

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4245278号
(P4245278)

(45) 発行日 平成21年3月25日(2009.3.25)

(24) 登録日 平成21年1月16日(2009.1.16)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 1
A 6 1 B 17/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/12 3 2 0
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 20 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2000-577947 (P2000-577947)	(73) 特許権者	500118023
(86) (22) 出願日	平成11年10月22日 (1999.10.22)		コビディエン アクチエンゲゼルシャフト
(65) 公表番号	特表2002-528166 (P2002-528166A)		スイス 8 2 1 2 ノイハウゼン アム
(43) 公表日	平成14年9月3日 (2002.9.3)		ラインファル ヴィクトル フォン ブル
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/024869		ンス シュトラーセ 1 9
(87) 国際公開番号	W02000/024330	(74) 代理人	100059959
(87) 国際公開日	平成12年5月4日 (2000.5.4)		弁理士 中村 稔
審査請求日	平成18年10月19日 (2006.10.19)	(74) 代理人	100067013
(31) 優先権主張番号	09/177,950		弁理士 大塚 文昭
(32) 優先日	平成10年10月23日 (1998.10.23)	(74) 代理人	100082005
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 熊倉 禎男
(31) 優先権主張番号	09/178,027	(74) 代理人	100065189
(32) 優先日	平成10年10月23日 (1998.10.23)		弁理士 宍戸 嘉一
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100084009
			弁理士 小川 信夫
前置審査			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ディスポーザブル電極を備えた外切開式血管シール用鉗子

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対向する端エフェクタと、該端エフェクタの互いに対する相対移動を生じさせるためのハンドルとを有する鉗子と共に使用される脱着式電極組立体であって、前記鉗子の少なくとも一つの部分と脱着式に係合可能な少なくとも一つの部分を有するハウジングと、

対向する組織シール面を有する一对の電極と、を含み、該電極は、前記組織シール面が互いに対向する関係になるように、前記鉗子の端エフェクタと脱着式に係合可能であり、前記電極は、電気エネルギー源に接続されるようになっており、

前記対向する組織シール面の一方に設けられた対応する延長部分およびインターフェイスに係合するようになっていた少なくとも一つのストップ部材であって、電気外科作動されたときに、前記対向する組織シール面の間に保持された組織がシールされて融着塊となるように前記対向する組織シール面の間の間隔を制御するための少なくとも一つのストップ部材をさらに含む、脱着式電極組立体。

【請求項 2】

前記電極は、それぞれ、導電性シール面と絶縁基板とを有する、請求項 1 に記載の脱着式電極組立体。

【請求項 3】

前記ストップ部材は、前記絶縁基板に取り付けられる、請求項 2 に記載の脱着式電極組立体。

【請求項 4】

前記ハウジングの前記遠位端は、2つのプロングを形成するように分岐され、前記電極は、それぞれ、前記プロングの1つに取り付けられる、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項5】

前記ハウジングの前記プロングは、前記電極の、前記鉗子の前記端エフェクタとの係合を容易にするために互いに移動可能である、請求項4に記載の脱着式電極組立体。

【請求項6】

前記各電極の前記絶縁基板は、前記鉗子の対応する端エフェクタに設けられた相補的な機械的インターフェイスと係合するための、少なくとも一つの機械的インターフェイスを有する、請求項5に記載の脱着式電極組立体。

10

【請求項7】

少なくとも一つの前記基板の機械的インターフェイスは、少なくとも一つの移動止めを備え、対応する端エフェクタの前記機械的インターフェイスは、前記移動止めを受け入れるための少なくとも一つの相補的なソケットを備える、請求項6に記載の脱着式電極組立体。

【請求項8】

少なくとも一つの前記電極の基板は、少なくとも一つのガイドピンを備え、対応する端エフェクタは、前記ガイドピンを受け入れるための少なくとも一つの相補的開口を備える、請求項6に記載の脱着式電極組立体。

【請求項9】

20

前記ストップ部材は、少なくとも一つの前記端エフェクタに取り付けられる、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項10】

前記ストップ部材は、少なくとも一つの前記電極に取り付けられる、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項11】

前記電極はテーパ状に形成される、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項12】

前記電極は、各々、ワイヤに接続される電気コネクタを有する、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

30

【請求項13】

前記ハウジングは、前記鉗子の前記ハンドルと脱着式に係合可能である、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項14】

前記ハウジングと脱着式に係合可能なカバープレートを更に含む、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項15】

前記ハウジングと前記カバープレートの双方が前記鉗子と係合可能である、請求項14に記載の脱着式電極組立体。

【請求項16】

40

前記鉗子は、前記ハウジングと前記カバープレートとの間に配置される、請求項15に記載の脱着式電極組立体。

【請求項17】

対向する電極間に所望の閉じ力を維持するために、少なくとも一つの相補的な機械的インターフェイスと係合する少なくとも一つのラチェットを更に含む、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項18】

対向する電極間に所望の閉じ力を維持するために、少なくとも一つの位置で互いにロックする一对の対向するラチェットを更に含む、請求項1に記載の脱着式電極組立体。

【請求項19】

50

前記ストップ部材は、対向する組織シール面の間に約0.001インチ～約0.006インチの範囲のギャップ間隔を維持する、請求項1に記載の着脱式電極組立体。

【請求項20】

前記ストップ部材は、対向する組織シール面の間に約0.002インチ～約0.005インチの範囲のギャップ間隔を維持する、請求項19に記載の着脱式電極組立体。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(背景技術)

本発明は、外切開式外科処置及び/又は腹腔鏡による外科処置に使用される電気外科鉗子に関する。詳しくは、本発明は、血管及び管組織をシール、焼灼、凝固/乾燥、及び/又は、カットするためのディスプレイ電極組立体を有するバイポーラ鉗子に関する。

10

【0002】

(技術分野)

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し、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に使用される、単純なプライヤ型の器具である。電気外科は、組織を凝固、乾燥、焼灼、カット、及び/又は、シールするために、その組織及び血管を加熱することによって止血を行うのに、機械的なクランプ作用と電気的エネルギーとの両方を利用する。

【0003】

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、カットすることも、及び/又は、単に出血を減少又は減速させることもできる。一般に、電気外科鉗子の電氣的構成は、2つの分類、1)モノポーラ電気外科鉗子、及び、2)バイポーラ電気外科鉗子に分類することができる。

20

【0004】

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。

【0005】

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置され、いずれも電気外科ジェネレータ(発電機)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。

30

【0006】

細い血管を凝固させるプロセスは、血管シールとは基本的に異なる。ここでは、用語「凝固」を、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する。「血管シール」を、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プロセスとして定義する。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が、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。

40

【0007】

太い血管の正しいシールを行うためには、2つの支配的な機械的パラメータが正確に制御されなければならない。それは、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、組織に対する十分な電気外科エネルギーの供給を許容す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貢献するためには、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も好ましい。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、ルーメンは正しく又は効

50

果的にシールされないことがある。

【0008】

これまで、種々の外切開式外科法のために、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、均一でないシールを生じさせることがある。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、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、及び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。

【0009】

これらの器具は、正しいシール厚みを得るのに、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るであろう。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であろう。

【0010】

従来のバイポーラ器具の多くは、電極及び/又は絶縁が破損するおそれがあるので、清浄及び滅菌が実用的でない場合が多いことが分かった。即ち、プラスチック等の電氣的絶縁材料は、滅菌を繰り返すと、破損したり汚れたりすることが知られている。

【0011】

従って、血管及び組織を適切且つ効果的にシールすることができ、継続使用及び清浄化によって破損しないバイポーラ鉗子を開発する必要がある。

【0012】

(発明の開示)

本発明は、対向する端エフェクタと、この両端エフェクタの相対移動を制御するためのハンドルとを有する機械的鉗子と組み合わせて用いられる脱着式の電極組立体に関する。電極組立体は、機械的鉗子と脱着式に係合可能であるハウジングと、このハウジングの遠位端に取付可能である一対の電極とを有する。電極は、両電極が互いに離間した関係になるように、機械的鉗子の端エフェクタと脱着式に係合可能である。電極組立体は、外切開式外科法、腹腔鏡式外科処置のいずれにも採用可能であるのが好ましい。

【0013】

ハウジングの遠位端は、2つのプロングを形成するように分岐され、各プロングに各電極が取り付けられるのが好ましい。1つの実施の態様では、前記電極の、機械的鉗子の端エフェクタとの係合を容易にするために、プロングは互いに移動可能である。

【0014】

各電極は、導電性のシール面と絶縁基板とを有するのが好ましい。基板は、機械的鉗子の対応する端エフェクタに設けられた相補的な機械的インターフェイスと係合するための少なくとも一つの機械的インターフェイスを備えている。1つの実施例では、電極は、少なくとも一つのガイドピンと、このガイドピンを受け入れるための相補的な開口とを備えている。

【0015】

電極組立体は、対向する電極の間隔を制御するための少なくとも一つのストップ部材を備えている。本発明の別の実施例では、機械的鉗子は、端エフェクタ間の間隔を制御するための少なくとも一つのストップ部材を備え、端エフェクタの間隔の制御によって、端エフェクタに取り付けられた対向する電極の間隔を制御する。

【0016】

本発明の別の実施例は、ハウジング部材と脱着式に係合するカバープレートとを備え、機械

10

20

30

40

50

的鉗子は、バイポーラ鉗子が組み立てられるときに、ハウジングとカバープレート間に配置される。

【0017】

別の実施例は、鉗子の少なくとも1部分と脱着式に係合可能である少なくとも一つの部分を有するハウジングと、このハウジングの遠位端に取付可能な一对の電極とを備えた脱着式電極組立体を含む。電極は、両電極が互いに対向する関係になるように、鉗子の端エフェクタと脱着式に係合可能であるのが好ましい。

【0018】

別の実施の形態は、対向する端エフェクタ、及び、この端エフェクタの相対移動を生じさせるハンドルとを有する機械的鉗子と、この機械的鉗子と脱着式に係合する電極組立体とを備えたバイポーラ鉗子を含む。一对の対向する電極は、電極組立体の遠位端に取り付けられ、両電極が互いに対向する関係になるように、端エフェクタの1つと脱着式に係合可能である。好ましくは、少なくとも一つのストップ部材が、対向する電極間の間隔を制御する。

10

【0019】

更に別の実施の形態は、バイポーラ電気外科器具を含み、この器具は、一对の第1、第2部材を有し、各部材は、その遠位端に取り付けられた端エフェクタと、近位端に取り付けられて端エフェクタの相対移動を生じさせるハンドルとを有する。電極組立体は、第1、第2部材の1つと脱着式に係合可能であり、端エフェクタと脱着式に係合可能な一对の電極を備えている。

20

【0020】

別の実施の形態は、一对の第1、第2部材を有するバイポーラ電気外科器具を含み、各部材は、その遠位端に取り付けられた端エフェクタと、ハンドルとを有し、このハンドルは、第1、第2部材が互いに離間した関係になる第1の位置から、両部材が互いに近づく第2の位置へ移動可能である。第1の電極は、第1の端エフェクタに脱着式に取り付けられ、第2の電極は、第2の端エフェクタに脱着式に取り付けられる。

【0021】

更に別の実施の形態は、対向する電極間に約0.001インチ乃至約0.006インチの範囲のギャップ間隔を維持するための少なくとも一つのストップ部材を有するバイポーラ電気外科器具を含む。

30

【0022】

(発明を実施するための最良の形態)

図1乃至図3において、外切開式外科法及び腹腔鏡式外科処置に使用するためのバイポーラ鉗子10は、機械的鉗子20と電極組立体21とを有する。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。

【0023】

機械的鉗子20は、それぞれ細長いシャフト12、14を備えた第1、第2部材9、11を有する。シャフト12、14は、それぞれ、近位端13、15と遠位端17、19とを有する。各シャフト部分12、14の各近位端13、15には、ハンドル部材16、18が取り付けられ、このハンドル部材16、18を介して、ユーザは、シャフト部分12、14の少なくとも一方を他方に対して動かすことができる。各シャフト部分12、14の遠位端17、19からは、端エフェクタ22、24がそれぞれ延びている。端エフェクタ22、24は、ハンドル部材16、18の動きに応答して相対的に移動可能である。

40

【0024】

機械的鉗子20は、シャフト12、14は、端エフェクタ22、24に近い点でピボット25の回りに互いに結合され、ハンドル16、18の運動は、端エフェクタ22、24が互いに離間した関係になる開位置から、端エフェクタ22、24が協働して血管150を挟むクランプ又は閉位置(図8)への端エフェクタ22、24の運動を生じさせるのが好ましい。ピボット25は、動作中、鉗子10の捻れ及び運動に耐え得る大きな表面積を有

50

する。鉗子 10 は、ハンドル 16、18 の一方又は両方の運動が一方の端エフェクタ、例えば 22 のみを他方の端エフェクタ、例えば 24 に対して移動させるように設計できることが明らかである。

【0025】

図 3 に最もよく示すように、端エフェクタ 24 は、内向面 45、及び、この内向面 45 に設けられて、後に詳述するディスプレイブル電極組立体 21 の一部と脱着可能に係合するようにされた複数の機械的インターフェイスとを有する、上方即ち第 1 のジョー部材 44 を含む。好ましくは、機械的インターフェイスは、ジョー部材 44 の内向面 45 内に少なくとも一部が設けられ且つディスプレイブル電極組立体 21 の上方電極 120 に取り付けられた相補的な移動止めを受け入れるようにされたソケット 41 を含む。ここでは、ソケットという用語を用いたが、ジョー部材 44 に雄型又は雌型の機械的インターフェイスを設けると共に、ディスプレイブル電極 21 に対応する機械的インターフェイスを設けることを意図したものである。

10

【0026】

場合によっては、ジョー部材 44 の別の側に機械的インターフェイスを設け、ディスプレイブル電極組立体 21 の相補的な機械的インターフェイスと異なる態様で、例えば横から、係合させるのが好ましいこともある。ジョー部材 44 は、又、端エフェクタ 24 の内面 45 に少なくとも部分的に穿設され、ディスプレイブル電極組立体 21 の電極 120 に設けられた相補的なガイドピン 124 を受け入れるようにされた開口 67 を含む。

【0027】

端エフェクタ 22 は、内向面 45 と対面する内向面 47 を有する第 2 即ち下方ジョー部材 42 を含む。好ましくは、ジョー部材 45、47 は、ほぼ対称的に形成されるが、場合によっては、2 つのジョー部材 42、44 を、特別な用途に応じて、非対称に形成することが好ましいであろう。ジョー部材 44 に関して上述したのと同様に、ジョー部材 42 にも、後に詳述するディスプレイブル電極組立体 21 の電極 110 に設けられた相補部分と脱着可能に係合するように形成された複数の機械的インターフェイスが設けられている。同様に、ジョー部材 42 も、内面 47 に少なくとも部分的に穿設されて、ディスプレイブル電極組立体 21 の電極 110 に設けられた相補的なガイドピン 126 (図 4 参照) を受け入れるように形成された開口 65 を含む。

20

【0028】

好ましくは、機械的鉗子 20 のシャフト部材 12、14 は、クランプされたときに、それぞれ、ジョー部材 22、24 の対向する内向面 47、45 に所望の力を伝達するように設計されている。特に、シャフト部材 12、14 は、スプリング状に効果的に協働する(スプリングのように屈曲する)ので、シャフト部材 12、14 の長さ、幅、高さ及び撓みは、対向するジョー部材 42、44 に加えられる全体の伝達力に直接的に影響する。ジョー部材 22、24 は、シャフト部材 12、14 よりも高い剛性を有し、シャフト部材 12、14 に蓄えられる歪みエネルギーが、ジョー部材 42、44 間に一定の閉じ力を与えるのが好ましい。

30

【0029】

また、各シャフト部分 12、14 は、ラチェット 32、34 を備えている。各ラチェット、例えば 32 は、各シャフト部材 12 の近位端 13 から他方のラチェット 34 に向かってほぼ垂直方向に並列した状態で延びて、端エフェクタ 22、24 が開位置から閉位置へ動くときに、各ラチェット 32、34 の内向面が互いに当接するようになっている。各ラチェット 32、34 は、それぞれの内向面から突出して、少なくとも一つの位置でラチェット 32、34 を互いにロックすることのできる複数のフランジ 31、33 を備えている。図 1 に示す実施例では、ラチェット 32、34 は、幾つかの異なる位置で互いにロックする。各ラチェット位置は、特定の、即ち一定の歪みエネルギーをシャフト部材 12、14 に保持し、シャフト部材 12、14 が、特定の力を端エフェクタ 22、24、更に、電極 120、110 に伝達するのが好ましい。ラチェットシステム又は類似のシステムの無いデザインでは、ユーザは、ハンドル 16、18 に一定の力を加えることによってジョー部

40

50

材 4 2、4 4 を閉じ合わせる必要があり、一定の結果が得られないことがある。

【 0 0 3 0 】

場合によっては、ジョー部材 4 2、4 4 の運動を制御及び/又は制御するための別の機構を備えることが好ましいであろう。例えば、2 つのハンドルの運動をを別々の単位に分けるように、ラチェットと爪のシステムを利用することができ、別々の運動をジョー部材 4 2、4 4 に相対的に生じさせることができる。

【 0 0 3 1 】

少なくとも一方のシャフト部材、例えば 1 4 は、外科処置中の鉗子の操作を容易にすると共に、以下に詳細に説明するように、機械的鉗子 2 0 への電極組立体 2 1 の取付を容易にするタング 9 9 を備えることが好ましい。

【 0 0 3 2 】

図 2、図 3 及び図 5 に最もよく示すように、ディスプレイザブル電極組立体 2 1 は、機械的鉗子 2 0 との組合せで動作するように設計されている。電極組立体 2 1 は、近位端 7 7 と、遠位端 7 6 と、両者間の細長いシャフトプレート 7 8 とを有するハウジング 7 1 を備えるのが好ましい。ハンドルプレート 7 2 は、ハウジング 7 1 の近位端 7 7 の近くに配置され、機械的鉗子 2 0 のハンドル 1 8 と脱着可能に係合して、これを覆うのに十分な大きさを有する。同様に、シャフトプレート 7 8 は、シャフト 1 4 を覆い、及び/又は脱着可能に係合する大きさを有し、ハウジング 7 1 の遠位端 7 6 の近くに配置されたピボットプレート 7 4 は、ピボット 2 5 と、機械的鉗子 2 0 の遠位端 1 9 の少なくとも一部分を覆う大きさを有する。電極組立体 2 1 は、機械的鉗子 2 0 の第 1 又は第 2 の部材 9、1 1、及び、その構成部品 1 2、1 6 又は 1 4、1 8 とそれぞれ係合するように形成することもできる。

【 0 0 3 3 】

図 2 に示す実施例で、ハンドル 1 8、シャフト 1 4、ピボット 2 5 及び遠位端 1 9 の一部分は、いずれも、ハウジング 7 1 に設けられた対応する溝に嵌合する大きさを有する。例えば、溝 1 3 9 はハンドル 1 8 を受け入れる大きさを有し、溝 1 3 7 はシャフト 1 4 を受け入れる大きさを有し、溝 1 3 3 は、ピボット 2 5 と遠位端 1 9 の一部分とを受け入れる大きさを有する。

【 0 0 3 4 】

電極組立体 2 1 は、又、ハウジング 7 1 に関連して上述したのと同様に、機械的鉗子 2 0 を覆い、及び/又はこれと係合するように設計されたカバープレート 8 0 を備えている。即ち、カバープレート 8 0 は、近位端 8 5 と、遠位端 8 6 と、両者間の細長いシャフトプレート 8 8 とを有する。ハンドルプレート 8 2 は、近位端 8 5 の近くに配置され、機械的鉗子 2 0 のハンドル 1 8 と脱着可能に係合し、及び/又はこれを覆う大きさを有するのが好ましい。同様に、シャフトプレート 8 8 は、シャフト 1 4 を覆い、及び/又はこれと係合する大きさを有し、遠位端 8 6 の近くに配置されたピボットプレート 9 4 は、ピボット 2 5 と機械的鉗子 2 0 の遠位端 1 9 とを覆うように設計されている。ハンドル 1 8、シャフト 1 4、ピボット 2 5 及び遠位端 1 9 は、いずれも、ハウジング 7 1 に関連して上述したのと同様に、カバープレート 8 0 に設けられた対応する溝（図示せず）に嵌合する大きさを有する。

【 0 0 3 5 】

図 3 及び図 4 に最もよく示すように、ハウジング 7 1 及びカバープレート 8 0 は、機械的鉗子 2 0 の第 1 の部材 1 1 を覆うように互いに係合し、両者間に、第 1 の部材 1 1 とその各構成部品、例えば、ハンドル 1 8、シャフト 1 4、遠位端 1 9 及びピボット 2 5 を配置させるように設計されている。ハウジング 7 1 及びカバープレート 8 0 は、ハウジング 7 1 及びカバープレート 8 0 の内部の種々の位置に配置された複数の機械的インターフェイスを備え、互いに機械的に係合することが好ましい。即ち、ハウジング 7 1 のハンドルプレート 7 2、シャフトプレート 7 8 及びピボットプレート 7 4 に近接して、複数のソケット 7 3 が配置され、カバープレート 8 0 から延びる対応する複数の移動止め 8 3 と脱着可能に係合する大きさを有する。ハウジング 7 1 内には、雄型又は雌型の機械的インターフ

10

20

30

40

50

ェイス或いは機械的インターフェイスの組合せを配置し、カバープレート 80 の上又は内部には、それと嵌合する機械的インターフェイスを設けることもできる。

【0036】

図5乃至図7に最もよく示すように、電極組立体 21 の遠位端 76 は、2つのプロング状部材 103、105 が外方に向かって延びて電極 110、120 をそれぞれ支持するように分岐されている。即ち、電極 120 はプロング 105 の端 90 に取り付けられ、電極 110 はプロング 103 の端 91 に取り付けられる。電極 110、120 を、端 91、90 に対して、例えば摩擦又はスナップ係合のような公知の如何なる方法によって取り付けてもよい。

【0037】

図4及び図5に最もよく示すように、電極 120、110 には、一对のワイヤ 60、62 がそれぞれ接続されている。ワイヤ 60、62 は、好ましくは、端子コネクタ 30 (図3参照) から、ハウジング 71 の近位端 77 へ、更にハウジング 71 の内側を通して遠位端 76 に延びるワイヤ束 28 を形成するように束ねられるのが好ましい。ワイヤ束 28 は、遠位端 76 の近くでワイヤ 60、62 に分離され、ワイヤ 60、62 は、それぞれ、電極 120、110 に接続される。場合によって、ワイヤ 60、62 或いはワイヤ束 28 は、電極組立体 21 の内側凹所に沿った種々のピンチポイントで挟み込み、カバープレート 80 を取り付けることによって、ワイヤ 60、62 を電極組立体 21 内に包み込むのが好ましいであろう。

【0038】

ワイヤ 60、62 のこのような配置は、バイポーラ鉗子 10 の操作に殆ど干渉することの無いように、ユーザに便利なように設計される。上述したように、ワイヤ束 28 の近位端は、端子コネクタ 30 に接続されているが、場合によっては、ワイヤ 60、62 を電気外科ジェネレータ (図示せず) まで延長するのが好ましいであろう。或いは、ワイヤ 60、62 は、分離したまま、第1、第2部材 9、11 に沿って延びてもよい。

【0039】

図6に最もよく示すように、電極 120 は、スナップ係合又は別の何らかの組立方法によって互いに取り付けられた導電性シール面 126 と電気絶縁基板 121 とを含む。例えば、基板 121 は、導電性シール面 126 を補足するようにオーバーモールドされる。基板 121 は、好ましくは、射出成形プラスチック材料で形成され、端エフェクタ 24 のジョー部材 44 に設けられた対応するソケット 41 と機械的に係合する形状を有する。基板 121 は、電流を絶縁するばかりでなく、電極 120 を整列させ、そのいずれもが、シールの品質及び正確性に寄与する。例えば、導電面 126 を基板 121 にオーバーモールドすることによって、電極 120 の配列と厚みとを制御することができる。

【0040】

好ましくは、基板 121 は、ソケット 41 の挿入時に圧縮し、挿入後に拡張して解除可能にソケット 41 を係止する形状を有する複数の分岐移動止め 122 を備える。電極 120 とジョー部材 44 とのスナップ係合は、より広い範囲の製造誤差を許容することもできる。基板 121 は、又、ジョー部材 44 の開口 67 と係合する大きさを有する整列用又はガイド用のピン 125 を備える。

【0041】

導電性シール面 126 は、電極組立体 21 のプロング 105 の遠位端 90 と係合し、電極組立体内に位置するワイヤ 60 に連結された対応するワイヤコネクタと電氣的に係合するように設計されたワイヤクリンプ 145 を備えている。シール面 126 は、又、血管又は管組織 150 を保持しているときに、組織 150 に電気外科電流を伝えるように設計された対向面 125 を含む。

【0042】

電極 110 は、組織 150 に電気外科電流を遮断及び伝達するための同様のエレメントを含む。即ち、電極 110 は、スナップ係合又は別の何らかの組立方法によって互いに取り付けられた導電性シール面 116 と電気絶縁基板 111 とを含む。基板 111 は、ジョー

10

20

30

40

50

部材 4 2 に設けられた複数のソケット 4 3 及び開口 6 5 と係合するように形成された複数の分岐移動止め 1 1 2 と、位置合わせピン 1 2 6 (図 4 参照) とを備えている。導電性シール面 1 1 6 は、ブロング 1 0 3 の遠位端 9 1 と係合し、且つ、ハウジング 7 1 に位置するワイヤ 6 2 に連結された対応するワイヤコネクタと電氣的に係合するワイヤクリンプ 1 1 9 を備えた延長部分 1 5 5 を含む。シール面 1 1 6 は、又、血管又は管組織 1 5 0 を保持しているときに、組織 1 5 0 に電気外科電流を伝えるように設計された対向面 1 1 5 を含む。或いは、電極 1 1 0 及び / 又は 1 2 0 は、一体に形成され、電氣的エネルギーを遮断及び伝達するための類似の構成要素を含むこともできる。

【 0 0 4 3 】

図 7 に最もよく示すように、基板 1 1 1 は、又、延長部分 1 0 8 と、導電シール 1 1 6 に設けられた対応する延長部分 1 5 5 及びインターフェイス 1 0 7 と係合するように形成されたストップ部材 1 0 6 とを有する。電極 1 1 0 を組み立てるには、ストップ部材 1 0 6 及び延長部分 1 0 8 が、導電シール 1 1 6 のインターフェイス 1 0 7 及び延長部分 1 5 5 にオーバーモールドされる。組立後、ワイヤクリンプ 1 1 9 が、ブロング部材 1 0 3 の端 9 1 に挿入され、ワイヤ 6 2 に接続される。

【 0 0 4 4 】

組織が圧迫されて電気外科エネルギーが組織に印可されると、組織のインピーダンスは水分のレベルが低減すると共に低減することが知られている。その結果、2つの機械的要因、即ち、対向する面 4 7、4 5 間にかかる圧力と、対向する電極 1 1 0、1 2 0 (図 5 参照) 間のギャップの間隔が、シールの厚み及び効果を決定するのに重要な役割を果たす。ジョー部材 4 2、4 4 は、組織のシールプロセスの終わり (図 8 参照) に、対向する電極 1 1 0、1 2 0 を、所望のギャップ範囲 (例えば、0.001 から 0.006 インチ) に位置させるように形成される。電極組立体 2 1 及び機械的鉗子 2 0 の組立に関する材料の条件及び構成要素は、電極間のギャップが所望の範囲を超えて変動しないように、特定の製造誤差内に納まるように形成される。

【 0 0 4 5 】

組織の厚みを力だけで制御することは非常に困難であることが知られている。即ち、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、不良なシールになり、加えられる力が弱すぎると、厚くなってしまふ。適正な力を加えることは、別の理由で重要である。即ち、血管壁を対向させること、組織のインピーダンスを、組織に対する十分な電気外科電流の供給を許容するだけの十分に低い値に低減すること、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な端組織の厚みの形成に貢献することである。

【 0 0 4 6 】

ギャップの大きさが組織のシールに影響することも知られている。例えば、ギャップが大きすぎると、ジョーが組織を十分に圧縮しないと、組織は、効果的なシールのためのコラーゲンを適正に液化しない。逆にギャップが小さすぎると、ジョーが組織を過剰に圧迫すると、電気外科エネルギーは、組織を実際に切断し、これも望ましくない。組織を有効にシールして前述した欠陥を克服するためには、対向する電極 1 1 0、1 2 0 間のギャップの間隔 (範囲) 1 5 1 (図 8 参照) は、約 0.001 インチ乃至約 0.006 インチであるのが好ましく、約 0.002 インチ乃至約 0.005 インチであるのが更に好ましい。

【 0 0 4 7 】

組立後に所望のギャップ範囲が達成され、組織をシールするのに適正な力が加えられることを確実にするために、基板 1 1 1 は、2つの電極 1 1 0、1 2 0 の相対運動を制限及び / 又は規制するように設計された少なくとも一つのストップ部材 1 0 6 を有する。鉗子 2 0 も、端エフェクタ 2 2、2 4 の間隔、及び / 又は、端エフェクタ 2 2、2 4 の対向内面 4 7、4 5 間に加えられる閉じ力を制限及び / 又は規制し、これによって電極 1 1 0、1 2 0 の間隔を規制するための、少なくとも一つのストップ部材、例えば、1 0 1 (図 3 参照) を有するのが好ましい。ストップ 1 0 6 は、ディスプレイブル電極組立体 2 1 の一部であるから、このストップは、ディスプレイブル電極組立体 2 1 の材料に依存するとい

10

20

30

40

50

う、もう一つの利点を有する。製造の容易性及び簡潔性から、「段」ストップを利用するのが好ましい。

【0048】

ストップ部材は、上述した所望のギャップ範囲を達成するために、ディスプレイブル電極組立体の種々の点に配置することができ、及び/又は、ストップ部材は、ハンドル16、18、ジョー42、44及び又はシャフト12、14などの、機器の他の部品に配置することができる。

【0049】

シール面115、125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、比較的平坦であるのが好ましい。係合したときの組織150の反応力に加えて、又、それ故に、ジョー部材42、44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3に最もよく示すように、ジョー部材42、44は、2つの理由で有利な幅「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)電極の厚い近位部分、例えば110は、組織150の反応力による屈曲に耐えるであろう。電極のテーパ形状、例えば110は、電極110の遠位端から近位端への機械的に有利な変化を算出し、これに従って電極110の幅を調整することによって決定される。

10

【0050】

ブロング部材の少なくとも一方、例えば105は、弾性を有するか、或いは、2つのブロング部材105、103の相對運動、従って、2つの電極120、110の相對運動を許容する弾性逃げ部分53を備えるのが好ましい。図3から最もよく分かるように、まず、ブロング105を弾性逃げ部分53で曲げることによってブロング105をブロング103に向けて移動させることで、電極組立体21が機械的鉗子20に脱着可能に取り付けられる。次に、移動止め112、122及びガイドピン126、124を、それぞれ対応するソケット43、41又は開口65、67と揃えるようにして、電極110、120を、開位置にある対向ジョー部材42、44間でスライドさせる。ハウジング71も、シャフト14、ハンドル18及びピボット25の全てが、ハウジング71内の対応する溝137、139、133と隣接して位置するように、配置される。

20

【0051】

弾性逃げ部分が解除されると、各電極110、120は、ジョー部材42、44とそれぞれ係合する。即ち、移動止め112、122がソケット43、41と係合し、ハウジング71が機械的鉗子20と係合する。次に、上述したように、ハウジング71にカバープレート80が取り付けられる。これによって、バイポーラ鉗子10の動作のための準備が整う。

30

【0052】

1つの実施例では、電極組立体21は、別の方法で機械的鉗子20に取り付けられる。例えば、図3に最もよく示すように、電極組立体21は、次の4工程からなる方法で機械的鉗子20と係合することができる。即ち、1)タング99を電極組立体21のスロット100に係合させるように、電極組立体21及びカバープレート80を後方に向けて回動させ、2)次に、電極組立体21及びカバープレート80を、両者間の機械的鉗子20のシャフト14と係合させるように前方に向けて回動させ、3)次に、電極110の移動止め112を、ジョー部材22のソケット43と係合させ、4)電極120の移動止め122を、ジョー部材24のソケット41と係合させる。

40

【0053】

図8は、使用中のバイポーラ鉗子10を示し、ハンドル部材16、18は、管組織150にクランプ力を与えて図9及び図10に示すようにシール152を行うために、互いに近接するように移動される。シールが行われると、管組織150は、組織150を切り離して、間に図11に示すようなギャップ154を形成するように、シール152に沿ってカットすることができる。

【0054】

50

バイポーラ鉗子 10 の使用後、或いは、電極組立体 21 が損傷した場合は、電極組立体 21 は、上述の取付手順を反転させることによって、容易に取り外し及び/又は交換することができ、新しい電極組立体 21 を同様の方法で機械的鉗子 20 と係合させることができる。例えば、電極組立体 21 は、次の 4 工程からなる方法で、機械的鉗子 20 から取り外すことができる。即ち、1) 電極 120 の移動止め 122 を、ジョー部材 24 のソケット 41 から取り外し、2) 電極 110 の移動止め 112 を、ジョー部材 22 のソケット 43 から取り外し、3) 電極組立体 21 及びカバープレート 80 を機械的鉗子 20 のシャフト 14 から取り外し、4) 電極組立体 21 及びカバープレート 80 を、タング 99 を電極組立体 21 のスロット 100 から抜き出すように回動させる。

【0055】

電極組立体 21 をディスプレイ可能なものとすることによって、電極組立体 21 は、一回だけ使用されるものであり、清浄又は滅菌を必要としないから、損傷を受ける可能性は少ない。その結果、例えば、導電面 126、116 及び絶縁面 121、111 のような生体シール構成要素の機能性及び整合性は、均一で良質のシールを保証する。

【0056】

図 12 乃至図 14 は、内視鏡外科処置で使用するための本発明の別の実施例を示し、これは、ハンドル組立体 218 に連結された駆動ロッド組立体 211 を備えたバイポーラ鉗子 210 を含む。駆動ロッド組立体 211 は、近位端 216 と遠位端 214 とを有する細長い中空のシャフト部分 212 を含む。シャフト 212 の遠位端 214 には、端エフェクタ 222 が取り付けられ、この端エフェクタ 222 は、一対の対向するジョー部材 280、282 を有する。シャフト 212 の近位端 216 には、好ましくはハンドル組立体 218 が取り付けられ、このハンドル組立体 218 は、ジョー部材材 280、282 に、両ジョー部材 280、282 が互いに離間する開位置から、両ジョー部材 280、282 が協働して組織 150 を挟むクランプ又は閉位置への運動を生じさせる。

【0057】

図 13 に最もよく示すように、アクチベータ 220 が、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 234 を備えた可動ハンドル 226 と、オペレータの親指を受け入れるための開口 232 を備えた固定ハンドル 28 とを有する。可動ハンドル 226 は、固定ハンドル 228 に対する第 1 の位置から、固定ハンドル 228 により近い、ジョー部材 280、282 を閉じ合わせる第 2 の位置へ、選択的に移動可能である。固定ハンドル 228 は、可動ハンドル 226 に連結されたラチェット 230 を受け入れるために近位側に延びる溝 227 を有するのが好ましい。この構造は、端エフェクタ組立体 222 を次第に閉じることを可能にすると共に、対向するジョー部材 280、282 のロック係合を可能にする。場合によっては、ハンドル 226 のハンドル 228 に対する運動を制御、及び/又は、制限するための、油圧、半油圧、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。

【0058】

固定ハンドル 228 は、細長いシャフト 212 の長手方向軸線「A」を中心とする端エフェクタ組立体 222 の回転運動を制御するための回転組立体 223 を有する。好ましくは、回転組立体 223 は、シャフト 212 に装着されたギア 252 の回りで互いに係脱可能に係合する上側及び下側ノブ部分 24a、24b を有する。一対のハンドルセクション 228a、228b は、複数の機械的インターフェイスを介して互いに係合して固定ハンドル 228 を形成する。図 13 に最もよく示すように、各ハンドルセクション 228a、228b は、ほぼ中空であって、鉗子 210 を構成する種々の内部構成要素を収容するための凹所 250 が形成されている。例えば、凹所 250 は、電気外科ジェネレータ（図示せず）から各ジョー部材 280、282 に伝達される電気外科エネルギーを制御する PC ボード 258 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、ハンドル組立体 218 の近位端に配置されたワイヤポート 229 を介して取り付けられたケーブル 260 によって、PC ボードに伝達される。PC ボード 258 は、ジェネレータ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 14 を参照し

10

20

30

40

50

て後に詳述する別体の端子クリップ 264b、264a によって各ジョー部材 280、282 に伝達される。

【0059】

図 14 において、ロッド組立体 211 は、近位端 271 と遠位端 272 とを有する駆動ロッド 270 を含む。駆動ロッド 270 の近位端 271 には、ピストン 238 が取り付けられ、全体として丸いヘッド部分 239 と、このヘッド部分 239 とピストン 238 の近位端との間に位置するノッチ 241 とを備える。アーム 240 の U リンクフランジ 249a、249b は、アーム 240 がハンドルセクション 228a、228b 間に組み付けられるときに、両フランジ 249a、249b 間にヘッド 239 を受け入れる大きさを有する（図 6 参照）。ハンドル 226 の固定ハンドル 228 に向かう運動は、ピボット点 255 におけるアーム 240 の上端 245 の回動を生じさせ、この回動は、ピストン 238 が端エフェクタ組立体 222 から遠くなる第 1 の位置から、ピストン 238 が端エフェクタ組立体 222 に近くなる第 2 の位置への、ピストン 238 の移動を生じさせる。以下に詳述するように、第 1、第 2 位置間のピストン 238 の運動は、駆動ロッド 270 を直線的に運動させ、この運動は、ジョー部材 280、282 を互いに接近、離間させる。

10

【0060】

全体として丸いヘッド 239 を U リンクフランジ 249a、249b 間に配置することは、ユーザが、ピストン 238 の直線運動に干渉することなく、回転組立体 223 を効果的に使用するのを可能にする。

【0061】

端エフェクタ組立体 222 は、第 1 のジョー 280 と、第 2 のジョー 282 と、両者間に配置された電気絶縁ヨーク 284 とを有する。ジョー部材 280 及びジョー部材 282 は、上述したハンドル組立体 218 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 280、282 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 280 は、その延長部分である第 1 のフランジ 281 と、このフランジ 281 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 282 は、その延長部分である第 2 のフランジ 283 と、このフランジ 283 に設けられたカムスロット 288 とを備えている

20

【0062】

端エフェクタ組立体 222 は、又、ジョー部材 282、280 とそれぞれ係合する外ノーズ部分 294 と内ノーズ部分 296 とを有する。外ノーズ部分 294 には、第 1 のピボット 305 が設けられ、フランジ 283 に設けられた対応するピボット孔 289 と係合する大きさを有する。内ノーズ部分 296 には、第 2 のピボット 303 が設けられ、フランジ 281 に設けられた対応するピボット孔 287 と係合する大きさを有する。第 1 のジョー部材 280 の回転中心は、第 1 のピボット孔 287 にあり、第 2 のジョー部材 282 の回転中心は、第 2 のピボット孔 289 にある。好ましくは、各ノーズ部分 294、296 が、導電性材料で形成され、後に詳述するように、電気外科エネルギーを各ジョー部材 282、280 に伝達する。

30

【0063】

図 13 を参照して述べたように、電気外科エネルギーは、電気外科ジェネレータから、PC ボード 258 を含むコネクタ組立体 315 に伝達され、PC ボード 258 が、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 258 には、一对の端子クリップ 264a、264b が接続され、それぞれ、交流電位の第 1 及び第 2 の極を駆動ロッド組立体 211 に伝達する。クリップ 264a は、シャフト 212 に連結されてジョー部材 282 に第 1 の極を通電させ、クリップ 264b は、駆動ロッド 270 に連結されたピストン 238 に連結する。第 2 の極は、駆動ロッド 270 に沿ってジョー部材 280 に通電される。駆動ロッド 270 及びシャフト 212 は、いずれも導電材料で形成され、好ましくは、駆動ロッド 270 とシャフト 212 との間に、鉗子 210 の短絡を防止するための絶縁スリーブ 275 が配置される。

40

【0064】

50

図14に最もよく示すように、内ノーズ部分296は、駆動ロッド270と電氣的に接続され、外ノーズ部分294は、シャフト212に電氣的に接続されている。内外ノーズ部分296、294は、フランジ283、281と共に、ヨーク284を握持する。ヨーク284は、内外部分296、294間の空間で軸線「A」に沿って軸線方向に移動し、スペーサ杭319が、ノーズ部分296、294の遠位端における間隔を維持している。杭319は、内外ノーズ部分296、294と係合して、これらを共にロックし、更にジョー部材280、282をヨーク284の頂にロックする大きさを有する。場合によっては、杭319は、ストップ部材として働き、対向するジョー部材280、282間の相対的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、杭319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294、296は、フランジ281、283の横の支持を提供し、移動止め290、292を、それぞれカム孔286、288内に確実に保持させる。

10

【0065】

端エフェクタ組立体222は、又、極間の電気絶縁を維持するための内絶縁体302と外絶縁体300とを有する。外絶縁体300は、電気エネルギーの第2の極を通電する内ノーズ部分296及び駆動ロッド270から外ノーズ部分294を絶縁する。内絶縁体302は、電気エネルギーの第1の極を通電する外ノーズ部分294及びシャフト212から内ノーズ部分296を絶縁する。外ノーズ部分294は、シャフト212とジョー部材282との間に電氣的な連続性を形成し、内ノーズ部分296は、駆動ロッド270とジョー部材280との間に電氣的な連続性を形成することができる。

20

【0066】

駆動ロッド270の軸線方向の運動中、駆動ロッド270と内ノーズ部分296との間に電氣的な接続を維持するために、スプリングコンタクト298を使用するのが好ましい。又、スリーブ275内での駆動ロッド270の直線運動を保証すると共に、鉗子210の不慮の短絡を防止するために、ドーナツ状のスペーサ308を使用することもできる。

【0067】

図14に戻って、ヨーク284を、プラスチックのような電気絶縁材料で形成するのが好ましい。ヨーク284の第1側291は第1のフランジ281に面し、ヨーク284の第2側293は第2のフランジ283に面する。ヨーク284がフランジ281、283間に位置するとき、ヨーク284は、第1のジョー部材80を第2のジョー部材282から電氣的に絶縁する。かくして、バイポーラ電気外科電流は、フランジ281、283間で短絡することなく、ジョー280、282間に挟持された組織350を介して導通することができる。

30

【0068】

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、少なくとも一つのジョー部材280及び/又は282は、対向するジョー部材280、282の相対的な運動を制限するストップ部材339を備えている。上述したように、場合によって、杭319は、ストップ部材として働き、2つの対向するジョー部材280、282の相対的な運動を制限するのが好ましい。ストップ部材339及び/又は杭319は、絶縁材料で形成され、ジョー部材280、282の対向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。

40

【0069】

以上のことから、且つ、種々の図面を参照することにより、当業者は、本発明の範囲から逸脱しない限度で、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、電極110、120は平行な対向状態で向き合い、従って、同一平面上で向き合うことが望ましいが、電極110、120を、遠位端で互いに当接させるように僅かにバイアスさせ、同一平面で両電極を撓ませるには、ハンドル16、18に対する付加的な閉じ力を必要とするのが望ましいことであろう。

【0070】

電極110、120を垂直方向に整列させるのが好ましいが、特別な目的に応じて、対向

50

する電極 110、120 を長手方向又は横断方向に互いにオフセットさせるのが好ましいこともある。

【0071】

電極組立体 21 は、機械的鉗子 20 を両側から係止するハウジング 71 とカバープレート 80 とを備えるのが好ましいが、機械的鉗子 20 を係止するのに 1 つのピースだけ、例えばハウジング 71 だけを必要とするように、ディスプレイザブル電極組立体 21 を形成するのが望ましいこともある。

【0072】

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。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明に従うバイポーラ鉗子の斜視図である。

【図 2】 図 1 に示すバイポーラ鉗子の遠位端の拡大斜視図である。

【図 3】 図 1 に示す鉗子の、部品を分解した状態の斜視図である。

【図 4】 図 1 に示すディスプレイザブル電極組立体の、カバープレートの無い状態の拡大側面図である。

【図 5】 図 4 のディスプレイザブル電極組立体の遠位端の拡大斜視図である。

20

【図 6】 図 5 のディスプレイザブル電極組立体の上方電極の、部品を分解した状態の斜視図である。

【図 7】 図 5 のディスプレイザブル電極組立体の下電極の、部品を分解した状態の斜視図である。

【図 8】 血管のシールを行うための鉗子の運動を示す、本発明の鉗子の斜視図である。

【図 9】 血管のシール部位の拡大部分斜視図である。

【図 10】 図 9 の 10 - 10 線に沿ったシール部位の長手方向断面図である。

【図 11】 血管の切り離し後の、図 9 のシール部位の長手方向断面図である。

【図 12】 本発明の別の実施例の斜視図である。

【図 13】 図 12 の実施例の分解図である。

30

【図 14】 図 12 及び図 13 の実施例の作用端の拡大分解図である。

【 図 1 】

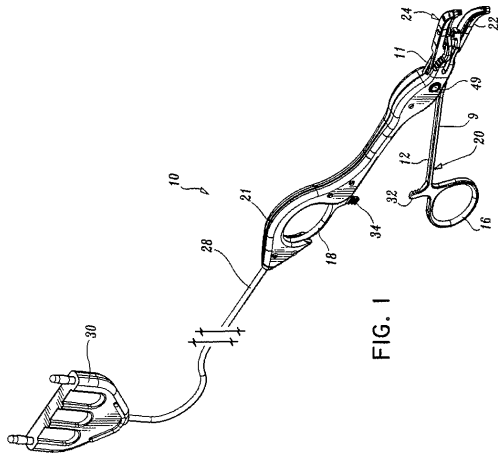


FIG. 1

【 図 2 】

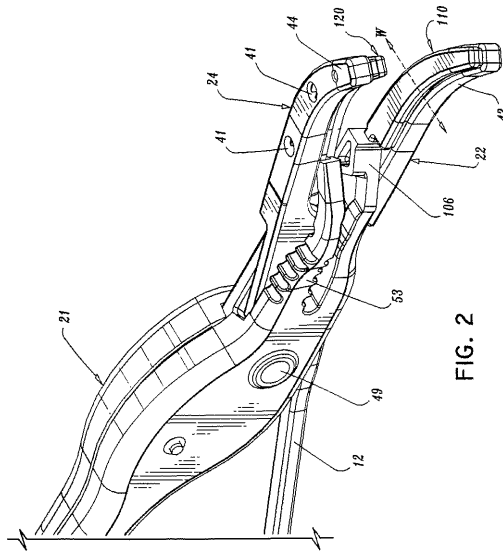


FIG. 2

【 図 3 】

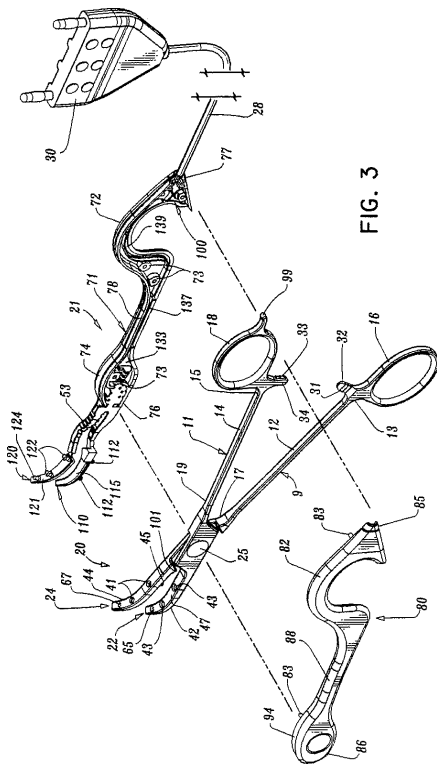


FIG. 3

【 図 4 】

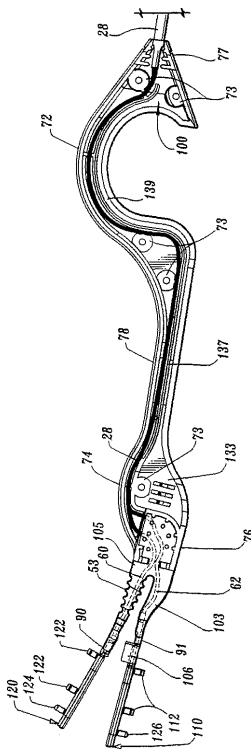


FIG. 4

【 図 5 】

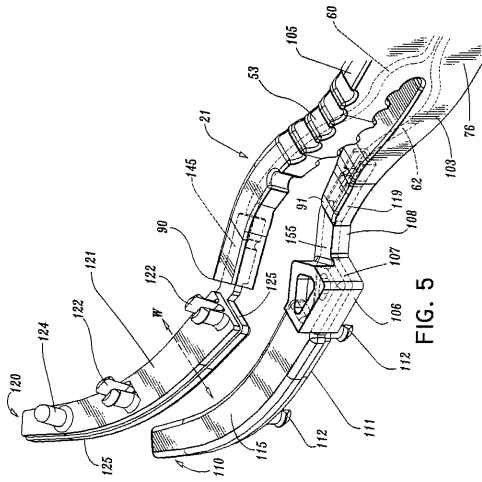


FIG. 5

【 図 6 】

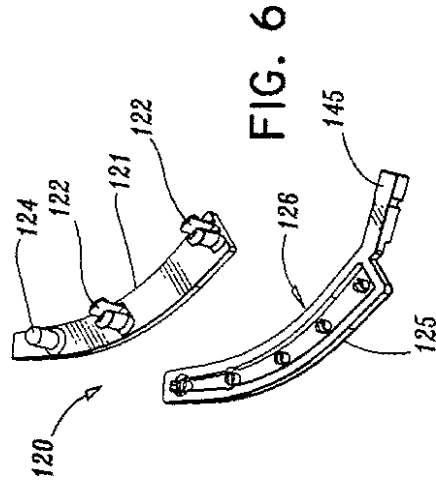


FIG. 6

【 図 7 】

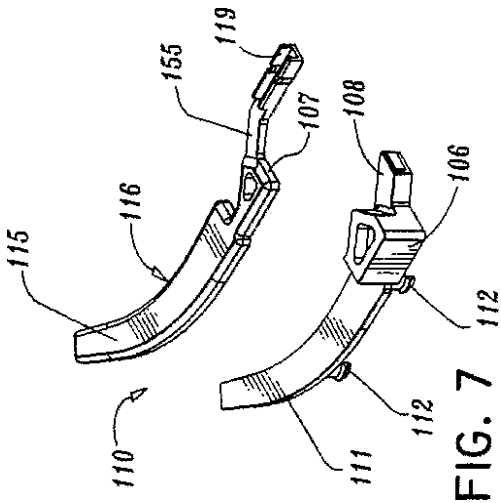


FIG. 7

【 図 9 】

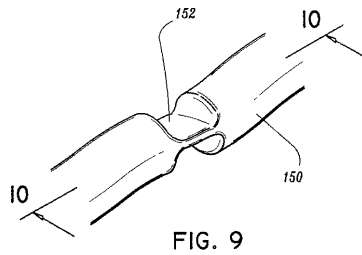


FIG. 9

【 図 10 】

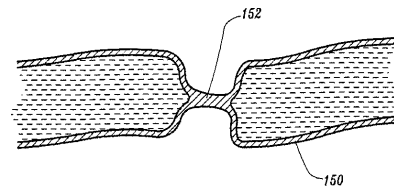


FIG. 10

【 図 11 】

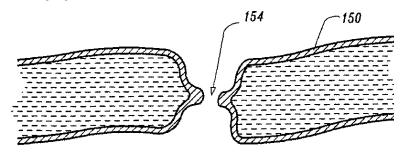


FIG. 11

【 図 8 】

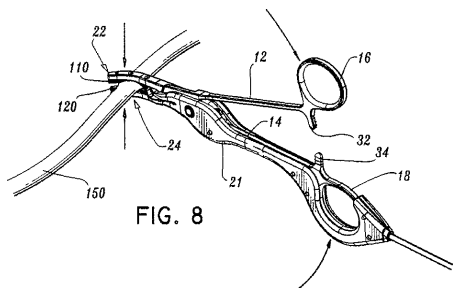


FIG. 8

【 1 2 】

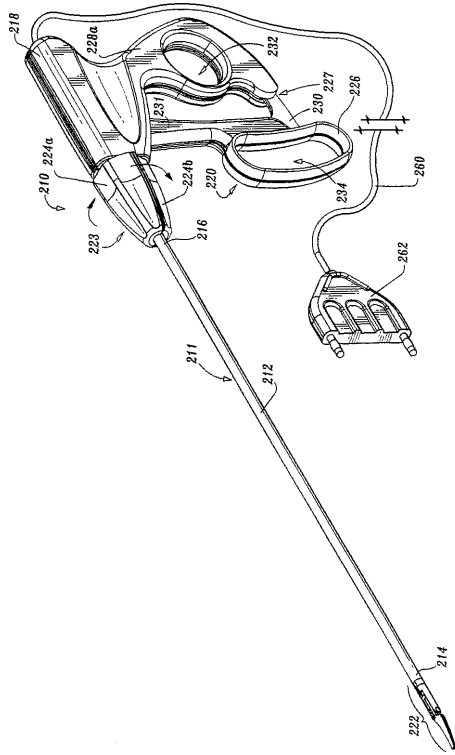


FIG. 12

【 1 3 】

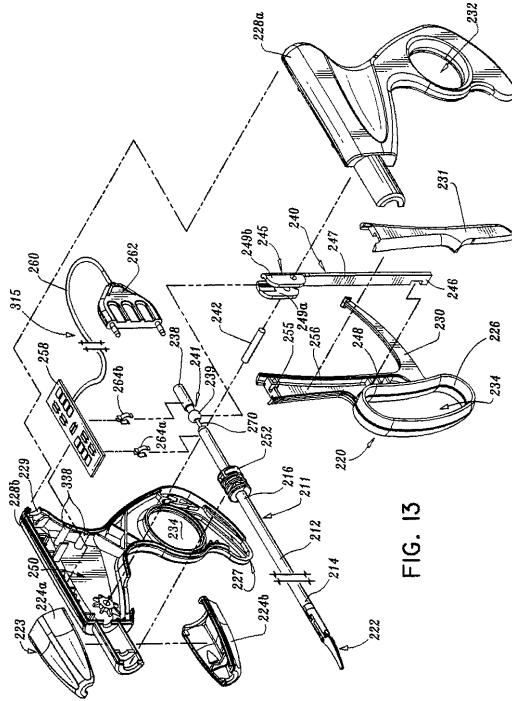


FIG. 13

【 1 4 】

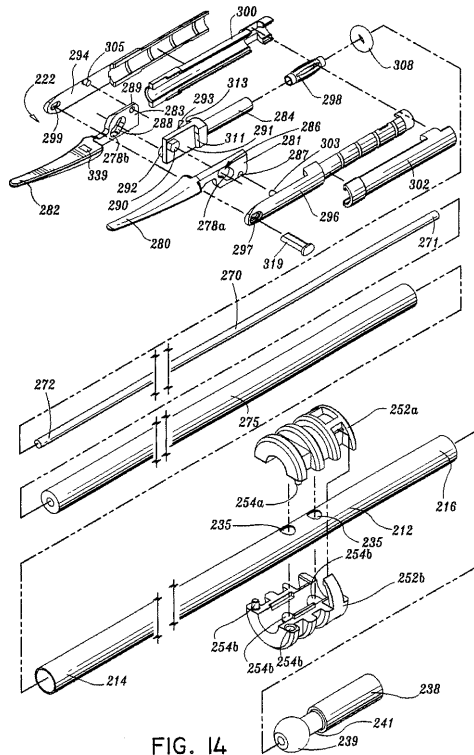


FIG. 14

フロントページの続き

- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 テツラフ フィリップ エム
アメリカ合衆国 コロラド州 80403 ゴールデン ジャクソン プレイス 335
- (72)発明者 バイシー スティーヴン ピー
アメリカ合衆国 コロラド州 80501 ロングモント コロンバイン プレイス 320
- (72)発明者 ローズ ケイト アール
アメリカ合衆国 コロラド州 80027 スーパリアー ロックビュー サークル 1690
- (72)発明者 シュマルツ デール エフ
アメリカ合衆国 コロラド州 80524 フォート コリンズ ウェストビュー ロード 2319
- (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 653
- (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 #269455
- (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 川端 修

- (56)参考文献 欧州特許出願公開第00853922 (EP, A1)
米国特許第05391166 (US, A)
西独国特許出願公開第02627679 (DE, A)
米国特許第04492231 (US, A)
米国特許第05810811 (US, A)
実開平02-102171 (JP, U)
特開平06-047048 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/14
A61B 17/12
A61B 17/28
A61B 17/32
A61B 18/12