

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4851489号
(P4851489)

(45) 発行日 平成24年1月11日(2012.1.11)

(24) 登録日 平成23年10月28日(2011.10.28)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 2 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 6 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2008-129371 (P2008-129371)	(73) 特許権者	507364377
(22) 出願日	平成20年5月16日(2008.5.16)		コヴィディエン・アクチェンゲゼルシャフト
(62) 分割の表示	特願2000-577948 (P2000-577948) の分割		スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム・ラインフォール, ヴィクター・フォン・ブランズーシュトラーセ 1 9
原出願日	平成11年10月22日(1999.10.22)	(74) 代理人	100059959
(65) 公開番号	特開2008-246216 (P2008-246216A)		弁理士 中村 稔
(43) 公開日	平成20年10月16日(2008.10.16)	(74) 代理人	100067013
審査請求日	平成20年5月19日(2008.5.19)		弁理士 大塚 文昭
(31) 優先権主張番号	09/177, 950	(74) 代理人	100082005
(32) 優先日	平成10年10月23日(1998.10.23)		弁理士 熊倉 禎男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100086771
前置審査			弁理士 西島 孝喜

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡バイポーラ電気外科鉗子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

互いに対向する関係で回動可能に取り付けられた第1、第2のジョー部材であって、それぞれ、そこから延びるフランジを含み、互いに離れた関係で配置されている第1の位置と、前記ジョー部材が協働して間に組織をはさむ第2の位置との間で相対移動可能であるジョー部材と、

前記第1のジョー部材が第1の電位を有し、前記第2のジョー部材が第2の電位を有し、且つ、該両ジョー部材が、両者間に保持した組織を介してバイポーラエネルギーを伝達することができるように、前記ジョー部材を電気エネルギー源に接続する駆動ロッドアッセンブリであって、前記ジョー部材の回転運動を容易にする全体として丸形状のヘッド部分を備えた前記駆動ロッドアッセンブリと、

前記駆動ロッドアッセンブリの遠位端に取り付けられると共に前記ジョー部材間に取り付けられたヨーク部材であって、前記ジョー部材との間に、該ヨーク部材の運動が前記ジョー部材の第1、第2位置からの運動を生じさせるカム従動節機械的リンク機構を有するヨーク部材と、

前記ヨーク部材に取り付けられ、組織のクランプ及びシール中、前記ジョー部材が前記第2位置へ移動されたときに前記ジョー部材の前記フランジに当接して、前記カム従動節機械的リンク機構にかかる剪断応力を解放するように寸法決めされた1対のショルダ部分と、

前記駆動ロッドアッセンブリに取り付けられて、前記ヨーク部材に運動を伝えるハンド

ルと、

組織をシールするための第1のジョー部材と第2のジョー部材との間で、所定の、又は最大のクランプ力を保持するように前記ハンドルに設けられたロストモーション機構であって、前記ハンドル内の長手方向の移動と回転運動のための前記駆動ロッドアッセンブリの全体として丸形状のヘッド部分を受け入れる弾性アームを備え、この弾性アームは、前記ハンドルに連結され且つ前記ハンドルから前記駆動ロッドへの力の伝達を制限する、前記ロストモーション機構と、

を有することを特徴とするバイポーラ内視鏡鉗子。

【請求項2】

前記ジョー部材の少なくとも一方に取り付けられた少なくとも1つのストップ部材を更に含む請求項1記載のバイポーラ鉗子。

10

【請求項3】

前記ヨークの直線運動は、前記両ジョー部材の相対的な運動を生じさせる請求項2記載のバイポーラ鉗子。

【請求項4】

前記ジョー部材には、それぞれ、カム孔が設けられ、前記ヨークは、その運動が前記両ジョー部材の相対的な運動を生じさせるように、前記カム孔と係合する少なくとも1つの対応する移動止めを含む請求項2記載のバイポーラ鉗子。

【請求項5】

前記カム孔の内周は、前記ジョー部材に少なくとも2つの相対動を生じさせる形状を有する請求項4記載のバイポーラ鉗子。

20

【請求項6】

前記カム孔は、前記ヨーク部材の前記ショルダ部分が前記ジョー部材の前記フランジと係合するのとほぼ同時に、前記移動止めにかかる剪断応力を解放するように配置された袋状部分を有する請求項4記載のバイポーラ鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、内視鏡による外科処置を行うための電気外科器具に関する。詳しくは、本発明は、絶縁ヨークの直線移動を利用して、2つの対向するジョー間に組織を握持し且つシールするための内視鏡バイポーラ電気外科鉗子に関する。

30

【0002】

止血鉗子又は鉗子は、ジョー間の機械的運動を利用して血管を緊縛する簡単なプライヤー型器具であり、組織を握持、切開、及び/又は、クランプする外切開式外科処置に一般的に使用されている。

【0003】

最近の数十年に亘って、生体器官や体腔へのアクセスする伝統的な外切開式方法を止め、小さな点穴状の切開口を介して器官にアクセスする内視鏡や内視鏡器具を使用する外科医が益々増加してきた。内視鏡器具は、トロカールを備えたカニューレやポートを介して患者に挿入される。カニューレの典型的な寸法は、3ミリメートルから12ミリメートルである。カニューレは、通常は小さい方が好ましく、このことは、そのようなカニューレを通る外科器具を製作する手法を見いださなければならない器具製造者に、設計上の挑戦を突きつけている。

40

【0004】

ある種の外科的処置は、血管又は血管系組織の切断を必要とする。しかし、空間的な制約により、外科医は、血管の縫合や、他の伝統的な止血方法、例えば、横に切断された血管のクランプ及び/又は結合を行うのに、困難を感じることもある。直径が2ミリメートルを下回る非常に細い血管は、しばしば、標準的な電気外科技術を使用して閉合することができる。それよりも太い血管を切断した場合は、外科医は、内視鏡による処置を外切開式外科処置に変更して、ラパロスコピーの恩恵を放棄せざるを得ないことがある。

50

【 0 0 0 5 】

幾つかの雑誌の論文は、電気外科を利用して小血管をシールする方法を開示している。「Studies on Coagulation and the Development of an Automatic Computerized Bipolar Coagulator」(J. Neurosurg., Volume 75, July 1991)と題する論文は、小血管をシールするために使用されるバイポーラコアギュレータについて記述している。この論文は、直径が2ミリメートル乃至2.5ミリメートルより太い動脈を安全に凝固させることはできないと述べている。「Automatically Controlled Bipolar Electrocoagulation-"COA-COM"」(Neurosurg. Rev. (1984), pp.187-190)と題する2番目の論文は、血管壁の炭化を防止できるように血管への電気外科電力を終結させる方法を記述している。

【 0 0 0 6 】

電気外科鉗子を利用することによって、外科医は、組織に加えられる電気外科的エネルギーの強度、周波数及び持続時間を制御して、組織を焼灼、凝固/切開、及び/又はカットしたり、及び/又は、単に出血を減少又は遅くすることができる。一般に、電気外科鉗子の電氣的構成は、2つの分類、1)モノポーラ電気鉗子、及び、2)バイポーラ電気鉗子に分類することができる。

【 0 0 0 7 】

モノポーラ鉗子は、クランプ端エフェクタに対応する1つのアクティブ電極と、典型的には外部から患者に装着される遠隔患者リターン電極又はパッドとを使用する。電気外科エネルギーが印加されると、そのエネルギーは、アクティブ電極から、手術部位に、そして患者を通過してリターン電極に流れる。

【 0 0 0 8 】

バイポーラ電気鉗子は、端エフェクタの内側の対向する面に配設されて、いずれも電気外科ジェネレータに電氣的に接続された、ほぼ対向する2つの電極を利用する。各電極は、異なる電位にチャージされる。組織は電気エネルギーの導電体であるから、エフェクタが組織を挟むために使用されると、電気エネルギーが、組織を介して選択的に伝達される。

【 0 0 0 9 】

幾つかのバイポーラ内視鏡器具が知られている。例えば、米国特許第3,938,527号は、管焼灼用のバイポーラ内視鏡器具を開示している。米国特許第5,250,047号は、交換可能な電極チップアセンブリを備えたバイポーラ内視鏡器具を開示している。米国特許第5,445,638号は、遠位端から延びる第1及び第2の導体を有するバイポーラ凝固及びカット鉗子を開示している。米国特許第5,391,166号は、取り外し可能な動作端を有するバイポーラ内視鏡器具を開示している。米国特許第5,342,359号は、バイポーラ凝固装置を開示している。

【 0 0 1 0 】

太い血管を適切にシールするためには、2つの支配的な機械的パラメータを正確に制御しなければならない。即ち、血管に加えられる圧力と、電極間のギャップであり、いずれも、シールされる血管の厚みに影響する。即ち、血管壁を対向させ、組織のインピーダンスを、組織に十分な電気外科エネルギーが通るだけの十分に低い値に低減し、組織の加熱中、拡張しようとする力を克服し、良好なシールの指標である端組織の厚みに寄与するためには、圧力を正確に与えることが重要である。ある例では、融合された血管壁は、0.001インチ乃至0.006インチであるのが最良である。この範囲を下回ると、シールは破れたり裂けたりするし、この範囲を上回ると、ルーメンが、正しく又は効果的にシールされないことがある。

【 0 0 1 1 】

電気外科方法は、血管壁に大きな閉じ力を与えることのできる器具と結合された適正な電気外科電力カーブを使用すれば、より太い血管をシールすることができる。細い血管を凝固させるプロセスは、電気外科的血管シールとは基本的に異なると考えられる。ここでは、凝固は、組織の細胞が破壊して乾燥する、組織の乾燥プロセスとして定義され、血管シールは、組織がつながって溶融体に再構成されるように、組織にコラーゲンを供給する

10

20

30

40

50

プロセスとして定義される。従って、細い血管の凝固は、これらを永久的に閉合するのに十分である。太い血管は、永久的な閉合を確実にするために、シールする必要がある。

【0012】

これまで、種々の外切開式外科処置のために、数多くのバイポーラ電気外科鉗子が提案されてきた。しかしながら、これらのデザインの幾つかは、血管に均一に反復可能な圧力を提供できなかつたり、有効でない、或いは、均一でないシールになったりすることがある。例えば、Willisの米国特許第2,176,479号、Hiltebrandtの米国特許第4,005,714号、Lottickの米国特許第4,370,980号及び第4,552,143号、第5,026,370号並びに第5,116,332号、Stemらの米国特許第5,443,463号、Eggersらの米国特許第5,484,436号は、いずれも、血管又は組織を凝固、カット、及び/又はシールするための電気外科器具に関する。

10

【0013】

これらの器具は、正しいシール厚みを得るためにクランプ圧力にのみ依存しており、正しく制御されれば、適正且つ効果的な組織のシールを保証することのできるギャップの許容差、及び/又は平行性及び平坦性についての条件を考慮に入れていない。例えば、シールの結果として得られる組織の厚みを単にクランプ圧力を制御するだけで適正に制御することは、2つの理由の何れかで困難であることが知られている。つまり、1) 加えられる力が強すぎると、2つの極が接触して、組織を介してエネルギーが伝達されず、効果的でないシールになり、或いは、2) 加えられる力が弱すぎると、厚くて信頼性の低いシールが形成されることになる。

【0014】

20

上述したように、太い血管を正しく且つ効果的にシールするためには、対向するジョー部材間の一層大きな閉じ力が要求される。ジョー間の大きな閉じ力は、典型的には、各ジョーのためのピボットの回りに大きなモーメントを必要とすることが知られている。ジョー部材は、各ジョー部材のピボットに対して小さなモーメントアームを有するように配置されたピンで取り付けられているのが典型的であるので、ジョー間の閉じ力を大きくすることは、難しい問題である。小さなモーメントアームに大きな力が結合されることは、ピンを破砕する恐れがあるので望ましくない。又、ピンのモーメントアームを増すことも、ジョー部材及び他の構成部品の物理的寸法がカニユーレに通すのに適合しなくなる可能性があるため、望ましくない。

【0015】

30

従って、管組織を効果的にシールして、且つ、カニユーレに通すことのできるコンパクトなデザインを使用することによって、器具のヨークの構造的な破壊を招くことなく、対向するジョー部材間に大きな閉じ力を提供するという課題を解決するバイポーラ鉗子を開発する必要がある。

【発明の開示】

【0016】

本発明は、組織をクランプ及びシールするための内視鏡バイポーラ鉗子に関し、互いに対向する関係で回動可能に取り付けられた第1、第2のジョー部材を含む。これらのジョー部材は、互いに離間した関係になる第1の開位置から、互いに協働して組織を挟む第2の閉じ位置へ移動可能である。駆動ロッドアセンブリは、ジョー部材が両者間に保持した組織を介してバイポーラエネルギーを伝達することができるように、各ジョー部材を電気エネルギー源に接続する。駆動ロッドアセンブリにはハンドルが取り付けられ、第1、第2のジョー部材の第1、第2の位置からの運動を生じさせる。好ましくは絶縁材料で形成された少なくとも1つのストップ部材は、ジョー部材に取り付けられ、両ジョー部材間の間隔を制御する。

40

【0017】

好ましくは、ハンドルは、ジョー部材との間にロストモーション(から動き)連結を有するアクチュエータを備え、このロストモーション連結は、ジョー部材間の組織をシールする間、所定のクランプ力をユーザの操作力にかかわらず好ましい範囲に保持するように、ユーザの前記アクチュエータの操作力を前記ジョー部材へ伝達する。

50

【0018】

一つの実施例では、鉗子は、ジョー部材の回転運動を制御するための回転アッセンブリを含む。別の実施例では、ジョー部材及び駆動ロッドアッセンブリは、ジョー部材の相対運動を生じさせるカムフォロアー機械的リンク機構によって連結される。

【0019】

本発明の別の実施例は、互いに対向する関係で回動可能に取り付けられた第1、第2のジョー部材を有するバイポーラ鉗子を含み、これらのジョー部材は、両者が互いに離間して位置する第1の開位置から、両者が協働してその間に組織を挟む第2のクランプ位置へ移動可能である。駆動ロッドアッセンブリは、ジョー部材が両者間に保持して組織を介してバイポーラエネルギーを伝達できるように、各ジョー部材を電気エネルギー源に接続する。駆動ロッドアッセンブリの遠位端に、及び、両ジョー部材間には、ヨーク部材が取り付けられる。好ましくは、駆動ロッドアッセンブリにはハンドルが取り付けられ、ヨーク部材に直線運動を生じさせ、更に、カムフォロアー機械的リンク機構により、2つの対向するジョー部材の相対動を生じさせる。

10

【0020】

好ましくは、各ジョー部材は、その延長部分であるフランジを有し、ヨークは、ジョー部材が第2の位置へ移動したときにフランジと当接するようにされた1対のショルダ部分を有する。ショルダ部分は、組織のクランプ及びシール中、カムフォロアーリンク機構にかかる剪断応力を解放する。

20

【0021】

別の実施例では、ジョー部材には、それぞれ、カム孔が設けられ、ヨークは、その運動がジョー部材の相対移動を生じさせるように、カム孔と係合する少なくとも1つの対応する移動止めを有する。好ましくは、各カム孔は、ヨーク部材のショルダ部分がジョー部材のフランジと係合するのとほぼ同時に、移動止めにかかる剪断応力を解放するように配置された袋状部分を含む。好ましくは、カム孔の内周は、ジョー部材に少なくとも2つの異なる相対動を生じさせる形状を有する。

【発明を実施するための最良の形態】

【0022】

図1乃至図3において、内視鏡外科処置に使用するためのバイポーラ鉗子10は、ハンドルアッセンブリ18に結合された駆動ロッドアッセンブリ11を含む。駆動ロッドアッセンブリ11は、近位端16と遠位端14とを有する細長い中空の軸(シャフト)部分12を含む。図面及び以下の説明で、用語「近位」は、伝統に従って、バイポーラ鉗子10のユーザに近い方の端を意味し、用語「遠位」は、ユーザから遠い方の端を意味する。

30

【0023】

端エフェクタアッセンブリ22は、軸(シャフト)12の遠位端14に取付けられ、1対のジョー部材80、82を含む。ハンドルアッセンブリ18が、軸12の近位端に装着されて、ジョー部材80、82が相対的に離間した開位置から、協働して両者間に組織150を狭持するクランプ位置又は閉位置へ、ジョー部材80、82を移動させるためのアクチベータ20を含むのが好ましい。

【0024】

40

図3に最もよく示すように、アクチベータ20は、オペレータの少なくとも1本の指を受け入れるための開口34を備えた可動ハンドル26と、オペレータの親指を受け入れるための開口32を備えた固定ハンドル28とを有する。可動ハンドル26は、固定ハンドル28に対する第1の位置から固定ハンドル28により近くジョー部材80、82をとじ合わせる第2の位置へ、選択的に移動可能である。固定ハンドル28は、可動ハンドル26に連結されたラチェット30を受け入れるために近位側に延びるチャンネル27を有するのが好ましい。この構造は、端エフェクタアッセンブリ22を次第に閉じることを可能にするのと共に、対向するジョー部材80、82のロック係合を可能にする。場合によっては、ハンドル26のハンドル28に対する運動を制御、及び/又は、制限するための、油圧、セミ油圧、及び/又はギア駆動システムのような他の機構を含むことが好ましい。

50

【 0 0 2 5 】

固定ハンドル 2 8 は、細長い軸 1 2 の長手方向軸線「A」を中心とする端エフェクタアッセンブリ 2 2 の回転運動を制御するための回転アッセンブリ 2 3 を有する（図 9 及び図 1 0 参照）。好ましくは、回転アッセンブリ 2 3 は、軸 1 2 に装着されたギア 5 2 とそれぞれ係脱可能に係合する上側及び下側ノブ部分 2 4 a、2 4 b を有する。回転アッセンブリ 2 3 の端エフェクタアッセンブリ 2 2 に対する回転比は、1 : 1 であるのが好ましいが、目的によっては、回転比を増大又は減少させるための別のギア構造を設けることもできる。

【 0 0 2 6 】

複数の機械的インターフェイスによって、1 対のハンドルセクション 2 8 a、2 8 b が互いに係合して固定ハンドル 2 8 を形成するのが好ましい。機械的インターフェイスは、ハンドルセクション 2 8 b に形成され、ハンドルセクション 2 8 a に取り付けられた相補的な複数の移動止め（図示せず）を受け入れる大きさのソケット 1 3 8 を備える。ここでは、ソケットという用語を使用した。何れか一方のハンドルセクションに雄型又は雌型の機械的インターフェイスを設け、他方のハンドルセクションに設けられた対応する機械的インターフェイスを設けることもできる。

【 0 0 2 7 】

図 3 において、各ハンドルセクション 2 8 a、2 8 b は、全体として中空であって、鉗子 1 0 を構成する種々の内部構成要素を収容するためのキャビティ 5 0 が形成されている。例えば、キャビティ 5 0 は、電気外科ジェネレータ（図示せず）から各ジョー部材 8 0、8 2 に伝達される電気外科エネルギーを制御する PC ボード 5 8 を収容する。即ち、電気外科エネルギーは、電気外科ジェネレータから発生され、ハンドルアッセンブリ 1 8 の近位端に配置されたワイヤポート 2 9 を介して取り付けられたケーブル 6 0 によって、PC ボードに伝達される。PC ボード 5 8 は、ジェネレータ（発電機）からの電気外科エネルギーを 2 つの異なる電位に変換し、これらは、図 4 を参照して後に詳述する別体の端子クリップ 6 4 b、6 4 a によって各ジョー部材 8 0、8 2 に伝達される。

【 0 0 2 8 】

組織をシールするための所定の、又は最大のクランプ力をジョー部材 8 0、8 2 間に保持するためのロストモーション（から動き）機構を、各ハンドルセクション 2 8 a、2 8 b 間に、配置するのが好ましい。図 3 に示した実施例において、ロストモーション機構は、ピン 4 2 でハンドルセクション 2 8 a、2 8 b 間に連結された弾性アーム 4 0 を含む。詳細には、アームは、下端 4 6 と、上端 4 5 と、その間に位置する軸部分 4 7 とを含む。上端 4 5 は、二股に分かれて、それぞれが上方に向かって伸びるフランジ 4 9 a、4 9 b を有する U 型リンクを形成し、下端 4 6 は、稼働ハンドル部分 2 6 に配設された段付きインターフェイス 4 8 と係合する大きさを有するのが好ましい。軸部分 4 7 は、可動ハンドル部分 2 6 内に形成された細長いチャンネル 5 6 内に固定される。アーム 4 0 をハンドル 2 6 内に更に固定するために、可動ハンドル 2 6 に、カバープレート 3 1 がスナップ係合のような公知の手段で取り付けられるのが好ましい。

【 0 0 2 9 】

図 4 を参照すると、ロッドアッセンブリ 1 1 が、近位端 7 1 と遠位端 7 2 とを有する駆動ロッド 7 0 を含んでいる。駆動ロッド 7 0 の近位端 7 1 には、ピストン 3 8 が取り付けられ、全体として丸いヘッド部分 3 9 と、このヘッド部分 3 9 とピストン 3 8 の近位端との間に位置するノッチ 4 1 とを備える。アーム 4 0 の U 型リンクフランジ 4 9 a、4 9 b は、アーム 4 0 がハンドルセクション 2 8 a、2 8 b 間に組み付けられるときに、両フランジ 4 9 a、4 9 b 間にヘッド 3 9 を受け入れる大きさを有する（図 6 参照）。ハンドル 2 6 の固定ハンドル 2 8 に向かう運動は、ピボット点 5 5（図 5 A 参照）でアーム 4 0 の上端 4 5 を回動させ、この回動は、ピストン 3 8 が端エフェクタアッセンブリ 2 2 から遠くなる第 1 の位置から、ピストン 3 8 が端エフェクタアッセンブリ 2 2 に近くなる第 2 の位置へ、ピストン 3 8 を移動させる（図 5 B 参照）。以下に詳述するように、第 1、第 2 位置間のピストン 3 8 の運動が、駆動ロッド 7 0 を直線運動させ、この運動は、ジョー部材

10

20

30

40

50

80、82を互いに接近、離間させる。

【0030】

全体として丸いヘッド39をUリンクフランジ49a、49b間に配置することは、ユーザが、ピストン38の直線運動に干渉することなく、回転アッセンブリ23を効果的に使用するのを可能にする。

【0031】

図4の分解図に最もよく示すように、端エフェクタアッセンブリ22は、第1のジョー80と、第2のジョー82と、両者間に配置された電気絶縁ヨーク84とを有する。ジョー部材80及びジョー部材82は、上述したハンドルアッセンブリ18の運動によって、開位置から閉位置へ移動可能であることが好ましい。

ジョー部材80、82の両方又は一方が相対的に移動可能であってもよい。第1のジョー部材80は、そこから延びる第1のフランジ81と、このフランジ81に設けられたカムスロット86とを備えている。同様に、第2のジョー82は、そこから延びる第2のフランジ83と、このフランジ83に設けられたカムスロット88とを備えている。各ジョー80、82は、ステンレス鋼又は他の導電性材料で形成するのが好ましい。

【0032】

端エフェクタアッセンブリ22は、又、ジョー部材82、80とそれぞれ係合する外ノーズ部分94と内ノーズ部分96とを有する。第1のピボット105が外ノーズ部分94に設けられ、フランジ83に設けられた対応するピボット孔89と係合する大きさを有する。第2のピボット103が、内ノーズ部分96に設けられ、フランジ81に設けられた対応するピボット孔87と係合する大きさを有する。第1のジョー部材80の回転中心は、第1のピボット孔87にあり、第2のジョー部材82の回転中心は、第2のピボット孔89にある。好ましくは、各ノーズ部分94、96は、導電性の材料で形成され、後に詳述するように、電気外科的エネルギーを各ジョー部材82、84に伝達する。

【0033】

図3を参照して述べたように、電気外科的エネルギー（外科処置用電気エネルギー）は、電気外科ジェネレータから、そのエネルギーを第1及び第2の極に変換するPCボード58に伝達される。PCボードには、1対の端子クリップ64a、64bが接続され、それぞれ、交流電位の第1及び第2の極を駆動ロッドアッセンブリ11に伝達する。クリップ64aは、軸12に連結され、ジョー部材82に第1の極を通電させ、クリップ64bは、駆動ロッド70に連結されたピストン38に連結する。駆動ロッド70及び軸12は、いずれも導電材料で形成され、好ましくは、駆動ロッド70と軸12との間に、鉗子10が短絡するのを防止するための絶縁スリーブ75が配置される。

【0034】

図4に最もよく示すように、内ノーズ部分96は、駆動ロッド70に電氣的に接続され、外ノーズ部分94は、軸12に電氣的に接続されている。内外ノーズ部分96、94は、フランジ83、81に沿ってヨーク84を捕捉する。ヨーク84は、内外部分96、94間の空間で軸線「A」（図7及び図8参照）に沿って軸線方向に移動し、スペーサ杭119が、ノーズ部分96、94の間隔をその遠位端で保持している。杭119は、内外ノーズ部分96、94と係合して、これらを共にロックし、更にジョー部材80、82をヨーク84の頂にロックする大きさを有する。場合によっては、杭119は、ストップ部材として働き、対向するジョー部材80、82間のギャップ距離を制御するような大きさを有するのが好ましいこともある。その場合は、杭119は、プラスチックのような電気絶縁材料で形成される。ノーズ部分94、96は、フランジ81、83を横方向に支持し、移動止め90、92を、それぞれカム孔86、88内に確実に保持させる。

【0035】

端エフェクタアッセンブリ22は、又、極間の電気絶縁を保持するための内絶縁体102と外絶縁体100とを有する。外絶縁体100は、電気エネルギーの第2の極と通電する内ノーズ部分96及び駆動ロッド70から外ノーズ部分94を絶縁する。内絶縁体102は、電気エネルギーの第1の極と通電する外ノーズ部分94及び軸12から内ノーズ部

10

20

30

40

50

分 9 6 を絶縁する。このようにして、外ノーズ部分 9 4 は、軸 1 2 とジョー部材 8 2 との間に電氣的な連続性を提供し、内ノーズ部分 9 6 は、駆動ロッド 7 0 とジョー部材 8 0 との間に電氣的な連続性を提供する。

【 0 0 3 6 】

駆動ロッド 7 0 の軸線方向の運動中、駆動ロッド 7 0 と内ノーズ部分 9 6 との間に電氣的接続を維持するために、パネコンタクト 9 8 が使用されるのが好ましい。又、スリーブ 7 5 内での駆動ロッド 7 0 の直線運動を保証すると共に、鉗子 1 0 の不慮の短絡を防止するために、ドーナツ状のスペーサ 1 0 8 を使用することもできる。

【 0 0 3 7 】

上述し、そして、図 4 に最もよく示すように、ロッドアッセンブリ 1 1 は、軸 1 2 に取り付けられ軸線「A」を中心とする端エフェクタアッセンブリ 2 2 の回転運動を容易にするギア 5 2 を有する。即ち、ギア 5 2 は、上部分 5 2 a と下部分 5 2 b とを有し、これらの部分は、各々、軸 1 2 に設けられた対応する 1 対の機械的インターフェイス 3 5 と脱着可能に係合する大きさを有する、外方に向かって延びる 1 対の機械的インターフェイス 5 4 a、5 4 b を有する。ギア 5 2 は、電気外科エネルギーが回転アッセンブリ 2 3 に伝達することを防止するために、プラスチックなどの電気絶縁材料で形成されるのが好ましい。図 5 A に最もよく示すように、回転アッセンブリ 2 3 は、2 つの半部セクション 2 4 a、2 4 b を有し、これらの半部セクション 2 4 a、2 4 b は、ギア 5 2 と係合するように外方向に延びるフランジ 7 7 a、7 7 b をそれぞれ備えている。アッセンブリ 2 3 の回転が、軸 1 2 を回転運動させ、これは、更に、端エフェクタアッセンブリ 2 2 を軸線「A」を中心として回転させる（図 9 及び図 1 0 参照）。

【 0 0 3 8 】

図 4 に戻って、ヨーク 8 4 は、プラスチックのような電気絶縁材料で形成されているのが好ましい。ヨーク 8 4 の第 1 側 9 1 は第 1 のフランジ 8 1 に面し、ヨーク 8 4 の第 2 側 9 3 は第 2 のフランジ 8 3 に面する。ヨーク 8 4 がフランジ 8 1、8 3 間に位置したときに、ヨーク 8 4 は、第 1 のジョー部材 8 0 を第 2 のジョー部材 8 2 から電氣的に絶縁する。このようにして、バイポーラ電気外科電流を、フランジ 8 1、8 3 で短絡することなく、ジョー 8 0、8 2 間に狭持された組織 1 5 0 を介して通電することができる。

【 0 0 3 9 】

ヨーク 8 4 は、また、第 1 側 9 1 に位置し、カム孔 8 6 と可動に係合する大きさを有する第 1 の移動止め 9 0 と、第 2 側 9 3 に位置し、カム孔 8 8 と係合する大きさを有する第 2 の移動止め 9 2 とを有する。移動止めとカム孔の組合せ 9 0、8 6 及び 9 2、8 8 は、それぞれ、カムフォロアー機械的リンク機構として協働するのが好ましい。軸線「A」に沿った駆動ロッド 7 0 の直線運動がヨーク 8 4 を動かし、移動止め 9 0、9 2 をそれぞれのカム孔 8 6、8 8 内で摺動させる。一つの実施例では、孔 8 6、8 8 は、ジョー 8 0、8 2 がほぼアーチ状に互いに接近、離間方向に移動するように、ジョー 8 0、8 2 の遠位端に対して傾斜している。

【 0 0 4 0 】

別の実施例では、カム孔 8 6、8 8 の内周が、2 つの角度を含むように形成され、この 2 つの角度が、駆動ロッド 7 0 の運動時に、ジョー部材 8 0、8 2 を 2 つの異なる態様で相対的に移動させる。例えば、カム孔 8 6、8 8 は、ジョー部材 8 0、8 2 のほぼアーチ状の相対的運動を起こさせる第 1 又は近位段と、ジョー部材 8 0、8 2 がより直線的に移動する第 2 又は遠位段とを含むことができる。目的によって、ジョー部材 8 0、8 2 の相対的な別の運動、例えば、放物線状の運動、サイクロイド状の運動、及びノ又は、正弦曲線状に動かすように、カム孔 8 6、8 8 を構成してもよい。

【 0 0 4 1 】

図 7 及び図 8 から最もよく分かるように、移動止め 9 0、9 2 は、それぞれ、カム孔 8 6、8 8 の対応する内周に、ピボット 1 0 3、1 0 5 を中心とするモーメントを生成する力を加える。駆動ロッド 7 0 の遠位側への運動がジョー部材 8 0、8 2 をいっしょに移動させるようにカム孔 8 6、8 8 を設計するのが好ましい。ジョー部材 8 0、8 2 が、閉じ

10

20

30

40

50

られると、ハンドル部材 26 によるロッド 70 への継続した圧縮力によって、ジョー部材 80、82 はクランプ位置に保持されるようになっている。上述したように、ハンドルアッセンブリ 18 は、組織 150 をシールするための所定の、又は最大のクランプ力を、ジョー部材 80、82 間に保持するためのロストモーション（から動き）機構を備えることができる。

【0042】

本発明の 1 つの利点は、通常移動止め 90、92 と関連する過大なクランプ力が、鉗子 10 の機械的破損を防止するヨーク 84 の独特の形状によって、除去されることにある。詳細には移動止め 90、92 のカム孔 86、88 内でのカムフォロアーが、ジョー部材 80、82 間に組織 150 をクランプするためだけに作用し、移動止め 90、92 やピボット 103、105 間には、それぞれ、小さなモーメントアームが生じるように、カム孔 86、88 が構成されるのが好ましい。移動止め 90、92 がカム孔 86、88 内の最も遠位側の位置に達する前に、ヨーク 84 に設けられた 1 対のショルダ 111、113 は、フランジ 81、83 と係合して、ハンドルアッセンブリ 18 によって加えられる過剰なクランプ力を除去するようになっている。

10

【0043】

場合によっては、カム孔 86、88 は、拡大された遠位端即ち袋状部分 78a、78b を備え、孔 86、88 内の最も遠位側の点における移動止め 90、92 のカムフォロアー運動が、袋状部分 78a、78b 内に止まって、閉じ力がフランジ 81、83 に当接するショルダ 111、113 によって除去させるようにカム孔 86、88 を形成するのが好ましい。カム孔 86、88 内に位置する袋状部分 78a、78b は、ヨーク 84 のショルダ部分 111、113 がジョー部材 80、82 間に閉じ力を与えるためにフランジ 81、83 と係合するのとほぼ同時に、移動止め 90、92 にかかる剪断応力を解放することになる。

20

【0044】

ショルダ 111、113 は、フランジ 81、83 の近位端と当接して、ジョー部材 80、82 を一層大きな閉じ力で閉じ合わせる。換言すると、ショルダ部分 111、113 は、ピボット 103、105 を中心とする比較的大きなモーメントを生じさせて、ジョー部材 80、82 間に大きな閉じ力をもたらす。カムフォロアーリンク機構の独特の構造は、強いクランプ力を除去するショルダ 111、113 と共に、移動止め 90、92 が機械的破損によって破壊するのを防止する。ピボット 103、105 は好ましくは金属で形成され、比較的高い剪断力に耐えることができるので、ヨーク 84 及びその構成部品は、プラスチックのような安価な絶縁材料で形成しても、組織をシールするのに必要な高いクランプ力によって機械的な破損を生じるおそれはない。上述したように、ヨーク 84 を絶縁材料で形成することは、ジョー部材 80、82 の短絡を防止することにもなる。

30

【0045】

2 つの機械的な要因、即ち、対向するジョー部材 80、82 間に加えられる圧力、及び、シール作業中の対向するジョー部材 80、82 間のギャップが、シールされた組織の厚み及びシールの有効性を決定する重要な役割を果たす。しかし、結果として得られる組織のシール厚みを、力だけで適正に制御することはできない。つまり、力が大きすぎると、2 つのジョー部材 80、82 が接触して、組織を介してエネルギーが殆ど伝わらず、不良なシールになるであろう。力が小さすぎると、シールは厚くなりすぎるであろう。適正な力を加えることは、別の理由からも重要である。即ち、血管壁を対向させること、組織のインピーダンスを、組織を介して十分な電流の流れを許容する十分に低い値に低減すること、及び、組織の加熱中、拡張しようとする力を克服すると共に、良好なシールの指標である必要とされる端組織の厚みに貢献することである。

40

【0046】

図 4 に最もよく示すように、ギャップ範囲を所望の値にして（例えば、約 0.001 インチ乃至約 0.006 インチ）、組織をシールするための所望の力を加えるために、少なくとも 1 つのジョー部材 80 及び / 又は 82 は、対向するジョー部材 80、82 の相対的な運動を

50

制限するストップ部材 139 を含む。上述したように、場合によっては、杭 119 は、ストップ部材として働き、2つの対向するジョー部材 80、82 の相対的な運動を制限するのが好ましい。ストップ部材 139 及び/又は杭 119 は、絶縁材料で形成され、ジョー部材 80、82 の運動を前記ギャップ範囲に制限する大きさに形成されるのが好ましい。

【0047】

ジョー部材 80、82 のシール面は、尖ったエッジに電流が集中するのを回避し、且つ、高い点間にアークが発生するのを回避するために、比較的平坦である。係合したときの組織 150 の反応力のため、ジョー部材 80、82 は、屈曲に耐えるように製造されるのが好ましい。例えば、図 2 に示すように、ジョー部材 80、82 は、2つの理由で幅「W」に亘って、テーパ状に形成するのが好ましい。即ち、1) テーパは、一定の圧力与えて組織の厚みを一定にし、且つ、2) ジョー部材 80、82 の厚い近位部分は、組織 150 の反応力による屈曲に耐えるからである。

10

【0048】

図 11 は、ハンドルアッセムブリの運動が、図 12 及び図 13 に示すようなシール 152 を形成するために管組織 150 にクランプ力を加えている、使用中のバイポーラ鉗子 10 を示す。即ち、軸 12 及び端エフェクタアッセムブリ 22 が、トロカール 130 及びカニューレ 132 に挿通され、ハンドル 26 が、固定ハンドル 28 に向けて次第に移動され、その結果、ジョー部材 80、82 が血管 150 を挟む。ジョー部材 80、82 を組織 150 の回りで閉じてから、ユーザは、組織 150 に電気外科エネルギーを与える。組織 150 に加えられる電気外科エネルギーの強度、周波数及び持続時間を制御することにより、ユーザは、シールの凝固、乾燥や、組織のカットや、単なる出血の低減又は減速を行うことができる。図 13 及び図 14 に示したように、血管がシールされた後で、組織 150 を切り離してギャップ 154 を形成するように、血管 150 をシール 152 に沿ってカットすることができる。

20

【0049】

以上のことから、且つ、種々の図面の参照により、当業者は、本発明の範囲から逸脱しない範囲で、本発明に変更を加えることができることを理解するであろう。例えば、鉗子 10 には、例えば、細長い軸 22 に対して端エフェクタアッセムブリ 22 を軸線方向に移動させるための関節アッセムブリのような他の構成を f かすることが望ましいこともある。

30

【0050】

図面には本発明の 1 つの実施例のみを示したが、本発明はこれに限定されるものではなく、現在の技術から許容できる広さの範囲を有するものであり、明細書もそのように読まれるべきである。従って、以上の記載は、限定的に解釈すべきでなく、単に好ましい実施例の例示に過ぎない。当業者は、請求の範囲の記載の範囲及び趣旨に照らして、別の変形例を想到することができるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図 1】本発明に従う鉗子の斜視図である。

【図 2】図 1 の鉗子の端エフェクタの拡大斜視図である。

40

【図 3】図 1 の鉗子のハンドルアッセムブリ及びアクチベータの、部品を分解した状態の斜視図である。

【図 4】図 1 の鉗子の端エフェクタアッセムブリ及び駆動ロッドアッセムブリの、部品を分解した状態の拡大斜視図である。

【図 5】図 5 (A) は、図 1 の鉗子のハンドルアッセムブリ及び駆動ロッドアッセムブリの側面方向の部分断面図であり、図 5 (B) は、図 5 (A) に細部表示をした領域の拡大側面方向断面図である。

【図 6】図 1 の鉗子のハンドルアッセムブリ、アクチベータ及び駆動ロッドアッセムブリの斜視図である。

【図 7】1 対のジョー部材が開状態にある、端エフェクタアッセムブリの拡大部分断面図

50

である。

【図 8】ジョー部材を閉じ合わせるための、駆動ロッドアセンブリの端エフェクタアッセンブリのカムフォロアーに対する直線運動を示す、拡大部分断面図である。

【図 9】端エフェクタアッセンブリを長手方向の軸線「A」を中心として回転させる回転アッセンブリの回転運動を示す、鉗子の斜視図である。

【図 10】図 9 に細部表示した領域の拡大斜視図である。

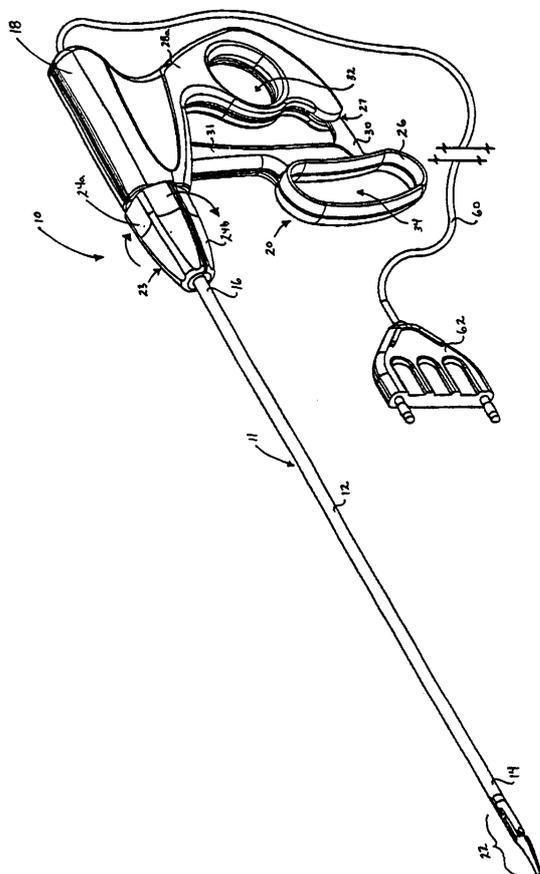
【図 11】カニューレアッセンブリを介して管組織をシールする状態の、本発明に従う鉗子の斜視図である。

【図 12】血管のシール部位の拡大斜視図である。

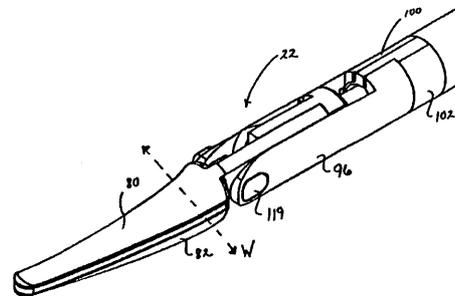
【図 13】図 12 の 13 - 13 線に沿ったシール部位の長手方向断面図である。

【図 14】血管の切離後における、図 12 のシール部位の長手方向断面図である。

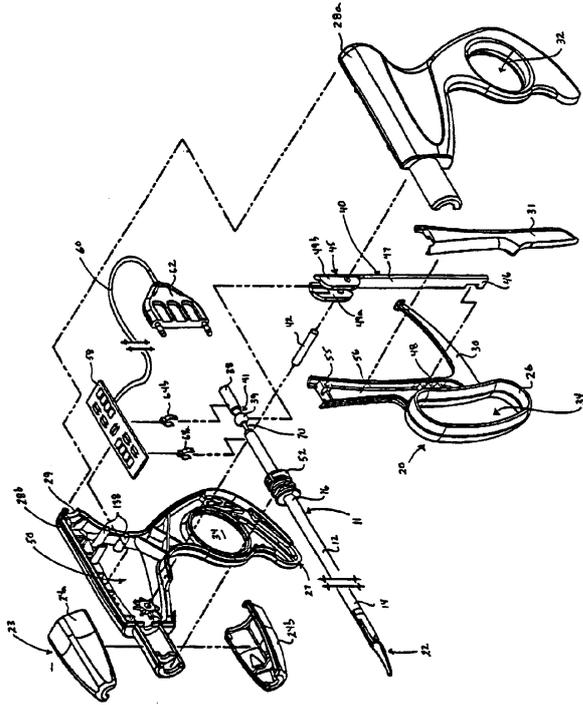
【図 1】



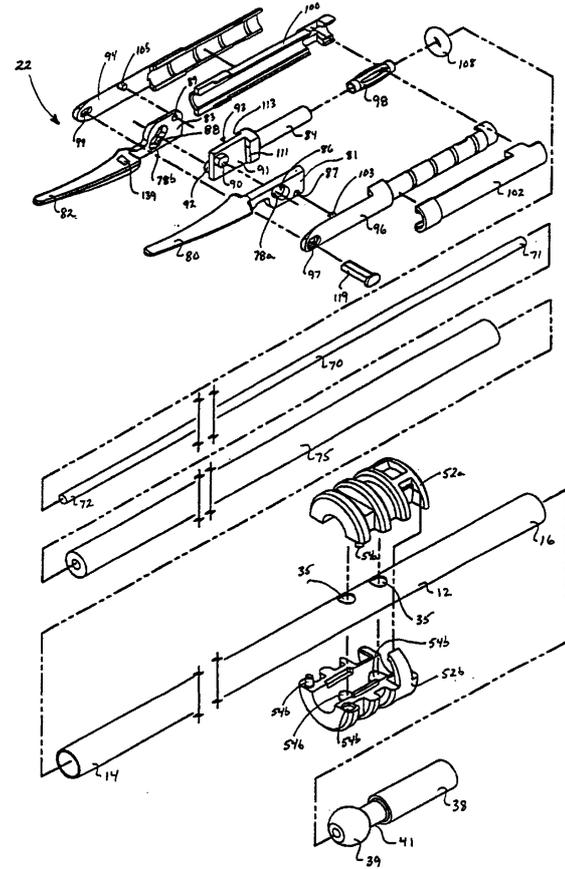
【図 2】



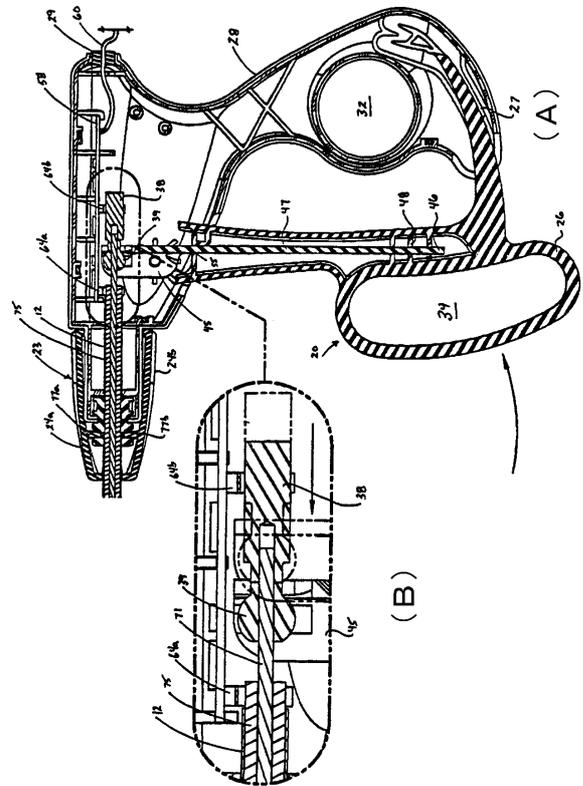
【 図 3 】



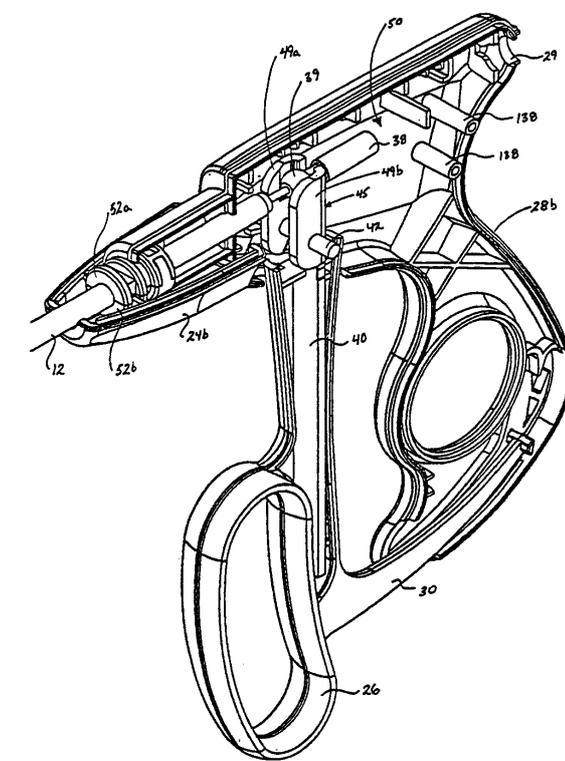
【 図 4 】



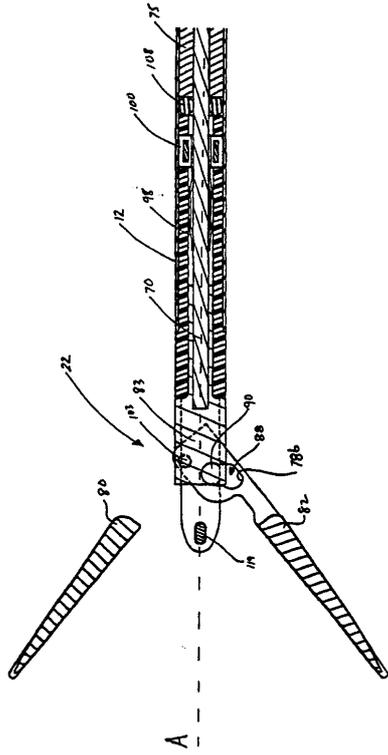
【 図 5 】



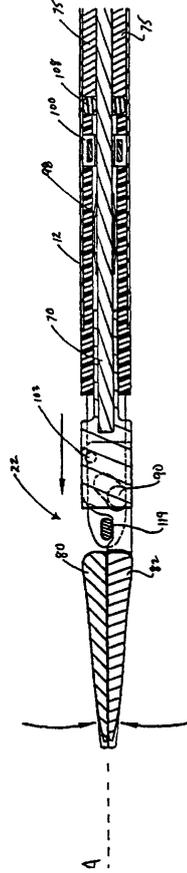
【 図 6 】



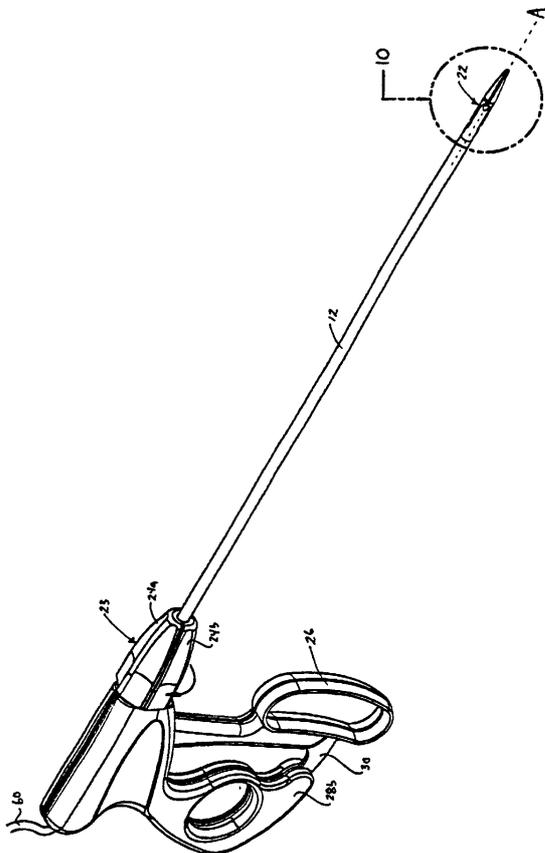
【 図 7 】



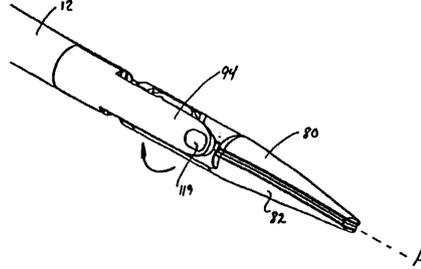
【 図 8 】



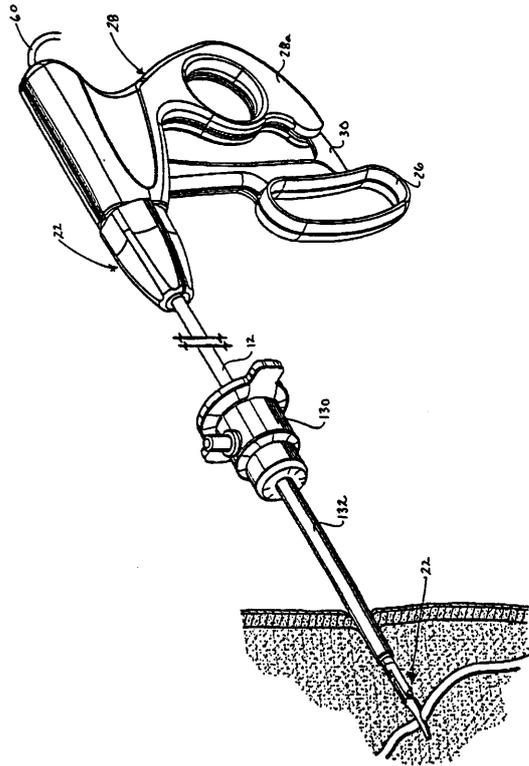
【 図 9 】



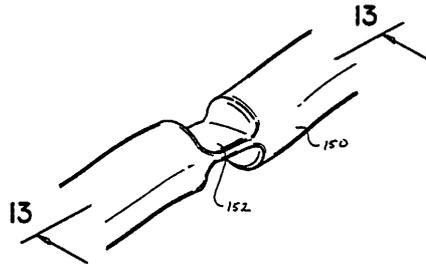
【 図 10 】



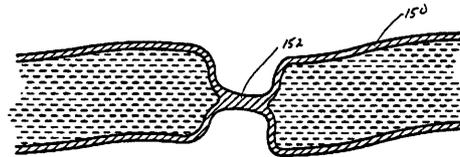
【図 1 1】



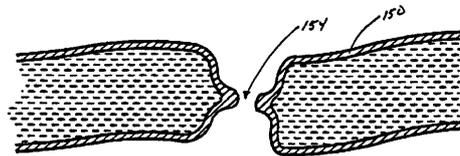
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



フロントページの続き

- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (74)代理人 100088694
弁理士 弟子丸 健
- (72)発明者 フレイジア ランデル エイ
アメリカ合衆国 コロラド州 80027 ルイスヴィル ウェスト パイン ストリート 65
3
- (72)発明者 ランズ マイケル ジェイ
アメリカ合衆国 フロリダ州 34683 パーム ハーバー アルタネイト 19 サウス #
269 455
- (72)発明者 ルキアノフ スチーブン ダブリュー
アメリカ合衆国 コロラド州 80301 ボルダー バッキンガム ロード 7339

審査官 武山 敦史

- (56)参考文献 特許第4010479(JP, B2)
特開平10-155802(JP, A)
特表平06-511401(JP, A)
特開平06-285078(JP, A)
実開平05-005106(JP, U)
米国特許第05445638(US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12
A61B 1/00

专利名称(译)	内窥镜双极电外科钳		
公开(公告)号	JP4851489B2	公开(公告)日	2012-01-11
申请号	JP2008129371	申请日	2008-05-16
[标]申请(专利权)人(译)	KOBII 株式会社		
申请(专利权)人(译)	Covidien 股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien 股份有限公司		
[标]发明人	フレイジアランデルエイ ランズマイケルジェイ ルキアノフスチーブンドブリュー		
发明人	フレイジア ランデル エイ ランズ マイケル ジェイ ルキアノフ スチーブン ダブリュー		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/28 A61B18/14 A61B19/00		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/00404 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00916 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B1/00.334.D A61B1/018.515 A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C061/GG15 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/MM33 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C161/GG15		
代理人(译)	中村 稔 西岛 隆义		
优先权	09/177950 1998-10-23 US		
其他公开文献	JP2008246216A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供双极钳，其有效地密封组织并在相对的钳口构件之间提供大的闭合力而不会导致器械枢的结构破坏。用于夹紧和密封组织的内窥镜双极钳包括可枢转地安装成彼此面对的第一和第二钳口构件，并且这些钳口构件彼此连接从第一间隔开的位置到第二夹紧位置，将组织夹在一起。驱动杆组件将钳口构件的每个端部连接到电能源，使得钳口构件可以通过保持在其间的组织传递双极能量。附接到驱动杆组件的手柄引起第一和第二钳口构件从第一和第二位置移动。至少一个止动构件连接到钳口构件上，用于控制钳口构件之间的距离。点域1

【图 1】

