

(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2014-437

(P2014-437A)

(43) 公開日 平成26年1月9日(2014.1.9)

(51) Int.Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

F I

A61B 17/39 310

A61B 17/39 320

テーマコード (参考)

4C160

審査請求 有 請求項の数 1 O L 外国語出願 (全 40 頁)

(21) 出願番号 特願2013-171150 (P2013-171150)
 (22) 出願日 平成25年8月21日 (2013. 8. 21)
 (62) 分割の表示 特願2009-77644 (P2009-77644)
 の分割
 原出願日 平成21年3月26日 (2009. 3. 26)
 (31) 優先権主張番号 61/040, 048
 (32) 優先日 平成20年3月27日 (2008. 3. 27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/410, 188
 (32) 優先日 平成21年3月24日 (2009. 3. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507362281
 コヴィディエン リミテッド パートナー
 シップ
 アメリカ合衆国 コネチカット 0647
 3, ノース ハイブン, ミドルタウン
 アベニュー 60
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ジェフ アンガー
 アメリカ合衆国 コロラド 80503,
 ロングモント, クローバー クリーク
 ドライブ 1732
 Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK15 KK37 MM32
 MM33

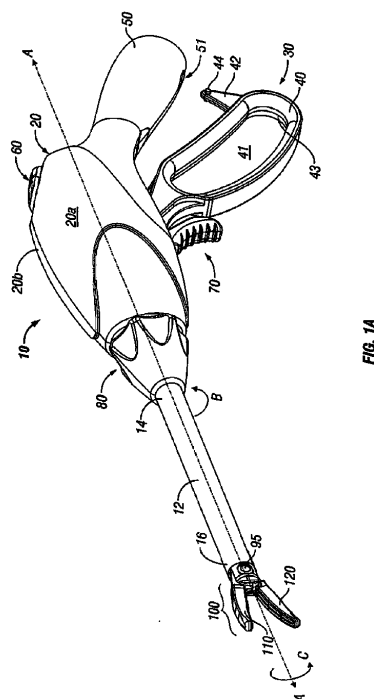
(54) 【発明の名称】 大きな組織構造のための内視鏡的血管シーラーおよびデバイダー

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】大きな組織構造を封鎖かつ/または切断するための内視鏡的双極鉗子を提供する。

【解決手段】筐体20と、筐体に結合されたシャフト12であって、遠位端に顎部材110, 120を有し、画定された長手方向の軸を有する、シャフト12と、選択的に前進可能な駆動スリーブを含み、顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第1の位置から、顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近した第2の位置に、顎部材を互いに対して動かすように構成された、駆動アセンブリと、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、第1の位置と第2の位置との間で顎部材を動かす、可動ハンドル30と、ナイフバーを有する選択的に前進可能であって、該ナイフバーがナイフを動かして顎部材間の組織を切断する、ナイフアセンブリと備えている内視鏡的双極鉗子。

【選択図】図1A



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

明細書に記載の発明。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本出願は、Jeff Unger によって2008年3月27日に提出され、本明細書に参考として援用された「ENDOSCOPIC VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR LARGE TISSUE STRUCTURES」と題する米国仮出願第61/040,048号への優先権の利益を請求する。

10

【0002】

本出願は、Hixsonらによって2006年11月9日に提出された「VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR LARGE TISSUE STRUCTURES」と題する米国出願第11/595,194号の一部継続でもあり、Hixsonらによって2006年1月24日に提出された「ENDOSCOPIC VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR LARGE TISSUE STRUCTURES」と題する米国仮出願第60/761,442号の利益を請求し、該米国出願第11/595,194号と該米国仮出願第60/761,442号の両方は、本明細書に参考として援用される。

20

【背景技術】

【0003】

(背景)

本開示は電気外科用鉗子に関し、より詳細には、本開示は、大きな組織構造を封鎖かつ/または切断するための内視鏡的雙極電気外科用鉗子に関する。

【0004】

(技術分野)

電気外科用鉗子は、機械的な締め付け作用と電気エネルギーの両方を利用して、組織および血液を加熱することによって止血をもたらす、組織を凝固、焼灼、かつ/または封鎖する。多くの外科処置は、大きな血管および大きな組織構造を切断、かつ/または結紮することを必要とする。外科空洞に固有の空間的考慮により、外科医は多くの場合、血管を縫合したり、または他の出血を制御する従来の方法、例えば横に切られた血管または組織の締め付け、および/または縛りを実行することが困難である。細長い電気外科用鉗子を利用することによって、外科医は、顎部材を通して組織に適用された電気外科エネルギーの強度、周波数および持続時間を単に制御することにより、焼灼し、凝固させ/乾燥し、かつ/または単に出血を低減するかもしれないか、いずれかをなし得る。大抵の小さな血管は、すなわち直径が2ミリメートルを下回る範囲では、大抵の場合、標準的な電気外科用器具および技術を使用して閉じられ得る。しかしながら、大きな血管は、これらの標準的な技術を使用して閉じることが、より困難である。

30

【0005】

40

焼灼および凝固に関する上述の公知の問題および他の問題のうちの多くを解決するために、血管または組織封鎖と呼ぶ最近開発された技術が、Tyco Healthcare LPの1つの部門である、コロラド州、ボールダーのValley Lab, Inc.によって進展された。血管を凝固するプロセスは、電気外科血管封鎖とは根本的に異なる。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、このプロセスにおいては、組織細胞は破裂させられ、乾燥される。「血管封鎖」または「組織封鎖」は、組織中のコラーゲンを液化し、その結果、組織は再形成されて、相対する組織構造間において限定された境界を有する溶解された塊となるプロセスとして定義される。小さな血管の凝固は、永久的にそれらを閉じるために十分であり、一方、より大きな血管および組織は、永久的閉鎖を保証するためには、封鎖される必要がある。

50

【 0 0 0 6 】

より大きな血管（または組織）を効果的に封鎖するために、2つの支配的な機械的パラメータ、すなわち血管（組織）に及ぼされる圧力および電極間の距離、が正確に制御され、これらの両方は、封鎖される血管の厚さによって影響を受ける。より詳細には、圧力の正確な適用は、血管の壁を対向させるために、十分な電気外科エネルギーが組織を通ることを可能にする十分低い値に組織インピーダンスを低減するために、組織加熱の間の拡張力を克服するために、かつ良好な封鎖の印である端部組織厚に寄与するために、重要である。

【 0 0 0 7 】

上述のように、より大きな血管または組織を正しくかつ効果的に封鎖するために、相対する顎部材間により大きな閉鎖力が必要とされる。顎間の大きな閉鎖力は通常、各顎に対するピボット回りの大きなモーメントを必要とすることが知られている。これは設計上の難問題を提示する。なぜならば、顎部材は通常、ピンによって取り付けられ、該ピンは、各顎部材の旋回に対して小さなモーメントアームを有するように位置決めされるからである。小さなモーメントアームと結合される大きな力は望ましくない。なぜならば、大きな力は、ピンをせん断し得るからである。結果として、設計者は、金属ピンを備えた器具を設計することによって、かつ/またはこれらの閉鎖力を少なくとも部分的にオフロード（off load）する器具を設計することによって、これらの大きな閉鎖力に対して補正し、機械的故障の可能性を低減する。理解され得るように、金属ピボットピンが使用される場合、金属ピンは、ピンが顎部材間で代替の電流経路として作用すること（これは効果的な封鎖に対して有害である）を避けるために、絶縁されるべきである。

10

20

【 0 0 0 8 】

電極間で閉鎖力を増加させることは、例えば相対する電極を互いに密接に接触させ、短絡を生じ得、小さな閉鎖力は、圧縮の間に、および作動の前に、組織が時期尚早に動くことになるなど、他の望ましくない影響を有し得る。

【 0 0 0 9 】

その結果、好ましい圧力の範囲内で、相対する電極間に適切な閉鎖力を一定に提供する器具を提供することは、封鎖が成功する可能性を向上させる。理解され得るように、外科医が好ましい範囲内で適切な閉鎖力を手動で一定に提供することに頼ることは難しく、結果として生じる封鎖の有効性および質は変動し得る。さらに、有効な組織封鎖を作成する全体的な成功は、ユーザの専門的スキル、視野、器用さ、および均一に、一定に、かつ効果的に血管を封鎖するための適正な閉鎖力を判断する経験に大きく依存する。換言すれば、封鎖の成功は、器具の効率よりもむしろ、外科医の究極的な技術に大きく依存する。

30

【 0 0 1 0 】

大きな血管および組織構造に対して一定かつ有効な封鎖を保証するための圧力範囲は、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 の有効範囲内であることが発見されている。理解され得るように、これらの有効範囲内で閉鎖圧力を一定に提供することのできる器具を製造することは、器具製造業者にとってかなりの設計上の難問題である。

【 0 0 1 1 】

力を及ぼす様々なアセンブリが過去に開発され、適切な閉鎖力を提供して、血管封鎖をもたらした。例えば、1つの係る作動アセンブリが、商標 L I G A S U R E A T L A S（登録商標）の下に一般に販売されている、大きな血管および組織構造を封鎖するための V a l l e y l a b の血管封鎖および分割用器具に対する使用のために、T y c o H e a l t h c a r e L P の一部門である、コロラド州、ボールダーの V a l l e y l a b , I n c . によって開発された。L I G A S U R E A T L A S（登録商標）は現在、10 mm カニユーレに適合して、これを通して設計され、両側可動の顎閉鎖メカニズムを含み、フットスイッチによって作動させられる。同時係属中の米国出願第 10 / 179,863 号および米国出願第 10 / 116,944 号ならびに国際出願番号 P C T / U S 01 / 01890 および国際出願番号 P C T / 7201 / 11340 は、L I G A S U R

40

50

E A T L A S (登録商標)の動作特徴およびそれらに関する様々な方法を詳細に記述する。これらの出願のすべての内容が本明細書に参考として援用される。

【0012】

商標 L I G A S U R E 5 mm^{T M}の下に一般に販売されている、大きな血管および組織構造を封鎖するための V a l l e y l a b の血管封鎖および分割用器具に対する使用のために、他の力を及ぼすアセンブリも、T y c o H e a l t h c a r e L P の一部門である、コロラド州、ボールダーの V a l l e y l a b 、 I n c . によって開発された。L I G A S U R E 5 mm^{T M}は現在、5 mm カニユーレに適合して、これを通して設計され、片側可動の顎閉鎖メカニズムを含み、ハンドスイッチによって作動させられる。同時係属中の米国出願第 10 / 460 , 926 号および米国出願第 10 / 953 , 757 号は、L I G A S U R E 5 mm^{T M}の動作特徴およびそれらに関する様々な方法を詳細に記述する。これらの出願の両方の内容が本明細書に参考として援用される。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

好ましい圧力範囲内において、非常に大きい組織構造の周りで顎部材を閉じるために必要な機械的力を一定に生み出す血管封鎖用器具を開発することが望ましい。顎部材を操作し、組織を締め付けるための機械的な利点を器具が提供し、それによって、例えば組織を締め付けるためにこれまでに想定されたものよりもより容易に、より速やかに、かつより少ないユーザの力で、顎部材が組織に対して閉じられ得ることが望ましい。

20

【課題を解決するための手段】

【0014】

(概要)

本開示の鉗子は筐体を含み、該筐体は、それに取り付けられたシャフトを有する。シャフトは、そこを通して画定された長手方向の軸と、その遠位端に配置された一对の顎部材とを含む。顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって顎部材は、その間に保持された組織を通してエネルギーを伝えて、組織封鎖をもたらすことができる。選択的に前進可能な駆動スリーブを有する駆動アセンブリは、顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第 1 の位置から、顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近する第 2 の位置へ、顎部材を互いに対して動かすように構成される。

30

【0015】

鉗子は可動ハンドルも含み、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、第 1 の位置と第 2 の位置との間で顎部材を動かす。ピボットは、長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、一方、駆動フランジは、概ね長手方向の軸に沿って位置する。ナイフバーを有する選択的に前進可能なナイフアセンブリが含まれ、該ナイフバーは、ナイフを動かして該顎部材間の組織を切断する。ナイフロックアウトメカニズムは、駆動アセンブリに動作可能に接続する。駆動アセンブリの動きは、ナイフバーの動きを防止するためにナイフバーを阻止する関係にある第 1 の配向から、ナイフバーの選択的な、妨害されない動きを可能にし、顎部材間に配置された組織を切断する第 2 の位置へロックアウトメカニズムを動かす。

40

【0016】

一実施形態において、駆動アセンブリは、駆動アセンブリの近位端の近くに配置された駆動ストップを含む。駆動ストップは、ナイフロックアウトメカニズムと動作可能に係合し、それによって駆動アセンブリの選択的な動きは、駆動ストップが、第 1 の位置と第 2 の位置との間でナイフロックアウトメカニズムを動かすか、または回転させるようにする。

【0017】

別の実施形態において、ナイフバーは、概ね t 型の近位端を含み、該概ね t 型の近位端は、筐体内に画定された対応するスロットと動作可能に係合するような大きさとされる。

50

スロットは、ナイフバーの並進の間、ナイフバーの動きを案内するように構成される。ナイフロックアウトメカニズムは、第1の位置に配置されたとき、ナイフバーのt型の近位端を阻止するような大きさとされる。ナイフアセンブリは、ナイフバーの遠位端にカフを含み、該カフは、ナイフバーの動きに際して、駆動スリーブをカプセル化し、この上で動くような大きさとされる。

【0018】

さらに別の実施形態において、ナイフバーは、シャフト内でスライド可能に配置されたナイフに動作可能に結合され、鉗子は、ナイフアセンブリに動作可能に接続されたフィンガアクチュエータをさらに含む。フィンガアクチュエータの動きは、ナイフバーを動かし、これによってナイフを動かし、顎部材間に配置された組織を切断する。

10

【0019】

フィンガアクチュエータは、ナイフアセンブリに動作可能に接続され得る。フィンガアクチュエータは、2つの概ねu型フランジを含み、該2つの概ねu型フランジは、ピボット回りに回転し、カフに当接して、これを遠位方向に押し、これによってナイフバーの遠位方向の並進を生じるナイフアセンブリを最も近位の配向に付勢するばねも含まれ得る。ナイフロックアウトメカニズムを第1の位置に付勢するばねも含まれ得る。

【0020】

ハンドスイッチが、筐体内に配置され得、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合される。ハンドスイッチは、ユーザが、双極エネルギーを顎部材に選択的に供給することを可能にし、組織封鎖をもたらすように構成される。顎部材のうちの少なくとも1つが、そこに配置された1つまたは一連のストップ部材を含み得、封鎖プロセスの間、該顎部材間の距離を調節し得る。

20

【0021】

本開示の別の実施形態は筐体を含み、該筐体は、そこに取り付けられたシャフトを有する。シャフトは、そこを通過して画定された長手方向の軸と、その遠位端に配置された一対の顎部材とを含む。顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって顎部材は、その間に保持された組織を通してエネルギーを伝えて、組織封鎖をもたらすことができる。選択的に前進可能な駆動スリーブを有する駆動アセンブリは、顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第1の位置から、顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近する第2の位置へ、顎部材を互いに対して動かすように構成される。

30

【0022】

可動ハンドルが含まれ、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、第1の位置と第2の位置との間で顎部材を動かす。ピボットは、長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、駆動フランジは、概ね長手方向の軸に沿って位置する。ナイフアセンブリが含まれ、該ナイフアセンブリは、t型の近位端を備えたナイフバーを有する。ナイフアセンブリは、選択的に可動であり、ナイフバーを前進させ、それによって、ナイフを動かして、顎部材間の組織を切断する。

【0023】

ナイフロックアウトメカニズムは、駆動アセンブリに動作可能に接続する。駆動アセンブリの駆動スリーブの動きは、ナイフバーのt型の近位端の動きを防止するためにナイフバーのt型の近位端を阻止する関係にある第1の配向とナイフバーのt型の近位端の選択的な、妨害されない動きを可能にし、ナイフを往復させて、顎部材間に配置された組織を切断する第2の位置との間で、ナイフロックアウトメカニズムを旋回させる。

40

【0024】

したがって、本発明は、以下の項目を提供する。

【0025】

(項目1)

内視鏡的双極鉗子であって、
筐体と、

50

該筐体に結合されたシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの遠位端に顎部材を有し、該シャフトを通して画定された長手方向の軸を有し、該顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって該顎部材は、該顎部材間に保持された組織を通してエネルギーを伝えることができ、組織封鎖をもたらす、シャフトと、

選択的に前進可能な駆動スリーブを含む駆動アセンブリであって、該選択的に前進可能な駆動スリーブは、該顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第 1 の位置から、該顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近した第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように構成された、駆動アセンブリと、

可動ハンドルであって、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、該第 1 の位置と該第 2 の位置との間で該顎部材を動かす、該ピボットは、該長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、一方、該駆動フランジは、概ね該長手方向の軸に沿って位置する、可動ハンドルと、

ナイフバーを有する選択的に前進可能なナイフアセンブリであって、該ナイフバーは、ナイフを動かして該顎部材間の組織を切断する、ナイフアセンブリと、

該駆動アセンブリに動作可能に接続されたナイフロックアウトメカニズムであって、該駆動アセンブリの動きは、該ナイフバーの動きを防止するために該ナイフバーを阻止する関係にある第 1 の配向から、該ナイフバーの選択的な、妨害されない動きを可能にして、該顎部材間に配置された組織を切断する第 2 の位置へ該ロックアウトメカニズムを動かす、ナイフロックアウトメカニズムと

を備えている、内視鏡的双極鉗子。

【0026】

(項目 2)

上記駆動アセンブリは、該駆動アセンブリの近位端の近くに配置された駆動ストップを含み、該駆動ストップは、上記ナイフロックアウトメカニズムと動作可能に係合し、それによって該駆動アセンブリの選択的な動きは、該駆動ストップが、上記第 1 の位置と上記第 2 の位置との間で該ナイフロックアウトメカニズムを動かすようにする、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0027】

(項目 3)

上記駆動ストップの動きは、上記ナイフロックアウトメカニズムが、上記第 1 の位置と上記第 2 の位置との間で回転するようにする、項目 2 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0028】

(項目 4)

上記ナイフバーは、概ね t 型の近位端を含み、該概ね t 型の近位端は、上記筐体内に画定された対応するスロットと動作可能に係合するような大きさとされ、該スロットは、該ナイフバーの並進の間、該ナイフバーの動きを案内する、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0029】

(項目 5)

上記ナイフロックアウトメカニズムは、上記第 1 の位置に配置されたとき、上記ナイフバーの上記 t 型の近位端を阻止する、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0030】

(項目 6)

上記ナイフバーは、上記シャフト内でスライド可能に配置されたナイフと動作可能に結合され、上記鉗子は、上記ナイフアセンブリと動作可能に結合されたフィンガアクチュエータをさらに備え、該フィンガアクチュエータの動きは、該ナイフバーを動かす、これによって、該ナイフを動かして、上記顎部材間に配置された組織を切断する、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0031】

(項目 7)

10

20

30

40

50

上記ナイフアセンブリは、上記ナイフバーの遠位端にカフを含み、該カフは、該ナイフバーの動きに際して、上記駆動スリーブをカプセル化し、この上で動くような大きさとされる、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 2 】

(項目 8)

上記ナイフアセンブリに動作可能に接続されたフィンガアクチュエータをさらに備え、該フィンガアクチュエータは、2つの概ね u 型フランジを含み、該 2 つの概ね u 型フランジは、ピボット回りに回転し、上記カフに当接して、これを遠位方向に押し、これによって上記ナイフバーの遠位方向の並進を生じる、項目 7 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 3 】

(項目 9)

上記ナイフアセンブリを最も近位の配向に付勢するばねをさらに備えている、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 4 】

(項目 1 0)

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の配向に押すばねをさらに備えている、項目 8 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 5 】

(項目 1 1)

上記ナイフロックアウトメカニズムを上記第 1 の位置に付勢するばねをさらに備えている、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 6 】

(項目 1 2)

上記筐体内に配置され、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合されたハンドスイッチをさらに備え、該ハンドスイッチは、ユーザが、双極エネルギーを上記顎部材に選択的に供給することを可能にし、組織封鎖をもたらす、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 7 】

(項目 1 3)

上記顎部材のうちの少なくとも 1 つは、該顎部材のうちの少なくとも 1 つに配置された一連のストップ部材を含み、上記組織封鎖の間、該顎部材間の距離を調節する、項目 1 に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 3 8 】

(項目 1 4)

内視鏡的双極鉗子であって、
筐体と、

該筐体に結合されたシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの遠位端に顎部材を有し、該シャフトを通して画定された長手方向の軸を有し、該顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって該顎部材は、該顎部材間に保持された組織を通してエネルギーを伝えることができ、組織封鎖をもたらす、シャフトと、

選択的に前進可能な駆動スリーブを含む駆動アセンブリであって、該選択的に前進可能な駆動スリーブは、該顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第 1 の位置から、該顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近した第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように構成された、駆動アセンブリと、

可動ハンドルであって、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、該第 1 の位置と該第 2 の位置との間で該顎部材を動かし、該ピボットは、該長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、一方、該駆動フランジは、概ね該長手方向の軸に沿って位置する、可動ハンドルと、

t 型の近位端を備えた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、選択的に可動であり、該ナイフバーを前進させ、それによって、ナイフを動かし

10

20

30

40

50

て、該顎部材間の組織を切断する、ナイフアセンブリと、

該駆動アセンブリに動作可能に接続されたナイフロックアウトメカニズムであって、該駆動アセンブリの該駆動スリーブの動きは、該ナイフバーの該 t 型の近位端の動きを防止するために該ナイフバーの該 t 型の近位端を阻止する関係にある第 1 の配向と該ナイフバーの該 t 型の近位端の選択的な、妨害されない動きを可能にし、該ナイフを往復させて、該顎部材間に配置された組織を切断する第 2 の位置との間で、該ナイフロックアウトメカニズムを旋回させる、ナイフロックアウトメカニズムと

を備えている、内視鏡的双極鉗子。

【0039】

さらに、本発明は、以下の項目を提供する。

10

【0040】

(項目 1 a)

内視鏡的双極鉗子であって、
筐体と、

該筐体に付加されたシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの遠位端に顎部材を有し、該シャフトを通して画定された長手方向の軸を有し、該顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって該顎部材は、該顎部材間に保持された組織を通してエネルギーを伝えることができ、組織封鎖をもたらす、シャフトと、

選択的に前進可能な駆動スリーブを含む駆動アセンブリであって、該選択的に前進可能な駆動スリーブは、該顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第 1 の位置から、該顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近した第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように構成された、駆動アセンブリと、

20

可動ハンドルであって、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、該第 1 の位置と該第 2 の位置との間で該顎部材を動かし、該ピボットは、該長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、一方、該駆動フランジは、概ね該長手方向の軸に沿って位置する、可動ハンドルと、

ナイフバーを有する選択的に前進可能なナイフアセンブリであって、該ナイフバーは、ナイフを動かして該顎部材間の組織を切断する、ナイフアセンブリと、

該駆動アセンブリに動作可能に接続されたナイフロックアウトメカニズムであって、該駆動アセンブリの動きは、該ナイフバーの動きを防止するために該ナイフバーを阻止する関係にある第 1 の配向から、該ナイフバーの選択的な、妨害されない動きを可能にして、該顎部材間に配置された組織を切断する第 2 の位置へ該ロックアウトメカニズムを動かす、ナイフロックアウトメカニズムと

30

を備えている、内視鏡的双極鉗子。

【0041】

(項目 2 a)

上記駆動アセンブリは、該駆動アセンブリの近位端の近くに配置された駆動ストップを含み、該駆動ストップは、上記ナイフロックアウトメカニズムと動作可能に係合し、それによって該駆動アセンブリの選択的な動きは、該駆動ストップが、上記第 1 の位置と上記第 2 の位置との間で該ナイフロックアウトメカニズムを動かすようにする、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

40

【0042】

(項目 3 a)

上記駆動ストップの動きは、上記ナイフロックアウトメカニズムが、上記第 1 の位置と上記第 2 の位置との間で回転するようにする、項目 2 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【0043】

(項目 4 a)

上記ナイフバーは、概ね t 型の近位端を含み、該概ね t 型の近位端は、上記筐体内に画定された対応するスロットと動作可能に係合するような大きさとされ、該スロットは、該ナイフバーの並進の間、該ナイフバーの動きを案内する、項目 1 a に記載の内視鏡的双極

50

鉗子。

【 0 0 4 4 】

(項目 5 a)

上記ナイフロックアウトメカニズムは、上記第 1 の位置に配置されたとき、上記ナイフバーの上記 t 型の近位端を阻止する、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 4 5 】

(項目 6 a)

上記ナイフバーは、上記シャフト内でスライド可能に配置されたナイフと動作可能に結合され、上記鉗子は、上記ナイフアセンブリと動作可能に結合されたフィンガアクチュエータをさらに備え、該フィンガアクチュエータの動きは、該ナイフバーを動かし、これによって、該ナイフを動かして、上記顎部材間に配置された組織を切断する、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

10

【 0 0 4 6 】

(項目 7 a)

上記ナイフアセンブリは、上記ナイフバーの遠位端にカフを含み、該カフは、該ナイフバーの動きに際して、上記駆動スリーブをカプセル化し、この上で動くような大きさとされる、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 4 7 】

(項目 8 a)

上記ナイフアセンブリに動作可能に接続されたフィンガアクチュエータをさらに備え、該フィンガアクチュエータは、2つの概ね u 型フランジを含み、該 2 つの概ね u 型フランジは、ピボット回りに回転し、上記カフに当接して、これを遠位方向に押し、これによって上記ナイフバーの遠位方向の並進を生じる、項目 7 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

20

【 0 0 4 8 】

(項目 9 a)

上記ナイフアセンブリを最も近位の配向に付勢するばねをさらに備えている、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 4 9 】

(項目 1 0 a)

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の配向に押すばねをさらに備えている、項目 8 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

30

【 0 0 5 0 】

(項目 1 1 a)

上記ナイフロックアウトメカニズムを上記第 1 の位置に付勢するばねをさらに備えている、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 5 1 】

(項目 1 2 a)

上記筐体内に配置され、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合されたハンドスイッチをさらに備え、該ハンドスイッチは、ユーザが、双極エネルギーを上記顎部材に選択的に供給することを可能にし、組織封鎖をもたらす、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

40

【 0 0 5 2 】

(項目 1 3 a)

上記顎部材のうちの少なくとも 1 つは、該顎部材のうちの少なくとも 1 つに配置された一連のストップ部材を含み、上記組織封鎖の間、該顎部材間の距離を調節する、項目 1 a に記載の内視鏡的双極鉗子。

【 0 0 5 3 】

(項目 1 4 a)

内視鏡的双極鉗子であって、
筐体と、

50

該筐体に付加されたシャフトであって、該シャフトは、該シャフトの遠位端に顎部材を有し、該シャフトを通して画定された長手方向の軸を有し、該顎部材は、電気外科エネルギーの供給源に接続するように適合され、それによって該顎部材は、該顎部材間に保持された組織を通してエネルギーを伝えることができ、組織封鎖をもたらす、シャフトと、

選択的に前進可能な駆動スリーブを含む駆動アセンブリであって、該選択的に前進可能な駆動スリーブは、該顎部材が互いに対して間隔が置かれた関係に配置された第１の位置から、該顎部材が組織を操作するために互いに対してより接近した第２の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように構成された、駆動アセンブリと、

可動ハンドルであって、該可動ハンドルは、ピボット回りに回転可能であり、駆動アセンブリの駆動フランジを押して、該第１の位置と該第２の位置との間で該顎部材を動かす、該ピボットは、該長手方向の軸より上の固定した距離に位置し、一方、該駆動フランジは、概ね該長手方向の軸に沿って位置する、可動ハンドルと、

t型の近位端を備えた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、選択的に可動であり、該ナイフバーを前進させ、それによって、ナイフを動かして、該顎部材間の組織を切断する、ナイフアセンブリと、

該駆動アセンブリに動作可能に接続されたナイフロックアウトメカニズムであって、該駆動アセンブリの該駆動スリーブの動きは、該ナイフバーの該t型の近位端の動きを防止するために該ナイフバーの該t型の近位端を阻止する関係にある第１の配向と該ナイフバーの該t型の近位端の選択的な、妨害されない動きを可能にし、該ナイフを往復させて、該顎部材間に配置された組織を切断する第２の位置との間で、該ナイフロックアウトメカニズムを旋回させる、ナイフロックアウトメカニズムと

を備えている、内視鏡的双極鉗子。

【００５４】

（摘要）

内視鏡的双極鉗子は筐体を含み、該筐体は、それに取り付けられたシャフトを有し、該シャフトは、その遠位端に顎部材を含む。鉗子は、顎部材を互いに対して動かして、組織を操作する駆動アセンブリと、顎部材間に配置された組織を切断するためのナイフアセンブリとを含む。鉗子は、駆動アセンブリに動作可能に接続されたナイフロックアウトメカニズムも含む。駆動アセンブリの動きは、ナイフバーの動きを防止するためにナイフバーを阻止する関係にある第１の配向から、ナイフアセンブリの選択的な、妨害されない動きを可能にし、該顎部材間に配置された組織を切断する第２の位置へナイフロックアウトメカニズムを動かす。

【図面の簡単な説明】

【００５５】

主題の器具の様々な実施形態が、図面を参考にして本明細書に記述される。

【図１Ａ】図１Ａは、本開示による、開いた構成で示され、筐体、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含む双極鉗子の斜視図である。

【図１Ｂ】図１Ｂは、閉じた構成で示される図１Ａの双極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、開いた構成で示される図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの拡大された正面斜視図である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、閉じた構成で示される図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの拡大された正面斜視図である。

【図３Ｃ】図３Ｃは、開いた構成で示される図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの拡大された側面図である。

【図３Ｄ】図３Ｄは、開いた構成で示される図１Ａのエンドエフェクタアセンブリの拡大された正面図である。

【図３Ｅ】図３Ｅは、上部顎部材の大きく拡大された分解斜視図である。

【図３Ｆ】図３Ｆは、底部顎部材の大きく拡大された分解斜視図である。

【図 4】図 4 は、図 1 A の内視鏡的鉗子の斜視図であり、鉗子の内部作動コンポーネントが露出している。

【図 5 A】図 5 A は、図 1 A の内視鏡的鉗子の側面図であり、鉗子の内部作動コンポーネントが露出している。

【図 5 B】図 5 B は、図 1 B の内視鏡的鉗子の側面図であり、鉗子の内部作動コンポーネントが露出している。

【図 5 C】図 5 C は、開いた構成でのハンドルアセンブリの大きく拡大された斜視図である。

【図 5 D】図 5 D は、閉じた構成でのハンドルアセンブリの大きく拡大された斜視図である。

【図 6 A】図 6 A は、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部斜視図であり、鉗子の内部作動コンポーネントが露出し、トリガは、非作動位置で示されている。

【図 6 B】図 6 B は、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部斜視図であり、鉗子の内部作動コンポーネントが露出し、トリガは、作動位置で示されている。

【図 6 C】図 6 C は、トリガアセンブリに対する電氣的構成の概略的な表示である。

【図 7】図 7 は、図 1 B の内視鏡的鉗子の内部側面図であり、トリガは、作動位置で示されている。

【図 8 A】図 8 A は、トリガが作動位置にあることを示す側面断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、顎部材が間隔が置かれて離された配向にあることを示す拡大された側面断面図である。

【図 8 C】図 8 C は、顎部材が閉じた配向にあることを示す拡大された側面断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、トリガとハンドルの両方が非作動であることを示す筐体の側面断面図である。

【図 9 B】図 9 B は、トリガとハンドルの両方が作動していることを示す筐体の側面断面図である。

【図 10 A】図 10 A は、エンドエフェクタが閉じた位置にあり、ナイフが非作動位置にあることを示す拡大された側面断面図である。

【図 10 B】図 10 B は、エンドエフェクタが閉じた位置にあり、ナイフが作動位置にあることを示す拡大された側面断面図である。

【図 10 C】図 10 C は、ナイフが非作動位置にあることを示すエンドエフェクタアセンブリの底部顎部材の拡大された正面斜視図である。

【図 10 D】図 10 D は、ナイフが作動位置にあることを示す底部顎部材の拡大された正面斜視図である。

【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、筐体の拡大され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され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された分解斜視図である。

【図 15 A】図 15 A は、係合位置にあるナイフアセンブリロックアウトメカニズムを有する本開示の鉗子の一実施形態の内部図である。

【図 15 B】図 15 B は、ナイフアセンブリロックアウトメカニズムが係合解除された位置にあることを示す図 15 A の鉗子の内部図である。

【図 16 A】図 16 A は、係合位置にある代替のナイフアセンブリロックアウトメカニズムを有する本開示の鉗子の別の実施形態の内部図である。

【図 16 B】図 16 B は、代替のナイフアセンブリロックアウトメカニズムが係合解除された位置にあることを示す図 15 A の鉗子の内部図である。

【発明を実施するための形態】

【0056】

10

20

30

40

50

(詳細な説明)

ここで図 1 A ~ 図 2 を参照すると、双極鉗子 1 0 の一実施形態が、様々な外科処置に対する使用のために示され、概して筐体 2 0 と、ハンドルアセンブリ 3 0 と、回転アセンブリ 8 0 と、トリガアセンブリ 7 0 と、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 とを含み、これらは大きな管状の血管および大きな脈管組織を把持、封鎖、分割するために相互に協働する。図面の多くは、内視鏡的外科処置と関連する使用のための双極鉗子 1 0 を示すが、本開示は、より従来型のオープン外科処置に対して使用され得る。本明細書の目的のために、鉗子 1 0 は、内視鏡的器具の観点から記述される。しかしながら、鉗子のオープンバージョンも、下に記述されるように、同じかまたは同様の動作コンポーネントおよび特徴を含み得ることが考えられる。

10

【 0 0 5 7 】

鉗子 1 0 はシャフト 1 2 を含み、シャフト 1 2 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 と機械的に係合するような大きさとされた遠位端 1 6、および筐体 2 0 と機械的に係合する近位端 1 4 を有する。シャフト 1 2 が、いかにエンドエフェクタと接続するかの詳細は、図 1 3 および図 1 4 との関連で下により詳細に記述される。シャフト 1 2 の近位端 1 4 は、筐体 2 0 内に受け入れられ、この接続も図 1 1 および図 1 2 との関連で下に詳細に記述される。図面および図面に従う記述において、用語「近位の」は、従来のように、ユーザにより近い鉗子 1 0 の端を指し、一方、用語「遠位の」は、ユーザからより遠い端を指す。

20

【 0 0 5 8 】

図 1 A および図 2 に最も良く見られるように、鉗子 1 0 は電気外科ケーブル 3 1 0 も含み、電気外科ケーブル 3 1 0 は、鉗子 1 0 を例えば発電機 5 0 0 (概略的に示される) のような電気外科エネルギーの供給源に接続する。例えば、コロラド州ボールダーに位置する Tyco Healthcare LP の一部門である Valley lab によって販売されているような発電機が、電気外科エネルギーの供給源として使用されることが考えられ、例として、様々な、もしくは向上した機能を実行し得る LigaSureTM Generator、FORCE EZTM Electrosurgical Generator、FORCE FXTM Electrosurgical Generator、FORCE 1CTM、FORCE 2TM Generator、SurgiStatTM II、その他想定された発電機がある。1つのかかるシステムが、「ELECTROSURGICAL GENERATOR WITH ADAPTIVE POWER CONTROL」と題する共有に係る米国特許第 6, 033, 399 号において記述され、該米国特許第 6, 033, 399 号の全内容が本明細書に参考として援用されている。他のシステムが、「BIPOLEAR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT FOR SEALING VESSELS」と題する共有に係る米国特許第 6, 187, 003 号において記述され、該米国特許第 6, 187, 003 号の全内容が、本明細書に参考として援用されている。

30

【 0 0 5 9 】

一実施形態において、発電機 5 0 0 は、絶縁された出力、付属機器の独立した作動を含む様々な安全特徴および性能特徴を含む。電気外科発電機は、Valley lab の Instant ResponseTM 技術特徴を含み、該技術特徴は、1秒につき 200 回組織の変化を検知して、電圧および電流を調節し、適切な電力を維持する進歩したフィードバックシステムを提供することが想定されている。Instant ResponseTM 技術は、以下の利益のうちの 1 つ以上を外科処置に提供すると考えられる。

40

【 0 0 6 0 】

- ・すべての組織タイプにわたる一定の臨床的効果
- ・熱の広がり、および付随的な組織損傷の危険性の低減
- ・「発電機の出力を上げる」必要性を少なくすること
- ・低侵襲性環境のための設計

ケーブル 3 1 0 は内部で、ケーブルリード 3 1 0 a、3 1 0 b および 3 2 5 b に分割さ

50

れ、これらは、鉗子 10 を通ってエンドエフェクタアセンブリ 100 に至るそれぞれのフィード経路を介して電位を伝送するように設計される。より詳細には、ケーブルフィード 325b は、鉗子筐体 20 を通り、かつ回転アセンブリを通り、顎部材 120 までを接続する。リード 310a は、スイッチ 60 の 1 つの側面に接続し、リード 310c は、スイッチ 60 の相対する側面に接続し、その結果スイッチの作動に際して、エネルギーがリード 310a から 310c に伝送される。リード 310c は、リード 310b と接続され、リード 310b は、回転アセンブリを通して顎部材 110 までを接続する（図 6C を参照）。電氣的接続に関する詳細は、スイッチ 60 の論議と共に、より詳細に下に説明される。

【0061】

ハンドルアセンブリ 30 は、固定ハンドル 50 と可動ハンドル 40 とを含む。鉗子 10 の動作との関連で下により詳細に説明されるように、固定ハンドル 50 は筐体 20 と一体構造であり、ハンドル 40 は固定ハンドル 50 に対して可動である。固定ハンドル 50 は、シャフト 12 を通って画定された長手方向の軸「A - A」に対してほぼ 30 度に配向される。固定ハンドル 50 は、例えばスカラップ (scallop)、隆起、エラストマー材料、その他のような人間工学的に向上する 1 つ以上の要素を含み、取り扱いを容易にし得る。

【0062】

回転アセンブリ 80 は、筐体 20 と動作可能に関連し、長手方向の軸「A - A」回りにほぼ 180 度回転可能である（図 1A を参照）。回転アセンブリ 80 の詳細は、図 11 との関連でより詳細に記述される。

【0063】

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 16 において取り付けられ、一对の相対する顎部材 110 および 120 を含む。ハンドルアセンブリ 30 の可動ハンドル 40 は、駆動アセンブリ 130 に究極的に接続され、駆動アセンブリ 130 は、顎部材 110 および 120 が互いに間隔を置いて配置された開いた位置から、顎部材 110 および 120 が組織をその間に把持するように協働する締め付けたまたは閉じた位置へ、顎部材 110 および 120 の動きを与えるように共に機械的に協働する。

【0064】

特定の目的次第で、または特定の結果を達成するために、鉗子 10 が完全に、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ている。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 16 と選択的に、かつ解放可能に係合可能であり得、かつ / またはシャフト 12 の近位端 14 は、筐体 20 およびハンドルアセンブリ 30 と選択的に、かつ解放可能に係合可能であり得る。これら 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「置き換え可能」であると考えられる。すなわち、新しい、もしく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 に取って代わる。理解され得るように、器具を置き換え可能な鉗子に対して修正するため、本開示の電氣的接続は変更されなければならない。

【0065】

ここで、図 1A ~ 図 14 に関して記述されるような本開示のより詳細な特徴を参照すると、可動ハンドル 40 はフィングループ 43 を含み、フィングループ 43 は、それを貫通して画定されたアパーチャ 41 を有し、アパーチャ 41 は、ユーザが、固定ハンドル 50 に対してハンドル 40 を把持して動かすことを可能にする。フィングループ 43 は通常人間工学的に改良され、1 つ以上の把持要素（図示されず）を含み得、該把持要素は、アパーチャ 41 の内側周辺に沿って配置され、例えばいわゆる「ソフトタッチ」材料のように、作動中に可動ハンドル 40 の把持を容易にするように設計される。把持要素は、把持を向上させるために、1 つ以上の隆起、スカラップおよび / またはリブを含み得る。

【0066】

図 5A および図 5B に最も良く見られるように、可動ハンドル 40 は、固定ハンドル 5

10

20

30

40

50

0 に対する第 1 の位置から、固定ハンドル 5 0 により近い第 2 の位置へ、ピボットピン 4 5 a 回りに選択的に可動であり、該第 2 の位置は、下に説明されるように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の互いに対する動きを与える。可動ハンドルは U 字形かぎ 4 6 を含み、U 字形かぎ 4 6 は、一对の上部フランジ 4 6 a および 4 6 b を形成し、各々は、その上端にアパーチャを有し、該アパーチャを通してピボットピン 4 5 (図 1 2 を参照) を受け入れ、ハンドル 4 0 の上端を筐体 2 0 に取り付ける。引続き、ピボットピン 4 5 は、筐体半分 2 0 a および 2 0 b に取り付けられる。ピボットピン 4 5 は、筐体半分 2 0 b のソケット 4 5 a 内に取り付けられるような大きさとされる。

【 0 0 6 7 】

各上部フランジ 4 6 a および 4 6 b はそれぞれ、力を及ぼすフランジまたは駆動フランジ 4 7 a および 4 7 b (図 7 を参照) も含み、力を及ぼすフランジまたは駆動フランジ 4 7 a および 4 7 b は、長手方向の軸「 A 」に沿って整列させられ、駆動アセンブリ 1 3 0 と当接し、それによって、ハンドル 4 0 の旋回運動が、作動フランジ 4 7 a および 4 7 b を駆動アセンブリ 1 3 0 に押し当て、これによって、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じる (図 5 A および図 5 B を参照) 。本明細書の目的のため、駆動アセンブリ 1 3 0 に対して同時に作用する 4 7 a および 4 7 b は、「駆動フランジ 4 7 」と称される。ハンドルアセンブリ 3 0 および駆動アセンブリ 1 3 0 の相互協働コンポーネントのより詳細な説明が下に論じられる。

【 0 0 6 8 】

図 5 C に最も良く示されるように、可動ハンドル 4 0 の下端はフランジ 4 2 を含み、フランジ 4 2 は通常、可動ハンドル 4 0 と一体構造であるか、またはこれと動作可能に接続される。フランジ 4 2 は通常 T 型であり、ピン状の要素 4 4 を含み、ピン状の要素 4 4 はフランジ 4 2 の遠位端から側方に、または横方向に突出し、固定ハンドル 5 0 内に配置された対応する軌道 5 5 と係合するように構成される。より詳細には、ピン 4 4 は、軌道 5 5 内に配置された予め画定されたチャンネル 5 3 内を動き、可動ハンドル 4 0 の往復運動に際して、可動ハンドル 4 0 を固定ハンドル 5 0 に対してロックするように構成される。t 型ピン 4 4 に関するさらなる特徴が、鉗子 1 0 の動作的特長の詳細な論議の中で、下に説明される。

【 0 0 6 9 】

シャフト 1 2 の長手方向の軸「 A 」に対するピボットピン 4 5 (すなわち、ピボットポイント) の独特な位置および長手方向の軸「 A 」に沿った駆動フランジ 4 7 の配置により、可動ハンドル 4 0 は、従来のハンドルアセンブリに対して顕著な機械的利点を提供するように設計される。換言すれば、駆動フランジ 4 7 より上にピボットピン 4 5 を位置決めすることによって、ユーザは、レバー状の機械的利点を取得して、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動させ、正しく効果的な組織封鎖をもたらすために必要な力を依然として生成しながら、より小さな力で顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じることが可能となることが想定されている。

【 0 0 7 0 】

図 3 A ~ 図 3 F、図 1 3 および図 1 4 に最もよく示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、相対する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を含み、相対する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、封鎖の目的で組織を効果的に把持するために協働する。エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、両側可動のアセンブリとして設計される。すなわち、両顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を貫通して配置されたピボットピン 9 5 回りに互いに対して旋回する。顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、組織の操作を容易にして、器官および大きな組織構造にアクセスするためのより良い「見通しの良さ」を提供するために湾曲している。

【 0 0 7 1 】

往復駆動スリーブ 1 3 4 は、シャフト 1 2 内にスライド可能に配置され、下により詳細に説明されるように、駆動アセンブリ 1 3 0 によって遠隔的から操作可能である。駆動スリーブ 1 3 4 は、半分体 1 3 4 a および 1 3 4 b から構成された二又遠位端を含み、半分

10

20

30

40

50

体 1 3 4 a および 1 3 4 b は、その間に顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を受け入れるための空洞 1 3 4 ' を画定する。図 1 3 および図 1 4 により詳細かつ最もよく示されているように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、近位フランジ 1 1 3 および 1 2 3 を含み、近位フランジ 1 1 3 および 1 2 3 の各々は、そこを貫通して画定された細長く角度のついたスロット 1 1 7 および 1 2 7 をそれぞれ含む。駆動ピン 1 3 9 (図 1 3 を参照) は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 をスリーブ 1 3 4 の端、かつフランジ 1 3 4 a と 1 3 4 b との間に配置された空洞 1 3 4 ' 内に取り付ける。カムピンまたは駆動ピン 1 3 9 は、フランジ 1 3 4 a および 1 3 4 b にそれぞれ画定されたアパーチャ 1 3 9 a および 1 3 9 b を通して取り付けられ、シャフト 1 2 の遠位端 1 6 a および 1 6 b に配置されたスロット 1 6 a ' および 1 6 b ' 内で往復可能である (図 1 4 を参照) 。スロット 1 6 a ' および 1 6 b ' は、アパーチャ 9 5 ' および 9 5 ' ' の中に延びて、ピン 1 3 9 の組み立てを容易にし得ることが想定されている。ピン 1 3 9 は、2 つの機械的にインターフェースする要素から構成され得、該 2 つの機械的にインターフェースする要素は、互いを摩擦によって受け入れるような大きさとされ、一旦組み立てられるとピン 1 3 9 を所定の位置に保持する。あるいは、またはさらに、ピン 1 3 9 は、レーザ溶接または熱に基づく溶接、プレスばめ機械的相互作用 (または他の機械的に互いにロックし合う幾何学的形状) 、接着剤、化学的接着、その他を含む幾つかの公知の製造技術のうちの 1 つによって所定の位置に保持され得る。シャフト 1 2 の外側に配置されたコンポーネントも、一旦組み立てられるとピン 1 3 9 を所定の位置に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、ゴムまたは他の絶縁ブーツまたはシリコンが、この目的のために使用され得る。ピンが一旦組み立てられた後、緩むことを防止するために、直径が変化するピン 1 3 9 が利用され得ることも想定されている。この目的のためにキャップまたはステム (s t e m) (図示されず) 構成も使用され得ることも想定され得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 2 】

究極的に駆動アセンブリ 1 3 0 と接続する駆動スリーブ 1 3 4 は、ナイフ駆動ロッド 1 9 3 、ナイフ 1 9 0 ならびにナイフ案内 1 7 0 の半分体 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 をスライド可能に受け入れるような大きさとされる。そして、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 の作動に際して、駆動スリーブ 1 3 4 が往復し、これによって駆動ピン 1 3 9 がスロット 1 1 7 および 1 2 7 内で動き、必要に応じて顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を開閉する。顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、フランジ 1 1 3 および 1 2 3 内に配置されたそれぞれのピボットホール 1 1 3 a および 1 2 3 a を通して配置されたピボットピン 9 5 回りに旋回する。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 を近位方向に引き、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 をその間に把持される組織の周りで閉じ、スリーブ 1 3 4 を遠位方向に押すことは、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を把持する目的で開く。

【 0 0 7 3 】

顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の詳細に戻ると、図 3 A ~ 図 3 F に最も良く示されるように、顎部材 1 1 0 は、支持ベース 1 1 9 を含み、支持ベース 1 1 9 は、フランジ 1 1 3 から遠位方向に延び、その上にある絶縁プレート 1 1 9 ' を支持するような大きさとされる。絶縁プレート 1 1 9 ' は、その上にある導電性の組織係合表面または封鎖プレート 1 1 2 を支持するように構成される。封鎖プレート 1 1 2 は、スナップ嵌め、オーバーモールドイング、スタンピング、超音波溶接、その他当技術分野において公知の任意の方法で、絶縁プレート 1 1 9 ' および支持ベース 1 1 9 の上に付着され得ることが考えられる。支持ベース 1 1 9 は、絶縁プレート 1 1 9 ' および導電性の組織係合表面 1 1 2 と共に、外側の絶縁筐体 1 1 6 によってカプセル化される。外側の筐体 1 1 6 は空洞 1 1 6 a を含み、空洞 1 1 6 a は、導電性の封鎖表面 1 1 2 ならびに支持ベース 1 1 9 および絶縁プレート 1 1 9 ' と固定係合するような大きさとされる。これは、スタンピングによって、オーバーモールドイングによって、スタンピングされた導電性の封鎖プレートをオーバーモールドイングすることによって、かつ / もしくは金属射出成形封鎖プレートをオーバーモールド

ディングすることによって、または当技術分野で公知の他のより普通の方法（すなわち、絶縁材料を介して構造的支持に結ばれた伝導性の表面）によって達成され得る。これらの製造技術のすべては、絶縁筐体または基板 116 によって実質的に取り囲まれた導電性の表面 112 を有する顎部材 110 を生み出す。

【0074】

例えば、図 3 E に示されるように、導電性の封鎖プレート 112 は、封鎖プレート 112 の周辺を取り囲む周辺フランジ 112 a を含む。フランジ 112 a は、外側絶縁体 116 の内側リップ 116 b に嵌って係合するように設計される。ここでもやはり、これは、例えばオーバーモルディングのような任意の前記公知の処理によって達成され得る。スイッチ 60（図 6 C を参照）から延びるリード 310 b は、外側絶縁体 116 内で終端し、クリンプ状の接続 326 a によって封鎖プレート 112 と電気機械的に結合するように設計されることが想定されている。絶縁体 119'、導電性の封鎖表面 112 および外側の、不導電性顎筐体 116 は好ましくは、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ような、組織封鎖に関連する公知の好ましくない多くの効果を制限、かつ/または低減するような大きさとされる。

【0075】

導電性の封鎖表面 112 は、外側周辺のエッジも含み得、該外側周辺のエッジは予め画定された半径を有し、外側筐体 116 は、封鎖表面 112 の隣接エッジに沿って、概ね接線位置で導電性の封鎖表面 112 と出会うことが想定されている。インターフェースにおいて、導電性の表面 112 は、外側筐体 116 に対して高く上げられる。これらの実施形態および他に想定された実施形態が、Johnsonらによる「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」と題する同時係属中の、同一人に譲渡された出願第 PCT/US01/11412、および Johnsonらによる「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」と題する同時係属中の、同一人に譲渡された出願第 PCT/US01/11411 において論議され、これら双方の全容が本明細書に参考として援用される。

【0076】

導電性の表面または封鎖プレート 112 および外側筐体 116 は、組み立てられると、ナイフブレード 190（図 13 を参照）の往復のためにそこに画定された長手方向に配向されたスロット 115 a を形成する。ナイフスロット 115 a は、顎部材 120 に画定された対応するナイフスロット 115 b と協働して、好ましい切断平面に沿ったナイフブレード 190 の長手方向の延長を容易にし、ナイフブレード 190 は、形成された組織封鎖に沿って組織を効果的、かつ正確に分離することが想定されている。ナイフスロット 115 a および 115 b は共に、ナイフ 190 の往復のためにナイフチャンネル 115 を形成する。図 3 A ~ 図 3 F に最も良く示されるように、ナイフチャンネル 115 は、顎部材 110 および 120 それぞれの中心を走り、それによって、ナイフアセンブリ 70 からのブレード 190 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。下により詳細に記述されるように、ハンドル 30 a は、受動ロックアウトフランジ 49' を含み、受動ロックアウトフランジ 49' は、ハンドル 40 が開いているときナイフアセンブリ 70 の作動を防止し、このようにして、ブレード 190 が偶発的にまたは時期尚早に作動して組織を通ることを防止する。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たとき、トリガ 70 を押して、ナイフ 190 を引き込めさせるような大きさとされる。

【0077】

上に説明されたように、また図 3 F、図 8 B、図 8 C、図 10 C および図 10 D に示されるように、ナイフチャンネル 115 は、顎部材 110 および 120 が閉じたとき形成される。換言すれば、ナイフチャンネル 115 は、2つのナイフチャンネル半分体、すなわち顎部材 110 の封鎖プレート 112 に配置されたナイフスロット 115 a、および顎部

10

20

30

40

50

材 1 2 0 の封鎖プレート 1 2 2 に配置されたナイフスロット 1 1 5 b を含む。ナイフチャンネル 1 1 5 はある程度の曲率を含み、ナイフ 1 9 0 を湾曲した態様で組織を通るように動かすような大きさとされることが想定されている。あるいは、ナイフチャンネル 1 1 5 は、曲率の程度がない真っ直ぐのスロットとして構成され得、これによって、ナイフ 1 9 0 を実質的に真っ直ぐの態様で組織を通るように動かす。絶縁プレート 1 1 9 ' は、ナイフチャンネル 1 1 5 の一部分も形成して、スロット 1 1 5 a ' を含み、スロット 1 1 5 a ' は、絶縁プレート 1 1 9 ' に画定され、絶縁プレート 1 1 9 ' に沿って延び、ナイフスロット 1 1 5 a と縦にそろって整列し、ナイフ 1 9 0 の遠位端 1 9 2 がそこを通過して並進することを容易にする。

【 0 0 7 8 】

上述のように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 はナイフ案内 1 7 0 も含み、ナイフ案内 1 7 0 は、ナイフ 1 9 0 が、ナイフチャンネル 1 1 5 と整列して、この中を並進することを容易にするような大きさとされる。より詳細には、ナイフ案内 1 7 0 は、半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b を含み、半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b は、機械的にインターフェースして、組立に際してナイフをカプセル化する（図 1 3 を参照）。ナイフ案内 1 7 0 は、一旦組み立てられると、ナイフ駆動ロッド 1 9 3（図 1 3）の往復に際して、ナイフチャンネル 1 1 5 を通って滑らかに並進するように、ナイフ 1 9 0 を整列させることが想定されている。駆動ロッド 1 9 3 の動作は、鉗子 1 0 の動作的特長を参照して下に記述される。ナイフ案内 1 7 0 の各半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b は、その上に様々なインターフェースと、そこに画定されたアパーチャを含み、それらは、例えばピボット 9 5、駆動ピン 1 3 9 およびナイフ 1 9 0 のようなエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 の様々な動作特徴の妨害されない動きを可能にする。より詳細には、半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b は、それらを貫通するアパーチャ 1 7 3 a および 1 7 3 b をそれぞれ含み、アパーチャ 1 7 3 a および 1 7 3 b は、組立の間にピボット 9 5 の通過を可能にする。半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b は、そこに画定された横に並んだスロット 1 7 2 a および 1 7 2 b を含み、側方に整列するスロット 1 7 2 a および 1 7 2 b は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の開閉に際して、駆動ピン 1 3 9 の往復を可能にする。1 つ以上の案内 3 2 7（図 1 4）も含まれ得、例えばリード 3 2 5 a のようなリードを、ナイフ案内 1 7 0 に沿って、例えばプレート 1 2 2 のような導電性のプレートへと案内する。ナイフ案内半分体 1 7 0 a および 1 7 0 b は、ポスト 1 7 1 a および 1 7 1 b も含み、ポスト 1 7 1 a および 1 7 1 b は組立に際して、近位方向に延びてスロット 1 6 ' の中に入り、ナイフ 1 9 0 と係合する。

【 0 0 7 9 】

ナイフチャンネル 1 1 5 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 それぞれの中心を走り、その結果、ナイフ 1 9 0 の遠位端 1 9 2 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じた位置にあるとき顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に把持された組織を切断し得る。さらに詳細に、また鉗子 1 0 の動作に関してより詳細に下に記述されるように、ナイフ 1 9 0 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じているときにのみ、組織を通過して前進させられ得、したがって、ナイフ 1 9 0 が偶発的にまたは時期尚早に組織を通過して作動することを防止し得る。顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開いた構成にある間は、下に詳述される受動ロックアウトフランジ 4 9 ' が、ナイフ 1 9 0 の意図されない並進を防止する。ナイフ 1 9 0 は、他のコンポーネントがそこを通過することが可能となるような大きさとされ、これによって、ナイフの全体的な可撓性を向上させる利益をさらに作成し、ナイフチャンネル 1 1 5 を通ることを容易にすることも想定されている。

【 0 0 8 0 】

あるいは、一顎部材または両顎部材は、安全ロックアウトも含み得、ナイフ 1 9 0 が、顎部材が開いた構成にある間に前進することを防止し得る。様々な安全ロックアウト構成が、「OPEN VESSEL SEALING INSTRUMENT WITH CUTTING MECHANISM AND DISTAL LOCKOUT」と題する共有に係る、同時係属中の米国出願第 1 0 / 9 6 2 , 1 1 6 号、および「IN-LINE VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題する共有に係る、同時係

10

20

30

40

50

属中の米国仮出願第 60 / 722 , 177 号に開示され、これらの全容が双方とも本明細書に参考として援用される。

【 0081 】

顎部材 120 は、例えば支持プレート 129 をカプセル化する顎筐体 126、絶縁体プレート 129' および導電性の封鎖表面 122 のような、顎部材 110 と同様な要素を含む。同様に、導電性の表面 122 および絶縁体プレート 129' は、組み立てられたとき、ナイフブレード 190 の往復のためにそこに画定された長手方向に配向されたナイフスロット 115b および 115b' を含む。上述されたように、顎部材 110 および 120 が組織の周りで閉じられたとき、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、遠位方向の態様でのナイフ 190 の長手方向の延長が、組織封鎖に沿って組織を切断することを可能にする。特定の目的に依存して、ナイフチャンネル 115 は、2 つの顎部材のうちの 1 つ、例えば顎部材 120 に完全に配置され得ることも想定されている。顎部材 120 は、顎部材 110 に関して上述された方法と同様の方法で組み立てられ得ることも想定されている。より詳細には、封鎖プレート 122 は、外側周辺のリム 122a を含むような大きさとされ得、外側周辺のリム 122a は、筐体 126 の内側リップ 126b と機械的にインターフェースして、プレート 129 および 129' が筐体 126 にカプセル化された状態で、封鎖プレート 122 を筐体 126 に固定するような大きさとされる。

10

【 0082 】

図 3F に最も良く見られるように、顎部材 120 は、導電性の封鎖表面 122 の内側向きの表面に配置された一連のストップ部材 90 を含み、組織の把持および操作を容易にし、かつ組織の封鎖および切断の間、相対する顎部材 110 と 120 との間に隙間「G」（図 10B）を画定する。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、一連のストップ部材 90 が、顎部材 110 および 120 のうちの 1 つまたは両方に使用され得ることが想定されている。これらのおよび他に想定されたストップ部材 90 に関する詳細な論議、およびストップ部材 90 を導電性の封鎖表面 112、122 に取り付け、かつ/または付着させる様々な製造および組立プロセスが、Dycusらによる「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」と題する、同一人に譲渡された、同時係属中の米国出願番号 PCT / US 01 / 11413 に論議され、該米国出願番号 PCT / US 01 / 11413 は、本明細書に参考として援用されている。

20

30

【 0083 】

顎部材 120 は、スイッチ 60（図 6B を参照）から延びる第 2 の電氣的リード 325b に接続され、第 2 の電氣的リード 325b は、顎筐体 126 内で終端し、クリンプ状の接続 326b によって封鎖プレート 122 に電気機械的に結合するように設計される。下により詳細に説明されるように、リード 310b および 325b は、ユーザが、手術中に必要に応じて、双極電気外科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。

【 0084 】

顎部材 110 および 120 は互いから電氣的に絶縁され、その結果、電気外科エネルギーは、組織を通して効果的に移送され得、組織封鎖を形成し得る。例えば、図 3A ~ 図 3F に最も良く示されるように、各顎部材 110 および 120 は、独特に設計された電気外科ケーブル経路を含み、該独特に設計された電気外科ケーブル経路は、電気外科エネルギーをケーブルリード 310b および 325b を通して導電性の封鎖表面 112 および 122 それぞれに伝送する。ケーブルリード 310b および 325b は、ゆるくではあるが確実にケーブル経路に沿って保持され、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、これは、導電性の封鎖表面 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 の残りの動作コンポーネントから絶縁する。2 つの電位は、ケーブルリード 310b および 325b を取り囲む絶縁性の外装によって互いから絶縁される。

40

50

【 0 0 8 5 】

顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、回転シャフト 1 2 の端とピボットピン 9 5 によって係合させられ、その結果、回転アセンブリ 8 0 の回転は、シャフト 1 2 を回転させ（スリーブ 1 3 4 およびナイフ 1 9 0 と共に）、これによってエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を回転させる（図 1 A を参照）。より詳細には、回転シャフト 1 2 の遠位端は二又に分かれて、端 1 6 a および 1 6 b を含み、端 1 6 a および 1 6 b は、チャンネル 1 6 ' をそこに画定して、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を受け入れる。ピボットピン 9 5 は、ステム 9 5 a およびキャップ 9 5 b の配列を含み、ステム 9 5 a およびキャップ 9 5 b の配列は、端 1 6 b および 1 6 a それぞれに配置されたアパーチャ 9 5 ' および 9 5 ' ' を通って係合するような大きさとされる。組み立てに際して、かつ図 1 3 および図 1 4 に最も良く示されるように、ピボットピン 9 5 のステム 9 5 a は、順序として、シャフト 1 2 の端 1 6 a 、顎部材 1 2 0 のアパーチャ 1 2 3 a 、半分体 1 7 0 a またはナイフガイド 1 7 0 のアパーチャ 1 7 3 a 、ナイフガイド 1 7 0 の半分体 1 7 0 b のアパーチャ 1 7 3 b 、顎部材 1 1 0 のアパーチャ 1 1 3 a 、およびシャフト 1 2 の端 1 6 b を通ってキャップ 9 5 b と係合する。スロット 1 6 a ' および 1 6 b ' は、遠位端 1 6 a および 1 6 b 内に画定され、そこを駆動ピン 1 3 9 が往復することを可能にするような大きさとされる。ステム 9 5 a は、そこに画定された挿通孔 9 6 を含み、挿通孔 9 6 は、ナイフ 1 9 0 がそこを通過して、組織を切断することを可能にし、一方、負荷の間、顎部材のための大きな回転表面積を可能にする。

10

【 0 0 8 6 】

20

ここで筐体の協働コンポーネントを参照すると、図 5 A、図 5 B、図 6 A、図 6 B、図 1 1 および図 1 2 は、筐体 2 0 およびそのコンポーネント特徴、すなわち駆動アセンブリ 1 3 0、回転アセンブリ 8 0、ナイフ作動アセンブリ 1 6 0、トリガアセンブリ 7 0、およびハンドル 4 0 および 5 0 の詳細を示す。さらに詳細には、図 5 A および図 5 B は、上に特定されたアセンブリ、および筐体 2 0 において組み立てられた形でのコンポーネントを示し、図 1 1 および図 1 2 は、上に特定されたアセンブリおよびコンポーネントの各々の分解図を示す。

【 0 0 8 7 】

上述のように、かつ図 1 1 および図 1 2 に最も良く示されるように、シャフト 1 2 の近位端は、筐体 2 0 と機械的に係合させられる。筐体 2 0 は、2 つの筐体半分体 2 0 a および 2 0 b から形成され、2 つの筐体半分体 2 0 a および 2 0 b は各々、複数のインターフェースを含み、該複数のインターフェースは、互いに機械的に整列、係合して、筐体 2 0 を形成し、鉗子 1 0 の内部動作コンポーネントを取り囲むような大きさとされる。理解され得るように、上述のように筐体 2 0 と一体構造で関連する固定ハンドル 5 0 は、半分体 5 0 a および 5 0 b を含み、半分体 5 0 a および 5 0 b は、筐体半分体 2 0 a および 2 0 b の組み立てられると、ハンドル 5 0 の形状をとる。

30

【 0 0 8 8 】

複数のさらなるインターフェース（図示されず）が、超音波溶接の目的のための筐体半分体 2 0 a および 2 0 b の周辺の周りの様々な点、例えばエネルギー方向 / 偏向点に配置され得ることが想定されている。超音波溶接は、他のより従来型の方法よりも良い寸法安定性、強度信頼性および接合信頼性を提供することが考えられる。例えば、筐体半分体は、従来の三角形（または同様な）エネルギーディレクタ（director）を使用して、継ぎ手の過圧縮を防止するための補助ハードストップ（hard stop）表面（主継手表面から取り外された）と結合された接着継手を形成する主溶接継手の組み合わせを利用して、超音波によって溶接され得る。第三のセットの整列ピンが、筐体半分体 2 0 a および 2 0 b 全体にわたって利用され得、第三のセットの整列ピンは、組み立ての間に半分体 2 0 a および 2 0 b を正確に整列させることと、製造、取り扱いおよび輸送の間に強度および安定性を提供することの両方に対して構成される。

40

【 0 0 8 9 】

筐体半分体 2 0 a および 2 0 b（ならびに下記の他のコンポーネント）は、当技術分野

50

で公知の任意の態様で組み立てられ得ることも考えられる。例えば、整列ピン、スナップ状インターフェース、さねはぎインターフェース、ロックタブ、接着ポート、その他が、アセンブリの目的に対して、単独または組み合わせで利用され得る。

【0090】

図11および図12に最も良く見られるように、回転アセンブリ80は、2つのC型半分体80aおよび80bを含み、2つのC型半分体80aおよび80bは、組み立てられたとき、回転アセンブリ80を形成し、回転アセンブリ80は、駆動アセンブリ130およびナイフ作動アセンブリ160を収納する。半分体80aは、一連の戻り止/フランジ(図示されず)を含み、一連の戻り止/フランジは、回転半分体80b内に配置された一対の対応するソケットまたは他の機械的なインターフェース(図示されず)と係合するような大きさとされる。

10

【0091】

半分体80aは、タブ84a(幻影で図示)も含み、タブ84aは、半分体80bに配置された対応するタブ84bと共に協働して、シャフト12に配置されたスロット80'と嵌合により係合する。理解され得るように、これは、矢印「B」の方向に回転部材80を操作することによって、軸「A-A」回りのシャフト12の選択的回転を可能にし、これによって、エンドエフェクタアセンブリが、矢印「C」(図1Aを参照)の方向に回転する。回転アセンブリは、1つ以上の機械的インターフェースを含み得、該1つ以上の機械的インターフェースは、完全に反時計回りの回転位置または完全に時計回りの回転位置に回転アセンブリを本質的にロックする。これによって、特定のユーザのために、エンドエフェクタアセンブリに対する左利きの配向または右利きの配向が可能となることが想定されている。

20

【0092】

上述のように、かつ図5A、図5B、図6Aおよび図6Bに最も良く示されるように、可動ハンドル40はU字形かぎ46を含み、U字形かぎ46は、上部フランジ46aおよび46bを形成し、上部フランジ46aおよび46bは、ピン45aおよび45b回りに旋回して、長手方向の軸「A-A」に沿って往復スリーブ134を引き、駆動アセンブリ130に対して駆動フランジ47aおよび47bを押し当て、駆動アセンブリ130は、顎部材110および120を閉じる。フランジ47aおよび47bならびに駆動アセンブリ130の様々な動きの関係が、鉗子10の動作に対して下に詳細に説明される。可動ハンドル40の駆動フランジ47aおよび47bならびにピボットポイント45の配列は、駆動フランジ47aおよび47bの長手方向の軸「A-A」に対するピボットピン45aおよび45b(すなわちピボットポイント)の独特の位置により、従来のハンドルアセンブリに勝る顕著な機械的利点を提供する。換言すれば、駆動フランジ47aおよび47bより上にピボットピン49aおよび49bを位置決めすることによって、ユーザは、レバー状の機械的利点を獲得して、顎部材110および120を作動させる。これは、顎部材110および120を閉じて組織封鎖をもたらすために必要な機械的力の全体量を低減させる。同様な機械的配列が、共有に係る米国特許出願第10/460,926号に開示され、該米国特許出願第10/460,926号は、その全容が参考として本明細書に援用される。

30

40

【0093】

ハンドル40はフィングループ43も含み、フィングループ43は開口部41を画定し、開口部41はハンドル40を把持することを容易にするような大きさとされる。一実施形態において、フィングループ43は、ゴムインサートを含み、該ゴムインサートは、ハンドル部材40の全体的な人間工学的「感触」を向上させる。ロックフランジ49'は、フィングループ43より上のハンドル部材40の外側周辺に配置される。ロックフランジ49'は、ハンドル部材40が非作動位置に配向されているとき、すなわち顎部材110および120が開いているとき、トリガアセンブリ70が発射することを防止するための安全ロックアウトメカニズムとして設計され得る。理解され得るように、これは、組織封鎖の完了の前に、偶発的にまたは時期尚早に組織を切断することを防止する。

50

【 0 0 9 4 】

固定ハンドル 5 0 は半分体 5 0 a および 5 0 b を含み、半分体 5 0 a および 5 0 b は、組み立てられると、ハンドル 5 0 を形成する。固定ハンドル 5 0 は、そこに画定されたチャンネル 5 1 を含み、チャンネル 5 1 は、可動ハンドル 4 0 が作動させられるとき、近位の動きでフランジ 4 2 を受け入れるような大きさとされる。ハンドル 4 0 の t 型ピン 4 4 は、ハンドル 5 0 のチャンネル 5 1 内へ容易に受け入れられるような大きさとされる。フランジ 4 2 は、ユーザが、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を互いに対して開いた位置から閉じられた位置へ、選択的に、漸進的に、かつ / または次第に増大するように動かすことを可能にするような大きさとされ得ることが想定されている。例えば、フランジ 4 2 は、つめ車状のインターフェースを含み得、該つめ車状のインターフェースは、特定の目的に依存して、互いに対して選択的に次第に増大する位置で、可動ハンドル 4 0 を、したがって顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を係止、係合することも考えられる。ハンドル 5 0 (および顎部材 1 1 0 および 1 2 0) に対するハンドル 4 0 の動きを制御、かつ / または制限するために、例えば液圧、半液圧のリニアアクチュエータ、気体支援型メカニズム、および / または歯車装置のような他のメカニズムも使用され得る。

10

【 0 0 9 5 】

図 5 D および図 1 2 に最も良く示されるように、筐体半分 2 0 a および 2 0 b は、組み立てられると、内部空洞 5 2 を形成し、内部空洞 5 2 は軌道 5 5 の近くで、固定ハンドル 5 0 内にチャンネル 5 1 を予め画定し、チャンネル 5 5 は、その中で t 型ピン 4 4 を往復させる。一旦組み立てられると、軌道 5 5 は、フランジ 4 2 の往復のための入り口経路 5 1 と位置を合わせて空洞 5 2 内に着座する。フランジ 4 2 ならびに筐体半分体 2 0 a および 2 0 b は、t 型ピン 4 4 を軌道 5 5 の中に正確に、整合して受け入れることを容易にするように設計される。

20

【 0 0 9 6 】

チャンネル 5 1 への入り口に沿ったフランジ 4 2 の動きの間、t 型ピン 4 4 は、軌道 5 5 に沿って通路 5 3 を通って動き、キャッチベースンまたはシート 5 5 ' の中に押し込まれ、ハンドル 5 0 に対してハンドル 4 0 をロックする。ユーザがハンドル 4 0 を解放すると、キャッチベースン 5 5 ' は、下にさらに詳細に説明されるように、ハンドル 5 0 に対して固定された位置で t 型ピン 4 4 を保持する。軌道 5 5 は、1 つ以上のピボット要素 5 5 a に着座し得、1 つ以上のピボット要素 5 5 a は、軌道 5 5 が、そこを通して t 型ピン 4 4 を受け入れる際に、旋回することを可能にする。一旦 t 型ピン 4 4 が着座すると、ばね要素 5 7 は、軌道 5 5 を付勢して、元の受け入れ位置に戻るようにする。t 型ピン 4 4 のキャッチベースン 5 5 ' からの解放に応答して、軌道 5 5 は再び旋回し得る。駆動アセンブリ 1 3 0 の相互に協働する要素と共に、ハンドル 4 0 の作動は、予め決定可能な、一定の閉鎖圧力によって組織の周りで顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じ、組織封鎖をもたらすことが想定されている。上述されたように、大きな組織構造を封鎖するための閉鎖圧力は好ましくは、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の範囲に該当する。

30

【 0 0 9 7 】

ハンドル 4 0 が再び把持されたとき、t 型ピン 4 4 は、キャッチベースン 5 5 ' から押し出されるか、または係合が解除され、出口経路に沿って動き、ハンドル 4 0 をチャンネル 5 1 から解放する。ばねまたは他の付勢部材 5 7 が、フランジ 4 2 をキャッチベースン 5 5 ' 内に固定することを容易にするために使用され、また、ハンドル 4 0 の再把持に際して、フランジ 4 2 をキャッチベースン 5 5 ' から解放することを容易にするように構成され得る。

40

【 0 0 9 8 】

より詳細に下に説明されるように、ハンドル 4 0 は、一旦作動させられると、ピボットピン 4 5 a および 4 5 b 回りに固定ハンドル 5 0 に向かって概ね弧状の態様で動き、これが、駆動アセンブリ 1 3 0 を近位方向に押し、これが次に往復スリーブ 1 3 4 を概ね近位方向に引き、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を互いに対して閉じる。

【 0 0 9 9 】

50

図 5 A、図 5 B および図 1 1 に最も良く示されるように、駆動アセンブリ 1 3 0 は、駆動スリーブ 1 3 4 の近位部分の上に取り付けられる。一对の保持リングまたはクリップ 1 3 1' および 1 3 1'' (図 1 1 を参照) は、駆動スリーブ 1 3 4 に配置された対応する対の救援部分 1 3 3 a および 1 3 3 b と協働して、駆動アセンブリ 1 3 0 を駆動スリーブ 1 3 4 の上に取り付け、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 1 3 4 を対応させて動かす。ハンドル 4 0 がピボットポイント 4 5 回りに旋回し、ハンドル 5 0 に対して動き、フランジ 4 2 が、固定ハンドル 5 0 のチャンネル 5 1 の中に組み込まれると、駆動フランジ 4 7 a および 4 7 b が、中心より上にピボットポイントがあるという機械的な利点により、駆動アセンブリ 1 3 0 をばね 1 3 1 に対して近位方向に押し当てる。

【0100】

10

この結果として、駆動スリーブ 1 3 4 は、近位方向に往復し、これが顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる。中心より上のピボットメカニズムの利用は、ユーザが特定の距離だけコイルばね 1 3 1 を選択的に圧縮することを可能にし、これが往復スリーブ 1 3 4 に特定の負荷を与え、この負荷は、顎ピボットピン 9 5 回りの回転トルクに変換されることが想定されている。結果として、特定の閉鎖力が、相対する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に伝達され得る。

【0101】

図 5 A および図 5 B は、固定ハンドル 5 0 の方向に向かうハンドル 4 0 の初めの作動を示し、これによってフランジ 4 2 のピン 4 4 は、入り口経路 5 1 に沿って概ね近位方向、かつ上向きに動く。上述のように、入り口経路 5 1 に沿ったフランジ 4 2 の動きの間、t 型ピン 4 4 は、軌道 5 5 に沿って通路 5 3 を通って動く。一旦封鎖部位に対する所望の位置が決定され、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が正しく位置決めされると、ハンドル 4 0 が、完全に圧縮され得、その結果フランジ 4 2 の t 型ピン 4 4 は、キャッチベース 5 5' 内に着座する。一旦ピン 4 4 が、キャッチベース 5 5' のエッジを通り越すか、またはキャッチベース 5 5' のエッジにおける通路 5 3 の所定のポイントを通過すると、ハンドル 4 0 およびフランジ 4 2 を解放する動きは、キャッチベース 5 5' の中に再び向けられる。

20

【0102】

さらに詳細には、ハンドル 5 0 に対するハンドル 4 0 の閉鎖圧力をわずかに低減させると、ハンドル 4 0 は、入り口経路 5 1 に向かってわずかに遠位方向に戻るが、キャッチベース 5 5' 内のシートの方に再び向けられる。この時点において、駆動アセンブリ 1 3 0 の圧縮と関連する解放圧力に起因し、これと直接的に比例するハンドル 4 0 と 5 0 との間の開放または戻り圧力は、フランジ 4 2 のピン 4 4 をキャッチベース 5 5' 内に落ち着かせるか、またはロックする。ハンドル 4 0 は今や、固定ハンドル 5 0 内で所定の位置で固定され、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を組織に対して閉じられた位置にロックする。

30

【0103】

上述のように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は封鎖が所望されるまで、開かれ、閉じられ、かつ回転させられて、組織を操作し得る。これは、ユーザが、作動および封鎖の前に、鉗子 1 0 を位置決めし、位置決めし直すことを可能にする。図 1 A に示されるように、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、長手方向の軸「A-A」回りに回転可能である。下により詳細に説明されるように、回転アセンブリ 8 0 を通り、シャフト 1 2 に沿い、そして究極的には顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に至るケーブルリード 3 2 5 a および 3 2 5 b の独特のフィード経路は、ユーザが、ケーブルリード 3 2 5 a および 3 2 5 b に対してもつれまたは過度の緊張を引き起こすことなく、時計回りの方向および反時計回りの方向にわたって約 1 8 0 度、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を回転させることを可能にする。理解され得るように、これは、組織の把持および操作を容易にする。

40

【0104】

図 5 A、図 5 B、図 6 A、図 9 A、図 9 B、図 1 1 および図 1 2 に最も良く示されるように、トリガアセンブリ 7 0 は、可動ハンドル 4 0 の上に取り付けられ、ナイフアセンブ

50

リ 1 6 0 と協働し、組織封鎖を通してナイフ 1 9 0 を選択的に並進させる。より詳細には、トリガアセンブリ 7 0 は、一対の上向きに延びるフランジ 7 1 a および 7 1 b を有する U 型フィンガアクチュエータ 7 1 を含む。下により詳細に説明されるように、ピボットピン 1 7 9 は、フランジ 7 1 a および 7 1 b の各々における一対のアパーチャ 1 6 2 a および 1 6 2 b それぞれを貫通し、トリガアセンブリ 7 0 をナイフ運搬台 1 6 5 に取り付ける。フィンガアクチュエータ 7 1 は、筐体 2 0 (図 6 A を参照) 内に配置された予め画定されたスロット 2 1 内で選択的に旋回可能である。さらに詳細には、一対のピボット 7 7 a および 7 7 b は、フィンガアクチュエータ 7 1 の両側に配置され、かつ筐体半分体 2 0 a と 2 0 b との間に取り付けられて、スロット 2 1 内でフィンガアクチュエータを旋回させるように構成される。

10

【 0 1 0 5 】

ナイフアセンブリ 1 6 0 は、往復ナイフバー 1 6 7 を含み、往復ナイフバー 1 6 7 は、駆動スリーブ 1 3 4 の上、かつ上向きに延びるフランジ 7 1 a と 7 1 b との間に取り付けられる。ナイフバー 1 6 7 は、t 型の近位端 1 6 7 ' およびその遠位端に配置されたカフ 1 3 7 を含む。カフ 1 3 7 は、ナイフアセンブリ 1 6 0 が組み立てられたとき、駆動スリーブ 1 3 4 をカプセル化するような大きさとされる。ばね 7 6 は、カフを最も近位の配向に付勢する。近位端 1 6 7 ' は、スロット 1 6 7 ' ' 内に取り付けられ、この中でスライド可能に往復するような大きさとされ、スロット 1 6 7 ' ' は、組立の際、筐体 2 0 a および 2 0 b によって形成される (図 1 2 を参照) 。ロックキャップ 1 3 7 a および取り付けピン 1 7 9 は、カフ 1 3 7 をそこに配置されたアパーチャ 1 9 7 を通してナイフロッド 1 9 3 の近位端 1 9 3 b に固定し、これによってフィンガアクチュエータ 7 1 の近位方向の動きは、ナイフバー 1 9 3 の遠位方向の動きを生じる。カフ 1 3 7 およびキャップ 1 3 7 a はまた、そこを通る駆動スリーブ 1 3 4 の 3 6 0 度の回転を可能にする。

20

【 0 1 0 6 】

上述のように、ナイフ運搬台 1 6 5 は、フィンガアクチュエータ 7 1 の上向きに延びるフランジ 7 1 a および 7 1 b に取り付けられる。より詳細には、ナイフ運搬台 1 6 5 の遠位端 1 6 2 は t 型であり、2 つの側方に延びるピン 1 6 2 c および 1 6 2 d を含み、2 つの側方に延びるピン 1 6 2 c および 1 6 2 d は、フランジ 7 1 a および 7 1 b において、アパーチャ 1 6 2 a および 1 6 2 b それぞれと係合する。ナイフ運搬台 1 6 5 の近位端 1 6 1 は、そこに画定されたアパーチャ 1 6 1 a を含み、アパーチャ 1 6 1 a は、戻り止 1 6 7 a と嵌合し、戻り止 1 6 7 a は、ナイフ運搬台 1 6 5 を通って横方向に延びる。

30

【 0 1 0 7 】

図 5 A ~ 図 7 に最も良く示されるように、ハンドル 4 0 が、ハンドル 5 0 に対して間隔を置いて離れた、または開いた構成に配置されるとき、ハンドル 4 0 から延びるフランジ 4 9 ' は、トリガアセンブリ 7 0 の作動を防止する。より詳細には、フィンガアクチュエータ 7 1 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開いているとき、フランジ 4 9 ' によって、近位方向に作動させられることから防止される。理解され得るように、これは、組織が顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に把持されていないとき、ナイフ 1 9 0 の時期尚早の作動を防止する。ハンドル 4 0 が、ハンドル 5 0 に対して選択的に動かされるとき、間隙 2 1 が、フランジ 4 9 ' とフィンガアクチュエータ 7 1 との間に形成される (図 5 B を参照) 。このようにして、ユーザは、間隙 2 1 内で近位方向にフィンガアクチュエータ 7 1 を絞ることによってナイフ 1 9 0 を選択的に作動させることが自由にできる。

40

【 0 1 0 8 】

図 6 B、図 7 および図 8 A に最も良く示されるように、一旦隙間がハンドル 4 0 の動きによって提供されると、フィンガアクチュエータ 7 1 のピボット 7 4 回りの近位方向の動きは、ナイフバー 1 6 7 の遠位方向の並進を生じ、これによってナイフロッド 1 9 3 およびナイフ 1 9 0 の遠位方向の並進を生じる。より詳細には、フィンガアクチュエータ 7 1 が近位方向に絞られるとき、U 型フランジ 7 1 a および 7 1 b はピボット 7 4 回りに回転し、カフ 1 3 7 に当接し、ナイフ運搬台 1 6 5 を本質的に前方に送り、これによってナイフバー 1 6 7 が前方に搬送されナイフロッド 1 9 3 を遠位方向に押す。スロット 1 6 7 '

50

は、前方および戻りストロークによって遠位方向にナイフバー 167 を円滑に案内するように構成される。図 10 A および図 10 B に示されるように、ナイフロッド 193 の遠位方向の並進は、顎部材 110 および 120 のチャンネル 115 を通ってナイフ 190 を並進させる。上述されたように、ナイフロッド 193 は、1 つ以上の機械的にインターフェースする要素を介して、ナイフ 190 を取り付けるか、または当技術分野で公知の任意の方法で付着され得る。ナイフ 190 内に画定されたスロット 197 は、ナイフ 190 の往復の間、駆動スリーブ 134 のピン 139 のためのクリアランスを提供する。フィンガアクチュエータ 71 の解放に際して、ばね 76 は、ナイフアセンブリを付勢して、最も近位の位置に戻す。ナイフバー 167 は、ナイフ 190 をトリガするとき、可変の機械的利点および直線的利点を提供することが想定されている。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、既に公知の方法よりもより円滑な機械的切断を提供する。

10

【0109】

図 5 A、図 5 B、図 11 および図 12 に最も良く見られる駆動アセンブリの動作をここで詳細に参照すると、駆動アセンブリ 130 は、往復スリーブ 134 と、駆動筐体 135 と、ばね 131 と、駆動リング 135 a および 135 b と、駆動ストップ 135 c および 135 d と、保持リング 131' および 131'' とを含み、これらすべては、協働して、駆動アセンブリ 130 を形成する。ストップ 135 c は除去され得、リング 131'' がストップ 135 c の意図された機能を実行することが想定されている。往復スリーブ 134 の近位端 132 は、アパーチャ 135' 内に位置決めされ、アパーチャ 135' は、駆動筐体 135 を通して画定され、可動ハンドル 40 の作動の際、そこを通る駆動スリーブ 134 の選択的往復を可能にする。ばね 131 は、リアストップ 135 d とリング 135 b との間の駆動筐体 135 の上に組み立てられ、それによってピボット 45 回りのハンドル 40 の動きは、駆動アセンブリ 130 全体およびスリーブ 134 を近位方向に動かし、この動きがカムピン 139 を近位方向に引き、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ると、駆動アセンブリ 130 は、本質的に底をつき（すなわち、往復スリーブのさらなる近位方向の動きが防止される）、ピボット 45 回りのハンドル 40 のさらなる動きは、ばね 131 を圧縮し、組織に対するさらなる閉鎖力を生じる。さらに、ばね 131 は、顎部材 110 および 120 ならびに可動ハンドル 40 を開いた構成に付勢する傾向もある。

20

30

【0110】

筐体 20、回転アセンブリ 80、トリガアセンブリ 70、可動ハンドル 40 および固定ハンドル 50 の分解図を示す図 12 に戻ると、シャフト 12 およびエンドエフェクタアセンブリ 100 と共にこれら様々なコンポーネント部品のすべては、製造過程の間に組み立てられ、部分的にかつ/または完全に使い捨ての鉗子 10 を形成することが想定されている。例えば、そして上述のように、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 は使い捨てであり得、したがって筐体 20 および回転アセンブリ 80 と選択的に/解放可能に係合可能であり、部分的に使い捨ての鉗子 10 を形成し、かつ/または鉗子 10 全体が使用後に使い捨てであり得る。

【0111】

図 5 A、図 5 B および図 13 に最も良く見られるように、ばね 131 は一旦組み立てられると、可動ハンドル 40 の作動に際し、圧縮に対して駆動筐体 135 の上で支えられている。さらに詳細には、ピボットピン 45 a および 45 b 回りのハンドル 40 の動きは、フランジ 42 を固定ハンドル 50 の中に往復させ、駆動アセンブリ 130 を押してばね 131 をリアストップ 135 d に押し当てて圧縮し、スリーブ 134 を往復させる。

40

【0112】

上述のように、トリガアセンブリ 70 は初めに、可動ハンドル 40 に配置されて作動の前にトリガアセンブリ 70 に当接するロックフランジ 49' によって発射することから防止される。相対する顎部材 110 および 120 が、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せられ得、かつ部分的に開かれ得、理解され得るように、これによ

50

て、ユーザが、ナイフアセンブリ 160 の時期尚早の作動なく、組織を把持、操作することが可能となることが想定されている。下記のように、フランジ 42 の t 型ピン 44 が、固定ハンドル 50 のチャンネル 51 内で完全に往復し、予め画定されたキャッチベース 55' 内に着座したときにのみ、ロックフランジ 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 のこれら内部の動作コンポーネントの動作的特徴および相対運動は、幻影表示および方向矢印によって示され、様々な図面に最も良く示される。

【0113】

中心より上にあるピボットの機械的利点は、ユーザが、特定の距離だけコイルばね 131 を選択的に圧縮することを可能にし、これが、往復スリーブ 134 に特定の負荷を与えることが想定されている。往復スリーブ 134 の負荷は、顎ピボット 95 回りのトルクに変換される。結果として、特定の閉鎖力が、相対する顎部材 110 および 120 に伝達され得る。上述のように、トリガアセンブリ 70 のロックを解除することなく、封鎖が所望されるまで、顎部材 110 および 120 は、開かれ、閉じられ、かつ回転させられて、組織を操作し得る。これは、ユーザが、作動および封鎖の前に、鉗子 10 を位置決めし、位置決めし直すことを可能にする。さらに詳細には、図 1A に示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、回転アセンブリ 80 の回転によって、長手方向の軸「A-A」回りに回転可能である。

10

【0114】

一旦封鎖部位に対する所望の位置が決定され、顎部材 110 および 120 が正しく位置決めされると、ハンドル 40 が完全に圧縮され得、これによってフランジ 42 の t 型ピン 44 が、軌道 55 の上に位置する予め画定された軌道のエッジを通り越す。一旦端 44 が軌道のエッジを通り越すと、端 44 はキャッチベース 55' の中に向けられて、ハンドル 50 に対してハンドル 40 をロックする。駆動アセンブリ 130 の圧縮と関連する解放圧力に起因し、これと直接的に比例するハンドル 40 とハンドル 50 との間の解放または戻り圧力により、フランジ 42 の端 44 は、キャッチベース 55' 内に落ち着き、ここでロックされる。ハンドル 40 はここで、固定ハンドル 50 内の所定の位置で固定され、これが、組織に対して閉じた位置に顎部材 110 および 120 をロックする。

20

【0115】

この時点において、顎部材 110 および 120 は、組織の周りで完全に圧縮される。さらに、鉗子 10 はここで、電気外科エネルギーの選択的な適用、およびその後の組織の分離に対して準備ができています。なぜならば、t 型端 44 が、キャッチベース 55' 内に着座しており、ロックフランジ 49' がトリガアセンブリ 70 の作動を可能にする位置に入るからである。

30

【0116】

フランジ 42 の t 型端 44 が、キャッチベース 55' 内に着座しているので、往復スリーブ 134 に対する比例する軸方向の力が維持され、これが、相対する顎部材 110 と 120 との間の、組織に対する圧縮力を維持する。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、過度の締め付け力のうちの幾らかをオフロードし、エンドエフェクタ 100 の特定の内部動作要素の機械的な故障を防止するような大きさとされることが想定されている。

40

【0117】

理解され得るように、中心より上のピボットの機械的利点と、圧縮ばね 131 と関連する圧縮力との組み合わせは、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 、および望ましくは約 7 kg/cm^2 ~ 約 13 kg/cm^2 の所望の作動圧範囲内で、組織の周りで一定の、均一で正確な閉鎖圧を容易にし、かつ保証する。組織に適用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、ユーザは、組織を治療し得る。すなわち組織を封鎖し得る。

【0118】

上述のように、2つの機械的要因が、封鎖された組織の、結果として生じる厚さおよび封鎖の有効性を決定する際に重要な役割を果たす。それら2つの機械的要因とはすなわち

50

、封鎖のプロセスの間に相対する顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に適用された圧力、および顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の相対する封鎖表面 1 1 2 と 1 2 2 との間の間隙距離「G」である。しかしながら、結果として生じる組織封鎖の厚さは、力だけでは十分に制御され得ない。換言すれば、力が強すぎると 2 つの顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は触れて、たぶん短絡し、組織を流れるエネルギーはほとんど生ぜず、したがって悪い組織封鎖 4 5 0 を生じる。力が弱すぎると、封鎖はあまりにも厚くなる。

【0 1 1 9】

正しい力を及ぼすことは、他の理由に対しても重要である。他の理由とはすなわち、血管の壁を対置するため、十分な電流が組織を通るほど十分に低い値にまで組織のインピーダンスを低減するため、良い封鎖の印である必要とされる端部組織厚を作成することに寄与することに加えて、組織の加熱の間の拡張力を克服するため、である。

10

【0 1 2 0】

一実施形態において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の導電性の封鎖表面 1 1 2 および 1 2 2 それぞれは、鋭利なエッジにおける電流の集中を避けるために、かつ高いポイント間でのアークを避けるために、相対的に平らである。さらに、かつ係合したときの組織の反力により、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、曲げに抵抗するように製造され得る。例えば、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、それらの幅に沿って先細りであり得るが、これは 2 つの理由で有利である。すなわち、1) 先細りは、平行な一定組織厚のための一定の圧力を及ぼす；2) 顎部材 1 1 0 および 1 2 0 のより厚い近位部分は、組織の反力による曲げに抵抗する、がそれら 2 つの理由である。

20

【0 1 2 1】

上述のように、少なくとも 1 つの顎部材、例えば 1 2 0 は、1 つ以上のストップ部材 9 0 を含み得、1 つ以上のストップ部材 9 0 は、2 つの相対する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の互いに対する動きを制限する。一実施形態において、ストップ部材 9 0 は、特定の材料特性（例えば、圧縮力、熱膨張、その他）にしたがって、所定の距離、封鎖表面 1 2 2 から延び、封鎖の間に一定かつ正確な間隙距離「G」を生じる（図 1 0 B）。封鎖の間の相対する封鎖表面 1 1 2 と 1 2 2 との間の間隙距離は、約 0 . 0 0 1 インチ～約 0 . 0 0 6 インチ、望ましくは、約 0 . 0 0 2 インチと約 0 . 0 0 5 インチとの間の範囲であることが想定されている。一実施形態において、非導電性のストップ部材 9 0 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に成形され（例えばオーバーモルディング、射出成形、その他）、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 にスタンピングされ、または顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に堆積（例えば沈着）される。例えば、一技術は、セラミック材料を顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の表面に熱的に噴霧して、ストップ部材 9 0 を形成することを含む。広い範囲の耐熱、絶縁性の材料を様々な表面に堆積させて、ストップ材料 9 0 を作成し、導電性の表面 1 1 2 と 1 2 2 との間の間隙距離を制御することを含む幾つかの溶射技術が考えられる。

30

【0 1 2 2】

エネルギーが、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 に選択的に移送され、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を横断し、組織を通るとき、組織封鎖が 2 つの組織半分の分離を形成する。この時点において、他の公知の血管封鎖用器具に対して、ユーザは、鉗子 1 0 を取り外し、切断用器具（図示されず）と置き換え、組織封鎖に沿って組織半分体を分割し得る。理解し得るように、これは、時間がかかり、長たらしく、理想的な組織切断平面に沿って、切断用器具の整列を誤り、または配置を誤り、このため組織封鎖を横断して不正確な組織分割が生じ得る。

40

【0 1 2 3】

上に詳細に説明されたように、本開示は、ナイファセンブリ 1 6 0 を組み込み、ナイファセンブリ 1 6 0 は、トリガアセンブリ 7 0 を介して作動させられたとき、漸進的かつ選択的に、理想的な組織平面に沿って正確に組織を分割し、効果的かつ確実に組織を 2 つの封鎖された半分体に分割する。ナイファセンブリ 1 6 0 は、ユーザが、カニューレまたはトロカールポートを通して切断用器具と置き換えることなく、封鎖の後直ちに速やかに組織を分離することを可能にする。理解され得るように、組織の正確な封鎖および分割は、

50

同じ鉗子 10 によって達成される。

【0124】

ナイフブレード 190 は、同じかまたは代替の電気外科エネルギー供給源にも結合され得、組織封鎖に沿った組織の分離を容易にし得ることが想定されている。さらに、ナイフブレード 190 のトリップの角度は、特定の目的に依存して、多少なりとも侵襲的な切断角度を提供するような大きさとされ得ることが想定されている。例えば、ナイフブレード 190 は、切断と関連する「組織片」を低減する角度に位置決めされ得る。さらに、ナイフブレード 190 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、例えば鋸歯状、ノッチ状、穿孔状、空洞、凹面、凸面、その他様々なブレードの幾何学的形状を有するように設計され得る。ナイフアセンブリ 160 は、漸進的な、一方向の態様で（すなわち遠位方向に）概ね切断することが想定されている。

10

【0125】

一旦組織が組織半分体に分割されると、顎部材 110 および 120 は、下に説明されるように、ハンドル 40 を把持し直すことによって開かれ得る。ハンドル 40 の再始動、または再把持は、概ね近位方向にフランジ 42 の t 型ピン 44 を再び動かす。

【0126】

図 13 に最も良く示されるように、顎部材 110 および 120 の近位部分、ならびにシャフト 12 の遠位端 16 は、弾力性のまたは可撓性の絶縁材料 185 によって被覆され得、電気外科の作動中に、迷走電流の集中を低減し得る。絶縁ブーツ（図示されず）も、顎部材 110 および 120 の近位部分の上に位置決めされ得、電流集中および迷走電流が隣接する組織に損傷を与えることをさらに低減し得る。1つの想定される絶縁ブーツ 220 に関する詳細は、「INSULATING BOOT FOR ELECTROSURGICAL FORCEPS」と題する共有に係る米国仮出願第 60/722,213 号に対して記述され、該米国仮出願第 60/722,213 号の全容が、参考として本明細書に援用される。

20

【0127】

スイッチ 60 は人間工学的な大きさとされ、筐体 20 の外側の形状に順応する（一旦組み立てられた場合）。スイッチ 60 は、フレックス回路 400（図 6C を参照）と電気機械的に協働するように設計され、ユーザが、顎部材 110 および 120 を選択的に作動させることを可能にする。フレックス回路設計は、必要に応じて空間的に狭い範囲の中に入るように順応する回路の独特な能力により、製造を容易にすることが考えられる。スイッチ 60 は、ユーザが、様々な異なる配向で鉗子 10 を選択的に作動（すなわち複数配向の作動またはトグル様の作動）させることを可能にすることも想定されている。理解され得るように、これは作動を簡略化する。スイッチ 60 は、いわゆる「ドームスイッチ」としても設計され得、「ドームスイッチ」は、作動させられたとき、ユーザに触覚的フィードバックを提供もする。

30

【0128】

スイッチ 60 が押し下げられたとき、トリガリード 310b は、第 1 の電位を顎部材 110 に運び、このようにして双極回路を完成する。さらに詳細には、スイッチ 60 が押し下げられ、フレックス回路 400 が作動させられたとき、発電機は、リード 310a および 310c にまたがる電圧降下を認識し、これによって発電機の作動が始まり、第 1 の電位を顎部材 110 に、第 2 の電位を顎部材 120 に供給する。スイッチ 60 は制御回路として作用し、実際の電流ループから保護されるか、またはこれから外され、該実際の電流ループは、顎部材 110 および 120 に電気エネルギーを供給する。これは、作動中に、高い電流負荷により、スイッチ 60 の電氣的故障の可能性を低減する。鉗子 10 に対しても利用され得るフットスイッチ（図示されず）も、同様な方法で動作する。すなわち、フットスイッチの作動に際して、発電機は、フットスイッチの入力リードおよび出力リードにまたがる電圧降下を認識し、これが、顎部材 110 および 120 の電気外科の作動を開始するように発電機に信号を送る。

40

【0129】

50

顎部材 110 および 120 が閉じられておらず、かつ / または顎部材 110 および 120 がその間に組織を保持していない場合、スイッチが発射できないように、安全スイッチまたは回路（図示されず）が使用され得ることが想定されている。

【0130】

後者の例において、センサ（図示されず）が使用され得、組織がその間に保持されているかどうかを決定し得る。さらに、他のセンサメカニズムが使用され得、該他のセンサメカニズムは、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。センサメカニズムは、電気外科発電機に結合された閉ループフィードバックシステムに対しても利用され得、1つ以上の術前、術中または術後の状態に基づいて電気外科エネルギーを調節し得る。様々なセンサメカニズムおよびフィードバックシステムが、2003年5月1日に出版された「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」と題する共有に係る同時係属中の米国特許出願第10/427,832号に記載され、該米国特許出願第10/427,832の全容が、本明細書に参考として援用されている。

10

【0131】

顎部材 110 および 120 は、互いから電氣的に絶縁され、その結果、電気外科エネルギーは、組織を通して効果的に移送され封鎖を形成する。ケーブルリード 310b および 325b は、ケーブル経路に沿ってゆくではあるが、確実に保持され、長手方向軸「A」（図1Aを参照）回りでの顎部材 110 および 120 の回転を可能にする。より詳細には、ケーブルリード 310b および 325b を過度にもつれさせ、またはねじることなく、時計回りまたは反時計回りの方向でのシャフト 12 の回転（回転アセンブリ 80 の回転を介して）を可能にするような方法で、ケーブルリード 310b および 325b は、回転アセンブリ 80 の半分体 80a および 80b それぞれを通して供給される。本開示のケーブルリードフィード経路は、両方向にほぼ 180 度での回転アセンブリの回転を可能にするように想定されている。

20

【0132】

図15A および図15B に最も良く示されるように、鉗子 10 は、異なるナイフアセンブリロックアウトメカニズム 450 を含み得、該異なるナイフアセンブリロックアウトメカニズム 450 は、ロックアウトフランジ 49' から独立して、またはこれと共に動作する。上述のように、ロックアウトフランジ 49' は、ハンドル 40 が、図5A に最も良く示されるように、開いた配向で配置されたとき、ナイフアセンブリ 70 の作動を防止する。ナイフアセンブリロックアウトメカニズム 450 は、ハンドル 40 が、開いた構成（図15A）からより接近した構成（15B）に動く際、能動的に係合が解除される。より詳細には、ハンドル 40 が開いた構成に配置されたとき、ロックアウトメカニズム 450 は、筐体 20 に画定されたスロット 167' 内のナイフバー 167 の t 型の近位端 167d の動きを阻止するように、常時付勢され、それによってナイフバー 167 が遠位方向に動くことを防止する。

30

【0133】

ハンドルが開いた構成からより接近した構成または閉じた構成に動く際、駆動ストップ 135d（駆動スリーブ 134 の周りに配置された）は、近位方向に押され、これによってロックアウトメカニズム 450 が押されて、ピボット 451 回りに回転し、ナイフバー 167 の t 型の近位端 167d を阻止する整列から外れる（図15Bを参照）。ナイフバー 167 はここで、ユーザによる選択的な作動に対して妨害されない。常時係合した、阻止する配向にロックアウトメカニズム 450 を付勢するために、ばね（図示されず）が含まれ得る。理解され得るように、ロックアウトメカニズム 460 は、ハンドル 40 が閉じた位置に配置されない場合、ナイフアセンブリ 70 は作動し得ないことを保証する。

40

【0134】

図16A および図16B に最も良く示されるように、鉗子 10 は、さらに別のタイプのナイフアセンブリロックアウトメカニズム 460 を含み得、該別のタイプのナイフアセンブリロックアウトメカニズム 460 も、ロックアウトフランジ 49' から独立して、また

50

はこれと共に動作する。ロックアウトメカニズム 460 は、概ねフック状であり、上部フックエレメント 464 および下部フックエレメント 466 それぞれを含む。ロックアウトメカニズム 460 は、ハンドル 40 が、開いた構成（図 16A）からより接近した構成（16B）に動く際、能動的に係合が解除される。より詳細には、ハンドル 40 が開いた構成に配置されたとき、ロックアウトメカニズム 460 は、筐体 20 に画定されたスロット 167' 内のナイフバー 167 の t 型の近位端 167d の動きを阻止するように、常時付勢され、それによってナイフバー 167 が遠位方向に動くことを防止する。

【0135】

ハンドルが開いた構成からより接近した構成または閉じた構成に動く際、駆動スリーブ 134 は、近位方向に押され、これによってロックアウトメカニズム 460 が押されて、ピボット 461 回りに回転し、この結果、上部フック状要素 164 は、ナイフバー 167 の t 型の近位端 167d を阻止する整列から外れる（図 16B を参照）。ナイフバー 167 はここで、ユーザによる選択的な作動に対して妨害されない。常時係合した、阻止する配向にロックアウトメカニズム 460 を付勢するために、ばね（図示されず）が含まれ得る。理解され得るように、ロックアウトメカニズム 450 は、ハンドル 40 が閉じた位置に配置されない場合、ナイフアセンブリ 70 は作動し得ないことを保証する。

10

【0136】

前記から、および様々な図面を参照して、当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、特定の変更も本開示に対してなされることを理解する。例えば、細長いシャフト 12 に対してエンドエフェクタアセンブリ 100 を軸上でそらせる関節運動アセンブリのような、鉗子 10 に対する他の特徴を追加することが好ましい。

20

【0137】

適切な量の電気外科エネルギーを自動的に選択して、顎部材 110 と 120 との間に把持された特定のサイズの組織を効果的に封鎖するセンサまたはフィードバックメカニズム（図示されず）を鉗子 10（および / または鉗子 10 と共に使用される電気外科発電機）が含み得ることも考えられる。センサまたはフィードバックメカニズムは、封鎖の間に、組織にわたるインピーダンスも測定し得、顎部材 110 と 120 との間に効果的な封鎖が作成されたことを示すインジケータ（可視および / または可聴の）を提供し得る。かかるセンサシステムの例は、2003 年 5 月 1 日に出願された「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」と題する共有に係る米国特許出願第 10 / 427, 832 号に記載され、該米国特許出願第 10 / 427, 832 号の全容が、本明細書に参考として援用されている。

30

【0138】

さらに、例えば気体作動式リコイル、電気作動式リコイル（すなわちソレノイド）、その他のような、同じ目的を達成するように設計された他のタイプのリコイルメカニズムをトリガアセンブリ 70 が含み得ることが考えられる。鉗子 10 は、封鎖することなく組織を切断するために使用され得ることも想定されている。あるいは、ナイフアセンブリ 70 は、組織の切断を容易にするために、同じかまたは代替の電気外科エネルギー供給源に結合され得る。

40

【0139】

作動および封鎖の間に、顎部材 110 および 120 と周囲の組織との間の接着を低減するように設計されたニッケルベースの材料、被覆、スタンピング、金属射出成形をエンドエフェクタアセンブリ 100 の外側表面は含み得るということが想定されている。さらに、顎部材 110 および 120 の伝導性の表面 112 および 122 は、次の材料：ニッケルクロム、窒化クロム、オハイオ州の The Electrolyzing Corporation によって製造された Med Coat 2000、インコネル 600 およびスズニッケルのうちの 1 つ（または 1 つ以上の組み合わせ）から製造され得ることも考えられる。組織伝導性の表面 112 および 122 は、上記材料のうちの 1 つ以上によっても被覆され得、同じ結果、すなわち「くっつかない表面」を達成し得る。理解され得るように、

50

封鎖の間に組織が「くつつく」量を低減することは、器具の全体的な効力を向上させる。

【0140】

本明細書に開示された材料のうちの1つの特定の部類は、くつつかない優れた特性を実証し、一部の例においては、優れた封鎖特質を実証した。例えば、 TiN 、 ZrN 、 $TiAlN$ 、および CrN を含むがこれらに限定されない窒化物被覆は、くつつかない目的のために使用される好ましい材料である。 CrN は、その全体的な表面特性および最適性能により、くつつきのない目的に対して特に有用であることが発見された。他の部類の材料も、全体的なくつつきを低減することが発見された。例えば、ほぼ5:1の Ni/Cr 比率を有する高ニッケル/クロム合金は、双極の器具類においてくつつきを有意に低減することが発見された。この部類において1つの特に有用なくつつかない材料は、インコネル600である。 $Ni200$ 、 $Ni201$ (~100% Ni)から作られ、またはこれによって被覆された封鎖表面112および122を有する双極の器具類も、通常の変極のステンレス鋼電極よりも向上したくつつかない性能を示した。

10

【0141】

理解され得るように、鉗子10にスイッチ60を位置付けることは、多くの利点を有する。例えば、スイッチ60は、手術室における電気ケーブルの量を低減し、「見通しの良い」作動により、外科処置の間に、間違っただ具を作動させる可能性をなくする。さらに、切断プロセスの間に、うっかりデバイスを作動させることをなくするために、トリガ作動の間、スイッチ60は、機械的または電気機械的に非作動状態にされるように構成され得ることも想定されている。スイッチ60は、例えば固定ハンドル50、回転アセンブリ80、筐体20、その他のような鉗子10の別の部分に配置され得ることも想定されている。

20

【0142】

一旦、封鎖終了が決定されると(すなわち、発電機からの終了音信号)、組織を開放する自動的、電気機械的解放メカニズム(図示されず)が、鉗子10には装備され得ることも想定されている。例えば、電気機械的インターフェースは、終了音状態に際して、キャッチベース55からt型ピン44を自動的に解放するように構成され得る。

【0143】

スイッチアセンブリ60の代わりに動作して、鉗子を作動させ、組織を封鎖し、一方、ナイフ190を前進させて、封鎖を横切って組織を分割するトリガアセンブリ70を、鉗子10が含むような大きさとされ得ることも考えられる。例えば、トリガアセンブリ70は、2つの段階、すなわち発電機を作動させて選択的に組織を封鎖する第1のまたは初めのストローク段階、および組織を通してナイフを前進させる第2のまたは次の段階、を有するように構成され得る。あるいは、別の実施形態は、顎部材110および120を作動させて組織を封鎖すると同時に、作動の間に、組織を通してナイフ190を前進させるトリガアセンブリを含み得る。トリガアセンブリは、ナイフアセンブリ(または1つ以上のその構成要素)を近位方向に動かして、顎部材間に配置された組織を切断するようにも構成され得る。

30

【0144】

回転アセンブリ80には1つ以上の機械的インターフェースが装備され得ることも想定され、該1つ以上の機械的インターフェースは、回転アセンブリ80と共にまたはこの中で回転可能であり、回転の間に、ユーザに対して触覚的および/または可聴のフィードバックを生み出すように構成される。触覚的および/または可聴のフィードバック(すなわち「クリック」)は、軸「A」回りのエンドエフェクタアセンブリ100の特定の回転程度に対応するように構成され得る。1つ以上のタイプの可視的しるしも回転アセンブリ80に対して使用されて、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し得、特定の目的に依存して、可聴のおよび/または触覚的フィードバックに対応するかまたはこれと関係するように設計され得ることも考えられる。

40

【0145】

別に想定された鉗子10は、入れ子式シャフトを含み得、該入れ子式シャフトは、ユー

50

ザが、特定の外科的目的に対して器具の長さを選択的に調節することを可能にする。例えば、シャフトは2つのスライドする往復、伸長可能な要素を含み得、該2つのスライドする往復、伸長可能な要素は、行使に際して（すなわち、引き、ねじり、またはハンドルの機械的なレバーによって）、特定の外科的目的に依存して、細長いシャフト12のサイズを長くするかまたは短くする。

【0146】

さらに、外科的空洞内で鉗子10の硬さを提供するために、またはトロカールを通るシャフトの封鎖効果を向上させるために、シャフト12の直径は、特定の外科的目的に依存して、選択的に拡張可能であることも考えられる。より詳細には、シャフト12は行使に際して拡張するように構成され得ることが想定されている（すなわち別の要素の内側で1つの要素をねじりまたは回転させること（虹彩状）、機械的レバーをスライドさせること、膨張可能なシステム、機械的に拡張するシステム、または他のタイプの公知の拡張システム）。結果として、外科医は、シャフト12の外径を選択的に拡張し得、トロカール内でのシャフト12の硬さを向上させ、かつ/またはトロカール内でのシャフト12の封鎖効果を向上させ、使用中に外科的空洞から圧力が漏れる可能性を低減し得る。さらに、単一の鉗子は、異なるサイズのトロカールおよび/またはカニューレに対して有効であるように選択的に適合可能であり得、これは、特定の手術および他の外科処置に対して有利であると証明し得る。

10

【0147】

鉗子10は、ハンドル50が、ユーザの好みに依存して選択的に取替え可能であるか、または選択的に配置可能であるように構成され得ることも考えられる。例えば、ハンドル50は選択的に取り外されて、別のハンドル50と取り替えられ得、該別のハンドル50は、異なる大きさ（すなわち、サイズ、重さ、角度、ユーザの手に対する配向、その他）であり、該異なる大きさは、外科処置の間の取り扱いを容易にする。あるいは、ハンドル50は、筐体20に対して選択的に配置可能であり得（すなわち、筐体に対するハンドルの角度が調節可能である）、特定の外科処置の間に、またはユーザの快適さのために、取り扱いおよび使用を容易にし得る。

20

【0148】

封鎖が成功したことの可視的確認（例えば緑のLEDインジケータ）を提供するために、鉗子は、可視的インジケータ（該可視的インジケータは、発電機の「終了音」インジケータと協働する）を含むように構成され得る。可視的インジケータ（図示されず）は、エンドエフェクタアセンブリ100またはシャフト12の上に使用され得るか、またはこれに接続して使用され得、該可視的インジケータは、使用の間、外科医の見通しの良い状態にある。可視的インジケータは、誤封鎖状態または再把握状態についてユーザに警告（赤のLEDインジケータ）するようにも設計され得る。あるいは、可視的インジケータは、封鎖プロセスの間、封鎖の形成の漸進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、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）の上に使用され得、該一連のLEDは、封鎖プロセスの間、漸進的に照明して、封鎖の状態に関してユーザに可視的フィードバックを提供する。

30

【0149】

本開示の幾つかの実施形態が図面で示されたが、本開示がそれらに限定されるとは意図されていない。なぜならば、本開示は当技術分野が許す限り範囲が広くあることが意図され、本明細書は、そのように読まれることが意図されているからである。したがって、上述は、限定するものとして解釈されるべきではなく、単に、特定の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た請求項の範囲および精神内で、他の変更を想定する。

40

【図 1 A】

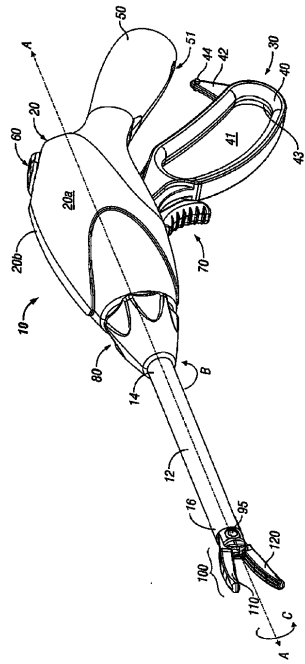


FIG. 1A

【図 1 B】

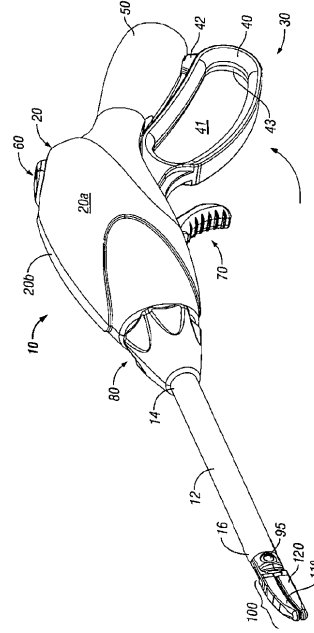


FIG. 1B

【図 2】

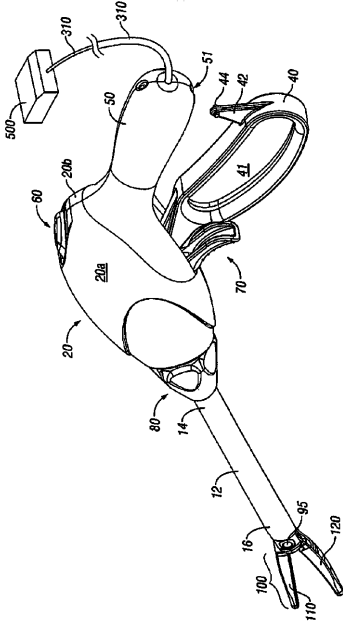


FIG. 2

【図 3 A】

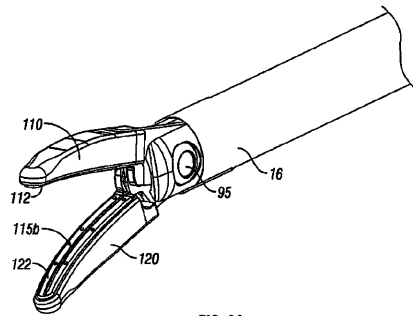


FIG. 3A

【図 3 B】

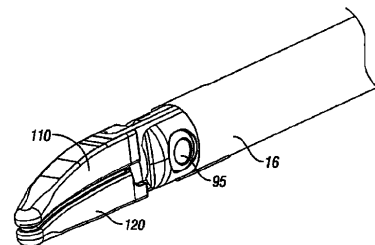


FIG. 3B

【図 3 C】

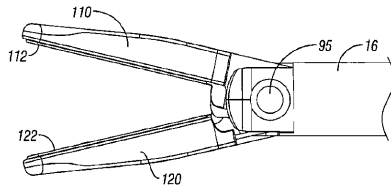


FIG. 3C

【図 3 D】

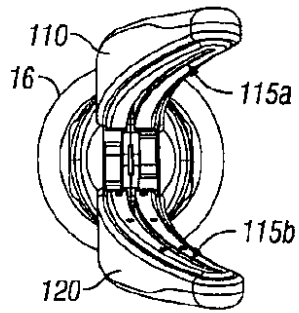


FIG. 3D

【図 3 E】

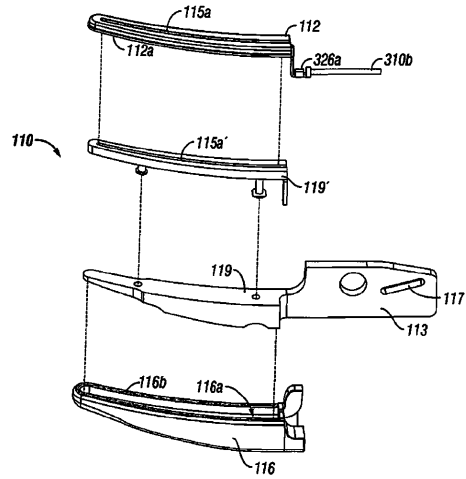


FIG. 3E

【図 3 F】

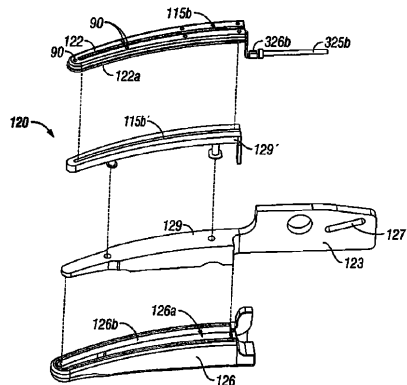


FIG. 3F

【図 4】

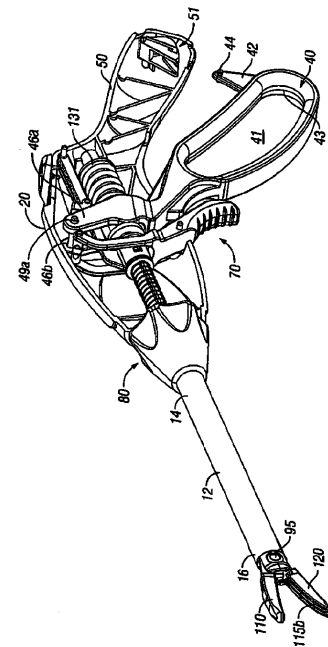


FIG. 4

【図 5 A】

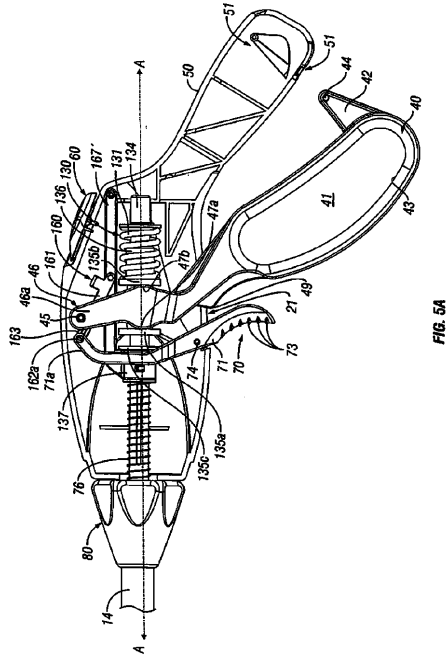


FIG. 5A

【図 5 B】

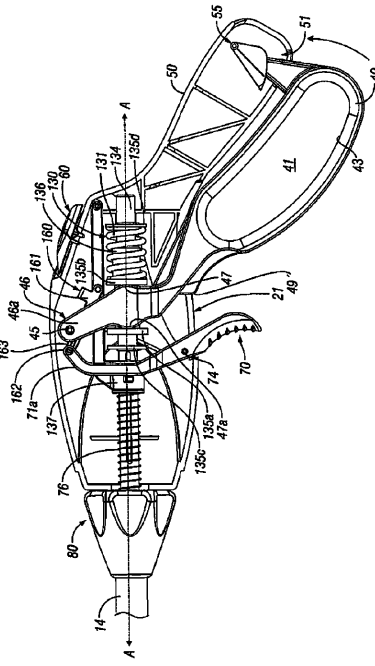


FIG. 5B

【図 5 C】

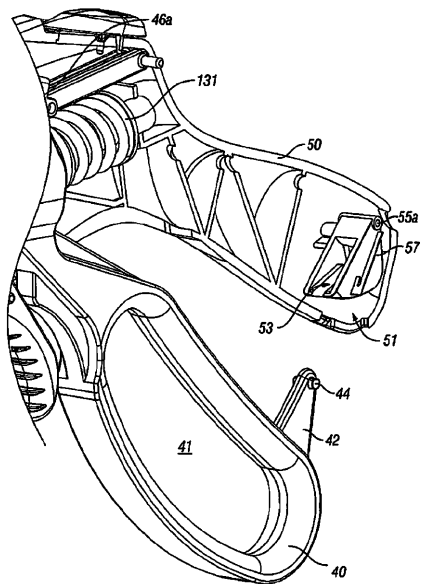


FIG. 5C

【図 5 D】

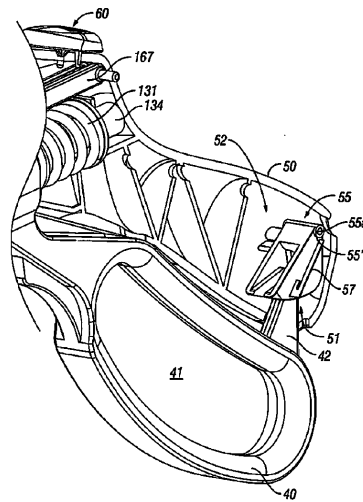


FIG. 5D

【図 6 A】

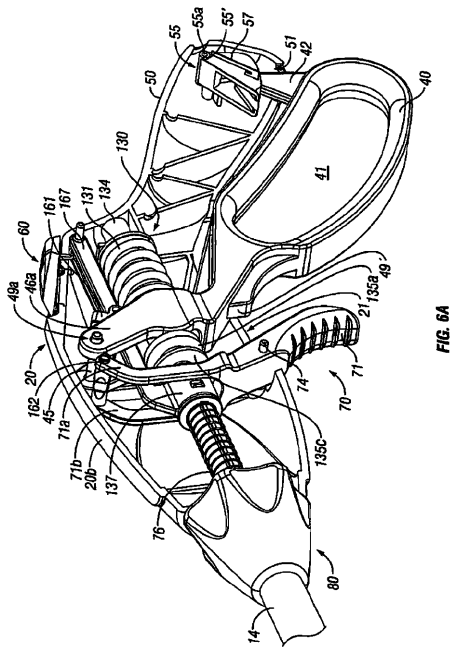


FIG. 6A

【図 6 B】

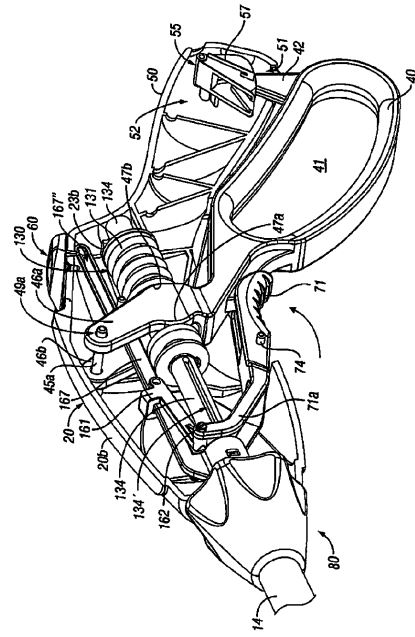


FIG. 6B

【図 6 C】

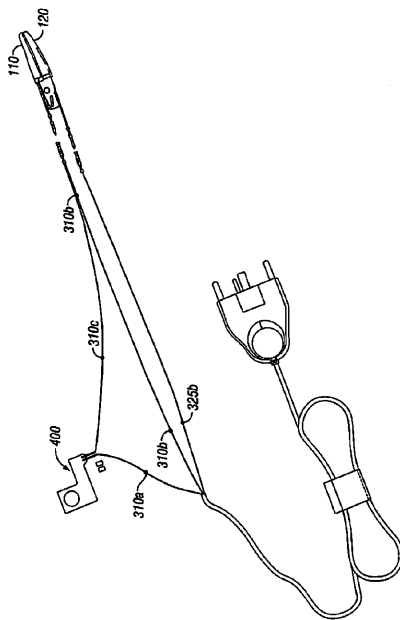


FIG. 6C

【図 7】

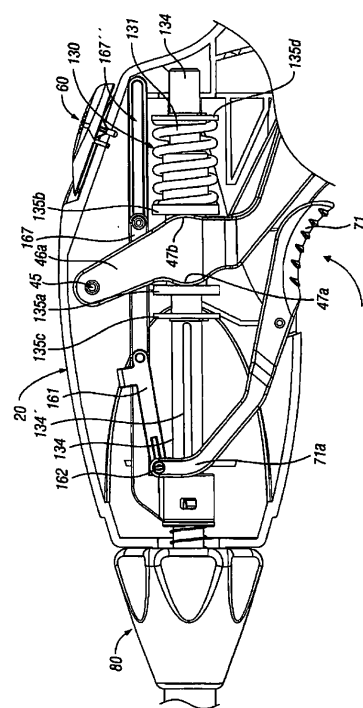


FIG. 7

【 図 8 A 】

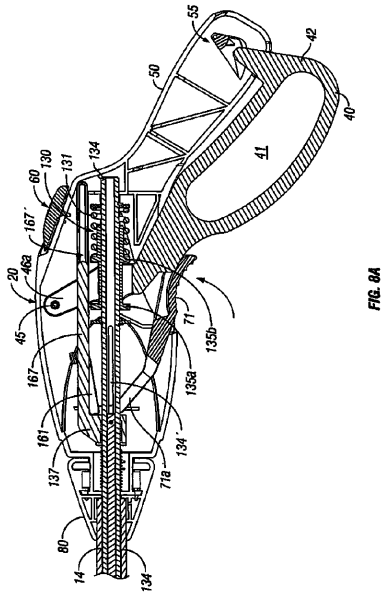


FIG. 8A

【 図 8 B 】

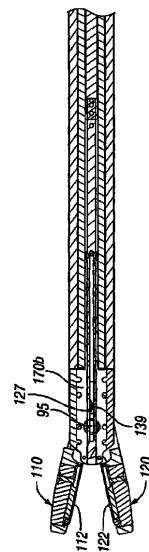


FIG. 8B

【 図 8 C 】

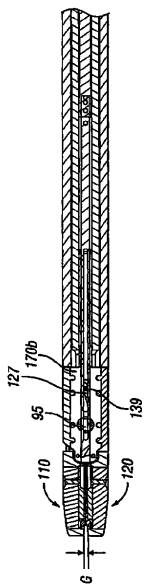


FIG. 8C

【 図 9 A 】

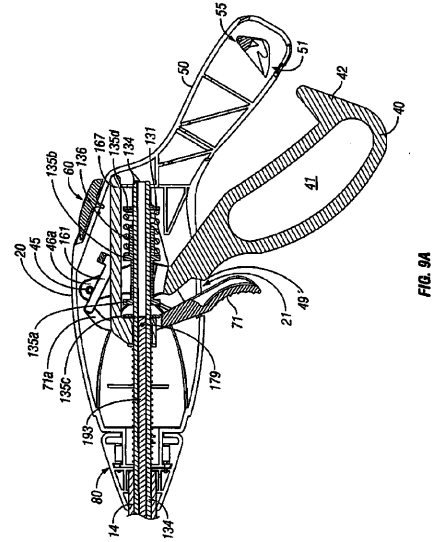


FIG. 9A

【図 9 B】

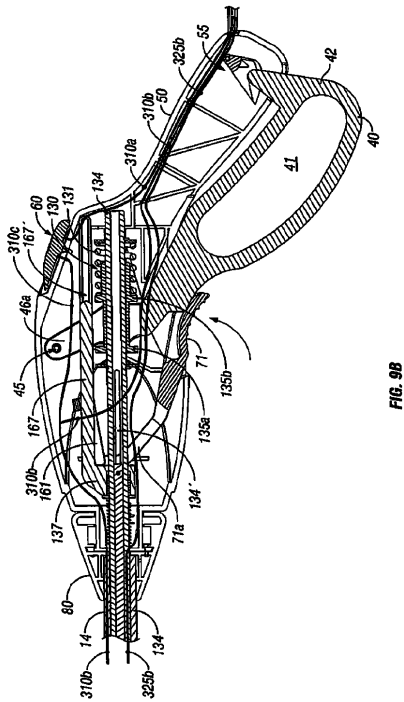


FIG. 9B

【図 10 A】

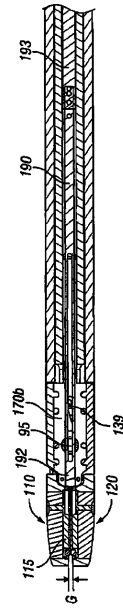


FIG. 10A

【図 10 B】

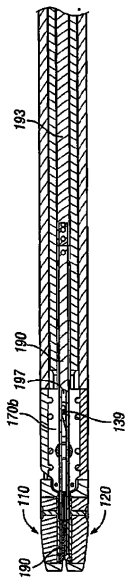


FIG. 10B

【図 10 C】

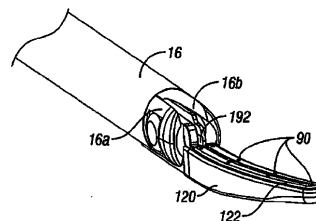


FIG. 10C

【図 10 D】

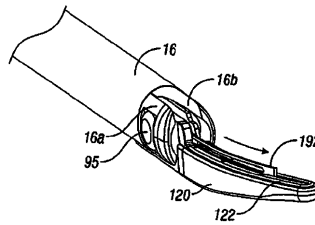


FIG. 10D

【図 1 1】

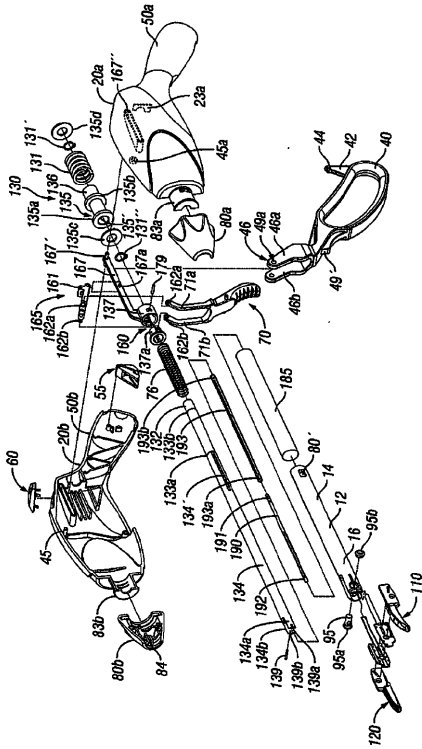


FIG. 11

【図 1 2】

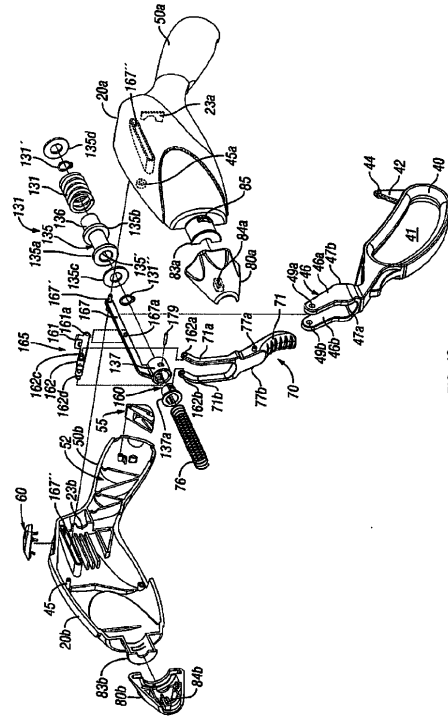
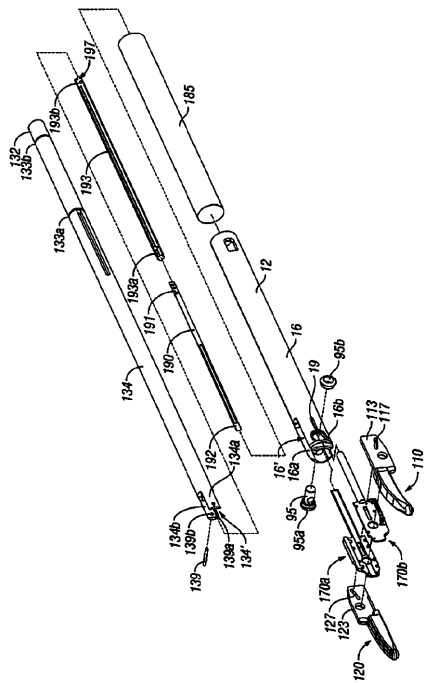


FIG. 12

【図 1 3】



【図 15 A】

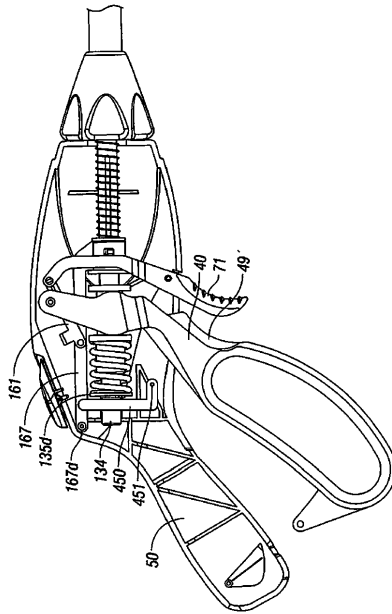


FIG. 15A

【図 15 B】

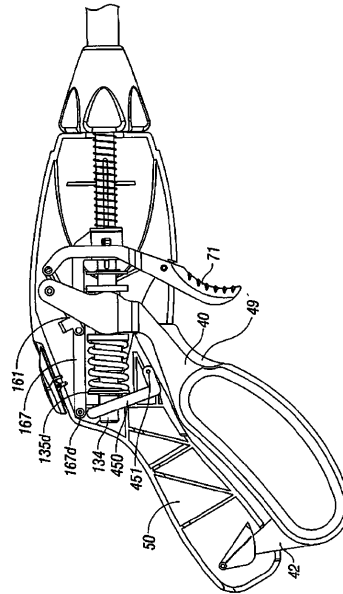


FIG. 15B

【図 16 A】

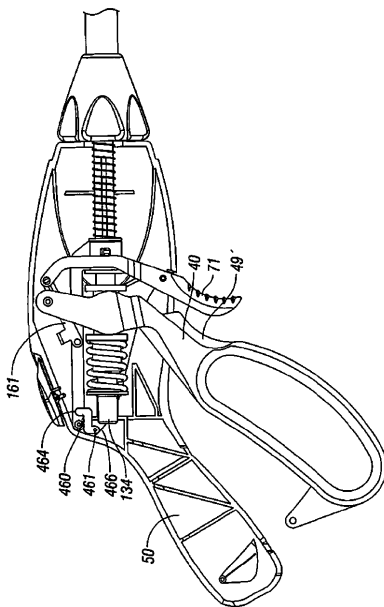


FIG. 16A

【図 16 B】

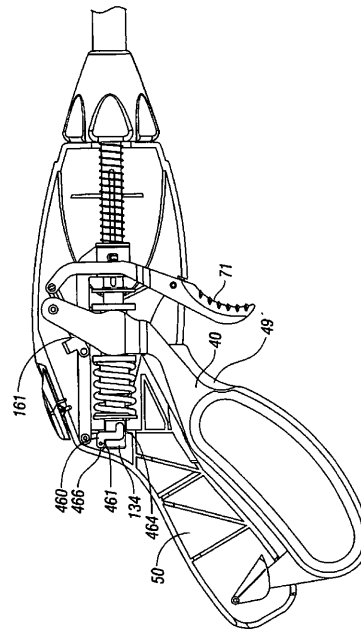


FIG. 16B

【外国語明細書】
2014000437000001.pdf

专利名称(译)	内窥镜血管封闭器和用于大型组织结构的分隔器		
公开(公告)号	JP2014000437A	公开(公告)日	2014-01-09
申请号	JP2013171150	申请日	2013-08-21
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司有限合伙		
[标]发明人	ジェフアンガー		
发明人	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 A61B2018/00916 A61B2018/1412 A61B2018/1432 A61B2018/1455 A61B2018/1861 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK37 4C160/MM32 4C160/MM33		
优先权	61/040048 2008-03-27 US 12/410188 2009-03-24 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种用于封闭和/或切割大型组织结构的内窥镜双极钳。壳体（20）和联接至该壳体的轴（12），该轴（12）在远端具有钳口构件（110、120）并具有限定的纵向轴线，并选择性地前进。从第一位置开始，该第二位置包括两个可能的驱动套筒，在该位置中，钳夹构件彼此间隔开地布置；从第二位置，其中钳夹构件彼此靠近以操纵组织，驱动组件，其构造成使钳夹构件相对于彼此移动并且可绕枢轴旋转以推动驱动组件的驱动凸缘，以使钳夹构件在第一位置和第二位置之间移动。内窥镜双极钳具有可移动的手柄30和具有刀杆的刀组件，刀杆移动刀以切断钳口构件之间的组织。[选型图]图1A

