

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4906300号
(P4906300)

(45) 発行日 平成24年3月28日 (2012.3.28)

(24) 登録日 平成24年1月20日 (2012.1.20)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28 3 1 0

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

A 6 1 B 17/32 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 17/32 3 3 0

請求項の数 4 (全 40 頁)

(21) 出願番号 特願2005-283135 (P2005-283135)
 (22) 出願日 平成17年9月28日 (2005.9.28)
 (65) 公開番号 特開2006-95316 (P2006-95316A)
 (43) 公開日 平成18年4月13日 (2006.4.13)
 審査請求日 平成20年9月19日 (2008.9.19)
 (31) 優先権主張番号 10/953,757
 (32) 優先日 平成16年9月29日 (2004.9.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507364377
 コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフト
 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
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (74) 代理人 100113413
 弁理士 森下 夏樹
 (72) 発明者 ダイカス ショーン ティー.
 アメリカ合衆国 コロラド 80200,
 ブルームフィールド, オーバールック
 ドライブ 2735

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 細長いナイフストロークと切断機構のための安全装置とを有する、血管シーラーおよび分割器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡双極性鉗子であって、以下：

移動可能な顎部材と固定された顎部材とをその遠位端に有するシャフト；

該移動可能な顎部材を、該固定された顎部材に対し、該移動可能な顎部材が該固定された顎部材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、組織を操作するために該移動可能な顎部材が該固定された顎部材により近い第2の位置に移動するための駆動アセンブリ；

該移動可能な顎部材を移動するために該駆動アセンブリを作動する移動可能なハンドル；

組織シールに沿って組織を切断するためのナイフアセンブリを選択的に進行するために、該移動可能なハンドルに対して作動可能に配置されたトリガーアセンブリであって、該ナイフアセンブリは、該トリガーアセンブリの作動に際し、ナイフシャフトと協働して組織を通してナイフを進行するほぼドーナツ形状のナイフカラーを含むトリガーアセンブリ；

を備え、

各顎部材は、該顎部材が、それらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導し組織シールを行い得るように、電気エネルギーの供給源に接続されるよう適合され、

該トリガーアセンブリが、トリガーと、該ナイフカラーの近位端に接するような形態である2つのC字形状脚を有するフランジとを、該トリガーの回転が、次に、該C字形状脚

を回転し、そして該ナイフカラーを遠位方向に押し、組織を通して前記ナイフを進行するように含む、内視鏡双極性鉗子。

【請求項 2】

前記ナイフカラーおよび前記トリガーアセンブリを近位方向の非作動位置に付勢するためのスプリングをさらに備える、請求項 1 に記載の内視鏡双極性鉗子。

【請求項 3】

前記フランジの C 字形状脚の曲率半径が、処置されている組織のタイプに従う寸法である、請求項 1 に記載の内視鏡双極性鉗子。

【請求項 4】

前記トリガーアセンブリを解放可能にロックするために、前記移動可能なハンドルに対して配置される安全機構をさらに備える、請求項 1 に記載の内視鏡双極性鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

本出願は、2004 年 9 月 29 日に提出された、Dycus による「細長いナイフストロークと切断機構のための安全装置とを有する、血管シーラーおよび分割器」と題する米国特許出願第 10/953,757 号に対する利益および優先権を主張する。米国特許出願第 10/953,757 号は、2003 年 6 月 13 日に提出された米国特許出願第 10/460,926 号の一部継続出願であり、その利益および優先権を主張する。これら出願の全体の内容は本明細書中に参考として援用される。

【0002】

本開示は電気外科用鉗子に関し、そしてより詳細には、本開示は、組織をシールおよび／または切断するための内視鏡双極性電気外科用鉗子に関する。

【背景技術】

【0003】

(技術分野)

電気外科用鉗子は、機械的クランプ作用および電氣的エネルギーの両方を利用し、組織および血管を加熱することにより止血を行い、組織を凝固、焼灼および／またはシールする。開放外科の手順との使用のための開放鉗子に対する代替として、多くの現代の外科医は、より小さな穿刺様切開を通り器官に遠隔から接近するために内視鏡および内視鏡器具を用いる。その直接的結果として、患者は、より少ない瘢痕および減少した治療時間の利益を受ける傾向にある。

【0004】

内視鏡器具は、トロカールで作製された、カニューレ、またはポートを通して患者中に挿入される。カニューレについての代表的サイズは、3 ミリメートル〜12 ミリメートルの範囲である。より小さいカニューレが通常好ましく、これは、認識され得るように、最終的に、このより小さなカニューレを通して適合する内視鏡器具を作製する方法を見出さなければならない器具製造業者に設計挑戦を提示する。

【0005】

多くの内視鏡による外科的手順は、血管または血管組織の切断または結紮を必要とする。手術する腔の固有の空間的考慮事項に起因して、外科医はしばしば血管を縫合すること、または出血を制御するその他の伝統的な方法、例えば、横に切開された血管をクランプすること、および／または横に切開された血管を縛ることを実施することの困難性を有する。内視鏡電気外科用鉗子を利用することにより、外科医は、顎部材を通して組織に印加される電気外科用エネルギーの強度、周波数および持続時間を単に制御することにより、焼灼、凝固／乾燥し、そして／または出血を単に減少または遅延す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、直径が 2 ミリメートル未満の範囲の血管は、しばしば、標準的な電気外科用器具および電気外科技法を用いて閉鎖され得る。しかし、より大きな血管が結紮される場合、外科医は、この内視鏡的手順を開放外科的手順に変換し

10

20

30

40

50

、そしてそれによって、内視鏡手術の利点を捨てる必要があり得る。あるいは、外科医は、より大きな血管または組織をシールし得る。

【0006】

血管を凝固するプロセスは、電気外科的血管シーリングとは根本的に異なると考えられる。本明細書における目的には、「凝固」は、組織を乾燥するプロセスとして規定され、このプロセスにおいて、組織細胞は、破壊され、かつ乾燥される。「血管シーリング」または「組織シーリング」は、組織中のコラーゲンを、そのコラーゲンが、融合された塊へと改変するように液化するプロセスとして規定される。小血管の凝固は、それらの血管を永久的に閉鎖するために十分であり、その一方、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。

10

【0007】

より大きな血管（または組織）を効率的にシールするため、2つの主要な機械的パラメーターが正確に制御されなければならない。血管（組織）に印加される圧力、および電極間の間隙距離であり、その両方は、シールされる血管の厚みによって影響される。より詳細には、圧力の正確な付与は、血管の壁を対向させるため；組織のインピーダンスを、十分な電気外科用エネルギーがこの組織を通るのを可能にするに十分低い値に減少するため；組織過熱の間の拡張の力を克服するため；および良好なシールの指標である端部組織厚みに寄与するために重要である。代表的な融合された血管壁は、0.001～0.006インチで最適であることが決定された。この範囲未満では、シールは、せん断されるかまたは裂けるかもしれず、そしてこの範囲を超えると、上記管腔は、適正にも有効にもシール

20

【0008】

より小さな血管について、組織に付与される圧力は、関係がより少なくなる傾向にあり、その一方、電氣的伝導性表面の間隙距離が、有効なシーリングのためにより重要になる。換言すれば、作動（能動化）の間にこの2つの電氣的伝導性表面が接触する機会は、血管がより小さくなるほど増加する。

【0009】

多くの公知の器具は、機械的様式および／または電気機械的様式で組織を単に切断するブレード部材またはせん断部材を含み、そして血管シーリング目的には比較的に非効率的である。その他の器具は、適正なシーリング厚みを獲得するためにクランプする圧力のみ

に依存し、そして適正に制御される場合、一貫性がありかつ効率的な組織シールを確実にし得るパラメーターである間隙許容範囲および／または平行度および平坦度要件を考慮して設計されない。例えば、以下の2つのいずれかの理由のため、クランプする圧力のみを制御することにより得られるシールされた組織の厚みを適切に制御することは困難であることが知られている：1) 付与される力が大き過ぎる場合、2つの極が触れ、そしてエネルギーが組織を通して移動されず有効なシールが得られない可能性が存在する；または2) 付与される力が小さすぎる場合、作動およびシーリングの前に組織が未成熟で移動し得、そして／またはより厚く、より信頼性のないシールが生成され得る。

30

【0010】

上記のように、より大きな血管または組織を適切かつ効率的にシールするため、対向する顎部材間により大きな閉鎖力が要求される。顎部材間の大きな閉鎖力は、代表的には、各顎のための回動点（ピボット）の周りの大きなモーメントを必要とすることが知られている。これは、設計の挑戦を提示する。なぜなら、これら顎部材は、代表的には、ピンで固定されているからであり、これらは、各顎部材の回動点に対して小さなモーメントアームを有するよう配置されているからである。小モーメントアームと組み合わせられた大きな力は、望まれない。なぜなら、この大きな力はピンをせん断し得るからである。結果として、設計者は、これらの大きな閉鎖力を、金属ピン類をもつ器具を設計すること、および／または機械的破損の機会を減少するために、これらの閉鎖力を少なくとも部分的に取り除く器具を設計することのいずれかにより、補償しなければならない。認識され得るように、金属ピボットピン類が採用される場合、これら金属ピンは、効率的なシーリングに有

40

50

害であると示され得る顎部材間の代替の電流経路としてこのピンが作用するのを避けるために絶縁されなければならない。

【0011】

電極間の閉鎖力を増加することは、その他の所望されない影響を有し得る。例えば、それは、対向する電極が互いに緊密に接触することを引き起こし得、これは、短絡を生じ得、そして小さな閉鎖力は、圧縮の間でかつ作動の前に組織の未成熟な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する電極間に適切な閉鎖力を一貫して提供する器具を提供することは、成功するシールの機会を増大するであろう。認識され得るように、一貫したベースで適切な範囲内の適切な閉鎖力を、手動で提供する外科医に依存することは困難であり得、そして得られるシールの有効性および質は変動し得る。さらに、有効な組織シールを生成する全体の成功は、血管を均一に、一貫してかつ有効にシールするための適切な閉鎖力を判定することにおける使用者の技能、先見性、器用さ、および経験に大いに頼っている。換言すれば、シールの成功は、器具の有効性よりもむしろ外科医の究極の技量に大いに依存するであろう。

10

【0012】

一貫性がありかつ有効なシールを確実にするための圧力範囲は、約 3 kg/cm^2 と約 16 kg/cm^2 との間、そして、好ましくは、 $7 \text{ kg/cm}^2 \sim 13 \text{ kg/cm}^2$ の作動範囲内にあることが見出された。この作動範囲内にある閉鎖圧力を提供し得る器具を製造することは、動脈、組織およびその他の血管束をシールするために有効であることが示された。

20

【0013】

種々の力を作動させるアセンブリが、過去、血管シーリングを行うために適切な閉鎖力を提供するために開発されている。例えば、1つのこのような作動アセンブリが、Tyco Healthcare LPの事業部である、Valleylab Inc. によって、LIGASURE ATLAS（登録商標）の下で市販されるValleylab社の血管シーリングおよび分割用の器具との使用のために開発された。このアセンブリは、4つのバーの機械的リンケージ、協働して上記の作動範囲内の組織圧を一貫して提供および維持する、スプリングおよび駆動アセンブリを含む。上記LIGASURE ATLAS（登録商標）は、現在、10mmのカニユーレを通して適合するよう設計され、そしてフットスイッチによって作動される2層（bilateral）の顎閉鎖機構を含む。トリガーアセンブリがナイフを遠位方向に延ばし、組織シールに沿って組織を分離する。回転機構がハンドルの遠位端にともない、外科医が、顎部材を選択的に回転して組織を握ることを容易にするのを可能にする。同時継続中の米国特許出願番号第10/179,863号および同第10/116,944号、ならびにPCT出願番号第PCT/US01/01890号および第PCT/7201/11340号は、上記LIGASURE ATLAS（登録商標）の作動特徴、およびそれに関連する種々の方法を詳細に記載している。これらの出願のすべての内容は、本明細書によって参考として本明細書中に援用される。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

40

【0014】

5mmのカニユーレとともに利用され得る、より小さな、より単純な内視鏡血管シーリング器具を開発することが、所望され得る。好ましくは、この器具は、より単純かつより機械的に有利な駆動アセンブリを含み、血管および組織を握ることおよび操作することを容易にするであろう。さらに、ハンドスイッチと1層（unilateral）の顎閉鎖機構とを含む器具を製造することが、所望され得る。

【課題を解決するための手段】

【0015】

（要旨）

本開示は、5mmトロカールまたはカニユーレとともに利用されるよう設計されている

50

内視鏡双極性鉗子に関し、そしてハウジングおよびこのハウジングの遠位端に固定されたシャフトを含む。好ましくは、このシャフトは、このシャフトがトロカールを通して自由に挿入可能であるように減少した直径を含む。このシャフトはまた、それを通して規定される長軸方向軸、およびその遠位端に取り付けられた一对の第1および第2の顎部材を含む。上記鉗子は、この第1の顎部材を、第2の部材に対し、これら顎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、これら顎部材が協働してそれらの間に組織を握る第2の位置まで移動するための、駆動アセンブリを含む。上記シャフトの長軸方向軸の上に位置決めされる回動点の周りを回転可能である移動可能なハンドルが含まれる。このハンドルの移動は、駆動フランジを、駆動アセンブリと機械的協働するように係合し、上記顎部材を開放位置から閉鎖位置まで移動する。有利には、上記回動点は、上記長軸方向軸の上に固定された距離に位置決めされ、上記駆動フランジにレバー様機械的利点を提供する。上記駆動フランジは、上記長軸方向軸にほぼ沿って位置決めされる。上記鉗子は、各顎部材に、これら顎部材が、それらの間に保持された組織を通して双極性エネルギーを伝導して組織シールを行い得るように、電位を運ぶ電気外科用エネルギーの供給源に接続される。

10

【0016】

なお別の実施形態では、上記鉗子は、上記ハウジング内に配置される、上記エネルギー供給源に電気外科用に接続されるハンドスイッチを含む。有利には、このハンドスイッチは、使用者が、上記顎部材に双極性エネルギーを選択的に供給し、組織シールを行うことを可能にする。

20

【0017】

1つの実施形態では、上記鉗子は、組織シールに沿って前方方向に組織を切断するために選択的に進行可能なナイフアセンブリを含む。回転アセンブリがまた、上記シャフトを通して規定される長軸方向軸の周りに上記顎部材を回転するために含まれ得る。有利には、この回転アセンブリは、上記駆動フランジの近位かつ上記ハンドスイッチの近傍に位置決めされ、回転を容易にする。

【0018】

好ましくは、移動可能な顎部材は第1の電位を含み、そして固定された顎部材は第2の電位を含む。リードがこの移動可能な顎部材を第1の電位に接続し、そして伝導性チューブ（これは、上記シャフトを通して配置される）が第2の電位を上記固定された顎部材に伝導する。有利には、この伝導性チューブは、回転アセンブリに接続され、上記顎部材の選択的回転を許容する。

30

【0019】

1つの実施形態では、上記駆動アセンブリは、上記移動可能なハンドルの作動に際し、上記回転する伝導性チューブの頂上で転置して上記移動可能な顎部材を上記固定された顎部材に移動する、往復移動スリーブを含む。好ましくは、上記移動可能な顎部材は、その転置に際し、上記移動可能な顎部材が上記固定された顎部材に対して移動するような往復移動スリーブとの係合のために設計される、上記固定された顎部材を超えて延びる隆起を含む。有利には、スプリングが上記駆動アセンブリとともに含まれ、上記移動可能なハンドルの作動を容易にし、そして閉鎖力が、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ～ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 、そして好ましくは、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ～ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の作動範囲内で維持されることを確実にする。

40

【0020】

好ましくは、少なくとも1つの顎部材が、シーリングプロセスの間に顎部材間の距離を調節する（すなわち、2つの対向する顎部材間に間隙を生成する）ために、その上に配置された一連の停止部材を含む。認識され得るように、対向する顎部材間の間隙距離を調節することは、上記の範囲内に閉鎖圧力を維持することとともに、信頼性がありかつ一貫した組織シールを生成するであろう。

【0021】

本開示はまた、その遠位端に移動可能な顎部材と、固定された顎部材とを有する、シャ

50

フトを含む内視鏡双極性鉗子に関する。この鉗子はまた、上記移動可能な顎部材を上記固定された顎部材に対し、上記移動可能な顎部材が上記固定された顎部材に対し間隔を置いた関係で配置される第1の位置から、組織を操作するために上記移動可能な顎部材が上記固定された顎部材により近い第2の位置に移動するための、駆動アセンブリを含む。駆動アセンブリを作動して上記移動可能な顎部材を移動する移動可能なハンドルが、含まれる。

【0022】

上記鉗子は、各顎部材に、これら顎部材がそれらの間に保持された組織を通して双極性エネルギーを伝導して組織シールを行い得るように、伝導される電気外科用エネルギーの供給源に接続される。有利には、上記鉗子はまた、組織シールと、シーリングの間に顎部材間の距離を調節するために顎部材の少なくとも1つの上に配置された停止部材に沿って遠位方向に組織を切断するための、選択的に進行可能なナイフアセンブリとを含む。

【0023】

別の実施形態では、本開示は、内視鏡双極性鉗子に関し、これは、移動可能な顎部材とその遠位端に固定された顎部材とを有するシャフト、ならびに上記移動可能な顎部材を上記固定された顎部材に対して上記のように移動するための駆動アセンブリを含む。移動可能なハンドルは、上記駆動アセンブリを作動して上記移動可能な顎部材を移動するように含まれ、そして上記顎部材は、各々、電気エネルギーの供給源に、上記顎部材がそれらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導し組織シールを行い得るように接続するように適合されている。トリガーアセンブリが、組織シールに沿って組織を切断するためのナイフアセンブリを選択的に進行するために、移動可能なハンドルに対して作動可能に配置されている。このナイフアセンブリは、上記トリガーアセンブリの作動に際し、ナイフシャフトと協働して組織を通してナイフを進めるほぼドーナツ形状のナイフカラーを含む。

【0024】

好ましくは、上記トリガーアセンブリは、トリガーと2つのC字形状脚を有するフランジとを、それらが上記ナイフカラーの近位端に接して、トリガーの回転が、次に、C字形状脚を回転し、そして上記ナイフカラーを遠位方向に押して組織を通してナイフを進行させるような形態で含む。スプリングが、上記ナイフカラーおよびトリガーアセンブリを、近位の非作動位置に付勢するために含まれ得る。上記フランジのC字形状脚の曲率の半径は、処置されている組織のタイプに従った寸法、または特定の手術目的に依存する寸法であり得る。

【0025】

より特定すれば、本願発明は、以下に関する。

(1) 内視鏡双極性鉗子であって、以下：移動可能な顎部材と固定された顎部材とをその遠位端に有するシャフト；該移動可能な顎部材を、該固定された顎部材に対し、該移動可能な顎部材が該固定された顎部材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、組織を操作するために該移動可能な顎部材が該固定された顎部材により近い第2の位置に移動するための駆動アセンブリ；該移動可能な顎部材を移動するために該駆動アセンブリを作動する移動可能なハンドル；該組織シールに沿って組織を切断するためのナイフアセンブリを選択的に進行するために、該移動可能なハンドルに対して作動可能に配置されたトリガーアセンブリであって、該ナイフアセンブリは、該トリガーアセンブリの作動に際し、ナイフシャフトと協働して組織を通してナイフを進行するほぼドーナツ形状のカラーを含むトリガーアセンブリを備え、各顎部材は、該顎部材が、それらの間に保持された組織を通してエネルギーを伝導し組織シールを行い得るように、電気エネルギーの供給源に接続されるよう適合される、内視鏡双極性鉗子。

(2) 上記トリガーアセンブリが、トリガーと、上記ナイフカラーの近位端に接するような形態である2つのC字形状脚を有するフランジとを、上記トリガーの回転が、次に、上記C字形状脚を回転し、そして上記ナイフカラーを遠位方向に押し、組織を通して上記ナイフを進行するように含む、項(1)に記載の内視鏡双極性鉗子。

(3) 上記ナイフカラーおよび上記トリガーアセンブリを近位方向の非作動位置に付勢するためのスプリングをさらに備える、項(1)に記載の内視鏡双極性鉗子。

(4) 上記フランジのC形状脚の曲率半径が、処置されている組織のタイプに従う寸法である、項(1)に記載の内視鏡双極性鉗子。

(5) 上記トリガーアセンブリを解放可能にロックするために、上記移動可能なハンドルに対して配置される安全機構をさらに備える、項(1)に記載の内視鏡双極性鉗子。

【発明の効果】

【0026】

内視鏡双極性鉗子は、ハウジングおよびこのハウジングに固定されたシャフトを備える。シャフトは、長軸方向軸、およびその遠位端に取り付けられた一对の顎部材を備える。この鉗子はまた、顎部材の1つを他方の顎部材に対して移動するための駆動アセンブリ、および開放および閉鎖位置から顎部材を移動する移動可能なハンドルを備える。この鉗子は、電気外科用エネルギーの供給源に、顎部材の間に保持された組織を通して伝導するよう接続されて組織シールを行う。トリガーアセンブリが、移動可能なハンドル接続され、組織シールに沿って組織を切断する。ナイフアセンブリは、ナイフシャフトと協働するナイフカラーを備え、トリガーアセンブリの作動に際し、組織を通してナイフを進行させる。この構成を有することによって、i) 外科医が、各顎部材間の回動点に対して、手動による適切な閉鎖力を提供することを可能にし、より大きな血管または組織を効率的にシールできる；ii) 回動点(ピン)の破壊を防ぐ；iii) 電極間の短絡を防ぐ；iv) 一貫した閉鎖力により、外科医の技量に依存しない、一貫した質のよいシールを提供する；vi) よりコンパクトで単純な内視鏡血管シーリング器具が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

本発明の器具の種々の実施形態は、図面を参照して本明細書中に説明される。

【0028】

(詳細な説明)

図1〜3を参照して、内視鏡双極性鉗子10の1つの実施形態が、種々の外科的手順との使用のために示され、そして一般に、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、および端部エフェクターアセンブリ100を含み、これらは、相互に協働して管状血管および血管組織420を握り、シールし、および分離する(図36)。図面の描写の大部分は、内視鏡外科的手順と組み合わせた使用のための双極性鉗子10を示すが、本開示は、より伝統的な開放外科的手順のために用いられ得る。本明細書の目的には、鉗子10は、内視鏡器具に関して説明されているが、この鉗子の開放バージョンもまた、以下に説明されるのと同じまたは類似の作動コンポーネントおよび特徴を含み得ることが企図される。

【0029】

鉗子10は、端部エフェクターアセンブリ100と機械的に係合する寸法の遠位端16、およびハウジング20と機械的に係合する近位端14を有するシャフトを含む。上記シャフト12が、端部エフェクターに接続される方法の詳細は、図25に関して以下により詳細に説明される。シャフト12の近位端14は、ハウジング20内に受容され、そしてそれに関連する接続は、図13および14に関して以下に詳細に説明される。以下の図面中および説明中で、用語「近位」は、伝統的であるように、使用者により近い鉗子10の端部をいい、その一方、用語「遠位」は、使用者からより遠い端部をいう。

【0030】

図1に最良に見られるように、鉗子10はまた、この鉗子10を電気外科用エネルギーの供給源、例えば、電源(図示せず)に接続する電気外科用ケーブル310を含む。好ましくは、Boulder Coloradoに位置するValleylab(Tyco Healthcare LPの事業部)によって販売されるような電源が、電気外科用エネルギーの供給源として用いられ、例えば、FORCE EZTM電気外科用電源、FORCE FXTM電気外科用電源、FORCE 1CTM、FORCE 2TM電源、S

urg i S t a t^{T M} I Iがある。1つのこのようなシステムは、同時所有の「適合電力制御を備えた電気外科用電源」と題する米国特許第6, 033, 399号に記載され、その全体の内容は、本明細書によって参考として本明細書中に援用される。その他のシステムは、同時所有の「血管をシールするための双極性電気外科用器具」と題する米国特許第6, 187, 003号に記載されており、その全体の内容もまた、本明細書中に参考として援用される。

【0031】

好ましくは、この電源は、種々の安全および性能特徴を含み、単離された出力、アクセサリーの独立作動を含む。好ましくは、この電気外科用電源は、1秒あたり200回の組織中の変化を感知し、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進歩したフィードバックシステムを提供するValley labのInstant Response^{T M}技術特徴を含む。このInstant Response^{T M}技術は、外科的手順に対し以下の利点の1つ以上を提供すると考えられる：

- すべての組織タイプを通じる一貫した臨床効果；
- 減少した熱拡散および側枝組織損傷のリスク；
- 「電源を調整」する必要性が少ないこと；ならびに
- 最小侵襲環境のために設計されていること。

【0032】

ケーブル310は、内部でケーブルリード（配線）310a、310bおよび310cに分割され、これら各々は、図14および30に関して以下により詳細に説明されるように、それらの個々の供給経路を通して、鉗子10を通して端部エフェクターアセンブリ100に電気外科用エネルギーを伝達する。

【0033】

ハンドルアセンブリ30は、固定されたハンドル50および移動可能なハンドル40を含む。固定されたハンドル50は、ハウジング20と一体に会合し、そしてハンドル40は、鉗子10の操作に関して以下により詳細に説明されるように、固定されたハンドル50に対して移動可能である。回転アセンブリ80は、好ましくは、ハウジング20と一体に会合し、そして長軸方向軸「A」の周りを、いずれかの方向に約180度回転可能である（図4を参照のこと）。回転アセンブリ80の詳細は、図13、14、15および16に関してより詳細に説明される。

【0034】

図2、13および14で最も良く観察されるように、ハウジング20は、2つのハウジング半分体20aおよび20bから形成され、これら各々は、機械的に整列され、そして互いに係合してハウジング20を形成し、そして鉗子10の内部で作動するコンポーネントを囲むような寸法である複数のインターフェース27a～27fを含む。認識され得るように、固定されたハンドル50は、上記で述べたように、ハウジング20と一体に会合し、上記ハウジング半分体20aおよび20bのアセンブリ上にある形態をとる。

【0035】

複数のさらなるインターフェース（図示せず）が、超音波溶接目的のために、ハウジング半分体20aおよび20bの周縁の周りの種々の点、例えば、エネルギー方向／偏向点に配置され得ることが想定される。ハウジング半分体20aおよび20b（および以下に記載のようなその他のコンポーネント）は当該技術分野で公知の任意の様式でともにアセンブルされ得ることもまた企図される。例えば、整列ピン、スナップ様インターフェース、さねはぎ（tongue and groove）インターフェース、ロックタブ、接着ポートなどが、すべて単独または組み合わせてかのいずれかで、組み立て目的のために利用され得る。

【0036】

回転アセンブリ80は、2つの半分体82aおよび82bを含み、これらは、アセンブルされるとき、回転アセンブリ80を形成し、これは、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（図13、14および25を参照のこと）。半分体

80aは、一連の移動止め／フランジ375a、375b、375cおよび375dを含み（図25）、これらは、回転半分体80a内に配置された一对の対応するソケットまたはその他の機械的インターフェース（図示せず）と係合するような寸法である。移動可能なハンドル40およびトリガーアセンブリ70は、好ましくは、一体の構成であり、そして組み立てプロセスの間に、ハウジング20および固定されたハンドル50に作動可能に接続される。

【0037】

上記で述べたように、端部エフェクターアセンブリ100は、シャフト12の遠位端14に取り付けられ、そして一对の対向する顎部材110および120を含む。ハンドルアセンブリ30の移動可能なハンドル40は、最終的には、駆動アセンブリ150に接続され、これらは一緒に機械的に協働して、これら顎部材110および120が互いに対して間隔を置いた関係で配置される開放位置から、これら顎部材110および120が協働してそれらの間に組織420を握る（図36）クランプまたは閉鎖位置へのこれら顎部材110および120の移動を与える。

【0038】

上記鉗子10は、特定の目的に依存するか、または特定の結果を達成するためにそれが完全または部分的に配置可能であるように設計され得ることが想定される。例えば、端部エフェクターアセンブリ100は、シャフト12の遠位端16と選択的かつ離脱可能に係合可能であり得、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と選択的かつ離脱可能に係合可能であり得る。これら2つの例のいずれにおいても、この鉗子10は、「部分的に配置可能」または「再配置可能」、すなわち、新規または異なる端部エフェクターアセンブリ100（または端部エフェクターアセンブリ100およびシャフト12）が、必要に応じて、古い端部エフェクターアセンブリ100を選択的に置換する、と考えられる。認識され得るように、現在開示される電気的接続は、上記器具を再配置可能な鉗子に修飾するよう改変されなければならないであろう。

【0039】

ここで、図1～14に関して記載されるように、本開示のより詳細な特徴に戻り、移動可能なハンドル40は、指ループ41を含み、これは、それを通り使用者がハンドル40を握り、そしてそれを固定されたハンドル50に対して移動することを可能にする、規定されたアパーチャ42を有する。ハンドル40はまた、アパーチャ42の内側周縁エッジに沿って配置され、作動の間に上記移動可能なハンドル40を握ることを容易にするように設計される、人間工学的に増大されたグリップ要素43を含む。グリップ要素43は、1つ以上の隆起、スキヤロップ、および／またはリブを含み得、握ることを増大することが想定される。図14に最も良く見られるように、移動可能なハンドル40は、一对のピボットピン29aおよび29bの周りを、固定されたハンドル50に対する第1の位置から、固定されたハンドル50のより近傍にある第2の位置まで選択的に移動可能であり、これは、以下に説明されるように、顎部材110および120の互いに対する動きを与える。この移動可能なハンドルは、一对の上部フランジ45aおよび45bを形成するクレビス45を含み、各々は、その上端部に、それを通りピボットピン29aおよび29bを受容し、そしてハンドル40の上端部をハウジング20に取り付けるためのアパーチャ49aおよび49bをそれぞれ有する。次に、各ピン29aおよび29bを、個々のハウジング半分体20aおよび20bに取り付ける。

【0040】

各上部フランジ45aおよび45bはまた、力作動フランジまたは駆動フランジ47aおよび47bをそれぞれ含み、これらは、長軸方向軸「A」に沿って整列され、そしてこれらは、駆動アセンブリ150に、ハンドル40の回動運動が作動フランジを駆動アセンブリ150に対して押すように接し、これは、次に、顎部材110および120を閉鎖する。本明細書における目的には、駆動アセンブリ上で同時に作用する47aおよび47bは、「駆動フランジ47」と称される。ハンドルアセンブリ30と駆動アセンブリ150

の相互協働コンポーネントのより詳細な説明は、以下に論議される。

【0041】

図14で最も良く観察されるように、移動可能ハンドル40の下端部は、フランジ90を含み、これは、好ましくは、ピン94aおよび94bによって移動可能ハンドル40に取り付けられ、これらのピンは、ハンドル40の下部内に配置されたアパーチャ91aおよび91b、ならびにフランジ90内に配置されたアパーチャ97aおよび97bの対応する対とそれぞれ係合する。スナップロック、スプリングタブなど、係合のその他の方法もまた企図される。フランジ90はまた、固定されたハンドル50内に配置された規定済チャンネル51内に載るt形状遠位端95を含み、この移動可能ハンドル40を固定されたハンドル50に対してロックする。t形状端部95に関するさらなる特徴は、鉗子10の作動特徴の詳細な論議で以下に説明される。

10

【0042】

移動可能ハンドル40は、ピボットピン29aおよび29b（すなわち回動点）のシャフト12の長軸方向軸「A」に対する特有の位置、および長軸方向軸「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に対し別個の機械的利点を提供するように設計されている。換言すれば、これらピボットピン29aおよび29bを駆動フランジ47上に位置決めすることにより、使用者が、適正かつ有効な組織シールを行うために必要な要求される力をなお生成しながら、より少ない力で顎部材110および120を閉鎖することを可能にする、顎部材110および120を作動するレバー様機械的利点を得ることが想定される。端部エフェクターアセンブリ100の1層設計はまた、以下により詳細に説明されるように、機械的利点を増加することがまた想定される。

20

【0043】

図6～12で最もよく観察されるように、端部エフェクターアセンブリ100は、対向する顎部材110および120を含み、これらは協働してシーリング目的のために組織420を効率的に握る。端部エフェクターアセンブリ100は、1層アセンブリとして、すなわち、顎120部材がシャフト12に対して固定され、かつ顎部材110がピボットピン103の周りを回動して組織420を握るよう設計されている。

【0044】

より詳細には、1層端部エフェクターアセンブリ100は、シャフト12に固定された関係で取り付けられた1つの静止または固定された顎部材120、およびこの静止顎部材120に取り付けられたピボットピン103の周りに取り付けられた回動する顎部材110を含む。往復スリーブ60は、シャフト12内にスライドして配置され、そして駆動アセンブリ150によって遠隔から作動可能である。回動する顎部材110は、往復スリーブ60内に配置されたアパーチャ62を通して顎部材110から延びる隆起または突出部117を含む（図12）。この回動する顎部材110は、スリーブ60をシャフト12内で軸方向にスライドすることにより作動され、その結果、アパーチャ62の遠位端63は、回動する顎部材110上の隆起117に対して接する（図11および12を参照のこと）。スリーブ60を近位方向に引くことは、顎部材110および120を、それらの間に握られた組織420の周りに閉鎖し、そしてこのスリーブ60を遠位方向に押すことは、握る目的のために顎部材110および120を開く。

30

40

【0045】

図8および10に最も良く示されているように、ナイフチャンネル115aおよび115bが、顎部材110および120の中央を通してそれぞれ走り、その結果、ナイフアセンブリ140からのブレード185が、顎部材110および120が閉鎖位置にあるとき、顎部材110および120の間に握られた組織420を切断し得る。より詳細には、ブレード185は、顎部材110および120が閉鎖されるとき、組織420を通して進行され得るのみであり、それ故、組織420を通るブレード185の偶発的または未成熟の作動を防ぐ。簡単に言えば、ナイフチャンネル115（半チャンネル115aおよび115bから構成される）は、顎部材110および120が開放されるときブロックされ、そして顎部材110および120が閉鎖されるとき遠位作動のために整列される（図35および3

50

9を参照のこと)。1層端部エフェクターアセンブリ100は、顎部材110が閉鎖するとき、電気エネルギーが、スリーブ60との突出部117接触点でスリーブ60を通して経路をとり得、または動く顎部材110の背面に接触するために「ブラシ」またはレバー(図示せず)を用いるような構造であり得ることもまた想定される。この例では、電氣的エネルギーが、静止顎部材120まで突出部117を通る経路をとり得る。あるいは、ケーブルリード311が、静止顎部材120にエネルギーを与えるよう経路をとり得、そしてその他の電位がスリーブ60を通して伝導され得、そして回転する顎部材110に移され、これが、スリーブ60の退却の際に電氣的連続性を確立する。この特に想定される実施形態は、以下の少なくとも2つの重要な安全性特徴を提供することが想定される: 1) ブレード185は、顎部材110および120が開いている間、延びることはできない; 10
および2) 顎部材110および120への電氣的連続性は、顎部材が閉じられるときのみ生じる。図示される鉗子10は、新規なナイフチャンネル115を含むのみである。

【0046】

図8で最も良く示されるように、顎部材110はまた、顎ハウジング116を含み、これは、絶縁性基体または絶縁体114および電氣的に伝導性の表面112を有する。絶縁体114は、好ましくは、電氣的に伝導性のシーリング表面112と強固に係合する寸法である。これは、打ち抜き加工により、オーバーモールドイングにより、打ち抜かれた電氣的に伝導性のシーリングプレートのオーバーモールドイングにより、および/または金属射出成型シールプレートのオーバーモールドイングにより達成され得る。例えば、そして図17に示されるように、この電氣的に伝導性のシーリングプレート112は、一連の 20
上方に延びるフランジ111aおよび111bを含み、これらは、上記絶縁体114と接合して係合するように設計されている。この絶縁体114は、その遠位端に配置された靴型インターフェース107を含み、これは、スリップ適合様式でハウジング116の外側周縁116aと係合するような寸法である。この靴型インターフェース107はまた、製造工程の間に、顎110の外側周縁の周りにオーバーモールドイングされ得る。リード311は、靴型インターフェース107内で、リード311がシールプレート112に電氣的に接続する点(図示せず)で終結することが想定される。移動可能な顎部材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をシーリングプレート112との電氣的連続性に案内するよう設計されているワイヤチャンネル113を含む。

【0047】

これらの製造技法のすべては、絶縁基材114によって実質的に取り囲まれる電氣的に伝導性の表面112を有する顎部材110を生成する。絶縁体114、電氣的に伝導性のシーリング表面112および外側の非伝導性の顎ハウジング116は、好ましくは、組織シーリングに関する多くの公知の所望されない効果、例えば、爆燃、熱拡散および漂遊電流散逸を制限および/または減少する寸法である。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、そして電氣的に伝導性の表面(単数または複数) 112は、このセラミック様顎部材110および120上に被覆されることもまた想定される。

【0048】

顎部材110は、突出部117を含むピボットフランジ118を含む。突出部117は、ピボットフランジ118から延び、そしてその退避に際し、スリーブ60のアパーチャ62と接合して係合するような寸法である弧形状の内側表面111を含む。ピボットフランジ118はまた、顎部材110が、往復スリーブ60の退避に際し、顎部材120に対して回転することを可能にするようにピボットピン103と係合する寸法であるピンスロット119を含む。以下により詳細に説明されるように、ピボットピン103はまた、顎部材120の近位部分内に配置された一对のアパーチャ101aおよび101bを通して静止顎部材120に取り付けられる。

【0049】

電氣的に伝導性のシーリング表面112はまた、予め規定された半径を有する外側周縁エッジを含み得、そして絶縁体114は、この電氣的に伝導性のシーリング表面112と 50

、ほぼ接線方向の位置で、このシーリング表面 1 1 2 の隣接エッジに沿って合致することが、想定される。好ましくは、インターフェースで、電氣的に伝導性の表面 1 1 2 は、絶縁体 1 1 4 に対して高くなっている。これらおよびその他の想定される実施形態は、同時係属中の同一人に譲渡された「隣接組織への側枝損傷を減少する電気外科用器具」と題する Johnson らによる出願番号 P C T / U S 0 1 / 1 1 4 1 2、および同時係属中のともに譲渡された「爆燃の発生を減少するように設計されている電気外科用器具」と題する Johnson らによる出願番号 P C T / U S 0 1 / 1 1 4 1 1 で論議されている。

【0050】

好ましくは、電氣的に伝導性の表面 1 1 2 および絶縁体 1 1 4 は、組み立てられるとき、ナイフブレード 1 8 5 の往復のためにそれらを通して規定される長軸方向に配向されたスロット 1 1 5 a を形成する。ナイフチャネル 1 1 5 a は、静止顎部材 1 2 0 中に規定される対応するナイフチャネル 1 1 5 b と協働し、好ましい切断平面に沿ってナイフブレード 1 8 5 の長軸方向伸長を容易にし、形成された組織シール 4 5 0 に沿って組織 4 2 0 を効率的かつ正確に分離することが想定される（図 4 2 および 4 6 を参照のこと）。

【0051】

顎部材 1 2 0 は、絶縁体 1 2 4、および絶縁体 1 2 4 と強固に係合するような寸法である電氣的に伝導性のシーリング表面 1 2 2 を有する顎ハウジング 1 2 6 のような、顎部材 1 1 0 に類似の要素を含む。同様に、電氣的に伝導性の表面 1 2 2 と絶縁体 1 2 4 とは、アセンブルされるとき、ナイフブレード 1 8 5 の往復のためにそれを通して規定される長軸方向に配向されたチャネル 1 1 5 a を含む。上記で述べたように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が組織 4 2 0 の周りで閉鎖されるとき、ナイフチャネル 1 1 5 a および 1 1 5 b は完全なナイフチャネル 1 1 5 を形成し、遠位様式でナイフ 1 8 5 の長軸方向伸長を可能にし、組織シール 4 5 0 に沿って組織 4 2 0 を切断する。ナイフチャネル 1 1 5 が、特定目的に依存して、2 つの顎部材の 1 つ、例えば、顎部材 1 2 0 中に完全に配置され得ることもまた想定される。固定された顎部材 1 2 0 は、顎部材 1 1 0 に関して上記に記載されたのと同様の様式でアセンブルされ得ることが想定される。

【0052】

図 8 で最も良く観察されるように、顎部材 1 2 0 は、電氣的に伝導性のシーリング表面 1 2 2 の内側に面する表面上に好ましくは配置される一連の停止部材 7 5 0 を含み、組織を握ること、および組織の操作を容易にし、そして組織のシーリングおよび切断の間に向する顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に間隙「G」を規定する（図 2 4）。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 1 つまたは両方の上に採用され得ることが想定される。これらおよびその他の想定される停止部材 7 5 0、ならびにこの停止部材 7 5 0 を上記電氣的に伝導性のシーリング表面 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み立てるプロセスの詳細な論議は、同一人に譲渡され、同時係属中の「非伝導性停止部材をもつ血管シーラーおよび分割器」と題する D y c u s らによる米国特許出願番号 P C T / U S 0 1 / 1 1 4 1 3 に記載され、これは、本明細書によって、その全体が、本明細書中に参考として援用される。

【0053】

顎部材 1 2 0 は、回転アセンブリ 8 0 の一部である回転チューブ 1 6 0 の端部に固定され、チューブ 1 6 0 の回転が、端部エフェクターアセンブリ 1 0 0 に回転を与えるように設計されている（図 2 5 および 2 7 を参照のこと）。顎部材 1 2 0 は、スライドピン 1 7 1 を受容するような寸法である、その中に規定されたスロット 1 7 7 を有する後部 C 形状カフ 1 7 0 を含む。より詳細には、スライドピン 1 7 1 は、スロット 1 7 7 内で摩擦ばめ係合にスライドするような寸法である実質的にその長さを延びるスライドレール 1 7 6 を含む。一对の面取りプレート 1 7 2 a および 1 7 2 b が、スライドレール 1 7 6 からほぼ半径方向に延び、そして回転チューブ 1 6 0 の外側周縁と実質的に同じ半径である半径を有し、組み立てに際し、シャフト 1 2 がそれらの各々を囲み得る。

【0054】

以下により詳細に説明されるように、固定された顎部材 120 は、リード 310c にその近位端で接続されるチューブ 160 を通して第 2 の電位に接続される。より詳細には、固定された顎 120 は、回転チューブ 160 に溶接され、そしてリード 310c からこの固定された顎部材 120 への電氣的連続性を提供するヒューズクリップ、スプリングクリップまたはその他の電気機械的接続を含む（図 32 を参照のこと）。図 25 および 26 に最も良く示されるように、この回転チューブ 160 は、その上部分に配置された細長いガイドスロット 167 を含み、これは、それに沿ってリード 311 を保持するような寸法である。面取りプレート 172a および 172b はまた、チューブ 160 から、そして移動可能な顎部材 110 までケーブルリード 311 を案内する寸法であるワイヤチャネル 175 を形成する（図 8 を参照のこと）。リード 311 は、移動可能な顎 110 に第 1 の電位運ぶ。鉗子の内部電氣的接続に関して以下により詳細に説明されるように、リード 310c からの第 2 の電氣的接続が、チューブ 160 を通り、固定された顎部材 120 まで伝導される。

10

【0055】

図 25 に示されるように、チューブ 160 の遠位端は、ほぼ C 形状であり、C 形状のカフ 170 およびスライドピン 171 を含む固定された顎部材 120 の近位端を受容するための腔 165 を規定する 2 つの上方に延びるフランジ 162a および 162b を含む（図 27 を参照のこと）。好ましくは、このチューブ腔 165 は、顎部材 120 を摩擦ばめ様式で保持かつ固定するが、この顎部材 120 は、特定の目的に依存してチューブ 160 に溶接され得る。チューブ 160 はまた、その遠位作動に際しナイフアセンブリ 140 を往復移動するそれを通して規定される内部腔 169、および遠位作動の間にナイフアセンブリ 140 を案内する細長いガイドレール 163 を含む。ナイフアセンブリに関する詳細は、図 21 ~ 24 に関してより詳細に説明される。チューブ 160 の近位端は、以下に説明されるように、回転アセンブリ 80 とインターフェースするように設計されている側方に配向されたスロット 168 を含む。

20

【0056】

図 25 はまた、チューブ 160 の周りで組み立てられるとき、ほぼ円形の回転部材 82 を形成する、C 形状の回転半分体 82a および 82b を含む回転アセンブリ 80 を示す。より詳細には、各回転半分体、例えば、82b は、一連の機械的インターフェース 375a、375b、375c および 375d を含み、これらは、半分体 82a 中の対応する一連の機械的インターフェースと嵌合して係合して回転部材 82 を形成する。半分体 82b はまた、半分体 82a 上に配置された対応するタブ 89a とともに協働して、チューブ 160 上に配置されたスロット 168 と接合して嵌合する（点線で示す）タブ 89b を含む。認識され得るように、これは、回転部材 82 を矢印「B」の方向に操作することにより（図 4 を参照のこと）、軸「A」の周りのチューブ 160 の選択的回転を許容する。

30

【0057】

図 17 の分解図に最も良く示されるように、顎部材 110 および 120 は、互いに対し、顎部材 110 が組織 420 を握り、かつ操作するために、第 1 の開いた位置から第 2 の閉じた位置に 1 層（1 側性）様式で回動するように回動可能に取り付けられる。より詳細には、固定された顎部材 120 は、一対の近位の上方に延びるフランジ 125a および 125b を含み、これらは、その中に移動可能な顎部材 110 のフランジ 118 を受容する寸法である腔 121 を規定する。フランジ 125a および 125b の各々は、それを通り、顎部材 110 内に配置されたピボットマウント 119 の対向する側面上のピボットピン 103 を固定するアパーチャ 101a および 101b をそれぞれ含む。顎部材 110 および 120 の操作に関して以下に詳細に説明されるように、チューブ 60 の近位方向移動は、隆起（移動止め）117 を係合し、顎部材 110 を閉鎖位置に回動する。

40

【0058】

図 13 および 14 は、ハウジング 20 およびそのコンポーネントの特徴の詳細、すなわち、駆動アセンブリ 150、回転アセンブリ 80、ナイフアセンブリ 140、トリガーアセンブリ 70 およびハンドル 40 および 50 を示す。より詳細には、図 13 は、上記で識

50

別されたアセンブリおよびコンポーネントをハウジング 20 中で組み立てられた形態で示し、そして図 14 は、上記で識別されたアセンブリおよびコンポーネントの各々の分解図を示す。

【0059】

図 14 に最も良く示されるように、このハウジングは半分体 20 a および 20 b を含み、これらは嵌合されるとき、ハウジング 20 を形成する。認識され得るように、ハウジング 20 は、一旦形成されると、上記で識別された種々のアセンブリを収容し、これは、使用者が、単純な有効でかつ効率的な様式で組織 420 を選択的に操作し、握り、シールしかつ切断することを可能にする。好ましくは、このハウジングの各半分体、例えば、半分体 20 b は、対応する一連の機械的インターフェース（図示せず）と整列および／または嵌合し、これら 2 つの半分体 20 a および 20 b を内部コンポーネントおよびアセンブリの周りに整列する一連の機械的インターフェースコンポーネント、例えば、27 a ～ 27 f を含む。これらハウジング半分体 20 a および 20 b は、次いで、好ましくは、音波溶接され、一旦組み立てられたハウジング半分体 20 a および 20 b を固定する。

【0060】

上記で述べたように、移動可能なハンドル 40 はクレビス（Uリンク）45 を含み、これは、ピン 29 a および 29 b の周りを回転する上部フランジ 45 a および 45 b を形成し、往復スリーブ 60 を長軸方向軸「A」に沿って引き、そして駆動アセンブリ 150 に対してフランジ 47 の間を押し、これは、次に、顎部材 110 および 120 を閉じる。上記で述べたように、移動可能なハンドル 40 の下端部は、固定されたハンドル 50 内に配置された予め規定されたチャンネル 51 内に載る t 形状遠位端 95 を有するフランジ 90 を含み、移動可能なハンドル 40 を固定されたハンドル 50 に対して予備設定された配向にロックする。上部フランジ 45 a および 45 b の配列および移動可能なハンドル 40 の回転点は、駆動フランジ 47 の長軸方向軸「A」に対するピボットピン 29 a および 29 b（すなわち回転点）の特有の位置に起因して、従来のハンドルアセンブリに対して別個の機械的利点を提供する。換言すれば、ピボットピン 29 a および 29 b を、駆動フランジ 47 の上に位置決めすることにより、使用者は、顎部材 110 および 120 を作動するレバー様の機械的利点を得る。これは、組織シールを行うために顎部材 110 および 120 を閉じるために必要な機械的な力の全体の量を減少する。

【0061】

ハンドル 40 はまた、ハンドル 40 を握ることを容易にする寸法である開口部 42 を規定する指ループ 41 を含む。好ましくは、指ループ 41 は、ハンドル部材 40 の全体の人間工学的「感触」を高めるゴム挿入物 43 を含む。ロックフランジ 44 が、この指ループ 41 の上のハンドル部材 40 の外側周縁上に配置される。ロックフランジ 44 は、トリガーアセンブリ 70 が、ハンドル部材 40 が非作動位置に配向される。すなわち顎部材 110 および 120 が開いているとき、発射することを防ぐ。認識され得るように、これは、組織シール 450 の終了前に、組織 420 の偶発的または未成熟切断を防ぐ。

【0062】

固定されたハンドル 50 は、半分体 50 a および 50 b を含み、これらは、組み立てられるとき、ハンドル 50 を形成する。固定されたハンドル 50 は、移動可能なハンドル 40 が作動されるとき、近位方向に移動する様式でフランジ 90 を受容する寸法である、その中に規定されたチャンネル 51 を含む。ハンドル 40 の t 形状の自由端部 95 は、ハンドル 50 のチャンネル 51 内の容易な受容のための寸法である。フランジ 90 は、使用者が、顎部材 110 および 120 を開放位置から閉鎖位置に互いに対して選択的に、漸次、および／または増分して移動することを可能にする寸法であり得ることが想定される。例えば、フランジ 90 は、移動可能なハンドル 40 をロック可能に、それ故、特定の目的に依存して、顎部材 110 および 120 を互いに対して選択的な増分位置で係合するラチェット様インターフェースを含み得ることもまた、企図される。例えば、油圧、半油圧、線形アクチュエーター（単数または複数）、ガス支援機構および／またはギアシステムのような、ハンドル 50（ならびに顎部材 110 および 120）に対するハンドル 40 の動きを制御お

よび／または制限するためにその他の機構もまた、採用され得る。

【0063】

図13に最も良く示されるように、ハウジング半分体20aおよび20bは、組み立てられるとき、固定されたハンドル50内でチャンネル51を予め規定する内部腔52を形成し、その結果、その中に、t形状フランジ端部95の往復移動のための入口経路54および出口経路58が形成される。組み立てられるとき、2つのほぼ三角形の形状の部材57（これは各ハンドル半分体50aおよび50b内に配置される）が、互いに対して緊密に接して配置され、それらの間にレールまたはトラック192を規定する。入口経路および出口経路54および58それぞれに沿ったフランジ90の移動の間に、上記t形状端部95は、三角形形状の部材57の特定の寸法に従って2つの三角形部材57間のトラック192に沿って載り、これは、認識され得るように、固定されたハンドル50に対するハンドル40の全体の回動する運動の一部分を予め決定する。

10

【0064】

一旦作動されると、ハンドル40は、ピボットピン29aおよび29bの周りを固定されたハンドル50に向かってほぼ弓状の様式で移動し、これは、駆動フランジ47を駆動アセンブリ150に対して近位方向に押し、これは、次に、往復移動スリーブ60をほぼ近位方向に引き、顎部材110を顎部材120に対して近づける。さらに、ハンドル40の近位方向回転は、ロックフランジ44を開放し、すなわち、選択的作動のためにトリガーアセンブリ70の「ロックを解く」。この特徴は、図33、37および44を参照して詳細に示され、そしてナイフアセンブリ70の作動の説明は、以下に説明される。

20

【0065】

鉗子10の内部作動コンポーネントの作動特徴および相対的運動は、種々の図面で点線表示によって示される。上記で述べたように、鉗子10が組み立てられるとき、予め規定されたチャンネル52が固定されたハンドル50内に形成される。このチャンネルは、フランジ90およびその中のt形状端部95の往復移動のための入口経路51および出口経路58を含む。一旦組み立てられると、上記の2つのほぼ三角形形状の部材57が、互いに対して緊密に接して配置され、そしてそれらの間に配置されるトラック192を規定する。

【0066】

ハンドル40が握られ、そしてフランジ90が、固定されたハンドル50のチャンネル51中に取り込まれるとき、駆動フランジ47が、上記の中央上のピボットピンの機械的利点により、駆動リング159のフランジ154を付勢し、これは、次に、スプリング67を駆動アセンブリ150の後部リング156に対して圧縮する（図40）。その結果として、この後部リング156は、スリーブ60を近位方向に往復移動させ、これは、次に、顎部材110を顎部材120上に閉鎖する。中央上（over-the-center）の回動機構の利用は、使用者が、コイルスプリング67を特定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、顎ピボットピン103の周りの回転トルクに変換される往復移動スリーブ60に対し特定の引っ張り負荷を与えることが想定される。結果として、特定の閉鎖力が対向する顎部材110および120に伝達され得る。

30

【0067】

図37および38は、固定されたハンドル50に向かうハンドル40の初期作動を示し、これは、フランジ90の自由端95を、入口経路51に沿ってほぼ近位方向および上方に移動させる。入口経路および出口経路51および58にそれぞれ沿ったフランジ90の移動の間に、上記t形状端部95は、2つの三角形部材57の間のトラック192に沿って載る。一旦、シーリング部位のための所望の位置が決定され、そして顎部材110および120が適正に配置されると、ハンドル40は、上記フランジ90のt形状端部95が上記三角形形状の部材57の頂上に位置する予め規定されたレールエッジ193を越えるように完全に圧縮され得る。一旦、端部95が、エッジ193を越えると、ハンドル40の動きを開放し、そしてフランジ90は、上記三角形部材57の近位端に位置するキャッチベイスン194に向け直す。より詳細には、ハンドル50に対するハンドル40の閉鎖圧力をわずかに減少すると、ハンドル40は、入口経路51に向かってわずかに遠位方向

40

50

に戻るが、出口経路 5 8 に向かって向け直される。この時点で、駆動アセンブリ 1 5 0 の圧縮にともなう解放圧力に起因し、そしてそれに直接比例する、ハンドル 4 0 と 5 0 との間の開放または戻り圧力は、フランジ 9 0 の端部 9 5 をキャッチベイスン 1 9 4 内に定住またはロックさせる。ハンドル 4 0 は、今や、固定されたハンドル 5 0 内に位置決めされて固定され、これは、次に、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を組織 4 2 0 に対して閉鎖位置にロックする。

【0068】

上記で述べたように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、シーリングが所望されるまで組織 4 2 0 を操作するために開放され、閉鎖され、および回転され得る。これは、使用者が、鉗子 1 0 を作動およびシーリングの前に位置決め、かつ再位置決めすることを可能にする。図 4 に示されるように、端部エフェクターアセンブリ 1 0 0 は、回転アセンブリ 8 0 の回転により、長軸方向軸「A」の周りで回転可能である。以下により詳細に説明されるように、シャフト 1 2 に沿い、そして最終的に顎部材 1 1 0 までの回転アセンブリ 8 0 を通るケーブルリード 3 1 1 の特有の供給経路は、使用者が、もつれること、またはケーブルリード 3 1 1 に過度のひずみを引き起こすことなしに、時計方向および半時計方向の両方に約 1 8 0 ° 端部エフェクターアセンブリ 1 0 0 を回転することを可能にすることが想定される。ケーブルリード 3 1 0 c は、チューブ 1 6 0 の近位端に融合またはクリップ留めされ、そして一般に、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の回転により影響を受けない。認識され得るように、これは、組織 4 2 0 を握ること、およびその操作を容易にする。

【0069】

再び、図 1 3 および 1 4 に最も良く示されるように、トリガーアセンブリ 7 0 は、移動可能なハンドル 4 0 の頂上に取り付けられ、そしてナイフアセンブリ 1 4 0 と協働して組織シール 4 5 0 を通ってナイフ 1 8 5 を選択的に転置する。より詳細には、このトリガーアセンブリ 7 0 は、指アクチュエーター 7 1、および脚 7 4 a および 7 4 b を有する U 形状の上方に延びるフランジ 7 4 を含む。ピボットピン 7 3 は、このトリガーアセンブリ 7 0 を、その選択的回転のために、ハウジング半分体 2 0 a と 2 0 b との間に取り付ける。一对の安全タブ 7 6 a および 7 6 b が、指アクチュエーター 7 1 の頂上に配置され、そしてハンドル 4 0 が、非作動位置に配置される、すなわち、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開放するとき、ハンドル 4 0 上のロックフランジ 4 4 に接するような寸法である。

【0070】

図 1 4 で最も良く観察されるように、U 形状フランジ 7 4 の脚 7 4 a および 7 4 b は、各々、その中に規定される個々のスロット 7 7 a および 7 7 b を含み、これらは、各々、細長い駆動バー 7 5 の自由端部を受容する寸法である。駆動バー 7 5 は、次いで、以下に詳細に説明されるナイフアセンブリ 1 4 0 の一部である駆動スロット 1 4 7 内に着座する寸法である。トリガーアセンブリ 7 0 は、ナイフアセンブリ 1 4 0 のドーナツ様駆動リング 1 4 1 の頂上に取り付けられる。指アクチュエーター 7 1 の近位方向作動は、トリガーアセンブリ 7 0 をピボットピン 7 3 の周りに回転し、これは、次に、駆動バー 7 5 を遠位方向に押し、これは、以下により詳細に説明されるように、最終的に、ナイフ 1 8 5 を組織 4 2 0 を通して延ばす。スプリング 3 5 0 は、ナイフアセンブリ 7 0 を退却位置に付勢し、その結果、組織 4 2 0 を切断した後、ナイフ 1 8 5 およびナイフアセンブリ 7 0 は、発射前位置に自動的に戻る。

【0071】

上記で述べたように、ロックフランジ 4 4 は、ハンドル 4 0 が非作動位置に配置される時、タブ 7 6 a および 7 6 b に接する。ハンドル 4 0 が作動され、そしてフランジ 9 0 が固定されたハンドル 5 0 のチャネル 5 1 内で完全に往復移動するとき、ロックフランジ 4 4 は、近位方向に移動し、トリガーアセンブリ 7 0 の作動を可能にする（図 3 7 および 4 4 を参照のこと）。

【0072】

駆動アセンブリ 1 5 0 は、往復移動スリーブ 6 0、駆動ハウジング 1 5 8、スプリング 6 7、駆動リング 1 5 9、駆動ストップ 1 5 5 およびガイドスリーブ 1 5 7 を含み、これ

らすべては、協働して、駆動アセンブリ 150 を形成する。より詳細には、そして図 28 および 29 に最も良く示されるように、この往復移動するスリーブ 60 は、上記で述べたように、顎部材 110 の隆起（移動止め）117 を作動するために、その中に形成されたアパーチャ 62 を有する遠位端 65 を含む。この遠位端 65 は、好ましくは、その中に固定された顎部材 120 の近位端を支持するためのスコップ様支持部材 69 を含む。往復移動するスリーブ 60 の近位端 61 は、その中に規定され、組織 420 を切断するためのその長軸方向往復移動のためにナイフアセンブリ 70 をスライドして支持するような寸法であるスロット 68 を含む。このスロット 68 はまた、顎部材 120 に対する顎部材 110 の閉鎖の間にナイフアセンブリ 140 上に往復移動するスリーブ 60 の退却を許容する。

【0073】

往復移動するスリーブ 60 の近位端 61 は、駆動ハウジング 158 中のアパーチャ 151 内に位置決めされ、移動可能ハンドル 40 の作動に際し、その選択的往復移動を許容する。スプリング 67 は、駆動ハウジング 158 の後部ストップ 156 と駆動リング 159 の前部ストップ 154 との間の駆動ハウジング 158 の頂上に組み立てられ、その結果、前部ストップ 154 の移動が、後部ストップ 156 に対してスプリング 67 を圧縮し、これは、次に、駆動スリーブ 60 を往復移動させる。その結果として、顎部材 110 および 120、ならびに移動可能ハンドル 40 は、スプリング 67 によって開放形態に付勢される。上記駆動ストップ 155 は、駆動ハウジング 158 の頂上に固定されて位置決めされ、そして駆動フランジ 47 が駆動リング 159 のストップ 154 をスプリング 67 の力とは反対に近位方向に押すように作動されるとき、移動可能なハンドル 40 の上部フランジ 45a および 45b を付勢する。スプリング 67 は、次に、後部ストップ 156 を近位方向に押し、スリーブ 60 を往復移動する（図 40 を参照のこと）。好ましくは、回転アセンブリ 80 は、駆動フランジ 47 の近位方向に位置し、端部エフェクターアセンブリ 100 の回転を容易にする。ガイドスリーブ 157 は、往復移動するスリーブ 60 の近位端 61 内に接合し、そして駆動ハウジング 158 に固定する。組み立てられた駆動アセンブリ 150 は、図 20 に最も良く示される。

【0074】

図 18 および 21 ~ 24 に最も良く示されるように、ナイフアセンブリシャフト 180 は、その中にナイフバー 184 を受容するために協働するブロング 182a および 182b を備える分岐遠位端を有する細長いロッド 182 を含む。このナイフアセンブリシャフト 180 はまた、回転アセンブリ 80 のチューブ 160 中への挿入を容易にするために重要な近位端 183 を含む。ナイフホイール 148 は、ピン 143 によってナイフバー 182 に固定される。より詳細には、細長いナイフロッド 182 は、ナイフホイール 148 をナイフロッド 182 に、ナイフホイール 148 の長軸方向往復移動が、次に、この細長いナイフロッド 182 を移動させて組織 420 を切断するように受容かつ固定する寸法のアパーチャ 181a および 181b を含む。

【0075】

ナイフホイール 148 は、好ましくは、ドーナツ様で、かつトリガーアセンブリ 70 の駆動バー 75 を受容するよう設計された駆動スロット 147 を規定するリング 141a および 141b を含み、その結果、トリガーアセンブリ 70 の近位方向作動が駆動バー 75 およびナイフホイール 148 を遠位方向に押す。アパーチャ 181a は、特有のトリガーアセンブリ 70 形態のために用いられ得、そしてアパーチャ 181b は、異なるトリガーアセンブリ 70 形態のために用いられ得ることが想定される。従って、ピン 143 は、アパーチャ 181a または 181b のいずれかによる取り付けのために設計され、ナイフホイール 148 を取り付け（図 24 を参照のこと）。ナイフホイール 148 はまた、チューブ 160 のチャンネル 163、および往復運動するスリーブ 60 のスロット 68 の両方に沿ってスライドする寸法である一連の半径方向フランジ 142a および 142b を含む（図 15 を参照のこと）。

【0076】

上記で述べたように、ナイフロッド 182 は、ブロング 182a と 182b との間に、

10

20

30

40

50

好ましくは、摩擦適合ばめでナイフバー 184 を取り付けるような寸法である。このナイフバー 184 は、一連のステップ 186 a、186 b および 186 c を含み、これらは、ナイフバー 184 のプロファイルをその遠位端に向かって減少する。ナイフバー 184 の遠位端は、ナイフブレード 185 を保持するような寸法であるナイフ支持体 188 を含む。ナイフ支持体の端部は、好ましくは、面取りエッジ 188 a を含む。ナイフブレード 185 は、当該通商分野で公知の任意の方式で固定されるナイフ支持体 188 に溶接され得ることが想定される。

【0077】

図 14 および 30～32 の分解図に最も良く示されるように、電気的リード 310 a、310 b、310 c および 311 は、電気外科用ケーブル 310 によりハウジング 20 を通して供給される。より詳細には、電気外科用ケーブル 310 が、固定されたハンドル 50 を通してハウジング 20 の底に供給される。リード 310 c は、ケーブル 310 から回転アセンブリ 80 中に直接延び、そしてチューブ 60 に（ヒューズクリップまたはスプリングクリップなどを経由して）接続され、固定された顎部材 120 に第 2 の電位を伝導する。リード 310 a および 310 b は、ケーブル 310 から延び、そして手スイッチまたはジョイスティック様トグルスイッチ 200 に接続する。

10

【0078】

スイッチ 200 は、好ましくは（一旦組み立てられた）ハウジング 20 の外側形状に一致する一对のウイング 207 a および 207 b を有する人間工学的な寸法のトグルプレート 20 を含む。スイッチ 200 は、使用者が種々の異なる配向で鉗子 10 を選択的に作動する、すなわち、マルチ配向作動を許容することが想定される。認識され得るように、これは、作動を単純にする。一对のブロング 204 a および 204 b は遠位方向に延び、そしてハウジング 20 内に配置された対応する対の機械的インターフェース 21 a および 21 b と嵌合される（図 32 を参照のこと）。ブロング 204 a および 204 b は、好ましくは、組み立ての間にハウジング 20 にスナップ適合する。トグルプレート 205 はまた、スイッチインターフェース 203 を含み、スイッチボタン 202 と嵌合し、これは、次に、電気的インターフェース 201 に接続する。電気的リード 310 a および 310 b は、電気的インターフェース 201 に電気的に接続される。トグルプレート 205 が押し下げられるとき、トリガーリード 311 は、第 1 の電位を顎部材 110 に運ぶ。より詳細には、リード 311 は、インターフェース 201 から、回転アセンブリ 80 の複数のスロット 84 a、84 b および 84 c を通り（図 25 および 30 を参照のこと）、そしてチューブ 160 の上部分に沿って延び、そして最終的に上記に記載のように、移動可能な顎部材 110 に接続する（図 32、34 および 35 を参照のこと）。

20

30

【0079】

スイッチ 200 が押し下げられるとき、電気外科用エネルギーは、リード 311 および 310 c を顎部材 110 および 120 にそれぞれ移される。安全スイッチまたは回路（図示せず）が、顎部材 110 および 120 が閉鎖されない、および／または顎部材 110 および 120 がそれらの間に保持される組織 420 を有さない限り、このスイッチが発火することができないよう採用され得ることが想定される。後者の例では、センサー（図示せず）が、組織 420 がそれらの間に保持されるか否かを決定するために採用され得る。さらに、手術前、手術と同時に（すなわち、手術の間）および／または手術後状態を決定するその他のセンサー機構が採用され得る。このセンサー機構はまた、1 つ以上の手術前、手術と同時にまたは手術後状態に基づき、電気外科用エネルギーを調節するために、電気外科用電源に接続された閉鎖ループフィードバックシステムとともに利用され得る。種々のセンサー機構およびフィードバックシステムが、同一人に所有され、同時係属中の 2003 年 5 月 1 日に出願された「RF 医療用電源の出力を制御するための方法およびシステム」と題する米国特許出願番号第 10/427,832 号に記載され、これらの全体の内容は、本明細書によって、参考として本明細書中に援用される。

40

【0080】

好ましくは、顎部材 110 および 120 は、互いから、電気外科用エネルギーが組織 4

50

20を通過して効率的に移動され、シール450を形成し得るように電氣的に絶縁されている。例えば、そして図32、34および35に最も良く示されるように、各顎部材、例えば、110は、それを通過して配置される特有に設計された電気外科用ケーブル経路を含み、これは、電気外科用エネルギーを電氣的に伝導性のシーリング表面112に伝達する。顎部材110は、1つ以上のケーブルガイドまたはクリンプ様電気コネクタを含み得、ケーブルリード311を電氣的に伝導性のシーリング表面112に向けることが想定される。好ましくは、ケーブルリード311は緩く、しかし強固にケーブル経路に沿って保持され、顎部材110のピボット103の周りの回転を許容する。認識され得るように、これは、電氣的に伝導性のシーリング表面112を、端部エフェクターアセンブリ100、顎部材120およびシャフト12の残りの作動コンポーネントから単離する。上記で詳細に説明されたように、第2の電位が、チューブ160を通過して顎部材120に伝導される。これら2つの電位は、ケーブルリード311を取り囲む絶縁性シースのために互いから単離されている。

10

【0081】

ケーブルリード311のためのケーブル供給経路を利用すること、および第1および第2の電位を運ぶために伝導性チューブ160を利用することにより、顎部材110および120の各々を電氣的に単離するのみならず、顎部材110および120を、過度のひずみまたは可能なもつれるケーブルリード311なしに、ピボットピン103の周りに回転することを可能にすることが企図される。さらに、電氣的接続の単純さは、製造プロセスおよび組み立てプロセスを大いに容易にし、そして組織420を通るエネルギーの移動のために一貫性があり、かつ堅い電氣的接続を確実にすることが想定される。

20

【0082】

上記で述べたように、ケーブルリード311および310cは、回転アセンブリ80の個々の半分体82aおよび82bを通して、過度のもつれまたは振れるケーブルリード311および310cなくして時計方向または反時計方向に（回転アセンブリ80の回転を経由して）シャフト12の回転を可能にするような様式で供給される。より詳細には、各ケーブルリード311および310cは、回転アセンブリ80の2つの半分体82aおよび82b中に位置する一連の同時接続スロット84a、84b、84cおよび84dを通過して供給される。好ましくは、各同時接続スロットの対、例えば、84a、84bおよび84c、84dは、過度にひずむまたはもつれるケーブルリード311および310cなくして回転アセンブリ80の回転を許容するに十分大きい。本明細書に開示されるケーブルリード供給経路は、いずれの方向にも約180°の回転アセンブリの回転を可能にすることが想定される。

30

【0083】

図14に戻り、これは、ハウジング20、回転アセンブリ80、トリガーアセンブリ70、移動可能ハンドル40および固定されたハンドル50の分解図を示し、これら種々のコンポーネントパーツのすべては、シャフト12および端部エフェクターアセンブリ100とともに製造プロセスの間に組み立てられ、一部および／または全部が使い捨て可能な鉗子10を形成することが想定される。例えば、そして上記で述べたように、シャフト12および／または端部エフェクターアセンブリ100は、使い捨て可能であり得、そしてそれ故、選択的／解放可能にハウジング20および回転アセンブリ80と係合可能であり、部分的に使い捨て可能な鉗子10を形成するか、および／または全体鉗子10が使用後使い捨て可能であり得る。

40

【0084】

図13で最も良く観察されるように、一旦組み立てられると、スプリング67が移動可能なハンドル40の作動に際し、駆動ハウジング158の頂上で圧縮のための態勢にある。より詳細には、ハンドル40のピボットピン29aおよび29bの周りの動きは、フランジ90を固定されたハンドル50中に往復移動し、そして駆動フランジ47を駆動リング159のフランジ154に対して押し、スプリング67を後部ストップ156に対して圧縮し、スリーブ60を往復移動する（図40を参照のこと）。

50

【0085】

好ましくは、トリガーアセンブリ70は、最初は、作動の前にトリガーアセンブリ70に対して接する移動可能なハンドル40上に配置されたロックフランジ44によって発射から防がれる。対向する顎部材110および120は、トリガーアセンブリ70のロックを解くことなく回転かつ部分的に開かれかつ閉鎖され得ることが想定され、これは、認識され得るように、使用者が、ナイフアセンブリ140の未成熟作動なくして組織420を握り、かつ操作することを可能にすることが想定される。以下に述べるように、フランジ90のt形状端部95が固定されたハンドル50のチャンネル51内で完全に往復移動され、そして予め規定されたキャッチベイスン194内に座るときにのみ、ロックフランジがトリガーアセンブリ70の作動を可能にする。鉗子10のこれらの内部作動コンポーネントの作動特徴および相対的運動は、架空の表示および方向矢印により示され、そして図36～49に最も良く示されている。

10

【0086】

図36は組織に接近する鉗子を示す。ハンドル40が握られ、そしてフランジ90が固定されたハンドル50のチャンネル54中に取り込まれ、駆動フランジ47が、中央ピボットピン29aおよび29bに対する機械的利点により、ほぼ近位方向に回転され、スプリング67を圧縮する。同時に、往復移動するスリーブ60が、後部リング156の移動により近位方向に引かれ、これは、次に、スリーブ60のアーチャ62をカム隆起117の近位方向にし、そして顎部材120に対して顎部材110を閉鎖する（図37～40を参照のこと）。

20

【0087】

中央ピボット上の機械的利点は、使用者が、コイルスプリング67を特定距離だけ選択的に圧縮することを可能にし、これは、次に、往復移動するスリーブ60上に特定の負荷を与えることが想定される。この往復移動するスリーブ60の負荷は、顎部材103の周りのトルクに変換される。結果として、特定の閉鎖力が、対向する顎部材110および120に伝達され得る。上記で述べたように、これら顎部材110および120は、トリガーアセンブリ70のロックを解くことなくシーリングが所望されるまで、開かれ、閉じられ、および回転されて組織420を操作し得る。これは、使用者が、作動およびシーリングの前に鉗子10を配置または再配置することを可能にする。より詳細には、図4に示されるように、端部エフェクターアセンブリ100は、回転アセンブリ80の回転により長軸方向軸「A」の周りを回転可能である。

30

【0088】

一旦、シーリング部位に対する所望の位置が決定され、そして顎部材110および120が適正に配置されると、ハンドル40は完全に、フランジ90のt形状端部95が三角形形状の部材57の頂上に位置する予備規定されたルールエッジ193を超えるように、圧縮され得る。一旦端部95が、エッジ193を超えると、この端部は、出口経路58内に位置するキャッチベイスン194に向けられる。より詳細には、ハンドル40のハンドル50に対する閉鎖圧力がわずかに減少すると、ハンドル40は、入口経路54に向かってわずかに遠位方向に戻るが、出口経路58に向かってキャッチベイスン194に再び方向付けられる（図38を参照のこと）。この時点で、駆動アセンブリ150の圧縮に起因し得、それにとまなう解放圧力に直接比例する、ハンドル40と50との間の解放または戻り圧力は、フランジ90の端部95をキャッチベイスン194内に定住またはロックさせる。ハンドル40は、ここで、固定されたハンドル50内の位置に固定され、これは、次に、顎部材110および120を組織420に対して閉鎖位置にロックする。

40

【0089】

この時点で、顎部材110および120は、組織420の周りに完全に圧縮される（図26）。さらに、鉗子10は、ここで、電気外科用エネルギーの選択的印加および引き続く組織420の分離のための準備が整い、すなわち、t形状端部95は、キャッチベイスン194内に着座し、ロックフランジ44は、トリガーアセンブリ70の作動を許容する位置に移動する（図44および45）。

50

【0090】

フランジ90のt形状端部95がキャッチベイスン194内に着座するようになるとき、往復移動するスリーブ60に対する比例する軸方向の力が維持され、それは、次に、組織420に対する対抗する顎部材110と120との間の圧縮力を維持する。端部エフェクターアセンブリ100および／または顎部材110および120は、過剰のクランプ力の幾らかを負荷除去するような寸法であり得、端部エフェクター100の特定の内部作動要素の機械的失敗を防ぐ。

【0091】

認識され得るように、中央ピボット上の機械的利点の組み合わせは、圧縮スプリング67にともなう圧縮力とともに約 3 kg/cm^2 ～約 16 kg/cm^2 の、そして好ましくは、約 7 kg/cm^2 ～約 13 kg/cm^2 の所望の作動圧力範囲内で組織420の周りの一貫性のある、均一かつ正確な閉鎖圧力を容易にし、かつ確実にする。組織420に印加される電気外科用エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより、使用者は、焼灼、凝固／乾燥、シールおよび／または出血を単に減少または遅延し得る。上記で述べたように、2つの機械的因子は、シールされた組織の得られる厚み、およびシール450の有効性を決定することで重要な役割を演じ、すなわち、シーリングプロセスの間の、対向する顎部材110および120間に付与される圧力、および顎部材110および120の対向するシーリング表面112、122間の間隙距離「G」である。しかし、得られる組織シール450の厚みは、力のみでは適切に制御されることはできない。換言すれば、大き過ぎる力と、2つの顎部材110および120とは、接触し得、そしてショートする可能性があり、組織420を通るエネルギーがほとんどないことを生じ、それ故、悪い組織シール450を生じる。小さ過ぎる力およびシール450は、厚過ぎるであろう。

【0092】

正確な力を付与することはまた、以下のその他の理由のために重要である：血管の壁を対向させるため；組織インピーダンスを組織420を通る十分な電流を可能にする十分に低い値に減少するため；および良好なシール450の指標である要求される最終組織厚みを生成することに向けて寄与することに加え、組織加熱の間の膨張の力に打ち勝つためである。

【0093】

好ましくは、顎部材110、120の上記電氣的に伝導性のシーリング表面112、122は、それぞれ、相対的に平坦であり、鋭いエッジにおける電流濃縮を避け、そして高い点間のアーチ作用を避ける。係合されるとき、組織420の反応力に加え、そしてそれに起因して、顎部材110および120は、好ましくは、曲げに抵抗するように製造される。例えば、顎部材110および120は、その幅に沿ってテーパ状であり得、これは、2つの理由のために；1）このテーパは、一定組織厚みのための一定圧力を平行で付与する；2）顎部材110および120のより厚い近位部分は、組織420の反応力に起因する曲げに抵抗する；有利である。

【0094】

上記で述べたように、少なくとも1つの顎部材、例えば、120は、2つの対向する顎部材110および120の互いに対する動きを制限する停止部材750を含み得る。好ましくは、この停止部材750は、特定の材料性質（例えば、圧縮強度、熱膨張など）に従って、所定距離、シーリング表面122から延び、シーリングの間の一貫性があり、かつ正確な間隙距離「G」を生じる（図41）。好ましくは、シーリングの間の対向するシーリング表面112と122との間の間隙距離は、約0.001インチ～約0.006インチまでの範囲、そしてより好ましくは、約0.002インチと約0.003インチとの間の範囲である。好ましくは、非伝導性の停止部材750が顎部材110および120上に成型され（例えば、オーバーモールドイング、注入成型など）、顎部材110および120上に打ち抜き加工され、または顎部材110および120上に堆積（例えば、蒸着）される。例えば、1つの技法は、セラミック材料を、顎部材110および120の表面上に

熱スプレーし、停止部材 750 を形成することを含む。幾つかの熱スプレー技法が企図され、これには、電氣的に伝導性の表面 112 と 122 との間の間隙距離を制御するための停止部材 750 を生成するための種々の表面上に広範な範囲の耐熱性および絶縁性材料を堆積することが含まれる。

【0095】

エネルギーが、顎部材 110 および 120 を横切り、そして組織 420 を通って端部エフェクターアセンブリ 100 に選択的に伝達されているとき、組織シール 450 は、単離する 2 つの組織半分体 420 a および 420 b を形成する。この時点で、そしてその他の公知の血管シーリング器具で、使用者は、鉗子 10 を除去し、かつ切断器具（図示せず）で置き換え、組織シール 450 に沿って組織半分体 420 a および 420 b を分割する。認識され得るように、これは、時間を消費し、そして冗漫の両方であり、そして理想的な組織切断平面に沿う切断器具の誤整列または誤配置に起因する組織シール 450 を横切る不正確な組織分轄を生じ得る。

10

【0096】

上記で詳細に説明されたように、本開示は、トリガーアセンブリ 70 を経由して作動されるとき、正確な様式で理想的組織平面に沿って組織 420 を漸次かつ選択的に分轄するナイフアセンブリ 140 を取り込み、組織 420 を 2 つのシールされた半分体 420 a および 420 b にそれらの間の組織間隙 475 で効率的かつ信頼性良く分轄する（図 46 を参照のこと）。このナイフアセンブリ 140 は、使用者が、カニューレまたはトロカールポートを通る切断器具を置換することなく、シーリング後直ちに組織 420 を迅速に分離することを可能にする。認識され得るように、組織 420 の正確なシーリングおよび分轄は、同じ鉗子 10 で達成される。

20

【0097】

ナイフブレード 185 はまた、同じか、または代替の電気外科用エネルギー供給源に接続され得、組織シール 450（図示せず）に沿う組織 420 の分離を容易にすることが想定される。さらに、ナイフブレード先端部 185 の角度は、特定の目的に依存して幾分攻撃的な切断角度を提供するような寸法であり得ることが想定される。例えば、このナイフブレード 185 は、切断にともなう「組織条（tissue wisps）」を減少する角度で配置され得る。さらに、このナイフブレード 185 は、鋸歯状、ノッチ状、穿孔、中空、凹状、凸状などのような、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異なるブレード形状を有して設計され得る。

30

【0098】

一旦、組織 420 が組織半分体 420 a および 420 b に分割されると、顎部材 110 および 120 は、以下に説明されるようにハンドル 40 を再び握ることにより開かれ得る。ナイフアセンブリ 140 は、一般に、漸次、一方向の様式で（すなわち、遠位方向に）切断することが想定される。

【0099】

図 47～49 に最も良く示されるように、ハンドル 40 を再び初期化または再び握ることは、フランジ 90 の t 形状端部 95 を、端部 95 が出口経路 58 に沿って三角形形状部材 57 の頂上に配置されたリップ 196 を超えるまで、出口経路 58 に沿ってほぼ近位方向に再び移動する。一旦、リップ 196 が、十分に超えられると、ハンドル 40 およびフランジ 90 は、把握／握る圧力の減少に際し、出口経路 58 に沿ってハンドル 50 から完全かつ解放可能であり、これは、次に、顎部材 110 および 120 を開いた、予備作動位置に戻す。

40

【0100】

図 50A～50C は、本発明による鉗子との使用のためのナイフアセンブリ 540 およびトリガーアセンブリ 570 の代替の実施形態の種々の図を示す。より詳細には、トリガーアセンブリ 570 は、移動可能なハンドル 40 の頂上に取り付けられ、そしてナイフアセンブリ 540 と協働し、上記に記載のように組織シール 450 を通ってナイフ 185 を選択的に転置する。トリガーアセンブリ 570 は、指アクチュエーター 571、およびほ

50

ばC形状の脚577aおよび577bを有するほぼU形状の上方に延びるフランジ574を含む。前に記載の実施形態と大部分同様に、このナイフアセンブリ540は、2つのリング、すなわちリング541aおよび541bを有するほぼドーナツ形状のナイフカラー540を含む。ピボットピン573は、その選択的回転のためにハウジング半分体20aと20bとの間にトリガーアセンブリ570を取り付ける。

【0101】

U形状フランジ574のC形状脚577aおよび577bは、トリガーアセンブリ570の作動に際し、近位方向に配向された想像上の回動点580の周りを回転するような形態とされ、ナイフカラー541のリング541aおよび541bを遠位方向に押す。先に記載の実施形態とは対照的に、これら脚577aおよび577bは、リング541aの近位部分に接する形態であり、そしてピン73と協働せず、ナイフカラー541を進行させる。指アクチュエーター571の近位方向作動は、トリガーアセンブリ570をピボットピン573の周りを、方向「CC」に回転し、これは、次に、フランジ574の脚577aおよび577bを、想像上のピボット点580の周りに、方向「AA」にカム運動させ、これは、次に、ナイフカラー541を遠位方向に、方向「BB」に押す。上記で詳細に説明されたように、ナイフカラー541の遠位方向運動は、最終的に、ナイフ185を組織420を通して延ばす。スプリング350は、ナイフカラー541を、退却位置に、組織420を切断した後、ナイフ185、ナイフカラー541およびトリガーアセンブリ570が発射前位置に自動的に戻るように付勢する。

【0102】

この特定のナイフアセンブリ540およびトリガーアセンブリ170整列は、前に記載の実施形態より長いナイフストロークを提供し、これは、ナイフ185が特定の組織タイプのためにさらに作動され得ることを可能にすることが想定される。さらに、この特定の整列は、製造および組み立てを単純にすることが企図される。

【0103】

フランジ574のC形状脚577aおよび577bの湾曲の半径「r」は、特定目的のため、すなわち、組織タイプおよび／または特定タイプの手術に依存し得る、異なる好ましいストローク長のために異なる半径を提供するような寸法であり得ることが想定される。さらにそして認識され得るように、ハンドル40が非作動位置に配置されるとき、先に記載の実施形態のタブ76aおよび76bに接する先に記載のロックフランジ44は、同様の目的を達成するために再構成されなければならないであろう。

【0104】

先行する記載から、そして種々の図面の描写を参照して、当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、特定の改変がまた本開示に対してなされ得ることを認識する。例えば、鉗子10にその他の特徴を付加することが望ましくあり得、例えば、細長いシャフト12に対して端部エフェクターアセンブリ100を軸方向に転置するための関節をなしたアセンブリがある。

【0105】

鉗子10（および／または鉗子10と組み合わせて用いられる電気外科用電源）は、顎部材110と120との間に握られた特定サイズの組織を有効にシールするための電気外科用エネルギーの適切な量を自動的に選択するセンサーまたはフィードバック機構（図示せず）を含み得ることがまた企図される。このセンサー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、そして顎部材110と120との間に有効なシールが生成されたことの指標（視覚的および／または音響的）を提供し得る。このようなセンサーシステムの例は、ともに所有され、「RF医療用電源の出力を制御するための方法およびシステム」と題する2003年5月1日に出願された、米国特許出願番号第10/427,832号に記載され、その全体の内容は、本明細書によって、参考として本明細書中に援用される。

【0106】

さらに、トリガーアセンブリ70は、同じ目的を達成するために設計されるその他のタ

10

20

30

40

50

イプのリコイル機構、例えば、ガスで作動するリコイル、電氣的作動されるリコイル（すなわち、セレノイド）などを含み得ることが企図される。鉗子10がシーリングなしに組織420を切断するために用いられ得ることもまた想定される。あるいは、上記ナイフアセンブリ70は、組織420の切断を容易にするために同一または代替の電気外科用エネルギー供給源に接続され得る。

【0107】

図面は、単離された血管420を操作する鉗子10を描写するが、鉗子10は、非単離血管とともに同様に用いられ得ることが企図される。その他の切断機構もまた、理想的組織平面に沿って組織420を切断することが企図される。

【0108】

端部エフェクターアセンブリ100の外側表面は、作動およびシーリングの間に顎部材110および120の周辺組織との間の接着を減少するよう設計される、ニッケルベースの材料、コーティング、スタンピング、金属射出成型物を含み得ることが想定される。さらに、顎部材110および120の伝導性表面112および122は、以下の金属の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がまた企図される：ニッケルクロム、窒化クロム、OHIOのThe Electrolizing Corporationによって製造されるMedCoat 2000、Inconel 600および錫-ニッケル。組織伝導性表面112および122はまた、同じ結果、すなわち、「非粘着性表面」を達成するために1つ以上の上記の材料で被覆され得る。認識され得るように、シーリングの間にその組織「粘着」量を減少することは、この器具の全体の有効性を改善する。

【0109】

本明細書中に開示される1つの特定のクラスの材料は、優れた非粘着性性質を、そして幾つかの例では、優れたシール品質を示した。例えば、以下を含むが、それらに制限されない窒化物被覆が非粘着目的のために用いられる好ましい材料である：TiN、ZrN、TiAlN、およびCrN。CrNが、その全体の表面性質および最適性能に起因して非粘着目的のために特に有用であることが見出された。その他のクラスの材料もまた全体の粘着を減少することが見出された。例えば、約5：1のNi/Cr比をもつ高ニッケル/クロム合金が、双極性器具使用で粘着を有意に減少することが見出された。このクラスにおける1つの特に有用な非粘着性材料は、Inconel 600である。Ni200、Ni201（約100%Ni）から作製されるか、またはそれらで被覆されたシーリング表面112および122を有する双極性装置使用はまた、代表的な双極性ステンレススチール電極に対し改良された非粘着性能を示した。

【0110】

認識され得るように、鉗子10上にスイッチ200を位置決めすることは、多くの利点を有する。例えば、スイッチ200は、作動空間における電気ケーブルの量を減少し、そして「視野方向」作動に起因して手術手順の間に間違っただけの器具を作動する可能性をなくする。さらに、トリガーが作動されるときスイッチ200を閉じることは、切断プロセスの間にデバイスを意図されずに作動することをなくす。スイッチ200は、鉗子10の別のパーツ上、例えば、固定されたハンドル40、回転アセンブリ80、ハウジング20などに配置され得ることもまた想定される。

【0111】

本開示によって、図51および52に示されるように、離脱可能にトリガーアセンブリ70をロックするために、鉗子600が少なくとも部分的にハウジング20内に配置された安全機構610を含むことがさらに想定される。安全機構610は、トリガーアセンブリ70がハンドル部材40とリンクするような形態とされ、その結果、ハンドル部材40が作動されるとき（図52）、このトリガーアセンブリ70は、ハウジング20内でその安全位置から解放される。従って、安全機構600は、トリガーアセンブリ70が、ハンドル部材40が非作動位置（図51）で配向されるとき、すなわち、顎部材110および120が開いているとき、発射することを防ぐ。認識され得るように、これは、組織シー

10

20

30

40

50

ル 4 5 0 の終了前に組織 4 2 0 の偶発的または未成熟な切断を防ぐ。

【0 1 1 2】

本開示の幾つかの実施形態を図面中に示したが、本開示がそれに制限されることは意図されず、本開示が、当該技術分野が可能にし、しかも本明細書が同様に読まれる範囲の広さであることが意図されるからである。従って、上記の説明は、制限的ではなく、好ましい実施形態の単なる例示として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付された請求項の範囲および思想内のその他の改変を想定し得る。

【0 1 1 3】

(要約)

内視鏡双極性鉗子は、ハウジングおよびこのハウジングに固定されたシャフトを含む。このシャフトは、それを通して規定される長軸方向軸、およびその遠位端に取り付けられた一对の顎部材を含む。この鉗子はまた、顎部材の1つを他方の顎部材に対して移動するための駆動アセンブリを含む。開放位置および閉鎖位置から顎部材を移動するための移動可能なハンドルが含まれる。この鉗子は、電気外科用エネルギーの供給源に、顎部材が、それらの顎部材の間に保持された組織を通して双極性エネルギーを伝導して組織シールを接続するように適合されている。トリガーアセンブリが、組織シールに沿って組織を切断するためのナイフアセンブリを選択的に進行するために、この移動可能なハンドルに対して作動可能に配置される。このナイフアセンブリは、ナイフシャフトと協働して上記トリガーアセンブリの作動に際し組織を通してナイフを進める、ナイフカラーを含む。

【産業上の利用可能性】

【0 1 1 4】

組織をシールおよび／または切断するための内視鏡双極性電気外科用鉗子が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0 1 1 5】

【図1】図1は、本開示による、ハウジング、シャフトおよび端部エフェクターアセンブリを示す内視鏡双極性鉗子の左からの斜視図である。

【図2】図2は、図1の鉗子の平面図である。

【図3】図3は、図1の鉗子の左側面図である。

【図4】図4は、長軸方向軸「A」の周りの端部エフェクターアセンブリの回転を示す、図1の鉗子の左からの斜視図である。

【図5】図5は、図1の鉗子の正面図である。

【図6】図6は、一对の対向する顎部材の詳細を示す端部エフェクターアセンブリの拡大図を示す図5の詳細の示された領域の拡大図である。

【図7】図7は、上記ハウジングの拡大された後ろからの斜視図である。

【図8】図8は、開放形態で示される顎部材を備えた端部エフェクターアセンブリの拡大された左からの斜視図である。

【図9】図9は、端部エフェクターアセンブリの拡大側面図である。

【図10】図10は、端部エフェクターアセンブリの上顎部材の裏面の拡大斜視図である。

【図11】図11は、端部エフェクターアセンブリを示し、そして顎部材を互いに対して移動するための往復引き寄せスリーブと協働するカム様閉鎖機構を強調する拡大した一部欠損斜視図である。

【図12】図12は、図11の端部エフェクターアセンブリの完全斜視図である。

【図13】図13は、ハウジングおよびその内部作動コンポーネントの拡大斜視図である。

【図14】図14は、パーツに分離された図13のハウジングの上部の斜視図である。

【図15】図15は、本開示による回転アセンブリ、駆動アセンブリ、ナイフアセンブリおよび下顎部材の左からの斜視図である。

【図16】図16は、回転アセンブリ、駆動アセンブリおよびナイフアセンブリの後部の

10

20

30

40

50

斜視図である。

【図 17】図 17 は、パーツが分離された端部エフェクターアセンブリの拡大された先端の斜視図である。

【図 18】図 18 は、ナイフアセンブリの拡大斜視図である。

【図 19】図 19 は、回転アセンブリの拡大斜視図である。

【図 20】図 20 は、駆動アセンブリの拡大斜視図である。

【図 21】図 21 は、パーツが分離されたナイフアセンブリの拡大斜視図である。

【図 22】図 22 は、ナイフアセンブリのナイフブレードを示す図 21 の詳細の示された領域の拡大図である。

【図 23】図 23 は、ナイフアセンブリの遠位端のみに拡大された斜視図である。

【図 24】図 24 は、ナイフアセンブリのナイフ駆動手段のみに拡大された斜視図である。

【図 25】図 25 は、パーツに分離された回転アセンブリおよび下顎部材の拡大斜視図である。

【図 26】図 26 は、図 25 に詳細に示される領域の断面図である。

【図 27】図 27 は、下顎部材のみに拡大された斜視図である。

【図 28】図 28 は、駆動アセンブリのみに拡大された斜視図である。

【図 29】図 29 は、パーツに分離された図 28 の駆動アセンブリの拡大斜視図である。

【図 30】図 30 は、内部で作動するそのコンポーネントを示すハウジングの内部の側面図である。

【図 31】図 31 は、開放形態で示される端部エフェクターをもつハウジングの断面であり、そして電気外科用ケーブルの内部の電気経路および電気配線を示す。

【図 32】図 32 は、図 31 の詳細の示された領域のみに拡大された図である。

【図 33】図 33 は、図 31 の詳細の示された領域のみに拡大された図である。

【図 34】図 34 は、線 34-34 に沿ってとったシャフトのみに拡大された断面である。

【図 35】図 35 は、シャフトおよび端部エフェクターアセンブリの側断面図である。

【図 36】図 36 は、5 mm のカニューレとともに利用されている本開示の鉗子を示す斜視図である。

【図 37】図 37 は、ハウジングの側断面であり、作動の間の駆動アセンブリの移動コンポーネントを示す。

【図 38】図 38 は、駆動アセンブリとの使用のためのハンドルロック機構のみに拡大された斜視面である。

【図 39】図 39 は、図 37 に詳細の示された領域のみに拡大された断面である。

【図 40】図 40 は、図 37 に詳細の示された領域のみに拡大された断面である。

【図 41】図 41 は、組織を握って示される端部エフェクターの拡大された後部からの斜視図である。

【図 42】図 42 は、組織シールの拡大図である。

【図 43】図 43 は、組織シールの側断面図である。

【図 44】図 44 は、ロック形態にあるハンドルをもつハウジングの断面であり、そして作動の間のナイフアセンブリの移動コンポーネントを示す。

【図 45】図 45 は、図 44 に詳細に示された領域の拡大図である。

【図 46】図 46 は、ナイフアセンブリによる分離後の組織シールの側断面である。

【図 47】図 47 は、ハウジングの側断面であり、顎部材を開き、そして組織を放すためのナイフアセンブリの解除および駆動アセンブリの解除を示す。

【図 48】図 48 は、図 47 に詳細の示された領域のみに拡大された図である。

【図 49】図 49 は、図 47 に詳細の示された領域のみに拡大された図である。

【図 50A】図 50A は、組織を切断するためにナイフブレードの全体のストローク長さを改良するために設計されているナイフアセンブリおよびトリガーアセンブリの代替の実施形態の拡大側面図である。

10

20

30

40

50

【図５０Ｂ】図５０Ｂは、作動位置で示される図５０Ａのナイフアセンブリおよびトリガーアセンブリの拡大側面図である。

【図５０Ｃ】図５０Ｃは、図５０Ａのトリガーアセンブリの拡大斜視図である。

【図５１】図５１は、図１の鉗子に類似の鉗子の略断面図であり、ロック形態にあるトリガーアセンブリを備えた安全機構を示す。

【図５２】図５２は、図５１の鉗子であり、非ロック形態にあるトリガーアセンブリを備えた安全機構を示す。

【符号の説明】

【０１１６】

１０	鉗子	10
１２	シャフト	
１４	近位端	
１６	遠位端	
２０	ハウジング	
３０、４０	ハンドル	
５０	固定ハンドル	
６０	スリーブ	
７０	トリガーアセンブリ	
８０	回転アセンブリ	
８２	半分体	20
９０、１１１	フランジ	
９４	ピン	
９１、９７	アパーチャ	
９５	t形状遠位端	
１００	端部エフェクターアセンブリ	
１０３	ピボットピン	
１１２、１２２	電氣的伝導性シーリング表面	
１１４、１２４	絶縁体	
１１５	ナイフチャネル	
１１６	顎ハウジング	30
１１７	突出部	
１１８	ピボットフランジ	
１１９	ピンスロット	
１２６	顎ハウジング	
１４０	ナイフアセンブリ	
１５０	駆動アセンブリ	
１６０	回転チューブ	
１７０	後部C形状カフ	
１７５	ワイヤチャネル	
１８０	ナイフアセンブリシャフト	40
１８２	ロッド	
１８３	ナイフアセンブリシャフトの近位端	
１８４	ナイフバー	
２００	ジョイスティック様トグルスイッチ	
３１０	電気外科用ケーブル	
４２０	血管組織	
６００	鉗子	
６１０	安全機構	

【図 1】

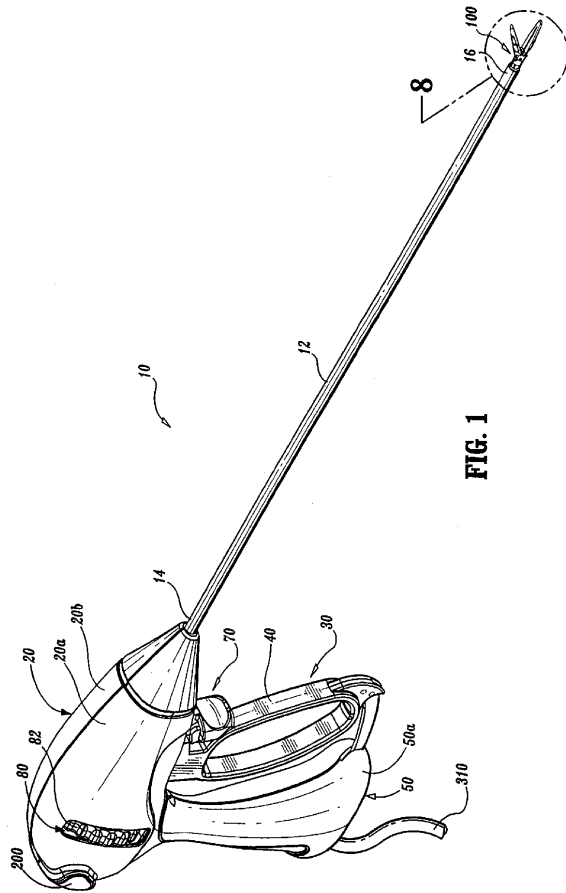


FIG. 1

【図 2】

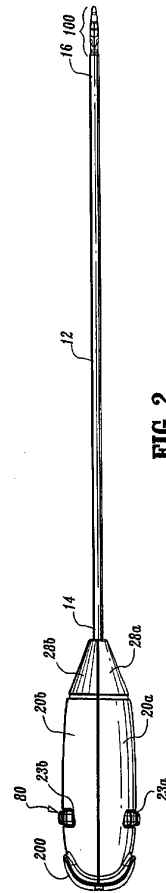


FIG. 2

【図 3】

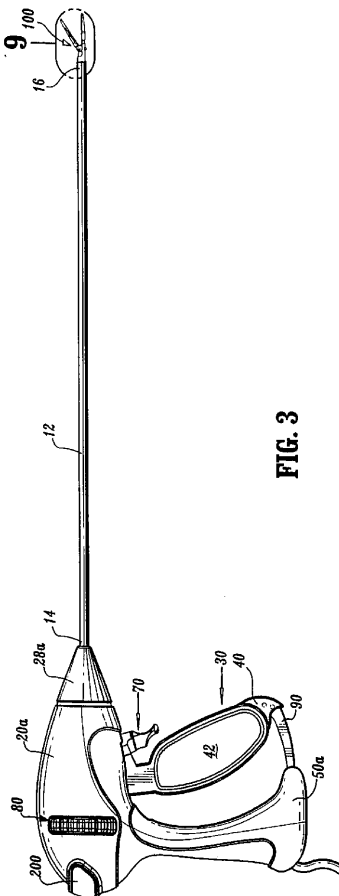


FIG. 3

【図 4】

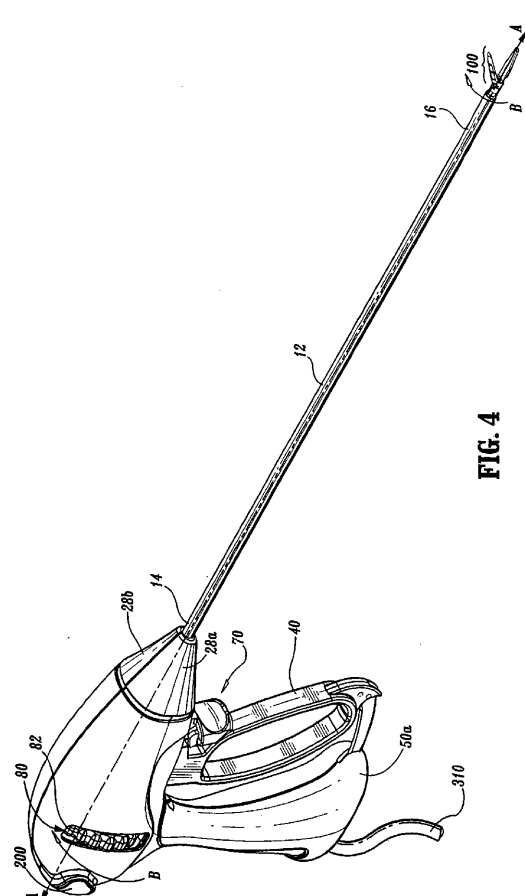


FIG. 4

【図 5】

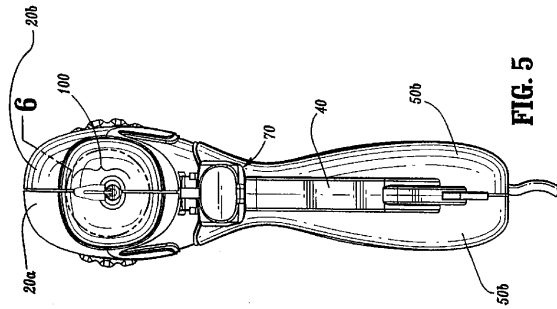


FIG. 5

【図 6】

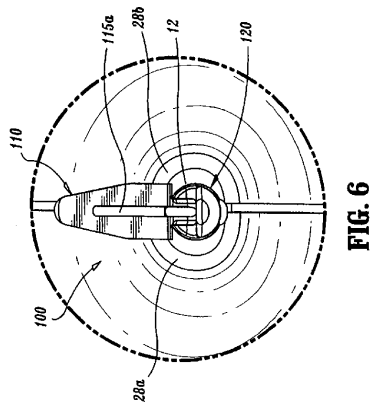


FIG. 6

【図 7】

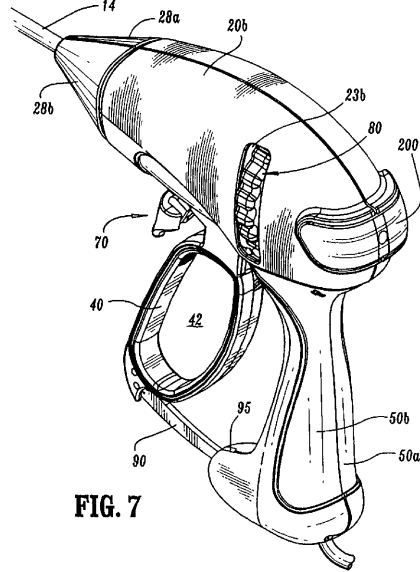


FIG. 7

【図 8】

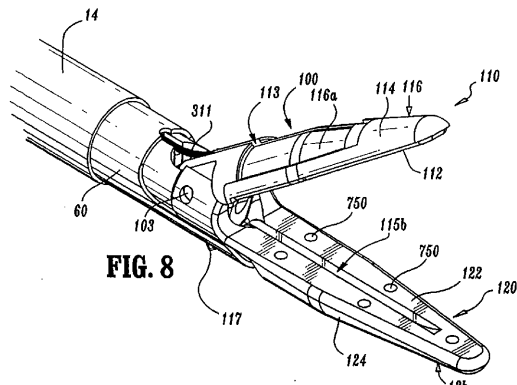


FIG. 8

【図 10】

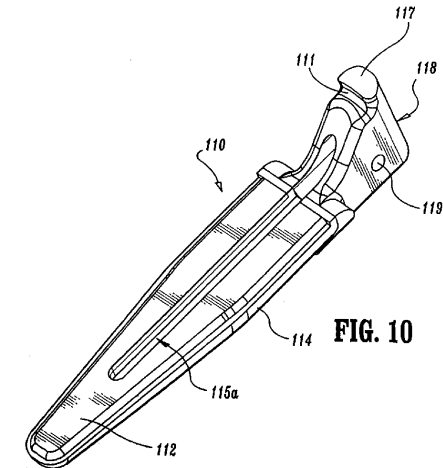


FIG. 10

【図 9】

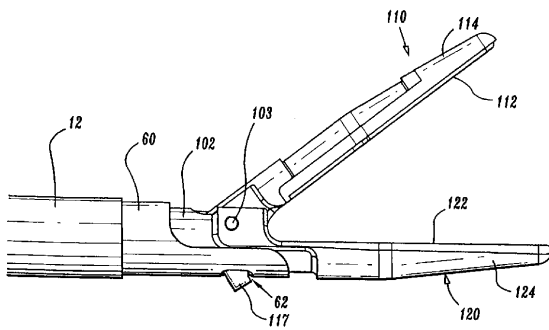


FIG. 9

【図 11】

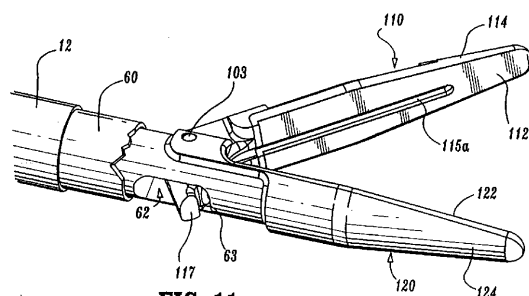
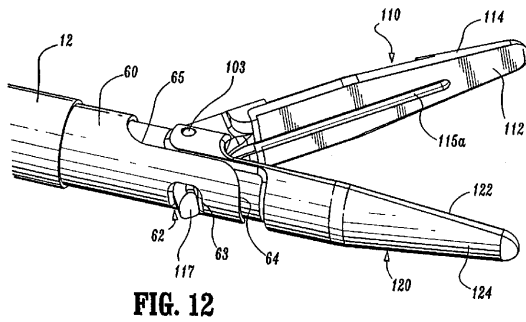
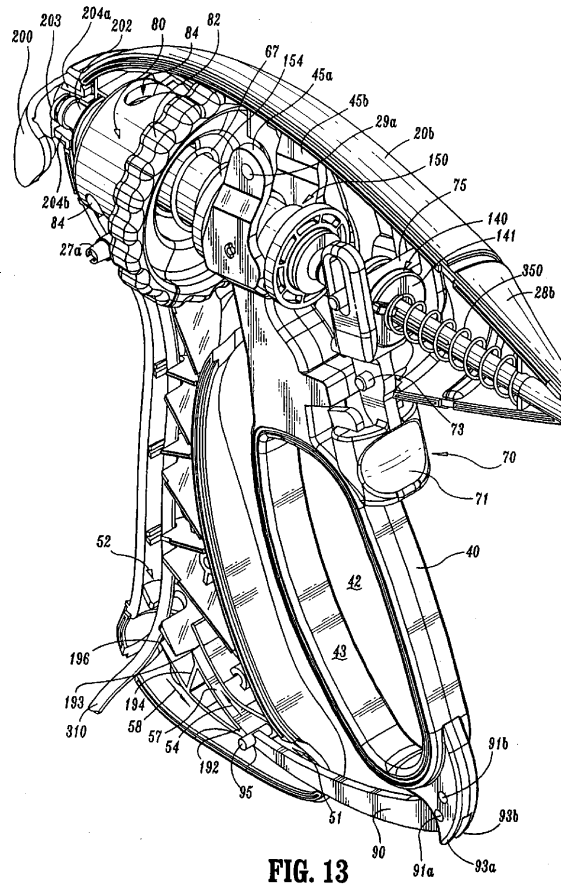


FIG. 11

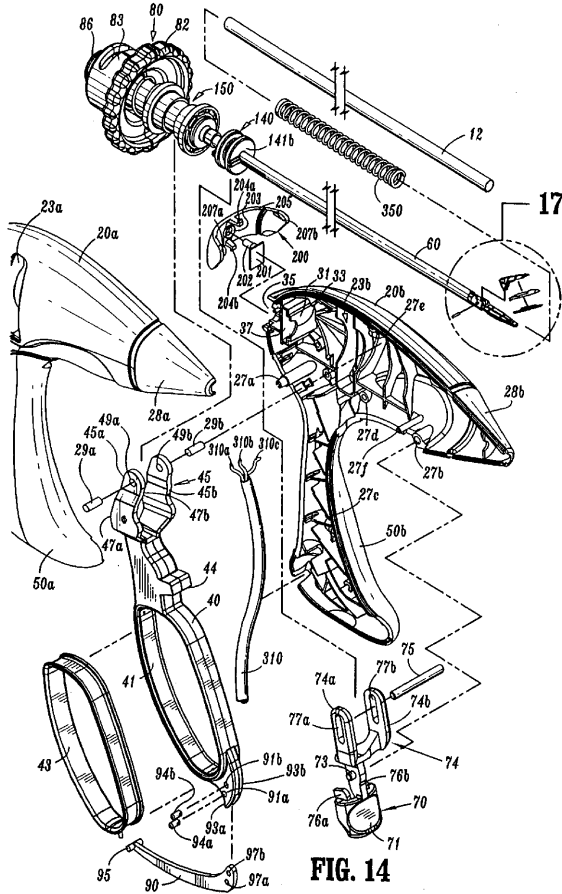
【図 1 2】



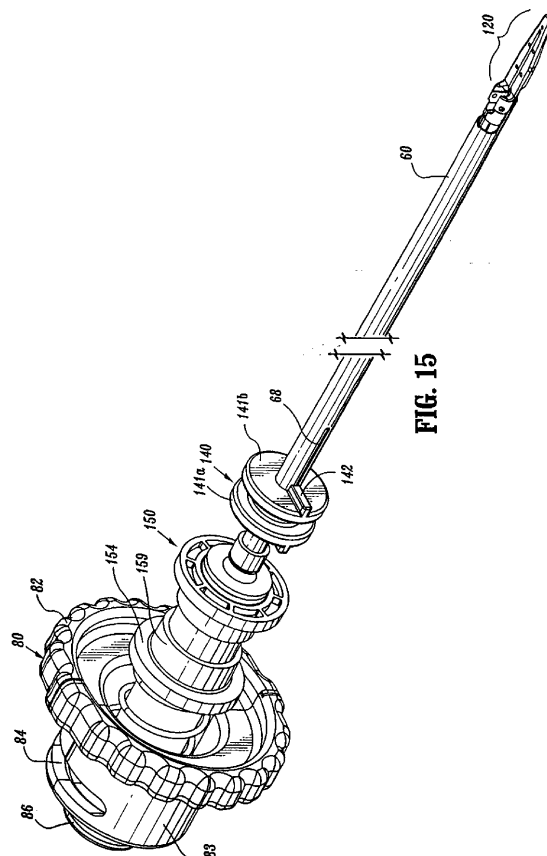
【図 1 3】



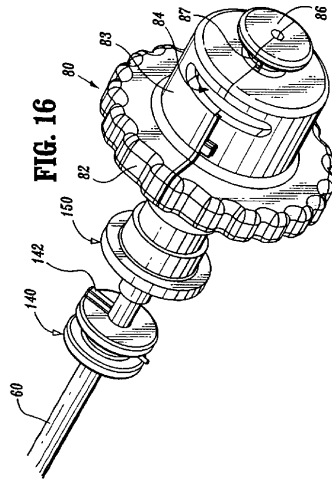
【図 14】



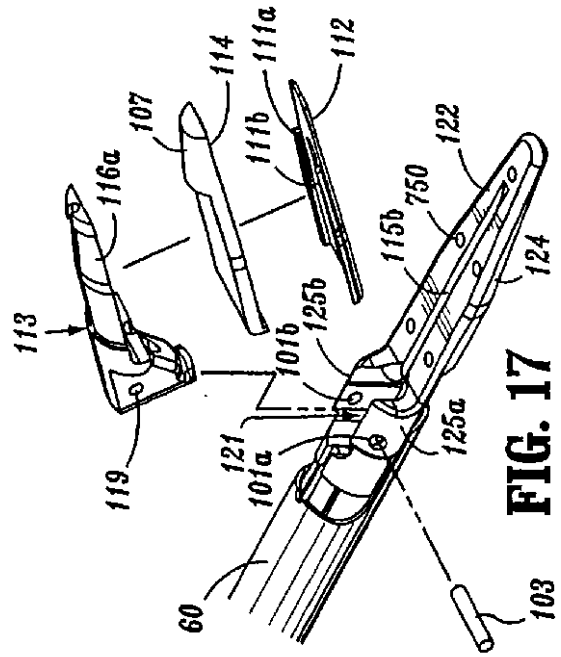
【図 15】



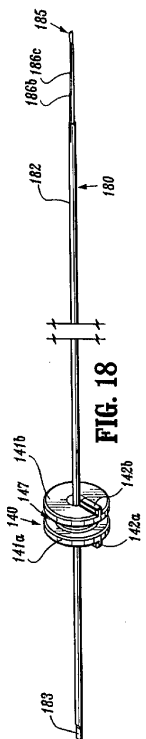
【図 16】



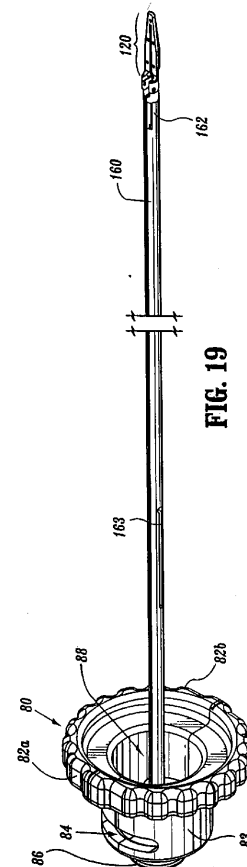
【図 17】



【図 18】



【図 19】



【図 20】

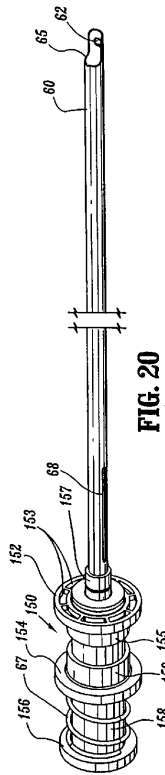


FIG. 20

【図 21】

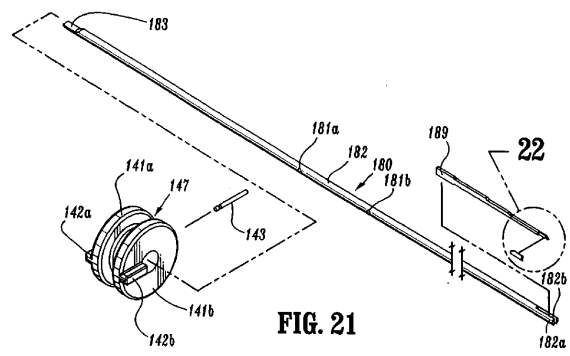


FIG. 21

【図 22】

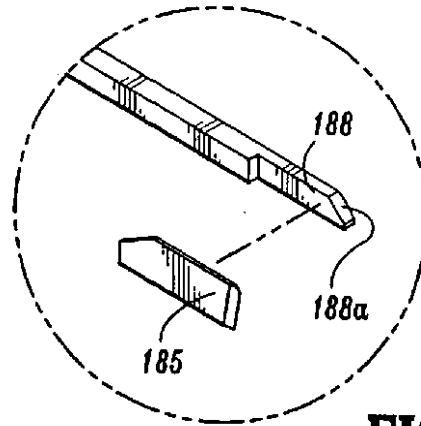


FIG. 22

【図 23】

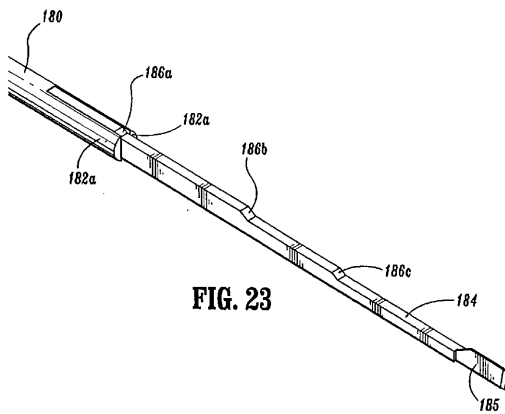


FIG. 23

【図 24】

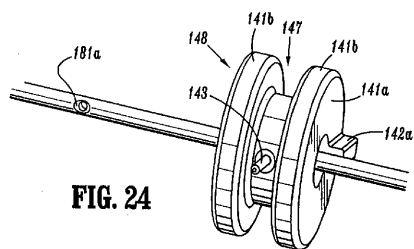


FIG. 24

【図 25】

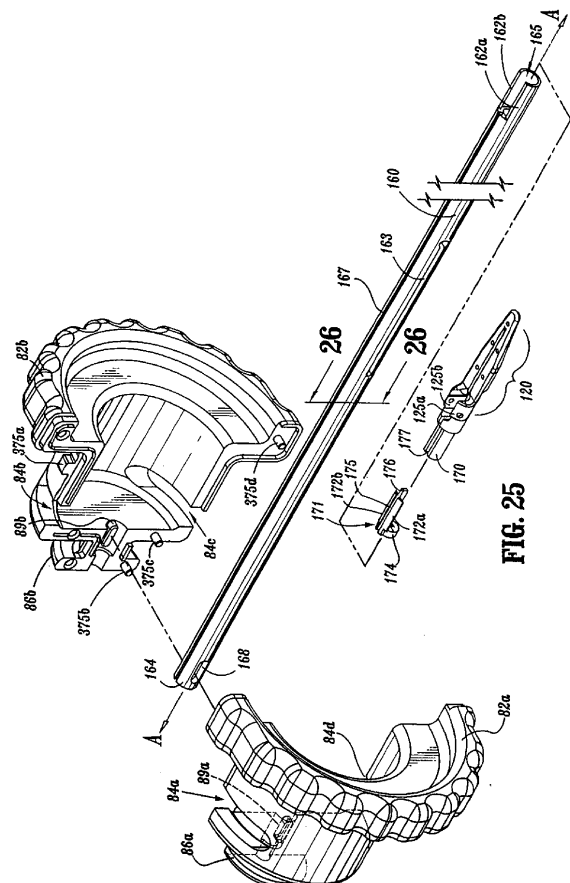
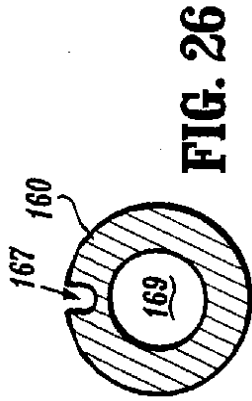
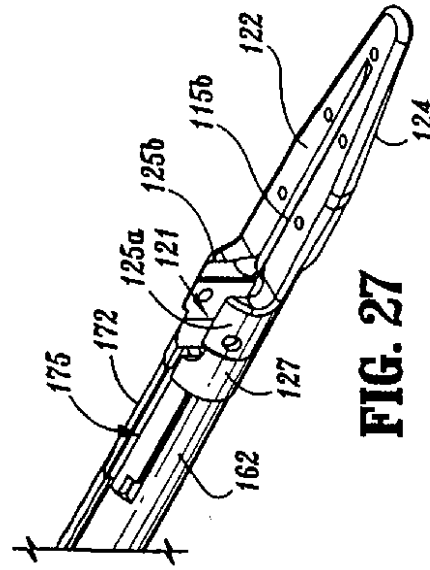


FIG. 25

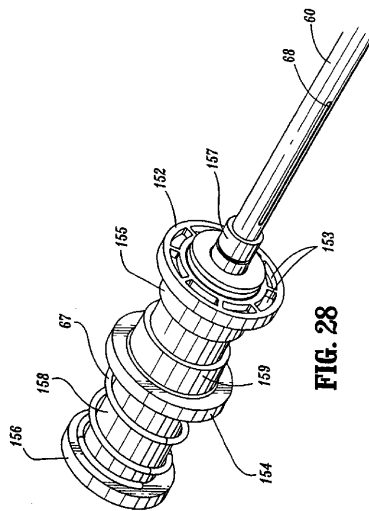
【図 26】

**FIG. 26**

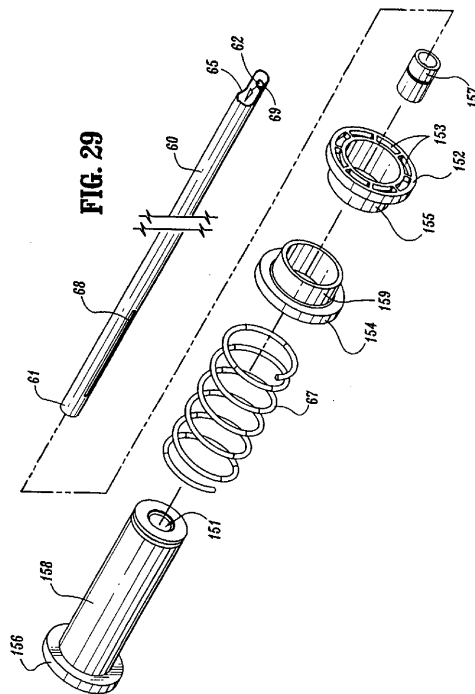
【図 27】

**FIG. 27**

【図 28】

**FIG. 28**

【図 29】

**FIG. 29**

【図 30】

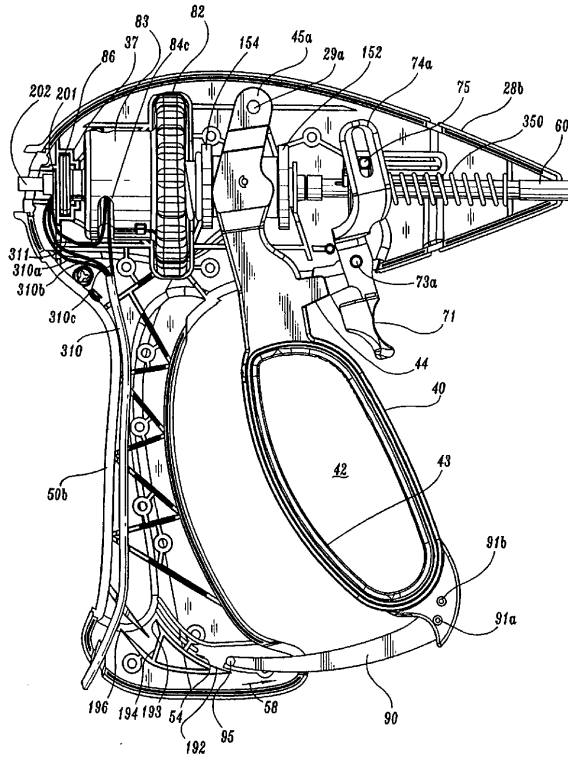


FIG. 30

【図 31】

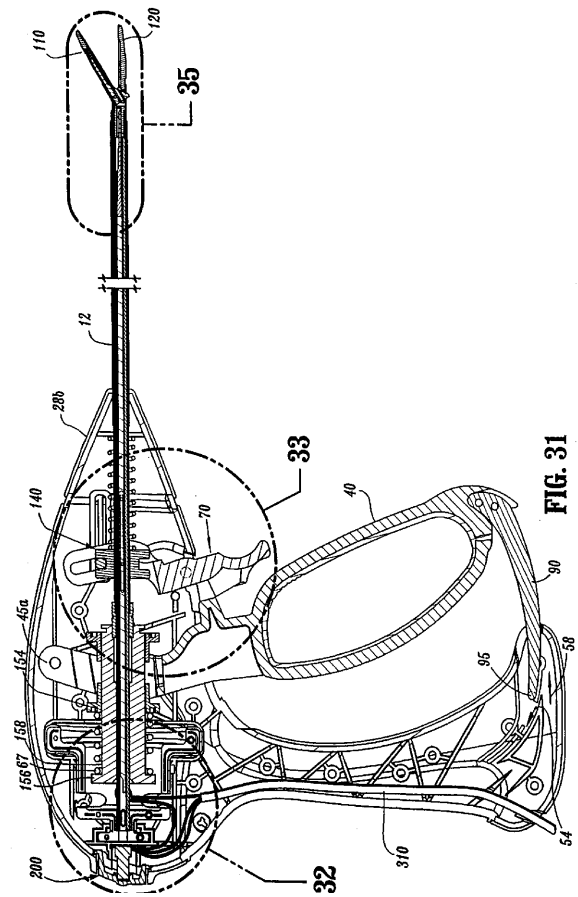


FIG. 31

【図 32】

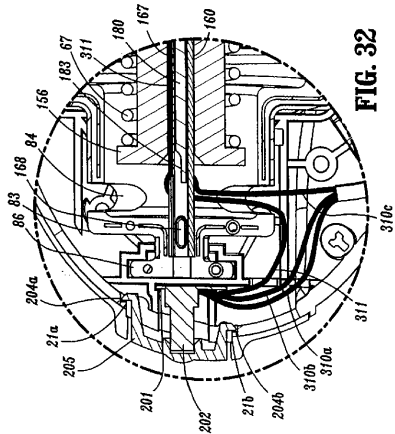


FIG. 32

【図 34】

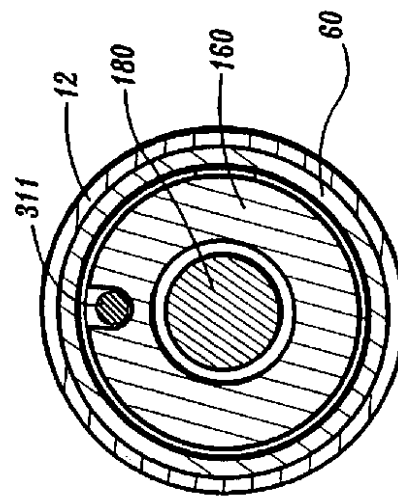


FIG. 34

【図 33】

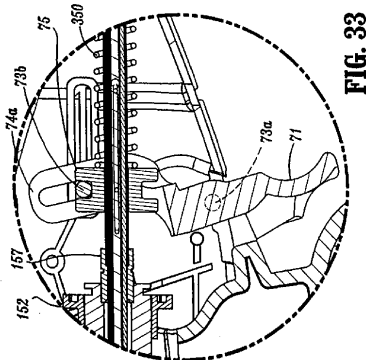


FIG. 33

【図 35】

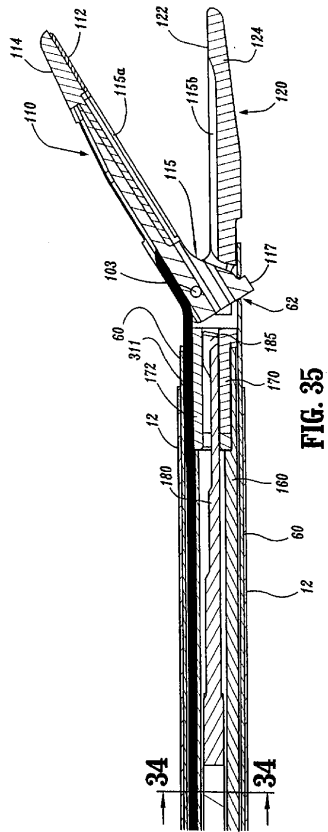


FIG. 35

【図 36】

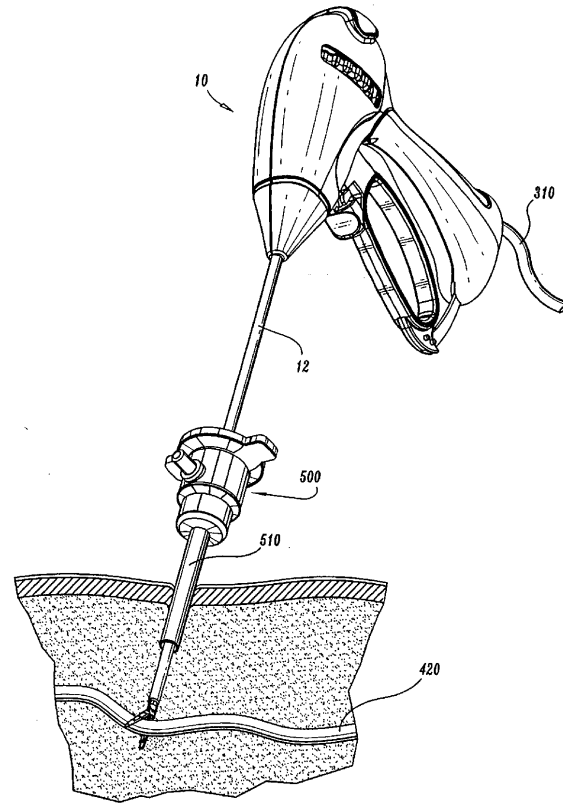


FIG. 36

【図 37】

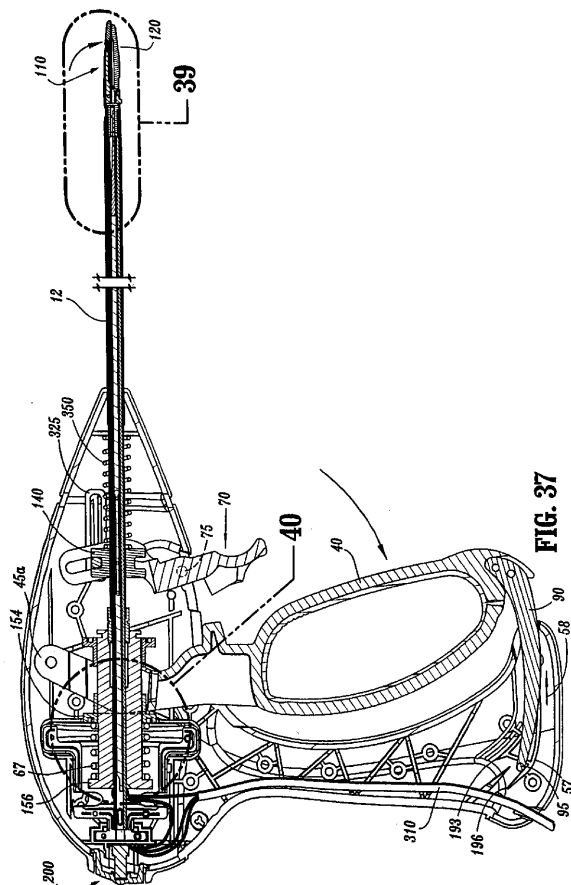


FIG. 37

【図 38】

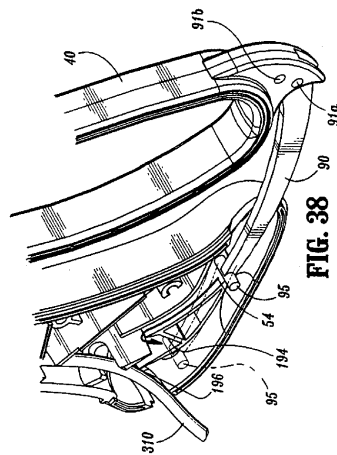


FIG. 38

【図 39】

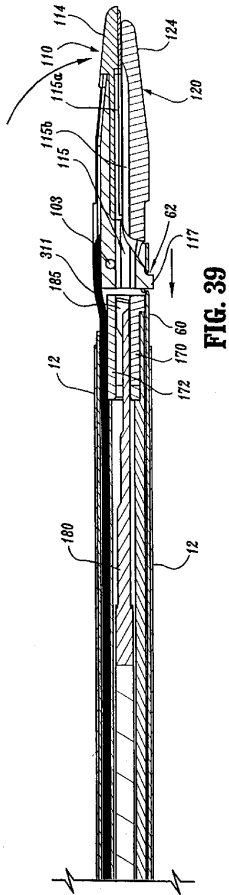


FIG. 39

【図 41】

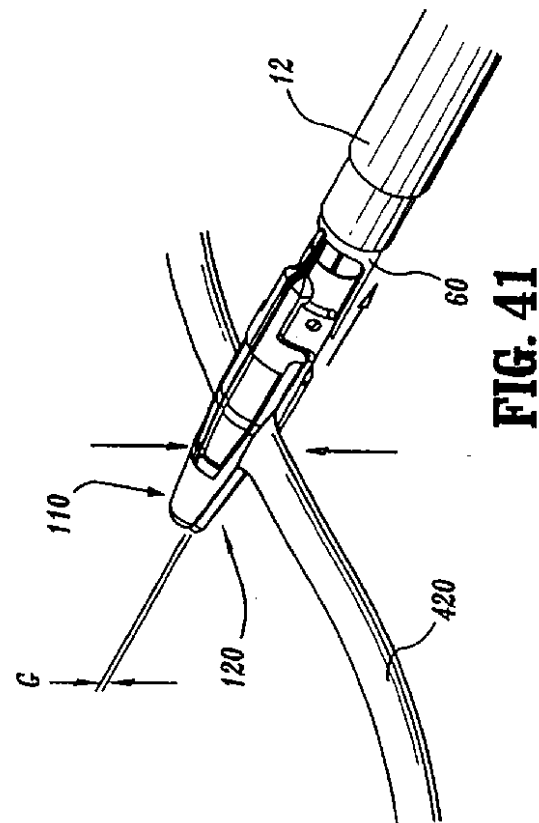
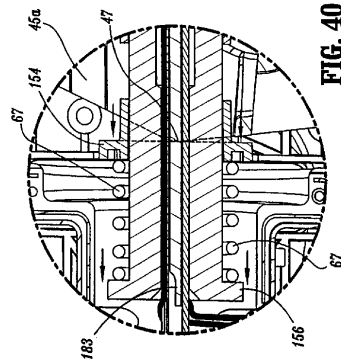


FIG. 41

【図 40】



【図 4 4】

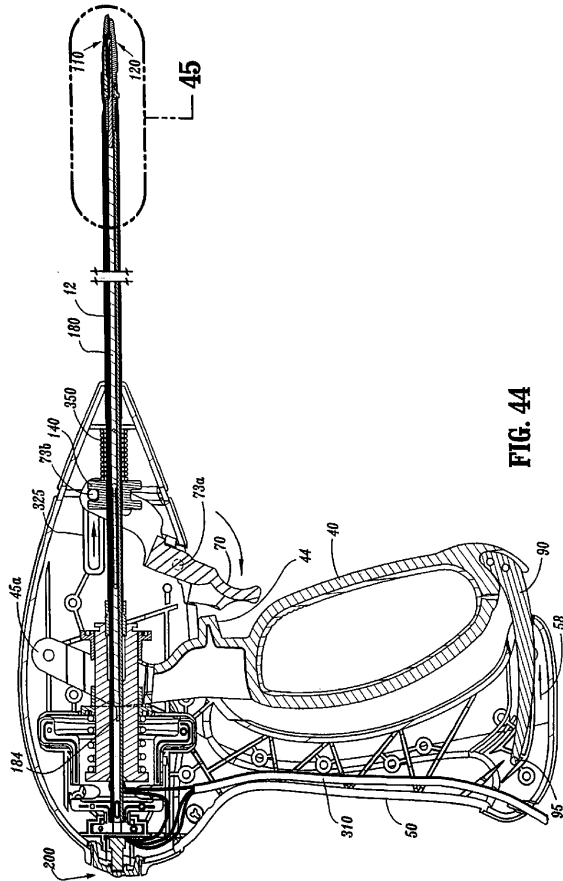


FIG. 44

【図 4 5】

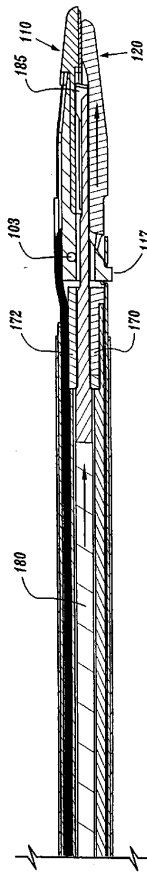


FIG. 45

【図 4 6】

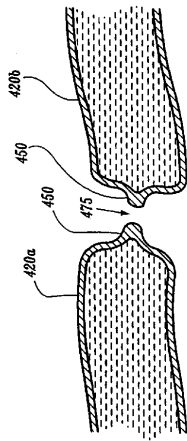


FIG. 46

【図 4 7】

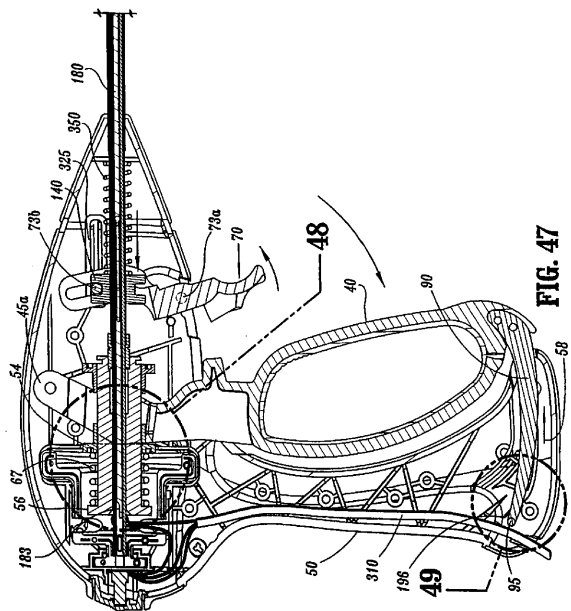
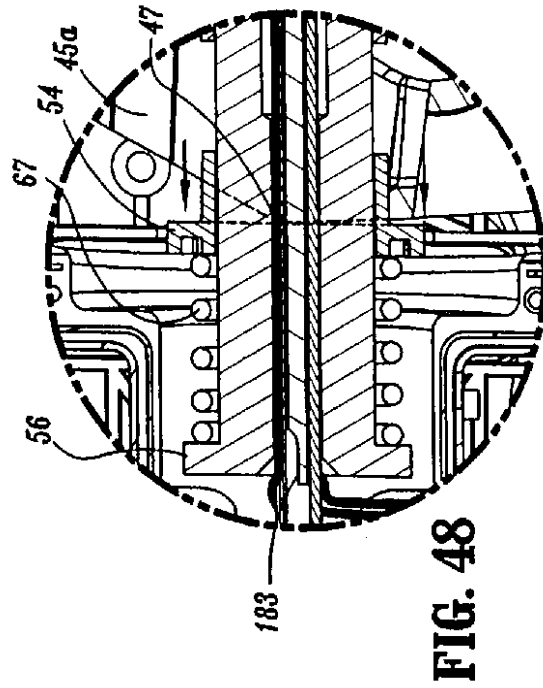
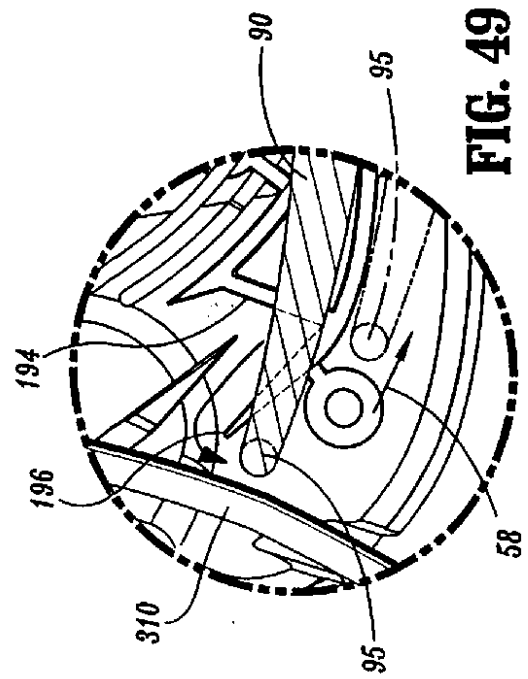


FIG. 47

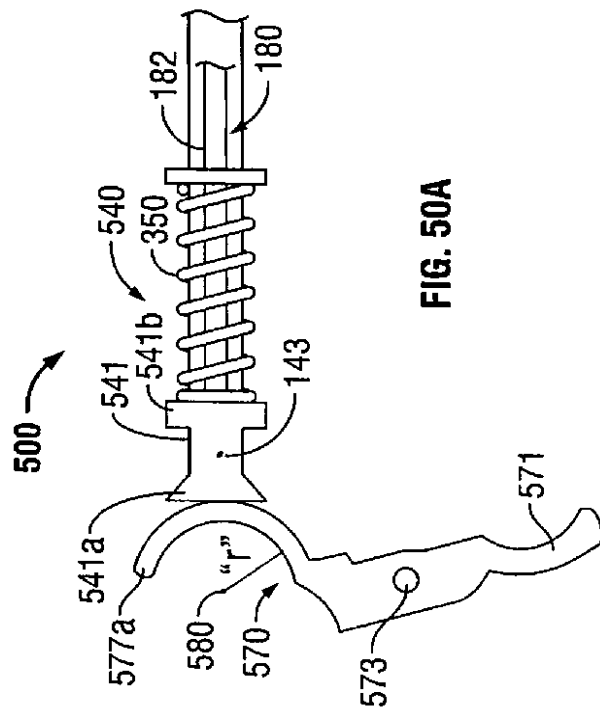
【図 48】



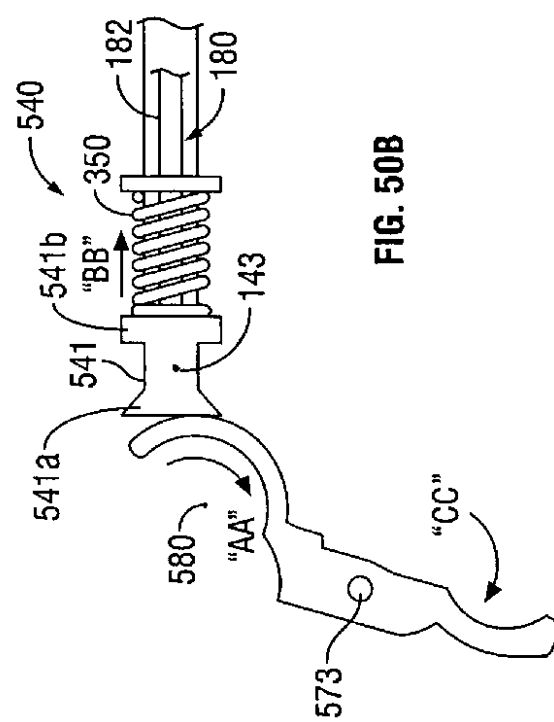
【図 49】



【図 50 A】



【図 50 B】



【図 50C】

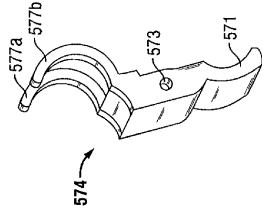


FIG. 50C

【図 51】

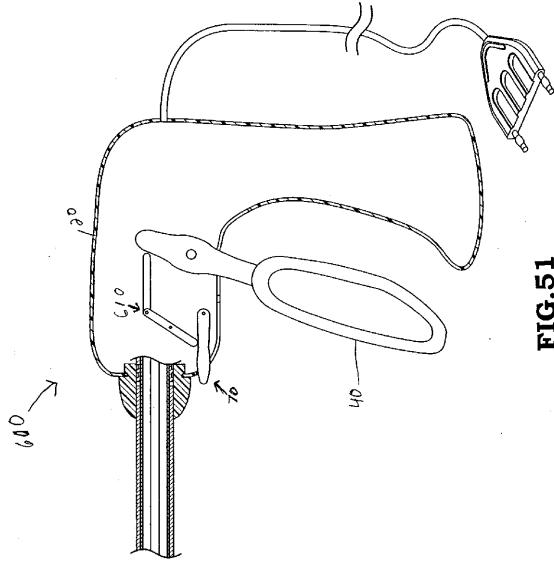


FIG. 51

【図 52】

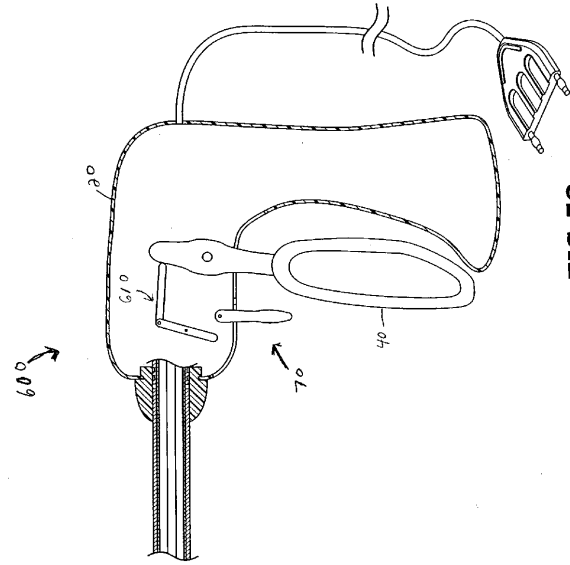


FIG. 52

フロントページの続き

(72)発明者 カール デュアン イー.
アメリカ合衆国 コロラド 80513, バーサド, イー ネブラスカ アベニュー 300
.

(72)発明者 ピーターソン ダリオン
アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボルダー, グレンデール グルチ サークル 54
28

審査官 瀬戸 康平

(56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0254573 (US, A1)
米国特許出願公開第2005/0107785 (US, A1)
米国特許出願公開第2004/0250419 (US, A1)
特表2004-524922 (JP, A)
特表2004-535236 (JP, A)
米国特許第05601601 (US, A)
特開平06-121797 (JP, A)
特開平11-192238 (JP, A)
特表2004-517668 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00, 18/00

专利名称(译)	具有细长刀冲程的血管封口机和分隔器以及用于切割机构的安全装置		
公开(公告)号	JP4906300B2	公开(公告)日	2012-03-28
申请号	JP2005283135	申请日	2005-09-28
[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	ダイカス ショーン ティー カール デュアン イー ピーター ソン ダリオン		
发明人	ダイカス ショーン ティー カール デュアン イー ピーター ソン ダリオン		
IPC分类号	A61B17/28 A61B18/12 A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/32 A61B18/1445 A61B2018/00404 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/1412 A61B2018/1455 A61B2018/146 A61B2090/034		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B17/39.310 A61B17/32.330 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/FF19 4C060/GG23 4C060/GG30 4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK10 4C060/KK14 4C160 /FF19 4C160/GG23 4C160/GG30 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK14 4C160/KK37 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM33 4C160/NN03 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15		
代理人(译)	夏木森下		
审查员(译)	濑户康平		
优先权	10/953757 2004-09-29 US		
其他公开文献	JP2006095316A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一对内窥镜双极电外科钳，用于密封或切割组织。
 ŽSOLUTION：一对内窥镜双极钳包括一个外壳和一个固定在外壳上的轴。轴包括穿过其中限定的纵向轴线和附接到其远端的一对钳口构件。钳子还包括驱动组件，用于使一个钳口构件相对于另一个钳口构件移动。包括可移动手柄，其使钳口构件从打开和关闭位置移动。钳子适于连接到电外科能量源，使得钳口构件能够通过保持在其间的组织传导双极能量以实现组织密封。触发器组件相对于可动手柄可操作地设置，用于选择性地推进刀组件，以沿组织密封件切割组织。刀组件包括刀套，该刀套与刀轴配合以在触发组件启动时使刀穿过组织。Ž

