

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6275711号
(P6275711)

(45) 発行日 平成30年2月7日(2018.2.7)

(24) 登録日 平成30年1月19日(2018.1.19)

(51) Int.Cl.		F 1	
A 6 1 B 34/30	(2016.01)	A 6 1 B 34/30	
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 11 (全 65 頁)

(21) 出願番号 特願2015-520256 (P2015-520256)
 (86) (22) 出願日 平成25年6月13日 (2013.6.13)
 (65) 公表番号 特表2015-525608 (P2015-525608A)
 (43) 公表日 平成27年9月7日 (2015.9.7)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2013/045649
 (87) 国際公開番号 W02014/004100
 (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19日 (2016.5.19)
 (31) 優先権主張番号 13/539, 122
 (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

前置審査

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体管理システムを有する外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具であって、

ロボット外科用システムに取り付けられるよう構成される器具取付部分であって、前記器具取付部分は前記ロボット外科用システムとの使用に適合される前記外科用器具と機械的及び電氣的にインターフェースをとるためのインターフェースを含む、器具取付部分と、

投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を含む、前記器具取付部分内に包含される流体管理システムと、

を備え、

エンドエフェクタに連結され、かつ前記流体管理システムに連結される駆動組立体を更に備え、前記第1の容器と前記エンドエフェクタとが流体チャネルによって流体連結され、

前記駆動機構に動作的に連結されて前記第1の容器及び前記流体チャネルに流体連結されるポンプを更に備え、

前記ポンプはぜん動ポンプであり、

前記駆動機構に動作的に連結されて偏芯パターンで回転するように動作可能である少なくとも1つのローラと剛性面との間に動作的に連結され、第1のローラの回転中に前記第1のローラと前記剛性面との間の少なくとも1点で圧縮される、軟性流体チャネル部分を更に備え、

第 2 のローラを更に備え、前記軟性流体チャネル部分は少なくとも前記第 1 のローラと前記第 2 のローラとの間で動作的に連結されており、前記第 1 及び第 2 のローラの回転中に前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間の少なくとも 1 点で前記軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記第 1 及び第 2 のローラのそれぞれが前記駆動機構に動作的に連結され、

前記第 1 のローラと前記第 2 のローラとは、前記軟性流体チャネル部分に対して対称となるように設けられている、外科用器具。

【請求項 2】

第 2 の容器と、

前記第 1 及び第 2 の容器それぞれに流体連結される 2 つの流入口と前記流体チャネルに流体連結される放出口とを有する三口装具と、

を更に備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

10

【請求項 3】

前記ポンプは、前記第 1 及び第 2 の容器並びに前記流体チャネルに流体連結される、請求項 2 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

前記ポンプは、

前記第 2 の容器に流体連結される第 2 の軟性流体チャネル部分と、

を備え、

前記第 1 及び第 2 の軟性流体チャネルが、前記第 1 及び第 2 のローラの回転中に前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間の少なくとも 1 点で前記第 1 及び第 2 の軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記駆動機構にそれぞれ動作的に連結される少なくとも前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間に動作的に連結される、ぜん動ポンプである、請求項 3 に記載の外科用器具。

20

【請求項 5】

外科用器具であって、

超音波変換器、前記超音波変換器と音響的に連結される超音波導波管、及び前記超音波導波管に音響的に連結される超音波ブレードを含むエンドエフェクタを含む超音波外科用システム、

を備える、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の外科用器具。

30

【請求項 6】

前記エンドエフェクタに連結される少なくとも 1 つの電極を更に備える、請求項 5 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記取付部分内に配置される電気外科発生装置回路を更に備え、前記少なくとも 1 つの電極が前記発生装置回路に連結される、請求項 6 に記載の外科用器具。

【請求項 8】

前記電気外科発生装置回路に電氣的に連結される電池を更に備える、請求項 7 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

前記器具取付部分内に前記超音波変換器が包含される、請求項 5 に記載の外科用器具。

40

【請求項 10】

前記器具取付部分内に包含される超音波発生装置を更に備え、前記超音波発生装置が前記変換器に電氣的に連結される、請求項 5 に記載の外科用器具。

【請求項 11】

外科用器具であって、

少なくとも 1 つの電極を備える電気外科エンドエフェクタ、

を備える、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【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によりその全体が組み込まれる：

米国特許出願番号第_____号、表題「Haptic Feedback Devices for Surgical Robot」、代理人整理番号第END7042USNP/110388号。

米国特許出願番号第_____号、表題「Lockout Mechanism for Use with Robotic Electrosurgical Device」、代理人整理番号第END7043USNP/110389号。

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

米国特許出願番号第_____号、表題「Surgical Instruments with Articulating Shafts」、代理人製番号第END6423USNP/110392号。

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

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

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

米国特許出願番号第_____号、表題「Surgical Instruments with Articulating Shafts」、代理人製番号第END7049USNP/110396号。

米国特許出願番号第_____号、表題「Ultrasonic Surgical Instruments with Control Mechanisms」、代理人製番号第END7050USNP/110397号。

【背景技術】

【0002】

様々な実施形態が、外科用装置に使用される様々な流体管理システムを含む外科用装置に向けられている。

【0003】

超音波メスなどの超音波外科用装置は、これら固有の性能特性のために、外科手術において多くの用途で用いられている。特定の装置構成及び動作パラメータにより、超音波外科用装置は組織の実質的に同時の横切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、近位に配置される超音波変換器と、超音波変換器に連結された、組織を切断及び封止するための超音波ブレードを備える、遠位に取り付けられたエンドエフェクタを有する器具とを備える。エンドエフェクタは通常、シャフトを介してハンドル及び/又はロボット外科道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伸する導波管を介して、変換器と音響的に連結している。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。

【0004】

超音波エネルギーは、電気外科手術にて用いられる温度よりも低い温度で組織を切断及

10

20

30

40

50

び凝固する。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。ブレード表面によって組織に対して圧力をかけると血管を潰し、凝塊が止血シールを形成することを可能にする。外科医は、エンドエフェクタによって組織に印加される力による切断速度及び凝固、力が印加される時間、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。

【0005】

また、多くの外科用途に用いられているものとして電気外科用装置が挙げられる。電気外科用装置は、組織を処置するために組織に電気エネルギーを印加する。電気外科用装置は、1つ以上の電極を備えるエンドエフェクタを遠位に取り付けた器具を備えていてもよい。エンドエフェクタは、組織に電流が導入されるように組織に対して配置することができる。電気外科用装置はバイポーラ又はモノポーラ動作用に構成することができる。バイポーラ動作中では、組織に電流がエンドエフェクタの活性及びリターン電極からそれぞれ導入されて戻される。モノポーラ動作中では、電流はエンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、患者の体に個別に配されたリターン電極（例えば、接地パッド）を介して戻される。組織を流れる電流によって生成された熱は組織内及び/又は組織間に止血性封止を形成し得て、例えば血管を封止するのに特に有用であり得る。時々、電気外科装置のエンドエフェクタは、組織及び電極に相対的に移動可能な、組織を横切するための切断部材も備える。

【0006】

電気外科用装置によって印加された電気エネルギーは、発生装置によって器具に伝達可能である。電気エネルギーは、無線周波数（「RF」）エネルギーの形態であってもよい。RFエネルギーは、300kHz～1MHzの周波数範囲内にあり得る電気エネルギーの形態である。その動作中に、電気外科用装置は組織を通して低周波数RFエネルギーを伝達することができ、これによってイオン性攪拌又は摩擦、つまりは抵抗加熱が引き起こされ、組織の温度が上昇する。処置される組織とその周囲組織との間ではっきりとした境界が形成され得るため、外科医は隣接する非対象組織を犠牲にすることなく、高いレベルでの精度及び制御で手術をすることができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は彫刻しつつ同時に血管を封止する上で有用であり得る。RFエネルギーは、主にコラーゲンからなって熱と接触すると収縮する結合組織に特によく作用し得る。

【0007】

多くの場合、曲線状又はその他の非対称な超音波ブレードを用いるのが望ましい。現在、非対称ブレードは機械で曲線状に仕上げられる。これらのブレードの平衡を保つ（例えば、横振動を最小限にする）ことは、基本位置にてブレードに切り欠き又はその他の特徴を機械で加工することによって実現される。切り欠き又はその他の特徴の位置、加えて機械加工自体を選択することは、ブレードの費用及び複雑さを大きく増加させる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

超音波及び電気外科用装置の両方について、処置領域に流体を投薬する流体管理システムを用いるのがしばしば望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本明細書中に記載の様々な実施形態は、流体管理システムを備える外科用器具に向けられている。一実施形態では、外科用器具は、ロボット外科用システムに取り付けられるように構成される器具取付部分を備える。器具取付部分は、ロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具と機械的及び電氣的にインターフェースをとるインターフェースを備える。流体管理システムは器具取付部分内に包含されており、流体管理システムは投薬される第1流体薬品を含有するための第1の容器を備える。

【図面の簡単な説明】

【0010】

10

20

30

40

50

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である。

【図 2】図 1 に示される外科用器具の一実施形態を示す図である。

【図 3】超音波エンドエフェクタの一実施形態を示す図である。

【図 4】超音波エンドエフェクタの別の実施形態を示す図である。

【図 5】図 1 に示される外科用器具の一実施形態の分解図である。

【図 6】図 1 に示される外科用器具の一実施形態の切欠図である。

【図 7】図 1 に示す外科用器具の実施形態の一例の様々な内部構成要素を示す図である。

【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である。

【図 9】図 1 の外科用器具の一例示的な実施形態に含まれる回転組立体の一実施形態を示す図である。

【図 10】単一素子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である。

【図 11】電気エネルギー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 11 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】その顎部が開いており、軸方向に移動可能な部材の遠位端が引っ込んだ位置にある状態の、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である。

【図 14】その顎部が閉じられており、軸方向に移動可能な部材の遠位端が部分的に前進した位置にある状態の、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である。

【図 15】図 11 の外科用器具の軸方向に移動可能な部材の一実施形態の斜視図である。

【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である。

【図 17】コードレスの電気エネルギー外科用器具の一実施形態の断面の斜視図である。

【図 18 A】その中の様々な構成要素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 17 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 18 B】一実施形態による、RF 駆動及び制御回路を示す図である。

【図 18 C】一実施形態によるコントローラの主な構成要素を示す図である。

【図 19】ロボット外科用システムの一実施形態のブロック図である。

【図 20】ロボットアームカートの一実施形態を示す図である。

【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である。

【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である。

【図 23】図 19 ~ 図 22 のロボットアームカートなどのロボットアームカートと併せて使用し得るコントローラの一実施形態を示す図である。

【図 24】ロボットシステムとの使用に適合された超音波外科用器具の一実施形態を示す図である。

【図 25】ロボットシステムとの使用に適合された電気外科用器具の一実施形態を示す図である。

【図 26】図 24 に示される外科用器具を受容して制御するための外科用マニピュレータと連結可能な器具駆動組立体の一実施形態を示す図である。

【図 27】図 24 の外科用器具を含む、図 26 の器具駆動組立体の実施形態の別の図である。

【図 28】図 25 の電気外科用器具を含む、図 26 の器具駆動組立体の実施形態の別の図である。

10

20

30

40

50

- 【図 29】図 26 の器具駆動組立体の実施形態のアダプタ部分の追加図である。
- 【図 30】図 26 の器具駆動組立体の実施形態のアダプタ部分の追加図である。
- 【図 31】図 26 の器具駆動組立体の実施形態のアダプタ部分の追加図である。
- 【図 32】従動要素の動作を外科用器具の動作に変換する構成要素を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の一実施形態を示す図である。
- 【図 33】従動要素の動作を外科用器具の動作に変換する構成要素を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の一実施形態を示す図である。
- 【図 34】従動要素の動作を外科用器具の動作に変換する構成要素を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の一実施形態を示す図である。
- 【図 35】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する代替的な例示的機構、及びシャフト 538 の軸に沿って 1 つ以上の部材の往復並進運動を行わせる代替の例示的な機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。 10
- 【図 36】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する代替的な例示的機構、及びシャフト 538 の軸に沿って 1 つ以上の部材の往復並進運動を行わせる代替の例示的な機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 37】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する代替的な例示的機構、及びシャフト 538 の軸に沿って 1 つ以上の部材の往復並進運動を行わせる代替の例示的な機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 38】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。 20
- 【図 39】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 40】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 41】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 42】従動要素の回転をシャフトの軸回りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す、図 24 ~ 図 25 の器具取付部分の代替的な実施形態を示す図である。
- 【図 43】シャフトの軸に沿った部材の差動並進の（例えば、関節動作のため）の代替的な例示的機構を示す器具取付部分の代替的な実施形態の図である。 30
- 【図 44】シャフトの軸に沿った部材の差動並進の（例えば、関節動作のため）の代替的な例示的機構を示す器具取付部分の代替的な実施形態の図である。
- 【図 45】シャフトの軸に沿った部材の差動並進の（例えば、関節動作のため）の代替的な例示的機構を示す器具取付部分の代替的な実施形態の図である。
- 【図 46 A】シャフトの軸に沿った部材の差動並進の（例えば、関節動作のため）の代替的な例示的機構を示す器具取付部分の代替的な実施形態の図である。
- 【図 46 B】内部動力及びエネルギー源を備える器具取付部分の一実施形態を示す図である。
- 【図 46 C】内部動力及びエネルギー源を備える器具取付部分の一実施形態を示す図である。 40
- 【図 47】ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の一実施形態の図である。
- 【図 48】ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の一実施形態を示す図である。
- 【図 49】ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の一実施形態を示す図である。
- 【図 50】ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の一実施形態を示す図である。
- 【図 51】ロボット外科用システムとの使用に適合された電気外科用器具の一実施形態の図である。 50

【図52】ロボット外科用システムとの使用に適合された超音波外科用器具の一実施形態の図である。

【図53】ロボット外科用システムとの使用に適合された混合超音波/電気外科の外科用器具の一実施形態の図である。

【図54】ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の一実施形態を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

様々な実施形態が、外科用器具と使用される超音波ブレードに向けられている。超音波ブレードは、縦軸に沿って延伸する、近位に配置される直線部と、直線部に連結されて、縦軸から屈曲して離れていく遠位に配置される曲線部とを備えていてもよい。曲線部は曲率半径を画定してもよく、第1の角度に対していてもよい。曲線部と直線部との間の接触点は、超音波ブレードの節又は腹のいずれかにあり得る。超音波ブレードは、例えば、曲線部の性質に基づいて平衡を保っていてもよい。平衡を保つ超音波ブレードは、純粋に及び/又は実質的に長手方向(例えば、縦軸の方向)の振動モードを有していてもよい。平衡を保つには、超音波ブレードは、上記のように、超音波ブレードが共振周波数で駆動されたときに節及び/又は腹が接触点で発生するように構成されてもよい。いくつかの例示的な実施形態では、本明細書中に記載されるように、近位的に配置された直線部のすべて又は一部が、超音波ブレードから変換器に近位的に延伸する導波管のすべて又は一部として考慮されてもよい。

10

20

【0012】

いくつかの実施形態は、エンドエフェクタと縦軸に沿って延伸する関節運動が可能なシャフトとを備える外科用器具に向けられている。シャフトは軟性部を有していてもよい。導波管は超音波ブレードと音響的に連結されており、シャフトを通してブレードから近位に延伸する。導波管は、シャフトの軟性部の位置周りの縦軸上に位置する屈曲可能な導波管部分を備えていてもよい。導波管はまた、導波管の節に位置する第1及び第2のフランジを備えていてもよい。第1のフランジは屈曲可能な導波管部分から遠位に位置していてもよく、第2のフランジは屈曲可能な導波管部分から近位に位置していてもよい。第1の制御部材は、第1のフランジに連結されて第2のフランジ及びシャフトを通して近位に延伸していてもよい。第1の制御部材を近位に並進させることによって第1のフランジを近位に引くことができ、これによってシャフトと導波管が縦軸から離れて第1の制御部材に向かって枢動される。

30

【0013】

他の実施形態は、組織を処置するためのエンドエフェクタと共に縦軸に沿って相対的に並進可能な外側及び内側シャフトを備える、外科用器具に向けられている。内側シャフトは、縦軸から第1の方向に離れて曲がるように付勢される付勢部分を備える。内側シャフトの付勢部分が外側シャフト内にあるとき、内側及び外側シャフトは縦軸に沿って実質的に直線であってもよい。内側シャフトの付勢部分が外側シャフト外にある(例えば、内側シャフトから遠位に位置する)とき、内側シャフト及びエンドエフェクタは縦軸から離れるように第1の方向に枢動してもよい。

40

【0014】

追加の実施形態では、外科用器具は、超音波ブレードがその中に配置される、縦軸に沿って延伸するシャフトを備える。超音波ブレードは近位に配置される直線部と遠位に配置される曲線部とを備えていてもよい。超音波ブレードは、シャフトに対して縦軸に沿って、ブレードの曲線部がシャフトの遠位端から延伸する第1の位置からブレードの曲線部が少なくとも部分的にシャフト内に包含される第2の位置まで並進可能であってもよい。

【0015】

超音波及び/又は電気外科要素を備えるエンドエフェクタを有する手動並びにロボット外科用器具の例示的な実装を示す実施形態を含む、いくつかの実施形態を具体的に参照する。可能である場合は、類似又は同様の参照番号を図面の中で用いてもよく、類似又は同様

50

の機能性を示してもよい。図面は、開示される外科用器具及び／又はその使用方法の例示的な実施形態を、描写する目的のみのために図示する。当業者であれば、以下の記載から、本明細書中に記載の原則から逸脱することなく、本明細書中に示される構造及び方法の代替的な例示的な実施形態が採用可能であることを容易に理解できるであろう。

【 0 0 1 6 】

図 1 は、超音波外科用器具 1 0 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 1 0 は、内視鏡的又は伝統的な開腹外科手術を含む様々な外科的処置において使用され得る。一例示的な実施形態では、超音波外科用器具 1 0 は、ハンドル組立体 1 2 と、細長シャフト組立体 1 4 と、超音波変換器 1 6 とを備える。ハンドル組立体 1 2 は、トリガ組立体 2 4、遠位回転組立体 1 3、及びスイッチ組立体 2 8 を備える。細長シャフト組立体 1 4 はエンドエフェクタ組立体 2 6 を備え、エンドエフェクタ組立体 2 6 は、組織を切開するか、又は血管及び／若しくは組織を相互に掴む、切断する、並びに凝固する要素と、エンドエフェクタ組立体 2 6 を作動させる要素とを備える。ハンドル組立体 1 2 は、超音波変換器 1 6 を近位端に受容するように適合される。超音波変換器 1 6 は細長シャフト組立体 1 4 及びエンドエフェクタ組立体 2 6 の一部分と機械的に係合される。超音波変換器 1 6 は、ケーブル 2 2 を介して発生装置 2 0 に電気的に連結される。図面の大半が腹腔鏡外科手術と関連して用いられる複数のエンドエフェクタ組立体 2 6 を図示するが、超音波外科用器具 1 0 はより伝統的な開腹外科手術で採用されてもよく、及び他の実施形態では内視鏡手術での使用に構成されてもよい。本明細書における目的のために、超音波外科用器具 1 0 は内視鏡器具に関して記載されるが、開腹型及び／又は腹腔鏡型の超音波外科用器具 1 0 もまた、本明細書中に記載されるものと同一若しくは同様の動作構成要素及び特徴を含み得ることが想定される。

【 0 0 1 7 】

様々な実施形態で、発生装置 2 0 は、モジュール及び／又はブロックのようないくつかの機能的要素を備える。異なる機能要素又はモジュールが、異なる種類の外科用装置を駆動するために構成され得る。例えば、超音波発生装置モジュール 2 1 は、超音波外科用器具 1 0 などの超音波装置を駆動してもよい。いくつかの例示実施形態では、発生装置 2 0 は更に電気外科装置（又は超音波外科用器具 1 0 の電気外科実施形態）を駆動する電気外科／RF 発生装置モジュール 2 3 をも備える。様々な実施形態では、発生装置 2 0 はハンドル組立体 1 2 の中に一体的に形成されてもよい。このような実装では、エネルギー源として作用するよう、ハンドル組立体 1 2 内に電池が併せて配される。図 1 8 A 及び付随する開示は、このような実装の一例を提供する。

【 0 0 1 8 】

いくつかの実施形態では、電気外科／RF 発生装置モジュール 2 3 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に構成されていてもよい。図 1 に図示される例示的な実施形態では、発生装置 2 0 は発生装置 2 0 と一体化された制御システム 2 5 と、ケーブル 2 7 を介して発生装置に接続されたフットスイッチ 2 9 とを備える。発生装置 2 0 は、外科用器具、例えば器具 1 0 を作動させるトリガ機構も備えていてもよい。トリガ機構は、電源スイッチ（図示せず）並びにフットスイッチ 2 9 を備えていてもよい。フットスイッチ 2 9 によって起動させられると、発生装置 2 0 は外科用器具 1 0 の音響上の組立体を駆動する、及びエンドエフェクタ 1 8 を所定の実行レベルにて駆動するためのエネルギーを提供し得る。発生装置 2 0 は、音響組立体の任意の好適な共振周波数にて音響組立体を駆動若しくは励起させ、及び／又は治療レベル／治療レベル未満の電磁／RF エネルギーを引き出す。

【 0 0 1 9 】

一実施形態では、電気外科／RF 発生装置モジュール 2 3 を、無線周波数（RF）エネルギーを用いて 2 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）として実装してもよい。一実施形態では、ESU は、ERBE USA, Inc. (Marietta, Ga) から販売されている 2 極 ERBE ICC 350 であってもよい。2 極電気外科手術用途では、上述のよう

10

20

30

40

50

に、活性電極及びリターン電極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リターン電極まで流れることができるように、活性電極及びリターン電極は、処置対象組織に接するか、又は隣接して配置され得る。したがって、電気外科／RFモジュール23の発生装置は、組織を処置（例えば、焼灼）するのに十分な電気エネルギーを組織Tに印加することで、処置目的のために構成されてもよい。

【0020】

一実施形態では、電気外科／RF発生装置モジュール23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RF信号を伝達するように構成されてもよい。一実施形態では、電気外科／RF発生装置モジュール23は、以下により詳細に記載される2極無線周波数発生装置を備える。一実施形態では、電気外科／RF発生装置モジュール12は、組織Tの電気的インピーダンスZをモニタリングする、及び、エンドエフェクタ組立体26のクランプ部材上に設けられたリターン電極によって、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に構成されていてもよい。したがって、電気外科／RF発生装置モジュール23は、組織Tのインピーダンス又はその他の電気特性を計測する、治療レベル未満の目的のために構成されていてもよい。組織Tのインピーダンス又はその他の電気特性を計測する方法及び回路構成は、本明細書にその開示全体が引用によって参照される、本願の譲受人に譲渡された米国特許出願公報第2011/0015631号、表題「Electrosurgical Generator for Ultrasonic Surgical Instruments」にてより詳細に記載されている。

【0021】

好適な超音波発生装置モジュール21は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio)から販売されているGEN300と同様の状態で機能的に動作するように構成されていてもよく、そのすべ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つ以上に開示されているようなものである。米国特許第6,480,796号(Method for Improving the Start Up of an Ultrasonic System Under Zero Load Conditions)、米国特許第6,537,291号(Method for Detecting Blade Breakage Using Rate and/or Impedance Information)、米国特許第6,662,127号(Method for Detecting Presence of a Blade in an Ultrasonic System)、米国特許第6,678,899号(Method for Detecting Transverse Vibrations in an Ultrasonic Surgical System)、米国特許第6,977,495号(Detection Circuitry for Surgical Handpiece System)、米国特許第7,077,853号(Method for Calculating Transducer Capacitance to Determine Transducer Temperature)、米国特許第7,179,271号(Method for Driving an Ultrasonic System to Improve Acquisition of Blade Resonance Frequency at Startup)、及び米国特許第7,273,483号(Apparatus and Method for Alerting Generator Function in an Ultrasonic Surgical System)。

【0022】

様々な実施形態では、発生装置20がいくつかのモードで作動するように構成されてもよい。1つのモードでは、発生装置20は超音波発生装置モジュール21及び電気外科／RF発生装置モジュール23が独立して作動するように構成されてもよい。

【0023】

例えば、超音波発生装置モジュール21は超音波エネルギーをエンドエフェクタ組立体

10

20

30

40

50

26に印加するために起動されてもよく、その後、電気外科/RF発生装置モジュール23によって治療レベル又は治療レベル未満RFエネルギーをエンドエフェクタ組立体26に印加してもよい。前述のように、超音波発生装置モジュール21の起動を制御する、又は起動を改造するために組織インピーダンスを計測するべく、治療レベル未満の電気外科/RFエネルギーを、エンドエフェクタ組立体26の請求構成要素の間に含まれた組織に印加してもよい。治療レベル未満のエネルギーを印加したことによる組織インピーダンスフィードバックを採用することで、電気外科/RF発生装置モジュール23の治療レベルを起動させてエンドエフェクタ組立体26の請求構成要素の間に含まれた組織(例えば、管)を封してもよい。

【0024】

別の実施形態では、超音波発生装置モジュール21及び電気外科/RF発生装置モジュール23は同時に起動されてもよい。一例では、超音波発生装置モジュール21を治療レベル未満のRFエネルギーレベルにて同時に起動して、エンドエフェクタ組立体26の超音波ブレードがエンドエフェクタ組立体26のクランプ要素間に留められた組織(又は管)を切断及び凝固させる間に組織インピーダンスを同時に計測させる。このようなフィードバックは、例えば、超音波発生装置モジュール21の駆動出力を改変するために採用してもよい。別の例では、超音波発生装置モジュール21を電気外科/RF発生装置モジュール23と同時に駆動して、組織(又は管)を封止するためにエンドエフェクタクランプ組立体26の電極部分に電気外科/RFエネルギーが印加される間、エンドエフェクタ組立体26の超音波ブレード部分が損傷した組織を切断するために採用されてもよい。

【0025】

発生装置20がトリガ機構によって起動されると、一実施形態では、電気エネルギーは、発生装置20によって連続的に音響組立体の変換器スタック又は組立体に印加される。別の実施形態では、電気エネルギーは発生装置20によって断続的に印加(例えば、パルス)される。発生装置20の制御システム中内のフェーズロックループは、音響組立体からのフィードバックを監視してもよい。フェーズロックループは、発生装置20によって送られる電気エネルギーの周波数を、音響組立体の振動の選択された縦モードの共振周波数と一致するように調節する。更に、制御システム25内の第2のフィードバックループは、音響組立体のエンドエフェクタ18においてほぼ一定の振動幅を達成するために、音響組立体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25内の第3のフィードバックループは、エンドエフェクタ組立体26に配される電極の間のインピーダンスを監視する。図1~図9は手動で操作される超音波外科用器具を示すが、例えば本明細書中に記載されるロボット用途、並びに手動及びロボット用途の組み合わせにも超音波外科用器具が用いられ得ると理解される。

【0026】

超音波作動モードでは、音響組立体に供給される電気信号は、エンドエフェクタ18の遠位端に、例えば約20kHz~250kHzの範囲で縦方向に振動させてもよい。様々な実施形態によれば、ブレード22は、約54kHz~56kHzの範囲、例えば約55.5kHzで振動してもよい。他の実施形態では、ブレード22は、例えば、約31kHz又は約80kHzである、他の振動数で振動してもよい。ブレードにおける振動の振動幅は、例えば、発生装置20によって音響組立体の変換器組立体に印加される電気信号の振幅を制御することによって制御することができる。前述のように、発生装置20のトリガ機構によって、ユーザは、電気エネルギーを音響組立体に連続的又は断続的に供給できるように発生装置20を起動させることができるようになる。発生装置20はまた、電気外科ユニット又は従来の電気コンセントへの差込用の電力線を有する。また、電池などの直流(DC)源によって発生装置20に電力を供給することもできることが想到される。発生装置20は、Ethicon Endo-Surgery, Inc.より入手可能なモデル番号GEN04及び/又はモデル番号GEN11などの任意の好適な発生装置を含むことができる。

【0027】

図2は、ハンドル組立体12、遠位回転組立体13、細長シャフト組立体14、及びエンドエフェクタ組立体26を示す、超音波外科用器具10の一例示的な実施形態の左斜視図である。示された実施形態では、細長シャフト組立体14は、エンドエフェクタ組立体26を機械的に係合する大きさを有する遠位端52と、ハンドル組立体12及び遠位回転組立体13を機械的に係合する近位端50とを備える。細長シャフト組立体14の近位端50は、ハンドル組立体12及び遠位回転組立体13内に受容される。細長シャフト組立体14、ハンドル組立体12、及び遠位回転組立体13との間の接続に関する詳細は、図5及び7の説明において更に提供する。

【0028】

示された実施形態では、トリガ組立体24は、固定ハンドル34と併せて動作するトリガ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、ハンドル組立体12と一体的に関連づけられている。トリガ32は、超音波外科用器具10の動作について以下に詳述するように、固定ハンドル34に対して駆動的に移動可能である。ユーザがトリガ32に対して圧迫力をかけると、トリガ32は、固定ハンドル34に方向33Aに向かって駆動的に移動可能である。パネ要素98(図5)は、ユーザがトリガ32に対する圧迫力を開放すると、トリガ32を方向33Bに駆動的に移動させる。

【0029】

一例示的な実施形態では、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をも備えてもよい。オーバーモールド弾性部分32aは、外向きの方向33Bでのトリガ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。一例示的な実施形態では、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てもよい。細長トリガフック32の近位面は、ユーザが指を開口38の内外へ容易に摺動することを可能にするために被覆されないままであるか非弾性基質で被覆される。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。

【0030】

一例示的な実施形態では、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、手の親指及び人差し指が合わさる水かき部分の上に載る。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を有していてもよい。安定化尾部44は、ハンドル組立体12のより近位の部分に向かって配される。安定化尾部44は、ハンドル組立体12を安定させてハンドル組立体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する手の最も上の水かき部分と接触していてもよい。

【0031】

一例示的な実施形態では、スイッチ組立体28はトグルスイッチ30を備えていてもよい。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、ハンドル組立体12の内側に配される中心旋回軸304を有する単一構成要素として実装されてもよい。一例示的な実施形態では、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の電力設定を設定するための第1の突起ノブ30aと第2の突起ノブ30bとを備える。別の実施形態では、ロッカスイッチが標準設定と特別設定の間を回転してもよい。特別設定は、装置によって1つ以上の特別プログラムを実行することを許容し得る。トグルスイッチ30は、第1の突起ノブ30a及び第2の突起ノブ30bが作動すると中心旋回軸の周りを回転する。1つ以上の突起ノブ30a、30bは1つ以上のアームに連結され、その1つ以上のアームは小アークを

10

20

30

40

50

通って移動し、電機接触によって、第1又は第2の突起ノブ30a、30bの起動に従って超音波変換器16を通電させるか、又は電力を断つ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装置16に連結される。トグルスイッチ30は、超音波変換器16を起動させ、超音波変換器16に対して1つ又はそれより多くの電力設定を設定するための1つ以上の電力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に実質的に向けられるため、トグルスイッチ30が起動されるとき途中で回転する器具のあらゆる傾向を回避する。

【0032】

一例示的な実施形態では、第1及び第2の突起ノブ30a、30bはハンドル組立体12の遠位端上に配され、それにより、それらは、ユーザがハンドグリップの最小限の再配置を伴うか、又は実質的に再配置を伴わずして容易にアクセスして電力を起動することができ、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、腹腔鏡処置におけるモニタ）に集中させることに適している。突起ノブ30a、30bは様々な指の長さからより容易にアクセスすることができ、扱いにくい位置、又は短い指で起動するためにより高い自由度のアクセスを可能にするために、ある程度まで、ハンドル組立体12の側面を包み込むように構成されてもよい。

10

【0033】

示された実施形態では、第1の突起ノブ30aは、ユーザが第1の突起ノブ30aを第2突起ノブ30bから区別するのを可能とするために、示された実施形態では複数の触覚要素30c、例えば、手触り感がある突起又は「隆起」を備える。当業者であれば、ハンドル組立体12にいくつかのエルゴノミック特性を組み込み得ることを分かるであろう。このようなエルゴノミック特性は、米国特許出願第2009/055750号、表題「Ergonomic Surgical Instruments」に記載されており、その全文が本明細書に参照によって引用される。

20

【0034】

一例示的な実施形態では、トグルスイッチ30はユーザの手によって操作されてもよい。ユーザは、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30a、30b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、超音波組立体16及び/又は超音波組立体16への電力を制御するために指で容易に操作されてもよい。例えば、人差し指を使用して、第1の接触部分30aを起動し、超音波組立体16をオンにして、最大(MAX)電力レベルにしてもよい。人差し指を使用して、第2の接触部分30bを起動し、超音波組立体16をオンにして、最小(MIN)電力レベルにしてもよい。別の実施形態では、ロックスイッチは標準設定と特別設定との間で器具10を回転させてもよい。特別設定は、器具10によって1つ以上の特別なプログラムが実行されることを許容し得る。トグルスイッチ30は、ユーザが第1又は第2の突起ノブ30a、30bを見ることなく操作することができる。例えば、第1の突起ノブ30a又は第2の突起ノブ30bは、見ずに第1の突起ノブ30aと第2の突起ノブ30bを触覚的に区別するための手触り又は突起を備えてもよい。

30

【0035】

別の実施形態では、トリガ32及び/又はトグルスイッチ30は、個々に、又は超音波発生装置モジュール21の起動と組み合わせて、電気外科/RF発生装置モジュール23を作動させるように用いてもよい。

40

【0036】

一例示的な実施形態では、遠位回転組立体13は、縦軸「T」の周りをいずれの方向で制限なく回転可能である。遠位回転組立体13は細長シャフト組立体14と機械的に係合している。遠位回転組立体13は、ハンドル組立体12の遠位端に配される。遠位回転組立体13は、円筒形のハブ46と、ハブ46を覆うように形成される回転ノブ48とを備える。ハブ46は、細長シャフト組立体14を機械的に係合する。回転ノブ48は縦溝彫りの高分子特徴部を含んでいてもよく、細長シャフト組立体14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46は、回転ノブ48を形成するため

50

に、一次構造を覆うように成型される材料を備えていてもよい。回転ノブ48は、ハブ46を覆うようにオーバーモールドされていてもよい。ハブ46は、遠位端で露出される端部キャップ部分46aを備える。ハブ46の端部キャップ部分46aは、腹腔鏡的処置中にトロカールの表面と接触してもよい。ハブ46は、端部キャップ部分46a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ていてもよい。回転ノブ48は、より正確な回転グリップを提供するために、隆起リブ48a、及びリブ48aの間に配される凹部分48bで形成される「扇形」又は縦溝を備えていてもよい。一例示的な実施形態では、回転ノブ48は複数の縦溝（例えば、3つ以上の縦溝）を備えていてもよい。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48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ていてもよい。例えば、回転ノブ48は、例えば、GLS社（GLS Corporation）によって作製されるVersaflex（登録商標）TPE合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料から形成されてもよい。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48の動作のより正確な制御を提供することができる。滅菌に対して十分な抵抗を提供し、生体適合性を有し、外科用手袋に対して十分な摩擦抵抗を提供する任意の材料を、回転ノブ48を形成するために使用してもよい。

【0037】

一例示的な実施形態では、ハンドル組立体12は、第1の部分12aと第2の部分12b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組立体12を見るユーザの視点から、第1の部分12aは右部分と見なされ、第2の部分12bは左部分と見なされる。第1及び第2の部分12a、12bのそれぞれは、ハンドル組立体12を形成するために機械的に整合され、係合する大きさであり、その内部機能構成要素を包囲する複数のインターフェース69（図5）を含む。ハンドル組立体12と一体的に関連する固定ハンドル34は、ハンドル組立体12の第1及び第2の部分12a及び12bの組立後に形になる。複数の追加的なインターフェース（図示せず）を、超音波溶接の目的で、例えば、エネルギー方向/偏向点といったハンドル組立体12の第1及び第2の部分12a及び12bの周囲の様々な点に設けてもよい。第1及び第2の部分12a及び12b（並びに以下に記載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一緒に組み立てられてもよい。例えば、整合ピン、スナップ様インターフェース、舌及び溝インターフェース、ロックタブ、接着ポートは、すべて、組立体の目的で、単独か、又は組み合わせてかのいずれかで利用され得る。

【0038】

一例示的な実施形態では、細長シャフト組立体14は、ハンドル組立体12及び遠位回転組立体13を機械的に係合するように適合される近位端50と、エンドエフェクタ組立体26を機械的に係合するように適合される遠位端52とを備える。細長シャフト組立体14は、外部管状シース56と、外部管状シース56内に配される往復管状作動部材58とを備える。管状往復管状作動部材58の近位端は、トリガ32の作動及び/又は開放にตอบสนองして方向60A又は60Bのいずれかの方向に移動するように、ハンドル組立体12のトリガ32に機械的に係合される。枢動可能なトリガ32は、縦軸「T」に沿って往復動作を起こしてもよい。そのような動作は、例えば、エンドエフェクタ組立体26の顎部又はクランピング機構を作動させるために用いてもよい。一連の連鎖は、トリガ32の枢動回転を、作動機構に連結するヨークの軸動作に変換し、これによってエンドエフェクタ組立体26のクランピング機構の顎部の開閉が制御される。管状往復管状作動部材58の遠位端は、エンドエフェクタ組立体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組立体64を開閉するために、旋回点70の周りで旋回可能であるクランプアーム組立体64に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアーム組立体64は、トリガ32が方向33Aに圧迫されると、旋回点70の周りを、方向62Aで開いた位置から閉じた位置に移動可能である。クランプアーム組立体64は、トリガ

10

20

30

40

50

3 2 が方向 3 3 B へ開放されるか、又は外向きに接触するとき、旋回点 7 0 の周りを、方向 6 2 B の閉じた位置から開いた位置に移動可能である。

【 0 0 3 9 】

一例示的な実施形態では、エンドエフェクタ組立体 2 6 は細長シャフト組立体 1 4 の遠位端 5 2 に取り付けられ、クランプアーム組立体 6 4 と、ブレード 6 6 とを含む。エンドエフェクタ組立体 2 6 のクランピング機構の顎部は、クランプアーム組立体 6 4 及びブレード 6 6 によって形成される。ブレード 6 6 は、超音波で作動可能であり、超音波変換器 1 6 に音響的に連結される。ハンドル組立体 1 2 上のトリガ 3 2 は、合わせて、クランプアーム組立体 6 4 が動作するように機械的に連携する駆動組立体と最終的に接続される。トリガ 3 2 を方向 3 3 A に圧迫することで、開いた位置からクランプアーム組立体 6 4 を方向 6 2 A に移動させ、クランプアーム組立体 6 4 及びブレード 6 6 が、互いに対して離間した関係において、クランプしたか、又は閉じた位置へ設けられ、クランプアーム組立体 6 4 及びブレード 6 6 は、その間の組織を掴むように連携する。クランプアーム組立体 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 を備えていてもよい。トリガ 3 2 を方向 3 3 B に開放することで、クランプアーム組立体 6 4 は方向 6 2 B に、閉じた関係から開いた位置に移動し、クランプアーム組立体 6 4 及びブレード 6 6 は、互いに離間した関係に設けられる。

10

【 0 0 4 0 】

ハンドル組立体 1 2 の近位部分は、超音波組立体 1 6 の遠位端を受容するための近位開口部 6 8 を備える。超音波組立体 1 6 は、近位開口部 6 8 に挿入され、細長シャフト組立体 1 4 に機械的に係合される。

20

【 0 0 4 1 】

一例示的な実施形態では、トリガ 3 2 の細長トリガフック 3 6 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 3 6 のより長いレバーによって、ユーザは、開口 3 8 内で複数の指を使用して細長トリガフック 3 6 を操作して、トリガ 3 2 を方向 3 3 B に枢動させてエンドエフェクタ組立体 2 6 の顎部を開かせることができるようになる。例えば、ユーザは、3 本の指（例えば、中指、薬指、及び小指）を開口 3 8 に挿入してもよい。複数の指によって、外科医にトリガ 3 2 及び細長トリガフック 3 6 上により高いインプット力を働かせてエンドエフェクタ組立体 2 6 を起動させることが可能になる。全長及び回転運動がより短いと、トリガ 3 2 を閉じるか方向 3 3 A に圧迫するとき、又はトリガ 3 2 を方向 3 3 B の外向きの開口動作に開くときにより快適なグリップをもたらし、指を更に外向きに延伸させる必要が少なくなる。これは、方向 3 3 B へのトリガ 3 2 の外向きの開口動作に関連する手の疲労及び緊張を実質的に軽減する。トリガの外向きの開口動作は、バネ要素 9 8（図 5）によるバネの補助を受けて疲労を軽減させてもよい。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。

30

【 0 0 4 2 】

例えば、外科的処置中、人差し指のいずれかを使用して、細長シャフト組立体 1 4 の回転を制御してエンドエフェクタ組立体 2 6 の顎部を好適な向きで配することができる。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、顎部内に組織を掴むことができる。顎部が所望の位置に配され、顎部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グルスイッチ 3 0 を起動し、超音波変換器 1 6 の電力レベルを調整して組織を処置することができる。組織が処置されると、次いで、ユーザは、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でトリガ 3 2 を開放し、エンドエフェクタ組立体 2 6 の顎部を開くことができる。この基本的な方法は、ユーザがハンドル組立体 1 2 のグリップを調整することなく行うことができる。

40

【 0 0 4 3 】

図 3 ~ 図 4 は、エンドエフェクタ組立体 2 6 に対する細長シャフト組立体 1 4 の接続を示す。前述のとおり、示された実施形態では、エンドエフェクタ組立体 2 6 は、クランピング機構の顎部を形成する、クランプアーム組立体 6 4 と、ブレード 6 6 とを備える。ブ

50

レード 66 は、超音波変換器 16 に音響的に連結される超音波始動式のブレードであつてもよい。トリガ 32 は、駆動組立体に機械的に接続される。合わせて、トリガ 32 及び駆動組立体は、クランプアーム組立体 64 及びブレード 66 が互いに対して離間した関係で設けられる方向 62A の開いた位置に、クランプアーム組立体 64 及びブレード 66 が協働してその間の組織を掴む方向 62B のクランプした、又は閉じた位置に、クランプアーム組立体 64 を移動させるように機械的に連携する。クランプアーム組立体 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 を備えていてもよい。管状往復管状作動部材 58 の遠位端は、エンドエフェクタ組立体 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組立体 64 を開閉するために、旋回点 70 の周りで旋回可能であるクランプアーム組立体 64 に機械的に係合される。例えば、示された実施形態では、クランプアーム組立体 64 は、トリガ 32 が方向 33A に圧迫されると、旋回点 70 の周りを、開いた位置から方向 62B の閉じた位置に移動可能である。クランプアーム組立体 64 は、トリガ 32 が方向 33B に開放されるか、又は外向きに接触されると、旋回点 70 の周りを、閉じた位置から方向 62A の開いた位置に移動可能である。

10

【0044】

前述のとおり、クランプアーム組立体 64 は治療レベル及び / 又は治療レベル未満のエネルギーを受容するために電気外科 / RF 発生装置モジュール 23 と電氣的に連結した電極を有していてもよく、電気外科 / RF エネルギーはブレード 66 に超音波エネルギーが印加されると同時に又は非同時に、電極に印加されてもよい。このようなエネルギーの起動は、アルゴリズム又はその他の制御論理と協働して望ましい組織効果を得るために、任意の好適な組み合わせで印加され得る。

20

【0045】

図 5 は、図 2 に示される超音波外科用器具 10 の分解図である。示された実施形態では、分解図は、ハンドル組立体 12 の内部要素、ハンドル組立体 12、遠位回転組立体 13、スイッチ組立体 28、及び細長シャフト組立体 14 を示す。示された実施形態では、第 1 及び第 2 の部分 12a、12b は、ハンドル組立体 12 を形成するために係合する。第 1 及び第 2 の部分 12a、12b は、それぞれ、ハンドル組立体 12 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 10 の内部機能構成要素を包囲する大きさを有する、複数のインターフェース 69 を備える。回転ノブ 48 は、360°まで環状方向 54 に回転され得るように、外部管状シース 56 に機械的に係合される。外部管状シース 56 は往復管状作動部材 58 を覆って配され、それはハンドル組立体 12 に機械的に係合され、複数の連結要素 72 を介して保持される。連結要素 72 は、O 字リング 72a と、管カラーキャップ 72b と、遠位ワッシャ 72c と、近位ワッシャ 72d と、ねじ山管カラー 72e とを備え得る。往復管状作動部材 58 は、ハンドル組立体 12 の第 1 の部分 12a と第 2 の部分 12b との間に保持される往復ヨーク 84 内に配される。ヨーク 84 は、往復ヨーク組立体 88 の一部である。一連の連鎖は、細長トリガフック 32 の枢動回転を往復ヨーク 84 の軸動作に変換し、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組立体 26 のクランプ機構の顎部の開閉を制御する。一例示的な実施形態では、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。

30

40

【0046】

一例示的な実施形態では、超音波伝達導波管 78 は往復管状作動部材 58 の内側に設けられる。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（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 はハンドル組立体 12 内に受容される。超音波伝達導波管 78 の近位端 50 は、以下で詳述するように、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、細長シャフト組立体 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

50

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。スイッチ組立体28は、トグルスイッチ30と、第1又は第2の突起ノブ30a、30bの起動に従って超音波変換器16を通電させる電気要素86a、bとを備える。

【0047】

一例示的な実施形態では、外部管状シース56は、ユーザ又は患者を超音波伝達導波管78の超音波振動から隔離する。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、ハンドル組立体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伸し、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によって導波管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組立体12にねじ込まれるか、又は嵌め込まれ得る。ハブ76上の平坦部分によって、組立体を必要なレベルまで捻ることを可能にする。一例示的な実施形態では、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作られ、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。

【0048】

一例示的な実施形態では、超音波伝達導波管78の遠位端は、好ましくは腹、又はその付近で、内部のねじ込み接続によって、ブレード66の近位端に連結されていてもよい。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。

【0049】

一例示的な実施形態では、トリガ32は、トリガ32の方向33A及び33Bへの回転運動を、対応する方向60A及び60Bにおける往復管状作動部材58の直線運動に変換するために、連鎖機構に連結される。トリガ32は、第1のヨークピン92a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のフランジセット98を備える。第1のヨークピン92a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される。トリガ32はまた、リンク92の第1の末端部92aを受容するための、第2のフランジセット96も備える。リンク92及び第2のフランジセット96に形成される開口部に、トリガピン90が受容される。トリガピン90は、リンク92及び第2フランジセット96に形成される開口部で受容され、トリガ32についてのトリガ回転点を形成するよう、ハンドル組立体12の第1及び第2の部分12a、12bに連結するように適合される。リンク92の第2の末端部92b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94b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回転点190の周りを枢動可能に回転する際、ヨークは、矢印60A、Bで示される方向で、長手方向軸「T」に沿って水平に並進する。

【0050】

図8は超音波外科用器具10の一例示的な実施形態を示す。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組立体12の部分切取図内に示す。超音波外科用器具10の一例示的な実施形態は、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装置20と、超音波作動可能な単一又は複数要素エンドエフェクタ組立体26とを備える。前述のように、エンドエフェクタ組立体26は、超音波作動可能ブレード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と、第1の共振器部分又はエンドベル102と、第2の共振器部分又はフォアベル104と、付属構成要素とを含む。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である($n/2$ であり、「 n 」は任意の正の整数、例えば、 $n=1, 2, 3, \dots$ である)。音響組立体106は、超音波

10

20

30

40

50

変換器 1 6 と、ノーズコーン 1 0 8 と、速度変成器 1 1 8 と、表面 1 1 0 とを含む。

【 0 0 5 1 】

一例示的な実施形態では、エンドベル 1 0 2 の遠位端は変換部 1 0 0 の近位端に接続され、フォアベル 1 0 4 の近位端は変換部 1 0 0 の遠位端に接続される。フォアベル 1 0 4 及びエンドベル 1 0 2 は、変換部分 1 0 0 の厚さ、エンドベル 1 0 2 及びフォアベル 2 2 を製造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 1 6 の共振周波数などを含む、多くの変数によって決定される長さを有する。フォアベル 1 0 4 は、変速器 1 1 8 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もよく、あるいは増幅を持たなくてもよい。好適な振動周波数範囲は、約 2 0 H z ~ 3 2 k H z であり、より適切な振動周波数範囲は約 3 0 ~ 1 0 k H z であってよい。好適な動作振動周波数は、例えばおよそ 5 5 . 5 k H z であり得る。

10

【 0 0 5 2 】

一例示的な実施形態では、圧電素子 1 1 2 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られてもよい。正極 1 1 4、負極 1 1 6、及び圧電素子 1 1 2 のそれぞれは、中心を通過して延伸する穴を有する。正極 1 1 4 及び負極 1 1 6 は、それぞれワイヤ 1 2 0 及び 1 2 2 に電氣的に連結されている。ワイヤ 1 2 0 及び 1 2 2 はケーブル 2 2 内に封入され、超音波信号発生装置 2 0 に電氣的に接続可能である。

【 0 0 5 3 】

音響組立体 1 0 6 の超音波変換器 1 6 は、超音波信号発生装置 2 0 からの電気信号を機械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 1 6 及びエンドエフェクタ組立体 6 6 のブレード 2 6 部分の長手方向の振動運動の定常音波が得られる。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組立体 1 4 の先端のより複雑な運動の局所的な長手方向の構成要素を含むことができる。好適な発生装置は、Ethicon Endo-Surgery. (Cincinnati, Ohio) から、モデル番号 GEN 1 1 として入手可能である。音響組立体 1 0 6 が通電されると、振動運動の定常波が音響組立体 1 0 6 を通して発生する。超音波外科用器具 1 0 は、所定の振幅の音響定常波パターンが生み出されるように、共振で動作するように設計される。音響組立体 1 0 6 に沿った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組立体 1 0 6 に沿った場所に依存する。振動運動定常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）と称し、定常波における局所的な最大絶対値又はピークは、一般的に、腹（例えば、局所的な運動が最大である）と称する。腹とその最も近い節との間の距離は、波長の 4 分の 1 (/ 4) である。

20

30

【 0 0 5 4 】

ワイヤ 1 2 0 及び 1 2 2 は、超音波信号発生装置 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、音響組立体 1 0 6 において音響定常波を生み出すために、フットスイッチなどのアクチュエータ 2 2 4 に応答して、超音波信号発生装置 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起し、材料中に大きな交互の圧縮及び伸張をもたらす。繰り返される小変位によって圧電素子 1 1 2 は連続的に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、音響組立体 1 0 6 を通って、細長シャフト組立体 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、エンドエフェクタ組立体 2 6 のブレード 6 6 に伝達される。

40

【 0 0 5 5 】

一例示的な実施形態では、音響組立体 1 0 6 がエネルギーをエンドエフェクタ組立体 2 6 のブレード 6 6 部分に送達するために、音響組立体 1 0 6 のすべての構成要素はブレード 6 6 に音響的に連結されなければならない。超音波変換器 1 6 の遠位端は、スタッド 1 2 4 などのねじ込み接続によって、表面 1 1 0 において超音波伝送導波路 7 8 の近位端に音響的に連結されてもよい。

50

【 0 0 5 6 】

一例示的な実施形態では、音響組立体 1 0 6 の構成要素は、好ましくは調整され、それにより、任意の組立体の長さは、2分の1波長の整数 ($n / 2$) であり、波長は、音響組立体 1 0 6 の予め選択されたか、又は動作中の長手方向振動駆動周波数 f_d の波長である。音響組立体 1 0 6 は、音響要素の任意の好適な配列を組み込むことができることも想到される。

【 0 0 5 7 】

一例示的な実施形態では、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していてもよい。ブレード 6 6 の遠位端は、遠位端の最大長手方向の振幅を提供するために、腹付近に設けられてもよい。変換器組立体が通電されると、ブレード 6 6 の遠位端は、例えば、およそ 1 0 ~ 5 0 0 ミクロン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 の所定の振動周波数において、約 3 0 ~ 6 4 ミクロンの範囲内で移動するように構成されていてもよい。

【 0 0 5 8 】

一例示的な実施形態では、ブレード 6 6 は超音波伝達導波管 7 8 に連結されていてもよい。ブレード 6 6 及び超音波伝達導波管 7 8 は、示されるように、超音波エネルギーの伝達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。あるいは、ブレード 6 6 は超音波伝送導波路 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 (即ち、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。

【 0 0 5 9 】

一例示的な実施形態では、超音波伝達導波管 7 8 は、スタッド 1 2 4 などのねじ込み接続によって、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アタッチメントポストを備える。超音波伝達導波管 7 8 は、複数の節に配置される、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) を含んでいてもよい。シリコンリング 8 2 は、望ましくない振動を緩衝し、超音波エネルギーを外側保護シース 8 0 (図 5) から分離して、最大効率でブレード 6 6 の遠位端への長手方向の超音波エネルギーの流れを確実にする。

【 0 0 6 0 】

図 9 は、近位回転組立体 1 2 8 の一例示的な実施形態を示す。示された実施形態では、近位回転組立体 1 2 8 は、円筒形のハブ 1 3 5 を覆うように挿入される近位回転ノブ 1 3 4 を備える。近位回転ノブ 1 3 4 は、円筒形のハブ 1 3 5 の近位端に形成される、対応するスロット 1 3 0 に受容される複数の放射状突起 1 3 8 を備える。近位回転ノブ 1 3 4 は、超音波変換器 1 6 の遠位端を受容するための開口 1 4 2 を画定する。放射状突起 1 3 8 は柔らかい高分子材料から形成され、超音波変換器 1 6 の遠位端が、嵌合されたときに摩擦干渉を生じさせるために、超音波変換器 1 6 の外径に対して小さい直径を画定する。高分子放射状突起 1 3 8 は開口 1 4 2 に向かって半径方向に突出し、超音波変換器 1 6 の外部ハウジングをしっかりと把持する「グリッパ」リブを形成する。したがって、近位回転ノブ 1 3 4 は、超音波変換器 1 6 をしっかりと把持する。

【 0 0 6 1 】

円筒形のハブ 1 3 5 の遠位端は、円周縁 1 3 2 と、円周軸受表面 1 4 0 とを備える。円周縁はハウジング 1 2 に形成された溝と係合し、円周軸受表面 1 4 0 はハウジング 1 2 と係合する。そのため、円筒形のハブ 1 3 5 は、ハウジング 1 2 の2つのハウジング部分 (図示せず) に機械的に保持される。円筒形のハブ 1 3 5 の円周縁 1 3 2 は、第 1 のハウジング部分 1 2 a と第 2 のハウジング部分 1 2 b との間に配されるか「嵌められ」、溝内の

10

20

30

40

50

定位置で自由に回転できる。円周軸受表面 140 は、ハウジングの内部分に對面して配され、適切な回転を補助する。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。

【0062】

一例示的な実施形態では、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から形成されてもよい。一例示的な実施形態では、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から形成されてもよい。一例示的な実施形態では、近位回転ノブ 134 は、例えば、GLS 社 (GLS Corporation) によって作製される Versaflex (登録商標) TPE 合金を含む柔軟な弾性可撓性高分子材料から形成されてもよい。近位回転ノブ 134 は、例えば、エラストマー材料、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)、又はエラストマーから形成されてもよい。ただし、実施形態はこの文脈に限定されない。

10

【0063】

図 10 は、単一素子エンドエフェクタ 278 を有する外科用器具 210 を含む外科用システム 200 の一例示的な実施形態を示す。システム 200 は、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組立体 216 と、エンドエフェクタ 278 の近位部分の周りに配置されたシース 256 とを含んでいてもよい。変換器組立体 216 及びエンドエフェクタ 278 は、上述の変換器組立体 16 及びエンドエフェクタ 18 に類似した状態で動作して、ブレード 226' を介して組織に伝達できる超音波エネルギーを生成してもよい。

20

【0064】

図 11 ~ 図 18 C は、組織を処置及び/又は破壊する、若しくは発生装置 (例えば、電気外科用器具) にフィードバックを提供するために治療レベル及び/又は治療レベル未満の電気エネルギーを用いる外科用器具の様々な実施形態を図示する。図 11 ~ 図 18 C の実施形態は手動又は手で操作する状態での使用に適合されているが、電気外科用器具をロボット用途に活用することもできる。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 の一例示的な実施形態の斜視図である。電気外科用器具 310 は、近位ハンドル 312 と、遠位作業端部つまりエンドエフェクタ 326 と、それらの間に設けられる導入器又は細長シャフト 314 とを備え得る。

30

【0065】

電気外科用システム 300 は、電気エネルギー、超音波エネルギー、熱エネルギー又はその任意の組み合わせなどのエネルギーを、患者の組織に、説明されるように、個別又は同時に、例えば図 1 と関連して供給するように構成することができる。一例示的な実施形態では、電気外科用システム 300 は、電気外科用器具 310 と電氣的に連通する発生装置 320 を備える。発生装置 320 は、ケーブル 322 などの好適な伝達媒体を介して電気外科用器具 310 に接続される。一例示的な実施形態では、発生装置 320 は、例えば、制御ユニット 325 などのコントローラと連結される。様々な実施形態では、制御ユニット 325 は発生装置 320 と一体的に形成されてもよく、又は、発生装置 320 と電氣的に連結された別の回路モジュール若しくは装置として提供されてもよい (このオプションを例示するために図では点線で示されている)。現在開示している実施形態では、発生装置 320 は電気外科用器具 310 とは別々に示されるが、一例示的な実施形態では、発生装置 320 (及び/又は制御ユニット 325) は電気外科用器具 310 と一体的に形成されて単位制電気外科用システム 300 を形成し、電気外科用器具 310 内に配される電池がエネルギー源であり、電池に連結される回路が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。このような一例を図 17 ~ 図 18 C に関連して以下に説明する。

40

【0066】

発生装置 320 は、発生装置 320 コンソールの前側パネルに配される入力装置 335

50

を備えていてもよい。入力装置 335 は、例えば、キーボード又は入力ポートなどの、発生装置 320 の動作をプログラミングするために好適な信号を生成する任意の好適な装置を備えていてもよい。一例示的な実施形態では、第 1 の顎部 364A 及び第 2 の顎部 364B の中の様々な電極が発生装置 320 と連結していてもよい。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複数の電氣的導電線を含んでいてもよい。制御ユニット 325 は、電気源として用いられ得る発生装置 320 を起動するのに用いてもよい。様々な実施形態では、発生装置 320 は、例えば、個別に又は同時に起動されてもよい RF 源、超音波源、直流源、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ていてもよい。

【0067】

様々な実施形態では、電気外科用システム 300 は少なくとも 1 つの供給導体 331 と、少なくとも 1 つのリターン導体 333 とを備えていてもよく、電流は、供給導体 331 を介して電気外科用器具 300 に供給可能であり、電流は、リターン導体 333 を介して発生装置 320 に流れ戻ることができる。種々の実施形では、供給導体 331 及びリターン導体 333 は、絶縁線及び / 又は任意のそ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 及びリターン導体 333 は、発生装置 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) に延伸するケーブル 322 の中に収容されてもよい、及び / 又は該ケーブルを含んでいてもよい。いずれの場合も、発生装置 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 及びリターン導体 333 との間

【0068】

図 12 は、外科用器具 310 のハンドル 312 の一例示的な実施形態の側面図である。図 12 では、ハンドル 312 は、第 2 ハンドル本体 312B 内の様々な構成要素を示すために、第 1 ハンドル本体 312A の半分が取り除かれて示される (図 11)。ハンドル 312 は、経路 33 に沿って引くことができるレバーアーム 321 (例えば、トリガ) を備えていてもよい。レバーアーム 321 は、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、細長シャフト 314 内に設けられた軸方向に移動可能な部材 378 (図 13 ~ 図 16) と連結していてもよい。シャトル 384 は、バネ 388 などの付勢装置に更に接続されてもよく、このバネ 388 は、第 2 のハンドル本体 312B 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、顎部 364A 及び 364B を、図 11 に見られるような開位置に動かすことができる。更に、図 11 ~ 図 12 を参照すると、ロック部材 190 (図 12 参照) は、ロックスイッチ 328 (図 11 を参照) によって、示されるようにシャトル 384 が遠位側に移動するのが実質的に防止されるロック位置と、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可能であるロック解除位置との間を移動してもよい。ハンドル 312 は、第 1 の顎部 364A 及び第 2 の顎部 364B を作動させるための作動レバー、トリガ、又はスライダを保持するように構成された、任意のタイプのピストルグリップ、又は、当該技術分野において既知の他のタイプのハンドルであり得る。細長シャフト 314 は、例えば円筒形又は長方形の横断面を有しており、ハンドル 312 から延伸す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、顎部を作動させ、エンドエフェクタ 326 の電気外科構成要素に電気エネルギーを供給する電気リード線を運ぶために、例えば軸方向に移動可能な部材 378 といった、作動機構を保持するための、細長シャフト 314 を通って延伸する孔を有してもよい。

【0069】

エンドエフェクタ 326 は組織の捕捉及び切除、並びに、エネルギー (例えば、RF エネルギー) を制御して印加して捕捉された組織を同時に溶接するように、適合されていてもよい。第 1 の顎部 364A 及び第 2 の顎部 364B は、結果として軸方向に移動可能な部材 378 によって画定される縦軸「T」の周りの組織を掴む又はその組織に係合するために閉じられてもよい。第 1 の顎部 364A 及び第 2 の顎部 364B はまた、組織を圧縮

10

20

30

40

50

してもよい。いくつかの実施形態では、細長シャフト314は、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bと併せて、矢印196（図11を参照）に示すように、ハンドル312に対して360°全回転することができる。例えば、回転ノブ348はシャフト314の縦軸に対して回転可能であってもよく、ノブ348の回転によって、それに応じたシャフト314の回転が引き起されるようにシャフト314に連結されていてもよい。第1の顎部364A及び第2の顎部364Bは、回転している間、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。

【0070】

図13は、顎部364A、364Bが開いた状態のエンドエフェクタ326の一例示的な実施形態の斜視図を示し、図14は顎部364A、364Bが閉じた状態のエンドエフェクタ326の一例示的な実施形態の斜視図を示す。前述のように、エンドエフェクタ326は、直線又は曲線状であってもよい上方の第1の顎部364A及び下方の第2の顎部364Bを備えていてもよい。第1の顎部364A及び第2の顎部364Bはそれぞれ、それぞれの間部分に沿ってそれぞれ外方に設けられる細長スロット又はチャンネル362A及び362Bを備えていてもよい。更に、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bはそれぞれ、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bの内側部分に設けられた、歯363などの組織把持要素を有していてもよい。第1の顎部364Aは、上方の第1の外向きの表面202Aと上方の第1のエネルギー供給表面365Aとを有する上方の第1の顎部本体200Aを備えていてもよい。第2の顎部364Bは、下方の第2の外向きの表面202Bと下方の第2のエネルギー供給表面365Bとを有する第2の顎部本体200Bを備えていてもよい。第1のエネルギー供給表面365A及び第2のエネルギー供給表面365Bは共に、エンドエフェクタ326の遠位端の周りで「U」字型に延伸していてもよい。

【0071】

ハンドル312のレバーアーム321（図12）は、顎部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を作動させるように適合されてもよい。例えば、図12に示して前に説明されたように、レバーアーム321が経路33に沿って近位的にシャトル384を介して引っ張られることで、軸方向に移動可能な部材378は遠位的に押し出されてもよい。

【0072】

図15は、外科用器具310の軸方向に移動可能な部材378の一例示的な実施形態の斜視図である。軸方向に移動可能な部材378は1つ又はいくつかの部品を含んでいてもよいが、いずれの場合でも、細長シャフト314及び/又は顎部364A、364Bに対して移動可能又は並進可能であってもよい。また、少なくとも一例示的な実施形態では、軸方向に移動可能な部材378は17-4析出硬化型ステンレス鋼からなってもよい。軸方向に移動可能な部材378の遠位端は、顎部364A及び364Bのチャンネル362A及び362B内で摺動するように構成されたフランジ付き「I」ビームを含んでいてもよい。軸方向に移動可能な部材378は、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bを開閉するために、チャンネル362A、362B内で摺動してもよい。軸方向に移動可能な部材378の遠位端もまた、上方のフランジ又は「c」字型部分378A及び下方のフランジ又は「c」字型部分378Bを備えていてもよい。フランジ378A及び378Bはそれぞれ、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bの外向きの表面を係合する内部カム表面367A及び367Bを画定する。顎部364A及び364Bの開閉は、移動可能な「Iビーム」の軸方向に移動可能な部材378及び顎部364A、364Bの外向き表面369A、369Bを含み得るカム機構を使用して組織に対して非常に高い圧縮力を印加することができる。

【0073】

より具体的には、図13～図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367A及び367Bは、それぞれ第1の顎部364A及び第2の顎部364Bの第1外向きの表面369A及び第2外向きの表面369Bを摺動可能

10

20

30

40

50

に係合するように適合されてもよい。第1の顎部364A内のチャンネル362A及び第2の顎部364B内のチャンネル362Bは、軸方向に移動可能な部材378（組織切断要素371、例えば、鋭い遠位端を含む）の動きに適合するように寸法設定され且つ構成されてもよい。例えば、図14は、チャンネル362A及び362B（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が前進することで、図13に示すエンドエフェクタ326の開いた構成を閉じてもよい。図14に示す閉位置において、上方の第1の顎部364A及び下方の第2の顎部364Bはそれぞれ、第1の顎部364A及び第2の顎部364Bの第1のエネルギー供給表面365Aと第2のエネルギー供給表面365Bとの間の、間隙つまり寸法Dを画定する。様々な実施形態では、寸法Dは例えば約0.0005"～約0.040"と等しくてもよく、いくつかの実施形態では、例えば、約0.001"～約0.010"の間である。また、第1のエネルギー供給表面365A及び第2のエネルギー供給表面365Bの縁部は、組織の切開を防止するために丸められていてもよい。

10

【0074】

図16は、外科用器具310のエンドエフェクタ326の一例示的な実施形態の断面図である。下方の顎部364Bの係合、又は組織接触表面365Bは、以下により詳細に説明するように、少なくとも部分的に、可変抵抗性正温度係数（PTC）本体などの伝導性抵抗基材を通して、組織にエネルギーを供給するように適合される。上方及び下方の顎部364A、364Bの少なくとも1つは、捕捉された組織にエネルギーを発生装置320から供給するように構成される少なくとも1つの電極373を有していてもよい。上方の顎部364Aの係合、又は組織接触表面365Aは、類似の伝導性抵抗基材（すなわち、PTC材料）を有していてもよく、又はいくつかの実施形態では、表面は例えば導電性電極若しくは絶縁層であってもよい。あるいは、顎部の係合表面は、本明細書中にその全体が参照によって組み込まれる、2001年10月22日に出願された、表題「ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERY」、米国特許第6,773,409号に記載の任意のエネルギー供給構成要素を有していてもよい。

20

【0075】

第1のエネルギー供給表面365A及び第2のエネルギー供給表面365Bは、それぞれ発生装置320と電氣的に連通していてもよい。第1のエネルギー供給表面365A及び第2のエネルギー供給表面365Bは、組織と接触し、捕捉した組織に組織を封止又は溶接するように適合されている電気外科エネルギーを供給するように構成されていてもよい。制御ユニット325は、電気発生装置320によって供給された電気エネルギーを調節することができ、今度は電気発生装置320が、第1エネルギー供給表面365A及び第2エネルギー供給表面365Bに電気外科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と作動可能に係合され、かつケーブル322を介して発生装置320と電氣的に連通する起動ボタン328（図12）によって開始されてもよい。一例示的な実施形態では、電気外科用器具310は、フットスイッチ329（図11）を用いて発生装置320によって通電されてもよい。作動されると、例えば、フットスイッチ329は発生装置320を起動させて、電気エネルギーをエンドエフェクタ326に伝達させる。制御ユニット325は作動中に、発生装置320によって生成された電力を調節してもよい。フットスイッチ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もできる。

30

40

【0076】

前述のように、電気発生装置320によって供給されて制御ユニット325によって調節又はその他の方法で制御された電気外科エネルギーは、無線周波数（RF）エネルギー、若しくはその他の好適な電気エネルギーの形態を含んでいてもよい。更に、対面する第1及び第2エネルギー供給表面365A及び365Bは、発生装置320及び制御ユニット325と電氣的に連通する、可変抵抗性正温度係数（PTC）本体を有していてもよい。電気外科エンドエフェクタ、顎閉鎖機構、及び電気外科用エネルギー供給表面に関する

50

更なる詳細は、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第2010/0036370号及び同第2009/0076506号の米国特許並びに公開特許出願に記載されており、これらはすべて参照によりそれら全体が本明細書に組み込まれ、本明細書の一部とされる。

【0077】

一例示的な実施形態では、発生装置320は、無線周波数(RF)エネルギーを用いて2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)として実装されてもよい。一例示的な実施形態では、ESUは、ERBE USA, Inc. (Marietta, Georgia)から販売される2極ERBE ICC 350であってもよい。いくつかの実施形態では、例えば2極電気外科手術用途について、活性電極とリターン電極とを有する外科用器具を使用することができ、活性電極及びリターン電極は、電流が活性電極から正温度係数(PTC)本体を通過して、組織を通過してリターン電極に流れることができるように、処置される組織に対して、隣接して及び/又は電気的に連通して配置することができる。したがって、様々な実施形態では、電気外科用システム300は供給経路及びリターン経路を含んでいてもよく、処置された捕捉組織は、回路を完成させる、若しくは閉鎖させる。一例示的な実施形態では、発生装置320は単極RF ESUであってもよく、電気外科用器具310は1つ以上の活性電極が一体化された単極エンドエフェクタ326を備えていてもよい。このようなシステムについては、発生装置320は、手術部位及び/又はその他の好適な戻り経路から離れた位置にある、患者と密接したリターンパッドを必要とする場合がある。リターンパッドは、ケーブルを介して発生装置320に接続されていてもよい。他の実施形態では、操作者20は、組織の状態を評価して電気外科用システム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エネルギーを提供してもよい。こ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ために採用されてもよい。

【0078】

電気外科用器具300の操作中、ユーザは一般的に組織を掴み、捕捉した組織にエネルギーを供給して溶接物又は封止を形成して(例えば、作動ボタン328及び/又はペダル216によって)、そして次に捕捉組織を通過して組織切断要素371を軸方向に移動可能な部材378の遠位端で駆動する。様々な実施形態によれば、軸方向に移動可能な部材378の軸状の動きの並進は、軸方向に移動可能な部材378の駆動を好適な移動速度で補助するようにペーシング、若しくはその他の方法で制御されてもよい。移動速度を制御することによって、切断要素371を用いての切離前に捕捉組織が正しく及び機能的に封止される可能性が増加する。

【0079】

図17は、コードレスの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例示的な実施形態の斜視図である。電気外科用システムは、電気外科用システム300と類似している。電気外科用システムは、例えば図1及び11に関連して説明されるように、別々に又は同時に、患者の組織に、電気エネルギー、超音波エネルギー、熱エネルギー、若しくはその任意の組み合わせなどのエネルギーを供給するように構成することができる。電気外科用器具は、本明細書中に記載のエンドエフェクタ326及び細長シャフト314を、コードレスの近位ハンドル412と併せて使用されてもよい。一例示的な実施形態では、ハンドル412は発生回路420を備える(図18Aを参照)。発生回路420は、発生装置320のものと実質的に類似する機能を実行する。一例示的な実施形態では、発生回路420は、制御回路などのコントローラと連結される。示される実施形態では、制御回路は発生回路420と一体化されている。他の実施形態では、制御回路は発生回路420と別々であってもよい。

【 0 0 8 0 】

一例示的な実施形態では、エンドエフェクタ 3 2 6 における様々な電極（その顎部 3 6 4 A、3 6 4 B を含む）が発生回路 4 2 0 と連結されていてもよい。制御回路は、電気源として機能し得る発生装置 4 2 0 を起動するために用いてもよい。様々な実施形態において、発生装置 4 2 0 は、例えば R F 電源、超音波源、直流源、及び / 又は他の任意の好適な種類の電気エネルギー源を含んでいてもよい。一例示的な実施形態では、発生回路 4 2 0 を起動させてエンドエフェクタ 3 2 6、3 2 6 にエネルギーを提供するために、ボタン 3 2 8 が設けられてもよい。

【 0 0 8 1 】

図 1 8 A は、コードレスの外科用器具 4 1 0 のハンドル 4 1 2 の一例示的な実施形態の側面図である。図 1 8 A では、ハンドル 4 1 2 は、第 2 のハンドル本体 4 3 4 内の様々な構成要素を図示するために、第 1 のハンドル本体の半分を除いて示している。ハンドル 4 1 2 は、旋回点の周りの経路 3 3 に沿って引っ張られるレバーアーム 4 2 4（例えば、トリガ）を含んでいてもよい。レバーアーム 4 2 4 は、レバーアーム 4 2 4 の延長部に動作可能に係合されたシャトルによって、細長シャフト 3 1 4 内に設けられた軸方向に移動可能な部材 4 7 8 に連結されていてもよい。一例示的な実施形態では、レバーアーム 4 2 4 は、遠位部材 4 2 4 a と近位部材 4 2 4 b とを含む、シェパードフック（shepherd's hook）の形を画定する。

【 0 0 8 2 】

一例示的な実施形態では、コードレスの電気外科用器具は電池 4 3 7 を備える。電池 4 3 7 は発生回路 4 2 0 に電気エネルギーを与える。電池 4 3 7 は、所望のエネルギーレベルにおいて発生回路 4 2 0 を駆動するのに好適な任意の電池であり得る。一例示的な実施形態では、電池 4 3 7 は、1 0 0 m A h の、トリプルセルリチウムイオンポリマー電池である。電池は外科的処置にて用いられる前にフル充電されてもよく、約 1 2 . 6 V の電圧を保持していてもよい。電池 4 3 7 は、各電池端末に並んで配される、コードレスの電気外科用器具 4 1 0 に適した 2 つのヒューズを有していてもよい。一例示的な実施形態では、電池 4 3 7 を直流源（図示せず）に接続するための充電ポート 4 3 9 が設けられている。

【 0 0 8 3 】

発生回路 4 2 0 は、任意の好適な様態で構成され得る。いくつかの実施形態では、発生回路は R F 駆動及び制御回路 4 4 0、並びにコントローラ回路 4 8 2 を備える。図 1 8 B は、一実施形態による、R F 駆動及び制御回路 4 4 0 を例示する。図 1 8 B は、エンドエフェクタ 3 2 6 に供給される R F 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 R F 駆動及び制御回路 4 4 0 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 4 4 0 は、並列共振ネットワークを R F 増幅器出力部に備えた共振モード R F 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て、同様にエンドエフェクタ 3 2 6 に供給される電力量を制御する。これが達成される方式は、以下の説明から明らかとなる。

【 0 0 8 4 】

図 1 8 B に示すように、R F 駆動及び制御回路 4 4 0 は、この例においては約 0 V ~ 約 1 2 V レールに給電するように構成された上述の電池 4 3 7 を備える。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} ）4 4 2 は 0 V と 1 2 V との間で接続されている。一対の F E T スイッチ 4 4 3 - 1 と 4 4 3 - 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 チャネルである）が 0 V レールと 1 2 V レールとの間に直列に接続されている。2 つの F E T 4 4 3 のそれぞれを駆動するために、2 つの駆動信号を発生させる F E T ゲート駆動回路 8 0 5 が設けられている。F E T ゲート駆動回路 4 4 5 は、下方の F E T（4 4 3 - 2）がオフであるときに上方の F E T（4 4 3 - 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、節 4 4 7 は 1 2 V レール（F E T 4 4 3 - 1 がオンに切り替えられたとき）及び 0 V レール（F E T 4 4 3 - 2 が

10

20

30

40

50

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、FET 443が開いている任意の期間に動作する、対応するFET 443の内部寄生ダイオード448-1及び448-2を示す。

【0085】

図18Bに示すように、節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)で生成され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)のほぼ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_{2458} 、コンデンサ C_{4460} 、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、鉗子の顎部、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)に印加される。図18Bに図示されるように、直流阻止コンデンサの対 C_{b1} 480-1及び480-2が設けられて、任意の直流信号が負荷459に印加されるのを防いでいる。

10

20

【0086】

一実施形態において、変圧器455は、以下の仕様に従うコア径(mm)、線径(mm)、及び二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

$$G = gap / 25.4$$

【0087】

この実施形態では、エンドエフェクタ326に供給される電力の量は、FET 443を切り替えるために使用される変換記号の周波数を変えることによって制御される。これは、共振回路450が周波数依存性(無損失)減衰器として作用するために、機能する。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。この実施形態において、FETゲート駆動回路445によって生成されるスイッチング信号の周波数は、負荷459に供給されるべき目標電力、並びに従来の電圧検出回路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が動作する方式について、以下で更に詳細に説明する。

30

40

【0088】

一実施形態において、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(National Semiconductor社による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てもよい。一実施形態において、レールツーレール増幅器の供給電圧を低減し、それによって電池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Linear Technology社のLT3502)を節電回路によって利用さ

50

れてもよい。

【0089】

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などの処理装置を備えていてもよく、したがって図16に示される構成要素のほとんどが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並びに485から受信し、動力、 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に印加されるRMS電圧及びRMS電流を算出し(図18B、エンドエフェクタ326及びこれに把持される組織/血管)、これから現時点で負荷459に供給されている電力を算出する。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(Pset)を周波数制御モジュール495に印加すべきかを決定する。医療用装置制御モジュール497はひいては、ユーザの入力(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)を受け取るユーザ入力モジュール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。

10

20

【0090】

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(Pset)、並びに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はこの実施形態において、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、別の実施形態において、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有して、対応する方形波信号を生成する。この実施形態において、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、FET443-1に与える。FETゲート駆動回路445はまた、FET443-1に印加される信号を反転させ、その反転した信号をFET443-2に印加する。

30

【0091】

電気外科用器具410は、電子外科用システム300に対して記載される追加の特徴を備えていてもよい。当業者であれば、電気外科用器具410が回転ノブ348、細長シャフト314、及びエンドエフェクタ326を含み得ることは認識できるであろう。これらの要素は、電気外科用システム300に対して記載する様態と実質的に類似して機能する。一例示的な実施形態では、コードレスの電気外科用器具410は視覚インジケータ435を含んでいてもよい。視覚インジケータ435は、視覚指示合図を操作者に提供することができる。一例示的な実施形態では、視覚指示合図は操作者に装置の電源がついていること、又は装置がエンドエフェクタにエネルギーを印加していることを警告してもよい。当業者であれば、視覚インジケータ435は装置の複数の状態の情報を提供するように構成されてもよいことを認識できるであろう。

40

【0092】

外科的な巧緻性を向上させ並びに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。ロボット外科用システムは、本明細書で説明するように、例えば超音波又は

50

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することができる。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 (Sunnyvale) のインテュイティブ・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 5,792,135 号、表題「Articulated Surgical Instrument For Performing Minimally Invasive Surgery With Enhanced Dexterity and Sensitivity」、米国特許第 6,231,565 号、表題「Robotic Arm DLUs For Performing Surgical Tasks」、米国特許第 6,783,524 号、表題「Robotic Surgical Tool With Ultrasound Cauterizing and Cutting Instrument」、米国特許第 6,364,888 号、表題「Alignment of Master and Slave In a Minimally Invasive Surgical Apparatus」、米国特許第 7,524,320 号、表題「Mechanical Actuator Interface System For Robotic Surgical Tools」、米国特許第 7,691,098 号、表題「Platform Link Wrist Mechanism」、米国特許第 7,806,891 号、表題「Repositioning and Reorientation of Master/Slave Relationship in Minimally Invasive Telesurgery」、及び米国特許第 7,824,401 号、表題「Surgical Tool With Wristed 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、これまでではできなかった。

【0093】

図 19 ~ 図 46 C は、ロボット外科用システムの例示的な実施形態を図示する。いくつかの実施形態では、開示されるロボット外科用システムは本明細書に記載される超音波又は電気外科用器具を活用してもよい。当業者であれば、図示されるロボット外科用システムが本明細書に説明される器具のみに限定されないと理解し、任意の互換性のある外科用器具を用いられることを理解できるであろう。当業者であれば更に、本明細書に記載される様々な実施形態がロボット外科用システムと一緒に用いられてもよいがそれに限定されず、任意の互換性のあるロボット外科用システムと用いることができることを理解できるであろう。

【0094】

図 19 ~ 図 25 はいくつかの例示的なロボット外科用システム及びその構成要素の構成及び動作を図示する。図 19 は、例示的なロボット外科用システム 1000 のブロック図を示す。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 で示される、1 つ以上のロボットマニピュレータに機械的に連結されていてもよい。ロボットアーム 512 のそれぞれは、患者 504 に対して様々な外科的作業を実施するための 1 台以上の外科用器具 514 を備えていてもよい。アーム 512 及び器具 514 を含めた、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' によって操作される第 2 のコントローラ 508' から、第 1 の臨床医 502' と併せてアームカート 510 の動作を指示してもよい。例えば、臨床医 502、502' のそれぞれはカートの異なるアーム 512 を制御してもよく、いくつかの場合では、アームカート 510 の完全な制御を臨床医 502、502' 間で渡してもよい。いくつかの実施形態では、追加のアームカート (図示せず) を患者 504 に用いてもよい。これらの追加のアームカートは、1 つ以上のコントローラ 508、508' によって制御されてもよい。アームカート 510 及びコントローラ 508、5

08'は、任意の好適な通信プロトコルに従って任意の好適な種類の信号（例えば、電氣的、光學的、赤外線など）を運ぶ任意の好適な種類の有線又は無線の通信リンクであり得る通信リンク516を介して、互いに通信してもよい。システム1000などのロボット外科用システムの例示的な実装が、本明細書に参照によって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、そのような装置の様々な詳細については、本発明の装置の各種の実施形態及び形式を理解するのに必要となりえる範囲を超えて記載されない。

【0095】

図20は、ロボットアームカート520の一例示的な実施形態を示す。ロボットアームカート520は、一般的にワークエンベロープ(work envelope)519内の、522と
10
呼ばれる、複数の外科用器具、又は器具を作動させるように構成される。マスターコントローラと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「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。様々な形態にて、ロボットアームカート520は、図示される実施形態では3つの外科用器具522を支持する基部524を含む。様々な形態にて、外科用器具522はそれぞれ、一般的にセットアップ関節526と呼ばれる、手動の関節動作が可能で一連の連結部及びロボットマニピュレータ528によって支持される。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伸す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、
20
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してもよい。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ーに乗せられるように構成され得る。様々な形態において、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配置することができるように車輪（又は他の輸送）システムを有する。

【0096】

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の一例示的な
30
実施形態を示す。図21に示される例では、ロボットマニピュレータ528は、外科用器具522の動きを制限する連結部530を含んでいてもよい。その開示内容の全体を本明細書に参照により引用する、発行された米国特許第5,817,084号により詳しく述べられるように、様々な実施形態において、連結部530が、平行四辺形の配置において回転関節によって互いに連結された剛性の連結部材を含むことにより、外科用器具522は空間内の点532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534aを中心とした旋回運動に制限が与えられる。平行四辺形の連結部を支持する連結部材が、セットアップ関節526（図20）に枢動可能に取り付けられることにより、外科用器具522は時としてヨー軸と呼ばれる軸534bを中心として更に回転する。ピッチ軸534a及びヨー軸534bは、外科用器具522のシャフト538に沿って彫心される遠隔中心536にて交差する。外科用器具522は、長手方向の器具軸「LT-LT」に沿った外科用器具522の摺動運動を含む、マニピュレータ540により支持される更なる駆動自由度を有していてもよい。外科用器具522が器具軸LT-LTに沿ってマニピュレータ540に対して摺動する際（矢印534c）、遠隔中心536はマニピュレータ540の基部542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540全体は概して、遠隔中心536を再配置するように移動される。マニピュレータ530の連結部540は、一連のモータ544により駆動される。これらのモータ544は、制御システムの処理装置からの指令にตอบสนองして、連結部530を能動的に移動させる。以下に更に詳細に述べるように、モータ544もまた、外科用器具522を操作するために用いられる。
40

10

20

30

40

50

【 0 0 9 7 】

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 ' の一例示的な実施形態を示す。この例示的な実施形態では、外科用器具 5 2 2 は、2 つの組織操作器具の間の代替的なマニピュレータ構造 5 2 8 ' によって支持される。当業者であれば、本発明の装置の様々な実施形態が、その開示内容の全体が本明細書に参照により引用される米国特許第 5 , 8 7 8 , 1 9 3 号に記載のものを含む、多種多様の代替的なロボット構造を含み得ることを認識できるであろう。更に、ロボット状の構成要素とロボット外科用システムの処理装置との間のデータ通信が外科用器具 5 2 2 とコントローラとの間の通信を参照して本明細書中に主に説明されているが、同様の通信がマニピュレータ、セットアップ関節、内視鏡又はその他の画像撮影装置などの回路と、構成要素の適合性評価、
10
構成要素の種類の識別、構成要素の較正（オフセットなど）の通信、構成要素のロボット外科用システムとの結合の確認などのためのロボット外科用システムの処理装置との間でも行われ得る点は理解されるであろう。

【 0 0 9 8 】

図 2 3 は、図 2 0 ~ 図 2 2 に図示される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用いられ得るコントローラ 5 1 8 の一例示的な実施形態を示す。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 を通して手術を見ながら空間内で掴ん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 として概して表される）を一般的に有している。ディスプレイ 5 2 1 を通して外科医フィードバックメータ 5 1 5 を見ることで、外科医に切断器具又は動的クランピング部材に印加される力の
20
大きさの視覚的指標を提供してもよい。マスターコントローラ 5 1 9 は一般的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）ハンドル又はトリガを更に有する。

【 0 0 9 9 】

図 2 4 は、ロボット外科用システムに使用されるように適合される、超音波外科用器具 5 2 2 の一例示的な実施形態を示す。例えば、外科用器具 5 2 2 は、前述の外科的マニピュレータ 5 2 8、5 2 8 ' の一方に連結されていてもよい。図 2 4 で見られるように、外科用器具 5 2 2 は、超音波ブレード 5 5 0 及びクランプアーム 5 5 2 を備える外科的エンドエフェクタ 5 4 8 を含み、これらは、いくつかの実施形態では関節運動関節 5 5 6 を含
30
み得る細長シャフト組立体 5 5 4 に連結されていてもよい。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 を有する別の例示的な実施形態を示す。外科用器具 5 2 3 は、顎部 5 5 1 A、5 5 1 B を係合して、その間の組織に電気エネルギーを提供するエネルギー提供表面 5 5 3 A、5 5 3 B を有する閉鎖可能顎部 5 5 1 A、5 5 1 B を備える外科的エンドエフェクタ 5 4 8 を備える。組織切断要素又はナイフ 5 5 5 が、細長シャフト組立体 5 5 4 から器具取付部 5 5 8 に延伸し得る軸方向に移動可能な部材 5 5 7 の遠位端に配置されてもよい。図 2 6 は、外科用器具 5 2 2、5 2 3 を受容して制御するために、外科的マニピュレータ 5 2 8、5 2 8 ' の一方に連結されていてもよい器具駆動組立体 5 4 6 の一例示的な実施形態を示す。器具駆動組立体 5 4 6 はまた、臨床医からの
40
入力を受容して器具 5 2 2、5 2 3 を制御するために、コントローラ 5 1 8 に動作的に連結されていてもよい。例えば、クランプアーム 5 5 2 の作動（例えば開閉）、顎部 5 5 1 A、5 5 1 B の作動（例えば、開閉）、超音波ブレード 5 5 0 の作動、ナイフ 5 5 5 の延伸、及びエネルギー供給表面 5 5 3 A、5 5 3 B の作動などは、コントローラ 5 1 8 を介して与えられる臨床医からの入力に基づいて、器具駆動組立体 5 4 6 を通して制御されてもよい。外科用器具 5 2 2 は、概して 5 5 8 として示される器具取付部分によってマニピュレータに動作可能に連結される。外科用器具 5 2 2 は、器具取付部分 5 5 8 をマニピュレータに機械的及び電氣的に連結させるインターフェース 5 6 0 を更に含む。

【 0 1 0 0 】

図 2 7 は、超音波外科用器具 5 2 2 を含む、図 2 6 の器具駆動組立体の別の図を示す。図 2 8 は、電気外科用器具 5 2 3 を含む、図 2 6 の器具駆動組立体の別の図を示す。器具
50

取付部分 5 5 8 は、複数の（図 2 6 では 4 つ示される）回転可能胴部部分、駆動ディスク又は要素 5 6 4 を動作可能に支持する器具取付プレート 5 6 2 を含み、複数の回転可能胴部部分、駆動ディスク又は要素はそれぞれ、従動要素 5 6 4 の表面から延伸する一对のピン 5 6 6 を含む。一方のピン 5 6 6 は、同じ従動要素 5 6 4 上の他方のピン 5 6 6 よりも各従動要素 5 6 4 の回転軸に近くなっており、従動要素 5 6 4 の正の角度アラインメントを確実に行うのを補助する。従動要素 5 6 4 及びピン 5 6 6 は、器具取付プレート 5 6 2 のアダプタ側 5 6 7 に配置されてもよい。

【 0 1 0 1 】

インターフェース 5 6 0 はまた、以下に更に記載するように、取付プレート 5 6 2 と取付可能に嵌合するように構成されたアダプタ部分 5 6 8 を含んでいる。アダプタ部分 5 6 8 は、器具取付部分 5 5 8 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気接続ピン 5 7 0 のアレイを含んでいてもよい。本明細書では、インターフェース 5 6 0 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、誘導連されるはずである。

【 0 1 0 2 】

図 2 9 ~ 図 3 1 は、図 2 6 の器具駆動組立体 5 4 6 のアダプタ部分 5 6 8 の追加的な図を示す。アダプタ部分 5 6 8 は一般的に、器具側 5 7 2 と把持部側 5 7 4 とを有する（図 2 9）。様々な実施形態において、複数の回転可能胴部 5 7 6 が、アダプタ 5 6 8 の主要表面の法線である周囲のアダプタ構造に対して限定した移動範囲を有する浮動プレート 5 7 8 に取り付けられる。浮動プレート 5 7 8 が軸状に移動することで、器具取付部分ハウジング 5 8 2 の側面に沿ったレバー 5 8 0 が作動されたときに器具取付部分 5 5 8 から回転可能胴部 5 7 6 の連結が外れるのを補助する（図 2 4、2 5 を参照）。器具取付部分 5 5 8 をアダプタ 5 6 8 に取り外し可能に連結するために他の機構 / 構成を用いてもよい。少なくとも 1 つの形態では、各回転可能胴部 5 7 6 は、各回転可能胴部 5 7 6 の周囲の外、周陥凹部内に延伸する弾性径方向部材によって浮動プレート 5 7 8 に弾性的に取り付けられる。各回転可能胴部 5 7 6 は、これらの弾性構造が撓むことによってプレート 5 7 8 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 5 7 2 に向かって）に配置された場合、回転可能胴部 5 7 6 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、回転可能胴部 5 7 6 が器具側 5 7 2 の方向に軸方向に動く際、タブ 5 8 4（回転可能胴部 5 7 6 から径方向に延伸する）が浮動プレート上の回り止めと横方向に嵌合することによって回転可能胴部 5 7 6 のそれらの軸を中心とした角度回転が制限される。このような限定された回転は、ロボットシステムの対応する器具把持部分 5 8 8 の駆動ピン 5 8 6 で回転可能胴部 5 7 6 を駆動的に係合するのを補助するように用いることができる。なぜなら、駆動ピン 5 8 6 は、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、回転可能胴部ピン 5 7 6 を制限された回転位置にまで押すからである。

【 0 1 0 3 】

回転可能胴部 5 7 6 の、器具側 5 7 2 上の開口 5 9 0 及び把持部側 5 7 4 上の開口 5 9 0 は、器具取付部分 5 5 8 の従動要素 5 6 4（図 2 7、2 8）を器具把持部 5 8 8 の駆動要素 5 9 2 と正確に位置合わせされるように構成される。駆動要素 5 6 4 の内側及び外側ピン 5 6 6 に関して上述したように、開口 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 ° 離れないように、それぞれの回転可能胴部 5 7 6 上の回転軸から異なる距離にある。更に、開口 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なってもよい。これにより、ピン 5 6 6 は開口 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 及び器具把持部 5 8 8 との間のいくらかの軸方向のずれが調整される一方で、駆動要素と従動要素との間の角度のずれ及びバックラッシュが最小限に抑えられる。図 3 1 に最も分かりやすく示されるように、器具側 5 7 2 上の開口 5 9 0 は、把持部側 5 7 4 上の開口 5 9 0（破線で示される）から約 9 0 ° 外れていてもよい。

【 0 1 0 4 】

様々な実施形態では、アダプタ 568 の把持部側 574 上に配された電気コネクタピン 570 のアレイを更に含んでもよく、アダプタ 568 の器具側 572 は、器具取付部分 558 からのピンアレイ（図示せず）を受容するためのスロット 594（図 31）を含んでもよい。外科用器具 522、523 と器具把持部 588 との間で電気信号を送信するのに加えて、これらの電気接続の少なくとも一部は、アダプタ 568 の回路基板によってアダプタ記憶装置 596（図 30）と連結されていてもよい。

【0105】

取り外し可能なラッチ機能 598 を利用して、アダプタ 568 を器具把持部 588 に着脱可能に添付してもよい。本明細書で使用するときの「器具駆動組立体」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は、アダプタ 568 及び器具把持部 588 の様々な実施形態を少なくとも包含し、図 26 において 546 として概して示されている。例えば、図 26 に見られるように、器具把持部 588 は、アダプタ 568 に設けられた対応するクレバススロット 602 内に受容されるような大きさの第 1 のラッチピン構成 600 を有していてもよい。更に、器具把持部 588 は、アダプタ 568 の対応するラッチクレビス 606 内に保持されるような大きさの第 2 のラッチピン 604 を更に有していてもよい。図 30 を参照されたい。少なくとも 1 つの形態では、ラッチ組立体 608 はアダプタ 568 上に移動可能に支持され、ラッチピン 600 はそれぞれのラッチクレバス 606 内に保持される第 1 のラッチ位置と、第 2 のラッチピン 604 がラッチクレバス 606 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。ラッチ組立体は、1 乃至複数のばね（図に示されていない）を用いてラッチ位置に付勢される。アダプタ 568 の器具側 572 上の縁が、器具取付ハウジング 582 の横方向に延伸するタブを摺動可能に受容することができる。

【0106】

説明されているように、駆動要素 592 の回転動作が従動要素 564 の対応する回転動作を引き起こすように、従動要素 564 は器具把持部 588 の駆動要素 592 と並べられていてもよい。駆動要素 592 及び従動要素 564 の回転は、コントローラ 508 を介して臨床医 502 から受信した指示に応じて、例えばロボットアーム 612 を介して電氣的に制御されていてもよい。器具取付部分 558 は従動要素 564 の回転を外科用器具 522、523 の動作に変換し得る。

【0107】

図 32 ~ 図 34 は、従動要素 564 の動作を外科用器具 522、523 の動作に変換する構成要素を示す器具取付部分 558 の一例示的な実施形態を示す。図 32 ~ 図 34 は、その遠位端に外科的エンドエフェクタ 610 を有するシャフト 538 を設けた器具取付部分を示す。エンドエフェクタ 610 は、患者に外科的タスクを行う任意の好適な種類のエンドエフェクタであり得る。例えば、エンドエフェクタは、手術部位の組織に RF 及び / 又は超音波エネルギーを与えるように構成されてもよい。シャフト 538 は器具取付部分 558 に回転可能に連結されていてもよく、シャフト 538 の連結器 650 にて上部シャフト把持部 646 及び下部シャフト把持部 648 によって固定されてもよい。

【0108】

一例示的な実施形態では、器具取付部分 558 は、様々な従動要素 564 の回転をシャフト 538 の回転に変換する、シャフトの軸に沿った部材（例えば、関節運動について）を差動的に並進させる、及びシャフト 538 の軸に沿って 1 つ以上の部材を往復並進させる（例えば、555、オーバーチューブ（overtubes）及び / 又はその他の構成要素などの組織切断要素を延伸及び縮小させる）機構を備える。一例示的な実施形態では、回転可能胴部 612（例えば、回転可能なスプール）は、従動要素 564 と連結されている。回転可能胴部 612 は、従動要素 564 と一体的に形成されてもよい。いくつかの実施形態において、回転可能胴部 612 は、従動要素 564 を駆動することで回転可能胴部 612 の回転が生じるように回転可能胴部 612 及び従動要素 564 が固定式に連結されるのであれば、従動要素 564 とは別に形成されていてもよい。回転可能胴部 612 のそれぞれは、シャフトの関節動作及び回転、クランプ顎部の開閉、並びにナイフの作動をもたらす

10

20

30

40

50

ように、ギアトレーン又はギア機構に連結される。

【0109】

一例示的な実施形態では、器具取付部分558は、シャフト538の軸に沿って2つ以上の部材を差動的に並進させる機構を備える。図32～図34に示される例では、この動作は関節運動継手556を操作するために用いられる。示される実施形態では、例えば、器具取付部分558は、作動並進、そしてそれによるシャフト関節運動機能性を提供するラックピニオンギア機構を備える。一例示的な実施形態では、ラックピニオンギア機構は、対応する従動要素564の回転により第1のピニオンギア614が回転されるよう、回転可能胴部612に連結される第1のピニオンギア614を備える。軸受616は回転可能胴部612に連結され、従動要素564及び第1のピニオンギア614の間に設けられる。第1のピニオンギア614は、シャフト組立体538の関節運動部556の関節運動を左方向620Lに制御するために、第1のラックギア618に噛み合わされて第1のピニオンギア614の回転運動を第1のラックギア618の直線運動に変換する。第1のラックギア618は、第1ラックギア618の遠位方向における線形動作が、シャフト組立体538の関節動作部556が左方向620Lへの関節運動を引き起こすように、第1の関節動作バンド622（図32）に取り付けられている。対応する従動要素564の回転によって第2のピニオンギア626が回転するように、第2のピニオンギア626は別の回転可能胴部612に連結される。軸受616は回転可能胴部612に連結され、従動要素564と第2のピニオンギア626との間に設けられる。第2のピニオンギア626は、関節運動部556の関節運動を右方向620Rに制御するために、第2のラックギア628に噛み合わされて第2のピニオンギア626の回転運動を第2のラックギア628の直線運動に変換する。第2のラックギア628は、第2のラックギア628の遠位方向への線形移動によって、シャフト組立体538の関節運動部556が右方向620Rに関節運動されるように、第2の関節運動バンド624（図33）に取り付けられている。更なる軸受が回転可能胴部とそれに対応するギア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、シャフトとギアの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受が設けられてよい。

【0110】

一例示的な実施形態では、器具取付部分558は更に、従動要素564の回転をシャフト538の軸回りの回転運動に変換する機構を備える。例えば、回転運動はシャフト538自体の回転であってもよい。図示される実施形態では、第1の螺旋状ウォームギア630は回転可能胴部612に連結され、第2の螺旋状ウォームギア632はシャフト組立体538に連結されている。軸受616（図17）が回転可能胴部612に連結され、従動要素564と第1の螺旋状ウォームギア630との間に設けられる。第1の螺旋状ウォームギア630は第2の螺旋状ウォームギア632に噛み合わされ、第2の螺旋状ウォームギア632はシャフト組立体538及び/又は長手方向での回転が望まれる器具522、523の別の構成要素と連結していてもよい。回転は、第1及び第2の螺旋状ウォームギア630、632の回転方向に基づいて、時計回り（CW）及び反時計回り（CCW）の方向に引き起こされてもよい。したがって、第1の軸周りの第1の螺旋状ウォームギア630の回転は、第1の軸に対して直角をなす第2の軸周りの第2の螺旋状ウォームギア632の回転に変換される。図32～図33に示すように、例えば、第2の螺旋状ウォームギア632が時計回りの回転は、シャフト組立体538は634CWで示される方向の時計回りの回転になる。第2の螺旋状ウォームギア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。更なる軸受が回転可能胴部とそれに対応するギア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、シャフトとギアの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受が設けられてよい。

【0111】

一例示的な実施形態では、器具取付部分558はシャフト538の軸に沿った1つ以上の部材の往復並進を行わせる機構を備える。このような並進は、例えば、555などの組

10

20

30

40

50

織切断要素を駆動する、閉鎖するため及び/又はエンドエフェクタ610の関節運動のためにオーバーチュープを駆動することなどに用いられてもよい。示される実施形態では、例えば、ラックピニオンギア機構が往復並進を提供してもよい。第1のギア636は回転可能胴部612に連結しており、対応する従動要素564が回転することによって第1のギア636を第1の方向に回転させる。第2のギア638は、器具取付プレート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のギア636は第2のギア638に噛み合わされており、そのため、第2のギア638が、第1のギア636とは反対の方向に回転するようになっている。一例示的な実施形態では、第2のギア638は、直線方向に移動するラックギア642と噛み合わされるピニオンギアである。ラックギア642は、ラックギア642と遠位的及び近位的に並進することができる並進ブロック644と連結している。並進ブロック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と連結して、往復長手方向運動を提供してもよい。例えば、並進ブロック644はRF外科的装置523の組織切断要素555と機械的に連結していてもよい。いくつかの実施形態では、並進ブロック644はオーバーチュープ、又はエンドエフェクタ610若しくはシャフト538の他の構成要素と連結していてもよい。

10

【0112】

図35～図37は、従動要素564の回転をシャフト538の軸周りの回転運動に変換する代替的な例示機構、及びシャフト538の軸に沿った1つ以上の部材の往復並進を引き起こすための代替的な例示機構を示す、器具取付部分558の代替的な実施形態を示す。代替的な回転機構を参照すると、第1の螺旋状ウォームギア652は第2の螺旋状ウォームギア654に連結し、第2の螺旋状ウォームギア654は第3の螺旋状ウォームギア656に連結している。既存のロボットシステム1000と互換性を維持する及び/又は空間が限定され得ることを含む、様々な理由によってそのような配列が設けられてもよい。第1の螺旋状ウォームギア652は回転可能胴部612に連結されている。第3の螺旋状ウォームギア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ア658と噛み合わされている。軸受760は回転可能胴部612に連結され、従動要素564と第1の螺旋状ウォームギア738との間に設けられる。別の軸受760が回転可能胴部612に結合され、従動要素564と第3の螺旋状ウォームギア652との間に設けられる。第3の螺旋状ウォームギア652は、シャフト組立体538及び/又は長手方向の回転が望ましい器具522、523の別の構成要素と連結され得る第4の螺旋状ウォームギア658と噛み合わされる。回転は、螺旋状ウォームギア656、658の回転方向に基づいて、時計回り及び反時計回りに引き起こされ得る。したがって、第1の軸を中心とした第3の螺旋状ウォームギア656の回転が、第1の軸に対して直角をなす第2の軸を中心とした第4の螺旋状ウォームギア658の回転に変換される。図36及び図37に示すように、例えば、第4の螺旋状ウォームギア658はシャフト538と連結しており、第4の螺旋状ウォームギア658が時計回りの回転は、結果としてシャフト組立体538が634CWで示される方向の時計回りの回転になる。第4の螺旋状ウォームギア658が反時計回りの回転は、結果として、シャフト組立体538が634CCWで示す方向の反時計回りの回転になる。更なる軸受が回転可能胴部とそれに対応するギア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、シャフトとギアの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受が設けられてよい。

20

30

40

【0113】

シャフト538の軸に沿って1つ以上の部材の往復並進が行われる代替的な例示的な機構では、器具取付部分558は、シャフト538の軸に沿って往復並進(例えば、RF外科的装置523の組織切断要素555の並進)を行わせるラックピニオンギア機構を備える。一例示的な実施形態では、第3のピニオンギア660は、対応する従動要素564が回転は第3のピニオンギア660が第一方向に回転するように、回転可能胴部612に連結されている。第3のピニオンギア660は、直線方向に移動するラックギア662に噛み合わされる。ラックギア662は、並進ブロック664と連結されている。並進ブロッ

50

ク 6 6 4 は、例えば、R F 外科的装置の組織切断要素 5 5 5 及び / 又は長手方向に並進するように望まれるオーバーチューブ若しくはその他の構成要素など、装置 5 2 2、5 2 3 の構成要素と連結されていてもよい。

【 0 1 1 4 】

図 3 8 ~ 図 4 2 は器具取付部分 5 5 8 の代替的な実施形態を示し、従動要素 5 6 4 の回転をシャフト 5 3 8 の軸の周りの回転運動に変換する別の代替的な例示的機構を示す。図 3 8 ~ 図 4 2 では、シャフト 5 3 8 は連結器 6 7 6 及びブッシュ 6 7 8 を介して取付部分 5 5 8 の残りに連結される。第 1 のギア 6 6 6 は回転可能胴部 6 1 2 と連結され、固定ポスト 6 6 8 は、第 1 及び第 2 の開口 6 7 2 と、シャフト組立体に連結する第 1 及び第 2 の回転可能ピン 6 7 4 と、ケーブル 6 7 0 (又はロープ) とを備える。ケーブルは回転可能胴部 6 1 2 の周りに巻かれている。ケーブル 6 7 0 の一方の端部は、固定ポスト 6 6 8 の上部開口 6 7 2 を通って配され、上部回転可能ピン 6 7 4 に固定して連結されている。ケーブル 6 7 0 の別の端部は、固定ポスト 6 6 8 の下部開口 6 7 2 を通って配され、下部回転ピン 6 7 4 に固定して連結されている。既存のロボットシステム 1 0 0 0 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、そのような構成が設けられている。したがって、回転可能胴部 6 1 2 の回転は、シャフト組立体 5 3 8 が、回転可能胴部 6 1 2 の回転方向 (シャフト 5 3 8 自体の回転) に基づいた C W 及び C C W 方向に回転される。したがって、第 1 の軸を中心とした回転可能胴部 6 1 2 の回転が、第 1 の軸に対して直角をなす第 2 の軸を中心としたシャフト組立体 5 3 8 の回転に変換される。図 3 8 ~ 図 3 9 に示すように、例えば、回転可能胴部 6 1 2 が時計回りに回転すると、結果として 6 3 4 C W で示す方向にシャフト組立体 5 3 8 が時計回りに回転することになる。回転可能胴部 6 1 2 が反時計回りに回転すると、結果として、シャフト組立体 5 3 8 が 6 3 4 C C W で示す方向に反時計回りに回転することになる。更なる軸受が回転可能胴部とそれに対応するギア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、シャフトとギアの回転摩擦を低減するために、任意の好適な軸受が設けられてよい。

【 0 1 1 5 】

図 4 3 ~ 図 4 6 A は器具取付部分 5 5 8 の代替的な実施形態を図示し、シャフト 5 3 8 の軸に沿った部材が差動並進される (例えば、関節運動のための) 代替的な例示的機構を示す。例えば、図 4 3 ~ 図 4 6 A に示すように、器具取付部分 5 5 8 は、シャフト関節運動機能性を与えるためのダブルカム機構 6 8 0 を備える。一例示的な実施形態では、ダブルカム機構 6 8 0 は第 1 及び第 2 のカム部分 6 8 0 A、6 8 0 B を備える。第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 が、対応す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胴部 6 1 2 が回転すると、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、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、差動的に並進する第 1 の部材 (例えば、第 1 の関節運動バンド 6 2 2) に取り付けられていてもよい。第 2 の従動アーム 6 8 4 は、差動的に並進する第 2 の部材 (例えば、第 2 の関節運動バンド 6 2 4) に取り付けられていてもよい。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、第 1 及び第 2 の部材は差動的に並進する。第 1 及び第 2 の部材がそれぞれの関節運動バンド 6 2 2 及び 6 2 4 である例示的な実施形態では、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。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。いくつかの例示的な実施形態では、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 の下に取り付けられて、第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 の関節運動位置に影響を与えることなくシャフトの回転を可能とさせる。関節運動のために、これらのブッシュは、顎部 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 A は、第 1 及び第 2 のカム部分 6 8 0 B、6 8 0 B を含むブッシュ 6 8 8、6 9 0 及び二重カム組立体 6 8 0 を示し、より詳細かつ

明白な図を提供するために第 1 及び第 2 の従動アーム 6 8 2、6 8 4 を省いて示す。

【 0 1 1 6 】

様々な実施形態において、器具取付部分 5 5 8 は電子装置を駆動し、外科的ツールに所望の超音波及び / 又は R F 周波数信号を提供する内部エネルギー源を付加的に備えていてもよい。図 4 6 B ~ 図 4 6 C は、内部動力及びエネルギー源を備える、器具取付部分 5 5 8 ' の一実施形態を示す。例えば、器具取付部分 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、外部発生装置又はその他の動力源に接続されていなくてもよい。代わりに、本明細書に記載される様々な発生装置 2 0、3 2 0 の機能性がボード上取付部分 5 5 8 上に実装されていてもよい。

【 0 1 1 7 】

図 4 6 B ~ 図 4 6 C に図示するように、器具取付部分 5 5 8 ' は遠位部分 7 0 2 を備えていてもよい。遠位部分 7 0 2 は、本明細書に前述するように、例えば、様々な外科用器具 5 2 2、5 2 3 のエンドエフェクタに駆動要素 6 1 2 の回転を連結させる様々な機構を備えていてもよい。遠位部分 7 0 2 の近位にて、器具取付部分 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。示される実施形態において、エネルギー源は第 1 及び第 2 の電池 7 0 6、7 0 8 を備えている。他の点において、器具取付部分 5 5 8 ' は、本明細書に前述するように、器具取付部分 5 5 8 の様々な実施形態に類似している。

【 0 1 1 8 】

制御回路 7 0 4 は、発生装置 2 0、3 2 0 に対して上述のものと同様の様態で動作してもよい。例えば、超音波器具 5 2 2 が用いられるとき、制御回路 7 0 4 は、発生装置 2 0 に対して上述のものと同様の様態で超音波駆動信号を提供してもよい。また、例えば、治療レベル又は非治療レベルの R F 信号を提供することができる R F 器具 5 2 3 又は超音波器具 5 2 2 が用いられるとき、制御回路 7 0 4 は、発生装置 2 0 及び / 又は発生装置 3 0 0 のモジュール 2 3 について本明細書に前述するように、例えば、R F 駆動信号を提供してもよい。いくつかの実施形態では、制御回路 7 0 4 は、図 1 8 B ~ 図 1 8 C について本明細書に前述する制御回路 4 4 0 と類似する様態で構成されてもよい。

【 0 1 1 9 】

図 4 7 は、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具 1 5 0 0 の一実施形態の図である。外科用器具 1 5 0 0 は、本明細書に開示されるロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の様々な実施形態に取り付けられて用いられるように適合される器具取付部分 1 5 0 1 を備える。例えば、外科用器具 1 5 0 0 は、図 2 4 の超音波外科用器具に用いられてもよく、あるいは図 2 5 に記載の電気外科用器具に用いられてもよい。外科用器具 1 5 0 0 はまた、混合超音波 / 電気外科用器具に用いられてもよい。器具取付部分 1 5 0 1 は、処置領域に流体を投薬する流体管理システム 1 5 0 2 を備える。器具取付部分 1 5 0 1 は更に、ロボット外科用システムと使用されるのに適合される外科用器具に機械的及び / 又は電氣的にインターフェースをとるためのインターフェース 1 5 0 4 をも備える。例えば、外科用器具 1 5 0 0 は、図 1 9 ~ 図 2 3 に関連して上に説明される外科用マニピュレータ 5 2 8、5 2 8 ' のいずれか 1 つと連結されていてもよい。インターフェース 1 5 0 4 は更に、図 2 4 ~ 図 4 6 に関連して上に説明されるように、エンドエフェクタ 1 5 1 0 をシャフト組立体 1 5 0 8 を通して操作するために、エンドエフェクタ 1 5 1 0 に連結される駆動組立体 1 5 0 6 と機械的にインターフェースをとる。上に説明される駆動組立体のいずれもが駆動組立体 1 5 0 6 として用いられるように適合され得る。一実施形態では、流体管理システム 1 5 0 2 は、制御システムの処理装置 (例えばマイクロプロセッサ、C P U) からの指令に回答して流体を投薬する。

【 0 1 2 0 】

駆動組立体 1 5 0 6 はエンドエフェクタ 1 5 1 0 と関連するいくつかの動作を制御する。例えば、エンドエフェクタ 1 5 1 0 はクランプアームと切断要素とを備えていてもよい。駆動組立体 1 5 0 6 はクランプアームの開閉、関節運動、及びシャフト組立体 1 5 0 8 の回転並びにエンドエフェクタ 1 5 1 0 の回転及び関節運動を、一緒に又は個別に行うよ

10

20

30

40

50

うに構成されていてもよい。本明細書中では多種多様のシャフト及びエンドエフェクタ構成が説明されており、開示が簡明且つ明快であるようにここでは繰り返されない。一実施形態では、エンドエフェクタは電気外科エネルギー源に連結された少なくとも1つの電極を備えていてもよい。このような実施形態は更に、組織に治療レベルのRFエネルギーを印加して組織を封止した後に組織を解剖する、ナイフなどの切断要素を備えていてもよい。別の実施形態では、エンドエフェクタは、組織の切離と凝固によるホメオスタシスを実質的に同時に提供する少なくとも1つの超音波外科用ブレードを備えていてもよい。他の実施形態では、エンドエフェクタは、超音波ブレードと連動して動き、クランプアームとの間の対象組織に係合させることによって切離及びホメオスタシス工程を補助するクランプアームを備えていてもよい。他の実施形態では、クランプアームはブレードとクランプアームとの間の組織に係合させるクランプパッドを含んでいてもよい。クランプパッドは任意の好適な材料からなってもよく、一実施形態では、一般的には商標TEFLONで知られるPTFEからなる。他の実施形態では、エンドエフェクタは少なくとも1つの電極及び少なくとも1つの超音波ブレードを備えていてもよい。

10

【0121】

少なくとも1つの電極を備える外科用器具1500の他の実施形態では、少なくとも1つの電極は電気外科エネルギー源と連結していてもよい。また、後者の実施形態は、組織の封止並びに切離の前に組織を掴む及び/又は圧力を印加するためのクランプアームとクランプパッドとを備えていてもよい。一実施形態では、電気外科発生装置は、例えば、図11～図16に関連して示され説明されるように、外科用器具1500の外に配されてもよく、他の実施形態では、電気外科発生装置は、例えば、図17～図18A～図18Cに関連して示され説明されるように外科用器具1500の中に配されてもよい。

20

【0122】

少なくとも1つの超音波ブレードを備える外科用器具1500の実施形態では、超音波発生装置モジュールは、超音波変換器の圧電素子に電氣的に連結されてもよい。超音波発生装置は器具取付部分1501の外に配されていてもよく、例えば、図1～図10に関連して示されて説明されるように、ケーブル、コード、ワイヤなどの導電性素子を介して圧電素子と電氣的に連結されていてもよい。他の実施形態では、超音波発生装置は器具取付部分1501の中に配されてもよく、例えば、図46B及び46Cに関連して示されて説明されるように、圧電素子を駆動するのに好適な電圧及び電流駆動信号を生成する電池及び好適な回路によって動力を与えられてもよい。

30

【0123】

様々な実施形態では、流体管理システム1502は器具取付部分1501に導入される流体リザーバ又は容器を備える。容器は、処置領域にて投薬される流体薬品を含有する。流体薬品は液体又は気体であってもよく、例えば、消毒液、コラーゲン液、生理食塩水、二酸化炭素(CO₂)、酸化窒素(N₂O)、及び治療剤を含んでいてもよい。他の実施形態では、容器は、別々のチャンバ又は別々の容器、若しくは処置領域に流体薬品が投薬される際のいずれかにて混合し得る流体薬品を含む複数の容器を含んでいてもよい。

【0124】

一実施形態では、流体管理システム1502は、容器から流体をシャフト組立体508内の流体チャンネル1512に分注するポンプを備えてもよい。流体チャンネル1512は流体管理システム1502に流体連結している。流体チャンネル1512は、エンドエフェクタ1510内の別の流体チャンネル1514に流体連結している。一実施形態では、流体は容器からシャフト組立体1508内の流体チャンネル1512、やがてエンドエフェクタ1510内の流体チャンネル1514にポンプで送られ、最終的にエンドエフェクタ1510から処置領域に投薬される。最終的に、流体は処置領域で重力(例えば、液滴)によって投薬される。様々な実施形態では、流体チャンネル1512、1514及び以下に記載するその他のチャンネルは、シャフト組立体1508及び/又はエンドエフェクタ1510内に別々に設けられるか一体的に形成される、管組立体、カニューレ、導管、ダクト、パイプ、ピペット、ホース、内腔であってもよい。一実施形態では、ラチェット機構を用いて、

40

50

ぜん動ポンプが器具取付部分 1501 の駆動組立体 1506 に動作可能に連結されていてもよい。別の実施形態では、流体容器に近位の流体管理システム 1502 の一部として、カートリッジに入れられた加圧ガス源を器具取付部分 1501 に組み入れてもよい。加圧ガスカートリッジは、患者にとって不愉快でない他のガスの内、例えば CO_2 又は N_2O などの加圧ガスを含んでいてもよい。容器及び加圧ガスカートリッジの放出口は混合要素と流体連結されており、混合要素では、加圧ガスカートリッジが流体を容器から前進させるのにガス圧が使用され、流体圧を制御するために圧力制御要素が使用される。この実施形態では、流体はエンドエフェクタ 1510 の遠位端に配されるノズルを介して噴射され得る。治療剤を含有する 1 つ以上の流体を、投薬される前にこのようにして器具取付部分 1501 内で混合することができる。

10

【0125】

図 48 ~ 図 51 に関連して説明された対応する外科用器具 1520、1540、1560、1580 のそれぞれの実施形態は、ロボット外科用システムとの使用に適合される。各外科用器具 1520、1540、1560、1580 は、本明細書に開示されるロボット外科用システムの様々な実施形態と使用されるように適合される。例えば、一実施形態では、各外科用器具 1520、1540、1560、1580 は図 24、26 及び 27 に関連して説明される超音波外科用器具に用いられてもよく、あるいは図 25 及び 28 に関連して説明される電気外科用器具に用いられてもよい。各外科用器具 1520、1540、1560、1580 はまた、混合超音波 / 電気外科用器具に用いられてもよい。これらの器具を以下により具体的に説明する。

20

【0126】

図 48 は、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具 1520 の一実施形態を示す。外科用器具 1520 は、器具取付部分 1522 と、駆動組立体 1506 と、流体管理システム 1521 とを備える。インターフェース（例えば、図 47 のインターフェース 1504）は器具取付部分 1522 の下に配されており、図 48 には示されていない。しかしながら、このようなインターフェースは図 26 ~ 図 31 に関連して本明細書中に説明されており、開示が簡明且つ明快であるようにここでは繰り返されない。流体管理システム 1521 は流体容器 1524 を備え、流体容器 1524 は、シャフト組立体 1508 内に配される流体チャンネル 1512 と、容器 1524 の放出口から流体チャンネル 1512 の流入口に延伸する軟性管などの軟性流体チャンネル 1526 を介して流体連結されている。前に記載するように、流体チャンネル 1512 は処置領域にて流体が投薬されるように、エンドエフェクタ内に配される流体チャンネルに流体連結されている。器具取付部分 1520 と一緒に用いられるエンドエフェクタの様々な実施形態は、例えば、少なくとも 1 つの電気外科電極素子、超音波ブレード、又は電気外科電極素子及び超音波ブレードの組み合わせを備えていてもよい。更に、エンドエフェクタは、例えば、クランプアーム及びクランプパッドを備えていてもよい。

30

【0127】

図 48 に示す実施形態では、流体管理システム 1521 は更にぜん動ポンプ 1528 を備える。ぜん動ポンプ 1528 又はローラポンプは、2 つのロータを備える、多種多様な流体をポンプで送るための容積式ポンプの一種であるが、他の実施形態では制限することなく線形ぜん動ポンプを用いてもよい。一実施形態では、第 1 のローラ 1530 及び剛性面が、少なくとも第 1 のローラ 1530 の回転中の 1 時点にてその間にある軟性流体チャンネル 1526 を圧縮する。一実施形態では、第 1 のローラ 1530 及び第 2 のローラ 1532 は、少なくとも第 1 及び第 2 のローラ 1530、1532 の回転中の 1 時点にて、その間にある軟性流体チャンネル 1526 を圧縮するように設けられる。ローラ 1430、1532 は、第 1 のローラ 1530 が矢印 A で示す方向に回転した場合、第 2 のローラ 1532 が矢印 B で示す方向に回転し、矢印 C で示す方向に流体 1534 をポンプで送るように回転する。他の実施例では、単一のローラ又は 3 つ以上のローラが用いられ得る。ローラ 1530、1532 は、器具取付部分 1522 内に配される従動要素と連結される回転可能胸部 576（図 29 ~ 図 31）又は 612（図 32 ~ 図 46）などの 1 つ以上の回転

40

50

可能なスプールと動作可能に連結されていてもよい。流体 1 5 3 4 はハウジング 1 5 2 2 内に装着された軟性流体チャンネル 1 5 2 6 に包含される。ローラ 1 5 3 0、1 5 3 2 の少なくとも 1 つ又は両方は、円運動を線運動に変換するのに用いるカムのように、偏心パターンで回転してその偏心経路における 1 つ以上の点で軟性流体チャンネル 1 5 2 6 を圧縮してもよい。ローラ 1 5 3 0、1 5 3 2 「シューズ」又は「ワイパー」を 1 つ以上備えるロータは、流体 1 5 3 4 がポンプで送られるように軟性流体チャンネル 1 5 2 6 を圧縮する。ロータのローラ 1 5 3 0、1 5 3 2 が回ると、圧縮下にあるローラ 1 5 3 0、1 5 3 2 間の軟性流体チャンネル 1 5 2 6 の一部分はつまんで閉じられ（又は塞がれ）、これによって流体 1 5 3 4 が強制的に矢印 C で示す方向に管 1 5 6 2 を通ってポンプで移動される。更に、軟性流体チャンネル 1 5 2 6 がカムの通過後に自然な状態に開いた後（「返還」又は「回復」）、流体 1 5 3 4 の流れはポンプ 1 5 2 8 に誘導される。この工程はぜん動と呼ばれており、消化管など多くの生体系にて用いられている。実施形態はこの文脈に限定されない。前に記載するように、流体チャンネル 1 5 1 2 は処置領域にて流体が投薬されるように、エンドエフェクタ内に配される流体チャンネルに流体連結されている。

10

【 0 1 2 8 】

外科用器具 1 5 2 0 がエンドエフェクタ内に超音波ブレードを備える実施形態では、超音波変換器 1 5 3 6 が器具取付部分に又はその中に、超音波導波管を駆動してその結果として導波管に連結された超音波ブレードを駆動するように取り付けられていてもよい。これによって、エンドエフェクタにおける超音波ブレードは、シャフト組立体 1 5 0 8 を通って延伸する導波管を介して変換器 1 5 3 6 に音響的に連結される。変換器 1 5 3 6 は、例えば、図 1、8、1 0 に関連して示され説明される変換器 1 6、2 1 6 と動作的に等しく、器具取付部分 1 5 2 2 と連結するように適合される。示されていないが、超音波変換器 1 5 3 6 は、例えば、図 1、8、1 0 に関連して示されて説明されるように、超音波発生装置 2 0 に類似する超音波発生装置モジュールと、ケーブルを介して電氣的に連結されている。

20

【 0 1 2 9 】

図 4 9 は、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具 1 5 4 0 の一実施形態を示す。外科用器具 1 5 4 0 は、器具取付部分 1 5 4 2 と、駆動組立体 1 5 0 6 と、流体管理システム 1 5 4 1 とを備える。インターフェース（例えば、図 4 7 のインターフェース 1 5 0 4）は器具取付部分 1 5 4 2 の下に配され、図 4 9 には示されていない。しかしながら、このようなインターフェースは図 2 6 ~ 図 3 1 に関連して本明細書中に説明されており、開示が簡明且つ明快であるようにここでは繰り返されない。流体管理システム 1 5 4 1 は、三口装具 1 5 5 8 の放出口から延伸する軟性管などの軟性流体チャンネル 1 5 4 6 によって、シャフト組立体 1 5 0 8 内に配される流体チャンネル 1 5 1 2 に流体連結された第 1 及び第 2 の流体容器 1 5 4 4、1 5 4 5 を備える。流体チャンネル 1 5 5 6、1 5 5 7 は、第 1 及び第 2 の容器 1 5 4 4、1 5 4 5 の対応する放出口と三口装具 1 5 5 8 の第 1 及び第 2 の流入口とを流体連結する。第 1 及び第 2 の容器 1 5 4 4、1 5 4 5 それぞれの流体内容物は、投薬されながら混合され得る。前に記載するように、流体チャンネル 1 5 1 2 は処置領域にて流体が投薬されるように、エンドエフェクタ内に配される流体チャンネルに流体連結されている。器具取付部分 1 5 4 0 と一緒に用いられるエンドエフェクタの様々な実施形態は、例えば、少なくとも 1 つの電気外科電極素子、超音波ブレード、又は電気外科電極素子及び超音波ブレードの組み合わせを備えていてもよい。更に、エンドエフェクタは、例えば、クランプアーム及びクランプパッドを備えていてもよい。

30

40

【 0 1 3 0 】

図 4 9 に示す実施形態では、流体管理システム 1 5 4 1 は更にぜん動ポンプ 1 5 4 8 を備えている。ぜん動ポンプ 1 5 4 8 は、図 4 8 に示すぜん動ポンプ 1 5 2 8 と類似している。ぜん動ポンプ 1 5 4 8 は、2 つのロータを備える、多種多様な流体をポンプで送るための容積式ポンプのローラポンプの一種であるが、他の実施形態では制限することなく線形ぜん動ポンプを用いてもよい。一実施形態では、ロータは第 1 のローラ 1 5 5 0 と第 2 のローラ 1 5 5 2 とを備えており、第 1 のローラ 1 5 5 0 が矢印 A で示す方向に回転した

50

場合、第2のローラ1552は矢印Bで示す方向に回転し、矢印Cで示す方向に流体1554をポンプで送る。他の実施例では、単一のローラ又は3つ以上のローラを用いられる。ローラ1550、1552は、器具取付部分1542内に配される従動要素564と連結される回転可能胴部576(図29~図31)又は612(図32~図46)などの1つ以上の回転可能スプールと動作可能に連結されていてもよい。流体1554は、ハウジング1542内に装着された軟性流体チャネル1546の中に包含される。ローラ1550、1552の少なくとも1つ又は両方は、円運動を線運動に変換するのに用いるカムのように、偏心パターンで回転してその偏心経路における1つ以上の点で軟性管1556、1557を圧縮してもよい。ローラ1550、1552「シューズ」又は「ワイパー」を1つ以上備えるロータは、流体1554がポンプで送られるように軟性管1556、1557を圧縮する。ロータのローラ1550、1552が回ると、圧縮下にあるローラ1550、1552間の軟性管1556、1557の一部分はつまんで閉じられ(又は塞がれ)、これによって流体1554が強制的に矢印Cで示す方向に軟性流体チャネル1546を通してポンプで移動される。更に、軟性管1556がカムの通過後に自然な状態に開いた後(「返還」又は「回復」)、流体1556の流れはポンプ1548に誘導される。この工程はぜん動と呼ばれており、消化管など多くの生体系にて用いられている。実施形態はこの文脈に限定されない。

10

【0131】

図50は、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具1560の一実施形態を示す。外科用器具1560は、器具取付部分1562と、駆動組立体1506と、流体管理システム1561とを備える。インターフェース(例えば、図47のインターフェース1504)は器具取付部分1562の下に配され、図50には示されていない。しかしながら、このようなインターフェースは図26~図31に関連して本明細書中に説明されており、開示が簡明且つ明快であるようにここでは繰り返されない。流体管理システム1561は、例えば、容器内に、流体容器1564と、加圧CO₂又はN₂Oなどの加圧ガスの源1565を備えるが、これらに限定されない。流体容器1564及び圧力源1565は、三口装具1568の放出口から延伸する軟性管などの軟性流体チャネル1566を介して、シャフト組立体1508に配される流体チャネル1512に流体連結されている。流体チャネル1576、1577は、第1の容器1564及び圧力源1565の対応する放出口を三口装具1558の流入口に流体連結する。第1の容器1564の流体含有物は圧力源1565によって分注される。圧力コントローラ1568は軟性流体チャネル1566における圧力を調節し、容器1564から分注される流体量を制御する。前に記載するように、流体チャネル1512は処置領域にて流体が投薬されるように、エンドエフェクタ内に配される流体チャネルに流体連結されている。器具取付部分1560と一緒に用いられるエンドエフェクタの様々な実施形態は、例えば、少なくとも1つの電気外科電極素子、超音波ブレード、又は電気外科電極素子及び超音波ブレードの組み合わせを備えていてもよい。更に、エンドエフェクタは、例えば、クランプアーム及びクランプパッドを備えていてもよい。

20

30

【0132】

図50に示す実施形態では、流体管理システム1561は更に、軟性流体チャネル1566内の圧力を制御して、それによってその中にある流体1574の流れを調節する圧力コントローラ1568を備えている。圧力コントローラ1568は、軟性流体チャネル1566を固定された剛性要素1570の壁に収縮させるように偏心的に回転するローラ1572を備える。したがって、ローラ1572が1回転にわたって矢印Bで示す方向で回転すると、ローラ1572は回転のある点では収縮させないが別の点では完全に収縮させ、その2点の間に可変可能な量の収縮を与えて軟性流体チャネル1566内の圧力量を制御する。流体チャネル内の圧力が変化すると、圧力源1565によって印加される圧力の量が変化し、これによって矢印Cで示される方向への流体流574の量が変化する。前に記載するように、圧力源1565は加圧CO₂又はN₂Oのキャニスタであってよいが、任意の好適な圧力源であり得る。実施形態はこの文脈に限定されない。

40

50

【 0 1 3 3 】

流体管理システム 1 5 0 2 は、図 4 8 ~ 図 5 0 に関連して説明された対応する流体管理システム 1 5 2 1、1 5 4 1、1 5 6 1 のいずれであってもよい。流体薬品は、シャフト組立体 1 5 9 2 内の流体チャネル 1 5 1 2 及びエンドエフェクタ 1 5 9 4 内の流体チャネル 1 5 1 4 に連結される。様々な実施形態では、流体薬品は液体又は気体であってもよく、例えば、消毒液、コラーゲン液、生理食塩水、CO₂、N₂O、及び任意の好適な治療剤を含んでいてもよい。

【 0 1 3 4 】

図 5 1 は、ロボット外科用システムとの使用に適合される電気外科用器具 1 5 8 0 の一実施形態の図である。電気外科用器具 1 5 8 0 は、器具取付部分 1 5 8 1 と、流体管理システム 1 5 0 2 と、駆動組立体 1 5 0 6 とを備え、本明細書に記載されるロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具の様々な実施形態との使用に適合されている。例えば、電気外科用器具 1 5 8 0 は、図 2 5 及び 2 8 に記載のように、ロボット制御された電気外科用装置に用いられてもよく、電気外科用器具 1 5 8 0 の一実施形態は閉鎖可能顎部を備える外科用エンドエフェクタ 1 5 9 4 を備え、閉鎖可能顎部は、顎部の間に捕捉された組織と係合して電気エネルギーを印加するエネルギー供給面（例えば電極素子）を有する。シャフト組立体 1 5 9 2 から器具取付部分 1 5 8 1 に延伸し得る軸方向に移動可能な部材の遠位端に、組織切断要素又はナイフが配置されていてもよい。一実施形態では、エンドエフェクタ 1 5 9 4 は少なくとも 1 つの電極素子を含んでいてもよく、いくつかの実施形態では 2 つ以上の電極素子を備えていてもよい。更に、エンドエフェクタ 1 5 9 4 は、例えば、クランプパッドを有するクランプアームを備えていてもよい。

【 0 1 3 5 】

電気外科用器具 1 5 8 0 は、インターフェース 1 5 0 4 を介してロボットシステムに連結される電気回路 1 5 8 2 を備える。電気回路 1 5 8 2 はまた、電気外科発生装置 1 5 8 4 にも連結されている。発生装置 1 5 8 4 は、1 つ以上の導電素子 1 5 8 6 を介してエンドエフェクタ 1 5 9 4 内の 1 つ以上の電極素子に連結され、治療レベルの電気外科エネルギーを電極素子に印加する。一実施形態では、電気外科発生装置 1 5 8 4 はエンドエフェクタ 1 5 9 4 に治療レベルの RF を印加するのに好適な RF エネルギー源である。電極素子に加えて、エンドエフェクタ 1 5 9 4 はクランプアームを備えていてもよく、電極素子とクランプアームとの間の組織を係合させて組織を RF エネルギーで封止してもよい。様々な実施形態では、RF 発生装置 1 5 8 4 は治療レベル及び / 又は治療レベル未満の RF エネルギーレベルを供給するように構成されていてもよい。治療レベルの RF エネルギーレベルは組織を封止するのに用いられてもよく、治療レベル未満の RF エネルギーレベルは導電素子 1 5 9 0 を介して電気回路にフィードバックを提供する目的で用いられてもよく、あるいは、いくつかの実施形態では、無線で、そのフィードバックに応じて発生装置 1 5 8 4 の動力レベル出力を調節するために用いられてもよい。したがって、電気回路 1 5 8 2 にフィードバックを提供するために、エンドエフェクタ 1 5 9 4 に 1 つ以上のセンサを設けてもよい。フィードバックの一種は組織インピーダンスである。したがって、1 つ以上のセンサ 1 5 8 8 は、組織インピーダンスを計測して電気回路 1 5 8 2 にフィードバックを提供して、組織インピーダンスに従って発生装置 1 5 8 4 の動力レベル出力を調節するように構成されてもよい。電気回路 1 5 8 2 は電極間に示されるインピーダンスを判定するための電圧及び電流計測回路を備えていてもよい。一実施形態では、発生装置 1 5 8 4 は、例えば、図 1 1、1 8 B、1 8 C に関連して本明細書中に説明する RF 駆動及び制御回路 4 4 0 並びに制御回路 4 8 2 と機能的に同等である。更に、例えば電池などのエネルギー源を、電気外科用器具 1 5 8 0 の中に配してもよい。別の実施形態では、エネルギー源は、例えば、外部電源又は外部電池であってもよい。

【 0 1 3 6 】

流体管理システム 1 5 0 2 は、図 4 8 ~ 図 5 0 に関連して説明された対応する流体管理システム 1 5 2 1、1 5 4 1、1 5 6 1 のいずれであってもよい。流体薬品は、シャフト組立体 1 5 9 2 内の流体チャネル 1 5 1 2 とエンドエフェクタ 1 5 9 4 内の流体チャネル

10

20

30

40

50

1514と連結している。様々な実施形態では、流体薬品は液体又は気体であってもよく、例えば、消毒液、コラーゲン液、生理食塩水、CO₂、N₂O、及び任意の好適な治療剤を含んでいてもよい。

【0137】

図52は、ロボット外科用システムとの使用に適合された超音波外科用器具1600の一実施形態の図である。超音波外科用器具1600は、器具取付部分1601と、流体管理システム1502と、駆動組立体1506とを備え、本明細書に開示されるロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具の様々な実施形態に使用されるように適合されている。例えば、超音波外科用器具1600は、図24及び27に記載されるように、ロボット制御された超音波外科用器具と用いられてもよく、超音波外科用器具1600の一実施形態は超音波ブレードとクランプアームとを備え、いくつかの実施形態では関節運動継目を備え得るシャフト組立体1610と連結されていてもよい外科用エンドエフェクタ1612を備える。一実施形態では、エンドエフェクタ1612は、例えば、クランプパッドを有するクランプアームを備えていてもよい。

10

【0138】

超音波外科用器具1600は、インターフェース1504を介してロボットシステムに連結される電気回路1606を備える。電気回路1606はまた、超音波発生装置1604とも連結される。発生装置1604は超音波変換器1602と電気的に連結され、超音波変換器1602はシャフト組立体1610を通してエンドエフェクタ1612の超音波ブレードに音響的に連結される。一実施形態では、エンドエフェクタ1612はクランプアームを備え、超音波ブレードとクランプアームとの間の組織を係合して超音波エネルギーを用いて組織を封止する。様々な実施形態では、超音波発生装置1604は治療レベル及び/又は治療レベル未満のRFエネルギーレベルを供給するように構成されていてもよい。治療レベルの超音波エネルギーレベルは組織を封止するのに用いられてもよく、治療レベル未満の超音波エネルギーレベルは導電素子1616を介して電気回路1606にフィードバックを提供する目的で用いられてもよく、あるいは、いくつかの実施形態では、無線で、そのフィードバックに応じて発生装置1604の動力レベル出力を調整するために用いられてもよい。したがって、電気回路1606にフィードバックを提供するために、エンドエフェクタ1612に1つ以上のセンサ1614を設けてもよい。前に記載するように、フィードバックの一種は組織インピーダンスである。したがって、1つ以上のセンサ1614は組織インピーダンスを計測して電気回路1606にフィードバックを提供して、組織インピーダンスに従って発生装置1604の動力レベル出力を調節するように構成されてもよい。電気回路1606は電極間に示されるインピーダンスを判定するための電圧及び電流計測回路を備えていてもよい。一実施形態では、発生装置1604は、例えば、図1、8、10に関連して本明細書中に説明する超音波発生装置と機能的に同等である。更に、例えば電池などのエネルギー源を、器具取付部分1601の中に配してもよい。別の実施形態では、エネルギー源は、例えば、外部電源又は外部電池であってもよい。

20

30

【0139】

流体管理システム1502は、図48～図50に関連して説明された対応する流体管理システム1521、1541、1561のいずれであってもよい。流体薬品は、シャフト組立体1608内の流体チャンネル1512とエンドエフェクタ1612内の流体チャンネル1514と連結している。様々な実施形態では、流体薬品は液体又は気体であってもよく、例えば、消毒液、コラーゲン液、生理食塩水、CO₂、N₂O、及び任意の好適な治療剤を含んでいてもよい。

40

【0140】

図53は、ロボット外科用システムとの使用に適合される混合超音波/電気外科の外科用器具1620の一実施形態の図である。外科用器具1620は、器具取付部分1621と、流体管理システム1502と、駆動組立体1506とを備え、本明細書に開示されるロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具の様々な実施形態と用いられる

50

ように適合される外科用器具の様々な実施形態と用いられるように適合される。例えば、外科用器具 1 6 2 0 はロボット制御される混合超音波 / 電気外科用装置と一緒に用いられてもよい。したがって、外科用器具 1 6 2 0 もまたエンドエフェクタ 1 6 3 2 を備え、エンドエフェクタ 1 6 3 2 は少なくとも 1 つの電極素子及び少なくとも 1 つの超音波ブレードを備える。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ 1 6 3 2 は 2 つ以上の電極素子を備える。更に、エンドエフェクタ 1 6 3 2 は、例えば、クランプアーム及びクランプパッドを備えていてもよい。外科用器具 1 6 2 0 は、インターフェース 1 5 0 4 を介してロボットシステムに連結される電気回路 1 6 2 6 を備える。電気回路 1 6 2 6 は更に、その動作については図 5 1、5 2 に関連して前に説明されている電気外科発生装置 1 5 8 4 及び超音波変換器 1 6 0 2 に連結される。

10

【 0 1 4 1 】

一実施形態では、混合超音波 / 電気外科の外科用器具 1 6 2 0 は、図 2 5 及び 2 8 に関連して説明されたロボット制御される電気外科部分を含む。電気外科発生装置 1 5 8 4 を備える電気外科部分は、1 つ以上の導電素子 1 6 2 6 を介してエンドエフェクタ 1 6 3 2 内の 1 つ以上の電極素子と連結しており、電極素子に治療レベル及び / 又は治療レベル未満の電気外科エネルギーを印加する。一実施形態では、電気外科発生装置 1 5 8 4 はエンドエフェクタに治療レベルの R F を印加するのに好適な R F エネルギー源である。電極素子に加えて、エンドエフェクタ 1 6 3 2 はクランプアームを備えていてもよく、電極素子とクランプアームとの間の組織を係合させて組織を R F エネルギーで封止してもよい。様々な実施形態では、R F 発生装置 1 5 8 4 は治療レベル及び / 又は治療レベル未満の R F エネルギーレベルを供給するように構成されていてもよい。治療レベルの R F エネルギーレベルは組織を封止するのに用いられてもよく、治療レベル未満の R F エネルギーレベルは導電素子 1 6 3 0 0 を介して電気回路にフィードバックを提供する目的で用いられてもよく、あるいは、いくつかの実施形態では、無線で、そのフィードバックに応じて発生装置 1 5 8 4 の動力レベル出力を調整するために用いられてもよい。したがって、電気回路 1 6 2 6 にフィードバックを提供するために、エンドエフェクタ 1 6 3 4 に 1 つ以上のセンサ 1 6 3 4 を設けてもよい。フィードバックの一種は組織インピーダンスである。したがって、1 つ以上のセンサ 1 6 3 4 は組織インピーダンスを計測して電気回路 1 6 2 6 にフィードバックを提供して、組織インピーダンスに従って発生装置 1 5 8 4 の動力レベル出力を調節するように構成されてもよい。電気回路 1 6 2 6 は、電極間に示されるインピーダンスを判定するための電圧及び電流計測回路を備えていてもよい。一実施形態では、発生装置 1 5 8 4 は、例えば、図 1 1、1 8 B、1 8 C に関連して本明細書中に説明する R F 駆動及び制御回路 4 4 0 並びに制御回路 4 8 2 と機能的に同等である。更に、例えば電池などのエネルギー源を、器具取付部分 1 6 2 1 の中に配してもよい。別の実施形態では、エネルギー源は、例えば、外部電源又は外部電池であってもよい。

20

30

【 0 1 4 2 】

一実施形態では、混合超音波 / 電気外科の外科用器具 1 6 2 0 は、図 2 4 及び 2 7 に関連して説明されているロボット制御される超音波部分を含む。一実施形態では、超音波部分は、超音波ブレードとクランプアームとを備え、いくつかの実施形態では関節運動継目を備え得るシャフト組立体 1 6 2 8 と連結されていてもよい外科用エンドエフェクタ 1 6 3 2 を備える。一実施形態では、エンドエフェクタ 1 6 3 2 は、例えば、クランプパッドを有するクランプアームを備えていてもよい。電気回路 1 6 2 6 は更に、超音波発生装置 1 6 0 4 とも連結されている。超音波発生装置 1 6 0 4 は超音波変換器 1 6 0 2 と電氣的に連結され、超音波変換器 1 6 0 2 はシャフト組立体 1 6 2 8 を通ってエンドエフェクタ 1 6 1 2 の超音波ブレードに音響的に連結されている。一実施形態では、エンドエフェクタ 1 6 3 2 はクランプアームを備え、超音波ブレードとクランプアームとの間の組織を係合させて組織を超音波エネルギーで封止する。様々な実施形態では、超音波発生装置 1 6 0 4 は治療レベル及び / 又は治療レベル未満の R F エネルギーレベルを供給するように構成されていてもよい。治療レベルの超音波エネルギーレベルは組織を封止するのに用いられてもよく、治療レベル未満の超音波エネルギーレベルは導電素子 1 6 3 6 を介して電気

40

50

回路 1 6 2 6 にフィードバックを提供する目的で用いられてもよく、あるいは、いくつかの実施形態では、無線で、そのフィードバックに応じて発生装置 1 6 0 4 の動力レベル出力を調整するために用いられてもよい。したがって、電気回路 1 6 2 6 にフィードバックを提供するために、エンドエフェクタ 1 6 3 2 に 1 つ以上のセンサ 1 6 3 4 を設けてもよい。前に記載するように、フィードバックの一種は組織インピーダンスである。したがって、1 つ以上のセンサ 1 6 1 4 は組織インピーダンスを計測して電気回路 1 6 2 6 にフィードバックを提供して、組織インピーダンスに従って発生装置 1 6 0 4 の動力レベル出力を調節するように構成されてもよい。電気回路 1 6 2 6 は、電極間に示されるインピーダンスを判定するための電圧及び電流計測回路を備えていてもよい。一実施形態では、発生装置 1 6 0 4 は、例えば、図 1、8、10 に関連して本明細書中に説明する超音波発生装置と機能的に同等である。更に、例えば電池などのエネルギー源を、混合超音波 / 電気外科用器具 1 6 2 0 の中に配してもよい。別の実施形態では、エネルギー源は、例えば、外部電源又は外部電池であってもよい。

10

【 0 1 4 3 】

様々な実施形態では、電気外科発生装置 1 5 8 4 はエンドエフェクタ 1 6 3 2 内にある少なくとも 1 つの電極素子を、超音波発生装置 1 6 0 4 が超音波ブレード 1 6 3 2 に動力を与えるときと同時に動力を与え、組織封止及び切離を得る。

【 0 1 4 4 】

流体管理システム 1 5 0 2 は、図 4 8 ~ 図 5 0 に関連して説明された対応する流体管理システム 1 5 2 1、1 5 4 1、1 5 6 1 のいずれであってもよい。流体薬品は、シャフト組立体 1 6 2 8 内の流体チャンネル 1 5 1 2 とエンドエフェクタ 1 6 3 2 内の流体チャンネル 1 5 1 4 と連結している。様々な実施形態では、流体薬品は液体又は気体であってもよく、例えば、消毒液、コラーゲン液、生理食塩水、CO₂、N₂O、及び任意の好適な治療剤を含んでいてもよい。

20

【 0 1 4 5 】

図 5 4 は、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具 1 7 0 0 の一実施形態を示す。外科用器具 1 7 0 0 は、器具取付部分（図示せず）と、流体管理システム 1 7 0 2 と、駆動組立体（図示せず）とを備えており、本明細書に開示されるロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具の様々な実施形態との使用に適合されている。示されていないが、器具取付部分は、ロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具に機械的及び / 又は電氣的にインターフェースをとるためのインターフェースを備えている。例えば、外科用器具 1 7 0 0 は、図 1 9 ~ 図 2 3 に関連して上に説明される外科用マニピュレータ 5 2 8、5 2 8' のいずれか 1 つと連結されていてもよく、駆動組立体は、図 2 4 ~ 図 4 6 に関連して上に説明されるものと類似していてもよい。一実施形態では、流体管理システム 1 7 0 2 は器具取付部分内に配されてもよく、あるいは、図 5 4 に示すように外科用器具 1 7 0 0 の器具取付部分の外に設けられてもよい。外科用器具 1 7 0 0 は、エンドエフェクタ 1 7 2 2 に連結されるシャフト 1 7 2 0 を備える。前に記載するように、エンドエフェクタ 1 7 2 は、電気外科発生装置及び切断要素に電氣的に連結された 1 つ以上の電極要素、超音波発生装置と電氣的に連結する超音波導波管及び変換器と音響的に連結された超音波ブレード、あるいは、1 つ以上の電極及び超音波ブレードとの組み合わせを備えていてもよい。エンドエフェクタ 1 7 2 2 はまた、組織を掴むためのクランプアーム、クランプパッド、などを備えていてもよい。

30

40

【 0 1 4 6 】

一実施形態では、流体管理システム 1 7 0 2 は、例えば、本明細書にその開示が引用によって参照される、Tanaka による米国特許出願第 2 0 1 2 / 0 0 8 8 2 0 6 号に開示される、例えばモータ駆動式注射器に類似する、処理装置 1 7 0 8 によって制御されるモータ 1 7 0 6 によって制御される投薬システム 1 7 0 4 を備える。投薬システム 1 7 0 4 は、モータ駆動機構 1 7 1 4 によって投薬される流体 1 7 2 4 を含有する円柱状のハウジング 1 7 1 0 を備える。モータ駆動機構 1 7 1 4 は、矢印 A に示される方向にてプランジャ 1 7 1 2 を後ろ位置から前位置に長手方向に進ませ、流体 1 7 2 4 を流体チャンネル

50

1716を通して円柱状のハウジング1710内を押し通して、最終的に流体1724はエンドエフェクタ1722の遠位端又はその近くの出口を介して投薬される。モータ駆動機構1714は、流体1724の投薬を制御するのに必要な継手又は歯車減速を備えていてもよい。

【0147】

一用途では、流体1724は、組織封止を補助又は改善させる、エンドエフェクタ1722の遠位端で投薬され得る粘着剤を備えていてもよい。一態様では、粘着性流体はコーゲン接着剤であってもよいが、図54に開示される特定の実施形態に限定されることなく、任意の好適な接着剤及び/又は流体が投薬されてもよい。

【0148】

器具取付部分に、又はインターフェースに連結されたロボットコントローラ若しくはアームカート側に配された処理装置は、本明細書に記載の様々な流体管理システムの動作を制御するために用いられてもよい。処理装置は、本明細書に記載する様々な流体管理システムの動作を制御することを含む、本明細書に前に説明する外科用器具のいずれの計算及び処理動作を提供するシステムプログラム、アプリケーションプログラム、及び/又はモジュールなどの様々なソフトウェアプログラムを実行させる責を負っていてもよい。好適な処理装置は、1つ以上の有線又は無線通信チャネルを介して指令及びデータ情報を送信並びに機械処理するなどの。様々なタスク及びデータ通信動作を行う責を負う。様々な実施形態では、処理装置は単一の処理装置構造を含んでいてもよく、あるいは、記載される実施形態に応じた任意の好適な処理装置構造及び/又は好適な数の処理装置を含んでいてもよい。一実施形態では、処理装置は単一の一体型処理装置を用いて実現されてもよい。

【0149】

処理装置は、汎用プロセッサ及び/又は状態機械などの好適なプロセッサ回路若しくはロジックデバイス(回路)を用いたホスト中処理装置(CPU)として実現されてもよい。処理装置はまた、記載の実施形態に応じて、チップマルチプロセッサ(CMP)、専用プロセッサ、埋め込み型プロセッサ、メディアプロセッサ、入出力(I/O)プロセッサ、コプロセッサ、マイクロプロセッサ、コントローラ、マイクロコントローラ、特定用途向け集積回路(ASIC)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、プログラマブルロジックデバイス(PLD)、又はその他の処理装置として実現されてもよい。

【0150】

一実施形態では、処理装置は器具取付部分又はコントローラ/アームカート側のバスを介して、メモリ及び/又は記憶コンポーネントに連結されていてもよい。メモリバスは、処理装置にメモリ及び/又は記憶コンポーネントへのアクセスを許容するための任意の好適なインターフェース及び/又はバス構造を有していてもよい。メモリ及び/又は記憶コンポーネントは処理装置と別々であってもよいが、様々な実施形態では、処理装置と同一の集積回路にメモリ及び/又は記憶コンポーネントの一部若しくは全部が含まれ得ることを言及するに値するであろう。あるいは、メモリ及び/又は記憶コンポーネントの一部若しくは全部は、集積回路又は処理装置の集積回路外のその他の媒体(例えば、フラッシュメモリ、ハードディスクドライブ)に設けられてもよい。

【0151】

メモリ及び/又は記憶コンポーネントは1つ以上のコンピュータ読取可能媒体を表す。メモリ及び/又は記憶コンポーネントは、揮発性又は不揮発性メモリ、取り外し可能又は取り外し不能メモリ、消去可能又は消去不能メモリ、書き込み可能又は再書き込み可能メモリなど、データを記憶することができる任意のコンピュータ読取可能媒体を用いて実現されてもよい。メモリ及び/又は記憶コンポーネントは、揮発性媒体(例えば、ランダムアクセスメモリ(RAM))及び/又は不揮発性媒体(例えば、読み取り専用メモリ(ROM)、フラッシュメモリ、光学ディスク、磁気ディスクなど)を備えていてもよい。メモリ及び/又は記憶コンポーネントは固定媒体(例えば、RAM、ROM、固定ハードディスクなど)、並びに取り外し可能媒体(例えば、フラッシュメモリドライブ、取り外し

10

20

30

40

50

可能ハードドライブ、光学ディスクなど)を備えていてもよい。コンピュータ読取可能記憶媒体の例としては、RAM、ダイナミックRAM(DRAM)、ダブルデータレートDRAM(DDRAM)、シンクロナスDRAM(SDRAM)、スタティックRAM(SRAM)、読み取り専用メモリ(ROM)、プログラマブルROM(PROM)、消去可能プログラマブルROM(EPROM)、電氣的消去可能ROM(EEPROM)、フラッシュメモリ(例えば、NOR又はNANDフラッシュメモリ)、連想メモリ(CAM)、ポリマーメモリ(例えば、強誘電性ポリマーメモリ)、相変化メモリ、オボニックメモリ、強誘電体メモリ、シリコン-酸化膜-窒化膜-酸化膜-シリコン(SONOS)メモリ、磁気又は光学カード、若しくはその他の情報を記憶するのに好適な媒体が挙げられるが、これらに限定されない。

10

【0152】

1つ以上のI/Oデバイスによって、ユーザは処理装置に指令及び情報を入力することができ、更にユーザ及び/又はその他の構成要素若しくはデバイスに情報を提示することができる。入力デバイスの例としては、キーボード、カーソル制御デバイス(例えば、マウス)、マイク、スキャナなどが挙げられる。出力デバイスの例としては、表示装置(例えば、モニタ又はプロジェクタ、スピーカー、プリンター、ネットワークカードなど)が挙げられる。処理装置は英数字キーパッドと連結されていてもよい。キーパッドは、例えば、QWERTYキー配置及び一体化された数字ダイヤルパッドを備えていてもよい。ディスプレイもまた、処理装置に連結されていてもよい。ディスプレイは、ユーザに内容を表示する任意の好適な視覚的インターフェースを備えていてもよい。一実施形態では、例えば、ディスプレイはタッチ感応カラー(例えば、76ビットカラー)薄膜トランジスタ(TFT)LCD画面などの液晶ディスプレイ(LCD)によって実現されてもよい。タッチ感応LCDは、スタイラス及び/又は手書き認識プログラムと併せて用いられてもよい。

20

【0153】

処理装置は、ロボット制御される外科用器具に処理又は計算資料を提供するように構成されていてもよい。例えば、処理装置はオペレーティングシステム(OS)及びアプリケーションプログラムなどのシステムプログラムを含む様々なソフトウェアプログラムを実行する責を負っていてもよい。システムプログラムは、一般的にロボット制御された外科用器具の動作を補助することができ、コンピュータシステムの個別のハードウェアコンポーネントを制御、一体化、及び管理する責を直接的に負っていてもよい。OSは、記載の実施形態に応じて、例えば、Microsoft(登録商標)Windows OS、Symbian OSTM、Embedix OS、Linux OS、Binary Runtime Environment for Wireless(BREW)OS、JavaOS、Android OS、Apple OS又はその他の好適なOSとして実現され得る。計算デバイスは、デバイスドライバ、プログラミングツール、ユーディリティープログラム、ソフトウェアライブラリ、アプリケーションプログラミングインターフェース(API)などの他のシステムプログラムを備えていてもよい。

30

【0154】

様々な実施形態が本明細書にて、一般的なコンピュータにて実行されるソフトウェア、プログラムモジュール、及び/又はエンジンなどのコンピュータ実行可能指示として記載され得る。一般的に、ソフトウェア、プログラムモジュール、及び/又はエンジンは、特定の動作を行う又は特定の抽象データタイプを実現するように構成された任意のソフトウェア要素を含む。ソフトウェア、プログラムモジュール、及び/又はエンジンは、特定のタスクを行う又は特定の抽象データタイプを実現するルーティン、プログラム、オブジェクト、コンポーネント、データ構造などを含み得る。ソフトウェア、プログラムモジュール、及び/又はエンジンコンポーネント並びに方法の実現は、コンピュータ読取可能媒体のいくつかの形態にわたって記憶及び/又は送信され得る。この点において、コンピュータ読取可能媒体は、計算機が情報を記憶してアクセスできるように使用可能な任意の入手可能な媒体であることができる。いくつかの実施形態は更に、動作が通信ネットワークを

40

50

通して接続される1つ以上の遠隔処理装置によって行われる分散コンピューティング環境にて実行されてもよい。分散コンピューティング環境では、ソフトウェア、プログラムモジュール、及び/又はエンジンは、メモリ記憶デバイスを含むローカル及び遠隔コンピュータ記憶媒体の両方に配されていてもよい。

【0155】

いくつかの実施形態は様々な動作を行う機能コンポーネント、ソフトウェア、エンジン、及び/又はモジュールを備えるように示されて記載されるが、このようなコンポーネント又はモジュールは1つ以上のハードウェアコンポーネント、ソフトウェアコンポーネント、及び/又はその組み合わせから実現されてもよいように認識されるであろう。機能コンポーネント、ソフトウェア、エンジン、及び/又はモジュールは、例えば、ロジックデバイス（例えば、プロセッサ）によって実行されるように、論理（例えば、指示、データ、及び/又はコード）によって実現されてもよい。このような論理は、1つ以上の種類のコンピュータ読取可能記憶媒体上に、ロジックデバイスの中又は外に記憶されてもよい。他の実施形態では、ソフトウェア、エンジン、及び/又はモジュールなどの機能コンポーネントは、プロセッサ、マイクロプロセッサ、回路、回路要素（例えば、トランジスタ、抵抗器、コンデンサ、インダクタなど）、集積回路、特定用途向け集積回路（ASIC）、プログラマブルロジックデバイス（PLD）、デジタル信号プロセッサ（DSP）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、論理ゲート、レジスタ、半導体装置、チップ、マイクロチップ、チップセットなどを含み得るハードウェア要素によって実現されてもよい。

【0156】

ソフトウェア、エンジン、及び/又はモジュールの例としては、ソフトウェアコンポーネント、プログラム、アプリケーション、コンピュータプログラム、アプリケーションプログラム、システムプログラム、機械プログラム、オペレーションシステムソフトウェア、ミドルウェア、ファームウェア、ソフトウェアモジュール、ルーティン、サブルーティン、機能、方法、手順、ソフトウェアインターフェース、アプリケーションプログラムインターフェース（API）、指示セット、計算コード、コンピュータコード、コードセグメント、コンピュータコードセグメント、文字、値、記号、又はその任意の組み合わせが挙げられる。実施形態がハードウェア要素及び/又はソフトウェア要素によって実現されているかの判定は、所望の計算率、動力レベル、耐熱性、処理サイクル予算、入力データレート、出力データレート、メモリリソース、データバス速度及びその他の設計又は性能上の制限などの、任意の数の要因によって変動し得る。

【0157】

いくつかの場合では、様々な実施形態は製品として実現されてもよい。製品は、1つ以上の実施形態の様々な動作を行うための論理、指示及び/又はデータを記憶するように構成されるコンピュータ読取可能記憶媒体を含んでいてもよい。様々な実施形態では、例えば、製品は、汎用プロセッサ又は特定用途向けプロセッサによって実行されるのに好適な、コンピュータプログラム指示を含む磁気ディスク、光学ディスク、フラッシュメモリ又はファームウェアを備えていてもよい。ただし、実施形態はこの文脈に限定されない。

【0158】

非限定的実施例

一実施形態では、外科用器具が提供される。外科用器具は、超音波変換器、超音波変換器と音響的に連結される超音波導波管、及び超音波導波管と音響的に連結される超音波ブレードを備えるエンドエフェクタを備える超音波外科用システムと、ロボット外科用システムに取り付けられるように構成され、ロボット外科用システムとの使用に適合される外科用器具と機械的及び電氣的にインターフェースをとるインターフェースを備える器具取付部分と、器具取付部分内に包含され、投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を備える流体管理システムとを備える。

【0159】

一実施形態では、外科用器具が提供される。外科用器具は、少なくとも1つの電極を備

える電気外科エンドエフェクタと、ロボット外科用システムに取り付けられるように構成され、ロボット外科用システムとの使用に適合された外科用器具に機械的及び電氣的にインターフェースをとるインターフェースを備える器具取付部分と、器具取付部分内に包含され、投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を備える流体管理システムとを備える。

【0160】

出願者は、それぞれ対応してその全体が参照によって引用される以下の特許出願も所有している。

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

10

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

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

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

20

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

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

30

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

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

【0161】

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一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を指し、用語「遠位」は、臨床医から最も遠い所に配された部分を指す。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、限定的又は絶対的であることを意図したものではない。

40

【0162】

外科用器具及びロボット外科用システムの様々な実施形態が本明細書中に記載されている。当業者であれば、本明細書中に記載の様々な実施形態が記載の外科用器具及びロボット外科用システムと合わせて用い得ることが理解できるであろう。説明は例示のみのために提供されており、当業者であれば、開示の実施形態が本明細書に開示される装置のみに

50

制限されず、任意の互換性を有する外科用器具又はロボット外科用システムで用いることができることを理解できるであろう。

【0163】

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」「一例示的な実施形態」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徴、構造、又は特性が、少なくとも1つの例示的な実施形態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」「一例示的な実施形態では」又は「実施形態では」という表現は、フレーズは、必ずしもすべてが同一の実施形態を指すものではない。更に、一例示的な実施形態に関して図示又は記載される特定の特徴、構造、又は特性は、1つ以上の他の実施形態の特徴、構造、又は特性と、全体として又は部分的に、制限なしに組み合わせることができる。

10

【0164】

本明細書中の様々な実施形態の記載により本発明が説明され、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かると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、開示実施形態のそれぞれは顕微鏡手術、腹腔鏡手術、並びに開腹手術においても用いることができ、意図する用途に制限はない。

【0165】

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。

20

【0166】

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すべ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。

30

【0167】

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。

40

【0168】

〔実施の態様〕

(1) 外科用器具であって、

ロボット外科用システムに取り付けられるよう構成される器具取付部分であって、前記器具取付部分は前記ロボット外科用システムとの使用に適合される前記外科用器具と機械的及び電氣的にインターフェースをとるためのインターフェースを含む、器具取付部分と、

投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を含む、前記器具取付部分内に

50

包含される流体管理システムと、
を備える、外科用器具。

(2) エンドエフェクタに連結され、かつ前記流体管理システムに連結される駆動組立体を更に備え、前記第1の容器と前記エンドエフェクタとが流体チャンネルによって流体連結される、実施態様1に記載の外科用器具。

(3) 前記駆動機構に動作的に連結されて前記第1の容器及び前記流体チャンネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(4) 前記ポンプはぜん動ポンプである、実施態様3に記載の外科用器具。

(5) 前記駆動機構に動作的に連結される少なくとも1つのローラと剛性面との間に動作的に連結され、第1のローラの回転中に前記第1のローラと前記剛性面との間の少なくとも1点で圧縮される、軟性流体チャンネル部分を更に備える、実施態様4に記載の外科用器具。

10

【0169】

(6) 第2のローラを更に備え、前記軟性流体チャンネル部分は少なくとも前記第1のローラと前記第2のローラとの間で動作的に連結されており、前記第1及び第2のローラの回転中に前記第1のローラと第2のローラとの間の少なくとも1点で前記軟性流体チャンネルが圧縮されるように、前記第1及び第2のローラのそれぞれが前記駆動機構に動作的に連結される、実施態様5に記載の外科用器具。

(7) 第2の容器と、

前記第1及び第2の容器それぞれに流体連結される2つの流入口と前記流体チャンネルに流体連結される放出口とを有する三口装具と、

20

を更に備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(8) 前記駆動機構に動作的に連結され、前記第1及び第2の容器並びに前記流体チャンネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様7に記載の外科用器具。

(9) 前記ポンプは、

前記第1の容器に流体連結される第1の軟性流体チャンネル部分と、

前記第2の容器に流体連結される第2の軟性流体チャンネル部分と、

を備え、

前記第1及び第2の軟性流体チャンネルが、前記第1及び第2のローラの回転中に前記第1のローラと第2のローラとの間の少なくとも1点で前記第1及び第2の軟性流体チャンネルが圧縮されるように、前記駆動機構にそれぞれ動作的に連結される少なくとも前記第1のローラと第2のローラとの間に動作的に連結される、ぜん動ポンプである、実施態様8に記載の外科用器具。

30

(10) 前記第1の容器及び前記流体チャンネルに流体連結される加圧ガスの源を更に備える、実施態様1に記載の外科用器具。

【0170】

(11) 前記流体チャンネルに動作的に連結されるモータ制御投薬システムを更に備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(12) 外科用器具であって、

超音波変換器、前記超音波変換器と音響的に連結される超音波導波管、及び前記超音波導波管に音響的に連結される超音波ブレードを含むエンドエフェクタを含む超音波外科用システムと、

40

ロボット外科用システムに取り付けられるよう構成される器具取付部分であって、前記器具取付部分は前記ロボット外科用システムとの使用に適合される前記外科用器具と機械的及び電氣的にインターフェースをとるためのインターフェースを含む、器具取付部分と、

投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を備える、前記器具取付部分内に包含される流体管理システムと、

を備える、外科用器具。

(13) 前記エンドエフェクタに連結され、かつ前記流体管理システムに連結される駆

50

動組立体を更に備え、前記第 1 の容器と前記エンドエフェクタとが流体チャネルによって流体連結される、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(1 4) 前記駆動機構に動作的に連結されて前記第 1 の容器及び前記流体チャネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(1 5) 前記ポンプはぜん動ポンプである、実施態様 1 4 に記載の外科用器具。

【 0 1 7 1 】

(1 6) 前記駆動機構に動作的に連結される少なくとも 1 つのローラと剛性面との間に動作的に連結され、第 1 のローラの回転中に前記第 1 のローラと前記剛性面との間の少なくとも 1 点で圧縮される、軟性流体チャネル部分を更に備える、実施態様 1 5 に記載の外科用器具。

10

(1 7) 第 2 のローラを更に備え、前記軟性流体チャネル部分は少なくとも前記第 1 のローラと前記第 2 のローラとの間で動作的に連結されており、前記第 1 及び第 2 のローラの回転中に前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間の少なくとも 1 点で前記軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記第 1 及び第 2 のローラのそれぞれが前記駆動機構に動作的に連結される、実施態様 1 6 に記載の外科用器具。

(1 8) 第 2 の容器と、

前記第 1 及び第 2 の容器それぞれに流体連結される 2 つの流入口と前記流体チャネルに流体連結される放出口とを有する三口装具と、

を更に備える、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(1 9) 前記駆動機構に動作的に連結され、前記第 1 及び第 2 の容器並びに前記流体チャネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様 1 8 に記載の外科用器具。

20

(2 0) 前記ポンプは、

前記第 1 の容器に流体連結される第 1 の軟性流体チャネル部分と、

前記第 2 の容器に流体連結される第 2 の軟性流体チャネル部分と、

を備え、

前記第 1 及び第 2 の軟性流体チャネルが、前記第 1 及び第 2 のローラの回転中に前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間の少なくとも 1 点で前記第 1 及び第 2 の軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記駆動機構にそれぞれ動作的に連結される少なくとも前記第 1 のローラと第 2 のローラとの間に動作的に連結される、ぜん動ポンプである、実施態様 1 9 に記載の外科用器具。

30

【 0 1 7 2 】

(2 1) 前記第 1 の容器及び前記流体チャネルに流体連結される加圧ガスの源を更に備える、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(2 2) 前記流体チャネルに動作的に連結されるモータ制御投薬システムを更に備える、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(2 3) 前記エンドエフェクタに連結される少なくとも 1 つの電極を更に備える、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(2 4) 前記取付部分内に配置される電気外科発生装置回路を更に備え、前記少なくとも 1 つの電極が前記発生装置回路に連結される、実施態様 2 3 に記載の外科用器具。

(2 5) 前記電気外科発生装置回路に電氣的に連結される電池を更に備える、実施態様 2 4 に記載の外科用器具。

40

【 0 1 7 3 】

(2 6) 前記器具取付部分内に前記超音波変換器が包含される、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(2 7) 前記器具取付部分内に包含される超音波発生装置を更に備え、前記超音波発生装置が前記変換器に電氣的に連結される、実施態様 1 2 に記載の外科用器具。

(2 8) 外科用器具であって、

少なくとも 1 つの電極を備える電気外科エンドエフェクタと、

ロボット外科用システムに取り付けられるように構成される器具取付部分であって、前記器具取付部分は前記ロボット外科用システムとの使用に適合される前記外科用器具と機

50

械的及び電氣的にインターフェースをとるためのインターフェースを含む、器具取付部分と、

投薬される第1の流体薬品を含有するための第1の容器を含む、前記器具取付部分内に包含される流体管理システムと、

を備える、外科用器具。

(29) 前記エンドエフェクタに連結され、かつ前記流体管理システムに連結される駆動組立体を更に備え、前記第1の容器と前記エンドエフェクタとが流体チャネルによって流体連結される、実施態様28に記載の外科用器具。

(30) 前記駆動機構に動作的に連結され、前記第1の容器及び前記流体チャネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様28に記載の外科用器具。

10

【0174】

(31) 前記ポンプはぜん動ポンプである、実施態様30に記載の外科用器具。

(32) 前記駆動機構に動作的に連結される少なくとも1つのローラと剛性面との間に動作的に連結され、第1のローラの回転中に前記第1のローラと前記剛性面との間の少なくとも1点で圧縮される、軟性流体チャネル部分を更に備える、実施態様31に記載の外科用器具。

(33) 第2のローラを更に備え、前記軟性流体チャネル部分は少なくとも前記第1のローラと前記第2のローラとの間で動作的に連結されており、前記第1及び第2のローラの回転中に前記第1のローラと第2のローラとの間の少なくとも1点で前記軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記第1及び第2のローラのそれぞれが前記駆動機構に動作的に連結される、実施態様32に記載の外科用器具。

20

(34) 第2の容器と、

前記第1及び第2の容器それぞれに流体連結される2つの流入口と前記流体チャネルに流体連結される放出口とを有する三口装具と、

を更に備える、実施態様28に記載の外科用器具。

(35) 前記駆動機構に動作的に連結され、前記第1及び第2の容器並びに前記流体チャネルに流体連結されるポンプを更に備える、実施態様34に記載の外科用器具。

【0175】

(36) 前記ポンプは、

前記第1の容器に流体連結される第1の軟性流体チャネル部分と、

前記第2の容器に流体連結される第2の軟性流体チャネル部分と、

を備え、

前記第1及び第2の軟性流体チャネルが、前記第1及び第2のローラの回転中に前記第1のローラと第2のローラとの間の少なくとも1点で前記第1及び第2の軟性流体チャネルが圧縮されるように、前記駆動機構にそれぞれ動作的に連結される少なくとも前記第1のローラと第2のローラとの間に動作的に連結される、ぜん動ポンプである、実施態様35に記載の外科用器具。

30

(37) 前記第1の容器及び前記流体チャネルに流体連結される加圧ガスの源を更に備える、実施態様28に記載の外科用器具。

(38) 前記流体チャネルに動作的に連結されるモータ制御投薬システムを更に備える、実施態様37に記載の外科用器具。

40

(39) 前記エンドエフェクタに連結される少なくとも1つの電極を更に備える、実施態様28に記載の外科用器具。

(40) 前記取付部分内に配置される電気外科発生装置回路を更に備え、前記少なくとも1つの電極が前記発生装置回路に連結される、実施態様39に記載の外科用器具。

【0176】

(41) 前記電気外科発生装置回路に電氣的に連結される電池を更に備える、実施態様40に記載の外科用器具。

【 図 1 】

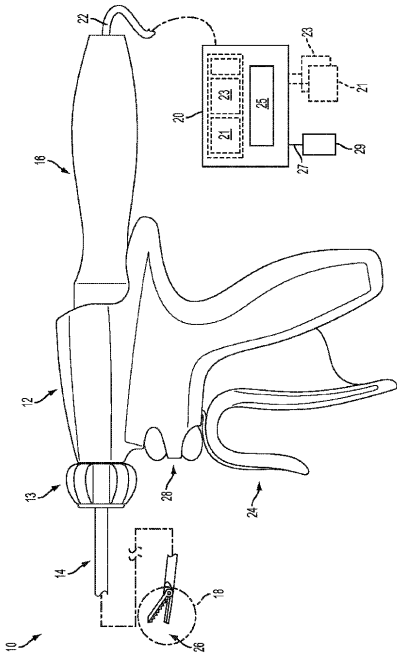


FIG. 1

【 図 2 】

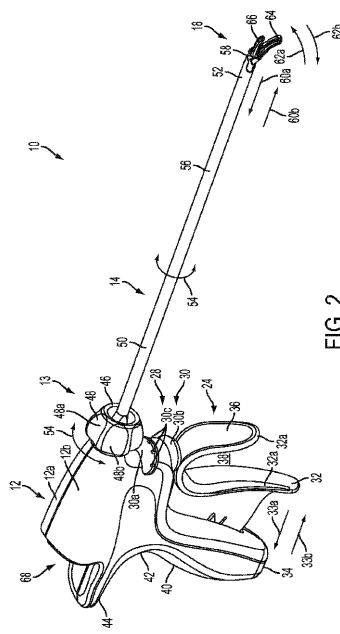


FIG. 2

【 図 3 】

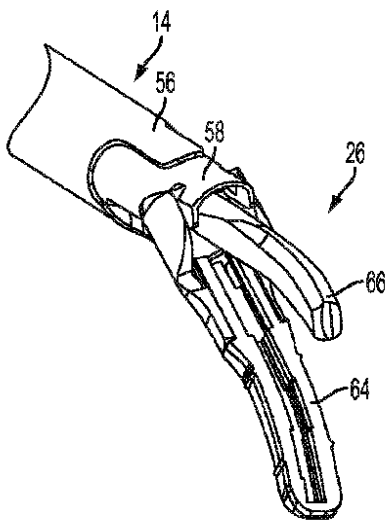


FIG. 3

【 図 4 】

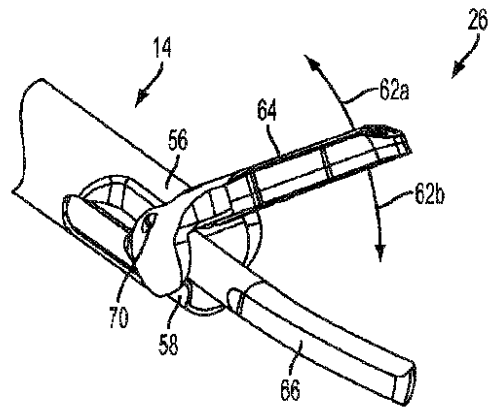


FIG. 4

【 図 5 】

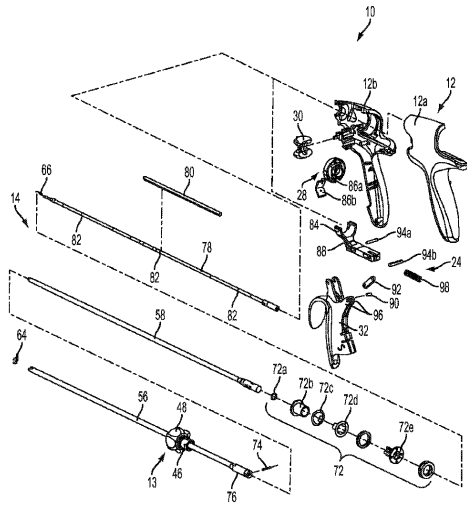


FIG. 5

【 図 6 】

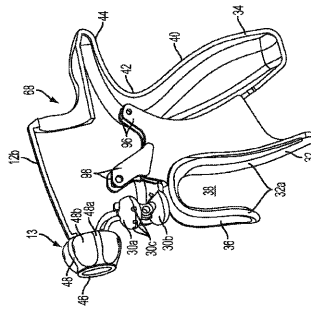


FIG. 6

【 図 7 】

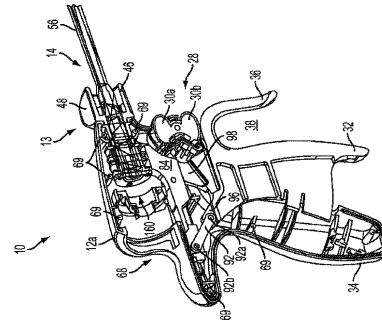


FIG. 7

【 図 8 】

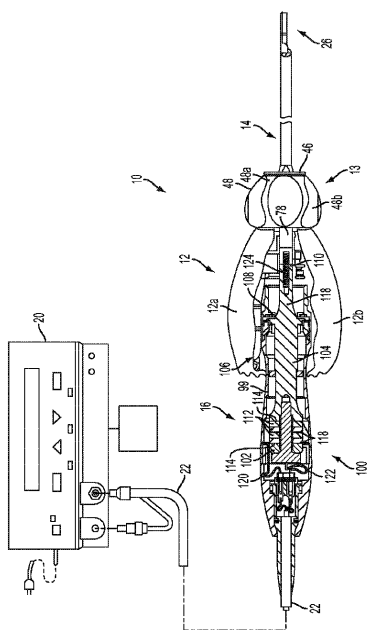


FIG. 8

【 図 9 】

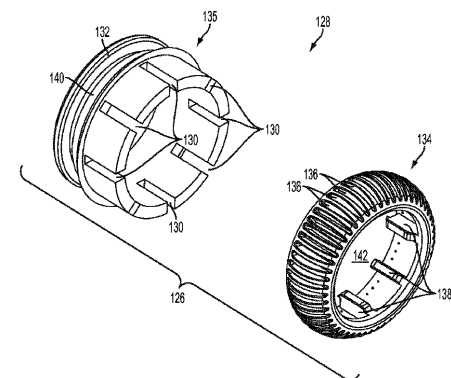


FIG. 9

【 10 】

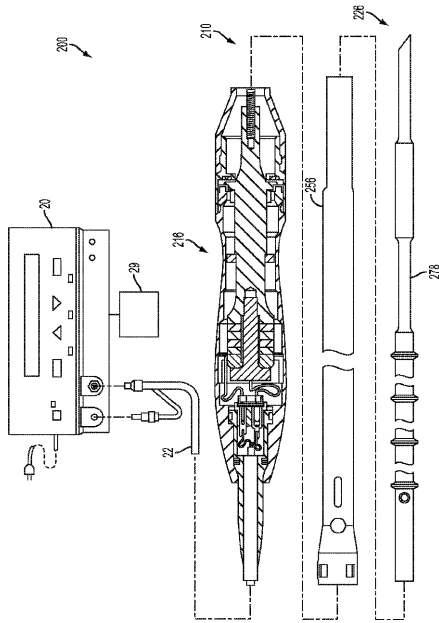


FIG. 10

【 11 】

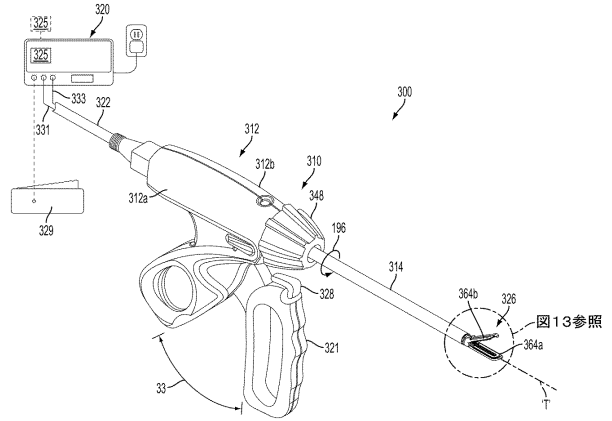


图13参照

【 12 】

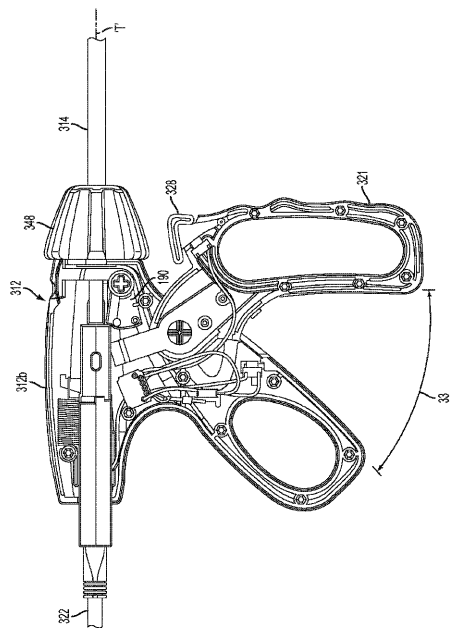


FIG. 12

【 13 】

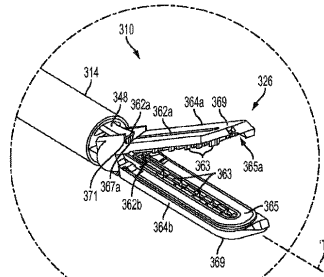


FIG. 13

【 14 】

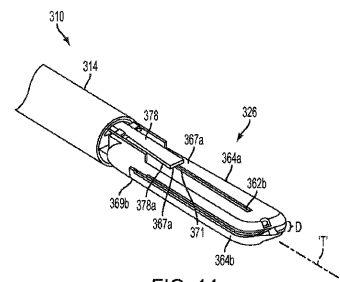


FIG. 14

【図15】

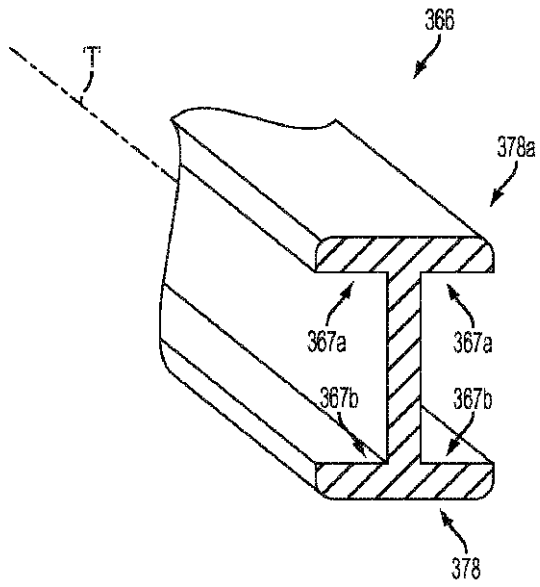
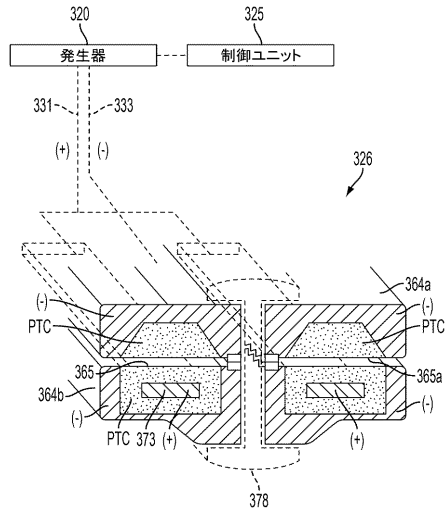


FIG. 15

【図16】



【図17】

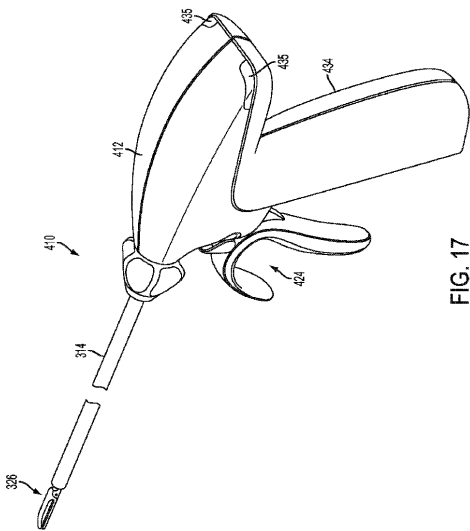


FIG. 17

【図18A】

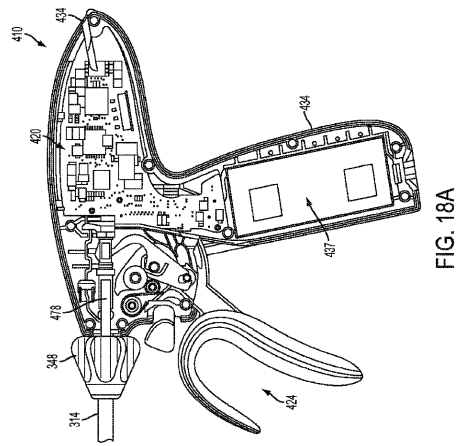
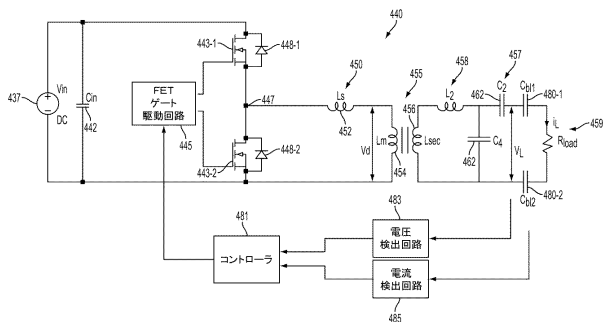
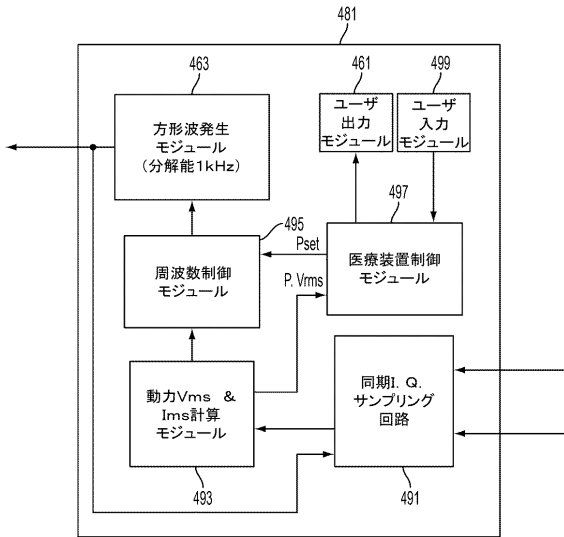


FIG. 18A

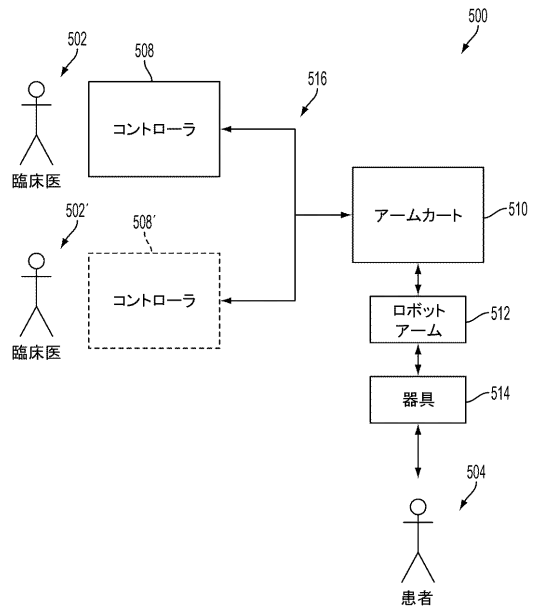
【図18B】



【図18C】



【図19】



【図20】

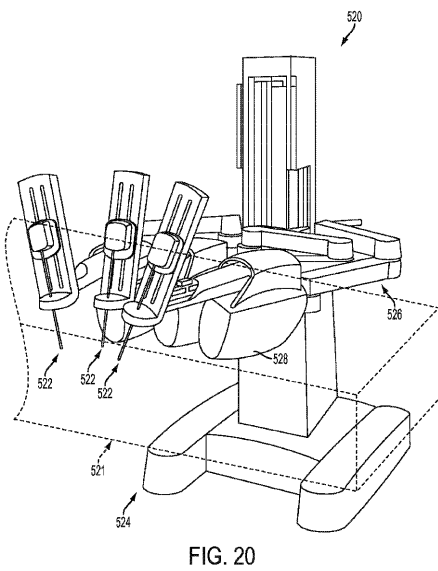


FIG. 20

【図21】

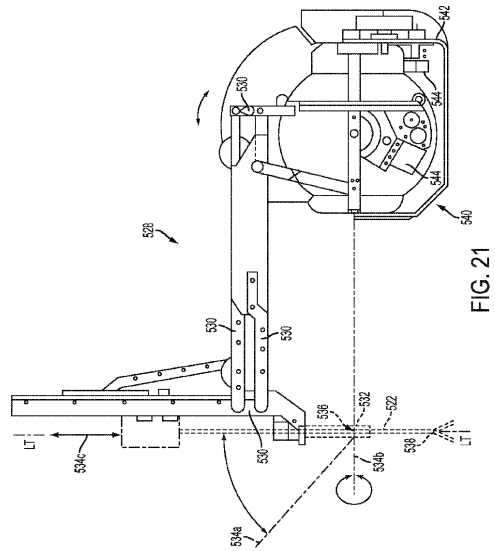


FIG. 21

【 2 2 】

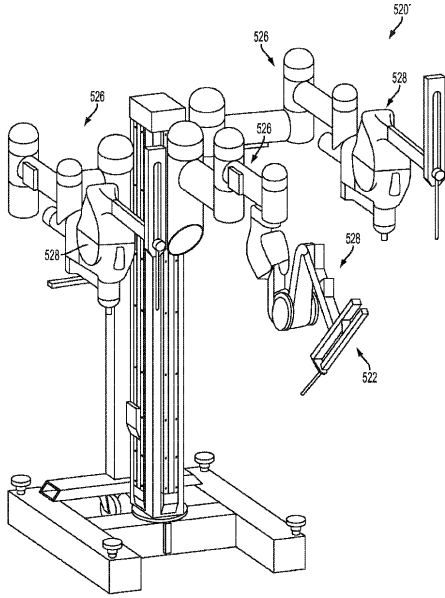


FIG. 22

【 2 3 】

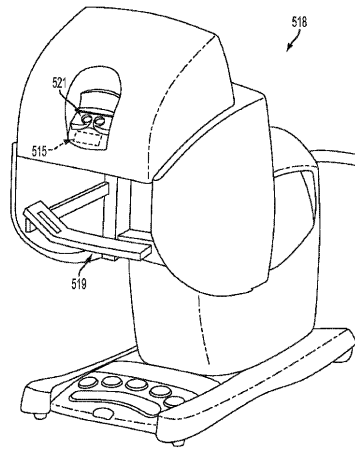


FIG. 23

【 2 4 】

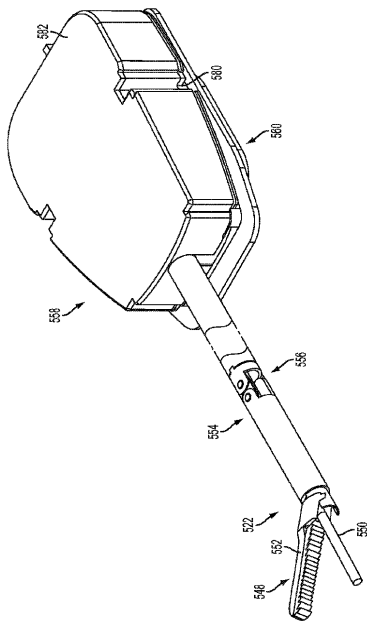


FIG. 24

【 2 5 】

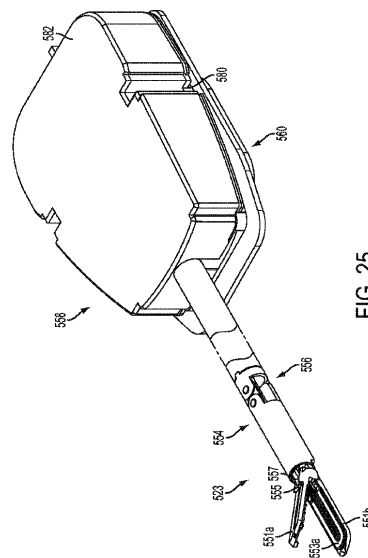


FIG. 25

【 26 】

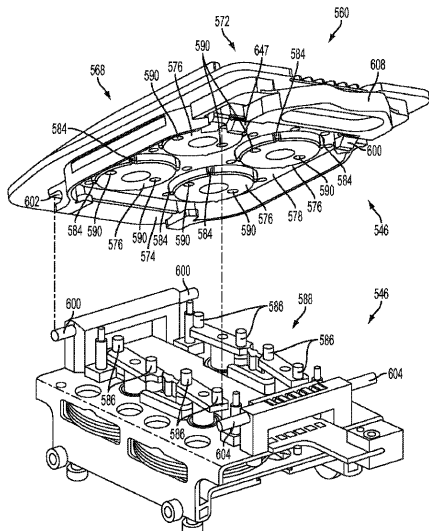


FIG. 26

【 27 】

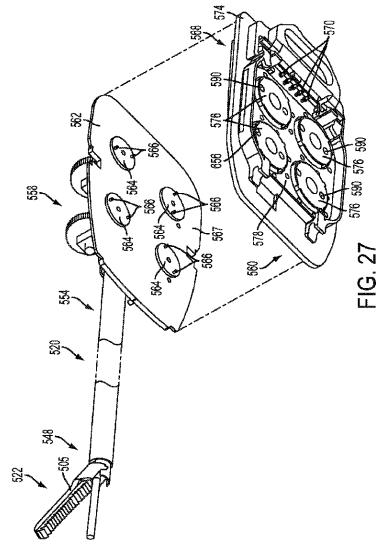


FIG. 27

【 28 】

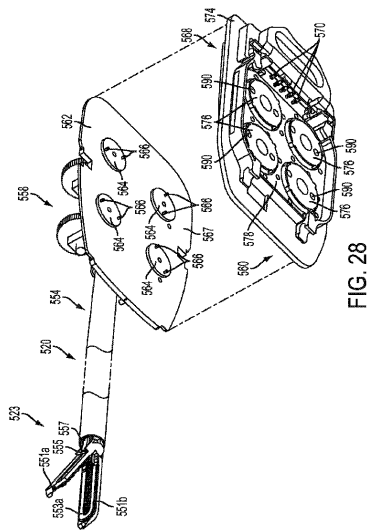


FIG. 28

【 30 】

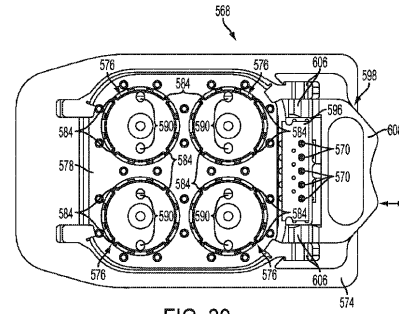


FIG. 30

【 29 】

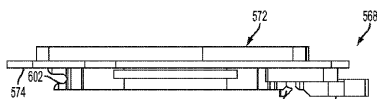


FIG. 29

【 31 】

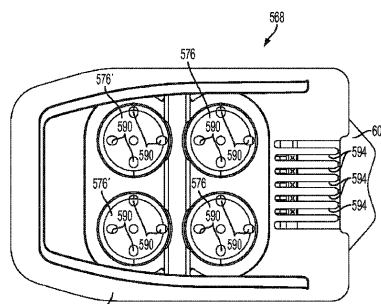


FIG. 31

【 3 2 】

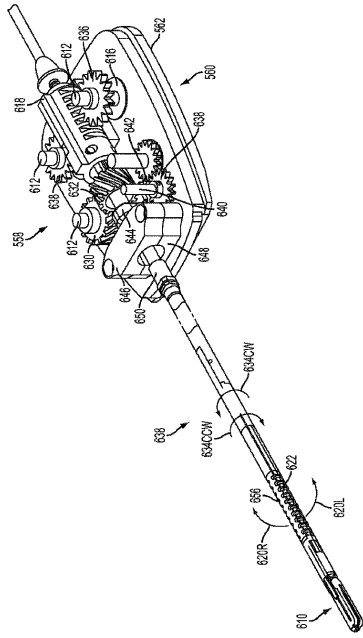


FIG. 32

【 3 3 】

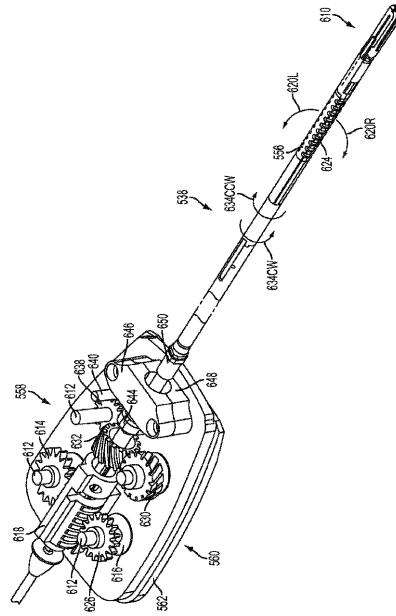


FIG. 33

【 3 4 】

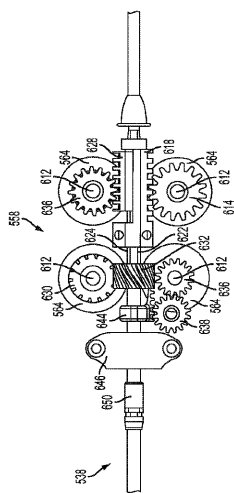


FIG. 34

【 3 5 】

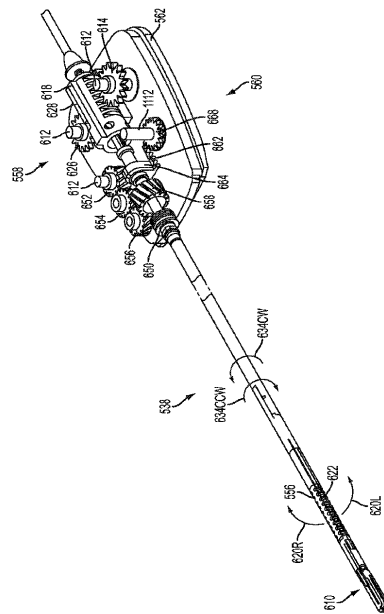


FIG. 35

【 図 3 6 】

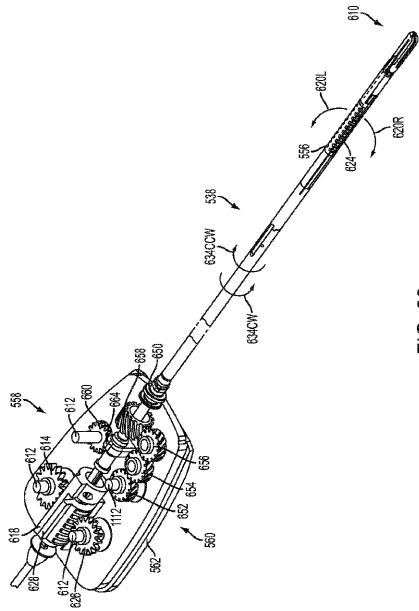


FIG. 36

【 図 3 7 】

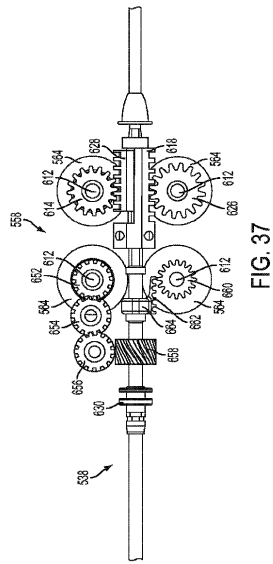


FIG. 37

【 図 3 8 】

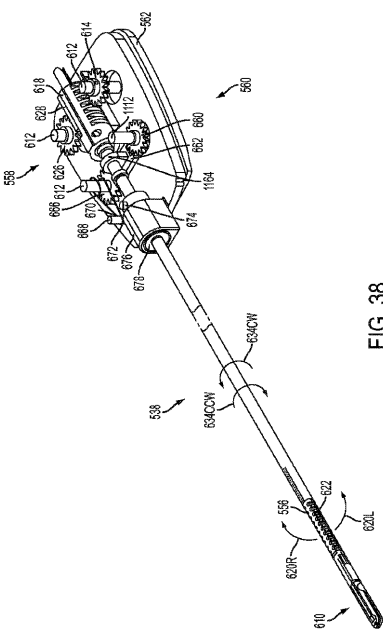


FIG. 38

【 図 3 9 】

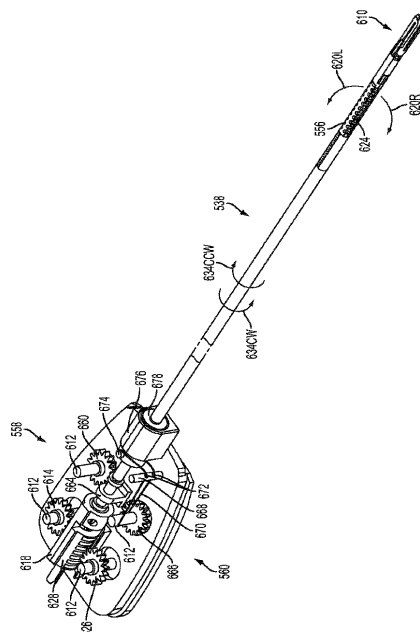


FIG. 39

【 40 】

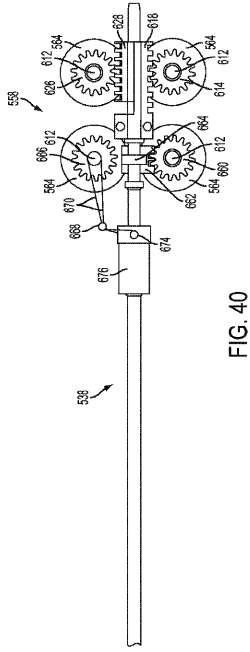


FIG. 40

【 41 】

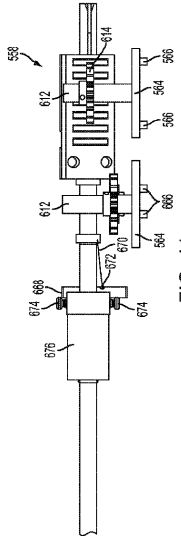


FIG. 41

【 42 】

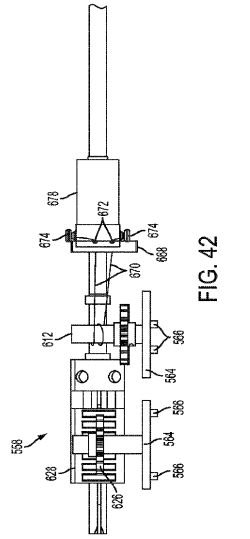


FIG. 42

【 43 】

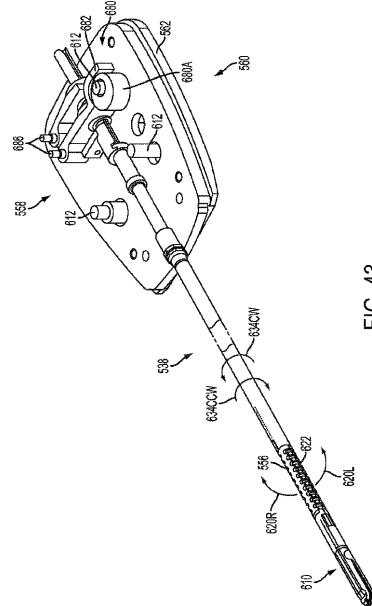


FIG. 43

【 図 4 4 】

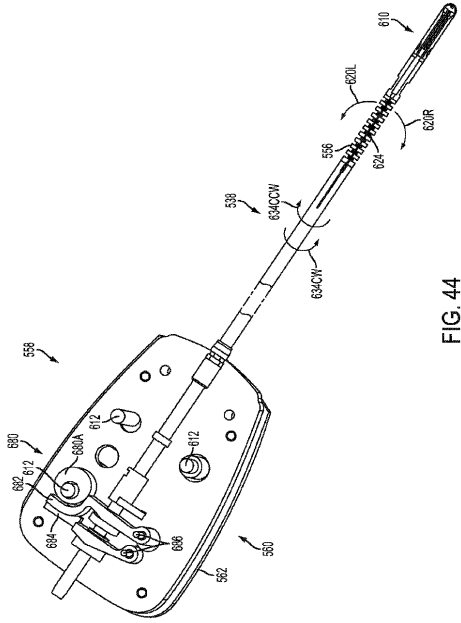


FIG. 44

【 図 4 5 】

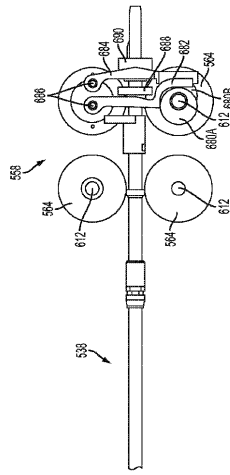


FIG. 45

【 図 4 6 A 】

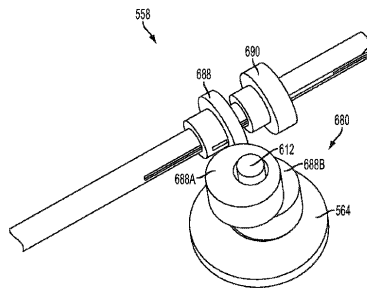


FIG. 46A

【 図 4 6 B 】

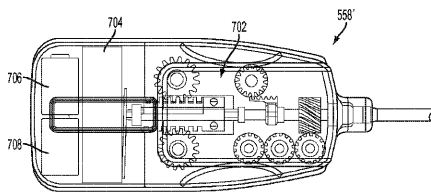


FIG. 46B

【 図 4 6 C 】

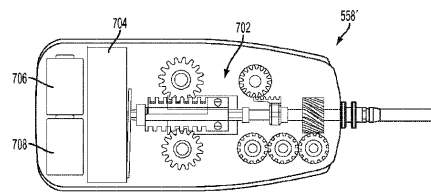
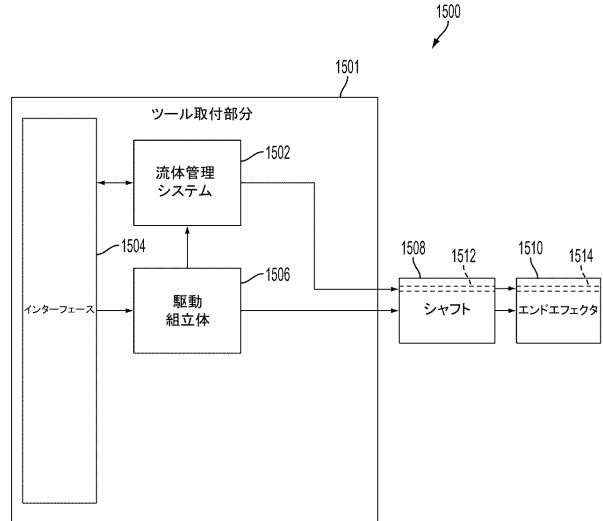
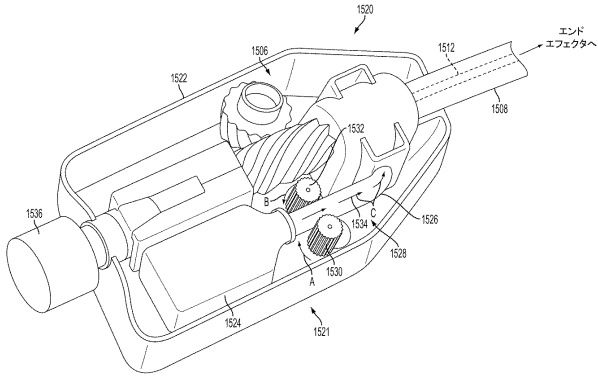


FIG. 46C

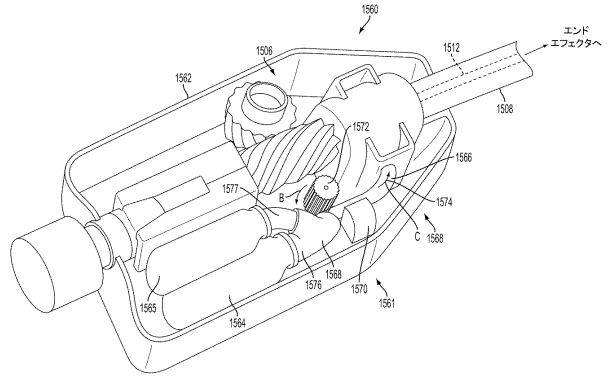
【 図 4 7 】



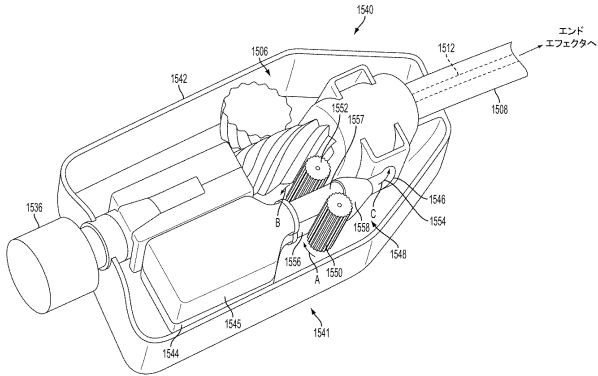
【図48】



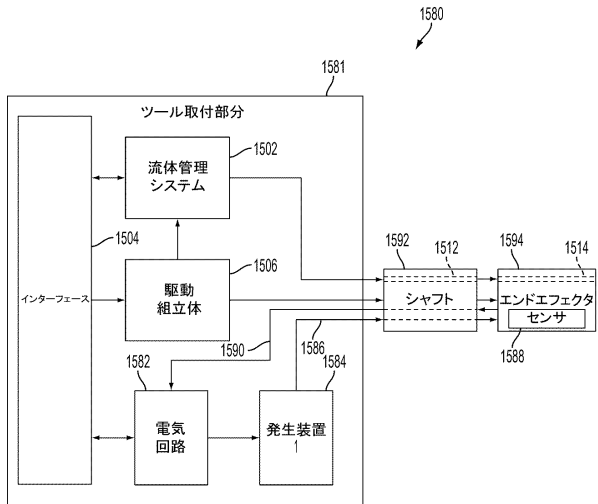
【図50】



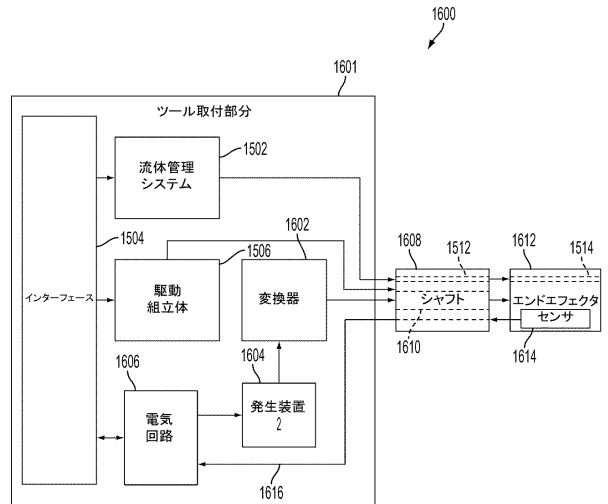
【図49】



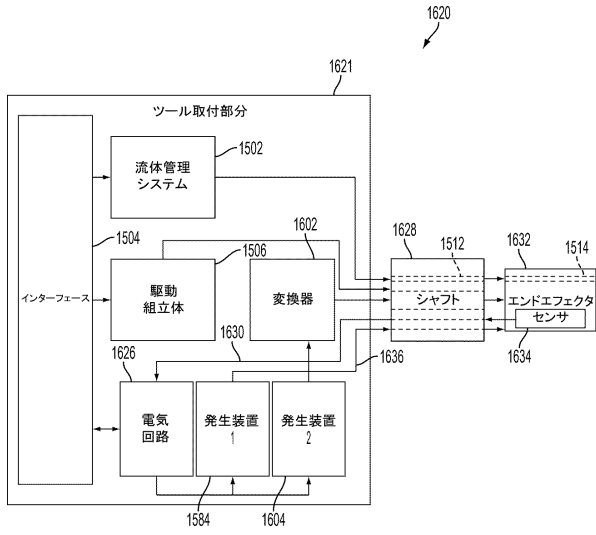
【図51】



【図52】



【図53】



【図54】

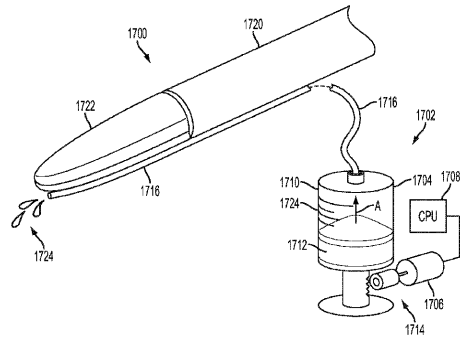


FIG. 54

フロントページの続き

- (72)発明者 リー・ソラ
アメリカ合衆国、45202 オハイオ州、シンシナティ、ウエスト・フォース・ストリート 3
53
- (72)発明者 ブードロー・チャド・ピー
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
- (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 ハウザー・ケビン・エル
アメリカ合衆国、45066 オハイオ州、スプリングボロ、フォリッジ・レーン 570
- (72)発明者 ファラー・クレイグ・エヌ
アメリカ合衆国、45150 オハイオ州、ミルフォード、イー・デイ・サークル 5960

審査官 中村 一雄

- (56)参考文献 特表2008-509754(JP,A)
特開平05-076482(JP,A)
米国特許出願公開第2011/0098700(US,A1)
米国特許出願公開第2011/0152759(US,A1)
特開平2-19671(JP,A)
国際公開第2010/150396(WO,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| A61B | 34/30 |
| A61B | 17/32 |
| A61B | 18/12 |