

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-259815

(P2008-259815A)

(43) 公開日 平成20年10月30日 (2008. 10. 30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/072 (2006.01)	A 6 1 B 17/10 3 1 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L 外国語出願 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2008-2069 (P2008-2069)	(71) 出願人	595057890
(22) 出願日	平成20年1月9日 (2008.1.9)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(31) 優先権主張番号	11/651,785		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(32) 優先日	平成19年1月10日 (2007.1.10)		アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延
		(74) 代理人	100123434
			弁理士 田澤 英昭
		(74) 代理人	100101133
			弁理士 濱田 初音

最終頁に続く

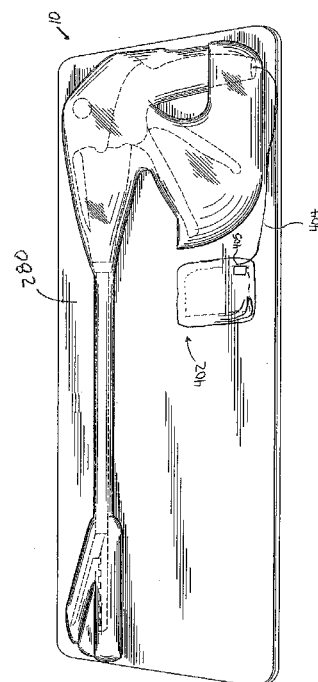
(54) 【発明の名称】 バッテリー性能を向上させた外科器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】内視鏡器具または関節鏡器具などの外科器具の構成要素を含む組立体を提供すること。

【解決手段】外科器具 10 の構成要素を含む組立体であって、パッケージ 280、このパッケージ内の外科器具構成要素、およびパッケージ内の電源を含むことができる。この電源は、外科器具構成要素と電氣的に通信するように配置されるように構成することができる。この組立体は、パッケージ内の補助電源 402 および回路要素も含むことができる。回路要素は、電源および補助電源と電氣的に通信する。

【選択図】 図 16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

組立体において、
パッケージと、
前記パッケージ内の外科器具構成要素と、
前記パッケージ内の電源であって、前記外科器具構成要素と電氣的に通信するように配置されるように構成された、電源と、
前記パッケージ内の補助電源と、
前記電源および前記補助電源と電氣的に通信する回路要素と、
を含む、組立体。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記パッケージは滅菌されている、組立体。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記電源はバッテリーである、組立体。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記バッテリーは、リチウムイオン電池およびニッケル水素電池からなる群から選択される少なくとも 1 つの電池を含む、組立体。

20

【請求項 5】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記電源はコンデンサである、組立体。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記回路要素は、前記電源と前記補助電源との間の直接的な電気接続を含む、組立体。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の組立体において、
前記直接的な電気接続は誘導結合を含む、組立体。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の組立体において、
前記回路要素は、前記電源と前記補助電源との間の電気通信を制御するように構成された制御回路を含む、組立体。

30

【請求項 9】

請求項 8 に記載の組立体において、
前記制御回路は、前記補助電源と前記電源との間にスイッチを含む、組立体。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の組立体において、
前記スイッチは、前記パッケージが開封されると閉じるように構成されている、組立体。

40

【請求項 11】

組立体において、
パッケージと、
前記パッケージ内のエンドエフェクタカートリッジであって、電気要素を含む、エンドエフェクタカートリッジと、
前記パッケージ内の電源と、
前記パッケージ内の回路要素であって、前記エンドエフェクタカートリッジが外科器具内に装着されると前記電源と前記電気要素を電氣的に接続するように構成されている、回路要素と、
を含む、組立体。

50

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔関連出願〕

本願は、参照して開示内容を本明細書に組み入れる以下に示す同時出願の米国特許出願に関連する。

1. ジェイ・ジョーダーノ (J. Giordano) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「制御ユニットとセンサトランスポンダとの間で無線通信を行う外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT WITH WIRELESS COMMUNICATION BETWEEN CONTROL UNIT AND SENSOR TRANSDUCERS)」) (代理人整理番号: 060338 / END 5923USNP)

10

2. ジェイ・ジョーダーノ (J. Giordano) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「制御ユニットと遠隔センサとの間で無線通信を行う外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT WITH WIRELESS COMMUNICATION BETWEEN CONTROL UNIT AND REMOTE SENSOR)」) (代理人整理番号: 060339 / END 5924USNP)

3. ジェイ・ジョーダーノ (J. Giordano) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「制御ユニットとセンサトランスポンダとの間で無線通信するために要素を備えた外科器具 (SURGICAL INSTRUMENT WITH ELEMENTS TO COMMUNICATE BETWEEN CONTROL UNIT AND END EFFECTOR)」) (代理人整理番号: 060340 / END 5925USNP)

4. エフ・シェルトン (F. Shelton) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「外科器具におけるカートリッジの再使用の防止 (PREVENTION OF CARTRIDGE REUSE IN A SURGICAL INSTRUMENT)」) (代理人整理番号: 060341 / END 5926USNP)

20

5. ジェイ・スウェイズ (J. Swayze) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「滅菌後の外科器具のプログラミング (POST-STERILIZATION PROGRAMMING OF SURGICAL INSTRUMENTS)」) (代理人整理番号: 060342 / END 5927USNP)

6. エフ・シェルトン (F. Shelton) らによる米国特許出願第 ___ / _____ 号 (名称: 「インターロックとこのインターロックを含む外科器具 (INTERLOCK AND SURGICAL INSTRUMENT INCLUDING SAME)」) (代理人整理番号: 060343 / END 5928USNP)

【0002】

30

〔発明の背景〕

内視鏡外科器具は、小さな切開部が術後の回復時間を短縮し合併症を低減するため、従来の開放外科装置よりも好まれる場合が多い。したがって、トロカールのカニユーレを介して所望の外科部位に遠位エンドエフェクタを正確に配置するのに適した様々な内視鏡外科器具の開発が著しく進展した。このような遠位エンドエフェクタは、診断効果または治療効果を果たすべく様々な方式で組織に係合する (例えば、エンドカッター、把持器、カッター、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物/遺伝子治療送達装置、および超音波、RF、レーザーなどを用いたエネルギー装置)。

【0003】

既知の外科ステープラは、組織を長手方向に切断すると同時にその切開部の両側にステープルを列状に止めるエンドエフェクタを含む。エンドエフェクタは、器具が内視鏡や関節鏡に用いられる場合、カニユーレの通路内を通過できる一対の協働するジョー部材を含む。一方のジョー部材は、横方向に離隔した少なくとも2列のステープルを有するステープルカートリッジを受容する。他方のジョー部材は、カートリッジ内のステープルの列に整合したステープル成形ポケットを有するアンビルを画定している。この器具は、複数の往復ウェッジを含む。これらのウェッジは、遠位側に駆動されると、ステープルカートリッジの開口を通過して、ステープルを支持しているドライバに係合し、ステープルをアンビルに向かって発射させる

40

【0004】

内視鏡用途に適した外科ステープラの例が、閉じる動作と発射する動作を別個に行うエ

50

ンドカッターを開示する米国特許第 5, 465, 895 号に記載されている。この装置を使用する医師は、発射の前に組織の位置を合わせるために組織に対してジョー部材を閉じることができる。医師は、ジョー部材が組織を適切に把持していると判断したら、1 回の発射ストロークで外科ステープラを作動させて、組織の切断およびステープル止めを行うことができる。切断とステープル止めを同時に行うことにより、別個の外科器具を用いて切断とステープル止めを別々に行う場合に生じうる合併症を防止することができる。

【0005】

発射する前に組織に対して閉じることができる 1 つの具体的な利点は、医師が、十分な量の組織が対向するジョーの間に把持されているかを含め、切断のために所望の位置に配置されたか否かを、内視鏡を介して確認することができる。このように確認しない場合は、対向したジョーが、互いに近付きすぎて、特に遠位端部で圧迫され、切断された組織を有効にステープル止めすることができない。これとは反対に、クランプされた組織の量が過剰であると、詰まって不完全な発射となる。

10

【0006】

内視鏡ステープラ/カッターは、世代毎に複雑さと機能が増してきている。この理由の 1 つは、全てまたは大多数の外科医が操作できるレベルの低い発射力 (FTF) が求められていることによる。より低い FTF のための既知の 1 つの解決策は、CO₂ または電気モータの使用である。このような装置は、別の点から、従来の手動装置よりも格段に優れているとは言えない。外科医は通常、大抵の外科医が可能な上限の力 (通常は約 15 ~ 30 ポンド (約 6.9 ~ 約 13.6 kg)) で切断/ステープルサイクルが完了したことを確認するために、ステープルの成形でエンドエフェクタが受ける力に比例した力分布を感じることを好む。また、外科医は通常、ステープル取付けの制御を維持すること、装置のハンドルで感じる力が大きすぎる場合または他の臨床上の理由で、いつでも停止できることを望む。

20

【0007】

この要求を満たすべく、補助電源が器具の発射を補助する、いわゆる「動力補助」内視鏡外科器具が開発された。例えば、ある種の動力補助装置では、使用者が発射トリガーを引くと、モータが補助電力を入力に供給する。このような装置は、切断操作を完了するために、操作者が加える必要がある発射の力を低減するべく、荷重のフィードバックおよび制御を操作者に伝達することができる。このような 1 つの動力補助装置が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、2006 年 1 月 31 日出願のシェルトン (Shelton) らによる米国特許出願第 11/343, 573 号 (名称: 「荷重のフィードバックを与えるモータ駆動外科切断/締結器具 (Motor-driven surgical cutting and fastening instrument with loading force feedback)」) に開示されている。

30

【0008】

内視鏡外科器具の複雑さおよび機能を増大させる別の理由は、器具の構成要素を監視して、器具の構成要素をより厳密に制御する要求である。例えば、センサおよび制御システムが、電子ロックアウトなどを含む外科器具の新しい機能を実現するために用いられている。例えば、このような 1 つのロックアウト装置が、参照して本明細書に組み入れる、2006 年 1 月 31 日出願のスウェイズ (Swayze) らによる米国特許出願第 11/343, 439 号 (名称: 「電子ロックアウトおよび電子ロックアウトを含む外科器具 (Electronic Lockouts And Surgical Instrument Including Same)」) に開示されている。

40

【0009】

あらゆる種類の外科器具で電子部品を使用する課題は、適当な電源を用意することである。殆どの外科器具は、密閉された滅菌パッケージ内で保管される。このため、一般に、外科器具がパッケージングされた後、外科器具の電源の状態を調べるため、または所望に応じて充電するために外科器具にアクセスするのが現実的でない。したがって、外科器具の有効期間は、電源が電荷を確実に保持できる期間によって制限される。しかしながら、多くの種類の外科器具では、高ピーク出力の電源を選択するのが望ましい。高ピーク出力の電源は、外科器具に用いられるモータ、センサ、および制御システムを駆動するのに適

50

している。しかしながら、リチウムイオンバッテリーなどの高ピーク出力の電源は、通常は、所望の長期に亘って十分な電荷を維持しない。したがって、電源の選択は、長い有効期間の要求と高ピーク出力の要求をトレードオフしなければならない。

【 0 0 1 0 】

〔 発明の概要 〕

一態様では、本発明は、内視鏡器具または関節鏡器具などの外科器具の構成要素を含む組立体に関する。この組立体は、パッケージ、このパッケージ内の外科器具の構成要素、およびパッケージ内の電源を含むことができる。電源は、外科器具の構成要素と電氣的に通信するように配置することができる。この組立体はまた、パッケージ内の補助電源および回路要素を含むことができる。この回路要素は、電源および補助電源と電氣的に通信する。

10

【 0 0 1 1 】

別の態様では、本発明は、外科器具に用いるためのエンドエフェクタカートリッジに関する。このエンドエフェクタカートリッジは、電気要素、電源、および回路要素を含むことができる。回路要素は、エンドエフェクタカートリッジが外科器具内に装着されると電源と電気要素を電氣的に接続するように構成することができる。

【 0 0 1 2 】

さらに別の態様では、本発明は、パッケージ、およびこのパッケージ内のエンドエフェクタカートリッジを含む組立体に関する。エンドエフェクタカートリッジは、電気要素を含むことができる。組立体は、パッケージ内の電源およびパッケージ内の回路要素も含むことができる。回路要素は、エンドエフェクタカートリッジが外科器具内に装着されると電源と電気要素を電氣的に接続するように構成することができる。外科器具およびその構成要素を再生する方法も開示する。

20

【 0 0 1 3 】

〔 詳細な説明 〕

本発明の様々な実施形態を、添付の図面を参照しながら一例として説明する。

【 0 0 1 4 】

本発明の様々な実施形態は、外科器具および / またはその構成要素が滅菌パッケージされたまま電荷を加えるまたは維持できる電源を有する外科器具および / またはその構成要素に関する。本発明は、内視鏡または関節鏡外科器具などの、少なくとも 1 つの電源を含むあらゆるタイプの外科器具に用いることができる。システムの特徴を説明する前に、本発明の実施形態を用いることができるあるタイプの外科器具、すなわち内視鏡ステープル止め / 切断器具 (エンドカッター) を、まず一例として説明する。

30

【 0 0 1 5 】

図 1 および図 2 は、ハンドル 6、シャフト 8、関節動作ピボット 14 でシャフト 8 に旋回可能に接続された関節動作エンドエフェクタ 12 を含む内視鏡外科器具 10 を示している。エンドエフェクタ 12 の正確な配置および向きは、(1) シャフト 8 の自由回転接合部 29 で閉鎖チューブ (詳細は図 4 および図 5 を参照) を回転させてエンドエフェクタ 12 を回転させるための回転ノブ 28、および (2) 関節動作ピボット 14 を中心にエンドエフェクタ 12 を関節動作させるための関節動作制御部 16 を含め、ハンドル 6 に設けられた制御部によって容易に行うことができる。例示されている実施形態では、エンドエフェクタ 12 は、組織をクランプ、切断、およびステープル止めするためのエンドカッターとして機能するように構成されているが、他の実施形態では、把持器、カッター、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物 / 遺伝子治療装置、および超音波、RF、またはレーザー装置などの他のタイプの外科器具のエンドエフェクタなどの様々なタイプのエンドエフェクタを用いることができる。

40

【 0 0 1 6 】

器具 10 のハンドル 6 は、エンドエフェクタ 12 を作動させるための閉鎖トリガー 18 および発射トリガー 20 を含むことができる。様々な外科処置に用いられるエンドエフェクタを有する外科器具は、エンドエフェクタ 12 を作動させるために、異なる数または種

50

類のトリガーまたは他の適当な制御部を有することができることを理解されたい。エンドエフェクタ 12 は、図示されているように、好ましくは細長いシャフト 8 によってハンドル 6 から離隔している。一実施形態では、外科器具 10 の医師すなわち操作者が、関節動作制御部 16 を用いてシャフト 8 に対してエンドエフェクタ 12 を関節動作させることができる。この詳細が、参照して開示内容を本明細書に組み入れる、2006 年 1 月 10 日出願に出願された、ジョフレイ・シー・ヒューイ (Geoffrey C. Hueil) らによる係属中の米国特許出願第 11/329,020 号 (名称:「関節動作エンドエフェクタを備えた外科器具 (Surgical Instrument Having An Articulating End Effector)」) に開示されている。

【0017】

この例では、エンドエフェクタ 12 は、特に、ステーブル溝型部材 22、およびアンビル 24 などの旋回可能なクランプ部材を含む。ステーブル溝型部材 22 とアンビル 24 は、エンドエフェクタ 12 内にクランプされた組織のステーブル止めおよび切断を確実に行うことができるように一定の間隔に維持される。ハンドル 6 は、ピストルグリップ 26 を含む。医師が、閉鎖トリガー 18 をピストルグリップ 26 に向かって引いて、エンドエフェクタ 12 のステーブル溝型部材 22 に向かってアンビル 24 をクランプすなわち閉じて、アンビル 24 と溝型部材 22 との間に配置された組織をクランプすることができる。発射トリガー 20 は、閉鎖トリガー 18 よりも外側に位置する。閉鎖トリガー 18 が閉鎖位置にロックされると、発射トリガー 20 がピストルグリップ 26 に向かって僅かに回転し、操作者が片手で操作することができる。次に、操作者が、発射トリガー 20 をピストルグリップ 26 に向かって引いて、エンドエフェクタ 12 内にクランプされた組織のステーブル止めおよび切断を行うことができる。米国特許出願第 11/343,573 号に、閉鎖トリガー 18 のロックおよびロック解除のための様々な構造が示されている。他の実施形態では、例えば、対向したジョーなどのアンビル 24 以外の異なるタイプのクランプ部材を用いることができる。

【0018】

本明細書で用いる「近位」および「遠位」は、器具 10 のハンドル 6 を把持している医師を基準に用いていることを理解されたい。したがって、エンドエフェクタ 12 は、近位側のハンドル 6 に対して遠位側である。さらに、分かりやすくするために、「垂直」および「水平」などの空間用語を図面に対して用いることを理解されたい。しかしながら、外科器具は、様々な向きおよび位置で用いることができ、このような語は、限定や絶対を意図するものではない。

【0019】

まず、閉鎖トリガー 18 を作動させることができる。医師が、エンドエフェクタ 12 の配置に満足したら、医師は、閉鎖トリガー 18 を、ピストルグリップ 26 に近接した完全に閉じたロック位置まで引くことができる。次に、発射トリガー 20 を作動させることができる。医師が圧力を解除すると、発射トリガー 20 は、開位置 (図 1 および図 2 を参照) に戻る。この例では、ハンドル 6 のピストルグリップ 26 に設けられたハンドル 6 の解除ボタン 30 を押圧すると、ロックされた閉鎖トリガー 18 を解放することができる。

【0020】

図 3 は、様々な実施形態に従ったエンドエフェクタ 12 の組立分解図である。例示されている実施形態に示されているように、エンドエフェクタ 12 は、上記した溝型部材 22 およびアンビル 24 に加えて、切断器具 32、スレッド 33、溝型部材 22 内に取外し可能に配置されたステーブルカートリッジ 34、および螺旋ねじシャフト 36 を含むことができる。切断器具 32 は、例えば、ナイフとすることができる。アンビル 24 は、溝型部材 22 の近位端部に接続されたピボット点 25 で開閉することができる。アンビル 24 は、このアンビル 24 を開閉するために機械閉鎖システム (詳細を後述) の構成要素内に挿入されるタブ 27 をその近位端部に備えることもできる。閉鎖トリガー 18 が作動する、すなわち器具 10 の使用者によって引かれると、アンビル 24 が、クランプすなわち閉位置にピボット点 25 を中心に旋回することができる。エンドエフェクタ 12 のクランプに

満足したら、操作者は、詳細を後述するように、発射トリガー 20 を作動させて、ナイフ 32 およびスレッド 33 を溝型部材 22 に沿って長手方向に移動させ、エンドエフェクタ 12 内にクランプされた組織を切断することができる。スレッド 33 の溝型部材 22 に沿った運動により、ステープルカートリッジ 34 のステープルが、閉じたアンビル 24 に向かって切断された組織内を進み、アンビル 24 に曲げられて切断された組織を閉じる。参照して開示内容を本明細書に組み入れる米国特許第 6,978,921 号（名称：「E ビーム発射機構を含む外科ステープラ器具（Surgical stapling instrument incorporating an E-beam firing mechanism）」）に、このような 2 ストロークの切断 / 締結器具が詳細に開示されている。スレッド 33 をカートリッジ 34 の一部とし、切断動作の後にナイフ 32 が引き戻されても、スレッド 33 が引き戻されないようにすることができる。溝型部材 22 およびアンビル 24 は、導電材料（金属など）から形成することができ、様々な実施形態では、エンドエフェクタ内のセンサと通信するアンテナの一部として機能することができる。カートリッジ 34 は、非導電材料（プラスチックなど）から形成することができ、センサは、詳細を後述するように、カートリッジ 34 に接続するかまたはその内部に配置することができる。

10

20

30

40

50

【0021】

ここに開示する外科器具 10 の実施形態は、切断された組織をステープル止めするエンドエフェクタ 12 を用いているが、他の実施形態では、切断された組織を締結またはシールするための異なる技術を用いることができることに留意されたい。例えば、切断された組織を閉じるために RF エネルギーまたは接着剤を用いるエンドエフェクタを用いることができる。イエーツ（Yates）らによる米国特許第 5,709,680 号（名称：「電気外科止血装置（Electrosurgical Hemostatic Device）」）、およびイエーツ（Yates）らによる米国特許第 5,688,270 号（名称：「埋込みおよび / またはオフセット電極を備えた電気外科止血装置（Electrosurgical Hemostatic Device With Recessed And/Or Offset Electrodes）」）に、RF エネルギーを用いて切断された組織を閉じる切断器具が開示されている。参照して本明細書に組み入れるモーガン（Morgan）らによる米国特許出願第 11/267,811 号およびシェルトン（Shelton）らによる米国特許出願第 11/267,363 号に、接着剤を用いて切断された組織を閉じる切断器具が開示されている。したがって、本明細書では、切断 / ステープル止め動作などについて述べているが、これは例示的な実施形態であり、限定することを意図するものではないことを理解されたい。他の組織締結技術を用いることもできる。

【0022】

図 4 および図 5 は、様々な実施形態に従ったエンドエフェクタ 12 およびシャフト 8 の組立分解図であり、図 6 は側面図である。例示されている実施形態に示されているように、シャフト 8 は、近位閉鎖チューブ 40、およびピボットリンク 44 によって旋回可能に連結された遠位閉鎖チューブ 42 を含むことができる。遠位閉鎖チューブ 42 は、アンビル 24 を開閉するためにアンビル 24 のタブ 27 が挿入される開口 45 を含む。閉鎖チューブ 40、42 内に、近位スパインチューブ 46 を配置することができる。近位スパインチューブ 46 内に、かさ歯車組立体 52 を介して第 2（または遠位）駆動シャフト 50 に接続された第 1 の回転（または近位）駆動シャフト 48 を配置することができる。第 2 の駆動シャフト 50 は、螺旋ねじシャフト 36 の近位駆動歯車 56 に係合する駆動歯車 54 に接続されている。垂直かさ歯車 52b が、近位スパインチューブ 46 の遠位端部の開口 57 内に回転可能に配置することができる。遠位スパインチューブ 58 を用いて、第 2 の駆動シャフト 50 および駆動歯車 54、56 を覆うことができる。第 1 の駆動シャフト 48、第 2 の駆動シャフト 50、および関節動作組立体（例えば、かさ歯車組立体 52a - 52c）は、本明細書では、総称して「主駆動シャフト組立体」と呼ぶこともある。

【0023】

ステープル溝型部材 22 の遠位端部に配置された軸受 38 は、螺旋駆動ねじ 36 が溝型部材 22 に対して自由に回転できるように螺旋駆動ねじ 36 を受容する。螺旋ねじシャフト 36 は、この回転により、ナイフ 32 がステープル溝型部材 22 内を遠位側または近位

側（回転方向によって決まる）に移動するように、ナイフ 32 のねじ開口（不図示）に結合させることができる。したがって、詳細を後述するように、発射トリガー 20 の作動によって第 1 の駆動シャフト 48 が回転すると、かさ歯車組立体 52 a - 52 c により、第 2 の駆動シャフト 50 が回転し、駆動歯車 54、56 の噛合によって螺旋ねじシャフト 36 が回転して、ナイフ 32 が溝型部材 22 に沿って長手方向に移動し、エンドエフェクタ内にクランプされた全ての組織が切断される。スレッド 33 は、例えばプラスチックから形成することができ、傾斜した遠位面を有することができる。スレッド 33 が溝型部材 22 を横断する際、その傾斜した前面が、ステーブルカートリッジ 34 内のステーブルを、クランプされた組織を介してアンビル 24 に向かって押し上げることができる。アンビル 24 がステーブルを曲げて、切断された組織がステーブル止めされる。ナイフ 32 が引き戻されると、このナイフ 32 とスレッド 33 が係合解除され、スレッド 33 が溝型部材 22 の遠位端部にスレッド 33 が残置される。

10

【0024】

様々な実施形態によると、図 7 - 図 10 に示されているように、外科器具は、ハンドル 6 内にバッテリー 64 を含むことができる。例示されている実施形態は、エンドエフェクタ 12 内の切断器具の配置および荷重の力について使用者にフィードバックする。加えて、この実施形態は、使用者が発射トリガー 18 を引く際の力を利用して器具 10 に動力を供給することができる（いわゆる「動力補助」モード）。例示されている実施形態に示されているように、ハンドル 6 は、互いに結合してハンドル 6 の外面を形成する下部外面部品 59、60 および上部外面部品 61、62 を含む。ハンドル部品 59 - 62 は、プラスチックなどの非導電材料から形成することができる。リチウムイオンバッテリーなどのバッテリー 64 を、ハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 内に配置することができる。バッテリー 64 は、ハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 の上部内に配置されたモータ 65 に電力を供給する。バッテリー 64 は、例えば、 LiCoO_2 や LiNiO_2 などのリチウムイオン化学またはニッケル水素化学などを含む任意の適当な構造または化学に従って製造することができる。様々な実施形態によると、モータ 65 は、約 5000 RPM ~ 100,000 RPM の最大回転速度を有する DC ブラシ駆動モータとすることができる。モータ 64 は、第 1 のかさ歯車 68 および第 2 のかさ歯車 70 を含む 90 度かさ歯車組立体 66 を駆動することができる。かさ歯車組立体 66 は、遊星歯車組立体 72 を駆動することができる。遊星歯車組立体 72 は、駆動シャフト 76 に接続されたピニオン歯車 74 を含むことができる。ピニオン歯車 74 は、駆動シャフト 82 を介して螺旋歯車ドラム 80 を駆動する、噛合するリング歯車 78 を駆動することができる。リング 84 を、螺旋歯車ドラム 80 に螺合させることができる。したがって、モータ 65 が回転すると、リング 84 が、間に配置されたかさ歯車組立体 66、遊星歯車組立体 72、およびリング歯車 78 によって螺旋歯車ドラム 80 に沿って移動する。

20

30

【0025】

ハンドル 6 は、操作者が発射トリガー 20 をハンドル 6 のピストルグリップ部分 26 に向かって引いて（または閉じて）エンドエフェクタ 12 で切断 / ステーブル止め動作を行ったことを検出するために発射トリガー 20 と通信するモータ運転センサ 110 も含むことができる。このセンサ 110 は、例えば、レオスタットすなわち可変抵抗器などの比例センサとすることができる。発射トリガー 20 が引かれると、センサ 110 がこの動きを検出し、モータ 65 に供給される電圧（電力）を示す電気信号を送信する。センサ 110 が可変抵抗器などである場合、モータ 65 の回転は、発射トリガー 20 の運動量に通常は比例させることができる。すなわち、操作者が、発射トリガー 20 を僅かに引くすなわち閉じた場合、モータ 65 の回転速度が比較的低い。発射トリガー 20 が、完全に引くすなわち完全に閉じた場合、モータ 65 の回転速度が最大となる。言い換えれば、操作者が発射トリガー 20 を強く引けば引く程、モータ 65 に供給される電圧が大きくなり、回転速度が大きくなる。別の実施形態では、例えば、制御ユニット（詳細を後述）は、モータ 65 を制御するために、センサ 110 からの入力に基づいてモータ 65 に PWM 制御信号を出力することができる。

40

50

【 0 0 2 6 】

ハンドル 6 は、発射トリガー 2 0 の上部に近接した中間ハンドル部品 1 0 4 を含むことができる。ハンドル 6 は、中間ハンドル部品 1 0 4 のポストと発射トリガー 2 0 との間に配置された付勢ばね 1 1 2 を含むことができる。この付勢ばね 1 1 2 は、発射トリガー 2 0 を完全な開位置に付勢することができる。この方式では、操作者が発射トリガー 2 0 を解放すると、付勢ばね 1 1 2 により、発射トリガー 2 0 が開位置に戻されて、センサ 1 1 0 の作動が停止し、モータ 6 5 の回転が停止される。さらに、使用者が発射トリガー 2 0 を閉じる際に、付勢ばね 1 1 2 によって、使用者が閉鎖動作に対して抵抗を感じる。これにより、使用者が、モータ 6 5 による回転の程度についてのフィードバックを受ける。さらに、操作者が、発射トリガー 2 0 を引くのを停止すると、センサ 1 1 0 に力がかからなくなつて、モータ 6 5 が停止する。したがって、使用者は、エンドエフェクタ 1 2 の配置を停止することができるため、切断 / 締結動作の制御の手段が得られる。

10

【 0 0 2 7 】

螺旋歯車ドラム 8 0 の遠位端部は、ピニオン歯車 1 2 4 に噛合するリング歯車 1 2 2 を駆動する遠位駆動シャフト 1 2 0 を含む。ピニオン歯車 1 2 4 は、主駆動シャフト組立体の第 1 の駆動シャフト 4 8 に接続されている。この方式では、モータ 6 5 の回転により、主駆動シャフト組立体が回転し、上記したように、エンドエフェクタ 1 2 が作動する。

【 0 0 2 8 】

螺旋歯車ドラム 8 0 に螺合したリング 8 4 は、スロットアーム 9 0 のスロット 8 8 内に受容されるポスト 8 6 を含むことができる。スロットアーム 9 0 は、ハンドル外面部品 5 9 と 6 0 との間に結合されたピボットピン 9 6 を受容する開口 9 2 をその反対側の端部 9 4 に有する。ピボットピン 9 6 は、発射トリガー 2 0 の開口 1 0 0 および中間ハンドル部品 1 0 4 の開口 1 0 2 内に配置される。

20

【 0 0 2 9 】

加えて、ハンドル 6 は、モータ逆回転（またはストローク終了）センサ 1 3 0 およびモータ停止（またはストローク開始）センサ 1 4 2 を含むことができる。様々な実施形態では、モータ逆回転センサ 1 3 0 は、リング 8 4 が螺旋歯車ドラム 8 0 の遠位端部に達すると、螺旋歯車ドラム 8 0 に螺合したリング 8 4 がモータ逆回転センサ 1 3 0 に接触して作動させるように、螺旋歯車ドラム 8 0 の遠位端部に配置されたリミットスイッチとすることができる。モータ逆回転センサ 1 3 0 は、作動すると、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットが、モータ 6 5 の回転を逆転する信号をモータ 6 5 に送信し、切断動作後にエンドエフェクタ 1 2 のナイフ 3 2 が引き戻される。

30

【 0 0 3 0 】

モータ停止センサ 1 4 2 は、例えば、通常は閉じたりミットスイッチとすることができる。様々な実施形態では、このセンサ 1 4 2 は、リング 8 4 が螺旋歯車ドラム 8 0 の近位端部に達するとリング 8 4 がスイッチ 1 4 2 を作動させるように、螺旋歯車ドラム 8 0 の近位端部に配置することができる。

【 0 0 3 1 】

動作の際、器具 1 0 の操作者が発射トリガー 2 0 を引くと、センサ 1 1 0 が、発射トリガー 2 0 の移動を検出して、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットがモータ 6 5 に信号を送信し、モータ 6 5 が、操作者が発射トリガー 2 0 を引いた力に比例した速度で順方向に回転する。モータ 6 5 の順方向回転により、遊星歯車組立体 7 2 の遠位端部のリング歯車 7 8 が回転し、これにより螺旋歯車ドラム 8 0 が回転し、螺旋歯車ドラム 8 0 に螺合したリング 8 4 がこの螺旋歯車ドラム 8 0 上を遠位側に移動する。螺旋歯車ドラム 8 0 の回転はまた、上記した主駆動シャフト組立体を駆動し、これによりエンドエフェクタ 1 2 内でナイフ 3 2 が作動する。すなわち、ナイフ 3 2 およびスレッド 3 3 が溝型部材 2 2 を長手方向に移動して、エンドエフェクタ 1 2 内にクランプされた組織を切断する。また、ステーブル止め型エンドエフェクタが用いられている実施形態では、エンドエフェクタ 1 2 のステーブル止め動作も行われる。

40

【 0 0 3 2 】

50

エンドエフェクタ 12 の切断 / ステープル動作が完了すると、螺旋歯車ドラム 80 のリング 84 が、螺旋歯車ドラム 80 の遠位端部に到達し、モータ逆回転センサ 130 が作動して、制御ユニットに信号を送信し、この制御ユニットがモータ 65 に信号を送信して、モータ 65 が逆回転する。これにより、ナイフ 32 が引き戻され、螺旋歯車ドラム 80 のリング 84 が、螺旋歯車ドラム 80 の近位端部に戻る。

【0033】

中間ハンドル部品 104 は、図 8 および図 9 に最もよく示されているように、スロットアーム 90 に係合する後部肩 106 を含む。中間ハンドル部品 104 はまた、発射トリガー 20 に係合する前進運動ストッパー 107 も有する。スロットアーム 90 の運動は、上記したように、モータ 65 の回転によって制御されている。リング 84 が螺旋歯車ドラム 80 の近位端部から遠位端部に移動する際にスロットアーム 90 が反時計回りの方向に回転すると、中間ハンドル部品 104 は、半時計回りの方向に自由に回転する。したがって、使用者が発射トリガー 20 を引くと、発射トリガー 20 が中間ハンドル部品 104 の前進運動ストッパー 107 に係合して、中間ハンドル部品 104 が反時計回りの方向に回転する。しかしながら、スロットアーム 90 に係合している後部肩 106 により、中間ハンドル部品 104 は、スロットアーム 90 が許容する範囲で半時計回りの方向に回転することができる。この方式では、何らかの理由でモータ 65 が回転を停止しなければならない場合、スロットアーム 90 の回転が停止し、中間ハンドル部品 104 がスロットアーム 90 によって半時計回りの方向に自由に回転できないため、発射トリガー 20 をさらに引くことができない。

【0034】

閉鎖トリガー 18 を引いてエンドエフェクタ 12 のアンビル 24 を閉じるすなわちクランプするための例示的な閉鎖システムの構成要素が、図 7 - 図 10 に示されている。例示されている実施形態では、閉鎖システムは、閉鎖トリガー 18 およびヨーク 250 の両方の整合した開口に挿入されたピン 251 によって閉鎖トリガー 18 に接続されたヨーク 250 を含む。閉鎖トリガー 18 の回転中心となるピボットピン 252 を、ピン 251 が閉鎖トリガー 18 内に挿入される位置からずれた閉鎖トリガー 18 の別の開口内に挿入する。したがって、閉鎖トリガー 18 が引かれると、ヨーク 250 がピン 251 で取り付けられている閉鎖トリガー 18 の上部が半時計回りの方向に回転する。ヨーク 250 の遠位端部が、ピン 254 によって第 1 の閉鎖ブラケット 256 に接続されている。第 1 の閉鎖ブラケット 256 は、第 2 の閉鎖ブラケット 258 に結合されている。閉鎖ブラケット 256 と 258 は、集合的に、これらの長手方向の運動によって近位閉鎖チューブ 40 が長手方向に移動するように、近位閉鎖チューブ 40 (図 4 を参照) の近位端部が受容される開口を画定している。器具 10 は、近位閉鎖チューブ 40 内に配置された閉鎖ロッド 260 も含む。閉鎖ロッド 260 は、この閉鎖ロッド 260 をハンドル 6 に固定するために、例示されている実施形態では下部外面部品 59 などのハンドル外面部品の 1 つのポスト 263 が配置される窓 261 を含むことができる。この方式では、近位閉鎖チューブ 40 は、閉鎖ロッド 260 に対して長手方向に移動することができる。閉鎖ロッド 260 は、近位スパインチューブ 46 のキャビティ 269 内に適合し、キャップ 271 (図 4 を参照) によってその内部に保持される遠位カラー 267 も含むことができる。

【0035】

動作の際、閉鎖トリガー 18 が引かれてヨーク 250 が回転すると、閉鎖ブラケット 256、258 により、近位閉鎖チューブ 40 が遠位側 (すなわち、器具 10 のハンドル端部から離れる方向) に移動し、これにより遠位閉鎖チューブ 42 が遠位側に移動し、アンビル 24 が、ピボット点 25 を中心にクランプすなわち閉位置まで回転する。閉鎖トリガー 18 がロック位置から解除されると、近位閉鎖チューブ 40 が近位側にスライドし、これにより遠位閉鎖チューブ 42 が近位側にスライドし、遠位閉鎖チューブ 42 の窓 45 内に挿入されているタブ 27 によって、アンビル 24 が、ピボット点 25 を中心にクランプされていない開位置まで回転する。この方式では、閉鎖トリガー 18 を引いてロックすることにより、操作者は、組織をアンビル 24 と溝型部材 22 との間にクランプすることが

でき、切断 / ステープル止め動作の後に、閉鎖トリガー 18 をロック位置から解除して、組織のクランプを解除することができる。

【0036】

詳細を後述する制御ユニットは、ストローク終了センサ 130、ストローク開始センサ 142、およびモータ運転センサ 110 からの出力を受信し、これらの入力に基づいてモータ 65 を制御することができる。例えば、閉鎖トリガー 18 をロックした後に操作者が初めに発射トリガー 20 を引くと、モータ運転センサ 110 が作動する。ステープルカートリッジ 34 がエンドエフェクタ 12 内に存在すると、カートリッジロックアウトセンサ（不図示）が閉じ、制御ユニットがモータ 65 に制御信号を出力し、モータ 65 が順方向に回転する。エンドエフェクタ 12 がストロークの最後に達すると、モータ逆回転センサ 130 が作動する。制御ユニットが、この出力をモータ逆回転センサ 130 から受信し、モータ 65 を逆回転させることができる。ナイフ 32 が完全に引き戻されると、モータ停止センサスイッチ 142 が作動して、制御ユニットがモータ 65 を停止させる。

10

【0037】

他の実施形態では、比例型センサ 110 の代わりに、オン・オフ型センサを用いることができる。このような実施形態では、モータ 65 の回転速度は、操作者が加える力に比例しない。むしろ、モータ 65 は、一定の速度で回転する。しかしながら、発射トリガー 20 が歯車駆動列に係合しているため、操作者は、力のフィードバックを受けることができる。

【0038】

20

器具 10 は、ステープルカートリッジ 34（または外科器具のタイプによっては別のタイプのカートリッジ）の状態、使用者の入力負荷、閉鎖および発射の際のステープラの進行、カートリッジ 34 に適合した外科器具または器具などを決定するためのセンサなどのエンドエフェクタ 12 に関連した様々な状態を検出するための多数のセンサをエンドエフェクタ 12 内に含むことができる。センサは、誘導信号によって受動的に電力供給を受けても良いし、例えば、エンドエフェクタ 12 内のバッテリーなどの遠隔電源によって電力供給を受けても良い。センサは、例えば、磁気抵抗センサ、光学センサ、電気機械センサ、無線 IC（RFID）センサ、微小電気機械システム（MEMS）センサ、運動センサ、または圧力センサを含むことができる。これらのセンサは、例えば、図 11 に示されているように、器具 10 のハンドル 6 内に配置できる制御ユニット 300 と通信することができる。センサは、任意の適当な有線または無線方式で制御ユニット 300 に接続することができる。

30

【0039】

図 12 に示されているように、様々な実施形態によると、制御ユニット 300 は、プロセッサ 306 および 1 または複数のメモリユニット 308 を含むことができる。メモリ 308 に保存された命令行動を実行することにより、プロセッサ 306 は、様々なエンドエフェクタのセンサおよび他のセンサ（モータ運転センサ 110、ストローク終了センサ 130、およびストローク開始センサ 142 など）に基づいて、モータ 65 またはユーザーディスプレイ（不図示）などの器具 10 の様々な構成要素を制御することができる。制御ユニット 300 は、器具 10 の外科的な使用の際にバッテリー 64 によって電力供給を受けることができる。制御ユニット 300 が、各センサおよび / またはモータに対して直接的な有線接続を有していない実施形態では、制御ユニット 300 は、様々なセンサ / モータなどに対して無線信号を送受信するために誘導要素 302（例えば、コイルやアンテナ）を含むことができる。受信アンテナとして機能する誘導要素 302 が受け取る入力信号は、復調器 310 によって復調し、デコーダ 312 によって復号することができる。出力信号は、エンコーダ 316、変調器 318、および誘導要素 302 を介して送信することができる。様々な実施形態は、受信用誘導要素と送信用誘導要素を別々に含むことができる（不図示）。

40

【0040】

様々な実施形態によると、制御ユニット 300 は、マイクロコントローラ、システム・

50

オン・チップ（Ｓ．Ｃ）またはシステム・イン・パッケージ（ＳＩＰ）などとして具現することもできる。別法では、制御ユニット３００は、２つ以上の別個の構成要素として具現することができる。図１１に示されているように、制御ユニット３００を、器具１０のハンドル６内に含めることができ、器具１０の１または複数のセンサ３６８を、エンドエフェクタ１２内に配置することができる。制御ユニット３００とセンサ３５８が無線通信する実施形態では、制御ユニット３００の誘導要素３０２を、１または複数のワイヤ（例えば、ワイヤ３２２）および／または第２の誘導要素（例えば、コイル３２０や３２４）を介してトランスポンダに誘導結合することができる。回転接合部２９やピボット１４などの関節動作接合部を通るワイヤを設けなくても良いように、第２の誘導要素３２０、３２４を配置することができる。

10

【００４１】

図１３は、溝型部材２２の遠位端部のカートリッジ３４内に保持または埋め込まれたトランスポンダ３６８を含むエンドエフェクタ１２の線図である。センサ３６８は、エポキシなどの適当な接着材料でカートリッジ３４に結合することができる。この実施形態では、センサ３６８は、磁気抵抗センサを含む。アンビル２４も、トランスポンダ３６８に面した永久磁石３６９をその遠位端部に含む。カートリッジ３４も、この例の実施形態ではスレッド３３に結合された永久磁石３７０を含む。これにより、センサ３６８が、エンドエフェクタ１２の開と閉の両方と（アンビル２４が開閉する際に、永久磁石３６９がトランスポンダに対して離れるまたは近づくため）、ステープル止め／切断動作の完了（切断動作の一部としてスレッド３３が溝型部材２２を移動する際に、永久磁石３７０がセンサ

20

【００４２】

図１３は、ステープルカートリッジ３４のステープル３８０およびステープルドライバ３８２も示している。既に説明したように、様々な実施形態によると、スレッド３３が溝型部材２２を横断すると、スレッド３３がステープルドライバ３８２を駆動させ、これによりステープル３８０がエンドエフェクタ１２内に保持された切断された組織内に進入し、ステープル３８０がアンビル２４によって成形される。上記したように、このような外科切断／締結器具は、本発明を有利に利用できる外科器具の１タイプである。本発明の様々な実施形態は、１または複数のセンサを有するあらゆるタイプの外科器具に用いることができる。

30

【００４３】

上記した実施形態では、バッテリー６４または他の適当な電源は、器具１０の発射動作のために少なくとも部分的に電力を供給する。したがって、この器具は、いわゆる「動力補助」装置と呼ぶことができる。このような動力補助装置のさらなる詳細および別の実施形態は、参照して本明細書に組み入れる米国特許出願第１１／３４３，５７３号に開示されている。しかしながら、器具１０は必ずしも、動力補助装置とする必要はなく、本発明の特徴を利用できる１タイプの装置の一例にすぎないことを理解されたい。例えば、器具１０は、バッテリー６４によって電力が供給され、かつ制御ユニット３００によって制御されるユーザディスプレイ（ＬＣＤまたはＬＥＤディスプレイなど）を含むことができる。エンドエフェクタ１２内のセンサセンサ３６８からのデータを、このようなディスプレイに表示することができる。

40

【００４４】

一般に、器具１０などの外科器具は、使用前に洗浄および滅菌される。ある滅菌技術では、図１４および図１５に示されているように、器具１０を、プラスチックおよび／またはＴＹＶＥＫ容器またはバッグなどの密閉されたパッケージ２８０内に配置する。次に、パッケージ２８０と器具を、γ線、ｘ線、または高エネルギー電子などのパッケージを透過できる放射線の場に配置する。この放射線が、器具１０上およびパッケージ２８０内の細菌を死滅させる。次に、滅菌された器具１０を滅菌パッケージ２８０内に保管すること

50

ができる。密閉された滅菌パッケージ 280 は、医療施設または他の使用環境で開封されるまで器具 10 の滅菌を維持する。放射線の代わりに、エチレンオキシドやスチームなどの器具 10 の他の滅菌手段を用いることができる。器具 10 は、滅菌された状態または滅菌されていない状態で消費者に供給することができる。器具 10 が、滅菌されていない状態で供給される場合、消費者は、病院内で器具 10 を滅菌するか、または外部の請負業者に送ることができる。

【0045】

図 16 は、器具 10、および補助電源 402 を備えたパッケージ 280 の様々な実施形態による側面図を示している。補助電源 402 は、接続部 404 および回路要素（不図示）を介して器具 10（例えば、バッテリー 64）と電気通信することができる。補助電源 402 は、器具の電源を充電および / または再充電するために電力を供給することができる。補助電源 402 は、あらゆる種類のバッテリーまたは他の適当な電源とすることができる。例えば、リチウムイオンバッテリーまたはニッケル水素バッテリーなどの充電式バッテリー、または亜鉛 / 炭素、 $Zn / \text{アルカリ} / MnO_2$ 、 Li / MnO_2 、 Zn / Ag_2O 、 Li / FeS_2 などの非充電式バッテリーを含むことができる。

10

【0046】

回路要素は、器具 10 を使用する際に器具 10 のバッテリー 64 または他の電源が適当な電荷を有するように、器具 10 に補助電源 402 から供給される電力を調節することができる。物理的に、回路要素は、例えば、パッケージ 280 内、補助電源 402 内、または器具内などを含む任意の適当な位置に単独要素として配置することができる。接続部 404 は、例えば、直接的な有線接続や誘導結合などを含む任意の適当な種類の接続とすることができる。誘導結合では、接続部 404 は、互いに近接して誘導要素を含むことができる。第 1 の誘導要素の電流が、第 2 の誘導要素に対応する電流を誘導し、接続部 404 を介して電力を伝送することができる。

20

【0047】

図 17 は、回路要素 410 を介して器具の電源 406（例えば、バッテリー 64）に接続された補助電源 402 の例示的な模式線図を示している。補助電源 402 は、任意の適当な方法または充電プロフィールに従って器具の電源 406 を充電することができる。例えば、回路要素 410 は、電源 402 と 406 との間に直接的な接続部（例えば、誘導または配線）を含むことができる。補助電源 402 は、例えば、器具 10 が保管されている時に器具の電源 406 の電荷が低下したら、この電源 406 を充電するために充電電流を供給することができる。また、例えば、補助電源 402 は、器具の電源の電流状態に基づいて充電電流を供給することができる。図 18 に示されているように、回路要素 410 は、器具の電源 406 の電荷を監視して、電源 406 の電荷が所定の閾値に達すると、補助電源 402 から電流を供給するために、1 または複数のスイッチ 402 または抵抗器（不図示）を含むことができる。補助電源 402 によって供給される電流は、例えば、図 19 に示されているように、マイクロプロセッサ 414 およびスイッチネットワーク 416 を含む様々な他の手段によって調節することができる。プロセッサ 414 の機能は、上記したプロセッサ 306 によって、または器具 10 の任意の他の制御システムによって果たすことができる。

30

40

【0048】

様々な実施形態によると、補助電源 402 は、器具 10 を使用する際に、器具の電源 406 を比較的迅速に充電することができる。例えば、図 18 を参照すると、スイッチ 412 は、器具 10 およびパッケージ 280 が保管された状態で開位置にしたままにすることができる。したがって、器具の電源 406 の電荷が低下しうる。器具 10 を使用する際は、スイッチ 412 を閉じて、補助電源 402 が電源 406 に充電電流を供給し、電源 406 が使用前に充電される。例えば、スイッチ 412 は、パッケージ 280 を開封したときに自動的に閉じるように構成することができる。様々な実施形態では、スイッチは、図 16 に示されているように、タブ 405 を含むことができる。タブ 405 は、パッケージ 280 の一部に結合して、このパッケージ 280 が開封された時にスイッチ 412 が閉じら

50

れるように構成することができる。また、例えば、医師が、器具 10 を使用する時またはその前に、タブ 450 を引いてスイッチ 412 を閉じ、電源 406 を充電することができる。

【0049】

上記したように、ある種のエンドエフェクタカートリッジ 34 は、電源を必要とするセンサまたは他の電気要素を有することができる。例えば、図 3 は、電源 456 を備えたカートリッジ 34 を示している。電源 456 は、カートリッジおよび / またはエンドエフェクタ 12 内の電子部品を動作するのに適したあらゆる電源を用いることができる。例えば、電源 456 は、コンデンサやバッテリーなどを含むことができる。電源 456 は、図 20 に示されているように、例えば、遠位端部を含むカートリッジ 34 内の任意の適当な位置に配置することができ、図 21 に示されているようにスレッド 33 の一部とすることができる。

10

【0050】

エンドエフェクタカートリッジ 34 は、上記した方法に従って保管および滅菌することができる。例えば、図 20 は、滅菌のためにパッケージ 450 内に密封されたカートリッジ 34 を示している。図示されているように、パッケージ 450 は、補助電源 452 も含む。この補助電源は、カートリッジの電源 456 に電力を供給することができる。電源 402 と同様に、電源 452 は、カートリッジ 34 の電源 456 を充電または再充電してカートリッジ 34 の保管寿命を長くすることができる。補助電源 452 は、接続部 454、および上記した回路要素に類似の回路要素（不図示）を介してカートリッジ 34 に接続することができる。補助電源 452、回路要素、およびカートリッジの電源は、例えば、図 17 - 図 19 を用いて説明した方法を含むあらゆる適当な有線または無線（例えば、誘導）の方法に従って電源 456 に接続してこの電源 456 を充電することができる。

20

【0051】

様々な実施形態によると、カートリッジ電源 456 は、小さな静電容量を有することができる。したがって、この電荷を不必要に使用しないことが望ましいであろう。例えば、カートリッジ電源 456 は、カートリッジ 34 を使用できるようになるまで、負荷から電気的に絶縁することができる。カートリッジ 34 は、このカートリッジ 34 がエンドエフェクタ 12 内に装着されると閉じるカットオフスイッチまたは他の回路要素を含むことができる。カットオフスイッチが閉じると、電源 456 は、その負荷（例えば、カートリッジ 34 に設けられたあらゆるセンサまたは他の動力式電子部品）に接続することができる。

30

【0052】

カットオフスイッチは、任意の適当な方法で具現することができる。例えば、図 3 に示されているように、カートリッジ 34 は、溝型部材 22 内に固定されると、この溝型部材の突出部（不図示）を受容する対応する凹部 401 を含むことができる。スイッチ要素は、このような凹部 401 内に配置することができる。カートリッジ 34 が溝型部材 22 内に装着されると、突出部が凹部 401 内に受容されて、カットオフスイッチが閉じ、電源 456 がその負荷に接続される。図 21 は、カットオフスイッチの別の実施形態を示している。図示されているように、カットオフスイッチは、カートリッジ 34 の側壁に配置された一对の電気接点 462 を含むことができる。カートリッジ 34 が溝型部材 22 内に装着されると（図 3 を参照）、接点 462 は、溝型部材 22 の導電性の側壁によって短絡し、スイッチが閉じ、電源 456 が負荷に接続される。

40

【0053】

切断型外科器具を用いて本発明の様々な実施形態を説明してきたが、他の実施形態では、ここに開示する本発明の外科器具は、切断型外科器具でなくとも良く、むしろ遠隔センサトランスポンダを含むあらゆるタイプの外科器具に用いることができることを理解されたい。例えば、本発明の外科器具は、非切断内視鏡器具、把持器、ステープラ、クリップアプライヤ、アクセス装置、薬物 / 遺伝子治療送達装置、および超音波、RF、レーザーなどを用いたエネルギー装置とすることができる。加えて、本発明は、例えば、関節鏡器

50

具に用いることができる。

【 0 0 5 4 】

ここに開示する装置は、1回の使用で廃棄するように設計するか、または複数回使用するように設計することができる。しかしながら、いずれの場合も、この装置は、少なくとも1回使用した後に再使用するために再生することができる。この再生には、装置の分解ステップ、続く特定の部品の洗浄または交換ステップ、そして再組立ステップの任意の組合せを含むことができる。具体的には、この装置は、分解してから、装置の任意の数の特定の部品を、任意の組合せで選択的に交換または除去することができる。特定の部品の洗浄および/または交換の際に、本装置は、次の使用のために、外科手術の直前に再生設備で、または手術チームによって再組立てすることができる。当業者であれば、装置の再生は、分解、洗浄/交換、および再組立のために様々な技術を用いることができることを理解できよう。このような技術の使用および得られる再生された装置は、本明細書の範囲内である。

10

【 0 0 5 5 】

特定の実施形態を用いて本発明を説明してきたが、これらの実施形態に対して様々な改良および変更を加えることができる。例えば、様々なタイプのエンドエフェクタを用いることができる。また、特定の構成要素の材料を開示したが、他の材料を用いることもできる。上記した説明および添付の特許請求の範囲は、このような全ての改良および変更を含むものとする。

20

【 0 0 5 6 】

参照して本明細書に組み入れると述べた全ての特許文献、刊行物、または他の開示資料の全てまたは一部は、組み入れる資料が、本明細書に開示した定義、記載、または他の開示資料に反しない程度に組み入れるものとする。したがって、必要な範囲で、ここに明確に記載した開示は、参照して本明細書に組み入れる全ての反する資料に対して優先されるものである。参照して本明細書に組み入れると述べたが、ここに開示する定義、記載、または他の開示資料に反する全ての資料またはその一部は、組み入れる資料と本開示資料との間に対立が起こらない範囲で組み入れるものとする。

【 0 0 5 7 】

〔実施の態様〕

30

(1) 組立体において、

パッケージと、

前記パッケージ内の外科器具構成要素と、

前記パッケージ内の電源であって、前記外科器具構成要素と電気的に通信するように配置されるように構成された、電源と、

前記パッケージ内の補助電源と、

前記電源および前記補助電源と電気的に通信する回路要素と、

を含む、組立体。

(2) 実施態様(1)に記載の組立体において、

前記パッケージは滅菌されている、組立体。

(3) 実施態様(1)に記載の組立体において、

40

前記電源はバッテリーである、組立体。

(4) 実施態様(1)に記載の組立体において、

前記バッテリーは、リチウムイオン電池およびニッケル水素電池からなる群から選択される少なくとも1つの電池を含む、組立体。

(5) 実施態様(1)に記載の組立体において、

前記電源はコンデンサである、組立体。

【 0 0 5 8 】

(6) 実施態様(1)に記載の組立体において、

前記回路要素は、前記電源と前記補助電源との間の直接的な電気接続を含む、組立体。

(7) 実施態様(6)に記載の組立体において、

50

前記直接的な電気接続は誘導結合を含む、組立体。

(8) 実施態様 (1) に記載の組立体において、

前記回路要素は、前記電源と前記補助電源との間の電気通信を制御するように構成された制御回路を含む、組立体。

(9) 実施態様 (8) に記載の組立体において、

前記制御回路は、前記補助電源と前記電源との間にスイッチを含む、組立体。

(10) 実施態様 (9) に記載の組立体において、

前記スイッチは、前記パッケージが開封されると閉じるように構成されている、組立体。

【 0 0 5 9 】

10

(11) 実施態様 (9) に記載の組立体において、

前記スイッチは、取外し可能なタブを含む、組立体。

(12) 実施態様 (8) に記載の組立体において、

前記制御回路はマイクロプロセッサを含む、組立体。

(13) 実施態様 (12) に記載の組立体において、

前記マイクロプロセッサは、前記外科器具の使用中に前記外科器具の少なくとも 1 つの構成要素を制御するように構成されている、組立体。

(14) 実施態様 (1) に記載の組立体において、

前記外科器具構成要素はエンドカッターを含む、組立体。

(15) 実施態様 (1) に記載の組立体において、

前記外科器具構成要素は、外科器具のためのエンドカッターカートリッジを含む、組立体。

20

【 0 0 6 0 】

(16) 実施態様 (1) に記載の組立体において、

前記電源は、前記外科器具構成要素と電氣的に通信しない、組立体。

(17) 実施態様 (1) に記載の組立体において、

前記補助電源は、亜鉛電池、 $Zn / \text{アルカリ} / MnO_2$ 電池、 Li / MnO_2 電池、 Zn / Ag_2O 電池、 Li / FeS_2 電池からなる群から選択される少なくとも 1 つの電池を含む、組立体。

(18) 外科器具に使用するためのエンドエフェクタカートリッジにおいて、

電気要素と、

電源と、

前記エンドエフェクタカートリッジが外科器具内に装着されると、前記電源と前記電気要素を電氣的に接続するように構成された回路要素と、

を含む、エンドエフェクタカートリッジ。

(19) 実施態様 (18) に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

前記電気要素は、受動センサおよび能動センサからなる群から選択される少なくとも 1 つのセンサを含む、エンドエフェクタカートリッジ。

(20) 実施態様 (18) に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

前記電気要素は、無線 IC (RFID) 要素を含む、エンドエフェクタカートリッジ。

30

40

【 0 0 6 1 】

(21) 実施態様 (18) に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

前記電気要素は、前記エンドエフェクタカートリッジの状態、前記エンドエフェクタカートリッジの種類、および前記エンドエフェクタカートリッジに適合した外科器具からなる群の少なくとも 1 つを示すように構成されている、エンドエフェクタカートリッジ。

(22) 実施態様 (18) に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

前記回路要素は、前記エンドエフェクタカートリッジが前記外科器具内に装着されると前記電気要素と前記電源との間の電気接続を閉じるように構成されているスイッチを含む、エンドエフェクタカートリッジ。

(23) 実施態様 (18) に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

50

前記回路要素は、少なくとも２つの電極を含み、前記カートリッジが外科器具内に装着されると前記電極間が電氣的に接続される、エンドエフェクタカートリッジ。

(２４)実施態様(１８)に記載のエンドエフェクタカートリッジにおいて、

前記回路要素は、前記エンドエフェクタカートリッジが前記外科器具内に装着されると作動するように構成された接触スイッチを含む、エンドエフェクタカートリッジ。

(２５)組立体において、

パッケージと、

前記パッケージ内のエンドエフェクタカートリッジであって、電気要素を含む、エンドエフェクタカートリッジと、

前記パッケージ内の電源と、

前記パッケージ内の回路要素であって、前記エンドエフェクタカートリッジが外科器具内に装着されると前記電源と前記電気要素を電氣的に接続するように構成されている、回路要素と、

を含む、組立体。

【００６２】

(２６)実施態様(２５)に記載の組立体において、

前記パッケージは滅菌されている、組立体。

(２７)実施態様(２５)に記載の組立体において、

前記回路要素は、前記エンドエフェクタカートリッジが前記外科器具内に装着されると前記電気要素と前記電源との間の電気接続を閉じるように構成されたスイッチを含む、組立体。

(２８)エンドエフェクタカートリッジを処理する方法において、

実施態様(１８)に記載のエンドエフェクタカートリッジを用意するステップと、

前記エンドエフェクタカートリッジを滅菌するステップと、

前記エンドエフェクタカートリッジを滅菌パッケージ内に保管するステップと、

を含む、方法。

【図面の簡単な説明】

【００６３】

【図１】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図２】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図３】本発明の様々な実施形態に従った外科器具のエンドエフェクタの組立分解図である。

【図４】本発明の様々な実施形態に従った外科器具のシャフトの組立分解図である。

【図５】本発明の様々な実施形態に従った外科器具のエンドエフェクタおよびシャフトの組立分解図である。

【図６】本発明の様々な実施形態に従ったエンドエフェクタの側面図である。

【図７】本発明の様々な実施形態に従った外科器具のハンドルの組立分解図である。

【図８】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの一部の斜視図である。

【図９】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの一部の斜視図である。

【図１０】本発明の様々な実施形態に従ったハンドルの側面図である。

【図１１】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の斜視図である。

【図１２】本発明の様々な実施形態に従った外科器具に用いる制御ユニットのブロック図である。

【図１３】本発明の様々な実施形態に従った外科器具に用いられるエンドエフェクタの側面図である。

【図１４】本発明の様々な実施形態に従った滅菌容器内の外科器具を示す図である。

【図１５】図１４の線１５－１５に沿って見た断面図である。

【図１６】本発明の様々な実施形態に従った滅菌容器内の外科器具を示す図である。

【図１７】本発明の様々な実施形態に従った外科器具に用いる回路の模式的な線図である。

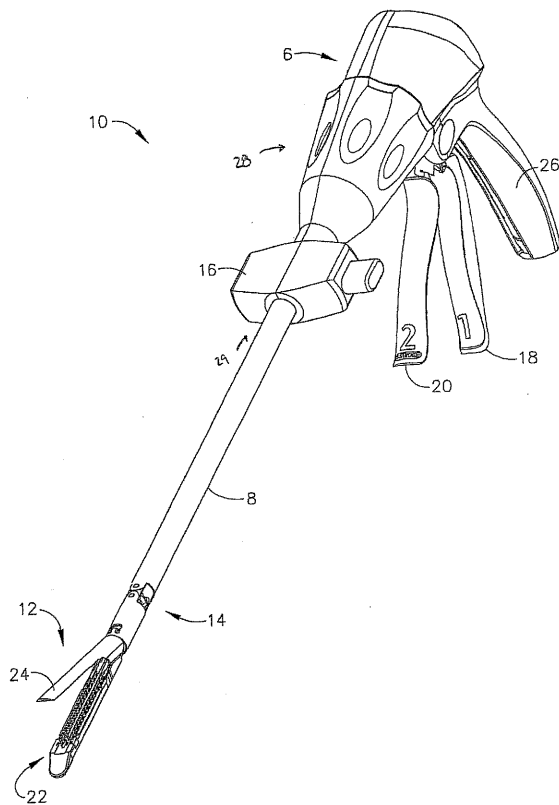
【図 1 8】本発明の様々な実施形態に従った外科器具に用いる別の回路の模式的な線図である。

【図 1 9】本発明の様々な実施形態に従った外科器具に用いる別の回路の模式的な線図である。

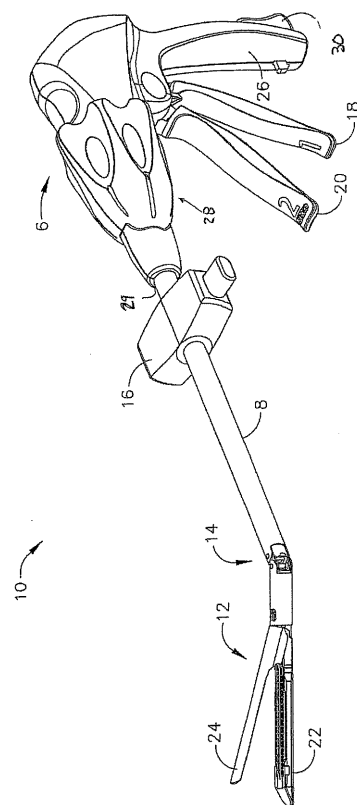
【図 2 0】本発明の様々な実施形態に従った滅菌パッケージ内の外科器具の構成要素を示す図である。

【図 2 1】本発明の様々な実施形態に従った外科器具の構成要素を示す図である。

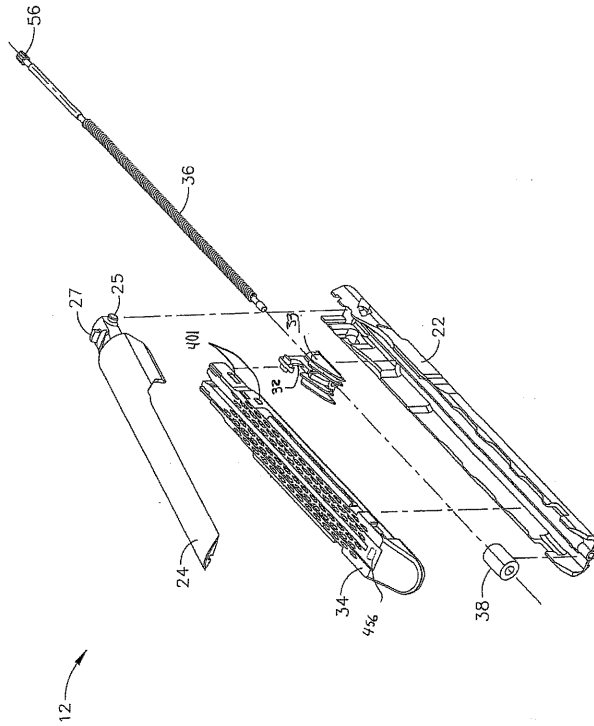
【図 1】



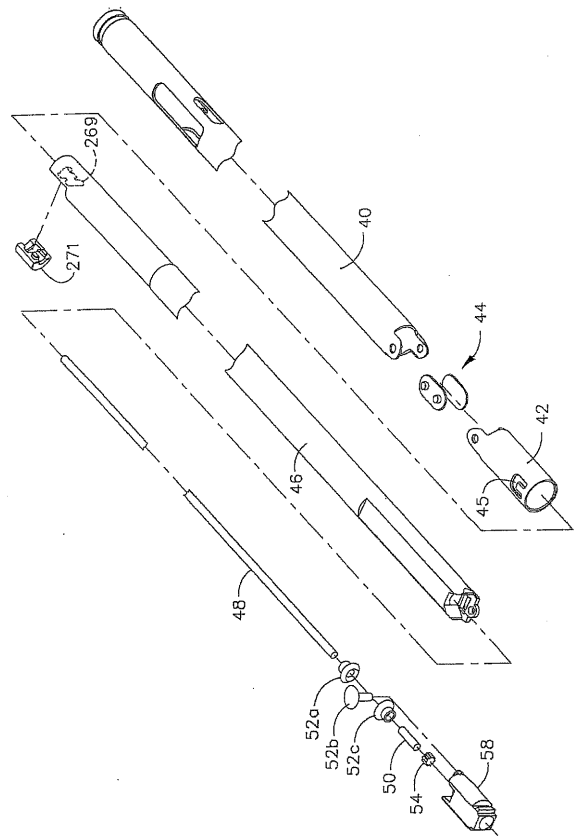
【図 2】



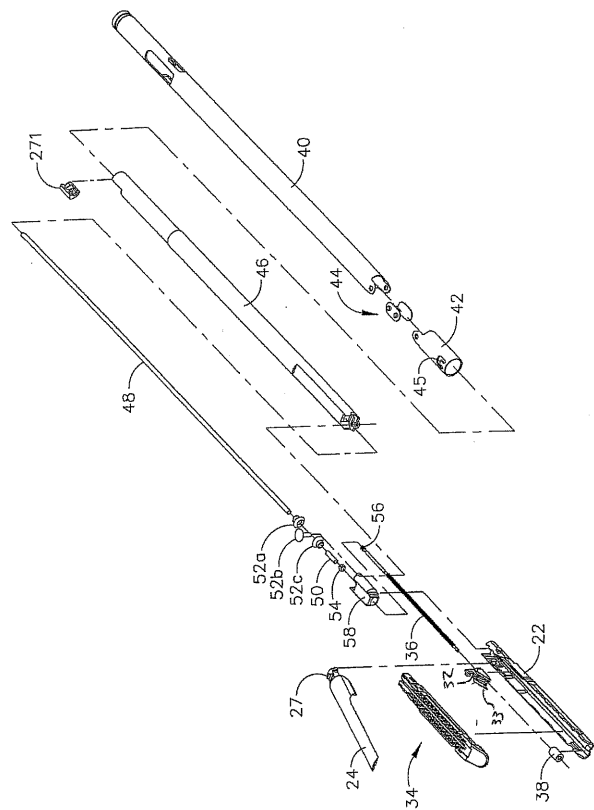
【図 3】



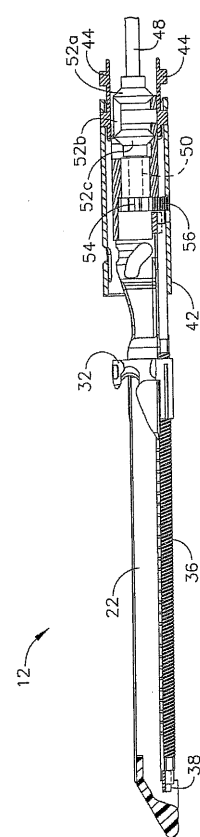
【図 4】



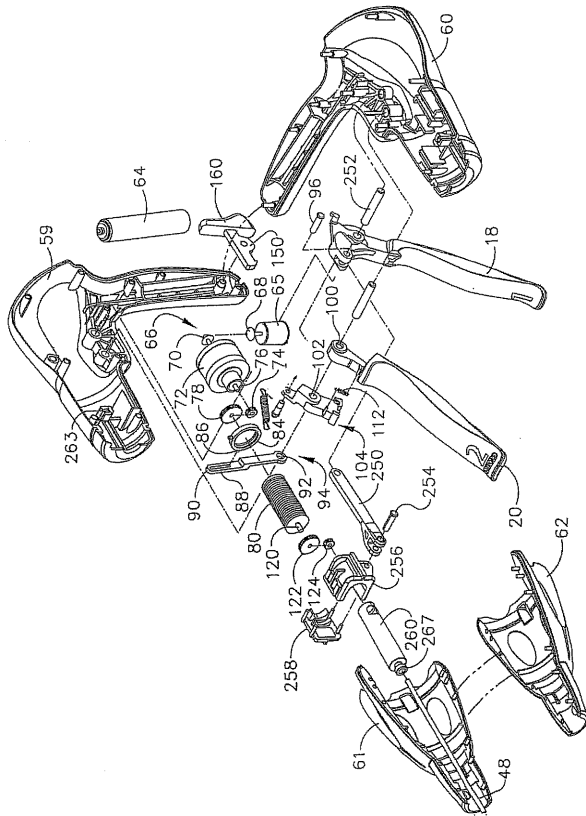
【図 5】



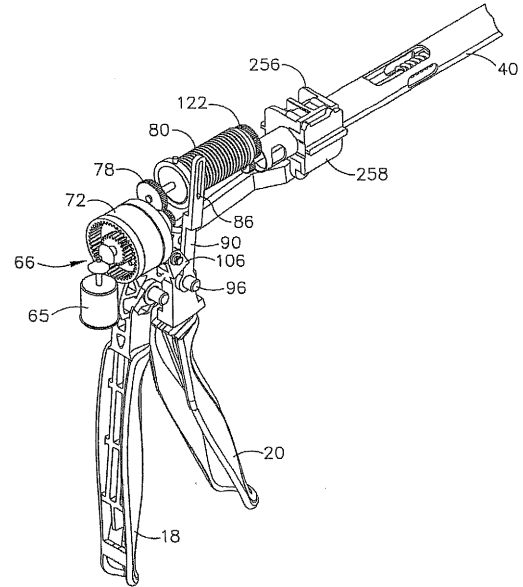
【図 6】



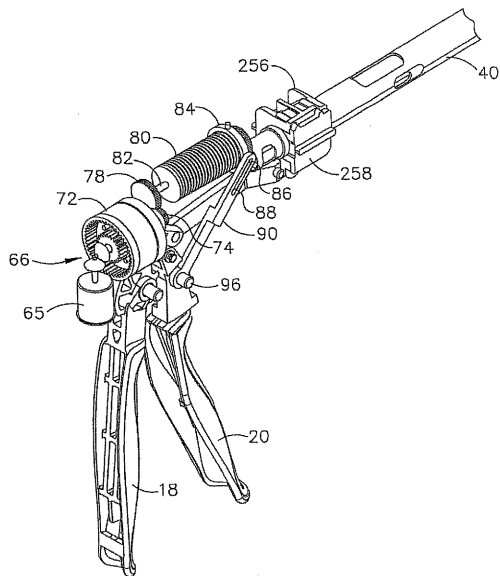
【図 7】



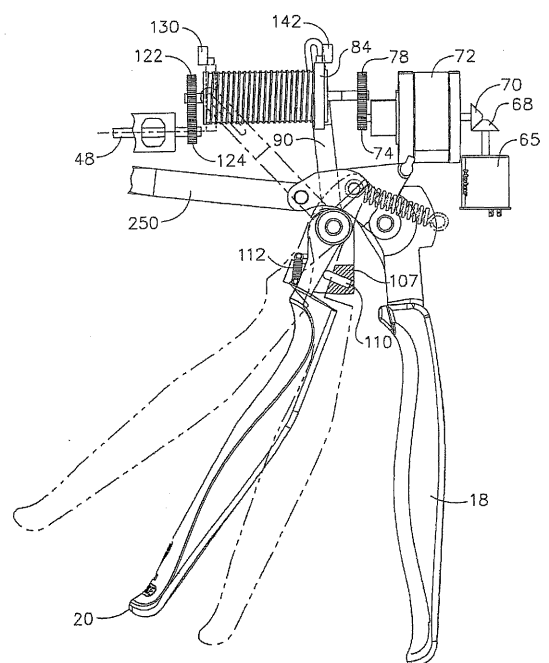
【図 8】



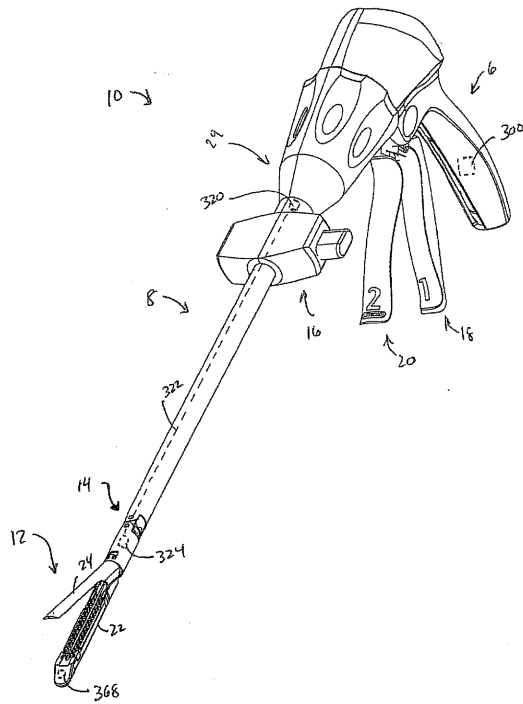
【図 9】



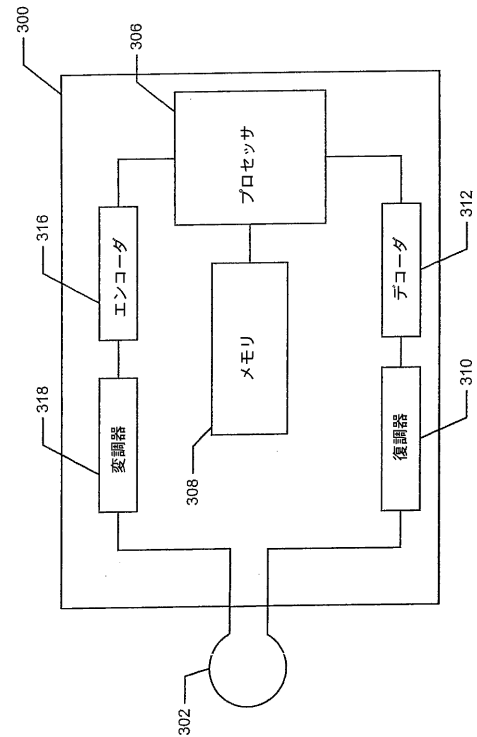
【図 10】



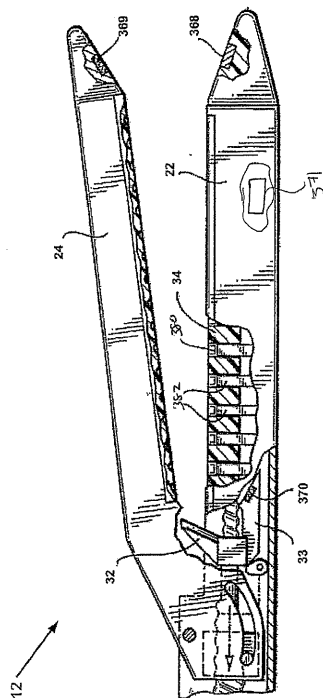
【図 1 1】



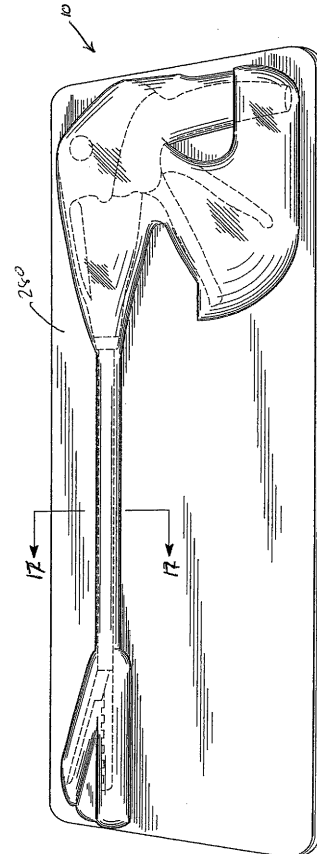
【図 1 2】



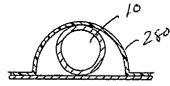
【図 1 3】



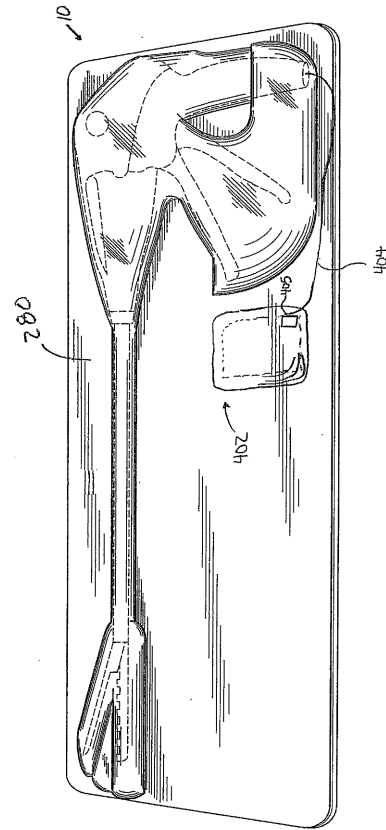
【図 1 4】



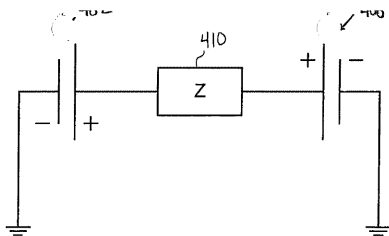
【図 15】



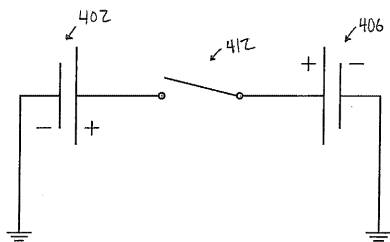
【図 16】



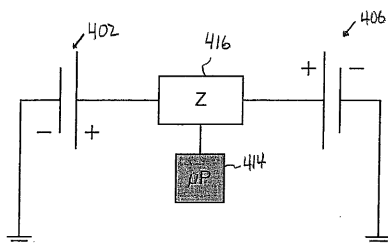
【図 17】



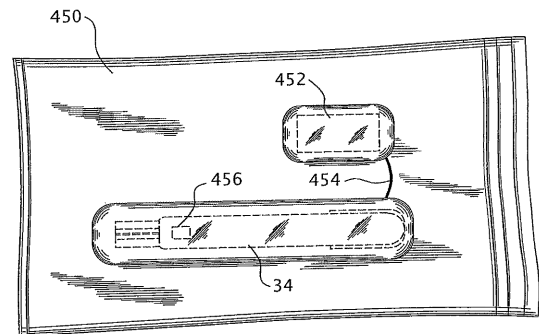
【図 18】



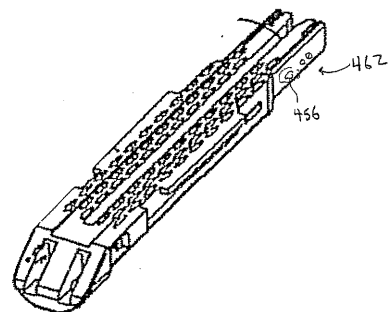
【図 19】



【図 20】



【図 21】



フロントページの続き

- (72)発明者 フレデリック・イー・シェルトン・ザ・フォース
アメリカ合衆国、4 5 1 5 9 オハイオ州、ニュー・ピエナ、ピー・オー・ボックス 3 7 3
- (72)発明者 ジェイムズ・アール・ジョルダノ
アメリカ合衆国、4 5 1 5 0 オハイオ州、ミルフォード、チェストナットビュー・レーン 5 6
4 7
- (72)発明者 ジェフリー・エス・スウェイズ
アメリカ合衆国、4 5 0 1 1 オハイオ州、ハミルトン、バーチレー・ドライブ 7 0 4 7
- (72)発明者 ダグラス・ジェイ・シーベナラー
アメリカ合衆国、4 5 0 3 9 オハイオ州、メインヴィル、マッキントッシュ・レーン・ナンバー
イー 2 9 1 1
- F ターム(参考) 4C061 AA24 GG15 JJ20
4C160 CC23 FF19 NN02 NN09 NN10 NN12 NN13 NN14 NN23

【外国語明細書】

2008259815000001.pdf

专利名称(译)	手术器械具有改善的电池性能		
公开(公告)号	JP2008259815A	公开(公告)日	2008-10-30
申请号	JP2008002069	申请日	2008-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	フレデリック・イー・シエルトン・ザ・フォース ジェームズ・アール・ジョルダノ ジェフリー・エス・スウェイズ ダグラス・ジェイ・シー・ベナラー		
发明人	フレデリック・イー・シエルトン・ザ・フォース ジェームズ・アール・ジョルダノ ジェフリー・エス・スウェイズ ダグラス・ジェイ・シー・ベナラー		
IPC分类号	A61B17/072 A61B17/32 A61B1/00		
CPC分类号	A61B17/07207 A61B50/30 A61B90/361 A61B90/98 A61B2017/00022 A61B2017/0003 A61B2017/00362 A61B2017/00473 A61B2017/00734 A61B2017/0688 A61B2017/07271 A61B2034/2051 A61B2090/0811		
FI分类号	A61B17/10.310 A61B17/32.330 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/072		
F-TERM分类号	4C061/AA24 4C061/GG15 4C061/JJ20 4C160/CC23 4C160/FF19 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN23 4C161/AA24 4C161/GG15 4C161/JJ20		
优先权	11/651785 2007-01-10 US		
其他公开文献	JP5259196B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

包括外科手术器械（例如内窥镜器械或关节镜器械）的组件的组件。一种组件，包括外科器械（10）的组件，该组件可包括包装（280），该包装内的外科器械组件以及该包装内的电源。电源可以被配置为布置成与手术器械部件电连通。该组件还可以在包装内包括辅助电源402和电路。电路元件与电源和辅助电源电连通。[选择图]图16

