

(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2007-325956

(P2007-325956A)

(43) 公開日 平成19年12月20日(2007.12.20)

(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 0 6 0
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 4 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号	特願2007-216529 (P2007-216529)	(71) 出願人	300044528
(22) 出願日	平成19年8月22日 (2007.8.22)		シャウウッド・サービシズ・アクチュエン
(62) 分割の表示	特願2002-578838 (P2002-578838)		ゲゼルシャフト
	の分割		SHERWOOD SERVICES A
原出願日	平成14年1月22日 (2002.1.22)		G
(31) 優先権主張番号	PCT/US01/11340		スイス国 シーエイチ-8201 シャフ
(32) 優先日	平成13年4月6日 (2001.4.6)		ハウゼン, パーンホフシュトラセ 29
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107489
			弁理士 大塩 竹志
		(72) 発明者	シーン ディカス
			アメリカ合衆国 コロラド 80205,
			デンバー, クラークソン ストリート
			2226

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管の封着機および分割機

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 組織を封着・切断する方法の提供。

【解決手段】 組織の封着・分離を実施するための電気外科用器具であって、シャフト12が取り付けられたハウジング20を備え、このシャフトは、長手方向軸を規定し、電気外科用器具はまた、第二ジョー部材に対して移動可能な第一ジョー部材を備え、第一ジョー部材は、シャフトに取り付けられており、そして第一開放位置から第二閉鎖位置へと相対的に移動可能であり、第一開放位置において、ジョー部材は互いに対して間隔を空けた関係で配置され、第二閉鎖位置において、ジョー部材は、これらの間に組織を握るように協働し、この器具はまた、第一の位置と第二の位置との間でジョー部材の移動を生じるための、ドライブロッドアセンブリ、および長手方向軸の周りでジョー部材を回転させるための、ハウジングに取り付けられた回転アセンブリ80を備え、ナイフアセンブリもまた、ハウジングに取り付けられる。

【選択図】 図1A

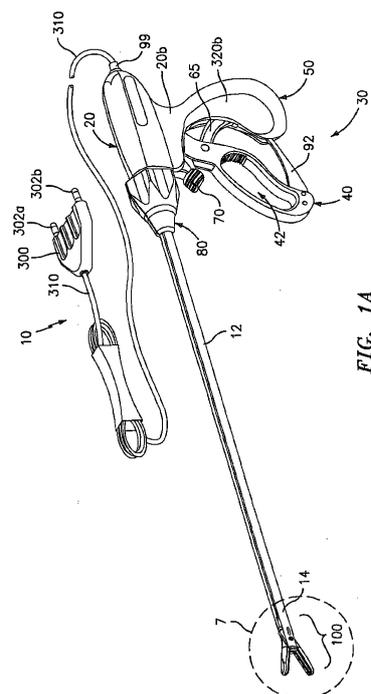


FIG. 1A

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、該器具は、以下：

細長シャフトであって、該細長シャフトの遠位端で対向するジョー部材を有し、該ジョー部材は、第一位置から第二位置へと互いに対して移動可能であり、該第一位置において、該ジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そして該第二位置において、該ジョー部材は、該ジョー部材の間に組織を握るように協働し、各ジョー部材は、組織の接着を減少させるための非粘着コーティングが表面に配置された導電性シーリング表面を備える、細長シャフト；

各ジョー部材であって、該ジョー部材の間に保持された組織を通して該ジョー部材がエネルギーを伝導し、シールを生じ得るように、電気エネルギー源に電氣的に接続されるように適合された各ジョー部材；

ハンドルアセンブリであって、該ハンドルアセンブリは、該導電性シーリング表面の間の閉鎖圧力を約 100 p s i と約 200 p s i との間の範囲に維持するための寸法にされており、該ハンドルアセンブリは、ハンドルと、カム様ピストンと、固定ハンドルとを備え、該ハンドルと、該カム様ピストンと、該固定ハンドルとは、一緒になって、4本棒機構リンクを形成し、相互に協働して、該ジョー部材の間に握られた組織に対して均一な閉鎖圧力を生じさせる、ハンドルアセンブリ；

該細長シャフト内に配置された、長手軸方向に往復運動するナイフであって、該シールの近くで組織を切断するために、選択的に進行可能である、ナイフ；ならびに

該ジョー部材のうちの少なくとも1つの該導電性表面に作動可能に関連する、少なくとも1つの非伝導性ストップ部材であって、該少なくとも1つの非電導性ストップ部材は、該ジョー部材の間に組織が保持される場合に、該ジョー部材の間の距離を制御するような寸法にされており、該少なくとも1つの非電導性ストップ部材は、該導電性シーリング表面の間に、約 0.005 ミリメートル～約 0.015 ミリメートルの範囲の空隙を作製する、少なくとも1つの非電導性ストップ部材、ならびに

該ナイフと作動的に接続する引き金アセンブリであって、該ナイフを作動させるために選択的に移動可能である、引き金アセンブリ、を備える、内視鏡双極鉗子。

【請求項 2】

前記非粘着コーティングが、ニッケル-クロム、窒化クロム、Med Coat 2000、インコネル600およびスズ-ニッケルのうちの少なくとも1種を含む、請求項1に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 3】

各ジョー部材が、組織の接着を減少させる材料から製造された外周表面を備え、該外周表面は、ニッケル-クロム、窒化クロム、Med Coat 2000、インコネル600およびスズ-ニッケルからなる材料の群より選択される、請求項1に記載の組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子。

【請求項 4】

本明細書に記載されるような、血管の封着機および分割機。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

(関連出願の引用)

本出願は、2001年4月6日に提出された、DycusらのPCT出願番号PCT/US01/11340、表題「VESSEL SEALER AND DIVIDER」(この全体的な内容は、本明細書中で参考として援用されている)の一部継続出願である。

【0002】

(背景)

本開示は、内視鏡外科的処置を実行する電気外科用器具および方法に関し、さらに特定すると、本開示は、開放または内視鏡双極電気外科用鉗子ならびに組織を封着および/または切断する方法に関する。

【技術分野】

【0003】

(技術分野)

止血剤または鉗子は、簡単なプライヤー様器具であり、これは、そのジョー間での機械的な作用を使用して血管を締め付け、通例、組織を握り、切り裂き、そして/またはクランプ留めするために、開放外科的処置で使用されている。電気外科用鉗子は、組織および血管を加熱して組織を凝固、焼灼および/または封着することにより止血を行うために、機械的クランプ留め作用および電気的エネルギーの両方を利用する。

10

【0004】

過去数十年にわたって、内視鏡および内視鏡器具（これらは、小さい穿刺様切開部を通して、臓器にアクセスする）を使って、生命の維持に重要な器官および体腔へのアクセスを獲得する伝統的な開放方法を称賛する外科医が増えている。内視鏡器具は、カニューレまたはポート（これは、外套針と共に作製されている）を通して患者に挿入される。カニューレの典型的な大きさは、3ミリメートルから12ミリメートルの範囲である。通常、小さいカニューレが好ましいが、これにより、理解できるように、最終的には、カニューレを通して適合する外科用器具を製造する方法を見つけなければならない器具製造業者は、設計上の難題に直面する。

20

【0005】

ある種の内視鏡外科的処置には、血管または血管組織を切断することが必要である。しかしながら、空間的に限られているために、外科医は、血管を縫合したり出血を抑える他の伝統的な方法（例えば、横に切開した血管のクランプ留めおよび/または縛り）を実行したりするのが困難となり得る。血管は、直径2ミリメートル未満の範囲では、しばしば、標準的な電気外科技術を使用して閉じられ得る。しかしながら、もし、それより大きい血管が切断されたなら、外科医は、その内視鏡処置を開放外科的処置に切り替えて、それにより、腹腔鏡検査の有利な点を捨てる必要があり得る。

【0006】

いくつかの学術誌の論文には、電気外科を使用して小血管を封着する方法が開示されている。Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator (J. Neurosurg., 75巻、1991年7月)の表題の論文は、小血管を封着するのに使用される双極凝固器を記述している。この論文は、2~2.5mmより大きい直径の動脈を安全に凝固することが不可能であることを述べている。第二の論文は、Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation - 「COA-COMP」(Neurosurg. Rev. (1984), pp. 187~190)の表題であるが、血管壁の焦げを避け得るように血管への電気外科動力の伝達を停止する方法を記述している。

30

【0007】

上述のように、電気外科鉗子を利用することにより、外科医は、ジョー部材を通して組織に加えら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、焼灼、凝固/乾燥および/または単に出血を少なくするか遅くできる。各ジョー部材の電極は、これらのジョー部材が組織を握るときに電気エネルギーが組織を通して選択的に移動できるように、異なる電位に荷電される。

40

【0008】

大きい血管を正しく封着するために、2つの主な機械的パラメータ（血管に加えらる圧力および電極間の間隙距離）を正しく制御しなければならない。それらの両方は、封着した血管の厚さの影響を受ける。さらに特定すると、圧力を正しく加えることは、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を組織に通すのに十分に低い値に組織

50

インピーダンスを低くするために、組織加熱中の膨張力に打ち勝つために、そして良好な封着の指標である末端組織厚さに寄与するために、重要である。典型的な融合血管壁は、0.001インチと0.005インチの間で最適であることが決定されている。この範囲より低いと、その封着は、断ち切られるか引き裂かれ、そしてこの範囲より高いと、管腔は、正しくまたは効果的には封着されない。

【0009】

血管が小さくなるほど、組織に加えられる圧力は、関係が少なくなる傾向にあるのに対して、導電面間の間隙距離は、効果的な封着に重要となってくる。言い換えれば、2個の導電面が起動中に触れる機会は、血管が小さくなるにつれて、大きくなる。

【0010】

電気外科方法は、血管壁に大きい閉鎖力を加えることができる器具と連結され、適当な電気外科出力曲線を使用して大きい血管を封着し得る。小血管を凝固するプロセスは、基本的に、電気外科血管封着とは異なると考えられている。本明細書中の目的のために、「凝固」とは、その組織細胞が破裂し乾いた組織を乾燥するプロセスとして定義される。血管封着とは、融合した塊に再編成するように、組織内のコラーゲンを液化するプロセスとして定義される。それゆえ、小血管の凝固は、それらを永久的に閉じるのに十分である。大きい血管は、永久的な閉鎖を確実に行うように、封着する必要がある。

【0011】

Willisの米国特許第2,176,479号、Hiltebrandtの米国特許第4,005,714号および第4,031,898号、Boebelらの米国特許第5,827,274号、第5,290,287号および第5,312,433号、Lottickの米国特許第4,370,980号、第4,552,143号、第5,026,370号および第5,116,332号、Sternらの米国特許第5,443,463号、Eggersらの米国特許第5,484,436号およびRichardsonらの米国特許第5,951,549号は、全て、血管または組織を凝固、切断および/または封着する電気外科用器具に関する。しかしながら、これらの設計の一部は、血管に対して、均一に再現可能な圧力を与えないかもしれず、その結果、無効または不均一な封着を生じ得る。

【0012】

これらの器具の多くは、ブレード部材または剪断部材を含み、これらは、単に、機械的および/または電気機械的な様式で組織を切断するので、相対的に、血管封着の目的には無効である。他の器具は、適当な封着厚さを獲得するのにクランプ圧だけに頼っており、間隙公差ならびに/または平行度および平面度の要件（これらは、もし正しく制御されたなら、一貫した有効な組織封着を保証できるパラメータである）を考慮して設計されていない。例えば、クランプ圧だけを制御することによって封着した組織の厚さを十分に制御することは、以下の2つの理由のいずれかのために、困難であることが公知である：1) もし、加える力が大きすぎるなら、2本の極が触れて、組織を通してエネルギーが移動されず、無効な封着を生じる可能性がある；または2) もし、加える圧力が低すぎるなら、組織は、起動および封着前に早く移動しすぎるか、および/または厚くて信頼性の低いシールが形成され得る。

【0013】

上述のように、大きい血管を正しく効果的に封着するために、対向しているジョー部材間で、さらに大きい閉鎖力が必要である。これらのジョー間で大きい閉鎖力を加えるには、典型的には、各ジョーに対して、その旋回軸の周りで大きく移動させる必要があることが知られている。これらのジョー部材が、典型的には、ピン（これは、各ジョー部材の旋回軸に対して、小モーメントアームを有するように位置付けられている）で固着されているので、このことは、難題である。大きい力は、小モーメントアームと共に、これらのピンを剪断し得るので、望ましくない。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り、および/またはこれらの閉鎖力を少なくとも部分的に取り除いて機械の故障の可能性を少なくする器具を設計することにより、いずれかによって、これらの大

10

20

30

40

50

きい閉鎖力を補償しなければならない。理解できるように、もし、金属旋回ピンを使用するなら、これらの金属ピンは、このピンがジョー部材間の代替電流経路（有効な封着に悪影響を及ぼし得る）として作用することを避けるために、絶縁しなければならない。

【0014】

電極間の閉合力を高めると、他の望ましくない影響を及ぼし得る。例えば、それにより、対向電極は、互いに密に接触し得、その結果、短絡を起こし得、また、小さい閉鎖力は、圧縮中および起動前に、組織の早すぎる移動を起こし得る。

【0015】

典型的には、特に、内視鏡電気外科的処置に関して、一旦、血管が封着されると、外科医は、手術部位から封着器具を取り除いて、カニューレを介して新しい器具で置き換え、新しく形成した組織シールに沿って血管を正確に切離しなければならない。理解できるように、この追加工程は、（特に、かなりの数の血管を封着するときに）時間がかかるだけでなく、組織封着線の中心に沿った切離器具の誤整列または誤配置が原因で、封着線に沿った組織の分離が正確でなくなり得る。

10

【0016】

ナイフまたはブレード部材（これは、組織封着を形成した後、組織を効果的に切離する）を組み込んだ器具を設計する試みがなされている。例えば、Foxらの米国特許第5,674,220号は、透明な血管封着器具を開示しており、これは、長手軸方向に往復運動するナイフを含み、このナイフは、一旦封着した組織を切離する。この器具は、複数のアパーチャを含み、これらにより、封着および切離プロセス中にて、組織を直接視覚化できるようになる。この直接的な視覚化により、ユーザーは、血管封着時に起こることが公知である、目に見える望ましくない特定の効果（熱の拡散、焦げなど）を少なくするかおよび/または限定するために、閉鎖力およびジョー部材間の間隙距離を目で見て調節できるようになる。理解できるように、この器具を使って有効な組織シールを作り出すことが全体的に成功するかどうかは、血管を均一かつ一貫して有効に封着して理想的な切断面に沿ってシールで組織を分離するために適当な閉鎖力、間隙距離およびナイフの往復運動長を判断する際のユーザーの技能、視力、器用さ、および経験に大いに頼っている。

20

【0017】

Austinらの米国特許第5,702,390号は、三角形電極を含む血管封着器具を開示しており、この電極は、組織を封着する第一位置から、組織を切断する第二位置へと回転可能である。この場合もやはり、ユーザーは、組織を封着し切断する種々の影響を制御するために、直接的な視覚化および技能に頼らなければならない。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0018】

従って、脈管組織を効率的かつ一貫して封着および分離し、当該分野で知られている上記の問題点の多くを解決する、電気外科様装置を開発する必要性が存在する。

【課題を解決するための手段】

【0019】

本発明によって以下が提供される：

40

（1）組織の封着および分割の少なくとも1つを実行する電気外科用器具であって、該器具は、以下：

ハウジングであって、該ハウジングにシャフトが装着され、該シャフトは、長手方向軸を規定する、ハウジング；

第一ジョー部材であって、該第一ジョー部材は、第二ジョー部材に対して移動可能であり、該シャフトに装着され、そして第一開放位置から第二閉鎖位置へと相対的に移動可能であり、該第一開放位置では、該ジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、該第二閉鎖位置では、該ジョー部材は、その間で組織を握るように協働する、第一ジョー部材；

ドライブロッドアセンブリであって、該第一位置と第二位置との間で該ジョー部材を移

50

動させる、ドライブロッドアセンブリ；

回転アセンブリであって、該ハウジングに装着され、該長手方向軸の周りで、該ジョー部材を回転させる、回転アセンブリ；

ナイフアセンブリであって、該ハウジングに装着され、該ジョー部材間で握られた組織を引き離す、ナイフアセンブリ；

ハンドルアセンブリであって、該ハンドルアセンブリは、該ハウジングに装着され、該ドライブロッドアセンブリを起動する、ハンドルアセンブリ；

第一導線および第二導線であって、該導線は、該ジョー部材を電気エネルギー源と接続し、該ジョー部材がその間に保持された組織を通してエネルギーを伝導できるようにする、導線；ならびに

該ハウジングに取り付けられたハンドスイッチであって、該ハンドスイッチは、ユーザーが該ジョー部材に選択的にエネルギー付与することを可能にする、ハンドスイッチ、を備える、電気外科用器具。

(2) 前記ナイフアセンブリが、電気外科エネルギーの供給源に電氣的に接続されている、項目1に記載の電気外科用器具。

(3) 引き金アセンブリが、ユーザーが前記ナイフアセンブリに選択的にエネルギー付与することを可能にするためのスイッチを備える、項目2に記載の電気外科用器具。

(4) 前記ナイフアセンブリが、電気エネルギー源に電氣的に接続されており、そして前記ハンドスイッチは、ユーザーが前記ジョー部材と前記ナイフアセンブリとの両方を選択的に独立して作動させることを可能にする、項目1に記載の電気外科用器具。

(5) 項目4に記載の電気外科用器具であって、前記ハンドスイッチが、ウエハスイッチを備え、該ウエハスイッチが、以下：

前記ジョー部材および前記ナイフが作動しない、ニュートラル位置；

該ジョー部材がエネルギー付与され、そして該ナイフがニュートラルのままである、第一の位置；ならびに

該ナイフがエネルギー付与され、そして該ジョー部材がニュートラルのままである、第二の位置、を有する、電気外科用器具。

(6) 前記ハンドスイッチが、ユーザーの親指による作動を容易にするために配置されたウエハスイッチを備える、項目1に記載の電気外科用器具。

(7) 組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、該器具は、以下：

細長シャフトであって、該細長シャフトの遠位端で対向するジョー部材を有し、該ジョー部材は、第一位置から第二位置へと互いに対して移動可能であり、該第一位置において、該ジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そして該第二位置において、該ジョー部材は、該ジョー部材の間に組織を握るように協働し、該ジョー部材は、組織の接着を減少させるための外周表面を備え、該外周表面は、ニッケル-クロム、窒化クロム、Med Coat 2000、インコネル600およびスズ-ニッケルからなる材料の群より選択される、細長シャフト；

電気エネルギー源であって、該電気エネルギー源は、該ジョー部材の間に保持された組織を通して該ジョー部材がエネルギーを伝導し、シールを生じ得るように、各ジョー部材に接続されている、電気エネルギー源；

長手軸方向に往復運動するナイフであって、該シールの近くで組織を切断するための、ナイフ；ならびに

該ジョー部材の少なくとも1つの内向表面に配置された、少なくとも1つの非伝導性ストップ部材であって、該ストップ部材は、該ジョー部材の間に組織が保持される場合に、該ジョー部材の間の距離を制御する、ストップ部材、を備える、内視鏡双極鉗子。

(8) 組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子であって、以下：

細長シャフトであって、該細長シャフトの遠位端で対向するジョー部材を有し、該ジョー部材は、第一位置から第二位置へと互いに対して移動可能であり、該第一位置において

10

20

30

40

50

、該ジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そして該第二位置において、該ジョー部材は、該ジョー部材の間に組織を握るように協働する、細長シャフト；

電気エネルギー源であって、該電気エネルギー源は、該ジョー部材の間に保持された組織を通して該ジョー部材がエネルギーを伝導し、シールを生じ得るように、各ジョー部材に接続されている、電気エネルギー源；

長手軸方向に往復運動するナイフであって、該シールの近くで組織を切断するための、ナイフ；ならびに

一对の非伝導性ストップ部材および少なくとも1つのさらなるストップ部材であって、該一对の非伝導性ストップ部材は、該ジョー部材のうちの少なくとも1つの内向表面に配置されており、そして該さらなるストップ部材は、該同じジョー部材の同じ該内向表面に配置されており、該一对の非伝導性ストップ部材に対して間隔を空けた関係で配置されており、該非伝導性ストップ部材は、該ジョー部材の間に組織が保持される場合に、該ジョー部材の間の距離を調節するような寸法にされている、ストップ部材、
を備える、内視鏡双極鉗子。

10

(9) 組織の封着および分割の少なくとも1つを実行する電気外科用器具であって、該器具は、以下：

ハウジングであって、該ハウジングにシャフトが装着され、該シャフトは、長手方向軸を規定する、ハウジング；

第一ジョー部材であって、該第一ジョー部材は、第二ジョー部材に対して移動可能であり、該シャフトに装着され、そして第一開放位置から第二閉鎖位置へと相対的に移動可能であり、該第一開放位置では、該ジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、該第二閉鎖位置では、該ジョー部材は、その間で組織を握るように協働する、第一ジョー部材；

20

ドライブロッドアセンブリであって、該第一位置と第二位置との間で該ジョー部材を移動させる、ドライブロッドアセンブリ；

回転アセンブリであって、該ハウジングに装着され、該長手方向軸の周りで、該ジョー部材を回転させる、回転アセンブリ；

ナイフアセンブリであって、該ハウジングに装着され、該ジョー部材間で握られた組織を引き離す、ナイフアセンブリ；

ハンドルアセンブリであって、該ハンドルアセンブリは、該ハウジングに装着され、該
ドライブロッドアセンブリを起動する、ハンドルアセンブリ；

30

第一導線および第二導線であって、該導線は、該ジョー部材を電気エネルギー源と接続する、導線；ならびに

該ハウジングに取り付けられたハンドスイッチであって、該ハンドスイッチは、該ジョー部材の間に配置された組織を封着するために、ユーザーが該ジョー部材に選択的に電気エネルギーを印加して、該ジョー部材を加熱することを可能にする、ハンドスイッチ、
を備える、電気外科用器具。

(要旨)

本開示は、組織をクランプし、封着し、そして分割するための、双極電気外科鉗子に関する。より具体的には、本開示は、対向するジョー部材の間の組織に付与される全体のクランプ圧力における一貫性をもたらし、対向するジョー部材間の間隙距離を調節し、起動中の対向するジョー部材の短絡の機会を減少させ、起動および組織の分割の前または間の組織の操作、把持および保持の際に補助する非伝導性のストップ部材を備え、そして組織の操作、封着および分割の間の起動の不規則性の機会を減少させるように独特に設計された、器具の本体および対向するジョー部材を通る電気ケーブル経路を提供する、双極電気外科鉗子に関する。

40

【0020】

組織の封着および分割のうちの少なくとも1つを実施するための電気外科用器具は、シャフトが取り付けられたハンドルを備え、このシャフトは、長手方向軸を規定する。この電気外科用器具はまた、第二ジョー部材に対して移動可能な第一ジョー部材を備え、この

50

第一ジョー部材は、シャフトに取り付けられており、そして第一開放位置（ここで、これらのジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係に配置される）から第二閉鎖位置（ここで、これらのジョー部材は、その間に組織を握るように協働する）へと相対的に移動可能である。この器具はまた、第一位置と第二位置との間のジョー部材の移動を与えるドライブロッドアセンブリ、およびジョー部材を長手方向軸の周りで回転させるための、ハウジングに取り付けられた回転アセンブリを備える。ジョー部材の間に握られた組織を引き離すためのナイフアセンブリもまた、このハウジングに取り付けられており、そしてドライブロッドアセンブリを作動させるためのハンドルアセンブリが、このハウジングに取り付けられている。この器具はまた、第一および第二の導線を備え、これらは、ジョー部材を電気エネルギー源に接続し、その結果、これらのジョー部材は、それらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導し得る。ハンドスイッチが、ハウジングに取り付けられて、ユーザーがジョー部材に選択的にエネルギー付与することを可能にする。

10

【0021】

1つの実施形態において、ナイフアセンブリは、電気外科エネルギーの供給源に電氣的に接続される。より具体的には、1つの実施形態において、引き金アセンブリがスイッチを備えて、ユーザーがナイフアセンブリに選択的にエネルギー付与することを可能にする。

【0022】

本開示による別の実施形態において、ナイフアセンブリは、電気外科エネルギーの供給源に電氣的に接続されており、そして上記ハンドスイッチは、ユーザーがジョー部材とナイフアセンブリとの両方を選択的に独立して作動させることを可能にする。好ましくは、このハンドスイッチは、以下を有するウエハスイッチを備える：ニュートラル位置であって、ここで、上記ジョー部材および上記ナイフは、作動しない；第一の位置であって、ここで、上記ジョー部材はエネルギー付与され、そして上記ナイフはニュートラルのままである；ならびに第二の位置であって、ここで、上記ナイフはエネルギー付与され、そして上記ジョー部材はニュートラルのままである。好ましくは、このウエハスイッチは、ユーザーの親指によって容易に作動されるように配置される。

20

【0023】

本開示の別の実施形態は、組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子を包含し、この鉗子は、遠位端で対向するジョー部材を有する細長シャフトを備える。これらのジョー部材は、第一位置（ここで、これらのジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係に配置される）から第二位置（ここで、これらのジョー部材は、その間に組織を握るように協働する）へと互いに相対的に移動可能である。これらのジョー部材は、好ましくは、組織の接着を減少させる材料で作製されるかまたはこの材料でコーティングされた、外周表面を備える。1つの実施形態において、この外側表面は、ニッケル-クロム、窒化クロム、Med Coat 2000、インコネル600およびスズ-ニッケルからなる群より選択される材料から作製される。本開示はまた、シールの近くで組織を切断するための長手方向に往復するナイフ、およびジョー部材の少なくとも1つの内向面に配置される、少なくとも1つの非伝導性ストップ部材（これは、組織がジョー部材の間に保持される場合に、これらのジョー部材の間の距離を制御する）を包含する。

30

40

【0024】

本開示の別の実施形態は、組織を封着および分割するための内視鏡双極鉗子を包含し、この鉗子は、遠位端で対向するジョー部材を有する細長シャフトを備える。これらのジョー部材は、第一位置（ここで、これらのジョー部材は、互いに対して間隔を空けた関係に配置される）から第二位置（ここで、これらのジョー部材は、その間に組織を握るように協働する）へと互いに相対的に移動可能である。電気エネルギー源が、各ジョー部材に接続され、その結果、これらのジョー部材は、これらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導して、シールを生じ得る。シールの近くで組織を切断するための、長手軸方向に往復するナイフが備えられる。一对の非伝導性ストップ部材が、少なくとも1つのジョー部材のうちの内向表面に配置され、そして少なくとも1つのさらなるストップ部材は、

50

同じジョー部材の同じ内向表面に配置され、一对の非導電性ストップ部材と間隔を空けた関係で配置される。この非伝導性ストップ部材は、ジョー部材の間に組織が保持される場合に、これらのジョー部材の間の距離を調節するような寸法にされる。

【0025】

組織の封着および分割のうちの少なくとも1つを実施するための、本開示の別の実施形態は、ハウジングに取り付けられた、ドライブロッドアセンブリならびに第一および第二の抵抗リード線を作動させるためのハンドルアセンブリを包含する。これらのリード線は、これらのジョー部材を電気エネルギー源に接続する。ハンドスイッチが、このハウジングに取り付けられ、このハンドスイッチは、ユーザーがジョー部材に選択的に電気エネルギーを印加してジョー部材を加熱し、これらのジョー部材の間に配置された組織を封着す

10

【0026】

1つの実施形態において、第一および第二のジョー部材は、旋回可能な様式で互いに対して移動可能であり、そして長手方向軸の周りで実質的に360°回転可能である。好ましくは、ハンドルおよび4本棒機構リンクのカム部材は、バネと協働して、ジョー部材の間に握られた組織に対して均一な閉鎖圧力を生じさせる。

【0027】

別の実施形態において、このハンドルは、ジョー部材を互いに対して選択的にロックするために、ハウジング内でロック可能である。好ましくは、ナイフアセンブリは、4本棒機械リンクの移動の際に、ロックされた構成からロック解除された構成へと変化可能である。例えば、このハンドルは、ハウジング内に配置される、予め規定された内部寸法を有するチャンネル内に往復運動する、フランジを備え得る。このフランジは、ジョー部材を互いに対して選択的にロックし、そしてナイフアセンブリをロック解除するように、チャンネルの予め規定された内部寸法と協働するような寸法にされる。

20

【0028】

なお別の実施形態において、ジョー部材のうちの1つは、それを通して少なくとも部分的に規定される長手軸方向チャンネルを備え、このチャンネルは、組織を引き離すための理想的な切断面に沿った、ナイフアセンブリの往復運動を可能にする。別の実施形態において、回転アセンブリは、機械的インターフェイス（例えば、移動止め）を備え、これは、ハウジングに配置された対応する機械的インターフェイス（例えば、切欠き）と協働して、ジョー部材の過剰な回転を防止する。

30

【0029】

本発明の器具の種々の実施形態は、図面を参照して、本明細書中で記述されている。

【0030】

（詳細な説明）

さて、図1～6を参照すると、種々の外科的処置と併用する双極鉗子10の1実施形態が示されており、これは、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、引き金アセンブリ70およびエンドエフェクタアセンブリ100を含み、これらは、相互に協働して、管状血管および血管組織420を握り、封着し、そして分割する（図20）。図面の過半数は、内視鏡外科的処置と関連して使用する双極鉗子10を描写しているものの、開放鉗子10'もまた、伝統的な開放外科的処置と関連して使用が考慮されており、図1Aで一例として示されている。本明細書の目的のために、この内視鏡形式のものが詳述されているが、しかしながら、開放鉗子10'もまた、下記のように、同じまたは類似した動作部品および作動特徴を含むと考えられる。

40

【0031】

より詳細には、鉗子10は、シャフト12を含み、このシャフト12は、遠位末端14（これは、エンドエフェクタアセンブリ100と機械的に係合する寸法にされている）および近位末端16（これは、ハウジング20と機械的に係合する）を有する。好ましくは、シャフト12は、その遠位末端14で二股に分かれて、末端14aおよび14bを形成し、これらの末端14aおよび14bは、図7および12で最もよく見えるように、エン

50

ドエフェクタアセンブリ 100 を受容する寸法にされている。シャフト 12 の近位末端 16 は、ノッチ 17 a (図 23 および 29 を参照) および 17 b (図 11、12 および 13 を参照) を含み、これらは、以下でさらに詳細に記述するように、回転アセンブリ 80 の対応している戻り止め 83 a (図 18 A) および 83 b (図 13 で想像線で示す) と機械的に係合する寸法にされている。図面および以下の記述では、「近位」との用語は、伝統的に、鉗子 10 のうち、ユーザーに近い末端を指すのに対して、「遠位」との用語は、ユーザーから遠い末端を指す。

【0032】

図 1 A で最もよく見えるように、鉗子 10 はまた、電気インターフェイスまたはプラグ 300 を含み、これは、鉗子 10 を電気外科エネルギー源 (例えば、発電機 (図示せず)) と接続する。プラグ 300 は、一对のブロング部材 302 a および 302 b を含み、これらは、鉗子 10 を電気外科エネルギー源に機械的および電氣的に接続する寸法にされている。プラグ 300 からスリーブ 99 には、電気ケーブル 310 が延びており、このスリーブは、ケーブル 310 を鉗子 10 にしっかりと接続する。図 9、11 および 18 A で最もよく見えるように、ケーブル 310 は、内部で、ケーブル導線 310 a および 310 b に分割され、これらは、以下でさらに詳細に説明するように、それぞれ、それらの各給送経路を通り、鉗子 10 を通って、エンドエフェクタアセンブリ 100 へと電気外科エネルギーを伝達する。

【0033】

ハンドルアセンブリ 30 は、固定ハンドル 50 および可動ハンドル 40 を含む。固定ハンドル 50 は、ハウジング 20 と一体的に結合しており、また、ハンドル 40 は、以下でさらに詳細に説明するように、鉗子 10 の操作に関して、固定ハンドル 50 に対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 の遠位末端 303 (図 18 A) に装着され、そして長手軸「A」の周りのいずれかの方向で、約 180 度で回転可能である。

【0034】

図 2 および 13 で最もよく見えるように、ハウジング 20 は、2 個のハウジング半体 20 a および 20 b から形成され、これらは、それぞれ、複数のインターフェイス 307 a、307 b および 307 c (図 13) を含み、これらのインターフェイスは、ハウジング 20 を形成し鉗子 10 の内部動作部品を囲むように、互いに機械的に整列し係合する寸法にされている。理解できるように、上で述べた固定ハンドル 50 は、ハウジング 20 に一体的に結合され、ハウジング半体 20 a および 20 b を組み立てることで形作られる。

【0035】

超音波溶接目的のために、ハウジング半体 20 a および 20 b の周辺の種々の地点 (例えば、エネルギー方向 / 偏向地点) で、複数の追加インターフェイス (図示せず) が配置され得ると想定される。また、ハウジング半体 20 a および 20 b (および下記の他の部品) が当該技術分野で公知の任意の様式で共に組み立てられ得ることも、考慮される。例えば、整列ピン、スナップ様インターフェイス、タングおよび溝インターフェイス、ロッキングタブ、接着剤ポートなどは、全て、組立目的のために、単独でまたは組み合わせて、いずれかで利用され得る。

【0036】

同様に、回転アセンブリ 80 は、2 個の半体 80 a および 80 b を含み、これらは、組み立てたとき、シャフト 12 の近位末端 16 を取り囲んで係合し、必要に応じて、エンドエフェクタアセンブリ 100 の選択的な回転を可能にする。半体 80 a は、一对の戻り止め 89 a (図 13) を含み、これらは、半体 80 b 内に配置された一对の対応ソケット 89 b (これは、図 13 では、想像線で示されている) を係合する寸法にされている。可動ハンドル 40 および引き金アセンブリ 70 は、好ましくは、単一構造であり、その組立プロセス中にて、ハウジング 20 および固定ハンドル 50 に操作可能に接続される。

【0037】

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 の遠位末端 14 に

10

20

30

40

50

装着され、そして一对の対向ジョー部材 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、最終的に、ドライブロッド 32 に接続され、これは、共に、ジョー部材 110 および 120 を開放位置からクランプ位置、すなわち閉鎖位置へと移動するように機械的に協働し、開放位置では、ジョー部材 110 および 120 は、互いに間隔を開けた関係で配置され、また、閉鎖位置では、ジョー部材 110 および 120 は、その間で組織 420 を握るように協働する（図 20）。このことは、図 9 ~ 11 および 20 ~ 29 に関連して、以下でさらに詳細に説明する。

【0038】

鉗子 10 は、特定の目的に依存して、または特定の結果を達成するために、部分的または完全に使い捨て可能であるように設計され得ると想定される。例えば、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、選択的かつ解除可能に、シャフト 12 の遠位末端 14 と係合可能であり得るか、および / または シャフト 12 の近位末端 16 は、選択的かつ解除可能に、ハウジング 20 およびハンドルアセンブリ 30 と係合可能であり得る。これらの 2 つの場合のいずれかにおいて、鉗子 10 は、「部分的に使い捨て」または「リポーザブル (reposable)」であると考えられ、すなわち、必要に応じて、古いエンドエフェクタアセンブリ 100 は、選択的に、新しい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）で置き換えられる。

【0039】

さて、図 1A ~ 13 に関して記述されているように、本開示のさらに詳細な特徴に目を向けると、可動ハンドル 40 は、そこを通過して規定されたアパーチャ 42 を備え、このアパーチャ 42 によって、ユーザーは、固定ハンドル 50 に対して、ハンドル 40 を握り移動することが可能となる。ハンドル 40 はまた、人間工学に基づいて機能強化した握り要素 45 を含み、これは、アパーチャ 42 の内部周端に沿って配置され、この周端は、起動中の可動ハンドル 40 を握り易くするように設計されている。握り要素 45 は、ハンドル 40 を握り易くするために、1 個またはそれ以上の隆起、スクワップおよび / または リブ（それぞれ、43a、43b および 43c）を含み得ると想定される。図 11 で最もよく見えるように、可動ハンドル 40 は、固定ハンドル 50 に対する第一位置から、固定ハンドル 50 と近接した第二位置へと回転軸 69 の周りで選択的に移動可能であり、これにより、以下で説明するように、ジョー部材 110 および 120 は、互いに対して移動する。

【0040】

図 11 で最もよく見えるように、ハウジング 20 は、ドライブアセンブリ 21 を取り囲み、この奴隷部アセンブリ 21 は、可動ハンドル 40 と協働して、ジョー部材 110 および 120 を、開放位置からクランプ位置、すなわち、閉鎖位置へと移動させ、開放位置では、ジョー部材 110 および 120 は、互いに間隔を開けた関係で配置され、また、閉鎖位置では、ジョー部材 110 および 120 は、その間で組織を握るように協働する。ハンドルアセンブリ 30 は、一般に、4 本棒機械リンク装置として特徴付けることができ、これは、以下の要素から構成される：可動ハンドル 40、リンク 65、カム様リンク 36 および ベースリンク（これは、固定ハンドル 50 ならびに一对の回転点 37 および 67b で統合されている）。ハンドル 40 の移動により、4 本棒リンク装置が起動され、これは、次に、対向ジョー部材 110 および 120 を互いに対して移動してその間で組織を握るために、ドライブアセンブリ 21 を起動する。4 本棒機械リンク装置を使用すると、ドライブアセンブリ 21 の操作パラメータに関して以下でさらに詳細に説明するように、組織 420 に対してジョー部材 110 および 120 を圧縮するとき、ユーザーは著しく機械的有利を得ることが出来ると想定される。本開示は、4 本棒機械リンク装置として示しているものの、当該技術分野で公知のように、ジョー部材 110 および 120 の相対運動を起こす他のリンク装置を考慮している。

【0041】

好ましくは、固定ハンドル 50 は、チャンネル 54（これは、本明細書中で定義されている）を備え、このチャンネルは、可動ハンドル 40 から近位に延びるフランジ 92 を受

10

20

30

40

50

容する寸法にされている。好ましくは、フランジ 9 2 は、固定端 9 0（これは、可動ハンドル 4 0 に固着されている）および t 形自由端 9 3（これは、ハンドル 5 0 のチャンネル 5 4 内に受容し易い寸法にされている）を備える。フランジ 9 2 は、ユーザーが、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を互いに対して開放位置から閉鎖位置へと選択的、進行的および/または漸進的に移動できる寸法にされ得ると想定される。また、例えば、フランジ 9 2 は、ラッチ様インターフェイスを備え得、これは、可動ハンドル 4 0 をロックして係合し、従って、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、特定の目的に依存して、互いに対して、選択的で漸進的な位置にあることが意図される。ハンドル 5 0（ならびにジョー部材 1 1 0 および 1 2 0）に対するハンドル 4 0 の移動を制御および/または制限するために、他の機構（例えば、流体圧、半流体圧、線形アクチュエータ、気体補助機構および/または歯車システム）もまた、使用され得る。

【0042】

図 1 1 で最良に図示しているように、ハウジング 2 0 のハウジング半体 2 0 a および 2 0 b は、組み立てたとき、内部空洞 5 2 を形成し、この内部空洞は、その中で t 形フランジ末端 9 3 を往復運動するために入口経路 5 3 および出口経路 5 8 が形成されるように、固定ハンドル 5 0 内で、チャンネル 5 4 を予め規定する。一旦、組み立てると、2 個のほぼ三角形の部材 5 7 a および 5 7 b は、互いに近接した関係で位置付けられ、その間にレールまたはトラック 5 9 を規定する。それぞれ、入口経路 5 3 および出口経路 5 8 に沿ったフランジ 9 2 の移動中に、t 形末端 9 3 は、三角形部材 5 7 a および 5 7 b の特定の寸法に従って、2 個の三角形部材 5 7 a および 5 7 b の間のトラック 5 9 に沿って載り、これらの三角形部材は、理解され得るように、固定ハンドル 5 0 に対するハンドル 4 0 の全体的な旋回運動の一部を予め決定する。

【0043】

一旦、起動すると、ハンドル 4 0 は、ほぼアーチ形の様式で、旋回軸 6 9 の周りで、固定ハンドル 5 0 に向かって移動して、それにより、リンク 6 5 は、旋回軸 6 7 a および 6 7 b の周りで近位に回転され、これらの旋回軸は、次に、ほぼ近位方向で、旋回軸 3 7 および 6 9 の周りで、カム様リンク 3 6 を回転させる。カム様リンク 3 6 の移動により、以下でさらに詳細に説明するように、ドライブアセンブリ 2 1 の移動が起こる。さらに、旋回軸 6 7 a および 6 7 b の周りでリンク 6 5 が近位回転すると、また、リンク 6 5 の遠位末端 6 3 は、選択的に起動するために、引き金アセンブリ 7 0 を解除（すなわち、「アンロック」）する。この特徴は、ナイフアセンブリ 2 0 0 の操作と共に、図 2 1 ~ 2 9 を参照して、詳細に説明されている。

【0044】

さて、図 1 2 に目を向けると、この図は、シャフト 1 2 およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 の分解図を示している。上述のように、シャフト 1 2 は、それぞれ、遠位末端 1 4 および近位末端 1 6 を備える。遠位末端 1 4 は、二股に分かれており、末端 1 4 a および 1 4 b を備え、これらは、一緒になって、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を受容する空洞 1 8 を規定する。近位末端 1 6 は、一对のノッチ 1 7 a（図 2 9）および 1 7 b（図 1 1）を備え、これらは、回転アセンブリ 8 0 の対応する戻り止め 8 3 a および 8 3 b（図 1 3）を係合する寸法にされている。理解され得るように、回転アセンブリ 8 0 の起動により、シャフト 1 2 が回転され、これは、次に、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を回転して、組織 4 2 0 を操作し握る。

【0045】

シャフト 1 2 はまた、一对の長手軸方向に配向したチャンネル 1 9 a（図 1 5）および 1 9 b（図 1 2）を備え、これらは、各々、以下の図 1 4 ~ 1 7 を参照してさらに詳細に説明するように、それぞれ、各ジョー部材 1 2 0 および 1 1 0 と最終的に接続するために、その中で、それぞれ、電気外科ケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b を運ぶ寸法にされている。シャフト 1 2 はまた、一对の長手軸方向に配向されたスロット 1 9 7 a および 1 9 7 b を備え、これらは、それぞれ、末端 1 4 a および 1 4 b 上に配置されている。スロット 1 9 7 a および 1 9 7 b は、その中でカムピン 1 7 0 を長手軸方向に往復運動させる

のに好ましい寸法にされ、この往復運動により、図 2 3 および 2 4 を参照して以下で説明するように、対向するジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、開放位置から閉鎖位置へと移動する。

【 0 0 4 6 】

シャフト 1 2 はまた、一对のソケット 1 6 9 a および 1 6 9 b を含み、これらは、遠位末端 1 4 a および 1 4 b に配置され、対応する回転ピン 1 6 0 を受容する寸法にされている。以下で説明するように、回転ピン 1 6 0 は、ジョー 1 1 0 および 1 2 0 を、二股遠位末端 1 4 a と 1 4 b との間でシャフト 1 2 に対して固定し、そしてカムピン 1 7 0 の長手軸方向運動によってジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 が回転ピン 1 6 0 の周りで開放位置から閉鎖位置へと回転するように、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を取り付ける。

10

【 0 0 4 7 】

シャフト 1 2 は、好ましくは、その中で、ナイフチューブ 3 4 を滑り受容する寸法にされ、このナイフチューブは、図 2 9 ~ 3 1 に関して以下で説明するように、ナイフチューブ 3 4 が長手軸方向に移動してナイフアセンブリ 2 0 0 を起動し組織 4 2 0 を分割するように、ナイフアセンブリ 2 0 0 と係合する。ナイフチューブ 3 4 は、リム 3 5 (これは、ナイフチューブの近位末端に位置している) および一对の対向ノッチ 2 3 0 a および 2 3 0 b (図 2 5 および 3 0) (これらは、ナイフチューブの遠位末端 2 2 9 に位置している) を含む。図 1 3 に最もよく示されているように、リム 3 5 は、対応するスリーブ 7 8 と係合する寸法にされ、これは、スリーブ 7 8 の遠位移動によってナイフチューブ 3 4 が並進運動するように、引き金アセンブリ 7 0 の遠位末端に配置され、このナイフチューブは、次に、ナイフアセンブリ 2 0 0 を起動する。ナイフチューブ 3 4 の頂上には、シール 1 9 3 が取り付けられ、ナイフチューブ 3 4 とシャフト 1 2 との間に位置付けられ得る。シール 1 9 3 は、シャフト 1 2 内でのナイフチューブ 3 4 の往復運動をし易くするか、および/または鉗子のさらに敏感な他の内部動作部品を手術中に望ましくない流体が充満することから保護する寸法にされ得ると想定される。シール 1 9 3 はまた、手術中に鉗子 1 0 を通る気腹圧の漏れを制御/調節するのに使用され得る。シール 1 9 3 は、好ましくは、一对の対向プッシング 1 9 5 a および 1 9 5 b を含み、これらは、シャフト 1 2 内でのナイフチューブ 3 4 の一貫したかつ正確な往復運動を保証する(図 1 5 を参照)。

20

【 0 0 4 8 】

ノッチ 2 3 0 a および 2 3 0 b は、好ましくは、ナイフアセンブリ 2 0 0 の対応する鍵様インターフェイス 2 1 1 を係合する寸法にされ、これは、一对の対向戻り止め 2 1 2 a および 2 1 2 b、および一对の対向ステップ 2 1 4 a および 2 1 4 b を含む。図 2 5 および 3 0 に最もよく図示されているように、各戻り止めおよびステップの配置(例えば、2 1 2 a および 2 1 4 a) は、それぞれ、対応するノッチ(例えば、2 3 0 a) を確実に係合し、その結果、ステップ 2 1 4 a の遠位末端は、ナイフチューブ 3 4 の遠位末端 2 2 9 と接する。このようにしてナイフチューブ 3 4 がナイフアセンブリ 2 0 0 に係合することで、組織 4 2 0 を通るナイフチューブ 3 4 の一貫したかつ正確な遠位並進運動が保証されると想定される。

30

【 0 0 4 9 】

本開示から理解できるように、ナイフチューブ 3 4 およびナイフアセンブリ 2 0 0 は、好ましくは、ドライブアセンブリ 2 1 の操作とは無関係に作動するように、組み立てられる。しかしながら、以下でさらに詳細に記述するように、ナイフアセンブリ 2 0 0 は、起動の目的のために、ドライブアセンブリ 2 1 に依存しており、すなわち、(ハンドルアセンブリ 3 0 およびその内部動作部品を経由して)ドライブアセンブリ 2 1 を起動/移動すると、組織を選択的に分離するために、ナイフアセンブリ 2 0 0 が「アンロック」される。本明細書中の目的のために、ドライブアセンブリ 2 1 は、ドライブロッド 3 2 および圧縮機構 2 4 の両方からなり、この圧縮機構は、多数の協働要素を含み、これらは、図 1 3 を参照して、以下で記述されている。このようにしてドライブアセンブリ 2 1 を配列すると、組立目的のために、圧縮機構 2 4 内でドライブロッド 3 2 を選択的に係合し易くできると想定される。

40

50

【 0 0 5 0 】

図面では、現在開示した鉗子 1 0 の使い捨て版が描写されているものの、ハウジング 2 0 は、解除機構（図示せず）を含み得、それにより、使い捨ての目的のために、ドライブロッド 3 2 が選択的に交換可能となると考えられる。この様式では、この鉗子は、「部分的に使い捨て」または「リポーザブル」であると考えられ、すなわち、シャフト 1 2、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 およびナイフアセンブリ 2 0 0 は、使い捨て可能および/または交換可能であるのに対して、ハウジング 2 0 およびハンドルアセンブリ 3 0 は、再使用可能である。

【 0 0 5 1 】

図 1 6 および 1 7 に最もよく図示されているように、ドライブロッド 3 2 は、その遠位末端に、一对の面取したまたは円味を付けた縁部 3 1 a および 3 1 b を含み、これらは、好ましくは、ナイフキャリアまたはガイド 2 2 0（これは、ナイフアセンブリ 2 0 0 の一部をなす）を通るドライブロッド 3 2 の往復運動をし易くする寸法にされている。ドライブロッド 3 2 の遠位先端には、ピンスロット 3 9 が配置され、これは、ナイフチューブ 3 4 内でドライブロッド 3 2 が長手軸方向に往復運動するとカムピン 1 7 0 が並進運動して旋回ピン 1 6 0 の周りでジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を回転させるように、カムピン 1 7 0 を収容する寸法にされている。図 2 3 および 2 4 に関して以下でさらに詳細に説明するように、カムピン 1 7 0 は、それぞれ、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 のスロット 1 7 2 および 1 7 4 内に載り、それにより、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、組織 4 2 0 の周りで、開放位置から閉鎖位置へと回転される。

【 0 0 5 2 】

ドライブロッド 3 2 の近位末端は、タブ 3 3 を含み、これは、好ましくは、対応する圧縮スリーブ 2 8（これは、圧縮機構 2 4 内に配置されている）を係合する寸法にされている。（図 2 1 ~ 2 4 に関して以下で説明するように）、スリーブ 2 8 が近位に移動すると、ドライブロッド 3 2 が往復運動し（すなわち、引っ張られ）、これは、次に、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を開放位置から閉鎖位置へと旋回させる。ドライブロッド 3 2 はまた、ドーナツ形のスペーサまたはリング 9 5 を含み、これは、内視鏡処置中にて、気腹圧を維持する寸法にされている。リング 9 5 はまた、手術流体（これは、鉗子 1 0 の内部動作部品に有害であり得る）が充満するのを防止し得ると想定される。リング 9 5 はまた、ナイフチューブ 3 4 内でドライブロッド 3 2 を均一かつ正確に往復運動し易くするために、摩擦係数が低い材料から作製される。

【 0 0 5 3 】

上述のように、ナイフアセンブリ 2 0 0 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 の対向ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の間で配置されている。好ましくは、ナイフアセンブリ 2 0 0 およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、別個に作動可能であり、すなわち、引き金アセンブリ 7 0 は、ナイフアセンブリ 2 0 0 を起動し、また、ハンドルアセンブリ 3 0 は、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を起動する。ナイフアセンブリ 2 0 0 は、二股ナイフ棒またはロッド 2 1 0 を含み、これは、2 本のフォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b と、ナイフキャリアまたはガイド 2 2 0 とを有する。ナイフフォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b は、上記の鍵様インターフェイス 2 1 1（これは、それぞれ、ステップ 2 1 4 a、2 1 4 b および戻り止め 2 1 2 a、2 1 2 b から構成され、ナイフチューブ 3 4（上記）を係合するために、その近位末端で配置されている）および共通遠位末端 2 0 6（これは、その上で、組織 4 2 0 を切離するブレード 2 0 5 を運ぶ）を含む。好ましくは、各フォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b は、それぞれ、テーパ 2 1 3 a および 2 1 3 b を含み、これらは、合流して、共通遠位末端 2 0 6 を形成する。テーパ 2 1 3 a および 2 1 3 b は、以下でさらに詳細に説明するように、また、図 3 0 で図示しているように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を通ってナイフブレード 2 0 5 を往復運動し易くすると想定される。

【 0 0 5 4 】

各フォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b はまた、テーパ付きショルダー部 2 2 1 a および 2 2 1 b を含み、これらは、その外周に沿って配置され、この外周は、それぞれ、対応する

スロット 2 2 3 a および 2 2 3 b と係合する寸法にされており、そしてナイフキャリアまたはガイド 2 2 0 (図 1 6 を参照) で配置されている。このショルダー部 2 2 1 a および 2 2 1 b とスロット 2 2 3 a、2 2 3 b との配置は、起動後、ブレード 2 0 5 の全体的な遠位移動を制限および / または調節するように設計され得ると想定される。各フォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b はまた、それぞれ、アーチ形ノッチ 2 1 5 a および 2 1 5 b を含み、これらは、それぞれ内向き端に沿って配置され、この内向き端は、組立中にジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の間で配置されたローラーまたはブッシング 2 1 6 を挿入し易くする寸法にされている。

【 0 0 5 5 】

上述のように、ナイフアセンブリ 2 0 0 はまた、ナイフキャリアまたはガイド 2 2 0 を含み、これは、その近位末端で、対向パネタブ 2 2 2 a および 2 2 2 b を含み、また、その遠位末端で、それぞれ、上部および下部ナイフガイド 2 2 4 a および 2 2 4 b を含む。各パネタブ (例えば、2 2 2 b) の向かい合った内面は、好ましくは、ドライブロッド 3 2 (図 1 6) の対応する面取した縁部 (例えば、3 1 b) と噛み合っ係合し、その向かい合った外面は、好ましくは、シャフト 1 2 の内周と摩擦嵌め係合する寸法にされている。図 1 2 で最もよく見えるように、ナイフキャリア 2 2 0 はまた、その間で規定されたドライブロッドチャンネル 2 2 5 を含み、これは、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の開放および閉鎖中にて、ドライブロッド 3 2 の往復運動が可能なる寸法にされている。ナイフガイド 2 2 0 はまた、レスト 2 2 6 a および 2 2 6 b を含み、これらは、そこから側方に伸長して、閉鎖位置にあるときのジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の近位末端 1 3 2、1 3 4 と接する。

【 0 0 5 6 】

ナイフガイド 2 2 4 a および 2 2 4 b は、好ましくは、それぞれ、そこに位置しているスロット 2 2 3 a および 2 2 3 b を含み、これらは、組織 4 2 0 を通ってナイフブレード 2 0 5 を一貫して正確に往復運動させるために、起動中に、そこに沿って、ナイフフォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b を案内する。スロット 2 2 3 a および 2 2 3 b はまた、起動中のナイフアセンブリ 2 0 0 の望ましくない側方運動を制限すると想定される。好ましくは、ナイフキャリア 2 2 0 は、組み立てたとき、ショルダー部 2 2 1 a および 2 2 1 b を僅かに超える地点で位置付けられる。

【 0 0 5 7 】

ナイフアセンブリ 2 0 0 はまた、ローラーまたはブッシング 2 1 6 を含み、これは、起動中に、フォーク 2 1 0 a および 2 1 0 b がローラーまたはブッシング 2 1 6 の上を滑って組織 4 2 0 を通るナイフアセンブリ 2 0 0 の容易で正確な往復運動を保証するように、内部周端と噛み合う寸法にされる。ブッシング 2 1 6 はまた、対応ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の間に据え付けられる寸法にされ、好ましくは、回転ピン 1 6 0 により、その間で固定される。上述のように、アーチ形ノッチ 2 1 5 a および 2 1 5 b により、組立中のブッシング 2 1 6 を挿入し易くする。

【 0 0 5 8 】

エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、対向ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を含み、これらは、シャフト 1 2 の二股末端 1 4 a および 1 4 b の間で規定された空洞 1 8 内で据え付けられる。ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、概して対称であり、類似の部品機構を含み、これらは、協働して、回転ピン 1 6 0 の周りで容易に回転でき、組織 4 2 0 の封着および分割を行う。結果として、他に述べられていなければ、ジョー部材 1 1 0 およびそれに結合した操作機構だけが、本明細書中で詳細に記述されているが、理解できるように、これらの機構の多くは、同様に、ジョー部材 1 2 0 に当てはまる。

【 0 0 5 9 】

より詳細には、ジョー部材 1 1 0 は、回転フランジ 1 6 6 を含み、これは、アーチ形内面 1 6 7 を有し、この内面は、上記のようにドライブロッド 3 2 を往復運動すると、ブッシング 2 1 6 および回転ピン 1 6 0 の周りでジョー部材 1 1 0 を回転できる寸法にされる。回転フランジ 1 6 6 はまた、カムスロット 1 7 2 を含み、これは、ドライブロッド 3 2

の長手軸方向運動によりカムピン170がカムスロット172に沿って載るように、カムピン170に係合する寸法にされる。カムスロット172は、特定の目的に依存して、または特定の結果を得るために、異なる回転経路が可能な寸法にされ得ると想定される。例えば、本願出願人に譲渡された係属中の米国特許出願第09/177,950号(その内容は、本明細書中で全体を参考として援用されている)は、2段カムスロット配置を記述しており、これは、理解できるように、これらのジョー部材に対して旋回点の周りで独特の回転経路を提供する。

【0060】

旋回フランジ166はまた、陥凹部165を含み、これは、好ましくは、ジョー部材110および120の間でブッシング216の1自由端を固定する寸法にされている。陥凹部165の内周は、好ましくは、ジョー部材110をシャフト12に固定するために、そこを通過して旋回ピン160を受容する寸法にされている。ジョー部材120は、類似の陥凹部175(図14)を含み、これは、ブッシング216およびジョー部材120の対向末端をシャフト12に固定する。

10

【0061】

ジョー部材110はまた、ジョーハウジング116、絶縁基板または絶縁体114および導電面112を含む。ジョーハウジング116は、そこに規定された溝部(図示せず - ジョー部材120の溝部179を参照)を含み、これは、絶縁体114の外周に沿って配置されたリッジ様インターフェイス161に係合する寸法にされている。絶縁体114は、好ましくは、導電封着面112を確実に係合する寸法にされている。これは、打ち抜き加工、オーバーモールドイング、打ち抜き加工した導電封着プレートをオーバーモールドイングすること、および/または金属射出成形したシールプレートをオーバーモールドイングすることにより、達成され得る。

20

【0062】

これらの製造技術の全てにより、導電面112を有する電極(これは、絶縁基板114により、実質的に取り囲まれている)が製造される。絶縁体114、導電封着面112および外部非導電ジョーハウジング116は、好ましくは、組織封着に関係する望ましくない公知の効果の多く(例えば、フラッシュオーバー、熱の拡散および漂遊電流の散逸)を制限および/または少なくする寸法にされている。あるいは、ジョー部材110および120が、セラミック様材料から製造され得、そして導電性表面112がセラミック様ジョー部材110および120上に被覆されることもまた想定される。

30

【0063】

好ましくは、導電封着面112はまた、ピンチトリム119(図25)を含み得、これは、導電面112が絶縁基板114へと確実に係合するのを容易にし、また、全体的な製造プロセスを簡単にする。導電封着面112はまた、外部周端(これは、半径を有する)を含み得、また、絶縁体114は、隣接端面(これは、一般に、この半径と接線方向であるか、および/または半径に沿って合流する)に沿って、導電封着面112と合流すると想定される。好ましくは、そのインターフェイスでは、導電面112は、絶縁体114に対して高くされる。これらの想定される実施形態および他の想定される実施形態は、本願と同時に本願出願人に譲渡された係属中の出願番号PCT/US01/11412(これは、「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」の表題であり、Johnsonらによる)および本願と同時に本願出願人に譲渡された係属中の出願番号PCT/US01/11411(これは、「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」の表題であり、Johnsonらによる)で論述されている。

40

【0064】

絶縁体114はまた、内向きフィンガー162を含み、これは、旋回フランジ166と接し、そして近位組織拡散を制限/低下するかおよび/または起動中に残りのエンドエフ

50

エクタアセンブリ 100 から導電封着面 112 を単離するように設計されている。好ましくは、導電面 112 および絶縁体 114 は、組み立てる際、長手軸方向に配向したチャンネル 168 a、168 b を形成し、これらは、そこを通過して、ナイフブレード 205 が往復運動するように規定される。より詳細には、図 14 で最もよく図示されているように、絶縁体 114 は、第一チャンネル 168 b を含み、これは、導電封着面 112 上の第二チャンネル 168 a と整列して、完全ナイフチャンネルを形成する。ナイフチャンネル 168 a、168 b は、好ましい切断面「B-B」に沿ったナイフブレード 205 の長手軸方向往復運動をしやすくして、形成された組織シール 425 に沿って、組織 420 を効果的かつ正確に引き離す（図 27、28 および 31 を参照）ことが想定される。

【0065】

上述のように、ジョー部材 120 は、類似の要素を含み、これには、以下が挙げられる：旋回フランジ 176 であって、これは、アーチ形内面 177、カムスロット 174 および陥凹部 175 を有する；ジョーハウジング 126 であって、これは、溝部 179 を含み、この溝部は、絶縁体 124 の外周に沿って配置されたリッジ様インターフェイス 171 を係合する寸法にされている；絶縁体 124 であって、これは、内向きフィンガー 172 を含み、このフィンガーは、旋回フランジ 176 と接している；および導電封着面 122 であって、これは、絶縁体 124 を確実に係合する寸法にされている。同様に、導電面 122 および絶縁体 124 は、組み立てたとき、長手軸方向に配向されたチャンネル 178 a、178 b を形成し、これらは、ナイフブレード 205 を往復運動するために、そこを通過して規定されている。

【0066】

好ましくは、ジョー部材 110 および 120 は、電気外科エネルギーが組織 420 を通過して効果的に移動してシール 425 を形成できるように、互いから電氣的に分離されている。例えば、図 14 および 15 で最もよく図示されているように、各ジョー部材（例えば、110）は、そこを通過して配置された独特の設計の電気外科ケーブル経路を含み、これは、電気外科エネルギーを導電封着面 112、122 に伝達する。より詳細には、ジョー部材 110 は、旋回フランジ 166 の頂上に配置されたケーブルガイド 181 a を含み、これは、ケーブル導線 310 a をアパーチャ 188 の方へと向け、このアパーチャは、ジョーハウジング 116 を通過して配置されている。アパーチャ 188 は、次に、絶縁体 114 内に配置されたウィンドウ 182 を通過して、導電封着面 112 の方へと、ケーブル導線 310 a を向ける。第二ケーブルガイド 181 b は、ウィンドウ 182 を通過して、予め規定したケーブル経路に沿って、ケーブル導線 310 a を固定し、そしてケーブル導線 310 a の終端 310 a' を、クリンプ様電気コネクタ 183（これは、導電封着面 112 の反対側に配置された）に向ける。好ましくは、ケーブル導線 310 a は、そのケーブル経路に沿って、ゆるいが確実に保持されて、ジョー部材 110 が旋回軸 169 の周りで回転できるようにする。

【0067】

理解できるように、これは、エンドエクタアセンブリ 100 およびシャフト 12 の残りの作動部品から導電封着面 112 を単離する。ジョー部材 120 は、そこを通過して配置された類似のケーブル経路を含み、これは、同様の寸法のケーブルガイド、アパーチャ および電気コネクタ（これらは、添付の図面に示されていない）を含む。

【0068】

図 15 ~ 17 はまた、シャフト 12 の外周に沿って、各ジョー部材 110 および 120 を通過して、現在開示した給送経路（これは、両方の電気外科ケーブル導線 310 a および 310 b 用である）を示す。より詳細には、図 15 は、電気外科ケーブル導線 310 a および 310 b（これらは、それぞれ、シャフト 12 に沿って、チャンネル 19 a および 19 b 内で配置されている）の断面を示す。図 16 および 17 は、シャフト 12 の対向チャンネル 19 a および 19 b から、それぞれ、ジョー部材 110 および 120 の旋回フランジ 166 および 176 を通るケーブル導線 310 a および 310 b の給送経路を示す。シャフト 12 からジョー部材 110 および 120 へのこのケーブル導線 310 a および 31

10

20

30

40

50

0 b用の独特のケーブル給送経路は、各ジョー部材100および120を電氣的に切り離すだけでなく、ジョー部材110および120が、ケーブル導線310 aおよび310 bが張りつめたりもつれたりすることなく、旋回ピン160の周りで旋回できるようにすると考えられている。さらに、クリンプ様電気コネクタ183（およびジョー部材120の対応するコネクタ）は、その製造プロセスおよび組立プロセスを著しく容易にし、組織420を通るエネルギーの移動に対して、一貫した密な電気接続を保証すると想定されている。図17で最もよく示されているように、シャフト12の外面は、熱収縮配管500などで覆われ得、これは、ケーブル導線310 aおよび310 bを過度の摩耗および引き裂きから保護し、そしてケーブル導線310 aおよび310 bをそれらの各チャンネル19 aおよび19 b内で確保する。

10

【0069】

図18 Aおよび18 Bは、回転アセンブリ80を通るケーブル導線310 aおよび310 bの給送経路を示しており、これにより、再度、ユーザーは、その給送経路が独特であることから、鉗子10の使用中に、さらに融通が利くようになる。より詳細には、図18 Aは、回転アセンブリ80の半体80 aを通るケーブル導線310 aの給送経路を示し、また、図18 Bは、ケーブル導線310 aおよび310 bが器具ハウジング20 aを通り、回転アセンブリ80の半体80 aを通り、シャフト12のチャンネル19 aおよび19 bに至るときのケーブル導線310 aおよび310 bの経路を示す。図18 Aは、回転アセンブリ80の半体80 aを通るケーブル導線310 aの給送経路を示しているにすぎないが、しかしながら、理解できるように、ケーブル導線310 b（図19で切断して示されている）は、同じ様式で、回転アセンブリ80の半体80 b内に位置付けられている。

20

【0070】

図18 Aで最もよく図示されているように、ケーブル導線310 aおよび310 bを過度にもつれまたはねじれさせることなく、時計方向または半時計方向で、（回転アセンブリ80の回転によって）シャフト12を回転させるような様式で、回転アセンブリ80の各半体80 aおよび80 bを通して、ケーブル導線310 aおよび310 bが給送されると想定される。より詳細には、各ケーブル導線（例えば、310 a）は、回転アセンブリ80の各半体80 aを通して巻き付けられて、スラック - ループ321 aおよび321 bを形成し、これらは、長手方向軸「A」のいずれかの側を横断する。スラック - ループ321 aは、軸「A」の一方の側を横切ってケーブル導線310 aを向け直し、そして、スラックループ321 bは、軸「A」を横切って、ケーブル導線310 aを戻す。この様式で回転アセンブリ80を通してケーブル導線310 aおよび310 bを給送すると、ユーザーは、ケーブル導線310 aおよび310 bの過度のもつれまたはねじれ（これは、効果的な封着には有害であり得る）なしに、シャフト12およびエンドエフェクタアセンブリ100を回転できるようになると想定される。好ましくは、このループ様ケーブル給送経路により、ユーザーは、ケーブル導線310 aおよび310 bを引っ張ることなく、いずれかの方向で、約180度で、エンドエフェクタアセンブリ100を回転可能にする。現在開示しているケーブル導線給送経路は、ケーブル導線310 aおよび310 bを、いずれかの方向で、約178度回転すると想定される。

30

40

【0071】

図19は、その内部機構を強調するために、軸「A」に沿って見たときの回転アセンブリ80の半体80 aの内部図を示す。より詳細には、各回転半体80 aおよび80 b内には、好ましくは、少なくとも1個のストップ88が位置付けられ、これは、いずれかの方向での回転アセンブリ80の全体的な回転運動を約180度までに制御するように作動する。ストップ部材88は、ケーブル導線310 aおよび310 bの一方または両方を過度に張りつめ得る回転アセンブリ80の予定外の過剰回転を防止するために、外部フランジ309の周囲に沿って配置された対応するノッチ309 cと連動する寸法にされている。

【0072】

図18 Bは、ハウジング20 aから回転アセンブリ80を通してシャフト12に至る電

50

気ケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b の給送経路を示す。ケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b は、鉗子 1 0 の各部分を通して、一連のケーブルガイド部材 3 1 1 a ~ 3 1 1 g (これは、ハウジング 2 0 および回転アセンブリ 8 0 を通る種々の位置で配置されている) を経由して方向付けられると想定される。以下で説明するように、一連の機械インターフェイス (例えば、3 0 9 a、3 0 9 b (図 1 3) および 3 2 3 a、3 2 3 b (図 1 3)) もまた、ハウジング 2 0 および回転アセンブリ 8 0 を通ってケーブル 3 1 0 a および 3 1 0 b を案内する際に寄与する寸法にされ得る。

【 0 0 7 3 】

図 1 3 に戻って、この図は、ハウジング 2 0、回転アセンブリ 8 0、引き金アセンブリ 7 0 およびハンドルアセンブリ 3 0 の分解図を示しているが、これらの種々の部品の全ては、シャフト 1 2 およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 と共に、その製造プロセス中に組み立てられて、部分的および / または完全に使い捨て可能な鉗子 1 0 を形成すると想定される。例えば、上述のように、シャフト 1 2 および / またはエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、使い捨て可能であり得、従って、ハウジング 2 0 および回転アセンブリ 8 0 と選択的 / 解除可能に係合可能であり、部分的に使い捨て可能な鉗子 1 0 を形成するか、および / または鉗子 1 0 全体は、使用后、使い捨て可能であり得る。

【 0 0 7 4 】

ハウジング 2 0 は、好ましくは、2 個のハウジング半体 2 0 a および 2 0 b から形成され、これらは、それぞれ、一連の機械インターフェイス 3 0 7 a、3 0 7 b、3 0 7 c および 3 0 8 a、3 0 8 b、3 0 8 c を経由して互いに係合し、鉗子 1 0 の内部作動部品 (これらは、本明細書中で記述されている) を収容する内部空洞 3 0 0 を形成する。本明細書中の目的のために、ハウジング半体 2 0 a および 2 0 b は、ほぼ対称であり、他に述べられていなければ、ハウジング半体 2 0 a に関して記述された部品は、ハウジング半体 2 0 b の一部をなす類似の部品を有する。

【 0 0 7 5 】

ハウジング半体 2 0 a は、それぞれ、近位末端 3 0 1 a および遠位末端 3 0 3 a を備える。近位末端 3 0 1 a は、好ましくは、電気スリーブ 9 9 (これは、電気外科ケーブル 3 1 0 (図 1) をハウジング 2 0 内で確保する) を受容する寸法にされている。図 9 および 2 1 で最もよく示されているように、対になったケーブル 3 1 0 は、2 つの電気外科ケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b に分割され、これらは、引き続いて、ハウジング 2 0 を通って給送され、最終的に、対向ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 に異なる電位を伝達する。上述のように、シャフト 1 2 の外周に沿って配置されたチャンネル 1 9 a および 1 9 b にケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b を向けるために、ハウジング 2 0 および回転アセンブリ 8 0 の全体にわたって、種々のケーブルガイド 3 1 1 a ~ 3 1 1 g が位置付けられている。

【 0 0 7 6 】

遠位末端 3 0 3 a は、組み立てたときに遠位末端 3 0 3 a および 3 0 3 b がカラー 3 0 3 (図 1 3) (これは、ハウジング 2 0 から遠位に伸長している) を形成するように、ほぼアーチ形である。カラー 3 0 3 の各遠位末端 3 0 3 a、3 0 3 b は、外部フランジ 3 0 9 a、3 0 9 b および陥凹部 3 2 3 a、3 2 3 b を含み、これらは、協働して、それぞれ、対応する機械ショルダー 8 4 a、8 4 b (図 2 9) およびフランジ 8 7 a、8 7 b (これらは、回転アセンブリ 8 0 内に配置されている) を係合する。理解できるように、フランジ 3 0 9 a、3 0 9 b とショルダー 8 4 a、8 4 b との連動係合、および陥凹部 3 2 3 a、3 2 3 b とフランジ 8 7 a、8 7 b との連動係合は、組み立てたときにカラー 3 0 3 の周りで回転アセンブリ 8 0 を自由に回転可能にする寸法にされる。上述のように、ケーブル導線 3 1 0 a および 3 1 0 b が張りつめるのを避けるために、ストップ部材 8 8 およびノッチは、機械的に協働して、回転アセンブリ 8 0 の回転運動を制限する。

【 0 0 7 7 】

カラー 3 0 3 の各遠位末端 3 0 3 a、3 0 3 b はまた、それぞれ、その中で規定された内部空洞 3 1 7 a および 3 1 7 b (図 9 および 2 1) を含み、これは、その中に収容され

10

20

30

40

50

たシャフト12、ナイフチューブ34およびケーブル導線310aおよび310bの自由な回転運動を許容する寸法にされている。複数の戻り止め89a（これらは、回転アセンブリ80内で位置している）は、対応する複数のソケット89b（図13）（これらは、回転半体80b内で配置されている）と係合して、回転アセンブリ80をカラー303の頂上にて回転関係で構える。

【0078】

ハウジング半体20aはまた、複数のハブ様旋回マウント329a、331aおよび333aを含み、これらは、この器具の操作に関して以下でさらに詳細に説明するように、対向ハブ様旋回マウント（これは、図13で想像図で示されており、ハウジング半体20b上に配置されている）と協働して、それぞれ、旋回ピン37、67bおよび77（これらは、下記の異なる作動部品と結合されている）の自由端を係合する。好ましくは、これらのマウント329a、331aおよび333aの各々は、各旋回要素（すなわち、それぞれ、カムリンク36、ハンドルリンク65および引き金アセンブリ70）の回転の定点を提供する。

10

【0079】

図11および13で最もよく見られるように、固定ハンドル50（これは、ハウジング20を組み立てると、形ができる）は、ホタテ貝様外面51および内部空洞52（これは、その中で規定されている）を含む。図11の考察に関して上述のように、固定ハンドル50のこれらの要素および他の内部要素は、可動ハンドル40と協働して、4本棒機械リンク装置を起動し、これは、次に、対向ジョー部材110および120を互いに対して移動してその間で組織420を握るように、ドライブアセンブリ21を起動する。

20

【0080】

ハンドルアセンブリ30（これは、上記固定ハンドル50および可動ハンドル40を含む）はまた、カムリンク36を含み、これは、ほぼ三角形の形状である。このカムリンクは、上部ピストン38、固定旋回軸37およびハンドル旋回軸69を含む。カムリンクは、ハウジング半体20aと20bとの間で、ハウジング20の内部空洞300内に組み立てられる。より詳細には、固定旋回軸37は、対向ハウジング半体20aと20bとの間で、固定マウント329aおよび329b内に、回転して取り付けられ、そして、ハンドル旋回軸69は、アパーチャ68aおよび68bを通して、ハンドル40の二股末端内に、回転して取り付けられる。カムピストン38は、ハンドル40の移動によりピストン38がコイルバネ22に対して近位に回転するように、圧縮タブ25と接した関係で、ドライブアセンブリ70（これは、ドライブアセンブリ70の論述に関して、以下でさらに詳細に説明される）を通して規定された長手軸方向のチャンネル25c内で構えられる。その操作機構に係するこれらの詳細および他の詳細は、図21~29を参照して、以下で論述される。

30

【0081】

リンク65はまた、ハンドルアセンブリ30と結合して、4本棒機械リンク装置の一体化部分を形成する。リンク65は、遠位末端63および2本の旋回ピン67aおよび67bを含む。固定ハンドル50に向かってハンドル40を移動すると旋回点67aおよび67bの周りでリンク65が旋回するように、旋回ピン67aは、可動ハンドル40内に配置されたアパーチャ68aおよび68bを係合し、そして、旋回点67bは、ハウジング半体20aと20bとの間で、固定マウント331aおよび331bを係合する。以下でさらに詳細に説明されるように、遠位末端63は、引き金アセンブリ70用のロックアウトとして作用する。

40

【0082】

可動ハンドル40は、フランジ92を含み、これは、好ましくは、ピン46aおよび46bにより、可動ハンドル40に取り付けられるが、これらのピンは、それぞれ、ハンドル40内に配置されたアパーチャ41aおよび41bと、フランジ92内に配置されたアパーチャ91aおよび91bとを係合する。他の係合方法（スナップロック、スプリングタブなど）もまた、意図される。フランジ92はまた、t形遠位末端93を含み、これは

50

、図 1 1 に関して上述のように、固定ハンドル 5 0 内に配置された予め規定されたチャンネル 5 4 内に載る。t 形末端 9 3 に関するさらなる特徴は、鉗子 1 0 の操作機構の詳細な論述において、以下で説明される。

【 0 0 8 3 】

ドライブアセンブリ 2 1 は、好ましくは、ハウジング半体 2 0 a と 2 0 b との間で、ハウジング 2 0 内に位置付けられる。上述のように、ドライブアセンブリ 2 1 は、先に記述したドライブロッド 3 2 および圧縮機構 2 4 を含む。圧縮機構 2 4 は、圧縮スリーブ 2 7 を含み、これは、バネマウント 2 6 内に、入れ子式 (t e l e s c o p i c a l l y) および / または滑って配置される。圧縮スリーブ 2 7 の遠位末端 2 8 は、圧縮スリーブ 2 7 の長手軸方向の移動によってドライブロッド 3 2 が起動されるように、好ましくは、C 形であり、そしてドライブロッド 3 2 の近位末端で配置されたタブ 3 3 を係合する寸法にされる。圧縮スリーブ 2 7 の近位末端は、バーベル形圧縮タブ 2 5 を係合する寸法にされ、これは、バネマウント 2 6 の長手軸方向のスロット 2 5 s 内に配置される。圧縮スリーブ 2 7 はまた、長手軸方向のスロットまたはチャンネル 2 5 c を含み、これは、スロット 2 5 s と長手軸方向に整列され、そして上記カムリンク 3 6 のカムピストン 3 8 を受容する寸法にされる。

10

【 0 0 8 4 】

バネマウント 2 6 の近位末端は、円形フランジ 2 3 を含み、これは、一旦、圧縮機構 2 4 を組み立ててハウジング 2 0 (図 1 1) 内に据え付けられると、圧縮バネ 2 2 を曲げる寸法にされる。バネマウント 2 6 の遠位末端は、フランジ 2 5 f を含み、これは、バネマウント 2 6 のスロット 2 5 s 内へのタブ 2 5 の遠位移動を制限し、そしてバネ 2 2 の反対の末端を曲げる。

20

【 0 0 8 5 】

図 1 1 で最もよく見られるように、一旦、組み立てると、バネ 2 2 は、ハンドルアセンブリ 3 0 を起動すると、バネマウント 2 6 の頂上で圧縮するように構えられる。より詳細には、(ハンドルアセンブリ 3 0 の移動によって) スロット 2 5 c 内でカムピストン 3 8 を移動すると、スロット 2 5 s の頂上でタブ 2 5 が移動し、そして圧縮スリーブ 2 7 がバネマウント 2 6 内で往復運動して、バネ 2 2 を圧縮する。圧縮スリーブ 2 7 を近位に移動すると、ドライブロッド 3 2 が近位に移動され、これは、組織 4 2 0 の周りで、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる (図 2 6) 。バネ 2 2 の圧縮は、ハウジング半体 (例えば、2 0 b) 内に配置された 1 個以上のウィンドウ 3 4 0 を通して見ることができる。

30

【 0 0 8 6 】

図 1 3 はまた、図 1 2 に関して上記のように、ナイフアセンブリ 2 0 0 を起動する引き金アセンブリ 7 0 を示す。より詳細には、引き金アセンブリ 7 0 は、カフ様遠位末端 7 8 を有するアクチュエータ 7 3 を含み、この遠位末端は、ナイフチューブ 3 4 の近位リム 3 5 を受容する寸法にされる。ドライブピン 7 4 は、アクチュエータ 7 3 の近位末端から側方に延びる。引き金アセンブリ 7 0 はまた、人間工学に基づいて機能強化したフィンガータブ 7 2 を含み、これは、対向ウイング様フランジ 7 2 a および 7 2 b を有し、これらのフランジは、手術中にて、この引き金アセンブリの握りおよび発射を容易にすると想定される。

40

【 0 0 8 7 】

図 1 1 で最もよく示されているように、圧縮スリーブ 2 7 は、鉗子 1 0 を組み立てたとき、アクチュエータ 7 3 内を内部で滑る寸法にされる。同様に、アクチュエータ 7 3 は、起動したとき、図 1 2 に関して上記のように、ナイフアセンブリ 2 0 0 を起動するために、圧縮スリーブ 2 7 の外周に沿って、遠位に滑り得る。ドライブピン 7 4 は、フィンガータブ 7 2 の二股末端部内に配置された一対のガイドレール 7 1 a および 7 1 b (これは、それぞれ、末端 7 6 a および 7 6 b を含む) に沿って載る寸法にされる。

【 0 0 8 8 】

ヒンジまたは旋回ピン 7 7 は、マウント 3 3 3 a および 3 3 3 b 内にて、ハウジング半体 2 0 a と 2 0 との間で、フィンガータブ 7 2 を取り付ける。アクチュエータ 7 3 および

50

ナイフチューブ 34 の漸進的かつ一貫した長手軸方向の方向往復移動を促進して、組織シール 425 (図 27 および 28) に沿った信頼できる分離を保証するために、引き金アセンブリ 70 内では、ねじれバネ 75 もまた組み込まれ得る。言い換えれば、引き金アセンブリ 70 は、起動前、近位「プレロード」形状で構成される。これにより、ナイフアセンブリ 200 の正確かつ意図した往復運動を保証する。さらに、ねじれバネ 75 の「プレロード」形状は、ナイフアセンブリ 200 の自動的な反跳として作用し、必要に応じて、組織を通る繰り返し往復移動を可能にすると想定される。上述のように、フィンガータブ 72 の握りを強化するために、フィンガータブ 72 とウイングフランジ 72a および 72b との頂上には、好ましくは、複数の握り要素 71 が組み込まれる。

【0089】

好ましくは、引き金アセンブリ 70 は、初期には、リンク 65 の遠位末端 63 (これは、ハンドルアセンブリ 30 の起動前、フィンガータブ 72 と接して、引き金アセンブリ 70 を「ロック」する) の独特の構造が原因で、発射を妨げられる。さらに、対向ジョー部材 110 および 120 は、引き金アセンブリ 70 をアンロックすることなく、回転され、部分的に開閉され得るが、これにより、理解され得るように、ユーザーは、ナイフアセンブリ 200 の早すぎる起動なしに、組織 420 を握って操縦できるようになると想定される。下記のように、フランジ 92 の t 形末端 93 がチャンネル 54 内で完全に往復移動されて予め規定したキャッチベース 62 (以下で説明) 内に据え付けられたときのみ、リンク 65 の遠位末端 63 は、引き金アセンブリ 70 を起動させる位置へと移動する。

【0090】

鉗子 10 の内部作動部品の操作機構および相対移動は、図 21 ~ 29 にて最良に図示され、想像図および方向矢印で示されている。上述のように、鉗子 10 を組み立てたとき、固定ハンドル 50 の空洞 52 内では、予め規定したチャンネル 54 が形成される。チャンネル 54 は、フランジ 92 およびその中の t 形末端 93 を往復移動させるために、入口通路 53 および出口通路 58 を含む。一旦、組み立てられると、2 個のほぼ三角形部材 57a および 57b は、互いに対して密接して位置付けられ、その間に配置されたトラック 59 を規定する。

【0091】

より詳細には、図 21 および 22 は、固定ハンドル 50 の方へのハンドル 40 の初期起動を示し、それにより、フランジ 92 の自由端 93 は、入口通路 53 に沿って、ほぼ近位で上方に移動される。それぞれ、入口通路 53 および出口通路 58 に沿ったフランジ 92 の移動中にて、t 形末端 93 は、2 個の三角形部材 57a と 57b との間で、トラック 59 に沿って載る。

【0092】

ハンドル 40 が絞られ、フランジ 92 が固定ハンドル 50 のチャンネル 54 に組み込まれるにつれて、カムリンク 36 は、4 本棒機械リンク装置の機械的な利点によって、カムピストン 38 がタブ 25 (これは、このバネマウントのフランジ 23 に対して、バネ 22 を圧縮する) を付勢するように、旋回軸 37 および 69 の周りで、ほぼ近位で、回転される (図 23)。同時に、ドライブロッド 32 は、圧縮スリーブ 27 によって近位に引っ張られ、これにより、次に、カムピン 170 は、カムスロット 172 および 174 内をより近位に移動させ、ジョー部材 110 および 120 を互いに対して近づける (図 24)。チャンネル 197 は、エンドエフェクタアセンブリ 100 の種々の作動部品の製造公差に関して、任意の寸法上の不一致を考慮する必要があるよりも僅かに大きい寸法にされ得ると想定される (図 24)。

【0093】

4 本棒リンク装置を利用すると、ユーザーは、コイルバネ 22 を特定の距離に選択的に圧縮することが可能となり、これは、次に、ドライブロッド 32 に対して、特定の負荷を与えると想定される。ドライブロッド 32 の負荷は、カムピン 170 を経由して、ジョー旋回軸 160 の周りのトルクに変換される。結果として、対向ジョー部材 110 および 120 には、特定閉鎖圧力が伝達され得る。ハウジング 20 に配置されたウィンドウ 340

10

20

30

40

50

は、目盛り、視覚目印または他の刻印を含み得、これらにより、ハンドルアセンブリ 30 の圧縮中にて、ユーザーは、フィードバックが得られることもまた、想定される。理解できるように、ユーザーは、それゆえ、特定の目的を果たすか特定の結果を獲得するために組織 420 に加えられる進行的な閉鎖力を選択的に調節できる。例えば、ユーザーは、フランジ 93 をキャッチベース 62 でロックすることなく、組織の周りで、ジョー部材 110 および 120 を進行的に開閉し得ると想定される。ウィンドウ 340 は、特定の視覚指示器を含み得、これは、キャッチベース 62 内で係合する前のフランジ 93 の最近位位置と関係している。

【0094】

上述のように、ジョー部材 110 および 120 は、引き金アセンブリ 70 をアンロックすることなく封着が望ましくなるまで、組織 420 を操作するために、開閉され回転され得る。これにより、ユーザーは、起動および封着前に、鉗子 10 を配置および再配置できるようになる。より詳細には、図 4 で図示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、回転アセンブリ 80 を回転することによって、長手方向の軸「A」の周りで回転可能である。上述のように、ケーブル導線 310 a および 310 b が、回転アセンブリ 80 を通り、シャフト 12 に沿って、最終的に、ジョー部材 110 および 120 を通る独特の給送経路により、ユーザーは、ケーブル導線 310 a および 310 b のもつれや過度の張りつめを引き起こすことなく、時計方向および反時計方向の両方で、エンドエフェクタアセンブリ 100 を約 180 度回転できるようになると想定される。理解され得るように、これにより、組織 420 の握りおよび操作が容易になる。

【0095】

好ましくは、組織の封着および切断中にて、組織の握りおよび操作をし易くするために、そして、対向ジョー部材 110 および 120 の間で間隙「G」（図 24）を規定するために、導電性封着面 112 および 122 の向かい合っている内面には、一連のストップ部材 150 a ~ 150 f が使用される。これらおよび他の想定ストップ部材 150 a ~ 150 f だけでなく、ストップ部材 150 a ~ 150 f を導電性封着面 112、122 に装着および/または固着する種々の製造方法および組立方法の詳細な論述は、同一人に譲渡された係属中の米国特許出願番号 PCT/US01/11413（これは、Dycusらによる「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」との表題である；これは、本明細書中でその全体において参考として援用されている）で記述されている。

【0096】

一旦、封着部位 425 の所望位置が決定され、ジョー部材 110 および 120 が適切に位置付けられると、ハンドル 40 は、フランジ 92 の t 形末端 93 が予め規定したレール縁部 61（これは、三角形部材 57 a および 57 b の頂上に位置している）を通り抜けるように、完全に圧縮され得る。一旦、末端 93 が縁部 61 を通り過ぎると、ハンドル 40 およびフランジ 92 の遠位移動（すなわち、解除）は、縁部 61 により、出口通路 58 内に位置しているキャッチベース 62 に再び向けられる。より詳細には、ハンドル 50 に対するハンドル 40 の閉鎖圧力を僅かに低下させると、ハンドル 40 は、入口通路 53 の方へと僅かに遠位に戻るが、出口通路 58 の方へと再び向けられる。この時点で、ハンドル 40 と 50 との間の解除圧力（すなわち、戻り圧力）（これは、ドライブアセンブリ 70 の圧縮に関連した解除圧力に起因しており、それと正比例している）により、フランジ 92 の末端 93 は、キャッチベース 62 内に落ち着くかまたはロックされる。ここで、ハンドル 40 は、固定ハンドル 50 内の所定位置で確保され、これは、次に、組織 420 に対して閉鎖位置で、ジョー部材 110 および 120 をロックする。

【0097】

この時点で、ジョー部材 100 および 120 は、組織 420 の周りで完全に圧縮される（図 26）。さらにここで、鉗子 10 は、電気外科エネルギーを選択的に加えて引き続いて組織 420 を分離する準備が出来ている。すなわち、t 形末端 93 が、キャッチベース 62 内にはまると、リンク 65 は、引き金アセンブリ 70 の起動を可能にする位置へと

移動する（図 2 1 および 2 9）。

【0098】

フランジ 9 2 の t 形末端 9 3 がキャッチベース 6 2 内に据え付けられるにつれて、ドライブロッド 3 2 にかかる比例的な軸方向力が維持され、これは、次に、組織 4 2 0 に対する対向ジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との間の圧縮力を維持する。エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 ならびに / またはジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、エンドエフェクタ 1 0 0 の特定の内部作動要素の機械的な故障を防止するために、過度のクランプ力の一部を取り除く寸法にされ得ることが想定される。

【0099】

理解され得るように、圧縮バネ 2 2 に付随した圧縮力と共に 4 本棒機械の利点を組み合わせると、組織 4 2 0 の周りで一貫した均一かつ確実な閉鎖圧力が促進され保証される。

【0100】

組織 4 2 0 に加えられる電気外科エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより、ユーザーは、焼灼、凝固 / 乾燥、封着および / または単に出血を低減もしくは遅延できる。上述のように、得られた封着した組織の厚さおよびシール 4 2 5 の有効性を決定する際には、以下の 2 つの機械的な要因が重要な役割を果たす：すなわち、対向ジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との間で加えられる圧力、ならびに封着プロセス中におけるジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の対向封着面 1 1 2、1 2 2 の間の間隙距離「G」。しかしながら、得られる組織シール 4 2 5 の厚さは、力だけでは十分に制御できない。言い換えれば、力が大きすぎると、2 本のジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、接触してショートするおそれがあり、その結果、組織 4 2 0 を通るエネルギー移動が殆んどなくなり、それにより、不良な組織シール 4 2 5 が得られる。あまりにも力が小さすぎると、シール 4 2 5 は、厚すぎるようになる。

【0101】

妥当な力を加えることもまた、以下の他の理由のために、重要である：血管の壁を向かい合わせにすること；組織のインピーダンスを、十分な電流が組織 4 2 0 を通ることができ十分に低い値に低下させること；および必要な末端組織厚さ（これは、良好なシール 4 2 5 の指標である）を作り出すことに寄与することに加えて、組織の加熱中の膨張力を克服すること。

【0102】

好ましくは、それぞれ、ジョー部材 1 1 0、1 2 0 の導電封着面 1 1 2、1 2 2 は、鋭い縁部での電流の集中を避けるために、そして、高い点間でのアーク放電を避けるために、比較的平坦である。さらに、係合したときの組織 4 2 0 の反力が原因で、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、好ましくは、曲げに抵抗するように製造される。例えば、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、その幅に沿ってテーパを付けられ得、これは、以下の 2 つの理由のために、有利である：1) このテーパは、一定組織厚に対して、平行で、定圧を加える；2) ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の近位部分が厚いと、組織 4 2 0 の反力が原因の曲げに抵抗する。

【0103】

ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 は、特定の解剖学的構造に到達するために曲線状であり得ることが、想定され得る。例えば、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を約 50° ~ 約 70° の角度にすることが、前立腺切除および嚢胞切除に関連する特定の解剖学的構造（例えば、背静脈複合体および外側茎）に接近しそしてその構造を封着するために好ましいことが、企図される。ナイフアセンブリ 2 0 0（またはその構成成分のうちの 1 つ以上）が、上記に想定される曲線状のジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を通る、一貫した容易かつ正確な切断を保証するために、半適合性（semi-compliant）材料から作製され得るか、または複数のセグメントにされ得ることもまた想定される。

【0104】

上述のように、少なくとも 1 本のジョー部材（例えば、1 1 0）は、ストップ部材（例えば、1 5 0 a）を含み得、これは、2 本の対向ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の互いに

10

20

30

40

50

対する移動を制限する(図6および7)。好ましくは、このストップ部材(例えば、150a)は、特定の材料特性(例えば、圧縮強度、熱膨張など)に従って、封着面112、122から所定距離だけ伸長し、封着の間に、一貫した正確な間隙距離「G」を生じる(図24)。好ましくは、封着中の対向封着面112と122との間隙距離は、約0.001インチ~約0.005インチの範囲であり、さらに好ましくは、約0.002インチと約0.003インチとの間である。

【0105】

好ましくは、ストップ部材150a~150fは、絶縁材料(例えば、ポリレン、ナイロンおよび/またはセラミック)から作製され、そしてジョー部材110および120の対向運動を上記間隙範囲内に制限する寸法である。ストップ部材150a~150f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、ジョー部材110および120の一方または両方で配置され得ることが想定される。ストップ部材150a~150fの多くの異なる構成は、同一人に譲渡された係属中の米国特許出願番号PCT/US/01/11413(これは、Dycusらによる「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」という表題であり、その内容は、本明細書中でその全体が参考として援用されている)で詳細に論述されている。

10

【0106】

1つの特定のストップ部材の構成が、図33に示される。図33は、封着面(例えば、112)のうちの1つの最も近位部分付近でナイフチャンネル178aのいずれかの側面に配置された単一の環状ストップ部材150dを示す。2組の環状ストップ部材150eが、ナイフチャンネル178aのいずれかの側面上にて封着面112の中間部に配置され、単一環状ストップ部材150fが、ナイフチャンネル178aのいずれかの側面上にて封着面112の最も遠位部分に配置されている。本明細書中で企図される種々のストップ部材の構成のいずれかが、特定の目的に依存してかまたは特定の結果を達成するために、一方または両方の封着面112、122上に配置されることが想定される。さらに、ストップ部材150a~150fは、特定の目的に従ってナイフチャンネル178aの1つの側面上に配置され得る。

20

【0107】

好ましくは、非導電性ストップ部材150a~150fは、ジョー部材110および120上に成形され(例えば、オーバーモルディング、射出成形など)、ジョー部材110および120上にスタンピングされるか、ジョー部材110および120上に配置される(蒸着)。例えば、1つの技術には、ジョー部材110および120の表面上にセラミック材料を溶射して、ストップ部材150a~150fを形成することを包含する。いくつかの溶射技術が考慮され、これには、導電面112、122の間隙距離を制御するために、種々の表面に広範囲の耐熱材料および絶縁材料を堆積させてストップ部材を作り出すことを包含する。導電面112および122にストップ部材150a~150fを配置する他の技術もまた、考慮され、例えば、スライドオン、スナップオン、接着剤、モールドなどがある。

30

【0108】

さらに、ストップ部材150a~150fは、ジョー部材110および120の向かい合った内面112、122から約0.001インチ~約0.005インチ、好ましくは、約0.002インチ~約0.003インチだけ突出するのが好ましいものの、ある場合には、特定の目的に依存して、ストップ部材150a~150fを多少突出させるのが好まれ得る。例えば、ストップ部材150a~150fに使用する材料の種類およびその材料がジョー部材110と120との間で大きい圧縮閉鎖力を吸収する性能は、変わり、従って、ストップ部材150a~150fの全体的な寸法も同様に、所望の間隙距離「G」を生じるように、変わり得ることが企図される。

40

【0109】

言い換えれば、有効な封着に必要な(望ましい)所望の間隙距離または最終間隙距離「

50

G」と共に、その材料の圧縮強度は、ストップ部材150a~150fを形成するときには慎重に考慮されるパラメータであり、1つの材料は、同じ間隙距離または所望の結果を達成するために、他の材料とは寸法が異なる必要があり得る。例えば、ナイロンの圧縮力は、セラミックとは異なり、従って、ナイロン材料は、対向ジョー部材110および120の閉鎖力を相殺するために、そして、セラミックストップ部材を利用するときと同じ所望の間隙距離「G」を得るために、寸法的に(例えば、より厚く)異なる必要があり得る。

【0110】

図27および28で最もよく示されているように、ジョー部材110および120を通り、組織420を通過して、エンドエフェクタアセンブリ100に選択的にエネルギーが移動するにつれて、組織シール425が形成され、これは、2つの組織半体420aおよび420bを分離する。この時点で、他の公知の血管封着器具を使って、ユーザーは、組織シール425に沿って、組織半体420aおよび420bを分割するために、鉗子10を除去し鉗子10を切断器具(図示せず)と交換しなければならない。理解できるように、このことは、時間がかかるだけでなく、面倒であり、理想的な組織切断面「B-B」に沿って、この切断器具の誤配置または置き違いが原因で、組織シール425を通る不正確な組織分割が起こり得る。

10

【0111】

上で詳細に説明したように、本開示は、ナイフアセンブリ200を組み込み、これは、引き金アセンブリ70によって起動したとき、正確かつ精密な様式で、理想的な組織面「B-B」に沿って、進行的かつ選択的に組織420を分割して、効果的かつ確実に、組織420を2個の封着半体420aおよび420bに分割し(図31)それらの封着半体間に組織間隙430を伴う。往復運動しているナイフアセンブリ200により、ユーザーは、カニューレまたは套管針ポート410を通る切断器具を置き換えることなく、封着直後に、組織420を迅速に分離できるようになる。理解できるように、組織420の正確な封着および分割は、同じ鉗子を使って達成される。組織シール425に沿った組織420の分離を容易にするために、ナイフブレード205はまた、同じ電気外科エネルギー源または代替電気外科エネルギー源に連結されることが想定される(図示せず)。

20

【0112】

さらに、ナイフブレード205のブレード先端207の角度は、特定の目的に依存して、多少は攻撃的な切断角度を生じる寸法にされることが想定される。例えば、ブレード先端207は、切断に付随した「組織小束」を少なくする角度で配置され得る。さらに、ブレード先端207は、特定の目的に依存して、または特定の結果を得るために、異なるブレード形状(例えば、鋸歯状、ノッチ付き、穿孔付き、中空、凹面、凸面など)を有するように設計され得る。

30

【0113】

ブレード先端207は、比較的鋭い前縁を有することが想定されるものの、ブレード先端207は、実質的に鈍端であり得るとも想定される。より詳細には、ジョー部材110と120との間の閉鎖力と独特の設計のストップ部材150a~150fとの組合せは、ジョー部材110と120との間で組織をしっかりと握って保持し、たとえ先端207が実質的に鈍くても、ブレード先端207により、組織の切断が可能となることが企図される。理解できるように、ブレード先端207を鈍く設計すると、手術領域で鋭利な物体を使用することに関係した懸念がなくなる。

40

【0114】

一旦、組織420が組織半体420aおよび420bに分割されると、ジョー部材110および120は、以下で説明するように、ハンドル40を再度握ることにより、開かれ得る。ナイフアセンブリ200は、一般に、進行的で単一方向様式(すなわち、遠位)で切断すると想定されているが、しかしながら、このナイフブレードは、特定の目的に依存して、二方向で切断する寸法にされ得ることもまた想定される。例えば、引き金バネ75の反動に付随した力は、第二ブレード(図示せず)と共に利用され得、この第二ブレードは、このナイフアセンブリが反動すると、散在した組織の小束または宙ぶらりんの組織を

50

切断するように設計されている。

【0115】

図32で最もよく示されているように、ハンドル40を再び始動するかまたは再び握ると、再度、末端93がリップ61（これは、出口通路58に沿って、三角形部材57a、57bの頂上に配置されている）を通り抜けるまで、出口通路58に沿って、ほぼ近位に、フランジ92のt形末端93が移動する。一旦、リップ61が十分に通り過ぎると、ハンドル40およびフランジ92は、握り/掴み圧力の低下の際に、出口通路58に沿って、ハンドル50から完全かつ自由に解除可能であり、これは、次に、ジョー部材110および120を起動前開放位置へと戻す。

【0116】

前述のことから、そして、種々の図面を参照して、当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、本開示に対して、ある種の変更を加えることができることを認める。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を軸方向に移動させるために、鉗子10に他の特徴（例えば、関節式（articulating）アセンブリ）を加えることが好まれ得る。

【0117】

鉗子10（および/または鉗子10と関連して使用される電気外科発生器）は、センサまたはフィードバック機構（図示せず）を含み得、このセンサまたはフィードバック機構は、ジョー部材110および120の間で掴まれた特定の大きさの組織を効果的に封着するのに適当な量の電気外科エネルギーを自動的に選択することもまた企図される。このセンサまたはフィードバック機構はまた、封着中に組織を通るインピーダンスを測定し得、ジョー部材110と120との間で有効な封着が作り出されたという指標（視覚的指標および/または聴覚的指標）を与え得る。

【0118】

さらに、引き金アセンブリ70は、他の種類の反動機構（これらは、同じ目的を達成するように設計され、例えば、気体で起動する反動、電氣的に起動する反動（すなわち、ソレノイド）などがある）を備え得ることが企図される。鉗子10は、封着なしで、組織を分割/切断するのに使用され得るとも想定される。あるいは、このナイフアセンブリは、組織を切断し易くするために、同じ電気外科エネルギー源または別の電気外科エネルギー源と連結され得る。

【0119】

これらの図面は、分離した血管420を操作する鉗子10を描写しているものの、鉗子10は、分離されていない血管とも同様に使用され得ることが企図される。理想的な組織平面「B-B」に沿って組織420を切断するために、他の切断機構もまた、考慮される。例えば、これらのジョー部材の1本は、カム起動ブレード部材を含み得、このカム起動ブレード部材は、これらのジョー部材の1本の中に据え付けられ、これは、カム部材を往復運動させると、長手軸「A」とほぼ垂直な平面に沿って組織を切断するように偏向されることが企図される。

【0120】

あるいは、温度または応力の変化と共に、オーステナイト状態からマルテンサイト状態へと変態する際に、組織を切断するのに、形状記憶合金（SMA）が使用され得る。より詳細には、SMAは、記憶および調整可能性という擬人的な性質を有する一群の合金であり、医療用具と併用するのに特によく適している。SMAは、制御システム用のアクチュエータ、操縦可能カテーテルおよびクランプのような品目に適用されている。最も一般的なSMAの1つには、Nitinolがあり、これは、2つの異なる物理的形狀について、形状記憶を保持でき、温度の関数として、形状を変えることができる。最近では、銅、亜鉛およびアルミニウムに基づいて、他のSMAが開発されており、類似の形状記憶保持特徴を有する。

【0121】

SMAは、加える温度および/または応力を変えると、結晶相転移する。SMAの特に

10

20

30

40

50

有用な属性は、温度/応力で変形した後、最初の温度に戻すと、その初期形状を完全に回復できることである。この変態は、熱弾性マルテンサイト変態と呼ばれている。

【0122】

通常の状態では、熱弾性マルテンサイト変態は、その合金自体の組成およびそれを製造した熱機械的処理の種類と共に変わる温度範囲にわたって、起こる。言い換えれば、SMAによって形状が「記憶」される温度は、特定の合金において、そのマルテンサイト結晶およびオーステナイト結晶が形成される温度の関数である。例えば、Nitinol合金は、広範囲の温度（例えば、-270 ~ +100）にわたって形状記憶効果が起こるように、製作できる。

【0123】

本明細書中で示し記述したジョー部材は、その間の組織を握るために互いに対して旋回可能な様式で移動可能であるジョー部材を示しているものの、その鉗子は、これらのジョー部材の1本または両方が互いに対して並置した第一位置から組織に接触する第二位置へと移動する任意の様式でジョー部材を取り付けるように設計され得ることが想定される。

【0124】

エンドエフェクタの外側表面は、作動およびシーリングの間の周囲の組織とエンドエフェクタ（またはその構成要素）との間の接着を減少させるように設計された、ニッケルに基づく材料、コーティング、スタンピング、金属射出成形品を備え得ることが、予測される。さらに、エンドエフェクタの組織接触表面112および122は、以下の材料のうちの1つ（または1つ以上の組合せ）から製造され得ることもまた企図される：ニッケル-クロム、窒化クロム、MedCoat 2000（OHIOのThe Electrolyzing Corporationによって製造される）、インコネル600およびスズ-ニッケル。組織接触表面はまた、同じ結果（すなわち、「非粘着表面」）を達成するために、上記材料の1つ以上でコーティングされ得る。理解され得るように、シーリングの間の組織の「粘着」の量を減少させることによって、この器具の全体の効率が改善される。

【0125】

好ましくは、窒化クロムは、物理蒸着（PVD）プロセスを使用して塗布され、このプロセスは、薄い均一なコーティングを、電極表面全体に塗布する。このコーティングは、以下のいくつかの効果を生じる：1）このコーティングは、金属表面上の微細構造（これは、電極に対する組織の機械的接着に寄与する）を充填する；2）このコーティングは非常に硬く、そして酸化および腐食を最小にする、非反応性金属である；ならびに3）このコーティングは、基部の材料より抵抗性である傾向があり、電極表面の加熱を引き起こし、これは、乾燥およびシールの質をさらに高める。

【0126】

インコネル600のコーティングは、Conroe TexasにあるSpecial Metals, Inc.によって製造される、いわゆる「超合金」である。この合金は、主として、腐食および熱に対する耐性が必要とされる環境において使用される。インコネルの高いニッケル含有量は、この材料を、有機物による腐食に対して特に耐性にする。理解され得るように、これらの特性は、双極電気外科用器具（これは当然、高温、高RFエネルギーおよび有機物質に曝露される）のために望ましい。さらに、インコネルの抵抗性は、代表的に、基部の電極材料より高く、このことは、乾燥およびシールの質をさらに高める。

【0127】

本明細書中に議論されるように、本発明は、血管のシーリングを実施するために、異なる電気ポテンシャルを有する対向する導電性シーリング表面を通して、電気外科エネルギーを伝達することに関する。しかし、本明細書中に開示される、本開示の実施形態は、いわゆる「抵抗加熱」を使用して組織構造をシールするように設計され得、これによって、表面112および122は、必ずしも導電性表面である必要はないこともまた、企図される。むしろ、表面112および122の各々は、従来の「ホットプレート」にかなり類似

10

20

30

40

50

して加熱され、その結果、表面 1 1 2 および 1 2 2 は、接触の際（または作動の際に各表面 1 1 2 および 1 2 2 を選択的に加熱するスイッチ（図示せず）の作動の際）に組織をシールするように協働する。この実施形態を用いて、抵抗加熱は、大きな加熱ブロック 1 5 0 0（図 3 5 A および 3 5 B を参照のこと）、抵抗加熱ワイヤ、可撓性箔ヒータ、抵抗ワイヤの可撓性ヒータ、および/または外部加熱要素を使用して達成される。温度を約 1 2 5 と約 1 5 0 との間の範囲に制御し、圧力を約 1 0 0 p s i と約 2 0 0 p s i との間の範囲に制御し、そして空隙距離を制御することによる。

【 0 1 2 8 】

組織は、高周波数（R F）エネルギーを使用してシールおよび/または融合され得ることもまた、予測される。この実施形態を用いて、R F エネルギーを伝達する電極は、1 つの大きな固体ブロックとして、または絶縁体によって分離された複数の小さなブロックとして、構成され得る。より具体的には、外科医は、断熱された一对のジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 への R F エネルギーの伝達を選択的に調節し得、これらのジョー部材は次に、この R F エネルギーを、抵抗媒体として働く組織を通して伝達させる。R F エネルギーを調節することによって、組織の温度は容易に制御される。さらに、上記種々の実施形態において説明されたように、ジョー部材 1 1 0 と 1 2 0 との間の閉鎖圧力も同様に、ハンドルアセンブリ 3 0 の 1 つ以上の要素（例えば、可動ハンドル 4 0、固定ハンドル 5 0、フランジ 9 2、トラック 5 4 など）を調節することによって、選択的に調節され得る。

【 0 1 2 9 】

好ましくは、この閉鎖圧力は、約 1 0 0 ~ 約 2 0 0 p s i の範囲である。R F エネルギーおよび圧力を制御し、そして伝導性表面 1 1 2 と 1 2 2 との間の空隙距離「G」を約 0 . 0 0 5 ~ 約 0 . 0 1 5 の範囲に維持することによって、効果的かつ一貫した組織のシーリングが、広範な組織型において達成され得ることが決定された。

【 0 1 3 0 】

あるいは、鉗子 1 0 は、上記加熱技術、および外科医に異なる加熱技術の選択肢を可能にするスイッチ（図示せず）の 1 つ以上の任意の組み合わせを使用し得る。

【 0 1 3 1 】

本開示の鉗子は、標準的な大きさのカニューレを通して組織をシールおよび分割するように設計されるが、本開示の 1 つの予測される実施形態は、特に 5 m m のカニューレを通してフィットするような寸法にされた、直径が減少したシャフト 1 2 およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を包含する。理解され得るように、より小さな大きさの外科用器具を利用することは、患者に対して非常に有利であり得る（すなわち、減少した外傷、治療および癒痕組織）。

【 0 1 3 2 】

好ましくは、本開示の鉗子は、フットスイッチ（図示せず）に電氣的に接続されるように設計され、このフットスイッチは、外科医が、組織に伝達される電気外科エネルギーを選択的に制御することを可能にする。図 3 4 A および 3 4 B は、引き金アセンブリ 7 0 に位置するハンドスイッチ 1 2 0 0 を介して鉗子が作動される、本開示の代替の実施形態を示す。より具体的には、ハンドスイッチ 1 2 0 0 は、一对のウエハスイッチ 1 2 1 0 を備え、このウエハスイッチは、引き金 7 0 のいずれかの側に位置する。ウエハスイッチ 1 2 1 0 は、ハウジング 2 0 内に位置する電極コネクタ 1 2 2 0 と協働する。ウエハスイッチ 1 2 1 0 は、旋回ピン 7 7 に対して、引き金アセンブリ 7 0 の作動の際にウエハスイッチ 1 2 1 0 がコネクタ 1 2 2 0 との電氣的接触から故意に離されるように、取り付けられることが予測される。理解され得るように、このことは、切断の間の、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の付随する不注意による作動を防止する。あるいは、他の安全手段（例えば、引き金アセンブリ 7 0 の作動の際にスイッチ 1 2 1 0 をコネクタ 1 2 2 0 から絶縁するカパープレート、遮断スイッチなど）もまた利用され得る。

【 0 1 3 3 】

上記のように、ナイフブレード 2 0 5 がエネルギー付与され得ることもまた、予測される。1 つの位置において、起動の際にウエハスイッチがジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 を

10

20

30

40

50

作動させ、そして別の位置において、ウエハスイッチがナイフブレード205を作動させるように、ウエハスイッチが再構成され得ることが、予測される。あるいは、ウエハスイッチは、言及されるように(すなわち、単一の電気コネクタ1220を用いて)、ブレード205とジョー部材110および120との両方に同時にエネルギー付与するように設計され得る。この場合には、ブレード250は、短絡を防止するために絶縁される必要があり得る。

【0134】

理解され得るように、鉗子10におけるハンドスイッチ1200の配置は、多くの利点を有する。例えば、このハンドスイッチは、手術室における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、外科的手順の間の間違った器具の作動の可能性を排除する。さらに、引き金が始動される場合にハンドスイッチ1200を押すことは、切断プロセスの間のこのデバイスの意図されない作動を排除する。

10

【0135】

ハンドスイッチ1200が鉗子10の別の部分(例えば、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ、ハウジング20など)に配置されることもまた予測される。さらに、ウエハスイッチが図面に示されているが、外科医がジョー部材またはブレード205への電気外科エネルギーの量を選択的に制御することを可能にする、他の型のスイッチ(例えば、トグルスイッチ、ロッカースイッチ、フリップスイッチなど)が使用される。

【0136】

ナイフブレード205の代わりに、本開示は、2つのジョー部材110と120との間に介在する、いわゆる「熱線」(図示せず)を備え得ることもまた、企図される。この熱線は、シーリングの後に組織を分割するために、ユーザーによって選択的に作動される。より具体的には、別のワイヤが、ジョー部材(例えば、110)の間に取り付けられ、そして選択的に移動可能であり、そして引き金アセンブリ70、ハンドスイッチ1200などの作動の際に、エネルギー付与され得る。「熱線」は、ユーザーが適切であり得るようにワイヤを非作動状態または作動状態に移動させ得るよう構成され得、このことは、所望の場合、ユーザーが、逆動作で組織を切断することを可能にする。例えば、熱線は、1つのジョー部材(例えば、110)に固定され得、そして他方のジョー部材(例えば、120)に対して摩擦ばめ係合で保持され得、握る場合および/または非作動状態の熱線を遠位に移動させる場合に、組織または血管がジョー部材110と120との間を通ることを可能にする。一旦シールされると、ユーザーはこのワイヤを引き込み、一方で熱線にエネルギー付与して、逆の動作で組織を切断する。

20

30

【0137】

熱線は、各末端がそれぞれのジョー部材110、120に固定されて分割され得ることもまた、企図される。このことは、2つの対向する熱線が一方向に自由に旋回し(すなわち、ジョー部材110と120との間の組織の一方向(例えば、引き込みの際)での通過移動を可能にする)、そして逆方向での組織の通過移動を制限することを可能にする。

【0138】

別の実施形態において、熱線は、熱い(すなわち、断熱されていない)前端および断熱された後端を備え得、このことは、戻り動作の際に焦げることを防止する。

40

【0139】

本開示のジョー部材110および120は、断続シーリングパターン1460a(図35Cを参照のこと)および1460b(図35Dを参照のこと)を備え得ることが、予測される。断続シーリングパターン1460a、1460bは、組織の生存能力を維持し、そして組織シーリング領域の外側の組織に対する付随する損傷を減少させることによって、治癒を促進することが企図される。減少した組織損傷は、連続した血管新生を介する組織の壊死の機会を減少させることによって、治癒を容易にすることが公知である。図35Aおよび35Bのそれぞれの断続シーリングパターン1460a、1460bは、隣接するシール領域から断熱によって隔離された、制御された領域に、熱エネルギーを送達する。これらのパターンは、好ましくは、シール強度を最大にするが血管新生のための可能な

50

経路をなお提供するように、設計される。

【0140】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示されているものの、本開示は、当該分野が許容する程度に広い範囲であること、および本明細書も同様に読み取られることが意図されるので、本開示は、それに限定するようには解釈されない。従って、上記記述は、限定として解釈すべきではなく、好ましい実施形態の例示として単に解釈すべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および精神内で、他の変更を想定している。

【図面の簡単な説明】

【0141】

【図1A】図1Aは、内視鏡双極鉗子の左斜視図であり、これは、本開示に従って、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を示している。 10

【図1B】図1Bは、本開示による開放双極鉗子の左斜視図である。

【図2】図2は、図1の鉗子の上面図である。

【図3】図3は、図1の鉗子の右側面図である。

【図4】図4は、図1の鉗子の右斜視図であり、これは、長手方向軸「A」の周りでのエンドエフェクタアセンブリの回転を示している。

【図5】図5は、図1の鉗子の正面図である。

【図6】図6は、図5で指示した詳細領域の拡大図であり、これは、一对の対向ジョー部材を詳述するエンドエフェクタアセンブリの拡張図を示す。

【図7】図7は、図1で指示した詳細領域の左拡大斜視図であり、これは、エンドエフェクタアセンブリの別の拡張図を示す。 20

【図8】図8は、図3で指示した詳細領域の右拡大側面図であり、ここで、エンドエフェクタアセンブリの一对のカムスロットは、想像線で示される。

【図9】図9は、図3の鉗子を僅かに拡大した断面図であり、これは、ハウジングの内部作動部品を示している。

【図10】図10は、図9で示した詳細領域の拡大断面図であり、これは、エンドエフェクタアセンブリ内に配置されたナイフアセンブリの初期位置を示している。

【図11】図11は、カバープレートなしのハウジングおよびその中に配置された鉗子の内部作動部品を示す左拡大斜視図である。

【図12】図12は、エンドエフェクタアセンブリ、ナイフアセンブリおよびシャフトの分解斜視図である。 30

【図13】図13は、ハウジングおよびその内部作動部品の分解斜視図であり、そのハウジングへのシャフトおよびエンドエフェクタアセンブリの装着は、破線で図示されている。

【図14】図14は、部品を分離したエンドエフェクタアセンブリの大きく拡大した上部斜視図であり、これは、上部ジョー部材を通る電気ケーブルの給送経路を示している。

【図15】図15は、図9で指示した詳細領域の長手軸方向断面図である。

【図16】図16は、電気ケーブル用の給送経路を示すエンドエフェクタアセンブリの拡大上部斜視図であり、この給送経路は、対向ジョー部材とナイフアセンブリの近位付属品を通過して、長手軸方向に往復運動するナイフチューブ（これは、シャフト内に配置されている）に至る。 40

【図17】図17は、電気ケーブル用の給送経路を示すエンドエフェクタアセンブリの拡大上部斜視図であり、この給送経路は、長手軸方向に配置されたチャンネル（これは、シャフトの外周内で規定されている）に沿っている。

【図18A】図18Aは、カバープレートなしのハウジングの大きく拡大した側面斜視図であり、これは、電気ケーブル用の給送経路を示し、この給送経路は、そのハウジングの遠位末端に隣接した回転アセンブリを通る。

【図18B】図18Bは、カバープレートなしのハウジングの大きく拡大した側面斜視図であり、これは、電気ケーブル用の給送経路を示し、この給送経路は、そのハウジング内に取り付けられたシャフトを備えた回転アセンブリを通る。

【図 19】図 19 は、回転アセンブリの大きく拡大した後面図であり、これは、内部に配置したストップ部材を示す。

【図 20】図 20 は、本開示の鉗子の斜視図であり、これは、カニューレを通して管状血管または束を握り封着する位置で、示されている。

【図 21】図 21 は、ハウジング内に配置された 4 本棒ハンドルアセンブリの内部協働運動の僅かに拡大した断面図であり、この内部協働運動は、ジョー部材の互いに対する運動を引き起こす。

【図 22】図 22 は、4 本棒ハンドルアセンブリの起動時におけるフランジの初期移動（これは、想像線で示されている）を示す大きく拡大した断面図である。

【図 23】図 23 は、4 本棒ハンドルアセンブリの移動に反応して得られるコイルバネの圧縮運動を示す大きく拡大した側面図である。 10

【図 24】図 24 は、図 23 のコイルバネの近位圧縮の結果としてのエンドエフェクタアセンブリのカム様ドライブピンの近位運動を示す大きく拡大した側面図であり、この近位運動、次に、対向ジョー部材を閉鎖配置に移動させる。

【図 25】図 25 は、カニューレ内で起動するように構えたナイフアセンブリを示す大きく拡大した断面図である。

【図 26】図 26 は、その間で管状血管を圧縮した閉鎖配置の対向ジョー部材を示す上部斜視図である。

【図 27】図 27 は、管状血管の封着部位の拡大斜視図であり、これは、封着後に管状血管を分割するのに好ましい切断線「B - B」を示す。 20

【図 28】図 28 は、図 27 の線 28 - 28 に沿って取り出した封着部位の長手軸方向断面図である。

【図 29】図 29 は、カバープレートのないハウジングの側面図であり、これは、引き金アセンブリの起動時でのナイフチューブの長手軸方向往復運動を示す。

【図 30】図 30 は、器具の遠位末端の大きく拡大した断面図であり、これは、引き金アセンブリの起動時でのナイフアセンブリの長手軸方向往復運動を示す。

【図 31】図 31 は、図 28 の好ましい切断線「B - B」に沿った封着部位を通るナイフアセンブリの往復運動後の管状血管の長手軸方向断面図である。

【図 32】図 32 は、予め規定した出口経路に沿ったハンドルアセンブリの再始動時でのフランジの運動を示す大きく拡大した側面図であり、この運動は、次に、対向ジョー部材を開き、そして管状血管を解除する。 30

【図 33】図 33 は、ジョー部材の 1 つの血管封着表面の 1 つの上の特定の止め部材構成を示す、非常に拡大した斜視図である。

【図 34 A】図 34 A は、本開示と共に使用するためのハンドスイッチの一実施形態を示す、ハウジングの内側面図である。

【図 34 B】図 34 B は、本開示に従うハンドスイッチの代替の実施形態の概略図である。

【図 34 C】図 34 C は、本開示に従うハンドスイッチの別の実施形態の概略図である。

【図 35】図 35 A は、本開示に従う加熱ブロックの概略図である。図 35 B は、本開示に従う加熱ブロックの概略図である。図 35 C は、断続的な封着表面のパターンを有するジョー部材の概略図である。図 35 D は、断続的な封着表面のパターンを有するジョー部材の概略図である。 40

【 図 1 A 】

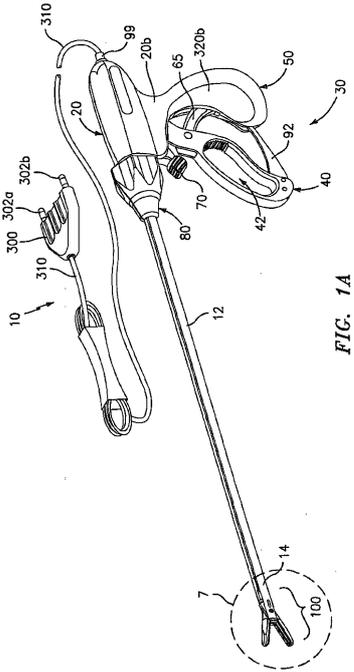


FIG. 1A

【 図 1 B 】

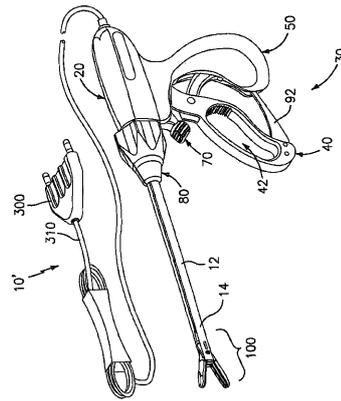


FIG. 1B

【 図 2 】

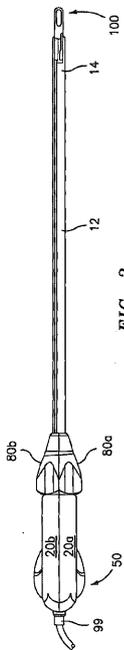


FIG. 2

【 図 3 】

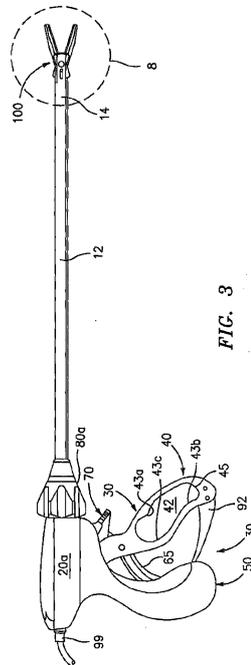


FIG. 3

【 図 4 】

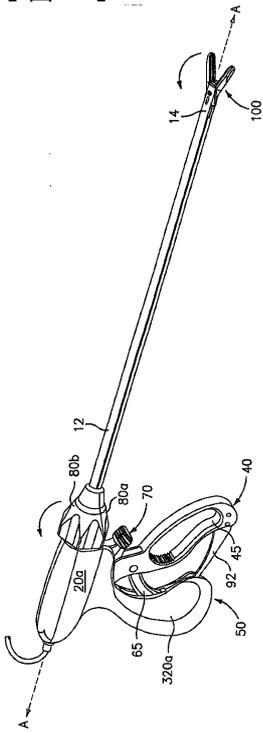


FIG. 4

【 図 5 】

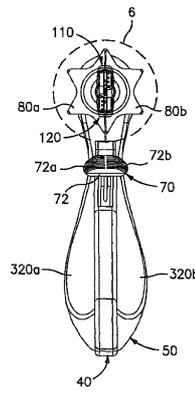


FIG. 5

【 図 6 】

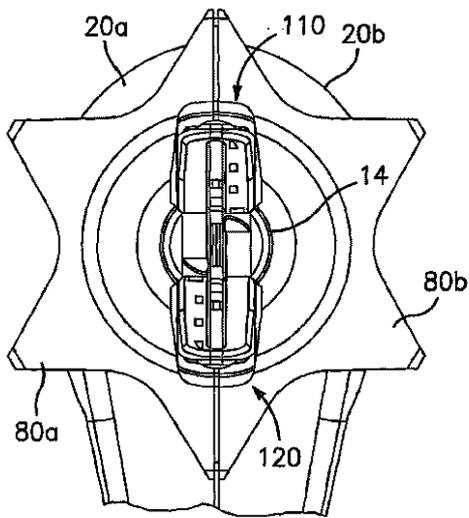


FIG. 6

【 図 7 】

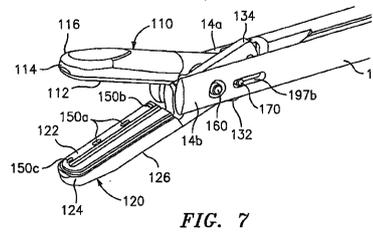


FIG. 7

【 図 8 】

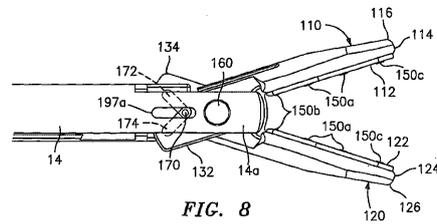


FIG. 8

【 図 9 】

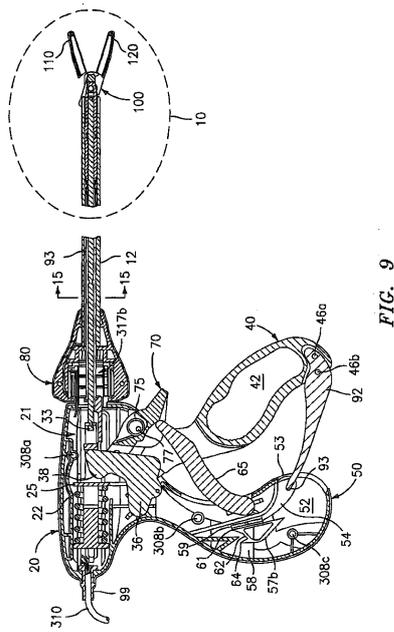


FIG. 9

【 図 10 】

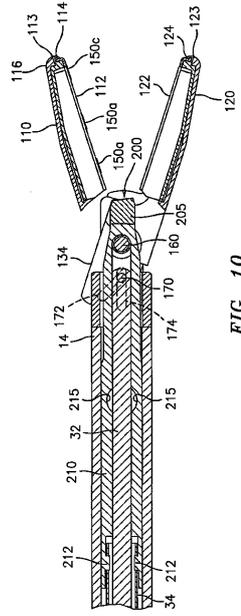


FIG. 10

【 図 11 】

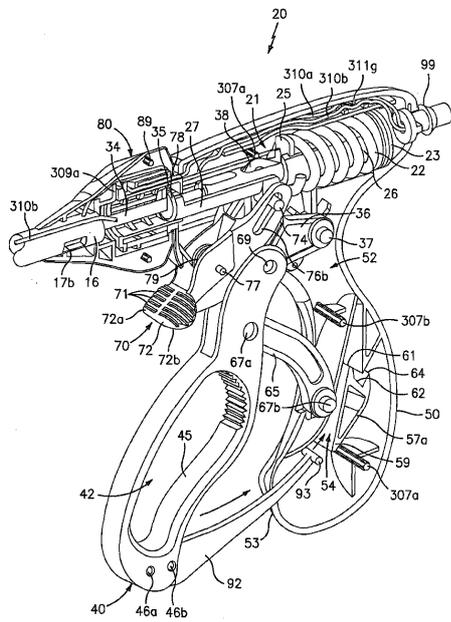


FIG. 11

【 図 12 】

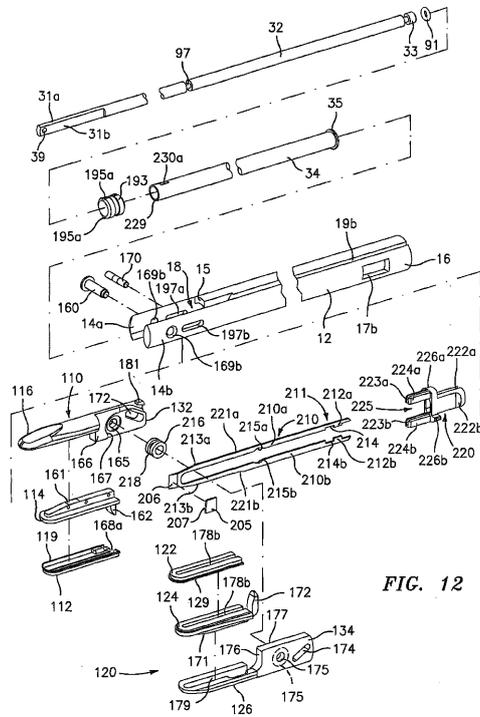


FIG. 12

【 図 13 】

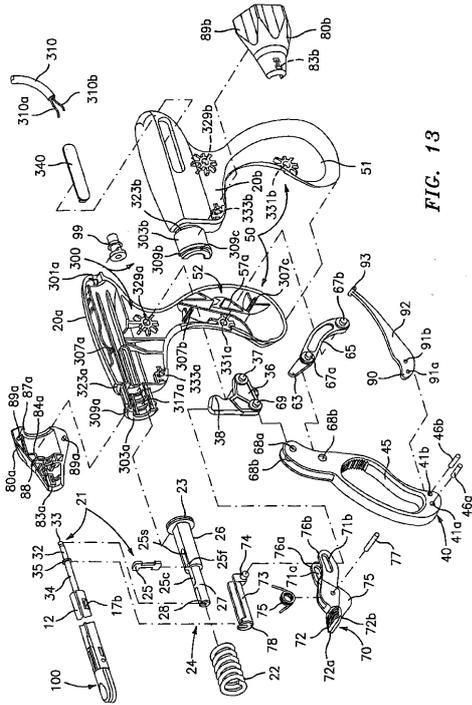


FIG. 13

【 図 14 】

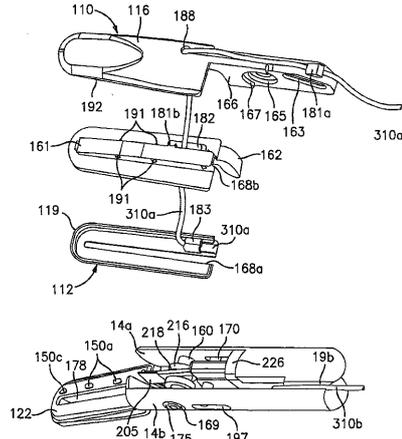


FIG. 14

【 図 15 】

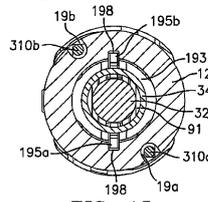


FIG. 15

【 図 16 】

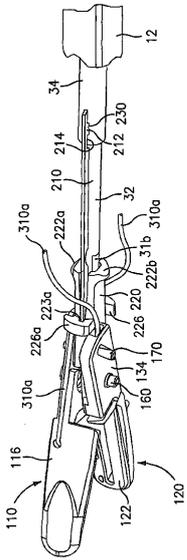


FIG. 16

【 図 17 】

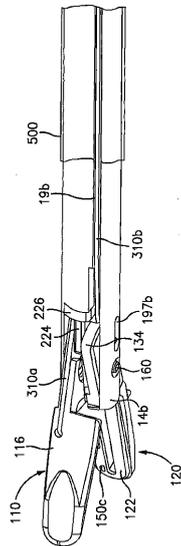


FIG. 17

【 図 18 A 】

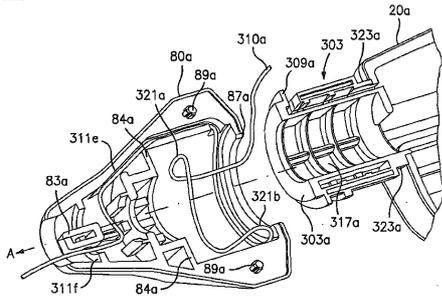


FIG. 18A

【 図 18 B 】

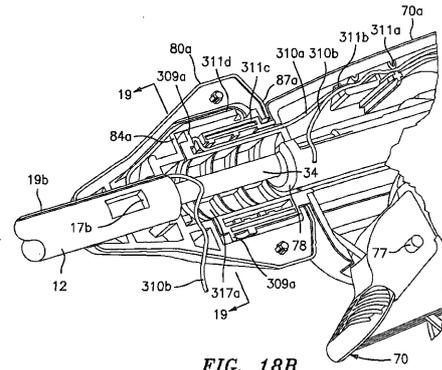


FIG. 18B

【 図 19 】

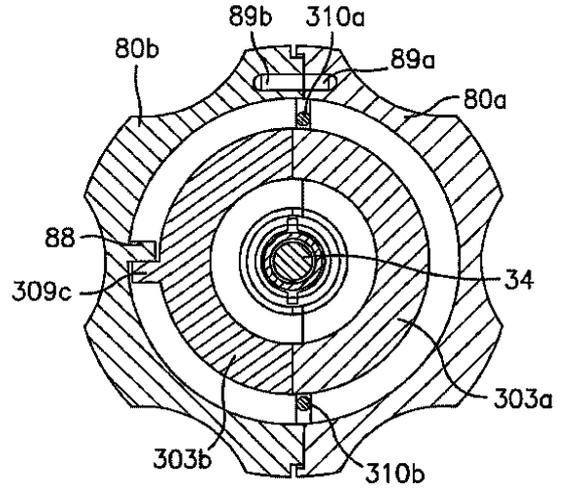


FIG. 19

【 図 20 】

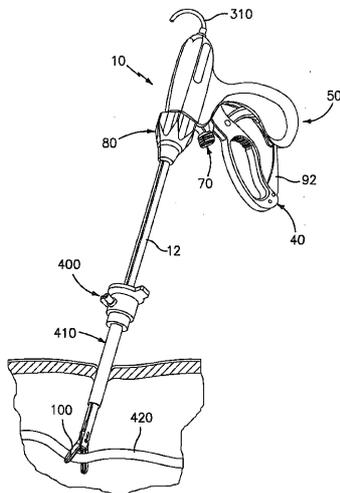


FIG. 20

【 図 21 】

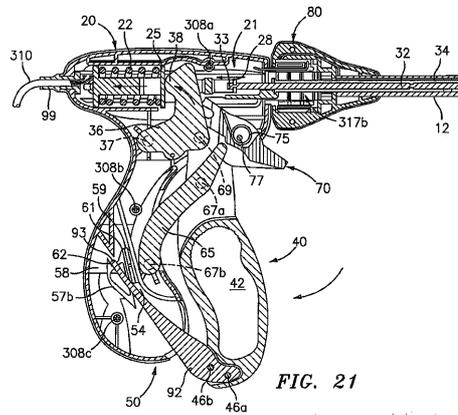


FIG. 21

【 図 2 2 】

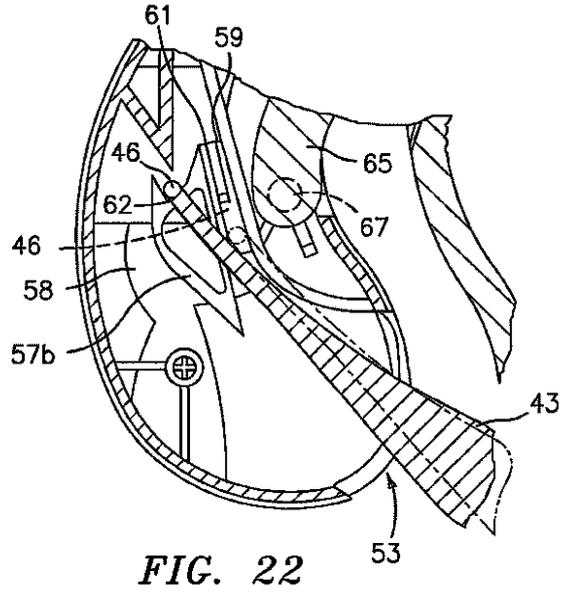


FIG. 22

【 図 2 3 】

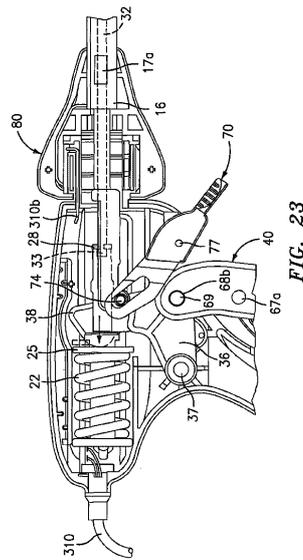


FIG. 23

【 図 2 4 】

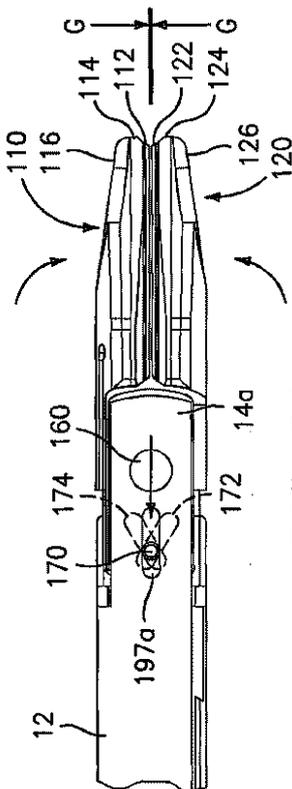


FIG. 24

【 図 2 5 】

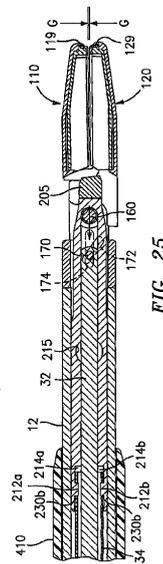


FIG. 25

【 図 2 6 】

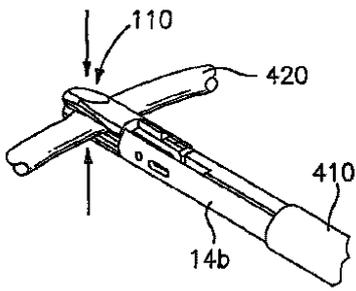


FIG. 26

【 図 2 8 】

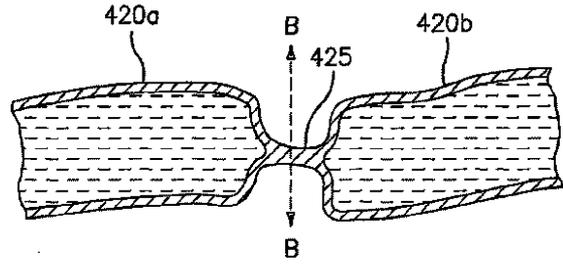


FIG. 28

【 図 2 7 】

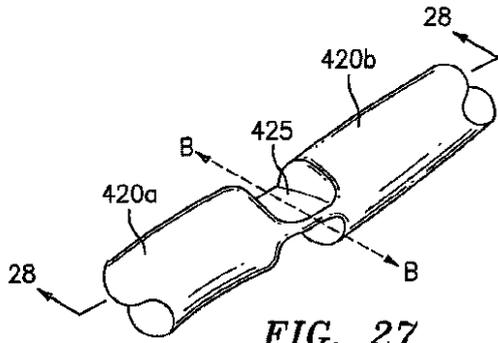


FIG. 27

【 図 2 9 】

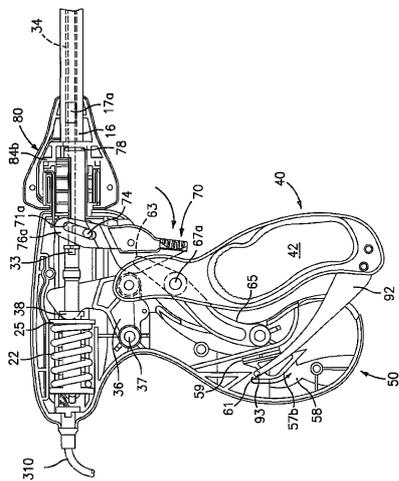


FIG. 29

【 図 3 0 】

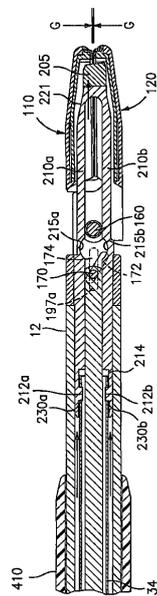


FIG. 30

【 図 3 1 】

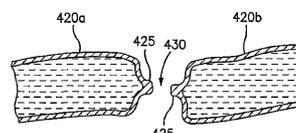


FIG. 31

【 図 3 2 】

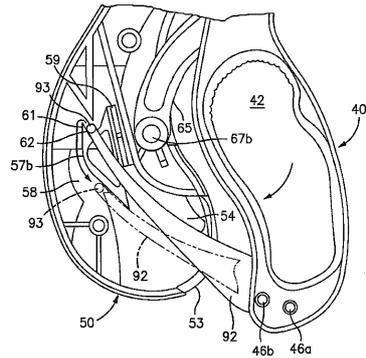


FIG. 32

【 図 3 3 】

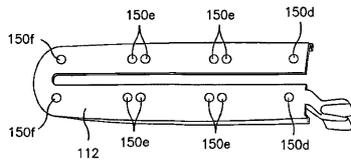


FIG. 33

【 図 3 4 A 】

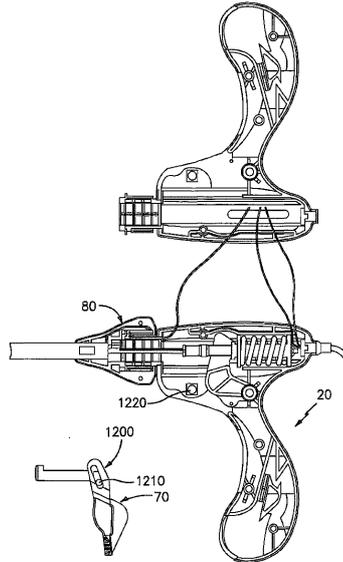
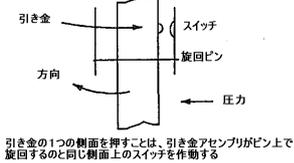


FIG. 34A

【 図 3 4 B 】



引き金の1つの側面を押すことは、引き金アセンブリがピン上で
 旋回するのと同じ側面上のスイッチを作用する

FIG. 34B

【 図 3 4 C 】

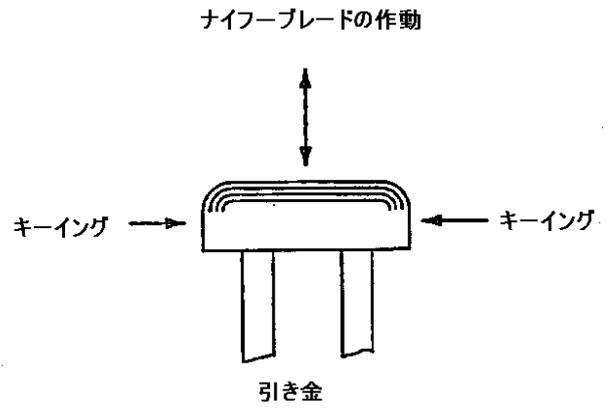


FIG. 34C

【 図 35 】

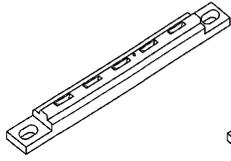


FIG. 35A

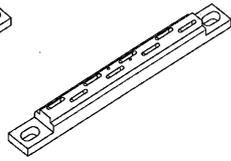


FIG. 35B

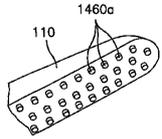


FIG. 35C

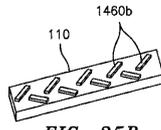


FIG. 35D

フロントページの続き

- (72)発明者 チェルシー シールズ
アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボルダー, アpartment エイ 211, カル
ミア アベニュー 2800
- (72)発明者 ギャリー コウチュアー
アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, ユニット 36, 21エスティー
ストリート 51
- (72)発明者 ジェレミー スコット ジェイムス
アメリカ合衆国 コロラド 80031, ウェストミニスター, ユニット ディー, ジュリ
アン ウェイ 9849
- (72)発明者 クリスティン ディー. ジョンソン
アメリカ合衆国 コロラド 80027, ルイスビル, トレイル リッジ ドライブ 856
- (72)発明者 ラップ ピー. ノギュエン
アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, トラウト クリーク サークル 1
167
- (72)発明者 フィリップ エム. テツラフ
アメリカ合衆国 コロラド 80027, スペリアー, ロックビュー サークル 1690
- (72)発明者 マイクル アール. ワルゼチャ
アメリカ合衆国 コロラド 80051, ロングモント, ナンバー2, 1/2 メイン ス
トリート 435
- (72)発明者 マイケル シー. モーゼス
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボルダー, ナンバービー, アルパイン アベニュー
711
- (72)発明者 デイビット シェクター
アメリカ合衆国 コロラド 80503, ロングモント, ポイント ビュー ドライブ 11
676

Fターム(参考) 4C060 FF23 KK04 KK06 KK10 KK15

专利名称(译)	血管封口和分割机		
公开(公告)号	JP2007325956A	公开(公告)日	2007-12-20
申请号	JP2007216529	申请日	2007-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	舍伍德服务股份公司		
申请(专利权)人(译)	舍伍德Sabishizu股份公司		
[标]发明人	シーンディカス チェルシーシールズ ギャリーコウチュアー ジェレミースコットジェイムス クリステンディージョンソン ラップピーノギュエン フィリップエムテツラフ マイクルアールワルゼチャ マイケルシーモーゼス デイビットシェクター		
发明人	シーン ディカス チェルシー シールズ ギャリー コウチュアー ジェレミー スコット ジェイムス クリステン ディー. ジョンソン ラップ ピー. ノギュエン フィリップ エム. テツラフ マイクル アール. ワルゼチャ マイケル シー. モーゼス デイビット シェクター		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/32 A61B1/00 A61B18/00 A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2017/2948 A61B2018/0013 A61B2018/00916 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/32.330 A61B17/295 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF23 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK15 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14		
优先权	PCT/US2001/011340 2001-04-06 WO		
其他公开文献	JP4762957B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种密封和切割组织的方法。一种用于进行组织密封和分离的电外科手术器械，包括壳体20，该壳体20具有附接到其上的轴12，该轴限定纵向轴线，该电外科手术器械包括：还存在相对于第二钳口构件可移动的第一钳口构件，第一钳口构件安装在轴上并且可从第一打开位置相对地移动到第二闭合位置。并且在第一打开位置，钳夹构件以彼此隔开的关系布置，并且在第二闭合位置，钳夹构件协作以将组织夹持在其间。一种驱动杆组件，其用于使钳夹构件在第一位置和第二位置之间运动，以及壳体安装的转弯，用于使钳夹构件绕纵向轴线旋转。包含组件80中，刀组件也附接至壳体。[选型图]图1A

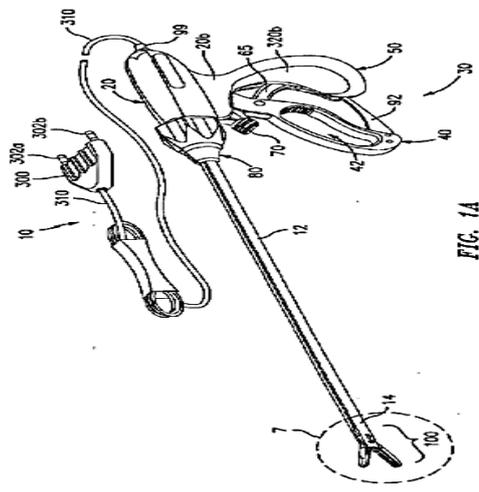


FIG. 1A