

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5301502号
(P5301502)

(45) 発行日 平成25年9月25日 (2013.9.25)

(24) 登録日 平成25年6月28日 (2013.6.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 1 外国語出願 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2010-129608 (P2010-129608)
 (22) 出願日 平成22年6月7日 (2010.6.7)
 (65) 公開番号 特開2011-11057 (P2011-11057A)
 (43) 公開日 平成23年1月20日 (2011.1.20)
 審査請求日 平成22年6月7日 (2010.6.7)
 (31) 優先権主張番号 12/478, 945
 (32) 優先日 平成21年6月5日 (2009.6.5)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 12/691, 942
 (32) 優先日 平成22年1月22日 (2010.1.22)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 510158325
 マイクロライン サージカル インコーポ
 レーテッド
 MICROLINE SURGICAL,
 INC.
 アメリカ合衆国 マサチューセッツ州
 01915 ベヴァリー スイート 16
 6T カミングセンター 800
 800 Cumming Center,
 Suite 166T, Beverl
 y, Massachusetts 01
 915 United States o
 f America
 (74) 代理人 100083286
 弁理士 三浦 邦夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波鉗片

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鉗であって、
 第1切開刃先及び第1剪断刃面を有する第1刃と；
 第2切開刃先及び第2剪断刃面を有する第2刃と；を備え、
 前記第1刃及び前記第2刃の少なくとも一方は、電極を有する非導電性材料で形成され

、
 前記非導電性材料には、前記電極を埋め込む挿入凹所と、金属被覆が設けられた金属被
 覆凹所と、が形成されていて、前記挿入凹部に埋め込み電極が埋め込まれ、前記金属被覆
 は、前記金属被覆凹所内から、前記挿入凹所内に伸長して前記埋め込み電極と電気接触し

10

、
 前記埋め込み電極は、前記非導電性材料上の金属被覆にろう付けされている、ことを特
 徴とするバイポーラ型鉗。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電気手術器具、より詳細には、埋め込み電極を有するバイポーラ型鉗に関す
 る。バイポーラ型鉗は、腹腔鏡手技、又は任意の他の所望の内視鏡手技において使用でき
 る。

【背景技術】

20

【 0 0 0 2 】

従来、様々な外科手技において出血性創傷を焼灼するためには熱が使用されてきた。例えば、身体内を移動する高周波（ R F ）エネルギーの使用は、出血を止めるために広汎に使用されてきた。この関連で、典型的には少なくとも 2 つの焼灼様式、つまりモノポーラ型又はバイポーラ型凝固法が使用される。

【 0 0 0 3 】

従来のモノポーラ型手術器具は、通常は、ジェネレータ、小さな寸法のメス先電極、及びメス先電極部位で放出されるエネルギーの回帰点として機能させるために患者の身体上に配置するように設計された面積の大きな対極板もしくは拡散電極を含んでいる。この関連で、メス先電極が出血部位に適用され、身体を通して患者の身体と電気接触している対極板までの電流路が完成される。

10

【 0 0 0 4 】

バイポーラ型手術器具は、手術器具で生成されたエネルギーを含有するモノポーラ型手術器具に比して固有の利点を有している。バイポーラ型手術器具では、メス先電極及び対極板の双方が手術器具上に配置される。そこで、モノポーラ型システムにおけるような患者上の別個の対極板は必要とされない。このため、生成されたエネルギーは手術器具が使用される部位にとどまり、近接近している患者組織にのみ影響を及ぼす。

【 0 0 0 5 】

一部のバイポーラ型鋏は、組織の同時の焼灼及び切開を許容する。典型的には、刃の基本構造は、剪断面の一方に配置された絶縁材料の層を備える金属及びバイポーラ電極間の電氣的絶縁を提供するためのヒンジピンである。この基本的アプローチに関するその後の進歩は、バイポーラ電極間の電氣絶縁を提供するために母材金属の刃と薄膜金属剪断面との間に絶縁層を提供すること、及びより耐久性の剪断面を可能にすることであった。

20

【 0 0 0 6 】

電氣手術用電極として機能させるために、セラミック体の外縁に適用された金属コーティングを備えた、金属の代わる、セラミック材料の基本構造も知られている。さらに、電氣手術用電極で作用するセラミック体の外縁、及び、剪断面として機能するセラミック体の内縁、の双方に金属を使用したセラミック材料の基本構造を用いた積層設計もまた知られている。しかし、従来のこのような積層設計は、異なる材料特性を有する材料を積層させるので、構造的な危険を伴う可能性がある。例えば、熱膨張及び熱収縮特性などの材料特性は、複合材料の膨張及び収縮によって惹起される応力に起因して弱化する積層鋏（もしくは刃）を生じさせることがある。

30

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

本発明は、組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鋏を提供することを目的とする。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 8 】

組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鋏であって、第 1 切開刃先及び第 1 剪断刃面を有する第 1 刃と；第 2 切開刃先及び第 2 剪断刃面を有する第 2 刃と；を備え、前記第 1 刃及び前記第 2 刃の少なくとも一方は、電極を有する非導電性材料で形成され、前記非導電性材料には、前記電極を埋め込む挿入凹所と、金属被覆が設けられた金属被覆凹所と、が形成されていいて、前記挿入凹部に埋め込み電極が埋め込まれ、前記金属被覆は、前記金属被覆凹所内から、前記挿入凹所内に伸長して前記埋め込み電極と電気接触し、前記埋め込み電極は、前記非導電性材料上の金属被覆にろう付けされている、ことを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

さらに、挿入凹所及び金属被覆凹所は、相互に統合して形成することができる。

【 0 0 1 0 】

50

第1刃及び第2刃の各々は、非導電性材料を含むことができる。この関連で、第1刃は第1埋め込み電極を有していてもよく、第2刃は第2埋め込み電極を有していてもよく、第1電極及び第2電極は相互に極性が反対である。

【0011】

第1電極は第1刃の外面に埋め込まれてもよく、第2電極は第2刃の外面に埋め込まれてもよい。さらに、埋め込み電極を有する第1刃及び第2刃の一方は、剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれた金属剪断面を含むことができる。

【0012】

また、第1刃及び第2刃の少なくとも一方の非導電性材料を、セラミック材料とし、埋め込み電極は金属インサートとしてもよい。そして、第1刃及び第2刃の他方は金属で構成してもよい。

【0013】

第1刃及び第2刃の双方に金属剪断面を備えることができる。例えば、第1刃は、第1剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれた第1金属剪断面とすることができ、第2刃は、第2剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれた第2金属剪断面とすることができ、また、非導電性材料は、金属剪断刃面から埋め込み電極を電氣的に絶縁することができる。さらに、非導電性材料はセラミック材料でもよい。

【0014】

第1刃及び第2刃の少なくとも一方は、電極を有する非導電性材料で構成することができる。このような構成においては、電極は、非導電性材料を含む第1刃及び第2刃の少なくとも一方の剪断刃面の反対側で金属コーティングとして提供されてもよい。そして、非導電性材料はセラミック材料を含むことができ、第1刃及び第2刃の他方は、金属で構成してもよい。

【0015】

さらに、第1刃及び第2刃の双方を非導電性材料で構成することができる。このような構成においては、第1刃及び第2刃の各々は、第1刃及び第2刃の対応する切開刃先に金属インサートを備えることができる。そして、金属コーティングは、第1刃及び第2刃の剪断刃面とは反対側に設けることができ、非導電性材料は、セラミック材料としてもよい。

【0016】

第1導電体及び第2導電体を有するバイポーラ型手術器具の遠位端に接続するように構成された手術器具組立体もまた提供することができる。手術器具組立体は、上記で考察したように、第1刃及び第2刃を含む鋏とすることができる。そして、埋め込み電極を有する第1刃及び第2刃の一方は、バイポーラ型手術器具の第1導電体及び第2導電体の一方へ電氣的に接続するように構成できる。

【0017】

さらに、手術器具組立体は、第1導電体及び第2導電体の1つに第1刃及び第2刃の一方の少なくとも1つの埋め込み電極を電氣的に接続するように構成された細長いコネクタを含むことができる。

【0018】

上述のような構成においては、細長いコネクタは、第1埋め込み電極を第1導電体へ電氣的に接続するように構成することができる。さらに、手術器具組立体は、第2埋め込み電極を第2導電体へ電氣的に接続するように構成された刃支持体を含むことができる。

【0019】

上述の細長いコネクタは、この細長いコネクタの遠位端にバネを備えてもよい。このような構成においては、バネは、第1刃を第2刃と接触するように偏らせ、第1導電体及び第2導電体の一方に第1刃を電氣的に接続するように構成することができる。さらに、刃支持体は、手術器具組立体の遠位端に形成されたフォーク形シリンダを含むことができる。さらに、刃支持体は、ピボットピンを含むことができ、第1刃及び第2刃は開閉できるようにピボットピンの周囲で回転するように構成される。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 0 】

また、第 1 刃の近位端に第 1 のカムを配置し、第 2 刃の近位端に第 2 カムを配置してもよい。さらに、カム従動子は第 1 カム及び第 2 カムに連結することができ、プランジャの遠位端は軸方向に往復するように構成することができる。この関連で、プランジャの軸方向運動は、第 1 刃及び第 2 刃がプランジャの軸方向運動の方向にしたがって開閉するようにカム従動子を作動させることができる。

【 0 0 2 1 】

バイポーラ型手術器具は、上記で考察したように、手術器具組立体を含むことができる。例えば、バイポーラ型手術器具は、第 1 刃及び第 2 刃に連結されて作動させるように構成されたコネクタを含むことができる。

10

【 0 0 2 2 】

上述のような構成においては、バイポーラ型手術器具は、内軸を有する内軸組立体、中間軸を有する中間軸組立体、及び外軸を有する外軸組立体を含むことができる。例えば、中間軸組立体及び内軸組立体は、一般に外軸組立体の内部に配置することができ、内軸組立体は一般に中間軸組立体の内部に配置することができる。

【 0 0 2 3 】

さらに、第 1 コネクタは内軸組立体に連結されてもよく、第 2 コネクタは中間軸組立体に連結されて運動させるように構成することができる。

【 0 0 2 4 】

本体ハウジングは、第 1 コネクタ及び第 2 コネクタに連結されてもよい。さらに、少なくとも 1 つの電気接点は、内軸、中間軸及び外軸の少なくとも 1 つの周辺表面と電気接触することができる。これに関連して、少なくとも 1 つの電気接点は、電気接点が接触する内軸、中間軸及び外軸の少なくとも 1 つに比較して本体ハウジングの中断されない連続的回転を可能にするように構成することができる。さらに、少なくとも 1 つの電気接点は、傾斜コイルバネであってもよい。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 2 5 】

本発明によると、組織を切開し、かつ凝固させることができるバイポーラ型鉗を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 2 6 】

【図 1】本発明に係るバイポーラ型手術器具の断面図である。

【図 2】図 1 に記載のバイポーラ型手術器具の近位端の断面図であり、ハンドピース及びジョーが開いており、切開刃が引き戻されている場合のバイポーラ型手術器具の構成成分のポジショニングを示している。

【図 3】図 1 に記載のバイポーラ型手術器具の近位端の断面図であり、ハンドピース及びジョーが閉じられており、切開刃が引き戻されている場合のバイポーラ型手術器具の構成成分のポジショニングを示している。

【図 4】図 1 に記載のバイポーラ型手術器具の近位端の断面図であり、ハンドピース及びジョーが閉じられており、切開刃が伸長させられている場合のバイポーラ型手術器具の構成成分のポジショニングを示している。

40

【図 5】本発明の第 1 の実施形態による手術器具組立体の分解図である。

【図 6】本発明の第 2 の実施形態による手術器具組立体の分解図である。

【図 7】図 6 の手術器具組立体の断面図であり、ジョーが開いている場合の第 2 の実施形態による器具組立体を示している。

【図 8】図 6 の手術器具組立体の断面図であり、ジョーが閉じられており、その近位端に偏り用素子を有する場合の第 2 の実施形態による器具組立体を示している。

【図 9】ピボットピンの実施形態を示す平面図である。

【図 10】図 1 のバイポーラ型手術器具に連結された、図 6 の手術器具組立体の断面図である。

50

【図 1 1】(A) は、第 3 の実施形態の鉗型手術器具組立体の上面図である。(B) は、第 3 の実施形態の鉗型手術器具の断面図である。(C) は、第 3 の実施形態のネジ込み接続の分解図である。

【図 1 2】(A) は、本発明の第 3 の実施形態による手術器具組立体の分解図である。(B) は、セラミック剪断面を有する、鉗の断面図である。(C) は、金属剪断面を有する鉗の断面図である。(D) は、金属インサートを備えたセラミック刃及び金属刃を有する鉗の断面図である。(E) は、金属コーティングを有するセラミック刃及び金属刃を有する鉗の断面図である。(F) は、各々が金属コーティングを有する 2 枚のセラミック刃を有する鉗の断面図である。

【図 1 3】第 3 の実施形態による、鉗型手術器具の斜視図である。

10

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 7 】

以下では、本発明の好ましい実施形態によって、複数の図面を参照しながら、本明細書においてより詳細に説明する。図面の中では、同様の文字は全図面を通して同様の素子を表す。

【 0 0 2 8 】

本明細書に示した詳細は、例証するため、及び本発明の実施形態の例示的考察だけを目的としており、本発明の原理及び概念的態様についての最も有用で容易に理解される説明と考えられるものを提供するために提示する。この関連で、本発明の構造的詳細は本発明を基本的に理解するために必要である以上に詳細に示すことは企図していないが、それは本発明の幾つかの形態を実施できる方法については図面を参照して説明を読めば当業者には明白となるからである。

20

【 0 0 2 9 】

図面を参照すると、図 2 は、本発明の実施形態によるバイポーラ型手術器具 1 0 の近位端 1 0 a の断面図を示している。この関連で、図 1 及び図 2 に示したように、バイポーラ型手術器具は、内軸組立体 2 0 a、中間軸組立体 2 0 b 及び外軸組立体 2 0 c を含むことができる。さらに、内軸組立体 2 0 a、中間軸組立体 2 0 b、及び外軸組立体 2 0 c は、各々、内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b'、及び外軸 2 0 c' を含むことができる。さらに、内軸組立体 2 0 a、中間軸組立体 2 0 b、及び外軸組立体 2 0 c は、概して、互いの中に配置することができる。例えば、軸のいずれか（例えば、2 0 a、2 0 b、2 0 c のうちのいずれか）は、所定量だけ他の軸のいずれか（例えば、2 0 a、2 0 b、2 0 c のうちのいずれか）から外側へ突き出ることができる。そこで、当業者であれば、特許請求されている本発明の精神又は範囲から逸脱せずに、所定量は、全く突き出ないから数ミリメートルもしくは数インチまでのいずれであってもよいことを理解するであろう。

30

【 0 0 3 0 】

さらに、トリガ 5 0 は内軸組立体 2 0 a に連結されて作動させるように構成することができ、ハンドピース 6 0 は中間軸組立体 2 0 b に連結されて作動させるように構成することができる。さらに、少なくとも 1 つの電気接点 4 0 は、内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' の少なくとも 1 つの周辺表面と電気接触することができる。これに関連して、少なくとも 1 つの電気接点 4 0 は、手術器具の本体ハウジング 1 1 と電気接点 4 0 が接触する内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' の少なくとも 1 つとの間での相対回転運動及び軸方向運動を可能にするように構成することができる。図面では、中間軸組立体 2 0 b はハウジングに対して軸方向及び回転方向に運動するように構成されていることが示されている。しかし、当業者であれば、内軸組立体 2 0 a'、中間軸組立体 2 0 b 及び外軸組立体 2 0 c のいずれか及び全部と本体ハウジング 1 1 との間で相対回転運動が存在してもよいことを容易に理解できるであろう。例えば、外軸組立体 2 0 c は、軸方向運動できないように固定し、相対回転運動できるように構成することができる。中間軸 2 0 b 及び内軸 2 0 a 組立体は、軸方向運動及び相対回転運動のために構成することができる。さらに、内軸組立体 2 0 a は、相対回転運動ができないように固定しながら軸方向に運動するように構成することができる。

40

50

【 0 0 3 1 】

「相対回転運動」は、本明細書では本体ハウジング 1 1 に対する内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' のうちの少なくとも 1 つの回転運動、又は内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' のうちの少なくとも 1 つに対する本体ハウジング 1 1 の回転運動であると規定されている。言い換えれば、本体ハウジング 1 1 は、内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' のうちの少なくとも 1 つの回転が静止している間に回転運動することができる。内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' のうちの少なくとも 1 つは、本体ハウジング 1 1 の回転が静止している間に回転運動することができる。内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b' 及び外軸 2 0 c' のうちの少なくとも 1 つは、本体ハウジング 1 1 が逆回転方向に回転運動している間に回転運動することができる。

10

【 0 0 3 2 】

さらに、トリガ 5 0 (例、第 1 コネクタ) は、バイポーラ型手術器具 1 0 に連結された手術器具組立体 (例えば、以下でより詳細に考察する手術器具組立体 2 0 0 及び 2 0 0') のタイプに依存して内軸組立体 2 0 a を作動させることができない。例えば、細長いコネクタ (以下でより詳細に考察するように、3 1 1 及び 3 1 1') は、内軸組立体 2 0 a の遠位端及び固定外軸組立体 2 0 c の (例えば、外軸組立体 2 0 c に対して軸方向運動できないように固定された) ピボットピン 2 6 0 に連結することができ、それにより内軸組立体 2 0 a の作動が防止される。

【 0 0 3 3 】

当業者であれば、トリガ 5 0 は、バイポーラ型手術器具 1 0 の作動が内軸組立体 2 0 a の軸方向運動を必要としない場合、例えば以下でより詳細に考察するように、手術器具組立体 2 0 0 及び 2 0 0' の 1 つを利用する場合は、バイポーラ型手術器具 1 0 から除外できることを容易に理解するであろう。

20

【 0 0 3 4 】

図 2 ないし図 4 は、バイポーラ型手術器具 1 0 の近位端 1 0 a を示す断面図である。より詳細には、図 2 は、ハンドピース (例、ハンドル) 6 0 及びトリガ 5 0 が押し下げられていない場合 (例、ハンドピース 6 0 及びトリガ 5 0 が完全開放位置にある場合) のバイポーラ型手術器具 1 0 の近位端 1 0 a の構成成分のポジショニングを示している。この関連で、図 2 に示したように、ハンドピース 6 0 は、可動式サムピース (例、ハンドルサム) 6 0 b を静止グリップ 6 0 c に連結するラチェット組立体 (例、バネラチェット型組立体) 6 0 a を含むことができ、サムピース 6 0 b は、中間軸組立体 2 0 b に連結されて作動させるように構成することができる。さらに、トリガ 5 0 は、トグルリンク 5 0 c に連結された細長い軸 5 0 a を含むことができ、例えば、トグルリンク 5 0 c は内軸組立体 2 0 a に連結されて作動させるように構成することができる。

30

【 0 0 3 5 】

図 3 に示される状態では、ハンドピースが押し下げられ、トリガ 5 0 が完全開放位置にある場合のバイポーラ型手術器具 1 0 の近位端 1 0 a の構成成分のポジショニングを示している。中間軸組立体 2 0 b は近位方向に運動するように構成することができ、それによりバイポーラ型手術器具 1 0 の遠位端に取り付ける第 1 手術器具 (例えば、以下でより詳細に考察するように、ジョー) を作動させることができる。例えば、再び図 3 を参照すると、静止グリップ 6 0 c に設けた係合歯 6 1 a は、複数の対向するラチェット歯 6 1 b に係合するために近位方向に運動することができ、それにより中間軸組立体 2 0 b が近位方向に作動させられる。

40

【 0 0 3 6 】

図 4 に示される状態では、ハンドピース 6 0 及びトリガ 5 0 の双方が押し下げられている場合のバイポーラ型手術器具 1 0 の近位端 1 0 a の構成成分のポジショニングを示している。この関連で、静止グリップ 6 0 c のポジショニングは、図 3 を参照して考察したポジショニングと同一であってもよい。さらに、図 4 は、トリガ 5 0 が押し下げられている場合のトグルリンク 5 0 c のポジショニングを示している。この関連で、トグルリンク 5 0 c は、トリガ 5 0 が押されると遠位方向に作動するように構成することができ、それに

50

よって内軸組立体 20 a は遠位方向に作動させられる。この関連で、内軸組立体 20 a が遠位方向に運動すると、パイポラ型手術器具 10 の遠位端に取り付けられた第 2 手術器具（例えば、以下でより詳細に考察するような切開刃）を作動させることができる。

【0037】

しかし当業者であれば、本発明の範囲内の精神から逸脱せずに、軸の構成成分のいずれか（すなわち、内軸組立体、中間軸組立体、及び外軸組立体のいずれか 1 つを含むがそれらに限定されない）を作動させるように構成される任意の適切な配列を使用できることを認識するであろう。例えば、ハンドピースを開くと、結果として中間軸組立体は近位方向に作動させられるであろう。

【0038】

ここで、再度図 2 を参照すると、少なくとも 1 つの電気接点 40 は、傾斜コイルバネであってもよい。さらに、少なくとも 1 つの電気接点 40 は、本体ハウジング 11 内に固定された少なくとも 1 つのグランド 41 内に設けてもよい。

【0039】

例えば、電気接点 40 は、内軸 20 a'、中間軸 20 b' 及び外軸 20 c' のうちの少なくとも 1 つと本体ハウジング 11 との間の電気接触を得るために B A L S E A L E n g i n e e r i n g 社によって製造された傾斜コイルバネのような傾斜コイルバネを含むことができ、それによって二方向連続回転（すなわち、中断されない）ならびに電気接点 40 に接触される軸の軸方向運動が可能になる。言い換えれば、電気接点に接触される軸は、いずれの方向にも限界停止させられることなく無制限に回転することができる。

【0040】

つまり、傾斜コイルバネの使用は、軸（すなわち、内軸 20 a'、中間軸 20 b' 及び外軸 20 c' のうちの 1 つ）と本体 11 の双方が相互に対して回転方向に（すなわち、連続的に制限停止なく）及び軸方向に運動することを可能にしながら、軸のうちの少なくとも 1 つと本体ハウジング 11 との間の一定接触を提供することができる。そこで、軸 20 a'、20 b' 及び 20 c' のうちの少なくとも 1 つと電気接点 40 との間の一定接触を提供することによって、軸 20 a'、20 b' 及び 20 c' の回転位置とは無関係に、動力をいつでも伝達することができる。さらに、電気接点 40 が傾斜コイルバネの場合は、電気接点 40 は不整合を耐えることができ、それにより従来技術の電気接点に結び付いたポジショニング問題が排除される。さらに、患者の体腔内に挿入するように構成されている手術器具 10 の断面積は、縮小することができる。すなわち、パイポラ型手術器具の軸内に延びる（器具の手術用端部を電源へ電氣的に接続するための）導線が不要となる。そこで、本発明に係る実施形態は、低侵襲性のパイポラ型手術器具 10 を提供するという、従来技術に比べて、さらなる利点を有している。

【0041】

さらに、当業者であれば、本発明の精神及び範囲から逸脱せずに、軸及び本体の双方が相互に対して回転方向に（例えば連続的に）及び軸方向に運動することを許容しながら、軸のうちの少なくとも 1 つと本体ハウジングとの間の一定接触を提供する任意の適切な配列もしくは構造（例、柔軟性のリングなど）を使用できることを認識するであろう。

【0042】

また別の特徴によると、そして図 2 ないし図 4 に示したように、少なくとも 1 つの電気接点 40 は、第 1 電気接点 40 a 及び第 2 電気接点 40 b を含むことができる。この関連で、第 1 電気接点 40 a は外軸 20 c' の表面と接触することができ、第 2 電気接点 40 b は内軸 20 a' の表面と接触することができる。さらに、少なくとも 1 つのグランド 41 は対応する第 1 電気接点 40 a 及び第 2 電気接点 40 b を受け入れる第 1 グランド 41 a 及び第 2 グランド 41 b を含むことができ、第 1 接点 40 a は外軸組立体 20 c を第 1 グランド 41 a に電気接続し、第 2 接点 40 b は内軸組立体 20 a' を第 2 グランド 41 b と電氣的に接続する。

【0043】

図 1 に示したように、外軸組立体 20 c は第 1 極を有する第 1 導電体 C_1 を備える手術

10

20

30

40

50

器具 10 を提供することができる。内軸組立体 20 b は第 2 極を有する第 2 導電体 C_2 を備える手術器具 10 を提供することができ、第 1 極及び第 2 極は極性が反対である。

【0044】

第 1 電気接点及び第 2 電気接点 40 a、40 b は、外軸 20 c' 及び内軸 20 a' を相互へ電氣的に接続することができる。さらに、内軸組立体 20 a、中間軸組立体 20 b 及び外軸組立体 20 c のうちの少なくとも 1 つは、連続的に（すなわち制限停止なく）回転するように構成することができる。

【0045】

軸組立体（例、20 a、20 b 及び 20 c）のいずれか 1 つは、例えば外軸組立体 20 c を回転させるように構成された回転ノブ 21 をさらに含むことができる。この関連で、
10 回転ノブ 21 は、外軸 20 c' の遠位端に設け、外軸 20 c' へ回転可能に連結することができる。さらに、外軸 20 c' は、中間軸 20 b' へ回転可能に連結することができる。さらに、ノブ 21 は、内軸組立体 20 a'、中間軸組立体 20 b'、及び外軸組立体 20 c' の少なくとも 1 つを連続的に回転させるように構成することができる。

【0046】

例えば、上記で考察したように、サムピース 60 b が押し下げられると、中間軸組立体 20 b は近位方向に作動させることができる。さらに、トリガ 50 が押し下げられると、内軸組立体 20 a は遠位方向に作動させることができる。

【0047】

さらに、図 5 の第 1 の実施形態を参照すると、中間軸組立体は中間軸 20 b の遠位端に
20 連結されたプランジャ 200 a を含むことができ、プランジャ 200 a は中間軸 20 b の作動に伴って（例えば、サムピース 60 b を押し下げることによって）作動するように構成される。さらに、向かい合って面しているジョー 211 a、211 b はプランジャ 200 a の遠位端に連結することができる、プランジャ 200 a の作動によって開閉するように構成することができる。この中間軸組立体 20 b はさらにジョー 211 a、211 b の各々の近位端に配置されたカム 220 a、及びプランジャ 200 a の遠位端に連結されたカム従動子 220 b を含むことができる。この関連で、カム従動子 220 b は、ジョー 211 a、211 b がプランジャ 200 a の軸方向運動の方向にしたがって開閉するように、プランジャ 200 a の軸方向運動によって作動させることができる。

【0048】

上述の外軸組立体 20 c は、図 5 に示されるように、この外軸組立体 20 c の遠位端及び
30 ジョーのジョーピボット 219 に連結されたジョー支持体（例、ヨーク）221 を含むことができる。このような構成においては、ジョー 211 a、211 b は、ジョーピボット 221 で支持され、その周囲で旋回するように構成することができる。さらに、外軸組立体 20 c は、軸方向運動できないように固定することができる。

【0049】

さらに、図 5 に示されるように、内軸組立体 20 a は、内軸 20 a' に連結された細長い導電体 311
40 を含むことができる。この関連で、細長い導電体 311 は、ジョー 211 a、211 b のうちの 1 つをバイポーラ型手術器具 10 へ電氣的に接続する（例えば、ジョー 211 a、211 b のうちの 1 つを第 1 導電体及び第 2 導電体 C_1 及び C_2 （図 10）のうちの 1 つへ電氣的に接続することによって）ための電気経路を提供するように構成することができる。この関連で、内軸組立体 20 a は、軸方向運動及び回転運動のどちらもできないように固定することができる。さらに、内軸 20 a'、中間軸 20 b'、及び外軸 20 c' は、（図 3 に示したように）手術器具 10 の本体ハウジング 11 内に配置することができる。

【0050】

次に、図 6 に示される第 2 の実施形態は、上記で考察したように、ある程度は第 1 の実施形態に類似してもよい。この関連で、中間軸組立体は、中間軸 20 b の遠位端に連結された
50 プランジャ 200 a' を含むことができ、プランジャ 200 a' は中間軸 20 b の作動に伴って（例えば、サムピース 60 b を押し下げることによって）作動するように構成

される。さらに、向かい合って面しているジョー 2 1 1 a'、2 1 1 b' はプランジャ 2 0 0 a' の遠位端に連結することができ、プランジャ 2 0 0 a' の作動によって開口する（図 7 に示した）、及び閉鎖する（図 8 に示した）ように構成することができる。さらに、中間軸組立体 2 0 b は、ジョー 2 1 1 a'、2 1 1 b' の各々の近位端に配置されたカム 2 2 0 a'、及びプランジャ 2 0 0 a' の遠位端に連結されたカム従動子 2 2 0 b' を備えることができる。カム従動子 2 2 0 b' は、ジョー 2 1 1 a'、2 2 1 b' がプランジャ 2 0 0 a' の軸方向運動の方向にしたがって開閉するように、プランジャ 2 0 0 a' の軸方向運動によって作動させることができる。

【0051】

第 1 の実施形態に類似して（図 6 に示したように）、第 2 の実施形態の外軸組立体は、外軸組立体 2 0 c の遠位端及びジョーのジョーピボット 2 1 9' に連結されたジョー支持体（例、ヨーク）2 2 1' を含むことができる。この関連で、ジョー 2 1 1 a'、2 1 1 b' は、ジョーピボット 2 2 1' で支持され、その周囲で旋回するように構成することができる。さらに、外軸組立体 2 0 c は、軸方向運動できないように固定することができる。

【0052】

さらに、図 6 に示したように、第 2 の実施形態にしたがった内軸組立体 2 0 a は、内軸 2 0 a' に連結された刃 3 1 1' を含むことができ、刃 3 1 1' は、内軸組立体 2 0 a の作動によって遠位及び近位方向に運動するように構成されている。この関連で、内軸組立体 2 0 a は、回転できないように固定することができる。さらに、内軸 2 0 a'、中間軸 2 0 b'、及び外軸 2 0 c' は、（図 3 に示したように）手術器具 1 0 の本体ハウジング 1 1 内に配置することができる。この関連で、切開刃 3 1 1' は、対向するジョー 2 1 1 a'、2 1 1 b' によって把持することができる組織を両断するように構成することができる。

【0053】

バイポーラ型手術器具についてさらに詳細に考察すると、第 1 電気接点 4 0 a 及び第 2 電気接点 4 0 b は、内軸 2 0 a' 及び外軸 2 0 c' の対応する周辺面を電気接触させることができる。この関連で、第 1 電気接点 4 0 a 及び第 2 電気接点 4 0 b は、第 1 電気接点 4 0 a 及び第 2 電気接点 4 0 b と、第 1 電気接点 4 0 a 及び第 2 電気接点 4 0 b が接触する対応する内軸 2 0 a' 及び外軸 2 0 c' との間の相対回転運動及び軸方向運動を可能にするように構成することができる。

【0054】

さらに、外軸組立体 2 0 c は第 1 電気接点 4 0 a を受け入れる第 1 グランド 4 1 a に電気接続された第 1 極を有する第 1 導電体 C₁ を備える手術器具 1 0 を提供することができる。内軸組立体 2 0 a は第 2 電気接点 4 0 b を受け入れる第 2 グランド 4 1 b に電気接続された第 2 極を有する第 2 導電体 C₂ を備える手術器具 1 0 を提供することができる。この関連で、第 1 極及び第 2 極は極性が反対であってもよい。

【0055】

上記で考察したバイポーラ型手術器具に加えて、本発明は、バイポーラ型手術器具 1 0 の遠位端に接続（例えば、取り外し可能に接続）されるように構成された手術器具組立体 2 0 0（ならびに、以下でより詳細に考察するように、2 0 0' 又は 2 0 0''）を提供することができる。図 5 に示した手術器具組立体 2 0 0 は、開閉するように構成される、互いに向き合っている第 1 ジョー及び第 2 ジョー 2 1 1 a、2 1 1 b（ならびに、2 1 1 a'、2 1 1 b' 又は 2 1 1 a''、2 1 1 b''）を含むことができる。さらに、手術器具組立体 2 0 0 の遠位端の構成成分を連結するために、チューブ 8 0 及び 8 2（ならびに 8 0' 及び 8 2' 又は 8 0'' 及び 8 2''）を備えることができる。例えば、チューブ 8 0 は、支持体 2 1 1（例、ヨーク）を外軸組立体 2 0 c' へ連結するように構成することができる。チューブ 8 2 は手術器具組立体 2 0 0 の先端に絶縁を提供することができる。さらに、チューブ 8 1（ならびに 8 1' 又は 8 1''）は、手術器具組立体 2 0 0 の遠位端で外軸組立体 2 0 c' から中間軸組立体 2 0 b' を絶縁する（例えば電氣的に絶縁す

る)ことができる。

【0056】

より詳細には、手術器具組立体200は、導電性材料A及び非導電性(絶縁体)材料B(図9)を含む複合ピボットピン260(ならびに260')を含むことができ、ピボットピン260は第1ジョー211a及び第2ジョー211bを旋回可能に連結する。さらに、第1ジョー211aは複合ピボットピン260の第1導電性領域 R_1 へ電氣的に接続することができ、第2ジョー211bは複合ピボットピン260の第2導電性領域 R_2 へ電氣的に接続することができる。さらに、非導電性材料Bは、導電性材料Aの第1導電性領域 R_1 及び第2導電性領域 R_2 を相互から電氣的に絶縁することができる。この関連で、複合ピボットピン260は、複合ジョーもしくは刃構成よりはるかに安価で複雑ではないという少なくとも1つの利点を有することを理解されたい。さらに、当業者であれば、導電性領域の数変動してもよいことを認識するであろう。

10

【0057】

さらに、図9に示すように、導電性材料Aはその表面上に金属を有していてもよい。非導電性材料Bはその表面上にセラミック材料を有していてもよい。例えば、ピボットピン260は、非導電性材料Bとしてセラミック材料を含むませることができ、このセラミック材料には複合ピボットピン260の導電性材料Aとなる金属コーティングを設けてもよい。また、ピボットピン260は、複合ピボットピン260の導電性材料Aとして金属材料を含ませることができ、金属材料には、複合ピボットピン260の非導電性材料Bとなる、セラミックコーティングを施してもよい。

20

【0058】

例えば、さらに図9を参照すると、第1導電性コーティング及び第2導電性コーティングは、複合ピボットピン260の表面上に設けてもよい。さらに、第1導電性コーティング及び第2導電性コーティングは、複合ピボットピン260の回転軸に沿って相互から間隔があげられてもよい。第1導電性領域は、第1ジョー211aを第1電気導電体 C_1 へ電氣的に接続するように構成することができ、第2導電性領域は第2ジョーを第2電気導電体 C_2 へ電氣的に接続するように構成することができる。そこで、第1ジョー211aは第1極を有する第1電極を提供するように構成することができ、第2ジョー211bは第2極を有する第2電極を提供するように構成することができ、第1極及び第2極の極性は反対である。

30

【0059】

図6ないし図8を参照すると、第1ジョー211a'と第2ジョー211b'の間で引き戻し可能に伸長させるように構成された切開刃311'を配置することができる。この切開刃311'は、第2ジョー211b'を第2導電体 C_2 へ電氣的に接続するように構成するために、ピボットピン260'(又は260)の第2導電性領域に係合するように構成することができる。

【0060】

さらに、図6に示されるように、複合ピボットピン260'は、切開刃311'内に設けたスロットSを貫通し、第2導電性領域は、第2ジョー211b'と第2導電体 C_2 との間の電気接続を提供するために、スロットSの内面に接触する複合ピボットピン260'の表面上に設けることができる。

40

【0061】

再び図5を参照すると、カム220a(ならびに220a'又は220a'')は第1ジョー211a及び第2ジョー211b'の近位端に設けることができ、カム従動子220b(ならびに220b'又は220b'')はカム220a及び軸方向に往復運動するように構成されたプランジャ200a(ならびに200a'又は200a'')の遠位端に連結することができる。そこで、プランジャ200aが軸方向に運動すると、カム従動子220bは、第1ジョー211a及び第2ジョー211bがプランジャ200aの軸方向運動の方向にしたがって開閉するように作動させることができる。さらに、プランジャ200aは非導電性材料を含むことができ、プランジャ200aは、第1導電体 C_1 及び

50

第2導電体 C_2 から電氣的に絶縁されるように構成される。さらに、ピボット穴219（ならびに219'又は219''）は第1ジョー211a及び第2ジョー211bの近位端に設けることができ、ピボット穴219は複合ピボットピン260（又は絶縁ピン260''）を受け入れるように構成することができる。

【0062】

図5の手術器具組立体は、第1ジョー211a及び第2ジョー211bがジョー支持体211と連結されてその周囲で回転するように構成されるように、複合ピボットピン260を回転可能に受け入れるように構成されているジョー支持体211（ならびに211a'及び211'）を含むことができる。さらに、図6に示したように、パネ500'はプランジャ200a'の近位端及び切開刃311'の近位端上に設けた切開刃支持体510'（図7）に連結することができる。パネ500'は、切開刃311'と複合ピボットピン260'の第2導電性領域の間の増加した係合が提供されるように、切開刃311'を近位方向へ偏らせるように構成することができる。

【0063】

手術器具組立体200'及びバイポーラ型手術器具10が図9に示したように組み立てられると、バイポーラ型手術器具10の第2コネクタ（例、サムピース60b）は手術器具組立体200'の第1ジョー211a'及び第2ジョー211b'に連結されてそれらを作動させるように構成することができる。さらに、バイポーラ型手術器具10の第1コネクタ（例、トリガ50）は手術器具組立体200'の切開刃311'に連結されてそれらを作動させるように構成することができる。

【0064】

換言すると、第1コネクタ（例、トリガ50）は、その遠位端に接続された切開刃311'を有していてもよい内軸組立体20aに連結されて作動させるように構成することができる。さらに、第2コネクタ（例、サムピース60b）は中間軸組立体20bに連結されて作動させるように構成することができる。さらに、第1ジョー211a'及び第2ジョー211b'は、中間軸組立体20bの遠位端に接続することができ、外軸組立体20c'の遠位端へ回転可能に連結することができる。

【0065】

図10は、第1コネクタ（例、トリガ50）に取り付けられた切開刃311'を含む手術器具組立体200'が示されているが、当業者であれば、手術器具組立体200（細長い電気コネクタ311及び311''を含む）は、さらにまたバイポーラ型手術器具10に連結できることを容易に理解するであろう。さらに、以下でより詳細に考察するような手術器具組立体200'は、手術器具組立体200及び200'に類似する方法でバイポーラ型器具10に連結することができる。上記で考察したように、第1コネクタ及び内軸組立体20aは、手術器具組立体200及び200'のいずれか1つがバイポーラ型器具10に連結されている場合は、軸方向運動及び相対回転運動ができないように固定することができる。つまり、手術器具部分組立体の細長い電気コネクタ311及び311'は、手術器具組立体をバイポーラ型手術器具10へ電氣的に接続するための固定電気経路として使用できるからである。

【0066】

ここで図11（A）ないし（C）を参照すると、手術器具組立体200'は、組織を切開、焼灼及び/又は凝固するために、バイポーラ型鉗を含むことができる。この関連で、鉗211''（図10）は第1切開刃先252a及び第1剪断刃面253a（図12（B））を有する第1刃211a''ならびに第2切開刃先252b及び第2剪断刃面253b（図12（B））を有する第2刃211b''を含むことができる。さらに、第1刃211a''及び第2刃211b''の一方は、埋め込み電極700a又は700b（図12（B））を有する非導電性材料を含むことができるが、刃の他方は従来型の導電性又は非導電性材料であってもよい。さらに、刃の一方にのみ金属剪断面を設けてもよい。当業者であれば、本発明の精神及び範囲から逸脱せずに、極めて多数の刃の組合せを使用できることを容易に理解するであろう。

【0067】

第1刃211a'及び第2刃211b'は非導電性材料を含むことができ、第1刃211a'は第1埋め込み電極700aを有しており、第2刃211b'は第2埋め込み電極700bを有している。なお、第1電極及び第2電極700a、700bは極性が相互に反対であってもよい。

【0068】

さらに、図12(B)及び(C)に示したように、第1電極700aは第1刃211a'の外面に埋め込まれてもよく、第2電極700bは第2刃211b'の外面に埋め込まれてもよい。さらに、埋め込み電極700a又は700bを有する第1刃及び第2刃211a'、211b'の一方は対応する剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれた金属剪断面710a又は710bを有することができる。

10

【0069】

第1刃211a'及び第2刃211b'の双方が非導電性材料を含む場合は、第1金属剪断面M₁は第1刃211a'の第1剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれてもよく、第2刃211b'は、第2剪断刃面で非導電性材料内に埋め込まれた第2金属剪断面M₂を含むことができる。さらに、非導電性材料は、対応する金属剪断刃面から埋め込み電極を電氣的に絶縁することができる。さらに、1つの金属面M₁、M₂だけを使用できる。なお、金属面は任意の適切な金属、ならびに任意の適切な金属の組合せから製造されてもよい。さらに、金属面M₁及びM₂には、電極700a及び700bと金属面M₁及びM₂との間の電気干渉を防止するために追加の絶縁、例えば非導電性コーティングを設けることができる。

20

【0070】

さらに、第1刃211a'及び第2刃211b'の少なくとも1つの非導電性材料は、セラミック材料を含むことができ、埋め込み電極700aは、図12(D)に示したように金属インサートを含むことができる。さらに、第1刃211a'及び第2刃211b'の少なくとも一方の他方は、金属を含むことができる。

【0071】

図12(E)に示したように、第1刃211a'及び第2刃211b'の少なくとも一方は、電極700aを有する非導電性材料を含むことができる。電極700aは、非導電性材料を含む第1刃211a'及び第2刃211b'の少なくとも1つの剪断刃面S₁の反対側で金属コーティングとして提供されてもよい。さらに、非導電性材料はセラミック材料を含むことができ、第1刃211a'及び第2刃211b'の少なくとも一方の他方は、金属を含むことができる。

30

【0072】

図12(F)に示したように、第1刃211a'及び第2刃211b'の双方は、非導電性材料を含むことができる。この関連で、第1刃及び第2刃の各々は、第1刃及び第2刃の対応する切開刃先に設けた金属インサートを有することができる。金属コーティングは、対応する剪断刃面の反対側で第1刃及び第2刃の双方に提供することができる。さらに、非導電性材料は、セラミック材料を含むことができる。

【0073】

非導電性材料は、セラミック材料を含むことができる。しかし、当業者であれば、所望の電氣的及び/又は機械的特性を有する任意の適切な非導電性材料を使用できることを容易に理解するであろう。

40

【0074】

手術器具組立体200a'は、第1導電体C₁及び第2導電体C₂を有するバイポーラ型手術器具10の遠位端に接続するように構成することができる。より詳細には、第1刃211a'及び第2刃211b'の一方に埋め込まれた電極700a又は700bは、バイポーラ型手術器具10の第1導電体C₁及び第2導電体C₂のうち的一方へ電氣的に接続するように構成することができる。

【0075】

50

さらに、図 1 1 (B) 及び (C) に示したように、手術器具組立体 2 0 0 ' ' は、さらに第 1 刃 2 1 1 a ' ' 及び第 2 刃 2 1 1 b ' ' の一方の埋め込み電極 7 0 0 a 又は 7 0 0 b をバイポーラ型器具 1 0 の第 1 導電体 C_1 及び第 2 導電体 C_2 の一方へ電氣的に接続するように構成されている細長い電気コネクタ 3 1 1 ' ' (例、ロッド又は刃) を含むことができる。

【 0 0 7 6 】

例えば、細長いコネクタ 3 1 1 ' ' は、第 1 埋め込み電極 7 0 0 a を第 1 導電体 C_1 へ電氣的に接続するように構成されているロッドを含むことができる。さらに、手術器具組立体 2 0 0 ' ' は、第 2 埋め込み電極 7 0 0 b を第 2 導電体 C_2 へ電氣的に接続するように構成されている刃支持体 2 2 1 ' ' をさらに含むことができる。しかし、当業者であれば、手術器具組立体 2 0 0 ' ' をバイポーラ型手術器具 1 0 へ電氣的に接続することのできる任意の適切な素子でもよいことを容易に理解するであろう。

【 0 0 7 7 】

図 1 1 (B) を参照すると、細長いコネクタ 3 1 1 ' ' (例、ロッド) は、細長いコネクタ 3 1 1 ' の遠位端に配置したバネ 3 1 1 s ' ' を備えることができる。バネ 3 1 1 s ' ' は、第 2 刃 2 1 1 b ' ' と接触するように第 1 刃 2 1 1 a ' ' を偏らせ、第 1 刃 2 1 1 a ' ' を第 1 導電体 C_1 及び第 2 導電体 C_2 へ電氣的に接続するように構成することができる。さらに、刃支持体 2 2 1 ' ' は、概して手術器具組立体 2 0 0 ' ' の遠位端に設けたフォーク形 (先が何本かに分かれた) 軸 2 6 0 ' ' をさらに含むことができる。この関連で、バネ 3 1 1 s ' ' は、第 1 刃 2 1 1 a ' ' 及び第 2 刃 2 1 1 b ' ' が強制的に接触させられるように、刃支持体 2 2 1 ' ' の内部に弾性で圧縮することができる。

【 0 0 7 8 】

さらに、手術器具組立体 2 0 0 ' ' には、さらにまた先行する手術器具組立体 2 0 0 ' 及び 2 0 0 ' ' に類似するカム配列を備えることができる。さらに、上記で考察したように、手術器具組立体 2 0 0 ' ' は、手術器具組立体 2 0 0 及び 2 0 0 ' ' に類似する方法でバイポーラ型手術器具 1 0 に接続することができる。

【 0 0 7 9 】

図 1 2 (B) 、 (C) 及び図 1 3 に示されるように、第 2 電極 7 0 0 b は、非導電性材料で形成される第 2 刃 2 1 1 b ' ' の挿入凹所 D R 1 内にこの第 2 電極 7 0 0 b を埋め込むことができる。さらに、電気経路は、刃支持体 2 2 1 ' ' に近接する金属被覆凹所 D R 2 (すなわち、金属被覆を受け入れる) の表面を金属被覆 M T する工程によって形成することができる。さらに、金属被覆凹所 D R 2 内に設ける金属被覆 M T は、上述の挿入凹所 D R 1 (すなわち、電極を受け入れる) 内に伸長させることができる。そこで、例えば第 2 電極 7 0 0 b が挿入凹所 D R 1 内の第 2 刃 2 1 1 b ' ' 上にろう付けされる場合は、金属被覆 M T は、第 2 電極 7 0 0 b と刃支持体 2 2 1 ' ' との間の確実な電気接続を提供する。

この作用効果の要点を纏めると、バイポーラ型鉗において電気経路の電源側に位置する金属被覆凹所 D R 2 内の金属被覆 M T を、図 1 3 に示すように、第 2 電極 7 0 0 b を受け入れる挿入凹所 D R 1 内まで伸長させ、さらに、第 2 電極 7 0 0 b を、挿入凹所 D R 1 内で、第 2 刃 2 1 1 b ' ' 上にろう付けするので、より確実な電気接続を提供することができます。

【 0 0 8 0 】

さらに、バネ 3 1 1 s ' ' は、第 1 電極 7 0 0 a と細長い電気コネクタ 3 1 1 ' ' との間の確実な電気接続を提供できるように、第 1 刃 2 1 1 a ' ' の金属被覆領域に接触するように構成できる。さらに、本発明の埋め込み電極 7 0 0 a 又は 7 0 0 b によって得られる大きな断面積は、従来型金属コーティングと比較してより優れた導電能力を備える刃 2 1 1 a ' ' 、 2 1 1 b ' ' を提供する。さらに、本発明の埋め込み電極 7 0 0 a 、 7 0 0 b を提供することによって、刃 2 1 1 a ' ' 、 2 1 1 b ' ' の構造的完全性は、非導電性材料 (例、セラミック) の可能性ある弱化に起因して危険に曝されることはない。

【 0 0 8 1 】

上記の実施例は単に説明のためだけに提供されており、本発明を限定するものと見なす

10

20

30

40

50

べきではないことに留意されたい。本発明は好ましい実施形態を参照して記載してきたが、本明細書で使用してきた用語は、限定する用語ではなく説明及び例証する用語であると理解されたい。本明細書で記載し、本発明の範囲及び精神から逸脱せずにその態様において修正したように、添付の特許請求の範囲内で変更を加えることができる。本発明を本明細書において特定の手段、材料及び実施形態を参照して記載してきたが、本発明は本明細書に開示した詳細に限定することは意図されておらず、むしろ本発明は、添付の特許請求の範囲内にあるような全ての機能的に同等の構造、方法及び使用に及ぶ。

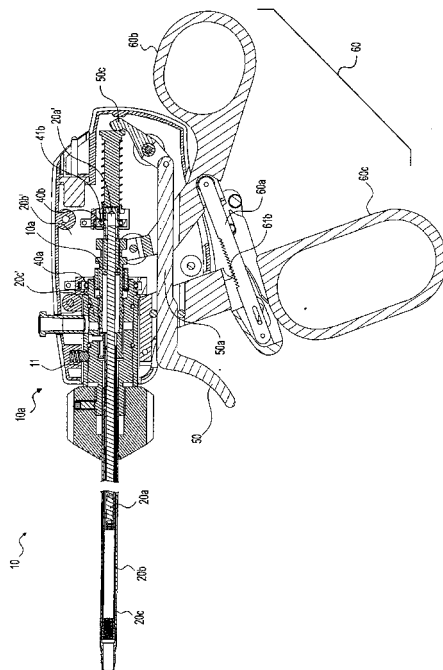
【符号の説明】

【 0 0 8 2 】

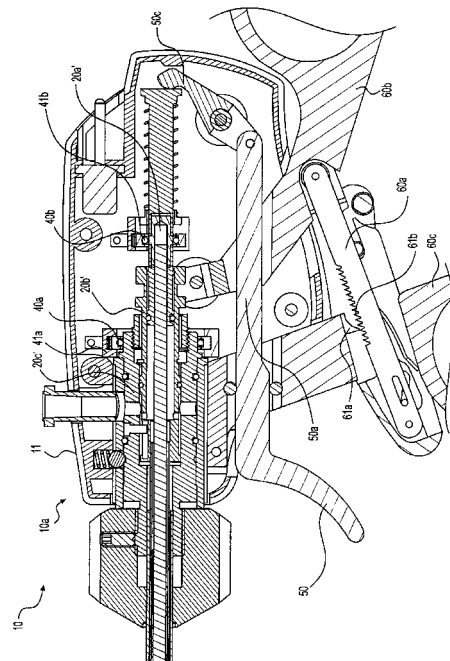
- 1 0 バイポーラ型手術器具
- 2 1 1 ' ' 欠
- 2 1 1 a ' ' 第 1 刃
- 2 5 2 a 第 1 切開刃先
- 2 5 3 a 第 1 剪断刃面
- 2 1 1 b ' ' 第 2 刃
- 2 5 2 b 第 2 切開刃先
- 2 5 3 b 第 2 剪断刃面
- 7 0 0 a、7 0 0 b 埋め込み電極

10

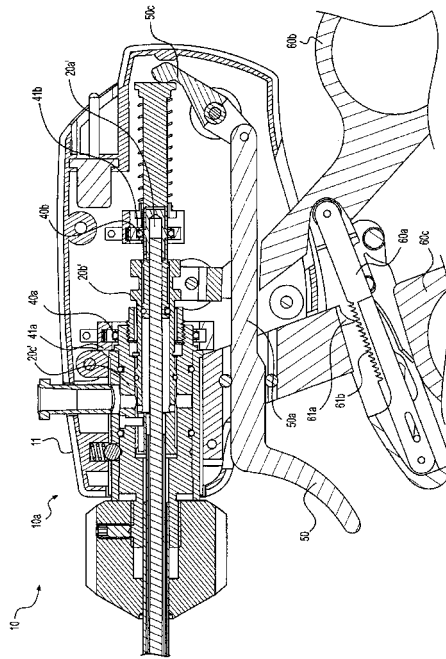
【 図 1 】



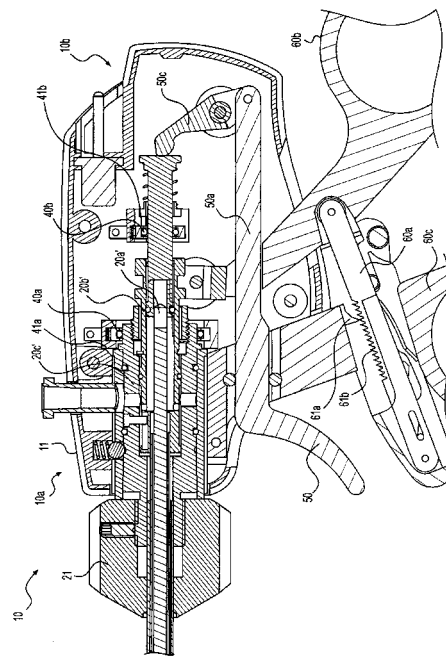
【 図 2 】



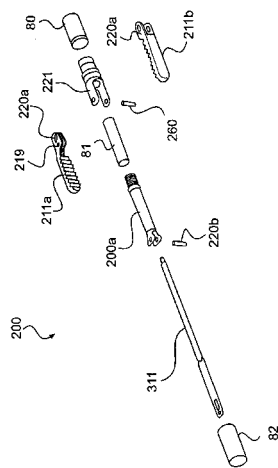
【図 3】



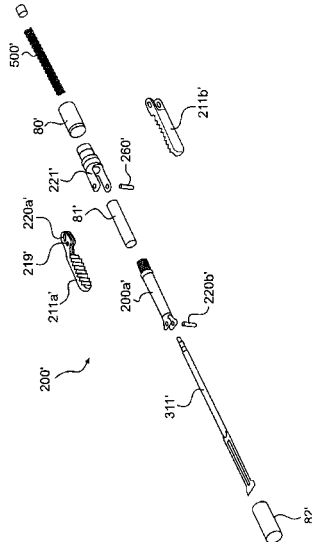
【図 4】



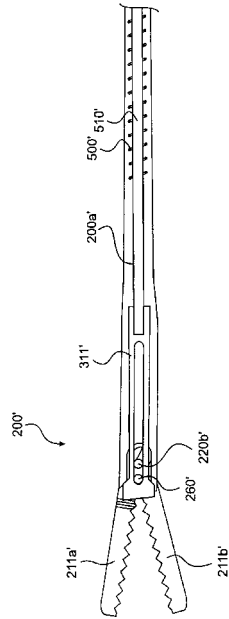
【図 5】



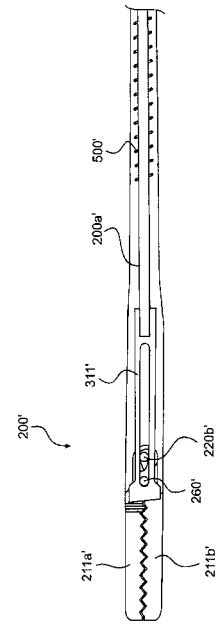
【図 6】



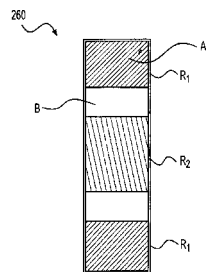
【図 7】



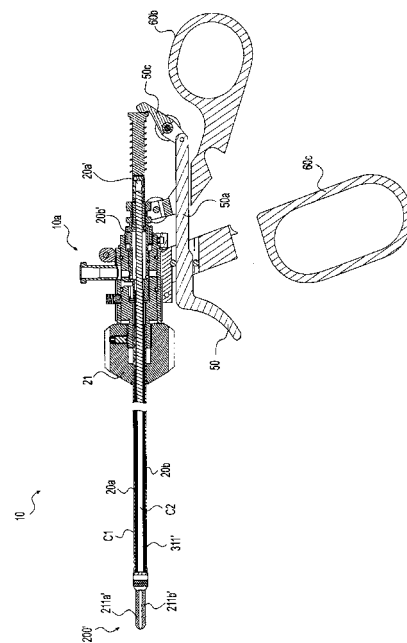
【図 8】



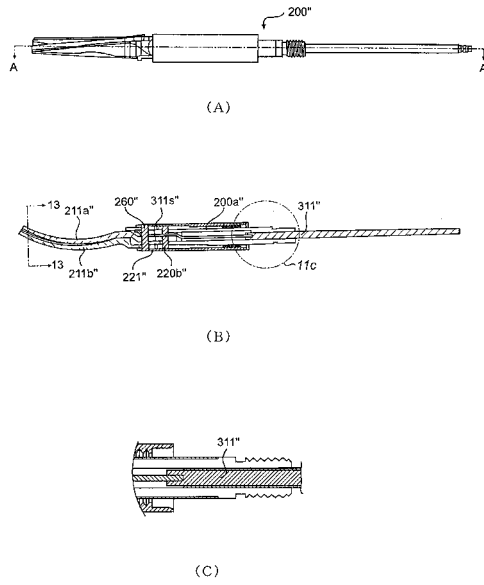
【図 9】



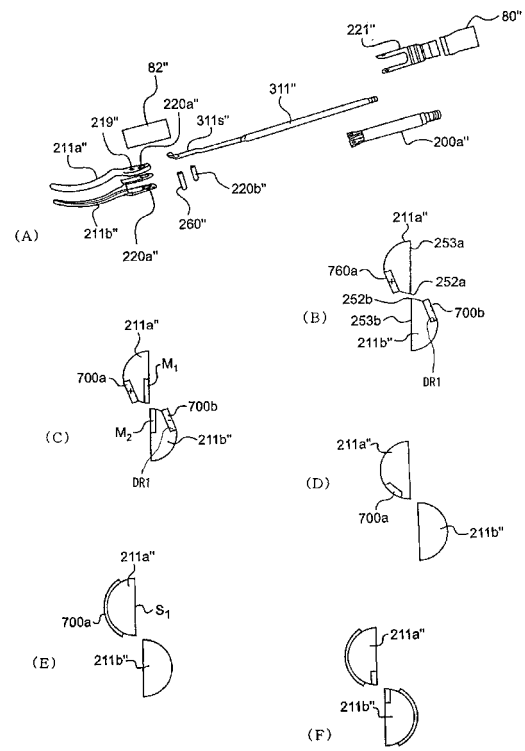
【図 10】



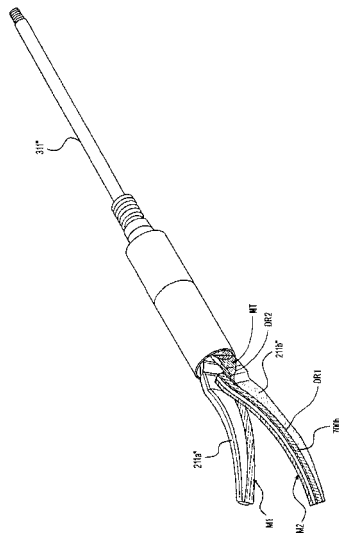
【図 1 1】



【図 1 2】



【図 1 3】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジャンリュック ブルノワ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01915 ベヴァリー スイート 166T カミン
グセンター 800
- (72)発明者 デヴィッド ストローム
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01915 ベヴァリー スイート 166T カミン
グセンター 800
- (72)発明者 チャールズ ファウスト
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01915 ベヴァリー スイート 166T カミン
グセンター 800
- (72)発明者 ジェームズ パーニッツ
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01915 ベヴァリー スイート 166T カミン
グセンター 800
- (72)発明者 ピーター アリスキー
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 01915 ベヴァリー スイート 166T カミン
グセンター 800

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特開平10-192295(JP,A)
特開2006-198233(JP,A)
国際公開第2008/057805(WO,A1)
米国特許第4041952(US,A)
米国特許出願公開第2004/0199160(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12 - 18/16

专利名称(译)	用于内窥镜的双极高频剪刀		
公开(公告)号	JP5301502B2	公开(公告)日	2013-09-25
申请号	JP2010129608	申请日	2010-06-07
[标]申请(专利权)人(译)	MICROLINE 手术		
申请(专利权)人(译)	MICROLINE Surgical 公司		
当前申请(专利权)人(译)	MICROLINE Surgical 公司		
[标]发明人	ジャンリュックブルノワ デヴィッドストローム チャールズファウスト ジェームズバーニッツ ピーターアリスキー		
发明人	ジャンリュック ブルノワ デヴィッド ストローム チャールズ ファウスト ジェームズ バーニッツ ピーター アリスキー		
IPC 分类号	A61B18/12		
FI 分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B17/3201 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM 分类号	4C160/FF13 4C160/FF14 4C160/FF19 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK19 4C160/KK25 4C160/KK39 4C160/KK53 4C160/MM32 4C160/NN03 4C160/NN09 4C160/NN10 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14 4C160/NN15		
代理人(译)	三浦邦夫		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	12/478945 2009-06-05 US 12/691942 2010-01-22 US		
其他公开文献	JP2011011057A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于切割和凝固组织的双极剪刀，包括具有第一切割边缘和第一剪切刀片表面的第一刀片和具有第二切割边缘和第二剪切刀片表面的第二刀片。另外，第一和第二刀片中的一个可包括具有嵌入电极的非导电材料。

