

【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】

(関連出願への相互参照)

本出願は、Patrick L. Dumbauldによる米国仮特許出願第60/722,177号(2005年9月30日出願、発明の名称「IN-LINE VESSEL SEALER AND DIVIDER」)の優先権の利益を主張する。上記仮特許出願の全内容は、本明細書において参考として援用される。

10

【0002】

(技術分野)

本開示は、電気外科用鉗子に関し、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、細長い、内視鏡を組み合わせた双極および単極の電気外科用鉗子に関する。

【背景技術】

【0003】

(背景)

電気外科用鉗子は、機械的なクランプ作用および電気エネルギーの両方を利用して、組織および血管を加熱して、組織を凝固、焼灼および/もしくはシールすることによって、止血を行う。開放性外科手順で使用するための開放型鉗子の代替として、多くの現代の外科医は、内視鏡および内視鏡装置を使用して、小さな穿刺のような切開部を通じて器官に遠隔的に接近する。その直接的な結果として、患者は、瘢痕がより小さくなり、治癒時間が短縮されることによる利益を得る傾向がある。

20

【0004】

内視鏡装置は、トロカールを備えて作製されたカニューレもしくはポートを通じて患者に挿入される。カニューレの代表的サイズは、3mm~12mmの範囲である。通常、より小さなカニューレが好ましい。このことは、理解されるように、最終的には、装置製造業者に設計上の課題を突きつける。装置製造業者は、より小さなカニューレを介して適合する内視鏡式装置を作製する方法を見出さねばならない。

30

【0005】

多くの内視鏡的外科手順は、血管または脈管組織の切断または結紮を必要とする。その外科手術用の腔に特有の空間的な問題に起因して、外科医は、多くの場合、血管の縫合または出血を制御する他の伝統的方法(例えば、離断する血管のクランプおよび/もしくは結紮)の実施が困難である。内視鏡的電気外科用鉗子を利用することによって、外科医は、顎部材を介して組織に適用される電気外科エネルギーの強度、頻度および持続期間を制御することによって、焼灼し得るか、凝固/乾燥させ得るか、および/または単純に出血を低下もしくは遅延させ得る。ほとんどの小血管(すなわち、直径2mmより小さい範囲の血管)は、多くの場合、標準的な電気外科装置および電気外科技術を使用して閉鎖され得る。しかし、より大きな脈管を結紮する場合、外科医は、内視鏡手順を開放性外科手順に切り換え、それによって内視鏡外科の利益を放棄することを必要とし得る。あるいは、外科医は、より大きな脈管または組織をシールすることができる。

40

【0006】

脈管を凝固するプロセスは、電気外科的な脈管のシールとは基本的に異なると考えられる。本明細書における目的に関して、「凝固」とは、組織の細胞を破裂および乾燥させて組織を乾燥させるプロセスとして定義される。「脈管シーリング」または「組織シーリング」とは、組織のコラーゲンを液化して、それを融合塊へと再形成するプロセスとして定義される。小脈管の凝固は、それを永久的に閉鎖するに十分である一方、より大きな脈管は、永久的閉鎖を確実にするためにはシールされる必要がある。

50

【 0 0 0 7 】

より大きな脈管（または組織）を効率的にシールするためには、2つの主な機械的パラメータ（脈管（組織）に適用される圧力および電極間または組織シール表面間の間隔）が正確に制御されねばならない。より詳細には、圧力の正確な適用は、以下のことのために重要である：脈管壁を対向させること；組織のインピーダンスを十分低い値まで低下させて、十分な電気外科エネルギーが組織を通ることを可能にすること；組織加熱中の鉗子の膨張力に打ち勝つこと；および、良好なシールの指標である末端組織厚に寄与すること。脈管壁を融合するための代表的な顎間隔は、0.001インチと0.006インチとの間が最適である。この範囲より下では、シールは、切れたり裂けたりする可能性があり、そしてこの範囲より上では、管腔が適切にも効果的にもシールされない可能性がある。

10

【 0 0 0 8 】

より小さな脈管に関しては、組織に適用される圧力の関連性はより低くなる傾向がある一方、導電性表面の間隔は、有効なシールのためにより重要になる。換言すると、2つの導電性表面が作動の間に接触する機会は、脈管が小さくなるほど増加する。

【 0 0 0 9 】

多くの公知の装置は、ブレード部材または剪断部材を備える。これらの部材は、単に機械的様式および/または電気機械的様式で組織を切断するものであり、そして脈管シーリングという目的に関しては比較的有効ではない。他の装置は、クランプ圧のみに依存して適切なシーリング厚を得ており、間隔の許容誤差ならびに/または平行度および平坦さの要件（これらは、適切に制御される場合、一貫した、かつ有効な組織シールを確実にするパラメータである）に配慮して設計されていない。例えば、得られるシールされた組織の厚さをクランプ圧のみを制御することで適切に制御することは、以下の2つの理由のいずれかのために、困難である：1）過度に大きな力が適用される場合、2つの極が接触し、そしてエネルギーが組織を通して伝達されず、結果として有効でないシールが生じる可能性がある；または2）過度に小さな力が適用される場合、組織は作動およびシールの前に早々と動いてしまう可能性があり、そして/またはより厚く、より信頼性の低いシールが作製される可能性がある。

20

【 0 0 1 0 】

上述のように、より大きな脈管または組織を適切かつ有効にシールするために、対向する顎部材間にはより大きな閉鎖力が必要とされる。顎間の大きな閉鎖力には、代表的に、各顎の旋回軸の周りに大きなモーメントを生じるために必要な、大きな動作力が必要であることが知られている。このことは、装置製造業者に対して設計上の課題を突きつける。装置製造業者は、非常に単純化した設計を製造する利点と、組織を有効にシールするための大きな閉鎖力を発揮することを使用者に要求し得る設計の欠点とを、比較検討しなければならない。結果として、設計者は、金属ピンを備える装置を設計することによってか、および/またはこれらの閉鎖力を少なくとも部分的になくして、機械的疲労の確率を低下させ、かつ最終使用者（すなわち、外科医）の疲労を低減する装置を設計することによってかのいずれかで、これらの大きな閉鎖力を補償しなければならない。

30

【 0 0 1 1 】

電極間での閉鎖力を増加させることは、他の望ましくない効果を有し得る。例えば、閉鎖力の増加は、対向する電極を互いに近づかせて接触させ得、回路を短絡させ得る。そして小さな閉鎖力は、圧縮の間および作動の前の組織の早すぎる移動を生じ得る。これらの結果として、対向する電極の間に、好ましい圧力範囲内の適切な閉鎖力を一貫して提供する装置を提供することは、首尾よいシールの確率を高める。理解されるように、適切な閉鎖力を、一貫したやり方で適切な範囲内で、外科医が手動で提供することに頼ることは、困難であり、したがって得られるシールの効果および質は、変動し得る。さらに、有効な組織シールの全体的な成功は、使用者の専門知識、視力、器用さ、および脈管を均等に、一貫して、かつ有効にシールするために適切な閉鎖力を判断する経験に、大きく依存する。換言すると、シールの成功は、装置の能力よりも、外科医の最終的な技能に大きく依存する。

40

50

【0012】

一貫した、かつ有効なシールを確実にするための圧力範囲が、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 であること、好ましくは 7 kg/cm^2 ~ 13 kg/cm^2 の作動範囲であることが見出されている。この作動範囲内の閉鎖圧を提供し得る装置を製造することは、動脈、組織および他の血管束をシールするために有効であることが、示された。

【0013】

種々の力作動アセンブリが、脈管シールを行う適切な閉鎖力を提供するために過去に開発されている。例えば、このような作動アセンブリの1つは、Boulder, ColoradoのValley Lab, Inc. (Tyco Healthcare LPの一部門)によって開発された。これは、Valley Lab脈管シール分離装置(商品名LIGASURE ATLAS(登録商標)として一般に販売されている)とともに使用するためのものである。このアセンブリは、4つの棒を備えた機械的連結、ばね、および駆動アセンブリを備え、これらは、上記作動範囲内の組織圧を一貫して提供および維持するように協働する。同時係属中の米国特許出願第10/179,863号(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)(現在は、特許文献1)、同第10/116,944号(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)(現在は、特許文献2)、同第10/472,295号(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)(現在は、特許文献3)、およびPCT出願第PCT/US01/01890号(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)および特許文献4(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER」)は全て、LIGASURE ATLAS(登録商標)の種々の操作機能およびそれに関する種々の方法を詳細に記載する。本明細書において、上記の出願の全ての内容は、本明細書によって参考として援用される。

【0014】

他の力作動機構または力作動アセンブリは、共有に係る米国特許出願第10/460,926号明細書(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANNULAS」)、および米国特許出願第10/953,757号明細書(発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER HAVING ELONGATED KNIFE STROKE AND SAFETY FOR CUTTING MECHANISM」)に記載されている。本明細書において、これら両方の全内容は、本明細書によって参考として援用される。それらにおいて記載されるように、より単純かつより機械的に有利な動作および駆動アセンブリが、それらに記載されている。このアセンブリは、脈管および組織の把持および操作を容易にし、使用者の疲労を低減する。

【0015】

ある外科的操作においては、単極性鉗子または単極凝固器と組み合わせて、双極性鉗子が使用されて、外科手術中に組織を処置し、そして出血を制御する。このように、かつ特定の操作の過程の間に、外科医は、単極装置を双極装置と置き換えることを要求され得る。この置き換えは、代表的に、トロカールまたはカニュレを介した置き換えを含む。理解され得るように、このことは、操作の過程にわたって1回より多くの場合で生じ得、これは、非常に時間がかかる可能性があり、そして不必要に、装置を非滅菌の可能性のある環境に装置を供し得る。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0016】

【特許文献1】米国特許第7,101,371号明細書

【特許文献2】米国特許第7,083,618号明細書

【特許文献3】米国特許第7,101,372号明細書

【特許文献4】国際公開第02/080795号パンフレット

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

小型で、単純で費用効率の高い、小さなカニューレと一緒に利用され得る、双極と単極とを組み合わせた装置が所望される。さらに、容易に操作可能なハンドルと、機械的に有利な力作動アセンブリを備える装置本体とを備え、使用者の疲労を低減する装置を提供することが所望される。

【課題を解決するための手段】

【0018】

上記課題を解決するために、本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

10

内視鏡鉗子であって、以下：

ハウジングであって、該ハウジングに取り付けられるシャフトを有し、該シャフトは、該シャフトの遠位端に配置される一対の顎部材を備える、ハウジング；

該ハウジングに配置される駆動アセンブリであって、該駆動アセンブリは、該顎部材を第1の位置から第2の位置へと互いに対して動かすように作動可能であり、該第1の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、該第2の位置において、該顎部材は、組織を操作するために互いに接近している、駆動アセンブリ；

該駆動アセンブリに対して作動可能に連結された一対のハンドルであって、該ハンドルは、該駆動アセンブリが作動して該顎部材を動かすように、該ハウジングに対して移動可能である、ハンドル；

20

第1のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、単極様式で組織を処置するために、第1の電位のエネルギーを、少なくとも1つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第1のスイッチ；ならびに

第2のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、双極様式で組織を処置するために、第1の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第2の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第2のスイッチを備え；

各顎部材は、電気エネルギーの供給源と連結するように適合され、その結果、該顎部材が、組織を処置するためにエネルギーを伝達し得る、内視鏡鉗子。

30

(項目2)

項目1に記載の内視鏡鉗子であって、前記ハウジングと作動可能に結合されるナイフアセンブリをさらに備え、該ナイフアセンブリは、前記顎部材が前記第2の位置に配置される場合に、該顎部材の間に配置された組織を通してナイフを進めるように選択的に動作可能である、内視鏡鉗子。

(項目3)

項目2に記載の内視鏡鉗子であって、前記ハンドルの少なくとも1つが、ナイフロックアウトを備え、該ナイフロックアウトは、前記顎部材が前記第2の位置に配置される場合に、前記ナイフアセンブリが動作することを防ぐ、内視鏡鉗子。

40

(項目4)

項目3に記載の内視鏡鉗子であって、前記ロックアウト機構が、前記ハンドルの少なくとも1つから延びる機械的インターフェースを備え、該機械的インターフェースは、該ハンドルが、前記ハウジングに対して第1の開いた位置に配置される場合、前記ナイフアセンブリの動きを妨害するような寸法であり、かつ該機械的インターフェースは、該ハンドルが、該ハウジングに対して第2の位置に配置される場合、該ナイフアセンブリの動作を許容するような寸法である、内視鏡鉗子。

(項目5)

項目1に記載の内視鏡鉗子であって、該鉗子は、前記顎部材が前記第1の位置に配置される場合に前記第1のスイッチの作動を防ぐ、単極ロックアウトを備える、内視鏡鉗子。

50

(項目 6)

項目 5 に記載の内視鏡鉗子であって、前記単極ロックアウトが、前記ハンドルの少なくとも 1 つに配置される機械的インターフェースを備え、該機械的インターフェースは、該ハンドルが、前記ハウジングに対して第 1 の位置に配置される場合、前記第 1 のスイッチの動作を防ぎ、かつ該ハンドルが、該ハウジングに対して第 2 の位置に配置される場合、該第 1 のスイッチの作動を許容する、内視鏡鉗子。

(項目 7)

項目 5 に記載の内視鏡鉗子であって、前記単極ロックアウトが、前記ハウジングに配置される圧力作動式安全スイッチを備え、そして該ハウジングに対して第 1 の位置から該ハウジングに対して第 2 の位置への前記ハンドルの動きが、該圧力作動式安全スイッチを閉じて、前記第 1 のスイッチの作動を可能にする、内視鏡鉗子。

10

(項目 8)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記鉗子の前記ハンドルが、前記ハウジングの対向する側に配置され、そして第 1 の、該ハウジングに対して間隔を空けた位置から、第 2 の、該ハウジングに対してより近い位置へと移動可能である、内視鏡鉗子。

(項目 9)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記ハウジングが、該ハウジングの対向する側に規定される一対のスリットを備え、そして前記ハンドルが、該スリット内部を該ハウジングに対して移動可能である、内視鏡鉗子。

20

(項目 10)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記鉗子は、該鉗子を通して規定される長手軸を備え、そして前記ハンドルは、該長手軸に対して角度で配置される、内視鏡鉗子。

(項目 11)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、作動中に該鉗子への電気外科エネルギーの強度を調節するように作動可能な、強度制御器をさらに備える、内視鏡鉗子。

(項目 12)

前記強度制御器が、単極モードのみで作動可能である、項目 11 に記載の内視鏡鉗子。

(項目 13)

前記強度制御器が、スライドポテンシオメータを備える、項目 11 に記載の内視鏡鉗子。

30

(項目 14)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記鉗子が、電気的安全装置をさらに備え、該電気的安全装置は、該鉗子が、任意の時間の間、双極様式もしくは単極様式のいずれかで作動するよう調節するように作動可能である、内視鏡鉗子。

(項目 15)

項目 1 に記載の内視鏡鉗子であって、前記顎部材の各々は、絶縁性ハウジングと導電性表面とを備え、該顎部材の該導電性表面は、互いに対して、位置がほぼ対向し、該顎部材の少なくとも一方は、単極延長部を備え、該単極延長部は、該少なくとも一方の顎部材の該絶縁性ハウジングを越えて延びて、組織の精密な切断を可能にする、内視鏡鉗子。

(項目 16)

内視鏡鉗子であって、以下：

40

ハウジングであって、該ハウジングに取り付けられるシャフトを有し、該シャフトは、該シャフトの遠位端に配置される一対の顎部材を備える、ハウジング；

該ハウジングに配置される駆動アセンブリであって、該駆動アセンブリは、該顎部材を第 1 の位置から第 2 の位置へと互いに対して動かすように作動可能であり、該第 1 の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、該第 2 の位置において、該顎部材は、組織を操作するために互いに接近している、駆動アセンブリ；

該駆動アセンブリに対して作動可能に連結された一対のハンドルであって、該ハンドルは、該駆動アセンブリが作動して該顎部材を動かすように、該ハウジングに対して移動可能である、ハンドル；

第 1 のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、単極様式で組織を処置す

50

るために、第 1 の電位のエネルギーを、少なくとも 1 つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第 1 のスイッチ；

第 2 のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、双極様式で組織を処置するために、第 1 の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第 2 の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第 2 のスイッチ、

を備え、

前記第 1 のスイッチと前記第 2 のスイッチとが、互いに対して独立かつ排他的に作動可能であり、

各顎部材は、電気エネルギーの供給源と連結するように適合され、その結果、該顎部材が、組織を処置するためにエネルギーを伝達し得る、
内視鏡鉗子。

(項目 1 7)

電気外科用システムであって、以下：

電気外科用発電器；

内視鏡鉗子であって、以下：

ハウジングであって、該ハウジングに取り付けられるシャフトを有し、該シャフトは、該シャフトの遠位端に配置される一対の顎部材を備え、該顎部材が、該電気外科用発電器と連結するように適合されている、ハウジング；

該ハウジングに配置される駆動アセンブリであって、該駆動アセンブリは、該顎部材を第 1 の位置から第 2 の位置へと互いに対して動かすように作動可能であり、該第 1 の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、該第 2 の位置において、該顎部材は、組織を操作するために互いに接近している、駆動アセンブリ；

該駆動アセンブリに対して作動可能に連結された一対のハンドルであって、該ハンドルは、該駆動アセンブリが動作して該顎部材を動かすように、該ハウジングに対して移動可能である、ハンドル；

第 1 のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、単極様式で組織を処置するために、第 1 の電位のエネルギーを、少なくとも 1 つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第 1 のスイッチ；ならびに

第 2 のスイッチであって、該ハウジング上に配置されており、双極様式で組織を処置するために、第 1 の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第 2 の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である、第 2 のスイッチ

を備える、内視鏡鉗子、

を備える、電気外科用システム。

(項目 1 8)

項目 1 7 に記載の電気外科用システムであって、前記発電器が、制御回路を備え、該制御回路が、双極様式または単極様式のいずれかにおいて、前記鉗子の独立的かつ排他的な作動を許容するように作動可能である安全回路を備える、電気外科用システム。

(項目 1 9)

項目 1 8 に記載の電気外科用システムであって、前記安全回路が、電気機械的であり、かつ前記ハウジングに対する前記一対のハンドルの動きの際に作動する、電気外科用システム。

(項目 2 0)

項目 1 7 に記載の電気外科用システムであって、前記発電器が制御回路を備え、該制御回路が、前記第 2 のスイッチに動作可能に連結される絶縁回路を備え、そして該第 2 のスイッチの周りの高い電流エネルギーをバイパスしながら前記顎部材への前記エネルギーを調節するように作動可能である、電気外科用システム。

【 0 0 1 9 】

(要旨)

10

20

30

40

50

本開示は、内視鏡鉗子に関する。この内視鏡鉗子は、ハウジングを有し、このハウジングは、このハウジングに取り付けられるシャフトを有し、このシャフトは、その遠位端に配置される一対の顎部材を備える。上記鉗子はまた、上記ハウジングに配置される駆動アセンブリを備える。この駆動アセンブリは、上記顎部材を第１の位置から第２の位置へと互いに対して動かすように構成されており、上記第１の位置において、上記顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、上記第２の位置において、上記顎部材は、組織を操作するために互いに接近している。一対のハンドルが、上記駆動アセンブリに対して作動可能に連結されており、このハンドルは、上記駆動アセンブリが動作して上記顎部材を動かすように、上記ハウジングに対して移動するように構成されている。各々の顎部材は、電気エネルギーの供給源と連結するように適合されており、その結果、上記顎部材は、組織を処置するためのエネルギーを伝達し得る。

10

【００２０】

第１のスイッチは、上記ハウジング上に配置されており、単極様式で組織を処置するために、第１の電位のエネルギーを、少なくとも１つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。第２のスイッチは、上記ハウジング上に配置されており、双極様式で組織を処置するために、第１の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第２の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。

【００２１】

本開示に従う一実施形態において、上記鉗子はまた、ナイフアセンブリを備える。このナイフアセンブリは、上記ハウジングと作動可能に結合されている。このナイフアセンブリは、上記顎部材が上記第２の位置にある場合に、上記顎部材の間に配置された組織を通してナイフを進めるように、選択的に作動可能である。なお別の実施形態において、上記顎部材の少なくとも一方は、単極延長部を備え、この単極延長部は、上記顎部材の上記絶縁性ハウジングを越えて延びて、組織の精密な切断を可能にする。

20

【００２２】

１つの特に有用な実施形態において、上記ハンドルの少なくとも１つは、ナイフロックアウトを備え、このナイフロックアウトは、上記顎部材が上記第２の位置にある場合に、上記ナイフアセンブリが動作することを防ぐ。上記ロックアウト機構は、上記ハンドルの少なくとも１つから延びる機械的インターフェースを備え得る。この機械的インターフェースは、上記ハンドルが、上記ハウジングに対して第１の（すなわち、開いた）位置に配置される場合、上記ナイフアセンブリの動きを妨害するような寸法であり、かつ上記機械的インターフェースは、上記ハンドルが、上記ハウジングに対して第２の位置に配置される場合、上記ナイフアセンブリの動作を許容するような寸法である。

30

【００２３】

本開示に従う別の実施形態において、上記鉗子は、単極ロックアウトを備え、この単極ロックアウトは、上記顎部材が上記第１の位置に配置される場合に上記第１のスイッチの動作を防ぐ。１つの特に有用な実施形態において、上記単極ロックアウトは、上記ハンドルの少なくとも１つに配置される機械的インターフェースを備える。この機械的インターフェースは、上記ハンドルが、上記ハウジングに対して第１の位置に配置される場合、上記第１のスイッチの動作を防ぎ、かつ上記ハンドルが、上記ハウジングに対して第２の位置に配置される場合、上記第１のスイッチの動作を許容する。上記単極ロックアウトは、上記ハウジングに配置される圧力作動式スイッチを備え得、これによって、上記ハウジングに対して第１の位置から上記ハウジングに対して第２の位置への上記ハンドルの動きが、上記圧力作動式スイッチを閉じて、上記第１のスイッチの作動を可能にする。

40

【００２４】

本開示に従うさらになお別の実施形態において、上記鉗子の上記ハンドルは、上記ハウジングの対向する側に配置され、そして第１の、上記ハウジングに対して間隔を空けた位置から、第２の、上記ハウジングに対してより近い位置へと移動可能である。上記ハウジングは、上記ハウジングの対向する側に規定される一対のスリットを備えるように構成され得、そして上記ハンドルは、上記スリット内部を上記ハウジングに対して移動するよう

50

な寸法であり得る。１つの特に有用な実施形態において、前記ハウジングは、このハウジングを通して規定される長手軸を備え、そして前記ハンドルは、上記長手軸に対して角度「 θ 」で配置されて、取扱いを容易にする。

【００２５】

本開示に従うなお別の実施形態において、作動中に上記鉗子への電気外科エネルギーの強度を調節する、強度制御器が備えられる。１つの特に有用な実施形態において、この強度制御器は、スライドポテンシオメータであり、単極モードでのみ動作可能である。

【００２６】

さらに別の実施形態において、上記鉗子は、電気的安全装置を備え得、この電気的安全装置は、上記鉗子が、任意の時間の間、双極様式もしくは単極様式のいずれかで動作するように調節する。１つの特に有用な実施形態において、上記第１のスイッチおよび上記スイッチは、互いに対して独立的かつ排他的に作動可能である。

10

【００２７】

本開示はまた、電気外科用発電器と内視鏡鉗子とを有する電気外科用システムに関する。上記鉗子は、ハウジングを備え、このハウジングは、このハウジングに取り付けられるシャフトを有し、このシャフトは、このシャフトの遠位端に配置される一対の顎部材を備える。この顎部材は、上記電気外科用発電器と連結するように適合されている。上記鉗子はまた、上記ハウジングに配置される駆動アセンブリを備える。この駆動アセンブリは、上記顎部材を第１の位置から第２の位置へと互いに対して動かし、上記第１の位置において、上記顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、上記第２の位置において、上記顎部材は、組織を操作するために互いに接近している。一対のハンドルが、上記駆動アセンブリに対して動作可能に連結されており、上記駆動アセンブリを動作させて上記顎部材を動かす。

20

【００２８】

第１のスイッチは、上記ハウジング上に配置されており、単極様式で組織を処置するために、第１の電位のエネルギーを、少なくとも１つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。第２のスイッチは、上記ハウジング上に配置されており、双極様式で組織を処置するために、第１の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第２の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。

【００２９】

30

一実施形態において、上記発電器は、制御回路を備え、上記制御回路は、双極様式または単極様式のいずれかにおいて、上記鉗子の独立的かつ排他的な作動を許容する安全回路を有する。上記安全回路は、電気的または電気機械的であり得、かつ上記ハウジングに対する上記一対のハンドルの動きの際に作動する。上記発電器はまた、制御回路を備え得、この制御回路は、上記第２のスイッチに動作可能に連結される絶縁回路を備え、そして上記第２のスイッチの周りの高い電流エネルギーをバイパスしながら上記顎部材への上記エネルギーを調節するように作動可能である。

【発明の効果】

【００３０】

40

本発明により、小型で、単純で費用効率の高い、小さなカニューレと一緒に利用され得る、双極と単極とを組み合わせた装置が提供される。さらに、容易に操作可能なハンドルと、機械的に有利な力作動アセンブリを備える装置本体とを備え、使用者の疲労を低減する装置を提供することが提供される。

【図面の簡単な説明】

【００３１】

本発明の機器の種々の実施形態は、図面を参照して、本明細書中で説明される。

【図１Ａ】図１Ａは、開状態で示される、本開示に従うハウジング、ハンドルアセンブリ、シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリを備える、内視鏡鉗子の上面斜視図である。

50

【図１Ｂ】図１Ｂは、本開示に従う閉状態のエンドエフェクタアセンブリを示す、図１Ａ

の内視鏡鉗子の上面斜視図である。

【図 2】図 2 は、図 1 A の内視鏡鉗子の下面斜視図である。

【図 3 A】図 3 A は、図 1 A のエンドエフェクタアセンブリの拡大左面斜視図である。

【図 3 B】図 3 B は、図 1 B のエンドエフェクタアセンブリの拡大左面斜視図である。

【図 3 C】図 3 C は、図 1 A のエンドエフェクタアセンブリの拡大側面斜視図である。

【図 3 D】図 3 D は、図 1 A のエンドエフェクタアセンブリの拡大端面図である。

【図 4】図 4 は、ハウジングカバーを示さない、図 1 A の鉗子の上面内部斜視図である。

【図 5 A】図 5 A は、鉗子が開形態である場合の内部構成要素の配置を示す、図 1 A の鉗子の拡大上面図である。

【図 5 B】図 5 B は、鉗子が閉形態である場合の内部構成要素の配置を示す、図 1 B の鉗子の拡大上面図である。

【図 6 A】図 6 A は、非作動位置のナイフアクチュエータを示す、図 1 B の鉗子の内部作業構成要素の拡大斜視図である。

【図 6 B】図 6 B は、作動しているナイフアクチュエータを示す、図 1 B の鉗子の内部作業構成要素の拡大斜視図である。

【図 7】図 7 は、非作動位置のナイフアクチュエータの拡大側面図である。

【図 8 A】図 8 A は、最も近位の位置または非作動位置のナイフアクチュエータのナイフを示す、エンドエフェクタアセンブリのエンドエフェクターの超拡大上面断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、作動後のナイフの位置を示す、図 8 A のエンドエフェクタアセンブリの超拡大上面断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、非作動位置のハンドルアセンブリを示す、拡大上面図である。

【図 9 B】図 9 B は、作動後のハンドルアセンブリを示す、拡大上面図である。

【図 10 A】図 10 A は、開形態で示されたエンドエフェクタアセンブリの超拡大側面断面図である。

【図 10 B】図 10 B は、閉形態で示されたエンドエフェクタアセンブリの超拡大側面断面図である。

【図 10 C】図 10 C は、最も近位の位置または非作動位置のナイフアクチュエータのナイフを示す、エンドエフェクタアセンブリの下顎部材の超拡大正面斜視図である。

【図 10 D】図 10 D は、作動後のナイフの位置を示す、図 10 C の下顎部材の超拡大正面斜視図である。

【図 11 A】図 11 A は、作動後のナイフアクチュエータを示す、図 9 B と類似の拡大上面図である。

【図 11 B】図 11 B は、作動後のナイフの位置を示す、エンドエフェクタアセンブリの超拡大側面断面図である。

【図 12】図 12 は、エンドエフェクタアセンブリの回転を示す、図 1 B の鉗子の上面斜視図である。

【図 13】図 13 は、部品が分離された、鉗子の上面斜視図である。

【図 14】図 14 は、部品が分離された、ハウジングの拡大斜視図である。

【図 15 A】図 15 A は、部品が分離された、エンドエフェクタアセンブリの下顎の超拡大斜視図である。

【図 15 B】図 15 B は、部品が分離された、エンドエフェクタアセンブリの上顎の超拡大斜視図である。

【図 16】図 16 は、本開示に従う鉗子とともに使用するための回路基板の拡大斜視図である。

【図 17】図 17 は、駆動アセンブリおよびナイフアセンブリの種々の移動部品を収容するための細長シャフトの超拡大斜視図である。

【図 18】図 18 は、図 1 A の鉗子とともに使用するための代替の安全ロックアウト機構の上面斜視図である。

【図 19】図 19 は、図 1 A の鉗子とともに使用するための可撓性回路基板の上面図である。

10

20

30

40

50

【図 20】図 20 は、図 19 の可撓性回路基板の安全スイッチの動作特徴を示す概略図である。

【図 21】図 21 は、鉗子のハウジングにおける図 19 の安全スイッチのアセンブリを示す、内部斜視図である。

【図 22 A】図 22 A は、ロックアウト機構が可撓性回路基板の安全スイッチに係合したときの図 18 の安全ロックアウト機構の作動移動を示す、内部図である。

【図 22 B】図 22 B は、ロックアウト機構が可撓性回路基板の安全スイッチに係合したときの図 18 の安全ロックアウト機構の作動移動を示す、内部図である。

【図 22 C】図 22 C は、ロックアウト機構が可撓性回路基板の安全スイッチに係合したときの図 18 の安全ロックアウト機構の作動移動を示す、内部図である。

【図 23】図 23 は、電気スイッチングアセンブリの概略電気回路図である。

【発明を実施するための形態】

【0032】

(詳細な説明)

ここで、図 1 A ~ 2 を参照して、組み合わせ内視鏡双極および単極鉗子 10 の 1 つの実施形態は、種々の外科手術処置とともに使用するために示され、一般的に、ハウジング 20、ハンドルアセンブリ 30、回転アセンブリ 80、ナイフトリガーアセンブリ 70 およびエンドエフェクタアセンブリ 100 (これらは、管状脈管および脈管組織を把持 (図 10 A および 10 B)、シールおよび分離するために相互に協働する) を備える。大部分の図面が、内視鏡外科手術処置とともに使用するための鉗子 10 を示すが、本開示は、より従来の開放外科処置のために使用され得る。本明細書における目的のために、鉗子 10 は、内視鏡機器について記載される ; しかし、鉗子の開バージョンがまた、以下に記載されるように、同じまたは類似の動作構成要素を備え得ることが企図される。

【0033】

鉗子 10 は、エンドエフェクタアセンブリ 100 に機械的に係合するような寸法の遠位端 16、およびハウジング 20 に機械的に係合する近位端 14 を有するシャフト 12 を備える。シャフト 12 がエンドエフェクターに接続する方法の詳細について、さらなる詳細を以下に説明する。シャフト 12 の近位端 14 は、ハウジング 20 内に受容され、それに関する接続もまた、以下に詳細に記載されている。図面および以下の説明において、用語「近位」は、従来のように、使用者により近い鉗子 10 の端部をいい、用語「遠位」は、使用者からより遠い端部をいう。

【0034】

鉗子 10 はまた、鉗子 10 を電気外科用エネルギー源 (例えば、発電機 500 (図 16 を参照のこと) に接続する、電気外科用ケーブル 310 を備える。Valley Lab (Boulder Colorado に位置する Tyco Healthcare LP の部門) によって販売されるような発電機は、脈管および脈管組織をシールするための双極電気外科用エネルギーと代表的に組織を凝固または焼灼するために使用される単極電気外科用エネルギーとの両方の供給源として使用され得る。発電機 500 が、アクセサリーの分離された出力、インピーダンス制御および / または独立した作動を含む種々の安全および性能特徴を備え得ることが想定される。電気外科用発電機 500 はまた、1 秒当たり 200 回組織における変化を検知し、そして適切な出力を維持するために電圧および電流を調節するために進化したフィードバックシステムを提供する、Valley Lab の Instant Response™ 技術を備えるように構成され得る。Instant Response™ 技術は、外科手術処置に対する以下の利点の 1 つ以上を提供すると考えられる :

全ての組織型を通る一定の臨床効果 ;

熱拡散および側部組織損傷の危険の減少 ;

「発電機を強力にする (turn up)」必要性の減少 ; および
最小の侵襲性の環境の設計。

【0035】

図 1 6 において最も良く示されるように、ケーブル 3 1 0 は、ケーブルリード線 3 1 0 a および 3 1 0 b に分割され、これらのケーブルリード線 3 1 0 a および 3 1 0 b は、1 つ以上のコネクタ、または別のいわゆる「フライングリード (f l y i n g l e a d s) 」 (これらは、単一の位置で発電機 5 0 0 に接続されるように構成され、そして所望のようにまたは外科手術の前に外科医によって設定される特定の機器構成に基づいて、双極、単極 (またはそれらの組み合わせ) のいずれかのエネルギーを提供する) によって、電気外科用発電機 5 0 0 に鉗子を接続するように構成されている。ユニバーサル電気コネクタの 1 つの例は、T y c o H e a l t h c a r e , L P の部門である、C o l o r a d o , B o u l d e r の V a l l e y l a b , I n c . によって現在開発され、「C O N N E C T O R S Y S T E M S F O R E L E C T R O S U R G I C A L G E N E R A T O R 」と題された米国特許出願番号 1 0 / 7 1 8 , 1 1 4 (これらの全内容が、本明細書中で参考として援用される) の主題である。

10

【 0 0 3 6 】

ハンドルアセンブリ 3 0 は、ハウジング 2 0 の対向した側面に配置される 2 つの可動ハンドル 3 0 a および 3 0 b を備える。ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、鉗子 1 0 の動作に関して、以下にさらに詳細に説明されるように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を作動するように互いに対して可動である。

【 0 0 3 7 】

図 1 3 の展開図に最も良く示されるように、ハウジング 2 0 は、2 つのハウジング半体 2 0 a および 2 0 b (それぞれ、複数のインターフェース 2 0 5 を備える) から形成され、これらは、ハウジング 2 0 を形成し、鉗子 1 0 の内部作業構成要素を囲うように互いに機械的に整列し、係合するような寸法である。複数のさらなるインターフェース (図示せず) が超音波溶接の目的のためにハウジング半体 2 0 a および 2 0 b の周辺の周りの種々の点 (例えば、エネルギー方向 / 撓み点 (d e f l e c t i o n p o i n t s)) で配置され得ることが想定される。ハウジング半体 2 0 a および 2 0 b (ならびに以下に記載される他の構成要素) が、当該分野で公知の任意の様式で一緒に組み立てられ得ることがまた企図される。例えば、整列ピン、スナップ様インターフェース、さねはぎインターフェース、ロックングタブ、接着ポートなどは、すべて、アセンブリの目的のために単独でまたは組み合わせでのいずれかで利用され得る。

20

【 0 0 3 8 】

回転アセンブリ 8 0 は、ハウジング 2 0 に機械的に接続され、長手軸「 A 」の周りのいずれかの方向で約 9 0 ° 回転可能である (図 1 A ~ 2 および図 1 2 を参照のこと) 。回転アセンブリ 8 0 の詳細は、図 1 2 ~ 1 4 に関してより詳細に記載される。回転アセンブリ 8 0 は、2 つの半体 8 1 a および 8 1 b を備え、これらは、組み立てた場合に、回転アセンブリ 8 0 を形成し、次いで、細長シャフト 1 2 を支持し、これは、駆動アセンブリ 6 0 およびナイフアセンブリ 7 0 を収容する。半体 8 1 a および 8 1 b は、組立の間、ハウジング 2 0 の頂上のフランジ 8 2 a および 8 2 b それぞれに機械的に係合し、回転アセンブリ 8 0 の 2 つの半体 8 1 a および 8 1 b を固定的に係合するような寸法の他の機械的インターフェース (例えば、整列ピン、スナップフィットインターフェース、超音波溶接点など) を備え得る。

30

40

【 0 0 3 9 】

上記のように、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、シャフト 1 2 の遠位端 1 6 に接続され、一对の対向する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を備える (図 3 A ~ 3 D を参照のこと) 。ハンドルアセンブリ 3 0 のハンドル 3 0 a および 3 0 b は、最終的に、駆動アセンブリ 6 0 に接続され、これは一緒に開位置からクランプ位置または閉位置に顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の動きを与えるように機械的に協働する。開位置において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、互いに間隔を空けた関係で配置され、クランプ位置または閉位置において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 がそれらの間に組織を把持する (図 1 0 A および 1 0 B) ように協働する。

【 0 0 4 0 】

50

鉗子 10 が、特定の目的に依存して、または特定の結果を達成するために、完全にまた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、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、シャフト 12 の遠位端 16 と選択的かつ取り外し可能に係合し得、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 とに選択的かつ取り外し可能に係合し得る。これらの 2 つの例のいずれかにおいて、鉗子 10 は、「部分的に使い捨て」または「再使用可能 (reposable)」であると考えられる。すなわち、新しいまたは異なるエンドエフェクタアセンブリ 100 (またはエンドエフェクタアセンブリ 100 およびシャフト 12) が、必要な場合、古いエンドエフェクタアセンブリ 100 を選択的に置き換える。理解され得るように、本開示の電気接続は、機器を再使用可能鉗子に改変するように変更されなければならないかもしれない。

10

【0041】

ここで、図 1 A ~ 16 に関して記載される本開示のより詳細な説明を参照して、ハンドル 30 a および 30 b は、それぞれ、その中にそれぞれ規定される開口部 33 a および 33 b を備え、これは、使用者が、各それぞれのハンドル 30 a および 30 b を把持し、それらを違いに対して移動させ得る。ハンドル 30 a および 30 b はまた、その外側縁部に沿ってそれぞれ配置された人間工学的向上した把持要素 39 a および 39 b を備え、これらは、作動の間、ハンドル 30 a および 30 b の把持を容易にするように設計される。把持要素 39 a および 39 b が、把持を向上するために、1 つ以上の突起、スカルップおよび / またはリブを備え得る。

20

【0042】

図 1 A および 7 に最も良く示されるように、ハンドル 30 a および 30 b は、長手軸「A」に対して垂直であるハウジング 20 を通って規定される横方向軸「B」から対向側面上に外向きに延びるように構成される。ハンドル 30 a および 30 b は、外科手術の間に必要とされる場合、顎部材 110 および 120 を開閉するために、軸「B」に対して平行な方向で互いに対して可動である。この鉗子スタイルは、いわゆる「ピストルグリップ」スタイル鉗子または内視鏡機器と比較して、「インライン」または止血鉗子スタイル鉗子として一般的に呼ばれる。インライン止血鉗子または鉗子は、開放外科手術処置のためにより一般的に製造され、代表的に、その遠位端に配置される顎部材を開閉するために互いに対して可動である一体的に接続されたハンドルを有する、一対のシャフトを備える。

30

【0043】

図 5 A に最もよく示され、上に示されるように、ハンドル 30 a および 30 b は、ハウジング 20 に機械的に接続され、ハウジングに対して (および互いに) 可動であり、組織の周りで開口性または間隔を空けた構成から閉位置への顎部材 110 および 120 の移動をもたらす。各ハンドル (例えば、図 7 に示されるハンドル 30 a) はまた、長手軸「A」に対して角度 (a) で下方向に延びるように構成される。この様式で延びるようにハンドル 30 a および 30 b を製造することが、動作条件の間に、鉗子 10 の把持および操作を促進および向上することが想定される。鉗子 10 のハンドル 30 a および 30 b の角度 (a) が、使用者が、特定の手の大きさのために特定の使用のためのハンドル 30 a および 30 b を本質的に「カスタマイズ」することを可能にするように調整可能であり得ることが想定される。あるいは、異なる鉗子 10 は、特定の手の大きさ (すなわち、小、中、および大) のため、および / または他の外科手術の目的のため、特定の外科手術とともに異なる予め固定された角度 (a) とともに製造され得る。特定の有用な実施形態において、ハンドル範囲の角度 (a) が約 0° から約 35° の範囲であることがさらに企図される。

40

【0044】

図 5 A、5 B、13 および 14 に最も良く示されるように、各ハンドル 30 a および 30 b 各々の遠位端 34 および 37 はそれぞれ、ハウジング 20 の遠位端 21 に取り付けられる旋回ピン 34 a および 34 b の周りで選択的に可動である。以下にさらに詳細に説明されるように、互いに対するハンドルの動作は、互いに対する顎部材 110 および 120

50

の動きを与える。遠位端 3 4 および 3 7 は、相補的なギア歯 3 4 a' および 3 4 b' を備えるように構成され、これらは、互いにインターメッシュであるように構成されて、互いに対してハンドル部材 3 0 a および 3 0 b の一定の動きを容易にし、そして顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の作動を向上する。

【0045】

図 1 4 において、各ハンドル 3 0 a および 3 0 b のそれぞれの近位端 3 0 a' および 3 0 b' は、それぞれハウジング 2 0 に向かって各ハンドル 3 0 a および 3 0 b の近位端 3 0 a' および 3 0 b' から延びるフランジ 3 1 a および 3 1 b を備える。フランジ 3 1 a および 3 1 b のそれぞれは、それぞれ、トグルリング 3 5 a および 3 5 b の端部 3 6 c および 3 6 d を受容するために、その中に配置される開口部 3 6 c' および 3 6 d' を備える。トグルリンク 3 5 a および 3 5 b の対向端部 3 6 a および 3 6 b は、中を規定する対応する開口部 3 6 a' および 3 6 b' を通る駆動アセンブリ 6 0 の作動カラーまたは駆動カラー 6 9 に取り付けられるように構成される。トグルリング 3 5 a および 3 5 b が、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を駆動カラー 6 9 に取り付けのためにほぼ S 形状の構成の寸法であり得るか、またはトグルリング 3 5 a および 3 5 b が、この目的を達成するためにほぼ U 字型（開示されるように）であり得ることが想定される。U 字構成でトグルリング 3 5 a および 3 5 b の寸法を決めることが、作動の間、曲がりを減少させ得ることが企図される。

【0046】

理解され得るように、ハンドル 3 0 a および 3 0 b の、開形態または間隔の空いた形態から閉位置にハウジング 2 0 に向かって移動することは、バネ 6 3 に対して近位に作動カラー 6 9 を押しやり、これは、次いで、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じるように近位に駆動シャフト 1 7 を平行移動させる（図 7 ~ 9 を参照のこと）。駆動カラー 6 9 およびハンドルアセンブリ 3 0 の動作関係は、鉗子 1 0 の動作に関して以下に詳細に説明される。

【0047】

ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、シャフト 1 7 または長手軸「A」と平行な方向を超えて長手軸「A」に沿って回転するようにトグルリング 3 5 a および 3 5 b を押しやり、その結果、開放の際に、バネ 6 3 の力が、オーバーセンター形態または過剰拡大（または平行を超えた）形態でトグルリング 3 5 a および 3 5 b を維持し、それによって、互いに対して、ハンドル 3 0 a および 3 0 b（従って、顎部材 1 1 0 および 1 2 0）をロックする（図 9 B）。互いに（そしてハウジング 2 0）から離れるようなハンドル 3 0 a および 3 0 b の移動は、ハンドル 3 0 a および 3 0 b のロックを外して開き、次いで、組織の引き続く把持または再把持のために顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を外し、開く。1 つの実施形態において、ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、動作フィールド内の鉗子の取扱いおよび操作を容易にするために開形態で付勢され得る。種々のバネ様の機構は、この目的を達成するために利用され得ることが企図される。

【0048】

ハンドル 3 0 a はまた、それぞれ、遠位端 3 4 a' と近位端 3 0 a' との間に配置されるロッキングフランジ 3 2 を備え、このロッキングフランジ 3 2 は、ハンドル 3 0 a が作動する場合に、ハウジング 2 0 に延び、それらに対して移動する。ロッキングフランジ 3 2 は、ハンドル 3 0 a が間隔を空けた形態または開形態で配置された場合、ナイフアセンブリ 7 0 の作動を妨げる寸法である、ロックアウト要素 3 2'（図 1 4）を備える。ハウジング 2 0 に向かうハンドル 3 0 a の作動または移動は、ロックアウト要素 3 2 を外して、以下にさらに詳細に説明されるように、ナイフアセンブリ 7 0（例えば、カラー 7 4）の移動が組織を分離する動きを可能にする。

【0049】

可動ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、トグルリンク 3 5 a および 3 5 b の独特の位置に起因する従来のハンドルアセンブリに勝る明瞭なレバー様機構の利点を提供するように設計され、これは、作動された場合、長手軸「A」に沿って回転して、作動カラーまたは駆動カラー 6 9 を変位する。言い換えると、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動させる向上し

10

20

30

40

50

た機械的利点が、独特の位置およびいくつかの相互協働要素の組み合わせ（すなわち、対向する動作ハンドル 30 a、30 b、トグルリンク 35 a、35 b、およびハンドル部材 30 a、30 b それぞれの遠位端 34 および 37 に配置されるギア歯）によって得られ、これは、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の理想動作圧力下で、顎部材 110 および 120 を得て維持するために必要な全体的な使用者の力を減少させることが想定される。言い換えると、互いに対するこれらの要素およびそれらの位置の組み合わせによって、使用者が、レバー様機械的利点を得て、顎部材 110 および 120 を作動させ得、適切かつ効果的な組織シールをもたらすのに必要な、必要な力をなお生成しながら、使用者が顎部材 110 および 120 をより小さい力で接近させ得ることが想定される。上で同定された要素の種々の動きに関する詳細は、鉗子 10 の動作に関して以下に説明される。

10

【0050】

図 3 A ~ 3 D、10 A ~ 10 D および 15 A ~ 15 D に最も良く示されるように、エンドエフェクタアセンブリ 100 は、対向する顎部材 110 および 120 を備え、これらは、シーリングの目的のために組織を効果的に把持するように協働する。エンドエフェクタアセンブリ 100 は、両側性アセンブリとして設計される。すなわち、両方の顎部材 110 および 120 が、それらを通して配置される旋回ピン 185 の周りで互いに対して旋回する。

【0051】

往復運動駆動スリーブ 17（図 17 を参照のこと）は、シャフト 12 内でスライド可能に配置され、以下により詳細に説明されるように、駆動アセンブリ 60 によって遠位から動作可能である。駆動スリーブ 17 は、半体 17 a および 17 b それぞれから構成される二又遠位端を備え、これは、顎部材 110 および 120 を受容するためにそれらの間に腔 17' を規定する。より詳細に、15 A および 15 B で最も良く示されるように、顎部材 110 および 120 は、近位フランジ 113 および 123（図 15 A および 15 B を参照のこと）それぞれを備え、これらは、それぞれ、その中を通して規定される細長角度付きスロット 181 a および 181 b それぞれを備える。駆動ピン 180（図 10 A および 10 B を参照のこと）は、顎部材 110 および 120 を、回転シャフト 18 の端部に、駆動スリーブ 17 の遠位端 17 a および 17 b に配置される腔 17' 内に取り付ける。

20

【0052】

駆動アセンブリ 60 の作動の際に、駆動スリーブ 17 は、往復運動し、これは、次いで、駆動ピン 180 をスロット 181 a および 181 b 内に載せ、所望のように、顎部材 110 および 120 を開閉する。顎部材 110 および 120 は、次いで、フランジ 113 および 123 内に配置されるそれぞれの旋回穴 186 a および 186 b を通って配置される旋回ピン 185 の周りで旋回する。理解され得るように、ハンドル 30 a および 30 b をハウジング 20 に向かって圧縮することによって、駆動スリーブ 17 および駆動ピン 180 が引っ張られて、それらの間に把持される組織 420 の周りで顎部材 110 および 120 を近位に閉じ、スリーブ 17 を遠位に押すことによって、把持する目的のために、顎部材 110 および 120 が遠位に開く。

30

【0053】

図 15 B に最も良く示されるように、顎部材 110 はまた、支持基部 119 を備え、この支持基部 119 は、フランジ 113 から遠位に延び、その上に絶縁プレート 119' を支持するような寸法である。絶縁プレート 119' は、次いで、その上に導電性組織係合表面またはシーリングプレート 112 を支持するように構成される。シーリングプレート 112 が、絶縁プレート 119' および支持基部 119 の頂上に、当該分野で公知の任意の様式（スナップフィット、オーバーモールドイング（over-molding）、スタンピング、超音波溶接など）で付けられ得ることが企図される。絶縁プレート 119' および伝導性組織係合表面 112 とともに、支持基部 119 は、外側絶縁ハウジング 114 によって包まれる。外側ハウジング 114 は、導電性シーリング表面 112、ならびに支持基部 119 および絶縁プレート 119' をしっかり係合するような寸法である腔 114 a を備える。これは、スタンピング、オーバーモールドイング、スタンプされた導電性

40

50

シーリングプレートのオーバーモルディング、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ルディングによって達成され得る。これらの製造技術の全てが、絶縁基材 114 によって実質的に取り囲まれる導電性表面 112 を有する顎部材 110 を製造する。

【0054】

例えば、図 15B に示されるように、導電性シーリングプレート 112 は、シーリングプレート 112 の周辺を取り囲む嵌合プレート 112a を備える。フランジ 112a は、外側絶縁体 114 の内側リップ 117 を嵌合的に係合するように設計される。回路基板 170 または発電機 500 から延びるリード線 325a (図 16 を参照のこと) が、外側絶縁体 114 内で終わり、クリンプ様接続 326a によってシーリングプレート 112 に電気機械的に接続するように設計される。例えば、絶縁体 119'、導電性シーリング表面 112 および外側非導電性顎ハウジング 114 は、好ましくは、組織シーリングに関連する公知の望ましくない影響の多く (例えば、フラッシュオーバー、熱拡散および迷走電流消散) を制限および/または減少させるような寸法である。

【0055】

導電性シーリング表面 112 がまた所定の半径を有する外側周辺縁部を備え得、外側ハウジング 114 がほぼ正接の位置でシーリング表面 112 の隣接する縁部に沿って導電性シーリング表面 112 に合うことが想定される。インターフェースにおいて、導電性表面 112 は、外側ハウジング 114 に対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「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」と題された同時係属中の共有に係る出願番号 PCT/US01/11412、および Johnsonらによる「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」と題された同時係属中の共有に係る出願番号 PCT/US01/11411 (これらの両方の内容全体が、本明細書において本明細書によって参考として援用される) において考察される。

【0056】

導電性表面またはシーリングプレート 112 および外側ハウジング 114 は、組み立てられた場合、ナイフブレード 190 の往復運動のための、その中を通して規定される長手方向に配向されたスロット 115a を形成する。ナイフチャネル 115a が、顎部材 120 内に規定される対応するナイフチャネル 115b と協働して、好ましい切断平面に沿ったナイフブレード 190 の長手方向の伸長を容易にし、形成される組織シールに沿って組織を効果的かつ正確に分離することが想定される。図 8A、8B、15A および 15B に最も良く示されるように、ナイフチャネル 115 は、顎部材 110 および 120 それぞれの中心を通して延び、その結果、ナイフアセンブリ 70 からのブレード 190 は、顎部材 110 および 120 が閉位置にある場合に、顎部材 110 および 120 の間に把持される組織を切断し得る。より詳細にそしてハンドルアセンブリ 30 についての考察に関して上記されるように、ハンドル 30a は、ハンドル 30a が開いた場合に、ナイフアセンブリ 70 の作動を妨げ、従って、組織を通るブレード 190 の偶然または早期の作動を妨げるロックアウトフランジを備える。

【0057】

上で説明され、図 15A および 15B に示されるように、ナイフチャネル 115 は、顎部材 110 および 120 が閉じた場合に形成される。言い換えると、ナイフチャネル 115 は、2つのナイフチャネル半体 (顎部材 110 のシーリングプレート 112 に配置されるナイフチャネル半体 115a および顎部材 120 のシーリングプレート 122 に配置されるナイフチャネル 115b) を備える。ナイフチャネル 115 が湾曲無しでまっすぐなスロットとして構成され得、次いで、これによって、実質的にまっすぐな様式でナイフ 190 が組織を通して移動することが想定される。あるいは、ナイフチャネル 115 は、ナイフ 190 が湾曲様式で組織を通して移動するように、ある程度の湾曲を含むような寸法

10

20

30

40

50

であり得る。絶縁プレート 119' はまた、ナイフチャンネル 115 の一部を形成し、中に規定されるチャンネル 115a' を備え、これは、絶縁プレート 119' に沿って延び、ナイフチャンネル半体 115a と垂直レジストレーションで整列して、その中を通るナイフ 190 の遠位端 192 の平行移動を容易にする。

【0058】

顎部材 110 の導電性シーリング表面 112 はまた、単極延長部 112a を備え、これによって、鉗子 10 の動作に関して以下により詳細に説明されるように、単極作動様式で配置された場合に、外科医が、組織を選択的に固定し得る。単極延長部 112a は、好ましくは、導電性シーリングプレート 112 と一体的に結合されているが、特定の目的に依存して選択的に延長可能でもあり得る。単極延長部 112a の形状および寸法は、顎部材 110 または顎ハウジング 114 の湾曲輪郭の全体的な輪郭に適合するような寸法であり得る。単極延長部 112a の縁部は、その縁部に沿った電流密度を減少させるように特に寸法決めされた半径（例えば、滑らかな曲線および遷移点 (transition point)）を備えるような寸法であり得る。単極延長部 112a の厚みは、好ましくは、約 0.010 インチ ± 0.005 インチの範囲内である。単極延長部 112a の幅は、好ましくは、約 0.084 インチ ± 0.010 インチであり、顎部材が機械的に組織を広げるために、中を通り得る腸切開の作製を可能にする。長さは、好ましくは、約 0.040 インチ ± 0.010 インチである。「BIPOLAR FORCEPS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題された共有に係る米国出願第 10/970,307 号、および「BIPOLAR FORCEPS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題された米国出願第 10/988,950 号は、本開示の鉗子 10 とともに使用するために構成され得る単極延長部の種々の実施形態を開示する。これらの出願の両方の内容全体が、本明細書中において、本明細書によって参考として援用される。

【0059】

顎部材 120 は、支持部材 129、絶縁プレート 129' および導電性シーリング表面 122 を包む顎ハウジング 124 のような、顎部材 110 と類似の要素を備える。同様に、導電性表面 122 および絶縁体プレート 129' は、組み立てられた場合、ナイフブレード 190 の往復運動のために、中を通して規定されるそれぞれの長手方向配向ナイフチャンネル 115a および 115a' を備える。上記のように、顎部材 110 および 120 が組織の周りで閉じられる場合、ナイフチャンネル 115a および 115b は、完全ナイフチャンネル 115 を形成し、遠位様式でナイフ 190 の長手方向延長部が、組織シールに沿って組織を切断し得る。ナイフチャンネル 115 が特定の目的に依存して、2 つの顎部材の 1 つ（例えば、顎部材 120）に完全に配置され得ることがまた想定される。顎部材 120 が顎部材 110 に関して上記される様式と類似の様式で組立られ得ることがまた想定される。

【0060】

図 15A に最も良く示されるように、顎部材 120 は、導電性シーリング表面 122 の内側に面する表面に配置される一連の停止部材 90 を備え、組織の把持および操作を容易にし、組織のシーリングおよび切断の間、対向する顎部材 110 と 120 との間にギャップ「G」（図 10B）を規定する。一連の停止部材 90 が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 110 および 120 のうちの一方または両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 90、ならびに停止部材 90 を導電性シーリング表面 112、122 に取り付けるおよび / または添付する (affix) ための種々の製造および組立プロセスについての詳細な考察は、Dycus らによる、「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」と題された、共有に係る同時係属中の米国出願番号 PCT/US01/11413（これらは、本明細書中においてその全体が参考として本明細書によって援用される）に記載される。

【0061】

顎部材 120 は、回路基板 170 または発電機 500（図 16 を参照のこと）から延びる第 2 の電気リード線 325 b に接続されており、この電気リード線 325 b は、外側絶縁体 124 と接触し、そして、クリンプ様接続部 326 b によってシーリングプレート 122 と電気機械的に接続するように設計されている。以下により詳細に説明されるように、リード線 325 a および 325 b は、手術の間に、使用者が、必要に応じて、顎部材 110 および 120 に双極性もしくは単極性のいずれかの電気外科的エネルギーを選択的に供給することを可能にする。

【0062】

顎部材 110 および 120 は、電気外科的エネルギーが、組織シールを形成するために組織を通して効率的に伝達され得るように、互いから電氣的に隔離されている。例えば、そして、図 15 A および 15 B に最も良く例示されるように、各顎部材（例えば、110）は、顎部材を通して配置された、固有に設計された電気外科的ケーブル経路を備え、この経路は、電気外科的エネルギーを、導電性シーリング表面 112 に伝達する。ケーブルリード線 325 a は、顎部材 110 および 120 の回転を許容するために、ゆるくではあるが、しっかりと、ケーブル経路に沿って保持される。理解され得るように、これは、導電性シーリング表面 112 を、エンドエフェクタアセンブリ 100、顎部材 120 およびシャフト 12 の残りの作動部品から隔離する。2 つの電位は、ケーブルリード線 325 a および 325 b を取り囲む絶縁性の覆い（sheathing）によって互いに隔離される。

【0063】

上述のように、顎部材 110 および 120 は、回転ピン 185 によって、回転シャフト 18 の端部に係合されており、その結果、回転アセンブリ 80 の回転が、対応して、（スリーブ 17 およびナイフ駆動ロッド 71 に沿って）シャフト 18 を回転させ、次いで、エンドエフェクタアセンブリ 100 を回転させる（図 12 を参照のこと）。より具体的には、回転シャフト 18 の遠位端は、顎部材 110 および 120 を受容するためのチャンネルを内部に規定する、端部 18 a および 18 b を備えるように二股に分かれている。回転ピン 185 は、それぞれ、顎部材 110 および 120 を通って規定される、開口部 186 a および 186 b を通して、顎部材 110 および 120 を端部 18 a および 18 b に固定する。図 13 および 17 に最も良く見られるように、回転シャフト 18 は、ナイフ駆動ロッド 71、ナイフ 190 およびナイフガイド 197 をその内部にスライド式に受容するような寸法である。次いで、回転シャフト 18 は、上記のように駆動アセンブリ 60 に接続される、駆動スリーブ 17 内に回転式に受容される。ナイフアセンブリに関する詳細は、図 5 A、5 B、6 A、6 B、7、8 A および 8 B に関してより詳細に説明される。

【0064】

回転シャフト 18 および駆動シャフト 17 は、回転シャフト 18 内のスロット 18 c を通って係合される、2 つの回転タブによって、回転アセンブリ 80 に固定されており、その結果、回転部材の回転は、対応して、回転シャフト 18 を回転させる。駆動シャフトおよび回転シャフトは、当該分野で公知の他の方法（スナップばめ、干渉ばめなど）で、回転アセンブリに固定され得ることが想定される。

【0065】

図 13 および 14 は、鉗子 10、ならびにその構成要素、すなわち、ハウジング 20、駆動アセンブリ 60、回転アセンブリ 80、ナイフアセンブリ 70 およびハンドルアセンブリ 30 の特徴の詳細を示す。より具体的には、図 13 は、上で同定されたアセンブリおよびその構成要素と共に、鉗子 10 全体を展開した状態で示し、そして、図 14 は、ハウジング 20 およびその内部に含まれる構成要素の展開図を示す。

【0066】

ハウジング 20 は、ハウジングバルブ 20 a および 20 b を備え、これらは、嵌合されると、ハウジング 20 を形成する。理解され得るように、ハウジング 20 は、一旦形成されると、内部の空洞 25 を形成し、そして、この空洞 25 は、使用者が、単純、効果的かつ効率的な様式で、組織を選択的に操作、把持、シールおよび切断することを可能にする

、上で同定された種々のアセンブリを収容する。ハウジングの各半体（例えば、半体 2 0 b）は、一連の機械的インターフェース構成要素（例えば、2 0 5）を備え、これは、対応する一連の機械的インターフェース（示さず）と整列および／または嵌合されて、内部の構成要素およびアセンブリの周りに、2つのハウジング半体 2 0 a および 2 0 b を並べる。ハウジング半体 2 0 a および 2 0 b は、一旦組み立てられると、次いで、ハウジング半体 2 0 a および 2 0 b を固定するために、超音波溶接され得るか、または、他の方法で嵌合するように係合され得る。

【0 0 6 7】

上述のように、ハンドルアセンブリ 3 0 は、2つの可動ハンドル 3 0 a および 3 0 b を備え、これらの各々は、それぞれ、トグル連結部（t o g g l e l i n k）3 5 a および 3 5 b と協働して、駆動アセンブリ 6 0 の作動もしくは駆動カラー 6 9 を作動させる。駆動カラーは、次いで、上記のように、駆動スリーブ 1 7 を往復させて、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を開閉する。可動ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b の固有の位置に起因して、従来のハンドルアセンブリを上回る、明確なレバー様の機械的な利点を提供するように設計される。トグル連結部 3 5 a および 3 5 b は、作動されると、長手軸方向軸「A」に沿って回転して、作動カラー 6 9 を動かす。より具体的に、そして、上述のように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動させるための強化されたレバー様の機械的な利点は、ハンドル 3 0 a および 3 0 b の遠位端にある、種々の内部協働要素（例えば、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b、ギア歯 3 4 a および 3 4 b）の固有の位置および組み合わせによって獲得されることが想定される。ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の理想的な作動圧力で顎部材を得、そして、維持するために必要とされる、使用者の力全体を減少させるように協働する。

【0 0 6 8】

上述のように、開いた配置もしくは間隔を空けた配置から、ハウジング 2 0 に向かって閉じた位置へのハンドル 3 0 a および 3 0 b の動きは、作動カラー 6 9 を、ばね 6 3 に近位方向に力を加え、次いで、駆動スリーブ 1 7 を近位方向に平行移動させて、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる。さらに、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が、閉じた位置に回転すると、ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b に力を加えて、長手軸方向軸「A」との平行な方向を越えて、長手軸方向軸「A」に沿って回転させ、その結果、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が、閉じた位置から解放されると、ばね 6 3 の力が、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b を、過度に延ばされ、かつ、過度に集中した（すなわち、平行を過ぎた）配置に維持し、それによって、ハンドル 3 0 a および 3 0 b（そして、従って、顎部材 1 1 0 および 1 2 0）を互いに関してロックする（図 9 A および 9 B を参照のこと）。顎部材 1 1 0 および 1 2 0 のロックを解除するために、ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、互いから（そして、ハウジング 2 0 から）離され、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b を、長手軸方向軸「A」に関して少なくとも平行な方向へと戻して、ハンドル 3 0 a および 3 0 b のロックを解除して開き、次いで、その後に組織を把持または再び把持するために、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を開く。一旦、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が平行を越えて開かれると、ばね 6 3 の力が、ハンドル 3 0 a および 3 0 b、ならびに、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開くことを容易にする。

【0 0 6 9】

上述のように、ハンドル 3 0 a はまた、ハンドル 3 0 a が、間隔を空けた、もしくは開いた構成で配置された場合、ナイフアセンブリ 7 0 の作動を防止するような寸法の、ロッキングフランジ 3 2 を備える。ハンドル 3 0 a のハウジング 2 0 に向かう作動もしくは動きは、以下により詳細に説明されるように、ロックアウト要素 3 2 を解放して、組織を分離するためにナイフアセンブリ 7 0 が動くことを可能にする。

【0 0 7 0】

図 1 4 に最も良く見られるように、駆動アセンブリは、駆動カラー 6 9、ばね 6 3、およびロッキングスリーブ 6 2 を備える。トグル連結部 3 5 a および 3 5 b は、それぞれ、駆動カラー 6 9 を、ハンドル 3 0 a および 3 0 b に作動可能に接続する。ロッキングスリ

ープ 6 2 は、駆動カラー 6 9 を通って規定される開口部 6 7 を通してフィットするような寸法であり、そして、ばね 6 3 は、ロックingsリーブ 6 2 を越えてフィットするような寸法である。ばね 6 3 は、次いで、ロックingsリーブ 6 2 へと、駆動カラー 6 9 と一対のロックingsボルト 6 2 a および 6 2 b との間で、そしてこれらに対して付勢されている。ハンドル 3 0 a および 3 0 b が作動すると、トグル連結部 3 5 a および 3 5 b は、駆動カラー 6 9 に近位方向に力を加え、ばね 6 3 を、ロックingsボルト 6 2 a および 6 2 b に対して圧迫する。

【0071】

図 9 A および 9 B に最も良く見られるように、ロックingsリーブ 6 2 およびスリーブ 1 7 は、組立て時に一緒に把持または溶接される。ロックingsリーブ 6 2 は、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が作動された際に、駆動カラー 6 9 の軸方向の平行移動を保証するために、駆動カラー 6 9 と接している遠位カラー 6 2 ' を備える。ロックingsリーブ 6 2 およびスリーブ 1 7 はまた、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が作動している間に、ロックingsナット 6 2 a および 6 2 b を通して往復するような寸法であり、このことは、ばね 6 3 が、ロックingsナット 6 2 a および 6 2 b に対して圧迫し、そして、上述のように、所望の力の範囲内で、鉗子 1 0 を閉じた配向にロックすることを容易にし、ならびに、鉗子 1 0 が作動された後に、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を開くことを容易にする。

【0072】

図 1 4 はまた、2つのC型の回転半体 8 1 a および 8 1 b を備える回転アセンブリ 8 0 を示し、これらの半体は、シャフト 1 7 の周りで組み立てられると、ほぼ円形の回転部材 8 1 を形成する。より具体的には、各回転半体（例えば、8 1 b）は、一連の機械的インターフェース 8 3 を備え、これは、半体 8 1 a 内の対応する一連の機械的インターフェース（示さず）と嵌合するように係合されて、回転部材 8 1 を形成する。半体 8 1 b はまた、タブまたは突出部（示さず）も備え、これらは、半体 8 1 a 上に配置された対応するタブまたは突出部（示さず）と共に協働して、それぞれ、駆動シャフト 1 7 および回転シャフト 1 8 上のスロット 1 7 c および 1 8 c と嵌合するように係合する。理解され得るように、このことは、回転部材 8 0 を矢印「R」の方向に操作することによって、軸「A」の周りでのエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 の選択的な回転を可能にする（図 1 A および 1 2 を参照のこと）。

【0073】

上述のように、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を操作するように、開閉および回転され得る。このことは、使用者が、活性化およびシーリングの前に、鉗子 1 0 を位置決めおよび再位置決めすることを可能にする。回転アセンブリ 8 0 を通り、シャフト 1 8 に沿って、最終的には顎部材 1 1 0 および 1 2 0 まで延びる、ケーブルリード線 3 2 5 a および 3 2 5 b の固有の供給経路は、使用者が、ケーブルリード線 3 2 5 a および 3 2 5 b を絡ませることも、ケーブルリード線 3 2 5 a および 3 2 5 b に過度の負担をかけることもなく、時計方向および半時計方向の両方で、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 を約 1 7 0 ° 回転させることを可能にすることが想定される。

【0074】

図 5 A、5 B、6 A、6 B、7、1 1 A、1 1 B および 1 4 に最も良く示されるように、ナイフアセンブリ 7 0 は、ハウジング 2 0 の上に設置され、そして、ナイフバー 7 1 を選択的に平行移動させ、次いで、組織を通してナイフ 1 9 0 を平行移動させるように構成されている。より具体的には、ナイフアセンブリ 7 0 は、細長の支持基材（elongated support base）7 2 が固定された、フィンガーアクチュエータ 7 6 を備え、これは、長手軸方向軸「A」に対して平行に、選択的に移動可能である。細長の支持基材 7 2 は、一連のギア歯 7 2 a が下向きに垂れ下がっている、ギアラックとして構成された、近位端部を備える。ギア歯 7 2 a は、ハウジング 2 0 上での回転のために設置された、対応するピニオンギア 7 7 と噛み合うように構成されている。ピニオンギア 7 7 はまた、スリーブ 1 7 の周りでスライド式に平行移動可能な、カラー 7 4 の周りに配置された、複数のギア歯 7 5 a を有する、第 2 のギアトラック 7 5 と噛み合う。図 9 A、9 B

および 1 1 A において最も良く示されるように、ピン 7 8 は、スリーブ 1 7 を通って規定される、スロット 1 7 d を通して、ナイフバー 7 1 の近位端部 7 1 b にカラー 7 4 を取り付ける。フィンガーアクチュエータ 7 6 の方向「F」への近位方向の平行移動は、ピニオンギア 7 7 を時計方向に回転させ、次いで、第 2 のギアトラック 7 5 a を、方向「H」へと遠位方向に力を加える（図 7 を参照のこと）。ばね 7 9 は、ハウジング 2 0 に対してカラー 7 4 を付勢し、フィンガーアクチュエータ 7 6 が解放された後に、ナイフアセンブリ 7 0 を、作動前の位置へと自動的に戻す。

【0075】

上述のように、ナイフアセンブリ 7 0 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が、ハンドル 3 0 a の上に配置されたフランジ 3 2 によって、開かれているときに作動することを防止される。フランジ 3 2 は、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が開かれているときにカラー 7 4 の遠位方向の作動を防止するように位置決めされる。ハンドル 3 0 a および 3 0 b が、閉じた位置まで動かされると、フランジ 3 2 は、カラー 7 4 の遠位方向への平行移動を可能にし、そして、ナイフバー 7 1 を作動させるように位置決めされる。

【0076】

鉗子 1 0 の内部にある作動構成要素の動作特徴および相対的な動きが、種々の図面において、影での表示により示される。ハンドル 3 0 a および 3 0 b が締付けられると、駆動カラー 6 9 は、ライン上にあるトグル連結部 3 5 a および 3 5 b の機械的利点により、近位方向に動かされ、次いで、ロッキングナット 6 2 a および 6 2 b に対してばね 6 3 を圧迫させる。その結果、駆動カラー 6 9 は、ロッキングスリーブ 6 2 を近位方向に往復運動させ、次いで、駆動スリーブ 1 7 を近位方向に往復運動させて、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる。一旦、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が、組織の周りで閉じられると、使用者は、組織を処置するための単極性の作動または双極性の作動のいずれかのために、導電性シーリングプレートに選択的にエネルギー付与し得る。

【0077】

図 6 A、1 4 および 1 6 に最も良く示されるように、鉗子 1 0 は、ハウジング 2 0 の内側もしくは上に設置された、2 つのスイッチ 2 5 0 および 2 6 0 を備え、使用者が、鉗子 1 0 を選択的に作動させて、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に、双極性のエネルギーを選択的に伝達するか、または、顎部材 1 1 0 および 1 2 0、もしくは、単一の顎部材（例えば、顎部材 1 1 0）に単極性のエネルギーを選択的に伝達することを可能にする。本明細書中における目的のために、いずれかのスイッチ（例えば、スイッチ 2 5 0）は、単極性の作動のために構成され得、そして、もう一方のスイッチ（例えば、スイッチ 2 6 0）は、双極性の作動のために構成され得ることが想定される。さらに、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 は、2 つのスイッチ 2 5 0 および 2 6 0 を互いに区別するための、印または他の識別要素（例えば、盛り上がった隆起、スキャロップ、異なる形状など）を備え得る。これらは、湿った動作状態の間に特に有用であると証明され得る。

【0078】

1 つの特に有用な実施形態において、そして、図 6 A に最も良く示されるように、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 は、長手軸方向軸「A」の反対側、そして、ナイフアセンブリ 7 0 の反対側で、ハウジング 2 0 の内側に設置される。理解され得るように、ナイフアセンブリ 7 0（およびその作動）、ならびに、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0（およびその作動）は、動作状態の間に、使用者によって、作動/活性化を容易にするように簡便に位置付けられる。例えば、使用者は、組織を処置するため、そして、組織が一旦処置されると、ナイフアセンブリ 7 0 を作動させて組織を切断するために、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 を両方とも活性化させるために、同じ指を利用し得ることが企図される。

【0079】

図 6 A および 1 6 に示されるように、ケーブル 3 1 0 は、駆動アセンブリ 6 0 の片側にあるハウジング 2 0 b を通して供給され、そして、スイッチアセンブリ 1 7 0 のプリント回路基板 1 7 2 に電気機械的に接続される。より具体的には、ケーブル 3 1 0 は、内部で、クリンプ様接続部 1 7 4 によって、プリント回路基板 1 7 2 から延びる一連の対応する

接触部 176a ~ 176f に固定された複数のリード線 311a ~ 311f に、または、最終的には顎部材に接続されている、他の導電性のリード線に分けられている。当業者に一般に公知の他の電気機械的な接続部（例えば、IDC 接続部、ハンダ付けなど）がまた、想定される。種々のリード線 311a ~ 311f は、異なる電位または制御信号をプリント回路基板 172 に伝達するように構成され、このプリント回路基板 172 は、発電機 500 と組み合わせて、顎部材 110 および 120 への電気エネルギーを調節、モニターおよび制御することが想定される。顎部材の説明に関して上述したように、電気リード線 325a および 325b は、回転部材 80 を通り、シャフト 18 に沿って延び、最終的には、顎部材 110 および 120 に接続される。

【0080】

図 23 は、本明細書中で開示される鉗子 10 と共に使用するための、制御回路 510 の配置図を示す。上述のように、鉗子 10 は、異なる外科的手順のための、2 つの独立した動作モード（双極性モードおよび単極性モード）で動作するように構成される。スイッチアセンブリ 170 のスイッチ 250（図 19 および 23 において S1）または 260（図 19 および 23 において S2）の一方が押されているとき、スイッチ 250 および 260 上の接触部（示さず）が作動して、適切な電位が、リード線 325a および / または 325b を通じて顎部材 110 および 120 に運ばれる。例えば、スイッチ 250 が押された場合（*L i g a S u r e*TM 作動）、回路基板 172 は、鉗子 10 を双極性鉗子として構成するように発電機 500 に信号を送り、そして、リード線 325a が、顎部材 110 に第 1 の電位を運び、そして、リード線 325b が、顎部材 120 に第 2 の電位を運ぶ。このようにして、顎部材 110 および 120 は、作動されると、組織を通して双極性のエネルギーを伝導して、組織シールを作製する。図 23 は、この目的を達成するために利用され得る、企図された電気回路の一例を示す。

【0081】

スイッチ 260（単極作動）が押下されると、回路基板 172 は、この鉗子を単極鉗子として構成し、そしてリード線 325a は、第 1 の電位を顎部材 110 に運び、組織を、単極様式で、凝固させるかまたは他の様式で処置する。上述のように、顎部材 110 は、単極延長部を備え、この延長部は、種々の組織型（例えば、無血管組織構造体）の単極処置を容易にし、そして / または狭い組織面の迅速な切除を可能にする。単極延長部の作動は、作動回路によって制御され得る。この作動回路は、使用者が単極エネルギーまたは双極エネルギーを、外科手術の間、必要に応じて選択的に適用することを可能にする。1 つの予測される作動回路は、共有に係る米国特許出願番号 10 / 970, 307（発明の名称「*B I P O L A R F O R C E P S H A V I N G M O N O P O L A R E X T E N S I O N*」）および米国特許出願番号 10 / 988, 950（発明の名称「*B I P O L A R F O R C E P S H A V I N G M O N O P O L A R E X T E N S I O N*」）に開示されており、これらの米国特許出願の両方の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

【0082】

あるいは、図 23 に最もよく示されるように、単極モードの間、スイッチ 260 が押下されると、発電機（またはプリント回路基板）は、特定の目的に依存して、または所望の外科手術処置（例えば、いわゆる「凝固ペイント」）に依存して、リード線 325a と 325b との両方に、同じ電位を顎部材 110 および 120 に運ばせ得る。理解され得るように、単極モードにおいて、戻りパッドは、当然、電気エネルギーの戻り経路（図示せず）として働くために、患者と接触して配置される。この戻りパッドは、この例において、発電機 500 を、リターンパッド制御機構（図示せず）に直接接続されるか、またはこの機構を介して接続される。この機構は、戻りパッドの特定のパラメータを監視するように構成され得る。種々の予測される制御システムは、共有に係る米国出願番号 10 / 918, 984（発明の名称「*M U L T I P L E R F R E T U R N C A B L E P A D C O N T A C T D E T E C T I O N S Y S T E M*」）、米国特許出願番号 09 / 310, 059（発明の名称「*E L E C T R O S U R G I C A L R E T U R N E L E C T*」）

R O D E M O N I T O R」 (現在、米国特許第 6 , 2 5 8 , 0 8 5 号)) 、米国仮特許出願番号 6 0 / 6 1 6 , 9 7 0 (発明の名称「 D E V I C E F O R D E T E C T I N G H E A T I N G U N D E R A P A T I E N T R E T U R N E L E C T R O D E」) および米国仮特許出願番号 6 0 / 6 6 6 , 7 9 8 (発明の名称「 T E M P E R A T U R E R E G U L A T I N G P A T I E N T R E T U R N E L E C T R O D E A N D R E T U R N E L E C T R O D E M O N I T O R I N G S Y S T E M」) に開示されており、これらの米国出願の全ての全内容は、本明細書中に参考として援用される。

【 0 0 8 3 】

双極モードにおいて、回路 5 1 0 (図 2 3 において概略的に図示される) は、エネルギーを、2つの顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に電氣的に経路付ける。より具体的には、スイッチ 2 5 0 が押下されると、回路 5 1 0 の隔離された回路 5 2 0 が、この回路にまたがる抵抗の低下を認識し、この低下は、発電機によって認識されて、電気外科エネルギーを開始させ、第 1 の電位を顎部材 1 1 0 に供給し、そして第 2 の電位を顎部材 1 2 0 に供給する。スイッチ 5 2 0 は、隔離された制御回路として働き、そして発電機内の回路によって、より高い電流ループ (これは、電気エネルギーを、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に供給する) から保護される。これにより、作動の間の高い電流負荷に起因する、スイッチ 2 6 0 の電氣的不良の機会が減少する。

【 0 0 8 4 】

図 1 4 に最もよく示されるように、ハンドル 3 0 a はまた、スイッチロックアウト機構 2 5 5 を備え、このスイッチロックアウト機構 2 5 5 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開構成に配置される場合に、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 のうちの一方または両方の作動を防止するように構成され得る。より具体的には、ロックアウト機構 2 5 5 は、ハンドル 3 0 a からハウジング 2 0 の方へと延び、そしてハンドル 3 0 a と一緒に、第 1 の位置から、ハウジング 2 0 により近い第 2 の位置へと選択的に可動である。この第 1 の位置において、ロックアウト機構 2 5 5 は、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 のうちの一方または両方が押下されて回路基板 1 7 2 に接触することを防止し、そしてこの第 2 の位置において、ロックアウト機構 2 5 5 は、スイッチ 2 5 0 (またはスイッチ 2 5 0 および 2 6 0) の作動を可能にするように位置する。ロックアウト機構 2 5 5 は、スイッチ 2 5 0 および / または 2 6 0 のうちの一方または両方の動きを物理的に防止する、純粋に機械的なロックアウトとして構成されても、作動を可能にするための安全スイッチを作動させる機械的要素を備える電気機械的ロックアウトとして構成されてもよい。さらに、スイッチロックアウト機構 2 5 5 は、一方または両方のスイッチが、独立して排他的に作動可能であり得るように、すなわち、一度に 1 つのスイッチのみが作動され得るように、構成され得る。

【 0 0 8 5 】

例えば、フレックス回路 1 7 0 は、安全スイッチ 1 7 1 を備え得、この安全スイッチ 1 7 1 は、ロックアウト機構 2 5 5 が安全スイッチ 1 7 1 と物理的に係合してこの回路を閉じる場合に作動され、電気外科作動を可能にする。換言すれば、安全スイッチ 1 7 1 は、曲がるかまたは物理的に係合して (すなわち、ハンドル 3 0 a と 3 0 b とが閉じている場合に、ロックアウト機構 2 5 5 の動きによって) 、電気経路を閉じ、そして電気外科作動を可能にする。安全スイッチの種々の実施形態に関するさらなる詳細は、図 1 8 ~ 図 2 1 D に関して以下に記載される。純粋に電氣的な安全スイッチ (図 2 3 を参照のこと) が備えられ得ることがまた予測され、この純粋に電氣的な安全スイッチは、電氣的状態の満足 (例えば、ハンドル 3 0 a (またはハンドル 3 0 a および 3 0 b) 上の点の光学的整列、スイッチ (接近センサ、スキャナ、水銀 (などの) スイッチなど) を閉じるための磁氣的または電磁的な整列 (または誤整列)) に基づいて、作動を可能にする。ここでまた、安全スイッチ 1 7 1 は、一方または両方のスイッチ 2 5 0 および / または 2 6 0 が、独立して排他的に作動可能であり得るように、すなわち、一度に 1 つのスイッチのみが作動され得るように、構成され得る。

【 0 0 8 6 】

理解され得るように、スイッチ 250 および 260 をハウジング 20 上に配置することは、動作条件の間に有利である。なぜなら、この位置決めは、手術室内の電気ケーブルの量を減少させ、そして外科手術手順の間の、「視線」作動に起因する間違っただけの器具または間違っただけのスイッチの作動の可能性を排除するからである。自動安全回路または電気機械的安全ロックもしくは機械的安全ロック（図示せず）が使用され得、これは、安全回路も他の安全機構も脱作動させることなく（すなわち、独立した排他的な作動で）、スイッチ 250 および 260 が、異なるモード（すなわち、双極モードまたは単極モード）で顎部材 110 および 120 にエネルギー付与することを防止する。例えば、スイッチアセンブリ 70 を、電氣的モードの間を切り替える前にリセットされなければならないように構成することが、望ましくあり得る。リセットは、組織を再把持すること、ハンドル 30a と 30b とを再度開くこと、スイッチまたはリセットレバーをリセットすること、あるいは当該分野において慣用的である他の様式によって、達成され得る。

【0087】

理解され得るように、種々のスイッチアルゴリズム（図 23 を参照のこと）が、脈管シーリングのための双極モードとさらなる組織処置（例えば、凝固、切除など）のための単極モードとの両方を作動させるために、使用され得る。上記安全機構またはロックアウト機構は、アルゴリズムの一部として使用されて、電氣的にか、機械的にか、または電気機械的にかのいずれかで、1つの電氣的モードを、他の電氣的モードの作動の間に「ロックアウト」することもまた、予測される。さらに、トグルスイッチ（など）が、安全性の理由により、一度に1つのモードを作動させるために使用され得ることが、企図される。

【0088】

安全スイッチ 171 は、組み立てられる場合（そしてハンドル 30a' および 30b' ならびに顎 110 および 120 が開かれる場合）、図 22A に示されるように、ハウジング 20b の内壁またはレッジ 173 に対して固定される。ハンドル 30a の、ハウジング 20b の方への移動の際に、安全ロックアウト 255 は、図 22B に示されるように、ハウジング 20b に対して内向きに、安全スイッチ 171 の方へと移動する。ハンドル 30a と 30b とが（上に詳細に記載されるように）閉位置の方へと移動するにつれて、安全ロックアウト 255 は、安全回路 171'（図 19 および図 23 における S3）と係合し、回路を完成させて、鉗子 10 の選択的な作動を可能にする（図 23 もまた参照のこと）。

【0089】

図 14 および図 23 に最もよく示されるように、切り替えアセンブリは、強度制御器 150 を備え得、この強度制御器 150 は、回路基板 172 に電気機械的に接続され、そして動作条件の間、使用者が、電気外科エネルギーの強度を選択的に調節することを可能にするように、構成される。強度制御器 150 は、鉗子が単極モードに構成されている場合に強度制御器を調節するように、特に構成されることが、予測される。1つの特に有用な実施形態において、強度制御器 150 は、細長く、そして接点 154 を備え、この接点 154 は、この強度制御器から横方向に延び、ハウジング 20 を介して回路基板 172 と電気機械的にインターフェースする。作動ノブ 151 は、強度制御器 150 の反対側から横方向に延び、そして組み立てられる場合に、ハウジング 20 の面から突出するような寸法にされる（図 5A、図 5B、図 6A、および図 6B を参照のこと）。1つの特に有用な実施形態において、強度制御器 150 は、ハウジング 20 に沿ってスライドし、所望のように強度レベルを調節するように構成される。

【0090】

強度制御器 150 は、ハウジング 20 に沿って、特定の目的に依存して不連続な様式または連続的な様式で、スライドするように構成され得ることが、予測される。さらに、種々の型の印 155 および / または触覚フィードバック要素（図示せず）（例えば、数字、図式による印、機械的インターフェースなど）が、位置および / または電気エネルギーの強度レベルを示すために利用され得る。使用者は、発電機 500 の初期強度レベル（図 16 を参照のこと）を構成し得、そして鉗子 10 の強度制御器 150 が、ノブ 151 を移動させることによって特定の百分率だけ、あらかじめ設定されたレベルを増加または減少さ

せるために利用され得ることがまた、予測される。

【0091】

強度制御器150は、フレキシブル回路基板またはプリント回路基板（この回路は、電圧ディバイダネットワーク、すなわち「VDN」として機能するように構成され得る）の上に沿ってスライドする、スライド電位差計として機能するように構成され得る。例えば、強度制御器150は、第1の位置、第2の位置および複数の中間位置を有するように構成され得る。この第1の位置において、ノブ151は、最も近位の位置（例えば、使用者の最も近く）に配置され、この位置は、比較的低い強度設定に対応する。この第2の位置において、ノブ151は、最も遠位の位置（例えば、使用者から最も遠く）に配置され、この位置は、比較的高い強度設定に対応する。これらの複数の中間位置において、ノブ151は、第1の位置と第2の位置との間の様々な位置に配置され、これらの位置は、種々の中間の強度設定に対応する。理解され得るように、近位端から遠位端までの強度設定は、例えば、「高い」から「低い」へと逆にされ得る。強度制御器150の1つの実施形態は共有に係る米国特許出願番号11/337,990、発明の名称「ELECTROSURGICAL PENCIL WITH ADVANCED ES CONTROLS」に開示されており、この米国特許出願の全内容は、本明細書中に参考として援用される。

10

【0092】

図14に図示されるように、上述のように、ノブ151は、ハウジング20aの内部に配置されたガイドチャンネル157に沿って載るような寸法にされ得る。このノブは、一連の位置を規定する、一連の不連続な位置または移動止めされた位置を（例えば、5つ）備え、低強度設定から高強度設定への出力強度の容易な選択を可能にする。これらの一連の協働する不連続な位置または移動止めされた位置はまた、外科医に、ある程度の触覚フィードバックを提供する。従って、使用の際に、強度制御器150が遠位および近位にスライドするにつれて、頂部接点154に位置する機械的インターフェース158は、一連の対応する移動止め（図示せず）に選択的に係合し、強度レベルを設定し、そして使用者に、強度制御器150が所望の強度設定に設定された時点に関する触覚フィードバックを提供する。あるいは、聴覚フィードバック（例えば、「クリック音」）が、強度制御器150から、電気外科エネルギー源500から（例えば、「音」）、そして/または補助的な音生成デバイス（例えば、ブザー（図示せず））から生じ得る。

20

【0093】

強度制御器150はまた、電力パラメータ（例えば、電圧、電力および/または電流の強度）、ならびに/または電力対インピーダンス曲線の形状を、知覚される出力強度に影響を与えるように調節するように構成および適合され得る。例えば、強度制御器150が遠位方向により大きく移動するほど、顎部材110および120（または単極構成で配置される場合、単に顎部材110）に伝達される電力パラメータのレベルは、より大きくなる。鉗子が単極モードで配置される場合、電流の強度は、組織が約2kΩのインピーダンスを有する場合、約60mA～約240mAの範囲であり得る。60mAの強度レベルは、非常に軽く、そして/または最小の切断/切除/止血の効果を提供し得る。240mAの強度レベルは、非常にアグレッシブな切断/切除/止血の効果を提供する。

30

【0094】

強度設定は、代表的に、所望の外科手術効果、外科手術の特性および/または外科手術の選択に基づいて、予め設定され、そしてルックアップテーブルから選択される。この選択は、自動的になされても、使用者によって手動で選択されてもよい。

40

【0095】

鉗子10が1つのモードから別のモードに変化する場合、強度制御器150は、リセットされなければならないように構成され得ることが、予測される。例えば、ノブ151がガイドチャンネル157の最近位端に再度配置され、これによって、強度レベルが、予め設定された構成に再度設定される。リセットされた後に、強度制御器150は、選択されたモードについて望ましく、そして/または必要な強度レベルまで、必要に応じて調節され得る。

50

【 0 0 9 6 】

回路基板 1 7 2 または発電機 5 0 0 はまた、各モードについての最後の強度レベル設定を格納するアルゴリズムを備え得ることが、予測され、そして企図される。この様式で、強度制御器 1 5 0 は、特定のモードが再度選択される場合に、最後の動作値にリセットされる必要がない。

【 0 0 9 7 】

本開示はまた、電気外科発電機 5 0 0 からの電気外科エネルギーを用いて組織を処置するための方法に関し、この方法は、シャフト 1 2 が取り付けられたハウジング 2 0 を備える内視鏡鉗子 1 0 を提供する工程を包含する。シャフト 1 2 は、第 1 の顎部材 1 1 0 および第 2 の顎部材 1 2 0 を備え、これらの顎部材は、シャフト 1 2 の遠位端の近くにそれぞれ取り付けられる。アクチュエータまたはハンドルアセンブリ 3 0 が、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を互いに対して第 1 の位置から第 2 の位置へと移動させるために、備えられる。この第 1 の位置において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、互いに対して間隔をあけた関係で配置されており、そしてこの第 2 の位置において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、これらの顎部材の間での組織の把持のために協働する。スイッチアセンブリ 1 7 0 が、ハウジング 2 0 に備えられ、このスイッチアセンブリ 1 7 0 は、使用者が、単極モードまたは双極モードで顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に選択的にエネルギー付与し、組織を処置することを可能にする。

【 0 0 9 8 】

予測され得るように、そして上述のように、スイッチアセンブリ 1 7 0 は、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0、プリント回路基板 1 7 2、ならびにコネクタ 1 7 6 a ~ 1 7 6 d を備える。強度制御器 1 5 0 はまた、いずれかのモードに配置される場合に、電気外科エネルギーの強度レベルを調節するための、スイッチアセンブリ 1 7 0 を備え得る。この特定の方法において、以下の工程を、さらに包含する：顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に組織を把持する工程；顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を選択的に作動させて、顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間に配置された組織を、双極様式または単極様式で処置する工程；ならびに強度制御器 1 5 0 を制御することによって、電気外科エネルギーの強度を選択的に調節する工程。

【 0 0 9 9 】

この方法の他の工程としては、以下の工程が挙げられ得る：ナイフの選択的作動のために構成されたナイフアセンブリ 7 0 を提供する工程、およびナイフアセンブリ 7 0 を選択的に作動させて、ナイフ 1 9 0 を進め、組織の処置後に組織を分割する工程。なお他の工程としては、以下が挙げられ得る：動作条件の間に、必要に応じて、電気外科エネルギーの強度を調節する工程；作動前にナイフアセンブリ 7 0 をロック解除するか、またはハンドル 3 0 a および 3 0 b を第 1 の位置および第 2 の位置から作動させると同時にナイフアセンブリ 7 0 をロック解除する工程。

【 0 1 0 0 】

図 1 7 に最もよく示されるように、ナイフアセンブリ 7 0 の細長ナイフ棒 7 1 の遠位端 7 1 a はその近位端にて、ナイフ 1 9 0 に取り付けられる。ナイフ 1 9 0 は、当該分野において公知である任意の方法（例えば、スナップばめ、摩擦ばめ、ピン、溶接、接着剤など）で、ナイフ棒 7 1 に取り付けられ得ることが、予測される。図 1 7 に示される特定の実施形態において、クランプカラー 1 9 7 が、ナイフ 1 9 0 をナイフ棒 7 1 にしっかりと係合させて保持するために使用される。

【 0 1 0 1 】

スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 は、代表的に、押しボタン型であり、そして（一旦組み立てられると）ハウジング 2 0 のそれぞれの開口部分 2 5 0 ' および 2 6 0 ' 内に据えられる、人間工学的寸法にされる。スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 は、使用者が、組織の外科手術処置のために鉗子 1 0 を選択的に作動させることを可能にすることが予測される。より具体的には、スイッチ 2 5 0 または 2 6 0 のいずれかが押下される場合、電気外科エネルギーが、リード線 3 2 5 a および / または 3 2 5 b を通して、それぞれの顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に伝達される。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 2 】

ここでまた、上記のように、安全スイッチ 2 5 5 (または回路もしくはアルゴリズム (図示せず)) が、顎部材 1 1 0 と 1 2 0 とが閉じない限り、そして / または顎部材 1 1 0 と 1 2 0 とが間に組織を保持しない限り、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 のうちの一方または両方が起動され得ないように、使用され得る。後者の例において、センサ (図示せず) が使用されて、組織が顎部材の間に把持されているか否かを決定し得る。さらに、外科手術前の条件、外科手術と同時の (すなわち、手術中の) 条件、および / または外科手術後の条件を決定する、他のセンサ機構が使用され得る。これらのセンサ機構はまた、電気外科発電機に結合された閉ループフィードバックシステムと共に利用されて、1 つ以上の外科手術前条件、外科手術と同時の条件または外科手術後の条件に基づいて、電気外科エネルギーを調節し得る。種々のセンサ機構およびフィードバックシステムは、共有に係る同時係属中の米国特許出願番号 1 0 / 4 2 7 , 8 3 2、発明の名称「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」に開示されており、その全内容は、本明細書中に参考として援用される。

10

【 0 1 0 3 】

図 1 4 に戻ると、図 1 4 は、ハウジング 2 0、回転アセンブリ 8 0、駆動アセンブリ 7 0、ハンドルアセンブリ 3 0 およびスイッチアセンブリ 1 7 0 の分解図を示しており、これらの種々の構成部品の全ては、シャフト 1 2 およびエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 と一緒に、製造プロセスの間に組み立てられて、部分的におよび / または完全に使い捨ての鉗子 1 0 を形成することが予測される。例えば、上述のように、シャフト 1 2 および / またはエンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、使い捨てであり得、したがって、ハウジング 2 0 および回転アセンブリ 8 0 と選択的に / 取り外し可能に係合可能であり、部分的に使い捨ての鉗子 1 0 を形成し、そして / または鉗子 1 0 の全体は、使用後に処分可能であり得る。

20

【 0 1 0 4 】

対向する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、ナイフアセンブリ 7 0 をロック解除することなく回転され得、そして部分的に開閉され得ることが、予測される。このことにより、理解され得るように、使用者は、ナイフ 1 9 0 を尚早に作動させることなく組織を把持し、そして操作することが可能である。以下で述べられるように、ハンドル 3 0 a と 3 0 b とが実質的に完全に閉じた位置のみが、ナイフアセンブリ 7 0 を、作動のためにロック解除する。

30

【 0 1 0 5 】

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 1 1 0 および 1 2 0 が適切に位置決めされると、ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、絞られて、駆動アセンブリ 6 0 を起動させ、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を組織の周りに閉じ得る。上述のように、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が組織の周りで完全に閉じると、トグルリンク 3 5 a および 3 5 b は、長手方向軸「A」に対して平行に過剰に回転し、その結果、ハンドル 3 0 a および 3 0 b をわずかに開放することにより、ばね 6 3 を付勢して、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を互いに対してロックする。理解され得るように、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が互いに対してロックする場合、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、次に、組織の周りでロックし、そして固定される。このときの圧力範囲は、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ 以内であり、そして好ましくは、約 $7 \text{ kg} / \text{cm}^2$ ~ 約 $13 \text{ kg} / \text{cm}^2$ の圧力範囲である。鉗子 1 0 は、ここで、電気外科エネルギーを選択的に適用し、次に (所望であれば) 組織を分離する準備ができています。

40

【 0 1 0 6 】

トグルリンク 3 5 a および 3 5 b を、長手方向軸「A」に対して配置することによって得られる、機械的利点と、遠位端 3 4 a' および 3 4 b' を内側で噛み合う歯車歯として構成することによって得られる機械的利点との組み合わせは、組織の周りでの、所望の作業圧力範囲内での一貫した、均一な、正確な閉鎖力を容易にし、そして保証することが、

50

予測される。この所望の作業圧力範囲は、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 以内であり、そして1つの特に有用な実施形態においては、約 7 kg/cm^2 ~ 約 13 kg/cm^2 である。組織に適用される電気外科エネルギーの強度、周波数および持続時間を制御することによって、使用者は、スイッチ 250 および 260 のうちのいずれかまたは両方を作動させることによって、焼灼、凝固/乾燥、シールおよび/または単に出血を減少させるかもしくは遅くするかのをいずれかを行い得る。

【0107】

1つ以上の特に有用な実施形態において、顎部材 110、120 のそれぞれの導電性シール表面 112、122 は、比較的平坦であり、鋭利な縁部での電流の集中を回避し、そして高い点の間でのアーク放電を回避する。さらに、係合する場合の組織の反作用力に起因して、顎部材 110 および 120 は、好ましくは、屈曲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、このことは、顎部材 110 および 120 のより厚い近位部分が、組織の反作用力に起因する屈曲に抵抗するので、有利である。

10

【0108】

上述のように、少なくとも1つの顎部材（例えば、120）は、1つ以上の停止部材 90 を備え得、この停止部材 90 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 90 は、シーリング表面 122 から、特定の材料特性（例えば、圧縮強度、熱膨張など）に従って、所定の距離だけ延びるような寸法にされ得、シーリングの間、一貫した正確なギャップ距離「G」を与える。対向するシーリング表面 112 と 122 との間のギャップ距離は、シーリングの間、約 0.001 インチから約 0.006 インチの範囲であり、そして1つの特に有用な実施形態においては、約 0.002 インチと約 0.003 インチとの間である。非伝導性の停止部材 90 は、顎部材 110 および 120 に成形されても（例えば、オーバーモールドイング、射出成型など）、顎部材 110 および 120 に打ち抜かれても、顎部材 110 および 120 上に析出（例えば、蒸着）されてもよい。例えば、1つの技術は、セラミック材料（など）を、顎部材 110 および 120 のうちの一方または両方の表面に熱的にスプレーして、停止部材 90 を形成する工程を包含する。いくつかの熱スプレー技術が企図され、これらの技術は、広範な耐熱性の絶縁材料が、種々の表面上に析出し、導電性表面 112 と 122 との間のギャップ距離を制御するための停止部材 90 を作製することを包含する。

20

30

【0109】

エネルギーが、エンドエフェクタアセンブリ 100 に、顎部材 110 および 120 にわたって組織を通して選択的に伝達されるにつれて、組織シールが形成され、2つの組織半体を隔離する。この時点で、他の公知の脈管シーリング器具を用いて、使用者は、組織半体を組織シールに沿って分割するために、鉗子 10 を取り除き、そして切断器具（図示せず）と交換しなければならない。理解され得るように、このことは、時間を浪費し、かつ退屈であり、そして理想的な組織切断面に沿った切断器具の誤整列または誤配置に起因して、組織シールに沿った不正確な組織分割を生じ得る。

【0110】

上で詳細に説明されたように、本開示は、ナイフアセンブリ 70 を組み込み、このナイフアセンブリ 70 は、トリガノブ 76 を介して作動されると、次第に選択的に、組織を、理想的な組織面に沿って、正確な様式で分割し、この組織を、間に組織ギャップを有する2つのシールされた半体に効果的かつ容易に分割する。ナイフアセンブリ 70 は、使用者が、カニユーレまたはトロカールポートを通して切断器具を交換せずに、組織をシーリングの直後に迅速に分離することを可能にする。理解され得るように、組織の正確なシーリングおよび分割は、同じ鉗子 10 を用いて達成される。

40

【0111】

ナイフ刃 190 もまた、同じかまたは代替の電気外科エネルギー源に結合されて、組織シールに沿った組織の分離を容易にし得ることが予測される。さらに、ナイフ刃の先端 192 の角度は、特定の目的に依存して、より大きいかまたはより小さい侵入切断角度を提

50

供するような寸法にされ得ることが、予測される。例えば、ナイフ刃の先端 1 9 2 は、切断に関連する「組織の切りくず」を減少させる角度で位置決めされ得る。さらに、ナイフ刃の先端 1 9 2 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、異なる刃の形状（例えば、鋸歯状、切り欠き付き、ミシン目付き、中空、凹状、凸状など）を有するように設計され得る。鉗子 1 0 は、単極モードで作動されて、組織シールの形成後に組織を分割し得ることもまた企図される。

【 0 1 1 2 】

一旦、組織が組織半体に分割されると、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を再度把持することによって開かれ得、各ハンドル 3 0 a および 3 0 b を、ハウジング 2 0 に対して外向きに移動させる。ナイフアセンブリ 7 0 は、一般に、前進しながら一方向の様式で（すなわち、遠位に）切断することが予測される。

10

【 0 1 1 3 】

図 3 A ~ 図 3 C に最もよく示されるように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の近位部分、ならびにシャフト 1 2 の遠位端 1 6 は、弾性または可撓性の絶縁材料またはブーツ 2 2 0 によって覆われ、特に単極作動モードにおいての、電気外科作動の間の迷走電流濃度を減少させ得る。より具体的には、ブーツ 2 2 0 は、第 1 の構成（図 3 B を参照のこと）から第 2 の拡張した構成（図 3 A および図 3 C を参照のこと）に撓み得る。この第 1 の構成は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じた配向に配置される場合であり、そしてこの第 2 の拡張した構成は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開いている場合である。理解され得るように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が開いている場合、ブーツは、領域 2 2 0 a および 2 2 0 b に

20

【 0 1 1 4 】

図 1 8 ~ 図 2 2 C は、フレックス回路 1 7 0 ' と共に使用するための安全ロックアウト機構 2 5 5 ' の、1 つの特に有用な実施形態を示す。上記安全ロックアウト 2 5 5 とかなり類似して、ロックアウト機構 2 5 5 ' は、ハンドル 3 0 a ' に、トリガロックアウト 3 2 ' に対して遠位の地点に配置される。この特定の安全ロックアウト 2 5 5 ' は、図 1 8 に最もよく示されるように、長手方向軸「A」に対して垂直に延びるように構成される。ハンドル 3 0 a ' の、ハウジング 2 0 の方への移動は、安全ロックアウト 2 5 5 ' を、ハウジング 2 0 の方へと、上に記載されたのと類似の様式で移動させる。安全ロックアウト 2 5 5 ' は、フレックス回路 1 7 0 ' の安全スイッチ 1 7 1 ' を係合し、ハンドル 3 0 a ' （ならびに次に、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 ）がハウジング 2 0 に対して移動している（すなわち、ハンドル 3 0 a ' と 3 0 b との両方が閉じて組織を把持している）場合にのみ作動することを可能にするように構成される。

30

【 0 1 1 5 】

図 2 0 の概略図に最もよく示されるように、安全スイッチ 1 7 1 ' は、回路 4 0 0 の一部として設計され、その結果、回路 4 0 0 は、安全スイッチ 1 7 1 ' が作動されるまで、開いたままである。図 2 1 は、組み立て前および組み立て後の安全スイッチ 1 7 1 ' の位置を示す。より具体的には、組み立ての際に、安全スイッチ 1 7 1 ' は、ハウジング 2 0 の頂部分 2 0 a によって適切な位置に撓み（創造線を参照のこと）、その結果、安全スイッチ 1 7 1 ' の遠位部分が付勢され、そしてハウジング 2 0 b 内に配置された内壁またはレッジ 1 7 3 ' に差し込まれる。安全スイッチ 1 7 1 ' は、鉗子 1 0 の有用な寿命のために、適所に固定されたままであることが、予測される。

40

【 0 1 1 6 】

図 2 2 A ~ 図 2 2 C は、安全スイッチ 1 7 1 ' の作動の順序を示す。より具体的には、上述のように、安全スイッチ 1 7 1 ' は、組み立てられる場合（そしてハンドル 3 0 a '

50

および 30b ならびに顎 110 および 120 が開いている場合)、図 22A に示されるように、ハウジング 20b の内壁またはレッジ 173' に対して固定される。ハンドル 30a' の、ハウジング 20b の方への移動の際に、安全ロックアウト 255' は、図 22B に示されるように、ハウジング 20b に対して内向きに、安全スイッチ 171' の方へと移動する。ハンドル 30a' および 30b が(上で詳細に記載されたような)閉位置に移動するにつれて、安全ロックアウト 255' は、安全回路 171' に係合して、回路 400 を完成させ、そして鉗子 10 の選択的な作動を可能にする。

【0117】

安全スイッチ 171' は、一旦閉じられると双極作動と単極作動との両方を可能にするように構成されても、より制限された様式で(例えば、安全スイッチ 171' の再設定(すなわち、ハンドル 30a' と 30b とを開いて再度把持すること、別個のトグルスイッチ(図示せず)など)なしでは一度に 1 つの型のみの電氣的作動を可能にするように)構成されてもよいことが想定される。さらに、安全スイッチ 171' は、特定の目的に依存して、複数のモードのうちの 1 つ(すなわち、単極モード)の作動に対して単に保護し、そして他のモード(すなわち、双極モード)は、安全スイッチ 171' によって制限されないように構成され得ることがまた想定される。

10

【0118】

上記のことから、種々の図面を参照して、当業者は、特定の改変がまた、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。例えば、他の特徴(例えば、エンドエフェクタアセンブリ 100 を細長シャフト 12 に対して軸方向に移動させるための関節運動アセンブリ)を、鉗子 10 に追加することが好ましくあり得る。

20

【0119】

鉗子 10 (および/または鉗子 10 と接続して使用される電気外科発電機)は、センサまたはフィードバック機構(図示せず)を備え得ることもまた、企図される。このセンサまたはフィードバック機構はまた、顎部材 110 と 120 との間に把持された、特別なサイズにされた組織を、効果的にシールするために適切な電気外科エネルギーの量を自動的に選択する。この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にまたがるインピーダンスを測定し得、そして顎部材 110 と 120 との間に効果的なシールが生じたことに指標(視覚的または可聴)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番号 10/427,832、発明の名称「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」に記載されており、その全内容は、本明細書中に参考として援用される。

30

【0120】

さらに、ナイフアセンブリ 70 は、同じ目的を達成するために設計された、他の型の跳ね返り機構を備え得ることが企図される。この跳ね返り機構は、例えば、気体で作動される跳ね返り、電氣的に作動される跳ね返り(すなわち、ソレノイド)などである。鉗子 10 はまた、シーリングせずに組織を切断するために使用され得ることが、予測される。あるいは、ナイフアセンブリ 70 は、組織の切断を容易にするために、同じかまたは代替の電気外科エネルギー源に接続され得る。

40

【0121】

図面は、隔離された脈管を操作する鉗子 10 を図示するが、鉗子 10 は、隔離されていない脈管と共に同様に使用され得ることが、企図される。他の切断機構もまた、理想的な組織面に沿って組織を切断するために企図される。

【0122】

エンドエフェクタアセンブリ 100 の外側表面は、作動およびシーリングの間に、顎部材 110 と 120 との間の、周囲の組織との接着を減少させ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、打ち抜き部、金属射出成型物を備え得ることが企図される。さらに、顎部材 110 および 120 の伝導性表面 112 および 122 は、以下の材料のうちの 1 つ(または 1 つ以上の組み合わせ)から製造され得ることもまた、企図される

50

：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。組織に接触する伝導性表面112および122はまた、1種以上の上記材料でコーティングされ、同じ結果(すなわち、「粘着しない表面」)を達成し得る。理解され得るように、シーリングの間に組織が「粘着する」量を減少させることにより、この器具の全体的な効力が改善される。

【0123】

本明細書中に開示される、1つの特定のクラスの材料は、優れた非粘着特性を示し、そしていくつかの例においては、優れたシールの質を示した。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)は、非粘着目的で使用するために好ましい材料である。CrNは、その全体的な表面特性および最適な性能に起因して、非粘着目的のために特に有用であることが見出された。他のクラスの材料もまた、全体的な粘着を減少させることが見出された。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、双極の器具において、粘着を有意に低下させることが見出された。このクラスの1つの特に有用な非粘着材料は、Inconel 600である。Ni200、Ni201(約100%Ni)で作製されるかまたはコーティングされたシーリング表面112および122を有する双極の器具はまた、代表的な双極ステンレス鋼電極より改善された非粘着性能を示した。

【0124】

図面は、本開示の鉗子と併に使用するための、単極ロックアウトまたは安全機構255の1つの特定の型を示すが、図18および図19は、鉗子10と共に使用され得る代替の安全ロックアウト機構を示す。

【0125】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示されたが、本開示は、これらに限定されることを意図されない。なぜなら、本開示は、当該分野が可能にし、そして本明細書が同様に読めると同程度に広い範囲であることが意図されるからである。従って、上記説明は、限定として解釈されるべきではなく、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、添付の特許請求の範囲の範囲および精神内での他の改変を予測する。

【0126】

内視鏡鉗子は、ハウジング備え、上記ハウジングは、それに取り付けられるシャフトを有し、上記シャフトは、その遠位端に配置される一对の顎部材を備える。上記鉗子はまた、上記ハウジングに配置される駆動アセンブリを備える。上記駆動アセンブリは、上記顎部材を第1の位置から第2の位置へと互いに対して動かす。上記第1の位置において、上記顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置されており、上記第2の位置において、上記顎部材は、組織を操作するために互いに接近している。一对のハンドルは、上記駆動アセンブリに対して作動可能に連結され、上記ハンドルは、上記駆動アセンブリが作動して上記顎部材を動かすように、上記ハウジングに対して移動可能である。各々の顎部材は、電気エネルギーの供給源と連結するように適合され、その結果、それぞれの顎部材が、組織を処置するためにエネルギーを伝達し得る。上記鉗子はまた、上記ハウジング上に配置された第1のスイッチを備える。この第1のスイッチは、単極様式で組織を処置するために、第1の電位のエネルギーを、少なくとも1つの顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。第2のスイッチは、上記ハウジング上に配置され、そして双極様式で組織を処置するために、第1の電位のエネルギーを、一方の顎部材へ選択的に送達し、かつ第2の電位のエネルギーを、他方の顎部材へ選択的に送達するように作動可能である。

【符号の説明】

【0127】

- 10 鉗子
- 20 ハウジング
- 30 ハンドルアセンブリ
- 70 ナイフアセンブリ

10

20

30

40

50

- 80 回転アセンブリ
- 100 エンドエフェクタアセンブリ
- 110、120 顎部材
- 170 スイッチアセンブリ

【図 1 A】

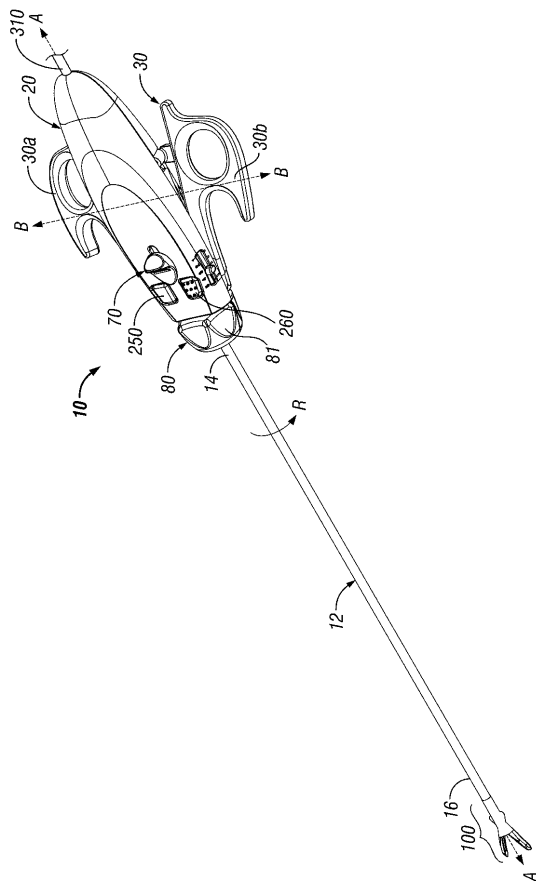


FIG. 1A

【図 1 B】

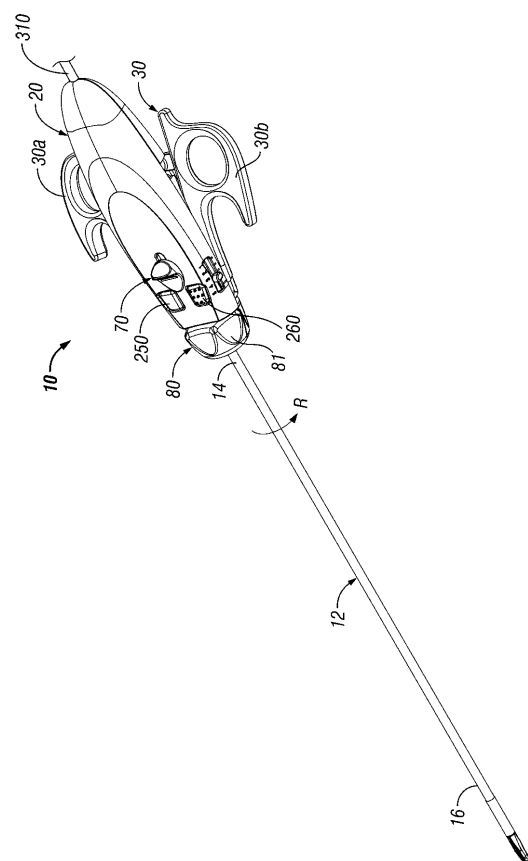


FIG. 1B

【 図 2 】

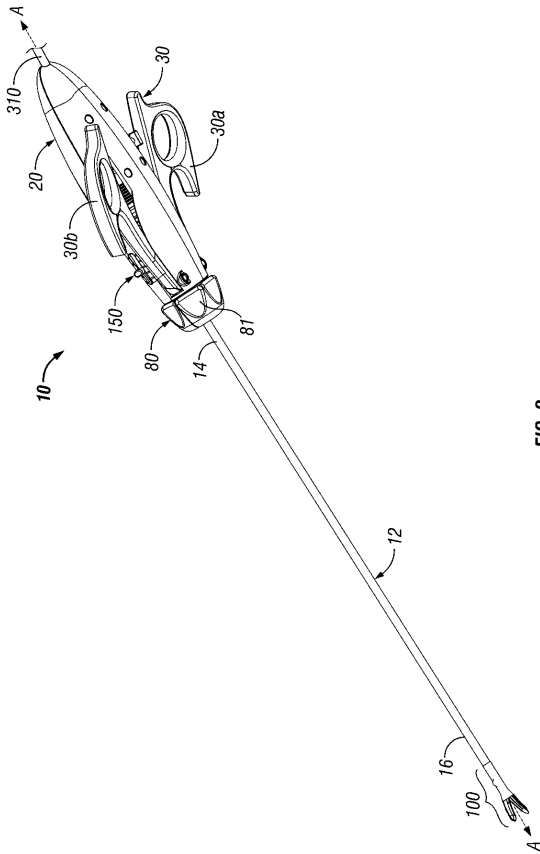


FIG. 2

【 図 4 】

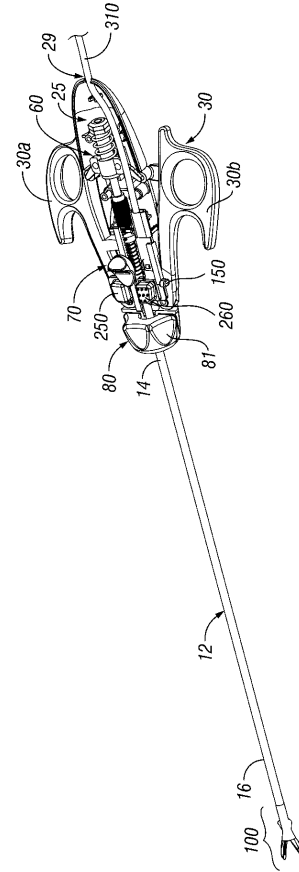


FIG. 4

【 図 5 A 】

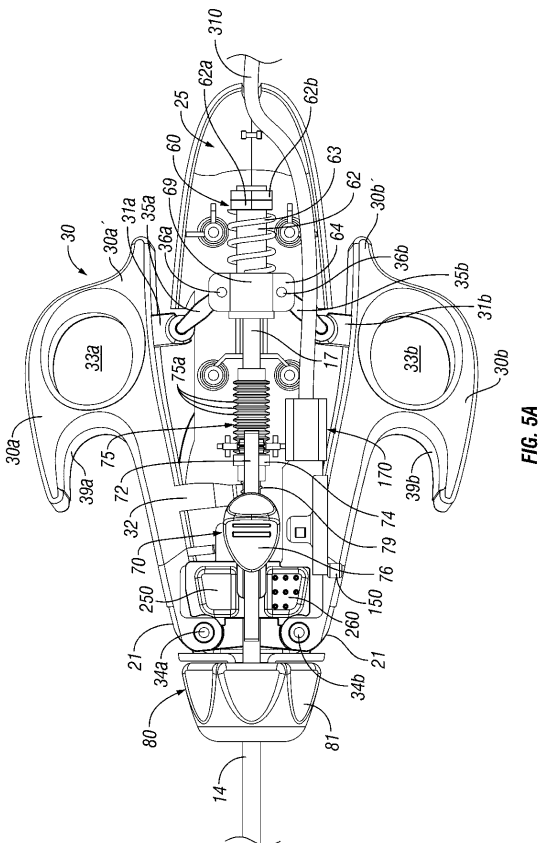


FIG. 5A

【 図 5 B 】

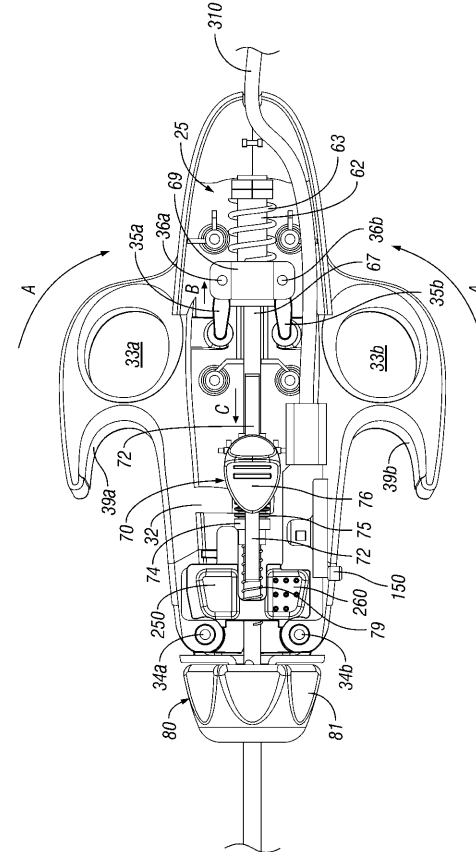


FIG. 5B

【図 7】

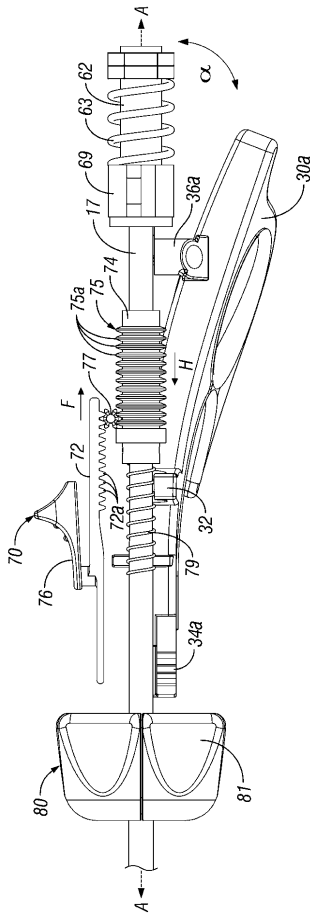


FIG. 7

【図 9 B】

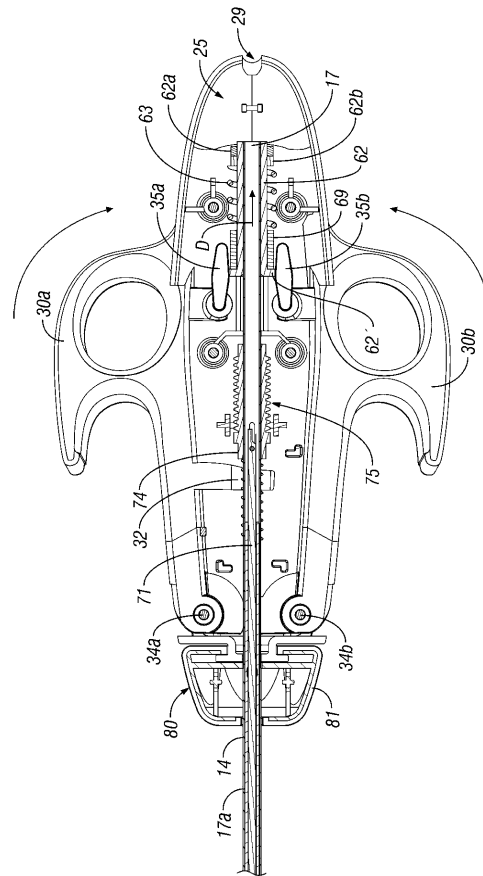


FIG. 9B

【図 10 A】

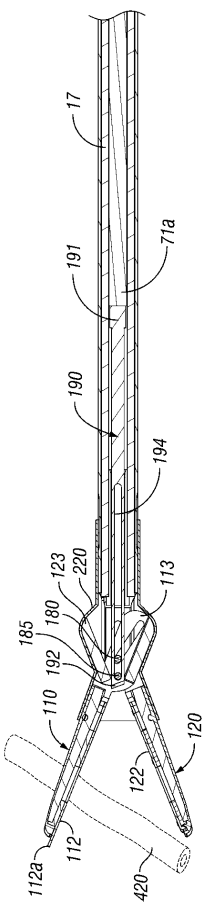


FIG. 10A

【図 10 B】

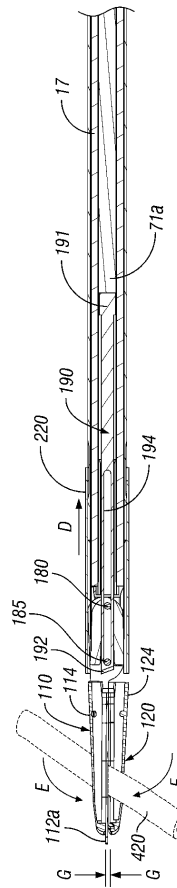
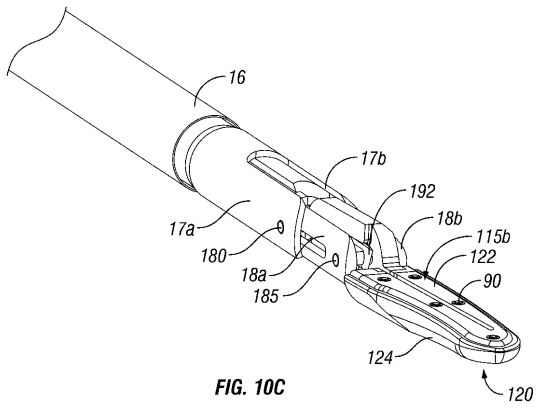
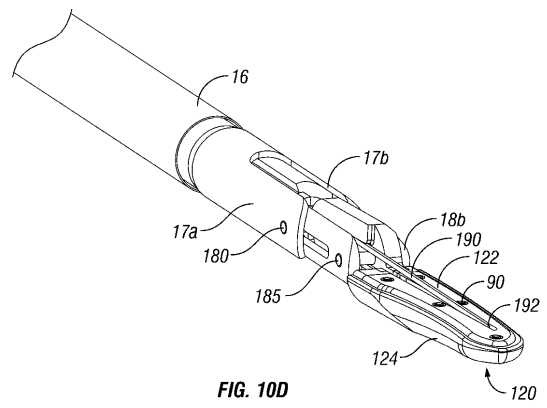


FIG. 10B

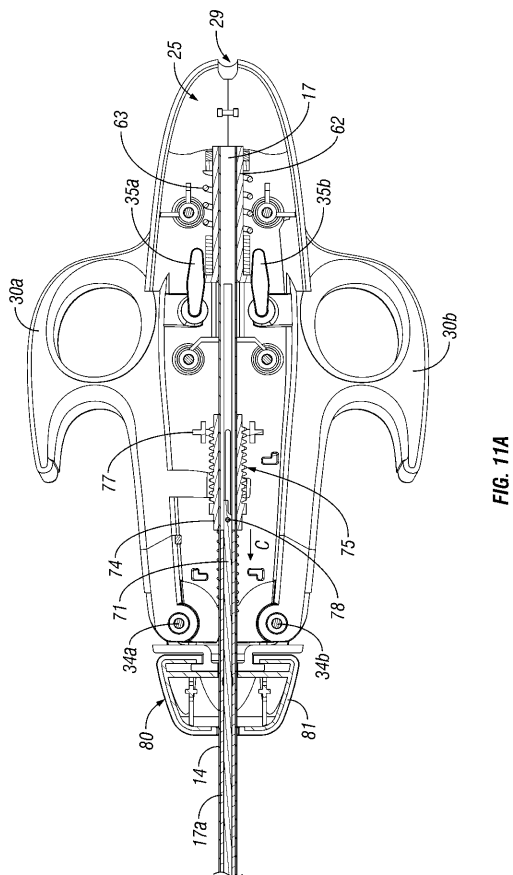
【図 10C】



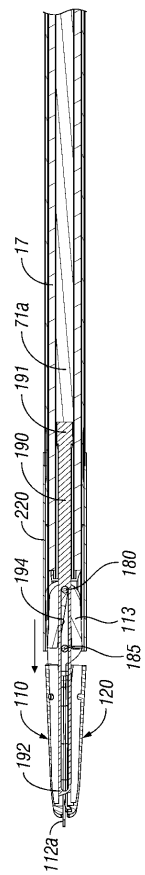
【図 10D】



【図 11A】



【図 11B】



【図 1 2】

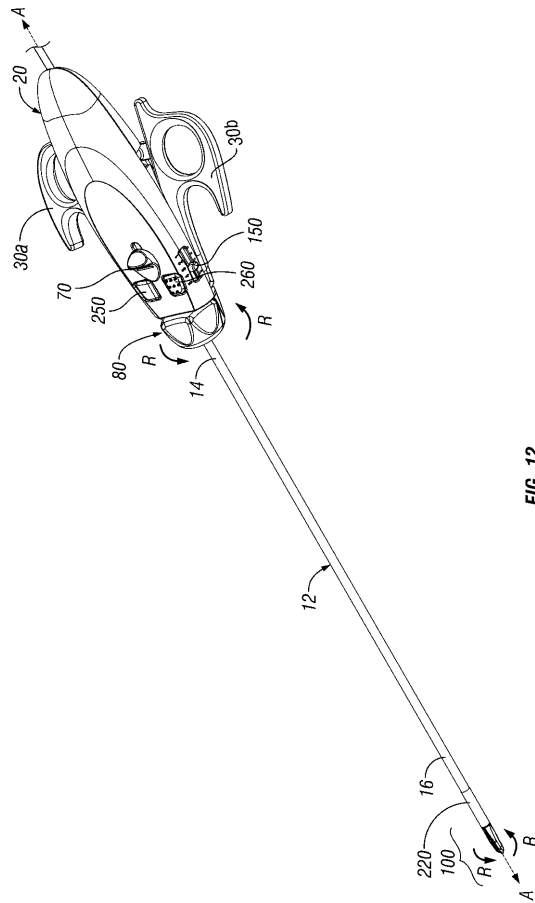


FIG. 12

【図 1 5 B】

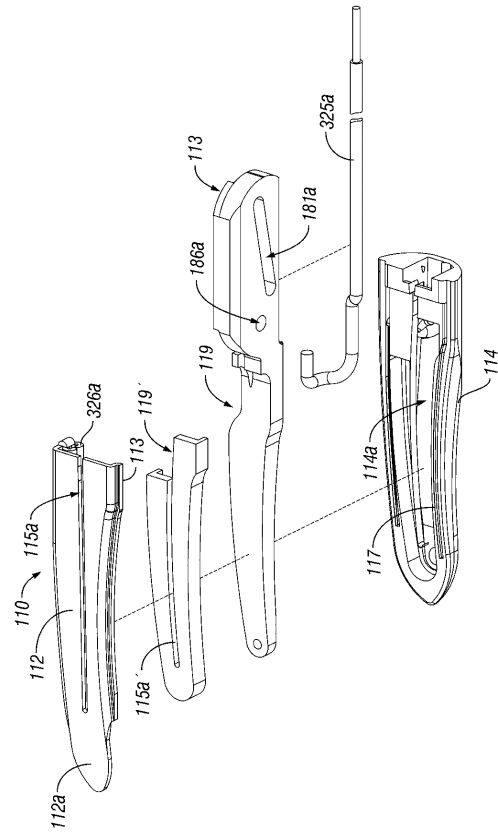


FIG. 15B

【図 1 6】

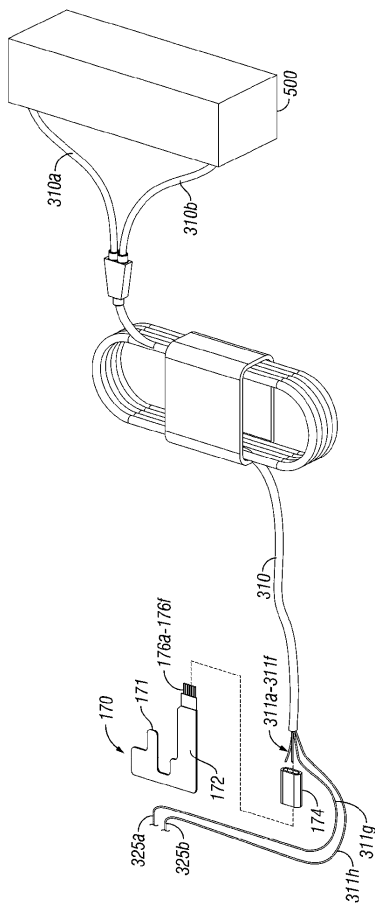


FIG. 16

【図 3 A】

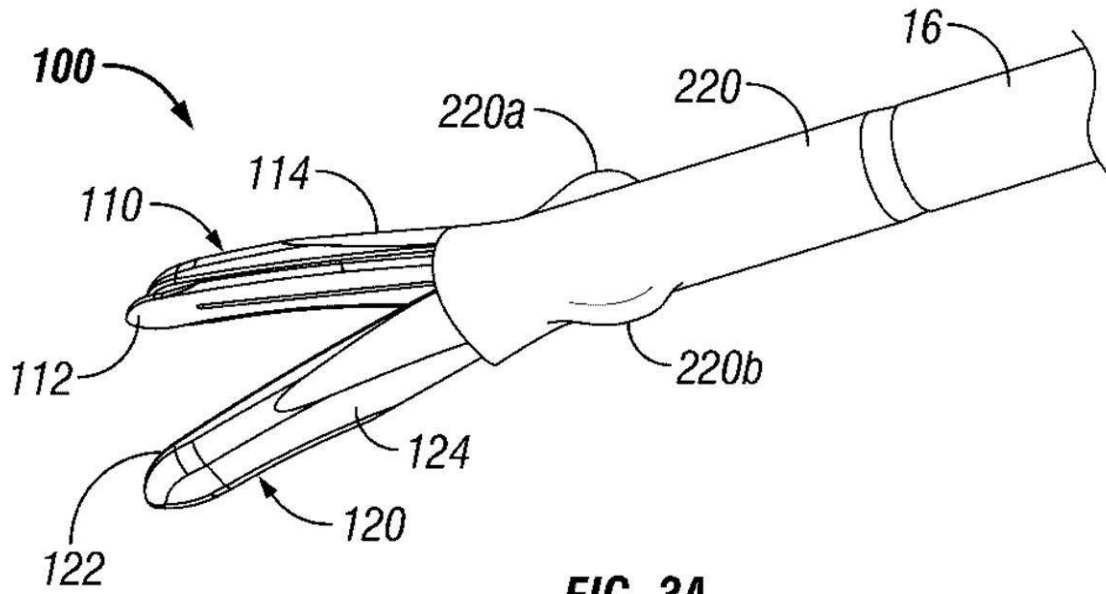


FIG. 3A

【図 3 B】

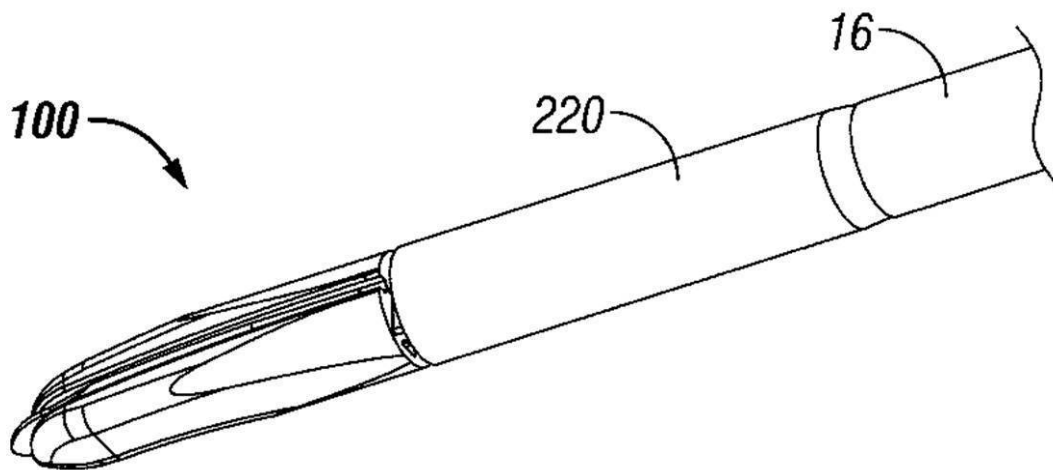


FIG. 3B

【図 3 C】

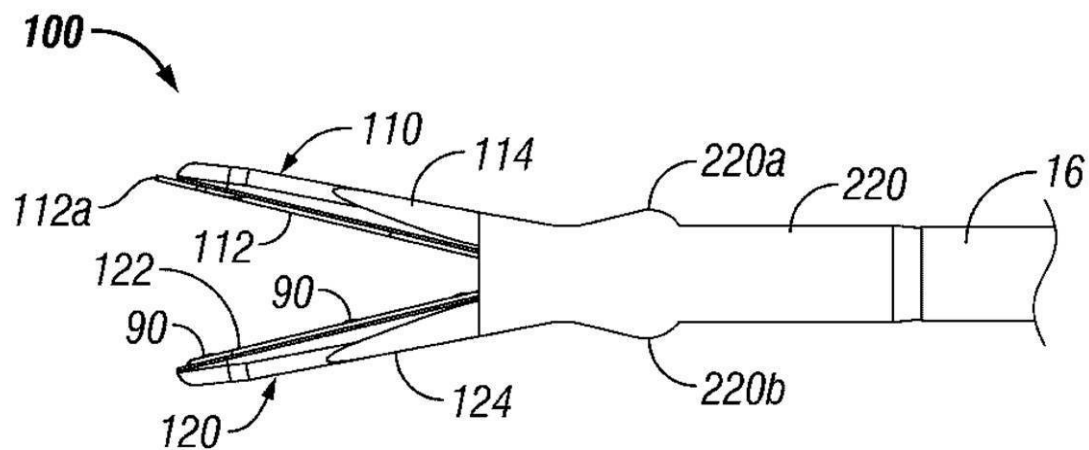
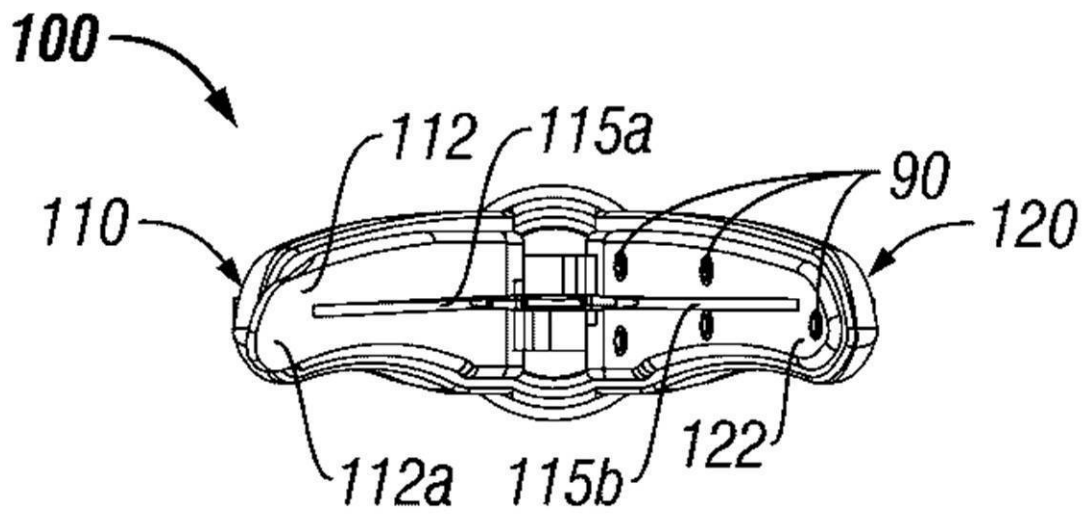


FIG. 3C

【図 3 D】

**FIG. 3D**

【 図 6 A 】

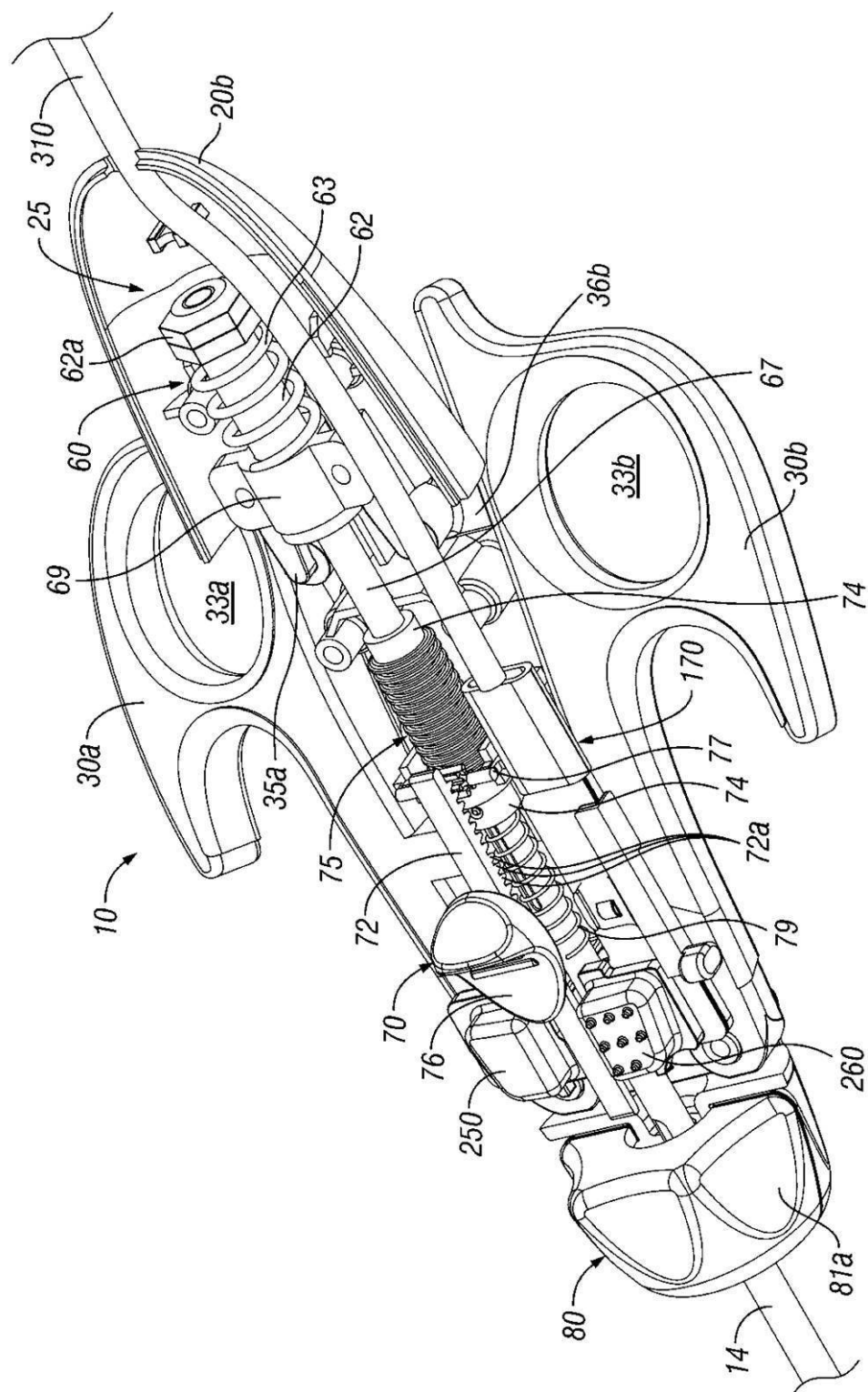


FIG. 6A

【図 6 B】

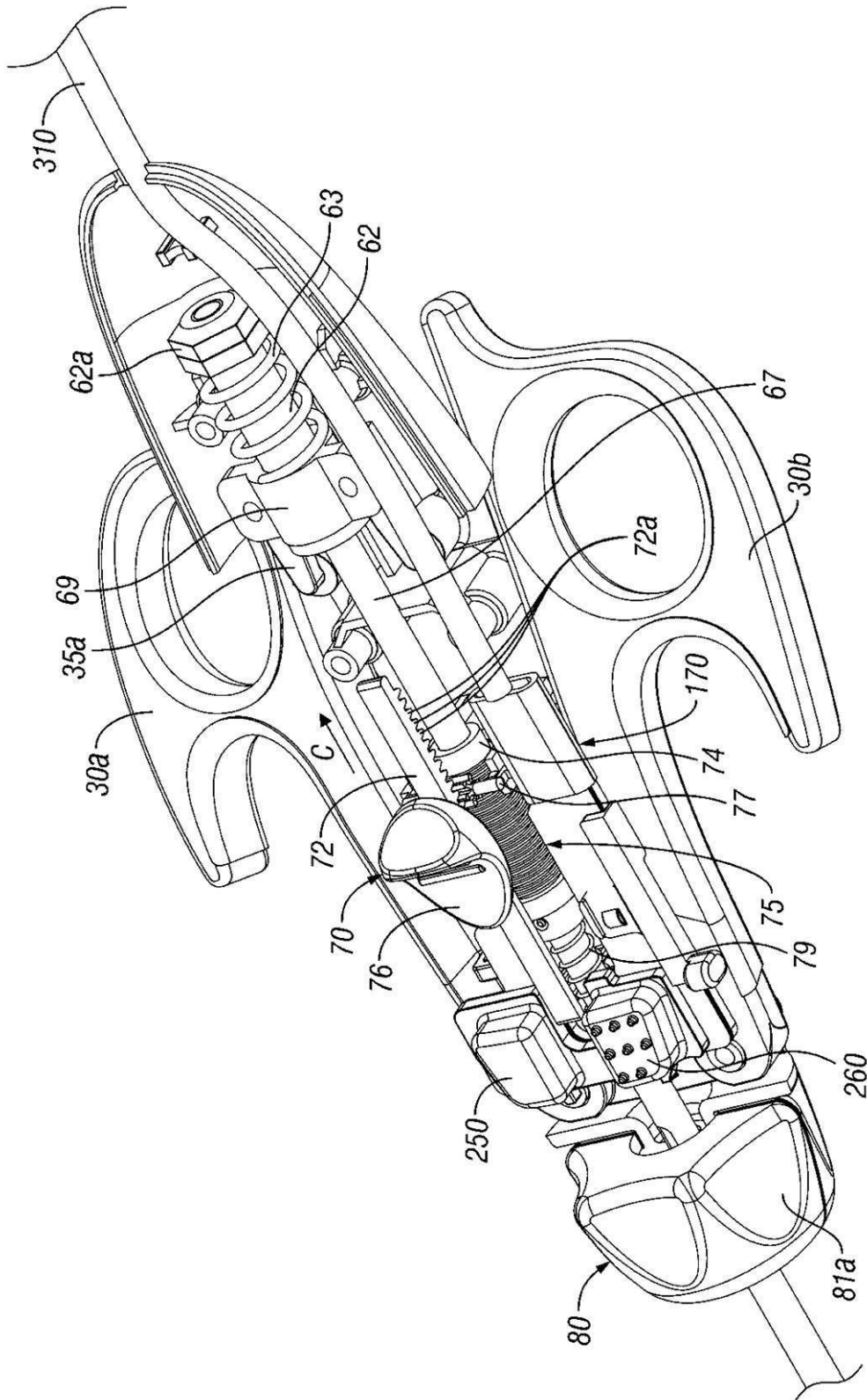


FIG. 6B

【図 8 A】

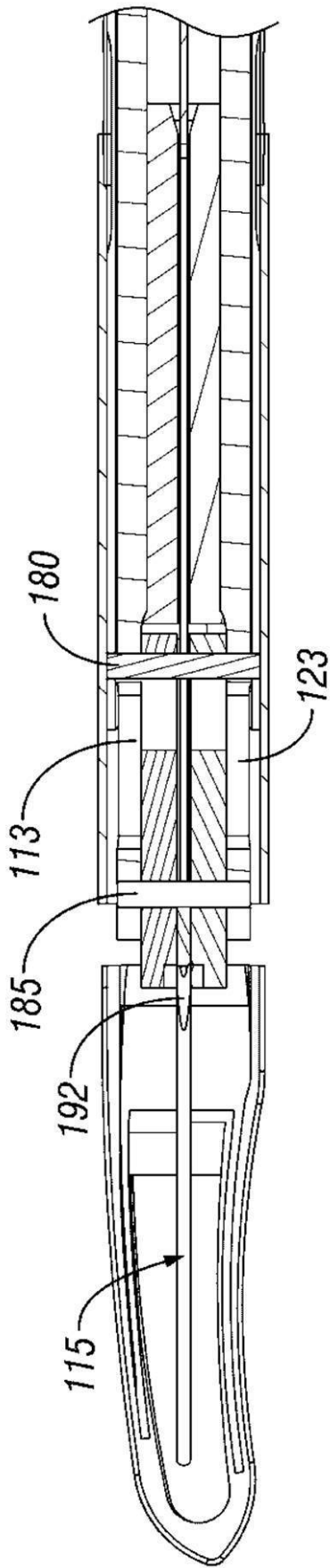


FIG. 8A

【図 8 B】

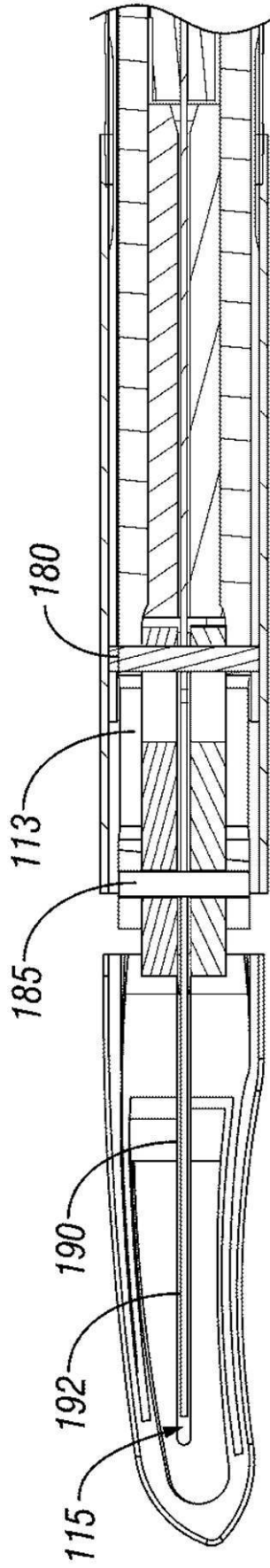


FIG. 8B

【図 9 A】

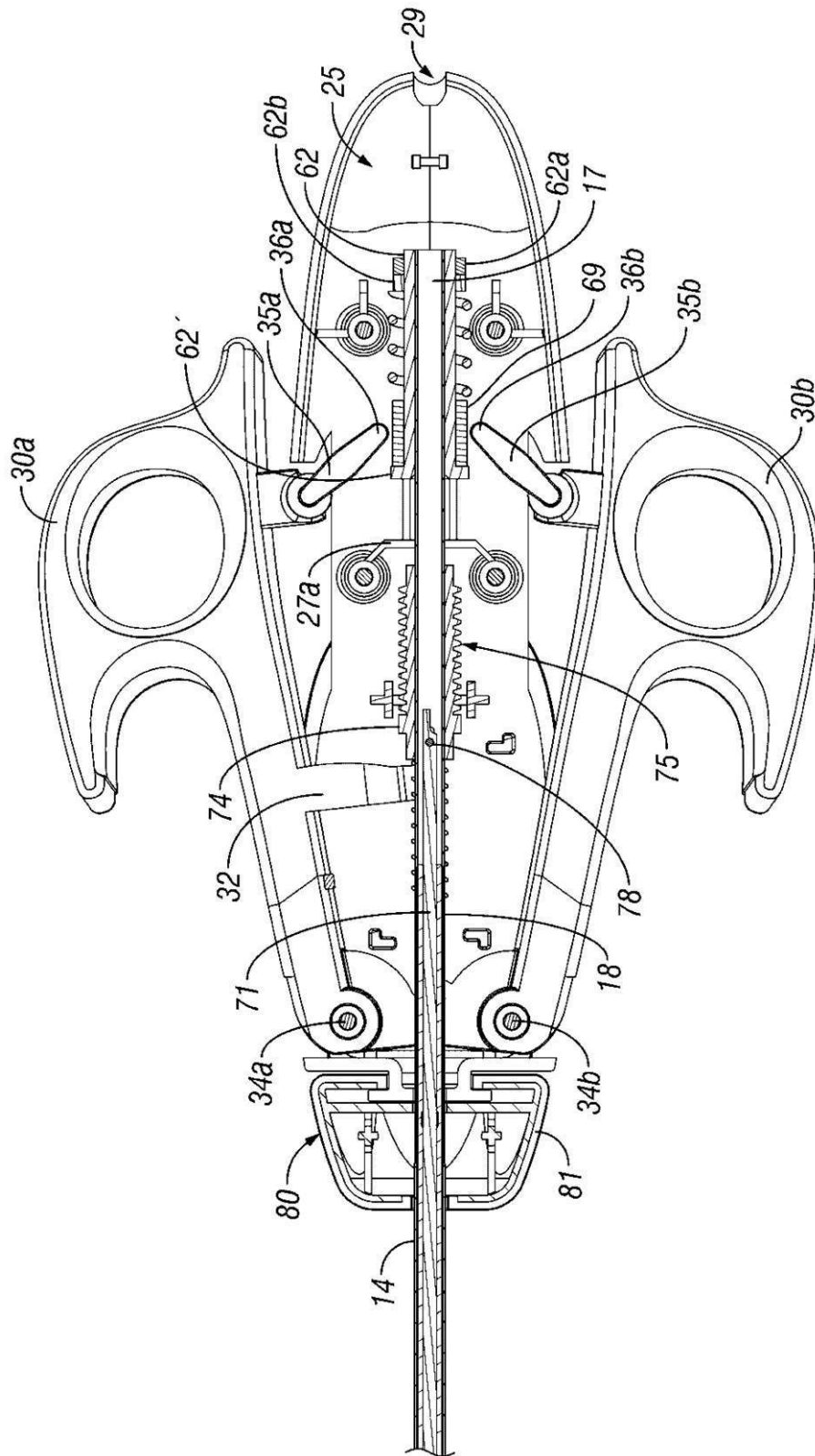


FIG. 9A

【図 13】

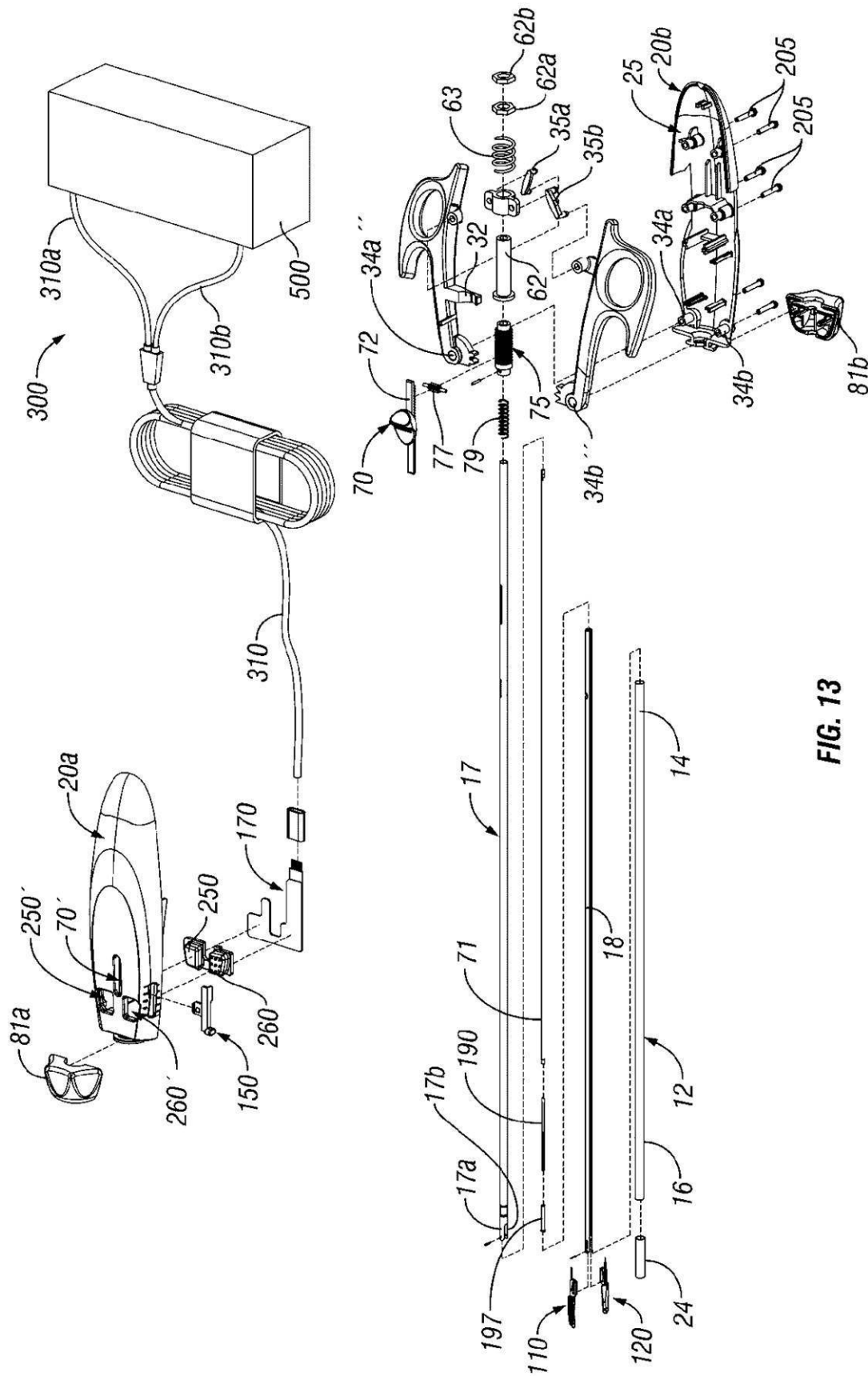


FIG. 13

【図 15 A】

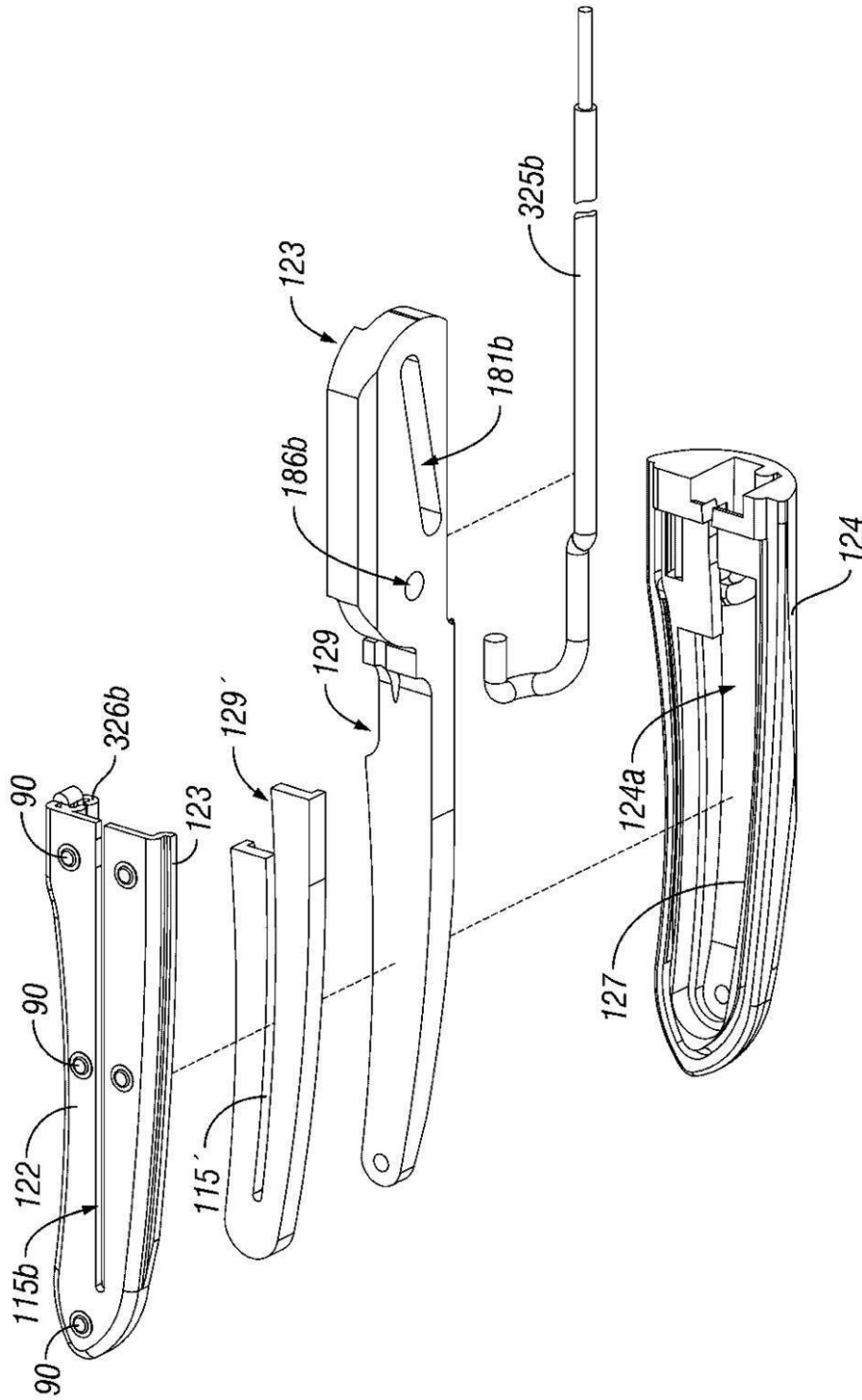


FIG. 15A

【図 17】

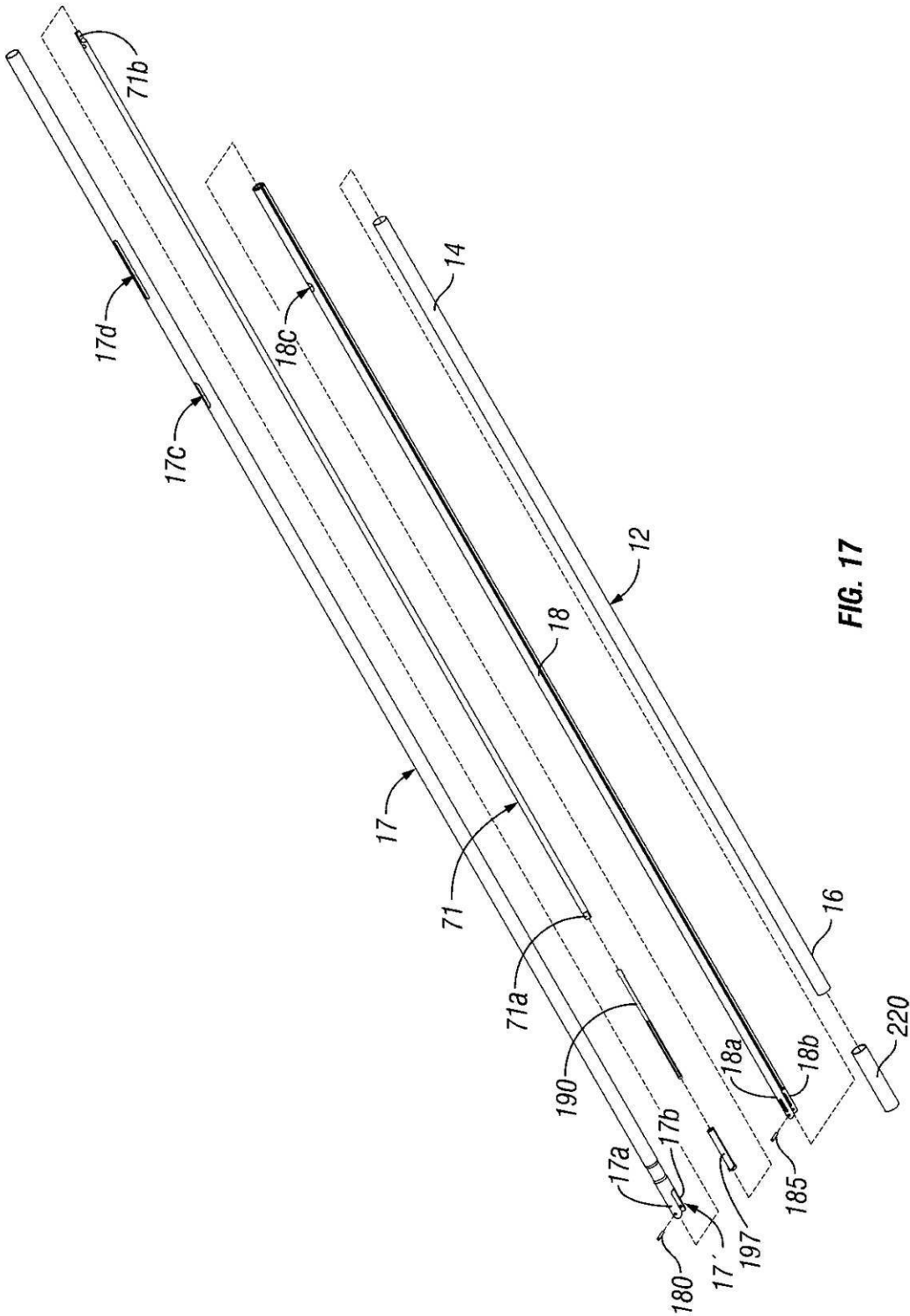
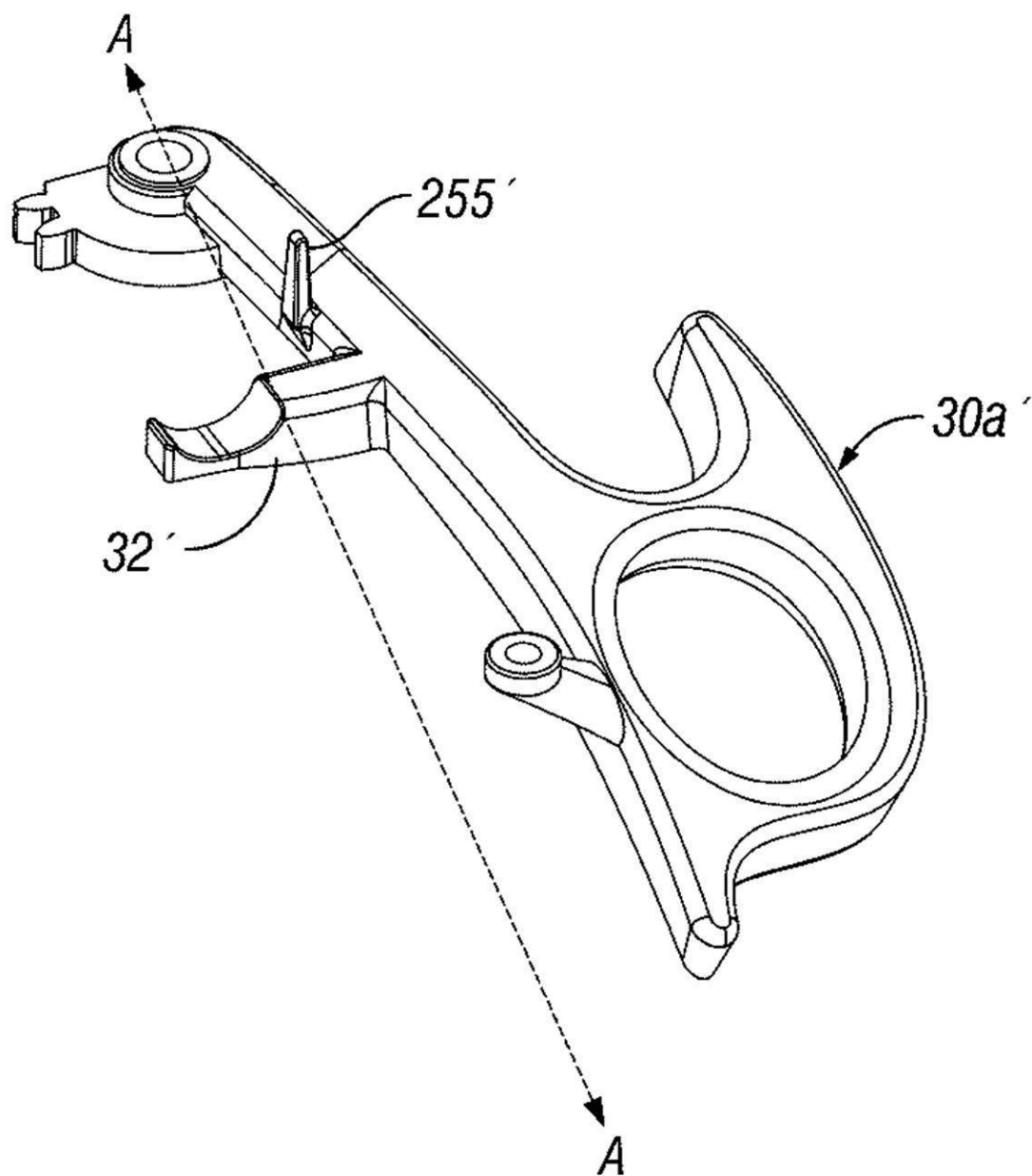
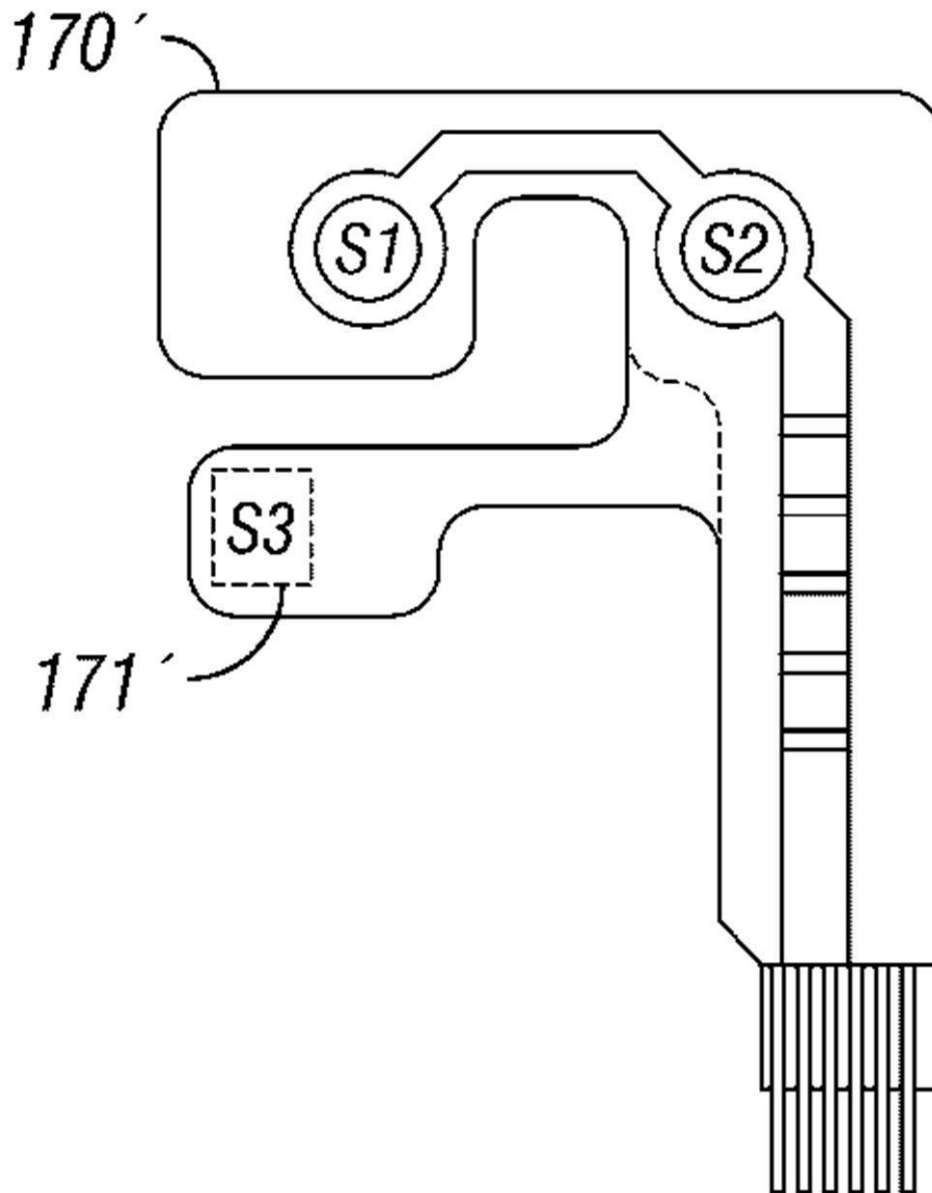


FIG. 17

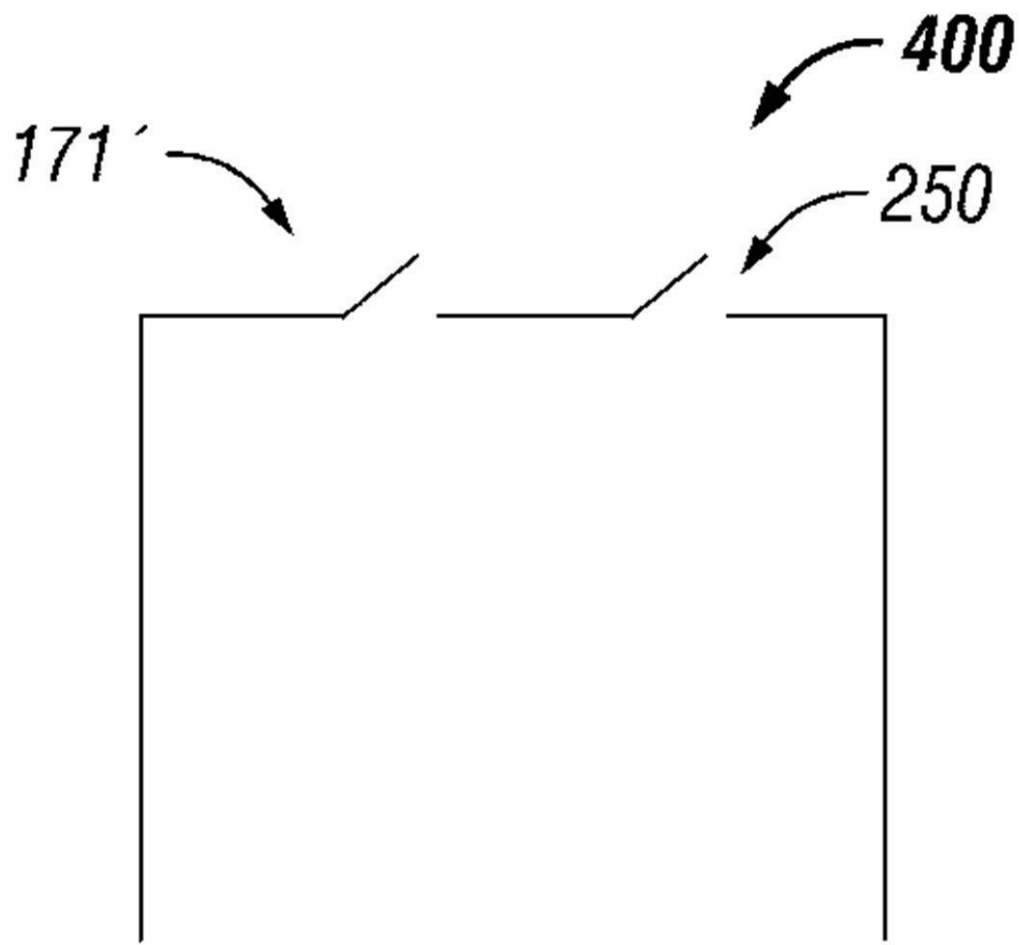
【図 18】

**FIG. 18**

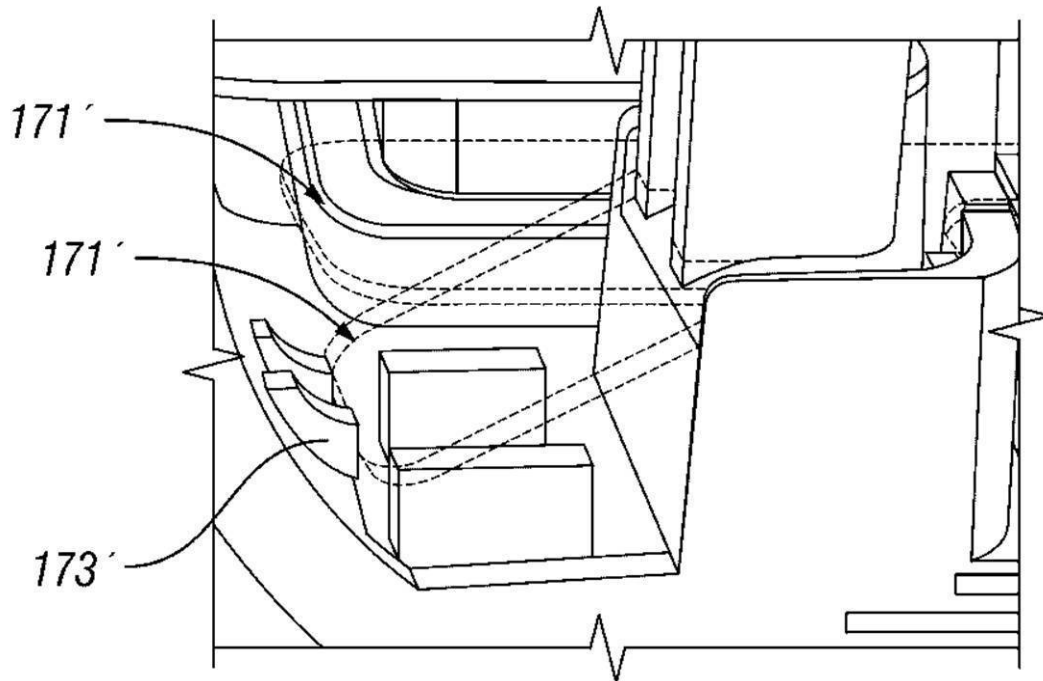
【図 19】

**FIG. 19**

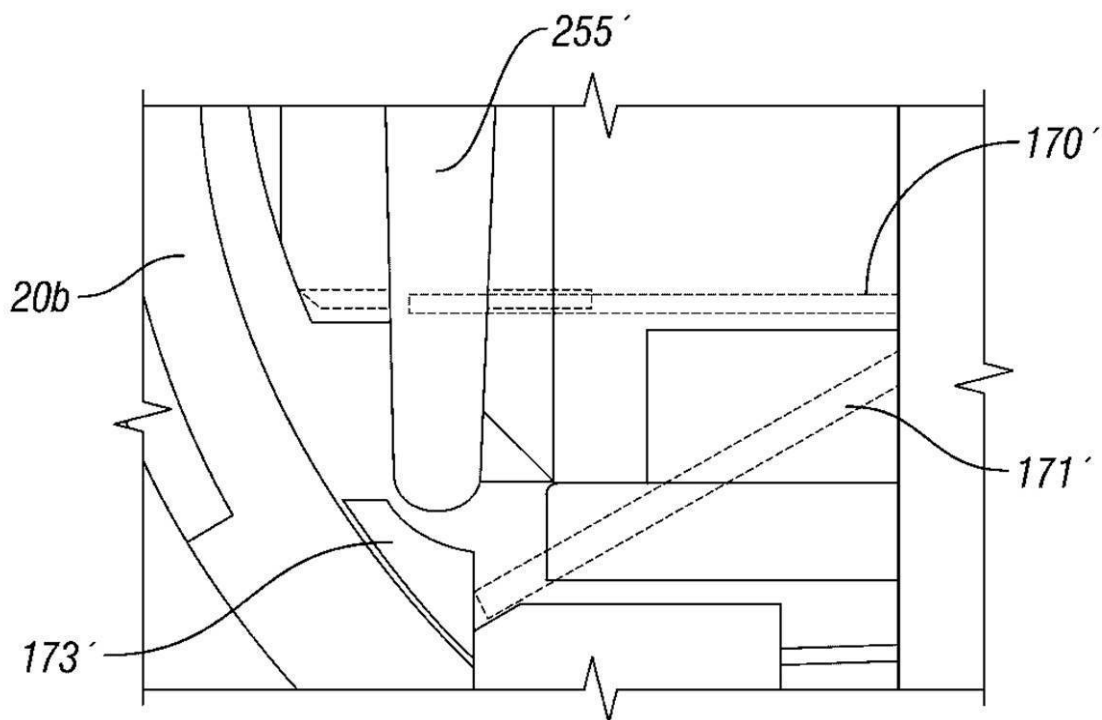
【 図 2 0 】

**FIG. 20**

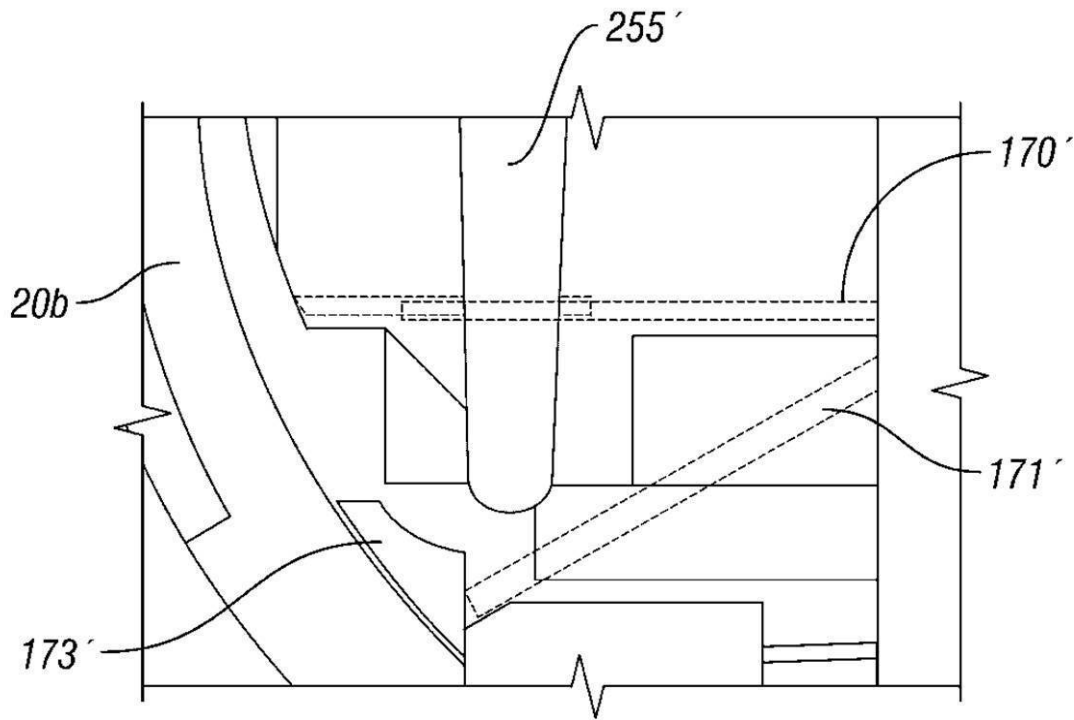
【図 2 1】

**FIG. 21**

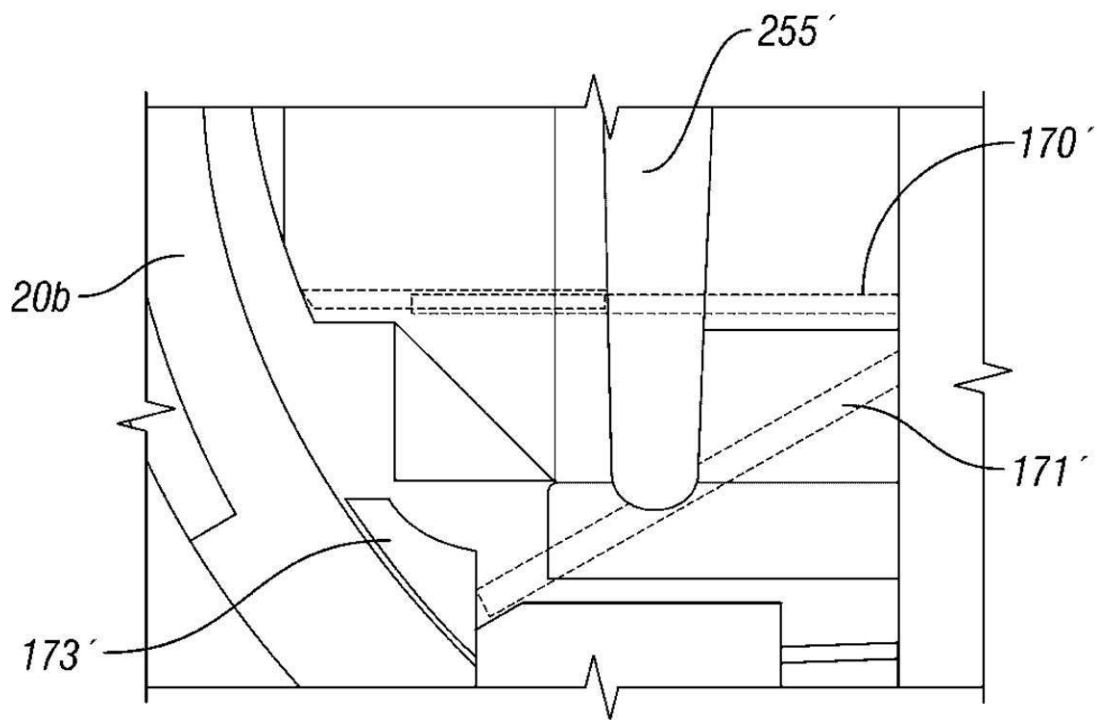
【図 2 2 A】

**FIG. 22A**

【図 22B】

**FIG. 22B**

【図 22C】

**FIG. 22C**

【図 23】

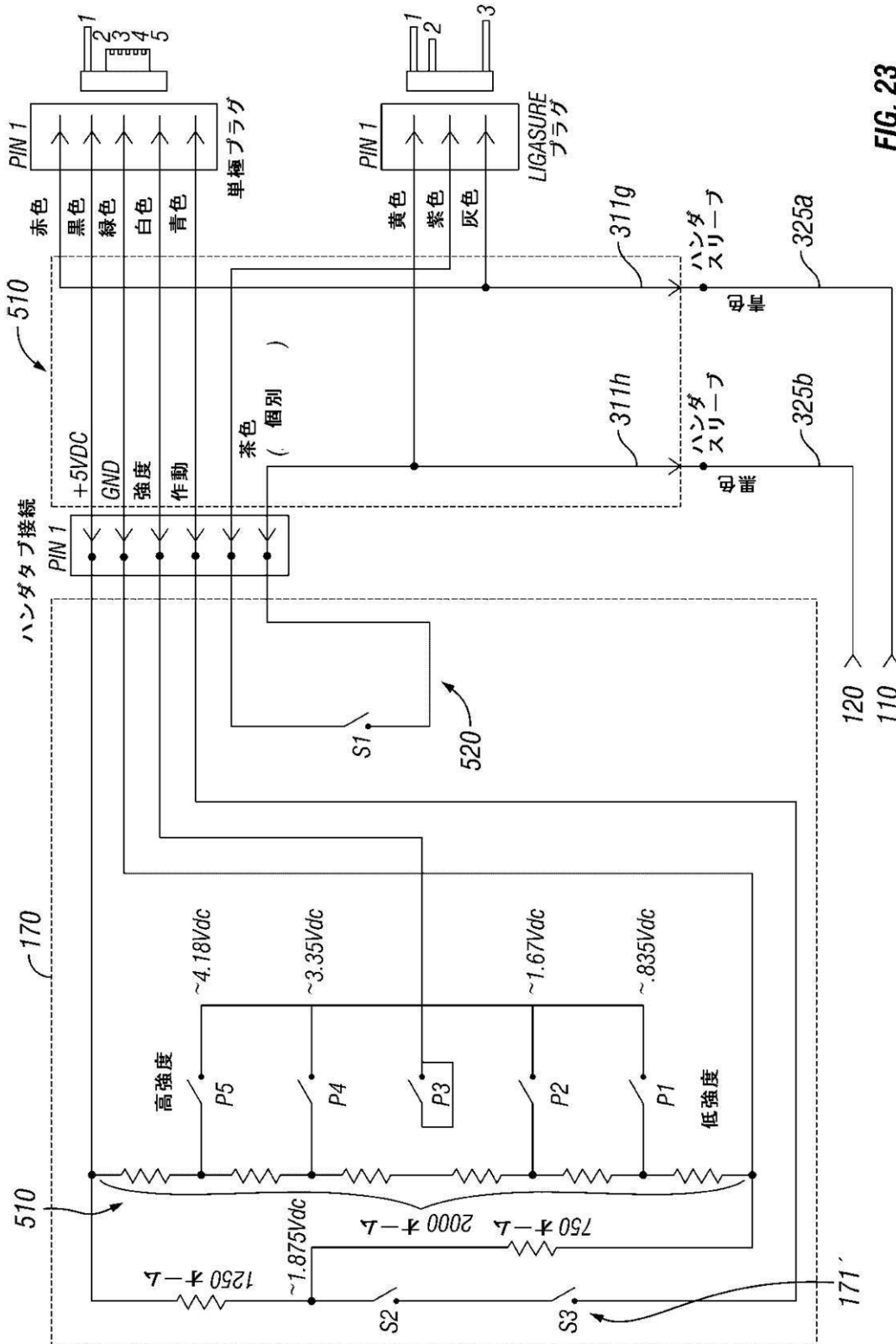


FIG. 23

フロントページの続き

(72)発明者 デイビッド エム． ガリソン
アメリカ合衆国 コロラド 80504, ロングモント, クリークサイド ドライブ 232
4

(72)発明者 ポール ゲラ
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボールダー, アイリス アベニュー 2650,
ビー 21

(72)発明者 ディラン ハシュカ
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボールダー, ジャニパー アベニュー 2300

(72)発明者 ダリオン ピーターソン
アメリカ合衆国 コロラド 80301, ボールダー, グレンデール ガルチ サークル 5
428

Fターム(参考) 4C160 GG24 GG30 KK03 KK04 KK06 KK15 KK36 KK39 MM33 NN02
NN09 NN10 NN12 NN13 NN15

专利名称(译)	内联血管密封分离器		
公开(公告)号	JP2014193279A	公开(公告)日	2014-10-09
申请号	JP2014026016	申请日	2014-02-14
[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	パトリックエルデュンバルド デイビッドエムガリソン ポールゲラ ディランハシュカ ダリオンピーターソン		
发明人	パトリック エル. デュンバルド デイビッド エム. ガリソン ポール ゲラ ディラン ハシュカ ダリオン ピーターソン		
IPC分类号	A61B17/28 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1442 A61B2018/1452 A61B2018/1455		
FI分类号	A61B17/28.310 A61B17/39.320 A61B17/28 A61B17/295 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/GG24 4C160/GG30 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/MM33 4C160/NN02 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN15		
优先权	60/722177 2005-09-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种小型，简单且经济高效的双极和单极组合设备，可与小套管一起使用。具有附接到壳体（20）上的轴（12）的内窥镜镊子（10），驱动组件布置在壳体中，将钳口构件相对于彼此从第一位置定位到第二位置。它可移动。可操作地联接至驱动组件的一对手柄30可相对于壳体移动，使得驱动组件致动以移动钳口构件。手柄包括第一开关250和第二开关260，每个钳口构件适于与电能源耦合，使得钳口构件传递能量以治疗组织。你可以 [选型图]图1A

