

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6408801号
(P6408801)

(45) 発行日 平成30年10月17日(2018.10.17)

(24) 登録日 平成30年9月28日(2018.9.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 17/94 (2006.01)

A 6 1 B 17/94

請求項の数 19 (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2014-132105 (P2014-132105)	(73) 特許権者	512269650
(22) 出願日	平成26年6月27日(2014.6.27)		コヴィディエン リミテッド パートナー
(65) 公開番号	特開2015-9155 (P2015-9155A)		シップ
(43) 公開日	平成27年1月19日(2015.1.19)		アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02
審査請求日	平成29年5月11日(2017.5.11)		048, マンスフィールド, ハンプシ
(31) 優先権主張番号	61/840,937		ヤー ストリート 15
(32) 優先日	平成25年6月28日(2013.6.28)	(74) 代理人	100107489
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	14/282,317	(72) 発明者	ケビン スニフィン
(32) 優先日	平成26年5月20日(2014.5.20)		アメリカ合衆国 コネチカット 0681
(33) 優先権主張国	米国 (US)		0, ダンベリー, グランド ストリート 38

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡手技のためのタイミングシステムを有する関節運動装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用固定具を標的組織の中に発射するように構成された内視鏡外科用デバイスであって、該外科用デバイスは、

ハンドルアセンブリであって、

ハンドル筐体と、

該ハンドル筐体に動作的に接続されたトリガであって、該トリガは、少なくとも一つの完全非作動位置を含む、トリガと、

該トリガにより作動可能な駆動メカニズムと、

該トリガを該駆動メカニズムと連関させるタイミングシステムであって、該タイミングシステムは、

該トリガの表面において形成された軌道であって、該軌道は、複数のステップを該軌道の長さに沿って画定する、軌道と

該軌道内に配置され、該軌道のステップと動作的に連関させられる第一の端部と、該ハンドル筐体に接続された第二の端部とを有する偏倚可能なアームと

を含む、タイミングシステムと

を含む、ハンドルアセンブリと、

内視鏡アセンブリであって、

該ハンドルアセンブリから延びる近位端部分と、

エンドエフェクタを支持するように構成された遠位端部分と、

10

20

該ハンドルアセンブリから該内視鏡アセンブリの該遠位端部分の中に延びる回転可能な内側作動シャフトであって、該内側作動シャフトは、該ハンドルアセンブリの該駆動メカニズムに接続されることによって、該トリガの作動が該内側作動シャフトの回転をもたらすことで該外科用デバイスの外科用固定具を発射する、内側作動シャフトと

を含む、内視鏡アセンブリと

を含み、

該タイミングシステムは、該駆動メカニズムの作動との該トリガの作動ストロークのタイミングを維持することにより、該完全非作動位置から完全作動位置へ、該完全非作動位置への該トリガの単一のストロークで、単一の外科用固定具を発射する、外科用デバイス

10

【請求項 2】

前記偏倚可能なアームの遠位端は、前記トリガが作動させられる場合、前記軌道を通る、請求項 1 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 3】

前記偏倚可能なアームの遠位端は、前記トリガの完全なストローク中に、前記軌道を単一の方向に通る、請求項 2 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 4】

前記軌道の前記ステップは、前記トリガが部分的に作動させられる場合、前記軌道を通る前記偏倚可能なアームの前記遠位端の逆方向の移動をブロックする、請求項 3 に記載の内視鏡外科用デバイス。

20

【請求項 5】

前記軌道は、前記トリガが前記完全非作動位置にある場合の前記偏倚可能なアームの遠位端のためのホーム位置を画定する、請求項 4 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 6】

前記ハンドルアセンブリは、該ハンドルアセンブリに支持されるボタンを含み、該ボタンは、該ボタンが前記トリガの作動を可能にする第一の位置を含み、該ボタンは、該ボタンが該トリガの作動をブロックする第二の位置を含む、請求項 1 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 7】

前記ボタンは、該ボタンから延びる壁を含み、該ボタンが前記第二の位置にある場合、該ボタンの該壁は、前記トリガの作動をブロックする、請求項 6 に記載の内視鏡外科用デバイス。

30

【請求項 8】

前記トリガは、該トリガにおいて形成されるノッチを画定し、前記ボタンの前記壁は、該トリガが前記完全非作動位置にあり、かつ、該ボタンが前記第二の位置にある場合、該トリガの該ノッチに進入する、請求項 7 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 9】

前記偏倚可能なアームの前記遠位端は、前記トリガが作動させられる場合、前記軌道を通る、請求項 8 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 10】

40

前記偏倚可能なアームの前記遠位端は、前記トリガの完全なストローク中、前記軌道を単一方向に通る、請求項 9 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 11】

前記軌道の前記ステップは、前記トリガが部分的に作動させられ、次いで非作動にさせられた場合、該軌道を通る前記偏倚可能なアームの前記遠位端の逆方向の移動をブロックする、請求項 10 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 12】

前記軌道は、前記トリガが前記完全非作動位置にある場合の前記偏倚可能なアームの前記遠位端のためのホーム位置を画定する、請求項 11 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 13】

50

前記内視鏡アセンブリは、支持管アセンブリを含み、該支持管アセンブリは、前記ハンドルアセンブリから延びる近位支持管部分と、前記エンドエフェクタを取り除き可能に受け取るように構成された遠位支持管部分とを有し、

前記内側作動シャフトは、前記支持管の中に回転可能に支持され、該内側作動シャフトは、前記駆動メカニズムに動作的に接続された近位部分と、連結部材を非回転可能に支持する遠位部分とを含む、請求項 1 2 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 4】

前記トリガの作動は、前記駆動メカニズムの作動をもたらすことで前記内視鏡アセンブリの前記内側作動シャフトを回転させる、請求項 1 3 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 5】

前記内視鏡アセンブリは、ボールデテントを前記支持管アセンブリの前記遠位支持管部分において支持し、該ボールデテントは、該ボールデテントが半径方向外向きに該支持管アセンブリの該遠位支持管部分から部分的に突出する突出位置を有し、該ボールデテントは、該突出位置にある場合に限り、該ボールデテントが半径方向外向きに該支持管アセンブリの該遠位支持管部分から突出する後退位置を有する、請求項 1 4 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 6】

前記ボールデテントは、前記内視鏡アセンブリの前記内側作動シャフトの前記連結部材の外側表面を辿る、請求項 1 5 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 7】

前記内側作動シャフトは、前記ボールデテントが前記後退位置にある近接位置と、該内側作動シャフトの前記連結部材が該ボールデテントを前記突出位置に保つ遠位位置との間で軸方向に並進可能である、請求項 1 6 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 8】

前記内側作動シャフトは、前記トリガが前記完全非作動位置にある場合のみ、軸方向に並進可能である、請求項 1 7 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【請求項 1 9】

前記エンドエフェクタが前記内視鏡アセンブリの前記遠位端部分に接続され、かつ、前記ボールデテントが前記突出位置にある場合、該ボールデテントは、該エンドエフェクタにおける凹部を係合することで、該エンドエフェクタを該内視鏡アセンブリの該遠位端部分に固定する、請求項 1 7 に記載の内視鏡外科用デバイス。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願に対する相互参照

本出願は、2013年6月28日に提出された米国仮特許出願第61/840,937号の利益およびそれに対する優先権を主張し、その全開示は、参照により本明細書で援用される。

背景

1. 技術分野

【0002】

本開示は、内視鏡外科的手技を行うための外科用装置、デバイスおよび/またはシステム、ならびにその使用の方法に関連する。より特定すると、本開示は、内視鏡外科的手技を行うための、関節運動内視鏡部分を含む外科用装置、デバイスおよび/またはシステムに関連する。

2. 関連技術の背景

【背景技術】

【0003】

腹腔鏡または内視鏡外科的手技中、外科的部位へのアクセスは、小さい切開部を通して、または患者における小さい入口外傷を通して挿入された狭いカニューレを通して達成さ

10

20

30

40

50

れる。外科的部位にアクセスするための限定されたエリアのために、多くの内視鏡外科用デバイスは、デバイスのツールアセンブリを関節運動させるためのメカニズムを含む。典型的に、処置される組織に対してツールアセンブリを適切に配向するため、関節運動力メカニズムが、外科医により操作される必要のあるアクチュエータにより制御される。

【 0 0 0 4 】

したがって、外科医に、外科用デバイスの内視鏡部分が、外科的部位にある場合、関節運動させられていない配向にあるか関節運動させられた配向にあるかを指し示す特徴を含む内視鏡外科用デバイスの必要性が、存在する。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

10

【 0 0 0 5 】

本開示は、内視鏡外科的手技を行うための、関節運動する内視鏡部分を含む外科用装置、デバイスおよび/またはシステムに関連する。

【 0 0 0 6 】

本開示の局面に従い、内視鏡外科用デバイスが、提供される。外科用デバイスは、ハンドル筐体と、ハンドル筐体に動作的に接続されたトリガと、トリガにより作動可能な駆動メカニズムとを含むハンドルアセンブリ、および内視鏡アセンブリを含み、その内視鏡アセンブリは、ハンドルアセンブリから延びる近位端部分と、内視鏡アセンブリの近位端部分に枢動点で枢動可能に接続された遠位端部分と、ハンドルアセンブリから内視鏡アセンブリの遠位端部分の中に延びる回転可能内側作動シャフトとを含み、内側作動シャフトは、枢動点を横切って延びる可撓性部分を含み、内側作動シャフトは、ハンドルアセンブリの駆動メカニズムに接続され、その結果として、トリガの作動は、内側作動シャフトの回転をもたらす。

20

【 0 0 0 7 】

外科用デバイスは、内視鏡アセンブリの遠位部分と回転可能内側作動シャフトの遠位部分とに選択的に接続可能なエンドエフェクタをさらに含む。エンドエフェクタは、その内側表面に沿って螺旋状ねじ山を有する外側管と、外側管において回転可能に支持されたスプライン加工された内側管とを含み、スプライン加工された内側管は、対向する長手方向に延びる一对の枝部と、対向する長手方向に延びる一对のチャンネルとにより画定され、スプライン加工された内側管の近位端は、エンドエフェクタが内視鏡アセンブリの遠位端部分に接続される場合、回転可能内側作動シャフトの遠位端への非回転可能な選択的接続のために構成され、複数の外科用固定具が、エンドエフェクタの内側管において装填され、各固定具は、ねじ山付きの本体部分と、対向する半径方向外向きの一对のねじ山および対向する一对の半径方向凹部を画定するヘッド部分とを含み、各ヘッド部分の一对の半径方向凹部は、内側管の対応する枝部を受け取り、各ヘッド部分の対向する半径方向外向きの一对のねじ山は、内側管の対向する長手方向に延びる一对のチャンネルから突出し、外側管の内側螺旋状ねじ山に係合する。

30

【 0 0 0 8 】

内視鏡アセンブリは、ハンドルアセンブリから延びる近位管部分と、近位支持管部分に枢動的に接続されることによって関節運動関節をそれらの間に画定する遠位支持管部分とを有する支持管アセンブリを含み得る。

40

【 0 0 0 9 】

内視鏡アセンブリは、支持管アセンブリにおいて摺動可能に支持された関節運動管を含み得、関節運動管の近位端は、ハンドルアセンブリ上に支持された関節運動アクチュエータに接続され、関節運動管の遠位端は、関節運動リンクに枢動的に接続され、その関節運動リンクはまた、支持管アセンブリの遠位支持管部分に摺動可能に接続される。

【 0 0 1 0 】

内側作動シャフトは、関節運動管において回転可能に支持され得る。内側作動シャフトは、駆動メカニズムに動作的に接続された近位シャフト部分と、近位シャフト部分の遠位端に非回転可能に接続された遠位シャフト部分と、遠位シャフト部分の遠位端に非回転可

50

能に接続された連結部材とを含み得る。

【0011】

内側作動シャフトの遠位シャフト部分は、可撓性部分であり得る。

【0012】

内側作動シャフトの可撓性部分は、内側作動シャフトの近位シャフト部分よりも相対的に可撓性があり得る。

【0013】

使用中、トリガの作動は、内視鏡アセンブリの内側作動シャフトの回転をもたらし得る。

【0014】

駆動メカニズムは、トリガの作動を内視鏡アセンブリの内側作動シャフトの回転に伝達し得る。

【0015】

内視鏡アセンブリは、近位端と遠位端とを画定する関節運動管を有する内側関節運動管アセンブリを含み得、関節運動管の近位端は、関節運動アクチュエータに動作的に接続される。関節運動リンクは、関節運動管の遠位端に枢動的に接続された近位端を有し得る。

【0016】

ハンドルアセンブリは、その上に回転可能に支持された関節運動ノブを含み得る。関節運動ノブは、関節運動アクチュエータであり得る。関節運動ノブは、内側螺旋状ねじ山を画定し得、関節運動管の近位端は、関節運動管に動作的に接続され得、その結果として、関節運動ノブの回転は、関節運動管を軸方向に並進させる。

【0017】

使用中、関節運動管の軸方向並進は、支持管アセンブリの遠位支持管部分を枢動点の周りで枢動させ得る。

【0018】

内視鏡アセンブリは、関節運動管の近位端に固く固定された接続ナットを含み得る。接続ナットは、外側螺旋状ねじ山を画定し得、関節運動ノブの内側螺旋状ねじ山に噛み合うように係合し得る。

【0019】

内視鏡アセンブリは、支持管アセンブリの遠位支持管部分においてボールデテントを支持し得る。ボールデテントは、ボールデテントが半径方向内向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から部分的に突出する突出位置を有し得る。ボールデテントは、それが突出位置にある場合に限り、ボールデテントが半径方向外向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から突出しない後退位置を有し得る。

【0020】

ボールデテントは、内視鏡アセンブリの内側作動シャフトの連結部材の外側表面を辿り得る。

【0021】

内側作動シャフトは、ボールデテントが後退位置にある近位位置と、内側作動シャフトの連結部材がボールデテントを突出位置に保つ遠位位置との間で、軸方向に並進可能であり得る。

【0022】

使用中、エンドエフェクタが内視鏡アセンブリの遠位端部分に接続され、かつボールデテントが突出位置にある場合、ボールデテントは、エンドエフェクタにおける凹部に係合することで、エンドエフェクタを内視鏡アセンブリの遠位端部分に固定し得る。

【0023】

内側作動シャフトは、関節運動管内で軸方向に並進可能であり得る。

【0024】

内側作動シャフトの近位シャフト部分の近位端は、軸方向に離間された一对の半径方向フランジを支持し得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

ハンドルアセンブリは、その上に支持される摺動部を含み得る。摺動部のステムは、内側作動シャフト上に支持される軸方向に離間された一対の半径方向フランジの間で延び得る。

【 0 0 2 6 】

摺動部は、近位位置と遠位位置との間で可動であり得る。使用中、摺動部の近位位置と遠位位置との間での移動は、内側作動シャフトの対応する近位位置と遠位位置との間での移動をもたらし得る。

【 0 0 2 7 】

摺動部は、近位位置にあり得、エンドエフェクタは、内視鏡アセンブリの遠位端部分に接続可能である。使用中、摺動部が遠位位置にある場合、エンドエフェクタは、内視鏡アセンブリの遠位端部分に固定され得る。

10

【 0 0 2 8 】

内視鏡アセンブリは、ボールデテントを、支持管アセンブリの遠位支持管部分において支持し得る。ボールデテントは、ボールデテントが半径方向外向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から部分的に突出する突出位置を有する。ボールデテントは、ボールデテントが、それが突出位置にある場合に限り、半径方向外向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から突出しない後退位置を有し得る。

【 0 0 2 9 】

ボールデテントは、内視鏡アセンブリの内側作動シャフトの連結部材の外側表面を辿り得る。

20

【 0 0 3 0 】

ボールデテントは、内側作動シャフトが近位位置にある場合、後退位置にあり得る。ボールデテントは、内側作動シャフトが遠位位置にある場合、突出位置にあり得る。

【 0 0 3 1 】

使用中、エンドエフェクタが内視鏡アセンブリの遠位端部分に接続され、かつボールデテントが突出位置にある場合、ボールデテントは、エンドエフェクタにおける凹部に係合することで、エンドエフェクタを内視鏡アセンブリの遠位端部分に固定し得る。

【 0 0 3 2 】

ハンドルアセンブリは、その上に支持されるボタンを含み得る。ボタンは、ボタンが摺動部の移動をブロックする第一の位置と、ボタンが摺動部の移動を可能にする第二の位置とを含み得る。

30

【 0 0 3 3 】

ボタンは、それから延びる壁を含み得る。使用中、ボタンが第一の位置にある場合、トリガは、作動可能であり得、摺動部は、近位位置に動くことをブロックされ得、ボタンが第二の位置にある場合、ボタンの壁は、トリガの作動をブロックし得、摺動部は、近位位置に自由に動き得る。

【 0 0 3 4 】

ハンドルアセンブリは、ボタンをその上の第一の位置および第二の位置のうちの一つにおいて維持するような傾向がある付勢部材を含み得る。

40

【 0 0 3 5 】

ボタンは、それから延びる壁を含み得る。使用中、ボタンが第一の位置にある場合、トリガは、作動可能であり、ボタンが第二の位置にある場合、ボタンの壁は、トリガの作動をブロックする。

【 0 0 3 6 】

内視鏡アセンブリの遠位端部分は、ボタンが第二の位置にある場合、枢動可能であり得る。

【 0 0 3 7 】

内側作動シャフトの連結部材は、非円形の横断断面輪郭を有し得、エンドエフェクタのスプライン加工された内側管の近位端は、外側管において回転可能に支持されたスプライン

50

ン加工された内側管を有し得る。スプライン加工された内側管は、対向して長手方向に延びる一对の枝部と、対向して長手方向に伸びる一对のチャネルとにより画定され得る。スプライン加工された内側管の近位端は、連結部材の非円形の横断断面輪郭を補完する横断断面輪郭を有し得る。

【0038】

ハンドルアセンブリは、トリガと連関させられた聴覚／触覚フィードバックシステムを含み得る。聴覚／触覚フィードバックシステムは、トリガがエンドエフェクタを内視鏡アセンブリに装填および除去するためのロックアウト位置のうちの一つにある場合、トリガが完全作動させられた場合、およびトリガがホーム位置に戻る場合に、聴覚フィードバックおよび触覚フィードバックのうちの少なくとも一つを生成し得る。

10

【0039】

内視鏡アセンブリの遠位端部分は、その近位端に対する関節運動させられていない配向と複数の関節運動させられた配向との間で関節運動可能であり得る。

【0040】

本開示の別の局面に従い、外科用ハンドルアセンブリの回転可能駆動シャフトへの選択的接続のためのエンドエフェクタが、提供される。エンドエフェクタは、その内側表面に沿って螺旋状ねじ山を有する外側管と、外側管において回転可能に支持されたスプライン加工された内側管とを含み、スプライン加工された内側管は、対向する長手方向に延びる一对の枝部と、対向する長手方向に延びる一对のチャネルとの間で画定され、スプライン加工された内側管の近位端は、エンドエフェクタがそれに接続され、かつ複数の外科用固定具が内側管において装填される場合、外科用ハンドルアセンブリの回転可能駆動シャフトの遠位端への非回転可能な選択的接続のために構成される。

20

【0041】

各固定具は、ねじ山付き本体部分と、対向する半径方向外向きの一对のネジ山および対向する一对の半径方向凹部ヘッド部分を画定するヘッド部分を含み、各ヘッド部分の一对の半径方向凹部は、内側管の対応する枝部を受け取り、各ヘッド部分の対向する半径方向外向きの一对のねじ山は、内側管の対向する長手方向に延びる一对のチャネルから突出し、外側管の内側螺旋状ねじ山に係合する。

【0042】

内側管の近位端は、非円形の横断断面輪郭を有し得る。

30

【0043】

外側管の螺旋状ねじ山は、螺旋状コイルにより画定され得る。

【0044】

内側管は、外側管に対する長手方向変位に対して固定され得る。

【0045】

各外科用固定具は、生体吸収性材料から形成され得る。

【0046】

本開示のなおもさらなる局面に従い、外科用固定具を標的組織の中に発射するように構成された内視鏡外科用デバイスが、提供される。外科用デバイスは、ハンドル筐体と、ハンドル筐体に動作的に接続されて少なくとも一つの完全非作動位置を含むトリガと、トリガにより作動可能な駆動メカニズムと、トリガを駆動メカニズムと連関させるタイミングシステムとを含むハンドルアセンブリを含む。

40

【0047】

外科用デバイスは、ハンドルアセンブリから延びる近位端部分と、エンドエフェクタを支持するように構成された遠位端部分と、ハンドルアセンブリから内視鏡アセンブリの遠位端部分の中に延びる回転可能内側作動シャフトとを含む内視鏡アセンブリをさらに含み、内側作動シャフトは、ハンドルアセンブリの駆動メカニズムに接続され、その結果として、トリガの作動は、内側作動シャフトの回転をもたらすことで、外科用デバイスの外科用固定具を発射する。

【0048】

50

使用中、タイミングシステムは、駆動メカニズムの作動とのトリガの作動ストロークのタイミングを維持することで、トリガの完全非作動位置から完全作動位置へ、さらに完全非作動位置への単一のストロークの際に、単一の外科用固定具を発射する。

【 0 0 4 9 】

タイミングシステムは、トリガの表面において形成された軌道を含み得、軌道は、複数のステップをその長さに沿って画定し、偏倚可能アームは、軌道内に配置されてそのステップと動作的に関連させられた第一の端部と、ハンドル筐体に接続された第二の端部とを有する。

【 0 0 5 0 】

偏倚可能アームの遠位端は、トリガが作動させられる場合、軌道を辿り得る。偏倚可能アームの遠位端は、トリガの完全なストローク中、軌道を単一の方法に辿り得る。

10

【 0 0 5 1 】

軌道のステップは、トリガが部分的に作動させられる場合、偏倚可能アームの遠位端の、横断方向に軌道を通る移動をブロックし得る。

【 0 0 5 2 】

軌道は、トリガが完全非作動位置にある場合の偏倚可能アームの遠位端のためのホーム位置を画定し得る。

【 0 0 5 3 】

ハンドルアセンブリは、その上に支持されるボタンを含み得る。ボタンは、ボタンがトリガの作動を可能にする第一の位置を含み得、ボタンは、ボタンがトリガの作動をブ

20

ックする第二の位置を含み得る。

【 0 0 5 4 】

ボタンは、それから延びる壁を含み得る。使用中、ボタンが第二の位置にある場合、ボタンの壁は、トリガの作動をブロックし得る。

【 0 0 5 5 】

トリガは、それにおいて形成されたノッチを画定し得る。使用中、ボタンの壁は、トリガが完全非作動位置にあり、かつボタンが第二の位置にある場合、トリガのノッチに進入し得る。

【 0 0 5 6 】

タイミングシステムは、トリガの表面において形成された軌道を含み得、軌道は、複数のステップをその長さに沿って画定し、偏倚可能アームは、軌道内に配置されてそのステップと動作的に関連させられた第一の端部と、ハンドル筐体に接続された第二の端部とを有する。

30

【 0 0 5 7 】

偏倚可能アームの遠位端は、トリガが作動される場合、軌道を辿り得る。

【 0 0 5 8 】

偏倚可能アームの遠位端は、トリガの完全なストローク中、軌道を単一の方法に辿り得る。

【 0 0 5 9 】

軌道のステップは、トリガが部分的に作動させられて次いで非作動にされる場合、偏倚可能アームの遠位端の、横断方向に軌道を通る移動をブロックし得る。

40

【 0 0 6 0 】

軌道は、トリガが完全非作動位置にある場合の偏倚可能アームの遠位端のためのホーム位置を画定し得る。

【 0 0 6 1 】

内視鏡アセンブリは、ハンドルアセンブリから延びる近位支持管部分と、エンドエフェクタを取り除き可能に受け取るように構成された遠位支持管部分とを有する支持管アセンブリを含み得る。内側作動シャフトは、支持管の中に回転可能に支持され得、内側作動シャフトは、駆動メカニズムに動作的に接続された近位部分と、連結部材を非回転可能に支持する遠位部分とを含む。

50

【 0 0 6 2 】

使用中、トリガの作動は、駆動メカニズムの作動をもたらすことで、内視鏡アセンブリの内側作動シャフトを回転させ得る。

【 0 0 6 3 】

内視鏡アセンブリは、ボールデテントを支持管アセンブリの遠位支持管部分において支持し得る。ボールデテントは、ボールデテントが半径方向外向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から部分的に突出する突出位置を有し得る。ボールデテントは、ボールデテントが、それが突出位置にある場合に限り、半径方向外向きに支持管アセンブリの遠位支持管部分から突出しない後退位置を有し得る。

【 0 0 6 4 】

ボールデテントは、内視鏡アセンブリの内側作動シャフトの連結部材の外側表面を辿り得る。

【 0 0 6 5 】

内側作動シャフトは、ボールデテントが後退位置にある近位位置と、内側作動シャフトの連結部材がボールデテントを突出位置において保持する遠位位置との間で、軸方向に並進可能であり得る。

【 0 0 6 6 】

使用中、内側作動シャフトは、トリガが完全非作動位置にある場合のみ、軸方向に並進可能であり得る。

【 0 0 6 7 】

使用中、エンドエフェクタが内視鏡アセンブリの遠位端部分に接続され、かつボールデテントが突出位置にある場合、ボールデテントは、エンドエフェクタにおける凹部に係合することで、エンドエフェクタを内視鏡アセンブリの遠位端部分に固定し得る

【 0 0 6 8 】

本発明の例示的实施形態のさらなる詳細および局面は、より詳細に下記で添付の図の参照により説明される。

一つの実施形態において、本発明は、例えば以下の項目を提供する。

(項目 1)

外科用固定具を標的組織の中に発射するように構成された内視鏡外科用デバイスであって、該外科用デバイスは、

ハンドルアセンブリであって、

ハンドル筐体と、

該ハンドル筐体に動作的に接続されたトリガであって、該トリガは、少なくとも一つの完全非作動位置を含む、トリガと、

該トリガにより作動可能な駆動メカニズムと、

該トリガを該駆動メカニズムと連関させるタイミングシステムと

を含む、ハンドルアセンブリ、および

内視鏡アセンブリであって、

該ハンドルアセンブリから延びる近位端部分と、

エンドエフェクタを支持するように構成された遠位端部分と、

該ハンドルアセンブリから該内視鏡アセンブリの該遠位端部分の中に延びる回転可能内側作動シャフトであって、該内側作動シャフトは、該ハンドルアセンブリの該駆動メカニズムに接続されることによって、該トリガの作動が該内側作動シャフトの回転をもたらすことで該外科用デバイスの外科用固定具を発射する、内側作動シャフトと

を含む、内視鏡アセンブリ

を含み、

該タイミングシステムは、該駆動メカニズムの作動との該トリガの作動ストロークのタイミングを維持することにより、該完全非作動位置から、完全作動位置へ、該完全非作動位置への該トリガの単一のストロークで、単一の外科用固定具を発射する、外科用デバイス。

10

20

30

40

50

(項目2)

上記タイミングシステムは、

上記トリガの表面において形成された軌道であって、該軌道は、複数のステップを該軌道の長さに沿って画定する、軌道と

該軌道内に配置され、該軌道のステップと動作的に関連させられる第一の端部と、上記ハンドル筐体に接続された第二の端部とを有する偏倚可能アームとを含む、上記項目に記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目3)

上記偏倚可能アームの遠位端は、上記トリガが作動させられる場合、上記軌道を辿る、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

10

(項目4)

上記偏倚可能アームの遠位端は、上記トリガの完全なストローク中に、上記軌道を単一方向に辿る、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目5)

上記軌道の上記ステップは、上記トリガが部分的に作動させられる場合、上記軌道を通る上記偏倚可能アームの上記遠位端の逆方向の移動をブロックする、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目6)

上記軌道は、上記トリガが上記完全非作動位置にある場合の上記偏倚可能アームの遠位端のためのホーム位置を画定する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

20

(項目7)

上記ハンドルアセンブリは、該ハンドルアセンブリに支持されるボタンを含み、該ボタンは、該ボタンが上記トリガの作動を可能にする第一の位置を含み、該ボタンは、該ボタンが該トリガの作動をブロックする第二の位置を含む、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目8)

上記ボタンは、該ボタンから延びる壁を含み、該ボタンが上記第二の位置にある場合、該ボタンの該壁は、上記トリガの作動をブロックする、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目9)

上記トリガは、該トリガにおいて形成されるノッチを画定し、上記ボタンの上記壁は、該トリガが上記完全非作動位置にあり、かつ該ボタンが上記第二の位置にある場合、該トリガの該ノッチに進入する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

30

(項目10)

上記タイミングシステムは、

上記トリガの表面において形成された軌道であって、該軌道は、該軌道の長さに沿って複数のステップを画定する、軌道と、

該軌道内に配置されて該軌道のステップと動作的に関連させられた第一の端部と、上記ハンドル筐体に接続された第二の端部とを有する偏倚可能アームとを含む、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

40

(項目11)

上記偏倚可能アームの上記遠位端は、上記トリガが作動させられる場合、上記軌道を辿る、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目12)

上記偏倚可能アームの上記遠位端は、上記トリガの完全なストローク中、上記軌道を単一方向に辿る、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目13)

上記軌道の上記ステップは、上記トリガが部分的に作動させられ、次いで非作動にさせられた場合、該軌道を通る上記偏倚可能アームの上記遠位端の逆方向の移動をブロックする、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

50

(項目14)

上記軌道は、上記トリガが上記完全非作動位置にある場合の上記偏倚可能アームの上記遠位端のためのホーム位置を画定する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目15)

上記内視鏡アセンブリは、

上記ハンドルアセンブリから延びる近位支持管部分と、上記エンドエフェクタを取り除き可能に受け取るように構成された遠位支持管部分とを有する支持管アセンブリ、および上記支持管の中に回転可能に支持される内側作動シャフトであって、該内側作動シャフトは、上記駆動メカニズムに動作的に接続された近位部分と、連結部材を非回転可能に支持する遠位部分とを含む、内側作動シャフトとを含む、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

10

(項目16)

上記トリガの作動は、上記駆動メカニズムの作動をもたらすことで上記内視鏡アセンブリの上記内側作動シャフトを回転させる、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目17)

上記内視鏡アセンブリは、ボールデテントを上記支持管アセンブリの上記遠位支持管部分において支持し、該ボールデテントは、該ボールデテントが半径方向外向きに該支持管アセンブリの該遠位支持管部分から部分的に突出する突出位置を有し、該ボールデテントは、該突出位置にある場合に限り、該ボールデテントが半径方向外向きに該支持管アセンブリの該遠位支持管部分から突出する後退位置を有する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

20

(項目18)

上記ボールデテントは、上記内視鏡アセンブリの上記内側作動シャフトの上記連結部材の外側表面を辿る、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目19)

上記内側作動シャフトは、上記ボールデテントが上記後退位置にある近接位置と、該内側作動シャフトが該ボールデテントを上記突出位置に保つ遠位位置との間で軸方向に並進可能である、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

30

(項目20)

上記内側作動シャフトは、上記トリガが上記完全非作動位置にある場合のみ、軸方向に並進可能である、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(項目21)

上記エンドエフェクタが上記内視鏡アセンブリの上記遠位端部分に接続され、かつ上記ボールデテントが上記突出位置にある場合、該ボールデテントは、該エンドエフェクタにおける凹部を係合することで、該エンドエフェクタを該内視鏡アセンブリの該遠位端部分に固定する、上記項目のいずれかに記載の内視鏡外科用デバイス。

(摘要)

本開示の局面に従い、内視鏡外科用デバイスが、提供される。外科用デバイスは、トリガにより作動可能な駆動メカニズムを含むハンドルアセンブリと、内視鏡アセンブリとを含み、その内視鏡アセンブリは、ハンドルアセンブリから延びる近位端部分と、内視鏡アセンブリの近位端部分に枢動的に接続された遠位端部分と、ハンドルアセンブリから延びて内視鏡アセンブリの遠位端部分に入る回転可能内側作動シャフトとを含み、その内側作動シャフトは、枢動接続を横切って延びる可撓性部分を含む外科用デバイスは、内視鏡アセンブリの遠位端部分と、回転可能内側作動シャフトの遠位部分とに選択的に接続可能なエンドエフェクタを含む。エンドエフェクタは、外側管の中で回転可能に支持されるスプライン加工された内側管と、エンドエフェクタの内側管の中に装填された複数の外科用固定具とを含む。タイミングシステムは、所定のトリガ位置においてエンドエフェクタの取り除きを可能にする。

40

50

【図面の簡単な説明】

【0069】

本開示の実施形態が、本明細書において添付の図面の参照により説明される。

【0070】

【図1】図1は、本開示に従う内視鏡外科用デバイスにおける使用のための外科用固定具の斜視図である。

【0071】

【図2】図2は、図1の外科用固定具の側面立面図である。

【0072】

【図3】図3は、図1および2の外科用固定具の遠位の端面図である。

10

【0073】

【図4】図4は、図1～3の外科用固定具の、部分的に破断させられた側面立面図である。

【0074】

【図5】図5は、本開示の局面に従う内視鏡外科用デバイスである。

【0075】

【図6】図6は、図5の内視鏡外科用デバイスの、部分が分離された斜視図である。

【0076】

【図7】図7は、図6の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

20

【0077】

【図8】図8は、図5の内視鏡外科用デバイスのハンドルアセンブリの、それから第一の筐体半区画が取り除かれた裏面斜視図である。

【0078】

【図9】図9は、図5の内視鏡外科用デバイスのハンドルアセンブリの、それから第二の筐体半区画が取り除かれた前面斜視図である。

【0079】

【図10】図10は、図5の内視鏡外科用デバイスのハンドルアセンブリの、それから第二の筐体半区画およびトリガが取り除かれた裏面斜視図である。

【0080】

【図11】図11は、図5の内視鏡外科用デバイスのハンドルアセンブリの、部分が分離され、かつそれから第二の筐体半区画が取り除かれた裏面斜視図である。

30

【0081】

【図12】図12は、図8～11のハンドルアセンブリのピニオンギヤの斜視図である。

【0082】

【図13】図13は、図8～11のハンドルアセンブリのボタンおよび摺動部の斜視図である。

【0083】

【図14】図14は、図8～11のハンドルアセンブリのベベルギヤの斜視図である。

【0084】

【図15】図15は、図5の内視鏡外科用デバイスの内視鏡アセンブリの、部分が分離された斜視図である。

40

【0085】

【図16】図16は、図15の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【0086】

【図17】図17は、図5の内視鏡外科用デバイスの裏面斜視図である。

【0087】

【図18】図18は、図17の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【0088】

【図19】図19は、図5の内視鏡外科用デバイスの遠位端の斜視図であり、エンドエフェクタがそれから分離されて示される。

50

【 0 0 8 9 】

【図 2 0】図 2 0 は、図 1 9 のエンドエフェクタの裏面斜視図である。

【 0 0 9 0 】

【図 2 1】図 2 1 は、図 2 0 のエンドエフェクタの裏面斜視図であり、外側管がそれから取り除かれている。

【 0 0 9 1 】

【図 2 2】図 2 2 は、図 2 0 および 2 1 のエンドエフェクタの斜視図であり、外側管がそれから取り除かれている。

【 0 0 9 2 】

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 0 ~ 2 2 のエンドエフェクタの斜視図であり、外側管がそれから取り除かれ、かつ部分が部分的に分離されている。

10

【 0 0 9 3 】

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 0 ~ 2 3 のエンドエフェクタの内側管の斜視図であり、図 1 ~ 4 の複数の固定具がそれから分離されて示される。

【 0 0 9 4 】

【図 2 5】図 2 5 は、図 2 2 の 2 5 - 2 5 に沿って取られた断面図である。

【 0 0 9 5 】

【図 2 6】図 2 6 は、図 2 2 の 2 6 - 2 6 に沿って取られた断面図である。

【 0 0 9 6 】

【図 2 7】図 2 7 は、図 2 2 の 2 7 - 2 7 に沿って取られた断面図である。

20

【 0 0 9 7 】

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 0 ~ 2 7 のエンドエフェクタの斜視図であり、それに取り付けられた輸送楔が示される。

【 0 0 9 8 】

【図 2 9】図 2 9 は、図 2 8 の 2 9 - 2 9 を通して取られた断面図である。

【 0 0 9 9 】

【図 3 0】図 3 0 は、図 2 9 の 3 0 - 3 0 を通して取られた断面図である。

【 0 1 0 0 】

【図 3 1】図 3 1 は、図 5 の内視鏡外科用デバイスの長手方向断面立面図である。

30

【 0 1 0 1 】

【図 3 2】図 3 2 は、図 3 1 の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【 0 1 0 2 】

【図 3 3】図 3 3 は、図 3 1 の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【 0 1 0 3 】

【図 3 4】図 3 4 は、図 3 1 の 3 4 - 3 4 を通して取られた断面図である。

【 0 1 0 4 】

【図 3 5】図 3 5 は、図 3 4 の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【 0 1 0 5 】

【図 3 6】図 3 6 は、図 3 4 の細部の指し示されたエリアの拡大図である

40

【 0 1 0 6 】

【図 3 7】図 3 7 は、図 3 6 の細部の指し示されたエリアの拡大図である。

【 0 1 0 7 】

【図 3 8】図 3 8 は、図 3 3 の 3 8 - 3 8 を通して取られた断面図である。

【 0 1 0 8 】

【図 3 9】図 3 9 は、図 3 3 の 3 9 - 3 9 を通して取られた断面図である。

【 0 1 0 9 】

【図 4 0】図 4 0 は、図 3 3 の 4 0 - 4 0 を通して取られた断面図である。

【 0 1 1 0 】

【図 4 1】図 4 1 は、図 3 3 の 4 1 - 4 1 を通して取られた断面図である。

50

【 0 1 1 1 】

【図４２】図４２は、図９および１０において示されたハンドルアセンブリの拡大立面図であり、摺動部の動作を図示する。

【０１１２】

【図４３】図４３は、図５の内視鏡外科用デバイスのエンドエフェクタと内視鏡アセンブリの長手方向断面図であり、その切り離しにおける第一のステップを図示する。

【０１１３】

【図４４】図４４は、図５の内視鏡外科用デバイスのエンドエフェクタと内視鏡アセンブリとの長手方向断面図であり、その切り離しにおける第二のステップを図示する。

【０１１４】

【図４５】図４５は、図５～１１のハンドルアセンブリの関節運動ノブの長手方向断面図であり、その回転を図示する。

10

【０１１５】

【図４６】図４６は、内視鏡外科用デバイスの遠位端の長手方向断面図であり、関節運動ノブの回転に起因するエンドエフェクタの内視鏡アセンブリに対する関節運動を図示する。

【０１１６】

【図４７】図４７は、図９および１０において示されたハンドルアセンブリの拡大立面図であり、ハンドルアセンブリの聴覚／触覚フィードバック部材の動作を図示し、それは、トリガの初期作動の後の位置において示される。

【０１１７】

20

【図４８】図４８は、図９および１０において示されたハンドルアセンブリの拡大立面図であり、ハンドルアセンブリの聴覚／触覚フィードバック部材の動作を図示し、それは、トリガの完全作動の後の位置において示される。

【０１１８】

【図４９】図４９は、エンドエフェクタと内視鏡アセンブリの遠位端との長手方向断面図であり、外科用固定具の外科用メッシュを通した下層組織の中への埋め込みを図示する。

【０１１９】

【図５０】図５０は、外科用メッシュの下層組織への複数の外科用ファスナでの固定および／または固着を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

30

【０１２０】

実施形態の詳細な説明

本開示の内視鏡外科用デバイスの実施形態は、詳細に図面の参照により説明され、その図面において、類似の参照番号は、同一または対応する要素を、数種の図面の各々において指定する。本明細書で使用される場合、用語「遠位」が、内視鏡外科用デバイスの、ユーザからより遠い部分を指し示す一方で、用語「近位」は、内視鏡外科用デバイスの、ユーザにより近い部分を指し示す。

【０１２１】

本開示に従う関節運動関節を含み得る内視鏡外科用デバイスの非限定的な例は、手動、機械的および／または電気機械的な外科用鋏適用器（すなわち、鋏打ち器）などを含む。

40

【０１２２】

最初に図１～４を参照すると、本開示の外科用鋏適用器とともに使用されるための外科用固定具が、図示され、概して固定具１００として指定される。図１～４において見られるように、固定具１００は、ヘッド区画１１０、メッシュ保持区画１２０、およびねじ山付き組織捕捉区画１３０を含む。ヘッド区画１１０は、それぞれの半径方向外向き螺旋状ヘッドねじ山１１４ａ、１１４ｂを有する対向する一対のねじ山付き区画１１２ａ、１１２ｂと、対向する一対の開放またはスロット付き区画１１６ａ、１１６ｂとを含む。ヘッド区画１１０の遠位表面は、メッシュ保持区画１２０の近位端の上に形成されるか、それと一体である。

【０１２３】

50

固定具 100 のメッシュ保持区画 120 は、ヘッド区画 110 の遠位の端または表面から、それと組織捕捉表面 130 の近位端との間に延びる。メッシュ保持区画 120 は、固定具 100 が、メッシュの中に、組織捕捉区画 130 の組織捕捉ねじ山 132 の最近位セグメント 138 を越えた深さにねじ込まれる場合、外科用メッシュ（図示せず）を固定具 100 の上にロックするか、固定するか、別様に保持するように機能する。固定具 100 がメッシュから緩められるか、または戻し出されることを可能にするメッシュ保持区画 120 において位置付けられたねじ山が存在しないので、これが達成される。

【0124】

メッシュ保持区画 120 は、円柱状または円錐状の横断断面輪郭を有する。メッシュ保持区画 120 は、固定具 100 の中心長手軸に対する横断半径方向寸法を含み、その横断半径方向寸法は、ヘッド区画 110 の横断半径方向寸法よりも小さく、かつ組織捕捉ねじ山 132 の最近位セグメント 138 の横断半径方向寸法よりも小さい。

【0125】

固定具 100 のねじ山付き組織捕捉区画 130 は、テーパ状切り取り本体区画 134 上に形成された螺旋状ねじ山 132 を含む。遠位点または先端部 136 は、最遠位の組織捕捉ねじ山 132 の終端を画定する。

【0126】

図 4 において見られるように、組織捕捉区画 130 の本体区画 134 は、テーパ状であり、すなわち、ねじ山付き組織捕捉区画 130 の遠位端に向けてより小さくなり、固定具 100 の頂点または先端部に達する前に、遠位切り取り点「TP」で終結するか、またはそれで切り取られる。本体区画 134 は、凹状のテーパを含み、その結果として、所与の長さのため、最小直径本体区画 134 は、その切り取りにおいて画定され、それは、約 0.01 インチ未満である。

【0127】

固定具 100 は、ねじ山付き組織捕捉区画 130 における最遠位ねじ山の横断直径「D」を含み、それは、設計上の制約が許容する限り大きい、約 0.040 インチよりも大きい。本開示に従い、小さい切り取り本体の直径と「D」の大きな値とは、組織の落ち込みを最小化する。組織捕捉ねじ山 132 は、遠位先端部 136 で終結し、それは、本体区画 134 の切り取り点「TP」から遠位である。

【0128】

組織捕捉区画 130 の切り取り点「TP」のから遠位方向に延びる遠位先端部 136 を提供することにより、非切り取り本体をテーパ状ネジ山とともに有する固定具と比較して、固定具 100 によるメッシュの入り込みは、緩和され、固定具 100 によるメッシュの相対的に柔らかい組織の中への落ち込みは、最小化される。

【0129】

外科医により外科用メッシュに適用された所与の力に対して、鉈適用器上に遠位方向の力が及ぼされる場合、固定具 100 の寸法「D」が大きいほど、下層組織と外科用メッシュとの落ち込みを引き起こすようにもたらされる圧力がより小さくなる。

【0130】

固定具 100 は、カニューレを付与されず、ポリラクチド、ポリグリコリド等の適切な生体吸収性材料から構築される。固定具 100 は、専有されている生体吸収性コポリマーから形成される（Lactomer USS L1、Boehringer Ingelheim LR 704 S、またはBoehringer Ingelheim LG-857）。

【0131】

ここで図 5 ~ 49 を参照すると、内視鏡外科用デバイスが、内視鏡外科用鉈適用器または鉈打ち器の形態で、概して 200 として示される。鉈適用器 200 は、ハンドルアセンブリ 210 と、ハンドルアセンブリ 210 から延びる内視鏡アセンブリ 230 とを含み、その内視鏡アセンブリは、複数の固定具 100 を保管し、その内視鏡アセンブリから組織「T」の上に重なるメッシュ「M」の中に、選択的に解放または発射するように構成され

10

20

30

40

50

る（図50を参照のこと）。

【0132】

図5-14において見られるように、ハンドルアセンブリ210は、互いに接合される第一の半区画212aと第二の半区画212bとから形成されたハンドル筐体212を含む。ハンドル筐体212の第一の半区画212aおよび第二の半区画212bは、当業者により公知の方法を使用して、互いに接合され得、それらの方法は、溶接およびファスナ（すなわち、ねじ）等を含むが、それらに限定されない。

【0133】

ハンドルアセンブリ210は、ハンドル筐体212に枢動的に接続されたトリガ214を、内視鏡アセンブリ230から遠隔にある場所において含む。ハンドルアセンブリ210は、トリガ214を延ばされたまたは非作動位置において維持するために構成された付勢部材222を含む。付勢部材222はまた、トリガ214を非作動位置に戻すために十分なバネ定数を有するように構成される。

【0134】

トリガ214は、その上に形成されたギヤラック214aを、トリガ214の枢動軸から反対または遠隔にある位置において画定する。トリガ214のギヤラック214aは、ハンドル筐体212において回転可能に支持されたピニオンギヤ216との動作係合のために構成される。ギヤラック214aおよびピニオンギヤ216は、トリガ214の一回の完全な絞りがピニオンギヤ216の一回転をもたらすような寸法にされる。

【0135】

図7、9、11、47および48において見られるように、ハンドルアセンブリ210は、それと連関させられたタイミングシステム270を含む。タイミングシステム270は、トリガ214の表面において形成された軌道214cを含む。軌道214cは、その軌道に沿う複数のステップ214dと、その軌道において形成されたホーム位置214e（図9および48を参照のこと）とを含む。

【0136】

タイミングシステム270は、弾力的な偏倚可能アーム272を含み、その偏倚可能アームは、軌道214cにおいて動作的に接続されるか、または配置された第一の端部272aを有し、その第一の端部272aが軌道214cの辺りを移動する際、ステップ214dと接触する。偏倚可能アーム272は、ハンドル筐体半部212bに接続される第二の端部272bをさらに含む。トリガの軌道214cは、トリガ214が完全非作動位置にある場合、偏倚可能アーム272の第一の端部272aが軌道214cのホーム位置214eにおいて位置付けられるように構成される。

【0137】

動作において、図47および48において見られるように、トリガ214が完全非作動位置にある場合、上記で述べられたように、偏倚可能アーム272の第一の端部272aは、軌道214cのホーム位置214eにおいて位置付けられる。次いで、トリガ214が作動させられる際、アーム272の第一の端部272aは、トリガ214において形成された軌道214cを通してかつ／またはそれに沿って進む（単一方向に）。アーム272の第一の端部272aは、一定方向に軌道214cのステップ214dの上を動き、その結果として、トリガ214が部分的な絞りの後で解放される場合、アーム272の第一の端部272aは、ステップ214dに起因して、後ろ向きまたは逆方向には軌道214cを通して動くことはできず、トリガ214は、完全非作動位置に戻ることはできない。

【0138】

そのように構成されて動作可能であるので、詳細に下記で説明されるように、エンドエフェクタまたはSULU300は、トリガ214が完全非作動、ホーム、ロック位置にある場合にのみ、取り除かれ、置換され得る。そうであるので、トリガ214が短いストローク状態（すなわち、部分的作動）にある間、エンドエフェクタまたはSULU300は、取り除くことも置換されることもできず、またはハンドルアセンブリ200の上／中に

装填されることができない。

【0139】

追加的に、アーム272の第一の端部272aが軌道214cのステップ214dの上を動く際、アーム272の第一の端部272aは、ステップ214dの上でスナップ留まりし、外科医のための聴覚的音/クリック音および/または触覚的振動を生み出す。タイミングシステム270は、軌道214cにおける十分なステップ214dを含むことにより、トリガ214が完全非作動ホームまたはロックアウト位置にある場合(エンドエフェクタまたはSULU300の装填/除去のために)、トリガ214が完全作動されることで単一の外科用固定具100を発射した後、およびトリガ214が完全非作動ホーム位置にリセットされて(トリガ214が再びロックされ得る)別の外科用固定具100を発射する用意ができた場合に、聴覚的/触覚的指示を作り出すことが、想定される。

10

【0140】

図7および9~12において見られるように、ハンドルアセンブリ210は、半径方向にそれから延びるアーム216aを有するピニオンギヤ216と、アーム216aから延びる/突出するカムまたは傾斜216bとを含む。カム216bは、肩部を画定する高さを有する前部端部216cと、アーム216aの中へテーパー状になる尾部端部216dとを含む。

【0141】

図7~11および14において見られるように、ハンドルアセンブリ210は、ピニオンギヤ216と動作的に係合/連関させられた第一のベベルギヤ218を、冠歯車の形態でさらに含む。第一のベベルギヤ218は、その面218dにおいて形成されたアーチ状のスロット218aを、ピニオンギヤ216のカム216bを選択的に受け取りかつ係合するために画定する。スロット218aは、ピニオンギヤ216のカム216bの前部端216cに係合するように構成された前部端壁218bを含み、その長さに沿ってテーパー状になることで、第一のベベルギヤ218の面218dと面一になる。

20

【0142】

使用中、トリガ214が作動させられる場合、そのギヤラック214aは、軸方向またはアーチ状に第一の方向に動かされ、それによって、ピニオンギヤ216を第一の方向に回転させ、それと噛み合う。ピニオンギヤ216が第一の方向に回転させられる際、ピニオンギヤ216のカム216bの前部端216cは、第一の方向に回転させられて、前部端216cは、第一のベベルギヤ218のスロット218bの前部端壁218aに係合するか、接触する。ピニオンギヤ216の前部端216cが第一のベベルギヤ218のスロット218bの前部端壁218aに係合または接触した後で、ピニオンギヤ216の第一の方向への継続的な回転は、第一のベベルギヤ218の第一の方向への付随する回転をもたらす。この点において、第一のベベルギヤ218は、トリガ214が作動させられてギヤラック214aが第一の方向に動いている限り、第一の方向に回転し続ける。

30

【0143】

トリガ214の作動が停止される場合(完全作動の前または完全作動の後のいずれか)、第一の方向の第一のベベルギヤ218の回転も、停止される。

【0144】

トリガ214の部分的または完全な作動およびその開放の完了の際、そのギヤラック214aは、第二の方向(第一の方向に対向する)に動かされ、それによって、ピニオンギヤ216を第二の方向に回転させる。ピニオンギヤ216が第二の方向に回転させられる場合、そのカム216bの後部端216dは、第一のベベルギヤ218のスロット218bに沿って摺動し、第二の方向への回転が十分である場合、ベベルギヤ218のスロット218bから出るように摺動し、第一のベベルギヤ218の面218dに沿って摺動する。

40

【0145】

トリガ214が完全に作動させられた場合、トリガ214の完全な解放、完全非作動位置への戻り(ここで、偏倚可能アーム272の第一の端部272aは、軌道214cの水

50

ーム位置 2 1 4 e に戻らされる) は、ピニオンギヤ 2 1 6 を、ピニオンギヤ 2 1 6 のカム 2 1 6 b の第一の端部 2 1 6 c が第一のベベルギヤ 2 1 8 のスロット 2 1 8 b の前部端壁 2 1 8 a をクリアし、それによって、第一のベベルギヤ 2 1 8 のスロット 2 1 8 b に再進入するまで、第二方向に完全に回転させる。

【 0 1 4 6 】

図 8 および 1 1 において見られるように、鋏適用器 2 0 0 のハンドルアセンブリ 2 1 0 は、ラチェットメカニズム 2 6 0 を提供され、そのラチェットメカニズムは、固定具 1 0 0 が少なくとも部分的に組織の中に駆動された後、内側シャフトアセンブリ 2 3 8 が戻るか、または逆行することを阻止または防止するように構成されている。ラチェットメカニズム 2 6 0 は、図 8 および 1 1 において見られるように、第一のベベルギヤ 2 1 8 の裏面表面 2 1 8 e 上に形成された一連のラチェット歯部 2 1 8 f を含む。

10

【 0 1 4 7 】

ラチェットメカニズム 2 6 0 は、ハンドルアセンブリ 2 1 0 内に固定されたスプリングクリップ 2 6 2 をさらに含む。スプリングクリップ 2 6 2 は、第一のベベルギヤ 2 1 8 の後部表面 2 1 8 e 上に形成されたラチェット歯部 2 1 8 f との係合のために構成された弾力フィンガ 2 6 2 a を含む。

【 0 1 4 8 】

各ラチェット歯部 2 1 8 f は、浅く角度付けられた側と急に角度付けられた側とを含む。この様式において、スプリングクリップ 2 6 2 の弾力フィンガ 2 6 2 a は、ラチェット歯部 2 1 8 f と係合し、第一のベベルギヤ 2 1 8 が第一の方向に回転させられるような様式で、スプリングクリップ 2 6 2 の弾力フィンガ 2 6 2 a は、ラチェット歯部 2 1 8 f の浅く角度付けられた側の上でカム作用する。また第一のベベルギヤ 2 1 8 が第二の方向 (第一の方向に対向する) に回転させられる場合、スプリングクリップ 2 6 2 の弾力フィンガ 2 6 2 a は、ラチェット歯部 2 1 8 f の急に角度付けられた側に対して停止し、そのことによって、第一のベベルギヤ 2 1 8 が第二の方向に回転することを阻止または防止する。そうであるので、固定具 1 0 0 または内側シャフト 2 3 8 の任意の逆方向の回転または「戻り」 (第一のベベルギヤ 2 1 8 を第二の方向に回転させる傾向がある) は、駆動ストローク中または発射ストローク中、阻止または防止される。

20

【 0 1 4 9 】

代替的实施形態において、第一のベベルギヤ 2 1 8 は、ピニオンギヤ 2 1 6 の第二の方向への回転の際、第一のベベルギヤ 2 1 8 とハンドルハウジング 2 1 2 の表面との間での静止摩擦係数、または第一のベベルギヤ 2 1 8 と第一のベベルギヤ 2 1 8 が支持されるピンとの間での静止摩擦係数に起因して、第二のまたは対向する方向への回転から維持され得、それらの摩擦係数は、第一のベベルギヤ 2 1 8 を静止状態に維持する傾向がある。このような構成およびアセンブリは、鋏適用器 2 0 0 のためのラチェットメカニズム等として機能する。

30

【 0 1 5 0 】

図 6、7 および 9 ~ 1 1 を参照すると、ハンドルアセンブリ 2 1 0 は、ギヤ歯部 2 2 0 a を有する第二またはピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 をさらに含み、そのギヤ歯部は、第一のベベルギヤ 2 1 8 の外側半径方向エッジにおいて前部面 2 1 8 d 上に形成されたギヤ歯部 2 1 8 c と動作的に係合または噛み合わせられる。ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 は、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の内側シャフトアセンブリ 2 3 8 の近位端に固定される (図 1 5 を参照のこと) 。実施形態において、ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 は、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の内側シャフトアセンブリ 2 3 8 の近位端にキー留めされ、その結果として、内側シャフトアセンブリ 2 3 8 は、ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 に対する軸方向変位が可能であり、ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 に対する回転が防止される。

40

【 0 1 5 1 】

使用中、上記で説明されたように、トリガ 2 1 4 の絞りの際、そのギヤラック 2 1 4 a は、ピニオンギヤ 2 1 6 を第一の方向に回転させる。ピニオンギヤ 2 1 6 の第一の方向への回転は、第一のベベルギヤ 2 1 8 の第一の方向への回転をもたらし、次に、ピニオン

50

- ベベルギヤ 2 2 0 の第一の方向への回転をもたらず。ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 が第一の方向に回転させられる際、ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 は、回転を、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の内側シャフトアセンブリ 2 3 8 に伝達する。

【 0 1 5 2 】

図 5 ~ 1 1 および 1 3 において見られるように、ハンドルアセンブリ 2 1 0 は、ハンドル筐体 2 1 2 上に支持されたボタン 2 4 0 を含み、そのボタンは、トリガ 2 1 4 の作動を許容および阻止するように構成され、エンドエフェクタ 3 0 0 の固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 に対する装填 / 保持および解放 / 取り除きを果たすために構成される。ボタン 2 4 0 は、ハンドル筐体 2 1 2 において摺動可能に支持されるピン 2 4 0 a を含む。ピン 2 4 0 a は、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の長手軸に直交する方向に方向付けられる。図 3 8 ~ 4 1 において見られるように、ピン 2 4 0 a は、長さを有し、その結果として、ボタン 2 4 0 が第一の位置にある場合、ピン 2 4 0 a の第一の端部は、ハンドル筐体 2 1 2 の第一の側から延び、ボタン 2 4 0 が第二の位置にある場合、ピン 2 4 0 a の第二の端部は、ハンドル筐体 2 1 2 の第二の側から延びる。

10

【 0 1 5 3 】

図 1 3 および 3 8 ~ 4 1 において見られるように、ボタン 2 4 0 は、ピン 2 4 0 a の上に支持され、それに接続されたプレート 2 4 0 b を含む。プレート 2 4 0 b は、それにおいて細長スロット 2 4 0 c を画定し、その細長スロットを通して、ピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 のステム 2 2 0 a が延びる。プレート 2 4 0 b の細長スロット 2 4 0 c は、ピン 2 4 0 a の長手軸に対して平行である主軸を画定する。使用中、ピン 2 4 0 a が第一の位置と第二の位置との間で動かされる際、プレート 2 4 0 b は、対応する第一の位置と第二の位置との間で動かされる。

20

【 0 1 5 4 】

ボタン 2 4 0 は、ボタン 2 4 0 が第一の位置にある場合に付勢部材 2 4 2 により係合されるプレート 2 4 0 b において画定された第一のデントまたは凹部 2 4 0 d と、ボタン 2 4 0 が第二の位置にある場合に付勢部材 2 4 2 により係合されるプレート 2 4 0 b において画定された第二のデントまたは凹部 2 4 0 e とを含む。ボタン 2 4 0 の第一のデント 2 4 0 d または第二のデント 2 4 0 e のいずれかにおける付勢部材 2 4 2 の係合は、ボタン 2 4 0 を第一の位置または第二の位置のいずれかにおいて維持する手助けとして機能する。

30

【 0 1 5 5 】

実施形態において、付勢部材 2 4 2 は、プランジャスプリングの形態であり得、図 3 3 および 4 2 において見られるように、別の実施形態において、付勢部材 2 4 2 は、トーションスプリングの形態であり得る。トーションスプリングは、外科用鋏打ち器 2 0 0 の全体コストを低減させるために、プランジャスプリングに勝ると考えられる。

【 0 1 5 6 】

図 8、1 3、3 3 および 3 8 ~ 4 2 において見られるように、ボタン 2 4 0 は、プレート 2 4 0 b から延びる第一の壁 2 4 0 f と、プレート 2 4 0 b から延びる第二の壁 2 4 0 g とを含む。使用中、ボタン 2 4 0 が第一の位置にある場合、その第一の壁 2 4 0 f は、装填 / 解放摺動部 2 4 4 の移動をブロックまたは阻止し、ボタン 2 4 0 が第二の位置にある場合、その第一の壁 2 4 0 f は、装填 / 解放摺動部 2 4 4 の移動を可能にする。同様に、使用中、ボタン 2 4 0 が第二の位置にある場合（トリガ 2 1 4 が完全非作動位置またはホーム位置にある場合にのみ達成可能である）、その第二の壁 2 4 0 g は、トリガ 2 1 4 の作動を、トリガ 2 1 4 のノッチ 2 1 4 b の中に延びる第二の壁 2 4 0 g によりブロックまたは阻止し、ボタン 2 4 0 が第一の位置にある場合、第二の壁 2 4 0 g は、トリガ 2 1 4 のノッチ 2 1 4 b をクリアすることでトリガ 2 1 4 の作動を可能にする。

40

【 0 1 5 7 】

図 5 ~ 1 1、1 3 および 3 8 ~ 4 2 において見られるように、ハンドルアセンブリ 2 1 0 は、ハンドル筐体 2 1 2 上に摺動可能に支持された装填 / 解放摺動部 2 4 4 を含み、それは、より詳細に下記で考察されるように、単回使用装填ユニット (S U L U) または使

50

い捨て装填ユニット(DLU)の形態での、エンドエフェクタ300の装填/保持および解放/取り除きを果たすために構成される。摺動部244は、それから近位方向にボタン240に向かって延びる第一のステム244aを含む。特定すると、摺動部244の第一のステム244aは、ボタン240が第一の位置にある場合(図39を参照のこと)、ボタン240のプレート240bから延びる第一の壁240fと軸方向の位置が合い、ボタン240が第二の位置にある場合(図41を参照のこと)、ボタン240の第一の壁240fとの軸方向の位置合わせから外れる。

【0158】

摺動部244は、それから固定器保持/前進アセンブリ230の内側シャフトアセンブリ238に向かう方向に延びる第二のステム244bをさらに含む。図15および42において見られるように、内側シャフトアセンブリ238は、軸方向に離間されたブックエンド様の一对の半径方向フランジ238d、238eを支持する(すなわち、一つのフランジは第二のステム244bの遠位にあり、一つのフランジはその近位にある)。

10

【0159】

使用中、図41および42において見られるように、ボタン240が第二の位置(ここでトリガ214が完全非作動位置においてロックされる)にあり、その結果として、摺動部244の第一のステム244aがボタン240の第一の壁240fとの軸方向の位置合わせから外れる場合、摺動部244は、第一または遠位位置と第二または近位位置との間で自由に動く。摺動部244がその第一の位置から第二の位置に動く際、摺動部244の第二のステム244bは、力を、内側シャフトアセンブリ238の近位半径方向フランジ238dに及ぼすことで、内側シャフトアセンブリ238を対応する第一の位置から対応する第二の位置へ近位方向に押し進める。続いて、摺動部244がその第二の位置から第一の位置に動かされる際、摺動部244の第二のステム244bは、力を、内側シャフトアセンブリ238の遠位半径方向フランジ238eに及ぼすことにより、内側シャフトアセンブリ238を対応する第二の位置から対応する第一の位置へ遠位方向に押し進める。

20

【0160】

本開示に従い、内側シャフトアセンブリ238がその第一の位置と第二の位置との間で動かされる際、連結部材238cに接続されている内側シャフトアセンブリ238は、接続部材238cが対応する第一の位置と対応する第二の位置との間で動くことをもたらす。

30

【0161】

摺動部244は、第一または遠位位置に付勢部材245により付勢され得る(図42を参照のこと)。

【0162】

図5、6、8、15、17、33~35および45において見られるように、ハンドルアセンブリ210は、ハンドル筐体212上に回転可能に支持された関節運動ノブ246を含む。関節運動ノブ246は、内側螺旋状ねじ山246aを画定する。内側螺旋状ねじ山246aは、接続ナット247の外側ねじ山247aを噛み合うように受け取るか、それに係合し、その接続ナットは、固定具保持/前進アセンブリ230の内側管アセンブリ234の近位管部分234aに非回転可能に接続される。接続ナット247は、関節運動ノブ246が回転させられる際に関節運動ノブ246に対して回転しないように、関節運動ノブ246にキー留めされ得る。代替的に、外科医は、関節運動ノブ246が回転させられる際、接続ナット247の遠位端(関節運動ノブ246から遠位方向に突出する/延びる)を手で把持し得る。

40

【0163】

使用中、図45および46において見られるように、接続ナット247が長手軸の周りでの回転に対して保持され、関節運動ノブ246が第一の方向に回転させられる際、接続ナット247は、関節運動ノブ246の内側螺旋状ねじ山246aに沿って移動することで、内側関節運動管アセンブリ234を対応する第一または遠位の軸方向に動かし、関節

50

運動ノブ 2 4 6 が第二の方向に回転させられる際、接続ナット 2 4 7 は、関節運動ノブ 2 4 6 の内側螺旋状ねじ山 2 4 6 a に沿って移動することで、内側関節運動管アセンブリ 2 3 4 を対応する第二または近位の軸方向に動かす。本開示に従い、関節運動ノブ 2 4 6 の対応する第一および第二の方向への回転は、より詳細に下記で考察されるように、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の関節運動および直線化をもたらす。

【 0 1 6 4 】

ここで図 1 5、1 6、3 2、3 3 および 4 2 ~ 4 6 を参照すると、それにおいて見られるように、内視鏡アセンブリ 2 3 0 は、外側管 2 3 1 と、外側管 2 3 1 内に配置された外側支持管アセンブリ 2 3 2 と、内側関節運動管アセンブリ 2 3 4 と、内側シャフトアセンブリ 2 3 8 とを含む。外側支持管アセンブリ 2 3 2 は、ハンドル筐体 2 1 2 に固定されて
10
それから延びる近位支持管部分 2 3 2 a と、枢動ピン 2 3 2 c (図 1 5 および 1 6 を参照のこと) により関節運動関節 2 5 0 で近位管部分 2 3 2 a に枢動的に接続された遠位支持管部分 2 3 2 b とを含む。

【 0 1 6 5 】

図 1 5、1 6、4 3 および 4 4 において見られるように、遠位支持管部分 2 3 2 b は、ボールデテント 2 3 3 をその外側表面において支持する。ボールデテント 2 3 3 は、エンドエフェクタ 3 0 0 を内視鏡アセンブリ 2 3 0 に選択的に固定および保持するように機能する。使用中、より詳細に下記で考察されるように、図 3 7 および 4 2 において見られるとおり、ボールデテント 2 3 3 は、連結部材 2 3 8 の外側カム作用表面 / 起伏 2 3 8 c₁ により作用され、その外側カム作用表面 / 起伏は、ボールデテント 2 3 3 に作用すること
20
で、内側シャフトアセンブリ 2 3 8 が遠位位置にある場合、ボールデテント 2 3 3 を半径方向外向きに動かす。

【 0 1 6 6 】

内側関節運動管アセンブリ 2 3 4 は、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の近位管部分 2 3 2 a 内に同心かつ摺動可能に配置された近位管部分 2 3 4 a を含む。図 3 3 において見られるように、近位管部分 2 3 4 a の近位端 2 3 4 b は、接続ナット 2 4 7 に非回転可能に接続される。

【 0 1 6 7 】

内側関節運動管アセンブリ 2 3 4 は、近位管部分 2 3 4 a の遠位端に枢動的に接続された近位端 2 3 5 a と、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に枢動的に接続された遠位端 2 3 5 b とを有する関節運動リンク 2 3 5 を含む。関節運動リンク 2 3 5 の遠位端 2 3 5 b は、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の中心長手軸から、関節運動関節 2 5 0 の枢動ピン 2 3 2 c から実質的に離れる方向にオフセットされた位置において、枢動的に接続される。
30

【 0 1 6 8 】

動作中、図 4 5 および 4 6 において見られるように、上記で説明されたような、関節運動ノブ 2 4 6 の回転と接続ナット 2 4 7 の近位軸方向運動とに起因して、近位管部分 2 3 4 a が軸方向、例えば近位方向に並進する際、近位管部分 2 3 4 a は、関節運動リンク 2 3 5 に作用するか、それを引くことで、関節運動リンク 2 3 5 を近位方向に並進させる。関節運動リンク 2 3 5 が軸方向に近位方向へ並進させられる際、関節運動リンク 2 3 5 は
40
、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に作用するか、それを引くことで、遠位管部分 2 3 2 b を枢動ピン 2 3 2 c の枢動軸の周りで枢動させる。遠位管部分 2 3 2 b が枢動させられる際、遠位管部分 2 3 2 b は、エンドエフェクタ 3 0 0 を固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の中心長手軸に対して関節運動させられた配向に動かす。

【 0 1 6 9 】

続いて、摺動部 2 4 4 の遠位移動に起因して、近位管部分 2 3 4 a が遠位方向へ軸方向並進する際、上記で説明されたように、近位管部分 2 3 4 a は、関節運動リンク 2 3 5 に作用するか、またはそれを押すことで、関節運動リンク 2 3 5 を遠位方向に並進させる。関節運動リンク 2 3 5 が軸方向に遠位方向へ並進させられる際、関節運動リンク 2 3 5 は
50
、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に作用するか、またはそれを押すこ

とで、遠位管部分 2 3 2 b を枢動ピン 2 3 2 c の枢動軸の周りで枢動させる。遠位管部分 2 3 2 b が枢動させられる際、遠位管部分 2 3 2 b は、エンドエフェクタ 3 0 0 に、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の中心長手軸に対して関節運動させられていない配向に戻らせる。

【 0 1 7 0 】

本開示に従い、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の遠位管部分 2 3 2 b は、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の近位管部分 2 3 2 a に対して、単一方向に枢動可能である。

【 0 1 7 1 】

図 1 5、1 9、3 2、3 3 および 3 5 ~ 4 6 を参照すると、内側作動シャフトアセンブリ 2 3 8 は、近位剛体シャフト部分 2 3 8 a と、近位剛体シャフト部分 2 3 8 a の遠位端に非回転可能に接続されてそれから延びる遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b と、遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b の遠位端に非回転可能に接続された連結部材 2 3 8 c とを含む。第二またはピニオン - ベベルギヤ 2 2 0 は、内側作動シャフトアセンブリ 2 3 8 の近位剛体シャフト部分 2 3 8 a の近位端に非回転可能に接続される。内側作動シャフトアセンブリ 2 3 8 は、遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b が関節運動関節 2 5 0 をわたりそれを越えて延びるように構成される。

【 0 1 7 2 】

望ましくは、連結部材 2 3 8 c は、遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b が撓曲状態にある場合、遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b の長さの変動に対応および / または考慮するように、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b において回転可能かつ摺動可能に支持される。連結部材 2 3 8 c は、実質的に舌状形状であり、遠位方向に、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b から遠位へ延びる。連結部材 2 3 8 c は、より詳細に下記で考察されるように、エンドエフェクタ 3 0 0 の内側管 3 3 8 への非回転可能接続のために構成される。

【 0 1 7 3 】

遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b は、ねじれ剛性および可撓性のある材料、例えばステンレス鋼などから製作される。

【 0 1 7 4 】

遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b は、約 0 . 0 8 ' の外側直径を有し得ることが、想定される。一方、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 は、約 0 . 2 2 ' の外側直径を有する。遠位可撓性シャフト部分 2 3 8 b の外側直径の、固定具保持 / 前進アセンブリ 2 3 0 の外側直径に対する比率は、約 2 . 8 である。

【 0 1 7 5 】

内側作動シャフトアセンブリ 2 3 8 は、少なくとも一対の機能を行うように構成され、第一の機能は、その軸方向並進によって、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に対するエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 の固定または解放に関連し、第二の機能は、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 が外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に連結される場合の、その回転による、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 からのファスナ 1 0 0 の発射に関連する。

【 0 1 7 6 】

エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 の受け取りのために外科用鋏打ち器 2 0 0 を準備するため、または使用済みのエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を新しいエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 と交換するために、図 3 8 ~ 4 4 において見られるように、上記で述べられたとおり、トリガ 2 1 4 は、完全非作動位置にななければならない。トリガ 2 1 4 が完全非作動位置にあると、ボタン 2 4 0 は、第一の位置から第二の位置に動かされ（上記で説明されたように）、その結果として、トリガ 2 1 4 は、作動することを防止され、摺動部 2 4 4 は、自由に動く。ボタン 2 4 0 が第二の位置にあると、摺動部 2 4 4 は、第一の位置から第二の位置に動かされる（上記で説明されたように）。摺動部 2 4 4 が第二の位置に動かされる際、摺動部 2 4 4 の第二のステム 2 4 4 b は、力を、内側シャフトアセンブリ 2 3 8 の近位半径方向フランジ 2 3 8 d に及ぼすことで、近位方向に、

10

20

30

40

50

対応する第一の位置から対応する第二の位置に、内側シャフトアセンブリ 238 を押し進め、次にその連結部材 238a を押し進める。連結部材 238a が第一の位置から第二の位置に動かされる際、連結部材 238 の外側カム作用表面 / 起伏 238c₁ が動かされることでボールデテント 233 と軸方向に位置を合わせられるので、ボールデテント 233 は、自由に、外側管 231 から半径方向内向きに落ちるか、または動く。ボールデテント 233 が半径方向内向きに自由に落ちるか、自由に動くと、エンドエフェクタまたは S U L U 300 は、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位支持管部分 232b に完全に連結され得る。

【0177】

もう一度、上記で述べられたように、そのように構成されて動作可能であるので、エンドエフェクタまたは S U L U 300 は、トリガ 214 が完全非作動、ホーム、ロック位置にある場合にのみ、取り除かれ得、置換され得る。そうであるので、エンドエフェクタまたは S U L U 300 は、トリガ 214 が短くストロークされた状態にある（すなわち、部分的に作動させられる）間、取り除かれることも、置換されることも、装填されることも不可能である。

【0178】

新しいエンドエフェクタまたは S U L U 300 が固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位支持管部分 232b に完全に連結されると、摺動部 244 は、第二の位置から第一の位置に動かされることで、エンドエフェクタまたは S U L U 300 を、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位支持管部分 232b に固定またはロックする。特に、摺動部 244 が第一の位置に動かされる際、摺動部 244 の第二のステム 244b は、力を、内側シャフトアセンブリ 238 の遠位半径方向フランジ 238e に及ぼすことで、遠位方向に、第二の位置から第一の位置へ、内側シャフトアセンブリ 238 を押し進め、次にその連結部材 238a を押し進める。連結部材 238a が第二の位置から第一の位置に動かされる際、ボールデテント 233 は、連結部材 238 の外側カム作用表面 / 起伏 238c₁ により押し進められることで、ボールデテント 233 を半径方向外向きに動かす。ボールデテント 233 が半径方向外向きに動く際、ボールデテント 233 の一部分は、エンドエフェクタまたは S U L U 300 の開口部 332c に進入することで、エンドエフェクタまたは S U L U 300 を、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位支持管部分 232b に固定する。エンドエフェクタまたは S U L U 300 が固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位支持管部分 232b に連結された状態で、ボタン 240 が、第二の位置から第一の位置に動かされ（上記で説明されたように）、その結果として、摺動部 244 は、作動を防止され、トリガ 214 は、自由に動く。

【0179】

ここで図 5、6、15、17 ~ 27、32、36、37、43、44 および 46 を参照すると、エンドエフェクタ 300 は、S U L U または D L U の形態で、示され、下記で説明される。エンドエフェクタ 300 は、上記で述べられたように、外側支持管アセンブリ 232 の遠位管部分 232b に選択的に接続可能である。

【0180】

エンドエフェクタまたは S U L U 300 は、外側管 332 を含み、その外側管は、それを通して管腔 332a を画定し、外側支持管アセンブリ 232 の遠位管部分 232b と固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の連結部材 238c とをその中に受け取るような構成および寸法にされる（すなわち、略長方形またはドッグボーン形状）。図 19 において見られるように、外側管 332 は、外側支持管アセンブリ 232 の遠位管部分 232b において形成されたキー 232c との係合のための、近位キースロット 332b を画定する。使用中、エンドエフェクタまたは S U L U 300 が外側支持管アセンブリ 232 の遠位管部分 232b に接続される際、キースロット 332b とキー 232c とは、互いに係合することで、エンドエフェクタまたは S U L U 300 および固定具保持 / 前進アセンブリ 230 を互いに適切に整列させる。

【0181】

エンドエフェクタまたはSULU300は、外側管332の遠位部分内に固定的に配置された螺旋またはコイル336をさらに含む。軸方向に離間された一对の保持リング337a、337bはまた、外側管332内で、コイル336の近位の位置に固定的に配置される。

【0182】

エンドエフェクタまたはSULU300はまた、コイル336内に回転可能に配置された内側管338を含む。内側管338は、それを通る管腔を画定し、近位端部分338aと、スプライン加工された遠位端部分338bとを含む。内側管338の近位端部分338aは、固定具保持/前進アセンブリ230の連結部材238cをそれにおいて摺動可能に受け取るような構成および寸法にされる。内側管338は、半径方向外向きにそれから突出する複数の保持タブ338cを含み、それらは、内側管338が外側管332とともに組み立てられる場合、一对の保持リング337a、337bのうちの一つを越えてスナップ嵌りする。この様式で、外側管332および内側管338は、軸方向に固定されるが、互いに対して回転可能である。

10

【0183】

内側管338の遠位端部分338aは、スロット付きであり、一对の枝部338a₁と一对のチャネル338a₂とを画定する。内側管338の遠位端部分338aは、複数の固定具100を内側管338内に受け入れることが可能である。特に、固定具100は、エンドエフェクタまたはSULU300の中に装填され、その結果として、固定具100の対向する一对のねじ山区画112a、112bは、内側管338の遠位端部分338aのそれぞれのチャネル338a₂を通して延び、コイル336の溝内に摺動可能に配置され、内側管338の遠位端部分338aの一对の枝部338a₁は、固定具100の一对のスロット付き区画116a、116b内に配置される。各固定具100は、エンドエフェクタまたはSULU300の中に装填され、隣接する固定具100は、遠位先端部136を損傷させないように、互いに接触しない。

20

【0184】

使用中、内側管338がその長手軸の周りでコイル336に対して回転させられる際、内側管338の一对の枝部338a₁は、回転を固定具100に伝達し、固定具100のヘッドねじ山114a、114bがコイル336と係合するので、固定具100を遠位方向に前進させる。

30

【0185】

外科用鉗打ち機200の動作中、図49において見られるように、エンドエフェクタまたはSULU300は、固定具保持/前進アセンブリ230の外側支持管アセンブリ232の遠位管部分232bに動作的に接続された状態で、内側シャフトアセンブリ238がトリガ214の作動に起因して回転させられる際、上記で説明されたように、当該回転は、エンドエフェクタまたはSULU300の内側管338に、固定具保持/前進アセンブリ230の連結部材238cを介して伝達される。再び、内側管338がその長手軸の周りでコイル336に対して回転させられる際、内側管338の一对の枝部338a₁は、回転を固定具100のスタック全体に伝達し、固定具100のヘッドねじ山114a、114bがコイル336と係合するので、固定具100のスタック全体を遠位方向に前進させる。

40

【0186】

本開示に従い、外科用鉗打ち機200の構成要素と、固定具100は、トリガ214の単一の完全かつ十分な作動が単一の固定具100（すなわち、エンドエフェクタまたはSULU300の中に装填された固定具100のスタックのうちの最遠位の固定具）のエンドエフェクタまたはSULU300からの発射をもたらすような寸法にされる。

【0187】

外科用鉗打ち機200は、外科的手技が完了するか、エンドエフェクタまたはSULU300が固定具100を使い果たすまで、反復して発射され、固定具をエンドエフェクタ300から発射し得る。エンドエフェクタまたはSULU300が固定具100を使い果

50

たし、かつ追加の固定具 1 0 0 が外科的手技の完了のために必要とされる場合、使用済みのエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 は、新しい(すなわち、固定具 1 0 0 が装填された)エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 と置換され得る。

【 0 1 8 8 】

図 4 0 ~ 4 4 において見られるように、使用済みエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を新しいエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 と置換するために、トリガ 2 1 4 が完全非作動位置にある状態で(上記で記載されたように)、外科医は、ボタン 2 4 4 を作動または摺動させることで、使用済みエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を解放し、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 から切り離し、新しいエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 に装填または接続させ(内側管 3 3 8 の近位端部分 3 3 8 a を、固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の連結部材 2 3 8 c を覆って嵌めることにより)、ボタン 2 4 4 を解放することで、新しいエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 上に保持する。トリガ 2 1 4 が完全非作動位置にあり、新しいエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 が装填されているので、タイミングシステム 2 7 0 は、リセットされ、その結果として、トリガ 2 1 4 の各完全作動は、単一の固定具 1 0 0 の発射をもたらす。

【 0 1 8 9 】

エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 は、固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 が関節運動させられていない状態にある間のみ、固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に接続され得るか、連結され得ることが、想定される。

【 0 1 9 0 】

本開示に従い、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 が固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に接続または連結された状態で、関節運動ノブ 2 4 6 は、回転させられるか、定位置で保持され、その結果として、固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 は、関節運動させられていない状態になる。

【 0 1 9 1 】

追加的に、本開示に従い、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 が固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に接続または連結させられた状態で、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 は、関節運動させられていない状態にある間に、標的外科的部位の中に導入される。エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 が標的外科部位内に配置された状態で、外科医は、遠隔で、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 を固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 に対して関節運動させる。特定すると、図 4 5 および 4 6 において見られるように、外科医は、関節運動ノブ 2 4 6 を回転させることにより、接続ナット 2 4 7 と内側関節運動管アセンブリ 2 3 4 の近位管部分 2 3 4 a とを、近位方向に軸方向に動くように軸方向に変位させる。近位管部分 2 3 4 a が近位方向に軸方向で動かされる際、近位管部分 2 3 4 a は、関節運動リンク 2 3 5 に作用するか、それを引くことで、関節運動リンク 2 3 5 を近位方向に並進させる。関節運動リンク 2 3 5 が近位方向に軸方向で並進させられる際、関節運動リンク 2 3 5 は、外側支持管アセンブリ 2 3 2 の遠位管部分 2 3 2 b に作用するか、それを引くことで、遠位管部分 2 3 2 b を枢動ピン 2 3 2 c の枢動軸の周りで枢動させる。遠位管部分 2 3 2 b が枢動させられる際、遠位管部分 2 3 2 b は、エンドエフェクタ 3 0 0 が固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の中心長手軸に対して関節運動させられた配向に動かされるようにする。

【 0 1 9 2 】

ここで図 2 8 ~ 3 0 を参照すると、本開示に従い、輸送楔 4 0 0 が、提供させられ得、その輸送楔は、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 に解放可能に接続され、エンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 の内側管 3 3 8 の時期尚早の回転を阻止し、かつエンドエフェクタまたは S U L U 3 0 0 の、固定具保持/前進アセンブリ 2 3 0 の遠位管部分 2 3 2 b への / からの装填 / 除去を促進することを助けるような構成および寸法にされる。

【 0 1 9 3 】

輸送楔 400 は、ハンドル部分 402 と連結部材 404 とを含み、その連結部材は、ハンドル部分 402 と一体的に形成されるか、またはそれに固定される。連結部材 404 は、実質的に、略 C 形状の横断断面輪郭を有する管材である。連結部材 404 は、それに沿って長手方向に延びる開放部または間隙 404a を画定する。ハンドル部分 402 は、連結部材 404 の長手軸に実質的に直交する長手軸を画定する。

【0194】

連結部材 404 は、エンドエフェクタまたは SULU300 をその中にかつそれに沿って受け入れるのに十分な直径を有する。また、連結部材 404 の間隙 404a は、少なくとも連結部材 404 の構築の材料と一緒に、連結部材 404 がエンドエフェクタまたは SULU300 を覆ってスナップ嵌めされることを可能にする寸法を有する。少なくとも連結部材 404 は、ポリマー性または他の実質的に硬く弾力的な材料から製作され得ることが、想定される。

【0195】

図 29 および 30 においてみられるように、輸送楔 400 は、半径方向に連結部材 404 の中に延びる楔、スパイクまたは突起 406 を含む。特に、楔 406 は、ハンドル部分 402 の長手軸に実質的に平行な方向に延びるか、または突出する。楔 406 は、十分な長さを有し、輸送楔 400 がエンドエフェクタまたは SULU300 に取り付けられる場合、楔 406 は、エンドエフェクタまたは SULU300 の外側管 332 において形成された開口部 332d (図 19、22、29 および 30 を参照のこと) に進入する。

【0196】

追加的に、輸送楔 400 がエンドエフェクタまたは SULU300 に取り付けられた場合、楔 406 は、エンドエフェクタまたは SULU300 の内側管 338 の近位端部分 338a に近接するか、またはそれと接触するように、延びる。この量を延びることにより、楔 406 は、内側管 338 が外側管 332 に対する任意の回転を経験する場合、内側管 338 の近位端部分 338a をブロックまたは接触することにより、内側管 338 の外側管 332 に対する回転を阻止する。

【0197】

また、輸送楔 400 がエンドエフェクタまたは SULU300 に取り付けられ、かつ楔 406 がエンドエフェクタまたは SULU300 の内側管 338 の回転をブロックする場合、輸送楔 400 は、エンドエフェクタまたは SULU300 の、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位管部分 232b への / からの装填 / 除去を促進する。エンドエフェクタまたは SULU300 の、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の遠位管部分 232b への装填中、輸送楔 400 は、内側管 338 の近位端部分 338a の角度配向を、固定具保持 / 前進アセンブリ 230 の連結部材 238c との適切な整列および配向のために、固定することを促進する。

【0198】

本開示に従い、ハンドルアセンブリ 210 は、可撓性駆動ケーブルを駆動することで外科用デバイスを発射または作動させるように構成および適合させられた電気機械的制御モジュールにより置換され得ることが、予期される。電気機械的制御モジュールは、少なくとも一つのマイクロプロセッサと、少なくとも一つのマイクロプロセッサにより制御可能な少なくとも一つの駆動モータと、少なくとも一つのマイクロプロセッサおよび少なくとも一つの駆動モータにエネルギー付与する動力源とを含み得る。

【0199】

追加的に、一方で、本開示は、上記で説明されて本明細書で示されるように、タイミングシステムを含む外科用鉗打ち器を開示する。

【0200】

様々な改変が本明細書で開示される実施形態になされ得ることが、理解されるべきである。例えば、ステープルまたはファスナの線形列の長さは、特定の外科的手技の要件に合うように改変され得る。ゆえに、ステープルおよび / またはファスナのステープルカートリッジアセンブリ内での線形列の長さは、それに応じて変えられ得る。それゆえ、上記の

10

20

30

40

50

説明は、限定として解釈されるべきではなく、単なる様々な実施形態の例示として解釈されるべきである。当業者は、本出願に添付の請求項の範囲および趣旨内の他の改変を想定する。

【符号の説明】

【 0 2 0 1 】

1 0 0	固定具
2 0 0	鋳適用器
2 1 0	ハンドルアセンブリ
2 1 4	トリガ
2 1 4 c	軌道
2 1 4 d	ステップ
2 1 4 e	ホーム位置
2 7 0	タイミングシステム
2 7 2	偏倚可能アーム
2 3 0	固定具保持 / 前進アセンブリ
3 0 0	エンドエフェクタまたは S U L U
4 0 0	輸送楔

10

【 図 1 】

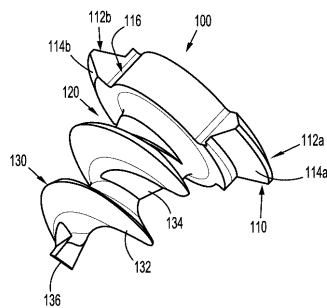


FIG. 1

【 図 3 】

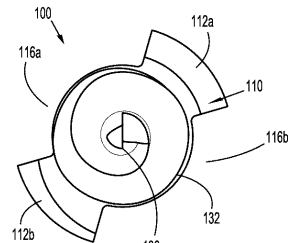


FIG. 3

【 図 2 】

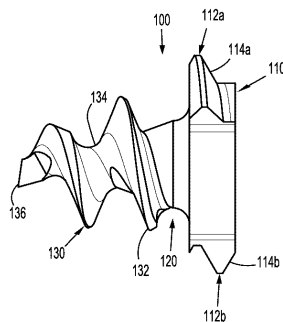


FIG. 2

【 図 4 】

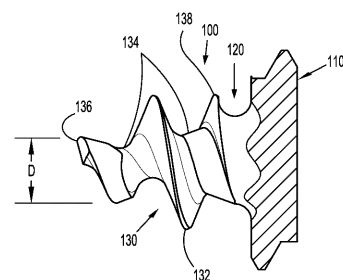
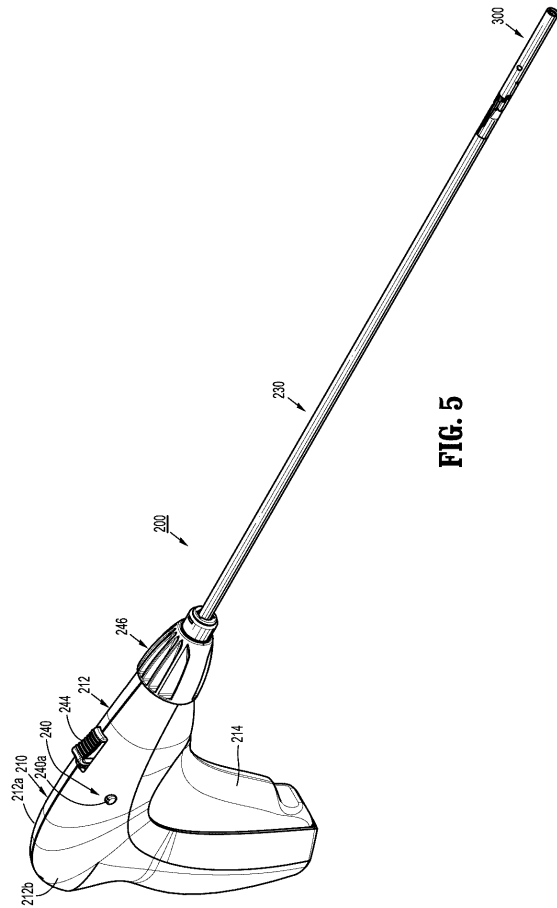
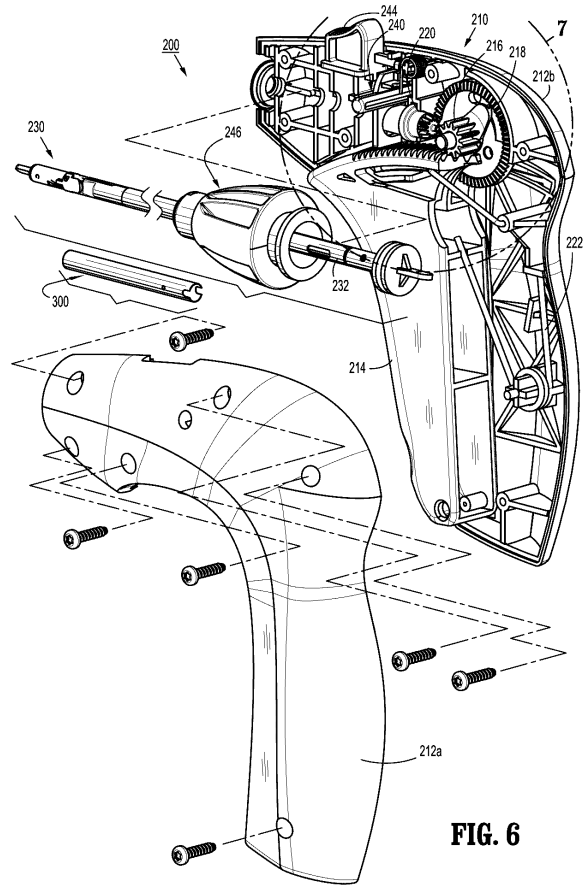


FIG. 4

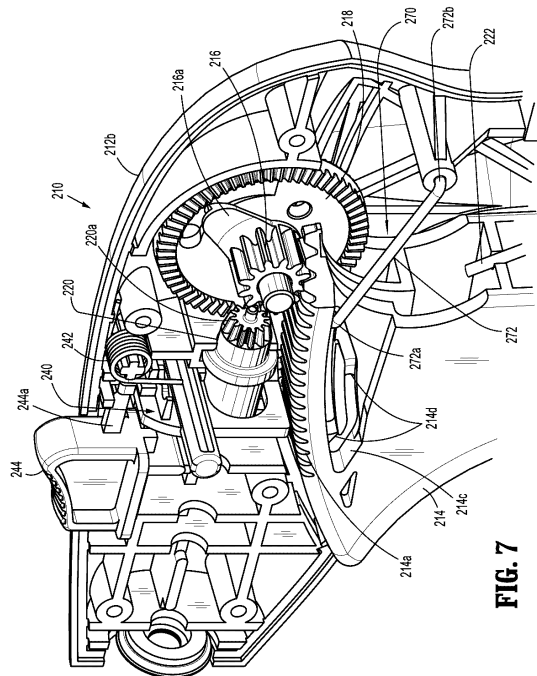
【 図 5 】



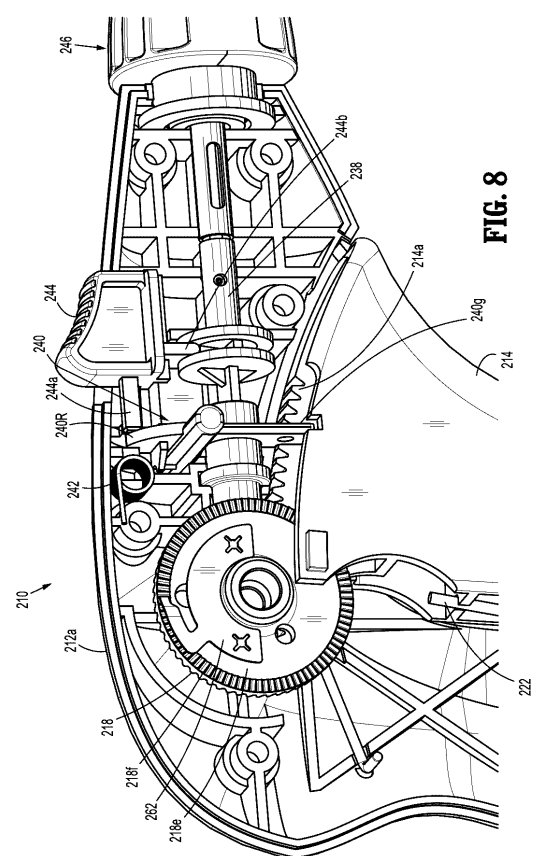
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 8 】



【図 9】

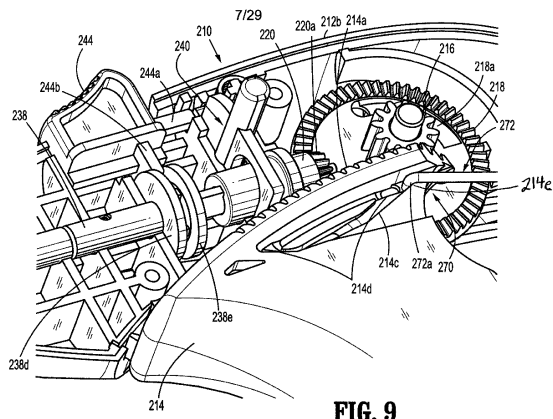


FIG. 9

【図 10】

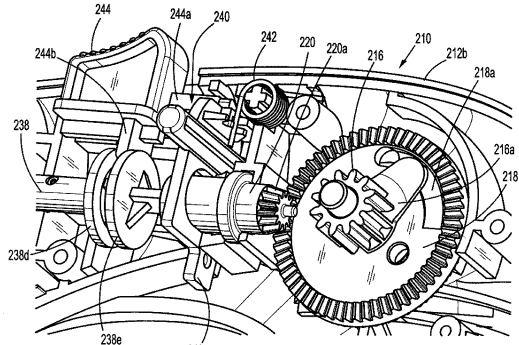


FIG. 10

【図 11】

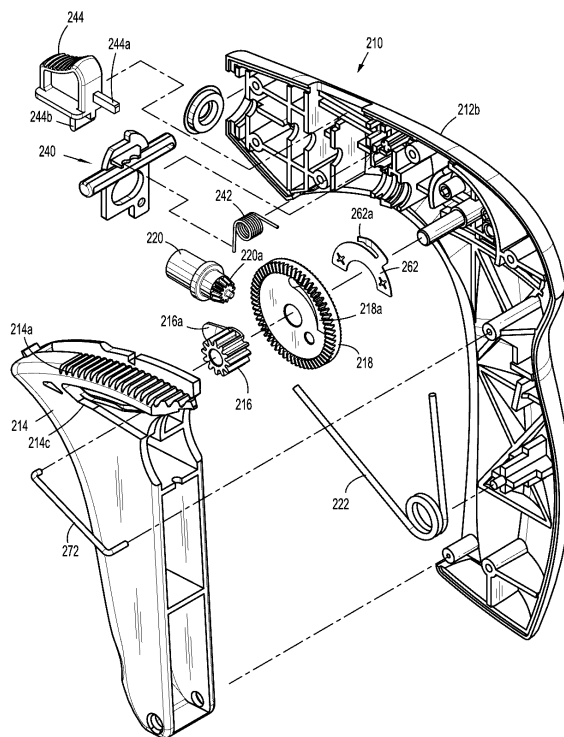


FIG. 11

【図 12】

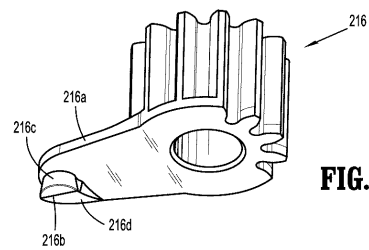


FIG. 12

【図 13】

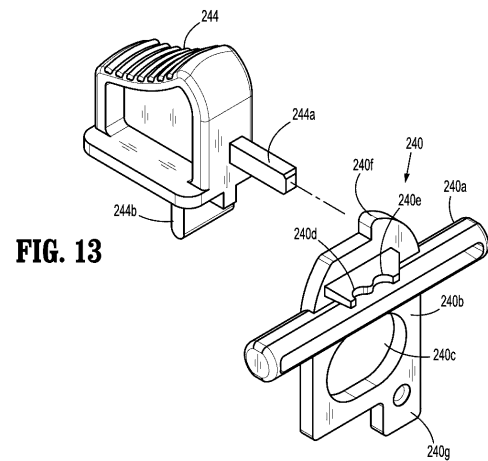


FIG. 13

【図 14】

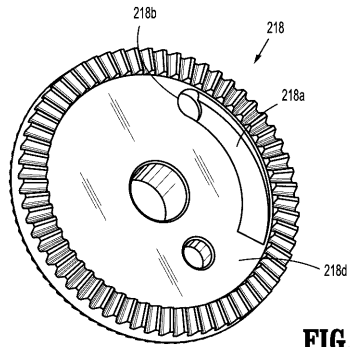


FIG. 14

【図 15】

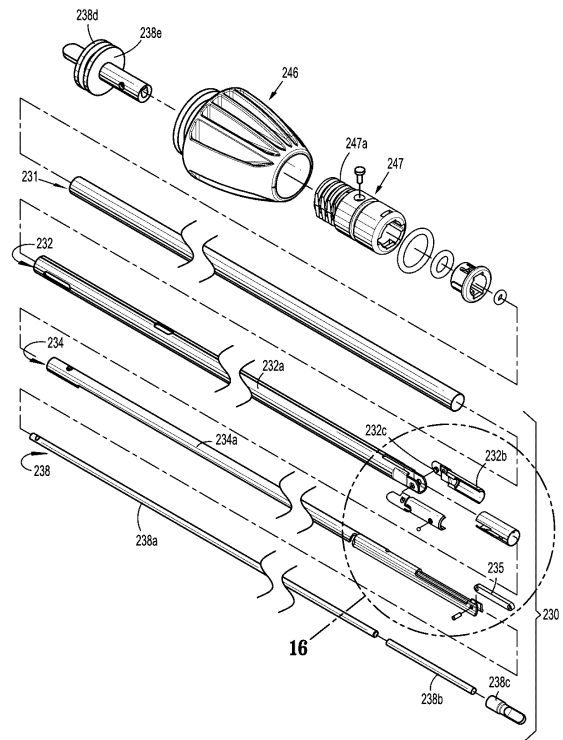


FIG. 15

【図 16】

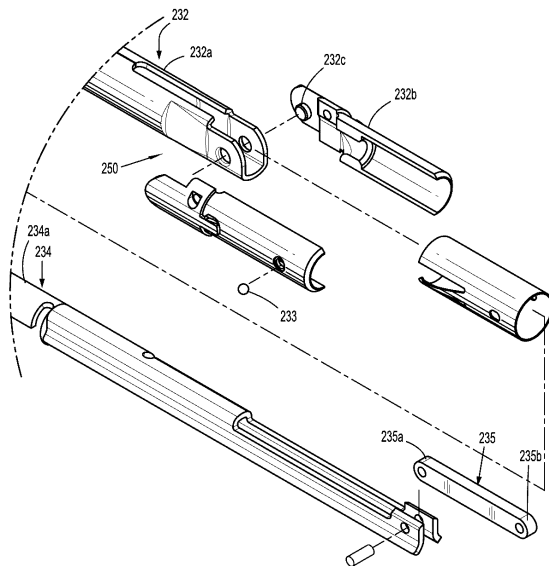
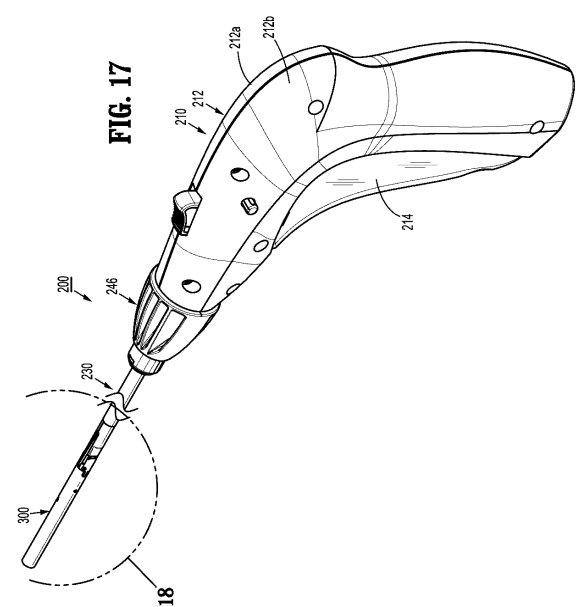
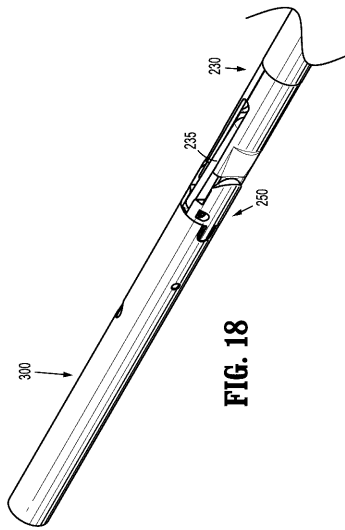


FIG. 16

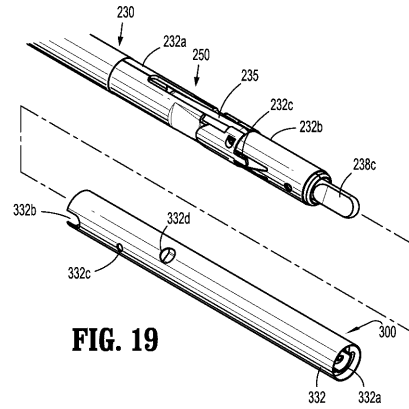
【図 17】



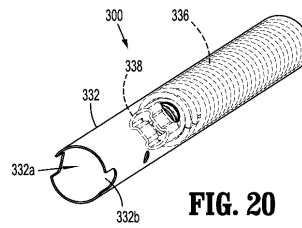
【図 18】



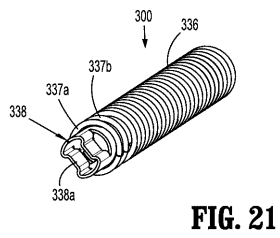
【図 19】



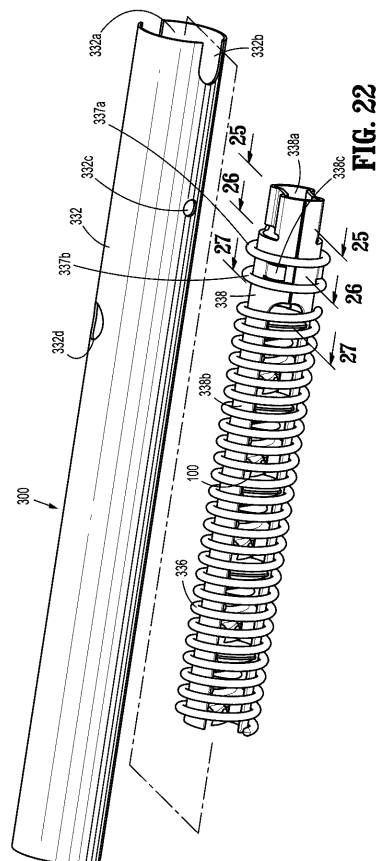
【図 20】



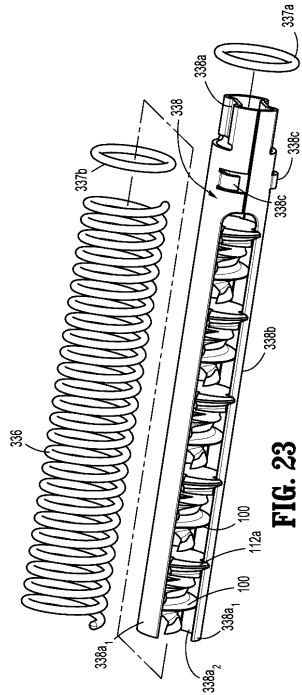
【図 21】



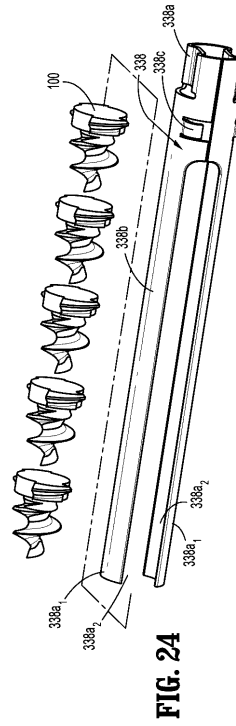
【図 22】



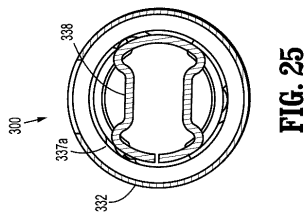
【図 23】



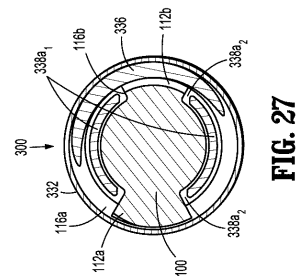
【図 24】



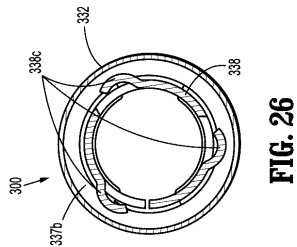
【図 25】



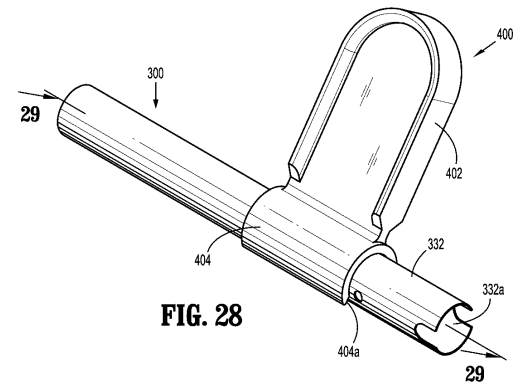
【図 27】



【図 26】



【図 28】



【図 29】

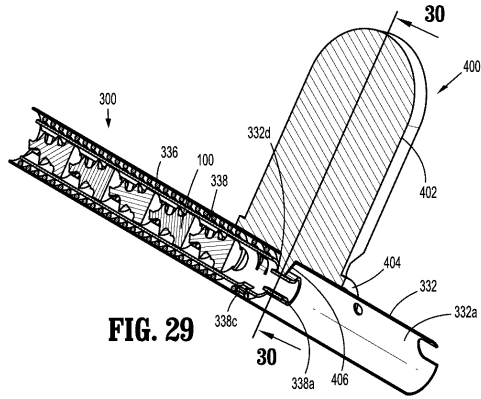


FIG. 29

【図 30】

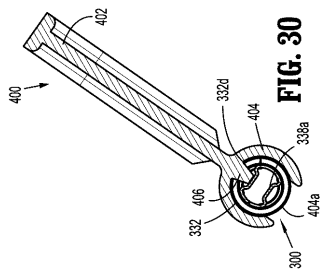


FIG. 30

【図 32】

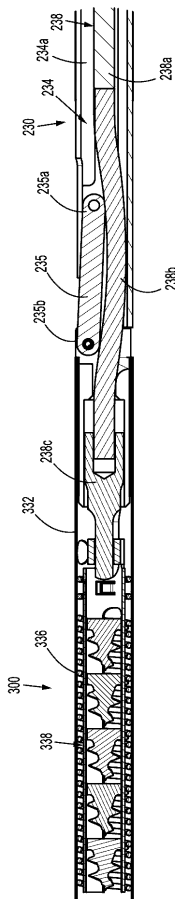


FIG. 32

【図 31】

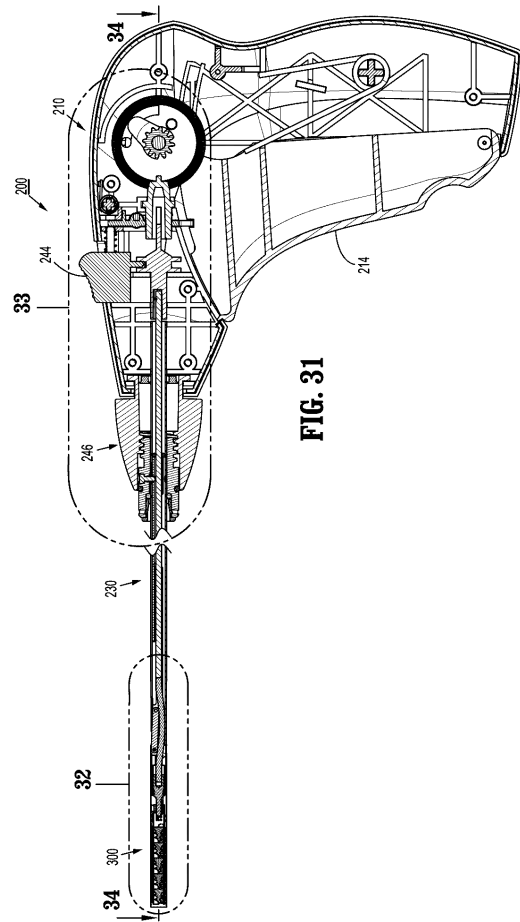


FIG. 31

【図 33】

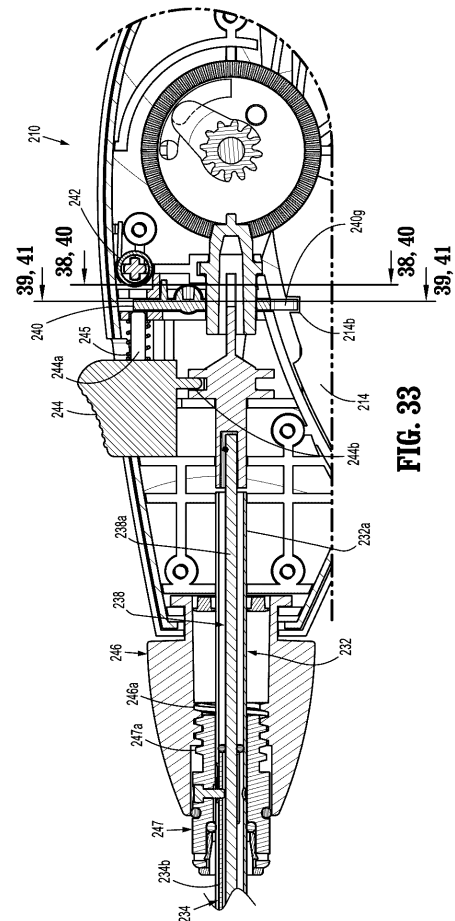


FIG. 33

【 図 3 4 】

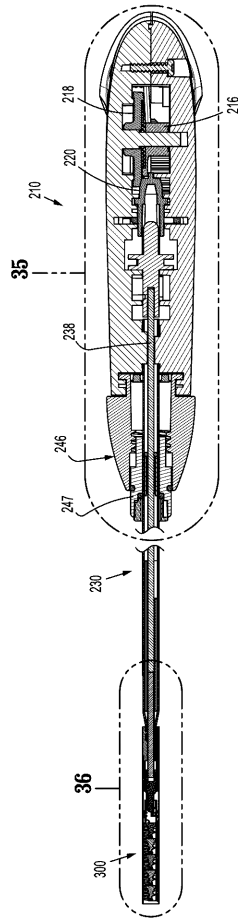


FIG. 34

【 図 3 5 】

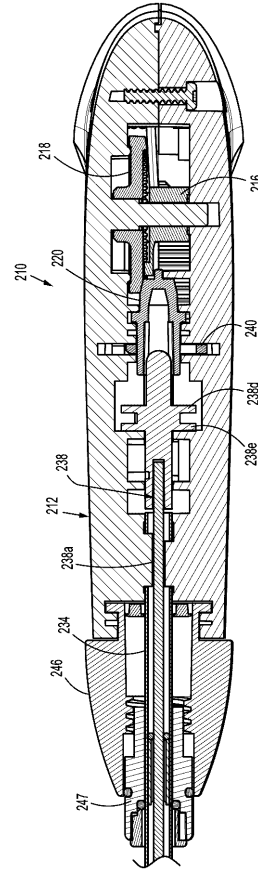


FIG. 35

【 図 3 6 】

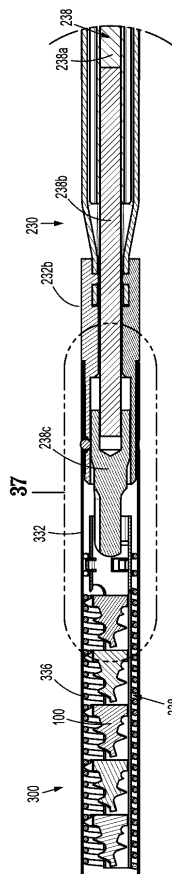


FIG. 36

【 図 3 7 】

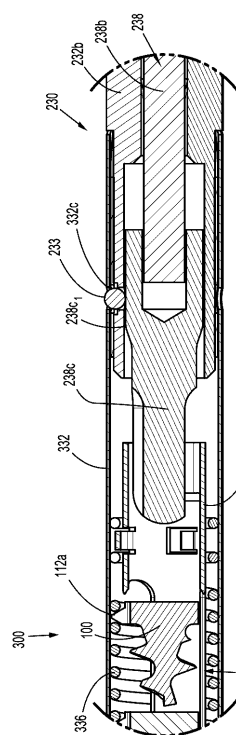


FIG. 37

【図 38】

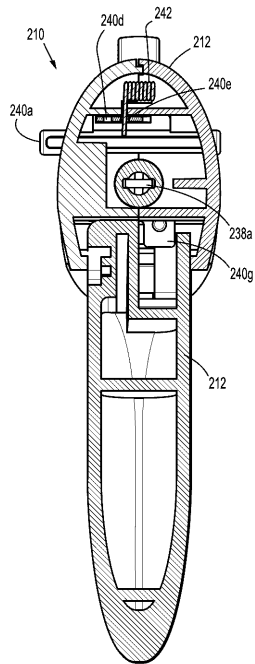


FIG. 38

【図 39】

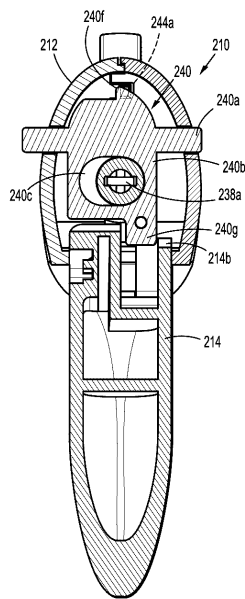


FIG. 39

【図 40】

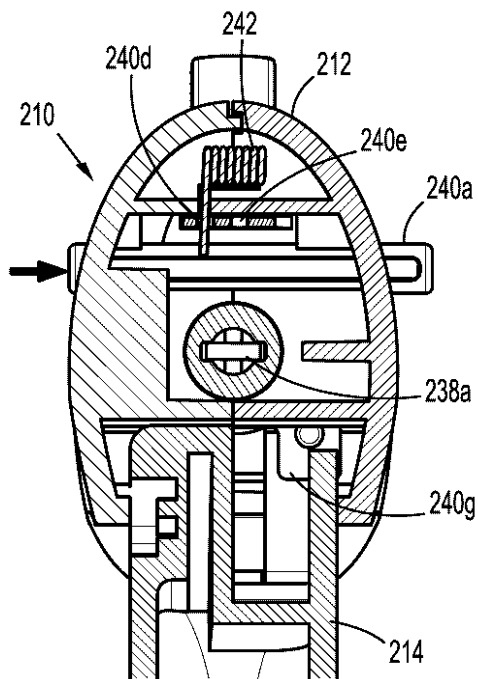


FIG. 40

【図 41】

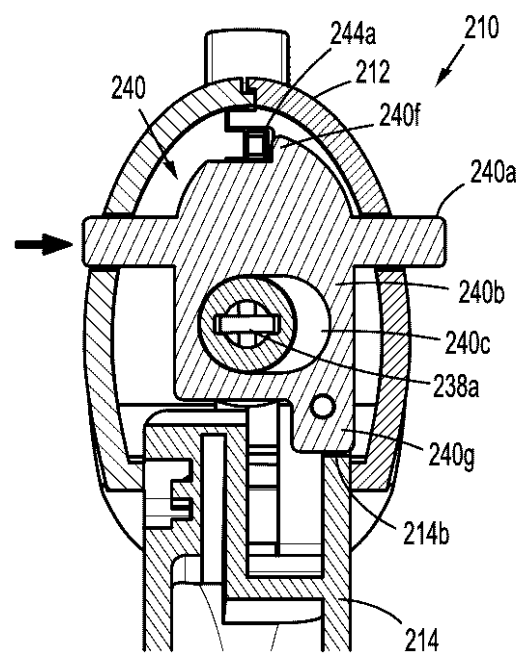


FIG. 41

【図 4 2】

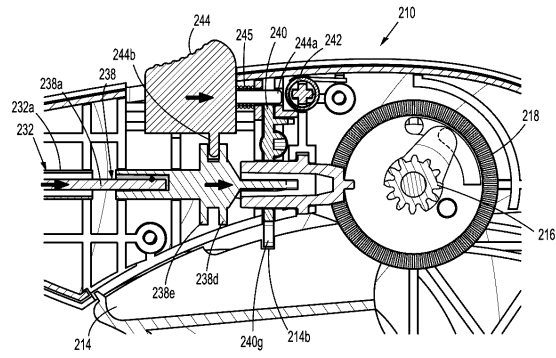


FIG. 42

【図 4 3】

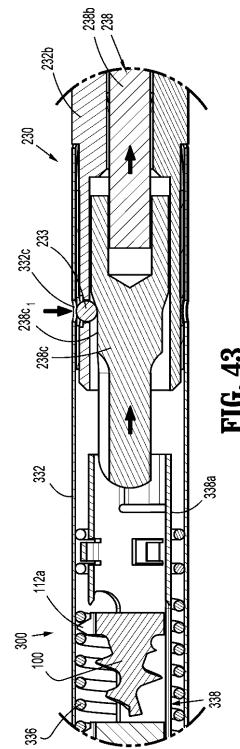


FIG. 43

【図 4 4】

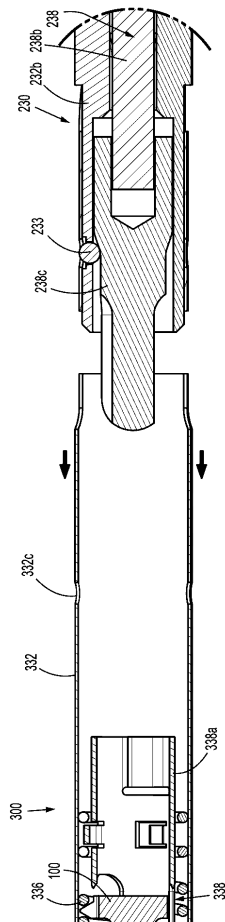


FIG. 44

【図 4 5】

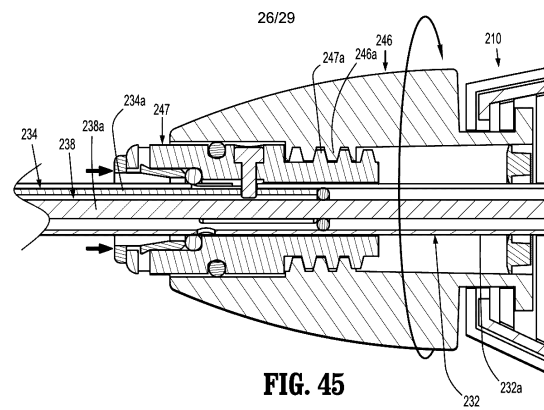


FIG. 45

【 図 4 6 】

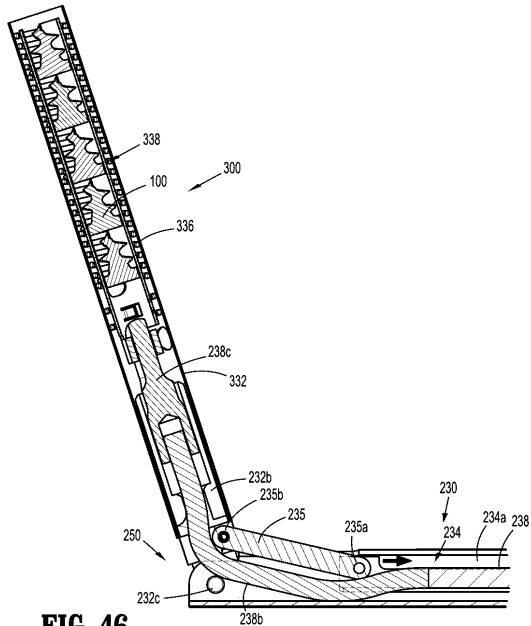


FIG. 46

【圖 47】

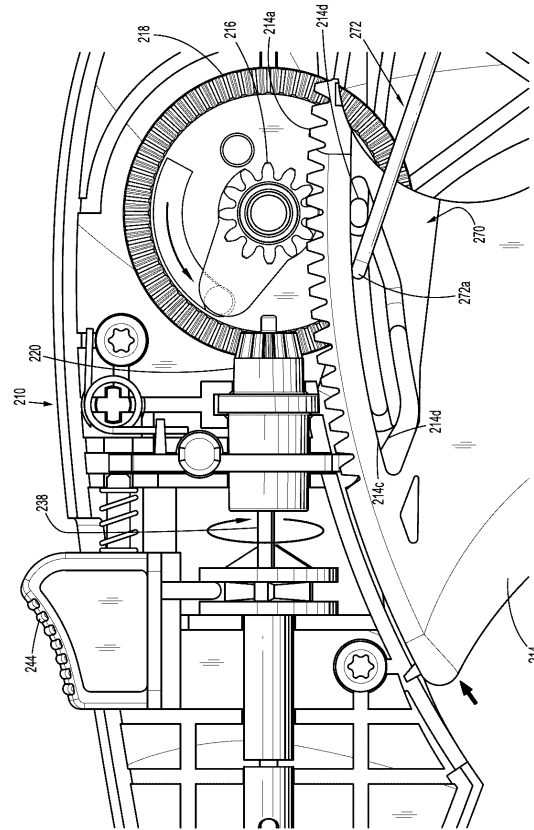


FIG. 47

【 図 4 8 】

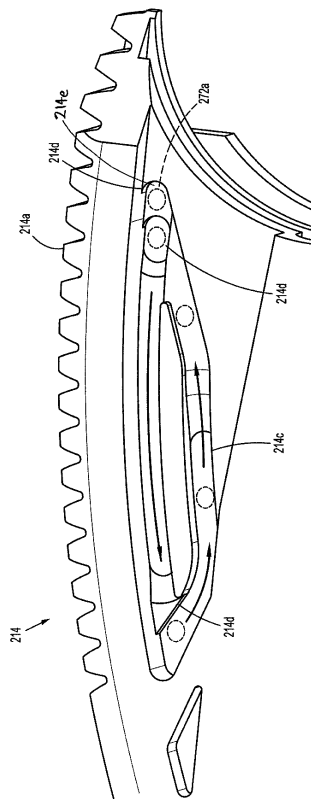


FIG. 48

【 図 4 9 】

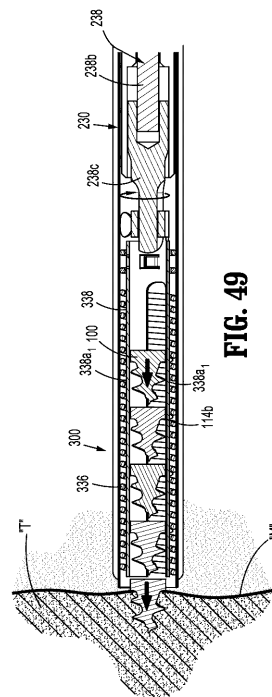
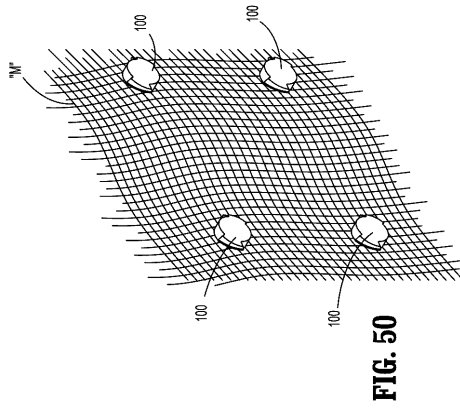


FIG. 49

【図 50】



フロントページの続き

(72)発明者 グレゴリー フィッシュボート
アメリカ合衆国 コネチカット 06514, ハムデン, タウン 하우스 ロード 178

審査官 木村 立人

(56)参考文献 特開2008-279255(JP, A)
国際公開第1998/011814(WO, A2)
米国特許出願公開第2009/0188965(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00 17/94

专利名称(译)	用于内窥镜手术的定时系统的关节装置		
公开(公告)号	JP6408801B2	公开(公告)日	2018-10-17
申请号	JP2014132105	申请日	2014-06-27
[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		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	ケビンスニフィン グレゴリーフィッシュボート		
发明人	ケビン スニフィン グレゴリー フィッシュボート		
IPC分类号	A61B17/94		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/064 A61B2017/0648 A61B17/068 A61B2017/00115 A61B2017/00473 A61B2017/2923 A61B2017/2927		
FI分类号	A61B17/94 A61B17/00.320 A61B17/29		
F-TERM分类号	4C160/MM32 4C160/NN04 4C160/NN09 4C160/NN23		
优先权	61/840937 2013-06-28 US 14/282317 2014-05-20 US		
其他公开文献	JP2015009155A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本公开的一个方面，提供了一种内窥镜手术装置。手术装置包括手柄组件，手柄组件包括可由扳机致动的驱动机构;内窥镜组件包括从手柄组件延伸的近端部分;远端部分可枢转地连接到内窥镜组件的近端部分;以及可旋转的内致动轴，其从手柄组件延伸并进入内窥镜组件的远端部分，内致动轴包括横跨枢轴连接延伸的柔性部分。手术装置包括末端执行器，末端执行器可选择性地连接到内窥镜组件的远端部分和可旋转内致动轴的远端部分。末端执行器包括可旋转地支撑在外管中的花键内管;以及多个手术锚固件，其装载在端部执行器的内管中。定时系统允许在限定的触发位置移除末端执行器。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6408801号 (P6408801)
(45) 発行日 平成30年10月17日(2018. 10. 17)	(24) 登録日 平成30年9月28日(2018. 9. 28)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 17/94 (2006.01)	F I A 6 1 B 17/94	
請求項の数 19 (全 39 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-132105 (P2014-132105)	(73) 特許権者 512269650 コヴィディエン リミテッド パートナー シップ アメリカ合衆国 マサチューセッツ 02 048, マンスフィールド, ハンプシ ヤー ストリート 15	
(22) 出願日 平成26年6月27日(2014. 6. 27)	(74) 代理人 100107489 弁理士 大塚 竹志	
(65) 公開番号 特開2015-9155 (P2015-9155A)	(72) 発明者 ケビン スニフィン アメリカ合衆国 コネチカット 0681 0, ダンバリー, グランド ストリ ート 38	
(43) 公開日 平成27年1月19日(2015. 1. 19)		
審査請求日 平成29年5月11日(2017. 5. 11)		
(31) 優先権主張番号 61/840, 937		
(32) 優先日 平成25年6月28日(2013. 6. 28)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
(31) 優先権主張番号 14/282, 317		
(32) 優先日 平成26年5月20日(2014. 5. 20)		
(33) 優先権主張国 米国 (US)		
最終頁に続く		

(54) 【発明の名称】 内視鏡手技のためのタイミングシステムを有する関節運動装置