

(11) 特許出願公開番号

特開2018-86364

(P2018-86364A)

(43) 公開日 平成30年6月7日(2018.6.7)

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

F 1
A 6 1 B 17/072

テーマコード (参考)
4C160

審査請求 有 請求項の数 4 O L (全 48 頁)

(21) 出願番号	特願2018-26764 (P2018-26764)	(71) 出願人	512269650
(22) 出願日	平成30年2月19日 (2018. 2. 19)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(62) 分割の表示	特願2013-123772 (P2013-123772) の分割		シップ
原出願日	平成25年6月12日 (2013. 6. 12)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ
(31) 優先権主張番号	61/659, 116		02
(32) 優先日	平成24年6月13日 (2012. 6. 13)	(74) 代理人	048, マンスフィールド, ハンプシ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ャー ストリート 15
(31) 優先権主張番号	61/672, 891		100107489
(32) 優先日	平成24年7月18日 (2012. 7. 18)	(72) 発明者	弁理士 大塩 竹志
(33) 優先権主張国	米国 (US)		スタニスロウ コスツルゼウスキー
(31) 優先権主張番号	61/779, 873		アメリカ合衆国 コネチカット
(32) 優先日	平成25年3月13日 (2013. 3. 13)		0647
(33) 優先権主張国	米国 (US)		0, ニュータウン, ポイント オーロ
			ックス ロード 3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡手順のための装置

(57) 【要約】

【課題】内視鏡外科手術手順を実施するための外科手術の装置、デバイスおよび／またはシステムを提供すること。

【解決手段】電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定し、かつ少なくとも1つの回転可能な駆動部材を有する器具ハウジングと、少なくとも1つの機能を実行するように構成されたエンドエフェクタと、該エンドエフェクタと該器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置された該シャフトアセンブリと、該平歯車に取り付けられ、かつ、ねじと、該ねじと該クレビスとの間の付勢部材とを含むケーブル引張アセンブリと、該シャフトアセンブリの該少なくとも1つの駆動部材のうちの少なくとも1つに取り付けられたクラッチ機構とを含む。

【選択図】 図1

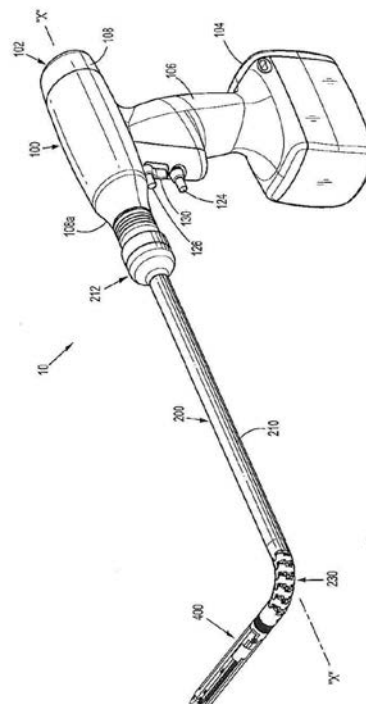


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気機械外科手術システムであって、該電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定する器具ハウジングであって、外科手術器具は、少なくとも 1 つの回転可能な駆動部材を有する、器具ハウジングと、

少なくとも 1 つの機能を実行するように構成され、かつ、回転ハブを有するエンドエフェクタと、

該エンドエフェクタと該器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置された該シャフトアセンブリであって、該シャフトアセンブリは、少なくとも 1 つの駆動部材を含み、該シャフトアセンブリの該少なくとも 1 つの駆動部材は、該シャフトアセンブリが該エンドエフェクタに接続されている場合、該回転ハブに接続可能であり、これにより、該シャフトアセンブリの該少なくとも 1 つの駆動部材の回転が該回転ハブの回転に変換され、その結果、該エンドエフェクタの回転をもたらす、シャフトアセンブリと

を含み、

該シャフトアセンブリは、該シャフトアセンブリの該少なくとも 1 つの駆動部材のうちの少なくとも 1 つに取り付けられたクラッチ機構を有する、電気機械外科手術システム。

【請求項 2】

前記クラッチ機構は、カム作用表面を有するプランジャー部材と、カム作用表面を有する結合部材とを有する、請求項 1 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 3】

前記クラッチ機構は、前記プランジャー部材と係合された付勢部材を含み、該付勢部材は、前記結合部材に対して該プランジャー部材を押すことにより、該プランジャー部材のカム作用表面が該結合部材のカム作用表面と係合の状態になる、請求項 2 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 4】

前記クラッチ機構は、前記プランジャー部材の角度付けされた外側環状プロフィールと嵌合するための角度付けされた内側環状表面を規定するカプラーを含む、請求項 2 に記載の電気機械外科手術システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本出願は、2012 年 4 月 11 日に提出された米国特許出願第 13/444,228 号の一部継続であり、上記出願第 13/444,228 号は、2011 年 10 月 25 日に提出された米国特許出願第 13/280,898 号の一部継続であり、上記出願第 13/280,898 号は、2011 年 10 月 25 日に提出された出願第 13/280,859 号の一部継続である。本出願はまた、2013 年 3 月 13 日に提出された米国仮特許出願第 61/779,873 号と、2012 年 7 月 18 日に提出された米国仮特許出願第 61/672,891 号と、2012 年 6 月 13 日に提出された米国仮特許出願第 61/659,116 号との利益を主張する。上記全ての文献の内容は、参照することによって本明細書において援用される。

【0002】

(背景)

1. 技術分野

本開示は、内視鏡外科手術手順を実施するための外科手術の装置、デバイスおよび／またはシステム、ならびにこれらの使用方法に関する。より特定すると、本開示は、組織をクランプし、切断し、そして／またはステーブル留めするための、取り外し可能な使い捨て装填ユニットおよび／または単回使用装填ユニットと一緒に使用するために構成された、手で持つ電気機械外科手術の装置、デバイスおよび／またはシステムに関する。

【背景技術】

【0003】

2. 関連技術の背景

多くの外科手術デバイス製造業者は、電気機械外科手術デバイスを作動および／または操作するための専用の駆動システムを有する製品ラインを開発している。一部の電気機械外科手術デバイスは、再使用可能なハンドルアセンブリ、ならびに交換可能な装填ユニットおよび／または単回使用装填ユニットなどを備え、これらの装填ユニットは、使用前にこのハンドルアセンブリに選択的に接続され、次いで使用後に、処分の目的で、またはいくつかの例においては再使用のための滅菌の目的で、このハンドルアセンブリから接続を外される。

10

【0004】

それらの電気機械外科手術デバイスのうちの多くのものは、製造、購入および／または作動が比較的高価であり得る。製造、購入および／または作動が比較的安価である電気機械外科手術デバイスを開発することが、製造業者および最終使用者によって望まれている。

【0005】

従って、開発および製造、貯蔵および輸送が比較的経済的であり、そして最終使用者の観点からは購入および使用が経済的かつ簡便である、電気機械外科手術の装置、デバイスおよび／またはシステムが必要とされている。

【発明の概要】

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

(要約)

本開示の局面に従って、電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定し、かつ少なくとも1つの回転可能な駆動部材を有する器具ハウジングを含む。エンドエフェクタは、少なくとも1つの機能を実行するように構成され、シャフトアセンブリは、エンドエフェクタと器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置され、シャフトアセンブリは、エンドエフェクタの関節運動を可能にするための、少なくとも1つの回転可能な駆動部材および少なくとも1つのリンクとを含む。第一および第二の直径方向に対向する関節運動ケーブルは、少なくとも1つのリンクに沿って少なくとも部分的に伸びる。各関節運動ケーブルは、少なくとも1つのリンクに係留された遠位端と、それぞれの第一および第二の軸方向に変位可能なラックに固定された近位端とを含み、各ラックは、平歯車によって互いに作動可能に接続されている。平歯車は、クレビスに取り付けられている。システムは、平歯車に取り付けられ、かつ、ねじと、ねじとクレビスとの間の付勢部材とを含むケーブル引張アセンブリと、シャフトアセンブリの少なくとも1つの駆動部材のうちの少なくとも1つに取り付けられたクラッチ機構とを含む。

30

【0007】

ある実施形態において、シャフトアセンブリは、第一のラックから近位に延びるねじ切りされたロッドをさらに含み、シャフトアセンブリの少なくとも1つの駆動部材の回転は、ねじ切りされたロッドに回転を与えることにより、第一のラックを移動させ、エンドエフェクタを関節運動させる。シャフトアセンブリは、少なくとも1つのリンクの遠位端において支持された遠位ネックハウジングと、少なくとも1つのリンクに固定された遠位端と第一のラックに固定された近位端とを含む第一の関節運動ケーブルと、少なくとも1つのリンクに固定された遠位端と第二のラックに固定された近位端とを含む第二の関節運動ケーブルとをさらに含み、第一および第二の関節運動ケーブルは、互いに対して直径方向に対向する。

40

【0008】

ねじ切りされたロッドの回転は、第一のラックを並進させることにより、第一の関節運動ケーブルを軸方向に変位させて、エンドエフェクタを関節運動させ得る。クレビスは、

50

軸方向にスライド可能で回転可能に平歯車を支持し得る。クレビスの軸方向の変位は、結果として平歯車の軸方向の変位、そして次に、第一のラックおよび第二のラックの軸方向の変位をもたらし得る。

【0009】

クレビスは、近位方向において所望に付勢される。クレビスは、調節ねじの回転の際にクレビスを軸方向に変位させるように、ねじに接続されている。クラッチ機構は、カム作用表面を有するプランジャー部材と、カム作用表面を有する結合部材とを有し得る。ある実施形態において、クラッチ機構は、プランジャー部材と係合された付勢部材を含み、付勢部材は、結合部材に対してプランジャー部材を押すことにより、プランジャー部材のカム作用表面が結合部材のカム作用表面と係合の状態になる。

10

【0010】

ある実施形態において、クラッチ機構は、プランジャー部材の角度付けされた外側環状プロフィールと嵌合するための角度付けされた内側環状表面を規定するカプラーを含む。

【0011】

本開示のさらなる局面において、電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定する器具ハウジングであって、外科手術器具は、少なくとも1つの回転可能な駆動部材を有する、器具ハウジングと、少なくとも1つの機能を実行するように構成され、かつ回転ハブを有するエンドエフェクタと、エンドエフェクタと器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置されたシャフトアセンブリであって、シャフトアセンブリは、少なくとも1つの駆動部材を含み、シャフトアセンブリの少なくとも1つの駆動部材は、シャフトアセンブリがエンドエフェクタに接続されている場合、回転ハブに接続可能である、シャフトアセンブリとを含む。シャフトアセンブリは、シャフトアセンブリの少なくとも1つの駆動部材のうちの少なくとも1つに取り付けられたクラッチ機構を有する。

20

【0012】

クラッチ機構は、カム作用表面を有するプランジャー部材と、カム作用表面を有する結合部材とを有し得る。ある実施形態において、クラッチ機構は、プランジャー部材と係合された付勢部材を含み、該付勢部材は、結合部材に対してプランジャー部材を押すことにより、プランジャー部材のカム作用表面が結合部材のカム作用表面と係合の状態になる。本願明細書は、例えば、以下の項目も提供する。

30

(項目1)

電気機械外科手術システムであって、該電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定し、かつ少なくとも1つの回転可能な駆動部材を有する器具ハウジングと、少なくとも1つの機能を実行するように構成されたエンドエフェクタと、該エンドエフェクタと該器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置された該シャフトアセンブリであって、該シャフトアセンブリは、該エンドエフェクタの関節運動を可能にするための、少なくとも1つの回転可能な駆動部材および少なくとも1つのリンクと、該少なくとも1つのリンクに沿って少なくとも部分的に伸びる第一および第二の直径方向に対向する関節運動ケーブルであって、各関節運動ケーブルは、該少なくとも1つのリンクに係留された遠位端と、それぞれの第一および第二の軸方向に変位可能なラックに固定された近位端とを含み、各ラックは、平歯車によって互いに作動可能に接続され、該平歯車は、クレビスに取り付けられている、第一および第二の直径方向に対向する関節運動ケーブルとを含む、シャフトアセンブリと、該平歯車に取り付けられ、かつ、ねじと、該ねじと該クレビスとの間の付勢部材とを含むケーブル引張アセンブリと、該シャフトアセンブリの該少なくとも1つの駆動部材のうちの少なくとも1つに取り付けられたクラッチ機構と

40

50

を含む、電気機械外科手術システム。

(項目 2)

上記シャフトアセンブリは、

上記第一のラックから近位に延びるねじ切りされたロッドをさらに含み、

上記シャフトアセンブリの上記少なくとも 1 つの駆動部材の回転は、該ねじ切りされたロッドに回転を与えることにより、該第一のラックを移動させ、該エンドエフェクタを関節運動させる、上記項目に記載の電気機械外科手術システム。

(項目 3)

上記シャフトアセンブリは、

上記少なくとも 1 つのリンクの遠位端において支持された遠位ネックハウジングと、

該少なくとも 1 つのリンクに固定された遠位端と、上記第一のラックに固定された近位端とを含む第一の関節運動ケーブルと、

該少なくとも 1 つのリンクに固定された遠位端と、上記第二のラックに固定された近位端とを含む第二の関節運動ケーブルと

をさらに含み、

該第一および第二の関節運動ケーブルは、互いに対して直径方向に対向する、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 4)

上記ねじ切りされたロッドの回転は、上記第一のラックを並進させることにより、上記第一の関節運動ケーブルを軸方向に変位させて、上記エンドエフェクタを関節運動させる、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 5)

上記クレビスは、軸方向にスライド可能で回転可能に上記平歯車を支持する、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 6)

上記クレビスの軸方向の変位は、結果として上記平歯車の軸方向の変位、そして次に、上記第一のラックおよび上記第二のラックの軸方向の変位をもたらす、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 7)

上記クレビスは、近位方向に付勢される、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 8)

上記クレビスは、調節ねじの回転の際に該クレビスを軸方向に変位させるように、上記ねじに接続されている、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 9)

上記クラッチ機構は、カム作用表面を有するプランジャー部材と、カム作用表面を有する結合部材とを有する、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 10)

上記クラッチ機構は、上記プランジャー部材と係合された付勢部材を含み、該付勢部材は、上記結合部材に対して該プランジャー部材を押すことにより、該プランジャー部材のカム作用表面が該結合部材のカム作用表面と係合の状態になる、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 11)

上記クラッチ機構は、上記プランジャー部材の角度付けされた外側環状プロフィールと嵌合するための角度付けされた内側環状表面を規定するカプラーを含む、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目 12)

電気機械外科手術システムであって、該電気機械外科手術システムは、

シャフトアセンブリと選択的に接続するための接続部分を規定する器具ハウジングであって、外科手術器具は、少なくとも 1 つの回転可能な駆動部材を有する、器具ハウジング

10

20

30

40

50

と、

少なくとも1つの機能を実行するように構成され、かつ回転ハブを有するエンドエフェクタと

該エンドエフェクタと該器具ハウジングとを選択的に相互接続するように配置された該シャフトアセンブリであって、該シャフトアセンブリは、少なくとも1つの駆動部材を含み、該シャフトアセンブリの該少なくとも1つの駆動部材は、該シャフトアセンブリが該エンドエフェクタに接続されている場合、該回転ハブに接続可能である、シャフトアセンブリと

含み、

該シャフトアセンブリは、該シャフトアセンブリの該少なくとも1つの駆動部材のうちの少なくとも1つに取り付けられたクラッチ機構を有する、電気機械外科手術システム。

(項目13)

上記クラッチ機構は、カム作用表面を有するプランジャー部材と、カム作用表面を有する結合部材とを有する、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目14)

上記クラッチ機構は、上記プランジャー部材と係合された付勢部材を含み、該付勢部材は、上記結合部材に対して該プランジャー部材を押すことにより、該プランジャー部材のカム作用表面が該結合部材のカム作用表面と係合の状態になる、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(項目15)

上記クラッチ機構は、上記プランジャー部材の角度付けされた外側環状プロフィールと嵌合するための角度付けされた内側環状表面を規定するカプラーを含む、上記項目のいずれかに記載の電気機械外科手術システム。

(摘要)

電気機械外科手術システムは、シャフトアセンブリと接続するための器具ハウジングと、シャフトアセンブリと、エンドエフェクタとを含む。エンドエフェクタは、関節運動するエンドエフェクタであり、システムは、関節運動ケーブルを引張させるためのケーブル引張システムを含む。システムは、駆動ケーブルの滑脱を防ぐためのクラッチ機構を含む。

。

【0013】

本発明の例示的な実施形態のさらなる詳細および局面は、添付の図面を参照しながら、以下により詳細に記載される。

【0014】

本開示の実施形態は、添付の図面を参照しながら本明細書中に記載される。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】図1は、本開示の1つの実施形態による電気機械外科手術システムの斜視図である。

【図2】図2は、図1の電気機械外科手術システムの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図3】図3は、図1および図2の電気機械外科手術システムのシャフトアセンブリおよび電力式外科手術器具の、これらの間の接続を図示する後方斜視図である。

【図4】図4は、図1～図3のシャフトアセンブリの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図5】図5は、シャフトアセンブリのトランスミッションハウジングの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図6】図6は、トランスミッションハウジング内に支持された第一の歯車列システムの斜視図である。

【図7】図7は、トランスミッションハウジング内に支持された第二の歯車列システムの斜視図である。

10

20

30

40

50

【図 8】図 8 は、トランスミッションハウジング内に支持された第三の駆動シャフトの斜視図である。

【図 9】図 9 は、真っ直ぐな配向で示される、シャフトアセンブリのネックアセンブリの斜視図である。

【図 10】図 10 は、関節運動した状態で示される、図 9 のネックアセンブリの斜視図である。

【図 11】図 11 は、ねじ切りされたナットが分離された状態の図 9 および図 10 のネックアセンブリの斜視図である。

【図 12】図 12 は、図 9 ～図 11 のネックアセンブリの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図 13】図 13 は、図 9 ～図 12 のネックアセンブリの、図 9 の 13-13 を通して見た断面図である。

【図 14】図 14 は、図 9 ～図 12 のネックアセンブリの、図 10 の 14-14 を通して見た断面図である。

【図 15】図 15 は、図 9 ～図 12 のネックアセンブリの、図 14 の 15-15 を通して見た断面図である。

【図 16】図 16 は、関節運動した状態で示される、図 13 のネックアセンブリの図示である。

【図 17】図 17 は、関節運動アセンブリの斜視図である。

【図 18】図 18 は、図 17 の関節運動アセンブリのさらなる斜視図である。

【図 19】図 19 は、ネックアセンブリの遠位ネックハウジングの中に支持された第二の歯車列の斜視図である。

【図 20】図 20 は、ネックアセンブリの遠位ネックハウジングの中に支持された第一の歯車列と第二の歯車列との、部品が部分的に分離された状態の斜視図である。

【図 21】図 21 は、ネックアセンブリの遠位ネックハウジングの中に支持された第一の歯車列と第二の歯車列との、部品が部分的に分離された状態の斜視図である。

【図 22】図 22 は、遠位ネックアセンブリの、図 19 の 22-22 を通して見た断面図である。

【図 23】図 23 は、遠位ネックアセンブリの、図 22 の 23-23 を通して見た断面図である。

【図 24】図 24 は、遠位ネックアセンブリの、図 22 の 24-24 を通して見た断面図である。

【図 25】図 25 は、遠位ネックアセンブリの、図 22 の 25-25 を通して見た断面図である。

【図 26】図 26 は、図 1 および図 2 の電気機械外科手術システムのシャフトアセンブリおよびエンドエフェクタの、これらの間の接続を図示する後方斜視図である。

【図 27】図 27 は、閉鎖状態で示される、エンドエフェクタの斜視図である。

【図 28】図 28 は、図 27 のエンドエフェクタの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図 29】図 29 は、図 27 および図 28 のエンドエフェクタの下顎の斜視図である。

【図 30】図 30 は、図 27 ～図 29 のエンドエフェクタの駆動梁、ナイフそり、および起動そりの斜視図である。

【図 31】図 31 は、図 27 ～図 29 のエンドエフェクタの駆動梁、ナイフそり、および起動そりのさらなる斜視図である。

【図 32】図 32 は、図 31 の 32-32 を通して見た断面図である。

【図 33】図 33 は、図 27 ～図 29 のエンドエフェクタの駆動梁、ナイフそり、および起動そりの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図 34】図 34 は、図 27 のエンドエフェクタの図 27 の 34-34 を通して見た、最近位における駆動梁、ナイフそり、および起動そりを図示する断面図である。

【図 35】図 35 は、図 34 の示された詳細の領域の拡大図である。

10

20

30

40

50

【図 3 6】図 3 6 は、図 2 7 のエンドエフェクタの図 3 4 の 3 6－3 6 を通して見た断面図である。

【図 3 7】図 3 7 は、図 3 6 の示された詳細の領域の拡大図である。

【図 3 8】図 3 8 は、遠位に前進された位置における駆動梁、ナイフそり、および起動そりを図示するさらなる拡大図である。

【図 3 9】図 3 9 は、図 2 7 のエンドエフェクタの図 2 7 の 3 4－3 4 を通して見た、最遠位における駆動梁、ナイフそり、および起動そりを図示する断面図である。

【図 4 0】図 4 0 は、図 3 9 の示された詳細な領域の拡大図である。

【図 4 1】図 4 1 は、図 2 7 のエンドエフェクタの遠位端の図 2 7 の 3 4－3 4 を通して見た、最遠位位置における起動そりを図示する断面図である。

10

【図 4 2】図 4 2 は、図 2 7 のエンドエフェクタの近位端の図 2 7 の 3 4－3 4 を通して見た、近位位置における駆動梁およびナイフそりを図示する断面図である。

【図 4 3】図 4 3 は、図 2 7 のエンドエフェクタの近位端の図 2 7 の 3 4－3 4 を通して見た、最近位位置における駆動梁およびナイフそりを図示する断面図である。

【図 4 4】図 4 4 は、エンドエフェクタのカートリッジアセンブリの遠位端に支持された解放アセンブリの、部品が部分的に分離された状態の斜視図である。

【図 4 5】図 4 5 は、図 4 4 の解放アセンブリの、部品が分離された状態の斜視図である。

【図 4 6】図 4 6 は、起動されていない状態で示される、図 4 4 および図 4 5 の解放アセンブリの平面図である。

20

【図 4 7】図 4 7 は、起動された状態で示される、図 4 4 および図 4 5 の解放アセンブリの平面図である。

【図 4 8】図 4 8 は、起動されていない状態で図示される、エンドエフェクタの上顎の遠位端に支持された解放アセンブリの平面図である。

【図 4 9】図 4 9 は、起動された状態で図示される、図 4 8 の解放アセンブリの平面図である。

【図 5 0】図 5 0 は、本開示の別の実施形態に従う、シャフトアセンブリのネックアセンブリの近位部分の斜視図である。

【図 5 1】図 5 1 は、図 5 0 のシャフトアセンブリのネックアセンブリの近位部分の別の斜視図である。

30

【図 5 2】図 5 2 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の上平面図である。

【図 5 3】図 5 3 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の側面図である。

【図 5 4】図 5 4 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の底面図である。

【図 5 5】図 5 5 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の、部品が分離された状態の斜視図である。

【図 5 6】図 5 6 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリのケーブル引張アセンブリの斜視図である。

40

【図 5 7】図 5 7 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリのクラッチアセンブリの斜視図である。

【図 5 8】図 5 8 は、図 5 7 の示された詳細の領域の拡大図である。

【図 5 9】図 5 9 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の、図 5 3 の 5 9－5 9 から見た端面図である。

【図 6 0】図 6 0 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の、図 5 3 の 6 0－6 0 から見た端面図である。

【図 6 1】図 6 1 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の、図 5 3 の 6 1－6 1 を通して見た断面図である。

【図 6 2】図 6 2 は、図 5 0 および図 5 1 のネックアセンブリの近位部分の、図 5 3 の 6

50

2-62を通して見た断面図である。

【図63】図63は、図50および図51のネックアセンブリの近位部分の、図59の63-63を通して見た断面図である。

【図64】図64は、図50および図51のネックアセンブリの近位部分の、図59の64-64を通して見た断面図である。

【図65】図65は、図50および図51のネックアセンブリの近位部分の、図59の65-65を通して見た断面図である。

【図66】図66は、別の位置を示す、図65の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

10

(実施形態の詳細な説明)

本開示の電気機械外科手術のシステム、装置および／またはデバイスの実施形態が、図面において、同じ参照番号は、数枚の図の各々における、同一の要素または対応する要素を表す。本明細書中で使用される場合、用語「遠位」とは、電気機械外科手術のシステム、装置および／またはデバイス、あるいはその構成要素の、使用者から遠い方の部分をいい、一方で、用語「近位」とは、電気機械外科手術のシステム、装置および／またはデバイス、あるいはその構成要素の、使用者に近い方の部分をいう。

【0017】

最初に図1～図3を参照すると、本開示の1つの実施形態に従う、電力式の手で持つ電気機械外科手術システムが図示されており、そして一般に10で表されている。電気機械外科手術システム10は、電力式の手で持つ電気機械外科手術器具100の形態の外科手術装置またはデバイスを備え、これは、複数の異なるエンドエフェクタ400のシャフトアセンブリ200を介した選択的な取り付けのために構成されており、これらは各々、電力式の手で持つ電気機械外科手術器具100による起動および操作のために構成される。具体的には、外科手術器具100は、シャフトアセンブリ200との選択的な接続のために構成され、そして次に、シャフトアセンブリ200は、複数の異なるエンドエフェクタ400のうちの任意の1つとの選択的な接続のために構成される。

20

【0018】

国際出願番号PCT/US2008/077249（2008年9月22日出願）（国際公開第2009/039506号）および米国特許出願番号12/622,827（2009年11月20日出願）（これらの各々の全内容が、本明細書中に参考として援用される）が、例示的な手で持つ電力式の電気機械外科手術器具100の構成および作動の詳細な説明について、参照され得る。

30

【0019】

一般に、図1～図3に図示されるように、外科手術器具100は器具ハウジング102を備え、この器具ハウジングは、下ハウジング部分104、下ハウジング部分104から延び、そして／または下ハウジング部分104に支持される中間ハウジング部分106、および中間ハウジング部分106から延び、そして／または中間ハウジング部分106に支持される上ハウジング部分108を有する。外科手術器具100は、この外科手術システムの特定の機能を制御するため、データを収集するため、および他の機能を実行するための、コントローラを有する。器具ハウジング102は、空洞を規定し、この空洞内に、回路基板（図示せず）および駆動機構（図示せず）が設置される。

40

【0020】

この回路基板は、以下にさらに詳細に記載されるように、外科手術器具100の種々の作動を制御するように構成される。本開示によれば、器具ハウジング102は、内部に充電可能なバッテリー（図示せず）が取り外し可能に設置されるハウジングを提供する。このバッテリーは、外科手術器具100の電気構成要素の任意のものに電力を供給するように構成される。

【0021】

器具ハウジング102の上ハウジング部分108は、シャフトアセンブリ200のトラ

50

ンスミッションハウジング 212 の対応するシャフト結合アセンブリ 214 を受容するように構成された、ノーズまたは接続部分 108a を規定する。図 3 に見られるように、外科手術器具 100 の上ハウジング部分 108 の接続部分 108a は、円筒形凹部 108b を有し、この円筒形凹部は、シャフトアセンブリ 200 が外科手術器具 100 に嵌合するときに、シャフトアセンブリ 200 のトランスミッションハウジング 212 のシャフト結合アセンブリ 214 を受容する。外科手術器具 100 の接続部分 108a は、少なくとも 1 つの回転可能な駆動部材を有する。具体的には、接続部分 108a は、3 つの回転可能な駆動部材またはコネクタ 118、120、122 を収容し、各駆動部材またはコネクタは、器具ハウジング 102 に収容された駆動機構（図示せず）によって、独立して起動可能かつ回転可能である。

10

【0022】

器具ハウジング 102 の上ハウジング部分 108 は、内部に駆動機構（図示せず）が設置されるハウジングを提供する。この駆動機構は、外科手術器具 100 の種々の作動を実行する目的で、シャフトおよび／または歯車構成要素を駆動するように構成される。具体的には、この駆動機構は、エンドエフェクタ 400 をシャフトアセンブリ 200 に対して選択的に移動させること；アンビルアセンブリおよび／またはエンドエフェクタ 400 を長手方向軸「X」（図 1 および図 2 を参照のこと）の周りで器具ハウジング 102 に対して回転させること；エンドエフェクタ 400 のアンビルアセンブリの上顎を、エンドエフェクタ 400 のカートリッジアセンブリの下顎に対して移動させること；シャフトアセンブリを起動および／または回転させること；ならびに／あるいはエンドエフェクタ 400 のカートリッジアセンブリ内のステーブル留めおよび切断カートリッジを発射させることを目的として、シャフトおよび／または歯車構成要素を駆動するように構成される。

20

【0023】

シャフトアセンブリ 200 は、外科手術器具の少なくとも 1 つの駆動部材をエンドエフェクタの少なくとも 1 つの回転受容部材に相互接続するための、力伝達アセンブリを有する。この力伝達アセンブリは、この少なくとも 1 つの回転可能な駆動部材に接続可能な第一の端部、およびエンドエフェクタの少なくとも 1 つの回転受容部材に接続可能な第二の端部を有する。シャフトアセンブリ 200 が外科手術器具 100 に嵌合するとき、外科手術器具 100 の回転可能な駆動部材またはコネクタ 118、120、122 の各々は、シャフトアセンブリ 200 の対応する回転可能なコネクタスリーブ 218、220、222 と結合する（図 3 および図 5 を参照のこと）。この点に関して、対応する第一の駆動部材またはコネクタ 118 と第一のコネクタスリーブ 218 との間のインターフェース、対応する第二の駆動部材またはコネクタ 120 と第二のコネクタスリーブ 220 との間のインターフェース、および対応する第三の駆動部材またはコネクタ 122 と第三のコネクタスリーブ 222 との間のインターフェースは、キーで回転を固定されており、その結果、外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、122 の各々の回転は、シャフトアセンブリ 200 の対応するコネクタスリーブ 218、220、222 の対応する回転を引き起こす。

30

【0024】

外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、122 と、シャフトアセンブリ 200 のコネクタスリーブ 218、220、222 との嵌合は、回転力が、3 つのそれぞれのコネクタインターフェースの各々を介して独立して伝達されることを可能にする。外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、122 は、駆動機構によって独立して回転させられるように構成される。この点に関して、コントローラは、駆動機構の機能選択モジュール（図示せず）を有し、この機能選択モジュールは、外科手術器具 100 のどの駆動部材またはコネクタ 118、120、122 が、この駆動機構の入力駆動構成要素（図示せず）によって駆動されるべきかを選択する。

40

【0025】

外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、122 の各々は、シャフトアセンブリ 200 のそれぞれのコネクタスリーブ 218、220、222 との、キー

50

で回転を固定され、そして／または実質的に回転不可能なインターフェースを有するので、シャフトアセンブリ 200 が外科手術器具 100 に結合されているとき、以下により詳細に議論されるように、回転力は、外科手術器具 100 の駆動機構からシャフトアセンブリ 200 およびエンドエフェクタ 400 へと選択的に移動させられる。

【0026】

外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、および／または 122（単数または複数）の選択的な回転は、外科手術器具 100 が、エンドエフェクタ 400 の異なる機能を選択的に起動することを可能にする。以下により詳細に議論されるように、外科手術器具 100 の第一の駆動部材またはコネクタ 118 の選択的かつ独立した回転は、エンドエフェクタ 400 の選択的かつ独立した開閉、およびエンドエフェクタ 400 のステープル留め／切断構成要素の駆動に対応する。また、外科手術器具 100 の第二の駆動部材またはコネクタ 120 の選択的かつ独立した回転は、エンドエフェクタ 400 の、長手方向軸「X」（図 1 を参照のこと）を横切る方向での選択的かつ独立した関節運動に対応する。さらに、外科手術器具 100 の第三の駆動部材またはコネクタ 122 の選択的かつ独立した回転は、エンドエフェクタ 400 の、長手方向軸「X」（図 1 を参照のこと）の周りでの、外科手術器具 100 の器具ハウジング 102 に対する選択的かつ独立した回転に対応する。

【0027】

本開示によれば、この駆動機構は、選択機歯車箱アセンブリ（図示せず）および機能選択モジュール（図示せず）を備え得、この機能選択モジュールは、この選択機歯車箱アセンブリの近位に位置し、そしてこの選択機歯車箱アセンブリ内の歯車要素を第二のモータ（図示せず）と係合させるように選択的に移動させるように機能する。この駆動機構は、外科手術器具 100 の駆動部材またはコネクタ 118、120、122 のうちの 1 つを所定の時点で選択的に駆動するように構成され得る。

【0028】

図 1 および図 2 に図示されるように、器具ハウジング 102 は、指で起動される 1 対の制御ボタン 124、126、および／または単数もしくは複数の揺動デバイス 130（1 つのみの揺動デバイスが図示されている）を支持する。制御ボタン 124、126 および揺動デバイス 130 の各々が、それぞれの磁石（図示せず）を備え、この磁石は、操作者の起動によって移動させられる。さらに、器具ハウジング 102 に収容された回路基板（図示せず）は、制御ボタン 124、126 および揺動デバイス 130 の各々に対して、それぞれのホール効果スイッチ（図示せず）を備え、これらのホール効果スイッチは、制御ボタン 124、126 および揺動デバイス 130 の磁石の移動によって起動される。具体的には、制御ボタン 124 のすぐ近くには、その対応するホール効果スイッチ（図示せず）が位置し、このホール効果スイッチは、操作者が制御ボタン 124 を起動させるときの制御ボタン 124 内の磁石の移動の際に起動する。制御ボタン 124 に対応するホール効果スイッチ（図示せず）の起動は、回路基板に、エンドエフェクタ 400 を閉じ、そして／またはエンドエフェクタ 400 内のステープル留め／切断カートリッジを発射させるために適切な信号を、駆動機構の機能選択モジュールおよび入力駆動構成要素に提供させる。

【0029】

また、制御ボタン 126 のすぐ近くには、その対応するホール効果スイッチ（図示せず）が位置し、このホール効果スイッチは、操作者が制御ボタン 126 を起動させるときの制御ボタン 126 内の磁石（図示せず）の移動の際に起動する。制御ボタン 126 に対応するホール効果スイッチの起動は、回路基板に、エンドエフェクタ 400 を開閉させるために適切な信号を、駆動機構の機能選択モジュールおよび入力駆動構成要素に提供させる。

【0030】

さらに、揺動デバイス 130 のすぐ近くには、その対応するホール効果スイッチ（図示せず）が位置し、このホール効果スイッチは、操作者が揺動デバイス 130 を起動させるときの揺動デバイス 130 内の磁石（図示せず）の移動の際に起動する。揺動デバイス 1

30に対応するホール効果スイッチの起動は、回路基板に、エンドエフェクタ400をシャフトアセンブリ200に対して回転させるため、またはエンドエフェクタ400およびシャフトアセンブリ200を外科手術器具100の器具ハウジング102に対して回転させるために適切な信号を、駆動機構の機能選択モジュールおよび入力駆動構成要素に提供させる。具体的には、揺動デバイス130の第一の方向への移動は、エンドエフェクタ400および／またはシャフトアセンブリ200を器具ハウジング102に対して第一の方向に回転させ、一方で、揺動デバイス130の逆の（例えば、第二の）方向への移動は、エンドエフェクタ400および／またはシャフトアセンブリ200を器具ハウジング102に対して、逆の（例えば、第二の）方向に回転させる。

【0031】

ここで図1～図26を参照して、シャフトアセンブリ200が詳細に図示され、説明される。シャフトアセンブリ200は、外科手術器具100の第一、第二、および第三の回転可能な駆動部材またはコネクタ118、120、および122の回転力を、エンドエフェクタ400に伝えるように構成される。上記のように、シャフトアセンブリ200は、外科手術器具100への選択的な接続のために構成される。

【0032】

図1、図2および図4に見られるように、シャフトアセンブリ200は、近位端210aおよび遠位端210bを有する細長い、実質的に硬い外側管状本体210；管状本体210の近位端210aに接続されて外科手術器具100への選択的な接続のために構成されたトランスミッションハウジング212；ならびに細長い本体部分210の遠位端210bに接続された関節運動するネックアセンブリ230を備える。

【0033】

トランスミッションハウジング212は、1対の歯車列システムを収容するように構成され、これらの歯車列システムは、外科手術器具100の第一、第二、および／または第三の回転可能な駆動部材またはコネクタ118、120、および／または122の回転の速度／力を、このような回転速度／力をエンドエフェクタ400に伝達する前に変化（例えば、増加または減少）させるためのものである。

【0034】

シャフトアセンブリ200のトランスミッションハウジング212は、外科手術器具100の上ハウジング部分108の接続部分108aに接続されるように構成および適合される。図3～図5に見られるように、シャフトアセンブリ200のトランスミッションハウジング212は、その近位端に支持されたシャフト結合アセンブリ214を備える。

【0035】

図5および図20～図25に見られるように、トランスミッションハウジング212およびシャフト結合アセンブリ214は、第一の近位または入力駆動シャフト224a、第二の近位または入力駆動シャフト226a、および第三の駆動シャフト228を回転可能に支持する。

【0036】

シャフト結合アセンブリ214は、第一のコネクタスリーブ218、第二のコネクタスリーブ220および第三のコネクタスリーブ222を回転可能に支持するように構成される。コネクタスリーブ218、220、222の各々は、上記のように、外科手術器具100の第一、第二および第三の駆動部材またはコネクタ118、120、122とそれぞれ嵌合するように構成される。コネクタスリーブ218、220、222の各々は、第一の入力駆動シャフト224a、第二の入力駆動シャフト226a、および第三の駆動シャフト228のそれぞれの近位端と嵌合するようにさらに構成される。

【0037】

シャフト駆動結合アセンブリ214は、第一のコネクタスリーブ218、第二のコネクタスリーブ220および第三のコネクタスリーブ222のそれぞれの遠位に配置された、第一の付勢部材218a、第二の付勢部材220aおよび第三の付勢部材222aを備える。付勢部材218a、220aおよび222aの各々は、第一の近位駆動シャフト22

10

20

30

40

50

4 a、第二の近位駆動シャフト 2 2 6 a、および第三の駆動シャフト 2 2 8 の周りにそれぞれ配置される。付勢部材 2 1 8 a、2 2 0 a および 2 2 2 a は、コネクタスリーブ 2 1 8、2 2 0 および 2 2 2 にそれぞれ作用して、シャフトアセンブリ 2 0 0 が外科手術器具 1 0 0 に接続されるときに、コネクタスリーブ 2 1 8、2 2 0 および 2 2 2 を、外科手術器具 1 0 0 の駆動回転可能な駆動部材またはコネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 のそれぞれの遠位端と係合させた状態に維持することを補助する。

【0038】

具体的には、第一の付勢部材 2 1 8 a、第二の付勢部材 2 2 0 a および第三の付勢部材 2 2 2 a は、それぞれのコネクタスリーブ 2 1 8、2 2 0 および 2 2 2 を近位方向に付勢するように機能する。この様式で、シャフトアセンブリ 2 0 0 を外科手術器具 1 0 0 に接続する間に、第一のコネクタスリーブ 2 1 8、第二のコネクタスリーブ 2 2 0 および／または第三のコネクタスリーブ 2 2 2 が外科手術器具 1 0 0 の駆動部材またはコネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 と誤整列する場合、第一の付勢部材 2 1 8 a、第二の付勢部材 2 2 0 a および／または第三の付勢部材 2 2 2 a が圧縮される。従って、外科手術器具 1 0 0 の駆動機構が係合しているときに、外科手術器具 1 0 0 の駆動部材またはコネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 が回転し、そして第一の付勢部材 2 1 8 a、第二の付勢部材 2 2 0 a および／または第三の付勢部材 2 2 2 a が、それぞれ第一のコネクタスリーブ 2 1 8、第二のコネクタスリーブ 2 2 0 および／または第三のコネクタスリーブ 2 2 2 を近位にスライドさせて戻し、外科手術器具 1 0 0 の駆動部材またはコネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 を、それぞれ第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a、第二の入力駆動シャフト 2 2 6 a、および第三の駆動シャフト 2 2 8 に効果的に結合させる。

【0039】

使用において、外科手術器具 1 0 0 の校正中に、外科手術器具 1 0 0 の駆動コネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 の各々が回転し、そしてコネクタスリーブ 2 1 8、2 2 0 および 2 2 2 を付勢し、適切な整列が達成されたときに、コネクタスリーブ 2 1 8、2 2 0 および 2 2 2 を、外科手術器具 1 0 0 のそれぞれの駆動コネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 上に適切に設置する。

【0040】

シャフトアセンブリ 2 0 0 は、トランスミッションハウジング 2 1 2 および管状本体 2 1 0 内に、結合アセンブリ 2 1 4 に隣接して配置された、第一の歯車列システム 2 4 0 および第二の歯車列システム 2 5 0 を備える。上記のように、各歯車列システム 2 4 0、2 5 0 は、外科手術器具 1 0 0 の第一の回転可能な駆動コネクタ 1 1 8 および第二の回転可能な駆動コネクタ 1 2 0 の回転の速度／力を、このような回転の速度／力をエンドエフェクタ 4 0 0 に伝達する前に、変化（例えば、増加または減少）させるように構成および適合される。

【0041】

図 5 および図 6 に見られるように、第一の歯車列システム 2 4 0 は、第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a、および第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a にキーで回転を固定された第一の入力駆動シャフト平歯車 2 4 2 a を備える。第一の歯車列システム 2 4 0 はまた、トランスミッションハウジング 2 1 2 内に回転可能に支持された第一のトランスミッションシャフト 2 4 4、第一のトランスミッションシャフト 2 4 4 にキーで回転を固定されて第一の入力駆動シャフト平歯車 2 4 2 a を係合する第一の入力トランスミッション平歯車 2 4 4 a、および第一のトランスミッションシャフト 2 4 4 にキーで回転を固定される第一の出力トランスミッション平歯車 2 4 4 b を備える。第一の歯車列システム 2 4 0 は、トランスミッションハウジング 2 1 2 および管状本体 1 1 0 内に回転可能に支持された第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a、ならびに第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a にキーで回転を固定されて第一の出力トランスミッション平歯車 2 4 4 b に係合する第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b をさらに備える。

【0042】

本開示によれば、第一の入力駆動シャフト平歯車 2 4 2 a は 1 0 個の歯を備え；第一の

入力トランスミッション平歯車 2 4 4 a は 1 8 個の歯を備え；第一の出力トランスミッション平歯車 2 4 4 b は 1 3 個の歯を備え；そして第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b は 1 5 個の歯を備える。このように構成される場合、第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a の入力回転は、第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a の出力回転に、1 : 2 . 0 8 の比で変換される。

【0043】

上記のように、第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a の近位端は、第一のコネクタスリーブ 2 1 8 を支持するように構成される。

【0044】

作動において、外科手術器具 1 0 0 の対応する第一の駆動コネクタ 1 1 8 の回転の結果としての、第一のコネクタスリーブ 2 1 8 および第一の入力駆動シャフト 2 2 4 a の回転に起因して、第一の入力駆動シャフト平歯車 2 4 2 a が回転すると、第一の入力駆動シャフト平歯車 2 4 2 a が第一の入力トランスミッション平歯車 2 4 4 a を係合し、第一の入力トランスミッション平歯車 2 4 4 a を回転させる。第一の入力トランスミッション平歯車 2 4 4 a が回転すると、第一のトランスミッションシャフト 2 4 4 が回転し、従って、第一のトランスミッションシャフト 2 4 4 にキーで回転を固定された第一の出力トランスミッション平歯車 2 4 4 b を回転させる。第一の出力トランスミッション平歯車 2 4 4 b が回転すると、これに第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b が係合しているので、第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b もまた回転する。第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b が回転すると、第一の出力駆動シャフト平歯車 2 4 6 b は第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a にキーで回転を固定されているので、第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a が回転する。

【0045】

以下により詳細に議論されるように、第一の歯車システム 2 4 0 を備えるシャフトアセンブリ 2 0 0 は、エンドエフェクタ 4 0 0 を作動、起動および／または発射させる目的で、作動力を外科手術器具 1 0 0 からエンドエフェクタ 4 0 0 へと伝達するように機能する。

【0046】

図 5 および図 7 に見られるように、第二の歯車列システム 2 5 0 は、第二の入力駆動シャフト 2 2 6 a、および第二の入力駆動シャフト 2 2 6 a にキーで回転を固定された第二の入力駆動シャフト平歯車 2 5 2 a を備える。第二の歯車列システム 2 5 0 はまた、トランスミッションハウジング 2 1 2 内に回転可能に支持された第一のトランスミッションシャフト 2 5 4、第一のトランスミッションシャフト 2 5 4 にキーで回転を固定されて第二の入力駆動シャフト平歯車 2 5 2 a と係合する第一の入力トランスミッション平歯車 2 5 4 a、および第一のトランスミッションシャフト 2 5 4 にキーで回転を固定された第一の出力トランスミッション平歯車 2 5 4 b を備える。

【0047】

第二の歯車列システム 2 5 0 は、トランスミッションハウジング 2 1 2 内に回転可能に支持された第二のトランスミッションシャフト 2 5 6、第二のトランスミッションシャフト 2 5 6 にキーで回転を固定されて第一の出力トランスミッション平歯車 2 5 4 b（これは、第一のトランスミッションシャフト 2 5 4 にキーで回転を固定される）と係合する第二の入力トランスミッション平歯車 2 5 6 a、および第二のトランスミッションシャフト 2 5 6 にキーで回転を固定された第二の出力トランスミッション平歯車 2 5 6 b をさらに備える。

【0048】

第二の歯車列システム 2 5 0 は、トランスミッションハウジング 2 1 2 および管状本体 2 1 0 内に回転可能に支持された第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a、ならびに第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a にキーで回転を固定されて第二の出力トランスミッション平歯車 2 5 6 b と係合する第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b をさらに備える。

【0049】

本開示によれば、第二の入力駆動シャフト平歯車 252a は 10 個の歯を備え；第一の入力トランスミッション平歯車 254a は 20 個の歯を備え；第一の出力トランスミッション平歯車 254b は 10 個の歯を備え；第二の入力トランスミッション平歯車 256a は 20 個の歯を備え；第二の出力トランスミッション平歯車 256b は 10 個の歯を備え；そして第二の出力駆動シャフト平歯車 258b は 15 個の歯を備える。このように構成される場合、第二の入力駆動シャフト 226a の入力回転は、第二の出力駆動シャフト 258a の出力回転に、1 : 6 の比で変換される。

【0050】

上記のように、第二の入力駆動シャフト 226a の近位端は、第二のコネクタスリーブ 220 を支持するように構成される。

10

【0051】

作動において、外科手術器具 100 の対応する第二の駆動コネクタ 120 の回転の結果としての、第二のコネクタスリーブ 220 および第二の入力駆動シャフト 226a の回転に起因して、第二の入力駆動シャフト平歯車 252a が回転すると、第二の入力駆動シャフト平歯車 252a が第一の入力トランスミッション平歯車 254a を係合し、第一の入力トランスミッション平歯車 254a を回転させる。第一の入力トランスミッション平歯車 254a が回転すると、第一のトランスミッションシャフト 254 が回転し、従って、第一のトランスミッションシャフト 254 にキーで回転を固定された第一の出力トランスミッション平歯車 254b を回転させる。第一の出力トランスミッション平歯車 254b が回転すると、これに第二の入力トランスミッション平歯車 256a が係合しているので、第二の入力トランスミッション平歯車 256a もまた回転する。第二の入力トランスミッション平歯車 256a が回転すると、第二のトランスミッションシャフト 256 が回転し、従って、第二のトランスミッションシャフト 256 にキーで回転を固定された第二の出力トランスミッション平歯車 256b を回転させる。第二の出力トランスミッション平歯車 256b が回転すると、これに第二の出力駆動シャフト平歯車 258b が係合しているので、第二の出力駆動シャフト平歯車 258b が回転する。第二の出力駆動シャフト平歯車 258b は第二の出力駆動シャフト 258a にキーで回転を固定されているので、第二の出力駆動シャフト 258a が回転する。

20

【0052】

以下により詳細に議論されるように、第二の歯車列システム 250 を備えるシャフトアセンブリ 200 は、シャフトアセンブリ 200 および／またはエンドエフェクタ 400 を外科手術器具 100 に対して回転させる目的で、作動力を外科手術器具 100 からエンドエフェクタ 400 へと伝達するように機能する。

30

【0053】

上記のように、そして図 5 および図 8 に見られるように、トランスミッションハウジング 212 およびシャフト結合アセンブリ 214 は、第三の駆動シャフト 228 を回転可能に支持する。第三の駆動シャフト 228 は、第三のコネクタスリーブ 222 を支持するように構成された近位端 228a、および以下により詳細に議論されるような関節運動アセンブリ 270 まで延びて関節運動アセンブリ 270 に作動可能に接続される遠位端 228b を備える。

40

【0054】

図 4 に見られるように、シャフトアセンブリ 200 の細長い外側管状本体 210 は、第一の半セクション 211a および第二の半セクション 211b を備え、これらの半セクションは、半セクション 211a と 211b とが互いに嵌合するときに、外側管状本体 210 を通って長手軸方向に延びる少なくとも 3 つのチャネルを規定する。これらのチャネルは、第一の出力駆動シャフト 246a、第二の出力駆動シャフト 258a、および第三の駆動シャフト 228 がトランスミッションハウジング 212 から関節運動するネックアセンブリ 230 まで延びるときに、第一の出力駆動シャフト 246a、第二の出力駆動シャフト 258a、および第三の駆動シャフト 228 を回転可能に受容して支持するような構

50

成および寸法にされる。第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a、第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a、および第三の駆動シャフト 2 2 8 の各々は、細長く、そして実質的に硬いことにより、回転力をトランスミッションハウジング 2 2 0 から関節運動するネックアセンブリ 2 3 0 へと伝達する。

【0055】

ここで図 4 および図 9～図 1 6 を参照して、関節運動するネックアセンブリ 2 3 0 が図示および説明される。関節運動するネックアセンブリ 2 3 0 は、近位ネックハウジング 2 3 2、近位ネックハウジング 2 3 2 に接続されて近位ネックハウジング 2 3 2 から直列に延びる複数のリンク 2 3 4；および複数のリンク 2 3 4 のうちの最遠位のリンクに接続されてこの最遠位のリンクから延びる遠位ネックハウジング 2 3 6 を備える。本明細書において開示された実施形態のいずれかにおいて、シャフトアセンブリは、エンドエフェクタの関節運動を可能にする単一のリンクまたは旋回部材を有し得ることが想定される。本明細書において開示された実施形態のいずれかにおいて、遠位ネックハウジングは、最遠位リンクと統合し得ることが想定される。

【0056】

各リンク 2 3 4 は、その近位表面 2 3 4 a および遠位表面 2 3 4 b にそれぞれ形成された、協働するナックルおよびクレビスを備える。近位ネックハウジング 2 3 2 は、最近位のリンクのナックルおよび／またはクレビスと作動可能に係合するナックルおよび／またはクレビスを備える。遠位ネックハウジング 2 3 6 は、最遠位のリンクのナックルおよび／またはクレビスと作動可能に係合するナックルおよび／またはクレビスを備える。ネックハウジング 2 3 2、2 3 6 およびリンク 2 3 4 の隣接するものの、ナックルとクレビスとは、互いに作動可能に係合して、ネックアセンブリ 2 3 0 の関節運動の方向および角度を規定する。

【0057】

ネックアセンブリ 2 3 0 は、エンドエフェクタ 4 0 0 が、実質的に直線状の構成と、実質的に角度を付けた構成、または軸からずれた構成、または関節運動した構成との間で移動することを可能にするように構成される。本開示によれば、ネックアセンブリ 2 3 0 は単一面内で関節運動することが可能であり、そして約 9 0 °、および 9 0 ° より大きくさえも関節運動することが可能であることが想定される。

【0058】

各リンク 2 3 4 は、第一の駆動ケーブルまたは部材 2 6 6 の通過のための第一の管腔 2 3 4 c（図 1 2 を参照のこと）；1 対の関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 の通過のための第一の対の対向する管腔 2 3 4 d₁、2 3 4 d₂；および第二の駆動ケーブルまたは部材 2 6 8 の通過のための第二の管腔 2 3 4 e を規定する。図 1 2 に見られるように、第一の管腔 2 3 4 c および第二の管腔 2 3 4 e は、互いに直径方向に対向しており、そして管腔 2 3 4 d₁、2 3 4 d₂ に対して 9 0 ° ずれている。第一の駆動ケーブルまたは部材 2 6 6 および第二の駆動ケーブルまたは部材 2 6 8 の各々は、第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a および第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a のそれぞれの遠位端にキーで回転を固定された近位端を備える。第一の駆動ケーブル 2 6 6 および第二の駆動ケーブル 2 6 8 の各々は、可撓性でありかつねじれ剛性のある（回転力またはトルクを伝達することが可能である）材料（例えば、ステンレス鋼など）から製造される。

【0059】

図 1 3～図 1 6 に見られるように、ネックアセンブリ 2 3 0 の近位ネックハウジング 2 3 2 は、関節運動をネックアセンブリ 2 3 0 および／またはエンドエフェクタ 4 0 0 に付与するように構成および適合された関節運動アセンブリ 2 7 0 を支持する。関節運動アセンブリ 2 7 0 は、対向する 1 対の歯車ラック 2 7 2、2 7 4 を備え、これらの歯車ラックは、ピニオン歯車 2 7 6 の両側で、このピニオン歯車と係合する。ラック 2 7 2、2 7 4 は、近位ネックハウジング 2 3 2 内に軸方向にスライド可能に支持され、そしてピニオン歯車 2 7 6 は、近位ネックハウジング 2 3 2 内に回転可能に支持される。

【0060】

図 1 2、図 1 3 および図 1 7 に見られるように、ラック 2 7 4 は、このラックから近位に延びるねじ切りされたシャフト 2 7 2 a に取り付けられ、このねじ切りされたシャフト 2 7 2 a は、めねじを切られたナット 2 7 8 の遠位端と螺合により係合する。ねじ切りされたナット 2 7 8 は、近位ネックハウジング 2 3 2 に形成されたポケット 2 3 2 a 内に回転可能に支持され、そして軸方向に固定される。ねじ切りされたナット 2 7 8 の近位端は、第三の駆動シャフト 2 2 8 の遠位端にキーで回転を固定される。ねじ切りされたシャフト 2 7 2 a は、ラック 2 7 4 から延びるように図示されているが、このねじ切りされたシャフトは、本開示の原理から逸脱することなく、ラック 2 7 2 から延びてもよいことが理解され、そして本開示の範囲内である。

【0061】

関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 は、近位端を備え、これらの近位端は、ラック 2 7 2、2 7 4 のそれぞれの遠位端に固定されてこれらの遠位端から延びる。各関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 は、遠位端を備え、これらの遠位端は、リンク 2 3 4 の対向する管腔 2 3 4 d₁、2 3 4 d₂ をそれぞれ通って延び、そして遠位ネックハウジング 2 3 4 または最遠位リンクに固定または係留される。

【0062】

作動において、ネックアセンブリ 2 3 0 を第一の方向に関節運動させるために、上記のような第三の駆動シャフト 2 2 8 が第一の方向に回転させられて、ねじ切りされたナット 2 7 8 を回転させ、そしてねじ切りされたシャフト 2 7 2 a を遠位に軸方向に変位させて、ラック 2 7 4 を遠位に軸方向に変位させる（図 1 6 を参照のこと）。ラック 2 7 4 が軸方向に遠位方向に変位させられると、ラック 2 7 4 はピニオン歯車 2 7 6 を回転させ、従って、ラック 2 7 2 に作用させて、ラック 2 7 2 を近位方向に軸方向に変位させる。図 1 6 に図示されるように、ラック 2 7 2 が近位方向に軸方向に変位させられると、ラック 2 7 2 は、関節運動ケーブル 2 6 2 を近位方向に引き、これによって、ネックアセンブリ 2 3 0 を関節運動させる。ラック 2 7 4 の遠位方向への軸方向の変位が、関節運動ケーブル 2 6 4 の軸方向の遠位方向への変位をもたらすので、ネックアセンブリ 2 3 0 は、関節運動を可能にされる。

【0063】

遠位ネックハウジング 2 3 6 は、第一の歯車列 2 8 0 と第二の歯車列 2 9 0 とを支持する。第一の歯車列 2 8 0 は、第一の駆動ケーブルまたは部材 2 6 6 の回転をエンドエフェクタ 4 0 0 に伝達するように機能する。第二の歯車列 2 9 0 は、第二の駆動ケーブルまたは部材 2 6 8 の回転をエンドエフェクタ 4 0 0 に伝達するように機能する。

【0064】

図 2 0～図 2 5 に見られるように、遠位ネックハウジング 2 3 6 の第一の歯車列 2 8 0 は、遠位ネックハウジング 2 3 6 に回転可能に支持され、かつ、シャフトアセンブリ 2 0 0 の第一の駆動ケーブル 2 6 6 の遠位端にキーで回転を固定された第一の平歯車 2 8 2 a を含む。遠位ネックハウジング 2 3 6 の第一の歯車列 2 8 0 は、遠位ネックハウジング 2 3 6 に回転可能に支持され、かつ、第一の平歯車 2 8 2 a と係合された第二の平歯車 2 8 2 b をさらに含む。遠位ネックハウジング 2 3 6 の第一の歯車列 2 8 0 は、遠位ネックハウジング 2 3 6 に回転可能に支持され、かつ、第二の平歯車 2 8 2 b と係合された第三の平歯車 2 8 2 c も含む。

【0065】

第三の平歯車 2 8 2 c は、その中心軸に沿って形成されたボア 2 8 2 d を含み、ボア 2 8 2 d は、エンドエフェクタ 4 0 0 の駆動軸 4 2 6 の受容を嵌合するために構成される（図 2 6 を参照のこと）。

【0066】

本開示に従って、第一の平歯車 2 8 2 a は、8 個の歯を含み、第二の平歯車 2 8 2 b は、10 個の歯を含み、第三の平歯車 2 8 2 c は、8 個の歯を含む。そのように構成されるように、第一の駆動ケーブル 2 6 6 の入力回転は、遠位ネックハウジング 2 3 6 の第三の平歯車 2 8 2 c の出力回転に 1 : 1 の比率で変換される。加えて、第一の歯車列 2 8 0 は

、第一の駆動ケーブル 266 をエンドエフェクタ 400 の駆動軸 426 に回転可能で機械的に接続するように提供される。

【0067】

作動において、第一の駆動ケーブル 266 が回転させられると、（前述のように）第一の出力駆動シャフト 246a の回転によって、上記回転は、第一の歯車列 280 の第一の平歯車 282a に伝達される。第一の平歯車 282a が回転させられると、第三の平歯車 282c は、第二の平歯車 282b による第一の平歯車 282a と第三の平歯車 282c との相互係合によって回転させられる。第三の平歯車 282c が回転させられると、エンドエフェクタ 400 がシャフトアセンブリ 200 に接続され、特に、第三の平歯車 282c がエンドエフェクタ 400 の駆動軸 426 に接続されている場合、第三の平歯車 282c の回転は、結果として、エンドエフェクタ 400 の駆動軸 426 の回転およびエンドエフェクタ 400 の起動をもたらす。

【0068】

図 20～図 25 に見られるように、遠位ネックハウジング 236 の第二の歯車列 290 は、遠位ネックハウジング 236 に回転可能に支持され、かつ、シャフトアセンブリ 200 の第二の駆動ケーブル 268 の遠位端にキーで回転を固定された第一の平歯車 292a を含む。遠位ネックハウジング 236 の第二の歯車列 290 は、遠位ネックハウジング 236 に回転可能に支持され、かつ、第一の平歯車 292a と係合された第二の平歯車 292b をさらに含む。遠位ネックハウジング 236 の第二の歯車列 290 は、第二の平歯車 292b から延びる非円形のシャフト 292c も含む（図 21 を参照のこと）。非円形シャフト 292c は、回転ハブ 294 にキーで回転を固定されることにより、非円形シャフト 292c の回転が結果として回転ハブ 294 の回転をもたらす。

【0069】

回転ハブ 294 は、第一の歯車列 280 の第三の平歯車 282c のシャフトの間に提供され、第三の平歯車 282c は、そのボア 282d を規定し、回転ハブ 294 は、第一の歯車列 280 の第三の平歯車 282c の相対的回転を第二の歯車列 290 の回転ハブ 294 に伝達する。

【0070】

本開示に従って、（入力として機能する）第一の平歯車 292a は、8 個の歯を含み、第二の平歯車 292b は、10 個の歯を含む。そのように構成されるように、第二の駆動ケーブル 268 の入力回転は、回転ハブ 294 の出力回転に変換される。これに対する歯車の比率は、1：0.8 である。加えて、第二の歯車列 290 は、第二の駆動ケーブル 268 をネックアセンブリ 230 の遠位ネックハウジング 236 の回転ハブ 294 に回転可能で機械的に接続するように提供される。

【0071】

作動において、シャフトアセンブリ 200 の第二の駆動ケーブル 268 が回転させられると、（前述のように）第二の出力駆動シャフト 258a の回転によって、上記回転は、第一の歯車列 290 の第一の平歯車 292a に伝達される。第一の平歯車 292a が回転させられると、非円形シャフト 292c は、第二の平歯車 292b とのその接続によって回転される。非円形シャフト 292c が回転されると、エンドエフェクタ 400 がシャフトアセンブリ 200 に接続され、特に、回転ハブ 294 がエンドエフェクタ 400 の整列ステム 424a、424b に接続されている場合、回転ハブ 294 の回転は、結果として、エンドエフェクタ 400 の回転をもたらす。

【0072】

シャフトアセンブリ 200 は、関節運動するネックアセンブリ 230 の遠位ネックハウジング 236 の遠位端において支持されたエンドエフェクタ結合アセンブリ 310 をさらに含む。エンドエフェクタ結合アセンブリ 310 は、カラー 312 を含み、このカラーは、遠位ネックハウジング 236 に回転可能に支持され、遠位ネックハウジング 236 から遠位に延び、そして第一のラジアル方向位置に付勢される。カラー 312 は、第一のラジアル方向位置から第二のラジアル方向位置へと回転可能であり（この第二のラジアル方向

位置において、エンドエフェクタ４００は、エンドエフェクタ結合アセンブリ３１０に嵌合可能である）、そして付勢によって、第一のラジアル方向位置に戻り、エンドエフェクタ４００をシャフトアセンブリ２００にロックする。

【００７３】

カラー３１２は、その内側表面から半径方向内向きに延びる少なくとも１つのナブ３１２ａを含み、このナブは、エンドエフェクタ４００の外側表面に形成された、対応する相補的な構造体４２２ａに受容されて、エンドエフェクタ４００をシャフトアセンブリ２００に、差し込み型の接続で接続するためのものであることが想定される。他の形態の接続（例えば、移動止め、螺合接続など）が想定される。

【００７４】

図１２～図１４、図１７および図１８に見られるように、シャフトアセンブリ２００は、ケーブル引張アセンブリ３２０を含む。ケーブル引張アセンブリ３２０は、近位ネックハウジング２３２の中の軸方向変位のために、近位ネックハウジング２３２の中にスライド可能に支持されたクレビス３２２を含む。クレビス３２２は、関節運動アセンブリ２７０のピニオン歯車２７６を回転可能に支持する。ケーブル引張アセンブリ３２０は、近位ネックハウジング２３２に回転可能に支持され、かつ軸方向変位に対して保持された調節ねじ３２４を含む。調節ねじ３２４は、クレビス３２２に螺合可能に接続されることにより、調節ねじ３２４の回転が、結果としてクレビス３２２の軸方向変位をもたらす。

【００７５】

動作において、シャフトアセンブリ２００の組立の間に、オペレータは、近位方向にクレビス３２２を軸方向に変位させるような方向で調節ねじ３２４を回転させる。クレビス３２２が軸方向に近位方向に変位させられると、クレビス３２２は、関節運動アセンブリ２７０のピニオン歯車２７６を引き寄せる。ピニオン歯車２７６が軸方向に近位方向に変位させられると、ピニオン歯車２７６は、ラック２７２、２７４に作用して、近位方向にラック２７２、２７４を引く。ラック２７２、２７４は、近位方向に引かれ、そのとき、関節運動ケーブル２６２、２６４がそれらのそれぞれに接続された状態にあり、および関節運動ケーブル２６２、２６４の遠位端が適所に固定または係留された状態にあると、関節運動ケーブル２６２、２６４が、引張させられる。止めねじ３２８（図１２を参照のこと）が、調節ねじ３２４の位置を固定し、かつ、引張させられた関節運動ケーブル２６２、２６４を維持することを助けるように提供され得る。

【００７６】

複数回の使用と共に、および／またはその後、シャフトアセンブリ２００の最終使用者は、ニーズまたは必要に応じて、調節ねじ３２４にアクセスして、関節運動ケーブル２６２、２６４を再引張することが可能であり得ることが想定される。

【００７７】

ここで、図２６～図４９を参照して、エンドエフェクタ４００が示され、かつ説明される。エンドエフェクタ４００は、複数の直線状の列のファスナー４３３を適用するように構成および適合される。ある実施形態において、ファスナーは、種々のサイズであり、ある実施形態において、ファスナーは、種々の長さまたは列（例えば、長さで約３０、４５および６０mm）を有する。

【００７８】

図２６～２８に見られるように、エンドエフェクタ４００は、シャフトアセンブリ２００のエンドエフェクタ結合アセンブリ３１０への選択的接続のために構成された取り付け部分４２０（図２８）を含む。エンドエフェクタ４００は、取り付け部分４２０に接続され、かつ、取り付け部分４２０から遠位に延びる顎アセンブリ４３０をさらに含む。以下により詳細に議論されるように、顎アセンブリ４３０は、取り付け部分４２０に旋回可能に接続され、かつその中にカートリッジアセンブリ４１０を選択的に支持するように構成された下顎４３２と、取り付け部分４２０に固定され、かつ接近された位置と離間された位置との間で下顎４３２に対して移動可能である上顎４４２とを含む。

【００７９】

図 26～図 28 に見られるように、取り付け部分 420 は、その近位端に固定された結合部材 422 を含む。結合部材 422 は、その半径方向外側表面に形成された実質的に J の形状のチャンネル 422a (図 26～28 を参照のこと) を規定し、前述のように、チャンネル 422a は、エンドエフェクタ結合アセンブリ 310 のカラー 312 に形成され、またはカラー 312 から半径方向内側に延びる相補的な構造体との選択的接続のために構成および寸法にされる。結合部材 422 は、エンドエフェクタ結合アセンブリ 310 の遠位表面に形成されたそれぞれの整列ボア 310a、310b の中への受容のために、結合部材 422 から近位に突出する 1 対の離間された整列ステム 424a、424b をさらに含む。

【0080】

整列ボア 310a、310b と共に、整列ステム 424a、424b は、エンドエフェクタ 400 をシャフトアセンブリ 200 のエンドエフェクタ結合アセンブリ 310 と整列させ、かつそれに結合するために使用される。カラー 312 のナブ 312a と、結合部材 422 の J の形状のチャンネル 422a とは、外科手術手順の前、中または後に、シャフトアセンブリ 200 からのエンドエフェクタ 400 の迅速かつ簡単な係合および取り外しを容易にする従来との差し込み型結合を規定し得る。

【0081】

図 26、図 28～図 31、図 34 および図 35 に見られるように、取り付け部分 420 は、その中に回転可能に支持された駆動軸 426 をさらに含む。駆動軸 426 は、結合部材 422 から近位に突出し、かつ、エンドエフェクタ 400 がシャフトアセンブリ 200 に結合されるときに、遠位ネックハウジング 236 の第一の歯車列 280 の第三の平歯車 282c とシャフトアセンブリ 200 の第一の歯車列システム 240 との嵌合する係合のために構成された多面体の近位ヘッド 426a を含む。駆動軸 426 は、結合部材 422 から遠位に突出し、かつ、顎アセンブリ 430 の下顎 432 の中に支持された、ねじ切りされた駆動シャフト 464 との嵌合する係合のために構成された多面体の遠位ヘッド 426b をさらに含む。駆動軸 426 は、遠位ネックハウジング 236 の第一の歯車列 280 の第三の平歯車 282c からの回転駆動力とシャフトアセンブリ 200 の第一の歯車列システム 240 の回転駆動力とを顎アセンブリ 430 の下顎 432 の駆動ねじ 464 に伝達するように機能し、第三の平歯車 282c は、回転の軸を規定し、駆動ねじ 464 は、第三の平歯車 282c の回転の軸とは異なる回転の軸を規定する。

【0082】

図 28～図 31、図 34～図 36 および図 39～図 43 に見られるように、顎アセンブリ 430 の下顎 432 は、その中に回転可能に支持され、かつ、実質的にその全長を延びる駆動ねじ 464 を含む。駆動ねじ 464 は、その近位端上に支持され、かつ駆動軸 426 の多面体の遠位ヘッド 426b の受容のために構成された雌型結合部材 464a を含む。駆動ねじ 464 は、スラストプレート 465 などによって顎アセンブリ 430 の下顎 432 内に軸方向および横方向に固定され、スラストプレート 465 は、顎アセンブリ 430 に固定され、かつ少なくとも部分的に、駆動ねじ 464 の中に形成された環状チャンネル 464a へと延びる。動作において、駆動軸 426 の回転は、結果として駆動ねじ 464 の同時回転をもたらす。

【0083】

図 28～図 43 に見られるように、エンドエフェクタ 400 は、顎アセンブリ 430 の下顎 432 の中にスライド可能に支持された駆動梁 466 を含む。駆動梁 466 は、実質的に I の形状の断面プロフィールを含み、下顎 432 と上顎 442 とを接近させ、かつ、下顎 432 を通して起動そり 468 を軸方向に変位させるように構成される。図 33 に見られるように、駆動梁 466 は、垂直に配向された支持支柱 466a と、支持支柱 466a の上に形成され、かつ上顎 442 の外部カム作用表面に対して係合および並進することにより、顎アセンブリ 430 を漸進的に閉鎖するように構成された横方向の突出部材 466b と、ねじ切りされた駆動シャフト 464 への螺合可能な接続のための内部にねじ切りされたボアを有する保持フット 466c とを含む。駆動梁 466 は、上顎 442 との支柱

10

20

30

40

50

４６６ a および／またはカム部材 ４６６ b の係合によって回転が防げられるので、駆動ねじ ４６４ が回転させられると、保持フット ４６６ c、次に駆動梁 ４６６ は、上顎 ４３２ に対して軸方向に並進させられる。

【００８４】

駆動梁 ４６６ は、支柱 ４６６ a から遠位に延びるロッククリップ ４６７ を含む。以下により詳細に議論されるように、ロッククリップ ４６７ は、ナイフそり ４５０ の中に形成された窓 ４５０ c を係合するように構成されたフック ４６７ a を規定する。ロッククリップ ４６７ のフック ４６７ a は、ナイフそり ４５０ から離れるように延びるように付勢される。カートリッジアセンブリ ４１０ を発射する前において、図 ３６ および図 ３７ に見られるように、駆動梁 ４６６ は、下顎 ４３２ の最近位位置にあり、起動そり ４１８ およびナイフそり ４５０ は、カートリッジ本体 ４１２ の最近位位置にある。発射する前に、ロッククリップ ４６７ は、ナイフそり ４５０ の窓 ４５０ c から脱係合され、ナイフスロット ４１２ b の壁に規定されたリリース ４１２ e へと延びる。

【００８５】

下顎 ４３２ は、チャンネルの形態であり、その中に使い捨てのステープルカートリッジアセンブリ ４１０ を選択的に受容するように構成および適合される。ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ は、複数の列のステープル保持スロット ４１２ a と、複数対の列のステープル保持スロット ４１２ a の間に配置された、長手方向に延びるナイフスロット ４１２ b とを規定するカートリッジ本体 ４１２ を含む。ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ は、複数の保持スロット ４１２ a の各々の中に配置された複数のステープル ４３３ も含む。ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ は、その中に支持された複数のステープルプッシャー ４１６ をさらに含み、ステープルプッシャー ４１６ は、保持スロット ４１２ a 内に互いに対して整列させられることにより、単一のステープルプッシャー ４１６ が、スロット ４１２ a 内に保持されているそれぞれのステープル ４３３ の下に位置決めされる。ステープルプッシャー ４１６ は、それらが ２つまたは ３つのプッシャーのグループを有するプッシャー部材の中に互いに取り付けられるように形成され得、プッシャー部材は、ずれた配向にされたプッシャーを有し得る。１つ以上の起動する表面は、プッシャー部材の下部表面（図示せず）上に提供される。

【００８６】

ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ は、カートリッジ本体 ４１２ の下部表面に対してスライド可能に支持され、かつ駆動梁 ４６６ によって係合可能である起動そり ４１８ を含む。起動そり ４１８ は、作動する表面と接触することによってステープルプッシャー ４１６ 上に駆動力を作用させるように構成された直立したカムウェッジ ４１８ a を含み、以下により詳細に説明されるように、カムウェッジ ４１８ a は、ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ からステープル ４１４ を駆動する。

【００８７】

カートリッジ本体 ４１２ は、それを通して延びる複数の離間された長手方向チャンネル ４１２ c（図 ３６ を参照のこと）を規定して、チャンネル ４１２ c は、起動そり ４１８ の直立したカムウェッジ ４１８ a を収容する。チャンネル ４１２ c は、複数の保持スロット ４１２ a と連絡し、複数のステープル ４３３ とプッシャー ４１６ が、それぞれ、保持スロット ４１２ a 内に支持される。

【００８８】

図 ２８～４３ に見られるように、ステープルカートリッジアセンブリ ４１０ は、カートリッジ本体 ４１２ のナイフスロット ４１２ b 内にスライド可能に支持され、かつ、駆動梁 ４６６ と起動そり ４６８ との間に配置されたナイフそり ４５０ をさらに含む。図 ３３ に見られるように、ナイフそり ４５０ は、その上部表面から延び、かつ遠位に配向されたナイフ刃 ４５０ a を規定し、ナイフ刃 ４５０ a は、カートリッジ本体 ４１２ のナイフスロット ４１２ b を通って延びる。以下により詳細に議論されるように、ナイフそり ４５０ は、カートリッジ本体 ４１２ の表面に形成されたロックアウト切り欠き ４１２ d を係合するために、そこから遠位に延びるロックアウトばね ４５１ を含む（図 ３７ を参照のこと）。ロ

クアウトばね４５１は、ロックアウト切り欠き４１２ｄに向かって付勢される。カートリッジアセンブリ４１０の発射の前に、図３４～図３７に見られるように、起動そり４１８およびナイフそり４５０がカートリッジ本体４１２の最近位位置にある状態で、ロックアウトばね４５１は、起動そり４１８によって、カートリッジ本体４１２のロックアウト切り欠き４１２ｄに進入することを防げられる。

【００８９】

ステープルカートリッジアセンブリ４１０は、複数のステープルプッシャー４１６、起動そり４１８およびナイフそり４５０をカートリッジ本体４１２内に維持するように構成された底部カバーまたはリテーナ４１５を含む。リテーナ４１５は、起動そり４１８によるその係合の前に、複数のプッシャー４１６を支持および整列させる。動作中、起動そり４１８が、ステープルカートリッジアセンブリ４１０を通して並進すると、起動そり４１８のカムウェッジ４１８ａの角度付けされたリーディングエッジは、連続してプッシャー４１６と接触し、プッシャー４１６を保持スロット４１２ａ内において垂直に並進させ、そこからステープル４３３を押す。また、ナイフそり４５０が、カートリッジ本体４１２のナイフスロット４１２ｂを通して並進すると、ナイフ刃４５０ａは、カートリッジ本体４１２のナイフスロット４１２ｂを横断して延びる組織および保持縫合線を切断する。

【００９０】

動作において、前述のように、駆動ねじ４６４が第一の方向に回転させられて、駆動梁４６６を前進させると、駆動梁４６６は、ナイフそり４５０および起動そり４１８との接触するように前進させられて、カートリッジ本体４１２および下顎４３２を通してナイフそり４５０および起動そり４１８を遠位に前進させ、または押す。駆動梁４６６が、遠位方向に引き続き駆動される場合、駆動梁４６６は、ナイフそり４５０および起動そり４１８との接触を維持し、それによって、遠位方向にナイフそり４５０および起動そり４１８を押し、下顎４３０と上顎４４０を接近させ、駆動梁４６６の横方向の突出部材４６６ｂが上顎４４０の外部カム作用表面上に押し下げると、ステープル４１４を発射し、組織を締め付け、同時にナイフ刃４５０ａを用いて組織を解剖する。ナイフそり４５０、起動そり４１８および駆動梁４６６は、カートリッジ本体４１２を通して移動し、それによって組織を締め付け、切断する。

【００９１】

図３７および３８に見られるように、駆動梁４６６が遠位方向に前進すると、ロッククリップ４６７のフック４６７ａは、リリーフ４１２ｅを出て行き、そしてフック４６７ａがカートリッジ本体４１２のナイフスロット４１２ｂに入ると、ナイフそり４５０の窓４５０ｃ内へとカム作用される。駆動ねじ４６４は、完全な発射のために、起動そり４１８と、ナイフそり４５０と、駆動梁４６６とが、カートリッジ本体４１２および／または下顎４３２の最遠位端に達するまで回転させられる。

【００９２】

完全または部分的な発射後、駆動ねじ４６４は、反対方向に回転させられて、駆動梁４６６を後退させる。ナイフそり４５０は、上記のように、ロッククリップ４６７によって駆動梁４６６に接続されているので、駆動梁４６６が後退させられると、ナイフそり４５０も後退させられる。起動そり４１８は、カートリッジ本体４１２のチャンネル４１２ｃにおける摩擦係合に起因して、遠位位置または最遠位位置に残る傾向がある（図４０を参照のこと）。駆動ねじ４６４は、駆動梁４６６およびナイフそり４５０が最近位位置に戻されるまで、回転させられる。駆動梁４６６およびナイフそり４５０が最近位位置に戻されると、ロッククリップ４６７のフック４６７ａは、それ自身の弾力性に起因して、リリーフ４１２ｅに再度入ることを可能にされ、そしてナイフそり４５０の窓４５０ｃから脱係合する。そのように、駆動梁４６６は、ナイフそり４５０から脱係合され、ステープルカートリッジアセンブリ４１０は、下顎４３２から自由に外される。

【００９３】

また、起動そり４１８がナイフそり４５０から今や分離された状態で、駆動梁４６６およびナイフそり４５０が最近位位置に戻されると、ロックアウトばね４５１は、図４３に

見られるように、ロックアウト切り欠き 4 1 2 d に対して付勢されるので、ナイフそり 4 5 0 に取り付けられたロックアウトばね 4 5 1 は、今やロックアウト切り欠き 4 1 2 d に自由に入り、そしてナイフそり 4 5 0 および／または駆動梁 4 6 6 が再度前進することを防止し、それにより、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 をロックアウトする。

【0094】

駆動梁 4 6 6 を再度前進させるために、新しい、発射されていないステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 が、下顎 4 3 2 内に充填される必要がある。

【0095】

顎アセンブリ 4 3 0 の上顎 4 4 2 は、起動そり 4 1 8 が外科手術器具 1 0 0 の発射中に前進するときにアンビルとして機能し、そのアンビルに対してステーブル 4 3 3 が形成される。特に、上顎 4 4 2 は、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 に対して並列関係で、カバーハウジング 4 4 4 に固定されたアンビルプレート 4 4 3 を備える。アンビルプレート 4 4 3 は、複数のステーブル形成ポケット（図示せず）を規定し、このステーブル形成ポケットは、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 が下顎 4 3 2 に配置されるとき、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 のステーブル保持スロット 4 1 2 a の列と協力している長手軸方向に延びる列に配置される。

【0096】

下顎 4 3 2 は、その近位端付近に配置された 1 対の間隔を空けたショルダー 4 3 2 a、4 3 2 b を通って延びる適切な旋回ピン 4 4 5 などによって、取り付け部分 4 2 0 に旋回可能に接続される。下顎 4 3 2 のショルダー 4 3 2 a、4 3 2 b は、取り付け部分 4 2 0

【0097】

図 2 8 に見られるように、顎アセンブリ 4 3 0 は、少なくとも 1 つの付勢部材 4 4 7 を圧縮ばねなどの形態で備え、この付勢部材 4 4 7 は、下顎 4 3 2 が上顎 4 4 2 から間隔を空けられるように、下顎 4 3 2 の各ショルダー 4 3 2 a、4 3 2 b と、取り付け部分 4 2 0 のベアリング表面との間に配置されて、閉鎖されるまで顎アセンブリ 4 3 0 を開放位置に維持する。使用において、上顎 4 4 2 と下顎 4 3 2 とを近づけることによって顎アセンブリ 4 3 0 が閉鎖されると、付勢部材 4 4 7 は、下顎 4 3 2 のショルダー 4 3 2 a、4 3 2 b と、取り付け部分 4 2 0 のベアリング表面との間に付勢される（すなわち、圧縮される）。

【0098】

ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 の発射後、駆動ねじ 4 6 4 は、上記のように、第一の方向と反対である第二の方向に回転させられて、駆動梁 4 6 6 およびナイフそり 4 5 0 を引っ込める。駆動梁 4 6 6 が近位方向に引っ込められるに従って、付勢部材 4 4 7 は、広がり始めて、取り付け部分 4 2 0 のベアリング表面から下顎 4 3 2 のショルダー 4 3 2 a、4 3 2 b を押し離して、下顎 4 3 2 から上顎 4 4 2 を分離し、顎アセンブリ 4 3 0 を開放する。

【0099】

本開示によれば、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 のカートリッジ本体 4 1 2 は、外科手術パットレスをその組織接触表面に選択的に支持するために構成および適合され得る。図 2 8 を参照すると、ステーブルカートリッジアセンブリ 4 1 0 のカートリッジ本体 4 1 2 は、その近位端付近に形成された近位の 1 対の凹部を規定し、そしてこの 1 対の凹部は、長手軸方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b の両側に 1 つずつ配置される。カートリッジ本体 4 1 2 は、その遠位端付近に形成された遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e をさらに規定し、そしてこの遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e は、長手軸方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b の両側に 1 つずつ配置される。1 つの実施形態において、遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e は、好ましくは非円形であり、そして係留「S」を締め付けているか、または他の方法で係留「S」を摩擦係合するように、および／もしくは挟むように配置されている。

【0100】

図 2 8 に見られるように、カートリッジ本体 4 1 2 は、縫合糸係留「S 1」および「S

10

20

30

40

50

2」によってその上表面または組織接触表面に作動可能に固定された外科手術カートリッジバットレス「B 1」、綿撒糸などをさらに備え、それにより、この外科手術カートリッジバットレス「B 1」、綿撒糸などは、複数のステープル保持スロット 4 1 2 a のうちの少なくともいくつかにおいて、および／または長手軸方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b の長さの少なくとも一部分において重なっている。特に、係留「S 1」は、外科手術カートリッジバットレス「B 1」の近位部分および近位の 1 対の凹部の各々の周りに強く締められ、係留「S 2」は、外科手術カートリッジバットレス「B 1」の遠位部分および遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e の各々の周りに強く締められる。係留は、外科手術縫合糸を含み得る。

【0101】

1つの特定の実施形態において、縫合糸係留「S 1」の第一の端部は、近位の 1 対の凹部のうちの片方の凹部を通過しないようにサイズ決めされたノット、係止など（図示せず）を備え、そして縫合糸係留「S 1」の第二の端部は、少なくとも 1 回、外科手術カートリッジバットレス「B 1」を越えて通過し、そして横切って、そして近位の 1 対の凹部のうちのもう片方の凹部を通して戻る。例えば、縫合糸係留「S 1」の第二の端部を係留し、そして外科手術カートリッジバットレス「B 1」をカートリッジ本体 4 1 2 の組織接触表面に対して固定するために、縫合糸係留「S 1」の第二の端部は、近位の 1 対の凹部のうちのもう片方の凹部において挟まれ得るか、または強く締められ得る。同様に、縫合糸係留「S 2」は、外科手術カートリッジバットレス「B 1」を横切って延び、そして遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e との係合するために使用される。

【0102】

外科手術カートリッジバットレス「B 1」は、カートリッジバットレス「B 1」がカートリッジ本体 4 1 2 に固定されると、カートリッジ本体 4 1 2 の近位の 1 対の凹部と整列させられるサイドエッジに形成された近位の 1 対の切り欠きと、カートリッジ本体 4 1 2 の遠位の 1 対の凹部 4 1 2 e と整列させられるそのサイドエッジに形成された遠位の 1 対の切り欠きと、長手軸方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b と整列させられるその近位エッジに形成された近位切り欠きとを備える。カートリッジバットレス「B 1」は、組み立てプロセス中に、カートリッジバットレス「B 1」のカートリッジ本体 4 1 2 への取り付けを容易にするために、その遠位エッジから延びる舌またはタブをさらに備える。カートリッジバットレス「B 1」の幅が、その近位部分において減少させられ得ることが企図される。舌は、カートリッジバットレス「B 1」のカートリッジ本体 4 1 2 への固定後であって、包装または出荷の前にカートリッジバットレス「B 1」から外されることがさらに企図される。

【0103】

図 28 および 44～47 に見られるように、ステープルカートリッジアセンブリ 4 1 0 のカートリッジ本体 4 1 2 は、カートリッジ本体 4 1 2 の遠位端において、およびその付近に支持されたカートリッジバットレス解放アセンブリ 4 7 0 を備える。解放アセンブリ 4 7 0 は、長手軸方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b の遠位端付近の位置にカートリッジ本体 4 1 2 の遠位端において支持された保持装置 4 7 2 を備え、そして保持装置 4 7 2 は、解放アセンブリ 4 7 0 を横切って少なくとも部分的に延びる。保持装置 4 7 2 は、本体部分 4 7 2 a と、その表面から延びるボス 4 7 2 b とを備え、その表面に形成されたチャンネルまたは凹部 4 2 7 c を規定し、このチャンネルまたは凹部 4 2 7 c は、その側面を通して延びる。保持装置 4 7 2 の凹部 4 7 2 c は、カートリッジ本体 4 1 2 において支持されるとき、カートリッジ本体 4 1 2 の 1 対の遠位凹部 4 1 2 e のうちの 1 つと位置合わせ状態にある。

【0104】

解放アセンブリ 4 7 0 は、保持装置 4 7 2 のボス 4 7 2 b に旋回可能に接続されたヘッド部分 4 7 4 a を有するプッシャー部材 4 7 4 をさらに備える。プッシャー部材 4 7 4 は、ヘッド部分 4 7 4 a から延びる第一のレッグ部材 4 7 4 b と、リビングヒンジ接続を介して第一のレッグ部材 4 7 4 b の自由端に接続された第二のレッグ部材 4 7 4 c とをさら

10

20

30

40

50

に備える。プッシャー部材 474 は、リビングヒンジ接続を介して第二のレッグ部材 474 c の自由端に接続されたピストン 474 e をさらに備える。ピストン 474 e は、保持装置 472 の凹部 472 c 内にスライド可能に配置され、保持装置 472 の凹部 472 c 内を並進可能である。特定の他の実施形態において、プッシャーは、一方の端部においてカートリッジ本体に旋回可能に接続された第一のリンクを有するリンケージアセンブリである。第一のリンクのもう一方の端部は、第二のリンクの第一の端部に旋回可能に接続される。第二のリンクの反対側の第二の端部は、保持装置の凹部に制限される。

【0105】

図 46 に見られるように、解放アセンブリ 470 は、起動されていない構成を備え、ピストン 474 e は、カートリッジ本体 412 の 1 対の遠位凹部 412 e のそれぞれの一方の中に延びていないか、またはそれに重ならず、そして第一のレッグ部材 474 b および第二のレッグ部材 474 c は、互いに対して角度付けされ、カートリッジ本体 412 の長手軸方向に延びるナイフスロット 412 b に沿って近位に突出する。解放アセンブリ 470 は、製造／組み立てプロセス後であって、外科手術器具 100 の完全な発射前には、常に、解放アセンブリ 470 をロック構成または係留構成に維持し、および／または保持するための摩擦ばめ、もしくはスナップばめの特徴を備え得ることが企図される。

【0106】

図 47 に見られるように、解放アセンブリ 470 は、起動された構成を備え、ピストン 474 e は、カートリッジ本体 412 の 1 対の遠位凹部 412 d のそれぞれの一方の中に、それとの作動可能な位置合わせにおいて、延びているか、またはそれに重なっている。第一のレッグ部材 474 b および第二のレッグ部材 474 c は、実質的に共通の軸に沿って延びている。

【0107】

作動において、外科手術器具 100 の発射中、外科手術カートリッジバットレス「B1」がカートリッジ本体 412 の組織接触表面に対して固定された状態で、駆動梁 466 が前進する（すなわち、最近位位置から最遠位位置へ移動する）とき、ナイフそり 450 のナイフ刃 450 a は、近位縫合糸係留「S1」の中央セクションを通してスライスし、これによって、外科手術カートリッジバットレス「B1」の近位端をカートリッジ本体 412 から自由にする。使用中、外科手術器具 100 の発射ストロークが完了に近づくに従って、および起動そり 418 がカートリッジ本体 412 の長手軸方向に延びるナイフスロット 412 b c の遠位端に接近するに従って、起動そり 418 は、第一のレッグ部材 474 b と第二のレッグ部材 474 c との間のリビングヒンジ接続に接触する。起動そり 418 が遠位にさらに前進するとき、起動そり 418 は、リビングヒンジ接続に対して押しつけ、第一のレッグ部材 474 b および第二のレッグ部材 474 c を延びさせる。第一のレッグ部材 474 b および第二のレッグ部材 474 c が延びるとき、ピストン 474 e は、保持装置 472 の凹部 472 c を通って移動する。ピストン 474 e が保持装置 472 の凹部 472 c を通って移動するとき、ピストン 474 e は、縫合糸係留「S2」の第二の端部を係合し、縫合糸係留「S2」の第二の端部を、それと位置合わせ状態にあるカートリッジ本体 412 の遠位凹部 412 d の外に促して、縫合糸係留「S2」の第二の端部をそこから解放する。縫合糸係留「S2」の第二の端部がカートリッジ本体 412 の遠位凹部 412 d から解放された状態またはそこから自由な状態で、外科手術カートリッジバットレス「B1」の遠位端は、カートリッジ本体 412 の組織接触表面から自由に分離される。

【0108】

図 28 に見られるように、上顎 442 は、係留「S3」および「S4」によってその上表面または組織接触表面に作動可能に固定された外科手術アンビルバットレス「B2」、綿撒糸などをさらに備え、この外科手術アンビルバットレス「B2」、綿撒糸などは、複数のステーブル形成ポケットのうちの少なくともいくつかにおいて、および／またはアンビルプレート 443 の長手軸方向に延びるナイフスロットの長さの少なくとも一部分において重なっている。係留は、外科手術縫合糸を含み得る。特に、縫合糸係留「S3」は、

外科手術アンビルバットレス「B 2」の近位部分および近位の 1 対の凹部の各々の周りに堅く締められ、そして縫合糸係留「S 4」は、外科手術アンビルバットレス「B 2」の遠位部分およびアンビルプレート 4 4 3 の両側のエッジに形成された遠位の 1 対の凹部 4 4 3 a の各々の周りに堅く締められる。

【0109】

1 つの特定の実施形態において、縫合糸係留「S 3」の第一の端部は、近位の 1 対の凹部のうちの片方の凹部を通過しないようにサイズ決めされたノット、係止など（図示せず）を備え、そして縫合糸係留「S 3」の第二の端部は、少なくとも 1 回、外科手術アンビルバットレス「B 2」を越えて通過し、そして横切って、そして近位の 1 対の凹部のうちのもう片方の凹部を通して戻る。例えば、縫合糸係留「S 3」の第二の端部を係留し、そして外科手術アンビルバットレス「B 2」をアンビルプレート 4 4 3 の組織接触表面に対して固定するために、縫合糸係留「S 3」の第二の端部は、近位の 1 対の凹部のうちのもう片方の凹部において挟まれ得るか、または堅く締められ得る。同様に、縫合糸係留「S 4」は、外科手術アンビルバットレス「B 2」を横切って延び、そして遠位の 1 対の凹部 4 4 3 a と係合するために使用される。

【0110】

外科手術アンビルバットレス「B 2」は、アンビルバットレス「B 2」がアンビルプレート 4 4 3 に固定されると、アンビルプレート 4 4 3 の近位の 1 対の凹部と整列させられるサイドエッジに形成された近位の 1 対の切り欠きと、アンビルプレート 4 4 3 の遠位の 1 対の凹部 4 4 3 a と整列させられるそのサイドエッジに形成された遠位の 1 対の切り欠きと、長手軸方向に延びるナイフスロットと整列させられるその近位エッジに形成された近位切り欠きとを備える。アンビルバットレス「B 2」は、組み立てプロセス中に、アンビルバットレス「B 2」のアンビルプレート 4 4 3 への取り付けを容易にするために、その遠位エッジから延びる舌またはタブをさらに備える。舌は、アンビルバットレス「B 2」のアンビルプレート 4 4 3 への固定後であって、包装または出荷の前にアンビルバットレス「B 2」から外されることが企図される。

【0111】

図 2 8 および 4 8 ~ 4 9 に見られるように、顎アセンブリ 4 3 0 の上顎 4 4 2 は、アンビルプレート 4 4 3 とカバーハウジング 4 4 4 との間に、遠位の 1 対の側面の凹部 4 4 3 a と作動可能に位置合わせする位置に配置された縫合糸解放アセンブリ 4 7 4 を備える。縫合糸解放アセンブリ 4 7 4 は、アンビルプレート 4 4 3 および／または必要に応じてカバーハウジング 4 4 4 に旋回可能に接続されたリンクアーム 4 7 5 を備える。リンクアーム 4 7 5 は、その第一のサイドエッジ 4 7 5 b に形成されたポケットまたは凹部 4 7 5 c を規定する本体部分 4 7 5 a と、隣接するそのサイドエッジまたは近位エッジに実質的に沿って規定されたカム作用表面 4 7 5 d とを備える。ポケット 4 7 5 c は、実質的に弓形、円形、または丸いプロフィールを有し、その側壁において弓形リリース 4 7 5 e を規定する。リンクアーム 4 7 5 は、リンクアーム 4 7 5 を上顎 4 4 2 に旋回可能に接続するための、本体部分 4 7 5 a から延びる旋回ピンを備える。

【0112】

解放アセンブリ 4 7 4 は、リンクアーム 4 7 5 に旋回可能に接続されたプッシャーバー 4 7 7 をさらに備え、このプッシャーバー 4 7 7 は、アンビルプレート 4 4 3 とカバーハウジング 4 4 4 との間にスライド可能に配置される。プッシャーバー 4 7 7 は、実質的に長方形の構成およびヘッド 4 7 7 b を有する本体部分 4 7 7 a を備え、このヘッド 4 7 7 b は、本体部分 4 7 7 a の角から延び、実質的に円形または丸い構成を有する。プッシャーバー 4 7 7 のヘッド 4 7 7 b は、リンクアーム 4 7 5 のポケット 4 7 5 c における旋回可能な接続および／または回転可能な接続のために構成および寸法にされる。プッシャーバー 4 7 7 のヘッド 4 7 7 b は、そのサイドエッジからリンクアーム 4 7 5 のポケット 4 7 5 c の弓形リリース 4 7 5 e へ突出した係止部材 4 7 7 d を備える。リンクアーム 4 7 5 に対するプッシャーバー 4 7 7 の回転の相対的な距離は、弓形リリース 4 7 5 e の相対的な長さ、および係止部材 4 7 7 d の相対的な幅によって決定される。

【0113】

図48に見られるように、縫合糸解放アセンブリ474は、起動されていない構成を備え、プッシャーバー477は、1対の遠位凹部443aのそれぞれの一方の中に、それとの作動可能な位置合わせにおいて、延びていないか、またはそれに重ならず、そしてリンクアーム475の長手方向軸は、上顎442の長手方向軸と実質的に平行に配向される。縫合糸解放アセンブリ474は、製造／組み立てプロセス後であって、外科手術ステープル留め装置の完全な発射前には、常に、縫合糸解放アセンブリ474をロック構成または係留構成に維持し、そして／または保持するための摩擦ばめ、もしくはスナップばめの特徴を備え得ることが企図される。

【0114】

図49に見られるように、縫合糸解放アセンブリ474は、起動された構成を備え、プッシャーバー477は、1対の遠位凹部443aのそれぞれの一方の中に、それとの作動可能な位置合わせにおいて、延びているか、またはそれに重なり、リンクアーム475の長手方向軸は、上顎442の長手方向軸に対して実質的に横切って配向される。

【0115】

図28および34～43を参照して、作動において、外科手術ステープル留め装置の発射中、外科手術アンビルバットレス（図示せず）がアンビルプレート443の下表面に対して固定された状態で、駆動梁466が前進する（すなわち、最近位位置から最遠位位置へ移動する）とき、ナイフ刃450aは、近位縫合糸（図示せず）の中央セクションを通してスライスし、これによって、外科手術アンビルバットレス（図示せず）の近位端を上顎442から自由にする。使用中、外科手術器具の発射ストロークが完了に近づくに従って、および図49に見られるように、駆動梁466がアンビルプレート443のナイフスロットの最遠位端に接近するに従って、起動そり418は、リンクアーム475のカム作用表面475dに接触し、従って、リンクアーム475が旋回ピンの周りを回転するか、または旋回するように促し、そして次に、プッシャーバー477をスロットの方向に移動させるように促す。プッシャーバー477が、移動されるに従って、プッシャーバー477は、縫合糸「S4」の第二の端部と接触するようになり、縫合糸「S4」の第二の端部を、それと位置合わせ状態にある遠位凹部443aの外に促して、縫合糸「S4」の第二の端部をそこから解放する。外科手術縫合糸「S4」の第二の端部が遠位凹部443aから解放された状態またはそこから自由な状態で、外科手術アンビルバットレス「B2」の遠位端は、アンビルプレート443の組織接触表面から自由に分離される。

【0116】

本明細書中に開示されたステープルカートリッジアセンブリ410および／またはアンビルプレート443と一緒に使用するための例示的な外科手術バットレス「B」は、同一人に譲渡された、米国特許第5,542,594号、同第5,908,427号、同第5,964,774号、同第6,045,560号、および同第7,823,592号；同一人に譲渡された、米国出願番号12／579,605（2009年10月15日出願）（現在、米国特許公開番号20110089220）；同一人に譲渡された、米国出願番号11／241,267（2005年9月30日出願）（現在、米国特許公開番号2006／0085034）；および発明の名称「Surgical Stapling Apparatus」の米国出願番号13／097,194（2011年4月29日出願）に図示され、そして記載され、これらの各々の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

【0117】

外科手術バットレス「B」は、適切な生体適合性材料および生体吸収性材料から製造され得る。外科手術バットレス「B」は、流体を保持しない非吸収性材料から製造され得る。外科手術バットレス「B」は、GLYCOMER 631（ブロックコポリマー）（グリコリド、ジオキサノンおよびトリメチレンカーボネートから構成される合成ポリエステル）から作製される「BIOSYN」から製造され得る。

【0118】

得られたコポリマーの1つのブロックは、p-ジオキサノン（1，4-ジオキサノン-2-オン）およびトリメチレンカーボネート（1，3-ジオキサノン-2-オン）から誘導された無作為に合わせられた単位を含む。コポリマーの第二のブロックは、グリコリドおよびp-ジオキサノンから誘導された無作為に合わせられた単位を含む。得られたポリエステルは、約60%のグリコリド、約14%のジオキサノン、および約26%のトリメチレンカーボネートを有するABAトリブロックターポリマーである。

【0119】

外科手術バットレスは、グリコリド、ラクチド、ポリカプロラクトン、トリメチレンカーボネート、ジオキサノン、カプロラクトンのポリマーまたはコポリマーを含み得、所望される形状に成形、押出しなどされ得るか、または編成材料、製織材料、編組材料、不織材料、またはフェルト材料に形成され得る。

10

【0120】

さらなる実施形態において、上で議論されるように、手で持つ電力式の電気機械外科手術器具10は、代替のネックアセンブリを有する。上で議論されるように、電気機械外科手術器具10は、シャフトアセンブリ200を介した、複数の異なるエンドエフェクタへの選択的取り付け、複数の異なるエンドエフェクタの選択的取り付けのために構成された手で持つ電力式の電気機械外科手術器具100である。図50～66には、本開示の特定の実施形態に従う、代替の近位ネックアセンブリ230が図示されており、そして一般に1232で表されている。その他の点では、システム10は、上で議論される通りである。

20

【0121】

図55、56、61、65、および66に見られるように、ネックアセンブリ230の近位ネックハウジング1232は、関節運動をネックアセンブリ230および／またはエンドエフェクタ400に付与するように構成および適合された関節運動アセンブリ1270を支持する。関節運動アセンブリ1270は、対向する1対の歯車ラック1272、1274を備え、これらの歯車ラックは、ピニオン歯車1276の両側で、このピニオン歯車と係合する。図55を参照のこと。ラック1272、1274は、近位ネックハウジング1232内に軸方向に移動可能に支持され、そしてピニオン歯車1276は、近位ネックハウジング1232内に回転可能に支持される。

【0122】

図55に見られるように、ラック1274は、このラックから近位に延びるねじ切りされたシャフト1272aに取り付けられ、このねじ切りされたシャフト1272aは、めねじを切られたナット1278の遠位端と螺合により係合する。ねじ切りされたナット1278は、近位ネックハウジング1232に形成されたポケット1232a（図65および66）内に回転可能に支持され、そして軸方向に固定される。ねじ切りされたナット1278の近位端は、第三の駆動シャフト228の遠位端にキーで回転を固定される（図5を参照のこと）。ねじ切りされたシャフト1272aは、ラック1274から延びているように図示されているが、このねじ切りされたシャフトは、本開示の原理から逸脱することなく、ラック1272から延びていてもよいことが理解され、そして本開示の範囲内である。

30

40

【0123】

関節運動ケーブル262、264（図12を参照のこと）は、近位端を備え、これらの近位端は、ラック1272、1274のそれぞれの遠位端に固定されてこれらの遠位端から延びている。各関節運動ケーブル262、264は、遠位端を備え、これらの遠位端は、上記のように、リンク234の対向する管腔をそれぞれ通って延び、そして遠位ネックハウジング234に固定または係留される。

【0124】

作動において、ネックアセンブリ230を第一の方向に関節運動させるために、上記のような第三の駆動シャフト228が第一の方向に回転させられて、ねじ切りされたナット1278を回転させ、そしてねじ切りされたシャフト1272aを遠位に軸方向に変位さ

50

せて、ラック 1 2 7 4 を遠位に軸方向に変位させる。ラック 1 2 7 4 が軸方向に遠位方向に変位させられると、ラック 1 2 7 4 はピニオン歯車 1 2 7 6 を回転させ、従って、ラック 1 2 7 2 に作用させて、ラック 1 2 7 2 を近位方向に軸方向に変位させる。図 1 6 に図示されるものと同様の様式で、またはそれと同一の様式で、ラック 1 2 7 2 が近位方向に軸方向に変位させられると、ラック 1 2 7 2 は、関節運動ケーブル 2 6 2 を近位方向に引き、これによって、ネックアセンブリ 2 3 0 を関節運動させる。ラック 1 2 7 4 の遠位方向への軸方向の変位が、関節運動ケーブル 2 6 4 の軸方向の遠位方向への変位をもたらすので、ネックアセンブリ 2 3 0 は、関節運動を可能にされる。

【0 1 2 5】

図 5 0 ~ 5 2、5 5、5 6、6 1、および 6 3 ~ 6 6 に見られるように、シャフトアセンブリ 2 0 0 のネックアセンブリ 2 3 0 は、ケーブル引張アセンブリ 1 3 2 0 を備える。ケーブル引張アセンブリ 1 3 2 0 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 において、その中への軸方向変位のために、スライド可能に支持されたクレビス 1 3 2 2 を備える。クレビス 1 3 2 2 は、関節運動アセンブリ 1 2 7 0 のピニオン歯車 1 2 7 6 を回転可能に支持する。ケーブル引張アセンブリ 1 3 2 0 は、調節ねじ 1 3 2 4 を備え、この調節ねじ 1 3 2 4 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 において、回転可能に支持され、軸方向変位に対して保持される。調節ねじ 1 3 2 4 は、調節ねじ 1 3 2 4 の回転がクレビス 1 3 2 2 の軸方向変位をもたらすように、クレビス 1 3 2 2 に螺合可能に接続される。

【0 1 2 6】

ケーブル引張アセンブリ 1 3 2 0 はまた、連続的な引張負荷が関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 に及ぼされることを確実にするために、調節ねじ 1 3 2 4 のヘッドと近位ネックハウジング 1 2 3 2 の表面との間に置かれた付勢部材 1 3 2 5 を備える。

【0 1 2 7】

シャフトアセンブリ 2 0 0 の組み立て中、操作者は、クレビス 1 3 2 2 をある方向（例えば、近位方向）に軸方向に変位させるために、調節ねじ 1 3 2 4 をある方向に回転させる。クレビス 1 3 2 2 が近位方向に軸方向に変位させられると、クレビス 1 3 2 2 は、関節運動アセンブリ 1 2 7 0 のピニオン歯車 1 2 7 6 を引く。ピニオン歯車 1 2 7 6 は、ラック 1 2 7 4 およびラック 1 2 7 2 のそれぞれと係合させられる。ピニオン歯車 1 2 7 6 が近位方向に軸方向に変位させられると、ピニオン歯車 1 2 7 6 は、ラック 1 2 7 2、1 2 7 4 に作用して、ラック 1 2 7 2、1 2 7 4 を近位方向に引く。ラック 1 2 7 2、1 2 7 4 が近位方向に引かれると、関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 それぞれがそれに接続された状態で、および関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 の遠位端が適所に固定または係留された状態で、関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 は、引張させられる。調節ねじ 1 3 2 4 の位置を固定し、関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 を引張状態に維持することを助けるために、止めねじ 3 2 8（図 1 2 を参照のこと）が提供され得ることが企図される。

【0 1 2 8】

時間の経過とともに、および／または複数回の使用の後に、関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 がゆるんだ状態になり得るか、または引き伸ばされた状態になり得ると、付勢部材 1 3 2 5 は、関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 において、許容可能な引張を維持するように機能し、従って、シャフトアセンブリ 2 0 0 の最終使用者が調節ねじ 1 3 2 4 にアクセスし、そして関節運動ケーブル 2 6 2、2 6 4 を再引張させる必要性を減少させることが企図される。従って、ばねまたは付勢部材は、関節運動ケーブルに負荷を提供し続ける。

【0 1 2 9】

図 5 0 ~ 5 5、5 7、5 8、および 6 3 ~ 6 4 に見られるように、シャフトアセンブリ 2 0 0 のネックアセンブリ 2 3 0 は、クラッチ機構 1 3 6 0 を備える。クラッチ機構 1 3 6 0 は、クラッチ機構 1 3 6 0 の回転が第二の駆動ケーブル 2 6 8 の回転をもたらすように、第二の駆動ケーブル 2 6 8 に作動可能に接続される。クラッチは、駆動ケーブルの不必要なすべりを防止する。

【0 1 3 0】

クラッチ機構 1 3 6 0 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 の近位ハブ 1 2 3 2 a におい

10

20

30

40

50

て、回転可能に支持された回転可能な結合部材 1 3 6 2 を備える。図 6 4 を参照のこと。結合部材 1 3 6 2 は、シャフトアセンブリ 2 0 0 のトランスミッションハウジング 2 1 2 の第一の出力駆動シャフト 2 4 6 a を受容し、そしてそれを嵌合するように構成された第一の端部 1 3 6 2 a を備える。結合部材 1 3 6 2 は、1 対の遠位方向に延びるアーム 1 3 6 2 c を有する第二の端部 1 3 6 2 b を備え、このアーム 1 3 6 2 c のそれぞれは、1 対のカム作用表面を規定する。

【0 1 3 1】

クラッチ機構 1 3 6 0 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 の近位ハブ 1 2 3 2 a において、回転可能およびスライド可能に支持されたプランジャー部材 1 3 6 4 を備える。プランジャー部材 1 3 6 4 は、1 対の近位方向に延びるアーム 1 3 6 4 c を有する第一の端部 1 3 6 4 a を備え、このアーム 1 3 6 4 c のそれぞれは、1 対のカム作用表面を規定する。プランジャー部材 1 3 6 4 のカム作用表面は、結合部材 1 3 6 2 のカム作用表面と相補的であり、それと協力的な係合にある。プランジャー部材 1 3 6 4 は、第二の駆動ケーブル 2 6 8 に固定された第二の端部 1 3 6 4 b を備える。

10

【0 1 3 2】

クラッチ機構 1 3 6 0 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 の近位ハブ 1 2 3 2 a に対して軸方向に固定されたカプラー 1 3 6 6 を備える。カプラー 1 3 6 6 は、結合部材 1 3 6 2 の第二の端部 1 3 6 2 b およびプランジャー部材 1 3 6 4 の第一の端部 1 3 6 4 a を受容するように構成され、結合部材 1 3 6 2 の第二の端部 1 3 6 2 b およびプランジャー部材 1 3 6 4 の第一の端部 1 3 6 4 a を互いに作動可能な関係に維持する。カプラー 1 3 6 6 は、プランジャー部材 1 3 6 4 の第一の端部 1 3 6 4 a の角度付けされた外側環状プロフィールと嵌合するための角度付けされた内側環状表面 1 3 6 6 a を規定する。

20

【0 1 3 3】

クラッチ機構 1 3 6 0 は、近位ネックハウジング 1 2 3 2 の近位ハブ 1 2 3 2 a の表面とプランジャー部材 1 3 6 4 との間に置かれた付勢部材 1 3 6 8 を備え、この付勢部材 1 3 6 8 は、プランジャー部材 1 3 6 4 を結合部材 1 3 6 2 に向かって促す傾向、ならびに結合部材 1 3 6 2 の第二の端部 1 3 6 2 b およびプランジャー部材 1 3 6 4 の第一の端部 1 3 6 4 a を互いに作動可能な関係に維持する傾向がある。付勢部材は、プランジャー部材のカム作用表面が結合部材のカム作用表面と係合するようにプランジャー部材を結合部材に押しつける。

30

【0 1 3 4】

作動において、上記のように、クラッチ機構 1 3 6 0 は、回転を外科手術器具 1 0 0 からエンドエフェクタ 4 0 0 に伝達して、エンドエフェクタ 4 0 0 の回転を行うように機能する。第二の駆動ケーブルまたは部材 2 6 8 は、器具ハウジング 1 0 2 のモータによって回転させられる。クラッチは、結合部材とプランジャーとの間に圧力を加えて、すべりを防止する。第二の駆動ケーブル 2 6 8 の回転は、エンドエフェクタに伝達され、より特定すると、エンドエフェクタの回転ハブ 2 9 4 に伝達されて、エンドエフェクタを回転させる。

【0 1 3 5】

図 1 は、電気機械ドライバーを有するハンドルアセンブリを図示するが、システムは、本明細書中に開示された実施形態のうちの任意のものにおいて、手動で起動されるハンドルアセンブリを備え得ることが企図される。さらに、外科手術器具は、ステープラー、電気外科手術器具、グラスパー、または他のタイプの外科手術器具を含み得る。本明細書中に開示された実施形態のうちの任意のものにおいて、関節運動するシャフトアセンブリは、ネックアセンブリまたは単一のピボットの周りに関節運動するためのピボットを備え得る。

40

【0 1 3 6】

種々の改変が、本明細書中に開示された実施形態に対してなされ得ることが理解される。例えば、外科手術器具 1 0 0 および／またはカートリッジアセンブリ 4 1 0 は必ずしもステープルを適用する必要はなく、むしろ、当該分野において公知であるような二部品フ

50

ファスナーを適用してもよい。さらに、ステープルまたはファスナーの直線状の列の長さは、特定の外科手術手順の要件に合うように改変され得る。従って、ステープルカートリッジアセンブリ内のステープルおよび／またはファスナーの直線状の列の長さは、これに従って変わり得る。従って、上記説明は、限定であると解釈されるべきではなく、単に、好ましい実施形態の例示であると解釈されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の趣旨および範囲内で、他の改変を予測する。

【符号の説明】

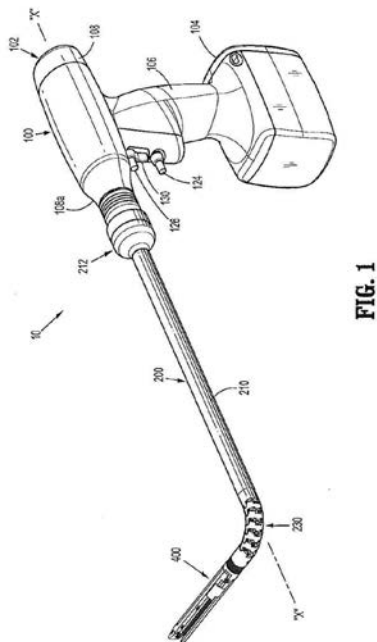
【0137】

- 100 外科手術器具
- 102 器具ハウジング
- 108 上ハウジング部分
- 200 シャフトアセンブリ
- 212 トランсмисシオンハウジング
- 214 シャフト結合アセンブリ
- 230 関節運動するネックアセンブリ
- 236 遠位ネックハウジング
- 280 第一の歯車システム
- 290 第二の歯車システム
- 400 エンドエフェクタ

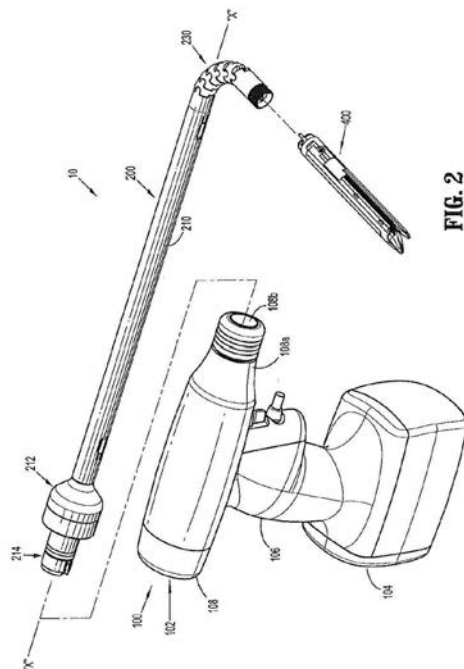
10

20

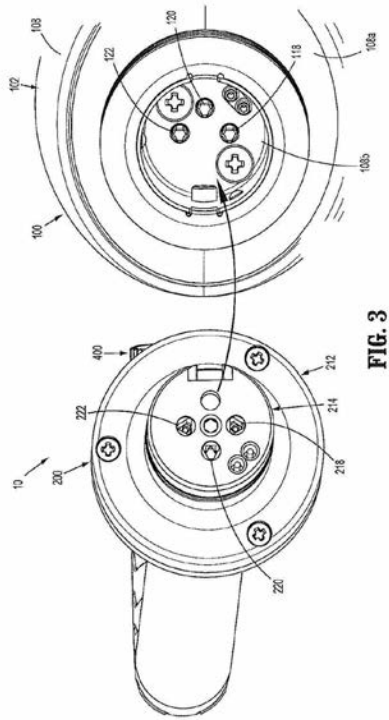
【図1】



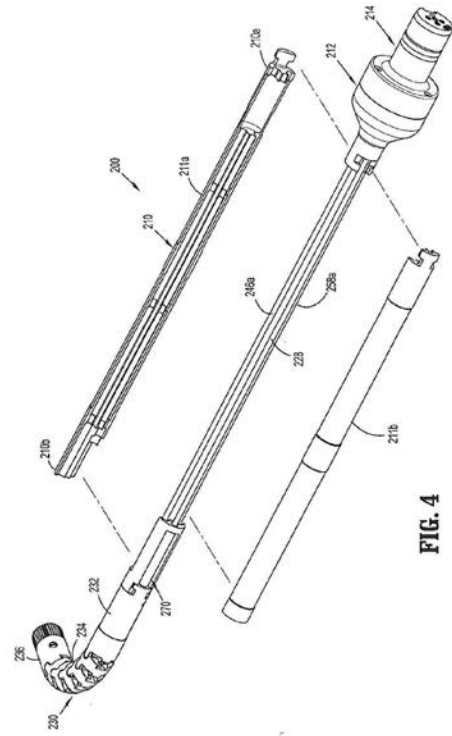
【図2】



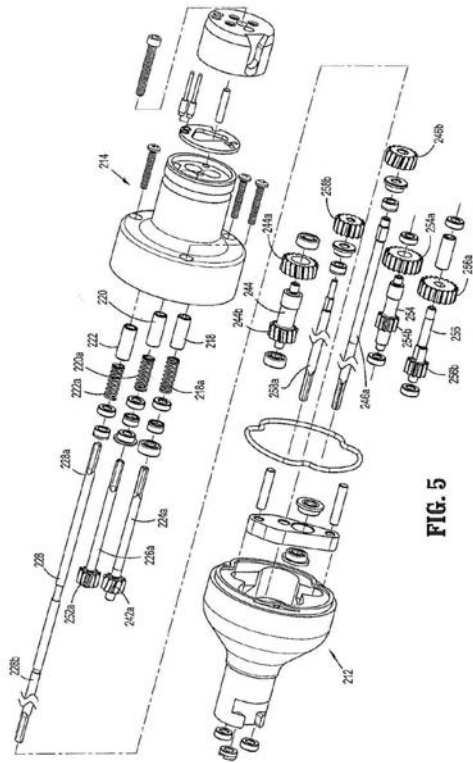
【図 3】



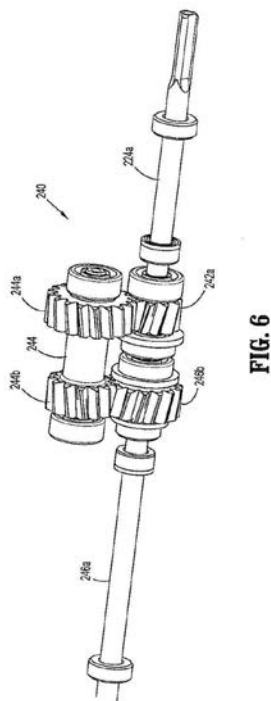
【図 4】



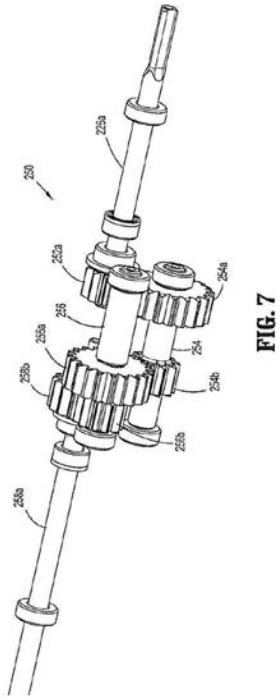
【図 5】



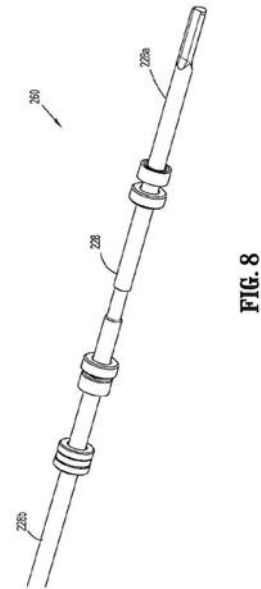
【図 6】



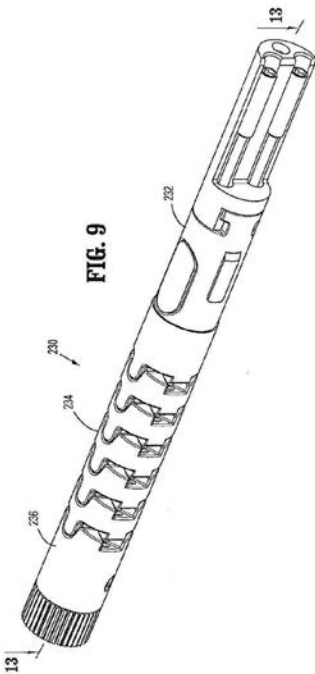
【図 7】



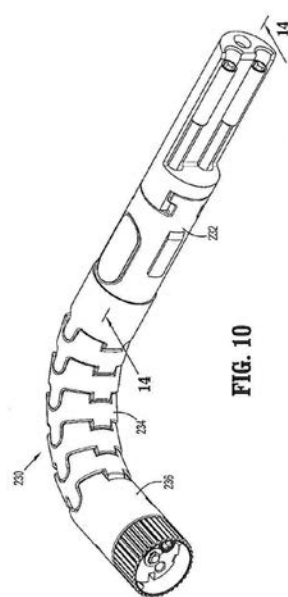
【図 8】



【図 9】



【図 10】



【図 1 1】

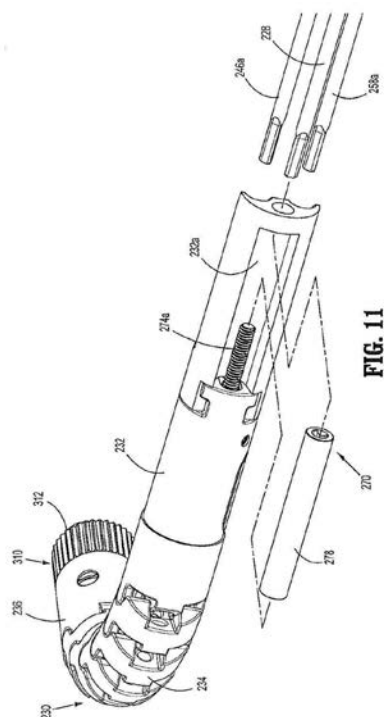


FIG. 11

【图 12】

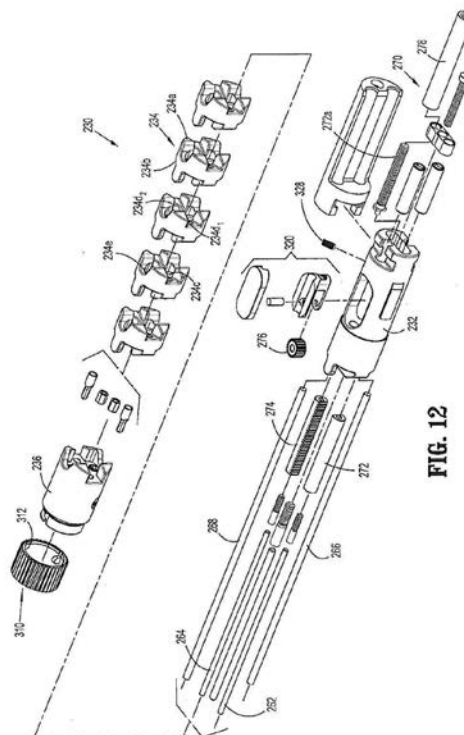


FIG. 12

【图 13】

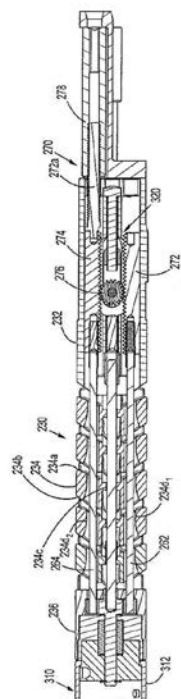


FIG. 13

【图 14】

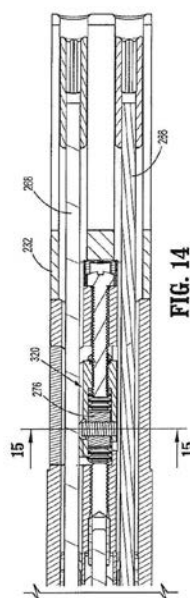


FIG. 14

【図 15】

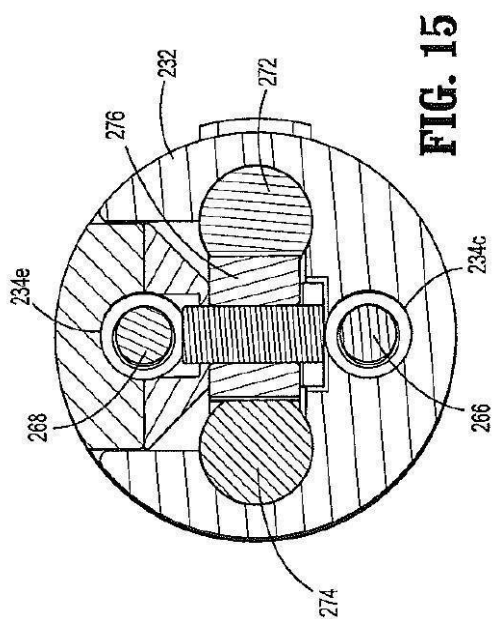


FIG. 15

【 図 1 6 】

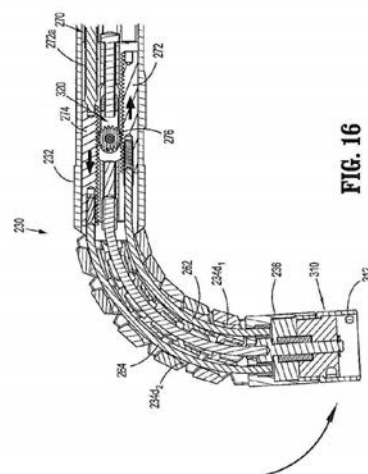


FIG. 16

【图 17】

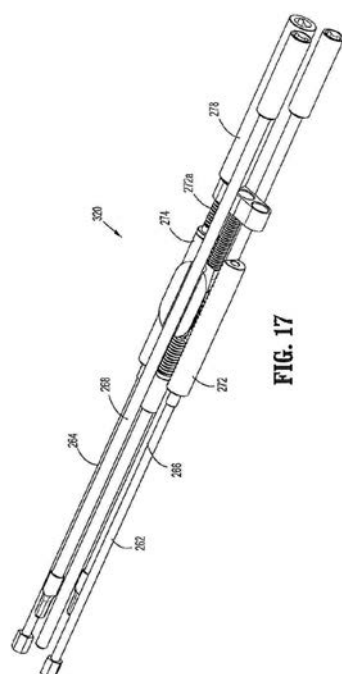


FIG. 17

【图 18】

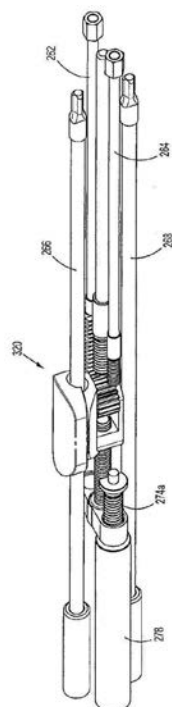


FIG. 18

【図 19】

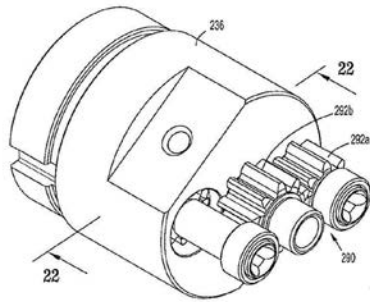


FIG. 19

【図 20】

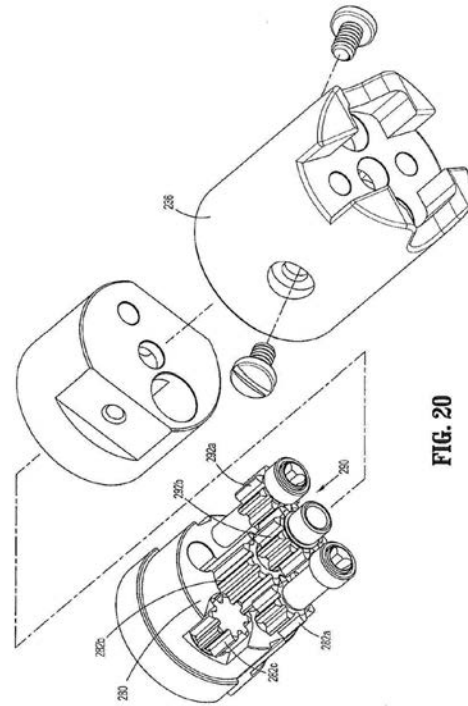


FIG. 20

【図 21】

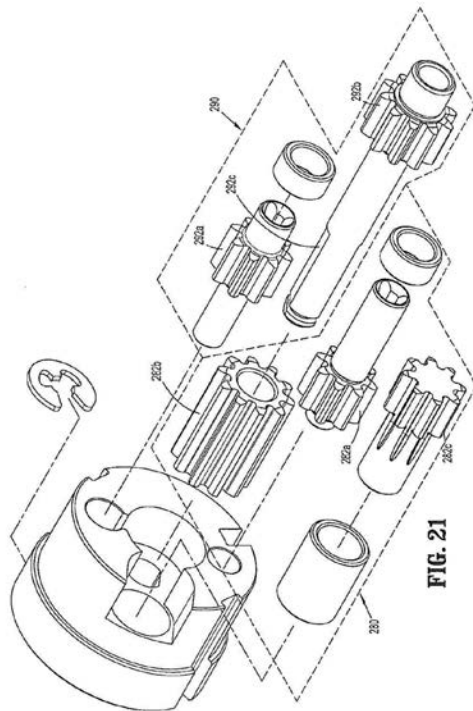


FIG. 21

【図 22】

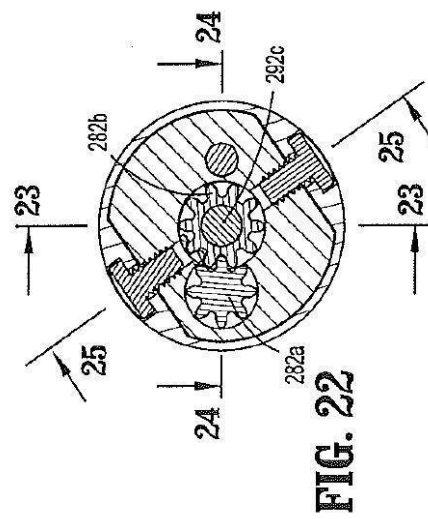


FIG. 22

【図 2 3】

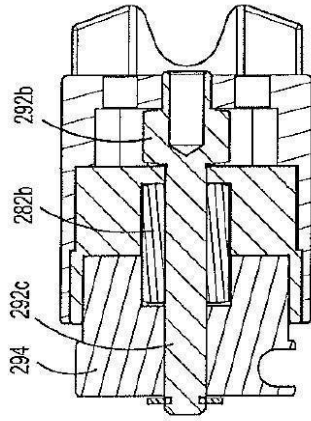


FIG. 23

【図 2 4】

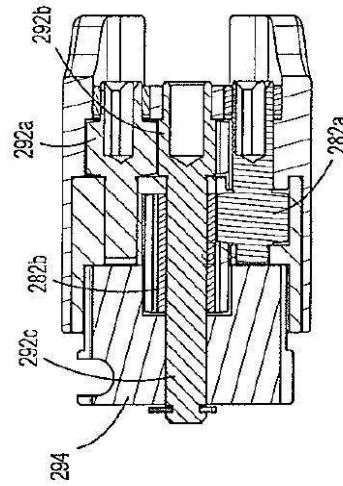


FIG. 24

【図 2 5】

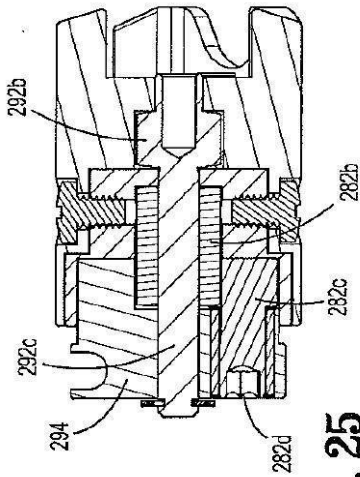


FIG. 25

【図 2 6】

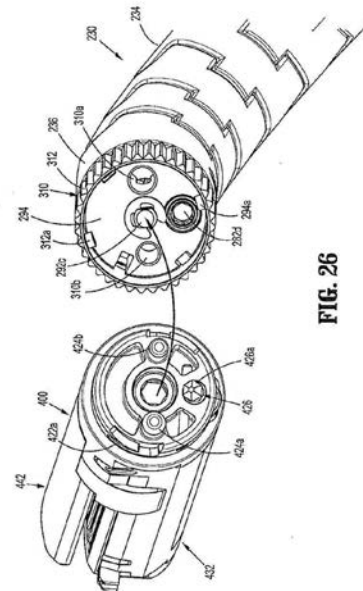


FIG. 26

【図 27】

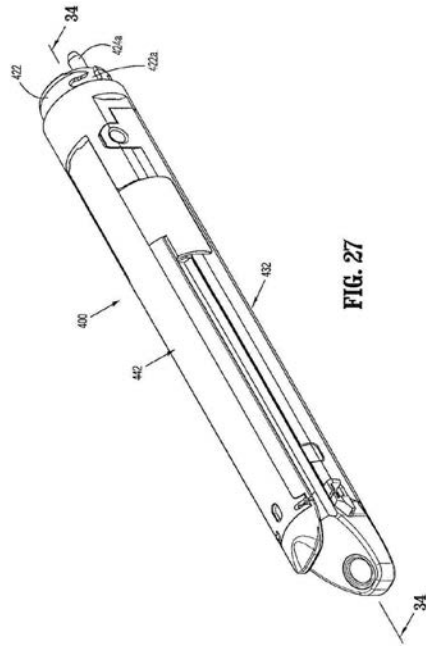


FIG. 27

【図 28】

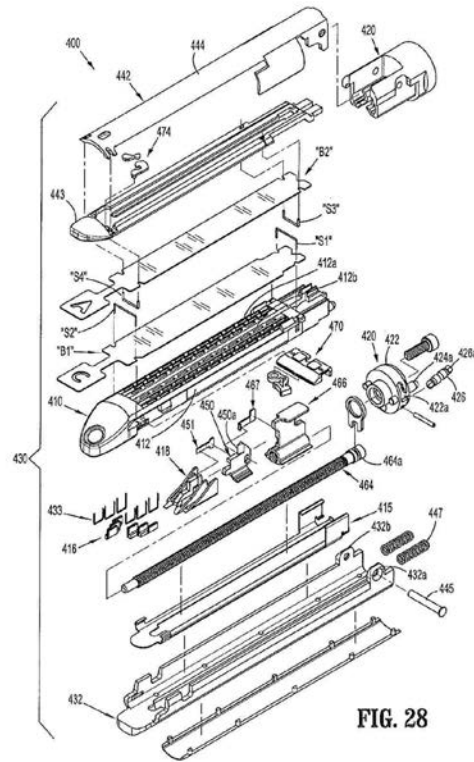


FIG. 28

【図 29】

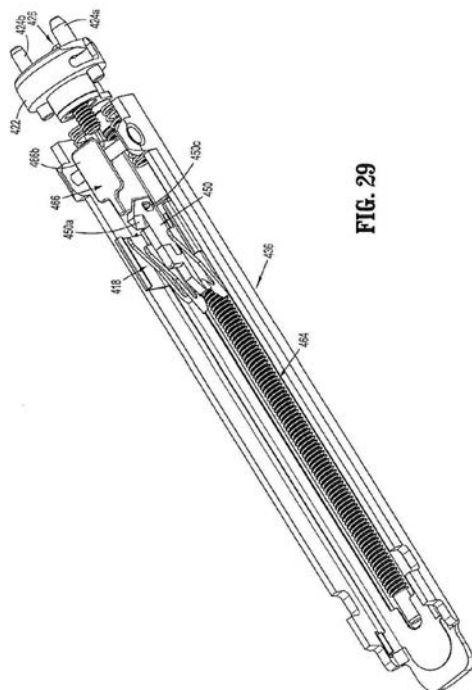


FIG. 29

【図 30】

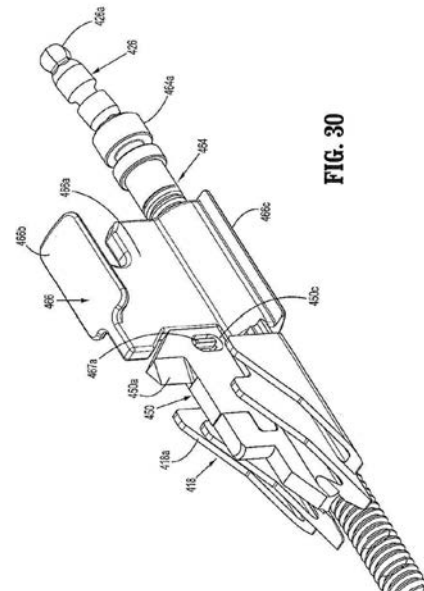


FIG. 30

【図 3 1】

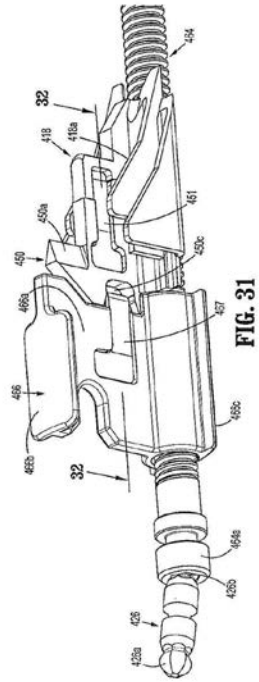


FIG. 31

【図 3 2】

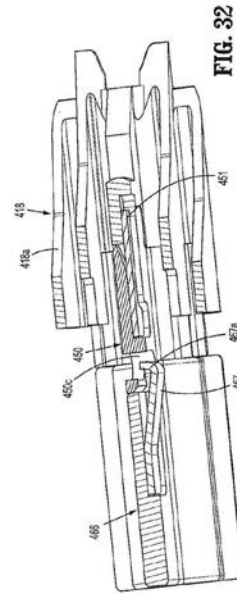


FIG. 32

【図 3 3】

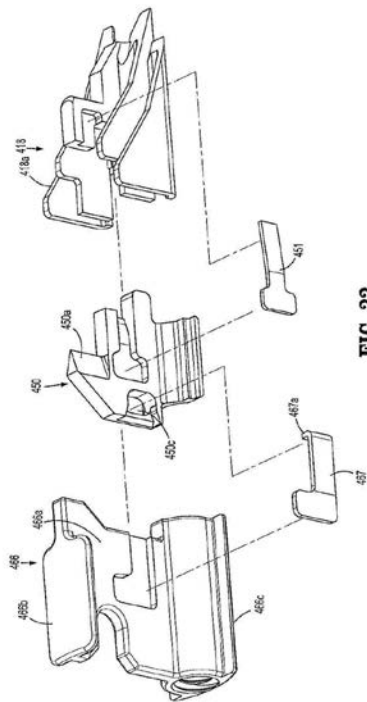


FIG. 33

【図 3 4】

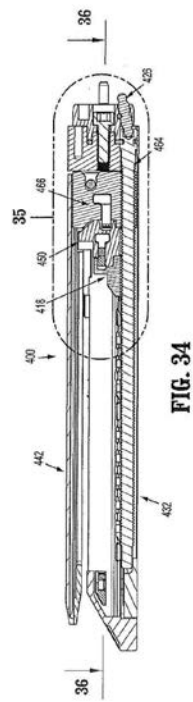


FIG. 34

【図 35】

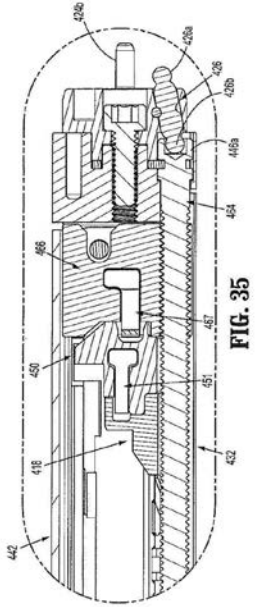


FIG. 35

【図 36】

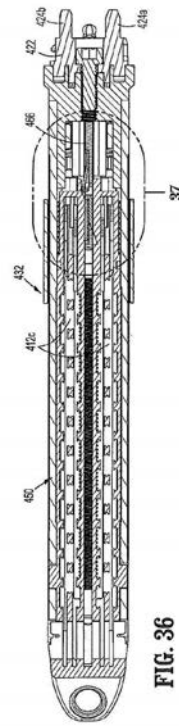


FIG. 36

【図 37】

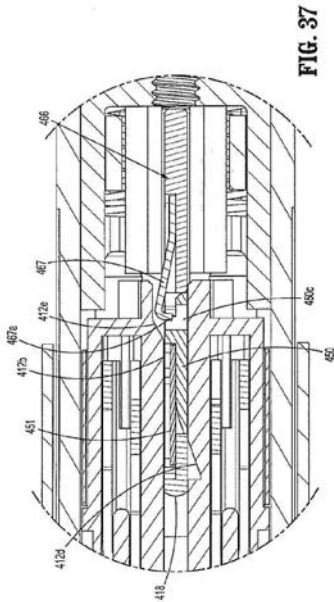


FIG. 37

【図 38】

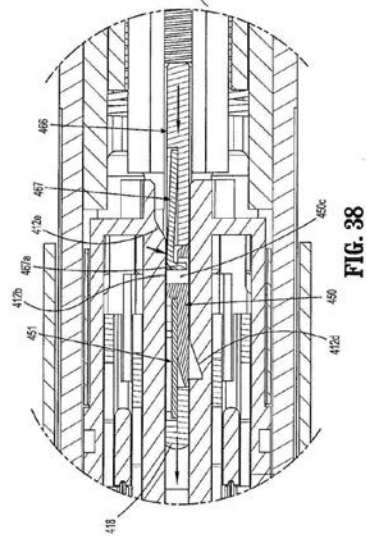


FIG. 38

【図 39】

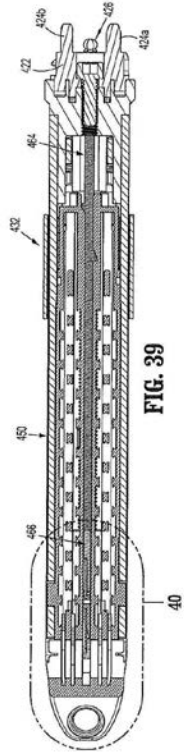


FIG. 39

【図 40】

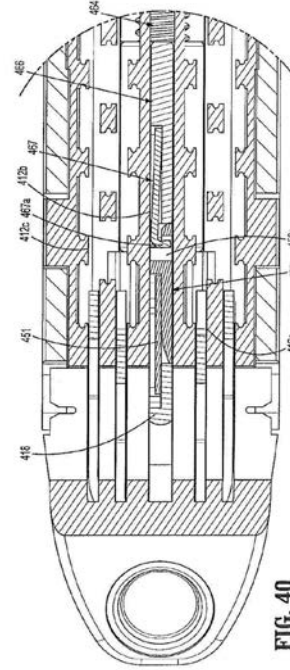


FIG. 40

【図 41】

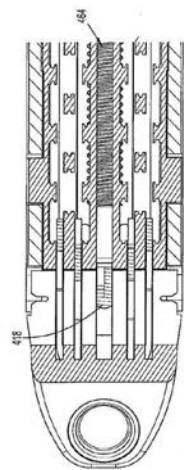


FIG. 41

【図 42】

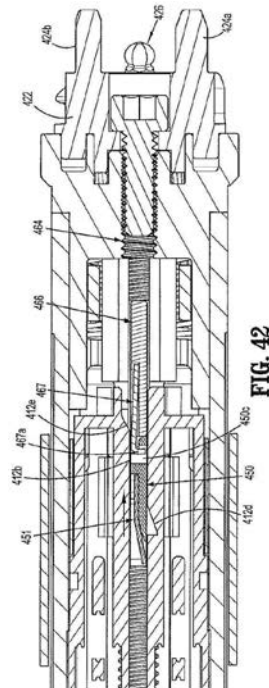


FIG. 42

【図 4 3】

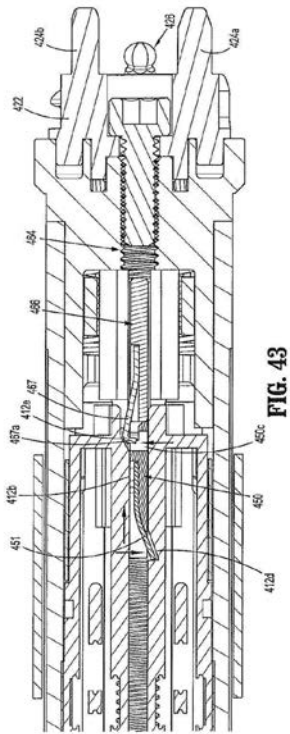


FIG. 43

【図 4 4】

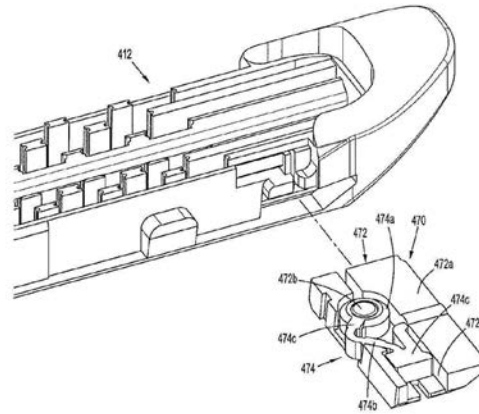


FIG. 44

【図 4 5】

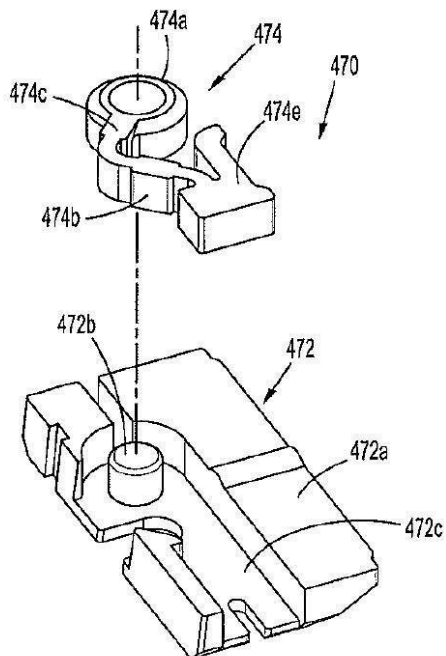


FIG. 45

【図 4 6】

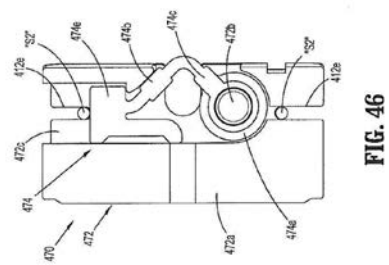


FIG. 46

【図 4 7】

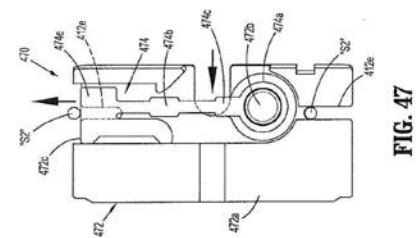
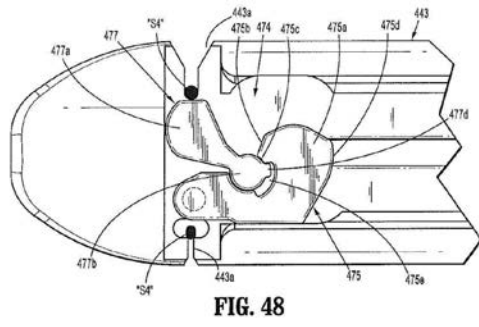
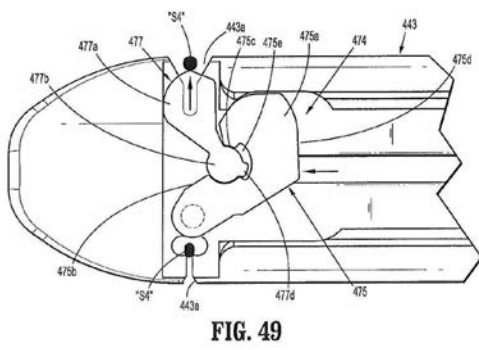


FIG. 47

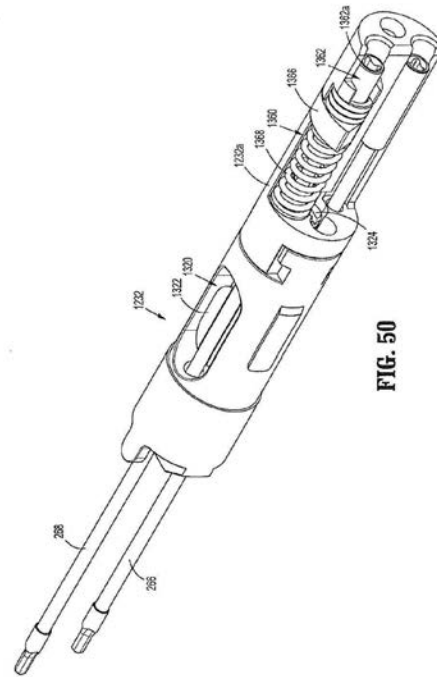
【図 48】



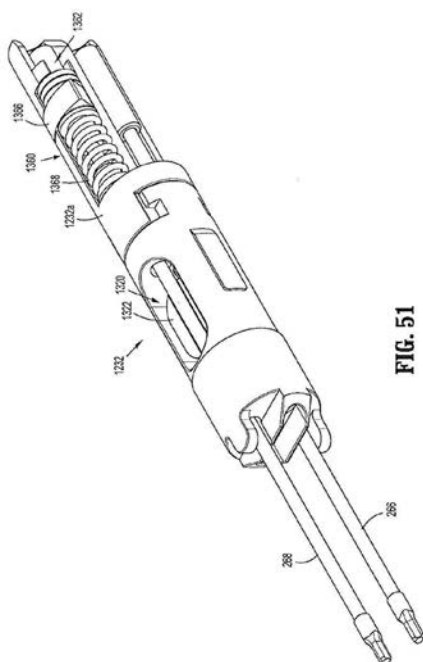
【図 49】



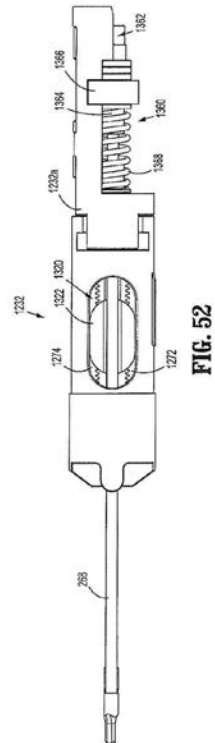
【図 50】



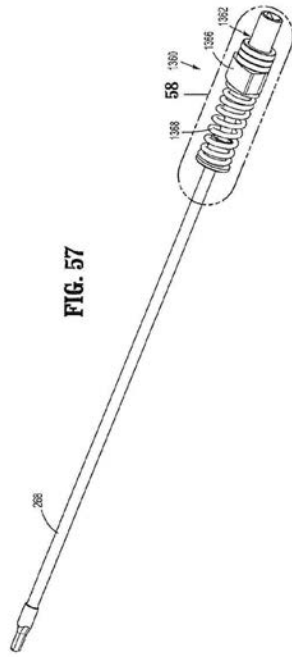
【図 51】



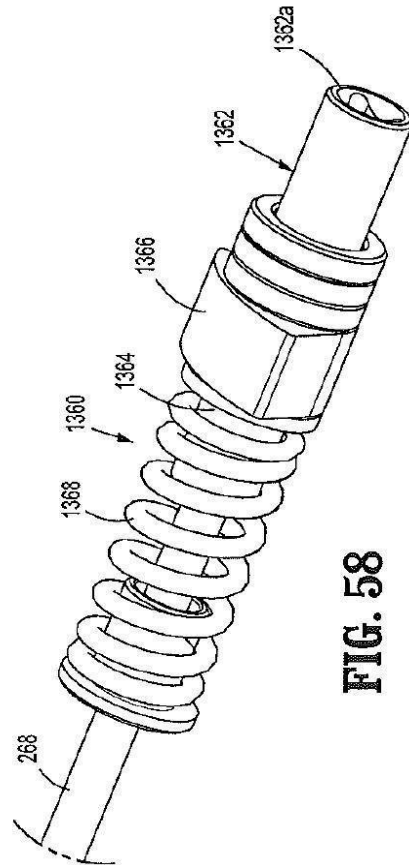
【図 52】



【図 57】



【図 58】



【図 59】

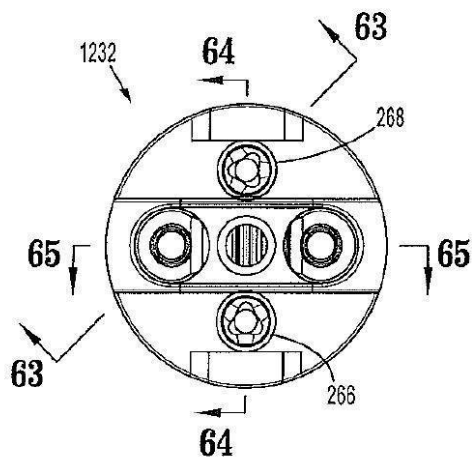


FIG. 59

【図 60】

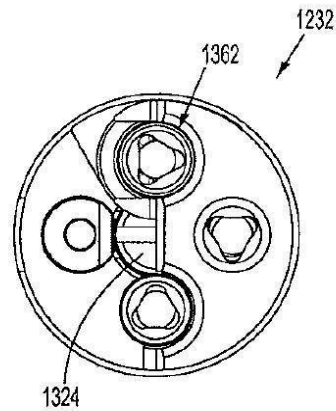
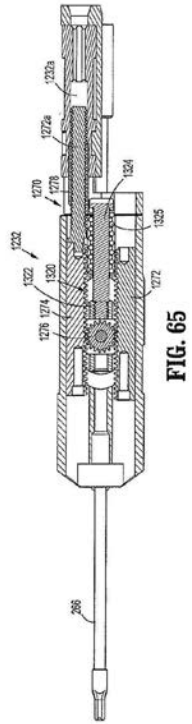
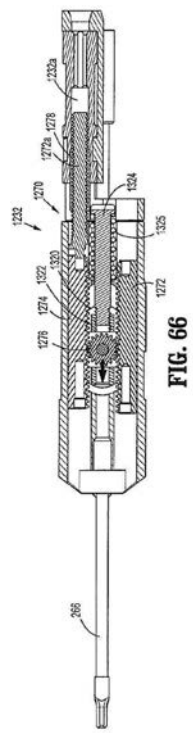


FIG. 60

【図 65】



【図 66】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 13/891,288

(32)優先日 平成25年5月10日(2013.5.10)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 アーネスト アラニ

アメリカ合衆国 コネチカット 06612, イーストン, ステップニー ロード 170

(72)発明者 ポール エー. シリカ

アメリカ合衆国 コネチカット 06484, ハンティントン, トンプソン ストリート 264

Fターム(参考) 4C160 CC09 CC23 MM32 NN02 NN03 NN07 NN09 NN14 NN23

专利名称(译)	内窥镜手术设备		
公开(公告)号	JP2018086364A	公开(公告)日	2018-06-07
申请号	JP2018026764	申请日	2018-02-19
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	スタニスロウコスツルゼウスキー アーネストアラニ ポールエーシリカ		
发明人	スタニスロウ コスツルゼウスキー アーネスト アラニ ポール エー. シリカ		
IPC分类号	A61B17/072		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B17/07292 A61B2017/00314 A61B2017/00327 A61B2017/00398 A61B2017/0046 A61B2017/00473 A61B2017/00685 A61B2017/00734 A61B2017/07214 A61B2017/07271 A61B2017/ /07278 A61B2017/07285 A61B2017/2908 A61B2017/2923 A61B2017/320052 A61B2034/715 A61B2090/0814 A61B17/00234 A61B17/29		
FI分类号	A61B17/072		
F-TERM分类号	4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/MM32 4C160/NN02 4C160/NN03 4C160/NN07 4C160/NN09 4C160/ /NN14 4C160/NN23		
优先权	61/659116 2012-06-13 US 61/672891 2012-07-18 US 61/779873 2013-03-13 US 13/891288 2013-05-10 US		
其他公开文献	JP6481060B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于执行内窥镜外科手术的外科手术设备，装置和/或系统。解决方案：一种机电手术系统，包括：器械壳体，其限定用于选择性地与轴组件连接的连接部分，并且具有至少一个可旋转的驱动员；末端执行器，被配置为执行至少一个功能；轴组件设置成选择性地连接端部执行器和仪器壳体；电缆张紧组件，其连接到正齿轮并且包括螺钉和位于螺钉和U形夹之间的偏置构件；离合器机构连接到轴组件的至少一个驱动构件中的至少一个上。图1：图1

