

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

を含む、電気機械外科手術システム。

【請求項 2】

前記シャフトアセンブリは、

前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、

前記シャフトアセンブリの前記少なくとも 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、請求項 1 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 3】

前記シャフトアセンブリは、

前記少なくとも 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、前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、前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、請求項 2 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 4】

前記ねじ切りされたロッドの回転は、前記第一のラックを並進させることにより、前記第一の関節運動ケーブルを軸方向に変位させて、前記エンドエフェクタを関節運動させる、請求項 3 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 5】

前記クレビスは、軸方向にスライド可能で回転可能に前記平歯車を支持する、請求項 4 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 6】

前記クレビスの軸方向の変位は、結果として前記平歯車の軸方向の変位、そして次に、前記第一のラックおよび前記第二のラックの軸方向の変位をもたらす、請求項 5 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 7】

10

20

30

40

50

前記クレビスは、近位方向に付勢される、請求項 1 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 8】

前記クレビスは、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、前記ねじに接続されている、請求項 7 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 9】

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 10】

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 9 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 11】

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 9 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 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。

【請求項 13】

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 12 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 14】

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 13 に記載の電気機械外科手術システム。

【請求項 15】

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 13 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

10

20

30

40

50

願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 日に出版された出願第 13 / 280, 859 号の一部継続である。本出願はまた、2013 年 3 月 13 日に出版された米国仮特許出願第 61 / 779, 873 号と、2012 年 7 月 18 日に出版された米国仮特許出願第 61 / 672, 891 号と、2012 年 6 月 13 日に出版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／またはステープル留めするための、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。

【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】

【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と、

りの少なくとも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含む。

【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。

10

【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、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。

20

【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。

30

【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。

40

(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、

50

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

10

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

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。

20

(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、

30

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)

40

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)

50

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。

10

(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

20

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。

30

(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。

40

【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】

50

【 0 0 1 5 】

【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。

【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

10

20

30

40

50

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。

10

【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。

【図 36】図 36 は、図 27 のエンドエフェクタの図 34 の 36-36 を通して見た断面図である。

【図 37】図 37 は、図 36 の示された詳細の領域の拡大図である。

【図 38】図 38 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。

20

【図 39】図 39 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 40】図 40 は、図 39 の示された詳細な領域の拡大図である。

【図 41】図 41 は、図 27 のエンドエフェクタの遠位端の図 27 の 34-34 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。

【図 42】図 42 は、図 27 のエンドエフェクタの近位端の図 27 の 34-34 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 43】図 43 は、図 27 のエンドエフェクタの近位端の図 27 の 34-34 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 44】図 44 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。

30

【図 45】図 45 は、図 44 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 46】図 46 は、起動されていない状態で示される、図 44 および図 45 の解放アセンブリの平面図である。

【図 47】図 47 は、起動された状態で示される、図 44 および図 45 の解放アセンブリの平面図である。

【図 48】図 48 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 49】図 49 は、起動された状態で図示される、図 48 の解放アセンブリの平面図である。

40

【図 50】図 50 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 51】図 51 は、図 50 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。

【図 52】図 52 は、図 50 および図 51 のネックアセンブリの近位部分の上平面図である。

【図 53】図 53 は、図 50 および図 51 のネックアセンブリの近位部分の側面図である。

【図 54】図 54 は、図 50 および図 51 のネックアセンブリの近位部分の底面図である

50

。

【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。

【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。

10

【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 2 - 6 2 を通して見た断面図である。

【図 6 3】図 6 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、図 5 9 の 6 3 - 6 3 を通して見た断面図である。

【図 6 4】図 6 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、図 5 9 の 6 4 - 6 4 を通して見た断面図である。

20

【図 6 5】図 6 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、図 5 9 の 6 5 - 6 5 を通して見た断面図である。

【図 6 6】図 6 6 は、別の位置を示す、図 6 5 の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

（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。

30

【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。

40

【0018】

国際出願番号 PCT/US 2008/077249（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。

【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

50

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。

【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。

【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。

【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。

【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。

【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、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内のステーブル留め／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。

10

【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１３０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。

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

二の近位または入力駆動シャフト 2 2 6 a、および第三の駆動シャフト 2 2 8 を回転可能に支持する。

【0036】

シャフト結合アセンブリ 2 1 4 は、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 および第三のコネクタスリーブ 2 2 2 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 2 1 8、2 2 0、2 2 2 の各々は、上記のように、外科手術器具 1 0 0 の第一、第二および第三の駆動部材またはコネクタ 1 1 8、1 2 0、1 2 2 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 2 1 8、2 2 0、2 2 2 の各々は、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 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。

10

【0037】

シャフト駆動結合アセンブリ 2 1 4 は、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 および第三のコネクタスリーブ 2 2 2 のそれぞれの遠位に配置された、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 を備える。付勢部材 2 1 8 a、2 2 0 a および 2 2 2 a の各々は、第一の近位駆動シャフト 2 2 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。

20

【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。

30

【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。

40

【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。

50

【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240は、第一の入力駆動シャフト224a、および第一の入力駆動シャフト224a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242aを備える。第一の歯車列システム240はまた、トランスミッションハウジング212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244、第一のトランスミッションシャフト244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242aに係合する第一の入力トランスミッション平歯車244a、および第一のトランスミッションシャフト244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244bを備える。第一の歯車列システム240は、トランスミッションハウジング212および管状本体110内に回転可能に支持された第一の出力駆動シャフト246a、ならびに第一の出力駆動シャフト246a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244bに係合する第一の出力駆動シャフト平歯車246bをさらに備える。

10

【0042】

本開示によれば、第一の入力駆動シャフト平歯車242a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244aは18個の歯を備え；第一の出力トランスミッション平歯車244bは13個の歯を備え；そして第一の出力駆動シャフト平歯車246bは15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224aの入力回転は、第一の出力駆動シャフト246aの出力回転に、1:2.08の比で変換される。

20

【0043】

上記のように、第一の入力駆動シャフト224aの近位端は、第一のコネクタスリーブ218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100の対応する第一の駆動コネクタ118の回転の結果としての、第一のコネクタスリーブ218および第一の入力駆動シャフト224aの回転に起因して、第一の入力駆動シャフト平歯車242aが回転すると、第一の入力駆動シャフト平歯車242aが第一の入力トランスミッション平歯車244aに係合し、第一の入力トランスミッション平歯車244aを回転させる。第一の入力トランスミッション平歯車244aが回転すると、第一のトランスミッションシャフト244が回転し、従って、第一のトランスミッションシャフト244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244bを回転させる。第一の出力トランスミッション平歯車244bが回転すると、これに第一の出力駆動シャフト平歯車246bに係合しているので、第一の出力駆動シャフト平歯車246bもまた回転する。第一の出力駆動シャフト平歯車246bが回転すると、第一の出力駆動シャフト平歯車246bは第一の出力駆動シャフト246a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246aが回転する。

30

【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240を備えるシャフトアセンブリ200は、エンドエフェクタ400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。

40

【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250は、第二の入力駆動シャフト226a、および第二の入力駆動シャフト226a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252aを備える。第二の歯車列システム250はまた、トランスミッションハウジング212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254、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て第二の入力駆動シャフト平歯車252aと係合する第一の入力トランスミッション平歯車254a、および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

50

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 2 5 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 5 4 a は 2 0 個の歯を備え；第一の出力トランスミッション平歯車 2 5 4 b は 1 0 個の歯を備え；第二の入力トランスミッション平歯車 2 5 6 a は 2 0 個の歯を備え；第二の出力トランスミッション平歯車 2 5 6 b は 1 0 個の歯を備え；そして第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b は 1 5 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 2 2 6 a の入力回転は、第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a 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 2 2 6 a の近位端は、第二のコネクタスリーブ 2 2 0 を支持するように構成される。

【0051】

作動において、外科手術器具 1 0 0 の対応する第二の駆動コネクタ 1 2 0 の回転の結果としての、第二のコネクタスリーブ 2 2 0 および第二の入力駆動シャフト 2 2 6 a の回転に起因して、第二の入力駆動シャフト平歯車 2 5 2 a が回転すると、第二の入力駆動シャフト平歯車 2 5 2 a が第一の入力トランスミッション平歯車 2 5 4 a を係合し、第一の入力トランスミッション平歯車 2 5 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 5 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 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 を回転させる。第一の出力トランスミッション平歯車 2 5 4 b 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 2 5 6 a 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 2 5 6 a もまた回転する。第二の入力トランスミッション平歯車 2 5 6 a が回転すると、第二のトランスミッションシャフト 2 5 6 が回転し、従って、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 を回転させる。第二の出力トランスミッション平歯車 2 5 6 b が回転すると、これに第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b が係合しているので、第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b が回転する。第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b が回転すると、第二の出力駆動シャフト平歯車 2 5 8 b は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いるので、第二の出力駆動シャフト 2 5 8 a が回転する。

【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 2 5 0 を備えるシャフトアセンブリ 2 0 0 は、シャフトアセンブリ 2 0 0 および／またはエンドエフェクタ 4 0 0 を外科手術器具 1 0 0 に対して回転させる目的で、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。

【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 2 1 2 およびシャフト結合アセンブリ 2 1 4 は、第三の駆動シャフト 2 2 8 を回転可能に支持する。第三の駆動シャフト 2 2 8 は、第三のコネクタスリーブ 2 2 2 を支持するように構成された近位端 2 2 8 a、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 2 7 0 まで延びて関節運動アセンブリ 2 7 0 に作動可能に接続される遠位端 2 2 8 b を備える。

【0054】

図 4 に見られるように、シャフトアセンブリ 2 0 0 の細長い外側管状本体 2 1 0 は、第一の半セクション 2 1 1 a および第二の半セクション 2 1 1 b を備え、これらの半セクションは、半セクション 2 1 1 a と 2 1 1 b とが互いに嵌合するときに、外側管状本体 2 1 0 を通って長手軸方向に延びる少なくとも 3 つのチャンネルを規定する。これらのチャンネルは、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 がトランスミッションハウジング 2 1 2 から関節運動するネックアセンブリ 2 3 0 まで延びるときに、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 を回転可能に受容して支持するような構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 90°、および 90° 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90°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

10

20

30

40

50

0の第一の駆動ケーブル266の遠位端にキーで回転を固定された第一の平歯車282aを含む。遠位ネックハウジング236の第一の歯車列280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282aと係合された第二の平歯車282bをさらに含む。遠位ネックハウジング236の第一の歯車列280は、遠位ネックハウジング236に回転可能に支持され、かつ、第二の平歯車282bと係合された第三の平歯車282cも含む。

【0065】

第三の平歯車282cは、その中心軸に沿って形成されたボア282dを含み、ボア282dは、エンドエフェクタ400の駆動軸426の受容を嵌合するために構成される（図26を参照のこと）。

10

【0066】

本開示に従って、第一の平歯車282aは、8個の歯を含み、第二の平歯車282bは、10個の歯を含み、第三の平歯車282c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266の入力回転は、遠位ネックハウジング236の第三の平歯車282c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280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。

20

【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。

30

【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。

40

【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】

50

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 258 a 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 292 a に伝達される。第一の平歯車 292 a が回転させられると、非円形シャフト 292 c は、第二の平歯車 292 b とのその接続によって回転される。非円形シャフト 292 c 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 424 a、424 b 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 312 a 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 422 a 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 60 mm）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 of 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 4 6 4 は、スラストプレート 4 6 5 などによって顎アセンブリ 4 3 0 の下顎 4 3 2 内に軸方向および横方向に固定され、スラストプレート 4 6 5 は、顎アセンブリ 4 3 0 に固定され、かつ少なくとも部分的に、駆動ねじ 4 6 4 の中に形成された環状チャネル 4 6 4 a へと延びる。動作において、駆動軸 4 2 6 の回転は、結果として駆動ねじ 4 6 4 の同時回転をもたらす。

【0083】

図 2 8 ～図 4 3 に見られるように、エンドエフェクタ 4 0 0 は、顎アセンブリ 4 3 0 の下顎 4 3 2 の中にスライド可能に支持された駆動梁 4 6 6 を含む。駆動梁 4 6 6 は、実質的に I の形状の断面プロフィールを含み、下顎 4 3 2 と上顎 4 4 2 とを接近させ、かつ、下顎 4 3 2 を通して起動そり 4 6 8 を軸方向に変位させるように構成される。図 3 3 に見られるように、駆動梁 4 6 6 は、垂直に配向された支持支柱 4 6 6 a と、支持支柱 4 6 6 a の上に形成され、かつ上顎 4 4 2 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 4 3 0 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 4 6 6 b と、ねじ切りされた駆動シャフト 4 6 4 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 4 6 6 c とを含む。駆動梁 4 6 6 は、上顎 4 4 2 との支柱 4 6 6 a および／またはカム部材 4 6 6 b の係合によって回転が防げられるので、駆動ねじ 4 6 4 が回転させられると、保持フット 4 6 6 c、次に駆動梁 4 6 6 は、上顎 4 3 2 に対して軸方向に並進させられる。

【0084】

駆動梁 4 6 6 は、支柱 4 6 6 a から遠位に延びるロッククリップ 4 6 7 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 4 6 7 は、ナイフそり 4 5 0 の中に形成された窓 4 5 0 c を係合するように構成されたフック 4 6 7 a を規定する。ロッククリップ 4 6 7 のフック 4 6 7 a は、ナイフそり 4 5 0 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 4 1 0 を発射する前において、図 3 6 および図 3 7 に見られるように、駆動梁 4 6 6 は、下顎 4 3 2 の最近位位置にあり、起動そり 4 1 8 およびナイフそり 4 5 0 は、カートリッジ本体 4 1 2 の最近位位置にある。発射する前に、ロッククリップ 4 6 7 は、ナイフそり 4 5 0 の窓 4 5 0 c から脱係合され、ナイフスロット 4 1 2 b の壁に規定されたリリース 4 1 2 e へと延びる。

【0085】

下顎 4 3 2 は、チャネルの形態であり、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 4 1 0 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 4 1 0 は、複数の列のステープル保持スロット 4 1 2 a と、複数対の列のステープル保持スロット 4 1 2 a の間に配置された、長手方向に延びるナイフスロット 4 1 2 b とを規定するカートリッジ本体 4 1 2 を含む。ステープルカートリッジアセンブリ 4 1 0 は、複数の保持スロット 4 1 2 a の各々の中に配置された複数のステープル 4 3 3 も含む。ステープルカートリッジアセンブリ 4 1 0 は、その中に支持された複数のステープルプッシャー 4 1 6 をさらに含み、ステープルプッシャー 4 1 6 は、保持スロット 4 1 2 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 4 1 6 が、スロット 4 1 2 a 内に保持されているそれぞれのステープル 4 3 3 の下に位置決めされる。ステープルプッシャー 4 1 6 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 4 1 0 は、カートリッジ本体 4 1 2 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 4 6 6 によって係合可能である起動そり 4 1 8 を含む。起動そり 4 1 8 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 4 1 6 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 4 1 8 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 4 1 8 a は、ステープルカートリッジアセンブリ 4 1 0 からステープル 4 1 4 を駆動する。

10

20

30

40

50

【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412c（図36を参照のこと）を規定して、チャンネル412cは、起動そり418の直立したカムウェッジ418aを収容する。チャンネル412cは、複数の保持スロット412aと連絡し、複数のステーブル433とプッシャー416が、それぞれ、保持スロット412a内に支持される。

【0088】

図28～43に見られるように、ステーブ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412b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450aを規定し、ナイフ刃450aは、カートリッジ本体412のナイフスロット412bを通して延びる。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412dに係合するために、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）。ロックアウトばね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】

ステーブルカートリッジアセンブリ410は、複数のステーブルプッシャー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、ステーブ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、そこからステーブル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、ステーブル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、リリース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、リリース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。

10

【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412dに対して付勢されるので、ナイフそり450に取り付けられたロックアウトばね451は、今やロックアウト切り欠き412dに自由に入り、そしてナイフそり450および／または駆動梁466が再度前進することを防止し、それにより、ステープルカートリッジアセンブリ410をロックアウトする。

20

【0094】

駆動梁466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プルカートリッジアセンブリ410が、下顎432内に充填される必要がある。

【0095】

顎アセンブリ430の上顎442は、起動そり418が外科手術器具100の発射中に前進するときアンビルとして機能し、そのアンビルに対してステープル433が形成される。特に、上顎442は、ステープルカートリッジアセンブリ410に対して並列関係で、カバーハウジング444に固定されたアンビルプレート443を備える。アンビルプレート443は、複数のステープル形成ポケット（図示せず）を規定し、このステープル形成ポケットは、ステープルカートリッジアセンブリ410が下顎432に配置されるとき、ステープルカートリッジアセンブリ410のステープル保持スロット412a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。

30

【0096】

下顎432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432a、432bを通して延びる適切な旋回ピン445などによって、取り付け部分420に旋回可能に接続される。下顎432のショルダー432a、432bは、取り付け部分420に形成されたリリースなどへ延びる。

【0097】

図28に見られるように、顎アセンブリ430は、少なくとも1つの付勢部材447を圧縮ばねなどの形態で備え、この付勢部材447は、下顎432が上顎442から間隔を空けられるように、下顎432の各ショルダー432a、432bと、取り付け部分420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430を開放位置に維持する。使用において、上顎442と下顎432とを近づけることによって顎アセンブリ430が閉鎖されると、付勢部材447は、下顎432のショルダー432a、432bと、取り付け部分420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）。

40

【0098】

ステープルカートリッジアセンブリ410の発射後、駆動ねじ464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466およびナイフそり450を引っ込める。駆動梁466が近位方向に引っ込められるに従って、付勢部材447は、広がり始めて、取り付け部分420のベアリング表面から下顎432のショルダー

50

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、外科手術バ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28を参照すると、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、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。

10

【0100】

図28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 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。

20

【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過して戻る。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。

30

【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。

40

【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

50

のカートリッジ本体 412 は、カートリッジ本体 412 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 470 を備える。解放アセンブリ 470 は、長手軸方向に延びるナイフスロット 412 b の遠位端付近の位置にカートリッジ本体 412 の遠位端において支持された保持装置 472 を備え、そして保持装置 472 は、解放アセンブリ 470 を横切って少なくとも部分的に延びる。保持装置 472 は、本体部分 472 a と、その表面から延びるボス 472 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 427 c を規定し、このチャンネルまたは凹部 427 c は、その側面を通して延びる。保持装置 472 の凹部 472 c は、カートリッジ本体 412 において支持されるとき、カートリッジ本体 412 の 1 対の遠位凹部 412 e のうちの 1 つと位置合わせ状態にある。

10

【0104】

解放アセンブリ 470 は、保持装置 472 のボス 472 b に旋回可能に接続されたヘッド部分 474 a を有するプッシャー部材 474 をさらに備える。プッシャー部材 474 は、ヘッド部分 474 a から延びる第一のレッグ部材 474 b と、リビングヒンジ接続を介して第一のレッグ部材 474 b の自由端に接続された第二のレッグ部材 474 c とをさらに備える。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。

20

【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。

30

【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

40

50

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、複数のステープ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「B2」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、そして縫合糸係留「S4」は、外科手術アンビルバットレス「B2」の遠位部分およびアンビルプレート 443 の両側のエッジに形成された遠位の 1 対の凹部 443 a の各々の周りに強く締められる。

【0109】

1 つの特定の実施形態において、縫合糸係留「S3」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「S3」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「B2」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過して戻る。例えば、縫合糸係留「S3」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「B2」をアンビルプレート 443 の組織接触表面に対して固定するために、縫合糸係留「S3」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「S4」は、外科手術アンビルバットレス「B2」を横切って延び、そして遠位の 1 対の凹部 443 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「B2」は、アンビルバットレス「B2」がアンビルプレート 443 に固定されると、アンビルプレート 443 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 443 の遠位の 1 対の凹部 443 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「B2」は、組み立てプロセス中に、アンビルバットレス「B2」のアンビルプレート 443 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「B2」のアンビルプレート 443 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「B2」から外されることが企図される。

【0111】

図 28 および 48～49 に見られるように、顎アセンブリ 430 の上顎 442 は、アンビルプレート 443 とカバーハウジング 444 との間に、遠位の 1 対の側面の凹部 443 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 474 を備える。縫合糸解放アセンブリ 474 は、アンビルプレート 443 および／または必要に応じてカバーハウジング 444 に旋回可能に接続されたリンクアーム 475 を備える。リンクアーム 475 は、その第一のサイドエッジ 475 b に形成されたポケットまたは凹部 475 c を規定する本体部分 475 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 475 d とを備える。ポケット 475 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フ 475 e を規定する。リンクアーム 475 は、リンクアーム 475 を上顎 442 に旋回可能に接続するための、本体部分 475 a から延びる旋回ピンを備える。

【0112】

解放アセンブリ 474 は、リンクアーム 475 に旋回可能に接続されたプッシャーバー 477 をさらに備え、このプッシャーバー 477 は、アンビルプレート 443 とカバーハウジング 444 との間にスライド可能に配置される。プッシャーバー 477 は、実質的に長方形の構成およびヘッド 477 b を有する本体部分 477 a を備え、このヘッド 477 b は、本体部分 477 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 477 のヘッド 477 b は、リンクアーム 475 のポケット 475 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 477 のヘッド 477 b は、そのサイドエッジからリンクアーム 475 のポケット 475 c の弓形リリーフ 475 e へ突出した係止部材 477 d を備える。リンクアーム 475 に対するプッシャーバー 477 の回転の相対的な距離は、弓形リリーフ 475 e の相対的な長さ、および係止部材 477 d の相対的な幅によって決定される。

10

【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 443 a 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、外科手術ステーブ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。

20

【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 443 a 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、外科手術ステーブ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 450 a 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 475 d 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 443 a 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 443 a 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。

30

40

【0116】

本明細書中に開示されたステーブ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

50

、 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。

【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。

【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1

278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。

【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。

10

【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せて、ラック1274を遠位に軸方向に変位させる。ラック1274が軸方向に遠位方向に変位させられると、ラック1274はピニオン歯車1276を回転させ、従って、ラック1272に作用させて、ラック1272を近位方向に軸方向に変位させる。図16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1272が近位方向に軸方向に変位させられると、ラック1272は、関節運動ケーブル262を近位方向に引き、これによって、ネックアセンブリ230を関節運動させる。ラック1274の遠位方向への軸方向の変位が、関節運動ケーブル264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230は、関節運動を可能にされる。

20

【0125】

図50～52、55、56、61、および63～66に見られるように、シャフトアセンブリ200のネックアセンブリ230は、ケーブル引張アセンブリ1320を備える。ケーブル引張アセンブリ1320は、近位ネックハウジング1232において、その中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1322を備える。クレビス1322は、関節運動アセンブリ1270のピニオン歯車1276を回転可能に支持する。ケーブル引張アセンブリ1320は、調節ねじ1324を備え、この調節ねじ1324は、近位ネックハウジング1232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1324は、調節ねじ1324の回転がクレビス1322の軸方向変位をもたらすように、クレビス1322に螺合可能に接続される。

30

【0126】

ケーブル引張アセンブリ1320はまた、連続的な引張負荷が関節運動ケーブル262、264に及ぼされることを確実にするために、調節ねじ1324のヘッドと近位ネックハウジング1232の表面との間に置かれた付勢部材1325を備える。

【0127】

シャフトアセンブリ200の組み立て中、操作者は、クレビス1322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1324をある方向に回転させる。クレビス1322が近位方向に軸方向に変位させられると、クレビス1322は、関節運動アセンブリ1270のピニオン歯車1276を引く。ピニオン歯車1276は、ラック1274およびラック1272のそれぞれと係合させられる。ピニオン歯車1276が近位方向に軸方向に変位させられると、ピニオン歯車1276は、ラック1272、1274に作用して、ラック1272、1274を近位方向に引く。ラック1272、1274が近位方向に引かれると、関節運動ケーブル262、264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262、264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262、264は、引張させられる。調節ねじ1324の位置を固定し、関節運動ケーブル262、264を引張状態に維持することを助けるために、止めねじ328（図12を参照のこと）が提供され得ることが企図される。

40

50

【0128】

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262、264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1325は、関節運動ケーブル262、264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200の最終使用者が調節ねじ1324にアクセスし、そして関節運動ケーブル262、264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。

【0129】

図50～55、57、58、および63～64に見られるように、シャフトアセンブリ200のネックアセンブリ230は、クラッチ機構1360を備える。クラッチ機構1360は、クラッチ機構1360の回転が第二の駆動ケーブル268の回転をもたらすように、第二の駆動ケーブル268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。

10

【0130】

クラッチ機構1360は、近位ネックハウジング1232の近位ハブ1232aにおいて、回転可能に支持された回転可能な結合部材1362を備える。図64を参照のこと。結合部材1362は、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の第一の出力駆動シャフト246a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1362aを備える。結合部材1362は、1対の遠位方向に延びるアーム1362cを有する第二の端部1362bを備え、このアーム1362cのそれぞれは、1対

20

【0131】

クラッチ機構1360は、近位ネックハウジング1232の近位ハブ1232a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1364を備える。プランジャー部材1364は、1対の近位方向に延びるアーム1364cを有する第一の端部1364aを備え、このアーム1364c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1364のカム作用表面は、結合部材1362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1364は、第二の駆動ケーブル268に固定された第二の端部1364bを備える。

【0132】

クラッチ機構1360は、近位ネックハウジング1232の近位ハブ1232aに対して軸方向に固定されたカプラー1366を備える。カプラー1366は、結合部材1362の第二の端部1362bおよびプランジャー部材1364の第一の端部1364aを受容するように構成され、結合部材1362の第二の端部1362bおよびプランジャー部材1364の第一の端部1364aを互いに作動可能な関係に維持する。カプラー1366は、プランジャー部材1364の第一の端部1364a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1366aを規定する。

30

【0133】

クラッチ機構1360は、近位ネックハウジング1232の近位ハブ1232aの表面とプランジャー部材1364との間に置かれた付勢部材1368を備え、この付勢部材1368は、プランジャー部材1364を結合部材1362に向かって促す傾向、ならびに結合部材1362の第二の端部1362bおよびプランジャー部材1364の第一の端部1364a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。

40

【0134】

作動において、上記のように、クラッチ機構1360は、回転を外科手術器具100からエンドエフェクタ400に伝達して、エンドエフェクタ400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268は、器具ハウジング102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

50

防止する。第二の駆動ケーブル 268 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 294 に伝達されて、エンドエフェクタを回転させる。

【0135】

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。

10

【0136】

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 100 および／またはカートリッジアセンブリ 410 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。

20

【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 トランスミッションハウジング
- 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

30

【図 1】

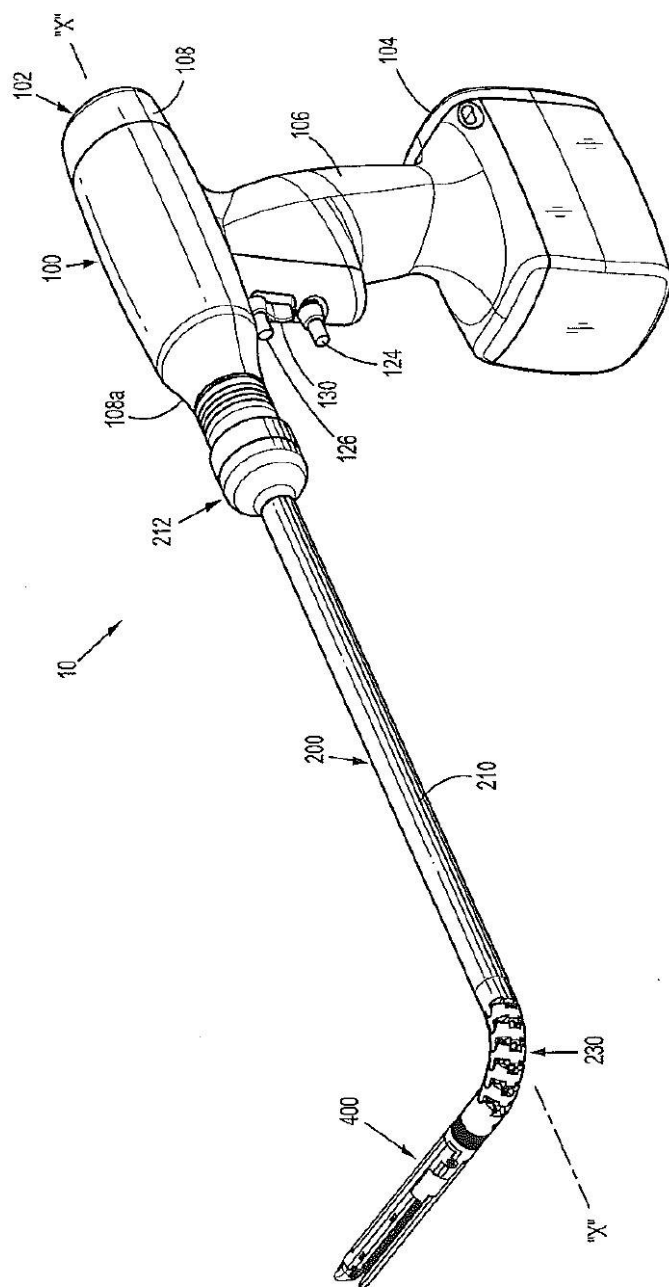


FIG. 1

【 図 2 】

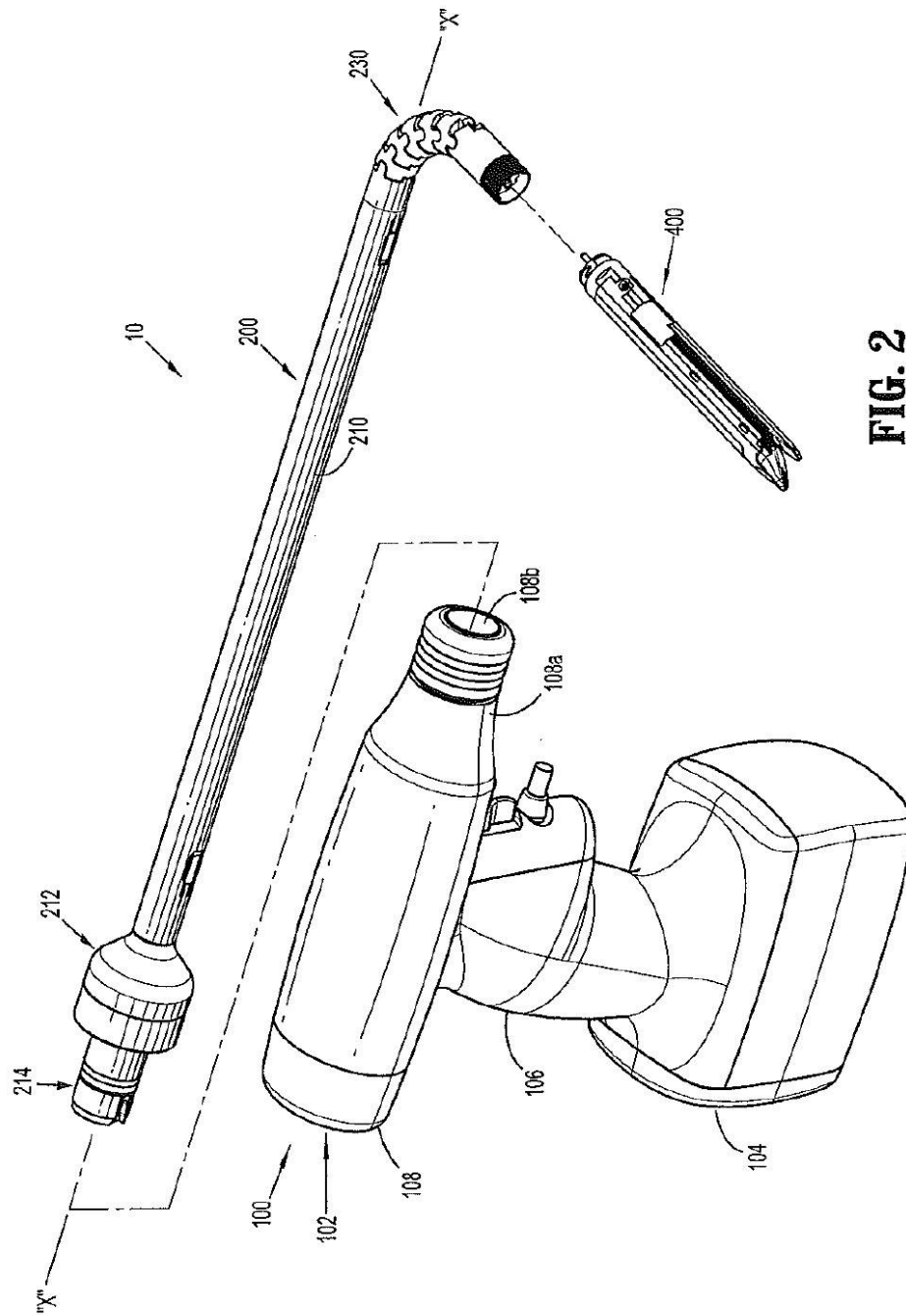
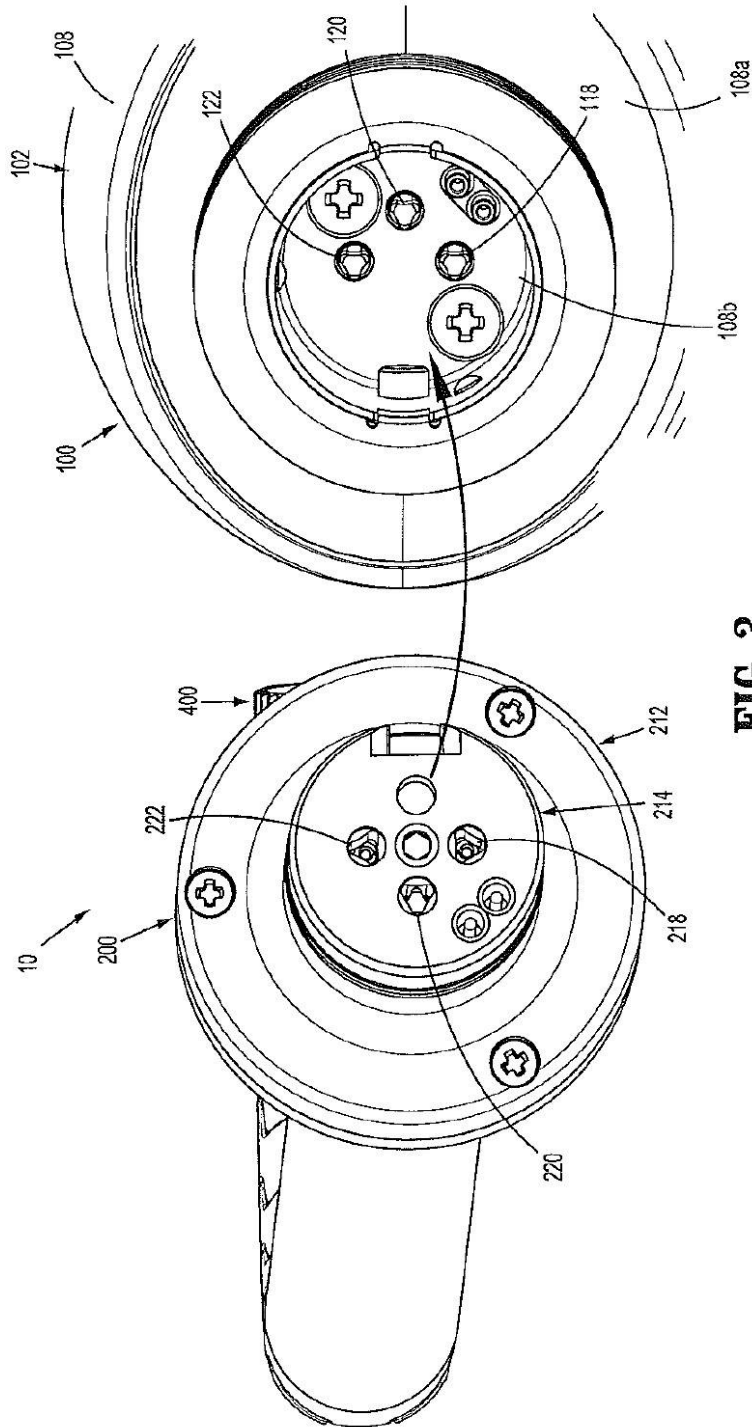


FIG. 2

【図 3】

**FIG. 3**

【図 4】

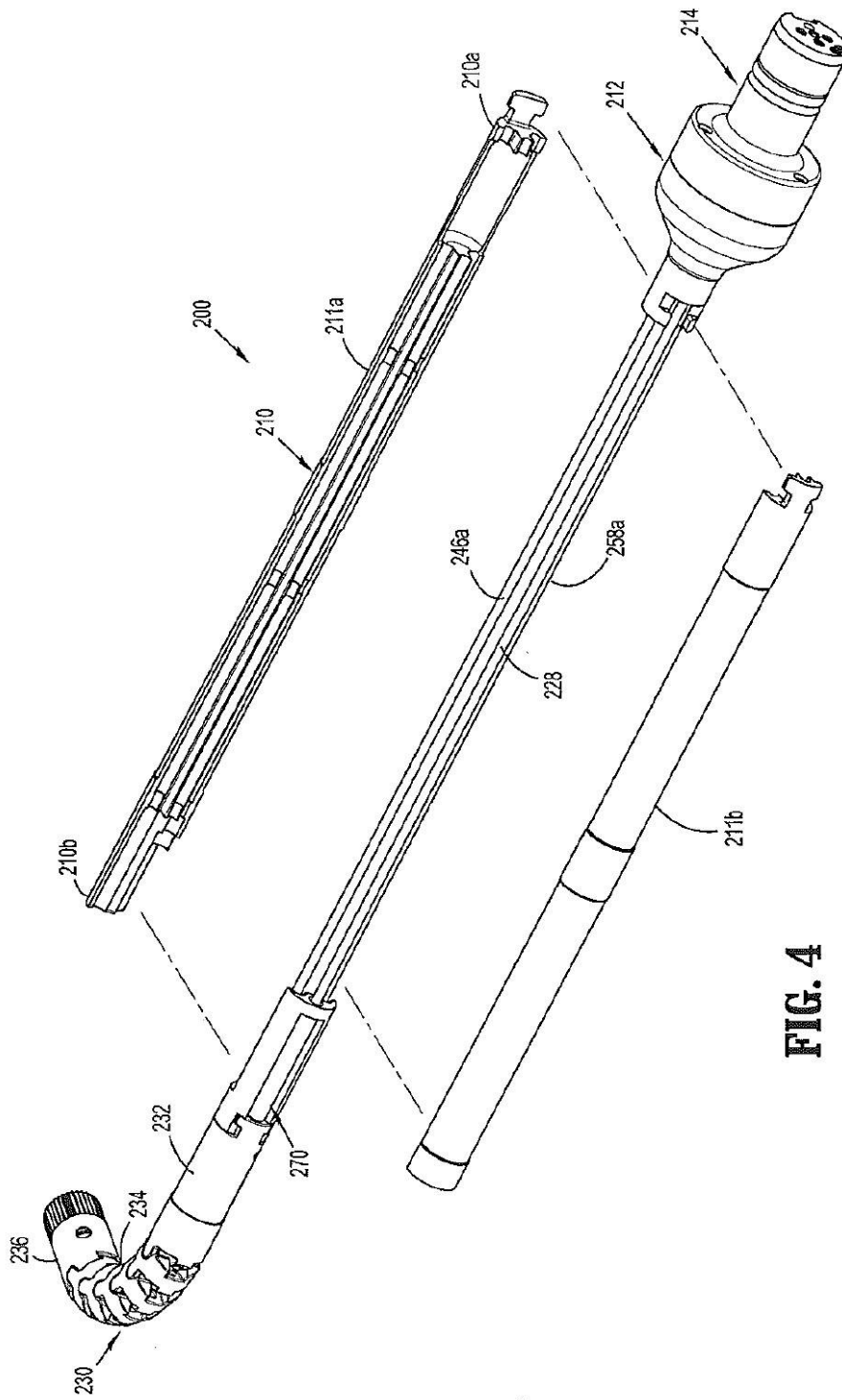


FIG. 4

【図 5】

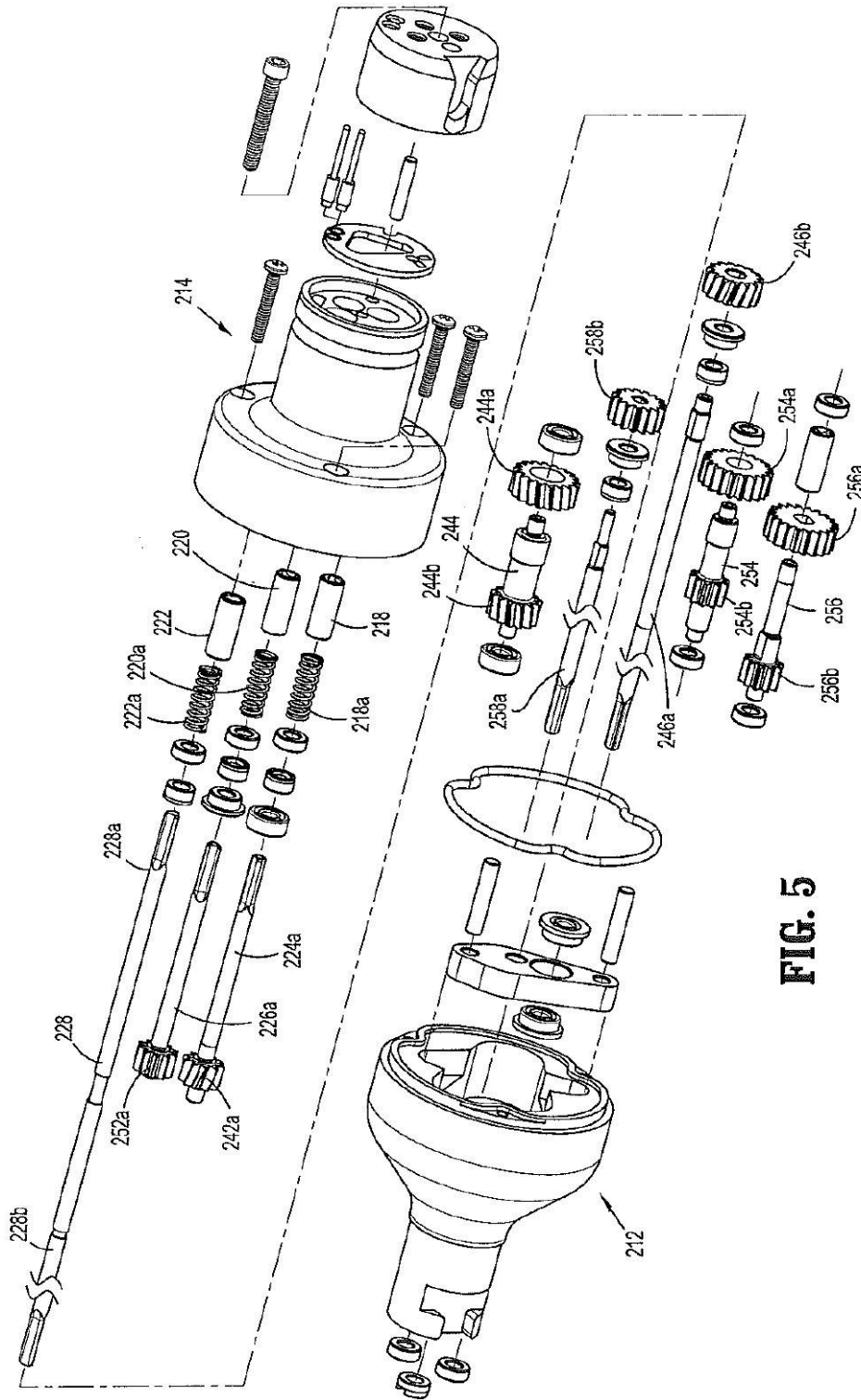
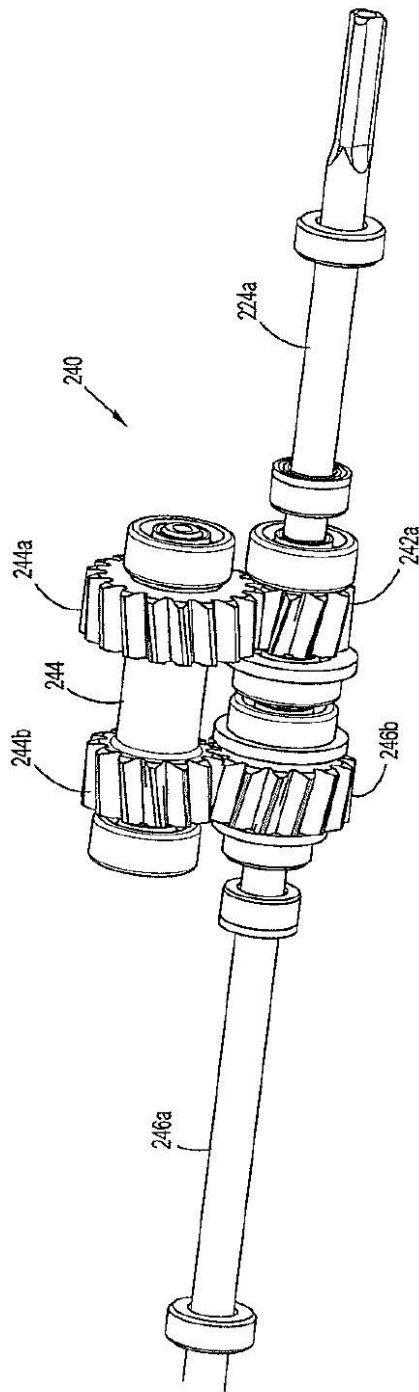
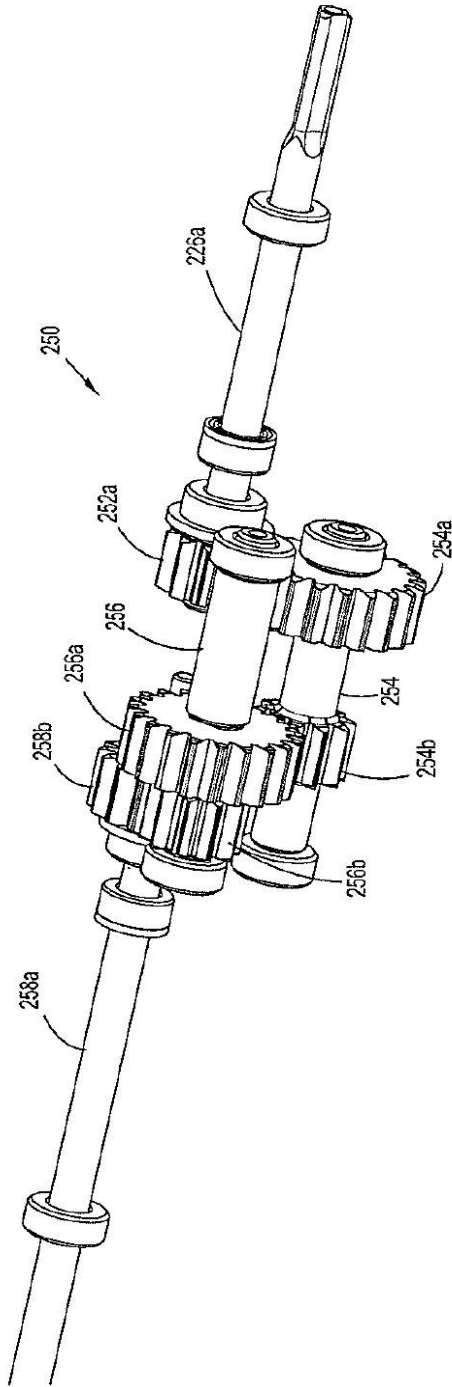


FIG. 5

【図 6】

**FIG. 6**

【図 7】

**FIG. 7**

【図 8】

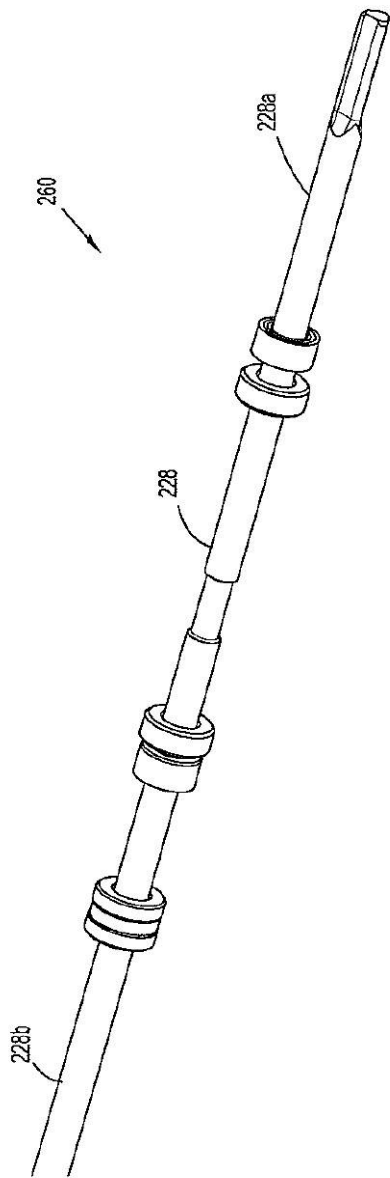
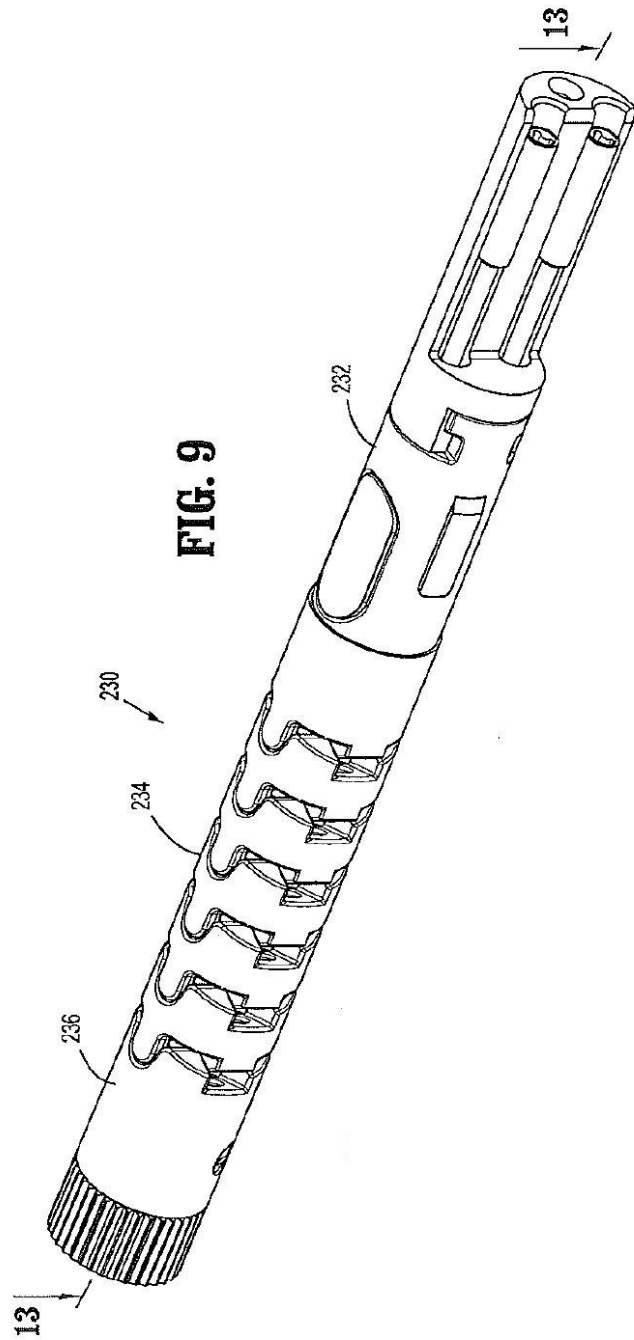


FIG. 8

【図 9】



【図 10】

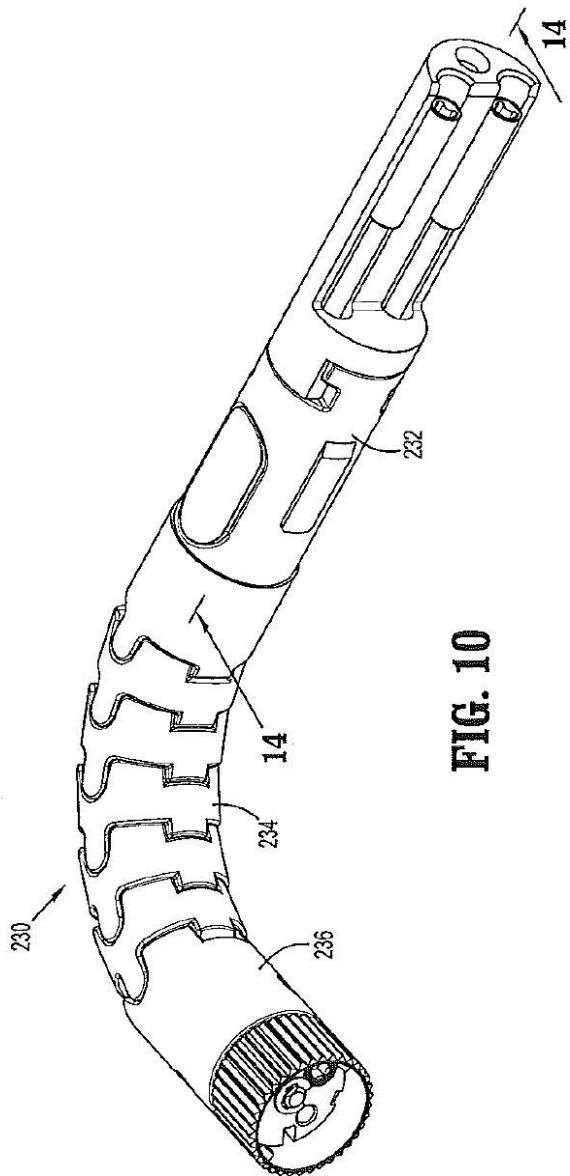


FIG. 10

【図 11】

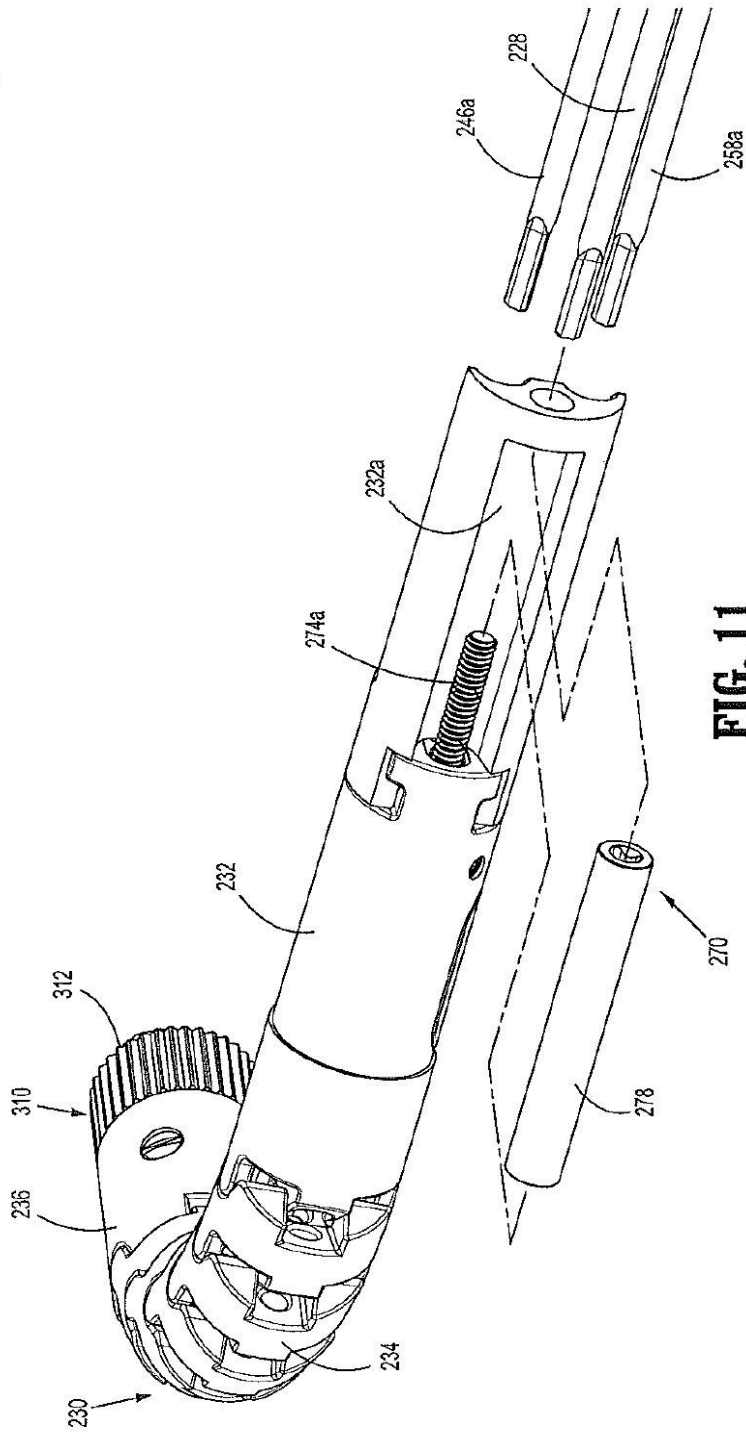


FIG. 11

【図 12】

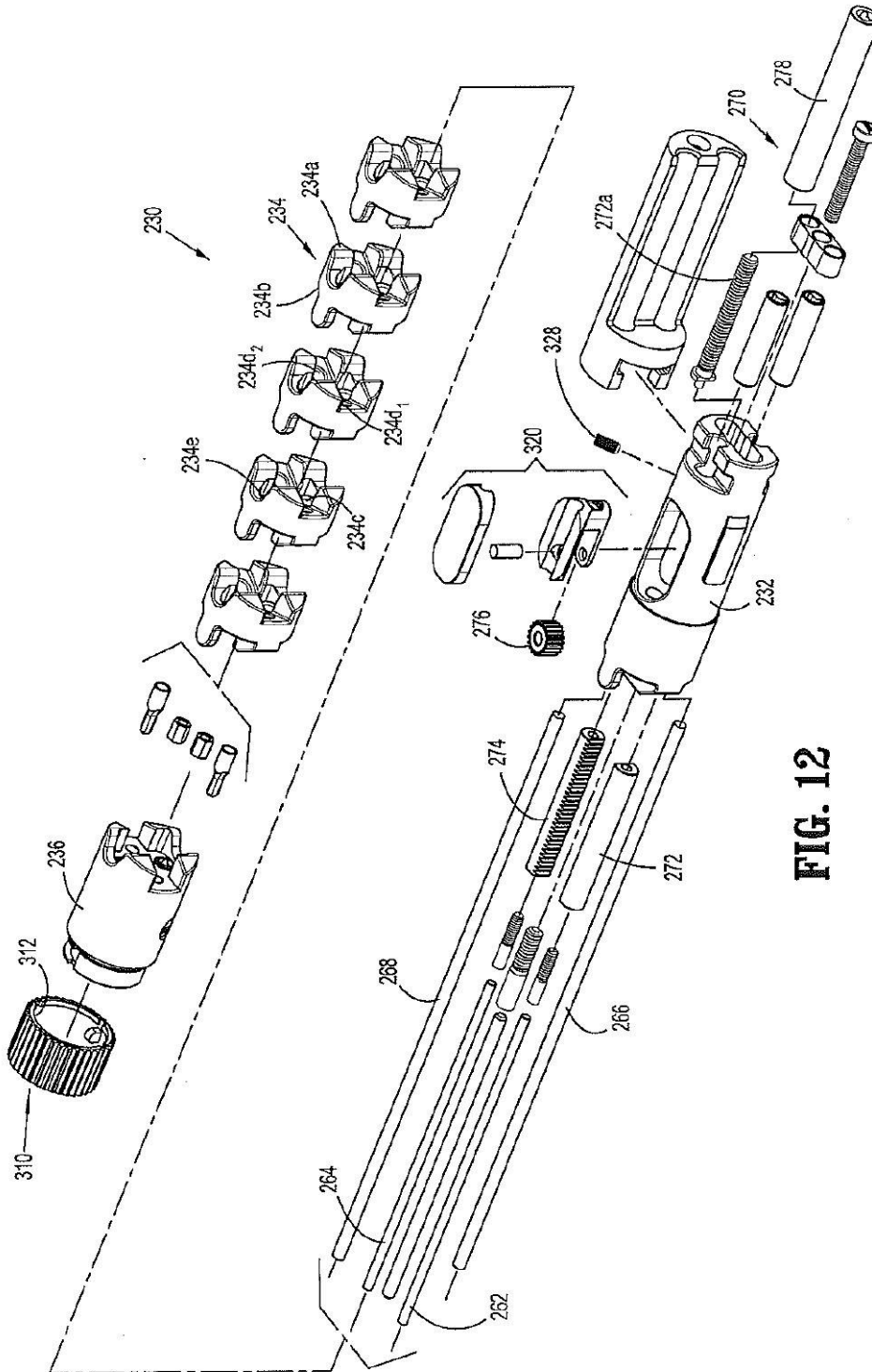


FIG. 12

【図 13】

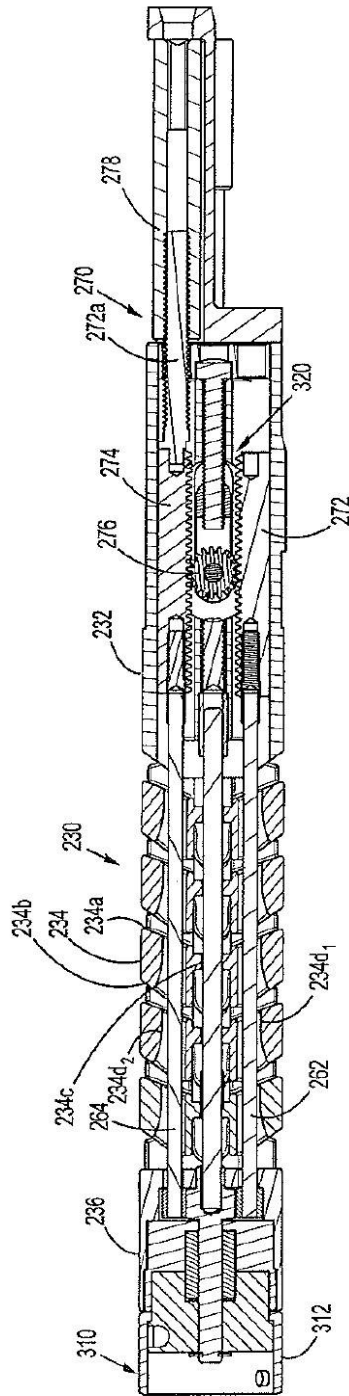
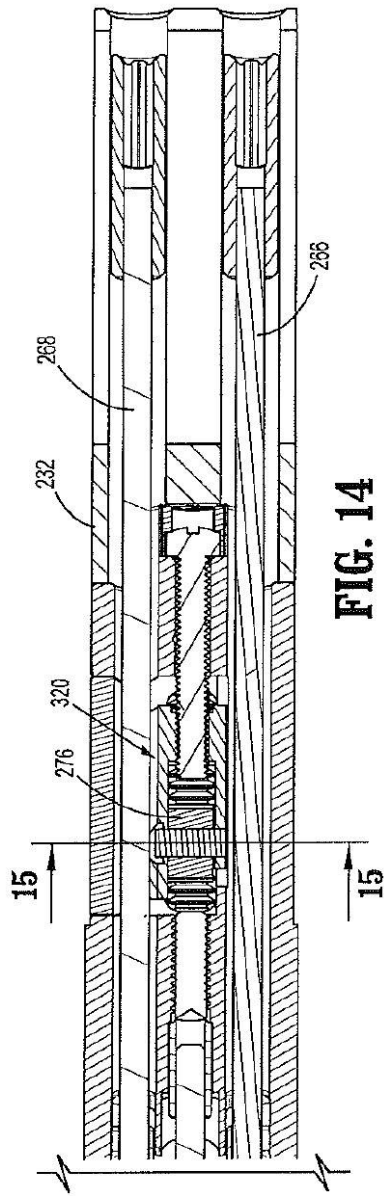
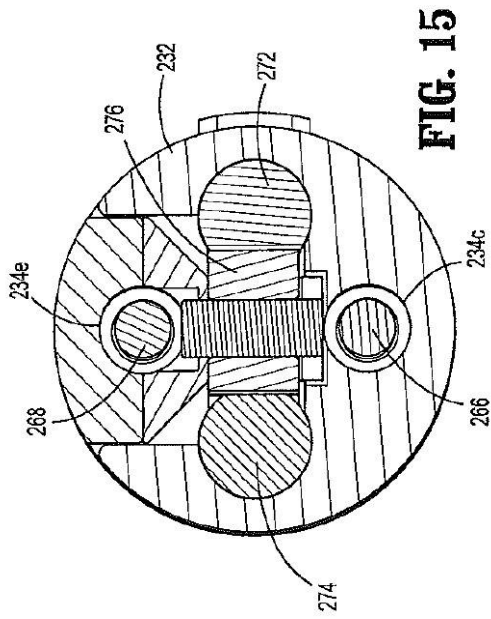


FIG. 13

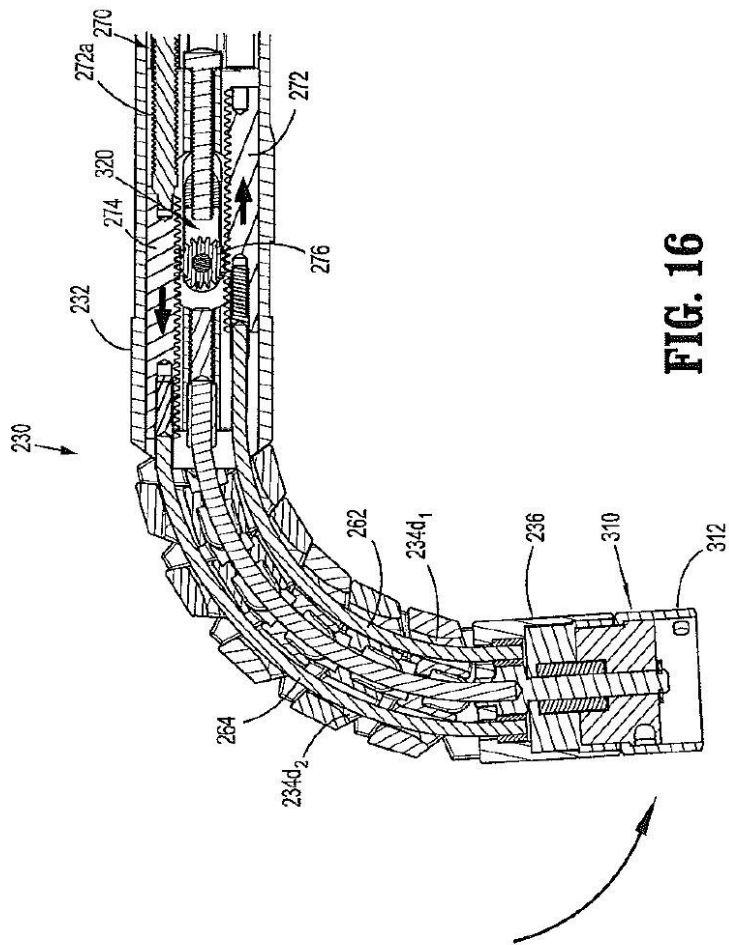
【図 14】



【図 15】



【図 16】



【図 17】

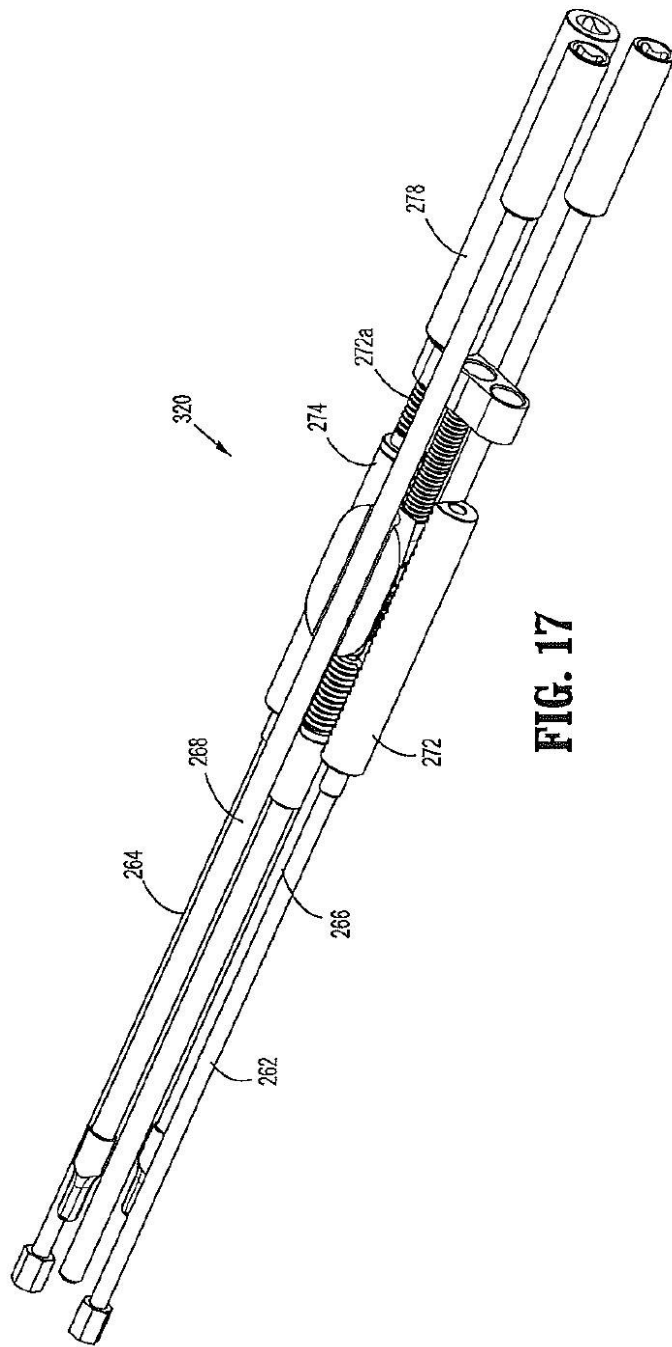


FIG. 17

【図 18】

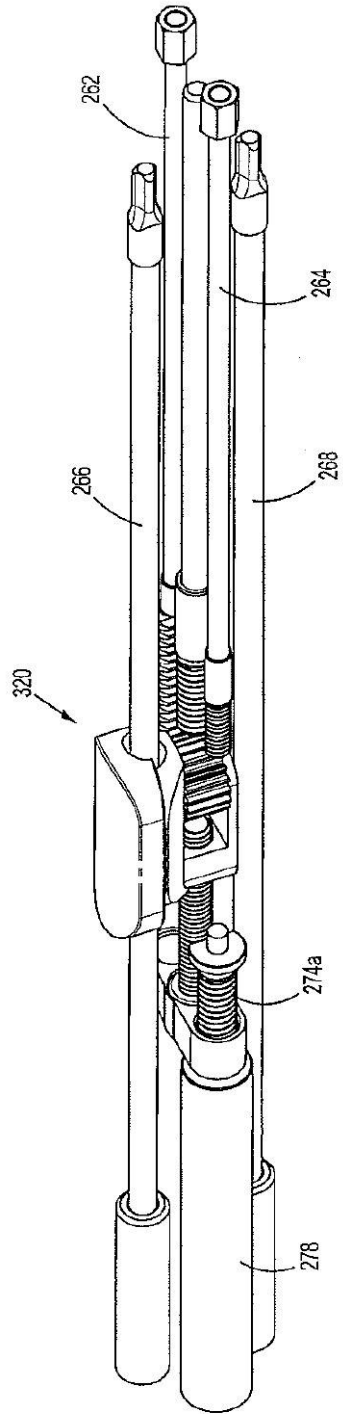
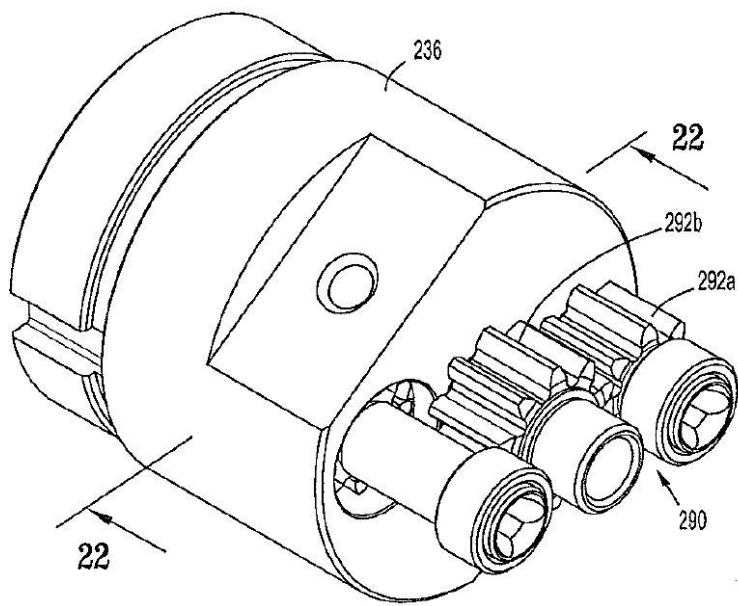
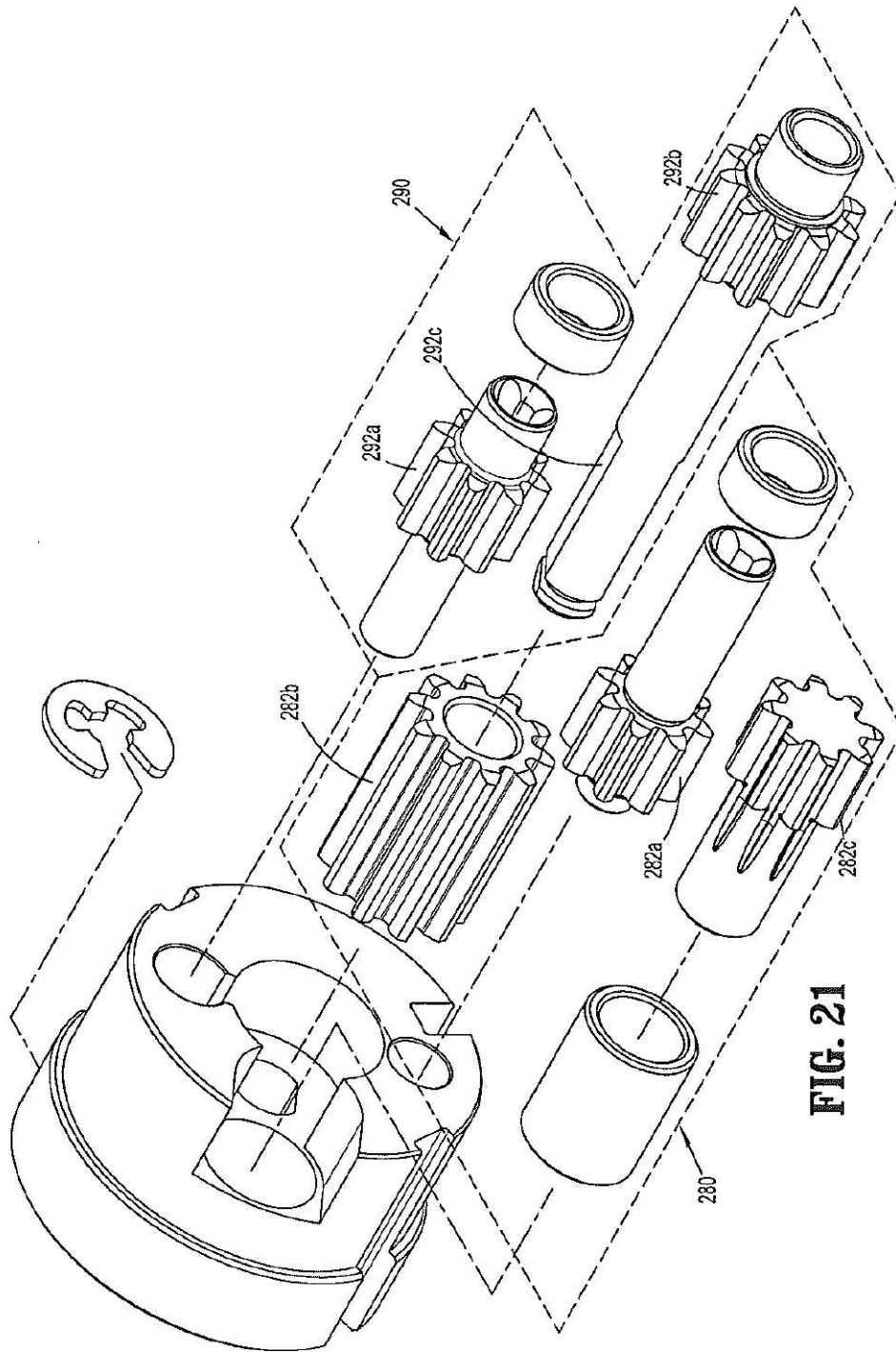


FIG. 18

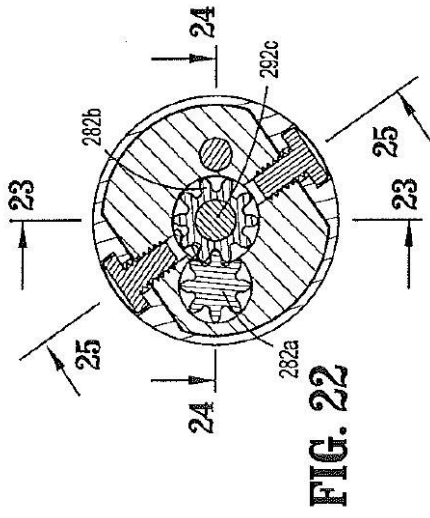
【図 19】

**FIG. 19**

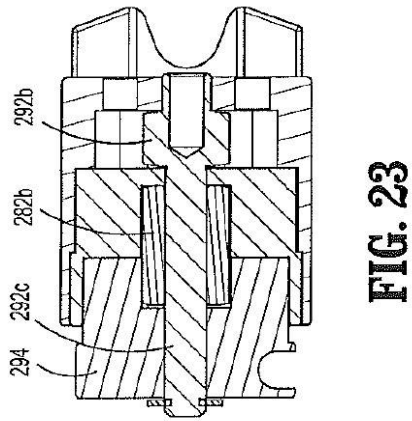
【 図 2 1 】



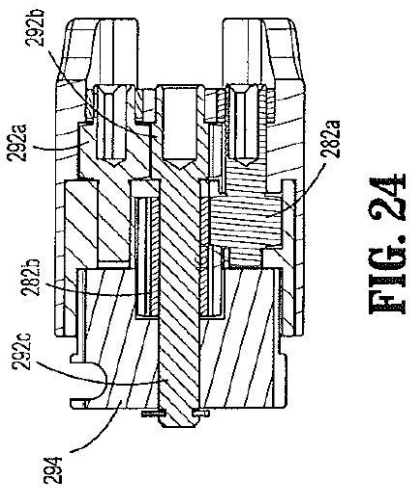
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



【図 25】

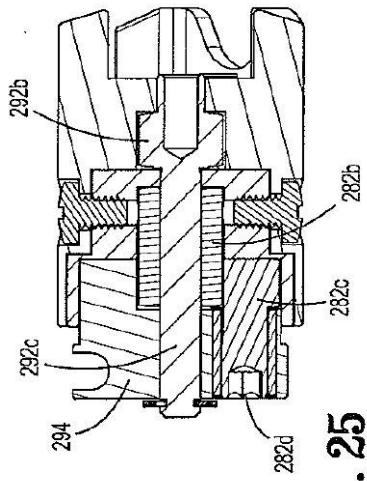


FIG. 25

【図 26】

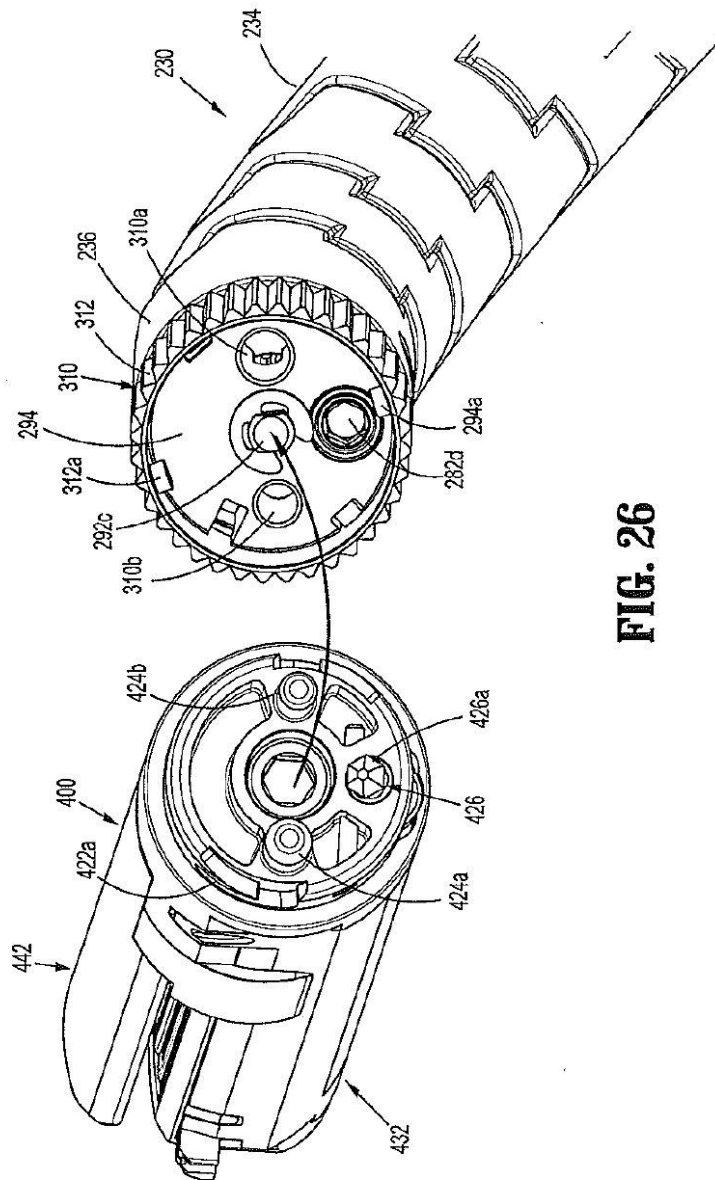


FIG. 26

【図 27】

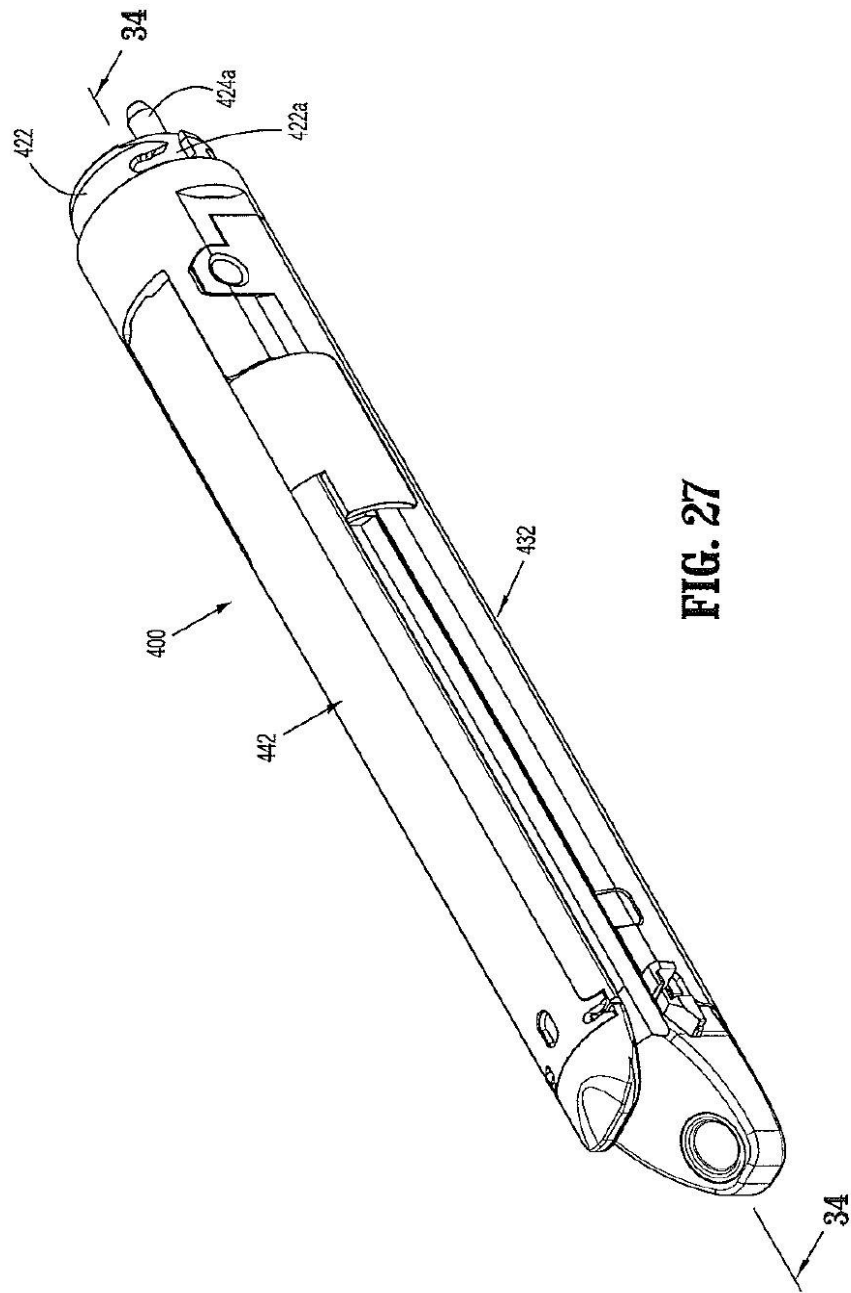


FIG. 28

【図 29】

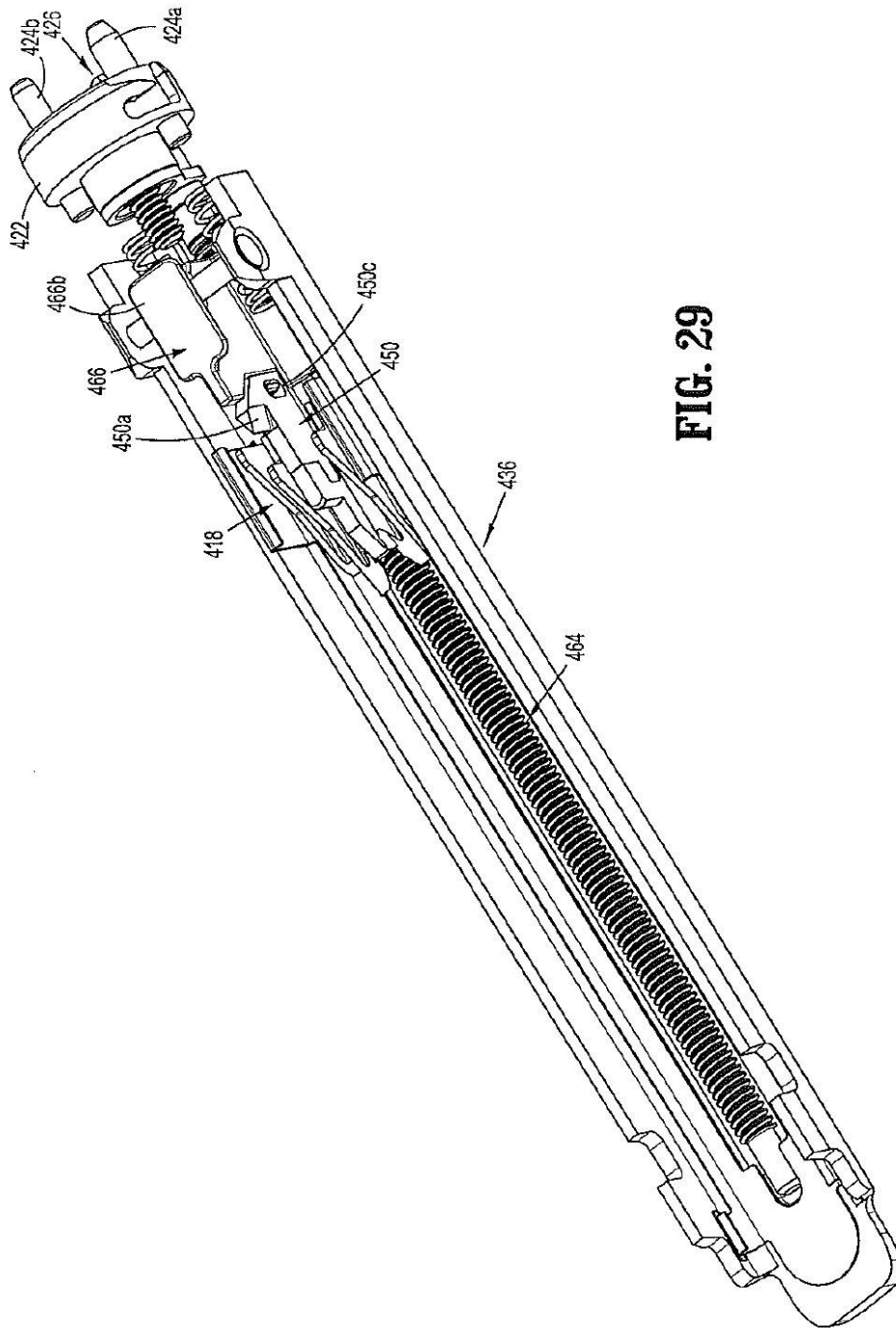


FIG. 29

【図 30】

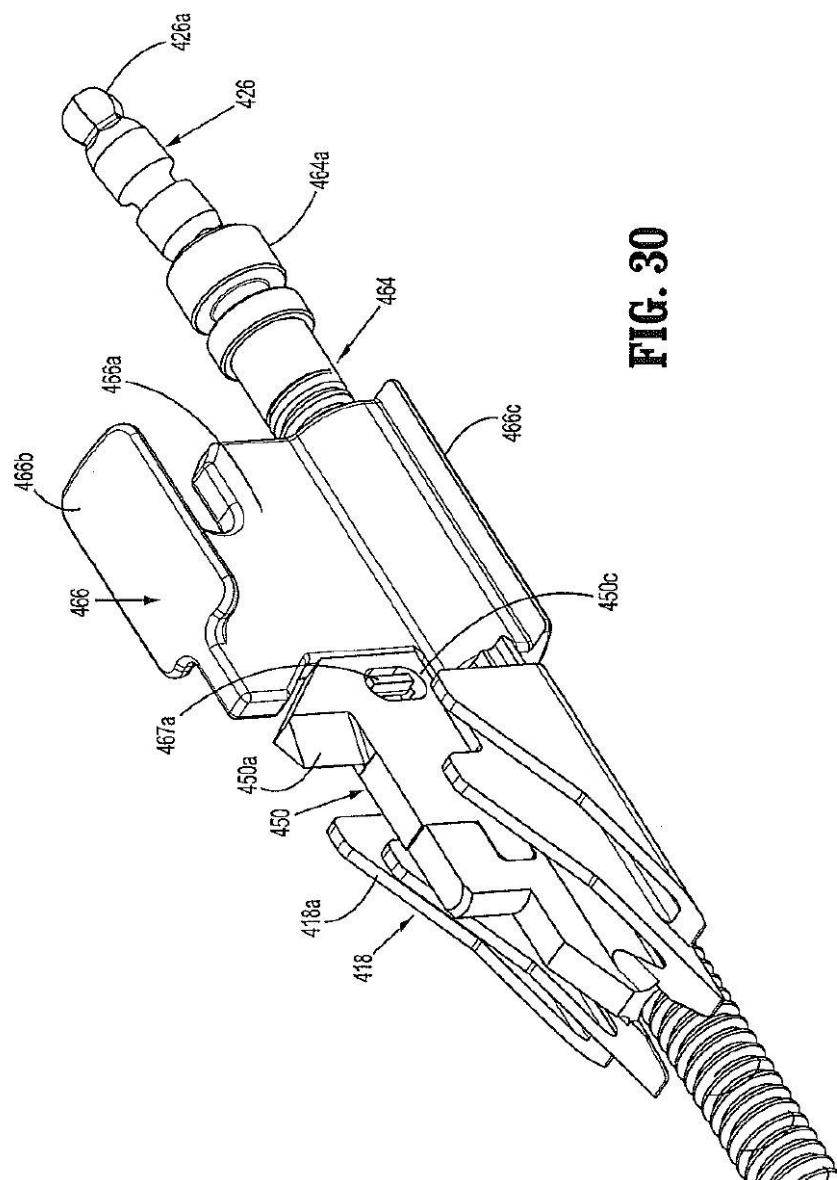
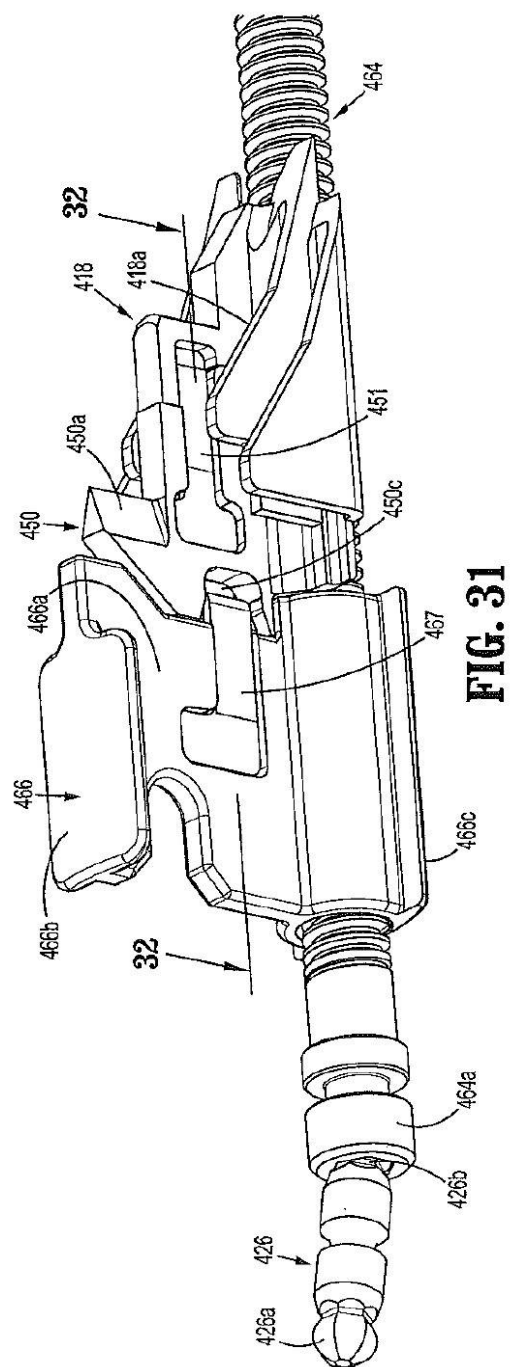


FIG. 30

【図 31】



【図 32】

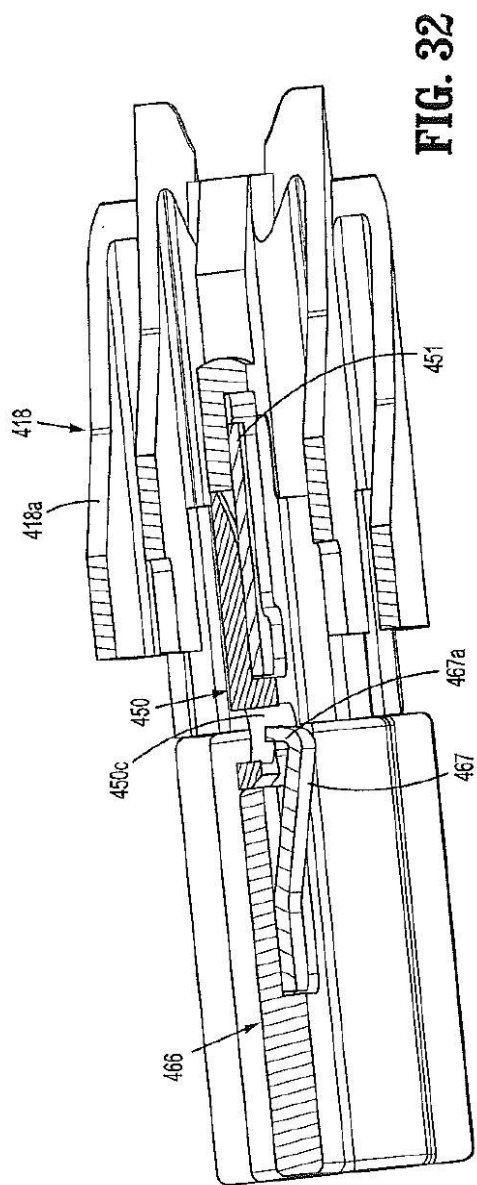


FIG. 32

【図 33】

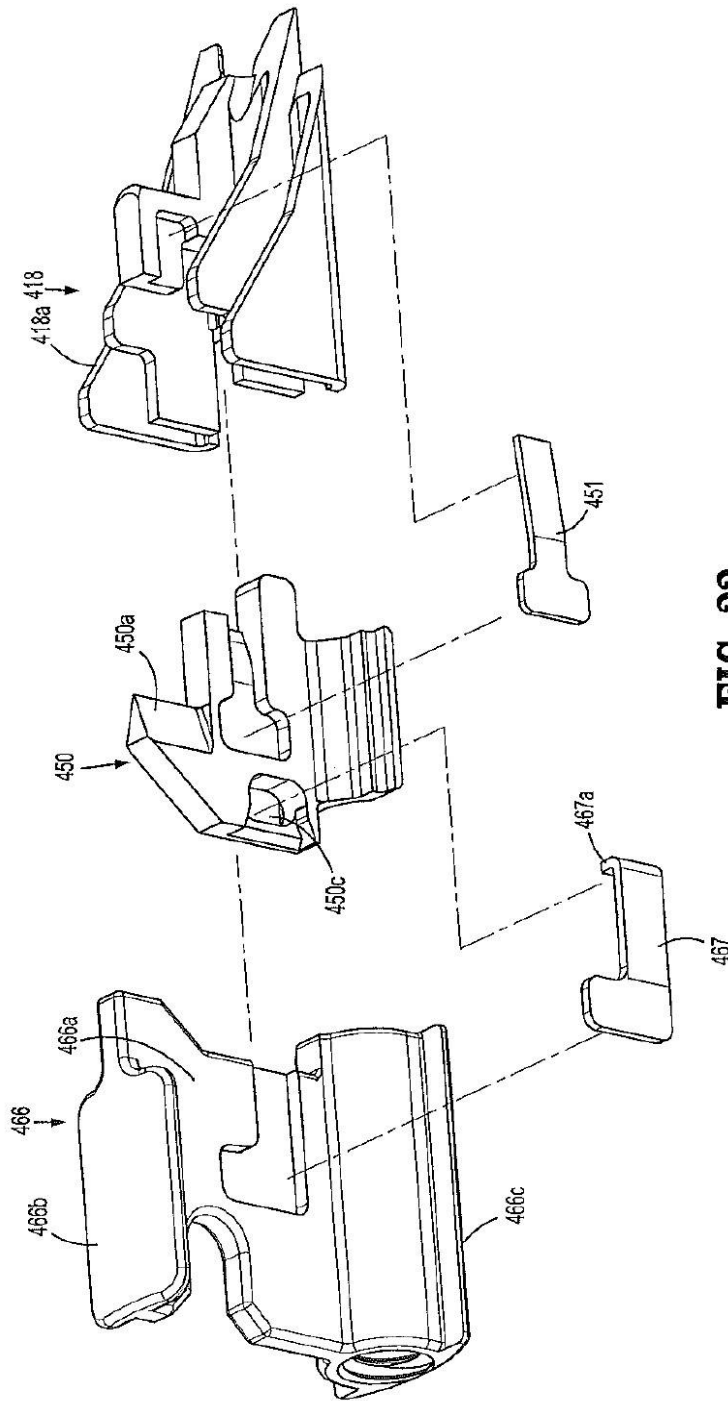
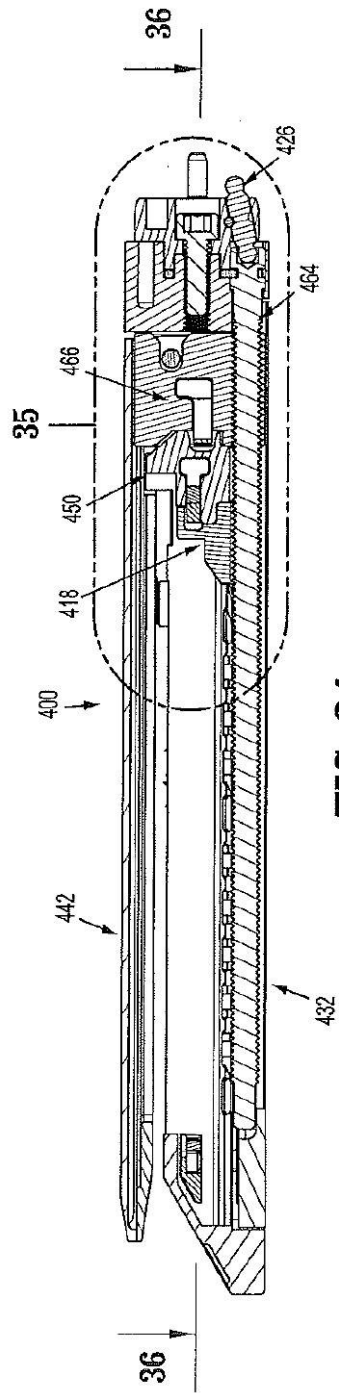
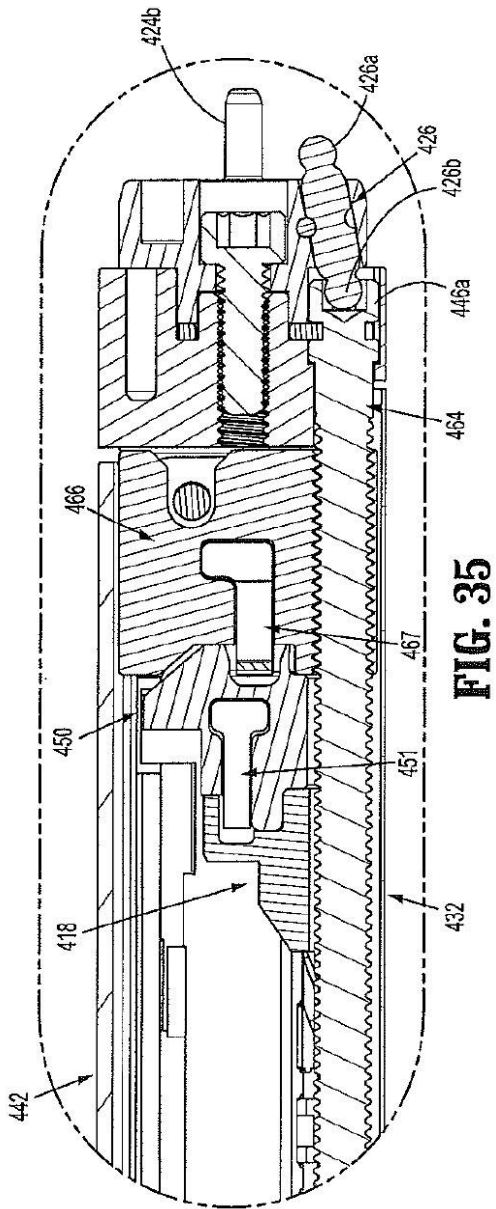


FIG. 33

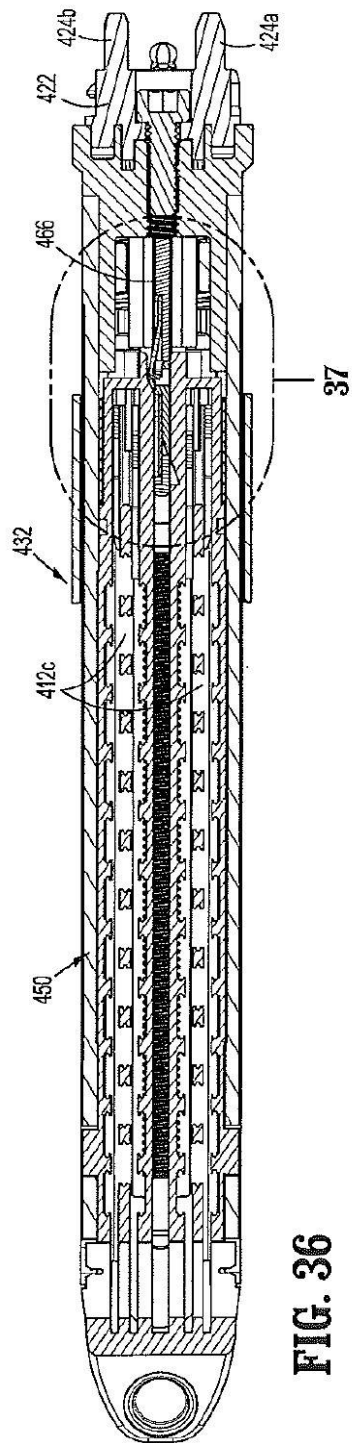
【図 34】



【図 35】

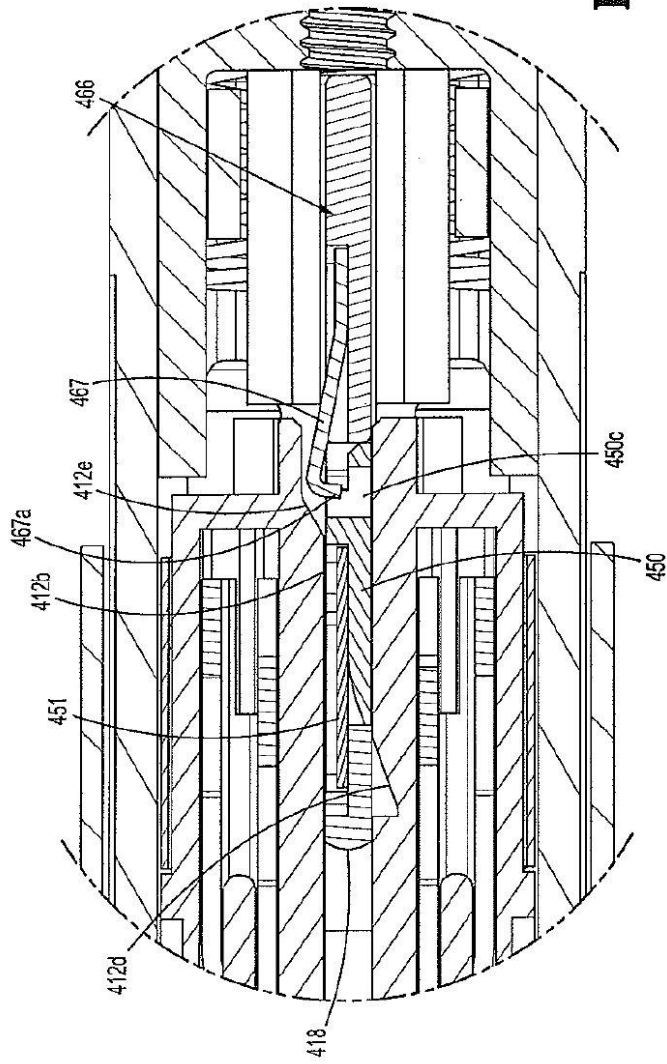
**FIG. 35**

【図 36】



【図 37】

FIG. 37



【図 38】

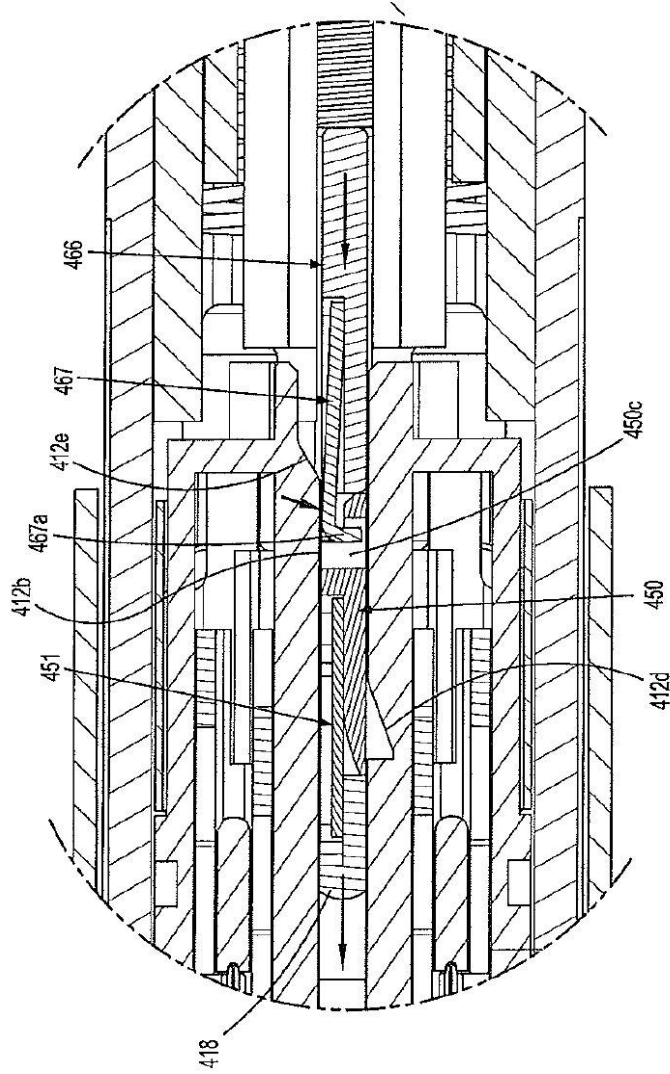
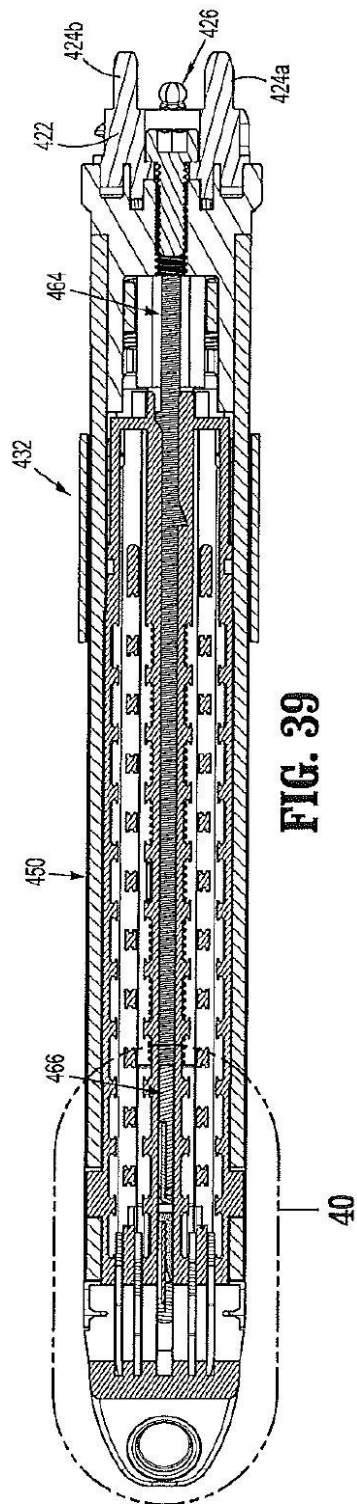


FIG. 38

【図 39】



【図 40】

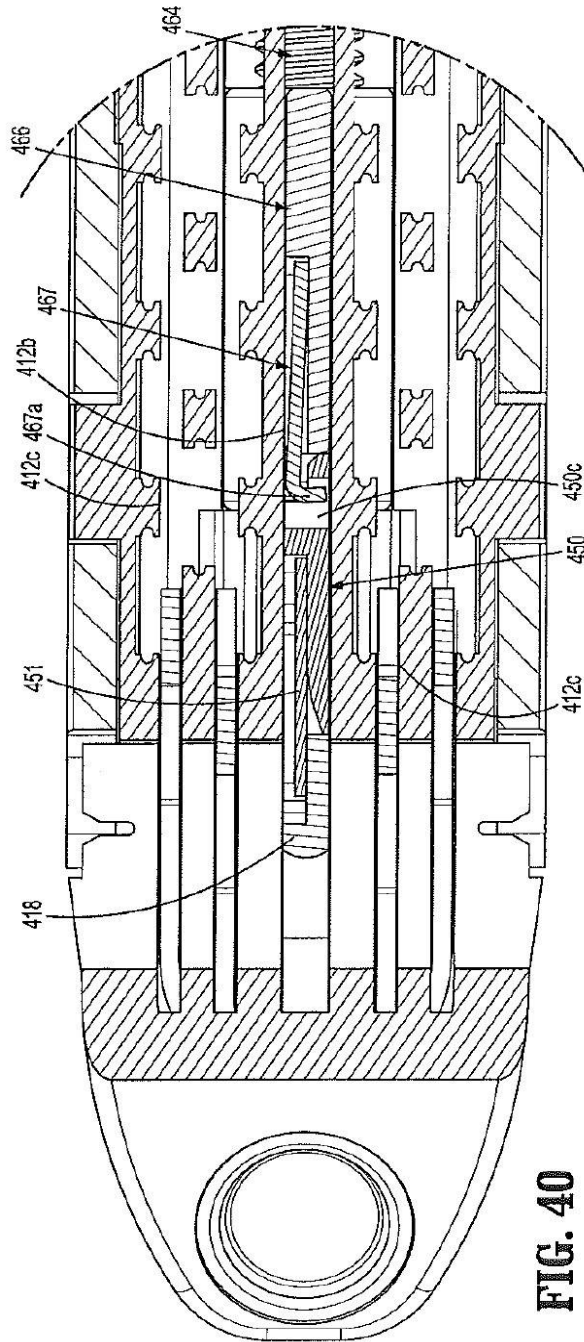


FIG. 40

【図 4 1】

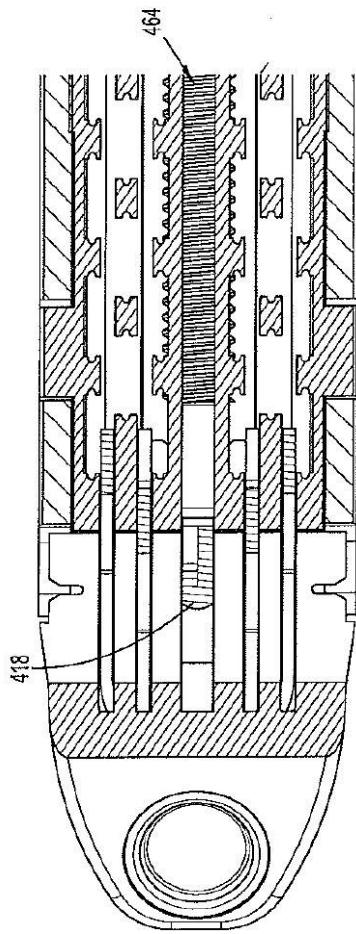
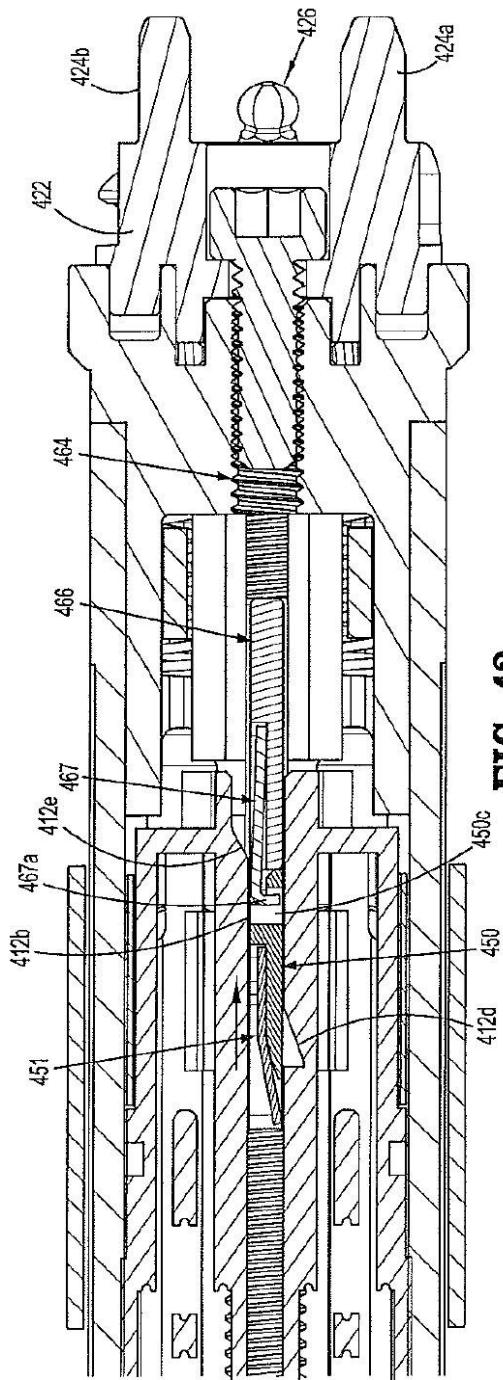


FIG. 41

【図 42】

**FIG. 42**

【図 43】

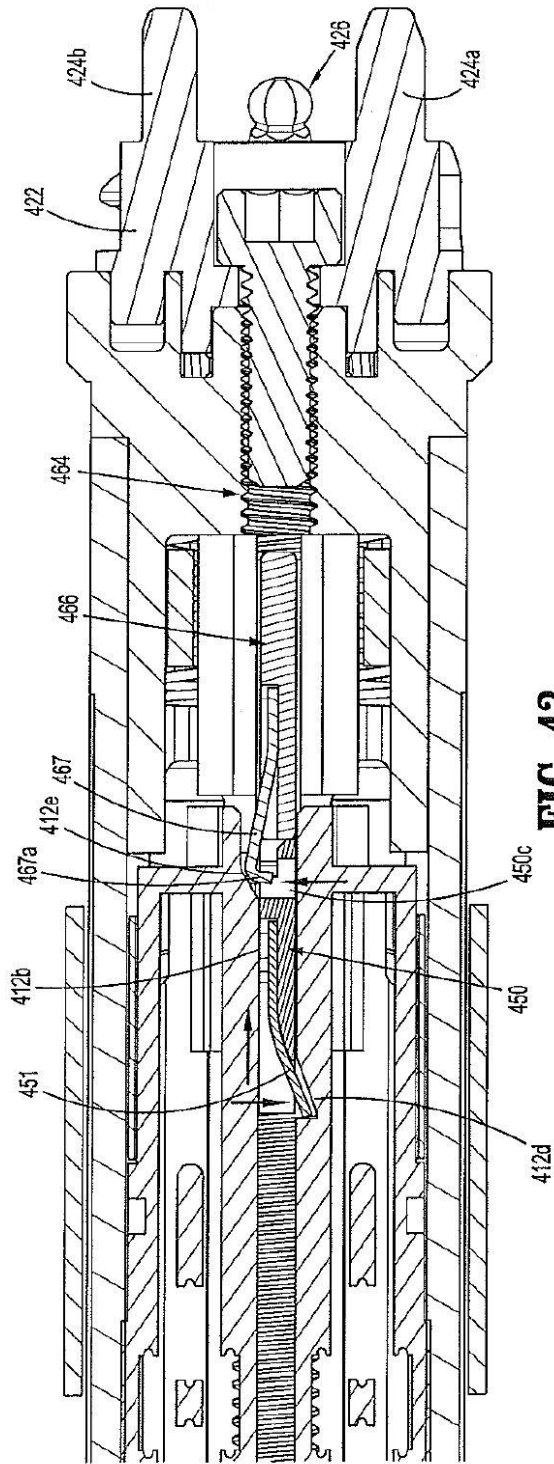
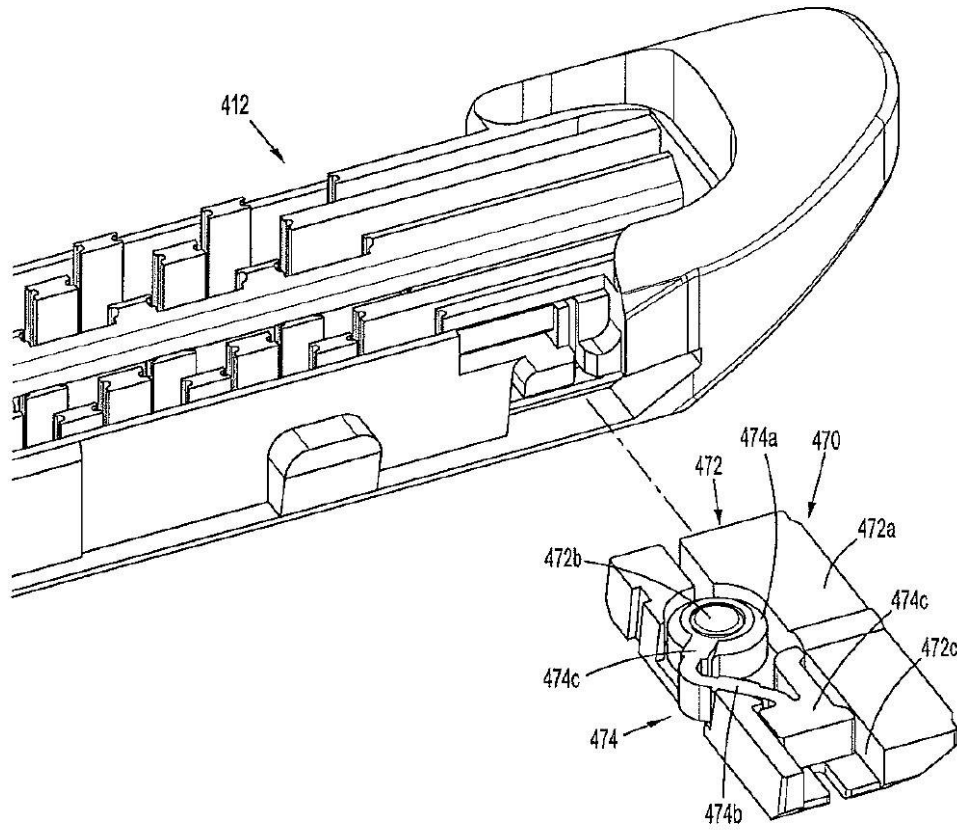
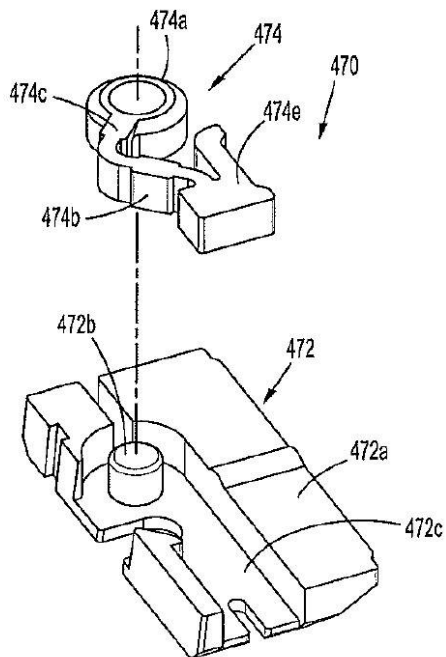


FIG. 43

【図 4 4】

**FIG. 44**

【図 4 5】

**FIG. 45**

【図 46】

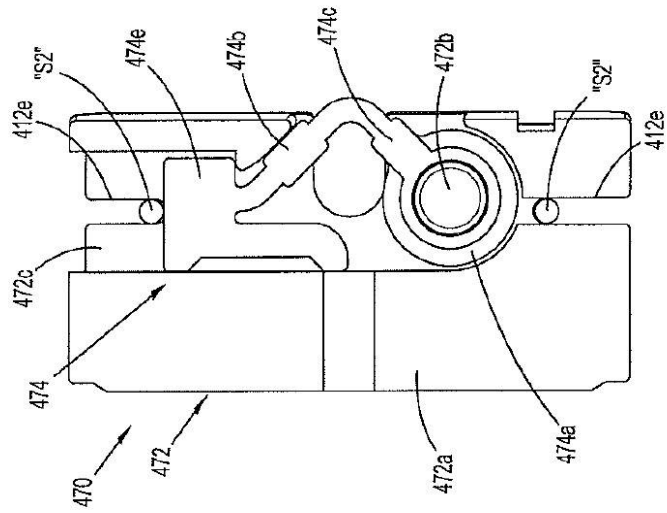


FIG. 46

【図 47】

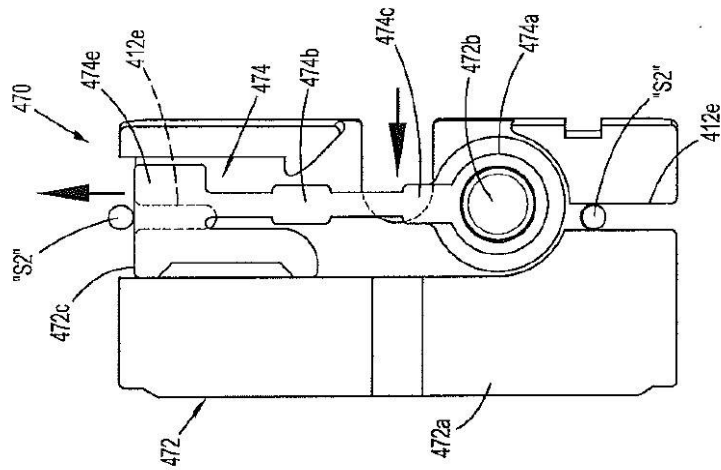


FIG. 47

【図 48】

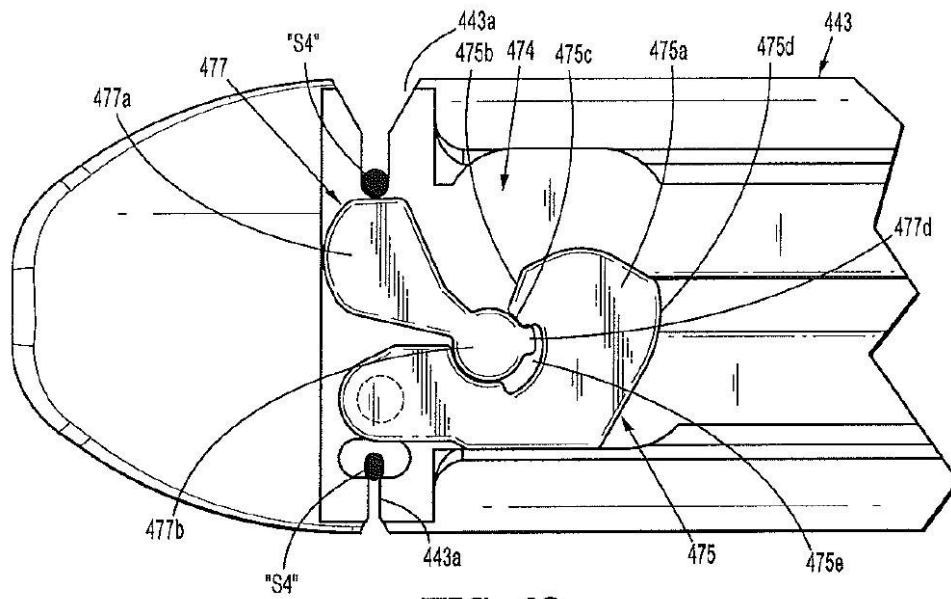
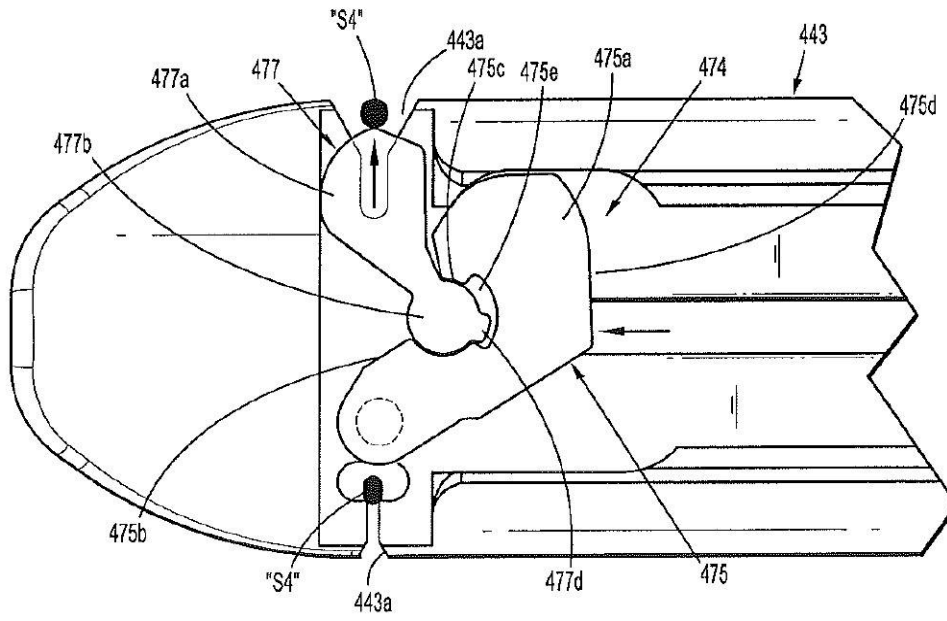


FIG. 48

【図 49】

**FIG. 49**

【図 50】

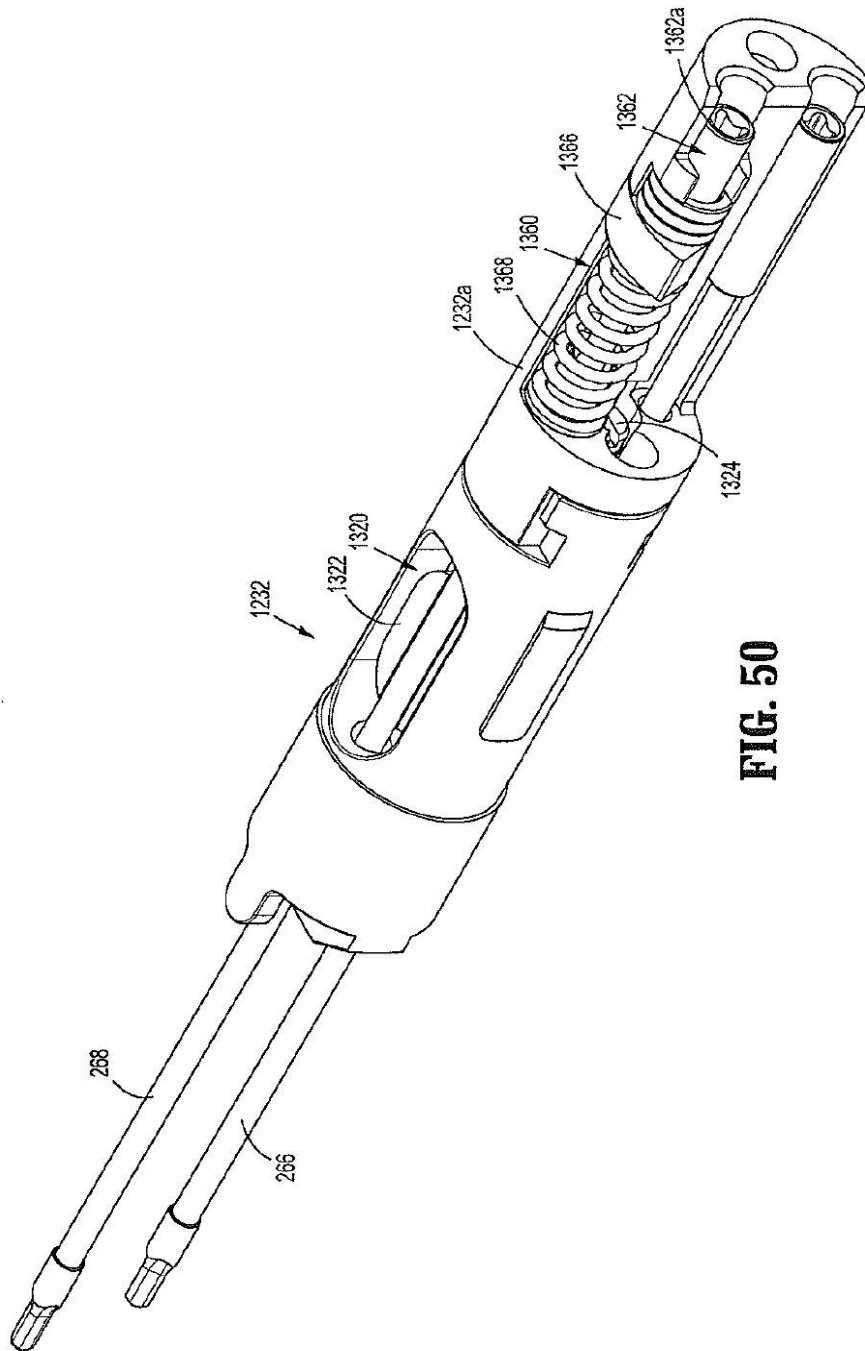
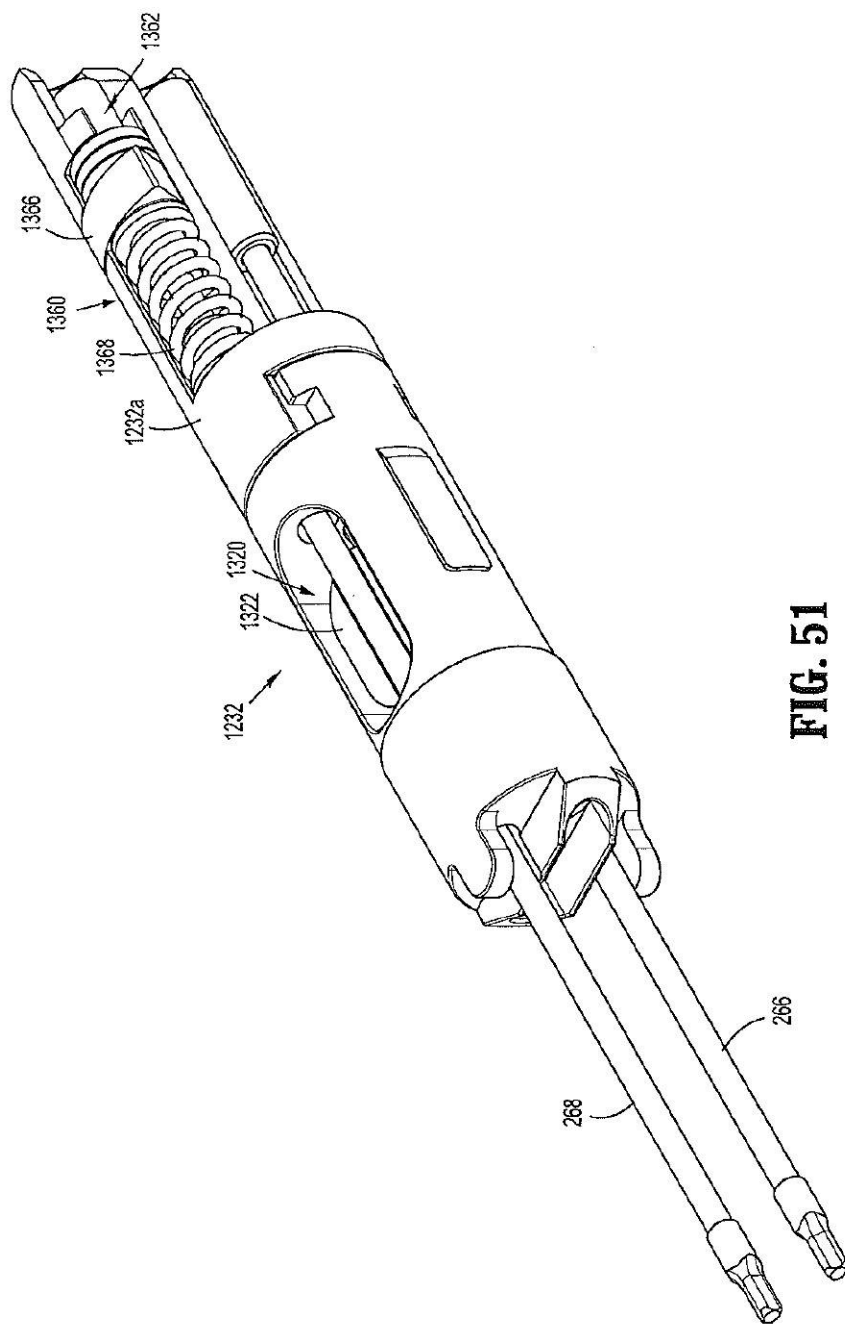
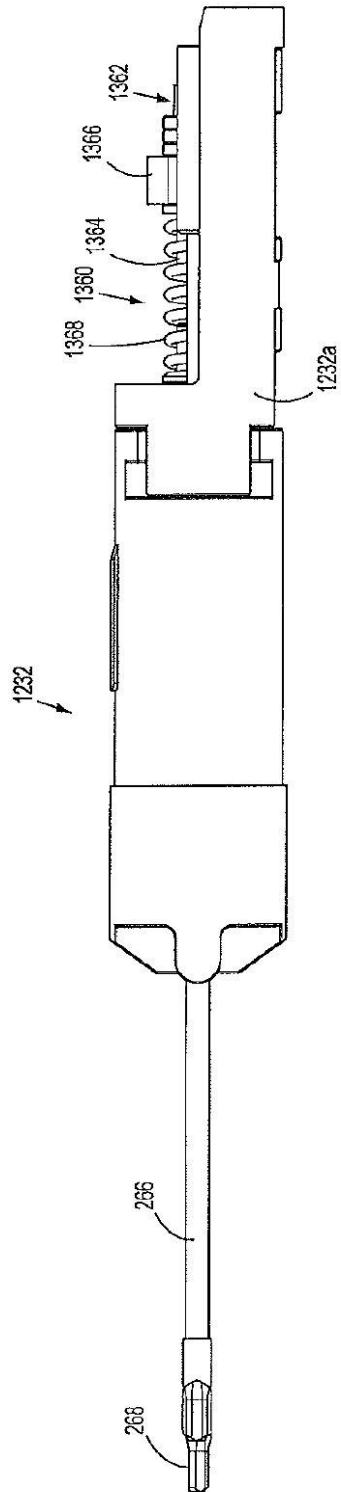


FIG. 50

【図 51】

**FIG. 51**

【図 54】

**FIG. 54**

【図 56】

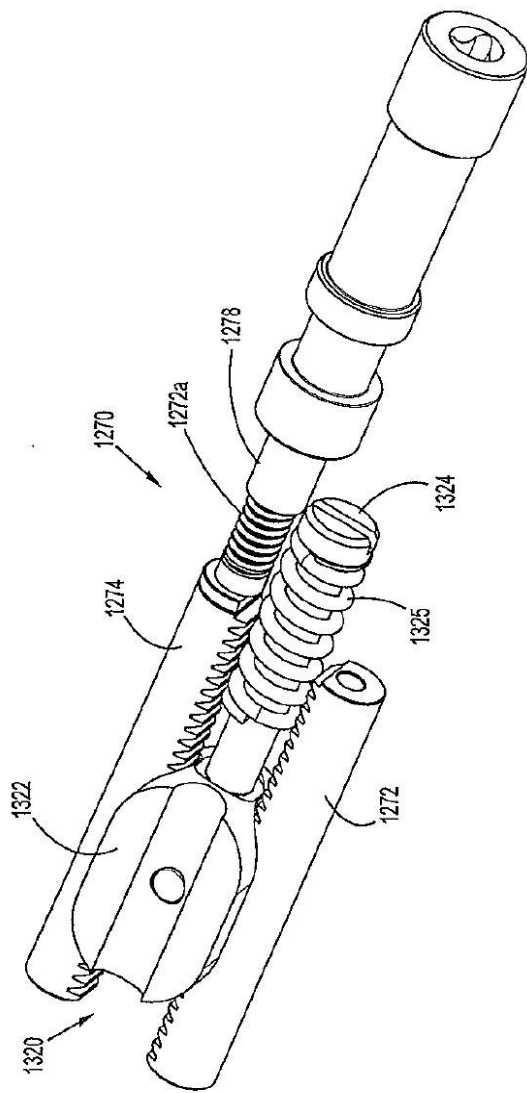
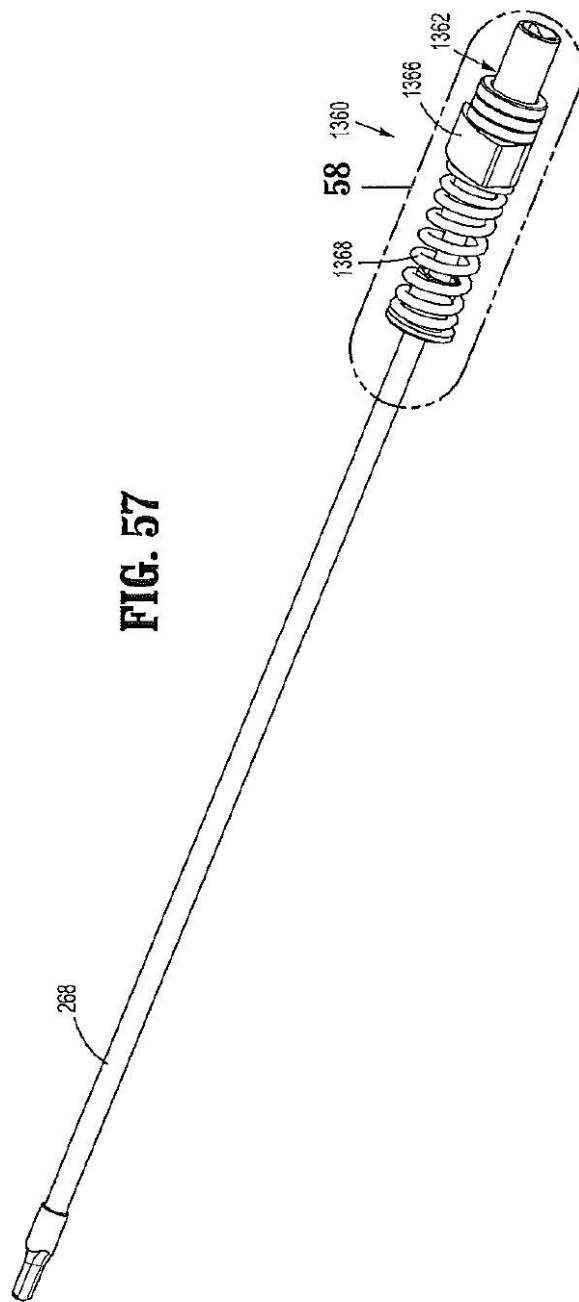
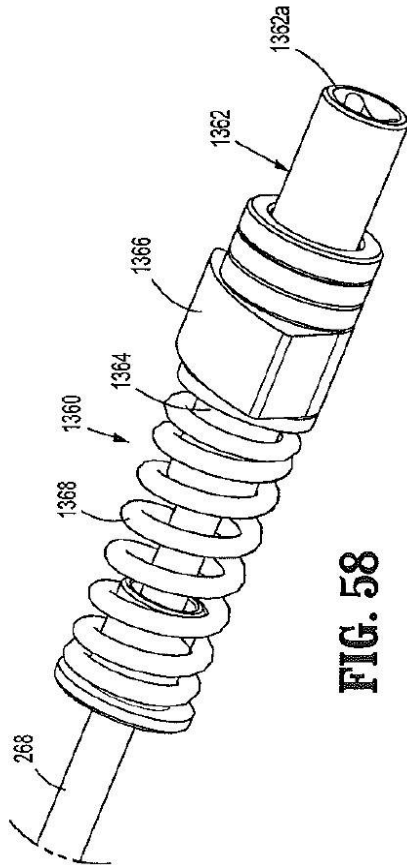


FIG. 56

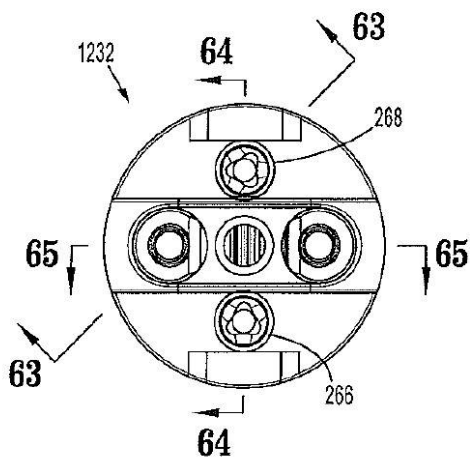
【図 57】



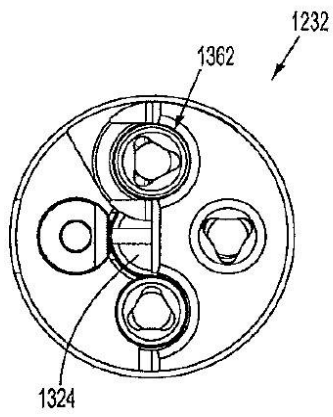
【図 58】

**FIG. 58**

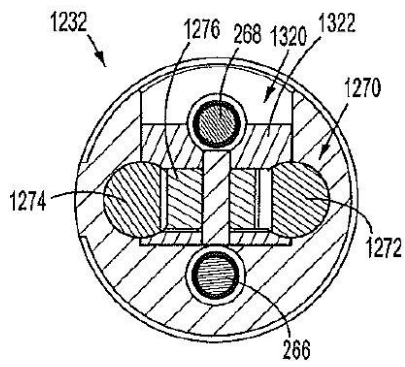
【図 59】

**FIG. 59**

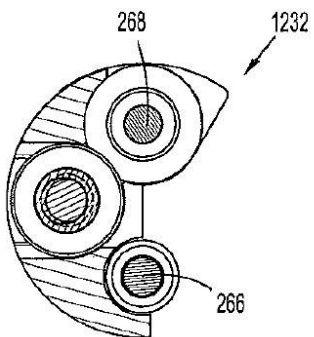
【図 60】

**FIG. 60**

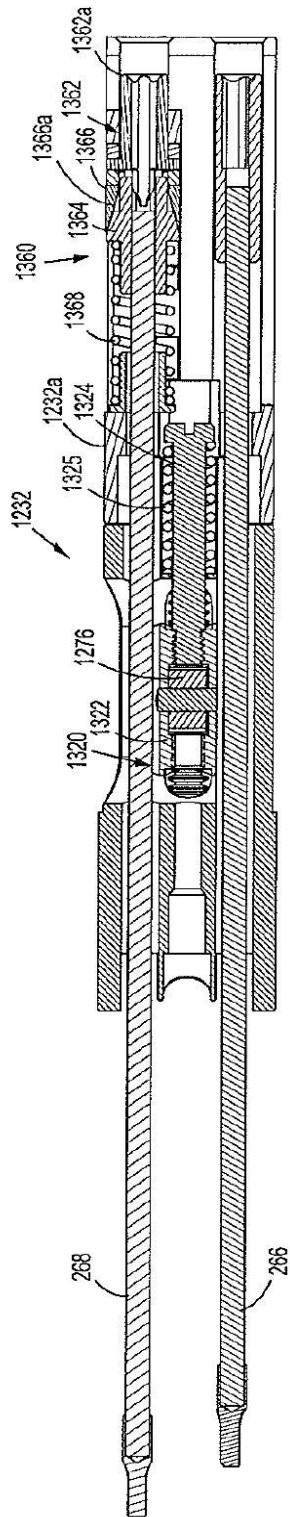
【図 61】

**FIG. 61**

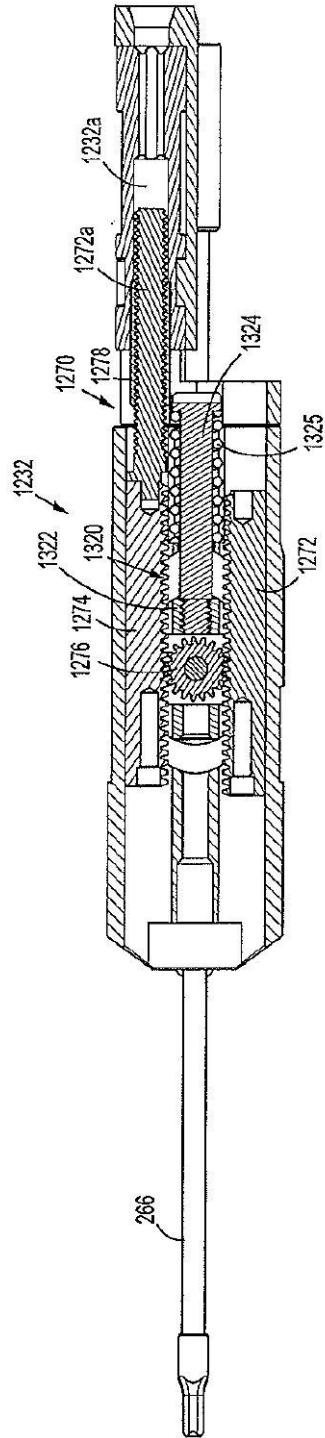
【図 62】

**FIG. 62**

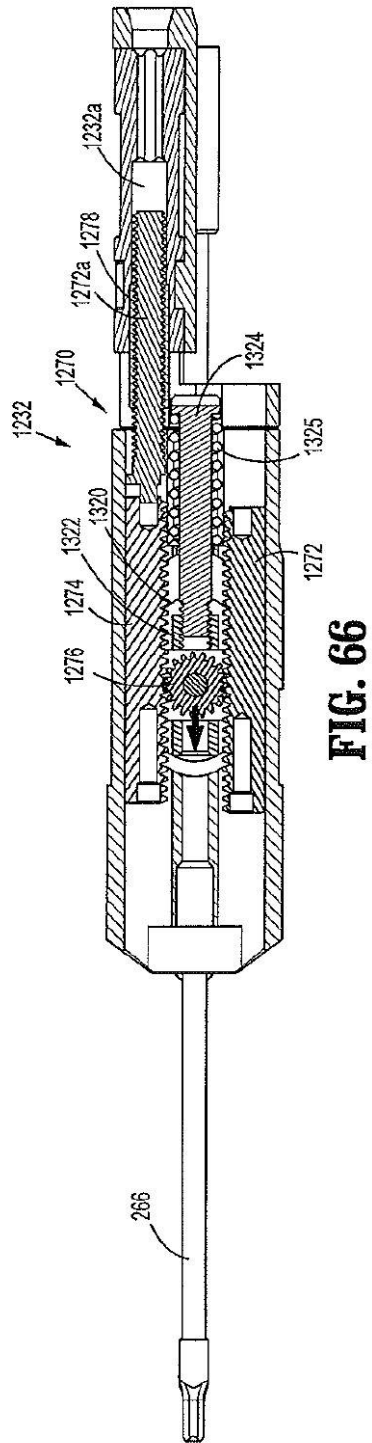
【図 64】

**FIG. 64**

【図 65】

**FIG. 65**

【図 66】



フロントページの続き

(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 2
64

Fターム(参考) 4C160 CC01 CC09 CC23 FF19 KL02 MM32 NN02 NN03 NN07 NN09
NN14 NN23

专利名称(译)	内窥镜手术设备		
公开(公告)号	JP2013255804A	公开(公告)日	2013-12-26
申请号	JP2013123772	申请日	2013-06-12
[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	A61B17/10.310 A61B17/072		
F-TERM分类号	4C160/CC01 4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/FF19 4C160/KL02 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	JP6313934B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种用于执行内窥镜外科手术的外科手术设备，装置和/或系统。一种机电手术系统，包括器械壳体，所述器械壳体限定用于与轴组件选择性连接的连接部分，并且具有至少一个可旋转驱动构件和具有第一端和第二端的壳体，一种末端执行器，被配置为选择性地互连末端执行器和器械壳体；轴组件，其被定位成选择性地互连末端执行器和器械壳体；轴组件，其附接到正齿轮并且包括螺钉，并且，离合器机构附接到轴组件的至少一个驱动构件中的至少一个。 点域1

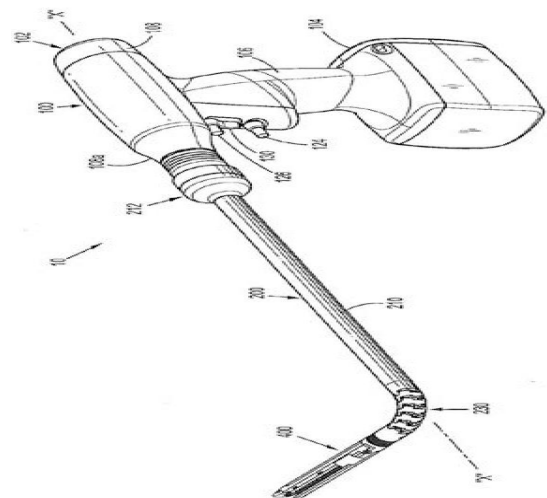


FIG. 1