

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6293744号
(P6293744)

(45) 発行日 平成30年3月14日 (2018. 3. 14)

(24) 登録日 平成30年2月23日 (2018. 2. 23)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/072 (2006. 01)

A 6 1 B 17/072

A 6 1 B 17/32 (2006. 01)

A 6 1 B 17/32 5 1 0

A 6 1 B 18/12 (2006. 01)

A 6 1 B 18/12

請求項の数 14 (全 56 頁)

(21) 出願番号 特願2015-520268 (P2015-520268)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月14日 (2013. 6. 14)
 (65) 公表番号 特表2015-525610 (P2015-525610A)
 (43) 公表日 平成27年9月7日 (2015. 9. 7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/045814
 (87) 国際公開番号 W02014/004115
 (87) 国際公開日 平成26年1月3日 (2014. 1. 3)
 審査請求日 平成28年5月23日 (2016. 5. 23)
 (31) 優先権主張番号 13/539, 110
 (32) 優先日 平成24年6月29日 (2012. 6. 29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 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
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ロボット電気外科用装置と共に使用するためのロックアウト機構

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用ツールであって、
 器具取り付け部であって、
 ハウジングと、
 プレートと、

エンドエフェクタを備えるシャフトアセンブリであって、前記エンドエフェクタが、間にチャンネルを画定する第1ジョー部材及び第2ジョー部材と、前記第1及び第2ジョー部材の間に配置される組織を切断するように前記チャンネル内に摺動可能に受容されることができるブレードとを備える、シャフトアセンブリと、

前記シャフトアセンブリを前記器具取り付け部に連結させるカップラーと、を備える、器具取り付け部と、

前記エンドエフェクタを作動させる作動機構であって、前記作動機構が前記チャンネル内での前記ブレードの往復運動を提供する、作動機構と、

前記ブレードの往復運動を選択的に可能にする、前記作動機構に連結したロックアウト機構と、

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備え、

前記エンドエフェクタが第1状態及び第2状態を有し、前記ロックアウト機構は、前記エンドエフェクタが前記第1状態にあるときに前記作動機構の作動を可能にし、前記エン

10

20

ドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記作動機構の作動を不能にするよう構成されており、

前記第 1 状態は前記エンドエフェクタへのエネルギー印加状態であり、前記第 2 状態は前記エンドエフェクタへのエネルギー非印加状態であり、

前記作動機構に連結されたストローク終了インジケータを更に備え、前記ストローク終了インジケータは、前記作動機構が所定の最大配備を超えて延伸するのを妨げるために前記ロックアウト機構と接続しており、前記ストローク終了インジケータが作動しているとき、前記ロックアウト機構は前記作動機構の作動を不能にする、外科用ツール。

【請求項 2】

前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに電気外科エネルギーを印加することを含む、請求項 1 に記載の外科用ツール。

10

【請求項 3】

前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに超音波エネルギーを印加することを含む、請求項 1 に記載の外科用ツール。

【請求項 4】

前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに電気外科エネルギー及び超音波エネルギーを印加することを含む、請求項 1 に記載の外科用ツール。

【請求項 5】

前記ロックアウト機構が、配備状態にあるときに前記作動機構に係合するよう構成された機械的アクチュエータを含み、前記機械的アクチュエータが、前記配備状態にあるときに前記作動機構の動きを妨げる、請求項 1 に記載の外科用ツール。

20

【請求項 6】

前記機械的アクチュエータがソレノイドである、請求項 5 に記載の外科用ツール。

【請求項 7】

外科用システムであって、

外科用ツールであって、

器具取り付け部であって、

ハウジングと、

プレートと、

エンドエフェクタを備えるシャフトアセンブリであって、前記エンドエフェクタが、間にチャンネルを画定する第 1 ジョー部材及び第 2 ジョー部材と、前記第 1 及び第 2 ジョー部材の間に配置される組織を切断するように前記チャンネル内に摺動可能に受容されることが出来るブレードとを備える、シャフトアセンブリと、

30

前記シャフトアセンブリを前記器具取り付け部に連結させるカップラーと、を備える、器具取り付け部と、

前記エンドエフェクタを作動させる作動機構であって、前記作動機構が前記チャンネル内での前記ブレードの往復運動を提供する、作動機構と

前記ブレードの往復運動を選択的に可能にする、前記作動機構に連結したロックアウト機構と、

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える、外科用ツールと、

40

前記ロックアウト機構を選択的に作動させるためのトリガ機構と、

前記エンドエフェクタの状態を制御するコントローラと、を備え、

前記エンドエフェクタは、エネルギー源により前記エンドエフェクタにエネルギーが印加されている第 1 状態と、エネルギー源により前記エンドエフェクタにエネルギーが印加されていない第 2 状態とを有し、かつ前記コントローラが前記エンドエフェクタを前記第 1 及び第 2 状態に選択的に置くことができ、

前記ロックアウト機構は、前記エンドエフェクタが前記第 1 状態にあるときに前記作動機構の作動を許可するよう構成され、かつ

前記ロックアウト機構は、前記エンドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記作動

50

機構の作動を妨げるよう構成されており、

前記作動機構に連結されたストローク終了インジケータを更に備え、前記ストローク終了インジケータは、前記作動機構が所定の最大配備を超えて延伸するのを妨げるために前記ロックアウト機構と接続しており、前記ストローク終了インジケータが作動しているとき、前記ロックアウト機構は前記作動機構の作動を妨げる、外科用システム。

【請求項 8】

前記コントローラがフットペダルである、請求項 7 に記載の外科用システム。

【請求項 9】

前記ストローク終了インジケータが、前記ブレードの戻り経路運動を作動させる、請求項 7 に記載の外科用ツール。

10

【請求項 10】

前記作動機構が、ラックアンドピニオンを備える、請求項 7 に記載の外科用ツール。

【請求項 11】

前記作動機構が、1 つ又は 2 つ以上のウォームギヤを備える、請求項 7 に記載の外科用ツール。

【請求項 12】

前記ロックアウト機構が、配備状態にあるときに前記作動機構に係合するよう構成された機械的アクチュエータを備える、請求項 7 に記載の外科用ツール。

【請求項 13】

前記機械的アクチュエータがソレノイドである、請求項 12 に記載の外科用ツール。

20

【請求項 14】

外科用ツールであって、
器具取り付け部ハウジングと、
器具取り付け部プレートと、

前記器具取り付け部にシャフトアセンブリを連結させるカップラーであって、前記シャフトアセンブリが R F エンドエフェクタを備え、前記 R F エンドエフェクタは、前記 R F エンドエフェクタが R F エネルギーを印加されている第 1 状態と、前記 R F エンドエフェクタが R F エネルギーを印加されていない第 2 状態とを有する、カップラーと、

前記 R F エンドエフェクタを作動させるよう構成されたエンドエフェクタ作動機構と、

前記エンドエフェクタ作動機構に連結されたロックアウト機構であって、前記ロックアウト機構は機械的に前記エンドエフェクタ作動機構に連結されて、前記 R F エンドエフェクタが前記第 1 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を許可し、前記 R F エンドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を妨げ、前記ロックアウト機構はソレノイドである、ロックアウト機構と、

30

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備え、

前記エンドエフェクタ作動機構に連結されたストローク終了インジケータを更に備え、前記ストローク終了インジケータは、前記エンドエフェクタ作動機構が所定の最大配備を超えて延伸するのを妨げるために前記ロックアウト機構と接続しており、前記ストローク終了インジケータが作動しているとき、前記ロックアウト機構は前記エンドエフェクタ作動機構の作動を妨げる、外科用ツール。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、以下の同時出願の米国特許出願に関連し、これらは本明細書において参照としてその全体が組み込まれる：

米国特許出願第 _____ 号、表題「Haptic Feedback Devices for Surgical Robot」、代理人整理番号第 END 7042USNP/110388 号、

50

米国特許出願第_____号、表題「Closed Feedback Control for Electrosurgical Device」、代理人整理番号第END7044USNP/110390号、

米国特許出願第_____号、表題「Surgical Instruments with Articulating Shafts」、代理人整理番号第END6423USNP/110392号、

米国特許出願第_____号、表題「Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Transducers」、代理人整理番号第END6819USNP/110393号、

10

米国特許出願第_____号、表題「Surgical Instruments with Articulating Shafts」、代理人整理番号第END7047USNP/110394号、

米国特許出願第_____号、表題「Ultrasonic Surgical Instruments with Distally Positioned Jaw Assemblies」、代理人整理番号第END7048USNP/110395号、

米国特許出願第_____号、表題「Surgical Instruments with Articulating Shafts」、代理人整理番号第END7049USNP/110396号、

20

米国特許出願第_____号、表題「Ultrasonic Surgical Instruments with Control Mechanisms」、代理人整理番号第END7050USNP/110397号、及び

米国特許出願第_____号、表題「Surgical Instruments with Fluid Management System」、代理人整理番号第END7051USNP/110399号。

【背景技術】

【0002】

本開示は概ねロボット手術の分野に関する。具体的には、本開示は、ロボット制御式の外科用器具に関するが、これに限定するものではない。より具体的には、本開示は、電気外科及び超音波ロボット外科用器具と共に使用するためのロックアウト機構に関連するが、これらに限定されない。

30

【0003】

超音波メスなどの超音波外科用装置は、これらの固有の性能特性のために、外科的処置において多く使用されている。特定の装置構成及び手術パラメータにより、超音波外科用装置は組織の実質的に同時の切除及び凝固によるホメオスタシスを提供することができ、望ましくは患者の外傷を最小化する。超音波外科用装置は、近接して配置された超音波変換器、並びに組織を切断及び封止するために、遠位に取り付けられたエンドエフェクタを有する超音波変換器に連結された器具を備える。エンドエフェクタは一般的に、シャフトを介してハンドル及び/又はロボット外科用器具のいずれかに連結されている。ブレードは、シャフトを通して延びる導波管を介して、変換器に音響的に連結されている。この性質の超音波外科用装置は、開腹外科用途、腹腔鏡、又は内視鏡外科手術（ロボット支援手術を含む）のために構成され得る。

40

【0004】

超音波エネルギーは、電気外科的手術にて使用されるものより低い温度を使用して、組織を切断して凝固させる。高周波（例えば、毎秒55,500回）で振動する超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性して、べったりとした凝塊を形成する。ブレード表面が組織に加える圧力は血管を崩壊させ、凝塊が止血封止を形成させる。外科医は、エンドエフェクタによって組織に適用される力による切断速度及び凝固、力が適用される時間、及び選択されるエンドエフェクタの実行レベルを制御することができる。

50

【 0 0 0 5 】

また、電気外科用装置が多くの外科的応用に使用される。電気外科的装置は、組織を治療するために電気エネルギーを組織に適用する。電気外科用装置は、1つ又は2つ以上の電極を備える、遠位端に取り付けられたエンドエフェクタを有する器具を備え得る。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置付けられ得る。電気外科用装置は、双極又は単極動作のために構成され得る。双極動作中において、電流はそれぞれ、エンドエフェクタの活性電極によって組織内に導入され、戻り電極によってここから戻される。単極動作中において、電流はエンドエフェクタの活性電極によって組織内に導入され、患者の身体上に別個に位置する戻り電極（例えば、接地パッド）を通じて戻される。組織を通過して流れる電流によって生成される熱は、組織内部及び/又は組織間で止血封止を形成することができるため、例えば、血管を封止するために特に有用であり得る。電気外科用装置のエンドエフェクタは時にまた、組織に対して可動である切断部材、及び組織を切除するための電極を備える。

10

【 0 0 0 6 】

電気外科用装置によって適用される電気エネルギーは、発生器によって、器具へと伝達され得る。電気エネルギーは、無線周波（「RF」）エネルギーの形態であり得る。RFエネルギーは、300kHz～1MHzの周波数範囲にあり得る電気エネルギーの形態である。その動作中において、電気外科用装置は、組織を通じて低周波数RFエネルギーを伝達することができ、これはイオン攪拌又は摩擦、すなわち抵抗加熱を生じ、これによって組織の温度を増加させる。影響される組織と周囲の組織との間にはっきりとした境界が形成され得るため、外科医は標的としない隣接する組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御で操作することができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮又は成形し、同時に血管を封止するために有用であり得る。RFエネルギーは、主にコラーゲンを含み熱と接触した際に収縮する連結組織に特に良好に作用し得る。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

多くの場合、ブレード要素に電気外科又は超音波エネルギーを印加する前に、切断部材を動かないようにすることが望ましい。ロボット外科用システムにおいて、外科医は通常、患者と同じ室内にはいないため、切断部材を作動させる前に外科用器具にエネルギーが印加されていることを視覚的に確認することができない。電気外科又は超音波エネルギーを印加する前に、切断部材が作動するのを防ぐための、ロボット外科用システム用の機構を提供することが望ましい可能性がある。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

一実施形態において、ロックアウト機構を含むロボット制御式の外科用ツールが提供される。この外科用ツールは、器具取り付け部を含み得る。器具取り付け部には、ハウジング、プレート、エンドエフェクタを備えるシャフトアセンブリ、及び器具取り付け部にシャフトアセンブリを連結するためのカップラーが含まれる。エンドエフェクタは、間にチャンネルを画定する第1ジョー部材及び第2ジョー部材を備え、このチャンネル内に摺動可能に受容されるブレードが、第1及び第2ジョー部材の間に配置される組織を切断する。この外科用ツールは、チャンネル内でのブレードの往復運動を提供するためのエンドエフェクタを作動させる作動機構を含み得る。ロックアウト機構は、この作動機構に連結される。ロックアウト機構は、ブレードの往復運動を選択的に作動可能にすることができる。インターフェースによって、器具取り付け部がロボットマニピュレータに機械的及び電氣的に連結される。

40

【図面の簡単な説明】

【 0 0 0 9 】

様々な実施形態の特徴が、特許請求の範囲で詳細に示される。ただし、構成及び操作方法の両方に関する様々な実施形態は、それらの利点と共に、以下の説明を以下の添付図面

50

と併せて参照すれば最もよく理解することができる。

【図 1】外科用器具と超音波発生装置とを含む外科用システムの一実施形態を示す。

【図 2】図 1 に示される外科用器具の一実施形態を示す。

【図 3】超音波エンドエフェクタの一実施形態を示す。

【図 4】超音波エンドエフェクタの別の実施形態を示す。

【図 5】図 1 に示される外科用器具の一実施形態の分解組立図を示す。

【図 6】図 1 に示される外科用器具の一実施形態の切欠図を示す。

【図 7】図 1 に示される外科用器具の様々な内部構成要素を示す。

【図 8】外科用器具と超音波発生装置とを含む外科用システムの一実施形態の上面図を示す。

10

【図 9】図 1 の外科用器具の一実施形態例に含まれる回転アセンブリの一実施形態を示す。

【図 10】単一要素エンドエフェクタを有する外科用器具を含む外科用システムの一実施形態を示す。

【図 11】電気エネルギー超音波外科用器具の一実施形態の斜視図である。

【図 12】その中の構成要素のいくつかを図示するためにハンドル本体の半分が取り除かれた状態の、図 1 の外科用器具の一実施形態のハンドルの側面図である。

【図 13】ジョーが開いており、軸方向可動部材の遠位端が後退位置にある状態の、図 11 の外科用器具のエンドエフェクタの一実施形態の斜視図を示す。

【図 14】ジョーが閉じており、軸方向可動部材の遠位端が部分的に前進位置にある状態の、図 11 の外科用器具のエンドエフェクタの一実施形態の斜視図を示す。

20

【図 15】図 11 の外科用器具の軸方向可動部材の一実施形態の斜視図を示す。

【図 16】図 11 の外科用器具のエンドエフェクタの一実施形態の断面図を示す。

【図 17】コードレス電気エネルギー外科用器具の一実施形態の斜視図の一セクションを示す。

【図 18A】その中の様々な構成要素を示すよう、ハンドル本体の半分が取り除かれた状態の、図 17 の外科用器具の一実施形態のハンドルの側面図を示す。

【図 18B】一実施形態による、RF 駆動及び制御回路を示す。

【図 18C】一実施形態による、コントローラの主構成要素を示す。

【図 19】ロボット手術システムの一実施形態のブロック図を示す。

30

【図 20】ロボットアームカートの一実施形態を示す。

【図 21】図 20 のロボットアームカートのロボットマニピュレータの一実施形態を示す。

【図 22】代替的なセットアップ関節構造を有するロボットアームカートの一実施形態を示す。

【図 23】図 19 ~ 22 のロボットアームカートなど、ロボットアームカートと併せて使用することができるコントローラの一実施形態を示す。

【図 24】ロボットシステムとの使用に適応した超音波外科用器具の一実施形態を示す。

【図 25】ロボットシステムとの使用に適応した電気外科用器具の一実施形態を示す。

【図 26】図 24 に示される外科用器具を受容して制御する手術マニピュレータに連結することができる器具駆動アセンブリの一実施形態を示す。

40

【図 27】図 24 の外科用器具を含む図 26 の器具駆動アセンブリ実施形態の別の図を示す。

【図 28】図 25 の電気外科用器具を含む図 26 の器具駆動アセンブリ実施形態の別の図を示す。

【図 29】図 26 の器具駆動アセンブリのアダプタ部の更なる図を示す。

【図 30】図 26 の器具駆動アセンブリのアダプタ部の更なる図を示す。

【図 31】図 26 の器具駆動アセンブリのアダプタ部の更なる図を示す。

【図 32】被駆動要素の運動を外科用器具の運動に変換する構成要素を示す、図 24 ~ 25 の器具取り付け部の一実施形態を示す。

50

【図 3 3】被駆動要素の運動を外科用器具の運動に変換する構成要素を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の一実施形態を示す。

【図 3 4】被駆動要素の運動を外科用器具の運動に変換する構成要素を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の一実施形態を示す。

【図 3 5】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する代替的な機構例、及び、シャフト 5 3 8 の軸に沿う 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復並進を生成する代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 3 6】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する代替的な機構例、及び、シャフト 5 3 8 の軸に沿う 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復並進を生成する代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

10

【図 3 7】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する代替的な機構例、及び、シャフト 5 3 8 の軸に沿う 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復並進を生成する代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 3 8】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 3 9】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 0】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 1】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

20

【図 4 2】被駆動要素の回転を、シャフトの軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す、図 2 4 ~ 2 5 の器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 3】シャフトの軸に沿う部材の差動並進用（例えば、関節運動用）の代替的な機構例を示す、器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 4】シャフトの軸に沿う部材の差動並進用（例えば、関節運動用）の代替的な機構例を示す、器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 5】シャフトの軸に沿う部材の差動並進用（例えば、関節運動用）の代替的な機構例を示す、器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

【図 4 6 A】シャフトの軸に沿う部材の差動並進用（例えば、関節運動用）の代替的な機構例を示す、器具取り付け部の代替的な実施形態を示す。

30

【図 4 6 B】内部電源及びエネルギー源を備えるツール取り付け部の一実施形態を示す。

【図 4 6 C】内部電源及びエネルギー源を備えるツール取り付け部の一実施形態を示す。

【図 4 7】ロックアウト機構及びストロークスイッチ末端を含む、器具取り付け部の一実施形態を示す。

【図 4 8】第 1 ギヤに噛み合うロックアウト機構、及び、第 2 ギヤに噛み合うストローク終了スイッチの、一実施形態を示す。

【図 4 9】シャフトアセンブリに取り付けられたウォームギヤに噛み合うロックアウト機構の一実施形態を示す。

【発明を実施するための形態】

40

【0 0 1 0】

様々な実施形態例が、ロボット手術システム用制御システムを対象としている。

【0 0 1 1】

外科用器具及びロボット手術システムの様々な実施形態を本明細書に説明する。外科用ツールロックアウト機構の様々な実施形態が、記述される外科用器具及びロボット手術システムと共に使用することができることが、当業者によって理解されよう。説明は単に例として提供されており、開示されている外科用ツールロックアウト機構は、本明細書に開示される装置のみに限定されず、任意の互換性のある外科用器具又はロボット手術システムと共に使用することができることが当業者に理解されよう。

【0 0 1 2】

50

超音波及び／又は電気外科的要素を備えるエンドエフェクタを伴うロボット外科用器具の実装例を示す実施形態を含む、数々の実施形態に対して、ここで詳細に参照する。実施可能であれば、同様又は類似の参照番号を図中に使用することができ、同様又は類似の機能を示すことができる。図は、例示のみを目的として、使用方法の実施形態例を表現する。以下の説明から、本明細書に示す構造及び方法の代替的な実施形態例が、本明細書に説明する原理から逸脱することなく用いることができることを当業者は容易に理解するであろう。

【0013】

図1は、超音波外科用器具10の一実施形態の右側面図である。示された実施形態では、超音波外科用器具10は、内視鏡的又は伝統的な観血的外科的処置を含む様々な外科的処置において使用され得る。一実施形態例では、超音波外科用器具10は、ハンドルアセンブリ12と、細長シャフトアセンブリ14と、超音波変換器16とを備える。ハンドルアセンブリ12は、トリガアセンブリ24、遠位回転アセンブリ13、及びスイッチアセンブリ28を備える。細長シャフトアセンブリ14は、エンドエフェクタアセンブリ26を備え、このエンドエフェクタアセンブリ26は、組織を解離するか、あるいは、血管及び／又は組織を、相互に把持、切断、及び凝固するための要素と、エンドエフェクタアセンブリ26を作動させる作動要素とを備える。ハンドルアセンブリ12は、超音波変換器16を近位端に受容するように適合される。超音波変換器16は、細長シャフトアセンブリ14及びエンドエフェクタアセンブリ26の部分に機械的に係合される。超音波変換器16は、ケーブル22を介して発生器20に電氣的に連結される。大多数の図は、腹腔鏡外科的処置に関連して使用する複数のエンドエフェクタアセンブリ26を描くが、多くの従来の観血的外科的処置並びに他の実施形態において超音波外科用器具10を用いることができ、これを内視鏡手術に使用するように構成することができる。本明細書における目的のために、超音波外科用器具10は、内視鏡器具に関して記載されるが、開腹及び／又は腹腔鏡型の超音波外科用器具10も、本明細書において記載されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び機構を含むことができることが想定される。

【0014】

様々な実施形態では、発生器20は、モジュール及び／又はブロックなど、いくつかの機能的要素を備える。種々の種類の外科用装置を駆動するために、種々の機能的要素又はモジュールを構成することができる。例えば、超音波発生器モジュール21は、超音波外科用器具10など、超音波装置を駆動することができる。いくつかの実施形態例では、発生器20は、電気外科用装置駆動用の電気外科／RF発生器モジュール23（又は超音波外科用器具10の電気外科的実施形態）も備える。様々な実施形態では、発生器20はハンドルアセンブリ12内に統合的に形成されてもよい。そのような実現形態では、バッテリーをハンドルアセンブリ12内に共同配置して、エネルギー源として作用させてもよい。図18A及び付随する開示は、そのような実現形態の一例を提供する。

【0015】

いくつかの実施形態では、電気外科／RF発生器モジュール23は、治療レベル及び／又は治療レベル未満のエネルギーレベルを生成するよう構成することができる。図1に示す実施形態例では、発生器20は、発生器20と一体の制御システム25と、ケーブル27を介して発生器と接続された足踏みスイッチ29とを含む。発生器20はまた、器具10など、外科用器具を始動するトリガ機構を備えてもよい。トリガ機構は、電源スイッチ（図示せず）、同様に足踏みスイッチ29を含んでもよい。足踏みスイッチ29によって始動されると、発生器20はエネルギーを提供して外科用器具10の音響アセンブリを駆動し、エンドエフェクタ18を予め定められた実行レベルにて駆動することができる。発生器20は音響アセンブリの任意の好適な共振周波数にて音響アセンブリを駆動若しくは励起し、及び／又は治療レベル／治療レベル未満の電磁／RFエネルギーを導出する。

【0016】

一実施形態では、電気外科的／RF発生器モジュール23は、無線周波数（RF）エネルギーを用いて双極電気外科手術を行うのに十分な電力を供給することができる電気外科

10

20

30

40

50

ユニット (E S U : electrosurgery unit) として取り付けられてもよい。一実施形態では、E S U は、E R B E U S A , I n c . (M a r i e t t a , G e o r g i a) から市販の双極 E R B E I C C 3 5 0 であり得る。双極電気外科手術用途では、先述のように、活性電極と戻り電極とを有する外科用器具を使用することができ、その場合、電流が組織を通して活性電極から戻り電極まで流れることができるように、活性電極及び戻り電極は、処置対象組織に接するか、又は隣接した状態で位置付けられ得る。したがって、電気外科的 / R F モジュール 2 3 発生器は、組織を処置するのに十分な電気エネルギーを組織 T に適用することによって、治療目的 (例えば、焼灼) のために構成されてもよい。

【 0 0 1 7 】

一実施形態では、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 は、組織インピーダンス測定モジュールを実行するために、治療レベル未満の R F 信号を供給するように構成されてもよい。一実施形態では、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 は、以下により詳細に説明される双極無線周波発生器を備える。一実施形態では、電気外科的 / R F 発生器モジュール 1 2 は、組織 T の電氣的インピーダンス Z をモニタし、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のクランプ部材上に提供された戻り電極を経由して、組織 T に基づく時間並びに電力レベルの特性を制御するよう構成することができる。したがって、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 は、組織 T のインピーダンス又はその他の電氣的特性を測定するために、治療レベル未満に構成することができる。組織 T のインピーダンス又はその他の電氣的特性を測定するための技法及び回路構成は、本願と同一譲受人に譲渡された米国特許公開第 2 0 1 1 / 0 0 1 5 6 3 1 号、表題「E l e c t r o s u r g i c a l G e n e r a t o r f o r U l t r a s o n i c S u r g i c a l I n s t r u m e n t s 」に詳しく検討されており、この開示は全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 1 8 】

好適な超音波発生器モジュール 2 1 は、E t h i c o n E n d o - S u r g e r y , I n c . (C i n c i n n a t i , O h i o) により販売されている G E N 3 0 0 と同様の様式で機能的に作動するように構成されることができ、その全てが参照により本明細書に組み込まれる以下の米国特許の 1 つ又は 2 つ以上に開示されているようなものである：米国特許第 6 , 4 8 0 , 7 9 6 号 (M e t h o d f o r I m p r o v i n g t h e S t a r t U p o f a n U l t r a s o n i c S y s t e m U n d e r Z e r o L o a d C o n d i t i o n s) 、米国特許第 6 , 5 3 7 , 2 9 1 号 (M e t h o d f o r D e t e c t i n g B l a d e B r e a k a g e U s i n g R a t e a n d / o r I m p e d a n c e I n f o r m a t i o n) 、米国特許第 6 , 6 6 2 , 1 2 7 号 (M e t h o d f o r D e t e c t i n g P r e s e n c e o f a B l a d e i n a n U l t r a s o n i c S y s t e m) 、米国特許第 6 , 6 7 8 , 8 9 9 号 (M e t h o d f o r D e t e c t i n g T r a n s v e r s e V i b r a t i o n s i n a n U l t r a s o n i c S u r g i c a l S y s t e m) 、米国特許第 6 , 9 7 7 , 4 9 5 号 (D e t e c t i o n C i r c u i t r y f o r S u r g i c a l H a n d p i e c e S y s t e m) 、米国特許第 7 , 0 7 7 , 8 5 3 号 (M e t h o d f o r C a l c u l a t i n g T r a n s d u c e r C a p a c i t a n c e t o D e t e r m i n e T r a n s d u c e r T e m p e r a t u r e) 、米国特許第 7 , 1 7 9 , 2 7 1 号 (M e t h o d f o r D r i v i n g a n U l t r a s o n i c S y s t e m t o I m p r o v e A c q u i s i t i o n o f B l a d e R e s o n a n c e F r e q u e n c y a t S t a r t u p) 、及び米国特許第 7 , 2 7 3 , 4 8 3 号 (A p p a r a t u s a n d M e t h o d f o r A l e r t i n g G e n e r a t o r F u n c t i o n i n a n U l t r a s o n i c S u r g i c a l S y s t e m) 。

【 0 0 1 9 】

様々な実施形態では、発生器 2 0 は、種々のモードにて作動するよう構成することができることが理解されよう。1 つのモードでは、発生器 2 0 は、超音波発生器モジュール 2

10

20

30

40

50

1 及び電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 が独立して作動できるよう構成することができる。

【 0 0 2 0 】

例えば、超音波発生器モジュール 2 1 は、超音波エネルギーをエンドエフェクタアセンブリ 2 6 に適用するように始動させることができ、続いて治療レベル又は治療レベル未満の R F エネルギーのいずれかを、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 によりエンドエフェクタアセンブリ 2 6 に適用することができる。先述のように、治療レベル未満の電気外科的 / R F エネルギーは、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のクランプ要素との間にクランプした組織に適用されることができ、組織のインピーダンスを測定して超音波発生器モジュール 2 1 の始動制御又は始動変更を行う。治療レベル未満のエネルギーの適用からの組織のインピーダンスのフィードバックはまた、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 の治療レベルを有効にするよう使用されることができ、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のクランプ要素との間にクランプした組織（例えば、血管）を封止する。

10

【 0 0 2 1 】

別の実施形態では、超音波発生器モジュール 2 1 及び電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 を同時に作動させることができる。1つの例では、超音波発生器モジュール 2 1 は治療レベル未満の R F エネルギーレベルと同時に始動させて組織のインピーダンスを同時に測定し、その間にエンドエフェクタアセンブリ 2 6 の超音波ブレードは、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のクランプ要素との間の組織（又は、血管）を切断して凝固させる。そのようなフィードバックは、例えば、超音波発生器モジュール 2 1 の駆動出力の調整に使用することができる。別の例では、超音波発生器モジュール 2 1 は、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 の超音波ブレード部を使用して損傷した組織を切断し、同時に電気外科的 / R F エネルギーをエンドエフェクタアセンブリ 2 6 の電極部に適用して組織（又は、血管）を封止するよう、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 と同時に動作させることができる。

20

【 0 0 2 2 】

発生器 2 0 がトリガ機構によって始動されたときには、電気エネルギーが、発生器 2 0 によって連続的に音響アセンブリの変換器スタック又はアセンブリに適用される。発生器 2 0 の制御システム中のフェーズロックドループは、音響アセンブリからのフィードバックを監視し得る。別の一実施形態において、電気エネルギーは発生器 2 0 によって間欠的に（例えば、パルスで）印加される。このフェーズロックドループは、発生器 2 0 によって送られる電気エネルギーの周波数を、音響アセンブリの振動の選択された長手方向モードの共鳴周波数に一致するよう調節する。更に、制御システム 2 5 内の第 2 のフィードバックドループは、音響アセンブリのエンドエフェクタ 1 8 においてほぼ一定の振動幅を達成するために、音響アセンブリに供給される電流を予め選択された一定レベルに維持する。更に別の実施形態では、制御システム 2 5 内の第 3 のフィードバックドループは、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 内に配置された電極との間のインピーダンスを監視する。図 1 ~ 9 は手動操作の超音波外科用器具を示すが、超音波外科用器具はまた、例えば、本明細書に説明するように、ロボットの用途にも使用でき、同様に、手動ロボット用途を組み合わせ使用できることも理解されよう。

30

40

【 0 0 2 3 】

超音波作動モードでは、音響アセンブリに供給される電気信号は、エンドエフェクタ 1 8 の遠位端に、例えば約 2 0 k H z ~ 2 5 0 k H z の範囲で長手方向に振動させ得ることになる。様々な実施形態によれば、ブレード 2 2 は、約 5 4 k H z ~ 5 6 k H z の範囲、例えば、約 5 5 . 5 k H z で振動することができる。他の実施形態では、ブレード 2 2 は、例えば、約 3 1 k H z ~ 約 8 0 k H z を含め、他の周波数で振動することができる。ブレードにおける振動の偏位は、例えば、発生器 2 0 によって音響アセンブリの変換器アセンブリに適用される電気信号の振幅を制御することにより制御され得る。前述のように、発生器 2 0 のトリガ機構によって、ユーザーは、電気エネルギーを音響アセンブリに連続的又は間欠的に供給できるように、発生器 2 0 を始動できるようになる。発生器 2 0 はま

50

た、電気外科ユニット又は従来の電気コンセントへの差し込み用の電力線を有する。また、バッテリーなどの直流（DC）源によって発生器20に電力供給することもできることが予期される。発生器20は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. から入手可能なモデル番号GEN04、及び/又はモデル番号GEN11などのいずれか好適な発生器を備えることができる。

【0024】

図2は、ハンドルアセンブリ12、遠位回転アセンブリ13、細長シャフトアセンブリ14、及びエンドエフェクタアセンブリ26を示す、超音波外科用器具10の一実施形態例の左斜視図である。示された実施形態では、細長シャフトアセンブリ14は、エンドエフェクタアセンブリ26を機械的に係合する大きさである遠位端52と、ハンドルアセンブリ12及び遠位回転アセンブリ13を機械的に係合する近位端50とを備える。細長シャフトアセンブリ14の近位端50は、ハンドルアセンブリ12及び遠位回転アセンブリ13内で受容される。細長内視鏡シャフトアセンブリ14と、ハンドルアセンブリ12と、遠位回転アセンブリ13との間の接続に関するより詳細は、図5及び7の説明において提供される。

【0025】

示された実施形態では、トリガアセンブリ24は、固定ハンドル34と連携して作動するトリガ32を備える。固定ハンドル34及びトリガ32は、ユーザーと快適に相互作用するように人間工学的に形成され、適合される。固定ハンドル34は、ハンドルアセンブリ12と一体的に関連される。トリガ32は、超音波外科用器具10の操作に関して以下に詳述されるように、固定ハンドル34に対して枢動可能に移動可能である。トリガ32は、ユーザーがトリガ32に対して圧迫力をかけるとき、固定ハンドル34への方向33Aに枢動可能に移動可能である。バネ要素98（図5）は、ユーザーがトリガ32に対する圧迫力を開放するとき、トリガ32を方向33Bに枢動可能に移動させる。

【0026】

一実施形態例では、トリガ32は、細長トリガフック36を備え、それは、細長トリガフック36とトリガ32との間の開口38を画定する。開口38は、ユーザーの1つ又は複数の指をそこを通して受容するために好適な寸法である。トリガ32は、トリガ32の基質を覆うように成型される弾性部分32aも備えることができる。オーバーモールド弾性部分32aは、外向きの方向33Bへのトリガ32の制御のためのより快適な接触面を提供するために形成される。一実施形態例では、オーバーモールド弾性部分32aは、細長トリガフック36の一部を覆うように提供され得る。細長トリガフック32の近位面は、被覆されていないか、又はユーザーが指を開口38の内外へ容易に摺動することを可能にするために非弾性基質で被覆されたままである。別の実施形態では、トリガの形状は、完全に閉じたループを形成し、ユーザーの1つ又は複数の指をそこを通して受容するために好適な寸法である開口を画定する。完全に閉じたループトリガは、トリガ基質を覆うように成型される弾性部分も備えることができる。

【0027】

一実施形態例では、固定ハンドル34は、近位接触面40と、グリップアンカー又はサドル面42とを備える。サドル面42は、親指及び人差し指が手上で合わさる水かきの上に載る。近位接触面40は、リング又は開口を有さない通常のピストルグリップで手のひらを受容するピストルグリップ輪郭を有する。近位接触面40のプロファイル曲線は、手のひらに適合するか、又はこれを受容するような輪郭であり得る。安定化尾部44は、ハンドルアセンブリ12のより近位の部分に向かって配置される。安定化尾部44は、ハンドルアセンブリ12を安定させ、ハンドルアセンブリ12をより制御可能にするために、親指と人差し指との間に配置される手の最も上の水かき部分と接触することができる。

【0028】

一実施形態例では、スイッチアセンブリ28は、トグルスイッチ30を備えることができる。トグルスイッチ30は、同時起動の可能性を排除するために、ハンドルアセンブリ12の内側に配置される中心回転軸304を有する単一構成要素として実践され得る。一

10

20

30

40

50

実施形態例では、トグルスイッチ 30 は、最小電力レベル（例えば、MIN）と最大電力レベル（例えば、MAX）との間の超音波変換器 16 の電源設定を設定するための第 1 の突起ノブ 30 a 及び第 2 の突起ノブ 30 b を備える。別の実施形態では、ロッカースイッチは、標準設定と特別設定との間を回転することができる。特別設定では、1 つ又は 2 つ以上の特別プログラムを装置によって実行することができる。トグルスイッチ 30 は、第 1 の突起ノブ 30 a 及び第 2 の突起ノブ 30 b が作動する際、中心旋回軸 30 4 を中心に回転する。1 つ又は 2 つ以上の突起ノブ 30 a、30 b は、1 つ又は 2 つ以上のアームに連結され、それは、小円弧を通して移動し、電気接触に、第 1 又は第 2 の突起ノブ 30 a、30 b の起動により超音波変換器 16 を電氣的に通電させるか、又は電力を切るように電気回路を開閉させる。トグルスイッチ 30 は、超音波変換器 20 の起動を制御するために発生器 16 に連結される。トグルスイッチ 30 は、超音波変換器 16 を起動し、超音波変換器 16 に対して 1 つ又は 2 つ以上の電源設定を設定するための 1 つ又は 2 つ以上の電源設定スイッチを備える。トグルスイッチ 30 を起動するために必要な力は、サドル点 42 に実質的に向かうため、トグルスイッチ 30 が起動されるとき、手中で回転する器具のあらゆる傾向を回避する。

10

【0029】

一実施形態例では、第 1 及び第 2 の突起ノブ 30 a、30 b は、ハンドルアセンブリ 12 の遠位端上に配置され、それにより、それらは、ハンドグリップの最小の再配置を伴うか、又は実質的に再配置を伴わずに電力を起動するためにユーザーによって容易にアクセス可能であり得、トグルスイッチ 30 を作動させている間に、制御を維持し、注意を手術部位（例えば、腹腔鏡手術におけるモニタ）に集中させることを好適にする。突起ノブ 30 a、30 b は、様々な指の長さによってより容易にアクセス可能となり、扱い難い位置、又は短い指のために起動へアクセスのより高い自由度を可能にするために、ある程度、ハンドルアセンブリ 12 の側面を包み込むように構成され得る。

20

【0030】

示された実施形態では、第 1 の突起ノブ 30 a は、ユーザーが第 1 の突起ノブ 30 a（MAX）と第 2 の突起ノブ 30 b（MIN）とを区別することを可能にするために、示された実施形態では、複数の接触要素 30 c、例えば、質感がある突起又は「隆起」を備える。ハンドルアセンブリ 12 には、様々な人間工学的特徴を組み込むことができることが、当業者には理解されよう。そのような人間工学的特徴は、この特許の内容全体を参照により本明細書に組み込まれる米国特許出願公開公報第 2009/0105750 号、表題「Ergonomic Surgical Instruments」に説明される。

30

【0031】

一実施形態例では、トグルスイッチ 30 は、ユーザーの手によって操作され得る。ユーザーは、不注意又は意図的でない起動を常に回避しつつ、任意の時点で第 1 及び第 2 の突起ノブ 30 a、30 b に容易にアクセスすることができる。トグルスイッチ 30 は、超音波アセンブリ 16 及び / 又は超音波アセンブリ 16 への電力を制御するために指で容易に操作され得る。例えば、人差し指を使用して、第 1 の接触部分 30 a を起動し、超音波アセンブリ 16 をオンにして、最大（MAX）電力レベルにすることができる。人差し指を使用して、第 2 の接触部分 30 b を起動し、超音波アセンブリ 16 をオンにして、最小（MIN）電力レベルにすることができる。別の実施形態では、ロッカースイッチが、器具 10 を標準設定と特別設定との間で回転させ得る。特別設定では、1 つ又は 2 つ以上の特別プログラムを、器具 10 によって実行することができる。トグルスイッチ 30 は、ユーザーが第 1 又は第 2 の突起ノブ 30 a、30 b を見なくても操作され得る。例えば、第 1 の突起ノブ 30 a 又は第 2 の突起ノブ 30 b は、これらを見ずに第 1 と第 2 の突起ノブ 30 a、30 b を触覚的に区別するために、粗い質感又は突起を備えることができる。

40

【0032】

他の実施形態では、トリガ 32 及び / 又はトグルスイッチ 30 を使用して、電気外科的 / RF モジュール 23 を個別に、又は超音波発生器モジュール 21 の始動と組み合わせて始動することができる。

50

【 0 0 3 3 】

一実施形態例では、遠位回転アセンブリ 1 3 は、長手方向軸「T」を中心とするいずれかの方向に、制限されることなく回転可能である。遠位回転アセンブリ 1 3 は、細長シャフトアセンブリ 1 4 に機械的に係合される。遠位回転アセンブリ 1 3 は、ハンドルアセンブリ 1 2 の遠位端上に配置される。遠位回転アセンブリ 1 3 は、円筒形のハブ 4 6 と、ハブ 4 6 を覆うように形成される回転ノブ 4 8 とを備える。ハブ 4 6 は、細長シャフトアセンブリ 1 4 を機械的に係合する。回転ノブ 4 8 は、縦溝彫りの高分子特徴部を含むことができ、細長シャフトアセンブリ 1 4 を回転させるために、指（例えば、人差し指）によって係合され得る。ハブ 4 6 は、回転ノブ 4 8 を形成するために、一次構造を覆うように成型される材料を備えることができる。回転ノブ 4 8 は、ハブ 4 6 を覆うようにオーバーモールドされ得る。ハブ 4 6 は、遠位端で露出される端部キャップ部分 4 6 a を備える。ハブ 4 6 の端部キャップ部分 4 6 a は、腹腔鏡手術中にトロカールの表面に接触することができる。ハブ 4 6 は、端部キャップ部分 4 6 a とトロカールとの間に生じ得るいかなる摩擦も軽減するために、ポリカーボネートなどの耐久性硬質プラスチックで形成され得る。回転ノブ 4 8 は、より正確な回転グリップを提供するために、隆起リブ 4 8 a と、リブ 4 8 a の間に配置される凹部分 4 8 b で形成される「扇形」又は縦溝を備えることができる。一実施形態例では、回転ノブ 4 8 は、複数の縦溝（例えば、3 つ又はそれ以上の縦溝）を備えることができる。他の実施形態では、任意の好適な数の縦溝が使用され得る。回転ノブ 4 8 は、硬質プラスチック材料上にオーバーモールドされるより柔らかい高分子材料で形成され得る。例えば、回転ノブ 4 8 は、例えば、G L S 社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（登録商標）（VersaflexR）T P E 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。このより柔らかいオーバーモールド材料は、より大きなグリップ及び回転ノブ 4 8 の動作のより正確な制御を提供することができる。滅菌に対する妥当な耐性を提供し、生体適合性であり、外科用手袋に対する妥当な摩擦抵抗を提供する任意の材料は、回転ノブ 4 8 を形成するために使用され得る。

【 0 0 3 4 】

一実施形態例では、ハンドルアセンブリ 1 2 は、第 1 の部分 1 2 a と、第 2 の部分 1 2 b とを備える 2 つのハウジング部分又は側板から形成される。遠位端から近位端へハンドルアセンブリ 1 2 を見るユーザーの視点から、第 1 の部分 1 2 a は、右部分と見なされ、第 2 の部分 1 2 b は、左部分と見なされる。第 1 の部分 1 2 a 及び第 2 の部分 1 2 b のそれぞれは、互いに機械的に整列し、噛み合うような寸法にされた、複数のインターフェース 6 9（図 5）を含み、これらによりハンドルアセンブリ 1 2 を形成し、その中に内部作動要素を収容する。ハンドルアセンブリ 1 2 と一体的に関連する固定ハンドル 3 4 は、ハンドルアセンブリ 1 2 の第 1 及び第 2 の部分 1 2 a 及び 1 2 b を組み立てることで形になる。複数の追加的な境界面（図示せず）は、例えば、エネルギー方向 / 偏向点の超音波溶接の目的で、ハンドルアセンブリ 1 2 の第 1 及び第 2 の部分 1 2 a 及び 1 2 b の周囲の様々な点で配置され得る。第 1 及び第 2 の部分 1 2 a 及び 1 2 b（並びに以下に説明される他の構成要素）は、当該技術分野において既知の任意の方法で、合わせて組み立てられ得る。例えば、整合ピン、スナップ様境界面、舌及び溝境界面、係止タブ、接着ポートは、すべて、アセンブリの目的で、単独でか、又は組み合わせてかのいずれかで利用され得る。

【 0 0 3 5 】

一実施形態例では、細長シャフトアセンブリ 1 4 は、ハンドルアセンブリ 1 2 及び遠位回転アセンブリ 1 3 を機械的に係合するように適合される近位端 5 0 と、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 を機械的に係合するように適合される遠位端 5 2 とを備える。細長シャフトアセンブリ 1 4 は、外部管状シース 5 6 と、外部管状シース 5 6 内に配置される往復管状作動部材 5 8 とを備える。管状往復管状作動部材 5 8 の近位端は、トリガ 3 2 の作動及び / 又は開放にตอบสนองして方向 6 0 A 又は 6 0 B のいずれかの方向に移動するように、ハンドルアセンブリ 1 2 のトリガ 3 2 に機械的に係合される。回転可能に移動可能なトリガ 3 2 は、長手方向軸「T」に沿って往復運動を生成し得る。そのような運動は、例えば、

エンドエフェクタアセンブリ 26 のジョー又はクランピング機構の作動に使用することができる。一連の連結部は、トリガ 32 の枢動回転を、作動機構に連結するヨークの軸方向運動に変換し、それは、エンドエフェクタアセンブリ 26 のクランピング機構のジョーの開閉を制御する。管状往復管状作動部材 58 の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ 26 に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材 58 の遠位端は、トリガ 32 の作動及び / 又は開放にตอบสนองしてクランプアームアセンブリ 64 を開閉するために、旋回点 70 を中心に旋回可能であるクランプアームアセンブリ 64 に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ 64 は、トリガ 32 が方向 33 A に圧迫されるとき、旋回点 70 を中心に、開いた位置から閉じた位置に方向 62 A で移動可能である。クランプアームアセンブリ 64 は、トリガ 32 が方向 33 B へ開放されるか、又は外向きに接触されるとき、旋回点 70 を中心に、方向 62 B の閉じた位置から開いた位置に移動可能である。

10

【 0 0 3 6 】

一実施形態例では、エンドエフェクタアセンブリ 26 は、細長シャフトアセンブリ 14 の遠位端 52 に取り付けられ、クランプアームアセンブリ 64 と、ブレード 66 とを含む。エンドエフェクタアセンブリ 26 のクランピング機構のジョーは、クランプアームアセンブリ 64 及びブレード 66 によって形成される。ブレード 66 は、超音波始動式であり、超音波変換器 16 に音響的に連結される。ハンドルアセンブリ 12 上のトリガ 32 は、クランプアームアセンブリ 64 の動作に影響するように機械的に合わせて協動する駆動アセンブリに最終的に接続される。トリガ 32 を方向 33 A へ圧迫することは、クランプアームアセンブリ 64 を開いた位置から方向 62 A に移動させ、クランプアームアセンブリ 64 及びブレード 66 は、互いに対して離間した関係において、クランプしたか、又は閉じた位置へ配置され、クランプアームアセンブリ 64 及びブレード 66 は、その間の組織を握るように協動する。クランプアームアセンブリ 64 は、ブレード 66 とクランプアーム 64 との間の組織に係合するクランプパッド 69 を備えることができる。トリガ 32 を方向 33 B に開放することは、クランプアームアセンブリ 64 を、閉じた関係から開いた位置へ方向 62 B に移動させ、クランプアームアセンブリ 64 及びブレード 66 は、互いに対して離間した関係に配置される。

20

【 0 0 3 7 】

ハンドルアセンブリ 12 の近位部分は、超音波アセンブリ 16 の遠位端を受容するための近位開口部 68 を備える。超音波アセンブリ 16 は、近位開口部 68 に挿入され、内視鏡シャフトアセンブリ 14 に機械的に係合される。

30

【 0 0 3 8 】

一実施形態例では、トリガ 32 の細長トリガフック 36 部分は、より短い全長及び回転運動を有する、より長いトリガレバーを提供する。細長トリガフック 36 のより長いレバーは、ユーザーが開口 38 内で複数の指を使用して、細長トリガフック 36 を操作し、トリガ 32 を方向 33 B で旋回させて、エンドエフェクタアセンブリ 26 のジョーを開くことを可能にする。例えば、ユーザーは、3本の指を（例えば、中指、薬指、及び小指）開口 38 に挿入することができる。複数の指は、外科医が、エンドエフェクタアセンブリ 26 を始動させるために、トリガ 32 及び細長トリガフック 36 上により高いインプット力を働かせることを可能にする。より短い全長及び回転運動は、トリガ 32 を方向 33 A に閉じるか、若しくは圧迫するときか、又はトリガ 32 を方向 33 B の外向きの開口運動に開くとき、より快適なグリップをもたらし、指を更に外向きに伸展させる必要が少なくなる。これは、方向 33 B へのトリガ 32 の外向きの開口運動に関連する手の疲労及び緊張を実質的に少なくする。トリガの外向きの開口運動は、バネ要素 98（図 5）によって、バネの補助を受け、疲労を軽減することを助ける。開くバネの力は、開くことの容易性を支援するために十分であるが、切開を広げる間の組織間緊張の触覚的な反応に悪影響を与えるほど強くない。

40

【 0 0 3 9 】

例えば、外科的処置中、親指又は人差し指のいずれかを使用して、細長シャフトアセン

50

ブリ 1 4 の回転を制御し、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のジョーを好適な向きで配置することができる。中指及び / 又は他の下の指を使用して、トリガ 3 2 を圧迫し、ジョー内の組織を掴むことができる。ジョーが所望の位置に配置され、ジョーが組織に対してクランプされると、人差し指を使用して、トリガスイッチ 3 0 を起動し、超音波変換器 1 6 の電力レベルを調整し、組織を治療することができる。組織が治療されると、次いで、ユーザーは、中指及び / 又は下の指で細長トリガフック 3 6 を遠位方向に外向きに押すことによってトリガ 3 2 を開放し、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 のジョーを開くことができる。この基本的方法は、ユーザーがハンドルアセンブリ 1 2 のグリップを調整することなく行うことができる。

【 0 0 4 0 】

図 3 ~ 4 は、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 に対する細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 4 の接続を示す。前述の通り、示された実施形態では、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 は、クランプ機構のジョーを形成する、クランプアームアセンブリ 6 4 と、ブレード 6 6 とを備える。ブレード 6 6 は、超音波変換器 1 6 に音響的に連結される超音波始動式のブレードであり得る。トリガ 3 2 は、駆動アセンブリに機械的に接続される。合わせて、トリガ 3 2 及び駆動アセンブリは、クランプアームアセンブリ 6 4 A を開いた位置に方向 6 2 B で移動させるように機械的に連携し、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 は、互いに対して離間した関係において、クランプした、又は閉じた位置へ方向 6 2 B で配置され、クランプアームアセンブリ 6 4 及びブレード 6 6 は、連携してその間の組織を掴む。クランプアームアセンブリ 6 4 は、ブレード 6 6 とクランプアーム 6 4 との間の組織に係合するクランプパッド 6 9 を備えることができる。管状往復管状作動部材 5 8 の遠位端は、エンドエフェクタアセンブリ 2 6 に機械的に係合される。示された実施形態では、管状往復管状作動部材 5 8 の遠位端は、トリガ 3 2 の始動及び / 又は開放にตอบสนองしてクランプアームアセンブリ 6 4 を開閉するために、旋回点 7 0 を中心に旋回可能であるクランプアームアセンブリ 6 4 に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアームアセンブリ 6 4 は、トリガ 3 2 が方向 3 3 A に圧迫されるとき、旋回点 7 0 を中心に、開いた位置から閉じた位置に方向 6 2 B に移動可能である。クランプアームアセンブリ 6 4 は、トリガ 3 2 が方向 3 3 B で開放されるか、又は外向きに接触されるとき、旋回点 7 0 を中心に、閉じた位置から開いた位置に方向 6 2 A で移動可能である。

【 0 0 4 1 】

先述のように、クランプアームアセンブリ 6 4 は、電気外科的 / R F 発生器モジュール 2 3 に電氣的に連結された電極を含み得て、治療レベル及び / 又は治療レベル未満のエネルギーを受容し、ここで、電気外科的 / R F エネルギーは、ブレード 6 6 に適用されている超音波エネルギーと同時に又は非同時に電極に適用され得る。そのようなエネルギーの起動は、任意の好適な組み合わせで適用し、アルゴリズム又は他の制御ロジックと連携して所望する組織効果を達成することができる。

【 0 0 4 2 】

図 5 は、図 2 に示される超音波外科用器具 1 0 の分解図である。示された実施形態では、分解図は、ハンドルアセンブリ 1 2 の内部要素、ハンドルアセンブリ 1 2、遠位回転アセンブリ 1 3、スイッチアセンブリ 2 8、及び細長内視鏡シャフトアセンブリ 1 4 を示す。示された実施形態では、第 1 及び第 2 の部分 1 2 a、1 2 b は、ハンドルアセンブリ 1 2 を形成するために一致する。第 1 及び第 2 の部分 1 2 a、1 2 b は、それぞれ、ハンドルアセンブリ 1 2 を形成するために互いに機械的に整合し、係合し、超音波外科用器具 1 0 の内部機能構成要素を包囲する大きさである複数の境界面 6 9 を備える。回転ノブ 4 8 は、円方向 5 4 に 3 6 0 度まで回転し得るよう、外部管状シース 5 6 に機械的に係合する。外部管状シース 5 6 は、往復管状作動部材 5 8 を覆うように配置され、複数の連結要素 7 2 を介してハンドルアセンブリ 1 2 内に機械的に係合され、保持される。連結要素 7 2 は、O - リング 7 2 a と、管カラーキャップ 7 2 b と、遠位ワッシャ 7 2 c と、近位ワッシャ 7 2 d と、ねじ山管カラー 7 2 e とを備えることができる。往復管状作動部材 5 8 は

、ハンドルアセンブリ 12 の第 1 と第 2 の部分 12 a、12 b との間に保持される往復ヨーク 84 内に配置される。ヨーク 84 は、往復ヨークアセンブリ 88 の一部である。一連の連結部は、細長トリガフック 32 の枢動回転を、往復ヨーク 84 の軸方向運動に変換し、それは、超音波外科用器具 10 の遠位端にあるエンドエフェクタアセンブリ 26 のクランピング機構のジョーの開閉を制御する。一実施形態例では、4 リンク設計は、例えば、比較的短い回転長さにおける機械利得を提供する。

【0043】

一実施形態例では、超音波伝達導波管 78 は、往復管状作動部材 58 の内側に配置される。超音波伝達導波管 78 の遠位端 52 は、ブレード 66 に音響的に連結され（例えば、直接的又は間接的に機械的に連結され）、超音波伝達導波管 78 の近位端 50 は、ハンドルアセンブリ 12 内に受容される。超音波伝達導波管 78 の近位端 50 は、以下で詳述されるように、超音波変換器 16 の遠位端に音響的に連結するように適合される。超音波伝達導波管 78 は、保護シース 80 及びシリコンリングなどの複数の単離要素 82 によって、細長シャフトアセンブリ 14 の他の要素から単離される。外部管状シース 56、往復管状作動部材 58、及び超音波伝達導波管 78 は、ピン 74 によって機械的に係合される。スイッチアセンブリ 28 は、トグルスイッチ 30 と、第 1 又は第 2 の突起ノブ 30 a、30 b の起動により超音波変換器 16 を通電させる電気要素 86 a、b とを備える。

【0044】

一実施形態例では、外部管状シース 56 は、ユーザー又は患者を、超音波伝達導波管 78 の超音波振動から単離する。外部管状シース 56 は、一般的に、ハブ 76 を含む。外部管状シース 56 は、ハンドルアセンブリ 12 の遠位端上に螺入される。超音波伝達導波管 78 は、外部管状シース 56 の開口部を通して延在し、単離要素 82 は、超音波伝達導波管 24 を外部管状シース 56 から単離する。外部管状シース 56 は、ピン 74 で導波管 78 に取り付けられてもよい。導波管 78 においてピン 74 を受容するための穴は、名目上は変位節で生じ得る。導波管 78 は、スタッドによってハンドピースハンドルアセンブリ 12 内にねじ込む又は留めることができる。ハブ 76 上の平坦部分は、アセンブリが必要なレベルまで捻られることを可能にすることができる。一実施形態例では、外部管状シース 56 のハブ 76 部分は、好ましくは、プラスチックから構築され、外部管状シース 56 の管状細長部分は、ステンレス鋼から作られる。あるいは、超音波伝達導波管 78 は、それを外側の接触から隔離するために、それを取り囲むポリマー材料を含んでもよい。

【0045】

一実施形態例では、超音波伝達導波管 78 の遠位端は、好ましくは、腹で、又はその付近の内部での螺入接続によって、ブレード 66 の近位端に連結され得る。ブレード 66 は、溶接継手などの任意の好適な手段によって、超音波伝達導波管 78 に取り付けられ得ることが想到される。ブレード 66 は、超音波伝達導波管 78 から取り外し可能であり得るが、単一要素エンドエフェクタ（例えば、ブレード 66）及び超音波伝達導波管 78 は、単一の一体型ピースとして形成され得ることも想到される。

【0046】

一実施形態例では、トリガ 32 はリンケージ機構に連結され、方向 33 A 及び 33 B のトリガ 32 の回転運動を、方向 60 A 及び 60 B に対応する往復管状作動部材 58 の直線運動に変換する。トリガ 32 は、第 1 のヨークピン 92 a を受容するように内部に形成された開口部を有する、第 1 のセットのフランジ 98 を備える。第 1 のヨークピン 92 a はまた、ヨーク 84 の遠位端に形成された開口部のセットを通るように配置される。トリガ 32 はまた、リンク 92 の第 1 の末端部 92 a を受容するための、第 2 のセットのフランジ 96 も備える。トリガピン 90 は、リンク 92 及び第 2 のセットのフランジ 96 に形成される開口部に受容される。トリガピン 90 は、リンク 92 及び第 2 のセットのフランジ 96 に形成される開口部において受容され、トリガ 32 に対するトリガ旋回点を形成するために、ハンドルアセンブリ 12 の第 1 及び第 2 の部分 12 a、12 b に連結するように適合される。リンク 92 の第 2 の末端部 92 b は、ヨーク 84 の近位端に形成されるスロット 384 に受容され、第 2 のヨークピン 94 b によってそこに保持される。トリガ 32

がトリガピン 90 によって形成される旋回点 190 を中心に枢動可能に回転する際、ヨークは、矢印 60 A、B によって示される方向で、長手方向軸「T」に沿って水平に並進する。

【0047】

図 8 は、超音波外科用器具 10 の一実施形態例を示す。示された実施形態では、超音波変換器 16 の断面図をハンドルアセンブリ 12 の部分切り取り図内に示す。超音波外科用器具 10 の一実施形態例は、ハンドピースハウジング 99 を備える超音波変換器 16 に連結される超音波信号発生器 20 と、超音波始動式の単一又は複数の要素エンドエフェクタアセンブリ 26 とを備える。先述のように、エンドエフェクタアセンブリ 26 は、超音波始動式のブレード 66 と、クランプアーム 64 とを備える。超音波変換器 16 は、「ランジュバンスタック」として既知であるが、一般に変換部分 100、第 1 の共振器部分又はエンドベル 102、及び第 2 の共振器部分又はフォアベル 104、及び付属構成要素を含む。これらの構成要素の全構成体は共振器である。超音波変換器 16 は、好ましくは、後に詳述されるように、長さが 2 分の 1 システム波長の整数 ($n/2$ であり、「 n 」は、任意の正の整数、例えば、 $n = 1, 2, 3, \dots$ である) である。音響アセンブリ 106 は、超音波変換器 16 と、ノーズコーン 108 と、速度変成器 118 と、表面 110 とを含む。

10

【0048】

一実施形態例では、エンドベル 102 の遠位端は変換部分 100 の近位端に接続され、フォアベル 104 の近位端は変換部分 100 の遠位端に接続される。フォアベル 104 及びエンドベル 102 は、変換部分 100 の厚さ、エンドベル 102 及びフォアベル 22 を作製するのに使用される材料の密度及び弾性率、並びに超音波変換器 16 の共振周波数などの多くの変数により決定される長さを有する。フォアベル 104 は、速度変成器 118 として、超音波振動の振幅を増幅するようにその近位端からその遠位端に内側に細くなっているてもよい、又は、その代わりに、増幅していなくてもよい。好適な振動周波数範囲は、約 20 Hz ~ 32 kHz であり、より適切な振動周波数範囲は約 30 ~ 10 kHz であってよい。好適な動作振動周波数は、例えばおよそ 55.5 kHz であってよい。

20

【0049】

一実施形態例では、圧電素子 112 は、例えば、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛、チタン酸鉛、チタン酸バリウム、又は他の圧電セラミック材料などの任意の好適な材料から作ることができる。正極 114、負極 116、及び圧電素子 112 のそれぞれは、中心を通して延びる穴を有する。正極 114 及び負極 116 は、ワイヤ 120 及び 122 にそれぞれ電氣的に連結されている。ワイヤ 120 及び 122 は、ケーブル 22 内に封入され、超音波信号発生器 20 に電氣的に接続可能である。

30

【0050】

音響アセンブリ 106 の超音波変換器 16 は、超音波信号発生器 20 からの電気信号を機械的エネルギーに変換し、それによって主として、超音波周波数における超音波変換器 16 及びエンドエフェクタアセンブリ 26 のブレード 66 部分の長手方向の振動運動の音響定在波が得られる。別の実施形態では、超音波変換器の振動運動は異なる方向に作用してもよい。例えば、振動運動は、細長シャフトアセンブリ 14 の先端のより複雑な運動の局所長手方向の構成要素を含むことができる。好適な発生器は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) から、モデル番号 GEN11 として入手可能である。音響アセンブリ 106 が活性化されると、振動運動の定在波が音響アセンブリ 106 を通して発生する。超音波外科用器具 10 は、共鳴時に作動するように設計され、それにより、所定の振幅の音響定在波パターンが生み出される。音響アセンブリ 106 に沿う任意の点における振動運動の振幅は、振動運動が測定される音響アセンブリ 106 に沿う場所に依存する。振動運動定在波における最小又はゼロ交差は、一般的に節 (すなわち、運動が最小である) として称され、定在波における局所的最大絶対値又はピークは、一般的に、腹 (すなわち、局所的運動は最大である) として称される。腹とその最も近い節との間の距離は、波長の 4 分の 1 ($\lambda/4$) である。

40

50

【 0 0 5 1 】

ワイヤ 1 2 0 及び 1 2 2 は、超音波信号発生器 2 0 から正極 1 1 4 及び負極 1 1 6 に電気信号を伝達する。圧電素子 1 1 2 は、例えば、音響アセンブリ 1 0 6 において音響定在波を生み出すための足踏みスイッチなどのアクチュエータ 2 2 4 に応答して、超音波信号発生器 2 0 から供給される電気信号によって通電される。電気信号は、圧電素子 1 1 2 中に、繰り返される小変位形態の乱れをを起こし、材料中に大きな交互の圧縮及び伸張力をもたらす。繰り返される小変位は、圧電素子 1 1 2 を連続的方式で電圧勾配の軸に沿って伸縮させ、超音波エネルギーの長手方向の波を生成する。超音波エネルギーは、細長シャフトアセンブリ 1 4 の伝達構成要素又は超音波伝達導波管部分 7 8 を介してエンドエフェクタアセンブリ 2 6 のブレード 6 6 部分へ音響アセンブリ 1 0 6 を通って伝達される。

10

【 0 0 5 2 】

一実施形態例では、音響アセンブリ 1 0 6 がエネルギーをエンドエフェクタアセンブリ 2 6 のブレード 6 6 部分へ供給するために、音響アセンブリ 1 0 6 のすべての構成要素は、ブレード 6 6 に音響的に連結しなければならない。超音波変換器 1 6 の遠位端は、スタッド 1 2 4 などの螺入接続によって、表面 1 1 0 において超音波伝達導波管 7 8 の近位端に音響的に連結されてもよい。

【 0 0 5 3 】

一実施形態例では、音響アセンブリ 1 0 6 の構成要素は、好ましくは音響的に調整され、それにより、任意のアセンブリの長さは、2 分の 1 波長の整数 ($n / 2$) であり、波長 λ は、音響アセンブリ 1 0 6 の予め選択されたか、又は作動中の長手方向振動駆動周波数 f_d の波長である。音響アセンブリ 1 0 6 は、音響要素の任意の好適な配列を組み込んでよいことも想到される。

20

【 0 0 5 4 】

一実施形態例では、ブレード 6 6 は、2 分の 1 システム波長 ($n / 2$) の整数倍と実質的に等しい長さを有することができる。ブレード 6 6 の遠位端は、遠位端の最大長手方向の振動幅を提供するために、腹付近に配置され得る。変換器アセンブリが通電されると、ブレード 6 6 の遠位端は、例えば、約 1 0 ~ 5 0 0 マイクロメートルのピークからピークまでの範囲内で、好ましくは、例えば、5 5 k H z の予め定められた振動周波数において、約 3 0 ~ 6 4 マイクロメートルの範囲内で移動するように構成され得る。

【 0 0 5 5 】

一実施形態例では、ブレード 6 6 は、超音波伝達導波管 7 8 に連結され得る。ここに示すように、ブレード 6 6 及び超音波伝達導波管 7 8 は、超音波エネルギーの伝達のために好適な材料からの単一ユニット構成として形成される。こうした材料の例には、Ti 6 Al 4 V (アルミニウム及びバナジウムを含むチタンの合金)、アルミニウム、ステンレス鋼、又は他の好適な材料が挙げられる。或いは、ブレード 6 6 は超音波伝達導波管 7 8 から分離可能 (かつ異なる組成のもの) であって、例えば、スタッド、溶接、接着剤、急速接続、又は他の好適な既知の方法によって連結されてもよい。超音波伝達導波管 7 8 の長さは、例えば、2 分の 1 波長の整数 ($n / 2$) に実質的に等しくてよい。超音波伝達導波管 7 8 は、例えば上述のチタン合金 (すなわち、Ti 6 Al 4 V) 若しくは任意の好適なアルミニウム合金、又は他の合金など、超音波エネルギーを効率的に伝播するのに好適な材料から構築された中実コアシャフトから好ましくは作られてもよい。

30

40

【 0 0 5 6 】

一実施形態例では、超音波伝達導波管 7 8 は、スタッド 1 2 4 などの螺入接続によって、超音波伝達導波管 7 8 の表面 1 1 0 に連結するために、近位端にある長手方向に突起する取り付け支柱を備える。超音波伝達導波管 7 8 は、複数の節に位置付けられる、複数の安定用のシリコンリング又は適合する支持体 8 2 (図 5) を含むことができる。シリコンリング 8 2 は、望ましくない振動を減衰させ、外部保護シース 8 0 (図 5) からの超音波エネルギーを分離することにより、長手方向の超音波エネルギーのブレード 6 6 の遠位端への流れが最大限効率的になるようにする。

【 0 0 5 7 】

50

図9は、近位回転アセンブリ128の一実施形態例を示す。示された実施形態では、近位回転アセンブリ128は、円筒形のハブ135を覆うように挿入される近位回転ノブ134を備える。近位回転ノブ134は、円筒形のハブ135の近位端上に形成される、対応するスロット130に受容される複数の放射状突起138を備える。近位回転ノブ134は、超音波変換器16の遠位端を受容するための開口部142を画定する。放射状突起138は、柔らかいポリマー材料で形成され、超音波変換器16の遠位端が嵌合されたときに摩擦干渉嵌合を生じさせるために、超音波変換器16の外径に対して小さい直径を画定する。ポリマー放射状突起138は、超音波変換器16の外部ハウジングをしっかりと把持する「グリップ」リブを形成するために、開口部142へ半径方向に突出する。したがって、近位回転ノブ134は、超音波変換器16をしっかりと把持する。

10

【0058】

円筒形のハブ135の遠位端は、円周縁132と、円周軸受表面140とを備える。円周縁はハウジング12に形成された溝に係合し、円周軸受表面140はハウジング12に係合する。そのため、円筒形のハブ135は、ハウジング12の2つのハウジング部分（図示せず）内に機械的に保持される。円筒形のハブ135の円周縁132は、第1と第2のハウジング部分12a、12bとの間に配置されるか、又は「嵌められ」、溝内の定位置で自由に回転できる。円周軸受表面140は、適切な回転を補助するために、ハウジングの内側部分に対して位置する。そのため、円筒形のハブ135は、ハウジング内の定位置で自由に回転できる。ユーザーは、ハウジング12内で円筒形のハブ135を回転させるために、近位回転ノブ134上に形成される縦溝136を指又は親指のいずれかと係合させる。

20

【0059】

一実施形態例では、円筒形のハブ135は、ポリカーボネートなどの耐久性プラスチックで形成され得る。一実施形態例では、円筒形のハブ135は、シリコン処理をしたポリカーボネート材料で形成され得る。一実施形態例では、近位回転ノブ134は、例えば、GLS社（GLS Corporation）によって作製されるバーサフレックス（Versaflex）（登録商標）TP E合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料で形成され得る。近位回転ノブ134は、例えば、エラストマ材料、サントプレーン（Santoprene）（登録商標）として周知の熱可塑性ゴム、他の熱可塑性加硫物（TPVs）、又はエラストマで形成され得る。ただし、実施形態はこの文脈に限定されない。

30

【0060】

図10は、単一要素エンドエフェクタ278を有する外科用器具210を含む外科用システム200の一実施形態を示す。システム200は、ここに示されるように、エンドエフェクタ278に連結された変換器アセンブリ216と、エンドエフェクタ278の近位部分の周りに位置決めされたシース256とを含むことができる。変換器アセンブリ216及びエンドエフェクタ278は、前述の変換器アセンブリ16及びエンドエフェクタ18と同様の様式で動作して、ブレード226'を通じて組織に伝達できる超音波エネルギーを生み出すことができる。

【0061】

図11～18Cは、治療レベル又は治療レベル未満の電気エネルギーを利用して組織を治療及び/又は破壊する、又はフィードバックを発生器（例えば、電気外科用器具）に提供する外科用器具の様々な実施形態を示す。図11～18Cの実施形態は、手動又は手で操作する様式での使用に適合される一方で、電気外科用器具をロボットの用途にも同様に使用することができる。図11は、電気エネルギー外科用器具310を備える外科用器具システム300の一実施形態例の斜視図である。電気外科用器具310は、近位ハンドル312と、遠位作業端部又はエンドエフェクタ326と、それらの間に配設される導入器又は細長シャフト314とを備えることができる。

40

【0062】

電気外科的システム300は、例えば、電気エネルギー、超音波エネルギー、熱エネルギー、又は任意のそれらの組み合わせなどのエネルギーを、患者の組織に、個別又は同時

50

のいずれかにて、例えば図 1 に関連して説明されるように供給するよう構成することができる。一実施形態例では、電気外科的システム 300 は、電気外科用器具 310 と電気通信を行う発生器 320 を含む。発生器 320 は、電気外科用器具 310 に、ケーブル 322 などの好適な伝送媒体を介して接続される。一実施形態例では、発生器 320 は、例えば、制御ユニット 325 など、コントローラに連結される。様々な実施形態では、制御ユニット 325 は、発生器 320 と一体に形成され得るか、又は、発生器 320 に電氣的に連結された別の回路モジュール又は装置として提供され得る（このオプションを例示するために図では仮想線で示されている）。ここで開示する実施形態では、発生器 320 は電気外科用器具 310 と分けて示されるが、一実施形態例では、発生器 320（及び / 又は、制御ユニット 325）は、電気外科用器具 310 と一体に形成されて単一の電気外科的システム 300 を形成することができ、ここで、電気外科用器具 310 内に配置されたバッテリーは、エネルギー源であり、バッテリーに連結された回路は、好適な電気エネルギー、超音波エネルギー、又は熱エネルギーを生成する。そのような 1 つの例を、図 17 ~ 18 C に関連して本明細書に説明する。

10

【0063】

発生器 320 は、発生器 320 コンソールの前側パネル上に配置された入力装置 335 を備えることができる。入力装置 335 は、例えば、キーボード又は入力ポートなど、発生器 320 の作動のプログラミングに好適な信号を生成する任意の好適な装置を備えることができる。一実施形態例では、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B 内の様々な電極を発生器 320 に連結することができる。ケーブル 322 は、電気外科用器具 310 の正極（+）及び負極（-）に電気エネルギーを印加する多数の電氣的導電線を含むことができる。制御ユニット 325 は、電源としてサージすることができる発生器 320 の始動に使用することができる。様々な実施形態では、発生器 320 は、個別又は同時に始動することができる、例えば、RF 源、超音波源、直流電源、及び / 又は任意の他の好適な種類の電気エネルギー源を備えることができる。

20

【0064】

様々な実施形態では、電気外科的システム 300 は、少なくとも 1 つの供給導体 331 と、少なくとも 1 つの戻り導体 333 とを含んでもよく、電流は、供給導体 331 を介して電気外科用器具 300 に供給されることができ、また、電流は、戻り導体 333 を介して発生器 320 に戻ることができる。様々な実施形態では、供給導体 331 及び戻り導体 333 は、絶縁線及び / 又は任意の他の好適な種類の導体を含んでもよい。特定の実施形態では、以下に説明するように、供給導体 331 及び戻り導体 333 は、発生器 320 と電気外科用器具 310 のエンドエフェクタ 326 との間（又は少なくとも部分的にそれらの間）に延びるケーブル 322 の中に収容されてもよい、及び / 又は当該ケーブルを含んでもよい。いずれの場合にも、発生器 320 は、十分な電流をエンドエフェクタ 110 に供給することができるように、供給導体 331 と戻り導体 333 との間に十分な電圧差を印加するように構成され得る。

30

【0065】

図 12 は、外科用器具 310 のハンドル 312 の一実施形態例の側面図である。図 12 では、ハンドル 312 は、第 2 のハンドル本体 312 B 内の様々な構成要素を例示するために、第 1 のハンドル本体 312 A（図 11 参照）の半分が取り除かれた状態で示されている。ハンドル 312 は、パス 33 に沿って引かれることができるレバーアーム 321（例えば、トリガ）を備えることができる。レバーアーム 321 の延長部 398 に動作可能に係合されたシャトル 384 によって、レバーアーム 321 は、細長シャフト 314 内に配設された軸方向に移動可能な部材 378（図 13 ~ 16）に連結されることができる。シャトル 384 は、パネ 388 などの付勢装置に更に接続されてもよく、このパネ 388 は、第 2 のハンドル本体 312 B にも接続されて、シャトル 384、ひいては軸方向に移動可能な部材 378 を近位方向に付勢し、それによって、図 11 に見られるような開いた位置にジョー 364 A 及び 364 B を動かすことができる。更に、図 11 ~ 12 を参照すると、係止部材 190（図 12 参照）は、係止スイッチ 328（図 11 参照）によって、

40

50

図のようにシャトル 384 が遠位側に移動するのが実質的に防止される係止位置と、シャトル 384 が細長シャフト 314 に向かって遠位方向に自由に移動するのを可能にし得る係止解除位置との間を移動することができる。ハンドル 312 は、任意の種類のピストルグリップ、又は、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B を作動させるための作動レバー、トリガ、又はスライダを支持するように構成された、当該技術分野において既知の他の種類のハンドルであり得る。細長シャフト 314 は、円筒形又は長方形の横断面を有しており、例えば、ハンドル 312 から延びる薄壁管状スリーブを備えることができる。細長シャフト 314 は、それを貫いて延びる穴を有しており、この穴は、アクチュエータ機構、例えば、ジョーを作動させるための軸方向に移動可能な部材 378 を支持するためのものであり、また、エンドエフェクタ 326 の電気外科的構成要素に電気エネルギーを供給する電気リード線を支持するためのものである。

10

【0066】

エンドエフェクタ 326 は、組織を捕えて切除し、そして捕えた組織を制御されたエネルギー（例えば、RF エネルギー）の適用にて同時に溶接するよう適合することができる。第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B を近づけることで、軸方向に可動部材 378 によって画定される長手方向軸「T」周りの組織を捕え又は係合することができる。第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B はまた、組織に圧縮力を加えることもできる。いくつかの実施形態では、細長シャフト 314 は、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B と共に、矢印 196（図 11 参照）で示されるように、ハンドル 312 に対して、完全に 360 度回転され得る。例えば、回転ノブ 348 は、細長シャフト 314 の長手方向軸を中心として回転可能とすることができ、ノブ 348 の回転が、対応する細長シャフト 314 の回転を生じることができるよう、細長シャフト 314 に連結されることができる。第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B は、回転中、開放可能及び / 又は閉鎖可能な状態を維持することができる。

20

【0067】

図 13 は、ジョー 364 A、364 B が開いた状態のエンドエフェクタ 326 の一実施形態例の斜視図を示し、図 14 は、ジョー 364 A、364 B が閉じた状態のエンドエフェクタ 326 の一実施形態例の斜視図を示す。前述のように、エンドエフェクタ 326 は、直線又は曲線とすることができる、上方の第 1 のジョー 364 A 及び下方の第 2 のジョー 364 B を備えることができる。第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B はそれぞれ、それらのそれぞれの中間部分に沿ってそれぞれ外向きに配設される細長いスロット又はチャネル 362 A 及び 362 B を備えることができる。更に、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B はそれぞれ、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B の内側部分に配設された、歯 363 などの組織把持要素を有することができる。第 1 のジョー 364 A は、上方の第 1 の外向きの表面 202 A と上方の第 1 のエネルギー供給表面 365 A とを有する上方の第 1 のジョー本体 200 A を備えてもよい。第 2 のジョー 364 B は、下方の第 2 の外向きの表面 202 B と下方の第 2 のエネルギー供給表面 365 B とを有する下方の第 2 のジョー本体 200 B を備えてもよい。第 1 のエネルギー供給表面 365 A 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 B は共に、エンドエフェクタ 326 の遠位端の周りで「U」字型に延びてもよい。

30

40

【0068】

ハンドル 312（図 12）のレバーアーム 321 は、ジョー閉鎖機構としても機能し得る、軸方向に移動可能な部材 378 を作動させるよう適合され得る。例えば、図 12 に示すように、かつ上述のように、レバーアーム 321 が、シャトル 384 を介して、パス 33 に沿って近位方向に引かれる際に、軸方向に移動可能な部材 378 が遠位方向に付勢され得る。図 15 は、外科用器具 310 の軸方向に移動可能な部材 378 の一実施形態例の斜視図である。軸方向に移動可能な部材 378 は、1 個又は数個の部品を含んでもよいが、いずれにしても、細長シャフト 314 及び / 又はジョー 364 A、364 B に対して移動可能又は並進可能であってもよい。また、少なくとも一実施形態例では、軸方向に移動可能な部材 378 は、17-4 析出硬化ステンレス鋼にて作製してもよい。軸方向に移動

50

可能な部材 378 の遠位端は、ジョー 364 A 及び 364 B のチャンネル 362 A 及び 362 B 内で摺動するように構成されたフランジ付き「I」ビームを含む場合がある。軸方向に移動可能な部材 378 は、チャンネル 362 A、362 B 内を摺動することができ、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B を開閉する。軸方向に移動可能な部材 378 の遠位端はまた、上部フランジ又は「c」字型部 378 A 及び下部フランジ又は「c」字型部 378 B を含み得る。フランジ 378 A 及び 378 B はそれぞれ、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B の外向き表面に係合する内部カム表面 367 A 及び 367 B を画定している。ジョー 364 A 及び 364 B の開閉は、移動可能な「I ビーム」状の軸方向に移動可能な部材 378 及びジョー 364 A、364 B の外向き表面 369 A、369 B を含み得るカム機構を用いて、非常に大きな圧縮力を組織に印加することができる。

10

【0069】

より詳細には、ここで図 13 ~ 15 を参照すると、総じて、軸方向に移動可能な部材 378 の遠位端の内部カム表面 367 A 及び 367 B は、それぞれ、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B の第 1 の外向きの表面 369 A 及び第 2 の外向きの表面 369 B と摺動可能に係合するように適合され得る。第 1 のジョー 364 A 内のチャンネル 362 A 及び第 2 のジョー 364 B 内のチャンネル 362 B は、軸方向に移動可能な部材 378 (組織切断要素 371、例えば、鋭い末端縁を含み得る) の運動に適合するように寸法設定されかつ構成されてもよい。図 14 は、例えば、チャンネル 362 A 及び 362 B (図 13) を少なくとも部分的に通って進む軸方向に移動可能な部材 378 の遠位端を示す。軸方向に移動可能な部材 378 の前進は、エンドエフェクタ 326 を、図 13 に示される開構成から閉じ得る。図 14 に示す閉じた位置において、上方の第 1 のジョー 364 A 及び下方の第 2 のジョー 364 B はそれぞれ、第 1 のジョー 364 A 及び第 2 のジョー 364 B の第 1 のエネルギー供給表面 365 A と第 2 のエネルギー供給表面 365 B との間に、間隙つまり寸法 D を画定している。様々な実施形態において、例えば、寸法 D は約 0.01 mm ~ 約 1.0 mm (約 0.0005" ~ 約 0.040") に等しくすることができ、いくつかの実施形態では、例えば、約 0.03 ~ 0.25 mm (約 0.001" ~ 約 0.010") に等しくすることができる。また、第 1 のエネルギー供給表面 365 A 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 B の縁部は、組織の切開を防止するために丸められてもよい。

20

30

【0070】

図 16 は、外科用器具 310 のエンドエフェクタ 326 の一実施形態例の断面図である。下方のジョー 364 B の係合又は組織接触表面 365 B は、以下で詳述されるように、可変抵抗正温度係数 (PTC) 体などの導電抵抗マトリクスを通して、エネルギーを組織の少なくとも一部に供給するよう適合されている。上方及び下方のジョー 364 A、364 B の少なくとも 1 つは、エネルギーを発生器 320 から捕えた組織に供給するよう構成された少なくとも 1 つの電極 373 を有し得る。上方のジョー 364 A の係合又は組織接触表面 365 A は、同様の導電抵抗マトリクス (すなわち、PTC 材料) を有し得、いくつかの実施形態では、例えば、この表面は導電性電極又は絶縁層としてもよい。あるいは、このジョーの係合表面は、その開示全体を参照により本明細書に組み込むものとする、

40

米国特許第 6,773,409 号 (出願日: 2001 年 10 月 22 日、表題「ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY」) に開示の任意のエネルギー供給構成要素を有し得る。

【0071】

第 1 のエネルギー供給表面 365 A 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 B はそれぞれ、発生器 320 と電気的通信を行い得る。第 1 のエネルギー供給表面 365 A 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 B は、組織と接触し、捕捉した組織に電気外科用エネルギーを供給するように構成され得、これは組織を封止又は溶接するように適合されている。制御ユニット 325 は、電気発生器 320 によって供給された電気エネルギーを調節すること

50

ができ、電気発生器 320 は、第 1 のエネルギー供給表面 365 A 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 B に電気外科用エネルギーを供給する。エネルギー供給は、レバーアーム 321 に動作可能に係合し、かつケーブル 322 を介して発生器 320 に電氣的に導通している作動ボタン 328 (図 12) によって開始することができる。一実施形態例では、電気外科用器具 310 は、足踏みスイッチ 329 (図 11) を経由して、発生器 320 により活性化されることができる。例えば、作動されると、足踏みスイッチ 216 は発生器 320 を起動させて、電気エネルギーをエンドエフェクタ 326 に供給する。制御ユニット 325 は作動中、発生器 320 により生成される電力を調節する。足踏みスイッチ 329 は、多くの状況において好適であり得るが、他の好適な種類のスイッチを使用することができる。

10

【0072】

上記のように、電気発生器 320 により供給され、制御ユニット 325 により調節、さもなければ制御される電気外科用エネルギーは、無線周波 (RF) エネルギー又は他の好適な形態の電気エネルギーを含み得る。更に、対向する第 1 及び第 2 のエネルギー供給表面 365 A 及び 365 B は、発生器 320 及び制御ユニット 325 と電気通信を行う可変抵抗正温度係数 (PTC) 体を有し得る。電気外科用エンドエフェクタ、ジョー閉鎖機構、及び電気外科用エネルギー供給表面に関する更なる詳細については、これらのすべてを参照により本明細書に組み込み、本明細書の一部とする、次の米国特許及び特許出願公開報に記載されている：米国特許第 7,087,054 号、同第 7,083,619 号、同第 7,070,597 号、同第 7,041,102 号、同第 7,011,657 号、同第 6,929,644 号、同第 6,926,716 号、同第 6,913,579 号、同第 6,905,497 号、同第 6,802,843 号、同第 6,770,072 号、同第 6,656,177 号、同第 6,533,784 号、及び同第 6,500,312 号、並びに米国特許出願公開報第 2010/0036370 号及び同第 2009/0076506 号。

20

【0073】

一実施形態例では、発生器 320 は、無線周波数 (RF) エネルギーを用いて双極電気外科手術を行うのに十分な電力を供給することができる電気外科ユニット (ESU: electrosurgery unit) として取り付けられてもよい。一実施形態例では、ESU は、ERB EUSA, Inc. (Marietta, Georgia) から市販の双極 ERBE ICC 350 であり得る。いくつかの実施形態では、双極電気外科手術用途などの、活性電極及び戻り電極を有する外科用器具を利用することができる、この器具中では活性電極及び戻り電極が、治療する組織に相対して、隣接して、及び/又は電氣的通信を行うよう配置され得、電流が、正温度係数 (PTC) 体を通して活性電極から、組織を通して戻り電極に流れるようにする。したがって、様々な実施形態では、電気外科的システム 300 は供給パス及びリターンパスを含み得、このパス中で、捕えた治療中の組織が回路を完成又は閉回路を形成する。一実施形態例では、発生器 320 は単極 RF ESU としてもよく、電気外科用器具 310 は、1 つ又は 2 つ以上の活性電極が統合されている単極エンドエフェクタ 326 を備え得る。そのようなシステムについては、発生器 320 は、操作サイトから離れた位置の患者と密接に接触するリターンパッド及び/又は他の好適なリターンパスを必要としてもよい。リターンパッドは、ケーブルを介して発生器 320 と接続されてもよい。他の実施形態では、オペレータ 20 は、組織の状態を評価し、電気外科的システム 300 にフィードバックを提供する目的で治療レベル未満の RF エネルギーレベルを提供してもよい。そのようなフィードバックは、電気外科用器具 310 の治療レベルの RF エネルギー出力を制御するよう利用することができる。

30

40

【0074】

電気外科用器具 300 の作動中、ユーザーは一般的に、組織を掴み、捕えた組織にエネルギーを供給して (例えば、ボタン 328 及び/又はペダル 216 を作動させることにより) 溶接又は封止を形成し、続いて、捕えた組織を通して、軸方向に移動可能な部材 378 の遠位端にて組織切断要素 371 を駆動させる。様々な実施形態では、軸方向に移動可

50

能な部材 378 の軸方向運動の並進は一定とするか、又はそうでなければ制御し、好適な移動速度での軸方向に移動可能な部材 378 の駆動を補助することができる。移動速度を制御することにより、捕えた組織が、切断要素 371 での切除の前に適切かつ機能的に封止される可能性が高まる。

【0075】

図 17 は、コードレス電気エネルギー外科用器具 410 を備える外科用器具システムの一実施形態例の斜視図である。電気外科的システムは、電気外科的システム 300 に類似する。電気外科的システムは、電気エネルギー、超音波エネルギー、熱エネルギー、又は任意のそれらの組み合わせなどのエネルギーを、患者の組織に、個別又は同時のいずれかにて、例えば図 1 及び 11 に関連して説明されるように構成することができる。電気外科用器具は、コードレス近位ハンドル 412 と併せて、本明細書に説明するエンドエフェクタ 326 及び細長シャフト 314 を利用することができる。一実施形態例では、ハンドル 412 は発生器回路 420 を含む（図 18A 参照）。発生器回路 420 は、発生器 320 の機能と実質的に同じ機能を実行する。一実施形態例では、発生器回路 420 は、制御回路などのコントローラに連結される。示された実施形態では、制御回路は、発生器回路 420 内に統合されている。他の実施形態では、制御回路は、発生器回路 420 から分かれていてもよい。

【0076】

一実施形態例では、エンドエフェクタ 326（そのジョー 364A、364B を含む）内の様々な電極は、発生器回路 420 に連結されてもよい。制御回路は、電源としてサブすることができる発生器 420 の始動に使用することができる。様々な実施形態では、発生器 420 は、例えば、RF 源、超音波源、直流電源、及び / 又は他の任意の好適な種類の電源を備えることができる。一実施形態例では、エンドエフェクタ 326、326 にエネルギーを提供する発生器回路 420 を起動するためのボタン 328 を提供してもよい。

【0077】

図 18A は、コードレス外科用器具 410 のハンドル 412 の一実施形態例の側面図である。図 18 では、ハンドル 412 は、第 2 のハンドル本体 434 内の様々な構成要素を例示するために、第 1 のハンドル本体の半分が取り除かれた状態で示されている。ハンドル 412 は、旋回点周囲のパス 33 に沿って引くことができるレバーアーム 424（例えば、トリガ）を備え得る。レバーアーム 424 の延長部に動作可能に係合されたシャトルによって、レバーアーム 424 は、細長シャフト 314 内に配設された軸方向に移動可能な部材 478 に連結されることができる。一実施形態例では、レバーアーム 424 は、遠位部材 424a 及び近位部材 424b を備えるシェパードフック形状を画定する。

【0078】

一実施形態例では、コードレス電気外科用器具はバッテリー 437 を含む。バッテリー 437 は、電気エネルギーを発生器回路 420 に提供する。バッテリー 437 は、所望するエネルギーレベルにて発生器回路 420 を駆動するのに好適な任意のバッテリーとすることができる。一実施形態例では、バッテリー 437 は、1030mAh の、トリプルセルリチウムイオンポリマーバッテリーである。バッテリーは外科的処置での使用前に完全充電することができ、約 12.6V の電圧を維持することができる。バッテリー 437 は、それぞれのバッテリー端子と一致して配列された、コードレス電気外科用器具 410 に取り付けられた 2 つのフューズを有することができる。一実施形態例では、バッテリー 437 を直流電源（図示せず）に接続する充電ポート 439 が提供される。

【0079】

発生器回路 420 は、任意の好適な様式にて構成されてもよい。いくつかの実施形態では、発生器回路は、RF 駆動及び制御回路 440 並びにコントローラ回路 482 を備える。図 18B は、一実施形態による、RF 駆動及び制御回路 440 を例示する。図 18B は、エンドエフェクタ 326 に供給される RF 電気エネルギーを生成及び制御するために本実施形態において使用される、RF 駆動及び制御回路 440 を例示する、部分的概略、部

分的ブロック図である。以下で更に詳細に説明するように、この実施形態では、駆動回路 440 は、並列共振ネットワークを RF 増幅器出力部に備えた共振モード RF 増幅器であり、制御回路は、駆動信号の作動周波数を制御するように作動して、その作動周波数が駆動回路の共振周波数に維持されるようにし、駆動回路は、エンドエフェクタ 326 に供給される電力の量を制御する。これが達成される方式は、以下の説明から明らかとなる。

【0080】

図 18B に示すように、RF 駆動及び制御回路 440 は、この例においては約 0 V ~ 約 12 V のレールに給電するように構成された上述のバッテリー 437 を備えている。低電源インピーダンスを得るために、入力コンデンサ (C_{in}) 442 が 0 V と 12 V との間に接続されている。一対の FET スイッチ 443 - 1 及び 443 - 2 (共にこの実施形態においては電力損失を低減するために N チャンネルである) が 0 V レールと 12 V レールとの間に直列に接続されている。2 つの FET 443 のそれぞれを駆動するためにそれぞれ 1 つの、2 つの駆動信号を発生させる FET ゲート駆動回路 805 が設けられている。FET ゲート駆動回路 445 は、下方の FET (443 - 2) がオフであるときに上方の FET (443 - 1) をオンにし、またその逆にする駆動信号を発生させる。これにより、ノード 447 は 12 V レール (FET 443 - 1 がオンに切り替えられたとき) 及び 0 V レール (FET 443 - 2 がオンに切り替えられたとき) に交互に接続されることになる。図 18B はまた、対応する FET 443 の内部寄生ダイオード 448 - 1 及び 448 - 2 を図示し、これは FET 443 が開いている任意の期間に動作する。

【0081】

図 18B に示すように、ノード 447 は、コイル L_s 452 及びコイル L_m 454 によって形成されたコイル・コイル共振回路 450 に接続されている。FET ゲート駆動回路 445 は、並列共振回路 450 の共振周波数で FET スイッチ 443 を開閉する駆動信号を駆動周波数 (f_d) で発生させるように構成されている。共振回路 450 の共振特性の結果として、ノード 447 における方形波電圧は、駆動周波数 (f_d) の実質的に正弦波状の電流を共振回路 450 内に流れさせる。図 18B に示すように、コイル L_m 454 は変圧器 455 の一次側であり、その二次側はコイル L_{sec} 456 で形成されている。変圧器 455 の二次側のコイル L_{sec} 456 は、コイル L_2 458、コンデンサ C_4 460、及びコンデンサ C_2 462 によって形成されるコイル・コンデンサ・コンデンサの並列共振回路 457 に接続されている。変圧器 455 は、コイル L_m 454 にかかる駆動電圧 (V_d) を、出力並列共振回路 457 に印加される電圧にアップコンバートする。負荷電圧 (V_L) は、並列共振回路 457 によって出力され、鉗子のジョー、及びエンドエフェクタ 326 により把持される任意の組織又は血管のインピーダンスに対応する負荷 (図 18B の負荷抵抗 R_{load} 459 により表される) に適用される。図 18B に示すように、一対の DC 阻止コンデンサ C_{b1} 480 - 1 及び 480 - 2 が設けられて、いずれかの直流信号が負荷 459 に印加されるのを防ぐ。

【0082】

一実施形態では、変圧器 455 は、以下の仕様によるコア径 (mm)、線径 (mm)、及び 2 次巻線同士の間隙で実現され得る。

コア径 D (mm)

$$D = 19.9 \times 10^{-3}$$

22 AWG ワイヤの線径 W (mm)

$$W = 7.366 \times 10^{-4}$$

間隙 0.125 の 2 次巻線同士の間隙

$$G = gap / 25.4$$

【0083】

この実施形態では、エンドエフェクタ 326 に提供される電力の量は、FET 443 を切り替えるために使用される変換信号の周波数を変えることによって制御される。これで機能するが、それは共振回路 450 が周波数依存性 (無損失) の減衰器として働くからである。駆動信号が共振回路 450 の共振周波数に近づくほど、駆動信号は減衰されなく

なる。同様に、駆動信号の周波数が移動して回路450の共振周波数から離れるほど、駆動信号は減衰され、したがって負荷に供給される電力も低下する。この実施形態では、FETゲート駆動回路445によって発生される変換信号の周波数は、負荷459に供給されるべき目標電力、並びに通常の電圧検出回路483及び電流検出回路485によって取得される負荷電圧(V_L)及び負荷電流(I_L)の測定値に基づいて、コントローラ481によって制御される。コントローラ481が作動する方式について、以下で更に詳細に説明することにする。

【0084】

一実施形態では、電圧検出回路483及び電流検出回路485は、高帯域幅で高速のレールツーレール増幅器(例えば、ナショナルセミコンダクタ社(National Semiconductor)によるLMH6643)で実現され得る。そのような増幅器はしかしながら、作動状態にあるとき、比較的多くの電流を消費する。したがって、増幅器が電圧検出回路483及び電流検出回路485において使用されていないときに増幅器の供給電圧を低減するために、節電回路が設けられ得る。一実施形態では、レールツーレール増幅器の供給電圧を低減し、それによってバッテリー437の寿命を延長するために、ステップダウンレギュレータ(例えば、リニアテクノロジー社(Linear Technology)のLT3502)が節電回路で利用され得る。

【0085】

図18Cは、一実施形態によるコントローラ481の主構成要素を示している。図18Cに示す実施形態では、コントローラ481はマイクロプロセッサベースのコントローラであり、したがって図16に示す構成要素の大部分はソフトウェアベースの構成要素である。それでもなお、それに代わってハードウェアベースのコントローラ481が使用されてもよい。図示のように、コントローラ481は同期I/Qサンプリング回路491を有しており、この同期I/Qサンプリング回路491は、検出電圧及び電流信号を検出回路483及び485から受信し、電力、 V_{rms} 、及び I_{rms} 計算モジュール493に渡される対応するサンプルを取得する。計算モジュール493は、受け取ったサンプルを使用して、負荷459(図18B;エンドエフェクタ326と、これによりグリップされる組織/血管)に印加されるRMS電圧及びRMS電流を計算し、これらから、負荷459に現在供給されている電力を計算する。決定した値は次いで、周波数制御モジュール495及び医療装置制御モジュール497に渡される。医療装置制御モジュール497は、それらの値を使用して負荷459の現在のインピーダンスを決定し、決定したこのインピーダンスと予め定義済みのアルゴリズムに基づいて、どの程度の目標電力(P_{set})を周波数制御モジュール495に印加すべきかを決定する。医療装置制御モジュール497はひいては、ユーザーの入力(例えば、ボタンを押すか、又はハンドル104の制御レバー114、110を起動する)を受信する、ユーザー入力モジュール499から受信される信号により制御され、また、ユーザー出力モジュール461によってハンドル104上の出力装置(光、ディスプレイ、スピーカなど)を制御する。

【0086】

周波数制御モジュール495は、計算モジュール493から取得した値及び医療装置制御モジュール497から取得した電力目標値(P_{set})、並びに予め定義済みのシステム限界(以下で説明する)を使用して、印加周波数を増減させるべきか否かを判断する。この判断の結果は次いで、方形波発生モジュール463に渡されるが、方形波発生モジュール463はこの実施形態では、受け取った判断に基づいて、発生させる方形波信号の周波数を1kHz単位で増減させる。当業者には明らかとなるように、別の実施形態では、周波数制御モジュール495は、周波数を増やすべきかそれとも減らすべきかだけでなく、必要となる周波数変化の大きさをも決定し得る。この場合、方形波発生モジュール463は、所望の周波数シフトを伴って、対応する方形波信号を発生させる。この実施形態では、方形波発生モジュール463によって発生された方形波信号はFETゲート駆動回路445に出力され、FETゲート駆動回路445はこの信号を増幅し、FET 443-1に加える。FETゲート駆動回路445はまた、FET 443-1に加えられる信号

を反転させ、その反転した信号を F E T 4 4 3 - 2 に加える。

【 0 0 8 7 】

電気外科用器具 4 1 0 は、電気外科的システム 3 0 0 に関して説明されたように追加的機能を含むことができる。電気外科用器具 4 1 0 が、回転ノブ 3 4 8、細長シャフト 3 1 4、及びエンドエフェクタ 3 2 6 を含むことができることを当業者は理解するであろう。これらの要素は、電気外科的システム 3 0 0 に関して上述のものと実質的に同じ様式にて機能する。一実施形態例では、コードレス電気外科用器具 4 1 0 は、視覚インジケータ 4 3 5 を含むことができる。視覚インジケータ 4 3 5 は、視覚表示信号をオペレータに提供することができる。一実施形態例では、視覚表示信号は、装置が起動していること、又は装置がエネルギーをエンドエフェクタに印加していることをオペレータに注意喚起することができる。視覚インジケータ 4 3 5 が、装置の複数の状態に関する情報を提供するように構成することができることを当業者は理解するであろう。

10

【 0 0 8 8 】

外科的な巧緻性を向上させるためだけでなく、外科医が直感的な方式で患者に手術できるようにするために、長年にわたって、様々な最小侵襲ロボット（又は「遠隔手術」）システムが開発されてきた。ロボット手術システムは、本明細書で説明するように、例えば超音波又は電気外科用器具を含め、多種多様な外科用器具と共に使用され得る。例示的なロボットシステムには、米国カリフォルニア州サニーベールのインテュイティヴ・サージカル社（Intuitive Surgical, Inc.）によって製造されているものが挙げられる。そのようなシステム、並びに他の製造業者によるロボットシステムが、それぞれ参照によって本明細書に組み込まれる、米国特許第 5, 7 9 2, 1 3 5 号、名称「向上した巧緻性及び感度で最低侵襲性外科手術を行うための連結外科用器具（Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity）」、米国特許第 6, 2 3 1, 5 6 5 号、名称「手術作業を実施するためのロボットアーム D L U S（Robotic Arm DLUS For Performing Surgical Tasks）」、米国特許第 6, 7 8 3, 5 2 4 号、名称「超音波焼灼及び切断器械を備えたロボット手術用具（Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument）」、米国特許第 6, 3 6 4, 8 8 8 号、名称「最小侵襲手術機器におけるマスター及びスレーブのアライメント（Alignment of Master and Slave in a Minimally Invasive Surgical Apparatus）」、米国特許第 7, 5 2 4, 3 2 0 号、「ロボット手術用具のための機械式アクチュエータインターフェイスシステム（Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools）」、米国特許第 7, 6 9 1, 0 9 8 号、名称「プラットフォーム関節手首（Platform Link Wrist Mechanism）」、米国特許第 7, 8 0 6, 8 9 1 号、名称「最小侵襲遠隔手術におけるマスター／スレーブ関係の再位置決め及び再配向（Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery）」、並びに、米国特許第 7, 8 2 4, 4 0 1 号、名称「手関節型単極電気手術エンドエフェクタ（Surgical Tool With Writed Monopolar Electrosurgical End Effectors）」において開示されている。そのようなシステムの多くはしかしながら、組織を効果的に切断及び締結するのに必要な大きさの力を発生させることが、これまではできなかった。

20

30

40

【 0 0 8 9 】

図 1 9 ~ 4 6 C は、ロボット手術システムの複数の実施形態例を示す。いくつかの実施形態では、開示されたロボット手術システムは、本明細書に説明する超音波又は電気外科用器具を利用することができる。例示のロボット手術システムは本明細書に説明するそれらの器具のみに限定されず、任意の適合する外科用器具を利用し得ることが当業者には明らかとなるであろう。本明細書に説明する様々な実施形態を、説明するロボット手術システムと共に使用することができることと同時に、本開示はそのように限定されず、任意の適合するロボット手術システムと共に使用できることが当業者には更に明らかとなるであろう。

【 0 0 9 0 】

50

図 19 ~ 25 は、いくつかの例示的なロボット手術システム及びその構成要素の構造及び動作を示している。図 19 は、例示的なロボット手術システム 1000 のブロック図である。システム 1000 は、少なくとも 1 台のコントローラ 508 と、少なくとも 1 台のアームカート 510 とを備えている。アームカート 510 は、ボックス 512 にて示される、1 つ又は 2 つ以上のロボットマニピュレータ又はアームに機械的に連結され得る。ロボットアーム 512 のそれぞれは、患者 504 に対して様々な手術作業を実施するための 1 つ又は 2 つ以上の外科用器具 514 を備え得る。アーム 512 及び器具 514 を含めて、アームカート 510 の動作は、臨床医 502 によってコントローラ 508 から指示され得る。いくつかの実施形態では、第 2 の臨床医 502' により操作される第 2 のコントローラ 508' は、第 1 の臨床医 502' と併せて、アームカート 510 の操作も指示し得る。例えば、それぞれの臨床医 502、502' は、カートの異なるアーム 512 を制御することができ、場合によっては、アームカート 510 の完全制御は、臨床医 502 と 502' との間を通され得る。いくつかの実施形態では、追加的アームカート（図示せず）を患者 504 に利用することができる。これらの追加的アームカートは、1 つ又は 2 つ以上のコントローラ 508、508' にて制御されることができる。単一又は複数のアームカート 510 及びコントローラ 508、508' は通信リンク 516 を介して互いに通信することができ、この通信リンクは、任意の好適な通信プロトコルによる、任意の好適な種類の有線又は無線の、任意の好適な種類の信号（例えば、電氣的、光学、赤外線、等）を運ぶ通信リンクとすることができる。システム 1000 などのロボット手術システムの例示的な実現形態が、参照によって本明細書に組み込まれる米国特許第 7,524,320 号に開示されている。したがって、そのような装置の各詳細については、本明細書において、特許権を請求する装置の各種の実施形態を理解するのに必要となり得る範囲を越えて説明しないことにする。

【0091】

図 20 は、ロボットアームカート 520 の一実施形態例を示す。ロボットアームカート 520 は、一般的に作業エンベロープ 519 内の 522 として指定されている、複数の外科用器具又は器具を始動するよう構成される。マスターコントローラ及びロボットアームカートの構成を用いた各種のロボット手術システム及び方法が、その開示内容の全体を本明細書に参照により援用するところの、発明の名称が「多部品テレプレゼンスシステム及び方法（Multi-Component Telepresence System and Method）」である、米国特許第 6,132,368 号に開示されている。異なる形態では、ロボットアームカート 520 は、示された実施形態では 3 個の外科用器具 522 を支持する基部 524 を有する。異なる形態では、外科用器具 522 は、一般的にセットアップ関節 526 と呼ばれる手動による関節運動が可能な一連の連結部及びロボットマニピュレータ 528 によってそれぞれ支持される。ここで、これらの構造は、ロボット連結部の大部分を覆って延びる保護カバーと共に示されている。これらの保護カバーは必須のものではなく、こうした装置を操作するために使用されるサーボ機構が受ける慣性を最小化し、可動部品の容積を限定することで衝突を防止し、カート 520 の全体の重量を抑制するため、サイズを限定するか又は実施形態によっては完全に省略することができる。カート 520 は、手術室間でカート 520 を輸送するのに適した寸法を一般的に有している。カート 520 は、通常、標準的な手術室のドアを通り、標準的な病院のエレベータに乗せられるように構成することができる。異なる形態では、カート 520 は好ましくは一定の重量を有し、1 人の作業者がカート 520 を手術台に隣接して位置決めすることができるよう車輪（又は他の輸送）システムを有する。

【0092】

図 21 は、ロボットアームカート 520 のロボットマニピュレータ 528 の一実施形態例を示す。図 21 に示す例では、ロボットマニピュレータ 528 は、外科用器具 522 の運動を規制する連結部 530 を備えることができる。その開示内容の全体を本明細書に参照により援用する、発行米国特許第 5,817,084 号により詳しく述べられるように、異なる実施形態において、連結部 530 が、平行四辺形の配置において回転関節によ

て互いに連結された高剛性の連結部材を含むことにより、外科用器具 5 2 2 は空間内の点 5 3 2 を中心として回転する。この平行四辺形の配置により、回転は、時としてピッチ軸と呼ばれる軸 5 3 4 a を中心とした旋回運動に規制される。平行四辺形の連結部を支持しているリンクは、セットアップ関節 5 2 6 (図 2 0) に枢動可能に取り付けられ、これにより外科用器具 5 2 2 は、時としてヨー軸と呼ばれる軸 5 3 4 b を中心に更に回転する。ピッチ軸 5 3 4 a とヨー軸 5 3 4 b は、外科用器具 5 2 2 のシャフト 5 3 8 に沿って調心されるリモートセンター 5 3 6 にて交差する。外科用器具 5 2 2 は、長手方向の器具軸「L T - L T」に沿った外科用器具 5 2 2 の摺動運動を含む、マニピュレータ 5 4 0 により支持される更なる駆動自由度を有し得る。外科用器具 5 2 2 が器具軸 L T - L T に沿ってマニピュレータ 5 4 0 に対して摺動する際 (矢印 5 3 4 c) 、リモートセンター 5 3 6 はマニピュレータ 5 4 0 の基部 5 4 2 に対して固定されたままである。したがって、マニピュレータ 5 4 0 全体は概して、リモートセンター 5 3 6 を再配置するように移動される。マニピュレータ 5 4 0 の連結部 5 3 0 は、一連のモータ 5 4 4 により駆動される。これらのモータ 5 4 4 は、制御システムのプロセッサからの指令に応答して連結部 5 3 0 を能動的に移動させる。下記に更に詳細に述べるように、外科用器具 5 2 2 を操作するためにモータ 5 4 4 も用いられる。

【 0 0 9 3 】

図 2 2 は、代替的なセットアップ関節構造を有するロボットアームカート 5 2 0 ' の一実施形態例を示す。この実施形態例では、外科用器具 5 2 2 は、2 つの組織操作器具との間の代替的なマニピュレータ構造 5 2 8 ' により支持される。当業者であれば、特許権を主張する装置の異なる実施形態が、その開示内容の全体を本明細書に参照により援用する、米国特許第 5 , 8 7 8 , 1 9 3 号に述べられるものを含む、様々な代替的なロボット構造を含み得る点を、認識するであろう。更に、ロボットコンポーネントとロボット手術システムのプロセッサとの間のデータ通信については、本明細書では、主として外科用器具 5 2 2 とコントローラとの間の通信に関連して説明されているが、同様の通信はマニピュレータ、セットアップ関節、内視鏡又は他の画像撮影装置などの回路と、コンポーネントの適合性評価、コンポーネントの種類の識別、コンポーネントの較正 (オフセットなど) の通信、コンポーネントのロボット手術システムとの連結の確認などのためのロボット手術システムのプロセッサとの間でも行われ得る点は理解されるはずである。

【 0 0 9 4 】

図 2 3 は、図 2 0 ~ 2 2 に描くロボットアームカート 5 2 0 、 5 2 0 ' などのロボットアームカートと併せて使用することができるコントローラ 5 1 8 の一実施形態例を示す。コントローラ 5 1 8 は、臨床医がステレオディスプレイ 5 2 1 を介して手術を見ながら掴んで空間内で操作するマスターコントローラ (図 2 3 において 5 1 9 として一般的に表される) を一般的に有している。外科医用フィードバックメータ 5 1 5 はディスプレイ 5 2 1 を介して観察することができ、外科医用フィードバックメータ 5 1 5 は、切断器具又は動的クランピング部材に加えられている力の大きさの視覚的指示を外科医に与え得る。マスターコントローラ 5 1 9 は一般に手動入力装置を備え、その手動入力装置は好ましくは、多自由度で移動するものであり、また多くの場合、器具を作動させるための (例えば、握持のこぎりの閉鎖、電極への電位の印加などのための) ハンドル又はトリガを更に有している。

【 0 0 9 5 】

図 2 4 は、ロボット手術システムとの使用に適応した超音波外科用器具 5 2 2 の一実施形態例を示す。例えば、外科用器具 5 2 2 は、上述の外科用マニピュレータ 5 2 8 、 5 2 8 ' の 1 つと連結することができる。図 2 4 に見ることができるよう、外科用器具 5 2 2 は、いくつかの実施形態において関節ジョイント 5 5 6 を備え得る細長シャフトアセンブリ 5 5 4 に連結され得る、超音波ブレード 5 5 0 及びクランプアーム 5 5 2 を備える外科用エンドエフェクタ 5 4 8 を備える。図 2 5 は、超音波外科用器具 5 2 2 の代わりに電気外科用器具 5 2 3 を有する別の実施形態例を示す。外科用器具 5 2 3 は、ジョー 5 5 1 A 、 5 5 1 B との間に組織を係合し、その組織に電気エネルギーを提供するエネルギー供

10

20

30

40

50

給表面 553A、553B を有する閉鎖可能なジョー 551A、551B を備える外科用エンドエフェクタ 548 を備える。組織切断要素又はナイフ 555 は、細長シャフトアセンブリ 554 を通して器具取り付け部 558 に延びることができる軸方向可動部材 557 の遠位端に配置されることができる。図 26 は、外科用マニピュレータ 528、528' の 1 つに連結されることができる、外科用器具 522、523 を受容及び制御する器具駆動アセンブリ 546 の一実施形態例を示す。器具駆動アセンブリ 546 はまた、コントローラ 518 に動作可能に連結されることができる、臨床医からの器具 522、523 を制御する入力を受容する。例えば、クランプアーム 552 の作動（すなわち、開閉）、ジョー 551A、551B の作動（すなわち、開閉）、超音波ブレード 550 の作動、ナイフ 555 の延長、及びエネルギー供給表面 553A、553B の作動等は、コントローラ 518 を通して提供される臨床医からの入力に基づいて、器具駆動アセンブリ 546 を通して制御されることができる。外科用器具 522 は、558 として大まかに示される器具取り付け部によってマニピュレータと動作可能に連結されている。外科用器具 522 は、器具取り付け部 558 をマニピュレータと機械的及び電氣的に連結するインターフェース 560 を更に有している。

10

【0096】

図 27 は、超音波外科用器具 522 を含む図 26 の器具駆動アセンブリの別の図を示す。図 28 は、電気外科用器具 523 を含む図 26 の器具駆動アセンブリの別の図を示す。器具取り付け部 558 は、それぞれが被駆動要素 564 の表面から延びる一对のピン 566 を含む複数の（図 26 には 4 個が示されている）回転可能な本体部分、被駆動ディスク、又は要素 564 を動作可能に支持する器具取り付けプレート 562 を含む。一方のピン 566 は、同じ被駆動要素 564 上の他方のピン 566 よりもそれぞれの被駆動要素 564 の回転軸に近くっており、被駆動要素 564 の正の角度アラインメントを確実に行う助けとなる。被駆動要素 564 及びピン 566 は、器具取り付けプレート 562 のアダプタ側 567 に配置されることができる。

20

【0097】

インターフェース 560 はまた、下記に更に述べるように、取り付けプレート 562 と取り付け可能に係合するように構成されたアダプタ部分 568 を有している。アダプタ部分 568 は、器具取り付け部 558 内の回路基板によってメモリ構造と連結することができる電氣的接続ピン 570 のアレイを含み得る。本明細書では、インターフェース 560 は、機械的、電氣的、及び磁氣的連結要素と関連して説明するが、赤外線、誘導連結などを含む様々なテレメトリモダリティを利用することが可能である点は理解されるはずである。

30

【0098】

図 29 ~ 31 は、図 26 の器具駆動アセンブリ 546 のアダプタ部 568 の更なる図を示す。アダプタ部 568 は一般的に、器具側面 572 及びホルダ側面 574（図 29）を含む。様々な実施形態では、複数の回転可能な本体 576 が、アダプタ 568 の主面に対して垂直な周囲のアダプタ構造に対して限定された運動範囲を有する浮動プレート 578 に取り付けられる。浮動プレート 578 の軸方向運動は、器具取り付け部ハウジング 582 の側部に沿うレバー 580（図 24、25 参照）が操作される際に、回転可能な本体 576 の器具取り付け部 558 からの取り外しを助ける。他の機構 / 配列を用いて、器具取り付け部 558 をアダプタ 568 に着脱可能に連結してもよい。少なくとも 1 つの形態では、各回転可能な本体 576 は、各回転可能な本体 576 の周囲の外周陥凹部内に延びる弾性径方向部材によって浮動プレート 578 に弾性的に取り付けられる。各回転可能な本体 576 は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート 578 に対して軸方向に動くことができる。第 1 の軸方向位置（器具側面 572 に向かって）に配置された場合、各回転可能な本体 576 は、角度の制限なく自由に回転することができる。しかしながら、回転可能な本体 576 が器具側面 572 の方向に軸方向に動く際、タブ 584（回転可能な本体 576 から径方向に延びる）が浮動プレート上の回り止めと横方向に係合することによって各回転可能な本体 576 のそれらの軸を中心とした角度回転が制限される。このよ

40

50

うな限定された回転を利用することで、ピン 5 8 6 が開口部 5 9 0 と整列する（及び開口部内に滑り込む）までロボットシステムの対応する器具ホルダ部分 5 8 8 の駆動ピン 5 8 6 が回転可能な本体 5 7 6 を制限された回転位置にまで押すことで、駆動ピン 5 8 6 と回転可能な本体 5 7 6 とを駆動可能に係合する助けとなり得る。

【0099】

回転可能な本体 5 7 6 の器具側面 5 7 2 の開口部 5 9 0 とホルダ側面 5 7 4 の開口部 5 9 0 は、器具取り付け部 5 5 8 の被駆動要素 5 6 4（図 2 7、2 8）を、器具ホルダ 5 8 8 の駆動要素 5 9 2 と正確に整列するように構成される。被駆動要素 5 6 4 の内側及び外側ピン 5 6 6 に関して上に述べたように、開口部 5 9 0 は、アラインメントがその目的とする位置から 3 3 度とはならないように、それぞれの回転可能な本体 5 7 6 上の回転軸から異なる距離にある。更に、開口部 5 9 0 のそれぞれは、ピン 5 6 6 を外周方向に緊密に受容するようにわずかに径方向に細長くすることができる。これにより、ピン 5 6 6 は開口部 5 9 0 内で径方向に摺動可能となっており、器具 5 2 2、5 2 3 と器具ホルダ 5 8 8 との間の一定の軸方向のミスアラインメントが調整される一方で、駆動要素と被駆動要素との間の角度のミスアラインメント及びバックラッシュが最小に抑えられる。図 3 1 にもっとも分かりやすく示されるように、器具側面 5 7 2 上の開口部 5 9 0 は、ホルダ側面 5 7 4 上の開口部 5 9 0（破線で示される）と約 9 0 度オフセットし得る。

【0100】

様々な実施形態は更に、アダプタ 5 6 8 のホルダ側面 5 7 4 上に配置された電気的コネクタピン 5 7 0 のアレイを更に含んでよく、アダプタ 5 6 8 の器具側面 5 7 2 は、器具取り付け部 5 5 8 からのピンアレイ（図示せず）を受容するためのスロット 5 9 4（図 3 1）を含んでもよい。外科用器具 5 2 2、5 2 3 と器具ホルダ 5 8 8 との間に電気信号を送信する以外に、これらの電気的接続の少なくとも一部をアダプタ 5 6 8 の回路基板によってアダプタ記憶装置 5 9 6（図 3 0）と接続することができる。

【0101】

取り外し可能なラッチ機構 5 9 8 を利用して、アダプタ 5 6 8 を器具ホルダ 5 8 8 に着脱可能に取り付けることができる。本明細書で使用するところの「器具駆動アセンブリ」なる用語は、ロボットシステムとの関連で使用される場合、アダプタ 5 6 8 及び器具ホルダ 5 8 8 の異なる実施形態を少なくとも包含し、図 2 6 において 5 4 6 として一般的に示されている。例えば、図 2 6 に見られるように、器具ホルダ 5 8 8 は、アダプタ 5 6 8 に設けられた対応するクレバススロット 6 0 2 内に受容されるようなサイズの第 1 のラッチピン機構 6 0 0 を有し得る。更に、器具ホルダ 5 8 8 は、アダプタ 5 6 8 の対応するラッチクレバス 6 0 6 内に保持されるようなサイズの第 2 のラッチピン 6 0 4 を更に有し得る。図 3 0 を参照されたい。少なくとも 1 つの形態では、ラッチアセンブリ 6 0 8 はアダプタ 5 6 8 上に運動可能に支持され、ラッチピン 6 0 0 がそれぞれのラッチクレバス 6 0 6 内に保持される第 1 のラッチ位置と、第 2 のラッチピン 6 0 4 がラッチクレバス 6 0 6 内に入るか又はそこから外れることができるラッチ解除位置との間で付勢可能である。ラッチアセンブリは、1 乃至複数のばね（図示せず）を用いてラッチ位置に付勢される。アダプタ 5 6 8 の器具側面 5 7 2 上のリップが器具取り付けハウジング 5 8 2 の横方向に延びるタブを摺動可能に受容することができる。

【0102】

説明のように、被駆動要素 5 6 4 は、駆動要素 5 9 2 の回転運動が、対応する被駆動要素 5 6 4 の回転運動を生じさせるように、器具ホルダ 5 8 8 の駆動要素 5 9 2 と整列させることができる。駆動要素 5 9 2 及び被駆動要素 5 6 4 の回転は、例えば、コントローラ 5 0 8 を介して臨床医 5 0 2 から受信した命令に応じて、ロボットアーム 6 1 2 を介して電子的に制御することができる。器具取り付け部 5 5 8 は、被駆動要素 5 6 4 の回転を外科用器具 5 2 2、5 2 3 の運動に変換することができる。

【0103】

図 3 2 ~ 3 4 は、被駆動要素 5 6 4 の運動を外科用器具 5 2 2、5 2 3 の運動に変換する構成要素を示す器具取り付け部 5 5 8 の一実施形態例を示す。図 3 2 ~ 3 4 は、その遠

10

20

30

40

50

位端に外科用エンドエフェクタ 6 1 0 を有する、シャフト 5 3 8 を有する器具取り付け部を示す。エンドエフェクタ 6 1 0 は、患者に手術作業を行う任意の好適な種類のエンドエフェクタとすることができる。例えば、エンドエフェクタは、手術部位にある組織に RF 及び / 又は超音波エネルギーを提供するよう構成することができる。シャフト 5 3 8 は、器具取り付け部 5 5 8 に回転可能に連結することができ、シャフト 5 3 8 のカブラ 6 5 0 にて上部シャフトホルダ 6 4 6 及び下部シャフトホルダ 6 4 8 によって固定される。

【 0 1 0 4 】

一実施形態例では、器具取り付け部 5 5 8 は、様々な被駆動要素 5 6 4 の回転をシャフト 5 3 8 の回転、シャフト（例えば、関節）の軸に沿う部材の差動並進、及びシャフト 5 3 8（例えば、5 5 5、オーバーチューブ、及び / 又は他の構成要素などの組織切除要素の伸長及び格納用）の軸に沿う 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復並進に変換する機構を備える。一実施形態例では、回転可能な本体 6 1 2（例えば、回転可能なスプール）が被駆動要素 5 6 4 に連結される。回転可能な本体 6 1 2 は、被駆動要素 5 6 4 と一体に形成されてもよい。いくつかの実施形態では、回転可能な本体 6 1 2 は、被駆動要素 5 6 4 を駆動することで回転可能な本体 6 1 2 の回転が生じるように回転可能な本体 6 1 2 と被駆動要素 5 6 4 が固定式に連結されるのであれば、被駆動要素 5 6 4 とは別に形成され得る。回転可能な本体 6 1 2 のそれぞれは、シャフトの関節運動及び回転、クランプジョーの開閉、並びにナイフの作動をもたらすように、ギヤトレーン又はギヤ機構に連結される。

【 0 1 0 5 】

一実施形態例では、器具取り付け部 5 5 8 は、シャフト 5 3 8 の軸に沿う 2 つ又はそれ以上の部材の差動並進を生じさせる機構を備える。図 3 2 ~ 3 4 に提供される例では、この運動は関節ジョイント 5 5 6 の操作に使用される。示された実施形態では、例えば、器具取り付け部 5 5 8 はラックピニオンギヤ機構を備えて、差動並進、したがってシャフト関節機能を提供する。一実施形態例では、ラックピニオンギヤ機構は、対応する被駆動要素 5 6 4 の回転によって第 1 のピニオンギヤ 6 1 4 が回転されるように、回転可能な本体 6 1 2 に連結された第 1 のピニオンギヤ 6 1 4 を備える。軸受け 6 1 6 が回転可能な本体 6 1 2 に連結され、被駆動要素 5 6 4 と第 1 のピニオンギヤ 6 1 4 との間に設けられる。第 1 のピニオンギヤ 6 1 4 は、シャフト組立体 5 3 8 の関節区間 5 5 6 の関節運動を左方向 6 2 0 L に制御するために、第 1 のラックギヤ 6 1 8 に噛み合わされて第 1 のピニオンギヤ 6 1 4 の回転運動を第 1 のラックギヤ 6 1 8 の直線運動に変換する。第 1 のラックギヤ 6 1 8 は、第 1 のラックギヤ 6 1 8 が遠位方向に直線運動することによってシャフト組立体 5 3 8 の関節区間 5 5 6 が左方向 6 2 0 L に関節運動されるように、第 1 の関節バンド 6 2 2（図 3 2）に取り付けられている。対応する被駆動要素 5 6 4 の回転によって第 2 のピニオンギヤ 6 2 6 が回転するように、第 2 のピニオンギヤ 6 2 6 は別の回転可能な本体 6 1 2 に連結される。軸受け 6 1 6 が回転可能な本体 6 1 2 に連結され、被駆動要素 5 6 4 と第 2 のピニオンギヤ 6 2 6 との間に設けられる。第 2 のピニオンギヤ 6 2 6 は、関節区間 5 5 6 の関節運動を右方向 6 2 0 R に制御するために、第 2 のラックギヤ 6 2 8 に噛み合わされて第 2 のピニオンギヤ 6 2 6 の回転運動を第 2 のラックギヤ 6 2 8 の直線運動に変換する。第 2 のラックギヤ 6 2 8 は、第 2 のラックギヤ 6 2 8 が遠位方向に直線運動することによってシャフト組立体 5 3 8 の関節区間 5 5 6 を右方向 6 2 0 R に関節運動させるように、第 2 の関節バンド 6 2 4（図 3 3）に取り付けられている。更なる軸受けが回転可能な本体とそれに対応するギヤとの間に設けられてもよい。例えば、装着を支持及び安定化し、シャフトとギヤの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受けが設けられてよい。

【 0 1 0 6 】

一実施形態例では、器具取り付け部 5 5 8 は、被駆動要素 5 6 4 の回転をシャフト 5 3 8 の軸を中心とする回転運動に変換する機構を更に備える。例えば、回転運動はシャフト 5 3 8 自体の回転としてもよい。示された実施形態では、回転可能な本体 6 1 2 に連結された第 1 の螺旋状ウォームギヤ 6 3 0 と、シャフト組立体 5 3 8 に連結された第 2 の螺旋状ウォームギヤ 6 3 2 とが備えられている。軸受け 6 1 6（図 1 7）が回転可能な本体 6

12に連結され、被駆動要素564と第1の螺旋状ウォームギヤ630との間に設けられる。第1の螺旋状ウォームギヤ630は第2の螺旋状ウォームギヤ632に噛み合わされており、これらはシャフト組立体538及び/又は、長手方向の回転が望まれる器具522、523の別の構成要素に連結され得る。回転は、第1及び第2の螺旋状ウォームギヤ630、632の回転方向に基づいて、時計回り方向(CW)及び反時計回り方向(CCW)に生じさせてもよい。したがって、第1の軸を中心とする第1の螺旋状ウォームギヤ630の回転が、第1の軸に対して直角をなす第2の軸を中心とする第2の螺旋状ウォームギヤ632の回転に変換される。図32、33に示すように、例えば、第2の螺旋状ウォームギヤ632が時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体538が634CWで示す方向に時計回りに回転することになる。第2の螺旋状ウォームギヤ632が反時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体538が634CCWで示す方向に反時計回りに回転することになる。更なる軸受けが回転可能な本体とそれに対応するギヤとの間に設けられてもよい。例えば、装着を支持及び安定化し、シャフトとギヤの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受けが設けられてよい。

【0107】

一実施形態例では、器具取り付け部558は、シャフト538の軸に沿う1つ又は2つ以上の部材の往復並進を生成する機構を備える。そのような並進は、例えば、555などの組織切断要素の駆動、閉鎖用オーバーチューブの駆動、及び/又はエンドエフェクタ610の関節運動、等に使用することができる。示された実施形態では、例えば、ラックピニオンギヤ機構が往復並進を提供し得る。第1のギヤ636は回転可能な本体612に連結されており、対応する被駆動要素564が回転することによって第1のギヤ636が第1の方向に回転されるようになっている。第2のギヤ638が、器具取り付けプレート562に形成されたポスト640を中心として自在に回転する。第1のギヤ636は第2のギヤ638に噛み合わされており、そのため、第2のギヤ638が、第1のギヤ636とは反対の方向に回転するようになっている。一実施形態例では、第2のギヤ638は、直線方向に移動するラックギヤ642に噛み合わされるピニオンギヤである。ラックギヤ642は、ラックギヤ642の遠位方向及び近位方向に変換することができる変換ブロック644に連結されている。変換ブロック644はシャフト組立体538及び/又はエンドエフェクタ610の任意の好適な構成要素に連結されてもよく、それにより往復の長手方向の運動を提供する。例えば、変換ブロック644は、RF外科用装置523の組織切断要素555に機械的に連結されてもよい。いくつかの実施形態では、変換ブロック644は、オーバーチューブ又はエンドエフェクタ610若しくはシャフト538の他の構成要素に連結されてもよい。

【0108】

図35～37は、被駆動要素564の回転をシャフト538の軸を中心とする回転運動に変換する代替的な機構例、及びシャフト538の軸に沿う1つ又は2つ以上の部材の往復並進を生成する代替的な機構例を示す器具取り付け部558の代替的な実施形態を示す。代替的な回転機構をここで参照すると、第1の螺旋状ウォームギヤ652は、第3の螺旋状ウォームギヤ656に連結される第2の螺旋状ウォームギヤ654に連結される。既存のロボットシステム500との互換性を維持すること、及び/又は空間が限定され得る場所を含め、様々な理由により、そのような配列が設けられ得る。第1の螺旋状ウォームギヤ652は回転可能な本体612に連結されている。第3の螺旋状ウォームギヤ656は、シャフト組立体538に連結された第4の螺旋状ウォームギヤ658に噛み合わされている。軸受け760が回転可能な本体612に連結され、被駆動要素564と第1の螺旋状ウォームギヤ738との間に設けられる。別の軸受け760が回転可能な本体612に連結され、被駆動要素564と第3の螺旋状ウォームギヤ652との間に設けられる。第3の螺旋状ウォームギヤ652は第4の螺旋状ウォームギヤ658に噛み合わされており、これは、シャフト組立体538及び/又は長手方向への回転が望まれる器具522、523の別の構成要素に連結され得る。回転は、螺旋状ウォームギヤ656、658の回転方向に基づいて時計回り及び反時計回り方向に生じ得る。したがって、第1の軸を中心

10

20

30

40

50

とする第3の螺旋状ウォームギヤ656の回転が、第1の軸に対して直角をなす第2の軸を中心とする第4の螺旋状ウォームギヤ658の回転に変換される。図O及びPに示すように、例えば、第4の螺旋状ウォームギヤ558はシャフト538に連結され、第4の螺旋状ウォームギヤ658の時計回りの回転は結果として、634CWで示す方向にシャフト組立体538の時計回りの回転を引き起こす。第4の螺旋状ウォームギヤ658が反時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体538が634CCWで示す方向に反時計回りに回転することになる。更なる軸受けが回転可能な本体とそれに対応するギヤとの間に設けられてもよい。例えば、装着を支持及び安定化し、シャフトとギヤの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受けが設けられてよい。

【0109】

シャフト538の軸に沿う1つ又は2つ以上の部材の往復並進を生成する代替的な機構例をここで参照すると、器具取り付け部558はラックピニオンギヤ機構を備え、シャフト538の軸に沿う往復並進を提供する(例えば、RF外科用装置523の組織切断要素555の並進)。一実施形態例では、第3のピニオンギヤ660が回転可能な本体612に連結されており、対応する被駆動要素564が回転することによって第3のピニオンギヤ660が第1の方向に回転されるようになっている。第3のピニオンギヤ660は、直線方向に移動するラックギヤ662に噛み合わされる。ラックギヤ662は、変換ブロック664に連結される。変換ブロック664は、例えば、RF外科用装置の組織切断要素555及び/又はオーバーチューブ若しくは長手方向に並進されることが望まれる他の構成要素などの装置522、523の構成要素に連結され得る。

【0110】

図38~42は、被駆動要素564の回転を、シャフト538の軸を中心とする回転運動に変換する別の代替的な機構例を示す器具取り付け部558の代替的な実施形態を示す。図38~42では、シャフト538は、カブラ676及びブッシュ678を介して取り付け部558のリマインダに連結されている。回転可能な本体612に連結された第1のギヤ666と、第1及び第2の開口部672を備える固定ポスト668と、シャフト組立体に連結された第1及び第2の回転可能なピン674と、ケーブル670(又はロープ)とを備える。ケーブルは回転可能な本体612に巻き付けられる。ケーブル670の一方の端部は、固定ポスト668の上部開口部672を貫いて配置され、上部の回転可能なピン674に固定式に連結されている。ケーブル670のもう一方の端部は、固定ポスト668の下部開口部672を貫いて配置され、下部の回転可能なピン674に固定式に連結されている。既存のロボットシステム500との互換性を維持すること及び/又は空間が限定され得る場所を含め、様々な理由により、そのような配列が設けられている。したがって、回転可能な本体612が回転することによって、シャフト組立体538を中心とする、回転可能な本体612の回転方向(例えば、シャフト538自体の回転)に基づいて時計回り及び反時計回り方向に回転が引き起こされる。したがって、第1の軸を中心とする回転可能な本体612の回転が、第1の軸に対して直角をなす第2の軸を中心とするシャフト組立体538の回転に変換される。図38、39に示すように、例えば、回転可能な本体612が時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体538が634CWで示す方向に時計回りに回転することになる。回転可能な本体612が反時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体538が634CCWで示す方向に反時計回りに回転することになる。更なる軸受けが回転可能な本体とそれに対応するギヤとの間に設けられてもよい。例えば、装着を支持及び安定化し、シャフトとギヤの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受けが設けられてよい。

【0111】

図43~46Aは、シャフト538の軸に沿う部材の差動並進用(例えば、関節用)の代替的な機構例を示す器具取り付け部558の代替的な実施形態を示す。例えば、図43~46Aに示すように、器具取り付け部558は、ダブルカム機構680を備え、シャフト関節機能を提供する。一実施形態例では、ダブルカム機構680は第1及び第2のカム部分680A、680Bを備える。第1及び第2の従動アーム682、684が、対応す

10

20

30

40

50

るピボットスプール 6 8 6 に枢動可能に連結される。ダブルカム機構 6 8 0 に連結された回転可能な本体 6 1 2 が回転するとき、第 1 のカム部分 6 8 0 A は第 1 の従動アーム 6 8 2 に作用し、第 2 のカム部分 6 8 0 B は第 2 の従動アーム 6 8 4 に作用する。カム機構 6 8 0 が回転するとき、従動アーム 6 8 2、6 8 4 はピボットスプール 6 8 6 を中心として旋回する。第 1 の従動アーム 6 8 2 は、差動並進される第 1 の部材に取り付けられることができる（例えば、第 1 の関節バンド 6 2 2）。第 2 の従動アーム 6 8 4 は、差動並進される第 2 の部材に取り付けられる（例えば、第 2 の関節バンド 6 2 4）。上部カム部分 6 8 0 A が第 1 の従動アーム 6 8 2 に作用するとき、第 1 及び第 2 の部材は差動並進する。第 1 及び第 2 の部材がそれぞれ関節バンド 6 2 2 及び 6 2 4 である実施形態例では、シャフト組立体 5 3 8 は左方向 6 2 0 L に関節運動する。下部カム部分 6 8 0 B が第 2 の従動アーム 6 8 4 に作用するとき、シャフト組立体 5 3 8 は右方向 6 2 0 R に関節運動する。いくつかの実施形態例では、第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 の関節位置に影響を与えることなくシャフトの回転を可能にするために、2 つの別々のブッシュ 6 8 8、6 9 0 が、それぞれ第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 の下方に装着される。関節運動のために、これらのブッシュは、ジョー 9 0 2 の回転位置に影響を及ぼすことなく第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 と共に往復する。図 4 6 は、第 1 及び第 2 のカム部分 6 8 0 B、6 8 0 B を含めて、ブッシュ 6 8 8、6 9 0 及び二重カム組立体 6 8 0 を示しており、第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 はより詳細でかつ明確な図を提示するために取り除かれている。

10

【 0 1 1 2 】

20

様々な実施形態において、器具取り付け部 5 5 8 は更に、望ましい超音波及び / 又は R F 周波数信号を外科用ツールに提供している限り、電子部品を駆動するための内部エネルギー源を含み得る。図 4 6 B ~ 4 6 C は、内部電源及びエネルギー源を備えるツール取り付け部 5 5 8 ' の一実施形態を示す。例えば、ツール取り付け部 5 5 8 ' を用いて取り付けられた外科用器具（例えば器具 5 2 2、5 2 3）は、外部発生器又はその他の電源に接続する必要はない。代わりに、本明細書で記述される様々な発生器 2 0、3 2 0 の機能は、取り付け部 5 5 8 上で実施することができる。

【 0 1 1 3 】

図 4 6 B ~ 4 6 C に示すように、器具取り付け部 5 5 8 ' は遠位部 7 0 2 を備えることができる。遠位部 7 0 2 は、本明細書に先に説明するように、例えば、駆動要素 6 1 2 の回転を様々な外科用器具 5 2 2、5 2 3 のエンドエフェクタに連結する様々な機構を備えることができる。遠位部 7 0 2 の近位では、器具取り付け部 5 5 8 ' は、内部直流（D C）エネルギー源並びに内部駆動及び制御回路 7 0 4 を備える。示された実施形態では、エネルギー源は第 1 及び第 2 のバッテリー 7 0 6、7 0 8 を備えている。他の点では、ツール取り付け部 5 5 8 ' は、本明細書に先に説明するツール取り付け部 5 5 8 の様々な実施形態に類似する。

30

【 0 1 1 4 】

制御回路 7 0 4 は、発生器 2 0、3 2 0 に関して先に説明するものと同様の様式で動作することができる。例えば、超音波器具 5 2 2 を使用するとき、制御回路 7 0 4 は、発生器 2 0 に関して先に説明するものと同様の様式で、超音波駆動信号を提供することができる。また、例えば、治療レベル又は治療レベル未満の R F 信号を提供可能な R F 器具 5 2 3 又は超音波器具 5 2 2 を使用するとき、制御回路 7 0 4 は、例えば、発生器 2 0 及び / 又は発生器 3 0 0 のモジュール 2 3 に関して先に本明細書に説明するように、R F 駆動信号を提供することができる。いくつかの実施形態では、制御回路 7 0 4 は、図 1 8 B ~ 1 8 C に関して先に本明細書に説明する制御回路 4 4 0 のそれと同様の様式で構成されることができる。

40

【 0 1 1 5 】

いくつかの実施形態において、電気外科用又は超音波エンドエフェクタにエネルギーを印加するまでの間、電気外科用又は超音波エンドエフェクタ（例えば、電気外科用エンドエフェクタ 5 2 3）の動作を防止することが望ましい場合がある。図 4 7 は、ロックアウ

50

ト機構 7 2 2 を含む器具取り付け部 7 5 8 の一実施形態を示す。図 4 7 に示す実施形態において、エンドエフェクタ 7 2 3 の 1 つ又は 2 つ以上の部材（例えば、ブレード）の作動は、ロックアウト機構 7 2 2 の使用により禁止され得る。ロックアウト機構 7 2 2 は、1 つ又は 2 つ以上の機構と動作可能に噛み合い、シャフト 7 3 8 の軸に沿って 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復並進運動を生成する。図 4 7 に示す実施形態において、ロックアウト機構はシャフト 7 3 8 と直接噛み合っており、シャフト 7 3 8 の軸に沿った 1 つ又は 2 つ以上の部材の往復運動を防ぐ。他の実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 は 1 つ又は 2 つ以上のギヤ（例えば、器具取り付け部 7 5 8 の第 1 のギヤ 6 3 6）と噛み合い得る。

【 0 1 1 6 】

図 4 7 に示すように、ロックアウト機構はスイッチ 7 1 4（例えば、フットスイッチ）に直接接続され得る。スイッチ 7 1 4 は、ユーザーの操作によりロックアウト機構 7 2 2 を選択的に係合離脱（又は選択的に係合）させて、エンドエフェクタ 7 2 3 の往復運動を防ぐことができる。図示の実施形態において、スイッチ 7 1 4 はワイヤ 7 1 6 によりロックアウト機構 7 2 2 に直接接続されている。当業者には、スイッチ 7 1 4 とロックアウト機構 7 2 2 とが、直接通信、1 つ又は 2 つ以上のコントローラによる通信（例えば、同時出願の E N D 7 0 4 2 U S N P / 1 1 0 3 8 8 に開示されているロボット手術制御システムなど）を含むがこれらに限定されない好適な方法により、信号導通し得ることが理解されよう。他の実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 とスイッチ 7 1 4 とは、任意の好適なワイヤレス通信プロトコル（例えば、B l u e t o o t h 通信）を使用したワイヤレス通信で接続され得る。

【 0 1 1 7 】

スイッチ 7 1 4 は、発生器 7 1 2 にも接続され得る。発生器 7 1 2 は、1 つ又は 2 つ以上の電気外科信号をエンドエフェクタ 7 2 3 に供給するよう構成される。発生器 7 1 2 により送達される電気外科信号には、超音波信号、無線周波数信号、又はこれらの組み合わせが含まれるがこれらに限定されない。ユーザーは、スイッチ 7 1 4 を作動させることにより、発生器に対し、電気外科信号をエンドエフェクタ 7 2 3 へと送達させることができる。図示の実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 と発生器 7 1 2 はスイッチ 7 1 4 によって制御され、これにより、エンドエフェクタ 7 2 3 の往復運動は、電気外科エネルギーがエンドエフェクタ 7 2 3 に送達されている時のみ許可される。

【 0 1 1 8 】

他の一実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 は、発生器 7 1 2 又はエンドエフェクタ 7 2 3 に直接連結され得る。この実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 は、発生器 7 1 2 によってエンドエフェクタ 7 2 3 へと送達される電気外科信号の存在を検出することにより制御され得る。この実施形態において、ロックアウト機構 7 2 2 は、発生器 7 1 2 が故障している場合、又はエンドエフェクタ 7 2 3 に適切な量のエネルギーを送達していない場合には、エンドエフェクタ 7 2 3 の 1 つ又は 2 つ以上の部材の作動を妨げることができる。

【 0 1 1 9 】

器具取り付け部 7 5 8 は、往復運動要素 7 2 4 に動作可能に連結されたストローク終了スイッチ 7 1 8 を含む。ストローク終了スイッチ 7 1 8 は、エンドエフェクタ 7 2 3 内の 1 つ又は 2 つ以上の部材の位置を示す信号を供給する。一実施形態において、ストローク終了スイッチ 7 1 8 は、往復運動の動程の最も遠位の点に 1 つ又は 2 つ以上の部材が達したことを示すための、フィードバック信号をユーザーに提供することができる。ユーザーは次に、1 つ又は 2 つ以上の部材を最も遠位の位置から最も近位の位置（開始位置）まで戻すための逆ストロークアルゴリズムを作動させることができる。他の一実施形態において、ストローク終了スイッチ 7 1 8 は、逆ストロークアルゴリズムを自動的に作動させることができる。一実施形態において、ストローク終了スイッチ 7 1 8 は、エンドエフェクタ 7 2 3 の 1 つ又は 2 つ以上の部材が最大遠位変位を超えて伸びるのを防ぐように、ストローク終了スイッチ 7 1 8 がロックアウト機構 7 2 2 に係合して、ロックアウト機構 7 2 2 に接続され得る。一実施形態において、ストローク終了スイッチは、ストローク終了ス

イッチ 7 1 8 が作動しているとき、スイッチ 7 1 4 からの信号がロックアウト機構 7 2 2 へと送達されるのを妨げ、これによってロックアウト機構 7 2 2 をデフォルトのロック位置にさせることができる。

【 0 1 2 0 】

図 4 8 は、ロックアウト機構 8 0 2 を含む器具取り付け部 5 5 8 の一実施形態を示す。ロックアウト機構 8 0 2 は、回転可能な本体 6 1 2 に連結されている第 1 のギヤ 6 3 6 と機械的に噛み合う。ロックアウト機構 8 0 2 は、第 1 のギヤ 6 3 6 と噛み合った機械的停止装置を提供することにより、第 1 のギヤ 6 3 6 が回転するのを防ぐ。この機械的停止装置は例えば、ソレノイド、第 3 のギヤ、又は任意の他の好適なロックアウト機構であり得る。

10

【 0 1 2 1 】

一実施形態において、ロックアウト機構は、コントローラ 5 1 8 (図示なし) の上に配置される制御スイッチに電氣的に連結されている。この制御スイッチは、発生器 (例えば、発生器 3 2 0) (図 1 1 参照) からエンドエフェクタ 6 1 0 へのエネルギー送達を制御するよう構成することができる。制御スイッチを作動させることにより、ユーザーは、電気外科用途に使用するのに十分な電気エネルギーを、エンドエフェクタ 6 1 0 に送達させることができる。一実施形態において、制御スイッチは、エンドエフェクタ 6 1 0 に電気エネルギーを送達させることに加え、ロックアウト機構 8 0 2 を第 1 のギヤ 6 3 6 から外し、これによって、回転可能な本体 6 1 2 による第 1 のギヤ 6 3 6 の回転を許可する。この実施形態において、ロックアウト機構 8 0 2 は、エンドエフェクタ 6 1 0 への電気エネルギーの送達に直接接続されている。他の実施形態において、ロックアウト機構 8 0 2 は、エンドエフェクタ 6 1 0 に電気エネルギーを送達するのに使用されていない第 2 のスイッチによって制御され得る。

20

【 0 1 2 2 】

一実施形態において、エンドエフェクタ 7 2 3 は、第 1 状態及び第 2 状態を有し得る。一実施形態において、第 1 状態はデフォルトの非エネルギー印加状態であってもよく、ここにおいて、発生器 7 1 2 によってエンドエフェクタ 7 2 3 にエネルギーは印加されていない。第 2 状態はエネルギー印加状態に対応していてもよく、ここにおいてエンドエフェクタ 7 2 3 は、発生器 7 1 2 によって送達される 1 つ又は 2 つ以上の形態のエネルギーによってエネルギー印加状態になっている。一実施形態において、エネルギー印加状態で、エンドエフェクタは超音波エネルギー、無線周波数エネルギー、又は両方の形態のエネルギーによって、エネルギー印加状態になり得る。ロックアウト機構 7 2 2 は、エンドエフェクタ 7 2 3 に電氣的に連結されていてもよく、これによって、ロックアウト機構 7 2 2 は、エンドエフェクタ 7 2 3 が第 1 状態にあるときにエンドエフェクタ 7 2 3 の 1 つ又は 2 つ以上の部材の作動を妨げ、エンドエフェクタ 7 2 3 が第 2 状態にあるときに 1 つ又は 2 つ以上の部材の作動を可能にする。他の一実施形態において、第 1 及び第 2 状態は、エンドエフェクタ 7 2 3 の 1 つ又は 2 つ以上の機械的状态に対応していてもよく、例えば、ステابلカートリッジを含むエンドエフェクタ 7 2 3 は、ステابلカートリッジが搭載されていない第 1 状態と、ステابلカートリッジが搭載されている第 2 状態とを含む。当業者には、この第 1 及び第 2 状態が、エンドエフェクタ 7 2 3 の任意の好適な機能に対応し得ることが理解されよう。

30

40

【 0 1 2 3 】

図 4 8 に示すように、一実施形態において、ロックアウト機構はソレノイド 8 2 0 を含み得る。ソレノイド 8 2 0 は、リニアプル型ソレノイドであり得る。プル型ソレノイドにおいて、プランジャ (例えば、電機子 8 2 2) が、ソレノイド内にあるばねによって延伸位置に付勢される。ソレノイドにエネルギー印加されているとき、コイル (電磁ソレノイドの場合) 又はシリンダ (空気圧ソレノイドの場合) によって、プランジャがソレノイドの本体内に引き戻される。プランジャは、ソレノイドがエネルギー印加されなくなると、付勢された延伸状態に戻る。ソレノイド 8 2 0 は、延伸した電機子 8 2 2 がデフォルト位置であるプル型ソレノイドであり、これによって、ロックアウト機構 8 0 2 のデフォルト

50

位置が、第1のギヤ636に係合される。よって、ロックアウト機構802のデフォルト位置はロック位置である。ソレノイド820はまた、プッシュ型ソレノイドであってもよく、ここにおいて付勢位置と非付勢位置が逆になり、よって、デフォルト位置がロック解除位置となり得る。

【0124】

一実施形態において、器具取り付け部558は更に、ストローク終了スイッチ818を含み得る。ストローク終了スイッチ818は、シャフト538の軸に沿って1つ又は2つ以上の部材の往復並進運動を生成するための機構に、動作可能に連結されている。図48に示す実施形態において、ストローク終了スイッチ818は第2のギヤ638に、動作可能に連結されている。ストローク終了スイッチ818は、1つ又は2つ以上の部材がエンドエフェクタ610のチャンネル内で往復運動動程の最遠位点に到達したことを示す信号を提供する。

10

【0125】

一実施形態において、ストローク終了スイッチ818は、往復運動の動程の最も遠位の点に1つ又は2つ以上の部材が達したことを示すための、フィードバック信号をユーザーに提供することができる。ユーザーは次に、1つ又は2つ以上の部材を最も遠位の位置から最も近位の位置（開始位置）まで戻すための逆ストロークアルゴリズムを作動させることができる。他の一実施形態において、ストローク終了スイッチ818は、逆ストロークアルゴリズムを自動的に作動させることができる。この実施形態において、ストローク終了スイッチ818は、回転可能な本体612の回転方向を逆転させるための、プロセッサ又はその他のコントローラに接続され得る。この実施形態において、ユーザーは、コントローラ（例えば、コントローラ518）のスイッチを作動させて、エネルギーをエンドエフェクタ610に印加させることができる。エネルギーが印加された後、次にコントローラはソレノイド820を作動させることができ、これにより第1のギヤ636が、回転可能な本体612の第1方向の回転に対応して回転し得る。回転可能な本体612の第1方向の回転は、1つ又は2つ以上の部材（例えば、組織切断要素555）を、器具取り付け部ハウジング582に対して遠位方向に移動させる。組織切断要素555が動程の最も遠位の点に達すると、ストローク終了スイッチ818が作動し、回転可能な本体の回転方向を逆転させ、また、コントローラにより、組織切断要素555を器具取り付け部ハウジング582に対して近位方向に移動させる。組織切断要素555が最も近位の点に戻ると、ストローク終了スイッチ818は再び第2のギヤ638によって作動し、これによって、回転可能な本体612が回転を停止し、ロックアウト機構802が第1のギヤ636に再び係合する。

20

30

【0126】

図49は、シャフトアセンブリ538の第4の螺旋状ウォームギヤ658と直接噛み合うロックアウト機構902の一実施形態を示す。この実施形態において、ロックアウト機構902は、第4の螺旋状ウォームギヤ658が第3の螺旋状ウォームギヤ656によって回転させられるのを防ぐ。この実施形態において、ロックアウト機構902は、シャフトアセンブリ538に連結している第4の螺旋状ウォームギヤ656が回転するのを防ぐことにより、1つ又は2つ以上の部材の往復運動を防ぐ。

40

【0127】

一実施形態において、ロックアウト機構722、802、902は1つ又は2つ以上の論理制御（図示なし）によって制御され得る。1つ又は2つ以上の論理制御が、例えば、器具取り付け部アセンブリ558内又はコントローラ518上に配置され得る。1つ又は2つ以上の論理制御は、ロックアウト機構722を制御して、この1つ又は2つ以上の論理制御により制御される特定のシーケンス中に1つ又は2つ以上の部材の往復運動を可能にしてよく、例えば、切断及び密封アルゴリズムが、コントローラ518に含まれる1つ又は2つ以上のプロセッサにより制御されていてもよい。1つ又は2つ以上の論理制御は、ロックアウト機構722を制御するための任意の好適な論理であってよく、例えば、1つ又は2つ以上のソフトウェアプログラムを作動させるコンピュータプロセッサ、又は、

50

例えば、フィールドプログラマブルゲートアレイなどのプログラマブル論理回路であってよい。

【0128】

一実施形態において、ストローク終了スイッチ718は1つ又は2つ以上の論理制御に連結されていてもよく、この1つ又は2つ以上の論理制御により制御される1つ又は2つ以上の機能のための制御信号を提供し得る。例えば、一実施形態において、ストローク終了スイッチ718は1つ又は2つ以上の論理制御に対して信号を提供することができ、これによってこの1つ又は2つ以上の論理制御が、エンドエフェクタ723の1つ又は2つ以上の部材の移動方向を逆転させることができる。この実施形態において、1つ又は2つ以上の論理制御は、1つ又は2つ以上の部材が最も遠位の位置に達したことをストローク終了スイッチ718が示した後に、自動的に1つ又は2つ以上の部材を近位側（又は開始）位置に引き戻すことができる。

10

【0129】

非限定例

一実施形態において、外科用システムが提供される。この外科用システムは、器具取り付け部を含む外科用ツールを備え、該器具取り付け部が、ハウジングと、プレートと、エンドエフェクタを含むシャフトアセンブリであって、該エンドエフェクタが、間にチャンネルを画定する第1ジョー部材及び第2ジョー部材と第1及び第2ジョー部材の間に配置される組織を切断するように該チャンネル内に摺動可能に受容されることが出来るプレートとを備える、シャフトアセンブリと、該シャフトアセンブリを該器具取り付け部に連結させるカップラーと、を含む器具取り付け部；該エンドエフェクタを作動させる作動機構であって、ここにおいて該作動機構が該チャンネル内での該ブレードの往復運動を提供する、作動機構；該ブレードの往復運動を選択的に可能にする、該作動機構に連結したロックアウト機構と、マニピュレータに該器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える、外科用ツールと、該ロックアウト機構を選択的に作動させるためのトリガ機構と、を備える。

20

【0130】

一実施形態において、外科用ツールが提供される。この外科用ツールは、器具取り付け部ハウジングと、器具取り付け部プレートと、該器具取り付け部にシャフトアセンブリを連結させるカップラーであって、該シャフトアセンブリがRFエンドエフェクタを含み、該RFエンドエフェクタは、該RFエンドエフェクタがRFエネルギーを印加されている第1状態と、該RFエンドエフェクタがRFエネルギーを印加されていない第2状態とを有する、カップラーと、該RFエンドエフェクタを作動させるよう構成されたエンドエフェクタ作動機構と、該エンドエフェクタ作動機構に連結されたロックアウト機構であって、ここにおいて該ロックアウト機構は機械的に該エンドエフェクタ作動機構に連結されて、該RFエンドエフェクタが該第1状態にあるときに該エンドエフェクタ作動機構の作動を許可し、該RFエンドエフェクタが該第2状態にあるときに該エンドエフェクタ作動機構の作動を妨げ、ここにおいて該ロックアウト機構はソレノイドである、ロックアウト機構と、マニピュレータに該器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える。

30

40

【0131】

出願人はまた、それらの各全体においてそれぞれを参照によって本明細書に組み込んだものとする以下の特許出願も所有する。

米国特許出願第13/536,271号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Flexible Drive Member」（代理人整理番号：END7131USNP/120135）、

米国特許出願第13/536,288号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Multi-Functional Powered Surgical Device with External Dissection Features」（代理人整理番号：END7132USNP/120136）、

50

米国特許出願第13/536,295号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Rotary Actuable Closure Arrangement for Surgical End Effector」(代理人整理番号：END7134USNP/120138)、

米国特許出願第13/536,326号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Surgical End Effectors Having Angled Tissue-Contacting Surfaces」(代理人整理番号：END7135USNP/120139)、

米国特許出願第13/536,303号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Interchangeable End Effector Coupling Arrangement」(代理人整理番号：END7136USNP/120140)、

米国特許出願第13/536,393号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Surgical End Effector Jaw and Electrode Configurations」(代理人整理番号：END7137USNP/120141)、

米国特許出願第13/536,362号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Multi-Axis Articulating and Rotating Surgical Tools」(代理人整理番号：END7138USNP/120142)、及び

米国特許出願第13/536,417号、出願日：2012年6月28日、及び表題「Electrode Connections for Rotary Driven Surgical Tools」(代理人整理番号：END7149USNP/120153)。

【0132】

用語「近位」及び「遠位」は、明細書全体において、患者の処置に使用される器具の末端部を操作する臨床医を基準にして使用できることが理解できる。用語「近位」は、臨床医に最も近い器具の部分の指し、用語「遠位」は、臨床医から最も遠い所に位置した部分を指す。簡潔にするため、また明確にするために、「垂直」、「水平」、「上」、「下」等、空間に関する用語は、本明細書において、図示した実施形態を基準にして使用できることが更に理解できる。しかしながら、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用され得、これらの用語は、限定的及び絶対的であることを意図したものではない。

【0133】

外科用器具及びロボット手術システムの様々な実施形態を本明細書に説明する。本明細書に説明する様々な実施形態を、説明した外科用器具及びロボット手術システムと共に使用することができることが当業者によって理解されよう。説明は例のみに提供されており、開示の実施形態は、本明細書に開示する装置のみに限定されず、任意の互換性のある外科用器具又はロボット手術システムと共に使用することができることが当業者に理解されよう。

【0134】

本明細書全体を通して、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態例」、又は「実施形態」の参照は、その実施形態との関連において記述されている特定の特徵、構造、又は特性が、少なくとも1つの実施形態例に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体を通して複数の場所に出現する「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態例では」、又は「実施形態では」というフレーズは、必ずしも全てが同一の実施形態を指すものではない。更に、1つの実施形態例と関連させて説明又は記述した特定の機構、構造、又は特徴は、無制限に、1つ又は2つ以上の他の実施形態の機構、構造、又は特徴と、全部又は一部が組み合わされてもよい。

【0135】

いくつかの実施形態の記載により本明細書の様々な実施形態が説明され、説明的实施形態がかなり詳細に記載されているが、出願人には添付された請求範囲をかける詳細によっ

10

20

30

40

50

ていかなる方法によっても制限する意図はない。当業者には更なる効果及び改変が直ちに明らかとなりうる。例えば、概して、内視鏡手術は腹腔鏡手術よりもより一般的である。したがって、本発明は内視鏡手術及び装置との関連において議論される。しかしながら、本願における「内視鏡」などの用語の使用は、本発明を内視鏡管（例えばトロカール）との組み合わせにおいてのみ使用される器具に限定するものとして解釈されてはならない。むしろ本発明は、腹腔鏡手術及び開放手術などを含むがこれらに限定されない、小さな切開創にアクセスが限定されるあらゆる手術に用途を見出し得るものと考えられる。

【 0 1 3 6 】

本明細書における図及び説明の少なくともいくらかは、開示を明確に理解するのに関連する要素を示すために簡素化されており、明確にする目的でその他の要素を排除していることを理解すべきである。しかしながら、当業者は、これらの及びその他の要素が望ましい可能性があることを認識するであろう。しかしながら、そのような要素は当該技術分野において周知であり、それらは本開示のよりよい理解を促進しないため、本明細書ではそのような要素についての議論はしない。

【 0 1 3 7 】

幾つかの実施形態を説明してきたが、本開示の利点の幾つか又は全てを習得した当業者は、これらの実施形態に対する様々な修正、変更及び適用を想起することができることは明白である。例えば、各種の実施形態によれば、所与の働きを成し遂げるために、単一の構成要素が複数の構成要素で置き換えられてもよく、また複数の構成要素が単一の構成要素で置き換えられてもよい。本願はしたがって、添付の特許請求の範囲で定義される本開示の範囲及び趣旨を逸脱することなく、そのようなすべての修正、変更、及び改作を網羅することを意図したものである。

【 0 1 3 8 】

全体又は部分において、本明細書に参照により組み込まれると称されるいずれの特許公報又は他の開示物も、組み込まれた事物が現行の定義、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。このように及び必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載されている開示は、参照により本明細書に組み込んだ任意の矛盾する事物に取って代わるものとする。本明細書に参照により援用するものとされているが、既存の定義、見解、又は本明細書に記載された他の開示内容と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、援用された内容と既存の開示内容との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ援用するものとする。

【 0 1 3 9 】

〔実施の態様〕

(1) 外科用ツールであって、

器具取り付け部であって、

ハウジングと、

プレートと、

エンドエフェクタを備えるシャフトアセンブリであって、前記エンドエフェクタが、間にチャンネルを画定する第 1 ジョー部材及び第 2 ジョー部材と、前記第 1 及び第 2 ジョー部材の間に配置される組織を切断するように前記チャンネル内に摺動可能に受容されることが
できるブレードとを備える、シャフトアセンブリと、

前記シャフトアセンブリを前記器具取り付け部に連結させるカップラーと、を備える、器具取り付け部と、

前記エンドエフェクタを作動させる作動機構であって、前記作動機構が前記チャンネル内での前記ブレードの往復運動を提供する、作動機構と、

前記ブレードの往復運動を選択的に可能にする、前記作動機構に連結したロックアウト機構と、

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える、外科用ツール。

(2) 前記エンドエフェクタが第 1 状態及び第 2 状態を有し、前記ロックアウト機構は

、前記エンドエフェクタが前記第 1 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を可能にし、前記エンドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を不能にするよう構成されている、実施態様 1 に記載の外科用ツール。

(3) 前記第 1 状態がエネルギー印加状態を含み、前記第 2 状態がエネルギー非印加状態を含む、実施態様 2 に記載の外科用ツール。

(4) 前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに電気外科エネルギーを印加することを含む、実施態様 3 に記載の外科用ツール。

(5) 前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに超音波エネルギーを印加することを含む、実施態様 3 に記載の外科用ツール。

【 0 1 4 0 】

(6) 前記エネルギー印加状態が、前記エンドエフェクタに電気外科エネルギー及び超音波エネルギーを印加することを含む、実施態様 3 に記載の外科用ツール。

(7) 前記ロックアウト機構が、配備状態にあるときに前記作動機構に係合するよう構成された機械的アクチュエータを含み、前記機械的アクチュエータが、前記配備状態にあるときに前記作動機構の動きを妨げる、実施態様 1 に記載の外科用ツール。

(8) 前記機械的アクチュエータがソレノイドである、実施態様 7 に記載の外科用ツール。

(9) 前記エンドエフェクタ作動機構に連結されたストローク終了インジケータを備え、これにより前記ストローク終了インジケータは、前記エンドエフェクタ作動機構が所定の最大配備を超えて延伸するのを妨げる、実施態様 1 に記載の外科用ツール。

(1 0) 外科用システムであって、

外科用ツールであって、

器具取り付け部であって、

ハウジングと、

プレートと、

エンドエフェクタを備えるシャフトアセンブリであって、前記エンドエフェクタが、間にチャンネルを画定する第 1 ジョー部材及び第 2 ジョー部材と、前記第 1 及び第 2 ジョー部材の間に配置される組織を切断するように前記チャンネル内に摺動可能に受容されることが出来るブレードとを備える、シャフトアセンブリと、

前記シャフトアセンブリを前記器具取り付け部に連結させるカップラーと、を備える、器具取り付け部と、

前記エンドエフェクタを作動させる作動機構であって、前記作動機構が前記チャンネル内での前記ブレードの往復運動を提供する、作動機構と

前記ブレードの往復運動を選択的に可能にする、前記作動機構に連結したロックアウト機構と、

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える、外科用ツールと、

前記ロックアウト機構を選択的に作動させるためのトリガ機構と、を備える、外科用システム。

【 0 1 4 1 】

(1 1) 前記コントローラが、R F エンドエフェクタの状態を制御し、前記 R F エンドエフェクタは、エネルギー源により前記 R F エンドエフェクタにエネルギーが印加されている第 1 状態と、エネルギー源により前記 R F エンドエフェクタにエネルギーが印加されていない第 2 状態とを有し、かつ前記コントローラが前記 R F エンドエフェクタを前記第 1 及び第 2 状態に選択的に置くことができる、実施態様 1 0 に記載の外科用システム。

(1 2) 前記ロックアウト機構は、前記 R F エンドエフェクタが前記第 1 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を許可するよう構成され、かつ

前記ロックアウト機構は、前記 R F エンドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を妨げるよう構成されている、実施態様 1 1 に記載の外科用システム。

10

20

30

40

50

(1 3) 前記コントローラがフットペダルである、実施態様 1 1 に記載の外科用システム。

(1 4) ストローク終了インジケータを備える、実施態様 1 0 に記載の外科用ツール。

(1 5) 前記ストローク終了インジケータが、ナイフの戻り経路運動を作動させる、実施態様 1 4 に記載の外科用ツール。

【 0 1 4 2 】

(1 6) 前記エンドエフェクタ作動機構が、ラックアンドピニオンを備える、実施態様 1 0 に記載の外科用ツール。

(1 7) 前記エンドエフェクタ作動機構が、1 つ又は 2 つ以上のウォームギヤを備える、実施態様 1 0 に記載の外科用ツール。

10

(1 8) 前記ロックアウト機構が、配備状態にあるときにエンドエフェクタ作動機構に係合するよう構成された機械的アクチュエータを備える、実施態様 1 0 に記載の外科用ツール。

(1 9) 前記機械的アクチュエータがソレノイドである、実施態様 1 8 に記載の外科用ツール。

(2 0) 外科用ツールであって、

器具取り付け部ハウジングと、

器具取り付け部プレートと、

前記器具取り付け部にシャフトアセンブリを連結させるカップラーであって、前記シャフトアセンブリが R F エンドエフェクタを備え、前記 R F エンドエフェクタは、前記 R F エンドエフェクタが R F エネルギーを印加されている第 1 状態と、前記 R F エンドエフェクタが R F エネルギーを印加されていない第 2 状態とを有する、カップラーと、

20

前記 R F エンドエフェクタを作動させるよう構成されたエンドエフェクタ作動機構と、

前記エンドエフェクタ作動機構に連結されたロックアウト機構であって、前記ロックアウト機構は機械的に前記エンドエフェクタ作動機構に連結されて、前記 R F エンドエフェクタが前記第 1 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を許可し、前記 R F エンドエフェクタが前記第 2 状態にあるときに前記エンドエフェクタ作動機構の作動を妨げ、前記ロックアウト機構はソレノイドである、ロックアウト機構と、

マニピュレータに前記器具取り付け部を機械的かつ電氣的に連結させるインターフェースと、を備える、外科用ツール。

30

【図 1】

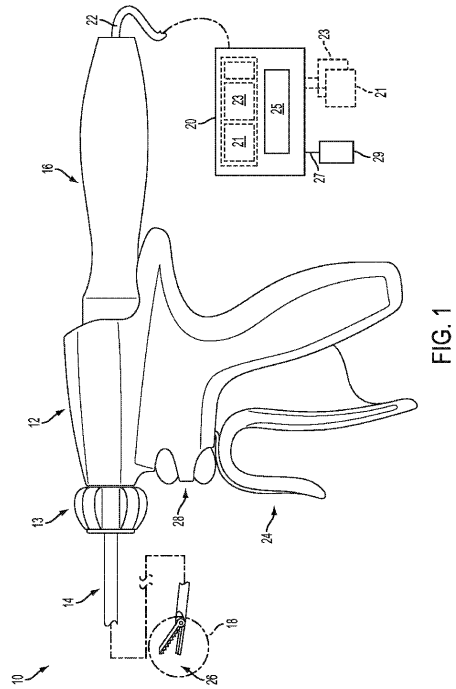


FIG. 1

【図 2】

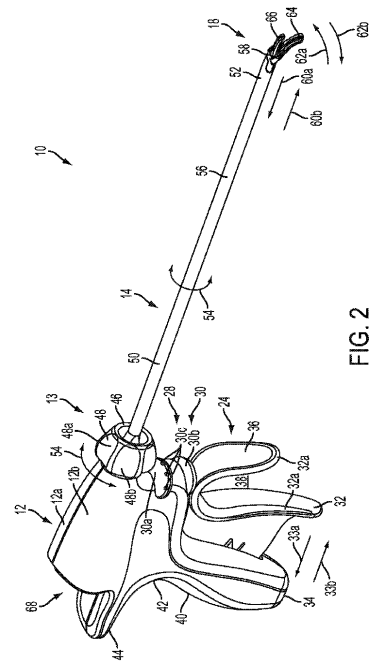


FIG. 2

【図 3】

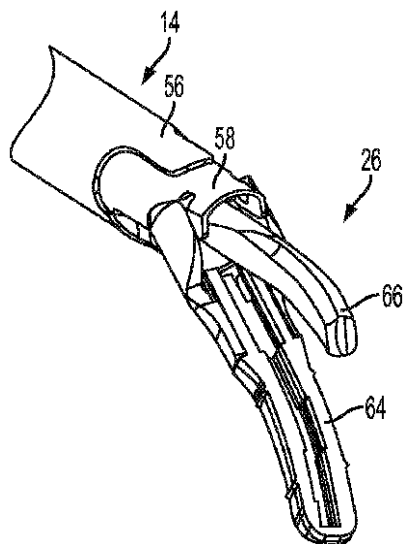


FIG. 3

【図 4】

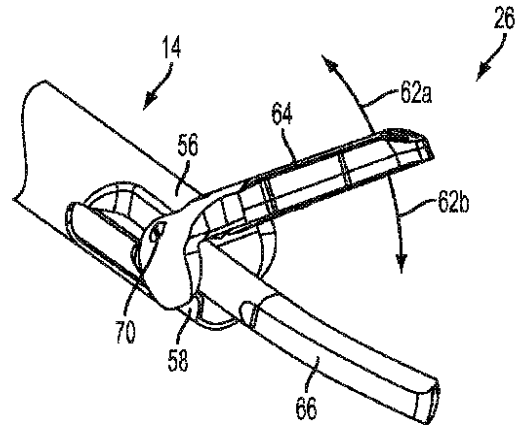


FIG. 4

【図 5】

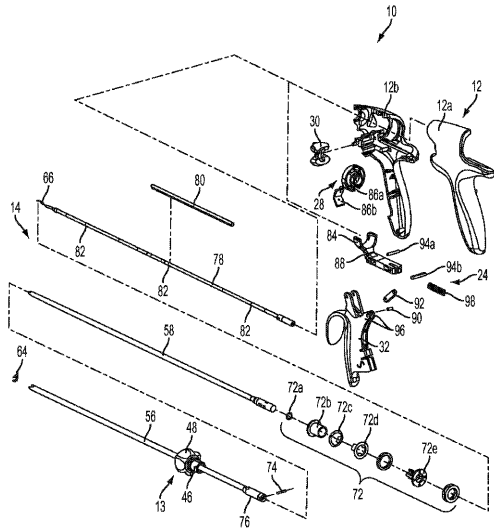


FIG. 5

【図 6】

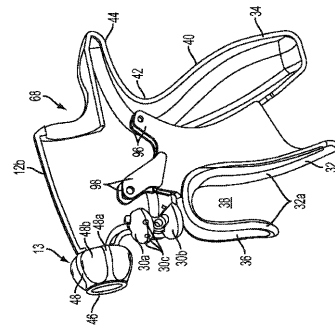


FIG. 6

【図 7】

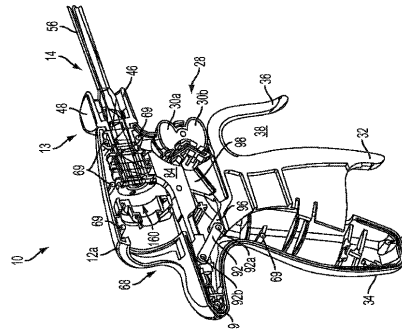


FIG. 7

【図 8】

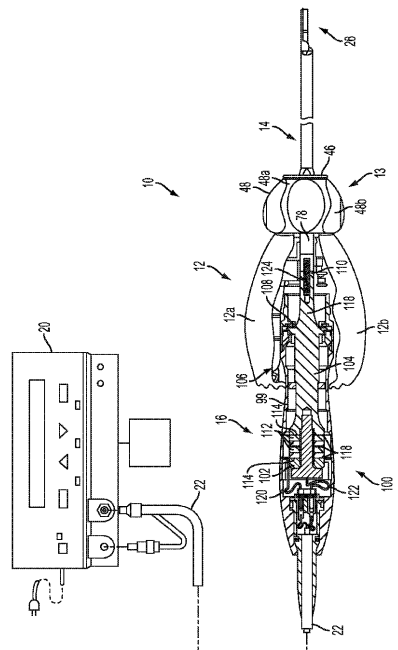


FIG. 8

【図 9】

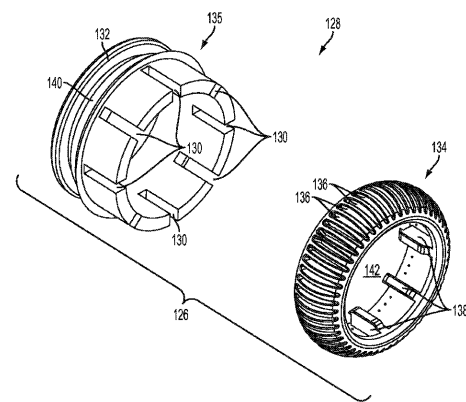


FIG. 9

【図 10】

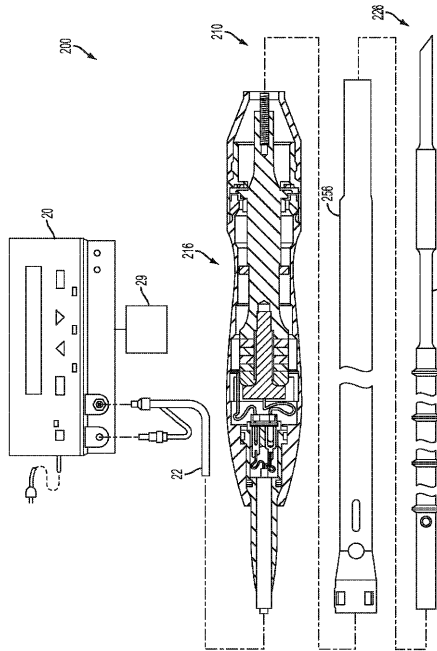
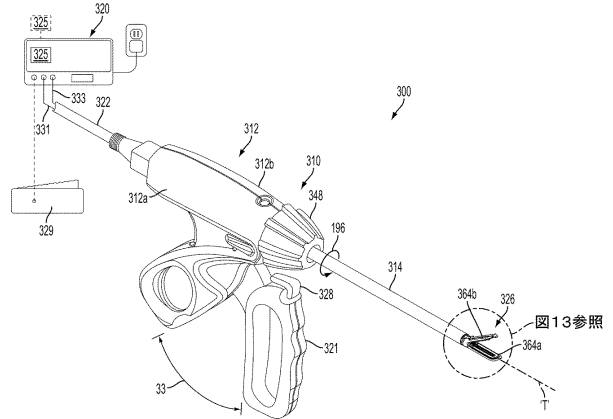


FIG. 10

【図 11】



【図 12】

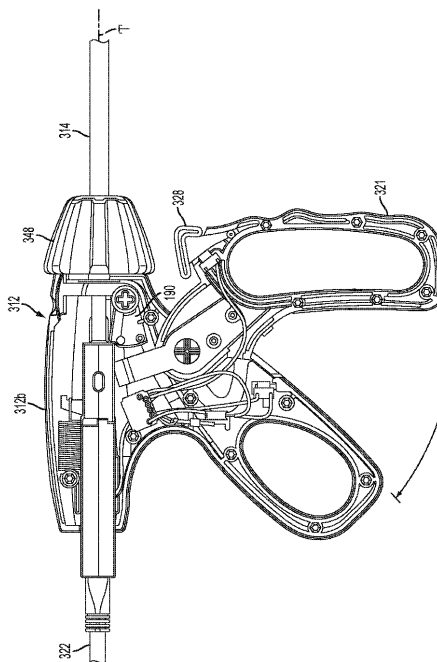


FIG. 12

【図 13】

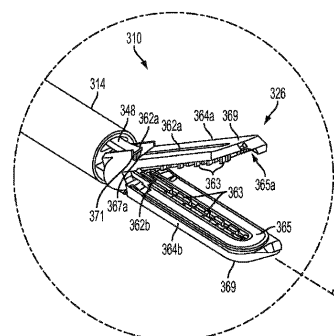


FIG. 13

【図 14】

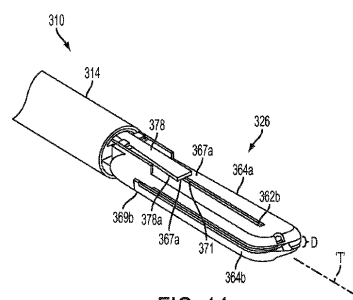


FIG. 14

【図 15】

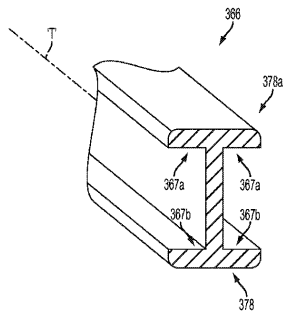
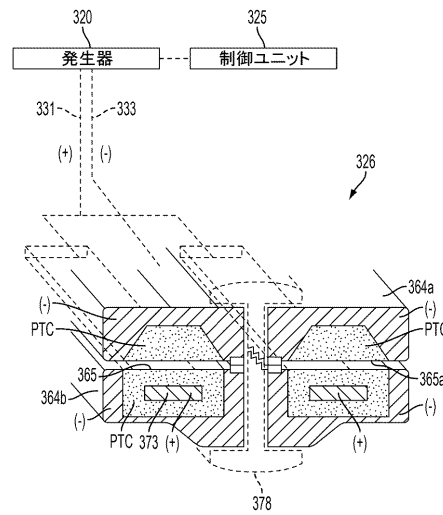


FIG. 15

【図 16】



【図 17】

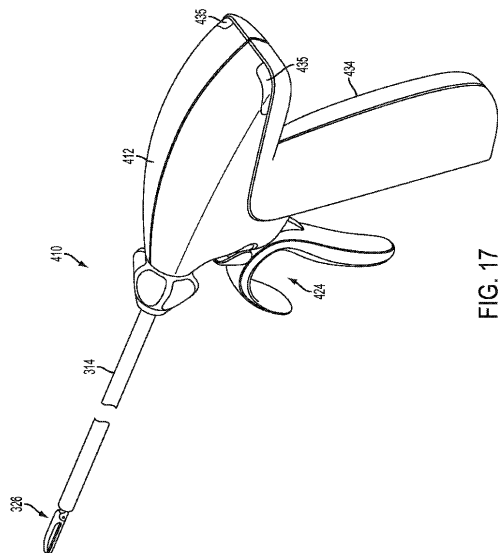


FIG. 17

【図 18 A】

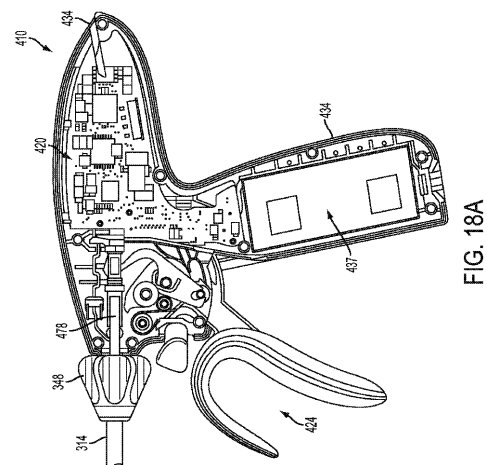
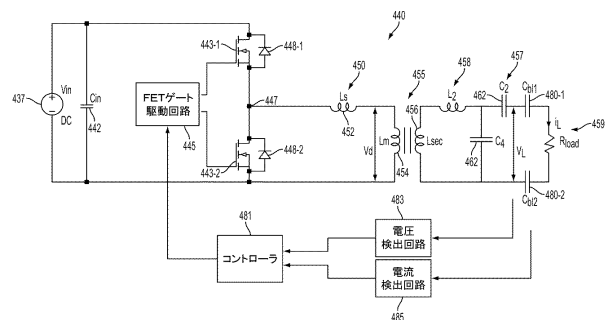
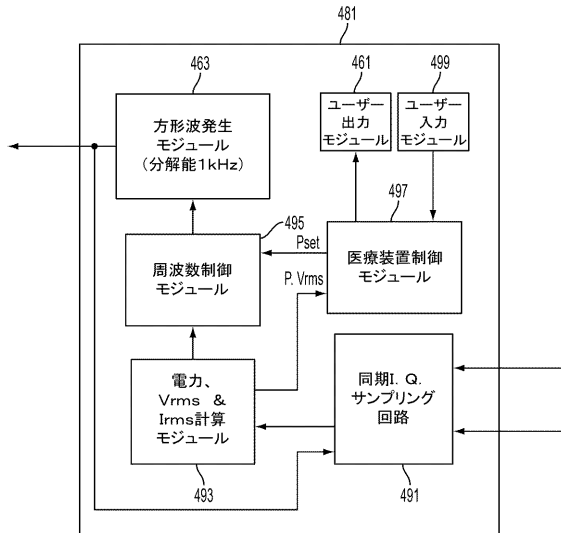


FIG. 18A

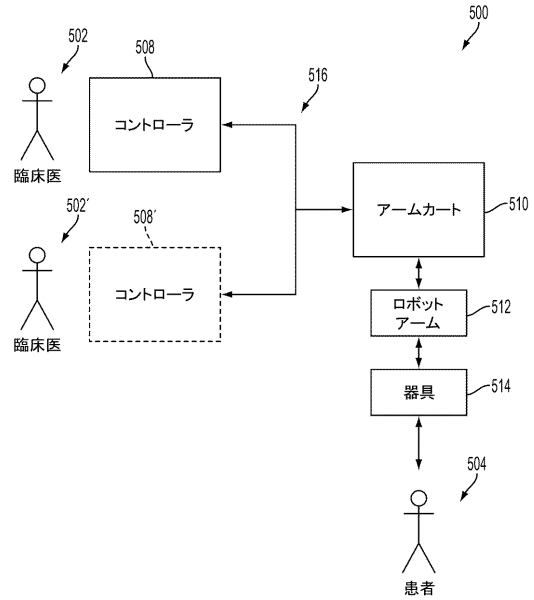
【図 18 B】



【図18C】



【図19】



【図20】

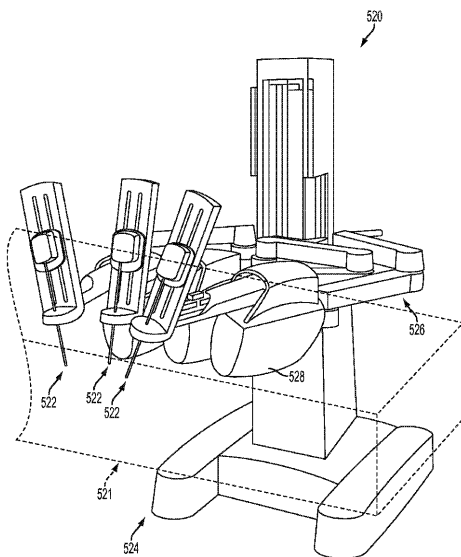


FIG. 20

【図21】

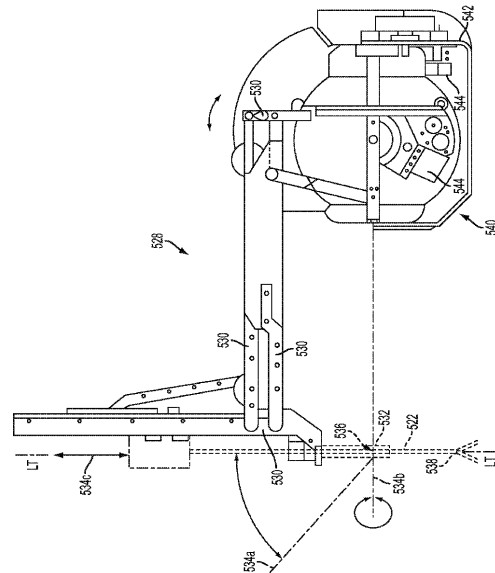


FIG. 21

【図 22】

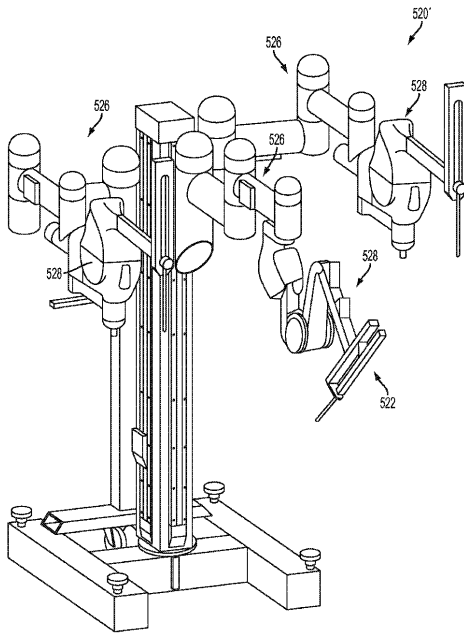


FIG. 22

【図 23】

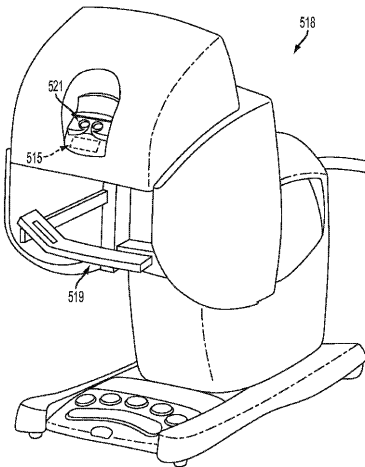


FIG. 23

【図 24】

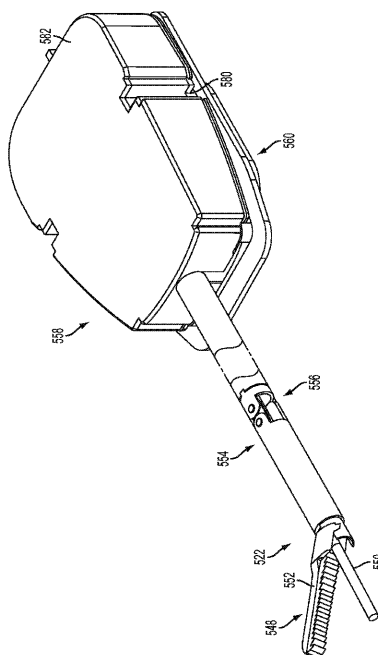


FIG. 24

【図 25】

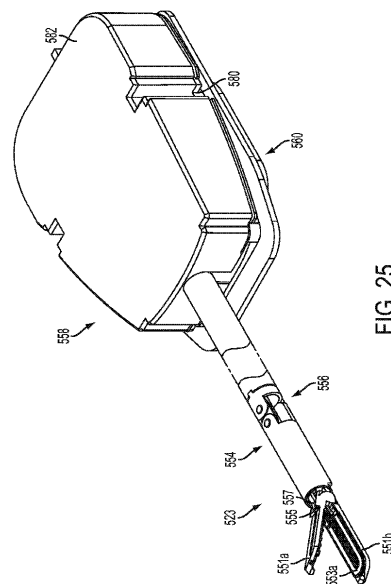


FIG. 25

【図 26】

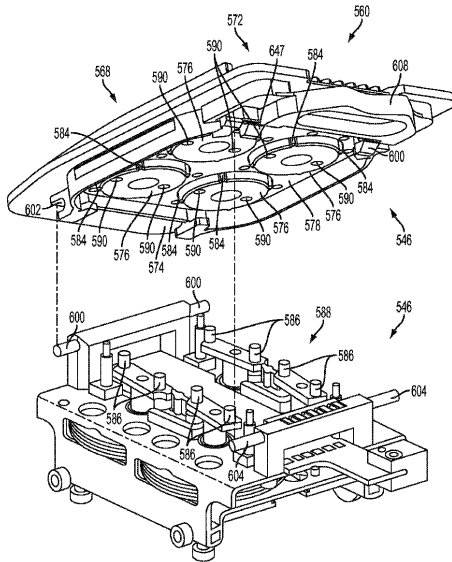


FIG. 26

【図 27】

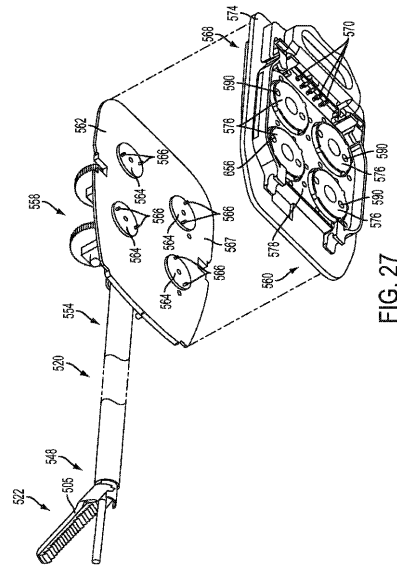


FIG. 27

【図 28】

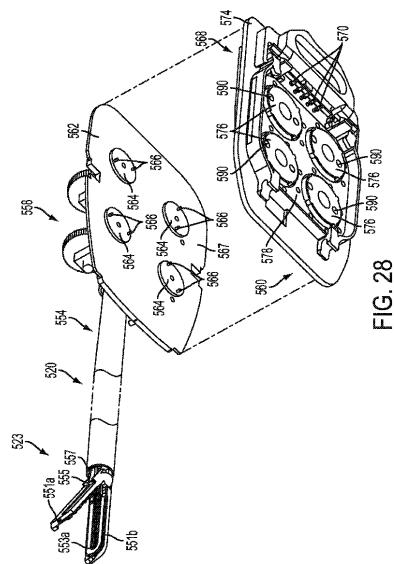


FIG. 28

【図 30】

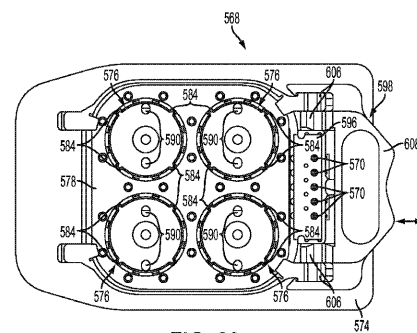


FIG. 30

【図 31】

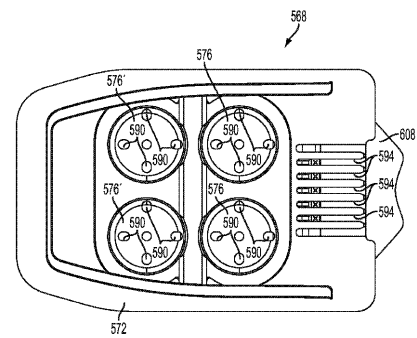


FIG. 31

【図 29】

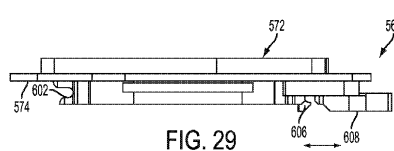


FIG. 29

【 図 3 2 】

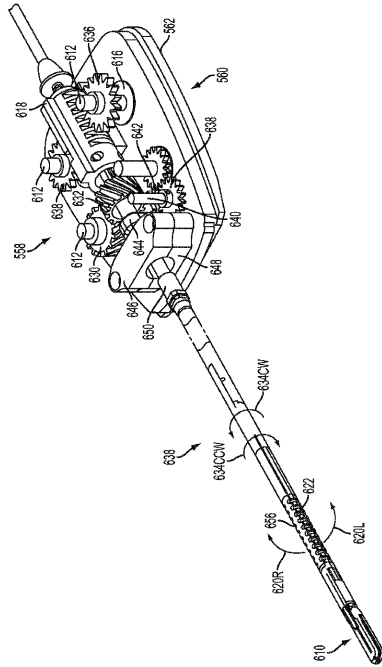


FIG. 32

【 図 3 3 】

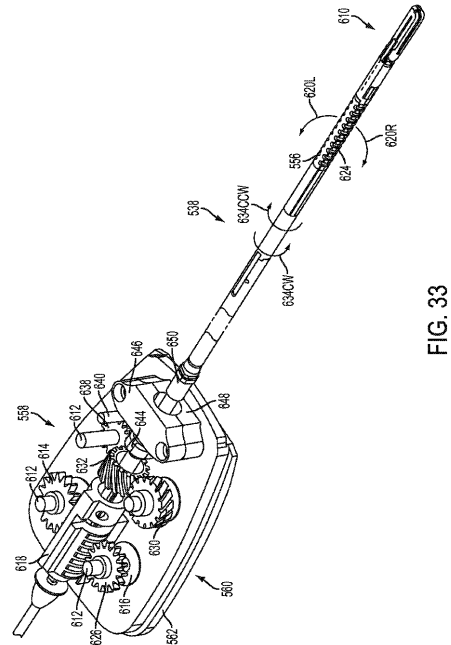


FIG. 33

【 図 3 4 】

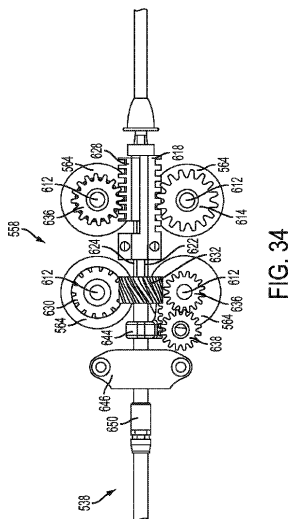


FIG. 34

【 図 3 5 】

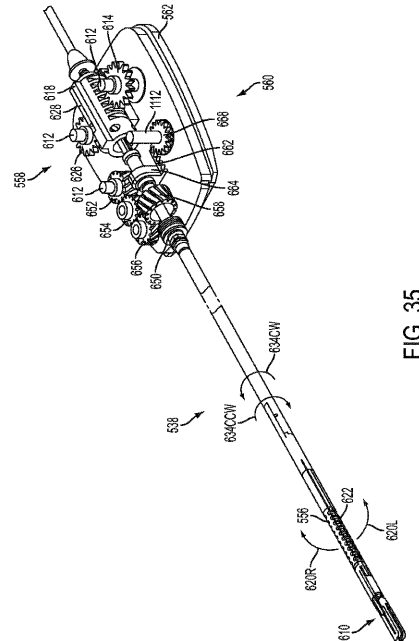


FIG. 35

【 図 3 6 】

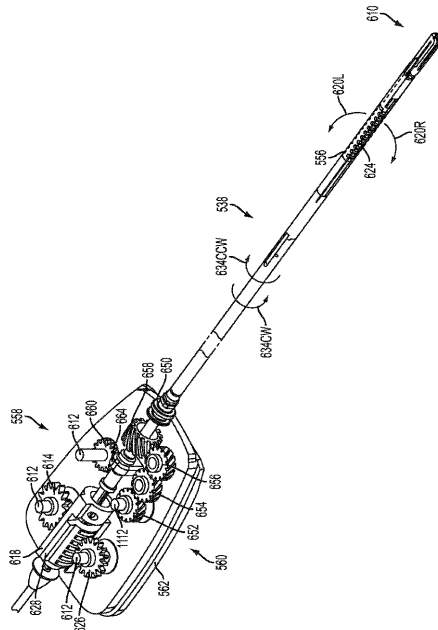


FIG. 36

【 図 3 7 】

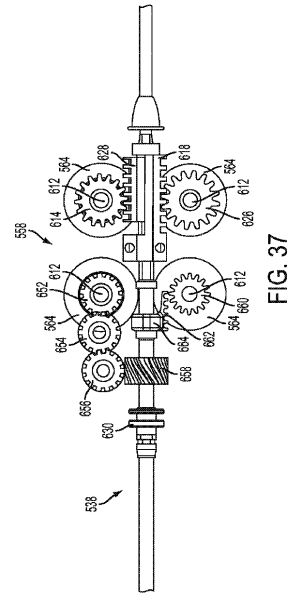


FIG. 37

【 図 3 8 】

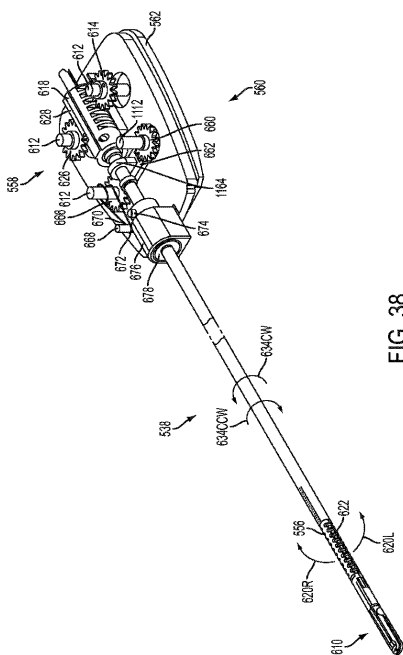


FIG. 38

【 図 3 9 】

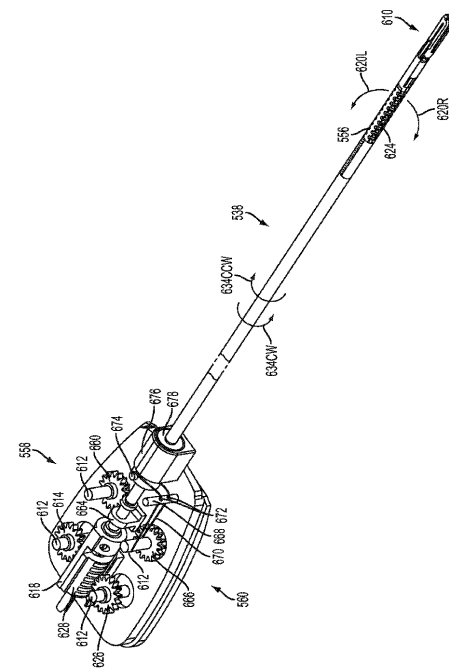


FIG. 39

【 図 4 0 】

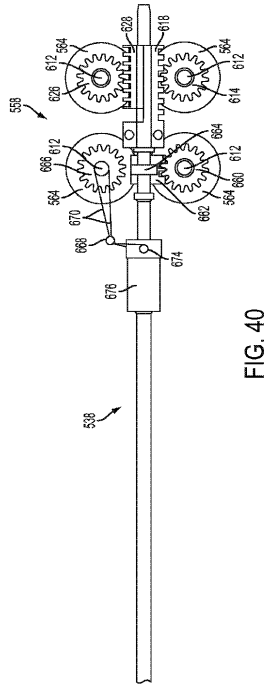


FIG. 40

【 図 4 1 】

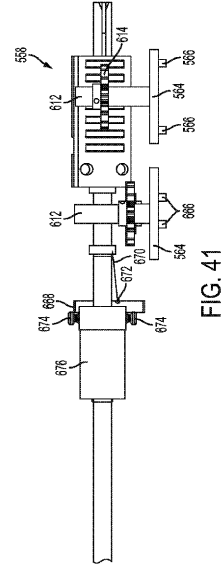


FIG. 41

【 図 4 2 】

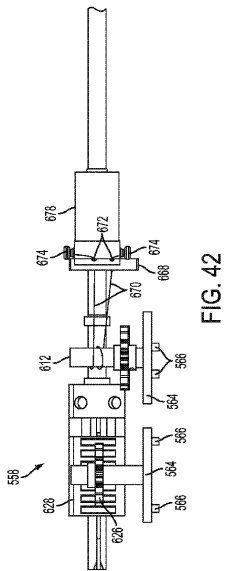


FIG. 42

【 図 4 3 】

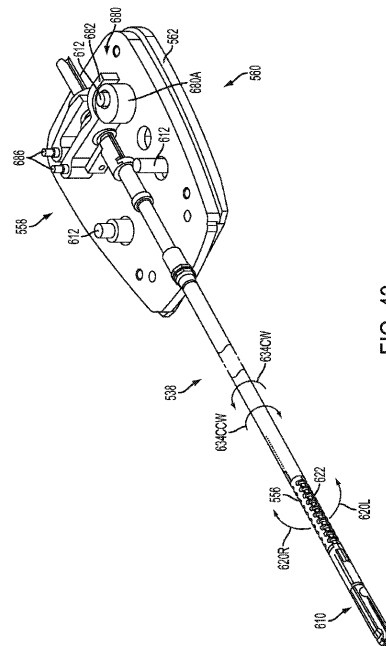


FIG. 43

【 図 4 4 】

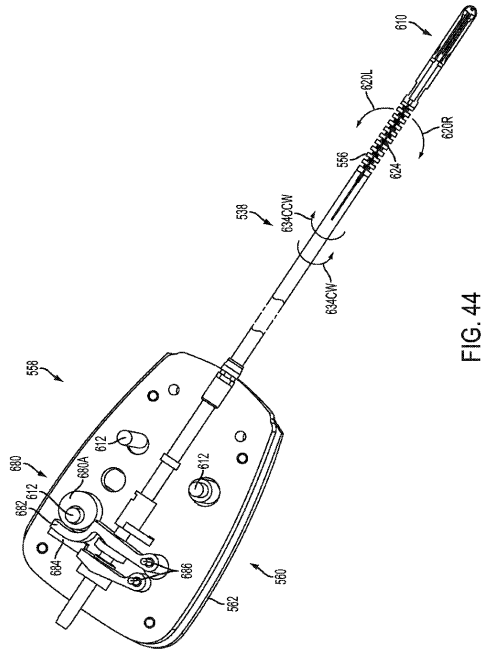


FIG. 44

【 図 4 5 】

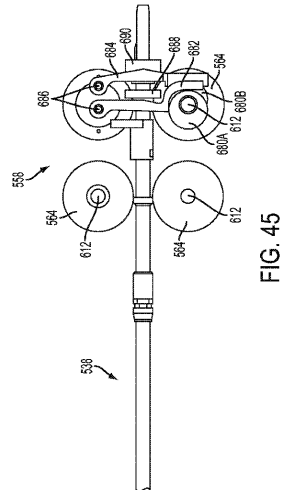


FIG. 45

【 図 4 6 A 】

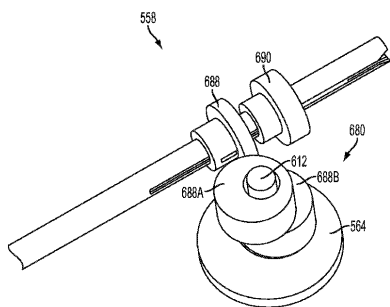


FIG. 46A

【 図 4 6 C 】

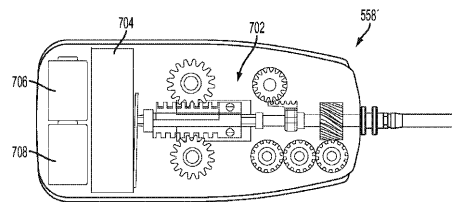


FIG. 46C

【 図 4 6 B 】

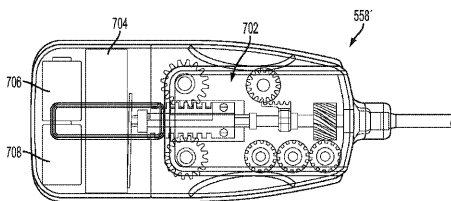


FIG. 46B

【圖 47】

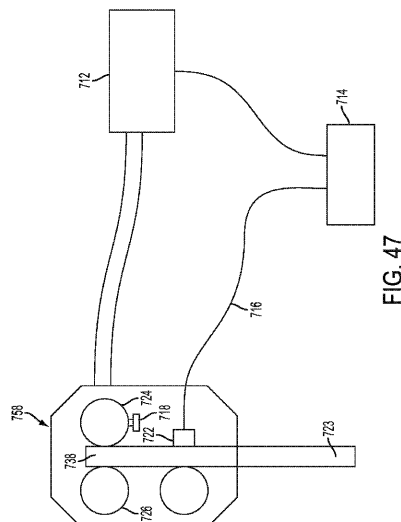


FIG. 47

【図 48】

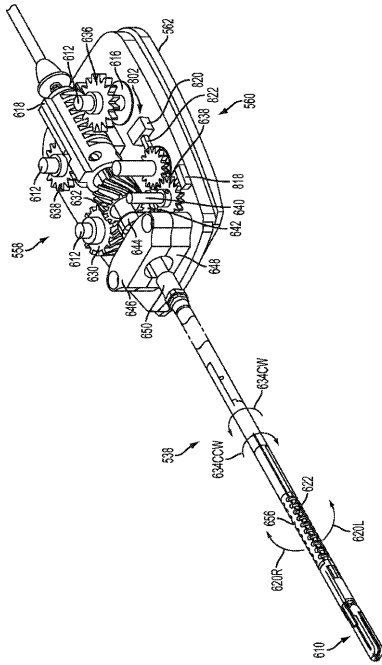


FIG. 48

【図 49】

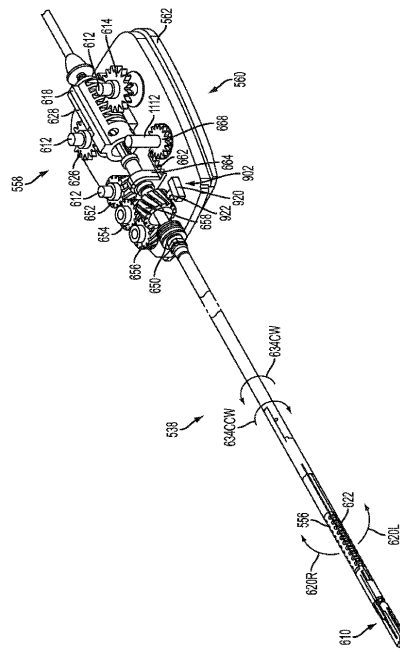


FIG. 49

フロントページの続き

- (72)発明者 バトロス・ジョナサン・ティ
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、イエローウッド・ドライブ 7883
- (72)発明者 ツリーズ・グレゴリー・エイ
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ヒッコリー・ヒル・コート 9265
- (72)発明者 シュテューレン・フォスター・ビー
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、ブリッジウォーター・コート 6245
- (72)発明者 スチュワート・ランドルフ
アメリカ合衆国、45248 オハイオ州、シンシナティ、ジェイミーズ・オーク・コート 5482
- (72)発明者 ブードロー・チャド・ビー
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、レイクハースト・コート 10840

審査官 大屋 静男

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2011/0290856(US, A1)
特開平08-336544(JP, A)
特表2015-515339(JP, A)
特開2012-075899(JP, A)
米国特許第05807393(US, A)
国際公開第2012/044597(WO, A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/072
A61B 17/32
A61B 18/12