

(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2007-98137

(P2007-98137A)

(43) 公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)

(51) Int. Cl.	F I	テマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0	4 C 0 6 0
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0	4 C 0 6 1
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 25 O L (全 39 頁)

(21) 出願番号	特願2006-269885 (P2006-269885)	(71) 出願人	300044528 シャーウッド・サービシーズ・アクチュエ ゲゼルシャフト SHERWOOD SERVICES A G スイス国 シーエイチ-8200 シャフ ハウゼン, バーンホフシュトラセ 29
(22) 出願日	平成18年9月29日 (2006. 9. 29)	(74) 代理人	100107489 弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	60/722, 213	(72) 発明者	スコット デビエロ アメリカ合衆国 コネチカット 0644 3, マディソン, ビショップ レン 69
(32) 優先日	平成17年9月30日 (2005. 9. 30)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

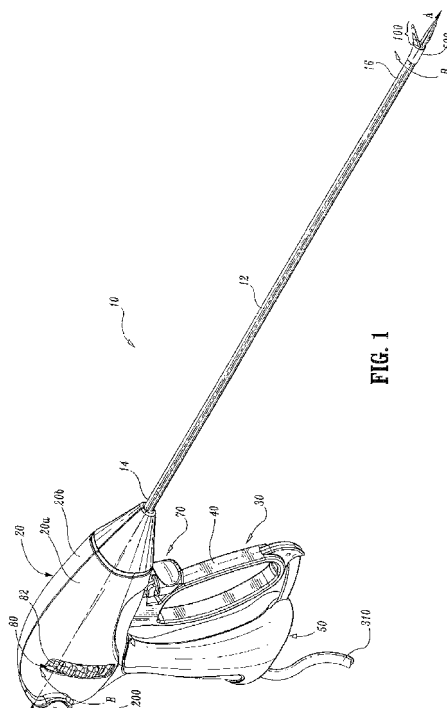
(54) 【発明の名称】 電気外科手術用鉗子のための絶縁ブーツ

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 ジョー部材の旋回およびその他の関連する動きを許容し、そしてまた、周辺組織に影響する漂遊電流または雑多な電流のための電位を低減することの両方を行う可撓性の絶縁ブーツを備えた電気外科用器具を提供すること。

【解決手段】 電気外科用鉗子 1 0 であって、一对のジョー部材をその遠位端に有するシャフト 1 2 ; 駆動アセンブリを作動し、該ジョー部材を互いに対して移動する移動可能なハンドル 4 0 ; および少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に配置された可撓性の絶縁ブーツ 5 0 0、を備え、該ジョー部材の少なくとも 1 つは、該少なくとも 1 つのジョー部材が、ジョー部材の間に保持される組織にエネルギーを伝導し得るように、電気エネルギー源に連結されるよう適合されている、電気外科用鉗子。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気外科用鉗子であって：

一対のジョー部材をその遠位端に有するシャフトであって、該ジョー部材が、旋回軸の周りを、該ジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、該ジョー部材が組織をつかむために互いにより緊密である第 2 の位置に移動可能である、シャフト；

駆動アセンブリを作動し、該ジョー部材を互いに対して移動する移動可能なハンドル；および

少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に配置された可撓性の絶縁ブーツ、を備え、

該ジョー部材の少なくとも 1 つは、該少なくとも 1 つのジョー部材が、ジョー部材の間に保持される組織にエネルギーを伝導し得るように、電気エネルギー源に連結されるよう適合されている、電気外科用鉗子。

【請求項 2】

前記絶縁ブーツの 1 つの端部が前記シャフトの外面の少なくとも一部の上に配置され、そして該絶縁ブーツの別の端部が前記旋回軸に近接する少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に、前記ジョー部材の移動が実質的に妨げられないように配置される、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 3】

前記ジョー部材の少なくとも 1 つが、シールするプロセスの間に、ギャップが該ジョー部材間に生成されるように該ジョー部材間の距離を調節するための、ジョー部材の上に配置された一連の停止部材を含む、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 4】

前記鉗子が、前記ジョー部材間に配置された組織を切断するように選択的に展開可能であるナイフを含む、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 5】

前記絶縁ブーツが、該ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも 1 つから作製される、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 6】

前記滅菌プロセスが、エチレンオキシドを含む、請求項 5 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 7】

前記絶縁ブーツが、ほぼ管状の形態を有する、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 8】

前記 2 つのジョー部材が、前記鉗子の選択的起動に際し、該ジョー部材が双極様式で組織を処置し得るように、前記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 9】

少なくとも 1 つのジョー部材が、該少なくとも 1 つのジョー部材が前記鉗子の選択的起動に際し、単極様式で組織を処置し得るように、前記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、請求項 1 に記載の電気外科用鉗子。

【請求項 10】

組織をシールするための電気外科用鉗子であって：

各々がその遠位端に配置されたジョー部材を有する、一対の第 1 のシャフト部材および第 2 のシャフト部材であって、該ジョー部材が、旋回軸の周りで、互いに対して間隔を置いた第 1 の位置から、該ジョー部材がそれらの間に組織をつかむために協働する少なくとも 1 つの次の位置まで移動可能である、シャフト部材；および

少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に配置された可撓性の絶縁ブーツ、を備え、

10

20

30

40

50

該ジョー部材の少なくとも1つは、電気外科用エネルギーをそれらの間の保持された組織に伝達するよう適合された電気伝導性シールプレートを含む、電気外科用鉗子。

【請求項11】

前記ジョー部材の少なくとも1つが、その長さに沿って規定されるナイフチャンネルであって、該ナイフチャンネルがそれに沿って切断機構を往復移動するような寸法である、ナイフチャンネル；および

アクチュエーターであって、前記切断機構を、該切断機構が該ジョー部材間に保持された組織の近位方向に配置された第1の位置から、該切断機構が該ジョー部材間の保持された組織の遠位方向に配置される少なくとも1つの次の位置まで選択的に進行させるための、前記シャフト部材の1つに作動可能に連結される、アクチュエーター、を含む、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

10

【請求項12】

前記絶縁ブーツの端部が、前記旋回軸に近接する前記ジョー部材の外面の少なくとも一部の上に、該ジョー部材の移動が実質的に妨げられないように配置される、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

【請求項13】

前記ジョー部材の少なくとも1つが、シールするプロセスの間に、ギャップが該ジョー部材間に生成されるように、該ジョー部材間の距離を調節するための、ジョー部材の上に配置された一連の停止部材を含む、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

【請求項14】

前記絶縁ブーツが、該ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

20

【請求項15】

前記滅菌プロセスが、エチレンオキッドを含む、請求項14に記載の電気外科用鉗子。

【請求項16】

請求項10に記載の電気外科用鉗子であって：

前記第1のシャフト部材および第2のシャフト部材の上にそれぞれ配置された第1のラチェットインターフェースおよび第2のラチェットインターフェースを含むラチェットを備え、該ラチェットが、ジョー部材間の圧力を約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 の範囲内に維持するような形態であり、該ラチェットが、該第1のラチェットインターフェースおよび第2のラチェットインターフェースを超える該ジョー部材の過剰加圧を防ぐために該シャフト部材の1つの上に配置された止め具を含む、電気外科用鉗子。

30

【請求項17】

前記切断機構が、前記ジョー部材の間に配置された組織を切断するために選択的に展開可能なナイフを含む、請求項11に記載の電気外科用鉗子。

【請求項18】

前記絶縁ブーツが、該絶縁ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

40

【請求項19】

前記滅菌プロセスが、エチレンオキッドを含む、請求項18に記載の電気外科用鉗子。

【請求項20】

前記絶縁ブーツが、ほぼ管状の形態を有する、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

【請求項21】

前記2つのジョー部材が、前記鉗子の選択的起動に際し、該ジョー部材が双極様式で組織を処置し得るように、前記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

【請求項22】

少なくとも1つのジョー部材が、該少なくとも1つのジョー部材が前記鉗子の選択的起動

50

に際し、単極様式で組織を処置し得るように、前記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、請求項10に記載の電気外科用鉗子。

【請求項23】

電気外科用鉗子であって：

固定されたシャフトを有するハウジングであって、該シャフトがその遠位端に取り付けられた第1のジョー部材および第2のジョー部材を含む、ハウジング；

ジョー部材が互いに対して間隔を置かれて配置される第1の位置から、ジョー部材がそれらの間に組織をつかむために協働する第2の位置までジョー部材を互いに対して移動するためのアクチュエーター；

該第1のジョー部材と第2のジョー部材との間に配置された組織を切断するために該第1のジョー部材および第2のジョー部材の少なくとも1つ内に規定されるナイフチャンネル内で、選択的に移動可能であるナイフ；

少なくとも該第1のジョー部材に収容され、該第1のジョー部材内の第1の位置から、該第1のジョー部材の遠位方向の第2の位置まで選択的に移動可能な単極要素であって、電気外科用エネルギー源に連結され、そして該ジョー部材とは独立に選択的に起動され得る単極要素；および

各ジョー部材の少なくとも一部の上に配置される可撓性の絶縁ブーツ、を備え

該ジョー部材は、該ジョー部材が、組織を処理するためにそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを選択的に伝導し得るように、該電気外科用エネルギー源に連結するよう適合される、電気外科用鉗子。

【請求項24】

前記絶縁ブーツが、該絶縁ブーツの構造的一体性を損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される、請求項23に記載の電気外科用鉗子。

【請求項25】

前記滅菌プロセスが、エチレンオキッドを含む、請求項24に記載の電気外科用鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の援用)

本出願は、2005年9月30日に出願されたScott De Pierroらによる米国特許仮出願第60/722,213号(発明の名称「INSULATING BOOTS FOR ELECTROSURGICAL FORCEPS」)(この内容全体が、本明細書において参考として援用される)の優先権の利益を主張する。本願は、2005年9月30日に出願されたPaul Guerraによる米国特許仮出願第60/722,186号(発明の名称「METHOD FOR MANUFACTURING AN END EFFECTOR ASSEMBLY」)および2005年9月30日に出願されたKristin Johnsonらによる米国特許仮出願第60/722,359号(発明の名称「FLEXIBLE ENDOSCOPIC CATHETER WITH LIGASURE」)(両方の出願の内容全体が、本明細書において参考として援用される)を相互援用する。

【0002】

(技術分野)

本開示は、絶縁された電気外科手術用鉗子に関する。より詳細には、本開示は、組織をシール、切断、および/または凝固するための、内視鏡型または開放型の、二極性および/または単極性の電気外科手術用鉗子とともに使用するための絶縁ブーツに関する。

【背景技術】

【0003】

(背景)

(関連技術の背景)

電気外科手術用鉗子は、機械的クランプ作用および電気エネルギーの両方を利用し、組織および血管を加熱して組織を凝固、焼灼および/またはシールすることによって、止血を行う。開放外科手術手順とともに使用するための開放型鉗子の代替法として、多くの現代の外科医は、比較的小さな穿刺様切開を通して器官に遠隔からアクセスするための内視鏡および内視鏡機器を使用する。その直接的な結果として、患者は、瘢痕が比較的少なくかつ治癒時間が減少することから利益を得る傾向がある。

【0004】

内視鏡機器は、カニューレ、またはポート（トロカールを用いて作製されている）を通して患者内に挿入される。カニューレについての代表的なサイズは、3ミリメートル～12ミリメートルの範囲である。比較的小さなカニューレが、通常は好ましい。これは、理解され得るように、その比較的小さなカニューレを通して適合する内視鏡機器を作製する方法を見つけなければならない機器製造業者に対して、設計についての困難な課題を最終的には提示する。

10

【0005】

多くの内視鏡外科手術手順は、血管または脈管組織を切断または結紮することを必要とする。外科手術の管腔についての固有の空間的考慮事項が原因で、外科医は、しばしば、脈管を縫合する際、または出血を制御する他の従来方法（例えば、横に切られた血管をクランプすることおよび/または縛ること）を実施する際に、困難性を有する。内視鏡電気外科手術用鉗子を使用することによって、外科医は、単純に、組織に対してジョー部材を通して適用される電気外科手術エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより、出血を焼灼、凝固/乾燥すること、そして/または単に出血を減少もしくは遅延させることのいずれかを行い得る。大部分の小さな血管（すなわち、直径2ミリメートル未満の範囲である）は、しばしば、標準的な電気外科手術用機器および電気外科手術用技術を使用して閉鎖され得る。しかし、比較的大きな脈管が結紮される場合、外科医は、内視鏡手順を開放外科手術に変更することが必要であり得、それによって、内視鏡外科手術の利点を捨て得る。あるいは、外科医は、その比較的大きな脈管または組織をシールし得る。

20

【0006】

脈管を凝固させるプロセスは、電気外科手術用脈管シーリングとは基本的に異なると考えられる。本明細書における目的のために、「凝固」とは、組織を乾燥させるプロセス（このプロセスにおいて、組織細胞を破裂させ、そして乾燥する）として規定される。「脈管シーリング」または「組織シーリング」とは、組織中のコラーゲンが融合塊に変わるように、組織中のコラーゲンを液化するプロセスとして規定される。比較的小さな脈管の凝固は、それらの血管を永久的に閉じるために十分であるが、比較的大きな脈管は、永久的な閉鎖を確実にするためにはシールされる必要がある。

30

【0007】

比較的大きな脈管（または組織）を効果的にシールするために、2つの主な機械的パラメーター（脈管（組織）に適用される圧力、および電極間の隙間距離）が、正確に制御されなければならない。これらのパラメーターの両方とも、シールされる脈管の厚みによって影響を受ける。より詳細には、圧力の正確な適用は、脈管の壁を対向させるために；組織インピーダンスを、十分な電気外科手術エネルギーがその組織を通るのを可能にする十分に低い値に下げするために；組織加熱の間の膨張力に打ち勝つために；そして良好なシールのしるしである端部組織厚に寄与するために、重要である。代表的な融合脈管壁は、0.001インチと0.006インチとの間の最適値（約0.03mm～約0.15mm）であることが決定されている。この範囲より下において、シールは、切れるかまたは裂けるかし得、この範囲より上において、管腔は、適切にも効果的にもシールされないかもしれない。

40

【0008】

比較的小きな脈管に関して、組織に適用される圧力は、より無関係になる傾向があるが、一方で、導電性表面間の隙間距離は、効果的にシールするためにより重要になる。言い

50

換えると、脈管が小さくなるにつれて、活性化の間にその2つの導電性表面が触れる可能性は、大きくなる。

【0009】

多くの公知の機器は、ブレード部材または剪断部材を備え、これらの部材は、機械的様式および/または電気機械的様式で組織を単純に切断するものであり、脈管シーリングという目的のためには比較的有効ではない。他の機器は、適切なシーリング厚を得るためにクランプ圧のみに依存し、これは、間隙許容範囲ならびに/または平行要件および平坦要件（これらは、適切に制御された場合に、一貫した有効な組織シールを確保し得るパラメーターである）を考慮するようには設計されていない。例えば、得られるシールされた組織の厚みを、クランプ圧のみを制御することによって十分に制御することは困難であり、それは、（1）大きすぎる圧力が適用される場合には、2つの電極が接触しそしてエネルギーが組織を通して移動されずに、効果的ではないシールを生じる可能性が存在する；または（2）低すぎる力が適用される場合には、組織が活性化およびシールの前に時期尚早に移動し得、かつ/または比較的厚く信頼性が低いシールが作製され得る；という2つの理由のうちのいずれかが原因であることが、公知である。

10

【0010】

上記のように、比較的大きな脈管または組織を適切かつ効果的にシールするために、対向するジョー部材間において比較的大きな閉鎖力が必要とされる。ジョーの間における大きな閉鎖力には、代表的に、各ジョーについて回転軸の周囲で大きなモーメントが必要とされることが、公知である。このことは、ジョー部材が、代表的には、各ジョー部材の回転軸に関して小さなモーメントのアームを有するように位置付けられたピンを付けられているので、設計における課題を提示する。小さなモーメントのアームと組み合わせる場合、大きな力は望ましくない。なぜなら、その大きな力は、ピンを剪断し得るからである。結果として、設計者は、金属ピンを有する機器を設計すること、そして/または機械の故障の可能性を減少させるためにこれらの閉鎖力を少なくとも部分的にはずす機器を設計することのいずれかによって、これらの大きな閉鎖力を補償しなければならない。理解され得るように、金属回転ピンが使用される場合、金属ピンは、ジョー部材間の代替的電流経路として作用するピン（効果的なシーリングにとって有害であることが証明され得る）を避けるために絶縁されなければならない。

20

【0011】

電極間の閉鎖力を増加することは、他の望ましくない影響を有し得る。例えば、これは、対向する電極が互いと近接するようにし得る。このことは、短絡を生じ得、小さな閉鎖力は、圧縮の間かつ活性化の前の組織の早すぎる移動を引き起こし得る。その結果として、好ましい圧力範囲内で対向電極間に適切な閉鎖力を一貫して提供する機器を提供することは、シールを成功する可能性を向上させる。理解され得るように、一定の基準で適切な範囲内にある適切な閉鎖力を手動で提供するのを外科医に依存することは、困難であり、結果として生じるシールの効率および品質は、種々に異なり得る。さらに、有効な組織シールを作製することについての全体的な成功は、脈管を均一に、一定に、かつ効果的にシールするための適切な閉鎖力を判断することにおいて、使用者の専門技術、視力、器用さ、および経験に大きく依存する。言い換えると、シールの成功は、機器の効率よりも、外科医の最終的な技術に大きく依存する。

30

40

【0012】

一定の効果的なシールを確実にするための圧力範囲が、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 の間にあり、望ましくは 7 kg/cm^2 ~ 13 kg/cm^2 の作業範囲内にあることが、見出されている。この作業範囲内の閉鎖圧力を提供可能な機器を製造することは、動脈、組織および他の血管束をシールするために効果的であることが、示されている。

【0013】

種々の力作動アセンブリが、適切な閉鎖力を提供して脈管シーリングを行うために、過去に開発されている。例えば、1つのこのような力作動アセンブリは、商標 L I G A S U R E A T L A S（登録商標）にて一般に販売されている V a l l e y l a b の脈管シーリ

50

ング・分割機器とともに使用するために、Tyco Healthcare LPの一部門であるValleylab, Inc.によって開発されている。このアセンブリは、4つの棒を備えた機械的リンク機構、バネおよび駆動アセンブリを備え、これらは、上記作業範囲において組織圧力を一定して提供および維持するように協働する。LIGASURE ATLAS（登録商標）は、現在、10mmカニューレを通して適合するように設計されており、フットスイッチによって活性化される両側のジョー閉鎖機構を備える。トリガーアセンブリは、組織シールに沿って組織を分離するために、ナイフが遠位に延びている。回転機構は、ハンドルの遠位端と関連して、外科医がジョー部材を選択的に回転させて組織を把持することを容易にし得る。特許文献1および特許文献2、ならびにPCT/US01/01890および特許文献3は、LIGASURE ATLAS（登録商標）の作動特徴、およびそれらに関連する種々の方法を詳細に記載する。同時係属中の米国特許出願第10/970,307号は、Valleylab, Inc. (Tyco Healthcare, LPの一部門である)によって商標LIGASURE V（登録商標）にて販売されている別バージョンの内視鏡型鉗子に関する。さらに、共有に係る同時継続中の米国特許出願第10/873,860号（2004年6月22日に出願されており、発明の名称は「Open Vessel Sealing Instrument with Cutting Mechanism and Distal Lockout」であり、その全体が本明細書中で参考として援用される）は、組織をシールし切断するような構成である開放型鉗子を開示しており、これは、本明細書中に記載される現在開示されている実施形態のうちの一つ以上を含むような構成にされ得る。これらの出願すべての内容全体は、本明細書中で参考として援用される。

10

20

【0014】

例えば、同時係属中の共有に係る米国特許出願第10/970,307号（2004年10月21日に出願され、発明の名称は「Bipolar Forceps Having Monopolar Extension」である）は、組織を凝固、シール、および/または切断するための電気外科手術用鉗子を開示し、この鉗子は、増強された電気外科手術効果のための、選択的にエネルギー付与可能かつ/または拡張可能な単極性拡張部を有する。この機器は、組織を処置するために選択的に拡張され得かつ選択的に活性化され得る、単極性要素を備える。特定の目的に依存して使用者が二極性様式または単極性様式で組織に選択的にエネルギー付与して組織をシールまたは凝固することを可能にする、種々の設計が想定される。この種々の設計のうちいくつかとしては、(1)単極性要素として作用する、選択的に拡張可能かつエネルギー付与可能なナイフの設計；(2)単極性要素として作用するように電子的かつ選択的に構成された下側ジョー；(3)単極性様式で組織を処置するために単一電位で選択的にエネルギー付与される遠位端を有する、テーパー状のジョー部材；ならびに(4)特定の目的に適合するためまたは望ましい外科手術的結果を達成するために構成された、エンドエフェクターアセンブリおよび/または下側ジョー部材もしくは第二ジョー部材の他の構成；が挙げられる。

30

【0015】

しかし、既存の電気外科手術用鉗子に関する一般的問題は、そのジョー部材が、金属製シャフトもしくは他の伝導性シャフトの遠位端にて共通回転軸の周囲で回転して、それらの両方のジョー、そのシャフトの部分、および関連する機構部品が、電気外科手術エネルギーを（単極性経路、または二極性経路の一部のいずれかとして）患者の組織に伝える能力が存在するようになることである。ジョーを備える既存の電気外科手術用機器は、回転軸要素を、柔軟性がない収縮チューブで覆うか、またはその回転軸要素および接続領域を覆わずにこれらの部分を露出したままであるかのいずれかである。

40

【特許文献1】米国特許第7,101,371号明細書

【特許文献2】米国特許第7,083,618号明細書

【特許文献3】国際公開第02/080795号パンフレット

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 1 6 】

ジョー部材の旋回およびその他の関連する動きを許容し、そしてまた、周辺組織に影響する漂遊電流または雑多な電流のための電位を低減することの両方を行う可撓性の絶縁ブーツを備えた電気外科用器具を提供することが望まれる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 7 】

上記目的を達成するために、本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目 1)

電気外科用鉗子であって：

一対のジョー部材をその遠位端に有するシャフトであって、該ジョー部材が、旋回軸の周りを、該ジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、該ジョー部材が組織をつかむために互いにより緊密である第 2 の位置に移動可能である、シャフト；

駆動アセンブリを作動し、該ジョー部材を互いに対して移動する移動可能なハンドル；および

少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に配置された可撓性の絶縁ブーツ、を備え、

該ジョー部材の少なくとも 1 つは、該少なくとも 1 つのジョー部材が、ジョー部材の間に保持される組織にエネルギーを伝導し得るように、電気エネルギー源に連結されるよう適合されている、電気外科用鉗子。

(項目 2)

上記絶縁ブーツの 1 つの端部が上記シャフトの外面の少なくとも一部の上に配置され、そして該絶縁ブーツの別の端部が上記旋回軸に近接する少なくとも 1 つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に、上記ジョー部材の移動が実質的に妨げられないように配置される、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 3)

上記ジョー部材の少なくとも 1 つが、シールするプロセスの間に、ギャップが該ジョー部材間に生成されるように該ジョー部材間の距離を調節するための、ジョー部材の上に配置された一連の停止部材を含む、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 4)

上記鉗子が、上記ジョー部材間に配置された組織を切断するように選択的に展開可能であるナイフを含む、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 5)

上記絶縁ブーツが、該ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも 1 つから作製される、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 6)

上記滅菌プロセスが、エチレンオキドを含む、項目 5 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 7)

上記絶縁ブーツが、ほぼ管状の形態を有する、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 8)

上記 2 つのジョー部材が、上記鉗子の選択的起動に際し、該ジョー部材が双極様式で組織を処置し得るように、上記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 9)

少なくとも 1 つのジョー部材が、該少なくとも 1 つのジョー部材が上記鉗子の選択的起動に際し、単極様式で組織を処置し得るように、上記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、項目 1 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 1 0)

組織をシールするための電気外科用鉗子であって：

10

20

30

40

50

各々がその遠位端に配置されたジョー部材を有する、一对の第1のシャフト部材および第2のシャフト部材であって、該ジョー部材が、旋回軸の周りで、互いに対して間隔を置いた第1の位置から、該ジョー部材がそれらの間に組織をつかむために協働する少なくとも1つの次の位置まで移動可能である、シャフト部材；および

少なくとも1つのジョー部材の外面の少なくとも一部の上に配置された可撓性の絶縁ブーツ、を備え、

該ジョー部材の少なくとも1つは、電気外科用エネルギーをそれらの間の保持された組織に伝達するよう適合された電気伝導性シールプレートを含む、電気外科用鉗子。

(項目11)

上記ジョー部材の少なくとも1つが、その長さに沿って規定されるナイフチャンネルであって、該ナイフチャンネルがそれに沿って切断機構を往復移動するような寸法である、ナイフチャンネル；および

10

アクチュエーターであって、上記切断機構を、該切断機構が該ジョー部材間に保持された組織の近位方向に配置された第1の位置から、該切断機構が該ジョー部材間の保持された組織の遠位方向に配置される少なくとも1つの次の位置まで選択的に進行させるための、上記シャフト部材の1つに作動可能に連結される、アクチュエーター、を含む、項目10に記載の電気外科用鉗子。

(項目12)

上記絶縁ブーツの端部が、上記旋回軸に近接する上記ジョー部材の外面の少なくとも一部の上に、該ジョー部材の移動が実質的に妨げられないように配置される、項目10に記載の電気外科用鉗子。

20

(項目13)

上記ジョー部材の少なくとも1つが、シールするプロセスの間に、ギャップが該ジョー部材間に生成されるように、該ジョー部材間の距離を調節するための、ジョー部材の上に配置された一連の停止部材を含む、項目10に記載の電気外科用鉗子。

(項目14)

上記絶縁ブーツが、該ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される、項目10に記載の電気外科用鉗子。

(項目15)

上記滅菌プロセスが、エチレンオキシドを含む、項目14に記載の電気外科用鉗子。

30

(項目16)

項目10に記載の電気外科用鉗子であって：

上記第1のシャフト部材および第2のシャフト部材の上にそれぞれ配置された第1のラチェットインターフェースおよび第2のラチェットインターフェースを含むラチェットを備え、該ラチェットが、ジョー部材間の圧力を約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 の範囲内に維持するような形態であり、該ラチェットが、該第1のラチェットインターフェースおよび第2のラチェットインターフェースを超える該ジョー部材の過剰加圧を防ぐために該シャフト部材の1つの上に配置された止め具を含む、電気外科用鉗子。

(項目17)

40

上記切断機構が、上記ジョー部材の間に配置された組織を切断するために選択的に展開可能なナイフを含む、項目11に記載の電気外科用鉗子。

(項目18)

上記絶縁ブーツが、該絶縁ブーツの構造的一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される、項目10に記載の電気外科用鉗子。

(項目19)

上記滅菌プロセスが、エチレンオキシドを含む、項目18に記載の電気外科用鉗子。

(項目20)

上記絶縁ブーツが、ほぼ管状の形態を有する、項目10に記載の電気外科用鉗子。

50

(項目 2 1)

上記 2 つのジョー部材が、上記鉗子の選択的起動に際し、該ジョー部材が双極様式で組織を処置し得るように、上記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、項目 1 0 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 2 2)

少なくとも 1 つのジョー部材が、該少なくとも 1 つのジョー部材が上記鉗子の選択的起動に際し、単極様式で組織を処置し得るように、上記電気エネルギー源に連結されるよう適合される、項目 1 0 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 2 3)

電気外科用鉗子であって：

固定されたシャフトを有するハウジングであって、該シャフトがその遠位端に取り付けられた第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材を含む、ハウジング；

ジョー部材が互いに対して間隔を置かれて配置される第 1 の位置から、ジョー部材がそれらの間に組織をつかむために協働する第 2 の位置までジョー部材を互いに対して移動するためのアクチュエーター；

該第 1 のジョー部材と第 2 のジョー部材との間に配置された組織を切断するために該第 1 のジョー部材および第 2 のジョー部材の少なくとも 1 つ内に規定されるナイフチャンネル内で、選択的に移動可能であるナイフ；

少なくとも該第 1 のジョー部材に収容され、該第 1 のジョー部材内の第 1 の位置から、該第 1 のジョー部材の遠位方向の第 2 の位置まで選択的に移動可能な単極要素であって、電気外科用エネルギー源に連結され、そして該ジョー部材とは独立に選択的に起動され得る単極要素；および

各ジョー部材の少なくとも一部の上に配置される可撓性の絶縁ブーツ、を備え

該ジョー部材は、該ジョー部材が、組織を処理するためにそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを選択的に伝導し得るように、該電気外科用エネルギー源に連結するよう適合される、電気外科用鉗子。

(項目 2 4)

上記絶縁ブーツが、該絶縁ブーツの構造的一体性を損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも 1 つから作製される、項目 2 3 に記載の電気外科用鉗子。

(項目 2 5)

上記滅菌プロセスが、エチレンオキッドを含む、項目 2 4 に記載の電気外科用鉗子。

【0018】

(要旨)

本開示は、その遠位端にジョー部材を備えたシャフトを有する電気外科用鉗子に関する。これらジョー部材は、これらジョー部材を、これらジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第 1 の位置から、これらジョー部材が組織をつかみ、かつ処置するために互いにより緊密である第 2 の位置まで移動する駆動アセンブリの作動によって回転軸の周りを移動可能である。これら鉗子はまた、この駆動アセンブリを作動し、上記ジョー部材を互いに対して移動する移動可能なハンドルを含む。

【0019】

ジョー部材の少なくとも 1 つは、このジョー部材の少なくとも 1 つが、組織を処置するためにそれらの間に保持される組織にエネルギーを伝導し得るように電気エネルギー源に連結されるよう適合されている。可撓性の絶縁ブーツが、少なくとも 1 つのジョー部材の外表面の少なくとも一部分の上に配置される。この絶縁ブーツは、上記シャフトおよびジョー部材の種々の剥き出た領域から組織を絶縁する形態であり、そしてそのような材料から作製される。

【0020】

1 つの特に有用な実施形態では、この絶縁ブーツの 1 つの端部は、上記シャフトの外表面の少なくとも一部分の上に配置され、そしてこの絶縁ブーツのもう 1 つの端部は、上記旋

10

20

30

40

50

回点に近接する少なくとも1つのジョー部材の外面の少なくとも一部分の上に、これらジョー部材の移動が実質的に妨げられないように配置される。本開示による別の実施形態では、上記絶縁ブーツは、このブーツの構造的な一体性を実質的に損なわない、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、および可撓性材料の少なくとも1つから作製される。

【0021】

上記ジョー部材（またはジョー部材の1つ）はまた、シールするプロセスの間に、ギャップがこれらジョー部材間に生成されるように、これらジョー部材間の距離を調節するためのそれらの上に配置された一連の停止部材を含み得る。

【0022】

上記鉗子はまた、上記ジョー部材間に配置された組織を切断するように選択的に展開可能であるナイフを含み得る。

【0023】

1つの実施形態では、上記ジョー部材は、単極様式で組織を処置するような形態であり、その一方、別の実施形態では、上記ジョー部材は、双極様式で組織を処置するような形態である。

【0024】

本開示の1つの実施形態では、本開示は、各々がその遠位端に配置されたジョー部材を備えた一对の第1のシャフト部材および第2のシャフト部材を有する、組織をシールするための電気外科用鉗子に関する。これらジョー部材は、回転軸の周りを、これらジョー部材が互いに対して間隔を置いた関係で配置される第1の位置から、これにジョー部材が組織をつかむために協働する少なくとも1つの次の位置まで移動可能である。これらジョー部材の少なくとも1つは、電気外科用エネルギーをそれら間の保持された組織に伝達するよう適合された電気伝導性シールプレート、および少なくとも1つのジョー部材の外面の少なくとも一部分の上に配置された可撓性の絶縁ブーツを含む。

【0025】

なお別の有用な実施形態では、本開示は、シャフトが固定されたハウジングを有する電気外科用鉗子に関する。このシャフトは、その遠位端に取り付けられた第1のジョー部材および第2のジョー部材を含む。これら鉗子は、ジョー部材を、互いに対して、これらジョー部材が互いに対して間隔を置かれた関係で配置される第1の位置から、上記ジョー部材がそれら間に組織をつかむために協働する第2の位置まで移動するためのアクチュエータを含む。各ジョー部材は、電気外科用エネルギー源に、これらジョー部材が、組織を処置するためにそれら間に保持される組織にエネルギーを選択的に伝導し得るように連結されるよう適合されている。

【0026】

これら鉗子はまた、上記ジョー部材の少なくとも1つ内に規定されたナイフチャンネル内を選択的に移動可能であり、それら間に配置された組織を切断するナイフを含む。単極要素が、少なくとも1つのジョー部材内に収容され、そしてこれらジョー部材内の第1の近位方向位置から、上記ジョー部材内の第2の遠位位置まで選択的に移動可能である。この単極要素は、電気外科用エネルギー源に連結され得、そしてこれらジョー部材とは独立に選択的に起動可能であり得る。上記鉗子は、少なくとも1つのジョー部材の少なくとも一部分の上に配置された可撓性の絶縁ブーツを含む。

【発明の効果】

【0027】

本発明により、ジョー部材の回転およびその他の関連する動きを許容し、そしてまた、周辺組織に影響する漂遊電流または雑多な電流のための電位を低減することの両方を行う可撓性の絶縁ブーツを備えた電気外科用器具が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0028】

（詳細な説明）

10

20

30

40

50

図1～図3を最初に参照すると、種々の外科手術手順において使用するための、1つの特に有用な内視鏡鉗子10が示されており、この鉗子は、ハウジング20、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ80、トリガアセンブリ70、ナイフアセンブリ、およびエンドエフェクタアセンブリ100を備える。このナイフアセンブリおよびエンドエフェクタアセンブリ100は、相互に協働して、管状の脈管および脈管組織420(図18～19を参照のこと)を把持し、シールし、そして分割する。本明細書中での目的で、鉗子10が、一般的に記載される。しかし、この特定の鉗子の種々の特定の局面は、共有に係る米国特許出願番号10/460,926(2003年6月13日出願、発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANNULAS」)および前述の米国特許出願番号10/970,307に詳述されており、これらの米国特許出願の各々の全内容は、本明細書中に参考として援用される。鉗子10は、遠位端16および近位端14を有するシャフト12を備え、この遠位端16は、エンドエフェクタアセンブリ100を機械的に係合するような寸法にされており、そしてこの近位端14は、ハウジング20を機械的に係合する。以下でさらに詳細に議論されるように、エンドエフェクタアセンブリ100は、エンドエフェクタアセンブリ100の外側表面の少なくとも一部を覆うように構成された、可撓性の絶縁ブーツ500を備える。

【0029】

鉗子10はまた、電気外科ケーブル310を備え、この電気外科ケーブル310は、鉗子10を、電気外科エネルギーの供給源(例えば、発電機(図示せず))に接続する。この発電機は、種々の安全特徴および性能特徴を備え、これらの特徴としては、絶縁された出力、付属品の独立した作動、およびInstant ResponseTM技術(Tyco Healthcare, LPの一部門であるValley Lab, Inc.の自家製技術であり、組織における変化を1秒間あたり何回も感知し、そして適切な電力を維持するために電圧および電流を調節するための、改善されたフィードバックシステムを提供する)が挙げられる。ケーブル310は、内部で、ケーブルリード線310a、310bおよび310cに分割され、これらのリード線の各々は、鉗子10を通るそれぞれの供給路を通して、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(図11を参照のこと)。

【0030】

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を備える。固定ハンドル50は、ハウジング20に一体的に結合しており、そしてハンドル40は、固定ハンドル50に対して可動である。回転アセンブリ80は、ハウジング20に一体的に結合しており、そして長手方向軸「A」の周りで、いずれの方向にもおよそ180°回転可能である(図1を参照のこと)。回転アセンブリ80の詳細は、以下にさらに詳細に記載される。

【0031】

図1および図4に最もよく見られるように、ハウジング20は、2つのハウジング半体20aおよび20bから形成され、各半体は、複数のインターフェース27a～27fを備え、これらのインターフェースは、互いに機械的に整列して係合し、ハウジング20を形成して鉗子10の内部作業構成要素を収容するような寸法にされている。上記のようにハウジング20に一体的に結合している固定ハンドル50は、ハウジング半体20aおよび20bの組み立ての際に、その決まった形を取る。可動ハンドル40およびトリガアセンブリ70は、ユニット構成であり、そして組み立てプロセスの間に、ハウジング20および固定ハンドル50に作動可能に接続される。回転アセンブリ80は、2つの半体を備え、これらの半体は、組み立てられると、ぎざぎざのあるホイール82を形成し、このホイールは、次に、駆動アセンブリ150およびナイフアセンブリ140を収容する。

【0032】

上記のように、エンドエフェクタアセンブリ100は、シャフト12の遠位端14に取り付けられ、そして1対の対向するジョー部材110および120を備える。ハンドルア

センブリ 30 の可動ハンドル 40 は、最終的に、駆動アセンブリ 150 に接続され、これらの可動ハンドルおよび駆動アセンブリは、一緒になって、機械的に協働し、ジョー部材 110 および 120 の、開位置からクランプ位置または閉位置への移動を起こす。この開位置において、ジョー部材 110 および 120 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そしてこのクランプ位置または閉位置において、ジョー部材 110 および 120 は、協働して、これらのジョー部材の間に組織を把持する。これらの構成要素および特徴の全ては、上で同定された、共有に係る米国出願番号 10 / 460 , 926 に、最良に詳細に説明されている。

【0033】

図 1 ~ 図 4 に記載されるような本開示のより詳細な特徴をここで参照すると、可動ハンドル 40 は、フィンガーループ 41 を備え、このフィンガーループ 41 は、このループを通る開口部分 42 を規定され、この開口部分は、使用者が、ハンドル 40 を把持して、ハンドル 40 を固定ハンドル 50 に対して移動させることを可能にする。図 4 に最もよく見られるように、可動ハンドル 40 は、1 対の旋回ピン 29 a および 29 b の周りで、固定ハンドル 50 に対する第一の位置から、固定ハンドル 50 により接近した第二の位置へと選択的に移動可能であり、この移動は、以下で説明されるように、ジョー部材 110 および 120 の互いに対する移動を起こす。可動ハンドルは、U 字型の部品 45 を備え、この部品 45 は、1 対の上部フランジ 45 a および 45 b を形成し、各上部フランジは、その上端部にて、開口部分 49 a および 49 b をそれぞれ有する。これらの開口部分は、これらの開口部分に通して旋回ピン 29 a および 29 b を受容し、そしてハンドル 40 の上端部をハウジング 20 に設置するためのものである。次に、各ピン 29 a および 29 b は、それぞれのハウジング半体 20 a および 20 b に設置される。

【0034】

各上部フランジ 45 a および 45 b はまた、力作動フランジまたは駆動フランジ 47 a および 47 b をそれぞれ備え、これらの力作動フランジまたは駆動フランジの各々は、長手方向軸「A」に沿って整列し、そして駆動アセンブリ 150 に当接し、その結果、ハンドル 40 の旋回運動が、作動フランジを駆動アセンブリ 150 に押し付け、この駆動アセンブリ 150 は、次に、ジョー部材 110 および 120 を閉じる。

【0035】

可動ハンドル 40 は、シャフト 12 の長手方向軸「A」に対する旋回ピン 29 a および 29 b (すなわち、旋回点) の独特の位置、ならびに長手方向軸「A」に沿った駆動フランジ 47 の配置に起因して、従来のハンドルアセンブリより優れた明瞭な機械的利点を提供するように、設計される。換言すれば、旋回ピン 29 a および 29 b を、駆動フランジ 47 の上方に配置することによって、使用者は、ジョー部材 110 および 120 を起動させるために、レバー様の機械的利点を得、使用者が、適切かつ効果的な組織シールを行うために必要とされる力をなお発生させながら、ジョー部材 110 および 120 をより少ない力で閉じることを可能にする。

【0036】

さらに、エンドエフェクタアセンブリ 100 の一方向閉鎖の設計もまた、機械的利点を増加させる。より具体的には、図 3 および図 5 に最もよく示されるように、一方向エンドエフェクタアセンブリ 100 は、1 つの静止または固定ジョー部材 120、および旋回ジョー部材 110 を備え、この静止または固定ジョー部材 120 は、シャフト 12 に対して固定された関係で設置され、そしてこの旋回ジョー部材 110 は、静止ジョー部材 120 に取り付けられた旋回ピン 103 の周りに設置される。往復スリーブ 60 が、シャフト 12 の内部にスライド可能に配置され、そしてこの往復スリーブ 60 は、ジョー部材 110 をジョー部材 120 に対して移動させるように、駆動アセンブリ 150 によって遠隔操作可能である。旋回ジョー部材 110 は、移動止めまたは突出部 117 を備え、この移動止めまたは突出部は、ジョー部材 110 から、往復スリーブ 60 内に配置された開口部分 62 を通って延びる(図 3)。旋回ジョー部材 110 は、開口部分 62 の遠位端 63 が旋回ジョー部材 110 の移動止め 117 に当接するようにして、スリーブ 60 をシャフト 12

の内部で軸方向にスライドさせることによって起動される（図3を参照のこと）。スリーブ60を近位に引くことによって、ジョー部材110および120が、これらのジョー部材の間に把持された組織の周りで閉じ、そしてスリーブ60を遠位に押すことによって、ジョー部材110および120が、把持の目的で開く。

【0037】

図3～図9および図18に最もよく図示されるように、ナイフチャネル115aおよび115bが、それぞれ、ジョー部材110および120の中心を通過して延び、その結果、ジョー部材110および120が閉位置にある場合に、ナイフアセンブリ140からの刃185が、ジョー部材110と120との間に把持された組織420を切断し得る。より具体的には、刃185は、ジョー部材110および120が閉じている場合にのみ、組織420を通して進められ得、従って、刃185が組織420を通過して不慮にまたは尚早に起動することが防止される。一方向エンドエフェクタアセンブリ100は、電気エネルギーが、突出部117がスリーブ60と接触する点において、またはジョー部材110が閉じている場合に可動ジョー部材110の後部に接触するための「ブラシ」またはレバー（図示せず）を使用して、スリーブ60を通過して経路決めされ得るように、構成される。この例において、電気エネルギーは、突出部117を通過して静止ジョー部材120へと経路決めされる。

10

【0038】

図2に最もよく図示されるように、ジョー部材110はまた、ジョーハウジング116を備え、このジョーハウジング116は、絶縁基板または絶縁体114および導電性表面112を有する。ジョー部材110および120の具体的な構造に関する詳細は、先に言及された、共有に係る米国特許出願番号10/460,926に開示されている。

20

【0039】

図3および図16に最もよく示されるように、ジョー部材110は、旋回フランジ118を備え、この旋回フランジ118は、次に、突出部117を備え、この突出部117は、旋回フランジ118から延び、そして円弧形状の内側表面111を有する。この円弧形状の内側表面111は、スリーブ60を引き込む際に、スリーブ60の開口部分62に嵌合係合する寸法にされる。旋回フランジ118はまた、ピンスロット119を備え、このピンスロット119は、旋回ピン103に係合して、往復スリーブ60の引き込みの際に、ジョー部材110をジョー部材120に対して回転させるような寸法にされる。以下により詳細に説明されるように、旋回ピン103は、1対の開口部分101aおよび101bを通して、静止ジョー部材120に設置され、これらの開口部分は、ジョー部材120の近位部分に配置される。旋回ピン103は、ジョー部材110と120との間の共通の関節部として働く。

30

【0040】

ジョー部材120は、回転アセンブリ80の一部である回転管160の端部に固定されるように設計され、その結果、管160を、図1の軸「B」の周りで回転させることによって、エンドエフェクタアセンブリ100の回転が起こる（図1、図2および図15を参照のこと）。ジョー部材110および120の回転に関する詳細は、先に言及された、共有に係る米国特許出願番号10/460,926に記載されており、この米国特許出願は、その全体が、本明細書中に参考として援用される。

40

【0041】

固定ジョー部材120は、管160を通して、第二の電位に接続される。管160は、その近位端において、リード線310cに接続される。より具体的には、図2、図4、図10および図11に最もよく示されるように、固定ジョー120は、回転管160に溶接され、そしてフューズクリップ、ばねクリップまたは他の電気機械的接続具を備える。この接続具は、リード線310cから固定ジョー部材120への電氣的連続性を提供する。回転管160は、細長案内スロット167を備え、このスロット167は、この管160の上部に配置され、そしてこのスロット167に沿って、リード線311を運ぶような寸法にされる。リード線311は、第一の電位を、可動ジョー110に運ぶ。リード線31

50

0 c からの第二の電氣的接続具は、管 1 6 0 を通して、固定ジョー部材 1 2 0 に接続される。電氣的接続具に関する詳細は、上述の米国特許出願番号 1 0 / 4 6 0 , 9 2 6 に記載されている。

【 0 0 4 2 】

管状絶縁ブーツ 5 0 0 が備えられ、このブーツ 5 0 0 は、回転軸 1 0 3、およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 の少なくとも一部を覆って設置されるように構成される。管状絶縁ブーツ 5 0 0 は、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 が、回転軸 1 0 3 の周りで開閉することが可能であるように、可撓性である。可撓性の絶縁ブーツ 5 0 0 は、代表的に、生体適合性である任意の型の粘弾性材料、エラストマー材料、または可撓性材料から作製される。このような粘弾性の材料、エラストマー材料または可撓性の材料は、好ましくは、耐久性があり、そしてジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の、開位置から閉位置への移動に対する妨害が最小であるように、構成される。可撓性絶縁ブーツ 5 0 0 のために特に選択される材料は、電気外科手術の間に遭遇する電圧に耐えるために十分な絶縁耐力を有し、そしてこのブーツの構造的一体性を実質的に妨害しない滅菌プロセス（例えば、エチレンオキシドプロセスであり、これは、絶縁ブーツ 5 0 0 を融解させず、そして絶縁ブーツ 5 0 0 の構造的一体性を他の様式で損なわない）で使用するために適切である。絶縁ブーツ 5 0 0 は、迷走電圧をさらに減少させるような寸法にされ、これによって、患者の組織を、故意でない電気外科 RF エネルギーに曝露する可能性を低下させる。

【 0 0 4 3 】

図 2、図 3、図 1 2、図 1 6、および図 1 7 に最もよく示されるように、管状絶縁ブーツ 5 0 0 の一端は、シャフト 1 2 の外側表面の少なくとも一部の上に配置され、一方で、管状絶縁ブーツ 5 0 0 の他端は、ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の外側表面の少なくとも一部の上に配置される。ジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 の作動性は、可撓性の絶縁ブーツ 5 0 0 によって実質的に妨害されず、そして有意に影響を受けない。より具体的には、管状絶縁ブーツ 5 0 0 は、ブーツ 5 0 0 が、往復スリーブ 6 0 ならびにジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 に対して、軸方向で実質的に静止した位置にあるままであるように、シャフト 1 2 上に維持される。可撓性の絶縁ブーツ 5 0 0 は、半径方向と軸方向との両方で拡張および収縮して、回転ピン 1 0 3 を覆い、そして突出部 1 1 7 および可動ジョー部材 1 1 0 の運動に適合する。

【 0 0 4 4 】

ここでまた、上述のように、管状絶縁ブーツ 5 0 0 の一端は、シャフト 1 2 の少なくとも一部の上に配置され、一方で、管状絶縁ブーツ 5 0 0 の他端は、固定ジョー部材 1 2 0 および回転ジョー部材 1 1 0 の外側表面の少なくとも一部の上に配置されるので、回転ジョー部材 1 1 0 と固定ジョー部材 1 2 0 との作動性は、往復スリーブ 6 0 の往復または回転管 1 6 0 の回転のいずれかに関して、可撓性の絶縁ブーツ 5 0 0 によって、実質的に制限も妨害もされない。管状絶縁ブーツ 5 0 0 は、シャフト 1 2 と接せず、むしろ、往復スリーブ 6 0 ならびにジョー部材 1 1 0 および 1 2 0 に対して軸方向には、実質的に静止した位置にあるままである。

【 0 0 4 5 】

図 1、図 4、および図 1 0 に最もよく示されるように、一旦起動されると、ハンドル 4 0 は、回転ピン 2 9 a および 2 9 b の周りで、ほぼ円弧状の様式で、固定ハンドル 5 0 の方へと移動し、この移動は、駆動フランジ 4 7 を駆動アセンブリ 1 5 0 に対して近くに押し付け、これが次に、往復スリーブ 6 0 をほぼ近位の方向に引き、ジョー部材 1 1 0 を、ジョー部材 1 2 0 に対して閉じる。さらに、ハンドル 4 0 の近位への回転は、ロッキングフランジ 4 4 を解放する。すなわち、選択的な起動のために、トリガアセンブリ 7 0 を「ロック解除」する。

【 0 0 4 6 】

鉗子 1 0 およびトリガアセンブリ 7 0 の内部作業構成要素の作動特徴および相対運動は、種々の図において、想像表現によって示され、そして上述の米国特許出願番号 1 0 / 4 6 0 , 9 2 6 および米国特許出願番号 1 0 / 9 7 0 , 3 0 7 に関して、より詳細に説明さ

10

20

30

40

50

れている。これらの両方の米国特許出願の内容は、その全体が本明細書中に参考として援用される。

【0047】

理解され得るように、図15に図示されるように、中心を越える旋回機構を利用することにより、使用者が、コイルばね67を固有の距離だけ選択的に圧縮することを可能にし、これは次に、往復スリーブ60に対する固有の引き負荷を与え、この負荷が、ジョー旋回ピン103の周りでの回転トルクに変換される。その結果、固有の閉鎖力が、対向するジョー部材110および120に伝達され得る。この中心を越える旋回の機械的利点と、圧縮ばね67に関連する圧縮力との組み合わせは、所望の作業圧力内での、組織の周りでの一貫した、均一な、正確な閉鎖圧力を容易にし、そして保証する。この所望の作業圧力は、約3 kg/cm² ~ 約16 kg/cm²の範囲であり、そして好ましくは、約7 kg/cm² ~ 約13 kg/cm²の範囲である。組織に印加される電気外科エネルギーの強度、周波数および持続時間を制御することによって、使用者は、組織をシールし得る。

10

【0048】

図4、図6~図9、および図18に最もよく示されるように、ナイフアセンブリ140は、細長棒182を備え、この細長棒182は、プロング182aおよび182bを備える二又遠位端を有し、これらのプロングは、協働して、ナイフバー184を内部に受容する。ナイフアセンブリ180はまた、近位端183を備え、この近位端は、回転アセンブリ80の管160への挿入を容易にするために、キー状である。ナイフホイール148は、ピン143によって、ナイフバー182に固定されている。より具体的には、細長ナイフ棒182は、開口部分181aおよび181bを備え、これらの開口部分は、ナイフホイール148をナイフ棒182に受容して固定するような寸法にされており、その結果、ナイフホイール148の長手軸方向での往復が、細長ナイフ棒182を移動させて、組織420を切断する。ナイフアセンブリ180の作動特徴に関するさらなる詳細は、先に言及された、米国特許出願番号10/460,926において議論されており、この米国特許出願は、その全体が、本明細書中に参考として援用される。

20

【0049】

図4および図14~図15の分解図に最もよく示されるように、電気リード線310a、310b、310cおよび311は、ハウジング20を通して、電気外科ケーブル310によって供給される。より具体的には、電気外科ケーブル310は、固定ハンドル50を通して、ハウジング20の底部内に供給される。リード線310cは、ケーブル310から、回転アセンブリ80まで直接延び、そして(フューズクリップまたはばねクリップなどを介して)管60に接続されて、第二の電位を、固定ジョー部材120に伝導する。リード線310aおよび310bは、ケーブル310から延び、そして手動スイッチまたはジョイスティック様のトグルスイッチ200に接続される。スイッチ200に関する詳細は、上述の米国特許出願番号10/460,926および同10/970,307に開示されている。

30

【0050】

ジョー部材110および120は、互いから絶縁されており、その結果、電気外科エネルギーは、組織を通して効果的に移動し得、図18および図19に示されるように、シール450を形成し得る。これらの2つの電位は、ケーブルリード線311を囲む絶縁シースによって、互いから絶縁されている。ジョー部材110および120のうちの少なくとも一方は、電気外科エネルギーの供給源(発電機(図示せず))に接続されるように適合され、その結果、ジョー部材110および120のうちの少なくとも一方は、電気外科エネルギーを、これらのジョー部材の間に保持された組織に伝導し得る。

40

【0051】

さらに、本開示の可撓性の絶縁ブーツ500によって、ジョー部材110および120の所望の動きおよびこれらのジョー部材の間の力が維持され、そして実質的に妨害されず、同時に、絶縁ブーツ500は、患者の組織を、ジョー部材110および120の外側表面ならびに関連する要素(例えば、回転軸103(図2を参照のこと))からの可能な迷

50

走エネルギーからさらに絶縁する。絶縁ブーツと共に利用され得る種々の鉗子に関する詳細は、米国特許出願番号10/460,926および同10/970,307、ならびに共有に係る同時に出願された米国仮特許出願番号60/722,177(発明の名称「INLINE VESSEL SEALER AND DIVIDER」、2005年9月30日出願)に記載される、共有に係る上述の器具を備える。これらの米国特許出願および仮特許出願の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

【0052】

図3に関して上で言及されたように、少なくとも1つのジョー部材(例えば、120)は、停止部材750を備え得、この停止部材750は、2つの対向するジョー部材110および120の、互いに対する移動を制限する。停止部材750は、特定の材料特性(例えば、圧縮強度、熱膨張など)に従って予め決定される距離だけ、シーリング表面122から延び、シーリングの間(図18)、一貫した正確なギャップ距離「G」(好ましくは、約0.001インチ~約0.006インチ、すなわち、約0.03mm~約0.15mm)を与える。非伝導性の停止部材750は、ジョー部材110および120にスプレーまたは他の様式(例えば、オーバーモルディング、射出成型など)で堆積されるか、ジョー部材110および120上に打ち抜かれるか、あるいはジョー部材110および120上に析出(例えば、蒸着)される。例えば、1つの技術は、セラミック材料をジョー部材110および120の表面に熱スプレーして、停止部材750を形成することを包含する。

10

【0053】

図4、図6~図9、および図18~図19に最もよく示されるように、エネルギーが、ジョー部材110および120にまたがって組織420を通して、エンドエフェクタアセンブリ100に選択的に伝達されるにつれて、組織シール450が形成され、2つの組織半体420aと420bとを隔離する。次いで、ナイフアセンブリ140が、トリガアセンブリ70を介して起動されて、理想的な組織面に沿って、正確な様式で、組織420を次第に選択的に分割し、効果的かつ信頼性よく、組織420を2つのシールされた半体420aおよび420bに分割し(図18~図19を参照のこと)、これらの半体の間に組織ギャップ475を生じる。ナイフアセンブリ140は、使用者が、シーリングの直後にか、または所望であれば、シーリングなしで、カニューレまたはトロカールポートを通しての切断器具の交換なしで、組織420を迅速に分離することを可能にする。理解され得るように、組織420の正確なシーリングおよび分割は、同一の鉗子10を用いて達成される。ここでまた、ジョー部材110と120との間の所望の運動または動きおよび力が、本開示の可撓性の絶縁ブーツ500の存在下で維持され、そして実質的に妨害されない。例えば、図16は、ジョー部材110および120を開位置で図示する、本開示の可撓性の絶縁ブーツ500を有するエンドエフェクタアセンブリ100の側面図である。図17は、ジョー部材110および120を閉位置で図示する、本開示の可撓性の絶縁ブーツ500を有するエンドエフェクタアセンブリ100の側面図である。

20

30

【0054】

図20および図21は、本開示の絶縁ブーツ1500と共に使用するための、オープン鉗子1000を示す。鉗子1000は、細長シャフト部分1012aおよび1012bを備え、これらのシャフト部分1012aおよび1012bの各々は、近位端1014a、1014b、ならびに遠位端1016aおよび1016bをそれぞれ有する。鉗子1000は、エンドエフェクタアセンブリ1100を備え、このエンドエフェクタアセンブリ1100は、シャフト1012aおよび1012bのそれぞれの遠位端1016aおよび1016bに取り付けられる。エンドエフェクタアセンブリ1100は、1対の対向するジョー部材1110および1120を備え、これらのジョー部材1110および1120は、回転ピン1065の周りで回転可能に接続されており、そして脈管および/または組織を把持するために、互いに対して移動可能である。

40

【0055】

各シャフト1012aおよび1012bは、それぞれ近位端1014aおよび1014

50

bに配置されたハンドル1015および1017を備え、これらのハンドル1015および1017の各々は、指穴1015aおよび1017bをそれぞれ規定し、これらの指穴1015aおよび1017bを通して、使用者の指を受容する。指穴1015aおよび1017bは、シャフト1012aと1012bとの、互いに対する運動を容易にし、この運動が次に、ジョー部材1110および1120を、開位置からクランプ位置または閉位置へと回転させる。この開位置において、ジョー部材1110および1120は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そしてこのクランプ位置または閉位置において、ジョー部材1110および1120は、これらのジョー部材の間の組織または脈管を把持するように協働する。

【0056】

シャフト1012aは、回転軸1065の周りに固定され、そしてカットアウトまたはレリーフ1021の内部に配置され、その結果、シャフト1012aは、シャフト1012bに対して可動である。より具体的には、使用者が、シャフト1012aをシャフト1012bに対して移動させて、ジョー部材1110と1120とを閉じるかまたは開く場合に、シャフト1012aの遠位部分は、カットアウト1021内を移動する。シャフトのうちの一方（例えば、1012b）は、近位シャフトコネクタ1077を備え、この近位シャフトコネクタ1077は、鉗子1000を電気外科エネルギーの供給源（例えば、電気外科発電機（図示せず））に接続するように設計される。

【0057】

ケーブル1070の遠位端は、ハンドスイッチ1050に接続して、使用者が、電気外科エネルギーを必要に応じて選択的に付与し、ジョー部材1110と1120との間に把持された組織または脈管をシールすることを可能にする（図20、図21および図25を参照のこと）。図22～図23に最もよく示されるように、ジョー部材1110および1120は、外側絶縁コーティングまたは層1116および1126を備え、これらのコーティングまたは層は、ジョー部材1110および1120の外周を囲み、そして導電性シーリング表面1112および1122をそれらの内側に面する表面にそれぞれ露出させるような寸法にされる。導電性シーリング表面1112および1122は、ハンドスイッチ1050の起動の際に、電気外科エネルギーを組織に伝導し、その結果、2つの対向する導電性シーリング表面1112および1122は、起動の際に、双極エネルギーを伝導して、シーリング表面1112と1122との間に配置された組織をシールする。ジョー部材1110および1120のうちの少なくとも一方は、電気外科エネルギーの供給源（図示せず）に接続されるように適合され、その結果、ジョー部材1110と1120とのいずれか一方が、これらのジョー部材の間に保持された組織に、電気外科エネルギーを伝導し得る。

【0058】

図24に最もよく示されるように、上ジョー部材1110は、上ジョー部材1110の遠位端または先端1215から延びる、外部表面または外側縁部1210を備える。同様に、下ジョー部材1120は、下ジョー部材1120の遠位端または先端1225から延びる、外部表面または外側縁部1220を備える。さらに、本開示に従って、長さ「L」を有するほぼ管状の絶縁ブーツ1500が、エンドエフェクタアセンブリ1100の少なくとも一部の上に位置決めされ得る。絶縁ブーツ1500の遠位端1504は、上ジョー部材1110の外側縁部1210に、先端1215から距離「d」だけ引き込まれた位置であって、下ジョー部材1120の外側縁部1220上の、先端1225から引き込まれた対応する位置に配置される。

【0059】

1つの実施形態において、絶縁ブーツ1500の長さ「L」は、回転ピン1065が露出したままであるように、絶縁ブーツ1500の近位端1502が外側縁部1210および1220上に位置するような長さである。図24に想像線で示される代替の実施形態において、絶縁ブーツ1500の長さ「L」は、回転ピン1065が絶縁ブーツ1500によって覆われるように、絶縁ブーツ1500の近位端1502が外側縁部1210および

10

20

30

40

50

1220上に位置するような長さである。当業者は、絶縁ブーツ1500の距離「d」および長さ「L」が、ジョー部材1110および1120の連続した作動性を最大にして、意図された機能を実行するように選択されることを認識する。

【0060】

いずれの実施形態においても、絶縁ブーツ1500は、鉗子1000の起動の際および連続した使用の際に、周囲の組織への迷走電流の消散を制限する。上述のように、絶縁ブーツ1500は、生体適合性である任意の型の粘弾性材料、エラストマー材料または可撓性材料から作製され、そしてジョー部材1110および1120の、開位置から閉位置への運動の妨害を最小にするように構成される。さらに、1つの実施形態において、この材料は、電気外科手術の間に遭遇する電圧に耐えるために十分な絶縁耐力を有するように選択され、そしてブーツの構造的一体性を実質的に損なわない滅菌プロセス（例えば、エチレンオキシドプロセス）において使用するために適切である。より具体的には、絶縁ブーツ1500は、患者の組織を故意でない電気外科RFエネルギーに曝露する可能性を低下させるために、迷走電位をさらに低下させる。

10

【0061】

図24に最もよく示されるように、管状絶縁ブーツ1500は、ジョー部材1110および1120の外部表面1210の少なくとも一部を覆うように配置され、その結果、ジョー部材1110および1120の作動性は、可撓性の絶縁ブーツ1500によっては実質的に妨害されず、そして有意に影響を受けない。より具体的には、管状絶縁ブーツ1500は、ジョー部材1110および1120に対して軸方向に実質的に静止した位置にあるままである。すなわち、距離「d」は、上ジョー部材1110の、下ジョー部材1120に対する運動の間、実質的に一定のままである。しかし、可撓性の絶縁ブーツ1500は、半径方向と軸方向との両方に拡張および収縮して、可動ジョー部材1110の動きに適合し、そして旋回ピン1103を応用可能な位置で覆う。

20

【0062】

ジョー部材1110および1120ならびにこれらに付随する種々の要素に関する詳細は、共有に係る米国特許出願番号10/962,116（2004年10月8日出願、発明の名称「Open Vessel Sealing Instrument with Hourglass Cutting Mechanism and Over-Ratchet Safety」）において議論されており、この米国特許出願の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

30

【0063】

図23に最もよく図示されるように、ジョー部材1120（またはジョー部材1110）は、1つ以上の停止部材1175を備え、この停止部材1175は、導電性のシーリング表面1122の内側に面する表面に配置される。これらの停止部材は、組織の把持および操作を容易にし、そしてシーリングの間、対向するシーリング表面1112と1122との間のギャップ「G」を規定するように、設計される（図24および図25を参照のこと）。シーリングの間の分離距離またはギャップ距離「G」は、脈管シーリングプロセスを最適化するために、約0.001インチ（約0.03ミリメートル）～約0.006インチ（約0.16ミリメートル）の範囲内である。

40

【0064】

図22および図23に最もよく見られるように、ジョー部材1110および1120は、これらのジョー部材の間に配置されたナイフチャンネル1115を備え、このナイフチャンネル1115は、このチャンネル内での切断機構（図示せず）の遠位への並進を可能にして、シール表面1112と1122との間に配置された組織を切断するように構成される。それぞれのジョー部材1110および1120に付随する2つの対向するチャンネル半体1115aおよび1115bが、組織の把持の際に合わさると、完成したナイフチャンネル1115が形成される。切断機構および関連する作動機構（図示せず）に関する詳細は、共有に係る米国特許出願番号10/962,116において議論されており、この米国特許出願の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

50

【 0 0 6 5 】

図 2 1 は、ジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を旋回の間互いに対して選択的にロックするための、ラチェット 1 0 3 0 の詳細を示す。第一のラチェットインターフェース 1 0 3 1 a は、シャフト部材 1 0 1 2 a の近位端 1 0 1 4 a から、シャフト 1 0 1 2 b の近位端 1 0 1 4 b 上の第二のラチェットインターフェース 1 0 3 1 b の方へと、この第二のラチェットインターフェース 1 0 3 1 b とほぼ水直に位置合わせされて延び、その結果、各ラチェット 1 0 3 1 a および 1 0 3 1 b の内側に面する表面は、組織 4 0 0 の周りでのジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 の閉鎖の際に、互いに当接する。協働するラチェットインターフェース 1 0 3 1 a および 1 0 3 1 b に関連する位置は、シャフト部材 1 0 1 2 a および 1 0 1 2 b における固有の（すなわち、一定の）迷走エネルギーを保持し、このエネルギーは、次に、ジョー部材 1 1 1 0 と 1 1 2 0 が掛け金を掛けられる場合に、固有の閉鎖力を、ジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 に伝達する。この固有の閉鎖力は、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の特定の作業範囲内である。

10

【 0 0 6 6 】

操作の際に、外科医は、2つの対向するハンドル部材 1 0 1 5 および 1 0 1 7 を利用して、ジョー部材 1 1 1 0 と 1 1 2 0 との間に組織を把持する。次いで、この外科医は、ハンドスイッチ 1 0 5 0 を起動させて、電気外科エネルギーを、各ジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 に提供し、これらのジョー部材の間に保持された組織を通してエネルギーを連絡させ、組織のシールを行う。一旦シールされると、この外科医は、起動機構を起動させて、切断刃を組織に通して進め、組織 4 0 0 を、組織シールに沿って切断する。

20

【 0 0 6 7 】

ジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 は、互いに絶縁されており、その結果、電気エネルギーは、組織を通して効果的に伝達され、組織シールを形成し得る。各ジョー部材（例えば、1 1 1 0）は、この部材を通して配置された独特の設計を有する電機外科ケーブル経路を備え、このケーブル経路は、電気エネルギーを、導電性シーリング表面 1 1 1 2 に伝達する。2つの電位は、各ケーブルリード線 1 0 7 1 a、1 0 7 1 b および 1 0 7 1 c を囲む絶縁シースによって、互いから隔離される。さらに、安全性をさらに増強するために、先に記載されたように、絶縁ブーツ 1 5 0 0 が、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 0 の少なくとも一部、および必要に応じて回転軸 1 0 6 5 の周りに配置されて、鉗子 1 0 1 0 の起動および連続した使用の際に、周囲の組織への迷走電流の消散を制限し得る。上述のように、絶縁ブーツ 1 5 0 0 は、生体適合性である任意の型の粘着性材料、エラストマー材料または可撓性材料から作製され、そしてジョー部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 の、閉位置から閉位置への移動の妨害を最小にするように構成される。

30

【 0 0 6 8 】

本開示の絶縁ブーツはまた、（上記の脈管シーリング、または、他の類似の機器を用いた凝固もしくは焼灼のいずれかによる）組織の双極電気外科処置と組織の単極性処置の両方のために設計された、鉗子 2 0 1 0 と共に利用され得る。例えば、図 2 6 ~ 3 2 は、組織を処置するために選択的に延長され、そして、選択的に活性化され得る単極性要素（例えば、要素 2 1 5 4）を備える、鉗子 2 0 1 0 の一実施形態を示す。図 3 3 A ~ 3 3 B は、ナイフ 2 1 8 5 が、エンドエフェクタアセンブリ 2 1 0 0 の遠位端から延び得、そして、単極性の様式で組織を処置するように選択的に電圧を加えられ得ることを示す、本開示の代替的な実施形態を示す。図 3 4 A は、鉗子 2 0 1 0 ' の別の実施形態を示し、この実施形態において、底部のジョー部材 2 1 2 0 ' は、上部のジョー部材 2 1 1 0 ' から遠位に延びて、外科医が、底部のジョー部材 2 1 2 0 ' に選択的に電圧を加え、そして、単極性の様式で組織を処置することを可能にする。図 3 4 B は、鉗子 2 0 1 0 " のなお別の実施形態を示し、この実施形態において、ジョー部材 2 1 1 0 " および 2 1 2 0 " は、単極性の様式で組織を処置するために、単一の電位で選択的に電圧を加えられる、テーパー状の遠位端を備える。図 3 5 A ~ 3 8 B は、特定の目的を満たすため、または、所望の外科的結果を達成するために構成された、エンドエフェクタアセンブリ、および/または、底部もしくは第 2 のジョー部材の他の構成を示す。絶縁ブーツ 2 5 0 0 は、上述のエンドエフ

40

50

エクタアセンブリ 1100 の種々の非絶縁性の要素、ならびに以下にさらに記載される要素（ジョー部材 2110 および 2120 の一方または両方、旋回点 2103、ならびにナイフアセンブリ 2180 などが挙げられるがこれらに限定されない）を覆うように構成され得る。絶縁ブーツ 2500 は、単極性の活性化が可能な鉗子と共に用いることが特に有用であることが意図される。なぜならば、ブーツは、種々の絶縁要素が、特定の外科手順の間に、意図も、所望もされない組織への影響を生じ得る、活性化の際の代替的もしくは意図されない電流源もしくは経路として機能することを防止するからである。

【0069】

より具体的には、図 26 ~ 31 は、単極要素 2154 が、エンドエフェクタアセンブリ 2100 の一つのジョー部材（例えば、ジョー部材 2120）内の選択的な延長部として収容される、一つの実施形態を示す。単極要素 2154 は、ナイフアセンブリ 2180 とは独立して動くように設計され、そしてトリガアセンブリ 2070（図 26、図 30、および図 31）のさらに近位への動きによって、または別個のアクチュエータ 2450（図 32）によって、延長し得る。

【0070】

単極要素 2154 は、図 27 に最もよく見られるように、シャフト 2012 の外周の細長切り欠き 2013 を通って延びる往復棒 2065 に接続され得る。ナイフ 2185 を起動させる駆動棒 2060 は、シャフト 2012 の内周を通って延びる。単極要素 2154 を延長させるために、ジョー部材 2110 および 2120 は、最初閉じており、そしてナイフ 2185 が、トリガアセンブリ 2070 を利用して、遠位に進められる（図 30 を参照のこと）。図 28 に最もよく示されるように、トリガ 2071 は、最初、ナイフ 2185 を遠位に並進させて、組織を切断するように進められる（すなわち、「切断」段階（想像線で示される））。その後、図 28 および図 31 に示されるように、トリガ 2071 は、近位方向にさらに起動されて、単極要素 2154 を延長させる（すなわち、「延長」段階（想像線で示される））。

【0071】

図 29 に最もよく示されるように、管状絶縁ブーツ 2500 が備えられ、この管状絶縁ブーツ 2500 は、旋回軸 2103 を覆って設置され、上側の旋回ジョー部材 2110 を、下側の固定ジョー部材 2120 に接続し、そしてエンドエフェクタアセンブリ 2100 の少なくとも一部を覆うように構成される。管状絶縁ブーツ 2500 は、ジョー部材 2110 および 2120 の、旋回軸 2103 の周りで野開閉を可能にするように、可撓性である。可撓性の絶縁ブーツ 2500 は、代表的に、生体適合性である任意の型の粘弾性材料、エラストマー材料または可撓性材料から作製される。より具体的には、絶縁ブーツ 2500 は、迷走電位を低下させて、患者の組織を故意でない電気外科 RF エネルギーに曝露する可能性を低下させるように構成される。

【0072】

図 29 に最もよく示されるように、管状絶縁ブーツ 2500 の一端は、シャフト 2012 の外側表面の少なくとも一部の上に配置され、一方で、管状絶縁ブーツ 2500 の他端は、固定ジョー部材 2120 および旋回ジョー部材 2110 の外側表面の少なくとも一部の上に配置され、その結果、ジョー部材 2110 および 2120 の作動性は、可撓性の絶縁ブーツ 2500 によって実質的に妨害されず、そして有意に影響を受けない。より具体的には、管状絶縁ブーツ 2500 は、ブーツ 2500 が、往復スリーブ 2060 ならびにジョー部材 2110 および 2120 に対して実質的に静止した軸方向位置にあるままであるように、シャフト 2012 上に維持される。可撓性絶縁ブーツ 2500 は、半径方向と軸方向との両方に拡張および収縮して、旋回ピン 2103 を覆い、そして突出部 2117 および可動ジョー部材 2110 の動きに適合する。

【0073】

単極鉗子のこの特定の実施形態に関する詳細は、上述の共有に係る米国出願番号 10 / 970, 307 に開示されており、この米国出願の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 4 】

図 3 2 は、単極要素 2 1 5 4 が、第二のアクチュエータ 2 4 5 0 を利用して選択的に延長可能である、本開示の別の実施形態を示す。上に記載されたように、ナイフ 2 1 8 5 は、トリガ 2 0 7 1 をほぼ近位の方に起動することによって、進められる。単極要素 2 1 5 4 は、ナイフ 2 1 8 5 とは独立して選択的に前進可能であり、そしてジョー部材 2 1 1 0 および 2 1 2 0 が開構成または閉構成のいずれかに配置される場合に、拡張し得る。アクチュエータ 2 4 5 0 は、単極要素 2 1 5 4 を、一旦拡張したら自動的に作動させるように、またはスイッチ 2 2 0 0 もしくはおそらく別のスイッチ（図示せず）の作動によって手動で作動させるように、電氣的に構成され得る。上述のように、安全回路 2 4 6 0 は、単極要素 2 1 5 4 が延長するとジョー部材 2 1 1 0 および 2 1 2 0 を脱作動させるために使用され得、その結果、スイッチ 2 2 0 0 の作動は、単極要素 2 1 5 4 にエネルギーを付与する。単極要素の別の作動スイッチの場合、この安全回路は、スイッチ 2 2 0 0 を脱作動させる。

10

【 0 0 7 5 】

図 2 9 に関して先に議論されたものと類似の様式で、図 3 2 に示されるように、旋回軸 2 1 0 3 およびエンドエフェクタアセンブリ 2 1 0 0 の少なくとも一部を覆って設置されるように構成される、管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 が備えられる。管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 は、ジョー部材 2 1 1 0 および 2 1 2 0 の、旋回軸 2 1 0 3 の周りでの開閉を可能にするために、可撓性である。

【 0 0 7 6 】

当業者は、絶縁ブーツ 2 5 0 0 の材料特性および絶縁ブーツ 2 5 0 0 の配置に由来する作動性の問題が、全ての局面において、図 2 6 ~ 図 3 1 に関する上記議論において記載されたものと類似かまたは同じのいずれかの場合であることを認識する。

20

【 0 0 7 7 】

図 3 3 A ~ 3 3 C は、鉗子 2 2 0 0 の本開示の別の代替の実施形態を示し、ここで、ナイフ 2 1 8 5 は、それぞれジョー部材 2 2 1 0 および 2 2 2 0 を越えて遠位に延び得、そして別個にエネルギーを付与されて、組織を処置し得る。この例において、ナイフがそれぞれのジョー部材 2 2 1 0 および 2 2 2 0 を越えて延びる場合、ナイフ 2 1 8 5 は、単極要素になる。

【 0 0 7 8 】

図 3 3 A ~ 3 3 C、および特に、図 3 4 B に図示されるように、一旦、ナイフ 2 1 8 5 がジョー部材 2 1 1 0 および 2 1 2 0 を越えて延びると、安全装置またはスイッチが、ジョー部材 2 1 1 0 および 2 1 2 0 へのエネルギー付与回路を脱作動させて、ナイフ 2 8 5 へのエネルギー付与回路を作動させ、その結果、スイッチ 2 2 0 0 の作動は、ナイフ 2 1 8 5 にエネルギーを付与し、そしてジョー部材は、ニュートラルのままである。例えば、止め具 2 1 1 9 が、安全スイッチとして働き得、その結果、ナイフチャネル 2 1 1 5 から離れるようにナイフ 2 1 8 5 によって力を加えられる際に、止め具 2 1 1 9 は、ジョー部材 2 2 1 0 および 2 2 2 0 への回路を脱作動させ、そして単極ナイフ 2 1 8 5 および戻り電極 2 5 5 0 への回路を作動させる。別のリード線 2 0 6 9 が、発電機 2 3 0 0（図 3 4 B を参照のこと）と電気手通信するために使用され得る。理解され得るように、ナイフ 2 1 8 5 は、ここで、単極様式で使用されて、組織を処置し得る。

30

40

【 0 0 7 9 】

トリガ 2 0 7 0（図 2 6 を参照のこと）のようなトリガを解放すると、ナイフ 2 1 8 5 は、自動的に、ナイフチャネル 2 1 1 5 内に引き込まれ、そして図 3 3 A に示されるような起動前位置まで戻る。同時に、止め具 2 1 1 9 は、その元の位置に戻り、引き続き起動のために、ナイフチャネル 2 1 1 5 を一時的にブロックする。

【 0 0 8 0 】

ここでまた、図 2 9 に関して先に議論されたのと類似の様式で、管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 が備えられ、この管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 は、旋回軸 2 1 0 3 およびエンドエフェクタアセンブリ 2 2 0 0 の少なくとも一部を覆って設置されるように構成される。管状絶縁ブ

50

ーツ 2500 は、回転軸 2103 の周りでのジョー部材 2210 および 2220 の開閉を可能にするために、可撓性である。

【0081】

ここでまた、当業者は、絶縁ブーツ 2500 の材料特性および絶縁ブーツ 2500 の配置に由来する操作性の問題が、先の議論において記載されたものと類似であることを認識する。

【0082】

図 34A および部分的に図 34B の概略に示されるように、本開示の鉗子 2010' の別の実施形態において、下ジョー部材 2120' は、ジョー部材 2110' の遠位端を超えて延びるように設計される。双極モードの作動から単極モードへの切り換えのために、外科医は、ジョー部材 2120' にエネルギー付与するスイッチまたは制御器を第一の電位に作動させ、そして戻りパッド 2550 を第二電位に作動させる。エネルギーは、ジョー部材 2120 から組織を通して戻りパッド 2550 へと伝達され、組織を処置する。ジョー部材 2120' の遠位端は、組織を処置するための単極要素として働き、そしてそれに従って、電気外科効果を増強するための形状にされ得る。

10

【0083】

図 34B は、本開示による鉗子 2010" のなお別の概略の実施形態を示し、ここで、両方のジョー部材 2110" および 2120" の遠位端は、単極モードに配置される場合に組織を処置するような形状にされる。より具体的には、遠位先端 2112a" および 2122a" は、好ましくは、細長いかまたはテーパ状であり、鉗子 2010" が単極モードに配置される場合にエネルギーの送達を増強する。双極モードに配置されると、テーパ状の端部 2112a" および 2122a" は、導電性プレート 2112" と 2122" との間の組織の処置を行わない。

20

【0084】

双極モードと単極モードとの間の移行を調節する制御スイッチ 2505 が、好ましくは備えられる。制御スイッチ 2505 は、ケーブル 2360 および 2370 を介して、発電機 2300 に接続される。一連のリード線 2510、2520 および 2530 は、ジョー部材 2110"、2120"、および戻り電極 2550 にそれぞれ接続される。図 34B に図示される表に最もよく示されるように、各リード線 2510、220、および 2530 は、鉗子 2010" の特定の「モード」に依存して、電位を提供されるか、またはニュートラルのままである。例えば、双極モードにおいて、リード線 2510 (および次に、ジョー部材 2110") は、第一の電位にエネルギー付与され、そしてリード線 2520 (および次に、ジョー部材 2120") は、第二の電位にエネルギー付与される。その結果、電気外科エネルギーは、ジョー部材 2110" から組織を通して、ジョー部材 2120" へと伝達される。戻り電極 2550 は、ニュートラルのままである。

30

【0085】

単極モードにおいて、ジョー部材 2110" および 2120" は、両方、同じ電位にエネルギー付与され、そして戻りパッド 2550 は、第二の電位にエネルギー付与されて、電流を強制的に、ジョー部材 2110" および 2120" から組織を通して戻り電極 2550 へと流す。これにより、ジョー部材 2110" および 2120" は、単極様式で組織を処置することが可能であり、これは、上述のように、脈管組織構造体を有利に処置し、そして/または狭い組織面の迅速な切断を可能にする。理解され得るように、全てのリード線 2510、2520 および 2530 は、鉗子 2010" がオフにされるかまたは「あそび」の状態にある場合に、脱作動され得る。

40

【0086】

なおまた、図 29 に関して先に議論されたように、回転軸 2103 およびエンドエフェクタアセンブリ 2100' の少なくとも一部を覆って設置されるように構成された、管状絶縁ブーツ 2500 が備えられる。

【0087】

図 35A および図 35B は、本開示による鉗子 2010 の別の実施形態を示す。鉗子 2

50

010は、第二または底部のジョー部材2520'を備えており、ジョー部材2520'は、組織シール表面2522の遠位端2522aが底部のジョーハウジング2524を超えて延びるように製造されている。より詳細には、この特定の実施形態では、組織シール表面2522は、打ち抜かれたシート金属から作製されており、この打ち抜かれたシート金属は、打ち抜かれたシート金属骨格2532の上に形成されている。シート金属骨格2532の近位端は、鉗子2010に関連した特定の種類の回転軸作用に依存して、種々の回転点(または開口部2534)、カムスロットまたは溝を備えて構成され得る。認識され得るように、シール表面2522は、当該分野で公知の多くの方法により、縁またはスパイン2535上に支持され得、そしてこの縁またはスパイン2535は、骨格2532に沿って延びる。

10

【0088】

絶縁層2540は、骨格2532と組織シール表面2522との間に配置されており、作動中に導電性シール表面2522'を縁2535から絶縁している。打ち抜かれた組織シール表面2522'は、ナイフの選択的往復移動を可能にするスロットまたはナイフチャンネル2515(例えば、その中の図33A~図33Cに開示されるナイフ2185)により分離されるシート金属材料の二重層から形成される。組織シール表面2522の遠位端2522aは、ジョーハウジング2524を超えて延びる、より大きな導電性表面積を提供する、ベント180°であり得る。

【0089】

組織シール表面2522が、特定の外科手術目的に依存して、彎曲していてもよく、または直線であってもよいことが想定される。ジョーハウジング2524は、骨格2532の縁2535およびシールプレート2522を覆うようにオーバーモールド(overmold)され得る。ジョーハウジング2524は、周囲の組織をシールプレート2522の導電性表面から絶縁し、そして組立ての際にジョー部材2520'に所望の形状を与えるのに役立つ。

20

【0090】

図29に関して上記で考察したのと同様の、そして図32に示す通りの様式で、管状絶縁ブーツ2500が備えられ、このうち、一方の端部は、シート金属骨格2532および回転ピン開口部2534上に載るように構成されており、絶縁ブーツ2500の他方の端部は、往復スリーブ2060の外表面の少なくとも一部分の上に載るように構成されている。管状絶縁ブーツ2500は可撓性であり、ジョー部材2110および2520'を回転軸2103を中心として開放および閉鎖することを可能にする。

30

【0091】

組織シール表面2522の遠位端2522a'が底部のジョーハウジング2524を超えて延びるように製造される鉗子2010'に関する詳細は、上記で言及した、共有に係る米国特許出願第10/970,307号に開示されている。米国特許出願第10/970,307号は、本明細書中に参考として援用される。

【0092】

図36Aおよび図36Bは、底部または第二のジョー部材2620の別の実施形態を示す。底部または第二のジョー部材2620は、シール目的のための導電性シール表面2622ならびに単極性作動のために設計される導電性表面2632の両方を備える。より詳細には、底部のジョー部材2620は、ジョーハウジング2624を備え、ジョーハウジング2624は、組織シール表面2622を支持する(または覆う)。ナイフチャンネル2615は、組織シール表面2622の長さに沿って配置され、そしてその中のナイフの往復移動を許容する。絶縁層2634は、ナイフチャンネル2615に対して遠位の、組織シール表面2622の遠位端に配置されるかまたは遠位端付近に配置される。第二の導電性材料2632(これは、組織シール表面2622と同じ材料であってもそうでなくてもよい)は、絶縁層2634の反対側に配置される。

40

【0093】

絶縁材料2634が単極性部分2632を組織表面2622の電氣的作動中に隔離し、

50

そして単極性要素 2 6 3 2 の電氣的作動中に組織表面 2 6 2 2 を隔離することが想定される。認識され得るように、2 つの異なる導電性要素 2 6 2 2 および 2 6 3 2 は、異なる電氣接続によって発電機 2 3 0 0 に接続される。そして、2 つの異なる導電性要素 2 6 2 2 および 2 6 3 2 は、ユーザによって選択的に作動され得る。種々のスイッチまたは電氣制御要素など（示さず）を用いてこの目的を達成し得る。

【 0 0 9 4 】

なおさらにまた、図 2 9 に関して上記で考察したとおり、安全性をさらに高めるために、管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 が備えられる。この管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 は、旋回軸（示さず）およびエンドエフェクタアセンブリの少なくとも一部分の上に載るように構成されている。管状絶縁ブーツ 2 5 0 0 は可撓性であり、ジョー部材 2 1 1 0 および 2 6 2 0 を開放および閉鎖することを可能にする。

10

【 0 0 9 5 】

シール目的のための導電性シール表面 2 6 2 2 ならびに単極性作動のために設計される導電性表面 2 6 3 2 の両方を備える、底部または第二のジョー部材 2 6 2 0 は、上記で言及した、共有に係る米国特許出願第 1 0 / 9 7 0 , 3 0 7 号に開示されている。米国特許出願第 1 0 / 9 7 0 , 3 0 7 号は、本明細書中に参考として援用される。

【 0 0 9 6 】

図 3 7 A および図 3 7 B は、本開示によるエンドエフェクタアセンブリ 2 7 0 0 の別の実施形態を示す。エンドエフェクタアセンブリ 2 7 0 0 は、それぞれ、頂部のジョー部材 2 7 1 0 および底部のジョー部材 2 7 2 0 を備え、これらは各々、上記のとおり類似のジョー要素（すなわち、それぞれ、組織シール表面 2 7 1 2 および 2 7 2 2 、ならびにそれぞれ絶縁ハウジング 2 7 1 4 および 2 7 2 4 ）を備える。組織シール表面 2 6 2 2 およびナイフチャンネル 2 6 1 5 に関して上記で言及したのと類似の様式で、ジョー部材 2 7 1 0 および 2 7 2 0 の組織シール表面 2 7 1 2 および 2 7 2 2 は、相互に協働してナイフチャンネル 2 7 1 5 を形成する。ナイフチャンネル 2 7 1 5 は、ナイフ 2 1 8 5 がナイフチャンネル 2 7 1 5 を通って選択的に往復移動するのを可能にする。より詳細には、ジョー部材 2 7 1 0 は、ナイフチャンネル 2 7 1 5 a の第一部分を備え、そしてジョー部材 2 7 2 0 は、ナイフチャンネル 2 7 1 5 b の第二部分を備える。ナイフチャンネル 2 7 1 5 a の第一部分とナイフチャンネル 2 7 1 5 b の第二部分とは整列してナイフチャンネル 2 7 1 5 を形成する。

20

【 0 0 9 7 】

図 3 7 B において最もよく示すように、ナイフチャンネル 2 7 1 5 a および 2 7 1 5 b は、ジョー部材 2 7 1 0 および 2 7 2 0 の一方の側に沿って垂直な位置合わせで整列されて、ナイフチャンネル 2 7 1 5 a および 2 7 1 5 b を通るナイフ 2 1 8 5 の往復移動を可能にする。ジョー部材 2 7 2 0 のナイフチャンネル 2 7 1 5 b はより広く（すなわち、ジョー部材 2 7 2 0 の長さに沿って横断方向に測定した場合に）、そして別個のチャンネル 2 7 1 5 b 1 を備える。チャンネル 2 7 1 5 b 1 は、チャンネル 2 7 1 5 b 1 を通る単極性要素 2 7 5 4 を滑走して受け取るような寸法にされる。トリガ 7 0 （など）は、組織の処置のために単極性要素 2 7 5 4 を延ばすために、図 2 6 ~ 図 3 1 に関して上記のとおり利用され得る。さらに、単極性要素 2 7 5 4 およびナイフ 2 1 8 5 は、示されるように、別々の構成要素から作製されてもよく、または単極性要素 2 7 5 4 およびナイフ 2 1 8 5 は、互いに

30

40

【 0 0 9 8 】

認識され得るように、種々のスイッチアルゴリズムを用いて、脈管シールのための双極性モードおよびさらなる組織処置（例えば、解剖）のための単極性モードの両方で作動させ得る。また、安全策またはロックアウトが、電氣的、機械的または電氣機械的のいずれかで他の電氣モードの作動中に 1 つの電氣モードを「ロックアウト」するために用いられ得る。さらに、安全性の理由から、トグルスイッチ（など）を用いて、1 回に 1 つのモードを作動させ得る。単極性要素 2 7 5 4 はまた、単極性要素 2 7 5 4 がジョー部材 2 7 2 0 の遠位端から延びる場合にのみ単極性要素 2 7 5 4 の電氣的作動を可能にする安全策（機械的、電氣的または電氣機械的のいずれか；示さず）を備え得る。旋回軸 2 1 0 3 およ

50

びエンドエフェクタアセンブリ 2 1 0 0 の少なくとも一部分の上に載るように構成される絶縁ブーツ 2 5 0 0 が備えられる。

【 0 0 9 9 】

図 3 8 A および図 3 8 B は、底部のジョー部材 2 8 2 0 のなお別の実施形態を示す。底部のジョー部材 2 8 2 0 は、双極性脈管シールおよび単極性組織解剖または他の単極性組織処置の両方に利用され得る。より詳細には、ジョー部材 2 8 2 0 は、外側ジョーハウジング 2 8 2 4 内の組織シールプレート 2 8 2 2 を覆うようにオーバーモールドされる、外側ジョーハウジング 2 8 2 4 を備える。組織シールプレート 2 8 2 2 は、上記に詳細に記載するナイフを往復移動するためのナイフチャンネル 2 8 1 5 を備える。組織シールプレート 2 8 2 2 はまた、対向する上側ジョー部材（示さず）上の対応するシール表面（示さず）に対して対向して配置されるシール表面 2 8 2 2 a を備える。

10

【 0 1 0 0 】

組織シール表面 2 8 2 2 はまた、シール表面延長部 2 8 2 2 b を備える。シール表面延長部 2 8 2 2 b は、オーバーモールドされたジョーハウジング 2 8 2 4 の遠位端 8 2 4 a を通って延びる。認識され得るように、シール表面延長部 2 8 2 2 b は、単極性組織解剖、腸切開または他の外科手術機能のために設計される。そして、シール表面延長部 2 8 2 2 b は、上記と類似の様式で、ハンドスイッチによって、フットスイッチによってまたは発電機 2 3 0 0 においてユーザにより別々に電氣的に電圧が加えられ得る（図 3 4 B を参照のこと）。認識され得るように、延長部 2 8 2 2 b はまた、オーバーモールドプロセス中にシールプレート 2 8 2 2 をジョーハウジング 2 8 2 4 内にさらに固定するのに役立つ。

20

【 0 1 0 1 】

上記から、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、本開示に対して特定の改変もまた行われることを認識する。例えば、そして一般的作動構成要素およびこれらの構成要素間の相互協働（inter-cooperating）関係が脈管シール鉗子に関して一般的に記載されているが、外科医が双極性様式および単極性様式の両方で組織を選択的に処置することを可能にするように構成され得る他の機器もまた利用され得る。このような機器としては、例えば、双極性の把持用および凝固用の機器、焼灼機器、双極性鉗などが挙げられる。

30

【 0 1 0 2 】

さらに、当業者は、絶縁ブーツ 5 0 0 、 1 5 0 0 または 2 5 0 0 がほぼ管状の構成を有すると開示されているが、このほぼ管状の構成の断面は、実質的に任意の形状（例えば、卵形、円形、正方形または長方形が挙げられるがこれらに限定されない）を取り得、そしてまたジョー部材の少なくとも一部分を覆うために必要な不規則な形状および関連した要素（例えば、旋回ピンおよびジョー突出部など）を含み得ることを認識する。

【 0 1 0 3 】

さらに、開示された実施形態のいくつかは、片側様式で閉じるように設計された内視鏡鉗子を示すが、両側様式で閉じる鉗子もまた、本明細書中に記載に絶縁ブーツとともに利用され得る。ここで開示された絶縁ブーツは、ジョー付き単極性デバイス、標準的な腹腔鏡「Maryland」解剖器具および/または双極性鉗のような他の公知のデバイスの旋回軸もしくはヒンジ部材上に適合するようにまたはこれらを覆うように、構成され得る。

40

【 0 1 0 4 】

本開示のいくつかの実施形態は、図面に示してあるが、本開示がこれらに限定されることは意図していない。なぜなら、本開示は、その範囲が、当該分野が可能にする程度に広いことおよび明細書が同様に読まれるべきであることが意図されるからである。それゆえ、上記の記載は、限定であると解釈されるべきでなく、単に好ましい実施形態の例示であると解釈されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および趣旨の範囲内の他の改変を想定する。

50

【 0 1 0 5 】

内視鏡または開放双極鉗子のいずれかは、ジョー部材の運動を妨げることなく、患者組織を絶縁するための可撓性のほぼ管状の絶縁ブーツを含む。これらジョー部材は、開放位置から閉鎖位置まで移動可能であり、そしてこれらジョー部材は、電気外科用エネルギーの供給源に、これらジョー部材が組織シールを行うためにそれらの間に保持される組織を通してエネルギーを伝達し得るように連結される。ナイフアセンブリが含まれても良く、これは、使用者が、その起動に際し、組織を選択的に分割することを可能にする。絶縁性ブーツは、滅菌プロセスとの使用のために適切な、粘弾性材料、エラストマー材料、または可撓性材料から作製され得る。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 1 0 6 】

本発明の機器の種々の実施形態が、図面を参照して本明細書中に記載される。

【 図 1 】 図 1 は、内視鏡型二極性鉗子を含む、本開示の一バージョンの左方斜視図である。これは、ハウジングと、シャフトと、本開示に従う絶縁ブーツを備えるエンドエフェクターアセンブリとを示す。

【 図 2 】 図 2 は、本開示に従う絶縁ブーツを備えるジョー部材が開いた構成で示されているエンドエフェクターアセンブリの拡大左方斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、本開示に従う絶縁ブーツを備える、図 1 のエンドエフェクターアセンブリの完全斜視図である。

【 図 4 】 図 4 は、パーツが分離している、図 1 の内視鏡型二極性鉗子のハウジングおよびその内部作業部品の平面分解斜視図である。

20

【 図 5 】 図 5 は、パーツが分離している、本開示の絶縁ブーツを備えるエンドエフェクター拡大平面斜視図である。

【 図 6 】 図 6 は、パーツが分離している、ナイフアセンブリの拡大斜視図である。

【 図 7 】 図 7 は、ナイフアセンブリのナイフブレードを示す、図 6 の詳細の指示される領域の拡大図である。

【 図 8 】 図 8 は、ナイフアセンブリの遠位端の大きく拡大した斜視図である。

【 図 9 】 図 9 は、ナイフアセンブリのナイフドライブの大きく拡大した斜視図である。

【 図 10 】 図 10 は、本開示の絶縁ブーツを備える開いた構成で示されているエンドエフェクターを備える、ハウジングの断面図であり、電気外科手術用ケーブルおよび電気リード線の内部電子経路を示す。

30

【 図 11 】 図 11 は、図 10 の詳細の指示される領域の大きく拡大した図である。

【 図 12 】 図 12 は、シャフトおよびエンドエフェクターアセンブリの側面断面図であり、このエンドエフェクターは、本開示の絶縁ブーツを備える。

【 図 13 】 図 13 は、ハウジングの側面断面図であり、作動の間のドライブアセンブリの可動部品およびエンドエフェクターアセンブリを示す。

【 図 14 】 図 14 は、図 13 における詳細の指示された領域の大きく拡大した図である。

【 図 15 】 図 15 は、図 13 における詳細の指示された領域の大きく拡大した図である。

【 図 16 】 図 16 は、開いた構成で示されかつ本開示の絶縁ブーツを備える、エンドエフェクターアセンブリの拡大側面図である。

40

【 図 17 】 図 17 は、閉じた構成で示されかつ本開示の絶縁ブーツを備える、エンドエフェクターアセンブリの側面図であり、ジョー部材が閉じた位置にある。

【 図 18 】 図 18 は、組織を把持しているエンドエフェクターが示されている、拡大背面斜視図である。

【 図 19 】 図 19 は、ナイフアセンブリによって分離された後の組織シールの側面断面図である。

【 図 20 】 図 20 は、本開示に従う絶縁ブーツを備える切断機構を備える、開いた鉗子の左前面斜視図である。

【 図 21 】 図 21 は、図 20 の鉗子の右背面斜視図である。

【 図 22 】 図 22 は、図 20 の鉗子のジョー部材のうちの一方の拡大左方斜視図である。

50

【図 2 3】図 2 3 は、図 2 0 の鉗子のもう一方のジョー部材の拡大斜視図である。

【図 2 4】図 2 4 は、図 2 0 の鉗子を組織把持用の開いた構成で示す、側方断面図である。

【図 2 5】図 2 5 は、組織を把持した状態で示されている図 2 0 の鉗子の背面斜視図であり、ラチェット機構が係合前の状態で示される。

【図 2 6】図 2 6 は、内視鏡型鉗子の側面図であり、これは、ハウジングと、シャフトと、本開示に従う絶縁ブーツを備えるエンドエフェクターアセンブリと、第一位置にあるトリガーアセンブリとを示す。

【図 2 7】図 2 7 は、図 2 6 の線 2 7 - 2 7 に沿って得られる拡大断面図である。

【図 2 8】図 2 8 は、図 2 6 のトリガーアセンブリの拡大側面図である。

【図 2 9】図 2 9 は、本開示に従う絶縁ブーツを備える図 2 6 のエンドエフェクターアセンブリの実施形態の拡大側面図であり、そのエンドエフェクターアセンブリの遠位端から単極性要素が相対的に拡張した状態を示す。

【図 3 0】図 3 0 は、ナイフをエンドエフェクターアセンブリ内で前進させるために第二位置にあり、かつ本開示に従う絶縁ブーツを備える、トリガーアセンブリの側面図である。

【図 3 1】図 3 1 は、エンドエフェクターの遠位端から単極性要素を拡張するために第三位置にある、トリガーアセンブリの側面図である。

【図 3 2】図 3 2 は、本発明の代替的实施形態の側面図であり、これは、エンドエフェクターの遠位端に対して単極性要素を前進させる、第二アクチュエータを示す。

【図 3 3】図 3 3 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備えるエンドエフェクターアセンブリの一実施形態の拡大側面模式図であり、これは、そのエンドエフェクターアセンブリを通してナイフが前進する前の、第二ジョー部材に対する第一ジョー部材の相対的運動を示す。図 3 3 B は、エンドエフェクターアセンブリの拡大側面模式図であり、これは、ナイフがそのエンドエフェクターアセンブリを通して相対的に運動して組織を分割することを示す。図 3 3 C は、エンドエフェクターアセンブリの拡大側面模式図であり、これは、そのエンドエフェクターアセンブリの遠位端から延びるナイフの相対的運動を示す。

【図 3 4 A】図 3 4 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備えるエンドエフェクターアセンブリの別の実施形態の拡大側面模式図である。

【図 3 4 B】図 3 4 B は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成を採り得るエンドエフェクターアセンブリの別の実施形態の模式図であり、これは、二極性活性化および単極性活性化の両方を可能にするための、コントロールスイッチおよび発電機に対する一連の電気的接続を示す。

【図 3 4 C】図 3 4 C は、図 3 4 B のエンドエフェクター構成を使用する、本鉗子の操作の種々の様式を示す表である。

【図 3 5 A】図 3 5 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である、第二ジョー部材の代替的实施形態の拡大図である。

【図 3 5 B】図 3 5 B は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である、第二ジョー部材の代替的实施形態の拡大図である。

【図 3 6 A】図 3 6 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である第二ジョー部材の別の代替的实施形態の拡大図である。

【図 3 6 B】図 3 6 B は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である第二ジョー部材の別の代替的实施形態の拡大図である。

【図 3 7 A】図 3 7 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成であるエンドエフェクターアセンブリの別の代替的实施形態の拡大図であり、これは、単極性要素を拡張した構成にて示す。

【図 3 7 B】図 3 7 B は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成であるエンドエフェクターアセンブリの別の代替的实施形態の拡大図であり、これは、単極性要素を拡張した構成にて示す。

【図 3 8 A】図 3 8 A は、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である第二ジョー部材のさらに別の代替的实施形態の拡大図である。

10

20

30

40

50

【図38B】図38Bは、本開示に従う絶縁ブーツを備える構成である第二ジョー部材のさらに別の代替的实施形態の拡大図である。

【符号の説明】

【0107】

- 10 鉗子
- 20 ハウジング
- 30 ハンドルアセンブリ
- 80 回転アセンブリ
- 70 トリガアセンブリ
- 100 エンドエフェクタアセンブリ
- 420 脈管組織
- 500 絶縁ブーツ

【図1】

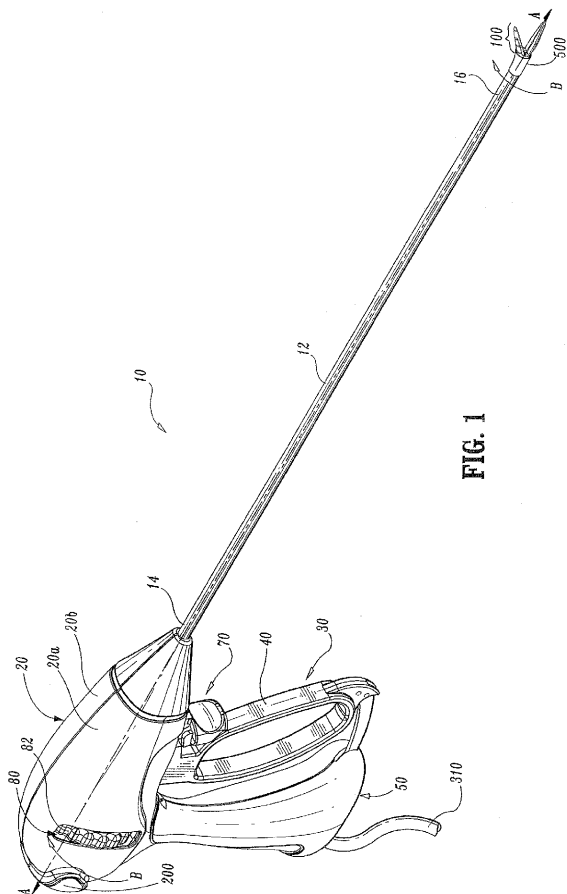


FIG. 1

【図2】

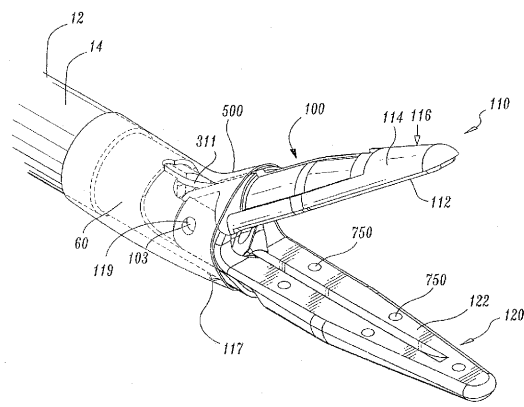


FIG. 2

【 図 3 】

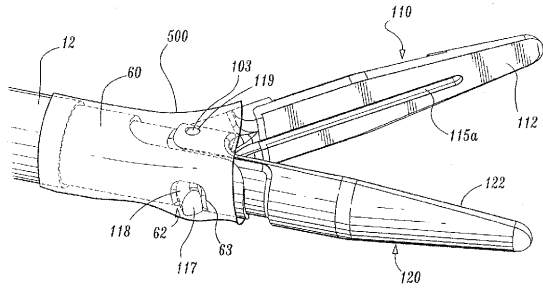


FIG. 3

【 図 4 】

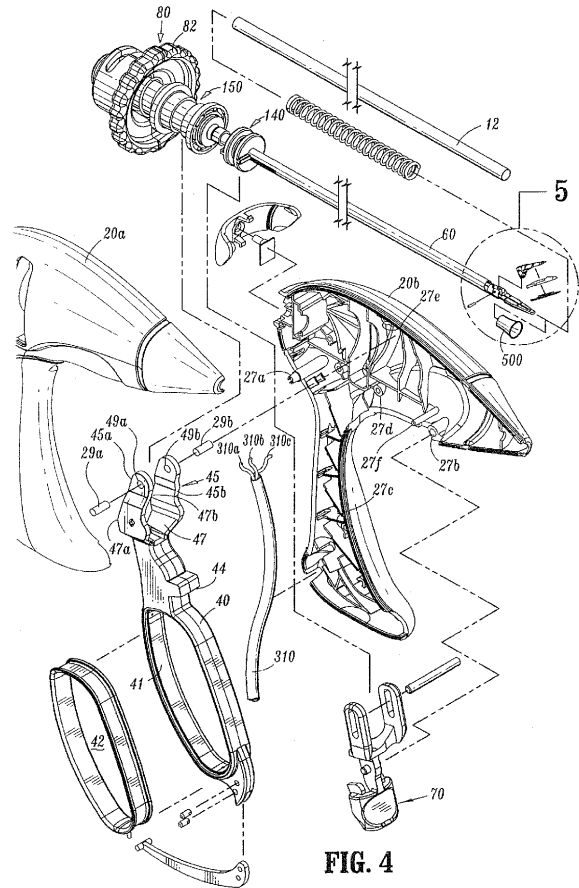


FIG. 4

【 図 5 】

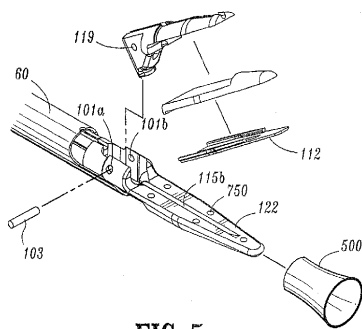


FIG. 5

【 図 7 】

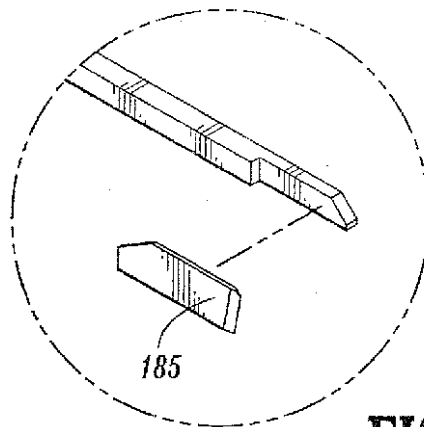


FIG. 7

【 図 6 】

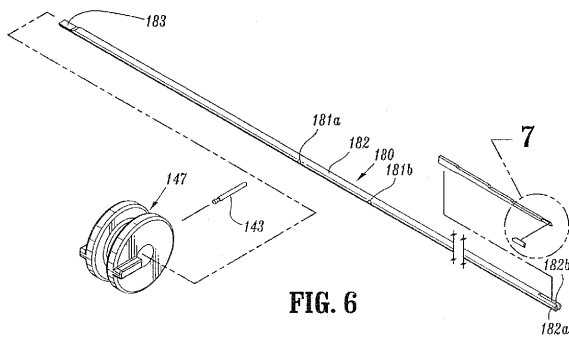


FIG. 6

【 8 】

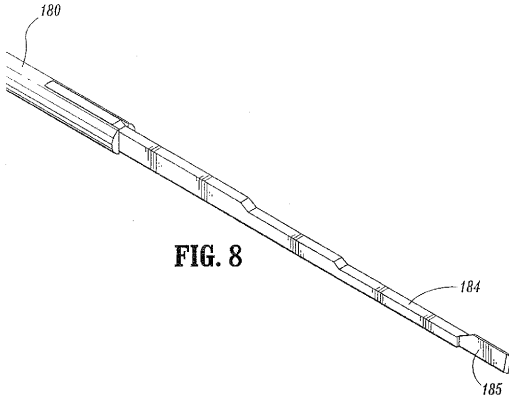


FIG. 8

【 9 】

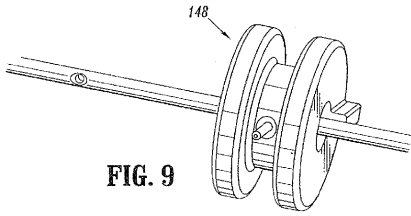


FIG. 9

【 11 】

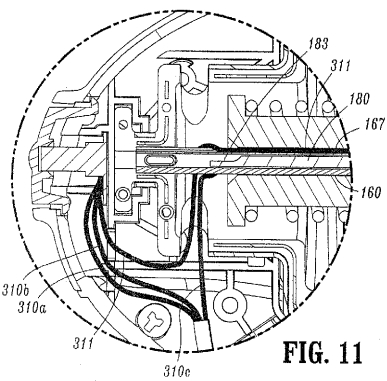


FIG. 11

【 10 】

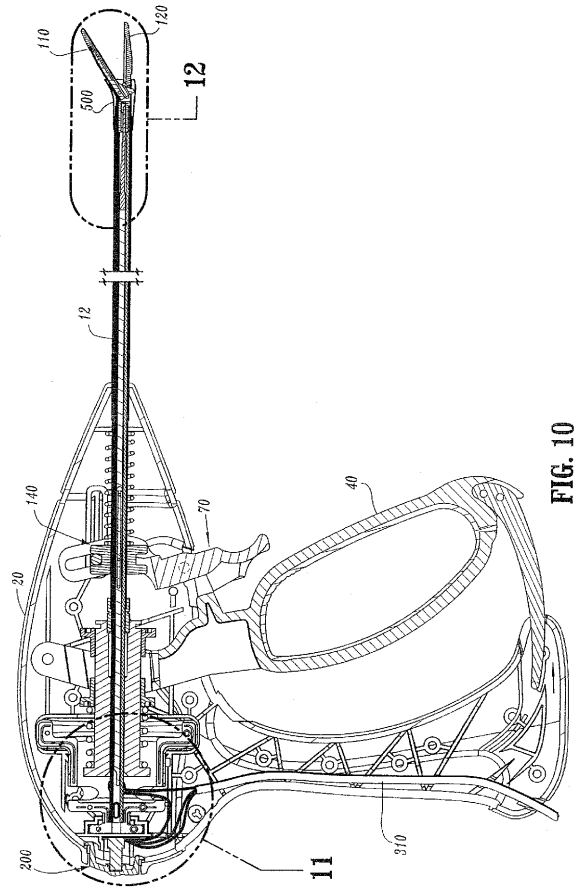


FIG. 10

【 12 】

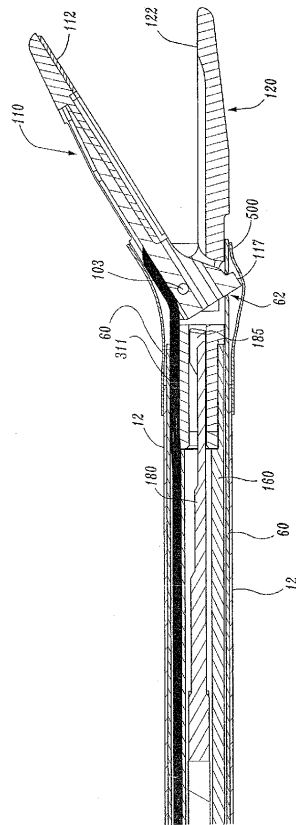


FIG. 12

【 図 1 3 】

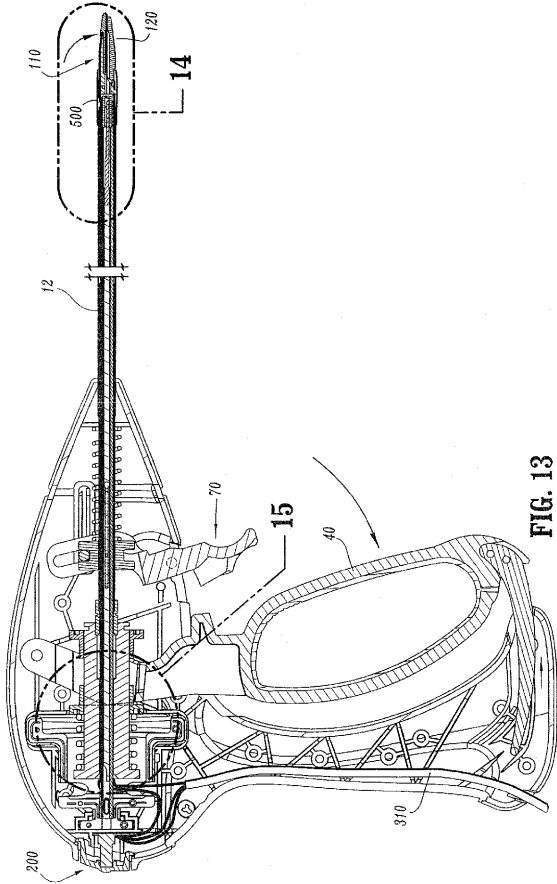


FIG. 13

【 図 1 4 】

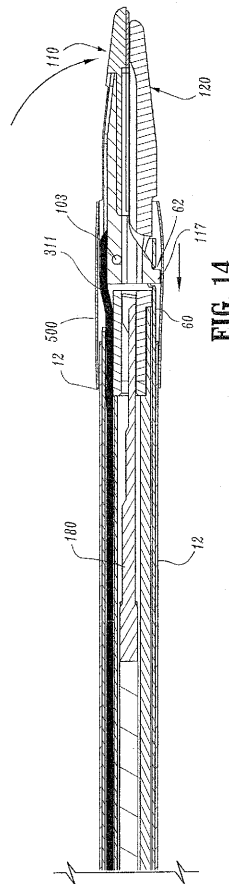


FIG. 14

【 図 1 5 】

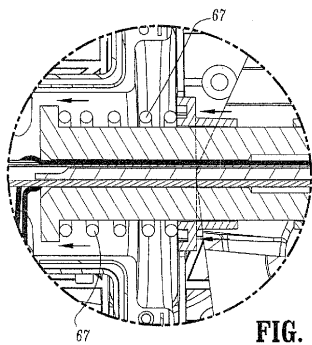


FIG. 15

【 図 1 7 】

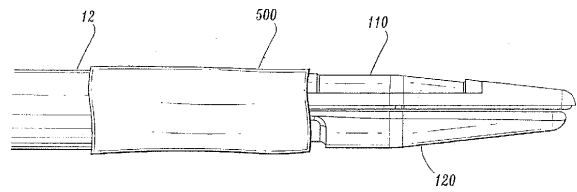


FIG. 17

【 図 1 6 】

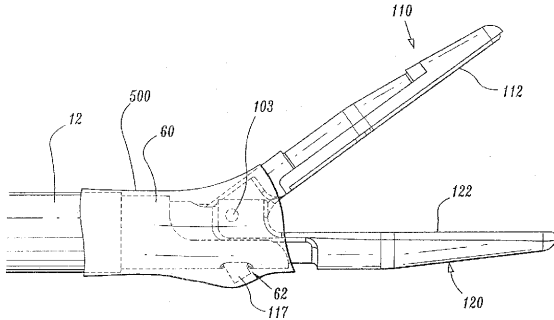


FIG. 16

【 図 1 8 】

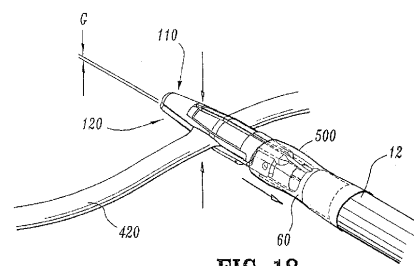


FIG. 18

【 図 19 】

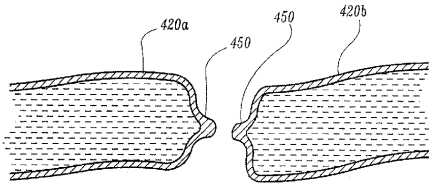


FIG. 19

【 図 20 】

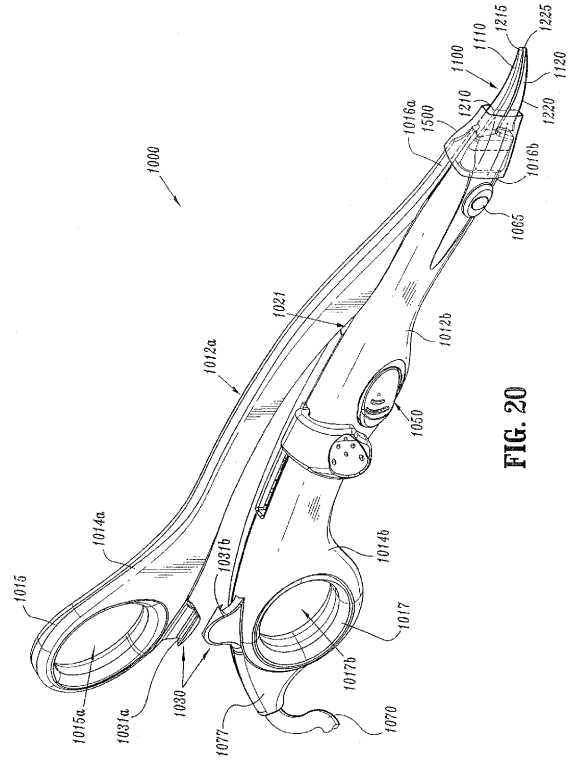


FIG. 20

【 図 21 】

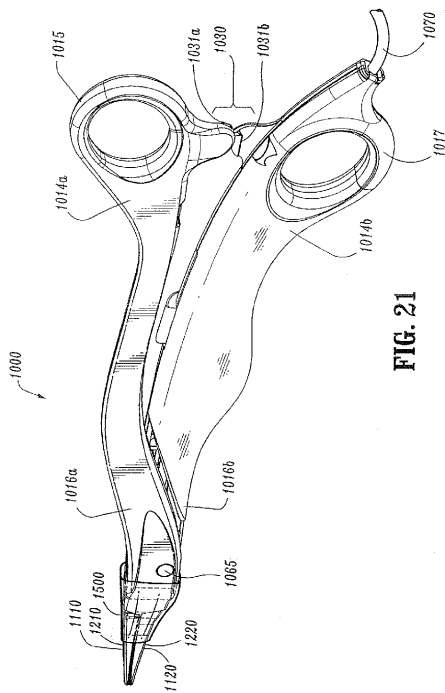


FIG. 21

【 図 22 】

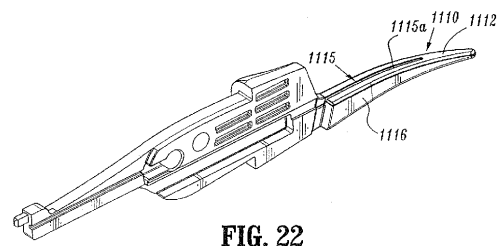


FIG. 22

【 図 23 】

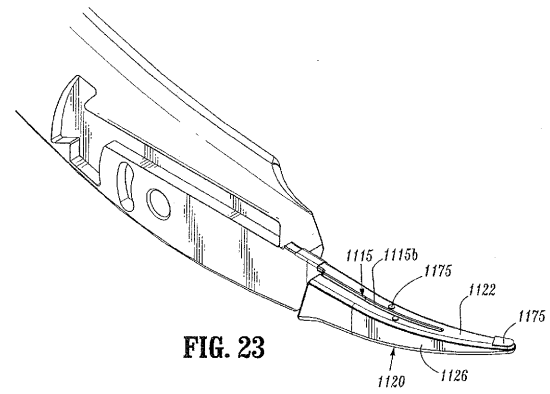


FIG. 23

【 図 2 4 】

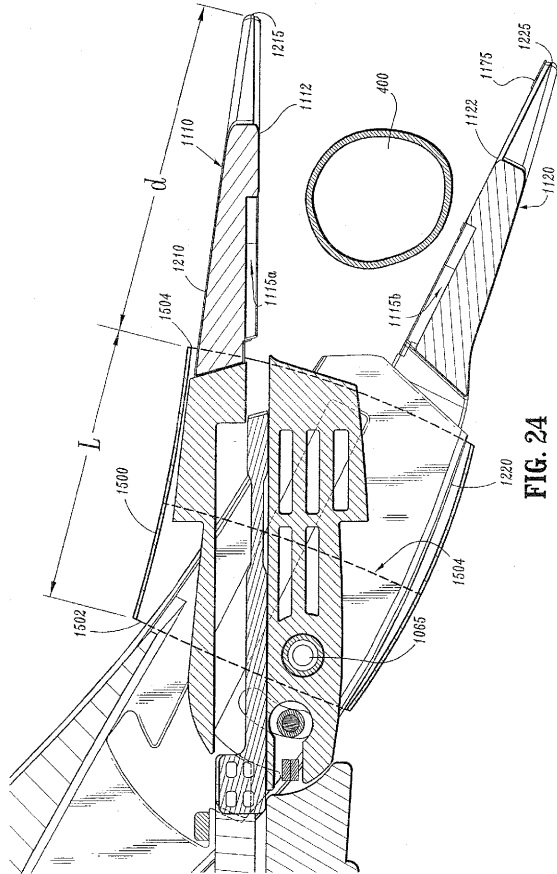


FIG. 24

【 図 2 5 】

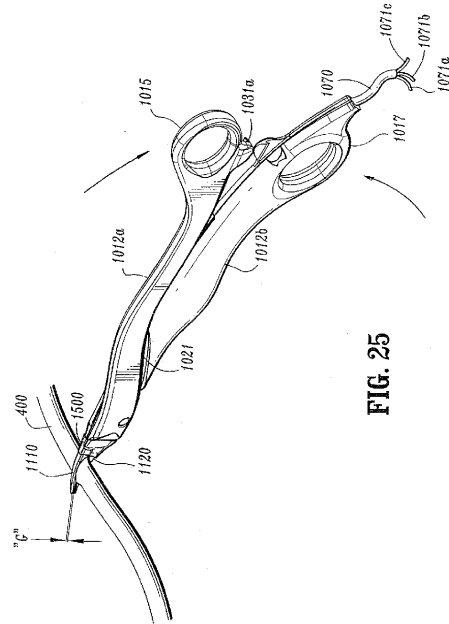


FIG. 25

【 図 2 6 】

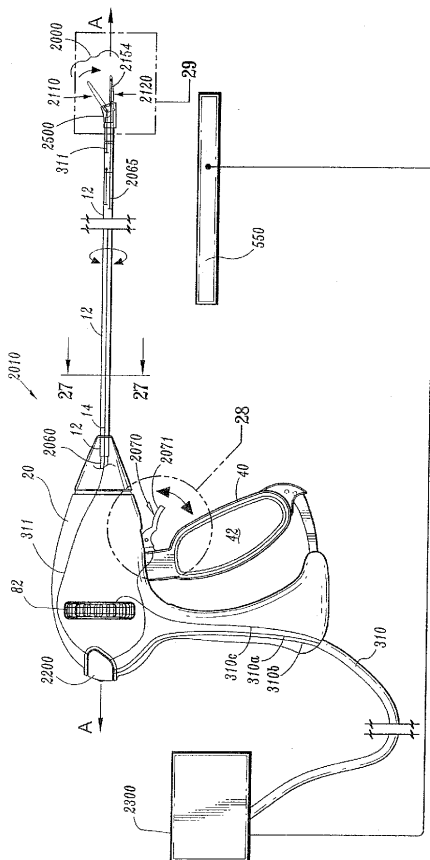


FIG. 26

【 図 2 7 】

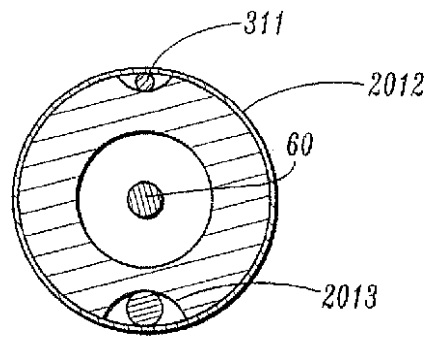


FIG. 27

【 図 2 8 】

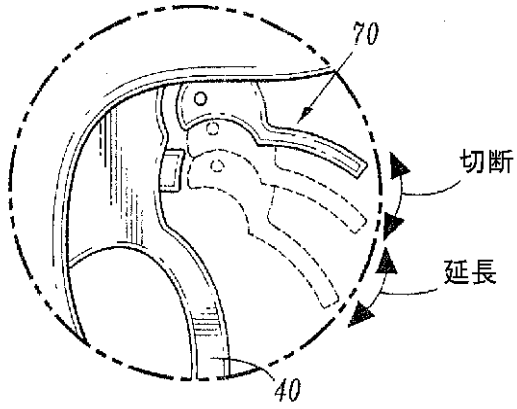


FIG. 28

【 図 2 9 】

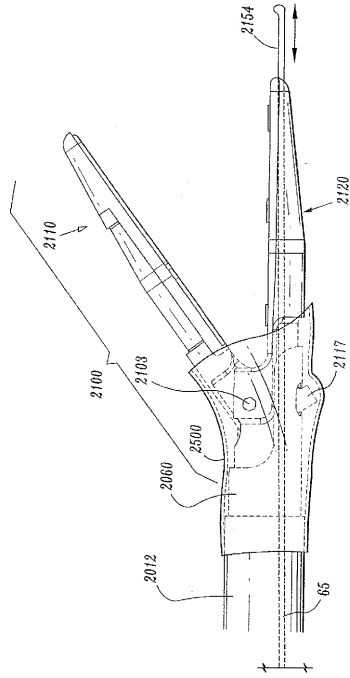


FIG. 29

【 図 3 0 】

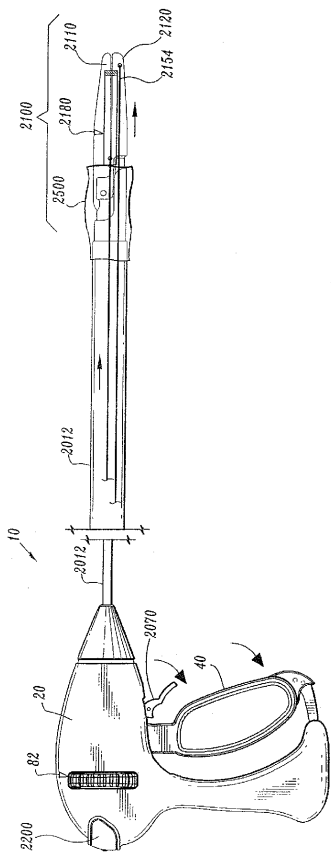


FIG. 30

【 図 3 1 】

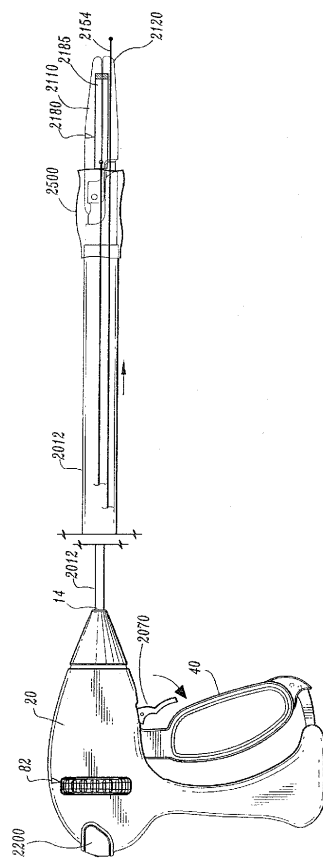


FIG. 31

【 図 3 2 】

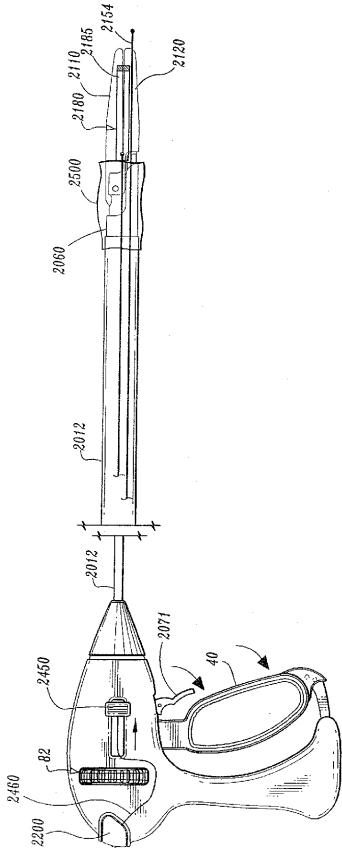


FIG. 32

【 図 3 3 】

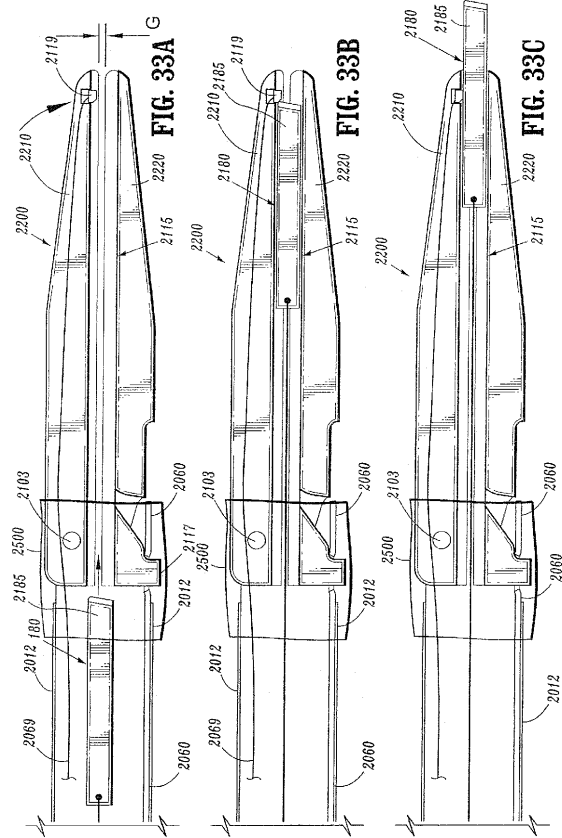


FIG. 33A

FIG. 33B

FIG. 33C

【 図 3 4 A 】

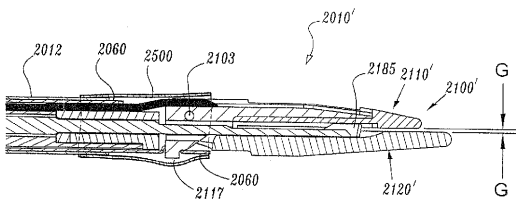


FIG. 34A

【 図 3 4 B 】

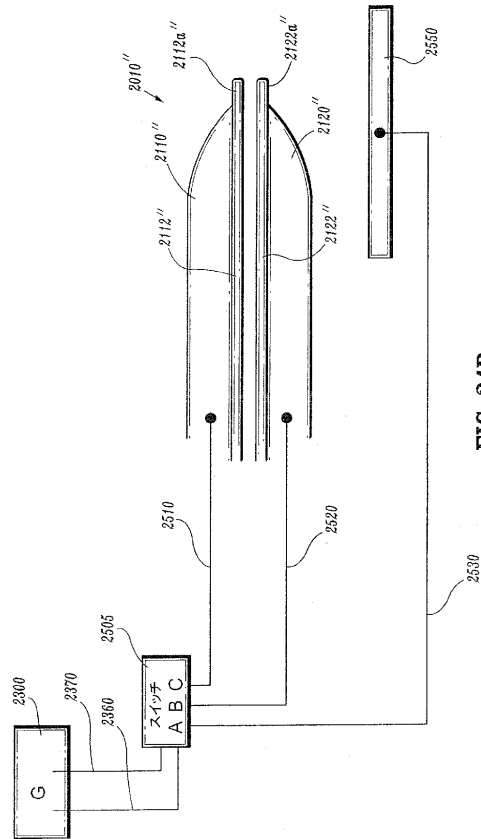


FIG. 34B

【図34C】

モード	A	B	C
オフ	オフ	オフ	オフ
二極性	オフ	-	+
単極性	-	+	+

FIG. 34C

【図35B】

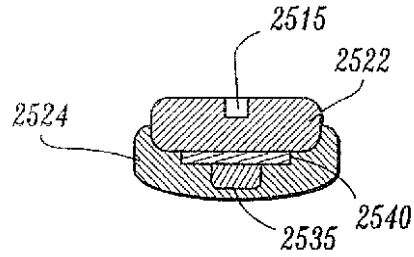


FIG. 35B

【図35A】

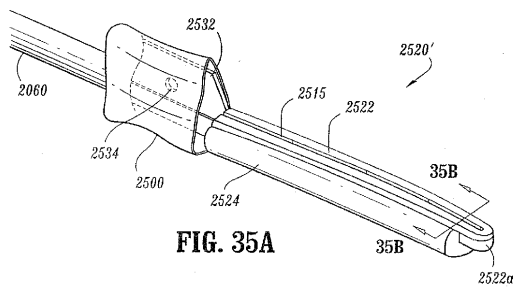


FIG. 35A

【図36A】

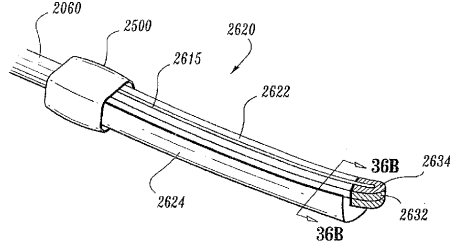


FIG. 36A

【図36B】

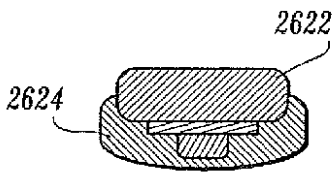


FIG. 36B

【図37B】

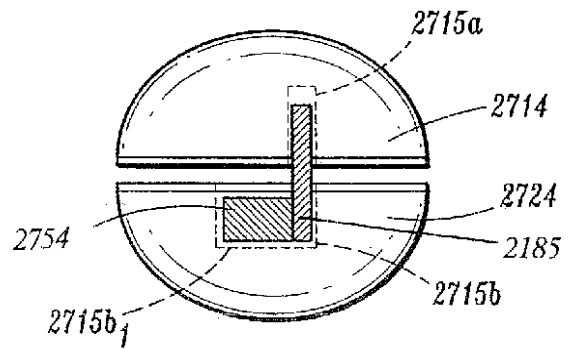


FIG. 37B

【図37A】

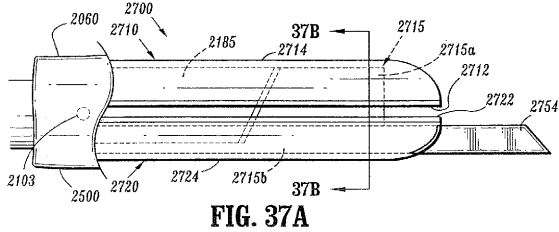


FIG. 37A

【図38A】

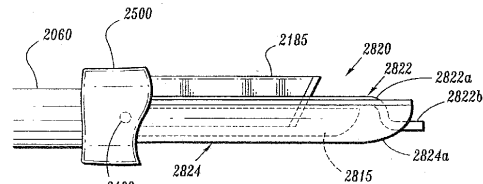


FIG. 38A

【 図 3 8 B 】

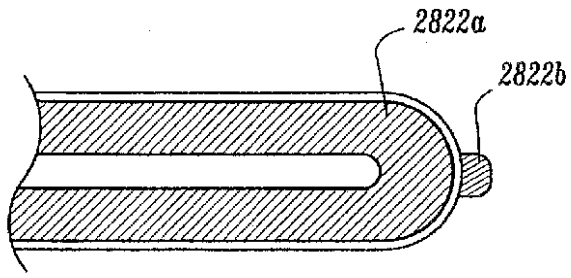


FIG. 38B

フロントページの続き

(72)発明者 パット ダンバウルド

アメリカ合衆国 コロラド 80540, ライオンズ, ケリング ドライブ 142

(72)発明者 ポール ゲルラ

アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボールダー, スターボード コート 4514

(72)発明者 ロジャー エフ. スミス

アメリカ合衆国 コロラド 80305, ボールダー, グッダード プレイス 2055

Fターム(参考) 4C060 FF02 GG22 GG24 KK03 KK09 KK10 KK14 KK25 KK27 KK28

MM24 MM25 MM26 MM27

4C061 GG15 HH56