

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2016-528010

(P2016-528010A)

(43) 公表日 平成28年9月15日 (2016.9.15)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 17/068 (2006.01)F I
A 6 1 B 17/068テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 146 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)
(85) 翻訳文提出日 平成28年4月20日 (2016.4.20)
(86) 国際出願番号 PCT/US2014/050671
(87) 国際公開番号 W02015/026562
(87) 国際公開日 平成27年2月26日 (2015.2.26)
(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)

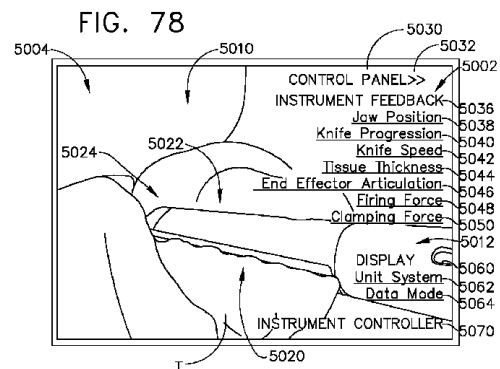
(71) 出願人 516044897
エシコン・エンドーサージェリィ・エルエ
ルシー
Ethicon Endo-Surger
y, LLC
アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連
邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ
ライレス・インダストリアル・パーク、ス
トリート・シー ナンバー475
#475 Street C, Los
Frailes Industrial
Park, Guaynabo, Pue
rto Rico 00969, Uni
ted States of Ameri
ca

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) 【要約】

対話型ディスプレイ。この対話型ディスプレイは、第1の情報層と、第2の情報層と、を含む。第1の情報層は、内視鏡が観察した外科用器具のビデオフィードバックを含んでよい。第2の情報層は、制御パネル、外科用器具が測定した及び／若しくは検出したフィードバック、並びに／又は、外科用器具を制御する制御部を含んでよい。ユーザーは、タッチスクリーンを介して対話型ディスプレイとインターフェイスを取ることができる。



【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、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。

10

【請求項 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、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。

20

【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 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、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。

30

【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。

40

【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、

50

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。

【請求項 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
、請求項 12 に記載の装置。

【請求項 14】

前記操作手段がタッチスクリーンを含む、請求項 12 に記載の装置。

【請求項 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。

【請求項 16】

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 15 に記載のシステム。

【請求項 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、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 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、請求項 15 に記載のシステム。

【請求項 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、請求項 1
8 に記載のシステム。

【請求項 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、請求項 15 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

10

20

30

40

50

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駆動させるための閉鎖システムを含むことができる。

【 0 0 0 3 】

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駆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駆動させ、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。

10

【 0 0 0 4 】

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し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。

20

【 0 0 0 5 】

動力付き外科用器具は、Z e m l o k からの「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、「Z e m l o k ' 7 6 3」)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、Z e m l o k からの「POWERED SURGICAL INSTRUMENT」という名称の米国特許出願公開第2011/0278344 A1号(以下、「Z e m l o k ' 3 4 4」、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。

30

【 0 0 0 6 】

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】

【 0 0 0 7 】

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。

40

【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。

50

【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。

10

20

30

40

50

【図 3 2】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 3 3】図 3 2 の外科用器具の一部の拡大部分断面図である。

【図 3 4】その移動制限装置が最も遠位方向にある、図 3 2 及び 3 3 の外科用器具の一部の別の拡大部分断面図である。

【図 3 5】その移動制限装置が最も近位方向にある、図 3 2 ~ 3 4 の外科用器具の一部の別の拡大部分断面図である。

【図 3 6】図 3 3 の直線 3 6 - 3 6 に沿って取られた、図 3 3 の外科用器具の部分断面図である。

【図 3 7】図 3 2 ~ 3 6 の外科用器具の一部の部分斜視図である。

【図 3 8】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 3 9】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 3 8 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 4 0】図 3 8 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 4 1】図 3 8 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 4 2】図 3 8 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 4 3】図 3 8 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 4 4】図 3 8 のシャフトの近位取り付け部の斜視図である。

【図 4 5】図 3 8 のシャフトの近位取り付け部の別の斜視図である。

【図 4 6】図 3 8 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 4 7】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 3 8 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 4 8】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 3 8 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 4 9】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 3 8 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 5 0】図 4 8 に示される面に沿って取られた、図 3 8 のカラー及びシャフトの立面図である。

【図 5 1】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 3 8 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 5 2】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 3 8 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 5 3】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 3 8 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 5 4】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 3 8 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 5 5】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 3 8 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 5 6】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 3 8 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 5 7】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 3 8 の使い捨て装填ユニット、カラー、及びシャフ

10

20

30

40

50

トの斜視部分断面図である。

【図 5 8】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 3 8 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 5 9】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 6 0】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 5 9 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 6 1】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 5 9 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 6 2】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 5 9 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 6 3】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 6 4 (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 6 4 (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 6 5 (a)】図 6 4 (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 6 5 (b)】図 6 4 (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 6 6 (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 6 6 (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 6 6 (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 6 7】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 6 8】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 6 9】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 7 0】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 7 1】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 7 2】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 7 3】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 7 4 (a)】極性の変化を示している、図 7 1 ~ 7 3 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 7 4 (b)】極性の変化を示している、図 7 1 ~ 7 3 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 7 4 (c)】極性の変化を示している、図 7 1 ~ 7 3 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 7 5】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。

10

20

30

40

50

【図 7 6】図 7 5 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 7 7】図 7 5 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 7 8】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

【図 7 9】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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 8 0】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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。

10

【図 8 1】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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 8 2】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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 8 3】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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。

20

【図 8 4】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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 8 5】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 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 8 6】DLU の関節屈曲を調節するために、図 7 5 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 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

【図 8 7】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 7 5 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 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

30

【図 8 8】図 8 6 及び 8 7 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 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

【図 8 9】可動ジョーの閉鎖を制御するために、図 7 5 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 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

【図 9 0】図 8 9 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 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図である。

40

【図 9 1】図 7 7 の第 2 の情報層のコントローライントーフェイスの立面図である。

【図 9 2】図 7 6 の第 1 の情報層に重なっている図 7 7 の第 2 の情報層の立面図であり、第 2 の情報層は、図 9 1 のコントローライントーフェイス及び進行状況バーを含む。

【図 9 3】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 7 5 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 9 4】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 9 5】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

50

ムのハンドルの部分立面図である。

【図 9 6】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 9 7】トリガロックがロック状態で示されている、図 9 6 のハンドルの部分断面図である。

【図 9 8】トリガロックがそのロック解除状態で示されている、図 9 6 のトリガロックの断面図である。

【図 9 9】トリガロックがそのロック状態で示されている、図 9 6 のトリガロックの断面図である。

【図 9 9 A】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 1 0 0】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 1 0 1】トリガロックがそのロック状態で示されている、図 1 0 0 のハンドルの断面詳細図である。

【図 1 0 2】トリガロックがロック解除状態で示されている、図 1 0 0 のハンドルの別の断面詳細図である。

【図 1 0 3】ロック状態で示された、図 1 0 0 のトリガロックの斜視図である。

【図 1 0 4】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 1 0 5】ロック解除状態で示された、図 1 0 4 のハンドルの部分断面斜視図である。

【図 1 0 6】ロック状態で示された、図 1 0 4 のハンドルの部分断面左側面図である。

【図 1 0 7】ロック状態で示された、図 1 0 4 のハンドルの部分断面右側面図である。

【図 1 0 8】ロック解除状態で示された、図 1 0 4 のハンドルの部分断面左側面図である。

【図 1 0 9】ロック解除状態で示された、図 1 0 4 のハンドルの部分断面右側面図である。

【図 1 1 0】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 1 1 0 A】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 1 1 1】図 1 1 0 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 1 1 2】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 1 1 3】図 1 1 2 の相互接続部のプリント基板の平面図である。

【図 1 1 4】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 1 1 5】図 1 1 4 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 1 1 6】図 1 1 5 のシャフトに取り付けられた図 1 1 4 のエンドエフェクタの断面図である。

【図 1 1 7】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 1 1 8】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 1 1 9】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。

10

20

30

40

50

- 【図 1 2 0】図 1 1 9 の相互接続部の詳細図である。
- 【図 1 2 1】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 1 2 2】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図 1 2 1 のエンドエフェクタの側面図である。
- 【図 1 2 3】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図 1 2 1 のエンドエフェクタの別の側面図である。
- 【図 1 2 4】アンビルが部分閉鎖位置で示されている、図 1 2 1 のエンドエフェクタの別の側面図である。
- 【図 1 2 5】図 1 2 1 に示される位置にあるアンビルを示している、図 1 2 1 のアンビル位置インジケータの詳細図である。 10
- 【図 1 2 6】図 1 2 2 に示される位置にあるアンビルを示している、図 1 2 1 のアンビル位置インジケータの詳細図である。
- 【図 1 2 7】図 1 2 3 に示される位置にあるアンビルを示している、図 1 2 1 のアンビル位置インジケータの詳細図である。
- 【図 1 2 8】図 1 2 4 に示される位置にあるアンビルを示している、図 1 2 1 のアンビル位置インジケータの詳細図である。
- 【図 1 2 9】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 1 3 0】図 1 2 9 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 1 2 9 の外科用器具の制御システムと通信する。 20
- 【図 1 3 1】充電器台に接続された図 1 3 0 の電力システムのバッテリーパックを示す。
- 【図 1 3 2】図 1 3 0 の電力システムの電力管理回路を示す。
- 【図 1 3 3】図 1 3 0 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 1 3 4】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 1 3 5】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 1 3 4 の電源の斜視図を示す。
- 【図 1 3 6】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 1 3 4 の電源の回路の回路図を示す。 30
- 【図 1 3 7】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 1 3 6 の回路の回路図を示す。
- 【図 1 3 8】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 1 3 9】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 1 4 0】覆われていない構成の図 1 3 9 のデータアクセスポータルを示す。
- 【図 1 4 1】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 1 4 2】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。 40
- 【図 1 4 3】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 1 4 4】外科用器具に連結されている図 1 4 3 の電源の斜視図を示す。
- 【図 1 4 5】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 1 4 3 の電源の LED を示す。
- 【図 1 4 6】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 1 4 7】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 1 4 6 のハウジングの側面図を示す。 50

【図 1 4 8】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 1 4 7 のハウジングの側面図を示す。

【図 1 4 9】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 1 5 0】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 1 5 1】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 1 5 2】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 1 5 3】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 1 5 4】エンドエフェクタを内部に配置して示された、図 1 5 3 のバーコードリーダーの断面図である。

【図 1 5 5】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 1 5 6】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 1 5 7】ロック部材によって互いにロックされる図 1 5 6 の発射部材部分の部分斜視図である。

【図 1 5 8】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 1 5 6 の発射部材部分及びロック部材の部分斜視図である。

【図 1 5 9】図 1 5 6 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 1 6 0】図 1 5 9 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 1 6 1】図 1 6 0 の相互接続部の断面図である。

【図 1 6 2】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 1 6 3】図 1 6 2 のアセンブリの断面図である。

【図 1 6 4】図 1 6 2 の滑りクラッチの付勢要素の斜視図である。

【図 1 6 5】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 1 6 2 のアセンブリの断面図である。

【図 1 6 6】前方位置にある図 1 6 5 のクラッチ要素を示している、図 1 6 2 のアセンブリの断面図である。

【図 1 6 7】反対位置にある図 1 6 5 のクラッチ要素を示している、図 1 6 2 のアセンブリの断面図である。

【図 1 6 8】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 1 6 9】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 1 7 0】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 1 6 9 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 1 6 9 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 1 7 1】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 1 6 9 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 1 6 9 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 1 7 2】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

10

20

30

40

50

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 1 7 3】本開示の様々な実施形態による図 1 7 2 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 1 7 4】本開示の様々な実施形態による図 1 7 2 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 1 7 5】本開示の様々な実施形態による図 1 7 2 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 1 7 6】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 1 7 7】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 1 7 8】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 1 7 9】電池の電圧を示すように構成されている回路である。

【図 1 8 0】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 1 8 1】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 1 8 2】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 1 8 3】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 1 8 4】電池診断回路の概略図である。

【図 1 8 5】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 1 8 6】本開示の様々な実施形態による図 1 8 5 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 END 7 2 9 3 USNP / 1 3 0 0 1 6、

- 米国特許出願、名称「SECONDARY BATTERY ARRANGEMENTS FOR POWERED SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号 END 7 2 9 4 USNP / 1 3 0 0 1 7、

- 米国特許出願、名称「ERROR DETECTION ARRANGEMENTS FOR SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLIES」、代理人整理番号 END 7 2 9 5 USNP / 1 3 0 0 1 8、

- 米国特許出願、名称「ATTACHMENT PORTIONS FOR SURGICAL INSTRUMENT ASSEMBLIES」、代理人整理番号 END 7 2 9 6 USNP / 1 3 0 0 1 9、

- 米国特許出願、名称「TAMPER PROOF CIRCUIT FOR SURGICAL INSTRUMENT BATTERY PACK」、代理人整理番号 END 7 2 9 7 USNP / 1 3 0 0 2 0、

- 米国特許出願、名称「CLOSURE INDICATOR SYSTEMS FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号 END 7 2 9 8 USNP / 1 3 0 0 2 1、

- 米国特許出願、名称「TORQUE OPTIMIZATION FOR SURGICAL INSTRUMENTS」、代理人整理番号 END 7 2 9 9 USNP / 1 3 0 0 2 2、

- 米国特許出願、名称「SHROUD RETENTION ARRANGEMENT FOR STERILIZABLE SURGICAL INSTRUMENTS」、

10

20

30

40

50

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、特定の例示的实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、非限定的な例示的实施形態であること、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。ある例示的实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せられてもよい。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comprise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時、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 - 0298719 A 1 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。

【 0 0 1 7 】

図 3 に更に示されるように、装填ユニット 2 0 のハウジング部 4 0 は、それぞれが外部ケーシング 5 0 内に收容されるように構成されている、上側ハウジング半体 4 4 と、下側ハウジング半体 4 6 と、を備えてよい。ハウジング半体 4 4 の近位端は、細長いシャフトアセンブリ 1 6 の遠位端を取り外し可能に係合するための係合突起部 4 8 を備えてよい。突起部 4 8 は、例えば細長いシャフトアセンブリ 1 6 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 4 4 、 4 6 は、軸方向に移動可能な駆動梁 6 0 を摺動可能に收容するための溝 4 7 を画定してよい。第 2 関節屈曲連結部 7 0 は、ハウジング半体 4 4 と 4 6 との間に形成されたスロット 7 2 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 7 4 を、軸方向駆動梁 6 0 の遠位端に隣接するハウジング部 4 0 の遠位端に隣接して位置づけ、キャリア 2 4 の関節屈曲中の駆動梁 6 0 の外側への張出しを阻止することができる。

【 0 0 1 8 】

駆動梁 6 0 は、遠位作動ヘッド 6 2 と、近位係合部 6 4 と、を備えてよい。駆動梁 6 0 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 6 4 は、駆動部材 6 6 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 6 6 は、装填ユニット 2 0 の近位端が外科用器具 1 0 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收容するように構成されている近位ポートホール 6 7 を備えてよい。遠位作動ヘッド 6 2 は、内部に形成された組織切断部 6 3 を有してよい。遠位作動ヘッド 6 2 は、遠位作動ヘッド 6 2 がステープルカートリッジ 2 6 を通って遠位に駆動されると、アンビルアセンブリ 2 2 を係合し、それをアンビル 2 2 とステープルカートリッジ 2 6 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 6 5 を更に備えてよい。遠位作動ヘッド 6 2 上の組織切断部 6 3 は、ステープルカートリッジ 2 6 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 2 2 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 6 2 は、ステープルカートリッジ 2 6 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 6 6 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 2 0 上のアンビル 2 2 との係合部を形成するように、カートリッジ 2 6 からステープルを送り出す。

【 0 0 1 9 】

図 1 に示されるように、外科用器具 1 0 は、例えば以下で更に詳述するような、装填ユニット 2 0 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 1 0 0 を備える。少なくとも 1 つの形態では、例えば、モーター 1 0 0 は、全体を通して 8 2 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 8 2 は、ハウジング 1 2 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 1 0 2 を備える。発射ロッド 1 0 4 の近位ねじ付き部分は、駆動チューブ 1 0 2 の回転によって発射ロッド 1 0 4 の軸方向移動が生じるように、駆動チューブ 1 0 2 と螺合して支持される。発射ロッド 1 0 4 は、装填ユニット 2 0 内の駆動梁 6 0 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 Z e m l o k ' 7 6 3 及び Z e m l o k ' 3 4 4 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 1 0 2 の回転により、発射ロッド 1 0 4 が駆動部材 6 0 を遠位方向に前進させる。装填ユニット 2 0 内の駆動部材 6 0 の遠位方向への初期前進により、アンビル 2 2 をステープルカートリッジ 2 6 に向かって旋回させる。駆動部材 6 0 が遠位方向「D D」に初期駆動されると、アンビル 2 2 は、アンビル 2 2 を閉鎖位置までカム運動させる駆動部材 6 0 上のピン 6 5 によって作動される。発射ロッド 1 0 4、最終的には装填ユニット 2 0 を通って駆動部材 6 0 の更に遠位への移動により、アンビル 2 2 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。

10

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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 Z e m l o k ' 7 6 3 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、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。

10

20

【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。

30

【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。

40

【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

50

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、ＣＲ１２３Ａ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氣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。

10

【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。

20

【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。

30

40

【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】

50

図 1 3 3 に示されるブロック図を参照すると、電力管理回路 2 0 0 6 は、一次電源 2 0 0 2 及び二次電源 2 0 0 4 から、外科用器具 1 0 に電力を選択的に送ることができる。例えば、プロセッサ 2 0 3 2 は、器具 1 0 に電力を供給するのに一次電源 2 0 0 2 が使用可能であるときは一次電源 2 0 0 2 から、器具 1 0 に電力を供給するのに一次電源 2 0 0 2 が使用できないときは二次電源 2 0 0 4 から、器具 1 0 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。

【 0 0 3 7 】

器具 1 0 の通常操作中、プロセッサ 2 0 3 2 は、上記のような一次電源 2 0 0 2 の検出及び認証時に、一次電源 2 0 0 2 による器具 1 0 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 2 0 0 2 が切り離された及び / 又は消耗したときなど、一次電源 2 0 0 2 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 2 0 0 2 が器具 1 0 に電力供給し続けてよい。電力管理回路 2 0 0 6 を利用して、一次電源 2 0 0 2 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 2 0 3 2 は、一次電源 2 0 0 2 の充電レベルを監視し、電力管理回路 2 0 0 6 のメモリ 2 0 3 0 に保存され得る既定の最低レベルにいつ達したが、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 2 0 2 8 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 2 0 3 2 は、ユーザーに、一次電源 2 0 0 2 の交換を警告することができる。電力管理回路 2 0 0 6 は、器具 1 0 のユーザーに一次電源 2 0 0 2 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 2 0 3 2 は、一次電源 2 0 0 2 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 1 0 の電力供給を一次電源 2 0 0 2 から二次電源 2 0 0 4 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 1 0 が一次電源 2 0 0 2 から二次電源 2 0 0 4 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。

【 0 0 3 8 】

上記に加え、プロセッサ 2 0 3 2 をプログラムし、一次電源 2 0 0 2 が外科用器具 1 0 に接続されると、一次電源 2 0 0 2 によって二次電源 2 0 0 4 を充電可能にしてよい。特定の例では、二次電源 2 0 0 4 は、一次電源 2 0 0 2 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 1 0 の電力供給に一次電源 2 0 0 2 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 2 0 0 6 を利用して、二次電源 2 0 0 4 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 2 0 3 2 は、充電レベルが電力管理回路 2 0 0 6 のメモリ 2 0 3 0 に保存され得る既定の最大レベル（プロセッサ 2 0 3 2 が一次電源 2 0 0 2 の二次電源 2 0 0 4 への充電を止める点）に達するまで、充電メーター 2 0 2 8 を利用して二次電源 2 0 0 4 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 2 0 0 6 は、二次電源 2 0 0 4 が十分に充電されると、器具 1 0 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。

【 0 0 3 9 】

再度図 1 2 9 を参照すると、一次電源 2 0 0 2 を、器具 1 0 のハンドル部 1 4 のチャンバ 2 0 3 8 内に収容できる。一次電源 2 0 0 2 を交換するため、ハンドル部 1 4 の外殻を取り外し、チャンバ 2 0 3 8 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 1 4 の外殻と連携させ、ハンドル部 1 4 の外殻を取り外そうとすることが、プロセッサ 2 0 3 2 によって、一次電源 2 0 0 2 から二次電源 2 0 0 4 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。

【 0 0 4 0 】

外科用器具 1 0 の一次電源 2 0 0 2 を新しい一次電源 2 0 0 2 と交換すると、電力管理回路 2 0 0 6 は、上記のように新しい一次電源 2 0 0 2 の認証を確認し、その認証が確認されると、電力管理回路 2 0 0 6 は、新しい一次電源 2 0 0 2 による器具 1 0 への電力送

10

20

30

40

50

信を可能にすることができる。加えて、一次電源 2 0 0 2 は上記のように二次電源 2 0 0 4 を充電することもできる。

【 0 0 4 1 】

装填ユニット 2 0 (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 1 0 (図 1) の細長いシャフトアセンブリ 1 6 に動作可能に連結できる。例えば、ここで図 3 8 ~ 5 8 を参照すると、例えば、使い捨て装填ユニット (D L U) 5 5 0 2 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 1 0 (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 D L U 5 5 0 2 に係合できるシャフト 5 5 2 0 を備えてよい。様々な実施形態では、回転可能なカラー 5 5 8 0 などのカラーは、例えば、シャフト 5 5 2 0 に対して D L U 5 5 0 2 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 5 5 8 0 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。

10

【 0 0 4 2 】

様々な実施形態では、D L U 5 5 0 2 は遠位取り付け部 5 5 0 4 を備えてよく、シャフト 5 5 2 0 は、外側チューブ 5 5 5 4 と、近位取り付け部 5 5 2 2 と、を備えてよい。D L U 5 5 0 2 の遠位取り付け部 5 5 0 4 は、D L U 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 に固定されると、シャフト 5 5 2 0 の近位取り付け部 5 5 2 2 を収容することができる (図 3 9)。更に、回転可能なカラー 5 5 8 0 をシャフト 5 5 2 0 の近位取り付け部 5 5 2 2 の周囲に位置づけ、D L U 5 5 0 2 の遠位取り付け部 5 5 0 4 も回転可能なカラー 5 5 8 0 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 5 5 8 0 をシャフト 5 5 0 2 及び / 又は近位取り付け部 5 5 0 4 に固定してよく、特定の実施形態では、例えば、シャフト 5 5 0 2 の近位取り付け部 5 5 0 4 に回転可能に固定してもよい。特定の実施形態では、D L U 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 に固定されるとき、シャフト 5 5 2 0 の近位取り付け部は D L U 5 5 0 2 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 5 5 8 0 を D L U 5 5 0 2 に回転可能に固定してよい。

20

【 0 0 4 3 】

更に図 3 8 ~ 5 8 を参照すると、D L U 5 5 0 2 が外科用器具のシャフト 5 5 2 0 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、D L U 5 5 0 2 は、シャフト 5 5 2 0 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。D L U 5 5 0 2 が非取り付け位置から取り付け位置まで移動するとき、D L U 5 5 0 2 の遠位取り付け部 5 5 0 4 をシャフト 5 5 2 0 の近位取り付け部 5 5 2 2 内に挿入できる。D L U 5 5 0 2 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、D L U 5 5 0 2 を方向 A に平行移動してよい (図 3 9)。特定の実施形態では、遠位取り付け部 5 5 0 4 と近位取り付け部 5 5 2 2 との間の溝 - スロット係合により、シャフト 5 5 2 0 によって画定される長手方向軸に沿って D L U 5 5 0 2 を導くことができる。主に図 4 2 を参照すると、遠位取り付け部 5 5 0 4 はガイドレール 5 5 1 4 を備えることができる。更に、主に図 4 4 を参照すると、近位取り付け部 5 5 2 2 はガイドスロット 5 5 3 4 を備えることができる。ガイドスロット 5 5 3 4 は、D L U 5 5 0 2 の近位取り付け部 5 5 0 4 がシャフト 5 5 2 0 の遠位取り付け部 5 5 2 2 内に挿入されると、ガイドレール 5 5 1 4 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 5 5 3 4 は長手方向スロットを備えてよく、ガイドレール 5 5 1 4 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 5 5 3 4 及びガイドレール 5 5 1 4 は、シャフト 5 5 2 0 によって画定される長手方向軸に対して、D L U 5 5 0 2 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。

30

40

【 0 0 4 4 】

主に図 3 8 を参照すると、遠位取り付け部 5 5 0 4 に、例えば第 1 矢印などの第 1 位置合わせ用しるし 5 5 1 0 を含んでよく、シャフト 5 5 2 0 及び / 又はカラー 5 5 8 0 に、例えば第 2 矢印などの第 2 位置合わせ用しるし 5 5 9 0 を含んでよい。第 1 及び第 2 位置合わせ用しるし 5 5 1 0、5 5 9 0 を合わせると、ガイドレール 5 5 1 4 とガイドスロ

50

ト 5 5 3 4 を整列させることができ、近位取り付け部 5 5 2 2 への遠位取り付け部 5 5 0 4 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 5 5 2 0 に向かって長手方向経路に沿って D L U 5 5 0 2 を平行移動すると、D L U 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 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 5 5 2 0 に対して D L U 5 5 0 2 を取り付けののに、シャフト 5 5 2 0 に対する D L U 5 5 0 2 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 5 5 2 2 と遠位取り付け部 5 5 0 4 との間の溝 - スロット係合によって、シャフト 5 5 2 0 に対する D L U 5 5 0 2 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 5 5 8 0 を D L U 5 5 0 2 及び / 又はシャフト 5 5 2 0 に対して回転させ、D L U 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 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 5 5 8 0 を、初期方向 (図 5 3) から第 2 の方向 (図 5 4) に向けて回転させ、その後初期方向 (図 5 7) に向けて戻して、D L U 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 にロックしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 5 】

主に図 4 2 及び 4 3 を参照すると、D L U 5 5 0 2 の近位部 5 5 0 4 は、回転キー又はリブ 5 5 0 6 を備えることができる。D L U 5 5 0 2 を、非取り付け位置 (図 3 8) と取り付け位置 (図 3 9) との間を方向 A に移動させると (図 3 9) 、回転キー 5 5 0 6 がカラー 5 5 8 0 の回転に影響を及ぼし得る。例えば、回転キー 5 5 0 6 は、カラー 5 5 8 0 を初期方向から第 2 の方向まで、方向 B (図 3 9) に回転させる、及び / 又は付勢することができる。カラー 5 5 8 0 が第 2 の方向に付勢されるとき、遠位取り付け部 5 5 0 4 を近位取り付け部 5 5 2 2 内に挿入できる。更に、遠位取り付け部 5 5 0 4 が近位取り付け部 5 5 2 2 内に完全に挿入されると、回転キー 5 5 0 6 は、カラー 5 5 8 0 が、第 2 の方向から初期方向まで、方向 C (図 3 9) 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 5 5 8 0 が初期方向まで戻ると、カラー 5 5 8 0 は、近位取り付け部 5 5 2 2 に対して遠位取り付け部 5 5 0 4 をロックできる。更に図 4 2 及び 4 3 を参照すると、回転キー 5 5 0 6 は、その近位端に回転ランプ 5 5 0 8 を備えることができる。回転ランプ 5 5 0 8 は、シャフト 5 5 2 0 の要素と係合し、例えば、回転カラー 5 5 8 0 を回転させることができる。

【 0 0 4 6 】

様々な実施形態では、回転ランプ 5 5 0 8 は、シャフト 5 5 2 0 内に位置する発射シャフト 5 5 4 0 の回転に影響を及ぼし得る。例えば、主に図 4 7 ~ 5 0 を参照すると、発射シャフト 5 5 4 0 は、発射シャフト 5 5 4 0 から半径方向外側に延出し得る発射シャフト回転子 5 5 4 4 を備えることができる。D L U 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 内に挿入されると、回転キー 5 5 0 6 の回転ランプ 5 5 0 8 は発射シャフト回転子 5 5 4 4 を係合できる。様々な実施形態では、回転ランプ 5 5 0 8 は発射シャフト回転子 5 5 4 4 を回転させ、それによって発射シャフト 5 5 4 0 を回転させることができる。例えば、発射シャフト 5 5 4 0 及び発射シャフト回転子 5 5 4 4 は、第 1 の向き (図 5 3) と第 2 の向き (図 5 4) との間を方向 B (図 5 4) に回転できる。更に図 4 7 ~ 5 0 を参照すると、発射シャフト 5 5 4 0 を回転可能なカラー 5 5 8 0 と係合できる。例えば、回転可能なカラー 5 5 8 0 は回転子溝 5 5 8 4 を備えることができ、これは、発射シャフト回転子 5 5 4 4 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 5 5 4 4 の回転によって回転可能なカラー 5 5 8 0 が回転するように、発射シャフト回転子 5 5 4 4 を回転子溝 5 5 8 4 によって保持できる。かかる実施形態では、D L U 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 内に挿入すると、発射シャフト回転子 5 5 4 4 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 5 5 8 0 を方向 B (図 5 4) の回転に影響を及ぼし得る。

【 0 0 4 7 】

主に図 4 4 及び 4 5 を参照すると、近位取り付け部 5 5 2 2 は回転キースロット 5 5 2 4 を備えることができ、これは、遠位取り付け部 5 5 0 4 が近位取り付け部 5 5 2 2 内に挿入されると、回転キー 5 5 0 6 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回転されると、そのロック移動止め 5 5 8 2 は、ガイドレール 5 5 1 4 中のロックノッチ 5 5 1 6 と一直線になって係合され得る。

【 0 0 5 1 】

様々な実施形態では、カラー 5 5 8 0 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 5 5 4 0 は、近位端 5 5 4 6 と遠位端 5 5 4 2 との間を延在できる。近位端 5 5 4 6 は回転継手を有してよく、これによって、発射シャフト 5 5 4 0 が第 1 構成と第 2 構成との間を回転できる。更に、遠位端 5 5 4 2 は、DLU 5 5 0 2 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 5 5 4 0 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 5 5 4 0 の遠位端 5 5 4 2 にある連結具が回転すると、連結具は、DLU 5 5 0 2 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 5 5 0 2 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 4 0 及び 4 1 を参照すると、発射アセンブリは、例えば、近位端 5 5 4 6 と遠位端 5 5 4 2 との間の発射シャフト 5 5 4 0 の周囲に位置づけられるスリーブ 5 5 5 0 を更に備えてよい。

10

【 0 0 5 2 】

様々な実施形態では、発射シャフト 5 5 4 0 がシャフト 5 5 2 0 内を回転するとき、発射シャフト 5 5 4 0 は、DLU 5 5 0 2 中の発射シャフトスロット 5 5 1 8 と一直線になるよう回転できる。例えば、DLU 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 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 5 5 4 4 は発射シャフトスロット 5 5 1 8 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 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 内に部分的にのみ挿入されるとき、回転キー 5 5 0 6 によって発射シャフト回転子 5 5 4 4 は、発射シャフトスロット 5 5 1 8 と一直線にならないよう回転し得る。換言すれば、発射シャフト回転子 5 5 4 4 は、発射シャフト 5 5 4 0 が第 1 の向きにあるとき発射シャフトスロット 5 5 1 4 と一直線になることができ、発射シャフト 5 5 4 0 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 5 5 1 4 とずれ得る。かかる実施形態では、DLU 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 内に部分的にのみ挿入されるとき、及び / 又は、DLU 5 5 0 2 が回転可能なカラー 5 5 8 0 によってシャフト 5 5 2 0 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 5 5 4 4 の発射経路は遠位取り付け部 5 5 0 4 によって閉鎖され得る。発射シャフト 5 5 4 0 及びカラー 5 5 8 0 を一体化すると、発射シャフト 5 5 4 0 が発射及び / 又は前進する前に、DLU 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 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 5 5 0 2 中の切断要素が発射シャフト 5 5 4 0 に連結されるまで、及び / 又は、発射シャフト 5 5 4 0 がシャフト 5 5 2 0 ときちん一直線になるまで、発射できない。

20

30

【 0 0 5 3 】

特定の実施形態では、カラー 5 5 8 0 の回転により、関節屈曲アセンブリ 5 5 5 9 の取り付け及び / 又は整列を容易にできる。主に図 4 0 及び 4 1 を参照すると、関節屈曲アセンブリ 5 5 5 9 は、近位関節屈曲バー 5 5 6 0 と、遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 と、関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 と、を備え得る。更に、例えば、シャフト 5 5 2 0 は近位関節屈曲バー スロット 5 5 2 8 を備え得、DLU 5 5 0 2 は遠位関節屈曲バー スロット 5 5 1 2 を備え得る。特定の実施形態では、近位関節屈曲バー 5 5 6 0 は近位関節屈曲バー スロット 5 5 2 8 と整列でき、遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 は遠位関節屈曲バー スロット 5 5 1 2 と整列できる。ここで図 4 6 を参照すると、関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 は回転可能なカラー 5 5 8 0 内に収容され得る。例えば、回転可能なカラー 5 5 8 0 は関節屈曲コネクタ スロット 5 5 8 6 を備え得、関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 はその中に移動可能に配置され得る。

40

【 0 0 5 4 】

様々な実施形態では、再度図 4 0 及び 4 1 を参照すると、近位関節屈曲バー 5 5 6 0 は近位ノッチ 5 5 7 2 を有し得、遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 は遠位ノッチ 5 5 7 4 を有し得る。更に、関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 は、近位関節屈曲ラグ 5 5 6 8 と、遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 2 と、を備え得る。近位関節屈曲ラグ 5 5 6 8 は、近位関節屈曲バー 5 5 6 0 の

50

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。

10

【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。

20

【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５５１０を、シャフト５５２０及び／又はカラー５５８０の位置合わせ用し５５９０（図５１）と整列させることができる。位置合わせ用し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を通過して延出できる。

30

40

【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

50

向きまで回転できる。発射シャフト 5 5 4 0 がこのように回転すると、発射シャフト 5 5 4 0 の遠位端 5 5 4 2 を D L U 5 5 0 2 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 5 5 4 4 の回転により、発射シャフト回転子 5 5 4 4 とカラー 5 5 8 0 中の発射シャフト回転子溝 5 5 8 4 (図 4 6) との間の係合によって、カラー 5 5 8 0 を方向 B に回転できる。カラー 5 5 8 0 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 5 5 8 0 が回転すると、ロック移動止め 5 5 8 2 は、シャフト 5 5 2 0 中を移動止めスロット 5 5 3 6 に沿って移動できる。加えて、ばね 5 5 9 2 の遠位端 5 5 9 6 をカラー 5 5 8 0 中の遠位ばねスロット 5 5 8 8 (図 4 6) に保持できるため、カラー 5 5 8 0 の回転により、ばね 5 5 9 2 の遠位端 5 5 9 6 を回転できる。遠位端 5 5 9 6 を近位端 5 5 9 4 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 5 5 8 0 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 5 5 4 0 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 5 5 を参照すると、カラー 5 5 8 0 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 5 5 6 8 は、近位関節屈曲バー 5 5 6 0 中の近位ノッチ 5 5 7 2 と係合したままであり得る。更に、遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 が D L U 5 5 0 2 の遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 のための間隙を提供するように、遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 を回転できる。図 5 6 を参照すると、カラー 5 5 8 0 及びその内部に位置づけられる関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 が第 2 の方向に回転するとき、D L U 5 5 0 2 をシャフト 5 5 2 0 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 5 5 6 6 が第 2 の方向に回転するとき、遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 は関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 の遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 を通過できる。更に、遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 は、関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 中の遠位ノッチ 5 5 7 4 と回転可能に整列できる。引き続き図 5 6 を参照すると、D L U 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 内に完全に挿入されるとき、発射ロッド回転子 5 5 4 4 は、回転キー 5 5 0 6 の遠位端 5 5 0 9 を通過できる。

【0059】

ここで図 5 7 を参照すると、回転キー 5 5 0 6 の遠位端 5 5 0 9 が発射シャフト回転子 5 5 4 4 を通過すると、発射シャフト回転子 5 5 4 4 は方向 C に回転できる。例えば、発射シャフト回転子 5 5 4 4 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 5 5 4 4 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 5 5 8 0 の回転に影響を及ぼし得る。様々な実施形態では、ばね 5 5 9 2 は、発射ロッド 5 5 4 0 をその第 1 の向きに向けて、カラー 5 5 8 0 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 5 5 4 4 の回転によりカラー 5 5 8 0 が回転するように、発射シャフト回転子 5 5 4 4 をカラー 5 5 8 0 中の発射シャフト回転子溝 5 5 8 4 (図 4 6) に配置できる。関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 の遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 と遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 の遠位ノッチ 5 5 7 4 が整列しているため、カラー 5 5 8 0 が回転すると関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 は回転でき、遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 は遠位ノッチ 5 5 7 4 と係合するように回転できる。遠位関節屈曲ラグ 5 5 7 0 が遠位ノッチ 5 5 7 4 を係合すると、関節屈曲アセンブリ 5 5 5 9 を組み立てることができる。更に、発射シャフト回転子 5 5 4 4 が方向 C に回転すると、発射シャフト 5 5 4 0 の遠位端 5 5 4 2 が方向 C に回転でき、これにより、D L U 5 5 0 2 中の切断要素の発射シャフト 5 5 4 0 の遠位端 5 5 4 2 への取り付けを容易にできる。

【0060】

ここで図 5 8 を参照すると、カラー 5 5 8 0 の回転により、遠位取り付け部 5 5 0 4 のガイドレール 5 5 1 4 中のロックノッチ 5 5 1 6 内にある、カラー 5 5 8 0 のロック移動止め 5 5 8 2 も回転できる。例えば、D L U 5 5 0 2 がシャフト 5 5 2 0 内に完全に挿入されるとき、ロック移動止め 5 5 8 2 が移動止めスロット 5 5 3 6 を通過して、ロックノッチ 5 5 1 6 内まで回転できるように、ロックノッチ 5 5 1 6 は移動止めスロット 5 5 3 6 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 5 5 4 4 が回転キー 5 5 0 6 の遠位端 5 5 0 9 を通過した後、ばね 5 5 9 2 は、カラー 5 5 8 0 を

10

20

30

40

50

方向 C (図 5 7) に回転するように付勢し得る。引き続き図 5 8 を参照すると、発射シャフト回転子 5 5 4 4 が方向 C に回転するとき、発射シャフト回転子 5 5 4 4 は、DLU 5 5 0 2 中の発射シャフトスロット 5 5 1 8 と一直線になるように回転できる。発射シャフト回転子 5 5 4 4 が発射シャフトスロット 5 5 1 8 と整列すると、例えば、発射シャフト 5 5 4 0 を、DLU 5 5 0 2 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 5 5 8 0 は、シャフト 5 5 2 0 に対して DLU 5 5 0 2 を取り外し可能にロックできる。更に、カラー 5 5 8 0 の回転により、関節屈曲アセンブリ 5 5 5 9 の取り付け及び / 又は整列を、並びに、発射シャフト 5 5 4 0 の、例えば DLU 5 5 0 2 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 5 5 0 2 のシャフトからのロック解除、関節屈曲アセンブリ 5 5 5 9 の切り離し、及び / 又は、発射シャフト 5 5 4 0 の DLU 5 5 0 2 中の切断要素からの切り離しもできる。例えば、カラー 5 5 8 0 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 5 5 8 2 は、遠位取り付け部 5 5 0 4 中のロックノッチ 5 5 1 6 を係合解除できる。したがって、遠位取り付け部 5 5 0 4 を、例えば、シャフト 5 5 2 0 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 5 5 2 2 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 5 5 2 0 に対して DLU 5 5 0 2 を回転せずに、シャフト 5 5 2 0 から DLU 5 5 0 2 を取り外すことができる。しかしながら、カラー 5 5 8 0 をシャフト 5 5 2 0 に対して回転でき、それによって、例えば、カラー 5 5 8 0 中の関節屈曲コネクタ 5 5 6 6 から遠位関節屈曲バー 5 5 6 2 を切り離し、DLU 5 5 0 2 中の切断要素から発射シャフト 5 5 4 0 を切り離すことができる。

【0062】

ここで図 5 9 ~ 6 2 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 5 6 0 2 を、外科用器具のシャフト 5 6 2 0 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 5 6 2 0 に対してロック位置に DLU 5 6 0 2 を付勢できる。例えば、DLU 5 6 0 2 をバヨネットマウントによってシャフト 5 6 2 0 に取り外し可能に取り付けでき、ばねは、DLU 5 6 0 2 を回転し、DLU 5 6 0 2 をバヨネット連結部においてシャフト 5 6 2 0 に連結できる。例えば、DLU 5 6 0 2 は遠位取り付け部 5 6 0 4 を備えてよく、シャフト 5 6 2 0 は近位取り付け部 5 6 2 2 を備えてよい。DLU 5 6 0 2 の遠位取り付け部 5 6 0 4 は、DLU 5 6 0 2 がシャフト 5 6 2 0 に固定されると、シャフト 5 6 2 0 の近位取り付け部 5 6 2 2 を収容することができる。別の実施形態では、DLU 5 6 0 2 がシャフト 5 6 2 0 に固定されるとき、シャフト 5 6 2 0 の近位取り付け部は DLU 5 6 0 2 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 5 6 0 2 の遠位取り付け部 5 6 0 4 は移動止め 5 6 0 6 を備えてよく、これは、遠位取り付け部 5 6 0 4 の一部から半径方向外側に延在し得る。更に、移動止め 5 6 0 6 は傾斜面 5 6 0 8 を備えてよい。本明細書に記載されるように、移動止め 5 6 0 6 の傾斜面 5 6 0 8 は、ばね 5 6 3 6 b などのばねを係合でき、例えば、遠位取り付け部 5 6 0 4 が近位取り付け部 5 6 2 2 内に挿入されると、ばね 5 6 3 6 b を変形できる。更に、移動止め 5 6 0 6 は、近位取り付け部 5 6 2 2 によって保持され、DLU 5 6 0 2 をシャフト 5 6 2 2 に取り外し可能にロックできる。主に図 5 9 を参照すると、シャフト 5 6 2 0 の近位取り付け部 5 6 2 2 は空洞 5 6 2 4 を画定し得る。様々な実施形態では、空洞 5 6 2 4 は、DLU 5 6 0 2 の遠位取り付け部 5 6 0 4 を収容する構造かつ寸法であってよい。更に、ばね 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b を空洞 5 6 2 4 内に配置できる。例えば、第 1 のばね 5 6 3 6 a を空洞 5 6 2 4 の第 1 側部上に配置でき、第 2 のばね 5 6 3 6 b を空洞 5 6 2 4 の第 2 側部上に配置できる。ばね 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b は、空洞 5 6 2 4 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 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b の一部は空洞 5 6 2 4 内に延出し得る。例えば、第 2 のば

ね 5 6 3 6 b の脚部 5 6 3 7 は空洞 5 6 2 4 内に延出でき、例えば、第 2 のばね 5 6 3 6 の別の脚部 5 6 3 7 は近位取り付け部 5 6 2 2 内に保持され得る。

【0064】

引き続き図 5 9 を参照すると、近位取り付け部 5 6 2 2 はロックスロット 5 6 3 8 も備えてよく、これは例えば、空洞 5 6 2 4 内に画定でき、及び / 又は、空洞 5 6 2 4 を介して接近できる。ロックスロット 5 6 3 8 は、例えば、移動止め 5 6 0 6 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 5 6 3 8 は移動止め 5 6 0 6 を保持し、DLU 5 6 0 2 をシャフト 5 6 2 0 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 5 6 2 2 はラッチ 5 6 3 0 を備えてよい。ラッチ 5 6 3 0 は、ラッチ解除位置（図 5 9 及び 6 0）とラッチ留め位置（図 6 1 及び 6 2）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 5 6 3 0 はばね仕掛けであってよく、ばね 5 6 3 4 は、ラッチ 5 6 3 0 をラッチ留め位置内まで付勢できる。例えば、ラッチ 5 6 3 0 はラッチばね 5 6 3 4 を備えてよく、これは、ラッチ 5 6 3 0 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 5 6 3 0 は、親指把持部及び / 又は隆起部 5 6 3 2 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 5 6 3 0 の移動を容易にしてよい。例えば、ユーザーは親指把持部 5 6 3 2 を引っかけ、ラッチ 5 6 3 0 を近位に引いてラッチ 5 6 3 0 をラッチ解除することができる。

10

【0065】

様々な実施形態では、ラッチ 5 6 3 0 は、ロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 3 0 がラッチ留め位置（図 6 1 及び 6 2）にあるとき、ラッチ 5 6 3 0 のアーム 5 6 3 5 は、ロックスロット 5 6 3 8 の少なくとも一部を超えて延出し得る。ラッチ 5 6 3 0 は、ロックスロット 5 6 3 8 を覆う又は部分的に覆うことができ、ロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 3 0 のアーム 5 6 3 5 は、移動止め 5 6 0 6 がロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 3 0 がラッチ留め位置にあるとき、ラッチ 5 6 3 0 は、ばね 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b を係合できる。例えば、図 6 1 及び 6 2 を参照すると、ラッチ 5 6 3 0 は、ばね 5 6 3 6 b の変形が制限される及び / 又は阻止されるようにばね 5 6 3 6 b を支持できる。更に、ラッチ 5 6 3 0 は、空洞 5 6 2 4 が DLU 5 6 0 2 の遠位取り付け部 5 6 0 4 を収容できないようにばね 5 6 3 6 b を支持できる。例えば、ばね 5 6 3 6 b の少なくとも一部は空洞 5 6 2 4 を閉鎖でき、それによって、遠位取り付け部 5 6 0 4 が近位取り付け部 5 6 2 2 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 5 6 2 2 は複数のばねを備えてよく、これらは、遠位取り付け部 5 6 0 4 に回転力を及ぼし、近位取り付け部 5 6 2 2 に対して遠位取り付け部 5 6 0 4 を回転できる。例えば、近位取り付け部 5 6 2 2 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 5 6 2 2 中の 1 つのばねによって、近位取り付け部 5 6 2 2 に対して遠位取り付け部 5 6 0 4 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 5 6 0 2 の遠位取り付け部 5 6 0 2 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 5 6 0 2 を近位取り付け部 5 6 2 2 に対して回転できる。

20

30

40

【0066】

様々な実施形態では、ラッチ 5 6 3 0 がラッチ解除位置（図 5 9 及び 6 0）にあるとき、ロックスロット 5 6 3 8 は、ラッチ 5 6 3 0 のアーム 5 6 3 5 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 5 6 0 6 を、ラッチ解除されたラッチ 5 6 3 0 を超えてロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 0 6 を、ラッチ解除されたラッチ 5 6 3 0 を超えてロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 3 0 がラッチ解除位置にあるとき、ラッチ 5 6 3 0 は、ばね 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b を係合解除できる。例えば、ラッチ 5 6 3 0 がラッチ解除されると、ラッチ 5 6 3 0 は、ば

50

ね 5 6 3 6 a、5 6 3 6 b の変形を防ぐ及び / 又は制限することができない。

【 0 0 6 7 】

主に図 5 9 を参照すると、ラッチ 5 6 3 0 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 5 6 3 6 b はラッチ 5 6 3 0 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 5 6 0 4 を近位取り付け部 5 6 2 2 に対して移動するように、DLU 5 6 0 2 を方向 A に移動できる。主に図 6 0 を参照すると、遠位取り付け部 5 6 0 4 の移動止め 5 6 0 6 は、ばね 5 6 3 6 b を係合でき、例えば、ばね 5 6 3 6 b 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 5 6 0 6 の傾斜面 5 6 0 8 は、ばね 5 6 3 6 b に沿って摺動でき、ばね 5 6 3 6 b の自由脚部 5 6 3 7 を移動できる。ばね 5 6 3 6 b の変形により、ばね 5 6 3 6 b が移動止め 5 6 0 6 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 6 1 を参照すると、跳ね戻り力は移動止め 5 6 0 6 の回転に影響を及ぼし得る。例えば、移動止め 5 6 0 6 は、方向 B へ、空洞 5 6 2 4 中に画定されるロックスロット 5 6 3 8 内に回転できる。様々な実施形態では、ユーザーがラッチ 5 6 3 0 を解放すると、ラッチばね 5 6 3 4 はラッチ 5 6 3 0 をラッチ解除位置まで戻すことができる。更に、ラッチ 5 6 3 0 がラッチ解除位置まで戻ると、ラッチ 5 6 3 0 のアーム 5 6 3 5 はロックスロット 5 6 3 8 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 5 6 0 6 がロックスロット 5 6 3 8 内に保持されるとき、遠位取り付け部 5 6 0 4 の移動止め 5 6 0 6 を、近位取り付け部 5 6 2 2 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 5 6 3 0 は、移動止め 5 6 0 6 に対してばね 5 6 3 6 b 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 5 6 2 0 から DLU 5 6 0 2 を解放するため、ユーザーは、移動止め 5 6 0 6 を回転させてロックスロット 5 6 3 8 を出るように、ラッチ 5 6 3 0 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 5 6 0 4 が近位取り付け部 5 6 2 2 から引き出されるまで、移動止め 5 6 0 6 の回転により、ばね 5 6 3 6 b を再度圧縮及び / 又は変形する。

10

20

【 0 0 6 8 】

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。

30

40

【 0 0 6 9 】

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

50

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。

10

20

30

40

50

【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、又は電氣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。

【 0 0 7 2 】

上記に加え、ここで図 1 1 0 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 1 1 0 の工程 9 7 0 0 参照）、工程 9 7 0 2 に示されるように、コントローラは、データにおいて X O R 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。X O R 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 9 7 0 0 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 1 1 0 の工程 9 7 0 4 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。

【 0 0 7 3 】

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。

【 0 0 7 4 】

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。

【 0 0 7 5 】

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。

【 0 0 7 6 】

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

10

20

30

40

50

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。

10

20

【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

30

40

50

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

10

20

30

40

50

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。

10

【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対の接点が見られているが、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。

20

30

40

【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、最初に電氣的に接続する。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9

50

940 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、当該接点对が係合しており、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、接点对の1つは別の接点对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の接点对10248a、10268a、10
第2の接点对10248b、10268b、及び第3の接点对10248c、10268cを備えてよく、このとき第3の接点对は、第1の接点对及び第2の接点对と異なっていてよい。第1の接点对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の接点对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の接点对10248c、10268cが係合しているとき、接触要素10267cは、接触要素10267c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、つまりステーブルカートリッジ10364と、を備えてよく、このときアンビル10362は、ステーブルカートリッジ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とステーブルカートリッジ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のステーブルカートリッジ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「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、ステーブルカートリッジ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10330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。

10

20

【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他の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 ~ 1039

30

40

50

5 は、アンビル 1 0 3 6 2 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 1 0 3 6 2 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 1 0 3 6 2 が、インジケータディスプレイ 1 0 3 9 0 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 1 0 3 6 2 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 1 0 3 6 2 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 1 0 3 9 0 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。

10

【 0 0 8 7 】

様々な場合では、上記に加え、インジケータ 1 0 3 9 1 ~ 1 0 3 9 5 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 1 0 3 9 1 ~ 1 0 3 9 5 の 1 つ又は 2 つ以上は、別のインジケータ 1 0 3 9 1 ~ 1 0 3 9 5 と異なる色で発光できる。例えば、インジケータ 1 0 3 9 1 を黄色に発光するように構成でき、一方インジケータ 1 0 3 9 2 ~ 1 0 3 9 5 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 1 2 2 を参照すると、アンビル 1 0 3 6 2 とカートリッジ 1 0 3 6 4 との間に位置する組織 T は、アンビル 1 0 3 6 2 が図 1 2 2 に示される部分閉鎖位置にあるとき、アンビル 1 0 3 6 2 によって十分にクランプされ得ず、アンビル 1 0 3 6 2 のこの位置に関連するインジケータ 1 0 3 9 1 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 1 0 3 6 0 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 1 0 3 6 1 ~ 1 0 3 6 5 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 1 0 3 6 1 ~ 1 0 3 6 5 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 1 0 3 6 1 ~ 1 0 3 6 5 は、上記のようにアンビル 1 0 3 6 2 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 1 0 3 6 0 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。

20

【 0 0 8 8 】

上記のように、エンドエフェクタのアンビルは、ステーブルカートリッジに対して開放位置と閉鎖位置との間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、ステーブ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、及びステーブルカートリッジは、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、ステーブルカートリッジは、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、ステーブ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、ステーブルカートリッジの動きを表示するように適合され得る。

30

40

【 0 0 8 9 】

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。Z e m l o k ' 7 6 3 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、臨床医が発射口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

50

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。Z e m l o k ' 7 6 3 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 1 5 0 は、それぞれが上面にカム表面 1 5 8 を有する 1 つ又は 2 つ以上のカム部材 1 5 6 を備える。第 1 の向きでは、後退レバー 1 5 0 は、図 1 に示されるように、ハウジング 1 2 のレバーポケット 1 4 に沿って配置される。第 1 クラッチ部 1 4 4 と第 2 クラッチ部 1 4 6 との間に配置されるばねは、後退シャーシ 1 2 4 の上部 1 2 6 に逆らって後退レバー 1 5 0 を付勢するように働く。図 6 に示されるように、カム部材 1 5 6 は、後退シャーシ 1 2 4 の上部 1 2 6 中の対応するカムスロット、つまりポケット 1 6 0 内に配置される。後退レバー 1 5 0 は、後退シャーシ 1 2 4 の上部 1 2 6 と後退レバー 1 5 0 のカム部 1 5 4 との間に設置される戻りばね 1 6 2 によって、第 1 の向きに維持される。カム部材 1 5 6 及びカムスロット 1 6 0 は、後退レバー 1 5 0 が更に回転するのを防ぐ。

10

【 0 0 9 3 】

使用中、後退レバー 1 5 0 がハウジング 1 2 中のレバーポケット 1 4 (図 1) から出ると、カム部材 1 5 6 は、対応するカムスロット 1 6 0 と連動し、第 1 クラッチ部 1 4 4 と第 2 クラッチ部 1 4 6 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 1 5 0 のカム部 1 5 4 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 1 4 4 、 1 4 6 を噛合係合するまで押し込む。カム部 1 5 4 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 1 3 4 と連動するニードルクラッチが作動する。後退レバー 1 5 0 を連続的に作動すると、クラッチアセンブリ 1 4 2 が回転し、それが平歯車 1 3 6 、 1 3 8 、 1 4 0 、並びに後退及び駆動歯車 1 3 2 及び 1 3 0 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「 L A - L A 」の周りを駆動チューブ 1 0 2 が回転する。発射ロッド 1 0 4 は駆動チューブ 1 0 2 と螺合しているため、上記のように駆動チューブ 1 0 2 が回転した結果、発射ロッド 1 0 4 が駆動チューブ 1 0 2 内に後退 (つまり、近位に軸方向移動) する。

20

【 0 0 9 4 】

操作中、駆動チューブ 1 0 2 は、モーター 1 0 0 によって、器具の長手方向軸「 L A - L A 」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 1 0 2 の回転が、発射ロッド 1 0 4 を、遠位方向「 D D 」に軸方向に移動させる。この装填ユニット 2 0 の発射ロッド 1 0 4 及び駆動部材 6 0 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 1 7 0 を利用して、装填ユニット 2 0 を作動させるため、発射ロッド 1 0 4 を遠位方向「 D D 」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 1 7 0 は、モーター 1 0 0 に連結されている歯車ボックスハウジング 1 7 2 を備えてよい。例えば、歯車ボックスハウジング 1 7 2 は、ねじ 1 0 3 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 1 0 1 に連結されてよい。歯車アセンブリ 1 7 0 及びモーター 1 0 0 は、全体を通して 1 8 6 と表記される「駆動ユニット」と集合的に称してよい。

30

【 0 0 9 5 】

歯車ボックスハウジング 1 7 2 は、一体成形される、ないしは別の方法でハウジング 1 2 によって回転不能に支持される、モーター保持部 1 9 0 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 1 8 6 が、ハウジング 1 2 内で器具の長手方向軸「 L A - L A 」の周りを回転するのを可能にするが、ハウジング 1 2 内の軸方向移動を防ぐ。モーター 1 0 0 は、例えば、Z e m l o k ' 7 6 3 において更に詳述されている種類の電源 2 0 0 及び / 又は電力システム 2 0 0 0 (図 1 2 9) によって、給電されてよい。

40

【 0 0 9 6 】

駆動ユニット 1 8 0 への、より具体的には、モーター 1 0 0 への電流供給を容易にするため、独特の接点装置 2 1 0 を利用してよい。例えば、図 4 に示されるように、接点装置 2 1 0 は、環状の負のモーター接点 2 1 2 と、モーターハウジング 1 0 1 に支持される環

50

状の正のモーター接点 1 1 4 と、を備えてよい。固定された負の接点 2 1 6 は、負のモーター接点 1 1 2 との摺動接点のため、ハウジング 1 2 内に支持されてよい。同様に、固定された正の接点 2 1 8 は、駆動ユニット 1 8 0 がハウジング 1 2 内で回転するとき、正のモーター接点 2 1 4 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 2 1 6、2 1 8 は、可撓性ばね様接点を備え、ハウジング 1 2 内への駆動ユニット 1 8 6 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 2 1 6 は、負極リード 2 2 0 によって電源 2 0 0 に電氣的に接続されてよく、固定された正の接点 2 1 8 は、正極リード 2 2 2 によって電源 2 0 0 に電氣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「L A - L A」の周りの駆動ユニット 1 8 6 の回転を促進しながら、電源 2 0 0 からモーター 1 0 0 に電力が供給されるのを可能にする。

10

【0097】

図 5 を参照すると、歯車アセンブリ 1 7 0 は、モーターシャフト 1 0 7 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 1 7 3 は、歯車ボックスハウジング 1 7 2 の内側面上に形成されてよい。主要太陽歯車 1 7 1 は、モーターシャフト 1 0 7 に連結されてよい。主要太陽歯車 1 7 1 は、第 1 遊星歯車キャリア 1 7 4 に支持される複数の第 1 遊星歯車 1 7 5 が輪歯車 1 7 3 と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 1 7 6 は、第 1 遊星歯車キャリア 1 7 4 上に形成し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 1 7 7 に支持される複数の第 2 遊星歯車 1 7 8 と噛合係合して支持されてよい。第 2 遊星歯車 1 7 8 も、輪歯車 1 7 3 と噛合係合して支持されてよい。第 2 太陽歯車 1 7 9 は、第 2 遊星歯車キャリア 1 7 7 上に形成し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 1 8 1 と噛合係合して支持されてよい。第 3 遊星歯車 1 8 1 は、輪歯車 1 7 3 と噛合係合して第 3 遊星歯車キャリア 1 8 0 に支持されてよい。第 3 太陽歯車 1 8 3 は、第 3 遊星歯車キャリア 1 8 0 上に形成しないしは別の方法で取り付けられてよく、軸受 1 8 5 によって歯車ボックスハウジング 1 7 2 内に回転可能に支持される出力シャフトユニット 1 8 4 に取り付けられ得る、複数の第 4 遊星歯車 1 8 7 と噛合係合する。第 4 遊星歯車 1 8 7 も、輪歯車 1 7 3 と噛合係合して支持されてよい。

20

【0098】

図 7 は、駆動ユニット 1 8 6 をハウジング 1 2 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 1 9 0 のモーター取り付けボス 1 9 2 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 1 9 6 を備えてよい。1つの構成では、例えば、歯車アセンブリ 1 7 0 は、軸受 1 8 5 によって歯車ボックスハウジング分割部 1 9 6 内に回転可能に支持される。同様に、モーター 1 0 0 は、軸受 1 9 8 によってモーター取り付けハウジング部 1 3 の内部に回転可能に支持される。駆動ユニット 1 8 6 をハウジング 1 2 内に回転可能に支持する他の方法も使用できる。

30

【0099】

出力シャフトユニット 1 8 4 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 Z e m l o k ' 7 6 3 に開示されている種類及び構成のクラッチ 2 3 0 (図 5) に、動作可能に連結されてよい。かかるクラッチ 2 3 0 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 2 3 0 を、出力シャフトユニット 1 8 4 の駆動チューブ 1 0 2 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。

40

【0100】

Z e m l o k ' 7 6 3 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。

50

【 0 1 0 1 】

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。

10

【 0 1 0 2 】

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。

20

30

【 0 1 0 3 】

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。

40

【 0 1 0 4 】

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

50

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。

10

20

30

40

50

【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、シフトロッド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、シフトロッド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。シフトロッド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、口

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。

10

【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。

20

【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。

30

【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

40

50

端 7 3 5 との距離（距離「R D'」）は、距離「R D」より小さくなる。加えて、図 2 2 に示されるように、駆動梁 6 0 の遠位作動ヘッド 6 2 の開始位置と、遠位作動ヘッド 6 2 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「F D」と表す。所望される場合、距離「R D」は、作動ヘッド 6 2 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 7 2 4 が十分に後退（すなわち、近位発射ロッド部 7 2 2 の遠位端 7 3 5 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 7 2 4 は、発射距離「F D」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 6 5 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 6 0 を完全に後退させ、遠位作動ヘッド 6 2 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 6 2 により、アンビル 2 2 が枢動して開き、組織を解放することが可能になり得る。

10

【0 1 1 8】

図 2 5 ~ 2 8 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 7 2 0 ' を示す。示されるように、発射ロッドアセンブリ 7 2 0 ' 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 7 2 2 ' 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 7 2 2 ' は、近位発射ロッド部 7 2 2 ' 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 7 2 0 ' 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 2 0 の軸方向に移動可能な駆動梁 6 0 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 7 2 4 ' を更に備えてよい。例えば、遠位発射ロッド部 7 2 4 ' は、遠位発射ロッド部 7 2 4 ' が、近位発射ロッド部 7 2 2 ' 上を後退距離「R D D」分、軸方向に摺動できる寸法である、通路 7 2 5 を内部に有してよい。後退距離は、その作動ヘッド 6 2 を終了位置「E P」から開始位置「S P」まで移動するため、後退アセンブリ 7 3 0 ' が、駆動梁 6 0 の十分な距離の後退を可能にするように、発射距離「F D」と同じ又はそれより大きくてよい。図 2 5 を参照されたい。後退アセンブリ 7 3 0 ' は、後退ラッチ 7 3 2 ' を備えてよい。後退ラッチ 7 3 2 ' は、ラッチ留め位置（図 2 5 及び 2 6）とラッチ解除位置（図 2 7 及び 2 8）との間を移動可能なラッチハンドル 7 3 5 を備えてよい。ラッチ留め位置にあるとき、後退ラッチ 7 3 2 ' は、近位発射ロッド部 7 2 2 ' 及び遠位発射ロッド部 7 2 4 ' 上方の軸方向摺動ができないように、遠位発射ロッド部 7 2 4 ' を取り付ける。この向きにあるとき、近位発射ロッド部 7 2 2 ' 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 2 6 に示されるように、発射ロッドアセンブリ 7 2 0 ' は、遠位方向「D D」にその終了位置「E P」まで発射され得る。発射行程中に、駆動梁 6 0 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 7 3 5 をラッチ解除位置（図 2 7）まで単純に移動させ、その後、図 2 8 に示されるように、後退ラッチ 7 3 2 ' を近位方向「P D」に手動で引っ張ることができる。

20

30

【0 1 1 9】

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。

40

【0 1 2 0】

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

50

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

10

20

30

40

50

ルセット 6 0 0 8 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 6 0 2 0 は、例えば、第 1 操作状態中に一次コイルセット 6 0 0 6 に電流を供給でき、第 2 操作状態中に一次コイルセット 6 0 0 6 及び二次コイルセット 6 0 0 8 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 6 0 1 0 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 6 0 0 8 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 6 0 0 6、6 0 0 8 は、別々に起動可能であってよい。更に、制御システム 6 0 2 0 はパルス幅変調回路 6 0 2 2 を備えてよく、電池 6 0 0 2 は、例えばコイルセット 6 0 0 6、6 0 0 8 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 6 0 0 6 を第 1 の回路 6 0 3 0 (図 6 6 (a)) に連結でき、二次コイルセットを、第 1 の回路 6 0 3 0 と独立している第 2 の回路 6 0 3 2 (図 6 6 (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 6 0 0 6、6 0 0 8 を、例えば、並列 (図 6 6 (b)) 又は直列 (図 6 6 (c)) に配置できる。特定の実施形態では、モーター 6 0 0 4 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 6 0 0 6 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 6 7 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 / 又はステーブ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 6 6 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 5 9 0 2 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 5 9 0 4、5 9 0 6 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 6 0 0 8 (図 6 5 (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 6 8 を参照すると、制御システムは、発射行程の試行部分 5 9 1 2 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において、例えば、図 6 8 に示される試行部分 5 9 1 2 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、エンコードが不要であるような回転制御をもたらしことができる。エンコードを排除すると、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、装填ユニットを通して駆動部材を遠位に前進させ、その結果、アンプルの閉鎖、組織の切断、及び装填ユニットに支持されるステーブルカートリッジからのステーブルの発射を行う。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8

5 9 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 8 5 9 は、以下に記載される相違点以外は、Z e m l o k ' 7 6 3 及び / 又は Z e m l o k ' 3 4 4 及び / 又は米国特許第 7 , 4 3 1 , 1 8 8 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 8 6 0 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 1 2 は、上部に装着される回転可能部材 9 2 を有するバレル部 9 0 を備えてよい。回転可能部材 9 2 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 1 2 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 9 2 は、米国特許第 7 , 4 3 1 , 1 8 8 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 9 4 は、図 2 9 及び 3 0 に破線で示される。メイン関節屈曲歯車 9 4 は、上記米国特許第 7 , 4 3 1 , 1 8 8 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 9 5 に連結され、メイン関節屈曲歯車 9 4 の回転が対応するメインシャフト 9 5 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 9 5 は、関節屈曲連結アセンブリ 9 7 の近位端と動作可能に連動する J 型溝部材 9 6 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 9 7 は、装填ユニット 2 0 中の関節屈曲連結部 7 0 (図 3) と連動する近位関節屈曲連結部 9 8 を備えてよい。

10

【 0 1 3 4 】

関節屈曲機構 8 6 0 は、メイン関節屈曲歯車 9 4 及び駆動連結具アセンブリ 8 4 0 と動作可能に連動する、関節屈曲動力伝達系構成 8 7 0 を更に備えてよい。図 2 9 及び 3 0 に示されるように、関節屈曲動力伝達系構成 8 7 0 は、以下で更に詳述されるように、駆動連結具アセンブリ 8 4 0 の出力部に取り付けられる関節屈曲駆動シャフト 8 7 2 を備えてよい。第 1 関節屈曲駆動歯車 8 7 3 は関節屈曲駆動シャフトに取り付けられ、回転可能部材 9 2 内に回転可能に支持される第 2 関節屈曲伝達歯車 8 7 4 上の中心歯車系統 8 7 5 と噛合係合する。したがって、第 1 関節屈曲駆動歯車 8 7 3 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 8 7 4 が回転する。図 2 9 及び 3 0 に更に示されるように、「第 3 」関節屈曲シャフト歯車 8 7 7 は、上部に「第 4 」関節屈曲ウォーム歯車 8 7 8 を有する第 2 関節屈曲シャフト 8 7 6 に装着される。第 3 関節屈曲シャフト歯車 8 7 7 は、第 1 関節屈曲駆動歯車 8 7 3 が回転した結果、最終的に、第 3 関節屈曲シャフト歯車 8 7 7 及び第 2 関節屈曲シャフト 8 7 6 を回転するように、第 2 中心関節屈曲伝達歯車 8 7 5 と噛合係合する。第 4 関節屈曲ウォーム歯車 8 7 8 は、第 4 関節屈曲ウォーム歯車 8 7 8 が回転した結果、メイン関節屈曲駆動歯車 9 4 が回転し、最終的には、関節屈曲連結アセンブリ 9 7 を関節屈曲させるように、メイン関節屈曲歯車 9 4 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 8 4 0 が関節屈曲制御方向にあるとき、関節屈曲駆動シャフト 8 7 2 はモーター 1 0 0 によって回転される。

20

30

【 0 1 3 5 】

図 3 1 に示されるように、モーター 1 0 0 は歯車アセンブリ 8 2 0 に動作可能に連結されている。歯車アセンブリ 8 2 0 は、モーター 1 0 0 に連結されている歯車ボックスハウジング 8 2 2 を備えてよい。例えば、歯車ボックスハウジング 8 2 2 は、ねじ 1 0 3 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 1 0 1 に連結されてよい。歯車アセンブリ 8 2 0 は、モーターシャフト 1 0 7 に動作可能に連結されている遊星歯車装置 8 2 1 を備えてよい。1つの構成では、例えば、輪歯車 8 2 3 は、歯車ボックスハウジング 8 2 2 の内側面上に形成されてよい。主要太陽歯車 8 2 1 は、モーターシャフト 1 0 7 に連結されている。主要太陽歯車 8 2 1 は、第 1 遊星歯車キャリア 8 2 4 に支持される複数の第 1 遊星歯車 8 2 5 が輪歯車 8 2 3 と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 8 2 6 は、第 1 遊星歯車キャリア 8 2 4 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 8 2 7 に支持される複数の第 2 遊星歯車 8 2 8 と噛合係合する。第 2 遊星歯車 8 2 8 も、輪歯車 8 2 3 と噛合係合して支持される。第 2 太陽歯車 8 2 9 は、第 2 遊星歯車キャリア 8 2 7 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 8 3 1 と噛合係合される。第 3 遊星歯車 8 3 1 は、輪歯

40

50

車 8 2 3 と噛合係合して支持される第 3 遊星歯車キャリア 8 3 0 に支持される。第 3 太陽歯車 8 3 3 は、第 3 遊星歯車キャリア 8 3 0 上のシャフト伸張部 8 3 2 に形成しないしは別の方法で取り付けられ、シャフト伸張部 8 3 2 上に回転可能に支持される第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 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 8 3 5 と、噛合係合される。加えて、スラスト軸受 8 3 6 は、第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 間のシャフト伸張部 8 3 2 に軸支され得る。第 4 遊星歯車 8 3 5 は、歯車ボックスハウジング 8 2 2 によって回転可能に支持される出力シャフトユニット 8 5 0 と噛合係合する。図 3 0 に示されるように、第 2 スラスト軸受 8 3 6 は、第 4 遊星歯車と出力シャフトユニット 8 5 0 との間に支持され得る。第 4 遊星歯車 8 3 5 は、内歯車系統 8 5 4 と噛合係合して支持される。

10

【 0 1 3 6 】

示される実施形態では、出力シャフトユニット 8 5 0 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 Z e m l o k ' 7 6 3 に開示されている種類及び構成のクラッチ 2 3 0 に、動作可能に連結されている。かかるクラッチ 2 3 0 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 2 3 0 を、出力シャフトユニット 8 5 0 の駆動チューブ 1 0 2 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。

【 0 1 3 7 】

再度図 3 1 を参照すると、主要関節屈曲駆動歯車 8 3 7 は関節屈曲駆動シャフト 8 7 2 に取り付けられ得、第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 上の外部歯車リング 8 3 8 と噛合係合する。様々な形態では、駆動連結具アセンブリ 8 4 0 は、歯車ボックスハウジング 8 2 2 又はハウジング 8 1 2 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クタ部材 8 4 2 を更に備えてよい。少なくとも 1 つの構成では、連結具セクタ部材 8 4 2 は、第 1 駆動シャフト保持部 8 4 4 及び第 1 関節屈曲シャフト保持部 8 4 6 を備えて形成されてよい。第 1 駆動シャフト保持部 8 4 4 は、出力シャフトユニット 8 5 0 上の第 2 駆動シャフト保持部 8 4 5 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 8 4 6 は、第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 上の第 2 関節屈曲シャフト保持部 8 4 7 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。

20

30

【 0 1 3 8 】

連結具アセンブリ 8 4 0 の動作は、図 2 9 及び 3 0 を参照することによって理解することができる。図 2 9 に示されるように、連結具セクタ部材 8 4 2 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 8 4 6 は、出力シャフトユニット 8 5 0 上の第 2 関節屈曲シャフト保持部 8 4 7 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 8 5 0 は、長手方向軸 L A - L A 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 1 0 0 の作動により、第 4 遊星歯車 8 3 5 と噛合係合している第 3 太陽歯車 8 3 3 が回転する結果となる。第 4 遊星歯車 8 3 5 が回転した結果、自由回転できる第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 が回転する。このような第 4 遊星歯車キャリア 8 3 4 の回転によって、関節屈曲駆動シャフト 8 7 2 に連結されている主要関節屈曲歯車 8 3 7 も回転させる。関節屈曲駆動シャフト 8 7 2 の回転は、第 1 関節屈曲駆動歯車 8 7 3 による第 2 関節屈曲伝達歯車 8 7 4 の回転と駆動につながる。第 2 関節屈曲伝達歯車 8 7 4 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 8 7 8 が回転する。第 4 関節屈曲ウォーム歯車 8 7 8 の回転によりメイン関節屈曲歯車 9 4 が駆動した結果、関節屈曲連結部 9 7、7 0 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 2 0 が関節屈曲する。モーター駆動シャフト 1 0 7 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 1 0 7 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。

40

50

【 0 1 3 9 】

次に図 30 に示されるように、連結具セクタ部材 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、連結具セクタ部材 842 などのセクタ装置と信号通信できる。セクタ装置は、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。

【 0 1 4 0 】

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。

【 0 1 4 1 】

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ブ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。

10

【 0 1 4 2 】

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。

20

【 0 1 4 3 】

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。

30

40

【 0 1 4 4 】

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

50

／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。

10

20

30

40

50

【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。

10

20

【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。

30

40

【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に係合し得る、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に係合できる。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

50

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。

10

【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。

20

【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

30

40

50

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、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、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、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、7244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 7 1 2 6、7 1 2 8 がクリッカー 7 2 4 2、7 2 4 4 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 7 1 2 0 は、音声フィードバック発生具 7 2 4 0 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 7 2 4 0 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。

10

【0155】

ここで図 1 7 4 及び 1 7 5 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 1 7 2 に示される音声フィードバック発生具 7 2 4 0 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 7 2 4 0 は、ディスク 7 1 2 2、7 1 2 4 のツメ 7 1 2 6、7 1 2 8 と整列してなくてよい。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 7 2 4 0 は、ディスク 7 1 2 2、7 1 2 4 のツメ 7 1 2 6、7 1 2 8 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 7 2 4 0 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 1 7 4 及び 1 7 5 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 1 7 2 を参照すると、少なくとも 1 つのツメ 7 1 2 6、7 1 2 8 は、装填ユニットがその関節屈曲限界に近づくと、例えば 4 5 度に近づくと、少なくとも 1 つのクリッカー 7 2 4 2、7 2 4 4 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 7 1 2 6、7 1 2 8 はクリッカー 7 2 4 2、7 2 4 2 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 7 1 2 6、7 1 2 8 がクリッカー 7 2 4 2、7 2 4 4 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。

20

30

【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。

40

50

【 0 1 5 7 】

ここで図 1 8 5 及び 1 8 6 を参照すると、特定の実施形態では、モーター 7 5 1 0 並びに / 又は歯車アセンブリ 7 5 2 0 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 7 5 1 0 はモーター 1 0 0 と類似してよく、例えば、歯車アセンブリ 7 5 2 0 は歯車アセンブリ 1 7 0 と類似してよい。モーター 7 5 1 0 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 1 0 (図 1) のハウジング 1 2 (図 1) 内のモーター 7 5 1 0 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 7 5 1 0 からの熱伝達を制限でき、モーター 7 5 1 0 は過熱する傾向があり得る。別の実施形態では、再度図 1 8 5 及び 1 8 6 を参照すると、モーターハウジングは、例えば、モーター 7 5 1 0 の周囲に配置され得る、クラムシェル型カバー 7 5 1 6 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 7 5 1 6 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 つの部分の備えてよい。クラムシェル型カバー 7 5 1 6 は、モーター 7 5 1 0 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 7 5 1 6 は、この中に保持されるモーター 7 5 1 0 からの熱伝達を促進できる。例えば、接点装置 2 1 0 に類似する接点装置 7 5 1 2 (図 1 8 6) を用いて、電流をモーター 7 5 1 0 に供給できる。例えば、接点装置 7 5 1 2 は、例えば、クラムシェル型カバー 7 5 1 6 によって保持される固定した正及び負の接点 7 5 1 8 a、7 5 1 8 b (図 1 8 6) に動作可能に接続され得る、正及び負の環状接点 7 5 1 4 a、7 5 1 4 b (図 1 8 6) を備えてよい。更に、クラムシェル型カバー 7 5 1 6 は、例えば、モーター 7 5 1 0 の周囲に当接し、クラムシェル型カバー 7 5 1 6 内のモーター 7 5 1 0 及び接点装置 7 5 1 2 を封止し得る、環状の封止部、つまりガスケット 7 5 1 9 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 7 5 1 6 は、モーター 7 5 1 0 からの熱伝達を促進でき、例えば、モーター 7 4 1 0 の過熱及び / 又は破壊を防ぎ得る、金属材料を含んでよい。

【 0 1 5 8 】

引き続き図 1 8 5 及び 1 8 6 を参照すると、歯車アセンブリ 7 5 2 0 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 7 5 2 2 は、モーター 7 5 1 0 及び歯車アセンブリ 7 5 2 0 が流体密な封止部を形成するように、モーター 7 5 1 0 と歯車アセンブリ 7 5 2 0 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 7 5 3 0 を歯車アセンブリ 7 5 2 0 のハウジングの周囲に配置してよい。封止スリーブ 7 5 3 0 は、クラムシェル型カバー 7 5 1 6 及び / 又はモーター 7 5 1 0 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 7 5 3 6 を備えてよい。封止スリーブ 7 5 3 0 は、出力シャフト 7 5 2 4 用の開口部 7 5 3 2 を備えてもよい。例えば、歯車アセンブリ 7 5 2 0 の出力シャフト 7 5 2 4 は、開口部 7 5 3 2 を通って延出でき、フィン 7 5 3 4 は、出力シャフト 7 5 2 4 に向かって延在して、開口部 7 5 3 2 内の出力シャフト 7 5 2 4 の回転を可能にしながら、流体密な封止部をもたすことができる。様々な実施形態では、封止スリーブ 7 5 3 0 及び / 又は縁部 7 5 3 6、ガスケット、及び / 又はそのフィン 7 5 3 4 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 1 9 0 と類似する装着ブラケット、つまりモーター保持具 7 5 4 0 は、外科用器具 1 0 (図 1) のハウジング 1 2 (図 1) 内に封止された歯車アセンブリ 7 5 2 0 及びモーター 7 5 1 0 を保持できる。

【 0 1 5 9 】

図 3 2 ~ 3 7 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 9 1 0 を示す。少なくとも 1 つの形態では、外科用器具 9 1 0 は、以下に記載される相違点以外は、Z e m l o k ' 7 6 3、Z e m l o k ' 3 4 4 及び / 又は米国特許第 7, 4 3 1, 1 8 8 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 8 6 0 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 3 2 に示されるように、器具 9 1 0 は、上部に装着される回転可能部材 9 2 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。

10

【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。

20

30

【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。

40

【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

50

巻き付けられる。反対に、回転可能部材 9 2 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 9 3 6 の締め度度が緩くなり得る。回転可能部材 9 2 がバレル部 9 0 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 9 3 6 の第 1 端部 9 3 8 は、バレル部 9 0 中のスロット又は別の装着用空洞 9 4 2 に、取り外し可能に支持され得る。例えば図 3 6 及び 3 7 を参照されたい。加えて、一次導体部材 9 3 2 は、コネクタアセンブリ 9 3 3 によって、らせん状導体アセンブリ 9 3 4 に取り外し可能に連結される。具体的には、取り外し可能なコネクタアセンブリ 9 3 3 を使用して、バレル部 9 0 から回転可能部材 9 2 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 9 3 6 の第 1 端部 9 3 8 に一次導体部材 9 3 2 を連結できる。バレル部から回転可能部分 9 2 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 9 3 6 の第 1 端部 9 3 8 をバレル部 9 0 に取り外し不可能に固着してよく、一次導体部材 9 3 2 をらせん状に巻かれた導体系 9 3 6 の第 1 端部に永続的に固着（例えば、はんだ付け）してよい。

10

【0164】

らせん状に巻かれた導体系 9 3 6 の第 2 端部 9 4 0 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 9 2 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 9 3 6 の第 2 端部 9 4 0 は、回転可能部材 9 2 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 9 3 6 の回転可能部分 9 2 からの取り外しを容易にできる。図 3 2 及び 3 3 に示されるように、二次シャフト導体部材 9 4 4 は、らせん状ケーブルアセンブリ 9 3 4 の第 2 端部 9 4 0 に取り付けられる。二次シャフト導体部材 9 4 4 は、回転可能部材 9 2 内に支持され、中空の細長いシャフトアセンブリ 1 6 を通って延在してよい。例えば、二次シャフト導体部材 9 4 4 は、細長いシャフトアセンブリ 1 6 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、装填ユニットなどに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 1 2 に対して回転可能部材 9 2 を回転させるとき、らせん状導体アセンブリ 9 3 4、より具体的には、らせん状に巻かれた導体系 9 3 6 はある程度締まったらせんに巻かれ、一方、電源 2 0 0 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 1 2 に対して回転可能部材 9 2 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 9 3 6 はある程度ほどかれ、一方、電源 2 0 0 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。

20

30

【0165】

図 3 4 及び 3 5 に更に示されるように、導体系管理システム 9 3 0 は、全体を通して 9 5 0 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 9 5 0 は、回転可能部材 9 2 に移動可能に取り付けられ、ハウジング 1 2 のバレル 9 0 上のねじ付き部分 9 9 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 9 5 2 を備える。図 3 3 に示されるように、制限具 9 5 2 は、回転可能部材 9 2 上に形成される軸方向フィン部 9 5 8 の各側部にある、1 対の反対向きタブ 9 5 4 を備えてよい。かかる構成により、回転可能部材 9 2 がハウジング 1 2 のバレル部 9 0 上を回転するとき、制限具 9 5 2 は回転可能部材 9 2 内を軸方向に移動できる。制限部材 9 5 2 の反対側末端部 9 6 0 は、バレル 9 0 のねじ付き部分 9 9 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 9 2 の内向きに延在する近位停止壁 9 6 2 及び内向きに延在する遠位停止壁 9 6 4 は、回転可能部材 9 2 がバレル 9 0 上で回転するとき制限具 9 4 2 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。

40

【0166】

図 3 3 は、近位停止壁 9 5 2 と遠位停止壁 9 5 4 との間のほぼ中間にある制限具 9 5 2 を示す。この位置にあるとき、回転可能部材 9 2 をバレル部 9 0 に対して第 1 方向に回転させた結果、図 3 4 に示されるように、制限具 9 5 2 が遠位停止壁 9 6 4 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 9 2 をバレル部 9 0 に対して反対方向に回転させた結果、制限具 9 5 2 が回転可能部材 9 2 の近位停止壁 9 6 2 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

50

可能部材 9 2 がバレル部 9 0 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 9 3 4 を不注意で破壊することを防ぐ。例えば、制限アセンブリ 9 5 0 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 9 0 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 9 2 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 9 0 上の回転可能部材 9 2 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 3 3 は、制限具が遠位停止壁 9 5 4 と近位停止壁 9 5 2 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 9 5 2 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 1 6 及び回転可能部材 9 2 が中間位置にあるとき、付勢部材 9 8 0 を使用して、制限具 9 5 2 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 9 2 に回転運動を加えると、細長いシャフトアセンブリ 1 6 は上記のように回転する。しかしながら、回転可能部材 9 2 及び細長いシャフトアセンブリ 1 6 に回転運動が継続して加えられないとき、付勢部材 9 8 0 は制限具 9 5 2 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系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、電源から系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系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し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、ステーブルカートリッジを含むエンドエフェクタからステーブ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 9 4 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 9 0 0 0 は、ハウジングと、つかみ部 9 0 1 2 と、発射作動装置 9 0 1 4 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 9 0 1 0 を備えてよい。外科用器具 9 0 0 0 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 9 0 2 0 を備える、シャフト 9 0 4 0 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 9 4 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 9 0 0 0 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

10

20

30

40

50

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 にかげられた力、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 90

00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。

10

20

30

40

50

【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き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 9 0 0 0 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 9 0 8 6 及び / 又は発射トリガインジケータ 9 0 8 1 が光っているとき、発射トリガ 9 0 1 4 を作動してモーターを作動しないように、発射トリガ 9 0 1 4 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 9 0 1 4 の動作可能な連結解除は、外科用器具 9 0 0 0 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 9 0 0 0 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。

【 0 1 7 5 】

図 9 4 の代表的な実施形態を再度参照すると、外科用器具 9 0 0 0 は、後退作動装置 9 0 7 4 に隣接して配置される後退作動装置インジケータ 9 0 8 5 を備えてよい。上記と同様に、後退作動装置インジケータ 9 0 8 5 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 9 0 8 5 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 9 0 7 4 を作動する前に安全スイッチ 9 0 1 5 が押下されていない場合、後退作動装置インジケータ 9 0 8 5 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 9 0 8 5 は、安全スイッチ 9 0 1 5 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 9 0 0 0 は、安全スイッチ 9 0 1 5 に隣接して配置される安全スイッチインジケータ 9 0 8 2 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 9 0 0 0 は、ユーザーが、安全スイッチ 9 0 1 5 を作動する前に後退作動装置 9 0 7 4 を作動するとき、安全スイッチインジケータ 9 0 8 2 を光らせることができる。安全スイッチインジケータ 9 0 8 2 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 9 0 8 2 を光らせることができる。外科用器具 9 0 0 0 は、関節屈曲作動装置 9 0 7 0 に隣接して配置される関節屈曲作動装置インジケータ 9 0 8 4 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 9 0 8 4 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 9 0 8 4 を光らせることができる。外科用器具 9 0 0 0 は、シャフト 9 0 4 0 をハンドル 9 0 1 0 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 9 0 8 3 を備えてよい。上記と同様に、シャフトインジケータ 9 0 8 3 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 9 0 4 0 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 9 0 8 3 を光らせることができる。

【 0 1 7 6 】

ここで図 9 5 を見ると、外科用器具 9 1 0 0 は、外科用器具 9 1 0 0 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 9 1 0 0 に示すように構成され、作動される、インジケータアレイ 9 1 9 0 を含む、ハンドル 9 1 1 0 を備えてよい。インジケータアレイ 9 1 9 0 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 9 1 9 0 は、例えば、外科用器具 9 1 0 0 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 9 1 1 0 の外側表面は、例えば、外科用器具 9 1 0 0 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 9 1 9 0 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 9 1 0 0 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 9 0 6 0、シャフト 9 0 4 0、ハンドル 9 0 1 0、発射トリガ 9 0 1 4、安全スイッチ 9 0 1 5、逆作動装置 9 0 7 4、及び / 又は関節屈曲作動装置 9 0 7 0 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 9 1

10

20

30

40

50

92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。

10

20

30

40

50

【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 9 0 0 0 のシャフト 9 0 4 0 に組み付けられていないとき、発射トリガロック 9 3 9 0 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 9 3 3 0 は発射トリガ 9 0 1 4 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 9 3 9 0 は、シャフトラック 9 3 9 1 と、ピニオン 9 3 9 2 と、ハンドルラック 9 3 9 3 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 9 3 9 1 を近位位置に、ハンドルラック 9 3 9 3 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 9 3 9 1 の近位位置及びハンドルラック 9 3 9 3 の下向き位置を図 1 0 1 に示す。主に図 1 0 1 を参照すると、ハンドルラック 9 3 9 3 は開口部 9 3 9 6 を含んでよく、発射トリガ 9 0 1 4 は、ハンドルラックが下向き位置にあるとき、開口部 9 3 9 6 と整列しない突起部 9 3 9 5 を含んでよい。より具体的には、発射トリガ 9 0 1 4 は、支点 9 3 9 7 を含む振動部スイッチを備えてよく、ハンドルラック 9 3 9 3 が下向き位置にあるとき、発射トリガ 9 0 1 4 をロックすると、発射トリガ 9 0 1 4 から延在する突起部 9 3 9 5 の少なくとも 1 つをハンドルラック 9 3 9 3 に当接させ、発射トリガ 9 0 1 4 が完全に作動されるのを防ぐ。

10

20

30

40

50

【0179】

エンドエフェクタがシャフト 9 0 4 0 に取り付けられるとき、上記に加え、発射トリガロック 9 3 9 0 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 9 3 9 0 のロック解除構成では、主に図 1 0 2 を参照すると、ハンドルラック 9 3 9 3 が上向き位置にあることができる。ハンドルラック 9 3 9 3 の上向き位置では、ハンドルラック 9 3 9 3 中に画定された開口部 9 3 9 6 は、発射トリガ 9 0 1 4 から延在する突起部 9 3 9 5 と整列する。かかる状況では、発射トリガ 9 0 1 4 を揺らし、発射トリガ 9 0 1 4 を作動することができる。より具体的には、突起部 9 3 9 5 は開口部 9 3 9 6 を通過し、発射トリガ 9 0 1 4 が支点 9 3 9 7 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 9 3 9 3 が移動することによって、対応して発射トリガ 9 0 1 4 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 9 3 9 3 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 1 0 0 を参照すると、シャフト 9 0 4 0 は、エンドエフェクタがシャフト 9 0 4 0 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 9 3 9 9 を備えてよい。シャフトラック 9 3 9 1 は、発射ロック作動装置 9 3 9 9 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 9 3 9 1 a を備えてよい。歯 9 3 9 1 a は、発射ロック作動装置 9 3 9 9 及びシャフトラック 9 3 9 1 が近位にずれると、ピニオン歯車 9 3 9 2 が軸の周りを回転できるように、ピニオン歯車 9 3 9 2 上に画定される歯 9 3 9 2 a と噛合い係合できる。それに対応して、ハンドルラック 9 3 9 3 は、これもピニオン歯車の歯 9 3 9 2 a と噛合い係合される、上部に画定されるラック歯 9 3 9 3 a を備えてよく、したがって、シャフトラック 9 3 9 1 が近位に駆動されると、ハンドルラック 9 3 9 3 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 9 0 1 4 をロック解除できる。ハンドルラック 9 3 9 3 を下向き位置に戻すため、シャフトラック 9 3 9 1 を遠位に移動させ、ピニオン歯車 9 3 9 2 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 9 0 4 0 から取り外された結果、シャフトラック 9 3 9 1 は遠位に移動できる。

【0180】

ここで図 9 6 ~ 9 7 を見ると、ハンドル 9 0 1 0 は、例えば、トリガロック 9 2 9 0 を備えてよい。トリガロック 9 2 9 0 は、ハウジング 9 2 9 1 と、展開可能なロックピン 9 2 9 2 と、保持具 9 2 9 3 と、ロックピン 9 2 9 4 が、図 9 6 及び 9 8 に示される未展開位置と、図 9 7 及び 9 9 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 9 2 9 4 と、を備えてよい。様々な場合では、保持具 9 2 9 3 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 9 2 9 3 は、ロックピン 9 2 9 4 を開放し、ハンドル 9 0 1 0 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 9 2 9 4 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 9 2 9 0 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 9 2 9 0 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 9 2 9 0 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 9 2 9 3 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 9 2 9 3 の感熱材料、したがってその転移温度は、ロックピン 9 2 9 4 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 9 2 9 3 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 9 2 9 0 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 9 2 9 0 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。

【 0 1 8 1 】

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 3 2 9 0 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

10

20

30

40

50

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 9 4 9 9 を近位に押すことができる。感知部材 9 4 9 9 は、シャフト 9 0 4 0 の遠位端からその近位端まで、シャフト 9 0 4 0 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 9 0 4 0 に組み付けられ、感知部材 9 4 9 9 を近位に押すとき、感知部材 9 4 9 9 の遠位端に当接することができる。図 1 0 8 及び 1 0 9 に示されるように、感知部材 9 4 9 9 が近位に押されると、感知部材 9 4 9 9 は、発射トリガロックシステム 9 4 9 0 のスイングアーム 9 4 8 6 に接触し、スイングアーム 9 4 8 6 を上向きに回転できる。スイングアーム 9 4 8 6 は、スイングアーム 9 4 8 6 が軸の周りを回転できるように構成されているピン 9 4 8 7 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 9 4 8 6 は、感知部材 9 4 9 9 によって接触できる、カム従動子部分 9 4 8 8 を更に備えてよい。使用中、感知部材 9 4 9 9 は、スイングアーム 9 4 8 6 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 9 4 9 0 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 9 4 9 0 は、スイングアーム 9 4 8 6 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 9 4 8 6 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 9 4 8 6 に装着されるロックピン 9 4 8 5 を更に備えてよい。ロックピン 9 4 8 5 は、スイングアーム 9 4 8 6 に旋回可能に装着される上端部と、ロックピン 9 4 8 5 が下向き位置にあるとき、発射トリガ 9 4 8 1 中に画定される開口部 9 4 8 3 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 9 4 8 3 は、発射トリガ 9 4 1 4 から延在するアーム 9 4 8 2 中に画定されてよい。ロックピン 9 4 8 5 が開口部 9 4 8 3 内に配置されると、発射トリガ 9 4 1 4 は、支点 9 4 8 4 を中心に旋回できず、その結果、発射トリガ 9 4 1 4 は、ユーザーによって作動できない。ロックピン 9 4 8 5 が上向き位置にあるとき、ロックピン 9 4 8 5 を開口部 9 4 8 3 内に配置できず、その結果、発射トリガ 9 4 1 4 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 9 0 4 0 から取り外されると、感知部材 9 4 9 9 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 9 0 4 0 に取り付けられていない状態で、例えばばね 9 4 8 9 などの付勢部材は、スイングアーム 9 4 8 6 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 9 4 9 0 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 9 0 4 0 に組み付けられていないとき、ばね 9 4 8 9 は、アーム 9 4 8 2 によって感知部材 9 4 9 9 に付勢力を加え、感知部材 9 4 9 9 を遠位に押すことができる。

【 0 1 8 4 】

上記に加え、感知部材 9 4 9 9 及び発射トリガロックシステム 9 4 9 0 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 9 0 4 0 に組み付けられていないとき、感知部材 9 4 9 9 は遠位に付勢され、発射トリガ 9 4 1 4 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 9 4 1 4 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 9 0 4 0 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 9 0 4 0 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 9 0 4 0 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 9 0 4 0 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。

【 0 1 8 5 】

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

10

20

30

40

50

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係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

10

20

30

40

50

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。

10

【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つ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。

20

30

【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。

40

【0191】

50

様々な場合では、ここで図 1 8 2 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。

【 0 1 9 2 】

様々な場合では、ここで図 1 8 1 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。

【 0 1 9 3 】

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、感覚インジェクタを備えてよい。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 7 5 ~ 9 3 を参照すると、内視鏡 5 0 1 8 (図 9 3) は、ディスプレイ 5 0 0 2 (図 7 5) と信号通信できる。特定の実施形態では、ディスプレイ 5 0 0 2 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 5 0 0 2 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 5 0 0 2 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 5 0 1 0 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 5 0 1 8 (図 9 3) 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 5 0 1 8 によって見たときの外科用器具 5 0 2 0 少なくとも一部を示すことができる。

【 0 1 9 4 】

様々な実施形態では、ディスプレイ 5 0 0 2 は、タッチスクリーン 5 0 0 4 を含んでよい。主に図 7 5 を参照すると、ユーザーは、タッチスクリーン 5 0 0 4 と対話し、ディスプレイ 5 0 0 2 及び / 又は外科用器具 5 0 2 0 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 5 0 0 4 はディスプレイ 5 0 0 2 と通信でき、タッチスクリーン 5 0 0 4 への入力により、ディスプレイ 5 0 0 2 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 5 0 0 2 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 5 0 0 2 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 5 0 0 4 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 5 0 0 4 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るよく、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。

10

【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 Z e m l o c k ' 2 6 3 及び Z e m l o c k ' 3 4 4 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。

20

30

【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 をステーブル留めでき、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 (

40

50

図 9 3) に伝達できる。様々な実施形態では、ディスプレイ 5 0 0 2 上の第 1 の情報層 5 0 1 0 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 5 0 2 0 の操作者に提供できる。

【 0 1 9 8 】

主に図 7 7 を参照すると、ディスプレイ 5 0 0 2 は、第 2 の情報層 5 0 1 2 を表示できる。更に、ユーザーは、第 2 の情報層 5 0 1 2 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 5 0 0 4 とインターフェイスを取ることによって第 2 の情報層 5 0 1 2 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 5 0 1 2 は、外科用器具 5 0 2 0 及び / 又は外科用器具 5 0 2 0 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 5 0 1 2 は制御パネル 5 0 3 0 を備えてよく、タッチスクリーン 5 0 0 4 を用いて、制御パネル 5 0 3 0 の機能を選択及び / 又は利用できる。制御パネル 5 0 3 0 は、タッチスクリーン 5 0 0 4 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 5 0 3 2 を選択することによって制御パネル 5 0 3 0 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 5 0 3 2 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 5 0 0 2 全体で制御パネル 5 0 3 0 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 5 0 0 2 上の制御パネル 5 0 3 0 を移動できる。加えて、ユーザーは、タッチスクリーン 5 0 0 4 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 5 0 3 0 をディスプレイ 5 0 0 2 に対してサイズ変更できる。当業者は、タッチスクリーン 5 0 0 4 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 5 0 1 2 及び / 又はその制御パネル 5 0 3 0 を変更及び / 又は操作できることを理解するであろう。

【 0 1 9 9 】

引き続き図 7 7 を参照すると、制御パネル 5 0 3 0 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 5 0 3 0 は、器具フィードバックメニュー 5 0 3 6、ディスプレイメニュー 5 0 6 0、及び / 又は器具コントローラメニュー 5 0 7 0 を含んでよい。ユーザーは、制御パネル 5 0 3 0 を使用し、メニューを選択し、及び / 又はタッチスクリーン 5 0 0 4 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 5 0 3 0 の器具コントローラメニュー 5 0 7 0 を選択すると、タッチスクリーン 5 0 0 4 は、器具コントローラ 5 0 1 6 (図 9 3) 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 5 0 0 4 は器具制御状態で操作され得る。更に、例えば、制御パネル 5 0 3 0 からディスプレイメニュー 5 0 6 0 が選択されると、ユーザーは、第 2 の情報層 5 0 1 2 及び / 又はディスプレイ 5 0 0 2 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 5 0 0 4 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 5 0 3 6 が選択されると、ユーザーは、第 2 の情報層 5 0 1 2 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 5 0 0 4 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 5 0 3 0 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 5 0 3 0 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 5 0 1 2 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 5 0 3 6、5 0 6 0、5 0 7 0 の下のカテゴリーを、第 2 の情報層 5 0 1 2 に選択的に表示できる。例えば、各メニュー 5 0 3 6、5 0 6 0、5 0 7 0 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 5 0 3 6、5 0 6 0、5 0 7 0 を選択するときのみ第 2 の情報層 5 0 1 2 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 5 0 3 6、5 0 6 0、及び / 又は 5 0 7 0 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。

【 0 2 0 0 】

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。

10

【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に関係してよい。特定の実施形態では、ユーザーは単位系のカテゴリ 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 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。

20

【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 の特定の特徵部 (1 つ又は複数) に対応する、器具フィードバックカテゴリ 5036 からカテゴリを選択してよい。ユーザーが選択したカテゴリに対応するフィードバックを、外科用器具 5020 の特定の特徵部 (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 の特定の特徵部 (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。

30

40

【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 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 (1 つ又は

50

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X mm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Y mm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のフィードバックデータを選択でき、異なるカテゴリ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5026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。

10

20

【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。

30

【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からのステーブ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

40

50

5 0 2 0 に指示を入力できる。

【0 2 1 4】

例えば、図 8 6 を参照すると、ユーザーは、タッチスクリーン 5 0 0 4 とインターフェイスを取って、例えば、DLU 5 0 2 2 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 5 0 2 2 の場所及び / 又はその付近から、エンドエフェクタ 5 0 0 2 の所望の関節屈曲位置に向けて、タッチスクリーン 5 0 0 4 上で接点をドラッグすることができる。図 8 6 を参照すると、ユーザーは、第 1 の情報層 5 0 1 0 に表示される DLU 5 0 2 2 の場所及び / 又はその付近から、DLU 5 0 2 2 の所望の関節屈曲位置に向けて、線、つまり弧 5 3 5 2 をたどることができる。例えば、弧 5 3 5 2 は、DLU 5 0 2 2 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 5 3 5 2 は、DLU 5 0 2 2 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 5 3 5 2 は、例えば、矢印 5 3 5 4 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 5 3 5 2 は、ユーザーがタッチスクリーン 5 0 0 4 によって所望の関節屈曲を入力するとき、第 2 の情報層 5 0 1 0 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 5 0 0 4 は、DLU 5 0 2 2 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 5 0 1 6 (図 9 3) 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 8 8 を参照すると、器具コントローラ 5 0 1 6 (図 9 3) 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 5 0 0 4 を介するユーザーの入力に基づいて、DLU 5 0 2 2 を関節屈曲して軸 A' にすることができる。

10

20

【0 2 1 5】

主に図 8 7 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 5 0 1 2 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 5 0 2 0 に指示を入力できる。例えば、第 1 の情報層 5 0 1 2 は記号、つまりアイコン 5 3 5 6 を含んでよく、ユーザーは、アイコン 5 3 5 6 を移動及び / 又は操作して、DLU 5 0 2 2 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 5 3 5 6 は、例えば DLU 5 0 2 2 の概略図を含んでよい。更に、ユーザーは、DLU 5 0 2 2 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 5 3 5 6 をドラッグしてよい。様々な実施形態では、線及び / 又は弧 5 3 5 8 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 5 3 5 8 は、アイコン 5 3 5 6 の非関節屈曲方向からアイコン 5 3 5 6' の関節屈曲方向まで伸長できる。関節屈曲したアイコン 5 3 5 6' は、例えば DLU 5 0 2 2 の所望の関節屈曲に対応することができる。ここで図 8 8 を参照すると、器具コントローラ 5 0 1 6 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 5 0 0 4 を介するユーザーの入力に基づいて、DLU 5 0 2 2 を関節屈曲して軸 A' にすることができる。例えば、DLU 5 0 2 2 を、図 8 7 に示される関節屈曲していないアイコン 5 3 5 6 と関節屈曲したアイコン 5 3 5 6' との間の弧 5 3 5 8 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。

30

【0 2 1 6】

主に図 8 9 及び 9 0 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 5 0 0 4 とインターフェイスを取り、ジョー 5 0 2 4 の閉鎖に関する指示を外科用器具 5 0 2 0 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 5 0 2 4 の場所及び / 又はその付近から、可動ジョー 5 0 2 4 の閉鎖方向に向けて、タッチスクリーン 5 0 0 4 上で接点をドラッグし、ジョー 5 0 2 4 の閉鎖を開始できる。例えば、ユーザーは、第 1 の情報層 5 0 1 0 に表示される可動ジョー 5 0 2 4 の場所及び / 又はその付近から、可動ジョー 5 0 2 4 の所望の閉鎖方向に向けて、線、つまり弧 5 3 6 2 (図 8 9) 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 5 0 0 4 は、可動ジョー (1 つ又は複数) 5 0 2 4 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 5 0 1 6 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 5 0 0 4 上でユーザーによってたどられる弧 5 3 6 2 は、可動ジョー 5 0 2 4 によっ

40

50

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 5 3 6 2 は、可動ジョー 5 0 2 4 の所望のクランプ方向によって画定される軸 A' (図 9 0) に伸長できる。更に、弧 5 3 6 2 は、例えば、矢印 5 3 6 4 によって示される方向に伸長できる。ここで図 9 0 を参照すると、器具コントローラ 5 0 1 6 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 5 0 0 4 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 5 0 2 4 の閉鎖に影響を及ぼすことができる。

【0217】

ここで図 9 1 及び 9 2 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 5 0 1 2 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 5 0 2 0 に指示を入力できる。例えば、第 1 の情報層 5 0 1 2 は、例えば、器具コントローラ 5 0 1 6 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 5 0 7 4、5 0 7 5、5 0 7 6、5 0 7 7、5 0 7 8 を備え得る、制御インターフェイス 5 0 7 2 を含んでよい。器具コントローラ 5 0 1 6 (図 9 3) 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 5 0 2 2 の関節屈曲、ジョー 5 0 2 4 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 5 0 2 2 からのステーブ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 5 0 0 4 とインターフェイスを取り、制御インターフェイス 5 0 7 2 からボタン (1 つ又は複数) を選択できる。主に図 9 1 を参照すると、制御インターフェイス 5 0 7 2 は、例えば、停止 / 後退ボタン 5 4 7 4、一次停止ボタン 5 4 7 5、開始ボタン 5 4 7 6、加速ボタン 5 4 7 7、及び / 又は減速ボタン 5 4 7 8 を含んでよい。ユーザーは、例えば、開始ボタン 5 4 7 6 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 5 4 7 5 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 5 4 7 4 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 5 0 7 2 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 5 4 7 7 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 5 4 7 8 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 5 0 7 2 は、例えば、ジョー 5 0 2 4 の閉鎖及び / 又は DLU 5 0 2 2 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 5 0 7 0 メニューが制御パネル 5 0 3 0 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 5 0 7 2 は、第 2 の情報層 5 0 1 2 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 5 0 1 0 及び / 又はディスプレイ 5 0 0 2 に対して、制御インターフェイス 5 0 7 2 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 9 2 を参照すると、第 2 の情報層 5 0 1 2 は、例えば、DLU 5 0 2 2 中の発射要素の位置を示し得る、進行状況バー 5 4 8 0 を含むことができる。進行状況バー 5 4 8 0 は、近位端 5 4 8 2 と遠位端 5 4 8 8 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 5 4 8 0 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 5 0 7 2 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 5 0 7 2 とインターフェイスを取り、進行状況バー 5 4 8 0 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 5 4 8 0 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 5 4 8 0 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 5 4 8 4、5 4 8 6 を含んでよい。ガイド 5 4 8 4、5 4 8 6 は、例えば発射行程中に、加速ボタン 5 0 7 7 によって「ソフト」スタート期間を、及び / 又は、減

10

20

30

40

50

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、5486 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 Z e m l o k ' 7 6 3 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】

10

20

30

40

50

図 1 3 5 ~ 1 3 7 を参照すると、電源 2 5 0 0 は、電源 2 5 0 0 に欠陥がある場合に電源 2 5 0 0 を操作不能にし得る、作動解除機構 2 5 1 2 を備えることができる。例えば、作動解除機構 2 5 1 2 は、ケーシング 2 5 0 2 が不正変更された場合に、電源 2 5 0 0 を操作不能にできる。図 1 3 5 ~ 1 3 7 に示されるように、作動解除機構 2 5 1 2 は、破壊可能部 2 5 1 6 (図 1 3 6 参照) を含み得る、回路 2 5 1 4 を備えてよい。特定の例では、破壊可能部 2 5 1 6 は、容易に破断され得る導電材料から構成されてよい。図 1 3 6 に示されるように、回路 2 5 1 4 をバッテリーパック 2 5 1 0 に連結でき、破壊可能部 2 5 1 6 が無傷のままである限り、電流を流すことができる。図 1 3 7 に示されるように、破壊可能部 2 5 1 6 が破壊されると、回路 2 5 1 4 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 1 3 5 に示されるように、回路 2 5 1 4 は、第 1 シェル 2 5 0 4 及び第 2 シェル 2 5 0 6 が分離されると、破壊可能部 2 5 1 6 が破断され得るように配置でき、破断された回路 2 5 1 4 を修復するために何ら大きな努力をせずに、電源 2 5 0 0 が、受信、保存、及び / 又は外科用器具 1 0 に電力を供給できなくし得る。

10

20

30

40

50

【 0 2 2 3 】

図 1 3 5 を参照すると、電源 2 5 0 0 は、器具 1 0 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 2 5 0 0 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 2 5 1 0 などのバッテリーパックを含んでよい。電源 2 5 0 0 は交換可能であってよい。特定の態様では、電源 2 5 0 0 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、C R 1 2 3 A 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 2 5 0 0 を外科用器具 1 0 から切り離して取り外し、充電した電源 2 5 0 0 を適所に接続できる。消耗した電源 2 5 0 0 は、その後充電され、再利用できる。電源 2 5 0 0 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 3 0 ボルトであってよい。ユーザーは、消耗した使い捨て電源 2 5 0 0 を切り離して取り外し、新しい使い捨て電源 2 5 0 0 を接続して外科用器具 1 0 に電力を供給できる。

【 0 2 2 4 】

上記のように、電源 2 5 0 0 は再充電可能電池を備えてよく、例えば、ハウジング 1 2 のハンドル部 1 4 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 2 5 0 0 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 2 5 0 0 を充電できる。例えば、作動解除機構 2 5 1 2 などの作動解除機構を利用して、上記のように、電源 2 5 0 0 が不正変更された場合に、電源 2 5 0 0 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 2 5 1 4 は、バッテリーパック 2 5 1 0 に連結され得、充電器台がバッテリーパック 2 5 1 0 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 2 5 0 4 が第 2 シェル 2 5 0 6 から分離され、それによって、回路 2 5 1 4 全体を流れる電流を遮断されると、破壊可能部 2 5 1 6 (図 1 3 5 参照) が破壊され得、充電器台がバッテリーパック 2 5 1 0 を再充電するのを防ぐことができる。電源 2 5 0 0 の不正変更により、引き続いて外科用器具 1 0 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 2 5 0 0 の不正変更を防ぐのに有利であり得る。

【 0 2 2 5 】

ここで図 1 3 8 ~ 1 4 1 を参照すると、電源 2 5 0 0 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 2 5 0 0 に関する情報を含むデータを保存できる、例えばメモリ 2 5 5 2 などのデータ記憶装置を備えてよい。加えて、メモリ 2 5 5 2 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 1 0 の操作に関する様々な情報を含む、外科用器具 1 0 に関するデータを保存できる。メモリ 2 5 5 2 は、R O M (リードオンリーメモリ)、R A M (ランダムアクセスメモリ)、R P O M (プログラマブル R O M)、E

ERPOM（電氣的消去可能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トを備え、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。

10

【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、枢動力バー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、枢動力バー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。

20

30

【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。

40

【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

50

グアセンブリ 2 1 0 2 及び / 又は外科用器具 1 0 のハウジング 1 2 に類似する、ハウジングアセンブリ 2 6 0 2 を備えてよい。更に、外科用器具 2 6 0 0 は、外科用器具 2 6 0 0 に電力を供給するのに使用できる電源 2 5 0 0 ' を備えてよく、この電源は、例えば、電源 2 5 0 0 (図 1 3 4 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 Z e m l o k ' 7 6 3 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 1 4 3 に示されるように、電源 2 5 0 0 ' は、電源 2 5 0 0 ' 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 2 6 6 0 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 2 5 0 0 ' は、1 つ又は 2 つ以上の発光ダイオード (L E D) を含んでよい。プロセッサ 2 5 6 0 は、例えば充電メーターによって測定されるような、電源 2 5 0 0 ' 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、L E D を制御するようにプログラムされてよい。

【 0 2 3 0 】

図 1 4 3 ~ 1 4 5 に示されるように、電源 2 5 0 0 ' は、第 1 L E D 2 6 6 2 と、第 2 L E D 2 6 6 4 と、を備えてよい。プロセッサ 2 5 6 0 は、L E D 2 6 6 2 及び 2 6 6 4 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、L E D 2 6 6 2 及び 2 6 6 4 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 2 5 6 0 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、L E D 2 6 6 2 及び 2 6 6 4 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 2 5 6 0 は、電源が、外科用器具 2 6 0 0 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 L E D 2 6 6 4 ではなく第 1 L E D 2 6 6 2 のみを光らせるようにプログラムされてよい。電源 2 5 0 0 ' 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。

【 0 2 3 1 】

特定の実施形態では、例えば、外科用器具 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 0 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 1 4 6 ~ 1 4 8 を参照すると、外科用器具 2 1 0 0 が示される。外科用器具 2 1 0 0 は、多くの点で外科用器具 1 0 (図 1 参照) と類似している。例えば、外科用器具 2 1 0 0 は、外科用器具 1 0 のハウジング 1 2 に類似する、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 を備えてよい。加えて、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 は、例えば、作動アセンブリ 2 1 0 6 などのハウジング本体 2 1 0 4 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 2 1 0 3 を備えてよい。ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 の他の構成要素は、ハウジング本体 2 1 0 4 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 2 1 0 2 は、ハウジング本体 2 1 0 4 のハンドル部 2 1 1 0 に取り外し可能に固定され得る、交換可能な電源 2 1 0 8 を備えてよい。電源 2 1 0 8 は、例えば、電源 2 0 0 (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。

【 0 2 3 2 】

再度図 1 4 7 を参照すると、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 、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 2 1 0 2 、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 2 1 0 2 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 2 1 0 2 を可逆的に分解

できる、又は、例えば、作動アセンブリ 2 1 0 6 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 2 0 1 2 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 1 4 7 を参照すると、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 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 2 1 0 2 の構成要素、例えば、ハウジング本体 2 1 0 4、作動アセンブリ 2 1 0 6 及び / 又は電源 2 1 1 0 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 2 1 0 4 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 2 1 0 2 は外科的手技の後に分解でき、ハウジング本体 2 1 0 4 を新しいハウジング本体 2 1 0 4 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 2 1 0 4 に取り付けてよい。読者は、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 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 1 4 6 ~ 1 4 8 を参照すると、ハウジング本体 2 1 0 4 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 2 1 0 2 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 2 1 0 4 は、第 1 側板部 2 1 1 2 (図 1 4 7 参照) と、第 1 側板部 2 1 1 2 に取り外し可能に取り付けられ得る第 2 側板部 2 1 1 4 (図 1 4 6 参照) と、を備えてよい。1 つの例では、側板部 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 は、スナップ嵌め式係合部を備えてよい。側板部 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 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 2 1 1 2 は、側板部 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 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 2 1 1 4 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 2 1 1 6 (図 1 4 7 参照) を備えてよい。

【0235】

上記に加え、作動アセンブリ 2 1 0 6 を第 1 側板部 2 1 1 2 内に入れ子にしてよい。図 1 4 7 に示されるように、ユーザーによって、ハウジング本体 2 1 0 4 から作動アセンブリ 2 1 0 6 の取り外しを可能にするために、第 2 側板部 2 1 1 4 を取り外し、第 1 側板部 2 1 1 2 内に入れ子になっている作動アセンブリ 2 1 0 6 を露出できる。図 1 4 7 に示されるように、作動アセンブリ 2 1 0 6 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 2 0 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 2 1 1 8 を備えてよい。モーター 2 1 1 8 は、例えば、モーター 1 0 0 (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 2 1 0 6 は、モーター 2 1 1 8 に動作可能に連結され得る伝達アセンブリ 2 1 2 0 も備えてよく、これは、例えば、歯車アセンブリ 1 7 0 (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 2 1 0 6 は、モーター 2 1 1 8 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 2 1 2 4 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 2 1 2 2 も備えてよい。発射部材アセンブリ 2 1 2 2 は、例えば、発射部材アセンブリ 8 2 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 1 4 7 及び 1 4 8 を参照すると、第 1 側板部 2 1 1 2 は、作動アセンブリ 2 1 0 6 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 2 1 1 2 は、図 1 4 7 に示されるように、モーター 2 1 1 8 を収容する空間を有し得る、モーター入れ子区画 2 1 2 6 を備えてよい。特定の例では、モーター入れ子区画 2 1 2 6 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 2 1 1 8 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 2 1 2 6 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 2 1 2 6 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 2 1 2 6 の側壁は、モーター 2 1 1 8 を緊密に收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 2 1 1 8 を一方向、すなわち、正しい方向のみで收容するように、非対称に構成されてよい。

【0237】

同様に、側板部 2 1 1 2 は、図 1 4 7 に示されるように、伝達アセンブリ 2 1 2 0 を收容する空間を有し得る、伝達アセンブリ入れ子区画 2 1 2 8 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 2 1 2 8 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 2 1 2 0 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 2 1 2 8 の側壁は、伝達アセンブリ 2 1 2 0 を緊密に收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 2 1 2 0 を一方向、すなわち、正しい方向のみで收容するように、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 2 1 2 8 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 2 1 2 8 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 2 1 1 2 は、図 1 4 7 に示されるように、発射部材アセンブリ 2 1 2 2 を收容する空間を有し得る、発射部材アセンブリ入れ子区画 2 1 3 0 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 2 1 3 0 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 2 1 2 2 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 2 1 3 0 の側壁は、発射部材アセンブリ 2 1 2 2 を緊密に收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 2 1 2 2 を一方向、すなわち、正しい方向のみで收容するように、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 2 1 3 0 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 2 1 3 0 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 2 1 0 6 の別の構成要素も、側板部 2 1 1 2 内で、特有の指定された收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 2 1 0 6 と、例えば電源 2 1 0 8 などのハウジングアセンブリ 2 1 0 2 の別の構成要素、及び / 又は外科用器具 2 1 0 0 の別の構成要素との間に電氣的接続が確立されるように、作動アセンブリ 2 1 0 6 の構成要素に対する電気接点も、側板部 2 1 1 2 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 1 4 7 に示されるように、作動アセンブリ 2 1 0 6 を発射ロッド 2 1 2 4 に分離可能に連結でき、これにより、作動アセンブリ 2 1 0 6 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 2 1 0 0 から 1 つのユニットとして作動アセンブリ 2 1 0 6 を取り外し、再連結できる。1 つの例では、図 1 4 7 に示されるように、発射部材アセンブリ 2 1 2 2 は、発射ロッド 2 1 2 4 の近位部 2 1 3 4 を收容し、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 2 1 3 2 を備えてよい。

【0239】

再度図 1 4 7 及び 1 4 8 を参照すると、作動アセンブリ 2 1 0 6 と同様の方法で、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 の別の構成要素を、側板部 2 1 1 2 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 2 1 1 2 は、電源 2 1 0 8 を收容する空間を有し得る、電源入れ子区画 2 1 3 6 を備えてよい。更に、特定の例では、電源入れ子区画 2 1 3 6 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 2 1 0 8 を適合する設計であってよい。例えば、電源入れ子区画 2 1 3 6 の側壁は、電源 2 1 0 8 を緊密に收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 2 1 0 8 を一方向、すなわち、正しい方向のみで收容するように、非対称に構成されてよい。加えて、電源入れ子区画 2 1 3 6 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 2 1 3 6 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 1 4 7 及び 1 4 8 に示されるように、例えば、発射ボタン 2 1 3 8 及び / 又は閉鎖スイッチ 2 1 4 0 などの特定のユーザー入力機構も、発射ボタン 2 1 3 8 を収容する空間を有し得る、発射ボタン入れ子区画 2 1 4 2 と、及び / 又は、閉鎖スイッチ 2 1 4 0 を収容する空間を有し得る、閉鎖スイッチ入れ子区画 2 1 4 4 と、を備え得る、ハウジング本体 2 1 0 4 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 2 1 4 2 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 2 1 3 8 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 2 1 4 2 の側壁は、発射ボタン 2 1 3 8 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 2 1 3 8 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 2 1 4 4 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 2 1 4 0 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 2 1 4 4 は、閉鎖スイッチ 2 1 4 0 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 2 1 4 0 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 2 1 4 2 及び / 又は閉鎖スイッチ入れ子区画 2 1 4 4 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 2 1 4 2 及び / 又は閉鎖スイッチ入れ子区画 2 1 4 4 の壁部上に成形され得る、組み付け指図部を備えてよい。

10

【0241】

再度図 1 4 7 及び 1 4 8 を参照すると、入れ子区画に加えて、側板部 2 1 1 2 は、取り外し可能要素 2 1 0 3 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 2 1 0 2 の取り外し可能要素 2 1 0 3 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 1 4 8 参照）とロック構成（図 1 4 7 参照）との間を移動可能であり、ハウジングアセンブリ 2 1 0 2 の取り外し可能要素 2 1 0 3 を側板部 2 1 1 2 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 2 1 0 3 を側板部 2 1 1 2 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 2 1 0 2 の取り外し可能要素 2 1 0 3 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 1 4 7 の代表的な実施形態に示されるように、作動アセンブリ 2 1 0 6 を、例えば、モーター固定部材 2 1 4 8、伝達アセンブリ固定部材 2 1 5 0、及び / 又は発射部材アセンブリ固定部材 2 1 5 2 などのいくつかの固定部材によって、側板部 2 1 1 2 に固定できる。特定の例では、図 1 4 7 に示されるように、電源固定部材 2 1 5 4、発射ボタン固定部材 2 1 5 6、及び閉鎖スイッチ固定部材 2 1 5 8 を利用して、それぞれ電源 2 1 0 8、発射ボタン 2 1 3 8、及び閉鎖スイッチ 2 1 4 0 を固定できる。

20

30

【0242】

ロック解除構成（図 1 4 8 参照）からロック構成（図 1 4 7 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 2 1 0 3 上に留めることができる。例えば、ロック解除構成（図 1 4 8 参照）からロック構成（図 1 4 7 参照）に移動させることによって、モーター固定部材 2 1 4 8 をモーター 2 1 1 8 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 2 1 0 3 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 2 1 0 3 が側板部 2 1 1 2 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 2 1 1 8 がモーター入れ子区画 2 1 2 6 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 2 1 4 8 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 2 1 4 8 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 2 1 4 8 はレール内に入ることができず、例えば、モーター 2 1 1 8 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 2 1 4 8 がロック構成にないときに、ユーザーが側板部 2

40

50

1 1 2 及び 2 1 1 4 の組み付けを試みた場合、第 1 側板部 2 1 1 2 が第 2 側板部 2 1 1 4 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 2 1 4 8 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 2 1 0 2 の組み付けられる構成要素を再確認できる。

【0 2 4 3】

モーター固定部材 2 1 4 8 と同様に、伝達アセンブリ固定部材 2 1 5 0 を伝達アセンブリ 2 1 2 0 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 2 1 5 0 を、伝達アセンブリ 2 1 2 0 が伝達アセンブリ入れ子区画 2 1 2 8 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 2 1 5 2 を、例えば、発射部材アセンブリ 2 1 2 2 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 2 1 5 2 を、発射部材アセンブリ 2 1 2 2 が発射部材アセンブリ入れ子区画 2 1 3 0 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 2 1 4 8 と同様に、伝達アセンブリ固定部材 2 1 5 0 及び / 又は発射部材アセンブリ固定部材 2 1 5 2 がロック構成にないときに、ユーザーが側板部 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 の組み付けを試みた場合、第 1 側板部 2 1 1 2 が第 2 側板部 2 1 1 4 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 2 1 5 0 及び / 又は発射部材アセンブリ固定部材 2 1 5 2 を配置できる。上記のように、取り外し可能要素 2 1 0 3 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 2 1 1 2 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 1 4 7 に示されるように、作動アセンブリ 2 1 0 6 を、モーター固定部材 2 1 4 8、伝達アセンブリ固定部材 2 1 5 0 及び / 又は発射部材アセンブリ固定部材 2 1 5 2 によって、側板部 2 1 1 2 に固定できる。かかる構成は、作動アセンブリ 2 1 0 6 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 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 の組み付けを試みた場合、第 1 側板部 2 1 1 2 が第 2 側板部 2 1 1 4 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。

【0 2 4 4】

再度図 1 4 7 及び 1 4 8 を参照すると、固定部材の一部又は全部は、第 1 側板部 2 1 1 2 に枢動可能に取り付けられてよく、ロック解除構成（図 1 4 8 参照）からロック構成（図 1 4 7 参照）に、又はその逆に第 1 側板部 2 1 1 2 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 2 1 0 2 の組み付け中に側板部 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 を噛合係合のために整列させるとき、第 2 側板部 2 1 1 4 は、第 1 側板部 2 1 1 2 内で入れ子になっている取り外し可能要素 2 1 0 3 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 2 1 0 3 を第 1 側板部 2 1 1 2 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 2 1 1 2 及び 2 1 1 4 の組み付けを試みた場合、例えば、取り外し可能要素 2 1 0 3 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 2 1 0 2 の取り外し可能要素 2 1 0 3 の組み付けを再確認でき、第 1 側板部 2 1 1 2 が第 2 側板部 2 1 1 4 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 2 1 0 3 から突出し、第 2 側板部 2 1 1 4 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。

【0 2 4 5】

上記に加え、取り外し可能要素 2 1 0 3 の一部又は全部は、ロック解除構成（図 1 4 8 参照）からロック構成（図 1 4 7 参照）に移動すると、第 1 側板部 2 1 1 2 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 2 1 0 3 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

ク構成にある取り外し可能要素 2 1 0 3 上に圧力を加えることができ得る。例えば、モーター 2 1 1 8 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 2 1 4 8 がロック解除構成（図 1 4 8 参照）からロック構成（図 1 4 7 参照）に移動すると、モーター固定部材 2 1 4 8 はカム表面に沿ってモーター 2 1 1 8 上を移動し、モーター固定部材 2 1 4 8 によって、例えばロック構成において最大圧で、モーター 2 1 1 8 上に圧力を高めて加えることができる。モーター 2 1 1 8 上に加えられる圧力は、モーター入れ子区画 2 1 2 6 内のモーターの固定に役立ち得る。

【0 2 4 6】

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 1 5 5 を参照すると、エンドエフェクタ 1 1 2 6 0 は、アンビル 1 1 2 6 2 を備える第 1 ジョーと、ステープルカートリッジ 1 1 2 6 4 を備える第 2 ジョーと、を備えてよい。エンドエフェクタ 1 1 2 6 0 は、1) アンビル 1 1 2 6 2 及びステープルカートリッジ 1 1 2 6 4 から近位に延在するハウジング及び／又はフレーム 1 1 2 6 1 と、2) ハウジング 1 1 2 6 1、アンビル 1 1 2 6 2、及びカートリッジ 1 1 2 6 4 に対して移動できる発射部材 1 1 2 6 6 と、を更に備えてよい。エンドエフェクタ 1 1 2 6 0 は、アンビル 1 1 2 6 2 及びカートリッジ 1 1 2 6 4 が、関節屈曲駆動部 1 1 2 6 8 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 1 1 2 3 0 を更に備えてよい。使用中、エンドエフェクタ 1 1 2 6 0 は、例えば、1) エンドエフェクタハウジング 1 1 2 6 1 が、エンドエフェクタハウジング 1 1 2 6 1 を支持するように構成されているシャフトハウジング 1 1 2 4 1 に連結されており、2) エンドエフェクタ発射部材 1 1 2 6 6 が、エンドエフェクタ発射部材 1 1 2 6 6 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 1 1 2 4 6 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 1 1 2 6 8 が、エンドエフェクタ関節屈曲駆動部 1 1 2 6 8 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 1 1 2 4 8 に連結されているように、外科用器具のシャフト 1 1 2 4 0 に組み付けられてよい。使用中、発射部材 1 1 2 6 6 を遠位に前進させ、組織がアンビル 1 1 2 6 2 及びカートリッジ 1 1 2 6 4 の中間部に配置され得る開放位置から、アンビル 1 1 2 6 2 がカートリッジ 1 1 2 6 4 に対して組織を圧迫している閉鎖位置まで、アンビル 1 1 2 6 2 を移動できる。様々な状況では、発射部材 1 1 2 6 6 は、発射部材 1 1 2 6 6 が遠位に前進するとき、アンビル 1 1 2 6 2 が、係合部材によってステープルカートリッジ 1 1 2 6 4 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 1 1 2 6 2 が開放位置に戻るのを可能にするため、発射部材 1 1 2 6 6 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 1 1 2 6 6 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 1 1 2 6 2 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。

【0 2 4 7】

ここで図 1 5 6 ~ 1 6 1 を見ると、例えばエンドエフェクタ 1 1 3 6 0 などのエンドエフェクタは、エンドエフェクタ 1 1 3 6 0 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 1 1 3 6 0 のアンビル 1 1 2 6 2 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 1 1 3 6 0 は、様々な場合において、アンビル 1 1 2 6 2 とカートリッジ 1 1 2 6 4 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 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b を備える、発射部材 1 1 3 6 6 を備えてよい。主に図 1 5 7 及び 1 5 8 を参照すると、分離可能部 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b は、図 1 5 8 に示されるように、ロック 1 1 3 9 0 がロック状態にあるとき、ロック 1 1 3 9 0 によって互いに保持できる。それに対応して、ロック 1 1 3 9 0 がロック解除状態にあるとき、分離可能部 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b は互いに対して移動できる。発射部材 1 1 3 6 6 の分離可能部 1 1 3 6 6 a は、第 1 側部 1 1 3 6 3 a と、第 2 側部 1 1 3 6 7 a と、側部 1 1 3 6 3 a 及び 1 1 3 6 7 a の中間に配置される切断部材部 1 1 3 6 5 a と、を備えてよい。様々な状況では、側部 1 1 3 6 3 a 及び 1 1 3 6 7 a は

、図 1 5 7 及び 1 5 8 には示されず、内部に画定される開口部 1 1 3 9 6 a 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 1 1 3 6 5 a に保持されてよい。発射部材 1 1 3 6 6 の分離可能部 1 1 3 6 6 b は、第 1 側部 1 1 3 6 3 b と、第 2 側部 1 1 3 6 7 b と、側部 1 1 3 6 3 b 及び 1 1 3 6 7 b の中間に配置される切断部材部 1 1 3 6 5 b と、を備えてよい。様々な状況では、側部 1 1 3 6 3 b 及び 1 1 3 6 7 b は、図 1 5 7 及び 1 5 8 には示されず、そこから延在する足部 1 1 3 9 6 b 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 1 1 3 6 5 b 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 1 1 3 6 3 a 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 1 1 3 6 3 b 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 1 1 3 9 0 は、ロック位置にあるとき、分離可能部 1 1 3 6 3 a 及び 1 1 3 6 3 b を互いに保持する。様々な場合では、主に図 1 5 8 を参照すると、ロック 1 1 3 9 0 は、第 1 の切断部材部 1 1 3 6 5 a の第 1 ロック部 1 1 3 6 1 a を係合するように構成されている第 1 ロック部材 1 1 3 9 7 a と、加えて、第 2 の切断部材部 1 1 3 6 5 b の第 2 ロック部 1 1 3 6 1 b を係合するように構成されている第 2 ロック部材 1 1 3 9 7 b と、を備えてよい。第 1 ロック部 1 1 3 6 1 a 及び第 2 ロック部 1 1 3 6 1 b は、切断部材部 1 1 3 6 5 a 及び 1 1 3 6 5 b 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 1 1 3 9 7 a 、 1 1 3 9 7 b は、切断部材部 1 1 3 6 5 a 及び 1 1 3 6 5 b のそれぞれの切断面 1 1 3 9 5 a 及び 1 1 3 9 5 b 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 1 1 3 6 5 a 及び 1 1 3 6 5 b を互いに保持できる。再度図 1 5 8 を参照すると、ロック 1 1 3 9 0 のロック部 1 1 3 9 7 a 、 1 1 3 9 7 b は、切断部材部 1 1 3 6 5 a 及び 1 1 3 6 5 b のそれぞれのキー 1 1 3 6 1 a 及び 1 1 3 6 1 b 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 1 1 3 9 7 a 、 1 1 3 9 7 b は、ロック 1 1 3 9 0 がロック位置にあるとき、キー 1 1 3 6 1 a 及び 1 1 3 6 1 b を収容するように構成されている、これらの間の凹部 1 1 3 9 8 を画定できる。ロック 1 1 3 9 0 が近位に引っ張られると、ロック部 1 1 3 9 7 a 及び 1 1 3 9 7 b は、キー 1 1 3 6 1 a 及び 1 1 3 6 1 b を係合解除できる。かかる時点では、ロック 1 1 3 9 0 はすでに、切断部材部 1 1 3 6 5 a 及び 1 1 3 6 5 b 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 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b が互いに対して移動できる。例えば、分離可能部 1 1 3 6 6 a は、ジョー 1 1 2 6 2 が再開放されると、ジョー 1 1 2 6 2 と共に移動でき、それに対応して、分離可能部 1 1 3 6 6 b は、カートリッジ 1 1 2 6 4 と共に留まることができる。上記のことから、発射部材 1 1 3 6 6 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 1 1 3 9 0 を近位に引っ張って、分離可能部 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b をロック解除できる。

【 0 2 4 8 】

上記のように、ロック 1 1 3 9 0 を近位に引っ張って、発射部材 1 1 3 6 6 の分離可能部 1 1 3 6 6 a 及び 1 1 3 6 6 b をロック解除できる。ここで図 1 5 9 を見ると、ロックバー 1 1 3 9 1 によって、ロック 1 1 3 9 0 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 1 1 3 9 1 は、エンドエフェクタ 1 1 3 6 0 内に配置でき、近位端 1 1 3 9 2 と、遠位端 1 1 3 9 3 と、を備えることができる。ロックバー 1 1 3 9 1 の遠位端 1 1 3 9 3 は、ロック 1 1 3 9 0 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 1 1 3 9 3 は、ロック 1 1 3 9 0 内に画定される細長スロット 1 1 3 9 9 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 1 1 3 9 0 を近位に引っ張るために、ロックバー 1 1 3 9 1 を、その突起部が細長スロット 1 1 3 9 9 の近位端 1 1 3 9 4 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 1 1 3 9 1 の動きをロック 1 1 3 9 0 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 1 1 3 9 0 を遠位に押すために、細長スロット 1 1 3 9 9 の遠位端 1 1 3 9 5 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 1 5 6 を参照すると、発射部材 1 1 3 6 6 は、上記のように、ロックバーの突起部がそこを通過して延在でき、ロック 1 1 3 9 0 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 1 1 3 6 9 を備えてよい。

【 0 2 4 9 】

上記に加え、主に図 1 5 6 及び 1 6 0 を参照すると、ロックバー 1 1 3 9 1 の近位端 1 1 3 9 2 は、外科用器具のシャフト 1 1 3 4 0 のロック作動装置 1 1 3 4 8 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 1 6 0 を参照すると、ロック作動装置 1 1 3 4 8 は、例えば、ロックバー 1 1 3 9 1 の近位端 1 1 3 9 2 を収容するように構成され得る、ノッチを備える遠位端 1 1 3 4 9 を備えてよい。ロック作動装置 1 1 3 4 8 は、ロック作動装置 1 1 3 4 8 及びロックバー 1 1 3 9 1 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 1 1 3 4 7 を更に備えてよい。使用中、ロックバー 1 1 3 9 1 の近位端 1 1 3 9 2 は、エンドエフェクタ 1 1 3 6 0 がシャフト 1 1 3 4 0 に組み付けられるとき、ロック作動装置 1 1 3 4 8 の遠位端 1 1 3 4 9 に組み付けられ得る。

10

【 0 2 5 0 】

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 / 又はステーブ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 1 6 2 ~ 1 6 7 を見ると、モーターアセンブリ 1 2 0 0 0 は、モーター 1 2 0 1 0 と、シャフト 1 2 0 2 0 と、滑りクラッチアセンブリ 1 2 0 3 0 と、を備えてよく、滑りクラッチアセンブリ 1 2 0 3 0 は、モーター 1 2 0 1 0 がシャフト 1 2 0 2 0 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 1 6 2 及び 1 6 3 を参照すると、滑りクラッチアセンブリ 1 2 0 3 0 は、モーター 1 2 0 1 0 の回転可能な駆動出力部 1 2 0 1 2 と、シャフト 1 2 0 2 0 との間にトルクを伝達できる。ここで図 1 6 5 ~ 1 6 7 を参照すると、駆動出力部 1 2 0 1 2 は、様々な場合において、実質的に環状の外側輪郭部 1 2 0 1 1 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 1 2 0 1 4 と、を備えてよい。駆動出力部 1 2 0 1 2 の外側輪郭は、環状の輪郭部 1 2 0 1 1 と平面 1 2 0 1 4 との間に画定される第 1 駆動ショルダ 1 2 0 1 6 と、加えて、平面 1 2 0 1 4 の反対側末端部と環状の輪郭部 1 2 0 1 1 との間に画定される第 2 駆動ショルダ 1 2 0 1 8 と、を更に備えてよい。

20

30

【 0 2 5 1 】

図 1 6 5 ~ 1 6 7 にも示されるように、滑りクラッチアセンブリ 1 2 0 3 0 は、付勢要素、つまりばね 1 2 0 3 6 によって、駆動出力部 1 2 0 1 2 と係合するように付勢される、駆動要素 1 2 0 3 4 を備えてよい。駆動要素 1 2 0 3 4 は、駆動要素 1 2 0 3 4 のハウジング 1 2 0 3 7 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 1 2 0 3 0 のハウジング 1 2 0 3 7 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 1 2 0 3 7 及びシャフト 1 2 0 2 0 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 1 2 0 3 7 をシャフト 1 2 0 2 0 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 1 2 0 3 4 は、駆動出力部 1 2 0 1 2 の回転運動をハウジング 1 2 0 3 7 に伝えることができる。より具体的には、駆動出力部 1 2 0 1 2 が、矢印 1 2 0 1 7 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 1 2 0 1 6 が駆動要素 1 2 0 3 4 に接触するまで、駆動出力部 1 2 0 1 2 を駆動要素 1 2 0 3 4 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 1 2 0 3 6 が、駆動要素 1 2 0 3 4 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

40

50

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、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、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１２０３２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、

10

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。

20

(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

30

【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。

40

(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

50

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。

10

20

【図 1】

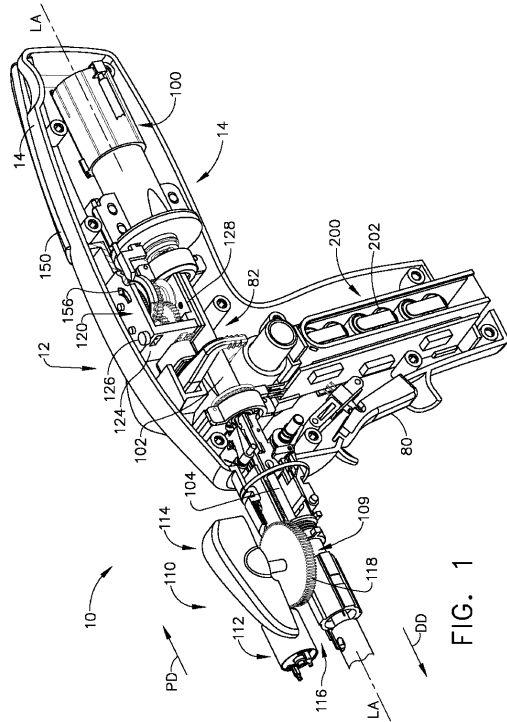


FIG. 1

【図 2】

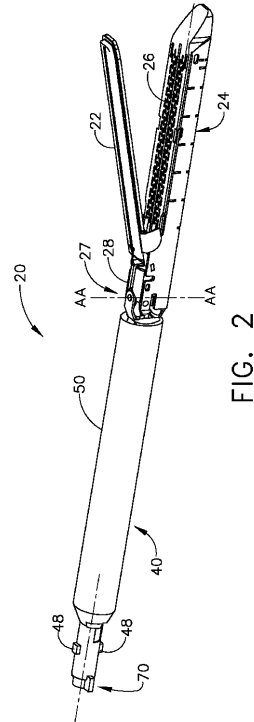


FIG. 2

【図 3】

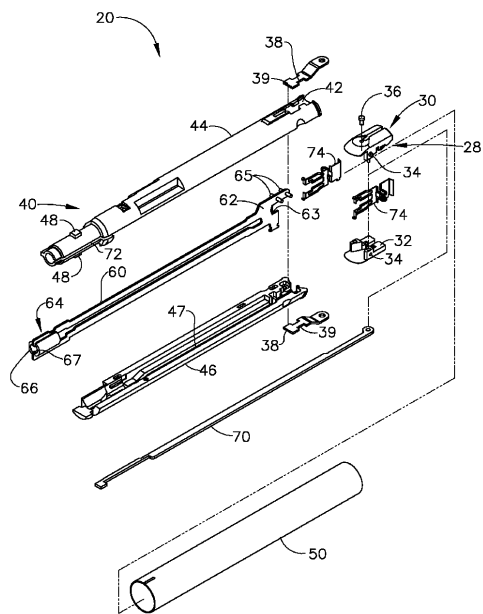


FIG. 3

【図 4】

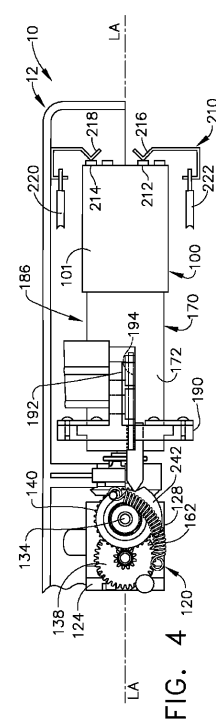


FIG. 4

【 図 5 】

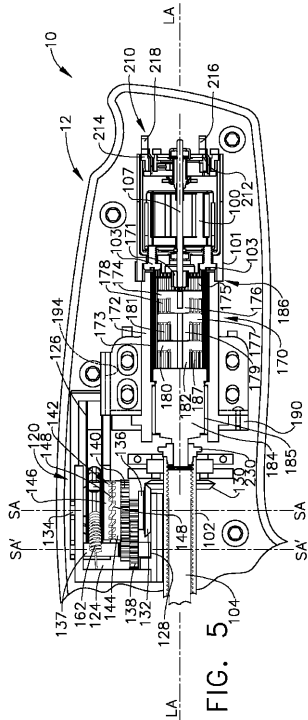


FIG. 5

【 図 7 】

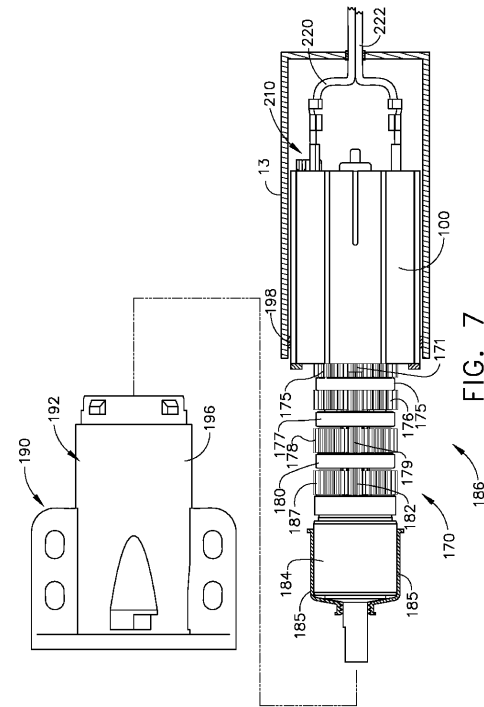


FIG. 7

【 図 6 】

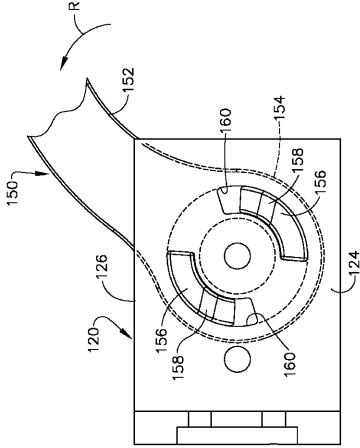


FIG. 6

【 図 8 】

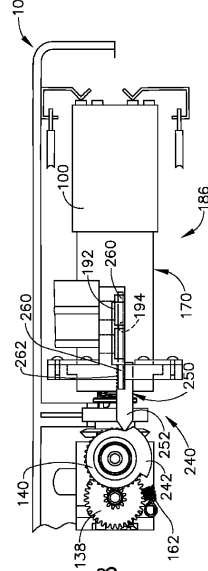


FIG. 8

【 図 9 】

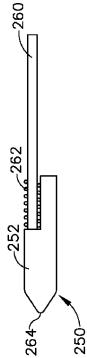


FIG. 9

【 図 10 】

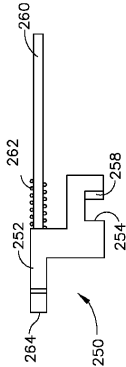


FIG. 10

【 図 11 】

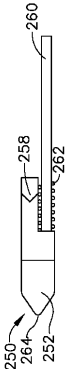


FIG. 11

【 図 12 】

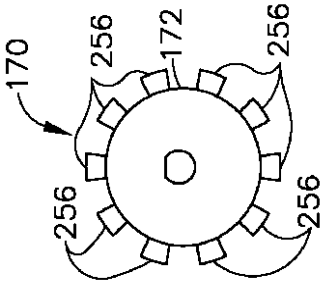


FIG. 12

【 図 1 3 】

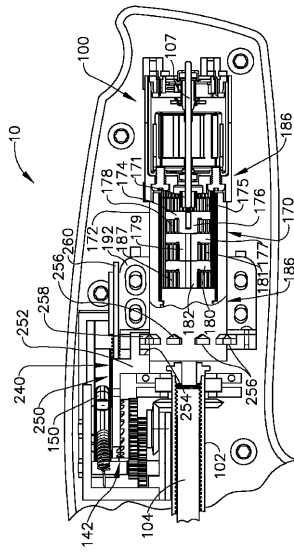


FIG. 13

【 図 1 4 】

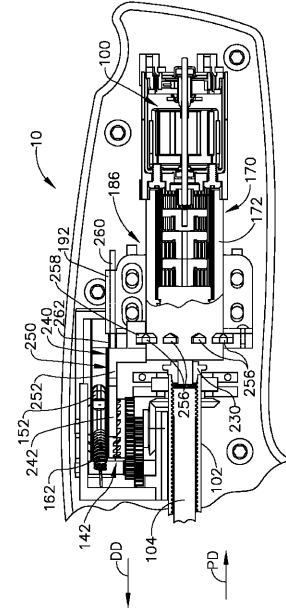


FIG. 14

【 図 1 5 】

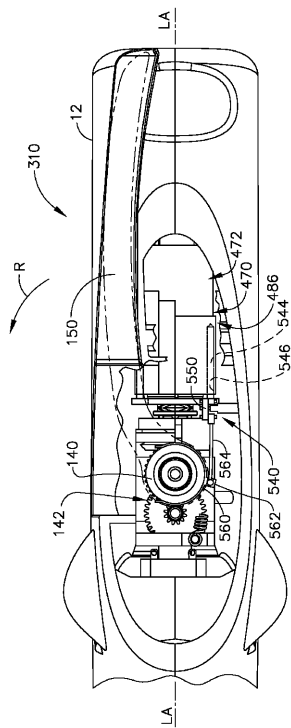


FIG. 15

【 図 1 6 】

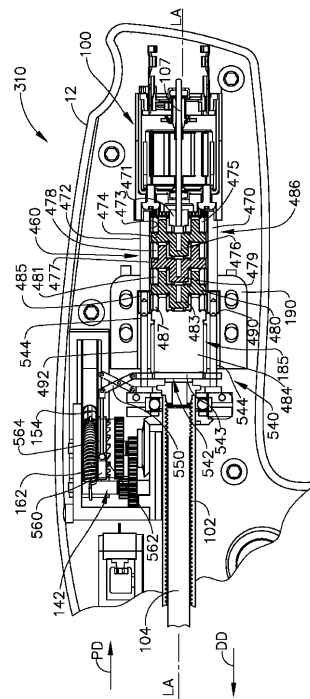


FIG. 16

【図 17】

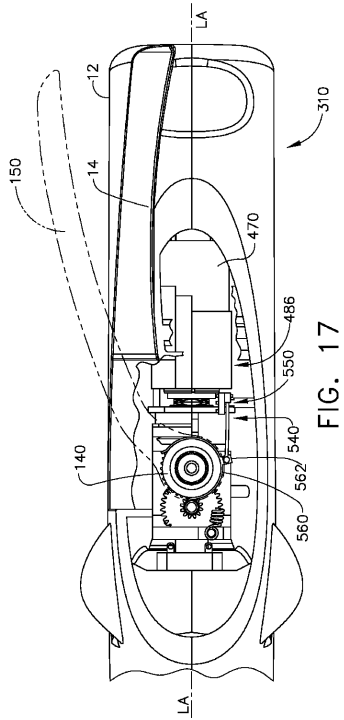


FIG. 17

【図 18】

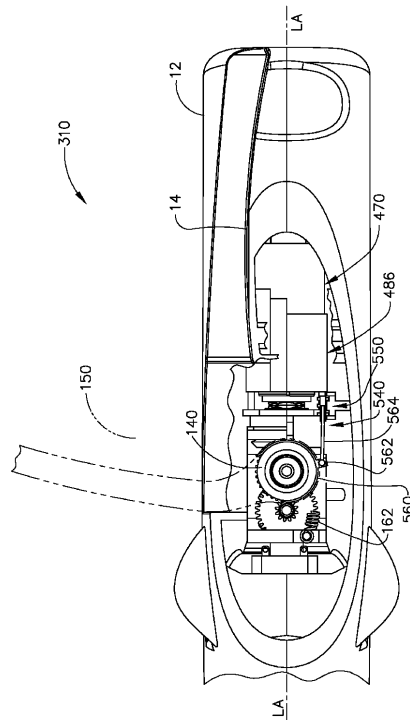


FIG. 18

【図 19】

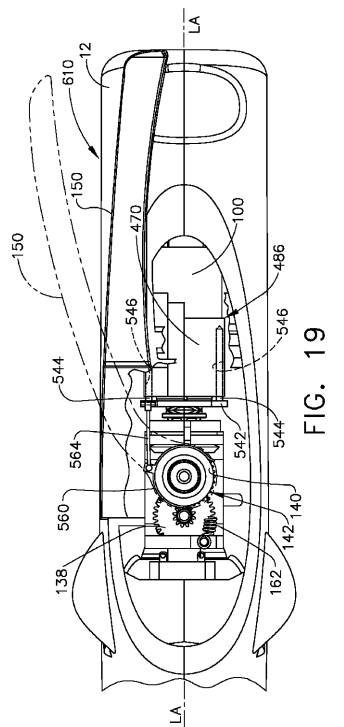


FIG. 19

【図 20】

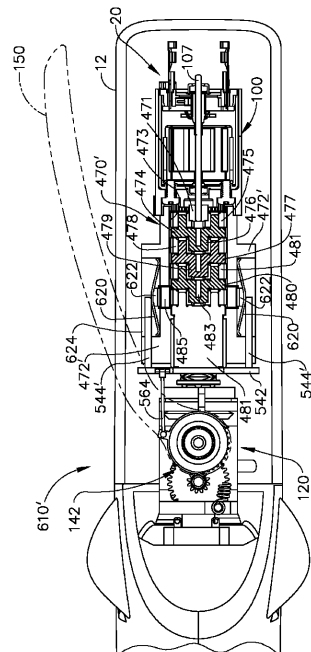


FIG. 20

【図 2 1】

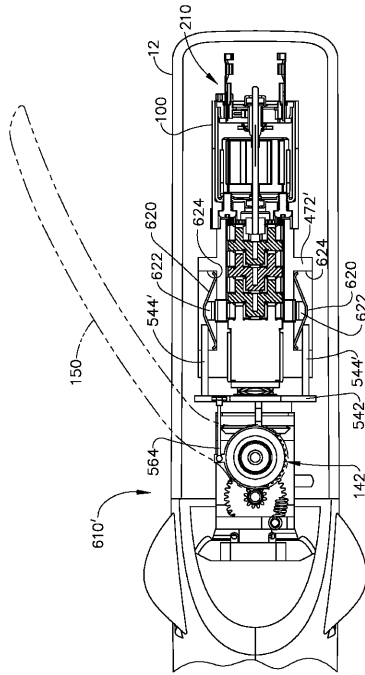


FIG. 21

【図 2 2】

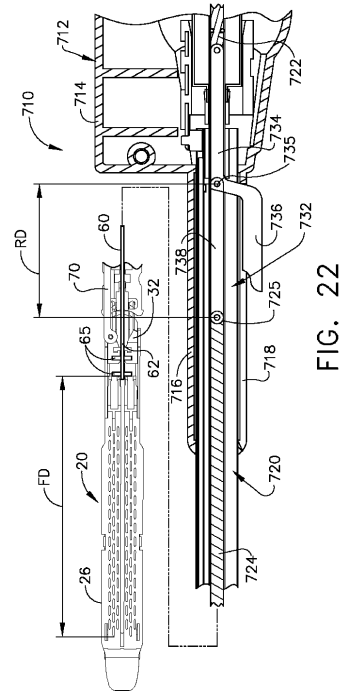


FIG. 22

【図 2 3】

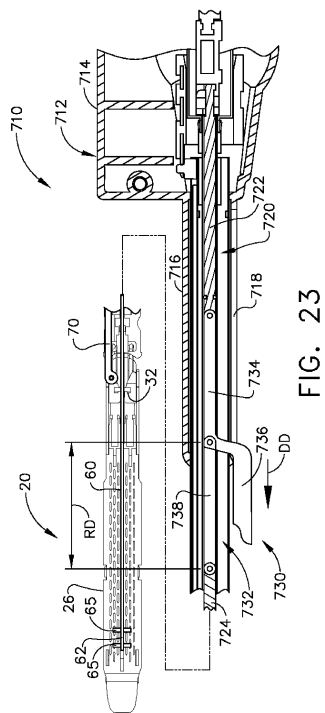


FIG. 23

【図 2 4】

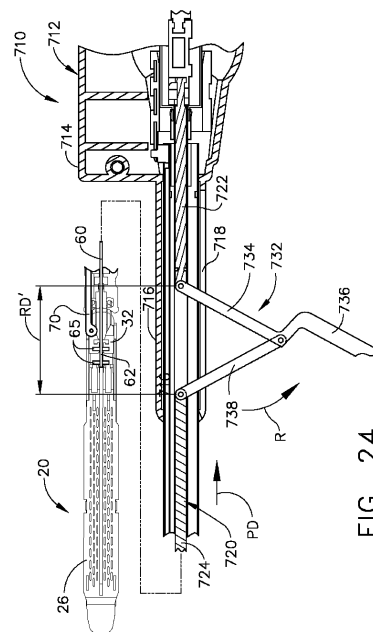
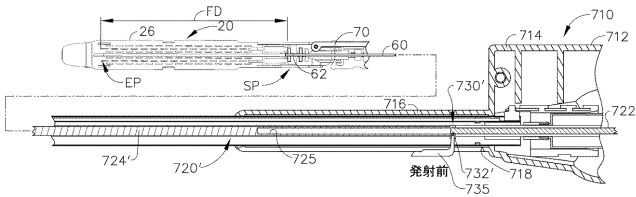
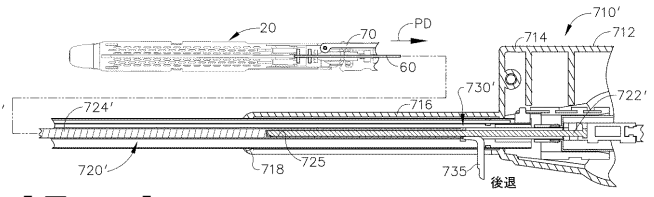


FIG. 24

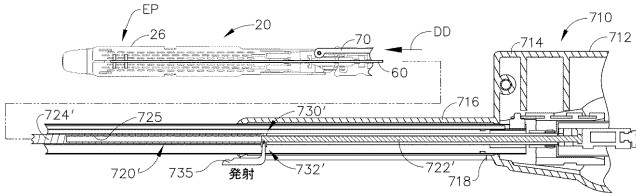
【図 25】



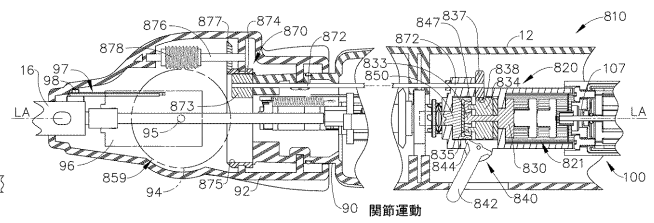
【図 28】



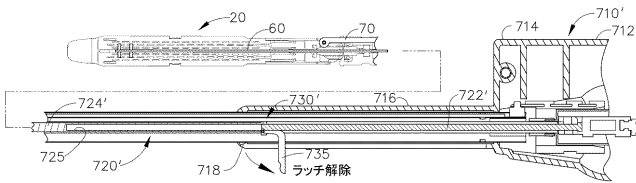
【図 26】



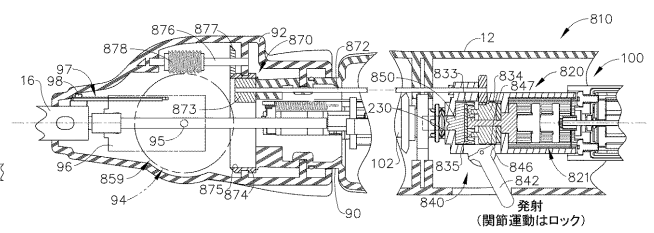
【図 29】



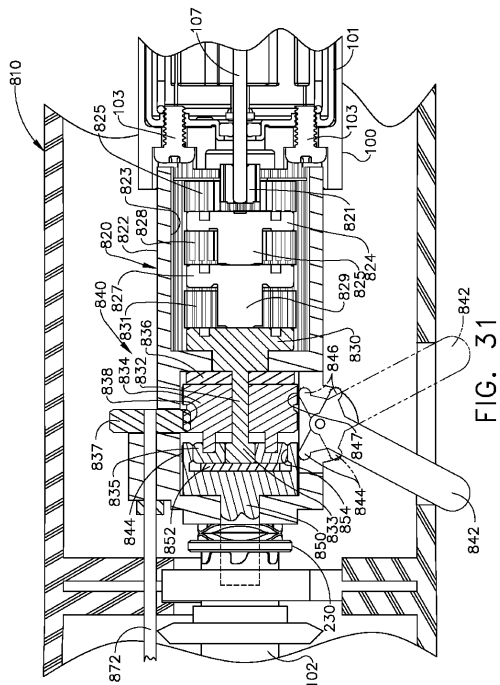
【図 27】



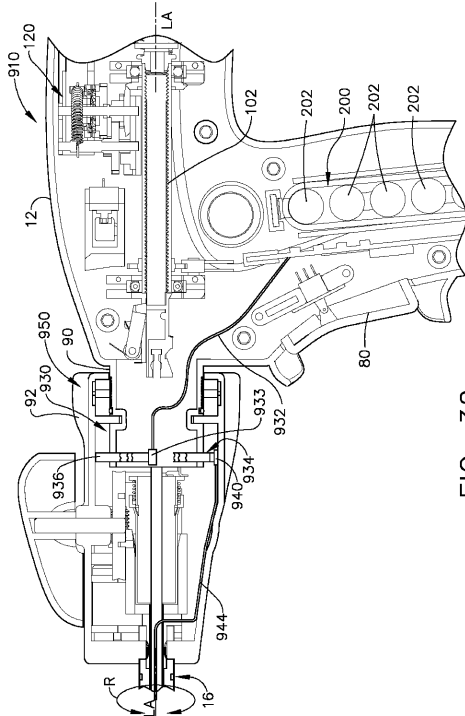
【図 30】



【図 31】



【図 32】



【図 38】

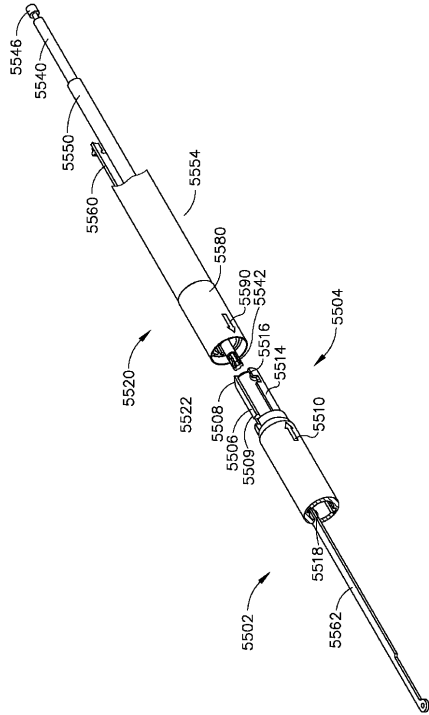


FIG. 38

【図 39】

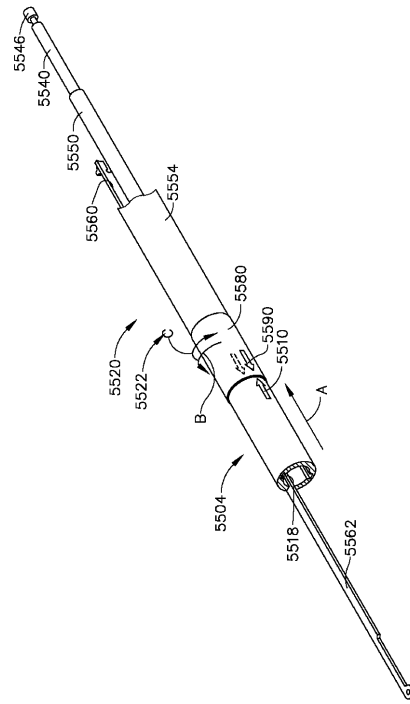


FIG. 39

【図 40】

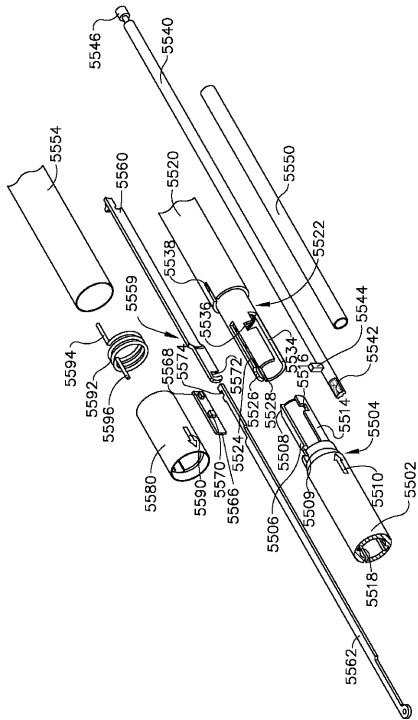


FIG. 40

【図 41】

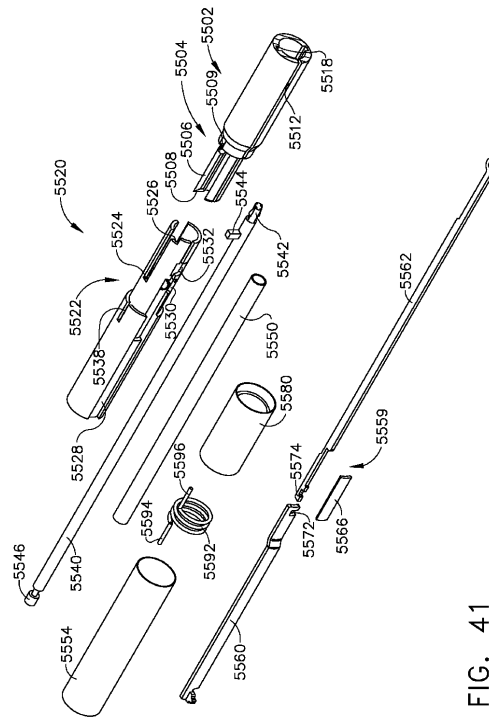


FIG. 41

【 図 4 2 】

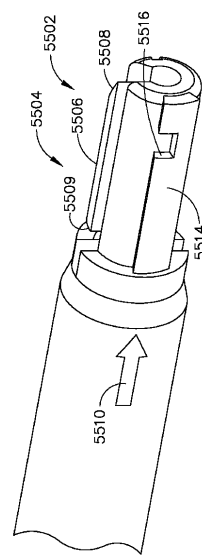


FIG. 42

【 図 4 3 】

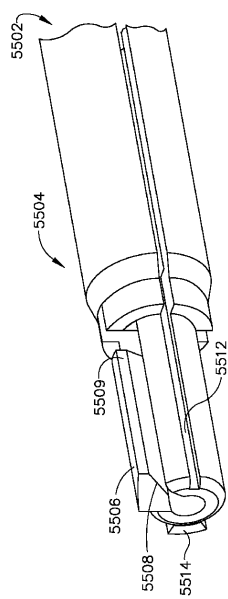


FIG. 43

【 図 4 4 】

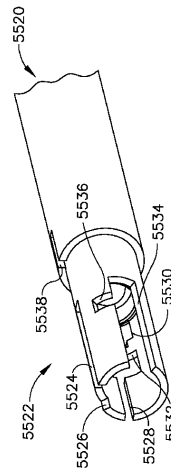


FIG. 44

【 図 4 5 】

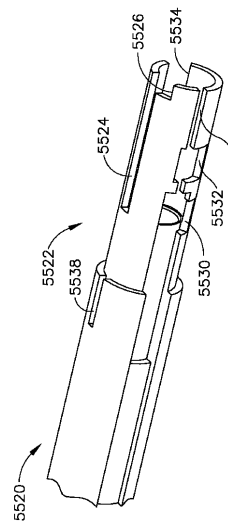


FIG. 45

【図 46】

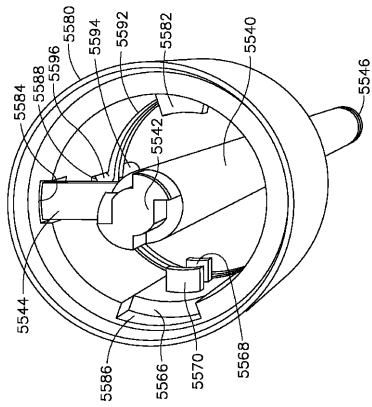


FIG. 46

【図 47】

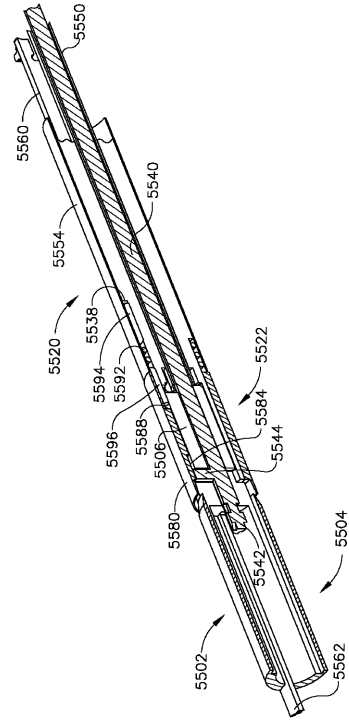


FIG. 47

【図 48】

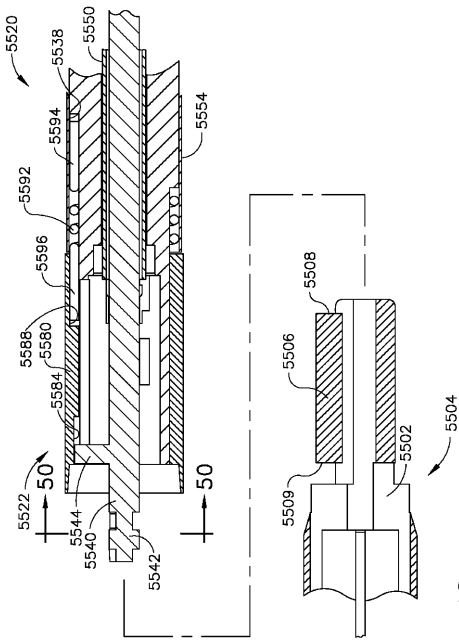


FIG. 48

【図 49】

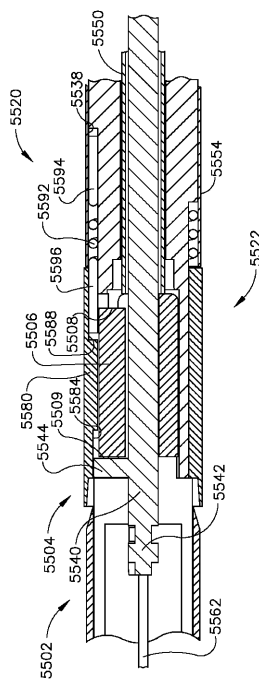


FIG. 49

【図 50】

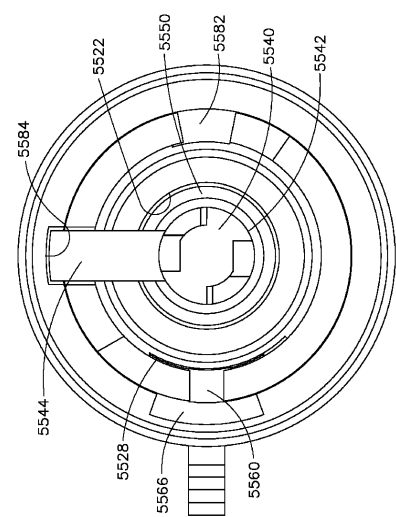


FIG. 50

【図 51】

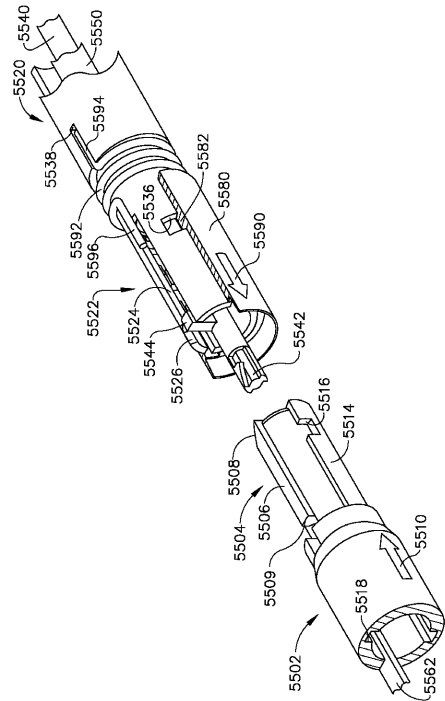


FIG. 51

【図 52】

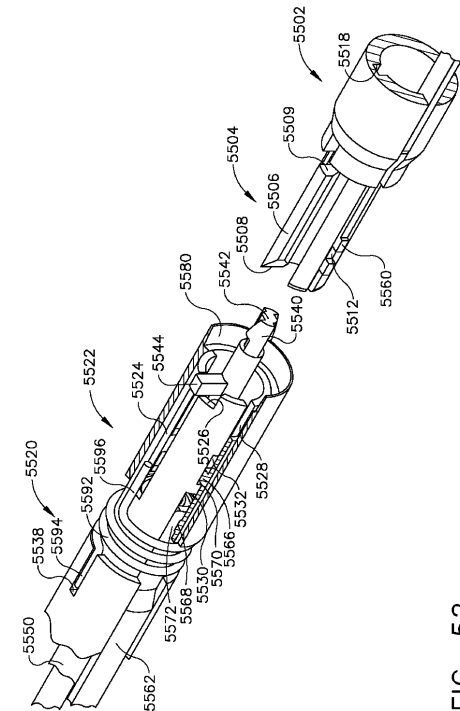


FIG. 52

【図 53】

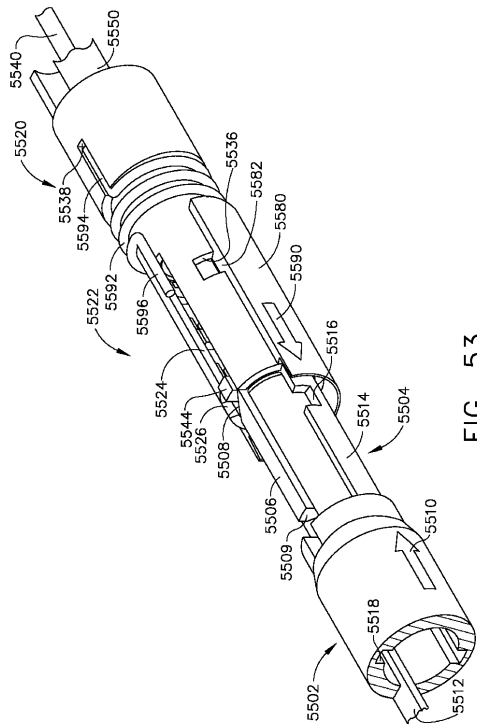


FIG. 53

【図 5 4】

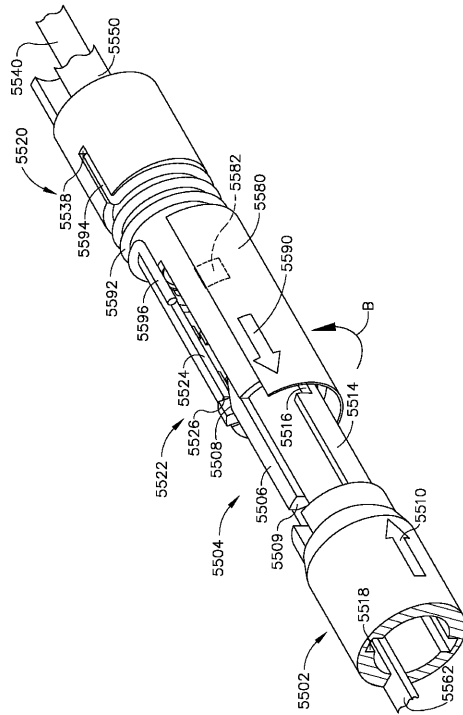


FIG. 54

【図 5 5】

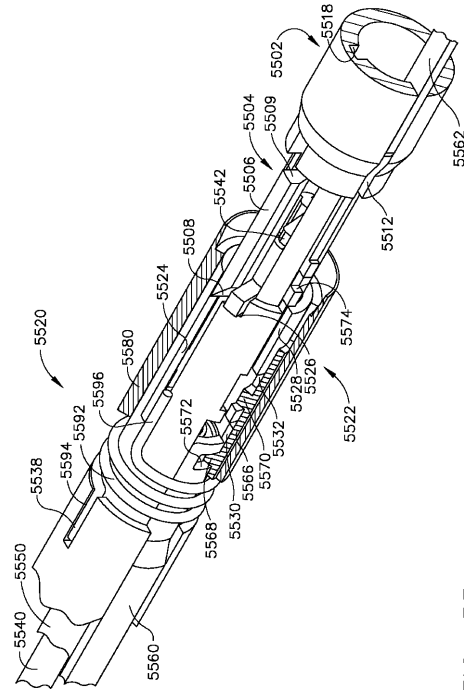


FIG. 55

【図 5 6】

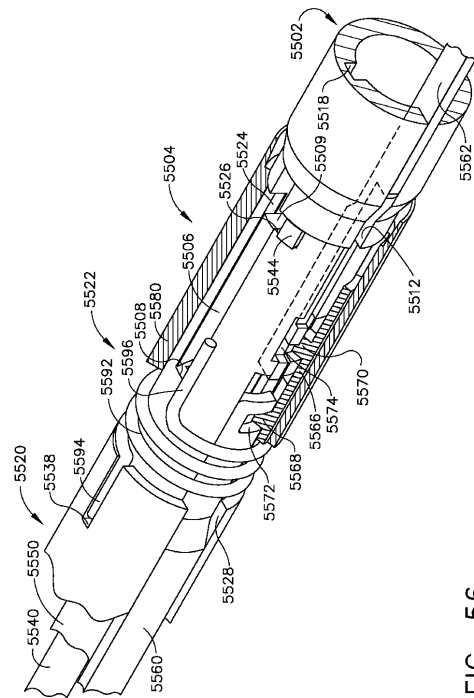


FIG. 56

【図 5 7】

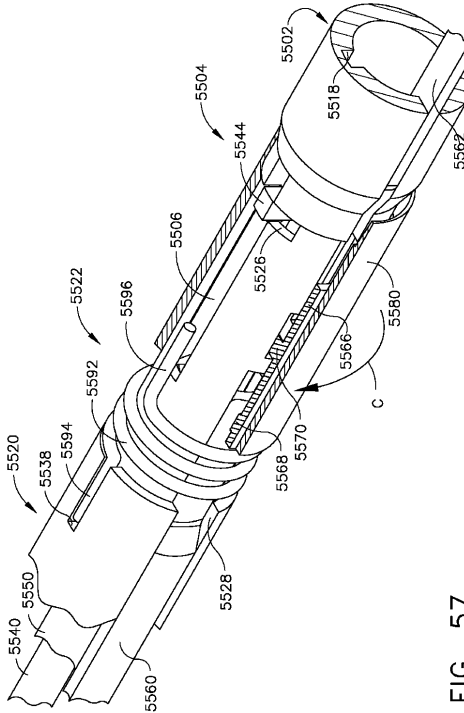


FIG. 57

【図 58】

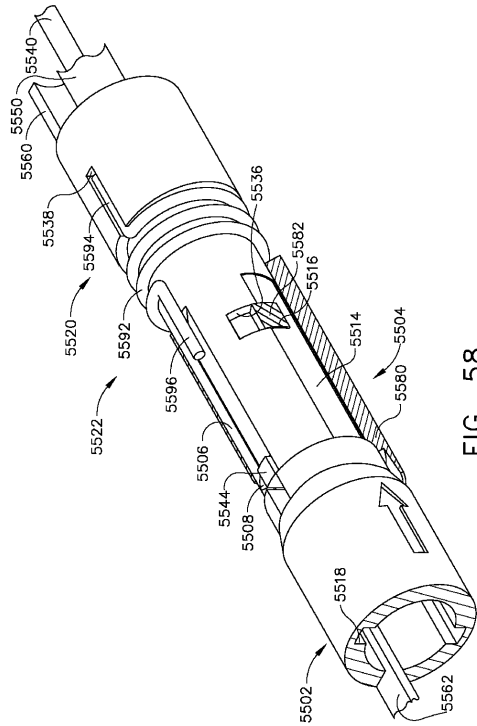


FIG. 58

【図 59】

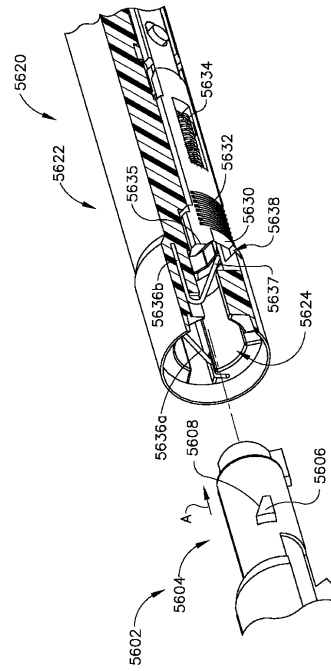


FIG. 59

【図 60】

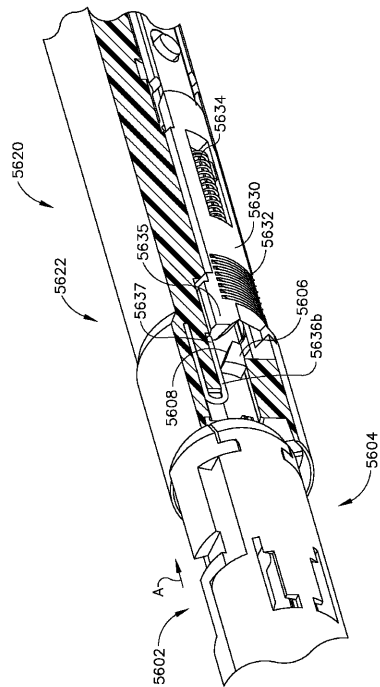


FIG. 60

【図 61】

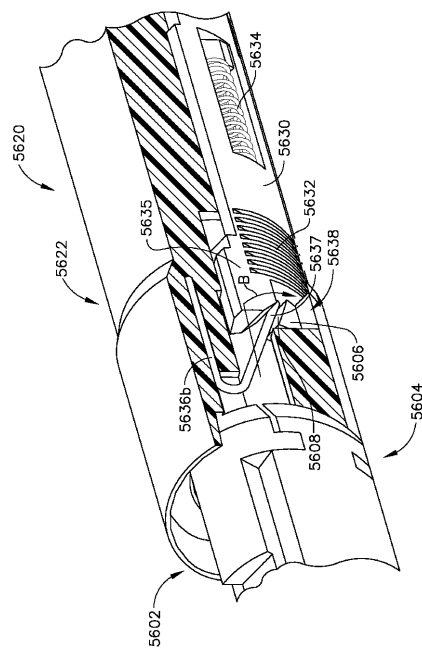


FIG. 61

【図 6 2】

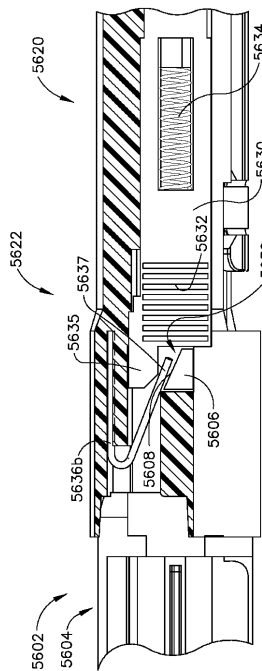


FIG. 62

【図 6 3】

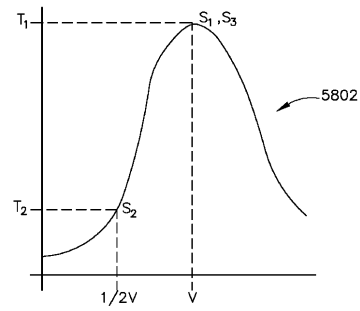


FIG. 63

【図 6 4 (a)】

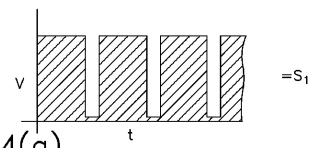


FIG. 64(a)

【図 6 4 (b)】

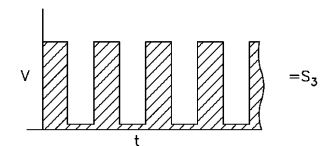
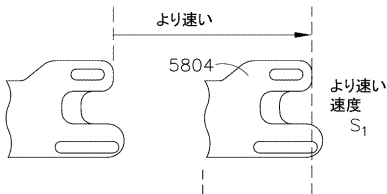
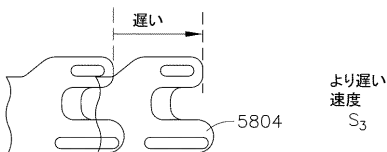


FIG. 64(b)

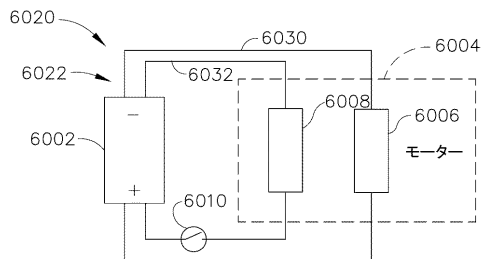
【図 6 5 (a)】



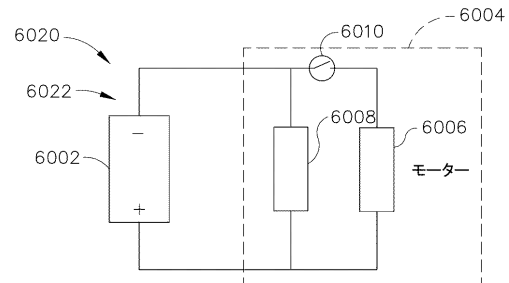
【図 6 5 (b)】



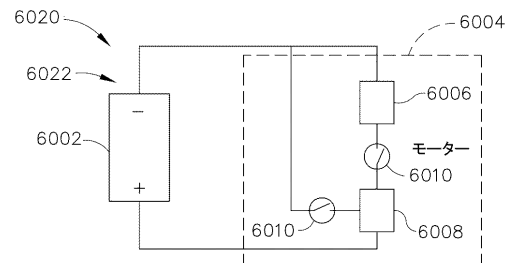
【図 6 6 (a)】



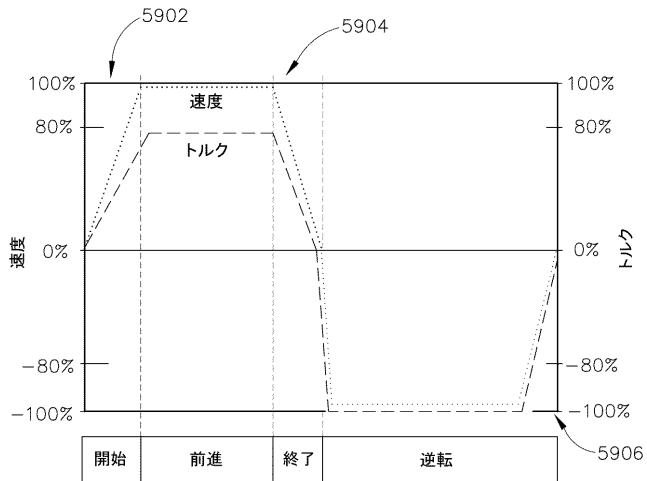
【図 6 6 (b)】



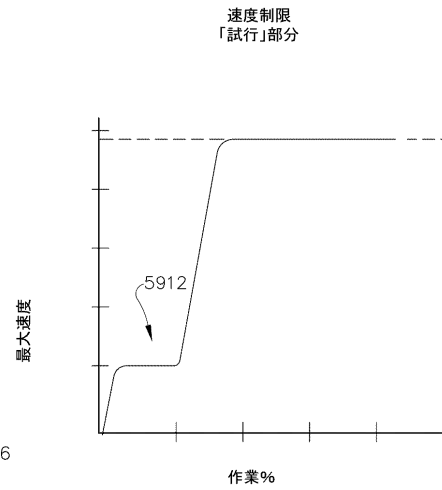
【図 6 6 (c)】



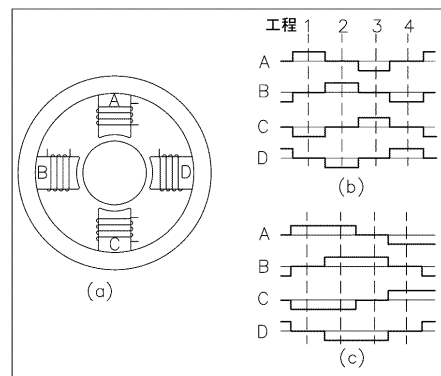
【図 6 7】



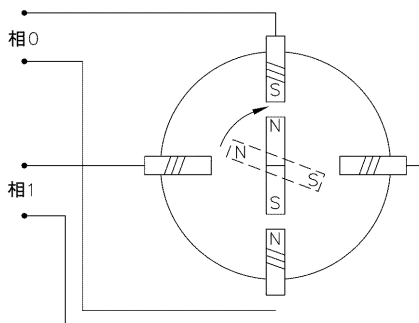
【図 6 8】



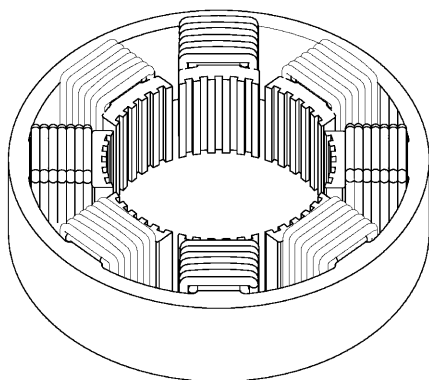
【図 6 9】



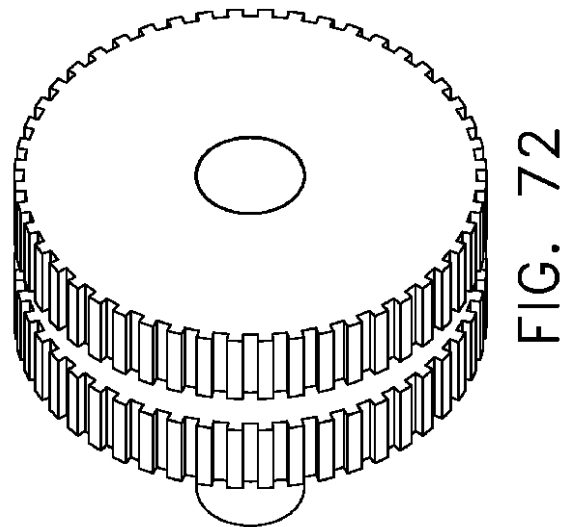
【図 7 0】



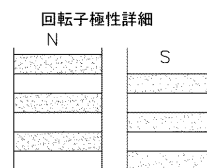
【図 7 1】



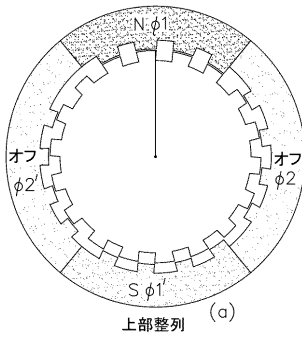
【図 7 2】



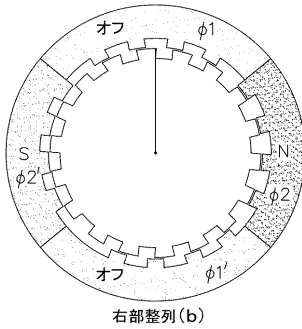
【図 7 3】



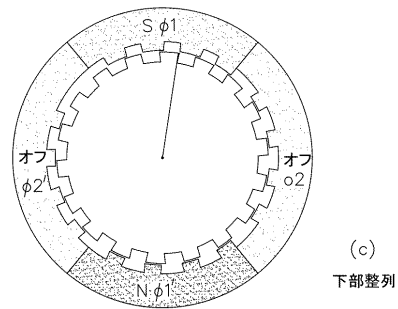
【図 7 4 (a)】



【図 7 4 (b)】



【図 7 4 (c)】



【図 7 5】

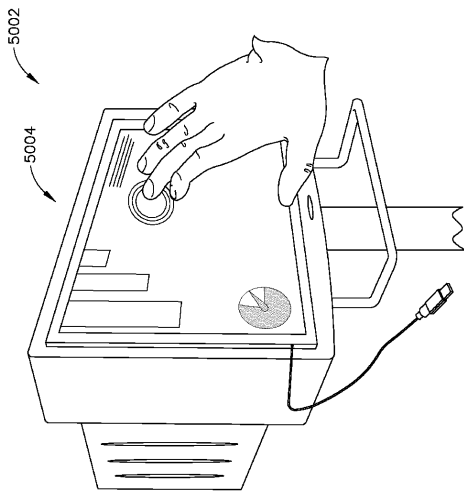


FIG. 75

【図 7 6】

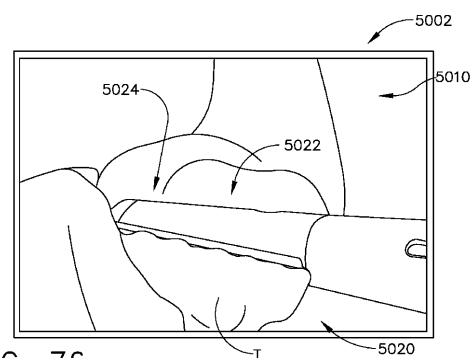
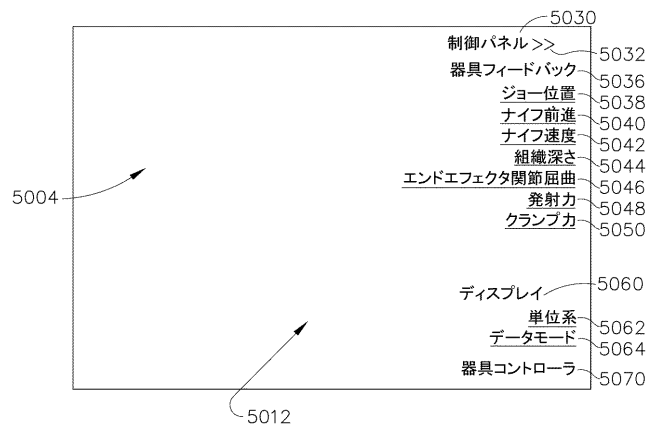
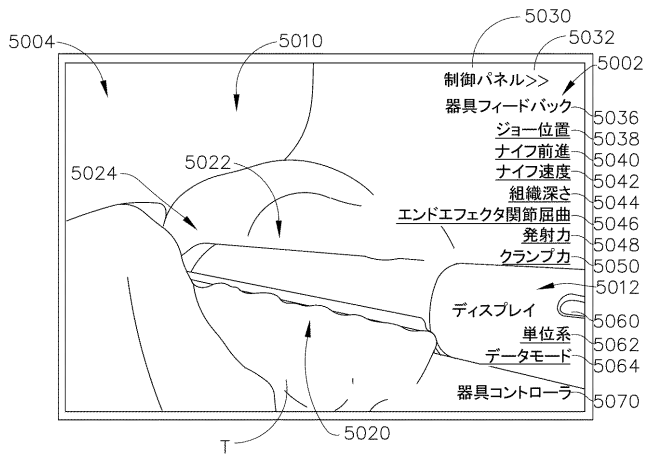


FIG. 76

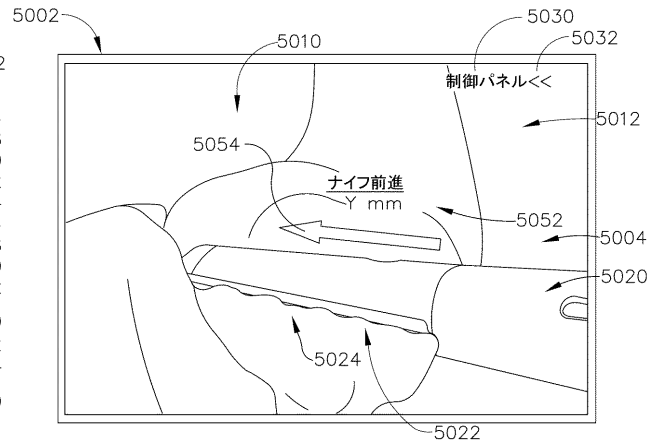
【図 7 7】



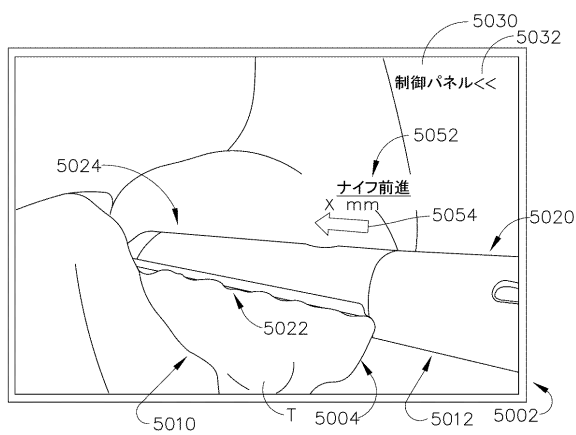
【図 78】



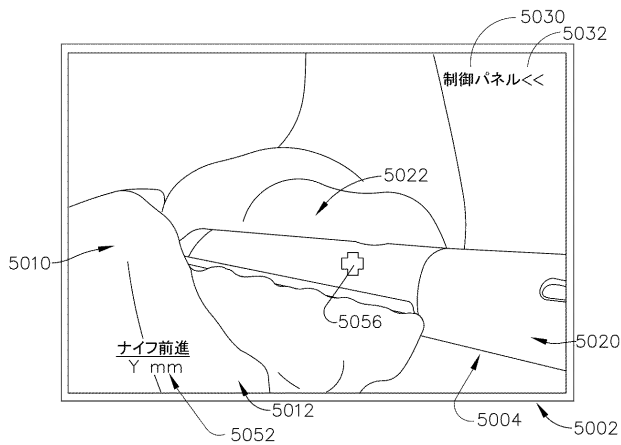
【図 80】



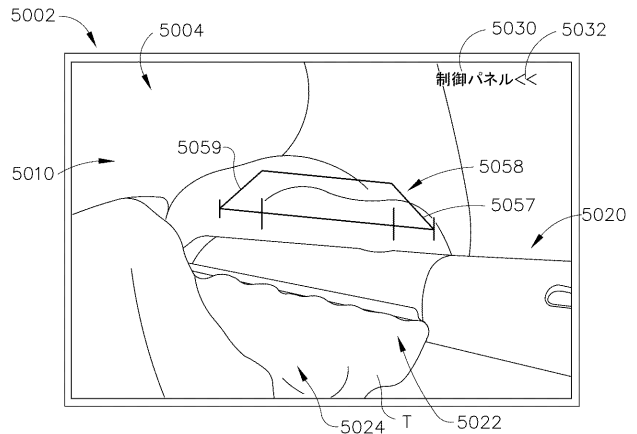
【図 79】



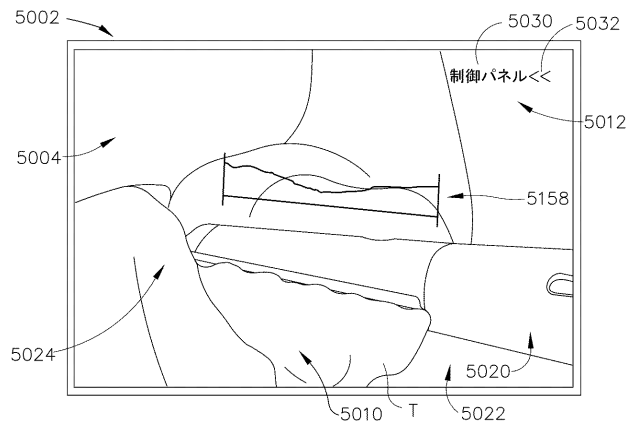
【図 81】



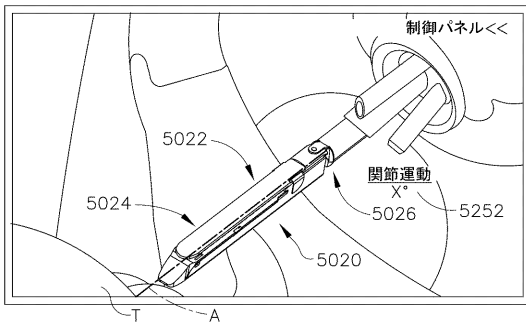
【図 82】



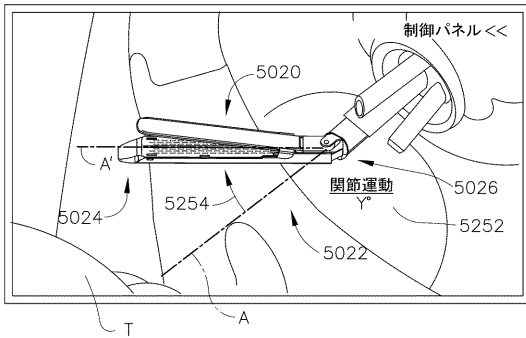
【図 83】



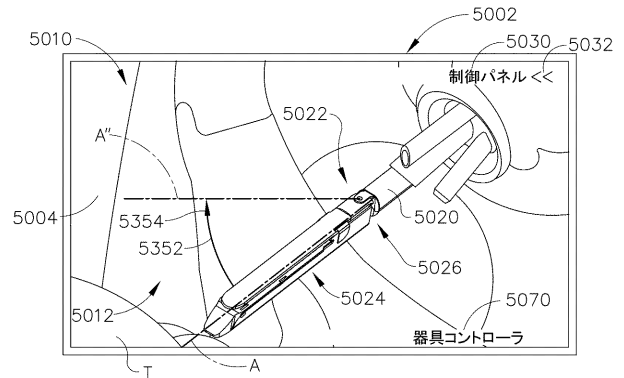
【図 8 4】



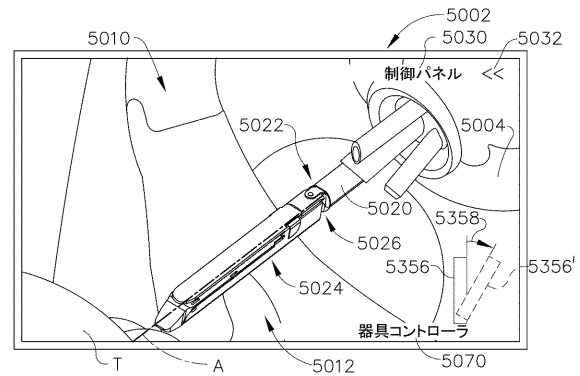
【図 8 5】



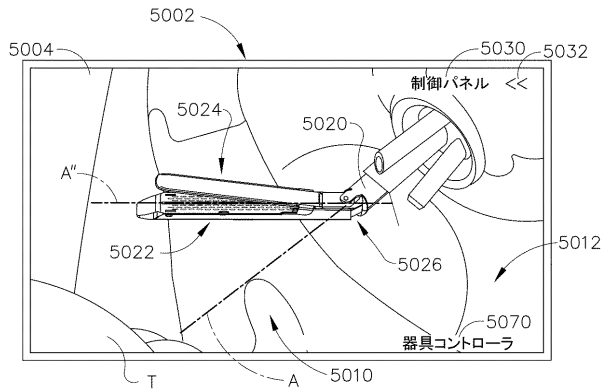
【図 8 6】



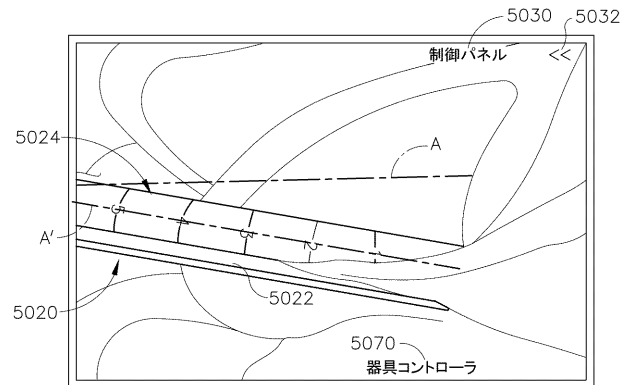
【図 8 7】



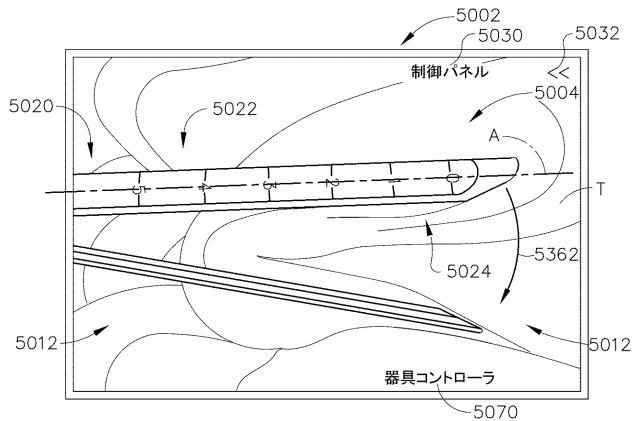
【図 8 8】



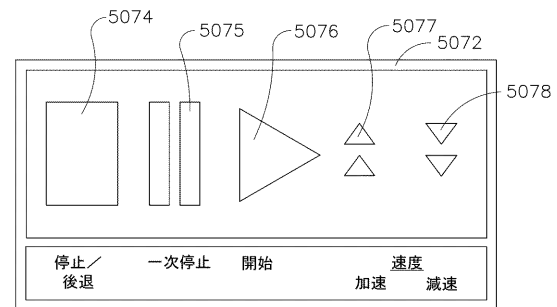
【図 9 0】



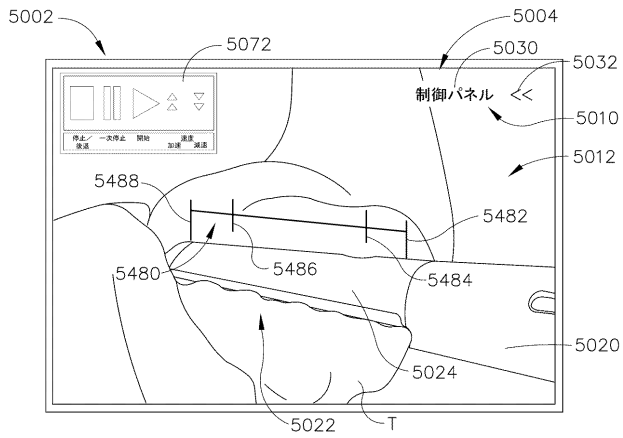
【図 8 9】



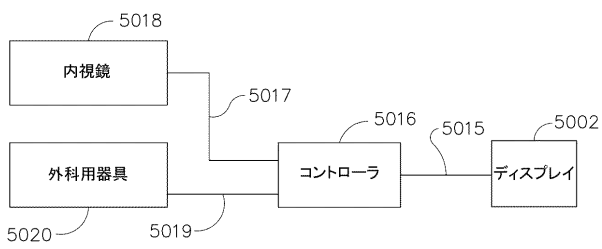
【図 9 1】



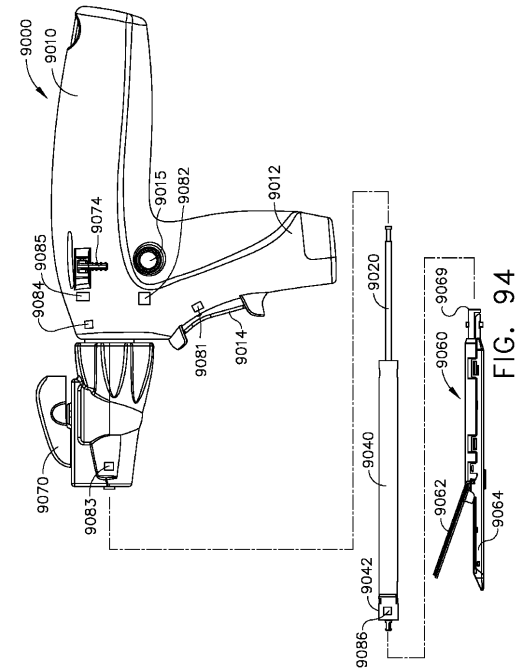
【 図 9 2 】



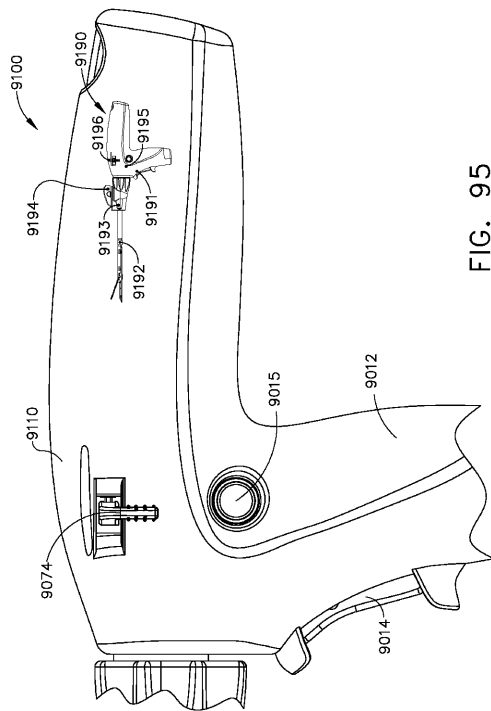
【 図 9 3 】



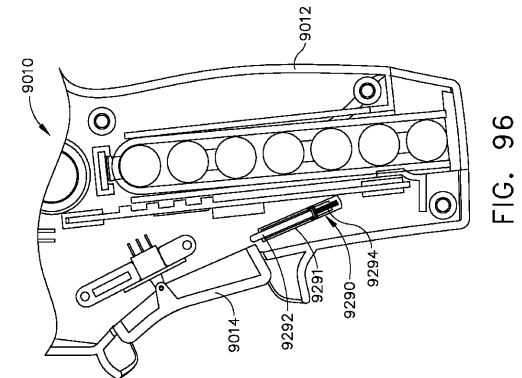
【 図 9 4 】



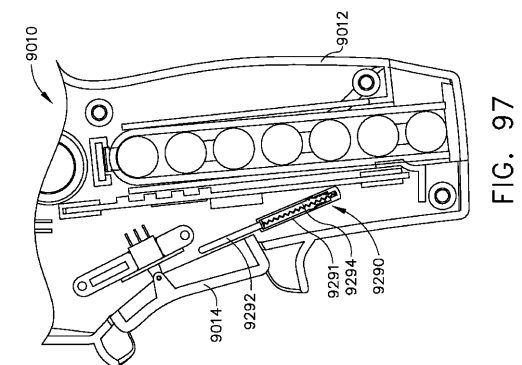
【 図 9 5 】



【 図 9 6 】



【 図 9 7 】



【図 98】

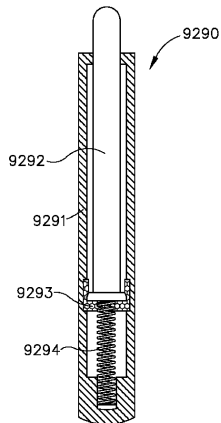


FIG. 98

【図 99】

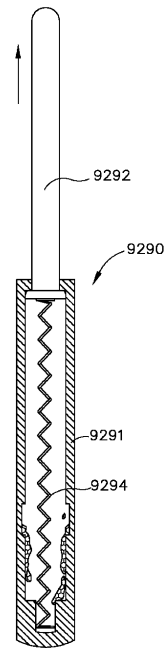
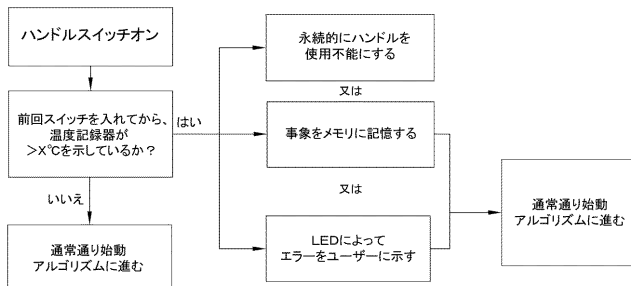


FIG. 99

【図 99 A】



【図 100】

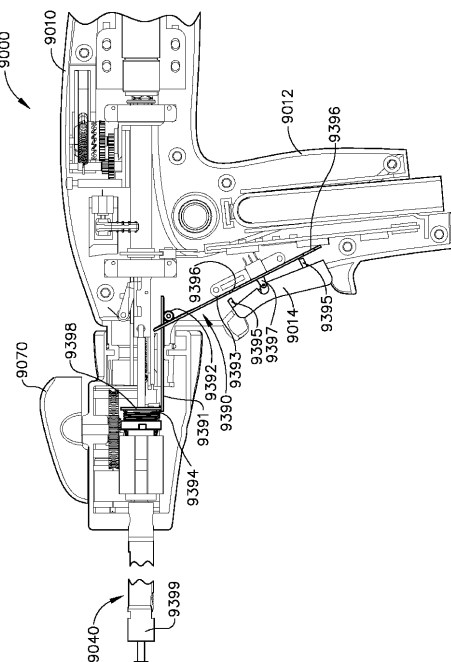


FIG. 100

【図 101】

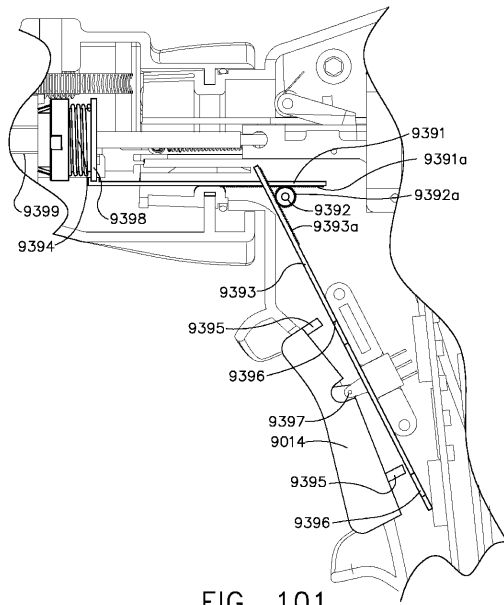


FIG. 101

【図 102】

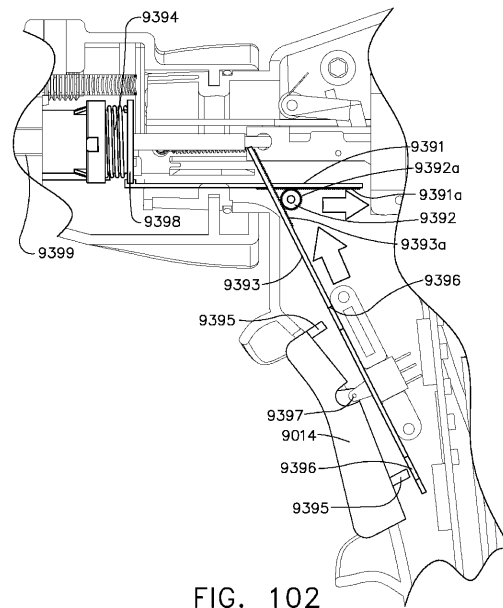


FIG. 102

【図 103】

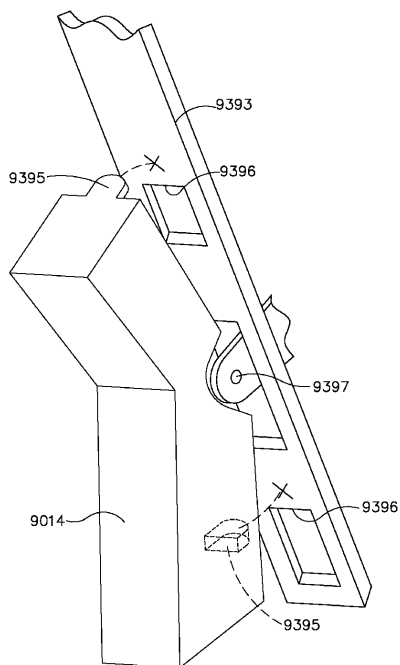


FIG. 103

【図 104】

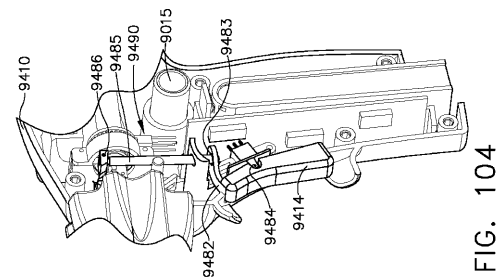


FIG. 104

【図 105】

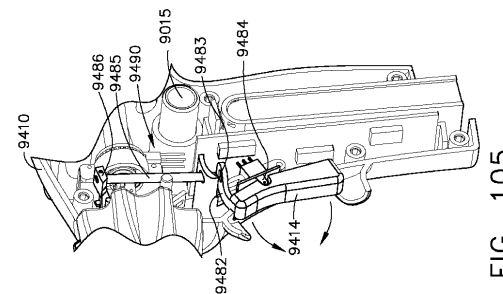


FIG. 105

【図 106】

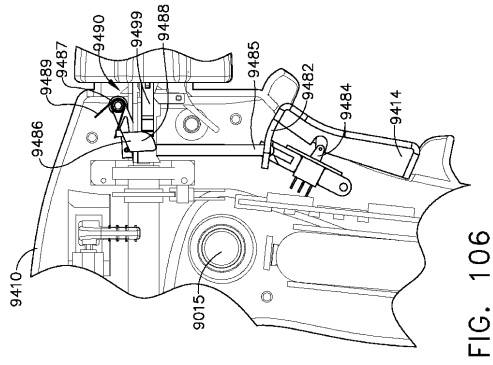


FIG. 106

【図 108】

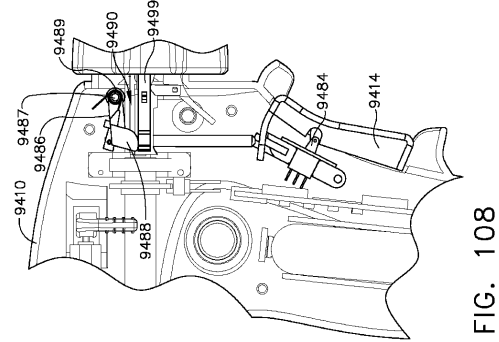


FIG. 108

【図 107】

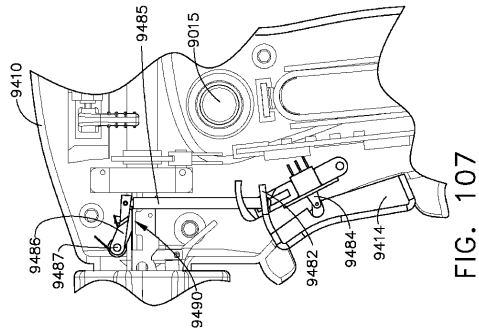


FIG. 107

【図 109】

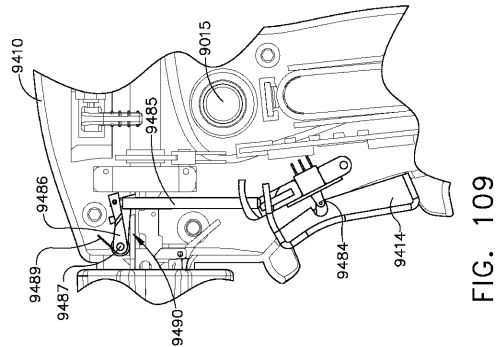
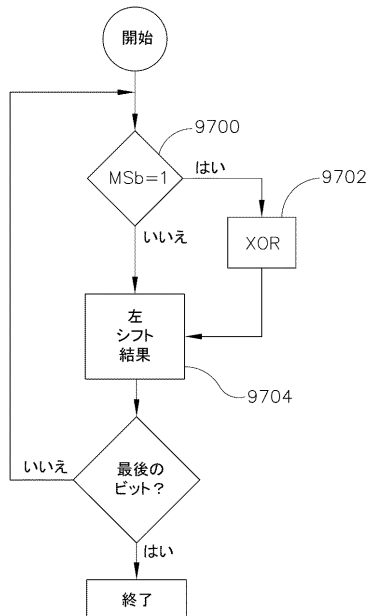
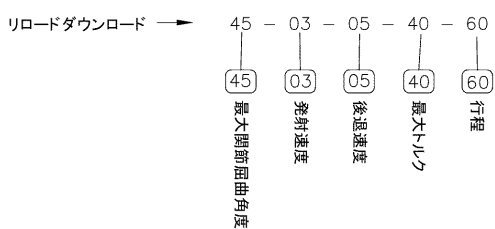


FIG. 109

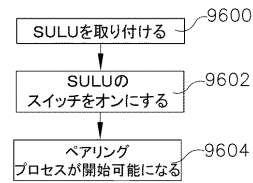
【図 110】



【図 110A】



【図 111】



【図 112】

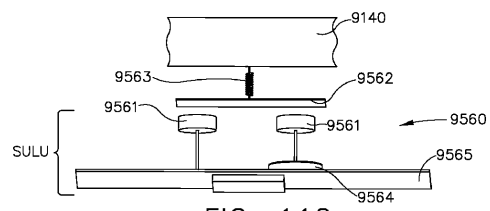


FIG. 112

【図 113】

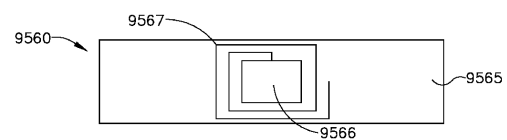


FIG. 113

【 図 1 1 4 】

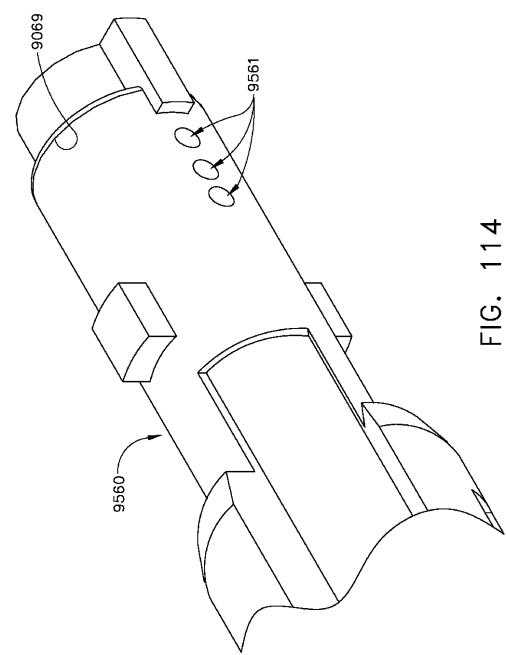


FIG. 114

【 図 1 1 5 】

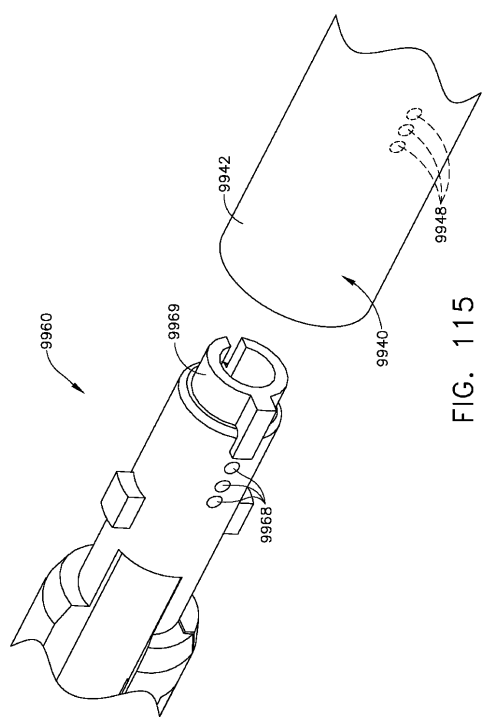


FIG. 115

【 図 1 1 6 】

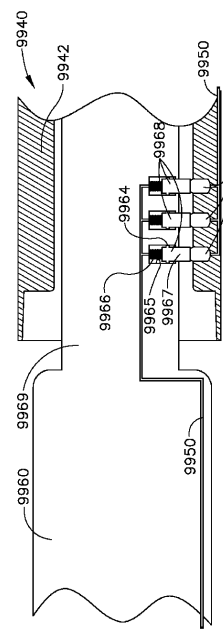


FIG. 116

【 図 1 1 7 】

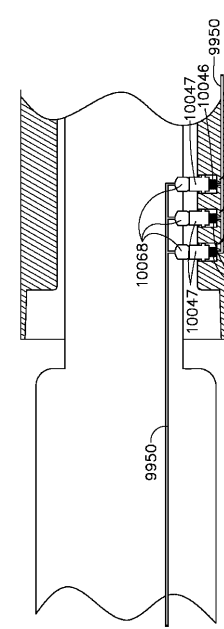


FIG. 117

【図 118】

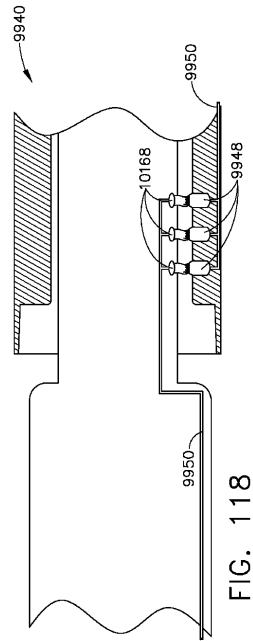


FIG. 118

【図 119】

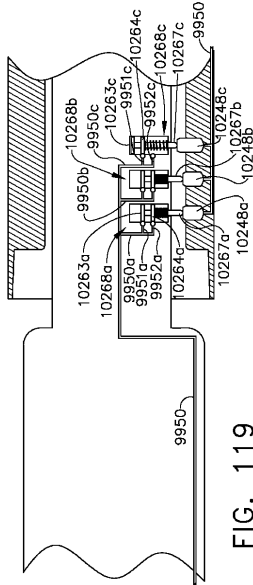


FIG. 119

【図 120】

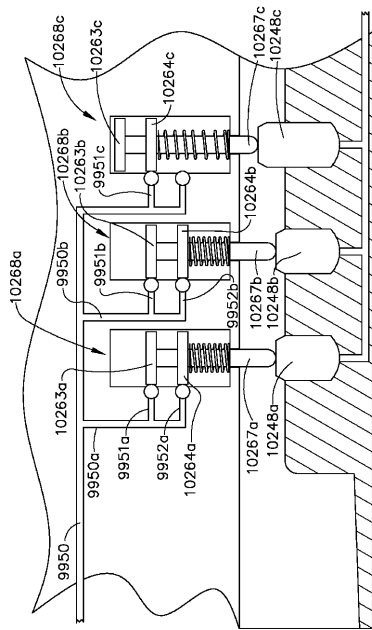


FIG. 120

【図 121】

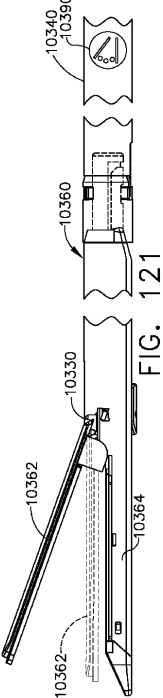
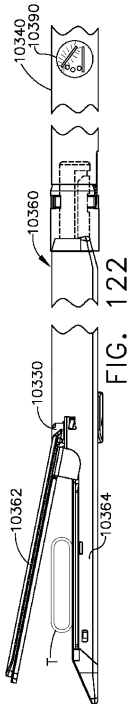


FIG. 121

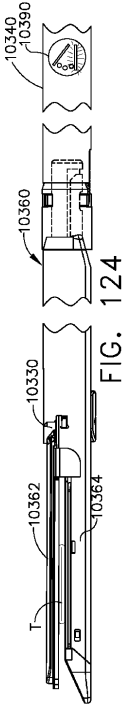
【図 1 2 2】



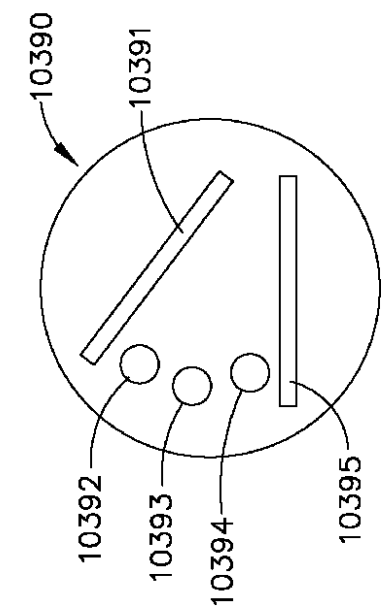
【図 1 2 3】



【図 1 2 4】



【図 1 2 5】



【図 126】

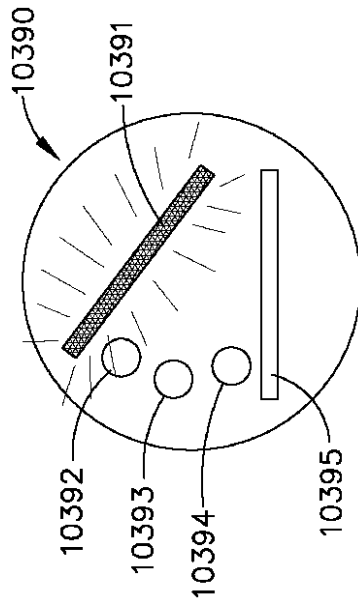


FIG. 126

【図 127】

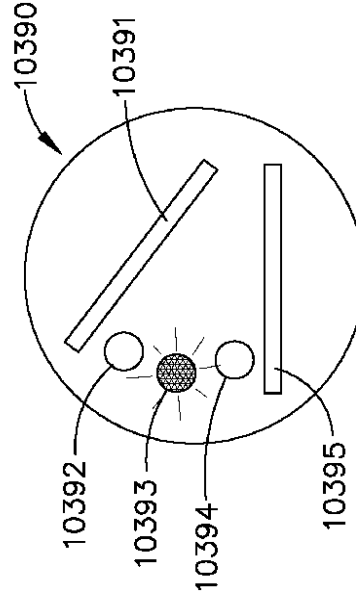


FIG. 127

【図 128】

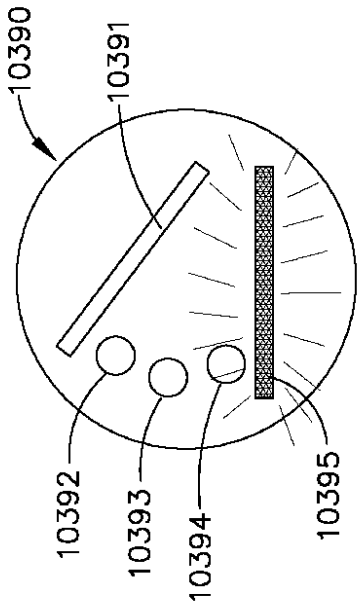


FIG. 128

【図 129】

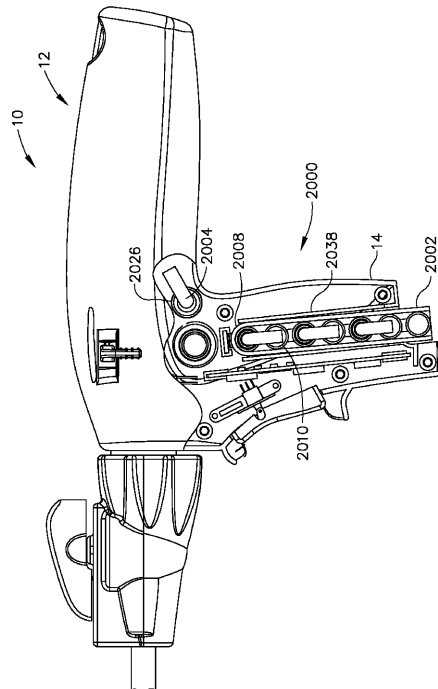
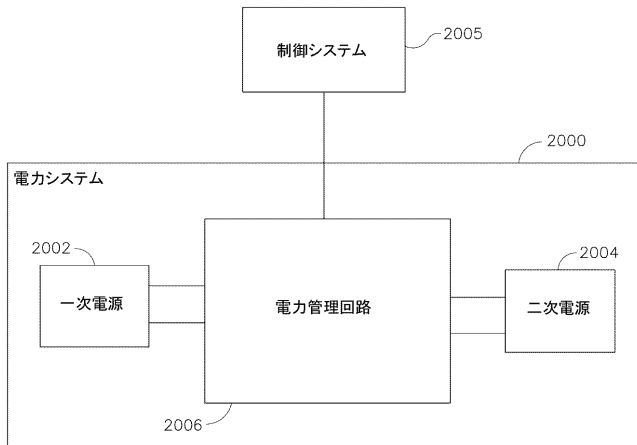
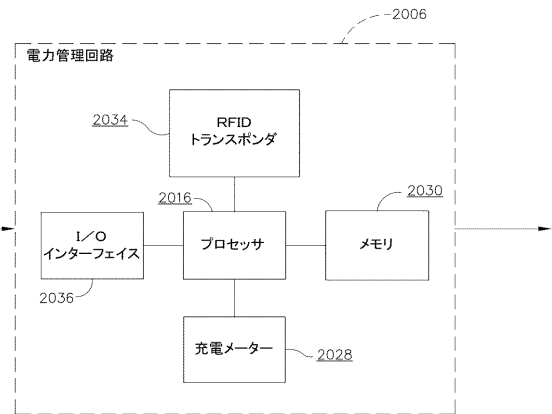


FIG. 129

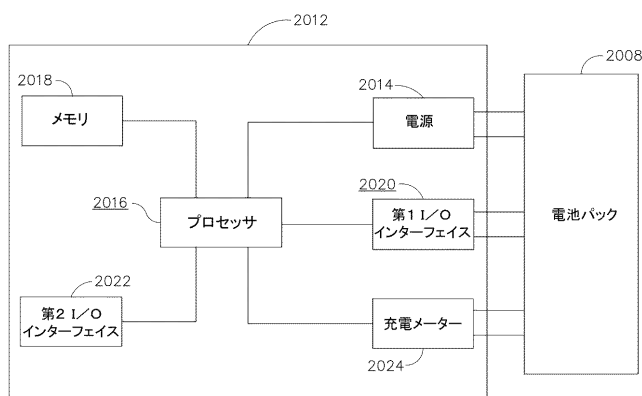
【図 130】



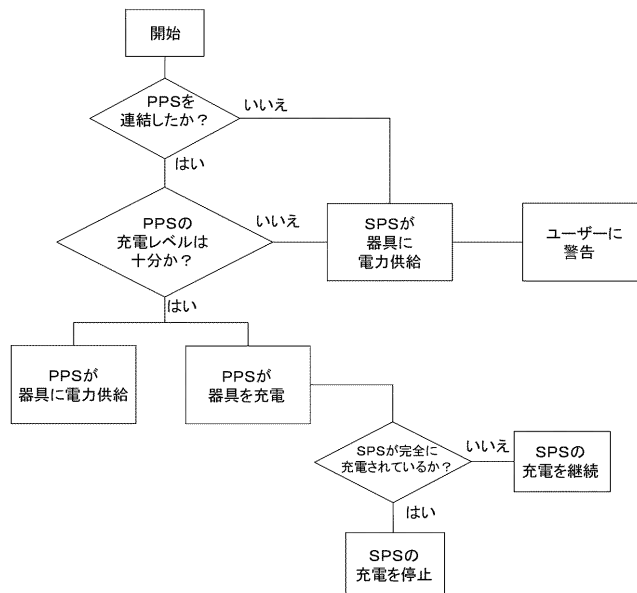
【図 132】



【図 131】



【図 133】



【図 134】

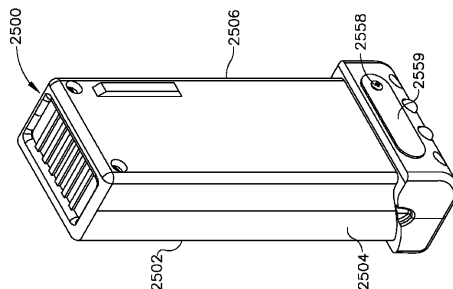


FIG. 134

【図 135】

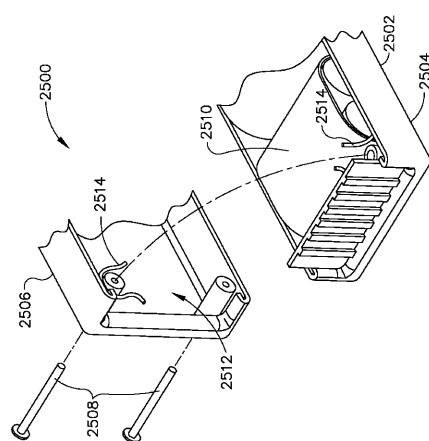


FIG. 135

【図 136】

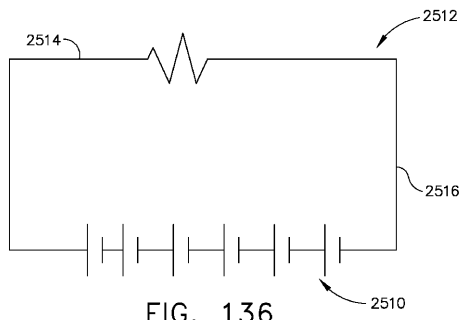


FIG. 136

【図 137】

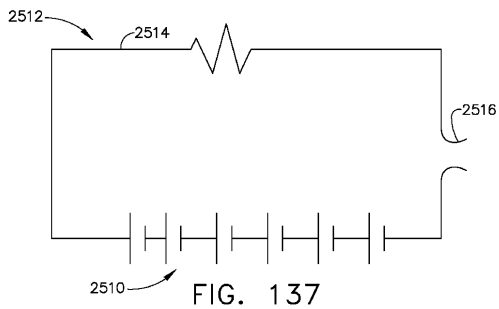


FIG. 137

【図 140】

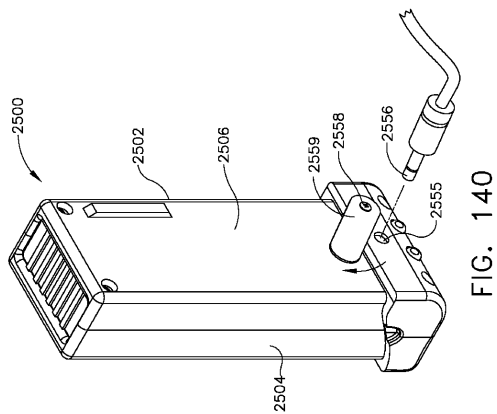
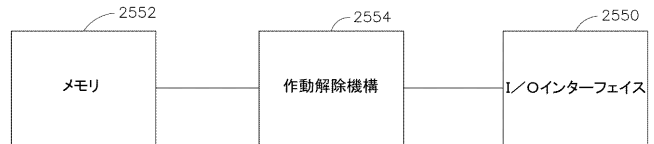


FIG. 140

【図 138】



【図 139】

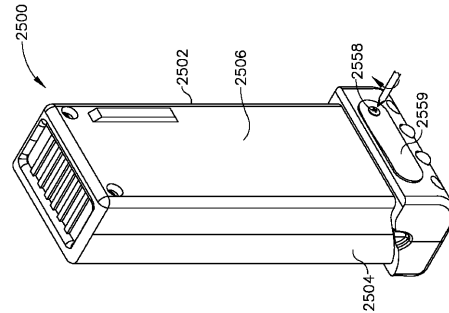


FIG. 139

【図 141】

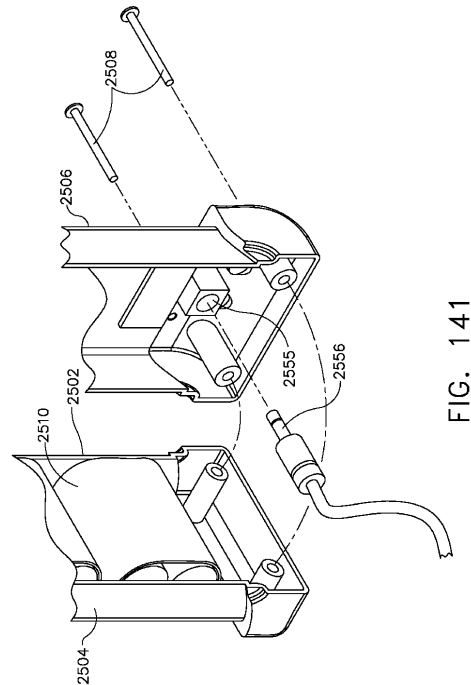


FIG. 141

【図 142】



【図 143】

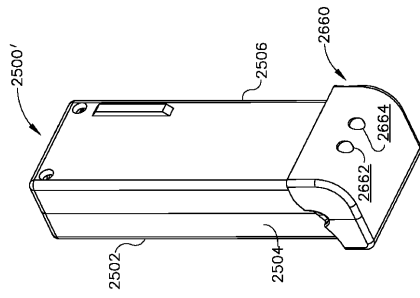


FIG. 143

【図 144】

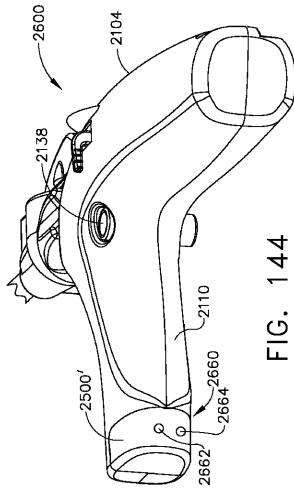


FIG. 144

【図 146】

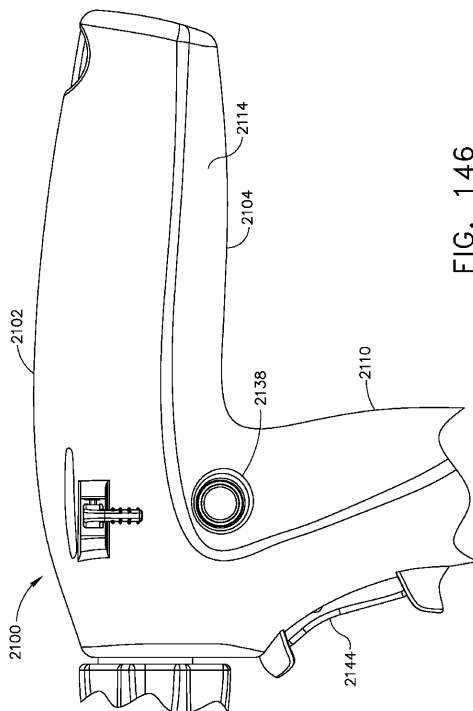
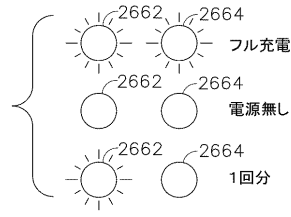


FIG. 146

【図 145】



【図 147】

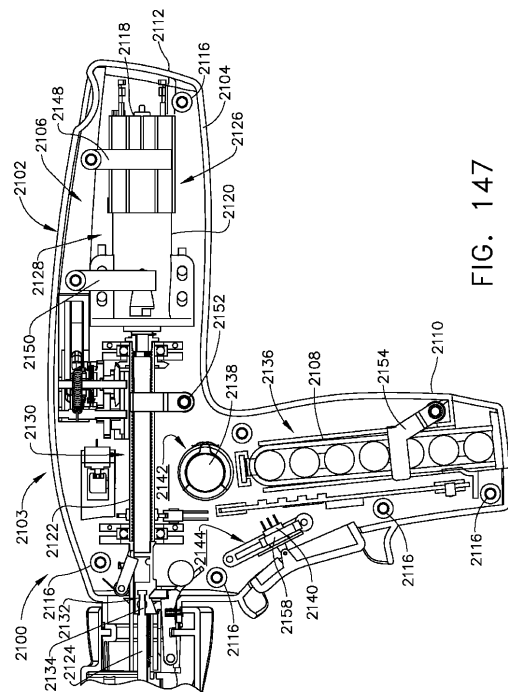


FIG. 147

【図 148】

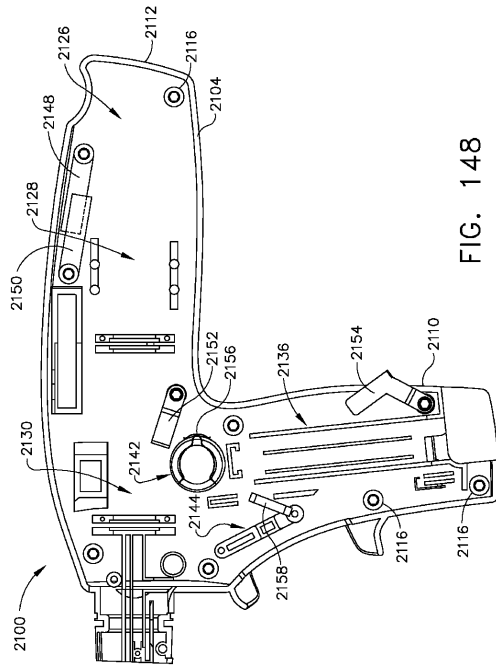


FIG. 148

【図 149】

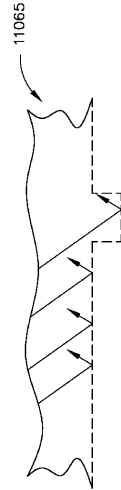
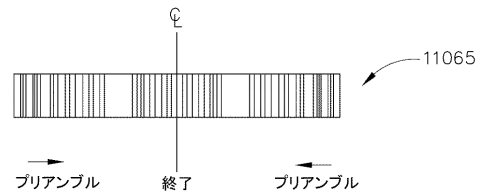


FIG. 149

【図 150】



【図 151】



FIG. 151

【図 152】

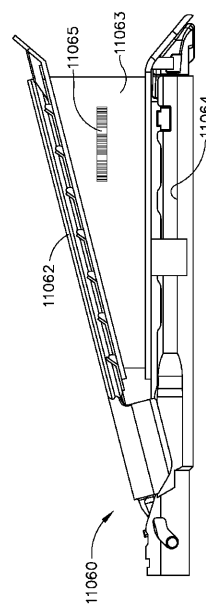


FIG. 152

【図 153】

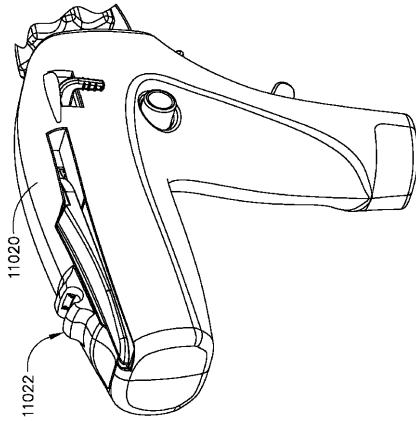


FIG. 153

【図 154】

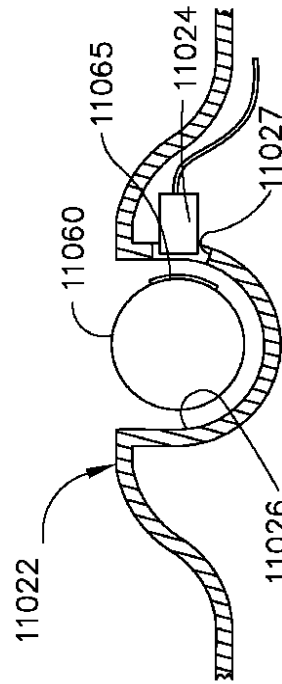


FIG. 154

【図 155】

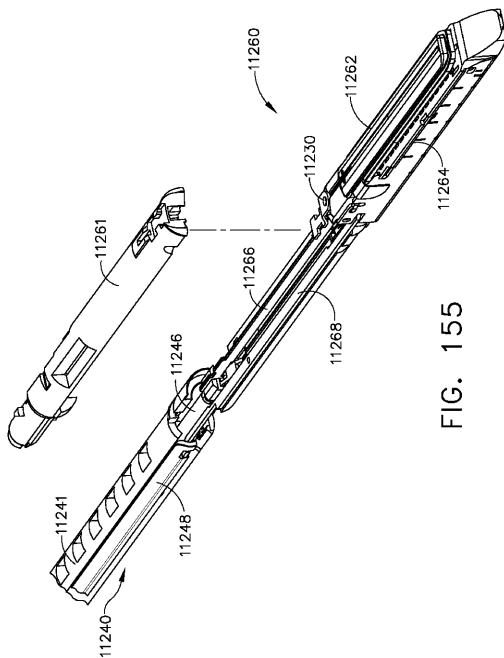


FIG. 155

【図 156】

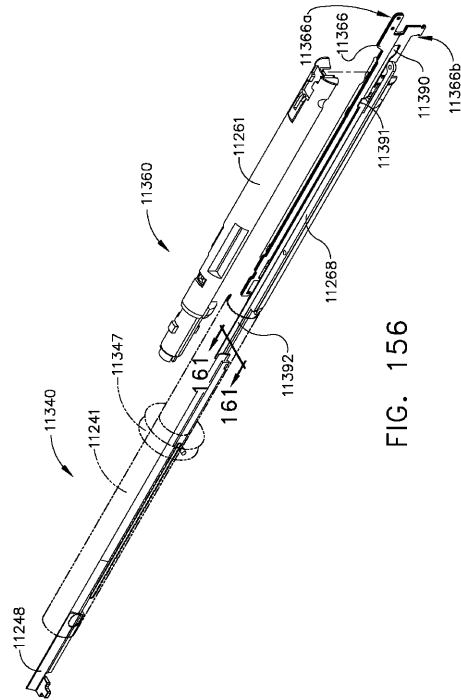
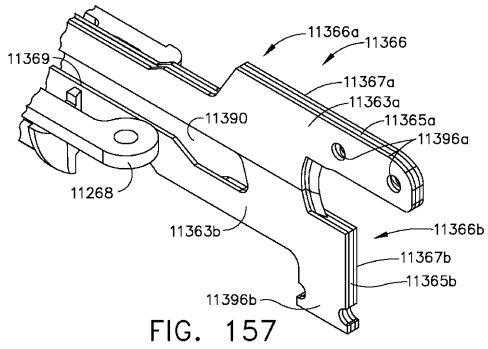
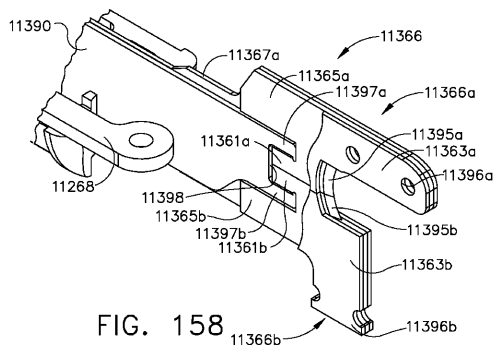


FIG. 156

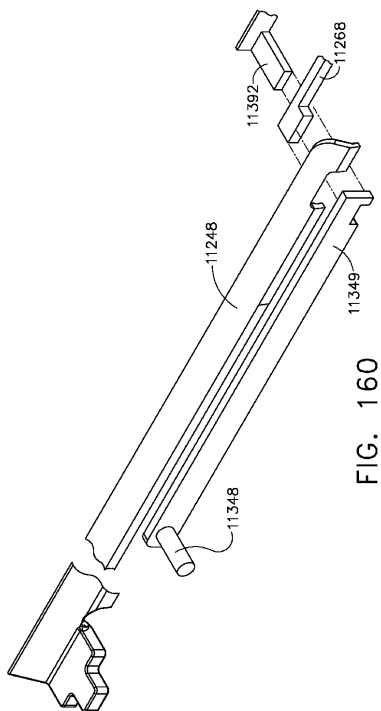
【図 157】



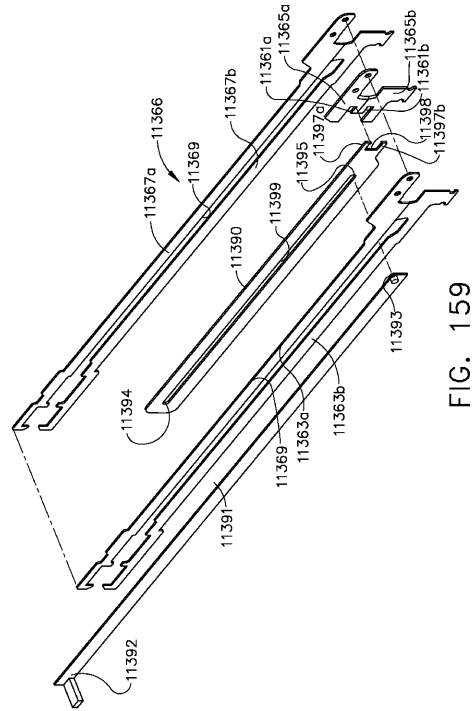
【図 158】



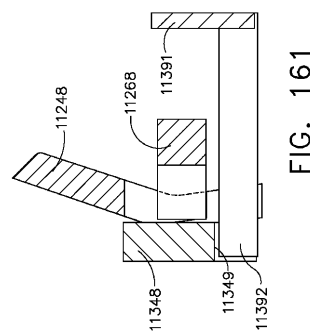
【図 160】



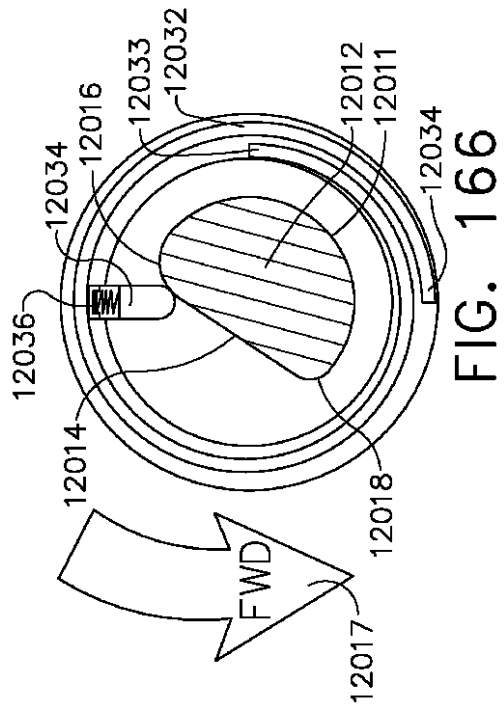
【図 159】



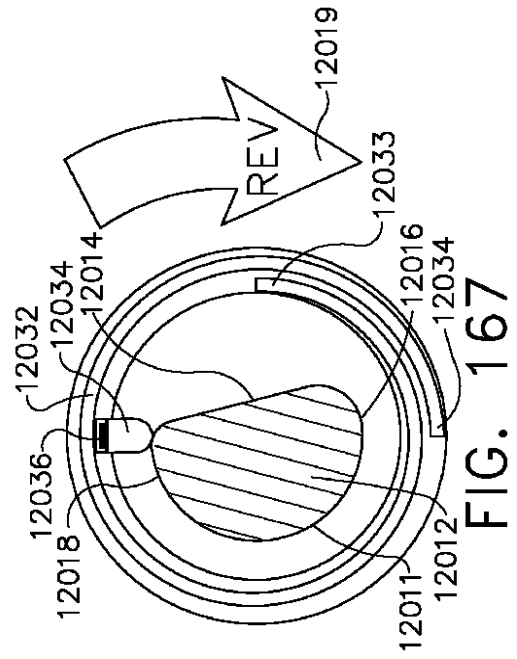
【図 161】



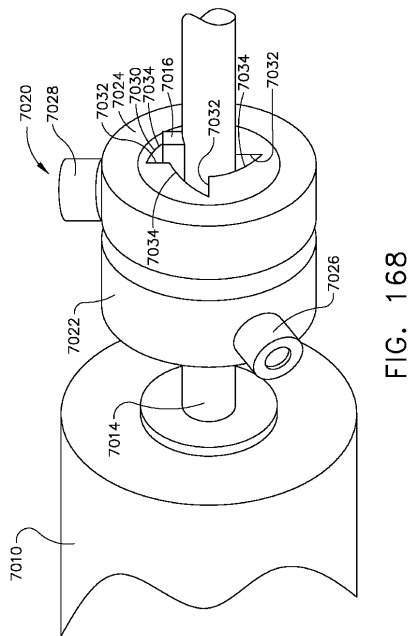
【図 166】



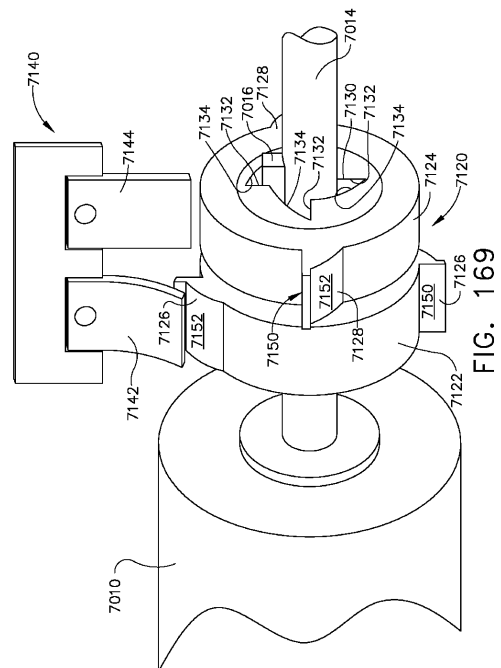
【図 167】



【図 168】



【図 169】



【図 170】

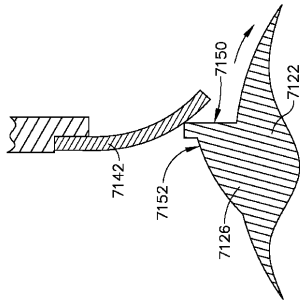


FIG. 170

【図 171】

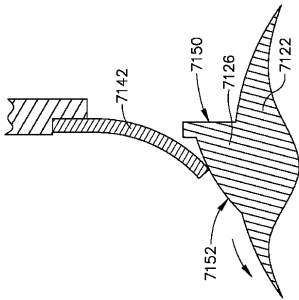


FIG. 171

【図 172】

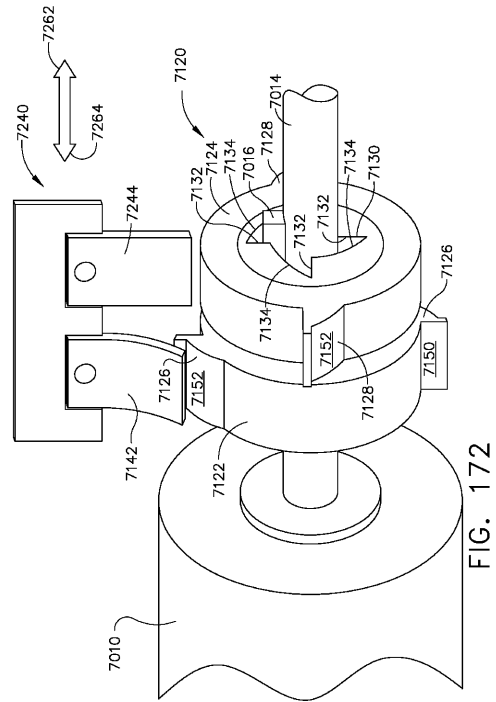
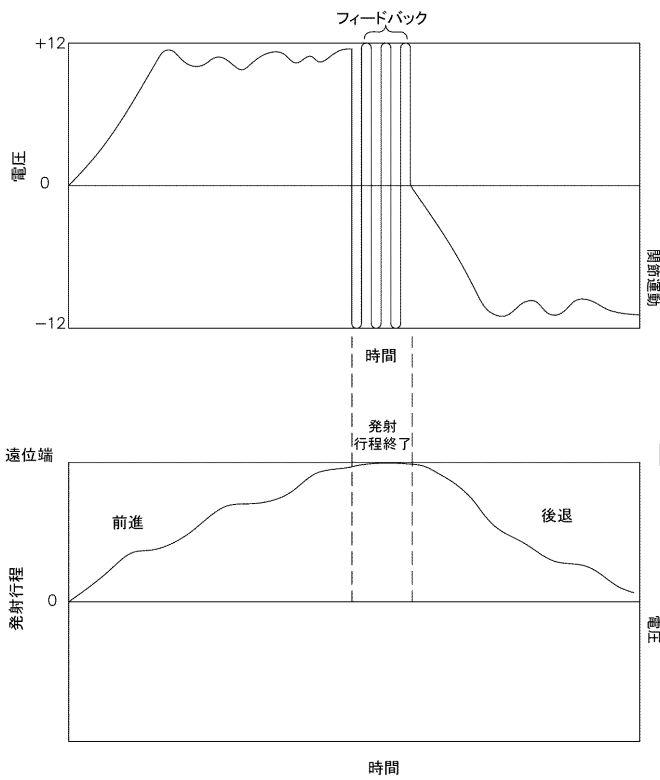
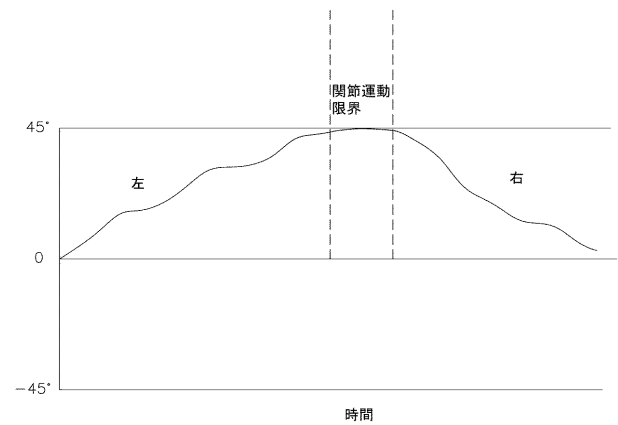


FIG. 172

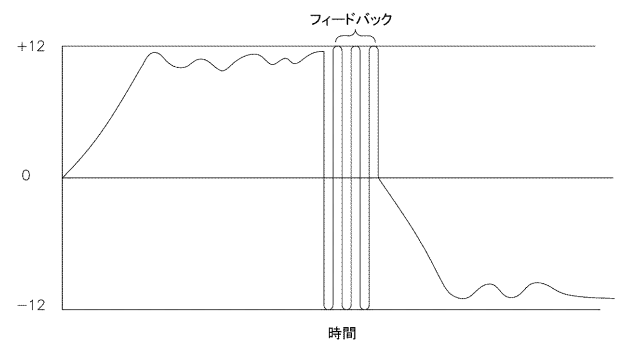
【図 173】



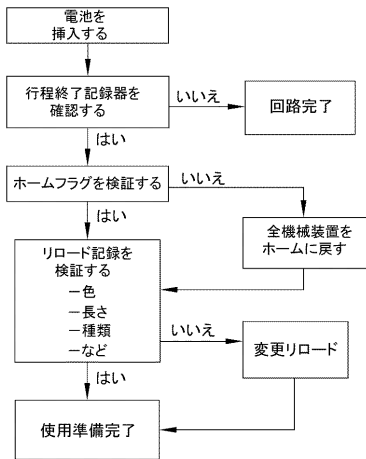
【図 174】



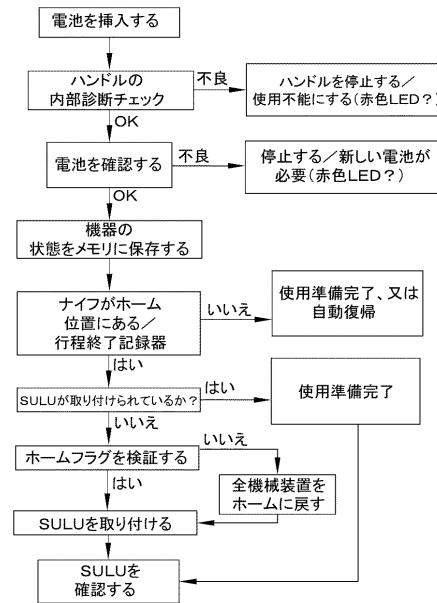
【図 175】



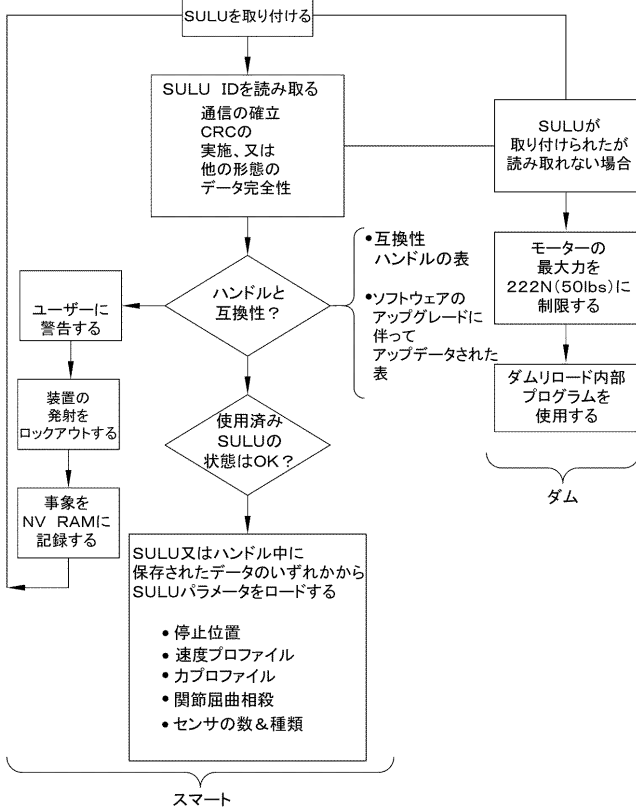
【図 176】



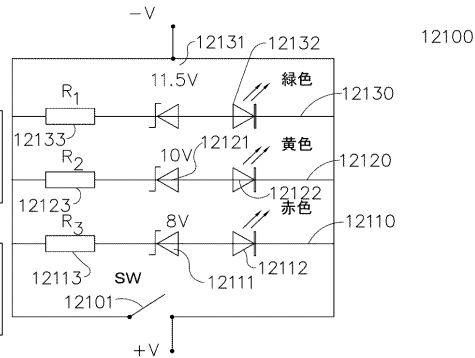
【図 177】



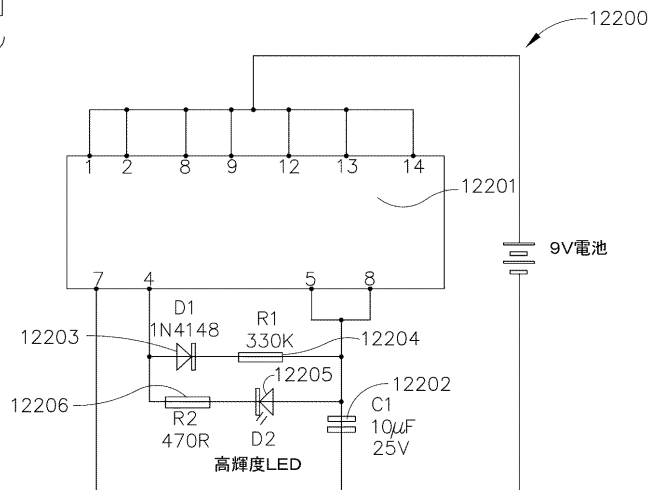
【図 178】



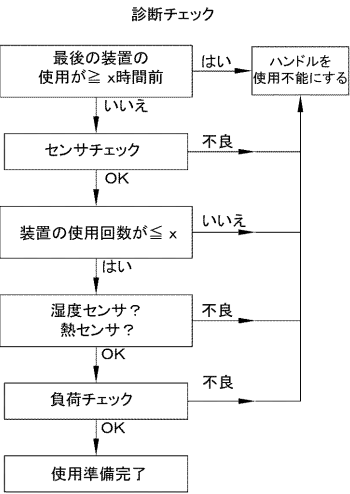
【図 179】



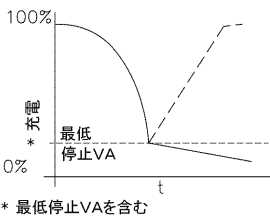
【図 180】



【図 181】



【図 182】



【図 185】

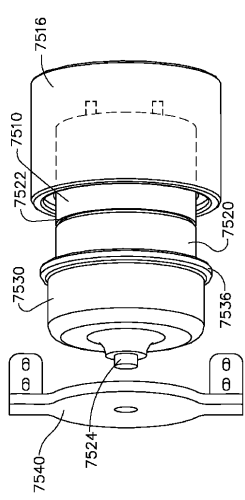


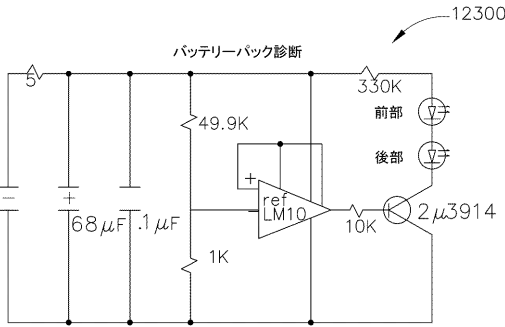
FIG. 185

【図 183】

12400

使用回数	Vmax 充電	mA 最大 変電	mA 容量	mA 使用	Vmin 使用	Ah 使用	t 充電	t 使用	T 充電
1									
2									
3									
...									
50									

【図 184】



【図 186】

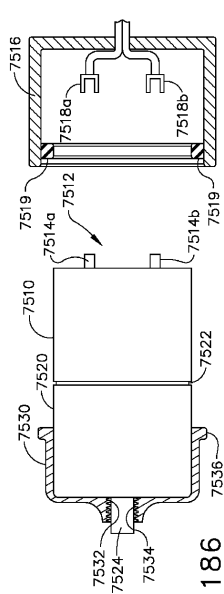


FIG. 186

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2014/050671

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B17/072 A61B17/00
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B G06F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	EP 2 044 890 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]) 8 April 2009 (2009-04-08)	15,20
Y	paragraphs [0005], [0026], [0040] - [0043], [0080], [0083], [0108], [0128], [0141] - [0142], [0145], [0147], [0151], [0152]; claim 1; figures 3,20-21,23	1-3, 11-14,16
X	US 2008/316304 A1 (CLAUS MICHAEL J [US] ET AL) 25 December 2008 (2008-12-25)	1-4,7,8, 10,12-14
Y	paragraphs [0005], [0008] - [0009], [0022] - [0023], [0030] - [0032], [0035], [0037] - [0038], [0046] - [0049], [0055], [0058], [0069], [0072] - [0074]; figures 1-2	1-3, 11-14
	----- -/--	

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

18 December 2014

Date of mailing of the international search report

08/01/2015

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Nice, Philip

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2014/050671

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2003/159141 A1 (ZACHARIAS JAIME [CL]) 21 August 2003 (2003-08-21)	12,13
Y	paragraphs [0006] - [0007], [0010], [0014], [0017], [0086], [0089], [0093], [0103]; figures 2,3B -----	12,16

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2014/050671

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

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

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

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

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

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☒ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

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

International Application No. PCT/ US2014/ 050671

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-20

Equipment suitable for producing underlying and overlying displays of feedback from a surgical instrument

1.1. claims: 1-14

Equipment suitable for producing underlying and overlying displays of feedback from a surgical instrument, with means for manipulating the overlying display

1.2. claims: 15-20

Equipment suitable for producing underlying and overlying displays of feedback from a surgical instrument, with touch-sensitive screen for controlling the instrument

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2014/050671

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 2044890	A1	08-04-2009	AU 2008229719 A1 23-04-2009
			AU 2014210681 A1 28-08-2014
			CA 2640399 A1 05-04-2009
			CN 101401736 A 08-04-2009
			CN 103349558 A 16-10-2013
			EP 2044890 A1 08-04-2009
			EP 2389875 A2 30-11-2011
			JP 5393096 B2 22-01-2014
			JP 2009090113 A 30-04-2009
			JP 2013208472 A 10-10-2013
			US 2009090763 A1 09-04-2009

US 2008316304	A1	25-12-2008	NONE

US 2003159141	A1	21-08-2003	NONE

フロントページの続き

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

(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、 4 5 2 3 6 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
3 2 7 5

(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、 4 5 1 3 3 オハイオ州、ヒルズボロ、イースト・メイン・ストリート 2 4 5

(72)発明者 シェリン・エミリー・エイ

アメリカ合衆国、 4 5 2 4 9 オハイオ州、シンシナティ、スナイダー・ロード 1 1 9 1 9

Fターム(参考) 4C160 CC09 CC23 CC40

专利名称(译)	手术器械的交互式显示器		
公开(公告)号	JP2016528010A	公开(公告)日	2016-09-15
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		
F-TERM分类号	4C160/CC09 4C160/CC23 4C160/CC40		
优先权	13/974208 2013-08-23 US		
其他公开文献	JP6526670B2		
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。第二信息层可以包括控制面板，由手术器械测量和/或检测的反馈和/或用于控制手术器械的控件。用户可以通过触摸屏与交互式显示器进行交互。

