

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-179372

(P2012-179372A)

(43) 公開日 平成24年9月20日(2012.9.20)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0 4 C 1 6 0

審査請求 有 請求項の数 13 O L (全 38 頁)

(21) 出願番号 特願2012-92309 (P2012-92309)
(22) 出願日 平成24年4月13日 (2012. 4. 13)
(62) 分割の表示 特願2007-13194 (P2007-13194)
の分割
原出願日 平成19年1月23日 (2007. 1. 23)
(31) 優先権主張番号 60/761, 442
(32) 優先日 平成18年1月24日 (2006. 1. 24)
(33) 優先権主張国 米国 (US)
(31) 優先権主張番号 11/595, 194
(32) 優先日 平成18年11月9日 (2006. 11. 9)
(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507364377
コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフ
ト
スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム
・ラインフォール, ヴィクター・フォン・
ブランズーシュトラーセ 1 9
(74) 代理人 100107489
弁理士 大塩 竹志
(72) 発明者 デーヴィッド ヒクソン
アメリカ合衆国 コロラド 8 0 5 0 4 ,
ロングモント, イーグルビュー サー
クル 2 3 5 8

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 大きな組織構造体のための脈管シーラーおよび分割器

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 大きな組織構造体をシーリングおよび／または切断するための、内視鏡的な双極性電気外科手術用鉗子を提供する。

【解決手段】 ハウジング20と、ハウジング20に連結されたシャフト12であって、その遠位端部に顎部材120を有し、この顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して、組織シールをもたらすことができるように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されている双極性鉗子である。双極性鉗子は組織を取り扱うために、顎部材120を第1の位置から第2の位置まで互いに関して動かすように作動可能な駆動アセンブリ、ピボットの周りで回転可能な可動式ハンドル40、および可動式ナイフバーを有するナイフアセンブリ70であって、ナイフバーは、ハウジング内に規定される対応するスロットと係合するような寸法の、ほぼT字型の近位端部を備える。

【選択図】 図1A

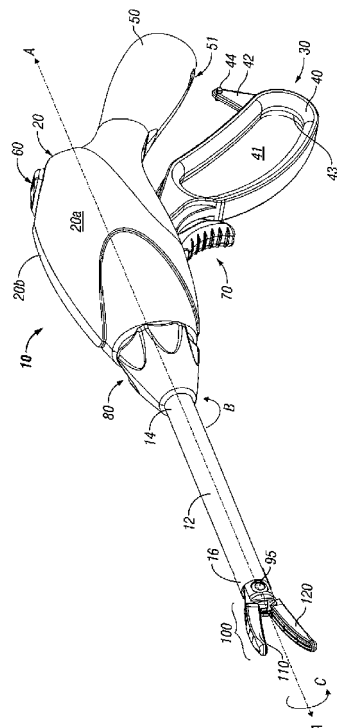


FIG. 1A

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

双極性鉗子であって、

ハウジングと、

該ハウジングに取り付けられたシャフトであって、該シャフトは、その遠位端部に顎部材を有し、長手方向軸を規定し、該顎部材は、該顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して、組織シールをもたらすように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されている、シャフトと、

該顎部材を第 1 の位置から第 2 の位置まで、互いに関して動かすための駆動スリーブに作動可能に連結された、駆動アセンブリと、

該ハウジング内に作動可能に配置され、ピボットピンの周りで回転可能な可動式ハンドルであって、該駆動アセンブリの駆動フランジに該顎部材を該第 1 の位置と該第 2 の位置との間で動かすようにさせる、可動式ハンドルと、

可動式ナイフバーを有するナイフアセンブリであって、該ナイフアセンブリは、該ハウジングを作動可能に係合するような寸法であり、該ナイフアセンブリは、該ナイフバーの遠位端部にカフを備え、該カフは、該ナイフバーが動く際に、該駆動スリーブの上において動くように構成される、ナイフアセンブリと、

該ナイフアセンブリに作動可能に連結されたフィンガーアクチュエータであって、該ピボットの周りを回転して、該カフと接して、該カフを遠位に押しつける 2 つのほぼ U 字型のフランジを備える、フィンガーアクチュエータと

を備える、双極性鉗子。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の双極性鉗子であって、さらに、前記ナイフアセンブリを最も近位な方向に付勢するばねを備える、双極性鉗子。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の双極性鉗子であって、さらに、前記カフに対して付勢され、前記ナイフアセンブリを最も近位な方向に押しつけるばねを備える、双極性鉗子。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の双極性鉗子であって、さらに、前記ハウジングに取り付けられ、前記シャフトを通して規定される前記長手方向軸の周りで、前記顎部材を回転させるように構成された回転アセンブリを備える、双極性鉗子。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の双極性鉗子であって、さらに、前記ハウジング内に配置され、かつ、前記電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されたハンドスイッチを備え、該ハンドスイッチは、使用者が、前記顎部材に双極性のエネルギーを選択的に供給して、組織シールをもたらすことを可能にする、双極性鉗子。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の双極性鉗子であって、シーリングの間に、前記顎部材の間の距離を調節するために、前記顎部材の少なくとも一方が、該顎部材の上に配置された一連の停止部材を備える、双極性鉗子。

【請求項 7】

鉗子であって、

ハウジングと、

該ハウジングに取り付けられたシャフトであって、該シャフトは、その遠位端部に顎部材を有し、長手方向軸を規定し、該顎部材の各々は、該顎部材を通して延びるナイフチャネルを規定する組織係合表面を備える、シャフトと、

該ハウジング内に配置され、該顎部材を第 1 の位置から第 2 の位置へピボットの周りを互いに関して動かすように構成された駆動アセンブリであって、該ピボットは該顎部材を通すアパーチャを規定する、駆動アセンブリと、

ピボットピンの周りで回転可能な可動式ハンドルであって、該駆動アセンブリの駆動フ

10

20

30

40

50

レンジに該顎部材を該第 1 の位置と該第 2 の位置との間で動かすようにさせる、可動式ハンドルと、

該ハウジングに作動可能に連結され、駆動ロッドを有するナイフアセンブリに作動可能に連結されたトリガアセンブリであって、該トリガアセンブリの動作は、該ピボット内で規定されたアパーチャと該顎部材の間に配置された組織とを通して、該ナイフアセンブリのナイフを選択的に平行移動する、トリガアセンブリと

を備える、鉗子。

【請求項 8】

請求項 7 に記載の鉗子であって、前記ナイフアセンブリは、T 字型の遠位端部と近位端部とを有するナイフキャリッジを備え、該遠位端部は、トリガアセンブリと係合しており、該近位端部は、前記ハウジング内にスライド式に取り付けられたナイフバーと係合している、鉗子。

【請求項 9】

請求項 7 に記載の鉗子であって、さらに、ナイフガイドを備え、該ナイフガイドは、前記ナイフを前記ナイフチャネルを通してかつ該ナイフチャネルの中に配置しやすい、かつ、該ナイフを該ナイフチャネルを通してかつ該ナイフチャネルの中に平行移動しやすい寸法である、鉗子。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の鉗子であって、前記ナイフガイドは、前記顎部材を互いに絶縁する、2 つの係合可能な半体を備える、鉗子。

【請求項 11】

請求項 10 に記載の鉗子であって、前記ナイフガイドは、該ナイフガイドを通して規定される少なくとも 1 つのアパーチャを備え、該アパーチャは、前記ピボットが、該アパーチャを通して延びることを可能にする、鉗子。

【請求項 12】

請求項 9 に記載の鉗子であって、前記駆動アセンブリは、該駆動アセンブリの遠位端部にカムピンを備え、該カムピンは、前記顎部材と作動可能に係合し、そして、前記ナイフガイドは、該ナイフガイド内に規定される少なくとも 1 つのスロットを備え、該スロットは、該カムピンが該スロット内を通して延びることを可能にする、鉗子。

【請求項 13】

請求項 7 に記載の鉗子であって、前記ピボットは、基部およびキャップを備え、該基部およびキャップは、前記シャフトのそれぞれ反対側から互いに嵌合するように係合して、前記顎部材を該シャフトに固定する、鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願への相互参照)

本願は、Hixsonらによって2006年1月24日に出願された、「ENDOSCOPIC VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR LARGE TISSUE STRUCTURES」という発明の名称の、米国仮出願第60/761,442号(この出願は、本明細書中に参考として援用される)の優先権を主張する。

【0002】

本開示は、電気外科手術用鉗子に関し、より具体的には、大きな組織構造体をシーリングおよび／または切断するための、内視鏡的な双極性電気外科手術用鉗子に関する。

【背景技術】

【0003】

電気外科手術用鉗子は、組織および血管を加熱して、組織を凝固、焼灼および／またはシールすることによって、止血を達成するために、機械的な把持作用と、電気エネルギーの両方を利用する。多くの外科的手順は、大きな血管および大きな組織構造体を切断および／または結紮することを必要とする。外科的な腔の固有の空間的な検討事項に起因して

10

20

30

40

50

、外科医は、しばしば、血管を縫合すること、または、出血を制御するための他の従来の方法（例えば、切除した血管または組織を把持および／または結束すること）を行うことが困難である。細長の電気外科手術用鉗子を利用することによって、外科医は、単に顎部材から組織へと適用される電気外科手術エネルギーの強度、頻度および期間を制御することによって、出血を、焼灼、凝固／乾燥させるか、そして／または、単に、減らすもしくは遅らせることができる。多くの小さな血管（すなわち、直径2 mm未満の範囲の血管）は、しばしば、標準的な電気外科手術用の機器および技術を用いて閉じられ得る。しかし、より大きな血管は、これらの標準的な技術を用いて閉じることがより困難であり得る。

【0004】

上記のような公知の問題の多く、ならびに、焼灼および凝固に関する他の問題を解決するために、近年開発された技術が、Boulder, ColoradoのValleylab, Inc.により開発されており、脈管シーリング（vessel sealing）または組織シーリング（tissue sealing）と呼ばれる。脈管を凝固させるプロセスは、基本的に、電気外科手術用の脈管シーリングとは異なる。本明細書における目的のために、「凝固」とは、組織を乾燥させるプロセスとして定義され、ここで、組織の細胞は破壊され、そして乾燥される。「脈管シーリング」または「組織シーリング」は、組織内のコラーゲンを液化するプロセスとして定義され、その結果、これは、反対側の組織構造体との間に限られた境界を有する融合塊へと変形する。小さな脈管の凝固は、これらを永続的に閉じるのに十分であるが、大きな脈管および組織は、永続的な封鎖を保証するために、シールされる必要がある。

【0005】

より大きな脈管（または組織）を効率的にシールするために、2つの主要な機械的パラメータが、正確に制御される一脈管（組織）に適用される圧力、および、電極間のギャップ距離—これらは共に、シールされた脈管の厚みにより影響を受ける。より具体的には、脈管の壁と対抗するため；十分な電子外科手術エネルギーが組織を通ることを可能にするのに十分低い値まで組織のインピーダンスを減らすため；組織を加熱する間の、膨張力に打ち克つため；そして、良好なシールを表す最終的な組織の厚みを導くためには、圧力を正確に適用することが重要である。

【0006】

上述のように、より大きな脈管または組織を適切かつ効率的にシールするために、対向する顎部材の間により大きな閉鎖力が必要となる。顎の間の大きな閉鎖力は、代表的に、各顎についてのピボットの周りでの大きな動きを必要とすることが公知である。顎部材は、代表的には、各顎部材のピボットに関して小さなモーメントのアームを有するように位置決めされるピンで固定されるので、このことは、デザイン上の課題を提示する。小さなモーメントのアームと一緒になった大きな力は、望ましくない。なぜならば、大きな力がピンをせん断し得るからである。結果として、設計者は、金属製のピンを備える機器を設計するか、そして／または、これらの閉鎖力を少なくとも部分的に取り除く機器を設計して、機械の故障の可能性を減らすことのいずれかによって、これらの大きな閉鎖力を補償する。理解され得るように、金属製のピボットピンが使用される場合、この金属製のピンは、ピンが、顎部材の間の代替的な電流経路として作用しないように絶縁されるべきである（代替的な電流経路として作用することは、シーリングをもたらすには有害であると示され得る）。

【0007】

電極間の閉鎖力を増加させることは、他の所望されない効果をもたらし得る。例えば、電極間の閉鎖力を増加させることにより、対向する電極を互いに密接に接触するようになり得、このことにより、短絡が生じ得、そして、小さな閉鎖力が、圧縮の間で、かつ、作動の前に、組織の早すぎる動きをもたらし得る。

【0008】

この結果として、対向する電極の間に、好ましい圧力範囲内の適切な閉鎖力を一貫して提供する機器を提供することにより、シールが成功する可能性を高める。理解され得るよ

うに、しっかりした基礎の上に適切な範囲内の適切な閉鎖力を手で提供することを外科医に頼ることは、困難であり、得られるシールの有効性および品質は、変動し得る。さらに、有効な組織シールを作製することの全体的な成功は、一般的に、脈管を均一かつ一貫して効率的にシールするための、使用者の技能、視力、器用さ、および、適切な閉鎖力を判断する際の経験に大きく依存している。言い換えると、シールの成功は、機器の効率よりも、外科医の決定的な技術に大きく依存している。

【0009】

大きな脈管および組織構造体の一貫した有効なシールを確実にするための圧力の範囲は、約 3 kg/cm^2 ～ 約 16 kg/cm^2 の間であり、望ましくは、 7 kg/cm^2 ～ 13 kg/cm^2 の作業範囲内であることが分かっている。理解され得るように、これらの作業範囲内の閉鎖圧を一貫して提供することができる機器の製造は、機器の製造者にとってみれば、デザイン上のかなりの課題である。

10

【0010】

脈管シーリングをもたらすための適切な閉鎖力を提供するために、種々の力で作動するアセンブリが過去に開発されている。例えば、1つのこのような作動アセンブリは、大きな脈管および組織構造体をシーリングするために、Valleylab製の脈管シーリングおよび分割機器と共に使用するために、Boulder, ColoradoのValleylab, Inc.により開発されており、商標LIGASURE ATLAS（登録商標）の下で広く販売されている。LIGASURE ATLAS（登録商標）は、現在、10mmのカニユーレを通してフィットし、両側性の顎閉鎖機構を備え、そして、フットスイッチにより作動されるように設計されている。

20

【0011】

他の力で作動するアセンブリもまた、大きな脈管および組織構造体をシーリングするために、Valleylab製の脈管シーリングおよび分割機器と共に使用するために、Boulder, ColoradoのValleylab, Inc.により開発されており、商標LIGASURE 5mmTMの下で広く販売されている。LIGASURE 5mmTMは、現在、5mmのカニユーレを通してフィットし、片側性の顎閉鎖機構を備え、そして、ハンドスイッチにより作動されるように設計されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0012】

本発明の目的は、大きな組織構造体をシーリングおよび／または切断するための、内視鏡的な双極性電気外科手術用鉗子を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

（要旨）

内視鏡的な双極性鉗子は、シャフトが固定されたハウジングを備え、このシャフトは、その遠位端部に顎部材を備える。シャフトは、シャフトを通して規定される長手方向軸を備え、そして、顎部材は、間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して、組織シールをもたらすことができるように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合される。この鉗子はまた、駆動アセンブリを備え、この駆動アセンブリは、組織を取り扱うために、第1の位置から第2の位置まで、互いに関して顎部材を動かし、第1の位置において、顎部材は、互いに関して間隔を空けて配置され、そして、第2の位置において、顎部材は、互いに関してより近くなっている。ピボットの回りで回転可能であり、駆動アセンブリを押し付けて、顎部材を、第1の位置と第2の位置との間で動かす、可動式ハンドルが備えられる。ピボットは、長手方向軸の上方に一定の距離で配置される。ナイフアセンブリもまた備えられ、このナイフアセンブリは、ハウジング内に規定される対応するスロットと作動可能に係合するような寸法の、ほぼT字型の近位端部を有する可動式ナイフバーを有し、そして、このスロットは、ナイフバーが平行移動する間に、ナイフバーの動きをガイドするような寸法である。

40

50

【0014】

鉗子は、ハウジング、シャフトを通して規定される長手方向軸を有するシャフト、駆動アセンブリおよび可動式ハンドルを備える。シャフトは、その遠位端部に取り付けられた一对の顎部材を有するエンドエフェクタアセンブリを備える。顎部材は、互いに関して間隔の空いた関係の第1の位置から、少なくとも互いに関してより近い第2の位置まで移動可能である。顎部材は、その間に組織を把持するためのものである。顎部材の各々は、電気外科手術エネルギー源に接続するように適合され、その結果、顎部材は、顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導させ、組織シールを作製することができる。

【0015】

駆動アセンブリは、組織を取り扱うために、顎部材を、互いに関して第1の位置から、第2の位置まで動かし、第1の位置において、顎部材は、互いに関して間隔を空けて配置され、そして、第2の位置において、顎部材は、互いに関してより近くなっている。可動式ハンドルは、ピボットの周りで回転可能であり、この回転によって駆動アセンブリの駆動フランジが強制的に、顎部材を第1の位置と第2の位置との間で動かす。ピボットは、長手方向軸の上方に一定の距離で配置され、そして、駆動フランジは、ほぼ長手方向軸に沿って配置される。この機構の配置は、ピボットの周りに水準器様の機械的な利点をもたらし、組織の周りで顎部材を閉じることを容易にする。鉗子はまた、ハウジング内に規定される対応するスロットと作動可能に係合するような寸法の、ほぼT字型の可動式ナイフバーを有するナイフアセンブリを備える。スロットは、ナイフバーが平行移動する間、ナイフバーの動きをガイドする。

【0016】

一実施形態において、ナイフバーは、シャフト内にスライド式に配置されるナイフと作動可能に連結される。鉗子はさらに、ナイフアセンブリに作動可能に連結されたフィンガーアクチュエータを備え、ここで、フィンガーアクチュエータを動かすことにより、ナイフバーを動かし、次いで、ナイフを動かして、顎部材の間に配置される組織を切断する。別の実施形態において、シャフトは、シャフト内にスライド式に配置された駆動スリーブを備え、この駆動スリーブは、顎部材を動かすために、駆動アセンブリと作動可能に連結されており、そして、ナイフアセンブリは、ナイフバーの遠位端部にカフを備える。カフは、駆動スリーブの頂上を被包し、そしてナイフバーが動く際に、駆動スリーブを動かすような寸法である。鉗子はまた、ナイフアセンブリに作動可能に連結されたフィンガーアクチュエータを備え得る。フィンガーアクチュエータは、2つのほぼU字型のフランジを備え、このフランジは、ピボットの周りを回転して、カフと接し、カフを遠位に押しつけ、次いで、ナイフバーの遠位方向への平行移動をもたらす。

【0017】

なお別の実施形態において、ナイフアセンブリを最も近位な方向に付勢するばねが備えられる。回転アセンブリもまた備えられ、これは、シャフトを通して規定される長手方向軸の周りで、顎部材を回転させるような構成である。ハンドスイッチもまた、ハウジング内に備えられ得、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合される。ハンドスイッチは、使用者が、顎部材に双極性のエネルギーを選択的に供給して、顎部材が組織シールをもたらすことを可能にする。顎部材のうちの少なくとも一方が、顎部材の上に配置された一連の停止部材を備え、この停止部材は、シーリングの間に、顎部材の間の距離を調節するためのものである。

【0018】

本開示はまた、シャフトが固定されたハウジングを備える双極性鉗子に関する。シャフトは、その遠位端部に取り付けられた顎部材を備え、そして、シャフトを通して規定される長手方向軸を有する。顎部材は、顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して組織シールをもたらすことができるように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合される。鉗子はまた、組織を取り扱うために、顎部材を第1の位置から第2の位置まで、ピボットの周りで互いに関して動かす駆動アセンブリを備える。第1の位置において、顎部材は、互いに関して間隔を空けた関係で配置され、そして、第2の位置にお

いて、顎部材は、互いに関してより近くなっている。

【0019】

ピボットの周りで回転可能な可動式ハンドルが備えられ、この回転により、駆動アセンブリの駆動フランジが強制的に、顎部材を第1の位置と第2の位置との間で動かす。ピボットは、長手方向軸の上方に一定距離で位置しており、そして、駆動フランジは、ほぼ長手方向軸に沿って位置している。必要に応じてハウジングに連結され、必要に応じてナイフアセンブリに連結された、トリガアセンブリが備えられる。ナイフアセンブリは、駆動ロッドを備え、そして、駆動ロッドは、トリガアセンブリの作動時に、顎部材の間に配置される組織を通してナイフを選択的に平行移動させる。顎部材の間に規定されるナイフチャンネルを通る、および、ナイフチャンネル内への、ナイフの整列および平行移動を容易にするような寸法のナイフガイドもまた備えられ得る。

10

【0020】

一実施形態において、ナイフガイドは、顎部材を互いに関して絶縁する、2つの係合可能な半体を備える。ナイフガイドはまた、ナイフガイド内に規定される1つ以上のアパーチャを備え、このアパーチャは、ピボットが、アパーチャを通して延びることを可能にし得る。駆動アセンブリもまた、駆動アセンブリの遠位端部にカムピンを備え、このカムピンは、顎部材と作動可能に係合し、そして、ナイフガイドは、ナイフガイド内に規定される1つ以上のスロットを備えるように構成され得、このスロットは、カムピンがスロット内を通して延びることを可能にする。

20

【0021】

別の実施形態において、ピボットは、ピボット内に規定されるアパーチャを備え、このアパーチャは、ナイフがアパーチャ内を通して延びることを可能にする。ピボットは、基部およびキャップを備え得、この基部およびキャップは、シャフトの反対側から嵌合するように係合して、組み立ての間に、顎部材を固定する。

【0022】

なお別の実施形態において、トリガアセンブリは、顎部材の間に配置される組織を通してナイフを選択的に平行移動させ、そして、ナイフアセンブリは、T字型の遠位端部と近位端部とを有するナイフキャリアッジを備え、遠位端部は、トリガアセンブリと係合しており、近位端部は、ハウジング内にスライド式に取り付けられたナイフバーと係合している。ナイフバーは、その遠位端部にカフを備え得、このカフは、カフを通して配置されるアパーチャを規定する。シャフトは、カフのアパーチャを通して回転およびスライドするような寸法である。

30

【0023】

駆動アセンブリはさらに、作動させるために、駆動スリーブの遠位端部を顎部材の作動可能に連結するカムピンを備え得る。ナイフは、ナイフ内に規定されるスロットを備えるような寸法であり得、このスロットは、カムピンがこのスロットを通して延びることを可能にする。

【0024】

本発明はさらに、以下の項目を提供する：

(項目1) 双極性鉗子であって、以下：

40

ハウジング；

該ハウジングに連結されたシャフトであって、該シャフトは、その遠位端部に顎部材を有し、そして、該シャフトを通して規定される長手方向軸を有し、該顎部材は、該顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して、組織シールをもたらすことができるように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されている、シャフト；

組織を取り扱うために、該顎部材を第1の位置から第2の位置まで、互いに関して動かすように作動可能な駆動アセンブリであって、該第1の位置において、該顎部材は、互いに関して間隔を空けた関係で配置されており、そして、該第2の位置において、該顎部材は、互いに関してより近くなっている、駆動アセンブリ；

該駆動アセンブリの駆動フランジが、該顎部材を該第1の位置と該第2の位置との間で

50

動かすように、ピボットの周りで回転可能な可動式ハンドルであって、該ピボットは、該長手方向軸の上方に一定距離で位置しており、そして、該駆動フランジは、ほぼ該長手方向軸に沿って位置している、可動式ハンドル；および

可動式ナイフバーを有するナイフアセンブリであって、該ナイフバーは、該ハウジング内に規定される対応するスロットと係合するような寸法の、ほぼT字型の近位端部を備え、該スロットは、該ナイフバーが平行移動する間に、該ナイフバーの動きをガイドする、ナイフアセンブリ

を備える、双極性鉗子。

(項目2) 項目1に記載の双極性鉗子であって、上記ナイフバーが、上記シャフト内にスライド可能に配置されるナイフに連結されており、そして、該鉗子は、さらに、上記ナイフアセンブリと結合されたフィンガーアクチュエータを備え、該フィンガーアクチュエータを動かすことにより、該ナイフバーを動かし、次いで、該ナイフを動かして、上記顎部材の間に配置された組織を切断する、双極性鉗子。

(項目3) 請求項1に記載の双極性鉗子であって、前記シャフトは、該シャフト内にスライド可能に配置された駆動スリーブを備え、該駆動スリーブは、前記顎部材を動かすための前記駆動アセンブリと連結しており、そして、前記ナイフアセンブリは、前記ナイフバーの遠位端部にカフを備え、該カフは、該駆動スリーブの頂上を被包し、そして、該ナイフバーが動く際に、該駆動スリーブを動かすような寸法である、双極性鉗子。

(項目4) 項目1に記載の双極性鉗子であって、さらに、上記ナイフアセンブリと結合されたフィンガーアクチュエータを備え、該フィンガーアクチュエータは、2つのほぼU字型のフランジを備え、該フランジは、上記ピボットの周りを回転して、上記カフと接して、該カフを遠位に押しつけ、次いで、上記ナイフバーの遠位方向への平行移動をもたらす、双極性鉗子。

(項目5) 項目1に記載の双極性鉗子であって、さらに、上記ナイフアセンブリを最も近位な方向に付勢するばねを備える、双極性鉗子。

(項目6) 項目3に記載の双極性鉗子であって、さらに、上記カフに対して付勢され、上記ナイフアセンブリを最も近位な方向に押しつけるばねを備える、双極性鉗子。

(項目7) 項目1に記載の双極性鉗子であって、さらに、上記シャフトを通して規定される長手方向軸の周りで、上記顎部材を回転させるように作動可能な回転アセンブリを備える、双極性鉗子。

(項目8) 項目1に記載の双極性鉗子であって、さらに、上記ハウジング内に配置され、かつ、上記電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されたハンドスイッチを備え、該ハンドスイッチは、使用者が、上記顎部材に双極性のエネルギーを選択的に供給して、組織シールをもたらすことを可能にするように作動可能である、双極性鉗子。

(項目9) 項目1に記載の双極性鉗子であって、上記顎部材の少なくとも一方が、該顎部材の上に配置された一連の停止部材を備え、該停止部材は、シーリングの間に、該顎部材の間の距離を調節するように構成されている、双極性鉗子。

(項目10) 双極性鉗子であって、以下：

ハウジング；

該ハウジングに連結されたシャフトであって、該シャフトは、その遠位端部に顎部材を有し、そして、該シャフトを通して規定される長手方向軸を有し、該顎部材は、該顎部材の間に保持される組織を通してエネルギーを伝導して、組織シールをもたらすことができるように、電気外科手術エネルギー源と接続するように適合されている、シャフト；

組織を取り扱うために、該顎部材を第1の位置から第2の位置まで、互いに関してピボットの周りで動かすように作動可能な駆動アセンブリであって、該第1の位置において、該顎部材は、互いに関して間隔を空けた関係で配置されており、そして、該第2の位置において、該顎部材は、互いに関してより近くなっている、駆動アセンブリ；

該駆動アセンブリの駆動フランジが、該顎部材を該第1の位置と該第2の位置との間で動かすように、ピボットの周りで回転可能な可動式ハンドルであって、該ピボットは、該長手方向軸の上方に一定距離で位置しており、そして、該駆動フランジは、ほぼ該長手方

10

20

30

40

50

向軸に沿って位置している、可動式ハンドル；

該ハウジングに連結され、駆動ロッドを有するナイフアセンブリに連結された、トリガアセンブリであって、該駆動ロッドは、該トリガアセンブリの作動時に、該顎部材の間に配置される組織を通してナイフを選択的に平行移動させる、トリガアセンブリ；ならびに

該顎部材の間に規定されるナイフチャネルを通る、および、該ナイフチャネル内への、該ナイフの整列および平行移動を容易にするような寸法のナイフガイドを備える、双極性鉗子。

（項目１１） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、上記ナイフガイドは、上記顎部材を互いに関して絶縁する、２つの係合可能な半体を備える、双極性鉗子。

（項目１２） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、上記ナイフガイドは、該ナイフガイド内に規定される少なくとも１つのアパーチャを備え、該アパーチャは、上記ピボットが、該アパーチャを通して延びることを可能にする、双極性鉗子。

（項目１３） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、上記駆動アセンブリは、該駆動アセンブリの遠位端部にカムピンを備え、該カムピンは、上記顎部材と係合し、そして、上記ナイフガイドは、該ナイフガイド内に規定される少なくとも１つのスロットを備え、該スロットは、該カムピンが該スロット内を通して延びることを可能にする、双極性鉗子。

（項目１４） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、上記ピボットは、該ピボット内に規定されるアパーチャを備え、該アパーチャは、上記ナイフが該アパーチャ内を通して延びることを可能にする、双極性鉗子。

（項目１５） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、前記ピボットは、基部およびキャップを備え、該基部およびキャップは、前記シャフトのそれぞれ反対側から互いに嵌合するように係合して、組み立ての間に、前記顎部材を固定する、双極性鉗子。

（項目１６） 項目１０に記載の双極性鉗子であって、上記ナイフアセンブリは、Ｔ字型の遠位端部と近位端部とを有するナイフキャリッジを備え、該遠位端部は、トリガアセンブリと係合しており、該近位端部は、上記ハウジング内にスライド式に取り付けられたナイフバーと係合している、双極性鉗子。

【発明の効果】

【００２５】

本発明により、大きな組織構造体をシーリングおよび／または切断するための、内視鏡的な双極性電気外科手術用鉗子が提供される。

【図面の簡単な説明】

【００２６】

本発明の機器の種々の実施形態は、図面を参照して、本明細書中に記載される。

【図１Ａ】図１Ａは、本開示に従う、開いた配置で示される双極性鉗子の斜視図であり、この双極性鉗子は、ハウジング、シャフト、ハンドルアセンブリ、トリガアセンブリ、および、エンドエフェクタアセンブリを備える。

【図１Ｂ】図１Ｂは、閉じた配置で示される、図１Ａの双極性鉗子の斜視図である。

【図２】図２は、図１Ａの鉗子の背面図である。

【図３Ａ】図３Ａは、開いた配置で示される、図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの拡大した前方から見た斜視図である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、閉じた配置で示される、図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの、拡大した前方から見た斜視図である。

【図３Ｃ】図３Ｃは、開いた配置で示される、図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの、拡大した側面図である。

【図３Ｄ】図３Ｄは、開いた配置で示される、図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの、拡大した正面図である。

【図３Ｅ】図３Ｅは、上側の顎部材の、大きく拡大した分解斜視図である。

【図３Ｆ】図３Ｆは、下側の顎部材の、大きく拡大した分解斜視図である。

【図４】図４は、鉗子の内部作業部品が露出された、図１Ａの内視鏡的鉗子の斜視図である。

【図 5 A】図 5 A は、鉗子の内部作業部品が露出された、図 1 A の内視鏡的鉗子の側面図である。

【図 5 B】図 5 B は、鉗子の内部作業部品が露出された、図 1 B の内視鏡的鉗子の側面図である。

【図 5 C】図 5 C は、開いた配置のハンドルアセンブリの、大きく拡大した斜視図である。

【図 5 D】図 5 D は、閉じた配置のハンドルアセンブリの、大きく拡大した斜視図である。

【図 6 A】図 6 A は、鉗子の内部作業部品が露出され、トリガが作動していない位置で示される、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部の斜視図である。

【図 6 B】図 6 B は、鉗子の内部作業部品が露出され、トリガが作動している位置で示される、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部の斜視図である。

【図 6 C】図 6 C は、トリガアセンブリについての電氣的な配置の模式図である。

【図 7】図 7 は、トリガが作動している位置で示される、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部の側面図である。

【図 8 A】図 8 A は、作動している位置のトリガを示す、側面断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、間隔を空けた位置の顎部材を示す、拡大した側面断面図である。

【図 8 C】図 8 C は、閉じた位置の顎部材を示す、拡大した側面断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、共に作動していない状態のトリガおよびハンドルを示す、ハウジングの側面断面図である。

【図 9 B】図 9 B は、共に作動している状態のトリガおよびハンドルを示す、ハウジングの側面断面図である。

【図 10 A】図 10 A は、閉じた位置のエンドエフェクタおよび作動していない位置のナイフを示す、拡大した側面断面図である。

【図 10 B】図 10 B は、閉じた位置のエンドエフェクタおよび作動している位置のナイフを示す、拡大した側面断面図である。

【図 10 C】図 10 C は、作動していない位置のナイフを示す、エンドエフェクタアセンブリの下側の顎部材の、拡大した前方から見た斜視図である。

【図 10 D】図 10 D は、作動している位置のナイフを示す、下側の顎部材の、拡大した前方から見た斜視図である。

【図 11】図 11 は、図 1 A の鉗子の分解斜視図である。

【図 12】図 12 は、ハウジングの拡大した分解斜視図である。

【図 13】図 13 は、エンドエフェクタアセンブリおよびシャフトの拡大した分解斜視図である。

【図 14】図 14 は、エンドエフェクタアセンブリの、大きく拡大した分解斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

(詳細な説明)

ここで、図 1 A ~ 2 を参照すると、種々の外科手順と共に使用するための双極性鉗子 10 の一実施形態が示され、この鉗子 10 は、一般に、ハウジング 20、ハンドルアセンブリ 30、回転アセンブリ 80、トリガアセンブリ 70、およびエンドエフェクタアセンブリ 100 を備え、これらは、大きな管状の管および大きな脈管組織を把持し、シールし、そして分割するように相互に協働する。図面の大半は、内視鏡的外科手順と組み合わせて使用するための双極性鉗子 10 を示すが、本開示は、より従来の開胸外科手順にも使用され得る。本明細書における目的のために、鉗子 10 は、内視鏡的な機器の観点から記載される；しかし、開胸手術用バージョンの鉗子もまた、以下に記載されるものと同じかもしくは類似の、動作部品および特徴を備え得ることが企図される。

【0028】

鉗子 10 は、遠位端部 16 と近位端部 14 とを有するシャフト 12 を備え、遠位端部 1

10

20

30

40

50

6は、エンドエフェクタアセンブリ100と機械的に係合するような寸法であり、そして、近位端部14は、ハウジング20と機械的に係合する。シャフト12がどのようにしてエンドエフェクタと接続されるかについての詳細は、図13および図14に関して、以下により詳細に記載される。シャフト12の近位端部14は、ハウジング20内に受け入れられ、そして、これらに関する接続もまた、図11および図12に関して、以下に詳細に記載される。図面および以下の明細書において、用語「近位」とは、使用者により近い鉗子10の端部を指し、一方で、用語「遠位」とは、使用者からより遠い端部を指す。

【0029】

図1Aおよび図2に最もよく見られるように、鉗子10はまた、鉗子10を電気外科手術エネルギー源（例えば、発電機500（概略的に示される））に接続する、電気外科手術用ケーブル310を備える。Boulder, Coloradoに所在するValley labから販売されるもののような発電機は、電気外科手術エネルギー源（例えば、LigasureTM 発電機、FORCE EZTM 電子外科手術用発電機、FORCE FXTM 電気外科手術用発電機、FORCE 1CTM FORCE 2TM 発電機、SurgistatTM II、または、異なる機能、もしくは、強化された機能を果たし得る他の適切な発電機）として使用され得る。

【0030】

一実施形態において、発電機500は、隔離された出力、アクセサリの独立した起動を含む、種々の安全性および性能上の特徴を備える。電気外科手術用発電機は、Valley lab製のInstant ResponseTM 技術特徴を備え得、この技術特徴は、組織内で、毎秒200回の変化を感知し、そして、適切な電力を維持するために電圧および電流を調節する、高度なフィードバックシステムを提供する。Instant ResponseTM 技術は、外科手順に対して以下の利点の1つ以上を提供すると考えられる：

- ・全ての組織型を通じ、一貫した臨床上的効果；
- ・熱の伝播および付随的な組織の損傷の危険性の減少；
- ・「発電機の出力を上げる」必要性の低下；ならびに
- ・最小侵襲性の環境のための設計。

【0031】

ケーブル310は、内部でケーブル線310a、310bおよび325b（図6C）に分かれ、それぞれの供給経路を通して、鉗子10を通してエンドエフェクタアセンブリ100へと電位を伝達するように設計されている。より具体的には、ケーブル線325bは、鉗子のハウジング20を通り、そして、回転アセンブリを通して、顎部材120へと接続される。線310aは、スイッチ60の片側に接続され、そして、線310cは、スイッチ60の反対側に接続され、その結果、スイッチが作動すると、エネルギーが、線310aから線310cへと伝達される。線310cには、線310bがつながっており、この線310bは、回転アセンブリを通して顎部材110へと接続される（図6Cを参照のこと）。電気接続に関する詳細は、スイッチ60の考察と共に、以下により詳細に説明される。

【0032】

ハンドルアセンブリ30は、固定式ハンドル50および可動式ハンドル40を備える。固定式ハンドル50は、ハウジング20と内部で結合しており、そして、ハンドル40は、鉗子10の動作に関して以下により詳細に説明されるように、固定式ハンドル50に対して可動である。固定式ハンドル50は、シャフト12を通して規定される長手方向軸「A-A」に関して約30°の方向である。固定式ハンドル50は、取り扱いを容易にするための、1つ以上の人間工学に基づく増強要素（例えば、スキャロップ、隆起、弾性材料など）を備え得る。

【0033】

回転アセンブリ80は、ハウジング20と作動可能に結合され、そして、長手方向軸「A-A」の周りを約180°回転可能である（図1Aを参照のこと）。回転アセンブリ8

10

20

30

40

50

0の詳細は、図11に関してより詳細に記載される。

【0034】

上述のように、エンドエフェクタアセンブリ100は、シャフト12の遠位端部14に取り付けられ、そして、一对の対向する顎部材110および120を備える。ハンドルアセンブリ30の可動式ハンドル40は、最終的には、駆動アセンブリ130（図5A）に接続され、これは、一緒に、顎部材110および120の、開いた位置から、把持位置すなわち閉じた位置までの動きを与えるように、機械的に協働する。開いた位置において、顎部材110および120は、互いに関して間隔を空けて配置され、そして、閉じた位置において、顎部材110および120は、顎部材の間に組織を把持するように協働する。

【0035】

鉗子10は、特定の目的に依存して、または、特定の結果を達成するために、完全に、もしくは部分的に使い捨てできるように設計され得る。例えば、エンドエフェクタアセンブリ100は、シャフト12の遠位端部16と選択的かつ解放可能に係合することができ、そして／または、シャフト12の近位端部14は、ハウジング20およびハンドルアセンブリ30と選択的かつ解放可能に係合することができる。これらの2つの例のいずれにおいても、鉗子10は、「部分的に使い捨て可能」または「再利用可能（reposable）」であると考えられ、すなわち、新しいか、または、異なるエンドエフェクタアセンブリ100（またはエンドエフェクタアセンブリ100およびシャフト12）が、必要に応じて、古いエンドエフェクタアセンブリ100と選択的に置き換えられる。理解され得るように、本明細書において開示される電気接続は、再利用可能な鉗子のために機器を修正するように変更される必要がある。

【0036】

ここで、図1A～図14に関して記載される、本開示のより詳細な特徴を参照すると、可動式ハンドル40は、フィンガーループ43を備え、このフィンガーループは、中を通して規定されるアパーチャ41を有し、そして、使用者が、ハンドル40を把持し、そして、固定式ハンドル50に対して動かすことを可能にする。フィンガーループ43は、代表的には、人間工学に基づいて増強され、そして、アパーチャ41の内周縁に沿って配置された1つ以上の把持要素（示さず）を備え得る。これらの把持要素は、作動中に、可動式ハンドル40の把持を容易にするように設計される（例えば、いわゆる、「ソフトタッチの」材料）。把持要素は、把持を向上するために、1つ以上の隆起、スキャロップ、および／またはリブを備え得る。

【0037】

図5Aおよび5Bにおいて最もよく見られるように、可動式ハンドル40は、ピボットピン45の周りを、固定式ハンドル50に対する第1の位置から、固定式ハンドル50により近い第2の位置まで選択的に動くことができ、以下に説明されるように、顎部材110および120の互いに関する動きを与える。可動式ハンドルは、一对の上側フランジ46aおよび46bを形成するUリンク46を備え、これらのフランジは、各々が、その間を通してピボットピン45を受け取るために、上側端部にアパーチャを有し（図12を参照のこと）、そして、ハンドル40の上側端部を、ハウジング20へと取り付けている。次に、ピボットピン45は、それぞれのハウジング半体20aおよび20bに取り付けられている。ピボットピン45は、ハウジング半体20bのソケット45a内に取り付けられるような寸法である。

【0038】

上側フランジ46aおよび46bの各々は、それぞれ、力により作動するフランジ、または駆動フランジ47aおよび47bを備え（図7を参照のこと）、これらは、長手方向軸「A」に沿って整列され、そして、ハンドル40の旋回運動が、作動フランジ47aおよび47bを駆動アセンブリ130に対して押し付けて、次いで、顎部材110および120を閉じるように、駆動アセンブリ130と接触している（図5Aおよび5Bを参照のこと）。本明細書における目的のために、駆動アセンブリ130に対して同時に作動する駆動フランジ47aおよび47bは、「駆動フランジ47」と呼ばれる。ハンドルアセン

ブリ 30 および駆動アセンブリ 130 の内部で協働する部品のより詳細な説明は、以下に考察される。

【0039】

図 5C に最も良く示されるように、可動式のハンドル 40 の下側端部は、代表的には、可動式ハンドル 40 と一体型に結合されているか、または、作動可能に接続されている、フランジ 42 を備える。フランジ 42 は、代表的には T 字型であり、そしてその遠位端部から側方または横方向に突出し、固定式ハンドル 50 内に配置される対応するレールウェイ 55 と係合するように構成されるピン様の要素 44 を備える。より具体的には、ピン 44 は、レールウェイ 55 内に配置された、予め規定されたチャンネル 53 内にかかるように構成されており、その往復運動の際には、可動式ハンドル 40 を固定式ハンドル 50 に対してロックする。T 字型のフランジ 42 に関するさらなる特徴は、鉗子 10 の作動特徴の詳細な議論において、以下に説明される。

10

【0040】

可動式ハンドル 40 は、従来のハンドルアセンブリに勝る異なる機械的利点を提供するように設計され、この利点は、シャフト 12 の長手方向軸「A」に関するピボットピン 45 の独特の位置（すなわち、ピボット点）、および長手方向軸「A」に沿った駆動フランジ 47 の配置に起因する。言い換えると、ピボットピン 45 を駆動フランジ 47 の上に配置することによって、使用者は、顎部材 110 および 120 を作動させて使用者が顎部材 110 および 120 をより少ない力で閉めることを可能にする一方で、なお適切かつ有効な組織シールをもたらすために必要な力を発生させる、レバー様の機械的利点を得る。

20

【0041】

図 3A～3F、図 13 および図 14 において最もよく示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、対向する顎部材 110 および 120 を備え、これらの顎部材 110 および 120 は、シーリングの目的のために、協働して組織を効率的に把持する。このエンドエフェクタアセンブリ 100 は、両側性アセンブリとして設計される。すなわち、両顎部材 110 および 120 は、両顎部材 110 および 120 を通して配置されるピボットピン 95 の周りを互いに対して旋回する。顎部材 110 および 120 は、湾曲し、組織の操作を容易にし、かつ器官および大きな組織構造体にアクセスするためのよりよい「見通し線」を提供する。

【0042】

30

往復運動する駆動スリーブ 134 は、シャフト 12 内にスライド可能に配置され、そして以下により詳細に説明するように、駆動アセンブリ 130 によって遠位に作動可能である。駆動スリーブ 134 は、二又の遠位端部を備え、この遠位端部は、それぞれ半体 134a および 134b から構成され、半体 134a および 134b は、それらの間に、顎部材 110 および 120 を受けるための腔 134' を規定する。より詳細には、図 13 および図 14 に最もよく図示されるように、顎部材 110 および 120 は、近位フランジ 113 および 123 をそれぞれ備え、これらは各々、近位フランジを 113 および 123 を通って規定される長い斜めのスロット 117 および 127 をそれぞれ備える。駆動ピン 139（図 13 参照）は、顎部材 110 および 120 を、スリーブ 134 の末端ならびにフランジ 134a と p 134b との間に配置される腔 134' 内に取り付ける。カムピンすなわち駆動ピン 139 は、アパーチャ 139a および 139b を貫いて取り付け、アパーチャ 139a および 139b はそれぞれフランジ 134a および p 134b において規定され、そして駆動ピン 139 は、シャフト 12 の遠位端部 16a および 16b に配置されるスロット 16a' および 16b' の内側を往復可能である（図 14 を参照）。スロット 16a' および 16b' は、アパーチャ 95' および 95" 内へと延びて、ピン 139 のアセンブリを容易にしてもよい。ピン 139 は、2 つの機械的インターフェース要素から構成され得る。これらのインターフェース要素は、互いを擦られるように受けてピン 139 を一旦組み立てられた場所に保持するような寸法である。あるいは、またはさらに、ピン 139 は、幾つかの公知の製造技術のうちの 1 つによって同じ場所に維持され得る。これらの公知の製造技術としては、以下が挙げられる：レーザーベースの溶接もしくは熱バー

40

50

スの溶接、プレスばめ機械的相互作用または他の機械的インターロック幾何学、接着、化学結合など。シャフト 1 2 の外側に配置される構成要素もまた、一旦組み立てられた場所にピン 1 3 9 を保持するために利用され得る。例えば、熱収縮材料、接着テープ、ゴムもしくは他の絶縁ブーツ、またはシリコンは、この目的のために使用され得る。ピン 1 3 9 の種々の直径のバージョンが、一旦組み立てられたピンが緩むのを防ぐために利用され得る。キャップ配置もしくはステム配置（示さず）もまた、この目的のために使用され得る。

【0043】

最終的に駆動アセンブリ 1 3 0 に連結する駆動スリーブ 1 3 4 は、ナイフ駆動ロッド 1 9 3、ナイフ 1 9 0 ならびにナイフガイド 1 7 0 の半体 1 7 0 a および 1 7 0 b のポスト 1 7 1 a および 1 7 1 b を、スライド式に受けるような寸法である。次に、駆動スリーブ 1 3 4 は、シャフト 1 2 内に受け入れられる。駆動アセンブリ 1 3 0 の作動の際に、駆動スリーブ 1 3 4 は往復し、次に、駆動ピン 1 3 9 をスロット 1 1 7 および 1 2 7 内に乗せ、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を所望のように開閉する。次いで、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、ピボットピン 9 5 の周りを旋回し、ピボットピン 9 5 は、対応するピボット穴 1 1 3 a および 1 2 3 a をそれぞれ貫いて配置され、ピボット穴 1 1 3 a および 1 2 3 a はフランジ 1 1 3 および 1 2 3 内に配置される。理解され得るように、ハンドル 4 0 をハンドル 5 0 に向かって絞ることは、駆動スリーブ 1 3 4 および駆動ピン 1 3 9 を近位に引いて、顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に把持した組織の周辺で、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる。そしてスリーブ 1 3 4 を遠位に押すことは、把持する目的のために、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を開ける。

【0044】

顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の詳細に戻ると、図 3 A ~ 3 F に最もよく示されるように、顎部材 1 1 0 は、支持基材 1 1 9 を備える。この支持基材 1 1 9 は、フランジ 1 1 3 から遠位に延び、かつ支持基材 1 1 9 の上の絶縁板 1 1 9 ' を支持するような寸法である。絶縁板 1 1 9 ' は、次いで、絶縁板 1 1 9 ' の上の導電性組織係合表面またはシーリング板 1 1 2 を支持するように構成される。このシーリング板 1 1 2 は、絶縁板 1 1 9 ' の頂上と支持基材 1 1 9 とを任意の適切な様式（例えば、スナップはめ、オーバーモールドイング、スタンピング、超音波溶接など）でくっつける。支持基材 1 1 9 は、絶縁板 1 1 9 ' および導電性組織係合表面 1 1 2 と共に、外側絶縁ハウジング 1 1 6 によって被包される。外側ハウジング 1 1 6 は、腔 1 1 6 a を備え、腔 1 1 6 a は、導電性シーリング表面 1 1 2 ならびに支持基材 1 1 9 および絶縁板 1 1 9 ' をしっかりと係合するような寸法である。これは、スタンピング、オーバーモールドイング、スタンピングした導電性シーリング板をオーバーモールドイングすること、および／または金属射出成形したシール板をオーバーモールドイングすること、あるいは他の適切な方法（例えば、導電面の構造支持体への、絶縁材料を介した結合）によって達成され得る。全てのこれらの製造技術は、導電性表面 1 1 2 を有する顎部材 1 1 0 を産生する。導電性表面 1 1 2 は、絶縁ハウジングもしくは絶縁基材 1 1 6 によって実質的に囲まれる。

【0045】

例えば、図 3 E に示されるように、導電性シーリング板 1 1 2 は、周辺フランジ 1 1 2 a を備え、周辺フランジ 1 1 2 a は、シーリング板 1 1 2 の周辺を取り囲む。フランジ 1 1 2 a は、外側絶縁体 1 1 6 の内側リップ 1 1 6 b を接合型に嵌合するように設計される。これもやはり、例えばオーバーモールドイングのような上述のプロセスのいずれかによって達成され得る。スイッチ 6 0 から延びるリード線 3 1 0 b（図 6 C 参照）は、外側絶縁体 1 1 6 内で終結し、シーリング板 1 1 2 に圧着様（crimp-like）接続 3 2 6 a によって電気機械的に結合するように設計される。絶縁体 1 1 9 '、導電性シーリング表面 1 1 2 および外側非導電性顎ハウジング 1 1 6 は、好ましくは、組織シーリングに関連する多くの公知の望ましくない効果（例えば、フラッシュオーバー、熱拡散および迷走電流放電）を制限し、かつ／もしくは低減するような寸法である。

【0046】

導電性シーリング表面 112 はまた、規定された半径を有する外周縁をも備え得、そして外側ハウジング 116 は、シーリング表面 112 の結合縁に沿って、一般的に接線位置で、導電性シーリング表面 112 と合わさる。インターフェースにおいて、導電性表面 112 は、外側ハウジング 116 に対して隆起している。

【0047】

導電性表面すなわちシーリング板 112 および外側ハウジング 116 は、組み立てられると、長手軸方向のスロット 115a を形成し、スロット 115a は、スロット 115a を通るナイフブレード 190 の往復運動について規定する（図 13 参照）。ナイフスロット 115a は、顎部材 120 において規定される対応するナイフスロット 115b と協働して、ナイフブレード 190 が好ましい切断面に沿って長手軸方向に延び、形成された組織シールに沿って効率的かつ正確に組織を分離することを容易にする。ナイフスロット 115a および 115b は、共に、ナイフ 190 の往復運動のためのナイフチャネル 115 を形成する。図 3A～図 3F に最もよく図示されるように、ナイフチャネル 115 は、顎部材 110 および 120 それぞれの中央を通して進み、それによって、顎部材 110 および 120 が閉じた位置にある場合にナイフアセンブリ 70 からのブレード 190 が顎部材 110 と 120 との間に把持された組織を切断し得る。以下でより詳細に記載されるように、ハンドル 30a は、受動ロックアウトフランジ 49' を備える。受動ロックアウトフランジ 49' は、ハンドル 40 が開いているときにナイフアセンブリ 70 が作動することを防ぎ、それによって、事故によるかまたは早まって、ブレード 190 が組織を通して起動することを防ぐ。さらに、受動ロックアウトフランジ 49' は、ハンドル 40 が開いた位置に動かされる場合、トリガー 70 を押し付けてナイフ 190 を退行させるような寸法である。

【0048】

上で説明したように、そして図 3F、8B、8C、10C および 10D に図示されるように、ナイフチャネル 115 は、顎部材 110 および 120 が閉じているときに形成される。言い換えれば、ナイフチャネル 115 は、2つのナイフチャネル半体（ナイフスロット 115a およびナイフスロット 115b）を備える。ナイフスロット 115a は、顎部材 110 のシーリング板 112 に配置され、そしてナイフスロット 115b は、顎部材 120 のシーリング板 122 に配置される。ナイフチャネル 115 は、ナイフ 190 を組織を通して曲がった様式で動かすように、ある程度の湾曲を備えるような寸法であってもよい。あるいは、ナイフチャネル 115 は、全く湾曲しない真っすぐなスロットとして構成されてもよく、これは従って、ナイフ 190 を組織を通して実質的に真っすぐな様式で動かす。絶縁板 119' もまた、ナイフチャネル 115 の一部を形成し、そして絶縁板 119' において規定されるスロット 115a' を備える。スロット 115a' は、絶縁体 119' に沿って延び、ナイフスロット 115a と垂直位置に整列して、ナイフ 190 の遠位端部 192 がスロット 115a' を通って平行移動するのを容易にする。

【0049】

上述のように、エンドエフェクタアセンブリ 100 はまた、ナイフガイド 170 を備え、ナイフガイド 170 は、ナイフチャネル 115 を通る、ナイフチャネル 115 内への、ナイフ 190 の整列および平行移動を容易にするような寸法である。より詳細には、ナイフガイド 170 は、組み立ての際にナイフ 190 を被包するように機械的に連結する、半体 170a および 170b を備える（図 13 を参照）。ナイフガイド 170 は、一旦組み立てられると、ナイフ駆動ロッド 193 の往復運動の際にナイフチャネル 115 を通って容易に平行移動するように、ナイフ 190 を整列させる（図 13）。駆動ロッド 193 の操作は、鉗子 10 の操作特徴に関連して以下に記載される。ナイフガイド 170 の半体 170a および 170b の各々は、半体上に種々のインターフェースを備え、そしてインターフェースの中に規定されるアパーチャを備える。アパーチャは、エンドエフェクタアセンブリ 100 の種々の操作特徴（例えば、ピボット 95、駆動ピン 139 およびナイフ 190）の妨害されない動きを可能にする。より詳細には、半体 170a および 170b は、それぞれ半体 170a および 170b を通って規定されるアパーチャ 173a および 1

73bを備え、アパーチャ173aおよび173bは、組み立ての間、ピボット95を通過させる。半体170aおよび170bはまた、半体170aおよび170bにおいて規定される、側面に並んだスロット172aおよび172bを備える。スロット172aおよび172bは、顎部材110および120の開閉の際に駆動ピン139の往復運動を可能にする。1以上のガイド327（図14）もまた、ナイフ170に沿ってガイドリード線（例えば、リード線325a）に、および導電板（例えば、板122）に備えられ得る。ナイフガイド半体170aおよび170bはまた、ポスト171aおよび171bをも備える。ポスト171aおよび171bは、組み立ての際にスロット16'内に近位に延び、ナイフ190と係合する。

【0050】

ナイフチャンネル115は、それぞれ顎部材110および120の中央を通り、それによって、ナイフ190の遠位端部192は、顎部材110および120が閉じた位置にあるとき、顎部材110と120との間に把持された組織を切断し得る。より詳細には、鉗子10の操作に関して以下でより詳細に記載されるように、ナイフ190は、顎部材110および120が閉じているときのみにしか組織を通らないので、事故によるかまたは早まった、ナイフ190の組織を通る起動を防ぎ得る。以下に詳述される受動ロックアウトフランジ49'は、顎部材110および120が開いた配置に配置される間、ナイフ190の意図されない平行移動を防ぐ。ナイフ190は、他の構成部分がナイフ190を通ることを可能にする寸法であってもよく、このことは、このナイフ全体の可撓性を増強し、ナイフチャンネル115の通過を容易にする利点を生み出す。

【0051】

あるいは、1つの顎部材もしくは両顎部材はまた、顎部材が開いた配置である間にナイフ190が進むことを防ぐ、安全ロックアウトを備え得る。

【0052】

顎部材120は、顎部材110と類似の要素を備える（例えば、支持プレート129を被包する顎ハウジング126、絶縁体129'、および導電性シーリング表面122）。同様に、導電性表面122および絶縁体129'は、組み立てられたとき、対応する長手軸方向のナイフスロット115bおよび115b'を備え、これらは、ナイフブレード190の往復のために、ナイフスロット115bおよび115b'を通して規定される。上述したように、顎部材110および120が組織の周辺で閉じるとき、ナイフスロット115aおよび115bは、完全なナイフチャンネル115を形成し、ナイフ190が遠位様式で長手軸方向に延びて、組織を組織シールに沿って切断することを可能にする。ナイフチャンネル115は、特定の目的に依存して、2つの顎部材の1つ（例えば、顎部材120）の中において完全に配置され得る。顎部材120は、上で顎部材110に関して記載したのと類似の様式で、組み立てられ得る。より詳細には、シーリング板122は、外周縁122aを備えるような寸法であってもよく、外周縁122aは、ハウジング126の内部リップ126bと機械的に合わさって、外周縁122a内に被包されたプレート129および129'でシーリング板122をハウジング126に固定するような寸法である。

【0053】

図3Fにおいて最もよく示されるように、顎部材120は、一連の止め部材90を備え、止め部材90は、導電性シーリング表面122の内部対面上に配置されて、組織のシーリングおよび切断の間、組織の把持および操作を容易にし、かつ対向する顎部材110と120との間にギャップ「G」（図10B）を規定する。一連の止め部材90は、特定の目的に依存するか、もしくは所望の結果を達成するために、顎部材110および120の1つもしくは両方上で使用され得る。

【0054】

顎部材120は、スイッチ60から延びる第2の電線325bに接続し（図6B参照）、顎ハウジング126内で終結し、電気機械的に圧着様接続326bによってシーリング板122と結合する。以下でより詳細に説明するように、電線310bおよび325bは、使用者が、外科手術の間に所望の場合、両極性電気外科的エネルギーを顎部材110お

よび 120 に選択的に供給することを可能にする。

【0055】

顎部材 110 および 120 は、電氣的に互いに絶縁されており、それによって、電気外科的エネルギーは、組織を通して有効に伝達され、組織シールを形成し得る。例えば、図 3A~3F で最もよく図示されるように、各顎部材 110 および 120 は、独特に設計された電気外科用ケーブル経路を備え、この経路は、電気外科的エネルギーを、ケーブル線 310b および 325b を通して導電性シーリング表面 112 および 122 まで、それぞれ伝達する。ケーブル線 310b および 325b は、ケーブル経路に沿って緩く、しかししっかりと維持され、顎部材 110 および 120 の回転を可能にする。理解され得るように、このことは、導電性シーリング表面 112 および 122 を、エンドエフェクタアセンブリ 100 およびシャフト 12 の残りの操作構成部分から絶縁する。2つの電位は、ケーブル線 310b および 325b を取り囲む絶縁鞘によって互いから分離される。

10

【0056】

顎部材 110 および 120 は、回転シャフト 12 の末端とピボットピン 95 によって係合し、それによって、回転アセンブリ 80 の回転は、同時にシャフト 12 を（スリーブ 134 およびナイフ 190 と共に）回転させ、これは次に、エンドエフェクタアセンブリ 100 を回転させる（図 1A 参照）。より詳細には、回転シャフト 12 の遠位端部は、二又に分かれて末端 16a および 16b を備え、末端 16a および 16b は、顎部材 110 および 120 を受け取るために、末端 16a および 16b の中にチャンネル 16' を規定する。ピボットピン 95 は、ステム 95a 配置およびキャップ 95b 配置を備え、これは、末端 16a および 16b の中に配置されるアパーチャ 95' および 95" を通ってそれぞれ係合するような寸法である。組み立ての際、図 13 および 14 に最もよく図示されるように、ピボットピン 95 のステム 95a は、シャフト 12 の末端 16a、顎部材 120 のアパーチャ 123a、半体 170a もしくはナイフガイド 170 のアパーチャ 173a、半体 170b もしくはナイフガイド 170 のアパーチャ 173b、顎部材 110 のアパーチャ 113a、ならびにシャフト 12 の末端 16b を通って延び、キャップ 95b と係合する。スロット 16a' および 16b' は、遠位端部 16a および 16b 内に規定され、遠位端部 16a' および 16b' 内の駆動ピン 139 の往復運動を可能にする。ステム 95a は、ステム 95a 内に規定された通過穴 96 を備え、通過穴 96 は、組織を切断するために、ナイフ 190 が通過穴 96 を通ってナイフ 190 を通過することを可能にする一方で、負荷の間、顎部材のための大きな回転表面領域をなお認める。

20

30

【0057】

ここで、ハウジングの協働構成部分について考えると、図 5A、5B、6A、6B、11 および 12 は、ハウジング 20 およびその構成部品特徴（すなわち、駆動アセンブリ 130、回転アセンブリ 80、ナイフ作動アセンブリ 160、トリガアセンブリ 70 ならびにハンドル 40 およびハンドル 50）を詳細に示す。より詳細には、図 5A および図 5B は、上で同定したアセンブリおよび構成部品を、ハウジング 20 内に組み立てられた形態で示し、そして図 11 および図 12 は、上で同定されたアセンブリおよび構成部品の各々の分解図を示す。

【0058】

上述のように、図 11 および図 12 で最もよく示されるように、シャフト 12 の近位端部は、ハウジング 20 に機械的に係合される。ハウジング 20 は、2つのハウジング半体 20a および 20b から形成され、半体 20a および 20b は各々、複数のインターフェースを備える。これらのインターフェースは、機械的に整列して互いに係合してハウジング 20 を形成し、鉗子 10 の内部作動構成部品を収める。理解され得るように、固定式ハンドル 50（上述のように、ハウジング 20 と完全に係合している）は、ハウジング半体 20a および 20b の組み立ての際にハンドル 50 の形態を取る、半体 50a および 50b を備える。

40

【0059】

複数のさらなるインターフェース（示さず）は、超音波溶接目的のために、ハウジング

50

半体 20 a および 20 b の周辺の種々の点に配置され得る（例えば、エネルギー方向／偏向点）。超音波溶接は、他のより従来のな方法よりも、より良い寸法安定性、強度および関節信頼性を提供することが企図される。例えば、ハウジング半体は、結合した関節を形成するために従来の三角（または類似の）エネルギー導波器を使用した第 1 の溶接関節と、（一次関節表面から除去された）第 2 のハードストップ表面（関節の過剰な圧縮を防ぐ）との組み合わせを用いて、超音波溶接され得る。第 3 の整列したピンの組は、ハウジング半体 20 a および 20 b を通して用いられ得る。半体 20 a および 20 b は、組み立ての間半体 20 a および 20 b を正確に並べるため、かつ製造、操作および輸送の間に強度および安定性を与えるために、構成される。

【0060】

ハウジング半体 20 a および 20 b（ならびに以下に記載される他の構成部品）は、任意の適切な様式で組み立てられ得る。例えば、整列ピン、スナップ様インターフェース、溝形インターフェース、ロックングタブ、接着ポートなどは、単独もしくはは組み合わせで、組み立てのために使用され得る。

【0061】

図 11 および図 12 において最もよく示されるように、回転アセンブリ 80 は、2 つの C 型半体 80 a および 80 b を備え、これらは、組み立てられたとき、回転アセンブリ 80 を形成する。半体 80 a は、一連の移動止め／フランジを備え（示さず）、これらは、回転半体 80 b 内に配置される対応するソケットまたは他の機械的インターフェース（示さず）の対に係合するような寸法である。半体 80 a はまた、タブ 84 a（破線で図示する）を備え、タブ 84 a は、半体 80 b 上の対応するタブ 84 b と共に協働して、シャフト 12 に配置されるスロット 80' に接合性に係合する。理解され得るように、このことは、矢印「B」の方向への回転部材 80 の操作により、シャフト 12 の軸「A-A」周りの選択的回転を可能にする。矢印「B」方向への回転部材 80 の操作は、次いで、エンドエフェクタアセンブリを矢印「C」の方向に回転させる（図 1 A 参照）。回転アセンブリは、回転アセンブリを完全な反時計回り回転位置もしくは完全な時計回り回転位置に本質的に固定する、1 つ以上の機械的インターフェースを備え得る。このことは、特定の使用者のための、エンドエフェクタアセンブリについての左利き用方向付けおよび右利き用方向付けを可能にする。

【0062】

上述のように、そして図 5 A、5 B、6 A および 6 B に最も図示されるように、可動式ハンドル 40 は、上側フランジ 46 a および 46 b を形成する U リンク 46 を備える。U リンク 46 は、ピン 45 a および 45 b の周りを回転して、往復スリーブ 134 を長手軸「A-A」に沿って押し、そして駆動フランジ 47 a および 47 b を、駆動アセンブリ 130 に押し付け、駆動アセンブリ 130 は、次いで顎部材 110 および 120 を閉じる。フリンジ 47 a および 47 b ならびに駆動アセンブリ 130 の種々の運動関係は、鉗子 10 の操作に関連してより詳細に説明される。駆動フランジ 47 a および 47 b ならびに可動式ハンドル 40 のピボット点 45 の配置は、駆動フランジ 47 a および 47 b の長手軸「A-A」に関するピボットピン 45 a および 45 b の独特の位置（すなわち、ピボット点）ゆえに、従来のハンドルアセンブリに勝る異なる機械的利点を提供する。言い換えると、ピボットピン 45 a および 45 b の位置を駆動フランジ 47 a および 47 b より高くすることにより、使用者は、顎部材 110 および 120 を動かすためのレバー様の機械的利点を得る。このことは、顎部材 110 および 120 を閉じて組織シールを得るために必要な機械的な力の全体の量を、減少させる。

【0063】

ハンドル 40 はまた、フィンガーループ 43 をも備え、フィンガーループ 43 は、開口部 41 を規定し、開口部 41 は、ハンドル 40 を把持することを容易にする寸法である。1 つの実施形態において、フィンガーループ 43 は、ハンドル部材 40 の全体の人間工学的「感触」を向上させる、ゴム挿入部を備える。ロックングフランジ 49' は、ハンドル部材 40 の外周上のフィンガーループ 43 より上に配置される。ロックングフランジ 49

10

20

30

40

50

’は、ハンドル部材40が非作動位置に配置される（すなわち、顎部材110および120が開いている）ときにトリガアセンブリ70が起動するのを防ぐための、安全ロックアウト機構として設計され得る。理解され得るように、このことは、組織シールの完了前の、事故によるかまたは早まった組織の切断を防ぐ。

【0064】

固定ハンドル50は、半体50aおよび50bを備え、これらは組み立てられたときにハンドル50を形成する。固定ハンドル50は、固定ハンドル50内に規定されたチャンネル51を備え、チャンネル51は、可動式ハンドル40が作動したときに、フランジ42を近位移動様式で受けるような寸法である。ハンドル40のt字型ピン44は、ハンドル50をチャンネル51内に容易に受け入れるための寸法である。フランジ42は、使用者が、顎部材110および120を、互いに関して開いた位置から閉じた位置まで、選択的に、進行的かつ／または増分的に動かすことを可能にするような配置であってもよい。例えば、特定の目的に依存して、フランジ42は、可動式ハンドル40を固定するように係合するつめ車様インターフェースを備え得、それにより、顎部材110および120は、互いに関して選択的な増分位置に存在し得ることもまた、企図される。他の適切な機構（例えば、液圧式アクチュエータ、半液圧式アクチュエータ、線形アクチュエータ、ガスによって補助される機構、および／またはギヤリングシステム）もまた、ハンドル50（ならびに顎部材110および120）に対するハンドル40の移動を制御しかつ／または制限するために使用され得る。

【0065】

図5Dおよび12に最もよく図示されるように、ハウジング20aおよび20bは、組み立てられたとき、内部腔52を形成し、内部腔52は、チャンネル51をレールウェイ55に隣接する固定ハンドル50内にあらかじめ規定し、レールウェイ55は、レールウェイ55内のt字型ピン44を往復運動させる。一旦組み立てられると、レールウェイ55は、フランジ42の往復運動のために、入り口経路51による位置決めで腔52内に設置される。フランジ42およびハウジング半体20aおよび20bは、作動を容易にし、そしてt字型ピン44のレールウェイ55への一貫した往復を容易にするように設計される。

【0066】

フランジ42のチャンネル51の入り口に沿った移動の間、t字型ピン44は、レールウェイ55に沿った通路53に乗り、集積溝（catch basin）内すなわちシート55'へ押されて、ハンドル40をハンドル50に対して固定する。以下に詳細に記載されるように、使用者がハンドル40を離れたとき、集積溝55'は、ハンドル50に対してt字型ピン44を固定位置に維持する。レールウェイ55は、1つまたは複数のピボット要素55a上に設置され、ピボット要素55aは、t字型ピン44のレールウェイ55を通る往復の際に、レールウェイ55が回転することを可能にする。ばね要素57は、一旦t字型ピン44が設置された元の往復位置から、レールウェイ55を戻すように付勢する。繰り返すと、レールウェイ55は、集積溝55'からのt字型ピン44の開放に応じて、回転し得る。ハンドル40および駆動アセンブリ130の内部協働要素の作動は、事前決定可能な一定の閉鎖圧力を用いて顎部材110および120を組織周辺で閉じ、組織シールを達成する。上述のように、より大きな組織構造体のシーリングのための閉鎖圧力は、好ましくは、約3 kg/cm²～約16 kg/cm²の範囲内にある。

【0067】

ハンドル40が再び把持されたとき、t字型ピン44は、集積溝55'から外され、そして出口経路に沿って動いて、ハンドル40をチャンネル51から解放する。ばね部材もしくは他の付勢部材57は、フランジ42を集積溝55'内での固定を容易にするように使用され得、そしてまた、ハンドル40の再度の把持の際に、フランジ42の集積溝55'からの解放を容易にするように構成される。

【0068】

以下により詳細に説明されるように、一旦作動すると、ハンドル40は、一般的に、作

動様式で固定ハンドル 50 に向かってピボットピン 45 a および 45 b 周りを動き、このことは、駆動アセンブリ 130 に近位に押し付け、次いで、駆動アセンブリ 130 は、往復運動スリーブ 134 を一般に近位方向に引いて、顎部材 110 および 120 を互いに関

【0069】

図 5 A、5 B および 11 において最もよく示されるように、駆動アセンブリ 130 は、駆動スリーブ 134 の近位位置の頂上に取り付けられる。維持リングすなわちクリップ 131' および 131" (図 11 参照) の一対は、駆動スリーブ 134 上に配置される対応する解放部分 133 a および 133 b の対と協働して、駆動アセンブリ 130 を駆動スリーブ 134 の頂上に取り付け、それによって、駆動アセンブリの相対運動は、駆動スリーブ 134 に対応して動く。ハンドル 40 が、ピボット点 45 の周りを回転してハンドル 50 に対して動き、そしてフランジ 42 が、固定ハンドル 50 のチャンネル 51 内に組み込まれる際、駆動フランジ 47 a および 47 b は、ピボット点中央上の機械的利点を介して、駆動アセンブリ 130 をばね 131 に対して近位に押し付ける。

【0070】

その結果として、駆動スリーブ 134 は、近位に往復運動し、次いで、顎部材 110 および 120 を閉じる。回転機構の中央の上の利用は、使用者が、特定の距離で選択的にコイルばね 131 を押すことを可能にし、このことは、次いで、特定の負荷を往復運動スリーブ 134 につけ、この負荷は、顎ピボットピン 95 周りの回転トルクに変換される。結果として、特定の閉鎖力が、対向する顎部材 110 および 120 に伝達され得る。

【0071】

図 5 A および 5 B は、ハンドル 40 の固定ハンドル 50 に向かう最初の作動を示す。この作動は、フランジ 42 のピン 44 を一般的に近位かつ入り口経路 51 に沿って情報に動かす。上で説明したように、フランジ 42 の入り口経路 51 に沿った移動の間、t 字型ピン 44 は、それぞれ、通路 53 を通ってレールウェイ 55 に沿う。シーリング部位についての一旦所望の位置が決定され、顎部材 110 および 120 が正確に位置決めされると、ハンドル 40 は、完全に絞られ、それによってフランジ 42 の t 字型ピン 44 は、集積溝 55' 内に設置される。一旦ピン 44 が集積溝 55' の縁を外すか、または集積溝 55' の縁における経路 53 内の所定の地点を過ぎると、ハンドル 40 およびフランジ 42 の解放移動が集積溝 55' に再度方向付けられる。

【0072】

より詳細には、ハンドル 40 のハンドル 50 に対する閉鎖圧のわずかな減少に際し、ハンドル 40 は入り口経路 51 に向かってわずかに遠位に戻るが、集積溝 55' 内に再度方向付けられる。この点において、ハンドル 40 とハンドル 50 との間の解放圧もしくは戻り圧力は、駆動アセンブリ 130、の圧縮に伴う解放圧に起因しかつこれと正比例し、フランジ 42 のピン 44 を集積溝 55' 内に設置し、そして固定する。ここで、ハンドル 40 は、固定ハンドル 50 内に固定され、次いで、このことは、顎部材 110 および 120 を、組織に対して閉じた位置に固定する。

【0073】

上述したように、顎部材 110 および 120 は、所望のシーリングまで、組織を操作するために、開けられても、閉じられても、そして回転されてもよい。このことは、使用者が、作動およびシーリングの前に鉗子 10 を配置しそして再配置することを可能にする。図 1 A に図示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、回転アセンブリ 80 の回転を通して長手軸「A-A」周りを回転可能である。以下により詳細に説明されるように、回転アセンブリ 80 を通り、シャフト 12 に沿い、最終的に顎部材 110 および 120 におよぶケーブル線 325 a および 325 b の独特の供給経路は、使用者が、ケーブル線 325 a および 325 b を絡ませることなく、もしくはこれらの過度な引っ張りを生じることなく、エンドエフェクタアセンブリ 100 を、時計回り方向および反時計回り方向に 180 度回転させることを可能にする。理解され得るように、このことは、組織の把持および操作を容易にする。

【0074】

図5A、5B、6A、9A、9B、11および12において最もよく示されるように、トリガアセンブリ70は、可動式ハンドル40の頂上に取り付けられ、そしてナイフアセンブリ160と協働して、選択的に、ナイフ190を組織シールを通して平行移動させる。より詳細には、トリガアセンブリ70は、上方に延びる一对のフランジ71aおよび71bを有するU字型フィンガーアクチュエータ71を備える。以下でより詳細に説明するように、ピボットピン179は、一对のアパーチャ162aおよび162b（各々フランジ71aおよび71b内にそれぞれ存在する）を通して延び、トリガアセンブリ70をナイフキャリッジ165に取り付ける。フィンガーアクチュエータ71は、ハウジング20内に配置されたの所定のスロット21内で、選択的に旋回可能である（図6A参照）。より詳細には、一对のピボット77aおよび77bは、フィンガーアクチュエータ71のどちらかの側に配置され、そしてハウジング半体20aと20bとの間に取り付けられて構成され、このフィンガーアクチュエータをスロット21内で旋回させる。

10

【0075】

ナイフアセンブリ160は、往復運動するナイフバー167を備え、ナイフバー167は、駆動スリーブ134の頂上、および上方に延びるフランジ71aと71bとの間に取り付けられる。ナイフバー167は、t字型近位端部167'およびナイフバー167の遠位端部に配置されるカフ137を備える。カフ137は、ナイフアセンブリ160が組み立てられるとき、駆動スリーブ134を被包するような寸法である。ばね76は、カフを最も近位の配置に付勢する。近位端部167'は、組み立ての際にハウジング20aおよび20bによって形成されるスロット167"内に取り付けられて、ここでスライド式に往復運動するような寸法にされる（図12参照）。ロッキングキャップ137aおよび取り付けピン179は、カフ137を、ナイフロッド193内に配置されるアパーチャ197を通してナイフロッド193の近位端部193bに固定し、それにより、フィンガーアクチュエータ71に対する近位移動は、ナイフバー193の遠位移動を生じる。カフ137およびキャップ137aはまた、駆動スリーブ134を、カフ137およびキャップ137aを通して360度回転可能である。

20

【0076】

上述したように、ナイフキャリッジ165は、フィンガーアクチュエータ71の上方に延びるフランジ71aおよび71bに取り付けられる。より詳細には、ナイフキャリッジ165の遠位端部162は、t字型であり、そして2つの側面に延びるピン162cおよび162dを備える。ピン162cおよび162dは、フランジ71aおよび71bにおいてアパーチャ162aおよび162bにそれぞれ係合する。ナイフキャリッジ165の近位端部161は、近位端部161内に規定されるアパーチャ161aを備え、アパーチャ161aは、移動止め167aと嵌合し、移動止め167aは、ナイフキャリッジ165を通して横に延びる。

30

【0077】

図5A～7において最もよく図示されるように、ハンドル50に対してハンドル40が離れた空間すなわち空隙のある配置で配置されるとき、ハンドル40から延びるフランジ49'は、トリガアセンブリ70の作動を防止する。より詳細には、フィンガーアクチュエータ71は、顎部材110および120が開いているとき、フランジ49'によって近位に作動されるのを防止される。理解され得るように、このことは、組織が顎部材110と120との間に把持されていないときのナイフ190の早まった作動を防ぐ。ハンドル40がハンドル50に関して選択的に移動される場合、フランジ49'とフィンガーアクチュエータ71との間にギャップ21が形成される（図5B参照）。従って、使用者は、ナイフ190を選択的に作動させることが、フィンガーアクチュエータ71をギャップ21内で近位に絞ることによって自由に出来る。

40

【0078】

図6B、7および8Aに最もよく示されるように、一旦、ハンドル40の移動によってクリアランスが提供されると、フィンガーアクチュエータ71のピボット74の周りの近

50

位移動は、ナイフバー１６７の遠位平行移動をもたらし、これは次に、ナイフロッド１９３およびナイフ１９０の遠位平行移動をもたらす。より詳細には、フィンガーアクチュエータ７１が近位に絞られる場合、Ｕ字型フランジ７１ａおよび７１ｂは、ピボット７４の周りを回転してカフ１３７に接し、そしてナイフキャリアッジ１６５を本質的に前方に投げ、次いで、ナイフバー１６７を前方へ運んで、ナイフロッド１９３を遠位に押す。スロット１６７”は、ナイフバー１６７を、前方ストロークおよび戻りストロークを通して、遠位に、滑らかにガイドするように構成される。図１０Ａおよび１０ＢＣに示されるように、ナイフロッド１９３の遠位平行移動は、顎部材１１０および１２０におけるチャンネル１１５を通して、ナイフ１９０を平行移動する。上述のように、ナイフロッド１９３は、ナイフ１９０を、１以上の機械的インターフェース要素を介して取り付けるか、もしくは当該分野で公知の任意の様式で加えられ得る。ナイフ１９０内に規定されるスロット１９７は、ナイフ１９０の往復の間、駆動スリーブ１３４のピン１３９のクリアランスを提供する。フィンガーアクチュエータ７１の解放の際、ばね７６は、ナイフアセンブリを最も近位の位置に戻すように付勢する。ナイフバー１６７は、ナイフ１９０をトリガーするとき、可変の機械的利点および線形性の利点を提供する。さらに、ナイフバー１６７の組み込みは、摩擦損失を有意に低減し、そして既に公知の方法よりも、より滑らかな機械的切断を提供する。

【００７９】

ここで、駆動アセンブリの操作の詳細を考えると、図５Ａ、５Ｂ、１１および１２で最もよく示されるように、駆動アセンブリ１３０は、往復するスリーブ１３４、駆動ハウジング１３５、ばね１３１、駆動リング１３５ａおよび１３５ｂ、駆動ストップ１３５ｃおよび１３５ｄならびに保持リング１３１’および１３１”を備え、これら全ては、協働して、駆動アセンブリ１３０を形成する。ストップ１３５ｃは除去されて、そしてリング１３１”が、ストップ１３５ｃの意図される機能を実施してもよい。往復運動スリーブ１３４の近位端部１３２は、駆動ハウジング１３５を通して規定されるアパーチャ１３５’内に配置され、可動式ハンドル４０の作動の際、駆動スリーブ１３４の駆動ハウジング１３５を通る選択的な往復運動を可能にする。ばね１３１は、駆動ハウジング１３５の頂上に、背部ストップ１３５ｄとリング１３５ｂとの間に組み立てられ、それによって、ハンドル４０のピボット４５周りの移動が、駆動アセンブリ１３０全体およびスリーブ１３４を近位に動かし、これは次いで、カムピン１３９を近位に引き、顎部材１１０および１２０を閉じる。一旦、顎部材１１０および１２０が組織の周りで閉じた後、駆動アセンブリ１３０は、本質的に最も低い位置に達し（すなわち、往復運動スリーブのさらなる近位移動は防止される）、そしてハンドル４０のピボット４５の周りのさらなる移動は、ばね１３１を圧縮し、組織上にさらなる閉鎖力を生じる。その上、ばね１３１はまた、顎部材１１０および１２０、ならびに可動式ハンドル４０を、開いた構成に付勢する傾向がある。

【００８０】

図１２に戻ると、図１２は、ハウジング２０、回転アセンブリ８０、トリガアセンブリ７０、可動式ハンドル４０および固定ハンドル５０の分解図を示し、シャフト１２に沿ったこれら全ての種々の構成部品およびエンドエフェクタアセンブリ１００は、製造プロセスの間組み立てられ、部分的におよび／または完全に使い捨て可能な鉗子１０を形成する。例えば、上述したように、シャフト１２および／またはエンドエフェクタアセンブリ１００は、使い捨て可能であり、従って、選択的に／解放可能に、ハウジング２０および回転アセンブリ８０と係合可能であって、使用後に捨てることが可能な、部分的に使い捨て可能な鉗子１０および／または完全に使い捨て可能な鉗子１０を形成する。

【００８１】

図５Ａ、５Ｂおよび１３に最もよく示されるように、一旦組み立てられると、ばね１３１は、可動式ハンドル４０の作動の際に駆動ハウジング１３５の頂上で圧縮するために安定する。より詳細には、ハンドル４０のピボットピン４５ａおよび４５ｂ周りでの移動は、フランジ４２を固定支持ハンドル５０内へ往復移動させ、そして駆動アセンブリ１３０を押して、ばね１３１を後部ストップ１３５ｂに対して圧縮して、スリーブ１３４を往復

運動させる。

【0082】

上述したように、トリガアセンブリ70は、可動式ハンドル40に配置されたロッキングフランジ49'によって起動を最初に防止され、ロッキングフランジ49'は、作動前に、トリガアセンブリ70に接する。対抗する顎部材110および120は、トリガアセンブリ70のロックを解除することなく、回転され得、部分的に開けられ得、そして閉じられ得る。このことは、理解され得るように、使用者が、ナイフアセンブリ160の早まった作動なしに組織を把持しそして操作することを可能にする。以下で述べられるように、フランジ42のt字型ピン44が、固定式ハンドル50のチャンネル51内を完全に往復運動し、そして事前に規定された集積溝55'内に設置されるときにのみ、ロッキングフランジ49'はトリガアセンブリ70の完全な作動を可能にする。鉗子10のこれらの内部作動構成部品の操作特徴および相対的移動は、破線表現および方向を指示する矢印で示され、種々の図面において最もよく図示される。

10

【0083】

ピボットの中央より上の機械的利点は、使用者が、コイルばね131を特定の距離で選択的に圧縮することを可能にし得、これは次いで、特定の負荷を往復運動スリーブ134に付与する。往復運動スリーブ134の負荷は、顎ピボット95の周りでトルクに変換される。結果として、特定の閉鎖圧が、対向する顎部材110および120に伝達される。上述したように、顎部材110および120は、シーリングが所望されるまでは、トリガアセンブリ70をロック解除することなく、組織を操作するために、開いても、閉じても、回転してもよい。このことは、使用者が、鉗子10を賦活化およびシーリングの前に配置することおよび再配置することを可能にする。より詳細には、図1Aに図示されるように、エンドエフェクタアセンブリ100は、回転アセンブリ80の回転を介して、縦軸「A-A」の周りを回転可能である。

20

【0084】

そのシーリング部位に関して所望の位置を決定付けて、その顎部材110および120が適切に位置づけられると、ハンドル40が完全に握られ得、その結果、フランジ42のt形状ピン44が、軌道55上に位置づけられた予め規定された軌道縁部を通過する。一旦、端部44が軌道縁部を通過すると、その端部44は、固定用くぼみ(catch basin)55'に向かい、ハンドル50に対してハンドル40をロックする。そのハンドル40とハンドル50との間の解放圧(release pressure)または戻り圧(return pressure)は、その駆動アセンブリ130を圧縮することに伴う解放圧に帰するものであり、その解放圧に正比例し、それによって、そのフランジ42の端部44が上述の固定用くぼみ55'の中で安定する、すなわちその中に嵌まり込む。ここで、ハンドル40は、固定ハンドル50内の位置で固定され、さらに、顎部材110と120が組織に対して閉じた位置でロックする。

30

【0085】

この時点で、上述の顎部材110および120は、その組織の周りで完全に圧着した状態である。さらに、その鉗子10は、電気外科的エネルギーを選択的に印加して、その後その組織を分離するための準備を整えている。すなわち、t形状端部44が固定用くぼみ55'内にあるときに、ロッキングフランジ49'がトリガアセンブリ70を始動させることを可能にする位置まで移動する。

40

【0086】

フランジ42のt形状端部44が固定くぼみ55'内で固定されると、往復スリーブ134上で釣り合う軸方向力が維持されており、これによって、対向する顎部材110と120との間の圧縮力が組織に対して維持される。エンドエフェクタアセンブリ100ならびに／または顎部材110および120は、過剰な圧縮力のいくらかを解放することでエンドエフェクタ100の特定の内部操作要素が機械的故障することを防止するために必要な寸法にされ得る。

【0087】

50

理解され得る場合、圧縮バネ 131 に関連する圧縮力と、その中心において (over-the-center) 旋回することの力学的な有利な条件との組み合わせにより、 $3 \text{ kg/cm}^2 \sim 約 16 \text{ kg/cm}^2$ 、そして望ましくは $7 \text{ kg/cm}^2 \sim 約 13 \text{ kg/cm}^2$ という所望する使用圧の範囲内で、組織の周りの一貫した、均一でかつ正確な閉鎖圧 (closure pressure) を容易にし、そして、確実にする。その組織に対して適用される

電気外科的エネルギーの強度、頻度および期間を制御することによって、その利用者は、組織を処置し得、つまり、その組織をシールし得る。

【0088】

上述したように、2つの力学的要因が、結果として得られる、シールされる組織厚およびそのシールの効率を決定付けるのに重要な役割を果たす。すなわち、対向した顎部材 110 と 120 との間にかけられた圧力、ならびにシール工程におけるその顎部材 110 と 120 の対向したシール表面 112、122 の間のギャップ距離「G」である。しかし、結果として得られる組織シールの厚さは、力のみでは適切に制御され得ない。換言すると、力をかけ過ぎると、その2つの顎部材 110 および 120 に接触しショートすることで、エネルギーが組織にほとんど流れずに、不十分な組織シール 450 を生じること可能性がある。力が小さすぎる場合は、そのシールが厚すぎる可能性がある。

【0089】

正確な力を付与することはまた、他の理由で重要である。つまり、管壁に対面させるため、組織内の十分な通電を可能にするのに十分に低い値まで組織インピーダンスを低減するため、そして、十分なシールの指標である必要最終組織厚をつくり出すのに寄与することに加えて、組織を加熱する工程の間の膨張力を克服するために、重要である。

【0090】

1つの実施形態において、顎部材 110 および 120 の電氣的伝導性シール表面、すなわち、それぞれ、112 および 122 は、鋭い縁部で電流が集中することを避けるために、かつ、高い点でアーク形成することを避けるために比較的平坦である。さらに、係合されたときにその組織の反作用のために、顎部材 110 および 120 は、曲げに対して抵抗するように製造され得る。例えば、顎部材 110 および 120 は、その幅にそってテーパ形状となっており、これは2つの理由において有利である。すなわち、(1) そのテーパによって、同方向で一定厚さである組織に対して一定の圧力を与えること；(2) 顎部材 110 および 120 において近位部分が厚くなっていることで、その組織の反作用に起因する曲げに対して耐性があることである。

【0091】

上述したように、少なくとも1つの顎部材 (例えば、120) は、2つの対向する顎部材 110 および 120 が互いに対して移動することを制限するために1以上のストップ部材 90 を備え得る。1つの実施形態において、そのストップ部材 90 は、そのシール表面 122 から、その具体的な材料の特性 (例えば、圧縮強度、熱膨張など) にしたがって所定の距離まで張り出しており、シールする工程の間において一貫した正確なギャップ距離「G」を生じる (図 10B 参照)。シールする工程の間において対向するシール表面 112 と 122 との間のギャップ距離が約 $0.001 \text{ インチ} \sim 約 0.006 \text{ インチ}$ (約 $2.54 \times 10^{-5} \text{ メートル} \sim 約 0.0001524 \text{ メートル}$) の範囲であることが企図され、そして、望ましくは、そのギャップ距離が、約 $0.002 \sim 約 0.005 \text{ インチ}$ (約 $5.08 \times 10^{-5} \text{ メートル} \sim 約 0.000127 \text{ メートル}$) の間であることが企図される。1つの実施形態において、非伝導性ストップ部材 90 が、顎部材 110 および 120 上に鋳造されるか (例えば、外側被覆 (overmold)、射出成形など)、顎部材 110 および 120 上にスタンピング処理されるか、または、顎部材 110 および 120 上に被覆 (deposit) させる (例えば、蒸着)。例えば、1つの技術として、セラミック材料を顎部材 110 および 120 の表面上に溶射することで、ストップ部材 90 を形成する。多様な耐熱絶縁性物質を種々の表面に被覆して電氣的導電性表面 112 と 122 との間のギャップ距離を制御するためのストップ部材 90 を作製する工程を包含するような数種

10

20

30

40

50

の溶射技術が企図される。

【0092】

エネルギーが、組織を介して顎部材110と120の間を、エンドエフェクターアセンブリ100へと選択的に移動すると、組織シールが形成して、2つの組織半体が分離される。この時点で、他の既知の脈管シール器具を用いる場合、その利用者は、鉗子10を取り出してその鉗子を切断器具（図示せず）で置き換えて、その組織シール部に沿って上述の組織半体を分離する。理解され得るように、これは時間がかかり余分なものであり、理想的な組織切断面に対してその切断器具を調節および配置することにおける誤りのために、その組織シール部を含めて誤って組織を分離してしまう可能性がある。

【0093】

10

これまで詳細に述べたように、本願の開示においては、ナイフアセンブリ160が組み込まれており、これはトリガアセンブリ70を介して作動されると、その組織をシールした2つの半体に効率よくかつ高い信頼性をもった正確な様式で、その理想的な組織面に沿ってその組織を連続的かつ選択的に分離する。本願発明のナイフアセンブリ160によって、その利用者が、カニューレポートまたはトロカールポートを介して切断器具で置き換えることを必要とせずに、シールの直後にその組織を迅速に分離することが可能となる。正しく評価すると、組織を正確にシールし、そして分離することが、本願の鉗子10によって達成される。

【0094】

20

ナイフブレード190もまた、同じまたは代替的な電気外科的エネルギー供給源につないで、その組織シール部に沿ってその組織を分離することを容易にする。さらに、このナイフブレード190のトリップの角度は、具体的な目的に依存してより大きなまたは小さな削り角を提供するのに必要な寸法であり得る。例えば、そのナイフブレード190は、切断に伴う「組織の切片（tissue wisps）」を減らすような角度で位置づけら得る。さらに、ナイフブレード190は、具体的な目的に依存して、または具体的な結果を達成するために、異なる形状の刃（例えば、鋸歯状のもの、V字状のもの、穿孔があるもの、中空のもの、凹状のもの、凸状のものなど）を有するように設計され得る。一般的に、このナイフアセンブリ160は、一方向に前進する様式で（すなわち、遠位方向に）切断する。

【0095】

30

組織が組織半体に分離されると、顎部材110および120は、以下に説明されるようにハンドル40を再把持することによって開放され得る。ハンドル40の再始動および再把持によって、フランジ42のt形状ピン44が概して近位方向に再び移動する。

【0096】

40

図13において最も良く示されるように、顎部材110および120の近位部分およびシャフト12の遠位端16は、弾力性または可撓性である絶縁性材料185によって覆われることによって、電気外科的に作動する際に迷走電流濃度を低減し得る。顎部材110および120の尾部または近位端は、ガイド要素170の張り出した部分（extended section）から取り出され、また、それにより覆われることで、半絶縁的な障壁を作り出し、電気的外科的作動の際に迷走電流濃度を低減し得る。絶縁ブーツ（図示せず）もまた、顎部材110および120の近位部上に位置づけられ、隣接組織を損傷させることを避けるために電流濃度および迷走電流をさらに低減し得る。1つの企図される絶縁性ブーツ220に関する詳細が、共有に係る米国仮出願番号60/722,213号（発明の名称：「電気外科的鉗子のための絶縁性ブーツ（"INSULATING BOOT FOR ELECTROSURGICAL FORCEPS"）」；これは参考として本願明細書中で援用される）に関して記載されている。

【0097】

50

スイッチ60は、人間工学的に、寸法が決定され、（一旦組み立てられたときの）ハウジング20の外形に適合されている。スイッチ60は、フレキシブル回路（flex circuit）400（図6C参照）と電気機械的に協働して利用者が顎部材110およ

び120を選択的に作動させることを可能にされ得るように設計されている。フレキシブル回路の設計によって、非常に密に間隔付けられた領域に必要とされるように適合するその回路特有の機能のために、製造工程が容易なものとなることが企図される。このスイッチ60はまた、利用者が種々の異なる方向において鉗子10を選択的に作動させること（すなわち、多方向性作動またはトグル様作動）を可能にするように設計されていることが企図される。正しく評価される場合、これは作動を単純化する。スイッチ60はまた、「ドームスイッチ（dome switch）」と呼ばれるものとして設計され得、これはまた、作動したときにユーザが触知できるフィードバックを提供する。

【0098】

スイッチ60が押し下げられたときに、トリガリード310bは、第1の電位を顎部材110に与え、二極回路を完成させる。より具体的には、スイッチ60が押し下げられ、そしてフレキシブル回路400が作動するときに、その発電機は、リード310aおよび310cにわたって電圧低下を認識して、その発電機が第1の電位を顎部材110に供給して、第2の電位を顎部材120に供給する作動を開始させる。スイッチ60は、制御回路として作用して、電氣的エネルギーを顎部材110および120に供給する実電流ループから保護され、または取り外される。これによって、作動している間における高電流の負荷によってスイッチ60が電氣的に故障すること可能性が低減される。フットスイッチ（図示せず）はまた、鉗子10とともに利用されることが可能であり、このフットスイッチも同様の様式で操作される。すなわち、フットスイッチを作動させると、この発電機は、そのフットスイッチの入力リードおよび出力リードの間で電圧低下を認識し、それに従い、発電機が顎部材110および120の電気外科的な作動を開始するための信号を送る。

【0099】

顎部材110および120が閉じるまで、そして／または顎部材110および120がその間に組織を把持するまで、スイッチが始動できないように、安全スイッチまたは回路（図示せず）が使用され得る。

【0100】

後者の場合、適したセンサー（図示せず）が、組織が顎部材間に把持されているか否かを決定するために使用され得る。加えて、術前、術中（すなわち、手術の間）および／または術後の状態を決定する他のセンサー機構が、使用され得る。このセンサー機構はまた、電気外科発電機と接続された閉鎖ループフィードバックシステムと一緒に用いられ得、術前、術中または術後の1つ以上の状態に依存してその電気外科エネルギーを制御し得る。

【0101】

導電性表面115aおよび115bは、互いから、そして顎部材110および120から絶縁されており、その結果、電気外科エネルギーが組織を通して効率的に伝達され、シールを形成し得る。ケーブル線310bおよび325bはゆるやかに把持されるが、ケーブル経路内ではしっかりと把持され、長手軸「A」（図1Aを参照のこと）の周りでの顎部材110および120の回転を可能にする。より具体的には、ケーブル線310bおよび325bは、そのケーブル線310bおよび325bを過度にもつれさせることもねじることなく、（回転アセンブリ80の回転を介して）シャフト12の時計回りまたは反時計回りでの回転を可能にするような様式において、回転アセンブリ80の各半体80aおよび80bを通して供給される。本明細書中で開示されるケーブル線供給経路により、いずれの方向にも回転アセンブリをほぼ180°回転させ得る。

【0102】

上述の説明から、そして種々の図面を参照して、当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく本開示に対する特定の改変がなされ得ることを認識する。例えば、鉗子10に他の特徴（例えば、エンドエフェクタアセンブリ100を細長シャフト12に対して軸方向に動かすための関節運動アセンブリ（articulating assembly））を加えるのが、好ましくあり得る。

【0103】

鉗子10（および／または鉗子10と接続して使用される電気外科発電機）が、顎部材110および120の間に挟まれている特定のサイズの組織を効率的にシールするために、適切な量の電気外科エネルギーを自動的に選択するセンサーまたはフィードバック機構（図示せず）を備え得ることもまた、企図される。このセンサーまたはフィードバック機構はまた、シーリングの間の組織を横切るインピーダンスを測定し得、そして顎部材110と120との間に効果的なシールが作製されているという指標（視覚的および／または可聴的）を提供し得る。

【0104】

さらに、トリガーアセンブリ70は、同一の目的を達成するように設計された他の型の反跳機構（例えば、ガス作動式反跳、電気作動式反跳（例えば、ソレノイド）など）を備え得る。鉗子10はまた、シールせずに組織を切断するためにも使用され得る。あるいは、ナイフアセンブリ70が同一または別の電気外科エネルギー源に接続され得、組織の切断を容易にし得る。

エンドエフェクタアセンブリ100の外面は、作動およびシーリングの間の、顎部材110および120間と周囲の組織との接着を減少させるために設計された、ニッケルベースの材料、コーティング、スタンピング、金属射出成形を備え得る。さらに、顎部材110および120の導電性表面112および122は、以下の物質のうちの1種（または、1種以上の組み合わせ）から製造され得る：ニッケルクロム、窒化クロム、OHIOのThe Electrolizing Corporationから製造されるMed Coat 2000、inconel 600およびスズニッケル。組織導電性表面112および122はまた、同一の結果（すなわち、「非接着表面」）を達成するために、1種以上の上記物質でコーティングされ得る。認識され得るように、シーリングの間の組織の「接着」量を減少させることは、器具の全体的な効力を改善する。

【0105】

本明細書中で開示される材料のある特定の種類は、優れた非接着特性を実証しており、そしていくつかの場合には、優れたシール品質を実証している。例えば、TiN、ZrN、TiAlNおよびCrNを含む（しかし、これらに限定されない）窒化物コーティングは、非接着目的で使用される好ましい物質である。CrNは、その全体的な表面特性および最適な性能に起因して、非接着目的のために特に有用であることが見出されている。他の種類の物質もまた、全体的な接着を低減させることが見出されている。例えば、Ni/Cr比がほぼ5：1である高ニッケル／クロム合金は、双極性器具における接着を顕著に低減させることが見出されている。この種類の1つの特に有用な非接着性物質は、Inconel 600である。Ni200、Ni201（約100%のNi）から製造されているかまたはそれでコーティングされているシーリング表面112および122を有する双極性器具もまた、代表的な双極性ステンレス鋼電極よりも改善された非接着特性を示した。

【0106】

認識され得るように、鉗子10上にスイッチ60を配置することは、多くの利点を有する。例えば、スイッチ60は、手術室内の電気ケーブルの量を減らし、「視野内での（line-of-sight）」作動に起因する、外科手順の間の誤った器具の作動の可能性を排除する。さらに、スイッチ60は、切断プロセスの間にデバイスを意図的にではなく作動させてしまうことを排除するために、トリガーを作動させる間、機械的または電気機構的に動作しない（decommission）ように構成され得る。スイッチ60は、鉗子10の別の部分（例えば、固定式ハンドル50、回転アセンブリ80、ハウジング20など）の上にも配置され得る。

【0107】

鉗子10は、一旦末端シールが決定されたら（すなわち、発電機からのエンドトーン（end-tone）信号）組織を解放する、自動の電気機械的解放機構（図示せず）を備え得る。例えば、電気機械的インターフェースは、エンドトーン状態の際に固定用くぼみ

10

20

30

40

50

55からT字形ピン44を自動的に解放するように構成され得る。

【0108】

鉗子10が、トリガーアセンブリ70を備えるような寸法であり得ることもまた、企図される。このトリガーアセンブリ70は、スイッチアセンブリ60の代わりに組織をシールするために鉗子を作動させ、一方でまた、シールを横切って組織を分離させるためにナイフ190も前進させる。例えば、トリガーアセンブリ70は、以下の2つの段階を有するように構成され得る：発電機を作動させて選択的に組織をシールする、第一または初期動作段階；およびその組織を通してナイフを前進させる第二または次の段階。あるいは、別の実施形態は、同時に、顎部材110および120を作動させて組織をシールし、そして作動の間にナイフ190を組織を通して前進させる、トリガーアセンブリを包含し得る。

10

【0109】

回転アセンブリ80は、回転アセンブリ80と一緒に、または回転アセンブリ80内で回転可能であり、そして回転の間に使用者への触覚的および／または聴覚的なフィードバックを生じるように構成された、1つ以上の機械的インターフェースを備え得る。この触覚的および／または聴覚的なフィードバック（すなわち、「クリック」）は、軸「A」の周りのエンドエフェクタアセンブリ100の特定の回転の程度に対応するように構成され得る。1つ以上の型の視覚的な印もまた、エンドエフェクタアセンブリ100の回転の量または程度に対応させるために回転アセンブリ80と一緒に使用され得ること、ならびに具体的な目的に依存して聴覚的および／または触覚的なフィードバックに対応するかもしれない関連するように設計され得ることが、企図される。

20

【0110】

別の様式の鉗子10は、使用者が具体的な外科的目的のために器具の長さを選択的に調節できるようにする入れ子式シャフトを備え得る。例えば、このシャフトは、動作する（すなわち、引く、ねじる、またはハンドル上の機械的レバーによる）際に、具体的な外科的目的に依存して細長シャフト12のサイズを長くするかまたは短くするかのいずれかである、滑って往復可能かつ延長可能な2つの要素を備え得る。

【0111】

さらに、シャフト12の直径が、具体的な外科的目的に依存して、または外科的腔内で鉗子10の剛性を提供するため、またはトロカールを通るシャフトのシーリング効果を強化するために、選択的に拡張可能であり得ることもまた企図される。より具体的には、シャフト12が、動作する際に拡張する（すなわち、別の要素内のある要素をねじるかまたは回転させる（虹彩様）、機械的レバー、膨らませることができるシステム、機械的に拡張するシステムもしくは他の型の公知の拡張システムを滑らせる）ように構成され得ることが企図される。結果として、外科医は、トロカール内でのシャフト12の剛性を強化して、および／またはトロカール内でのシャフト12のシーリング効果を強化して、使用の間に外科的腔から圧力漏出の可能性を低減させるために、シャフト12の外径を選択的に延長し得る。さらに、単一の鉗子は、異なるサイズのトロカールおよび／またはカニューレと働くように選択的に適応可能であり得、このことは、特定の操作および他の外科的手順のための利点を証明し得る。

30

40

【0112】

ハンドル50が使用者の好みに依存して選択的に交換可能または選択的に配置可能であるように、鉗子10が構成され得ることもまた、企図される。例えば、ハンドル50は、選択的に脱着され、異なる寸法（すなわち、サイズ、重量、角度、使用者の手に対する方向など）の別のハンドル50と交換され得る。このことにより、外科的手順の間の取扱いが容易になる。あるいは、ハンドル50は、特定の外科的手順の間の取扱いおよび使用を容易にするか、または使用者の快適さのために、ハウジング20に対して選択的に配置可能（すなわち、ハウジングに対するハンドルの角度が調整可能）である。

【0113】

上記鉗子は、シールの成功の視覚的確認を提供するための視覚的指標（例えば、緑色L

50

ED指標)を備えるように構成され得る(この視覚的指標は、発電機の「エンドトーン」指標と協働する)。この視覚的指標(図示せず)は、使用の間に外科医の視野内にあるエンドエフェクタアセンブリ100またはシャフト12と一緒にかまたは接続されて使用され得る。この視覚的指標はまた、誤シール状態または再把握状態を使用者に警告する(例えば、赤色LED指標)ように設計され得る。あるいは、この視覚的指標はまた、シーリングプロセスの間にシールの形成の進行的フィードバックを提供するようにも構成され得る。例えば、シーリングプロセスを通じて進行的に照射して、シールの状態に関して使用者に視覚的フィードバックを提供する一連のLEDが、エンドエフェクタアセンブリ100(またはシャフト12)上で使用され得る。さらに、顎部材の一方または双方が、シールの末端および/または切断されたシールの長さを示す視覚的マークを備え得る。

10

【0114】

ガイド要素170(図14を参照のこと)は、顎部材110と120との間に配置されるナイフチャンネル115内にナイフ190を導くだけでなく、回転軸95に対して顎部材110および120が互いに関して正確に間隔が空くような寸法であるように、構成され得る。さらに、ガイド要素170は、エンドエフェクタアセンブリ100を通して電氣的接続線またはワイヤ310bおよび325bを導くために、1つ以上の軌道の溝(図示せず)を備えるように構成され得る。ガイド要素170はまた、ナイフ190用の駆動ロッド193の遠位への移動を制限するように構成され得、次にこのことが、ナイフチャンネル115を通るナイフ190の全体的な移動を制限する。ガイド要素の遠位端は、飛び出して形作られた(overmold)顎要素116および126と一緒に働くように延長され得、組織が活性電極表面に対して後ろにいくかまたは近位に動くのを阻害する一組の組織ブロック特徴を作成し得る。

20

【0115】

回転ピン95のステム95aは、キャップ95bと機械的に固定される場合に顎部材110と120とを一緒にきつく圧縮する段階的な直径を備え得る。さらに、この回転軸は、その中を通るナイフの並進を可能にする小道または開口部96を備えるような寸法であり得る。基部95aおよびキャップ95bを備える二部品回転軸95は、数個の公知の製造技術のいずれか1つによる製造プロセスの間に組み立てられ得る。この製造技術としては、レーザー溶接または熱ベース溶接、プレスばめによる力学的相互作用法(または他の力学的に連結する結合構造)、接着剤、または化学結合法などが挙げられる。

30

【0116】

上記シャフトは、具体的な目的に依存して視感度を強化するような寸法であり得、そして/または非対称であり得る。例えば、シャフトはほぼ卵型の寸法であり得、それによって別方向と比較して一方向において単方向の強度を提供し、別方向と比較して一方向において手術部位に対する視感度を最大化することが企図される。あるいは、このシャフトは、具体的な目的に依存して他の幾何学的構成(Iビーム、正方形、多角形など)であり得る。

【0117】

エンドエフェクタアセンブリ100は、長い組織切片を再係合することおよび手術部位の視感度について、最適化される。顎部材110および120はまた、おおまかな(gross)切開および鈍い(blunt)切開用に構成された遠位端を備えるような寸法であり得る。

40

【0118】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示されているが、本開示はそれに限定されるとは意図されず、当該分野が許容する範囲の広範さであることおよび明細書がそのように読まれることが意図される。従って、上記説明は限定として解釈されるべきではなく、単に具体的な実施形態の例示として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付される特許請求の範囲の範囲および趣旨の中で他の改変を想定する。

【図 3 C】

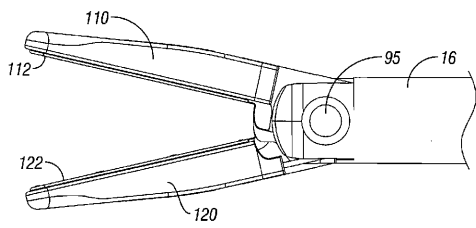


FIG. 3C

【図 3 D】

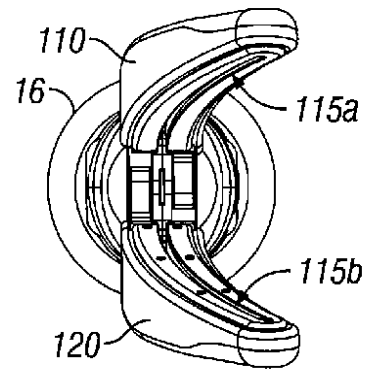


FIG. 3D

【図 3 E】

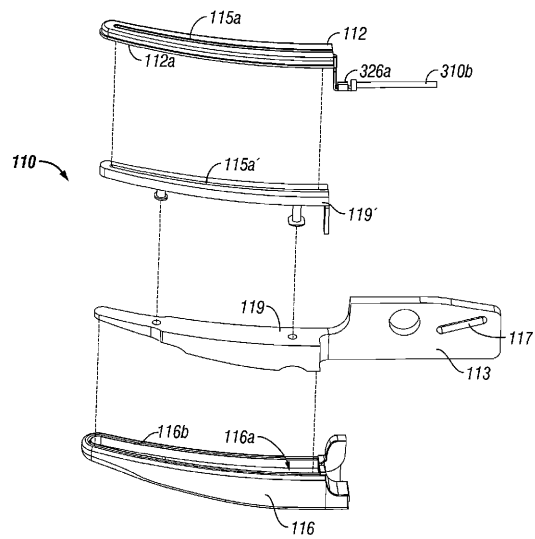


FIG. 3E

【図 3 F】

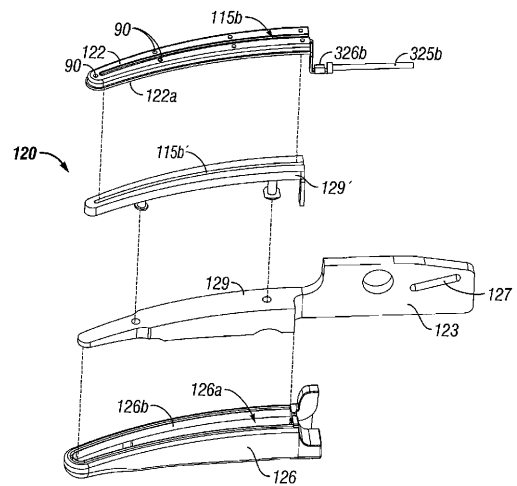


FIG. 3F

【図 4】

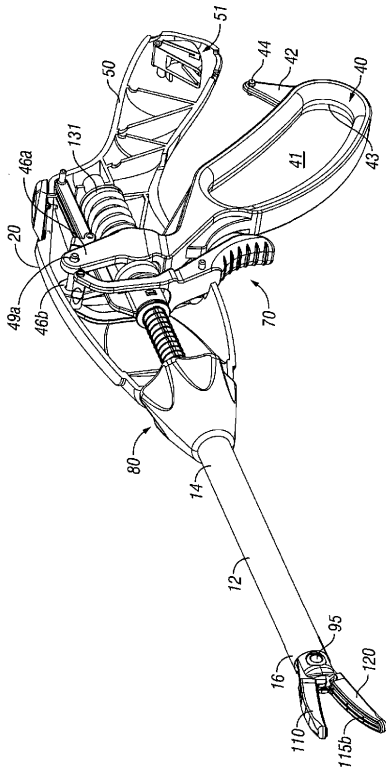


FIG. 4

【図 5 A】

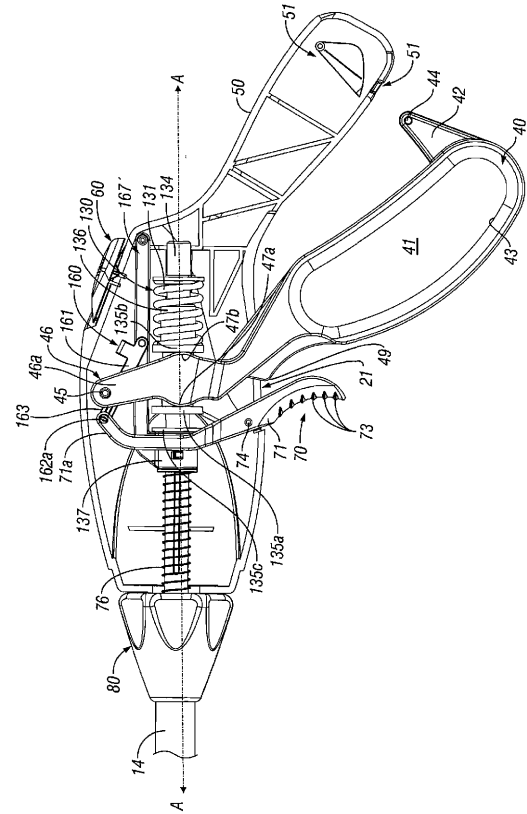


FIG. 5A

【図 5 B】

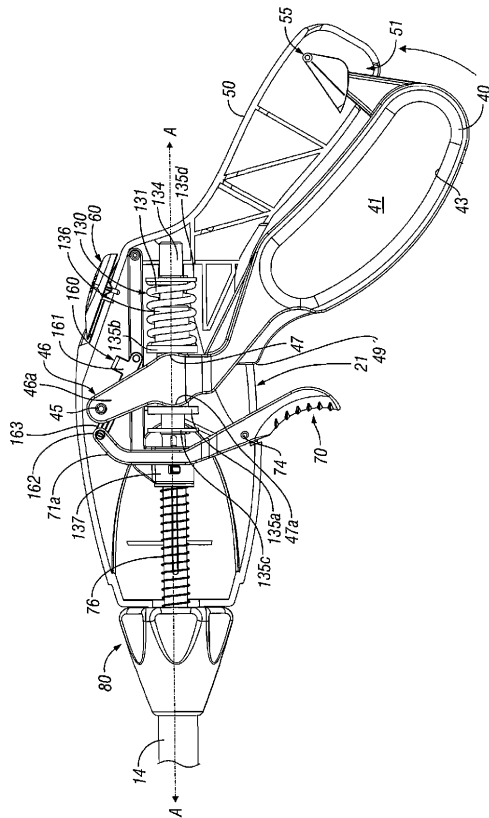


FIG. 5B

【図 5 C】

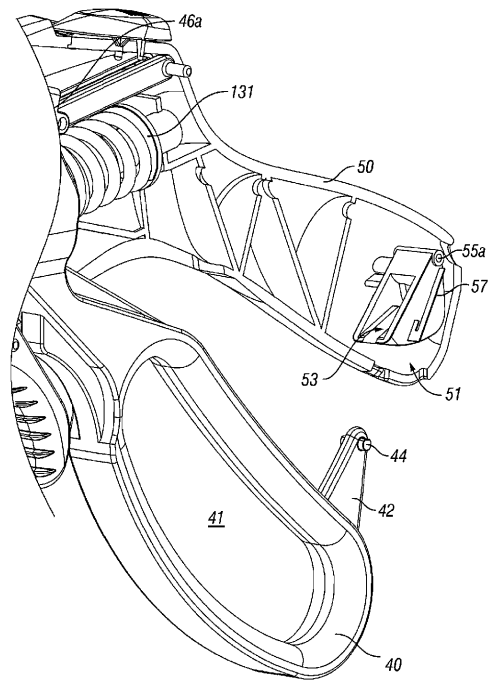


FIG. 5C

【図 5 D】

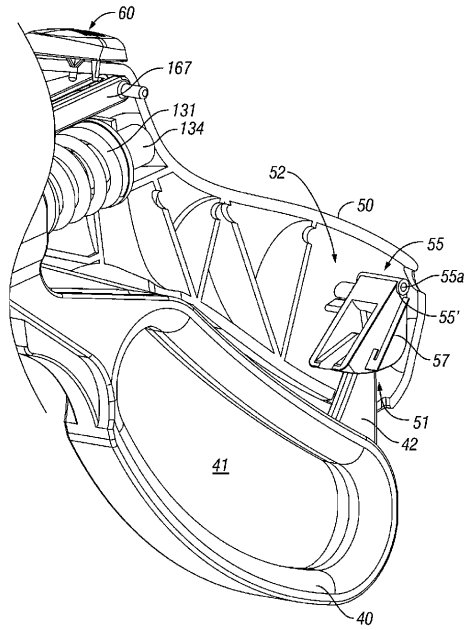


FIG. 5D

【図 6 A】

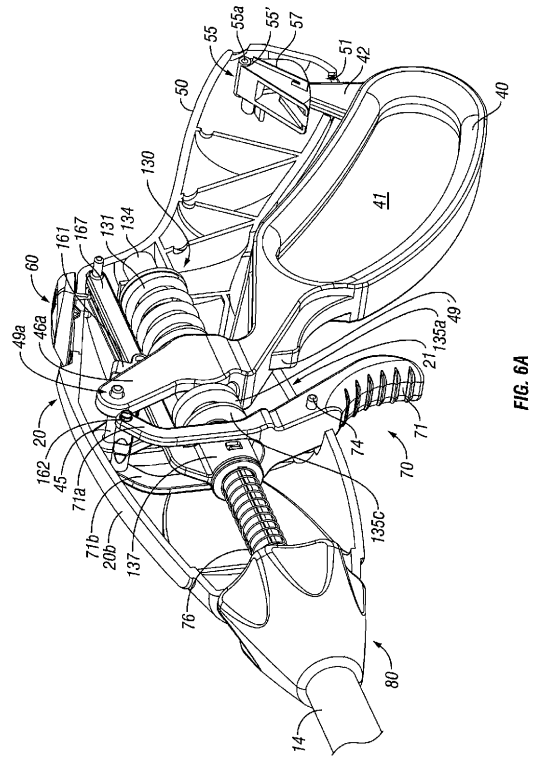


FIG. 6A

【図 6 B】

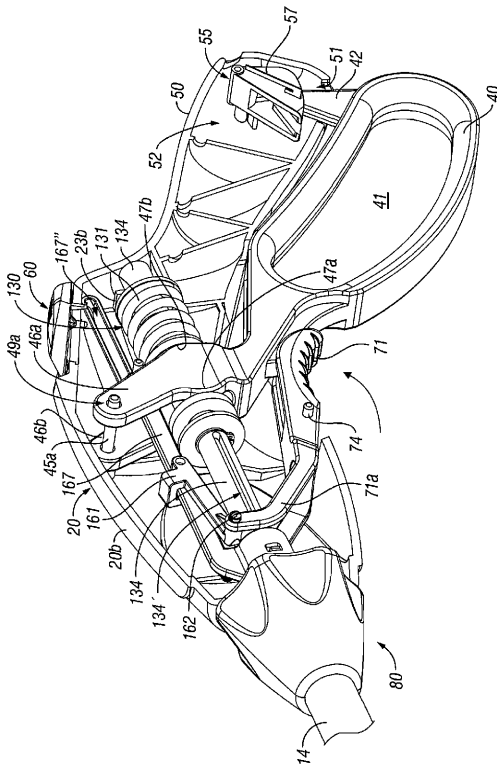


FIG. 6B

【図 6 C】

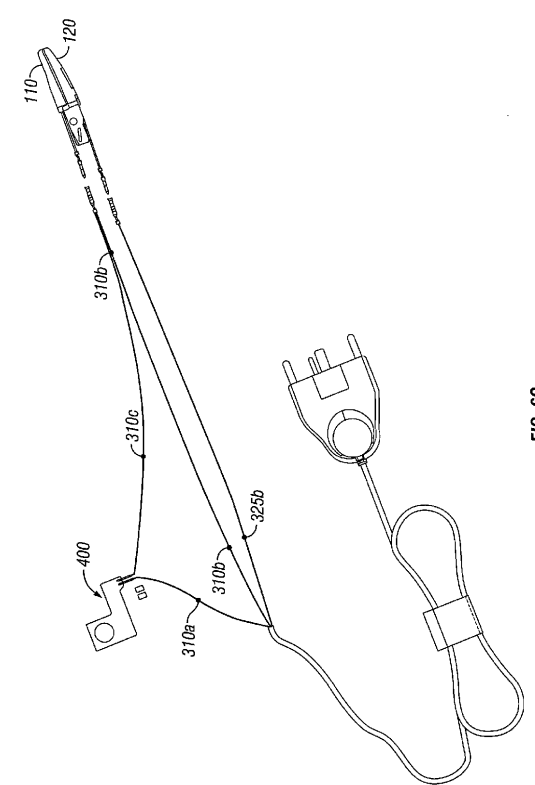


FIG. 6C

【図 7】

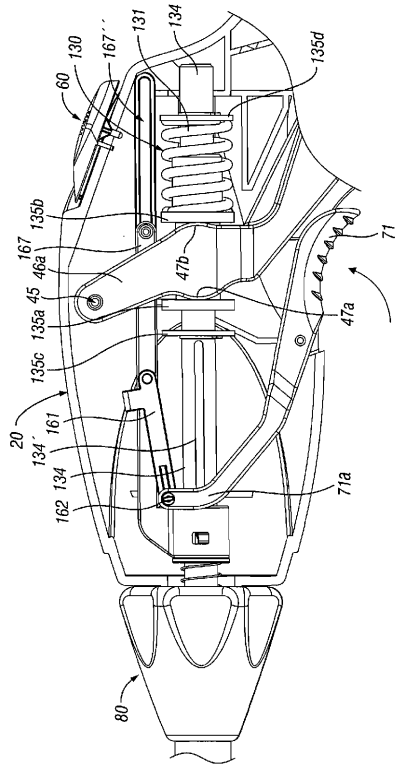


FIG. 7

【図 8 A】

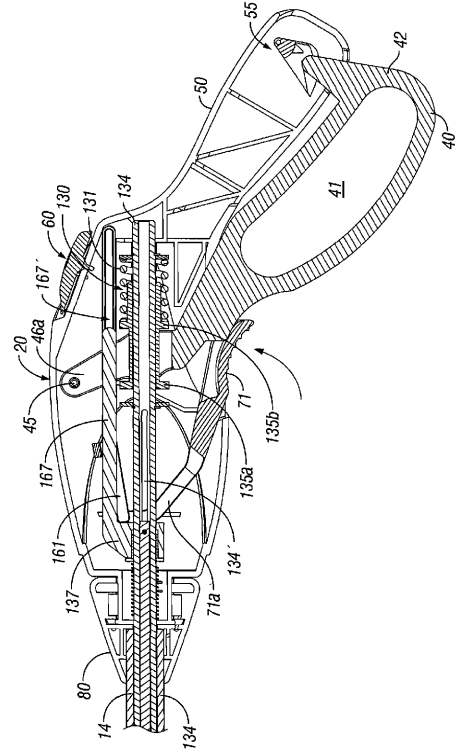


FIG. 8A

【図 8 B】

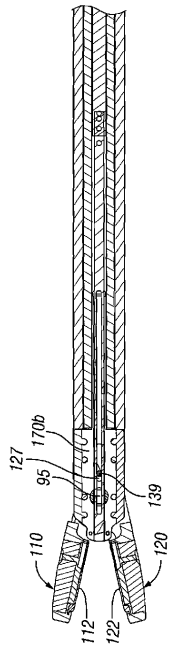


FIG. 8B

【図 8 C】

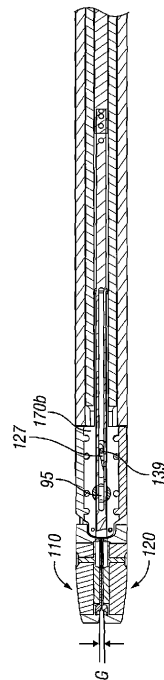


FIG. 8C

【図 9 A】

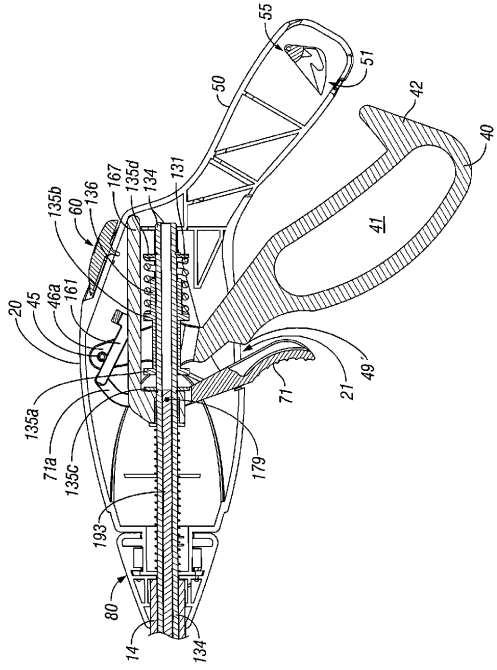


FIG. 9A

【図 9 B】

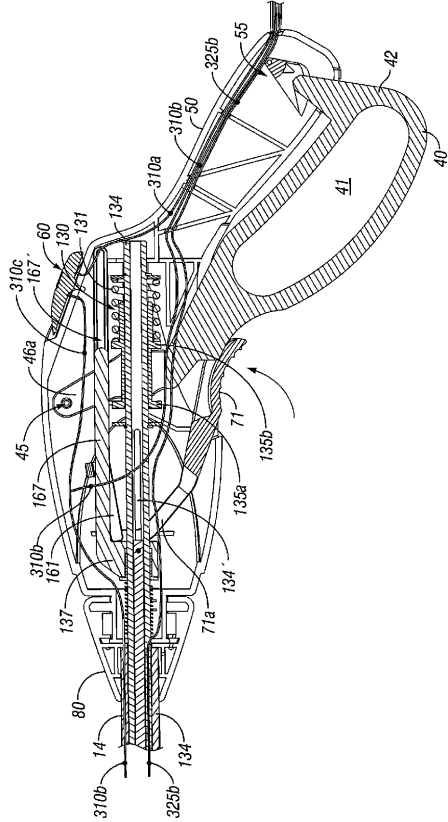


FIG. 9B

【 図 1 0 A 】

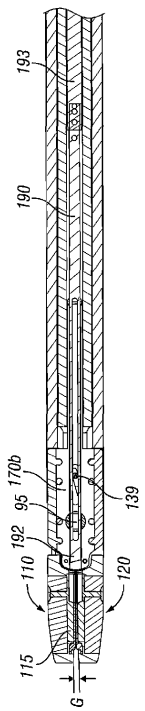


FIG. 10A

【図 10 B】

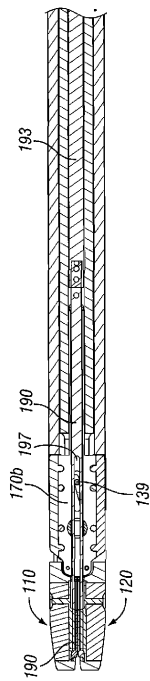


FIG. 10B

【 図 1 1 】

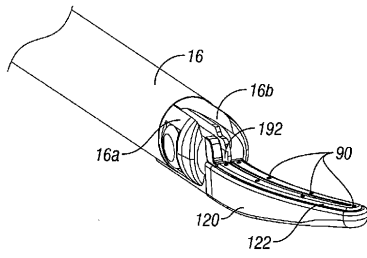


FIG. 10C

【 図 1 0 D 】

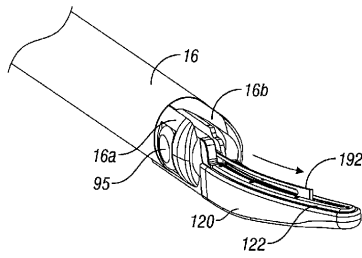


FIG. 10D

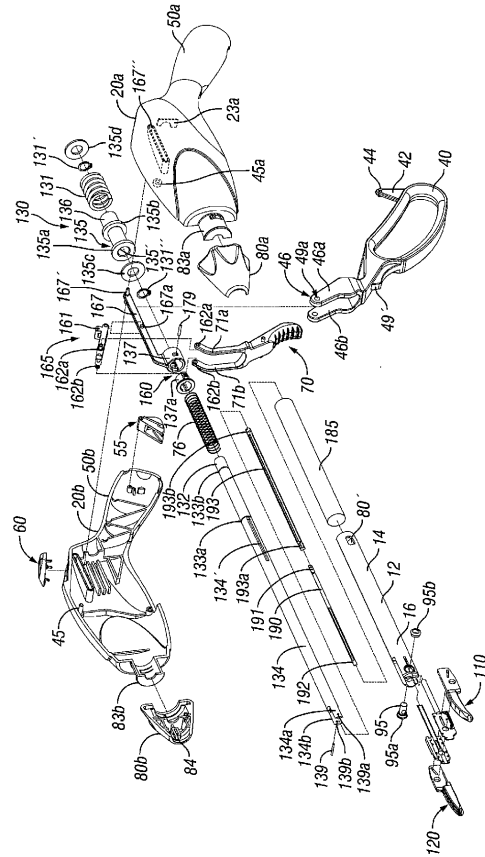


FIG. 11

【図 12】

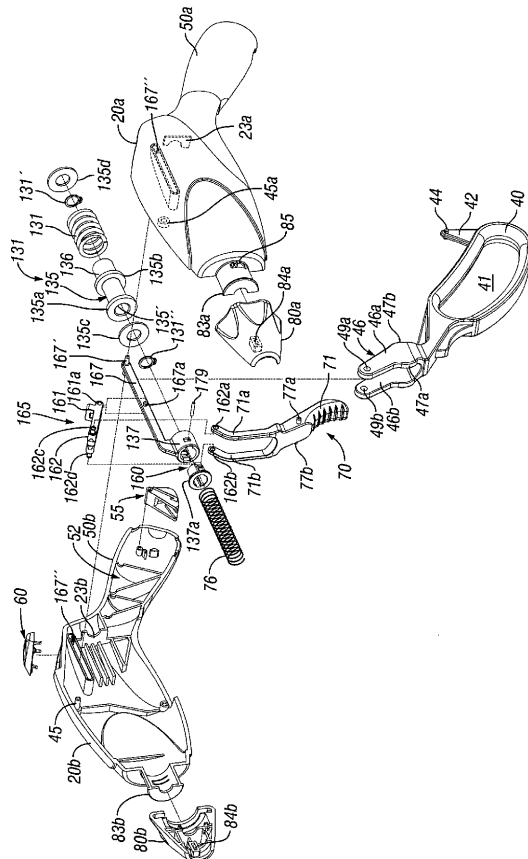


FIG. 12

【 図 1 3 】

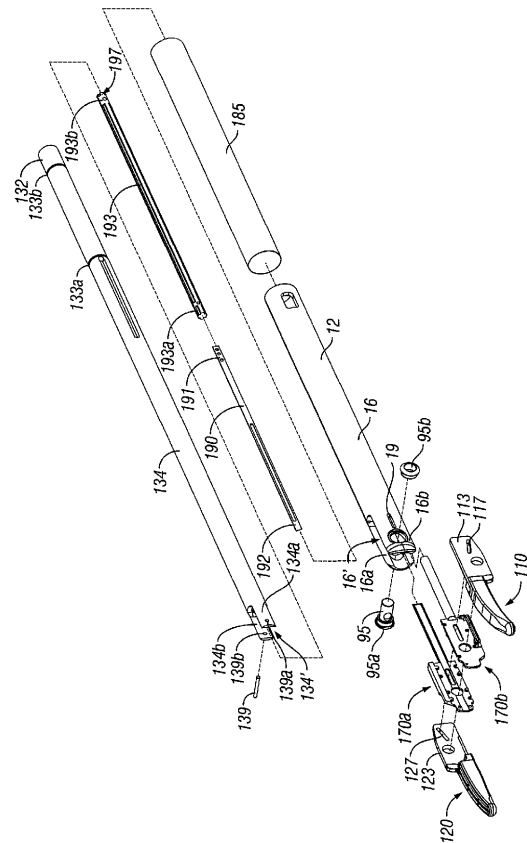


FIG. 13

フロントページの続き

(72)発明者 ジェームス ディー. アレン ザ フォース
アメリカ合衆国 コロラド 80020, ブルームフィールド, ウェスト 12ティーエイチ
アベニュー プレイス 2704

(72)発明者 ジェレミー エス. ジェームス
アメリカ合衆国 コロラド 80031, ウェストミンスター, ダブリュー. 112ティー
エイチ アベニュー 3910 ナンバー 206

(72)発明者 ジェシカ オルソン
アメリカ合衆国 コロラド 80504, フレデリック, マウント アラパホー サークル
5243

(72)発明者 ボール アール. ロメロ
アメリカ合衆国 コロラド 80537, ラブランド, ロックアウト ドライブ 4149

(72)発明者 チェルシー シールズ
アメリカ合衆国 オレゴン 97209, ポートランド, エヌダブリュー 9ティーエイチ
アベニュー 1125, ナンバー 323

(72)発明者 ジェフ アンガー
アメリカ合衆国 コロラド 80027, スペリアー, エス. ロック クリーク パークウ
ェイ 2600, アpartment 3-104

Fターム(参考) 4C160 FF19 KK04 KK06 KK15 KK37 MM32 NN01 NN11

专利名称(译)	血管封闭剂和分隔物用于大型组织结构		
公开(公告)号	JP2012179372A	公开(公告)日	2012-09-20
申请号	JP2012092309	申请日	2012-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	联合Vie的冀股份公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司股份公司		
[标]发明人	デーヴィッドヒクソン ジェームスディーアレンザフォース ジェレミーエスジェームス ジェシカオルソン ポールアールロメロ チェルシーシールズ ジェフアンガー		
发明人	デーヴィッド ヒクソン ジェームス ディー. アレン ザ フォース ジェレミー エス. ジェームス ジェシカ オルソン ポール アール. ロメロ チェルシー シールズ ジェフ アンガー		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/32 A61B18/1442 A61B2017/2945 A61B2018/00404 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/1412 A61B2018/1432 A61B2018/1455		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/FF19 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK37 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN11		
优先权	60/761442 2006-01-24 US 11/595194 2006-11-09 US		
其他公开文献	JP5603368B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜双极电外科手术钳，用于密封和/或切割大型组织结构。壳体（20）和连接到壳体（20）的轴（12），在其远端具有钳口构件（120），用于通过保持在钳口构件之间的组织传导能量，双极钳适于与电外科能量源连接以便提供组织密封。双极镊子包括可操作以使钳夹构件120相对于彼此从第一位置移动到用于处置组织的第二位置的驱动组件，可绕枢轴旋转的可动手柄40以及可动手柄。具有刀杆的刀组件70，该刀杆具有大致T形的近端，该近端的尺寸设计成与限定在壳体中的相应狭槽接合。[选型图]图1A

