

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5147211号
(P5147211)

(45) 発行日 平成25年2月20日 (2013. 2. 20)

(24) 登録日 平成24年12月7日 (2012. 12. 7)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006. 01) A 6 1 B 17/39
A 6 1 B 1/00 (2006. 01) A 6 1 B 1/00 3 3 4 D
A 6 1 B 17/28 (2006. 01) A 6 1 B 17/28 3 1 0

請求項の数 10 (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2006-267690 (P2006-267690)	(73) 特許権者	507364377
(22) 出願日	平成18年9月29日 (2006. 9. 29)		コヴィディエン・アクチェンゲゼルシャフト
(65) 公開番号	特開2007-98136 (P2007-98136A)		ト
(43) 公開日	平成19年4月19日 (2007. 4. 19)		スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム
審査請求日	平成21年9月25日 (2009. 9. 25)		・ラインフォール, ヴィクター・フォン・
(31) 優先権主張番号	60/722, 359		ブランズーシュトラーセ 1 9
(32) 優先日	平成17年9月30日 (2005. 9. 30)	(74) 代理人	100107489
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 大塩 竹志
(31) 優先権主張番号	60/722, 213	(72) 発明者	クリスティン ディー, ジョンソン
(32) 優先日	平成17年9月30日 (2005. 9. 30)		アメリカ合衆国 コロラド 8 0 0 2 7,
(33) 優先権主張国	米国 (US)		ルイスビル, トレイル リッジ ドラ
(31) 優先権主張番号	60/722, 186		イブ 8 5 6
(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)		
前置審査			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 L I G A S U R E (リガシユアー) を備える可撓性内視鏡カテーテル

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脈管シーリングのための内視鏡用鉗子であって、以下：

ハウジング；

該ハウジングから延び、エンドエフェクターアセンブリを支持するように構成および適合された遠位端を備える、シャフト；

該シャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリであって、該エンドエフェクターアセンブリが、以下：

各々が回転ピンの周りに回転可能に連結される一対の顎部材であって、該一対の顎部材が、それらの間に組織を把持するために、互いに対して間隔を開けた関係の第 1 位置から、互いにより近い少なくとも 1 つの第 2 の位置に移動可能であり、該一対の顎部材が、それらの間に保持される組織を通してエネルギーを伝導し得、組織シールをもたらすように、該顎部材のそれぞれが、電気外科用エネルギー源に接続されるように適合されている、顎部材；

該シャフトの周りに平行移動可能に配置された外側スリーブであって、ここで、該外側スリーブが、第 1 の位置と複数の第 2 の位置とを有し、該第 1 の位置において、該外側スリーブが、該回転ピンが該外側スリーブの遠位端を超えて配置されて該一対の顎部材を覆わずに両方の顎部材の該シャフトに対して実質的に直交する配向への選択的移動を可能し、該複数の第 2 の位置において、該外側スリーブが、該一対の顎部材の少なくとも一部を覆って、該一対の顎部材を少なくとも部分的に互いに近づけ、該外側スリーブが該複数

10

20

の第 2 の位置にあるとき該回転ピンが該外側スリーブ内に配置されて該顎部材を該シャフトと整列させる、外側スリーブ；および

共通の回転軸の周りで該一对の顎部材を回転させるために該一对の顎部材の少なくとも 1 つに作動可能に接続される、リンク機構であって、最初は該顎部材を該シャフトに対して実質的に直行する位置に移動するように作動可能であり、そして引き続き該顎部材をそれらの間に組織を把持するために互いに対して回転するように作動可能である、リンク機構を備える、エンドエフェクター；ならびに

該ハウジングと作動可能に関連する可動ハンドルであって、ここで、該ハウジングに対する該可動ハンドルの作動は、該一对の顎部材に対して該外側スリーブの動きを生じ、該第 1 の位置と該第 2 の位置のいずれかとの間で該エンドエフェクターアセンブリを作動させる、可動ハンドル、

を備える、内視鏡用鉗子。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、前記第 1 の位置に付勢されている、内視鏡用鉗子。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、片側作動する、内視鏡用鉗子。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、両側作動する、内視鏡用鉗子。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、前記一对の顎部材の少なくとも一方の内側に面する表面に配置された少なくとも 1 つの停止部材を備える、内視鏡用鉗子。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作動圧力を送達する、内視鏡用鉗子。

【請求項 7】

請求項 5 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作動圧力を送達する、内視鏡用鉗子。

【請求項 8】

請求項 1 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記リンク機構が、前記一对の顎部材を、前記第 1 の位置から、前記第 2 の位置のいずれかへと作動させる、内視鏡用鉗子。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記リンク機構が、前記一对の顎部材のうちの一方に作動可能に接続される、内視鏡用鉗子。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の内視鏡用鉗子であって、前記シャフトおよび外側スリーブが、少なくとも部分的に可撓性である、内視鏡用鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の相互参照)

本出願は、2005年9月30日に提出された米国仮出願番号60/722,359；2005年9月30日に提出された米国仮出願番号60/722,213；および2005年9月30日に提出された米国仮出願番号60/722,186のそれぞれに対する利益および優先権を主張し、それぞれの出願の内容全体が、本明細書中において参考として援用される。

【0002】

10

20

30

40

50

(技術分野)

本開示は、電気外科用機器に関し、より詳細には、組織をシールおよび/または切断するための可撓性内視鏡二極性電気外科用鉗子に関する。

【背景技術】

【0003】

(関連技術の考察)

電気外科用鉗子は、機械的クランプ作用と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、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として、多くの現代の医師は、小さな穿刺様切開を通して器官を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、瘢痕がより少なく、治療時間が減少するという利点を得る傾向がある。

10

【0004】

多くの外科手術手順は、管腔内技術によって達成され得、ここで、可撓性内視鏡が穿刺を通して血管の分枝へ、または胃腸管の1つの端部(例えば、口または直腸)を通してアクセスされる。これらの可撓性内視鏡は、灌注、吸引または通過のための管腔、あるいは外科手術用機器(例えば、スネア、器官カテーテル、生検デバイスなど)を含み得る。

【0005】

多くの他の外科手術手順は、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)を通して患者内にしばしば挿入される内視鏡機器を利用する。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。より小さなカニューレが、通常好ましく、これは、理解され得るように、より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ようと試みる機器製造業者にとって最終的に設計についての挑戦を提示する。

20

【0006】

多くの内視鏡外科手術手順は、血管または血管組織を切断または結紮することを必要とする。固有の空間的考察および管腔内の視野(indoluminal sight)のアクセス性に起因して、外科医は、しばしば、脈管を縫合すること、または出血を制御する他の従来する方法(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。内視鏡外科手術鉗子を使用することによって、外科医は、単純に、組織に対して顎部材を通して適用される電気外科エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより、焼灼、凝固/乾燥、および/または単純に出血の減少もしくは遅延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ミリメートル以下の範囲)は、しばしば、標準的な電気外科用機器および技術を使用して閉鎖され得る。しかし、より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、より大きな脈管または組織をシールし得る。

30

【0007】

脈管を凝固させるプロセスが、基本的に、電気外科用脈管シーリングとは異なることが考えられる。本明細書での目的のために、「凝固」は、組織を乾燥させるプロセスとして規定され、ここで組織細胞を破裂させ、乾燥する。「脈管シーリング」または「組織シーリング」は、組織のコラーゲンを液化するプロセスとして規定され、その結果、融合塊に変わる。小さな血管の凝固は、それらを永久的に閉じるのに十分であるが、より大きな血管は、永久的な閉鎖を確実にするためにシールされる必要がある。

40

【0008】

より大きな脈管(または組織)を効果的にシールするために、2つの主要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ギャップ距離)が正確に制御される。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、組織を通る十分な電気外科エネルギーを可能にする低い十分な値に下げのために;

50

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みに寄与するために、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、切れるかまたはさけ、この範囲より上において、管腔は、適切にまたは効果的にシールされないかもしれない。

【0009】

より小さな脈管に関して、組織に適用される圧力は、より無関係になるが、導電性表面間のギャップ距離は、効果的にシールするためにより有意になる。言い換えると、脈管が小さくなるにつれて、活性化の間に2つの導電性表面が触れる可能性は、大きくなる。

【0010】

上記のように、より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、対向する顎部材間により大きな閉鎖力が必要とされる。顎間の大きな閉鎖力が代表的に、各顎について旋回について大きなモーメントを必要とすることが公知である。これは、顎部材が、代表的に、各顎部材の旋回に関して、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で付けられているので、設計における挑戦を提示する。小さなモーメントのアームで結合された場合、大きな力は望ましくない。なぜなら、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し、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によって、これらの大きな閉鎖力を補償する。理解され得るように、金属旋回ピンが使用される場合、金属ピンは、効果的なシーリングに有害であることが証明され得る、顎部材間の代替の電流経路として作用するピンを避けるために絶縁されるべきである。

【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に近くに接触するようになり得、これは、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生じ得る。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定して提供する機器を提供することは、首尾良いシールの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の適切な閉鎖力を手動で提供することを外科医に依存することは、困難であり、シールの結果としての効率および品質は、種々になり得る。さらに、有効な組織シールを作製する全体的な成功は、脈管を均一、一定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。

【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、望ましくは、 7 kg/cm^2 ~ 13 kg/cm^2 の作業範囲で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し得る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、過去に開発されている。例えば、1つのこのような作動アセンブリは、商標LIGASURE ATLAS（登録商標）で一般に販売されるValleylabの脈管シーリングおよび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、Colorado, BoulderのValleylab, Inc.によって開発されている。このアセンブリは、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、4つの棒の機械的リンク機構、パネおよび駆動アセンブリを備える。LIGASURE ATLAS（登録商標）は、現在、10mmカニューレを通るように適合されて設計されており、フットスイッチによって活性化される両側の顎閉鎖機構を備える。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、遠位にナ

10

20

30

40

50

イフが延びている。回転機構は、ハンドルの遠位端と関連し、外科医が、顎部材を選択的に回転させて、組織の把持を容易にし得る。同時係属中の米国出願番号10/179,863および同第10/116,944、ならびにPCT出願番号PCT/US01/01890およびPCT/US01/11340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。これらの出願の全ての内容は、本明細書中において、参考として援用される。

【0014】

電気外科用スネアは、腸のポリープなどの除去の内視鏡的電気外科手順において使用される。電気外科用スネアは、主に単極性であり、代表的に、電気外科用発電機への任意のフィードバックが無く、そして代表的に、組織の焼灼の量に対する制御無しに使用される。ポリープ除去手順の間、ポリープの幹に適用される電力は、下にある組織の壁(すなわち、腸壁または他の身体管腔)を通して運び去らなければならない。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

顎部材を閉じ、それらの間で組織をクランプするために必要な機械的力の全体的な量を減少させる内視鏡脈管シーリング機器を開発することが望ましい。例えば、以前に組織をクランプすることが想定されていた機器よりも、より容易に、より素早く、そしてより少ない使用者の力で、顎部材が、組織上で閉じられ得るように、顎部材を操作し、組織をクランプするための種々の比の機械的利点を、この機器が提供することがまた望ましい。

20

【0016】

さらに、この機器が、電気外科のシーリングの後に組織を切断するためのブレードを備えることが望ましい。

【0017】

さらに、この機器が、顎部材間で捕捉される組織に対する影響を減少または制限し得る二極性機器であることが望ましい。

【0018】

さらに、外科手術用エンドエフェクターの位置を操作する能力を考慮しなければならない。制御は、外科手術標的に対する視野角およびポートを位置付けるために、可撓性内視鏡を曲げるために利用可能である。次いで、さらに、内視鏡の視野内で外科手術エフェクターを操作することが望ましい。これは、多くの手段(例えば、プルワイヤ、熱活性化記憶ワイヤ、またはマイクロマシン)によって達成され得る。

30

【課題を解決するための手段】

【0019】

本開示は、組織をシールおよび/または切断するための可撓性内視鏡の二極性電気外科用鉗子に関する。

【0020】

本開示の一局面によれば、脈管シールのための内視鏡用鉗子が提供される。この内視鏡用鉗子は、ハウジング;このハウジングから延び、かつエンドエフェクターアセンブリを支持するように構成されかつ適合されている遠位端を備えるシャフト;ならびにこのシャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリを備える。

40

【0021】

このエンドエフェクターアセンブリは、2つの顎部材を備え、この2つの顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係にある第1の位置から、これらの顎部材の間に組織を把持するための、互いに対してより近づいている少なくとも第2の位置まで移動可能である。これら顎部材の各々は、電気外科用エネルギー源に接続するように適合され、その結果、これら顎部材は、その間に保持される組織にエネルギーを伝えて、組織をシールし得る。このエンドエフェクターアセンブリは、このシャフトの周りに平行移動可能に配置された外側スリーブをさらに備える。このスリーブは、このスリーブが顎部材を覆わない第1の位置と、このスリーブが、少なくとも部分的に互いに向かってこれらの顎を近づけるための

50

、2つの顎部材の少なくとも一部を覆う複数の第2の位置とを有する。このエンドエフェクターアセンブリは、両方の顎部材を共通する回転軸の周りに回転させるために、これらの顎部材のうちの少なくとも一方に作動可能に接続されたリンク機構を備える。

【0022】

この内視鏡用鉗子は、このハウジングと作動可能に関連づけられた可動ハンドルを備える。従って、このハウジングに対する可動ハンドルの作動は、第1の位置と第2の位置との間でこのエンドエフェクターアセンブリを作動させるために、顎部材に対する外側スリーブの移動を生じる。

【0023】

これら顎部材は、第1の位置へと付勢され得る。これら顎部材は、一側性または両側性のいずれかである。このエンドエフェクターアセンブリは、少なくとも1つの停止部材を備え、この停止部材は、これら顎部材のうちの少なくとも一方の内側に向けた表面に配置される。このエンドエフェクターアセンブリは、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 、好ましくは、約 7 kg/cm^2 ~ 約 13 kg/cm^2 の作動圧を送達し得る。

【0024】

一実施形態において、これら顎部材は、このシャフトの長手軸に対して実質的に直交する配向へ回転可能である。このリンク機構は、望ましくは、第1の位置から第2の位置まで、これら顎部材を作動させる。このリンク機構は、これら顎部材のうちの一方に作動可能に接続され得る。

【0025】

このシャフトおよび外側スリーブは、少なくとも部分的に可撓性であり得る。

【0026】

本開示の別の局面によれば、この内視鏡用鉗子は、ハウジング；このハウジングから延び、かつエンドエフェクターアセンブリを支持するように構成されかつ適合されている遠位端を備えるシャフト；ならびにこのシャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリを備える。このエンドエフェクターアセンブリは、2つの顎部材を備え、この2つの顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係にある第1の位置から、これらの顎部材の間に組織を把持するための、互いに対してより近づいている少なくとも第2の位置まで移動可能である。これら顎部材の各々は、電気外科用エネルギー源に接続するように適合され、その結果、これら顎部材は、その間に保持される組織にエネルギーを伝えて、組織をシールするように作用し得る。これら顎部材は、第1の位置へと付勢され得る。この内視鏡用鉗子のエンドエフェクターアセンブリは、電気外科用エネルギー源に接続可能な近位端と、これら顎部材のうちの一方から外側に平行移動可能に延び、かつこれら顎部材の他方と作動可能に関連づけられる遠位端とを有するワイヤをさらに備える。従って、使用時に、このワイヤの近位端を引っ込めると、これら顎部材がその第1の位置から第2の位置へ移動し、組織の上および/または組織の周りでワイヤを締める。

【0027】

これら顎部材は、一側性または両側性であり得る。

【0028】

そのワイヤの遠位端は、これら顎部材の他方を貫通して平行移動可能に延び得、この顎部材の他方自体に固定され得る。このワイヤは、形状記憶合金から製造され得る。

【0029】

このシャフトの少なくとも一部分は可撓性であることが想定される。一実施形態において、このシャフトの最遠位端は剛性である。

【0030】

このエンドエフェクターアセンブリは、鋏ブレードをさらに備え得、この鋏ブレードは、このシャフトの遠位端上に作動可能に支持され、かつ鋏ブレードがこれら顎部材の一方と実質的に整列している第1の位置から、この鋏ブレードが一方の顎部材との整列から外れかつこれら顎部材の他方を越えて延び、それによって、これら顎部材の間に把持された組織を切断する複数の第2の位置まで移動可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

一実施形態において、このエンドエフェクターアセンブリはなお、その鋏ブレードに作動可能に接続された鋏ブレードのリンク機構をさらに備え得る。従って、使用時に、この鋏のリンク機構の移動は、第 1 の位置と任意の数の第 2 の位置との間の鋏ブレードの作動を生じる。

【 0 0 3 2 】

本開示のなおさらなる局面によれば、その内視鏡用鉗子は、ハウジング；このハウジングから延び、かつエンドエフェクターアセンブリを支持するように構成されかつ適合されている遠位端を備えるシャフト；ならびにこのシャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリを備える。このエンドエフェクターアセンブリは、このシャフトの遠位端上に支持された切断ブレード（この切断ブレードは、遠位方向に延びる切断縁部を備える）；このシャフト上に平行移動可能に支持された可動顎部材（この可動顎部材は、このシャフトの長手軸を超えて延びる組織接触部分を備える）；ならびにこの可動顎部材の組織接触部分と切断ブレードとの間で可動顎部材上にスライド可能に支持されたアンビル部材（このアンビル部材は、これを貫通して切断ブレードを選択的に受容するためにそこに形成されたブレードスロットを規定する）を備える。この内視鏡用鉗子は、このハウジングと作動可能に関連づけられた可動ハンドルをさらに備え、ここでこのハウジングに対する可動ハンドルの作動は、そのシャフトに対する可動顎部材の移動を生じる。

【 0 0 3 3 】

このエンドエフェクターアセンブリは、その切断ブレードから一定距離だけ離してそのアンビル部材を維持するために、そのアンビル部材とその切断ブレードとの間に配置された付勢部材をさらに備え得る。その結果、この切断ブレードは、そのアンビル部材を貫通して延びない。

【 0 0 3 4 】

このエンドエフェクターアセンブリは、可動顎部材の組織接触部分が、ここに標的組織を受容するために、アンビル部材から一定距離だけ空けられた第 1 の位置を備え得、そしてそのアンビル部材は、この切断ブレードが、そのアンビル部材に形成されたブレードスロットを貫通して延びないように、その切断ブレードから一定距離だけ空けられている。このエンドエフェクターアセンブリは、可動顎部材の組織接触部分がアンビル部材に向かって近づけられて、その間で組織を把持する第 2 の位置をさらに備え得、そしてこのアンビル部材は、切断ブレードが、このアンビル部材に形成されたブレードスロットを貫通して延びないように、この切断ブレードから一定の距離だけ空けられている。このエンドエフェクターアセンブリは、可動顎部材の組織接触部分がアンビル部材に向かって近づけられて、その間で組織を把持する第 3 の位置を備え得、そしてこのアンビル部材は、切断ブレードの切断縁がこのアンビル部材に形成されたブレードスロットを貫通して延び、かつこのアンビル部材を超えて延びると組織を切断するように、切断ブレードに向かって近づけられる。

【 0 0 3 5 】

本発明によると、以下が提供され、上記目的が達成される。

（項目 1） 脈管シーリングのための内視鏡用鉗子であって、以下：

ハウジング；

該ハウジングから延び、エンドエフェクターアセンブリを支持するように構成および適合された遠位端を備える、シャフト；

該シャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリであって、該エンドエフェクターアセンブリが、以下：

一対の顎部材であって、該顎部材が、それらの間に組織を把持するために、互いに対して間隔を開けた関係の第 1 位置から、互いにより近い少なくとも 1 つの第 2 の位置に移動可能であり、該一対の顎部材が、それらの間に保持される組織を通してエネルギーを伝導し得、組織シールをもたらすように、該顎部材のそれぞれが、電気外科用エネルギー源

10

20

30

40

50

に接続されるように適合されている、顎部材；

該シャフトの周りに平行移動可能に配置された外側スリーブであって、ここで、該スリーブが、第1の位置と複数の第2の位置とを有し、該第1の位置において、該スリーブが、該一对の顎部材を覆わず、該第2の位置において、該スリーブが、該一对の顎部材の少なくとも一部を覆って、該一对の顎部材を少なくとも部分的に互いに近づける、外側スリーブ；および

共通の回転軸の周りで該一对の顎部材を回転させるために該一对の顎部材の少なくとも1つに作動可能に接続される、リンク機構、

を備える、エンドエフェクター；

該ハウジングと作動可能に関連する可動ハンドルであって、ここで、該ハウジングに対する該可動ハンドルの作動は、該一对の顎部材に対して該外側スリーブの動きを生じ、該第1の位置と該第2の位置のいずれかとの間で該エンドエフェクターアセンブリを作動させる、可動ハンドル、

を備える、内視鏡用鉗子。

(項目2) 項目1に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、前記第1の位置に付勢されている、内視鏡用鉗子。

(項目3) 項目2に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、片側作動する、内視鏡用鉗子。

(項目4) 項目2に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、両側作動する、内視鏡用鉗子。

(項目5) 項目4に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、前記一对の顎部材の少なくとも一方の内側に面する表面に配置された少なくとも1つの停止部材を備える、内視鏡用鉗子。

(項目6) 項目5に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作動圧力を送達する、内視鏡用鉗子。

(項目7) 項目5に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作動圧力を送達する、内視鏡用鉗子。

(項目8) 項目4に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、前記シャフトの長手軸に対して実質的に直交の配向に回転可能である、内視鏡用鉗子。

(項目9) 項目8に記載の内視鏡用鉗子であって、前記リンク機構が、前記一对の顎部材を、前記第1の位置から、前記第2の位置のいずれかへと作動させる、内視鏡用鉗子。

(項目10) 項目9に記載の内視鏡用鉗子であって、前記リンク機構が、前記一对の顎部材のうち的一方に作動可能に接続される、内視鏡用鉗子。

(項目11) 項目10に記載の内視鏡用鉗子であって、前記シャフトおよび外側スリーブが、少なくとも部分的に可撓性である、内視鏡用鉗子。

(項目12) 脈管シーリングのための内視鏡用鉗子であって、以下：
ハウジング；

該ハウジングから延び、エンドエフェクターアセンブリを支持するように構成および適合された遠位端を備える、シャフト；

該シャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリであって、該エンドエフェクターアセンブリが、以下：

一对の顎部材であって、該顎部材が、それらの間に組織を把持するために、互いに対して間隔を開けた関係の第1位置から、互いにより近い少なくとも第2の位置に移動可能であり、該一对の顎部材が、それらの間に保持される組織を通してエネルギーを伝導し得、組織シールをもたらすように、該顎部材のそれぞれが、電気外科用エネルギー源に接続されるように適合され、該一对の顎部材が、該第1の位置に付勢されている、顎部材；および

ワイヤスネアであって、該ワイヤスネアが、電気外科用エネルギー源に接続可能な近位端、および該一对の顎部材の一方から延び、該一对の顎部材の他方と作動可能に関連する遠位端を有し、ここで、該ワイヤスネアの近位端の引っ込めが、該第1の位置から第2

10

20

30

40

50

の位置への該一对の顎部材の移動および該ワイヤスネアの締めを生じる、ワイヤスネア、
を備える、エンドエフェクター、
を備える、内視鏡用鉗子。

(項目13) 項目12に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、片側作動する、内視鏡用鉗子。

(項目14) 項目13に記載の内視鏡用鉗子であって、前記一对の顎部材が、両側作動する、内視鏡用鉗子。

(項目15) 項目13に記載の内視鏡用鉗子であって、前記ワイヤスネアの遠位端が、前記一对の顎部材の他方を通して平行移動可能に延び、それ自体に固定されている、内視鏡用鉗子。

10

(項目16) 項目15に記載の内視鏡用鉗子であって、前記ワイヤスネアが、形状記憶合金から製造されている、内視鏡用鉗子。

(項目17) 項目16に記載の内視鏡用鉗子であって、前記シャフトの少なくとも一部が、可撓性である、内視鏡用鉗子。

(項目18) 項目17に記載の内視鏡用鉗子であって、前記シャフトの最も遠位の端部が剛性である、内視鏡用鉗子。

(項目19) 項目12に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、さらに以下：

鋏ブレードであって、該鋏ブレードが、前記シャフトの遠位端に作動可能に支持され、そして第1の位置と複数の第2の位置で移動可能であり、該第1の位置において、該鋏ブレードが、前記一对の顎部材の一方と実質的に整列しており、該第2の位置において、該鋏ブレードが、該一对の顎部材の該一方と整列しておらず、該一对の顎部材の他方を横切って延び、それによって、該一对の顎部材の間で把持される組織を切断する、鋏ブレード

20

を備える、内視鏡用鉗子。

(項目20) 項目19に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、さらに以下：

鋏ブレードリンク機構であって、該鋏ブレードリンク機構は、該鋏ブレードに作動可能に接続されており、該鋏ブレードリンク機構の動きが、前記第1の位置と前記第2の位置のいずれかとの間で間の該鋏ブレードの作動を生じる、鋏ブレードリンク機構、

30

を備える、内視鏡用鉗子。

(項目21) 脈管シーリングのための内視鏡用鉗子であって、以下：

ハウジング；

該ハウジングから延び、エンドエフェクターアセンブリを支持するように構成および適合された遠位端を備える、シャフト；

該シャフトの遠位端上に作動可能に支持されたエンドエフェクターアセンブリであって、該エンドエフェクターアセンブリが、以下：

該シャフトの遠位端上に支持された切断ブレードであって、該切断ブレードが、遠位方向に延びる切刃を備える、切断ブレード；

該シャフト上に平行移動可能に支持される可動顎部材であって、該可動顎部材が、該シャフトの長手軸を横切って延びる組織接触部分を備える、可動顎部材；および

40

アンビル部材であって、該アンビル部材が、該可動顎部材の組織接触部分と該切断ブレードとの間で該可動顎部材上にスライド可能に支持され、該アンビル部材が、該切断ブレードを中を通して選択的に受容するために中に形成されたブレードスロットを規定する、アンビル部材、

を備える、エンドエフェクター；ならびに

該ハウジングと作動可能に関連する可動ハンドルであって、ここで、該ハウジングに対する該可動ハンドルの作動は、該シャフトに対する該可動顎部材の動きを生じる、可動ハンドル、

を備える、内視鏡用鉗子。

50

(項目22) 項目21に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、さらに、前記アンビル部材と前記切断ブレードとの間に配置された付勢部材を備え、該切断ブレードが該アンビル部材を通して延びないように、該アンビル部材を該切断ブレードから一定距離離して付勢するように維持する、内視鏡用鉗子。

(項目23) 項目22に記載の内視鏡用鉗子であって、前記エンドエフェクターアセンブリが、以下：

第1の位置であって、該第1の位置において、前記可動顎部材の組織接触部分が、中に標的組織を受容するために、前記アンビル部材から一定距離離れており、そして該切断ブレードが、中に形成されるブレードスロットを通して延びないように、該アンビル部材が、該切断ブレードから一定距離離れている、第1の位置；

第2の位置であって、該第2の位置において、該可動顎部材の組織接触部分が、該組織をその間に把持するために該アンビル部材に向かって近づいており、そして該切断ブレードが、中に形成されるブレードスロットを通して延びないように、該アンビル部材が、該切断ブレードから一定距離離れている、第2の位置；

第3の位置であって、該第3の位置において、該可動顎部材の組織接触部分が、該組織をその間に把持するために該アンビル部材に向かって近づいており、そして該切断ブレードの切刃が、中に形成されるブレードスロットを通して延び、そこを横切って延びる組織を切断するように、該アンビル部材が、該切断ブレードに向かって近づく、第3の位置、を備える、内視鏡用鉗子。

【0036】

本開示のよりよい理解のため、および本開示をどのように実行に移し得るかを示すために、例示によって、添付の図面が参照される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0037】

(詳細な説明)

図1および図2に注意を向けると、種々の外科手順で使用するための内視鏡用二極性鉗子10の一実施形態が示され、概して、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、トリガーアセンブリ70、ならびに身体組織などを把持、シール、分離、切断および切開するように機能するエンドエフェクターアセンブリ100を備える。図面の大部分は、内視鏡による外科手順と共に使用するための二極性鉗子10を示すが、本開示は、より伝統的な開放外科手術のために使用され得る。本明細書における目的に関して、鉗子10は、内視鏡器具の面から記載されるが、その鉗子の指定のない変形例(open version)がまた、本明細書に記載される同じまたは類似に機能する構成要素および特徴を備え得ることが企図される。

【0038】

図面および以下に続く説明において、用語「近位」とは、従来通り、ユーザーに近い方の、鉗子10の端部をいう一方で、用語「遠位」とは、そのユーザーから遠い方の端部をいう。

【0039】

鉗子10は、シャフト12を備え、このシャフトは、エンドエフェクターアセンブリ100を機械的に係合するような寸法にされた遠位端16と、ハウジング20を機械的に係合する近位端14とを有する。シャフト12の近位端14は、ハウジング20内で受容され、このハウジングに関する適切な機械的接続および電氣的接続が確立される。

【0040】

図1において最もよく示されるように、鉗子10はまた、電気外科用ケーブル310を備える。このケーブルは、鉗子10を電気外科用エネルギー源(例えば、発電器(示さず))に接続する。発電器(例えば、Valleylab(Boulder ColoradoにあるTyco Healthcare LPの一部門)により販売されているもの)が、電気外科用エネルギー源として使用されることが企図される(例えば、FORCE EZTM電気外科用発電器、FORCE FXTM電気外科用発電器、FORCE 1

10

20

30

40

50

C^{T M} 発電器、FORCE 2^{T M} 発電器、SurgiStat^{T M} II 発電器)。1つのこのようなシステムは、共有に係る米国特許第6,033,399号(標題「ELECTROSURGICAL GENERATOR WITH ADAPTIVE POWER CONTROL」、その内容全体が本明細書に参考として援用される)に記載されている。他のシステムが、共有に係る米国特許第6,187,003号(標題「BIPOLEAR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT FOR SEALING VESSELS」、その内容全体がまた、本明細書に参考として援用される)に記載されている。

【0041】

一実施形態において、その発電器は、種々の安全性特徴および性能特徴(付属品の分離した出力、独立した作動が挙げられる)を備える。電気外科用発電器は、ValleylabのInstant Response^{T M}技術の特徴を備えることが想定され、この技術は200回/秒で組織の変化を感知するための進歩したフィードバックシステムを提供し、電圧および電流を調節して、適切な電力を維持する。このInstant Response^{T M}技術は、外科手順に以下の利点のうちの1つ以上を提供すると考えられる：

- 全ての組織型を通じて一定の臨床効果；
- 熱拡散および付帯する組織損傷の危険性の減少；
- 「発電器を電力を上げる」必要性が少なくなる；および
- 最小限に侵襲性の環境のために設計される。

【0042】

ケーブル310は、鉗子10を通してエンドエフェクターアセンブリ100に向かうそれらそれぞれの供給経路を通して、電気外科用エネルギーを各々伝えるいくつかのケーブルリード線(示さず)へと内部で分けられる。

【0043】

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と一体的に結合されており、そして、ハンドル40は、固定ハンドル50に対して移動可能である。1つの実施形態において、回転アセンブリ80は、ハウジング20と一体的に結合されており、そして、長手軸の周りに約180°回転可能である。

【0044】

上述のように、エンドエフェクターアセンブリ100は、シャフト12の遠位端16に取り付けられ、そして、一对の対向する顎部材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、最終的には駆動アセンブリ(示さず)に接続される。駆動アセンブリは、一緒に機械的に協働して、顎部材110および120の開位置から、クランプ位置もしくは閉位置への移動を与える。開位置において、顎部材110および120は、互いに関して間隔を空けた関係で配置され、そして、クランプ位置もしくは閉位置において、顎部材110および120は、その間に組織を把持するように協働する。

【0045】

鉗子10は、特定の目的に依存して、または、特定の結果を達成するために、完全にもしくは部分的に使い捨てであるように設計され得ることが想定される。例えば、エンドエフェクターアセンブリ100は、シャフト12の遠位端16と、選択的かつ解放可能に係合され得、そして/または、シャフト12の近位端14は、ハウジング20およびハンドルアセンブリ30と、選択的かつ解放可能に係合され得る。これらの2つの場合のいずれかにおいて、鉗子10は、「部分的に使い捨て」または「再利用可能(reposable)」であると考えられる。すなわち、必要に応じて、新しいもしくは別のエンドエフェクターアセンブリ100(または、エンドエフェクターアセンブリ100およびシャフト12)が、古いエンドエフェクターアセンブリ100を選択的に置き換える。理解されるように、本明細書において開示される電気接続は、再利用可能な鉗子用に機器を修正するように変更される必要がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 6 】

図 2 に最も良く示されるように、エンドエフェクターアセンブリ 1 0 0 は、手術における目的のために、組織を効率的に把持するように協働する、対向する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を備える。エンドエフェクターアセンブリ 1 0 0 は、一側性のアセンブリ（すなわち、顎部材 1 2 0 は、シャフト 1 2 に関して固定され、そして、顎部材 1 1 0 は、回転ピン 1 0 3 の周りを回転して、組織などを把持する）としてか、または、両側性のアセンブリ（すなわち、両方の顎部材が、互いに関して回転する）として設計され得る。

【 0 0 4 7 】

より具体的に、そして、図 2 に示される特定の実施形態に関して、一側性のエンドエフェクターアセンブリ 1 0 0 は、シャフト 1 2 に関して固定した状態で設置された、1つの定置型顎部材もしくは固定顎部材 1 2 0、および、定置型顎部材 1 2 0 に取り付けられた回転ピン 1 0 3 の周りに設置された、回転顎部材 1 1 0 を備える。往復運動スリーブ 6 0 は、シャフト 1 2 内をスライドするように配置され、そして、駆動アセンブリにより遠位的に操作可能である。回転顎部材 1 1 0 は、顎部材 1 1 0 から往復運動スリーブ 6 0 内に配置された開口部（示さず）を通して、延びる、戻り止めもしくは突出部 1 1 7 を備える。回転顎部材 1 1 0 は、シャフト 1 2 内で軸方向にスリーブ 6 0 を開口部の遠位端は、回転顎部材 1 1 0 上の戻り止め 1 1 7 で接するようにスライドさせることによって作動される。スリーブ 6 0 を引くと、組織などの周りで顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を近位的に閉じ、そして、スリーブ 6 0 を押すと、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を遠位的に開く。

【 0 0 4 8 】

図 2 に例示されるように、ナイフチャンネル 1 1 5 b が、顎部材 1 2 0 の中央を通して延び（相補的なナイフチャンネルが、顎部材 1 1 0 内に形成される）、その結果、ナイフアセンブリ（示さず）からのブレードは、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉位置にあるときに、顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に把持された組織を切断し得る。ナイフチャンネル 1 1 5、および、トリガアセンブリ 7 0 を備えるナイフ作動アセンブリに関する詳細は、本明細書中に少々の詳細が説明され、そして、2 0 0 3 年 6 月 1 3 日に出願された、共有に係る米国特許出願第 1 0 / 4 6 0 , 9 2 6 号、および 2 0 0 4 年 9 月 2 9 日に出願された、米国特許出願第 1 0 / 9 5 3 , 7 5 7 号（これらの全内容は、共に、本明細書中に参考として援用される）について、より詳細に説明される。

【 0 0 4 9 】

引き続き図 2 を参照して、顎部材 1 1 0 はまた、絶縁基板または絶縁体 1 1 4、および導電性シーリング表面 1 1 2 を有する、顎ハウジング 1 1 6 を備える。一実施形態において、絶縁体 1 1 4 は、導電性シーリング表面 1 1 2 としっかりと係合するような寸法である。このことは、スタンピングによってか、オーバーモールドによってか、スタンピングされた導電性シーリングプレートをオーバーモールドすることによってか、そして/または、金属製の射出成形されたシーリングプレートをオーバーモールドすることによって達成され得る。可動顎部材 1 1 0 はまた、以下により詳細に記載されるように、ケーブルリード 3 1 1 が導電性シーリング表面 1 1 2 と電気的に連続するように導くように設計された、ワイヤチャンネル 1 1 3 を備える。

【 0 0 5 0 】

望ましくは、顎部材 1 1 0 は、実質的に絶縁基板 1 1 4 によって取り囲まれた、導電性シーリング表面 1 1 2 を有する。絶縁基板 1 1 4、導電性シーリング表面 1 1 2、および、外側の非導電性顎ハウジング 1 1 6 は、組織シーリングに関する既知の所望でない影響の多く（例えば、フラッシュオーバー、熱の拡散、および脱線電流の散逸）を制限および/または減少するような寸法であり得る。あるいは、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、セラミック様材料から製造され得、そして、その導電性シーリング表面 1 1 2 は、セラミック様の顎部材 1 1 0 および 1 2 0 上でコーティングされ得ることが想定される。

【 0 0 5 1 】

導電性シーリング表面 1 1 2 はまた、予め規定された半径を有する外側の周辺縁部を備え得、そして、絶縁基板 1 1 4 は、ほぼ接線方向の位置で、シーリング表面 1 1 2 の隣接

10

20

30

40

50

する縁部に沿って導電性シーリング表面 1 1 2 と会うことが想定される。一実施形態において、界面において、導電性シーリング表面 1 1 2 は、絶縁基板 1 1 4 に関して高くなっている。これらおよび他の想定される実施形態は、Johnsonらによる、同時係属中の、共有に係る、出願番号 PCT/US 01/11412 (発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」)、および、Johnsonらによる、同時係属中の、共有に係る、出願番号 PCT/US 01/11411 (発明の名称「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」) において議論される。

10

【0052】

一実施形態において、導電性シーリング表面 1 1 2 および絶縁基板 1 1 4 は、組み立てられると、ナイフのブレードの往復運動のために、これらを通して規定される、長手軸方向に方向付けられたスロット(示さず)を形成する。顎部材 1 1 0 のナイフチャンネル(示さず)は、組織を効率的かつ正確に分離するための好しい切断平面に沿った、ナイフのブレードの長手軸方向の伸長を容易にするために、定置型顎部材 1 2 0 内に規定された、対応するナイフチャンネル 1 1 5 b と協働することが想定される。

【0053】

顎部材 1 2 0 は、絶縁基板 1 2 4 と、絶縁基板 1 2 4 としっかりと係合するような寸法の導電性シーリング表面 1 2 2 とを有する顎ハウジングのような顎部材 1 1 0 と類似する要素を備える。同様に、導電性表面 1 2 2 および絶縁基板 1 2 4 は、組み立てられると、ナイフのブレードの往復運動のために、これらを通して規定される、長手軸方向に方向付けられたチャンネル 1 1 5 a を備える。上述のように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が組織の周りで閉じると、顎部材 1 1 0、1 2 0 のナイフチャンネルが、完全なナイフチャンネルを形成し、組織を切断するために、遠位の様式でのナイフのブレードの長手軸方向の伸長を可能にする。また、ナイフチャンネルは、特定の目的に依存して、2つの顎部材のうち的一方(例えば、顎部材 1 2 0)内に完全に配置され得ることが想定される。

20

【0054】

図 2 に最も良く見られるように、顎部材 1 2 0 は、組織の把持および操作を容易にするため、ならびに、組織のシーリングおよび切断の間に、対向する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の間の間隙を規定するために、導電性シーリング表面 1 2 2 の内側に面する表面に配置された、一連の停止部材 7 5 0 を備える。一連の停止部材 7 5 0 は、特定の目的に依存して、または、所望の結果を達成するために、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の一方または片方において使用され得ることが想定される。これらおよび他の想定される停止部材 7 5 0、ならびに、停止部材 7 5 0 を導電性シーリング表面 1 1 2、1 2 2 に取り付け、および/または固定するための種々の製造および組立てのプロセスの詳細な議論は、Dycusらによる、共有に係る、同時係属中の米国特許出願番号 PCT/US 01/11413 (発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」、その全体が、本明細書において、参考として援用される) において記載される。

30

40

【0055】

顎部材 1 1 0 および/または 1 2 0 は、ハンドルアセンブリ 3 0 から延び、そして、その長手軸の周りに回転するために構成された、管 6 0 (図 2 を参照のこと) の端部に固定されるように設計され得る。この様式において、管 6 0 の回転は、エンドエフェクターアセンブリ 1 0 0 の顎部材 1 1 0 および/または 1 2 0 に対して回転を与え得る。

【0056】

ここで、図 3 および 4 を参照して、本開示に従う、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 の代替的な実施形態が示され、そして記載される。エンドエフェクターアセンブリ 3 0 は、全てではないが、エンドエフェクターアセンブリ 1 0 0 に提供および/または付随する特徴および要素のいくらかを備え得ることが想定される。

50

【 0 0 5 7 】

図3および4に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ300は、一側性の配置で、その遠位端に一对の顎310、320を支持する、中心シャフト302を備える。エンドエフェクターアセンブリ300は、中心シャフト302の遠位端302a上に支持された、第1の顎部材もしくは固定顎部材320、および、回転ピン103によって中心シャフト302の遠位端302aにおいて回転可能に支持された、第2の顎部材もしくは可動顎部材310を備える。第1の顎部材320および第2の顎部材310は、互いに関して並列されており、そして、開放状態と、閉鎖配置との間で移動可能である。開放状態において、組織は、顎部材320、310の間に位置決めされ得、そして、閉鎖配置において、顎部材320、310は、組織を上から把持および/またはクランプする。顎部材320、310は、付勢部材(例えば、ばねなど(示さず))によって、開放状態へと付勢される。

10

【 0 0 5 8 】

エンドエフェクターアセンブリ300は、さらに、前方縁もしくは遠位縁304aと、そこを通る管腔306とを規定する、外側カテーテルスリーブ304を備える。外側スリーブ304の管腔306は、その内部に、中心シャフト302および顎部材320、310を平行移動可能に受容するように構成され、そして、寸法決めされる。

【 0 0 5 9 】

動作時、中心シャフト302は、図4において矢印「A」により示されるように、外側スリーブ304内へと引き戻されるとき、外側スリーブ304の遠位縁部304aは、可動顎部材310に接触し、そして、可動顎部材310を、固定顎部材320に向かって押し付ける。その際、顎部材310、320の間に配置された組織は、その間にクランプもしくは把持される。特定の実施形態において、中心シャフト302、および顎部材310、320が、外側スリーブ304の管腔306内へとより多い程度まで引き戻されると、顎部材310、320の間に配置された組織に及ぼされるクランプ力が大きくなることが理解される。

20

【 0 0 6 0 】

中心シャフト302および/または外側スリーブ304が、可撓性の材料などから製造されることが想定され、また、このことは、本開示の範囲内である。中心シャフト302および/または外側スリーブ304は、任意の1つの材料または材料の組み合わせ(NITINOL(例えば、ニッケル-チタン合金)、ポリウレタン、ポリエステル、および/または、ポリエチルシロキサン材料(PDMS)、フッ化エチレン-プロピレン(FEP)、ポリテトラフルオロエチレン(PTFE)、ナイロンなどが挙げられるがこれらに限定されない)から製造され得る。

30

【 0 0 6 1 】

ここで、図5および6を参照すると、本開示の別の実施形態に従う、エンドエフェクターアセンブリは、一般に、300aと指定される。エンドエフェクターアセンブリ300aは、全てではないが、エンドエフェクターアセンブリ100に提供および/または付随する特徴および要素のいくらかを備え得ることが想定される。

【 0 0 6 2 】

エンドエフェクターアセンブリ300aは、各々が、回転ピン103を介して、中心シャフト302aの遠位端において回転可能に支持される、一对の顎部材310a、320aを備える。エンドエフェクターアセンブリ300aは、さらに、そこを通る管腔306aを規定する、外側カテーテルスリーブ304aを備える。外側スリーブ304aの管腔306aは、その内部に、中心シャフト302aおよび顎部材310a、320aを平行移動可能に受容するように構成され、そして、寸法決めされる。

40

【 0 0 6 3 】

図5および6において見られるように、リンク機構(linkage)330などが、顎部材310a、320aの一方を、もう一方に関して動かし、それによって、エンドエフェクターアセンブリ300aの開閉を達成するために提供され得る。リンク機構330

50

の遠位端 330 a は、望ましくは、顎部材 310 a、320 a が外側スリーブ 304 a 内に配置されるときに、回転ピン 103 の遠位の位置において、第 2 の顎部材 310 a に接続される。リンク機構 330 は、望ましくは、リンク機構 330 が近位方向に動く際に、第 2 の顎部材 310 a の第 1 の顎部材 320 a に向かう回転を達成するような様式で、第 2 の顎部材 310 a に作動可能に接続される。

【0064】

使用時に、顎部材 310 a、320 a が、閉位置にある場合、顎部材 310 a、320 a は、図 5 の矢印「B」によって示されるように、外側スリーブ 304 の管腔 306 a を通して進められる。顎部材 310 a、320 a が、外側スリーブ 304 a の遠位端もしくは縁部を通過した（すなわち、回転ピン 103 が、外側スリーブ 304 a の遠位端もしくは縁部を通過したか、または、これらを超えて進んだ）後、顎部材 310 a、320 a は、両方とも、図 6 に見られるように、中心シャフト 302 a に関して実質的に直交性の方向に、回転ピン 103 の周りで回転され得る。顎部材 310 a、320 a を回転ピン 103 の周りで回転または回転させるために、リンク機構 330 が、矢印「A」により示されるように、近位方向へと動かされる。

10

【0065】

顎部材 310 a、320 a が、直交性の方向に方向付けられている場合、顎部材 310 a、320 a は、リンク機構 330 を遠位もしくは近位の方向に動かすことによって、開閉し得る。例えば、リンク機構 330 を遠位方向に動かすことによって、第 2 の顎部材 310 a が、回転ピン 103 の周りで回転し、それによって、第 2 の顎部材 310 a が、第 1 の顎部材 320 a から間隔を空けられる。その際、エンドエフェクターアセンブリ 300 a は、開放状態へと構成され、そして、第 1 の顎部材 320 a の組織接触表面は、外側スリーブ 304 a の長手軸に関して約 90° に方向付けられる。エンドエフェクターアセンブリ 300 a が開放状態にある場合、組織は、顎部材 310 a、320 a の間に置かれ得るか、または、顎部材 310 a、320 a は、組織の上に配置され得る。

20

【0066】

組織を顎部材 310 a、320 a の間に配置した後、リンク機構 330 は、近位方向に動かされ、それによって、第 2 の顎部材 310 a を第 1 の顎部材 320 a に向けて近づけるように、第 2 の顎部材 310 a を回転ピン 103 の周りで回転させ得る。その際、エンドエフェクターアセンブリ 300 a は、第 1 の顎部材 320 a と第 2 の顎部材 310 a との間に挟まれた組織を把持するように、閉じた状態へと動かされる。顎部材 310 a、320 a は、直交性の配置になっているので、近位方向へのリンク機構 330 の後退により、中心シャフト 302 b に関して実質的に直線方向のクランプ力が適用される。

30

【0067】

組織を処置した後、リンク機構 330 は、第 1 の顎部材 320 a と第 2 の顎部材 310 a との間から、処置した組織を開放するように、再び動かされ得る。第 1 の顎部材 320 a と第 2 の顎部材 310 a との間から処置した組織が開放されると、中心シャフト 302 a が、外側スリーブ 304 a を通して引き戻される。その際、第 1 の顎部材 320 a および第 2 の顎部材 310 a は、外側スリーブ 304 a の遠位縁と、第 1 の顎部材 320 a との間のカム作用に起因して、軸方向に整列した方向へと再度方向付けされる。

40

【0068】

中心シャフト 302 a および/または外側スリーブ 304 a が、可撓性材料などから製造されることが想定され、そして、このことは、本開示の範囲内である。

【0069】

ここで、図 7 および 8 を参照すると、本開示の代替的な実施形態に従う、エンドエフェクターアセンブリは、一般に、300 b として示される。エンドエフェクターアセンブリ 300 b は、全てではないが、エンドエフェクターアセンブリ 100 に提供および/または付随する特徴および要素のいくらかを備え得ることが想定される。

【0070】

図 7 および 8 に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ 300 b は、一側性の

50

配置において、中心シャフト 302b の遠位端において、一对の顎部材 310b、320b を支持する中心シャフト 302b を備える。エンドエフェクターアセンブリ 300b は、中心シャフト 302b の遠位端において支持される、第 1 の顎部材もしくは固定顎部材 320b、および旋回ピン 103 によって、中心シャフト 302b の遠位端において旋回可能に支持される、第 2 の顎部材もしくは可動顎部材 310b を備える。第 1 の顎部材 320b および第 2 の顎部材 310b は、互いに関して並列されており、そして、開放状態と、閉鎖配置との間で移動可能である。開放状態において、組織は、顎部材 320b、310b の間に位置決めされ得、そして、閉鎖配置において、顎部材 320b、310b は、組織を上から把持および / またはクランプする。

【0071】

10

図 7 および 8 に見られるように、リンク機構 330b などが、第 2 の顎部材 310b を第 1 の顎部材 320b に関して動かすために提供され得る。リンク機構 330 の遠位端 330a は、望ましくは、第 2 の顎部材 310b に接続される。特に、図 7 に見られるように、リンク機構 330 の遠位端 330a は、矢印「A」により示されるように、リンク機構 330 が近位方向に動く際に、第 2 の顎部材 310b が第 1 の顎部材 320b に向かう回転、または、矢印「B」により示されるように、リンク機構 330 が遠位方向に動く際に、第 2 の顎部材 310b が第 1 の顎部材 320b から離れる回転を達成するような様式で、第 2 の顎部材 310b に接続される。

【0072】

上で開示されたように、中心シャフト 302b が、可撓性材料などから製造され得ることが想定され、そして、このことは、本開示の範囲内である。

20

【0073】

ここで、図 9 および 10 を参照して、本開示のさらなる実施形態に従う、エンドエフェクターアセンブリは、一般に、300c として指定される。エンドエフェクターアセンブリ 300c は、実質的にエンドエフェクターアセンブリ 300b と同一であり、そして、構築および操作における相違を同定するのに必要な程度まで詳細に、議論される。

【0074】

図 9 および 10 に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ 300c の中心本体部分 302c は、剛性の遠位部分 301c および可撓性の近位部分 303c を備える。顎部材 310c、320c は、一側性の配置で整列され、そして、任意の上記の方法、または、当業者に公知の方法によって動かされる。顎部材 310c、320c は、望ましくは、付勢部材（例えば、ばねなど（示さず））によって、または、ワイヤスネア 340 によって、開放状態へと付勢される。

30

【0075】

図 9 および 10 に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ 300c は、顎部材 310c、320c の一方から延び、そして、顎部材 310c、320c のもう一方に係留された、ワイヤスネア 340 を備える。具体的には、ワイヤスネア 340 は、中央本体部分 302c 内に配置され、そして、電気外科エネルギー源に接続する近位端（示さず）と、固定顎部材 320c から外に延びて、可動顎部材 310c の遠位端もしくは先端に取り付けられる、遠位端 340a とを備える。

40

【0076】

ワイヤ 340 は、例えば、NITINOL などのような形状記憶合金から製造され得ることが想定される。従って、図 9 に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ 300c が、開放状態にある場合、ワイヤ 340 は、実質的に弓状の形状もしくは配置を有する。

【0077】

使用時に、エンドエフェクターアセンブリ 300c を閉じるために、ワイヤ 340 は、近位方向に引き戻され、それにより、可動顎部材 310c の遠位先端を、固定顎部材 320c の遠位先端に向けて近づける。その際、顎部材 310c、320c は、互いに向かって近づき、そして、望ましくは、組織「T」を上からクランプする。

50

【 0 0 7 8 】

図9に見られるような、エンドエフェクターアセンブリ300cが開放状態にあり、そして、ワイヤ340が拡張状態にある、作動の様式において、エンドエフェクターアセンブリ300cは、切除される組織「T」（例えば、ポリープなど）の上に配置され、その結果、組織「T」は、顎部材310c、320cとワイヤ340との間に規定される空間または領域「S」内に挿入および/または配置される。組織「T」が空間「S」内に位置決めされると、ワイヤ340の近位端は、近位方向に引っ張られ、それによって、エンドエフェクターアセンブリ300cを組織「T」の上から閉じ（例えば、顎部材310c、320cを近づけて）、そして、組織「T」の周りでワイヤ340を締め上げる。

【 0 0 7 9 】

ワイヤ340は、エンドエフェクターアセンブリ300cを、組織「T」の上および/または周りにしっかりと閉じるため、そして、顎部材310c、320cの間の組織「T」に圧力を適用するために十分な量だけ引き戻される。この時点で、電流または電気エネルギーが、ワイヤ340を通して、および/または、顎部材310c、320cの導電性シーリング表面へと伝達される。電流または電気エネルギーは、組織「T」を切断して、組織「T」を下にある組織、または残りの組織から切除するために、ワイヤ340を加熱するのに十分なレベルおよび時間で伝達される。

【 0 0 8 0 】

ワイヤ340は、絶縁性であっても絶縁性でなくてもよいことが想定される。さらに、中心シャフト300cの遠位部分301cは、剛性の導電性材料から製造され得る。その際、導線311cは、中心シャフト302cの可撓性の近位部分303cから延びて、剛性の部分301cの近位端へと電氣的に接続し得る。

【 0 0 8 1 】

エンドエフェクターアセンブリ300cが開放状態にあり、ワイヤ340が、拡張状態にある、作動の別の様式において、エンドエフェクターアセンブリ300cは、切除される組織「T」（例えば、ポリープなど）の上に置かれ、その結果、組織「T」が、顎部材310c、320cの間に挿入および/または配置される。組織「T」がこのように位置決めされると、ワイヤ340の近位端は、近位方向に引っ張られ、それによって、ワイヤ340を締め上げ、エンドエフェクターアセンブリ300cを組織「T」の上から閉じる（例えば、顎部材310c、320cを近づける）。

【 0 0 8 2 】

ワイヤ340は、エンドエフェクターアセンブリ300cを、組織「T」の上しっかりと閉じるため、そして、顎部材310c、320cの間の組織「T」に圧力を適用するために十分な量だけ引き戻される。現在の作動様式において、ワイヤ340のさらなる引き戻しにより、旋回ピン103の周りのエンドエフェクターアセンブリ300cの旋回が生じ、手術部位における視界を改善し得ることが想定される。

【 0 0 8 3 】

ここで、図11および12を参照して、本開示のさらなる実施形態に従う、エンドエフェクターアセンブリは、一般に、300dとして指定される。エンドエフェクターアセンブリ300dは、エンドエフェクターアセンブリ300cと実質的に同一であり、そして、構築および操作における相違を同定するのに必要な程度まで詳細にのみ、議論される。

【 0 0 8 4 】

図11および12に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ300dは、顎部材310d、320dの一方から、顎部材310d、320dのもう一方へと延びた、ワイヤ340を備える。具体的には、ワイヤ340は、中央本体部分302d内に配置され、そして、電気エネルギー源に接続する近位端（示さず）と、第1の顎部材320dの遠位先端から外に延びて、第2の顎部材310dの遠位先端へと戻る、遠位端340aとを備える。ワイヤ340の遠位端340aは、任意の公知の方法（接合ブロック342の使用が挙げられるがこれらに限定されない）に従って、それ自体に係留もしくは固定される。この様式において、以下により詳細に記載されるように、ワイヤ340の近位方向への

10

20

30

40

50

引き戻しは、顎部材 3 1 0 d および 3 2 0 d の両方を通る、ワイヤ 3 4 0 の引き戻しを生じる。

【 0 0 8 5 】

エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d は、二側性の顎部材配置を有するものとして示されているが、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d が、一側性の顎部材配置を有することが想定され、そして、このことは、本開示の範囲内である。エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d が、開放状態である場合、ワイヤ 3 4 0 は、実質的に弓状の形状または配置を有することが想定される。ワイヤ 3 4 0 は、その全長に沿って形成された、ニップル領域 3 4 0 b を備える。使用時に、ワイヤ 3 4 0 を締め上げるときに、組織「T」は、ワイヤ 3 4 0 のニップル領域 3 4 0 b 内に位置決めされることが望ましい。

10

【 0 0 8 6 】

使用時に、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d を閉じるために、ワイヤ 3 4 0 は、ワイヤ 3 4 0 の近位端を引っ張って、それによって、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d の遠位端を、互いに向かって近づけることによって、近位方向に引き戻される。ワイヤ 3 4 0 の遠位端 3 4 0 a は、接合ブロック 3 4 2 によって、それ自体に固定されているので、ワイヤ 3 4 0 の近位端を引っ張ることによって、ワイヤ 3 4 0 の遠位端 3 4 0 a は、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d の両方へと実質的に同等に引かれる。

【 0 0 8 7 】

動作時、図 1 1 に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d が開放状態にあり、そして、ワイヤ 3 4 0 が、拡張状態にある場合、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d は、切除される組織「T」（例えば、ポリープなど）の上に置かれ、その結果、組織「T」が、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d とワイヤ 3 4 0 との間に規定される空間または領域「S」内に挿入および/または配置される。組織「T」が空間「S」内に位置決めされると、ワイヤ 3 4 0 の近位端は、近位方向に引かれ、それによって、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d を組織「T」の上から閉じ（例えば、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d を近づけ）、そして、ワイヤ 3 4 0 を組織「T」の周りで締め上げる。

20

【 0 0 8 8 】

ワイヤ 3 4 0 は、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 d を、組織「T」の上に、および/または、組織「T」の周りでしっかりと閉じるため、そして、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d の間の組織「T」に圧力を適用するために十分な量だけ引き戻される。この時点で、電流または電気エネルギーが、ワイヤ 3 4 0 を通って、および/または、顎部材 3 1 0 d、3 2 0 d の導電性シーリング表面へと伝達される。電流または電気エネルギーは、組織「T」を切断して、組織「T」を下にある組織、または残りの組織から切除するために、ワイヤ 3 4 0 を加熱するのに十分なレベルおよび時間で伝達される。

30

【 0 0 8 9 】

本開示によれば、顎部材 3 1 0、3 2 0 の剛性の性質は、従来のワイヤスネア機器などと比べ、より強力なワイヤ 3 4 0 の支持および/または制御を提供する。

【 0 0 9 0 】

ここで、図 1 3 ~ 1 7 を参照すると、本開示のさらなる実施形態に従うエンドエフェクターアセンブリは、一般に、3 0 0 e として指定される。エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 e は、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c と実質的に同一であり、そして、構築および操作における相違を同定するのに必要な程度まで詳細にのみ、議論される。

40

【 0 0 9 1 】

エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 e は、さらに、中心シャフト 3 0 2 e の遠位端に回転可能に接続された、ナイフもしくは鋏ブレード 3 5 0 を備える。鋏ブレード 3 5 0 は、回転ピン 1 0 3 を介して、中心シャフト 3 0 2 e の遠位端に回転可能に接続され得る。鋏ブレード 3 5 0 は、切刃 (cutting edge) 3 5 0 a などを規定する。

【 0 0 9 2 】

図 1 3 ~ 1 7 に見られるように、リンク機構 3 5 2 などは、組織「T」などを切断するために、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 e の顎部材 3 1 0 e、3 2 0 e に対して、

50

鋏ブレード350を作動させるために提供され得る。リンク機構352の遠位端352aは、望ましくは、回転ピン103の望ましくは遠位位置において、鋏ブレード352と接続される。リンク機構352は、望ましくは、リンク機構352が近位方向に動く際に、鋏ブレード350の回転を達成するような様式で、鋏ブレード350に作動可能に接続される。

【0093】

図13および14に見られるように、鋏ブレード350は、その切刃350aが、顎部材310e、320eの間のギャップ「G」と実質的に位置決めされるか、あるいは、鋏ブレード350の切刃350aは、顎部材310eのシーリング表面122eと実質的に位置決めされるか、そして/または、実質的に整列される、第1の位置を有する。図15
10
および16に見られるように、鋏ブレード350は、その切刃350aが、顎部材310e、320eの間のギャップ「G」を通過して、または、ギャップ「G」を超えて回転し、その結果、その間から延びる組織「T」を分離または切断する、第2の位置を有する。

【0094】

エンドエフェクターアセンブリ300eは、さらに、顎部材310e、320eの一方から延び、顎部材310e、320eのもう一方へと係留される、ワイヤ340を備え得る。具体的には、ワイヤ340は、中央本体部分302e内に配置され、そして、電気エネルギー源に接続する近位端（示さず）と、固定顎部材320eから外に延びて、可動顎部材310eの遠位端もしくは先端に取り付けられる、遠位端340aとを備える。

【0095】

動作時、エンドエフェクターアセンブリ300cまたは300dに関して、上記されたように、組織「T」をワイヤ340で切断する前、切断する間、または切断した後のいずれかに、リンク機構352が、回転ピン103の周りで鋏ブレード350を回転させるように作動され（例えば、近位方向に動かされ）、顎部材310e、320eの側部に沿って組織「T」を切断する。
20

【0096】

望ましくは、鋏ブレード350は、顎部材310e、320eの長さを実質的に等しい長さを有する。しかし、鋏ブレード350は、手術における手順を実施するために必須であるか、または所望される、あらゆる長さを有し得ることが想定される。

【0097】

上に開示される顎部材のいずれかの近位部分、およびそれぞれの中心シャフトの遠位端が、弾力性もしくは可撓性の、絶縁材料もしくは絶縁ブーツ（示さず）によって覆われて、特に、単極活性化様式における電気外科的な活性化の間の、脱線電流濃度を減少することが想定され、そして、このことは、本開示の範囲内である。理解され得るように、顎部材310、320が開かれる場合、顎部材310、320の動きと適合するために、特定の領域内でブーツが曲がるか、または拡張する。1つの想定される絶縁ブーツに関連する、さらなる詳細は、共有に係る、同時に出願された、米国仮特許出願第60/722,213号（2005年9月30日出願、発明の名称「INSULATING BOOT FOR ELECTROSURGICAL FORCEPS」、その全内容が、本明細書中に参考として援用される）に記載される。
30
40

【0098】

ここで、図18~20を参照すると、本開示のなお別の実施形態に従う、エンドエフェクターアセンブリは、一般に、400と指定される。図18~20に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ400は、その上に切断ブレード（cutting blade）404を支持するように構成および適合された、遠位端402aを有する、中心シャフト402を備える。中心シャフト402は、少なくともその長さの一部に沿って、可撓性もしくは剛性のいずれかであり得ることが想定される。

【0099】

切断ブレード404は、実質的に遠位方向に延びる、切刃404aを備える。望ましくは、切断ブレード404の切刃404aは、中心シャフト402の中心にある長手軸に沿
50

って位置する。

【0100】

エンドエフェクターアセンブリ400は、中心シャフト402と可動性に結合された、顎部材406を備える。ある実施形態において、可動顎部材406は、中心シャフト402に沿って、および/または、中心シャフト402に関して、長手軸方向に平行移動するように構成および適合される。可動顎部材406は、中心シャフト402に沿って実質的に長手軸方向に延びる脚部406aと、脚部406aの遠位端から実質的に直交性の方向に延びる組織接触部分406bとを備える。具体的には、可動顎部材406の組織接触部分406bは、中心シャフト402の中心にある長手軸を横切って、そして、より具体的には、切断ブレード404を横切って延びる。エンドエフェクターアセンブリ400の例示的な実施形態および動作様式については、共有に係る、同時に出願された、米国特許第6,267,761号;および米国特許出願第09/591,328号(2000年6月9日出願);および米国特許出願第11/170,616号(2005年6月29日出願)(これらの全内容は、本明細書中に参考として援用される)に対して参照がなされ得る。

10

【0101】

顎部材406は、組織接触部分406bが切断ブレード404の切刃404aから間隔が空けられている位置から、組織接触部分406bが、切断ブレード404の切刃404aと接する位置まで移動可能である。

【0102】

エンドエフェクターアセンブリ400は、さらに、切断ブレード404と、顎部材406の組織接触部分406bとの間に挿入された、浮動アンビル部材(floating anvil member)408を備える。アンビル部材408は、顎部材406の脚部406a上にスライド可能に支持され、その結果、アンビル部材408は、脚部406aに沿って平行移動可能である。一実施形態において、アンビル部材408は、そこを通して、顎部材406の脚部406aをスライド可能に受容するように構成および寸法決めされた、第1のスロット408aを備える。アンビル部材408は、さらに、ブレードスロット408bを出入りする(すなわち、アンビル部材408を通る)切断ブレード404の往復運動を可能にするように構成および寸法決めされた、その内部に形成された第2のスロットもしくはブレードスロット408bを備える。

20

30

【0103】

エンドエフェクターアセンブリ400は、さらに、切断ブレード404とアンビル部材408との間に挿入された、付勢部材またはばね410を備える。付勢部材410は、アンビル部材408を、切断ブレード404から間隔を空けて維持するように構成される。望ましくは、付勢部材408は、切断ブレード404の切刃404aが、アンビル部材408のブレードスロット408bを通して延びないために十分な量だけ、切断ブレード404から間隔を空けて、アンビル部材408を維持する。

【0104】

組織接触部分406bおよびアンビル部材408の各々は、電気エネルギー源(示さず)に電気接続され得、そして、電気エネルギーを送達および/または受容するための要素(示さず)が備え付けられ得ることが想定される。

40

【0105】

引き続き図18~20を参照すると、エンドエフェクターアセンブリ400を備える外科用機器を用いる例示的な方法が提供される。図18に見られるように、組織接触部分406bが、アンビル部材408から間隔を空けているように顎部材406が位置決めされている場合、図示されるように、エンドエフェクターアセンブリ400を組織「T」の上に置くことによってか、または、組織「T」をその間の空間に引くことによって、組織「T」(例えば、ポリープなど)が、その間に導入される。

【0106】

図19に見られるように、組織「T」が顎部材406の組織接触部分406bと、アン

50

ビル部材 408 との間に挿入されている場合、顎部材 406 は、矢印「A」により示されるように、中心シャフト 402 に関して近位の方向に移動する。その際、組織「T」は、顎部材 406 の組織接触部分 406b と、アンビル部材 408 との間にクランプもしくは把持される。望ましくは、顎部材 406 の組織接触部分 406b とアンビル部材 408 との間に組織「T」を把持するように、そして、アンビル部材 408 を実質的に動かして、付勢部材 410 を圧縮しないような、十分な力が、顎部材 406 に適用される。上記のように、付勢部材 410 は、切断ブレード 404 から間隔を空けてアンビル部材 408 を維持し、その結果、切刃 404a は、ブレードスロット 408b を超えて延びない。

【0107】

組織「T」が、顎部材 406 の組織接触部分 406b とアンビル部材 408 との間にクランプされている場合、有効量の（例えば、有効なエネルギーレベルで、有効な時間の）電気外科的エネルギーが、顎部材 406 の組織接触部分 406b および/またはアンビル部材 408 に送達され、そして、組織「T」内で所望の効果を達成する。望ましくは、二極性の電流が、組織の基部をシールするために適用される。

【0108】

図 20 に見られるように、組織「T」が処置されると、顎部材 406 は、さらに、矢印「A」により示されるように、近位方向へと進められて、付勢部材 410 の付勢を克服し、そして、切断ブレード 404 を超えて、アンビル部材 408 を進める。その際、切断ブレード 404 の切刃 404a は、残りの下にある組織から、組織「T」を切断する。

【0109】

本開示によれば、本明細書中に開示される任意のエンドエフェクターは、組織に対して、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 、好ましくは、約 7 kg/cm^2 ~ 約 13 kg/cm^2 、の作動圧力を送達するように構成および適合され得る。エンドエフェクターアセンブリによって組織に適用される電気外科的エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することによって、ユーザは焼灼し、凝固/乾燥し、シールし、そして/または、単に出血を減少もしくは遅延することが可能である。

【0110】

上記から、ならびに、種々の図面を参照して、当業者は、特定の修正がまた、本開示の範囲から逸脱することなく、本開示に対してなされ得ることを理解する。

【0111】

鉗子 10（および/または鉗子 10 に関連して使用される電気外科的発電機）は、顎部材の間に把持された特定の大きさの組織を効率的にシールするために、適切な量の電気外科的エネルギーを自動的に選択する、センサまたはフィードバック機構（示さず）を備え得ることもまた企図される。センサまたはフィードバック機構はまた、シーリングの間に組織を横切るインピーダンスを測定し得、そして、有効なシールが顎部材の間に生じたという指標（視覚的および/または聴覚的）を提供し得る。このようなセンサシステムの例は、共有に係る、米国特許出願第 10/427,832 号（発明の名称「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」、その全内容は、本明細書中に参考として援用される）に記載される。

【0112】

本明細書中に開示されるエンドエフェクターアセンブリのいずれかの外側表面は、活性化およびシーリングの間に、顎部材と、周囲の組織との間の接着を低減するように設計された、ニッケルベースの材料、コーティング、スタンピング、金属射出成形を備え得ることが想定される。さらに、顎部材の導電性表面は、以下の材料のうちの 1 つ（または 1 つ以上の組み合わせ）から製造され得ることもまた企図される：ニッケル-クロム、窒化クロム、Med Coat 2000（Electrolizing Corporation, OHIO 製）、incone1 600、および、スズ-ニッケル。組織の導電性表面はまた、1 つ以上の上記の材料でコーティングされて、同様の結果、すなわち、「非固着性表面」を達成し得る。理解され得るように、シーリングの間の組織が「固着」する量

10

20

30

40

50

を減らすことによって、機器の全体的な効率が改善される。

【0113】

本明細書中に開示される材料の1つの具体的な分類は、優れた非固着性特性を示しており、そして、いくつかの例においては、優れたシール品質を示している。例えば、窒化物コーティング（TiN、ZrN、TiAlNおよびCrNが挙げられるがこれらに限定されない）が、非固着性の目的のために使用される好ましい材料である。CrNは、その全体的な表面の特性および最適な性能に起因して、非固着性目的のために特に有用であることが分かっている。他の分類の材料もまた、全体的な固着を減少することが分かっている。例えば、約5：1のNi/Cr比を有する高ニッケル/クロム合金は、二極性の設備において、固着を有意に減少することが分かっている。この分類において、1つの特に有用な非固着性材料は、Inconel 600である。Ni200、Ni201（約100% Ni）から作製されたか、または、Ni200、Ni201でコーティングされた、シーリング表面112および122を有する二極性の器具はまた、代表的な二極性のステンレス鋼の電極を上回る、改善された非固着性の性能を示した。

10

【0114】

内視鏡用鉗子が開示され、これは、2つの顎部材を有するエンドエフェクターアセンブリを備え、この顎部材は、互いに間隔を開けた関係の第1の位置から、それらの間に組織で把持するために互いにより近い少なくとも1つの第2の位置に移動可能である。顎部材のそれぞれは、それらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝達させるために電気外科用エネルギー源に接続可能である。顎部材は、第1の位置に付勢されている。内視鏡用鉗子のエンドエフェクターアセンブリは、さらに、電気外科用エネルギー源に接続可能な近位端、および顎部材の一方から離れて平行移動可能に延び、顎部材の他方と作動可能に関連する遠位端を有するワイヤスネアを備える。使用において、ワイヤスネアの近位端の引っ込みは、第1の位置から第2の位置への顎部材の動きを生じ、顎間で組織をクランプする。

20

【0115】

本開示のいくつかの実施形態が、図面に示されているが、本開示は、その図面に限定されないことが意図される。なぜならば、本開示は、当該分野の可能な限り広い範囲であり、そして、本明細書は、同様に読み取られることが意図されるからである。それゆえ、上記の説明は、制限的であるとみなされるべきではなく、単に、好ましい実施形態の例示である。当業者は、添付の特許請求の範囲および精神内の他の修正を想定する。

30

【図面の簡単な説明】

【0116】

本発明の器具の種々の実施形態が、図面を参照しながら本明細書に記載される。

【図1】図1は、本開示に従うハウジング、シャフトおよびエンドエフェクターアセンブリを示す内視鏡用二極性鉗子の斜視図である。

【図2】図2は、顎部材が開いた配置にある、図1のエンドエフェクターアセンブリの拡大斜視図である。

【図3】図3は、その顎部材が開いた配置にある、本開示の一実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

40

【図4】図4は、これら顎部材が閉じた配置にある、図3のエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図5】図5は、第1の閉じた配置にある、本開示の別の実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図6】図6は、これら顎部材の間に挟まれた組織にクランプ力を伝達するために、第2の閉じた配置にある、図5のエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図7】図7は、これら顎部材が開いた配置にある、本開示のなお別の実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図8】図8は、これら顎部材が閉じた配置にある、図7のエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

50

【図9】図9は、これら顎部材が開いた配置にある、本開示のさらに別の実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図10】図10は、これら顎部材が閉じた配置にある、図9のエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図11】図11は、これら顎部材が開いた配置にある、本開示の別の実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図12】図12は、これら顎部材が閉じた配置にある、図11のエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図13】図13は、非作動状態にある鋏ブレードを図示する、本開示のなお別の実施形態に従うエンドエフェクターの側面からの模式的立面図である。

【図14】図14は、これら顎部材の間に挟まれた組織を含む、図13のエンドエフェクターの遠位端から見た模式図である。

【図15】図15は、図13および図14のエンドエフェクターの、作動状態にある鋏ブレードを図示する側面からの模式的立面図である。

【図16】図16は、図15のエンドエフェクターの遠位端から見た模式図である。

【図17】図17は、図13～16のエンドエフェクターの上からの模式的平面図である。

【図18】図18は、第1の状態を示される、本開示のなお別の実施形態に従うエンドエフェクターの模式的斜視図である。

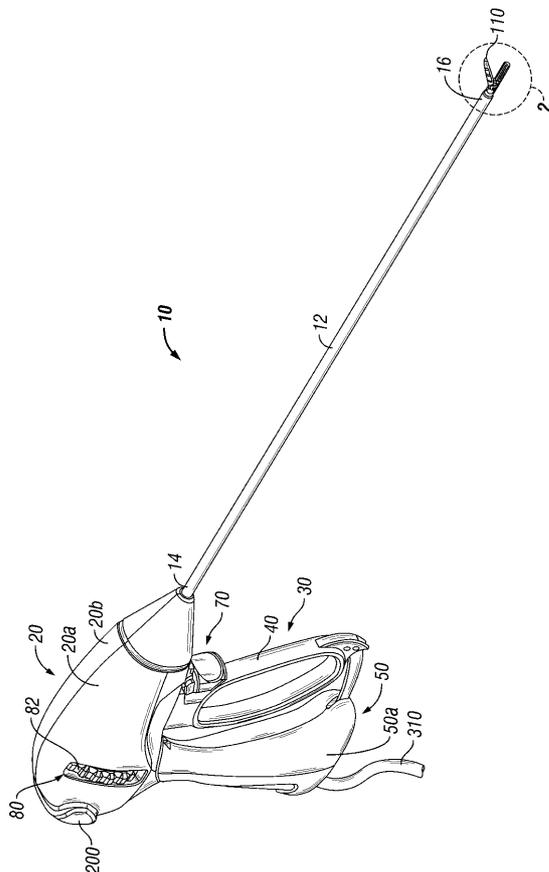
【図19】図19は、第2の状態を示される、図18のエンドエフェクターの模式的斜視図である。

【図20】図20は、第3の状態を示される、図18および図19のエンドエフェクターの模式的斜視図である。

10

20

【図1】



【図2】

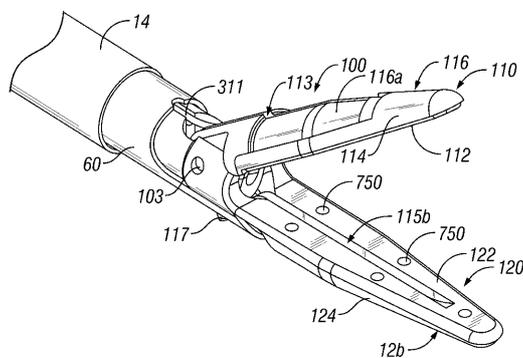


FIG. 2

FIG. 1

【図3】

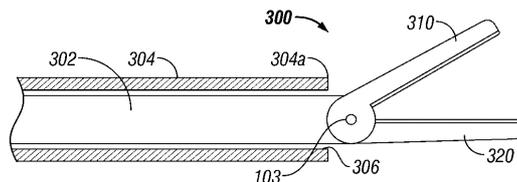


FIG. 3

【 図 4 】

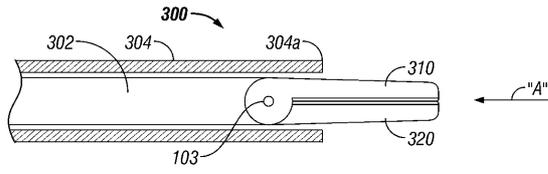


FIG. 4

【 図 7 】

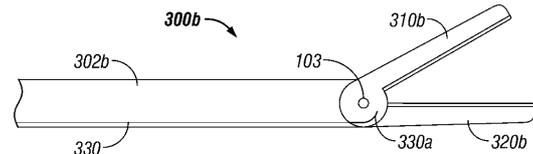


FIG. 7

【 図 5 】

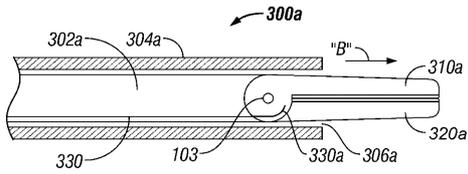


FIG. 5

【 図 8 】

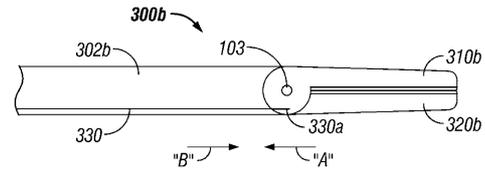


FIG. 8

【 図 6 】

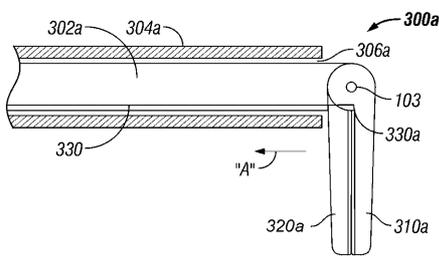


FIG. 6

【 図 9 】

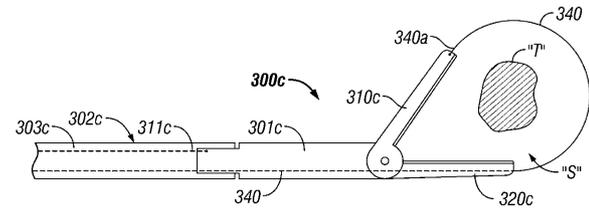


FIG. 9

【 図 10 】

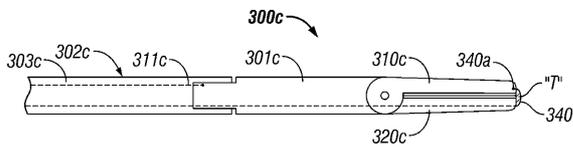


FIG. 10

【 図 11 】

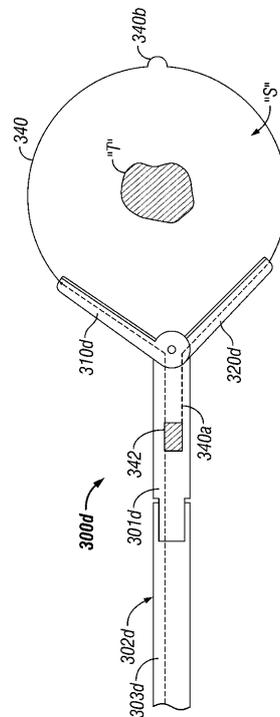


FIG. 11

【 図 1 2 】

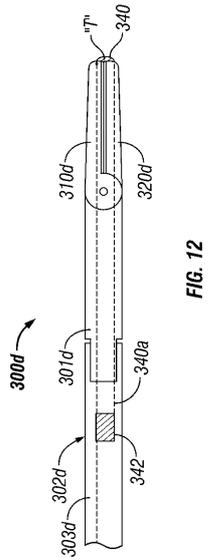


FIG. 12

【 図 1 3 】

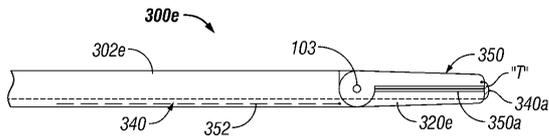


FIG. 13

【 図 1 6 】

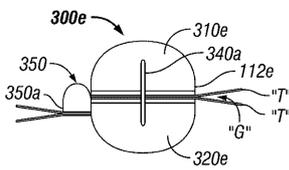


FIG. 16

【 図 1 7 】

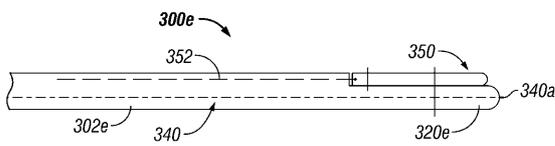


FIG. 17

【 図 1 8 】

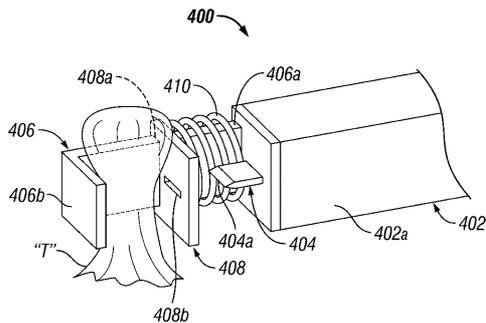


FIG. 18

【 図 1 4 】

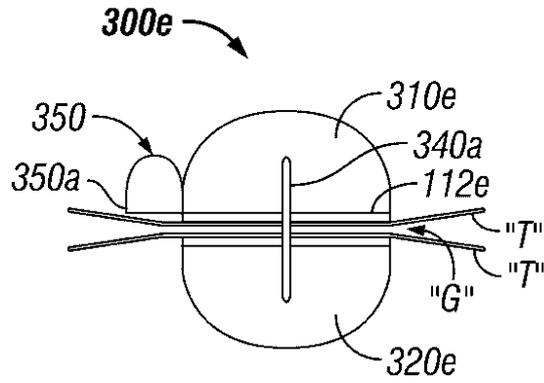


FIG. 14

【 図 1 5 】

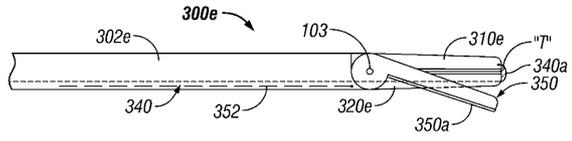


FIG. 15

【 図 1 9 】

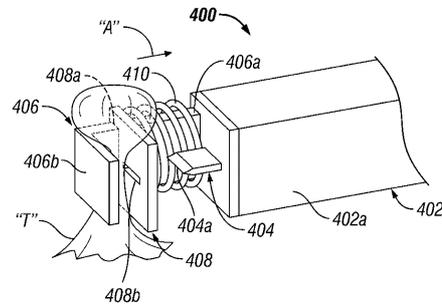


FIG. 19

【 図 2 0 】

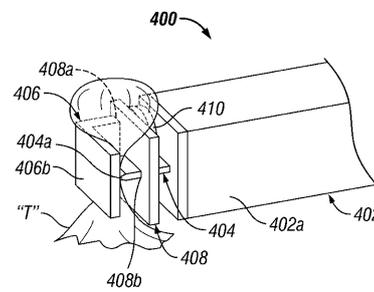


FIG. 20

フロントページの続き

- (72)発明者 ジョー ディー . サーター
アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, ケイティールーン 1036
- (72)発明者 ジーン アーツ
アメリカ合衆国 コロラド 80513, バーサード, イー. アイオワ 301
- (72)発明者 ランデル フレイザー
アメリカ合衆国 ミズーリ, セント ルイス, クエストバー コート 12550

審査官 村上 聡

- (56)参考文献 特開2000-139943(JP,A)
特開2005-000673(JP,A)
特開2005-000187(JP,A)
特開2001-299768(JP,A)
米国特許第05350391(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| A61B | 18/12 |
| A61B | 1/00 |
| A61B | 17/28 |

专利名称(译)	带有LIGASURE的柔性内窥镜导管		
公开(公告)号	JP5147211B2	公开(公告)日	2013-02-20
申请号	JP2006267690	申请日	2006-09-29
[标]申请(专利权)人(译)	舍伍德服务股份公司		
申请(专利权)人(译)	舍伍德Sabishizu股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司股份公司		
[标]发明人	クリスティンディー・ジョンソン ジョーディー・サーター ジーン・アーツ ランデル・フレイザー		
发明人	クリスティン ディー. ジョンソン ジョー ディー. サーター ジーン アーツ ランデル フレイザー		
IPC分类号	A61B18/12 A61B1/00 A61B17/28		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/29 A61B17/32 A61B17/320016 A61B17/32056 A61B2017/00353 A61B2017/2905 A61B2017/2927 A61B2018/1407		
FI分类号	A61B17/39 A61B1/00.334.D A61B17/28.310 A61B1/018.515 A61B17/28 A61B17/29 A61B17/32.528 A61B17/3201 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/GG24 4C060/GG28 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK06 4C060/KK10 4C060/KK23 4C061/AA22 4C061/GG15 4C061/HH56 4C061/JJ06 4C061/JJ11 4C160/GG24 4C160/GG28 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK14 4C160/KK15 4C160/KK16 4C160/KK19 4C160/KK39 4C160/MM33 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN12 4C160/NN15 4C161/AA22 4C161/GG15 4C161/HH56 4C161/JJ06 4C161/JJ11		
审查员(译)	村上聡		
优先权	60/722359 2005-09-30 US 60/722213 2005-09-30 US 60/722186 2005-09-30 US		
其他公开文献	JP2007098136A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 要解决的问题: 开发一种内窥镜血管密封装置, 其关闭钳口构件并减少将组织夹在它们之间所需的总机械力量。用于血管密封的内窥镜钳子包括壳体, 轴, 可操作地支撑在轴的远端上的末端执行器组件。末端执行器组件是一对钳口构件110, 布置成可围绕轴12平移的外套筒, 以及包括连杆机构的末端执行器, 可操作地与壳体20相关联的可动手柄40。可动手柄40相对于壳体的致动导致外套筒相对于一对钳夹构件110的运动, 并且在第一位置或第二位置之间致动末端执行器组件。点域1

【 2 】

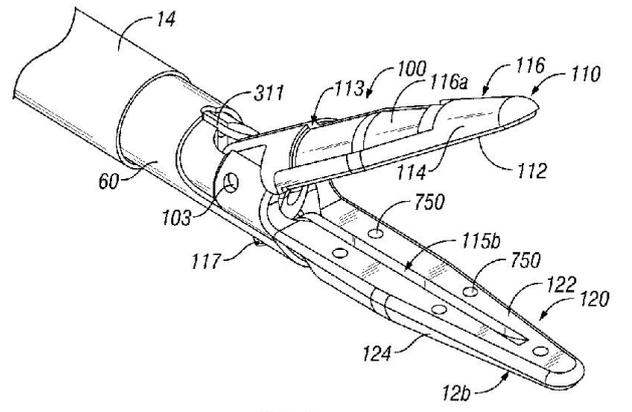


FIG. 2