

(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2011-206554

(P2011-206554A)

(43) 公開日 平成23年10月20日(2011.10.20)

(51) Int.Cl.	F I	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
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 1	
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	

審査請求 有 請求項の数 1 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2011-125195 (P2011-125195)	(71) 出願人	507364377 コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフト
(22) 出願日	平成23年6月3日(2011.6.3)		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
(62) 分割の表示	特願2008-268643 (P2008-268643)の分割	(74) 代理人	100107489 弁理士 大塩 竹志
原出願日	平成17年10月21日(2005.10.21)	(72) 発明者	パトリック エル. ダンバウルド
(31) 優先権主張番号	10/970, 307		アメリカ合衆国 コロラド 8 0 5 4 0, リオンズ, ケリング ドライブ 1 4 2
(32) 優先日	平成16年10月21日(2004.10.21)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

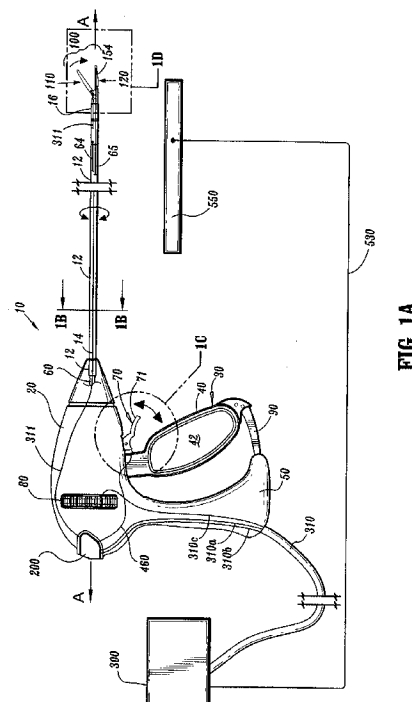
(54) 【発明の名称】 モノポーラ伸長部を有するバイポーラ鉗子

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】モノポーラおよびバイポーラ操作の両方の利点を組み合わせ得る器具を開発し、それによって外科医が手術の特定の手順の間にこれら器具を置換する必要性を減じる鉗子を提供する。

【解決手段】内視鏡鉗子であって、ハウジング20であって、該ハウジングが、該ハウジングに取り付けられたシャフト12を有し、該シャフトが、その遠位端に取り付けられた第1ジョー部材110および第2ジョー部材120を備える、ハウジング；互いに対してジョー部材を、第1位置から、第2位置に移動させるための、アクチュエータ71；各ジョー部材が、該ジョー部材がそれらの間に保持される組織を介してバイポーラエネルギーを選択的に伝導し得るように、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように構成される、各ジョー部材；ナイフ；およびモノポーラ要素、を備える、内視鏡鉗子。

【選択図】図1A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

明細書中に記載の発明。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、Lawesらによって2003年11月17日に出願された米国仮出願番号60/520,579(「BIPOLAR FORCEPS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題される)に対する優先権の利益を主張する。この内容の全体が、本明細書中において参考として援用される。

10

【0002】

本開示は、電気外科鉗子に関し、より詳細には、本開示は、電気外科効果を増強するために、選択的にエネルギー付与可能および/または伸長可能なモノポーラ伸長部を有する、組織を凝固、シーリングおよび/または切断するための内視鏡バイポーラ電気外科鉗子に関する。

【背景技術】

【0003】

電気外科鉗子は、機械的クランプ作用および電気エネルギーの両方を利用して、組織を凝固、焼灼および/またはシーリングするために、組織および血管を加熱することによって止血をもたらす。開放外科手順とともに使用するための開放鉗子に対する代替として、多くの現代の外科医は、より小さな穿孔様の切開を通して器官に遠隔的にアクセスするために、内視鏡および内視鏡機器を使用する。その直接的な結果として、患者は、より少ない瘢痕および治療時間の減少といった利益を得る傾向がある。

20

【0004】

内視鏡器具は、カニューレ、またはトロカールで作製されたポートを通じて患者中に挿入される。カニューレの代表的なサイズは、3ミリメートル~12ミリメートルまでの範囲である。通常、より小さなカニューレが好ましく、これは、認識され得るように、最終的には、このより小さなカニューレを通して適合する内視鏡器具を作製する方法をみいださなければならない器具製造業者に対し設計課題を提示する。

30

【0005】

多くの内視鏡外科的手順は、血管または血管組織を切断すること、または結紮することを要求する。手術の腔の固有の空間的考慮に起因して、外科医は、しばしば、血管を縫合するか、または出血を制御するその他の伝統的方法、例えば、クランプ止め、および/または切開された血管の結紮を実施する困難性を見出す。電気外科用鉗子を利用することにより、外科医は、機械的切断作用および電気外科的切断の組み合わせを利用する所定の外科的手順の間に組織を切断し得る。外科医は、内視鏡電気外科的鉗子を利用することにより、上記組織へのジョー部材を通して付与される電気外科用エネルギーの強度、頻度および持続時間を単に制御することにより、焼灼、凝固/乾燥、そして/または単に出血を減少または遅延し得る。

40

【0006】

より大きな血管を処置するためには、外科医は、組織または血管をシールすることを選び得る。組織をシールすることは、血管を単に凝固または焼灼することとは基本的に異なる。本明細書の目的には、「凝固」は、組織細胞が破壊かつ乾燥される組織を乾燥するプロセスとして定義される。「血管をシールすること」または「組織をシールすること」は、組織中のコラーゲンを、それが、隣接する組織構造間の限られた区分で融合塊に再編成されるように液化するプロセスとして定義される。より大きな血管(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ーが正確に制御されなければならない-好ましくは約 3 kg/cm^2 ~約 16 kg/cm^2 である血管(組織)に付与される圧力、および好ましくは約0.001インチ~約0.006インチの電極間の間隙距離

50

である。内視鏡血管シーリング器具のいくつかの例は、同一人が所有する特許文献 1、特許文献 2、特許文献 3、特許文献 4 および PCT/US 01/11340 に開示され、これらすべての全体の内容は、本明細書によって、参考として本明細書中に援用される。

【0007】

一般に、電気外科用鉗子の電氣的凝固は、以下の 2 つの分類にカテゴリー分けされ得る：1) モノポーラ電気外科用鉗子；および 2) バイポーラ電気外科用鉗子である。モノポーラ鉗子は、クランプ止めされたエンドエフェクタをともなう 1 つの能動電極、および患者の外部に付着される遠隔の患者戻り電極またはパッドを利用する。電気外科用エネルギーが印加されるとき、このエネルギーは、上記能動電極から手術部位に、患者を通り、そして戻り電極までたどる。

10

【0008】

バイポーラ電気外科用鉗子は、エンドエフェクタの内部の対向する面上に配置され、そして両方が電気外科用電源に電氣的に接続される 2 つのほぼ対向する電極を利用する。各電極は、異なる電位に荷電される。組織は、電気エネルギーの伝導体であるので、これらエフェクタを用いてそれらの間に、組織を握り、シールし、または切断するとき、電氣的エネルギーは、これら組織を通して選択的に移され得る。

【0009】

血管およびその他の組織を焼灼、凝固切断またはシールするためのバイポーラ内視鏡鉗子を利用することの固有の欠点の 1 つは、外科医が、手術の間に、このバイポーラ鉗子が特定の適用のためにモノポーラ器具を用いる利点をとるためにバイポーラ鉗子を置換する必要性を余儀なくするモノポーラ器具の利点または長所（すなわち、モノポーラ器具は、無血管組織を通して移動し、そして狭い組織平面を通して解剖する能力を有している）に一致する能力がないことである。同様に、いくつかのモノポーラ内視鏡適用（例えば、大きな組織構造をシールするため）の間に、このモノポーラ器具をバイポーラ鉗子で置換することが有利であり得る。例えば、胆嚢切除術の間に、胆嚢が肝臓から切開され、これは、代表的には、内視鏡モノポーラ器具、例えば、電気外科用ブレード、電気外科用ペンシル、ループ電極などを用いることを仕立て得る。しかし、胆嚢切除術の間、胆嚢管または胆嚢動脈をシールすることがまた必要であり得、これは、このモノポーラ器具を置換することが必要であることを余儀なくするバイポーラ血管シーリング器具を必要とし得る。外科医は、バイポーラ器具を利用するために手術腔からモノポーラ器具を繰り返し除去することが必要であり得、その逆もまた同じである。

20

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献 1】米国特許出願第 10 / 116, 944 号

【特許文献 2】米国特許出願第 10 / 179, 863 号

【特許文献 3】米国特許出願第 10 / 369, 894 号

【特許文献 4】米国特許出願第 10 / 180, 926 号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0011】

従って、モノポーラおよびバイポーラ操作の両方の利点を組み合わせ得る器具を開発し、それによって外科医が手術の特定の手順の間にこれら器具を置換する必要性を減じる必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0012】

（要旨）

本開示は、組織を処置するための内視鏡鉗子に関し、そしてそれに固定されたシャフトを有するハウジング、およびこのシャフトの遠位端に取り付けられた第 1 および第 2 のジョー部材を含む。これら鉗子はまた、上記ジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で

50

配置される第 1 の位置から、上記ジョー部材が協働してそれらの間に組織を握る第 2 の位置まで、ジョー部材を互いに対して移動するためのアクチュエータを含む。電気外科用エネルギーの供給源は、各ジョー部材に、これらジョー部材が、バイポーラモードで選択的に作動し得るように接続され、これは、これらジョー部材が、組織を処置するためにそれらの間に保持された組織を通じてバイポーラエネルギーを伝導することを可能にする。この鉗子はまた、少なくとも 1 つの第 1 のジョー部材内に収容されたモノポーラ要素を含み、これは、上記第 1 のジョー部材内の第 1 の位置からこの第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで選択的に移動可能である。このモノポーラ要素は、電気外科用エネルギーの供給源に接続され、そして上記ジョー部材とは独立に選択的に能動化可能 (a c t i v a t e a b l e) である。

10

【 0 0 1 3 】

本開示の 1 つの実施形態では、上記鉗子は、上記第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材の少なくとも 1 つの中に規定されるナイフチャネル内を選択的に移動可能であるナイフを含み、この第 1 のジョー部材と第 2 のジョー部材との間に配置された組織を切断する。有利には、ナイフアクチュエータは、使用者がこのナイフを選択的に移動することを可能にし、上記ジョー部材間に配置された組織を切断する。上記電気外科用エネルギーの供給源は、各個々のジョー部材に、電位を、これらジョー部材が、それらの間に保持された組織を通じてバイポーラエネルギーを伝導し、組織シールを行い得るように保持する。

【 0 0 1 4 】

有利には、上記ナイフは、最初に、上記第 1 のジョー部材と第 2 のジョー部材との間に配置された組織を切断し、そして次にこれらジョー部材から遠位方向に延びてモノポーラ様式で組織を処置するように設計されている。好ましくは、上記鉗子は、上記ナイフ（またはモノポーラ要素）が、これらジョー部材の遠位端から延びるとき、この上記ナイフ（またはモノポーラ要素）の電氣的能動化を可能にするだけの安全装置（例えば、安全回路または機械的安全要素）を含む。この安全装置はまた、回路を通じてか、または機械的安全要素を利用して上記ジョー部材の能動化を解き得る。

20

【 0 0 1 5 】

1 つの実施形態では、上記第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材の各々は、細長いスロットを含み、これは、その個々の長さに沿って実質的に対向して、これら 2 つの対向する細長いスロットが、ナイフを往復移動し、これら 2 つのジョー部材間に配置された組織を分割するナイフチャネルを形成するように走る。

30

【 0 0 1 6 】

別の実施形態では、上記鉗子は血管シーリング鉗子であり、そして上記ジョー部材の少なくとも 1 つは、その上に配置された少なくとも 1 つの非伝導性停止部材を含み、これは、第 1 のジョー部材と第 2 のジョー部材との間の距離を、組織がそれらの間に保持されるときに制御する。有利には、上記停止部材（単数または複数）は、組織がこれらジョー部材間に圧縮されるとき、ジョー部材間の約 0 . 0 0 1 ~ 約 0 . 0 0 6 インチの間隙距離を維持する。

【 0 0 1 7 】

本開示による、なお別の実施形態では、上記鉗子は、ナイフを移動しジョー部材間に配置された組織を切断し、そして上記第 1 のジョー部材内の第 1 の位置からこの第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで上記ナイフまたは別個のモノポーラ要素を延ばすという両方を行うアクチュエータを含む。本開示による、なおさらに別の実施形態では、上記鉗子は、ジョー部材を互いに対して上記第 1 の位置から第 2 の位置まで移動させてそれらの間の組織を握り、そして上記モノポーラ要素を、上記第 1 のジョー部材内の第 1 の位置から、この第 1 のジョー部材の遠位方向にある第 2 の位置まで延ばすという両方を行うように作動するアクチュエータを含む。

40

【 0 0 1 8 】

本開示による別の実施形態では、第 1 のアクチュエータは、組織を握るためにジョー部材を作動するように設計され得、そして第 2 のアクチュエータは、上記第 1 のジョー部材

50

内の第 1 の位置からこの第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置に上記モノポーラ要素を延ばすように作動して含まれ得る。

【0019】

本開示はまた、内視鏡鉗子に関し、これは、それに固定されたシャフトを有するハウジング、およびこのシャフトの遠位端に取り付けられた第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材を含む。この第 1 のジョー部材は、上記第 2 のジョー部材に対して遠位方向に延びるような形状である。アクチュエータは、ジョー部材を、互いに対して、上記ジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、これらジョー部材が協働してそれらの間に組織を握る第 2 の位置移動するために含まれる。これらジョー部材は、電気外科用エネルギーの供給源に、これらジョー部材が選択的にバイポーラモードで作動し得るように接続され、これは、これらジョー部材がそれらの間に保持された組織を通じてバイポーラエネルギーを伝導することを可能にする。

10

【0020】

上記鉗子はまた、制御スイッチを含み、これは、選択的能動化に際し、上記第 2 のジョー部材の能動化を解き、そして上記第 1 のジョー部材を第 1 の電位で能動化する。相対的に同時に、上記制御スイッチはまた、異なる電位で戻り電極または戻りパッドを能動化し、これは、患者に隣接して配置され、上記第 1 のジョー部材がモノポーラ様式で組織を選択的に処置することを可能にする。好ましくは、安全装置が、上記ジョー部材が上記第 2 の位置に配置されるとき、制御スイッチの電氣的能動化を制限するために含まれる。

【0021】

20

本開示はまた、それに固定されたシャフトを有するハウジングを含む内視鏡鉗子に関する。このシャフトは、その遠位端に取り付けられた第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材を含む。好ましくは、この第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材の各々は、テーパ状または細長い遠位端を含む。上記鉗子はまた、ジョー部材を互いに対して、これらジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、これらジョー部材が協働してそれらの間に組織を握る第 2 の位置まで移動するためのアクチュエータを含む。電気外科用エネルギーの供給源は、各ジョー部材に、これらジョー部材が選択的にバイポーラモードで作動し得るように接続され、これは、上記ジョー部材がそれらの間に保持された組織を通じてバイポーラエネルギーを伝導することを可能にする。

【0022】

30

制御スイッチがまた含まれ、これは、その選択的能動化に際し、上記第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材を第 1 の電位で能動化し、そして戻り電極を異なる電位で能動化する。この戻り電極は、好ましくは、患者に隣接して配置され、これは、上記第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材が、モノポーラ様式で組織を選択的に処理することを可能にする。好ましくは、上記鉗子は、上記ジョー部材が、上記第 2 の位置に配置されるとき、上記制御スイッチの電氣的能動化を可能にするのみである安全装置を含む。

【0023】

本開示の別の実施形態では、上記アクチュエータは選択的にロック可能であり、上記ジョー部材の間に約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 、そして、好ましくは、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の範囲にある閉鎖圧力を維持し、これは、有効かつ信頼性ある組織シールを生成することで有利である。なお別の実施形態では、上記鉗子はまた、上記ジョー部材を、上記シャフトを通して規定される長軸方向軸の周りに回転するための回転アセンブリを含み得る。有利には、この鉗子は、片側性のジョーアセンブリを含み、すなわち、第 1 のジョー部材が第 2 のジョー部材に対して移動可能であり、そしてこの第 2 のジョー部材が実質的に固定されている。あるいは、上記鉗子は、両側性ジョーアセンブリを含み得、すなわち、両方のジョー部材は互いに対して移動する。

40

【0024】

好ましくは、スプリングが、上記アクチュエータまたは駆動アセンブリとともに含まれ、上記移動可能ハンドルの作動を容易にし、そして閉鎖力が約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の範囲の作動範囲内に維持されることを確実にする。

50

【 0 0 2 5 】

なお別の実施形態では、上記モノポーラ要素は少なくとも上記第 1 のジョー部材内に收容され、そして上記ナイフと一体で付随する。この特定の実施形態では、上記モノポーラ要素は、上記ナイフとともに、上記第 1 のジョー部材内の第 1 の位置から、この第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで選択的に移動可能である。好ましくは、上記ナイフチャンネルは、上記ジョー部材の 1 つ内に規定される第 1 のナイフチャンネル、および他方のジョー部材内に配置される第 2 のナイフチャンネルを含み、ここで、この第 2 のナイフチャンネルは、上記第 1 のナイフチャンネルより幅広く、それを通る上記モノポーラ要素の往復移動を可能にする。

【 0 0 2 6 】

10

好ましくは、上記第 1 のジョー部材は、その遠位端に規定されるアパーチャを含み、これは、組織のモノポーラ処置のためにそれを通るモノポーラ要素の選択的遠位方向転換を可能にする。安全装置がまた含められ得、これは、上記モノポーラ要素が上記第 1 のジョー部材の遠位端から延びるときこのモノポーラ要素の電氣的能動化を可能にするのみである。好ましくは、引き金が作動し、上記ジョー部材間に配置された組織を分割するためのナイフを移動し、および上記モノポーラ要素を、上記ジョー部材内の第 1 の位置から、この第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで延ばすことの両方を行う。

【 0 0 2 7 】

本開示はまた、電気外科用電源からの電気外科用エネルギーで組織を処置する方法に関し、この方法は、シャフトがそれに固定されたハウジングを有する内視鏡鉗子を提供する工程を含む。このシャフトは、その遠位端に取り付けられた第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材を含む。アクチュエータが、これらジョー部材を互いに対して、これらジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、これらジョー部材が協働してそれらの間に組織を握る第 2 の位置に移動するために含められる。モノポーラ要素がまた含められ、これは、少なくとも上記第 1 のジョー部材内に收容され、そしてこの第 1 のジョー部材内の第 1 の位置から、この第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで選択的に移動可能である。戻り電極が提供され、そして患者組織と接触して配置される。

20

【 0 0 2 8 】

上記方法はまた、以下の工程を含む：各ジョー部材に、モノポーラ要素および電気外科用電源への戻り電極を接続する工程；ジョー部材間に組織を握る工程；上記ジョー部材間に配置された組織をバイポーラ様式で処置するために上記ジョー部材を選択的に能動化する工程；および上記ジョー部材とは独立に上記モノポーラ要素および戻り電極を選択的に能動化し、モノポーラ様式で組織を処置する工程。

30

【 0 0 2 9 】

好ましくは、組織を処置するために上記ジョー部材を選択的に能動化する工程の後、上記方法は、上記ジョー部材の遠位端から上記モノポーラ要素を延ばす工程を含む。有利には、上記モノポーラ要素を選択的に能動化する工程は、上記ジョー部材の能動化を解くことを含む。

【 0 0 3 0 】

組織を処置するために上記ジョー部材を選択的に能動化する工程の後、上記方法は、上記ジョー部材から組織を放出する工程を包含し得る。

40

【 0 0 3 1 】

上記目的を達成するために、本発明は、例えば、さらに以下を提供する。

(項目 1) 内視鏡鉗子であって、以下：

ハウジングであって、該ハウジングが、該ハウジングに取り付けられたシャフトを有し、該シャフトが、その遠位端に取り付けられた第 1 ジョー部材および第 2 ジョー部材を備える、ハウジング；

互いに対してジョー部材を、該ジョー部材が互いに対して間隔を開けた関係で配置される第 1 位置から、該ジョー部材が協働して組織をそれらの間につかむ第 2 位置に移動させ

50

るための、アクチュエータ；

各ジョー部材が、該ジョー部材がそれらの間に保持される組織を介してバイポーラエネルギーを選択的に伝導し得るように、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように構成される、各ジョー部材；

ナイフであって、該ナイフが、該第 1 ジョー部材と該第 2 ジョー部材のうちの少なくとも 1 つ内に規定されるナイフチャンネル内で選択的に移動可能であり、該第 1 ジョー部材と該第 2 ジョー部材との間に配置された組織を切断する、ナイフ；および

少なくとも該第 1 ジョー部材内に収容され、該ナイフと一体的に関連するモノポーラ要素であって、該モノポーラ要素が、該ナイフと関連して、該第 1 ジョー部材内の第 1 位置から該第 1 ジョー部材に対して遠位の第 2 位置へと選択的に移動可能であり、該モノポーラ要素が、該電気外科エネルギーの供給源に接続されるように構成され、かつ該ジョー部材から独立して選択的に能動化可能である、モノポーラ要素、
を備える、内視鏡鉗子。

(項目 2) 項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記鉗子が、脈管シーリング鉗子であり、前記ジョー部材の少なくとも 1 つが、その上に配置された少なくとも 1 つの非伝導性停止部材を備え、該非伝導性停止部材が、前記第 1 ジョー部材と前記第 2 ジョー部材との間の距離を、組織がそれらの間に保持されるときに制御する、内視鏡鉗子。

(項目 3) 項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記ナイフチャンネルが、前記ジョー部材の一方の中に規定される第 1 ナイフチャンネルおよび前記ジョー部材の他方の中に規定される第 2 ナイフチャンネルを備える、内視鏡鉗子。

(項目 4) 項目 3 に記載の内視鏡鉗子であって、前記第 2 ナイフチャンネルが、前記第 1 ナイフチャンネルよりも広く、モノポーラ要素のその中を通る往復運動を可能にする、内視鏡鉗子。

(項目 5) 項目 4 に記載の内視鏡鉗子であって、前記第 1 ジョー部材が、その遠位端に規定される開口部を備え、これによって、組織のモノポーラ処置のために、その開口部を通るモノポーラ要素の選択的遠位への移動が可能になる、内視鏡鉗子。

(項目 6) 項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記モノポーラ要素が、前記第 1 ジョー部材の遠位端から伸長する場合にのみ、該モノポーラ要素の電氣的作動を可能にする安全装置を備える、内視鏡鉗子。

(項目 7) 項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、トリガーが、前記ジョー部材の間に配置された組織を分離するように前記ナイフを移動させ、前記モノポーラ要素を前記第 1 ジョー部材内の第 1 位置から該第 1 ジョー部材に対して遠位の第 2 位置へと伸長させるように作動する、内視鏡鉗子。

【発明の効果】

【0032】

モノポーラおよびバイポーラ操作の両方の利点を組み合わせた器具が得られた。これによって外科医は手術の特定の手順の間にこれら器具を置換する必要性を減じることが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0033】

本装置の種々の実施形態は、図面を参照して本明細書において説明される。

【図 1 A】図 1 A は、本開示に従う、ハウジング、シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリ、ならびにトリガーアセンブリを第 1 の位置に示す、内視鏡鉗子の側面図である。

【図 1 B】図 1 B は、図 1 A の線 1 B - 1 B に沿って取った、拡大断面図である。

【図 1 C】図 1 C は、図 1 A のトリガーアセンブリの拡大側面図である。

【図 1 D】図 1 D は、エンドエフェクタアセンブリの遠位端からのモノポーラ要素の相対的な伸長を示す、図 1 A のエンドエフェクタアセンブリの実施形態の拡大側面図である。

【図 2】図 2 は、エンドエフェクタアセンブリ内でナイフを進めるための、第 2 の位置にあるトリガーアセンブリの側面図である。

【図 3】図 3 は、エンドエフェクタアセンブリの遠位端からモノポーラ要素を伸長するた

10

20

30

40

50

めの、第 3 の位置にあるトリガーアセンブリの側面図である。

【図 4】図 4 は、エンドエフェクタアセンブリの遠位端に関してモノポーラ要素を進めるための、第 2 のアクチュエータを示す、本発明の代替的な実施形態の側面図である。

【図 5 A】図 5 A は、エンドエフェクタアセンブリを通してナイフを進める前の、第 2 のジョー部材に関する第 1 のジョー部材の相対的な移動を示す、エンドエフェクタアセンブリの一実施形態の拡大側面模式図である。

【図 5 B】図 5 B は、組織を分割するための、エンドエフェクタアセンブリを通るナイフの相対的な移動を示す、エンドエフェクタアセンブリの拡大側面模式図である。

【図 5 C】図 5 C は、エンドエフェクタアセンブリの遠位端から延びるナイフの相対的な移動を示す、エンドエフェクタアセンブリの拡大側面模式図である。

【図 6 A】図 6 A は、第 2 のジョー部材または下側ジョー部材を超えて延びる、第 1 のジョー部材または上側ジョー部材を示す、エンドエフェクタアセンブリの別の実施形態の拡大側面模式図である。

【図 6 B】図 6 B は、バイポーラ作動およびモノポーラ作動の両方を可能にする、制御スイッチおよび発電機への一連の電気接続を示す、エンドエフェクタアセンブリの別の実施形態の模式図である。

【図 6 C】図 6 C は、図 6 B のエンドエフェクタ構成を利用する、鉗子の作動の種々の様式を示す、表である。

【図 7 A】図 7 A は、本開示に従う、下側ジョー部材の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 7 B】図 7 B は、本開示に従う、下側ジョー部材の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 8 A】図 8 A は、本開示に従う、下側ジョー部材の別の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 8 B】図 8 B は、本開示に従う、下側ジョー部材の別の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 9 A】図 9 A は、伸長した構成にあるモノポーラ要素を示す、本開示に従うエンドエフェクタアセンブリの別の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 9 B】図 9 B は、伸長した構成にあるモノポーラ要素を示す、本開示に従うエンドエフェクタアセンブリの別の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 10 A】図 10 A は、本開示に従う、下側ジョー部材のなお別の代替的な実施形態の拡大図である。

【図 10 B】図 10 B は、本開示に従う、下側ジョー部材のなお別の代替的な実施形態の拡大図である。

【発明を実施するための形態】

【0034】

(詳細な説明)

ここで、図 1 A ~ 1 D を参照して、種々の外科手順での使用のための内視鏡鉗子 10 の一実施形態が示される。本明細書における目的のために、脈管シーリング鉗子が示され、記載されるが、他の型の鉗子または鉗が利用され得ることが想定される。この鉗子および鉗は両方ともに、焼灼、凝固または他の目的のために組織を処置し、本明細書中で記載されるような、モノポーラ適用のために構成され得る。さらに、図面は、内視鏡的外科手順と組合せて使用するための鉗子 10 を図示するが、本開示は、より伝統的な開放外科手順のために使用され得る。本明細書における目的のために、鉗子 10 は、内視鏡機器の観点で記載されるが、鉗子 10 の開放バージョンもまた、同じか、または類似の手術構成要素および以下に記載されるような特徴を備え得る。

【0035】

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、トリガーアセンブリ 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、相互に協働して、組織を把持し、処置し、そして分割する。本明細書における目的のため

10

20

30

40

50

に、ハンドルアセンブリ 30、回転アセンブリ、トリガーアセンブリ 70 およびエンドエフェクタアセンブリ 100 は、一般的に記載されるにすぎない。これらの協働要素の全てのより詳細な説明は、共有に係る、同時係属中の米国特許出願第 10 / 460 , 926 号（その全内容が、本明細書中に、参考として本明細書により援用される）に記載される。

【0036】

鉗子 10 は、シャフト 12 を備え、このシャフト 12 は、エンドエフェクタアセンブリ 100 を機械的に係合するように寸法決めされた遠位端 16、およびハウジング 20 を機械的に係合する近位端 14 を有する。図面および以下の説明において、用語「近位」とは、従来どおり、使用者に近い方の鉗子 10 の端部を指し、一方で、用語「遠位」は、使用者から遠い方の端部を指す。シャフト 12 が、いかにしてエンドエフェクタアセンブリ 100 に接続し、そして、近位端がいかにハウジング 20 に接続するかの詳細は、上記の共有に係る、同時係属中の米国特許出願第 10 / 460 , 926 号において説明される。

【0037】

図 1 A において最も良く認められるように、鉗子 10 はまた、鉗子 10 を電気外科エネルギーの供給源（例えば、発電機 300）に接続する、電気外科ケーブル 310 を備える。ケーブル 310 は、米国特許出願第 10 / 460 , 926 号に関してより詳細に説明されるように、ケーブル線 310 a、310 b および 310 c に内部で分けられ、この各々が、鉗子 10 を通るそれぞれの供給経路を通して電気外科エネルギーをエンドエフェクタアセンブリ 100 へと伝達する。好ましくは、Valley lab (Boulder Colorado にある Tyco Healthcare LP の一事業部) より販売されるもの（例えば、FORCE EZTM 電気外科発電機、FORCE FXTM 電気外科発電機、FORCE 1CTM 電気外科発電機、FORCE 2TM 電気外科発電機、SurgistatTM II 電気外科発電機）のような発電機が、電気外科エネルギーの供給源として使用される。このようなシステムの一つは、共有に係る米国特許第 6,033,399 号（その全内容が、本明細書中に、参考として本明細書により援用される）に記載される。他のシステムは、共有に係る米国特許第 6,187,003 号（その全内容が、本明細書中に、参考として本明細書により援用される）に記載されている。

【0038】

好ましくは、発電機 300 は、隔離された出力、付属品の独立した作動を含む、種々の安全性かつ性能上の特徴を備える。好ましくは、この電気外科発電機 300 は、Valley lab の Instant ResponseTM 技術を備え、これは、毎秒 200 回、組織内での変化を感知するための高度なフィードバックシステムを提供し、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。

【0039】

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 に一体型で結合しており、ハンドル 40 は、固定式ハンドル 50 に関して移動可能である。回転アセンブリ 80 は、好ましくは、ハウジング 20 と一体型で結合しており、長手軸「A」の周りのいずれの方向にも、約 180° 回転可能である。ハンドルアセンブリ 30 および回転アセンブリ 80 の詳細は、米国特許出願第 10 / 460 , 926 号に関してより詳細に記載される。

【0040】

上で言及されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、シャフト 12 の遠位端 16 に装着されており、一对の対向するジョー部材 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、最終的には内部に配置される駆動アセンブリ（図示せず）に接続され、これらは共に、機械的に協働して、ジョー部材 110 および 120 の、開位置から締付け位置すなわち閉位置への移動を伝える。開位置では、ジョー部材 110 および 120 は互いに関して間隔を空けた関係で配置され、閉位置では、ジョー部材 110 および 120 は、その間に組織を把持するように協働する。

【0041】

ここで、図 1 A ~ 3 に関して記載されるような本開示の一実施形態のより詳細な特徴に

10

20

30

40

50

戻って、可動式ハンドル４０は、そこを通過して規定される開口部４２を備え、開口部４２は、使用者が把持し、固定式ハンドル５０に関してハンドル４０を移動することが可能になる。より具体的には、ハンドル４０は、固定式ハンドル５０に関する第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、旋回点（図示せず）の周りで選択的に回転可能であり、これは、ジョー部材１１０および１２０の互いに関する移動を伝える。

【００４２】

可動式ハンドル４０の下側端は、フランジ９０を備え、これは、ハンドル４０の近位方向への移動の際に、固定式ハンドル５０内を往復移動する。フランジ９０は、固定式ハンドル５０内に配置された所定のチャンネル（図示せず）内に乗り、固定式ハンドル５０に関して可動式ハンドル４０を固定する。

10

【００４３】

図１Ｃにおいて最も良く示されるように、ロッキングフランジ４４は、ハンドル４０の上側部分の上にあるハンドル４０の外周に配置される。ロッキングフランジ４４は、ハンドル４０が非作動位置（すなわち、ジョー部材１１０および１２０が開いている）にある場合に、トリガーアセンブリ７０が、始動することを防止する。理解され得るように、このことは、組織シールが完成する前の、組織の偶発的、または早期の切断を防止する。

【００４４】

同時係属中の米国特許出願番号１０／４６０，９２６に詳細に説明されるように、可動ハンドル４０は、シャフト１２の長手方向軸「Ａ」に対する旋回点の独特の位置に起因する、従来のハンドルアセンブリとは異なる機械的利点を提供するように設計される。換言すれば、この旋回点を駆動要素の上方に位置決めすることによって、使用者は、ジョー部材１１０および１２０を作動させるための、レバー様の機械的利点を得、適切かつ有効な組織シールを生じるために必要な力をなお発生させながら、使用者がより小さい力でジョー部材１１０および１２０を閉じることを可能にする。エンドエフェクタアセンブリ１００の単方向性の設計はまた、機械的利点を増加させることもまた、想定される。

20

【００４５】

図１Ａおよび１Ｄに最良に示されるように、エンドエフェクタアセンブリ１００は、対向するジョー部材１１０および１２０を備え、これらのジョー部材は、シーリングの目的で、組織を効果的につかむように協働する。エンドエフェクタアセンブリ１００は、単方向性のアセンブリとして設計される。すなわち、ジョー部材１２０は、シャフト１２に対して固定されており、そしてジョー部材１１０は、組織をつかむために、旋回ピン１３０の周りで旋回する。

30

【００４６】

より具体的には、単方向性のエンドエフェクタアセンブリ１００は、シャフト１２に対して固定されて設置された、１つの静止ジョー部材または固定ジョー部材１２０、および静止ジョー部材１２０に取り付けられた旋回ピン１０３の周りに取り付けられた、旋回ジョー部材１１０を備える。往復スリーブ６０は、シャフト１２内にスライド可能に配置され、そして駆動アセンブリ（図示せず）によって、遠隔操作される。この駆動アセンブリは、上に説明されたように、ハンドル４０と協働して、ジョー部材１１０および１２０を開閉する。旋回ジョー部材１１０は、移動止めまたは突出部１１７を備え、これは、ジョー部材１１０から、往復スリーブ６０に配置された開口部分６２を通過して延びる（図１Ｄ）。旋回ジョー部材１１０は、スリーブ６０をシャフト１２内で軸方向にスライドさせることによって作動され、その結果、開口部分６２が、旋回ジョー部材１１０上の移動止め１１７に当接する。スリーブ６０を近位に引くことによって、間につかまれた組織の周りでジョー部材１１０および１２０が閉じ、そしてスリーブ６０を遠位に押すことによって、ジョー部材１１０および１２０が、接近および把持の目的で開く。

40

【００４７】

一旦、作動されると、ハンドル４０は、ほぼ円弧の様式で、固定ハンドル５０に向かって、旋回点の周りで移動し、これによって、駆動フランジ（図示せず）を、駆動アセンブリ（図示せず）に対して近位に押し付け、これが次に、往復スリーブ６０を、ほぼ近位の

50

方向に引いて、ジョー部材 110 を、ジョー部材 120 に対して閉じる。さらに、ハンドル 40 の近位への回転によって、ロッキングフランジ 44 が解放され、すなわち、選択的な作動のために、トリガーアセンブリ 70 が「ロック解除」される。これらの特徴は、共有にかかる同時係属中の米国出願 10 / 460 , 926 に示されており、そしてこの米国出願を参照して、詳細に説明される。

【0048】

図 5 A ~ 5 C に最良に図示されるように、ナイフチャネル 115 a および 115 b は、それぞれジョー部材 110 および 120 の中心を通して延び、その結果、ジョー部材 110 および 120 が閉位置にある場合に、刃 185 が、ジョー部材 110 と 120 との間につかまれる組織を切断し得る。より具体的には、刃 185 は、ジョー部材 110 および 120 が閉じている場合にのみ、組織を通して進められ得、これによって、組織を通る刃 185 の不慮の作動または尚早な作動を防止する。単に押すことによって、ナイフチャネル 115 (半チャネル 115 a および 115 b から作製される) は、ジョー部材 110 および 120 が開いている場合に遮断され、そしてジョー部材 110 および 120 が閉じている場合に、遠位への作動のために整列される。

【0049】

図 1 D に最良に示されるように、ジョー部材 110 は、ジョーハウジング 116 を備え、このハウジングは、絶縁基材または絶縁体 114、および導電性表面 112 を備える。絶縁体 114 は、好ましくは、導電性シーリング表面 112 をしっかりと係合するような寸法にされる。これは、スタンピングによって、オーバーモルディングによって、スタンピングされた導電性シーリングプレートをオーバーモルディングすることによって、金属の射出成型されたシールプレートをオーバーモルディングすることによって、そして / または当該分野において公知の他の様式によって、達成され得る。スイッチ 200 からのトリガリード線 311 が、シールプレート 112 に電氣的に接続されることが、想定される。

【0050】

これらの全ての製造技術は、導電性表面 112 を有するジョー部材 110 を生じ、この表面は、絶縁基材 114 によって、実質的に囲まれる。絶縁体 114、導電性シーリング表面 112 および外側の非伝導性ジョーハウジング 116 は、好ましくは、組織のシーリングに関する公知の望ましくない影響 (例えば、フラッシュオーバー、熱拡散および迷走電流散逸) の多くを制限し、そして / または減少させるような寸法にされる。

【0051】

図 1 D に最良に見られるように、ジョー部材 110 はまた、突出部 117 を備える旋回フランジ 118 を備える。突出部 117 は、旋回フランジ 118 から延び、そして円弧形状の内側表面を備え、この内側表面は、スリーブの引き込みの際に、スリーブ 60 の開口部分 62 と嵌合して係合するような寸法にされる。旋回フランジ 118 はまた、往復スリーブ 60 の引き込みの際に、旋回ピン 103 と係合して、ジョー部材 110 がジョー部材 120 に対して回転することを可能にするような寸法にされる。旋回ピン 103 はまた、静止ジョー部材 120 を、ジョー部材 120 の近位部分の内部に設置する。

【0052】

好ましくは、導電性表面 112 および絶縁体 144 は、組み立てられると、ナイフ刃 185 の往復のための、これらの導電性表面および絶縁体に沿って規定される長手軸方向に配向するナイフスロット 115 a を形成する。上述のように、ナイフチャネル 115 a は、静止ジョー部材 120 に規定された対応するナイフチャネル 115 b と協働して、ナイフ刃 185 の、好ましい切断面に沿った長手軸方向の並進を容易にし、そして形成された組織シールに沿って、効果的かつ正確に組織を分離する。

【0053】

ジョー部材 120 は、ジョー部材 110 と類似の要素 (例えば、絶縁体 124 および導電性シーリング表面 122 を有するジョーハウジング 126) を備える。この導電性シーリング表面 122 は、絶縁体 124 としっかりと係合するような寸法にされる。同様に、

導電性表面 1 2 2 および絶縁体 1 2 4 は、組み立てられると、これらに沿って規定される、長手軸方向に配向するチャンネル 1 1 5 b を備え、このチャンネルは、ナイフ刃 1 8 1 5 の往復のためのものである。上述のように、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 が組織 4 2 0 の周りで閉じている場合、ナイフチャンネル 1 1 5 a および 1 1 5 b は、完全なナイフチャンネル 1 1 5 を形成し、ナイフ 1 8 5 の、遠位の様式での長手軸方向の並進を可能にして、組織のシールに沿って組織を切断する。

【 0 0 5 4 】

上述のように、ジョー部材 1 2 0 は、一連の止め部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c を備え得、これらの止め部材は、好ましくは、導電性シーリング表面 1 2 2 の内側に面する表面に配置されて、組織の把持および操作を容易にし、そして組織のシーリングおよび切断の間、対向するジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との間にギャップ「G」（図 5 A）を規定する。一連の止め部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c は、特定の目的に依存して、または所望の結果を達成するために、ジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との一方または両方において、使用され得ることが想定される。これらおよび他の想定される止め部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c、ならびにこれらの止め部材 1 5 0 a ~ 1 5 0 c を導電性シーリング表面 1 1 2、1 2 2 に取り付け、そして/または固定するための、種々の製造プロセスおよび組み立てプロセスの詳細な議論は、同一人に譲渡された同時係属中の米国出願番号 P C T / U S 0 1 / 1 1 4 1 3（これは、その全体が本明細書中に参考として援用される）に記載されている。

【 0 0 5 5 】

ジョー部材 1 2 0 は、回転アセンブリ 8 0 の一部分である回転管（図示せず）の端部に固定されるように設計され、その結果、この管の回転は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 に回転を付与する。ジョー部材 1 2 0 は、回転管（図示せず）を介して、第 2 の電位に接続され、この回転管は、その近位端において、ケーブル 3 1 0 からのリード線 3 1 0 c に接続される。回転アセンブリ 8 0 へのジョー部材 1 2 0 の機械的かつ電気機械的係合に関する詳細は、上述の共有に係る同時係属中の米国特許出願番号 1 0 / 4 6 0 , 9 2 6 に記載されている。

【 0 0 5 6 】

上述のように、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、シーリングが望まれるまで組織を操作するために、開かれ、閉じられ、そして回転され得る。これによって、使用者が、作動およびシーリングの前に、鉗子 1 0 を位置決めおよび再位置決め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 1 0 0 は、回転アセンブリ 8 0 の回転によって、長手方向軸「A」の周りで回転する。スイッチ 2 0 0 から回転アセンブリ 8 0 を通り、シャフト 1 2 に沿い、そして最終的にジョー部材 1 1 0 までの、トリガリード線 3 1 1 の独特の供給経路は、使用者が、ケーブルリード線を絡ませることも、過度に緊張させることもなく、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を、時計回り方向と反時計回り方向との両方で、約 1 8 0 ° 回転させることを可能にする。ケーブル 3 1 0 からの他のケーブルリード線 3 1 0 c は、回転管（図示せず）の近位端に融合またはクリップ止めされ、そして一般に、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の回転によって、影響を受けない。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。

【 0 0 5 7 】

再度、図 1 A および 1 C に最良に示されるように、トリガーアセンブリ 7 0 は、可動ハンドル 4 0 を頂部に設置し、そしてナイフアセンブリ 1 8 0（図 2、3、4、および 5 A ~ 5 C）と協働して、組織のシールに通して選択的にナイフ 1 8 5 を並進させる。より具体的には、トリガーアセンブリ 7 0 は、フィンガーアクチュエータ 7 1 および旋回ピン 7 3 を備え、この旋回ピンは、トリガーアセンブリ 7 0 をハウジング 2 0 に設置する。フィンガーアクチュエータ 7 1 は、ハンドル 4 0 が非作動位置に配置される場合（すなわち、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 が開いている場合）、ハンドル 4 0 上のロッキングフランジ 4 4 に当接するような寸法にされる。

【 0 0 5 8 】

トリガーアセンブリ 7 0 は、ナイフアセンブリ 1 8 0 に接続された駆動棒 6 4 と協働す

10

20

30

40

50

るように設計される。フィンガーアキュエータ 71 の近位への作動は、トリガーアセンブリ 70 を回転ピン 73 の周りで回転させ、これが次に、駆動棒 64 を遠位に押し付け、これが最終的に、ナイフ 185 を組織に通して伸長させる。ばね（図示せず）が、ナイフアセンブリ 180 を引き込まれた位置に付勢するように使用され得、その結果、組織を切断した後に、ナイフ 185 およびナイフアセンブリ 180 は、発射前の位置に自動的に戻される。さらに、ハンドル 40 が作動され、そしてフランジ 90 が固定ハンドル 50 内で完全に往復する場合、ロッキングフランジ 44 が近位に移動し、トリガーアセンブリ 70 の作動を可能にする。

【0059】

図 1 A に最良に示されるように、ケーブル 310 は、固定ハンドル 50 を通って、ハウジング 20 の底部を通して供給される。第 1 のリード線 310 c は、ケーブル 310 の内部から直接、回転アセンブリ 80 へと延び、そして管 60 に（融合されたクリップまたはばねクリップなどを介して）接続されて、第 2 の電位を、固定ジョー部材 120 に伝導する。第 2 のリード線 310 a および第 3 のリード線 310 b は、ケーブル 310 から延び、そしてハンドスイッチまたはジョイスティック様のトグルスイッチ 200 に接続される。スイッチ 200 は、使用者が、種々の異なる配向で鉗子 10 を選択的に作動させることを可能にする（すなわち、作動を単純にする多配向作動）。スイッチ 200 が押下されると、トリガリード線 311 が、第 1 の電位をジョー部材 110 に運ぶ。より具体的に、トリガリード線 311 は、スイッチ 200 から、回転アセンブリ 80 を通り、そして回転管（図示せず）の上部に沿って延び、そして最終的に、可動ジョー部材 110 に接続される。理解され得るように、スイッチ 200 を鉗子 10 上に配置することは、多くの利点を有する。例えば、スイッチ 200 は、手術室中の電気ケーブルの量を減少させ、そして「視線」での作動に起因する、外科手順の間の誤った器具の作動の可能性を排除する。

【0060】

上で詳細に説明されたように、第 2 の電位（すなわち、リード線 310 c）は、回転管を介してジョー部材 120 に接続される。2つの電位は、好ましくは、トリガリード線を囲む絶縁シース（など）によって、互いから隔離される。好ましくは、ジョー部材 110 および 120 は、互いから絶縁されており、その結果、バイポーラ電気外科エネルギーが、組織を通して効果的に伝達され、組織シールを形成し得る。

【0061】

一旦、シーリング部位のための所望の位置が決定され、そしてジョー部材 110 および 120 が適切に位置決めされると、ハンドル 40 は、完全に圧縮され得、その結果、フランジ 90 が、固定ハンドル 50 内で往復およびロックされる。ハンドル 40 は、ここで、固定ハンドル 50 に対して位置が固定されており、これによって、次に、ジョー部材 110 および 120 が、組織の周りで閉位置にロックされる。鉗子 10 は、ここで、電気外科エネルギーの選択的な適用および引き続く組織の分離の準備ができています。すなわち、可動ハンドル 10 が固定ハンドル 50 内で往復する場合、ロッキングフランジ 44 が適所に移動して、上で説明されたように、トリガーアセンブリ 70 の作動を可能にする。

【0062】

理解され得るように、中心を越えての旋回の機械的利点と、圧縮ばね（図示せず）に関連する補助的な圧縮力との組み合わせは、組織の周りでの、所望の作業圧力内（約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 、そして好ましくは、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の範囲）での、一貫した、均一な、かつ正確な閉鎖圧力を容易にし、そして保証する。上述のように、少なくとも一方のジョー部材（例えば、120）は、止め部材（例えば、150a）を備え得、この止め部材は、2つの対向するジョー部材 110 および 120 の、互いに対する移動を制限する。好ましくは、一連の止め部材が、シーリングの間に、一貫した正確なギャップ距離「G」（図 5 A）を与えるべきであり、この距離は、約 0.001 インチ ~ 約 0.006 インチの範囲、より好ましくは、約 0.002 インチと約 0.003 インチとの間である。組織に付与される電気外科エネルギーの強度、周波数および持続時間を制御することによって、使用者は、所定の組織部位に沿って、組織を効果的

10

20

30

40

50

にシールし得る。

【0063】

エネルギーが、ジョー部材110および120にわたって組織を通してエンドエフェクタアセンブリ100に選択的に伝達されるにつれて、組織シールが形成され、2つの組織半体を隔離する。この時点で、他の公知の脈管シーリング器具を用いて、使用者は、組織半体を組織シールに沿って分割するために、切断器具（図示せず）を使用して、鉗子10を取り出し、そして交換しなければならない。これは、時間を浪費し、かつ退屈であり、そして理想的な組織切断面に沿った切断器具の誤整列または誤配置に起因して、組織シールを横切って不正確な組織分割を生じ得る。

【0064】

本開示は、ナイフアセンブリ180を組み込み、このアセンブリは、トリガーアセンブリ70を介して作動される場合、組織を、理想的な組織面に沿って、正確な様式で次第に選択的に分割して、この組織を効果的に、かつ信頼性高く分割する。ナイフアセンブリ180は、使用者が、シーリングの直後に、カニューレまたはトロカールポートを通して切断器具を交換することなく、組織を迅速に分離することを可能にする。理解され得るように、組織の正確なシーリングおよび分割が、同一の鉗子10を用いて達成される。

【0065】

一旦、組織が組織半体に分割されると、ジョー部材110および120は、ハンドル40を再度つかむことによって開かれ得、これによって、フランジ90が固定ハンドル50から解放される。フランジをハンドルから解放することに関する詳細は、共有に係る同時係属中の米国出願番号10/480,926に記載されている。

【0066】

ここで、本開示の作動特徴に注目すると、図の大部分において見られるように、鉗子10は、組織のバイポーラ電機外科処置（上記のような脈管シーリングによるか、または他の類似の器具を用いる凝固もしくは焼灼によるかのいずれか）と、組織のモノポーラ処置の両方のために設計される。例えば、図1A～Dおよび図2～4は、モノポーラ要素154を備える鉗子10の1つの実施形態を示し、このモノポーラ要素は、選択的に伸長され得、そして組織を処置するために選択的に作動され得る。図5A～5Cは、本開示の代替の実施形態を示し、これは、ナイフ185が、エンドエフェクタアセンブリ100の遠位端から延び得、そしてモノポーラの様式で、選択的にエネルギー付与されて組織を処置し得ることを示す。図6Aは、下方のジョー部材120'が上方のジョー部材110'から遠位に延び、そして外科医が下方のジョー部材120'に選択的にエネルギー付与し、そしてモノポーラの様式で組織を処置することを可能にする、別の実施形態を示す。図6Bは、ジョー部材110"および120"が、テーパー状の遠位端を備え、そして単一の電位で選択的にエネルギー付与されて、モノポーラの様式で組織を処置する、なお別の実施形態を示す。図7A～10Bは、エンドエフェクタアセンブリおよび/または底部もしくは第2のジョー部材の他の構成を示し、これらは、特定の目的に適合するため、または所望の外科的結果を達成するために構成される。

【0067】

図1A～1Dおよび2～4は、モノポーラ要素154がエンドエフェクタアセンブリ100の1つのジョー部材（例えば、ジョー部材120）内への選択的伸長のために収容される1つの実施形態を、示す。より具体的には、モノポーラ要素154がナイフアセンブリ180から独立して移動するように設計され、そしてトリガーアセンブリ70のさらに近位への移動によってか（図1A、2、3）、または別個のアクチュエータ450によって（図4）によって伸長し得る。

【0068】

好ましくは、モノポーラ要素154は、図1Bにおいて最も良好に見られるように、シャフト12の外部表面内の伸長ノッチ13を通して伸びる往復運動ロッド65に連結される。ナイフ185を動かすドライブロッド60は、シャフト12の内部表面を通して伸びる。モノポーラ要素154を伸ばすために、ジョー部材110および120は、最初は閉

10

20

30

40

50

じており、そして、ナイフ 185 は、トリガーアセンブリ 70 を利用して、遠位に前進する（図 2 を参照のこと）。図 1 C において最も良好に示されるように、トリガー 71 は、最初は前進して、ナイフ 185 を遠位に移動させ、組織の中を切断する（すなわち、「切断」段階（映像に示す））。その後、図 3 に示すように、トリガー 71 をさらに近位方向に動かして、モノポーラ要素 154 を伸ばし得る（すなわち、「伸長」段階（映像に示す））。

【0069】

ジョー部材 110 および 120 が開いた位置にある場合に、モノポーラ要素 154 が伸長し得るように、トリガーアセンブリ 70 を設計してもよいことが想定される。例えば、トリガー 71 は、その最初の、静止した、中立の、または動かす前の位置から、遠位に（または上向きに）移動して、モノポーラ要素 154 を前進させ得る。あるいは、モノポーラ要素 154 は、ジョー部材 110 および 120 の配向とは関係無く、前進し得る。例えば、トリガーアセンブリ 70 は、側面に（すなわち、長手方向軸「A」と直角に）移動して、モノポーラ要素 154 を前進させるように、設計され得るか、あるいは、トリガーアセンブリ 70 は、トリガー 71 が最も近位に移動するか（すなわち、上記のように、「切断」位置を通過するか）、および/またはトリガー 71 が中立配向または動かす前の配向から遠位に前進する場合、モノポーラ要素 154 が伸長可能であるように、設計され得る。戻りパネ（示さず）は、トリガー 71 の解放の際に、モノポーラ要素 154 を伸長していない位置に戻すために、含まれ得る。

【0070】

モノポーラ要素 154 の伸長の際に、ジェネレーター 300 は、好ましくは、鉗子 10 を、バイポーラ活性化（activation）モード（すなわち、ジョー部材 110 および 120 に送達されるエネルギーの不活性化）から、モノポーラ活性化モード（すなわち、モノポーラ要素 154 の活性化）に、自動的にスイッチするように、設計される。理解され得るように、鉗子 10 もまた（あるいは、代替的に鉗子 10 は）、バイポーラ活性化モードとモノポーラ活性化モードとの間を手動でスイッチングするように、設計され得る。

【0071】

上記のように、鉗子 10 が、バイポーラ操作のために設計される場合、スイッチ 200 の活性化は、エネルギーを、ジョー部材 110 から、組織を通して、そしてジョー部材 120 に伝達され、組織を処理する。モノポーラモードにおいて、スイッチ 200（または、別のスイッチ、例えば、フットスイッチ）の活性化は、エネルギーを、モノポーラ要素 154 に、そして、組織を通して、リターン電極 550（例えば、患者に隣接して配置されるか、または患者に接触して配置される、リターンパッド）に、移す。モノポーラ活性化モードは、モノポーラ要素 154 が、迅速に無血管性の組織構造を処置すること、および/または、迅速に狭い組織平面を切断することを可能にする。一般に、このタイプのモノポーラ活性化は、添付の図面において示される、様々に記載された実施形態にわたって、共通する。

【0072】

理解され得るように、トリガーアセンブリ 70 は、モノポーラ要素 154 が伸長した場合に、電気エネルギーを伝えるように、電氣的に設計され得ることもまた、想定される。例えば、トリガーアセンブリ 70 は、トリガー 71 の最も近位への移動が（図 1 C）、モノポーラ要素 154 を、伸長および活性化の両方を行うように、設計され得る。モノポーラ要素 154 が伸長した場合に、スイッチ 200 がジョー部材 110 および 120 を作動させることを防ぐ、自動安全回路 460（または、機械的なセーフティーロック（示さず））を用いてもよい。

【0073】

図 4 は、本開示の別の実施形態を示し、ここでは、モノポーラ要素 154 は、第 2 のアクチュエータ 450 を用いて、選択的に伸長される。上記のように、ナイフ 185 は、ほぼ近位方向にトリガー 71 を動かすことによって、前進する。モノポーラ要素 154 は、

10

20

30

40

50

ナイフ 185 とは独立して選択的に前進することが可能であり、そして、ジョー部材 110 および 120 が開いた配向または、閉じた配向のいずれかに配置される場合に、伸長し得る。アクチュエータ 450 は、モノポーラ要素 154 が、一旦伸長すると自動的に、あるいは、活性化スイッチ 200 またはおそらく別のスイッチ（示さず）によって手動で、モノポーラ要素 154 を活性化するように、電氣的に設計され得ることもまた、想定される。上記のように、スイッチ 200 の活性化がモノポーラ要素 154 を作動させるように、モノポーラ要素 154 が伸長した場合に、ジョー部材 110 および 120 を不活性化するように、自動安全回路 460 を用いてもよい。モノポーラ要素のための、別々の活性化スイッチの場合、安全回路は、スイッチ 200 を不活性化する。

【0074】

10

図 5A ~ 5C は、本開示の代替的な実施形態を示し、ここでは、ナイフ 185 が、ジョー部材 110 および 120 を越えて遠位に伸長でき、そして、別々に作動して、組織を処置し得る。この場合において、ナイフは、ジョー部材 110 および 120 を越えて伸長し、ナイフ 185 は、モノポーラ要素となる。

【0075】

例えば、図 5A ~ 5C に示される活性化順序に示されるように、ナイフ 185 は、最初に、組織への接近の間、中立位置に設置され、そして、密閉プロセスの間、把持する。一旦、ジョー部材 110 および 120 が、組織に接近する場合、伸長したナイフチャンネル 115（それぞれ、上部ナイフチャンネル 115a、および、下部ナイフチャンネル 115b によって、規定される）が、ナイフ 185 を、組織を通して、ジョー部材 110 および 120 の間に配置する、選択的移動を可能にするように、形成される。トリガー 71 の作動の際に、ナイフバー 64 は、遠位に組織を通してナイフチャンネル 115 の遠位末端まで、ナイフ 185 に遠位に力を加える。止め具 119 は、一時的にナイフ 185 の運動を制限し、そして、切断ストロークの端部に関して、陽性の触感フィードバックをユーザーに提供するために、含まれる。トリガー 71 のさらなる動きの際に、ナイフ 185 は、止め具 119 と結びついた、制限する力に打ち勝ち、ナイフバーによって、力を与えられ、ナイフチャンネル 115 から外に、かつ、ジョー部材 110 および 120 の遠位末端を越えて、さらに伸長する。

20

【0076】

一旦、ナイフ 185 がジョー部材 110 および 120 を越えて伸長すると、安全装置またはスイッチが、ジョー部材 110 および 120 に対して作動する回路を不活性化し、そして、ナイフ 185 に対して作動する回路を活性化し、その結果、スイッチ 200 の活性化が、ナイフ 185 を作動し、そして、ジョー部材が、中立のまま維持されることが、想定される。例えば、止め具 119 は、安全スイッチとして作用し、その結果、ナイフチャンネル 115 の外で、またはナイフチャンネル 115 から離れて、ナイフ 185 によって力を加えられる場合、止め具 119 は、ジョー部材 110 および 120 に対して作動する回路を不活性化し、そして、モノポーラナイフ 185 およびリターン電極 550 に対して作動する電気回路の構成部分を活性化する。別々のリード 69 を使用して、ジェネレーター 300 と電氣的に連通し得る。理解されるように、ここで、ナイフ 185 は、モノポーラ様式において使用されて、組織を処置し得る。

30

40

【0077】

トリガー 71 の解放の際に、ナイフ 185 は、ナイフチャンネル 115 中に自動的に格納され、そして、図 5A に示される、動かす前の位置に戻る。同時に、止め具 119 は、その最初の位置に戻り、ナイフチャンネル 115 のその後の動きを、一時的にブロックする。

【0078】

図 6A は、本開示に従う鉗子 10' の別の実施形態を示す。この実施形態において、下側ジョー部材 120' は、ジョー部材 110' の遠位端を超えて延びるように設計される。作動のバイポーラモードからモノポーラモードへ切り替えるために、外科医は、ジョー部材 120' に第 1 の電位へとエネルギーを付与し (energize)、帰還パッド (return pad) 550 を第 2 の電位へと作動させる、スイッチまたはコントロー

50

ラを作動させる。エネルギーは、ジョー部材 120 から、組織を通して、そして帰還パッド 550 へと伝達されて、組織を処置する。ジョー部材 120' の遠位端は、その組織を処置するためのモノポーラ要素 (monopolar element) として作用し、電気外科手術的效果を高めるように、その要素に応じて形作られ得る。

【0079】

図 6B は、本開示に従う鉗子 10" のなお別の模式的実施形態を示し、この実施形態において、両方のジョー部材 110 および 120 の遠位端は、モノポーラモードに配置された場合に組織を処置するように形作られる。より具体的には、その遠位先端 (distal tip) 112a" および 122a" は、好ましくは、その鉗子 10" がモノポーラモードに配置された場合に、エネルギー送達を高めるために細長くされているかまたはテーパー付けられている。バイポーラモードに配置された場合、そのテーパー付けられた端 112a" および 122a" は、導電性プレート (electrically conductive plate) 112" および 122" の間での組織の処置をもたらさない。

10

【0080】

コントロールスイッチ 500 が好ましくは備えられ、このコントロールスイッチは、バイポーラモードとモノポーラモードとの間の移行を調節する。コントロールスイッチ 500 は、ケーブル 360 および 370 を介して発電器 300 に接続される。一連のリード線 510、520 および 530 は、それらのジョー部材 110、120 および帰還電極 550 に、それぞれ接続される。図 6C に示される表に最もよく示されるように、各リード線 510、520、および 530 は、電位が供給されるか、または鉗子 10" の特定の「モード」に依存して、中性のままである。例えば、バイポーラモードにおいて、リード線 510 (および、次には、ジョー部材 110") は、第 1 の電位で電圧が印加され、リード線 520 (および、次には、ジョー部材 120") は、第 2 の電位で電圧が印加される。その結果として、電気外科的エネルギーは、ジョー部材 110" から組織を通して、ジョー部材 120" へと伝達される。帰還電極 550 は、オフのままであるかまたは中性のままである。

20

【0081】

モノポーラモードにおいて、ジョー部材 110" および 120" はともに、同じ電位で電圧が印加され、その帰還パッド 550 は、第 2 の電位で電圧が印加され、そのジョー部材 110" および 120" から、組織を通して、その帰還電極 550 へと電流を流させる。このことにより、そのジョー部材 110" および 120" がモノポーラ様式で組織を処置することが可能になり、このモノポーラ様式は、上記のように、無血管性組織構造を有利に処置し、そして / または狭い組織平面の迅速な切開を可能にする。理解され得るように、リード線 510、520 および 530 は全て、鉗子 10" がスイッチを切られるかまたは不働である場合に、作動が停止され得る。

30

【0082】

図 7A および 7B は、本開示に従う鉗子 10 の代替的实施形態を示す。この鉗子 10 は、組織シーリング表面 522 の遠位端 522a が、底部ジョーハウジング 524 を超えて延びるように製造された、第 2 のまたは底部ジョー部材 520 を備える。より具体的には、この特定の实施形態において、その組織シーリング表面 522 は、好ましくは、スタンピングされたシート状金属から作製され、このシート状金属は、スタンピングされたシート状金属骨格 530 の上に形成される。そのシート状金属骨格 530 の近位端は、鉗子 10 と関連付けられる旋回作用の特定の型に依存して、種々の旋回点 (または開口 (aperture))、カムスロット、または溝を備えて構成され得る。好ましくは、縁 (hem) または脊柱様芯 (spine) 535 は、骨格 530 に沿って延び、シーリング表面 522 を支持し、第 2 のジョー部材 520 にさらなる強度を提供する (図 7B を参照のこと)。理解され得るように、そのシーリング表面 522 は、当該分野で公知の多くの方法によって、縁 535 の上で支持され得る。絶縁層 540 は、好ましくは、骨格 530 と組織シーリング表面 522 との間に配置されて、作動の間に、導電性のシーリング表面 52

40

50

2を縁535から分離する。スタンピングされた組織シーリング表面522は、好ましくは、スロットまたはナイフチャネル515によって分離されるシート状金属材料の二重層から形成され、このスロットまたはナイフチャネル515は、この中でのナイフ185の選択的往復運動を可能にする。組織シーリング表面522の遠位端522aは、180°曲がって、ジョーハウジング524を超えて延びるより大きな導電性表面領域を提供し得る。

【0083】

特定の外科手術目的に依存して、組織シーリング表面522が湾曲していてもよいし、まっすぐであってもよいことが想定される。そのジョーハウジング524は、好ましくは、その骨格530の縁535およびシーリングプレート522を包むようにオーバーモールドされ、周囲の組織をそのシーリングプレート522の導電性表面から絶縁し、かつジョー部材520にアセンブリにおける望ましい形状を与えるように働く。

【0084】

図8Aおよび8Bは、底部のまたは第2のジョー部材620の別の実施形態を示し、このジョー部材620は、シール目的のための導電性のシーリング表面622およびモノポーラ作動のために設計された導電性表面632の両方を備える。より具体的には、その底部ジョー部材620は、組織シーリング表面622を支持する（または包む）ジョーハウジング624を備える。ナイフチャネル615は、その組織シーリング表面622の長さに沿って配置され、この中でのナイフ185の往復運動を可能にする。絶縁層634は、ナイフチャネル615に対して遠位にあるその組織シーリング表面622の遠位端にまたはその付近に配置される。第2の導電性材料632（これは、組織シーリング表面622と同じ材料であってもそうでなくてもよい）は、絶縁層634の反対側に配置される。

【0085】

その絶縁材料634は、組織表面622の電氣的作動の間にそのモノポーラ部分632を分離し、かつモノポーラ要素632の電氣的作動の間に組織表面622を分離することが想定される。理解され得るように、その2つの異なる導電性の要素622および632は、異なる電氣的接続によって発電機300に接続されてもよいし、ユーザーによって選択的に作動されてもよい。種々のスイッチまたは電氣的制御要素など（示さず）は、この目的を達成するために使用され得る。好ましくは、その先端632は、偶発的な機械的切断または損傷を避けるために実質的に鈍くされる。

【0086】

図9Aおよび9Bは、本開示に従うエンドエフェクタアセンブリ（end effector assembly）700の別の実施形態を示す。このエンドエフェクタアセンブリ700は、上部ジョー部材710および底部ジョー部材720を備え、それぞれ、上記に類似のジョー付属部品を備える（すなわち、それぞれ、組織シーリング表面712および722、ならびに外側絶縁ハウジング714および724）。上記のように、そのジョー部材710および720の組織シーリング表面712および722は、相互にナイフチャネル715を形成するように協働し、そのナイフチャネル715は、ナイフ185が、そこを通過して選択的に往復運動することを可能にする。より具体的には、ジョー部材710は、ナイフチャネルの第1の部分715aを備え、ジョー部材720は、ナイフチャネルの第2の部分715bを備える。この第1の部分と第2の部分は、ナイフチャネル715を形成するように並んでいる。

【0087】

図9Bに最もよく示されるように、ナイフチャネル715aおよび715bは、ジョー部材710および720の一方の側面に沿って垂直に位置合わせされた状態で並べられて、ナイフ185がそのチャネルを通過して往復運動することが可能になる。ジョー部材720のナイフチャネル715bは、より広く（すなわち、ジョー部材720の長さを横断して測定される場合）、モノポーラ要素754をナイフチャネル715bを通過してスライドして受容するような寸法にされている分離チャネル715b1を備える。より具体的には、モノポーラ要素754は、好ましくは、ナイフ185の往復運動により、チャネル71

10

20

30

40

50

5 b 1 を通ってモノポーラ要素 7 5 4 が対応して往復運動するように、ナイフ 1 8 5 と一体的に関連付けられる。理解され得るように、ナイフ 1 8 5 およびモノポーラ要素 7 5 4 はまた、モノポーラ要素 7 5 4 が、特定の外科手術手順のために追加され得るような取り外し可能な様式で機械的に係合され得る。明らかに、モノポーラ要素 7 5 4 および発電器 3 0 0 またはスイッチ（示さず）の電氣的接続は、上記と類似の様式で機能する。好ましくは、その底部ジョー部材 7 2 0 のナイフチャネル 7 1 5 b は、モノポーラ要素 7 5 4 が、ナイフ 1 8 5 の遠位方向への往復運動の際にジョー 7 2 0 から延び得るように、ジョー部材 7 2 0 の最も遠位先端へと、そしてジョー部材 7 2 9 の先端に規定される開口 7 5 6 へと延びる。トリガー 7 0（など）は、図 1 A ~ 4 に関して上記に記載されるように利用されて、組織の処置のためにモノポーラ要素 7 5 4 を延ばし得る。

10

【0088】

理解され得るように、種々のスイッチ開閉（switching）アルゴリズムが使用されて、脈管シールのためのバイポーラモードおよびさらなる組織処置（例えば、切開）のためのモノポーラモードの両方を作動させ得る。電氣的に、機械的にまたは電気機械的にかのいずれかで安全装置またはロックアウトが使用されて、一方の電氣的モードの作動の間に、他方の電気モードを「ロックアウト」し得ることが想定され得る。さらに、トグルスイッチ（など）は、安全性の理由で一度に 1 つのモードを作動するために使用され得ることが予測される。そのモノポーラ要素 7 5 4 はまた、安全装置（機械的、電氣的または電気機械的のいずれか - 示さず）を備え得る。この安全装置は、そのモノポーラ要素 7 5 4 が、ジョー部材 7 2 0 の遠位端から延ばされる場合に、そのモノポーラ要素 7 5 4 の電氣的作動を可能にするのみである。

20

【0089】

図 1 0 A および 1 0 B は、底部ジョー部材 8 2 0 のなお別の実施形態を示す。この底部ジョー部材は、バイポーラ脈管シリングおよびモノポーラ組織切開の両方、または他のモノポーラ組織処置のために利用され得る。より具体的には、ジョー部材 8 2 0 は、外側ジョーハウジング 8 2 4 を備え、この外側ジョーハウジングは、組織シリングプレート 8 2 2 をそのハウジングの中に包むようにオーバーモールドされる。組織シリングプレート 8 2 2 は、好ましくは、上記に詳細に記載されるように、ナイフを往復運動させるためにナイフチャネル 8 1 5 を備える。組織シリングプレート 8 2 2 はまた、シリング表面 8 2 2 a を備え、このシリング表面 8 2 2 a は、対向する上側ジョー部材（示さず）にある対応するシリング表面（示さず）に対して向かい合う関係で配置される。

30

【0090】

組織シリング表面 8 2 2 はまた、シリング表面延長部（extension）8 2 2 b を備え、この延長部は、オーバーモールドされたジョーハウジング 8 2 4 の遠位端 8 2 4 a を通って延びる。理解され得るように、シリング表面延長部 8 2 2 b は、モノポーラ組織切開、腸切開、または他の外科手術機能のために設計されており、ハンドスイッチ、フットスイッチで、または上記と類似の様式で発電器 3 0 0 においてユーザーによって別個にエネルギーが印加され得る。理解され得るように、その延長部 8 2 2 b はまた、そのオーバーモールドプロセスの間にジョーハウジング 8 2 4 においてそのシリングプレート 8 2 2 をさらに固定するように作用する。

40

【0091】

一般的な作動用構成要素およびこれらの構成要素の間の相互協働関係が、脈管シリング鉗子 1 0 に対して大まかに記載されているが、他の器具もまた利用されてもよく、これは、外科医がバイポーラおよびモノポーラ両方の様式で組織を選択的に処置できるように構成され得る（例えば、バイポーラ把握器具および凝固器具、焼灼器具、バイポーラ鋏など）。

【0092】

本開示はまた、電気外科手術用発電器 3 0 0 からの電気外科エネルギーで組織を処置するための方法に関し、この方法は、以下の工程を包含する：ハウジング 2 0 を備える内視鏡鉗子 1 0 を提供する工程であって、そのハウジングは、これに取り付けられたシャフト

50

１２を有する、工程。そのシャフト１２は、シャフト１２の遠位端に取り付けられた、第１のジョー部材１１０および第２のジョー部材１２０それぞれを備える。アクチュエータまたはハンドルアセンブリ３０は、ジョー部材１１０および１２０が互いに対して間隔をあけた関係で配置されている第１の位置から、そのジョー部材１１０および１２０がその間で組織をつかむように協働する第２の位置に、ジョー部材１１０および１２０を互いに対して動かすために備えられる。モノポーラ要素１５４もまた備えられ、このモノポーラ要素１５４は、少なくとも第１のジョー部材１２０内に収容され、第１のジョー部材１２０内の第１の位置から、第１のジョー部材１２０に対して遠位にある第２の位置へと選択的に移動可能である。帰還電極５５０が設けられ、患者組織と接触して配置される。

【００９３】

その方法はまた、以下の工程を包含する：各ジョー部材１１０および１２０にモノポーラ要素１５４を接続し、そして帰還電極５５０を電気外科手術用発電器３００に接続する工程；そのジョー部材１１０とジョー部材１２０との間に組織をつかむ工程；そのジョー部材１１０およびジョー部材１２０を選択的に作動して、バイポーラ様式で、そのジョー部材１１０とジョー部材１２０との間に配置された組織を処置する工程；ならびに、そのモノポーラ要素１５４および帰還電極５５０をそのジョー部材１１０およびジョー部材１２０とは無関係に選択的に作動して、モノポーラ様式で組織を処置する工程。

【００９４】

好ましくは、そのジョー部材１１０および１２０を選択的に作動して組織を処置する工程の後に、その方法は、以下の工程を包含する：そのモノポーラ要素１５４をそのジョー部材１１０およびジョー部材１２０の遠位端から延ばす工程。有利には、そのモノポーラ要素１５４を選択的に作動する工程は、そのジョー部材１１０およびジョー部材１２０の作動を停止する工程を包含する。

【００９５】

そのジョー部材１１０およびジョー部材１２０を選択的に作動して組織を処置する工程の後に、その方法は、その組織をそのジョー部材１１０およびジョー部材１２０から離す工程を包含し得る。

【００９６】

前述から、そして種々の図面を参照して、当業者は、特定の改変がまた、本開示の範囲から逸脱することなく、本開示に対して行われ得ることを理解する。例えば、その鉗子１０に他の外形（例えば、細長シャフト１２に対して、エンドエフェクタアセンブリ１００を軸方向にずらす、接続式アセンブリ）を付加することは、好ましいことであり得る。

【００９７】

鉗子１０が、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、完全にまたは部分的に使い捨て可能であるように、設計され得ることが想定される。例えば、エンドエフェクタアセンブリ１００は、選択的にかつ開放可能に、シャフト１２の遠位端１６と係合し得、そして／またはシャフト１２の近位端１４は、選択的にかつ開放可能に、ハウジング２０およびハンドルアセンブリ３０と係合し得る。これら２つの場合のいずれにおいても、その鉗子１０は、「部分的に使い捨て可能」かまたは「再配置可能（reposable）」であると考えられ、すなわち、新たな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）は、古いエンドエフェクタアセンブリ１００と、必要に応じて選択的に置き換わる。理解され得るように、本明細書に開示される電氣的接続は、その器具を再配置可能な鉗子に変えるために取り替えなければならない。

【００９８】

さらに、そのスイッチ２００は、切断プロセスの間に閉じられ得ることが想定される。トリガー７１が作動される場合にそのスイッチ２００を閉じることにより、その切断プロセスの間に鉗子を偶然に作動させてしまうことがなくなる。そのスイッチ２００が、鉗子１０の別の部分（例えば、固定されたハンドル４０、回転アセンブリ８０、ハウジング２０など）に配置され得ることもまた想定される。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 9 】

組織を処置するための内視鏡鉗子は、ハウジングを備え、このハウジングは、このハウジングに取り付けられたシャフトを有し、このシャフトは、その遠位端に取り付けられた第1ジョー部材および第2ジョー部材を備える。鉗子はまた、互いに対してジョー部材を、このジョー部材が互いに対して間隔を開けた関係で配置される第1位置から、このジョー部材が協働して組織をそれらの間につかむ第2位置に移動させるための、アクチュエータを備える。各ジョー部材は、組織を処置するために、ジョー部材がそれらの間に保持される組織を介してパイポラエネルギーを伝導し得るパイポラモードで選択的に作動し得るように、電気外科エネルギーの供給源に接続するように構成される。この鉗子はまた、第1のジョー部材内に収容され、そしてこのナイフと一体的に関連するモノポーラ要素を備える。このモノポーラ要素は、第1ジョー部材内の第1位置から第1ジョー部材に対して遠位の第2位置へと選択的に移動可能である。このモノポーラ要素は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように構成され、モノポーラ要素は、このパイポラモードと独立して選択的に能動化可能である。

10

【 0 1 0 0 】

本開示のいくつかの実施形態は、図面において示されているが、本開示が、この技術が可能にする程度に広い範囲であり、かつ本明細書が同様に読まれることが意図されるので、その図面において示されるものに限定されずとは意図されない。従って、上記の説明は、限定としてではなく、単に好ましい実施形態の例示であると解釈されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および趣旨内で他の改変を想定する。

20

【 図 1 A 】

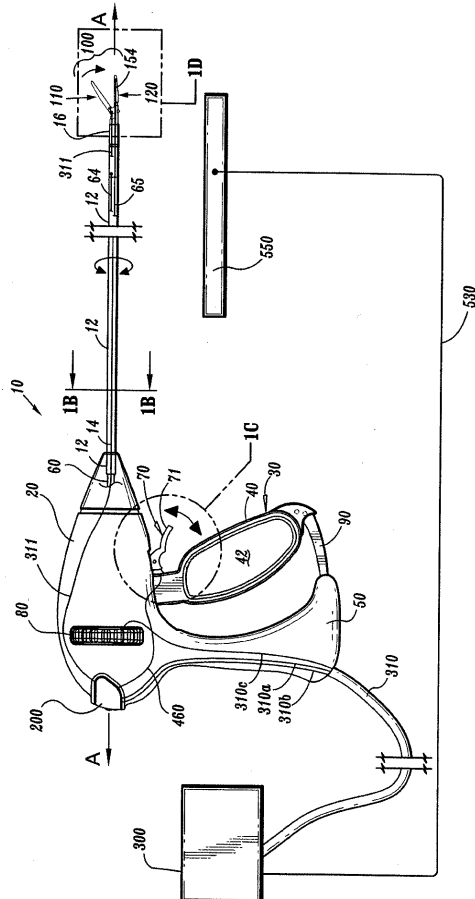


FIG. 1A

【 図 1 B 】

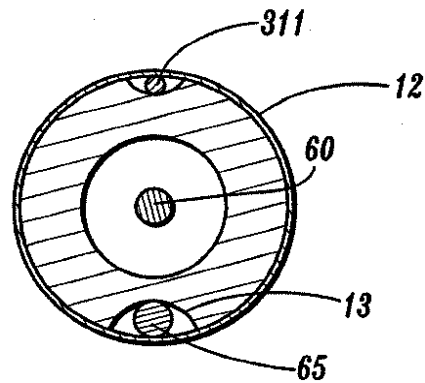
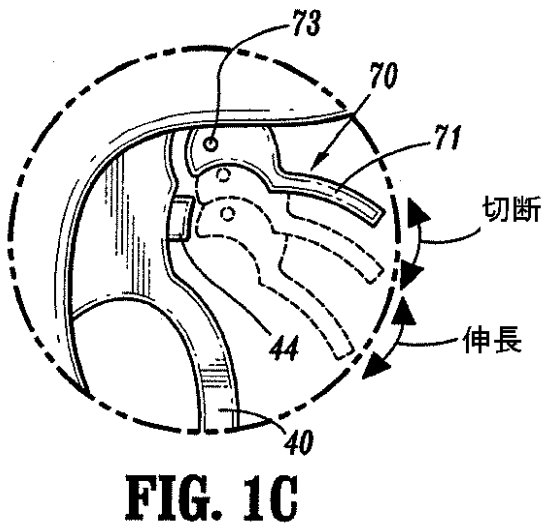
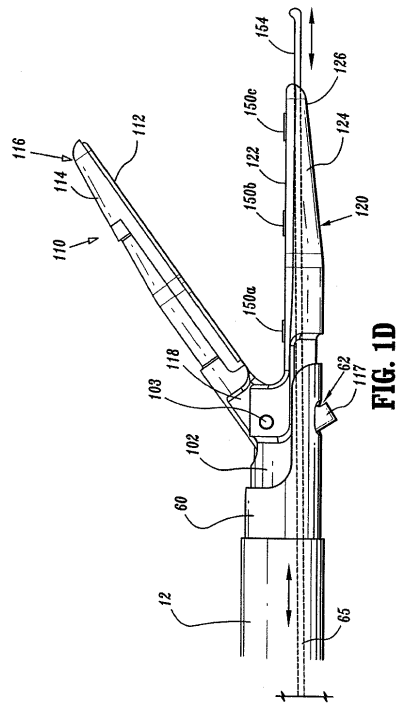


FIG. 1B

【図 1 C】



【図 1 D】



【図 2】

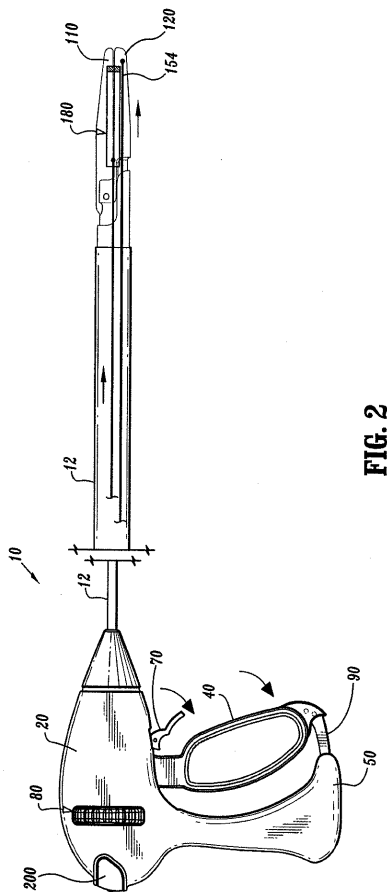


FIG. 2

【図 3】

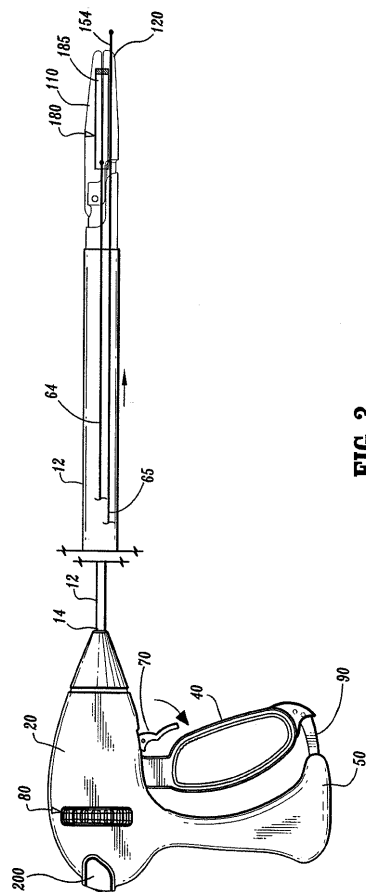


FIG. 3

【 図 4 】

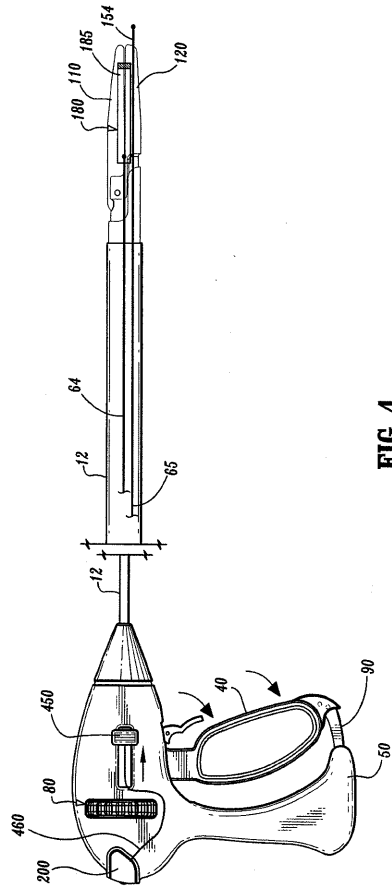


FIG. 4

【 図 5 A 】

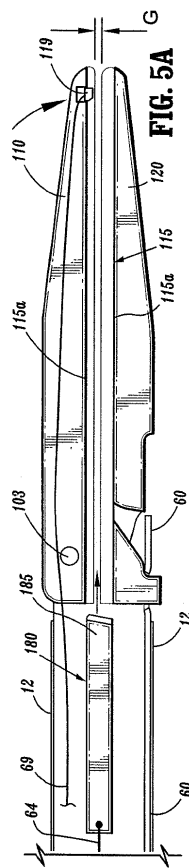


FIG. 5A

【 図 5 B 】

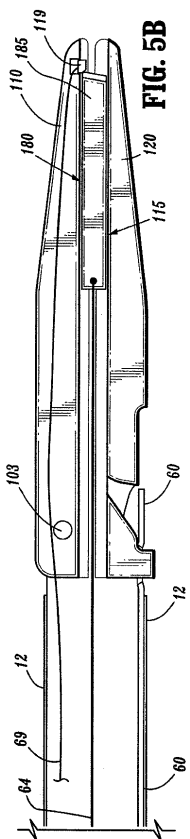


FIG. 5B

【 図 5 C 】

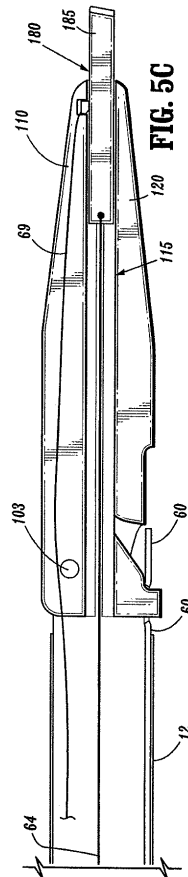


FIG. 5C

【図 6 A】

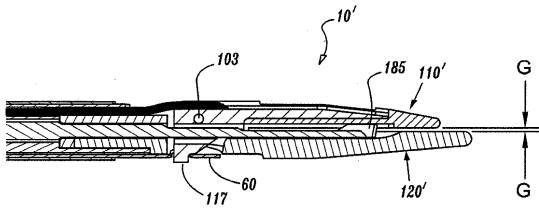


FIG. 6A

【図 6 B】

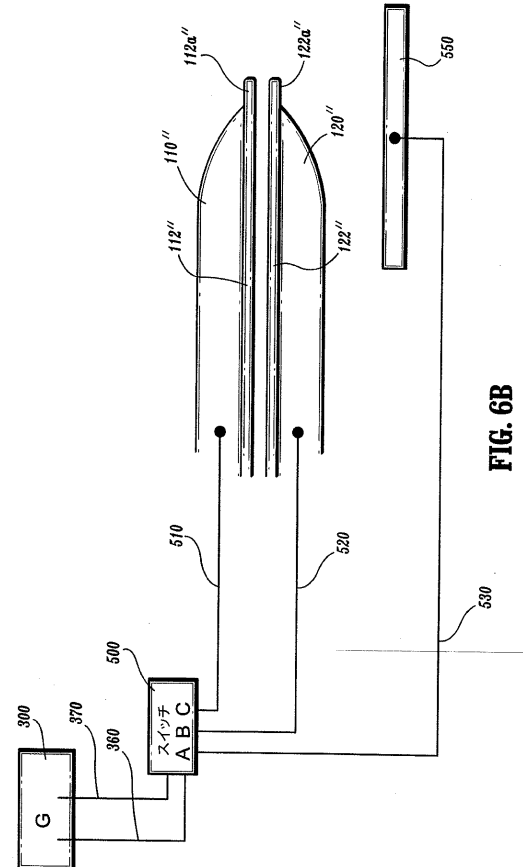


FIG. 6B

【図 6 C】

様式	A	B	C
オフ	オフ	オフ	オフ
バイポーラー	オフ	-	+
モノポーラー	-	+	+

FIG. 6C

【図 7 B】

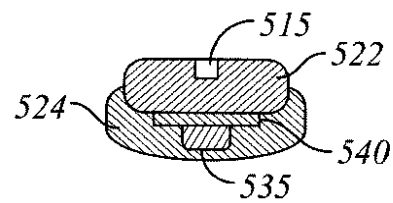


FIG. 7B

【図 7 A】

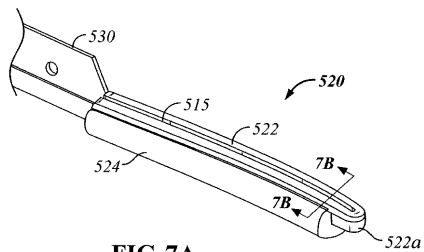


FIG. 7A

【図 8 A】

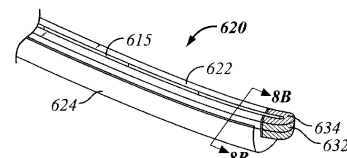


FIG. 8A

【図 8 B】

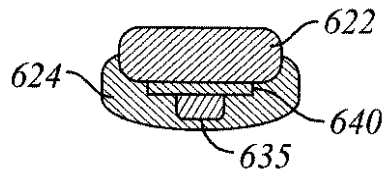


FIG. 8B

【図 9 B】

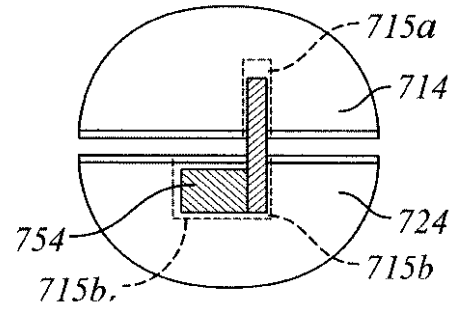


FIG. 9B

【図 9 A】

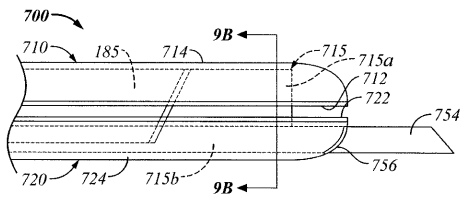


FIG. 9A

【図 10 A】

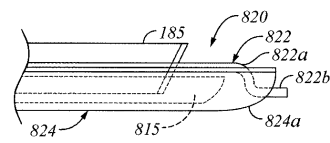


FIG. 10A

【図 10 B】

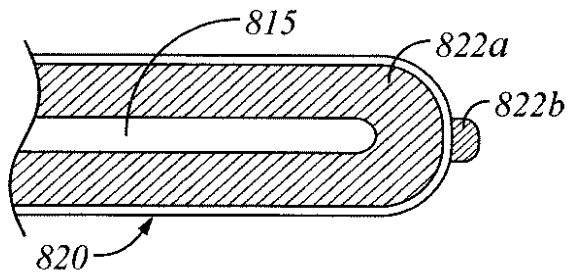


FIG. 10B

フロントページの続き

- (72)発明者 デイビッド エム． ガリソン
アメリカ合衆国 コロラド 80504, ロングモント, クリークサイド ドライブ 232
4
- (72)発明者 ポール ゲルラ
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボルダー, アイリス アベニュー 2650, ビ
ー21
- (72)発明者 ダリソン ピーターソン
アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボルダー, グレンデール グルチ サークル 54
28
- (72)発明者 ショーン ティー． ダイカス
アメリカ合衆国 コロラド 80200, ブルームフィールド, オーバールック ドライブ
2735

F ターム(参考) 4C160 FF04 FF19 KK03 KK04 KK05 KK06 KK12 KK13 KK15 KK25
KK36 KK39 KL01 KL03 MM32 NN03 NN12 NN13 NN14 NN15

专利名称(译)	具有单极延伸的双极钳		
公开(公告)号	JP2011206554A	公开(公告)日	2011-10-20
申请号	JP2011125195	申请日	2011-06-03
[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	パトリックエルダンバウルド デイビッドエムガリソン ポールゲエルラ ダリソンピーターソン ショーンティーダイカス		
发明人	パトリック エル. ダンバウルド デイビッド エム. ガリソン ポール ゲエルラ ダリソン ピーターソン ショーン ティー. ダイカス		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/14 A61B17/32		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/00196 A61B2018/0063 A61B2018/126 A61B2018/1475		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/39.311 A61B17/32.330 A61B17/295 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/FF04 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK06 4C160/KK12 4C160/KK13 4C160/KK15 4C160/KK25 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KL01 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15		
优先权	10/970307 2004-10-21 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够开发能够结合单极和双极手术优点的器械的钳，从而减少外科医生在特定手术过程中更换这些器械的需求。内窥镜钳是具有附接到该壳体的轴（12）的壳体（20），该轴具有附接到其远端的第一钳口构件。壳体，包括：壳体110和第二钳口构件120；致动器71，其用于使钳口构件相对于彼此从第一位置移动到第二位置；每个钳口构件将钳口构件保持在它们之间。内窥镜，每个钳口构件构造成连接至电外科能量源，从而可以选择性地将双极能量传导通过组织，刀和单极元件。镊子。[选型图]图1A

