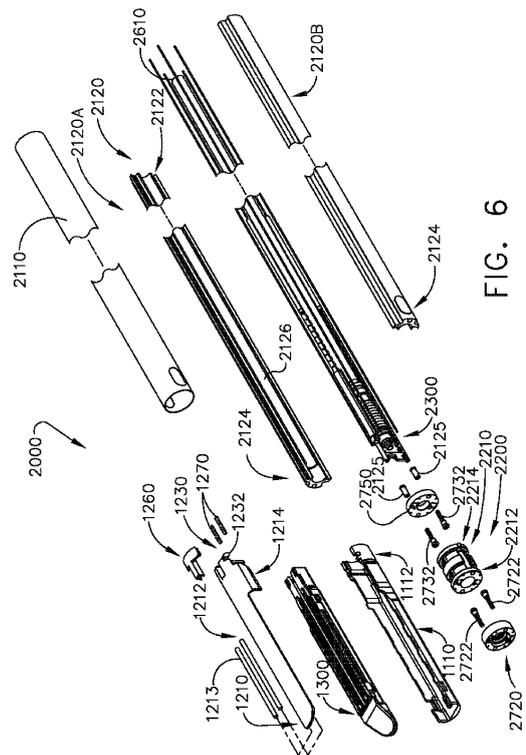


FIG. 6

30

40

50

【 図 1 1 】

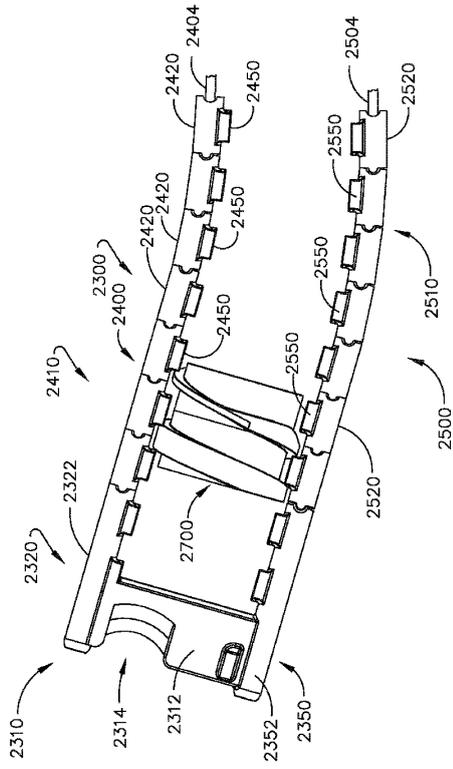


FIG. 11

【 図 1 2 】

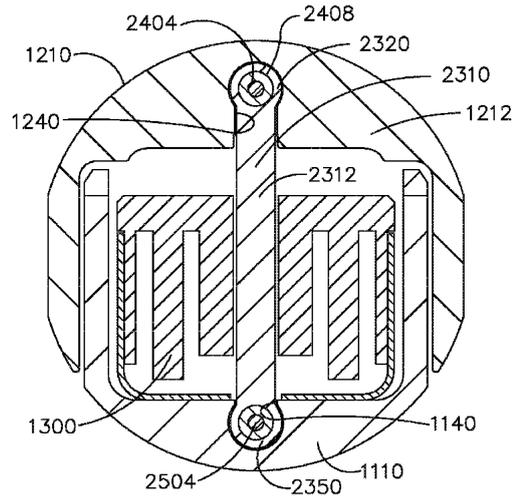


FIG. 12

【 図 1 3 】

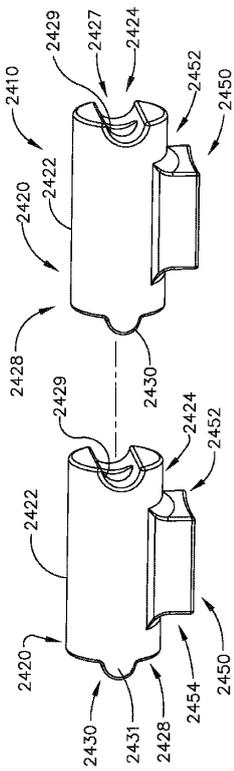


FIG. 13

【 図 1 4 】

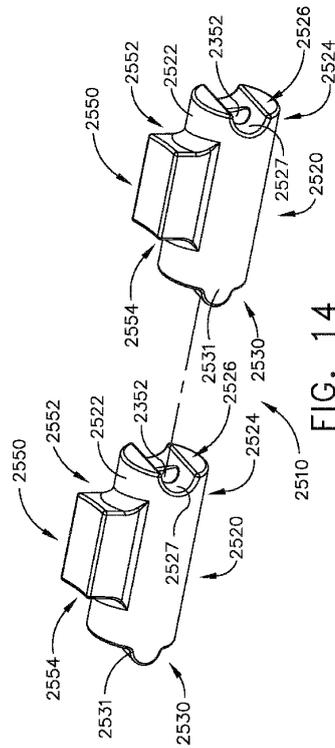


FIG. 14

10

20

30

40

50

【 図 1 5 】

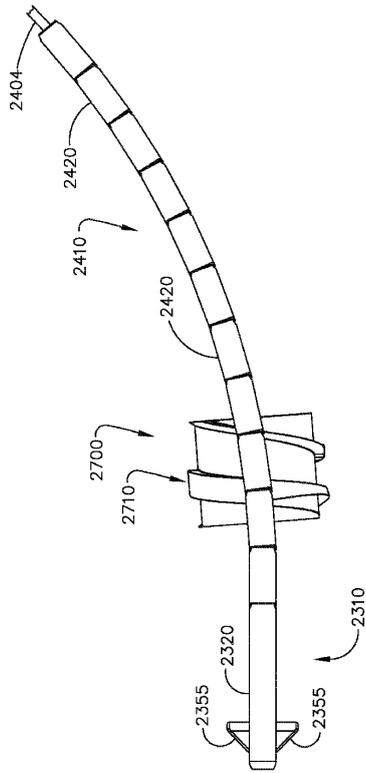


FIG. 15

【 図 1 6 】

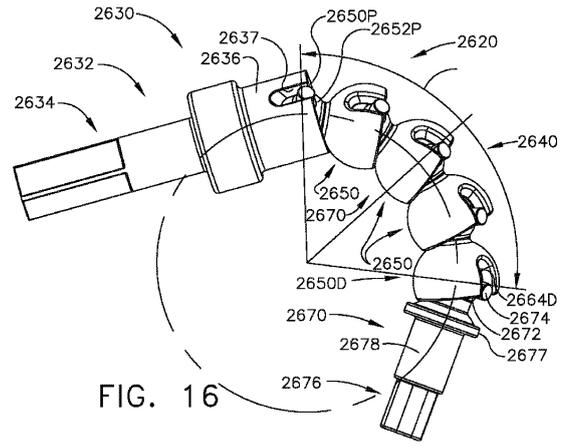


FIG. 16

10

20

【 図 1 7 】

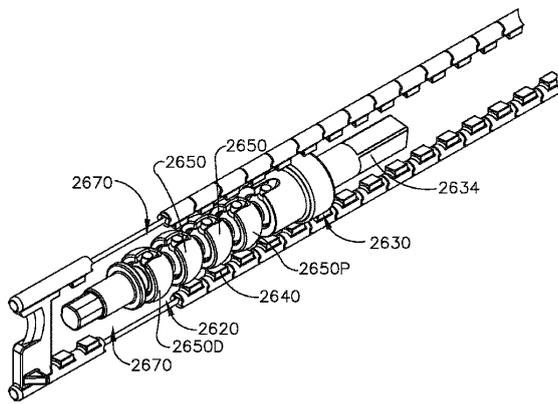


FIG. 17

【 図 1 8 】

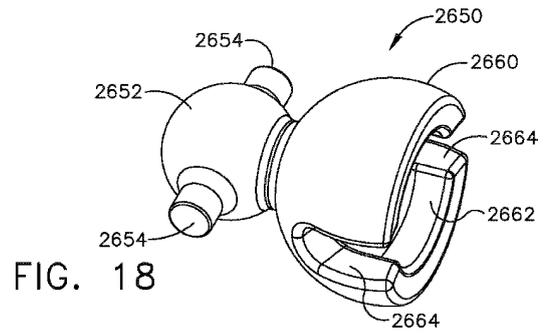


FIG. 18

30

40

50

【 図 19 】

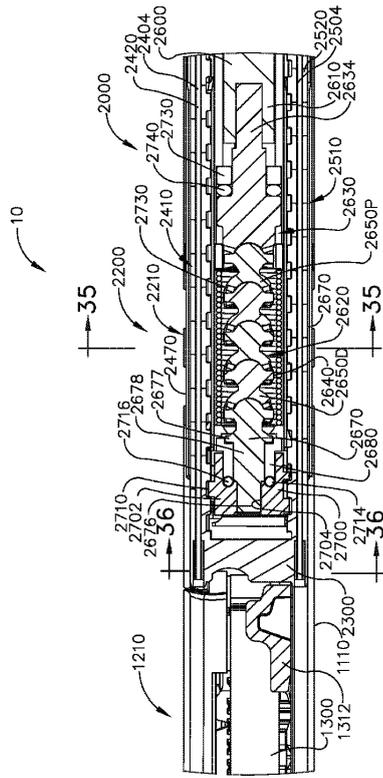


FIG. 19

【 図 20 】

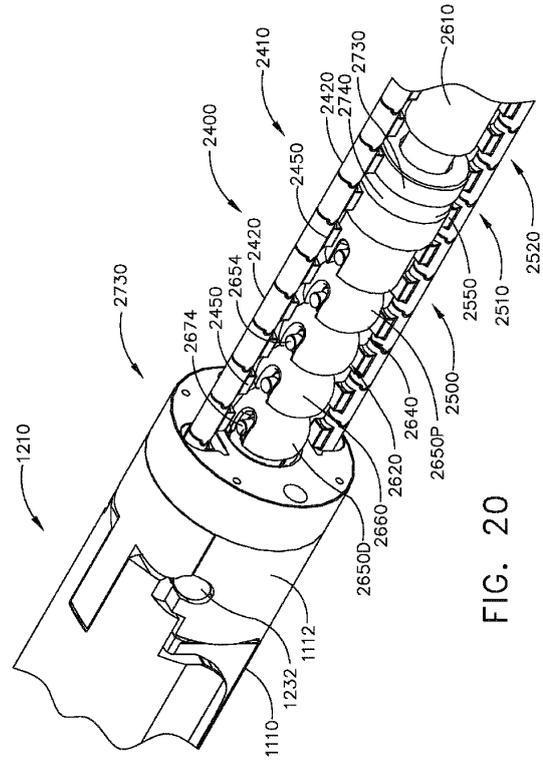


FIG. 20

【 図 21 】

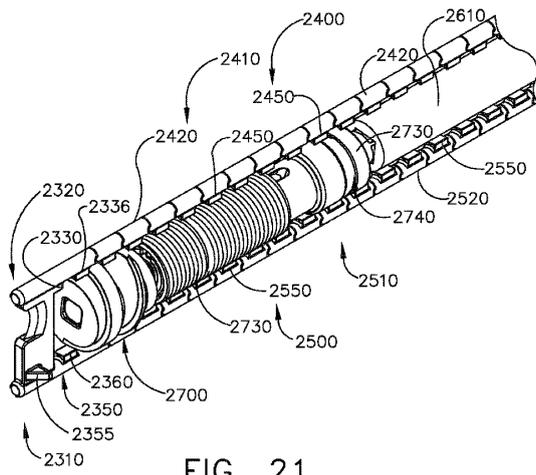


FIG. 21

【 図 22 】

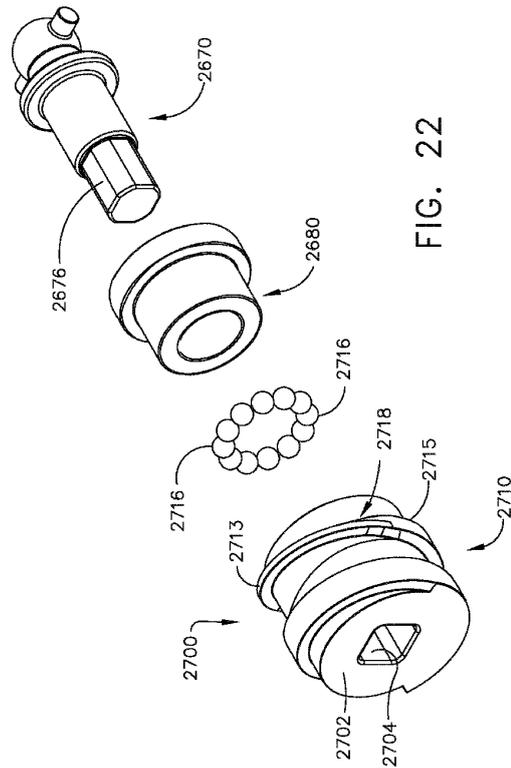


FIG. 22

10

20

30

40

50

【 図 2 3 】

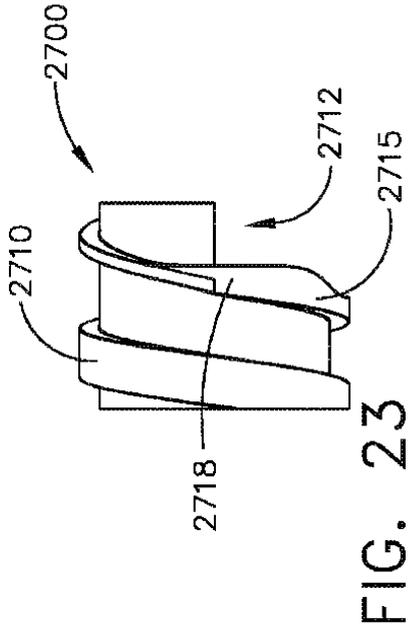


FIG. 23

【 図 2 4 】

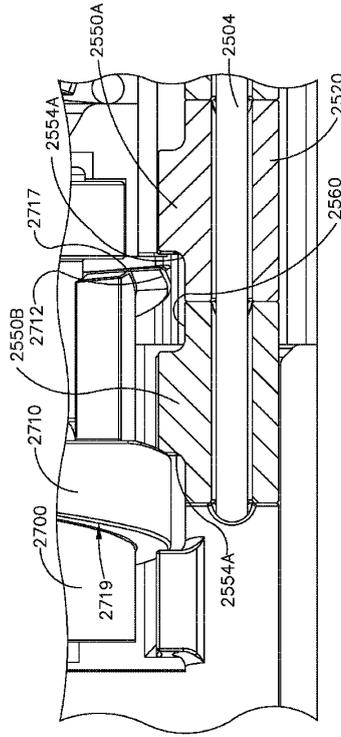


FIG. 24

10

20

【 図 2 5 】

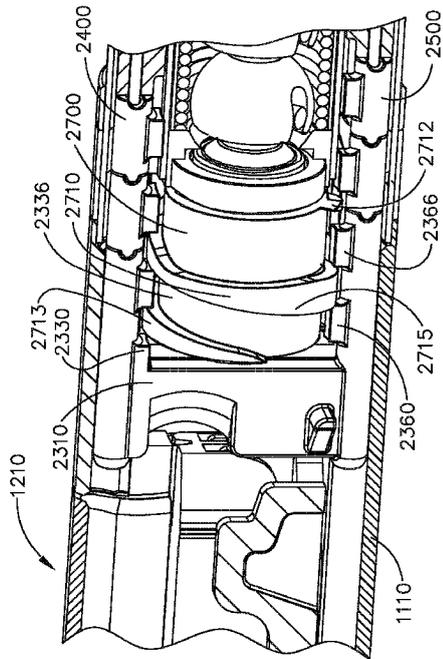


FIG. 25

【 図 2 6 】

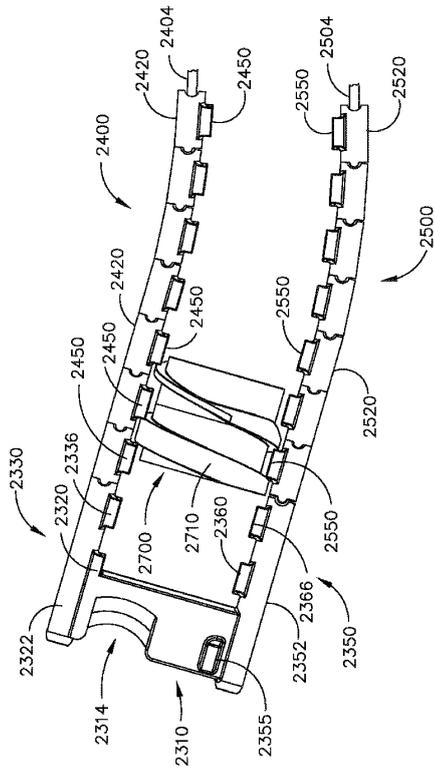


FIG. 26

30

40

50

【 図 27 】

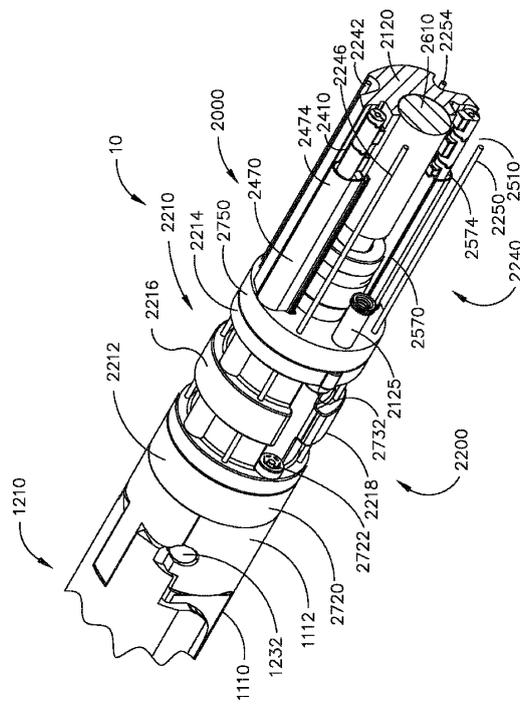


FIG. 27

【 図 28 】

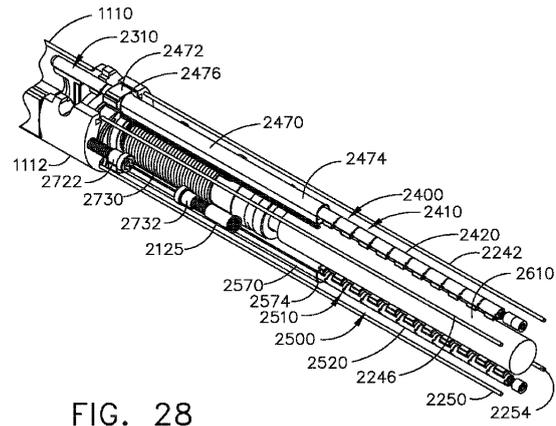


FIG. 28

10

20

【 図 29 】

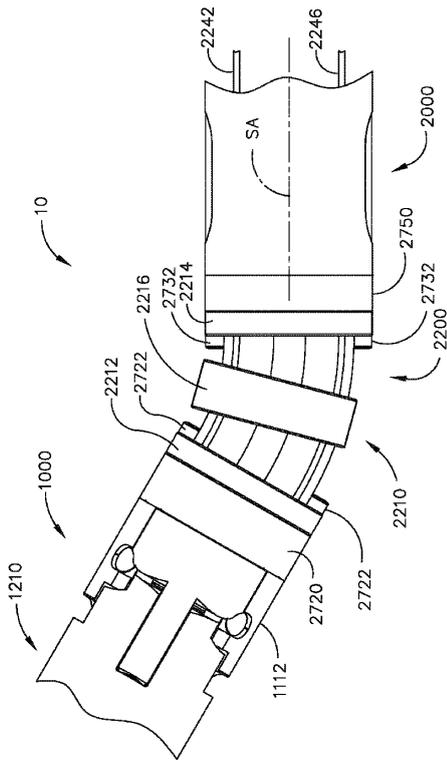


FIG. 29

【 図 30 】

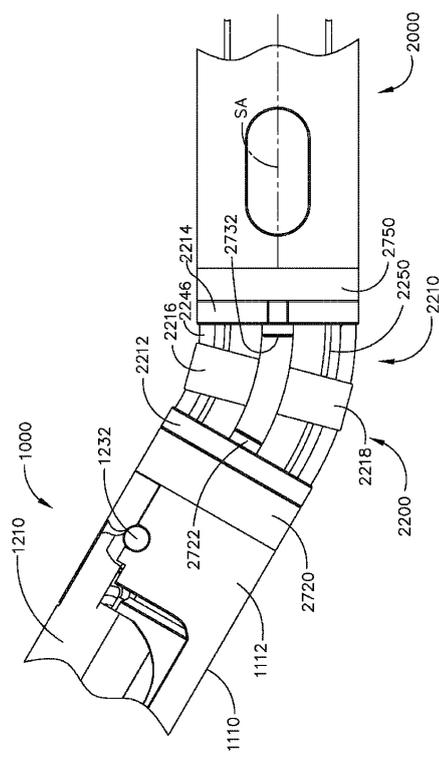


FIG. 30

30

40

50

【 図 3 1 】

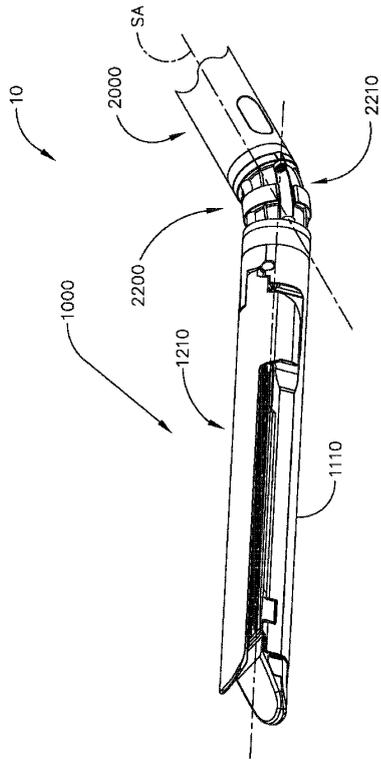


FIG. 31

【 図 3 2 】

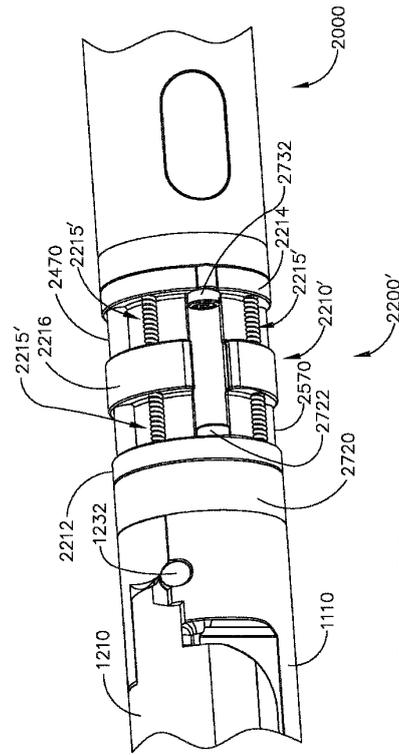


FIG. 32

【 図 3 3 】

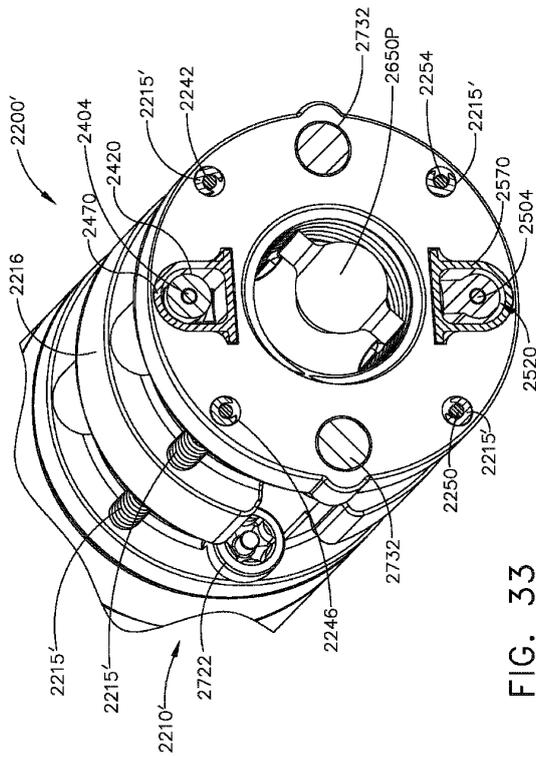


FIG. 33

【 図 3 4 】

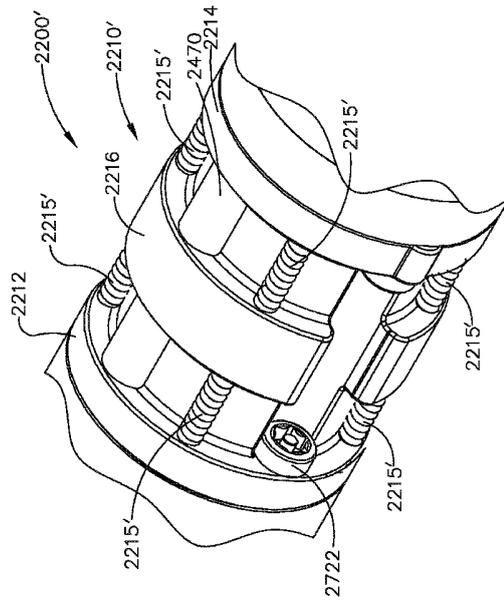


FIG. 34

10

20

30

40

50

【 3 5 】

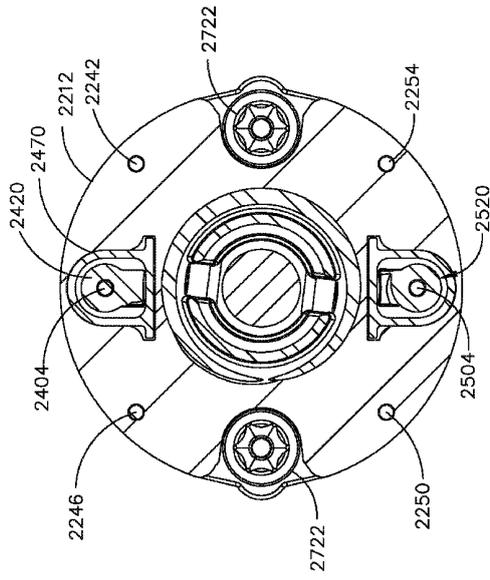


FIG. 35

【 3 6 】

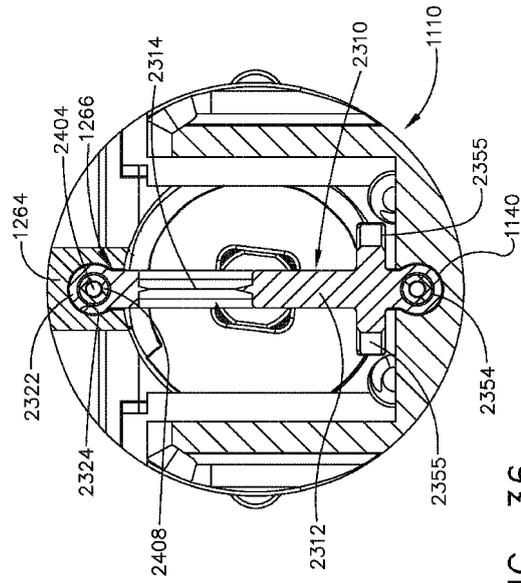


FIG. 36

10

20

【 3 7 】

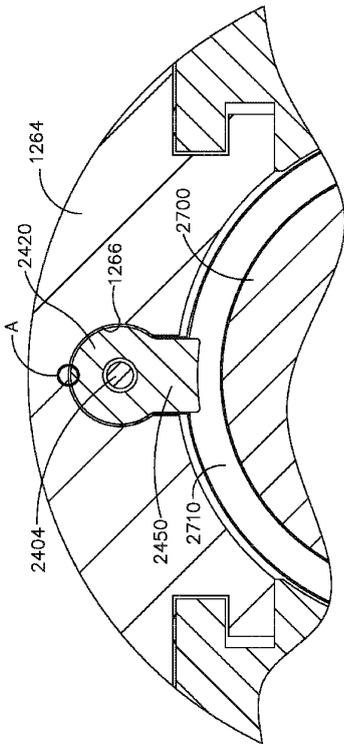


FIG. 37

【 3 8 】

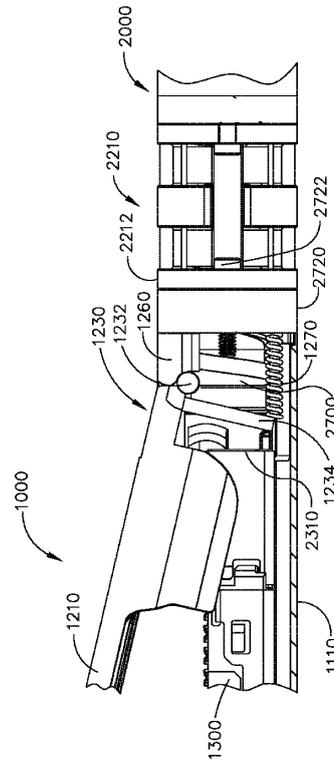


FIG. 38

30

40

50

【 図 3 9 】

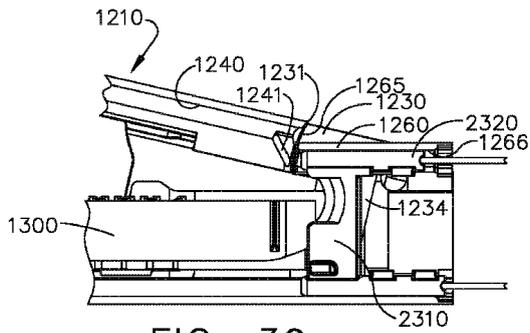


FIG. 39

【 図 4 0 】

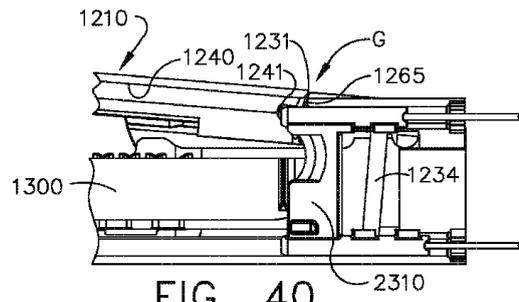


FIG. 40

10

【 図 4 1 】

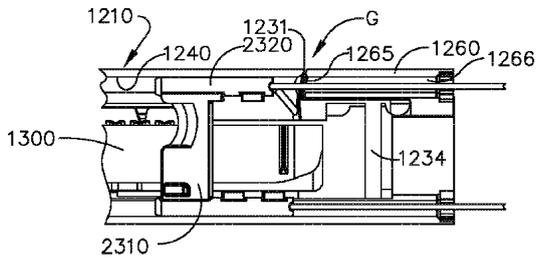


FIG. 41

【 図 4 2 】

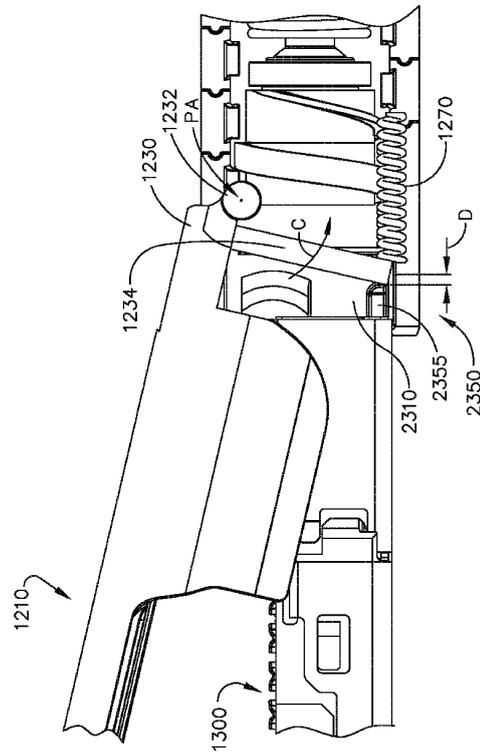


FIG. 42

20

30

40

50

【 図 4 3 】

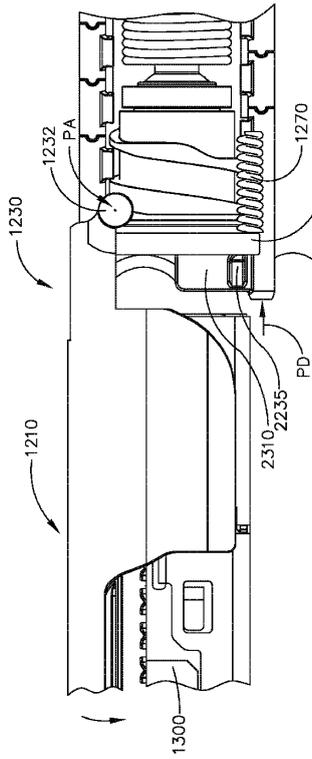


FIG. 43

【 図 4 4 】

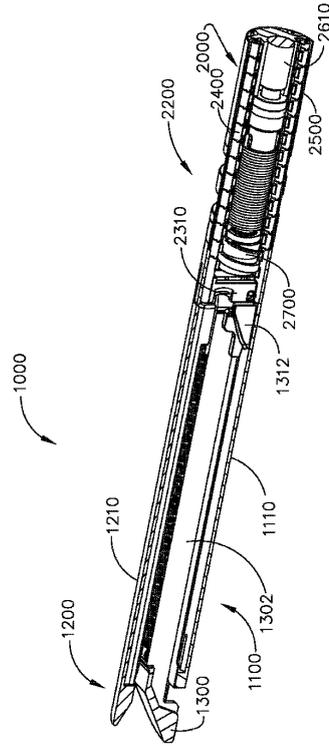


FIG. 44

10

20

【 図 4 5 】

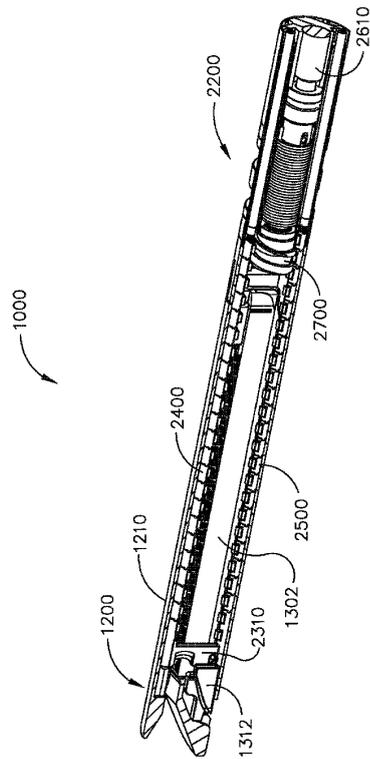


FIG. 45

【 図 4 6 】

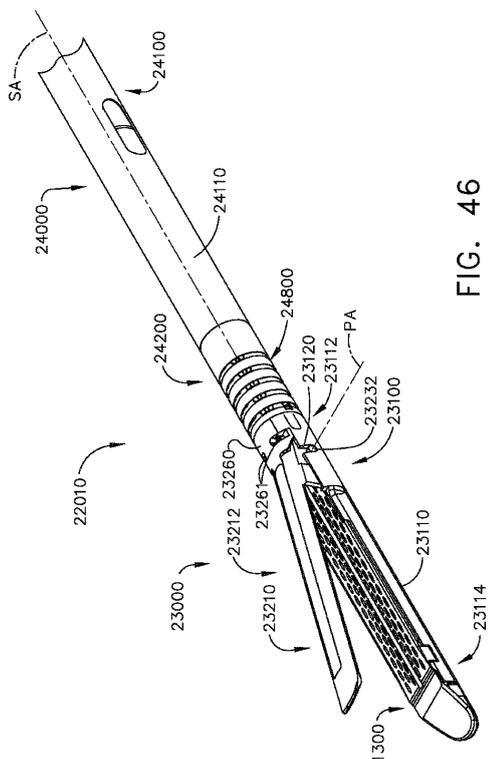


FIG. 46

30

40

50

【 図 4 7 】

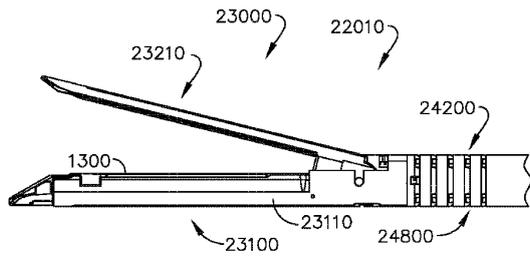


FIG. 47

【 図 4 8 】

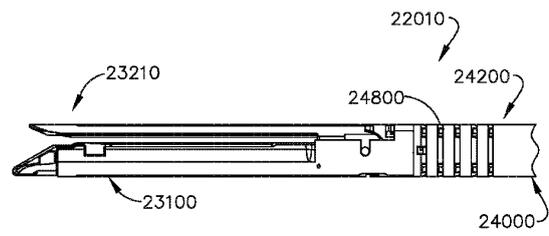


FIG. 48

10

【 図 4 9 】

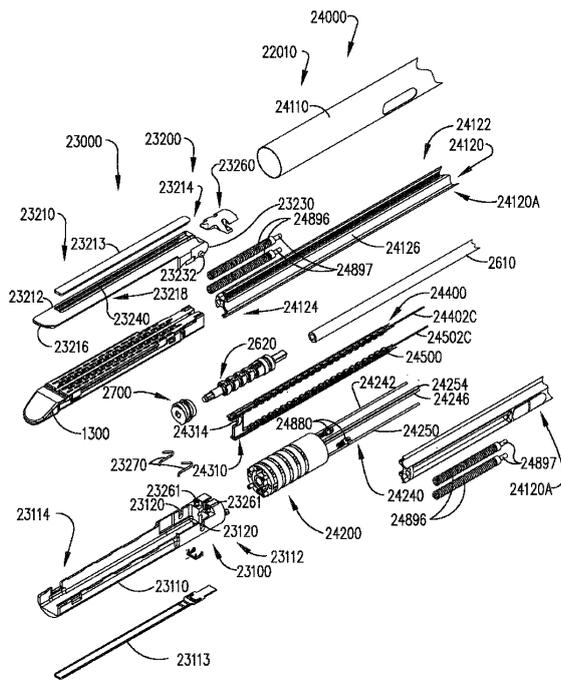


FIG. 49

【 図 5 0 】

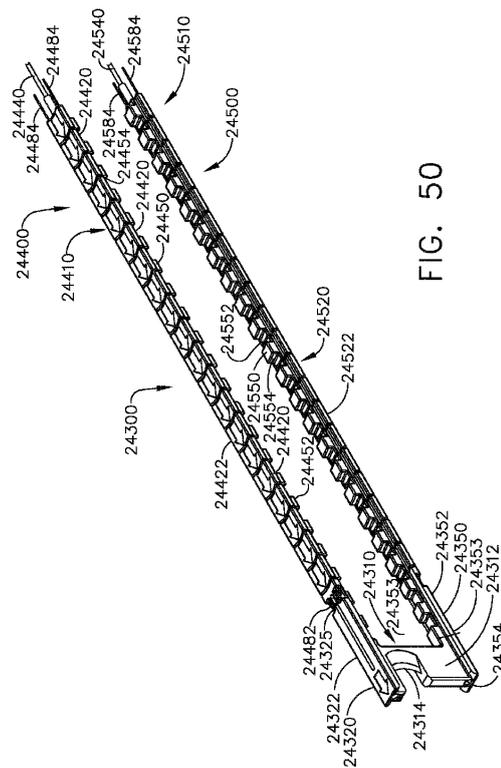


FIG. 50

20

30

40

50

【 図 5 1 】

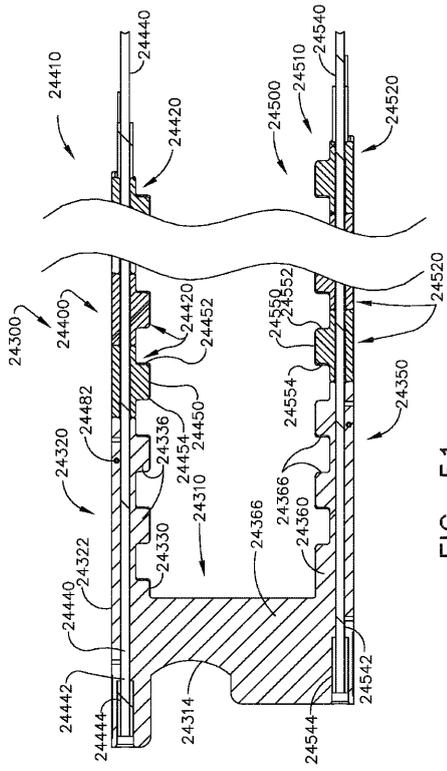


FIG. 51

【 図 5 2 】

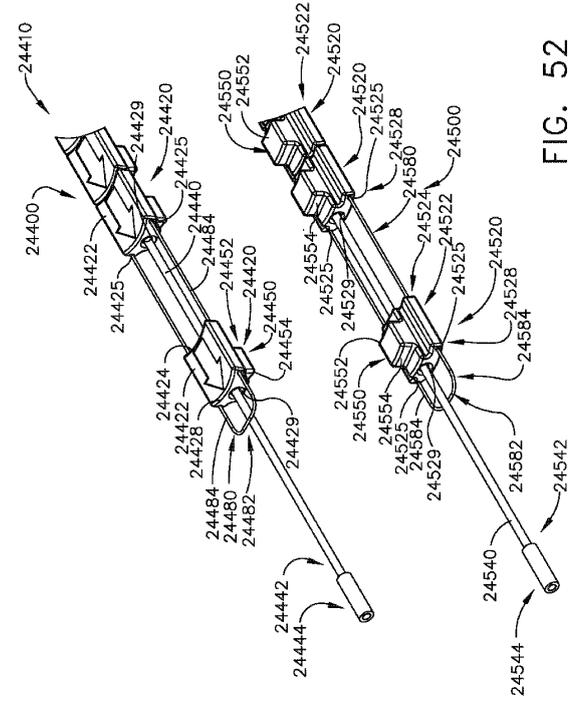


FIG. 52

10

20

【 図 5 3 】

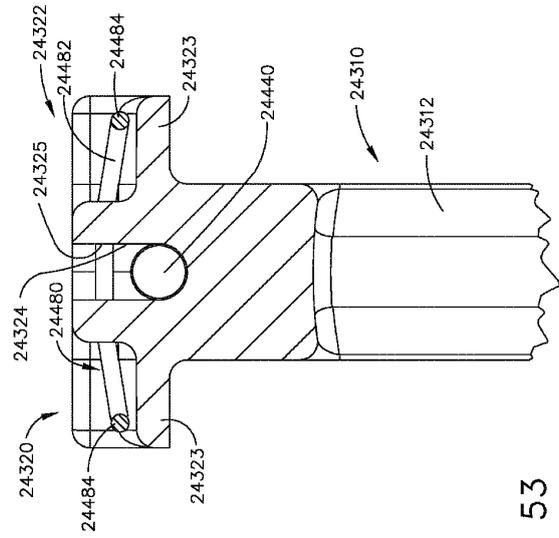


FIG. 53

【 図 5 4 】

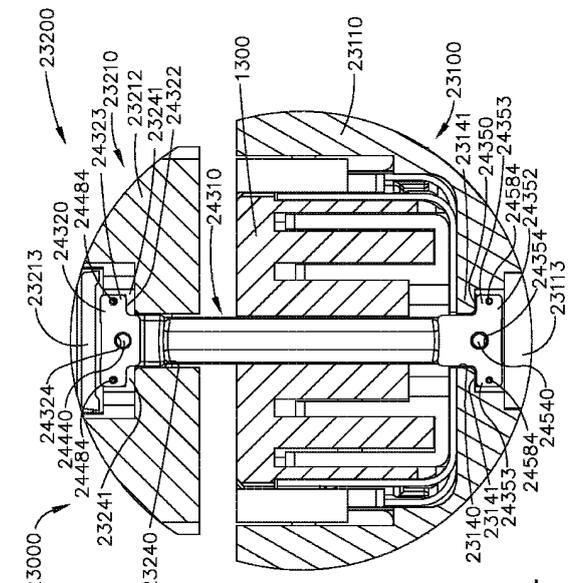


FIG. 54

30

40

50

【 図 5 5 】

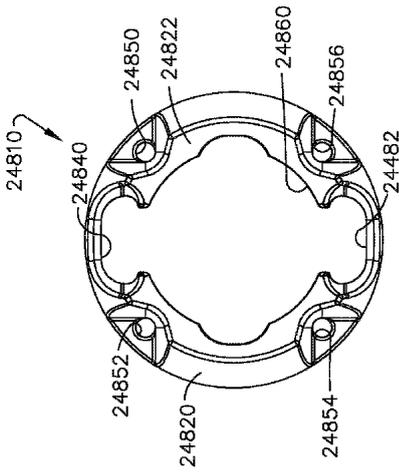


FIG. 55

【 図 5 6 】

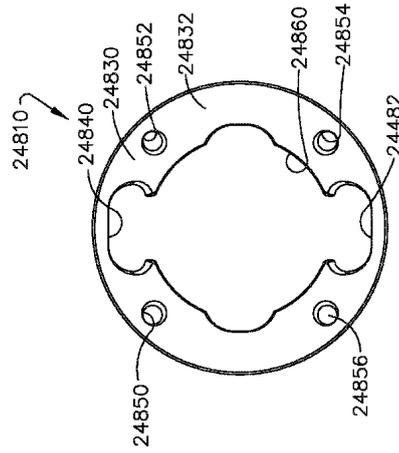


FIG. 56

【 図 5 7 】

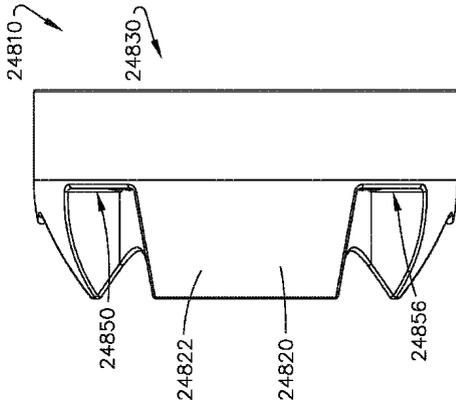


FIG. 57

【 図 5 8 】

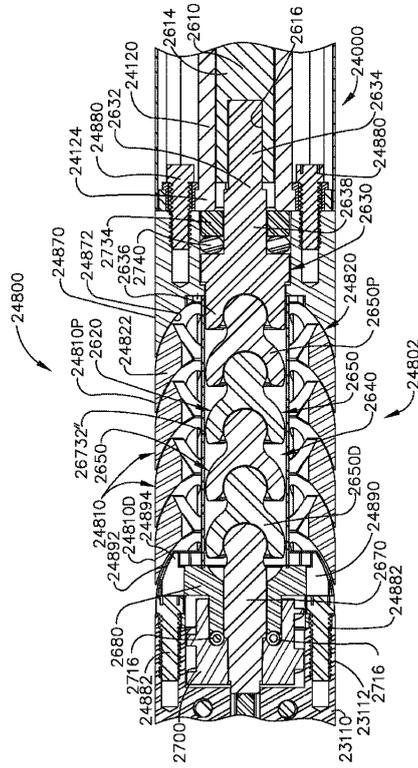


FIG. 58

10

20

30

40

50

【 図 5 9 】

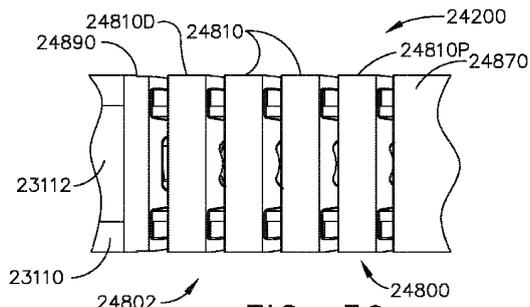


FIG. 59

【 図 6 0 】

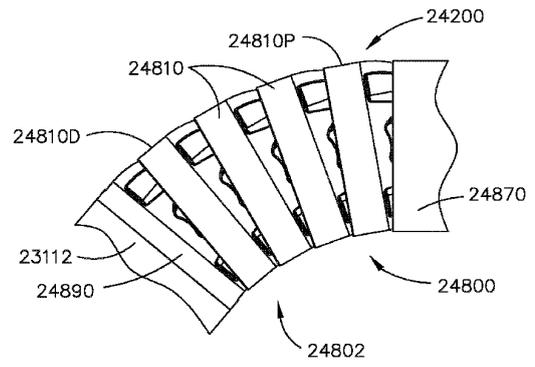


FIG. 60

10

20

30

40

50

【 図 6 1 】

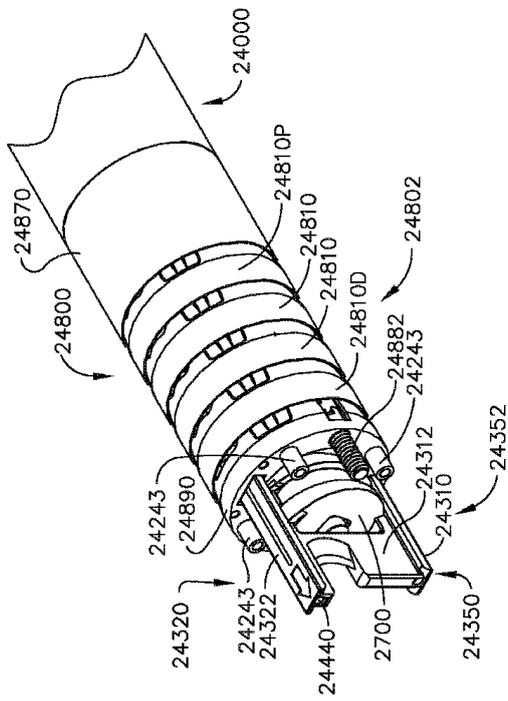


FIG. 61

【 図 6 2 】

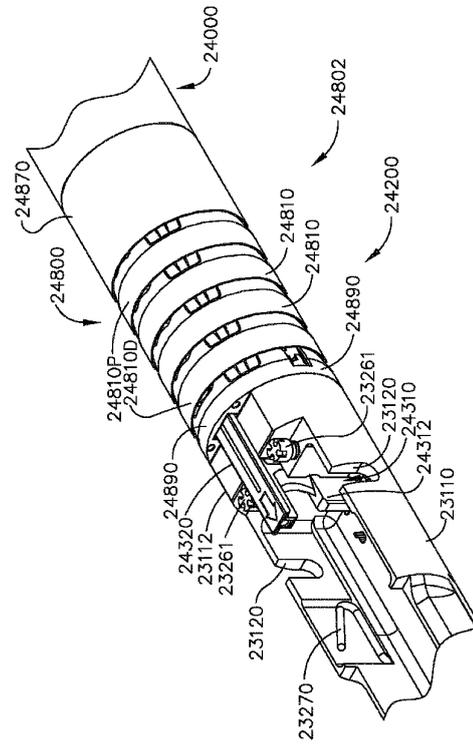


FIG. 62

【 図 6 3 】

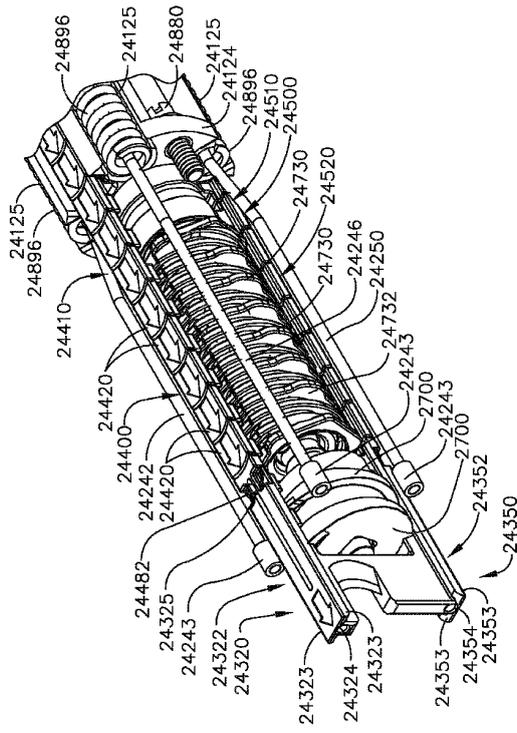


FIG. 63

【 図 6 4 】

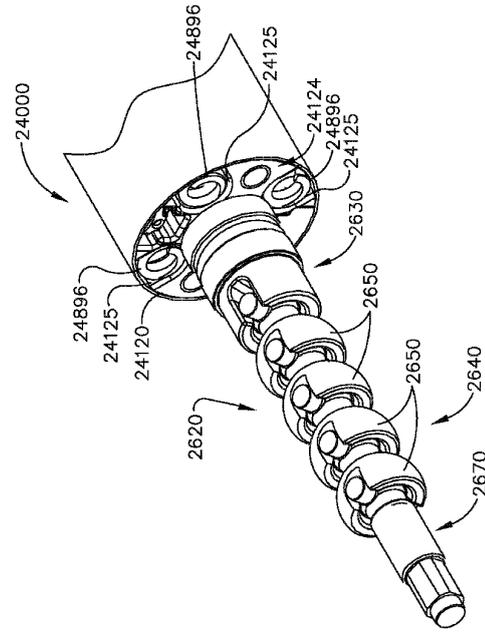


FIG. 64

10

20

【 図 6 5 】

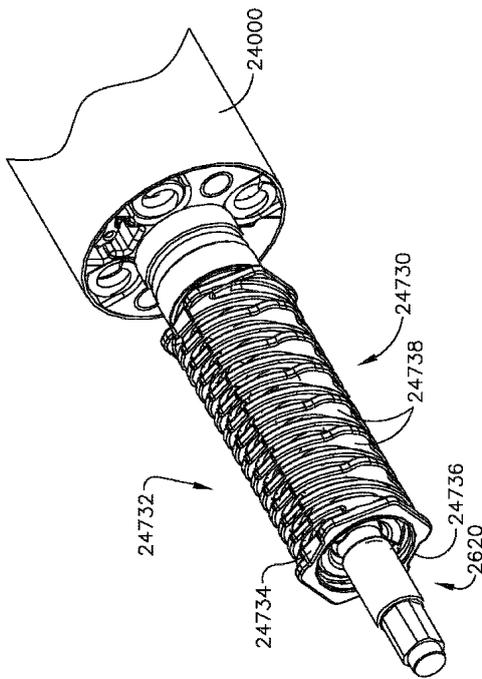


FIG. 65

【 図 6 6 】

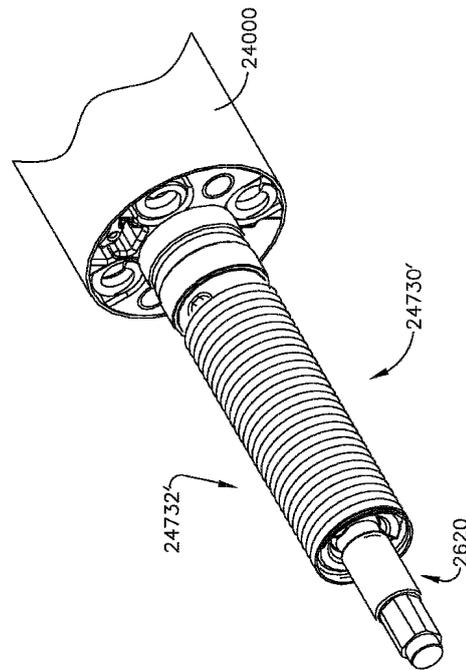


FIG. 66

30

40

50

【 図 6 7 】

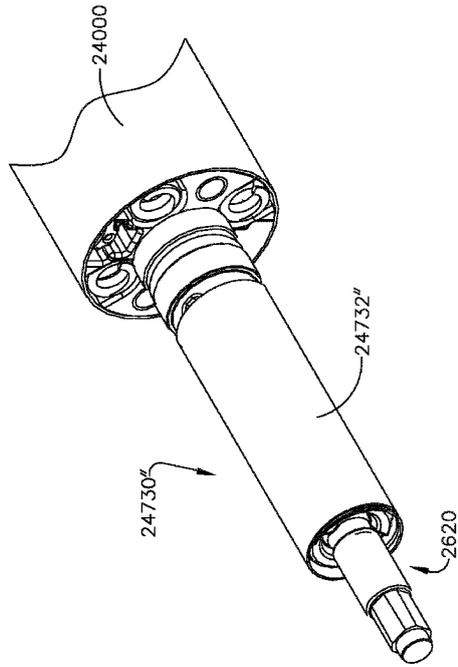


FIG. 67

【 図 6 8 】

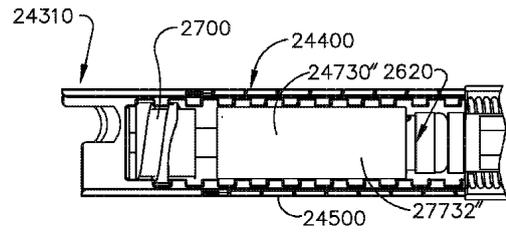


FIG. 68

10

20

【 図 6 9 】

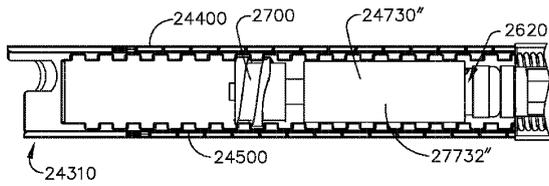


FIG. 69

【 図 7 0 】

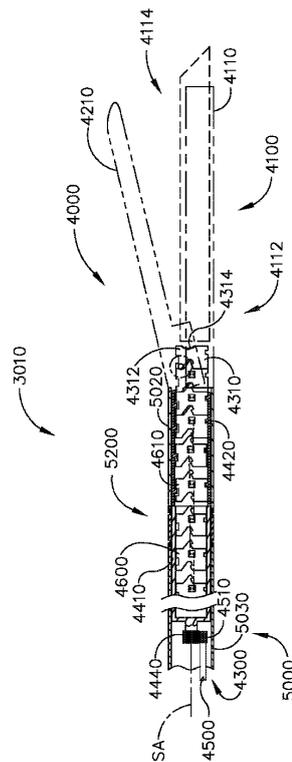


FIG. 70

30

40

50

【 図 7 5 】

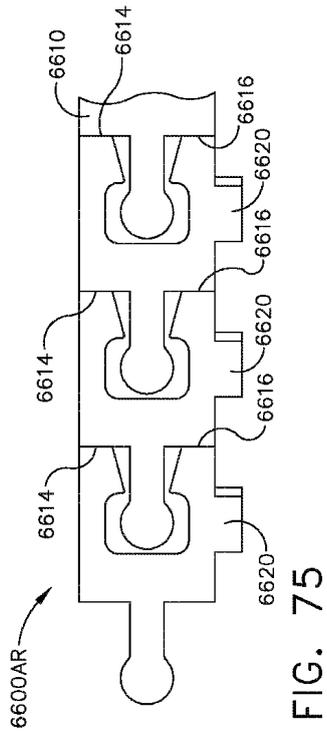
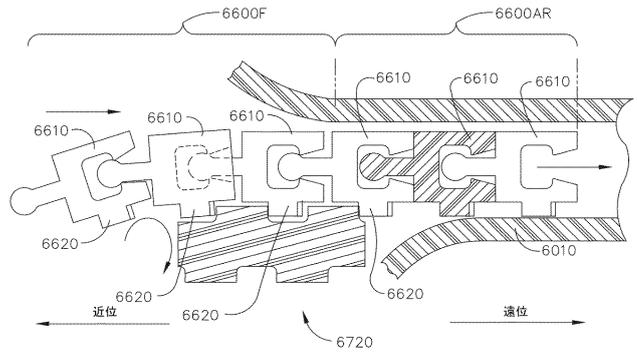


FIG. 75

【 図 7 6 】



10

20

【 図 7 7 】

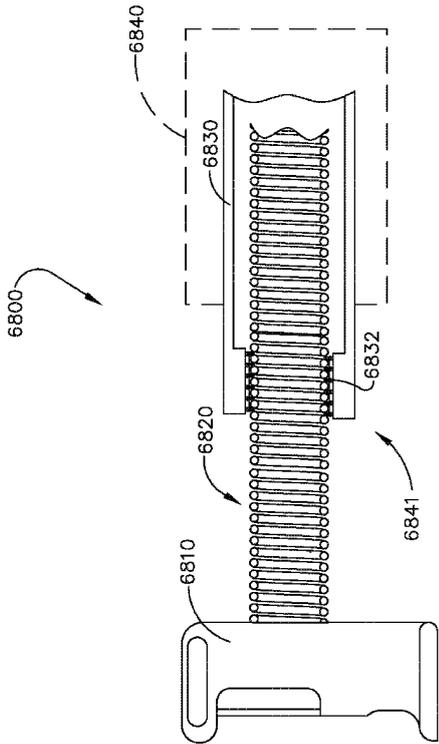


FIG. 77

【 図 7 8 】

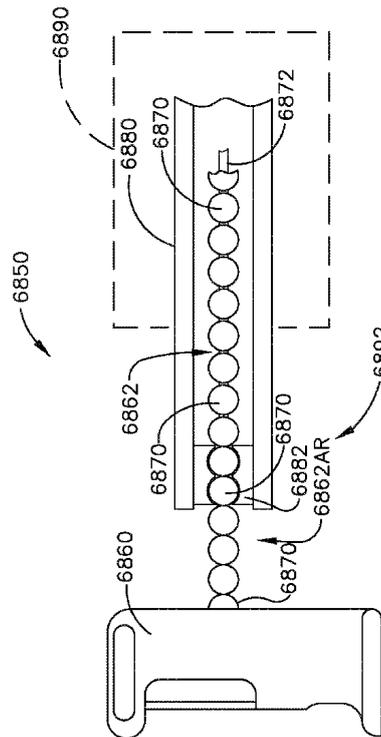


FIG. 78

30

40

50

【 図 7 9 】

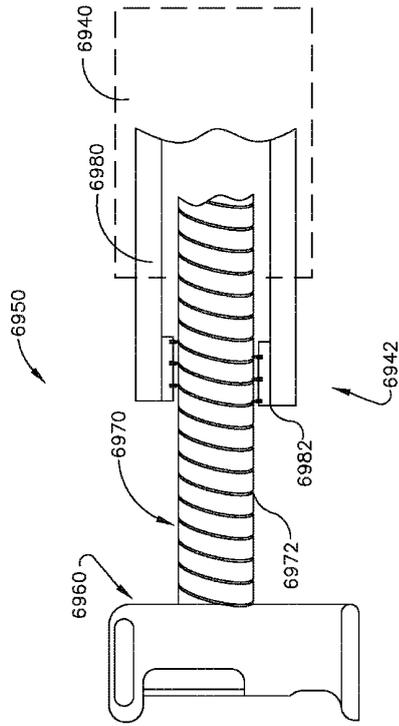


FIG. 79

【 図 8 0 】

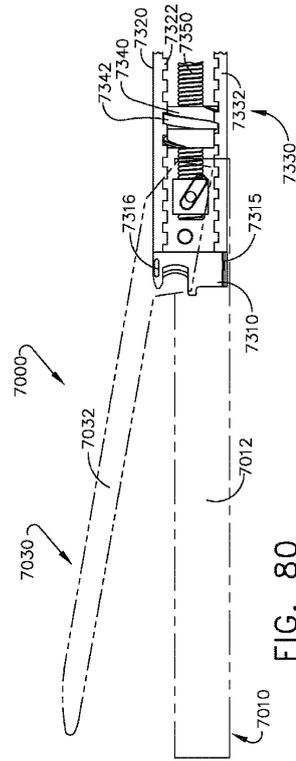


FIG. 80

10

20

【 図 8 1 】

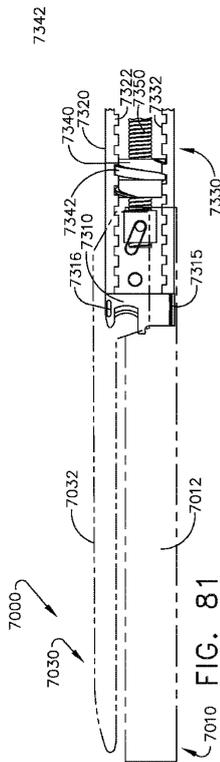


FIG. 81

【 図 8 2 】

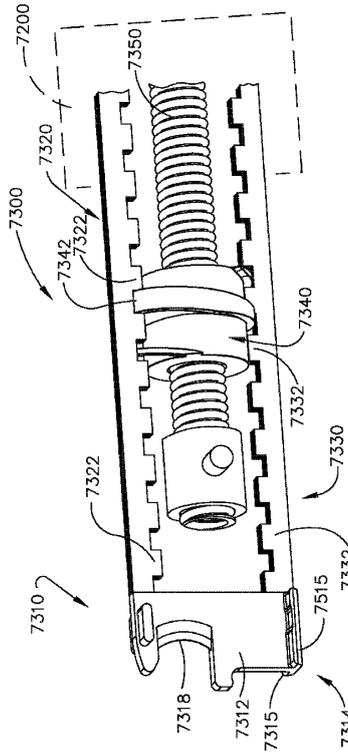


FIG. 82

30

40

50

【 8 3 】

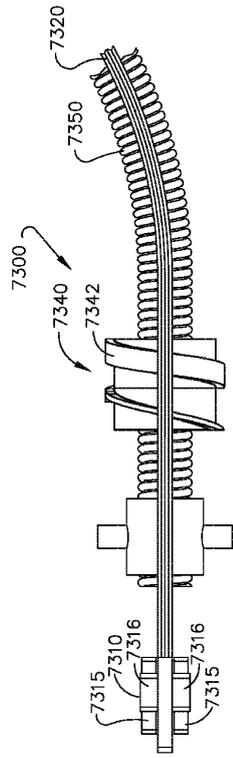


FIG. 83

【 8 4 】

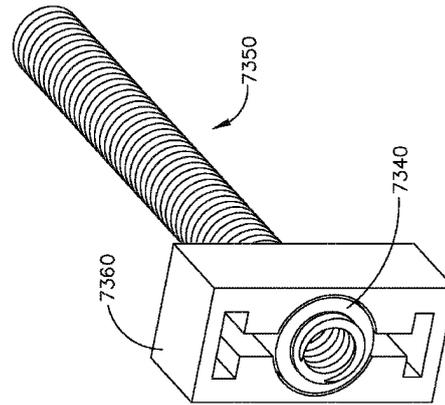


FIG. 84

【 8 5 】

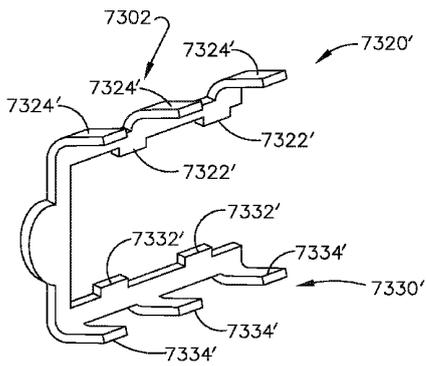


FIG. 85

【 8 6 】

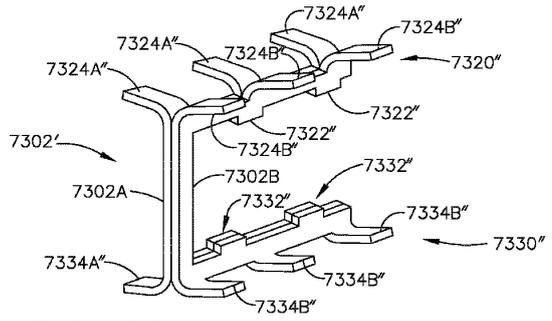


FIG. 86

10

20

30

40

50

【 図 8 7 】

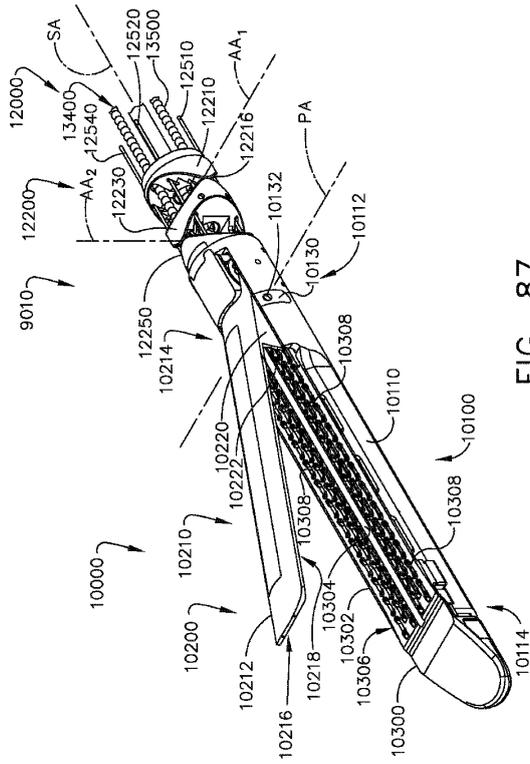


FIG. 87

【 図 8 8 】

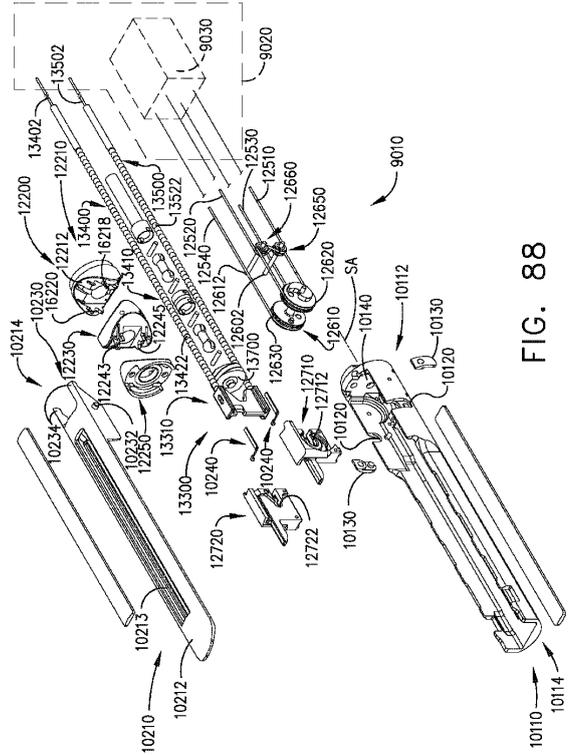


FIG. 88

10

20

【 図 8 9 】

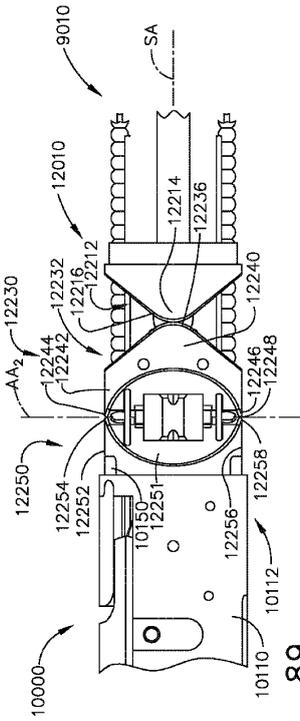


FIG. 89

【 図 9 0 】

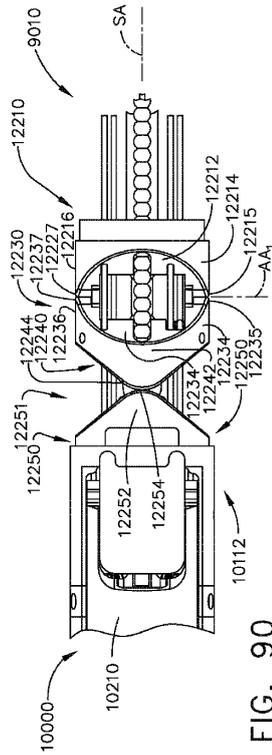


FIG. 90

30

40

50

【 図 9 1 】

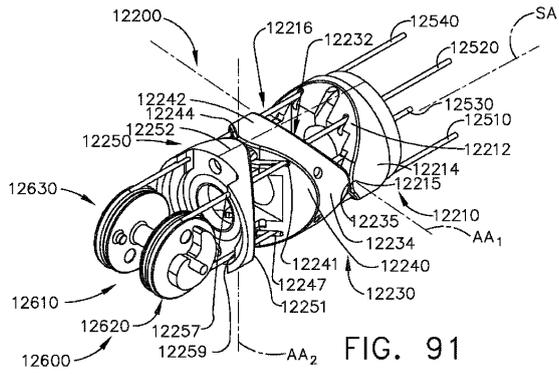


FIG. 91

【 図 9 2 】

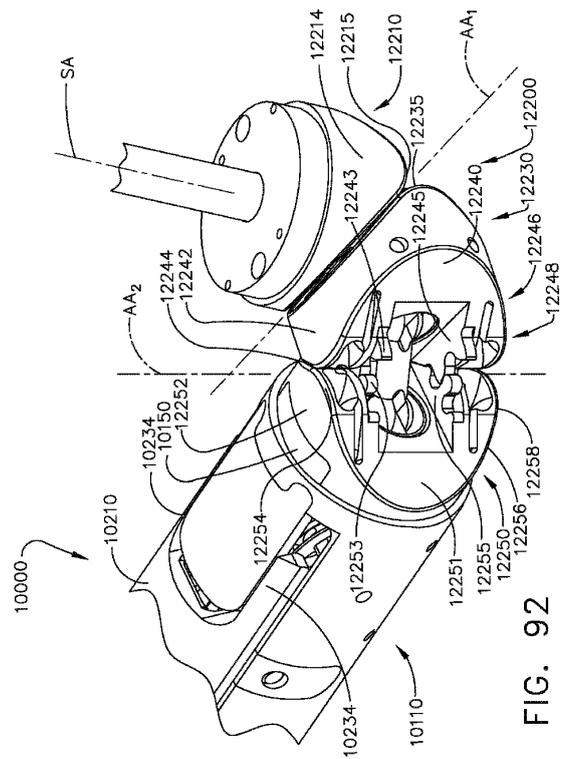


FIG. 92

10
20

【 図 9 3 】

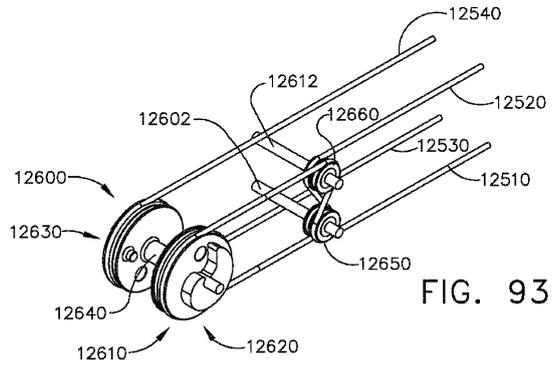


FIG. 93

【 図 9 4 】

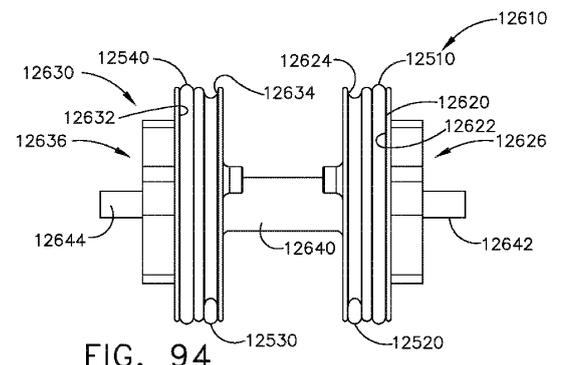


FIG. 94

30
40

【 図 9 5 】

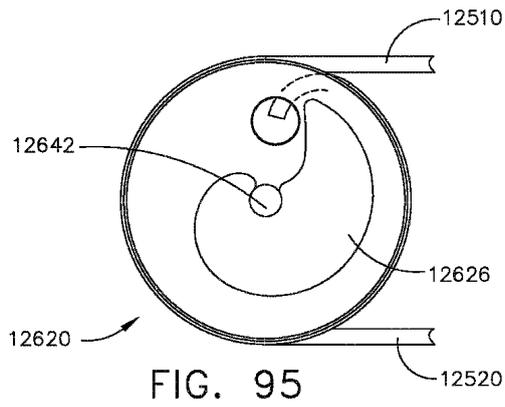


FIG. 95

【 図 9 6 】

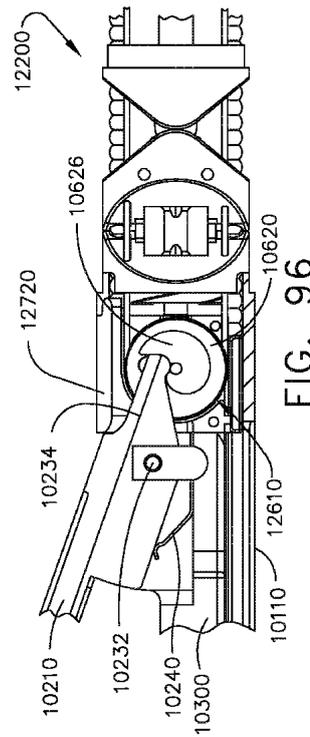


FIG. 96

10

20

【 図 9 7 】

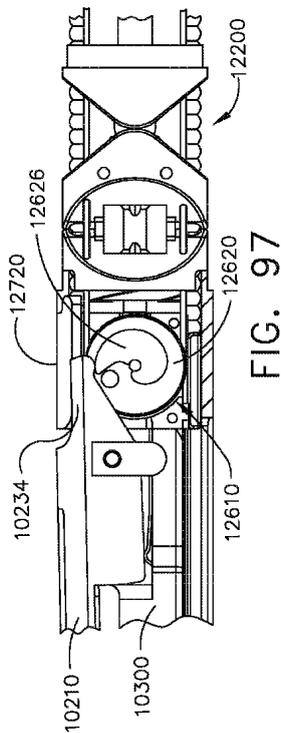


FIG. 97

【 図 9 8 】

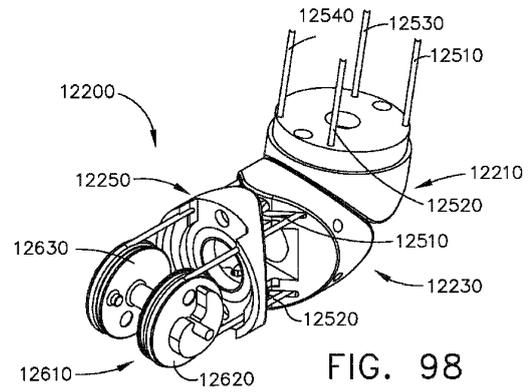


FIG. 98

30

40

50

【 図 9 9 】

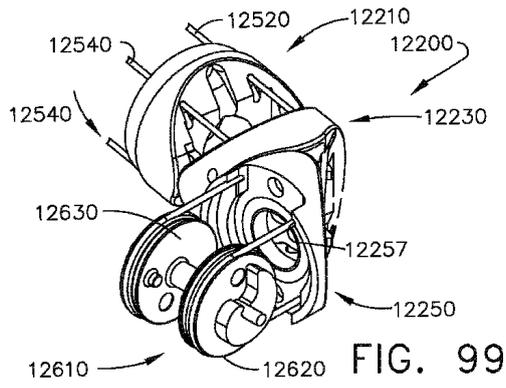


FIG. 99

【 図 1 0 0 】

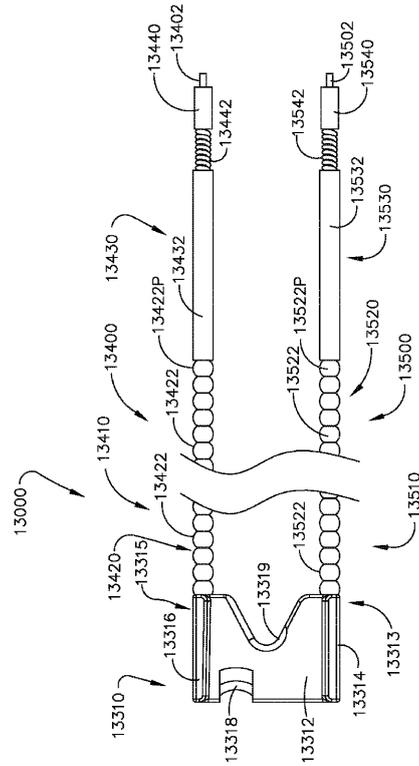


FIG. 100

10

20

【 図 1 0 1 】

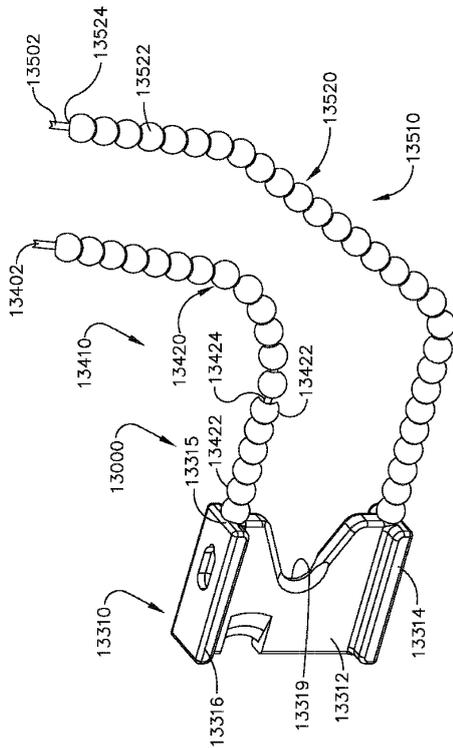


FIG. 101

30

【 図 1 0 2 】

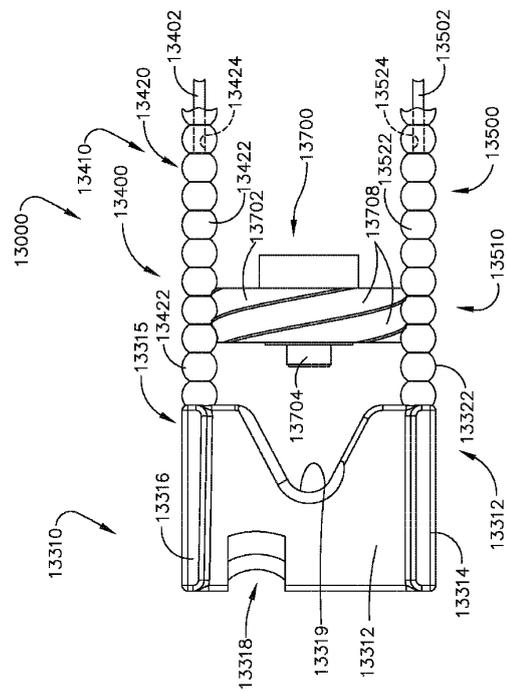


FIG. 102

40

50

【 103 】

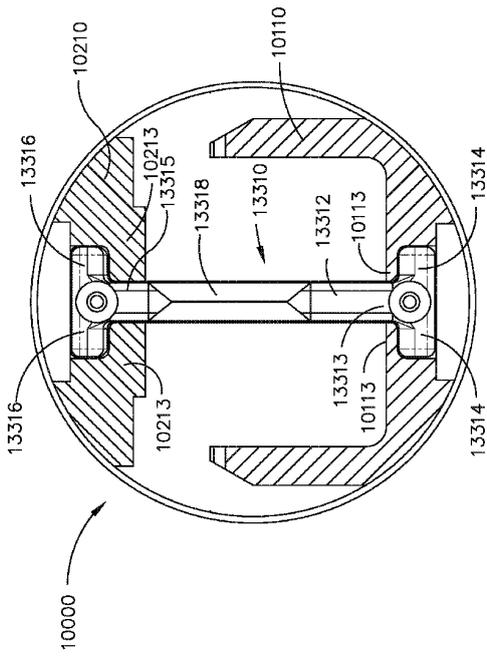


FIG. 103

【 104 】

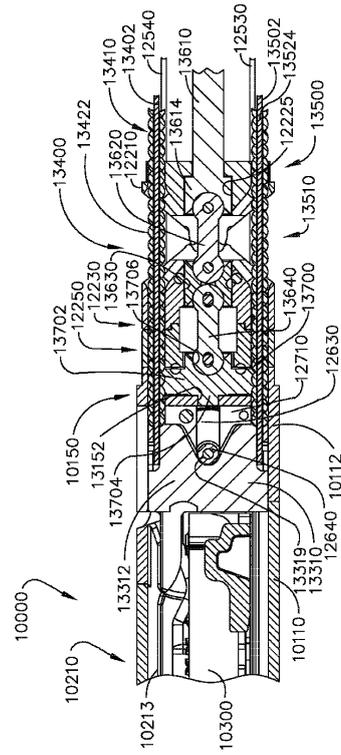


FIG. 104

10

20

【 105 】

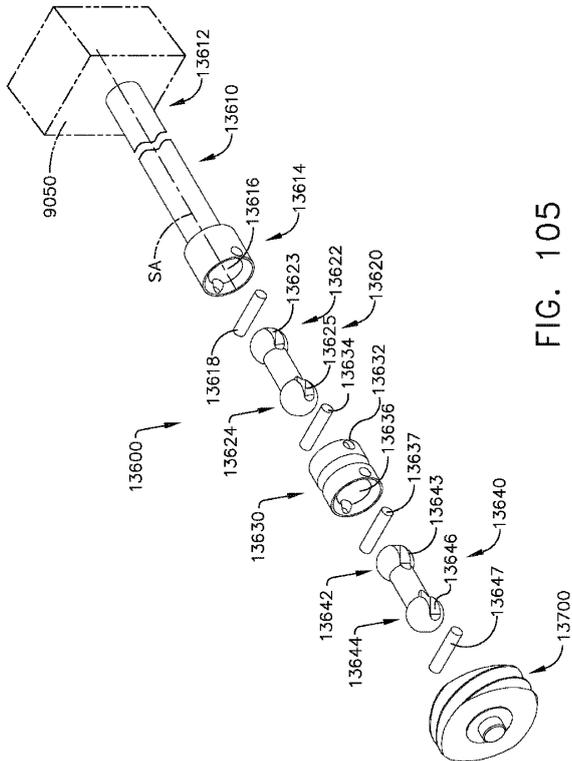


FIG. 105

【 106 】

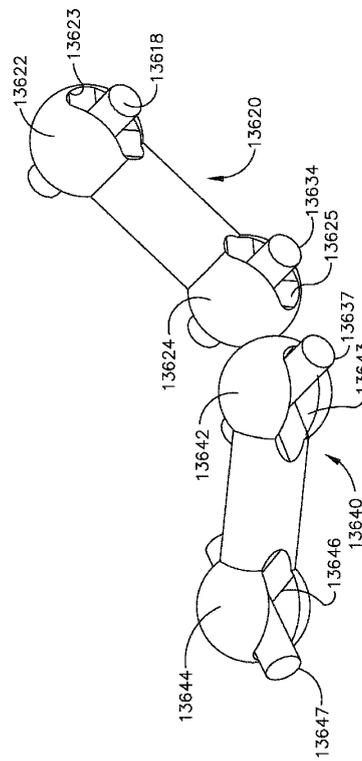


FIG. 106

30

40

50

【 図 1 0 7 】

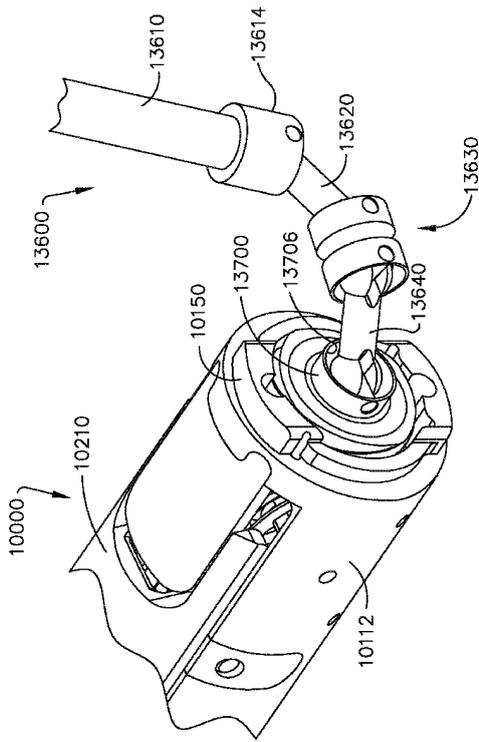


FIG. 107

【 図 1 0 8 】

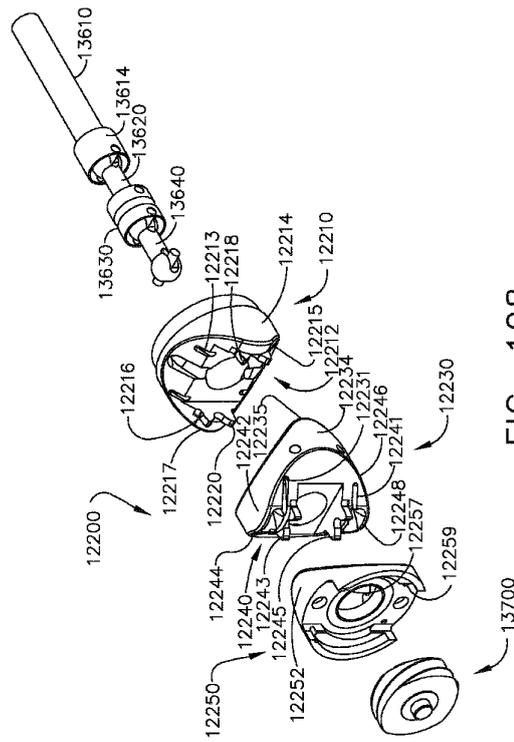


FIG. 108

10

20

【 図 1 0 9 】

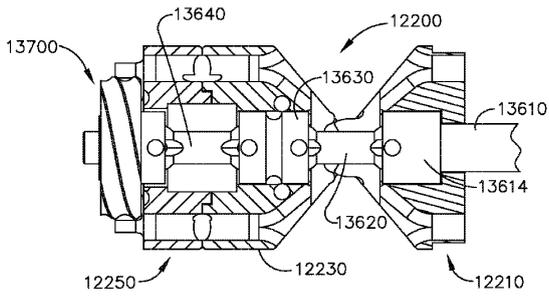


FIG. 109

【 図 1 1 0 】

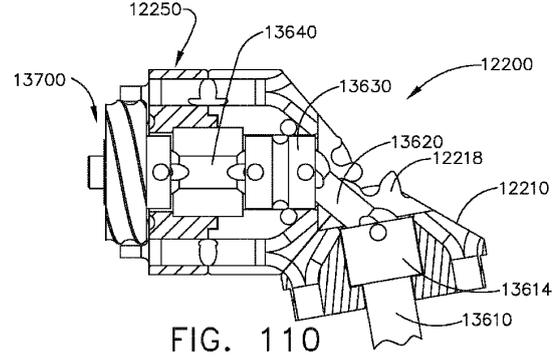


FIG. 110

30

40

50

【 図 1 1 1 】

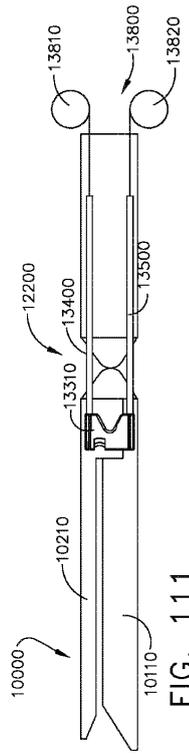


FIG. 111

【 図 1 1 2 】

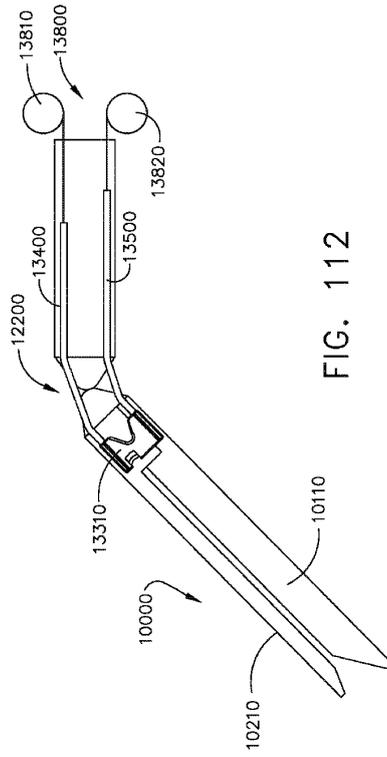


FIG. 112

10

20

【 図 1 1 3 】

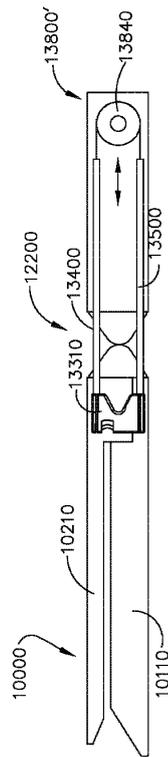


FIG. 113

【 図 1 1 4 】

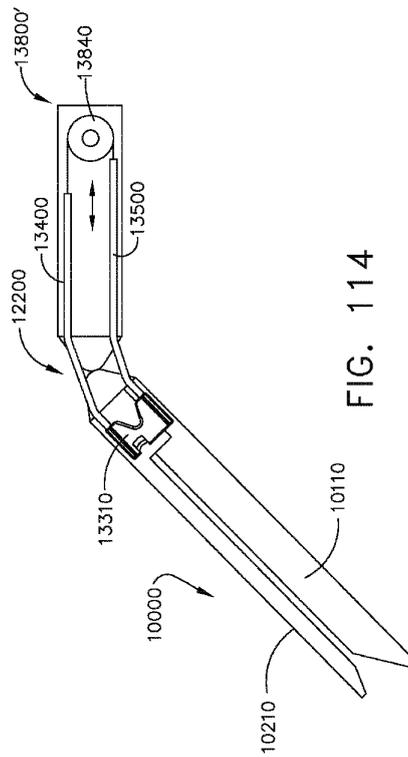


FIG. 114

30

40

50

【 図 1 1 5 】

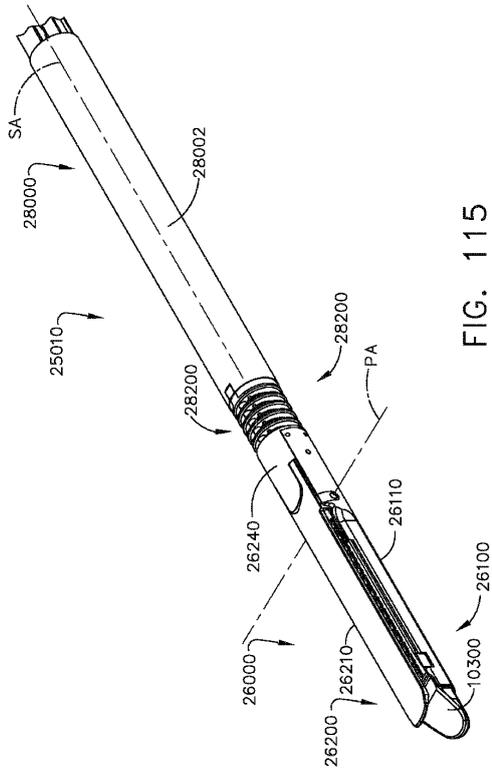


FIG. 115

【 図 1 1 6 】

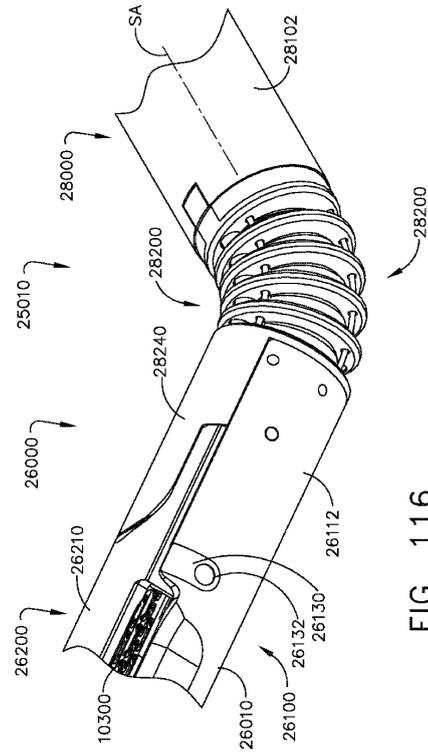


FIG. 116

10

20

【 図 1 1 7 】

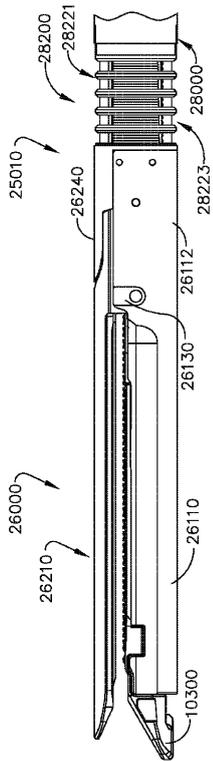


FIG. 117

【 図 1 1 8 】

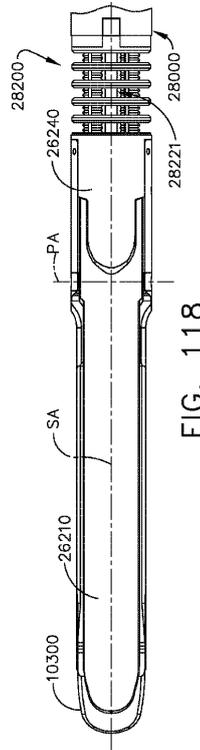


FIG. 118

30

40

50

【 1 2 3 】

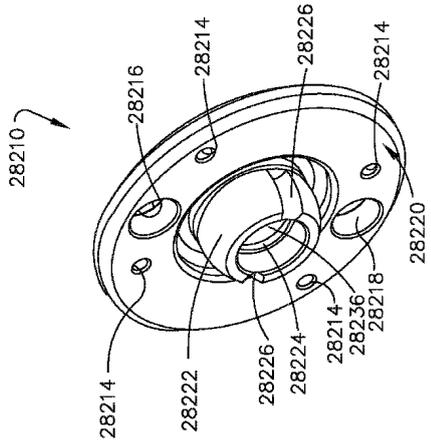


FIG. 123

【 1 2 4 】

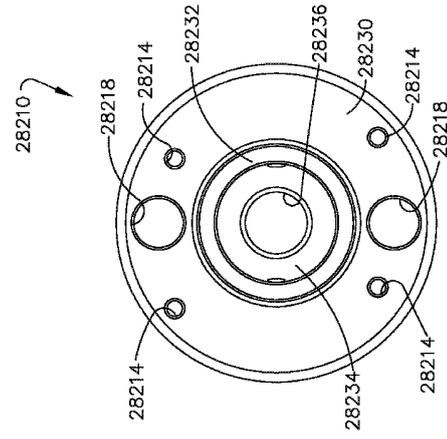


FIG. 124

【 1 2 5 】

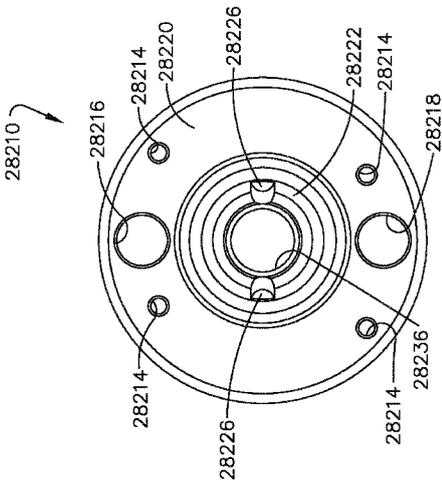


FIG. 125

【 1 2 6 】

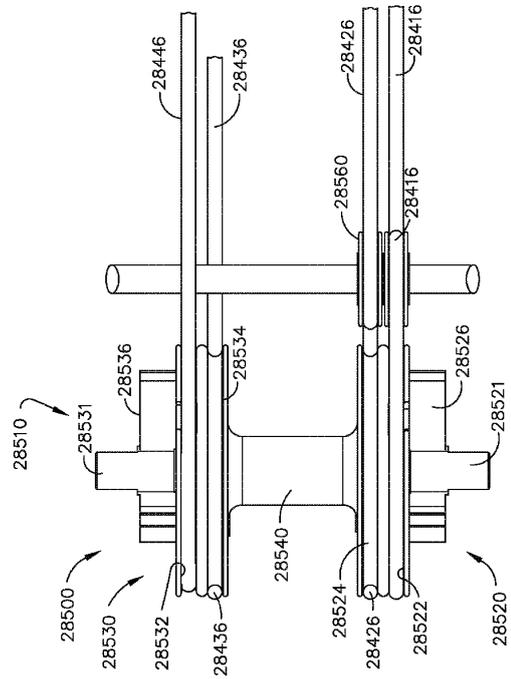


FIG. 126

10

20

30

40

50

【 1 2 7 】

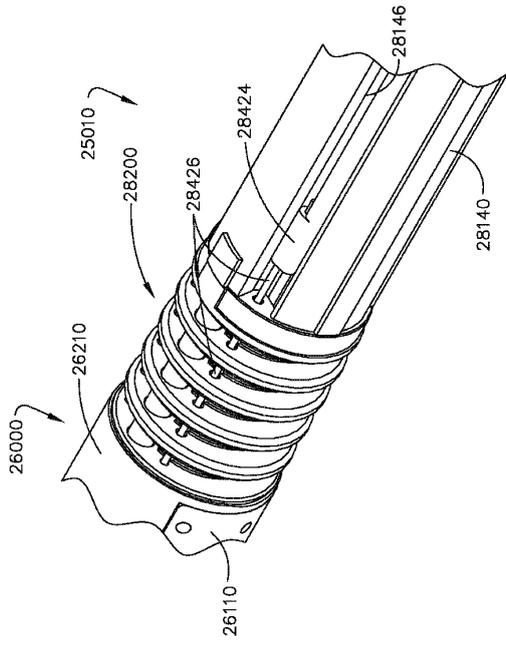


FIG. 127

【 1 2 8 】

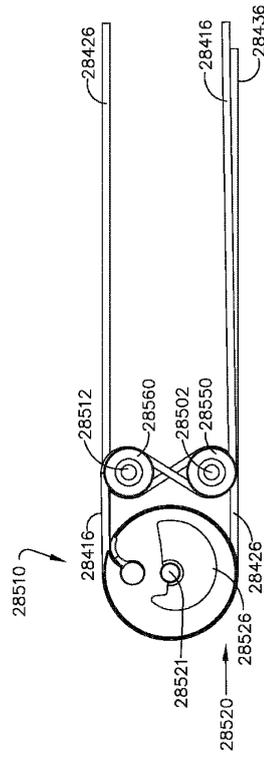


FIG. 128

10

20

【 1 2 9 】

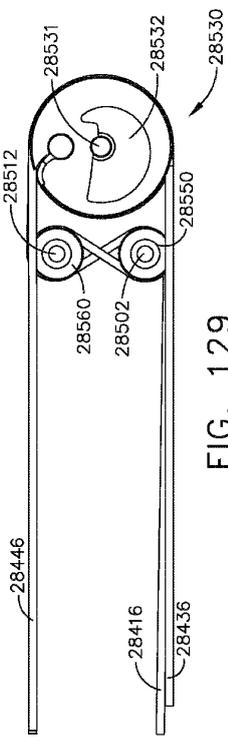


FIG. 129

【 1 3 0 】

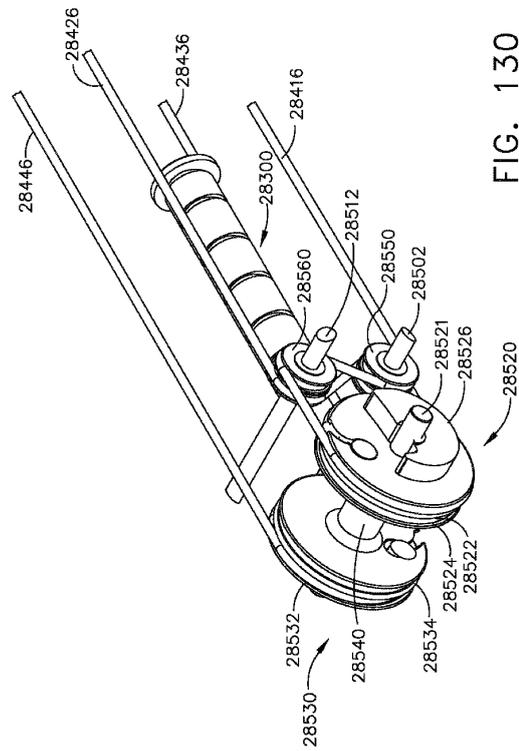


FIG. 130

30

40

50

【 図 1 3 1 】

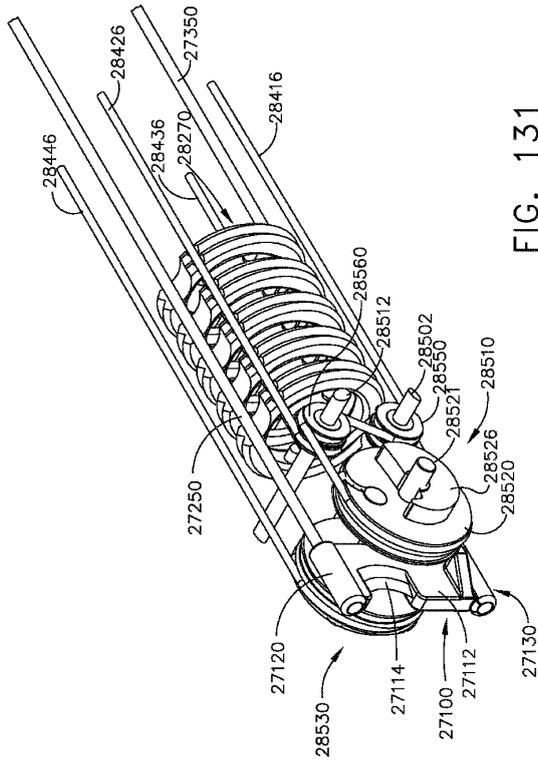


FIG. 131

【 図 1 3 2 】

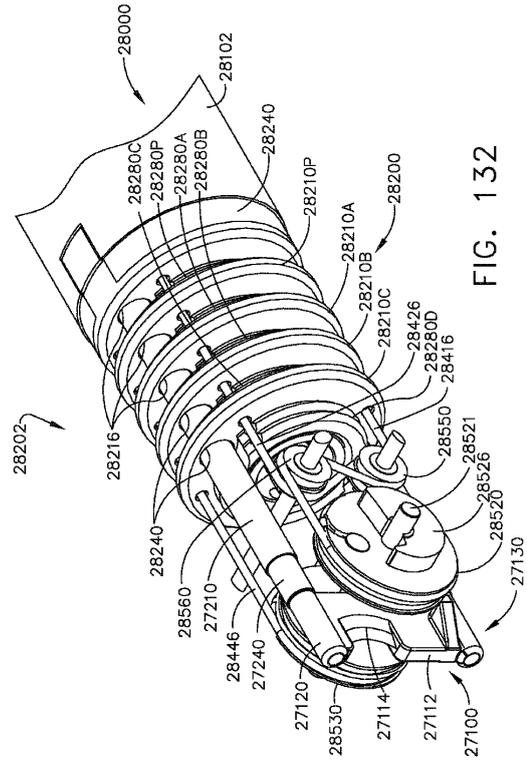


FIG. 132

10

20

【 図 1 3 3 】

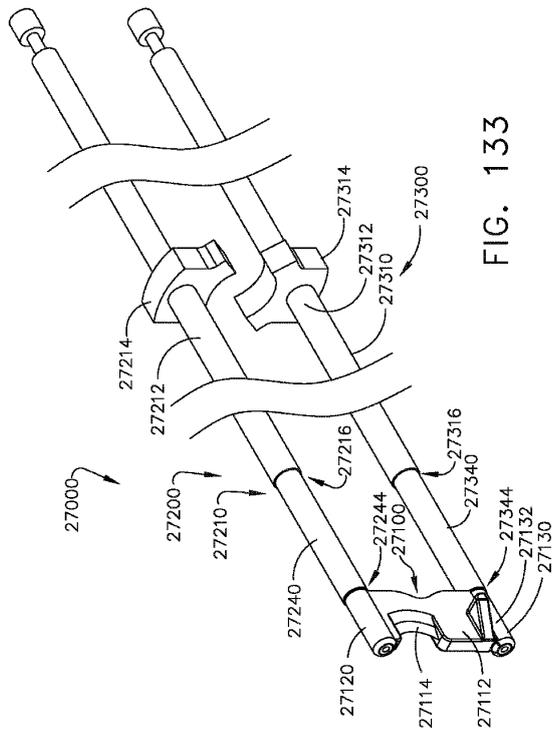


FIG. 133

【 図 1 3 4 】

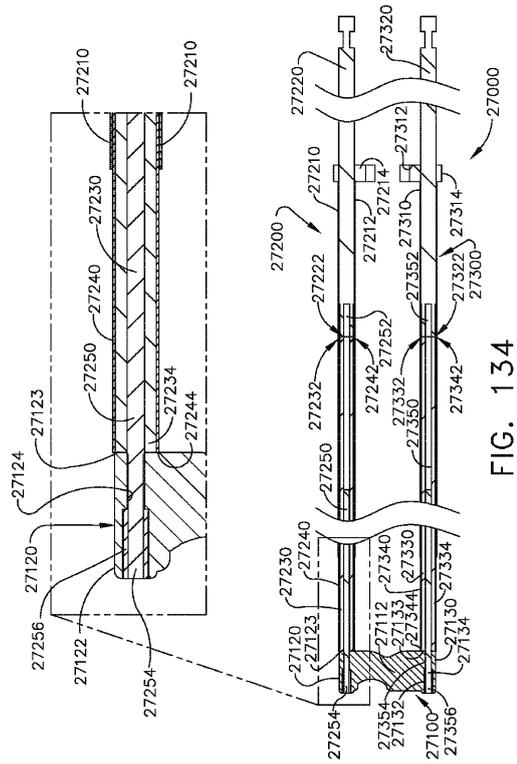


FIG. 134

30

40

50

【 図 1 3 5 】

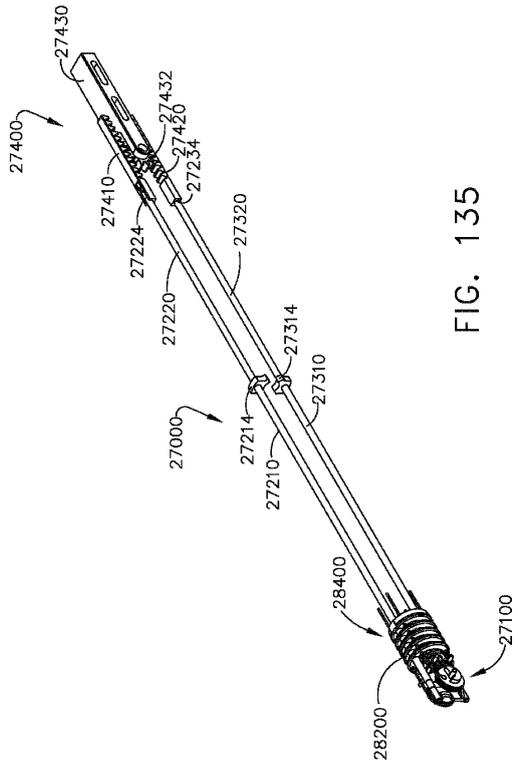


FIG. 135

【 図 1 3 6 】

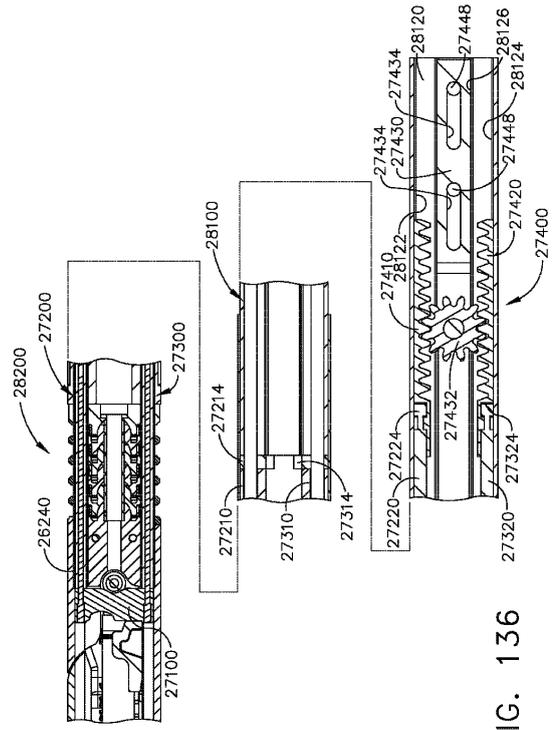


FIG. 136

10

20

【 図 1 3 7 】

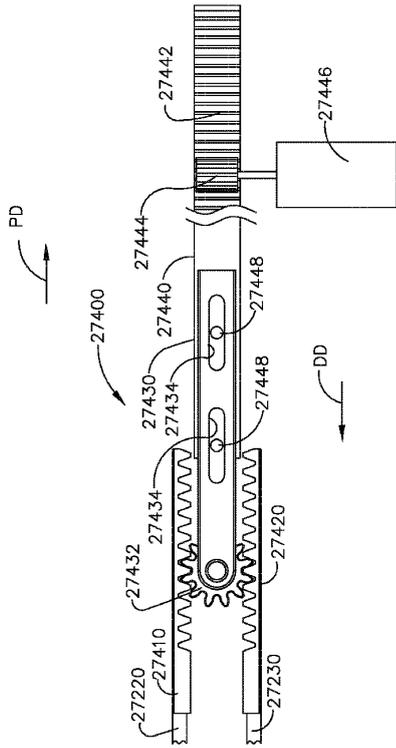


FIG. 137

【 図 1 3 8 】

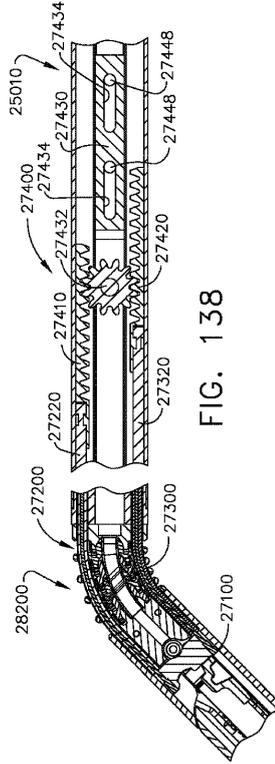


FIG. 138

30

40

50

【 図 1 3 9 】

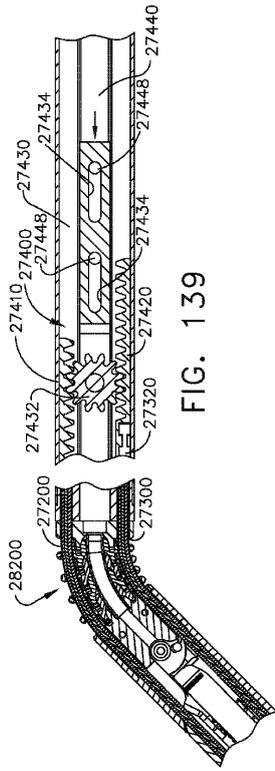


FIG. 139

【 図 1 4 0 】

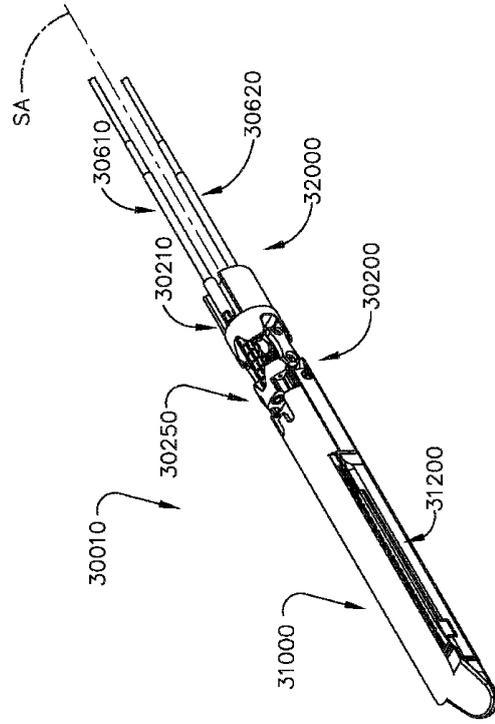


FIG. 140

10

20

【 図 1 4 1 】

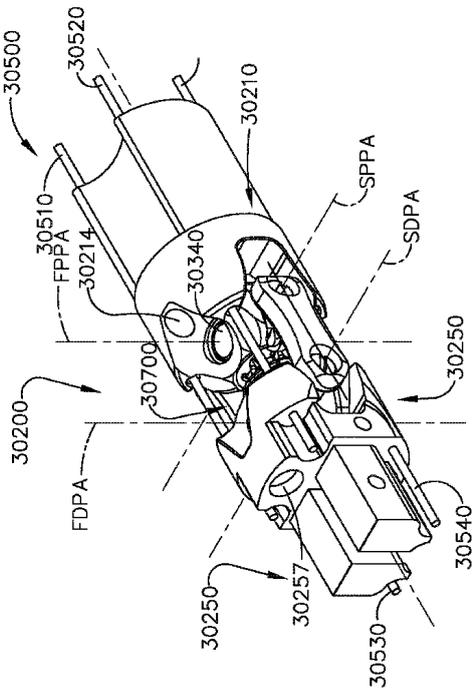


FIG. 141

【 図 1 4 2 】

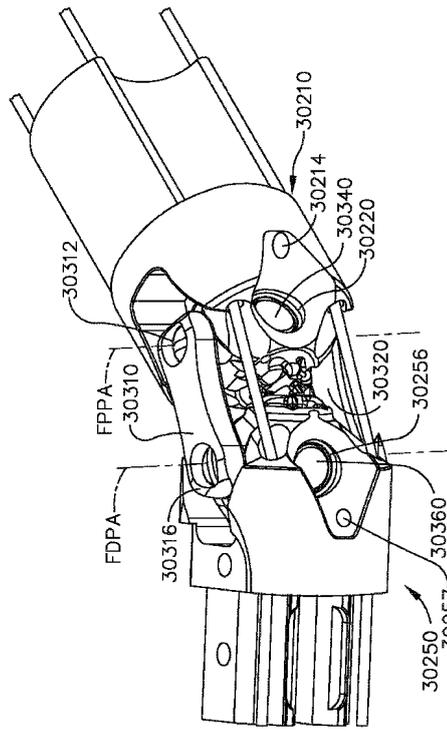


FIG. 142

30

40

50

【 図 1 4 3 】

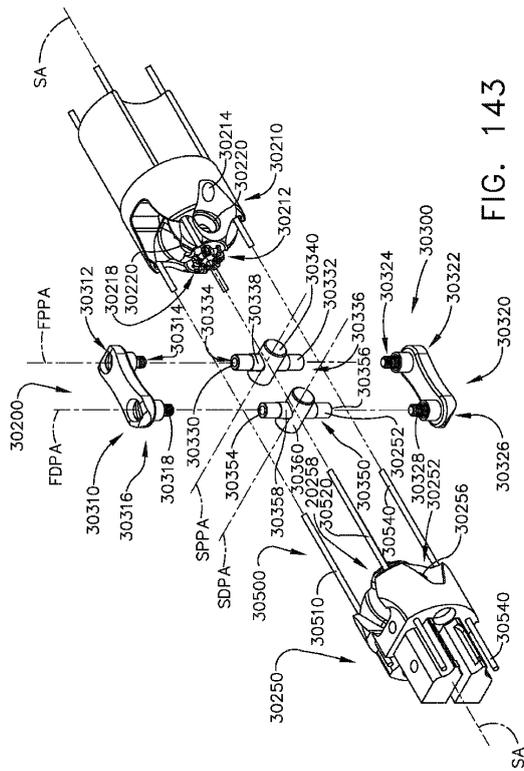


FIG. 143

【 図 1 4 4 】

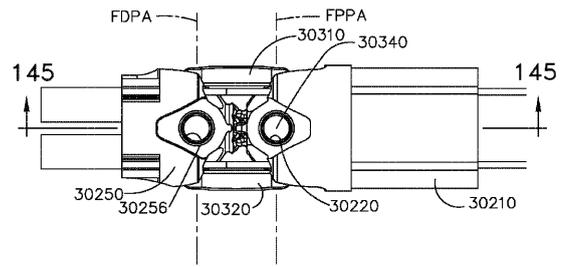


FIG. 144

10

20

【 図 1 4 5 】

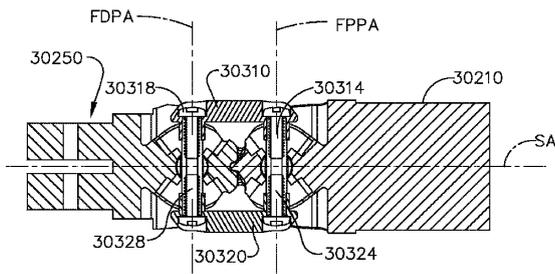


FIG. 145

【 図 1 4 6 】

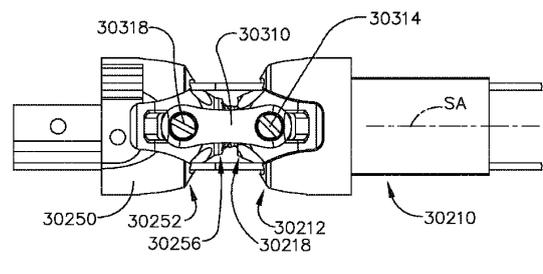


FIG. 146

30

40

50

【 図 1 4 7 】

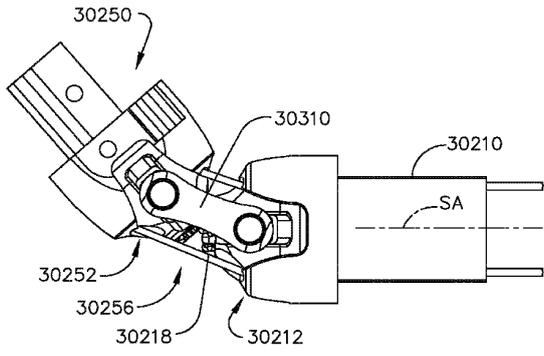


FIG. 147

【 図 1 4 8 】

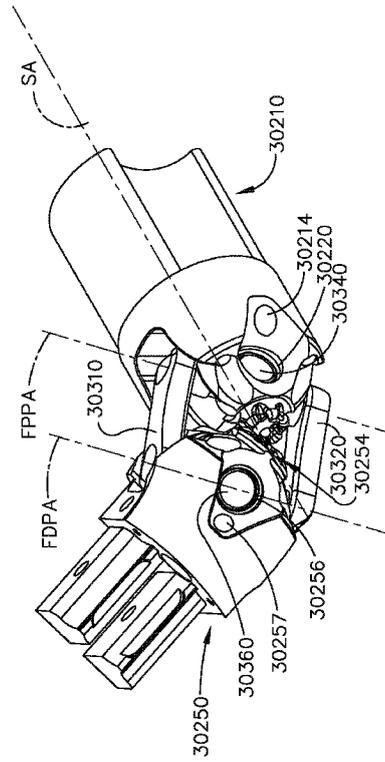


FIG. 148

10

20

【 図 1 4 9 】

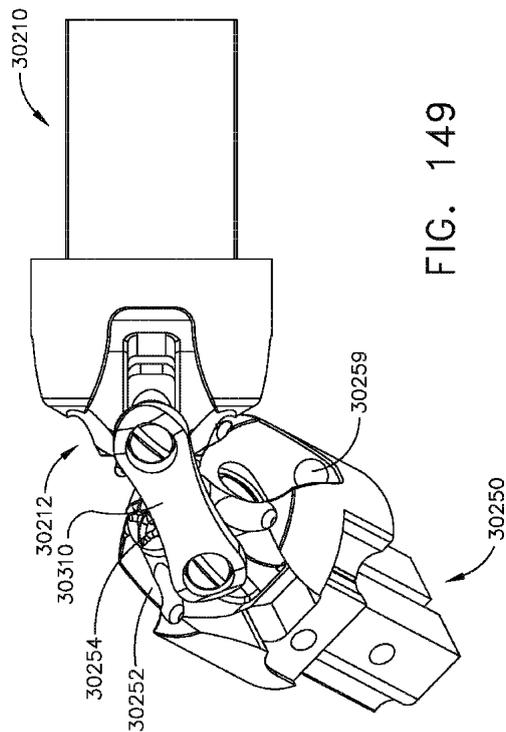


FIG. 149

【 図 1 5 0 】

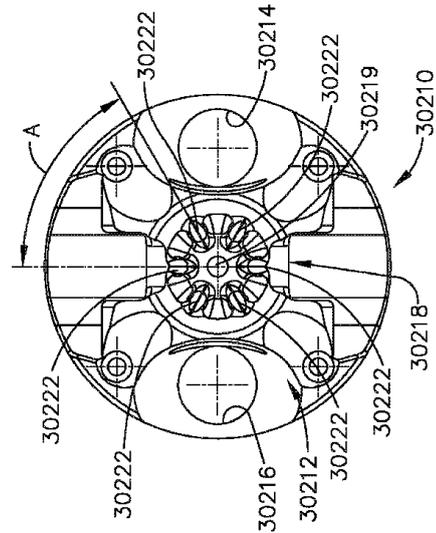


FIG. 150

30

40

50

【 図 1 5 1 】

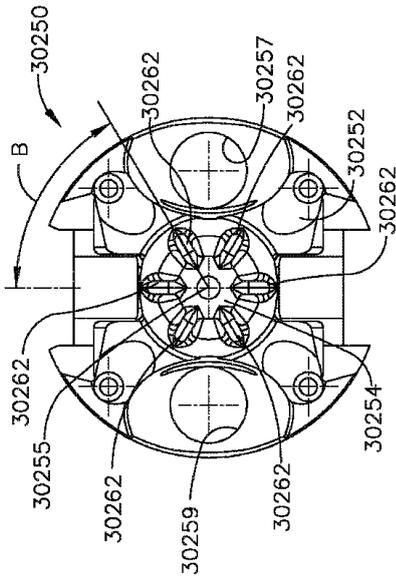


FIG. 151

【 図 1 5 2 】

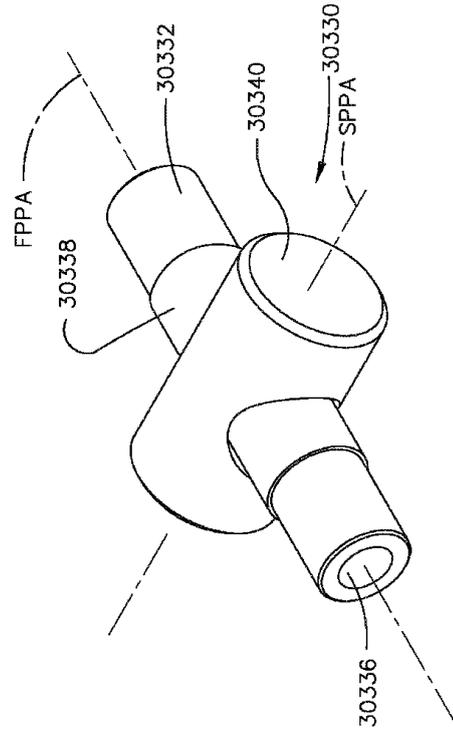


FIG. 152

10

20

【 図 1 5 3 】

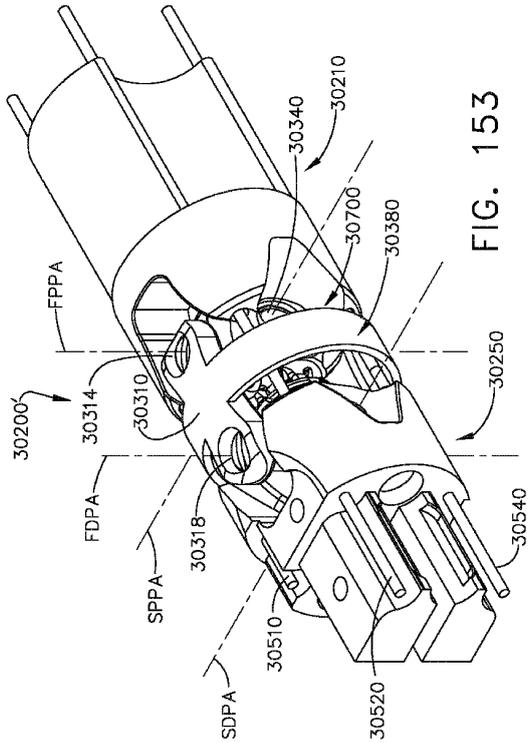


FIG. 153

【 図 1 5 4 】

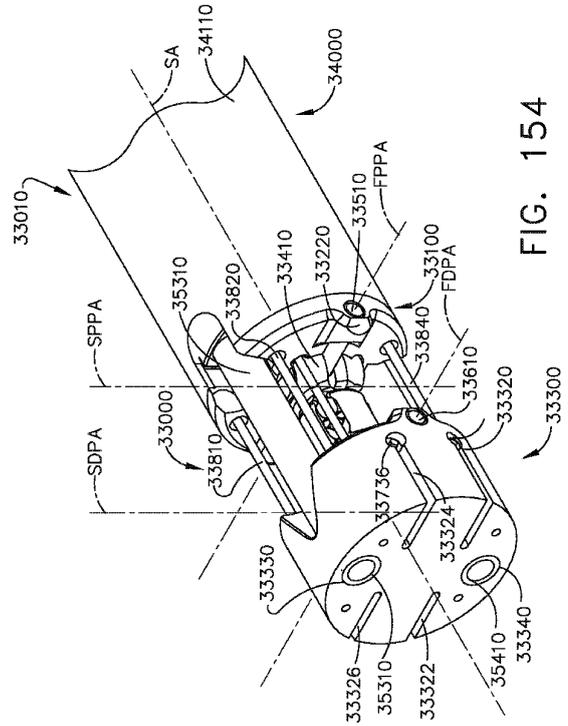


FIG. 154

30

40

50

【 図 1 5 5 】

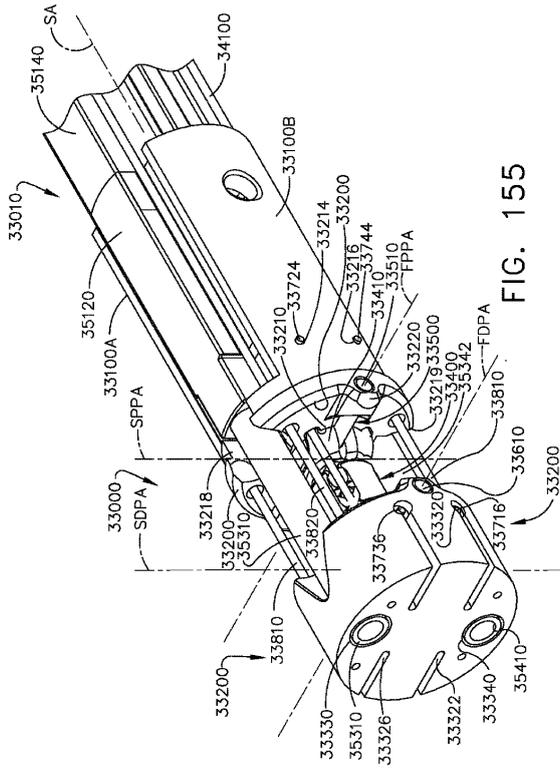


FIG. 155

【 図 1 5 6 】

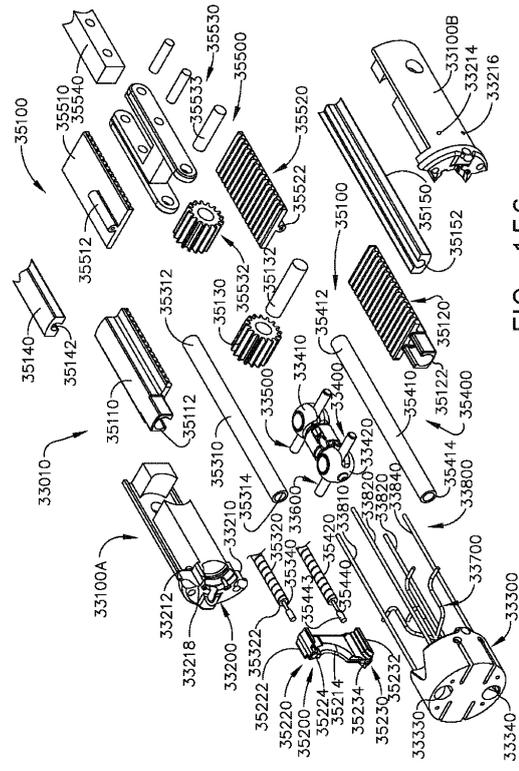


FIG. 156

【 図 1 5 7 】

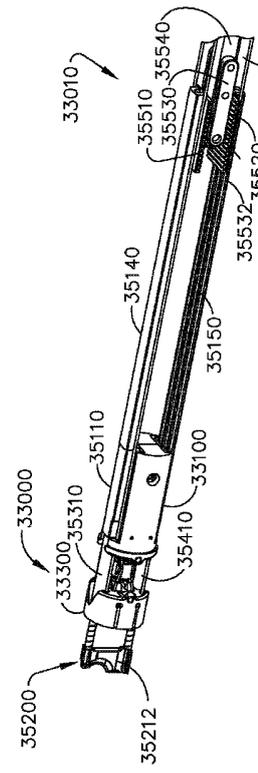


FIG. 157

【 図 1 5 8 】

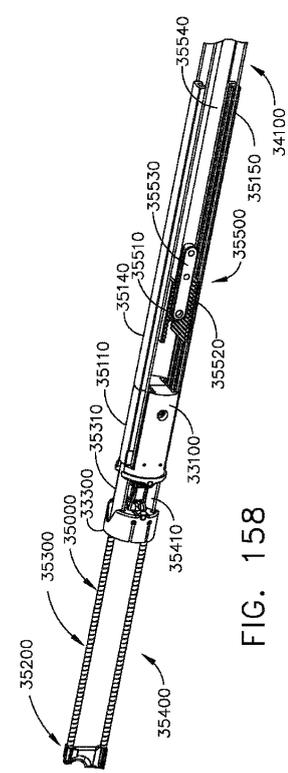


FIG. 158

10

20

30

40

50

【 159 】

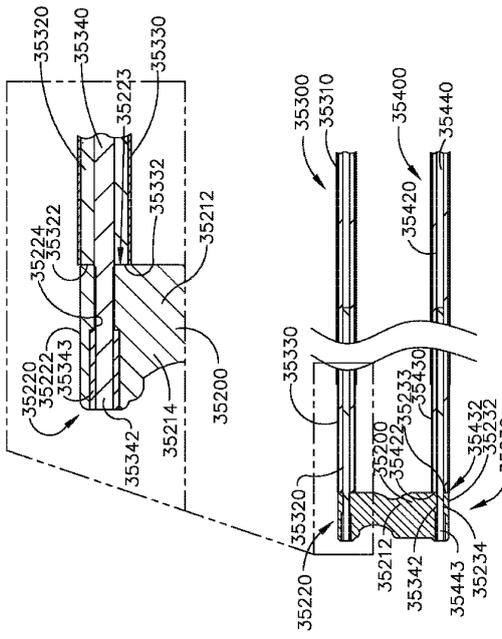


FIG. 159

【 160 】

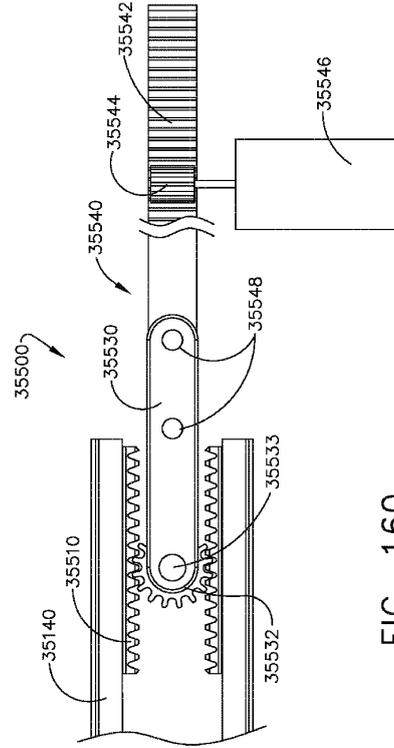


FIG. 160

10

20

【 161 】

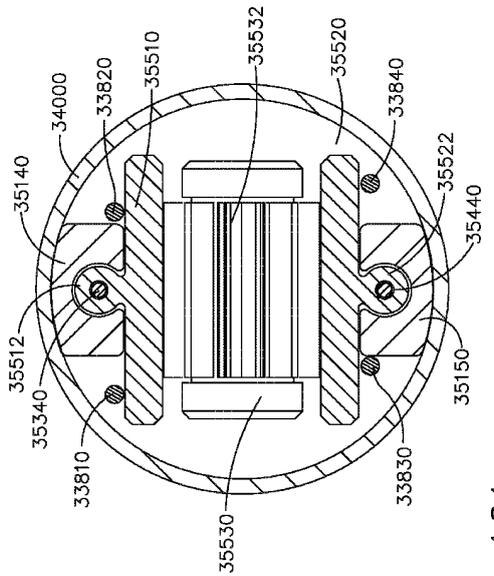


FIG. 161

【 162 】

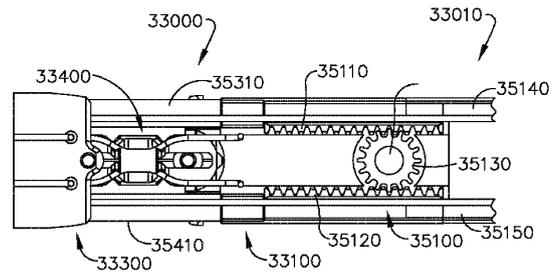


FIG. 162

30

40

50

【 167 】

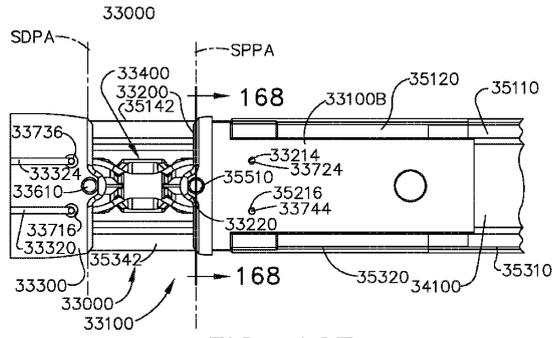


FIG. 167

【 168 】

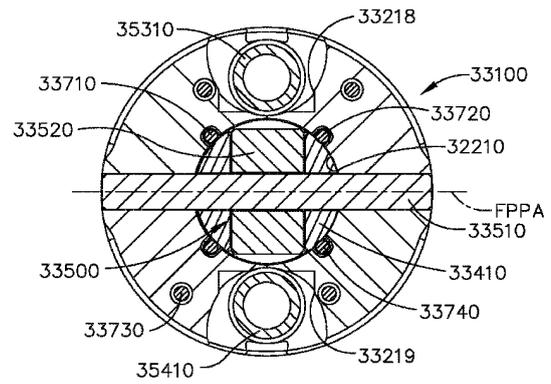


FIG. 168

10

【 169 】

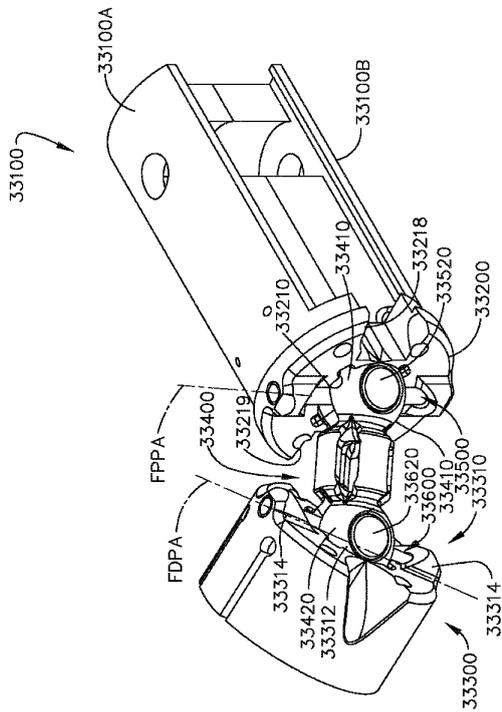


FIG. 169

【 170 】

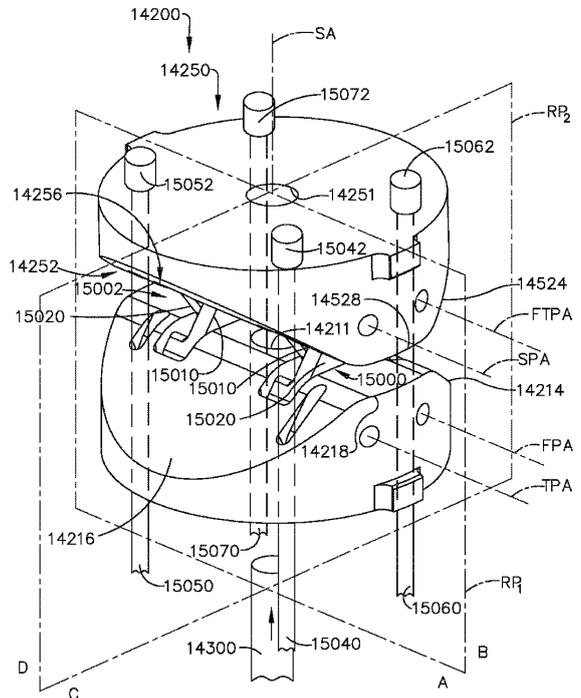


FIG. 170

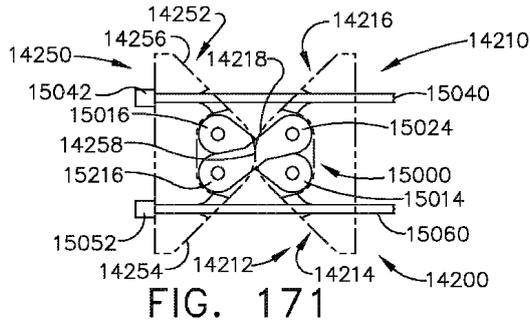
20

30

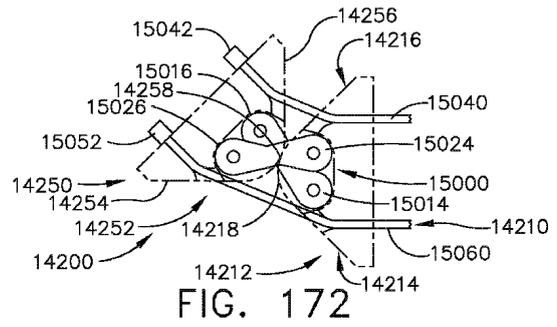
40

50

【 図 1 7 1 】

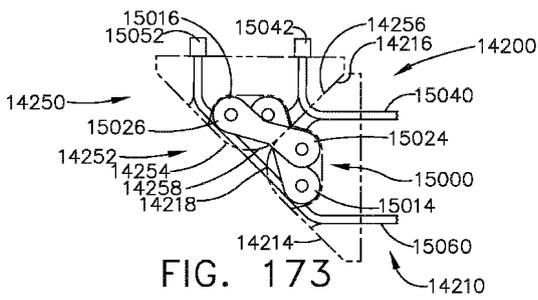


【 図 1 7 2 】

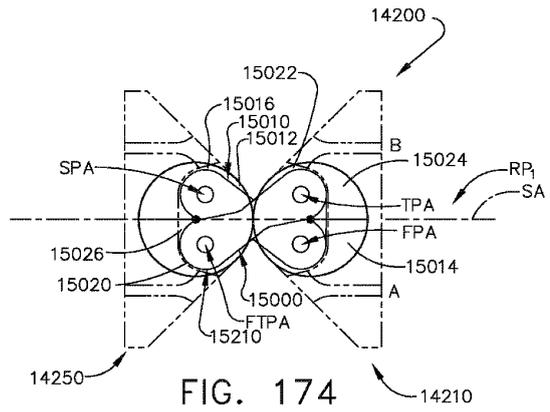


10

【 図 1 7 3 】



【 図 1 7 4 】



20

30

40

50

【 図 175 】

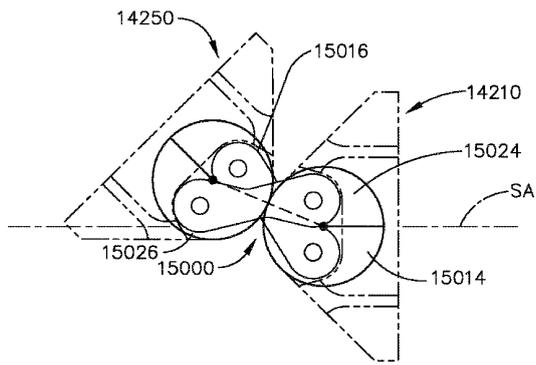


FIG. 175

【 図 176 】

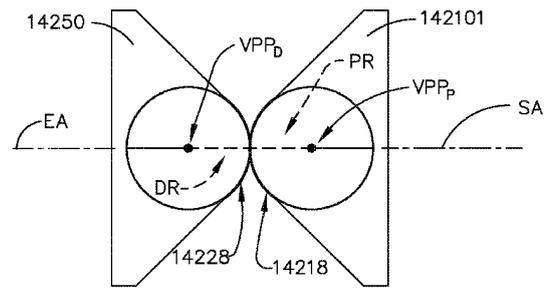


FIG. 176

10

【 図 177 】

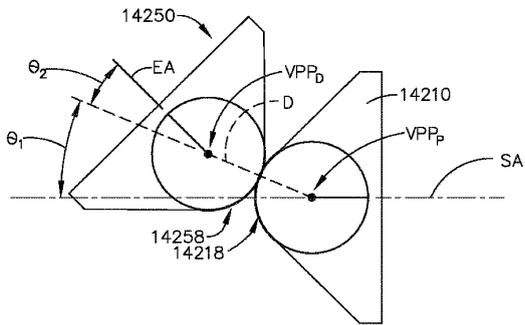


FIG. 177

【 図 178 】

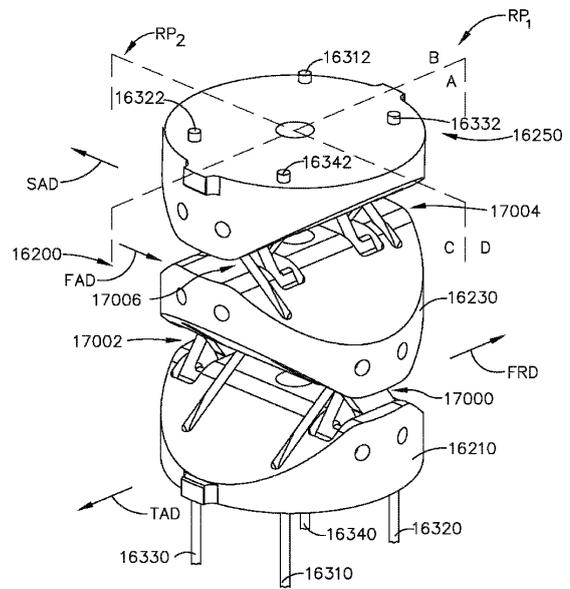


FIG. 178

20

30

40

50

【 図 1 7 9 】

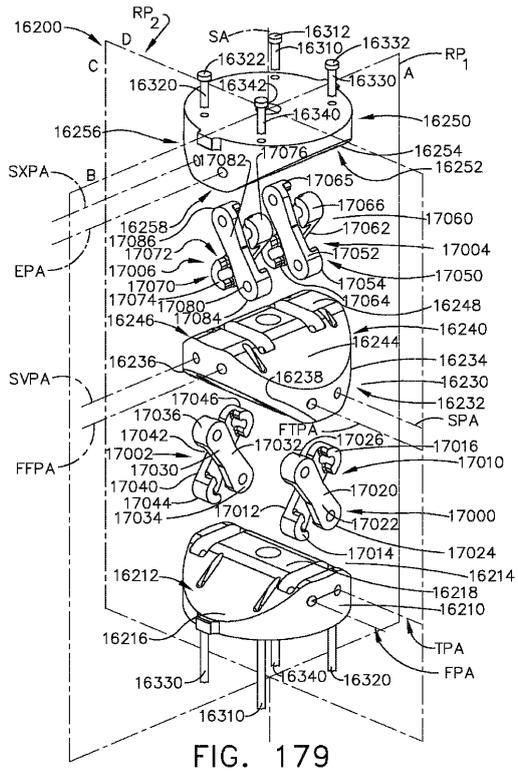


FIG. 179

【 図 1 8 0 】

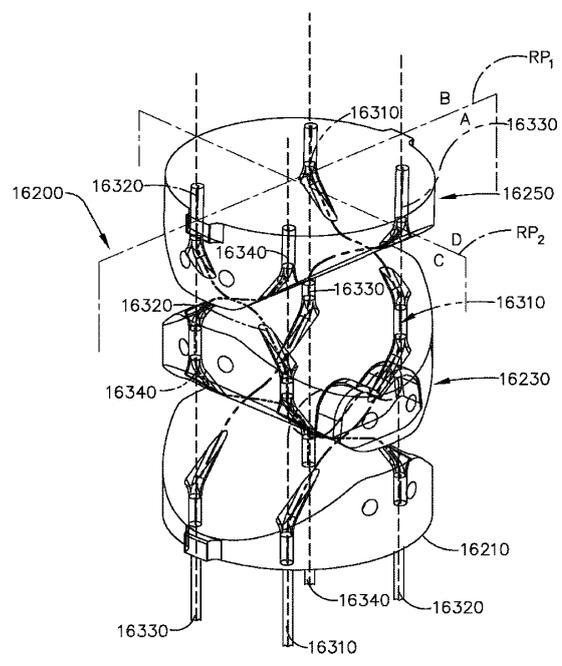


FIG. 180

10
20

【 図 1 8 1 】

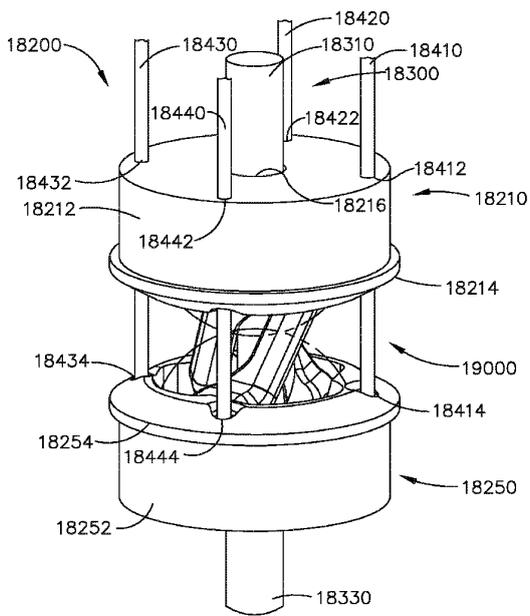


FIG. 181

【 図 1 8 2 】

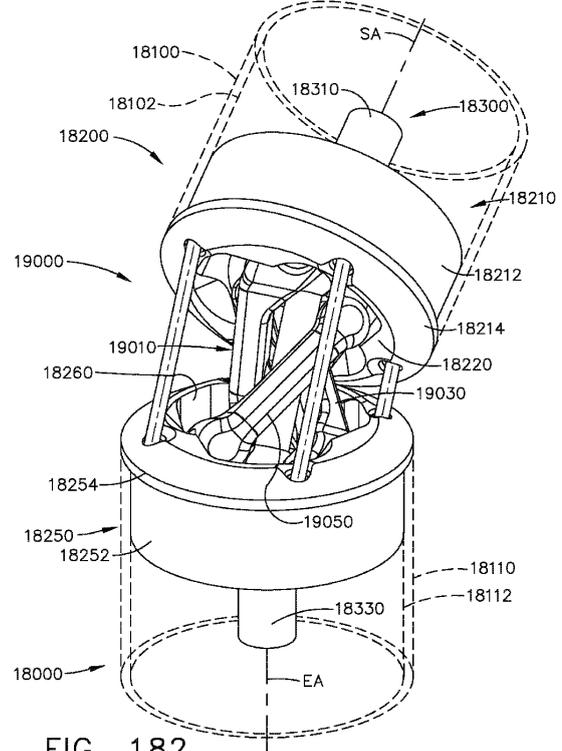


FIG. 182

30
40

【 図 1 8 3 】

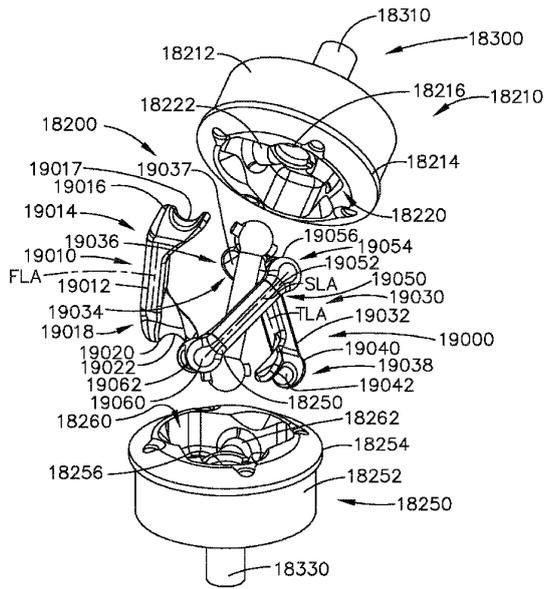


FIG. 183

【 図 1 8 4 】

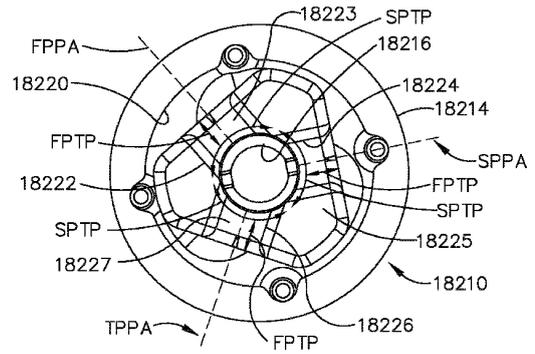


FIG. 184

10

20

【 図 1 8 5 】

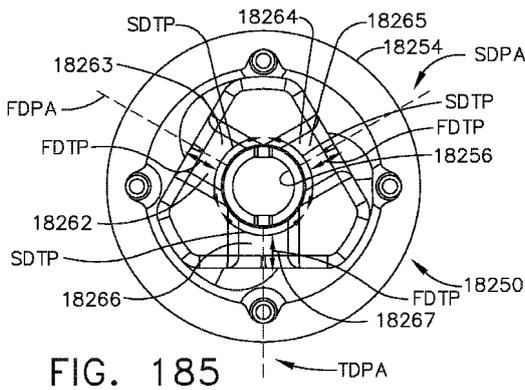


FIG. 185

【 図 1 8 6 】

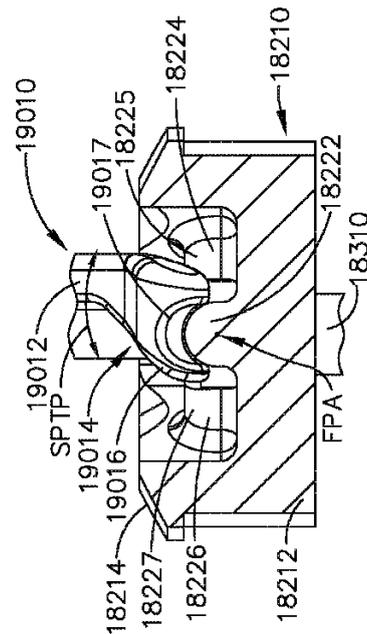


FIG. 186

30

40

50

【 図 1 8 7 】

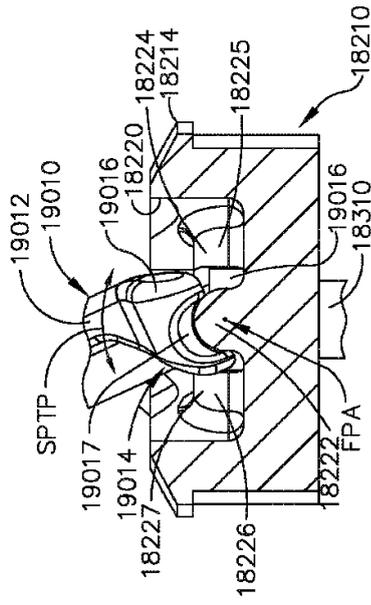


FIG. 187

【 図 1 8 8 】

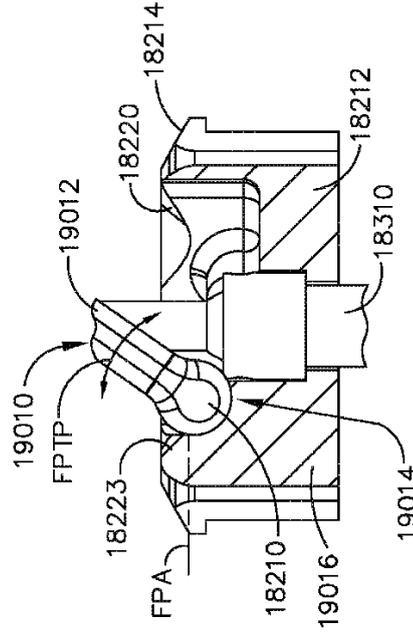


FIG. 188

10

20

【 図 1 8 9 】

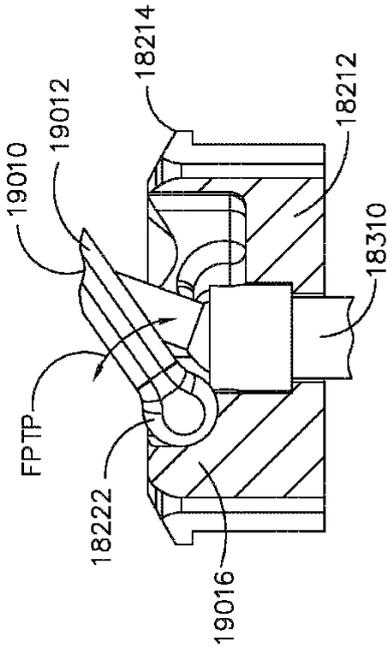


FIG. 189

【 図 1 9 0 】

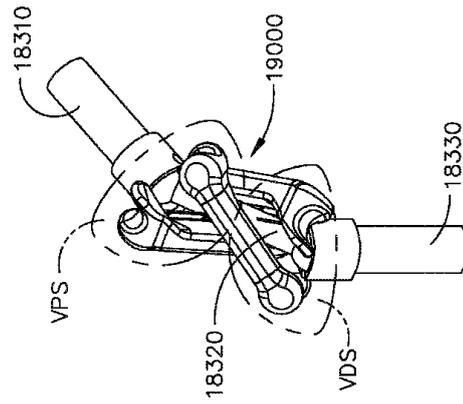


FIG. 190

30

40

50

【 図 1 9 1 】

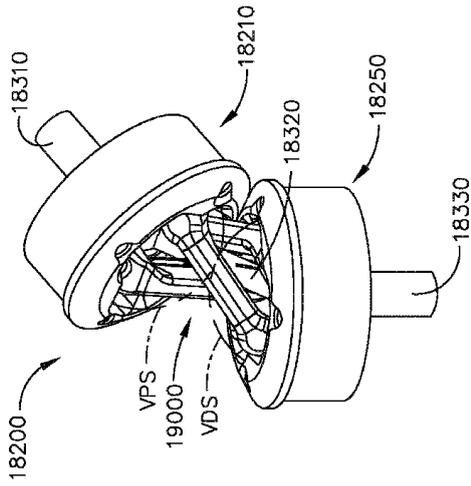


FIG. 191

【 図 1 9 2 】

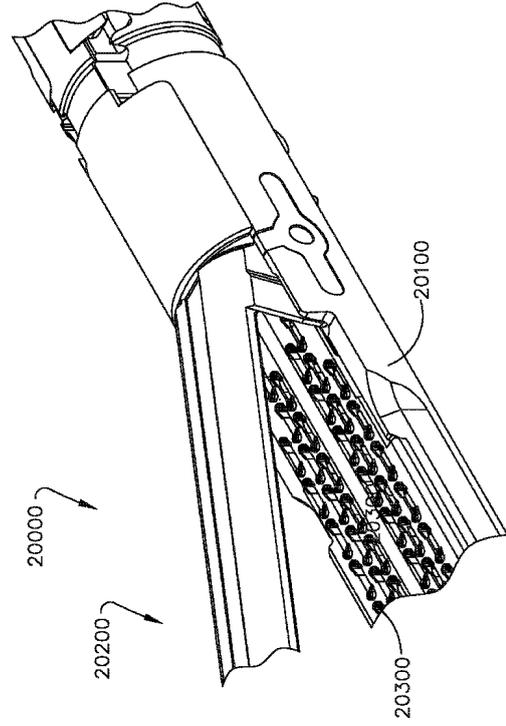


FIG. 192

10

20

【 図 1 9 3 】

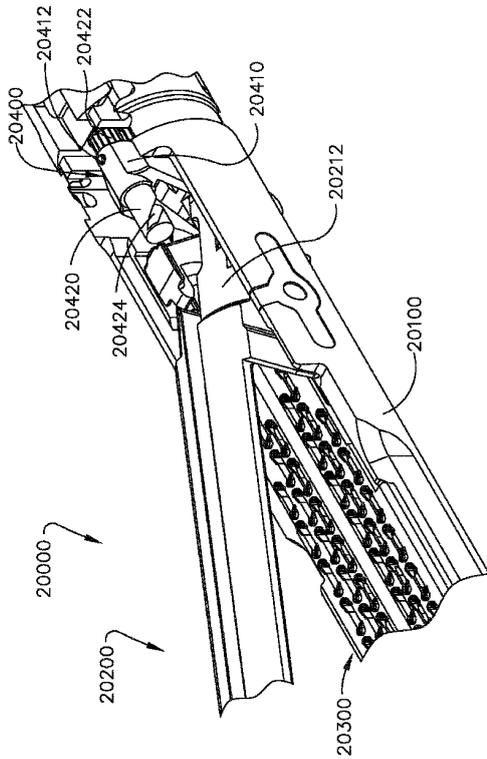


FIG. 193

【 図 1 9 4 】

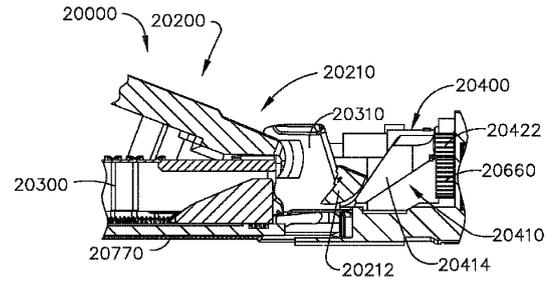


FIG. 194

30

40

50

【 図 1 9 5 】

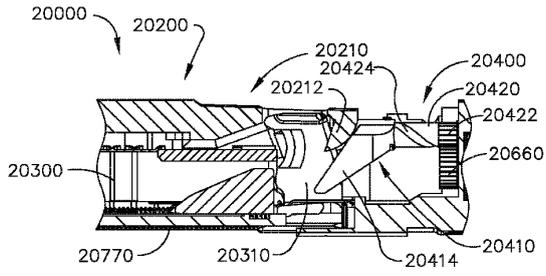


FIG. 195

【 図 1 9 6 】

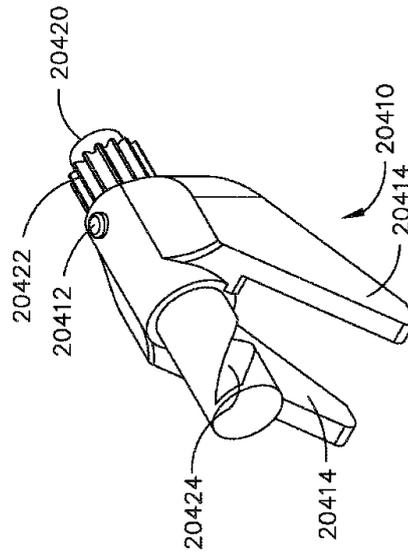


FIG. 196

10

20

【 図 1 9 7 】

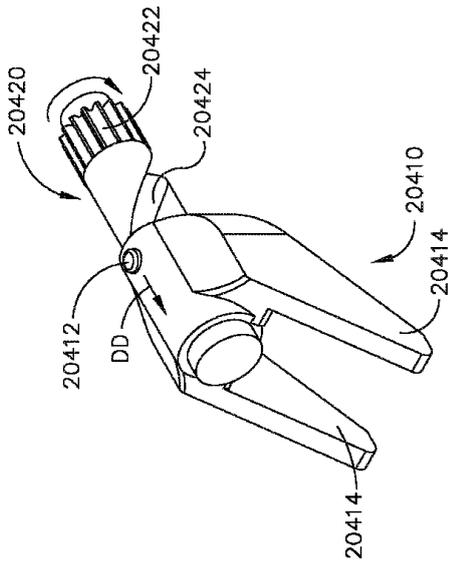


FIG. 197

【 図 1 9 8 】

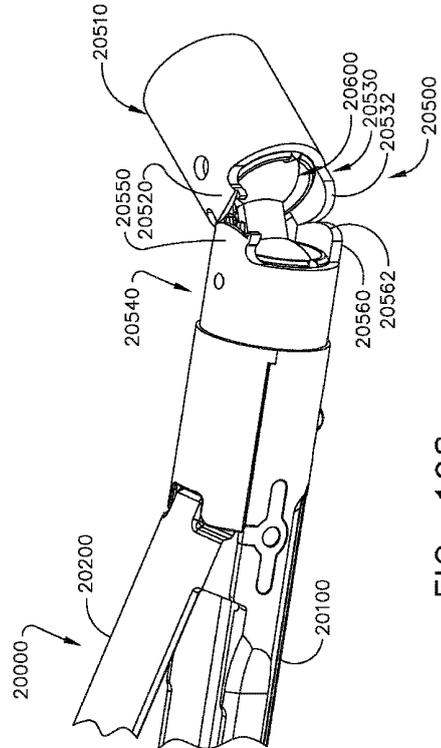


FIG. 198

30

40

50

【 図 1 9 9 】

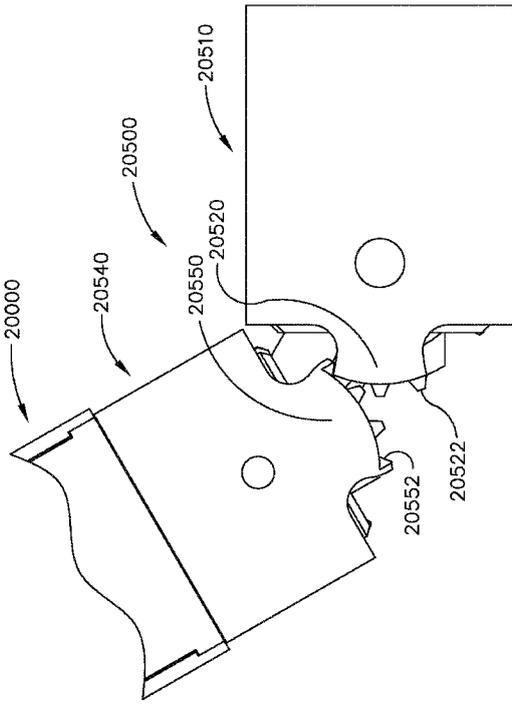


FIG. 199

【 図 2 0 0 】

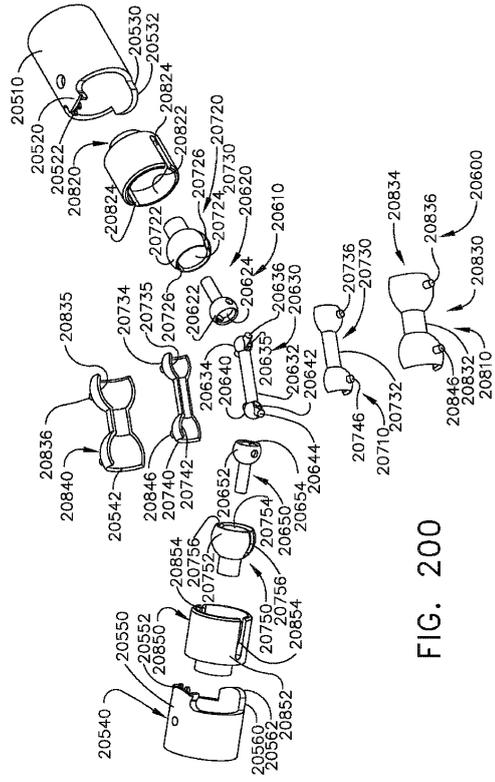


FIG. 200

10

20

【 図 2 0 1 】

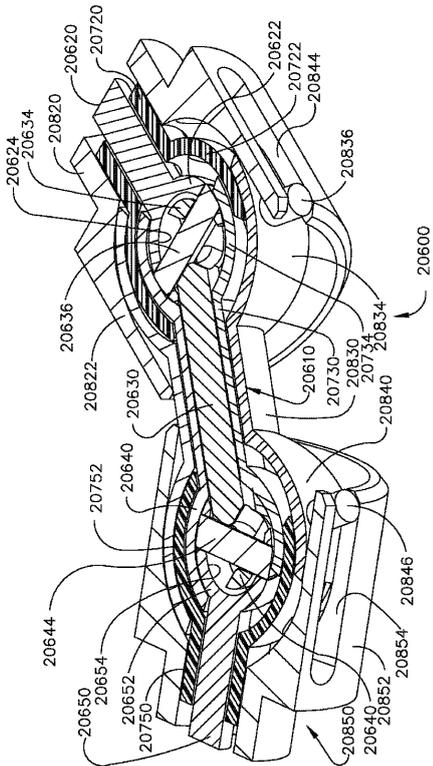


FIG. 201

【 図 2 0 2 】

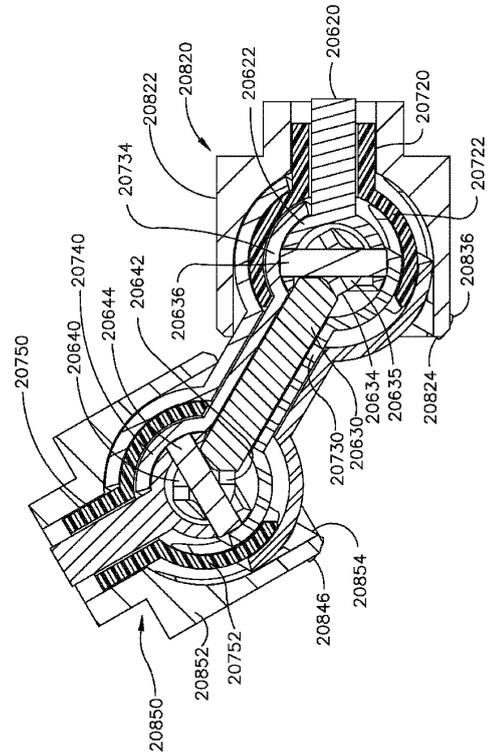


FIG. 202

30

40

50

【 図 2 0 3 】

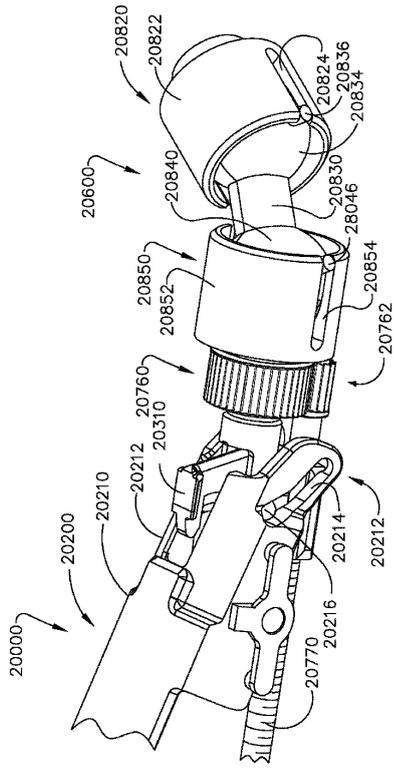


FIG. 203

【 図 2 0 4 】

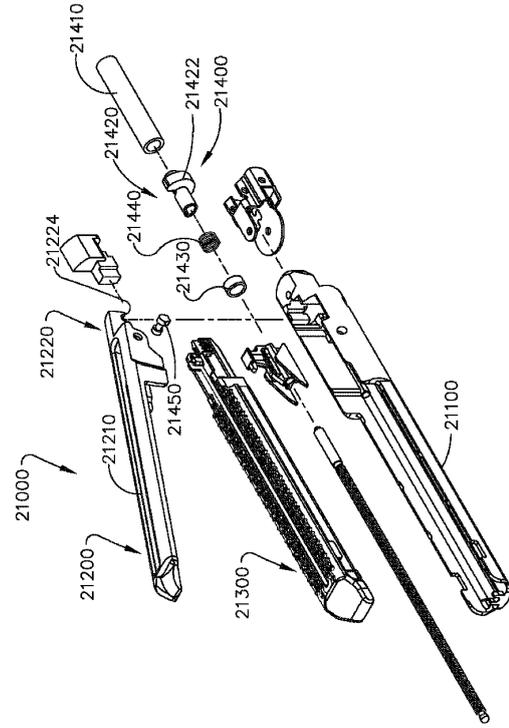


FIG. 204

10

20

【 図 2 0 5 】

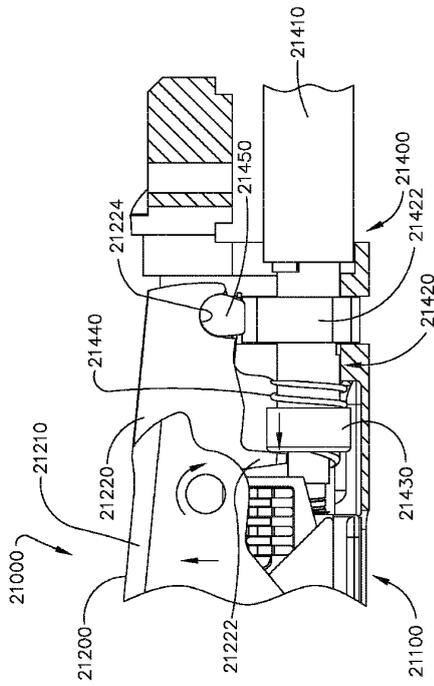


FIG. 205

【 図 2 0 6 】

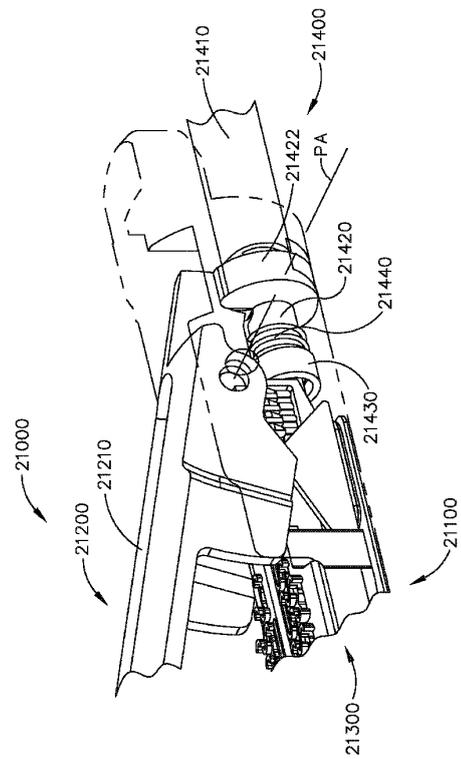


FIG. 206

30

40

50

【 図 2 0 7 】

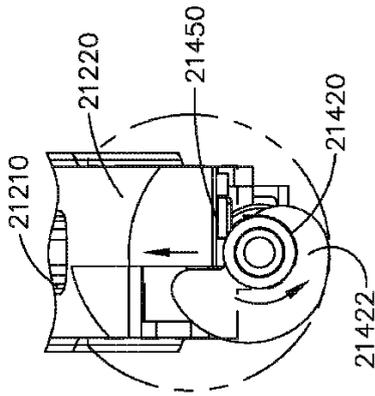


FIG. 207

【 図 2 0 8 】

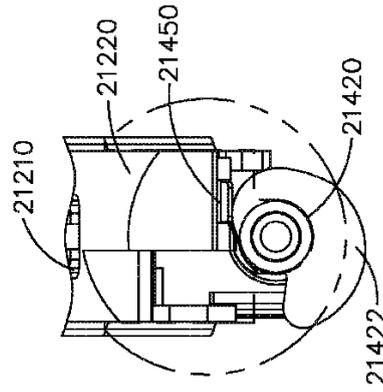


FIG. 208

【 図 2 0 9 】

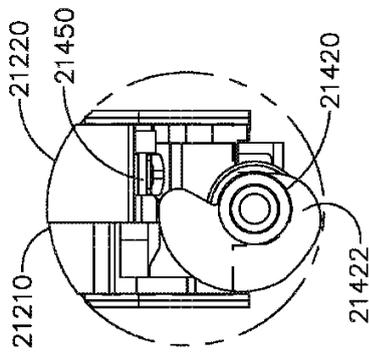


FIG. 209

【 図 2 1 0 】

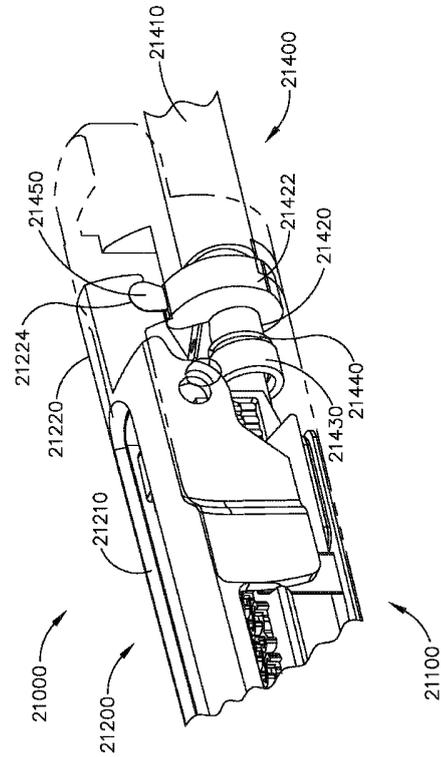


FIG. 210

10

20

30

40

50

【 2 1 1 】

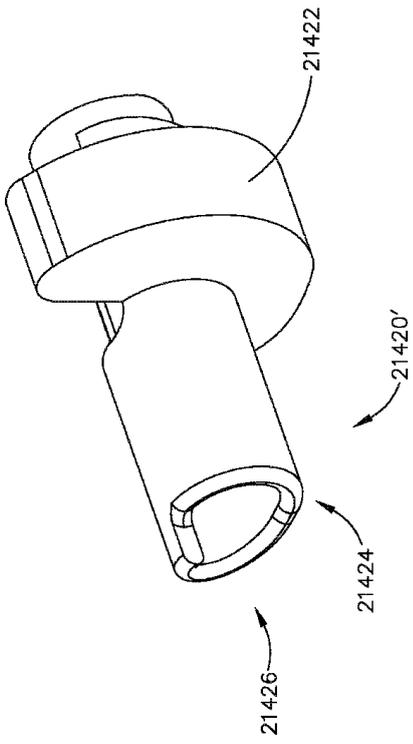


FIG. 211

【 2 1 2 】

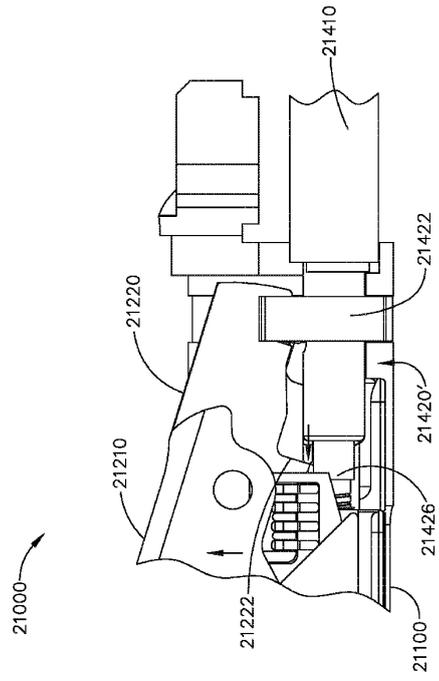


FIG. 212

10

20

30

40

50

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2021/056742

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B17/072 ADD. A61B17/00 A61B17/29 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2019/059986 A1 (SHELTON IV FREDERICK E [US] ET AL) 28 February 2019 (2019-02-28) figures 1-11 paragraphs [0098] - [0119]	1-9 10
A	US 2012/205421 A1 (SHELTON IV FREDERICK E [US]) 16 August 2012 (2012-08-16) figures 1-11	1-10
A	US 2015/173756 A1 (BAXTER III CHESTER O [US] ET AL) 25 June 2015 (2015-06-25) figure 100	1-10
A	EP 3 178 413 A1 (COVIDIEN LP [US]) 14 June 2017 (2017-06-14) figure 9	11-20
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
17 December 2021		11/01/2022
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Mathis, Martin

2

10

20

30

40

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/IB2021/056742

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

- 1. Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
- 2. Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
- 3. Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

10

20

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

- 1. As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
- 2. As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.
- 3. As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
- 4. No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims.; it is covered by claims Nos.:

30

40

Remark on Protest

- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- No protest accompanied the payment of additional search fees.

50

International Application No. PCT/IB2021/056742

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-10

A method of operating a surgical instrument comprising a surgical end effector that is articulatable relative to a shaft assembly of the surgical instrument about an articulation joint, wherein said method comprises: generating an axial motion at a location that is distal to the articulation joint; applying the axial motion to the firing member such that the axial motion drives the firing member distally through the surgical end effector from a starting position to an ending position; wherein the axial motion consists of an upper axial motion and a lower axial motion converted from a rotary drive motion provided to a rotary drive member of the surgical end effector, wherein the rotary drive member extends through the articulation joint; and wherein the upper axial motion is applied to an upper portion of the firing member, and the lower axial motion is applied to the lower portion of the firing member, such that the upper axial motion and the lower axial motion drive the firing member.

2. claims: 11-20

A method of operating a surgical instrument comprising a surgical end effector that is articulatable relative to a shaft assembly of the surgical instrument about an articulation joint, wherein said method comprises: generating an axial motion at a location that is distal to the articulation joint; applying the axial motion to the firing member such that the axial motion drives the firing member distally through the surgical end effector from a starting position to an ending position; wherein the firing member is moved through the surgical end effector by a firing drive system that comprises a series of loosely-linked firing components extending through the articulation joint; and wherein the axial motion is generated by converting the series of loosely-linked firing components into a rigid series of the firing components at the location that is distal to the articulation joint.

10

20

30

40

50

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/IB2021/056742

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2019059986	A1	28-02-2019	NONE

US 2012205421	A1	16-08-2012	US 2012205421 A1
			16-08-2012
		US 2013200132 A1	08-08-2013
		US 2014252067 A1	11-09-2014
		US 2014252069 A1	11-09-2014
		US 2014252071 A1	11-09-2014
		US 2015305744 A1	29-10-2015
		US 2016242768 A1	25-08-2016
		US 2016242769 A1	25-08-2016
		US 2016242770 A1	25-08-2016
		US 2017319210 A1	09-11-2017
		US 2017319211 A1	09-11-2017
		US 2017333041 A1	23-11-2017
		US 2018008269 A1	11-01-2018
		US 2018008270 A1	11-01-2018
		US 2018008271 A1	11-01-2018
		US 2018296217 A1	18-10-2018
		US 2019105049 A1	11-04-2019
		US 2019117225 A1	25-04-2019
		US 2019200991 A1	04-07-2019
		US 2019200992 A1	04-07-2019
		US 2019200993 A1	04-07-2019
		US 2019200994 A1	04-07-2019
		US 2019223871 A1	25-07-2019
		US 2021290236 A1	23-09-2021

US 2015173756	A1	25-06-2015	CN 106028964 A
			12-10-2016
			JP 6640092 B2
			05-02-2020
			JP 2017500143 A
			05-01-2017
			RU 2016130110 A
			13-02-2018
			US 2015173756 A1
			25-06-2015
			US 2018103948 A1
			19-04-2018
			US 2018110513 A1
			26-04-2018
			US 2020085425 A1
			19-03-2020
			US 2020222043 A1
			16-07-2020
			US 2020222044 A1
			16-07-2020
			US 2021068816 A1
			11-03-2021
			WO 2015099996 A2
			02-07-2015

EP 3178413	A1	14-06-2017	AU 2016266051 A1
			29-06-2017
			CN 107028633 A
			11-08-2017
			EP 3178413 A1
			14-06-2017
			JP 6856371 B2
			07-04-2021
			JP 2017104549 A
			15-06-2017
			US 2017164945 A1
			15-06-2017
			US 2021204943 A1
			08-07-2021

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(32)優先日 令和3年6月28日(2021.6.28)

(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,IT,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,WS,ZA,ZM,ZW

(72)発明者 パークス・ダリル・エイ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ディッカーソン・ベンジャミン・ディー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ホール・スティーブン・ジー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 シムズ・ロバート・ジェイ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ウィッテ・スペンサー・ジェイ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 アロンホルト・テイラー・ダブリュ

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ムバーラク・ポール

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

(72)発明者 ライル・ウィリアム・シー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5

Fターム(参考) 4C160 CC09 CC23 MM32 NN02 NN07 NN09 NN23