

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5905472号
(P5905472)

(45) 発行日 平成28年4月20日(2016.4.20)

(24) 登録日 平成28年3月25日(2016.3.25)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 9 (全 44 頁)

(21) 出願番号	特願2013-531709 (P2013-531709)	(73) 特許権者	595057890
(86) (22) 出願日	平成23年9月27日 (2011.9.27)		エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2013-541988 (P2013-541988A)		Ethicon Endo-Surgery, Inc.
(43) 公表日	平成25年11月21日 (2013.11.21)		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
(86) 国際出願番号	PCT/US2011/053413		
(87) 国際公開番号	W02012/044606	(74) 代理人	100088605
(87) 国際公開日	平成24年4月5日 (2012.4.5)		弁理士 加藤 公延
審査請求日	平成26年9月17日 (2014.9.17)	(74) 代理人	100130384
(31) 優先権主張番号	12/896,411		弁理士 大島 孝文
(32) 優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	12/896,420		
(32) 優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 顎部材を有する外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、
ハンドルであって、
トリガー、及び

電気入力部、を備える、ハンドルと、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を備え、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電気的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸及び切開面を画定するエンドエフェクタであって、

第1の顎部材と、

第2の顎部材であって、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材の少なくとも一方は、前記第1の顎部材と前記第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して移動可能である、第2の顎部材と、

前記第2の顎部材に配置され、前記導体と電気的に結合された電極であって、前記電極が、V字型の断面形状を画定する、電極と、

前記第1の顎部材と連結され、かつ前記長手方向軸に沿って延びる第1及び第2の組織係合表面であって、前記第1及び第2の組織係合表面はそれぞれ、前記切開面を横切る面に対して水平である前記第1の顎部材の表面部分に対して傾斜している傾斜面を含み、前記傾斜面が前記水平な表面部分よりも前記切開面の近くに位置し、前記傾斜面は内側部

10

20

分と外側部分とを有する、第 1 及び第 2 の組織係合表面と、を備える、エンドエフェクタと、

を備え、

前記第 1 の顎部材は、前記第 1 の組織係合表面の前記傾斜面を有する第 1 の歯と、前記第 2 の組織係合表面の前記傾斜面を有する第 2 の歯とを備え、前記第 1 及び第 2 の歯は、全体として V 字型の断面形状を有する、外科用器具。

【請求項 2】

前記電極が、

第 1 の組織接触面を有し、かつ長手方向に延びる第 1 の外縁を有する、第 1 の側方部分と、

第 2 の組織接触面を有し、かつ長手方向に延びる第 2 の外縁を有する、第 2 の側方部分と、

を含み、

前記第 1 及び第 2 の側方部分はそれぞれ、水平部分、および前記水平部分に対して傾斜している傾斜部分を含み、

前記第 1 の側方部分と前記第 2 の側方部分とは長手方向の端部で接続されており、前記傾斜部分が、前記第 1 の外縁と前記第 2 の外縁との間に位置付けられる、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記第 1 の顎部材に、導電性の戻り経路が形成され、

前記外科用器具が、

前記第 1 の顎部材上の導電性の第 1 の停止部と、

前記第 2 の顎部材上の導電性の第 2 の停止部と、

をさらに備え、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材が閉位置にあるとき、前記第 1 の停止部は前記第 2 の停止部と対向し、前記第 1 の停止部が前記第 2 の停止部と接触すると前記電極と前記導電性の戻り経路との間に隙間を形成する、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

前記電極が、組織接触面を有する水平部分、および前記水平部分に対して傾斜している傾斜部分を含み、前記歯の前記傾斜面が、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材が閉位置にあるときに対向する前記電極の前記傾斜部分と略平行である、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 5】

前記電極が、組織接触面を有する水平部分、および前記水平部分に対して傾斜している傾斜部分を含み、

前記第 1 の顎部材の前記水平な表面部分が、導電性の組織接触面を有し、

前記電極の前記水平部分は、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材が閉位置にあるときに対向する前記導電性の表面部分と略平行である、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 6】

前記歯の前記傾斜面が、前記閉位置において対向する前記電極の前記傾斜部分と略平行である、請求項 5 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記電極が、内側垂直部分と外側垂直部分とを備え、前記内側及び外側垂直部分が、前記エンドエフェクタの切開面と略平行である、請求項 5 に記載の外科用器具。

【請求項 8】

前記閉位置にあるとき、前記電極の前記傾斜部分が、前記第 1 又は第 2 の組織係合表面の前記傾斜面よりも外側に位置する、請求項 6 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

前記第 1 の顎部材上の導電性の第 1 の停止部と、

前記第 2 の顎部材上の導電性の第 2 の停止部と、

10

20

30

40

50

をさらに備え、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材が閉位置にあるとき、前記第1の停止部は前記第2の停止部と対向し、前記第1の停止部が前記第2の停止部と接触すると前記電極と前記導電性の表面部分との間に隙間を形成する、請求項5に記載の外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

様々な環境において、外科用器具は、組織にエネルギーを適用して、組織を処置及び/又は破壊するよう構成され得る。所定の環境では、外科用器具は、電流が電極を介して組織内に流れることができるように、組織に接して及び/又は組織に対して配置され得る1つ以上の電極を備えることができる。外科用器具は、更に電気入力、電極と電氣的に結合された給電導体、及び/又は帰路導体を備えることができ、これらは例えば電流が電気入力から給電導体を通り、電極及び組織を流れて後、帰路導体を通して電気出力に流れるように構成されてもよい。様々な環境下において、エネルギーは、組織内に1つ以上の止血シールを形成するため、捕捉された組織内に熱を発生させることができる。そのような実施形態は、例えば、血管を封止するのに特に有用であり得る。外科用器具は、更に切断部材を備えることができ、前記切断部材は、組織及び電極に対して移動して組織を切除することができる。

10

【0002】

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

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0003】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具はハンドルを備え得る。ハンドルは、トリガーと、電気入力部と、ハンドルから延びるシャフトと、を備え得る。シャフトは導体を備え得る。トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために、選択的に作動可能であり得る。外科用器具は、長手方向軸と切開面とを画定するエンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、第1の顎部材と、第2の顎部材と、を備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して移動可能であり得る。エンドエフェクタは、導体と電氣的に結合された電極と、第1及び第2の顎部材の一方に接続されて、かつ長手方向軸に沿って延びる第1及び第2の組織係合表面とを更に備える。第1の組織係合表面及び第2の組織係合表面のそれぞれは、内側部分と外側部分とを有し得、第1及び第2の組織係合表面は、切開面に対して傾斜している。

30

【0004】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、ハンドルを備え得る。ハンドルは、トリガーと、電気入力部と、を備え得る。シャフトはハンドルから延びていてもよく、シャフトは導体を含み、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である。外科用器具は、長手方向軸を画定し、かつ第1の顎部材と、第2の顎部材と、を備える、エンドエフェクタを備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して開位置と閉位置との間で移動可能であり得る。エンドエフェクタは、不活性電極組織接触面を有する不活性電極と、第1の活性電極組織接触面及び第2の活性電極組織接触面を有する活性電極と、を備え得る。活性電極は導体と電氣的に結合されることができ、第1の活性電極組織接触面は、閉位置において不活性電極組織接触面と略平行であり得る。第2の活性電極組織接触面は、閉位置において不活性電極組織接触面に対して一般に傾斜していてもよい。

40

50

【 0 0 0 5 】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、トリガー体を含み、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である。外科用器具は、長手方向軸を画定するエンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、第1の顎部材と第2の顎部材とを備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して開位置と閉位置との間で移動可能であり得る。エンドエフェクタは、導体と接続される第1の電極を更に備え得る。第1の電極は複数の隆起面を備え得る。組織接触面は、閉位置において第1の電極と対向していてもよく、組織接触面は複数の窪みを画定し得る。窪みは、第1及び第2の顎部材が閉位置にあるときに、複数の隆起面を受容するように位置付けられてもよい。

10

【 0 0 0 6 】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、トリガーと、電気入力部と、ハンドルから延びるシャフトとを備え得る。シャフトは導体を備え、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能であり得る。外科用器具は、長手方向軸を画定するエンドエフェクタを更に備え得る。エンドエフェクタは、第1の顎部材と第2の顎部材とを備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して開位置と閉位置との間で移動可能であり得る。第1及び第2の顎部材は溝を画定し得る。エンドエフェクタは、遠位端を含む切断部材を備えることができ、切断部材は、少なくとも部分的に溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成される。切断部材は、溝に沿って後退位置と完全前進位置との間で並進するように構成され得る。切断部材は、少なくとも第1、第2、及び第3のバンドを備えることができ、第2のバンドは第1のバンドと第3のバンドとの中間に配置され、かつ鋭利な遠位切断要素を含む。エンドエフェクタは、切断部材から延びる少なくとも1つの圧縮要素を更に備えることができ、少なくとも1つの圧縮要素は、切断部材が第1の顎部材に対して後退位置を越えて並進するとき、第1及び第2の顎を開位置から閉位置へと動かすために、第1及び第2の顎の一方と係合する。

20

【 0 0 0 7 】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、ハンドルと、トリガーと、電気入力部と、ハンドルから延びるシャフトと、を備え得る。シャフトは導体を備え、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能であり得る。外科用器具は、長手方向軸を画定するエンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える第1の顎部材と、第2の顎部材であって、第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して、開位置と閉位置との間で移動可能である、第2の顎部材と、を備える。第1及び第2の顎部材は溝を画定し得る。エンドエフェクタは、遠位端を含む切断部材を備えることができ、該切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成される。切断部材は、後退位置と完全前進位置との間の溝に沿って並進するように構成されてもよい。エンドエフェクタは、切断部材から延び、かつカム化圧縮面と接触する少なくとも1つの圧縮要素を備えることができ、少なくとも1つの圧縮要素は、切断部材が後退位置を越えて第1及び第2の顎部材に対して並進するとき、第1及び第2の顎を開位置から閉位置に移動させるために、カム化圧縮面と係合する。

30

40

【 0 0 0 8 】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、ハンドルと、トリガーと、電気入力部とを備え得る。外科用器具は、ハンドルから延びるシャフトを備えていてもよく、シャフトは導体を含み、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である。外科用器具は、長手方向軸を画定するエンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える

50

第1の顎部材と、第2の顎部材と、を備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して開位置と閉位置との間で移動可能であり得る。第1及び第2の顎部材は溝を画定し得る。エンドエフェクタは、遠位端を含む切断部材を更に備えることができ、切断部材は、少なくとも部分的に溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成される。切断部材は、溝に沿って後退位置と完全前進位置との間で並進するように構成され得、前記切断部材は切開面を画定する。エンドエフェクタは、テーパ形状の組織接触面を備える電極を更に備え得る。

【0009】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、トリガーと、トリガーに作動可能に連結される過荷重部材と、電気入力部と、を備え得る。外科用器具は、ハンドルから延びるシャフトを更に備えることができ、シャフトは導体を含み、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である。外科用器具は、長手方向軸を画定し、かつ第1の顎部材と第2の顎部材とを備える、エンドエフェクタを備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して移動可能であり得る。エンドエフェクタは、導体と電氣的に結合された電極を更に備え得る。

【0010】

種々の実施形態によると、組織にエネルギーを供給するための外科用器具は、ハンドルと、トリガーと、電気入力部と、ハンドルから延びるシャフトと、を備え得る。シャフトは導体を備え、トリガーは、電気入力部と導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能であり得る。外科用器具は、長手方向軸を画定するエンドエフェクタを備え得る。エンドエフェクタは、長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える第1の顎部材と、第2の顎部材と、を備え得る。第1の顎部材及び第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において第1の顎部材と第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、第1の顎部材及び第2の顎部材のもう一方に対して開位置と閉位置との間で移動可能であり得る。第1及び第2の顎部材は溝を画定し得る。エンドエフェクタは、遠位端を含む切断部材を備えることができ、該切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成される。切断部材は、前述のように、溝に沿って後退位置と完全前進位置との間を並進するように構成されてもよい。切断部材は、第1の圧縮要素と、距離的に離間した第2の圧縮要素と、を備え得る。第1の圧縮要素は第1の顎部材と係合可能であり、第2の圧縮要素は第2の顎部材と係合可能であり、第1の圧縮要素は切断部材に対して移動可能である。

【図面の簡単な説明】

【0011】

本明細書に記載される実施形態の様々な特徴が、特許請求の範囲で詳細に示される。ただし、構成及び動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、以下の添付図面を伴う以下の説明により理解することができる。

【図1】少なくとも一実施形態に従って図示された外科用器具の斜視図。

【図2】その中の構成要素のいくつかを図示するためにハンドル本体の半分が取り除かれた状態の、図1の外科用器具のハンドルの側面図。

【図3】クロージャビームの遠位端が後退位置において例示されていて、開放構成で例示される、図1の外科用器具のエンドエフェクタの斜視図。

【図4】クロージャビームの遠位端は部分的に前進した位置で示されていて、閉鎖構成で示されている図1の外科用器具のエンドエフェクタの斜視図。

【図5】図1の外科用器具のエンドエフェクタの一部の斜視断面図。

【図6】非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタの断面図。

【図6A】非限定的な一実施形態に従ってエンドエフェクタが閉位置にある場合の、第1の顎部と第2の顎部との間の相互作用を示す断面図。

10

20

30

40

50

- 【図 7】図 6 に示されるエンドエフェクタの第 1 の顎の拡大断面図。
- 【図 7 A】非限定的な一実施形態による、図 7 に示される歯の拡大図。
- 【図 8】非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタの斜視図。
- 【図 8 A】図 8 に示される第 1 の顎の近位部分の拡大図。
- 【図 9】図 6 に示されるエンドエフェクタの第 2 の顎の拡大断面図。
- 【図 9 A】図 9 の一部の拡大図。
- 【図 10】非限定的な一実施形態による、オフセット電極を組み込んだエンドエフェクタの断面斜視図。
- 【図 11】非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタ。
- 【図 11 A】図 11 に示されるエンドエフェクタの第 2 の顎の遠位部分の拡大図。 10
- 【図 12】非限定的な一実施形態による、図 11 のエンドエフェクタの第 1 の顎の部分斜視図。
- 【図 13 A】2 つの動作状態中の、図 11 に示されるエンドエフェクタの遠位端の断面側面図。
- 【図 13 B】2 つの動作状態中の、図 11 に示されるエンドエフェクタの遠位端の断面側面図。
- 【図 14】非限定的な一実施形態による、ワッフルパターンを組み込んだ電極を有するエンドエフェクタ。
- 【図 15】非限定的な一実施形態による、図 14 に示されるエンドエフェクタの第 1 の顎の組織接触面。 20
- 【図 16】非限定的な一実施形態による可動切断部材の遠位端。
- 【図 17】図 16 に示される可動切断部材と共に使用するためのエンドエフェクタの遠位端の図。
- 【図 18】非限定的な一実施形態による開位置にあるエンドエフェクタの断面図。
- 【図 19】第 1 の顎が第 2 の顎部に向かって旋回した後の、図 18 に示されるエンドエフェクタ。
- 【図 20】第 1 の顎が第 2 の顎部に向かって旋回した後の、図 18 に示されるエンドエフェクタ。
- 【図 21】非限定的な一実施形態による第 1 の閉鎖ピン軌道の形状。
- 【図 22】非限定的な一実施形態による顎の断面図。 30
- 【図 23 A】非限定的な一実施形態による、2 つの動作状態中の可動切断部材に固定された閉鎖ピン。
- 【図 23 B】非限定的な一実施形態による、2 つの動作状態中の可動切断部材に固定された閉鎖ピン。
- 【図 24】非限定的な一実施形態による並進バンドを備えた可動切断部材。
- 【図 25】後退 / 戻り中の図 24 可動切断部材。
- 【図 26】非限定的な一実施形態による、押し込みブロックに作動可能に連結された発射ロッドの断面図。
- 【図 27】非限定的な一実施形態による可動切断部材の斜視図。
- 【図 28】非限定的な一実施形態による、押し込みブロックに作動可能に連結された発射ロッドの断面図。 40
- 【図 29】非限定的な一実施形態による可動切断部材の斜視図。
- 【図 30】非限定的な一実施形態による閉鎖ピン組立体を備えた可動切断部材の斜視拡大図。
- 【図 31】組み立てられた構成における、図 30 の可動切断部材の斜視図。
- 【図 31 A】図 31 の可動切断部材の断面図。
- 【図 32】非限定的な一実施形態による、ニードル軸受を備える閉鎖ピンの分解組立図。
- 【図 33】図 32 の組み立て済みの閉鎖ピンの断面図。
- 【図 34】非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタの斜視図。
- 【図 35】図 34 に示されるエンドエフェクタの一部の断面図。 50

【図 3 6】非限定的な一実施形態による階段状のピン。

【図 3 7 A】非限定的な一実施形態による可動切断部材の外側バンド。

【図 3 7 B】非限定的な一実施形態による可動切断部材の外側バンド。

【図 3 8 A】組立位置にある図 3 3 A 及び図 3 3 B の外側バンド。

【図 3 8 B】組立位置にある図 3 3 A 及び図 3 3 B の外側バンド。

【図 3 9】第 1 の顎閉鎖ピンが固定された後の可動切断部材の上部遠位端の斜視図。

【図 4 0】非限定的な一実施形態による剪断ピン。

【図 4 1】非限定的な一実施形態による、剪断ピンを備えるトリガー組立体の簡略版。

【図 4 2】様々な内部構成要素を示すためにハウジングの一部が除去された状態の、非限定的な一実施形態による外科用器具。

【図 4 3】明確にするために様々な構成要素が除去された状態のトリガー組立体の一部の拡大図。

【図 4 4】明確にするために様々な構成要素が除去された状態の、図 4 3 のトリガー組立体の様々な構成要素の分解組立図。

【図 4 5】非限定的な一実施形態による、外科用器具のドライブシャフトの内部に取り付けられた圧縮部材。

【図 4 5 A】図 4 5 の断面図。

【 0 0 1 2 】

対応する参照符合は、複数の図面を通じて対応する部材を示す。本明細書において説明される例示は、本発明の様々な実施形態を一形態にて例示し、このような例示は、いかなる方法によっても本発明の範囲を限定するものとして解釈されない。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 1 3 】

様々な実施形態が、組織治療のための装置、システム及び方法を対象とする。明細書に記載され、添付の図面に示される実施形態の全体的な構造、機能、製造及び使用の完全な理解をもたらすように多数の具体的詳細が示される。しかしながら、実施形態はそのような具体的詳細なくして実施され得ることが、当業者には理解される。他の例においては、周知の動作、構成要素、及び要素は、明細書に記載される実施形態を不明瞭にしないようにするため詳細に記載されていない。当業者は、本明細書に記載及び図示される実施形態は非限定例であることを理解でき、それ故、本明細書に開示される特定の構造及び機能の詳細は典型であってもよく、必ずしも実施形態の範囲を限定するものではなく、実施形態の範囲は添付の特許請求の範囲でのみ規定されることを理解できる。

【 0 0 1 4 】

本明細書全体を通して、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、又は「実施形態」等の参照は、その実施形態との関連において記述されている特定の特徵、構造、又は特性が、少なくとも 1 つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体を通して複数の場所に出現する「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、又は「実施形態では」等のフレーズは、必ずしも全てが同一の実施形態を指すものではない。更に、特定の特徵、構造、又は特性は、1 つ以上の実施形態で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。故に、一実施形態に関して図示又は記載される特定の特徵、構造、又は特性は、1 つ以上の他の実施形態の特徵、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。

【 0 0 1 5 】

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の部分を指し、用語「遠位」は、臨床医から最も遠い所に位置した部分を指す。簡潔にするため、また明確にするために、「垂直」、「水平」、「上」、「下」等、空間に関する用語は、本明細書において、図示した実施形態を基準にして使用できることが更に理解できる。しかしながら、外科用器具は、多くの向き及び位置で使用され

10

20

30

40

50

得、これらの用語は、限定的及び絶対的であることを意図したものではない。

【0016】

以下の米国通常特許 (non-provisional United States patent) の開示全体は、参照により本明細書に組み込まれる。

ELECTROSURGICAL INSTRUMENTと題名された米国特許第7, 381, 209号、

ELECTROSURGICAL INSTRUMENT AND METHOD OF USEと題名された米国特許第7, 354, 440号、

ELECTROSURGICAL INSTRUMENT AND METHOD OF USEと題名された米国特許第7, 311, 709号、

POLYMER COMPOSITIONS EXHIBITING A PTC PROPERTY AND METHODS OF FABRICATIONと題名された米国特許第7, 309, 849号、

SURGICAL SEALING SURFACES AND METHODS OF USEと題名された米国特許第7, 220, 951号、

ELECTROSURGICAL INSTRUMENTと題名された米国特許第7, 189, 233号、

ELECTROSURGICAL JAW STRUCTURE FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERYと題名された米国特許第7, 186, 253号、

米国特許第7, 169, 146号、発明の名称ELECTROSURGICAL PROBE AND METHOD OF USE;

ELECTROSURGICAL WORKING END FOR CONTROLLED ENERGY DELIVERYと題名された米国特許第7, 125, 409号、及び

ELECTROSURGICAL INSTRUMENT AND METHOD OF USEと題名された米国特許第7, 112, 201号。

【0017】

システム及び方法の種々の実施形態は、天然組織体積内に熱による「融着」又は「溶着」を形成することに関する。組織の「融着」及び組織の「溶着」という代替的用語は、例えば、治療直後に相当な破裂強さを呈する血管の融着において、組織塊が実質的に一様に溶着されることになる標的の組織体積体の熱治療を表すために、本願では同じ意味で使用され得るものである。そのような融着の強度は、(i) 血管切除手技において血管を永久的に封着し、(ii) 摘出手技において器官の周縁部を融着し、(iii) 永久的な閉鎖が必要な他の解剖学的導管を融着し、更にまた、(iv) 血管吻合、血管閉鎖、又は、解剖学的構造若しくはその一部分を互いに接合する他の手技を実施するために、特に有用となる。本願にて開示する組織の融着又は溶着は、「凝固」、「止血」、並びに、概して小さな血管又は血管組織内での血流の崩壊及び閉塞に関連する他の類似の説明的な用語とは区別されるものである。例えば、熱エネルギーの任意の表面印加により、凝固又は止血を発生させることができるが、これらは、本明細書で用いられる「融着」に分類されるものではない。そのような表面凝固は、治療組織に相当な強度をもたらす融着を生じさせるものではない。

【0018】

分子レベルでは、本明細書に開示される真に「融着している」組織の現象は、一過性の液状又はタンパク性アマルガムを形成するための、標的の組織体積体中のコラーゲン及び他のタンパク質分子の熱的に誘導される変性の結果生じ得る。コラーゲン及び他のタンパク質における分子内及び分子間の水素架橋の熱水分解 (hydrothermal breakdown) を発生させるために、選択されたエネルギー密度が標的の組織に与えられる。変性したアマルガムは、選択された期間にわたり、選択された水和レベルに(乾燥することなく)維持されるが、その期間は非常に短いものとなり得る。変性したタンパク質の解けた繊維が接近し

て絡み合い、もつれ合うようにするために、標的の組織体積体は、選択された非常に高度な機械的圧縮下に維持される。熱緩和されると、再架橋又は復元が生じ、それによって一様に溶着した塊が発生するので、混合したアマルガムは、結果として、タンパク質のもつれ合いをもたらす。

【 0 0 1 9 】

外科用器具は、例えば電気エネルギー、超音波エネルギー、及び/又は熱エネルギー等のエネルギーを、患者の組織に供給するよう構成されていてもよい。例えば、本明細書に開示される様々な実施形態は、顎の間の捕捉された組織を横断するように、またそれと同時に、RFエネルギーを制御して印加することで、捕捉された組織周縁部を融着又は封着するように適合された電気外科用顎構造を提供する。外科用器具はまた、例えば、組織を例えば、把持する、切断する、及びステープルで留めるように構成されてもよい。

10

【 0 0 2 0 】

より詳細には、種々の実施形態において、図1を参照すると、電気外科用器具100が示されている。外科用又は電気外科用器具100は、近位ハンドル105と、遠位機能端部、つまりエンドエフェクタ110と、その間に配置されかつハンドル105をエンドエフェクタ110へと少なくとも部分的に作動可能に連結する導入部、つまり細長いシャフト108と、を含み得る。エンドエフェクタ110は、直線状又は曲線状の顎を有する一組の開閉可能な顎、即ち、上方の第1の顎120Aと下方の第2の顎120Bとを備え得る。第1の顎120Aが、第顎120Bに対して、開位置と閉位置との間で動けるように、顎120A及び120Bは一緒に作動可能に連結され得る。第1顎120A及び第2顎120Bはそれぞれ、それぞれのそれぞれの中間部分に沿ってそれぞれ外方に配設される細長いスロット又は溝142A及び142B(図3参照)を含み得る。第1の顎120A及び第2の顎120Bは、ケーブル152の中の電気リード線を介して、電源145及び制御装置150に接続されてもよい。制御装置150は、電源145を起動させるために使用されてもよい。様々な実施形態において、電源145は例えば、RF電源を、超音波源、直流源、及び/又は他の任意の好適な種類の電源を含み得る。

20

【 0 0 2 1 】

図2に戻ると、ハンドル105の側面図は、第2ハンドル本体106B内の構成要素のいくつかを例示するために、第1ハンドル本体106A(図1)の半分が取り除かれた状態で示されている。ハンドル105は、ハンドル本体106A及び/又は106Bから延びる、レバーアーム又はトリガー128を含み得る。トリガー128が本体106A及び/又は106Bに対して移動するように、トリガー128は、経路129に沿って引かれ得る。トリガー128はまた、トリガー128の延長部127に作動可能に係合するシャトル146により、細長いシャフト108内に配置される可動切断部材140に作動可能に連結し得る。したがって、ハンドル本体106及び/又は106Bに対するトリガー128の運動により、切断部材140が、顎120A及び120B(図1参照)の一方又は両方に対して並進し得る。また、以下でより詳細に記載されるように、切断部材140は、クロージャビーム170(図3~4参照)と解放可能に係合してもよく、これは顎120A、120Bと可動に関連する。シャトル146は、バネ141などの付勢装置に更に接続されてもよく、このバネ141は、第2のハンドル本体106Bにも接続されて、シャトル146、ひいては切断部材140及び/又はクロージャビーム170(図3)を近位方向に付勢し、それによって、図1に見られるような開位置に顎120A及び120Bを動かすことができる。更に、図1及び図2を参照すると、係止部材131(図2参照)は、係止スイッチ130(図1参照)によって、図のようにシャトル146が遠位側に移動するのが実質的に防止される係止位置と、シャトル146が細長いシャフト108に向かって遠位方向に自由に移動するのを可能にし得る係止解除位置との間を移動することができる。ハンドル105は、任意のタイプのピストルグリップ、又は、第1の顎120A及び第2の顎120Bを作動させるための作動レバー、トリガー、又はスライダを支持するように構成された、当該技術分野において既知の他のタイプのハンドルであり得る。細長いシャフト108は、円筒形又は長方形の横断面を有してもよく、ハンドル105から

30

40

50

延びる薄壁管状スリーブを備えることができる。細長いシャフト108は、それを貫いて延びる孔を有しており、この孔は、アクチュエータ機構、例えば、顎を作動させる切断部材140、及び/又はクロージャビーム170を支持するためのものであり、また、エンドエフェクタ110の電気外科用構成要素に電気エネルギーを供給する電気リード線を支持するためのものである。

【0022】

エンドエフェクタ110は、例えば、組織を捕捉、融着、封着、及び切開するように適合され得る。第1顎120A及び第2顎120Bは閉じることができ、それによって、切断部材140によって画定された長手方向軸125を中心にして組織を捕捉又は係合する。第1の顎120A及び第2の顎120Bはまた、組織に圧縮力を加えることができる。細長いシャフト108は、第1の顎120A及び第2の顎120Bと共に、矢印117で示すように、ハンドル105に対して、例えば回転式の三重接触によって完全に360度回転され得る。第1顎120A及び第2顎120B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。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ110を回転させるために、ユーザーは、カラー119又は他の回転式制御装置を操作することができる。

【0023】

図3及び図4は、エンドエフェクタ110の斜視図を示す。図3は、開いた形状のエンドエフェクタ110を示し、図4は、閉じた形状のエンドエフェクタ110を示す。上で述べたように、エンドエフェクタ110は、上方の第1の顎120Aと、下方の第2の顎120Bとを備えることができる。更に、第1顎120A及び第2顎120Bはそれぞれ、第1顎120A及び第2顎120Bの内側部分に配設された、歯143などの組織把持要素を有し得る。第1顎120Aは、第1電極の、上方の第1の外向き表面162A、及び上方の第1のエネルギー供給表面175Aを有する、上方第1顎本体161Aを含み得る。第2顎120Bは、例えば、第2電極の、下方の第2外向き表面162B及び下方第2エネルギー供給表面175Bを有する、下方顎本体161Bを含み得る。第1のエネルギー供給表面175A及び第2のエネルギー供給表面175Bは共に、エンドエフェクタ110の遠位端の周りで「U」字型に延びていてもよい。エネルギー供給表面175A、175Bは、その間の組織と接触し、これを把持し、及び/又は操作するための、組織接触表面を提供し得る。

【0024】

図3～5を参照し、少なくとも一実施形態において、クロージャビーム170及び切断部材140は、第1顎120Aの溝142A内に、少なくとも一部がフィットするような大きさ及び構成であり得る。図5に見られるように、切断部材140はまた、第2顎120Bの溝142B内に、少なくとも一部がフィットするような大きさ及び構成であり得る。いずれにせよ、クロージャビーム170及び切断部材140は、開位置にある第1顎と対応する第1後退位置(図3)と、閉位置にある第2顎と対応する第2前進位置(例えば、図4参照)との間で、溝142Aに沿って並進し得る。ハンドル105のトリガー128(図2参照)は、切断部材140、及び続いてクロージャビーム170(これもまた顎閉鎖機構として機能する)を作動させるように適合され得る。例えば、図2に見られ、先に記載されたように、トリガー128が、シャトル146を通じ、経路129に沿って近位方向に引かれる際に、切断部材140及び/又はクロージャビーム170が遠位方向に付勢され得る。切断部材140は及びクロージャビーム170はそれぞれ、1つ又は数個の部品を含んでもよいが、いずれにしても、細長いシャフト108及び/又は顎120A、120Bに対して移動可能又は並進可能であってもよい。更に、少なくとも1つの実施形態において、例えば、切断部材140は、17-4析出硬化ステンレス鋼で作製されてもよい。一実施形態において、切断部材140の少なくとも一部は、716ステンレス鋼である。切断部材140の遠位部分は、顎120A及び120Bの中の溝142A及び142B内を摺動するように構成されたフランジが付いた「I」ビームを含んでもよい。少なくとも一実施形態において、クロージャビーム170の遠位部は、「C」字型のビ

10

20

30

40

50

ームを有し、この「C」字型のビームは、溝142A及び142Bの一方の内部で摺動するように構成される。図3～図5に例示されるように、クロージャビームは、第1顎120Aの溝142Aの中及び/又はその上に位置するものとして図示される。クロージャビーム170は、例えば、第1の顎120Aを第2の顎120Bに対して開閉するために、溝142Aの中を摺動することができる。クロージャビーム170の遠位部分はまた、例えば、第1顎120Aの外向き表面162Aと係合するための内部カム表面174を画定し得る。したがって、例えば、クロージャビーム170が、溝142Aを通じて、例えば、第1位置(図3)から第2位置(図4)へと遠位方向に前進する際に、第1顎120Aは閉鎖するように推進され得る(図4)。クロージャビームはまた、(図5に見られるように)クロージャビーム170の少なくとも一部を包囲し得る、第1顎120Aの上方壁部165によって案内されてもよい。上方壁部165は、明確さを目的として、図3～4では省略されている。

10

【0025】

加えて、様々な実施形態において、切断部材140は、例えば、クロージャビーム170の内部溝171内など、クロージャビーム170内で一部がフィット又は摺動するような大きさ及び構成であり得る。図5に見られるように、少なくとも一実施形態において、切断部材140の一部がクロージャビーム170内に位置付けられ得る一方で、切断部材140の一部がクロージャビーム170から、クロージャビーム170によって画定される長手方向軸172と横断する方向に突出してもよい。切断部材140のフランジ144A及び144Bは、クロージャビーム170の内部溝171と係合するための内部カム表面、及びダイ顎120Bの外向き表面162Bを画定し得る。以下により詳細に記載されるように、開放顎120A、及び閉鎖顎120Bは、往復運動する「Cビーム」クロージャビーム170、及び/又は「Iビーム」切断機構140を含むカム機構、並びに顎120A、120Bの外向き表面162A、162Bを使用して、組織に非常に高い圧迫力を適用することができる。

20

【0026】

より具体的は、図3～図5を、参照すると、全体的として、切断部材140の遠位端のフランジ144A及び144Bはそれぞれ、クロージャビーム170の内部溝171、及び第2の顎120Bの第2の外向き表面162Bと摺動自在に係合するように適合され得る。第1の顎120A内の溝142A及び第2の顎120B内の溝142Bは、クロージャビーム170及び/又は切断部材140(組織切断要素、例えば、鋭い末端縁及び/又は表面を含み得る)の動きに適合するように寸法設定されかつ構成されてもよい。図4は、例えば、溝142Aを少なくとも部分的に通って前進されたクロージャビーム170の遠位端178を示している。クロージャビーム170の前進により、図3に図示される開放構成から、図4に図示される閉鎖構成へと、エンドエフェクタ110を閉じることができる。クロージャビーム170は、第1の後退位置と、第2の完全に前進した位置との間で、溝142Aに沿って移動又は並進し得る。後退位置は図3に見ることができ、図中、顎120A、120Bは開位置にあり、クロージャビーム170の遠位端178は、上方の外向き表面162Aに近接して位置付けられている。完全に前進した位置(図示されない)は、クロージャビーム170の遠位端178が溝142Aの遠位端164まで前進し、顎が閉位置にある際に生じ得る(図4参照)。同様に、切断部材140(図5)は、第1顎に対して、顎120A、120Bが開位置にある後退位置(図3)と、例えば、切断部材が溝142Aの遠位端164まで前進し、顎が閉位置にある(図4)、完全に前進した位置との間で並進するように構成され得る。上記のように、切断部材140はまた、クロージャビーム170が顎120A、120Bを通じて前進する際に、クロージャビーム170に対して並進し得る。

30

40

【0027】

少なくとも一実施形態において、クロージャビーム170及び切断部材140の遠位部分は、エンドエフェクタ110の顎120A及び120Bの一方又は両方の内部及び/若しくはこれに隣接して、並びに/又は細長いシャフト108より遠位に、位置し得る。更

50

に、図4に示す閉位置において、上方の第1の顎120A及び下方の第2の顎120Bは、それぞれ、第1顎120A及び第2顎120Bの第1エネルギー供給表面175Aと第2エネルギー供給表面175Bとの間に、隙隙つまり寸法Dを画定している。寸法Dは例えば、約0.013mm(0.0005")~約1.02mm(0.040")に相当してもよく、例えば、いくつかの実施形態では、約0.025mm(0.001")~約0.254mm(0.010")に相当し得る。また、第1エネルギー供給表面175A及び第2エネルギー供給表面175Bの縁部は、組織の切開を防止するために丸められてもよい。

【0028】

ここで図1及び図3を参照すると、エンドエフェクタ110は、電源145及び制御装置150に接続され得る。第1のエネルギー供給表面175A及び第2のエネルギー供給表面175Bはそれぞれ、同様に、電源145及び制御装置150に接続されてもよい。第1エネルギー供給表面175A、及び第2エネルギー供給表面175Bは、組織と接触し、係合した組織に電気外科用エネルギーを供給するように構成され得、これは組織を封止又は溶接するように適合されている。制御装置150は、電源145A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、電源145Aは、第1のエネルギー供給表面175A及び第2のエネルギー供給表面175Bに電気外科用エネルギーを供給する。エネルギー供給は、トリガー128と作動可能に係合され、かつケーブル152を介して制御装置150と電気通信する、作動ボタン124によって開始されることができる。上述の通り、電源145によって供給された電気外科用エネルギーは、無線周波(RF)エネルギー、又は他の好適な形態のエネルギーを含み得る。更に、いくつかの実施形態では、対向する第1及び第2のエネルギー供給表面175A及び175Bは、可変抵抗の正の温度係数(PTC)を有する本体を支持してもよい。一実施形態において、第1のエネルギー供給表面175Aは不活性電極を備え、第2のエネルギー供給表面175Bは活性電極を備える。電気外科用エンドエフェクタ、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更なる詳細は、米国特許第7,381,209号、同第7,311,709号、同第7,220,951号、同第7,189,233号、同第7,186,253号、同第7,125,409号、同第7,112,201号、同第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、同第6,500,176号；並びに米国特許出願公開第2010/0036370号及び同第2009/0076506号の米国特許及び公開特許出願に記載されており、これらは全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。

【0029】

一部の電気外科用装置では、単一血管及び大きな組織束上に有効な結紮を得るのは困難であり得る。よく見られる失敗の一種は、封着の内縁及び外縁に沿った組織断裂である。組織断裂は、血管壁の間の不均等な圧縮が近くなる結果で生じる場合がある。更に、高い電流濃度が原因で、活性電極接触領域及びこの領域のすぐ外側の領域は、液化して凝塊物質となる。顎が血管壁に近づくと、無傷の「影響を受けていない」組織によって圧力が阻止される一方で、非晶質性の凝塊は断裂する。加えて、顎の外縁における高い応力集中、ナイフスロットの内縁における高い応力集中、活性電極と外壁との間のエリアにおける熱活性の不均等な分布、並びに上方顎及び下方顎上の内壁接触面は、組織断裂の一因となり得る。

【0030】

別のタイプがよく見られる失敗としては、RFエネルギーサイクルの完了後にナイフスロット内の組織が影響を受けずに残ることが挙げられる。そのような失敗により、適切な切開を達成するための組織の切断が困難になる可能性があり、封止の一体性にも悪影響を与える可能性がある。更に、場合によっては、活性電極表面と直接接触するエリア

10

20

30

40

50

において、組織が不注意にも局所的に炭化する場合がある。局部加熱は、凝塊の限定的形成、及びその後のより大きな封止体積の乾燥を引き起こし得る。この局所的に加熱された領域内の組織は、電流、したがって温度がこの封止体積の残りの部分に分配される前に、あまりに早く乾燥しすぎる。

【 0 0 3 1 】

組織を把持して処置する場合、エンドエフェクタは、滑り及びミルキングを防止するために歯を備えていてもよい。歯の形状及び設計は、組織への損傷が最小となる設計であり得る。歯をRFバイポーラデバイスと組み合わせて使用する場合、例えば、組織の封止及び組織の把持の両方を助けるために、これらは、該装置の電気特性及び圧縮特性と協調して動作する必要がある。したがって、組織を傷つけないだけでなく、RF封止、又は他のタイプのエネルギーに基づく封止と共に適切に機能する歯が必要となる。図6は、非限定的な一実施形態による、閉位置にある非外傷性の歯を有するエンドエフェクタ210の断面図である。図3～図5に示されるエンドエフェクタ110と同様に、エンドエフェクタ210は、第1の顎220Aと第2の顎220bとを備える。第1及び第2の顎220A及び220Bはそれぞれ、クロージャビーム(図示せず)を受容するための溝242A及び242Bを画定し得る。ナイフスロット272は、動作ストローク中に切断要素(図示せず)を受容するように画定され得る。内部溝272(図6)は、動作ストローク中に切断要素がそこを通過して移動する面である、エンドエフェクタ210の切開面233(図10)を画定する。図6では、切開面233の横断断面図は、平坦な刃281によって概略的に示されている。認識されるように、いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ210の切断部材の経路が曲がっている場合には、切開面は湾曲し得る。第1の顎220A及び第2の顎220Bの少なくとも一方は、捕捉された組織を把持し、操作し、エネルギー供給し、及び/又は圧縮するのを助けるように配設される歯243を有し得る。いくつかの実施形態では、第1の顎220A及び第2の顎220Bの少なくとも一方は、可変抵抗の正の温度係数(PTC)を有する本体275を支持する。閉位置にあるとき、一実施形態では、PTC本体275の少なくとも一部は、通常は電極277と対向する。電極277は、電極277とRF源145(図1)への戻り経路(第2の顎220Bの導電性部分など)との間の接触を防止するため、絶縁本体279上に乗っていてもよい。

【 0 0 3 2 】

図7は、図6に示されるエンドエフェクタ210の第1の顎220Aの拡大断面図である。第1の顎220Aは、第1の側方部分202と第2の側方部分206との中間に配置され、かつエンドエフェクタ210の切開面と平行である、切開領域204を概ね画定し得る。第1の側方部分202は第1の歯243Aを支持してもよく、第2の側方部分は第2の歯243Bを支持してもよい。歯243は、図のように、第1の顎220Aの上方壁部265A及び265Bと一体的若しくは単一体であってもよい。他の実施形態では、歯243は、好適な取り付け手段を用いて第1の顎220Aに結合されるか、ないしは別の方法で第1の顎220Aに連結されてもよい。横方向に配置された歯(例えば歯243A及び243B)は、全体的として、略「V字型の」断面形状を有し得る。例えば、第1の歯243Aは傾斜面245Aを有してもよく、第2の歯243Bは傾斜面245Bを有してもよい。傾斜面245Aは、内側部分245AAと外側部分245ABとを含み得る。傾斜面245Aは、内側部分245AAが外側部分245ABよりも切開領域204に近く配置されるように傾斜され得る。同様に、傾斜面245Bは、内側部分245BAと外側部分245BBとを含み得る。傾斜面245Bは、内側部分245BAが外側部分245BBよりも切開領域204に近く配置されるように傾斜され得る。第1の歯243Aは第1の切開領域面247Aを有し得、第2の歯243Bは、第1の切開領域面247Aと横方向に対向する第2の切開領域面247Bを有し得る。傾斜面245A及び245Bは平面として例示されているが、いくつかの実施形態では、傾斜面245A及び/又は245Bは湾曲していてもよく、又は平面構成要素と湾曲構成要素との組み合わせであってもよい。

【 0 0 3 3 】

図7Aは、非限定的な一実施形態による第1の歯243A及び第1の顎220Aの一部の拡大図である。第1の歯243Aは下面249Aを含み得、下面249Aは、捕捉された組織の非外傷性係合を助けるために傾斜面245Aを第1の切開領域面247Aに連結する。傾斜面245Aは勾配角度を有する。一実施形態において、勾配角度は約42度である。勾配角度は、用途に基づいて異なってもよい。いくつかの実施形態では、組織傾斜面の勾配角度は、エンドエフェクタ210によって捕捉される組織の種類に基づいていてもよく、又は、エンドエフェクタ210の寸法に基づいていてもよい。いくつかの実施形態では、勾配角度は、例えば、約10度～約80度の範囲内であり得る。

【0034】

図8はエンドエフェクタ210の斜視図であり、図8Aは、エンドエフェクタ210の第1の顎の近位部分の拡大図である。図8及び図8Aに示されるように、エンドエフェクタ210は複数の歯243を有し得、これら歯のそれぞれは、組織係合表面として機能する傾斜面245を備えている。歯243は長手方向に細長く、遠位側の先頭面251と近位側の後面253とを有し得る。先頭面251は、第1の顎220Aの長手方向軸215に対して実質的に傾斜するように角度が付けられてもよい。後面253は、第1の顎220Aの長手方向軸215に対して実質的に垂直であってもよい。いくつかの実施形態では、後面253もまた、先頭面251と同じ又は異なる角度のいずれかで傾斜付けされてもよい。一般に、角度のついた先頭面251により、組織を顎220A及び220Bの中に比較的容易に移動させることができ、一方で四角い後側（例えば、後面253）は、顎が閉じられたときに組織を適所に係止するのを助ける。先頭面251から下面249及び後面253への移行部は、捕捉された組織の外傷を低減するために丸みが付けられてもよい。

【0035】

いくつかの実施形態において、歯243の比較的長い側面形状は組織圧迫をもたらし、RF（又は他の種類のエネルギー）が組織に電圧を加えたときの封止を最大にする。例えば、一実施形態において、個々の歯243の矢印241で示される方向への長手方向の長さは、後面253の長さによって決定した場合、歯243の奥行き約3～約5倍であり得る。一実施形態において、個々の歯243の矢印241で示される方向への長手方向の長さは、歯の奥行き約2～約7倍であり得る。いくつかの実施形態では、隣接する歯の間の長手方向の間隔は、歯の導電性特性及び圧縮特性を高めるために、歯243の長手方向の長さの約1/2～約1/3であり得る。いくつかの実施形態では、少なくとも1つの歯243の長手方向の長さは、異なる歯243の長手方向の長さとは異なってもよい。更に、歯243は第1の顎220Aの構成要素として図示されているが、歯243は、代わりに、第2の顎220Bの上、及び第1及び第2の顎220A及び220Bの上に設置されてもよいことを理解すべきである。いくつかの実施形態では、歯243は導電性であり、またRF源145（図1）の戻り経路の一部であり、歯の比較的大きな表面積は、捕捉された組織を封止するためにこれを圧縮しかつエネルギーを供給するのを助ける。

【0036】

図9は、図6に示されるエンドエフェクタ210の第2の顎220Bの拡大断面図である。電極277は、切開領域204によって分離された第1の側方部分277Aと第2の側方部分277Bとを有し得る。第1及び第2の側方部分277A及び277Bは、全体として、略「V字型の」断面形状を有し得る。電極277の特定形状は、歯243の形状と調和し得る。例えば、電極の勾配角度は、傾斜面245Aの勾配角度（図7A）と実質的に同様であり得る。一般に、V字型の電極形状は、例えば、捕捉された組織との接触量を増加させ、それによって組織を炭化させる可能性を低減するのに役立つ。

【0037】

図9Aは、図9の一部の拡大図である。電極277は、例えば4つの部分といった、複数の異なる部分を含む。切開面に近接して位置づけられるのは、内側垂直部分260であり、これは傾斜部分262に移行する。傾斜部分262から外側に移行すると水平部分264となり、これは次に外側垂直部分266（これが電極の外縁を画定する）に移行する

。図のように、電極 277 の様々な部分間の移行部は、捕捉された組織の付随的外傷を低減するために丸みが付けられてもよい。認識されるように、他の実施形態は、異なる断面形状を有する電極 277 を使用してもよい。いずれにしても、歯 243 (図 7A) は、電極 277 との有益な相互作用を提供する断面形状を有し得る。例えば、閉位置では、第 1 の歯 243A の傾斜面 245A は、電極の傾斜部分 262 と略平行であってもよい。

【0038】

図 6A は、非限定的な一実施形態による、閉位置にある第 1 の顎 220A と第 2 の顎 220B との間の相互作用を示す断面図である。図示された実施形態では、第 1 の顎 220A は歯 243A 及び 243B を備える。認識されるように、いくつかの実施形態では、第 1 の顎 220A は歯を備えていても備えていなくてもよく、第 2 の顎 220B は歯を備えていても備えていなくてもよい。更に、第 1 の顎 220A は、可変抵抗の PTC 本体 275 を有して図示されている。認識されるように、いくつかの実施形態では、PTC 本体 275 は、図示されている実施形態よりも幅広であっても、幅狭であっても、薄くても、又は厚くてもよい。本明細書で使用する場合、活性電極の接触長さは、切開面と垂直な断面の面から見た場合に捕捉された組織と接触する電極 277 の周囲の長さとして測定される。いくつかの実施形態では、活性電極の接触長は、例えば、約 2.24 mm (0.088 ") ~ 約 6.833 mm (0.269 ") の範囲であり得る。いくつかの実施形態では、活性電極の接触長は、例えば、約 1.27 mm (0.050 ") ~ 約 10.16 mm (0.400 ") の範囲であり得る。本明細書で使用する場合、不活性電極の接触長さは、切開面と垂直な断面の面から見た場合に捕捉された組織と接触する第 1 及び第 2 の顎 220A 及び 220B の一部として測定される。いくつかの実施形態では、活性電極の接触長は、例えば、約 2.870 mm (0.113 ") ~ 約 20.42 mm (0.804 ") の範囲であり得る。いくつかの実施形態では、活性電極の接触長は、例えば、約 2.03 mm (0.080 ") ~ 約 25.4 mm (1.000 ") の範囲であり得る。本明細書で使用する場合、接触面積の比は、活性電極の接触長さと不活性電極の接触長さの比である。いくつかの実施形態では、接触面積の比は、例えば、約 0.145 ~ 約 2.382 の範囲である。いくつかの実施形態では、接触面積の比は、例えば、約 0.080 ~ 約 3.000 である。

【0039】

更に図 6A を参照すると、距離「A」で画定される距離は、ナイフスロット 272 と、第 2 の顎 220B 上の活性電極 277 との間の内部水平間隔である。一実施形態において、距離 A は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 1.12 mm (0.044 ") の範囲である。別の実施形態では、距離 A は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 1.52 mm (0.060 ") の範囲である。距離「B」で画定される距離は、対向する活性電極 277 の接触領域間の水平間隔である。一実施形態において、距離 B は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 0.864 mm (0.034 ") の範囲である。別の実施形態では、距離 B は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 2.845 mm (0.112 ") の範囲である。距離「C」で画定される距離は、第 1 の顎 220A によって画定されるナイフスロット 272 と、第 2 の顎 220B 上の活性電極 277 との間の内部水平間隔である。一実施形態において、距離 C は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 1.12 mm (0.044 ") の範囲である。別の実施形態では、距離 C は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 1.52 mm (0.060 ") の範囲である。距離「D」で画定される距離は、第 2 の顎 220B 上の活性電極と不活性電極との間の外部水平間隔である。一実施形態において、距離 D は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 0.330 mm (0.013 ") の範囲である。別の実施形態では、距離 D は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 0.635 mm (0.025 ") の範囲である。距離「E」で画定される距離は、第 2 の顎 220B 上の活性電極と第 1 の顎 220A 上の不活性電極との間の外部水平間隔である。一実施形態において、距離 E は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 0.305 mm (0.012 ") の範囲である。別の実施形態では、距離 E は、例えば、約 0 mm (0.0 ") ~ 約 0.635 mm (0.025 ") の範囲である。距離「F」で画定される距離は、第 2 の顎 220B 上

10

20

30

40

50

の活性電極と不活性電極との間の外部垂直間隔である。一実施形態において、距離 F は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 0.584 mm (0.023") の範囲である。別の実施形態では、距離 F は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 0.889 mm (0.035") の範囲である。距離「G」で画定される距離は、第 2 の顎 220 B 上の活性電極と第 1 の顎 220 A 上の不活性電極との間の外部垂直間隔である。一実施形態において、距離 G は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 0.711 mm (0.028") の範囲である。別の実施形態では、距離 G は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 1.02 mm (0.040") の範囲である。距離「J」で画定される距離は、第 2 の顎 220 B 上の圧縮解放間隔である。一実施形態において、距離 J は、例えば、約 0.051 mm (0.002") である。別の実施形態では、距離 J は、例えば、約 0.13 mm (0.005") である。距離「K」で画定される距離は、ナイフスロット 272 に対する活性電極 277 の垂直露出である。一実施形態において、距離 K は、例えば、約 0.15 mm (0.006") ~ 約 1.47 mm (0.058") の範囲である。別の実施形態では、距離 K は、例えば、約 0.13 mm (0.005") ~ 約 1.52 mm (0.060") の範囲である。距離「L」で画定される距離は、活性電極 277 の上縁部 / 角部と、第 1 の顎 220 A の外壁の下縁部 / 角部との間の直線間隔である。一実施形態において、距離 L は、例えば、約 0.20 mm (0.008") ~ 約 0.787 mm (0.031") の範囲である。別の実施形態では、距離 L は、例えば、約 0.13 mm (0.005") ~ 約 1.02 mm (0.040") の範囲である。距離「M」で画定される距離は、活性電極 277 の下縁部 / 角部と、第 2 の顎 200 B の外壁の上縁部 / 角部との間の直線間隔である。一実施形態において、距離 M は、例えば、約 0.13 mm (0.005") ~ 約 0.940 mm (0.037") の範囲である。別の実施形態では、距離 M は、例えば、約 0.051 mm (0.002") ~ 約 1.14 mm (0.045") の範囲である。距離「N」で画定される距離は、第 2 の顎 220 B の組織接触面と、第 1 の顎 220 A の表面との間の直線距離である。一実施形態において、距離 N は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 0.787 mm (0.031") の範囲である。一実施形態において、距離 N は、例えば、約 0 mm (0.0") ~ 約 1.14 mm (0.045") の範囲である。距離「P」で画定される距離は、第 1 の顎 220 A 上の圧縮解放間隔である。一実施形態において、距離 P は、例えば、0.051 mm (0.002") であり、別の実施形態では、距離 P は、例えば、約 0.13 mm (0.005") である。

【0040】

一般に、電極 277 の V 字型断面形状は、活性電極表面に対する追加の接触長さを加える、ナイフスロットに対する活性電極表面のより近い近接が可能となる、封止領域間のより近い近接及び封止領域間のより良好な熱的連通が可能となる、並びに、必要な圧縮能力及び把持能力を提供する非外傷性の歯を含むことが可能となるといった、多くの利益を提供する。

【0041】

図 10 は、非限定的な一実施形態による、オフセット電極を組み込んだエンドエフェクタ 210 の断面斜視図である。動作ストローク中に切断要素 (図示せず) が移動する経路と略平行である切開面 233 が図示されている。図のように、切開面 233 は、第 1 の顎 220 A 及び第 2 の顎 220 B の曲線と一致するように湾曲している。例えば、直線の顎を有する実施形態では、切開面 233 も直線になることを理解すべきである。

【0042】

図 11 は、非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタ 310 である。図 11 A は、図 11 の一部の拡大図である。エンドエフェクタ 310 は、第 1 の顎 320 A と第 2 の顎 320 B とを有するように、図 1 に示されるエンドエフェクタ 110 と同様に構成されてもよい。顎 320 A 及び 320 B の少なくとも一方は、組織の操作及び把持を助けるための歯 343 を有し得る。いくつかの実施形態では、歯 343 は、例えば、図 7 に示される歯 243 と同様に構成されてもよい。例えば、図 1 に例示されている電気外科用器具 100 などの、封止顎を備えたエンドエフェクタを有するバイポーラ RF 装置を使用する場合

、短絡が発生するので、エンドエフェクタの顎の間に組織が存在しないときに2つの別個の伝導路（例えば、エネルギー供給経路及びエネルギー戻り経路）が接触しないことが重要である。図11Aに示されるように、第2の顎320Bは、第1の導電性停止部（conductive stop）322を有してもよい。第1の導電性停止部322は、エネルギー供給経路と連通する供給電極324から、絶縁体326によって絶縁される。一実施形態において、第1の導電性停止部322は、ナイフスロット327の遠位端に位置付けられてもよい。図12は、非限定的な一実施形態による、エンドエフェクタ310の第1の顎320Aの部分斜視図である。第1の顎320Aは、例えば、エネルギー戻り経路と電気通信する可変抵抗の正の温度係数（PTC）を有する本体375を備えてもよい。第1の顎320Aはまた、第2の導電性停止部328を備えてもよい。第1の導電性停止部322は、顎の間に組織がない状態でエンドエフェクタ310が閉位置にあるときに、第2の導電性停止部328の表面332と接触することができる表面330を有してもよい。この相互作用は、電極324がPTC本体375又はエネルギー戻り経路の任意の他の部品と接触するのが防止されるので、電気外科用器具が使用されていないときに、エネルギー（例えば、RFエネルギー）が不必要に流れるのを防止する。更に、第1の導電性停止部322と第2の導電性停止部328との間の相互作用は、損傷を与える可能性がある強い力がPTC本体375に加えられるのを防止する。図11A及び図12に示されるように、第1及び第2の導電性停止部322及び328は、エンドエフェクタ310の他の部品と同じ材料から作製されてもよく、それによって製造が容易になる。

【0043】

図11に示されるように、第1の導電性停止部322は、エンドエフェクタ310の遠位先端の近くに位置付けられてもよい。図11に示される導電性停止部322は円筒形であるが、任意の好適な構造を用いることができると認識されている。一実施形態において、第1の導電性停止部322と第2の導電性停止部328との間相互作用は、封止のための組織用の間隙を設定するのではなく、顎320Aと320Bとの中間に組織が存在しない場合に、エンドエフェクタ310の供給電極と対極板との間の不必要な接触を防止するだけである。例えば、切断要素と関連するIビームは、封止のための組織用の間隙を設定し得るが、導電性停止部322は、エンドエフェクタの顎の間に組織が存在しない場合に、供給電極324とPTC本体375との間に隙間を形成するために使用される。いずれにしても、第1及び第2の導電性停止部322及び328は導電性であり得るので、顎320Aと320Bとの間に捕捉された組織にエネルギーが供給されるときに戻り経路としての機能を果たすことができ、したがって、組織の封止を支援することができる。

【0044】

図13A及び図13Bは、2種類の異なる動作状態にある間の、図11に示されるエンドエフェクタ310の遠位端の断面側面図である。図13Aでは、第2の顎302Bに対する第1の顎302Aの位置決めは、エンドエフェクタ310を通過して遠位方向に前進するIビーム（図示せず）によって設定される。この状態では、電極324とPTC本体375との間が離間するのに加えて、第1の導電性停止部322と第2の導電性停止部328との間が離間する。言い換えれば、標準動作中、第1の導電性停止部322は第2の導電性停止部328と必ずしも接触しない場合がある。比較のため、図13Bは、「閉じ過ぎた（over-closed）」状態のエンドエフェクタを示す。例えば、閉じ過ぎた状態は、例えば、緩い嵌合状態の構成要素、公差外の構成要素、又は重力などの様々な要因に起因し得る。この閉じ過ぎた状態では、第1の導電性停止部322と第2の導電性停止部328との間の接触が存在する。この状態では、電極324がPTC本体375と物理的に接触するのはまだ防止されている。

【0045】

図14は、ワッフルパターンを組み込んだ電極477を有するエンドエフェクタ410である。本明細書で使用する場合、ワッフルパターンは、格子状パターンに加えて非格子状パターンを含む。図のように、ワッフルパターンは第2の顎420Bの上に組み込まれる。しかしながら、ワッフルパターンは第1の顎420A上に組み込まれてもよいことを

理解すべきである。一般に、電極 477 上のワッフルパターンは表面積及び縁部の数を増加させ、それによって、組織を捕捉したときに電極 477 と接触する組織の量を増加させる。鋭い縁部はまた、電極 477 の伝達効率を向上させるために電気エネルギーを集中させるのを支援することができる。図 15 は、第 1 の顎 420 A の組織接触面 422 を示す。図のように、第 2 の顎 420 B のワッフルパターンの反転パターンが、第 1 の顎 420 A に組み込まれ得る。反転ワッフルパターンは、例えば、PTC 本体 475 によって形成されてもよい。いくつかの実施形態では、2 つの構成要素を加熱し、所望の深さまで圧縮することにより対応する圧痕を形成するために、電極上の隆起面を用いてもよい。

【0046】

エンドエフェクタ 410 に組み込まれるワッフルパターンは、隆起面 479 の格子 (図 14) などの任意の好適なパターンであり得る。いくつかの実施形態では、ワッフルパターンは、ランダムに配置された隆起面を含んでもよく、又は、格子状の隆起面とランダムに配置された隆起面の組み合わせを含んでもよい。ワッフルパターンは、実質的に電極 477 全体に広がっていてもよく、実質的に電極 477 全体未滿に広がっていてもよい。隆起面は、正方形 (図に示すように)、楕円形、円形などの任意の好適な形状、又は任意の他の境界を有する形状であってもよい。対応する窪み 481 は、隆起面 479 と類似した形状であり得る。いくつかの実施形態では、隆起面 479 は、複数の異なる形状を組み込んでもよい。隆起面 479 と基底面 485 をつなぐ接続面 483 は、図のように表面積の量を増加させるために外向きに傾斜していてもよく、又は基底面 485 と略垂直であってもよい。隆起面 479 は、電極 477 全体に概ね均等に分布されてもよく、又は電極 477 の異なる部分で集中度が高い部分と低い部分とを有していてもよい。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ 410 は、5 つを超える隆起面 479 を含み得る。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ 410 は、20 を超える隆起面 479 を含み得る。いくつかの実施形態では、エンドエフェクタ 410 は、100 を超える隆起面 479 を含み得る。ワッフルパターンは、例えば、ミリング又は鍛造などの任意の好適な製造技術によって作り出されることができる。更に、いくつかの実施形態では、隆起面は、PTC 本体 475 (又は他の対極板) に組み込まれてもよく、窪みは、活性電極 277 に組み込まれてもよい。いくつかの実施形態では、隆起面 479 は、約 0.508 mm (0.020 ") の高さを有してもよく窪みは、約 0.508 mm (0.020 ") の深さを有してもよい。

【0047】

図 16 は、非限定的な一実施形態による可動切断部材 540 の遠位端である。可動切断部材 540 は、第 1 の顎閉鎖ピン 542 及び第 2 の顎閉鎖ピン 544 などの複数の横延出部材を備えていてもよい。可動切断部材 540 のいくつかの実施形態は、顎解放ピン 546 を有してもよい。認識されるように、ピンは、可動切断部材 540 の両面から横方向に延出し得る。可動切断部材 540 は、第 1 の支持バンド (support band) 548、第 2 の支持バンド 550、及び支持バンド 548 と支持バンド 550 との間に配置されるナイフバンド (knife band) 552 などの複数のバンドで構成されてもよい。ナイフバンド 552 は、鋭利な遠位刃先 554 を有し得る。支持バンド 548 及び 550 は、可動切断部材 540 に剛性を提供し、かつ鋭利な遠位刃先 554 をナイフスロット 530 の壁 (図 17) から保護し、それによって遠位刃先 554 の意図的でない摩損を防止することができる。

【0048】

いくつかの実施形態では、可動切断部材 540 は、バンドのうちの少なくとも 1 つを貫通する少なくとも 1 つの切欠き 556 を画定する。少なくとも 1 つの切欠き 556 は、可動切断部材 540 の横方向の可撓性を改善することができる。第 1 及び第 2 の支持バンド 548 及び 550 は、例えば、ノッチ部などの遠位切欠き 558 を画定し得る。切欠き 558 は、長手方向軸 552 に関して略対称であってもよく、非対称 (図のように) であってもよい。切開中、遠位切欠き 558 は組織に漏斗作用を提供し、組織を刃先 554 の中

10

20

30

40

50

心に移動させる。更に、可動切断部材 5 4 0 は、エネルギー戻り経路の一部（例えば、不活性電極）として機能するようにエネルギー源と電氣的に結合され得る。

【 0 0 4 9 】

図 1 7 は、可動切断部材 5 4 0 と共に使用するためのエンドエフェクタ 5 1 0 の遠位端の図である。エンドエフェクタは、第 1 の顎 5 2 0 A と第 2 の顎 5 2 0 B とを有する。第 1 の顎 5 2 0 A はナイフスロット 5 3 0 を画定し、そこを通過して可動切断部材 5 4 0 が並進する。第 1 の顎 5 2 0 A は、ナイフスロット 5 3 0 の両側に閉鎖ピン軌道 5 3 2 を更に画定し得る。閉鎖ピン軌道 5 3 2 の少なくとも 1 つの遠位端は、動作ストローク中の第 1 の顎閉鎖ピン 5 4 2 の遠位移動を妨げるための閉鎖ピン停止部 5 3 4 である。認識されるように、第 2 の顎 5 2 0 B は、第 2 の顎閉鎖ピン 5 4 4 に適合させるために、同様の閉鎖ピン軌道及び閉鎖ピン停止部を備えていてもよい。第 1 及び第 2 の顎閉鎖ピン 5 4 2 及び 5 4 4 は鋭利な遠位刃先 5 5 4 よりもわずかに近位に位置付けられているので、ナイフスロット 5 3 0 は、閉鎖ピン軌道 5 3 2 よりも更に遠位方向に延びる。切開ストローク中、第 1 及び第 2 の顎閉鎖ピン 5 4 2 及び 5 4 4 はピン閉鎖軌道に入り、エンドエフェクタ 5 1 0 を閉じて組織を圧縮するのを同時に行う。可動切断部材 5 4 0 が遠位方向に前進すると、鋭利な遠位刃先 5 5 4 は組織を切開する。可動切断部材 5 4 0 は、顎閉鎖ピン 5 4 2 及び 5 4 4 の少なくとも一方がピン停止部（例えばピン停止部 5 3 4）と係合するまで遠位方向に進められる。いくつかの実施形態では、ピン停止部 5 3 4 の使用は、繰り返し可能な切断長を提供し、鋭利な遠位刃先 5 5 4 がナイフスロット 5 3 0 の遠位端と接触することを防止することにより、鋭利な遠位刃先 5 5 4 に対する損傷を防止することができる。

【 0 0 5 0 】

例えば、I ビームを使用して組織上のエンドエフェクタの顎を閉じるとき、高い始動荷重が存在する。この高い始動荷重は、一部には、エンドエフェクタの枢軸及び I ビーム、又はエンドエフェクタの枢軸に近づきながら顎を閉じる他の閉鎖部材から離れている組織に起因する。組織は、一般に、圧縮されるとバネとして作用する。圧縮されればされるほど、組織を圧縮するのに必要な力は大きくなる。組織から流体が押し出されると、組織を圧縮するのは更に困難になる。一般に、圧縮荷重が大きくなればなるほど、I ビームを発射するための力が大きくなる。例えば、顎閉鎖の高さの 0 . 0 2 5 mm (. 0 0 1 インチ) といった比較的小さな変化でさえも、組織から I ビームへの圧縮荷重を大きく変化させ得る。更に、スローが比較的短い（例えば、約 4 0 mm 未満）単トリガーを有する実施形態では、トリガーは、比較的小さなストロークで多くの仕事を行わなければならない（例えば、図 2 の経路 1 2 9）。以下により詳細に論じられるように、動作ストロークを行うために必要な力（例えば、「発射のための力」）を低減するためのシステム及び方法が提示される。

【 0 0 5 1 】

一実施形態において、組織をクランプした後に切断部材を遠位方向に進めるのに必要な力の量は、動作ストローク中に I ビームなどの閉鎖部材が移動する経路の形状（例えば、傾斜面）を変更することによって低減することができる。種々の実施形態において、傾斜面形状の形状は、組織圧迫の量を全体的に低減するようにカム化（cammed）され得る。図 1 8 は、非限定的な一実施形態による、開位置にあるエンドエフェクタ 6 1 0 の断面図を示す。前述の実施形態と同様に、エンドエフェクタ 6 1 0 は、動作ストローク中に第 2 の顎 6 2 0 B に向かって旋回可能な第 1 の顎 6 2 0 A を有し得る。可動切断部材（図示せず）と連結された多様なピンは、エンドエフェクタ 6 1 0 内の様々な傾斜面と係合し、顎 6 2 0 A 及び 6 2 0 B を開く及び / 又は閉じることができる。

【 0 0 5 2 】

一実施形態では、エンドエフェクタ 6 1 0 の顎 6 2 0 A 及び 6 2 0 B を開くため、近位ピン 6 4 6 が近位方向に引かれると（例えば、動作ストロークの終わりに）、近位ピン 6 4 6 は開放傾斜面 6 6 0 と係合する。開放傾斜面 6 6 0 は、近位ピン 6 4 6 と係合されると第 1 の顎 6 2 0 A を矢印 6 4 7 で示される方向に迅速に旋回させる、湾曲したテール部分 6 6 2 を有し得る。認識されるように、開放傾斜面 6 6 0 の断面形状は、顎 6 2 0 A 及

10

20

30

40

50

び620Bが開く相対速度に影響を及ぼす。例えば、比較的緩やかな斜面を有する開放傾斜面を有するエンドエフェクタは、急な開放傾斜面を有するエンドエフェクタよりもゆっくりと開く。図のように、顎620A及び620Bは、第2の顎620Bが比較的静止した状態で、第1の顎620Aの遠位端が第2の顎620Aの遠位端から離れて回転するときに「開く」ことができる。しかしながら、いくつかの実施形態では、第2の顎620Bも、第1の顎620Aの開放傾斜面660と同様の開放傾斜面を備えてもよい。更に他の実施形態では、第2の顎620Bのみが、第2の顎620Bの遠位端を第1の顎620Aの遠位端から離れるように回転させるように構成された開放傾斜面を備える。

【0053】

エンドエフェクタ610は、動作ストローク中に第1の顎閉鎖ピン642及び第2の顎閉鎖ピン644を収容するための、追加のカム化圧縮経路(cammed compression pathway)を含み得る。一実施形態では、第1の顎620Aは第1の閉鎖ピン軌道632を有し、第2の顎620Bは第2の閉鎖ピン軌道633を有する。第2の閉鎖ピン軌道633は、図のように、実質的に線形であり得、多様な傾斜部分又は湾曲部分を含み得る。図示された実施形態では、第1の閉鎖ピン軌道632は、動作ストローク中の第1の顎620Aの作用に影響を及ぼし、発射のための力を低減するため、複数のスロープ形状を有する。図19は、可動切断部材の遠位前進により第1の顎620Aが第2の顎620Bに向かって回転した後のエンドエフェクタを示す。第1の閉鎖ピン軌道632の近位端には、比較的急な閉鎖傾斜面650がある。第1の顎閉鎖ピン642が、図18に示される位置から遠位方向に並進すると、閉鎖傾斜面650と係合し、第1の顎620Aを第2の顎620Bに向けて比較的迅速に回転する。次に、第1の顎閉鎖ピン642は、閉鎖傾斜面650の上部にある隆起部652と遭遇する。隆起部652は、傾斜した部分654へと下方に移行する平坦部を有し得る。いくつかの実施形態では、第1の顎620Aの組織接触面は、可動切断部材が前進する前にエンドエフェクタ610の遠位端において組織に与える圧縮衝撃を低減するように、角度が付けられてもよい。図20は、傾斜した部分654と係合した第1の顎閉鎖ピン642を示す。傾斜した部分654は、傾斜した部分654とエンドエフェクタ610の遠位端との中間に位置する平坦部分656に移行する。平坦部分656の比高は、隆起部652の平坦部の比高と実質的に同様であり得る。種々の実施形態において、近位ピン646は、第1の閉鎖ピン軌道632と接触しないように可動切断部材の上に位置付けられ得る。第2の顎閉鎖ピン644は、動作ストローク中に第2の閉鎖ピン軌道633に沿って前進し得る。

【0054】

明確にするために、非限定的な一実施形態による第1の閉鎖ピン軌道632の形状が図21に例示されている。閉鎖傾斜面650は、完全な(full close)平坦部を有する隆起部652に至る。隆起部652の平坦部は、下向きの傾斜部分654に至る。下向きの傾斜部分654は、一般に、荷重が最も高い場合の閉鎖圧を開放する。傾斜した部分654は傾斜して、最終圧縮のための完全な平坦部分656まで戻る。複数勾配の軌道を有することにより、ハンドルの機械的利益をより良好に利用することができ、ハンドルが提供するの低い機械的利益ではあるものの、発射のための力を低減することができる。可動切断部材を戻すための力も、戻るときの圧縮の減少に伴い低減される。認識されるように、軌道の形状は、種々の実施形態において変更されてもよい。例えば、傾斜した部分654の斜面の長さは変更されてもよく、若しくは平坦部分656は斜面を有するように変更されてもよく、又はその他の変更がなされてもよい。更に、第2の閉鎖ピン軌道633は、第1の閉鎖ピン軌道632と同様の特徴を有するように変更されてもよい。

【0055】

いくつかの実施形態では、エンドエフェクタの移動構成要素間の摩擦を低下させることによってトリガー力を低減するために、様々な仕上げ、コーティング、及び/又は潤滑剤を用いることが可能である。いくつかの実施形態では、第1の顎閉鎖ピン642及び第2の顎閉鎖ピン644の少なくとも一方は、摩擦低減物質でコーティングされる。その中をピンが移動する軌道も、摩擦低減物質でコーティングされてもよい。いくつかの実施形態

10

20

30

40

50

では、摩擦低減物質としては、例えば、ホウ素アルミニウムマンガニウム (BAM)、窒化アルミニウムチタン (ALTiN)、窒化チタン、ダイヤモンド状炭素 (DLC)、二硫化モリブデンチタン、又は炭化バナジウム (VC) を挙げることができる。可動切断部材の両側もまた、例えば、顎の軌道に対する磨滅を低減するのを助けるために、窒化チタン (TiN) などの摩擦低減物質でコーティングされてもよい。更に、発射のための力を低減し、かつ外科用器具の動作を改善するために、任意の好適な潤滑物質を使用してもよい。好適な潤滑剤の包括的でなく非限定的なリストは、例えば、KRYTOX、ステアリン酸ナトリウム、DOW 360、及びNUSILである。エンドエフェクタ610の様々な構成要素の表面仕上げを、摩擦を減少させるように変更することも可能である。例えば、エンドエフェクタの様々な構成要素間の境界面を電解研磨してもよく、研磨剤を使用した補助的機械研磨を利用してもよい。いくつかの実施形態では、約0.102~0.406 μm (4~16マイクロインチ) の平均表面粗さが目標である。

【0056】

いくつかの実施形態では、様々な構成要素は、摩擦力を低減するのを助ける特定物質で製造されてもよい。上述のように、境界構成要素の摩擦を低下させることにより、エンドエフェクタの発射のための力を低減することができる。一実施形態において、摩擦低減を支援するために、スピノーダル銅を使用してもよい。一般に、スピノーダル銅は、銅とニッケルとを含有し、高荷重及び低速の用途で良好に機能する。例えば、ピン642、644、及び646などのエンドエフェクタ610の多様な部品を、スピノーダル銅で構成することができる。スピノーダル銅は、ANCHOR BRONZE (例えば、NICOMET) 及びBRUSH-WELLMAN (例えば、TOUGHMET) から入手可能である。スピノーダル銅からなる部品は、例えば、エンドカッター、ステープラー、RF装置、及び超音波装置などの各種外科用器具で使用され得る。

【0057】

いくつかの実施形態では、他の技術を用いてトリガー時の力を低減し、封止が成功する可能性をより高くすることができる。例えば、組織を圧縮するのに必要な力の量は、例えば、圧縮する組織の量を比較的小さな厚さ (0.15 mm (0.006")) に低減することによって低減され得る。図22は、非限定的な一実施形態による顎720の断面図である。前述の顎と同様に、顎720は、例えば、Iビームなどの圧縮要素を収容するための空洞724、及び切断要素が通過することができるナイフ空洞722を画定し得る。顎720はまた、絶縁体779の上に位置付けられたテーパ形状の電極777を有する。テーパ形状の電極777は、テーパ形状の電極777の内縁に向かって位置付けられた内部領域780を有する。一実施形態では、完全圧縮されたときに、内部領域780と、反対側の顎 (図示せず) の上に位置決めされた不活性電極との間には、約0.15 mm (0.006") の間隙が存在する。この狭領域は、最も高い封止強度を有することが意図されるエリアである。外側に移動すると、テーパ形状の電極777は内部領域780から離れてテーパ形状となり、間隙が広がる。間隙が広がると、組織圧迫量が減少する。テーパ角は、例えば、約1~約30度の範囲内などの、任意の好適な角度であり得る。一実施形態において、テーパ角は約10度である。一実施形態において、外側領域782は、内部領域780から距離d、下降する。一実施形態では、距離dは約0.18 mm (0.007") である。いくつかの実施形態では、距離dは、例えば、約0.051 mm (0.002") ~ 約0.508 mm (0.020") の範囲内であってもよい。テーパ状表面を用いることで、顎の中の組織負荷は、約30%~約50%の範囲で減少し得る。いくつかの実施形態では、不活性電極は選択的にテーパ形状とされてもよく、又は活性電極及び不活性電極の両方がテーパ形状であってもよい。一般に、電極をテーパ形状にすることで、顎によって圧縮されることになる組織の量を減らし、切断要素に近接した組織が最も圧縮されることになる。いくつかの実施形態では、電極の接触表面にわたる組織圧迫に変化をもたらせるために、他の電極配置を実施することができる。一実施形態では、例えば、顎の長さに沿って狭い線接触で組織を圧縮するために、電極は円筒形である。かかる実施は全て本開示に包含される。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 8 】

いくつかの実施形態では、可動切断部材上の圧縮ピンとの間の相対距離は、動作ストロークの異なる段階で異なり得る。例えば、ピンは、ストロークの圧縮 / 切断部分中に比較的近づき、可動切断部材がエンドエフェクタの遠位端から後退し、エンドエフェクタの近位端に向って並進するとき比較的離れてもよい。可動ピンを備えた可動切断部材 8 4 0 が、図 2 3 A 及び図 2 3 B に示されている。可動切断部材 8 4 0 は、図 1 6 に示される図 1 6 と切断部材 5 4 0 と同様のバンド状 (banded) 切断部材として示されているが、任意の好適な可動切断部材を使用することができることを認識すべきである。可動切断部材 8 4 0 は、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 と、第 2 の顎閉鎖ピン 8 4 4 と、近位ピン 8 4 6 とを備える。第 1 及び第 2 の顎閉鎖ピン 8 4 2 及び 8 4 4 の少なくとも一方は、ピン 8 4 2 及び 8 4 4 を互いに対して移動させることができるように、スロット又はカム表面の中に入っている。図のように、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 がスロット 8 5 0 の中に位置付けられてもよい。スロット 8 5 0 は、可動切断部材 8 4 0 の長手方向軸 8 5 1 に対して傾斜している。一実施形態において、スロットの角度は約 5 度である。いくつかの実施形態では、スロットの角度は、例えば、約 2 度 ~ 約 3 0 度の範囲であってもよい。スロット 8 5 0 内の第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 の特定位置は、可動切断部材 8 4 0 の動作に依存する。図 2 3 A では、例えば、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 は、可動切断部材 8 4 0 が矢印 8 5 2 で示される方向に並進しているとき (例えば、切断中) に対応した位置で示されている。この位置では、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 は下方に追いやられ、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 と第 2 の顎閉鎖ピン 8 4 4 との間の垂直線間距離は距離 d_1 である。比較のため、図 2 3 B では、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 は、可動切断部材 8 4 0 が矢印 8 5 4 で示される方向に並進しているとき (例えば、後退中) に対応した位置で示されている。この位置では、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 は上方に追いやられ、第 1 の顎閉鎖ピン 8 4 2 と第 2 の顎閉鎖ピン 8 4 4 との間の垂直線間距離は距離 d_2 に増加し、 $d_2 > d_1$ である。認識されるように、 d_2 と d_1 との差は、少なくとも部分的にスロットの角度に基づいている。言い換えれば、スロットの角度が大きいほど、 d_2 と d_1 との差が大きくなる。顎閉鎖ピン 8 4 2 と顎閉鎖ピン 8 4 4 との間の反対方向の追加の離間距離は、圧縮間隙を大きくし、圧縮システムを後退させるのに必要な力を弱くする。

【 0 0 5 9 】

いくつかの実施形態では、動作ストローク中に閉鎖ピンが適切に後方 (下方) 及び前方 (上方) に移動するのを確実にするために、可動切断部材のバンドの中の付加的特徴部 (例えば、スロット、ノッチ部、又は切欠き) を用いてもよい。複数のバンドは、可動切断部材の前進運動又は反対運動に基づいて、スロット付きピンを上方又は下方に押すように調節されてもよい。非限定的な一実施形態による、並進バンドを有する可動切断部材 9 4 0 が図 2 4 に示されている。中央バンド 9 5 2 は垂直スロット 9 6 0 を有する。2 つの外側バンド 9 4 8 はそれぞれ、角度のついたスロット 9 5 0 を有する。角度のついたスロット 9 5 0 は、可動切断部材 9 4 0 の長手方向軸 9 5 1 に対して傾斜している。第 1 の顎閉鎖ピン 9 4 2 は、これら 3 つのバンドの間にある。切断ストローク中、外側バンド 9 4 8 は、中央バンド 9 5 2 に対して遠位方向に押され、第 1 の顎閉鎖ピン 9 4 2 は、角度のついたスロット 9 5 0 の近位端及び垂直スロット 9 6 0 の底部に向って押し進められる。この位置で、第 1 の顎閉鎖ピン 9 4 2 及び第 2 の顎閉鎖ピン 9 4 4 は、捕捉された組織に比較的高い圧縮量をかける。図 2 5 は、後退 / 戻りの間の可動切断部材 9 4 0 を示す。外側バンド 9 4 8 が中央バンド 9 5 2 に関して近位方向に引かれると、第 1 の顎閉鎖ピン 9 4 2 は、角度のついたスロット 9 5 0 の遠位端及び垂直スロット 9 6 0 の上部に向って押し進められ、それによって、第 1 の顎閉鎖ピン 9 4 2 と第 2 の顎閉鎖ピン 9 4 4 との間の垂直線間距離が広がる。この位置で、ピン 9 4 2 とピン 9 4 4 を離間する距離は組織圧迫量を減少し、可動切断部材 9 4 0 を後退させるのに必要な力を低減する。

【 0 0 6 0 】

いくつかの実施形態では、動作ストロークの様々な段階の間の中央バンド 9 5 2 及び外側バンド 9 4 8 の相対並進を容易にするために、押し込みブロックを使用してもよい。図

10

20

30

40

50

26は、切断ストローク中に押し込みブロック922に作動可能に連結される発射ロッド920の断面図を示す。発射ロッド920は、発射ロッド920が矢印902及び904で示される方向にそれぞれ選択的に前進及び/又は後退され得るように、外科用器具のトリガー（図示せず）に作動可能に連結され得る。押し込みブロック922は、遠位端面924と近位端面926とを有する。切断ストローク中（例えば、発射ロッド920が矢印902で示される方向に進められると）、可動切断部材940の3つのバンドは遠位端面924で整列する。切断ストローク中の可動切断部材940の斜視図が図27に示されている。この位置では、第1の顎閉鎖ピン942と第2の顎閉鎖ピン944との間の垂直線間距離は最小距離であり、最大組織圧迫を生じさせる。図28は、可動切断部材940の後退中（例えば、発射ロッド920が矢印904で示される方向に後退されるとき）の発射ロッド920の断面図を示す。後退中、可動切断部材940の3つのバンドは、近位端面926で整列する。後退中の可動切断部材940の斜視図が図29に示されている。この位置では、第1の顎閉鎖ピン942と第2の顎閉鎖ピン944との間の垂直線間距離は最大距離であり、減少した量の組織圧迫を提供する。

10

【0061】

いくつかの実施形態では、閉鎖ピンのうちの少なくとも1つは、2つ以上の独立した構成要素で構成される組立体であってもよい。図30は、閉鎖ピン組立体を含む可動切断部材960の斜視拡大図である。図31は、組み立てられた構成における図30の可動切断部材960の斜視図である。図31Aは、可動切断部材960の断面図である。図示の実施態様では、第1及び第2の閉鎖ピン962、964は組立体であり、近位ピン966は単体である。第1の閉鎖ピン962は、シャフト968と第1及び第2のリング970、972とを含み得る。シャフト968及び第1及び第2のリング970、972は、任意の好適な材料から製造され得る。一実施形態において、シャフト968は17-7PHステンレス鋼であり、第1及び第2のリング970、972は、TOUGHMETなどの合金である。第1及び第2のリング970、972は、例えば、シャフト968の上にプレス嵌めされてもよい。図のように、第2の閉鎖ピン964は、第1の閉鎖ピン962と同様に組み立てられてもよい。例えば、第2の閉鎖ピンは、シャフト974と第1及び第2のリング976、978とを含み得る。認識されるように、動作ストローク中、リング970、972、976、978は、関連エンドエフェクタの様々な閉鎖ピン軌道と接触する。

20

30

【0062】

シャフト968、974及びリング970、972、976、978の寸法は、エンドエフェクタの寸法に基づいて異なり得る。一実施形態では、例えば、シャフト968、974は、約1.016mm(0.0400")の外径を有し、+/-0.0051mm(0.0002")の許容誤差を伴う。一実施形態では、例えば、リング970、972、976、978は、約1.001(0.0394")の内径を有し、+/-0.0076mm(0.0003")の許容誤差を伴う。一実施形態では、例えば、リング970、972、976、978は、約1.78mm(0.070")の外径を有し、+/-0.0076mm(0.0003")の許容誤差を伴う。一実施形態では、第1の閉鎖ピン962と第2の閉鎖ピン964との間の距離 d_3 （図31A）は、約3.759mm(0.148")であってもよく、約+/-0.025mm(0.001")の許容誤差を伴う。

40

【0063】

一般に、一実施形態によると、リング970、972、976、978は、エンドエフェクタの軌道の中の閉鎖ピン962、968を捕捉するため、比較的大きな外径を可能にする。更に、比較的大きな外径のリング970、972、976、978は、軌道内で閉鎖ピン962、968が縁ぞりするのを防止することができ、この縁ぞりは詰りの原因となり得る。高いクランプ荷重などが原因で軌道が変形すると、比較的大きな直径のリング970、972、976、978はまた、閉鎖ピン962、964が軌道と係合したままであることを確実にするのに役立つ。更に、いくつかの実施形態では、閉鎖ピン962、964は、プロセス変動の原因を排除するピーニングプロセスを行わずに製造されても

50

よい。

【 0 0 6 4 】

いくつかの実施形態では、発射時の摩擦に対する懸念を低減するために、閉鎖ピンは軸受を組み込んでよい。図 3 2 は、ニードル軸受を備える閉鎖ピン 9 8 0 の分解組立図である。図 3 3 は、組み立て済みの閉鎖ピン 9 8 0 の断面図である。一実施形態において、閉鎖ピン 9 8 0 はシャフト 9 8 2 を備える。シャフトは、例えば、直径約 1 mm であってもよい。閉鎖ピン 9 8 0 は、第 1 の部分 9 8 5 と第 2 の部分 9 8 6 とを有する階段状のカラー 9 8 4 を備え得る。第 1 の部分 9 8 5 の外径は、第 2 の部分 9 8 6 の外径より大きくてもよい。閉鎖ピン 9 8 0 はまた、内側カラー 9 8 8 を備えていてもよい。組み立てると、内側カラー 9 8 8 及び階段状のカラー 9 8 4 はノッチ部 9 8 9 を画定する。認識されるように、ノッチ部 9 8 9 は関連可動切断部材（図示せず）を受容する。閉鎖ピン 9 8 0 は、第 1 の組及び第 2 の組のニードル軸受 9 9 0、9 9 1 を備えていてもよい。一実施形態において、ニードル軸受 9 9 0、9 9 1 の各ニードルは、直径約 0.254 mm (0.010") である。第 1 及び第 2 のホイール 9 9 2、9 9 3 は、第 1 の組及び第 2 の組のニードル軸受 9 9 0、9 9 1 をそれぞれ受容し得る。第 1 及び第 2 の端部カラー 9 9 4、9 9 5 は、例えば、プレス嵌め係合を用いてシャフト 9 8 2 に取り付けられてもよい。

10

【 0 0 6 5 】

エンドエフェクタの可動切断部材に接続されると、閉鎖ピン 9 8 0 のホイール 9 9 2、9 9 3 は、エンドエフェクタの軌道と係合し得る。可動切断部材がエンドエフェクタを通過して並進されると、ホイール 9 9 2、9 9 3 は、第 1 及び第 2 のセットのニードル軸受 9 9 0、9 9 1 によりシャフト 9 6 8 に対して回転することができる。結果的に、動作ストローク中に受け得る摩擦力を低減することができる。

20

【 0 0 6 6 】

いくつかの実施形態では、エンドエフェクタは、発射のための力及び/又は戻り力を、全体として助ける様々な特徴を含んでもよい。図 3 4 は、非限定的な一実施形態によるエンドエフェクタ 1 0 1 0 の斜視図である。図 3 5 は、エンドエフェクタ 1 0 1 0 の一部の断面図である。図 3 0 及び図 3 1 に示されるように、可動切断部材 1 0 4 0 は第 1 の顎閉鎖ピン 1 0 4 2 を有し、この第 1 の顎閉鎖ピン 1 0 4 2 は、傾斜スロット 1 0 5 0 を介して第 2 の顎閉鎖ピン 1 0 4 4 に対して並進し、2つのピンの間の離間距離を変更する。更に、第 1 の顎 1 0 2 0 A は、第 1 の顎閉鎖ピン 1 0 4 2 及び近位ピン 1 0 4 6 と係合するための複数勾配の軌道を備える。図のように、第 1 の顎 1 0 2 0 A は、図 1 9 に示されるエンドエフェクタ 6 1 0 と同様に、開放傾斜面 1 0 6 0 と、閉鎖傾斜面 1 0 5 0 と、隆起部 1 0 5 2 と、傾斜した部分 1 0 5 4 と、を備える。

30

【 0 0 6 7 】

可動切断部材に関連する様々なピンを、任意の好適な技術を用いて固定することができる。一実施形態において、ピンは、キースロット技術を用いて、複数バンドからなる可動切断部材に固定されてもよい。そのような実施形態では、図 3 6 に示されるような階段状のピン 1 1 4 2 を使用してもよい。階段状のピン 1 1 4 2 は、長手方向軸 1 1 3 0 を有し、長手方向軸 1 1 3 0 は、異なる外径を有する長手方向軸 1 1 3 0 に沿う少なくとも2つの部分を有する。一実施形態において、中間部分 1 1 4 4 は、第 1 の外側部分 1 1 4 6 及び第 2 の外側部分 1 1 5 2 よりも小さい直径を有する。図 3 7 A 及び図 3 7 B は、非限定的な一実施形態による外側バンド 1 1 4 8 及び 1 1 4 9 を示す。外側バンド 1 1 4 8 及び 1 1 4 9 のそれぞれは、一端がより大きな開口 1 1 5 1 を備えるスロット 1 1 5 0 を有する。外側バンド 1 1 4 8 上の開口 1 1 5 1 は、外側バンド 1 1 4 9 と比べると、スロット 1 1 5 0 の反対端の上にある。開口 1 1 5 1 は幅 w_1 を有し、スロット 1 1 5 0 は幅 w_2 を有する。幅 w_2 は、階段状のピン 1 1 4 2 の第 1 の外側部分 1 1 4 6 及び第 2 の外側部分 1 1 5 2 の一方の外径よりもわずかに大きくてもよい。幅 w_1 は、中間部分 1 1 4 4 の外径よりもわずかに大きい、第 1 及び第 2 の外側部分 1 1 4 6 及び 1 1 5 2 の直径よりも小さくてもよい。可動切断部材を組み立てるため、2つの外側バンド 1 1 4 8 及び 1 1 4 9 を、開口 1 1 5 1 が整列するように位置付ける。図 3 8 A は、中央バンド 1 1 5 2 を

40

50

挟む2つのバンド1148及び1149を示し、それらの開口1151は整列されている。階段状のピン1142を固定するため、ピンを、整列した開口1151を通して挿入し（図38Bに示されるように）、スロット1150の幅狭部分が階段状のピン1142を適所に閉じ込めるように、バンド1148を反対方向に引っ張る。図39は、第1の顎鎖ピン1142が固定された後の可動切断部材1140の上部遠位端の斜視図である。

【0068】

特定の動作条件の間、外科用器具は過荷重状態になる場合がある。例えば、大血管又は大きな組織束を封止しかつ切断する場合、顎をクランプし、切断要素を遠位方向に駆動するのに必要な力は、装置の様々な構成要素に過剰な荷重をかける。一実施形態では、装置の過荷重状態を防止するために、力が荷重閾値に達すると意図的に折れる剪断ピンを使用してもよい。図40は、非限定的な一実施形態による剪断ピン1200を示す。例えば、剪断ピン1200は、任意の好適な材料、例えば、アルミニウム（例えば、アルミニウム合金2024）又は鋼から製造されてもよく、又は該材料を含んでもよい。一実施形態において、剪断ピン1200は、過荷重状態の間に2つの位置で剪断する。第1の剪断溝1202は、剪断ピン1200の一端に位置付けられ、第2の剪断溝1204は、剪断ピン1200の反対端に位置付けられる。認識されるように、いくつかの実施形態では、任意の好適な位置に位置決めされた単一剪断溝を用いてもよい。剪断ピン1200の寸法は、用途及び動作閾値によって決定され得る。いくつかの実施形態では、剪断ピン1200は、関連外科用器具の構成要素を損傷する可能性がある力よりも低い、約60lbfで剪断してもよい。剪断ピンは、トリガー組立体に組み込まれて、剪断が生じた後にトリガーの自由運動を可能にすることができる。図41は、剪断ピン1200を含むトリガー組立体1210の簡略版である。トリガー1210は、発射ロッド1214に直線運動を付与するため、枢軸1212を中心に旋回可能である。発射ロッド1214は、その遠位端においてエンドエフェクタ（図示せず）に作動可能に連結される。発射ロッド1214は、剪断ピン1200を受容する孔1216を画定する。トリガー1210は、クレイドル（cradle）1220と連結され、クレイドル1220は、剪断ピン1200の剪断溝1202に作動可能に連結される。トリガー1210からの力は、剪断ピン1200を通してエンドエフェクタ（図示せず）に伝達される。トリガー1210は、例えば、エンドエフェクタの中のナイフを遠位方向に進めることができる。非過荷重状態の間にトリガー1210が矢印1222で示す方向に回転することにより、発射ロッド1214を遠位方向（例えば、矢印1224で示される方向）に並進させる。しかしながら、過荷重事象の間、クレイドル1220によって剪断溝1202に伝えられる力は、剪断溝1202において剪断ピン1200を剪断し、トリガー1210を発射ロッド1214から分離する。

【0069】

図42は、様々な内部構成要素を示すためにハウジングの一部が除去された状態の外科用器具1230を示す。外科用器具1230は、剪断ピン1240（図44）を過荷重部材として組み込んでいる。図43は、明確にするために様々な構成要素が除去された状態の、トリガー組立体1232の一部の拡大図である。図44は、明確にするために様々な構成要素が除去された状態の、トリガー組立体1232の様々な構成要素の分解組立図である。図42～図44を参照すると、外科用器具1230は概ね、前述の実施形態と同様に動作し得る。例えば、経路1236に沿ったトリガー1234の動きは、エンドエフェクタ（図示せず）を作動させることができる。例えば、エンドエフェクタは顎を有し、その顎を通してナイフが並進する。エンドエフェクタの動作は、トリガー1234及びラック1240に作動可能に連結されるギア組立体1238によって駆動され得る。トリガー組立体1232は、操作者がトリガー1234を経路1236に沿って動かすと、枢軸ピン1240を中心に旋回する。トリガー組立体は、第1のトリガー側板1242と、第2のトリガー側板1244を備え、それらの間にトリガー中央板1246が配置される。トリガー中央板1246は、トリガー1234に連結されてもよい。以下により詳細に論じられるように、戻りピン1248は、トリガー中央板1246に連結され、第1のトリガー側板1242によって画定される戻りスロット1250の中に入れてもよい。第2のト

10

20

30

40

50

リガー側板 1 2 4 4 は、戻りスロット 1 2 5 0 と同様であり、かつ戻りピン 1 2 4 0 の一部を受容するように構成された、スロットを画定し得る。作動板 1 2 5 2 もまた、トリガー 1 2 3 4 が作動すると枢軸ピン 1 2 4 0 を中心に回転することができ、それにより、ラック 1 2 5 4 がギア組立体 1 2 3 8 と係合し、最終的にはエンドエフェクタを作動させる。

【 0 0 7 0 】

図 4 4 に示されるように、第 1 及び第 2 のトリガー側板 1 2 4 2、1 2 4 4 はそれぞれ、第 1 及び第 2 の切断ピン孔 1 2 6 0、1 2 6 2 をそれぞれ画定し得る。切断ピン 1 2 4 0 は、第 1 及び第 2 の切断ピン孔 1 2 6 0、1 2 6 2 によって受容され得る。組み立てられると、切断ピン 1 2 4 0 の中央部分 1 2 6 4 は、トリガー中央板 1 2 4 6 (図 4 3) の孔に係合し得る。切断ピン 1 2 4 0 は、第 1 及び第 2 のトリガー側板 1 2 4 2、1 2 4 4 とそれぞれ係合する第 1 及び第 2 の末端部 1 2 6 6、1 2 6 8 を有し得る。切断ピン 1 2 4 0 は、第 1 の末端部 1 2 6 6 と中央部分 1 2 6 5 4 の中間に位置付けられた第 1 の切断溝 1 2 7 0、及び中央部分 1 2 6 5 4 と第 1 の末端部 1 2 6 6 の中間に位置付けられた第 2 の切断溝 1 2 7 2 を画定し得る。

【 0 0 7 1 】

図 4 2 ~ 図 4 4 を参照すると、一実施形態において、組織を把持ための顎を備えたエンドエフェクタの中のナイフ (図示せず) を遠位方向に進めるために、外科用器具 1 2 3 0 を使用することができる。荷重が高くなりすぎると、第 1 及び第 2 のトリガー側板 1 2 4 2、1 2 4 4 は、切断ピン 1 2 4 0 の第 1 及び第 2 の末端部 1 2 6 6、1 2 6 8 に過剰な力を加える。最終的には、切断ピン 1 2 4 0 は、切断溝 1 2 7 0、1 2 7 2 の一方又は両方において折れる。切断ピン 1 2 4 0 が折れると、第 1 及び第 2 のトリガー側板 1 2 4 2、1 2 4 4 がトリガー中央板 1 2 4 6 から分離するので、トリガー 1 2 3 4 はそれ以上ナイフを前方に押すことができない。しかしながら、切断ピン 1 2 4 0 が折れた後、戻りピン 1 2 4 8 により、戻りスロット 1 2 5 0 との係合を介して、トリガー 1 2 3 4 はナイフを引き戻すことができる。従って、一実施形態では、たとえトリガー 1 2 3 4 がもはやナイフを遠位方向に進めることができなくても、トリガー 1 2 3 4 を使用して、戻りピン 1 2 4 8 と第 1 及び第 2 のトリガー側板 1 2 4 2、1 2 4 4 の結合を介してナイフを後退させることができる。ナイフが後退したら、エンドエフェクタの顎が開き、組織が取り外される。このように、一実施形態では、過荷重状態を経験した後、トリガー 1 2 3 4 はナイフを前方に押すのを妨げられるが、それでもやはり、エンドエフェクタを捕捉された組織から係合解除するためにナイフを戻すことができる。切断ピン 1 2 4 0 は電気外科用器具との関連で例示されているが、例えば、他のタイプの外科用器具、例えば、組織をクランプ、切断、及びステープルするためのエンドカッターなどと共に使用することも可能である。

【 0 0 7 2 】

いくつかの実施形態では、エンドエフェクタの様々な構成要素に加わる可能性がある最大力量を制限するための他の機能が、外科用装置に組み込まれてもよい。一実施形態では、例えば、バネ、又は一連のバネは、エンドエフェクタに加わる最大力を制限する圧縮手段として機能し得る。バネに所望の最大圧縮荷重量を予め荷重載荷し、過荷重力が加えられたときだけ並進する (例えば、圧縮する) ようにしてもよい。バネは、性質上軸方向であり、圧縮バネ、皿バネ、ダイスプリング (die spring)、又は他のタイプの線形バネ部材といった任意の好適なタイプであってもよい。通常の動作荷重の間、圧縮部材は一般に、中実部材として動作する。圧縮力は、例えば、発射ロッドを介してトリガーから可動切断部材に直接送られる。しかしながら、荷重応力が加わると、過剰な力を吸収し、エンドエフェクタに伝わる力の量を制限するために、圧縮部材は圧縮する。一実施形態において、圧縮部材を圧縮するのに必要な力の量は、エンドエフェクタの構成要素を故障させることになる力の量よりも小さい。

【 0 0 7 3 】

図 4 5 は、非限定的な一実施形態による外科用器具のドライブシャフトの内部に取り付

けられた圧縮部材1300を示す。発射ロッド1302は、トリガー（図示せず）からの力を可動切断部材1340に伝える。圧縮部材1300は、一連の皿ワッシャとして図示されているが、任意の好適な圧縮部材を使用することが可能である。図45Aは図45の断面図である。プランジャ1304は押し込みブロック1306と作動可能に係合される。過荷重応力が加わると、発射ロッド1302は、圧縮部材1300の圧縮により、プランジャ1304に対して並進する。いくつかの実施形態では、発射ロッド1302はピン1308と連結されてもよく、プランジャ1304は部材1310と作動可能に連結されてもよい。部材1310は、ピン1308を受容するためのスロット1312を画定し得る。過荷重状態の間、圧縮部材1300が圧縮すると、ピン1308はスロット1312に対して並進し得る。したがって、スロット1312の長手方向の長さは、プランジャ1304に対する発射ロッド1302の相対並進を制限することができる。

10

【0074】

本明細書に記載した装置の実施形態は、最小侵襲性又は開放外科的手法を用いて患者内部に導入することができる。場合によっては、最小侵襲性及び開放外科的手法の組み合わせを利用して、装置を患者内部に導入することが有利である可能性がある。最小侵襲性手法は診断及び治療手順に、より正確で効率的な処置領域へのアクセスをもたらすことができる。患者内の内部処置領域に到達するために、本明細書に記載した装置を例えば口、肛門、及びノ又は膣等の身体の自然開口部を通して挿入することができる。患者の自然開口部を通して患者内へ様々な医療装置を導入することにより行われる最小侵襲性手技は、NOTES（商標）手技として公知である。装置のいくつかの部分は、経皮的に、又は小さいキーホール切開部を通して、組織処置領域へ導入することができる。

20

【0075】

内視鏡最小侵襲性外科及び診断医療手技は、小さいチューブを身体内に挿入することにより内部器官を評価及び処置するのに使用される。内視鏡は、剛性又は可撓性チューブを有し得る。可撓性内視鏡は、自然身体開口部（例えば、口、肛門及びノ又は膣）のいずれかを通して、又は相対的に小さいキーホール切開の切開部（通常0.5～1.5cm）通してトカロールにより導入され得る。内視鏡を使用して、病変等の異常組織又は疾病組織を含む内部器官の表面状態及び他の表面状態を観察し、目視検査及び写真のために画像を取得することができる。内視鏡は、作業溝により処置領域に医療用器具を導入して、生検を採取し、異物を回収し、及びノ又は外科的手技を行うように適合及び構成させることができる。

30

【0076】

好ましくは、本明細書に記載される装置の様々な実施形態は、外科処置の前に処理される。まず、新しい又は使用済みの器具を得て、必要に応じて洗浄する。次に、器具を滅菌することができる。1つの滅菌法では、プラスチック又はTYVEK（登録商標）バッグなどの、閉鎖かつ密閉された容器に器具を入れる。次いで容器及び器具を、ガンマ線、X線又は高エネルギー電子線などの、容器を貫通することができる放射線野の中に置く。この放射線によって器具上及び容器内の細菌が殺菌される。滅菌された器具は、その後、無菌容器内で保管することができる。密封容器は医療施設において開封されるまで器具を無菌状態に保つ。線若しくは線、エチレンオキシド、及びノ又は蒸気を含む他の滅菌技術を、当業者に既知の任意の数の方法によって実施することができる。

40

【0077】

特定の開示された実施形態と結びつけて本明細書で装置の様々な実施形態について説明したが、それらの実施形態に対して多数の修正及び変更が実施可能である。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが採用され得る。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の「特許請求の範囲」は、このような改変及び変形を全て有効範囲とするものである。

【0078】

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

50

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組み込むと称されているが現行の定義、記載、又は本明細書に記載されている他の開示物と矛盾するいずれの事物、又はそれらの部分は、組み込まれた事物と現行の開示事物との間に矛盾が生じない範囲でのみ組み込まれるものとする。

【 0 0 7 9 】

〔実施の態様〕

- (1) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、
 ハンドルであって、
 トリガー、及び
 電気入力部、を備える、ハンドルと、
 前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を備え、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、
 長手方向軸及び切開面を画定するエンドエフェクタであって、
 第 1 の顎部材と、
 第 2 の顎部材であって、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材の少なくとも一方は、前記第 1 の顎部材と前記第 2 の顎部材との中間に組織をクランプするために、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材のもう一方に対して移動可能である、第 2 の顎部材と、
 前記導体と電氣的に結合された電極と、
 前記第 1 及び第 2 の顎部材の一方と連結され、かつ前記長手方向軸に沿って延びる第 1 及び第 2 の組織係合表面であって、前記第 1 及び第 2 の組織係合表面のそれぞれは、内側部分と外側部分とを有し、前記第 1 及び第 2 の組織係合表面は、前記切開面に対して傾斜している、第 1 及び第 2 の組織係合表面と、を備える、エンドエフェクタと、
 を備える外科用器具。
- (2) 前記電極が、
 第 1 の外縁を有する第 1 の側方部分と、
 第 2 の外縁を有する第 2 の側方部分と、
 前記第 1 の側方部分と前記第 2 の側方部分とを接続する横断部分と、
 を含み、前記第 1 及び第 2 の組織係合表面が、前記第 1 の外縁と前記第 2 の外縁との中間に位置付けられる、実施態様 1 に記載の外科用器具。
- (3) 前記電極の前記第 1 の側方部分と前記電極の前記第 2 の側方部分が、集合的に、V字型の形状を画定する、実施態様 2 に記載の外科用器具。
- (4) 前記第 1 の顎部材上の導電性の第 1 の停止部と、前記第 2 の顎部材上の導電性の第 2 の停止部とを備え、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材が閉位置にあるとき、前記第 1 の停止部は前記第 2 の停止部と対向し、前記第 1 の導電性停止部部材が前記導電性の第 2 の停止部部材と接触すると前記電極と導電性の戻り経路との間に隙間を形成する、実施態様 1 に記載の外科用器具。
- (5) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、
 ハンドルであって、
 トリガー、及び
 電気入力部、を備える、ハンドルと、
 前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を備え、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、
 長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、
 第 1 の顎部材と、
 第 2 の顎部材であって、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第 1 の顎部材と前記第 2 の顎部材との中間に組織をクランプするた

10

20

30

40

50

めに、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して、開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第2の顎部材と、

不活性電極組織接触面を有する不活性電極と、

第1の活性電極組織接触面と第2の活性電極組織接触面とを有する活性電極であって、前記活性電極は前記導体と電氣的に結合され、前記第1の活性電極組織接触面は、前記閉位置において前記不活性電極組織接触面と略平行であり、前記第2の活性電極組織接触面は、前記閉位置において前記不活性電極組織接触面に対して一般に傾斜している、活性電極と、を備える、エンドエフェクタと、

を備える外科用器具。

【0080】

(6) 前記活性電極がV字型の断面形状を画定する、実施態様5に記載の外科用器具。

(7) 前記第1の顎が、組織把持面を有する歯を備え、前記組織把持面が、前記閉位置において前記第2の活性電極組織接触面と略平行である、実施態様5に記載の外科用器具。

(8) 前記活性電極が、第1の垂直構成要素と第2の垂直構成要素とを備え、前記第1及び第2の垂直構成要素が、前記エンドエフェクタの切開面と略平行である、実施態様5に記載の外科用器具。

(9) 前記閉位置にあるとき、前記活性電極組織接触面の側面境界が、前記第1の不活性電極組織接触面の側面境界から横方向にオフセットする、実施態様5に記載の外科用器具。

(10) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルであって、

トリガー、及び

電気入力部、を備える、ハンドルと、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

第1の顎部材と、

第2の顎部材であって、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第1の顎部材と前記第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して、開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第2の顎部材と、

前記導体と接続され、かつ複数の隆起面を備える第1の電極と、

前記閉位置にあるときに前記第1の電極に対向する組織接触面であって、前記組織接触面は複数の窪みを画定し、前記窪みは、前記第1及び第2の顎部材が前記閉位置にあるときに前記複数の隆起面を受容するように位置決めされる、組織接触面と、を含む、エンドエフェクタと、

を備える、外科用器具。

【0081】

(11) 前記複数の隆起面及び前記複数の窪みが、格子状に配置される、実施態様10に記載の外科用器具。

(12) 前記電極が少なくとも20個の隆起面を備える、実施態様10に記載の外科用器具。

(13) 前記複数の隆起面が、約0.508mm(0.020")の高さを有し、前記複数の窪みが、約0.508mm(0.020")の深さを有する、実施態様10に記載の外科用器具。

(14) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルであって、

トリガー、及び

10

20

30

40

50

電気入力部、を備える、ハンドルと、
前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

第 1 の顎部材と、

第 2 の顎部材であって、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第 1 の顎部材と前記第 2 の顎部材との間に組織をクランプするために、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材のもう一方に対して、開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第 2 の顎部材と、

10

溝を画定する前記第 1 及び第 2 の顎部材と、

遠位端を有する切断部材であって、前記切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成され、前記切断部材は、後退位置と完全前進位置との間で前記溝に沿って並進するように構成され、前記切断部材は、少なくとも第 1、第 2、及び第 3 のバンドを備え、前記第 2 のバンドは前記第 1 のバンドと前記第 3 のバンドとの間に配置され、かつ鋭利な遠位切断要素を含む、切断部材と、

前記切断部材から延びる少なくとも 1 つの圧縮要素であって、前記少なくとも 1 つの圧縮要素は、前記切断部材が前記第 1 の顎部材に対して前記後退位置を越えて並進するとき、前記第 1 及び第 2 の顎を前記開位置から前記閉位置へと動かすために、前記第 1 及び第 2 の顎の一方と係合する、少なくとも 1 つの圧縮要素と、を備える、エンドエフェクタと、

20

を備える、外科用器具。

(1 5) 前記第 1 の顎が第 1 の軌道を含み、前記第 2 の顎が第 2 の軌道を含み、前記少なくとも 1 つの圧縮要素が、前記第 1 の軌道の中を移動する第 1 の圧縮要素と、前記第 2 の軌道の中を移動する第 2 の圧縮要素とを含む、実施態様 1 4 に記載の外科用器具。

【 0 0 8 2 】

(1 6) 前記第 1 の軌道が、前記第 1 の圧縮要素と係合する第 1 の遠位停止部を備え、前記第 2 の軌道が、前記第 2 の圧縮要素と係合する第 2 の遠位停止部を備える、実施態様 1 5 に記載の外科用器具。

(1 7) 前記溝が、前記第 1 及び第 2 の軌道よりも遠くの遠位方向に延びる、実施態様 1 5 に記載の外科用器具。

30

(1 8) 前記第 1 及び第 3 のバンドが、前記鋭利な遠位切断要素に近接して漏斗状部分を含む、実施態様 1 4 に記載の外科用器具。

(1 9) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルと、

トリガーと、

電気入力部と、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

40

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

前記長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える第 1 の顎部材と、

第 2 の顎部材であって、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第 1 の顎部材と前記第 2 の顎部材との間に組織をクランプするために、前記第 1 の顎部材及び前記第 2 の顎部材のもう一方に対して開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第 2 の顎部材と、

溝を画定する前記第 1 及び第 2 の顎部材と、

遠位端を含む切断部材であって、前記切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成され、前記切断部材は、後退位置と完全前進位置との間で前記溝に沿って並進するように構成される、切断部材と、

50

前記切断部材から延び、かつ前記カム化圧縮面と接触する少なくとも1つの圧縮要素であって、前記少なくとも1つの圧縮要素は、前記切断部材が前記後退位置を越えて前記第1及び第2の顎部材に対して並進するとき、前記第1及び第2の顎を前記開位置から前記閉位置に移動させるために、前記カム化圧縮面と係合する、少なくとも1つの圧縮要素と、を備える、エンドエフェクタと、

を備える外科用器具。

(20) 前記少なくとも1つの圧縮要素及び前記カム化圧縮面の少なくとも一方が、少なくとも1種の摩擦低減コーティングを含む、実施態様19に記載の外科用器具。

【0083】

(21) 前記摩擦低減コーティングが、ホウ素アルミニウムマンガン、窒化アルミニウムチタン、及び窒化チタン、ダイヤモンド状炭素、二硫化モリブデンチタン、並びに炭化バナジウムのうちの1つである、実施態様19に記載の外科用器具。

(22) 前記エンドエフェクタの少なくとも一部がスピノーダル銅で構成される、実施態様19に記載の外科用器具。

(23) 前記切断部材が、第1の外側バンド、中央バンド、及び第2の外側バンド、前記中央バンドで構成され、前記第1の外側バンド及び前記第2の外側バンドの少なくとも一方が、前記中央バンドに対して並進可能である、実施態様19に記載の外科用器具。

(24) 前記第1の外側バンド、中央バンド、及び第2の外側のそれぞれが、全体として、前記少なくとも1つの圧縮要素を受容するように寸法設定された開口を画定する、実施態様23に記載の外科用器具。

(25) 前記中央バンドが垂直スロットを画定し、前記第1及び第2の外側バンドが、前記垂直ノッチ部に対して角度を成すノッチ部を画定し、前記垂直スロット及び前記ノッチ部が、全体として、前記少なくとも1つの圧縮要素を受容するように寸法設定された開口を画定する、実施態様23に記載の外科用器具。

【0084】

(26) 前記第1及び第2の外側バンドが、前記切断部材が前記後退位置から前記完全前進位置に並進すると、前記中央バンドに対して遠位方向に並進し、前記第1及び第2の外側バンドが、前記切断部材が前記完全前進位置から前記後退位置に並進すると、前記中央バンドに対して近位方向に並進する、実施態様23に記載の外科用器具。

(27) 前記少なくとも1つの圧縮要素が、長手方向軸を有し、かつ前記長手方向軸に沿って少なくとも2つの異なる外径を有するピンである、実施態様19に記載の外科用器具。

(28) 前記ピンが第1の直径と第2の直径とを有し、前記第1の直径が前記第2の直径よりも大きく、前記第1の外側バンドが、第1及び第2の幅を有するスロットを画定し、前記第1の幅が前記第1の直径よりも大きく、前記第2の幅が、前記第1の直径未満だけ前記第2の直径よりも大きい、実施態様27に記載の外科用器具。

(29) 前記少なくとも1つの圧縮要素が、シャフトと、第1のリングと、第2のリングとを含む組立体である、実施態様27に記載の外科用器具。

(30) 前記少なくとも1つの圧縮要素がころ軸受を含む、実施態様27に記載の外科用器具。

【0085】

(31) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルと、

トリガーと、

電気入力部と、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

前記長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える第1の顎部材と、

10

20

30

40

50

第2の顎部材であって、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第1の顎部材と前記第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第2の顎部材と、

溝を画定する前記第1及び第2の顎部材と、

遠位端を含む切断部材であって、前記切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成され、前記切断部材は、後退位置と完全前進位置との間で前記溝に沿って並進するように構成され、前記切断部材は切開面を画定する、切断部材と、

テーパ形状の組織接触面を備える電極と、を備える、エンドエフェクタと、

を備える外科用器具。

(32) 前記テーパ形状の組織接触面のテーパ角が約10度である、実施態様31に記載の外科用器具。

(33) 前記テーパ形状の電極が内側部分と外側部分とを含み、前記内側部分が前記溝に近接しており、前記内側部分の表面と前記外側部分の表面との間の垂直距離が、約0.051mm(0.002")~約0.508mm(0.020")の範囲内である、実施態様31に記載の外科用器具。

(34) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルであって、

トリガー、

前記トリガーに動作可能に連結される過荷重部材、及び

電気入力部、を備える、ハンドルと、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

第1の顎部材と、

第2の顎部材であって、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材の少なくとも一方は、前記第1の顎部材と前記第2の顎部材との中間に組織をクランプするために、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して移動可能である、第2の顎部材と、

前記導体と電氣的に結合された電極と、を備える、エンドエフェクタと、

を備える外科用器具。

(35) 前記過荷重部材が、少なくとも1つの剪断溝を備える剪断ピンである、実施態様34に記載の外科用器具。

【0086】

(36) 前記剪断ピンがアルミニウムを含む、実施態様35に記載の外科用器具。

(37) 前記過荷重部材が、円板バネ(spring disk)、ダイスプリング、及び線形バネのうちの1つを含む、実施態様34に記載の外科用器具。

(38) 前記過荷重部材が複数の円板バネを含む、実施態様37に記載の外科用器具。

(39) 組織にエネルギーを供給するための外科用器具であって、前記外科用器具は、ハンドルと、

トリガーと、

電気入力部と、

前記ハンドルから延びるシャフトであって、前記シャフトは導体を含み、前記トリガーは、前記電気入力部と前記導体とを電氣的に結合するために選択的に作動可能である、シャフトと、

長手方向軸を画定するエンドエフェクタであって、

前記長手方向軸に沿ってカム化圧縮面を備える第1の顎部材と、

第2の顎部材であって、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材の少なくとも一方は、閉位置において前記第1の顎部材と前記第2の顎部材との中間に組織をクランプするた

10

20

30

40

50

めに、前記第1の顎部材及び前記第2の顎部材のもう一方に対して開位置と前記閉位置との間で移動可能である、第2の顎部材と、

溝を画定する前記第1及び第2の顎部材と、

遠位端を含む切断部材であって、前記切断部材は、少なくとも部分的に前記溝の中に嵌合するように寸法設定及び構成され、前記切断部材は、後退位置と完全前進位置との間で前記溝に沿って並進するように構成される、切断部材と、

第1の圧縮要素と、ある距離離間した第2の圧縮要素とを含む前記切断部材であって、前記第1の圧縮要素は前記第1の顎部材と係合可能であり、前記第2の圧縮要素は前記第2の顎部材と係合可能であり、前記第1の圧縮要素は前記切断部材に対して移動可能である、前記切断部材と、を備える、エンドエフェクタと、

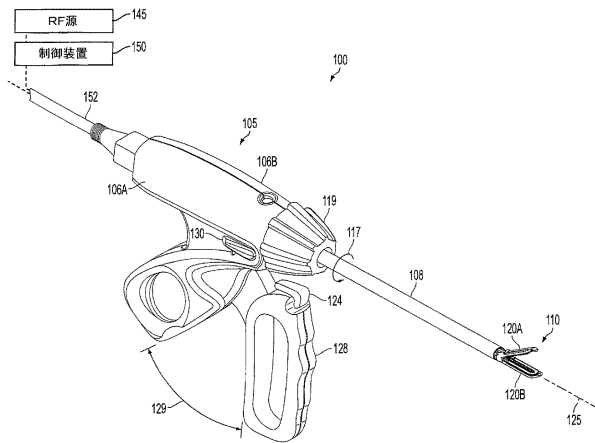
を備える外科用器具。

(40) 前記第1の圧縮要素と前記第2の圧縮要素との間の前記距離が可変距離である、実施態様39に記載の外科用器具。

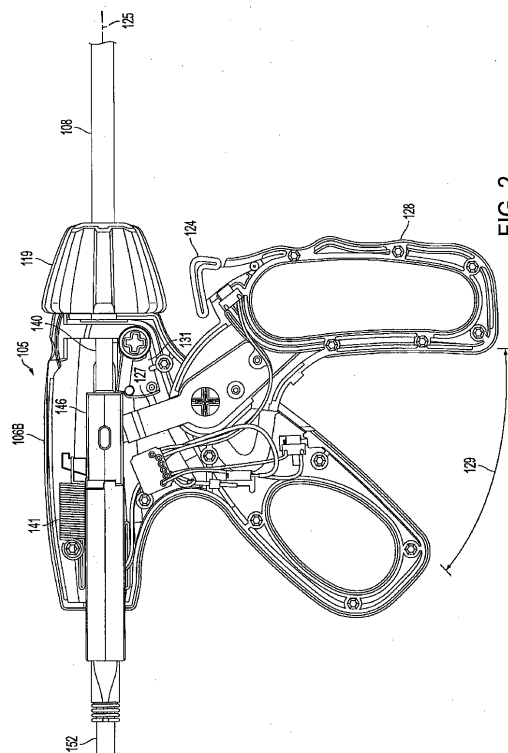
【0087】

(41) 前記第1の圧縮要素と前記第2の圧縮要素との間の前記可変距離が、前記切断部材が前記後退位置から前記完全前進位置まで並進する際の第1の距離であり、前記第1の圧縮要素と前記第2の圧縮要素との間の前記距離が、前記切断部材が前記完全前進位置から前記後退位置まで並進する際の第2の距離であり、前記第2の距離が前記第1の距離より長い、実施態様40に記載の外科用器具。

【図1】



【図2】



【 図 3 】

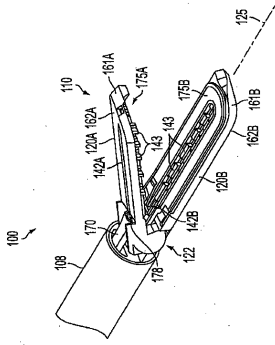


FIG. 3

【 図 4 】

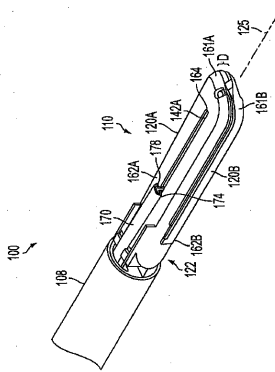


FIG. 4

【 図 5 】

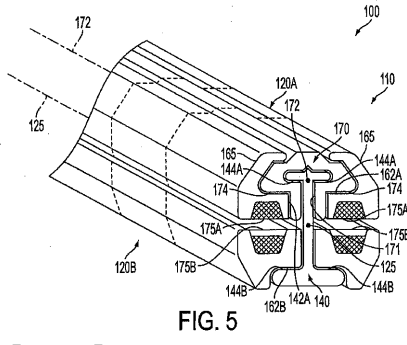


FIG. 5

【 図 6 】

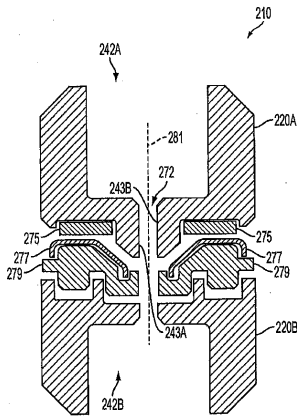


FIG. 6

【 図 6 A 】

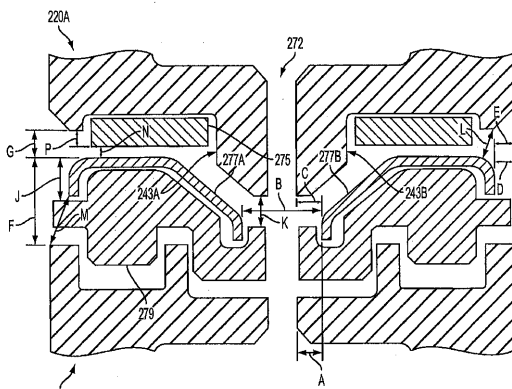


FIG. 6A

【 図 7 】

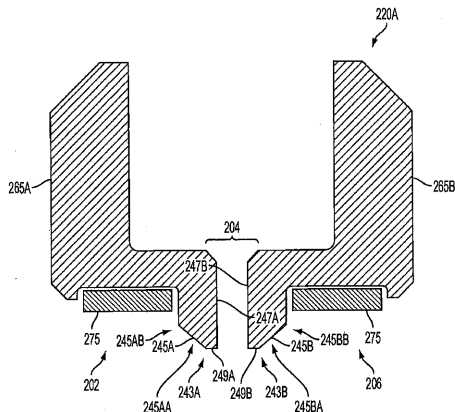


FIG. 7

【 図 7 A 】

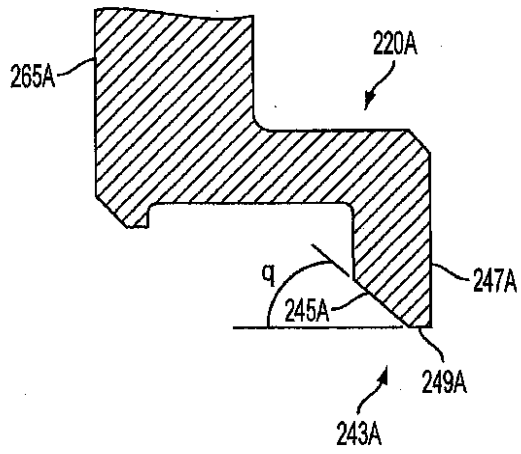
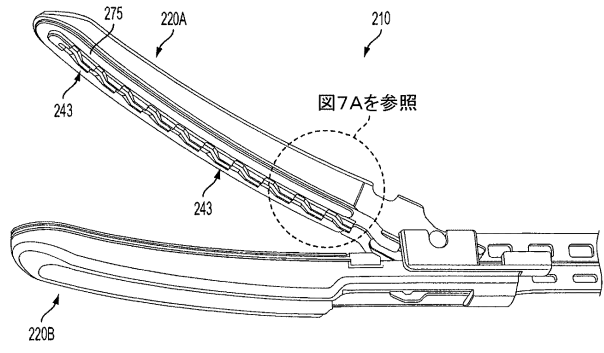


FIG. 7A

【 図 8 】



【 図 8 A 】

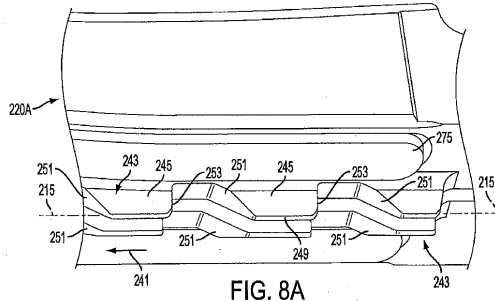


FIG. 8A

【 図 9 】

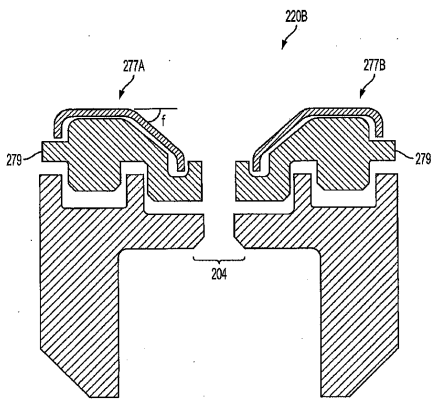


FIG. 9

【 図 10 】

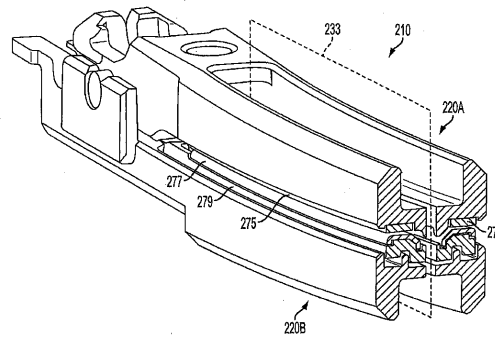


FIG. 10

【 図 9 A 】

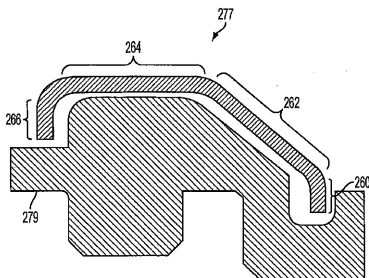


FIG. 9A

【 図 11 】

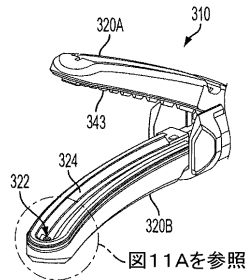


図 11A を参照

【 1 1 A 】

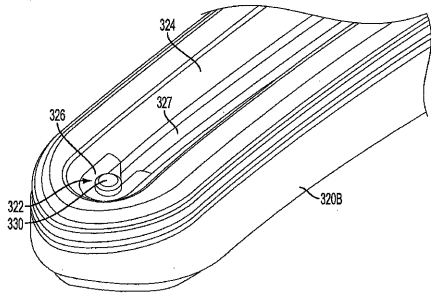


FIG. 11A

【 1 2 】

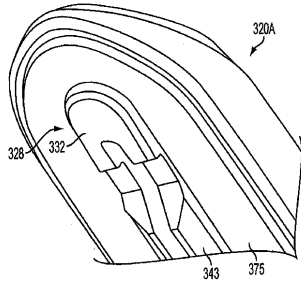


FIG. 12

【 1 3 A 】

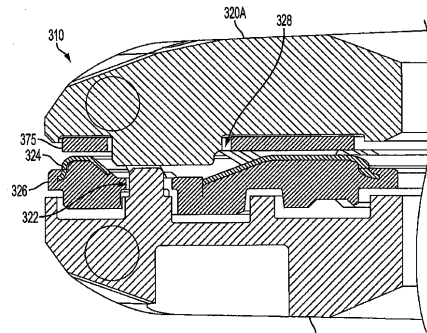


FIG. 13A

【 1 3 B 】

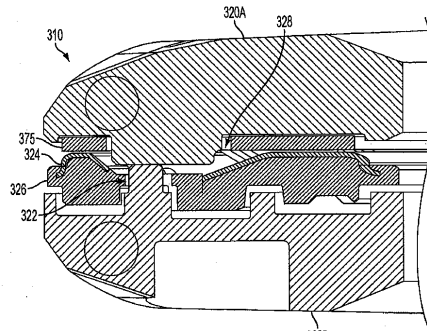


FIG. 13B

【 1 4 】

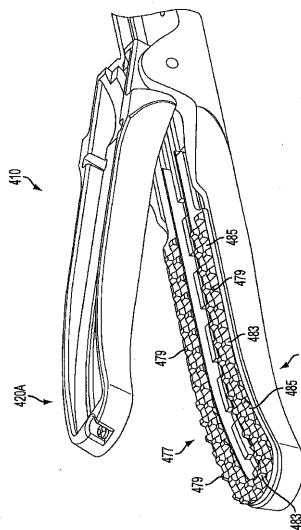


FIG. 14

【 1 5 】

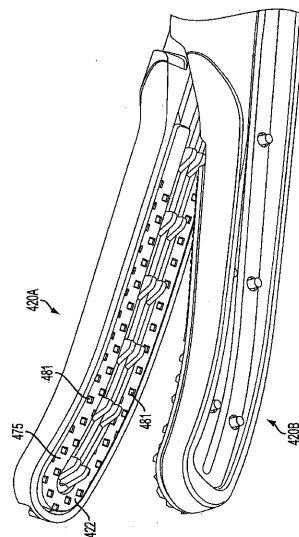


FIG. 15

【 16 】

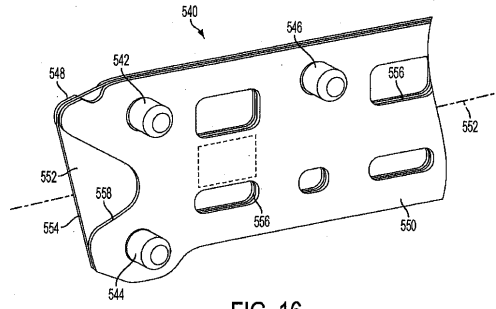


FIG. 16

【 17 】

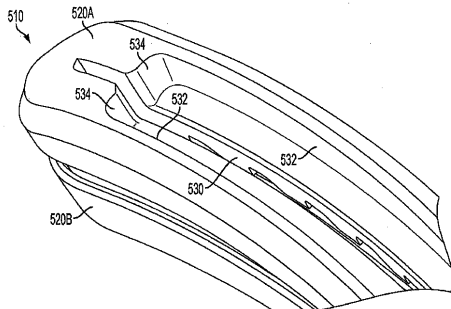


FIG. 17

【 18 】

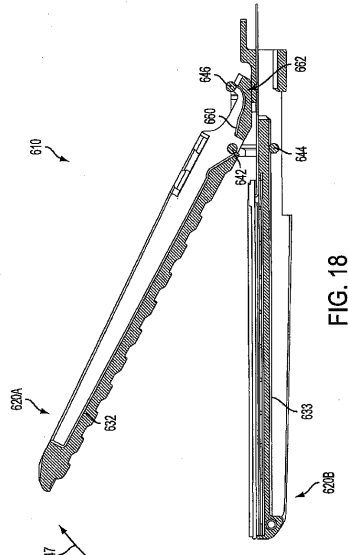


FIG. 18

【 19 】

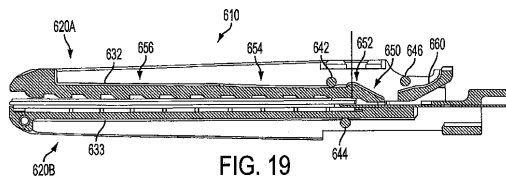


FIG. 19

【 20 】

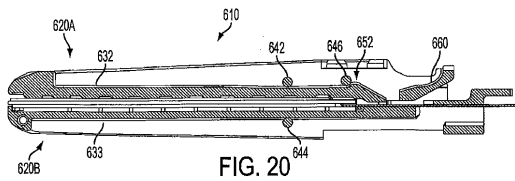


FIG. 20

【 21 】

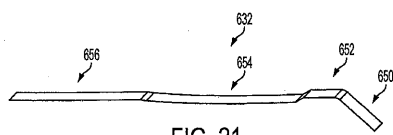


FIG. 21

【 22 】

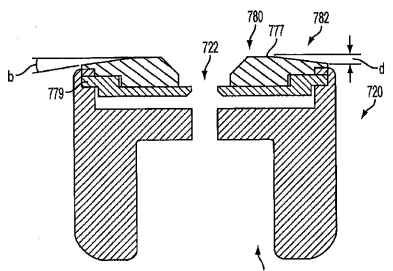


FIG. 22

【 23 A 】

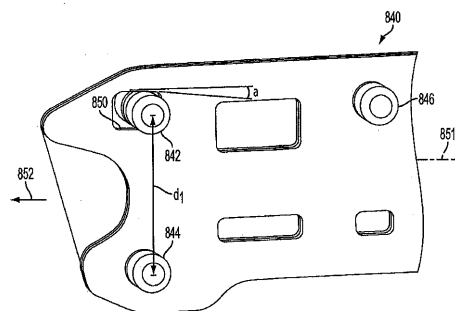


FIG. 23A

【 23 B 】

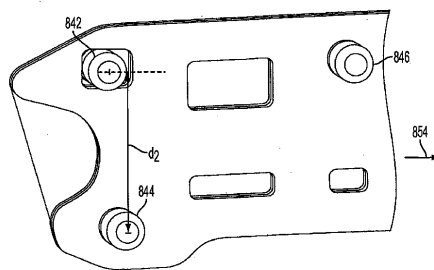


FIG. 23B

【 2 4 】

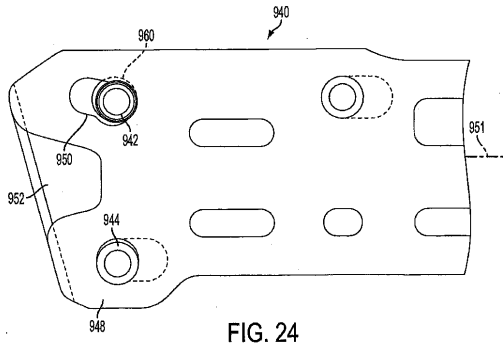


FIG. 24

【 2 6 】

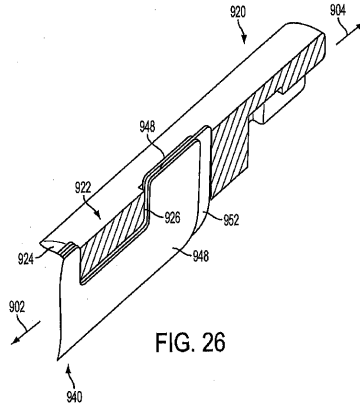


FIG. 26

【 2 5 】

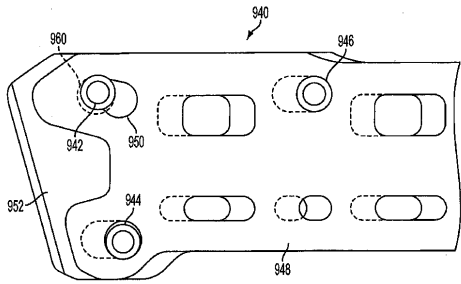


FIG. 25

【 2 7 】

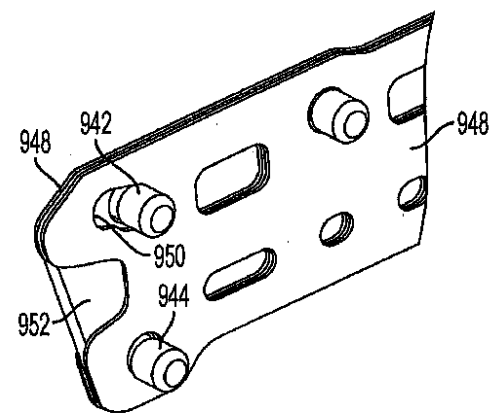


FIG. 27

【 2 8 】

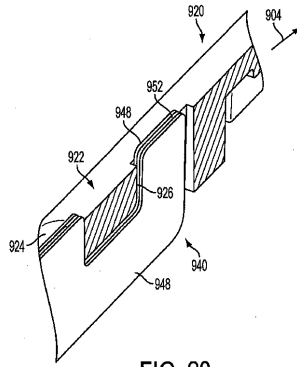


FIG. 28

【 図 29 】

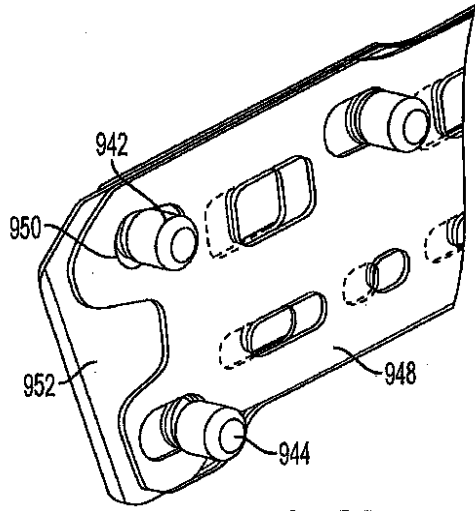


FIG. 29

【 図 30 】

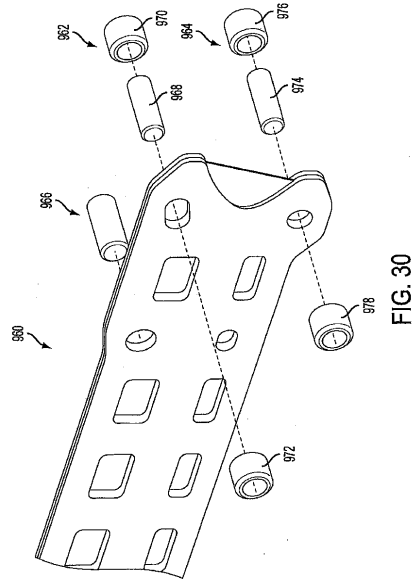


FIG. 30

【 図 31 】

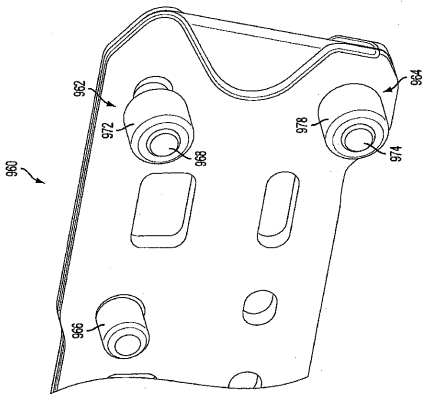


FIG. 31

【 図 32 】

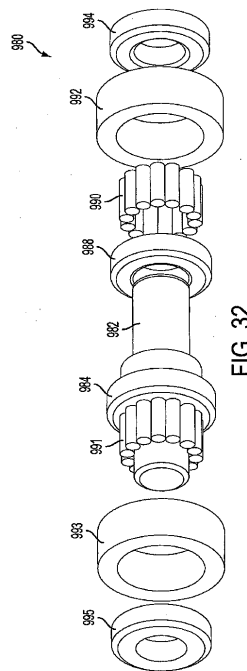


FIG. 32

【 図 31 A 】

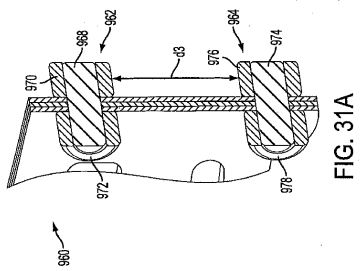


FIG. 31A

【 3 3 】

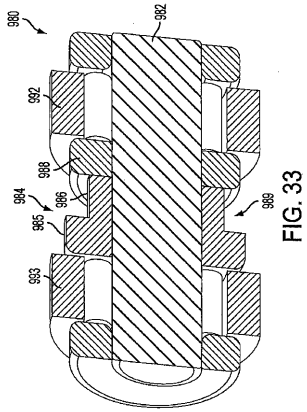


FIG. 33

【 3 4 】

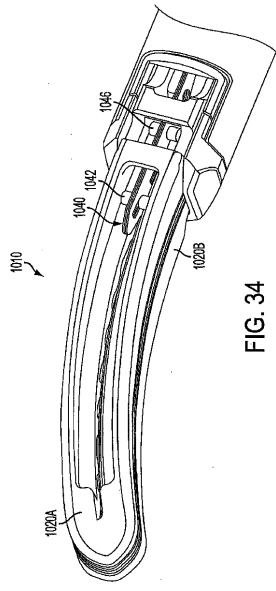


FIG. 34

【 3 5 】

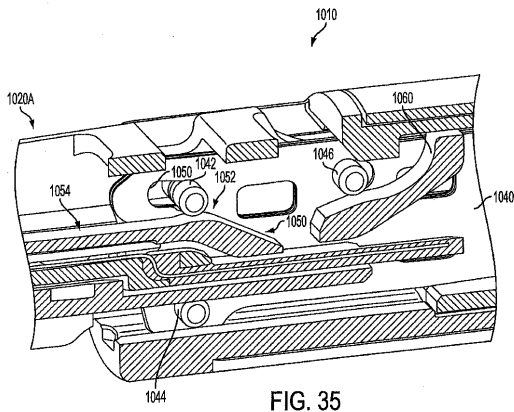


FIG. 35

【 3 7 A 】

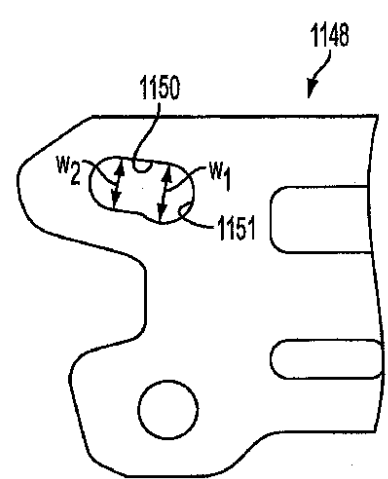


FIG. 37A

【 3 6 】

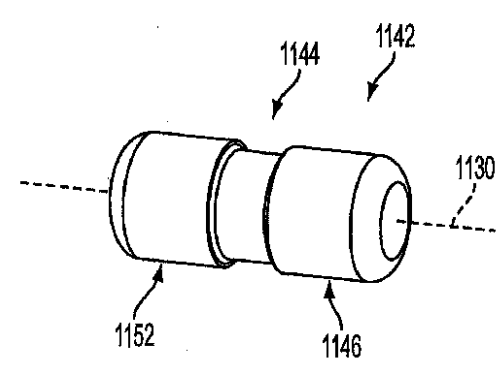


FIG. 36

【 図 3 7 B 】

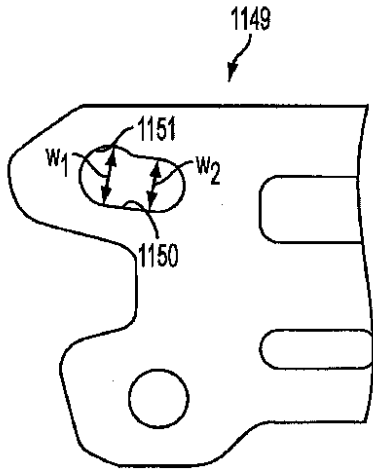


FIG. 37B

【 図 3 8 A 】

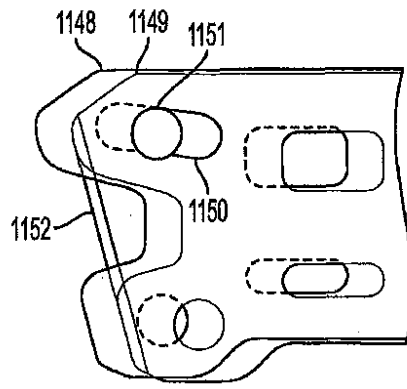


FIG. 38A

【 図 3 8 B 】

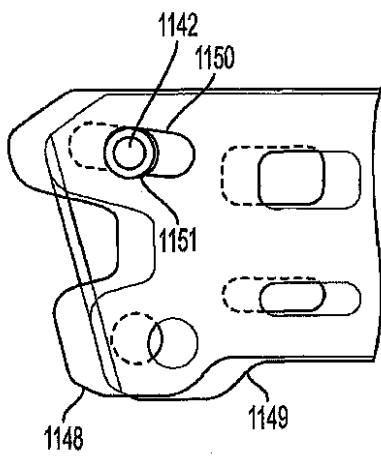


FIG. 38B

【 図 3 9 】

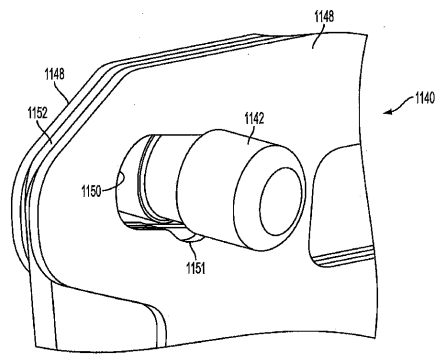


FIG. 39

【 図 4 0 】

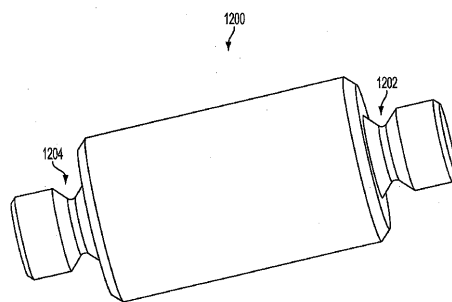


FIG. 40

【 4 1 】

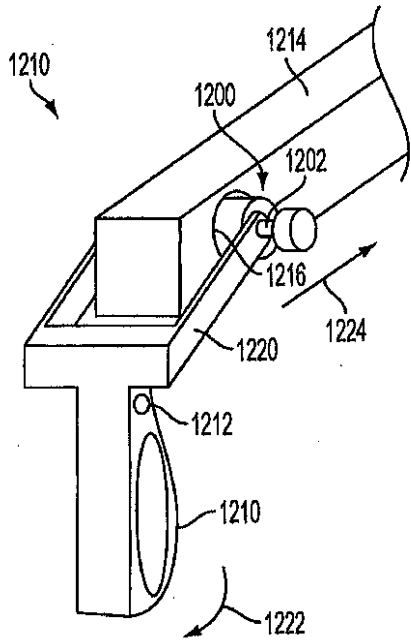


FIG. 41

【 4 2 】

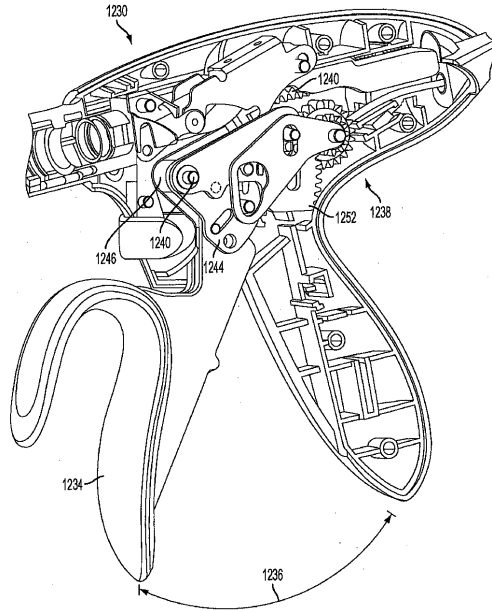


FIG. 42

【 4 3 】

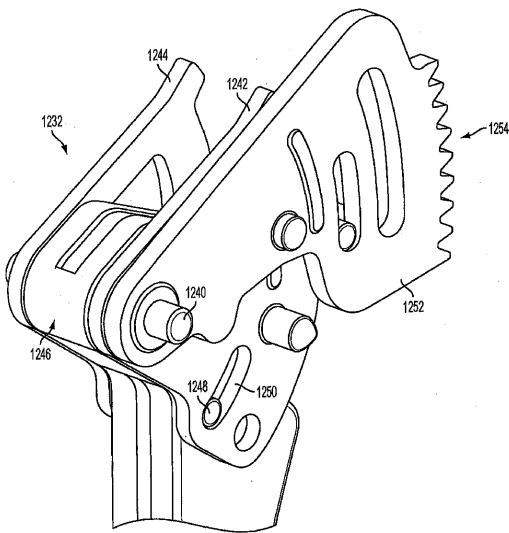


FIG. 43

【 4 4 】

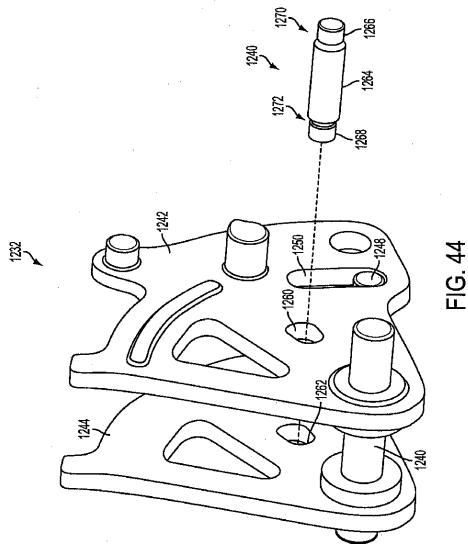


FIG. 44

【 4 5 】

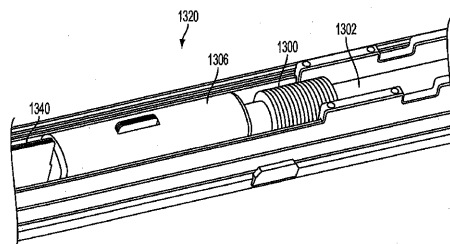



FIG. 45

【 4 5 A】

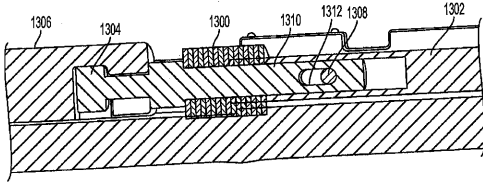


FIG. 45A

フロントページの続き

- (72)発明者 デビソン・マーク・エイ
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、グレージング・コート 5791
- (72)発明者 ブードロー・チャド・ビー
アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、レイクハースト・コート 10840
- (72)発明者 キリンガー・スコット・ビー
アメリカ合衆国、45243 オハイオ州、マデイラ、スプリングクレスト・サークル 6814
- (72)発明者 バトロス・ジョナサン・ティ
アメリカ合衆国、45040 オハイオ州、メーソン、イエローウッド・ドライブ 7883
- (72)発明者 ジョルダノ・ジェイムズ・アール
アメリカ合衆国、45150 オハイオ州、ミルフォード、チェストナットビュー・レーン 5647
- (72)発明者 ツリーズ・グレゴリー・エイ
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、ヒッコリー・ヒル・コート 9265
- (72)発明者 ワン・ピンシ
アメリカ合衆国、45045 オハイオ州、メーソン、チャールストン・ノール・コート 8537
- (72)発明者 ボーゲル・アーロン・シー
アメリカ合衆国、45140 オハイオ州、ラブランド、シューメーカー・ドライブ 143
- (72)発明者 ノーベル・デイビッド・ケイ
アメリカ合衆国、45050 オハイオ州、モンロー、ドーバーデール・ドライブ 570
- (72)発明者 バルベラ・ナサニエル・エフ
アメリカ合衆国、45202 オハイオ州、シンシナティ、ベルベデレ・ストリート 1124
- (72)発明者 フェルダー・ケビン・ディ
アメリカ合衆国、45208 オハイオ州、シンシナティ、ダウニング・ドライブ 2460

審査官 中村 一雄

- (56)参考文献 米国特許出願公開第2002/0115997(US, A1)
米国特許出願公開第2009/0076506(US, A1)
特開2010-051802(JP, A)
特開2008-055167(JP, A)
特開2008-253781(JP, A)
特表2008-508965(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12