

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2008-119465

(P2008-119465A)

(43) 公開日 平成20年5月29日(2008.5.29)

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

審査請求 未請求 請求項の数 26 O L 外国語出願 (全 54 頁)

(21) 出願番号	特願2007-287955 (P2007-287955)	(71) 出願人	507143750
(22) 出願日	平成19年11月5日 (2007.11.5)		コビディエン アーゲー
(31) 優先権主張番号	11/594,396		スイス国 8 2 1 2 ノイハウゼン アム
(32) 優先日	平成18年11月8日 (2006.11.8)		ラインフォール, ビクトル フォン
(33) 優先権主張国	米国 (US)		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
		(72) 発明者	パトリック エル. ダンバルド
			アメリカ合衆国 コロラド 8 0 5 4 0,
			ライオンズ, ケリング ドライブ 1
			4 2
		(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 8 0 5 0 4,
			ロングモント, クリークサイド ドラ
			イブ 2 3 2 4

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 インライン型の血管密閉分割装置

(57) 【要約】

【課題】小さいカニューレを用いて使用され得る、小さく、単純で費用効果の高い双極および単極の組み合わせ機器を開発すること。容易に操作可能なハンドルと、ユーザの疲労を軽減する機械的に有利な作動力を作動し解放するアセンブリを含む機器本体とを含む機器を提供すること。

【解決手段】本開示は、シャフトを取り付けられている筐体を有する内視鏡型の鉗子に関し、該シャフトは遠位端に配置されている一対の顎部材を含む。鉗子はまた、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第1の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第2の位置に、顎部材を互いに対して動かすように構成されている、筐体内に配置されている駆動アセンブリを含む。

【選択図】なし

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、該シャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

該顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

該駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、該一対のハンドルは、該駆動アセンブリを作動し、該顎部材を動かすために、該筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

該顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

該筐体に動作するように関連付けられたナイフアセンブリであって、該顎部材が該第 2 の位置に配置されたときに、該ナイフアセンブリは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作動可能であり、該ナイフアセンブリは少なくとも 1 つの安全メカニズムを含み、選択的な作動時の該ナイフの損傷を防止する、ナイフアセンブリと

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【請求項 2】

前記安全メカニズムは機械的ヒューズを含み、該機械的ヒューズは前記ナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、請求項 1 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 3】

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に前記顎部材を通して進めるように協働し、前記機械的ヒューズは、該ピニオンギア、該ギアティース、および該トラックのうちの少なくとも 1 つに動作するように関連付けられている、請求項 2 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 4】

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に前記顎部材を通して進めるように協働し、該ピニオンギアは軸を含み、該軸は該ナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、請求項 1、請求項 2、または請求項 3 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 5】

前記過度な力は少なくとも約 9 lbf である、請求項 2、請求項 3、または請求項 4 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 6】

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に顎部材を通して進めるように協働し、該ギアティースはバネによって付勢され、該ナイフアセンブリを不作動位置に戻す、請求項 1、請求項 2、請求項 3、請求項 4、または請求項 5 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 7】

前記過度な力の行使の際に、前記機械的ヒューズは壊れ、前記バネは前記ナイフアセンブリを不作動位置に自動的に戻し、このことが、次に、ユーザが互いに対して前記ハンドルを動かし組織を解放することを可能にする、請求項 6 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 8】

前記筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリーするために作動可能である第 1 のスイッチと、

10

20

30

40

50

該筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、１つの顎部材に第１の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第２の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第２のスイッチと

をさらに備えている、請求項１、請求項２、請求項３、請求項４、請求項５、請求項６、または請求項７に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項９】

ハンドルのうちの少なくとも１つはナイフロックアウトを含み、前記顎部材が前記第２の位置に配置されたときに、該ナイフロックアウトは前記ナイフアセンブリが作動されるのを防止する、請求項１、請求項２、請求項３、請求項４、請求項５、請求項６、請求項７、または請求項８に記載の内視鏡型の鉗子。

10

【請求項１０】

前記ロックアウトメカニズムは、前記ハンドルのうちの少なくとも１つから伸びている機械的インターフェースを含み、該ハンドルが前記筐体に対して第１の開いた位置に配置されたときに、該機械的インターフェースは前記ナイフアセンブリの動きを妨げるように大きさを決められており、該ハンドルが該筐体に対して第２の位置に配置されたときに、該機械的インターフェースは該ナイフアセンブリの作動を可能にするように大きさを決められている、請求項９に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項１１】

前記鉗子は単極のロックアウトを含み、前記顎部材が前記第１の位置に配置されたときに、該単極のロックアウトは第１のスイッチの作動を防止する、請求項８に記載の内視鏡型の鉗子。

20

【請求項１２】

前記単極のロックアウトは前記ハンドルのうちの少なくとも１つに配置されている機械的インターフェースを含み、該機械的インターフェースは、該ハンドルが前記筐体に対して第１の位置に配置されるときに、第１のスイッチの作動を防止し、該ハンドルが該筐体に対して第２の位置に配置されるときに、該第１のスイッチの作動を可能にする、請求項１１に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項１３】

前記単極のロックアウトは前記筐体内に配置されている圧力作動の安全スイッチを含み、該筐体に対する第１の位置から該筐体に対する第２の位置への前記ハンドルの動きは、該圧力作動の安全スイッチを閉じ、前記第１のスイッチの作動を可能にする、請求項１１に記載の内視鏡型の鉗子。

30

【請求項１４】

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、該シャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

該顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第１の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第２の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

該駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、該一対のハンドルは、該駆動アセンブリを作動し、該顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

40

該顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

該筐体に配置され、組織を処置するために少なくとも１つの顎部材に第１の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能であるスイッチと

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【請求項１５】

前記スイッチは、前記筐体内に配置されている強度制御メカニズムに動作するように結合されており、該強度制御メカニズムは、少なくとも１つの顎部材に対する電気外科的工

50

エネルギーのレベルを調整するために選択的に調節可能である、請求項 14 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 16】

前記強度制御メカニズムは個々別々の増分で選択的に調節可能である、請求項 15 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 17】

前記強度制御メカニズムは前記筐体内に規定されている一連の対応する機械的インターフェースに係合するように構成されている第 1 の機械的インターフェースを含み、個々別々の増分で前記電気外科的エネルギーのレベルを調整する、請求項 15 または請求項 16 に記載の内視鏡型の鉗子。

10

【請求項 18】

前記第 1 の機械的インターフェースはデテントを含み、前記筐体の中に規定されている前記対応する機械的インターフェースは、くぼみを含む、請求項 17 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 19】

前記強度制御メカニズムは第 2 の機械的インターフェースを含み、対応する一連のくぼみのうちの 1 つに前記デテントに係合するときに、該第 2 の機械的インターフェースは前記デテントと協働し、前記筐体の中に配置されている回路基板に個々別々の位置で機械的に係合する、請求項 18 に記載の内視鏡型の鉗子。

20

【請求項 20】

前記デテントは前記強度制御メカニズムの上にカンチレバー状の様式で配置されている、請求項 18 または 19 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 21】

前記強度制御メカニズムは前記筐体の中に規定される軌道の上に配置されている、請求項 15、請求項 16、請求項 17、請求項 18、請求項 19、または請求項 20 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 22】

前記駆動アセンブリに前記一対のハンドルのそれぞれのハンドルを動作するように接続する第 1 および第 2 のトグルリンクであって、該トグルリンクのそれぞれは第 1 の固定要素と第 2 の固定要素とを含み、該第 1 の固定要素は該ハンドルに動作するように係合し、該第 2 の固定要素は該駆動アセンブリに動作するように係合する、第 1 および第 2 のトグルリンクをさらに備えている、請求項 14、請求項 15、請求項 16、請求項 17、請求項 18、請求項 19、請求項 20、または請求項 21 に記載の内視鏡型の鉗子。

30

【請求項 23】

前記第 1 および第 2 の固定要素はそれぞれ一対のダブルタングを含み、該一対のダブルタングは前記ハンドルおよび前記駆動アセンブリにそれぞれ、スナップフィットで係合する、請求項 22 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 24】

前記各一対のダブルタングはテーパーを付けられている、請求項 23 に記載の内視鏡型の鉗子。

40

【請求項 25】

前記各一対のダブルタングは、前記ハンドルおよび前記駆動アセンブリの中に規定されるそれぞれの開口の中に該各一対のダブルタングを据えるために、その近位端にステップを含む、請求項 23 または請求項 24 に記載の内視鏡型の鉗子。

【請求項 26】

前記各一対のダブルタングはその間に規定されたスロットを含み、該ダブルタングの最大断面積が、前記鉗子に加えられた荷重を負担するように、該スロットは向けられている、請求項 23、請求項 24、または請求項 25 に記載の内視鏡型の鉗子。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

(関連出願の引用)

本出願は、Dumbauldらによる「IN - LINE VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される2006年9月29日出願の米国特許出願第11 / 540, 335号の部分継続出願であり、該米国特許出願第11 / 540, 335号は、Patrick L. Dumbauldによる「IN - LINE VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される2005年9月30日出願の米国特許仮出願第60 / 722, 177号に対する優先権の利益を主張し、該米国特許出願第11 / 540, 335号および該米国特許仮出願第60 / 722, 177号の全内容は本明細書において参考として援用される。

10

【 0 0 0 2 】

(技術分野)

本開示は電気外科用鉗子に関し、さらに詳細には、本開示は、組織を密閉および / または切断するための細長い内視鏡型の双極および単極の組み合わせの電気外科的鉗子に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 3 】

電気外科用鉗子は、機械的な関連動作および電気エネルギーの両方を利用し、組織および血管を加熱し、組織を凝固、焼灼、および / または密閉することによって止血に作用する。切開による外科的処置での使用のための切開用鉗子の代替品として、現代の様々な外科医は、小さい穿刺孔状の切り口を介して臓器に遠隔的にアクセスするために、内視鏡および内視鏡型の機器を使用する。その直接的な結果として、患者は、傷がより少なく、治療にかかる時間が減少するという利益を受ける。

20

【 0 0 0 4 】

内視鏡型の機器は、トロカールで作成されるカニューレまたはポートを介して患者に挿入される。カニューレの一般的なサイズは、3ミリメートルから12ミリメートルに範囲する。より小さいカニューレが通常好まれるが、理解され得るように、このことは、より小さいカニューレを通り抜ける内視鏡型の機器を作り出す方法を見つけ出さなければならぬ機器の製造者に設計上の問題を最終的に呈する。

【 0 0 0 5 】

多くの内視鏡型の外科的処置は血管または脈管組織を切断または結紮することを必要とする。外科的穴に関する本質的な空間的問題により、外科医は、多くの場合に、血管を縫合すること、または出血を制御する他の従来的な方法、例えば、切開された血管をクランピングおよび / または結紮を実行することが困難となる。内視鏡型の電気外科用鉗子を利用することによって、顎部材を介して組織に印加された電気外科的エネルギーの強度、周波数、および持続期間を制御することによって、外科医は、出血を焼灼し、凝固 / 乾燥し、および / または単に減少または減速させるかのいずれかを行い得る。多くの小さな血管、すなわち、直径が2ミリメートル未満の範囲にある血管は、多くの場合に、通常の電気外科的な機器または技術を使用して閉じられ得る。しかしながら、より大きい血管が結紮される場合には、外科医が内視鏡型の処置を切開による外科的処置に切り替えることを必要とすることがあり得、その結果、内視鏡型の手術の利益を捨てることとなる。代替的に、外科医はより大きな血管または組織を密閉し得る。

30

40

【 0 0 0 6 】

血管を凝固させるプロセスは、電気外科的に血管を密閉することとは本質的に異なると考えられている。本明細書における目的のために、「凝固」は、組織細胞が断裂され、乾かされるという組織を乾燥させるプロセスとして定義される。「血管の密閉」または「組織の密閉」は、組織中のコラーゲンを液化することにより、組織が融解物 (fused mass) に改質するプロセスとして定義される。小さい血管の凝固は血管を永続的に閉じるには充分であるが、より大きい血管は永続的な閉鎖を確かなものにするために密閉される必要がある。

50

【 0 0 0 7 】

より大きな血管（または組織）を効果的に密閉するために、2つの主要な機械的パラメータ - 血管（または組織）に加えられる圧力および電極または組織密閉面の間のギャップ距離 - が正確に制御されなければならない、その両方が密閉される組織の厚さによって影響される。さらに詳細には、血管壁に対抗するためと、組織全体への十分な電気外科的エネルギーを可能にする十分に低い値に組織のインピーダンスを下げるためと、組織を加熱する間の膨張力を克服するためと、終端組織の厚さ（良好な密閉の目安となる）をもたらすためとに、圧力を正確に加えることは重要である。血管壁を融解するための一般的な顎のギャップは、0.001インチ～0.006インチの間で最適となるということが確定されている。この範囲を下回ると、密閉は切り裂きや引き裂きを受けることがあり、この範囲を上回ると、管腔は適切にまたは効果的に密閉されないことがあり得る。 10

【 0 0 0 8 】

より小さい血管に関しては、組織に加えられる圧力はあまり関係がない傾向にあるが、導電性面間のギャップ距離は効果的な密閉にとってより重要となる。言い換えると、2つの導電性面が作動の間に触れる機会は、血管が小さくなるにつれ増加する。

【 0 0 0 9 】

様々な公知の機器がブレード部材または剪断部材を含み、該ブレード部材または剪断部材は機械的および/または電気機械的な方法で組織を単に切断するが、血管の密閉目的には比較的効果がない。他の機器は適切な密閉厚を獲得するためにクランピング圧のみに頼っており、ギャップ許容差および/または平行度および平坦度要求を考慮に入れるように設計されておらず、該ギャップ許容差および/または平行度および平坦度要求は、適切に制御された場合には、一貫しかつ効果的な組織の密閉を確かなものにし得る。例えば、クランピング圧のみを制御することによって、結果として生じる密閉された組織の厚さを適切に制御することは、次の2つの理由のいずれかのために困難であるということが知られている：1）あまりに大きい力が加えられると、2つの電極が触れ、エネルギーが組織を通して伝えられず、効果的な密閉をもたらさない可能性がある、または2）あまりにも小さい力が加えられると、作動および密閉の前に、組織は時期尚早に動き得、および/またはより厚いあまり信頼できない密閉が作り出され得る。 20

【 0 0 1 0 】

上で述べられたように、より大きい血管または組織を適切かつ効果的に密閉するために、対向する顎部材間のより大きい閉鎖力が必要とされる。顎間の大きい閉鎖力は、一般的には、各顎に対してピボットの周りで大きいモーメントを作り出すために必要である、大きい作動力を必要とするということが知られている。これは、ユーザが組織を効果的に密閉するために大きな閉鎖力を与えることを必要とし得る設計の不利な点に対して、非常に単純化された製造設計の利点に重点を置かなければならない機器の製造者に、設計上の問題を呈する。結果として、金属ピンを有する機器を設計すること、および/または少なくとも部分的にはこれらの閉鎖力を取り除き機械的な破壊を減少させ、エンドユーザ（すなわち、外科医）の疲労を軽減させる機器を設計することのいずれかによって、設計者はこれらの大きい閉鎖力を補わなければならない。 30

【 0 0 1 1 】

電極間の閉鎖力を増加させることは、他の望まれない影響を有し得、例えば、対向する電極を互いに密接に接触させ得、そのことが短絡をもたらし得、そして、小さい閉鎖力は、圧縮の間および作動の前に、組織の時期尚早な動きをもたらし得る。結果として、好適な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機器を提供することは、成功裏に密閉する機会を高める。理解され得るように、外科医が一貫して適切な範囲内で適切な閉鎖力を手動で提供することに頼ることは困難であり、結果としての密閉の有効性および質は変化し得る。さらに、効果的な組織の密閉を作り出す全体的な成功は、均一で一貫しかつ効果的に血管を密閉する適切な閉鎖力を判断することに関しては、ユーザの専門的知識、視力、器用さ、および経験に大きく依存している。言い換えると、密閉の成功は、機器の有効性よりも最終的には外科医の技術に大きく依存する。 40 50

【0012】

一貫した効果的な密閉を確かなものにするための圧力範囲は、約 3 kg/cm^2 ~ 約 16 kg/cm^2 であり、好適には、 7 kg/cm^2 ~ 13 kg/cm^2 の作用範囲内であるということが分かっている。この作用範囲内の閉鎖力を提供することが可能である機器を製造することは、動脈、組織および他の脈管束を密閉するために有効であることが示されている。

【0013】

様々な作動力を作動し解放するアセンブリが、血管の密閉をもたらす適切な閉鎖力を提供するために、これまでに開発されている。例えば、1つのこのような作動アセンブリが、商標 LIGASURE ATRAS (登録商標) の下で市販されている Valleylab の血管密閉および分割機器での使用のために、Tyco Healthcare LP の一部門である Valleylab, Inc. of Boulder, Colorado によって開発されている。このアセンブリは、4本の棒の機械的連動装置と、バネおよび駆動アセンブリとを含み、これらは上記の動作範囲内での組織圧を一貫して提供および維持するために協働する。「VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される同時係属の米国特許出願第 10/179,863 号 (現在、特許文献 1)、「VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される米国特許出願第 10/116,944 号 (現在、特許文献 2)、および「VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される米国特許出願第 10/472,295 号 (現在、特許文献 3)、ならびに「VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される国際出願第 PCT/US01/01890 号、および「VESSEL SEALER AND DIVIDER」と題される国際出願第 PCT/US01/11340 号は、すべて、LIGASURE ATRAS (登録商標) の様々な動作特徴、およびそれに関する様々な方法を詳細に記述している。これらの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。

【0014】

他の作動力を作動し解放するメカニズムまたは作動力を作動し解放するアセンブリが、「VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANNULAS」と題される共有に係る米国特許出願第 10/460,926 号と、「VESSEL SEALER AND DIVIDER HAVING ELONGATED KNIFE STROKE AND SAFETY FOR CUTTING MECHANISM」と題される米国特許出願第 10/953,757 号に記述されており、該両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。該両出願において記述されているように、より単純かつ機械的に有利な作動および駆動アセンブリが記述されており、該作動および駆動アセンブリは、血管および組織を掴み処置することを容易にし、ユーザの疲労を軽減する。

【0015】

特定の外科手術において、双極鉗子が単極鉗子または単極凝固装置 (coagulator) と組み合わせて使用され、組織を処置し、手術中の出血を制御する。従って、特定の手術過程の間に、外科医は単極の機器を双極の機器に取替えることが必要とされ得、このことは、一般的には、トロカールまたはカニユーレを通した取替えを含む。理解され得るように、これは、手術過程にわたり 2 回以上生じ得、このことは時間を非常に浪費し得るものであり、かつ、機器を殺菌されていない環境に不必要にさらす危険性があり得る。

【0016】

小さいカニユーレを用いて使用され得る、小さく、単純で費用効果の高い双極および単極の組み合わせ機器を開発することが望ましい。さらに、容易に操作可能なハンドルと、ユーザの疲労を軽減する機械的に有利な作動力を作動し解放するアセンブリを含む機器本体とを含む機器を提供することが望ましい。

【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

10

20

30

40

50

【特許文献 3】米国特許第 7, 1 0 1, 3 7 2 号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0 0 1 7】

(項目 1)

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、そのシャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

その顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、その顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、その顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

10

その駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、その一対のハンドルは、その駆動アセンブリを作動し、その顎部材を動かすために、その筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

その顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

その筐体に動作するように関連付けられたナイフアセンブリであって、その顎部材がその第 2 の位置に配置されたときに、そのナイフアセンブリはその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り、そのナイフアセンブリは少なくとも 1 つの安全メカニズムを含み、選択的な作動時のそのナイフの損傷を防止する、ナイフアセンブリと

20

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【0 0 1 8】

(項目 2)

上記安全メカニズムは機械的ヒューズを含み、その機械的ヒューズは上記ナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、項目 1 に記載の内視鏡型の鉗子。

【0 0 1 9】

(項目 3)

上記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、そのギアティースとトラックとは上記ナイフを遠位方向に上記顎部材を通して進めるように協働し、上記機械的ヒューズは、そのピニオンギア、そのギアティース、およびそのトラックのうちの少なくとも 1 つに動作するように関連付けられている、項目 2 に記載の内視鏡型の鉗子。

30

【0 0 2 0】

(項目 4)

上記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、そのギアティースとトラックとは上記ナイフを遠位方向に上記顎部材を通して進めるように協働し、そのピニオンギアは軸を含み、その軸はそのナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、項目 1、項目 2、または項目 3 に記載の内視鏡型の鉗子。

40

【0 0 2 1】

(項目 5)

上記過度な力は少なくとも約 9 l b f である、項目 2、項目 3、または項目 4 に記載の内視鏡型の鉗子。

【0 0 2 2】

(項目 6)

上記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、そのギアティースとトラックとは上記ナイフを遠位方向に顎部材を通して進めるように協働し、そのギアティースはパネによって付勢され、そのナイフアセンブリを不作動位置に戻す、項目 1、項目 2、項目 3、項目 4、または項目 5 に記載の内視鏡型の鉗子。

50

【 0 0 2 3 】

(項 目 7)

上記過度な力の行使の際に、上記機械的ヒューズは壊れ、上記バネは上記ナイフアセンブリを不作動位置に自動的に戻し、このことが、次に、ユーザが互いに対して上記ハンドルを動かし組織を解放することを可能にする、項目 6 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 2 4 】

(項 目 8)

上記筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第 1 のスイッチと、

10

その筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第 2 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第 2 のスイッチと

をさらに備えている、項目 1、項目 2、項目 3、項目 4、項目 5、項目 6、または項目 7 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 2 5 】

(項 目 9)

ハンドルのうちの少なくとも 1 つはナイフロックアウトを含み、上記顎部材が上記第 2 の位置に配置されたときに、そのナイフロックアウトは上記ナイフアセンブリが作動されるのを防止する、項目 1、項目 2、項目 3、項目 4、項目 5、項目 6、項目 7、または項目 8 に記載の内視鏡型の鉗子。

20

【 0 0 2 6 】

(項 目 1 0)

上記ロックアウトメカニズムは、上記ハンドルのうちの少なくとも 1 つから伸びている機械的インターフェースを含み、そのハンドルが上記筐体に対して第 1 の開いた位置に配置されたときに、その機械的インターフェースは上記ナイフアセンブリの動きを妨げるように大きさを決められており、そのハンドルがその筐体に対して第 2 の位置に配置されたときに、その機械的インターフェースはそのナイフアセンブリの作動を可能にするように大きさを決められている、項目 9 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 2 7 】

(項 目 1 1)

上記鉗子は単極のロックアウトを含み、上記顎部材が上記第 1 の位置に配置されたときに、その単極のロックアウトは第 1 のスイッチの作動を防止する、項目 8 に記載の内視鏡型の鉗子。

30

【 0 0 2 8 】

(項 目 1 2)

上記単極のロックアウトは上記ハンドルのうちの少なくとも 1 つに配置されている機械的インターフェースを含み、その機械的インターフェースは、そのハンドルが上記筐体に対して第 1 の位置に配置されるときに、第 1 のスイッチの作動を防止し、そのハンドルがその筐体に対して第 2 の位置に配置されるときに、その第 1 のスイッチの作動を可能にする、項目 1 1 に記載の内視鏡型の鉗子。

40

【 0 0 2 9 】

(項 目 1 3)

上記単極のロックアウトは上記筐体内に配置されている圧力作動の安全スイッチを含み、その筐体に対する第 1 の位置からその筐体に対する第 2 の位置への上記ハンドルの動きは、その圧力作動の安全スイッチを閉じ、上記第 1 のスイッチの作動を可能にする、項目 1 1 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 0 】

(項 目 1 4)

内視鏡型の鉗子であって、

50

シャフトを取り付けられている筐体であって、そのシャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

その顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、その顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、その顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

その駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、その一対のハンドルは、その駆動アセンブリを作動し、その顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

その顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

その筐体に配置され、組織を処置するために少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能であるスイッチと

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 1 】

(項目 1 5)

上記スイッチは、上記筐体内に配置されている強度制御メカニズムに動作するように結合されており、その強度制御メカニズムは、少なくとも 1 つの顎部材に対する電気外科的エネルギーのレベルを調整するために選択的に調節可能である、項目 1 4 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 2 】

(項目 1 6)

上記強度制御メカニズムは個々別々の増分で選択的に調節可能である、項目 1 5 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 3 】

(項目 1 7)

上記強度制御メカニズムは上記筐体内に規定されている一連の対応する機械的インターフェースに係合するように構成されている第 1 の機械的インターフェースを含み、個々別々の増分で上記電気外科的エネルギーのレベルを調整する、項目 1 5 または項目 1 6 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 4 】

(項目 1 8)

上記第 1 の機械的インターフェースはデテントを含み、上記筐体の中に規定されている上記対応する機械的インターフェースは、くぼみを含む、項目 1 7 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 5 】

(項目 1 9)

上記強度制御メカニズムは第 2 の機械的インターフェースを含み、対応する一連のくぼみのうちの 1 つに上記デテントに係合するときに、その第 2 の機械的インターフェースは上記デテントと協働し、上記筐体の中に配置されている回路基板に個々別々の位置で機械的に係合する、項目 1 8 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 6 】

(項目 2 0)

上記デテントは上記強度制御メカニズムの上にカンチレバー状の様式で配置されている、項目 1 8 または 1 9 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 7 】

(項目 2 1)

上記強度制御メカニズムは上記筐体の中に規定される軌道の上に配置されている、項目 1 5、項目 1 6、項目 1 7、項目 1 8、項目 1 9、または項目 2 0 に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 3 8 】

10

20

30

40

50

(項目 2 2)

上記駆動アセンブリに上記一対のハンドルのそれぞれのハンドルを動作するように接続する第 1 および第 2 のトグルリンクであって、そのトグルリンクのそれぞれは第 1 の固定要素と第 2 の固定要素とを含み、その第 1 の固定要素はそのハンドルに動作するように係合し、その第 2 の固定要素はその駆動アセンブリに動作するように係合する、第 1 および第 2 のトグルリンクをさらに備えている、項目 1 4、項目 1 5、項目 1 6、項目 1 7、項目 1 8、項目 1 9、項目 2 0、または項目 2 1 に記載の内視鏡型の鉗子。

【0039】

(項目 2 3)

上記第 1 および第 2 の固定要素はそれぞれ一対のダブルタングを含み、その一対のダブルタングは上記ハンドルおよび上記駆動アセンブリにそれぞれ、スナップフィットで係合する、項目 2 2 に記載の内視鏡型の鉗子。

10

【0040】

(項目 2 4)

上記各一対のダブルタングはテーパを付けられている、項目 2 3 に記載の内視鏡型の鉗子。

【0041】

(項目 2 5)

上記各一対のダブルタングは、上記ハンドルおよび上記駆動アセンブリの中に規定されるそれぞれの開口の中にその各一対のダブルタングを据えるために、その近位端にステップを含む、項目 2 3 または項目 2 4 に記載の内視鏡型の鉗子。

20

【0042】

(項目 2 6)

上記各一対のダブルタングはその間に規定されたスロットを含み、そのダブルタングの最大断面積が、上記鉗子に加えられた荷重を負担するように、そのスロットは向けられている、項目 2 3、項目 2 4、または項目 2 5 に記載の内視鏡型の鉗子。

【0043】

(項目 1 ')

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、該シャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

30

該顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

該駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、該ハンドルは、該駆動アセンブリを作動し、該顎部材を動かすために、該筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

該顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

該筐体に動作するように関連付けられたナイフアセンブリであって、該顎部材が該第 2 の位置に配置されたときに、該ナイフアセンブリは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作動可能であり、該ナイフアセンブリは少なくとも 1 つの安全メカニズムを含み、選択的な作動時の該ナイフの損傷を防止する、ナイフアセンブリと

40

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【0044】

(項目 2 ')

前記安全メカニズムは機械的ヒューズを含み、該機械的ヒューズは前記ナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、項目 1 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0045】

50

(項目 3 ')

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に前記顎部材を通して進めるように協働し、前記機械的ヒューズは、該ピニオンギア、該ギアティース、および該トラックのうちの少なくとも 1 つに動作するように関連付けられている、項目 2 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0046】

(項目 4 ')

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に前記顎部材を通して進めるように協働し、該ピニオンギアは軸を含み、該軸は該ナイフアセンブリを作動させる過度な力の行使の際に壊れる、項目 2 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0047】

(項目 5 ')

前記過度な力は少なくとも約 9 lbf である、項目 2 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0048】

(項目 6 ')

前記過度な力は少なくとも約 9 lbf である、項目 4 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0049】

(項目 7 ')

前記ナイフアセンブリはギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該ギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に前記顎部材を通して進めるように協働し、該ギアティースはパネによって偏らされ、該ナイフアセンブリを不作動位置に戻す、項目 2 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0050】

(項目 8 ')

過度な力の行使の際に、前記機械的ヒューズは壊れ、前記パネは前記ナイフアセンブリを前記不作動位置に自動的に戻し、このことが、次に、ユーザが前記ハンドルを互いに対して動かし組織を解放することを可能にする、項目 7 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0051】

(項目 9 ')

前記筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第 1 のスイッチと、

該筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第 2 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第 2 のスイッチと

をさらに備えている、項目 1 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0052】

(項目 10 ')

前記ハンドルのうちの少なくとも 1 つはナイフロックアウトを含み、前記顎部材が前記第 2 の位置に配置されたときに、該ナイフロックアウトは前記ナイフアセンブリが作動されるのを防止する、項目 1 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0053】

(項目 11 ')

前記ロックアウトメカニズムは、前記ハンドルのうちの少なくとも 1 つから伸びている機械的インターフェースを含み、該ハンドルが前記筐体に対して第 1 の開いた位置に配置されたときに、該機械的インターフェースは前記ナイフアセンブリの動きを妨げるように大きさを決められており、該ハンドルが該筐体に対して第 2 の位置に配置されたときに、該機械的インターフェースは該ナイフアセンブリの作動を可能にするように大きさを決め

10

20

30

40

50

られている、項目 10' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0054】

(項目 12')

前記鉗子は単極のロックアウトを含み、前記顎部材が前記第 1 の位置に配置されたときに、該単極のロックアウトは第 1 のスイッチの作動を防止する、項目 1' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0055】

(項目 13')

前記単極のロックアウトは前記ハンドルのうちの少なくとも 1 つに配置されている機械的インターフェースを含み、該機械的インターフェースは、該ハンドルが前記筐体に対して第 1 の位置に配置されるときに、前記第 1 のスイッチの作動を防止し、該ハンドルが該筐体に対して第 2 の位置に配置されるときに、該第 1 のスイッチの作動を可能にする、項目 12' に記載の内視鏡型の鉗子。

10

【0056】

(項目 14')

前記単極のロックアウトは前記筐体内に配置されている圧力作動の安全スイッチを含み、該筐体に対する第 1 の位置から該筐体に対する第 2 の位置への前記ハンドルの動きは、該圧力作動の安全スイッチを閉じ、前記第 1 のスイッチの作動を可能にする、項目 12' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0057】

20

(項目 15')

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、該シャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

該顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

該駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、該一対のハンドルは、該駆動アセンブリを作動し、該顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

30

該顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

該筐体に配置され、組織を処置するために少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能であるスイッチであって、該スイッチは、該筐体の中に配置されている強度制御メカニズムに動作するように結合されており、該強度制御メカニズムは、少なくとも 1 つの顎部材への電気外科的エネルギーのレベルを調整するために選択的に調節可能である、スイッチと

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【0058】

(項目 16')

40

前記強度制御メカニズムは個々別々の増分で選択的に調節可能である、項目 15' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0059】

(項目 17')

前記強度制御メカニズムは前記筐体内に規定されている一連の対応する機械的インターフェースに係合するように構成されている第 1 の機械的インターフェースを含み、個々別々の増分で前記電気外科的エネルギーのレベルを調整する、項目 15' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0060】

(項目 18')

50

前記第 1 の機械的インターフェースはデテントを含み、前記筐体の中に規定されている前記対応する機械的インターフェースは、くぼみを含む、項目 17' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0061】

(項目 19')

前記強度制御メカニズムは第 2 の機械的インターフェースを含み、対応する一連のくぼみのうちの 1 つに前記デテントに係合するときに、該第 2 の機械的インターフェースは前記デテントと協働し、前記筐体の中に配置されている回路基板に個々別々の位置で機械的に係合する、項目 18' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0062】

(項目 20')

前記デテントは前記強度制御メカニズムの上にカンチレバー状の様式で配置されている、項目 18' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0063】

(項目 21')

前記強度制御は前記筐体の中に規定される軌道の上に配置されている、項目 15' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0064】

(項目 22')

内視鏡型の鉗子であって、

シャフトを取り付けられている筐体であって、該シャフトは、その遠位端に配置されている一対の顎部材を含む、筐体と、

該顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である、筐体内に配置されている駆動アセンブリと、

該駆動アセンブリに動作するように接続されている一対のハンドルであって、該ハンドルは、該駆動アセンブリを作動し、該顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる、一対のハンドルと、

該顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、電気エネルギー源に接続するように適合されている各顎部材と、

該筐体に配置され、組織を処置するために少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリーするために作動可能であるスイッチと、

該駆動アセンブリに該一対のハンドルのうちのそれぞれのハンドルを動作するように結合する第 1 および第 2 のトグルリンクであって、該トグルリンクのそれぞれは第 1 および第 2 の固定要素を含み、該第 1 の固定要素は該ハンドルに動作するように係合し、該第 2 の固定要素は該駆動アセンブリに動作するように係合する、第 1 および第 2 のトグルリンクと

を備えている、内視鏡型の鉗子。

【0065】

(項目 23')

前記第 1 および第 2 の固定要素はそれぞれ一対のダブルタングを含み、該一対のダブルタングは前記ハンドルおよび前記駆動アセンブリにそれぞれ、動作するようにスナップフィットに係合する、項目 22' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0066】

(項目 24')

前記各一対のダブルタングはテーパを付けられている、項目 23' に記載の内視鏡型の鉗子。

【0067】

(項目 25')

前記各一対のダブルタングは、前記ハンドルおよび前記駆動アセンブリの中に規定され

10

20

30

40

50

るそれぞれの開口の中に該各一对のダブルタングを据えるために、その近位端にステップを含む、項目 2 4 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 6 8 】

(項目 2 6 ')

前記各一对のダブルタングはその間に規定されるスロットを含み、該ダブルタングの最大断面積が、前記鉗子に加えられた荷重を負担するように、該スロットは向けられている、項目 2 3 ' に記載の内視鏡型の鉗子。

【 0 0 6 9 】

本開示は、シャフトを取り付けられている筐体を有する内視鏡型の鉗子に関し、その該シャフトは遠位端に配置されている一对の顎部材を含む。鉗子はまた、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、顎部材を互いに対して動かすように構成されている、筐体内に配置されている駆動アセンブリを含む。一对のハンドルは駆動アセンブリに動作するように接続されており、該ハンドルは、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かすために、筐体に対して動くように構成されている。顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、各顎部材は電気エネルギー源に接続するように適合されている。

【 0 0 7 0 】

第 1 のスイッチは、筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。第 2 のスイッチは、筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第 2 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。

【 0 0 7 1 】

本開示に従った一実施形態において、鉗子はまた、筐体に動作するように関連付けられたナイフアセンブリを含む。顎部材が第 2 の位置に配置されたときに、ナイフアセンブリは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。さらに別の実施形態において、顎部材のうちの少なくとも 1 つは単極の延長部を含み得、該単極の延長部は顎部材の絶縁筐体を越えて伸び、組織の精密な切開を可能にする。

【 0 0 7 2 】

1 つの特に有益な実施形態において、ハンドルのうちの少なくとも 1 つはナイフロックアウトを含み、顎部材が第 2 の位置に配置されたときに、ナイフロックアウトはナイフアセンブリが作動されるのを防止する。ナイフロックアウトメカニズムは、ハンドルのうちの少なくとも 1 つから伸びている機械的インターフェースを含み得、ハンドルが筐体に対して第 1 の（すなわち、開いた）位置に配置されたときに、機械的インターフェースはナイフアセンブリの動きを妨げるように大きさを決められており、ハンドルが筐体に対して第 2 の位置に配置されたときに、機械的インターフェースはナイフアセンブリの作動を可能にするように大きさを決められている。

【 0 0 7 3 】

本開示に従った別の実施形態において、鉗子は単極のロックアウトを含み、顎部材が第 1 の位置に配置されたときに、単極のロックアウトは第 1 のスイッチの作動を防止する。1 つの特に有益な実施形態において、単極のロックアウトはハンドルのうちの少なくとも 1 つに配置されている機械的インターフェースを含み、ハンドルが筐体に対して第 1 の位置に配置されるときに、機械的インターフェースは、第 1 のスイッチの作動を防止し、ハンドルが筐体に対して第 2 の位置に配置されるときに、第 1 のスイッチの作動を可能にする。単極のロックアウトは筐体内に配置されている圧力作動のスイッチを含み得、筐体に対する第 1 の位置から筐体に対する第 2 の位置へのハンドルの動きは、圧力作動のスイッチを閉じ、第 1 のスイッチの作動を可能にする。

【 0 0 7 4 】

本開示に従った、またさらに別の実施形態において、鉗子のハンドルは筐体の両側に配

置され、筐体に対する第 1 の間隔の空いた位置から筐体に対する第 2 の閉じた位置へ動くことができる。筐体はまた筐体の両側に規定される一对のスリットを含むように構成され得、ハンドルはスリットの中で筐体に対して動くように大きさを決められ得る。1 つの特に有益な実施形態において、筐体はそれを通して規定される長手方向軸を含み、ハンドルは、取り扱いを容易にするために、長手方向軸に対して角度「 α 」で配置される。

【0075】

本開示に従ったさらに別の実施形態において、作動の間、鉗子に対する電気外科的エネルギーの強度を調整する強度コントローラが含まれる。特に有益な実施形態において、強度コントローラは滑動ポテンシオメータであり、単極モードにおいてのみ動作可能である。

10

【0076】

また別の実施形態において、鉗子は電気的安全装置を含み得、該電気的安全装置は、鉗子が、任意の所与の期間、双極の様式または単極の様式のいずれかで動作するのを調整する。特に有益な実施形態において、第 1 および第 2 のスイッチは互いに対して、別個にかつ排他的に作動可能である。

【0077】

本開示はまた、電気外科的ジェネレータおよび内視鏡型の鉗子を有する電気外科的システムに関する。鉗子は、遠位端に配置されている一对の顎部材を有するシャフトを取り付けられている筐体を含む。顎部材は電気外科的ジェネレータに接続するように適合されている。鉗子はまた筐体内に配置されている駆動アセンブリを含み、該駆動アセンブリは、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、該顎部材を互いに対して動かすように動作可能である。一对のハンドルが駆動アセンブリに動作するように接続され、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かす。

20

【0078】

第 1 のスイッチは、筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも 1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。第 2 のスイッチは、筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、1 つの顎部材に第 1 の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第 2 の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。

30

【0079】

一実施形態において、ジェネレータは安全回路を有する制御回路を含み、該安全回路は、双極または単極の様式のいずれかでの鉗子の別個かつ排他的な作動を可能にする。安全回路は電気的または電気機械的であり、筐体に対する一对のハンドルの動きに基づいて作動され得る。ジェネレータはまた、第 2 のスイッチに動作するように接続された独立回路を有する制御回路を含み得、第 2 のスイッチを迂回させ、第 2 のスイッチの完全性を電流の過剰負荷から護る間に、該制御回路は顎部材に対するエネルギーを調整する。

【0080】

本開示はまた、シャフトを取り付けられている筐体を有する内視鏡型の鉗子に関する。シャフトは遠位端に配置されている一对の顎部材を含む。各顎部材は電気外科的エネルギー源に接続するように適合されており、その結果、顎部材は組織を処置するためにエネルギーを伝えることが可能となる。駆動アセンブリが筐体内に配置されており、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第 1 の位置から、組織を処置するために、顎部材が互いに近づく第 2 の位置に、顎部材を互いに対して動かすように動作可能である。一对のハンドルが駆動アセンブリに動作するように接続され、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる。

40

【0081】

筐体に動作するように関連付けられたナイフアセンブリが含まれる。顎部材が該第 2 の位置に配置されたときに、ナイフアセンブリは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り、ナイフアセンブリは少なくとも 1 つの安全メ

50

カニズムを含み、選択的な作動時のナイフの損傷を防止する。

【0082】

一実施形態において、安全メカニズムは機械的ヒューズを含み、該機械的ヒューズはナイフアセンブリを作動させる過度な力（約 9 lbf 以上の力）の行使の際に壊れる。別の実施形態において、ナイフアセンブリは一组のギアティースとトラックとの間に配置されるピニオンギアを含み、該一组のギアティースとトラックとは前記ナイフを遠位方向に顎部材を通して進めるように協働する。機械的ヒューズは、ピニオンギア、ギアティース、および/またはトラックに動作するように結合している。1つの特定の実施形態において、ピニオンギアの軸はナイフアセンブリの作動させる過度な力によって壊れるように設計されている。本開示に従った別の実施形態において、第1および第2のスイッチは、上で記述されたように、顎部材にエネルギーをデリバリするために含まれ得る。

10

【0083】

本開示はまた、シャフトを取り付けられている筐体を有する内視鏡型の鉗子に関する。シャフトは遠位端に配置されている一对の顎部材を含む。各顎部材は電気外科的エネルギー源に接続するように適合されており、その結果、顎部材は組織を処置するためにエネルギーを伝えることが可能となる。駆動アセンブリが筐体内に配置されており、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第1の位置から、組織を処置するために、顎部材が互いに近づく第2の位置に、顎部材を互いに対して動かすように動作可能である。駆動アセンブリに動作するように接続され、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる一对のハンドルが含まれる。

20

【0084】

筐体に配置され、組織を処置するために少なくとも1つの顎部材に第1の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能であるスイッチが含まれる。スイッチは、筐体内に配置されている強度制御メカニズムに動作するように結合されており、該筐体は、少なくとも1つの顎部材に対する電気外科的エネルギーのレベルを調整するために選択的に調節可能である。一実施形態において、強度制御メカニズムは個々別々の増分で選択的に調節可能である。別の実施形態において、強度制御メカニズムは筐体内に規定されている一連の対応する機械的インターフェース（例えば、くぼみ）に係合するように構成されている第1の機械的インターフェース（例えば、デテント）を含み、個々別々の増分で電気外科的エネルギーのレベルを調整する。デテントは強度制御メカニズムの上にカンチレバー状の様式で配置され得、強度制御メカニズムは、動きを容易にするように、軌道の上に配置され得る。

30

【0085】

さらに別の実施形態において、強度制御メカニズムは第2の機械的インターフェース（例えば、滑動パンプ）を含み、対応する一連のくぼみのうちの1つに前記デテントに係合するときに、該第2の機械的インターフェースは前記デテントと協働し、前記筐体の中に配置されている回路基板に個々別々の位置で機械的に係合する。

【0086】

本開示はまた、シャフトを取り付けられている筐体を有する内視鏡型の鉗子に関する。シャフトは遠位端に配置されている一对の顎部材を含む。各顎部材は電気外科的エネルギー源に接続するように適合されており、その結果、顎部材は組織を処置するためにエネルギーを伝えることが可能となる。駆動アセンブリが筐体内に配置されており、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第1の位置から、組織を処置するために、顎部材が互いに近づく第2の位置に、顎部材を互いに対して動かすように動作可能である。一对のハンドルが、駆動アセンブリに動作するように接続され、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる。

40

【0087】

スイッチは、筐体の上に配置され、組織を処置するために少なくとも1つの顎部材に第1の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。駆動アセンブリに一对のハンドルのそれぞれのハンドルを動作するように接続する第1および第2のトグル

50

リンクが含まれる。トグルリンクのそれぞれは第 1 および第 2 の固定要素を含み、第 1 の固定要素はハンドルに動作するように係合し、第 2 の固定要素は駆動アセンブリに動作するように係合する。

【0088】

一実施形態において、第 1 および第 2 の固定要素はそれぞれ一对のテーバーの付いたダブルタングを含み、該一对のテーバーの付いたダブルタングはハンドルおよび駆動アセンブリにそれぞれ、スナップフィットで係合する。各一对のダブルタングは、ハンドルおよび駆動アセンブリの中に規定されるそれぞれの開口の中に各一对のダブルタングを据えるために、その近位端にステップを含み得る。

【0089】

スロットが各一对のダブルタングの間に規定され得る。ダブルタングの最大断面積が鉗子に加えられた荷重を負担することにより、ハンドルの作動中のトグルリンクの不具合を防止するように、スロットは向けられ得る。

【発明を実施するための最良の形態】

【0090】

ここで図 1 A ~ 図 2 を参照すると、様々な外科的処置での使用のための、内視鏡型の双極および単極の組み合わせ鉗子 10 の一実施形態が示されており、概ね、筐体 20 と、ハンドルアセンブリ 30 と、回転アセンブリ 80 と、ナイフトリガアセンブリ 70 と、管状血管および脈管組織を掴み、密閉し、分割するために互いに協働する末端エフェクタアセンブリ 100 (図 10 A および図 10 B) とを含む。図面の大部分は内視鏡による外科的処置に使用する鉗子 10 を描いているが、本開示は、より多くの従来的な切開による外科的処置で使用され得る。本明細書における目的のために、鉗子 10 は内視鏡型の機器の観点から記述されているが、以下で記述されるように、切開のバージョンの鉗子がまた、同じまたは似た動作構成要素および特徴を含み得るということが理解される。

【0091】

鉗子 10 はシャフト 12 を含み、該シャフト 12 は末端エフェクタアセンブリ 100 に機械的に係合するように大きさを合わせてられている遠位端 16 と、筐体 20 に機械的に係合する近位端 14 とを有する。シャフト 12 が末端エフェクタに接続する方法の詳細は以下でさらに詳細に記述される。シャフト 12 の近位端 14 が筐体 20 内で受け取られており、それに関する接続はまた以下で詳細に記述される。以下の図面および記述において、用語「近位」は、従来通り、ユーザにより近い鉗子 10 の端を指し、用語「遠位」はユーザからより遠い端を指す。

【0092】

鉗子 10 はまた電気外科的ケーブル 310 を含み、該電気外科的ケーブル 310 は電気外科的エネルギー源、例えば、ジェネレータ 500 (図 16 を参照) に鉗子 10 を接続する。Boulder、Colorado に位置する、Tyco Healthcare LP の一部門である Valley Lab によって販売されているもののようなジェネレータが、血管および脈管組織を密閉するための双極電気外科的エネルギー源と、一般的に組織を凝固するかまたは焼灼するために使用される単極電気外科的エネルギー源との両方として使用され得る。ジェネレータ 500 は、独立した出力、インピーダンス制御および/または付属装置の独立作動を含む様々な安全および性能特徴を含み得るということが想定されている。電気外科的ジェネレータ 500 はまた、Valley Lab の Instant ResponseTM 技術を含むように構成され得、該 Instant ResponseTM 技術は、1 秒間に二百 (200) 回、組織の変化を感知し、適切な電力を維持するために電圧と電流とを調節する改良型フィードバックシステムを提供する。Instant ResponseTM 技術は、外科的処置に対して以下の利益のうちの 1 つ以上を提供するということが考えられる：

- ・全組織のタイプを通して一貫した臨床的な効果；
- ・熱の広がりおよび側の組織の損傷に対するリスクの低減；
- ・「ジェネレータの出力を上げる」必要性がほとんどないこと；

10

20

30

40

50

・最小侵襲性の環境のために設計されていることである。

【0093】

図16に最良に示されているように、ケーブル310はケーブルリード310aおよび310bに分割されており、該ケーブルリード310aおよび310bは、1つ以上のコネクタまたは別個の所謂「フライングリード」によって、電気外科的ジェネレータ500に鉗子を接続するように構成されており、該フライングリードは単一の位置でジェネレータ500に接続するように構成され、所望に応じてまたは特定の機器の構成に基づいて手術の前に外科医によって設定され、双極、単極（またはこれらの組み合わせ）のいずれかのエネルギーを提供する。一般的な電気コネクタの一例が、Tyco Healthcare、LPの一部門である、Colorado、Boulder of Valley Labによって現在開発されており、「CONNECTOR SYSTEMS FOR ELECTROSURGICAL GENERATOR」と題される米国特許出願第10/718,114号の対象であり、該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

【0094】

ハンドルアセンブリ30は、筐体20の対向する側に配置されている2つの可動なハンドル30aおよび30bを含む。鉗子10の動作に関して以下でさらに詳細に述べられるように、ハンドル30aおよび30bは、末端アセンブリ100を作動するために、互いに対して可動である。

20

【0095】

図13の分解図に最良に見られるように、筐体20は、二(2)つの筐体の半分20aおよび20bから形成されており、該筐体の半分20aおよび20bはそれぞれ複数のインターフェース205を含み、該インターフェース205は、互いに機械的に並んで係合し、筐体20を形成し、鉗子10の内部の作用構成要素を収容するように大きさを決められている。複数の追加のインターフェース（図示せず）が、超音波溶接の目的のために、筐体の半分20aおよび20bの周辺の様々なポイント、例えば、エネルギーを配向/偏向するポイントに配置され得るということが想定されている。（以下に記述される他の構成要素だけでなく）筐体の半分20aおよび20bも、当該分野において公知である様式で組み立てられ得るということがまた考えられている。例えば、アライメントピン、スナップ状のインターフェース、突起と溝とのインターフェース、ロックタブ、接着ポートなどが、単独または組み合わせのいずれかで、組み立ての目的で、全て利用され得る。

30

【0096】

回転アセンブリ80は筐体20に機械的に結合され、長手方向軸「A」に対していずれかの方向に約90度回転可能である（図1A～図2および図12を参照）。回転アセンブリ80の詳細は図12～図14を参照してさらに詳細に記述される。回転アセンブリ80は、2つの半分81aおよび81bを含み、該2つの半分81aおよび81bは、組み立てられたときには、回転アセンブリ80を形成し、それにより、該回転アセンブリ80は細長いシャフト12を支持し、該シャフト12は駆動アセンブリ60とナイフアセンブリ70とを収容する。半分81aおよび81bは、組み立ての間に、それぞれフランジ82aおよび82bの上で筐体20に機械的に係合され、回転アセンブリ80の2つの半分81aおよび81bをしっかりと係合するように大きさを決められた他の機械的なインターフェース、例えば、アライメントピン、スナップフィットインターフェース、超音波溶接ポイントなどを含み得る。

40

【0097】

上で述べられたように、末端エフェクタアセンブリ100はシャフト12の遠位端16に取り付けられ、一对の対向する顎部材110および120（図3A～図3Dを参照）を含む。ハンドルアセンブリ30のハンドル30aおよび30bは、最終的に、駆動アセンブリ60に接続し、該駆動アセンブリ60は、顎部材110および120が互いに間隔を空けられた関係で配置される開位置から、顎部材110および120がその間に組織を掴

50

むように協働するクランピングまたは閉位置への、顎部材 110 および 120 の動作を伝えるように機械的に協働する（図 10A および図 10B）。

【0098】

鉗子 10 が、特定の目的に従っ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可能であるように、鉗子 10 は設計されるということが想定される。例えば、末端エフェクタアセンブリ 100 はシャフト 12 の遠位端 16 に選択的にかつ取り外し可能に係合可能であり得、および / またはシャフト 12 の近位端 14 は筐体 20 およびハンドルアセンブリ 30 に選択的にかつ取り外し可能に係合可能であり得る。これら 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「再び搭載することが可能」であると考えられており、すなわち、新たなまたは異なる末端エフェクタアセンブリ 100（または末端エフェクタアセンブリ 100 とシャフト 12 と）が、必要に応じて、古い末端エフェクタアセンブリ 100 と選択的に置き換わる。理解され得るように、現在開示されている電氣的接続は、再び搭載することが可能な鉗子に機器を改変するために、変更される必要があり得る。

【0099】

ここで、図 1A ~ 図 16 に関して記述されているような本開示のさらに詳細な特徴に移ると、各ハンドル 30a および 30b はその中に規定される開口 33a および 33b をそれぞれ含み、該開口 33a および 33b は、ユーザが各それぞれのハンドル 30a および 30b を掴み、互いに動かすことを可能にする。ハンドル 30a および 30b はまた、その外縁に沿ってそれぞれ配置される人間工学的に高められたグリップング要素 39a および 39b を含み、該グリップング要素 39a および 39b は、作動の間、ハンドル 30a および 30b のグリップングを容易にするように設計されている。グリップング要素 39a および 39b は、グリップングを向上させるために、1 つ以上の突起、スカラップおよび / またはリブを含み得るということが想定されている。

【0100】

図 1A および図 7 に最良に図示されているように、ハンドル 30a および 30b は、筐体 20 を通り定義される横方向軸「B」から、対向する側で外方向に伸びるように構成されており、該横方向軸「B」は長手方向軸「A」に対して直交している。ハンドル 30a および 30b は、軸「B」に平行な方向に互いに対して可動であり、手術の間に必要に応じて顎部材 110 および 120 を開閉する。この鉗子の型は、所謂「ピストルグリップ」型の鉗子または内視鏡型の機器と比較して、通常、「インライン」または止血鉗子型の鉗子と呼ばれている。インライン止血鉗子または鉗子は、通常、開胸外科的処置のために製造されており、一般的に、一体に結合されたハンドルを有する 1 対のシャフトを含んでおり、該 1 対のシャフトは互いに対して可動であり、遠位端に配置されている顎部材を開閉する。

【0101】

図 5A に最良に図示されており、かつ、上で述べられているように、ハンドル 30a およびハンドル 30b は、筐体 20 に機械的に結合されており、筐体（および互い）に対して可動であり、組織に対して開いたまたは間隔の空いた構成から、閉じた位置へ顎部材 110 および 120 を動かす。各ハンドル、例えば、図 7 に示されているハンドル 30a はまた、長手方向軸「A」に対して角度アルファ（ α ）を有して下方向に伸びるように構成されている。ハンドル 30a および 30b がこの様式で伸びるように製造することは、動作状態の間の鉗子 10 のグリップングおよび操作を容易にしかつ高めるとということが想定されている。鉗子 10 のハンドル 30a および 30b の角度（ α ）は、様々なユーザが特定の手のサイズの特定の使用のために、ハンドル 30a および 30b を実質的に「カスタマイズ」することを可能にするように調節可能であり得るということが想定される。代替的に、様々な鉗子 10 が、特定の外科的処置での使用、特定の手のサイズ（すなわち、小、中、および大）、および / または他の外科的な目的のために、様々な事前に定められた角度（ α ）を有して製造され得る。特に有益な実施形態において、ハンドルの角度（ α ）は 0 度（ 0° ）から約 35 度（ 35° ）までの範囲であるということがさらに考えられる

。

【 0 1 0 2 】

図 5 A、図 5 B、図 1 3 および図 1 4 に最良に見られるように、各ハンドル 3 0 a および 3 0 b の遠位端 3 4 および 3 7 はそれぞれ、筐体 2 0 の遠位端 2 1 に取り付けられているピボットピン 3 4 a および 3 4 b の周りを選択的に動くことができる。以下でさらに詳細に述べられるように、互いに対するハンドルの動きは、互いに対する顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の動きを与える。遠位端 3 4 および 3 7 は相補的なギアティース 3 4 a ' および 3 4 b ' を含むように構成されており、該ギアティース 3 4 a ' および 3 4 b ' は互いにかみ合い、互いに対するハンドル 3 0 a および 3 0 b の一貫した動きを容易にし、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の作動を高めるように構成されている。

10

【 0 1 0 3 】

図 1 4 において、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 ' はそれぞれフランジ 3 1 a および 3 1 b を含み、該フランジ 3 1 a および 3 1 b は、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 ' から筐体 2 0 に向けて伸びている。トグルリンク 3 5 a および 3 5 b の端 3 6 c および 3 6 d をそれぞれ受け取るために、フランジ 3 1 a および 3 1 b のそれぞれは、その中に配置される開口 3 6 c ' および 3 6 d ' を含む。トグルリンク 3 5 a および 3 5 b の対向する端 3 6 a および 3 6 b は、作動または駆動カラー 6 9 を貫通して規定される対応する開口 3 6 a ' および 3 6 b ' を通り、駆動アセンブリ 6 0 の作動または駆動カラー 6 9 に取り付けられるように構成されている。トグルリンク 3 5 a および 3 5 b は、駆動カラー 6 9 にハンドル 3 0 a および 3 0 b を取り付けのために概ね S 形状の構成で大きさを決められ得るか、またはトグルリンク 3 5 a および 3 5 b は、この目的を達成するために、(開示されているように) 概ね U 形状であり得るということが想定される。トグルリンク 3 5 a および 3 5 b を U 形状の構成で大きさを決めることは、作動の間の座屈を低減し得るということが考えられる。

20

【 0 1 0 4 】

想定される一実施形態において、トグルリンク、例えば、トグルリンク 3 5 a ' は概ね対称的であり、その遠位端にスナップ状の機械的なインターフェースを含み、製造および組み立てを容易にする。さらに詳細に、かつ、図 2 8 ~ 図 3 0 に最良に示されているように、リンク 3 5 a ' は、その対向する端に 2 つのダブルタング固定要素 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' を含み、該 2 つのダブルタング固定要素 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' は、それぞれのハンドル、例えば、3 0 b に駆動カラー 6 9 が対応して係合するように設計されている。言い換えると、固定要素 3 6 d ' ' は、ハンドル b の開口 3 6 d ' に係合するように構成され、固定要素 3 6 b ' ' は、駆動カラー 6 9 の開口 3 6 b ' に係合するように構成され、駆動カラー 6 9 をハンドル 3 0 b に連結する。

30

【 0 1 0 5 】

理解され得るように、各それぞれのダブルタング固定要素 3 6 b ' ' および 3 6 d ' ' の幾何形状は、一对のテーパを付けられたダブルタング 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とを含む。各対のダブルタング 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とはそれぞれ、その近位端にステップ 3 9 a ' および 3 9 b ' と、3 9 c ' および 3 9 d ' とをそれぞれ含む。各対の対向する突起 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とは、その間に規定されるスロット 3 8 a および 3 8 b をそれぞれ含み、各突起 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とが内側に片寄り、固定要素 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' の断面積を減少させることを可能にする。理解され得るように、対応する開口、例えば、3 6 d および 3 6 b への組み立ての際に、各突起 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とのテーパは、各突起 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とを内側に押し、固定要素 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' の断面積を減少させ、対応する開口 3 6 d ' および 3 6 b ' の中への固定要素 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' の係合を容易にする。いったんステップ 3 9 a ' および 3 9 b ' と、3 9 c ' および 3 9 d ' を通過して、それぞれの開口 3 6 d ' ' および 3 6 b ' ' 内に、ダブルタング 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とが係合されると、突起 3 7 a および 3 7 b と、3 7 c および 3 7 d とが外に弾

40

50

け、対応する開口 3 6 d' および 3 6 b' 内にそれぞれの固定要素 3 6 d' ' および 3 6 b' ' を係合させ、収容する。いったん組み立てられると、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じるために負荷が加えられるときに、各固定要素 3 6 d' ' および 3 6 b' ' の最大の断面積、すなわち、材料の最大面積が荷重方向にあるように、スロット 3 8 a および 3 8 b は好適に方向を定められる（図 2 8 ~ 図 3 0 を参照）。これが、トグルリンク 3 5 a' および 3 5 b' が、過度の応力条件または繰り返しの使用により壊れることを防止する。

【 0 1 0 6 】

理解され得るように、開いたまたは間隔の空けられた構成から閉じた位置への筐体に向けたハンドル 3 0 a および 3 0 b の動きは、スプリング 6 3 に対して近位方向に作動カラー 6 9 を強制し、次に、作動カラー 6 9 は駆動シャフト 1 7 を近位方向に向けて移動させ、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じる（図 7 ~ 図 9 を参照）。駆動カラー 6 9 とハンドルアセンブリ 3 0 との動作関係は、鉗子 1 0 の動作に関して以下で詳細に述べられる。

10

【 0 1 0 7 】

ハンドル 3 0 a および 3 0 b は、シャフト 1 7 または長手方向軸「A」と平行な向きをこえて、長手方向軸「A」に沿ってトグルリンク 3 5 a および 3 5 b を回転させることにより、解放する際に、パネ 6 3 の力がトグルリンク 3 5 a および 3 5 b を中心を越えたまたは延び過ぎた（または平行を越えた）構成に維持し、それによりハンドル 3 0 a および 3 0 b（従って、顎部材 1 1 0 および 1 2 0）を互いに対してロックする（図 9 B）。ハンドル 3 0 a および 3 0 b が互い（および筐体 2 0）から離れる動きは、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を解除して開き、次に、続けて組織を掴むか、または再び掴むために、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を解除して開く。一実施形態において、ハンドル 3 0 a および 3 0 b は開いた構成で付勢され得、動作範囲内での鉗子の取り扱いおよび操作を容易にする。この目的を達成するために利用され得る様々なパネ状のメカニズムが考えられる。

20

【 0 1 0 8 】

ハンドル 3 0 a はまたロックフランジ 3 2 を含み、該ロックフランジ 3 2 は遠位端 3 4 a' と近位端 3 0 a' それぞれとの間に配置され、該ロックフランジ 3 2 は筐体 2 0 に向けて伸びており、ハンドル 3 0 a が作動されたときに筐体に対して動く。ロックフランジ 3 2 はロックアウト要素 3 2' を含み（図 1 4）、ハンドルアセンブリ 3 0 a が間隔を空けられたまたは開いた構成に配置されているときに、ナイフアセンブリ 7 0 の作動を防止するように、該ロックアウト要素 3 2' は大きさを決められている。筐体 2 0 に向けたハンドル 3 0 a の作動または動きは、ロックアウト要素 3 2 を外し、以下でさらに詳細に述べられるような組織を分離するナイフアセンブリ 7 0（例えば、カラー 7 4）の動きを可能にする。

30

【 0 1 0 9 】

可動なハンドル 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 のユニークな位置により、従来のハンドルアセンブリを上回る、独特なレバー状の機械的利点を提供するように設計されており、作動されたときに、該トグルリンク 3 5 a および 3 5 b は、長手方向軸「A」に沿って回転し、作動または駆動カラー 6 9 を移動させる。言い換えると、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動するための高められた機械的な利点は、いくつかの相互に協働する要素（すなわち、対向するハンドル 3 0 a、3 0 b と、トグルリンク 3 5 a、3 5 b と、ハンドル部材 3 0 a および 3 0 b のそれぞれの遠位端 3 4 および 3 7 に位置を決められているギアティース）のユニークな位置と組み合わせとによって得られ、該ユニークな位置と組み合わせとが、約 $3 \text{ kg} / \text{cm}^2$ から約 $16 \text{ kg} / \text{cm}^2$ までの理想的な動作圧の下で、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を固定および維持するために必要なユーザの全体的な力を減少させるということが想定されている。言い換えると、これらの要素の組み合わせと、互いの位置とが、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動するレバー状の機械的利点を得ることをユーザに可能にし、ユーザがより少ない力で顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉じることを可能し、一方で、適切かつ効果的な組織の密閉をもたらすために必要な求められる力をも生成するということが想定されている。上で識別された要素の様々な動きに関する詳細が、鉗子 1 0 の動作に関して以下で述べられる。

40

50

【0110】

図3A～図3D、図10A～図10Dおよび図15A～図15Dに最良に示されているように、末端エフェクタアセンブリ100は、密閉の目的のために組織を効果的に掴むように協働する、対向する顎部材110および120を含む。末端エフェクタアセンブリ100は、相互的なアセンブリ、すなわち、顎部材110と120との両方がその中を通して配置されているピボットピン185の周りを互いに対して旋回するように設計されている。

【0111】

往復駆動スリーブ17（図17参照）はシャフト12内に滑動するように配置され、以下でさらに詳細に述べられるように駆動アセンブリ60によって遠隔的に動作可能である。駆動スリーブ17は、それぞれ半分17aおよび17bから成る二股に分かれた遠位端を含み、該半分17aおよび17bは、顎部材110および120を受け取るために、その間に空洞17'を規定する。さらに詳細に、かつ、図15Aおよび図15Bに最良に図示されているように、顎部材110および120は近位フランジ113および123をそれぞれ含み（図15Aおよび図15Bを参照）、該近位フランジ113および123は、それを貫通しそれぞれ規定される細長い角度を付けられたスロット181aおよび181bをそれぞれ含む。駆動ピン180（図10Aおよび図10Bを参照）は、回転シャフト18の端に、かつ、駆動スリーブ17の遠位端17aおよび17bに配置される空洞17'内に顎部材110および120を取り付ける。

【0112】

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、その結果、所望に応じて、顎部材110および120を開閉するために、駆動ピン180をスロット181aおよび181b内で動かす。次に、顎部材110および120は、フランジ113および123内に配置されるそれぞれのピボットホール186aおよび186bを通して配置されるピボットピン185の周りを旋回する。理解され得るように、ハンドル30aおよび30bを筐体20に向けて締め付けることは、駆動スリーブ17と駆動ピン180を近位方向に引っ張り、間に挟まれている組織420に対して顎部材110および120を開じ、スリーブ17を遠位方向に押すことは、掴む目的のために顎部材110および120を開く。

【0113】

図15Bに最良に示されているように、顎部材110はまた支持ベース119を含み、該支持ベース119は、フランジ113から遠位方向に伸び、その上にある絶縁プレート119'を支持するようにサイズ決められている。次に、絶縁プレート119'は、その上に導電性組織係合面または密閉プレート112を支持するように構成されている。密閉プレート112は、当該分野において公知の任意の方法、スナップフィット、オーバーモールド、スタンピング、超音波溶接などで絶縁プレート119'および支持ベース119の上に付着され得るということが考えられる。支持ベース119は、絶縁プレート119'および導電性組織係合面112と共に、外側絶縁筐体114によってカプセル化されている。外側筐体114は空洞114aを含み、該空洞114aは、支持ベース119および絶縁プレート119'だけでなく、導電性密閉面112にしっかりと係合するように大きさを決められている。スタンピングすること、オーバーモールドすること、スタンピングされた導電性密閉プレートをオーバーモールドすること、および/または金属粉末射出成型された密閉プレートをオーバーモールドすることによって、これは達成され得る。これら全ての製造技術は、導電性の面112を有する顎部材110を生成し、該顎部材110は絶縁基板114によって実質的に囲まれる。

【0114】

例えば、図15Bに示されているように、導電性密閉プレート112は、密閉プレート112の周縁を囲む嵌合部分112aを含む。フランジ112aは、外側絶縁体114の内側リップ117に嵌め合うように係合するように設計されている。回路基板170またはジェネレータ500から伸びるリード325a（図16を参照）が外側絶縁体114内

で終了し、クリンブ状の接続部 3 2 6 a によって密閉プレート 1 1 2 に電気機械的に結合するように設計されるということが想定される。例えば、絶縁体 1 1 9 ' と、導電性密閉面 1 1 2 と、外側の非導電性顎筐体 1 1 4 とは、好適には、組織の密閉に関する公知の望まれない影響、例えば、フラッシュオーバー、熱の広がり、および迷走電流の散逸などのうちの多くを限定および / または低減するように大きさを決められる。

【 0 1 1 5 】

導電性密閉面 1 1 2 はまた、所定の半径を有する外側周縁を含み、外側筐体 1 1 4 は、密閉面 1 1 2 の隣接する縁に沿って概ね接するように導電性密閉面 1 1 2 に出会うということが想定されている。インターフェースにおいて、導電性の面 1 1 2 は外側筐体 1 1 4 に対して持ち上げられる。これらまたは他の想定されている実施形態は、Johnson 10
らによる「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH REDUCES COLLATERAL DAMAGE TO ADJACENT TISSUE」と題される、同一人に譲渡された同時係属中の国際出願第 PCT / US 0 1 / 1 1 4 1 2 号と、Johnson 10
らによる「ELECTROSURGICAL INSTRUMENT WHICH IS DESIGNED TO REDUCE THE INCIDENCE OF FLASHOVER」と題される同一人に譲渡された同時係属中の国際出願第 PCT / US 0 1 / 1 1 4 1 1 号とに記述されており、該国際出願の両方の全内容は、本明細書において参考として援用される。

【 0 1 1 6 】

導電性の面または密閉プレート 1 1 2 と、外側筐体 1 1 4 は、組み立てられたときに、ナイフブレード 1 9 0 の往復運動のために、密閉プレートを通して規定される長手方向に向けられたスロット 1 1 5 a を形成する。ナイフチャンネル 1 1 5 a は、顎部材 1 2 0 に規定される対応するナイフチャンネル 1 1 5 b と協働し、好適な切断面に沿ったナイフブレード 1 9 0 の長手方向の伸展を容易にし、形成された組織の密閉部に沿って組織を効果的にかつ正確に分離するということが想定されている。図 8 A、図 8 B、図 1 5 A および図 1 5 B に最良に図示されているように、ナイフチャンネル 1 1 5 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 の中央をそれぞれ通って走り、それにより、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じた位置にあるときに、ナイフアセンブリ 7 0 からのブレード 1 9 0 が、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 20
の間に挟まれた組織を切断する。さらに詳細に、かつ、ハンドルアセンブリ 3 0 の記述に関して上で述べられたように、ハンドル 3 0 a はロックアウトフランジを含み、該ロックアウトフランジは、ハンドル 3 0 a が開いているときに、ナイフアセンブリ 7 0 の作動を防止し、それにより、組織を通るブレード 1 9 0 の偶発的なまたは時期尚早な作動を防止する。30

【 0 1 1 7 】

上で述べられたように、かつ、図 1 5 A および図 1 5 B に図示されているように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が閉じられたときに、ナイフチャンネル 1 1 5 は形成される。言い換えると、ナイフチャンネル 1 1 5 は 2 つのナイフチャンネルの半分 - 顎部材 1 1 0 の密閉プレート 1 1 2 に配置されるナイフチャンネルの半分 1 1 5 a と、顎部材 1 2 0 の密閉プレート 1 2 2 に配置されるナイフチャンネルの半分 1 1 5 b とを含む。ナイフチャンネル 1 1 5 は湾曲の全くない直線状のスロットとして構成され得、従って、該直線状のスロットは、ナイフ 1 9 0 を実質的に直線の様式で組織を通して動かすということが想定されている。代替的に、ナイフチャンネル 1 1 5 はある程度の湾曲を含むように大きさを決められ得、ナイフ 1 9 0 を湾曲した様式で組織を通して動かす。絶縁プレート 1 1 9 ' はまた、ナイフチャンネル 1 1 5 の一部分を形成し、その中に規定されるチャンネル 1 1 5 a ' を含み、該チャンネル 1 1 5 a ' は該絶縁プレート 1 1 9 ' に沿って伸び、ナイフチャンネル 1 1 5 a に対して垂直に一致しており、そこを通るナイフ 1 9 0 の遠位端 1 9 2 の移動を容易にする。40

【 0 1 1 8 】

顎部材 1 1 0 の導電性の密閉プレート 1 1 2 はまた、単極の延長部 1 1 2 a を含み、鉗子 1 0 の動作に関して以下でさらに詳細に述べられるように、単極の作動モードで配置されるときに、該単極の延長部 1 1 2 a は外科医が組織を選択的に凝固させることを可能に 50

する。単極の延長部 112a は、好適には、導電性の密閉プレート 112 と一体に結合され得るが、特定の目的に従って選択的に延長もし得る。単極の延長部 112a の形状および大きさは顎部材 110 または顎筐体 114 の湾曲の輪郭の輪郭全体に適合するように大きさを決められ得る。単極の延長部 112a の縁は、延長部の縁に沿って電流密度を減少させるように特に大きさを決められた半径、例えば、滑らかな湾曲および遷移点を含むように大きさを決められ得る。単極の延長部 112a の厚さは、好適には、約 0.010 インチ + / - 0.005 インチの範囲内である。単極の延長部 112a の幅は、好適には、それにより顎部材が機械的に組織を広げる目的のためにそこを通過し得る腸切開の作成を可能にするように、約 0.084 インチ + / - 0.010 インチである。長さは、好適には、約 0.040 インチ + / - 0.010 インチである。「BIPOLAR FORCE PS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題される共有に係る米国特許出願第 10/970,307 号と、「BIPOLAR FORCE PS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題される米国特許出願第 10/988,950 号とは、単極の延長部の様々な実施形態を開示し、該単極の延長部は本開示の鉗子 10 を用いた使用のために構成され得る。これらの出願の両方の全内容は、本明細書において参考として援用される。

10

【0119】

顎部材 120 は、顎筐体 124 のような顎部材 110 と同様の要素を含み、該顎筐体 124 は、支持プレート 129 と絶縁プレート 129' と導電性密閉面 122 とを包む。同様に、導電性密閉面 122 と絶縁プレート 129' とは、組み立てられたときに、ナイフブレード 190 の往復運動のために、導電性密閉面と絶縁プレートとを通過して規定される、それぞれ長手方向に向けられたナイフチャネル 115a および 115a' を含む。上で述べられたように、顎部材 110 および 120 が組織に対して閉じられたときには、ナイフチャネル 115a および 115b は、完全なナイフチャネル 115 を形成し、遠位方向へのナイフ 190 の長手方向の伸展が、組織の密閉部に沿って組織を切断することを可能にする。ナイフチャネル 115 が、特定の目的に従って、2 つの顎部材のうちの 1 つ、例えば、顎部材 120 に完全に配置され得るということがまた想定される。顎部材 120 が、顎部材 110 に関して上で記述されたものと同様の方法で組み立てられ得るということがまた想定される。

20

【0120】

図 15A に最良にみられるように、顎部材 120 は導電性密閉面 122 の内側対向面に配置される一連の停止部材 90 を含み、組織のグリッピングおよび操作を容易にし、組織の密閉および切断の間の、対向する顎部材 110 および 120 の間にギャップ「G」（図 10B）を規定する。一連の停止部材 90 は、特定の目的に従っ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 1 つまたは両方で用いられ得るということが想定される。導電性密閉面 112、122 に停止部材 90 を取り付けするためおよび / または付着させるための製造および組み立ての様々なプロセスだけでなく、これらおよび他の想定された停止部材 90 に関する詳細な記述は、Dycus らによる「VESSEL SEALER AND DIVIDER WITH NON-CONDUCTIVE STOP MEMBERS」と題される、同一人に譲渡された同時係属中の国際出願第 PCT / US 01 / 11413 号に記述されており、該出願は本明細書においてその全体が参考として援用される。

30

40

【0121】

顎部材 120 は回路基板 170 またはジェネレータ 500 から伸びる第 2 の電気リード 325b に接続され（図 16 を参照）、該第 2 の電気リード 325b は、外側絶縁体 124 の中で終了し、クリンプ状の接続部 326b によって密閉プレート 122 に電気機械的に結合するように設計される。以下でさらに詳細に述べられるように、リード 325a および 325b は、ユーザが手術の間に必要に応じて、顎部材 110 および 120 に双極または単極の電気外科的エネルギーのいずれかを選択的に供給することを可能にする。

【0122】

50

顎部材 110 および 120 は互いから電氣的に絶縁され、その結果、電気外科的エネルギーが組織を通して効果的に運ばれ、組織の密閉部を形成する。例えば、図 15 A および図 15 B に最良に図示されているように、各顎部材、例えば、顎部材 110 は、顎部材を通して配置される、独特に設計された電気外科的ケーブル経路を含み、該電気外科的ケーブル経路は導電性密閉面 112 に電気外科的エネルギーを送る。ケーブルリード 325 a は、ケーブル経路に沿って、緩やかではあるがしっかりと保持されており、顎部材 110 および 120 の回転を可能にする。理解され得るように、これは、末端エフェクタアセンブリ 100 の残りの動作構成要素、顎部材 120 およびシャフト 12 から導電性密閉面 112 を絶縁する。2つの電位は、ケーブルリード 325 a および 325 b を囲んでいる絶縁被膜によって互いから絶縁されている。

10

【0123】

上で述べられたように、顎部材 110 および 120 はピボットピン 185 によって回転シャフト 18 の端に係合され、その結果、回転アセンブリ 80 は、(スリーブ 17 およびナイフ駆動ロッド 71 と共に) シャフト 18 を対応するように回転させ、次に、該シャフト 18 は末端エフェクタアセンブリ 100 を回転させる(図 12 を参照)。さらに詳細には、回転シャフト 18 の遠位端は端 18 a および 18 b を含むように二股に分けられており、該端 18 a および 18 b は、その中に顎部材 110 および 120 を受け取るチャネルを規定する。ピボットピン 185 は、顎部材 110 および 120 のそれぞれを貫通して規定される開口 186 a および 186 b を通って端 18 a および 18 b に顎部材 110 および 120 を固定する。図 13 および図 17 に最良に見られるように、回転シャフト 18 は、ナイフ駆動ロッド 71 と、ナイフ 190 と、ナイフガイド 197 とを中で滑動可能に受け取るように大きさを決められている。次に、回転シャフト 18 は、駆動スリーブ 17 の中に回転するように受け取られ、該駆動スリーブ 17 は、上で述べられたように、駆動アセンブリ 60 に接続する。ナイフアセンブリに関する詳細は、図 5 A、図 5 B、図 6 A、図 6 B、図 7、図 8 A および図 8 B で、さらに詳細に記述されている。

20

【0124】

回転シャフト 18 および駆動シャフト 17 は2つの回転タブによって回転アセンブリ 80 に固定され、該回転タブは回転シャフト 18 内のスロット 18 c を通って係合され、その結果、回転部材の回転は、回転シャフト 18 を対応するように回転させる。駆動シャフト および 回転シャフト は、当該分野において公知である他の方法、スナップフィット、摩擦嵌入などで回転アセンブリに付着され得るということが想定される。

30

【0125】

図 13 および図 14 は、鉗子 10 と、その構成要素機能、つまり、筐体 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 の詳細を示す。さらに詳細には、図 13 は上で識別されたアセンブリおよびその構成要素と共に鉗子 10 の全体を分解した状態で示し、図 14 は筐体 20 と、そこに含まれる構成要素との分解図を示す。

【0126】

筐体 20 は、嵌合されると筐体 20 を形成する筐体の半分 20 a および 20 b を含む。理解され得るように、筐体 20 は、いったん形成されると、内部空洞 25 を形成し、該内部空洞 25 は上で識別された様々なアセンブリを収容し、該様々なアセンブリは、ユーザが単純で効果的かつ効率的な方法で組織を選択的に操作し、掴み、密閉し、切断することを可能にする。筐体の各半分、例えば、半分 20 b は一連の機械的インターフェース構成要素、例えば、205 を含み、該機械的インターフェース構成要素 205 は、対応する一連の機械的インターフェース(図示せず)と並びおよび/または嵌合し、内部構成要素およびアセンブリの回りで2つの筐体の半分 20 a および 20 b を並べる。次に、いったん組み立てられると、筐体の半分 20 a および 20 b は超音波溶接され得るか、または筐体の半分 20 a および 20 b を固定するように嵌め合うように係合され得る。

40

【0127】

上で述べられたように、ハンドルアセンブリ 30 は2つの可動ハンドル 30 a および 3

50

0 bを含み、該可動ハンドル30 aおよび30 bはそれぞれ、トグルリンク35 aおよび35 bと協働し、それぞれ駆動アセンブリ60の作動または駆動カラー69を作動する。次に、駆動カラーは駆動スリーブ17に往復運動をさせ、上記のように顎部材110および120を開閉する。可動ハンドル30 aおよび30 bは、トグルリンク35 aおよび35 bのユニークな位置により、従来のハンドルアセンブリを上回る、独特なレバー状の機械的利点を提供するように設計されており、作動されたときに、該トグルリンク35 aおよび35 bは、長手方向軸「A」に沿って回転し、作動カラー69を移動する。さらに詳細には、上で述べられたように、顎部材110および120を作動するために高められた機械的な利点は、様々な相互に協働する要素、例えば、トグルリンク35 aおよび35 bと、ハンドル30 aおよび30 bの遠位端におけるギアティース34 aおよび34 bとのユニークな位置と組み合わせとによって得られ、該ユニークな位置と組み合わせとが、約3 kg/cm²から約16 kg/cm²までの理想的な動作圧の下で、顎部材を固定および維持するために必要なユーザの全体的な力を減少させるように協働するということが想定されている。

10

20

30

【0128】

上で述べられたように、開いたまたは間隔を空けられた構成から閉じた位置への筐体20に向けたハンドル30 aおよび30 bの動きは、作動カラー69をバネ63に対して近位方向に押し、次に、バネ63は駆動スリーブ17を近位方向に向けて移動させ、顎部材110および120を閉じる。さらに、ハンドル30 aおよび30 bが閉じた位置まで回転すると、ハンドル回転ハンドル30 aおよび30 bはトグルリンク35 aおよび35 bを押し、長手方向軸「A」と平行な向きをこえて、長手方向軸「A」に沿ってトグルリンク35 aおよび35 bを回転させることにより、閉じた位置からのハンドル30 aおよび30 bの解放の際に、バネ63の力がトグルリンク35 aおよび35 bを延び過ぎた/中心を越えた(すなわち、平行を越えた)構成に維持し、それによりハンドル30 aおよび30 b(従って、顎部材110および120)を互いに対してロックする(図9 Aおよび図9 Bを参照)。顎部材110および120を解除するために、ハンドル30 aおよび30 bは互い(および筐体20)から離れるように動かされ、トグルリンク35 aおよび35 bを少なくとも長手方向軸「A」に対して平行な向きに戻し、該平行な位置はハンドル30 aおよび30 bを解除して開き、次に、続けて組織を掴むか、または再び掴むために、顎部材110および120を解除して開く。いったんハンドル30 aおよび30 bが平行を越えて開かれると、バネ63の力はハンドル30 aおよび30 bの開きと顎部材110および120の開きとを容易にする。

【0129】

上で述べられたように、ハンドル30 aはまたロックフランジ32を含み、ハンドルアセンブリ30 aが間隔を空けられたまたは開いた構成に配置されるときに、ナイフアセンブリ70の作動を防止するように、該ロックフランジ32は大きさを決められている。筐体20に向けたハンドル30 aの作動または動きは、ロックアウト要素32を外し、以下でさらに詳細に述べられるような組織を分離するナイフアセンブリ70の動きを可能にする。

40

【0130】

図14に最良に見られるように、駆動アセンブリは、駆動カラー69と、バネ63と、ロックスリーブ62とを含む。トグルリンク35 aおよび35 bは、ハンドル30 aおよび30 bそれぞれに駆動カラー69を動作可能に接続する。ロックスリーブ62は駆動カラー69を貫通するように規定される開口部67を通して収まるように大きさを決められており、バネ63はロックスリーブ62を覆って収まるように大きさを決められている。次に、バネ63は、駆動カラー69とロックスリーブ62への一対のロックボルト62 aおよび62 bとの間でそれらに対して付勢される。ハンドル30 aおよび30 bの作動の際に、トグルリンク35 aおよび35 bは駆動カラー69を近位方向に押し、ロックボルト62 aおよび62 bに対してバネ63を縮ませる。

50

【0131】

図 9 A および図 9 B に最良に示されているように、ロックスリーブ 6 2 およびスリーブ 1 7 は組み立て時に固定されるか、または溶接される。ロックスリーブ 6 2 は遠位カラー 6 2 ' を含み、該遠位カラー 6 2 ' は駆動カラー 6 9 に接し、ハンドル 3 0 a および 3 0 b の作動の際の駆動カラー 6 9 の軸方向の移動を確かなものにする。ロックスリーブ 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 の作動の間、ロックナット 6 2 a および 6 2 b を介して往復運動するように大きさを決められており、このことが、上で述べられたように、バネ 6 3 がロックナット 6 2 a および 6 2 b に対して縮むことを可能にし、所望の力の範囲内で閉じた位置に鉗子 1 0 をロックすることを容易にし、鉗子 1 0 の作動後のハンドル 3 0 a および 3 0 b の開きを容易にする。

【 0 1 3 2 】

図 1 4 はまた回転アセンブリ 8 0 を示し、該回転アセンブリ 8 0 は 2 つの C 字型の回転半分 8 1 a および 8 1 b を含み、シャフト 1 7 の回りで組み立てられたときに、該 2 つの C 字型の回転半分 8 1 a および 8 1 b は、概ね円形の回転部材 8 1 を形成する。さらに詳細には、各回転半分、例えば、回転半分 8 1 b は一連の機械的インターフェース 8 3 を含み、該機械的インターフェース 8 3 は、半分 8 1 a における対応する一連の機械的インターフェース（図示せず）に嵌め合うように係合し、回転部材 8 1 を形成する。半分 8 1 b はまたタブまたは突出部（図示せず）を含み、該タブまたは突出部は、半分 8 1 a に配置されている対応するタブまたは突出部（図示せず）と共に、駆動シャフト 1 7 および回転シャフト 1 8 それぞれのスロット 1 7 c および 1 8 c に嵌め合うように係合するように協働する。理解され得るように、これは、矢印「R」（図 1 A および図 1 2 を参照）の方向へ回転部材 8 0 を操作することによって、軸「A」の周りでの末端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。

【 0 1 3 3 】

上で述べられたように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、密閉が所望されるまで、組織を処置するために、開かれ、閉じられ、回転させられ得る。これは、作動および密閉に先立ち、ユーザが鉗子 1 0 を配置および再配置することを可能にする。回転アセンブリ 8 0 を通って、シャフト 1 8 に沿って最終的に顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に至るケーブルリード 3 2 5 a および 3 2 5 b のユニークな供給経路は、ケーブルリード 3 2 5 a および 3 2 5 b をもつれさせるか、またはケーブルリード 3 2 5 a および 3 2 5 b に過度な歪をもたらすこともなく、時計回りの方向と反時計回りの方向との両方に約 1 7 0 度、末端エフェクタアセンブリ 1 0 0 を、ユーザが回転させることを可能にするということが想定される。

【 0 1 3 4 】

図 5 A、図 5 B、図 6 A、図 6 B、図 7、図 1 1 A、図 1 1 B および図 1 4 に最良に示されているように、ナイフアセンブリ 7 0 は筐体 2 0 の上に取り付けられ、ナイフバー 7 1 を選択的移動するように構成されており、次に、該ナイフバー 7 1 は組織を通してナイフ 1 9 0 を移動させる。さらに詳細には、ナイフアセンブリ 7 0 はフィンガアクチュエータ 7 6 を含み、該フィンガアクチュエータはそこに付着されている細長い支持ベース 7 2 を有し、該細長い支持ベース 7 2 は長手方向軸「A」に平行に選択的に動くことができる。細長い支持ベース 7 2 は近位端を含み、該近位端は一連のギアティース 7 2 a を有するギアラックとして構成されており、該ギアティース 7 2 a は下方向に垂れている。ギアティース 7 2 a は、筐体 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 とかみ合うように構成されている。ピニオンギア 7 7 はまた、カラー 7 4 に配置された複数のギアティース 7 5 a を有する第 2 のギアトラック 7 5 とかみ合い、該カラー 7 4 は、スリーブ 1 7 の上で滑動するように移動することができる。図 9 A、図 9 B および図 1 1 A に最良に示されているように、ピン 7 8 は、スリーブ 1 7 を貫通して規定されるスロット 1 7 d を通って、ナイフバー 7 1 の近位端 7 1 b にカラー 7 4 を取り付ける。方向「F」に向けたフィンガアクチュエータ 7 6 の近位方向への移動は、時計回りの方向にピニオンギア 7 7 を回転させ、次に、ピニオンギア 7 7 は第 2 のギアトラック 7 5 a を方向「H」に向けて遠位方向に押す（図 7 を参照）。スプリング 7 9 は筐体 2 0 に対してカラー 7 4 を付勢し、フィンガアクチュエータ 7 6 が解放された後に、ナイフアセンブリ 7 0 を発射前

10

20

30

40

50

の位置に自動的に戻す。

【 0 1 3 5 】

ナイファセンブリは、ナイファセンブリの過度な作動を防止する機械的ヒューズを含むように構成されている。例えば、ピニオンギア 77 は、近位方向へのフィンガアクチュエータの過伸展を防止する 1 つ以上の壊れやすいまたは離脱しやすい要素を含むように構成され得る。理解され得るように、この様式でピニオンギア 77 を構成することは、ユーザが顎部材 110 および 120 の間に配置された繊細なナイフブレード 190 に負荷をかけすぎることと、それを損傷することとから防止する。一実施形態において、約 9 lbf 以上の過度な力が方向「F」（図 7 に示されているように）に加えられたときに、ピニオンギア 77 の軸は壊れる。この場合、そしてピニオン軸が壊れると、バネ 79 はナイフブレード 190 を引っ込んだ位置に自動的に戻し、顎部材 110 および 120 の分離を可能にし、このことが、組織を傷つけることなく体から鉗子 10 が安全に取り外されることを可能にする。理解され得るように、ピニオン軸の壊れは手術領域を汚染せず、壊れたギア 77 は鉗子 10 の筐体 20 の中に残る。さらに、筐体 20 の内部動作構成要素は、この例においては、ピニオンギアの交換を可能にするために、アクセス可能であり得るということが想定される。

10

【 0 1 3 6 】

他の要素が、機器の過剰負荷と、鉗子 10 に関連する壊れやすいパーツを損傷することとを制限するために似た様式で構成され得るということがまた考えられる。例えば、ラックのティース 72a は過度な力により壊れるように大きさを決められ得るか、またはトラック 75a が同様に、過度な力により壊れるように大きさを決められ得る。さらに、ハンドル 30a および 30b は同様な過剰負荷安全装置を装備され得、該過剰負荷安全装置は、ハンドル 30a および 30b ならびに駆動アセンブリ 60 またはハンドルアセンブリ 30 の過度の圧縮を防止する。例えば、リンク 35a および 35b が過剰負荷の状態で壊れるように構成され、または駆動カラー 69 が過剰負荷の状態で壊れるように構成され得る。

20

【 0 1 3 7 】

上で述べられたように、顎部材 110 および 120 がハンドル 30a に配置されたフランジ 32 により開かれたときに、ナイファセンブリ 70 は始動されることを防止され、該フランジ 32 はハンドル 30a および 30b が開かれたときに、カラー 74 の遠位方向への始動を防止するように配置されている。閉じた位置へのハンドル 30a および 30b の運動の際、フランジ 32 はカラー 74 の遠位方向への移動を可能にし、ナイフバー 71 を作動するように配置される。

30

【 0 1 3 8 】

鉗子 10 の内部作用構成要素の動作特徴および相対的な動きは、様々な図において想像表示によって示されている。ハンドル 30a および 30b がぎゅっと握られると、駆動カラー 69 は、インラインのトグルリンク 35a および 35b の機械的な利点を通じて、近位方向に動かされ、次に、このことがロックナット 62a および 62b に対してバネ 63 を押しつける。その結果として、駆動カラー 69 はロックスリーブ 62 を近位方向に運動させ、次に、該ロックスリーブ 62 は駆動スリーブ 17 を近位方向に運動させ、顎部材 110 および 120 を閉じる。いったん顎部材 110 および 120 が組織に対して閉じられると、ユーザは、単極の作動または双極の作動のいずれかで組織を処置するために、導電性密閉プレートに選択的にエネルギーを加え得る。

40

【 0 1 3 9 】

図 6A、図 14 および図 16 に最良に示されているように、鉗子 10 は 2 つのスイッチ 250 および 260 を含み、該 2 つのスイッチ 250 および 260 は筐体 20 の中または上に設置され、ユーザが鉗子 10 を選択的に作動することを可能にし、顎部材 110 および 120 に双極エネルギーを選択的に伝えるか、または顎部材 110 および 120 あるいは単一の顎部材、例えば、顎部材 110 に単極エネルギーを選択的に伝える。本明細書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 250 が単極の作動のため

50

に構成され得、他のスイッチ、例えば、スイッチ 260 が双極の始動のために構成され得るということが想定される。さらに、スイッチ 250 および 260 はしるしまたは他の識別要素、例えば、高くなった隆起、スカルップ、様々な形状などを含み得、2つのスイッチ 250 および 260 を互いから区別し、該しるしまたは他の識別要素は濡れた動作状態で特に有益であることが明らかになり得る。

【0140】

1つの特に有益な実施形態において、かつ、図6Aに最良に示されているように、スイッチ 250 および 260 は、長手方向軸「A」に関して対向する側かつナイフアセンブリ 70 に関して対向する側で、筐体 20 の中に設置される。理解され得るように、ナイフアセンブリ 70 (およびその始動) と、スイッチ 250 および 260 (およびその始動) とは、動作状態の間にユーザによって始動/作動を容易にするように、便利な位置に決められている。例えば、組織を処置するためにスイッチ 250 および 260 を作動することと、いったん組織が処置されると、組織を切断するためにナイフアセンブリ 70 を始動することとの両方のために、ユーザは同じ指を利用し得るということが考えられる。

【0141】

図6Aおよび図16に示されているように、ケーブル 310 は駆動アセンブリ 60 の1つの側に筐体 20 b を通って供給され、スイッチアセンブリ 170 のプリント回路基板 172 に電気機械的に接続する。さらに詳細には、ケーブル 310 は内部で複数のリード 311 a ~ 311 f に分割されており、該複数のリード 311 a ~ 311 f は、クリンプ状のコネクタ 174 によって、プリント回路基板 172 から伸びる一連の対応する接点 176 a ~ 176 f、または他の導電性リードに固定され、最終的に顎部材に接続する。当該分野において周知である他の電気機械的な接続、例えば、IDC 接続、半田づけなどがまた想定される。様々なリード 311 a ~ 311 f は、様々な電位を伝えるか、またはプリント回路基板 172 への信号を制御するように構成されており、該プリント回路基板 172 は、ジェネレータ 500 と共に、顎部材 110 および 120 への電気エネルギーを管理し、監視し、制御するということが想定される。顎部材の記述に関して上で述べられたように、電気リード 325 a および 325 b は回転部材 80 を通り、シャフト 18 に沿って、最終的に顎部材 110 および 120 に接続するように伸びる。

【0142】

図23は、本開示の鉗子 10 での使用のための制御回路 510 の概略的な表示を示す。上で述べられたように、鉗子 10 は2つの独立した動作のモード - 様々な外科的処置のための双極モードおよび単極モードで動作するように構成されている。スイッチアセンブリ 170 のスイッチ 250 (図19および図23におけるS1) または 260 (図19および図23におけるS2) のうちの1つが押されると、スイッチ 250 および 260 の接点 (図示せず) は、顎部材 110 および 120 に対して適切な電位 (または複数の電位) を始動させ、該電位 (複数の電位) はリード 325 a および / または 325 b を通って運ばれる。例えば、スイッチ 250 (L i g a S u r eTM 作動) が押されると、回路基板 172 は双極鉗子として鉗子 10 を構成するように、ジェネレータ 500 に信号を送り、リード 325 a が第1の電位を顎部材 110 に運び、リード 325 b が第2の電位を顎部材 120 に運ぶ。従って、顎部材 110 および 120 は、組織の密閉部を作り出すための作動の際に、組織を通して双極エネルギーを伝える。図23は、この目的を達成するために利用され得る、考えられる電気回路の一例を示す。

【0143】

スイッチ 260 (単極作動) が押されると、回路基板 172 は単極鉗子として鉗子を構成し、リード 325 a は顎部材 110 に第1の電位を運び、単極の様式で組織を凝固するかまたは処置する。上で述べられたように、顎部材 110 は単極の延長部を含み、該単極の延長部は様々な組織のタイプ、例えば、脈管組織構造の単極処置を容易にし、および / または狭い組織面の素早い切開を可能にする。単極の延長部の作動は作動回路によって制御され得、該作動回路はユーザが、手術の間に必要に応じて、単極エネルギーまたは双極エネルギーを選択的に加えることを可能にする。想定される1つの作動回路は、「B I P

OLAR FORCEPTS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題される共有に係る米国特許出願第10/970,307号と、BIPOLAR FORCEPTS HAVING MONOPOLAR EXTENSION」と題される米国特許出願第10/988,950号とに開示されており、これらの出願の両方の全内容は本明細書において参考として援用される。

【0144】

代替的に、図23に最良に示されているように、スイッチ260が押されている単極モードの間、ジェネレータ（またはプリント回路基板）は、リード325aおよび325bの両方が特定の目的に従って、または所望の外科的処置、例えば、所謂「凝固ペインティング」に従って、顎部材110および120に同じ電位を運ぶように命令し得る。理解され得るように、単極モードにおいて、帰還パッドが電気エネルギーのための帰還経路（図示せず）として機能するように患者に接触して必ず配置される。この例における帰還パッドはジェネレータ500に直接的に、または帰還パッド制御メカニズム（図示せず）を通じて接続しており、該帰還パッド制御メカニズムは、帰還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。想定される様々な制御システムが、「MULTIPLE RF RETURN CABLE PAD CONTACT DETECTION SYSTEM」と題される共有に係る米国特許出願第10/918,984号と、「ELECTROSURGICAL RETURN ELECTRODE MONITOR」と題される米国特許出願第09/310,059号（現在では、米国特許第6,258,085号）と、「DEVICE FOR DETECTING HEATING UNDER A PATIENT RETURN ELECTRODE」と題される米国特許仮出願第60/616,970号と、「TEMPERATURE REGULATING PATIENT RETURN ELECTRODE AND RETURN ELECTRODE MONITORING SYSTEM」と題される米国特許仮出願60/666,798号に開示されており、全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。

【0145】

双極モードにおいて、回路510（図23に概略的に図示されている）は、2つの顎部材110および120へのエネルギーを電氣的に送る。さらに詳細には、スイッチ250が押されると、回路510の独立した回路520が回路の抵抗降下を認識し、該抵抗降下はジェネレータによって認識され、電気外科的エネルギーが第1の電位を顎部材110に供給し、第2の電位を顎部材120に供給することを開始する。スイッチ520は独立した制御回路として機能し、ジェネレータの中の回路網によって、高い電流のループから保護されており、該高い電流のループは顎部材110および120に電気エネルギーを供給する。これは、作動の間の高い電流の負荷によるスイッチ260の電氣的な故障の機会を減少させる。

【0146】

図14に最良に示されているように、ハンドル30aはまたスイッチロックアウトメカニズム255を含み、該スイッチロックアウトメカニズム255は、顎部材110および120が開いた構成に配置されるときに、スイッチ250および260の1つまたは両方の作動を防止するように構成され得る。さらに詳細には、ロックアウトメカニズム255はハンドルアセンブリ30aから筐体20に向けて伸び、スイッチ250および260の1つまたは両方が押され、回路基板172に接触することをロックアウトメカニズム255が防止する第1の位置から、ロックアウトメカニズム255がスイッチ250（またはスイッチ250および260）の作動を可能にするように配置される、筐体20により近い第2の位置に、ハンドル30aと共に選択的に動くことができる。ロックアウトメカニズム255は、スイッチ250および/または260の1つまたは両方の動きを物理的に防止する単に機械的なロックアウトとして構成され得るか、または作動を可能にする安全スイッチを作動する機械的な要素を含む電気機械的なロックアウトとして構成され得るということが想定される。さらに、1つまたは両方のスイッチが独立的かつ排他的に作動可能であり得、すなわち、1回に1つのスイッチのみが作動され得るように、スイッチロ

クアウトメカニズム 2 5 5 は構成され得る。

【 0 1 4 7 】

例えば、柔軟な回路 1 7 0 は安全スイッチ 1 7 1 を含み得、ロックアウトメカニズム 2 2 5 が安全スイッチ 1 7 1 と物理的に係合し、回路を閉じて電気外科的な作動を可能にするときに、該安全スイッチ 1 7 1 は作動される。言い換えると、安全スイッチ 1 7 1 は、（すなわち、ハンドル 3 0 a および 3 0 b が閉じられたときに、ロックアウトメカニズム 2 5 5 の動きによって、）変形されるかまたは物理的に係合され、電気経路を閉じて電気外科的な作動を可能にする。安全スイッチの様々な実施形態に関するさらなる詳細は、図 1 8 ~ 図 2 1 D を参照して以下で記述される。単に電氣的な安全スイッチ（図 2 3 を参照）が含まれ得、該単に電氣的な安全スイッチは、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）におけるポイントの光学的なアライメント（*alignment*）、スイッチを閉じるための磁氣的または電磁氣的アライメント（またはミスアライメント（*misalignment*））、近接センサ、スキャナ、水銀（または類似物）スイッチなどの電氣的な条件の満足に基づいて作動を可能にするということがまた想定される。やはり、スイッチ 2 5 0 および / またはスイッチ 2 6 0 の 1 つまたは両方が独立的かつ排他的に作動可能であり得、すなわち、1 回に 1 つのスイッチのみが作動され得るように、安全スイッチ 1 7 1 は構成され得る。

10

【 0 1 4 8 】

理解され得るように、筐体 2 0 上にスイッチ 2 5 0 および 2 6 0 の位置を決めることは、動作の間、有利となり得る。なぜならば、この配置が手術室における電気ケーブルの量を減少させ、「見通しの良い」作動による、外科的処置の間の誤った機器または誤ったスイッチの作動の可能性を排除するからである。安全回路または他の安全メカニズムを停止することなく、スイッチ 2 5 0 および 2 6 0 が顎部材 1 1 0 および 1 2 0 に異なるモード（すなわち、双極または単極モード）でエネルギーを加えることを防止する、すなわち独立的かつ排他的な作動である自動安全回路または電気機械的もしくは機械的安全ロック（図示せず）が使用され得る。例えば、電氣的モードをスイッチングする前にスイッチアセンブリ 7 0 が再設定されなければならないようにスイッチアセンブリ 7 0 を構成することが望ましいことがあり得る。組織を再び掴むこと、ハンドル 3 0 a および 3 0 b を再び開くこと、スイッチをリセットすることもしくはレバーをリセットすること、または当該分野において通例の他の方法によって、再設定は達成され得る。

20

30

【 0 1 4 9 】

理解され得るように、様々なスイッチングアルゴリズム（図 2 3 を参照）が、血管の密閉のための双極モードとさらなる組織の処置（例えば、凝固、切開など）のための単極モードとの両方を作動するために使用され得る。上で述べられた安全またはロックアウトは、他の電氣的モードの作動の間、1 つの電氣的モードを電氣的、機械的または電気機械的のいずれかで「ロックアウト」するためのアルゴリズムの一部として使用され得るということがまたさらに想定される。さらに、トグルスイッチ（または類似物）が、安全上の理由で、1 度に 1 つのモードを作動するように使用され得るということが理解される。

【 0 1 5 0 】

組み立てられたとき（およびハンドル 3 0 a ' および 3 0 b と顎 1 1 0 および 1 2 0 とが開かれたとき）に、安全スイッチ 1 7 1 は、図 2 2 A に示されているように、筐体 2 0 b の内壁またはレッジ 1 7 3 に固定される。筐体 2 0 b に向けたハンドル 3 0 a の動きの際に、安全ロックアウト 2 5 5 は、図 2 2 B に示されているように、安全スイッチ 1 7 1 に向けて筐体 2 0 b に対して内側に動く。ハンドル 3 0 a および 3 0 b が（上で詳細に述べられたように）閉じた位置に向けて動くにつれ、安全ロックアウト 2 5 5 は安全回路 1 7 1 '（図 1 9 および図 2 3 における S 3）に係合し、回路を完成させ、鉗子 1 0 の選択的な作動を可能にする（やはり図 2 3 を参照）。

40

【 0 1 5 1 】

図 1 4 および図 2 3 ~ 図 2 7 に最良に示されているように、スイッチングアセンブリは強度制御 1 5 0 を含み得、該強度制御 1 5 0 は、回路基板 1 7 2 に電気機械的に接続し、

50

かつ、動作状態の間、ユーザが電気外科的エネルギーの強度を選択的に調整することを可能にするように構成される。強度制御 150 は、鉗子が単極モードで構成されているときに、強度制御を調整するように特に構成されているということが想定される。特に有益な 1 つの実施形態において、強度制御 150 は細長くされ、接点 154 を含み、該接点 154 は強度制御 150 から横方向に伸び、筐体 20 を通って回路基板 172 に電気機械的にインターフェース接続する。作動ノブ 151 は強度制御 150 の反対側から横方向に伸び、組み立てられたときに、筐体 20 の側面から突出するように大きさを決められている（図 5 A、図 5 B、図 6 A および図 6 B を参照）。特に有益な 1 つの実施形態において、強度制御 150 は筐体 20 に沿って滑動し、所望に応じて強度レベルを調整するように構成されている。

10

【0152】

強度制御 150 は、特定の目的に従って、個々別々のまたは連続した方法で筐体 20 に沿って滑動するように構成されているということが想定される。例えば、図 2 4 ~ 図 2 7 に最良に示されているように、1 つの想定される強度制御 150 ' は作動ノブ 151 ' を含むように大きさを決められており、該作動ノブ 151 ' は強度制御 150 ' の 1 つの側から横方向に伸び、組み立てられたときに、筐体 20 から突出する。カンチレバー状の延長部 153 ' は、その端にデント 155 ' を有し、該デントは、強度制御 150 ' に対して概ね垂直に伸び、強度制御 150 ' の中央に配置されている。カンチレバー状の延長部 153 ' のデント 155 ' は、筐体 20 の中に配置されている対応する機械インターフェースまたはトラック 161 '（図 2 6 を参照）に係合するように大きさを決められている。理解され得るように、筐体 20 の中でデント 155 ' の作動を容易にする機械的な利点がカンチレバー状の延長部 153 ' によって作り出される。

20

【0153】

デント 155 ' は（強度ノブ 150 ' を選択的に作動することによって）選択的に動かすことができ、トラック 161 ' に配置されている様々なくぼみ 163 a '、163 b '、163 c '、163 d ' および 163 e ' に係合し、特定の外科的目的のために所望に応じて、個々別々の強度設定で強度制御ノブ 150 ' をロックする。トラック 161 ' は 1 つ以上のより大きいくぼみ、例えば、くぼみ 163 c ' を含み得、（示されているような）中央、最近位または最遠位の位置に強度制御 150 ' を戻すことを容易にするということが想定される。

30

【0154】

デント 155 ' の反対側の、強度制御 150 ' の反対端は滑動バンプまたは他の機械インターフェース 167 ' を含み、該滑動バンプまたは他の機械インターフェース 167 ' は柔軟な回路基板 170 および 170 ' の上に動作可能に係合される。強度制御 150 ' が動かされるにつれ、滑動バンプ 167 ' は様々な位置で柔軟な回路基板 170（または 170 '）を変形させるように構成されている。様々な位置で回路基板 170（または 170 '）を変形させることは、以下で記述されるように、柔軟なプリント基板 170 または 170 ' のインピーダンスを制御することによって強度設定を調節する。言い換えると、滑動バンプ 167 ' は、柔軟な回路 170 を異なる制御設定にスイッチするために十分な押し下げ力を作り出す。柔軟な回路基板 170 上の 1 つの導電層が別の導電層に触れるように曲がり、電氣的接点を作り出すときに、スイッチは生じる。理解され得るように、これはユーザが動作状態の間、電気外科的エネルギーの強度を選択的に調整することを可能にする。示されているように、鉗子 10 は五（5）つの異なる強度設定を含む。

40

【0155】

図 2 7 に最良に示されているように、強度制御 150 ' は筐体 20 に規定される軌道 169 ' の上に配置され得る。軌道 169 ' は、柔軟な回路 170（または 170 '）の上かつ様々なくぼみ 163 a ' ~ 163 e ' の中で、最近位の位置から最遠位の位置への強度制御 150 ' の動きを容易にするように構成されている。

【0156】

様々なタイプのしるし 155 および / または触覚フィードバック要素（図示せず）、例

50

えば、数値、図形的しるし、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のレベルを示すために利用され得る。ユーザはジェネレータ 500 (図 16 を参照) における最初の強度レベルを構成し得、鉗子 10 における強度制御 150 は、事前に設定されたレベルを一定の割合だけ、移動ノブ 151 によって増減するために利用され得るということがまた想定される。

【0157】

強度コントローラ 150 は、(分圧器ネットワークつまり「VDN」として機能するように構成され得る) 柔軟な回路基板またはプリント回路基板の上およびそれに沿って滑動する滑動電位差計として機能するように構成され得る。例えば、強度コントローラ 150 は、相対的に低い強度設定に対応する(例えば、ユーザに最も近い)最近位の位置にノブ 151 が配置される第 1 の位置と、相対的に高い強度設定に対応する(例えば、ユーザから最も遠い)最遠位の位置にノブ 151 が配置される第 2 の位置と、ノブ 151 が様々な中間の強度設定に対応する様々な位置に配置される複数の中間の位置とを有するように構成され得る。理解され得るように、近位端から遠位端への強度設定は、例えば、高から低に反転され得る。強度コントローラ 150 の一実施形態は、「ELECTROSURGICAL PENCIL WITH ADVANCED ES CONTROLS」と題される共有に係る米国特許出願第 11/337,990 号に開示されており、該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。

【0158】

図 14 に図示され、上で述べられたように、ノブ 151 は筐体 20a の中に配置されるガイドチャンネル 157 に沿って進むように大きさを決められ得、該ガイドチャンネル 157 は一連の位置、例えば、5 つを規定する一連の個々別々なまたは係止される位置が提供され、低い強度設定から高い強度設定までの出力強度の容易な選択を可能にする。一連の協働する個々別々なまたは係止される位置はまた、ある程度の触覚フィードバックを外科医に提供する。従って、使用において、強度コントローラ 150 が遠位方向および近位方向に滑動するにつれ、接点 154 の上に配置される機械的インターフェース 158 は一連の対応する係止点(図示せず)に選択的に係合させ、強度コントローラ 150 が所望の強度設定に設定されたときにユーザに触覚フィードバックを提供すると共に、強度レベルを設定する。代替的に、強度コントローラ 150 から(例えば、「クリック(click)」、電気外科的エネルギー源 500 から(たとえば、「トーン」、および／またはブザーのような補助的な音生成デバイス(図示せず)から、聴覚フィードバックが生成され得る。

【0159】

強度コントローラ 150 はまた、知覚された出力強度に影響するように、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)および／または電力対インピーダンス曲線の形状を調節するように構成および適合され得る。例えば、強度コントローラ 150 が遠位方向に置かれれば、置かれるほど、顎部材 110 および 120 (または単極の構成に配置されたときには、顎部材 110 だけ)に伝えられる電力パラメータのレベルが大きくなる。鉗子が単極モードで配置されるときには、電力強度は約 60 mA ~ 約 240 mA の範囲にあり得、組織は約 2 k オームのインピーダンスを有する。60 mA の強度レベルは、ごく少量および／または最小の切断／切開／止血効果を提供し得る。240 mA の強度レベルは非常に強い切断／切開／止血効果を提供する。

【0160】

強度設定は、一般的には、所望の外科的効果、外科的特質および／または外科医の選択に基づいて、事前に設定され、かつ、参照表から選択される。選択は自動的に行われ得るか、またはユーザによって手動で選択され得る。

【0161】

鉗子 10 が 1 つのモードから別のモードに変更されるときに、強度コントローラ 150 がリセットされなければならない(例えば、ノブ 151 がガイドチャンネル 157 の最近位に再配置されることにより、事前に設定された構成に強度レベルを再設定する)ように、

強度コントローラ 150 は構成され得るということが想定される。リセットされた後に、強度コントローラ 150 は、必要に応じて、選択されたモードにとって所望のおよび / または必要な強度レベルに調節され得る。

【0162】

回路基板 172 またはジェネレータ 500 はまた、各モードに対する最後の強度レベル設定を記憶するアルゴリズムを含み得るということが想定されかつ考えられる。この方法で、特定のモードが再選択されたときに、強度コントローラ 150 は最後の動作値にリセットされることを必要としない。

【0163】

本開示はまた、電気外科的ジェネレータ 500 からの電気外科的エネルギーを用いて組織を処置するための方法に関し、該方法は、シャフト 12 を取り付けられた筐体 20 を含む内視鏡型の鉗子 10 を提供するステップを含む。シャフト 12 は、シャフト 12 の遠位端付近に取り付けられた第 1 および第 2 の顎部材 110 および 120 をそれぞれ含む。顎部材 110 および 120 が互いに対して間隔を空けた関係に配置される第 1 の位置から、顎部材 110 および 120 が協働して間に組織を掴む第 2 の位置に、顎部材 110 および 120 を互いに対して動かすために、アクチュエータまたはハンドルアセンブリ 30 が含まれる。スイッチアセンブリ 170 は筐体 20 の上に含まれており、該スイッチアセンブリ 170 は、ユーザが単極または双極のモードで顎部材 110 および 120 に選択的にエネルギーを加え、組織を処置することを可能にする。

10

【0164】

理解され得、かつ、上で述べられたように、スイッチアセンブリ 170 は、スイッチ 250 および 260 と、プリント回路基板 172 と、コネクタ 176 a ~ d とを含む。強度コントローラ 150 はまた、スイッチアセンブリ 170 と共に含まれ得、いずれかのモードで配置されたときに、電気外科的エネルギーの強度レベルを調整する。この特定の方法において、ステップは、顎部材 110 および 120 の間に組織を掴むことと、双極または単極の様式で顎部材 110 および 120 を選択的に作動させ、顎部材 110 および 120 の間に配置された組織を処置することと、強度コントローラ 150 を制御することによって、電気外科的エネルギーの強度を選択的に調整することとをさらに含む。

20

【0165】

本方法の他のステップは、ナイフの選択的な作動のために構成されているナイフアセンブリ 70 を提供するステップと、組織の処置の後にナイフ 190 を進め、組織を分離するために、ナイフアセンブリ 70 を選択的に作動するステップとを含み得る。さらに別のステップは、動作状態の間に必要に応じて電気外科的エネルギーの強度を調節することと、作動の前に、ナイフアセンブリ 70 のロックを外すか、または第 1 の位置から第 2 の位置にハンドル 30 a および 30 b を作動しているときに、同時にナイフアセンブリ 70 のロックを外すこととを含み得る。

30

【0166】

図 17 に最良に示されているように、ナイフアセンブリ 70 の細長いナイフバー 71 の遠位端 71 a は、ナイフ 190 にその近位端で取り付けられる。ナイフ 190 は、当該分野において公知の任意の方法、例えば、スナップフィット、摩擦嵌入、ピン止め、溶接、接着剤などでナイフバー 71 に取り付けられ得るということが想定される。図 17 に示されている特定の実施形態において、クランプカラー 197 は、ナイフ 190 をナイフバー 71 にしっかりと係合されたままに保つために使用される。

40

【0167】

スイッチ 250 および 260 は一般的に押しボタンタイプであり、(いったん組み立てられると) 筐体 20 のそれぞれの開口 250 ' および 260 ' の中に座るように人間工学的に大きさを決められる。スイッチ 250 および 260 は、ユーザが組織の外科的処置のために鉗子 10 を選択的に作動することを可能にするということが想定される。さらに詳細には、スイッチ 250 または 260 のいずれかが押されると、電気外科的エネルギーがリード 325 a および / または 325 b を通ってそれぞれの顎部材 110 および 120 に

50

送られる。

【0168】

また、上で述べられたように、顎部材110および120が閉じられた場合および／または顎部材110および120が間に保持された組織を有する場合でなければ、スイッチ250および260の1つまたは両方が始動し得ないように、安全スイッチ255（または回路またはアルゴリズム（図示せず））が使用され得る。後者の例において、組織が顎部材の間に挟まれているかどうかを決定するために、センサ（図示せず）が使用され得る。さらに、手術前、同時（すなわち、手術中）および／または手術後の外科的状态を決定する他のセンサメカニズムが使用され得る。これらのセンサメカニズムはまた、電気外科的ジェネレータに結合される閉ループのフィードバックシステムと共に利用され得、手術前、同時（すなわち、手術中）および／または手術後の外科的状态の1つ以上に基づいて、電気外科的エネルギーを調整する。様々なセンサメカニズムとフィードバックシステムとが、「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」と題される共有に係る同時係属中の米国特許出願第10/427,832号に記述されており、該出願の全内容は、本明細書において参考として援用される。

10

【0169】

再び図14に戻ると、筐体20と、回転アセンブリ80と、駆動アセンブリ70と、ハンドルアセンブリ30と、スイッチアセンブリ170との分解図を示しており、これらの様々な構成要素のパーツの全ては、シャフト12および末端エフェクタアセンブリ100と共に、製造プロセスの間に組み立てられ、部分的および／または完全に使い捨ての鉗子10を形成するということが想定される。例えば、上で述べられたように、シャフト12および／または末端エフェクタアセンブリ100は使い捨てであり得、従って、筐体20および回転アセンブリ80に選択的／解放可能に係合することができ、部分的に使い捨ての鉗子10を形成し得、および／または鉗子10全体が使用後に捨てられ得る。

20

【0170】

対向する顎部材110および120は、ナイフアセンブリ70のロックを外すことなく、回転され、部分的に開かれ、閉じられ得、理解され得るように、該ナイフアセンブリ70は、時期尚早にナイフ190を作動することなく、ユーザが組織を掴み処理することを可能にするということが想定される。以下で述べられるように、ハンドル30aおよび30bの実質的に完全に閉じられた位置だけが、作動のために、ナイフアセンブリ70のロックを外す。

30

【0171】

いったん密閉部位に対し所望の位置が決定され、顎部材110および120が適切に配置されると、ハンドル30aおよび30bがぎゅっと握られ得、駆動アセンブリ60を作動し、組織に対して顎部材110および120を閉じる。上で述べられたように、ハンドル30aおよび30bが組織に対して完全に閉じられたときに、トグルリンク35aおよび35bは長手方向軸「A」に平行な方向を越えて過回転し、その結果、ハンドル30aおよび30bをわずかに解放することがバネ63を付勢し、ハンドル30aおよび30b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30aおよび30bが互いに対してロックするとき、次に、顎部材110および120は、約3 kg/cm²～約16 kg/cm²の圧力範囲内で、好適には、約7 kg/cm²～約13 kg/cm²の圧力範囲内で、組織に対してロックして固定する。ここで鉗子10は電気外科的エネルギーの選択的な印加および（所望される場合には）その後の組織の分離のための準備が整う。

40

【0172】

長手方向軸「A」に対するトグルリンク35aおよび35bの配置により得られる機械的利点と、相互係合するギアティースとして遠位端34a'および34b'を構成することによって得られる機械的な利点との組み合わせは、約3 kg/cm²～約16 kg/cm²の作用圧力範囲内で、特に有益な実施形態においては、約7 kg/cm²～約13 kg/cm²の作用圧力範囲内で、組織に対する一貫した均一かつ正確な閉鎖圧力を容易に

50

しかつ確実にするということが想定される。組織に印加される電気外科的エネルギーの強度、周波数、および持続期間を制御することによって、ユーザは、スイッチ 250 および 260 のいずれかまたは両方を作動することによって、焼灼するか、凝固し / 乾燥させるか、密閉するか、および / または出血を単に減少させるかまたは遅くするかをいずれかを行い得る。

【0173】

1 つ以上の特に有益な実施形態において、顎部材 110 および 120 の導電性密閉面 112、122 のそれぞれは、尖った縁での電流の集中を避け、高電流の地点間でのアークをさけるために、比較的平坦である。さらに、顎部材 110 および 120 は、好適には、係合したときの組織の反作用の力による曲げに耐えるように製造される。例えば、顎部材 110 および 120 は幅に沿ってテーパを付けられ得、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の力による曲げに耐えるので、有利となる。

10

【0174】

上で述べられたように、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 を含み、該停止部材 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 (複数の停止部材) 90 は、特定の材料特性 (例えば、圧縮強度、熱膨張性など) に従って、所定の距離だけ密閉面 122 から伸びるように大きさを決められ得、密閉の間に一貫した正確なギャップ距離「G」をもたらす。密閉の間の、対向する密閉面 112 と 122 との間のギャップ距離は、約 0.001 インチ ~ 約 0.006 インチの間、1 つの特に有益な実施形態においては、約 0.002 ~ 0.003 インチの間の範囲にある。非導電性停止部材 (複数の部材) 90 は、顎部材 110 および 120 の上に成型 (例えば、オーバーモールド、射出成型など) され得るか、顎部材 110 および 120 の上にスタンピングされ得るか、または顎部材 110 および 120 の上に堆積され得る。例えば、1 つの技術は、顎部材 110 および 120 の 1 つまたは両方の表面にセラミック材料 (または類似物) を溶射し、停止部材 (複数の停止部材) 90 を形成することを含む。様々な面に広い範囲の熱抵抗性かつ絶縁性の材料を堆積し、導電性面 112 および 122 の間のギャップ距離を制御するための停止部材 90 を作成することを含む、いくつかの溶射技術が考えられる。

20

【0175】

エネルギーが顎部材 110 および 120 を横切り組織を通して末端エフェクタアセンブリ 100 に選択的に伝えられるとき、組織の密閉部は分離した 2 つの組織の半分を形成する。この時点で他の公知の血管密閉機器では、ユーザは、鉗子 10 を取り外し、そして、組織の密閉部に沿って組織の半分を分割する切断機器 (図示せず) に取り替えなければならない。理解され得るように、これは時間を浪費しうんざりするものであり、理想的な組織切断面に沿った切断機器の誤配列および誤配置による、組織の密閉部を横切る不正確な組織分割となり得る。

30

【0176】

上で詳細に述べられたように、本開示はナイフアセンブリ 70 を組み込み、トリガノブ 76 を介して作動されたときに、該ナイフアセンブリ 70 は正確に理想的な組織面に沿って組織を漸進的かつ選択的に分割し、間に組織のギャップを有する 2 つの密閉された半分に組織を効果的かつ確実に分割する。ナイフアセンブリ 70 は、カニユーレまたはトロカールのポートを介して切断機器を取り替えることなく、密閉直後に、ユーザが組織を素早く分離することを可能にする。理解され得るように、組織の正確な密閉および分割は同じ鉗子 10 を用いて達成される。

40

【0177】

ナイフブレード 190 はまた同じまたは代替の電気外科的エネルギー源に結合され得、組織の密閉部に沿った組織の分離を容易にするということが想定される。さらに、ナイフブレードの先端 192 の角度は、特定の目的に従って、幾分急な切断角度を提供するように大きさを決められ得るということが想定される。例えば、ナイフブレードの先端 192

50

は、切断に関連する「組織の小片」を少なくする角度で配置され得る。さらに、ナイフブレードの先端 192 は、特定の目的に従って、または特定の結果を達成するために、例えば、鋸歯状、V 字状、目打ち状、中空状、凹状、凸状などのような様々なブレードの幾何形状を有するように設計され得る。鉗子 10 は、組織の密閉部の形成後に組織を分割するために、単極モードで作動され得るということがまた考えられる。

【0178】

いったん組織が組織の半分に分割されると、顎部材 110 および 120 は、ハンドル 30a および 30b を再び掴み、各ハンドル 30a および 30b を筐体 20 に対して外方向に動かすことによって開かれ得る。ナイフアセンブリ 70 は漸進的かつ単一方向の様式（すなわち遠位方向）に概ね切断するということが想定される。

10

【0179】

図 3A ~ 図 3C に最良に示されているように、顎部材 110 および 120 の近位部分とシャフト 12 の遠位端 16 とは、弾力的なまたは柔軟な絶縁材料またはブーツ 220 によって被膜され得、電気外科的作動の間、特に、単極作動モードにおける迷走電流の集中を減少させる。さらに詳細には、顎部材 110 および 120 が閉じた姿勢で配置されたときの第 1 の構成（図 3B を参照）から、顎部材 110 および 120 が開かれたときの第 2 の構成（図 3A および図 3C を参照）まで、ブーツ 220 は柔軟である。理解され得るように、顎部材 110 および 120 が開いているときには、ブーツはエリア 220a および 220b で曲がるかまたは伸張し、近位フランジ 113 および 123 の動きに適應する。1 つの想定される絶縁ブーツ 220 に関するさらなる詳細は、「INSULATING BOOT FOR ELECTROSURGICAL FORCEPS」と題される共有に係る同時に出願された米国特許仮出願第 60/722,213 号 [代理人整理番号第 203-4546 (H-US-00237) 号] に記述されており、該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。

20

【0180】

図 18 ~ 図 22 は、柔軟な回路 170' での使用のための安全ロックアウトメカニズム 255' の 1 つの特に有益な実施形態を示す。上で記述された安全ロックアウト 255 とほとんど同じく、ロックアウトメカニズム 255' はトリガロックアウト 32' に対して遠位方向の地点でハンドル 30a に配置される。この特定の安全ロックアウト 255' は、図 18 に最良に示されているように、長手方向軸「A」に対して垂直に伸びるように構成されている。筐体 20 に向けたハンドル 30a' の動きは、上で記述された方法と似た方法で安全ロックアウト 255' を筐体 20 に向けて動かす。安全ロックアウト 255' は柔軟な回路 170' の安全スイッチ 171' に係合するように構成され、ハンドル 30a'（次に顎部材 110 および 120）が筐体 20 に対して動かされた（すなわち、ハンドル 30a' および 30b' の両方が組織を掴むために閉じられた）ときだけに作動することを可能にする。

30

【0181】

図 20 の概略図に最良に示されているように、安全スイッチ 171' が作動されるまで、回路 400 が開いたままであるように、安全スイッチ 171' は回路 400 の一部分として設計される。図 21 は組み立ての前後の安全スイッチ 171' の位置を示す。さらに詳細には、組み立て時に、安全スイッチ 171' は筐体 20 の先端部分 20a によって所定の位置へと曲げられ（想像表示を参照）、その結果、安全スイッチ 171' の遠位部分が筐体 20b の中に配置されている内壁またはレッジ 173' に対して付勢され、押し込まれる。安全スイッチ 171' は、鉗子 10 の耐用年数の間、適切な位置に固定されたままであるということが想定される。

40

【0182】

図 22A ~ 図 22C は安全スイッチ 171' の作動順序を示す。さらに詳細には、上で述べられたように、安全スイッチ 171' は、組み立てられたとき（およびハンドル 30a および 30b と顎部材 110 および 120 とが開かれたとき）に、図 22A に示されているように、筐体 20b の内壁またはレッジ 173' に対して固定される。筐体 20b に

50

向けたハンドル 30a' の動きの際に、安全ロックアウト 255' は、図 22B に示されているように、筐体 20b に対して内方向に安全スイッチ 171' に向けて動く。ハンドル 30a' および 30b' が（上で詳細に記述されたように）閉じた位置に向けて動くにつれ、安全ロックアウト 255' は安全回路 171' に係合し、回路 400 を完成させ、かつ、鉗子 10 の選択的な作動を可能にする。

【0183】

いったん閉じられると、安全スイッチ 171' は双極および単極の両方の作動を可能にするように構成され得るか、または例えば、安全スイッチ 171' をリセットすること（すなわち、ハンドル 30a' および 30b' を開き再びぎゅっと握ること、別のトグルスイッチ（図示せず）など）なしには、1 度に 1 つのタイプの電氣的作動のみ可能にするより制限された様式で構成されるということが想定される。

10

【0184】

上の記述から、および様々な図面を参照して、特定の改変がまた本開示の範囲を逸脱することなく本開示に対して行われ得るということを当業者は理解し得る。例えば、鉗子 10 に他の機能、例えば、細長いシャフト 12 に対して末端エフェクタアセンブリ 100 を軸方向に移動する連結アセンブリを加えることが好ましいことがあり得る。

【0185】

鉗子 10（および / または鉗子 10 と共に使用される電気外科的ジェネレータ）はセンサまたはフィードバックメカニズム（図示せず）を含み得、該センサまたはフィードバックメカニズムは、顎部材 110 および 120 の間に挟まれた特定のサイズの組織を効果的に密閉する適切な量の電気外科的エネルギーを自動的に選択するということがまた考えられる。センサまたはフィードバックメカニズムはまた、密閉の間、組織を横切るインピーダンスを測定し、（視覚および / または聴覚）インジケータを提供し得、その結果、効果的な密閉部が顎部材 110 および 120 の間に作成される。このようなセンサシステムの例は、「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」と題される共有に係る米国特許出願第 10 / 427, 832 号に記述されており、該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。

20

【0186】

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る他のタイプのリコイルメカニズム、例えば、ガス作動リコイル、電気作動リコイル（すなわちソレノイド）などを含み得るということが考えられる。鉗子 10 は密閉することなく組織を切断するために使用され得るということがまた想定される。代替的に、ナイフアセンブリ 70 は同じまたは代替の電気外科的エネルギー源に結合され得、組織の切断を容易にする。

30

【0187】

図面は独立した血管を処置する鉗子 10 を描いているが、鉗子 10 は独立していない血管にも同様に使用され得る。理想的な組織面に沿って組織を切断する他の切断メカニズムがまた考えられる。

【0188】

末端エフェクタアセンブリ 100 の外面は、ニッケルベースの材料の被覆、スタンピング、金属射出成型を含み得、それらは、作動および密閉の間、顎部材 110 および 120 の間での周囲の組織との粘着を低減させるように設計されているということが想定される。さらに、顎部材 110 および 120 の導電性面 112 および 122 が、以下の材料のうちの 1 つ（または 1 つ以上の組み合わせ）から製造されるということがまた考えられる：ニッケルクロム、窒化クロム、THE Electrolyzing Corporation of OHIO によって製造されている Med Coat 2000、インコネル 600、およびスズ - ニッケルである。組織の導電面 112 および 122 はまた、同じ結果、すなわち、「非粘着面」を達成するために、上記の材料のうちの 1 つ以上で被覆され得る。理解され得るように、密閉の間に組織が「粘着」する量を減少させることは、機器の全体的な効率を改善する。

40

50

【0189】

本明細書において開示された1つの特定の部類の材料は、優れた非粘着特性を示し、一部の例においては、優れた密閉の質を示した。例えば、窒化物の被覆は、限定するわけではないが、TiN、ZrN、TiAlN、およびCrNを含み、非粘着目的のために使用される好適な材料である。CrNは、表面全体の特性および最適性能により、非粘着目的のために特に有益であることが分かった。他の種類の材料がまた全体的な粘着性を減少させることが分かった。例えば、約5:1のNi/Cr比を有する高ニッケル/クロム合金が、双極器具における粘着性を顕著に減少させることが分かった。この種類における1つの特に有益な非粘着材料はインコネル600である。密閉面112および122を有し、Ni200、Ni201(〜100%Ni)で作られているか、または被覆されている双極器具はまた、一般的な双極ステンレス鋼電極を上回る改善された非粘着性能を示した。

10

【0190】

図面は、本開示の鉗子で使用するための、1つの特定のタイプの単極ロックアウトまたは安全メカニズム255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メカニズムを示す。

【0191】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示されているが、本開示はそれらに限定されることを意図されていない。なぜならば、本開示が、技術的に可能な限り広い範囲となり、かつ、本明細書が、技術的に可能な限り広い範囲となるように読まれることが意図されているからである。従って、上の記述は限定として考えられるべきではなく、好適な実施形態の単なる例示として考えられるべきである。当業者は添付の特許請求の範囲および意図を逸脱することなく他の改変を想定する。

20

【0192】

(摘要)

内視鏡型の鉗子は、シャフトを取り付けられている筐体を含み、該シャフトは遠位端に配置されている一対の顎部材を含む。鉗子はまた、顎部材が互いに対して間隔を空けられた関係に配置されている第1の位置から、組織を処置するために、該顎部材が互いに近づく第2の位置に、顎部材を互いに対して動かす、筐体内に配置されている駆動アセンブリを含む。一対のハンドルは駆動アセンブリに動作するように接続されており、該ハンドルは、駆動アセンブリを作動し、顎部材を動かすために、筐体に対して動くことができる。顎部材が組織を処置するためにエネルギーを伝えることができるように、各顎部材は電気エネルギー源に接続するように適合されている。鉗子はまた、筐体の上に配置され、単極の様式で組織を処置するために、少なくとも1つの顎部材に第1の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である第1のスイッチを含む。第2のスイッチは、筐体の上に配置され、双極の様式で組織を処置するために、1つの顎部材に第1の電位のエネルギーを選択的にデリバリし、かつ、他の顎部材に第2の電位のエネルギーを選択的にデリバリするために作動可能である。

30

【図面の簡単な説明】

【0193】

対象の機器の様々な実施形態が図面を参照して本明細書において記述される。

40

【図1A】図1Aは、本開示に従った、開いた構成で示され、筐体と、ハンドルアセンブリと、シャフトと、末端エフェクタアセンブリとを含む内視鏡型の鉗子の上面斜視図である。

【図1B】図1Bは、本開示に従った、閉じた構成にある末端エフェクタアセンブリを示している図1Aの内視鏡型の鉗子の上面斜視図である。

【図2】図2は、図1Aの内視鏡型の鉗子の底面斜視図である。

【図3A】図3Aは、図1Aの末端エフェクタアセンブリの拡大左側斜視図である。

【図3B】図3Bは、図1Bの末端エフェクタアセンブリの拡大左側斜視図である。

【図3C】図3Cは、図1Aの末端エフェクタアセンブリの拡大側面図である。

【図3D】図3Dは、図1Aの末端エフェクタアセンブリの拡大端面図である。

50

【図 4】図 4 は、筐体のカバーを外して示されている、図 1 A の鉗子の内部上面斜視図である。

【図 5 A】図 5 A は、鉗子が開いた構成にあるときの、内側の構成要素の配置を示している、図 1 A の鉗子の拡大上面図である。

【図 5 B】図 5 B は、鉗子が閉じた構成にあるときの、内側の構成要素の配置を示している、図 1 B の鉗子の拡大上面図である。

【図 6 A】図 6 A は、不作動位置にあるナイフアクチュエータを示している、図 1 B の鉗子の内部作用構成要素の拡大斜視図である。

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

10

【図 7】図 7 は、不作動位置にある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、最近位または不作動位置にあるナイフアクチュエータのナイフを示している末端エフェクタアセンブリの末端エフェクタの非常に拡大された上面断面図である。

【図 8 B】図 8 B は、作動後のナイフの位置を示している、図 8 A の末端エフェクタアセンブリの非常に拡大された上面断面図である。

【図 9 A】図 9 A は、不作動位置にあるハンドルアセンブリを示している拡大上面図である。

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

【図 10 A】図 10 A は、開いた構成で示されている末端エフェクタアセンブリの非常に拡大された側面断面図である。

20

【図 10 B】図 10 B は、閉じた構成で示されている末端エフェクタアセンブリの非常に拡大された側面断面図である。

【図 10 C】図 10 C は、最近位または不作動位置にあるナイフアクチュエータのナイフを示している末端エフェクタアセンブリの底部顎部材の非常に拡大された正面斜視図である。

【図 10 D】図 10 D は、作動後のナイフの位置を示している、図 10 C の底部顎部材の非常に拡大された正面斜視図である。

【図 11 A】図 11 A は、作動後のナイフアクチュエータを示している、図 9 B に似た拡大上面図である。

30

【図 11 B】図 11 B は、作動後のナイフの位置を示している末端エフェクタアセンブリの非常に拡大された側面断面図である。

【図 12】図 12 は、末端エフェクタアセンブリの回転を示している、図 1 B の鉗子の上面斜視図である。

【図 13】図 13 は、パーツが分解されている鉗子の上面斜視図である。

【図 14】図 14 は、パーツが分解されている筐体の拡大斜視図である。

【図 15 A】図 15 A は、パーツが分解されている末端エフェクタアセンブリの底部顎の非常に拡大された斜視図である。

【図 15 B】図 15 B は、パーツが分解されている末端エフェクタアセンブリの上部顎の非常に拡大された斜視図である。

40

【図 16】図 16 は、本開示に従った鉗子で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、駆動アセンブリとナイフアセンブリとの様々な動くパーツを収容するための細長いシャフトの非常に拡大された斜視図である。

【図 18】図 18 は、図 1 A の鉗子で使用するための代替の安全ロックアウトメカニズムの上面斜視図である。

【図 19】図 19 は、図 1 A の鉗子で使用するための柔軟な回路基板の上面図である。

【図 20】図 20 は、図 19 の柔軟な回路基板の安全スイッチの動作特徴を示している概略図である。

【図 21】図 21 は、鉗子の筐体内での、図 19 の安全スイッチの組み立てを示している

50

内部斜視図である。

【図 2 2 A】図 2 2 A は、ロックアウトメカニズムが柔軟な回路基板の安全スイッチに係合するとき、図 1 8 の安全ロックアウトメカニズムの動作の動きを示している内部図である。

【図 2 2 B】図 2 2 B は、ロックアウトメカニズムが柔軟な回路基板の安全スイッチに係合するとき、図 1 8 の安全ロックアウトメカニズムの動作の動きを示している内部図である。

【図 2 2 C】図 2 2 C は、ロックアウトメカニズムが柔軟な回路基板の安全スイッチに係合するとき、図 1 8 の安全ロックアウトメカニズムの動作の動きを示している内部図である。

【図 2 3】図 2 3 は、電気スイッチングアセンブリの概略的な電気回路図である。

【図 2 4】図 2 4 は、スイッチングアセンブリ上の強度制御の動きを示しているコンピュータシミュレーションである。

【図 2 5】図 2 5 は、強度制御アクチュエータの拡大図である。

【図 2 6】図 2 6 は、筐体内に配置されるデテントトラックの中で機械的に係合する強度制御アクチュエータのコンピュータでシミュレーションされた内部拡大図である。

【図 2 7】図 2 7 は、筐体内に規定された軌道の上で機械的に係合する強度制御アクチュエータのコンピュータでシミュレーションされた内部拡大上面図である。

【図 2 8】図 2 8 は、ハンドルアセンブリのハンドルに駆動アセンブリを動作するように接続しているテーパの付けられたトグルリンクを示している、コンピュータでシミュレーションされた斜視図である。

【図 2 9】図 2 9 は、一対のダブルタング固定要素を示しているトグルリンクの一実施形態の拡大斜視図である。

【図 3 0】図 3 0 は、一対のダブルタング固定要素のうちの 1 つの間にそれぞれ規定される一対のスロットの方向を示している拡大上面図である。

【符号の説明】

【 0 1 9 4 】

- 1 0 鉗子
- 1 2 シャフト
- 1 4 シャフトの近位端
- 1 6 シャフトの遠位端
- 2 0 筐体
- 3 0 ハンドルアセンブリ
- 7 0 ナイフトリガアセンブリ
- 8 0 回転アセンブリ
- 1 0 0 末端エフェクタアセンブリ
- 2 5 0 スイッチ
- 2 6 0 スイッチ
- 3 1 0 電気外科的ケーブル

10

20

30

【図 1 A】

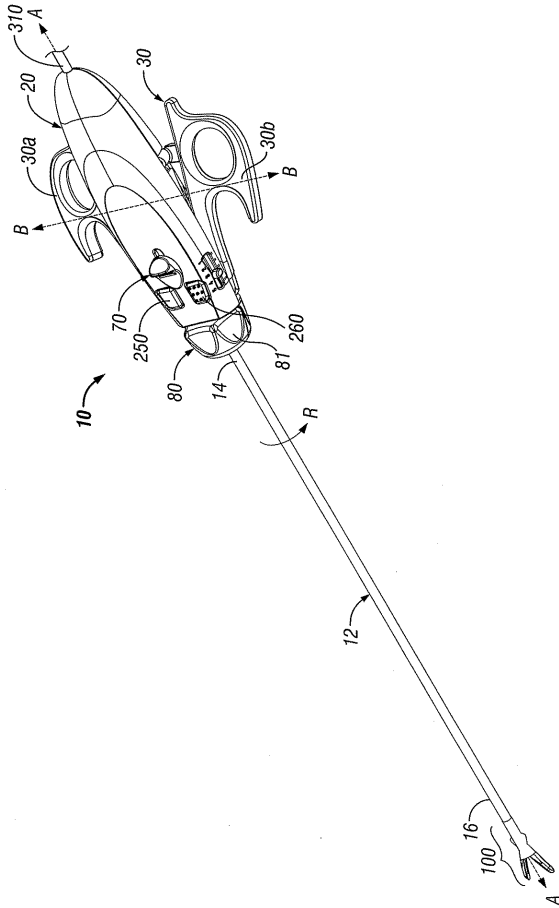


FIG. 1A

【図 1 B】

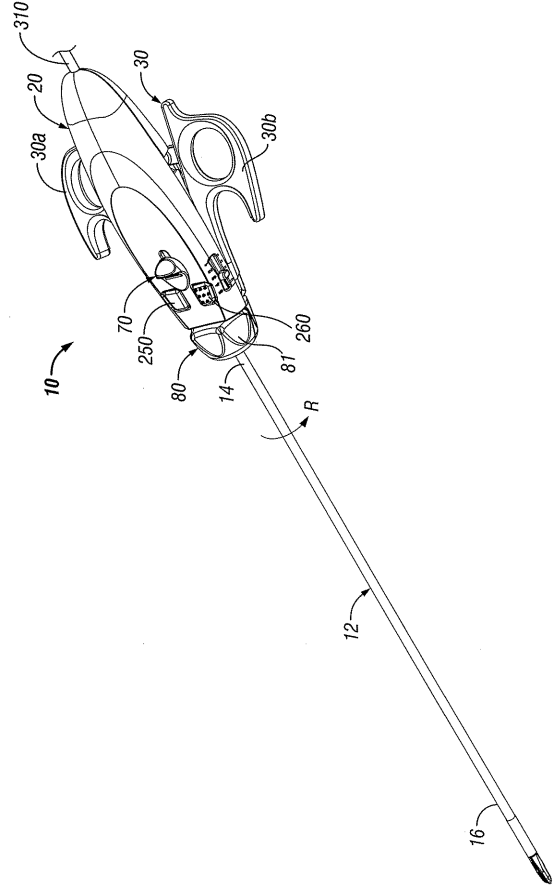


FIG. 1B

【図 2】

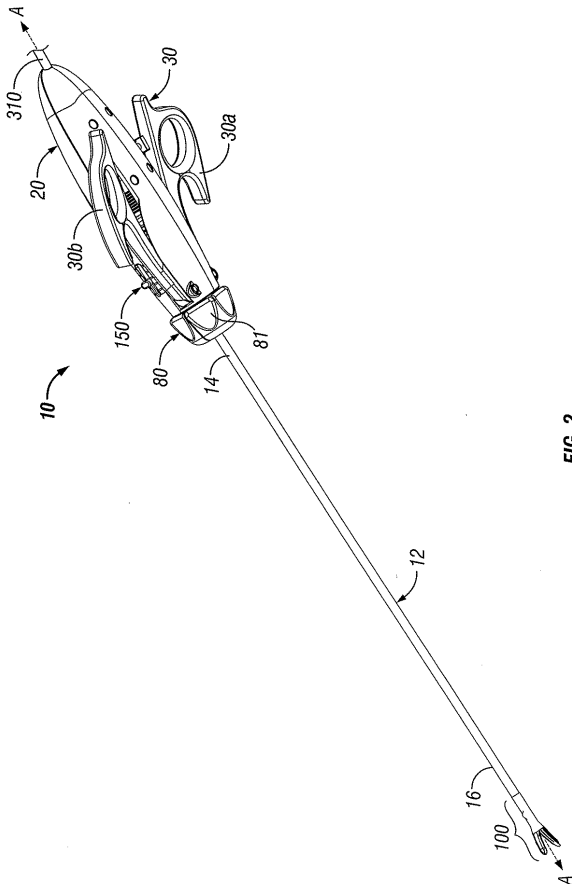


FIG. 2

【図 3 A】

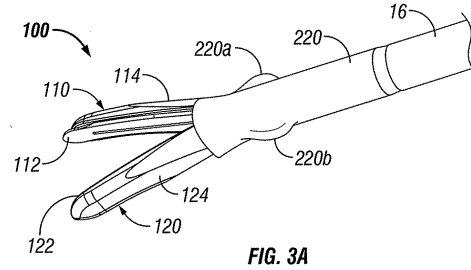
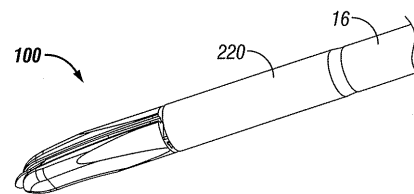


FIG. 3A

【図 3 B】



【図 3 C】

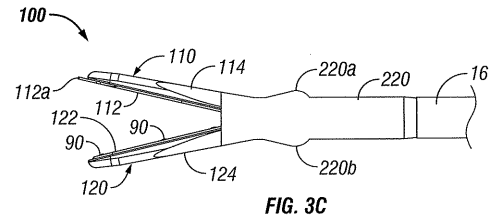


FIG. 3C

【図 6 A】

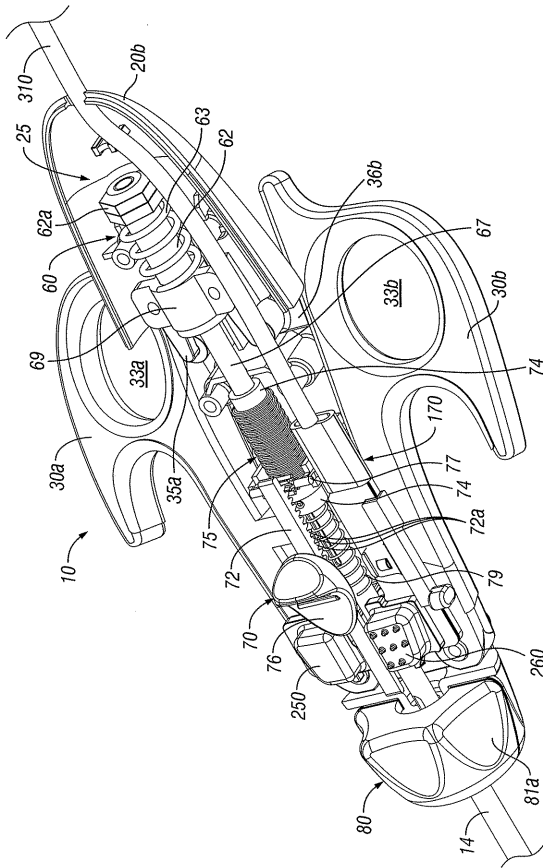


FIG. 6A

【図 6 B】

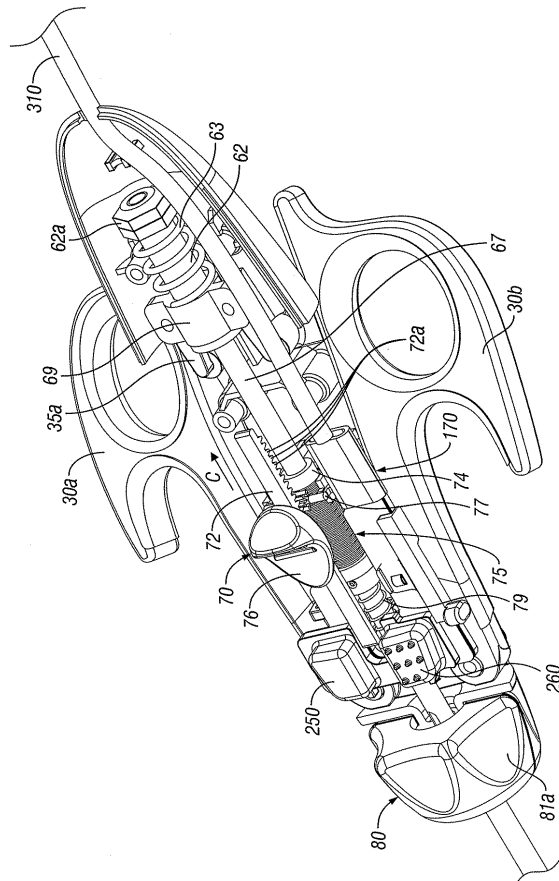


FIG. 6B

【図 7】

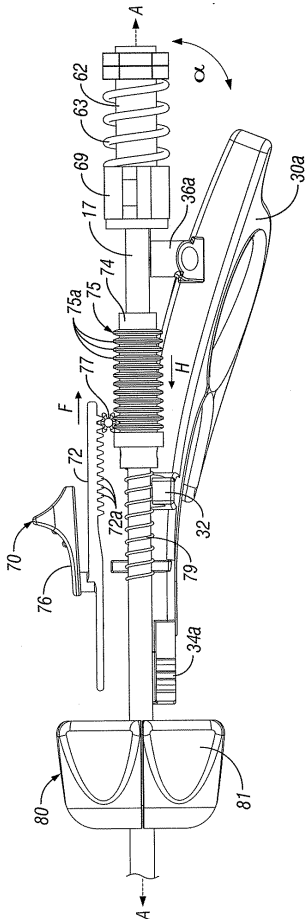


FIG. 7

【図 8 A】

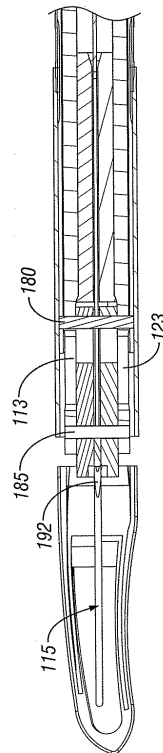


FIG. 8A

【 図 8 B 】

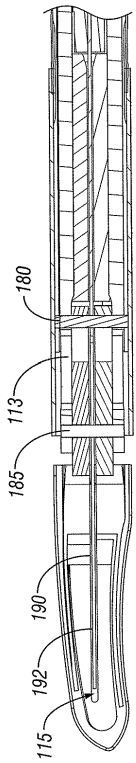


FIG. 8B

【 図 9 A 】

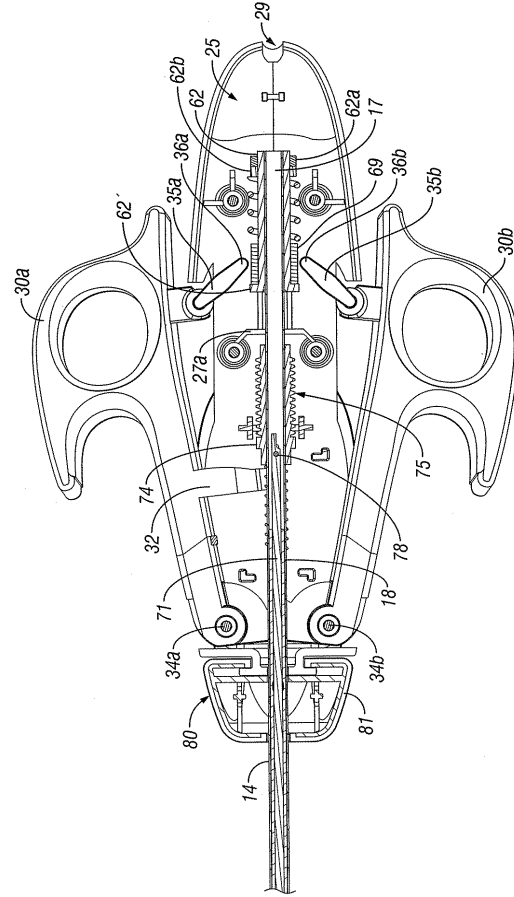


FIG. 9A

【 図 9 B 】

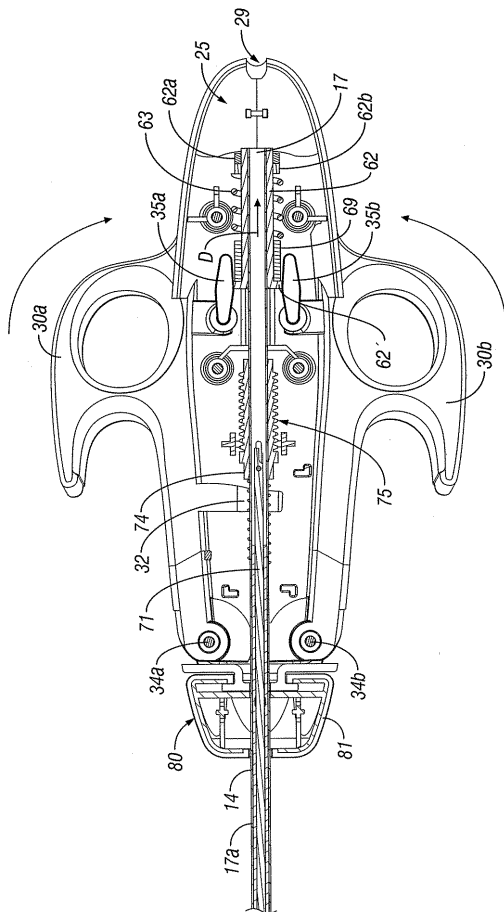


FIG. 9B

【 図 10 A 】

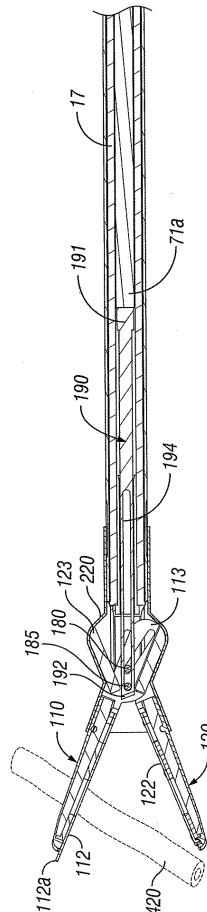


FIG. 10A

【図 10B】

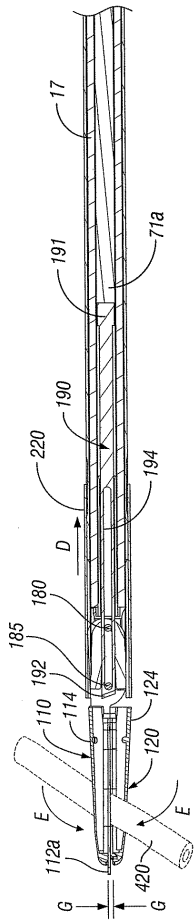


FIG. 10B

【図 11A】

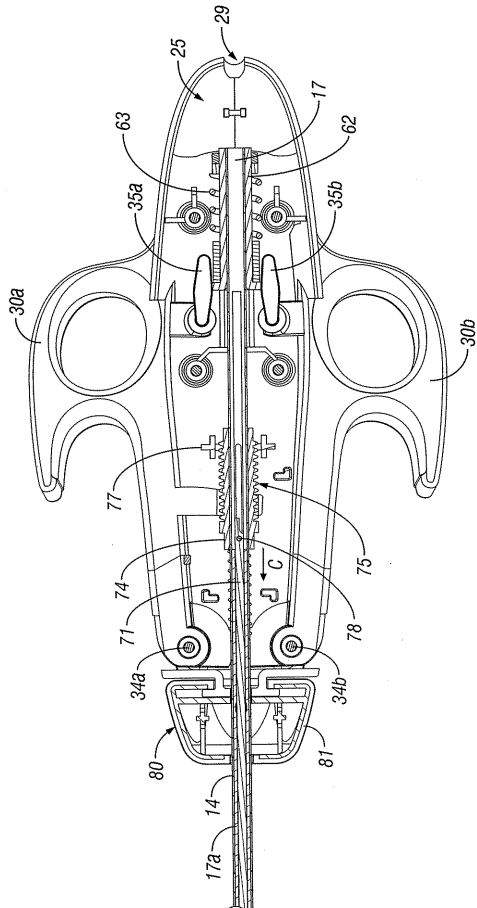


FIG. 11A

【図 10C】

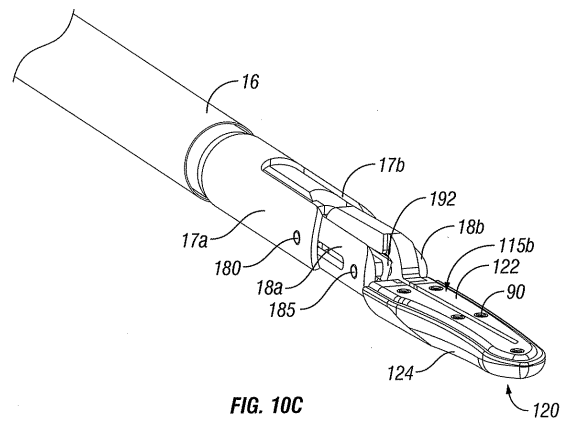


FIG. 10C

【図 10D】

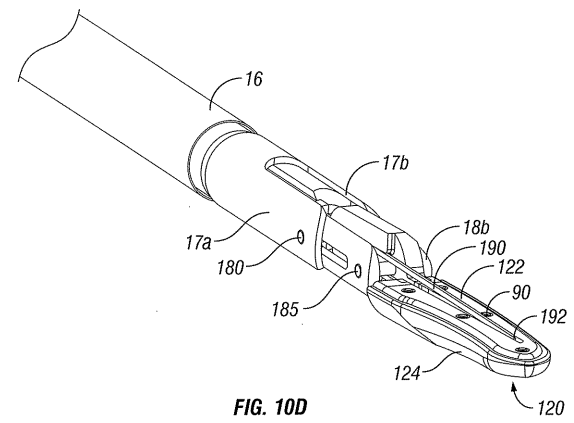


FIG. 10D

【図 11B】

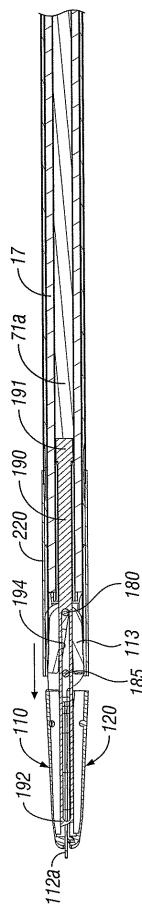


FIG. 11B

【図 12】

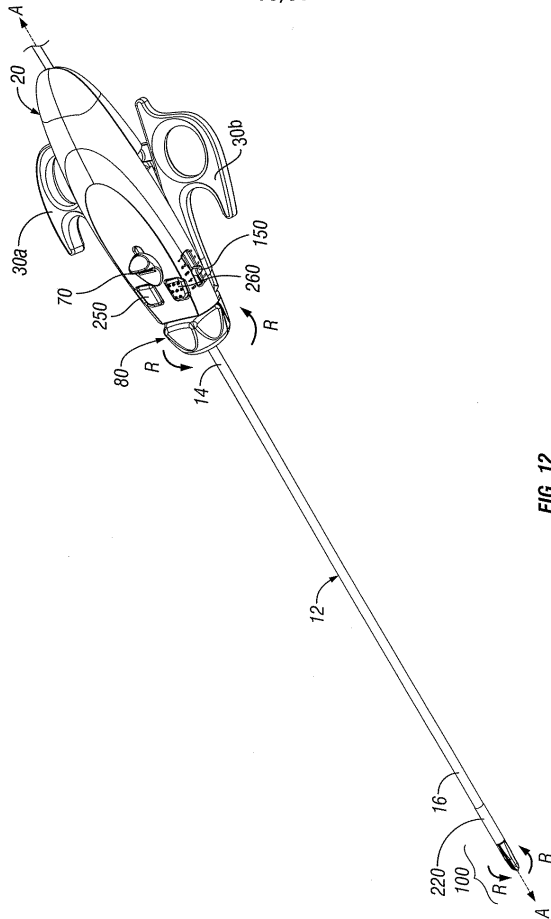


FIG. 12

【図 13】

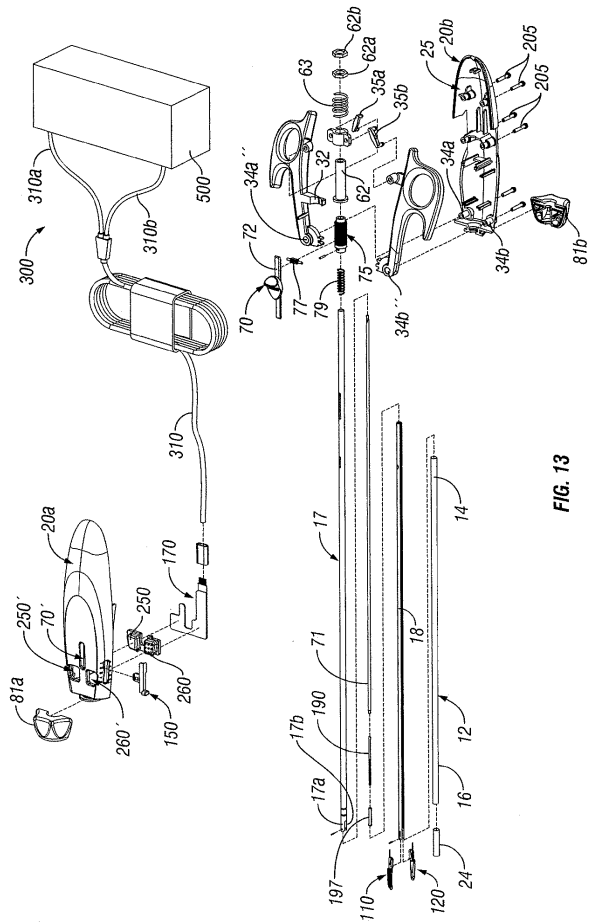


FIG. 13

【図 14】

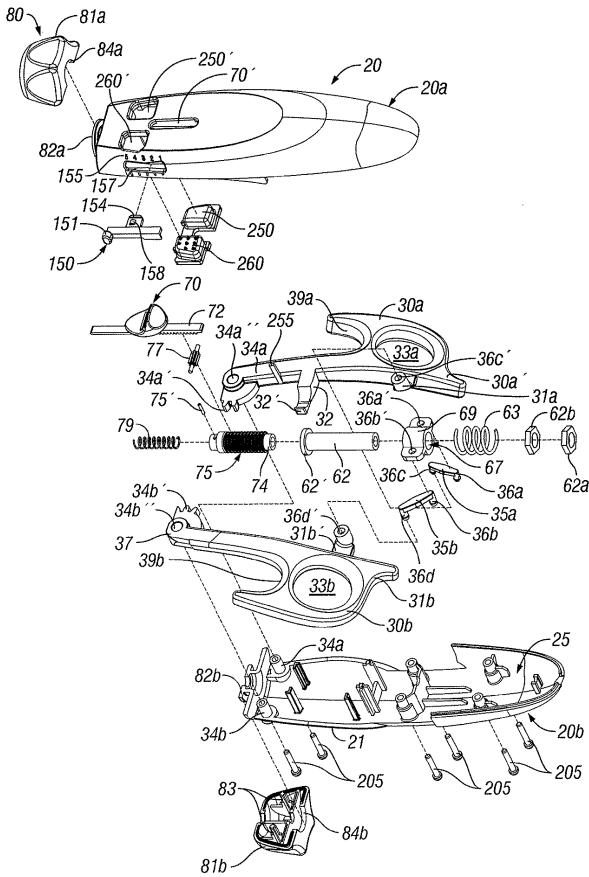


FIG. 14

【図 15 A】

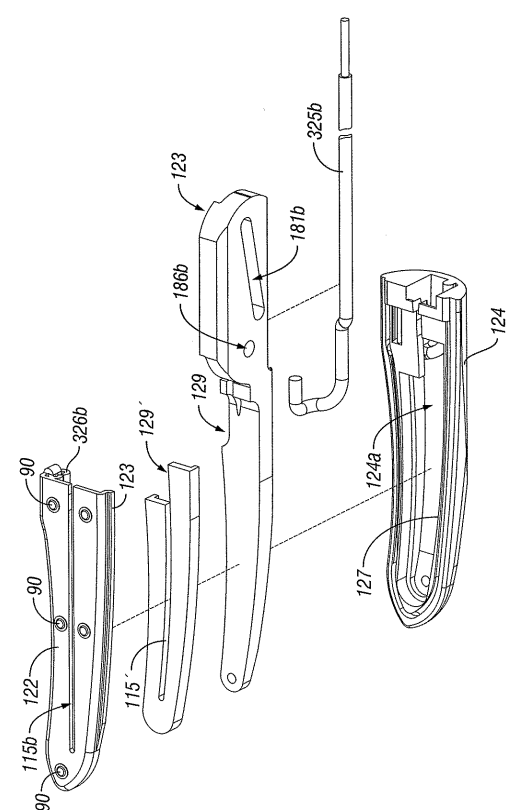


FIG. 15A

【図 15 B】

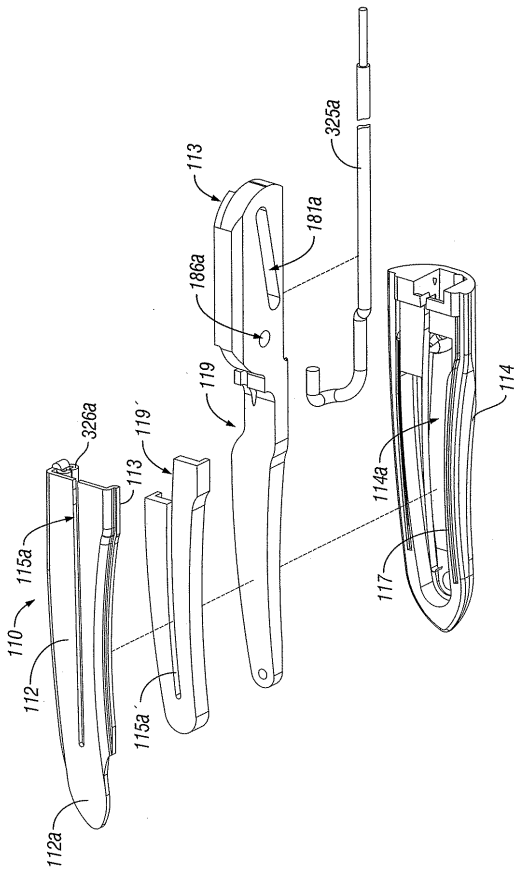


FIG. 15B

【図 16】

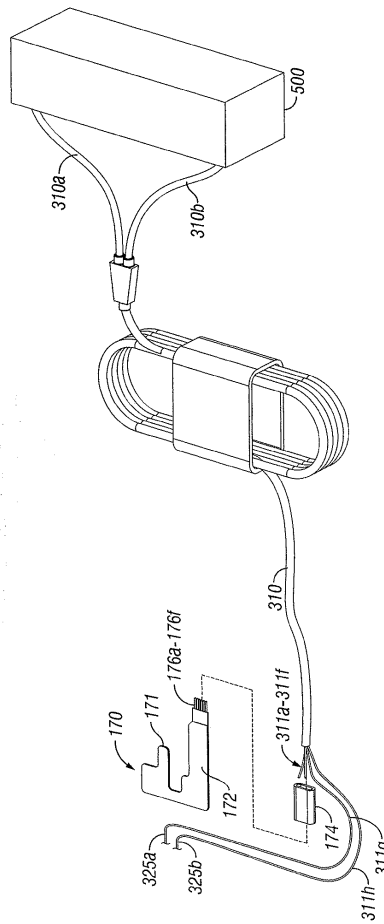


FIG. 16

【図 17】

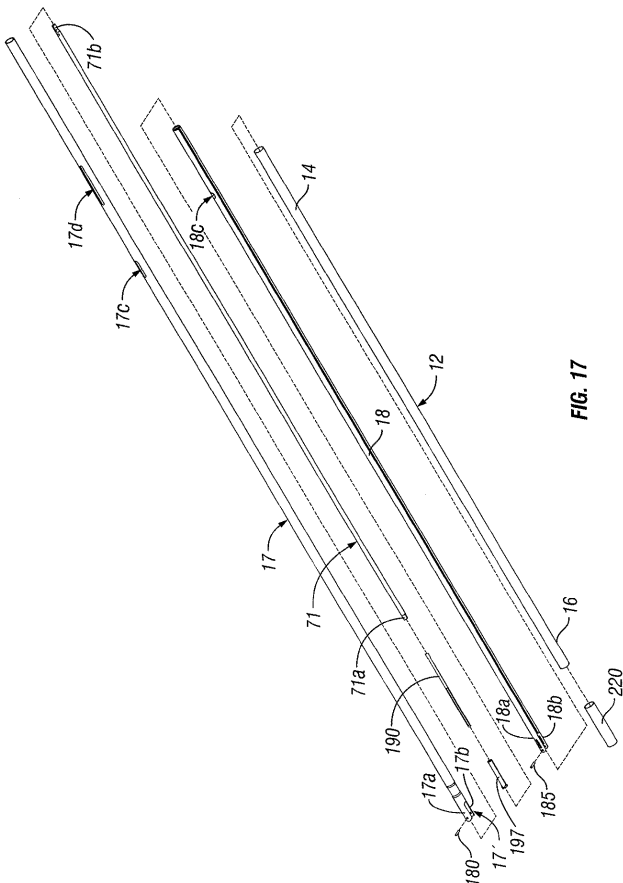


FIG. 17

【図 18】

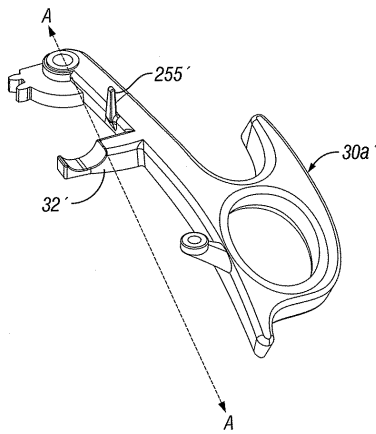


FIG. 18

【図 19】

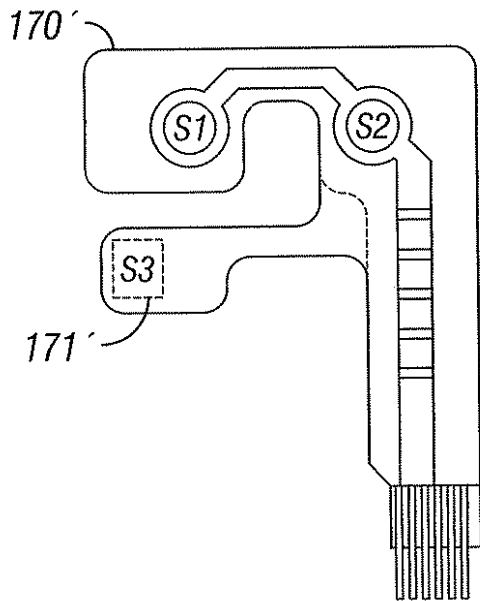


FIG. 19

【図 20】

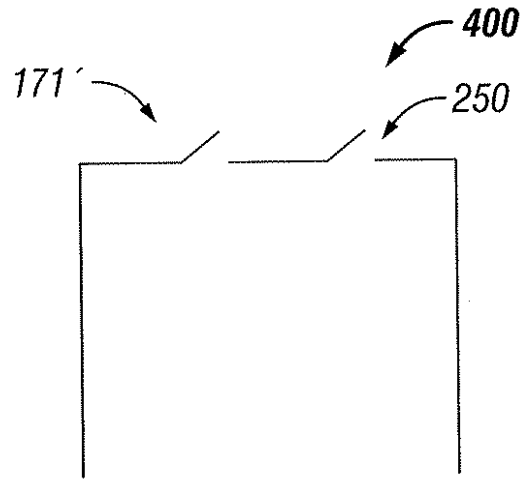


FIG. 20

【図 21】

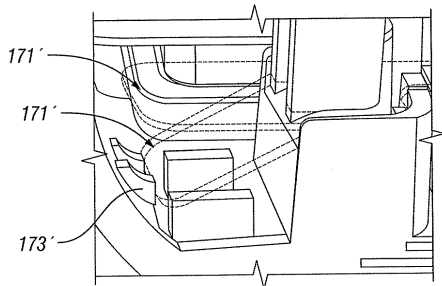


FIG. 21

【図 22 B】

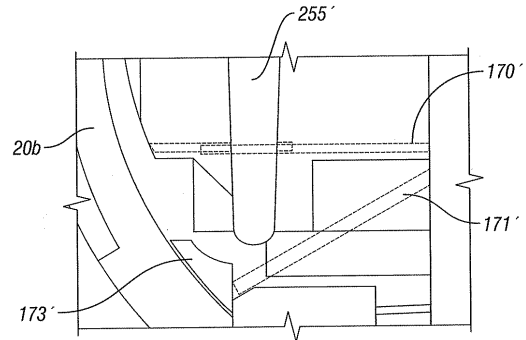


FIG. 22B

【図 22 A】

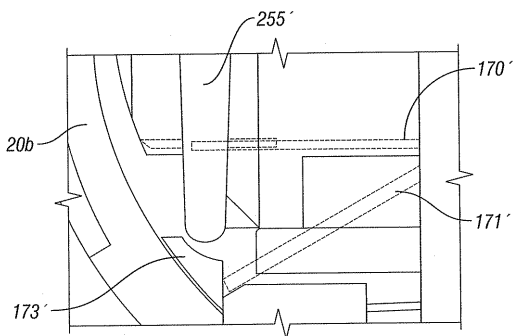


FIG. 22A

【図 22 C】

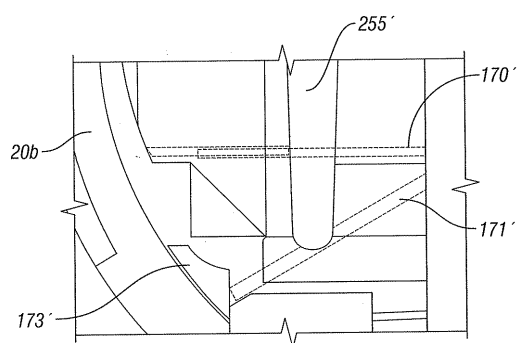


FIG. 22C

【 図 2 9 】

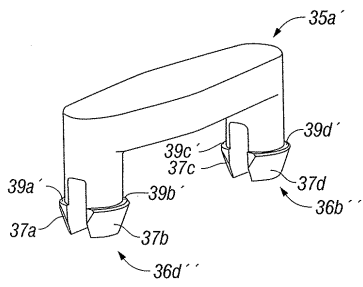


FIG. 29

【 図 3 0 】

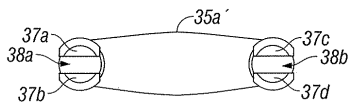


FIG. 30

フロントページの続き

(72)発明者 ボール ゲルラ

アメリカ合衆国 カリフォルニア 9 5 0 3 2 , ロス ガトス , ボニー レーン 1 6 5 0 0

(72)発明者 ディラン ハシュカ

アメリカ合衆国 アリゾナ 8 5 2 2 4 , チャンドラー , サウス エリス ストリート 6 3
5 ナンバー 3 0 4 3

Fターム(参考) 4C060 KK03 KK04 KK09 KK10 KK25

【外国語明細書】
2008119465000001.pdf

专利名称(译)	直列式容器密封装置		
公开(公告)号	JP2008119465A	公开(公告)日	2008-05-29
申请号	JP2007287955	申请日	2007-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	COVIDIEN		
申请(专利权)人(译)	Covidien公司AG		
[标]发明人	パトリックエルダンバルド デイビッドエムガリソン ポールゲルラ ディランハシュカ		
发明人	パトリック エル. ダンバルド デイビッド エム. ガリソン ポール ゲルラ ディラン ハシュカ		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/085 A61B18/1445 A61B2018/0063 A61B2018/1253 A61B2018/126 A61B2018/1412 A61B2018/1455		
FI分类号	A61B17/39 A61B17/39.320 A61B17/39.310 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C060/KK03 4C060/KK04 4C060/KK09 4C060/KK10 4C060/KK25 4C160/FF04 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK19 4C160/KK24 4C160/KK25 4C160/KK26 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/KK63 4C160/MM32 4C160/NN01 4C160/NN03 4C160/NN11		
优先权	11/594396 2006-11-08 US		
其他公开文献	JP5270905B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：开发一种小型，简单且具有成本效益的组合双极和单极装置，可与小套管一起使用。一种仪器，包括易于操作的手柄和仪器主体，仪器主体包括用于激活和释放机械上有利的致动力以减少用户疲劳的组件。本发明涉及一种内窥镜钳，其具有安装有轴的壳体，该轴包括设置在远端的一对钳口构件。镊子还使钳口构件在第二位置相对于彼此移动，其中钳口构件彼此接近以从第一位置处理组织，其中钳口构件彼此间隔开。并且驱动组件设置在壳体内并构造成相对于壳体移动。【选择图表】无

【 图 1 B 】

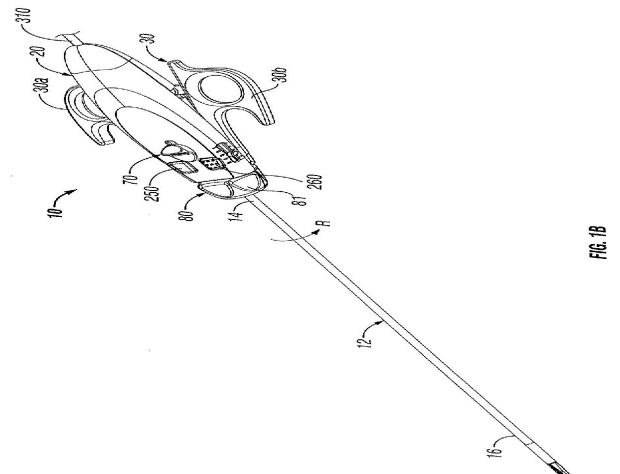


FIG. 1B