(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6526670号
(P6526670)
(45)発行日　令和1年6月5日(2019.6.5)　(24)登録日　令和1年5月17日(2019.5.17)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 17/068 (2006.01)　A61B 17/068

請求項の数 17　(全 140 頁)

(21)出願番号	特願2016-536300 (P2016-536300)
(86)(22)出願日	平成26年8月12日 (2014.8.12)
(65)公表番号	特表2016-528010 (P2016-528010A)
(43)公表日	平成28年9月15日 (2016.9.15)
(86)国際出願番号	PCT/US2014/050671
(87)国際公開番号	WO2015/026562
(87)国際公開日	平成27年2月26日 (2015.2.26)
審査請求日	平成29年8月10日 (2017.8.10)
(31)優先権主張番号	13/974,208
(32)優先日	平成25年8月23日 (2013.8.23)
(33)優先権主張国	米国(US)

(73)特許権者　517076008
エシコン　エルエルシー
Ｅｔｈｉｃｏｎ　ＬＬＣ
アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連邦区、００９６９　グアイナボ、ロス・フライレス・インダストリアル・パーク、ストリート・シー　ナンバー４７５、スイート　４０１
＃４７５　Ｓｔｒｅｅｔ　Ｃ，　Ｓｕｉｔｅ　４０１，　Ｌｏｓ　Ｆｒａｉｌｅｓ　Ｉｎｄｕｓｔｒｉａｌ　Ｐａｒｋ，　Ｇｕａｙｎａｂｏ，　Ｐｕｅｒｔｏ　Ｒｉｃｏ　００９６９，　Ｕｎｉｔｅｄ　Ｓｔａｔｅｓ　ｏｆ　Ａｍｅｒｉｃａ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】外科用器具のための対話型ディスプレイ

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
内視鏡下手術中のフィードバックを表示するために外科用器具と信号通信するシステムであって、
タッチセンシティブインターフェイスを備えるスクリーンであって、前記タッチセンシティブインターフェイスは、少なくとも１つの入力を受信するように構成されている、スクリーンと、
前記スクリーン上に示される第１層であって、前記第１層は、内視鏡からの一次フィードバックを含む、第１層と、
前記スクリーン上に示される第２層であって、前記第２層は、前記外科用器具からの二次フィードバックを含む、第２層と、を備え、前記第２層が、少なくとも部分的に前記第１層に重なっており、前記タッチセンシティブインターフェイスへの少なくとも１つの入力が、前記第１層の前記一次フィードバックに対して前記第２層の前記二次フィードバックを操作するように構成されている、第２層と、を備え、
前記タッチセンシティブインターフェイスが、前記外科用器具の少なくとも一部の操作可能概略図を備え、前記操作可能概略図の操作により、前記外科用器具の対応する少なくとも一部を制御するように構成されており、
前記操作可能概略図が、前記第１層に対して移動可能である、システム。
【請求項２】
前記一次フィードバックが、前記内視鏡からのビデオフィードバックを含む、請求項１

に記載のシステム。
【請求項３】
前記二次フィードバックが、前記外科用器具によって検出されたデータを含む、請求項２に記載のシステム。
【請求項４】
前記少なくとも１つの入力が、前記外科用器具によって検出された前記データのうち少なくとも１つのデータを、前記第１層に示された前記外科用器具に対して、前記スクリーン上の特定の位置にドラッグすることを含む、請求項３に記載のシステム。
【請求項５】
前記少なくとも１つの入力が前記二次フィードバックの一部を選択することを含み、前記二次フィードバックの前記一部が前記外科用器具の特徴部に対応し、前記二次フィードバックの前記選択された一部が、前記第１層に示された前記外科用器具の対応する特徴部付近の前記スクリーン上の位置に自身を位置付ける、請求項１に記載のシステム。
【請求項６】
前記スクリーン上の前記位置が、前記第１層に示された前記外科用器具の対応する特徴部に重なる、請求項５に記載のシステム。
【請求項７】
前記少なくとも１つの入力が、複数の位置間で前記二次フィードバックを移動させることを含む、請求項１に記載のシステム。
【請求項８】
前記少なくとも１つの入力が、複数の単位系間で前記二次フィードバックを変換することを含む、請求項１に記載のシステム。
【請求項９】
前記少なくとも１つの入力が、数値表示とグラフ表示との間で前記二次フィードバックを変換することを含む、請求項１に記載のシステム。
【請求項１０】
前記少なくとも１つの入力が、前記二次フィードバックをサイズ変更することを含む、請求項１に記載のシステム。
【請求項１１】
前記タッチセンシティブインターフェイス及び前記外科用器具と信号通信するコントローラを更に備え、前記コントローラは、前記少なくとも１つの入力に基づいて前記外科用器具を選択的に制御する、請求項１に記載のシステム。
【請求項１２】
内視鏡器具と信号通信する装置であって、
前記内視鏡器具からのビデオフィードバックの第１層表示と、
外科用器具からの動的フィードバックの第２層表示と、
前記動的フィードバックの前記第２層表示を、前記ビデオフィードバックの前記第１層表示に対して操作するための、操作手段と、を備え、
前記操作手段がタッチスクリーンを含み、
前記タッチスクリーンが、前記外科用器具の少なくとも一部の操作可能概略図を備え、前記操作可能概略図の操作により、前記外科用器具の対応する少なくとも一部を制御するように構成されており、
前記操作可能概略図が、前記第１層に対して移動可能である、装置。
【請求項１３】
前記動的フィードバックの前記第２層表示が、前記外科用器具によって検出された情報を含む、請求項１２に記載の装置。
【請求項１４】
外科用器具と共に使用するためのシステムであって、
タッチセンシティブインターフェイスを備えるスクリーンであって、前記外科用器具からのフィードバックデータを含むフィードバックが、前記スクリーン上に示されるように

構成されており、前記フィードバックが、
内視鏡ビデオフィードと、
前記内視鏡ビデオフィードの少なくとも一部に重なっている前記外科用器具の状態と、を含む、スクリーンと、
前記タッチセンシティブインターフェイス及び前記外科用器具と信号通信するコントローラであって、前記コントローラは、前記タッチセンシティブインターフェイスへの入力に基づいて前記外科用器具を選択的に制御する、コントローラと、を備え、
前記タッチセンシティブインターフェイスが、前記外科用器具の少なくとも一部の操作可能概略図を備え、前記操作可能概略図の操作により、前記外科用器具の対応する少なくとも一部を制御するように構成されており、
前記操作可能概略図が、前記内視鏡ビデオフィードに対して移動可能である、システム。
【請求項１５】
前記コントローラが前記外科用器具と無線通信する、請求項１４に記載のシステム。
【請求項１６】
前記外科用器具が限界閾値を備え、前記コントローラが前記限界閾値を超えるように前記外科用器具を制御する、請求項１４に記載のシステム。
【請求項１７】
前記タッチセンシティブインターフェイスが複数の制御部を備え、前記複数の制御部が調整可能である、請求項１４に記載のシステム。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、外科用器具に関し、また様々な構成において、組織の切断及びステープル留めを行うように設計された、動力付き外科用切断及びステープル留め器具並びにそのステープルカートリッジに関する。
【背景技術】
【０００２】
外科用ステープラーは、多くの場合、例えば特に組織が横切開されているときに、ステープルを軟組織内に展開して、軟組織からの出血を低減又は排除するのに使用される。例えばエンドカッターなどの外科用ステープラーは、細長いシャフトアセンブリに対して移動させる、すなわち関節屈曲させることができる、エンドエフェクタを備えることができる。エンドエフェクタは、多くの場合、第１ジョー部材と第２ジョー部材との間で軟組織を固定するように構成され、第１ジョー部材は、ステープルを取外し可能に格納するように構成されたステープルカートリッジを含む場合が多く、第２ジョー部材はアンビルを含む場合が多い。かかる外科用ステープルは、ステープルカートリッジに対してアンビルを枢動させるための閉鎖システムを含むことができる。
【０００３】
上記で概説したように、外科用ステープラーは、それらの間で軟組織を捕捉するために、ステープルカートリッジに対してエンドエフェクタのアンビルを枢動させるように構成することができる。様々な場合において、アンビルは、アンビルとステープルカートリッジとの間で軟組織をしっかりと保持するために、軟組織に対してクランプ力を加えるように構成することができる。しかしながら、外科医がエンドエフェクタの位置に満足していない場合、外科医は一般的に、外科用ステープラーの解放機構を起動して、アンビルを開放位置へと枢動させ、次にエンドエフェクタを再配置しなければならない。その後、一般的に、ステープルはドライバによってステープルカートリッジから展開されるが、そのドライバは、ステープルカートリッジ内のチャネルを横断し、ステープルをアンビルに対して変形させ、軟組織の複数層を共に固定する。多くの場合、当該技術分野において既知であるように、ステープルは、組織の複数層をより正確に共に固定するために、複数のステープルラインの形で、すなわち列の形で展開される。エンドエフェクタはまた、例えばナ

イフなど、２列のステープルの間を前進させて、軟組織の複数層が共にステープル留めされた後に軟組織を切除する、切断部材を含んでもよい。

【０００４】

かかる外科用ステープラー及びエフェクタは、トロカール又は他のアクセス開口部を通って体腔に挿入されるように、サイズ決めされ構成されてもよい。エンドエフェクタは、一般的に、トロカール又は開口部を貫通するようにサイズ決めされた、細長いシャフトに連結されている。細長いシャフトアセンブリは、多くの場合、エンドエフェクタの動作を制御する制御システム及び／又はトリガを支持する、ハンドルに動作可能に連結されている。体内でエンドエフェクタを適切に位置づけ方向付けるのを容易にするため、多くの外科用器具は、細長いシャフトの一部分に対するエンドエフェクタの関節屈曲を容易にするように構成されている。

【０００５】

動力付き外科用器具は、Ｚｅｍｌｏｋらの「ＰＯＷＥＲＥＤ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＳＴＡＰＬＩＮＧ　ＤＥＶＩＣＥ」という名称の米国特許出願公開第２００９／００９０７６３　Ａ１号（以下、「Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３」）に開示されており、この開示全体が参照することにより本明細書に組み込まれる。動力付き外科用器具は、Ｚｅｍｌｏｋらの「ＰＯＷＥＲＥＤ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ」という名称の米国特許出願公開第２０１１／０２７８３４４　Ａ１号（以下、「Ｚｅｍｌｏｋ‘３４４」、現在は米国特許第８，２０１，７２１号）にも開示されており、この開示全体が参照することにより本明細書に組み込まれる。

【０００６】

上述の議論は、当時の本発明の分野における関連技術の様々な態様を説明することのみを意図したものであり、特許請求の範囲を否定するものとみなされるべきではない。

【図面の簡単な説明】

【０００７】

本発明の実施形態の以下の説明を添付の図面と併せて参照することで、本発明の特徴及び利点並びにそれらを実現する方法はより明らかとなり、本発明自体もより深く理解されるであろう。

【図１】後退装置の一形態を用いる外科用器具の斜視図である。

【図２】本明細書に開示される様々な外科用器具と共に使用できる代表的な装填ユニットの斜視図である。

【図３】図２に示される装填ユニットの一部の分解斜視図である。

【図４】図１の外科用器具の一部の平面図である。

【図５】クラッチアセンブリが解除位置にある、図４に示される外科用器具の一部の部分側面図である。

【図６】後退アセンブリの実施形態及びその後退レバー装置の一部の平面図である。

【図７】その一部が断面図で示される、駆動ユニットの一形態の部分分解図である。

【図８】駆動ユニットロックシステムがロック位置にある、外科用器具の一部の別の平面図である。

【図９】ロック歯止めアセンブリの一形態の平面図である。

【図１０】図９のロック歯止めアセンブリの側面図である。

【図１１】図９及び１０のロック歯止めアセンブリの底面図である。

【図１２】歯車ボックスハウジングの実施形態の正面図である。

【図１３】その一部が断面図で示され、駆動ユニットロックシステムがロック方向にある、外科用器具の実施形態の部分側断面図である。

【図１４】駆動ユニットロックシステムがロック解除方向にある、図１３の外科用器具の別の部分側断面図である。

【図１５】ハウジングの一部が取り除かれ、器具の駆動ユニットロックシステム装置の一部が露出している、別の外科用器具の実施形態の平面図である。

【図１６】その一部が断面図で示され、実線がロック方向にある駆動ユニットロックシス

テムを示し、破線がロック解除方向にある駆動ユニットロックシステムを示す、図１５の外科用器具の実施形態の部分側断面図である。
【図１７】実線が作動前の後退レバーの位置を示し、破線が初期作動後の後退レバーの位置を示す、図１５及び１６の外科用器具の実施形態の別の部分平面図である。
【図１８】破線が完全に作動した位置にある後退レバーを示す、図１５～１７の外科用器具の実施形態の別の部分平面図である。
【図１９】ハウジングの一部が省略され、器具の駆動ユニットロックシステムが露出しており、実線が非作動位置にある後退レバーを示し、破線が初期作動後の後退レバーを示す、別の外科用器具の実施形態の一部の部分平面図である。
【図２０】ハウジングの一部が省略され、そのロック方向にある駆動ユニットロックシステムが露出している、別の外科用器具の実施形態の部分平面図である。
【図２１】駆動ユニットロックシステムがロック解除方向にある、図２０の外科用器具の実施形態の別の部分平面図である。
【図２２】外科用器具の一部、及びその後退アセンブリが非作動方向にあるエンドエフェクタの部分断面側面図である。
【図２３】発射ロッドアセンブリが発射された後の、図２２の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分断面側面図である。
【図２４】後退アセンブリが作動されて、エンドエフェクタ内の開始位置まで駆動梁が後退して戻った後の、図２３の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分断面側面図である。
【図２５】別の外科用器具の一部、及び、発射前状態であり、その後退アセンブリが非作動方向にあるエンドエフェクタの部分断面側面図である。
【図２６】発射後の図２５の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分断面側面図である。
【図２７】その後退アセンブリのラッチがラッチ解除方向にある、図２６の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分断面側面図である。
【図２８】遠位発射ロッド部分が後退方向にある、図２７の外科用器具及びエンドエフェクタの別の部分断面側面図である。
【図２９】その駆動連結具アセンブリが関節屈曲方向にある、別の外科用器具の実施形態の一部の部分断面図である。
【図３０】その駆動連結具アセンブリが発射方向にある、図２９の外科用器具の実施形態の一部の部分断面図である。
【図３１】実線で示される連結具セレクタ部材が関節屈曲方向にあり、破線で示される連結具セレクタ部材が発射方向にある、図２９及び３０の外科用器具の駆動連結具アセンブリの拡大断面図である。
【図３２】別の外科用器具の実施形態の一部の部分断面図である。
【図３３】図３２の外科用器具の一部の拡大部分断面図である。
【図３４】その移動制限装置が最も遠位方向にある、図３２及び３３の外科用器具の一部の別の拡大部分断面図である。
【図３５】その移動制限装置が最も近位方向にある、図３２～３４の外科用器具の一部の別の拡大部分断面図である。
【図３６】図３３の直線３６－３６に沿って取られた、図３３の外科用器具の部分断面図である。
【図３７】図３２～３６の外科用器具の一部の部分斜視図である。
【図３８】外科用器具のシャフト、カラー、及び本開示の様々な実施形態によるシャフトに取り付けられていない使い捨て装填ユニットの部分斜視図である。
【図３９】シャフトに取り付けられた使い捨て装填ユニットを示している、図３８のシャフト、カラー、及び使い捨て装填ユニット部分斜視図である。
【図４０】図３８のシャフト、カラー、及び使い捨て装填ユニットの部分分解斜視図である。

【図４１】図３８のシャフト、カラー、及び使い捨て装填ユニットの別の部分分解斜視図である。
【図４２】図３８の使い捨て装填ユニットの遠位取り付け部の斜視図である。
【図４３】図３８の使い捨て装填ユニットの遠位取り付け部の別の斜視図である。
【図４４】図３８のシャフトの近位取り付け部の斜視図である。
【図４５】図３８のシャフトの近位取り付け部の別の斜視図である。
【図４６】図３８の外科用器具のカラー及び発射シャフトの斜視図である。
【図４７】シャフトに取り付けられた使い捨て装填ユニットを示している、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの部分斜視断面図である。
【図４８】シャフトに取り付けられていない使い捨て装填ユニットを示している、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの部分立面断面図である。
【図４９】シャフトに取り付けられた使い捨て装填ユニットを示している、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの部分立面断面図である。
【図５０】図４８に示される面に沿って取られた、図３８のカラー及びシャフトの立面図である。
【図５１】シャフトに取り付けられていない使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して初期方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５２】シャフトに取り付けられていない使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して初期方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５３】シャフトに入っていく使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して初期方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５４】シャフトに入っていく使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して第２の回転した方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５５】シャフトに入っていく使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して第２の回転した方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５６】シャフトに完全に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して第２の回転した方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５７】シャフトに完全に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して初期方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５８】シャフトに完全に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、シャフトに対して初期方向にあるカラーを更に示す、図３８の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフトの斜視部分断面図である。
【図５９】外科用器具のシャフト、及び本開示の様々な実施形態によるシャフトに取り付けられていない使い捨て装填ユニットの部分斜視断面図である。
【図６０】シャフトに部分的に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、ラッチ解除位置にあるラッチを更に示す、図５９のシャフト及び使い捨て装填ユニットの部分斜視断面図である。
【図６１】シャフトに完全に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、ラッチ留め位置にあるラッチを更に示す、図５９のシャフト及び使い捨て装填ユニットの部分斜視断面図である。
【図６２】シャフトに完全に挿入された使い捨て装填ユニットを示し、ラッチ留め位置にあるラッチを更に示す、図５９のシャフト及び使い捨て装填ユニットの部分立面断面図である。

【図６３】本開示の様々な実施形態によるトルク－電圧曲線の概略図である。
【図６４（ａ）】本開示の様々な実施形態によるパルス幅変調回路によってもたらされる高デューティサイクルパルスの概略図である。
【図６４（ｂ）】本開示の様々な実施形態によるパルス幅変調回路によってもたらされる低デューティサイクルパルスの概略図である。
【図６５（ａ）】図６４（ａ）のパルス幅変調回路の高デューティサイクルパルスによって駆動される、発射要素の概略図である。
【図６５（ｂ）】図６４（ｂ）のパルス幅変調回路の低デューティサイクルパルスによって駆動される、発射要素の概略図である。
【図６６（ａ）】本開示の様々な実施形態による一次コイルセット及び二次コイルセットを有する、パルス幅変調回路の概略図である。
【図６６（ｂ）】本開示の様々な実施形態による一次コイルセット及び二次コイルセットを有する、パルス幅変調回路の概略図である。
【図６６（ｃ）】本開示の様々な実施形態による一次コイルセット及び二次コイルセットを有する、パルス幅変調回路の概略図である。
【図６７】本開示の様々な実施形態による発射行程全体の速度及びトルクを示すグラフである。
【図６８】本開示の様々な実施形態による発射行程中の速度制限実験部分を示すグラフである。
【図６９】本開示の様々な実施形態による簡易ステッピングモーターの概略図である。
【図７０】本開示の様々な実施形態による簡易ステッピングモーターの概略図である。
【図７１】本開示の様々な実施形態によるハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７２】本開示の様々な実施形態によるハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７３】本開示の様々な実施形態によるハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７４（ａ）】極性の変化を示している、図７１～７３のハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７４（ｂ）】極性の変化を示している、図７１～７３のハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７４（ｃ）】極性の変化を示している、図７１～７３のハイブリッド型ステッピングモーターの概略図である。
【図７５】本開示の様々な実施形態による内視鏡と共に使用するための、タッチスクリーンを備えるディスプレイの斜視図である。
【図７６】図７５のディスプレイ上に描写するための第１の情報層の立面図であり、第１の情報層は、内視鏡で見るとき、外科用器具に取り付けられた使い捨て装填ユニット（ＤＬＵ）のビデオによるフィードバックを含む。
【図７７】図７５のディスプレイ上に描写するための第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、タッチスクリーンによる入力を画定する制御パネルを含む。
【図７８】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図７９】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、ナイフが発射行程の開始点付近の近くにあるときのナイフの進行に関する数値データ、及びナイフの進行の視覚表示を含む。
【図８０】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、ナイフが発射行程の遠位端の近くにあるときのナイフの進行に関する数値データ、及びナイフの進行の視覚表示を含む。
【図８１】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、第１の情報層に示されるＤＬＵ中のナイフの検出位置に重なっている、ナイフの記号表示を含む。

【図８２】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、発射行程中に遠位に前進しているナイフの速度のグラフ表示を含む。
【図８３】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、組織上のＤＬＵジョーによってＤＬＵジョーの長さに沿って加えられるクランプ力のグラフ表示を含む。
【図８４】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、ＤＬＵの方向に関する数値データを含み、第１の情報層に示されるＤＬＵは、非関節屈曲方向にある。
【図８５】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、ＤＬＵの方向に関する数値データ及びＤＬＵの方向の視覚表示を含み、第１の情報層に示されるＤＬＵは、関節屈曲方向にある。
【図８６】ＤＬＵの関節屈曲を調節するために、図７５のタッチスクリーンを介するユーザーからの入力内容を示している、図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図８７】ＤＬＵを制御するための概略図を示しており、ＤＬＵの関節屈曲を調節するために、図７５のタッチスクリーンを介して概略図を操作することによるユーザーからの入力内容を更に示している、図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図８８】図８６及び８７に示されたユーザーの入力内容に反応する、第１の情報層における関節屈曲方向にあるＤＬＵを示している、図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図８９】可動ジョーの閉鎖を制御するために、図７５のタッチスクリーンを介するユーザーからの入力内容を示している、図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図９０】図８９に示されたユーザーの入力内容に反応する、第１の情報層におけるクランプ方向にあるＤＬＵの可動ジョーを示している、図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図である。
【図９１】図７７の第２の情報層のコントローラインターフェイスの立面図である。
【図９２】図７６の第１の情報層に重なっている図７７の第２の情報層の立面図であり、第２の情報層は、図９１のコントローラインターフェイス及び進行状況バーを含む。
【図９３】フィードバックコントローラと、内視鏡、外科用器具、及び図７５のディスプレイとの通信システムを示す概略図である。
【図９４】ハンドルと、少なくとも１つの実施形態による複数のインジケータを含むエンドエフェクタと、を備える外科用器具システムの分解図である。
【図９５】少なくとも１つの実施形態による複数のインジケータを含む外科用器具システムのハンドルの部分立面図である。
【図９６】少なくとも１つの実施形態によるトリガロックを含み、トリガロックがロック解除状態で示されている、外科用器具システムのハンドルの部分断面図である。
【図９７】トリガロックがロック状態で示されている、図９６のハンドルの部分断面図である。
【図９８】トリガロックがそのロック解除状態で示されている、図９６のトリガロックの断面図である。
【図９９】トリガロックがそのロック状態で示されている、図９６のトリガロックの断面図である。
【図９９Ａ】外科用器具がその閾値温度を超える温度に曝されているかどうかを評価し、閾値温度を超えていることを外科用器具のユーザーに通知する方法を決定するための、外科用器具のコントローラの操作プログラムを概説するフローチャートである。
【図１００】少なくとも１つの実施形態によるロック状態のトリガロックを備える、外科用器具システムのハンドルの断面図である。
【図１０１】トリガロックがそのロック状態で示されている、図１００のハンドルの断面

詳細図である。
【図１０２】トリガロックがロック解除状態で示されている、図１００のハンドルの別の断面詳細図である。
【図１０３】ロック状態で示された、図１００のトリガロックの斜視図である。
【図１０４】少なくとも１つの実施形態によるロック状態のトリガロックを備える、外科用器具のハンドルの部分断面斜視図である。
【図１０５】ロック解除状態で示された、図１０４のハンドルの部分断面斜視図である。
【図１０６】ロック状態で示された、図１０４のハンドルの部分断面左側面図である。
【図１０７】ロック状態で示された、図１０４のハンドルの部分断面右側面図である。
【図１０８】ロック解除状態で示された、図１０４のハンドルの部分断面左側面図である。
【図１０９】ロック解除状態で示された、図１０４のハンドルの部分断面右側面図である。
【図１１０】外科用器具のコントローラを利用して、外科用器具に取り付けられたエンドエフェクタから受信した信号を処理できる工程を示している、プロセスフローチャートである。
【図１１０Ａ】エンドエフェクタから外科用器具に提供できる一連のパラメータを示している概略図である。
【図１１１】図１１０のエンドエフェクタ及び外科用器具の使用工程を示している、プロセスフローチャートである。
【図１１２】少なくとも１つの実施形態による外科用器具のエンドエフェクタとシャフトとの相互接続部を示している概略図である。
【図１１３】図１１２の相互接続部のプリント基板の平面図である。
【図１１４】少なくとも１つの実施形態による外科用器具のエンドエフェクタの部分斜視図である。
【図１１５】図１１４のエンドエフェクタ及び外科用器具のシャフトの部分斜視図である。
【図１１６】図１１５のシャフトに取り付けられた図１１４のエンドエフェクタの断面図である。
【図１１７】少なくとも１つの実施形態によるエンドエフェクタとシャフトとの相互接続部の断面図である。
【図１１８】少なくとも１つの実施形態によるエンドエフェクタとシャフトとの相互接続部の断面図である。
【図１１９】少なくとも１つの実施形態によるエンドエフェクタとシャフトとの相互接続部の断面図である。
【図１２０】図１１９の相互接続部の詳細図である。
【図１２１】少なくとも１つの実施形態によるアンビルと、アンビル位置インジケータと、を備え、アンビルが開放位置で示されている、エンドエフェクタの側面図である。
【図１２２】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図１２１のエンドエフェクタの側面図である。
【図１２３】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図１２１のエンドエフェクタの別の側面図である。
【図１２４】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図１２１のエンドエフェクタの別の側面図である。
【図１２５】図１２１に示される位置にあるアンビルを示している、図１２１のアンビル位置インジケータの詳細図である。
【図１２６】図１２２に示される位置にあるアンビルを示している、図１２１のアンビル位置インジケータの詳細図である。
【図１２７】図１２３に示される位置にあるアンビルを示している、図１２１のアンビル位置インジケータの詳細図である。

【図１２８】図１２４に示される位置にあるアンビルを示している、図１２１のアンビル位置インジケータの詳細図である。
【図１２９】本明細書に記載される特定の実施形態による外科用器具の断面側面図を示す。
【図１３０】図１２９の外科用器具に電力を供給するための電力システムを示し、この電力システムは、図１２９の外科用器具の制御システムと通信する。
【図１３１】充電器台に接続された図１３０の電力システムのバッテリーパックを示す。
【図１３２】図１３０の電力システムの電力管理回路を示す。
【図１３３】図１３０の電力システムの動作パラメータを例示している概略ブロック図を示す。
【図１３４】本明細書に記載される様々な実施形態による外科用器具の電源の斜視図を示す。
【図１３５】本明細書に記載される様々な実施形態による分解された図１３４の電源の斜視図を示す。
【図１３６】本明細書に記載される様々な実施形態による完全な破壊可能部を含む図１３４の電源の回路の回路図を示す。
【図１３７】本明細書に記載される様々な実施形態による破壊可能部が破壊されている、図１３６の回路の回路図を示す。
【図１３８】本明細書に記載される様々な実施形態による、メモリに保存されたデータを不正アクセスから保護するためのシステムのブロック図を示す。
【図１３９】覆われたデータアクセスポータルを備える、外科用器具の電源の斜視図を示す。
【図１４０】覆われていない構成の図１３９のデータアクセスポータルを示す。
【図１４１】内部データアクセスポータルを備える、外科用器具の電源の斜視図を示す。
【図１４２】本明細書に記載される様々な実施形態による、メモリに保存されたデータを不正アクセスから保護するためのシステムのブロック図を示す。
【図１４３】本明細書に記載される様々な実施形態による外科用器具の電源の斜視図を示す。
【図１４４】外科用器具に連結されている図１４３の電源の斜視図を示す。
【図１４５】本明細書に記載される様々な実施形態による様々な構成の図１４３の電源のＬＥＤを示す。
【図１４６】本明細書に記載される様々な実施形態によるハウジングを備える、外科用器具の側面図を示す。
【図１４７】外殻が取り外され、固定部材によってハウジングに固定された取り外し可能要素が露出している、図１４６のハウジングの側面図を示す。
【図１４８】取り外し可能要素がハウジングから取り外されている、図１４７のハウジングの側面図を示す。
【図１４９】エンドエフェクタの表面に画定されるバーコードの検出可能な圧痕、ノッチ、又はくぼみを示している概略図である。
【図１５０】バーコードリーダーで使用可能な代表的なバーコードの概略図である。
【図１５１】少なくとも１つの実施形態によるバーコードを含む、エンドエフェクタのシャフトの部分側面図である。
【図１５２】少なくとも１つの実施形態によるバーコードを含む、外科用器具のエンドエフェクタの部分立面図である。
【図１５３】少なくとも１つの実施形態によるバーコードリーダーを備える、外科用器具のハンドルの部分斜視図である。
【図１５４】エンドエフェクタを内部に配置して示された、図１５３のバーコードリーダーの断面図である。
【図１５５】少なくとも１つの実施形態による外科用器具のエンドエフェクタ及びシャフトの分解斜視図である。

【図１５６】少なくとも１つの実施形態による外科用器具のエンドエフェクタ及びシャフトの分解斜視図であり、エンドエフェクタは、取り外し可能に互いにロックされる発射部材の一部を含む。
【図１５７】ロック部材によって互いにロックされる図１５６の発射部材部分の部分斜視図である。
【図１５８】発射部材部分を取り外し可能に互いにロックしているロック部材を図示するために発射部材の一部が取り外されて示される、図１５６の発射部材部分及びロック部材の部分斜視図である。
【図１５９】図１５６の発射部材、及びロック部材をロック解除状態に移動して発射部材部分のロックを解除するように構成されている解放作動装置の分解図である。
【図１６０】図１５９の解放作動装置と対応するシャフト解放作動装置との相互接続部の部分分解図である。
【図１６１】図１６０の相互接続部の断面図である。
【図１６２】モーター、駆動シャフト、及びモーターと駆動シャフトとの間の回転を選択的に伝導するように構成されている滑りクラッチと、を備える、アセンブリの分解斜視図である。
【図１６３】図１６２のアセンブリの断面図である。
【図１６４】図１６２の滑りクラッチの付勢要素の斜視図である。
【図１６５】中間位置にある滑りクラッチのクラッチ要素を示している、図１６２のアセンブリの断面図である。
【図１６６】前方位置にある図１６５のクラッチ要素を示している、図１６２のアセンブリの断面図である。
【図１６７】反対位置にある図１６５のクラッチ要素を示している、図１６２のアセンブリの断面図である。
【図１６８】本開示の様々な実施形態によるモーター及び歯車アセンブリの斜視図である。
【図１６９】本開示の様々な実施形態によるモーター、歯車アセンブリ、及び音声フィードバック発生具の斜視図である。
【図１７０】時計方向に回転しているディスクと、本開示の様々な実施形態による図１６９の音声フィードバック発生具のクリッカーに係合しているツメを示している、図１６９の歯車アセンブリのディスク上のツメの立面図である。
【図１７１】反時計方向に回転しているディスクと、本開示の様々な実施形態による図１６９の音声フィードバック発生具のクリッカーに係合しているツメを示している、図１６９の歯車アセンブリのディスク上のツメの立面図である。
【図１７２】本開示の様々な実施形態によるモーター、複数のディスクを有する歯車アセンブリ、及び音声フィードバック発生具の斜視図である。
【図１７３】本開示の様々な実施形態による図１７２の音声フィードバック発生具によって、発射行程の終点付近で発生したフィードバックのグラフ表示である。
【図１７４】本開示の様々な実施形態による図１７２の音声フィードバック発生具によって、装填ユニットの関節屈曲限界付近で発生したフィードバックのグラフ表示である。
【図１７５】本開示の様々な実施形態による図１７２の音声フィードバック発生具によって、装填ユニットの関節屈曲限界付近で発生したフィードバックのグラフ表示である。
【図１７６】外科用器具の操作のアルゴリズムを示す概略図である。
【図１７７】外科用器具の操作のアルゴリズムを示す別の概略図である。
【図１７８】外科用器具の操作のアルゴリズムを示す概略図である。
【図１７９】電池の電圧を示すように構成されている回路である。
【図１８０】電池が充電されたことを示すように構成されている自動点滅器の概略図である。
【図１８１】少なくとも１つの実施形態による外科用器具で使用するための診断チェックの概略図である。

【図１８２】電池の充電量が最低充電レベルを下回ったときの、電池の放電と電力遮断を示している概略図である。
【図１８３】電池の操作及び／又は性能の記録を維持できる情報の表である。
【図１８４】電池診断回路の概略図である。
【図１８５】本開示の様々な実施形態による外科用器具と共に使用するための密閉型モーター及び歯車アセンブリの斜視図である。
【図１８６】本開示の様々な実施形態による図１８５の密閉型モーター及び歯車アセンブリの分解立面断面図である。
【発明を実施するための形態】
【０００８】
本願出願人は、本願と同日に出願され、それぞれの全内容が参照によって本明細書に組み込まれる、以下の特許出願も所有している。
－米国特許出願、名称「ＦＩＲＩＮＧ ＭＥＭＢＥＲ ＲＥＴＲＡＣＴＩＯＮ ＤＥＶＩＣＥＳ ＦＯＲ ＰＯＷＥＲＥＤ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９３ＵＳＮＰ／１３００１６、
－米国特許出願、名称「ＳＥＣＯＮＤＡＲＹ ＢＡＴＴＥＲＹ ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴＳ ＦＯＲ ＰＯＷＥＲＥＤ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９４ＵＳＮＰ／１３００１７、
－米国特許出願、名称「ＥＲＲＯＲ ＤＥＴＥＣＴＩＯＮ ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴＳ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ ＡＳＳＥＭＢＬＩＥＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９５ＵＳＮＰ／１３００１８、
－米国特許出願、名称「ＡＴＴＡＣＨＭＥＮＴ ＰＯＲＴＩＯＮＳ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ ＡＳＳＥＭＢＬＩＥＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９６ＵＳＮＰ／１３００１９、
－米国特許出願、名称「ＴＡＭＰＥＲ ＰＲＯＯＦ ＣＩＲＣＵＩＴ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ ＢＡＴＴＥＲＹ ＰＡＣＫ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９７ＵＳＮＰ／１３００２０、
－米国特許出願、名称「ＣＬＯＳＵＲＥ ＩＮＤＩＣＡＴＯＲ ＳＹＳＴＥＭＳ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９８ＵＳＮＰ／１３００２１、
－米国特許出願、名称「ＴＯＲＱＵＥ ＯＰＴＩＭＩＺＡＴＩＯＮ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７２９９ＵＳＮＰ／１３００２２、
－米国特許出願、名称「ＳＨＲＯＵＤ ＲＥＴＥＮＴＩＯＮ ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴ ＦＯＲ ＳＴＥＲＩＬＩＺＡＢＬＥ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７３０００ＵＳＮＰ／１３００２３、
－米国特許出願、名称「ＣＯＮＤＵＣＴＯＲ ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴＳ ＦＯＲ ＥＬＥＣＴＲＩＣＡＬＬＹ ＰＯＷＥＲＥＤ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ ＷＩＴＨ ＲＯＴＡＴＡＢＬＥ ＥＮＤ ＥＦＦＥＣＴＯＲＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７３０１ＵＳＮＰ／１３００２４、
－米国特許出願、名称「ＥＮＤ ＥＦＦＥＣＴＯＲ ＤＥＴＥＣＴＩＯＮ ＳＹＳＴＥＭＳ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７３０２ＵＳＮＰ／１３００２５、
－米国特許出願、名称「ＦＩＲＩＮＧ ＴＲＩＧＧＥＲ ＬＯＣＫＯＵＴ ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴＳ ＦＯＲ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７３０３ＵＳＮＰ／１３００２６、
－米国特許出願、名称「ＭＯＴＯＲ－ＰＯＷＥＲＥＤ ＡＲＴＩＣＵＬＡＴＡＢＬＥ ＳＵＲＧＩＣＡＬ ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」、代理人整理番号ＥＮＤ７３０５ＵＳＮＰ／１３００２８。
【０００９】

ここで、本明細書に開示する装置及び方法の構造、機能、製造、及び用途の原理を総合的に理解するために、特定の例示的実施形態について記載する。これらの実施形態の１つ又は２つ以上の実施例が、添付の図面に示されている。当業者は、本明細書で具体的に説明され、添付図面に示される装置及び方法は、非限定的な例示的実施形態であること、並びに、本発明の様々な実施形態の範囲は、特許請求の範囲によってのみ定義されることを理解するであろう。ある例示的実施形態との関連において図示又は記載される特徴は、他の実施形態の特徴と組み合わされてもよい。かかる修正及び変形は本発明の範囲内に含まれるものとする。

【００１０】

用語「備える（comprise）」（並びにｃｏｍｐｒｉｓｅｓ及びｃｏｍｐｒｉｓｉｎｇなど、ｃｏｍｐｒｉｓｅの任意の語形）、「有する（have）」（並びにｈａｓ及びｈａｖｉｎｇなど、ｈａｖｅの任意の語形）、「含む（include）」（並びにｉｎｃｌｕｄｅｓ及びｉｎｃｌｕｄｉｎｇなど、ｉｎｃｌｕｄｅの任意の語形）、「含有する（contain）」（並びにｃｏｎｔａｉｎｓ及びｃｏｎｔａｉｎｉｎｇなど、ｃｏｎｔａｉｎの任意の語形）は、開放型の連結動詞である。結果として、１つ以上の要素を「備える」か、「有する」か、「含む」か、若しくは「含有する」外科用システム、デバイス、又は装置は、それら１つ以上の要素を有しているが、それら１つ以上の要素のみを有することに限定されない。同様に、１つ以上の構造部を「備える」か、「有する」か、「含む」か、若しくは「含有する」、システム、デバイス、又は装置の要素は、それら１つ以上の構造部を有しているが、それら１つ以上の構造部のみを有することに限定されない。

【００１１】

「近位」及び「遠位」という用語は、本明細書において、外科用器具のハンドル部分を操作する臨床医を基準として使用される。「近位」という用語は臨床医に最も近い部分を指し、「遠位」という用語は臨床医から離れて位置する部分を指す。便宜上、及び明瞭にするため、「垂直」、「水平」、「上」、「下」などの空間的用語は、本明細書において、図面に対して使用されることがあることが更に理解されるであろう。しかしながら、外科用器具は、多くの方向及び位置で使用されるものであり、これらの用語は、限定的及び／又は絶対的であることを意図するものではない。

【００１２】

腹腔鏡下及び低侵襲性の外科的処置を行うための、様々な例示的なデバイス及び方法が提供される。しかしながら、本明細書で開示する様々な方法及びデバイスは、例えば、開放的な外科的処置と関連することを含めて、多数の外科的処置及び用途で使用できることが、当業者には容易に理解されるであろう。この「発明を実施するための形態」を読むにつれ、当業者は、本明細書に開示される様々な器具は、例えば、自然孔を通して、又は組織に形成された切開孔若しくは穿刺穴を通してなど何らかの方法で体内に挿入され得ることを更に理解するであろう。これらの器具の作動部分、すなわちエンドエフェクタ部分は、患者の体内に直接に挿入できる、又は、外科用器具のエンドエフェクタ及び細長いシャフトを通過させることが可能な作業用チャンネルを有するアクセス装置を介して挿入され得る。

【００１３】

図１は、例えば、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３及び／又はＺｅｍｌｏｋ‘３４４（それぞれがその全体を参照することによって本明細書に組み込まれている）に開示されている外科用器具（その様々な特徴部、構成部品、及びサブコンポーネントを含む）に多くの点で類似し得る、動力付き外科用器具１０を示す。図１に示される外科用器具１０は、器具の手動操作及び稼働を容易にするためのハンドル部１４を有する、ハウジング１２を備える。したがって、本明細書で使用するとき、用語「ハウジング」は、手持ち型、ないしは別の方法で手動操作可能な装置を包含してよい。しかしながら、用語「ハウジング」は、手持ち型であることは意図されないが、システムの様々な構成要素、部分、及び／又は作動装置によって別の方法で操作され、作動可能な、ロボット制御システムなどの自動外科用器具システムの部分も包含してよい。

【００１４】
内視鏡部分の形態の細長いシャフトアセンブリ１６は、ハウジング１２から突出し、それに加えられる発射運動に反応して少なくとも１つの外科的手技を行うように構成されている外科用エンドエフェクタに、動作可能に取り付けられるように構成されている。かかる外科用エンドエフェクタは、例えば、エンドカッター、把持器具、又は、１対のジョーであって、１つのジョーが別のジョーに対して選択的に移動可能であるか、若しくは、いくつかの構成では、両方のジョーが互いに対して移動可能であるジョーを含み得る他の装置を備えてよい。更なる例として、外科用エンドエフェクタは、図２及び３に示されるような「装填ユニット」２０などの、組織を切断かつステープル留めするように構成されている装置を備えてよい。装填ユニット２０などの外科用エンドエフェクタを、本明細書に詳述されるように、例えば、動力付き外科用器具１０の細長いシャフトアセンブリ１６に取り外し可能に取り付けることができる。

【００１５】
図２及び３は、外科用器具１０と共に使用できる装填ユニット２０の１つの代表的な形態を示す。かかる装填ユニット２０は、上記米国特許出願公開（それぞれがその全体を参照することによって本明細書に組み込まれている）に開示されている装填ユニット、並びに、例えば、「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＳＴＡＰＬＩＮＧ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ　ＷＩＴＨ　ＲＯＴＡＴＡＢＬＥ　ＳＴＡＰＬＥ　ＤＥＰＬＯＹＭＥＮＴ　ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴｓ」という名称の米国特許出願公開第２０１２－０２９８７１９Ａ１号（この開示はその全体を参照することによって本明細書に組み込まれる）に開示されている装填ユニットに類似し得る。

【００１６】
図２に示されるように、装填ユニット２０は、内部のステープルカートリッジ２６を動作可能に支持するキャリア２４に対する旋回移動に対応している、アンビルアセンブリ２２を備える。装着アセンブリ２８は、カートリッジキャリア２４に旋回式に連結し、器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」に直交する関節屈曲軸「ＡＡ－ＡＡ」を中心としてキャリア２４を旋回可能にする関節屈曲継手２７を形成する。図３を参照すると、装着アセンブリ２８は、例えば、上側及び下側取り付け部３０及び３２を備えてよい。各取り付け部３０、３２は、そのキャリア２４の近位端を固定するために、その各側に、ねじ付きボルト（図示せず）を受容するサイズのねじ付き穴３４を備えてよい。１対の中央に位置する枢動部材３６は、ハウジング部４０の遠位端と係合する１対の連結部材３８を介して、上側取り付け部と下側取り付け部との間に延在し得る。連結部材３８はそれぞれ、ハウジング部４０の近位端に形成された溝４２内に収容され、装着アセンブリ３０及びハウジング部４０を長手方向固定位置に保持するように構成されている、インターロック近位部３９を備えてよい。

【００１７】
図３に更に示されるように、装填ユニット２０のハウジング部４０は、それぞれが外部ケーシング５０内に収容されるように構成されている、上側ハウジング半体４４と、下側ハウジング半体４６と、を備えてよい。ハウジング半体４４の近位端は、細長いシャフトアセンブリ１６の遠位端を取り外し可能に係合するための係合突起部４８を備えてよい。突起部４８は、例えば細長いシャフトアセンブリ１６の遠位端との「バヨネット型」連結を形成してよい。様々な連結装置が本明細書に詳述される。ハウジング半体４４、４６は、軸方向に移動可能な駆動梁６０を摺動可能に収容するための溝４７を画定してよい。第２関節屈曲連結部７０は、ハウジング半体４４と４６との間に形成されたスロット７２内に摺動可能に配置されるような寸法であってよい。１対の「ブローアウト」プレート７４を、軸方向駆動梁６０の遠位端に隣接するハウジング部４０の遠位端に隣接して位置づけ、キャリア２４の関節屈曲中の駆動梁６０の外側への張出しを阻止することができる。

【００１８】
駆動梁６０は、遠位作動ヘッド６２と、近位係合部６４と、を備えてよい。駆動梁６０は、単一シート材料から、又は好ましくは、複数の積層シートから構成されてよい。係合

部６４は、駆動部材６６内に形成された１対の対応する保持スロットを取り付けるように係合する寸法であり、かつそのように構成されている１対の係合指部を備えてよい。駆動部材６６は、装填ユニット２０の近位端が外科用器具１０の細長いシャフトアセンブリと係合すると、発射ロッドの遠位端を収容するように構成されている近位ポートホール６７を備えてよい。遠位作動ヘッド６２は、内部に形成された組織切断部６３を有してよい。遠位作動ヘッド６２は、遠位作動ヘッド６２がステープルカートリッジ２６を通って遠位に駆動されると、アンビルアセンブリ２２を係合し、それをアンビル２２とステープルカートリッジ２６との間の組織をクランプする閉鎖位置まで枢軸旋回するように構成されている、１対のピン６５を更に備えてよい。遠位作動ヘッド６２上の組織切断部６３は、ステープルカートリッジ２６内に支持されている外科用ステープル（図示せず）が、既知の様式でアンビル２２との接触部を形成するように駆動されるとき、クランプした組織を切開するのに使用される。例えば、遠位作動ヘッド６２は、ステープルカートリッジ２６中に移動可能に支持されているスレッド（図示せず）を軸係合し、かつこれを前進させるように構成されている。スレッドが駆動部材６６によって遠位方向に駆動されると、スレッドはステープルと関連している押子（図示せず）に接触し、押子によって、装填ユニット２０上のアンビル２２との係合部を形成するように、カートリッジ２６からステープルを送り出す。

【００１９】

図１に示されるように、外科用器具１０は、例えば以下で更に詳述するような、装填ユニット２０に発射運動を与えるために使用され得る回転作動運動を生成するように構成されている、モーター１００を備える。少なくとも１つの形態では、例えば、モーター１００は、全体を通して８２と表記される発射部材アセンブリに、回転作動運動を与えるように構成されている。１つの構成では、例えば、発射部材アセンブリ８２は、ハウジング１２内に回転可能に支持され、内部に形成された雌ねじ（図示せず）を有する、駆動チューブ１０２を備える。発射ロッド１０４の近位ねじ付き部分は、駆動チューブ１０２の回転によって発射ロッド１０４の軸方向移動が生じるように、駆動チューブ１０２と螺合して支持される。発射ロッド１０４は、装填ユニット２０内の駆動梁６０の内部をねじ止めにより接続できる。上記の組み込まれたＺｅｍｌｏｋ‘７６３及びＺｅｍｌｏｋ‘３４４に更に詳述されるように、第１方向（例えば、反時計方向）への駆動チューブ１０２の回転により、発射ロッド１０４が駆動部材６０を遠位方向に前進させる。装填ユニット２０内の駆動部材６０の遠位方向への初期前進により、アンビル２２をステープルカートリッジ２６に向かって旋回させる。駆動部材６０が遠位方向「ＤＤ」に初期駆動されると、アンビル２２は、アンビル２２を閉鎖位置までカム運動させる駆動部材６０上のピン６５によって作動される。発射ロッド１０４、最終的には装填ユニット２０を通って駆動部材６０の更に遠位への移動により、アンビル２２上のステープル形成底面との接触を形成するようにステープルを駆動させる。

【００２０】

図１に更に示されるように、外科用器具１０は、全体を通して１０９と表記される関節屈曲システムを備えてよい。しかしながら、外科用器具１０は、本明細書に詳細に開示される様々なその他関節屈曲システム装置を備えてよい。少なくとも１つの形態では、関節屈曲システム１０９は、関節屈曲モーター１１２と、手動関節屈曲ノブ１１４と、を備える関節屈曲機構１１０を備えてよい。関節屈曲モーター１１２を、動力付き関節屈曲スイッチ１１６によって、又は、手動関節屈曲ノブ１１４を旋回させることによって作動できる。関節屈曲モーター１１２の作動は、関節屈曲機構１１０の関節屈曲歯車１１８の回転につながる。関節屈曲機構１１０の作動により、エンドエフェクタ（例えば、装填ユニット２０のカートリッジ／アンビル部）を、その軸が、細長いシャフトアセンブリ１６の器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」と実質的に一直線である第１位置から、エンドエフェクタの軸が、細長いシャフトアセンブリの器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」に対して、例えば関節屈曲軸「ＡＡ－ＡＡ」を中心にある角度で配置される位置まで移動させることができる。関節屈曲機構１１０の様々な態様に関する更なる説明は、その全体を参照することに

よって先に本明細書に組み込まれたＺｅｍｌｏｋ‘７６３において見いだすことができる。加えて、その全体を参照することによって開示全体が本明細書に組み込まれる、「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＳＴＡＰＬＩＮＧ　ＡＰＰＡＲＡＴＵＳ　ＷＩＴＨ　ＰＯＷＥＲＥＤ　ＡＲＴＩＣＵＬＡＴＩＯＮ」という名称の米国特許第７，４３１，１８８号は、外科用器具１０と共に使用できるモーター動力付きの関節屈曲可能なエンドエフェクタを開示する。

【００２１】

様々な実施形態では、外科用器具は少なくとも１つのモーターを備えてよく、これは、別の場所に詳述されるように、装填ユニット２０に対する発射運動、及び／又は、関節屈曲システム１０９に対する関節屈曲をもたらすことができる。モーター１００は、例えば、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３において更に詳述されている種類の電源２００によって、給電されてよい。例えば、電源２００は、再充電可能電池（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）を含んでよい。電源２００が少なくとも１つの使い捨て電池を含んでよいことも想定される。使い捨て電池は、例えば、約９ボルト～約３０ボルトであってよい。しかしながら、他の電源も使用できる。図１は、電源２００が複数の電池２０２を備える１つの例を示す。使用される電池２０２の数は、器具１０の電流負荷要件に依存し得る。

【００２２】

特定の実施形態では、外科用器具１０は、外科用器具１０の少なくとも１つのモーターに給電するための二次電源を備えてよい。例えば、ここで図１２９を参照すると、外科用器具１０は、外科用器具１０を操作するためのエネルギーを供給するように構成できる電力システム２０００を備えてよい。図１２９に示されるように、電力システム２０００は、例えば、ハウジング１２のハンドル部１４内に設置でき、一次電源２００２と、二次、つまりバックアップ電源２００４を備えてよい。一次電源２００２は、通常操作中の外科用器具１０の操作用エネルギーを供給するように構成されてよく、二次電源２００４は、外科用器具１０の操作用エネルギーを供給するのに一次電源２００２が使用できないとき、例えば、一次電源２００２が消耗したとき、及び／又は、外科用器具１０から外されたときに、少なくとも限られた容量で外科用器具１０の操作用エネルギーを供給するように構成されてよい。例えば、二次電源２００２は、外科的手技中に一次電源２００２が消耗した場合、及び／又は、外科用器具１０から外された場合に、外科用器具１０を初期状態に回復させるためのエネルギーを供給するように構成されてよい。

【００２３】

図１を参照すると、他の場所に詳述されるように、例えば、電源２００などの電源は、外科用器具１０の操作のための電力を供給できる。例えば、電源２００は、例えば、モーター１００などのモーターに電力を供給し、駆動チューブ１０２の第１方向への回転と、最終的には、装填ユニット２０を通して駆動梁６０を遠位に駆動する発射ロッド１０４の軸方向の前進を起こすことができる。別の方法としては、電源２００は、モーター１００に電力を供給し、駆動チューブ１０２の第１方向と反対の第２方向への回転と、最終的には、駆動梁６０をその最初の及び／又は既定の位置まで近位に移動し得る発射ロッド１０４の軸方向の後退を起こすことができる。同様に、一次電源２００２は、モーター１００に電力を供給し、外科用器具１０の通常操作中に発射ロッド１０４を前進及び／又は後退するように構成されてよい。加えて、二次電源２００４は、例えば、一次電源２００２が消耗したとき、及び／又は、外科用器具１０から外されたときなどに、一次電源２００２が必要な電力を供給できなくなった場合に、発射ロッド１０４を既定位置まで後退させるのに要する電力を供給するように構成されてよい。

【００２４】

上記に加え、他の場所に詳述されるように、外科用器具１０は、例えば、エンドエフェクタ２０の関節屈曲角度（図２参照）、エンドエフェクタ２０の作動状態、センサの測定値、発射数、組織深さ、及び／又は発射ロッド１０４の位置などの、外科的手技中の外科用器具１０の操作に関する様々な情報を記録し、保存するように構成されてよい。特定の例では、かかる情報は、例えば、保存された情報の維持に電力を要し得るランダムアクセ

スメモリ（ＲＡＭ）ユニットなどの、揮発性つまり一時メモリに記録され、保存されてよい。外科用器具１０の通常操作中、一次電源２００２は、他の場所に詳述される他の電源と同様に、外科用器具１０の揮発性つまり一時メモリユニット内に保存された情報を維持するのに要する電力を供給できる。加えて、二次電源２００４は、例えば、一次電源２００２が消耗したとき、及び／又は、外科用器具１０から外されたときなど、一次電源２００２が必要な電力を供給できなくなった場合に、保存された情報を一時的に維持するのに要する電力を供給できる。

【００２５】

特定の態様では、外科用器具１０は、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｋ‘７６３に開示されている種類及び構成の制御システム２００５を備えてよい。かかる制御システム２００５の構成及び操作に関する更なる詳細は、当該公開特許から入手できる。例えば、制御システム２００５は、視覚又は聴覚表示などのユーザーインターフェイスを介して、ユーザーに対して警告又は器具の状態などの情報を、生成又は提供するように構成されてよい。制御システム２００５によって生成された信号又は入力は、例えば、ユーザー、器具構成要素によって提供される他の信号又は入力に反応してもよく、あるいは器具１０と関連付けられる１つ以上の測定値の関数であってもよい。外科用器具１０の通常操作中、他の場所に詳述されるように、例えば、一次電源２００２（図１２９参照）などの電源は、制御システム２００５が、ユーザーインターフェイスを介したユーザーとの対話などの機能を実行できるのに要する電力を供給できる。加えて、二次電源２００４は、例えば、一次電源２００２が消耗したとき、及び／又は、外科用器具１０から外されたときなどに、一次電源２００２が必要な電力を供給できなくなった場合に、ユーザーインターフェイスを介したユーザーとの一時的対話に必要な電力を少なくとも限られた容量で供給できる。

【００２６】

ここで図１３０を参照すると、電力システム２０００は、一次電源２００２及び二次電源２００４に連結され得る電力管理回路２００６を含んでよい。電力管理回路２００６は、半導体、コンピュータチップ、又はメモリを含むか、又は、それらと選択的に関連付けられてもよい。電力管理回路２００６は、制御システム２００５、一次電源２００２、及び／又は二次電源２００４を含むが、これらに限定されない、外科用器具１０の様々な構成要素に、又はそれらから、アナログ又はデジタルの入力又は信号を送信又は受信するように構成されてよい。様々な態様では、電力管理回路２００６は、１つ又は２つ以上のアルゴリズムを利用して、一次電源２００２及び／又は二次電源２００４を含む外科用器具１０の様々な構成要素を制御かつ監視するための入力信号を更に組織化できる、ソフトウェアを使用してよい。かかる組織化された入力信号は、電力管理回路２００６によって測定及び／若しくは計算される基準の関数であってもよく、又はいくつかの場合、別の器具構成要素、ユーザー、若しくは電力管理回路２００６と動作可能に通信する別個のシステムによって、電力管理回路２００６に提供されてもよい。

【００２７】

再度図１２９を参照すると、一次電源２００２は、器具１０の電流負荷必要量に応じた１つ又は２つ以上の電池を備えてよい。様々な態様では、図１２９に示されるように、一次電源２００２は、例えば、互いに直列に接続できる複数の電池２０１０を含み得る、バッテリーパック２００８を備えてよい。バッテリーパック２００８は交換可能であってよい。換言すれば、バッテリーパック２００８は、外科用器具１０から切り離して取り外し、別の同様のバッテリーパックと交換できる。特定の態様では、一次電源２００２は、再充電可能電池（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）を含んでよい。電池２００８は、例えば、ＣＲ　１２３Ａ電池などの３ボルトのリチウム電池であってよいが、例えば、別の実施形態では、例えば、異なる電圧レベル及び／又は異なる化学的性質を有する電池などの異なる種類の電池を使用できる。ユーザーは、消耗した、つまり使用済みのバッテリーパック２００８を外科用器具１０から切り離して取り外し、充電したバッテリーパック２００８を接続して外科用器具１０に電力を供給できる。消耗したバッテリ

ーパック２００８は、その後充電され、再利用できる。一次電源２００２が少なくとも１つの使い捨て電池を含んでよいことも想定される。様々な態様では、使い捨て電池は、例えば約９ボルト～約３０ボルトであってよい。ユーザーは、消耗した使い捨てバッテリーパック２００８を切り離して取り外し、新しい使い捨てバッテリーパック２００８を接続して外科用器具１０に電力を供給できる。

【００２８】

上記のように、バッテリーパック２００８は再充電可能電池を備えてよく、例えば、ハウジング１２のハンドル部１４内に取り外し可能に設置できる。かかる状況では、充電器台を使用してバッテリーパック２００８を充電してよい。例えば、図１３１に示されるように、ハンドル部１４内の場所からバッテリーパック２００８を取り外し、充電器台２０１２に接続することによって、充電器台２０１２をバッテリーパック２００８に接続できる。図１３１に示されるように、充電器台２０１２は、バッテリーパック２００８を充電するための電源２０１４を備えてよい。充電器台２０１２の電源２０１４は、例えば、電池（若しくはいくつかの直列接続した電池）、又は、電源の主管からなどの交流電力を、直流若しくはバッテリーパック２００８の充電に好適な任意のその他電源に変換するＡＣ／ＤＣ変換器であってよい。充電器台２０１２は、バッテリーパック２００８の充電状態を示す、ＬＥＤ、ＬＣＤディスプレイなどのインジケータ装置を備えてもよい。

【００２９】

加えて、図１３１に示されるように、充電器台２０１２は、例えば、１つ又は２つ以上のプロセッサ２０１６、１つ又は２つ以上のメモリユニット２０１８、及びｉ／ｏインターフェイス２０２０、２０２２を備えてよい。第１のｉ／ｏインターフェイス２０２０によって、充電器台２０１２は、電源パック２００８（電源パックのｉ／ｏインターフェイスを介して）と通信し、例えば、充電器台２０１２のメモリ２０２０に電源パック２００８のメモリに保存されたデータをダウンロード可能にできる。様々な状況では、ダウンロードしたデータは、その後、例えば、器具１０が関与する操作が行われる病院システム、外科医の診察室、器具の販売元、器具の製造業者などによって評価及び解析するために、第２のｉ／ｏインターフェイス２０２２を介して別のコンピュータ装置にダウンロードできる。

【００３０】

充電器台２０１２は、バッテリーパック２００８の電池全体の充電量を測定する充電メーター２０２４を備えてもよい。充電メーター２０２４はプロセッサ２０１６と通信してよく、そうして、電池が期待通りに機能し得ることを確実にするため、プロセッサ２０１６がバッテリーパック２００８の使用適合性をリアルタイムに判定できる。

【００３１】

再度図１２９を参照すると、二次電源２００４は、例えばハンドル部１４内に配置できる１つ又は２つ以上の電池２０２６を備えてよい。電池２０２６は再充電可能であってよい（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）。例えば、電池２０２６は、ＣＲ　１２３Ａ電池などの３ボルトのリチウム電池であってよい。加えて、電池２０２６を、器具１０から取り外さずに再充電されるように構成してよい。例えば、一次電源２００２が器具１０に連結されるとき、一次電源２００２を利用して電池２０２６を充電してよい。

【００３２】

図１３２を参照すると、電力管理回路２００６の代表的な実施形態が示される。特に、電力管理回路２００６は、一次電源２００２及び／又は二次電源２００４の稼働に関連する電気的パラメータを監視するように構成されてよい。例えば、電力管理回路２００６は、一次電源２００２及び／又は二次電源２００４の電力レベルを監視するように構成されてよい。図１３２に示されるように、電力管理回路２００６は、一次電源２００２及び／又は二次電源２００４全体の充電量を測定するように構成され得る充電メーター２０２８を備えてよい。電力管理回路２００６は、フラッシュ又はＲＯＭメモリなどの不揮発性メモリ２０３０と、例えば、１つ又は２つ以上のプロセッサ２０３２と、を備えてもよい。

プロセッサ２０３２をメモリ２０３０に接続し、これを制御してよい。加えて、プロセッサ２０３２を充電メーター２０２８に接続して、充電メーター２０２８の測定値を読み取る、ないしは別の方法で制御してよい。加えて、プロセッサ２０３２は、例えばＬＥＤなどの電力管理回路２００６の出力装置を制御してよい。

【００３３】

充電メーター２０２４及び／又は２０２８が、電圧、充電量、抵抗及び／又は電流を測定するように構成され得ることを、読者は理解するであろう。特定の例では、充電メーター２０２４及び／又は２０２８は、既定の負荷における電圧の状態を測定するよう構成され得る電池容量測定回路を備えてよい。

【００３４】

上記に加え、プロセッサ２０３２は、一次電源２００２及び／又は二次電源２００４に関する情報をメモリ２０３０に保存できる。その情報は、特に、使用可能な総充電量、使用回数、及び／又は性能を含んでよい。加えて、メモリ２０３０に保存された情報は、電力管理回路２００６が読み取り、保存することが可能な一次電源２００２のＩＤ値を含んでよい。かかるＩＤは、例えば、ＲＦＩＤトランスポンダ２０３４を介して電力管理回路２００６によって読み取られるＲＦＩＤであってよい。ＲＦＩＤトランスポンダ２０３４は、ＲＦＩＤタグを含む電源からＲＦＩＤを読み取ることができる。ＩＤ値が読み取られ、メモリ２０３０に保存され、プロセッサ２０３２によってメモリ２０３０又は電力管理回路２００６に関連する別の保存場所に保存された許容可能なＩＤ値リストと比較して、例えば、読み取られたＩＤ値に関連する取り外し可能／交換可能な一次電源２００２が認証されたもの及び／又は適切なものかどうかを判定できる。かかる状況では、プロセッサ２０３２が、読み取られたＩＤ値に関連する取り外し可能／交換可能な構成要素を認証しないと判定する場合、電力管理回路２００６は、電力が器具１０に送られるのを防ぐスイッチ（図示せず）を開放することなどによって、器具１０の使用を防ぐように構成され得る。構成要素が認証されたもの及び／又は適切なものかどうかを判定するためにプロセッサ２０３２が評価し得る様々なパラメータとして、例えば、日付コード、構成要素の型式／種類、製造業者、地域情報、及び／又は事前のエラーコードが挙げられる。

【００３５】

上記に加え、電力管理回路２００６は、例えば、器具１０が関与する操作が行われる病院システム、外科医の診察室、器具の販売元、器具の製造業者などによって評価及び解析するために、メモリ２０３０に保存されたデータが別の装置にダウンロードできるように、別の装置、例えばコンピュータと通信するためのｉ／ｏインターフェイス２０３６を備えてもよい。ｉ／ｏインターフェイス２０３６は、例えば、有線又は無線インターフェイスであってよい。

【００３６】

図１３３に示されるブロック図を参照すると、電力管理回路２００６は、一次電源２００２及び二次電源２００４から、外科用器具１０に電力を選択的に送ることができる。例えば、プロセッサ２０３２は、器具１０に電力を供給するのに一次電源２００２が使用可能であるときは一次電源２００２から、器具１０に電力を供給するのに一次電源２００２が使用できないときは二次電源２００４から、器具１０に電力を送ることを可能にするようにプログラムされてよい。

【００３７】

器具１０の通常操作中、プロセッサ２０３２は、上記のような一次電源２００２の検出及び認証時に、一次電源２００２による器具１０への電力供給を可能にすることができる。例えば、一次電源２００２が切り離された及び／又は消耗したときなど、一次電源２００２が既定の最低充電レベルに達する、又はそのレベルを下回るまで、一次電源２００２が器具１０に電力供給し続けてよい。電力管理回路２００６を利用して、一次電源２００２がいつ既定の最低充電レベルに達したが、又はそのレベルを下回ったのかを判定できる。例えば、プロセッサ２０３２は、一次電源２００２の充電レベルを監視し、電力管理回路２００６のメモリ２０３０に保存され得る既定の最低レベルにいつ達したか、又はその

レベルを下回ったのかを検出するために、充電メーター２０２８又は別の同様の充電メーターを使用するように構成されてよい。このような時点において、プロセッサ２０３２は、ユーザーに、一次電源２００２の交換を警告することができる。電力管理回路２００６は、器具１０のユーザーに一次電源２００２の交換を警告するために作動される、例えば１つ又は２つ以上のＬＥＤ、ＬＣＤディスプレイなどのインジケータを備えてよい。更に、プロセッサ２０３２は、一次電源２００２の充電レベルが既定の最低レベルに達した、又はそのレベルを下回ったことを検出すると、器具１０の電力供給を一次電源２００２から二次電源２００４に切り替えるように構成されてよい。追加のインジケータを利用して、ユーザーに追加のフィードバックを提供できることを読者は理解するであろう。例えば、インジケータを利用して、器具１０が一次電源２００２から二次電源２００４に切り替わっていること、またその逆をユーザーに警告できる。

【００３８】

上記に加え、プロセッサ２０３２をプログラムし、一次電源２００２が外科用器具１０に接続されると、一次電源２００２によって二次電源２００４を充電可能にしてよい。特定の例では、二次電源２００４は、一次電源２００２によって既定の最大電力レベルまで完全に充電されると、器具１０の電力供給に一次電源２００２が使用可能なままである限り使用されないままであってよい。加えて、電力管理回路２００６を利用して、二次電源２００４がいつ十分に充電されたのかを判定できる。例えば、プロセッサ２０３２は、充電レベルが電力管理回路２００６のメモリ２０３０に保存され得る既定の最大レベル（プロセッサ２０３２が一次電源２００２の二次電源２００４への充電を止める点）に達するまで、充電メーター２０２８を利用して二次電源２００４の充電レベルを監視するように構成されてよい。電力管理回路２００６は、二次電源２００４が十分に充電されると、器具１０のユーザーに警告するように作動され得るインジケータ、例えば１つ又は２つ以上のＬＥＤ、ＬＣＤディスプレイなどを備えてよい。

【００３９】

再度図１２９を参照すると、一次電源２００２を、器具１０のハンドル部１４のチャンバ２０３８内に収容できる。一次電源２００２を交換するため、ハンドル部１４の外殻を取り外し、チャンバ２０３８を露出させてよい。特定の例では、トリガ又はスイッチをハンドル部１４の外殻と連携させ、ハンドル部１４の外殻を取り外そうとすることが、プロセッサ２０３２によって、一次電源２００２から二次電源２００４に切り替えるきっかけとなる事象として理解されるようにしてよい。

【００４０】

外科用器具１０の一次電源２００２を新しい一次電源２００２と交換すると、電力管理回路２００６は、上記のように新しい一次電源２００２の認証を確認し、その認証が確認されると、電力管理回路２００６は、新しい一次電源２００２による器具１０への電力送信を可能にすることができる。加えて、一次電源２００２は上記のように二次電源２００４を充電することもできる。

【００４１】

装填ユニット２０（図２及び３）などの外科用エンドエフェクタを、例えば、動力付き外科用器具１０（図１）の細長いシャフトアセンブリ１６に動作可能に連結できる。例えば、ここで図３８～５８を参照すると、例えば、使い捨て装填ユニット（ＤＬＵ）５５０２などの外科用エンドエフェクタを、例えば、動力付き外科用器具１０（図１）などの外科用器具に取り外し可能に取り付けることができる。様々な実施形態では、外科用器具は、例えばＤＬＵ　５５０２に係合できるシャフト５５２０を備えてよい。様々な実施形態では、回転可能なカラー５５８０などのカラーは、例えば、シャフト５５２０に対してＤＬＵ　５５０２を取り外し可能にロックできる。更に、様々な実施形態では、カラー５５８０の回転により、本明細書に記載される発射アセンブリ及び／又は関節屈曲アセンブリの取り付け及び／又は整列を容易にできる。

【００４２】

様々な実施形態では、ＤＬＵ　５５０２は遠位取り付け部５５０４を備えてよく、シャ

フト５５２０は、外側チューブ５５５４と、近位取り付け部５５２２と、を備えてよい。ＤＬＵ　５５０２の遠位取り付け部５５０４は、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０に固定されると、シャフト５５２０の近位取り付け部５５２２を収容することができる（図３９）。更に、回転可能なカラー５５８０をシャフト５５２０の近位取り付け部５５２２の周囲に位置づけ、ＤＬＵ　５５０２の遠位取り付け部５５０４も回転可能なカラー５５８０内に位置づけられ得るようにしてよい。回転可能なカラー５５８０をシャフト５５０２及び／又は近位取り付け部５５０４に固定してよく、特定の実施形態では、例えば、シャフト５５０２の近位取り付け部５５０４に回転可能に固定してもよい。特定の実施形態では、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０に固定されるとき、シャフト５５２０の近位取り付け部はＤＬＵ　５５０２の遠位取り付け部を収容できる。更に、特定の実施形態では、カラー５５８０をＤＬＵ　５５０２に回転可能に固定してよい。

【００４３】

更に図３８～５８を参照すると、ＤＬＵ　５５０２が外科用器具のシャフト５５２０に対して非取り付け位置と取り付け位置との間を移動するとき、ＤＬＵ　５５０２は、シャフト５５２０によって画定される長手方向軸に沿って平行移動できる。ＤＬＵ　５５０２が非取り付け位置から取り付け位置まで移動するとき、ＤＬＵ　５５０２の遠位取り付け部５５０４をシャフト５５２０の近位取り付け部５５２２内に挿入できる。ＤＬＵ　５５０２が非取り付け位置と取り付け位置との間を移動するとき、例えば、ＤＬＵ　５５０２を方向Ａに平行移動してよい（図３９）。特定の実施形態では、遠位取り付け部５５０４と近位取り付け部５５２２との間の溝－スロット係合により、シャフト５５２０によって画定される長手方向軸に沿ってＤＬＵ　５５０２を導くことができる。主に図４２を参照すると、遠位取り付け部５５０４はガイドレール５５１４を備えることができる。更に、主に図４４を参照すると、近位取り付け部５５２２はガイドスロット５５３４を備えることができる。ガイドスロット５５３４は、ＤＬＵ　５５０２の近位取り付け部５５０４がシャフト５５２０の遠位取り付け部５５２２内に挿入されると、ガイドレール５５１４を収容し、導くような寸法及び構造であってよい。例えば、ガイドスロット５５３４は長手方向スロットを備えてよく、ガイドレール５５１４は、例えば長手方向隆起部を備えてよい。特定の実施形態では、ガイドスロット５５３４及びガイドレール５５１４は、シャフト５５２０によって画定される長手方向軸に対して、ＤＬＵ　５５０２がねじれたり、及び／又は回転したりするのを防ぐことができる。

【００４４】

主に図３８を参照すると、遠位取り付け部５５０４に、例えば第１矢印などの第１位置合わせ用しるし５５１０を含んでよく、シャフト５５２０及び／又はカラー５５８０に、例えば第２矢印などの第２位置合わせ用しるし５５９０を含んでよい。第１及び第２位置合わせ用しるし５５１０、５５９０を合わせると、ガイドレール５５１４とガイドスロット５５３４を整列させることができ、近位取り付け部５５２２への遠位取り付け部５５０４の取り付けを容易にできる。本明細書に記載されるように、シャフト５５２０に向かって長手方向経路に沿ってＤＬＵ　５５０２を平行移動すると、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０に対して取り外し可能にロックできる。かかる実施形態では、シャフト５５２０に対してＤＬＵ　５５０２を取り付けるのに、シャフト５５２０に対するＤＬＵ　５５０２の回転は不要であり得る。実際に、本明細書に記載されるような近位取り付け部５５２２と遠位取り付け部５５０４との間の溝－スロット係合によって、シャフト５５２０に対するＤＬＵ　５５０２の回転は、制止及び／又は妨害され得る。様々な実施形態では、カラー５５８０をＤＬＵ　５５０２及び／又はシャフト５５２０に対して回転させ、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０に取り外し可能にロックしてもよい。例えば、本明細書に記載されるように、カラー５５８０を、初期方向（図５３）から第２の方向（図５４）に向けて回転させ、その後初期方向（図５７）に向けて戻して、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０にロックしてもよい。

【００４５】

主に図４２及び４３を参照すると、ＤＬＵ　５５０２の近位部５５０４は、回転キー又

はリブ５５０６を備えることができる。ＤＬＵ　５５０２を、非取り付け位置（図３８）と取り付け位置（図３９）との間を方向Ａに移動させると（図３９）、回転キー５５０６がカラー５５８０の回転に影響を及ぼし得る。例えば、回転キー５５０６は、カラー５５８０を初期方向から第２の方向まで、方向Ｂ（図３９）に回転させる、及び／又は付勢することができる。カラー５５８０が第２の方向に付勢されるとき、遠位取り付け部５５０４を近位取り付け部５５２２内に挿入できる。更に、遠位取り付け部５５０４が近位取り付け部５５２２内に完全に挿入されると、回転キー５５０６は、カラー５５８０が、第２の方向から初期方向まで、方向Ｃ（図３９）に回転させることができる。例えば、方向Ｃは方向Ｂの反対方向であってよい。本明細書に記載されるように、カラー５５８０が初期方向まで戻ると、カラー５５８０は、近位取り付け部５５２２に対して遠位取り付け部５５０４をロックできる。更に図４２及び４３を参照すると、回転キー５５０６は、その近位端に回転ランプ５５０８を備えることができる。回転ランプ５５０８は、シャフト５５２０の要素と係合し、例えば、回転カラー５５８０を回転させることができる。

【００４６】

様々な実施形態では、回転ランプ５５０８は、シャフト５５２０内に位置する発射シャフト５５４０の回転に影響を及ぼし得る。例えば、主に図４７～５０を参照すると、発射シャフト５５４０は、発射シャフト５５４０から半径方向外側に延出し得る発射シャフト回転子５５４４を備えることができる。ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に挿入されると、回転キー５５０６の回転ランプ５５０８は発射シャフト回転子５５４４を係合できる。様々な実施形態では、回転ランプ５５０８は発射シャフト回転子５５４４を回転させ、それによって発射シャフト５５４０を回転させることができる。例えば、発射シャフト５５４０及び発射シャフト回転子５５４４は、第１の向き（図５３）と第２の向き（図５４）との間を方向Ｂ（図５４）に回転できる。更に図４７～５０を参照すると、発射シャフト５５４０を回転可能なカラー５５８０と係合できる。例えば、回転可能なカラー５５８０は回転子溝５５８４を備えることができ、これは、発射シャフト回転子５５４４を収容し、及び／又は保持するような構造であり、寸法であり得る。発射シャフト回転子５５４４の回転によって回転可能なカラー５５８０が回転するように、発射シャフト回転子５５４４を回転子溝５５８４によって保持できる。かかる実施形態では、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０内に挿入すると、発射シャフト回転子５５４４を例えば方向Ｂに回転させることによって、回転可能なカラー５５８０を方向Ｂ（図５４）の回転に影響を及ぼし得る。

【００４７】

主に図４４及び４５を参照すると、近位取り付け部５５２２は回転キースロット５５２４を備えることができ、これは、遠位取り付け部５５０４が近位取り付け部５５２２内に挿入されると、回転キー５５０６を収容できる。様々な実施形態では、回転キースロット５５２４は、発射シャフト回転子５５４４を収容するための間隙ノッチ５５２６を備えてよい。例えば、回転キー５５０６の近位端にある回転ランプ５５０８は、発射シャフト回転子５５４４を第２の向きに、間隙ノッチ５５２６内まで回転させることができる（図５４）。ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に挿入される際、回転キー５５０６は、回転キースロット５５２４に沿って移動し続けることができる。更に、回転キー５５０６の遠位端５５０９が発射シャフト回転子５５４４を過ぎて移動するとき、発射シャフト回転子５５４４は、第１の向き（図５８）に向かって逆回転することができ、これにより、回転可能なカラー５５８０をその初期方向に向かって対応させて逆回転できる。

【００４８】

様々な実施形態では、回転可能なカラー５５８０は、シャフト５５２０及び／又は近位取り付け部５５２２に対して初期方向に付勢されていてよい。例えば、ばね５５９２は、ロックカラー５５８０を初期方向に付勢できる。ばね５５９２は、シャフト５５２０に対して固定できる近位端５５９４と、カラー５５８０に対して固定できる遠位端５５９６とを備えてよい。例えば、ばね５５９２の近位端５５９４を、シャフト５５２０の近位ばねスロット５５３８（図５１）内に保持でき、例えば、ばね５５９２の遠位端５５９６を、

回転可能なカラー５５８０の遠位ばねスロット５５８８（図４６）内に保持できる。かかる実施形態では、カラー５５８０の回転により、ばね５５９２の遠位端５５９６をばね５５９２の近位端５５９４に対してずらすことができ、ねじり力が生じ得る。したがって、カラー５５８０は、初期方向から第２の方向への回転に抵抗でき、カラーが第２の方向に回転すると、ばね５５９２は初期方向に戻る方向にカラー５５８０を付勢できる。発射シャフト回転子５５４４はカラー５５８０と係合されているため、ばね５５９２は、発射シャフト５５４０もその第１の向きに付勢できる。

【００４９】

様々な実施形態では、回転可能なカラー５５８０は、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０に取り外し可能にロックするロック移動止め５５８２を備えてよい。主に図４６を参照すると、ロック移動止め５５８２は、回転可能なカラー５５８０の内部周辺部から半径方向内側に延出し得る。様々な実施形態では、ロック移動止め５５８２は、近位取り付け部５５２２の移動止めスロット５５３６（図４４）内に延出し得る。主に図４４を参照すると、移動止めスロット５５３６は、ガイドスロット５５３４内にノッチを形成し得る。様々な実施形態では、移動止めスロット５５３６はガイドスロット５５３４から延出し得、例えば、ガイドスロット５５３４に対して垂直又は実質的に垂直であってよい。更に、回転可能なカラー５５８０が、初期方向と第２の方向との間をシャフト５５２０に対して回転するとき、ロック移動止め５５８２は移動止めスロット５５３６に沿って移動できる。

【００５０】

様々な実施形態では、ロック移動止め５５８２はＤＬＵ　５５０２の遠位取り付け部５５０４を係合し、シャフト５５２０に対してＤＬＵ　５５０２をロックできる。例えば、再度図４２を参照すると、遠位取り付け部５５０４はガイドレール５５１４を備えてよく、これは、内部に画定されるロックノッチ５５１６を有することができる。ロックノッチ５５１６は、ＤＬＵ　５５０２が近位取り付け部５５２２内に完全に挿入されるとき、回転可能なカラー５５８０のロック移動止め５５８２を収容する構造かつ寸法であってよい。例えば、遠位取り付け部５５０４が近位取り付け部５５２２内に完全に挿入されるとき、遠位取り付け部５５０４のロックノッチ５５１６は、近位取り付け部５５２２の移動止めスロット５５３６と一直線になってよい。したがって、ロック移動止め５５８２は、近位取り付け部５５２２の移動止めスロット５５３６に沿って、遠位取り付け部のロックノッチ５５１６内に摺動できる。更に、ロック移動止め５５８２は、ねじりばね５５９２によってロックノッチ５５１６と係合する方向に付勢されてよい。例えば、発射シャフト回転子５５４４が回転キー５５０６の遠位端５５０９を通過した後、発射シャフト５５４０は第１の向きに向かって再度付勢され得、回転可能なカラー５５８０は、ねじりばね５５９２によって初期方向に向かって再度付勢され得る。更に、カラー５５８０が第２の方向から初期方向に戻るように回転されると、そのロック移動止め５５８２は、ガイドレール５５１４中のロックノッチ５５１６と一直線になって係合され得る。

【００５１】

様々な実施形態では、カラー５５８０の回転により、発射アセンブリの取り付け及び／又は整列を容易にできる。例えば、発射シャフト５５４０は、近位端５５４６と遠位端５５４２との間を延在できる。近位端５５４６は回転継手を有してよく、これによって、発射シャフト５５４０が第１構成と第２構成との間を回転できる。更に、遠位端５５４２は、ＤＬＵ　５５０２の切断要素を取り付けるための連結具を有してよい。発射シャフト５５４０の回転により、切断要素の取り付けを容易にできる。例えば、発射シャフト５５４０の遠位端５５４２にある連結具が回転すると、連結具は、ＤＬＵ　５５０２中の切断要素を係合し、連結できる。特定の実施形態では、連結具はバヨネットマウントを備えてよく、これによって、ＤＬＵ　５５０２中の切断要素の対応するバヨネット受部に係合できる。主に図４０及び４１を参照すると、発射アセンブリは、例えば、近位端５５４６と遠位端５５４２との間の発射シャフト５５４０の周囲に位置づけられるスリーブ５５５０を更に備えてよい。

【００５２】
様々な実施形態では、発射シャフト５５４０がシャフト５５２０内を回転するとき、発射シャフト５５４０は、ＤＬＵ　５５０２中の発射シャフトスロット５５１８と一直線になるように回転できる。例えば、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０に完全に挿入されて取り付けられると、発射シャフト回転子５５４４は発射シャフトスロット５５１８と一直線になり得る。しかしながら、様々な実施形態では、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に部分的にのみ挿入されるとき、回転キー５５０６によって発射シャフト回転子５５４４は、発射シャフトスロット５５１８と一直線にならないように回転し得る。換言すれば、発射シャフト回転子５５４４は、発射シャフト５５４０が第１の向きにあるとき発射シャフトスロット５５１４と一直線になることができ、発射シャフト５５４０が第２の向きに向かって回転すると発射シャフトスロット５５１４とずれ得る。かかる実施形態では、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に部分的にのみ挿入されるとき、及び／又は、ＤＬＵ　５５０２が回転可能なカラー５５８０によってシャフト５５２０に取り外し可能にロックされる前は、発射シャフト回転子５５４４の発射経路は遠位取り付け部５５０４によって閉鎖され得る。発射シャフト５５４０及びカラー５５８０を一体化すると、発射シャフト５５４０が発射及び／又は前進する前に、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０に確実にしっかり取り付けることができる。例えば、外科用器具は、例えば、ＤＬＵ　５５０２中の切断要素が発射シャフト５５４０に連結されるまで、及び／又は、発射シャフト５５４０がシャフト５５２０ときちんと一直線になるまで、発射できない。

【００５３】
特定の実施形態では、カラー５５８０の回転により、関節屈曲アセンブリ５５５９の取り付け及び／又は整列を容易にできる。主に図４０及び４１を参照すると、関節屈曲アセンブリ５５５９は、近位関節屈曲バー５５６０と、遠位関節屈曲バー５５６２と、関節屈曲コネクタ５５６６と、を備え得る。更に、例えば、シャフト５５２０は近位関節屈曲バースロット５５２８を備え得、ＤＬＵ　５５０２は遠位関節屈曲バースロット５５１２を備え得る。特定の実施形態では、近位関節屈曲バー５５６０は近位関節屈曲バースロット５５２８と整列でき、遠位関節屈曲バー５５６２は遠位関節屈曲バースロット５５１２と整列できる。ここで図４６を参照すると、関節屈曲コネクタ５５６６は回転可能なカラー５５８０内に収容され得る。例えば、回転可能なカラー５５８０は関節屈曲コネクタスロット５５８６を備え得、関節屈曲コネクタ５５６６はその中に移動可能に配置され得る。

【００５４】
様々な実施形態では、再度図４０及び４１を参照すると、近位関節屈曲バー５５６０は近位ノッチ５５７２を有し得、遠位関節屈曲バー５５６２は遠位ノッチ５５７４を有し得る。更に、関節屈曲コネクタ５５６６は、近位関節屈曲ラグ５５６８と、遠位関節屈曲ラグ５５７２と、を備え得る。近位関節屈曲ラグ５５６８は、近位関節屈曲バー５５６０の近位ノッチ５５７２内に保持され得る。特定の実施形態では、遠位関節屈曲ラグ５５７０は、遠位関節屈曲バー５５６２の遠位ノッチ５５７４を動作可能に係合し得る。本明細書に記載されるように、回転可能なカラー５５８０は、初期構成と二次構成との間を回転できる。カラー５５８０が回転すると、内部に収容される関節屈曲コネクタ５５６６も、シャフト５５２０によって画定される長手方向軸に対して回転できる。様々な実施形態では、関節屈曲コネクタ５５６６が回転するとき、関節屈曲コネクタ５５６６の近位関節屈曲ラグ５５６８は、近位関節屈曲バー５５６０の近位ノッチ５５７２内に位置づけられたままであってよい。更に、関節屈曲コネクタ５５６６がカラー５５８０と共に第２の方向から初期方向に向かって回転すると、関節屈曲コネクタ５５６６の遠位関節屈曲ラグ５５７０は、遠位関節屈曲バー５５６２の遠位ノッチ５５７４と係合するように移動できる。例えば、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５０８内に完全に挿入されるとき、遠位関節屈曲バー５５６２の遠位ノッチ５５７４は、関節屈曲コネクタ５５６６の遠位関節屈曲ラグ５５６８と一直線になってよい。かかる実施形態では、回転可能なカラー５５８０が初期構成に戻るように回転されると、遠位関節屈曲ラグ５５６８は遠位関節屈曲バー５５６２の遠位ノッチ５５７４内に滑り込む。遠位関節屈曲ラグ５５６８が遠位ノッチ５５７４内に位

置づけられるとき、関節屈曲アセンブリ５５５９は完全に組み立てられ得る。

【００５５】

主に図４５を参照すると、様々な実施形態では、近位関節屈曲バースロット５５２８は、第１間隙５５３０と、第２間隙５５３２と、を備え得る。関節屈曲コネクタ５５６６の近位及び遠位関節屈曲ラグ５５６８、５５７０は、それぞれ第１及び第２間隙５５３０、５５３２内に延出し得る。特定の実施形態では、第１及び第２間隙５５３０、５５３２は、例えば、カラー５５８０が回転するとき、及び／又は、関節屈曲アセンブリ５５５９が関節屈曲するときの、近位及び遠位関節屈曲ラグ５５６８、５５７０が移動する空間を提供できる。

【００５６】

ここで図５１～５８を参照すると、ＤＬＵ　５５０２を外科用器具のシャフト５５２０に連結するために、ユーザーは、ＤＬＵ　５５０２の位置合わせ用しるし５５１０を、シャフト５５２０及び／又はカラー５５８０の位置合わせ用しるし５５９０（図５１）と整列させることができる。位置合わせ用しるし５５１０、５５９０の整列を維持しながら、ユーザーは、シャフト５５２０に対してシャフト５５２０によって画定される長手方向軸に沿ってＤＬＵ　５５０２を移動できる。ユーザーは、真っ直ぐな又は実質的に真っ直ぐな経路に沿ってＤＬＵ　５５０２を移動でき、様々な実施形態では、例えばシャフト５５２０に対してＤＬＵを回転させる必要はない。主に図５３を参照すると、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０に対して平行移動し続け、遠位取り付け部５５０４のガイドレール５５１４を、シャフト５５２０の近位取り付け部５５２２中のガイドスロット５５３４（図４４）内に嵌めることができる。遠位取り付け部５５０４が近位取り付け部５５２２内に移動するとき、ガイドスロット５５３４はガイドレール５５１４を導くことができ、例えば、位置合わせ用しるし５５１０、５５９０の整列を維持できる。換言すれば、ガイドスロット５５３４及びガイドレール５５１４は、シャフト５５２０の長手方向軸に対してＤＬＵ　５５０２が回転するのを防ぐことができる。主に図５２を参照すると、例えば、関節屈曲コネクタ５５２２の近位関節屈曲ラグ５５６８は第１間隙５５３０内に延出でき、近位関節屈曲バー５５６２の近位ノッチ５５７２に位置づけられ得、関節屈曲コネクタ５５２２の遠位関節屈曲ラグ５５７０は第２間隙５５３２を通って延出できる。

【００５７】

主に図５４を参照すると、遠位取り付け部５５０４が近位取り付け部５５２２内に挿入されると、回転キー５５０６の回転キーランプ５５０８は発射シャフト回転子５５４４に当接し得る。回転キーランプ５５０８は、回転キースロット５５２４から延在する間隙ノッチ５５２６内に、発射シャフト回転子５５４４を導く、及び／又は方向付けることができる。更に、発射シャフト回転子５５４４が間隙ノッチ５５２６内に移動すると、発射シャフト５５４０は方向Ｂに回転できる。発射シャフト５５４０は、第１の向きから第２の向きまで回転できる。発射シャフト５５４０がこのように回転すると、発射シャフト５５４０の遠位端５５４２をＤＬＵ　５５０２中の切断要素に容易に取り付けできる。更に、発射シャフト回転子５５４４の回転により、発射シャフト回転子５５４４とカラー５５８０中の発射シャフト回転子溝５５８４（図４６）との間の係合によって、カラー５５８０を方向Ｂに回転できる。カラー５５８０は、例えば、初期方向から第２の方向に回転できる。加えて、カラー５５８０が回転すると、ロック移動止め５５８２は、シャフト５５２０中を移動止めスロット５５３６に沿って移動できる。加えて、ばね５５９２の遠位端５５９６をカラー５５８０中の遠位ばねスロット５５８８（図４６）に保持できるため、カラー５５８０の回転により、ばね５５９２の遠位端５５９６を回転できる。遠位端５５９６を近位端５５９４に対して移動させると、ねじり跳ね戻り力が生じ得、この力は、例えばカラー５５８０を第２の方向から初期方向に向けて付勢でき、例えば発射シャフト５５４０を第２の向きから第１の向きに向けて付勢できる。

【００５８】

主に図５５を参照すると、カラー５５８０が第２の方向に向かって回転するとき、近位関節屈曲ラグ５５６８は、近位関節屈曲バー５５６０中の近位ノッチ５５７２と係合した

ままであり得る。更に、遠位関節屈曲ラグ５５７０がＤＬＵ　５５０２の遠位関節屈曲バー５５６２のための間隙を提供するように、遠位関節屈曲ラグ５５７０を回転できる。図５６を参照すると、カラー５５８０及びその内部に位置づけられる関節屈曲コネクタ５５６６が第２の方向に回転するとき、ＤＬＵ　５５０２をシャフト５５２０内に完全に挿入できる。様々な実施形態では、関節屈曲コネクタ５５６６が第２の方向に回転するとき、遠位関節屈曲バー５５６２は関節屈曲コネクタ５５６６の遠位関節屈曲ラグ５５７０を通過できる。更に、遠位関節屈曲ラグ５５７０は、関節屈曲コネクタ５５６６中の遠位ノッチ５５７４と回転可能に整列できる。引き続き図５６を参照すると、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に完全に挿入されるとき、発射ロッド回転子５５４４は、回転キー５５０６の遠位端５５０９を通過できる。

【００５９】

ここで図５７を参照すると、回転キー５５０６の遠位端５５０９が発射シャフト回転子５５４４を通過すると、発射シャフト回転子５５４４は方向Ｃに回転できる。例えば、発射シャフト回転子５５４４は、第２の向きから第１の向きに向かって方向Ｃに回転できる。更に、発射シャフト回転子５５４４の回転により、第２の方向から初期方向に向かって方向Ｃへのカラー５５８０の回転に影響を及ぼし得る。様々な実施形態では、ばね５５９２は、発射ロッド５５４０をその第１の向きに向けて、カラー５５８０をその初期方向に向けて付勢できる。例えば、発射シャフト回転子５５４４の回転によりカラー５５８０が回転するように、発射シャフト回転子５５４４をカラー５５８０中の発射シャフト回転子溝５５８４（図４６）に配置できる。関節屈曲コネクタ５５６６の遠位関節屈曲ラグ５５７０と遠位関節屈曲バー５５６２の遠位ノッチ５５７４が整列しているため、カラー５５８０が回転すると関節屈曲コネクタ５５６６は回転でき、遠位関節屈曲ラグ５５７０は遠位ノッチ５５７４と係合するように回転できる。遠位関節屈曲ラグ５５７０が遠位ノッチ５５７４を係合すると、関節屈曲アセンブリ５５５９を組み立てることができる。更に、発射シャフト回転子５５４４が方向Ｃに回転すると、発射シャフト５５４０の遠位端５５４２が方向Ｃに回転でき、これにより、ＤＬＵ　５５０２中の切断要素の発射シャフト５５４０の遠位端５５４２への取り付けを容易にできる。

【００６０】

ここで図５８を参照すると、カラー５５８０の回転により、遠位取り付け部５５０４のガイドレール５５１４中のロックノッチ５５１６内にある、カラー５５８０のロック移動止め５５８２も回転できる。例えば、ＤＬＵ　５５０２がシャフト５５２０内に完全に挿入されるとき、ロック移動止め５５８２が移動止めスロット５５３６を通過して、ロックノッチ５５１６内まで回転できるように、ロックノッチ５５１６は移動止めスロット５５３６と一直線になってよい。本明細書に記載されるように、発射シャフト回転子５５４４が回転キー５５０６の遠位端５５０９を通過した後、ばね５５９２は、カラー５５８０を方向Ｃ（図５７）に回転するように付勢し得る。引き続き図５８を参照すると、発射シャフト回転子５５４４が方向Ｃに回転するとき、発射シャフト回転子５５４４は、ＤＬＵ　５５０２中の発射シャフトスロット５５１８と一直線になるように回転できる。発射シャフト回転子５５４４が発射シャフトスロット５５１８と整列すると、例えば、発射シャフト５５４０を、ＤＬＵ　５５０２を発射するために遠位に前進させることができる。

【００６１】

本明細書に記載されるように、回転可能なカラー５５８０は、シャフト５５２０に対してＤＬＵ　５５０２を取り外し可能にロックできる。更に、カラー５５８０の回転により、関節屈曲アセンブリ５５５９の取り付け及び／又は整列を、並びに、発射シャフト５５４０の、例えばＤＬＵ　５５０２中の切断要素との取り付け及び／又は整列を容易にできる。更に、カラーの回転により、ＤＬＵ　５５０２のシャフトからのロック解除、関節屈曲アセンブリ５５５９の切り離し、及び／又は、発射シャフト５５４０のＤＬＵ　５５０２中の切断要素からの切り離しもできる。例えば、カラー５５８０を初期方向から第２の方向に向かって再度回転すると、ロック移動止め５５８２は、遠位取り付け部５５０４中のロックノッチ５５１６を係合解除できる。したがって、遠位取り付け部５５０４を、例

えば、シャフト５５２０によって画定される長手方向軸に沿って近位取り付け部５５２２から引き出すことができる。様々な実施形態では、シャフト５５２０に対してＤＬＵ　５５０２を回転せずに、シャフト５５２０からＤＬＵ　５５０２を取り外すことができる。しかしながら、カラー５５８０をシャフト５５２０に対して回転でき、それによって、例えば、カラー５５８０中の関節屈曲コネクタ５５６６から遠位関節屈曲バー５５６２を切り離し、ＤＬＵ　５５０２中の切断要素から発射シャフト５５４０を切り離すことができる。

【００６２】

ここで図５９～６２を参照すると、使い捨て装填ユニット（ＤＬＵ）又はエンドエフェクタ５６０２を、外科用器具のシャフト５６２０に取り外し可能に取り付けることができる。様々な実施形態では、例えば、ばね又は複数のばねは、シャフト５６２０に対してロック位置にＤＬＵ　５６０２を付勢できる。例えば、ＤＬＵ　５６０２をバヨネットマウントによってシャフト５６２０に取り外し可能に取り付けでき、ばねは、ＤＬＵ　５６０２を回転し、ＤＬＵ　５６０２をバヨネット連結部においてシャフト５６２０に連結できる。例えば、ＤＬＵ　５６０２は遠位取り付け部５６０４を備えてよく、シャフト５６２０は近位取り付け部５６２２を備えてよい。ＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部５６０４は、ＤＬＵ　５６０２がシャフト５６２０に固定されると、シャフト５６２０の近位取り付け部５６２２を収容することができる。別の実施形態では、ＤＬＵ　５６０２がシャフト５６２０に固定されるとき、シャフト５６２０の近位取り付け部はＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部を収容できる。

【００６３】

様々な実施形態では、ＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部５６０４は移動止め５６０６を備えてよく、これは、遠位取り付け部５６０４の一部から半径方向外側に延在し得る。更に、移動止め５６０６は傾斜面５６０８を備えてよい。本明細書に記載されるように、移動止め５６０６の傾斜面５６０８は、ばね５６３６ｂなどのばねを係合でき、例えば、遠位取り付け部５６０４が近位取り付け部５６２２内に挿入されると、ばね５６３６ｂを変形できる。更に、移動止め５６０６は、近位取り付け部５６２２によって保持され、ＤＬＵ　５６０２をシャフト５６２２に取り外し可能にロックできる。主に図５９を参照すると、シャフト５６２０の近位取り付け部５６２２は空洞５６２４を画定し得る。様々な実施形態では、空洞５６２４は、ＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部５６０４を収容する構造かつ寸法であってよい。更に、ばね５６３６ａ、５６３６ｂを空洞５６２４内に配置できる。例えば、第１のばね５６３６ａを空洞５６２４の第１側部上に配置でき、第２のばね５６３６ｂを空洞５６２４の第２側部上に配置できる。ばね５６３６ａ、５６３６ｂは、空洞５６２４に対して対称又は非対称であってよい。様々な実施形態では、少なくともばね５６３６ａ、５６３６ｂの一部は空洞５６２４内に延出し得る。例えば、第２のばね５６３６ｂの脚部５６３７は空洞５６２４内に延出でき、例えば、第２のばね５６３６の別の脚部５６３７は近位取り付け部５６２２内に保持され得る。

【００６４】

引き続き図５９を参照すると、近位取り付け部５６２２はロックスロット５６３８も備えてよく、これは例えば、空洞５６２４内に画定でき、及び／又は、空洞５６２４を介して接近できる。ロックスロット５６３８は、例えば、移動止め５６０６を収容する構造かつ寸法であってよい。様々な実施形態では、ロックスロット５６３８は移動止め５６０６を保持し、ＤＬＵ　５６０２をシャフト５６２０に対して取り外し可能にロックできる。更に、様々な実施形態では、近位取り付け部５６２２はラッチ５６３０を備えてよい。ラッチ５６３０は、ラッチ解除位置（図５９及び６０）とラッチ留め位置（図６１及び６２）との間を移動可能であってよい。様々な実施形態では、ラッチ５６３０はばね仕掛けであってよく、ばね５６３４は、ラッチ５６３０をラッチ留め位置内まで付勢できる。例えば、ラッチ５６３０はラッチばね５６３４を備えてよく、これは、ラッチ５６３０をラッチ留め位置に向けて及び／又はラッチ留め位置内まで付勢できる。ラッチ留め位置は、例えばラッチ解除位置より遠位であってよい。特定の実施形態では、ラッチ５６３０は、親

指把持部及び／又は隆起部５６３２を備えて、ラッチ留め位置からラッチ解除位置へのラッチ５６３０の移動を容易にしてよい。例えば、ユーザーは親指把持部５６３２を引っかけ、ラッチ５６３０を近位に引いてラッチ５６３０をラッチ解除することができる。

【００６５】

様々な実施形態では、ラッチ５６３０は、ロックスロット５６３８を動作可能に閉鎖又は少なくとも部分的に閉鎖できる。例えば、ラッチ５６３０がラッチ留め位置（図６１及び６２）にあるとき、ラッチ５６３０のアーム５６３５は、ロックスロット５６３８の少なくとも一部を超えて延出し得る。ラッチ５６３０は、ロックスロット５６３８を覆う又は部分的に覆うことができ、ロックスロット５６３８への到達を阻止及び／又は制限できる。特定の実施形態では、ラッチ５６３０のアーム５６３５は、移動止め５６０６がロックスロット５６３８内に移動及び／又は摺動するのを防ぐことができる。その上、ラッチ５６３０がラッチ留め位置にあるとき、ラッチ５６３０は、ばね５６３６ａ、５６３６ｂを係合できる。例えば、図６１及び６２を参照すると、ラッチ５６３０は、ばね５６３６ｂの変形が制限される及び／又は阻止されるようにばね５６３６ｂを支持できる。更に、ラッチ５６３０は、空洞５６２４がＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部５６０４を収容できないようにばね５６３６ｂを支持できる。例えば、ばね５６３６ｂの少なくとも一部は空洞５６２４を閉鎖でき、それによって、遠位取り付け部５６０４が近位取り付け部５６２２内に完全に挿入されるのを防ぐことができる。特定の実施形態では、近位取り付け部５６２２は複数のばねを備えてよく、これらは、遠位取り付け部５６０４に回転力を及ぼし、近位取り付け部５６２２に対して遠位取り付け部５６０４を回転できる。例えば、近位取り付け部５６２２は、１対のばね又は４つ以上のばねを備えてよい。別の実施形態では、近位取り付け部５６２２中の１つのばねによって、近位取り付け部５６２２に対して遠位取り付け部５６０４を回転しようとしてよい。加えて又は別の方法としては、様々な実施形態では、ＤＬＵ　５６０２の遠位取り付け部５６０２は少なくとも１つのばねを備えてよく、これは、例えば遠位取り付け部５６０２を近位取り付け部５６２２に対して回転できる。

【００６６】

様々な実施形態では、ラッチ５６３０がラッチ解除位置（図５９及び６０）にあるとき、ロックスロット５６３８は、ラッチ５６３０のアーム５６３５によって閉鎖解除及び／又はわずかに閉鎖されていてよい。例えば、移動止め５６０６を、ラッチ解除されたラッチ５６３０を超えてロックスロット５６３８内に嵌めることができる。更に、本明細書に記載されるように、移動止め５６０６を、ラッチ解除されたラッチ５６３０を超えてロックスロット５６３８内に付勢することができる。その上、様々な実施形態では、ラッチ５６３０がラッチ解除位置にあるとき、ラッチ５６３０は、ばね５６３６ａ、５６３６ｂを係合解除できる。例えば、ラッチ５６３０がラッチ解除されると、ラッチ５６３０は、ばね５６３６ａ、５６３６ｂの変形を防ぐ及び／又は制限することができない。

【００６７】

主に図５９を参照すると、ラッチ５６３０が近位の及び／又はラッチ解除位置に移動され保持されるとき、例えば、ばね５６３６ｂはラッチ５６３０によって支持されていなくてよい。かかる実施形態では、遠位取り付け部５６０４を近位取り付け部５６２２に対して移動するように、ＤＬＵ　５６０２を方向Ａに移動できる。主に図６０を参照すると、遠位取り付け部５６０４の移動止め５６０６は、ばね５６３６ｂを係合でき、例えば、ばね５６３６ｂを圧縮及び／又は変形できる。特定の実施形態では、移動止め５６０６の傾斜面５６０８は、ばね５６３６ｂに沿って摺動でき、ばね５６３６ｂの自由脚部５６３７を移動できる。ばね５６３６ｂの変形により、ばね５６３６ｂが移動止め５６０６上に及ぼし得る跳ね戻り力を生じさせることができる。ここで図６１を参照すると、跳ね戻り力は移動止め５６０６の回転に影響を及ぼし得る。例えば、移動止め５６０６は、方向Ｂへ、空洞５６２４中に画定されるロックスロット５６３８内に回転できる。様々な実施形態では、ユーザーがラッチ５６３０を解放すると、ラッチばね５６３４はラッチ５６３０をラッチ解除位置まで戻すことができる。更に、ラッチ５６３０がラッチ解除位置まで戻る

と、ラッチ５６３０のアーム５６３５はロックスロット５６３８を閉鎖又は部分的に閉鎖できる。かかる実施形態では、移動止め５６０６がロックスロット５６３８内に保持されるとき、遠位取り付け部５６０４の移動止め５６０６を、近位取り付け部５６２２に対して取り外し可能にロックできる。更に、特定の実施形態では、ラッチが再度ラッチ解除位置に移動するまで、ラッチ５６３０は、移動止め５６０６に対してばね５６３６ｂを保持及び／又は支持できる。様々な実施形態では、シャフト５６２０からＤＬＵ　５６０２を解放するため、ユーザーは、移動止め５６０６を回転させてロックスロット５６３８を出るように、ラッチ５６３０をラッチ留め位置からラッチ解除位置まで再度移動できる。かかる実施形態では、遠位取り付け部５６０４が近位取り付け部５６２２から引き出されるまで、移動止め５６０６の回転により、ばね５６３６ｂを再度圧縮及び／又は変形する。

【００６８】

上記に加え、外科用器具は、外科用器具に組み付けられているエンドエフェクタを識別する、又は少なくとも識別を試みるように構成されてよい。特定の実施形態では、以下で更に詳述されるように、エンドエフェクタは、エンドエフェクタがシャフトに組み付けられるときに外科用器具のシャフト上の対応する電気接点と係合し得る、電気接点を備えてよい。かかる実施形態では、外科用器具のコントローラはエンドエフェクタとの有線接続を確立でき、電気接点を通じてコントローラとエンドエフェクタとの間の信号通信をなすことができる。以下で詳述されるように、エンドエフェクタは、そこに保存された少なくとも１つのデータを含んでよく、これがコントローラによってアクセスされ、エンドエフェクタを識別できる。少なくとも１つのデータは、例えば、１ビット、１ビット超、１バイト、又は１バイト超の情報を含んでよい。特定の別の実施形態では、エンドエフェクタは、外科用器具のコントローラと無線信号通信できる送信機を備えてよい。上記と同様に、エンドエフェクタは、そこに保存された少なくとも１つのデータを含んでよく、これがコントローラに送信され、エンドエフェクタを識別できる。かかる実施形態では、外科用器具のコントローラは、エンドエフェクタからの送信を受信できる受信機を備えてよく、又はその受信機を利用してよい。かかる受信機は、例えば、外科用器具のシャフト及び／又はハンドル内に位置づけられてよい。

【００６９】

読者には理解されるように、コントローラと無線通信するエンドエフェクタは、例えば、無線信号を発するように構成されてよい。様々な状況では、エンドエフェクタは、この信号を１回、又は２回以上発するように構成されてよい。特定の状況では、エンドエフェクタは、所望の時点で信号を発するように、及び／又は、連続的に繰り返し信号を発するように指示されてよい。いくつかの状況では、エンドエフェクタは、外科用器具のエンドエフェクタが外科用器具に組み付けられる前、その間、及び／又はその後に、外科用器具のユーザーが操作できるスイッチを備えてよい。様々な実施形態では、エンドエフェクタのスイッチは、エンドエフェクタを閉鎖、つまり操作して作動させることができる、オン・オフ、つまり電源スイッチを含んでよい。少なくとも１つのこのような実施形態では、エンドエフェクタは、例えば電池などの少なくとも１つの電源を備えてよく、送信機によってこれを利用して、オン・オフスイッチを入れるときに信号を発することができる。エンドエフェクタを作動すると、様々な状況では、エンドエフェクタのコントローラは、信号を発生し、送信機を介してその信号を発信するように構成されてよい。いくつかの状況では、エンドエフェクタは、エンドエフェクタが作動されるまで信号を発することができない。このような構成によって、例えば電池の電力を節約できる。特定の実施形態では、外科用器具を操作モードにしてよく、このモードは、エンドエフェクタのスイッチが作動される前に、エンドエフェクタからの信号を待つことができる。様々な状況では、外科用器具をスタンバイ、つまり低電力の操作モードにしてよく、このとき、コントローラによって信号が受信されると、コントローラは外科用器具を全出力操作モードにできる。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタのスイッチは、外科用器具のコントローラに対して信号を発するようにエンドエフェクタのコントローラに指示できる。かかるスイッチは、電源スイッチを含んでも含まなくてもよいが、かかるスイッチは、所望の時点で、及び

／又は、所望の時点から連続的に信号を発することをエンドエフェクタに指示するように、ユーザーによって選択的に作動できる。

【００７０】

ここで図１１４を見ると、エンドエフェクタ９５６０などのエンドエフェクタは、例えば、エンドエフェクタ９５６０の作動に利用できる、例えば接点９５６１などの１つ又は２つ以上の電気接点を備えてよい。例えば、ここで図１１２を見ると、外科用器具のシャフト９０４０は、エンドエフェクタ９５６０がシャフト９０４０に組み付けられるとき、２つ又はそれ以上の接点９５６１を短絡する、又は電気的に接続するように構成できる、接点ブリッジ９５６２を備えてよい。ブリッジ９５６２は、２つの接点９５６１と、電池９５６４と、プリント基板９５６５上に形成された少なくとも１つの集積回路９５６６と、を含む回路を閉じることができる。回路が閉じられると、上記に加え、電池９５６４は、集積回路、つまり回路９５６６に電力を供給でき、エンドエフェクタ９５６０を作動することができる。様々な状況では、プリント基板９５６５に形成された集積回路、つまり回路９５６６及びアンテナ９５６７は、上記のコントローラ及び送信機を含むことができる。特定の実施形態では、シャフト９０４０は、例えば、ばね９５６３などの付勢部材を備えてよく、これは、ブリッジ９５６２を電気接点９５６１に接触するように付勢するよう構成できる。ブリッジ９５６２を電気接点９５６１に接続する前、及び／又は、エンドエフェクタ９５６０がシャフト９０４０から取り外された後は、回路を開放でき、電池９５６４からの電力を集積回路９５６６に供給できず、及び／又は、集積回路９５６６に供給される電力が低下し得、エンドエフェクタ９５６０を非作動状態にできる。上記の結果、かかる実施形態では、エンドエフェクタのアセンブリを、エンドエフェクタを外科用器具に組み付けた結果として作動できる。様々な場合では、上記に加え、エンドエフェクタ及び外科用器具を、エンドエフェクタを外科用器具に完全にかつ正しく組み付けたときのみエンドエフェクタが作動するように、構成し、かつ配置できる。

【００７１】

上記のように、ここで図１１１を参照すると、エンドエフェクタを、外科用器具に取り付け（工程９６００で示される）、作動し（工程９６０２で示される）、その後外科用器具によって評価（工程９６０４で示される）できる。外科用器具が作動したエンドエフェクタからの無線信号の評価を試みるとき、上記に加え、外科用器具を信号が完全かどうかを評価するように構成できる。様々な実施形態では、エンドエフェクタと外科用器具との間の非同期シリアル通信を利用して、外科用器具が受信した信号が完全かどうかを評価できる。例えば、エンドエフェクタは、データフレーム、例えばあるバイトの情報に先行するスタートビット、例えば、及び／又はデータフレームに続くストップビットを含む信号を発することができる。このような場合では、スタートビット、そのバイトのデータ、及びストップビットは、例えば１０ビットの文字枠、つまりビットパターンを含んでよい。外科用器具のコントローラがビットパターンのスタートビット及びストップビットを識別できるとき、このような場合では、コントローラは、スタートビットとストップビットとの間に受信したそのバイトのデータ、つまりそのビットのデータが、正しい、及び／又は別の方法で完全であると仮定できる。様々な状況では、スタートビット及び／又はストップビットは、次のバイトの情報が送信される前、及び／又は、これまでのバイトの情報が再度通信される前の、停止期間を含んでよい。

【００７２】

上記に加え、ここで図１１０を見ると、外科用器具のコントローラは、ビットパターン、つまり特定のビットのデータを比較し、受信したデータが正しいか及び／又は別の方法で完全であるかを判定できる。様々な状況では、コントローラがデータを評価し、そのデータを、データの受信が予定されていたビットパターンテンプレート、つまりテンプレートと比較する方法で、データを送信できる。例えば、かかるテンプレートは、例えば左端のビットのデータなどの最上位ビットのデータが、例えば１を含むように構成され、配置されてよい。コントローラが、最上位ビットのデータが１に等しいことを識別できる場合（図１１０の工程９７００参照）、工程９７０２に示されるように、コントローラは、デ

ータにおいてＸＯＲ演算を実行し、そのデータをコントローラが利用できるビットパターンテンプレート、つまりテンプレートと比較できる。ＸＯＲ演算は既知であり、その詳細は、簡潔性のために本明細書に提供されない。外科用器具が受信したビットパターンがコントローラが利用できるビットパターンテンプレートと一致する場合、コントローラはエンドエフェクタを識別する。エンドエフェクタを識別すると、コントローラは、例えば、コントローラがアクセス可能なメモリチップ中の、エンドエフェクタに関する保存情報にアクセスできる。コントローラが、受信したビットパターン中の最上位ビットのデータが１に等しくないと判定する場合、再度工程９７００を参照すると、コントローラはビットシフト演算を実行できる。例えば算術シフト、論理シフト、及び／又は循環シフトなどの多くのビットシフト演算は既知であり、これらを利用して、所望のビットパターンに先だって受信された不良データビットを除外できる。ここで図１１０の工程９７０４を参照すると、様々な状況では、先頭の、つまり左端の０のデータビットを除外でき、例えば、先頭ビットが１になるまでビットパターンを左にシフトできる。このような時点において、上記に加え、エンドエフェクタを識別するために、シフトされたビットパターンをビットパターンテンプレートと比較できる。シフトされたビットパターンがビットパターンテンプレートと一致しない場合、コントローラは、ビットパターン中の次の１が先頭ビットになるまでビットパターンを再度シフトでき、新たにシフトされたビットパターンをビットパターンテンプレートと比較できる。かかるシフト及び比較演算は、エンドエフェクタが識別される、及び／又は、外科用器具がエンドエフェクタは識別されないと見なすまで、任意の好適な回数実行できる。

【００７３】

読者には理解されるように、外科用器具は、任意の好適な数のエンドエフェクタに関する情報を含んでよい。外科用器具によってエンドエフェクタが識別されると、上記に加え、外科用器具はエンドエフェクタに関する保存された情報にアクセスできる。例えば、かかる保存情報は、例えば、（１）発射行程を完了するためにエンドエフェクタ中の発射部材が前進しなくてはならない距離、及び／又は、（２）外科用器具のモーターが発射部材に加える必要がある電力、つまりトルクの最大量について、外科用器具に指示できる。かかる情報又は情報セットは、各エンドエフェクタ特有であり得、したがって、何らかの方法によるエンドエフェクタの識別とは、外科用器具が所望の様式で操作できることである。かかる情報がないと、外科用器具は、エンドエフェクタを十分活用するのに要する行程長さを識別する、及び／又は、発射部材に加えられる電力を適切に制限することができない。様々な状況では、外科用器具は、発射行程が完了した時点、及び／又は、発射部材に加えられている電力が過剰かどうかを検出するよう構成されているセンサに依存してよい。かかるセンサは、外科用器具のモーターが、例えばエンドエフェクタの発射部材に過剰に電力を供給し、損傷させるのを防ぐことができる。

【００７４】

上記に加え、特定のエンドエフェクタは、別のエンドエフェクタよりも強靱であってよく、結果として、特定のエンドエフェクタは、外科用器具のモーターからのより大きい力に耐えることができる。それに対応して、別のエンドエフェクタは強靱性が低く、結果として、モーターからのより小さい力にのみ耐えることができる。外科用器具が、任意の特定のエンドエフェクタに加える適切な力を判定するために、上記に加え、外科用器具は、外科用器具に取り付けられたエンドエフェクタを識別しなくてはならない。エンドエフェクタがエンドエフェクタを識別できない場合、外科用器具は、既定の操作プログラム又は操作モードを使用できる。既定の操作モードでは、外科用器具のコントローラは、モーターがエンドエフェクタの発射部材にかけることができる電力を、例えば、最小の、つまり既定の電力に制限することができる。最小電力は、使用されているエンドエフェクタに関わらず、モーターがエンドエフェクタを損傷しないように選択することができる。いくつかの状況では、使用されているエンドエフェクタに関わらず、外科用器具がエンドエフェクタに過剰に電力を供給しないように、既定の操作モードによって外科用器具と共に使用できる最も弱い、つまり最も強靱性が低いエンドエフェクタが利用するパラメータを使用

できる。様々な場合では、エンドエフェクタに過剰に電力を供給させることができるモーター式外科用器具が出現している。別の言い方をすれば、これまで手動式外科用器具によって使用され、かかる手動式外科用器具では本質的に破壊できないエンドエフェクタは、モーター式外科用器具によって容易に破壊され得る。その上、このようなこれまでのエンドエフェクタは、モーター式外科用器具によって識別される技術を備えることができず、本明細書に記載される既定の操作プログラムの結果、かかるこれまでのエンドエフェクタは、モーター式外科用器具でも依然として使用できる。しかし、既定の操作プログラムは、その他の既定のパラメータも利用できる。例えば、既定の操作プログラムは、最短の、つまり既定の発射行程長さを利用できる。様々な場合では、既定の操作プログラムは、外科用器具と共に使用できるエンドエフェクタの最短行程長さを利用できる。このような場合では、発射部材は、使用されているエンドエフェクタに関わらず、エンドエフェクタの遠位端と衝突、つまりぶつからない。

【００７５】

読者には理解されるように、外科用器具と共に使用できるエンドエフェクタに関して保存された情報を含む外科用器具では、外科用器具が使用可能な情報を更新する必要があり得る。例えば、特定のエンドエフェクタに関する好ましい操作パラメータが経時変化する場合、各外科用器具内に保存された情報を更新する必要があり得る。更に、例えば、外科用器具と使用するために新しいエンドエフェクタが開発されると、外科用器具を更新する必要があり得る。外科用器具が適時更新されない限り、外科用器具はエンドエフェクタを識別できず、結果的に、本明細書に記載される既定の操作プログラムを使用できる。様々な実施形態では、外科用器具は、外科用器具と共に使用でできるエンドエフェクタ、又は少なくとも特定のエンドエフェクタに関する保存された情報を含まなくてもよい。かかる実施形態では、エンドエフェクタは、エンドエフェクタに関する保存された情報、つまりパラメータを含んでもよい。かかるパラメータは、外科用器具によってアクセスされ、及び／又は、外科用器具に伝達され得る。様々な状況では、上記に加え、エンドエフェクタの外科用器具への組み付けにより、エンドエフェクタに、外科用器具が受信できる信号を発信させることができる。これも上記と同様に、エンドエフェクタは、信号を発するように指示されてよい。この信号は、様々な状況では、有線及び／又は無線接続によって外科用器具に送信され得る。特定の実施形態では、外科用器具はエンドエフェクタに指示し、信号を送信できる。

【００７６】

上記に加え、エンドエフェクタは、内部に保存されたエンドエフェクタに関する１つ又は２つ以上のパラメータを含んでよい。かかるパラメータは、例えば１つ又は２つ以上の記憶装置に保存されてよい。様々な場合では、かかるパラメータは、発射部材の所望の発射速度、発射部材の所望の後退速度、発射部材が移動する距離又は行程、外科用器具のモーターによって発射部材に加えられる最大トルク、及び／又は、エンドエフェクタが、実際には、例えば関節屈曲エンドエフェクタである場合、エンドエフェクタが関節屈曲する最大角度を含んでよい。特定の関節屈曲エンドエフェクタは、その開示全体が参照することによって本明細書に組み込まれる、「ＡＲＴＩＣＵＬＡＴＡＢＬＥ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ　ＣＯＭＰＲＩＳＩＮＧ　Ａ　ＦＩＲＩＮＧ　ＤＲＩＶＥ」という名称の米国特許出願第１３／８０３，０９７号に開示されている。最大屈曲角度に関するパラメータについて、コントローラはこのパラメータを利用し、エンドエフェクタの関節屈曲可能な部分が関節屈曲する程度を制限できる。いくつかの場合では、外科用器具のシャフトの長手方向軸から測定するとき、最大屈曲角度は例えば４５度であってよい。発射部材の発射速度及び／又は後退速度に関するパラメータについて、例えば、パラメータは、発射部材に関する所望の速度、及び／又は、例えば、モーターの最高速度のパーセント、つまり割合を伝えることができる。例えば、発射速度の３の値は、例えば、発射部材を進めるとき、コントローラは、その最高速度の３０％でモーターを操作しなくてはならないことを伝え得る。また、例えば、後退速度の５の値は、例えば、発射部材を後退させるとき、コントローラは、その最高速度の５０％でモーターを操作しなくてはならないこ

とを伝え得る。モーターの最大トルクに関するパラメータについて、例えば、パラメータは、トルクの最大値、及び／又は、例えば、モーターの最大トルクのパーセント、つまり割合を伝えることができる。更に、発射部材の行程長さに関するパラメータについて、例えば、パラメータは、発射部材が前進する及び／若しくは後退する所望の距離、並びに／又は、外科用器具の最大行程長さのパーセント、つまり割合を伝えることができる。例えば、６０という値は、例えば発射行程が６０ｍｍであることを示すことができる。様々な場合では、パラメータの値は、例えば、ビット及び／又はバイトのデータを含むバイナリ形式などの、任意の好適な形式で伝達できる。パラメータアレイの代表的な実施形態を図１１０Ａに示す。

【００７７】

様々な実施形態では、上記に加え、外科用器具は、エンドエフェクタから特定の順序でパラメータを得るように構成されてよい。例えば、エンドエフェクタから発せられる信号は、例えば、スタートビット、最大屈曲角度などの第１パラメータに対する第１ビットパターン、発射速度などの第２パラメータに対する第２ビットパターン、後退速度などの第３パラメータに対する第３ビットパターン、最大モータートルクなどの第４パラメータに対する第４ビットパターン、行程長さなどの第５パラメータに対する第５ビットパターン、及びストップビットを含んでよい。これは一例に過ぎない。任意の好適な数のパラメータを、信号の一部として伝達してよい。更に、任意の好適な数のスタートビット及び／又はストップビットを利用してよい。例えば、スタートビットは、各パラメータのビットパターンに先行してよく、及び／又は、ストップビットは、各パラメータのビットパターンに後続してよい。上記のように、少なくとも１つのスタートビット及び／又は少なくとも１つのストップビットの利用により、外科用器具のコントローラによる、エンドエフェクタからの信号が完全であるかどうかの解析を容易にできる。特定の実施形態では、スタートビット及び／又はストップビットを利用しなくてよい。その上、エンドエフェクタのパラメータを外科用器具に伝えるために、複数の信号をエンドエフェクタから発信してよい。

【００７８】

様々な状況では、上記に加え、外科用器具のコントローラは、エンドエフェクタから受信している信号が完全かどうか、及び／又は、受信している信号が認証されたもの、すなわち、認識されたエンドエフェクタからのものかどうかを評価するため、チェックサムを利用してよい。チェックサムは、データがエラーなく保存され、送信され、及び／又は受信されたことを保証するために使用される値を含んでよい。これは、例えばデータの二進値を計算し、あるアルゴリズムを用いてその二進値を互いに組み合わせることによって、作成できる。例えば、データの二進値を合計することができるが、様々な他のアルゴリズムを利用してもよい。特定のエンドエフェクタに関するパラメータが外科用器具に保存される実施形態では、上記のように、チェックサム値もそれぞれのかかるエンドエフェクタに対して保存できる。使用中、外科用器具のコントローラは、パラメータデータ及びチェックサム値にアクセスでき、パラメータデータからチェックサム値を演算した後、すなわち、算出されるチェックサム値を演算した後、コントローラは、算出されたチェックサム値を保存されたチェックサム値と比較できる。算出されたチェックサム値が保存されたチェックサム値と等しい場合、コントローラは、外科用器具のメモリから取得されたデータの全てが正しいと仮定できる。このような時点において、コントローラは、続いて、メモリからアップロードされたデータに従って外科用器具を操作できる。算出されたチェックサム値が保存されたチェックサム値と等しくない場合、コントローラは、取得されたデータのうち少なくとも１つのデータが誤っていると仮定できる。様々な場合では、コントローラは、続いて、既定の操作プログラム下で外科用器具を操作し、上記に加え、外科用器具の発射トリガを閉鎖し、及び／又は別の方法で、例えば、外科用器具のユーザーに対して事象を通信できる。特定の場合では、コントローラは、外科用器具のメモリからデータのアップロードを再度試み、チェックサムの演算と上記比較を再度実行できる。再算出されたチェックサム値及び保存されたチェックサム値が一致する場合、コントローラは、続

いて、メモリからアップロードされたデータに従って外科用器具を操作できる。再算出されたチェックサム値及び保存されたチェックサム値が等しくない場合、コントローラは、続いて、既定の操作プログラム下で外科用器具を操作し、上記に加え、外科用器具の発射トリガを閉鎖し、及び／又は別の方法で、例えば、外科用器具のユーザーに対して事象を通信できる。

【００７９】

エンドエフェクタに関するパラメータがエンドエフェクタのメモリに保存される実施形態では、上記のように、チェックサム値も、例えば、エンドエフェクタのメモリに保存できる。使用中、外科用器具のコントローラは、パラメータデータ及び保存されたチェックサム値にアクセスできる。様々な場合では、上記に加え、エンドエフェクタは、パラメータ及びチェックサム値を外科用器具に伝える１つ又は２つ以上の信号を発することができる。上記の結果として、保存されたチェックサム値及びパラメータを共に伝達でき、本明細書での説明において、外科用器具によって受信されたチェックサム値を受信されたチェックサム値と称することができる。パラメータデータが受信されると、上記と同様に、コントローラは、パラメータデータからチェックサム値を演算し、すなわち、算出されるチェックサム値を演算し、算出されたチェックサム値と受信されたチェックサム値と比較できる。算出されたチェックサム値が受信されたチェックサム値と等しい場合、コントローラは、エンドエフェクタから取得されたパラメータデータの全てが正しいと仮定できる。このような時点において、コントローラは、続いて、エンドエフェクタからアップロードされたデータに従って外科用器具を操作できる。算出されたチェックサム値が受信されたチェックサム値と等しくない場合、コントローラは、取得されたデータのうち少なくとも１つのデータが誤っていると仮定できる。様々な場合では、コントローラは、続いて、既定の操作プログラム下で外科用器具を操作し、上記に加え、外科用器具の発射トリガを閉鎖し、及び／又は別の方法で、例えば、外科用器具のユーザーに対して事象を通信できる。このような出来事は、パラメータデータが、例えば１つ又は２つ以上の無線伝送を介してエンドエフェクタから外科用器具に通信されるとき、より頻度が高い場合がある。いずれにせよ、特定の場合では、コントローラは、エンドエフェクタからデータのアップロードを再度試み、チェックサムの演算と上記比較を再度実行できる。再算出されたチェックサム値及び受信されたチェックサム値が一致する場合、コントローラは、続いて、エンドエフェクタからアップロードされたデータに従って外科用器具を操作できる。再算出されたチェックサム値及び受信されたチェックサム値が等しくない場合、コントローラは、続いて、上記に加え、既定の操作プログラム下で外科用器具を操作し、外科用器具の発射トリガを閉鎖し、及び／又は別の方法で、例えば、外科用器具のユーザーに対して事象を通信できる。様々な場合では、上記の結果として、外科用器具は、エンドエフェクタを使用するとき、外科用器具の操作に使用されるエンドエフェクタに関する任意の情報を保存する必要がない。このような場合では、エンドエフェクタのパラメータに関するデータ及びデータの完全性の確認に使用されるチェックサム値は、全体がエンドエフェクタに保存され得る。外科用器具は、エンドエフェクタを使用するために、エンドエフェクタから十分な入力のみを必要とする操作プログラムを備えてよい。外科用器具と共に使用できる各エンドエフェクタ向けの特定の操作プログラムを必要としない場合がある。単一の操作プログラムを全てのエンドエフェクタで使用できる。このため、外科用器具は、例えば、追加のエンドエフェクタ用の操作プログラム、及び／又は、既存のエンドエフェクタ用の変更プログラムを備えるために更新する必要がない場合がある。

【００８０】

本明細書に記載の外科用器具に取り付けられるエンドエフェクタを識別するのに利用される無線通信システムに加え、又はその代わりに、ここで図１４９～１５４を見ると、少なくとも１つの実施形態による外科用器具は、エンドエフェクタをスキャンし、識別する手段を備えてよい。図１５３は、図１５１、１５２、及び１５４に示されるエンドエフェクタ１１０６０上の、図１４９及び１５０に示されるバーコードをスキャンするように構成できる、バーコードリーダー１１０２２を備えるハンドル１１０２０を示す。本明細書

に開示される別の実施形態と同様に、エンドエフェクタ１１０６０は、シャフト部、アンビル１１０６２、及び／又はステープルカートリッジ１１０６４を備えてよく、例えば、エンドエフェクタ１１０６０の１つ又は２つ以上の部分は、上面にバーコードを備えてよい。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ１１０６０は、アンビル１１０６２とステープルカートリッジ１１０６４の中間に位置づけられる取り外し可能な構成要素１１０６３を備えてよく、これは、エンドエフェクタ１１０６０が外科用器具に組み付けられる前又はその後に取り外しできる。図１５１では、バーコード１１０６５は、エンドエフェクタ１１０６０のシャフト部に配置されているものとして示される。図１５２では、バーコード１１０６５は、取り外し可能な構成要素１１０６３に配置されているものとして示される。様々な実施形態では、外科用器具のハンドル１１０２０は、例えば、エンドエフェクタ上のバーコードを読み取るように構成されている、バーコードリーダー１１０２４などのバーコードリーダーを備えてよい。例えば、主に図１５４を参照すると、ハンドル１１０２０は、エンドエフェクタ１１０６０のシャフト上に画定されるバーコード１１０６５を読み取るように構成されている、内部バーコードリーダー部１１０２２を備えてよい。少なくとも１つのこのような場合では、バーコードリーダー部１１０２２は、エンドエフェクタ１１０６０のシャフトを収容するようにサイズ決めされ構成されている、トラフ１１０２６を備えてよく、このときバーコードリーダー１１０２４を、バーコードリーダー１１０２４がバーコード１１０６５を読み取れるように、トラフ１１０２６中に画定される開口部１１０２７内に、及び／又は、開口部に対して装着できる。読者には理解されるように、多くのバーコードリーダー及びバーコードのプロトコルが既知であり、任意の好適なものを利用してよい。いくつかの場合では、バーコードは、例えば、バーコードを２つの異なる方向に読めるようにする、二方向情報を含んでよい。いくつかの場合では、バーコードは複数層の情報を利用してよい。いくつかの場合では、バーコードのプロトコルは、エンドエフェクタを識別する情報に先行するプリアンブル情報を含んでよく、及び／又は別の方法で、外科用器具の操作、つまり、特定の操作プログラムを用いた操作を可能にする情報を外科用器具に供給してよい。いくつかの場合では、バーコードリーダーは、バーコードを含む複数の山部及び谷部に接触し得る１つ又は２つ以上の光ビームを放出できる。いくつかの場合では、バーコードの谷部は、エンドエフェクタのシャフトハウジング内に延出してよく、及び／又は、その内部に画定されてよい。放出された光ビームは、それらの読み取りができるバーコードリーダーに反射されてよい。とはいえ、ハンドル１１０２０のバーコードリーダー１１０２４は、放出され反射された光ビームがバーコードリーダー部１１０２２内に閉じ込められる、又は少なくとも実質的に閉じ込められるように、トラフ１１０２６内に位置決めされ、配置される。このようにして、バーコードリーダー１１０２４は、異なるエンドエフェクタ、すなわち、手術室に存在し得る、外科用器具に組み付けられようとしているもの以外のエンドエフェクタを、偶発的に、つまり意図せずにスキャンできない。

【００８１】

様々な場合では、上記に加え、エンドエフェクタは、エンドエフェクタが外科用器具に組み付けられる前に、外科用器具のバーコードリーダーを通過させてよい。様々な代替の実施形態では、外科用器具は、エンドエフェクタが外科用器具に組み付けられた後に、エンドエフェクタのバーコードのスキャンに使用できる、移動可能なバーコードリーダーを備えてよい。いずれにせよ、エンドエフェクタが識別されると、少なくともいくつかの状況では、コントローラは、識別されたエンドエフェクタを使用するように構成されている操作プログラムにアクセスできる。ある意味では、バーコードはブートローダーを備えてよい。別の状況では、本明細書の他の箇所で概説したように、バーコードは、共通のオペレーティングシステムを使用するのに必要な情報、つまりパラメータを、コントローラに供給できる。いくつかの状況では、各エンドエフェクタは、任意の２つのエンドエフェクタが、同じ種類のエンドエフェクタであっても２つの異なるバーコードを上面に有し得るように、シリアル化番号によって識別されてよい。かかる状況では、コントローラは、外科用器具が以前にスキャンしたエンドエフェクタの使用を拒否するように構成されてよい

。このようなシステムは、例えば、少なくとも一部使用されたエンドエフェクタの再使用を防ぐことができる。

【００８２】

上記のように、エンドエフェクタは、有線接続及び／又は無線接続によって外科用器具と通信するように構成されてよい。有線接続に関して、ここで図１１５を見ると、エンドエフェクタ９９６０の近位端９９６９などのエンドエフェクタの近位端は、例えば、外科用器具のシャフト９９４０の遠位端９９４２上に、及び／又はその内部に配置された複数の電気接点９９４８と電気通信状態にできる、複数の電気接点９９６８を備えてよい。主に図１１６を参照すると、各電気接点９９６８は、要素空洞９９６５内に少なくとも部分的に配置される、接触要素９９６７を備えてよい。各電気接点９９６８は、例えば、接触要素９９６７と要素空洞９９６５の内部側壁との中間に配置される、ばね９９６６などの付勢部材を更に備えてよい。ばね９９６６は、接触要素を半径方向外側に付勢するように構成されてよい。接触要素９９６７は、少なくともエンドエフェクタ９９６０がシャフト９９４０に組み付けられる前に、要素空洞９９６５の別の内部側壁と係合するようにばね９９６６によって移動可能に付勢され得る、そこから突出している停止部９９６４を備えてよい。停止部９９６４と要素空洞９９６５の側壁との間の相互作用によって、接触要素９９６７の外側への移動を阻止できる。エンドエフェクタ９９６０がシャフト９９４０に組み付けられるとき、図１１６に示されるように、電気接点９９６８の接触要素９９６７は、ばね９９６６によって加えられる付勢力に逆らって、シャフトの電気接点９９４８によって内向きに押され得る。様々な状況では、接点９９４８及び９９６８の各対は、回路、つまり通信チャネル９９５０を閉じることができる。３対の接点が示されているが、任意の好適な数の接点及び／又は通信チャネルを利用することができる。様々な実施形態では、図１１７を参照すると、シャフト接点１００４８は、移動可能要素１００４７を対応するエンドエフェクタ接点１００６８に押しつけるように構成されている、移動可能要素１００４７及び付勢ばね１００４６をそれぞれ備え得る。特定の実施形態では、ここで図１１８を見ると、エンドエフェクタ接点とシャフト接点の一方又は両方は、可撓性部を備えてよい。例えば、エンドエフェクタは、対応するシャフト接点９９４８に弾性的に係合できる可撓性接点１０１６８を備えてよい。

【００８３】

上記実施形態に関して、様々な状況では、エンドエフェクタは、長手方向軸に沿ってシャフトに組み付けられ得る。かかる状況では、主に図１１５を参照すると、最近位のエンドエフェクタ接点９９６８は、最遠位のシャフト接点９９４８と、最初に電気的に接続する。読者には理解されるように、かかる接点が係合状態になるとき、エンドエフェクタ９９６０は完全にシャフト９９４０に取り付けられていない。これらの接点間のこのような係合が一時的であり得る間、すなわち、エンドエフェクタ９９６０がより深くシャフト９９４０内に取り付けられるまで、外科用器具のコントローラは、エンドエフェクタ９９６０からの１つ又は２つ以上の信号を混同し、誤解釈する状態になり得る。エンドエフェクタ９９４０が完全に取り付けられるまで、エンドエフェクタ接点９９６８の長手方向アレイが、シャフト接点９９４８の長手方向アレイと連続的に接触するとき、同様の混同が生じ得る。様々な実施形態では、最近位のエンドエフェクタ接点９９６８が最近位のシャフト接点９９４８と係合されるまで、外科用器具のコントローラは、接点から伝達される信号を無視するように構成されてよい。ここで図１１９及び１２０を見ると、当該接点対が係合しており、その結果、エンドエフェクタが完全に取り付けられているときにコントローラが識別できるように、接点対の１つは別の接点対と異なっていてよい。例えば、外科用器具のエンドエフェクタ及びシャフトは、第１の接点対１０２４８ａ、１０２６８ａ、第２の接点対１０２４８ｂ、１０２６８ｂ、及び第３の接点対１０２４８ｃ、１０２６８ｃを備えてよく、このとき第３の接点対は、第１の接点対及び第２の接点対と異なっていてよい。第１の接点対１０２４８ａ、１０２６８ａが係合しているとき、接触要素１０２６７ａは、接触要素１０２６７ａの第１の接続部１０２６３ａが通信経路９９５０ａの第１の経路部９９５１ａと接触し、接触要素１０２６７ａの第２の接続部１０２６４ａが通

信経路９９５０ａの第２の経路部９９５２ａと接触するように、内向きに押され得る。接触要素１０２６７ａのこのような位置では、第１の経路部９９５１ａ及び第２の経路部９９５２ａは、両方とも接触要素１０２６７ａを通じて信号を伝え得る。第２の接点対１０２４８ｂ、１０２６８ｂが係合しているとき、接触要素１０２６７ｂは、接触要素１０２６７ｂの第１の接続部１０２６３ｂが通信経路９９５０ｂの第１の経路部９９５１ｂと接触し、接触要素１０２６７ｂの第２の接続部１０２６４ｂが通信経路９９５０ｂの第２の経路部９９５２ｂと接触するように、内向きに押され得る。接触要素１０２６７ｂのこのような位置では、第１の経路部９９５１ｂ及び第２の経路部９９５２ｂは、両方とも接触要素１０２６７ｂを通じて信号を伝え得る。第３の接点対１０２４８ｃ、１０２６８ｃが係合しているとき、接触要素１０２６７ｃは、接触要素１０４６７ｃの第１の接続部１０２６３ｃが通信経路９９５０ｃの第１の経路部９９５１ｃと接触せず、接触要素１０２６７ｃの第２の接続部１０２６４ｃが通信経路９９５０ｃの第２の経路部９９５２ｃと接触せず、第１の経路部９９５１ｃと接触するように、内向きに押され得る。接触要素１０２６７ａのこのような位置では、第１の経路部９９５１ｃは、接触要素１０２６７ｃを通じて信号を伝え得る。上記の結果として、エンドエフェクタが完全に取り付けられているとき、第１、第２、及び第３の組は、それぞれのチャネル経路との接続性について特定の配置を有し得、コントローラは、この完全に係合した配置が適所にあるかどうかを評価するように構成され得る。例えば、エンドエフェクタが最初にシャフトに挿入されるとき、第３接点１０２６４ｃは、第１シャフト接点１０２４８ａとまず接触し得る。このような位置では、２つの経路部、すなわち、９９５１ａ及び９９５２ａのみが、エンドエフェクタからコントローラに信号を通信でき、このように、コントローラは、エンドエフェクタが完全に取り付けられると、５つの経路部、すなわち、９９５１ａ、９９５２ａ、９９５１ｂ、９９５２ｂ、及び９９５１ｃが信号を通信できるときに起こる電圧降下と比較して、相互接続部全体の異なる電圧降下を検出するように構成されてよい。同様に、第３接触要素１０２６７ｃが第２シャフト接点１０２４８ｂと接触し、第２接触要素１０２６７ｂが第１シャフト接点１０２４８ａと接触するまで、エンドエフェクタをシャフト内に更に挿入してよい。このような位置では、４つの経路部、すなわち、９９５１ａ、９９５２ａ、９９５１ｂ、及び９９５２ｂのみが、エンドエフェクタからコントローラに信号を通信でき、このように、コントローラは、エンドエフェクタが完全に取り付けられると、５つの経路部、すなわち、９９５１ａ、９９５２ａ、９９５１ｂ、９９５２ｂ、及び９９５１ｃが信号を通信できるときに起こる電圧降下と比較して、相互接続部全体の異なる電圧降下を検出するように構成されてよい。

【００８４】

特定の場合では、エンドエフェクタが外科用器具の細長シャフトに組み付けられるとき、操作者は、エンドエフェクタの駆動システム及び／又は関節屈曲システムを係合し、例えば、エンドエフェクタの閉鎖、発射、及び／又は関節屈曲を開始できる。エンドエフェクタは、第１ジョーと、第２ジョーと、第１ジョーの第２ジョーに対する位置を検出するように構成されている１つ又は２つ以上のセンサと、を備えてよい。ここで図１２１～１２４を参照すると、エンドエフェクタ１０３６０は、第１ジョー、つまりアンビル１０３６２と、第２ジョー、つまりステープルカートリッジ１０３６４と、を備えてよく、このときアンビル１０３６２は、ステープルカートリッジ１０３６４に向かって、及びそこから離れる方向に移動可能である。多くの場合、エンドエフェクタ１０３６０は、内視鏡によってもエンドエフェクタ１０３６０が容易に視認できない患者の体内へ、トロカールを通じて挿入される。その結果、外科用器具のユーザーは、第２ジョー１０３６４の位置に対するアンビル１０３６２の位置を容易に評価できない。エンドエフェクタの使用を容易にするため、上記のように、エンドエフェクタ１０３６０は、アンビル１０３６２の位置を検出するセンサを備えてよい。様々な状況では、かかるセンサは、アンビル１０３６２とステープルカートリッジ１０３６４との間の間隙を検出するように構成されてよい。特定のセンサは、アンビル１０３６２のステープルカートリッジ１０３６４に対する回転位置を検出するように構成されてよい。センサは、２０１３年３月１３日出願の「ＳＴＡＰ

ＬＥ ＣＡＲＴＲＩＤＧＥ ＴＩＳＳＵＥ ＴＨＩＣＫＮＥＳＳ ＳＥＮＳＯＲ ＳＹＳＴＥＭ」という名称の米国特許出願第１３／８００，０２５号、及び２０１３年3月１３日出願の「ＳＴＡＰＬＥ ＣＡＲＴＲＩＤＧＥ ＴＩＳＳＵＥ ＴＨＩＣＫＮＥＳＳ ＳＥＮＳＯＲ ＳＹＳＴＥＭ」という名称の米国特許出願第１３／８００，０６７号に開示されている。２０１３年3月１３日出願の「ＳＴＡＰＬＥ ＣＡＲＴＲＩＤＧＥ ＴＩＳＳＵＥ ＴＨＩＣＫＮＥＳＳ ＳＥＮＳＯＲ ＳＹＳＴＥＭ」という名称の米国特許出願第１３／８００，０２５号、及び２０１３年3月１３日出願の「ＳＴＡＰＬＥ ＣＡＲＴＲＩＤＧＥ ＴＩＳＳＵＥ ＴＨＩＣＫＮＥＳＳ ＳＥＮＳＯＲ ＳＹＳＴＥＭ」という名称の米国特許出願第１３／８００，０６７号の開示全体は、参照することによって本明細書に組み込まれる。使用されるセンサ（１つ又は複数）に関わらず、アンビル１０３６２の位置を、ディスプレイを通じて外科用器具のユーザーに伝えることができる。かかるディスプレイは、例えば、エンドエフェクタ１０３６０、及び／又は、シャフト１０３４０などの外科用器具のシャフト上に位置してよい。ディスプレイがエンドエフェクタ上に位置するとき、ディスプレイは、例えば内視鏡を用いて視認できる。このような場合では、ディスプレイは、エンドエフェクタを手術部位に挿入できるトロカールによって不明瞭にならないように、エンドエフェクタ上に配置され得る。別の言い方をすれば、使用時に、トロカールの遠位端に対して遠位にあるように、ディスプレイを配置してよい。ディスプレイがシャフト上に位置するとき、ディスプレイは、トロカールによって不明瞭にならないように、シャフト上に配置され得る。別の言い方をすれば、使用時に、トロカールの近位端に対して近位にあるように、ディスプレイを配置してよい。図１２１～１２４に示される実施形態を参照すると、ディスプレイ１０３９０はシャフト１０３４０上に位置している。

【００８５】

引き続き図１２１を参照すると、エンドエフェクタ１０３６０のアンビル１０３６２は完全開放位置に示される。このアンビル１０３６２の位置では、エンドエフェクタ１０３６０の発射部材１０３３０は近位位置にあり、まだ遠位に進んでいない。以下で詳述されるように、発射部材１０３３０は遠位に進み、ステープルカートリッジ１０３６４に向けてアンビル１０３６２を移動する。図１２１に示される発射部材１０３３０の位置は、発射部材１０３００の未発射の最近位位置を示し得る。アンビル１０３６２が完全開放位置にあるとき、主に図１２５を参照すると、アンビルディスプレイ１０３９０は光っていない場合がある。読者には理解されるように、アンビルディスプレイ１０３９０は、いくつかの異なる位置のうちの１つにあるアンビル１０３６２の位置を示すことができる。アンビルディスプレイ１０３９０は、たまたまアンビル１０３６２の５つの可能性のある位置を示すことができるが、５つを超えるインジケータ、又は５つ未満のインジケータを利用するアンビルディスプレイを備え得る別の実施形態が想定される。アンビル１０３６２が開放位置から閉鎖位置に移動すると、ディスプレイ１０３９０は、インジケータ１０３９１～１０３９５を利用してアンビル１０３６２の位置を順次示すことができる。インジケータ１０３９１は、アンビル１０３６２がわずかに閉鎖位置にあることを示す。インジケータ１０３９２、１０３９３、及び１０３９４は、アンビル１０３６２が部分的な閉鎖位置にあることを示す。インジケータ１０３９５は、アンビル１０３６２が完全に閉鎖した、平行位置にあることを示す。図１２１を図１２２と比較すると、読者は、発射部材１０３３０が遠位に進み、少なくとも部分的にアンビル１０３６２を閉じていることを理解するであろう。アンビル１０３６２が図１２２に示される位置にあるとき、アンビル位置センサは、アンビル１０３６２の新たな位置を検出でき、アンビルディスプレイ１０３９０のインジケータ１０３９１は、図１２６に示されるように光り得る。図１２２を図１２３と比較すると、発射部材１０３３０は遠位に進み、アンビル１０３６２を完全に閉じてはいないが更に閉じる。アンビル１０３６２が図１２３に示される位置にあるとき、アンビル位置センサは、アンビル１０３６２の新たな位置を検出でき、インジケータ１０３９３は、図１２７に示されるように光り得る。図１２２と図１２３を更に比較すると、読者は、アンビル１０３６２が約１０度回転していること、例えば、アンビル１０３６２が約５

度のみ回転している場合、例えば、アンビルディスプレイ１０３９０のインジケータ１０３９２が光っていることを理解するであろう。図１２３を図１２４と比較すると、発射部材１０３３０は遠位に進み、アンビル１０３６２を完全に閉じている。アンビル１０３６２が図１２４に示される位置にあるとき、アンビル位置センサは、アンビル１０３６２の新たな位置を検出でき、インジケータ１０３９５は、図１２８に示されるように光り得る。図１２３と図１２４を更に比較すると、読者は、アンビル１０３６２が約１０度回転していること、例えば、アンビル１０３６２が約５度のみ回転している場合、例えば、アンビルディスプレイ１０３９０のインジケータ１０３９４が光っていることを理解するであろう。

【００８６】

上記に加え、エンドエフェクタ及び／又は外科用器具は、アンビルディスプレイ１０３９０を制御するように構成され得るコントローラを備えてよい。例えば、エンドエフェクタがアンビルディスプレイ１０３９０を備えるとき、コントローラは、エンドエフェクタ内に配置され得る。外科用器具のシャフトがアンビルディスプレイ１０３９０を備えるとき、及び／又は、外科用器具の任意のその他部分がアンビルディスプレイ１０３９０を備えるとき、外科用器具は、コントローラを備え得る。他の場合では、エンドエフェクタ及び外科用器具の一方は、アンビルディスプレイ１０３９０を備えてよく、エンドエフェクタ及び外科用器具の他方は、コントローラを備えてよい。いずれにせよ、アンビル位置センサ（１つ又は複数）は、コントローラと信号通信を行うことができる。コントローラは、センサ（１つ又は複数）からの１つ又は２つ以上の信号を解釈し、アンビル１０３６２の位置を判定するように構成されてよい。コントローラは、上記のようにインジケータ１０３９１～１０３９５を光らせるために、アンビルディスプレイ１０３９０と通信できる。様々な状況では、各インジケータ１０３９１～１０３９５は、例えば発光ダイオードを含んでよい。かかる状況では、各発光ダイオードは、コントローラが、他の発光ダイオードとは無関係にある発光ダイオードを選択的に光らせるように、コントローラのマイクロプロセッサの出力チャネルと電気通信するように配置され得る。様々な場合では、コントローラは、アンビルセンサからのデータに基づいてアンビル１０３６２の位置を連続的に評価でき、このデータを利用して、どのインジケータを光らせるかを連続的に更新する。例えば、アンビル１０３６２が閉鎖されている又は開放されているとき、コントローラは、アンビル１０３６２の位置を追跡し、インジケータ１０３９１～１０３９５によってこの情報を外科用器具のユーザーに即座に表示できる。このような場合、アンビル１０３６２の位置に関するリアルタイムの、又はほぼリアルタイムのフィードバックをユーザーに提供できる。他の場合では、コントローラは、アンビル１０３６２が移動を止めた、又は少なくとも実質的に移動を止めた後まで、例えば一定期間、アンビル１０３６２の位置の表示を待つ場合がある。読者には理解されるように、インジケータ１０３９１～１０３９５は、アンビル１０３６２の別々の位置を表し得るが、例えば、閉鎖されるとき、アンビル１０３６２は、これらの別々の各位置を一瞬通過するのみである可能性がある。様々な状況では、コントローラは、どのインジケータを光らせるのかを決定するためのアルゴリズムを利用してよい。例えば、コントローラは、アンビル１０３６２が、インジケータディスプレイ１０３９０によって表され得る任意の別個の位置に一致していない場合でも、どのインジケータがアンビル１０３６２の位置をより正確に表しているかを判定するアルゴリズムを適用できる。様々な状況では、アンビル１０３６２が、２つの隣接するインジケータによって表される２つの別個の位置の中間に位置するとき、コントローラは、インジケータディスプレイ１０３９０中の２つの隣接するインジケータを光らせることができる。

【００８７】

様々な場合では、上記に加え、インジケータ１０３９１～１０３９５は、同じ色の光、又は少なくとも実質的に同じ色の光を放出する発光ダイオードをそれぞれ含んでよい。他の場合では、インジケータ１０３９１～１０３９５の１つ又は２つ以上は、別のインジケータ１０３９１～１０３９５と異なる色で発光できる。例えば、インジケータ１０３９１

を黄色に発光するように構成でき、一方インジケータ１０３９２～１０３９５を、例えば、緑色に発光するように構成できる。読者には理解されるように、図１２２を参照すると、アンビル１０３６２とカートリッジ１０３６４との間に位置する組織Ｔは、アンビル１０３６２が図１２２に示される部分閉鎖位置にあるとき、アンビル１０３６２によって十分にクランプされ得ず、アンビル１０３６２のこの位置に関連するインジケータ１０３９１が黄色に光ると、外科用器具のユーザーは、エンドエフェクタ１０３６０を動かす、及び／又は、発射プロセスを継続する前に、注意するようリマインドされ得る。いくつかの場合では、インジケータ１０３６１～１０３６５の１つ又は２つ以上は、それぞれが２つ以上の色を発光するように構成され得る。例えば、各インジケータ１０３６１～１０３６５は、緑色及び赤色を発光するように構成されている発光ダイオードを備えてよい。このような場合では、インジケータ１０３６１～１０３６５は、上記のようにアンビル１０３６２の位置を示すときに緑色を発光し、あるいは、エンドエフェクタ１０３６０及び／又は外科用器具にエラーがあるときに赤色発光できる。

【００８８】

上記のように、エンドエフェクタのアンビルは、ステープルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間を移動可能であり得、外科用器具システムは、アンビルの位置を検出し、アンビルの移動をユーザーに伝えるように構成されてよい。とはいえ、ステープルカートリッジがアンビルに対して移動可能である実施形態が想定される。少なくとも１つのこのような実施形態では、アンビルは固定され、つまり枢動可能ではない場合がある。固定され、つまり枢動可能でない場合、アンビルは、エンドエフェクタフレームの一部から固定的に延在し得るが、エンドエフェクタフレームのその部分、そこから延在するアンビル、及びステープルカートリッジは、エンドエフェクタの別の部分又は外科用器具のシャフトに対して関節屈曲可能であってよい。エンドエフェクタが関節屈曲可能であろうとなかろうと、かかる実施形態では、ステープルカートリッジは、アンビルに対して枢動可能であり得る。アンビルの動きを検出するための本明細書に記載されるシステム及び方法は、ステープルカートリッジの動きの検出に適応され得る。その上、アンビルの動きを表示するための本明細書に記載されるシステム及び方法は、ステープルカートリッジの動きを表示するように適合され得る。

【００８９】

様々な場合では、操作者は、発射行程中に駆動部材を後退させることを望む場合がある。Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３に開示される外科用器具は、ハンドルに装着された後退レバーをラチェット式に動かすことによって作動される駆動チューブを備える、手動駆動の機械的インターフェイスを備える、後退アセンブリを使用する。かかる構成は、臨床医が発射ロッドを後退させるのを可能にすることを意味し、最終的には、装填ユニットの駆動部材は、電源を遮断させ、又はモーター若しくは制御システムを発射中に破壊させるだろう。しかしながら、かかる後退アセンブリは、モーター及びモーター歯車ボックスがラチェット式に動かす（作動）プロセス中に係合したままであることから、効果的に操作することが難しい場合がある。したがって、装置の後退アセンブリは、駆動チューブの手動回転を可能にするために、十分なトルクを生じさせて、歯車ボックス中の歯車及びモーターシャフトを回転できなくてはならない。かかる力の発生により、後退アセンブリ部品に過剰な応力がかかり、後退アセンブリの破壊的不良を引き起こす可能性がある。図１～２８に示される外科用器具１０は、この問題などを回避できる独特のかつ新規な後退アセンブリ装置を有して構成され得る。

【００９０】

例えば、外科用器具１０は、上部１２６及び底部１２８を有する後退シャーシ１２４を含む、後退アセンブリ１２０を備えてよい。様々な形態では、後退アセンブリ１２０は、駆動歯車１３０及び後退歯車１３２を介して、駆動チューブ１０２と機械的に連動する。図５を参照されたい。駆動歯車１３０は、駆動歯車１３０の回転によって、駆動チューブ１０２に回転を付与するように、回転不能に駆動チューブ１０２に取り付けられる。駆動歯車１３０及び後退歯車１３２は、かさ歯車又は類似するものを含み、図５に示されるよ

うに、その間の噛合係合を可能にできる。後退歯車１３２は、後退シャーシ１２４の上部及び底部１２６及び１２８に対して実質的に垂直であり、その間を延在する、第１スピンドル１３４（図４及び５）に連結されてよい。スピンドル１３４は、外科用器具１０の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」に対して実質的に垂直であるスピンドル軸「ＳＡ－ＳＡ」の周囲を回転して動くように支持されてよい。図５を参照されたい。様々な形態では、後退歯車１３２は、そこに取り付けられた第１平歯車１３６を有してよい。第１平歯車１３６は、これも後退シャーシ１２４の上部１２６と底部１２８との間に実質的に垂直に配置され、それによって画定される第２シャフト軸「ＳＡ’－ＳＡ’」の周りを回転可能な第２スピンドル１３７上に、動作可能に支持される、第２平歯車１３８と連動する。第２平歯車１３８は、第１スピンドル１３４上に配置される第３平歯車１４０と噛合係合するように支持される。第３平歯車１４０は、一方向性クラッチアセンブリ１４２の第１クラッチ部１４４に取り付けられる。クラッチアセンブリ１４２は、第１クラッチ部１４４の上部の第１スピンドル１３４に回転可能に配置される、第２クラッチ部１４６を更に備える。ばね（１つ又は複数）（図示せず）は、第１クラッチ部１４４と第２クラッチ部１４６との間に配置され、それによって、図５に示されるように、第１及び第２クラッチ部１４４及び１４６を持ち上げた「非噛合」方向に維持できる。

【００９１】

駆動チューブ１０２が回転すると、駆動歯車１３０が、第１、第２、及び第３平歯車１３６、１３８、１４０に、並びに、第１クラッチ部１４４及び対応するスピンドル１３４、１３７に、回転を付与することが理解される。第２クラッチ部１４６はスピンドル１３４の周りを回転でき、その間に配置されたばね装置（図示せず）によって、第１クラッチ部１４４と係合しないように付勢されているため、第１クラッチ部１４４の回転は、第２クラッチ部１４６に伝えられない。図５に示されるように、第１及び第２クラッチ部１４４及び１４６は、平坦な噛合面及び傾斜した滑り面をそれぞれ有する複数の噛合歯１４８を備える。以下で更に詳述されるように、第２クラッチ部１４６は、後退レバー１５０によって、第１クラッチ部１４４と噛合係合するように付勢されてよい。歯１４８上の滑り面は、第２クラッチ部１４６の回転によって第１クラッチ部１４４を回転させるように、噛合面を互いに接触させることを可能にする。第１クラッチ部１４４の回転は、全ての連動している歯車を同様に回転させ、最終的には、器具の長手方向軸ＬＡ－ＬＡを周る回転運動を駆動チューブ１０２に付与する。

【００９２】

ここで図６を参照すると、後退レバー１５０は、カム部１５４を含む細長ハンドル部１５２を備えてよい。カム部１５４は、後退レバー１５０を第１スピンドル１３４の周りを回転できるように第１スピンドル１３４に取り付けられ得る取り付け具（図示せず）によって、機械的に連動するよう支持される一方向性ニードルクラッチ（図示せず）を収容できる開口部を備えてよい。Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３は、このような一方向性ニードルクラッチ及び取り付け具装置の操作を更に説明しており、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれた。様々な形態では、後退レバー１５０は、それぞれが上面にカム表面１５８を有する１つ又は２つ以上のカム部材１５６を備える。第１の向きでは、後退レバー１５０は、図１に示されるように、ハウジング１２のレバーポケット１４に沿って配置される。第１クラッチ部１４４と第２クラッチ部１４６との間に配置されるばねは、後退シャーシ１２４の上部１２６に逆らって後退レバー１５０を付勢するように働く。図６に示されるように、カム部材１５６は、後退シャーシ１２４の上部１２６中の対応するカムスロット、つまりポケット１６０内に配置される。後退レバー１５０は、後退シャーシ１２４の上部１２６と後退レバー１５０のカム部１５４との間に設置される戻りばね１６２によって、第１の向きに維持される。カム部材１５６及びカムスロット１６０は、後退レバー１５０が更に回転するのを防ぐ。

【００９３】

使用中、後退レバー１５０がハウジング１２中のレバーポケット１４（図１）から出ると、カム部材１５６は、対応するカムスロット１６０と連動し、第１クラッチ部１４４と

第２クラッチ部１４６との間に配置されるばね（１つ又は複数）の付勢力に逆らって、後退レバー１５０のカム部１５４を下向き方向に付勢する。このような下向きの動きによって、ばね（１つ又は複数）が圧縮され、第１及び第２クラッチ部１４４、１４６を噛合係合するまで押し込む。カム部１５４を反時計方向に回転すると、取り付け具及び第１スピンドル１３４と連動するニードルクラッチが作動する。後退レバー１５０を連続的に作動すると、クラッチアセンブリ１４２が回転し、それが平歯車１３６、１３８、１４０、並びに後退及び駆動歯車１３２及び１３０を次々に回転させる。次に、これによって、器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りを駆動チューブ１０２が回転する。発射ロッド１０４は駆動チューブ１０２と螺合しているため、上記のように駆動チューブ１０２が回転した結果、発射ロッド１０４が駆動チューブ１０２内に後退（つまり、近位に軸方向移動）する。

【００９４】

操作中、駆動チューブ１０２は、モーター１００によって、器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りを後退方向と反対の方向（例えば、時計方向など）に回転するように構成されてよい。このような駆動チューブ１０２の回転が、発射ロッド１０４を、遠位方向「ＤＤ」に軸方向に移動させる。この装填ユニット２０の発射ロッド１０４及び駆動部材６０の前進は、本明細書で「発射」操作と称されてよい。図５に示されるように、例えば、歯車アセンブリ１７０を利用して、装填ユニット２０を作動させるため、発射ロッド１０４を遠位方向「ＤＤ」に駆動するのに必要な量の駆動トルクを確立する。歯車アセンブリ１７０は、モーター１００に連結されている歯車ボックスハウジング１７２を備えてよい。例えば、歯車ボックスハウジング１７２は、ねじ１０３又は他の機械的締結具及び／若しくは締結具装置によって、モーターハウジング１０１に連結されてよい。歯車アセンブリ１７０及びモーター１００は、全体を通して１８６と表記される「駆動ユニット」と集合的に称してよい。

【００９５】

歯車ボックスハウジング１７２は、一体成形される、ないしは別の方法でハウジング１２によって回転不能に支持される、モーター保持部１９０に回転可能に支持されてよい。かかる構成は、駆動ユニット１８６が、ハウジング１２内で器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りを回転するのを可能にするが、ハウジング１２内の軸方向移動を防ぐ。モーター１００は、例えば、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３において更に詳述されている種類の電源２００及び／又は電力システム２０００（図１２９）によって、給電されてよい。

【００９６】

駆動ユニット１８０への、より具体的には、モーター１００への電流供給を容易にするため、独特の接点装置２１０を利用してよい。例えば、図４に示されるように、接点装置２１０は、環状の負のモーター接点２１２と、モーターハウジング１０１に支持される環状の正のモーター接点１１４と、を備えてよい。固定された負の接点２１６は、負のモーター接点１１２との摺動接点のため、ハウジング１２内に支持されてよい。同様に、固定された正の接点２１８は、駆動ユニット１８０がハウジング１２内で回転するとき、正のモーター接点２１４との摺動接点のために支持されてよい。固定された負及び正の接点２１６、２１８は、可撓性ばね様接点を備え、ハウジング１２内への駆動ユニット１８６の組み付けと調整を容易にしてよい。固定された負の接点２１６は、負極リード２２０によって電源２００に電気的に接続されてよく、固定された正の接点２１８は、正極リード２２２によって電源２００に電気的に接続されてよい。かかる接点装置が、ハンドルハウジング内での器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りの駆動ユニット１８６の回転を促進しながら、電源２００からモーター１００に電力が供給されるのを可能にする。

【００９７】

図５を参照すると、歯車アセンブリ１７０は、モーターシャフト１０７に動作可能に連結されている遊星歯車装置を備えてよい。１つの構成では、例えば、輪歯車１７３は、歯車ボックスハウジング１７２の内側面上に形成されてよい。主要太陽歯車１７１は、モーターシャフト１０７に連結されてよい。主要太陽歯車１７１は、第１遊星歯車キャリア１

７４に支持される複数の第１遊星歯車１７５が輪歯車１７３とも噛合係合するように、それらと噛合係合して支持されてよい。第１太陽歯車１７６は、第１遊星歯車キャリア１７４上に形成ないしは別の方法で取り付けられてよく、第２遊星歯車キャリア１７７に支持される複数の第２遊星歯車１７８と噛合係合して支持されてよい。第２遊星歯車１７８も、輪歯車１７３と噛合係合して支持されてよい。第２太陽歯車１７９は、第２遊星歯車キャリア１７７上に形成ないしは別の方法で取り付けられてよく、複数の第３遊星歯車１８１と噛合係合して支持されてよい。第３遊星歯車１８１は、輪歯車１７３と噛合係合して第３遊星歯車キャリア１８０に支持されてよい。第３太陽歯車１８３は、第３遊星歯車キャリア１８０上に形成ないしは別の方法で取り付けられてよく、軸受１８５によって歯車ボックスハウジング１７２内に回転可能に支持される出力シャフトユニット１８４に取り付けられ得る、複数の第４遊星歯車１８７と噛合係合する。第４遊星歯車１８７も、輪歯車１７３と噛合係合して支持されてよい。

【００９８】

図７は、駆動ユニット１８６をハウジング１２内に回転可能に支持するための１つの構成を示す。この図に示されるように、モーター保持具１９０のモーター取り付けボス１９２は、その中に回転可能に支持される歯車ボックスハウジング分割部１９６を備えてよい。１つの構成では、例えば、歯車アセンブリ１７０は、軸受１８５によって歯車ボックスハウジング分割部１９６内に回転可能に支持される。同様に、モーター１００は、軸受１９８によってモーター取り付けハウジング部１３の内部に回転可能に支持される。駆動ユニット１８６をハウジング１２内に回転可能に支持する他の方法も使用できる。

【００９９】

出力シャフトユニット１８４は、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｋ‘７６３に開示されている種類及び構成のクラッチ２３０（図５）に、動作可能に連結されてよい。かかるクラッチ２３０の構成及び操作に関する更なる詳細は、当該公開特許から入手できる。しかしながら、代替の実施形態では、クラッチ２３０を、出力シャフトユニット１８４の駆動チューブ１０２への直接的連結を容易にする働きをする、シャフト－シャフト連結具又はスリーブ構成に置き換えてよい。

【０１００】

Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３に開示される外科用器具の軸方向に移動可能な駆動梁が動かなくなったとき、又は器具への動力が失われたとき、ユーザーは、装填ユニットの取り外しを容易にするため、後退アセンブリを使用して、駆動梁を開始位置に後退させて戻す必要があった。しかしながら、後退システムが、歯車アセンブリ中の複数の歯車装置を逆転させるのに必要な、十分な量のトルクを発生させる必要があったため、効率よく後退させるのは困難であった。したがって、このような後退システムを効果的に操作するのは非常に難しい場合があった。

【０１０１】

本明細書に開示される少なくとも１つの外科用器具の実施形態は、かかる問題に取り組むため、全体を通して２４０と表記される、独特のかつ新規な解放可能な駆動ユニットロックシステムを使用する。以下で更に詳述されるように、例えば、解放可能な駆動ユニットロックシステム２４０が「ロック」位置にあるとき、駆動ユニット１８６はハンドルハウジング１２内で回転できない。モーター１００から歯車アセンブリ１７０を介し、最終的に駆動チューブ１０２まで、モーターのトルクの伝達を促進するために外科用器具が「発射される」とき、駆動ユニット１８６はロック位置に保持される。後退アセンブリ１２０の作動が望ましいとき、駆動ユニットロックシステム２４０は「ロック解除」位置に移動して、駆動ユニット１８６がハウジング１２内で自由に回転できるようになり、それによって、歯車アセンブリ１７０中の歯車装置を逆転させるための十分な後退トルク発生の必要がない。後退アセンブリ１２０の操作中、歯車アセンブリ１７０は、モーター１００と駆動チューブ１０２との間に動作可能に連結したままであってよい。かかる実施形態では、歯車アセンブリ１７０は、モーター１００及び駆動チューブ１０２に動作可能に連結したままであるが、駆動ユニット１８６が自由回転することで、歯車装置が逆転して駆動

チューブ１０２を後退させると、歯車アセンブリ１７０の駆動に必要なトルクを減少できる。このような必要トルクの減少は、後退システムの効率を改善できる。

【０１０２】

図８に示されるように、例えば、後退アセンブリ１２０の第３平歯車１４０は、駆動ユニットロックシステム２４０のロック歯止めアセンブリ２５０を作動するように構成されている、ロック解除カム１４１を備えてよい。ロック歯止めアセンブリ２５０の１つの形態を図９～１１に示す。図１０に示されるように、例えば、ロック歯止めアセンブリ２５０は、内部に形成されたロックノッチ２５４を有する歯止め部材２５２を備えてよい。ロックノッチ２５４は、歯車ボックスハウジング１７２の外側周囲に形成された一連の離間配置された第１ロックくさび２５６が、その間を自由に通過できるような寸法である。例えば図１２及び１３を参照されたい。以下で更に詳述されるように、歯止めロックくさび２５８は、任意の第１ロックくさび２５６とロック係合するため、ロック歯止め２５２上に形成される。図８～１１にも示されるように、ロック歯止めアセンブリ２５０は、モーター取り付けボス１９２中の通路１９４内に摺動可能に収容されるように構成されている、歯止めガイドロッド２６０を更に備えてよい。歯止めばね２６２は、歯止めガイドロッド２６０に軸支され、歯止め部材２５２とモーター取り付けボス１９２との間に配置されて、歯止め部材２５２のカム係合部２６４を第３平歯車１４０と係合するように付勢する。

【０１０３】

後退アセンブリ１２０及び駆動ユニットロックシステム２４０の１つの操作方法について、ここで図８、１３及び１４を参照して説明する。図１３は、ロック位置にある駆動ユニットロックシステム２４０を示している。この図に示されるように、歯止め部材２５２は、歯止めばね２６２によって遠位ロック位置に付勢される。このロック位置にあるとき、歯止め部材２５２上の歯止めロックくさび２５８は、歯車ボックスハウジング１７２上の第１ロックくさび２５６の対応する１つとロック係合する。この位置にあるとき、後退アセンブリ１２０は作動されておらず、歯車アセンブリ１７０はハウジング１２内で回転できない。主電源スイッチ８０（図１）を押し下げることによってモーター１００を作動させると、結果的に駆動チューブ１０２が回転し、最終的には発射ロッド１０４が軸方向に前進して、装填ユニット２０を通して駆動梁６０を遠位に駆動する。

【０１０４】

例えば、駆動梁６０が装填ユニット２０にクランプされた組織中で動かなくなる場合、又は、モーター１００への動力が失われた場合、又は、その他の理由でモーター１００が駆動チューブ１０２の回転を逆転させることができず、最終的に、発射ロッド１０４を後退できない場合、臨床医は、後退アセンブリ１２０を利用して、発射ロッド１０４及び駆動梁６０を手動で後退させることができる。図８は、非作動位置（例えば、駆動ユニットロックシステム２４０がロック位置にあるとき）にある、後退アセンブリ１２０を示す。手動による後退プロセスを開始するため、臨床医は、ハンドルハウジング１２中のレバーポケット１４から後退レバー１５０を引き出す（「Ｒ」方向へ、図６参照）。後退レバー１５０の「Ｒ」方向への移動の結果、後退シャーシ１２４内の後退レバー１５０のカム部１５４が回転する。このような後退レバー１５０の「Ｒ」方向への回転により、ロック解除カム１４１を歯止め部材２５２のカム係合部２６４に係合させて、歯止め部材２５２をロック解除位置に付勢し、それによって、駆動ユニット１８６をハンドルハウジング１２内で自由に回転できるようにする。後退シャーシ中のカムスロット１６０は、クラッチアセンブリ１４２を最初に係合解除せずに、後退レバー１５０のカム部１５４のこのような回転移動を容易にするように位置され、かつ、そのために十分な長さを有する。したがって、カムスロット１６０は、駆動チューブ１０２の回転の結果による作動運動を適用する前に駆動ユニットアセンブリ１８６のロック解除を容易にするため、以前の後退シャーシ構成において配置されたカムスロットよりも長いものであってよい。例えば、少なくとも１つの構成では、カムスロット１６０が伸長して、後退レバー１５０が約１５度回転するのを容易にしてよい。臨床医が後退レバー１５０を「Ｒ」方向に回転し続けると、カム係

合部２６４は、第３平歯車１４０上のロック解除カム１４１の外側周囲に乗って進む。後退レバー１５０を「Ｒ」方向に回転し続けた結果、カム部１５４上のカム部材１５６がそれらの対応するカムスロット１６０の端部と係合し、カム部１５４を下向き方向に付勢する。この下向きの動きが、第１クラッチ部１４４と第２クラッチ部１４６との間に位置するばね（１つ又は複数）を圧縮し、その上部の歯１４８を互いに噛合係合させる。カム部１５４を反時計方向に回転し続けると、取り付け具及び第１スピンドルと連動するニードルクラッチを作動できる。後退レバー１５０を連続的に作動すると、クラッチアセンブリ１４２が回転し、それが平歯車１３６、１３８、１４０、並びに後退及び駆動歯車１３２及び１３０を次々に回転させる。これによって、次に駆動チューブ１０２が回転し、発射ロッド１０４が後退する。

【０１０５】

後退レバー１５０は、後退レバー１５０の一部がハウジング１２の一部に当接するまで、既定の移動量を作動できる。その後、後退レバー１５０は戻りばね１６２によって第１位置に戻る。この動作により、カム部１５２が立ち上がり、第２クラッチ部１４６の上方移動と、第１クラッチ部１４４の係合解除も可能になる。ニードルクラッチは取り付け具を解放し、それによって、駆動チューブ１０２の移動に影響せずに、後退レバー１５０が第１位置に戻るのを可能にできる。後退レバー１５０が第１位置に戻ると、駆動ユニット１８６は再度ロック位置に保持される。後退レバー１５０のラチェット式運動又は回転は、発射ロッド１０４が所望の位置に戻るまで何度も繰り返してよい。

【０１０６】

この回転運動を適用している間、歯車ボックスハウジング１７２は自由に回転するため、駆動チューブ１０２及び歯車アセンブリ１７０内の歯車を回転させるのに要するトルク量は、以前の後退アセンブリの操作に要するトルクと比べて大きく低下する。またかかる構成は、歯車アセンブリ１７０のモーターシャフト１０７への駆動的連結を保持しつつ、後退アセンブリによって生じるトルク力のモーターシャフト１０７への伝達を防ぐのにも有利に役立つ。換言すれば、後退アセンブリ１２０の操作中、歯車アセンブリ１７０は、モーターシャフト１０７と駆動チューブ１０２との間に駆動的に連結したままであってよい。かかる構成は、例えば、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれており、後退システムの作動中、伝達部分が物理的に分断され、又は物理的に遮断される結果である米国特許第７，９５９，０５０号に開示されている後退構成とは異なっている。

【０１０７】

図１５～１８は、以下に記載される相違点以外は上記外科用器具１０に実質的に類似している、別の外科用器具３１０を示す。図１６に示されるように、器具３１０は、例えば、上記方法でモーター１００に連結され得る歯車ボックスハウジング４７２を備える、歯車アセンブリ４７０を備える。歯車ボックスアセンブリ４７０及びモーター１００は、全体を通して４８６と表記される「駆動ユニット」と集合的に称してよい。歯車アセンブリ４７０は、以下に記載される相違点以外は上記歯車アセンブリ１７０と同一であり得る。

【０１０８】

少なくとも１つの構成では、歯車ボックスハウジング４７２は、本明細書に記載の様々な方法でハウジング１２内に一体成形された、ないしは別の方法で回転不能に取り付けられたモーター保持部１９０中に、回転不能に支持されてよく、又はそれと一体成形されてよい。この構成では駆動ユニット４８６は回転しないため、電源に直接接続されてよい。例えば、モーター１００は、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３に記載される方法又はその他好適な方法で給電されてよい。図１６に示されるように、歯車アセンブリ４７０は、モーターシャフト１０７に動作可能に連結されている遊星歯車装置を備えてよい。１つの構成では、例えば、固定された輪歯車４７３は、歯車ボックスハウジング４７２の内側面上に形成されてよい。主要太陽歯車４７１は、モーターシャフト１０７に取り付けられてよい。主要太陽歯車４７１は、第１遊星歯車キャリア４７４に支持される複数の第１遊星歯車４７５と噛合係合して支持されてよい。第１遊星歯車４７５も、固定された輪歯車４７３と噛合係合して支持されてよい。第１太陽歯車４７６は、第１遊星歯車キャリア４７４上に形成さ

れてよく、第２遊星歯車キャリア４７７に支持される複数の第２遊星歯車４７８と噛合係合されてよい。第２遊星歯車４７８も、固定された輪歯車４７３と噛合係合して支持されてよい。第２太陽歯車４７９は、第２遊星歯車キャリア４７７上に形成されるか、又はそれに取り付けられてよく、第３遊星歯車キャリア４８０に支持される複数の第３遊星歯車４８１と噛合係合して支持されてよい。第３遊星歯車４８１は、固定された輪歯車４７３と噛合係合される。第３太陽歯車４８３は、第３遊星歯車キャリア４８０上に形成されるか、ないしは別の方法でそれに取り付けられてよい。第３太陽歯車４８３は、軸受１８５によって歯車ボックスハウジング４７２内に回転可能に支持される出力シャフトユニット４８４に取り付けられる、複数の第４遊星歯車４８７と噛合係合して支持されてよい。複数の第４遊星歯車４８７は、歯車ボックスハウジング４７２に回転可能に装着されるロック可能な輪歯車４８５と噛合係合し得る。歯車４７１、４７３、４７５、４７６、４７８、４７９、４８１及び４８３は、本明細書で歯車列アセンブリ４６０と集合的に称されてよい。

【０１０９】

ロック可能な輪歯車４８５は、モーター保持部１９０（図１６）中の環状空洞４９０内に回転可能に装着されてよい。空洞４９０は、内部のロック可能な輪歯車４８５が器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りを自由回転できる寸法である。ロック可能な輪歯車４８５は環状通路４９０内に取り付けられ、その後、環状通路４９０内に圧入ないしは別の方法で保持される差し込み部材４９２によって適所に保持される。

【０１１０】

外科用器具３１０は、移動可能なシフトリングアセンブリ５４２を備える駆動ユニットロックシステム５４０を、更に備えてよい。少なくとも１つの形態では、シフトリングアセンブリ５４２は、少なくとも１つの、好ましくは複数の、例えば、ピン５４４の形態のロック部材を有する、例えばシフトリング５４３を備えてよい。ピン５４４はシフトリング５４３から突き出ており、ロック可能な輪歯車４８５と選択的にロック係合をするように構成されている。ロックピン５４４はそれぞれ、差し込み部材４９２中の対応する通路５４６内に摺動可能に収容されてよい。シフトリング５４２は、クラッチクランプ５６０に取り付けられる反転リンク５５０によって軸方向移動するように支持される。図１５に示されるように、クラッチクランプ５６０は、第３平歯車１４０の外側周囲の一部の周りに固定されるばねクランプを含んでよい。クラッチクランプ５６０は、シフタロッド５６４に取り付けられる出っ張り部５６２をその上面に有する。シフタロッド５６４は、ある程度可撓性であり、シフトリング５４２に旋回式に連結されてよい。通常使用の間（すなわち、モーター１００が発射ロッド１０４を駆動しているとき）、ロックピン５４４は、ロック可能な輪歯車４７５とロック係合してロック可能な輪歯車４７５が回転するのを防ぎ、回転トルクが出力シャフトユニット４８４に、最終的には駆動チューブ１０２に伝達されるようにする。

【０１１１】

臨床医が後退アセンブリ１２０を使用して発射ロッド１０４の後退を望むとき、後退レバー１５０を、図１５に示される開始位置から「Ｒ」方向に回転する。後退レバー１５０が回転すると、クラッチクランプ５６０が第３平歯車１４０と共に回転し、それにより、シフタロッド５６４によって、シフトリング５４２を遠位方向「ＤＤ」に移動させる。シフトリング５４２が遠位方向「ＤＤ」に移動すると、ロックピン５４４が、ロック可能な輪歯車４８５とのロック係合状態から外れ、歯車ボックスハウジング４７２に対するロック可能な輪歯車４８５の回転を可能にする。臨床医は、図１８に示される終了位置まで後退レバー１５０のラチェット式運動を続ける。少なくとも１つの構成では、例えば、ロック可能な輪歯車４８５からロックピン５４４を係合解除するのに必要であるのは、後退レバー１５０を約１５度回転させることのみである。臨床医が後退レバー１５０を解放した後、戻りばね１６２が後退レバー１５０を開始位置まで戻し、臨床医は、発射ロッド１０４が所望の位置に後退するまで、この手順を繰り返すことができる。ロック可能な輪歯車４８５が軸受ハウジング４７２内で自由に回転するため、駆動チューブ１０２及び出力シ

ャフトユニット４８４の回転は、歯車アセンブリ４７０中の別の歯車装置によって抵抗されない。そのため、発射ロッド１０４の後退に要するラチェット式トルク量は、後退プロセス中、歯車アセンブリ中の歯車装置と動作可能に係合したままである後退装置と比較して低減される。更に、必要なトルクは低減されるにもかかわらず、発射ロッド１０４は歯車アセンブリ４７０と動作可能に係合したままであり得る。換言すれば、発射ロッド１０４は、モーター１００に動作可能に連結したままであり得る。シフトリング５４２がモーター取り付けボス１９２中の軸受１８５に接触するとき、ロックピン５４４は、ロック可能な輪歯車４８５をロック係合する。クラッチクランプ５６０は、シフトリングが軸受１８５又はモーター取り付けボス１９２の別の部分と接触した後に、第３平歯車１４０に対して摺動するように構成されてよい。したがって、駆動ユニットロックシステム５４０は、後退動作を駆動チューブ１０２に適用している間、ハンドルハウジング内の駆動ユニットの少なくとも一部を容易に回転させるのに役立ち、発射ロッド１０４の後退に要する後退トルク量を低減する。

【０１１２】

図１９の外科用器具６１０は、外科用器具３１０中に採用された反転リンク５５０を無くすように、クラッチクランプ５６０が第３平歯車１４０に取り付けられる以外は、外科用器具３１０と実質的に同一である。図１８に示されるように、例えば、シフタロッド５６４は、シフトリング５４２に直接連結されている。上記方法で後退レバー１５０をラチェット式に動かした結果、シフトリング５４２が移動し、ロックピン５４４がロック可能な輪歯車４８５と係合及び係合解除する。

【０１１３】

図２０及び２１は、以下の相違点以外は外科用器具６１０と実質的に同一である、別の外科用器具６１０’を示す。この構成では、例えば、少なくとも２つの「リーフ式」ロックばね６２０及び輪歯車ロック部材６２２が、歯車アセンブリ４７０’の歯車ボックスハウジング４７２’上に支持されている。図２０に示されるように、各ロックばね６２０及び対応するロック部材６２２は、歯車ボックスハウジング４７２’中のスロット６２４内に支持される。この構成では、シフトリング５４２に取り付けられるロックピン５４４’は、対応する輪歯車ロック部材６２２を押し付けてロック可能な輪歯車４８５とロック係合させるため、対応するロックばね６２０を接触し、内向きにへこませるように構成されている。この位置にあるとき（図２０に示す）、ロック可能な輪歯車４８５の歯車ボックスハウジング４７２’に対する回転が防がれる。シフタロッド５６４がシフトリング５４２を遠位方向「ＤＤ」に引っ張るとき、ロックピン５４４’は、対応するロックばね６２０を係合解除するが、このばね６２０が開始位置に屈曲できるようにして、輪歯車ロック部材６２２がロック可能な輪歯車４８５を係合解除し、歯車ボックスハウジング４７２’に対して回転できるようにする。したがって、後退アセンブリ１２０が作動されると、ロック可能な輪歯車４８５は歯車ボックスハウジング４７２’に対して自由に回転することによって、発射ロッド１０４を近位方向「ＰＤ」に後退されるのに要する後退トルク量を低減する。

【０１１４】

図２２～２４は、外科用器具に動作可能に取り付けられる発射ロッド又は他の構成要素の遠位部分が操作中に動かなくなった、又は発射ロッドアセンブリを前進するための操作電力が停止した場合に、外科用器具７１０の発射ロッドの遠位部分を選択的に手動後退させるための別の後退アセンブリ構成を示す。以下に記載される相違点以外は、外科用器具７１０は、上記の、及び／又は、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれるＺｅｍｌｏｋ‘７６３に開示されている外科用器具と、設計及び操作において類似し得る。

【０１１５】

図２２～２４に示されるように、外科用器具７１０は、発射ロッドアセンブリ７２０を動作可能に支持するハウジング７１２を備える。ハウジング７１２は、例えば、駆動チューブに回転運動を与え、その結果、本明細書に記載される様々な方法で発射ロッドアセン

ブリ７２０の軸方向移動をもたらし得るために、モーター及び歯車アセンブリ（図示せず）を動作可能に支持してよい。少なくとも１つの構成では、発射ロッドアセンブリ７２０は、本明細書に開示される様々な方法で駆動チューブと動作可能に連動する、近位発射部材、つまりロッド部７２２を備えてよい。更に別の外科用器具構成では、近位発射ロッド部７２２は、近位発射ロッド部７２２に軸方向運動を加えるように構成されている他の駆動構成及びシステムと、動作可能に連動し得る。

【０１１６】

更に図２２～２４に見られるように、発射ロッドアセンブリ７２０は、本明細書に記載される様々な方法で連結されている装填ユニット２０の軸方向に移動可能な駆動梁６０の近位端に、動作可能に連結されている遠位発射部材、つまりロッド部７２４を更に備えてよい。後退連結アセンブリ７３２の形態の後退アセンブリ７３０は、近位発射ロッド部７２２と遠位発射ロッド部７２４との間で旋回式に連結されてよい。示される構成では、後退連結アセンブリ７３２は、近位発射ロッド部７２２にピン留めされるリンクハンドル部７３６を有する、作動装置リンク７３４を備える。後退連結アセンブリ７３２は、示されるように作動装置リンク７３４及び遠位発射ロッド部７２４にピン留めされる、遠位後退リンク７３８を更に備える。示される実施形態では、ハウジング７１２は、遠位に延在するシャフトハウジング分割部７１６も含み得る、遠位に延在する関節屈曲ハウジング部７１４を備える。シャフトハウジング分割部７１６は、発射ロッドアセンブリ７２０の軸方向移動に対応して遠位及び近位方向に軸方向に移動するとき、後退連結アセンブリ７３２を軸方向に支持するように働き得る。シャフトハウジング分割部７１６に対する後退連結アセンブリ７３２の軸方向移動を容易にするため、作動装置リンク７３４は、示されるように、シャフトハウジング分割部７１６中に形成されるスロット７１８を通って延出する。

【０１１７】

図２２は、発射前の発射ロッドアセンブリ７２０及び後退アセンブリ７３０の位置を示す。図２３は、遠位方向「ＤＤ」に発射された後の発射ロッドアセンブリ７２０及び後退アセンブリ７３０の位置を示す。発射プロセス中、臨床医が駆動梁６０を後退させて開始位置まで戻すことを望む場合、臨床医は、作動装置リンク７３４のリンクハンドル部７３６を単に把持し、図２４に示されるように「Ｒ」方向に枢動させてよく、これにより、遠位発射ロッド部７２４及び駆動梁６０を近位「ＰＤ」方向に引き寄せる。図２２及び２３に示されるように、発射中、遠位発射ロッド部７２４の近位端７２５は、近位発射ロッド部７３４の遠位端７３５から、通常は軸方向に「ＲＤ」と示される距離分、離間していてよい。距離「ＲＤ」は、駆動ユニットによる発射ロッドアセンブリ７２０の発射及び通常の後退中、留まる、例えば変わらなくてよい。しかしながら、臨床医が後退アセンブリを作動させると、遠位発射ロッド部７２４の近位端７２５と近位発射ロッド部７３４の遠位端７３５との距離（距離「ＲＤ’」）は、距離「ＲＤ」より小さくなる。加えて、図２２に示されるように、駆動梁６０の遠位作動ヘッド６２の開始位置と、遠位作動ヘッド６２の終了位置（すなわち、発射行程完了後）との間の距離は、距離「ＦＤ」と表す。所望される場合、距離「ＲＤ」は、作動ヘッド６２を終了位置から開始位置まで戻すために、遠位発射ロッド部７２４が十分に後退（すなわち、近位発射ロッド部７２２の遠位端７３５に近づけて移動）できるのに十分な距離であってよい。別の言い方をすれば、遠位発射ロッド部７２４は、発射距離「ＦＤ」に少なくとも等しいかそれ以上である、後退距離を後退してよい。かかる構成では、例えば、作動ヘッド６５が動かなくなる、ないしは別の方法でその終了位置で停止した場合、後退アセンブリを作動することで、駆動梁６０を完全に後退させ、遠位作動ヘッド６２をその開始位置に移動させることができ、このとき、遠位作動ヘッド６２により、アンビル２２が枢動して開き、組織を解放することが可能になり得る。

【０１１８】

図２５～２８は、選択的に手動後退可能であり得る代替の発射ロッドアセンブリ７２０’を示す。示されるように、発射ロッドアセンブリ７２０’は、本明細書に開示される様

々な方法で駆動チューブと動作可能に連動し得る、近位発射ロッド部７２２’を備える。更に別の外科用器具構成では、近位発射ロッド部７２２’は、近位発射ロッド部７２２’に制御運動を加えるように構成されている他の駆動構成及びシステムと、動作可能に連動し得る。発射ロッドアセンブリ７２０’は、本明細書に記載される様々な方法で連結されている装填ユニット２０の軸方向に移動可能な駆動梁６０の末端部を、少なくとも部分的にくぼませ、動作可能に連結されている、遠位発射ロッド部７２４’を更に備えてよい。例えば、遠位発射ロッド部７２４’は、遠位発射ロッド部７２４’が、近位発射ロッド部７２２’上を後退距離「ＲＤＤ」分、軸方向に摺動できる寸法である、通路７２５を内部に有してよい。後退距離は、その作動ヘッド６２を終了位置「ＥＰ」から開始位置「ＳＰ」まで移動するため、後退アセンブリ７３０’が、駆動梁６０の十分な距離の後退を可能にするように、発射距離「ＦＤ」と同じ又はそれより大きくてよい。図２５を参照されたい。後退アセンブリ７３０’は、後退ラッチ７３２’を備えてよい。後退ラッチ７３２’は、ラッチ留め位置（図２５及び２６）とラッチ解除位置（図２７及び２８）との間を移動可能なラッチハンドル７３５を備えてよい。ラッチ留め位置にあるとき、後退ラッチ７３２’は、近位発射ロッド部７２２’及び遠位発射ロッド部７２４’上方の軸方向摺動ができないように、遠位発射ロッド部７２４’を取り付ける。この向きにあるとき、近位発射ロッド部７２２’は、本質的に一体となって移動する。したがって、ラッチ留め方向にあるとき、図２６に示されるように、発射ロッドアセンブリ７２０’は、遠位方向「ＤＤ」にその終了位置「ＥＰ」まで発射され得る。発射行程中に、駆動梁６０が動かなくなった、又は器具への動力が停止した若しくは失われた（又はその他に理由）場合に、臨床医は、後退ラッチハンドル７３５をラッチ解除位置（図２７）まで単純に移動させ、その後、図２８に示されるように、後退ラッチ７３２’を近位方向「ＰＤ」に手動で引っ張ることができる。

【０１１９】

本明細書に開示される様々な後退システム及び構成は、外科用エンドエフェクタによって利用されるモーター式駆動部材を後退させるのに使用された以前の後退構成が共通して直面する欠点に対応することができる。例えば、本明細書に開示される様々な後退構成は、歯車／電動装置構成がモーターとの「駆動的」つまり物理的な連結を維持可能である一方で、モーターを伴う歯車／電動装置構成によって通常もたらされる抵抗に遭わずに、駆動部材及び／又は関連する駆動構成への後退動作の手動適用を容易にできる。

【０１２０】

したがって、少なくとも１つの例は、遠位方向及び近位方向への選択的軸方向移動のために支持される部分を含み得る、発射部材アセンブリを備えてよい外科用器具を含む。器具は、モーターシャフトを備えるモーターを含む、駆動ユニットを更に備えてよい。歯車アセンブリは、モーターシャフトに駆動的に連結されていてよく、モーターシャフトが第１回転方向に回転すると、発射部材アセンブリの部分が遠位方向に軸方向駆動され、モーターシャフトが第２回転方向に回転すると、発射部材の部分が近位方向に軸方向駆動されるように、発射部材アセンブリと連動するように構成されている出力シャフトアセンブリを備えてよい。外科用器具は、モーターが作動解除されるとき、発射部材アセンブリに第２回転方向への別の回転運動を手動で適用するために、発射部材アセンブリと連動する、後退アセンブリを更に備えてよい。外科用器具は、歯車アセンブリがモーターシャフトに駆動的に連結されたままで、別の回転運動のモーターシャフトへの伝達を阻止するための後退アセンブリ及び駆動ユニットと連動する、ロック手段を更に備えてよい。

【０１２１】

更に別の例に従うと、外科用器具は、発射動作及び後退動作を生じさせる駆動ユニットを備えてよい。器具は、発射動作及び後退動作のうち少なくとも１つの適用に対して、少なくとも１つの外科的機能を実行するように構成されている外科用エンドエフェクタを更に備えてよい。外科用器具は、駆動ユニットと動作可能に連動し、そこからの回転作動運動を動作可能に受けるように構成されている近位発射部材部分を含み得る、発射部材アセンブリを更に備えてよい。発射部材アセンブリは、近位発射部材部分の遠位に支持され、

発射動作及び後退動作を外科用エンドエフェクタに伝達するように構成されている、遠位発射部材部分を更に備えてよい。後退アセンブリは、近位発射部材部分及び遠位発射部材部分に動作可能に連結され得る。後退アセンブリは、後退アセンブリが発射動作及び後退動作を近位発射部材部分から遠位発射部材部分に伝達するように構成されている非作動位置と、遠位発射部材部分が近位発射部材部分に対して軸方向に移動する作動位置との間を、選択的に移動可能であってよい。

【０１２２】

別の外科用器具の例は、動作可能に連結されている細長いシャフトアセンブリを含む、ハンドルハウジングを備えてよい。細長いシャフトアセンブリは、内部に軸方向に移動可能な発射ロッドを支持してよい。装填ユニットは、細長いシャフトに動作可能に連結されていてよく、発射ロッドと連動するように構成されてよい。駆動チューブは、ハンドルハウジング内に回転可能に支持され、発射ロッドと動作可能に連動し得る。外科用器具は、モーターシャフトを有するモーターを更に備えてよい。モーターは、ハンドルハウジング内に動作可能に支持されてよく、電源に動作可能に連結されてよい。歯車アセンブリは、モーターシャフトに駆動的に連結されてよく、モーターシャフトが第１回転方向に回転すると、駆動チューブが発射ロッドを遠位方向に駆動し、モーターシャフトが第２回転方向に回転すると、駆動チューブが発射ロッドを近位方向に駆動するように、駆動チューブと連動するように構成されている出力シャフトアセンブリを備えてよい。後退アセンブリは、モーターが作動解除されるとき、第２回転方向への別の回転運動を手動で加えるための駆動チューブと連動してよい。ロック手段は、歯車アセンブリがモーターシャフトに駆動的に連結されたままで、別の回転運動のモーターシャフトへの伝達を阻止するための後退アセンブリ及び歯車アセンブリと連動してよい。

【０１２３】

再度図１～３を参照すると、様々な実施形態では、外科用器具１０のモーター１００は、発射要素６０などの発射要素と動作可能に連結でき、発射行程中にエンドエフェクタ、つまりＤＬＵ　２０を通して発射要素６０を駆動できる。例えば、発射要素６０は、発射行程中に、組織の切断、及び／又は組織中へのステープルの発射が可能である。電池は、モーター１００に電流を供給でき、例えば、モーター１００に供給された電流は、モーター１００によって発生するトルクに関連させることができる。更に、モーター１００によって発生するトルクは、発射要素６０によって及ぼされる発射力に関連させることができる。モーター全体の電圧は、モーター１００の角速度に関連させることができ、例えば、それを発射要素６０の速度に関連させることができる。ここで図６３を参照すると、モーターは、トルク－電圧曲線５８０２を規定できる。様々な実施形態では、トルク－電圧曲線５８０２は、最適化電圧Ｖにおける最大トルク$Ｔ_{1}$を有し得る。最適化電圧Ｖよりも大きい及び／又は小さい電圧において、例えば、モーターによって発生したトルクは、最大トルク$Ｔ_{1}$よりも小さいこともある。例えば、１／２Ｖの電圧において、トルク－電圧曲線５８０２は、例えば、トルク$Ｔ_{2}$（$Ｔ_{1}$よりも小さいこともある）を有し得る。

【０１２４】

様々な実施形態では、モーターとの信号通信における制御システムは、電池からモーターに電流を供給できる。いくつかの実施形態では、制御システムは、例えば、発射要素の速度を制御できる速度管理制御を含んでよい。制御システムは、例えば、モーターに供給される電流、及び／又は、モーター全体の電圧を制御できる、可変抵抗回路及び／又は電圧制御回路を含んでよい。かかる実施形態では、制御システムは、モーターのトルク及び／又は角速度を、したがってモーターに連結されている発射要素の発射力及び／又は速度を制御できる。例えば、電圧制御回路は、モーター全体の電圧を制御し、発射要素の速度に影響を及ぼすことができる。図６３を参照すると、電圧制御回路が理想的電圧Ｖから例えば１／２Ｖまで電圧を下げる場合、トルクを$Ｔ_{2}$（最大トルク$Ｔ_{1}$より小さいこともある）まで減少でき、速度を、例えば速度$Ｓ_{2}$に調節できる。

【０１２５】

様々な実施形態では、制御システムは、パルス幅変調回路を含んでよく、この制御シス

テムは、モーターに電流パルスを供給できる。主に図６４（ａ）～６５（ｂ）を参照すると、電流は、一定の電圧でパルス状であってよい。様々な実施形態では、パルスのデューティサイクル、すなわち、間隔又は時間当たりのパルスの持続時間は、発射要素５８０４の速度に影響し得る。デューティサイクルが高い（図６４（ａ））とき、各パルスの間隔はより長くなり得、その結果、モーターは、より早い、例えば速度S_1で発射要素５８０４を駆動できる。デューティサイクルが低い（図６４（ｂ））とき、各パルスの間隔はより短くなり得、その結果、モーターは、より遅い、例えば速度S_3で発射要素５８０４を駆動できる。様々な実施形態では、パルス幅変調回路は、モーターの最適化電圧Ｖ（図６３）において、モーターに電流パルスを供給できる。かかる実施形態では、モーターによって発生されるトルクを減少せずに、発射要素５８０４の速度を制御できる。例えば、モーターを最適化電圧Ｖで操作して、例えば最大トルクT_1を発生でき、例えば速度S_3などの低下させた速度で、及び／又は、電圧パルスの幅を変化させることによる任意の好適な速度で、エンドエフェクタを通して発射要素５８０４を駆動できる。

【０１２６】

様々な実施形態では、電池は、ボルトアンペア制限、つまり電力閾値を有してよい。換言すれば、電池は、単位時間当たり制限量のエネルギーを供給できる。電池の電力閾値は、電池及び／又は回路の設計に関連させることができる。例えば、例えば熱容量及び／又は電線絶縁などの電池及び／又は回路上の熱的制限は、電力閾値に影響を与え得る。更に、電池の電力閾値は、モーターに供給される電流量を制限し得る。様々な実施形態では、例えば、パルス幅変調などの速度管理制御を利用するモーターは、電池の最大ボルトアンペアを必要としなくてよい。例えば、電池が最大又は最適化電圧で電流パルスを供給して、所望の速度かつ最大又は最適化トルクで発射要素を駆動するとき、発射要素の駆動に余剰電流を利用しなくてよい。かかる実施形態では、余剰電流を用いて、追加のトルクを産生できる。図６６（ａ）～６６（ｃ）を参照すると、モーターは、例えば追加の、つまり二次コイルセットを備えてよく、追加のトルクを発生させるため、余剰電流を追加のコイルセットに選択的に向けてよい。かかる実施形態では、モーターは、例えばより遅い速度で、より多くのトルクを産生できる。様々な実施形態では、制御システムは、例えば電池のボルトアンペア制限に基づいて、二次コイルセットに供給される余剰電流を最大化できる。更に、特定の実施形態では、制御システムは、発射行程の少なくとも一部の間にモーターによって発生されるトルクを最適化できる。

【０１２７】

引き続き図６６（ａ）～６６（ｃ）を参照すると、電池６００２は、モーター６００４に電流を選択的に供給できる。モーター６００４は、例えば一次コイルセット６００６と、二次コイルセット６００８と、を備えてよい。様々な実施形態では、モーター６００４と信号通信する制御システム６０２０は、一次コイルセット６００６及び／又は二次コイルセット６００８に選択的に電流を向けることができる。例えば、制御システム６０２０は、例えば、第１操作状態中に一次コイルセット６００６に電流を供給でき、第２操作状態中に一次コイルセット６００６及び二次コイルセット６００８の電流を供給できる。様々な実施形態では、例えばスイッチ６０１０などのスイッチは、開放位置と閉鎖位置との間を移動し、例えば、二次コイルセット６００８に選択的に電流を供給できる。様々な実施形態では、コイルセット６００６、６００８は、別々に起動可能であってよい。更に、制御システム６０２０はパルス幅変調回路６０２２を備えてよく、電池６００２は、例えばコイルセット６００６、６００８のうち少なくとも１つに電流パルスを供給してよい。様々な実施形態では、一次コイルセット６００６を第１の回路６０３０（図６６（ａ））に連結でき、二次コイルセットを、第１の回路６０３０と独立している第２の回路６０３２（図６６（ａ））に連結できる。別の実施形態では、一次及び二次コイルセット６００６、６００８を、例えば、並列（図６６（ｂ））又は直列（図６６（ｃ））に配置できる。特定の実施形態では、モーター６００４は、例えば、少なくとも１つの追加の一次コイルセット及び／又は少なくとも１つの追加の二次コイルセットを備えてよい。

【０１２８】

様々な実施形態では、モーターは、第１操作状態中の第１のトルク量、及び第２操作状態中の第２のトルク量を発生できる。例えば、第２のトルク量は、第１のトルク量より大きくてよい。更に、第２操作状態中に二次コイルセット６００６によって発生される追加のトルクは、発射行程中の発射要素のロックアウトを阻止及び／又は制限できる。例えば、図６７を参照すると、モーターは、第１操作状態中に発射要素を遠位に駆動でき、第２操作状態中に発射要素を近位に駆動できる。様々な実施形態では、モーターは、発射要素を前進しているときよりも、発射要素後退しているときの方が、より多くのトルクを発生できる。かかる実施形態では、発射要素の後退を改善できる。例えば、組織が厚すぎて、及び／又は硬すぎて発射要素が切断及び／又はステープル留めできないなどで発射要素が動かなくなった場合、例えば追加のトルクを利用して、発射要素を工程してよい。引き続き図６６を参照すると、モーターによって発生するトルクは、発射行程の「ソフト」スタート相５９０２中に徐々に増加でき、及び／又は、発射行程の「ソフト」ストップ相５９０４、５９０６中に徐々に減少できる。例えば、発射要素を前進しているとき、モーターは、発射行程の開始時に発射速度を徐々に、つまりゆっくりと上げることができ、発射要素が発射行程の前半部分を完了すると、発射速度を徐々に、つまりゆっくりと下げることができる。更に、様々な実施形態では、発射要素を後退させているとき、モーターは、直ちに又は実質的に直ちに最大トルク及び／又は速度を発生できる。モーターは、追加のコイルセット６００８（図６５（ａ）～（ｃ））を用いて、発生したトルクを、例えば後退の開始時に最大限にすることができる。

【０１２９】

図６８を参照すると、制御システムは、発射行程の試行部分５９１２中により遅い速度で移動するように発射要素を制御できる。例えば、発射要素が前進しているとき、発射要素が、当初はより遅い速度で移動して、標的組織に対してエンドエフェクタの選択及び／又は配置が適切であることを確実にすることができる。更に、本明細書に詳述されるように、外科医は、例えばスイッチ又はボタンなどの作動装置を係合し、モーターを作動して、例えば、エンドエフェクタジョーの開放及び閉鎖、発射要素の移動、並びに／又は装填ユニットの関節屈曲を開始できる。作動装置が係合され、モーター式の作動の開始時において、例えば、図６８に示される試行部分５９１２などの試行部分を開始すると、外科医が外科的作業を「試行」し、意図される及び／又は適切な外科的作業が開始されていることを確実にすることができる。例えば、特定の実施形態では、第１ボタンは第１方向へのモーター式関節屈曲を開始でき、第２ボタンは第２方向へのモーター式関節屈曲を開始できる。外科用器具が「逆さま」に回転し及び／又は向けられるとき、操作者の視点から見ると、第１及び第２ボタンの位置が回転し、及び／又は標準位置から反対になり得る。第１方向が目的の関節屈曲方向である場合、試行部分中に、装填ユニットが第１方向に関節屈曲されている、すなわち、第１ボタンが実際に作動されたことを確実にすることが望ましい場合がある。同様に、第２方向が目的の関節屈曲方向である場合、試行部分中に、装填ユニットが第２方向に関節屈曲されている、すなわち、第２ボタンが実際に作動されたことを確実にすることが望ましい場合がある。特定の実施形態では、外科的作業の初期部中の試行部分は、目的ではない外科的作業が開始されていた場合に、その外科的作業を変更及び／又は修正する時間を外科医に与えることができる。本明細書に詳述されるように、例えばパルス幅変調回路６０２２などのパルス幅変調回路は、外科的作業の初期部中の試行部分を達成できる。

【０１３０】

上記のように、モーターコントローラは、パルス幅変調を利用してモーター６００４を操作するように構成されてよい。様々な場合では、モーターコントローラは、例えば、一次コイルセット６００６及び二次コイルセット６００８において同じパルス幅変調を利用できる。他の場合では、モーターコントローラは、一次コイルセット６００６において第１のパルス幅変調信号を、二次コイルセット６００８において第２の、つまり異なるパルス幅変調信号を利用できる。いくつかの場合では、モーターコントローラは、コイルセット６００６、６００８のうち一方にパルス幅変調信号を利用できるが、他方にはできない

。その上、本明細書に記載の教示を３つ以上のコイルセットを有するモーターに適用することもできる。例えば、モーターコントローラは複数のパルス幅変調信号を利用し、複数のコイルセットを操作できる。

【０１３１】

様々な実施形態では、モーターは、例えば、ブラシ付きＤＣモーター又はブラシレスＤＣモーターであってよい。特定の実施形態では、モーターは、例えばハイブリッド型ステッピングモーターなどのステッピングモーターであってよい。ステッピングモーターは、エンコーダが不要であるような回転制御をもたらすことができる。エンコーダを排除すると、例えばモーターのコスト及び／又は複雑度を低減できる。図６９及び７０を参照すると、モーターは、簡易ステッピングモーターであってよい。例えば、モーターは、周囲に離間配置された４つの電磁極を含んでよい。ここで図７１～７４（ｃ）を参照すると、モーターはハイブリッド型ステッピングモーターであってよい。ハイブリッド型ステッピングモーターは、例えば永久磁石及び電磁石を含んでよい。

【０１３２】

例えば、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３及びＺｅｍｌｏｋ‘３４４に開示されている以前の外科用器具構成は、２つの別個のモーターを利用している。１つのモーターを利用し、例えば、装填ユニットを通って駆動部材を遠位に前進させ、その結果、アンビルの閉鎖、組織の切断、及び装填ユニットに支持されるステープルカートリッジからのステープルの発射を行う。別のモーターを利用して、関節屈曲継手の周りで装填ユニットを関節屈曲する。関節屈曲装填ユニット構成に用いられるモーターに関する更なる詳細は、その開示全体が参照することによって本明細書に組み込まれる、米国特許第７，４３１，１８８号にも開示されている。かかる装置において２つのモーターを使用すると、複雑度が増し、外科用器具の全体的な支出が追加される場合がある。例えば、かかる構成は、使用中に故障し得る後退システム及びその他機構の数を２倍にし得る。図２９～３１に示される外科用器具８１０は、加えられる発射運動に対応して少なくとも１つの外科的手技を実施するように構成されている外科用エンドエフェクタを、発射及び関節屈曲するために選択的に利用できる単一のモーターを使用している。

【０１３３】

少なくとも１つの形態では、例えば、外科用器具８１０は、本明細書に詳述される様々な外科用器具で使用されるのと同じ構成要素の多くを使用できる。例えば、外科用器具８１０は、回転作動運動を生じるように構成されているモーター１００を動作可能に内部に支持する、ハウジング１２を備える。モーター１００は、以下に更に詳細に説明される、それに伴って選択的に位置決め可能な駆動連結具アセンブリ８４０を有する歯車アセンブリ８２０に、動作可能に連結されている。外科用器具８１０は、外科用エンドエフェクタを関節屈曲するための細長いシャフトアセンブリと動作可能に連動する、全体を通して８５９と表記される関節屈曲システムを更に備えてよい。１つの形態では、例えば、関節屈曲システム８５９は、以下に記載される相違点以外は、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３及び／又はＺｅｍｌｏｋ‘３４４及び／又は米国特許第７，４３１，１８８号に開示されている関節屈曲作動機構と実質的に類似し得る、全体を通して８６０と表記される関節屈曲作動機構を備えてよい。例えば、ハウジング１２は、上部に装着される回転可能部材９２を有するバレル部９０を備えてよい。回転可能部材９２は、細長いシャフトアセンブリの近位端と連動し、ハウジング１２に対する細長いシャフトアセンブリの回転を容易にできる。回転可能部材９２は、米国特許第７，４３１，１８８号に開示されるような関節屈曲ノブ及び滑りクラッチ構成を動作可能に支持できる。この構成のメイン関節屈曲歯車９４は、図２９及び３０に破線で示される。メイン関節屈曲歯車９４は、上記米国特許第７，４３１，１８８号に記載されるように、滑りクラッチによってメインシャフト９５に連結され、メイン関節屈曲歯車９４の回転が対応するメインシャフト９５の回転を起こさせるようにできる。そこに更に記載されるように、関節屈曲ノブは、関節屈曲位置インジケータとして働くことができる。メインシャフト９５は、関節屈曲連結アセンブリ９７の近位端と動作可能に連動するＪ型溝部材９６と、動作可能に連動する。１つの形態では、関節屈曲連結

アセンブリ９７は、装填ユニット２０中の関節屈曲連結部７０（図３）と連動する近位関節屈曲連結部９８を備えてよい。

【０１３４】

関節屈曲機構８６０は、メイン関節屈曲歯車９４及び駆動連結具アセンブリ８４０と動作可能に連動する、関節屈曲動力伝達系構成８７０を更に備えてよい。図２９及び３０に示されるように、関節屈曲動力伝達系構成８７０は、以下で更に詳述されるように、駆動連結具アセンブリ８４０の出力部に取り付けられる関節屈曲駆動シャフト８７２を備えてよい。第１関節屈曲駆動歯車８７３は関節屈曲駆動シャフトに取り付けられ、回転可能部材９２内に回転可能に支持される第２関節屈曲伝達歯車８７４上の中心歯車系統８７５と噛合係合する。したがって、第１関節屈曲駆動歯車８７３が回転することにより、結果として、第２中心関節屈曲伝達歯車８７４が回転する。図２９及び３０に更に示されるように、「第３」関節屈曲シャフト歯車８７７は、上部に「第４」関節屈曲ウォーム歯車８７８を有する第２関節屈曲シャフト８７６に装着される。第３関節屈曲シャフト歯車８７７は、第１関節屈曲駆動歯車８７３が回転した結果、最終的に、第３関節屈曲シャフト歯車８７７及び第２関節屈曲シャフト８７６を回転するように、第２中心関節屈曲伝達歯車８７５と噛合係合する。第４関節屈曲ウォーム歯車８７８は、第４関節屈曲ウォーム歯車８７８が回転した結果、メイン関節屈曲駆動歯車９４が回転し、最終的には、関節屈曲連結アセンブリ９７を関節屈曲させるように、メイン関節屈曲歯車９４と噛合係合する。以下で更に詳述されるように、駆動連結具アセンブリ８４０が関節屈曲制御方向にあるとき、関節屈曲駆動シャフト８７２はモーター１００によって回転される。

【０１３５】

図３１に示されるように、モーター１００は歯車アセンブリ８２０に動作可能に連結されている。歯車アセンブリ８２０は、モーター１００に連結されている歯車ボックスハウジング８２２を備えてよい。例えば、歯車ボックスハウジング８２２は、ねじ１０３又は他の機械的締結具及び／若しくは締結具装置によって、モーターハウジング１０１に連結されてよい。歯車アセンブリ８２０は、モーターシャフト１０７に動作可能に連結されている遊星歯車装置８２１を備えてよい。１つの構成では、例えば、輪歯車８２３は、歯車ボックスハウジング８２２の内側面上に形成されてよい。主要太陽歯車８２１は、モーターシャフト１０７に連結されている。主要太陽歯車８２１は、第１遊星歯車キャリア８２４に支持される複数の第１遊星歯車８２５が輪歯車８２３とも噛合係合するように、それらと噛合係合する。第１太陽歯車８２６は、第１遊星歯車キャリア８２４上に形成ないしは別の方法で取り付けられ、第２遊星歯車キャリア８２７に支持される複数の第２遊星歯車８２８と噛合係合する。第２遊星歯車８２８も、輪歯車８２３と噛合係合して支持される。第２太陽歯車８２９は、第２遊星歯車キャリア８２７上に形成ないしは別の方法で取り付けられ、複数の第３遊星歯車８３１と噛合係合される。第３遊星歯車８３１は、輪歯車８２３と噛合係合して支持される第３遊星歯車キャリア８３０に支持される。第３太陽歯車８３３は、第３遊星歯車キャリア８３０上のシャフト伸張部８３２に形成ないしは別の方法で取り付けられ、シャフト伸張部８３２上に回転可能に支持される第４遊星歯車キャリア８３４を備える、連結具歯車に取り付けられた複数の第４遊星歯車８３５と、噛合係合される。加えて、スラスト軸受８３６は、第４遊星歯車キャリア８３４間のシャフト伸張部８３２に軸支され得る。第４遊星歯車８３５は、歯車ボックスハウジング８２２によって回転可能に支持される出力シャフトユニット８５０と噛合係合する。図３０に示されるように、第２スラスト軸受８３６は、第４遊星歯車と出力シャフトユニット８５０との間に支持され得る。第４遊星歯車８３５は、内歯車系統８５４と噛合係合して支持される。

【０１３６】

示される実施形態では、出力シャフトユニット８５０は、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｋ‘７６３に開示されている種類及び構成のクラッチ２３０に、動作可能に連結されている。かかるクラッチ２３０の構成及び操作に関する更なる詳細は、当該公開特許から入手できる。しかしながら、代替の実施形態では

、クラッチ２３０を、出力シャフトユニット８５０の駆動チューブ１０２への直接的連結を容易にする働きをする、シャフト－シャフト連結具又はスリーブ装置に置き換えてよい。

【０１３７】

再度図３１を参照すると、主要関節屈曲駆動歯車８３７は関節屈曲駆動シャフト８７２に取り付けられ得、第４遊星歯車キャリア８３４上の外部歯車リング８３８と噛合係合する。様々な形態では、駆動連結具アセンブリ８４０は、歯車ボックスハウジング８２２又はハウジング８１２の別の部分に移動可能に連結している、ないしは別の方法でこれらによって移動可能に支持される連結具セレクタ部材８４２を更に備えてよい。少なくとも１つの構成では、連結具セレクタ部材８４２は、第１駆動シャフト保持部８４４及び第１関節屈曲シャフト保持部８４６を備えて形成されてよい。第１駆動シャフト保持部８４４は、出力シャフトユニット８５０上の第２駆動シャフト保持部８４５を移動不可能に係合するよう構成されている、溝付け、粗面化などを施した領域を含む。同様に、第１関節屈曲シャフト保持部８４６は、第４遊星歯車キャリア８３４上の第２関節屈曲シャフト保持部８４７を移動不可能に係合するよう構成されている、溝付け、粗面化などを施した領域を含む。

【０１３８】

連結具アセンブリ８４０の動作は、図２９及び３０を参照することによって理解することができる。図２９に示されるように、連結具セレクタ部材８４２は関節屈曲位置に枢支され、第１関節屈曲シャフト保持部８４６は、出力シャフトユニット８５０上の第２関節屈曲シャフト保持部８４７と移動不可能に係合する。この位置にあるとき、出力シャフトユニット８５０は、長手方向軸ＬＡ－ＬＡの周りを回転できない。したがって、この位置にあるとき、モーター１００の作動により、第４遊星歯車８３５と噛合係合している第３太陽歯車８３３が回転する結果となる。第４遊星歯車８３５が回転した結果、自由回転できる第４遊星歯車キャリア８３４が回転する。このような第４遊星歯車キャリア８３４の回転によって、関節屈曲駆動シャフト８７２に連結されている主要関節屈曲歯車８３７も回転させる。関節屈曲駆動シャフト８７２の回転は、第１関節屈曲駆動歯車８７３による第２関節屈曲伝達歯車８７４の回転と駆動につながる。第２関節屈曲伝達歯車８７４が回転した結果、第３関節屈曲伝達歯車及び第４関節屈曲ウォーム歯車８７８が回転する。第４関節屈曲ウォーム歯車８７８の回転によりメイン関節屈曲歯車９４が駆動した結果、関節屈曲連結部９７、７０が軸方向に関節屈曲し、最終的には、関節屈曲継手の周りを装填ユニット２０が関節屈曲する。モーター駆動シャフト１０７を第１回転方向に回転させると、装填ユニットが第１関節屈曲方向に関節屈曲し、モーター駆動シャフト１０７を逆方向に回転させると、装填ユニットが第１関節屈曲方向とは逆の第２関節屈曲方向に関節屈曲する。

【０１３９】

次に図３０に示されるように、連結具セレクタ部材８４２は駆動、つまり発射位置に枢支され、第１駆動シャフト保持部８４４は、第４遊星歯車キャリア８３４上の第２駆動シャフト保持部８４５と移動不可能に係合する。この位置にあるとき、第４遊星歯車キャリア８３４は、長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りを回転できない。したがって、この位置にあるとき、モーター１００の作動により、第３太陽歯車８３３が回転する結果となる。第３太陽歯車８３３は、第４遊星歯車キャリア８３４上に支持される第４遊星歯車８３５と噛合係合する。第１関節屈曲シャフト保持部８４６と第４遊星歯車キャリア８３４上の第２関節屈曲シャフト保持部８４７との間の移動不可能な係合によって、第４遊星歯車キャリア８３４が回転できないため、第４遊星歯車８３５が回転すると出力シャフトユニット８５０が回転する。出力シャフトユニット８５０は、クラッチアセンブリ２３０又は直接的連結によって駆動チューブ１０２に連結されてよい。したがって、出力シャフトユニット８５０が回転することにより、結果として駆動チューブ１０２が回転する。上記のように、駆動チューブ１０２が回転した結果、発射ロッドが軸方向移動する（図３１に示さず）。モーター駆動シャフト１０７を第１回転方向に回転させると、その結果、発射ロッド

が遠位に前進し、モーター駆動シャフト１０７が逆方向に回転させると、その結果、発射ロッドが近位に移動する。様々な実施形態では、装填ユニット２０のジョーを閉鎖すると、例えばキャリア２４に対してアンビルアセンブリ２２が旋回し、モーター１００を外科用器具１０の関節屈曲システム及び／又は発射システムに連結及び／又は連結解除できる。例えば、アンビルアセンブリ２２をキャリア２４に対して閉鎖すると、モーター１００を関節屈曲システムから、例えば関節屈曲駆動シャフト８７２から連結解除でき、モーター１００を発射システムに、例えば出力シャフトユニット８５０に連結できる。更に、アンビルアセンブリ２２をキャリア２４に対して開放すると、モーター１００を発射システムから連結解除でき、モーター１００を関節屈曲システムに連結できる。かかる実施形態では、モーター１００は、装填ユニット２０が開放されると装填ユニット２０の関節屈曲に影響を及ぼすことができ、モーター１００は、装填ユニット２０が閉鎖されると発射ロッドの発射に影響を及ぼすことができる。外科用器具１０は、例えばセンサ及び／又はセレクタ装置を備えてよい。特定の実施形態では、センサは、装填ユニット２０のジョーの閉鎖を検出できる。更に、センサは、連結具セレクタ部材８４２などのセレクタ装置と信号通信できる。セレクタ装置は、例えば、アンビルアセンブリ２２がキャリア２４に対して開放及び／又は閉鎖されると、モーター１００を関節屈曲システム及び／又は発射システムに連結及び／又は連結解除できる。本明細書に開示される様々な駆動連結具装置を使用する様々な動力付き外科用器具は、エンドエフェクタの関節屈曲及びエンドエフェクタ駆動部材の発射に複数のモーターを使用する以前の動力付き外科用器具に比べて、大きな進歩を示し得る。

【０１４０】

例えば、少なくとも１つの外科用器具は、器具の長手方向軸を画定する細長いシャフトアセンブリを備える。外科用エンドエフェクタは、細長いシャフトアセンブリに対して選択的に関節屈曲するように、それに動作可能に連結されてよい。外科用エンドエフェクタは、それに適用される発射運動に対応して少なくとも１つの外科的手技を実施するように構成されてよい。関節屈曲システムは、外科用エンドエフェクタを関節屈曲させるために、細長いシャフトアセンブリと動作可能に連動できる。発射部材アセンブリは、外科用エンドエフェクタに発射運動を適用するために、細長いシャフトアセンブリと動作可能に連動できる。外科用器具は、回転作動運動を生じるように構成されているモーターを更に備えてよい。駆動連結具アセンブリは、駆動連結具アセンブリが第１構成にあるとき、モーターを動作によって、関節屈曲システムに作動運動を適用し、外科用エンドエフェクタを器具の長手方向軸に対して関節屈曲させ、駆動連結具アセンブリが第２構成にあるとき、モーターの動作によって、発射部材アセンブリに作動運動を適用し、発射部材アセンブリに、発射運動のうち少なくとも１つを外科用エンドエフェクタへ適用させるように、モーター及び関節屈曲システムと連動できる。

【０１４１】

別の外科用器具例は、器具の長手方向軸を画定し、動作可能に連結されている細長いシャフトアセンブリを有するハンドルを備えてよい。装填ユニットは細長いシャフトアセンブリに動作可能に連結され、適用される発射運動に対応して組織を切断及びステープル留めするように構成されている。装填ユニットは、関節屈曲継手の周りを器具の長手方向軸に対して選択的に関節屈曲するように構成されてよい。外科用器具は、細長いシャフトアセンブリによって支持され、細長いシャフトアセンブリ及び装填ユニットの一方の関節屈曲継手部分に動作可能に連動するように構成されている、関節屈曲連結アセンブリを備える、関節屈曲システムを更に含んでよい。関節屈曲作動機構はハンドルによって支持されてよく、そこに関節屈曲作動運動を適用するために関節屈曲連結アセンブリと連動してよい。外科用器具は、そこに発射運動を適用するために装填ユニットと動作可能に連動する、発射部材アセンブリを更に備えてよい。モーターは、ハンドルによって動作可能に支持され、回転作動運動を生じるように構成されてよい。駆動連結具アセンブリは、駆動連結具アセンブリが第１構成にあるとき、モーターを動作によって、関節屈曲システムに作動運動を適用し、装填ユニットを器具の長手方向軸に対して関節屈曲させ、駆動連結具アセ

ンブリが第２構成にあるとき、モーターの動作によって、発射部材アセンブリに作動運動を適用し、発射部材アセンブリに、発射運動のうち少なくとも１つを装填ユニットへ適用させるように、モーター及び関節屈曲作動機構と連動できる。

【０１４２】

更に別の外科用器具例は、器具の長手方向軸を画定する細長いシャフトアセンブリを備えてよい。外科用エンドエフェクタは、細長いシャフトアセンブリに対して選択的に関節屈曲するように、それに動作可能に連結されてよい。外科用エンドエフェクタは、それに適用される発射運動に対応して少なくとも１つの外科的手技を実施するように構成されてよい。関節屈曲システムは、外科用エンドエフェクタを関節屈曲させるために、細長いシャフトアセンブリと動作可能に連動できる。発射部材アセンブリは、外科用エンドエフェクタに発射運動を適用するために、細長いシャフトアセンブリと動作可能に連動できる。モーターは、回転作動運動を生じさせるように構成されてよい。外科用器具は、モーターから関節屈曲システム及び発射部材アセンブリのそれぞれに、出力運動を選択的に適用する手段を更に備えてよい。

【０１４３】

特定のモーター式外科用器具では、モーターは、外科用器具の操作者に触覚フィードバックを提供してよい。例えば、モーターの回転によって、例えば、モーターの回転方向及び／又は速度によって決定され得る振動又はノイズを発生させてよい。しかしながら、様々なモーターが発生できるノイズは最小限であるため、外科医に対する触覚フィードバックは制限される場合があり、及び／又は、外科医に認知されないこともある。例えば、モーター及び／又は変速機の設計を様々に改変及び／又は改善することにより、モーター及び／又は変速機によって発生される触覚ノイズを低下できる。かかる実施形態では、人工的又は意図的な触覚フィードバック及び／又は他の感覚フィードバックを発生させるため、モーター及び／又はモーターに動作可能に連結されている歯車アセンブリを改変することが有利である場合がある。特定の実施形態では、外科用器具は、外科医が手術部位から目をそらす必要がなく、外科医にフィードバックを伝えることができる。例えば、モーター及び／又は歯車は、外科医に伝えるための触覚及び／又は聴覚フィードバックを発生させることができる。かかる実施形態では、操作者は、外科用器具の操作状態又は状況を確認するために、例えば表示画面を見る必要がない。本明細書に詳述されるように、外科用器具は、例えば、発射部材の発射方向及び／又は装填ユニットの関節屈曲方向に対応し得る、例えば、モーターの回転方向を伝えることができる。加えて又は別の方法としては、外科用器具は、例えば、発射行程中の発射部材の速度及び／若しくは位置、並びに／又は、例えば、装填ユニットの関節屈曲の速度及び／若しくは程度を伝えることができる。

【０１４４】

様々な実施形態では、本明細書に詳述されるように、モーターを、発射アセンブリ及び／又は関節屈曲アセンブリに動作可能に連結できる。図１６８を参照すると、モーター７０１０は、例えば歯車アセンブリ７０２０を係合し得る、モーターシャフト７０１４を駆動できる。様々な実施形態では、モーターシャフト７０１４上のキー７０１６などのキーは、歯車アセンブリ７０２０の一部を係合できる。特定の実施形態では、歯車アセンブリ７０２０は、例えば、ディスク７０２２、７０２４を備えてよく、これらは、キーによってモーターシャフト７０１４と共に係合されると、モーターシャフトと共に回転又は素早く回転する構造であってよい。例えば、第１ディスク７０２２は溝を備える（図示せず）。更に、モーターシャフト７０１４から延在する第１キー（図示せず）は、第１ディスク７０２２が、モーターシャフト７０１４が時計回り（ＣＷ）に回転するとＣＷに回転し、モーターシャフト７０１４が反時計回り（ＣＣＷ）に回転するとＣＣＷに回転するように、第１ディスク７０２２中の溝に係合できる。少なくとも１つの実施形態では、第１キーは、外科用器具及び／又はそのモーターの操作の間ずっと第１ディスク７０２２中の溝と係合したままであってよい。

【０１４５】

特定の実施形態では、第１ディスク７０２２は、モーターシャフト７０１４に沿ったそ

の回転軸に対してバランスが保たれてよい。引き続き図１６８を参照すると、例えば塊部７０２６などの塊部は、第１ディスク７０２２から延在でき、第１ディスク７０２２の塊部の中央部を第１ディスク７０２２の回転軸からずらしてよい。例えば、塊部７０２６は、モーターシャフト７０１４から離れる方向に、及び／又は、第１ディスク７０２２の外周から離れる方向に延在できる。換言すれば、塊部７０２６は、第１ディスク７０２２のバランスを崩した結果、第１ディスク７０２２の不均衡な回転をもたらし、それによって、第１ディスク７０２２がモーターシャフト７０１４と共に回転するとき遠心力を生じさせることができる。したがって、第１ディスク７０２２及び塊部７０２６の回転により、例えば外科用器具ハウジング及び／又はハンドルの振動又はがたつきなどの触覚フィードバックを発生できる。触覚フィードバックは、外科用器具の操作状態又は状況に対応し得る。更に、第１ディスク７０２２及び塊部７０２６の回転によって生じる触覚フィードバックは、モーターシャフト７０１４の回転速度に依存し得る。かかる実施形態では、発射速度及び／又は関節屈曲速度を、例えば外科医に伝えることもできる。例えば、第１ディスク７０２２は、モーターシャフト７０１４が早く回転するとより高い頻度で、モーターシャフト７０１４がゆっくり回転するとより低い頻度で触覚フィードバックを生じさせてよい。

【０１４６】

第１ディスク７０２２と同様に、特定の実施形態では、第２ディスク７０２４は、モーターシャフト７０１４に沿ったその回転軸に対してバランスが保たれてよい。引き続き図１６８を参照すると、しかしながら、例えば塊部７０２８などの塊部は、第２ディスク７０２４から延在でき、その塊部の中央部をずらしてよい。例えば、塊部７０２８は、モーターシャフト７０１４から離れる方向に、及び／又は、第２ディスク７０２４の外周から離れる方向に延在できる。換言すれば、塊部７０２８は、第２ディスク７０２４のバランスを崩した結果、第２ディスク７０２４の不均衡な回転をもたらし、それによって、第２ディスク７０２４がモーターシャフト７０１４と共に回転するとき遠心力を生じさせることができる。したがって、第２ディスク７０２４及び塊部７０２８の回転により、例えば外科用器具ハウジング及び／又はハンドルの振動又はがたつきなどの触覚フィードバックを発生させることができる。触覚フィードバックは、外科用器具の操作状態又は状況に対応し得る。更に、第２ディスク７０２４及び塊部７０２８の回転によって生じる触覚フィードバックは、モーターシャフト７０１４の回転速度に依存し得る。かかる実施形態では、発射速度及び／又は関節屈曲速度を、例えば外科医に伝えることもできる。様々な実施形態では、第１及び／又は第２ディスク７０２２、７０２４は、例えば塊部７０２６及び／又は７０２８に類似する追加の塊部を備えてよく、例えば外科用器具ハウジング及び／又はハンドルの触覚反応に更に寄与することができる。更に、いくつかの実施形態では、モーターシャフト７０１４は、歯車アセンブリ７１２０の追加の及び／又は異なるディスクに動作可能に係合し、追加の及び／又は異なる触覚フィードバックを選択的に生じさせることができる。

【０１４７】

引き続き図１６８を参照すると、第２ディスク７０２４は内部周辺部７０２６を含んでよい。様々な実施形態では、第２キー７０１６は、モーターシャフト７０１４から延在でき、内部周辺部７０３０を介して第２ディスク７０２４に動作可能に係合できる。内部周辺部７０３０は、複数の平面７０３２と、例えば隣接する平面７０３２間の複数の円弧状表面７０３４と、を含んでよい。平面及び円弧状表面７０３２、７０３４の各対は溝を画定でき、この溝は、第２キー７０１６を収容するように構造化できる。特定の実施形態では、キー７０１６が第１方向に回転すると、キー７０１６は平面７０３２に当接し、第２ディスク７０２４の溝に保持及び／又は維持されるようにできる。かかる構成では、第２ディスク７０２４は、モーターシャフト７０１４と同時に第１方向に回転できる。更に、特定の実施形態では、キー７０１６が第１方向と反対の第２方向に回転すると、キー７０１６は円弧状表面７０３４を超えて回転でき、内部周辺部７０３０中の溝に保持及び／又は維持するようにできる。換言すれば、キー７０１６は第２ディスク７０２４に対して回

転できる。かかる構成では、モーターシャフト７０１４は第２ディスク７０２４に対して第２方向に回転できる。したがって、キー７０１６は、第２ディスク７０２４と係合するだけであり得、モーターシャフト７０１４が第１方向に回転するとき、第２ディスク７０２４を回転させる。特定の実施形態では、第１方向はＣＷ回転に対応することができ、別の実施形態では、第１方向はＣＣＷ回転に対応することができる。

【０１４８】

本明細書に記載されるように、第２ディスク７０２４の係合はモーターシャフト７０１４の回転方向に依存し得るため、モーターシャフト７０１４が一方向に回転するとき、例えば、モーター７０１０が発射部材を一方向に駆動する、及び／又は、装填ユニットを一方向に回転するとき、第２ディスク７０２４は回転できるのみである。例えば、第２ディスク７０２４は、例えばモーター７０１０が発射部材を後退する、又は、装填ユニットをＣＷに回転するとき、回転できるのみである。このような第２ディスク７０２４の選択的係合は、外科用器具によって生じる触覚フィードバックに影響を及ぼし得る。換言すれば、第２ディスク７０２４の選択的係合に基づいて、異なる及び／又はより大きな触覚フィードバックが起こり得る。例えば、モーター７０１０が回転して発射部材を後退させるとき第２ディスク７０２４が回転するのみである実施形態では、発射部材の前進中よりも後退中に、より大きな触覚フィードバックが生じ得る。後退中、第２ディスク７０２４は触覚フィードバックの発生にも寄与し得、それが、フィードバック力をより強く、つまり大きく累積する結果となり得る。かかる実施形態では、第１及び第２ディスク７０２２、７０２４により生じるより大きな触覚フィードバックは、モーター７０１０によって発射部材が後退していることを外科医に伝えることができる。様々な実施形態では、上記のことから、モーターシャフト７０１４が一方向に回転するとき第１ディスク７０２２のみが回転でき、モーターシャフト７０１４が反対方向に回転するとき、両方のディスク７０２２、７０２４が回転できる。このように、モーターシャフト７０１４が異なる方向に回転するとき、ディスク７０２２、７０２４は異なるフィードバックを生じさせることができる。

【０１４９】

ここで図１６９を参照すると、特定の実施形態では、モーター７０１０は、歯車アセンブリ７１２０を係合し得る、モーターシャフト７０１４を駆動できる。様々な実施形態では、モーターシャフト７０１４上のキー７０１６などのキーは、例えば、歯車アセンブリ７１２０を係合できる。歯車アセンブリ７０２０と同様に、歯車アセンブリ７１２０は、第１ディスク７１２２及び第２ディスク７１２４などの複数のディスクを備えてよい。第１及び第２ディスク７１２２、７１２４は、キーによってモーターシャフト７０１４と共に選択的に係合されると、モーターシャフトと共に回転又は素早く回転する構造であってよい。例えば、第１ディスク７１２２は溝を備えてよい（図示せず）。更に、モーターシャフト７０１４から延在する第１キー（図示せず）は、第１ディスク７１２２がモーターシャフト７０１４と回転するように第１ディスク７１２２の溝に係合できる。特定の実施形態では、第１キーは、使用中、第１ディスク７１２２の溝から係合解除できない。第２ディスク７１２４は、例えば第２ディスク７０２４の内部周辺部７０３０に類似する内部周辺部７１３０を含んでよい。内部周辺部７１３０は、複数の平面７１３２と、複数の円弧状表面７１３４と、を含んでよい。図１６８について本明細書に記載されるように、キー７０１６は、モーターシャフト７０１４の回転方向に応じて第２ディスク７１２４の内部周辺部７１３０を選択的に係合かつ係合解除できる。例えば、モーターシャフト７０１４が第１方向に回転するとき、キー７０１６は第２ディスク７１２４を係合でき、それにより第２ディスク７１２４をモーターシャフト７０１４と共に回転させる。更に、モーターシャフト７０１４が第２方向に回転するとき、キー７０１６が、その内部周辺部７１３０内の第２ディスク７０２４に対して回転できるように、キー７０１６は第２ディスクから係合解除されたままであってよい。

【０１５０】

様々な実施形態では、第１ディスク７１２２は少なくとも１つのツメ７１２６を備えて

よく、第２ディスク７１２４も少なくとも１つのツメ７１２８を備えてよい。ディスク７１２２、７１２４が回転するとき、ツメ７１２６、７１２８は、音声フィードバック発生具７１４０の要素にぶつかり得る。例えば、ツメ７１２６、７１２８は、音声フィードバック発生具７１４０のクリッカー７１４２、７１４４にぶつかり得る。様々な実施形態では、ツメ、つまり第１ディスク７１２２のツメ７１２６は、第１ディスク７１２２が回転すると第１クリッカー７１４２にぶつかって曲がってよく、ツメ、つまり第２ディスク７１２４のツメ７１２８は、第２ディスク７１２４が回転すると第２クリッカー７１４４にぶつかって曲がってよい。クリッカー７１４２、７１４４に衝突して曲がると、クリッカー７１４２、７１４４を共鳴させ、聴覚信号を生じさせることができる。換言すれば、第１及び第２ディスク７１２２の回転により音声フィードバックが生じ得る。更に、回転するディスク７１２２、７１２４の回転速度、及び／又は、第１及び第２ディスク７１２２、７１２４から延在しているツメの数及び配置が、聴覚信号の頻度に影響し得る。かかる実施形態では、モーターの速度及び対応する発射要素の発射速度、並びに／又は装填ユニットの関節屈曲速度を、例えば外科医に伝えることができる。

【０１５１】

主に図１７０及び１７１を参照すると、様々な実施形態では、ツメ７１２６、７１２８の形状は、音声フィードバック発生具７１４０によって発生する聴覚信号に影響し得る。例えば、ツメ７１２６、７１２８は、それぞれ非減衰面７１５０と、減衰面７１５２と、を備えてよい。例えば非減衰面７１５２は平面を含んでよく、例えば減衰面７１５２は円弧状表面を含んでよい。様々な実施形態では、ツメ７１２６の非減衰面７１５０がツメ７１２６の減衰面７１５２より回転的に先行する場合（図１７０）、ツメ７１２６の減衰面７１５２をたどることによって、クリッカー７１４２の共鳴を減衰及び／又は停止させることができる。例えば、減衰面７１５２の円弧形状は曲がったクリッカー７１２６に接し、クリッカー７１２６の振動つまり共鳴を阻止及び／又は抑制できる。反対に、ツメ７１２６の減衰面７１５２がツメ７１２６の非減衰面７１５０より回転的に先行する場合（図１７１）、ツメ７１２６の非減衰面７１５０によって、クリッカー７１４２の共鳴を減衰できない。例えば、非減衰面７１５０の平面形状は、クリッカー７１２６が共鳴できる及び／又はあまり抑制されないように、曲がったクリッカー７１２６との接触を防ぐ及び／又は制限できる。換言すれば、ディスク７１２２、１７２４及び関連するツメ７１２６、７１２８の回転方向は、外科用器具によって生じる聴覚フィードバックに影響し得る。したがって、外科医が手術部位から目をそらす必要がなく、外科用器具の操作者に使用中の外科用器具の操作状態を伝えることができる。例えば、発射部材が後退すると音声信号を減衰することができ、発射部材が前進すると減衰することができない。別の実施形態では、例えば、発射部材が前進すると音声信号を減衰することができ、発射部材が後退すると減衰することができない。更に、いくつかの実施形態では、例えば、減衰した聴覚信号を装填ユニットの一方向への関節屈曲に対応させることができ、減衰していない聴覚信号を装填ユニットの別の方向への関節屈曲に対応させることができる。様々な実施形態では、少なくとも１つの音声フィードバック発生具を単独で及び／又は少なくとも１つの触覚フィードバックシステムと組み合わせて使用できる。更に、いくつかの実施形態では、少なくとも１つの触覚フィードバックシステムを単独で及び／又は少なくとも１つの音声フィードバック発生具と組み合わせて使用できる。音声フィードバック及び触覚フィードバックは、例えば、外科医に異なる操作状態を伝えることができ、及び／又は、同じ操作状態に関する外科医へのフィードバックを二重に提供できる。

【０１５２】

様々な実施形態では、外科用器具は、発射要素が発射行程の終点に近づく及び／若しくは達するとき、並びに／又は、装填ユニットが関節屈曲限界に近づく及び／若しくは達するときに、フィードバックを生じることができる。様々な実施形態では、かかるフィードバックは、発射行程の間ずっと、及び／又は装填ユニットが関節屈曲するときに生じるフィードバックと異なっている、及び／又は追加されてよい。したがって、外科用器具は、例えば、発射行程が完了に近づいた、及び／若しくは完了したことを操作者に知らせるこ

とができ、並びに／又は、装填ユニットが関節屈曲限界に近づいた、及び／若しくは関節屈曲限界に達したことを操作者に知らせることができる。

【０１５３】

ここで図１７２を参照すると、上で詳細に記載されるように、モーター７０１０及びモーターシャフト７０１４は、歯車アセンブリ７１２０と動作可能に係合できる。更に、歯車アセンブリ７１２０のディスク７１２２、７１２４は、例えば音声フィードバック発生具７１４０と類似し得る音声フィードバック発生具７２４０と接触できる。例えば、ディスク７１２２、７１２４上のツメ７１２６、７１２８は、音声フィードバック発生具７２４０のクリッカー７２４２、７２４４を曲げることによって、クリッカー７２４２、７２４４を共鳴させ、聴覚フィードバックを生じさせることができる。更に、音声フィードバック発生具７２４０は、歯車アセンブリ７１２０に対して移動、つまり平行移動できる。以下で詳述されるように、音声フィードバック発生具７２４０は、ディスク７１２２、７１２４上のクリッカー７２４２、７２４４と、選択的に係合及び／又は係合離脱するように移動し、選択的に聴覚信号を発生できる。別の実施形態では、ディスクのツメが音声フィードバック発生具のクリッカーと選択的に係合及び／又は係合離脱するように移動し、選択的に聴覚信号を発生するように、モーター、歯車アセンブリ、及び／又はそのディスクは移動できる。

【０１５４】

様々な実施形態では、音声フィードバック発生具７２４０は、発射行程中に発射部材が移動すると、外科用器具中で平行移動できる。例えば、発射行程の開始時、音声フィードバック発生具７２４０は、ディスク７１２２、７１２４のツメ７１２６、７１２８と整列していなくてよい。更に、発射部材が遠位に移動及び／又は発射行程の終点に近づくと、音声フィードバック発生具７２４０は、ディスク７１２２、７１２４のツメ７１２６、７１２８と整列する方向に、及び／又は整列するように移動できる。かかる実施形態では、音声フィードバック発生具７２４０は、発射部材が発射行程の終点に近づくと、及び／又はその時点で、聴覚フィードバックを発生することができる。図１７３を参照すると、例えば、フィードバック発生具は、例えば、発射部材が発射行程の終点に近づいた位置の範囲内、及び／又はその場所にあるとき、フィードバックを発生させ、外科医に発射部材の位置を知らせることができる。かかる実施形態では、外科用器具は、操作者に発射行程の終点を伝えることができる。例えば、再度図１７２を参照すると、少なくとも１つのツメ７１２６、７１２８は、発射部材が発射行程の遠位端に近づくと、少なくとも１つのクリッカー７２４２、７２４４と整列できる。その時、外科用器具はフィードバックを発生させ、発射部材の位置を外科医に伝えることができる。各ツメ７１２６、７１２８がクリッカー７２４２、７２４２のうち１つと整列するとき、より大きな及び／又は異なるフィードバックを外科医に伝えることができる。更に、発射部材が後退すると、少なくとも１つのツメ７１２６、７１２８がクリッカー７２４２、７２４４と再度整列していない状態になり得、減少した及び／又は異なるフィードバックを外科医に伝えるようになる。したがって、フィードバック発生具が発射行程中に移動すると、フィードバック発生具は、発射部材の位置に基づいた様々なフィードバックを操作者に伝えることができる。更に、歯車アセンブリ７１２０は、音声フィードバック発生具７２４０と係合及び／若しくは係合離脱するように移動できる追加のディスク及び／又はツメを備えてよく、並びに／又は、音声フィードバック発生具７２４０は、ツメと係合及び／又は係合離脱するように移動できる追加のクリッカーを備えてよい。様々な実施形態では、音声フィードバック発生具は、発射部材の別の及び／又は追加の位置を外科医に伝えることができる。例えば、音声フィードバック発生具は、発射及び／又は後退行程の長さに沿った中間点及び／又は途中の点において聴覚フィードバックを伝えることができる。

【０１５５】

ここで図１７４及び１７５を参照すると、移動可能なフィードバック発生具を、装填ユニットの関節屈曲限界を外科医に伝えるのに利用することもできる。例えば、図１７２に示される音声フィードバック発生具７２４０は、例えば、装填ユニットが関節屈曲するに

つれて平行移動できる。例えば、装填ユニットが非関節屈曲構成にあるとき、音声フィードバック発生具７２４０は、ディスク７１２２、７１２４のツメ７１２６、７１２８と整列していなくてよい。更に、装填ユニットが関節屈曲すると、音声フィードバック発生具７２４０は、ディスク７１２２、７１２４のツメ７１２６、７１２８と整列する方向に、及び／又は整列するように移動できる。かかる実施形態では、音声フィードバック発生具７２４０は、装填ユニットが関節屈曲限界に近づくと、及び／又はその時点で、聴覚フィードバックを発生させることができる。例えば、再度図１７４及び１７５を参照すると、フィードバック発生具は、発射部材が発射行程の終点に近づいた位置の範囲内、及び／又はその場所にあるとき、フィードバックを発生させ、外科医に発射部材の位置を知らせることができる。かかる実施形態では、外科用器具は関節屈曲限界を操作者に伝えることができる。例えば、再度図１７２を参照すると、少なくとも１つのツメ７１２６、７１２８は、装填ユニットがその関節屈曲限界に近づく、例えば４５度に近づくと、少なくとも１つのクリッカー７２４２、７２４４と整列できる。その時、外科用器具はフィードバックを発生させ、発射部材の位置を外科医に伝えることができる。装填ユニットが関節屈曲限界に近づいた、及び／又は限界のとき、各ツメ７１２６、７１２８はクリッカー７２４２、７２４２のうち１つと整列でき、より大きな及び／又は異なるフィードバックを外科医に伝えることができる。更に、装填ユニットが関節屈曲していない中間位置に向かって関節屈曲を戻すと、少なくとも１つのツメ７１２６、７１２８がクリッカー７２４２、７２４４と再度整列していない状態になり得、減少した及び／又は異なるフィードバックを外科医に伝えるようになる。したがって、フィードバック発生具が発射行程中に移動すると、フィードバック発生具は、装填ユニットの構成に基づいた様々なフィードバックを操作者に伝えることができる。

【０１５６】

様々な実施形態では、外科用器具の特定の構成要素が液体接触するのを防ぐのに有利であり得る。例えば、使用中、意図せずに体液と接触すると、外科用器具を破壊する恐れがあり、外科用器具の耐用年数を制限及び／又は短くする場合がある。更に、外科用器具の特定の構成要素が消毒中に液体接触するのを防ぐのに有利であり得る。例えば、意図せずに消毒及び／又は洗浄液と接触すると、外科用器具を破壊する恐れがあり、外科用器具の再利用の可能性を妨げる及び／又は制限する場合がある。様々な実施形態では、外科用器具の特定の構成要素を封止及び／又は液体接触から保護できる。例えば、液体から保護するため、外科用器具中の電子機器をエポキシ中に封止してよい。例えば、モーター及び／又は歯車アセンブリの一部などの外科用器具の移動構成要素も、封止及び／又は液体接触から保護できる。かかる封止は、例えば、様々な移動構成要素の回転に対応できる。更に、様々な実施形態では、かかる封止は、外科用器具の操作中に生じる熱がより効率よく放熱されるように、熱伝達を促進してもよい。

【０１５７】

ここで図１８５及び１８６を参照すると、特定の実施形態では、モーター７５１０並びに／又は歯車アセンブリ７５２０は封止され得、並びに／又は、使用中及び／若しくは消毒処理中に液体から保護され得る。例えば、モーター７５１０はモーター１００と類似していてよく、例えば、歯車アセンブリ７５２０は歯車アセンブリ１７０と類似していてよい。モーター７５１０を封止し保護するため、例えばゴム製スリーブなどのモーターハウジングを、外科用器具１０（図１）のハウジング１２（図１）内のモーター７５１０の周囲に配置してよい。かかるゴム製スリーブは、モーター７５１０からの熱伝達を制限でき、モーター７５１０は過熱する傾向があり得る。別の実施形態では、再度図１８５及び１８６を参照すると、モーターハウジングは、例えば、モーター７５１０の周囲に配置され得る、クラムシェル型カバー７５１６を備えてよい。様々な実施形態では、クラムシェル型カバー７５１６は、例えば互いにヒンジ留め及び／又は把持され得る、少なくとも２つの部分を備えてよい。クラムシェル型カバー７５１６は、モーター７５１０及び／又はモーターシャフトの回転を可能にできる。加えて、特定の実施形態では、クラムシェル型カバー７５１６は、この中に保持されるモーター７５１０からの熱伝達を促進できる。例え

ば、接点装置２１０に類似する接点装置７５１２（図１８６）を用いて、電流をモーター７５１０に供給できる。例えば、接点装置７５１２は、例えば、クラムシェル型カバー７５１６によって保持される固定した正及び負の接点７５１８ａ、７５１８ｂ（図１８６）に動作可能に接続され得る、正及び負の環状接点７５１４ａ、７５１４ｂ（図１８６）を備えてよい。更に、クラムシェル型カバー７５１６は、例えば、モーター７５１０の周囲に当接し、クラムシェル型カバー７５１６内のモーター７５１０及び接点装置７５１２を封止し得る、環状の封止部、つまりガスケット７５１９を備えてよい。特定の実施形態では、クラムシェル型カバー７５１６は、モーター７５１０からの熱伝達を促進でき、例えば、モーター７４１０の過熱及び／又は破壊を防ぎ得る、金属材料を含んでよい。

【０１５８】

引き続き図１８５及び１８６を参照すると、歯車アセンブリ７５２０も封止され得、並びに／又は、使用中及び／若しくは消毒処理中に液体から保護され得る。例えば、ガスケット７５２２は、モーター７５１０及び歯車アセンブリ７５２０が流体密な封止部を形成するように、モーター７５１０と歯車アセンブリ７５２０のハウジングとの間に配置されてよい。更に、封止スリーブ７５３０を歯車アセンブリ７５２０のハウジングの周囲に配置してよい。封止スリーブ７５３０は、クラムシェル型カバー７５１６及び／又はモーター７５１０に当接して、その間に流体密な封止部をもたらし得る、縁部７５３６を備えてよい。封止スリーブ７５３０は、出力シャフト７５２４用の開口部７５３２を備えてもよい。例えば、歯車アセンブリ７５２０の出力シャフト７５２４は、開口部７５３２を通って延出でき、フィン７５３４は、出力シャフト７５２４に向かって延在して、開口部７５３２内の出力シャフト７５２４の回転を可能にしながら、流体密な封止部をもたらすことができる。様々な実施形態では、封止スリーブ７５３０及び／又は縁部７５３６、ガスケット、及び／又はそのフィン７５３４は、ゴム及び／又は別の流体密な封止部を形成するのに好適な材料からなり得る。様々な実施形態では、例えば、保持具１９０と類似する装着ブラケット、つまりモーター保持具７５４０は、外科用器具１０（図１）のハウジング１２（図１）内に封止された歯車アセンブリ７５２０及びモーター７５１０を保持できる。

【０１５９】

図３２～３７は、本明細書に開示される別の外科用器具の多くの特徴部を備え得る、別の外科用器具９１０を示す。少なくとも１つの形態では、外科用器具９１０は、以下に記載される相違点以外は、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３、Ｚｅｍｌｏｋ‘３４４及び／又は米国特許第７，４３１，１８８号に開示されている関節屈曲機構と実質的に類似し得る、全体を通して８６０と表記される関節屈曲作動機構を備えてよい。別の構成では、外科用器具は、本明細書に記載されるように、様々な形態の別の関節屈曲作動機構を備えてよい。図３２に示されるように、器具９１０は、上部に装着される回転可能部材９２を有するバレル型取り付け部９０を備えてよい、ハウジング１２を備える。回転可能部材９２は、細長いシャフトアセンブリ１６の近位端と連動し、ハウジング１２に対する細長いシャフトアセンブリ１６の回転を容易にする。かかる構成によって、臨床医は、細長いシャフトアセンブリ１６及びそこに連結されている装填ユニット２０（又は別の形態の外科用エンドエフェクタ）を、器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の周りで選択的に回転させることができる。回転可能部材９２は、バレル部９０に取り外し不可能に装着されてよく、又は、そこから選択的に取り外されるように設計されてよい。

【０１６０】

本明細書に開示されるように、採用される外科用エンドエフェクタの種類及び／又は構成に応じて、電流をエンドエフェクタに供給することが望ましい場合がある。例えば、エンドエフェクタは、作動に電力を要する、センサ（１つ又は複数）、ライト（１つ又は複数）、作動装置（１つ又は複数）などを使用できる。かかる構成では、しかしながら、細長いシャフトを通じて電源から電力を外科用エンドエフェクタ又は装填ユニットに運ぶ導体系は、特に細長いシャフトが１回転を超えて回転した場合、巻き付けられて、ひどく破壊される恐れがあるため、外科用エンドエフェクタが器具の長手方向軸「ＬＡ－ＬＡ」の

周りを回転する能力は、厳しく制限され得る。本明細書に開示される様々な外科用器具は、これらの問題を回避し得る、全体を通して９３０と表記される導体系管理システムを使用できる。

【０１６１】

再度図３２を参照すると、外科用器具９１０は電源２００によって電力が供給されてよい。電源は、例えば、Ｚｅｍｌｏｋ‘７６３において更に詳述されている種類であってよい。例えば、電源２００は、再充電可能電池（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）を含んでよい。電源２００が少なくとも１つの使い捨て電池を含んでよいことも想定される。少なくとも１つの構成では、例えば、使い捨て電池は、約９ボルト～約３０ボルトであってよい。図３２は、電源２００が複数の電池２０２を備える１つの例を示す。使用される電池の数は、器具９１０の電流負荷要件に依存し得る。電源に、手術室で使用可能な交流電流源を含んでよいことも考えられる。例えば、外部電源コード及びプラグ（図示せず）を使用して、手術室のコンセントから、外科用器具ハウジング及び／又はエンドエフェクタ中の様々な構成要素、導体系、センサ、スイッチ、回路などに交流電流を搬送できる。別の用途では、外科用器具９１０は、例えば、取り付けられた、ないしは別の方法で連携されたロボットシステムから電力を得ることができる。

【０１６２】

図３２に更に示されるように、導体系管理システム９３０は、そこから電力を受信するために電源２００に連結されている、ないしは別の方法で連動される、一次導体部材、つまりワイヤ９３２を備えてよい。一次導体部材９３２は、回転可能部材９２内に指示される、らせん状、糸巻き状、及び／又は巻き取り可能な導体アセンブリ９３４に連結されている。１つの構成では、例えば、らせん状導体アセンブリ９３４が形成されてよく、ないしは別の方法で、例えば、図３６及び３７に示される様式でらせん状に巻かれるリボン様導体系９３６を含んでよい。例えば、らせん状導体アセンブリ９３４は、例えば、ねじりばねなどのらせん状に巻かれたばねと類似する特性を有し得る、らせん状に巻かれた導体系から形成されてよい。１つの形態では、例えば、導体系９３６は、図３６及び３７に示されるように、連続的に回転して又は巻き付けて巻かれ得る。様々な構成において、導体系９３６は、１回又は２回以上完全に回転して巻き付けられ得る。例えば、図３６及び３７に示される導体系９３６は、５回以上完全に回転して構成されている。

【０１６３】

様々な形態では、導体系９３６は、例えば、ハウジング１２のバレル部９０に固定され得る第１端部９３８を有する。加えて、導体系９３６は、回転可能部材９２と共に回転移動するために回転可能部材に取り付けられ、ないしは別の方法でそれによって支持される、第２端部９４０を更に有する。したがって、回転可能部材９２が、バレル部９０の周りを第１回転可能方向に回転すると、らせん状に巻かれた導体系９３６はより締まるように巻き付けられる。反対に、回転可能部材９２が第２回転可能方向に回転すると、らせん状に巻かれた導体系９３６の締まり度が緩くなり得る。回転可能部材９２がバレル部９０上に取り外し可能に支持される構成では、らせん状に巻かれた導体系９３６の第１端部９３８は、バレル部９０中のスロット又は別の装着用空洞９４２に、取り外し可能に支持され得る。例えば図３６及び３７を参照されたい。加えて、一次導体部材９３２は、コネクタアセンブリ９３３によって、らせん状導体アセンブリ９３４に取り外し可能に連結され得る。具体的には、取り外し可能なコネクタアセンブリ９３３を使用して、バレル部９０から回転可能部材９２の取り外しを容易にするため、らせん状に巻かれた導体系９３６の第１端部９３８に一次導体部材９３２を連結できる。バレル部から回転可能部分９２を取り外すことを意図しない別の構成では、らせん状に巻かれた導体系９３６の第１端部９３８をバレル部９０に取り外し不可能に固着してよく、一次導体部材９３２をらせん状に巻かれた導体系９３６の第１端部に永続的に固着（例えば、はんだ付け）してよい。

【０１６４】

らせん状に巻かれた導体系９３６の第２端部９４０は、接着剤、機械的保持具、スナップ機構などによって、回転可能部材９２に取り外し不可能に固着されてよい。別の構成で

は、らせん状に巻かれた導体系９３６の第２端部９４０は、回転可能部材９２に提供されるスロット又は他の装着機構中に取り外し可能に支持され、らせん状に巻かれた導体系９３６の回転可能部分９２からの取り外しを容易にできる。図３２及び３３に示されるように、二次シャフト導体部材９４４は、らせん状ケーブルアセンブリ９３４の第２端部９４０に取り付けられる。二次シャフト導体部材９４４は、回転可能部材９２内に支持され、中空の細長いシャフトアセンブリ１６を通って延在してよい。例えば、二次シャフト導体部材９４４は、細長いシャフトアセンブリ１６を通ってその遠位端まで延在し、取り付けられる外科用エンドエフェクタ、装填ユニットなどと関連する別の導体系、センサ、動力付き要素などと連動できる。したがって、臨床医がハウジング１２に対して回転可能部材９２を回転させるとき、らせん状導体アセンブリ９３４、より具体的には、らせん状に巻かれた導体系９３６はある程度締まったらせんに巻かれ、一方、電源２００から外科用エンドエフェクタ、装填ユニットなどへの電力の供給は促進される。臨床医がハウジング１２に対して回転可能部材９２を反対方向に回転させる場合、らせん状に巻かれたケーブル９３６はある程度ほどかれ、一方、電源２００から外科用エンドエフェクタ、装填ユニットなどの様々な構成要素、センサなどへの電力の供給は依然として促進される。

【０１６５】

図３４及び３５に更に示されるように、導体系管理システム９３０は、全体を通して９５０と表記される回転制限アセンブリを更に備えてよい。少なくとも１つの構成では、例えば、回転制限アセンブリ９５０は、回転可能部材９２に移動可能に取り付けられ、ハウジング１２のバレル９０上のねじ付き部分９９をねじ止めにより係合するように構成されている、制限部材９５２を備える。図３３に示されるように、制限具９５２は、回転可能部材９２上に形成される軸方向フィン部９５８の各側部にある、１対の反対向きタブ９５４を備えてよい。かかる構成により、回転可能部材９２がハウジング１２のバレル部９０上を回転するとき、制限具９５２は回転可能部材９２内を軸方向に移動できる。制限部材９５２の反対側末端部９６０は、バレル９０のねじ付き部分９９をねじ止めにより係合するように構成されている。回転可能部材９２の内向きに延在する近位停止壁９６２及び内向きに延在する遠位停止壁９６４は、回転可能部材９２がバレル９０上で回転するとき制限具９４２が軸方向に移動できる、移動距離「ＴＤ」を画定するのに役立つ。

【０１６６】

図３３は、近位停止壁９５２と遠位停止壁９５４との間のほぼ中間にある制限具９５２を示す。この位置にあるとき、回転可能部材９２をバレル部９０に対して第１方向に回転させた結果、図３４に示されるように、制限具９５２が遠位停止壁９６４と接触するまで遠位方向「ＤＤ」に制限具が軸方向に移動する。同様に、回転可能部材９２をバレル部９０に対して反対方向に回転させた結果、制限具９５２が回転可能部材９２の近位停止壁９６２と接触するまで、近位方向「ＰＤ」に軸方向に移動する。かかる構成によって、回転可能部材９２がバレル部９０の周りを完全に回転できる回数が制限され、らせん状導体アセンブリ９３４を不注意で破壊することを防ぐ。例えば、制限アセンブリ９５０は、臨床医が細長いシャフトアセンブリ、より具体的には、バレル部９０周りをいずれの方向にも少なくとも１回完全に回転するが、例えば、３回以下で完全に回転する回転可能部材９２を、回転させることを可能にできる。しかしながら、回転数、つまりより具体的には、バレル９０上の回転可能部材９２の回転可能な距離は、移動距離「ＴＤ」の程度を調節することによって調節できる。

【０１６７】

図３３は、制限具が遠位停止壁９５４と近位停止壁９５２との間の中心に配置されている、「中間」つまり「中心」位置にある制限具９５２を示す。少なくとも１つの形態では、細長いシャフトアセンブリ１６及び回転可能部材９２が中間位置にあるとき、付勢部材９８０を使用して、制限具９５２を対応する中間位置に付勢できる。臨床医が回転可能部分９２に回転運動を加えると、細長いシャフトアセンブリ１６は上記のように回転する。しかしながら、回転可能部材９２及び細長いシャフトアセンブリ１６に回転運動が継続して加えられないとき、付勢部材９８０は制限具９５２を中間位置に戻す。

【０１６８】
例えば、少なくとも１つの外科用器具は、回転範囲内において周囲を回転させるため、ハウジングの取り付け部上に支持される回転可能部材を備え得る、ハウジングを備えてよい。器具の長手方向軸を画定する細長いシャフトアセンブリは、器具の長手方向軸の周りを回転可能部材と共に回転移動するため、回転可能部材に動作可能に連結されてよい。外科用器具は、電源を更に備えてよく、導体系管理システムを備えてよい。導体系管理システムは、回転可能部材中に支持され得る糸巻き状導体アセンブリを備えてよく、ハウジングの取り付け部に固定される第１導体端部と、回転範囲内において回転可能部材と共に回転するため、回転可能部材に固定される第２導体端部と、を備えてよい。導体系管理システムは、ハウジング内に支持され、電源から糸巻き状導体アセンブリに電力を送るように構成され得る、一次導体系を更に備えてよい。シャフト導体系は、細長いシャフトアセンブリの遠位端に電力を送るための糸巻き状導体アセンブリと連結されてよい。
【０１６９】
別の外科用器具例は、ハウジングの取り付け部上に支持される回転可能部材を備える、ハウジングを備えてよい。外科用器具は、器具の長手方向軸を画定し、器具の長手方向軸の周りを回転可能部材と共に回転移動するため、回転可能部材に動作可能に連結され得る、細長いシャフトアセンブリを更に備えてよい。外科用器具は、電源と、電力を電源から細長いシャフトアセンブリを通って延在する導体系全体に送る手段と、を更に備えてよい。外科用器具は、回転可能部材の取り付け部の周りの回転移動量を、取り付け部の周りを少なくとも１回完全に回転すること、及び３回以下で完全に回転することを含む、回転移動範囲に制限する手段を更に備えてよい。
【０１７０】
本明細書に概説されるように、エンドエフェクタを外科用器具に取り付けることができる。更に本明細書に概説されるように、外科用器具は、ステープルカートリッジを含むエンドエフェクタからステープルを発射するように構成されている、発射駆動部を備えてよい。ここで図９４に示される代表的な実施形態を見ると、例えば、外科用器具９０００は、ハウジングと、つかみ部９０１２と、発射作動装置９０１４と、ハウジング内に配置されるモーターと、を備える、ハンドル９０１０を備えてよい。外科用器具９０００は、モーターによって遠位に前進及び／又は近位に後退できる発射ロッド９０２０を備える、シャフト９０４０を更に備えてよい。特定の状況では、エンドエフェクタは、関節屈曲継手の周りを近位部に対して関節屈曲できる遠位部分を備えてよい。別の状況では、エンドエフェクタは関節屈曲継手を有さなくてよい。外科用器具は、エンドエフェクタの少なくとも一部を関節屈曲させるように構成されている関節屈曲駆動部を更に備えてよい。図９４に示される代表的な実施形態を再度参照すると、例えば、外科用器具９０００は、関節屈曲継手の周りでエンドエフェクタの遠位部分を駆動するように構成され得る、関節屈曲作動装置９０７０を更に備えてよい。図９４に示されるエンドエフェクタ、すなわち、エンドエフェクタ９０６０は、関節屈曲可能なエンドエフェクタとして示されていないが、しかしながら、関節屈曲可能なエンドエフェクタを外科用器具９０００と共に使用できる。例えば、エンドエフェクタ９０６０などの関節屈曲不可能なエンドエフェクタを外科用器具９０００と共に使用する場合、関節屈曲作動装置９０７０の操作が、エンドエフェクタ９０６０の操作に影響し得ない。
【０１７１】
上記に加え、エンドエフェクタは、外科用器具の駆動システムに対応する駆動システムを備えてよい。エンドエフェクタ９０６０が外科用器具に組み付けられるとき、例えば、エンドエフェクタ９０６０は、外科用器具９０００の発射ロッド９０２０と動作可能に係合され得る、発射部材を備えてよい。同様に、エンドエフェクタが外科用器具に組み付けられるとき、エンドエフェクタは、外科用器具の関節屈曲ロッドと動作可能に係合され得る、関節屈曲駆動部を備えてよい。更に、エンドエフェクタ９０６０が外科用器具９０００に取り付けられるとき、エンドエフェクタ９０６０は、例えば、外科用器具９０００のシャフト９０４０の遠位接続部９０４２に装着され得る、近位接続部９０６９を備えてよ

い。様々な状況では、エンドエフェクタが適切に使用できる前に、エンドエフェクタの接続部、駆動システム、及び関節屈曲システムを外科用器具に正しく組み付けることが必要であり得る。

【０１７２】

再度図９４を参照すると、ハンドル９０１０は、外科用器具９０００のユーザーによって作動されるとき、ハンドル９０１０中のモーターを操作するように構成され得る、発射トリガ９０１４を備えてよい。様々な状況では、ハンドル９０１０は、発射トリガ９０１４の作動を検出するように構成され得る、コントローラを備えてよい。いくつかの場合では、発射トリガ９０１４の作動により、コントローラと信号通信する電気回路を閉鎖できる。このような場合では、コントローラは、次にモーターを作動させて、発射ロッド９０２０を遠位に前進し、エンドエフェクタ９０６０のジョー９０６２をジョー９０６４に向かって移動するように構成され得る。いくつかの状況では、ハンドル９０１０は、発射トリガ９０１４にかけられた力、及び／又は、発射トリガ９０１４が移動した程度を検出するように構成され得る、少なくとも１つのセンサを備えてよい。センサ（１つ又は複数）はコントローラと信号通信でき、このときコントローラは、センサからの１つ又は２つ以上の入力信号に基づいてモーターの速度を調節するように構成されてよい。ハンドル９０１０は、コントローラが発射トリガ９０１４からの入力に反応してモーターを作動する前に押下される必要がある、安全スイッチ９０１５を備えてよい。様々な状況では、安全スイッチ９０１５はコントローラと信号通信でき、このときコントローラは、安全スイッチ９０１５が押下されるまで、モーターの使用を電子的にロックアウトできる。ハンドル９０１０は、作動されると、モーターを反対方向に作動させて発射ロッド９０２０を後退し、ジョー９０６２を、ジョー９０６４から離れる方向に移動できるようにし得る、後退作動装置９０７４も備えてよい。様々な状況では、後退作動装置９０７４の作動により、コントローラと信号通信する電気回路を閉鎖できる。いくつかの場合では、安全スイッチ９０１５は、コントローラが後退作動装置９０７４からの入力に反応して反対方向にモーターを作動する前に、押下される必要があり得る。

【０１７３】

外科用器具９０００の使用前及び／又は使用中、外科用器具９０００及び／又は外科用器具９０００の特定のシステムは、動作不能、動作不良、及び／又は動作不完全になる場合がある。特定の状況では、かかる欠陥及び／又はそれらを解決する方法が外科用器具のユーザーに容易にわからない場合があり、これによってユーザーをいらいらさせる恐れがある。その上、このように不確定であると、欠陥、つまり「エラー」に対処するのに必要な時間が増える場合がある。外科用器具９０００は、上記に対して改善したものである。再度図９４を参照すると、外科用器具のコントローラ９０００は、外科用器具９０００のエラーを検出し、そのエラーを１つ又は２つ以上のインジケータを介して外科用器具９０００のユーザーに伝えるように構成され得る。外科用器具９０００は、コントローラによって作動されると、エラーの本質を示し、及び／又は別の方法で、何らかの様式で欠陥がある外科用器具９０００のシステムに注意を向けさせることができる、１つ又は２つ以上のインジケータを備えてよい。例えば、外科用器具９０００は、例えば、エンドエフェクタが外科用器具９０１０のシャフト９０４０に組み付けられていないことを示すように構成され得る、エンドエフェクタインジケータ９０８６を備えてよい。様々な状況では、外科用器具９０００は、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられているとき、及び／又は、それに対応して、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられていないときを検出するように構成され得る、センサを備えてよい。センサは、コントローラがセンサから信号を受信でき、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられたかどうかを確認できるように、コントローラと信号通信できる。エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられていないことをコントローラが確認した場合、コントローラは、エンドエフェクタインジケータ９０８６を作動できる。様々な状況では、エンドエフェクタインジケータ９０８６は、例えば赤色ライトなどのライトを備えてよい。いくつかの状況では、エンドエフェクタインジケータ９０８６は、例えば赤色発光ダイオードなどの

発光ダイオードを備えてよい。上記に加え、又はその代わりに、外科用器具９０００は、シャフト９０４０に取り付けられたエンドエフェクタが以前に使用されているときを検出する様に構成され得る、コントローラと信号通信するセンサを備えてよい。例えば、かかるセンサは、エンドエフェクタ内に保存される少なくとも一部のステープルが発射されている、及び／又は、エンドエフェクタ内のステープル発射部材が以前に前進していることを確認するように構成されてよい。このような場合では、コントローラは、エンドエフェクタインジケータ９０８６を作動できる。したがって、エンドエフェクタインジケータ９０８６の作動は、外科用器具９０００のユーザーに、エンドエフェクタに関するエラーがいくつか存在すること、及び、外科用器具９０００を操作する前にかかるエラーに対処する必要がある、又は対処しなくてはならないことを知らせることができる。図９４から、エンドエフェクタインジケータ９０８６がシャフト９０４０の遠位端に隣接していること、及び、様々な状況では、シャフト９０４０の遠位接続部９０４２に、又はその近くに配置され得ることを読者は理解するだろう。様々な状況では、エンドエフェクタインジケータ９０８６をエンドエフェクタ９０６０上に配置してもよい。いずれにせよ、エンドエフェクタインジケータ９０８６が光るとき、上記の結果として、外科用器具９０００のユーザーは、エラーが存在し、そのエラーが何らかの様式でエンドエフェクタに関連することを素早く確認できる。エンドエフェクタインジケータ９０８６が光ると、エンドエフェクタのシャフト９０４０への組み付けが不完全である場合、及び／又は、エンドエフェクタを取り替える必要がある場合をユーザーに示すことができる。

【０１７４】

エンドエフェクタインジケータ９０８６に加え、又はその代わりに、外科用器具は１つ又は２つ以上のインジケータを備えてよい。例えば、外科用器具９０００は、発射トリガインジケータ９０８１を備えてよい。発射トリガインジケータ９０８１は、例えば、コントローラが外科用器具９０００の発射駆動部に関するエラーを検出すると、コントローラが発射トリガインジケータ９０８１を作動できるように、外科用器具のコントローラ９０００と信号通信できる。図９４に示されるように、発射トリガインジケータ９０８１は、発射トリガ９０１４に隣接して配置され得る。かかる状況では、発射トリガインジケータ９０８１の作動を目にすると、外科用器具９０００のユーザーは、発射駆動部に関するエラーが起こっていることを推測でき、エラー源の診断を開始できる。いくつかの状況では、コントローラは、例えば、外科用器具９０００の電池が何らかの様式で不良になっているとき、発射トリガインジケータ９０８１を作動してよい。例えば、電池の電圧が所望のレベルを下回った場合、電池はモーターを所望の様式で作動できない場合があり、例えば、発射トリガインジケータ９０８１は、電池の交換が必要であることを示してもよい。様々な状況では、コントローラが、例えばエンドエフェクタインジケータ９０８６及び／又は発射トリガインジケータ９０８１などのインジケータを光らせるとき、コントローラは、外科用器具９０００の１つ又は２つ以上のオペレーティングシステムをそのとき動作不能にできる。例えば、コントローラは、例えばエンドエフェクタインジケータ９０８６及び／又は発射トリガインジケータ９０８１が光っているとき、発射トリガ９０１４を作動してモーターを作動しないように、発射トリガ９０１４をモーターから動作可能に連結解除するように構成されてよい。このようなモーターからの発射トリガ９０１４の動作可能な連結解除は、外科用器具９０００のユーザーに、外科用器具がエラーに遭遇している場合があること、及び、ユーザーが、そのエラーの本質を確認するため外科用器具９０００のインジケータを点検する必要があることも示すことができる。

【０１７５】

図９４の代表的な実施形態を再度参照すると、外科用器具９０００は、後退作動装置９０７４に隣接して配置される後退作動装置インジケータ９０８５を備えてよい。上記と同様に、後退作動装置インジケータ９０８５はコントローラと信号通信でき、このとき、コントローラが後退駆動に関連したエラーを検出した場合、例えば、コントローラは後退作動装置インジケータ９０８５を光らせることができる。様々な状況では、コントローラは、後退作動装置９０７４を作動する前に安全スイッチ９０１５が押下されていない場合、

後退作動装置インジケータ９０８５を光らせることができる。かかる状況では、後退作動装置インジケータ９０８５は、安全スイッチ９０１５押下のリマインダとして働くことができる。特定の状況では、外科用器具９０００は、安全スイッチ９０１５に隣接して配置される安全スイッチインジケータ９０８２を備えてよい。いくつかの状況では、外科用器具のコントローラ９０００は、ユーザーが、安全スイッチ９０１５を作動する前に後退作動装置９０７４を作動するとき、安全スイッチインジケータ９０８２を光らせることができる。安全スイッチインジケータ９０８２はコントローラと信号通信でき、このとき、コントローラが、発射モードと後退モードとの間に発射システムのスイッチを入れることができないことを検出した場合、例えば、コントローラは安全スイッチインジケータ９０８２を光らせることができる。外科用器具９０００は、関節屈曲作動装置９０７０に隣接して配置される関節屈曲作動装置インジケータ９０８４を備えてよい。上記と同様に、関節屈曲作動装置インジケータ９０８４はコントローラと信号通信でき、このとき、コントローラが関節屈曲駆動に関連したエラーを検出した場合、例えば、コントローラは関節屈曲作動装置インジケータ９０８４を光らせることができる。外科用器具９０００は、シャフト９０４０をハンドル９０１０に取り付けるように構成されているシャフト連結部に隣接して配置される、シャフトインジケータ９０８３を備えてよい。上記と同様に、シャフトインジケータ９０８３はコントローラと信号通信でき、このとき、コントローラがシャフト９０４０に関連したエラーを検出した場合、例えば、コントローラはシャフトインジケータ９０８３を光らせることができる。

【０１７６】

ここで図９５を見ると、外科用器具９１００は、外科用器具９１００及び／又はそこに取り付けられたエンドエフェクタに関する１つ又は２つ以上のエラーが存在し得ることを、外科用器具のユーザー９１００に示すように構成され、作動される、インジケータアレイ９１９０を含む、ハンドル９１１０を備えてよい。インジケータアレイ９１９０は、任意の好適な方法で配置できる。様々な状況では、インジケータアレイ９１９０は、例えば、外科用器具９１００及び／又はそれに取り付けられたエンドエフェクタの形状、又はそれに近似した形状で配置されてよい。少なくとも１つの場合、ハンドル９１１０の外側表面は、例えば、外科用器具９１００及び／又は外科用器具に取り付けられるエンドエフェクタの描写を含んでよい。インジケータアレイ９１９０は、例えば、エラーが起こっている、エラーが起こっていた、及び／又は、エラーに対処するために調べる必要がある外科用器具９１００及び／又はエンドエフェクタの部分を知らせるように構成されている方法で、外科用器具及びエンドエフェクタの輪郭に対して配置できる。例えば、エンドエフェクタ９０６０、シャフト９０４０、ハンドル９０１０、発射トリガ９０１４、安全スイッチ９０１５、逆作動装置９０７４、及び／又は関節屈曲作動装置９０７０を示すための境界を輪郭に定めてもよい。様々な状況では、例えば、エンドエフェクタインジケータ９１９２は、エンドエフェクタ９０６０の描写に隣接して配置されてよく、シャフトインジケータ９１９３は、シャフト９０４０の描写に隣接して配置されてよく、発射トリガインジケータ９１９１は、発射トリガ９０１４の描写に隣接して配置されてよく、安全スイッチインジケータ９１９５は、安全スイッチ９０１５の描写に隣接して配置されてよく、逆作動装置インジケータ９１９６は、逆作動装置９０７４の描写に隣接して配置されてよく、及び／又は、関節屈曲作動装置インジケータ９１９４は、関節屈曲作動装置９０７０の描写に隣接して配置されてよい。様々な状況では、インジケータ９１９１、９１９２、９１９３、９１９４、９１９５、及び／又は９１９６はそれぞれ、発光ダイオードを含んでよい。いくつかの状況では、各発光ダイオードは、エラーの存在を示すためコントローラによって光ることができる赤色発光ダイオードを含んでよい。様々な状況では、コントローラは、インジケータが光っていることをユーザーに気づかせるのに要する時間を減らし得る、発光ダイオードの光を脈動させるように構成されてよい。特定の状況では、各インジケータは、２つ以上の色を放出できる発光ダイオードを含んでよい。いくつかの状況では、かかる発光ダイオードはそれぞれ、例えば、赤色及び緑色を選択的に放出するように構成されてよい。コントローラは、外科用器具９１００及び／又はそれに取り付けられたエ

ンドエフェクタの関連部分についてエラーが検出されない場合に緑色の、又は別の方法として、外科用器具９１００及び／又はそれに取り付けられたエンドエフェクタの関連部分についてエラーが検出される場合に赤色の発光ダイオードを光らせるように構成されてよい。

【０１７７】

いくつかの状況では、以下で更に詳述されるように、コントローラが作動装置に関連するインジケータを光らせるとき、外科用器具のコントローラ９０００は、外科用器具の１つ又は２つ以上の作動装置、例えば発射トリガ９０１４、後退作動装置９０７４、及び／又は関節屈曲作動装置９０７０などをロックアウトできる。例えば、コントローラは、発射トリガインジケータ９０８１を光らせるときに発射トリガ９０１４を、後退作動装置インジケータ９０８５を光らせるときに後退作動装置９０７４を、及び／又は、関節屈曲作動装置インジケータ９０８４を光らせるときに関節屈曲作動装置９０７０をロックアウトできる。外科用器具９０００のハンドル９０１０は、例えば、発射トリガ９０１４を選択的に「ロックアウト」し、発射トリガ９０１４が作動するのを防ぐように構成され得る、発射トリガロックを備えてよい。発射トリガロックは、外科用器具のモーターを作動するために発射トリガ９０１４を十分に作動するのを防ぐことができる。少なくとも１つのこのような状況では、発射トリガ９０１４が発射トリガスイッチを閉鎖するのを防ぐことができる。特定の状況では、外科用器具のコントローラ９０００は、発射トリガロックの作動に加え、発射トリガ９０１４を電子的にロックアウトする、すなわち、電池の電力がモーターに供給されるのを防ぐように、構成されてよい。かかる状況では、電子的ロックアウト及び機械的ロックアウトは重複し得るが、機械的ロックアウトは、発射駆動部が動作可能に作動解除されていることについて、外科用器具９０００のユーザーへのフィードバックを提供できる。上記のように、外科用器具のコントローラ９０００は、例えば発射トリガインジケータ９０８１を介したフィードバックも提供できる。このように、外科用器具９０００のユーザーに、エラーが起こったことの触覚フィードバック及び／又は視覚フィードバックを提供できる。いくつかの状況では、触覚フィードバックは、外科用器具９０００のユーザーに、視覚フィードバックを探し始めることを促す場合がある。例えば、ユーザーが発射トリガ９０１４の作動を試み、発射トリガ９０１４が作動できないとき、その後にユーザーは、光ったインジケータについて器具を点検できる。いずれにせよ、エラーが解決されると、コントローラは、発射トリガロックを作動解除することによって、発射トリガ９０１４をロック解除できる。

【０１７８】

ここで図１００を見ると、外科用器具９０００は、発射トリガ９０１４をロックアウトするよう構成され得る、発射トリガロック９３９０を備えてよい。発射トリガロック９３９０は、図１００、１０１、及び１０３に示されるロック状態と、図１０２に示されるロック解除状態と、の間を移動可能であってよい。エンドエフェクタが外科用器具９０００のシャフト９０４０に組み付けられていないとき、発射トリガロック９３９０をそのロック状態に付勢できる。このロック状態では、発射トリガロック９３３０は発射トリガ９０１４の作動を妨害、又は少なくとも実質的に妨害できる。より具体的には、発射トリガロック９３９０は、シャフトラック９３９１と、ピニオン９３９２と、ハンドルラック９３９３と、例えば、ばねなどの付勢部材と、を備えてよく、これは、シャフトラック９３９１を近位位置に、ハンドルラック９３９３を下向き位置に付勢するよう構成され得る。シャフトラック９３９１の近位位置及びハンドルラック９３９３の下向き位置を図１０１に示す。主に図１０１を参照すると、ハンドルラック９３９３は開口部９３９６を含んでよく、発射トリガ９０１４は、ハンドルラックが下向き位置にあるとき、開口部９３９６と整列しない突起部９３９５を含んでよい。より具体的には、発射トリガ９０１４は、支点９３９７を含む振動部スイッチを備えてよく、ハンドルラック９３９３が下向き位置にあるとき、発射トリガ９０１４をロックすると、発射トリガ９０１４から延在する突起部９３９５の少なくとも１つをハンドルラック９３９３に当接させ、発射トリガ９０１４が完全に作動されるのを防ぐ。

【０１７９】
エンドエフェクタがシャフト９０４０に取り付けられるとき、上記に加え、発射トリガロック９３９０は、ロック構成とロック解除構成との間を移動できる。発射トリガロック９３９０のロック解除構成では、主に図１０２を参照すると、ハンドルラック９３９３が上向き位置にあることができる。ハンドルラック９３９３の上向き位置では、ハンドルラック９３９３中に画定された開口部９３９６は、発射トリガ９０１４から延在する突起部９３９５と整列する。かかる状況では、発射トリガ９０１４を揺らし、発射トリガ９０１４を作動することができる。より具体的には、突起部９３９５は開口部９３９６を通過し、発射トリガ９０１４が支点９３９７を中心に揺れるのを可能にできる。したがって、上記のことから、下向き位置と上向き位置との間でハンドルラック９３９３が移動することによって、対応して発射トリガ９０１４をロック、及びロック解除する。様々な機構を利用して、ハンドルラック９３９３の下向き位置と上向き位置との間を移動させることができる。少なくとも１つのこのような実施形態では、再度図１００を参照すると、シャフト９０４０は、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられると、エンドエフェクタによって近位にずらされ得る、発射ロック作動装置９３９９を備えてよい。シャフトラック９３９１は、発射ロック作動装置９３９９に装着され、及び／又は、そこから近位に延在してよく、上部に画定される歯９３９１ａを備えてよい。歯９３９１ａは、発射ロック作動装置９３９９及びシャフトラック９３９１が近位にずれると、ピニオン歯車９３９２が軸の周りを回転できるように、ピニオン歯車９３９２上に画定される歯９３９２ａと噛合い係合できる。それに対応して、ハンドルラック９３９３は、これもピニオン歯車の歯９３９２ａと噛合い係合される、上部に画定されるラック歯９３９３ａを備えてよく、したがって、シャフトラック９３９１が近位に駆動されると、ハンドルラック９３９３を下向き位置から上向き位置に駆動することによって、発射トリガ９０１４をロック解除できる。ハンドルラック９３９３を下向き位置に戻すため、シャフトラック９３９１を遠位に移動させ、ピニオン歯車９３９２を反対方向に回転させてよい。様々な状況では、エンドエフェクタがシャフト９０４０から取り外された結果、シャフトラック９３９１は遠位に移動できる。

【０１８０】
ここで図９６～９７を見ると、ハンドル９０１０は、例えば、トリガロック９２９０を備えてよい。トリガロック９２９０は、ハウジング９２９１と、展開可能なロックピン９２９２と、保持具９２９３と、ロックピン９２９４が、図９６及び９８に示される未展開位置と、図９７及び９９に示される展開位置との間で移動するように構成されている付勢部材９２９４と、を備えてよい。様々な場合では、保持具９２９３は、熱の影響を受ける感温材料から構成されてよい。少なくとも１つのこのような場合では、感温材料は、例えば、固体と、液体、懸濁液、及び／若しくは気体などの流体との間、並びに／又は、例えば、固体材料と半固体材料との間を転移するように構成されてよい。感温材料が固体と流体との間を転移、又は少なくとも部分的に転移するとき、保持具９２９３は、ロックピン９２９４を開放し、ハンドル９０１０の発射トリガ、及び／又は任意のその他好適なトリガをロックできる。様々な場合では、展開されると、ロックピン９２９４は発射トリガの後ろを摺動し、及び／又は別の方法で発射トリガに係合できる。ハンドルは、任意の好適な数のトリガロック９２９０などを備え、例えば、任意の好適な数のトリガ及び／又はボタンを選択的にロックアウトできる。読者には理解されるように、トリガロック９２９０はリセットできない。このような場合では、作動したトリガロック９２９０は、器具がもう使えないように、例えば、ハンドルの発射トリガを永続的にロックアウトできる。器具の発射トリガ及び／又は任意の他のトリガの永続的ロックアウトとは、何であれ器具がもう使用可能でないことを意味でき、一方別の状況では、永続的ロックアウトは、容易にリセット可能であり得ず、例えば、器具を修理して再利用すべきか、又は、器具を廃棄すべきかを評価できる正規の技術者、又は施設に、器具を送る必要があり得る。保持具９２９３の感熱材料が少なくとも部分的に流体に転換されると、技術者は、感熱材料の転移温度を超える温度に器具が曝露されたと推測するであろう。様々な場合では、感熱材料の転移

温度は、例えば固体材料が、例えば液化、気化、及び／又は、昇華する温度であってよい。いずれにせよ、保持具９２９３の感熱材料、したがってその転移温度は、ロックピン９２９４の解放により、外科用器具が特定の、又は閾値温度を超える温度に曝露されたことを示すことができるように、選択できる。様々な場合では、外科用器具は、過度の温度を超えた場合に破壊される場合がある。例えば、外科用器具は、例えば、このような過度の温度に曝露されると破壊され得る固体電子機器を備えてよい。このような場合では、器具の閾値温度及び保持具９２９３の転移温度は等しい、又は少なくとも実質的に等しくてよく、その結果、トリガロック９２９０が作動されていないときは、器具が閾値温度を超える温度に曝露されておらず、それに対応して、トリガロック９２９０が作動し、そのため、外科用器具が破壊されている恐れがある、又は少なくとも破壊されたかどうかを調べる必要があり得る時は、器具が閾値温度を超える温度に曝露されたと推測できる。

【０１８１】

上記に加え、外科用器具は、外科用器具を滅菌するとき、閾値温度及び／又は転移温度を超える温度に曝露されることがある。多くの滅菌手順は既知であり、そのいくつかは、外科用器具を熱に曝露する工程を含む。トリガロック３２９０に加え、又はその代わりに、外科用器具は、外科用器具が曝露される温度を評価できる少なくとも１つの温度センサを備えてよい。様々な場合では、温度センサ（１つ又は複数）は、外科用器具が閾値温度を超える温度に曝露されたかどうかを評価するように構成され得る、外科用器具のコントローラと信号通信できる。少なくとも１つのこのような場合では、コントローラは、マイクロプロセッサと、温度センサ（１つ又は複数）から受信した信号を評価できるアルゴリズムと、を備えてよい。コントローラが閾値温度に到達した及び／又はその温度を超えたと判定する場合、コントローラは、器具が操作されるのを永続的に防ぐことができる。別の言い方をすれば、コントローラは、外科用器具に電子的ロックアウトを適用できる。上記と同様に、器具の永続的ロックアウトとは何であれ器具がもう使用可能でないことを意味でき、一方別の状況では、永続的ロックアウトは、容易にリセット可能であり得ず、例えば、器具を修理して再利用すべきか、又は、器具を廃棄すべきかを評価できる正規の技術者、又は施設に、器具を送る必要があり得る。読者には理解されるように、外科用器具が滅菌されている間、電源は、外科用器具のコントローラ及び／又はセンサを操作するのに必要であり得る。外科用器具のいくつかの実施形態は、外科用器具を滅菌する前に取り外される、取り外し可能な電池、つまり電源を備え、このような場合では、取り外し可能な電池は別々に滅菌及び／又は再処理される。以前の器具から取り外し可能な電源が取り外されると、読者には理解されるように、コントローラ及び／又はセンサは、外科用器具の温度を監視するのに十分な電力を有することができない。本明細書に開示される外科用器具の実施形態は、再処理されるときに外科用器具から取り外されない電池、つまり電源を備えてよい。かかる電池は、器具が滅菌されている間にコントローラ及び／又は温度センサに電力を供給できることから、永久電池と称される場合がある。様々な場合では、永久電池を備える器具は、取り外し可能電池及び／又は再充電可能電池も備えてよい。いずれにせよ、器具は、器具が曝露される温度を検出し、記録するために十分な電力を有し得る。少なくとも１つの場合、器具のコントローラは、例えば温度記録器中などの温度測定値を記憶するよう構成されている、メモリチップを備えてよい。様々な状況では、コントローラは、断続的に、すなわち、適当なサンプリングレートで、センサの測定値を記録できる。いくつかの場合では、コントローラは、閾値温度下回っていても、特定の温度を超える温度測定値を記録すると、コントローラがサンプリングレートを上げられるように構成されてよい。それに対応して、コントローラは、特定の温度を下回る温度測定値を引き続いて記録すると、コントローラが、例えば元のサンプリングレートに戻すなど、サンプリングレートを下げられるように構成されてよい。

【０１８２】

ここで図９９Ａを見ると、コントローラのアルゴリズムが示される。特定の場合では、このアルゴリズムは、例えば、滅菌プロセスを経た後に外科用器具を最初に使うときなどの、外科用器具の始動手順を含んでよい。始動手順は、器具のスイッチが入れられた後に

開始できる。エンドエフェクタが器具に組み付けられると、器具のスイッチを自動的に入れることができる。少なくとも１つのこのような場合では、エンドエフェクタの外科用器具の組み付けにより、コントローラと信号通信しているスイッチを閉じることができる。上記に加え、又はその代わりに、例えば、ハンドル上のボタン及び／又はスイッチを押下すると、器具のスイッチが入ってよい。いずれにせよ、コントローラは、次に、上記メモリチップに保存された温度測定値を評価できる。例えば、コントローラは、任意の保存された温度測定値が閾値温度と等しいか、又はそれを超えているかを評価できる。コントローラが、保存された温度測定値の全てが閾値温度を下回ると判定する場合、コントローラは、通常の始動手順に進むことができる。コントローラが、保存された温度測定値の１つ又は２つ以上が閾値温度に等しい又はそれを超えると判定する場合、コントローラは、別の手順に進むことができる。少なくとも１つの場合、本出願の他の部分に記載されるように、コントローラは、電子的ロックアウト及び／又は機械的ロックアウトを実行するなどによって、器具を永続的に使用不能にできる。特定の他の場合では、コントローラは、保存された温度測定値の１つ又は２つ以上が閾値温度に等しい又はそれを超えるとコントローラが判定したにもかかわらず、器具を使用可能にできる。コントローラは、その判定をメモリに保存でき、及び／又は、例えば、閾値温度が以前に超えていたことを発光ダイオードなどの表示によってユーザーに示すことができ、その後通常の始動手順に進むことができる。様々な場合では、コントローラは、絶対最大値として閾値温度を処理でき、すなわち、閾値温度の、又はそれを超える単一の温度測定値は、別の始動プログラムを起動する、又は器具を永続的にロックアウトするのに十分である。他の場合では、時間及び温度の両方が、例えば、滅菌処置によって器具に欠陥が生じたかを考慮する因子になり得るため、コントローラは、閾値温度の、又はそれを超える温度測定値のパターンが、別の始動プログラムを起動する、又は器具を永続的にロックアウトするのに十分かどうかを評価するように構成されてよい。

【０１８３】

ここで図１０４～１０９を見ると、例えば外科用器具９０００などの外科用器具は、発射トリガロックシステム９４９０を備える、ハンドル９４１０を備えてよい。ハンドル９４１０は、多くの点でハンドル９１１０と類似してよく、かかる点は、簡潔性のために本明細書においては反復されない。上記と同様に、発射トリガロックシステム９４９０は、発射トリガ９４１４をロック及びロック解除するように構成されてよい。また上記と同様に、発射トリガロックシステム９４９０は、図１０４～１０７に示されるように、エンドエフェクタが外科用器具のシャフト９０４０に組み付けられていないと、ロック状態に付勢されてよく、図１０８及び１０９に示されるように、エンドエフェクタがシャフト９０４０に完全に組み付けられると、ロック解除状態に移動してよい。エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられると、上記に加え、主に図１０８及び１０９を参照すると、エンドエフェクタは、感知部材９４９９を近位に押すことができる。感知部材９４９９は、シャフト９０４０の遠位端からその近位端まで、シャフト９０４０を通って延在してよい。使用中、エンドエフェクタは、上記のように、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられ、感知部材９４９９を近位に押すとき、感知部材９４９９の遠位端に当接することができる。図１０８及び１０９に示されるように、感知部材９４９９が近位に押されると、感知部材９４９９は、発射トリガロックシステム９４９０のスイングアーム９４８６に接触し、スイングアーム９４８６を上向きに回転できる。スイングアーム９４８６は、スイングアーム９４８６が軸の周りを回転できるように構成されているピン９４８７を介して、ハンドルハウジングに旋回可能に装着される端部を備えてよい。スイングアーム９４８６は、感知部材９４９９によって接触できる、カム従動子部分９４８８を更に備えてよい。使用中、感知部材９４９９は、スイングアーム９４８６を下向き位置と上向き位置との間で動かし、発射トリガロックシステム９４９０を、それぞれロック位置とロック解除位置との間で動かすことができる。発射トリガロックシステム９４９０は、スイングアーム９４８６が上向きに回転すると上向きに引っ張られ、それに対応して、スイングアーム９４８６が下向きに回転すると下向きに押され得る、スイングアーム９４８６

に装着されるロックピン９４８５を更に備えてよい。ロックピン９４８５は、スイングアーム９４８６に旋回可能に装着される上端部と、ロックピン９４８５が下向き位置にあるとき、発射トリガ９４８１中に画定される開口部９４８３を通って延在する下端部と、を備えてよい。様々な状況では、開口部９４８３は、発射トリガ９４１４から延在するアーム９４８２中に画定されてよい。ロックピン９４８５が開口部９４８３内に配置されると、発射トリガ９４１４は、支点９４８４を中心に旋回できず、その結果、発射トリガ９４１４は、ユーザーによって作動できない。ロックピン９４８５が上向き位置にあるとき、ロックピン９４８５を開口部９４８３内に配置できず、その結果、発射トリガ９４１４はユーザーによって作動され得る。エンドエフェクタがシャフト９０４０から取り外されると、感知部材９４９９は、近位位置から遠位位置まで移動できる。別の言い方をすれば、エンドエフェクタがシャフト９０４０に取り付けられていない状態で、例えばばね９４８９などの付勢部材は、スイングアーム９４８６を下向きに付勢でき、したがって、発射トリガロックシステム９４９０をロック状態に付勢できる。その上、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられていないとき、ばね９４８９は、アーム９４８２によって感知部材９４９９に付勢力を加え、感知部材９４９９を遠位に押すことができる。

【０１８４】

上記に加え、感知部材９４９９及び発射トリガロックシステム９４９０を作動すると、外科用器具のユーザーと通信する働きができる。例えば、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられていないとき、感知部材９４９９は遠位に付勢され、発射トリガ９４１４はロックアウトされるが、このとき、ユーザーが発射トリガ９４１４の作動を試みようとした場合、ユーザーは、外科用器具の発射システムの何かがおかしいことにすぐ気づくであろう。この例では、ユーザーは、外科用器具を使用するために、エンドエフェクタをシャフト９０４０に組み付ける必要があることにすぐ気づくであろう。様々な状況では、エンドエフェクタがシャフト９０４０に取り付けられていても、使用されていた場合、発射トリガをロックアウトできる。少なくとも１つのこのような状況では、エンドエフェクタは、最近位位置に配置されると、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられているときに感知部材を近位に押す、発射部材を備えてよく、しかしながら、エンドエフェクタがシャフト９０４０に組み付けられているときに、かかる発射部材が少なくとも部分的に既に前進している場合、感知部材を近位に押すことができず、その結果、発射トリガはロックアウトされたままであり得る。ここでも、かかる発射トリガのロックアウトによって、発射駆動部において問題がある、すなわちこの状況では、エンドエフェクタが既に使用されていることをユーザーに伝えることができる。かかる触覚ロックアウトがない場合、ユーザーは、押下された作動装置への外科用器具の反応がない状態で、作動装置を押下できる状況に気づき得るため、ユーザーの混乱につながる可能性がある。

【０１８５】

上記のように、以前に未発射であったエンドエフェクタをシャフト９０４０に組み付けると、感知部材を近位に押し、発射トリガをロック解除できる。様々な状況では、感知部材及び発射トリガロックシステムは、エンドエフェクタが完全にシャフト９０４０に組み付けられるまで、発射トリガがロック解除されないように構成されてよい。エンドエフェクタがシャフト９０４０に部分的にのみ組み付けられた場合、感知部材が十分にずれて、発射トリガをロック解除することができない。ここでも、かかる発射トリガのロックアウトによって、発射駆動部において問題がある、すなわちこの状況では、エンドエフェクタがシャフト９０４０に完全に組み付けられていないことをユーザーに伝えることができる。

【０１８６】

本明細書に記載されるように、エンドエフェクタを識別するように構成されているコントローラを備え得る、外科用器具にエンドエフェクタを組み付けてよい。いくつかの場合では、コントローラは、コントローラが作動されると、エンドエフェクタの識別情報を評価するように構成されてよい。特定の場合では、ここで図１７６を見ると、電池がハンドル内に挿入されるとき、コントローラを作動できる。上記に加え、又はその代わりに、コ

ントローラは、コントローラが作動されると、外科用器具の状態を評価するように構成されてよい。例えば、コントローラは、閉鎖システムの閉鎖部材の位置、発射システムの発射部材の位置、及び／又は、関節屈曲システムの関節屈曲部材の位置を評価するように構成されてよい。特定の場合では、外科用器具は、絶対位置決めセンサを備え、発射部材の位置を検出できる。かかるセンサは、２０１３年３月１４日出願の、「ＡＲＴＩＣＵＬＡＴＡＢＬＥ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴ　ＣＯＭＰＲＩＳＩＮＧ　Ａ　ＦＩＲＩＮＧ　ＤＲＩＶＥ」という名称の米国特許出願第１３／８０３，０９７号に開示されており、その開示全体が参照することによって本明細書に組み込まれる。いくつかの場合では、外科用器具は行程終了記録器を備えてよい。かかる行程終了記録器は、機械的スイッチ、カウンタ、及び／若しくはトグルスイッチ、並びに／又は、不揮発性メモリに保存されたデータを含む、電子的スイッチ、カウンタ、及び／若しくはトグルスイッチを備えてよい。かかる実施形態では、コントローラは、以前の発射行程が完了したかどうかを評価できる。かかる実施形態は、様々な状況で有用であり得る。例えば、コントローラは、外科的手技の最中に、偶発的にスイッチが切れる、ないしは別の方法で動力を失う場合があり、コントローラを再作動すると、コントローラは、器具を初めて初期化しているのか、又は、器具が以前の発射行程の途中だったのかを評価することができない。行程終了記録器は、コントローラがこれら２つの事象間を識別するのに役立つことができる。その上、器具の動力損失又は停止によって失われない、つまりリセットされない行程終了の記録により、コントローラが、発射行程中に外科用器具の動力が失われたのかを評価できるようにする。コントローラが、以前の発射行程が完了していなかったと判定する場合、コントローラは、１）発射行程を終了させるためにモーターへの電力供給を許可する、並びに／又は、２）発射部材、閉鎖部材、及び／若しくは関節屈曲部材をホーム位置、つまり未作動位置まで後退させるためにモーターへの電力供給を許可するように、構成されてよい。様々な場合では、コントローラは、発射行程を進めるか、又は、器具の機械的システム及び／若しくは電気システムを元の、つまり未作動の位置まで戻すかの選択肢を外科用器具のユーザーに提供できる。かかる実施形態では、外科用器具は、これらシステムを元の、つまり未作動の位置まで自動的に戻すことができない。いずれにせよ、外科用器具がそのホーム状態、つまり未作動状態にあると、以前に発射されたエンドエフェクタを外科用器具から取り外すことができ、及び／又は、未発射のエンドエフェクタを外科用器具に組み付けることができる。様々な場合では、本明細書に概説されるように、外科用器具は続いて、未発射のエンドエフェクタを識別、又は少なくとも識別を試みることができる。

【０１８７】

ここで図１７７を見ると、外科用器具のコントローラは、器具及び／又は電池の診断チェックを実施できる。例えば、コントローラを作動すると、本明細書に記載されるように、外科用器具は、その外科用器具が外科用器具の閾値温度を超える温度に曝露されたかどうかを評価できる。また例えば、これも本明細書に記載されるように、外科用器具は、使用可能な電池の電力、電圧、及び／又は電流を評価できる。器具が、これらの診断テストのうち１つ又は２つ以上に不合格である場合、コントローラは、モーターへの電力供給、器具の物理的ロックアウト、及び／又は、かかるエラーの外科用器具のユーザーへの表示ができない。かかる状況では、器具はメモリにかかるエラーを記録し、後で器具を調べる際にテストデータが技術者の役に立つようにできる。器具がこれらの診断テストに合格した場合、上記と同様に、器具は、診断テストに合格したことに関するテストデータも記録できる。いずれにせよ、器具はこの後、器具がホーム状態、つまり未作動状態にあるかどうかを調べ、エンドエフェクタの識別情報を評価するのに進むことができる。本明細書に概説されるように、エンドエフェクタを識別する方法は開示されている。また本明細書に開示されるのは、「スマート」エンドエフェクタ又は「ダム」エンドエフェクタが外科用器具に取り付けられたのかを評価する方法である。様々な場合では、「スマート」エンドエフェクタは、識別プロセスの一環として、パラメータ及び／又は少なくとも一部の操作プログラムを外科用器具に供給できるエンドエフェクタであってよい。「スマート」エンドエフェクタは、エンドエフェクタが外科用器具によって使用される方法を何らかの形で

識別するエンドエフェクタであってよい。特定の場合では、「ダム」エンドエフェクタは、いかなる方法でも外科用器具と共に使用される方法を識別できないエンドエフェクタである。上記に従った代表的な操作手順を図１７８に概説する。

【０１８８】

本明細書に記載されるように、電池を利用して外科用器具に電力を供給できる。様々な場合では、外科用器具及び／又は電池は、電池が、１つ又は２つ以上の機能を実行するために十分な電力を外科用器具に供給できるかどうかを評価するように構成されてよい。特定の場合では、外科用器具及び／又は電池は、電池が、１つ又は２つ以上の機能を実行するために十分な電力を有することを外科用器具のユーザーに示すように構成されてよい。図１７９は、電池の電圧を示すために構成された回路を示す。かかる回路は、外科用器具及び／又は電池内に存在してよい。いずれにせよ、回路は、充電量、電圧、及び／又は電池によって供給できる電力を示すことができる、複数のインジケータを備えてよい。例えば、回路は、電池が少なくとも第１電圧を含むことを示すように構成されている第１インジケータと、電池が少なくとも第２電圧を含むことを示すように構成されている第２インジケータと、電池が少なくとも第３電圧を含むことを示すように構成されている第３インジケータと、を含む、３つのインジケータを備えてよい。図１７９に示されるように、回路１２１００は、互いが並列で配置される、第１インジケータ回路１２１１０と、第２インジケータ回路１２１２０と、第３インジケータ回路１２１３０と、を備えてよい。スイッチ１２１０１が閉じると、インジケータ回路１２１１０、１２１２０、及び１２１３０全体に電池から電位が印可されてよい。第１インジケータ回路１２１１０は、ツェナーダイオード１２１１１と、発光ダイオード１２１１２と、抵抗器Ｒ１　１２１１３と、を備えてよい。同様に、第２インジケータ回路１２１２０は、ツェナーダイオード１２１２１と、発光ダイオード１２１２２と、抵抗器Ｒ２　１２１２３と、を備えてよく、第３インジケータ回路１２１３０は、ツェナーダイオード１２１３１と、発光ダイオード１２１３２と、抵抗器Ｒ３　１２１３３と、を備えてよい。ツェナーダイオード１２１１１、１２１２１、及び１２１３１は、それぞれ異なる破壊電圧を有してよい。例えば、第１のツェナーダイオード１２１１１は、例えば１１．５Ｖの破壊電圧を有してよく、第２のツェナーダイオード１２１２１は、例えば１０Ｖの破壊電圧を有してよく、第３のツェナーダイオード１２１３１は、例えば８Ｖの破壊電圧を有してよい。かかる実施形態では、電池の電圧が１１．５Ｖ以上である場合、ＬＥＤ　１２１１２、１２１２２、及び１２１３２が光る。ＬＥＤの全てが光るということは、電池がフル充電である、及び／又は、外科用器具によって必要とされる任意の機能を実施するのに少なくとも十分に充電されていることを外科用器具のユーザーに示すことができる。電池の電圧が１０Ｖ以上であるが、１１．５Ｖ未満である場合、ＬＥＤ　１２１１２及び１２１２２は光るが、ＬＥＤ　１２１３２は光らない。ＬＥＤ　１２１１２及び１２１２２は光るが、ＬＥＤ　１２１３２が光らないということは、電池がフル充電未満であるが、外科用器具によって必要とされる任意の機能を実施するのに少なくとも十分に充電されていることを外科用器具のユーザーに示すことができる。電池の電圧が８Ｖ以上であるが、１０Ｖ未満である場合、ＬＥＤ　１２１１２は光るが、ＬＥＤ　１２１２２及び１２１３２は光らない。ＬＥＤ　１２１１２が光るが、ＬＥＤ　１２１２２及び１２１３２は光らないということは、電池の充電量が消費間近であり、外科用器具によって必要とされる特定の機能を実施するのに十分な充電量を有する場合と有さない場合があることを外科用器具のユーザーに示すことができる。かかるＬＥＤ表示は、電池の交換が必要であり得ることを示す。電池の電圧が８Ｖ未満である場合、ＬＥＤ　１２１１２、１２１２２、及び１２１３２の全てが光らない。かかるＬＥＤ表示は、外科用器具の任意の機能を確実に実施するために電池が使用できないことを示すことができる。回路１２１００は３つのインジケータ回路１２１１０、１２１２０、及び１２１３０を使用しているが、回路は、異なる破壊電圧のツェナーダイオードを有する４つ以上のインジケータ回路を備えてよい。かかる実施形態は、例えば、電池の電圧の表示をより細かく段階分けして提供できる。インジケータ回路を２つのみ使用する別の実施形態が想定される。

【０１８９】
様々な場合では、電池は、電池が充電されている、及び／又は外科用器具と共に使用できる十分な充電量を有することを示すように構成されている、回路を備えてよい。特定の場合では、外科用器具は、取り付けられた電池が充電されている、及び／又は外科用器具と共に使用できる十分な充電量を有することを示すように構成されている、回路を備えてよい。いずれにせよ、ここで図１８０を見ると、回路１２２００は、例えば９Ｖの電池であってよい電池と通信する、１つ又は２つ以上のゲートを備える、マイクロプロセッサ１２２０１を備えてよい。回路１２２００は、ダイオード１２２０３及び抵抗器１２２０４を備える回路から電力を受信できる、例えば１０マイクロファラッドのコンデンサなどのコンデンサ１２２０２を更に備えてよい。回路１２２００は、コンデンサ１２２０２の放電経路中に、ＬＥＤ　１２２０５及び抵抗器１２２０６を更に備えてよい。かかる回路は、電池が回路１２２００に十分な電力を供給できる限り、ＬＥＤ　１２２０５を断続的に脈動させることができる。このような場合では、ユーザーは、脈動するＬＥＤ　１２２０５を認識でき、外科用器具と共に使用するのに十分な電力でない場合、電池が少なくともいくらかの電力を有することを知り得る。ユーザーがＬＥＤ　１２２０５の脈動を認識しない場合、ユーザーは、電池が使用するのに十分な電力を欠いていると推測できる。

【０１９０】
様々な状況では、本明細書に記載されるように、かつ、図２８４を参照すると、電池及び／又は電池と共に使用されるように構成されている外科用器具は、電池が供給できる電力、電圧、及び／又は電流を評価するように構成されている診断回路を備えてよい。ここで図１８４を見ると、電池診断回路１２３００が開示される。かかる回路は、外科用器具によって使用される前、外科用器具によって使用されている間、及び／又は外科用器具によって使用された後に、電池を調べるように構成されてよい。様々な場合では、電池を２回以上使用してよく、様々な場合では、電池は再充電可能であっても再充電不可能であってもよい。電池の使用、及び電池の診断評価中に得られた情報は、電池及び／又は外科用器具中のメモリチップに保存することができる。図１８３は、メモリチップに記録され得る情報の種類を代表する、情報１２４００の方を示す。例えば、使用回数を記録できる。各使用において、例えば、電池の充電又は再充電の最大電圧及び／又は最大電流を記録できる。各使用において、例えば、電流容量、使用電流ｍＡ、使用電流Ａｈ、及び／又は使用中に遭遇した最低電圧を記録できる。各使用において、例えば、電池が充電された時間、電池が使用された時間、電池の充電中の温度、及び／又は、電池の使用中の温度を記録できる。これらはいくつかの単なる記録可能な情報の例である。様々な場合では、外科用器具及び／又は技術者によってかかる情報を利用して、例えば、電池の以前の性能及び／又は電池の更なる使用適合性を評価できる。

【０１９１】
様々な場合では、ここで図１８２を見ると、電池及び／又は電池で使用される外科用器具は、電池の充電量が最低充電レベル未満に落ちると電池を止める回路を備えてよい。いくつかの場合では、リチウムイオン電池は、最低充電レベル未満で使用された場合に熱的事象を有し得、この最低充電レベル未満で電池を使用することを阻止する停止回路により、かかる熱的事象が起こるのを阻止できる。

【０１９２】
様々な場合では、ここで図１８１を見ると、外科用器具は、器具及び／又はそこに組み付けられる電池の診断チェックを実施するように構成されているコントローラを備えてよい。例えば、コントローラは、クロックと、器具及び／又は電池が使用されたときに評価し、記録するように構成されているメモリチップと、を備えてよい。特定の場合では、コントローラは、器具及び／又は電池が最後に使用されてから長期間経つ場合、器具及び／又は電池を使用不可能にするように構成されてよい。特定の場合では、器具及び／又は電池は、器具及び／又は電池の様々な状態、例えば、温度、湿度、並びに／又は、器具及び／若しくは電池がその温度及び／若しくは湿度に曝露された時間などを評価するように構成され得る、１つ又は２つ以上のセンサを備えてよい。コントローラは、センサが正しく

動作しているかを調べるように構成されていてよく、そうでない場合、コントローラは器具及び／又は電池を使用不可能にできる。コントローラは、器具及び／又は電池が使用された回数を調べるように構成されていてもよく、特定の回数を超えた場合、器具及び／又は電池を使用不可能にする。本明細書に概説されるように、コントローラは、電池が供給できる電力を評価するように構成されていてもよく、使用可能な電力が不十分である場合、器具及び／又は電池を使用不可能にする。

【０１９３】

本明細書に記載されるように、外科用器具は、フィードバック及び／又はその他器具の状態に関する情報を収集するための様々なセンサを備えてよい。更に、外科用器具は、フィードバック及び／又は器具の状態に関する情報をユーザーに提供するため、感覚インジケータを備えてよい。特定の場合では、内視鏡を外科用器具と連結して使用し、追加のフィードバック及び／又は器具の状態に関する情報をユーザーに提供できる。本明細書に記載されるように、内視鏡及び外科用器具は、例えば、内視鏡及び／又は外科用器具のセンサからのフィードバックを表示できる、ディスプレイと信号通信してよい。ここで図７５～９３を参照すると、内視鏡５０１８（図９３）は、ディスプレイ５００２（図７５）と信号通信できる。特定の実施形態では、ディスプレイ５００２は、例えば、ヘッドアップディスプレイ（ＨＵＤ）及び／又はビデオモニターを含んでよい。更に、ディスプレイ５００２は、例えばプラズマスクリーン、ＬＣＤスクリーン、又はエレクトロルミネセンススクリーンであってよい。様々な実施形態では、ディスプレイ５００２は、例えば、ビデオフィードバックを含み得る、第１の情報層５０１０を送信できる。ビデオフィードバックは、例えば、手術部位において内視鏡５０１８（図９３）が観察した画像のフィードバックであってよく、例えば、内視鏡５０１８によって見たときの外科用器具５０２０少なくとも一部を示すことができる。

【０１９４】

様々な実施形態では、ディスプレイ５００２は、タッチスクリーン５００４を含んでよい。主に図７５を参照すると、ユーザーは、タッチスクリーン５００４と対話し、ディスプレイ５００２及び／又は外科用器具５０２０とインターフェイスを取ることができる。例えば、タッチスクリーン５００４はディスプレイ５００２と通信でき、タッチスクリーン５００４への入力により、ディスプレイ５００２上に示される情報を調整及び／又は修正できる。かかる実施形態では、ユーザーは、例えば、キーボード及び／又はコンピュータマウスなどのディスプレイへの追加の入力装置を使用せずに、ディスプレイ５００２と通信できる。換言すれば、追加の入力装置及び／又は部品は、ディスプレイ５００２に示される情報の調整及び／又は修正に必要とされない場合がある。更に、様々な実施形態では、タッチスクリーン５００４を容易に清浄及び／又は消毒できる。例えば、タッチスクリーン５００４は、手術室及び／又は処置室内で容易に拭き取り清浄できる平面を有してよい。加えて又は別の方法としては、タッチスクリーン５００４は、タッチスクリーン５００４の入力が外科用器具５０２０への入力をもたらすように、直接的及び／又は間接的に外科用器具５０２０と通信できる。ユーザーは、例えば、外科医、操作者、及び／又は助手であり得る。

【０１９５】

様々な実施形態では、タッチスクリーン５００４をディスプレイ５００２の少なくとも一部に配置でき、例えば、ディスプレイ５００２に取り外し可能に固定されてよい。例えば、タッチスクリーン５００４は、複数のディスプレイと互換性があってよく、少なくとも１つのディスプレイから取り外し可能に取り付けられ、かつ取り外されてよい。更に、特定の実施形態では、タッチスクリーン５００４は、ディスプレイ５００２と独立して動作できる独立ディスプレイであってよい。例えば、取り外し可能なＬＣＤスクリーンはタッチスクリーン５００４を備えてよく、取り外し可能なＬＣＤスクリーンをディスプレイ５００２の少なくとも一部に重ねて表示してよい。別の実施形態では、タッチスクリーン５００４は、ディスプレイ５００２に組み込まれてよい。タッチスクリーン５００４は、例えば、抵抗技術、容量技術、超音波ビーム技術、及び／又は近視野像技術を利用できる

。

【０１９６】

主に図９３を参照すると、様々な実施形態では、フィードバックコントローラ５０１６は、外科用器具５０２０、内視鏡５０１８、及び／又はディスプレイ５００２と信号通信できる。特定の実施形態では、フィードバックコントローラ５０１６と内視鏡５０１８との間の有線及び／又は無線接続５０１７は、内視鏡５０１８からフィードバックコントローラ５０１６にビデオフィードバックを提供できる。更に、フィードバックコントローラ５０１６と外科用器具５０２０及び／又は外科用器具５０２０のマイクロコントローラとの間の有線及び／又は無線接続５０１９は、外科用器具５０２０が測定及び／又は検出したフィードバックデータをフィードバックコントローラ５０１６に提供できる。例えば、様々なセンサが、本明細書、並びに、その開示全体が本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｃｋ‘２６３及びＺｅｍｌｏｃｋ‘３４４に記載されており、様々なセンサは、フィードバック及び／又は器具の状態に関する情報を検出できる。加えて、フィードバックコントローラ５０１６とディスプレイ５００２との間の有線及び／又は無線接続５０１５は、外科用器具５０２０からのフィードバックデータ、及び／又は内視鏡５０１８からのビデオフィードバックをディスプレイ５００２に提供できる。少なくとも１つの実施形態では、ビデオフィードバックはディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０に示されてよく、フィードバックデータはディスプレイ５００４上の第２の情報層５０１２に示されてよい。タッチスクリーン５００４を含む取り外し可能なＬＣＤディスプレイがディスプレイ５００２の上部に配置される実施形態では、フィードバックコントローラ５０１６と取り外し可能なＬＣＤディスプレイとの間の有線及び／又は無線接続は、例えば、フィードバックデータを取り外し可能なＬＣＤディスプレイに、及び／又は、ＬＣＤディスプレイからフィードバックコントローラ５０１０に提供できる。

【０１９７】

主に図７６を参照すると、ディスプレイ５００２は、例えば内視鏡５０１８（図９３）からのビデオフィードバックを含み得る、第１の情報層５０１０を送信できる。様々な場合では、ビデオフィードバック５０１０は、組織Ｔに作用している外科用器具５０２０の表示を含んでよい。様々な実施形態では、外科用器具５０２０は、例えば外科用器具１０（図１）と類似していてよく、外科用器具に連結されている使い捨て装填ユニット（ＤＬＵ）及び／又はエンドエフェクタ５０２２は、例えば装填ユニット２０（図２）と類似していてよい。外科用器具５０２０のＤＬＵ　５０２２は、本明細書に記載されるように、組織Ｔに対して関節屈曲でき、１対のジョー間の組織Ｔを把持及び／若しくはクランプでき、組織Ｔをステープル留めでき、並びに／又は、組織Ｔを切断要素で切断できる。更に、手術部位及び／又はその付近に配置され得る内視鏡５０１８は、ＤＬＵ　５０２２を観察でき、ビデオフィードバック及び／又は記録をフィードバックコントローラ５０１６（図９３）に伝達できる。様々な実施形態では、ディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０中のビデオフィードバックは、手術部位のライブの視覚フィードバックを外科用器具５０２０の操作者に提供できる。

【０１９８】

主に図７７を参照すると、ディスプレイ５００２は、第２の情報層５０１２を表示できる。更に、ユーザーは、第２の情報層５０１２を選択、移動、サイズ変更、最小化、拡大、修正、及び／又は別の方法で操作できる。例えば、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取ることによって第２の情報層５０１２を操作できる。本明細書に記載されるように、第２の情報層５０１２は、外科用器具５０２０及び／又は外科用器具５０２０を制御する制御部からのフィードバックデータを含んでよい。様々な実施形態では、第２の情報層５０１２は制御パネル５０３０を備えてよく、タッチスクリーン５００４を用いて、制御パネル５０３０の機能を選択及び／又は利用できる。制御パネル５０３０は、タッチスクリーン５００４によって、折り畳み可能、サイズ変更可能、移動可能、及び／又は別の方法で操作可能であり得る。例えば、ユーザーは、最小化／最大化アイコン５０３２を選択することによって制御パネル５０３０を最小化、つまり折り畳むこ

とができ、最小化／最大化アイコン５０３２を再度選択することによって最大化、つまり展開することができる。更に、ユーザーは、例えば、ディスプレイ５００２全体で制御パネル５０３０を「ドラッグアンドドロップ」することによって、ディスプレイ５００２上の制御パネル５０３０を移動できる。加えて、ユーザーは、タッチスクリーン５００４上の複数の接点を「拡大」及び／又は「縮小」することによって、制御パネル５０３０をディスプレイ５００２に対してサイズ変更できる。当業者は、タッチスクリーン５００４に対する様々な従来の及び／又は直感的接点を利用して、例えば、第２の情報層５０１２及び／又はその制御パネル５０３０を変更及び／又は操作できることを理解するであろう。

【０１９９】

引き続き図７７を参照すると、制御パネル５０３０は、複数のメニュー、カテゴリー、及び／又は分類を含んでよい。例えば、制御パネル５０３０は、器具フィードバックメニュー５０３６、ディスプレイメニュー５０６０、及び／又は器具コントローラメニュー５０７０を含んでよい。ユーザーは、制御パネル５０３０を使用し、メニューを選択し、及び／又はタッチスクリーン５００４の操作状態間を切り替えることができる。例えば、ユーザーが制御パネル５０３０の器具コントローラメニュー５０７０を選択すると、タッチスクリーン５００４は、器具コントローラ５０１６（図９３）及び／又はマイクロコントローラに指示及び／又は制御を通信できる。かかる実施形態では、本明細書に記載されるように、タッチスクリーン５００４は器具制御状態で操作され得る。更に、例えば、制御パネル５０３０からディスプレイメニュー５０６０が選択されると、ユーザーは、第２の情報層５０１２及び／又はディスプレイ５００２に関する設定を変更できる。かかる実施形態では、タッチスクリーン５００４は設定変更状態で操作され得る。加えて又は別の方法としては、器具フィードバックメニュー５０３６が選択されると、ユーザーは、第２の情報層５０１２に含まれるフィードバックデータを変更できる。かかる実施形態では、タッチスクリーン５００４はフィードバック操作状態で操作され得る。様々な実施形態では、制御パネル５０３０は、追加の及び／又はより少ないメニュー、カテゴリー、及び／又は分類を含んでよい。更に、制御パネル５０３０の様々なメニュー、カテゴリー、及び／又は分類を、例えばユーザーの好みによって変更してよい。第２の情報層５０１２中に、メニュー、カテゴリー、及び／又は分類を、言葉で及び／又は希望で示してよい。様々な実施形態では、各メニュー５０３６、５０６０、５０７０の下のカテゴリーを、第２の情報層５０１２に選択的に表示できる。例えば、各メニュー５０３６、５０６０、５０７０の下のカテゴリーは、ユーザーが対応する上層のメニュー５０３６、５０６０、５０７０を選択するときのみ第２の情報層５０１２に表示されてよい。別の実施形態では、ユーザーは、例えば、各メニュー５０３６、５０６０、及び／又は５０７０に対応するカテゴリー及び／又はサブカテゴリーを、手動で最小化及び／又は最大化できる。

【０２００】

図７７を更に参照すると、器具フィードバックメニュー５０３６は、複数のフィードバックカテゴリーを含んでよく、外科的手技中に外科用器具５０２０（図９３）によって測定された及び／又は検出されたフィードバックデータに関係していてよい。本明細書に記載されるように、外科用器具５０２０は、例えば、開放方向と閉鎖方向との間の可動ジョーの位置、クランプした組織の深さ、クランプした組織上のクランプ力、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲、並びに／又は、発射要素の位置、速度、及び／若しくは力を、検出及び／又は測定できる。更に、外科用器具５０２０と信号通信するフィードバックコントローラ５０１６（図９３）は、第２の情報層５０１２にフィードバックを表示できるディスプレイ５００２に、検出したフィードバックを提供できる。本明細書に記載されるように、第２の情報層５０１２中に表示されるフィードバックデータの選択、配置、及び／又は形態は、例えば、タッチスクリーン５００４へのユーザーの入力に基づいて変更できる。

【０２０１】

様々な実施形態では、制御パネル５０３０のディスプレイメニュー５０６０は、例えば、単位系５０６２及び／又はデータモード５０６４などの複数のカテゴリーに関係していてよい。特定の実施形態では、ユーザーは単位系のカテゴリー５０６２を選択し、例えば

メートル法と米慣習単位などの単位系の間を切り替えることができる。加えて、ユーザーは、データモードカテゴリー５０６４を選択し、例えば、フィードバックデータの数値表示（図７９～８１）の種類、及び／又は、フィードバックデータのグラフ表示（図８２～８３）の種類の間を切り替えることができる。フィードバックデータの数値表示は、例えば、数値及び／又は百分率として表示できる。更に、フィードバックデータのグラフ表示は、例えば、時間（図８２）及び／又は距離（図８３）の関数として表示できる。本明細書に記載されるように、ユーザーは、制御パネル５０３０から器具コントローラメニュー５０７０を選択し、例えば、器具コントローラ５０１６（図９３）及び／又はマイクロコントローラを介して実行され得る、外科用器具５０２０（図９３）のための指示を入力できる。

【０２０２】

ここで図７８を参照すると、第２の情報層５０１２は、ディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０の少なくとも一部に重なっていてよい。更に、タッチスクリーン５００４は、ディスプレイ５００２上の下層にある第１の情報層５０１０中のビデオフィードバックに対する、ユーザーによる第２の情報層５０１２の操作を可能にできる。例えば、ユーザーは、タッチスクリーン５００４を操作し、第２の情報層５０１２に表示された情報を選択、操作、再フォーマット、サイズ変更、及び／又は別の方法で変更できる。特定の実施形態では、ユーザーは、タッチスクリーン５００４を使用して、ディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０に示される外科用器具５０２０に関する第２の情報層５０１２を操作できる。ユーザーは、例えば、その制御パネル５０３０のメニュー、カテゴリー及び／又は分類を選択でき、第２の情報層５０１２及び／又は制御パネル５０３０を、ユーザーの選択を反映して調整してよい。様々な実施形態では、ユーザーは、第１の情報層５０１０中に示される外科用器具５０２０の特定の特徴部（１つ又は複数）に対応する、器具フィードバックカテゴリー５０３６からカテゴリーを選択してよい。ユーザーが選択したカテゴリーに対応するフィードバックを、外科用器具５０２０の特定の特徴部（１つ又は複数）に関するディスプレイ５００２上の位置に、移動させる、それ自身を位置づける、及び／又は「スナップ」してよい。例えば、選択したフィードバックを移動させ、第１の情報層５０１０に示される外科用器具５０２０の特定の特徴部（１つ又は複数）の付近に、及び／又はそこに重ねて配置してよい。

【０２０３】

図７９及び８０を参照すると、ユーザーが、例えば、器具フィードバックメニュー５０３６からナイフ前進カテゴリー５０４０を選択する場合、ナイフの前進に関して検出されたデータ及び／又は情報を、例えば、第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２のナイフに対する第２の情報層５０１２の位置に、移動及び／又は「スナップ」できる。更に、ユーザーが器具フィードバックメニュー５０３６から所望のカテゴリー（１つ又は複数）を選択した後、制御パネル５０３０を折り畳む及び／又は最小化できる。ナイフの前進に関するフィードバックデータ５０５２は、第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２の検出されたナイフ付近で、ディスプレイ５００２上に表示してよく、ナイフがＤＬＵ　５０２２によって平行移動及び／又は移動すると、例えば、ナイフが発射行程の開始点付近にあるときの第１位置（図７９）と、ナイフが発射行程の遠位端付近にあるときの第２位置（図８０）との間を移動させてよい。例えば、ナイフが距離Ｘｍｍを平行移動したとき、ナイフの前進に関するデータ５０５２を第１位置（図７９）に配置でき、ナイフが距離Ｙｍｍを平行移動したとき、ナイフの前進に関するデータ５０５２を第２位置（図８０）に配置できる。かかる実施形態では、操作者は、スクリーン５００２上のフィードバックデータ５０５２を見ることによって、発射行程中のナイフの前身をたどることができる。例えば、エンドエフェクタジョー５０２４及び／又は組織Ｔの表示によってＤＬＵ　５０２２のナイフが閉鎖されると、例えば、操作者は、下層の第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２に対する、フィードバックデータ５０５２の変化値及び／又はフィードバックデータ５０５２の変化位置に基づいて、ＤＬＵ　５０２０中のナイフの位置をたどる及び／又は近づけることができる。更に、ディスプレイ５００２は、ナ

イフの前進の数値表示、並びに、ナイフの前進の図形及び／又は記号表示を合体させることができる。例えば、例えば矢印などの記号５０５４を、下層の第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２に対して移動及び／又は伸長させ、ＤＬＵ　５０２２によるナイフの前進を示すことができる。引き続き図７９及び８０を参照すると、例えば、発射行程の開始点付近の位置（図７９）から発射行程の遠位端付近の位置（図８０）までナイフが遠位に前進すると、例えば、記号５０５４は遠位に伸長できる。

【０２０４】

様々な実施形態では、ユーザーは、器具フィードバックメニュー５０３６から１つ又は２つ以上の異なるカテゴリーのフィードバックデータを選択でき、異なるカテゴリーのフィードバックデータをディスプレイ５００２上の第２の情報層５０１２に表示できる。かかる実施形態では、ユーザーが器具フィードバックメニュー５０３６から異なるカテゴリーのフィードバックデータを選択すると、フィードバックデータの数値及び／又は記号表示を、下層の第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２に対するディスプレイ５００２上の適切な位置に移動させることができる。例えば、ユーザーが器具フィードバックメニュー５０３６からジョー位置カテゴリー５０３８を選択する場合、開放位置とクランプ位置との間の可動ジョーの位置に関するフィードバックデータを第２の情報層５０１２に表示でき、例えば、ディスプレイ５００２上の外科用器具５０２０の可動ジョー（１つ又は複数）５０２４付近の位置に移動させることができる。更に、ナイフ速度カテゴリー５０４２が選択される場合、ナイフの速度に関するフィードバックデータ５０５８（図８２）を第２の情報層５０１２に表示でき、上記の数値データ５０５２及び／又は記号５０５４と同様に、ディスプレイ５００２上のＤＬＵ　５０２２中のナイフ付近の位置に移動させることができる。ユーザーによって組織深さカテゴリー５０４４が選択される場合、検出される組織深さに関するフィードバックデータを第２の情報層５０１２に表示でき、例えば、ディスプレイ５００２上の測定される組織Ｔ付近の位置に移動させることができる。更に、少なくとも１つの実施形態では、第２の情報層５０１２は、検出される組織深さを示し得る目盛り及び／又は定規を含んでよい。ユーザーは、第１の情報層５０１０に示される下層の組織Ｔに対してタッチスクリーン５００４によって定規を移動し、例えば、組織深さの変化をユーザーに容易に認識させてよい。ユーザーがエンドエフェクタ関節屈曲カテゴリー５０４６を選択する場合、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲に関するフィードバックデータ５２５２（図８４～８８）を第２の情報層５０１２に表示でき、例えば、ディスプレイ５００２上のＤＬＵ　５０２２の関節屈曲継手５０２６（図８４及び８５）付近の位置に移動させることができる。ユーザーが発射力カテゴリー５０４８を選択する場合、ナイフによって組織に加えられる発射力に関するフィードバックデータを第２の情報層５０１２に表示でき、例えば、ディスプレイ５００２上のＤＬＵ　５０２２のナイフ付近の位置に移動させることができる。加えて、ナイフによって加えられる発射力に関するフィードバックデータを、例えば、発射行程中にナイフがＤＬＵ　５０２２に対して移動すると、第２の情報層５０１２中で移動できる。更に、クランプ力カテゴリー５０５０が選択される場合、組織Ｔ上のクランプ力に関するフィードバックデータ５１５８（図８３）を第２の情報層５０１２に表示でき、下層の第１の情報層５０１０に示されるＤＬＵ　５０２２付近に移動させることができる。かかる実施形態では、クランプ力に関するフィードバックデータ５１５８は、例えば、クランプ中及び／又は発射行程の間ずっと、ＤＬＵ　５０２２の長さ及び／又は幅に沿って、クランプ圧の変化を示すことができる。

【０２０５】

様々な実施形態では、第２の情報層５０１２に示されるフィードバックは、第１の情報層５０１０中の外科用器具５０２０の対応する特徴部と共に移動できる。例えば、ＤＬＵ　５０２２が手術部位の周囲で操作されるとき、ＤＬＵ　５０２２はディスプレイ５００２を動き回る場合がある。かかる実施形態では、ＤＬＵ　５０２２に関するフィードバック、例えばジョー位置及び／又は関節屈曲データなどは、ＤＬＵ　５０２２と共に移動してよい。関連するフィードバックが移動することで、ディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０に示される外科用器具５０２０の対応する特徴部から操作者が目をそらす必

要がなく、そのフィードバックが確実に操作者の視野に留まるようにできる。更に、関連するフィードバックが移動することで、そのフィードバックが、操作者がディスプレイ５００２上で確認することを望む、第１の情報層５０１０に示される外科用器具５０２０の特徴部（１つ又は複数）を、確実に遮らないようにできる。

【０２０６】

特定の実施形態では、ユーザーは複数のフィードバックカテゴリーを選択し、ディスプレイ５００２上で同時に確認できる。更に、選択されたフィードバック（１つ又は複数）をディスプレイ５００２上で自動的に配置し、第２の情報層５０１２中で関連するデータを重ならない配置で表示できる。換言すれば、第２の情報層５０１２に表示されるフィードバックは、第２の情報層５０１２に表示される別のフィードバックと重ならないようにできるが、しかしながら、かかるフィードバックは、例えば、ディスプレイ５００２上に表示される第１の情報層５０１０のビデオフィードバックと重なる場合がある。様々な実施形態では、フィードバックデータが、下層の第１の情報層５０１０に示される外科用器具５０２０に対するスクリーン上の位置に移動する及び／又は「スナップ」されるとき、ユーザーは、第２の情報層５０１２中の別の場所にフィードバックデータを「ドラッグアンドドロップ」することによって、既定位置を上書きできる。

【０２０７】

ここで図８１を参照すると、ナイフの前進の記号表示５０５６、例えば、十字、標的中心、並びに／又は、ナイフ及び／若しくはナイフ縁部の図形表示などを、第１の情報層５０１０に示されるナイフの位置に重なる、第２の情報層５０１２中の位置に移動できる。特定の実施形態では、例えば、ナイフの表示が邪魔される場合にナイフがディスプレイ５００２上に見えないときでも、ナイフの記号表示５０５６を動かし、及び／又はスクリーン５００２上のＤＬＵ　５０２２中のナイフの検出位置を追うことができる。例えば、記号表示５０５６は、ＤＬＵ　５０２２に対して発射行程の開始点付近の第１位置にあってよく、記号表示５０５６を、ＤＬＵ　５０２２に対して発射行程の終点付近の第２位置に移動させてよい。

【０２０８】

様々な実施形態では、タッチスクリーン５００４を介してユーザーによって選択されるフィードバックを、ディスプレイ５００２上の角部、縁部、及び／又は別の既定の位置に「スナップ」してよい。例えば、引き続き図８１を参照すると、ナイフの前進に関する数値データ５０５２を、ディスプレイ５００２の角部に移動させてよい。加えて又は別の方法としては、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、タッチスクリーン５００４上の異なる位置に数値データ５０５２を移動させてよい。第１の情報層５０１０中の下層の外科用器具５０２０の位置に基づき、ユーザーは、ＤＬＵ　５０２２の対応する及び／又は特定の特徴部が数値データ５０５２によって遮られない、及び／又は邪魔されないように、数値データ５０５２を第２の情報層５０１２中の位置に移動してよい。加えて又は別の方法としては、ユーザーは、ユーザーが容易に、対応するＤＬＵ　５０２２の特徴部と数値データ５０５２を同時に確認できるように、数値データ５０５２をＤＬＵ　５０２２の対応する特徴部の付近の位置に移動してよい。

【０２０９】

図８４及び８５を参照すると、フィードバックコントローラ５０１６（図９３）からのフィードバックデータの記号表示５２５４（図８５）が、第２の情報層５０１２中に含まれ得る。例えば、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲の記号表示５２５４、例えば、輪郭を示す角度及び／又は弧などを第２の情報層５０１２に表示でき、第１の情報層５０１０中に示される外科用器具５０２０の関節屈曲継手５０２６付近の、及び／又はこれに重なった、ディスプレイ５００２上の位置に移動させることができる。例えば、輪郭を示す弧は、関節屈曲していないＤＬＵ　５０２２（図８４）によって画定される軸Ａと、関節屈曲したＤＬＵ　５０２２（図８５）によって画定される軸Ａ’との間を伸長する。特定の実施形態では、関節屈曲継手５０２６がスクリーン上に見えないときであっても、関節屈曲角度の記号表示５２５４は、第２の情報層５０１２中で可視できる。例えば、関節屈曲継手５

０２６が内視鏡の視野内に位置していない、及び／又は、邪魔されている若しくは遮られている場合、関節屈曲角度の記号表示５２５４は、関節屈曲の可視指示をユーザーに提供できる。様々な実施形態では、ＤＬＵ　５０２２の移動及び／又は関節屈曲に応じて、記号表示５２５２が調整される及び／又は変化してよい。例えば、記号表示５２５４は、ＤＬＵ　５０２２（図８４）の初期の及び／又は関節屈曲していない位置から、器具５０２０によって検出されるような、ＤＬＵ　５０２２（図８５）の関節屈曲した位置に向けて伸長し得る、矢印の付いた弧、つまり線であってよい。更に、様々な実施形態では、記号表示５２５４がＤＬＵ　５０２２に重なる及び／又は一直線に並ぶように、記号表示５２５４を第１の情報層中に示されるＤＬＵ　５０２２に対する位置に「スナップ」できる。例えば、主に図８５を参照すると、関節屈曲角度の記号表示５２５４を、ディスプレイ５００２上の第１の情報層５０１０に示される関節屈曲継手５０２６の場所、及び／又はその付近に移動でき、初期の及び／又は関節屈曲していない位置にあるＤＬＵ　５０２２によって画定される軸Ａと、ＤＬＵ　５０２２が関節屈曲するとＤＬＵ　５０２２によって画定される軸Ａ’との間を伸長できる。

【０２１０】

更に、様々な実施形態では、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲に関する数値データ５２５２を、ディスプレイ５００２上の第２の情報層５０１２中に表示できる。更に、ＤＬＵ　５０２２が関節屈曲すると、データ５２５２が変化し得る。例えば、第２の情報層５０１２は、ＤＬＵ　５０２２が関節屈曲する前（図８４）に関節屈曲がＸ°と示すことができ、ＤＬＵ　５０２２が関節屈曲した後（図８５）に関節屈曲がＹ°と示すことができる。様々な実施形態では、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲に関するフィードバックデータ５２５２を、例えば、第１の情報層５０１０に表示される、外科用器具５０２０の関節屈曲継手５０２６の場所、及び／又はその付近において、第２の情報層５０１２中に表示してよい。ユーザーは、タッチスクリーン５００４を利用して、第２の情報層５０１２に表示される関節屈曲データ５２５２を、例えば、第１の情報層５０１０に表示されるビデオフィードバックに対して、移動、サイズ変更、最小化、及び／又は別の方法で操作することができる。加えて又は別の方法としては、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、タッチスクリーン５００４上の異なる位置に記号表示５２５４及び／又は数値データ５２５２を移動させてよい。第１の情報層５０１０中の下層の外科用器具５０２０の位置に基づき、ユーザーは、ＤＬＵ　５０２２の特定の特徴部（１つ又は複数）が数値データ５２５２によって遮られない、及び／又は邪魔されないように、数値データ５２５２を第２の情報層５０１２中の位置に移動してよい。加えて又は別の方法としては、ユーザーは、ユーザーが容易に、対応するＤＬＵ　５０２２の特徴部（１つ又は複数）と数値データ５２５２を同時に確認できるように、数値データ５２５２をＤＬＵ　５０２２の対応する特徴部（１つ又は複数）の付近の位置に移動してよい。

【０２１１】

ここで図８２を参照すると、例えばタッチスクリーン５００４によって、制御パネル５０３０のディスプレイメニュー５０６０からグラフ表示が選択されてよい。かかる実施形態では、フィードバック５０５８のグラフ表示を、ディスプレイ５００２上の第２の情報層５０１２中に表示できる。ユーザーは、グラフ表示を選択し、時間及び／又は空間に対する外科用器具５０２０及び／又はそのコントローラから測定及び／又は検出されたデータを確認できる。例えば、ユーザーが発射行程全体の発射要素の速度の観察を望む場合、器具フィードバックメニュー５０３６（図７８）からナイフ速度カテゴリー５０４２（図７８）を選択できる。かかる実施形態では、例えば、ナイフの速度のグラフ表示５０５８は、データポイントを獲得し続け、発射行程中に増加できる。様々な実施形態では、発射行程の完了時に、グラフ表示５０５８は、ナイフの「ソフト」スタート期間５０５７及び／又は「ソフト」ストップ期間５０５９を示すことができる。更に、グラフ表示５０５８を、エンドエフェクタジョー５０２４の長さに沿った特定の位置におけるナイフの速度が、第１の情報層５０１０に表示されるエンドエフェクタジョー５０２２の長さに沿った特定の位置に対応するように、ディスプレイ５００２上に配置できる。例えば、グラフ表示

５０５８は、第１の情報層５０１０に表示されるＤＬＵ　５０２２全体のナイフ工程の開始点及び／又はその付近で開始でき、例えば、第１の情報層５０１０に表示されるＤＬＵ　５０２２全体のナイフ工程の終点及び／又はその付近で終了できる。更に、本明細書に記載されるように、グラフ表示５０５８をスクリーン上の適切な位置に「スナップ」でき、ユーザーは、タッチスクリーン５００４を利用して、グラフ表示５０５８を所望の通り移動及び／又はサイズ変更できる。特定の実施形態では、発射速度の数値表示を、グラフ表示５０５８と共に第２の情報層５０１２中に表示できる。

【０２１２】

ここで図８３を参照すると、様々な実施形態では、ユーザーは、エンドエフェクタジョー５０２４の長さ及び／又は幅に沿って組織Ｔ上に加えられたクランプ力の観察を望む場合があり、したがって、器具フィードバックメニュー５０３６（図７８）からクランプ力カテゴリー５０５０（図７８）を選択することができる。かかる実施形態では、クランプ力のグラフ表示５１５８を第２の情報層５０１２中に表示できる。いくつかの実施形態では、グラフ表示５１５８を、第１の情報層５０１０に表示されるクランプした組織に対して、第２の情報層５０１２中に配置できる。例えば、グラフ表示５１５８は、第１の情報層５０１０に示されるジョー５０２４の近位端及び／又はその付近で開始でき、例えば、第１の情報層５０１０に表示されるジョー５０２４の遠位端及び／又はその付近で終了できる。更に、本明細書に記載されるように、グラフ表示５１５８をスクリーン上の適切な位置に「スナップ」でき、ユーザーは、タッチスクリーン５００４を利用して、グラフ表示５１５８を例えば移動及び／又はサイズ変更できる。特定の実施形態では、使用中にグラフ表示を変更し、例えば、発射行程中のクランプ圧の変化を反映させてよい。

【０２１３】

図８６～８８を参照すると、様々な実施形態では、ユーザーはタッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラを介して、外科用器具５０２０に制御及び／又は指示を入力できる。例えば、ユーザーは、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲、エンドエフェクタジョー５０２４のクランプ、切断要素の前進及び／若しくは後退、並びに／又は、ＤＬＵ　５０２２からのステープルの排出を対象とした制御を入力できる。様々な実施形態では、ユーザーは、ユーザーがタッチスクリーン５００４を介して外科用器具５０２０を制御できるように、タッチスクリーン５００４を介して制御パネル５０３０から器具コントローラカテゴリー５０７０を選択し、器具制御状態を起動できる。器具制御についてタッチスクリーン５００４が起動すると、ユーザーはタッチスクリーン５００４とインターフェイスを取って、外科用器具５０２０を制御できる。例えば、ユーザーは、第２の情報層５０１２中の制御ボタン及び／若しくはアイコンとインターフェイスを取り、並びに／又は、下層の外科用器具５０２０に対応するタッチスクリーン５００４上の位置とインターフェイスを取り、例えば、外科用器具５０２０に指示を入力できる。

【０２１４】

例えば、図８６を参照すると、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取って、例えば、ＤＬＵ　５０２２の所望の関節屈曲方向及び程度を示すことができる。特定の実施形態では、ユーザーは、ＤＬＵ　５０２２の場所及び／又はその付近から、エンドエフェクタ５００２の所望の関節屈曲位置に向けて、タッチスクリーン５００４上で接点をドラッグすることができる。図８６を参照すると、ユーザーは、第１の情報層５０１０に表示されるＤＬＵ　５０２２の場所及び／又はその付近から、ＤＬＵ　５０２２の所望の関節屈曲位置に向けて、線、つまり弧５３５２をたどることができる。例えば、弧５３５２は、ＤＬＵ　５０２２によって画定される軸Ａから及び／又はほぼ軸Ａから伸長でき、弧５３５２は、ＤＬＵ　５０２２の所望の関節屈曲した位置によって画定される軸Ａ’に伸長できる。更に、弧５３５２は、例えば、矢印５３５４によって示される方向に伸長できる。特定の実施形態では、弧５３５２は、ユーザーがタッチスクリーン５００４によって所望の関節屈曲を入力するとき、第２の情報層５０１０中に見えていない場合がある。様々な実施形態では、タッチスクリーン５００４は、ＤＬＵ　５０２２の関

節屈曲を所望の関節屈曲角度にし得る、所望の関節屈曲角度を器具コントローラ５０１６（図９３）及び／又はマイクロコントローラに伝えることができる。ここで図８８を参照すると、器具コントローラ５０１６（図９３）及び／又はマイクロコントローラは、例えば、タッチスクリーン５００４を介するユーザーの入力に基づいて、ＤＬＵ　５０２２を関節屈曲して軸Ａ’にすることができる。

【０２１５】

主に図８７を参照すると、様々な実施形態では、ユーザーは、第１の情報層５０１２中の制御ボタン、概略図、及び／又はアイコンとインターフェイスを取り、外科用器具５０２０に指示を入力できる。例えば、第１の情報層５０１２は記号、つまりアイコン５３５６を含んでよく、ユーザーは、アイコン５３５６を移動及び／又は操作して、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲を起こさせることができる。様々な実施形態では、アイコン５３５６は、例えばＤＬＵ　５０２２の概略図を含んでよい。更に、ユーザーは、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲を起こさせる、関節屈曲した及び／又は回転した向きに、アイコン５３５６をドラッグしてよい。様々な実施形態では、線及び／又は弧５３５８は、ユーザーが所望する関節屈曲の方向及び／又は程度を示すことができる。例えば、弧５３５８は、アイコン５３５６の非関節屈曲方向からアイコン５３５６’の関節屈曲方向まで伸長できる。関節屈曲したアイコン５３５６’は、例えばＤＬＵ　５０２２の所望の関節屈曲に対応することができる。ここで図８８を参照すると、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラは、例えば、タッチスクリーン５００４を介するユーザーの入力に基づいて、ＤＬＵ　５０２２を関節屈曲して軸Ａ’にすることができる。例えば、ＤＬＵ　５０２２を、図８７に示される関節屈曲していないアイコン５３５６と関節屈曲したアイコン５３５６’との間の弧５３５８によって画定される輪郭を示す角度まで、関節屈曲させることができる。

【０２１６】

主に図８９及び９０を参照すると、様々な実施形態では、ユーザーはタッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、ジョー５０２４の閉鎖に関する指示を外科用器具５０２０に入力できる。特定の実施形態では、ユーザーは、可動ジョー５０２４の場所及び／又はその付近から、可動ジョー５０２４の閉鎖方向に向けて、タッチスクリーン５００４上で接点をドラッグし、ジョー５０２４の閉鎖を開始できる。例えば、ユーザーは、第１の情報層５０１０に表示される可動ジョー５０２４の場所及び／又はその付近から、可動ジョー５０２４の所望の閉鎖方向に向けて、線、つまり弧５３６２（図８９）をたどることができる。様々な実施形態では、タッチスクリーン５００４は、可動ジョー（１つ又は複数）５０２４の閉鎖に影響を及ぼし得る、閉鎖運動を器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラに伝えることができる。特定の実施形態では、タッチスクリーン５００４上でユーザーによってたどられる弧５３６２は、可動ジョー５０２４によって画定される軸Ａから及び／又はほぼ軸Ａから伸長でき、弧５３６２は、可動ジョー５０２４の所望のクランプ方向によって画定される軸Ａ’（図９０）に伸長できる。更に、弧５３６２は、例えば、矢印５３６４によって示される方向に伸長できる。ここで図９０を参照すると、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラは、例えば、タッチスクリーン５００４を介するユーザーの入力に基づいて、軸Ａ’に対する可動ジョー５０２４の閉鎖に影響を及ぼすことができる。

【０２１７】

ここで図９１及び９２を参照すると、様々な実施形態では、ユーザーは、第１の情報層５０１２中の制御ボタン及び／又はアイコンとインターフェイスを取り、外科用器具５０２０に指示を入力できる。例えば、第１の情報層５０１２は、例えば、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラに指示を入力するためのボタン５０７４、５０７５、５０７６、５０７７、５０７８を備え得る、制御インターフェイス５０７２を含んでよい。器具コントローラ５０１６（図９３）及び／又はマイクロコントローラに指示を入力するためのボタンは、例えば、ＤＬＵ　５０２２の関節屈曲、ジョー５０２４の閉鎖及び／若しくはクランプ、切断要素の発射及び／若しくは後退、並びに／又は、ＤＬＵ

５０２２からのステープルの排出に関するものであってよい。ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、制御インターフェイス５０７２からボタン（１つ又は複数）を選択できる。主に図９１を参照すると、制御インターフェイス５０７２は、例えば、停止／後退ボタン５４７４、一次停止ボタン５４７５、開始ボタン５４７６、加速ボタン５４７７、及び／又は減速ボタン５４７８を含んでよい。ユーザーは、例えば、開始ボタン５４７６に触れ、発射行程を開始及び／若しくは発射要素を前進させ、一次停止ボタン５４７５に触れ、発射行程を一次停止し、並びに／又は、停止／後退ボタン５４７４に触れ、発射行程を停止し、発射要素を後退させることができる。更に、ユーザーは制御インターフェイス５０７２とインターフェイスと取り、発射行程の間の発射要素の速度を調節できる。例えば、ユーザーは加速ボタン５４７７に触れ、発射要素の速度を増加させることができ、ユーザーは、減速ボタン５４７８に触れ、発射要素の速度を低下させることができる。ユーザーは、例えば、発射行程の「ソフト」スタート相の後、及び／若しくはその途中に発射要素の速度を増加させてよく、並びに／又は、例えば、発射行程の端部に向かう発射行程の「ソフト」ストップ相において、発射要素の速度を低下させてよい。別の実施形態では、制御インターフェイス５０７２は、例えば、ジョー５０２４の閉鎖及び／又はＤＬＵ　５０２２の関節屈曲を変更するための、ボタン及び／又は制御部を備えてよい。様々な実施形態では、器具コントローラ５０７０メニューが制御パネル５０３０から選択されると、及び／又はユーザーによって別の方法で器具制御状態が選択されると、制御インターフェイス５０７２は、第２の情報層５０１２中の位置を「スナップ」できる。ユーザーは、例えば、第１の情報層５０１０及び／又はディスプレイ５００２に対して、制御インターフェイス５０７２を移動、調整及び／又は操作できる。

【０２１８】

様々な実施形態では、図９２を参照すると、第２の情報層５０１２は、例えば、ＤＬＵ　５０２２中の発射要素の位置を示し得る、進行状況バー５４８０を含むことができる。進行状況バー５４８０は、近位端５４８２と遠位端５４８８との間を伸長し、発射行程中の発射要素の最近位位置と最遠位位置を画定できる。様々な実施形態では、発射要素の位置を、例えば進行状況バー５４８０に沿って示すことができる。特定の実施形態では、ユーザーは、制御インターフェイス５０７２中の制御部を使用して、発射行程を調整できる。例えば、ユーザーは、制御インターフェイス５０７２とインターフェイスを取り、進行状況バー５４８０に沿った発射要素示される位置に基づいて、発射行程「ソフト」スタート相及び／又は「ソフト」ストップ相を開始及び／又は停止できる。更に、進行状況バー５４８０は、例えば、「ソフト」スタート相及び／又は「ソフト」ストップ相が始まる及び／又は終わり得る、進行状況バー５４８０に沿った位置を設定できる、計測用しるし及び／又はガイド５４８４、５４８６を含んでよい。ガイド５４８４、５４８６は、例えば発射行程中に、加速ボタン５０７７によって「ソフト」スタート期間を、及び／又は、減速ボタン５０７８によって「ソフト」ストップ相を開始及び／又は停止するための、視覚的候補をユーザーに提供できる。様々な実施形態では、ガイド５４８４、５４８６の位置は、ユーザーによって予め設定されてよい。

【０２１９】

引き続き図９２を参照すると、様々な実施形態では、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラは、進行状況バー５４８０に沿ったガイド５４８４、５４８６の位置に基づいて、発射要素の速度の変化に自動的に影響を及ぼし得る。更に、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、進行状況バー５４８０を移動及び／又は操作でき、したがって、発射行程の「ソフト」スタート相及び「ソフト」ストップ相を変更できる。例えば、「ソフト」スタート相及び／又は「ソフト」ストップ相を、進行状況バー５４８０に沿って、近位端５４８２と遠位端５４８８との間の既定の位置に設定できる。特定の実施形態では、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、進行状況バー５４８０の長さに沿ったガイド５４８４、５４８６の位置を移動及び／又は調整できる。例えば、ユーザーは、ガイド５４８４、５４８６をドラッグして放すことによって進行状況バー５４８０上の複数の位置間でガイド５４８４、５４

８６を切り替え、発射行程の「ソフト」スタート相及び／又は「ソフト」ストップ相をより長く及び／又はより短くできる。特定の実施形態では、ユーザーは、タッチスクリーン５００４とインターフェイスを取り、発射行程を長くする及び／又は短くするために、進行状況バー５４８０の遠位端５４８８の位置を移動及び／又は調整できる。例えば、ユーザーは、遠位端５４８８を近位にドラッグして発射行程を短くでき、及び／又は、例えば、遠位端５４８８を遠位にドラッグして発射行程を長くできる。様々な実施形態では、器具コントローラ５０１６及び／又はマイクロコントローラは、例えば、ガイド５４８４、５４８６の修正位置、及び／又は進行状況バー５４８０に沿った遠位端５４８８に基づいて、発射要素の速度及び／又は発射行程長さを調整できる。

【０２２０】

様々な実施形態では、外科用器具１０は、少なくとも１つの作動解除機構を備えてよい。本明細書に詳述されるように、かかる作動解除機構は、エンドユーザーによる外科用器具の不正変更を防ぐことができる。例えば、ここで図１３４を参照すると、電源２５００が示される。電源２５００を用いて、例えば、外科用器具１０（図１参照）などの外科用器具に電力を供給でき、この電源は、本明細書の他の場所に記載される、例えば電源２００（図１参照）などの別の電源、及び、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｋ‘７６３に更に詳述されている別の種類の電源に、多くの点で類似している。電源２５００の不正変更を防ぐため、電源２５００は、不正変更された場合に操作不能、つまり作動停止になるように構成されてよい。例えば、電源２５００は、例えば、エネルギーの受信、保存、及び／又は伝達が中止されることによって作動停止となってよい。不正変更から防ぐことにより、外科用器具１０の使用中、電源２５００を確実に正しく操作できる。

【０２２１】

図１３４及び１３５を参照すると、電源２５００は、例えば、バッテリーパック２５１０などの電源２５００の様々な構成要素を密閉し得る、外部ケーシング２５０２を備えてよい。ケーシング２５０２は、図１３５に示されるように、第１シェル２５０４と、第１シェル２５０４に分離可能に連結され得る第２シェル２５０６と、を備えてよい。特定の例では、シェル２５０４及び２５０６は、例えば、ポリカーボネートなどの熱可塑性材料から形成されてよい。あるいは、適切な特徴を有する別の材料を使用してよい。更に、シェル２５０４及び２５０６を、例えば、接着剤、溶接、噛合構造、及び／又はねじなどの１つ又は２つ以上の締結手法によって、互いに連結できる。１つの例では、シェル２５０４及び２５０６を、スナップ嵌めタイプの係合によって互いに固定してよい。別の例では、図１３５に示されるように、シェル２５０４及び２５０６を、締結部材２５０８によって互いに固定してよい。

【０２２２】

図１３５～１３７を参照すると、電源２５００は、電源２５００に欠陥がある場合に電源２５００を操作不能にし得る、作動解除機構２５１２を備えることができる。例えば、作動解除機構２５１２は、ケーシング２５０２が不正変更された場合に、電源２５００を操作不能にできる。図１３５～１３７に示されるように、作動解除機構２５１２は、破壊可能部２５１６（図１３６参照）を含み得る、回路２５１４を備えてよい。特定の例では、破壊可能部２５１６は、容易に破断され得る導電材料から構成されてよい。図１３６に示されるように、回路２５１４をバッテリーパック２５１０に連結でき、破壊可能部２５１６が無傷のままである限り、電流を流すことができる。図１３７に示されるように、破壊可能部２５１６が破壊されると、回路２５１４が分断されることによって、そこに流れる電流の流れを停止することができる。上記に加え、図１３５に示されるように、回路２５１４は、第１シェル２５０４及び第２シェル２５０６が分離されると、破壊可能部２５１６が破断され得るように配置でき、破断された回路２５１４を修復するために何ら大きな努力をせずに、電源２５００が、受信、保存、及び／又は外科用器具１０に電力を供給できなくし得る。

【０２２３】

図１３５を参照すると、電源２５００は、器具１０の電流負荷必要量に応じて１つ又は２つ以上の電池を備えてよい。様々な態様では、電源２５００は、互いに直列に連結できる複数の電池を含み得る、例えば、バッテリーパック２５１０などのバッテリーパックを含んでよい。電源２５００は交換可能であってよい。特定の態様では、電源２５００は、再充電可能電池（例えば、鉛系、ニッケル系、リチウムイオン系など）を含んでよい。電池は、例えば、ＣＲ　１２３Ａ電池などの３ボルトのリチウム電池であってよいが、別の実施形態では、異なる種類の電池を使用できる（異なる電圧レベル及び／又は異なる化学的性質を有する電池など）。ユーザーは、消耗した電源２５００を外科用器具１０から切り離して取り外し、充電した電源２５００を適所に接続できる。消耗した電源２５００は、その後充電され、再利用できる。電源２５００が少なくとも１つの使い捨て電池を含んでよいことも想定される。様々な態様では、使い捨て電池は、約９ボルト～約３０ボルトであってよい。ユーザーは、消耗した使い捨て電源２５００を切り離して取り外し、新しい使い捨て電源２５００を接続して外科用器具１０に電力を供給できる。

【０２２４】

上記のように、電源２５００は再充電可能電池を備えてよく、例えば、ハウジング１２のハンドル部１４内に取り外し可能に設置できる（図１参照）。かかる状況では、電源２５００を充電するための電源を備え得る、充電器台を用いて電源２５００を充電できる。例えば、作動解除機構２５１２などの作動解除機構を利用して、上記のように、電源２５００が不正変更された場合に、電源２５００が充電器台によって再充電されるのを防ぐことができる。例えば、回路２５１４は、バッテリーパック２５１０に連結され得、充電器台がバッテリーパック２５１０を再充電できるように、充電器台に連結可能であってよい。上記のように、第１シェル２５０４が第２シェル２５０６から分離され、それによって、回路２５１４全体を流れる電流を遮断されると、破壊可能部２５１６（図１３５参照）が破壊され得、充電器台がバッテリーパック２５１０を再充電するのを防ぐことができる。電源２５００の不正変更により、引き続いて外科用器具１０を使用するために、電源を再充電できなくなるため、エンドユーザーによる電源２５００の不正変更を防ぐのに有利であり得る。

【０２２５】

ここで図１３８～１４１を参照すると、電源２５００は、例えば、使用可能な総充電量、使用回数、及び／又は性能などの電源２５００に関する情報を含むデータを保存できる、例えばメモリ２５５２などのデータ記憶装置を備えてよい。加えて、メモリ２５５２は、例えば、様々なセンサの測定値、発射回数、使用カートリッジ数、及び／又は治療患者に関する情報など、外科的手技中の外科用器具１０の操作に関する様々な情報を含む、外科用器具１０に関するデータを保存できる。メモリ２５５２は、ＲＯＭ（リードオンリーメモリ）、ＲＡＭ（ランダムアクセスメモリ）、ＲＰＯＭ（プログラマブルＲＯＭ）、ＥＥＲＰＯＭ（電気的消去可能ＰＲＯＭ）、及び／又は他のコンピュータ読み取り可能なメディアが挙げられるが、これらに限定されない、ソフトウェアを保存するための任意の手段を含んでよい。

【０２２６】

上記に加え、再度図１３８～１４１を参照すると、電源２５００は、例えば、Ｉ／Ｏインターフェイス２５５０などのデータアクセスポータルを備え、メモリ２５５２中に保存されたデータにアクセスできる。例えば、Ｉ／Ｏインターフェイス２５５０によって、電源２５００のメモリ２５５２中に保存されたデータの、評価及び分析のための外部コンピュータ装置へのダウンロードが可能になる。特定の状況では、Ｉ／Ｏインターフェイス２５５０は有線インターフェイスであってよく、Ｉ／Ｏインターフェイス２５５０によるデータ伝送を防ぐために切り離しできる破断可能な連結部を得る、作動解除機構２５１２に動作可能に連結されてよい。作動解除機構２５１２の破壊可能部２５１６と同様に、作動解除機構２５５４の破断可能な連結部は、ケーシング２５０２が壊れたとき、例えば、第１シェル２５０４と第２シェル２５０６がそれぞれから分離されたときなどに、切り離しできるように配置できる。

【０２２７】
上記に加え、図１３９～１４１に示されるように、Ｉ／Ｏインターフェイス２５５０は、例えば、メモリ２５５２とコンピュータ装置との間のデータ転送を可能にするため、外部コンピュータ装置の対応するコネクタ２５５６を受けるように構成され得る、コネクタ２５５５を備えてよい。加えて、コネクタ２５５４は、コネクタ２５５４が露出していないロック位置（図１３９参照）と、対応するコネクタ２５５６を受けるためにコネクタ２５５４が露出しているロック解除位置（図１４０参照）との間を移動するように構成され得る、例えば、枢動カバー２５５９などのカバーによって保護されてよい。１つの例では、らせん状ねじ２５５８を用いて、枢動カバー２５５９をケーシング２５０２に固定できる。コネクタ２５５６を可逆的にカバーするその他の手段が本開示によって意図される。上記に加え、特定の例では、コネクタ２５５４及び２５５６は、メモリ２５５２内に保存されたデータへの不正アクセスを防ぐ、又は少なくとも制限するために、コネクタ２５５４及び２５５６が、例えば、コネクタ２５５４が別のコネクタを受けるのを防ぐ、特有の補完形状を有し得る、キーロック式係合部を備えてよい。特定の例では、図１４１に示されるように、コネクタ２５５４をケーシング２５０２内に配置し、メモリ２５５２中に保存されたデータへの不正アクセスを更に制限できる。かかる状況では、コネクタ２５５４は、第１シェル２５０４をケーシング２５０２の第２シェル２５０６から分離することによって、アクセスできる。しかしながら、上で詳述されるように、作動解除機構２５１２は、ケーシング２５０２が破壊されると電源２５００を操作不能にでき、メモリ２５５２中に保存されたデータへのアクセスを得るためのコネクタ２５５４を露出する試みを更に防ぐことができる。

【０２２８】
図１４２を参照すると、電源２５００は、メモリ２５５２中に保存されたデータを管理し得るプロセッサ２５６０を備えてよい。かかるデータを不正アクセスから保護するため、プロセッサ２５６０を破壊検出機構２５６２に連結してよい。例えば、プロセッサ２５６０を回路２５１４に連結でき、破壊可能部２５１６の破断を検出するように構成されてよい。１つの例では、破壊検出機構２５６２は、ケーシング２５０２の破壊を検出するように構成されている、１つ又は２つ以上のセンサを備えてよい。いずれにせよ、破壊を検出すると、プロセッサ２５６０は、例えば、データを削除又は暗号化することによって、メモリ２５５２中に保存されたデータへの不正アクセスを防ぐようにプログラムされてよい。

【０２２９】
図１４３～１４５を参照すると、外科用器具２６００が示される。外科用器具２６００は、多くの点で、外科用器具１０（図１参照）及び／又は外科用器具２１００（図１４６参照）に類似している。例えば、外科用器具２６００は、外科用器具２１００のハウジングアセンブリ２１０２及び／又は外科用器具１０のハウジング１２に類似する、ハウジングアセンブリ２６０２を備えてよい。更に、外科用器具２６００は、外科用器具２６００に電力を供給するのに使用できる電源２５００’を備えてよく、この電源は、例えば、電源２５００（図１３４参照）などの本明細書の他の場所に記載される電源、及び、その全体を参照することによって本明細書に組み込まれているＺｅｍｌｏｋ‘７６３に更に詳述されている別の種類の電源に、多くの点で類似している。加えて、図１４３に示されるように、電源２５００’は、電源２５００’の充電レベルについてのフィードバックをユーザーに提供するように構成され得る、充電レベルインジケータ２６６０を備えてよい。フィードバックは、例えば、音及び／又は光の形態であってよい。電源２５００’は、１つ又は２つ以上の発光ダイオード（ＬＥＤ）を含んでよい。プロセッサ２５６０は、例えば充電メーターによって測定されるような、電源２５００’の充電レベルについてのフィードバックをユーザーに提供するため、例えば、ＬＥＤを制御するようにプログラムされてよい。

【０２３０】
図１４３～１４５に示されるように、電源２５００’は、第１　ＬＥＤ　２６６２と、

第２　ＬＥＤ　２６６４と、を備えてよい。プロセッサ２５６０は、ＬＥＤ　２６６２及び２６６４に連結でき、電源が完全に充電されたという信号を充電メーターから受信すると、ＬＥＤ　２６６２及び２６６４の両方を光らせるようにプログラムされてよい。加えて、プロセッサ２５６０は、電源がなくなったという信号を充電メーターから受信すると、ＬＥＤ　２６６２及び２６６４の両方を消すようにプログラムされてよい。更に、プロセッサ２５６０は、電源が、外科用器具２６００の操作を１回のみ完了させるのに十分な充電量を有するという信号を充電メーターから受信すると、第２　ＬＥＤ　２６６４ではなく第１　ＬＥＤ　２６６２のみを光らせるようにプログラムされてよい。電源２５００’の充電レベルをユーザーに警告する別の手段が本開示によって意図される。

【０２３１】

特定の実施形態では、例えば、外科用器具１０の様々な構成要素は再利用可能であってよく、様々な構成要素は交換可能であってよい。更に、外科用器具１０は、少なくとも部分的に組み付けられ、分解され、及び／又は再組み付けされてよい。例えば、外科用器具１０は、少なくとも部分的に分解されて、例えば、再利用可能な構成要素及び交換構成要素を再組み付けしてよい。加えて、外科用器具１０は、外科的手技間の洗浄、消毒、及び／又は再処理のために少なくとも部分的に分解されてよい。その後、外科用器具１０を、例えば再組み付けしてよい。本明細書に詳述されるように、外科用器具１０の様々な特徴部、アセンブリ及び／又はシステムは、これらの分解及び組み付けを容易にできる。例えば、ここで図１４６～１４８を参照すると、外科用器具２１００が示される。外科用器具２１００は、多くの点で外科用器具１０（図１参照）と類似している。例えば、外科用器具２１００は、外科用器具１０のハウジング１２に類似する、ハウジングアセンブリ２１０２を備えてよい。加えて、ハウジングアセンブリ２１０２は、例えば、作動アセンブリ２１０６などのハウジング本体２１０４に、取り外し可能に固定され得る、いくつかの取り外し可能要素２１０３を備えてよい。ハウジングアセンブリ２１０２の他の構成要素は、ハウジング本体２１０４に取り外し可能に固定されてよい。例えば、ハウジングアセンブリ２１０２は、ハウジング本体２１０４のハンドル部２１１０に取り外し可能に固定され得る、交換可能な電源２１０８を備えてよい。電源２１０８は、例えば、電源２００（図１参照）などの本明細書の他の場所に記載される他の電源に、多くの点で類似している。

【０２３２】

再度図１４７を参照すると、ハウジングアセンブリ２１０２、又は、その一部若しくは全部の構成要素は再利用可能であってよい。換言すれば、ハウジングアセンブリ２１０２、又は、その一部若しくは全部の構成要素は、複数の外科的手技において使用されてよく、外科的手技間に、ハウジングアセンブリ２１０２の洗浄、消毒、及び／又は再処理を必要とし得る。簡便かつ再現可能な方法で、ハウジングアセンブリ２１０２を可逆的に分解できる、又は、例えば、作動アセンブリ２１０６などの一部若しくは全部の構成要素を取り外せることによって、ハウジングアセンブリ２０１２の洗浄、消毒、及び／又は再処理工程を簡略化でき、及び／又はコストを削減できる。

【０２３３】

図１４７を参照すると、ハウジングアセンブリ２１０２を外科的手技の後に分解でき、分解されたハウジングアセンブリ２１０２の構成要素、例えば、ハウジング本体２１０４、作動アセンブリ２１０６及び／又は電源２１１０などを、各構成要素の特徴及び内部部品に応じて、それぞれ個別に、又は別の構成要素と組み合わせて洗浄、消毒、及び／又は再処理できる。特定の例では、ハウジング本体２１０４は使い捨てであってよい。言い換えれば、ハウジングアセンブリ２１０２は外科的手技の後に分解でき、ハウジング本体２１０４を新しいハウジング本体２１０４と取り替えることができる。しかしながら、残りの構成要素を洗浄、消毒、及び／又は再処理した後、新しいハウジング本体２１０４に取り付けてよい。読者は、ハウジングアセンブリ２１０２の別の構成要素も使い捨てであってよく、新しい同様の構成要素と取り替えられることを理解するだろう。

【０２３４】

再度図１４６～１４８を参照すると、ハウジング本体２１０４は、簡便で、予測可能であり、かつ再現可能な方法で、ハウジングアセンブリ２１０２を組み付けかつ分解できるように構成されてよい。例えば、ハウジング本体２１０４は、第１側板部２１１２（図１４７参照）と、第１側板部２１１２に取り外し可能に取り付けられ得る第２側板部２１１４（図１４６参照）と、を備えてよい。１つの例では、側板部２１１２及び２１１４は、スナップ嵌め式係合部を備えてよい。側板部２１１２及び２１１４は、互いに噛合係合するように適合されてよい。１つの例では、側板部２１１２は、側板部２１１２及び２１１４が互いに組み付けられるとき、形状が円柱状で、スナップ嵌め係合する側板部２１１４上に配置される対応する雄型部材（図示せず）を受けるように構成され得る、複数の雌型部材２１１６（図１４７参照）を備えてよい。

【０２３５】

上記に加え、作動アセンブリ２１０６を第１側板部２１１２内に入れ子にしてよい。図１４７に示されるように、ユーザーによって、ハウジング本体２１０４から作動アセンブリ２１０６の取り外しを可能にするために、第２側板部２１１４を取り外し、第１側板部２１１２内に入れ子になっている作動アセンブリ２１０６を露出できる。図１４７に示されるように、作動アセンブリ２１０６は、エンドエフェクタ（例えば、図２に示される装填ユニット２０のカートリッジ／アンビル部）に回転運動を生じさせ得る、モーター２１１８を備えてよい。モーター２１１８は、例えば、モーター１００（図１参照）などの本明細書の他の場所に記載される他のモーターに、多くの点で類似している。加えて、作動アセンブリ２１０６は、モーター２１１８に動作可能に連結され得る伝達アセンブリ２１２０も備えてよく、これは、例えば、歯車アセンブリ１７０（図５参照）などの本明細書の他の場所に記載される他の伝達アセンブリに、多くの点で類似している。更に、作動アセンブリ２１０６は、モーター２１１８によって生じる回転運動を軸方向運動に変換し、これが発射ロッド２１２４を通ってエンドエフェクタに伝達され得る、発射部材アセンブリ２１２２も備えてよい。発射部材アセンブリ２１２２は、例えば、発射部材アセンブリ８２などの本明細書の他の場所に記載される他の駆動アセンブリに、多くの点で類似している。

【０２３６】

図１４７及び１４８を参照すると、第１側板部２１１２は、作動アセンブリ２１０６を収容するように設計され、その空間を有する、複数の区画を備えてよい。例えば、側板部２１１２は、図１４７に示されるように、モーター２１１８を収容する空間を有し得る、モーター入れ子区画２１２６を備えてよい。特定の例では、モーター入れ子区画２１２６は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、モーター２１１８を適合する設計であってよい。加えて、モーター入れ子区画２１２６は、正しい組み付けを確実にするために、例えば、モーター入れ子区画２１２６の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。例えば、モーター入れ子区画２１２６の側壁は、モーター２１１８を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、モーター２１１８を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。

【０２３７】

同様に、側板部２１１２は、図１４７に示されるように、伝達アセンブリ２１２０を収容する空間を有し得る、伝達アセンブリ入れ子区画２１２８を備えてよい。更に、特定の例では、伝達アセンブリ入れ子区画２１２８は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、伝達アセンブリ２１２０を適合する設計であってよい。例えば、伝達アセンブリ入れ子区画２１２８の側壁は、伝達アセンブリ２１２０を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、伝達アセンブリ２１２０を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。加えて、伝達アセンブリ入れ子区画２１２８は、正しい組み付けを確実にするために、例えば、伝達アセンブリ入れ子区画２１２８の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。同様に、側板部２１１２は、図１４７に示されるように、発射部材アセンブリ２１２

２を収容する空間を有し得る、発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０を備えてよい。更に、特定の例では、発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、発射部材アセンブリ２１２２を適合する設計であってよい。例えば、発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０の側壁は、発射部材アセンブリ２１２２を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、発射部材アセンブリ２１２２を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。加えて、発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０は、正しい組み付けを確実にするために、例えば、発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。読者は、作動アセンブリ２１０６の別の構成要素も、側板部２１１２内で、特有の指定された収容区画と共に提供され得ることを、理解するだろう。また読者は、正しく組み付けられると、作動アセンブリ２１０６と、例えば電源２１０８などのハウジングアセンブリ２１０２の別の構成要素、及び／又は外科用器具２１００の別の構成要素との間に電気的接続が確立されるように、作動アセンブリ２１０６の構成要素に対する電気接点も、側板部２１１２の区画に埋め込まれることができることについても理解するだろう。

【０２３８】

上記に加え、図１４７に示されるように、作動アセンブリ２１０６を発射ロッド２１２４に分離可能に連結でき、これにより、作動アセンブリ２１０６の分解及び再組み付けを簡便にするため、ユーザーは、外科用器具２１００から１つのユニットとして作動アセンブリ２１０６を取り外し、再連結できる。１つの例では、図１４７に示されるように、発射部材アセンブリ２１２２は、発射ロッド２１２４の近位部２１３４を収容し、例えばスナップ嵌め式係合でその上面に取り外し可能にロックされるように構成されている、遠位開口部を備え得る、中空の管状遠位部分２１３２を備えてよい。

【０２３９】

再度図１４７及び１４８を参照すると、作動アセンブリ２１０６と同様の方法で、ハウジングアセンブリ２１０２の別の構成要素を、側板部２１１２内の専用の区画に入れ子にすることができる。例えば、側板部２１１２は、電源２１０８を収容する空間を有し得る、電源入れ子区画２１３６を備えてよい。更に、特定の例では、電源入れ子区画２１３６は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、電源２１０８を適合する設計であってよい。例えば、電源入れ子区画２１３６の側壁は、電源２１０８を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、電源２１０８を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。加えて、電源入れ子区画２１３６は、正しい組み付けを確実にするために、例えば、電源入れ子区画２１３６の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。

【０２４０】

上記に加え、図１４７及び１４８に示されるように、例えば、発射ボタン２１３８及び／又は閉鎖スイッチ２１４０などの特定のユーザー入力機構も、発射ボタン２１３８を収容する空間を有し得る、発射ボタン入れ子区画２１４２と、及び／又は、閉鎖スイッチ２１４０を収容する空間を有し得る、閉鎖スイッチ入れ子区画２１４４と、を備え得る、ハウジング本体２１０４から取り外し可能であってもよい。更に、特定の例では、発射ボタン入れ子区画２１４２は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、発射ボタン２１３８を適合する設計であってよい。例えば、発射ボタン入れ子区画２１４２の側壁は、発射ボタン２１３８を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、発射ボタン２１３８を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。同様に、閉鎖スイッチ入れ子区画２１４４は、正確な組み付けを確実にするために、特定の配置において、閉鎖スイッチ２１４０を適合する設計であってよい。例えば、閉鎖スイッチ入れ子区画２１４４は、閉鎖スイッチ２１４０を緊密に収容するように構成されてよい。その上、側方は、少なくとも一部の点で、閉鎖スイッチ２１４０を一方向、すなわち、正しい方向のみで収容するように、非対称に構成されてよい。加えて、発射ボタン入れ子区画２１４２及び／又は閉鎖スイッチ入れ子

区画２１４４は、正しい組み付けを確実にするために、例えば、発射ボタン入れ子区画２１４２及び／又は閉鎖スイッチ入れ子区画２１４４の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。

【０２４１】

再度図１４７及び１４８を参照すると、入れ子区画に加えて、側板部２１１２は、取り外し可能要素２１０３をそれぞれの区画内に入れ子にして確実に保持するために、ハウジングアセンブリ２１０２の取り外し可能要素２１０３の一部又は全部を、それぞれの区画に固定する固定機構（１つ又は複数）を備えてよい。かかる固定機構は、ロック解除構成（図１４８参照）とロック構成（図１４７参照）との間を移動可能であり、ハウジングアセンブリ２１０２の取り外し可能要素２１０３を側板部２１１２内のそれぞれの区画にロックできる、固定部材を備えてよい。読者は、１つ又は複数の固定部材を利用して、１つ又は２つ以上の取り外し可能要素２１０３を側板部２１１２に固定できることを理解するだろう。加えて、固定機構は、ハウジングアセンブリ２１０２の取り外し可能要素２１０３の正しい組み付けを確実にするため、不適切な組み付けの場合に、固定部材がロック構成に移動するのを防ぎ得る、安全性機構も備えてよい。図１４７の代表的な実施形態に示されるように、作動アセンブリ２１０６を、例えば、モーター固定部材２１４８、伝達アセンブリ固定部材２１５０、及び／又は発射部材アセンブリ固定部材２１５２などのいくつかの固定部材によって、側板部２１１２に固定できる。特定の例では、図１４７に示されるように、電源固定部材２１５４、発射ボタン固定部材２１５６、及び閉鎖スイッチ固定部材２１５８を利用して、それぞれ電源２１０８、発射ボタン２１３８、及び閉鎖スイッチ２１４０を固定できる。

【０２４２】

ロック解除構成（図１４８参照）からロック構成（図１４７参照）に移動させることによって、固定部材を取り外し可能要素２１０３上に留めることができる。例えば、ロック解除構成（図１４８参照）からロック構成（図１４７参照）に移動させることによって、モーター固定部材２１４８をモーター２１１８上に留めることができる。特定の例では、取り外し可能要素２１０３の一部又は全部は、ロック解除構成からロック構成に移動すると、固定部材を収容するように構成されている、レールを備えてよい。このレールは、取り外し可能要素２１０３が側板部２１１２内のそれぞれの区画内に正しく入れ子になったときのみ、移動する固定部材を収容して整列できるように、配置されてよい。例えば、モーター２１１８がモーター入れ子区画２１２６内で正しく入れ子になっていない場合、モーター固定部材２１４８はそのレールと正しく整列できず、そのため、モーター固定部材２１４８がロック解除構成からロック構成に移動すると、モーター固定部材２１４８はレール内に入ることができず、例えば、モーター２１１８の外壁に当接する場合がある。特定の例では、モーター固定部材２１４８がロック構成にないときに、ユーザーが側板部２１１２及び２１１４の組み付けを試みた場合、第１側板部２１１２が第２側板部２１１４と噛合係合するのを防ぐことができるように、モーター固定部材２１４８を配置できる。この構成により、ユーザーに警告し、正しい組み付けのために、ハウジングアセンブリ２１０２の組み付けられる構成要素を再確認できる。

【０２４３】

モーター固定部材２１４８と同様に、伝達アセンブリ固定部材２１５０を伝達アセンブリ２１２０上の専用のレール内に収容でき、伝達アセンブリ固定部材２１５０を、伝達アセンブリ２１２０が伝達アセンブリ入れ子区画２１２８内で正しく入れ子になった場合のみ、対応するレールと整列するように配置できる。加えて、発射部材アセンブリ固定部材２１５２を、例えば、発射部材アセンブリ２１２２上の専用のレール内に収容でき、発射部材アセンブリ固定部材２１５２を、発射部材アセンブリ２１２２が発射部材アセンブリ入れ子区画２１３０内で正しく入れ子になった場合のみ、そのレールと整列するように配置できる。これもモーター固定部材２１４８と同様に、伝達アセンブリ固定部材２１５０及び／又は発射部材アセンブリ固定部材２１５２がロック構成にないときに、ユーザーが側板部２１１２及び２１１４の組み付けを試みた場合、第１側板部２１１２が第２側板部

２１１４と噛合係合するのを防ぐことができるように、伝達アセンブリ固定部材２１５０及び／又は発射部材アセンブリ固定部材２１５２を配置できる。上記のように、取り外し可能要素２１０３の一部を取り外し、合わせて１つのアセンブリとして、側板部材２１１２に再取り付けでき、複数の固定部材によって固定できる。例えば、図１４７に示されるように、作動アセンブリ２１０６を、モーター固定部材２１４８、伝達アセンブリ固定部材２１５０及び／又は発射部材アセンブリ固定部材２１５２によって、側板部２１１２に固定できる。かかる構成は、作動アセンブリ２１０６の構成要素のうち任意の１つを正しく組み付けできないと、対応する固定部材がロック構成に達することが防がれ、少なくとも１つの固定部材がロック構成に達していないときに、ユーザーが側板部２１１２及び２１１４の組み付けを試みた場合、第１側板部２１１２が第２側板部２１１４と噛合係合するのを防ぎ得るため、正しいアセンブリを保証する更なる段階を提供できる。

【０２４４】

再度図１４７及び１４８を参照すると、固定部材の一部又は全部は、第１側板部２１１２に枢動可能に取り付けられてよく、ロック解除構成（図１４８参照）からロック構成（図１４７参照）に、又はその逆に第１側板部２１１２に対して移動可能であってよい。特定の例では、ハウジングアセンブリ２１０２の組み付け中に側板部２１１２及び２１１４を噛合係合のために整列させるとき、第２側板部２１１４は、第１側板部２１１２内で入れ子になっている取り外し可能要素２１０３中の対応する収容部材（図示せず）内に収容されるように構成されている、突出固定部材（図示せず）を備えてよい。突出固定部材は、確実に、取り外し可能要素２１０３を第１側板部２１１２中で固定されたままにできる。加えて、突出固定部材は、突出固定部材がその対応する収容部材と正しく整列していないときに、ユーザーが側板部２１１２及び２１１４の組み付けを試みた場合、例えば、取り外し可能要素２１０３の不適切な組み付けによって、ユーザーに警告し、正しい組み付けのために、ハウジングアセンブリ２１０２の取り外し可能要素２１０３の組み付けを再確認でき、第１側板部２１１２が第２側板部２１１４と噛合係合するのを防ぐことができる。読者は、突出固定部材が取り外し可能要素２１０３から突出し、第２側板部２１１４上の対応する収容部材内に収容されるように構成できるように、突出固定部材及びそれらの対応する収容部材の位置を逆にできることを理解するだろう。いずれにせよ、突出固定部材及びそれらの対応する収容部材を、お互いに、例えばスナップ嵌め式係合で取り外し可能に取り付けることができる。別の係合機構が本開示によって意図される。

【０２４５】

上記に加え、取り外し可能要素２１０３の一部又は全部は、ロック解除構成（図１４８参照）からロック構成（図１４７参照）に移動すると、第１側板部２１１２の固定部材を収容するように構成されている、カム表面を備えてよい。カム表面は、取り外し可能要素２１０３の一部又は全部の外側表面に配置されてよく、対応する固定部材によって、ロック構成にある取り外し可能要素２１０３上に圧力を加えることができ得る。例えば、モーター２１１８は、そのレールに沿ってカム表面を有してよい。モーター固定部材２１４８がロック解除構成（図１４８参照）からロック構成（図１４７参照）に移動すると、モーター固定部材２１４８はカム表面に沿ってモーター２１１８上を移動し、モーター固定部材２１４８によって、例えばロック構成において最大圧で、モーター２１１８上に圧力を高めて加えることができる。モーター２１１８上に加えられる圧力は、モーター入れ子区画２１２６内のモーターの固定に役立ち得る。

【０２４６】

上記のように、エンドエフェクタは、遠位に前進し、組織をステープル留め及び／又は切開できる発射部材を備えてよい。ここで図１５５を参照すると、エンドエフェクタ１１２６０は、アンビル１１２６２を備える第１ジョーと、ステープルカートリッジ１１２６４を備える第２ジョーと、を備えてよい。エンドエフェクタ１１２６０は、１）アンビル１１２６２及びステープルカートリッジ１１２６４から近位に延在するハウジング及び／又はフレーム１１２６１と、２）ハウジング１１２６１、アンビル１１２６２、及びカートリッジ１１２６４に対して移動できる発射部材１１２６６と、を更に備えてよい。エン

ドエフェクタ１１２６０は、アンビル１１２６２及びカートリッジ１１２６４が、関節屈曲駆動部１１２６８によって関節屈曲できるように構成されている、関節屈曲継手１１２３０を更に備えてよい。使用中、エンドエフェクタ１１２６０は、例えば、１）エンドエフェクタハウジング１１２６１が、エンドエフェクタハウジング１１２６１を支持するように構成されているシャフトハウジング１１２４１に連結されており、２）エンドエフェクタ発射部材１１２６６が、エンドエフェクタ発射部材１１２６６を前進かつ後退させるように構成されているシャフト発射作動装置１１２４６に連結されており、及び／又は、３）エンドエフェクタ関節屈曲駆動部１１２６８が、エンドエフェクタ関節屈曲駆動部１１２６８を前進かつ後退するように構成されているシャフト関節屈曲作動装置１１２４８に連結されているように、外科用器具のシャフト１１２４０に組み付けられてよい。使用中、発射部材１１２６６を遠位に前進させ、組織がアンビル１１２６２及びカートリッジ１１２６４の中間部に配置され得る開放位置から、アンビル１１２６２がカートリッジ１１２６４に対して組織を圧迫している閉鎖位置まで、アンビル１１２６２を移動できる。様々な状況では、発射部材１１２６６は、発射部材１１２６６が遠位に前進するとき、アンビル１１２６２が、係合部材によってステープルカートリッジ１１２６４に向かって枢動できるように、第１ジョーを係合するように構成されている第１係合部材と、第２ジョーを係合するように構成されている第２係合部材と、を備えてよい。エンドエフェクタを再開放し、アンビル１１２６２が開放位置に戻るのを可能にするため、発射部材１１２６６は十分に後退しなくてはならない。様々な状況では、発射部材１１２６６は、少なくとも部分的に発射された位置で動かなくなる場合があり、その結果、アンビル１１２６２を再開放できず、そのため、外科用器具を手術部位から取り出すのが困難になる。

【０２４７】

ここで図１５６～１６１を見ると、例えばエンドエフェクタ１１３６０などのエンドエフェクタは、エンドエフェクタ１１３６０の発射部材が少なくとも部分的に発射された位置で動かなくても、エンドエフェクタ１１３６０のアンビル１１２６２を再開放できる発射部材を備えてよい。より具体的には、エンドエフェクタ１１３６０は、様々な場合において、アンビル１１２６２とカートリッジ１１２６４との間の相対移動を可能にするように構成され得る、分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂを備える、発射部材１１３６６を備えてよい。主に図１５７及び１５８を参照すると、分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂは、図１５８に示されるように、ロック１１３９０がロック状態にあるとき、ロック１１３９０によって互いに保持できる。それに対応して、ロック１１３９０がロック解除状態にあるとき、分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂは互いに対して移動できる。発射部材１１３６６の分離可能部１１３６６ａは、第１側部１１３６３ａと、第２側部１１３６７ａと、側部１１３６３ａ及び１１３６７ａの中間に配置される切断部材部１１３６５ａと、を備えてよい。様々な状況では、側部１１３６３ａ及び１１３６７ａは、図１５７及び１５８には示されず、内部に画定される開口部１１３９６ａを通って延在する１つ又は２つ以上のピンによって、切断部材部１１３６５ａに保持されてよい。発射部材１１３６６の分離可能部１１３６６ｂは、第１側部１１３６３ｂと、第２側部１１３６７ｂと、側部１１３６３ｂ及び１１３６７ｂの中間に配置される切断部材部１１３６５ｂと、を備えてよい。様々な状況では、側部１１３６３ｂ及び１１３６７ｂは、図１５７及び１５８には示されず、そこから延在する足部１１３９６ｂと係合する少なくとも１つの保持部材によって、切断部材部１１３６５ｂに保持されてよい。読者には理解されるように、上記保持ピンは、分離可能部１１３６３ａの様々な構成要素を互いに保持し、一方上記保持部材は、分離可能部１１３６３ｂの様々な構成要素を互いに保持する。これも読者には理解されるように、ロック１１３９０は、ロック位置にあるとき、分離可能部１１３６３ａ及び１１３６３ｂを互いに保持する。様々な場合では、主に図１５８を参照すると、ロック１１３９０は、第１の切断部材部１１３６５ａの第１ロック部１１３６１ａを係合するように構成されている第１ロック部材１１３９７ａと、加えて、第２の切断部材部１１３６５ｂの第２ロック部１１３６１ｂを係合するように構成されている第２ロック部材１１３９７ｂと、を備えてよい。第１ロック部１１３６１ａ及び第２ロック部１１３

６１ｂは、切断部材部１１３６５ａ及び１１３６５ｂを互いに協働的かつ取り外し可能に保持するように構成できる。様々な場合では、ロック部１１３９７ａ、１１３９７ｂは、切断部材部１１３６５ａ及び１１３６５ｂのそれぞれの切断面１１３９５ａ及び１１３９５ｂが、連続的又は少なくとも実質的に連続的な切断面を形成するように、切断部材部１１３６５ａ及び１１３６５ｂを互いに保持できる。再度図１５８を参照すると、ロック１１３９０のロック部１１３９７ａ、１１３９７ｂは、切断部材部１１３６５ａ及び１１３６５ｂのそれぞれのキー１１３６１ａ及び１１３６１ｂが協働的に係合し、保持されるように構成できる。様々な場合では、ロック部１１３９７ａ、１１３９７ｂは、ロック１１３９０がロック位置にあるとき、キー１１３６１ａ及び１１３６１ｂを収容するように構成されている、これらの間の凹部１１３９８を画定できる。ロック１１３９０が近位に引っ張られると、ロック部１１３９７ａ及び１１３９７ｂは、キー１１３６１ａ及び１１３６１ｂを係合解除できる。かかる時点では、ロック１１３９０はすでに、切断部材部１１３６５ａ及び１１３６５ｂを互いに保持できない。かかる状況では、その結果、分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂが互いに対して移動できる。例えば、分離可能部１１３６６ａは、ジョー１１２６２が再開放されると、ジョー１１２６２と共に移動でき、それに対応して、分離可能部１１３６６ｂは、カートリッジ１１２６４と共に留まることができる。上記のことから、発射部材１１３６６が、例えば、少なくとも部分的に発射された位置で動かなくなったとき、ロック１１３９０を近位に引っ張って、分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂをロック解除できる。

【０２４８】

上記のように、ロック１１３９０を近位に引っ張って、発射部材１１３６６の分離可能部１１３６６ａ及び１１３６６ｂをロック解除できる。ここで図１５９を見ると、ロックバー１１３９１によって、ロック１１３９０を近位に引っ張る、及び／又は遠位に押すことができる。ロックバー１１３９１は、エンドエフェクタ１１３６０内に配置でき、近位端１１３９２と、遠位端１１３９３と、を備えることができる。ロックバー１１３９１の遠位端１１３９３は、ロック１１３９０と係合してよい。より具体的には、少なくとも１つの実施形態では、遠位端１１３９３は、ロック１１３９０内に画定される細長スロット１１３９９内に摺動可能に配置され得る、そこから延在する突起部を備えてよい。ロック１１３９０を近位に引っ張るために、ロックバー１１３９１を、その突起部が細長スロット１１３９９の近位端１１３９４に接するまで近位に引っ張ってよく、このとき、ロックバー１１３９１の動きをロック１１３９０に伝達することができる。それに対応して、突起部は、ロック１１３９０を遠位に押すために、細長スロット１１３９９の遠位端１１３９５に接するように構成されてよい。読者には理解されるように、再度図１５６を参照すると、発射部材１１３６６は、上記のように、ロックバーの突起部がそこを通って延在でき、ロック１１３９０を係合できるように構成され得る、内部に画定される１つ又は２つ以上の長手方向スロット１１３６９を備えてよい。

【０２４９】

上記に加え、主に図１５６及び１６０を参照すると、ロックバー１１３９１の近位端１１３９２は、外科用器具のシャフト１１３４０のロック作動装置１１３４８によって係合されるように構成されている、取り付け部を備えてよい。主に図１６０を参照すると、ロック作動装置１１３４８は、例えば、ロックバー１１３９１の近位端１１３９２を収容するように構成され得る、ノッチを備える遠位端１１３４９を備えてよい。ロック作動装置１１３４８は、ロック作動装置１１３４８及びロックバー１１３９１を、それぞれ近位及び／又は遠位に移動するため、外科用器具のユーザーによって近位に引っ張られ及び／又は遠位に押され得る、近位端１１３４７を更に備えてよい。使用中、ロックバー１１３９１の近位端１１３９２は、エンドエフェクタ１１３６０がシャフト１１３４０に組み付けられるとき、ロック作動装置１１３４８の遠位端１１３４９に組み付けられ得る。

【０２５０】

上記のように、モーターを利用して、エンドエフェクタから締結具を展開する、及び／又はエンドエフェクタ内に捕捉された組織を切開するため、発射部材前進及び／又は後退

させることができる。様々な場合では、モーターは、回転可能な駆動シャフトを備えてよく、その回転を平行移動に転換し、例えば、切断部材及び／又はステープルドライバなどの発射部材に伝えることができる。少なくとも１つのこのような場合では、回転可能な駆動シャフトは、その内部に画定されるねじ付き開口部を含むカラーと、ねじ止めにより係合されるねじ付き部分を備えてよく、使用中、駆動シャフトの回転により、駆動シャフトの回転方向に依存して、カラーを遠位に前進させる、及び／又はカラーを近位に後退させるように、カラーの回転を制限できる。特定の場合では、発射部材が動かなくなる、及び／又は別の方法で、所望の、若しくは既定の最大力、つまりトルクを超える力、つまりトルクに遭遇する場合がある。ここで図１６２～１６７を見ると、モーターアセンブリ１２０００は、モーター１２０１０と、シャフト１２０２０と、滑りクラッチアセンブリ１２０３０と、を備えてよく、滑りクラッチアセンブリ１２０３０は、モーター１２０１０がシャフト１２０２０に伝えることができる力、つまりトルクを制限できる。様々な場合では、主に図１６２及び１６３を参照すると、滑りクラッチアセンブリ１２０３０は、モーター１２０１０の回転可能な駆動出力部１２０１２と、シャフト１２０２０との間にトルクを伝達できる。ここで図１６５～１６７を参照すると、駆動出力部１２０１２は、様々な場合において、実質的に環状の外側輪郭部１２０１１と、平坦、又は少なくとも実質的に平坦であってよい移行面１２０１４と、を備えてよい。駆動出力部１２０１２の外側輪郭は、環状の輪郭部１２０１１と平面１２０１４との間に画定される第１駆動ショルダ１２０１６と、加えて、平面１２０１４の反対側末端部と環状の輪郭部１２０１１との間に画定される第２駆動ショルダ１２０１８と、を更に備えてよい。

【０２５１】

図１６５～１６７にも示されるように、滑りクラッチアセンブリ１２０３０は、付勢要素、つまりばね１２０３６によって、駆動出力部１２０１２と係合するように付勢される、駆動要素１２０３４を備えてよい。駆動要素１２０３４は、駆動要素１２０３４のハウジング１２０３７に対する移動が、軸に沿って画定できるように、滑りクラッチアセンブリ１２０３０のハウジング１２０３７内に画定される保持スロット内に、少なくとも部分的に配置されてよい。読者には理解されるように、ハウジング１２０３７及びシャフト１２０２０が互いに同調して回転するように、滑りクラッチアセンブリのハウジング１２０３７をシャフト１２０２０に装着してよい。これも読者には理解されるように、少なくとも特定の状況では、駆動要素１２０３４は、駆動出力部１２０１２の回転運動をハウジング１２０３７に伝えることができる。より具体的には、駆動出力部１２０１２が、矢印１２０１７で示されるように第１方向に回転して、発射部材を遠位に前進させるとき、第１駆動ショルダ１２０１６が駆動要素１２０３４に接触するまで、駆動出力部１２０１２を駆動要素１２０３４に対して回転できる。読者には理解されるように、付勢部材１２０３６が、駆動要素１２０３４の半径方向外側への移動に抵抗できる、又は少なくとも十分に抵抗できる限り、第１駆動ショルダ１２０１６は、駆動要素１２０３４に接触したまま維持できる。駆動要素１２０３４が第１駆動ショルダ１２０１６に接触している限り、モーター１２０１０は、発射部材を遠位に前進させる方向にシャフト１２０２０を回転できる。様々な場合では、モーター１２０１０は、駆動出力部１２０１２の第１駆動ショルダ１２０１６が駆動要素１２０３４によって滑り、その結果、駆動出力部１２０１２が、駆動要素１２０３４、滑りクラッチハウジング１２０３７、及びシャフト１２０２０に対して回転するように、駆動要素１２０３４を半径方向外側にずらすのに十分大きいトルクを、駆動出力部１２０１２に加えることができる。別の言い方をすれば、駆動出力部１２０１２に加えられたトルクが既定の、つまり最大トルクを超えるとき、駆動要素１２０３４は無効になり、モーター１２０１０から動作可能に係合解除され得る。駆動出力部１２０１２に加えられたトルクがこの既定の、つまり最大トルクを下回るとき、駆動要素１２０３４は、第１駆動ショルダ１２０１６を再係合でき、その結果、シャフト１２０２０がモーター１２０１０の駆動出力部１２０１２によって回転されるように、シャフト１２０２０をモーター１２０１０と動作可能に再係合できる。

【０２５２】

上記に加え、駆動出力部１２０１２が、矢印１２０１９で示されるように第２方向に回転して、発射部材を近位に後退させるとき、第２駆動ショルダ１２０１８が駆動要素１２０３４に接触するまで、駆動出力部１２０１２を駆動要素１２０３４に対して回転できる。読者には理解されるように、付勢部材１２０３６が、駆動要素１２０３４の半径方向外側への移動に抵抗できる、又は少なくとも十分に抵抗できる限り、第２駆動ショルダ１２０１８は、駆動要素１２０３４に接触したまま維持できる。駆動要素１２０３４が第２駆動ショルダ１２０１８に接触している限り、モーター１２０１０は、発射部材を近位に後退させる方向にシャフト１２０２０を回転できる。様々な場合では、モーター１２０１０は、駆動出力部１２０１２の第２駆動ショルダ１２０１８が駆動要素１２０３４によって滑り、その結果、駆動出力部１２０１２が、駆動要素１２０３４、滑りクラッチハウジング１２０３７、及びシャフト１２０２０に対して回転するように、駆動要素１２０３４を半径方向外側にずらすのに十分大きいトルクを、駆動出力部１２０１２に加えることができる。別の言い方をすれば、駆動出力部１２０１２に加えられたトルクが既定の、つまり最大トルクを超えるとき、駆動要素１２０３４は無効になり、モーター１２０１０から動作可能に係合解除され得る。駆動出力部１２０１２に加えられたトルクがこの既定の、つまり最大トルクを下回るとき、駆動要素１２０３４は、第２駆動ショルダ１２０１８を再係合でき、その結果、シャフト１２０２０がモーター１２０１０の駆動出力部１２０１２によって回転されるように、シャフト１２０２０をモーター１２０１０と動作可能に再係合できる。

【０２５３】

様々な場合では、上記に加え、第１駆動ショルダ１２０１６及び第２駆動ショルダ１２０１８は、同じ構成を備えてよい。特定の場合では、第１駆動ショルダ１２０１６は第１曲率半径によって画定されてよく、第２駆動ショルダ１２０１８は第２曲率半径によって画定されてよい。いくつかの場合では、第１曲率半径は第２曲率半径と同じであってよい。このような場合では、駆動出力部１２０１２が第１方向１２０１７に回転しているときに、モーター１２０１０が加えることができる最大の、つまり滑りトルクは、駆動出力部１２０１２が第２方向１２０１９に回転しているときに、モーター１２０１０が加えることができる最大の、つまり滑りトルクと、同じ、又は実質的に同じであってよい。いくつかの場合では、第１曲率半径は第２曲率半径と異なっていてよい。このような場合では、駆動出力部１２０１２が第１方向１２０１７に回転しているときに、モーター１２０１０が加えることができる最大の、つまり滑りトルクは、駆動出力部１２０１２が第２方向１２０１９に回転しているときに、モーター１２０１０が加えることができる最大の、つまり滑りトルクと、異なっていてよい。少なくとも１つのこのような場合では、第１曲率半径は第２曲率半径より大きくてよく、その結果、第１方向１２０１７の最大の、つまり滑りトルクは、第２方向１２０１９の最大の、つまり滑りトルクより小さくてよい。別の言い方をすれば、モーター１２０１０は、発射要素が前進しているときより、発射要素が後退しているときに、より大きいトルクをシャフト１２０２０に加えることができる。このような場合は、発射要素を後退させて、外科用器具のエンドエフェクタを、例えば再開放し、組織からクランプを外すことが望ましいときに有利であり得る。少なくとも１つの場合では、第１曲率半径は第２曲率半径より小さくてよく、その結果、第１方向１２０１７の最大の、つまり滑りトルクは、第２方向１２０１９の最大の、つまり滑りトルクより大きくてよい。別の言い方をすれば、モーター１２０１０は、発射要素が後退しているときより、発射要素が前進しているときに、より大きいトルクをシャフト１２０２０に加えることができる。

【０２５４】

上記に加え、主に図１６３及び１６４を参照すると、付勢部材１２０３６は、滑りクラッチハウジング１２０３７内に画定される周方向溝１２０３１内に配置される、ばねカラー１２０３２によって弾性的に支持されてよい。このような場合では、ばねカラー１２０３２及び付勢部材１２０３６を協働させ、半径方向内側に付勢力を加え、及び／又は駆動要素１２０３４の半径方向外側への移動に抵抗できる。様々な場合では、ばねカラー１２

０３２は、第１自由末端部１２０３３と、第２自由末端部１２０３４と、を備える環状本体を備えてよく、環状本体は、半径方向外側に上記力が加えられると弾性的に拡大し、半径方向外側への力がなくなる又は少なくなると弾性的に収縮できる。このような場合では、ばねカラー１２０３２の第１自由末端部１２０３３は、第２自由末端部１２０３４に対して移動できる。

【０２５５】

本明細書において開示される装置は、１回の使用の後に廃棄されるように設計されてもよいし、又は複数回使用されるように設計されてもよい。しかしながら、いずれの場合も、装置は少なくとも１回の使用後に再使用のために再調整することができる。再調整は、装置の分解と、これに続く洗浄と、又は特定部品の交換と、及びその後の再組み付けと、の任意の組み合わせを含むことができる。詳細には、装置は分解可能であり、装置の任意の数の特定の部品又は部材を、任意の組み合わせで選択的に交換又は取り外すことができる。特定の部材の洗浄及び／又は交換に際し、装置を再調整施設において、あるいは外科手術の直前に手術チームが再組み付けしてから、その後の使用に供することができる。当業者であれば、装置の再調整に、分解、洗浄／交換、及び再組み付けのための様々な技術を利用できる点が認識されるであろう。かかる技術、及び結果として得られる再調整された装置の使用は、全て本発明の範囲内にある。

【０２５６】

好ましくは、本明細書に記載する発明は、手術の前に処理されるであろう。まず、新品の又は使用済みの器具が入手され、必要に応じて洗浄される。次いで器具を滅菌してもよい。１つの滅菌法では、プラスチック又はＴＹＶＥＫバッグなどの閉鎖及び封止容器に器具を入れる。次いで容器及び器具を、ガンマ線、Ｘ線又は高エネルギー電子線などの、容器を貫入することができる放射線野の中に置く。この放射線によって器具の表面上及び容器内の細菌が死滅する。次に、滅菌された器具を滅菌容器に格納することができる。封止された容器は、医療設備において開封されるまで器具を滅菌状態に保つ。

【０２５７】

全体又は部分において、参照により本明細書に組み込まれるとされるいずれの特許公報又は他の開示物も、援用される内容が現行の定義、記載、又は本開示に記載されている他の開示物と矛盾しない範囲でのみ本明細書に組み込まれるものとする。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に組み込まれるものとするが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾する任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ組み込まれるものとする。

【０２５８】

例示の設計を有するものとして本発明について記載してきたが、本発明は、本開示の趣旨及び範囲内で更に修正されてもよい。したがって、本出願は、その一般的原理を使用する本発明のあらゆる変形、使用法、又は適応を包含するものとする。更に、本出願は、かかる逸脱を、本発明が関連する分野において知られてきているか又は慣例になってきているものとして包含するものとする。

【０２５９】

〔実施の態様〕

（１）　内視鏡下手術中のフィードバックを表示するために外科用器具と信号通信するシステムであって、

タッチセンシティブインターフェイスを備えるスクリーンであって、前記タッチセンシティブインターフェイスは、少なくとも１つの入力を受信するように構成されている、スクリーンと、

前記スクリーン上に示される第１層であって、前記第１層は、前記外科用器具からの一次フィードバックを含む、第１層と、

前記スクリーン上に示される第２層であって、前記第２層は、前記外科用器具からの二

次フィードバックを含む、第２層と、を備え、前記第２層が、少なくとも部分的に前記第１層に重なっており、前記タッチセンシティブインターフェイスへの少なくとも１つの入力が、前記第１層の前記一次フィードバックに対して前記第２層の前記二次フィードバックを操作するように構成されている、システム。
（２）　前記一次フィードバックが、前記外科用器具のビデオフィードバックを含む、実施態様１に記載のシステム。
（３）　前記二次フィードバックが、前記外科用器具によって検出されたデータを含む、実施態様２に記載のシステム。
（４）　前記少なくとも１つの入力が、前記外科用器具によって検出された前記データのうち少なくとも１つのデータを、前記第２層に示された前記外科用器具に対して、前記スクリーン上の特定の位置にドラッグすることを含む、実施態様３に記載のシステム。
（５）　前記少なくとも１つの入力が前記二次フィードバックの一部を選択することを含み、前記二次フィードバックの前記一部が前記外科用器具の特徴部に対応し、前記二次フィードバックの前記選択された一部が、前記第１層に示された前記外科用器具の対応する特徴部付近の前記スクリーン上の位置に自身を位置付ける、実施態様１に記載のシステム。
【０２６０】
（６）　前記スクリーン上の前記位置が、前記第１層に示された前記外科用器具の対応する特徴部に重なる、実施態様５に記載のシステム。
（７）　前記少なくとも１つの入力が、複数の位置間で前記二次フィードバックを移動させることを含む、実施態様１に記載のシステム。
（８）　前記少なくとも１つの入力が、複数の単位系間で前記二次フィードバックを変換することを含む、実施態様１に記載のシステム。
（９）　前記少なくとも１つの入力が、数値表示とグラフ表示との間で前記二次フィードバックを変換することを含む、実施態様１に記載のシステム。
（１０）　前記少なくとも１つの入力が、前記二次フィードバックをサイズ変更することを含む、実施態様１に記載のシステム。
【０２６１】
（１１）　前記タッチセンシティブインターフェイス及び前記外科用器具と信号通信するコントローラを更に備え、前記コントローラは、前記少なくとも１つの入力に基づいて前記外科用器具を選択的に制御する、実施態様１に記載のシステム。
（１２）　内視鏡器具と信号通信する装置であって、
前記内視鏡器具からのビデオフィードバックの下層表示と、
前記内視鏡器具からの動的フィードバックの上層表示と、
動的フィードバックの前記上層表示を、ビデオフィードバックの前記下層表示に対して操作するための、操作手段と、を備える、装置。
（１３）　動的フィードバックの前記上層表示が、前記内視鏡器具によって検出された情報を含む、実施態様１２に記載の装置。
（１４）　前記操作手段がタッチスクリーンを含む、実施態様１２に記載の装置。
（１５）　外科用器具と共に使用するためのシステムであって、
タッチセンシティブインターフェイスを備えるスクリーンであって、前記外科用器具からのフィードバックが、前記スクリーン上に示されるように構成されており、前記フィードバックが、
内視鏡ビデオフィードと、
前記内視鏡ビデオフィードの少なくとも一部に重なっている前記外科用器具の状態と、を含む、スクリーンと、
前記タッチセンシティブインターフェイス及び前記外科用器具と信号通信するコントローラであって、前記コントローラは、前記タッチセンシティブインターフェイスへの入力に基づいて前記外科用器具を選択的に制御する、コントローラと、を備える、システム。
【０２６２】

（１６）　前記コントローラが前記外科用器具と無線通信する、実施態様１５に記載のシステム。
（１７）　前記外科用器具が限界閾値を備え、前記コントローラが前記限界閾値を超えるように前記外科用器具を制御する、実施態様１５に記載のシステム。
（１８）　前記タッチセンシティブインターフェイスが、前記外科用器具の少なくとも一部の操作可能概略図を備え、前記操作可能概略図の操作により、前記外科用器具の対応する少なくとも一部を制御するように構成されている、実施態様１５に記載のシステム。
（１９）　前記操作可能概略図が、前記内視鏡ビデオフィードに対して移動可能である、実施態様１８に記載のシステム。
（２０）　前記タッチセンシティブインターフェイスが複数の制御部を備え、前記複数の制御部が調整可能である、実施態様１５に記載のシステム。

【図１】

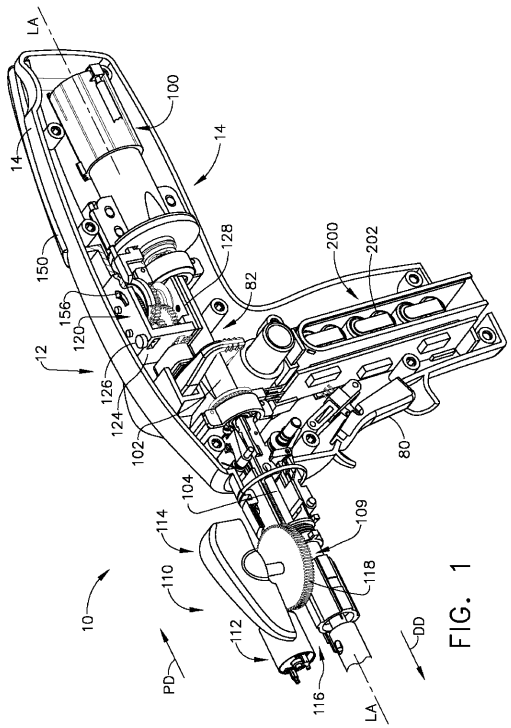


FIG. 1

【図２】

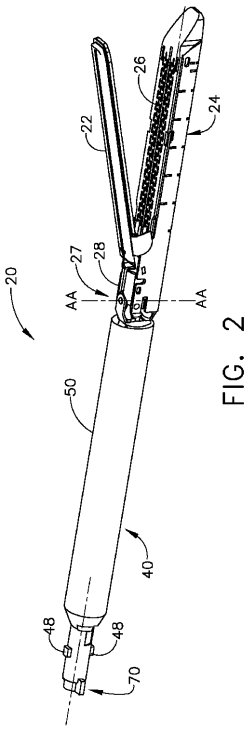


FIG. 2

【図３】

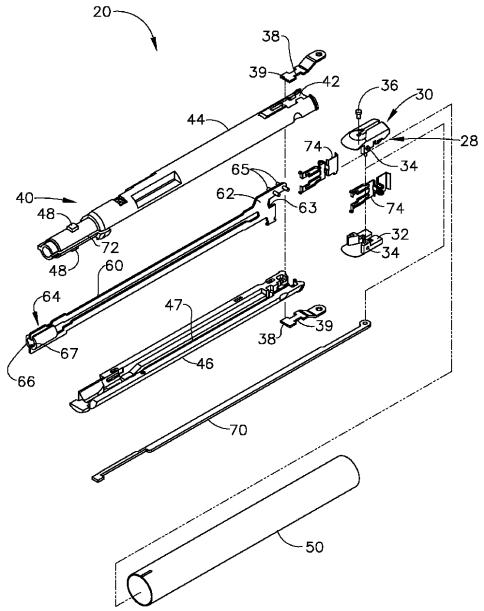


FIG. 3

【図４】

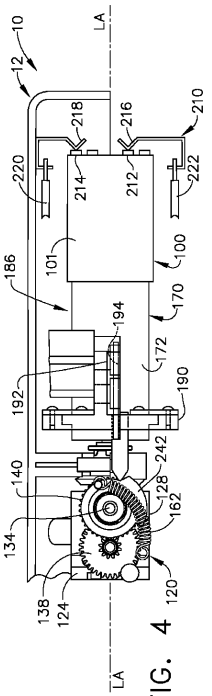


FIG. 4

【図５】

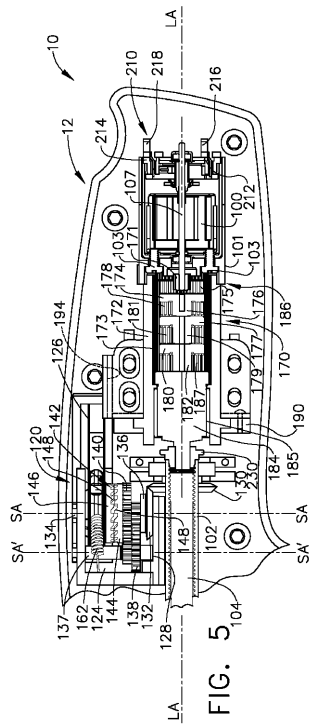


FIG. 5

【図６】

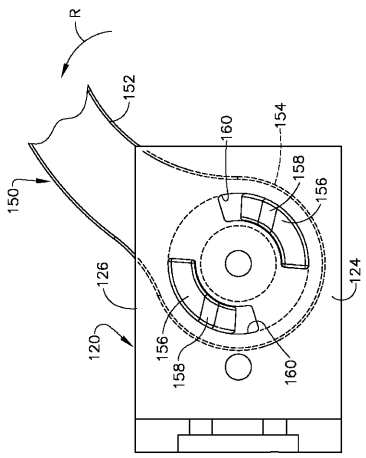


FIG. 6

【図７】

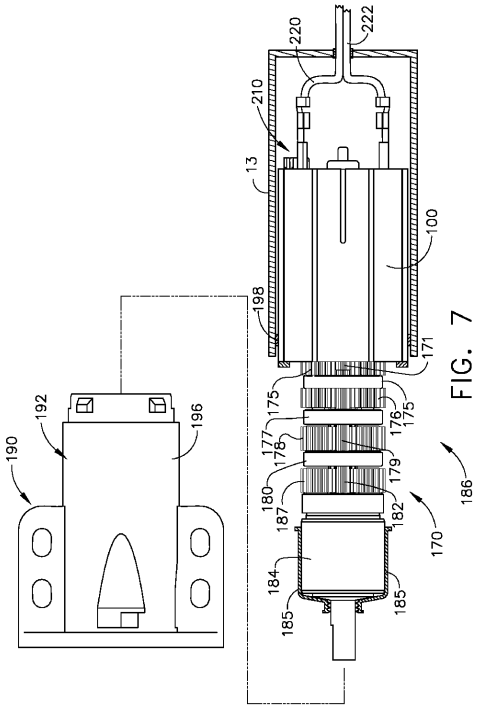


FIG. 7

【図８】

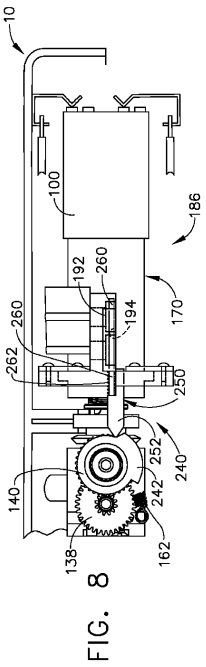


FIG. 8

【図９】

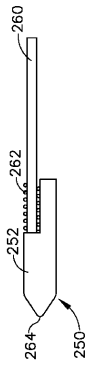


FIG. 9

【図１０】

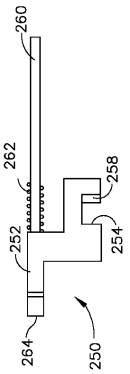


FIG. 10

【図１１】

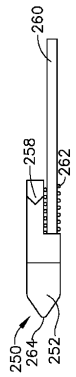


FIG. 11

【図１２】

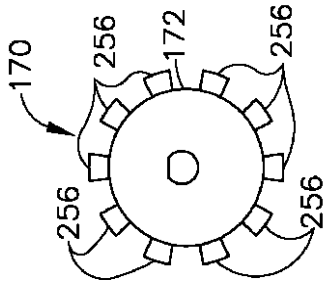


FIG. 12

【図１３】

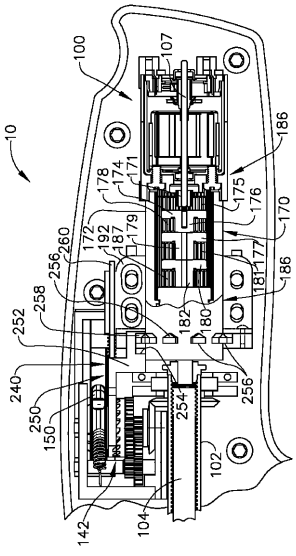


FIG. 13

【図１４】

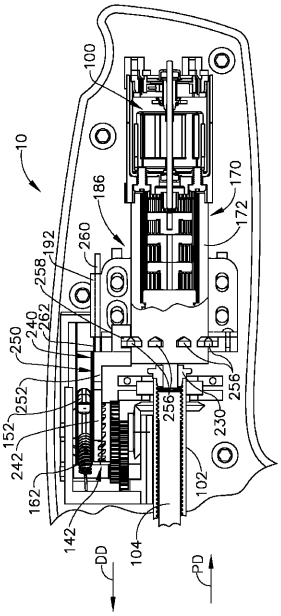


FIG. 14

【図１５】

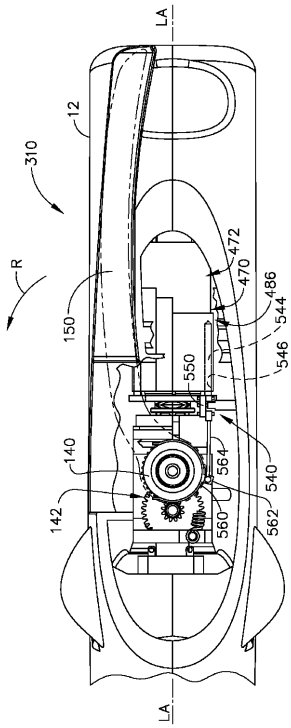


FIG. 15

【図１６】

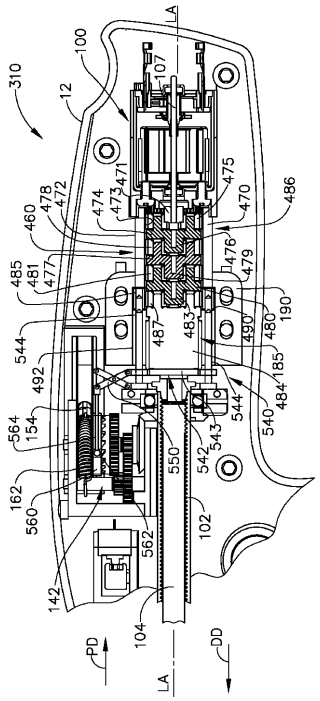


FIG. 16

【図１７】

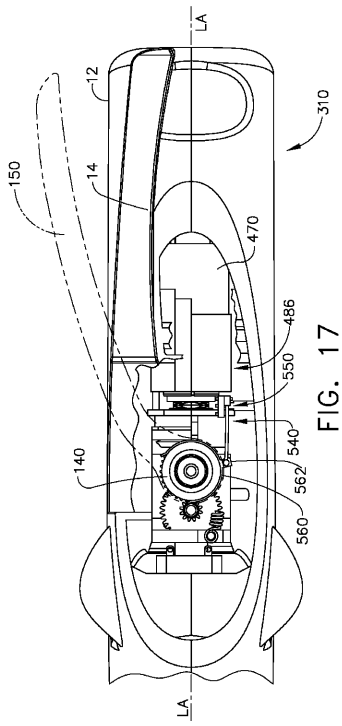


FIG. 17

【図１８】

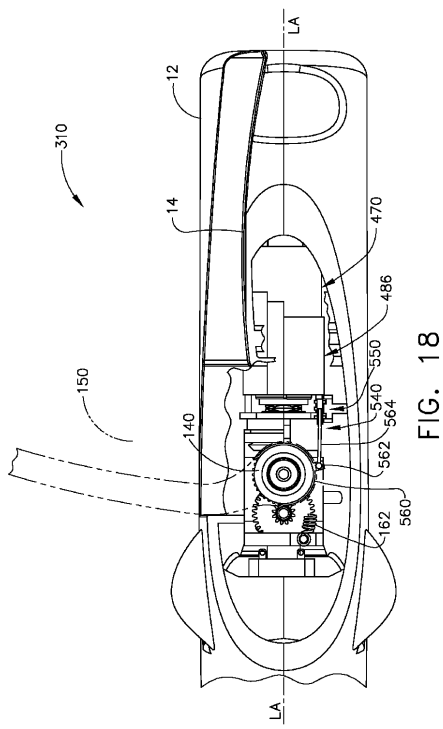


FIG. 18

【図１９】

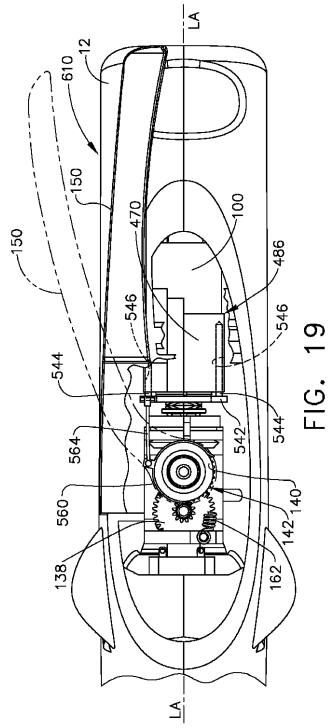


FIG. 19

【図２０】

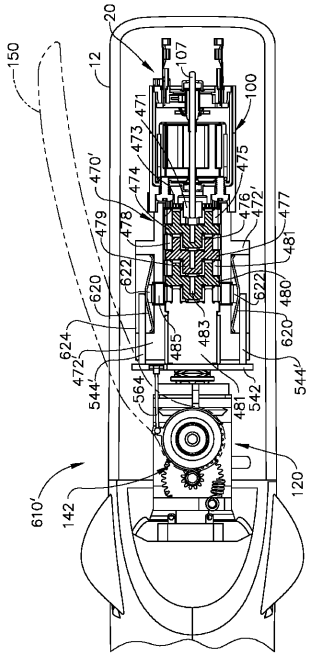


FIG. 20

【図２１】

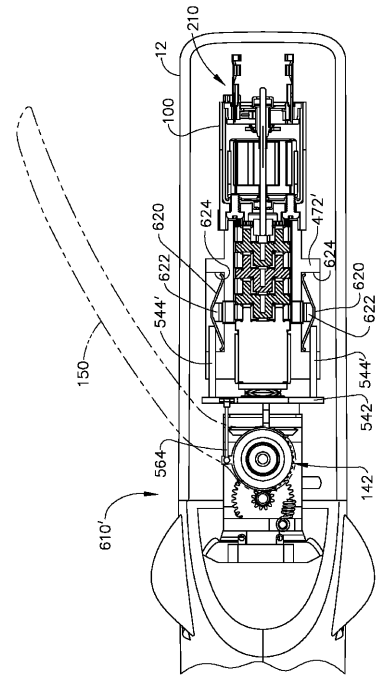


FIG. 21

【図２２】

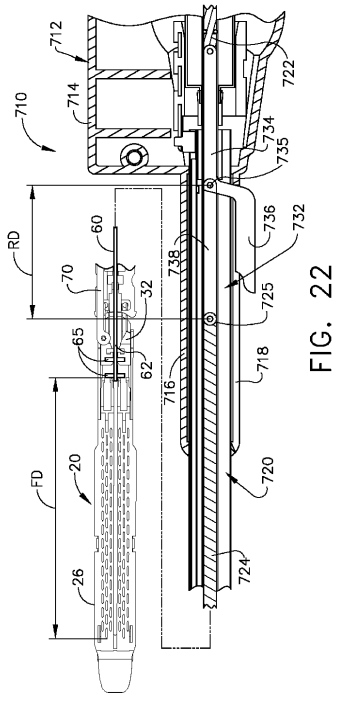


FIG. 22

【図２３】

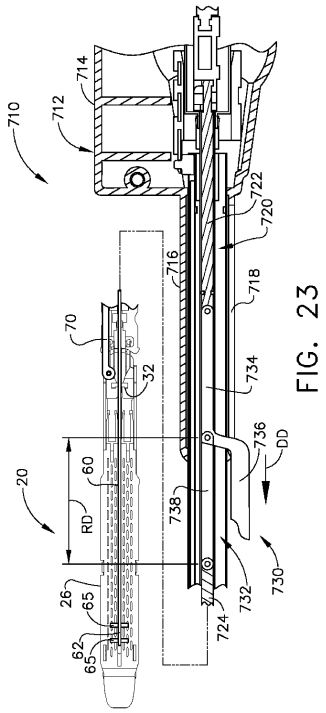


FIG. 23

【図２４】

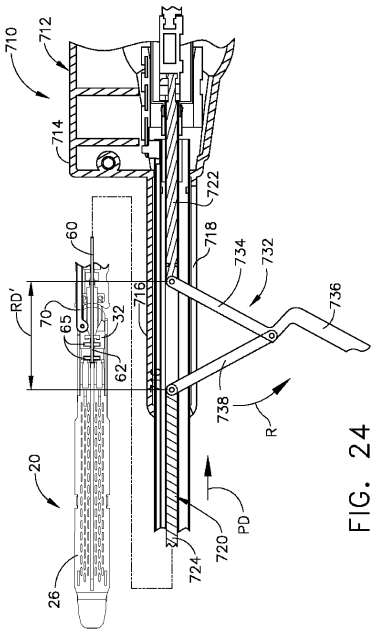
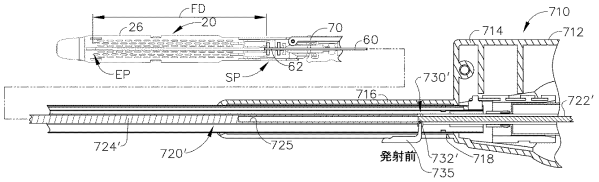
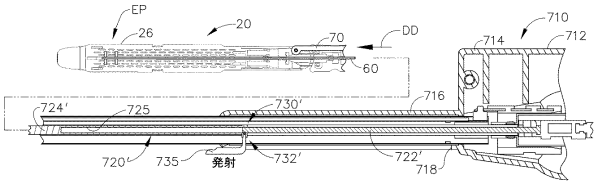


FIG. 24

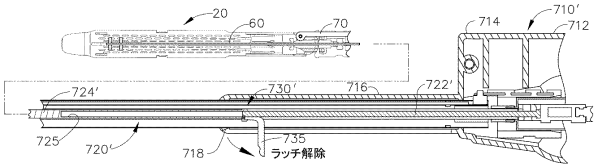
【図２５】



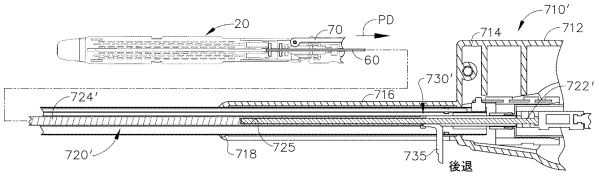
【図２６】



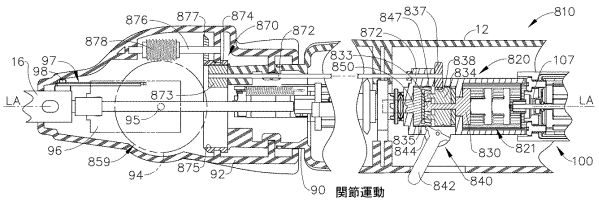
【図２７】



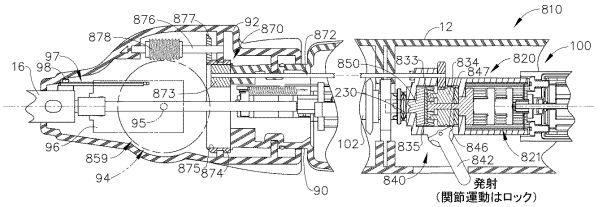
【図２８】



【図２９】



【図３０】



【図３１】

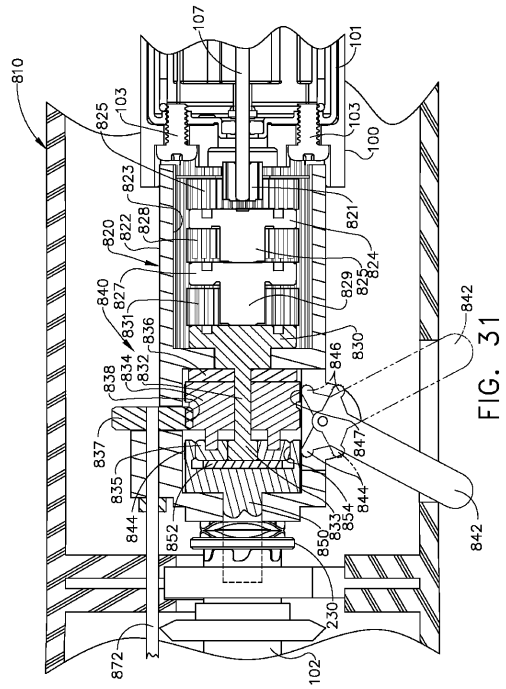


FIG. 31

【図３２】

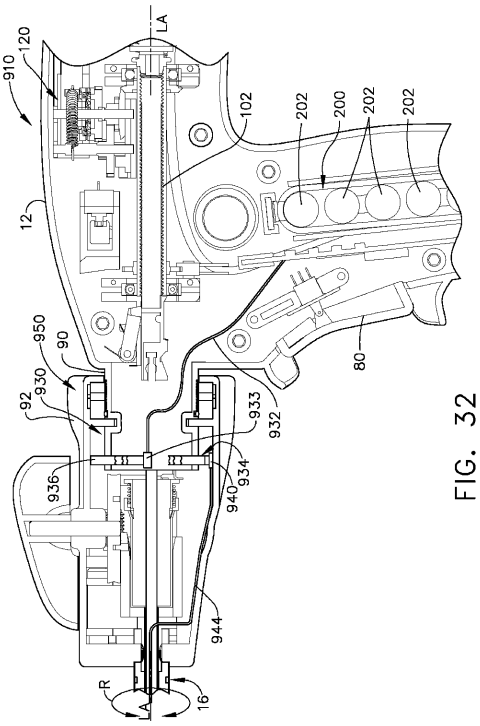


FIG. 32

【図３３】

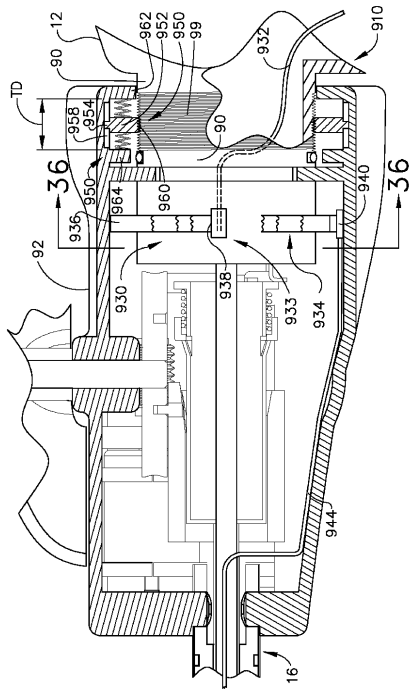


FIG. 33

【図３４】

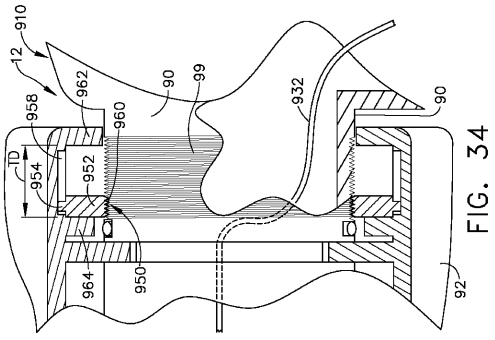


FIG. 34

【図３５】

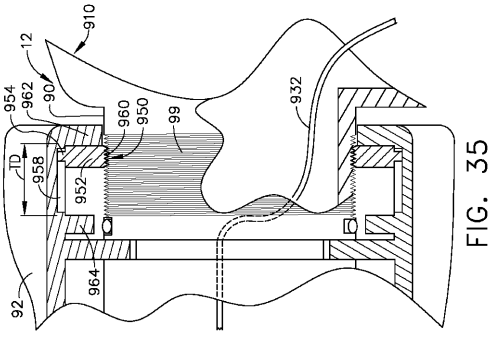


FIG. 35

【図３６】

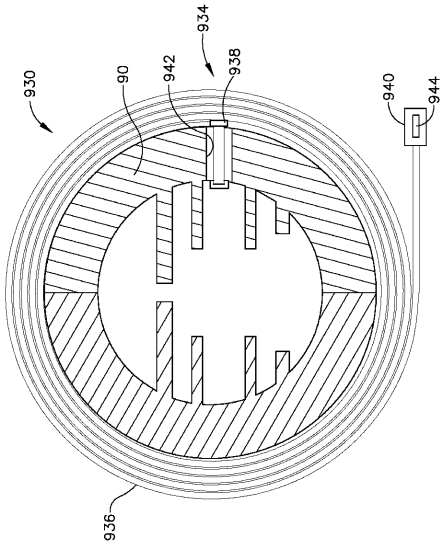


FIG. 36

【図３７】

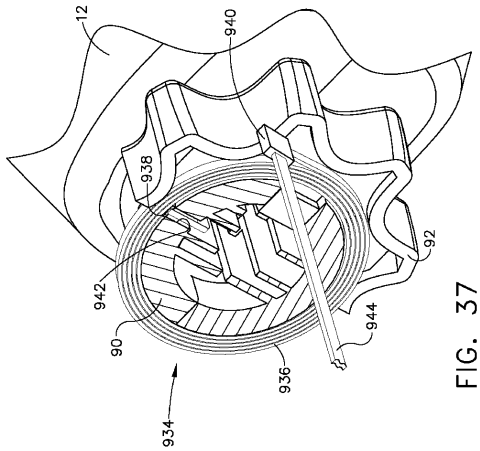


FIG. 37

【図３８】

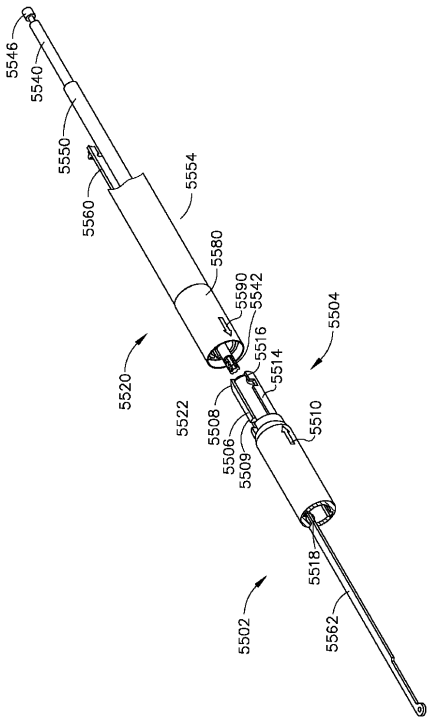


FIG. 38

【図３９】

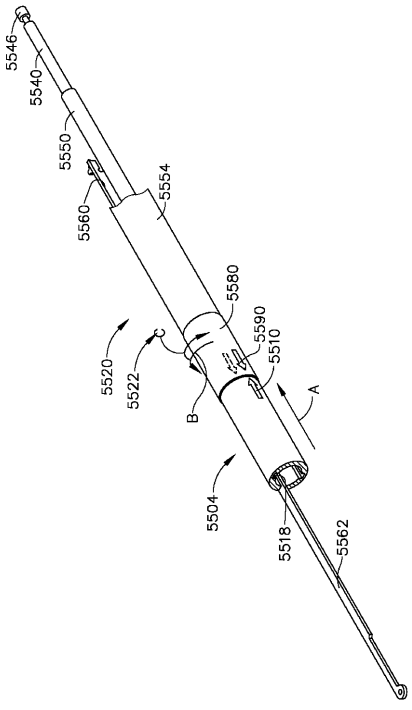


FIG. 39

【図４０】

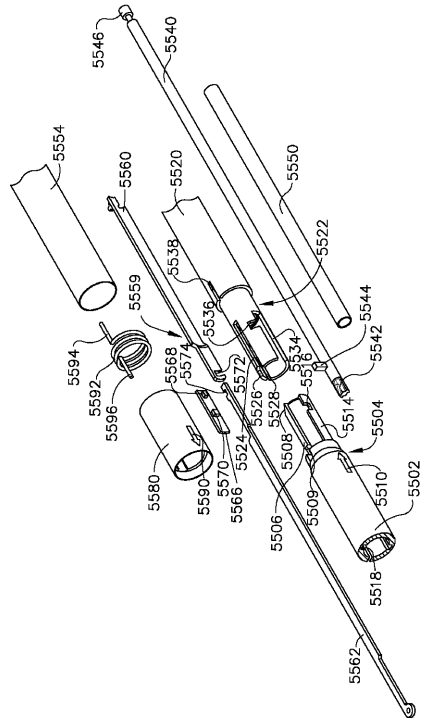


FIG. 40

【図４１】

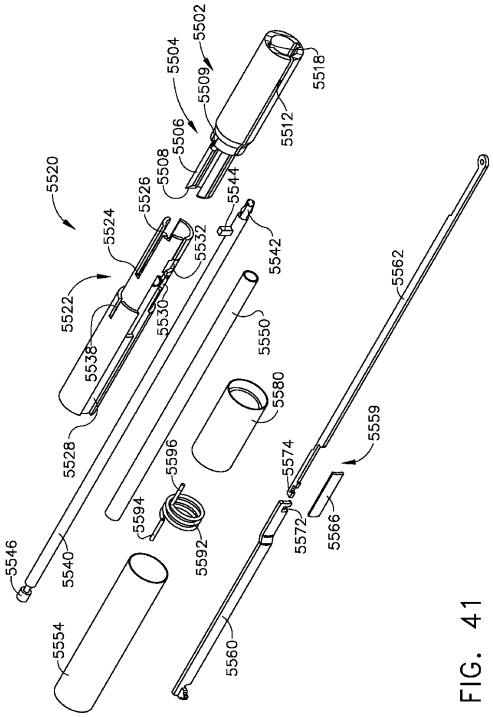


FIG. 41

【図４２】

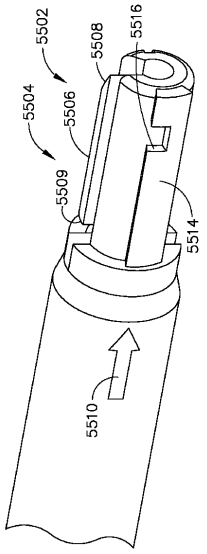


FIG. 42

【図４３】

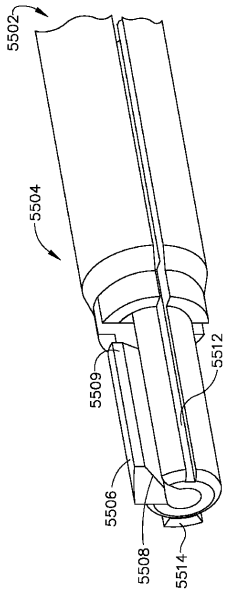


FIG. 43

【図４４】

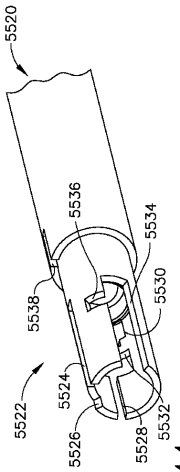


FIG. 44

【図４５】

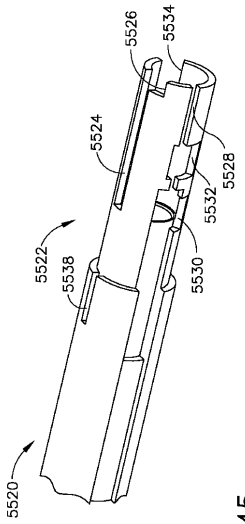


FIG.45

【図４６】

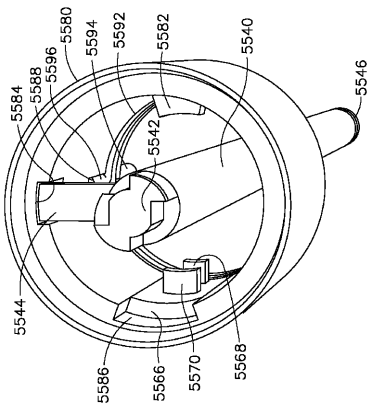


FIG. 46

【図４７】

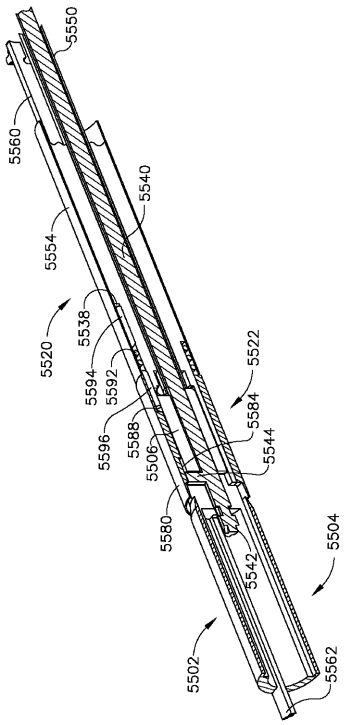


FIG. 47

【図４８】

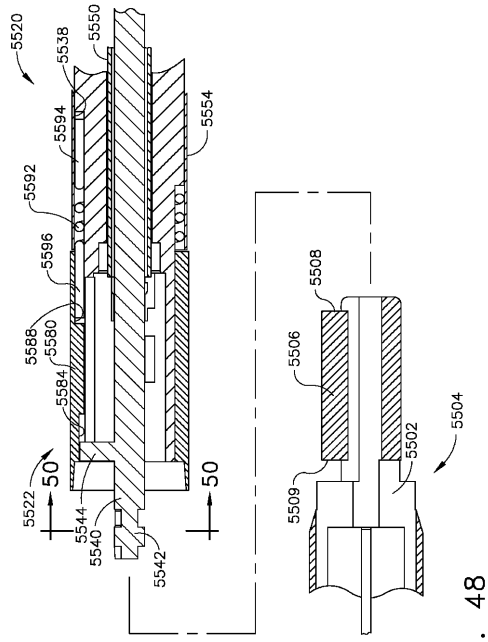


FIG. 48

【図４９】

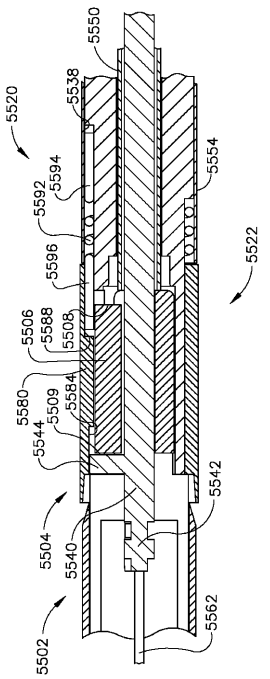


FIG. 49

【図５０】

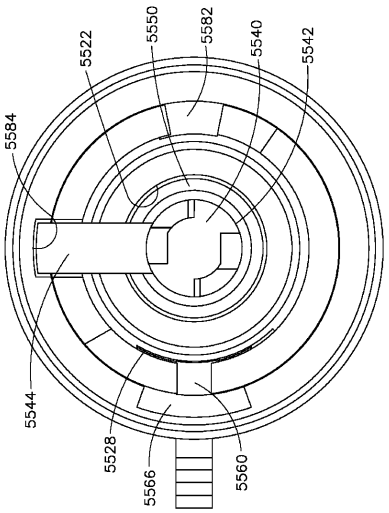


FIG. 50

【図５１】

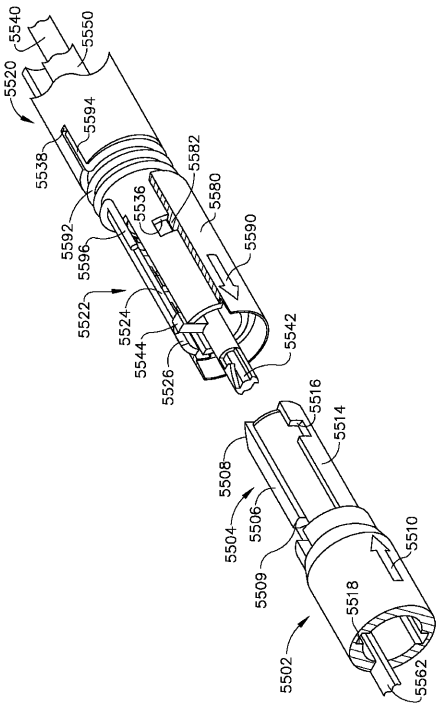


FIG. 51

【図５２】

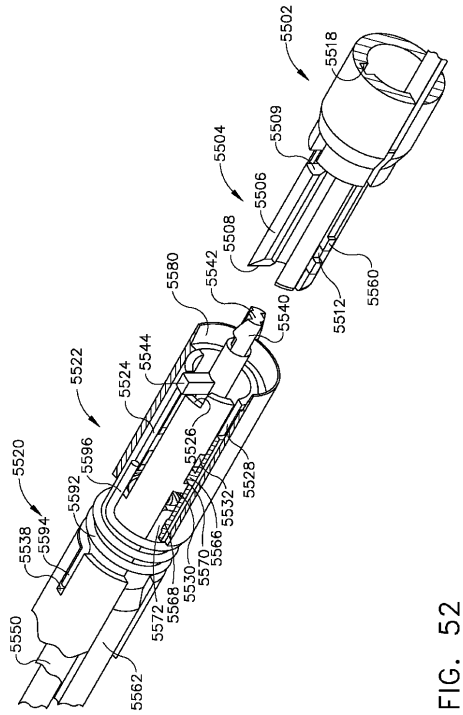


FIG. 52

【図５３】

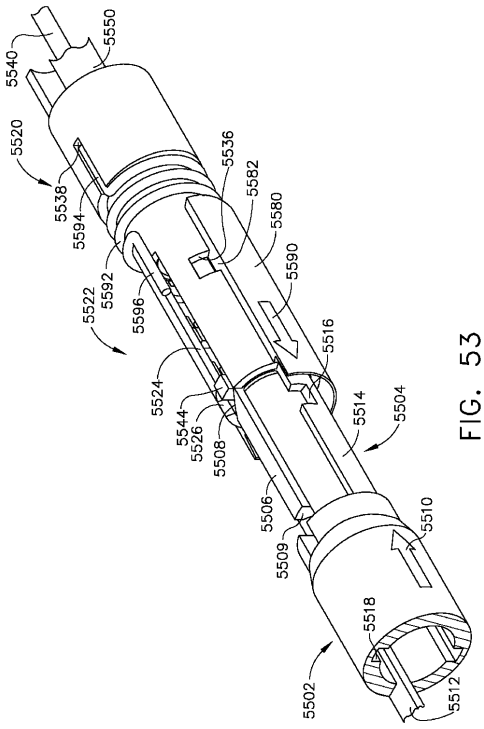


FIG. 53

【図５４】

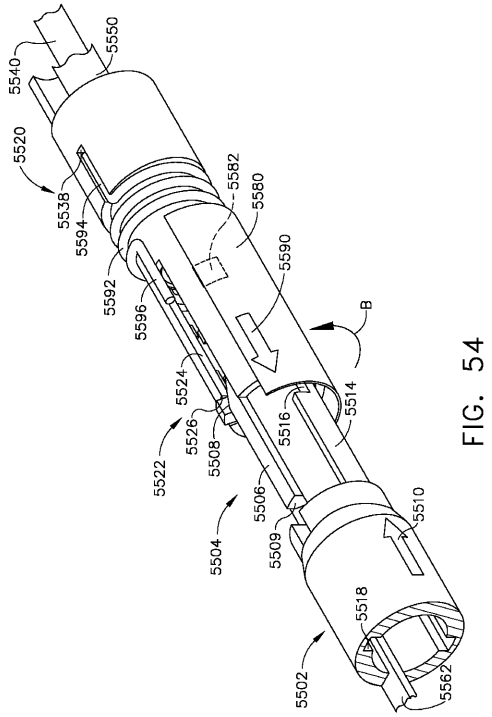


FIG. 54

【図５５】

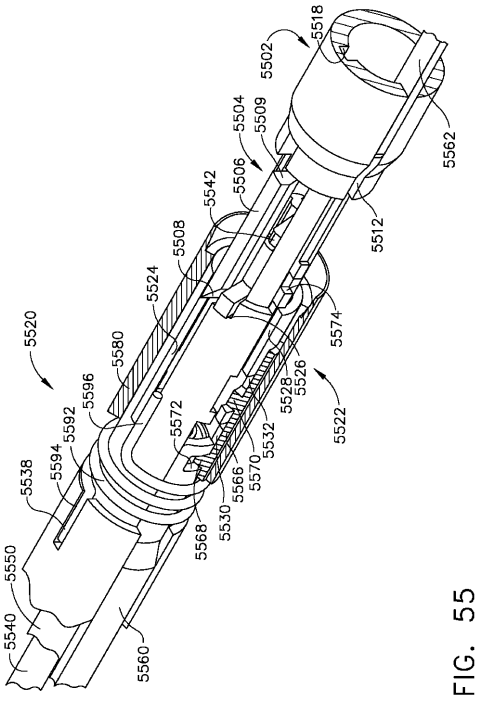


FIG. 55

【図５６】

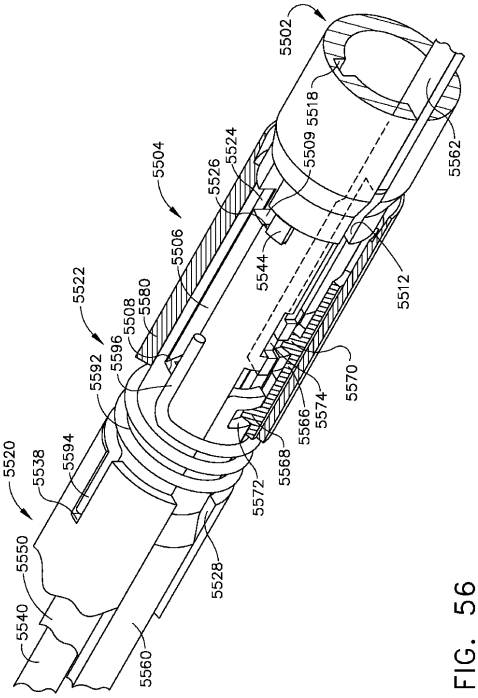


FIG. 56

【図５７】

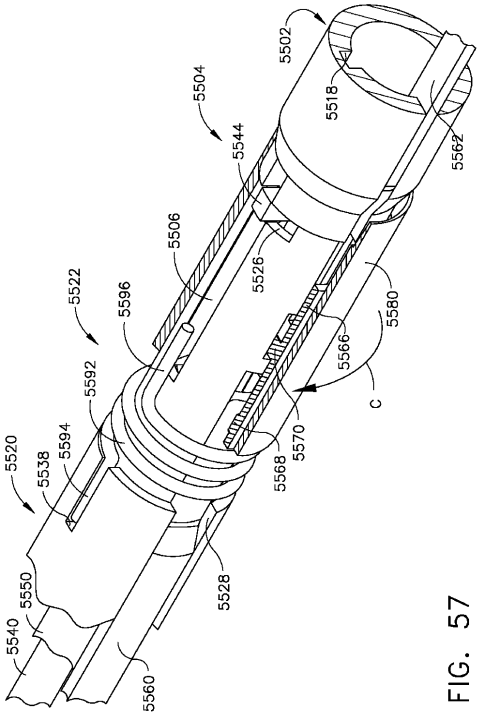


FIG. 57

【図５８】

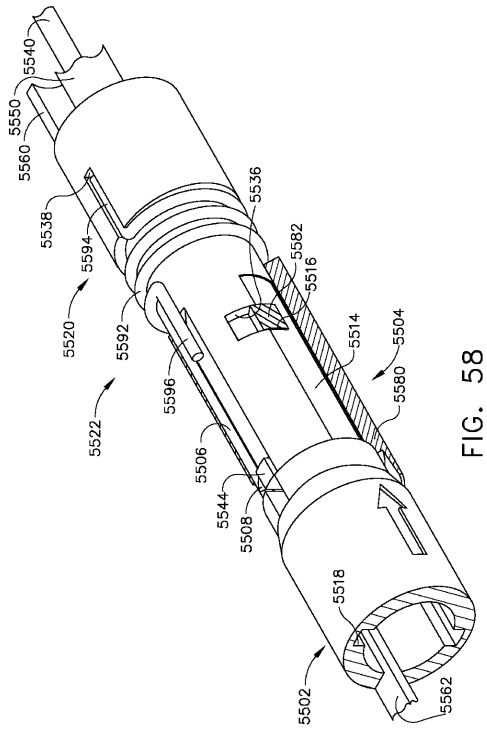


FIG. 58

【図５９】

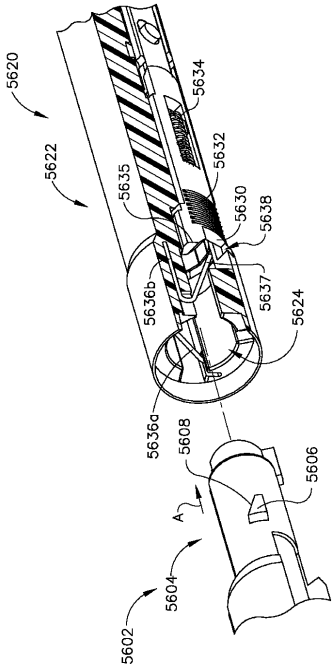


FIG. 59

【図６０】

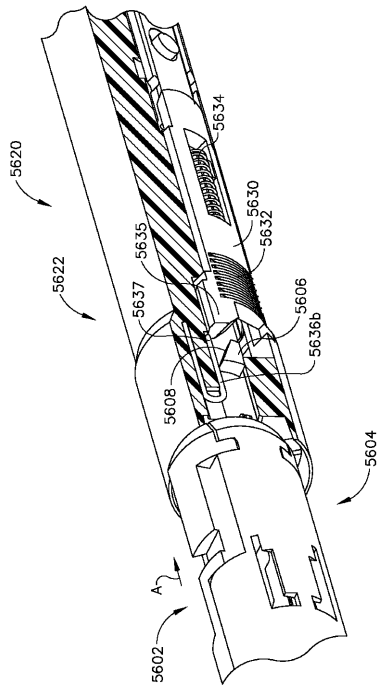


FIG. 60

【図６１】

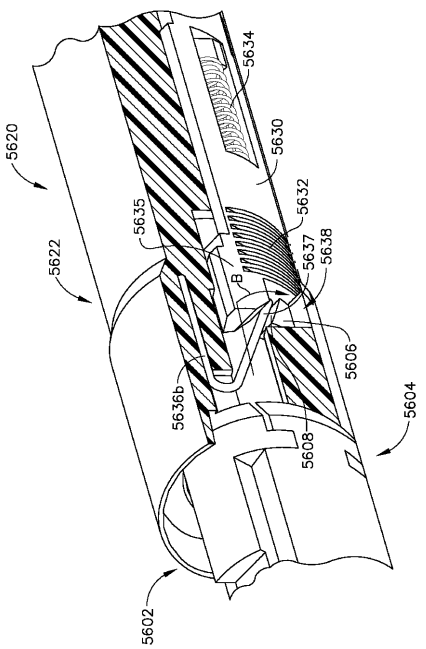


FIG. 61

【図６２】

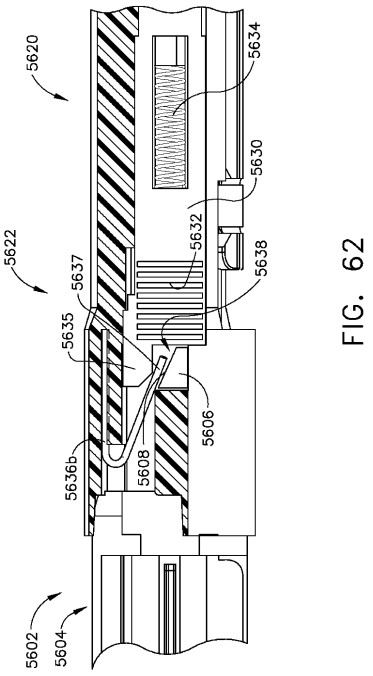


FIG. 62

【図６３】

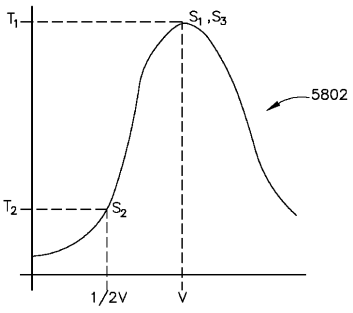


FIG. 63

【図６４（ａ）】

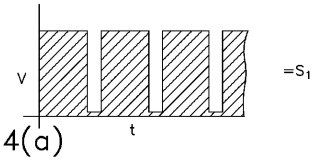


FIG. 64(a)

【図６４（ｂ）】

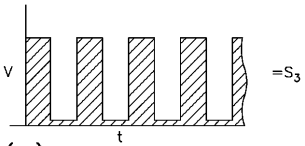
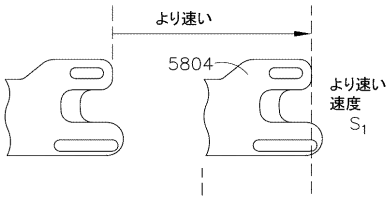
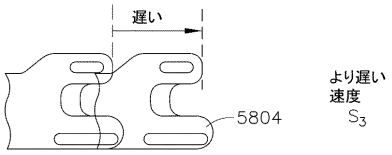


FIG. 64(b)

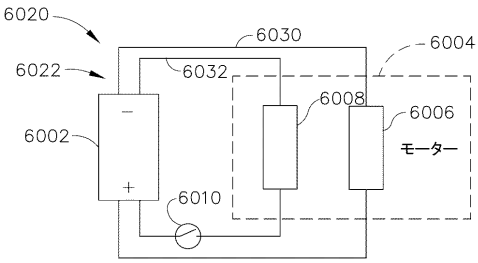
【図６５（ａ）】



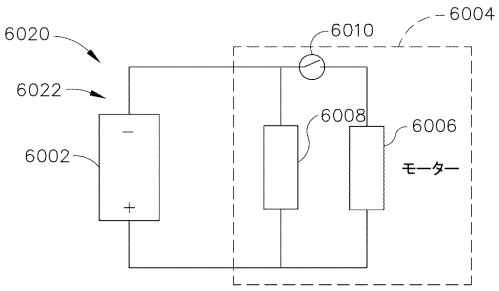
【図６５（ｂ）】



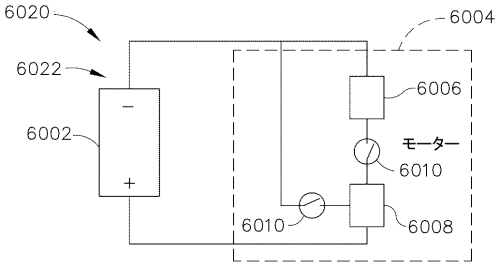
【図６６（ａ）】



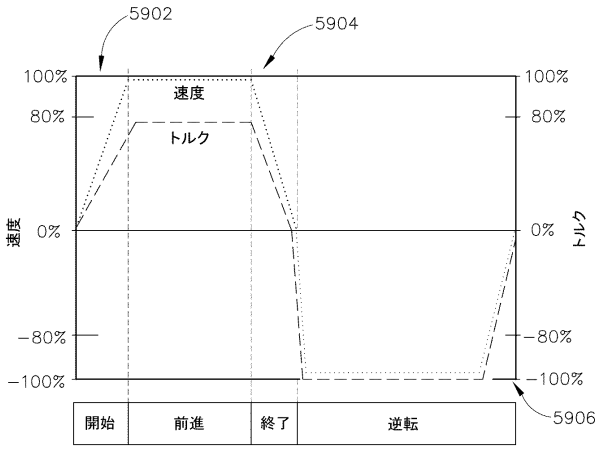
【図６６（ｂ）】



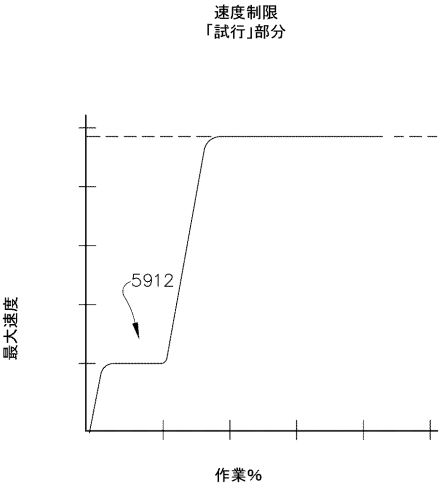
【図６６（ｃ）】



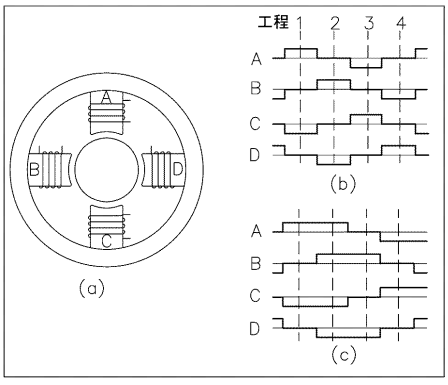
【図６７】



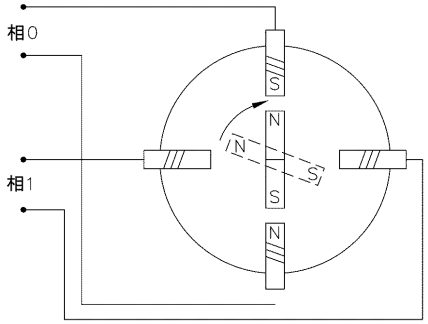
【図６８】



【図６９】



【図７０】



【図７１】

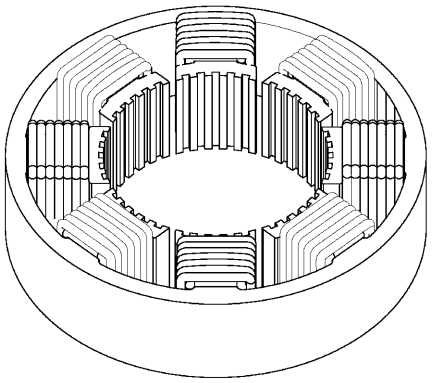


FIG. 71

【図７２】

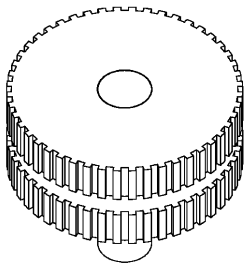
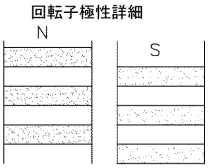
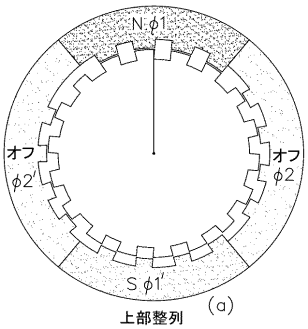


FIG. 72

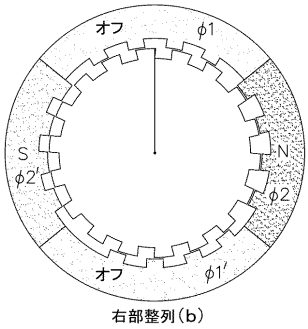
【図７３】



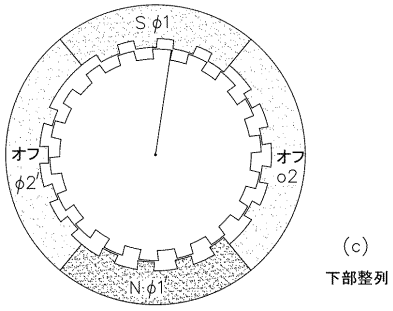
【図７４（ａ）】



【図７４（ｂ）】



【図７４（ｃ）】



【図７５】

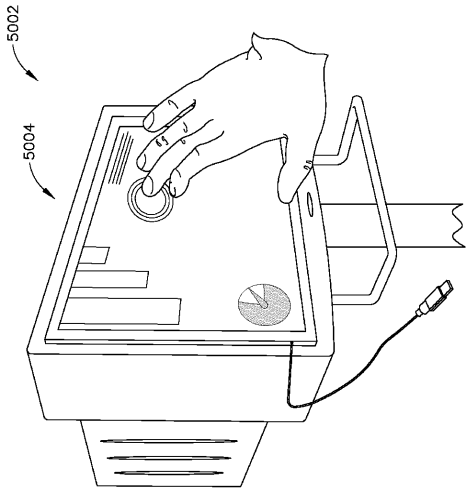


FIG. 75

【図７６】

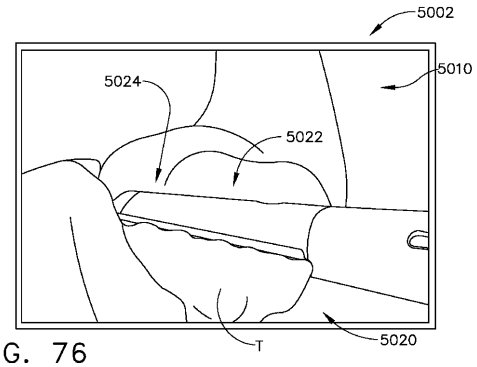
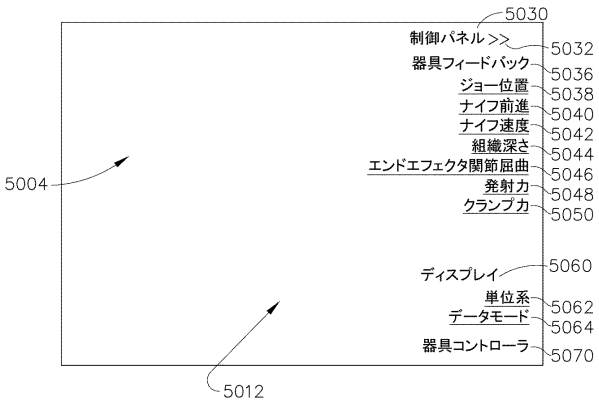
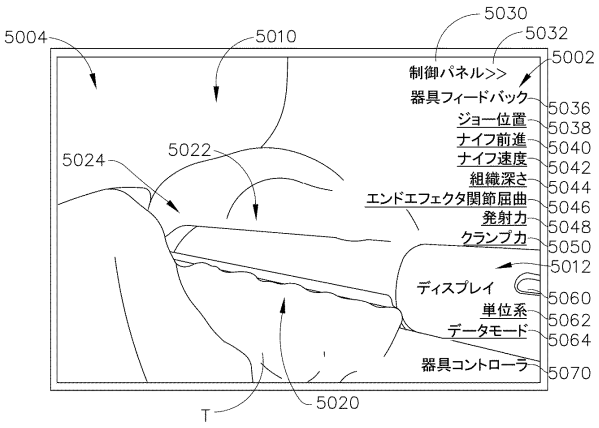


FIG. 76

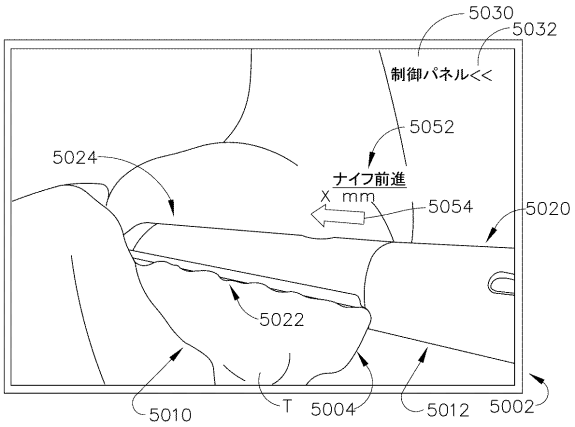
【図７７】



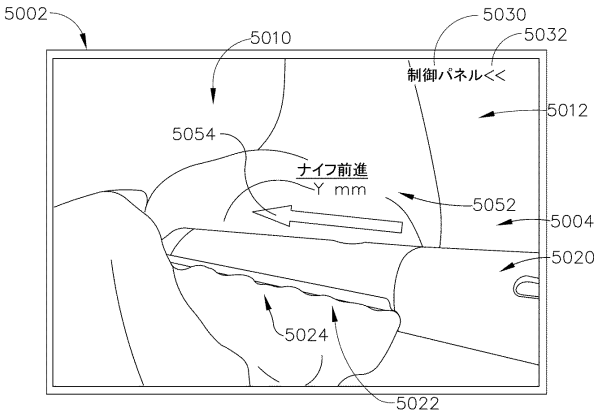
【図７８】



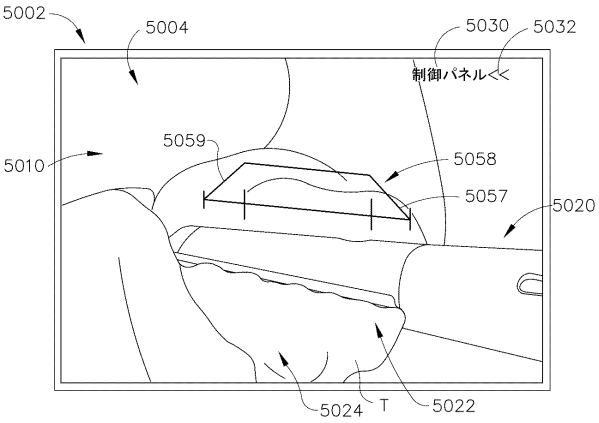
【図７９】



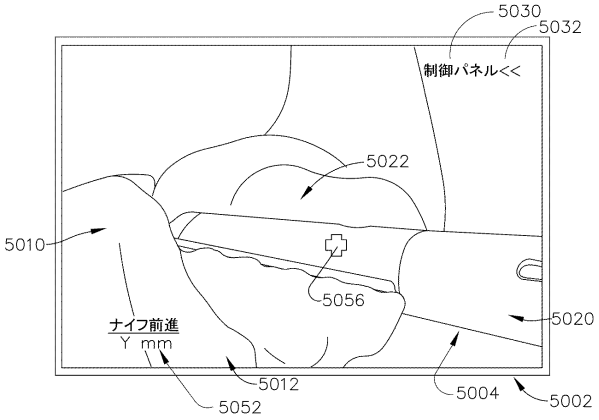
【図８０】



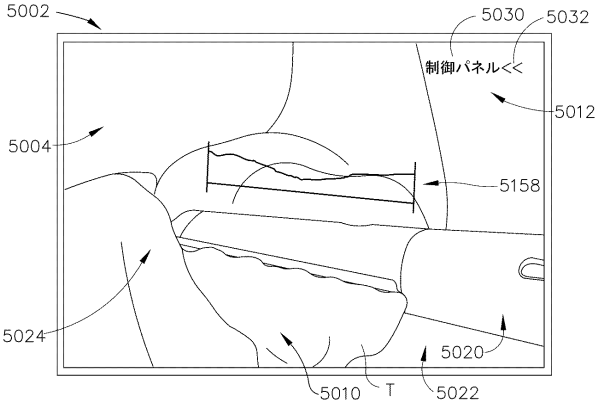
【図８２】



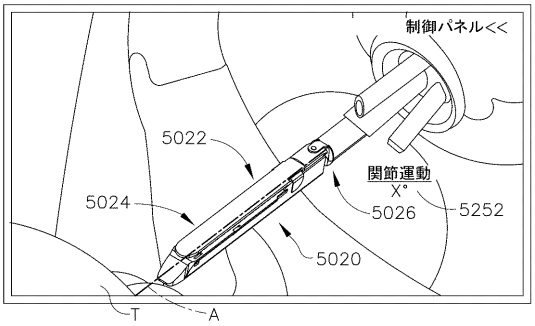
【図８１】



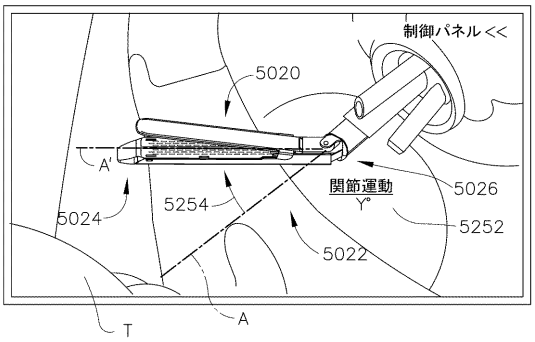
【図８３】



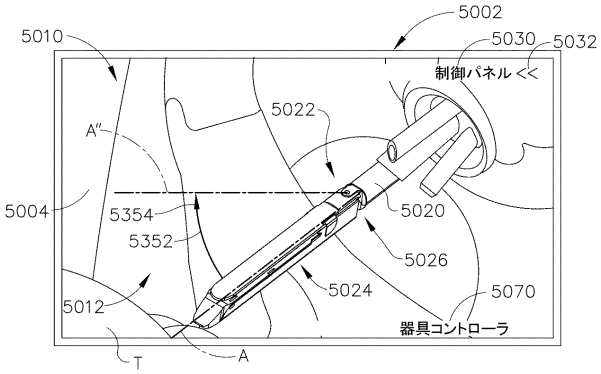
【図８４】



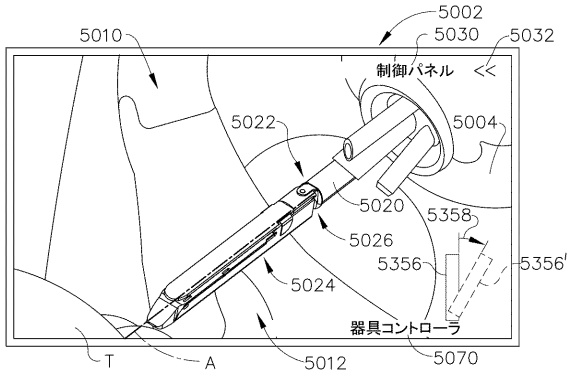
【図８５】



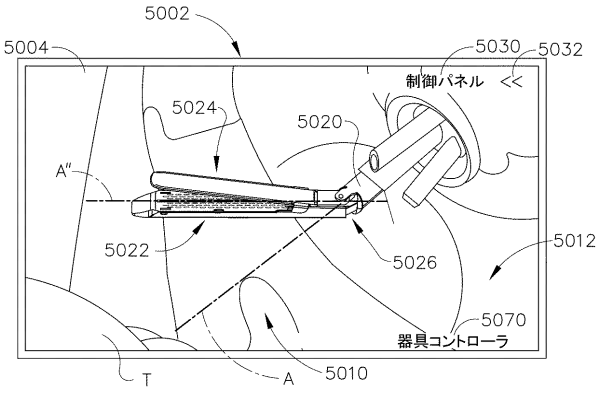
【図８６】



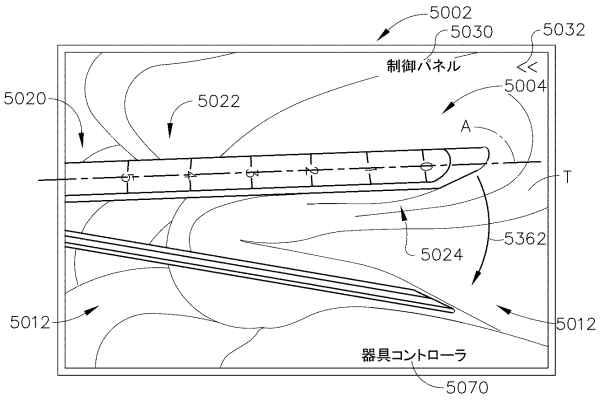
【図８７】



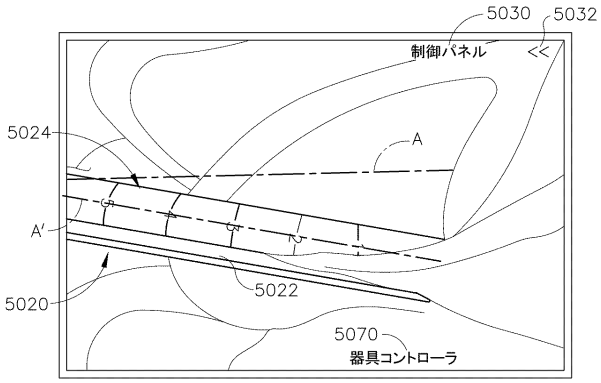
【図８８】



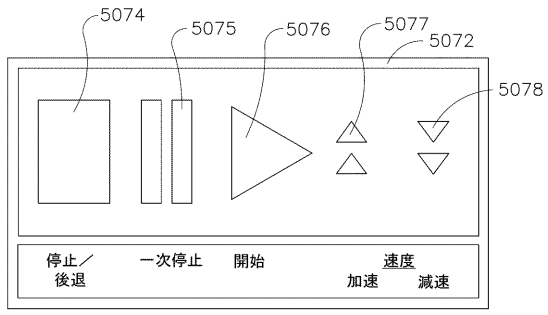
【図８９】



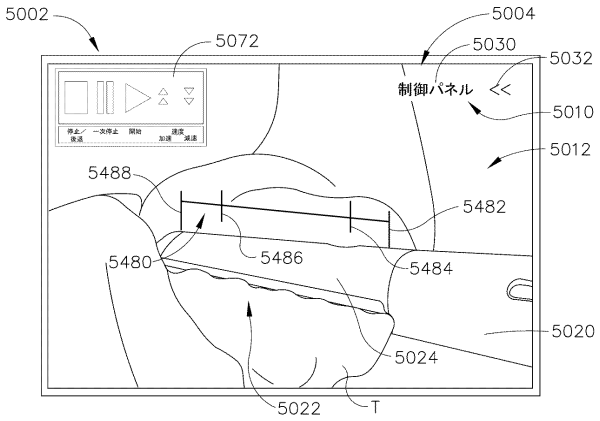
【図９０】



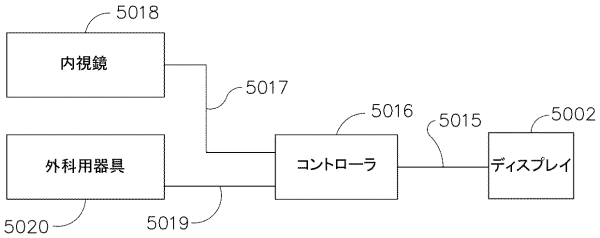
【図９１】



【図９２】



【図９３】



【図９４】

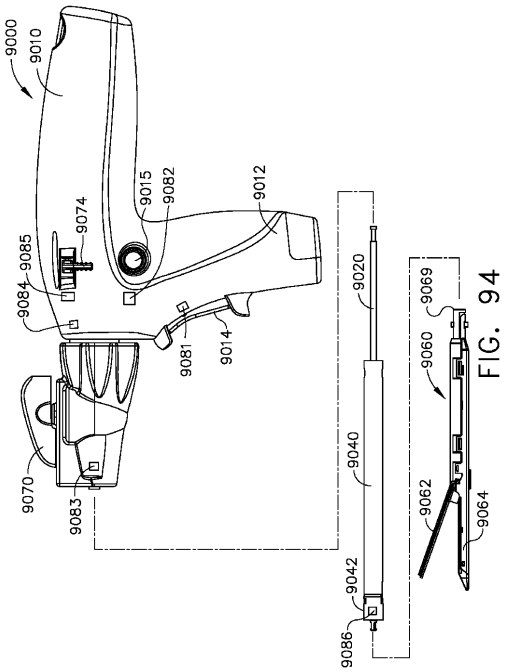


FIG. 94

【図９５】

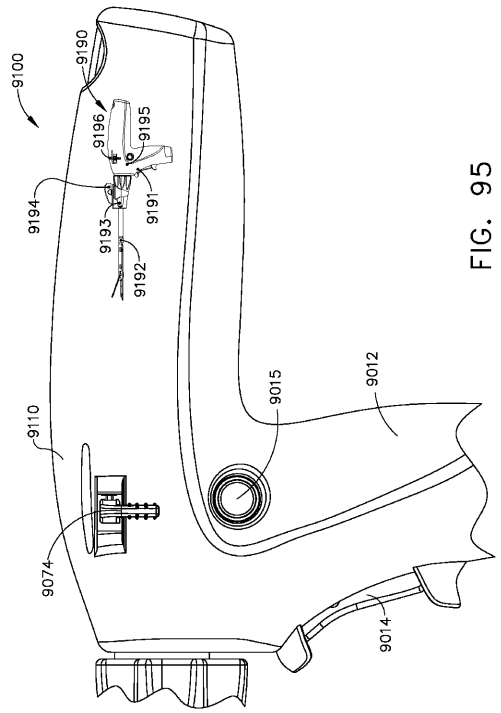


FIG. 95

【図９６】

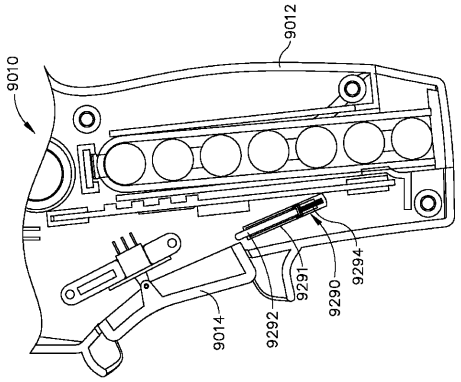


FIG. 96

【図９７】

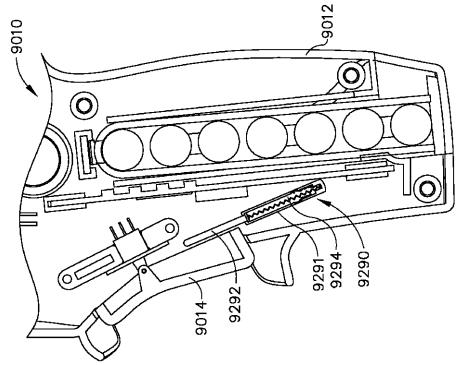


FIG. 97

【図９８】

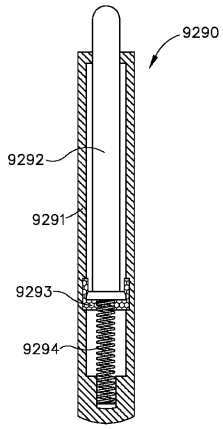


FIG. 98

【図９９】

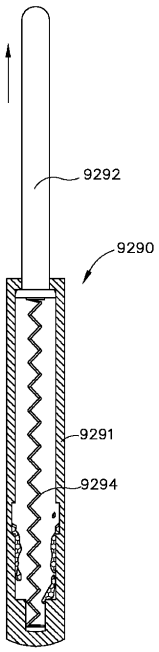
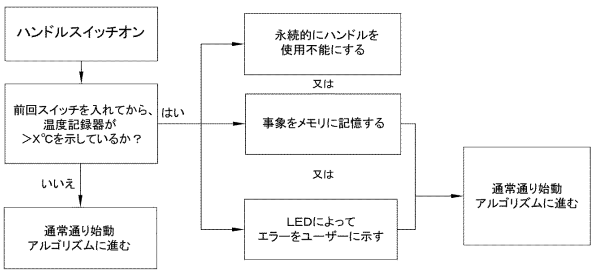


FIG. 99

【図９９Ａ】



【図１００】

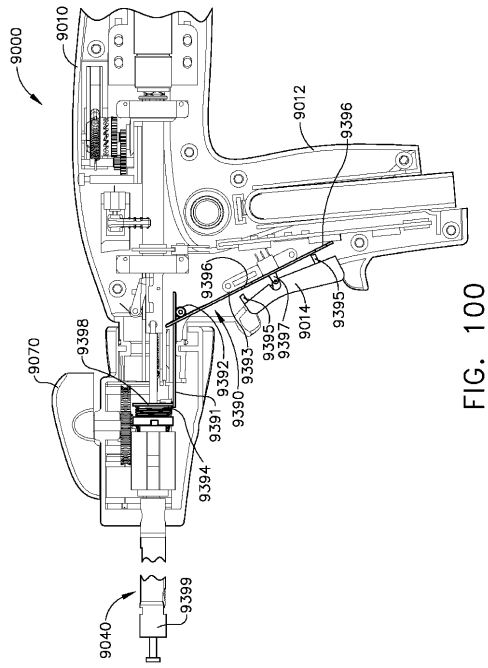


FIG. 100

【図１０１】

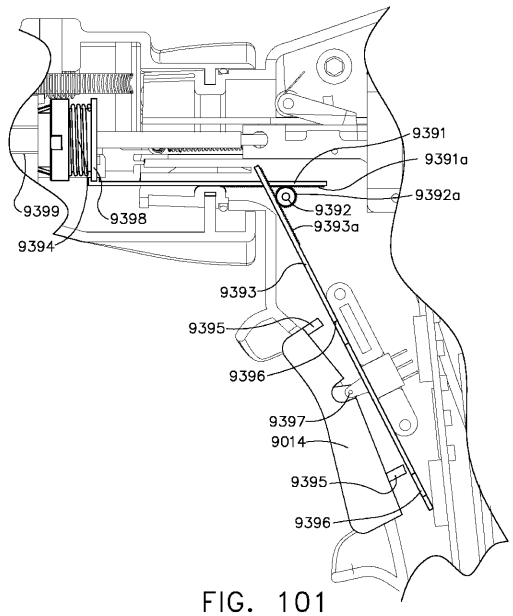


FIG. 101

【図１０２】

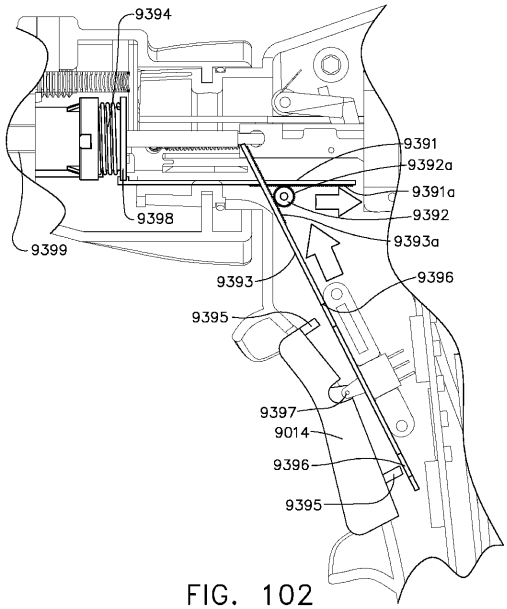


FIG. 102

【図１０３】

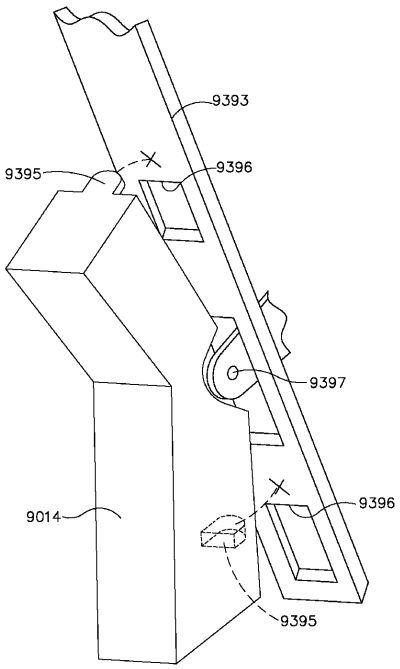


FIG. 103

【図１０４】

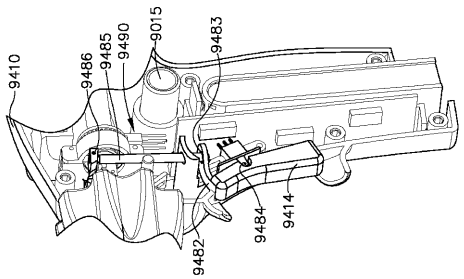


FIG. 104

【図１０５】

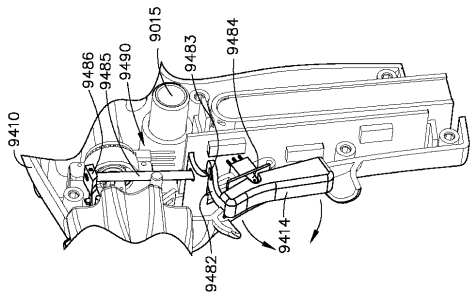


FIG. 105

【図１０６】

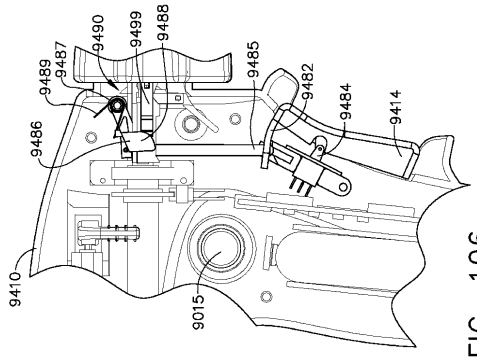


FIG. 106

【図１０７】

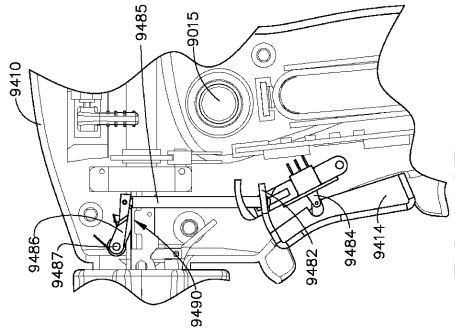


FIG. 107

【図１０８】

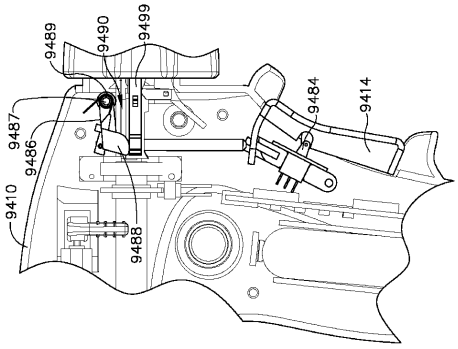


FIG. 108

【図１０９】

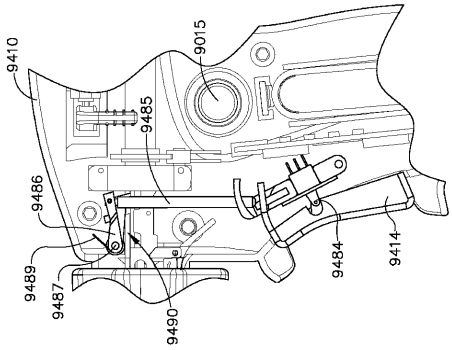
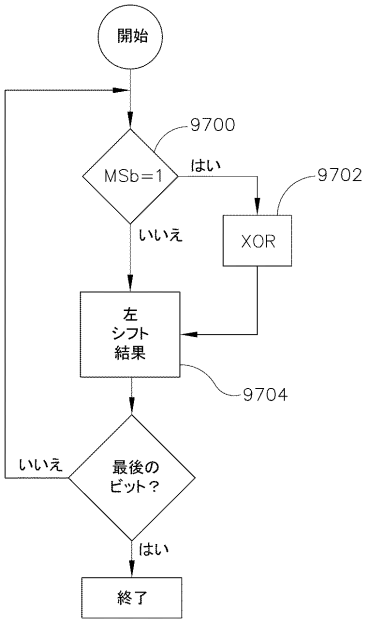
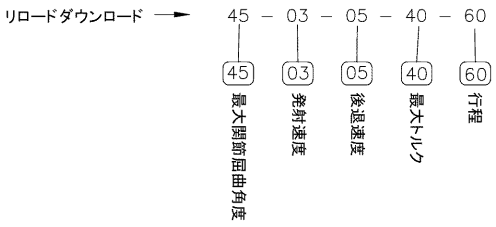


FIG. 109

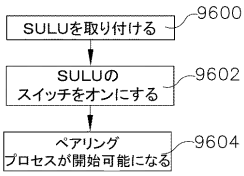
【図１１０】



【図１１０Ａ】



【図１１１】



【図１１２】

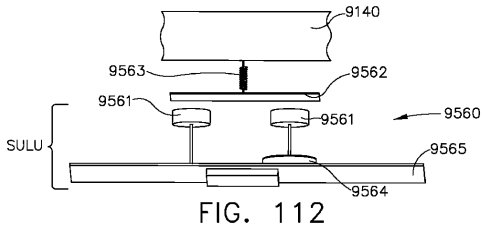


FIG. 112

【図１１３】

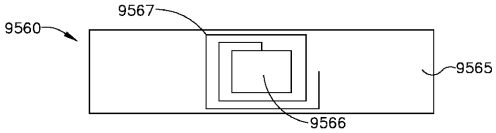


FIG. 113

【図１１４】

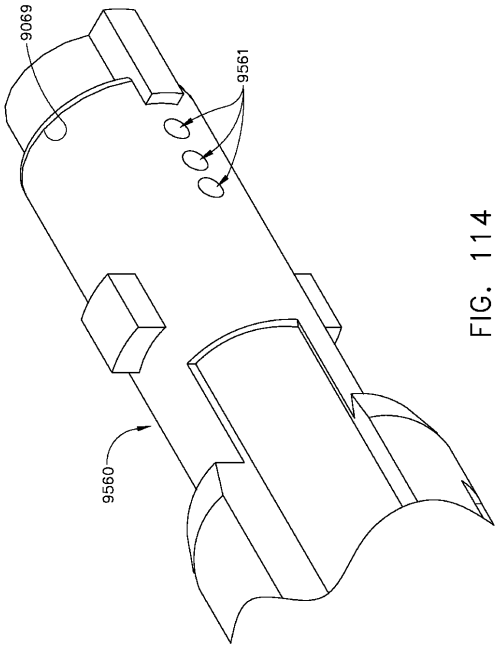


FIG. 114

【図１１５】

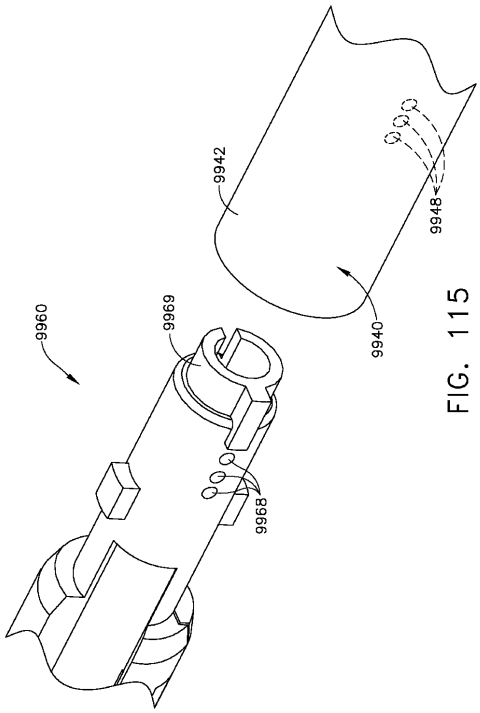


FIG. 115

【図１１６】

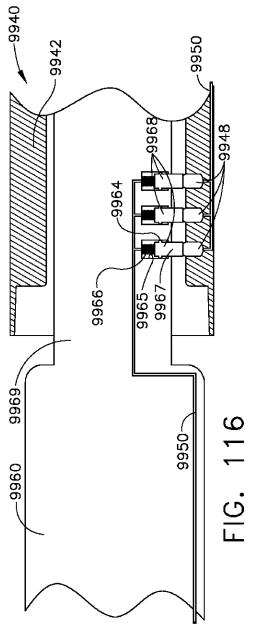


FIG. 116

【図１１７】

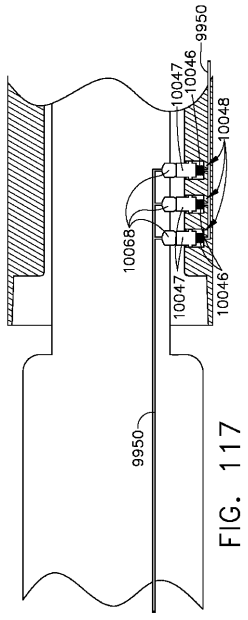


FIG. 117

【図１１８】

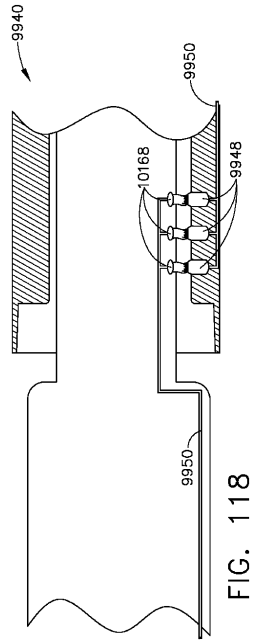


FIG. 118

【図１１９】

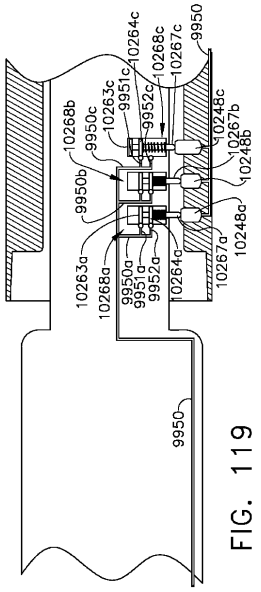


FIG. 119

【図１２０】

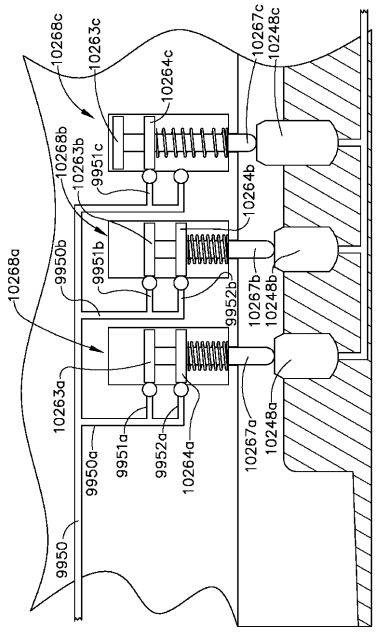


FIG. 120

【図１２１】

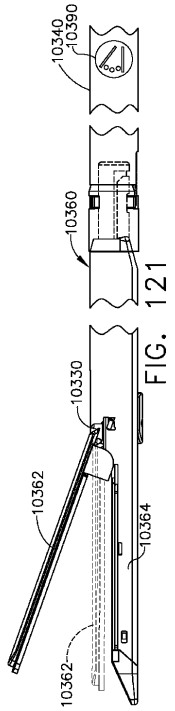


FIG. 121

【図１２２】

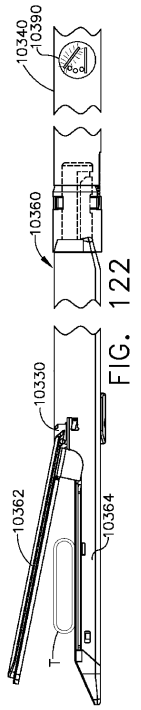


FIG. 122

【図１２３】

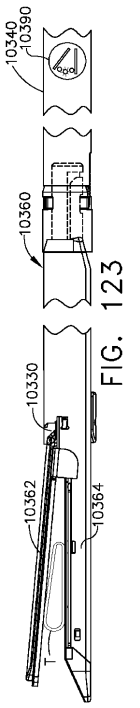


FIG. 123

【図１２４】

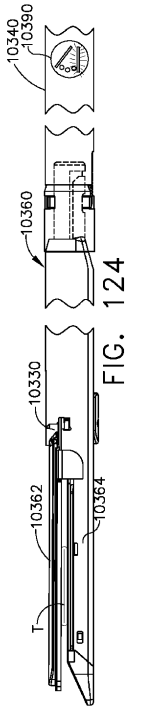


FIG. 124

【図１２５】

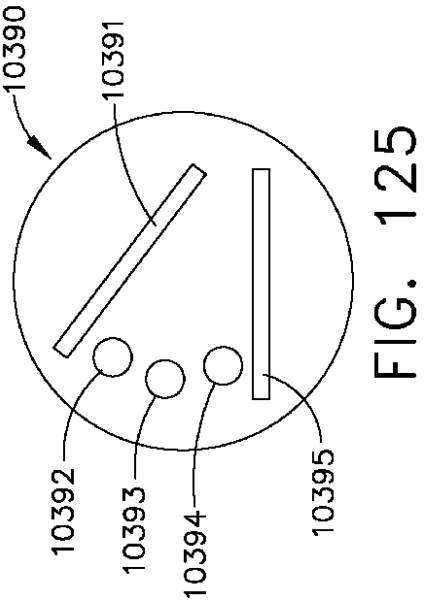


FIG. 125

【図１２６】

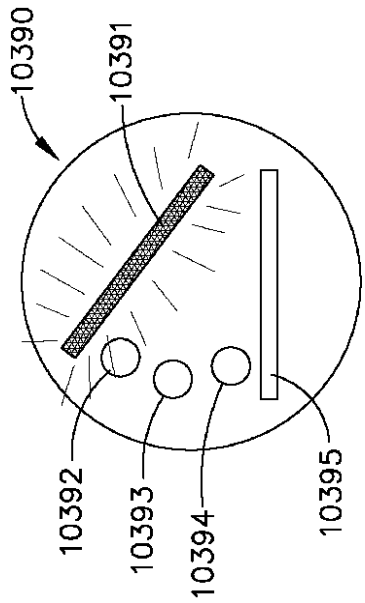


FIG. 126

【図１２７】

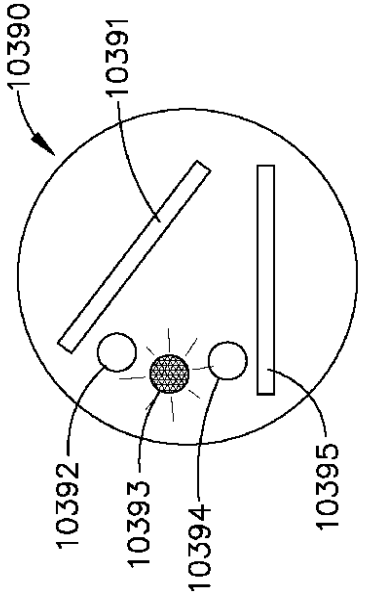


FIG. 127

【図１２８】

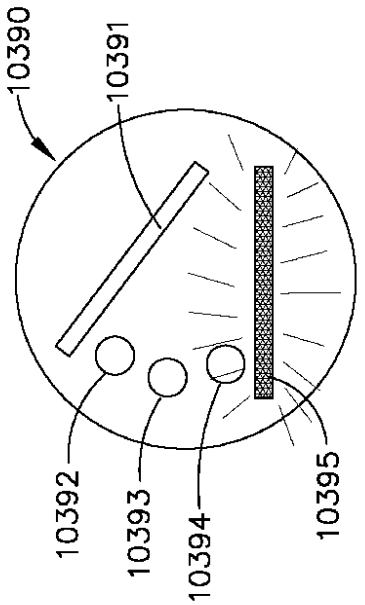


FIG. 128

【図１２９】

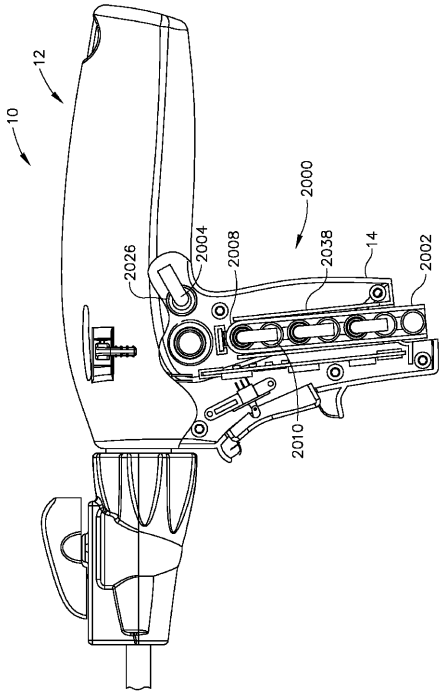
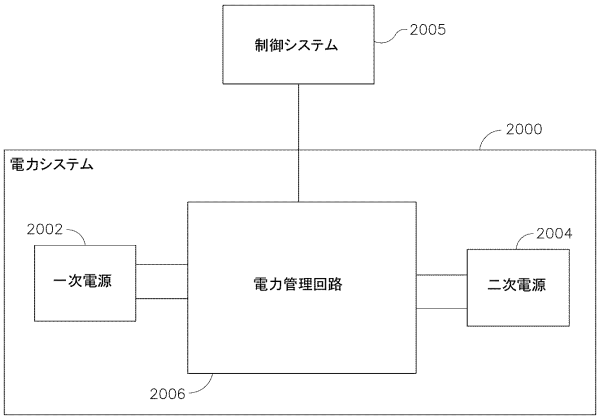
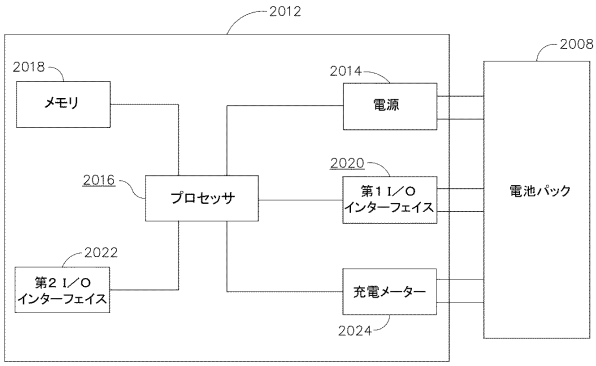


FIG. 129

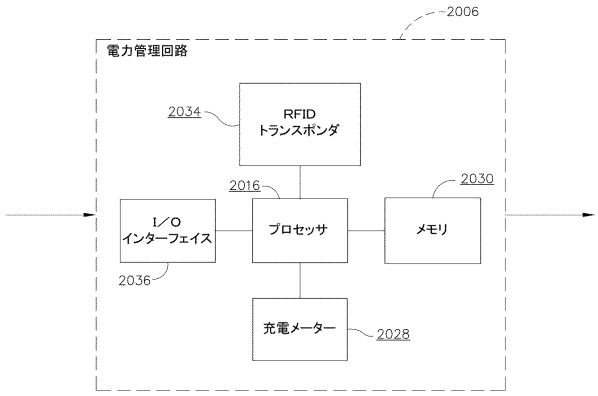
【図１３０】



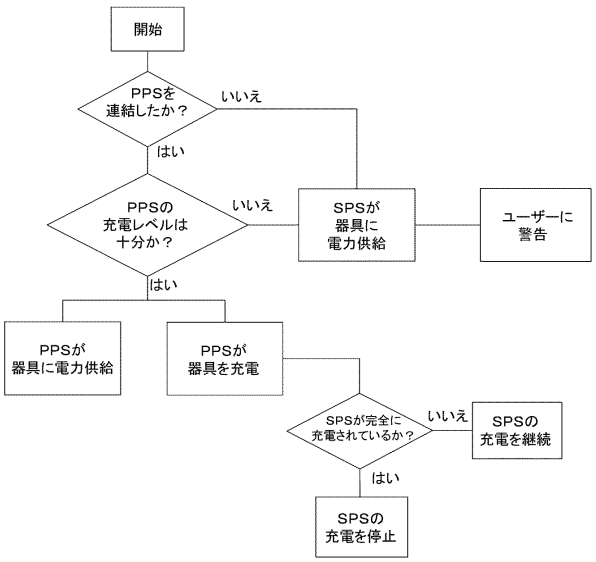
【図１３１】



【図１３２】



【図１３３】



【図１３４】

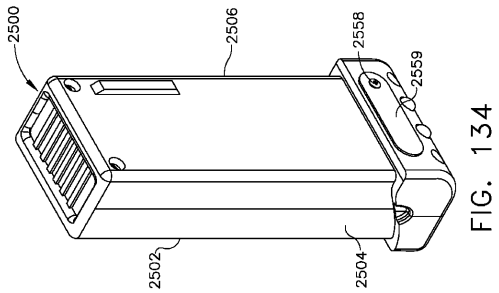


FIG. 134

【図１３５】

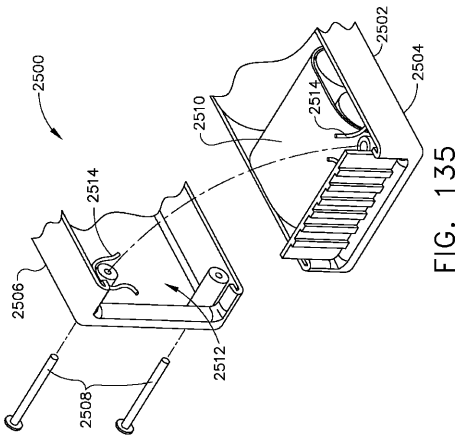


FIG. 135

【図１３６】

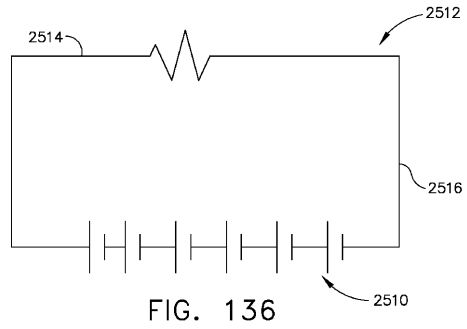


FIG. 136

【図１３７】

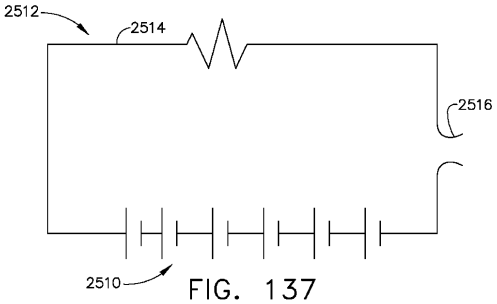


FIG. 137

【図１３８】

【図１３９】

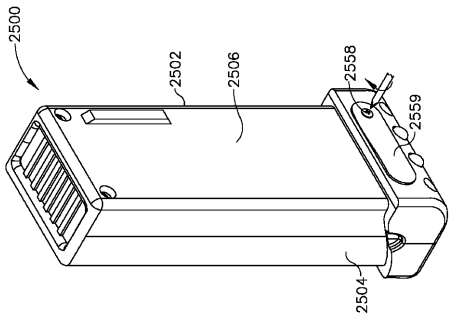


FIG. 139

【図１４０】

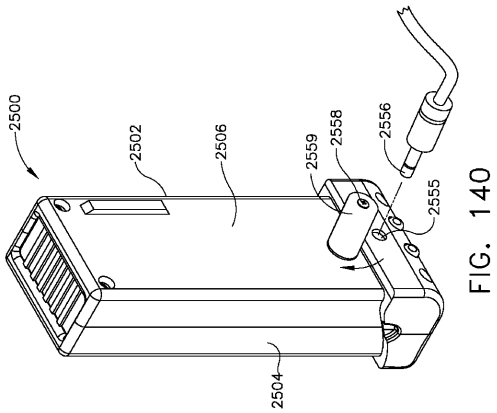


FIG. 140

【図１４１】

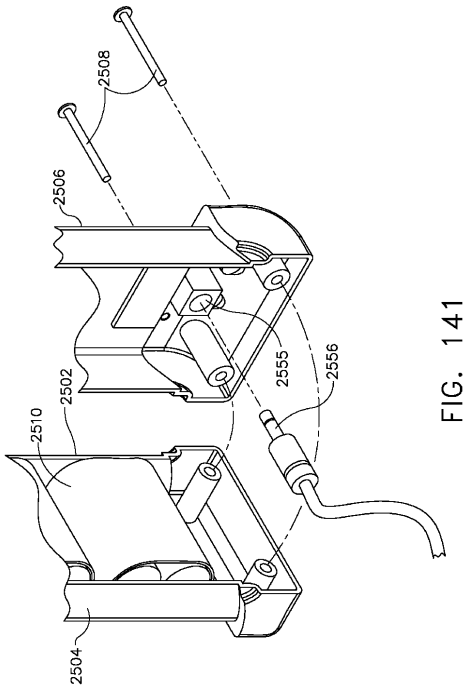
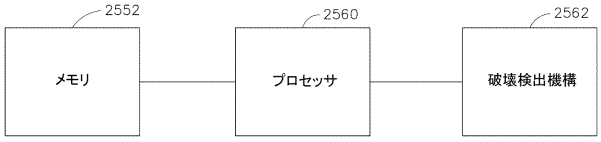


FIG. 141

【図１４２】



【図１４３】

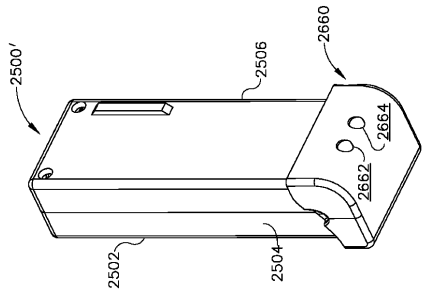


FIG. 143

【図１４４】

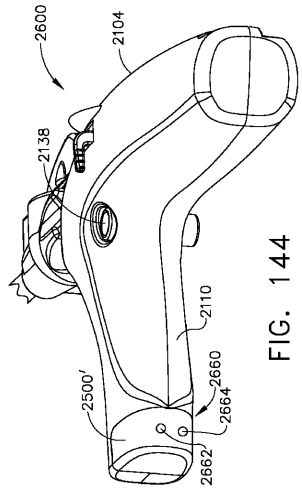
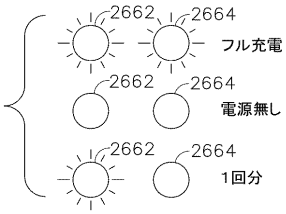


FIG. 144

【図１４５】



【図１４６】

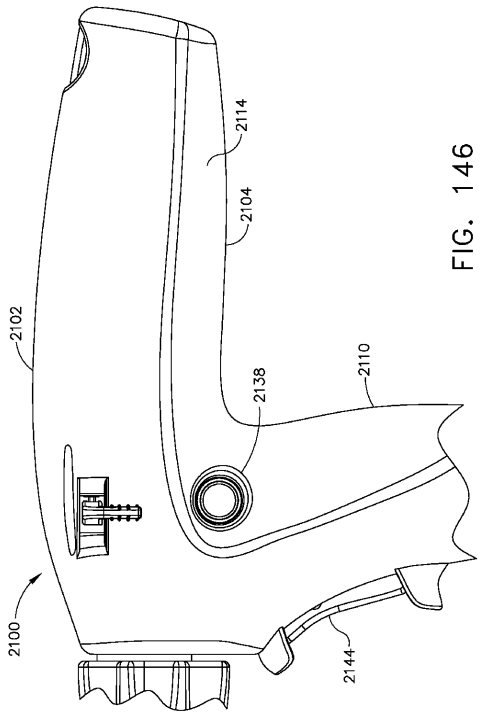


FIG. 146

【図１４７】

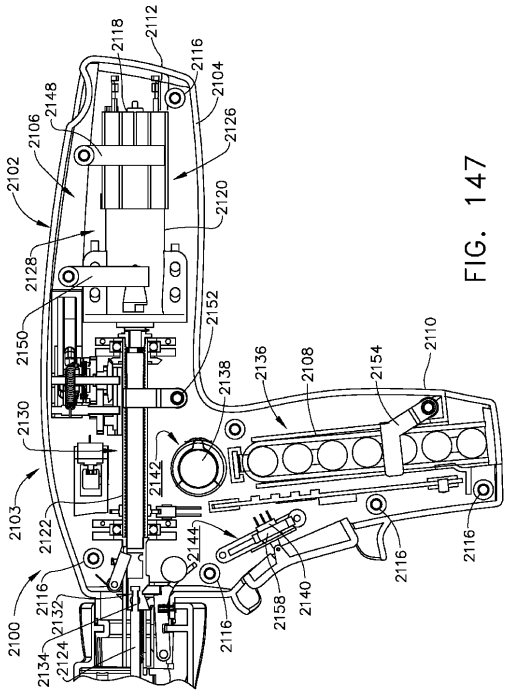


FIG. 147

【図１４８】

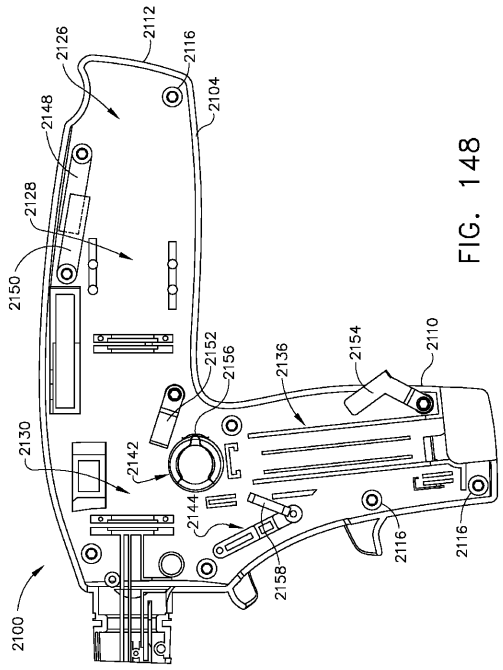


FIG. 148

【図１４９】

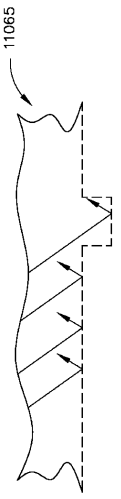
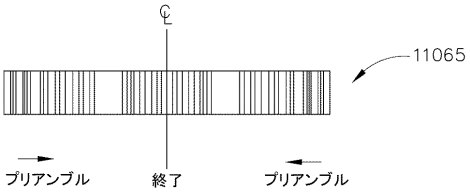


FIG. 149

【図１５０】



【図１５１】

FIG. 151

【図１５２】

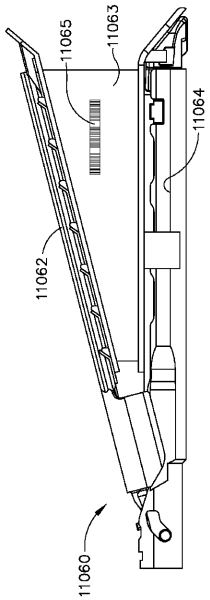


FIG. 152

【図１５３】

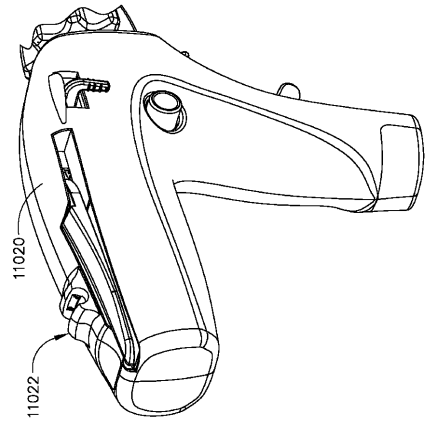


FIG. 153

【図１５４】

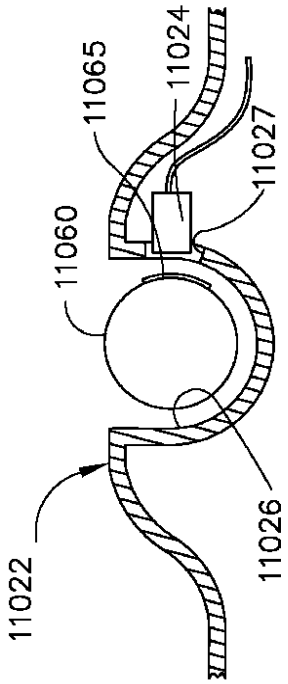


FIG. 154

【図１５５】

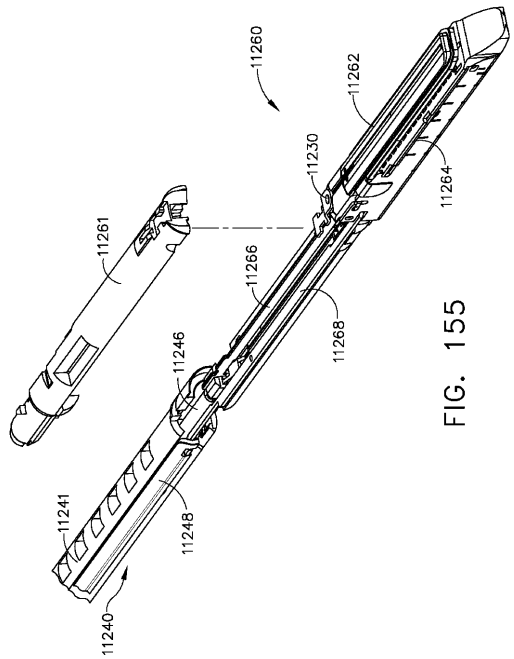


FIG. 155

【図１５６】

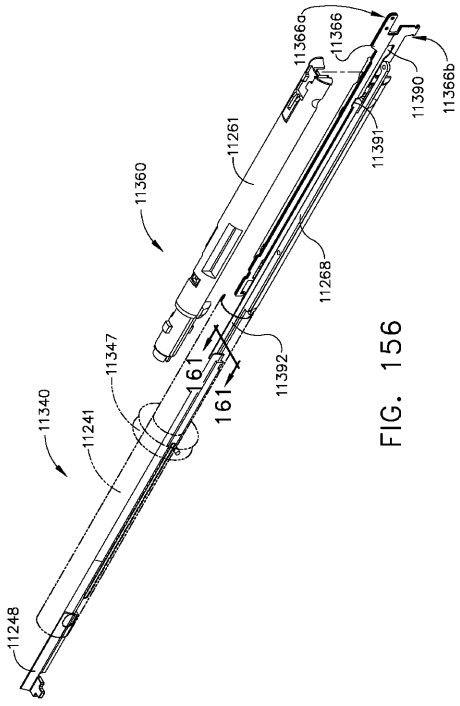


FIG. 156

【図１５７】

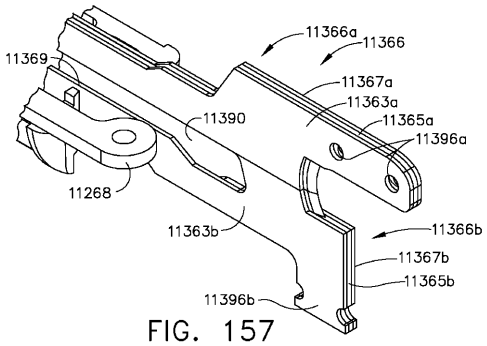


FIG. 157

【図１５８】

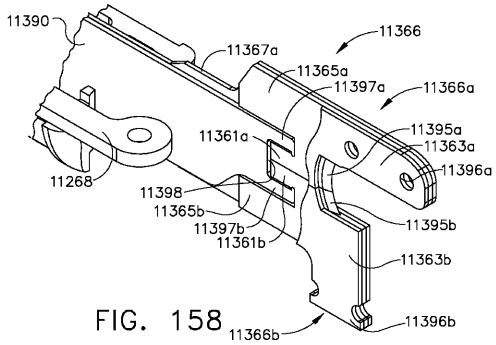


FIG. 158

【図１５９】

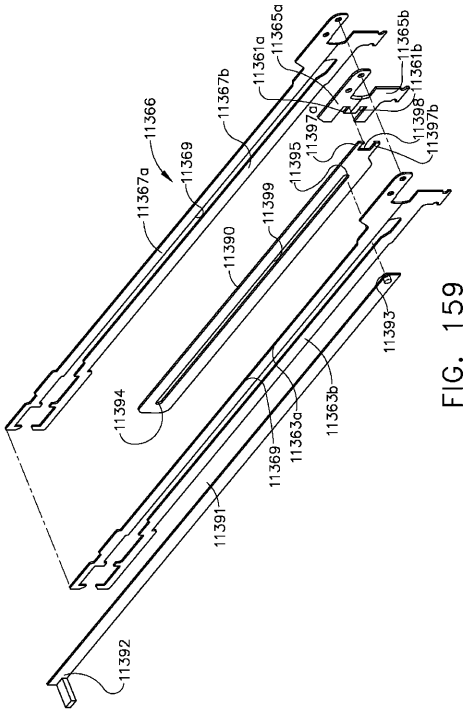


FIG. 159

【図１６０】

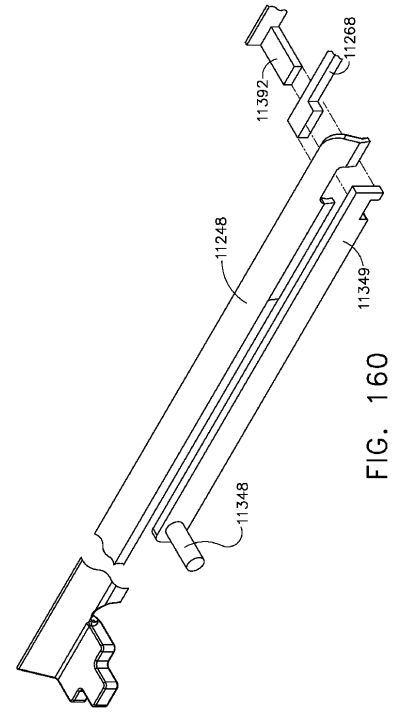


FIG. 160

【図１６１】

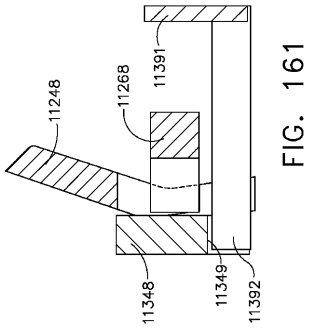


FIG. 161

【図１６２】

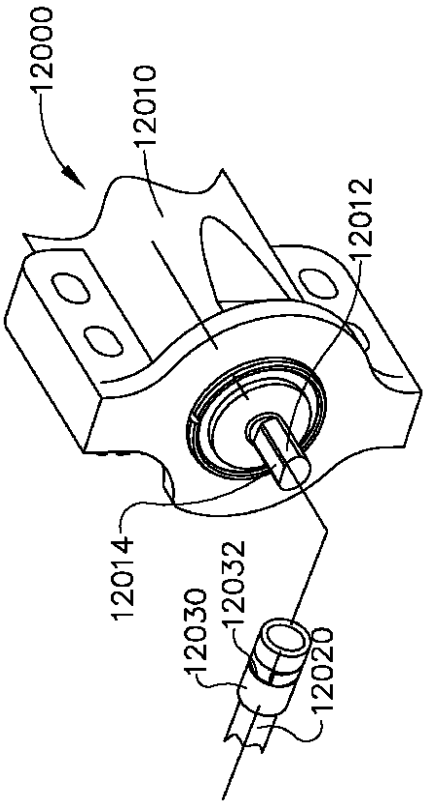


FIG. 162

【図１６３】

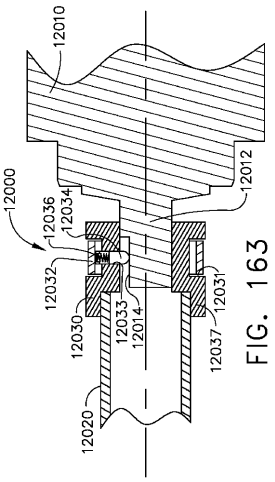


FIG. 163

【図１６４】

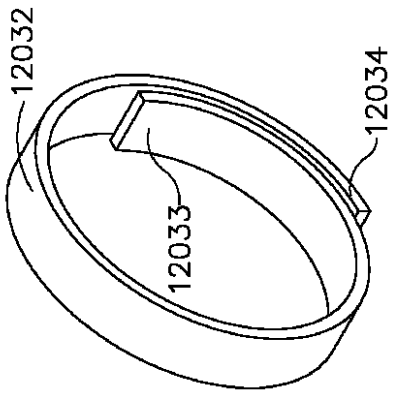


FIG. 164

【図１６５】

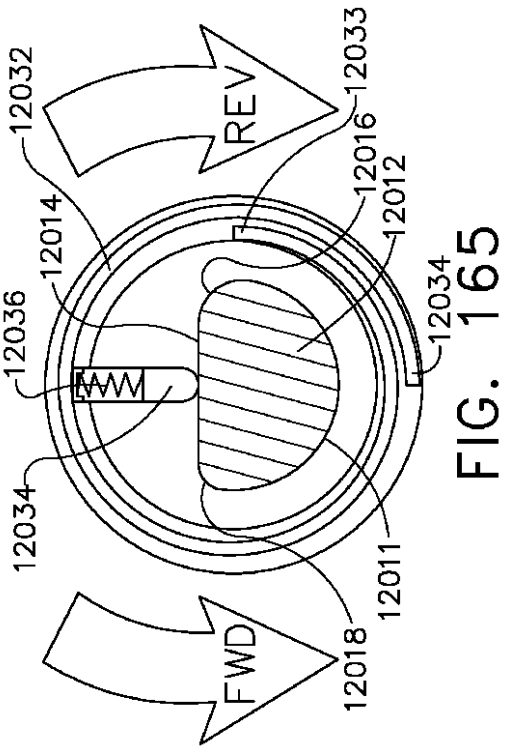


FIG. 165

【図１６６】

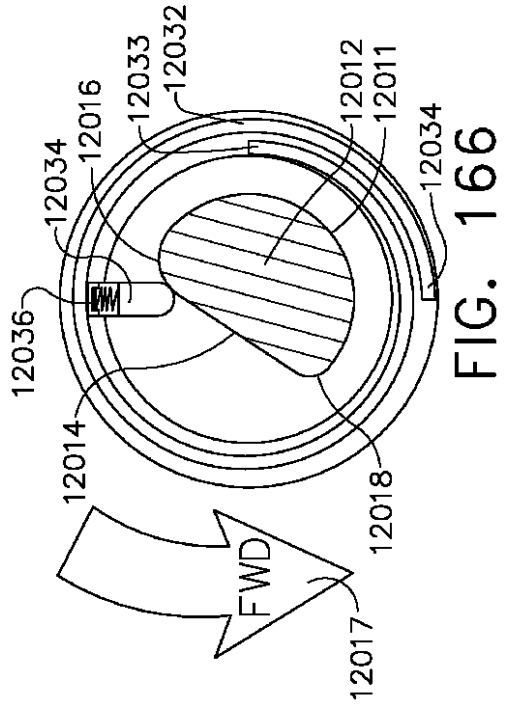


FIG. 166

【図１６７】

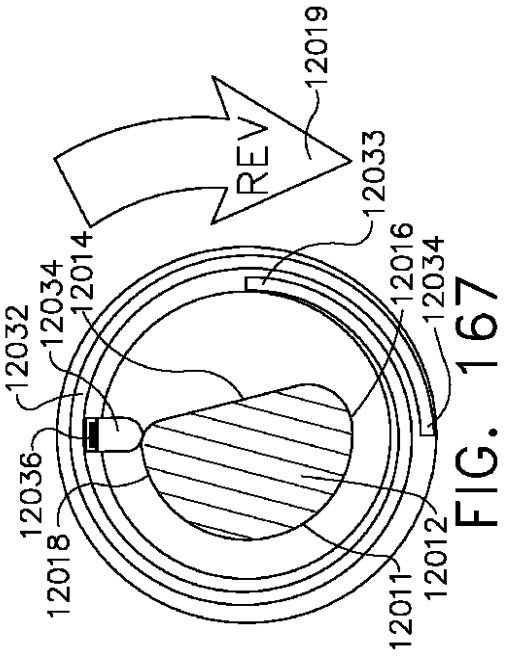


FIG. 167

【図１６８】

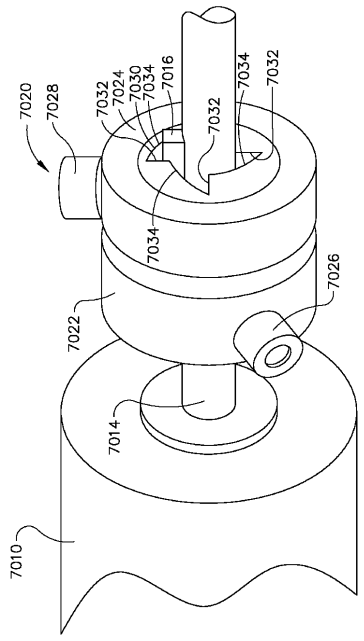


FIG. 168

【図１６９】

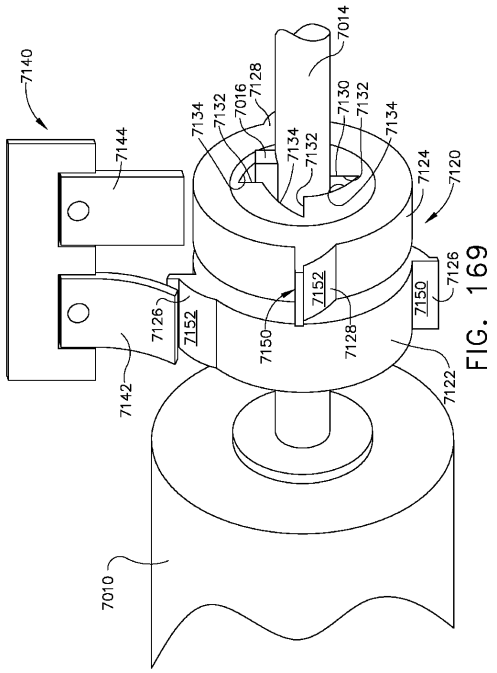


FIG. 169

【図１７０】

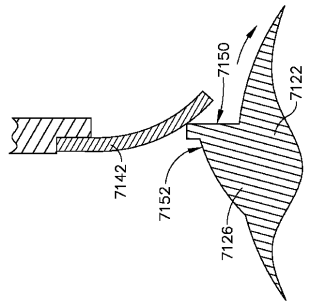


FIG. 170

【図１７１】

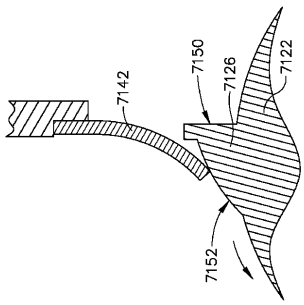


FIG. 171

【図１７２】

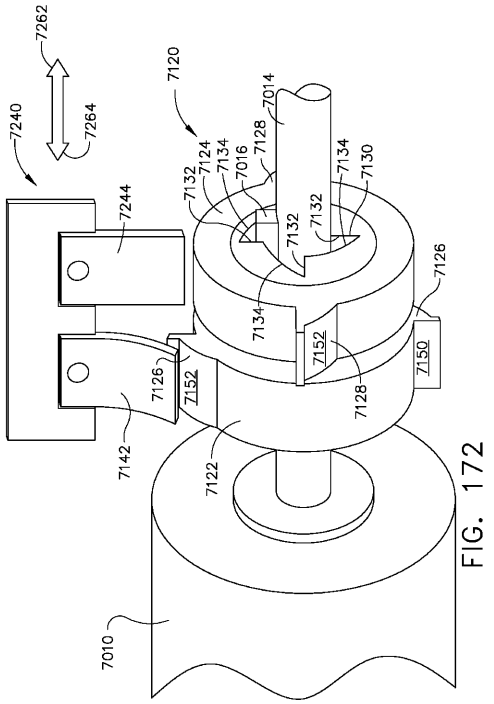
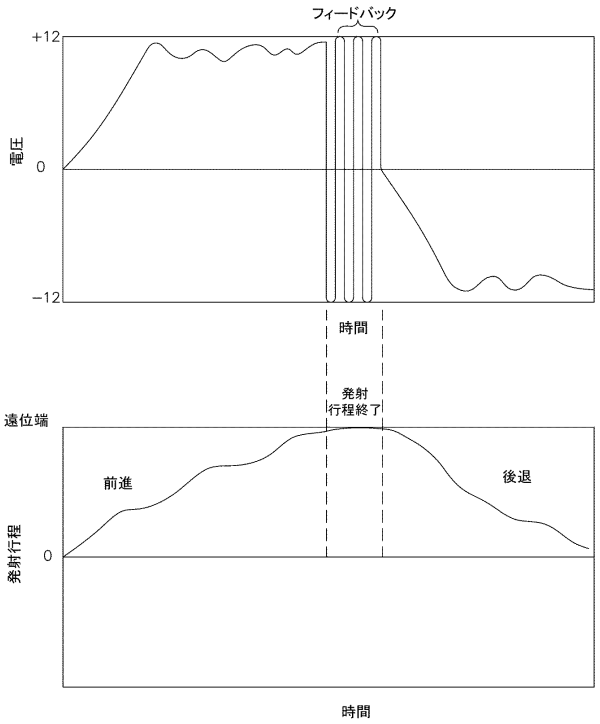
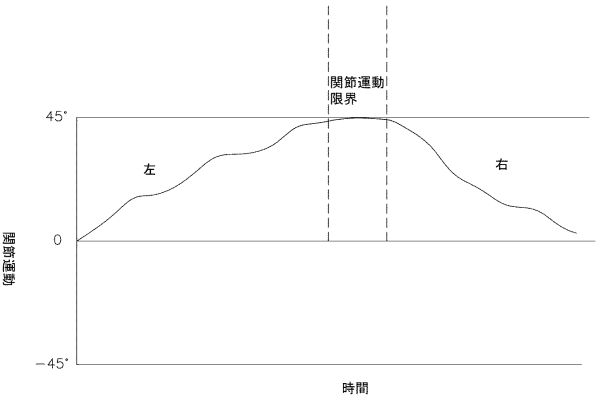


FIG. 172

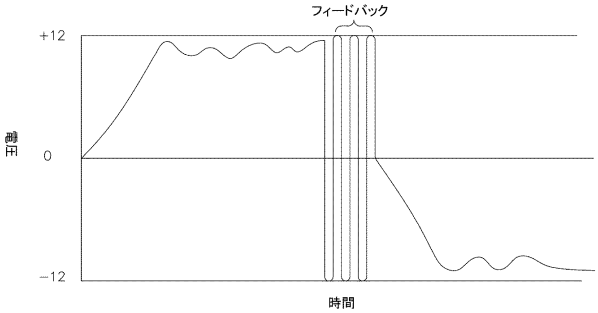
【図１７３】



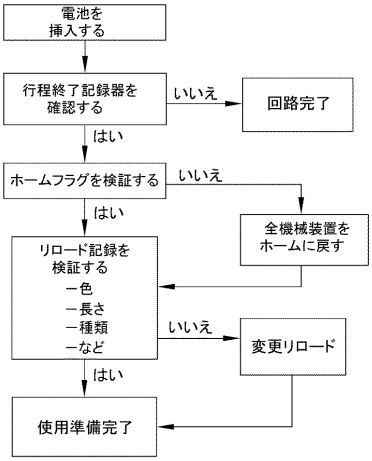
【図１７４】



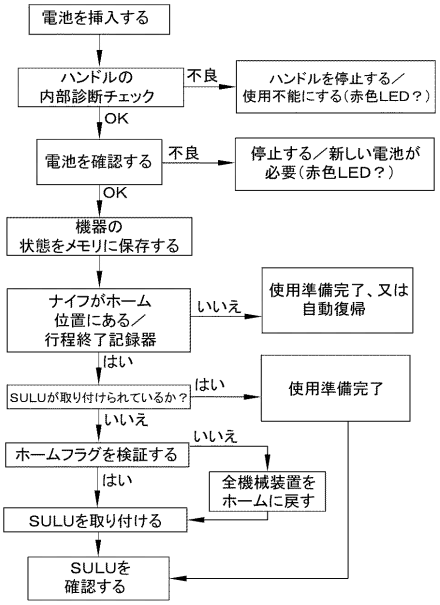
【図１７５】



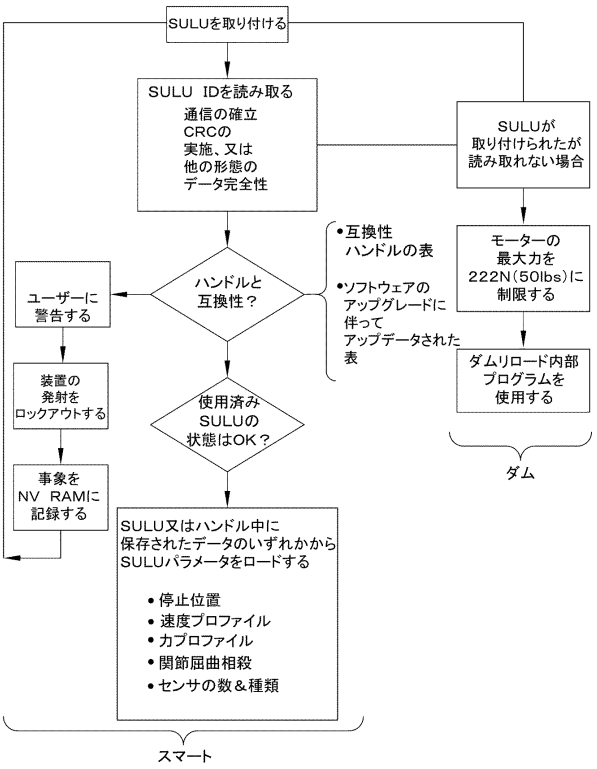
【図１７６】



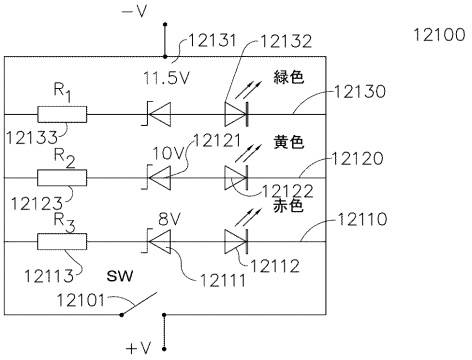
【図１７７】



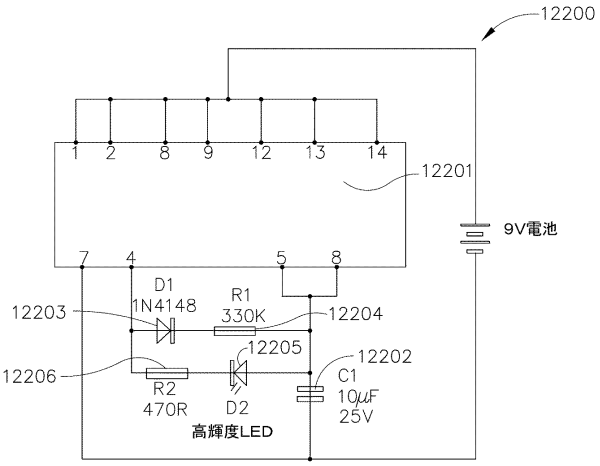
【図１７８】



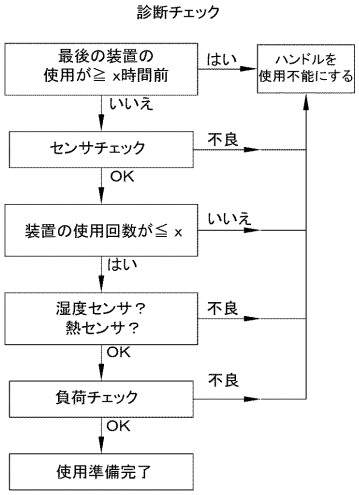
【図１７９】



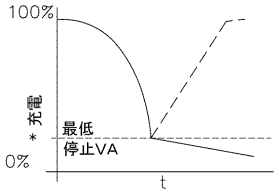
【図１８０】



【図１８１】

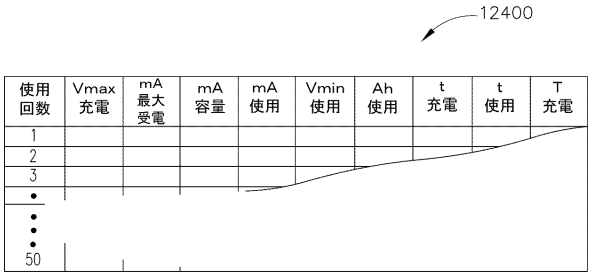


【図１８２】

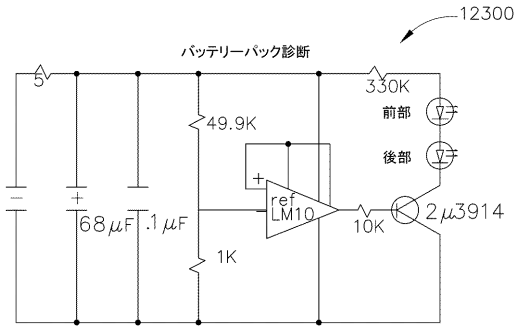


＊最低停止VAを含む

【図１８３】



【図１８４】



【図１８５】

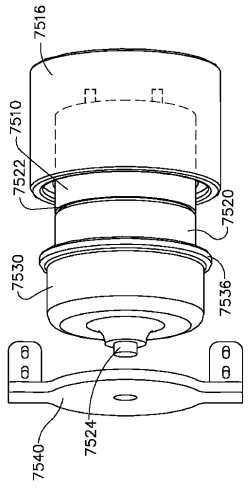


FIG. 185

【図１８６】

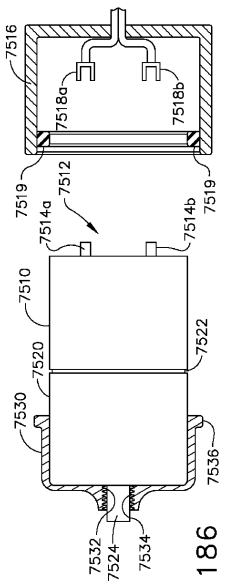


FIG. 186

フロントページの続き

(74)代理人 100088605
弁理士 加藤 公延
(74)代理人 100130384
弁理士 大島 孝文
(72)発明者 モルガン・ジェローム・アール
アメリカ合衆国、４５２３６ オハイオ州、シンシナティ、サウス・ホワイトツリー・サークル ３２７５
(72)発明者 シェルトン・ザ・フォース・フレデリック・イー
アメリカ合衆国、４５１３３ オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート ２４５
(72)発明者 シェリン・エミリー・エイ
アメリカ合衆国、４５２４９ オハイオ州、シンシナティ、スナイダー・ロード １１９１９

審査官 近藤 利充

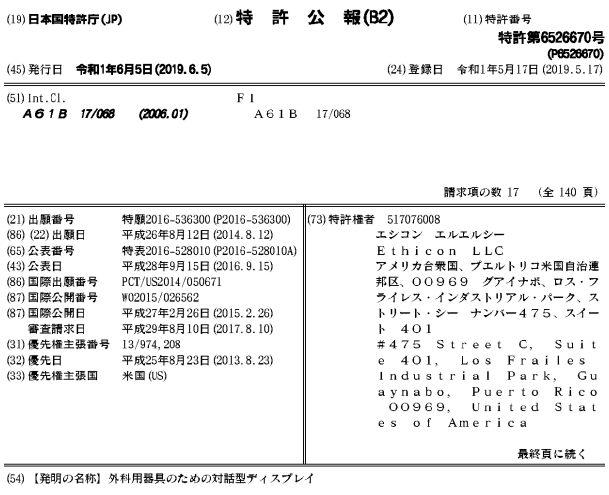
(56)参考文献 特開２００９－０９０１１３（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００８／０３１６３０４（ＵＳ，Ａ１）
国際公開第２００７／１４５３２７（WO，Ａ１）
特開２０１１－１０４３７９（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００４／００２４３８４（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ １３／００ － ９０／９８

专利名称(译)	手术器械的交互式显示器		
公开(公告)号	JP6526670B2	公开(公告)日	2019-06-05
申请号	JP2016536300	申请日	2014-08-12
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司 爱惜康内镜外科，LLC		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi有限责任公司		
[标]发明人	モルガンジェロームアール シェルトンザフォースフレデリックイー シェリンエミリーエイ		
发明人	モルガン·ジェローム·アール シェルトン·ザ·フォース·フレデリック·イー シェリン·エミリー·エイ		
IPC分类号	A61B17/068		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/068 A61B17/072 A61B17/07207 A61B17/105 A61B34/10 A61B34/30 A61B34/74 A61B34/76 G06F3/016 G06F3/0416 G06F3/0488 G06F21/60		
FI分类号	A61B17/068		
优先权	13/974208 2013-08-23 US		
其他公开文献	JP2016528010A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

互动展示。交互式显示器包括第一信息层和第二信息层。第一信息层可以包括由内窥镜观察的手术器械的视频反馈。第二信息层可包括控制面板，由外科器械测量和/或检测的反馈，和/或控制外科器械的控制器。用户可以通过触摸屏与交互式显示器连接。



(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6526670号
(P6526670)

(45)発行日　令和1年6月5日(2019.6.5)　(24)登録日　令和1年5月17日(2019.5.17)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 17/068 (2006.01)　A61B 17/068

請求項の数 17　(全 140 頁)

(21)出願番号　特願2016-536300(P2016-536300)
(86)(22)出願日　平成26年8月12日(2014.8.12)
(65)公表番号　特表2016-528010(P2016-528010A)
(43)公表日　平成28年9月15日(2016.9.15)
(86)国際出願番号　PCT/US2014/050671
(87)国際公開番号　WO2015/026562
(87)国際公開日　平成27年2月26日(2015.2.26)
審査請求日　平成29年8月10日(2017.8.10)
(31)優先権主張番号　13/974,208
(32)優先日　平成25年8月23日(2013.8.23)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　517076008
エシコン　エルエルシー
Ｅｔｈｉｃｏｎ　ＬＬＣ
アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連邦区、００９６９　グアイナボ、ロス・フライレス・インダストリアル・パーク、ストリート・シー　ナンバー４７５、スイート　４０１
＃４７５　Ｓｔｒｅｅｔ　Ｃ，　Ｓｕｉｔｅ　４０１，　Ｌｏｓ　Ｆｒａｉｌｅｓ　Ｉｎｄｕｓｔｒｉａｌ　Ｐａｒｋ，　Ｇｕａｙｎａｂｏ，　Ｐｕｅｒｔｏ　Ｒｉｃｏ　００９６９，　Ｕｎｉｔｅｄ　Ｓｔａｔｅｓ　ｏｆ　Ａｍｅｒｉｃａ

最終頁に続く

(54)【発明の名称】外科用器具のための対話型ディスプレイ