

(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2011-11057

(P2011-11057A)

(43) 公開日 平成23年1月20日(2011.1.20)

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

審査請求 有 請求項の数 29 O L 外国語出願 (全 51 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)  
 (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)

(71) 出願人 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

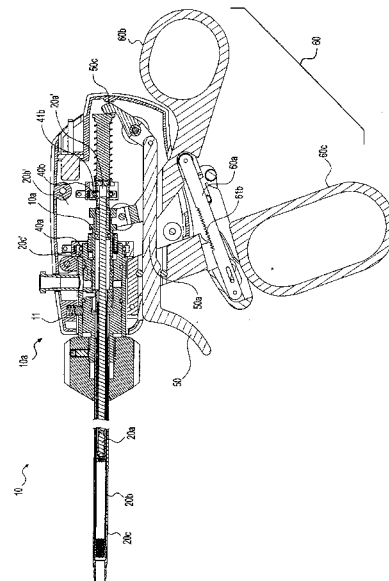
(54) 【発明の名称】 内視鏡用バイポーラ型高周波鉗片

(57) 【要約】

【課題】 組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鉗片を提供すること。

【解決手段】 組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鉗片は、第1切開刃先及び第1剪断刃面を有する第1刃ならびに第2切開刃先及び第2剪断刃面を有する第2刃を含んでいる。さらに、第1刃及び第2刃の一方は、埋め込み電極を有する非導電性材料を含むことができる。

【選択図】 図1



**【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パイポラ型鋏であって、  
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、  
第 1 刃及び第 2 刃の少なくとも一方は、埋め込み電極を有する非導電性材料を含む、パイポラ型鋏。

**【請求項 2】**

前記非導電性材料は前記埋め込み電極を受け入れる挿入凹所及び金属被覆が設けられた金属被覆凹所をさらに含み、前記金属被覆は前記挿入凹所内に伸長し、前記埋め込み電極を電気接触させる、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

10

**【請求項 3】**

前記挿入凹所及び前記金属被覆凹所は相互に一体成形されている、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 4】**

前記埋め込み電極は、前記非導電性材料上にろう付けされている、請求項 2 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 5】**

前記第 1 刃及び第 2 刃の各々は非導電性材料を含み、前記第 1 刃は第 1 埋め込み電極を有し、前記第 2 刃は第 2 埋め込み電極を有し、前記第 1 電極及び第 2 電極は相互に極性が反対である、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

20

**【請求項 6】**

前記第 1 電極は前記第 1 刃の外面に埋め込まれており、前記第 2 電極は前記第 2 刃の外面に埋め込まれている、請求項 5 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 7】**

前記埋め込み電極を有する前記第 1 刃及び第 2 刃の一方は、前記埋め込み電極を有する前記第 1 刃及び第 2 刃の前記一方の前記剪断刃面で前記非導電性材料内に埋め込まれた金属剪断面を含む、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 8】**

前記第 1 刃は前記第 1 剪断刃面で前記非導電性材料内に埋め込まれた第 1 金属剪断面をさらに含み、前記第 2 刃は前記第 2 剪断刃面で前記非導電性材料内に埋め込まれた第 2 金属剪断面をさらに含み、請求項 5 記載のパイポラ型鋏。

30

**【請求項 9】**

前記非導電性材料は、前記金属剪断刃面から前記埋め込み電極を電氣的に絶縁する、請求項 7 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 10】**

前記第 1 刃の前記非導電性材料は前記第 1 埋め込み電極を前記第 1 金属剪断面から電氣的に絶縁し、前記第 2 刃の前記非導電性材料は前記第 2 埋め込み電極を前記第 2 金属剪断面から電氣的に絶縁する、請求項 8 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 11】**

前記非導電性材料は、セラミック材料を含む、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

40

**【請求項 12】**

前記非導電性材料は、セラミック材料を含む、請求項 2 に記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 13】**

前記第 1 刃及び第 2 刃の他方は、電極を提供する実質的に金属の構造を有する、請求項 1 記載のパイポラ型鋏。

**【請求項 14】**

前記第 1 刃及び第 2 刃の少なくとも一方の前記非導電性材料はセラミック材料を含み、前記埋め込み電極は金属インサートを含み、そして前記第 1 刃及び第 2 刃の少なくとも一方の他方は金属を含む、請求項 1 に記載のパイポラ型鋏。

50

## 【請求項 15】

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されるように構成された手術器具組立体であって、

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；

前記第1刃及び第2刃の一方に埋め込まれた少なくとも1つの電極と；を備えたバイポーラ型鉗を有し、

前記埋め込み電極を有する前記第1刃及び第2刃の前記一方は非導電性材料を含み、前記電極は前記第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されている手術器具組立体。

10

## 【請求項 16】

前記第1刃及び第2刃の一方の前記少なくとも1つの埋め込み電極を前記第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された細長いコネクタをさらに含む、請求項15記載の手術器具組立体。

## 【請求項 17】

前記第1刃及び第2刃の各々は非導電性材料を含み、前記第1刃は第1埋め込み電極を有し、前記第2刃は第2埋め込み電極を有し、前記第1電極及び第2電極は相互に極性が反対である、請求項15記載のバイポーラ型手術器具。

## 【請求項 18】

前記第1埋め込み電極を前記第1導電体へ電氣的に接続するように構成された細長いコネクタと；

20

前記第2埋め込み電極を前記第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と；を含む、請求項17記載の手術器具組立体。

## 【請求項 19】

前記細長いコネクタはロッドの遠位端に配置されたバネをさらに含む、前記バネは、前記第1刃を前記第2刃と接触するように偏らせ、前記第1導電体及び第2導電体の1つに前記第1刃を電氣的に接続するように構成されている、請求項16記載の手術器具組立体。

## 【請求項 20】

前記刃支持体は、前記手術器具組立体の遠位端に設けたフォーク形の軸を含む、請求項18に記載の手術器具組立体。

30

## 【請求項 21】

ピボットピンを有する刃支持体をさらに含む、前記第1刃及び第2刃は開閉できるように前記ピボットピンの周囲で回転するように構成される、請求項16記載の手術器具組立体。

## 【請求項 22】

前記第1刃の近位端に設けた第1カムと；

前記第2刃の近位端に設けた第2カムと；

前記第1カム及び第2カムならびに軸方向に往復運動するように構成されているプランジャの遠位端に接続されたカム従動子と；を有し、

40

前記プランジャの軸方向運動は、前記第1刃及び第2刃が前記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前記カム従動子を作動させる、請求項15記載の手術器具組立体。

## 【請求項 23】

請求項15に記載の手術器具組立体を含むバイポーラ型手術器具であって、第1刃及び第2刃に連結されてそれらを作動させるように構成されたコネクタを含むバイポーラ型手術器具。

## 【請求項 24】

請求項15に記載の手術器具組立体を含むバイポーラ型手術器具であって、

内軸を有する内軸組立体と；

50

中間軸を有する中間軸組立体と；

外軸を有する外軸組立体であって、前記中間軸組立体及び内軸組立体は概して前記外軸組立体の中にポジショニングされ、前記内軸組立体は前記中間軸組立体の中にポジショニングされる外軸組立体と；

前記内軸組立体に連結された第 1 コネクタと；

前記中間軸組立体に連結されてそれを運動させるように構成された第 2 コネクタと；

前記第 1 コネクタ及び第 2 コネクタに連結された本体ハウジングと；

前記内軸、中間軸及び外軸の少なくとも 1 つの周辺面に電気接触する少なくとも 1 つの電気接点であって、前記少なくとも 1 つの電気接点は、電気接点が接触する前記内軸、前記中間軸及び前記外軸の少なくとも一方に比較して前記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されている電気接点と；を備えるバイポーラ型手術器具。

10

【請求項 25】

前記少なくとも 1 つの電気接点は傾斜コイルバネを含む、請求項 24 記載のバイポーラ型手術器具。

【請求項 26】

組織を切開及び凝固させ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 切断刃面を有する第 1 刃と；

第 2 切開刃先及び第 2 切断刃面を有する第 2 刃と；を備え、

前記第 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からなり、

前記電極は、前記非導電性材料からなる前記第 1 刃及び第 2 刃の少なくとも一方の前記切断刃面の反対側に設けた、金属コーティングである、バイポーラ型鉗。

20

【請求項 27】

前記非導電性材料はセラミック材料からなり、前記第 1 刃及び第 2 刃の他方は金属からなる、請求項 26 記載のバイポーラ型鉗。

【請求項 28】

前記第 1 刃及び第 2 刃の双方が非導電性材料を含み、前記第 1 刃及び第 2 刃の各々は前記第 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し、前記第 1 刃及び第 2 刃の切断刃面とは反対側に、金属コーティングを設けた、請求項 26 記載のバイポーラ型鉗。

30

【請求項 29】

前記非導電性材料は、セラミック材料からなる、請求項 28 記載のバイポーラ型鉗。

【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】

【0002】

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（RF）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。

40

【0003】

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。

50

## 【0004】

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。

## 【0005】

一部のバイポーラ型鉗は、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

10

## 【0006】

電気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、電気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

20

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0007】

本発明は、組織を切開及び凝固するためのバイポーラ型鉗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】

## 【0008】

バイポーラ型鉗は、第1切開刃先及び第1剪断面を有する第1刃、ならびに第2切開刃先及び第2剪断面を有する第2刃を備えている。これら第1刃及び第2刃は、埋め込み電極を有する非導電性材料で構成することを特徴とする。

30

## 【0009】

非導電性材料には、埋め込み電極を受け入れる挿入凹所及び金属被覆を備える金属被覆凹所を備えることができる。この関連で、金属被覆は挿入凹所内に伸長し、埋め込み電極と電気接触することができる。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。さらに、埋め込み電極は、非導電性材料上にろう付けすることができる。

## 【0010】

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。

40

## 【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】

50

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。

10

【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導電体を有するパイポ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、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、パイポラ型手術器具の第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。

20

【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。

30

【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。

【0020】

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。

40

【0021】

パイポラ型手術器具は、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、パイポラ型手術器具は、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。

【0022】

上述のような構成においては、パイポラ型手術器具は、内軸を有する内軸組立体、中

50

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。

【0023】

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。

【0024】

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。

10

【発明の効果】

【0025】

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】

【0026】

【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。

20

【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。

30

【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。

【図11】(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。

40

【図12】(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13】第3の実施形態による、鉗型手術器具の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0027】

50

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。

#### 【0028】

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。

10

#### 【0029】

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10の近位端10a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20a、中間軸組立体20b及び外軸組立体20cを含むことができる。さらに、内軸組立体20a、中間軸組立体20b、及び外軸組立体20cは、各々、内軸20a'、中間軸20b'、及び外軸20c'を含むことができる。さらに、内軸組立体20a、中間軸組立体20b、及び外軸組立体20c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、20a、20b、20c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、20a、20b、20c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。

20

#### 【0030】

さらに、トリガ50は内軸組立体20aに連結されて作動させるように構成することができ、ハンドピース60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、少なくとも1つの電気接点40は、内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'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40は、手術器具の本体ハウジング11と電気接点40が接触する内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'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20b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20a'、中間軸組立体20b及び外軸組立体20cのいずれか及び全部と本体ハウジング11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20c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20b及び内軸20a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20a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。

30

#### 【0031】

「相対回転運動」は、本明細書では本体ハウジング11に対する内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'のうちの少なくとも1つの回転運動、又は内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'のうちの少なくとも1つに対する本体ハウジング11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11は、内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'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20a'、中間軸20b'及び外軸20c'のうちの少なくとも1つは、本体ハウジング11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20a'、中間軸20b'及び外軸20c'のうちの少なくとも1つは、本体ハウジング11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。

40

#### 【0032】

さらに、トリガ50（例、第1コネクタ）は、バイポーラ型手術器具10に連結された

50

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 200 及び 200'）のタイプに依存して内軸組立体 20a 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、311 及び 311'）は、内軸組立体 20a の遠位端及び固定外軸組立体 20c の（例えば、外軸組立体 20c 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 260 に連結することができ、それにより内軸組立体 20a の作動が防止される。

#### 【0033】

当業者であれば、トリガ 50 は、バイポーラ型手術器具 10 の作動が内軸組立体 20a 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 200 及び 200' の 1 つを利用する場合は、バイポーラ型手術器具 10 から除外

10

#### 【0034】

図 2 ないし図 4 は、バイポーラ型手術器具 10 の近位端 10a 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）60 及びトリガ 50 が押し下げられていない場合（例、ハンドピース 60 及びトリガ 50 が完全開放位置にある場合）のバイポーラ型手術器具 10 の近位端 10a 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 60 は、可動式サムピース（例、ハンドルサム）60b を静止グリップ 60c に連結するラチェット組立体（例、パネラチェット型組立体）60a を含むことができ、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、トリガ 50 は、トグルリンク 50c に連結された細長い軸 50a を含むことができ、例えば、トグルリンク 50c は内軸組立体 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。

20

#### 【0035】

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 50 が完全開放位置にある場合のバイポーラ型手術器具 10 の近位端 10a 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 20b 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 10 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 60c に設けた係合歯 61a は、複数の対向するラチェット歯 61b 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 20b が近位方向に作動させられる。

30

#### 【0036】

図 4 に示される状態では、ハンドピース 60 及びトリガ 50 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 10 の近位端 10a 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 60c 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 50 が押し下げられている場合のトグルリンク 50c 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 50c は、トリガ 50 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、それによって内軸組立体 20a は遠位方向に作動させられる。この関連で、内軸組立体 20a が遠位方向に運動すると、バイポーラ型手術器具 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。

40

#### 【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

50

された少なくとも1つのグラウンド41内に設けてもよい。

【0039】

例えば、電気接点40は、内軸20a'、中間軸20b'及び外軸20c'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BAL SEAL ENGINEERING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20a'、中間軸20b'及び外軸20c'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20a'、20b'及び20c'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20a'、20b'及び20c'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、バイポー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、低侵襲性のバイポーラ型手術器具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40a及び第2電気接点40bを含むことができる。この関連で、第1電気接点40aは外軸20c'の表面と接触することができ、第2電気接点40bは内軸20a'の表面と接触することができる。さらに、少なくとも1つのグラウンド41は対応する第1電気接点40a及び第2電気接点40bを受け入れる第1グラウンド41a及び第2グラウンド41bを含むことができ、第1接点40aは外軸組立体20cを第1グラウンド41aに電気接続し、第2接点40bは内軸組立体20a'を第2グラウンド41bと電氣的に接続する。

【0043】

図1に示したように、外軸組立体20cは第1極を有する第1導電体C<sub>1</sub>を備える手術器具10を提供することができる。内軸組立体20bは第2極を有する第2導電体C<sub>2</sub>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40a、40bは、外軸20c'及び内軸20a'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20a、中間軸組立体20b及び外軸組立体20c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、20a、20b及び20c)のいずれか1つは、例えば外軸組立体20c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、回転ノブ21は、外軸20c'の遠位端に設け、外軸20c'へ回転可能に連結することができる。さらに、外軸20c'は、中間軸20b'へ回転可能に連結することができる

10

20

30

40

50

。さらに、ノブ21は、内軸組立体20a'、中間軸組立体20b'、及び外軸組立体20c'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60bが押し下げられると、中間軸組立体20b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20a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20bの遠位端に連結されたプランジャ200aを含むことができ、プランジャ200aは中間軸20bの作動に伴って（例えば、サムピース60b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211a、211bはプランジャ200aの遠位端に連結することができ、プランジャ200a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20bはさらにジョー211a、211bの各々の近位端に配置されたカム220a、及びプランジャ200aの遠位端に連結されたカム従動子220bを含むことができる。この関連で、カム従動子220bは、ジョー211a、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、プランジャ200a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20cは、図5に示されるように、この外軸組立体20cの遠位端及び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211a、211b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20c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20aは、内軸20a'に連結された細長い導電体311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211a、211bのうちの1つをパイポラ型手術器具10へ電気的に接続する（例えば、ジョー211a、211b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つへ電気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20a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20a'、中間軸20b'、及び外軸20c'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20bの遠位端に連結されたプランジャ200a'を含むことができ、プランジャ200a'は中間軸20bの作動に伴って（例えば、サムピース60b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211a'、211b'はプランジャ200a'の遠位端に連結することができ、プランジャ200a'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20bは、ジョー211a'、211b'の各々の近位端に配置されたカム220a'、及びプランジャ200a'の遠位端に連結されたカム従動子220b'を備えることができる。カム従動子220b'は、ジョー211a'、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、プランジャ200a'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20cの遠位端及び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。この関連で、ジョー211a'、211

10

20

30

40

50

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。

10

#### 【0053】

パイポ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  $C_1$  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  $C_2$  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。

20

#### 【0055】

上記で考察したパイポラ型手術器具に加えて、本発明は、パイポラ型手術器具 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。

30

#### 【0056】

より詳細には、手術器具組立体 2 0 0 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 2 6 0 (ならびに 2 6 0') を含むことができ、ピボットピン 2 6 0 は第 1 ジョー 2 1 1 a 及び第 2 ジョー 2 1 1 b を旋回可能に連結する。さらに、第 1 ジョー 2 1 1 a は複合ピボットピン 2 6 0 の第 1 導電性領域  $R_1$  へ電氣的に接続することができる。第 2 ジョー 2 1 1 b は複合ピボットピン 2 6 0 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 2 6 0 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、導電性領域の数が変動してもよいことを認識するであろう。

40

50

## 【 0 0 5 7 】

さらに、図 8 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 2 6 0 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 2 6 0 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 2 6 0 は、複合ピボットピン 2 6 0 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 2 6 0 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。

## 【 0 0 5 8 】

例えば、さらに図 8 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 2 6 0 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 2 6 0 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 2 1 1 a 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 2 1 1 a 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 2 1 1 b 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。

10

## 【 0 0 5 9 】

図 6 ないし図 8 を参照すると、第 1 ジョー 2 1 1 a ' と第 2 ジョー 2 1 1 b ' 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 3 1 1 ' を配置することができる。この切開刃 3 1 1 ' は、第 2 ジョー 2 1 1 b ' 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 2 6 0 ' (又は 2 6 0) 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。

20

## 【 0 0 6 0 】

さらに、図 6 に示されるように、複合ピボットピン 2 6 0 ' は、切開刃 3 1 1 ' 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 2 1 1 b ' 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 2 6 0 ' の表面上に設けることができる。

## 【 0 0 6 1 】

再び図 5 を参照すると、カム 2 2 0 a (ならびに 2 2 0 a ' 又は 2 2 0 a ' ' ) は第 1 ジョー 2 1 1 a 及び第 2 ジョー 2 1 1 b ' の近位端に設けることができ、カム従動子 2 2 0 b (ならびに 2 2 0 b ' 又は 2 2 0 b ' ' ) はカム 2 2 0 a 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 2 0 0 a (ならびに 2 0 0 a ' 又は 2 0 0 a ' ' ) の遠位端に連結することができる。そこで、プランジャ 2 0 0 a が軸方向に運動すると、カム従動子 2 2 0 b は、第 1 ジョー 2 1 1 a 及び第 2 ジョー 2 1 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作動させることができる。さらに、プランジャ 2 0 0 a は非導電性材料を含むことができ、プランジャ 2 0 0 a は、第 1 導電体  $C_1$  及び第 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 2 1 9 (ならびに 2 1 9 ' 又は 2 1 9 ' ' ) は第 1 ジョー 2 1 1 a 及び第 2 ジョー 2 1 1 b の近位端に設けることができ、ピボット穴 2 1 9 は複合ピボットピン 2 6 0 (又は絶縁ピン 2 6 0 ' ' ) を受け入れるように構成することができる。

30

40

## 【 0 0 6 2 】

図 5 の手術器具組立体は、第 1 ジョー 2 1 1 a 及び第 2 ジョー 2 1 1 b がジョー支持体 2 1 1 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 2 6 0 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 2 1 1 (ならびに 2 1 1 a ' 及び 2 1 1 ' ) を含むことができる。さらに、図 6 に示したように、パネ 5 0 0 ' はプランジャ 2 0 0 a ' の近位端及び切開刃 3 1 1 ' の近位端上に設けた切開刃支持体 5 1 0 ' (図 7) に連結することができる。パネ 5 0 0 ' は、切開刃 3 1 1 ' と複合ピボットピン 2 6 0 ' 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 3 1 1 ' を

50

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'及びパイポラ型手術器具10が図9に示したように組み立てられると、パイポラ型手術器具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、パイポラ型手術器具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'を有しているもよい内軸組立体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'の遠位端へ旋回可能に連結することができる。

10

【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、さらにまたパイポラ型手術器具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'に類似する方法でパイポラ型器具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つがパイポラ型器具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、手術器具組立体をパイポラ型手術器具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。

20

【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、パイポラ型鋏を含むことができる。この関連で、鋏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。

30

【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。

40

【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。

【0069】

50

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 $M_1$ は第1刃211a'の第1剪断面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剪断面刃面で非導電性材料内に埋め込まれた第2金属剪断面 $M_2$ を含むことができる。さらに、非導電性材料は、対応する金属剪断面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 $M_1$ 、 $M_2$ 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 $M_1$ 及び $M_2$ には、電極700a及び700bと金属面 $M_1$ 及び $M_2$ 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。

【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つの剪断面 $S_1$ 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。

【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、対応する剪断面刃面の反対側で第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。

【0074】

手術器具組立体200a'は、第1導電体 $C_1$ 及び第2導電体 $C_2$ を有するパイポラ型手術器具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、パイポラ型手術器具10の第1導電体 $C_1$ 及び第2導電体 $C_2$ のうちの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】

さらに、図11(B)及び(C)に示したように、手術器具組立体200'は、さらに第1刃211a'及び第2刃211b'の一方の埋め込み電極700a又は700bをパイポラ型器具10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311'(例、ロッド又は刃)を含むことができる。

【0076】

例えば、細長いコネクタ311'は、第1埋め込み電極700a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200'は、第2埋め込み電極700b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221'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200'をパイポラ型手術器具10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。

10

20

30

40

50

## 【 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 1 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 2 1 ' ' 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 ' ' に類似する方法でパイポラ型手術器具 1 0 に接続することができる。

## 【 0 0 7 9 】

第 2 電極 7 0 0 b は、例えば挿入凹所内に第 2 電極 7 0 0 b を埋め込むことによって、第 2 刃 2 1 1 b ' ' の非導電性材料内に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 ( すなわち、金属被覆を受け入れる ) の表面を金属被覆する工程によって形成することができる。さらに、金属被覆凹所内に設ける金属被覆は、挿入凹所 ( 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。

## 【 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   パイポラ型手術器具
- 2 1 1 ' '    鋏
- 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

10

20

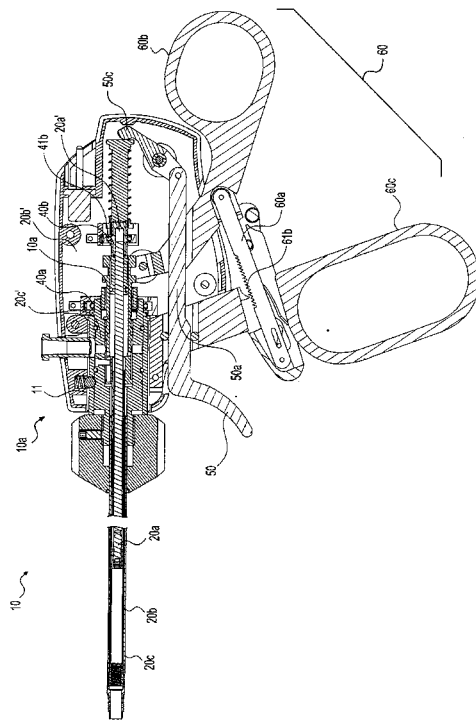
30

40

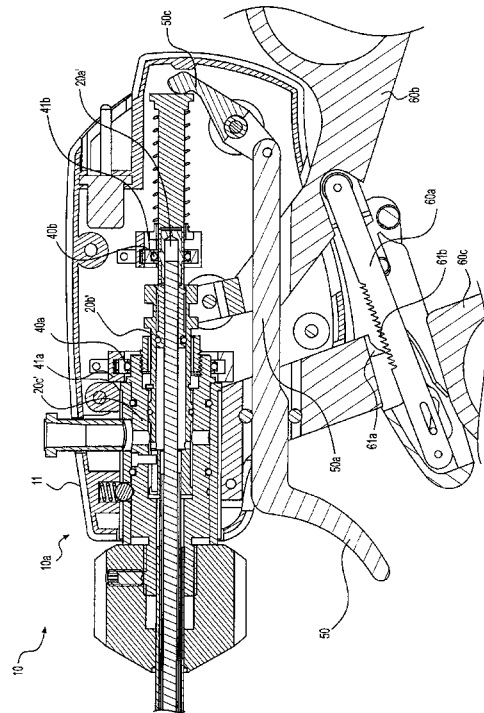
50

700a、700b 埋め込み電極

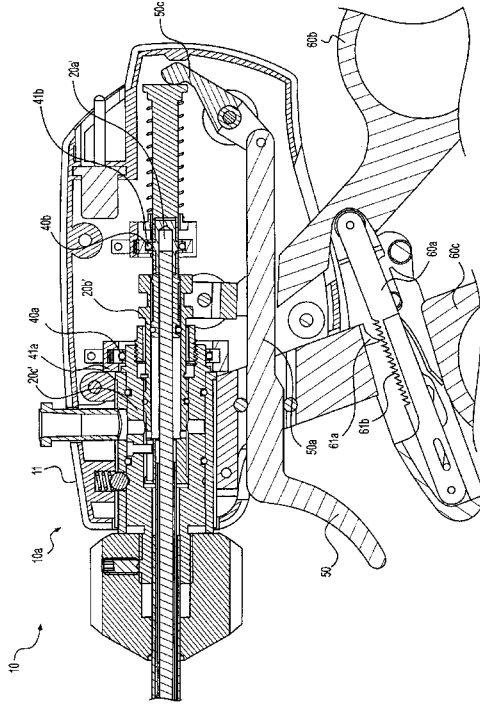
【図1】



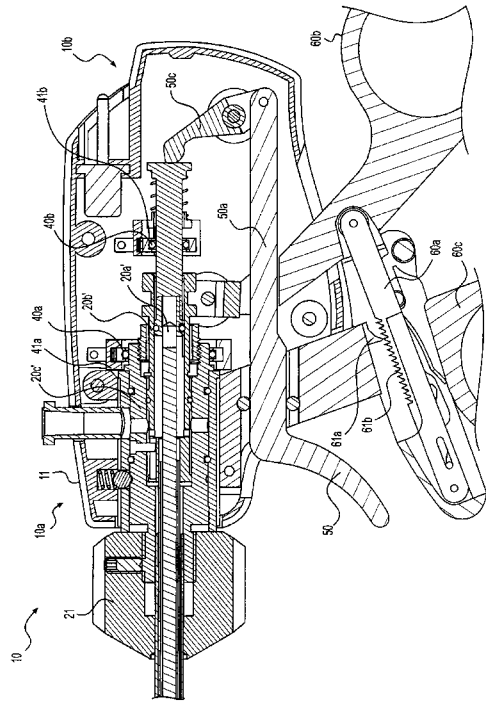
【図2】



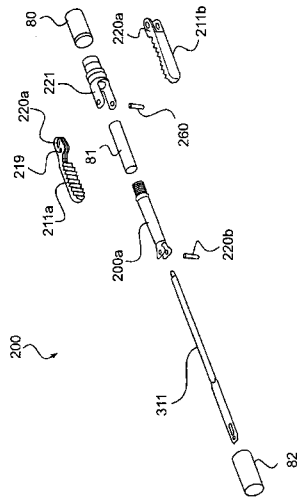
【 図 3 】



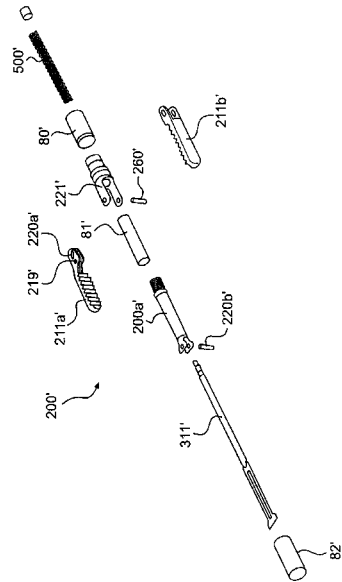
【 図 4 】



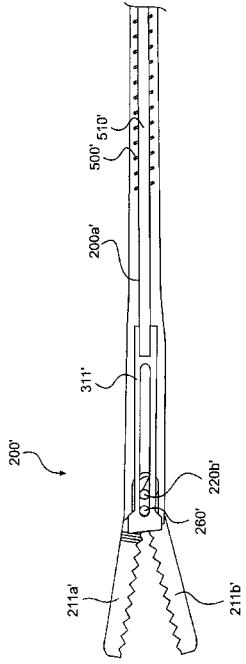
【 図 5 】



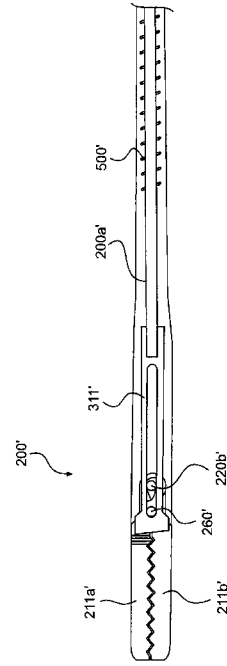
【 図 6 】



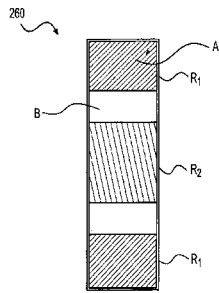
【 図 7 】



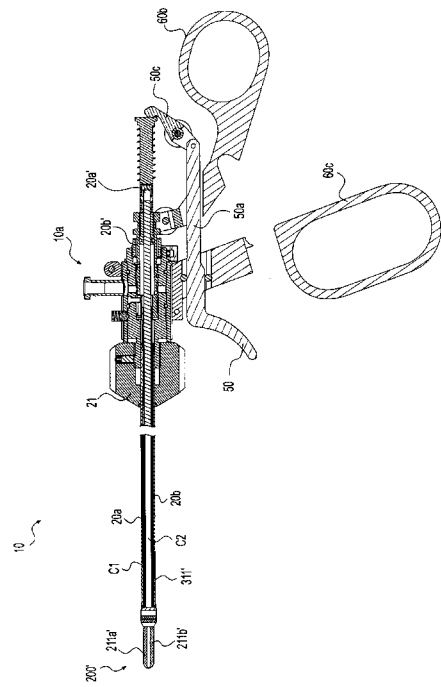
【 図 8 】



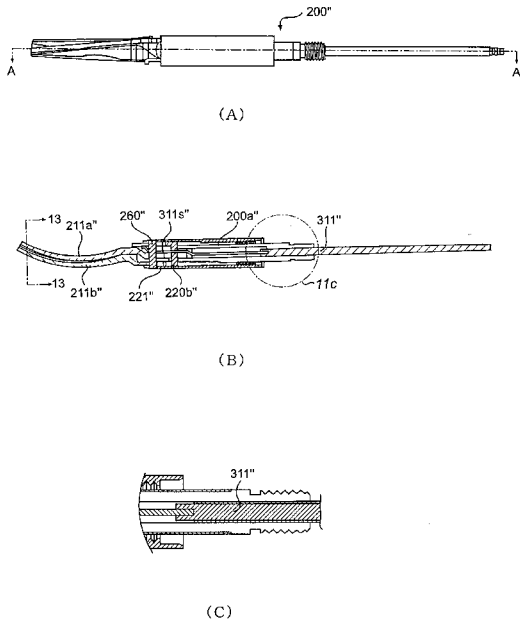
【 図 9 】



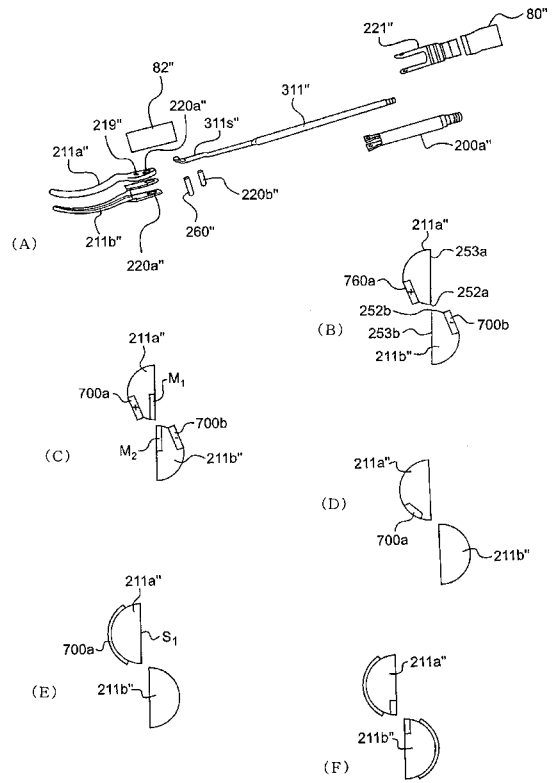
【 図 10 】



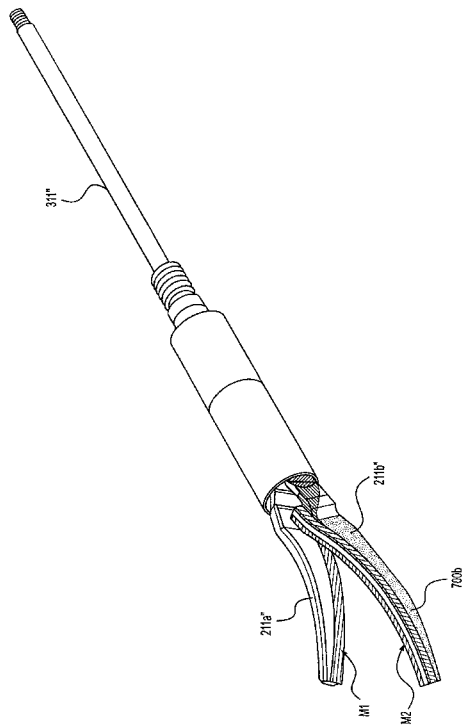
【 図 1 1 】



【 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

Fターム(参考) 4C160 FF13 FF14 FF19 KK03 KK04 KK06 KK19 KK25 KK39 KK53  
MM32 NN03 NN09 NN10 NN12 NN13 NN14 NN15

## 【 外国語明細書 】

## SCISSOR TIP FOR BIPOLAR HIGH FREQUENCY ENDOSCOPE

BACKGROUND OF THE INVENTION

## I. Field of the Invention

[0001] This invention relates generally to electrosurgical instruments, and more particularly to a bipolar scissor having an embedded electrode. The bipolar scissor may be used in a laparoscopic procedure, or any other desirable endoscopic procedure.

## II. Discussion of the Prior Art

[0002] In the conventional art, heat has been used for the cauterization of bleeding wounds in various surgical procedures. For example, the use of radio frequency (RF) energy traveling through the body has been widely used to stop bleeding. In this regard, at least two modes of cauterization are typically employed, namely monopolar or bipolar coagulation.

[0003] The prior art monopolar surgical instruments usually include a generator, an active electrode of small dimensions, and a large area return or dispersive electrode designed to be placed on the patient's body to serve as a return point for the energy released at the active electrode site. In this regard, the active electrode is applied to the bleeding site and the current path is completed through the body to the return electrode which is electrically in contact with the patient's body.

[0004] Bipolar surgical instruments have an inherent advantage over monopolar surgical instrument of containing energy generated at the surgical instrument. In a bipolar surgical instrument, both the active and the return electrodes are placed on the surgical instrument. Thus, no separate return electrode on the patient is required as in monopolar systems. Therefore, the generated energy remains at the site where the surgical instrument is being used and only affects patient tissue in close proximity.

[0005] Some bipolar scissors allow simultaneous cautery and cutting of tissue. Typically the base construction of the blades is metal with a layer of insulating material located on one of the shearing surfaces and the hinge pin to provide electrical isolation between the bipolar electrodes. A later advancement on this basic approach was to provide a layer of insulation between the base metal blade and a thin metal shearing surface to provide electrical isolation between the bipolar electrodes and allow for a more durable shearing surface.

[0006] The conventional art also discloses a base construction of ceramic material instead of metal with a metal coating applied to the outside edge of the ceramic body

to act as the electrosurgical electrode. Additionally, the conventional art also discloses a laminated design that uses a base construction of ceramic material with metal applied to both the outside edge of the ceramic body to act as the electrosurgical electrode and the inside edge of the ceramic body to serve as the shearing surface. However, the conventional art laminated design may be structurally compromised when laminating materials having different material properties. For example, material characteristics such as thermal expansion and contraction properties may result in a laminated scissor (or blade) being weakened due to stresses caused by expansion and contraction of the composite materials.

#### SUMMARY OF THE INVENTION

[0007] Accordingly, a non-limiting embodiment of the present invention provides a bipolar scissor for cutting and coagulating tissue. The bipolar scissor may include a first blade having a first cutting edge and a first shearing blade surface, and a second blade having a second cutting edge and a second shearing blade surface. The first and second blades may include a non-conductive material having an embedded electrode.

[0008] Further, in accordance with an additional feature, the non-conductive material may be provided with an insert recess which receives the embedded electrode and a metallization recess provided with a metallization. In this regard, the metallization may extend into the insert recess and electrically contact the embedded electrode. Additionally, the insert recess and the metallization recess may be formed integral with each other. Also, the embedded electrode may be brazed onto the non-conductive material.

[0009] In an additional non-limiting feature each of the first and second blades may include a non-conductive material. In this regard, the first blade may have a first embedded electrode and the second blade may have a second embedded electrode, the first and second electrodes being polar opposites of each other.

[0010] In yet another non-limiting feature, the first electrode may be embedded at an outer surface of the first blade and the second electrode may be embedded at an outer surface of the second blade. Further, the one of the first and second blades having the embedded electrode may include a metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the shearing blade surface.

[0011] According to another embodiment, the non-conductive material, of the at least one of the first and second blades, may include a ceramic material and the embedded electrode may include a metal insert. Further, the other of the at least one of the first and second blades may include metal.

[0012] According to another feature, both the first and second blades may be provided with metal shearing surfaces. For example, the first blade may include a first metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the first shearing blade surface and the second blade may include a second metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the second shearing blade surface. Also, the non-conductive material may electrically isolate the embedded electrode from the metal shearing blade surface. Further, the non-conductive material may include a ceramic material.

[0013] In a further embodiment, at least one of the first and second blades may include a non-conductive material having an electrode. In this regard, the electrode may be provided as a metal coating opposite the shearing blade surface of the at least one of the first and second blades which includes the non-conductive material. Additionally, the non-conductive material may include a ceramic material and the other of the at least one of the first and second blades may include metal.

[0014] Further, in another embodiment, both the first and second blades may include a non-conductive material. In this regard, each of the first and second blades may have a metal insert provided at corresponding cutting edges of the first and second blades. Further, the metal coating may be provided on both the first and second blades opposite corresponding shearing blade surfaces. Further, the non-conductive material may include a ceramic material.

[0015] In an additional feature, a surgical tool assembly, configured to be connected to a distal end of a bipolar surgical instrument having first and second electrical conductors, may also be provided. The surgical tool assembly may include a scissor including the first and second blades, as discussed above. In this regard, the one of the first and second blades having the embedded electrode may be configured to be electrically connected to one of the first and second electrical conductors of the bipolar surgical instrument.

[0016] Further, and in accordance with another feature, the surgical tool assembly may include an elongated connector configured to electrically connect the at least one

embedded electrode of the one of the first and second blades to one of the first and second electrical conductors.

[0017] In this regard, the elongated connector may be configured to electrically connect the first embedded electrode to the first electrical conductor. Also, the surgical tool assembly may include and a blade support configured to electrically connect the second embedded electrode to the second electrical conductor.

[0018] In yet still another feature, the elongated connector may include a spring provided at a distal end of the elongated connector. In this regard, the spring may be configured to bias the first blade into contact with the second blade and electrically connect the first blade to one of the first and second electrical conductors. Further, the blade support may include a fork-shaped cylinder provided at a distal end of the surgical tool assembly. Additionally, the blade support may include a pivot pin, the first and second blades being configured to rotate about the pivot pin so as to open and close.

[0019] In another feature, a first cam may be provided at a proximal end of the first blade and a second cam may be provided at a proximal end of the second blade. Further, a cam follower may be coupled to the first and second cams and a distal end of a plunger may be configured to reciprocate axially. In this regard, axial movement of the plunger may actuate the cam follower such that the first and second blades open and close in accordance with a direction of axial movement of the plunger.

[0020] In an additional feature, a bipolar surgical instrument may include the surgical tool assembly, as discussed above. For example, the bipolar surgical instrument may include a connector coupled to and configured to actuate first and second blades.

[0021] In this regard, the bipolar surgical instrument may include an inner shaft assembly having an inner shaft; an intermediate shaft assembly having an intermediate shaft; and an outer shaft assembly having an outer shaft. For example, the intermediate and inner shaft assemblies may be generally positioned within the outer shaft assembly, and the inner shaft assembly may be generally positioned within the intermediate shaft assembly.

[0022] Further, a first connector may be coupled to the inner shaft assembly and a second connector may be coupled to and configured to move the intermediate shaft assembly.

[0023] Additionally, a main body housing may be coupled to the first and second connectors. Also, at least one electrical contact electrically may electrically contact a

peripheral surface of at least one of the inner, intermediate and outer shafts. In this regard, the at least one electrical contact may be configured to allow uninterrupted and continuous rotation of the main body housing relative to the at least one of the inner, intermediate and outer shafts which the electrical contact contacts. Further, the at least one electrical contact may be a canted coil spring.

#### BRIEF DESCRIPTION OF THE DRAWINGS

[0024] The present invention is further described in the detail description which follows, in reference to the noted plurality of drawings, by way of non-limiting examples of preferred embodiments of the present invention, in which like characters represent like elements throughout the several views of the drawings, and wherein:

Fig. 1 is a cross-sectional view of a bipolar surgical instrument according to a non-limiting embodiment of the present invention;

Fig. 2 is a cross-sectional view of a proximal end of the bipolar surgical instrument of Fig. 1 showing the positioning of the components of the bipolar surgical instrument when the hand-piece and jaws are opened, and the cutting-blade is retracted;

Fig. 3 is a cross-sectional view of a proximal end of the bipolar surgical instrument of Fig. 1 showing the positioning of the components of the bipolar surgical instrument when the hand-piece and jaws are closed, and the cutting-blade is retracted;

Fig. 4 is a cross-sectional view of a proximal end of the bipolar surgical instrument of Fig. 1 showing the positioning of the components of the bipolar surgical instrument when the hand-piece and jaws are closed, and the cutting-blade is extended;

Fig. 5 is an exploded view of a surgical tool assembly according to a first non-limiting embodiment of the present invention;

Fig. 6 is an exploded view of a surgical tool assembly according to a second non-limiting embodiment of the present invention

Fig. 7 is a cross-sectional view of the surgical tool assembly of Fig. 6 showing the tool assembly of the second non-limiting embodiment when the jaws are open;

Fig. 8 is a cross-sectional view of the surgical tool assembly of Fig. 6 showing the tool assembly of the second non-limiting embodiment when the jaws are closed and having a biasing element provided at a proximal end thereof;

Fig. 9 is a plan view of a non-limiting embodiment of a pivot pin;

Fig. 10 shows a cross-sectional view of the surgical tool assembly of Fig. 6 coupled to the bipolar surgical instrument of Fig. 1;

Fig. 11A is a top plan view of a scissor-type surgical tool assembly of a third non-limiting embodiment;

Fig. 11B is a cross-sectional view of the scissor-type surgical tool of the third non-limiting embodiment;

Fig. 11C is an exploded view of a threaded connection of the non-limiting third embodiment;

Fig. 12A is an exploded view of a surgical tool assembly according to the third non-limiting embodiment of the present invention;

Fig. 12B is a cross-sectional view of the scissor having, e.g., a ceramic shearing surface;

Fig. 12C is a cross-sectional view of the scissor having, e.g., a metal shearing surface;

Fig. 12D is a cross-sectional view of the scissor having, e.g., a ceramic blade having a metal insert and a metal blade;

Fig. 12E is a cross-sectional view of the scissor having, e.g., a ceramic blade having a metal coating and a metal blade;

Fig. 12F is a cross-sectional view of the scissor having, e.g., two ceramic blades, each having a metal coating;

and

Fig. 13 is a perspective view of the scissor-type surgical tool of the third non-limiting embodiment.

#### DETAILED DESCRIPTION

[0025] The particulars shown herein are by way of example and for purposes of illustrative discussion of the embodiments of the present invention only and are presented in the cause of providing what is believed to be the most useful and readily understood description of the principles and conceptual aspects of the present

invention. In this regard, no attempt is made to show structural details of the present invention in more detail than is necessary for the fundamental understanding of the present invention, the description taken with the drawings making apparent to those skilled in the art how the several forms of the present invention may be embodied in practice.

[0026] Referring to the drawings, Fig. 2 shows a cross-sectional view of a proximal end 10a of the bi-polar surgical instrument 10 according to a non-limiting embodiment of the present invention. In this regard, as illustrated in Figs. 1 and 2, the bipolar surgical instrument may include an inner shaft assembly 20a, an intermediate shaft assembly 20b and an outer shaft assembly 20c. Additionally, the inner 20a, intermediate 20b, and outer shaft assemblies 20c, respectively, may include inner 20a', intermediate 20b', and outer shafts 20c'. Further, the inner 20a, intermediate 20b, and outer shaft assemblies 20c may be generally positioned within each other. For example, any of the shafts (e.g., any one of 20a, 20b, 20c) may protrude outwardly from any of the other shafts (e.g., any one of 20a, 20b, 20c) by a given amount. Thus, one of ordinary skill in the art would appreciate that the given amount may be anywhere from not protruding at all to several millimeters or inches, without departing from the spirit or scope of the presently claimed invention.

[0027] Additionally, a trigger 50 may be coupled to and configured to actuate the inner shaft assembly 20a; and a hand-piece 60 may be coupled to and configured to actuate the intermediate shaft assembly 20b. Further, at least one electrical contact 40 may electrically contact a peripheral surface of at least one of the inner 20a', intermediate 20b' and outer shafts 20c'. In this regard, the at least one electrical contact 40 may be configured to allow relative rotational movement and axial movement between a main body housing 11 of the surgical instrument and the at least one of the inner 20a', intermediate 20b' and outer shafts 20c' which the electrical contact 40 contacts. In the figures, the intermediate shaft assembly 20b is shown configured to move axially and rotationally with respect to the housing; however, it is readily appreciable by those skilled in the art that there may be relative rotational movement between any and all of the inner 20a', intermediate 20b and outer 20c shaft assemblies and the main body housing 11. For example, the outer shaft assembly 20c may be fixed against axial movement and configured for relative rotational movement. The intermediate 20b and inner shaft 20a assemblies may be configured for both axial movement and relative rotational movement. Additionally, the inner shaft assembly

20a may be configured to move axially while being fixed against relative rotational movement.

[0028] “Relative rotational movement” is defined herein as rotational movement of the at least one of the inner 20a’, intermediate 20b’ and outer shafts 20c’ relative to the main body housing 11, or rotational movement of the main body housing 11 relative to the at least one of the inner 20a’, intermediate 20b’ and outer shafts 20c’. In other words, the main body housing 11 may rotationally move while the at least one of the inner 20a’, intermediate 20b’ and outer shafts 20c’ is rotationally stationary; the at least one of the inner 20a’, intermediate 20b’ and outer shafts 20c’ may rotationally move while the main body housing 11 is rotationally stationary; and the at least one of the inner 20a’, intermediate 20b’ and outer shafts 20c’ may rotationally move while the main body housing 11 rotationally moves in an opposite rotational direction.

[0029] Further, the trigger 50 (e.g., a first connector) may not actuate the inner shaft assembly 20a depending on the type of surgical tool assembly (e.g., surgical tool assemblies 200 and 200”, discussed in further detail below) which is connected to the bi-polar surgical instrument 10. For example, an elongated connector (311 and 311”, discussed in further detail below) may be coupled to a distal end of the inner shaft assembly 20a and a pivot pin 260 (e.g., fixed against axial movement with respect to the outer shaft assembly 20c) of the fixed outer shaft assembly 20c, thereby preventing actuation of the inner shaft assembly 20a.

[0030] Further, one of ordinary skill in the art would readily understand that the trigger 50 may be omitted from the bi-polar surgical instrument 10 when operation of the bi-polar surgical instrument 10 does not require axial movement of the inner shaft assembly 20a, e.g., when utilizing one of the surgical tool assemblies 200 and 200”, discussed in further detail below.

[0031] Further, Figs. 2-4 show cross-sectional views illustrating the proximal end 10a of the bipolar surgical instrument 10 in varying degrees of actuation. More specifically, Fig. 2 shows a positioning of the components of the proximal end 10a of the bipolar surgical instrument 10 when the hand-piece (e.g., a handle) 60 and trigger 50 are not depressed (e.g., when the hand-piece 60 and trigger 50 are in a fully-open position). In this regard, as shown in Fig. 2, the hand-piece 60 may include a ratchet assembly (e.g., a spring-ratchet type assembly) 60a coupling a movable thumb-piece (e.g., a handle thumb) 60b to a stationary-grip 60c, and the thumb-piece 60b may be

coupled to and configured to actuate the intermediate shaft assembly 20b. Further, the trigger 50 may include an elongated shaft 50a coupled to a toggle-link 50c, e.g., the toggle-link 50c may be coupled to and configured to actuate the inner shaft assembly 20a.

[0032] Referring to Fig. 3, a positioning of the components of the proximal end 10a of the bipolar surgical instrument 10 is shown when the hand-piece 60 is depressed and the trigger 50 is in a fully-open position. In this regard, the intermediate shaft assembly 20b may be configured to move proximally, thereby actuating a first surgical tool (e.g., jaws, discussed in further detail below) which may be provided at a distal end of the bi-polar surgical instrument 10. For example, again referring to Fig. 3, an engagement tooth 61a provided on the stationary-grip 60c may move in a proximal direction to engage a plurality of opposing ratchet teeth 61b, thereby actuating the intermediate shaft assembly 20b in a proximal direction.

[0033] Referring now to Fig. 4, positioning of the components of the proximal end 10a of the bipolar surgical instrument 10 is shown when both the hand-piece 60 and the trigger 50 are depressed. In this regard, the positioning of the stationary-grip 60c may be the same as discussed in reference to Fig. 3. Further, Fig. 4 shows the positioning of the toggle-link 50c when the trigger 50 is depressed. In this regard, the toggle-link 50c may be configured to be actuated in a distal direction upon depression of the trigger 50, thereby actuating the inner shaft assembly 20a in a distal direction. In this regard, when the inner shaft assembly 20a moves in the distal direction a second surgical tool (e.g., a cutting-blade discussed in further detail below), provided at a distal end of the bi-polar surgical instrument 10, may be actuated.

[0034] However, one of ordinary skill in the art would recognize that any suitable arrangement which is configured to actuate any of the components of the shafts (i.e., including but not limited to any one of the inner, intermediate and outer shaft assemblies) may be employed without departing from the spirit in scope of the present invention. For example, opening of the hand-piece could result in the intermediate shaft assembly being actuated in a proximal direction.

[0035] Now referring to Fig. 2, the at least one electrical contact 40 may be a canted coil spring. Further, the at least one electrical contact 40 may be provided within at least one gland 41 fixedly provided within the main body housing 11.

[0036] For example, the electrical contact 40 may include a canted coil spring like those manufactured by BAL SEAL Engineering Co. Inc. to make electrical contact

between at least one of the inner 20a', intermediate 20b' and outer 20c' shafts and the main body housing 11, thereby allowing for bi-directional continuous rotation (i.e., uninterrupted), as well as axial movement of the shaft which is contacted by the electrical contact 40. In other words, the shaft which is contacted by the electrical contact can be rotated indefinitely and without a limiting stop in either direction.

[0037] That is, the use of a canted coil spring may provide constant contact between at least one of the shafts and the main body housing 11 while allowing both the shaft (i.e., one of the inner 20a', intermediate 20b' and outer 20c' shafts) and the main body 11 to move rotationally (i.e., continuously and without a limit stop) and axially relative to each other. Thus, by providing constant contact between at least one of the shafts 20a', 20b' and 20c' and the electrical contact 40 power can be transferred at any time, irrespective of the rotational position of the shafts 20a', 20b' and 20c'. Additionally, when the electrical contact 40 is provided as a canted coil spring, the electrical contact 40 is tolerant of misalignment thereby eliminating positioning concerns associated with electrical contacts of the conventional art. Further, a cross-section of the surgical instrument 10 which is configured to be inserted into a patient's body can be reduced [i.e., since conducting wires provided in the shaft of the bipolar surgical instrument (to electrical connect a surgical end of the instrument to a power source) are not needed]. Thus, a non-limiting embodiment of the present invention has at least an additional advantage over the conventional art, of providing a less invasive bipolar surgical instrument 10.

[0038] Further, one of ordinary skill in the art would recognize that any suitable arrangement or structure (e.g., a compliant O-ring, etc.) which provides constant contact between at least one of the shafts and the main body housing, while allowing both the shaft and the main body to move rotationally (e.g., continuously) and axially relative to each other, may be employed without departing from the spirit and scope of the present invention

[0039] According to another feature, and as illustrated in Figs. 2-4, the at least one electrical contact 40 may include first 40a and second electrical contacts 40b. In this regard, the first electrical contact 40a may contact a surface of the outer shaft 20c' and the second electrical contact 40b may contact a surface of the inner shaft 20a'. Further, the at least one gland 41 may include first 41a and second glands 41b which receive the corresponding first 40a and second 40b electrical contacts, the first contact 40a electrically connecting the outer shaft assembly 20c to the first gland 41a and the

second contact 40b electrically connecting the inner shaft assembly 20a' to the second gland 41b.

[0040] Further, as shown in Fig. 1, the outer shaft assembly 20c may provide the surgical instrument 10 with a first electrical conductor  $C_1$  having a first pole; and the inner shaft assembly 20b may provide the surgical instrument 10 with a second electrical conductor  $C_2$  having a second pole, the first and second poles being polar opposites.

[0041] Additionally, the first and second electrical contacts 40a, 40b may electrically couple the outer 20c' and inner shafts 20a' to each other. Further, the at least one of the inner 20a, intermediate 20b and outer shaft 20c assemblies may be configured to rotate continuously (i.e., without a limit stop).

[0042] Additionally, either one of the shaft assemblies (e.g., 20a, 20b, and 20c) may also include a rotation knob 21 configured to rotate, e.g., the outer shaft assembly 20c. In this regard, the rotation knob 21 may be provided at a distal end of the outer shaft 20c' and rotationally coupled to the outer shaft 20c'. Further, the outer shaft 20c' may be rotationally coupled to the intermediate shaft 20b'. Further, the knob 21 may be configured to continuously rotate at least one of the inner 20a', intermediate 20b', and outer shaft assemblies 20c'.

[0043] For example, as discussed *supra*, when the thumb-piece 60b is depressed, the intermediate shaft assembly 20b may be actuated in a proximal direction. Further, when the trigger 50 is depressed, the inner shaft assembly 20a may be actuated in a distal direction.

[0044] Further, referring to the first non-limiting embodiment of Fig. 5, the intermediate shaft assembly may include a plunger 200a coupled to a distal end of the intermediate shaft 20b, the plunger 200a being configured to be actuated with actuation of the intermediate shaft 20b (e.g., by depressing a thumb-piece 60b). Additionally, oppositely facing jaws 211a, 211b may be coupled to a distal end of the plunger 200a and be configured to open and close via actuation of the plunger 200a. Further, the intermediate shaft assembly 20b may also include a cam 220a provided at a proximal end of each of the jaws 211a, 211b, and a cam follower 220b coupled to the distal end of the plunger 200a. In this regard, the cam follower 220b may be actuated by axial movement of the plunger 200a such that the jaws 211a, 211b open and close in accordance with a direction of axial movement of the plunger 200a.

[0045] In accordance with an additional feature, and as shown in Fig. 5, the outer shaft assembly may include a jaw support (e.g., a yoke) 221 coupled to a distal end of the outer shaft assembly 20c and a jaw pivot 219 of the jaws. In this regard, the jaws 211a, 211b may be supported at and configured to pivot about the jaw pivot 221. Additionally, the outer shaft assembly 20c may be fixed against axial movement.

[0046] Additionally, as shown in Fig. 5, the inner shaft assembly 20a may include an elongated conductor 311 coupled to the inner shaft 20a'. In this regard, the elongated conductor 311 may be configured to provide an electrical pathway for electrically connecting one of the jaws 211a, 211b to the bipolar surgical instrument 10 (e.g., by electrically connecting one of the jaws 211a, 211b to one of the first and second electrical conductors C<sub>1</sub> and C<sub>2</sub>). In this regard, the inner shaft assembly 20a may be fixed against both axial movement and rotation. Additionally, the inner 20a', intermediate 20b', and outer shafts 20c' may be provided within a main body housing 11 (as shown in Fig. 3) of the surgical instrument 10.

[0047] Further, the second non-limiting embodiment, as shown in Fig. 6, may be somewhat similar to the first non-limiting embodiment, discussed supra. In this regard, the intermediate shaft assembly may include a plunger 200a' coupled to a distal end of the intermediate shaft 20b, the plunger 200a' being configured to be actuated with actuation of the intermediate shaft 20b (e.g., by depressing a thumb-piece 60b). Additionally, oppositely facing jaws 211a', 211b' may be coupled to a distal end of the plunger 200a' and be configured to open (as shown in Fig. 7) and close (as shown in Fig. 8) via actuation of the plunger 200a'. Further, the intermediate shaft assembly 20b may also include a cam 220a' provided at a proximal end of each of the jaws 211a', 211b', and a cam follower 220b' coupled to the distal end of the plunger 200a'. In this regard, the cam follower 220b' may be actuated by axial movement of the plunger 200a' such that the jaws 211a', 211b' open and close in accordance with a direction of axial movement of the plunger 200a'.

[0048] Similar to the first non-limiting embodiment, (as shown in Fig. 6) the outer shaft assembly of the second non-limiting embodiment may include a jaw support (e.g., a yoke) 221' coupled to a distal end of the outer shaft assembly 20c and a jaw pivot 219' of the jaws. In this regard, the jaws 211a', 211b' may be supported at and configured to pivot about the jaw pivot 221'. Additionally, the outer shaft assembly 20c may be fixed against axial movement.

[0049] Further, as shown in Fig. 6, the inner shaft assembly 20a in accordance with the second non-limiting embodiment may include a blade 311' coupled to the inner shaft 20a', the blade 311' being configured to move in distal and proximal directions via actuation of the inner shaft assembly 20a. In this regard, the inner shaft assembly 20a may be fixed against rotation. Additionally, the inner 20a', intermediate 20b', and outer shafts 20c' may be provided within a main body housing 11 (as shown in Fig. 3) of the surgical instrument 10. In this regard, the cutting blade 311' may be configured to bisect tissue which may be grasped by the opposing jaws 211a', 211b'.

[0050] Discussing the bi-polar surgical instrument in further detail, the first 40a and second 40b electrical contacts may electrically contact corresponding peripheral surfaces of the inner 20a' and outer shafts 20c'. In this regard, the first 40a and second 40b electrical contacts may be configured to allow relative rotational movement and axial movement between the first 40a and second 40b electrical contacts and the corresponding inner 20a' and outer shafts 20c' which the first 40a and second 40b electrical contacts contact.

[0051] Further, the outer shaft assembly 20c may provide the surgical instrument 10 with a first electrical conductor  $C_1$  having a first pole electrically connected to a first gland 41a which receives the first electrical contact 40a and the inner shaft assembly 20a may provide the surgical instrument 10 with a second electrical conductor  $C_2$  having a second pole electrically connected to a second gland 41b which receives the second electrical contact 40b. In this regard, the first and second poles may be polar opposites.

[0052] In addition to the bipolar surgical instrument discussed *supra*, the present invention may provide a surgical tool assembly 200 (as well as 200' or 200'', discussed in further detail below) configured to be connected (e.g., detachably connected) to a distal end of a bipolar surgical instrument 10. The surgical tool assembly 200, as illustrated in Fig. 5, may include oppositely facing first and second jaws 211a, 211b (as well as 211a', 211b' or 211a'', 211b'') which are configured to open and close. Further, tubes 80 and 82 (as well as 80' and 82' or 80'' and 82'') may be provided in order to couple components provided at a distal end of the surgical tool assembly 200. For example, tubing 80 may be configured to couple the support (e.g., a yoke) 211 to the outer shaft assembly 20c', and tubing 82 to may provide insulation for a tip of the surgical tool assembly 200. Additionally, tubing 81 (as well as 81' or

81”) may insulate (e.g., electrically insulate) the intermediate shaft assembly 20b’ from the outer shaft assembly 20c’ at a distal end of the surgical tool assembly 200.

[0053] More particularly, the surgical tool assembly 200 may include a composite pivot pin 260 (as well as 260’) which includes a conductive material A and a non-conductive (insulator) material B, the pivot pin 260 pivotally coupling the first 211a and second jaws 211b. Further, the first jaw 211a may be electrically connected to a first conductive region  $R_1$  of the composite pivot pin 260 and the second jaw 211b may be electrically connected to a second conductive region  $R_2$  of the composite pivot pin 260. Additionally, the non-conductive material B may electrically isolate the first  $R_1$  and second  $R_1$  conductive regions of the conductive material A from each other. In this regard, it should be appreciated that the composite pivot pin 260 has at least one advantage of being a much less costly and complicated construction than a composite jaw or blade construction. Additionally, one of ordinary skill in the art would recognize that the number of conductive regions may vary.

[0054] Further, as shown in Fig. 8, the conductive material A may have a metal provided on a surface of the conductive material A; and the non-conductive material B may have a ceramic material provided on the surface of the non-conductive material B. For example, the pivot pin 260 may include a ceramic material, which provides the non-conductive material B of the composite pivot pin 260, and the ceramic material A may be provided with a metal coating which provides the conductive material of the composite pivot pin 260; or the pivot pin 260 may include a metal material, which provides the conductive material of the composite pivot pin 260, and the metal material may be provided with a ceramic coating which provides the non-conductive material B of the composite pivot pin 260.

[0055] For example, still referring to Fig. 8, the first and second conductive coatings may be provided on a surface of the composite pivot pin 260. Additionally, the first and second conductive coatings may be spaced from each other along an axis of rotation of the composite pivot pin 260. In this regard, the first conductive region may be configured to electrically connect the first jaw 211a to the first electrical conductor  $C_1$  and the second conductive region may be configured to electrically connect the second jaw to the second electrical conductor  $C_2$ . Thus, the first jaw 211a may be configured to provide a first electrode having a first pole and the second jaw 211b may be configured to provide a second electrode having a second pole, the first and second poles being polar opposites.

[0056] Referring to Figs. 6-8, a cutting-blade 311' configured to retractably extend between the first 211a' and second 211b' jaws may be provided. In this regard, the cutting-blade 311' may be configured to engage the second conductive region of the pivot pin 260' (or 260) to electrically connect the second jaw 211b' to the second conductor C<sub>2</sub>.

[0057] Further, as illustrated in Fig. 6, the composite pivot pin 260' may extend through a slot S provided in the cutting-blade 311', and the second conductive region may be provided on a surface of the composite pivot pin 260' which contacts an inner surface of the slot S to provide the electrical connection between the second jaw 211b' and the second conductor C<sub>2</sub>.

[0058] Additionally, referring to Fig. 5 again, a cam 220a (as well as 220a' or 220a'') may be provided at a proximal end of the first 211a and second 211b jaws and a cam follower 220b (as well as 220b' or 220b'') may be coupled to the cam 220a and a distal end of a plunger 200a (as well as 200a' or 200a'') which is configured to reciprocate axially. Thus, when the plunger 200a moves axially the cam follower 220b may be actuated such that the first 211a and second 211b jaws open and close in accordance with a direction of axial movement of the plunger 200a. Further, the plunger 200a may include a non-conductive material, the plunger 200a being configured to be electrically isolated from the first C<sub>1</sub> and second C<sub>2</sub> conductors. Also, pivot holes 219 (as well as 219' or 219'') may be provided in proximal ends of the first 211a and second 211b jaws, the pivot holes 219 may be configured to receive the composite pivot pin 260 (or insulating pin 260'').

[0059] Further, the surgical tool assembly of Fig. 5 may include a jaw support 211 (as well as 211a' and 211') which is configured to pivotally receive the composite pivot pin 260 such that the first 211a and second 211b jaws are coupled to and configured to pivot about the jaw support 211. Further, as shown in Fig. 6, a spring 500' may be coupled to a proximal end of the plunger 200a' and a cutting-blade support 510' provided on a proximal end of the cutting-blade 311'. In this regard, the spring 500' may be configured to bias the cutting-blade 311' in a proximal direction such that increased engagement between the cutting-blade 311' and the second conductive region of the composite pivot pin 260' is provided.

[0060] When the surgical tool assembly 200' and the bi-polar surgical instrument 10 are assembled, as shown in Fig. 9, the second connector (e.g., thumb-piece 60b) of the bi-polar surgical instrument 10 may be coupled to and configured to actuate first

211a' and second 211b' jaws of the surgical tool assembly 200'. Further, a first connector (e.g., trigger 50) of the bipolar surgical instrument 10 may be coupled to and configured to actuate the cutting-blade 311' of the surgical tool assembly 200'.

[0061] In other words, the first connector (e.g., trigger 50) may be coupled to and configured to actuate the inner shaft assembly 20a which may have a cutting-blade 311' connected to a distal end thereof. Further, the second connector (e.g., thumb-piece 60b) may be coupled to and configured to actuate the intermediate shaft assembly 20b. Additionally, the first 211a' and second 211b' jaws may be connected to a distal end of the intermediate shaft assembly 20b and pivotally connected to a distal end of the outer shaft assembly 20c.

[0062] Although, Fig. 10 is shown having the surgical tool assembly 200' which includes a cutting blade 311' attached thereto, one of ordinary skill in the art would readily appreciate that the surgical tool assembly 200 (which includes the elongated electrical connector 311 and 311'') may also be connected to the bipolar surgical instrument 10. Further, the surgical tool assembly 200'', discussed in further detail below, may also be connected to the bipolar instrument 10 in a manner similar to surgical tool assemblies 200 and 200'. In this regard, as discussed supra, the first connector and the inner shaft assembly 20a may be fixed against axial and relative rotational movement when either one of the surgical tool assemblies 200 or 200'' are connected to the bipolar instrument 10. That is, since the elongated electrical connectors 311 and 311'' of the surgical tool subassemblies may be used as a fixed electrical pathway to electrically connect the surgical tool assembly to the bipolar surgical instrument 10.

[0063] Now referring to Figs. 11A-11C, the surgical tool assembly 200'' may include bipolar scissors (as shown in Figs. 11A-11C) for cutting, cauterizing and/or coagulating tissue. In this regard, the scissor 211'' may include a first blade 211a'' having a first cutting edge 252a and a first shearing blade surface 253a and a second blade 211b'' having a second cutting edge 252b and a second shearing blade surface 253b. Further, one of the first 211a'' and second 211b'' blades may include a non-conductive material having an embedded electrode 700a or 700b, while the other of the blades may be of a conventional conductive or non-conductive material. Also, only one of the blades may be provided with a metal shearing surface. In this regard, one of ordinary skill in the art would readily appreciate that numerous combinations

of blades can be used without departing from the spirit and scope of the present invention.

[0064] Further, each of the first and second blades 211a", 211b" may include a non-conductive material, the first blade 211a" having a first embedded electrode 700a and the second blade 211b" having a second embedded electrode 700b. In this regard, the first and second electrodes 700a, 700b may be polar opposites of each other.

[0065] Additionally, as shown in Figs. 12B and 12C, the first electrode 700a may be embedded at an outer surface of the first blade 211a" and the second electrode 700b may be embedded at an outer surface of the second blade 211b". Also, the one of the first and second blades 211a", 211b" having the embedded electrode 700a or 700b may have a metal shearing surface 710a or 710b embedded in the non-conductive material at the corresponding shearing blade surface.

[0066] Further, when both the first and second blades 211a", 211b" include a non-conductive material, a first metal shearing surface  $M_1$  may be embedded in the non-conductive material at the first shearing blade surface of the first blade 211a" and the second blade 211b" may include a second metal shearing surface  $M_2$  embedded in the non-conductive material at the second shearing blade surface. Further, the non-conductive material may electrically isolate the embedded electrode from the corresponding metal shearing blade surface. Also, only one metal surface  $M_1$ ,  $M_2$  may be used. Further, the metal surfaces may be made of any suitable metal, as well as any suitable combination of metals. Additionally, the metal surfaces  $M_1$  and  $M_2$  may be provided with additional insulation, e.g. a non-conductive coating, to prevent electrical interference between the electrodes 700a and 700b and the metal surfaces  $M_1$  and  $M_2$ .

[0067] Additionally, the non-conductive material, of the at least one of the first 211a" and second 211b" blades, may include a ceramic material and the embedded electrode 700a may include a metal insert, as shown in Fig. 12 D. Further, the other of the at least one of the first 211a" and second 211b" blades may include metal.

[0068] Further, as shown in Fig. 12E, at least one of the first 211a" and second 211b" blades may include a non-conductive material having an electrode 700a. In this regard, the electrode 700a may be provided as a metal coating opposite the shearing blade surface S1 of the at least one of the first 211a" and second 211b" blades which includes the non-conductive material. Additionally, the non-conductive material may

include a ceramic material and the other of the at least one of the first 211a” and second 211b” blades may include metal.

[0069] Further, as shown in Fig. 12F, both the first 211a” and second 211b” blades may include a non-conductive material. In this regard, each of the first and second blades may have a metal insert provided at corresponding cutting edges of the first and second blades. Further, the metal coating may be provided on both the first and second blades opposite corresponding shearing blade surfaces. Further, the non-conductive material may include a ceramic material.

[0070] Further, the non-conductive material may include a ceramic material. However, one of ordinary skill in the art would readily understand that any suitable non-conductive material having desirable electrical and/or mechanical properties may be employed.

[0071] Additionally, the surgical tool assembly 200a” may be configured to be connected to a distal end of a bipolar surgical instrument 10 having first and second electrical conductors  $C_1$  and  $C_2$ . More particularly, the electrode 700a or 700b embedded in one of the first and second blades 211a”, 211b” may be configured to be electrically connected to one of the first and second electrical conductors  $C_1$  and  $C_2$  of the bipolar surgical instrument 10.

[0072] Further, as shown in Figs. 11B and 11C the surgical tool assembly 200” may also include an elongated electrical connector 311” (e.g., a rod or blade) which is configured to electrically connect the embedded electrode 700a or 700b of the one of the first and second blades 211a”, 211b” to one of the first and second electrical conductors  $C_1$  and  $C_2$  of the bi-polar instrument 10.

[0073] For example, the elongated connector 311” may include a rod which is configured to electrically connect the first embedded electrode 700a to the first electrical conductor  $C_1$ . Further, the surgical tool assembly 200” may also include a blade support 221” which is configured to electrically connect the second embedded electrode 700b to the second electrical conductor  $C_2$ . However, one of ordinary skill in the art would readily understand that any suitable element capable of electrically connecting the surgical tool assembly 200” to the bipolar surgical instrument 10 may be provided.

[0074] Referring to 11B, the elongated connector 311” (e.g., a rod) may include a spring 311<sub>s</sub>” provided at a distal end of the elongated connector 311”. In this regard, the spring 311<sub>s</sub>” may be configured to bias the first blade 211a” into contact with the

second blade 211b” and electrically connect the first blade 211a” to one of the first and second electrical conductors  $C_1$  and  $C_2$ . Additionally, the blade support 221” may include a generally fork-shaped (i.e., pronged) shaft 221” provided at a distal end of the surgical tool assembly 200”. In this regard, the spring 311s” may be resiliently pressed an interior of the blade support 221” so that the first and second blades 211a”, 211b” are forced into contact.

[0075] Additionally, the surgical tool assembly 200” may also be provided with a cam arrangement similar to the preceding surgical tool assemblies 200’ and 200”. Further, as discussed above, the surgical tool assembly 200” may be connected to the bipolar surgical instrument 10 in a manner similar to surgical tool assemblies 200 and 200”.

[0076] Further, the second electrode 700b may be embedded in the non-conductive material of the second blade 211b”, e.g., by embedding the second electrode 700b in an insert recess. Further, an electrical pathway may be provided by metallizing a surface of a metallization recess (i.e., which receives the metallization) which is proximate the blade support 221”. Further, the metallization which may be provided within the metallization recess may be provided so as to extend into the insert recess (i.e., which receives the electrode). Thus, e.g., when the second electrode 700b is brazed onto the second blade 211b”, within the insert recess, the metallization provides a reliable electrical connection between the second electrode 700b and the blade support 221”.

[0077] Further, the spring 311s” may be configured to contact the metallized area of the first blade 211a” so as to provide a reliable electrical connection between the first electrode 700a and the elongated electrical conductor 311”. Additionally, the larger cross-sectional area provided by the embedded electrode 700a or 700b of the present invention provides the blades 211a”, 211b” with better current-carrying capabilities compared to conventional metal coatings. Further, by providing the embedded electrode 700a, 700b of the present invention, the structural integrity of the blades 211a”, 211b” is not comprised due to possible weakening of the non-conductive material (e.g., a ceramic).

[0078] It is further noted that the foregoing examples have been provided merely for the purpose of explanation and are in no way to be construed as limiting of the present invention. While the present invention has been described with reference to a preferred embodiment, it is understood that the words which have been used herein are words of description and illustration, rather than words of limitation. Changes

may be made, within the purview of the appended claims, as presently stated and as amended, without departing from the scope and spirit of the present invention in its aspects. Although the present invention has been described herein with reference to particular means, materials and embodiments, the present invention is not intended to be limited to the particulars disclosed herein; rather, the present invention extends to all functionally equivalent structures, methods and uses, such as are within the scope of the appended claims.

What is claimed is:

1. A bipolar scissor for cutting and coagulating tissue, the bipolar scissor comprising:
  - a first blade having a first cutting edge and a first shearing blade surface;
  - a second blade having a second cutting edge and a second shearing blade surface; andwherein at least one of the first and second blades comprises a non-conductive material having an embedded electrode.
2. The bipolar scissor of claim 1, the non-conductive material further comprising an insert recess which receives the embedded electrode and a metallization recess provided with a metallization, the metallization extending into the insert recess and electrically contacting the embedded electrode.
3. The bipolar scissor of claim 1, wherein the insert recess and the metallization recess are integrally formed with each other.
4. The bipolar scissor of claim 2, wherein the embedded electrode is brazed onto the non-conductive material.
5. The bipolar scissor of claim 1, wherein each of the first and second blades comprises a non-conductive material, the first blade having a first embedded electrode and the second blade having a second embedded electrode, the first and second electrodes being polar opposites of each other.
6. The bipolar scissor of claim 5, wherein the first electrode is embedded at an outer surface of the first blade and the second electrode is embedded at an outer surface of the second blade.
7. The bipolar scissor of claim 1, wherein the one of the first and second blades having the embedded electrode further comprises a metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the shearing blade surface of the one of the first and second blades having the embedded electrode.

8. The bipolar scissor of claim 5, wherein the first blade further comprises a first metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the first shearing blade surface and the second blade further comprises a second metal shearing surface embedded in the non-conductive material at the second shearing blade surface.
9. The bipolar scissor of claim 7, wherein the non-conductive material electrically isolates the embedded electrode from the metal shearing blade surface.
10. The bipolar scissor of claim 8, wherein the non-conductive material of the first blade electrically isolates the first embedded electrode from the first metal shearing surface and the non-conductive material of the second blade electrically isolates the second embedded electrode from the second metal shearing surface.
11. The bipolar scissor of claim 1, wherein the non-conductive material comprises a ceramic material.
12. The bipolar scissor of claim 2, wherein the non-conductive material comprises a ceramic material.
13. The bipolar scissor of claim 1, wherein the other of the first and second blades has a substantially metal construction providing an electrode.
14. The bipolar scissors according to claim 1, wherein the non-conductive material, of the at least one of the first and second blades, comprises a ceramic material and the embedded electrode comprises a metal insert, and the other of the at least one of the first and second blades comprising metal.
15. A surgical tool assembly configured to be connected to a distal end of a bipolar surgical instrument having first and second electrical conductors, the surgical tool assembly comprising:
  - a bipolar scissor comprising:
    - a first blade having a first cutting edge and a first shearing blade surface;

a second blade having a second cutting edge and a second shearing blade surface; and

at least one electrode embedded in one of the first and second blades, wherein the one of the first and second blades having the embedded electrode comprises a non-conductive material, the electrode being configured to be electrically connected to one of the first and second electrical conductors.

16. The surgical tool assembly of claim 15, further comprising an elongated connector configured to electrically connect the at least one embedded electrode of the one of the first and second blades to one of the first and second electrical conductors.

17. The bipolar surgical instrument of claim 15, wherein each of the first and second blades comprises a non-conductive material, the first blade having a first embedded electrode and the second blade having a second embedded electrode, the first and second electrodes being polar opposites of each other.

18. The surgical tool assembly of claim 17, further comprising:

an elongated connector configured to electrically connect the first embedded electrode to the first electrical conductor; and

a blade support configured to electrically connect the second embedded electrode to the second electrical conductor.

19. The surgical tool assembly of claim 16, wherein the elongated connector further comprises a spring provided at a distal end of a rod, the spring being configured to bias the first blade into contact with the second blade and electrically connect the first blade to one of the first and second electrical conductors.

20. The surgical tool assembly of claim 18, wherein the blade support comprises a generally fork-shaped shaft provided at a distal end of the surgical tool assembly.

21. The surgical tool assembly of claim 16, further comprising a blade support having a pivot pin, the first and second blades being configured to rotate about the pivot pin so as to open and close.

22. The surgical tool assembly of claim 15, further comprising:  
a first cam provided at a proximal end of the first blade;  
a second cam provided at a proximal end of the second blade; and  
a cam follower coupled to the first and second cams and a distal end of a plunger which is configured to reciprocate axially, wherein axial movement of the plunger actuates the cam follower such that the first and second blades open and close in accordance with a direction of axial movement of the plunger.
23. A bipolar surgical instrument including the surgical tool assembly of claim 15, the bipolar surgical instrument comprising a connector coupled to and configured to actuate first and second blades.
24. A bipolar surgical instrument including the surgical tool assembly of claim 15, the bipolar surgical instrument comprising:  
an inner shaft assembly having an inner shaft;  
an intermediate shaft assembly having an intermediate shaft;  
an outer shaft assembly having an outer shaft, the intermediate and inner shaft assemblies generally being positioned within the outer shaft assembly, and the inner shaft assembly generally being positioned within the intermediate shaft assembly;  
a first connector coupled to the inner shaft assembly;  
a second connector coupled to and configured to move the intermediate shaft assembly;  
a main body housing coupled to the first and second connectors; and  
at least one electrical contact electrically contacting a peripheral surface of at least one of the inner, intermediate and outer shafts, wherein the at least one electrical contact is configured to allow uninterrupted and continuous rotation of the main body housing relative to the at least one of the inner, intermediate and outer shafts which the electrical contact contacts.
25. The bipolar surgical instrument of claim 24, wherein the at least one electrical contact comprises a canted coil spring.
26. A bipolar scissor for cutting and coagulating tissue, the bipolar scissor comprising:

a first blade having a first cutting edge and a first shearing blade surface;

a second blade having a second cutting edge and a second shearing blade surface; and

at least one of the first and second blades comprising a non-conductive material having an electrode, and the electrode comprising a metal coating provided opposite the shearing blade surface of the at least one of the first and second blades comprising the non-conductive material.

27. The bipolar scissors according to claim 26, the non-conductive material comprising a ceramic material, and the other of the at least one of the first and second blades comprising metal.

28 The bipolar scissors according to claim 26, the first and second blades both comprising a non-conductive material, each of the first and second blades having a metal insert provided at corresponding cutting edges of the first and second blades, and the metal coating provided on both the first and second blades opposite corresponding shearing blade surfaces.

29 The bipolar scissors according to claim 28, the non-conductive material comprises a ceramic material.

**ABSTRACT**

A bipolar scissor for cutting and coagulating tissue includes a first blade having a first cutting edge and a first shearing blade surface and a second blade having a second cutting edge and a second shearing blade surface. Additionally, one of the first and second blades may include a non-conductive material having an embedded electrode.

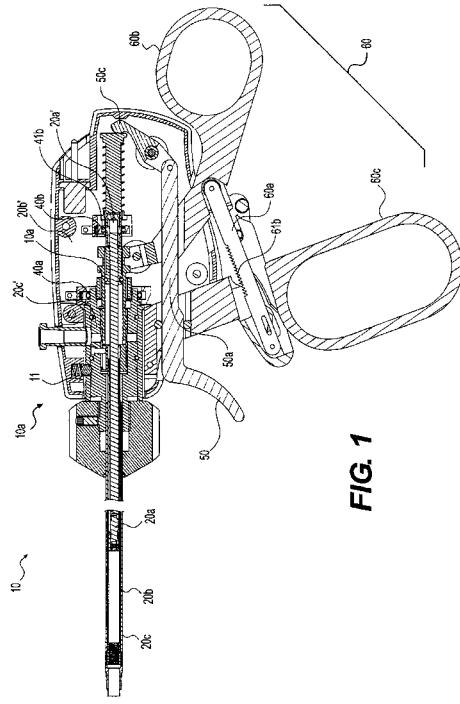


FIG. 1

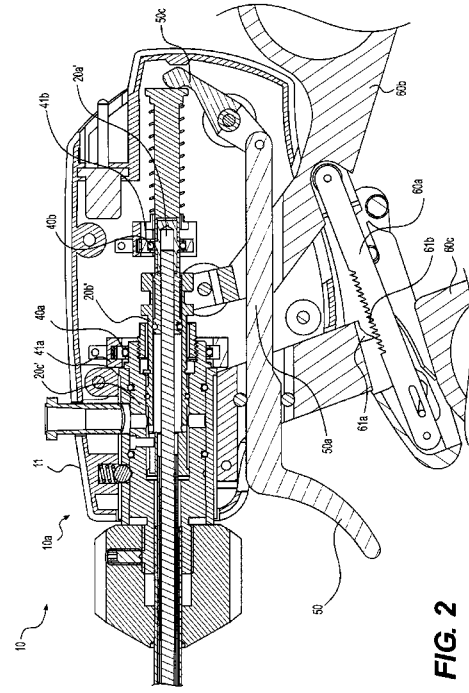


FIG. 2

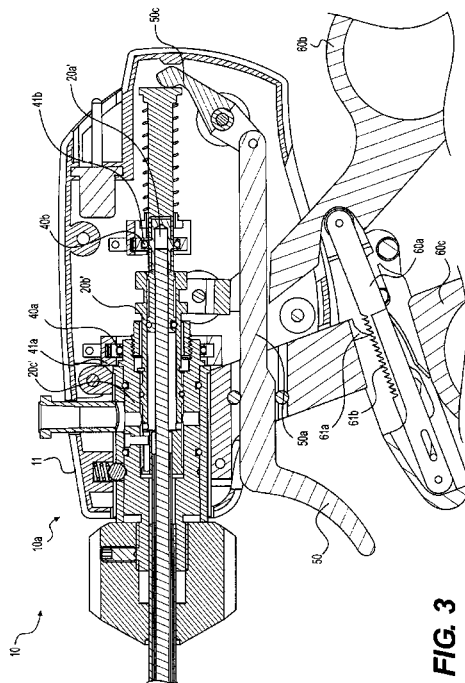


FIG. 3

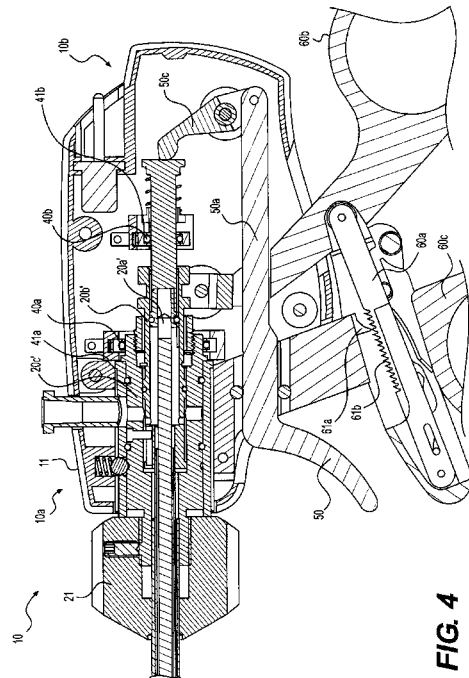


FIG. 4

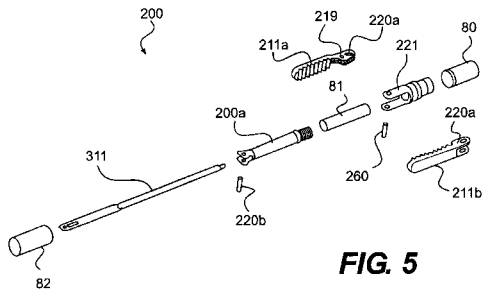


FIG. 5

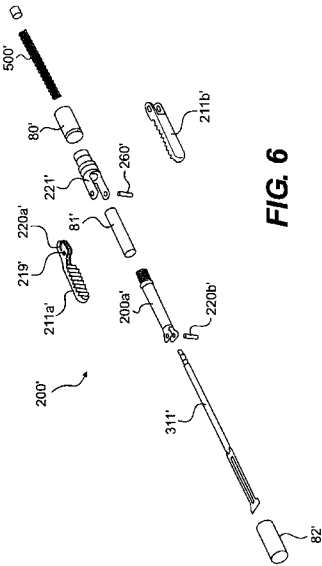


FIG. 6

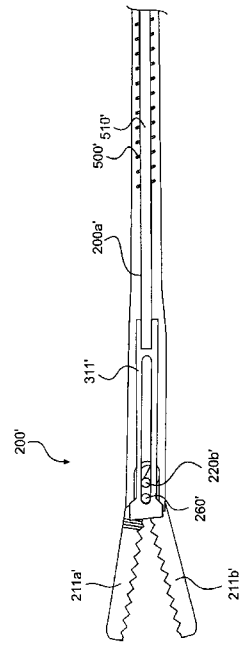


FIG. 7

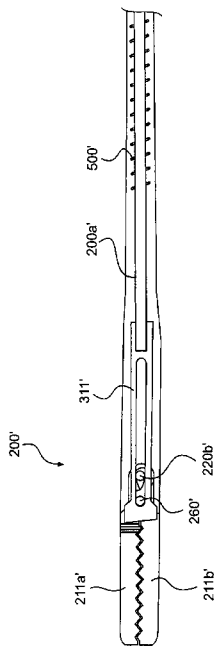


FIG. 8

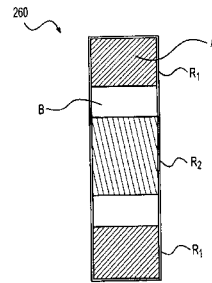


FIG. 9

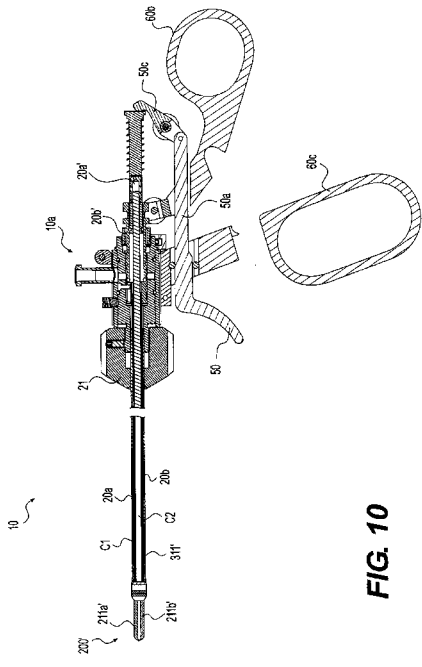


FIG. 10

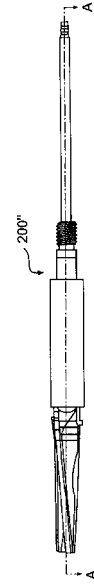


FIG. 11A

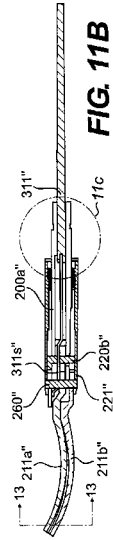


FIG. 11B

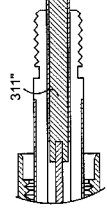


FIG. 11C

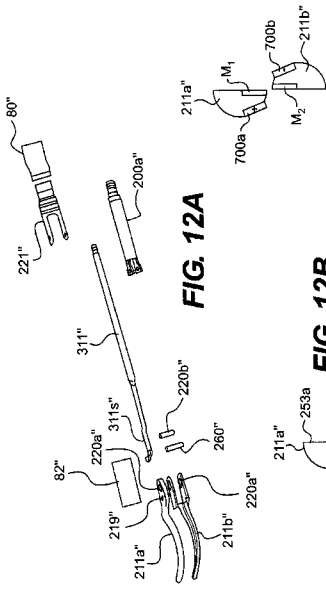


FIG. 12A

FIG. 12C

FIG. 12B

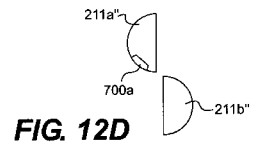
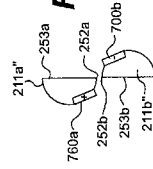


FIG. 12D

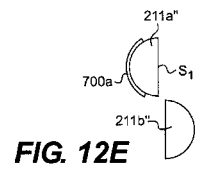


FIG. 12E

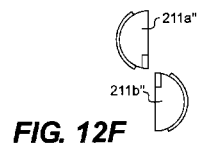
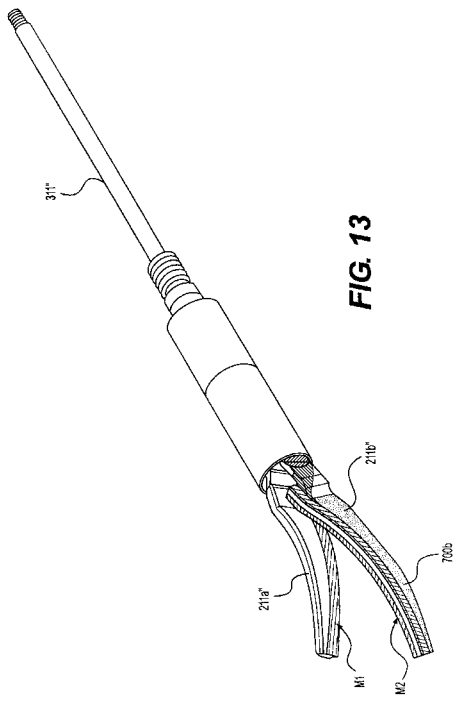


FIG. 12F



**FIG. 13**

专利名称(译)	用于内窥镜的双极高频剪刀		
公开(公告)号	<a href="#">JP2011011057A</a>	公开(公告)日	2011-01-20
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		
[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		
优先权	12/478945 2009-06-05 US 12/691942 2010-01-22 US		
其他公开文献	JP5301502B2		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

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。

