

(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2012-148088

(P2012-148088A)

(43) 公開日 平成24年8月9日(2012. 8. 9)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28 3 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0	

審査請求 有 請求項の数 1 〇 L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2012-43389 (P2012-43389)	(71) 出願人	507364377
(22) 出願日	平成24年2月29日 (2012. 2. 29)		コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフト
(62) 分割の表示	特願2006-267690 (P2006-267690)の分割		スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム・ラインフォール, ヴィクター・フォン・ブランズーシュトラーセ 1 9
原出願日	平成18年9月29日 (2006. 9. 29)	(74) 代理人	100107489
(31) 優先権主張番号	60/722, 359		弁理士 大塩 竹志
(32) 優先日	平成17年9月30日 (2005. 9. 30)	(72) 発明者	クリスティン ディー, ジョンソン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		アメリカ合衆国 コロラド 8 0 0 2 7, ルイスビル, トレイル リッジ ドライブ 8 5 6
(31) 優先権主張番号	60/722, 213		
(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)		
(31) 優先権主張番号	60/722, 186		
(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

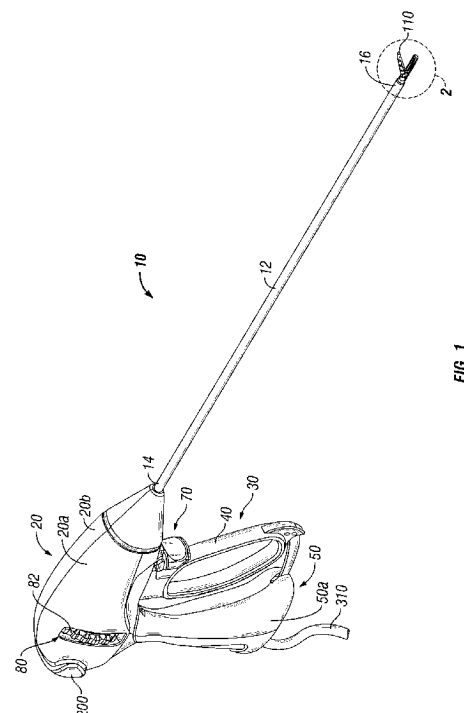
(54) 【発明の名称】 L I G A S U R E (リガシュア) を備える可撓性内視鏡カテーテル

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】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提供する。

【解決手段】脈管シーリングのための内視鏡用鉗子 1 0 であって、以下：ハウジング 2 0；シャフト 1 2；シャフト 1 2 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、エンドエフェクターアセンブリが、以下：一対の顎部材 1 1 0；シャフト 1 2 の周りに平行移動可能に配置された外側スリーブ；およびリンク機構、を備える、エンドエフェクター；ハウジング 2 0 と作動可能に関連する可動ハンドル 4 0 であって、ここで、ハウジング 2 0 に対する可動ハンドル 4 0 の作動は、一対の顎部材 1 1 0 に対して外側スリーブの動きを生じ、第 1 の位置と第 2 の位置のいずれかとの間で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 4 0、を備える。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

明細書に記載の発明。

【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日に出願された米国仮出願番号60/722,359；2005年9月30日に出願された米国仮出願番号60/722,213；および2005年9月30日に出願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。

10

【0002】

(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、治癒時間が減少するという利点を得る傾向がある。

20

【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。

30

【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。

【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。

40

50

【 0 0 0 7 】

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。

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

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。

【 0 0 1 0 】

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必ず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。

【 0 0 1 1 】

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。

【 0 0 1 2 】

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 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の間、望ましくは、 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作業範囲であることが

10

20

30

40

50

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、バ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。

10

【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。

20

【発明の概要】

【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。

30

【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。

40

【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】

50

本開示の一面によれば、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。

【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、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。

10

【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。

20

【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い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。

30

【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。

40

【0027】

50

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超えて延び、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。

【0031】

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。

【0032】

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。

【0033】

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。

【0034】

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、該一対の顎部材を覆わず、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る、外側スリーブ；および

共通の旋回軸の周りで該一対の顎部材を旋回させるために該一対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、該一対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、前記一対の顎部材が、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、前記一対の顎部材が、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、前記一対の顎部材が、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、前記一対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、前記一対の顎部材が、前記シャフトの長手軸に対して実質的に直交の配向に旋回可能である、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、前記一対の顎部材を、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、前記一対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。

(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しように、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、該一対の顎部材が、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、および該一対の顎部材の一方から延び、該一対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みが、該第 1 の位置から第 2 の位置への該一対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、前記一対の顎部材が、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、前記一対の顎部材が、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、前記一対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。

(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：

鉗ブレードであって、該鉗ブレードが、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、該鉗ブレードが、前記一対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、該鉗ブレードが、該一対の顎部材の該一方と整列しておらず、該一対の顎部材の他方を横切って延び、それによって、該一対の顎部材の間に把持される組織を切断する、鉗ブレード、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：

鉗ブレードリンク機構であって、該鉗ブレードリンク機構は、該鉗ブレードに作動可能に接続されており、該鉗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鉗ブレードの作動を生じる、鉗ブレードリンク機構、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：

10

20

30

40

50

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

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。

(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。

【図面の簡単な説明】

【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。

【0037】

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。

【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。

【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、非作動状態にある鉗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、作動状態にある鉗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 の状態で示される、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 の状態で示される、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 の状態で示される、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。

【発明を実施するための形態】

【0038】

(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。

【0039】

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。

【0040】

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。

【0041】

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

10

20

30

40

50

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、Valley Lab（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 CTM 発電器、FORCE 2TM 発電器、SurgiStatTM 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「BIPOLAR ELECTROSURGICAL INSTRUMENT FOR SEALING VESSELS」、この内容全体がまた、本明細書に参考として援用される）に記載されている。

10

【0042】

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、Valley LabのInstant ResponseTM 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 ResponseTM 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：

20

- 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。

【0043】

ケーブル 310 は、鉗子 10 を通っ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。

【0044】

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。

30

【0045】

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。

40

【0046】

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）」

50

e)」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。理解され得るように、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。

【0047】

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 100 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 110 および 120 を備える。エンドエフェクターアセンブリ 100 は、一側性のアセンブリ (すなわち、顎部材 120 は、シャフト 12 に関して固定され、そして、顎部材 110 は、旋回ピン 103 の周りを旋回して、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、互いに関して旋回する) として設計され得る。

【0048】

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 100 は、シャフト 12 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 120、および、定置型顎部材 120 に取り付けられた旋回ピン 103 の周りに設置された、旋回顎部材 110 を備える。往復運動スリーブ 60 は、シャフト 12 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隔的に操作可能である。旋回顎部材 110 は、顎部材 110 から往復運動スリーブ 60 内に配置された開口部 (示さず) を通って、延びる、戻り止めもしくは突出部 117 を備える。旋回顎部材 110 は、シャフト 12 内で軸方向にスリーブ 60 を開口部の遠位端は、旋回顎部材 110 上の戻り止め 117 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 60 を引くと、組織などの周りで顎部材 110 および 120 を近位的に閉じ、そして、スリーブ 60 を押すと、顎部材 110 および 120 を遠位的に開く。

【0049】

図 2 に例示されるように、ナイフチャネル 115b が、顎部材 120 の中央を通して延び (相補的なナイフチャネルが、顎部材 110 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 110 および 120 が閉位置にあるときに、顎部材 110 と 120 との間に把持された組織を切断し得る。ナイフチャネル 115、および、トリガアセンブリ 70 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、2003 年 6 月 13 日に出願された、共有に係る米国特許出願第 10/460,926 号、および 2004 年 9 月 29 日に出願された、米国特許出願第 10/953,757 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。

【0050】

引き続き図 2 を参照して、顎部材 110 はまた、絶縁基板または絶縁体 114、および導電性シーリング表面 112 を有する、顎ハウジング 116 を備える。一実施形態において、絶縁体 114 は、導電性シーリング表面 112 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 110 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 311 が導電性シーリング表面 112 と電氣的に連続するように導くように設計された、ワイヤチャネル 113 を備える。

【0051】

望ましくは、顎部材 110 は、実質的に絶縁基板 114 によって取り囲まれた、導電性シーリング表面 112 を有する。絶縁基板 114、導電性シーリング表面 112、および、外側の非導電性顎ハウジング 116 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 110 および 120 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。

【0052】

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

【0053】

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ネル 1 1 5 b と協働することが想定される。

20

【0054】

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 のナイフチャネルが、完全なナイフチャネルを形成し、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、ナイフチャネルは、特定の目的に依存して、2つの顎部材のうちの一方(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。

30

【0055】

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。

40

【0056】

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。

50

【0057】

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300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300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。

【0058】

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、旋回ピン103によって中心シャフト302の遠位端302aにおいて旋回可能に支持された、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

【0059】

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。

20

【0060】

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。

30

【0061】

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。

【0062】

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。

40

【0063】

エンドエフェクターアセンブリ300aは、各々が、旋回ピン103を介して、中心シャフト302aの遠位端において旋回可能に支持される、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

50

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。

【0064】

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の遠位端330aは、望ましくは、顎部材310a、320aが外側スリーブ304a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310a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310aの第1の顎部材320aに向かう回転を達成するような様式で、第2の顎部材310aに作動可能に接続される。

10

【0065】

使用時に、顎部材310a、320aが、閉位置にある場合、顎部材310a、320a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306aを通して進められる。顎部材310a、320aが、外側スリーブ304a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304a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310a、320aは、両方とも、図6に見られるように、中心シャフト302a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310a、320a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。

20

【0066】

顎部材310a、320aが、直交性の方向に方向付けられている場合、顎部材310a、320a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310a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310aが、第1の顎部材320a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300aは、開放状態へと構成され、そして、第1の顎部材320aの組織接触表面は、外側スリーブ304a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300aが開放状態にある場合、組織は、顎部材310a、320aの間に置かれ得るか、または、顎部材310a、320aは、組織の上に配置され得る。

30

【0067】

組織を顎部材310a、320a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310aを第1の顎部材320aに向けて近づけるように、第2の顎部材310a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300aは、第1の顎部材320aと第2の顎部材310a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310a、320a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302bに関して実質的に直線方向のクランプ力が適用される。

【0068】

組織を処置した後、リンク機構330は、第1の顎部材320aと第2の顎部材310a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320aと第2の顎部材310aとの間から処置した組織が開放されると、中心シャフト302aが、外側スリーブ304aを通して引き戻される。その際、第1の顎部材320aおよび第2の顎部材310aは、外側スリーブ304aの遠位縁と、第1の顎部材320a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

【0069】

中心シャフト302aおよび/または外側スリーブ304a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。

【0070】

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

50

クターアセンブリは、一般に、３００ｂとして示される。エンドエフェクターアセンブリ３００ｂ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。

【００７１】

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３００ｂは、一側性の配置において、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。

10

【００７２】

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。

20

【００７３】

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。

【００７４】

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。

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。

【００７６】

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

【００７７】

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。

50

【 0 0 7 8 】

使用時に、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c を閉じるために、ワイヤ 3 4 0 は、近位方向に引き戻され、それにより、可動顎部材 3 1 0 c の遠位先端を、固定顎部材 3 2 0 c の遠位先端に向けて近づける。その際、顎部材 3 1 0 c 、 3 2 0 c 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。

【 0 0 7 9 】

図 9 に見られるような、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c 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、作動の様式において、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c 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 3 1 0 c 、 3 2 0 c 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、近位方向に引っ張られ、それによって、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c を組織「T」の上から閉じ（例えば、顎部材 3 1 0 c 、 3 2 0 c を近づけて）、そして、組織「T」の周りでワイヤ 3 4 0 を締め上げる。

10

【 0 0 8 0 】

ワイヤ 3 4 0 は、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c 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 3 1 0 c 、 3 2 0 c 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 c 、 3 2 0 c 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。

20

【 0 0 8 1 】

ワイヤ 3 4 0 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 3 0 0 c の遠位部分 3 0 1 c は、剛性の導電性材料から製造され得る。その際、導線 3 1 1 c は、中心シャフト 3 0 2 c の可撓性の近位部分 3 0 3 c から延びて、剛性の部分 3 0 1 c の近位端へと電氣的に接続し得る。

【 0 0 8 2 】

エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c が開放状態にあり、ワイヤ 3 4 0 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 3 0 0 c 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 c 、 3 2 0 c 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 3 4 0 の近位端は、近位方向に引っ張られ、それによって、ワイヤ 3 4 0 を締め上げ、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c を組織「T」の上から閉じる（例えば、顎部材 3 1 0 c 、 3 2 0 c を近づける）。

30

【 0 0 8 3 】

ワイヤ 3 4 0 は、エンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c を、組織「T」の上にしっかりと閉じるため、そして、顎部材 3 1 0 c 、 3 2 0 c 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 3 4 0 のさらなる引き戻しにより、旋回ピン 1 0 3 の周りのエンドエフェクターアセンブリ 3 0 0 c 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。

40

【 0 0 8 4 】

ここで、図 1 1 および 1 2 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、3 0 0 d 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 d 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。

【 0 0 8 5 】

図 1 1 および 1 2 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 は、顎部材 3 1 0 d 、 3 2 0 d の一方から、顎部材 3 1 0 d 、 3 2 0 d のもう一方へと延びた、ワイヤ 3 4 0 を備える。具体的には、ワイヤ 3 4 0 は、中央本体部分 3 0 2 d 内に配置され

50

、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の近位方向への引き戻しは、顎部材３１０ｄおよび３２０ｄの両方を通る、ワイヤ３４０の引き戻しを生じる。

【００８６】

エンドエフェクターアセンブリ３００ｄ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３００ｄ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３００ｄが、開放状態である場合、ワイヤ３４０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３４０は、その全長に沿って形成された、ニップル領域３４０ｂを備える。使用時に、ワイヤ３４０を締め上げるときに、組織「Ｔ」は、ワイヤ３４０のニップル領域３４０ｂ内に位置決めされることが望ましい。

10

【００８７】

使用時に、エンドエフェクターアセンブリ３００ｄを閉じるために、ワイヤ３４０は、ワイヤ３４０の近位端を引っ張って、それによって、顎部材３１０ｄ、３２０ｄの遠位先端を、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３４０の遠位端３４０ａは、接合ブロック３４２によって、それ自体に固定されているので、ワイヤ３４０の近位端を引っ張ることによって、ワイヤ３４０の遠位端３４０ａは、顎部材３１０ｄ、３２０ｄの両方へと実質的に同等に引かれる。

20

【００８８】

動作時、図１１に見られるように、エンドエフェクターアセンブリ３００ｄが開放状態にあり、そして、ワイヤ３４０が、拡張状態にある場合、エンドエフェクターアセンブリ３００ｄ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３１０ｄ、３２０ｄ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、近位方向に引かれ、それによって、エンドエフェクターアセンブリ３００ｄを組織「Ｔ」の上から閉じ（例えば、顎部材３１０ｄ、３２０ｄを近づけ）、そして、ワイヤ３４０を組織「Ｔ」の周りで締め上げる。

30

【００８９】

ワイヤ３４０は、エンドエフェクターアセンブリ３００ｄ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３１０ｄ、３２０ｄ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３１０ｄ、３２０ｄ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。

40

【００９０】

本開示によれば、顎部材３１０、３２０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３４０の支持および／または制御を提供する。

【００９１】

ここで、図１３～１７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、３００ｅとして指定される。エンドエフェクターアセンブリ３００ｅ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。

【００９２】

エンドエフェクターアセンブリ３００ｅは、さらに、中心シャフト３０２ｅの遠位端に旋回可能に接続された、ナイフもしくは鋏ブレード３５０を備える。鋏ブレード３５０は

50

、旋回ピン 103 を介して、中心シャフト 302 e の遠位端に旋回可能に接続され得る。鋏ブレード 350 は、切刃 (cutting edge) 350 a など規定する。

【0093】

図 13 ~ 17 に見られるように、リンク機構 352 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 300 e の顎部材 310 e、320 e に対して、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 352 a は、望ましくは、旋回ピン 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。

10

【0094】

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 350 a が、顎部材 310 e、320 e 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 350 a は、顎部材 310 e のシーリング表面 122 e 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 および 16 に見られるように、鋏ブレード 350 は、その切刃 350 a が、顎部材 310 e、320 e 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。

【0095】

エンドエフェクターアセンブリ 300 e は、さらに、顎部材 310 e、320 e の一方から延び、顎部材 310 e、320 e 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 302 e 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 320 e から外に延びて、可動顎部材 310 e の遠位端もしくは先端に取り付けられる、遠位端 340 a とを備える。

20

【0096】

動作時、エンドエフェクターアセンブリ 300 c または 300 d 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、旋回ピン 103 の周りで鋏ブレード 350 を旋回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 310 e、320 e の側部に沿って組織「T」を切断する。

30

【0097】

望ましくは、鋏ブレード 350 は、顎部材 310 e、320 e 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。

【0098】

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。

40

【0099】

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 402 a を有する、中心シ

50

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。

【０１００】

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って位置する。

【０１０１】

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

20

【０１０２】

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。

【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、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。

30

【０１０４】

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。

40

【０１０５】

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。

【０１０６】

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

50

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。

【0107】

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。

10

【0108】

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。

20

【0109】

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。

【0110】

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 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 、好ましくは、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 、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。

30

【0111】

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。

【0112】

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。

40

【0113】

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

50

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)、Inconel 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。

【0114】

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

【0115】

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

30

【0116】

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。

【 図 1 】

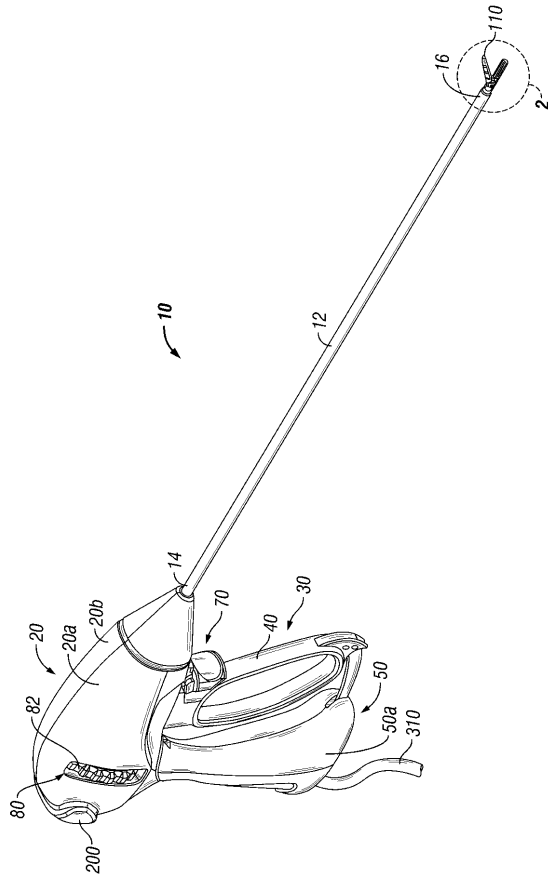


FIG. 1

【 図 2 】

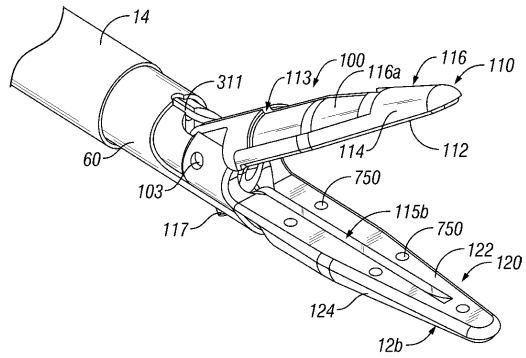


FIG. 2

【 図 3 】

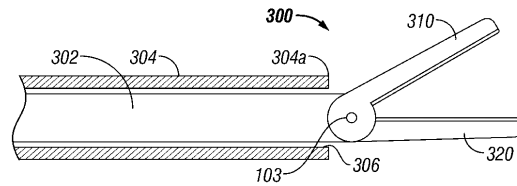


FIG. 3

【 図 4 】

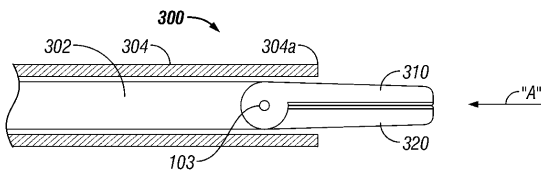


FIG. 4

【 図 7 】

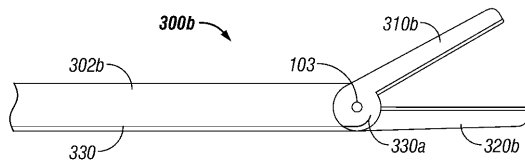


FIG. 7

【 図 5 】

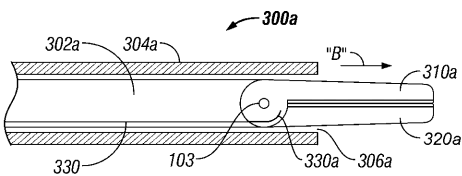


FIG. 5

【 図 8 】

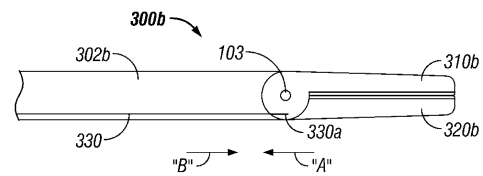


FIG. 8

【 図 6 】

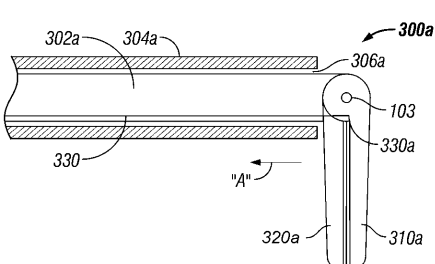


FIG. 6

【 図 9 】

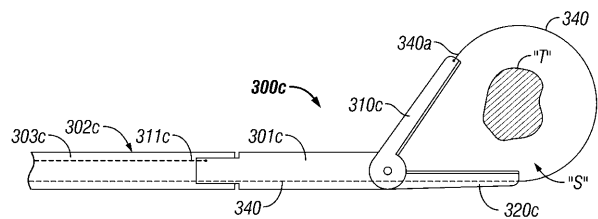


FIG. 9

【図 10】

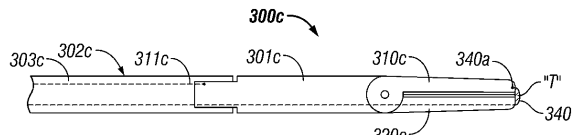


FIG. 10

【図 11】

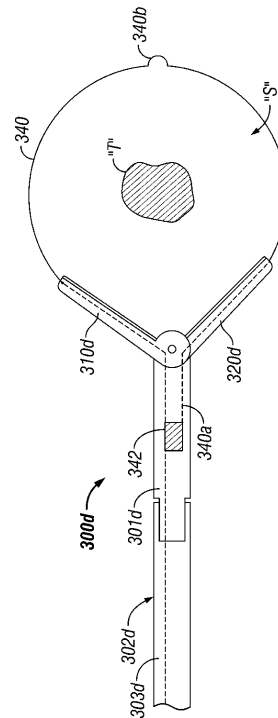


FIG. 11

【図 12】

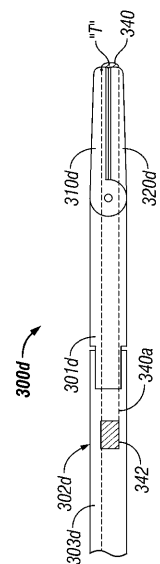


FIG. 12

【図 14】

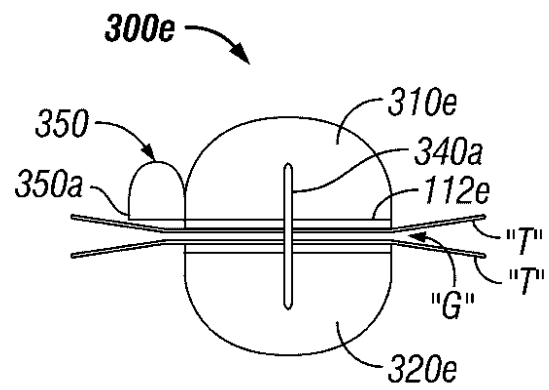


FIG. 14

【図 13】

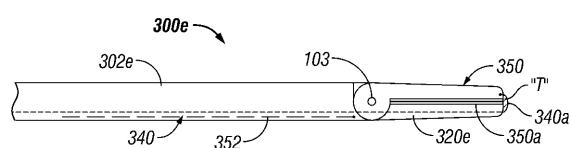


FIG. 13

【図 15】

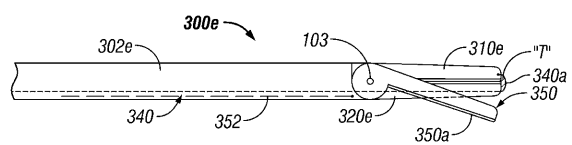


FIG. 15

【 図 1 6 】

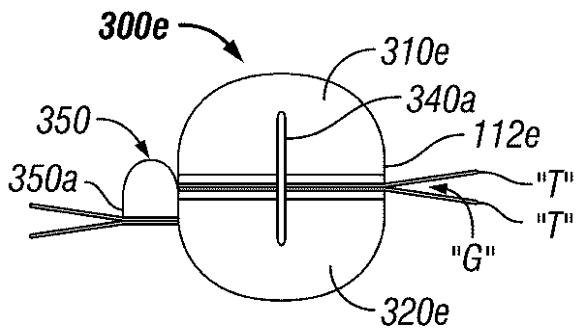


FIG. 16

【 図 1 7 】

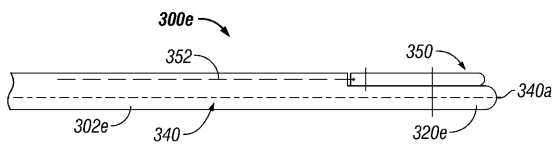


FIG. 17

【 図 2 0 】

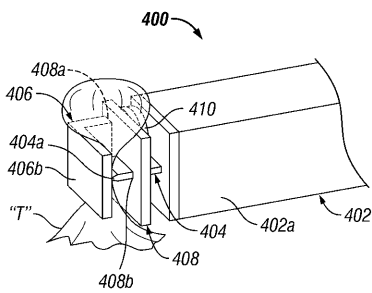


FIG. 20

【 図 1 8 】

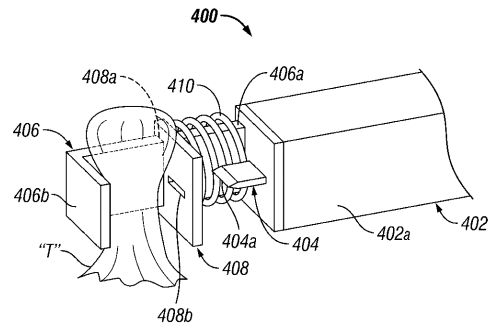


FIG. 18

【 図 1 9 】

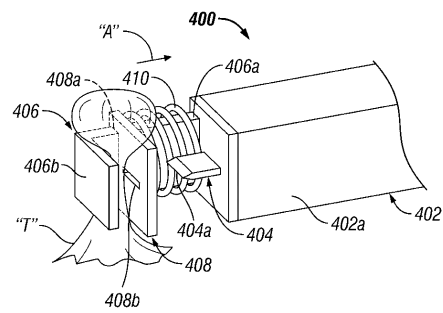


FIG. 19

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 レーン 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

F ターム(参考) 4C160 GG23 GG28 KK04 KK17 KK19 KK36 KK39 KL03 MM33 NN01

NN08

专利名称(译)	带有LIGASURE的柔性内窥镜导管		
公开(公告)号	JP2012148088A	公开(公告)日	2012-08-09
申请号	JP2012043389	申请日	2012-02-29
[标]申请(专利权)人(译)	联合Vie的冀股份公司		
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	A61B17/28 A61B18/12		
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	A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B17/28 A61B17/29 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/GG23 4C160/GG28 4C160/KK04 4C160/KK17 4C160/KK19 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KL03 4C160/MM33 4C160/NN01 4C160/NN08		
优先权	60/722359 2005-09-30 US 60/722213 2005-09-30 US 60/722186 2005-09-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

内窥镜血管密封装置减小了闭合钳口构件并将组织夹持在钳口构件之间所需的机械力的总量。一种用于血管密封的内窥镜钳，包括：壳体；轴；可操作地支撑在轴的远端上的端部执行器组件；和效应器组件包括：末端执行器，其包括一对钳口构件110；可移动地围绕轴12设置的外套管；以及连杆；与壳体20可操作地相关联的可动手柄40。因此，可动手柄40相对于壳体20的致动引起外套管相对于一对钳口构件110的运动，以在第一位置或第二位置之间致动端部执行器组件。设置有可动手柄40。[选型图]图1

