

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5247213号  
(P5247213)

(45) 発行日 平成25年7月24日 (2013. 7. 24)

(24) 登録日 平成25年4月19日 (2013. 4. 19)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 14 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2008-97395 (P2008-97395)  
 (22) 出願日 平成20年4月3日 (2008. 4. 3)  
 (65) 公開番号 特開2008-253781 (P2008-253781A)  
 (43) 公開日 平成20年10月23日 (2008. 10. 23)  
 審査請求日 平成23年3月11日 (2011. 3. 11)  
 (31) 優先権主張番号 11/732, 556  
 (32) 優先日 平成19年4月4日 (2007. 4. 4)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507362281  
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッ  
 ド パートナーシップ  
 アメリカ合衆国 コネチカット 0647  
 3, ノース ハイブン, ミドルタウン  
 アベニュー 60  
 (74) 代理人 100107489  
 弁理士 大塩 竹志  
 (72) 発明者 ゲイリー エム. クーチュール  
 アメリカ合衆国 コロラド 80501,  
 ロングモント, 21 エスティー アベ  
 ニュー 51, ユニット 36

審査官 武山 敦史

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 絶縁体と伝導体との接合部で電流密度を減少する電気外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対向する端部エフェクターおよび該端部エフェクターの互いに対する移動を行うための  
 ハンドルを有する電気外科用器具であって、

該電気外科用器具が、一对の電極を含み、該一对の電極の各々が、電気的に伝導性の表  
 面と、第1のエッジを有する絶縁性基板と、該伝導性の表面と該絶縁性基板の該第1のエ  
 ジッジとの間の該第1のエッジ内で該電気的に伝導性の表面によって形成されるチャンネル中  
 に位置決めされる絶縁層とを含み、

該絶縁層が、該電気的に伝導性の表面の近位方向の部分と、該電気的に伝導性の表面か  
 ら遠位方向にある部分と、該近位方向の部分が該遠位方向の部分より低い誘電強度を有す  
 るようなグラジエントとを有し、

該一对の電極のうちの一方の電極は、該対向する端部エフェクターのうちの一方の端部  
 エフェクターに配置されており、該一对の電極のうちの他方の電極は、該対向する端部エ  
 フェクターのうちの他方の端部エフェクターに配置されている、電気外科用器具。

【請求項 2】

前記絶縁層が、前記近位方向の部分と前記遠位方向の部分との間で変動する誘電強度を  
 有する、請求項 1 に記載の電気外科用器具。

【請求項 3】

前記近位方向の部分が、前記遠位方向の部分より少ない絶縁性である、請求項 1 または  
 2 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 4】

前記絶縁層が、前記近位方向の部分と前記遠位方向の部分との間で少なくとも 1 つの中間部分を有する、請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 5】

前記少なくとも 1 つの中間部分が、種々の誘電強度を有する複数の中間部分を含む、請求項 4 に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの中間部分が、前記近位方向の部分より高い誘電強度と、前記遠位方向の部分より低い誘電強度とを有する、請求項 4 に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 7】

前記近位方向の部分の誘電強度が、前記遠位方向の部分の誘電強度とは異なり、前記絶縁性基板の前記第 1 のエッジと前記電氣的に伝導性の表面との間のエネルギー濃縮を減少する、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 8】

前記絶縁層が、セラミック、ポリマー、熱可塑性樹脂、半導体材料、それらの組み合わせを含む材料から作製される、請求項 1 ~ 7 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 9】

前記絶縁層が、オーバーモルディングプロセス、熱スプレースプロセス、減圧堆積プロセス、粉末コーティングプロセスからなる群から選択されるプロセスによって前記電氣的に伝導性の表面上に取り付けられる、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 10】

前記絶縁層が、半導体材料、伝導性材料、絶縁性材料、またはそれらの組み合わせである、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 11】

前記半導体材料が、半導体ポリマーを含む、請求項 10 に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 12】

前記伝導性材料が、伝導性コンポジット、伝導性ポリマー、金属、カーボンブラック、それらの組み合わせを含む、請求項 10 に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 13】

前記電氣的に伝導性の表面が、互いに対してオフセットされている、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【請求項 14】

対向する顎部材の電氣的に伝導性の表面が協働して組織をシールする、請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の電気外科用器具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

(背景)

(技術分野)

本開示は、開放および内視鏡外科的手順のために用いられる電気外科用器具に関する。より詳細には、本開示は、絶縁性材料と導電体との間の接合部で生じるエネルギー濃縮および/または電流密度を分散または最小にし、能動化の間のフラッシュオーバーの発生を減少し、そして隣接する組織構造に拡散する熱を制限するように設計されている電極アセンブリを有する電気外科用器具に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

(背景)

止血鉗子または鉗子は、その顎の間の機械的作用を用い組織を圧縮する簡単なプライヤー様のツールであり、そして組織を把持し、切開し、そして/またはクランプ留めするた

10

20

30

40

50

めに開放外科の手順で一般に用いられる。電気外科用鉗子は、組織を凝固、焼灼そして／またはシールするため、機械的クランプ留め作用、ならびに組織および血管を加熱することにより止血を行うための電気エネルギーの両方を利用する。

【 0 0 0 3 】

電気外科用鉗子を利用することにより、外科医は、組織を焼灼、凝固／乾燥するいずれかを行い得、そして／または組織に印加される電気外科用エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより出血を簡単に減少または遅延する。一般に、電気外科用鉗子の電氣的形態は、2つの分類：1)単極電気外科用鉗子；および2)双極電気外科用鉗子にカテゴリー分けされ得る。

【 0 0 0 4 】

単極鉗子は、クランプ留め端部エフェクターが付随する1つの能動電極、および患者の外部に付着される遠隔の患者戻り電極またはパッドを利用する。電気外科用エネルギーが付与されるとき、エネルギーは、能動電極から患者を通して手術部位に、および戻り電極まで伝わる。

【 0 0 0 5 】

双極電気外科用鉗子は、2つのほぼ対向する電極を利用し、これらは、端部エフェクターの内側に面するか、または対向する表面上にほぼ配置され、これは、次に、電気外科用電源に電氣的にカップルされる。各電極は、異なる電位に荷電される。組織は、電気エネルギーの伝導体であるので、端部エフェクターは、それらの間の組織をクランプ留め、把持、シールそして／または切断するために利用され得、電気エネルギーは、組織を通して選択的に移され得る。

【 0 0 0 6 】

小血管を凝固するプロセスは、血管をシールすることとは基礎的に異なることが知られている。本明細書における目的には、用語「凝固」は、組織を乾燥するプロセスとして規定され、ここで、組織細胞は破裂され、そして乾燥される。用語「血管をシールすること」は、組織中のコラーゲンを、この組織が架橋し、そして融合塊に再形成するように液化するプロセスとして規定される。それ故、小血管の凝固は、それらを閉鎖するには十分であるが、しかし、より大きな血管は、永久的な閉鎖を確実にするためにシールされることが必要である。

【 0 0 0 7 】

特に血管をシールすることに関し、より大きな血管との適切なシールを行うために、2つの有力な機械的パラメーターが正確に制御されなければならず - - 血管に付与される圧力および電極間のギャップであり、その両方が、シールされた血管の厚みに影響する。より詳細には、圧力の正確な付与がいくつかの理由のために重要である：1)血管の壁を対向させるため；2)組織インピーダンスを、十分な電気外科用エネルギーがこの組織を通ることを可能するに十分低く低減するため；3)組織加熱の間の拡大の力に打ち勝つため、および4)良好なシールの指標である端部組織厚みに寄与するためである。いくつかの例では、融合された血管壁は、0.001インチと0.006インチとの間が最適である。この範囲未満では、シールは、ちぎれるか、または裂け得、そしてこの範囲を超えると、管腔は、適正または有効にシールされないかも知れない。

【 0 0 0 8 】

組織をシールし、切断しそして／または焼灼するために電気外科用器具を用いることは、ある程度の隣接組織構造を横切るいわゆる「熱拡散」を生じ得る。本明細書における目的として、用語「熱拡散」は、一般に、上記電氣的に伝導性の表面の周縁に沿って伝わる熱移動（熱伝導、熱対流または電流散逸）をいう。これはまたは、隣接する組織への「付帯損傷」とも称され得る。認識され得るように、電氣的手順の間の熱拡散を減じることは、意図される処置部位に隣接している周辺組織構造への意図されない付帯損傷、または所望されない付帯損傷の可能性を減じる。

【 0 0 0 9 】

外側表面に沿って配置される誘電コーティングを含む器具は公知であり、そして能動化

10

20

30

40

50

部位に鉛直な点における組織「ブランチング」を防ぐために用いられる。換言すれば、これらのコーティングは、外側表面端部エフェクターとの偶発的な接触の結果として組織の不慮の燃焼を主に減じるために設計されている。知られている限り、これらのコーティングは、隣接組織（組織平面に沿って横たわる組織）への付帯組織損傷または熱拡散を減じるために設計または意図はされていない。さらに、このような被覆は、絶縁性材料と能動的伝導体との接合部で生じ得るエネルギー濃縮を減少するか、または取り除くようには設計または意図されていない。

#### 【0010】

多くの先行技術の双極器具を掃除または滅菌することはしばしば実施不能であり、なぜなら、電極および／または絶縁が損傷され得るからである。より詳細には、プラスチックのような電氣的絶縁性材料は、繰り返される滅菌サイクルによって損傷されるか、または損なわれ得、これは、最終的には器具の信頼性に影響し得、そしていわゆる「フラッシュオーバー」を引き起こす。本明細書で用いられるとき、フラッシュオーバーは、視覚的異常に関し、これは、器具が手術の間に繰り返し用いられるとき生じ得る絶縁体または絶縁コーティングの表面上を辿る一貫性のない電流、および／または能動化不規則性の結果として発生する。単純にいうと、フラッシュオーバーは、絶縁の表面を焦がす傾向があり、そして器具および／または電極アセンブリの寿命に影響し得る。フラッシュオーバーに関する影響および産業的標準は、非特許文献1で詳細に論議されている。

【非特許文献1】Annual Book of ASTM Standards, Vol. 10.02, Designations: D495 - 84; D618; D2303; およびD3638

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0011】

多くの先行技術の双極器具を発火することは、エネルギー濃縮および／または熱が、絶縁体と隣接する伝導性表面との間の接合部またはその近傍で形成され得る点で問題である。このエネルギー濃縮は、手術の間の一貫しない電流軌跡または能動化の不規則性を促進し得る。さらに、器具の繰り返される使用の間に、熱がこの器具の絶縁性材料を損傷または損ない得る。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0012】

#### （要旨）

本開示は、一般に、対向する端部エフェクターおよびこれら端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを含む開放および／または内視鏡電気外科用器具に関する。この器具は、一般に、ハウジングおよび一対の電極を含む。各電極は、電氣的に伝導性の表面、頂部エッジを有する絶縁性基板、および頂部部分および底部分を有する絶縁層を有する絶縁性基板を含み得る。この絶縁層は、上記伝導性の表面と上記絶縁性基板の頂部エッジとの間に位置決めされ得る。この絶縁層は、上記頂部部分が上記底部分より低い誘電強度を有するようなグラジエントを有し得る。この絶縁層と組み合わせた絶縁性基板の特有に設計された形態、およびこの絶縁層の化学的特徴はまた、フラッシュオーバーの発生、および電流濃縮構築における減少に寄与する。

#### 【0013】

より詳細には、本開示は、開放および／または内視鏡電気外科用器具に関し、これは、グラジエント絶縁層である絶縁層を含み、ここで、上記頂部部分は、上記底部分より低い誘電強度を有する。いくつかの実施形態では、この絶縁層は、上記頂部部分と上記底部分との間で変動する誘電強度を有し得る。必要に応じて、この絶縁層の頂部部分は、上記底部分より少なく絶縁性であり得る。特定の実施形態では、この絶縁層は、上記グラジエント層の頂部部分と、上記グラジエント層の底部分との間に少なくとも1つの中間部分を有し得、例えば、1つ以上の中間部分は、種々の誘電強度をもつ複数の中間部分を含む。例えば、1つ以上の中間部分は、上記グラジエント層の頂部部分より高い誘電強度、および

10

20

30

40

50

グラジエント層の底部分より低い誘電強度を有し得る。従って、実施形態では、上記絶縁層の頂部部分の誘電強度は、上記絶縁層の底部分の誘電強度とは異なり得、上記絶縁基板の頂部エッジと、上記電氣的に伝導性の表面との間のエネルギー濃縮を低減する。

【0014】

その他の実施形態では、本開示は、対向する端部エフェクターおよびこれらの端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具に関する。これ電気外科用器具は一对の電極を有し、各々は、電氣的に伝導性の表面、および第1のエッジを有する絶縁性基板を含む。絶縁層は、上記伝導性の表面および上記絶縁性基板の第1のエッジによって形成されるチャンネル中に位置決めされる。この絶縁層は、上記電氣的に伝導性の表面の近位方向の部分、および上記電氣的に伝導性の表面から遠位方向にある部分、およびこの近位方向の部分が遠位方向の部分より低い誘電強度を有するようなグラジエントを有する。

10

【0015】

いくつかの実施形態では、上記絶縁層は、セラミック、ポリマー、熱可塑性樹脂、半導体材料、またはこれら材料の組み合わせのような材料から作製され得る。例えば、この絶縁層は、ABS、アセテート、アクリル、酸化ベリリウム、セラミック、デルリン、エポキシ、ガラスファイバー、ガラス、カプトン、キナール、レキサン、メルロン、メラミン、マイカ、ネオプレン、ノメックス、ナイロン、ポリエチレンテレフタレート、PETG、フェノール樹脂、ポリエステル、ポリオレフィン、ポリウレタン、PVC、シリコン、シリコーンゴム、TEFLON、熱可塑性樹脂、電気絶縁紙、テープ、発泡体、ネオプレン、ポリスチレン、ポリウレタン、ビニル、ラミネート、および/またはこれら材料の組み合わせから作製され得る。さらに、この絶縁層は、半導体ポリマーから作製され得る。さらに、この絶縁層は、伝導性コンポジット、伝導性ポリマー、金属、カーボンブラック、および/またはこれら材料の組み合わせから作製され得る。

20

【0016】

上記絶縁層は、熱スプレープロセス、減圧堆積プロセス、粉末コーティングプロセス、スタンププレートをオーバーモールドすること、および/またはこれらプロセスの組み合わせを含む種々の方法によって上記電氣的に伝導性の表面上に取り付けられ得る。

【0017】

いくつかの実施形態では、上記伝導性の表面は、互いに対してオフセットされる。

30

【0018】

いくつかの実施形態では、上記対向する顎部材の電氣的に伝導性の表面は、協働して組織をシールする。

【0019】

本開示はさらに、一对の対向する端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルおよび少なくとも1つのシャフトを有する電気外科用器具に関する。この器具は、ハウジング、第1の幾何学的形状を有する第1の電氣的に伝導性の表面および第2の幾何学的形状を有する第1の絶縁性基板を有する第1の電極、およびこの第1の伝導性の表面および第1の絶縁性基板との間に配置された第1の絶縁性グラジエント層を含む。この第1の電極は、この器具の端部エフェクターと一体に付随し得る。この器具はさらに、第2の幾何学的形状を有する第2の電氣的に伝導性の表面および第2の幾何学的形状を有する第12絶縁性基板を有する第2の電極、およびこの第2の伝導性の表面および第2の絶縁性基板との間に配置された第2の絶縁性グラジエント層を含み得る。この第2の電極は、上記器具の端部エフェクターと、上記第2の電極が上記第1の電極に対して対向する関係で存在するように一体に付随し得る。特定の実施形態では、第1の伝導性の表面および第2の伝導性表面は互いに対してオフセットしている。

40

【0020】

本開示はまた、対向する端部エフェクターおよびこれら端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具に関する。この電気外科用器具はまた、各々が電氣的に伝導性の表面を有する一对の対称的に配置された対向する電極を含む

50

。絶縁基板がまた、外部表面を有して含まれ、これは、上記電氣的に伝導性の表面と交差し、それらの間に、少なくとも1つの絶縁体 - 伝導体接合部の点を形成する。コーティングが、この絶縁体 - 伝導体接合部の点の近傍に配置される。上記一对の電極の1つの上のコーティングは、上記対向する電極上のコーティングと少なくとも部分的に鉛直でない位置あわせで配置される。

【0021】

本開示はまた、対向する端部エフェクターおよびこれら端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具に関する。この電気外科用器具はまた、各々が電氣的に伝導性の表面および外部表面を有する絶縁性基板を有する一对の対向する電極を含む。この絶縁性基板の外部表面は、上記電氣的に伝導性の表面と交差し、それらの間に、少なくとも1つの絶縁体 - 伝導体接合部の点を形成する。上記一对の対向する電極の1つの電氣的に伝導性の表面は、上記対向する電極上の電氣的に伝導性の表面と少なくとも部分的に鉛直でない位置あわせで配置される。

10

【0022】

1つの実施形態では、上記一对の対向する電極の1つの電氣的に伝導性の表面は、上記一对の対向する電極の他方の断面幅より大きい断面幅寸法を含む。

【0023】

別の実施形態では、上記電気外科用器具は、上記少なくとも1つの絶縁体 - 伝導体接合部の点に近接して配置されるコーティングを含み、これは、上記絶縁性基板の外部表面に最も近接するコーティングの部分が、上記電氣的に伝導性の表面に最も近接するコーティングの部分の誘電強度より大きい誘電強度を有する。

20

【0024】

本開示のこれらおよびその他の局面は、以下の詳細な説明を参照する際に明らかになる。

【0025】

より特定すれば、本発明は以下の項目に関する。

(項目1) 対向する端部エフェクターおよび該端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具であって：

一对の電極であって、各々が、電氣的に伝導性の表面、第1のエッジを有する絶縁性基板、および該伝導性の表面と該絶縁性基板の第1のエッジとの間の該第1のエッジ内で該電氣的に伝導性の表面によって形成されるチャンネル中に位置決めされる絶縁層を含む一对の電極を備え、該絶縁層が該電氣的に伝導性の表面の近位方向の部分、および該電氣的に伝導性の表面から遠位方向にある部分、および該近位方向の部分が該遠位方向の部分より低い誘電強度を有するようなグラジエントを有する、電気外科用器具。

30

(項目2) 前記絶縁層が、前記近位方向の部分と前記遠位方向の部分との間で変動する誘電強度を有する、項目1に記載の電気外科用器具。

(項目3) 前記近位方向の部分が、前記遠位方向の部分より少ない絶縁性である、項目1に記載の電気外科用器具。

(項目4) 前記絶縁層が、前記近位方向の部分と前記遠位方向の部分との間で少なくとも1つの中間部分を有する、項目1に記載の電気外科用器具。

40

(項目5) 前記少なくとも1つの中間部分が、種々の誘電強度を備えた複数の中間部分を備える、項目4に記載の電気外科用器具。

(項目6) 前記少なくとも1つの中間部分が、前記近位方向の部分より高い誘電強度、そして前記遠位方向の部分より低い誘電強度を有する、項目4に記載の電気外科用器具。

(項目7) 前記近位方向の部分の誘電強度が、前記遠位方向の部分の誘電強度とは異なり、前記絶縁性基板の第1のエッジと前記電氣的に伝導性の表面との間のエネルギー濃縮を減少する、項目1に記載の電気外科用器具。

(項目8) 前記絶縁層が、セラミック、ポリマー、熱可塑性樹脂、半導体材料、またはそれらの組み合わせを含む材料から作製される、項目1に記載の電気外科用器具。

(項目9) 前記絶縁層が、オーバーモールドイングプロセス、熱スプレードプロセス、減圧

50

堆積プロセス、および粉末コーティングプロセスからなる群から選択されるプロセスによって前記電氣的に伝導性の表面上に取り付けられる、項目 1 に記載の電気外科用器具。

(項目 10) 前記絶縁層が、半導体材料、伝導性材料、絶縁性材料、またはそれらの組み合わせである、項目 1 に記載の電気外科用器具。

(項目 11) 前記半導体材料が、半導体ポリマーを含む、項目 10 に記載の電気外科用器具。

(項目 12) 前記伝導性材料が、伝導性コンポジット、伝導性ポリマー、金属、カーボンブラック、またはそれらの組み合わせを含む、項目 10 に記載の電気外科用器具。

(項目 13) 前記伝導性の表面が、互いに対してオフセットされる、項目 1 に記載の電気外科用器具。

10

(項目 14) 前記対向する端部エフェクターの電氣的に伝導性の表面が協働して組織をシールする、項目 1 に記載の電気外科用器具。

(項目 15) 一对の対向する端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルおよび少なくとも 1 つのシャフトを有する電気外科用器具であって：

ハウジングと；

第 1 の電氣的に伝導性の表面、第 1 の絶縁性基板、および該第 1 の伝導性の表面と該第 1 の絶縁性基板との間に配置された第 1 の絶縁層を有する第 1 の電極であって、該器具の端部エフェクターと一体に付随する第 1 の電極と；

第 2 の電氣的に伝導性の表面、第 2 の絶縁性基板、および該第 2 の伝導性の表面と該第 2 の絶縁性基板との間に配置された第 2 の絶縁層を有する第 2 の電極であって、該器具の端部エフェクターと、該第 2 の電極が該第 1 の電極に対向する関係で存在するように一体に付随する第 2 の電極とを備える、電気外科用器具。

20

(項目 16) 前記第 1 の絶縁層が、誘電グラジエントを含む、項目 15 に記載の電気外科用器具。

(項目 17) 前記第 1 の伝導性の表面および前記第 2 の伝導性の表面が、互いに対してオフセットされている、項目 15 に記載の電気外科用器具。

(項目 18) 対向する端部エフェクターおよび該端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具であって：

一对の対向する電極であって、各々が：

電氣的に伝導性の表面；

30

外部表面を有する絶縁性基板であって、該絶縁性基板の外部表面が、該電氣的に伝導性の表面と交差し、それらの間に少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点を形成する絶縁性基板；および

該少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部に近接して配置されるコーティングを備え、該コーティングが、該絶縁性基板の外部表面に最も近接する該コーティングの部分が、該電氣的に伝導性の表面に最も近接する該コーティングの部分の誘電強度より大きい誘電強度を有する、電気外科用器具。

(項目 19) 前記一对の対向する電極の 1 つ上のコーティングが、該一对の電極の対向する 1 つの上のコーティングと少なくとも部分的に鉛直でない位置あわせで配置される、項目 18 に記載の電気外科用器具。

40

(項目 20) 対向する端部エフェクターおよび該端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具であって：

一对の対向する電極であって各々が：

電氣的に伝導性の表面；および

外部表面を有する絶縁性基板であって、該絶縁性基板の外部表面が、該電氣的に伝導性の表面と交差し、それらの間に少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点を形成する絶縁性基板を備え、

ここで、該一对の対向する電極の電氣的に伝導性の表面が、該一对の電極の対向する 1 つの上の電氣的に伝導性の表面と少なくとも部分的に鉛直でない位置あわせで配置される、電気外科用器具。

50

(項目 2 1) 前記一対の対向する電極の 1 つの電氣的に伝導性の表面が、該一対の対向する電極の他方の断面幅寸法より大きい断面幅寸法を有する、項目 2 0 に記載の電気外科用器具。

(項目 2 2) 前記少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点に近接して配置されるコーティングをさらに含み、ここで、該コーティングが、前記絶縁性基板の外部表面に最も近接するコーティングの部分が、前記電氣的に伝導性の表面に最も近接するコーティングの部分の誘電強度より大きい誘電強度を有するような誘電グラジエントを提供する、項目 2 0 に記載の電気外科用器具。

(項目 2 3) 前記少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点に近接して配置されるコーティングをさらに含み、ここで、該コーティングが、前記絶縁性基板の外部表面に最も近接するコーティングの部分が、前記電氣的に伝導性の表面に最も近接するコーティングの部分の誘電強度より大きい誘電強度を有するような誘電グラジエントを提供する、項目 2 1 に記載の電気外科用器具。

【発明の効果】

【0026】

本発明により、接合部近傍に形成される電流濃縮の発生が低減され、フラッシュオーバーの発生が低減され、そして / または隣接組織を横切るかまたは隣接組織への熱拡散が低減された、開放および / または内視鏡電気外科用器具が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

(詳細な説明)

電極絶縁材料と電氣的に伝導性の表面との間の接合部に絶縁層を提供することにより、外科医は、より敏速、より容易、そしてより効率的に、上記接合部近傍に形成される電流濃縮の発生を低減し、フラッシュオーバーの発生を低減し、そして / または隣接組織を横切るか、または隣接組織への熱拡散を低減し得ることが見出された。本明細書における目的には、用語「熱拡散」は、一般に、電氣的に伝導性または電氣的に能動性の表面の周縁に沿って散逸する熱移動(熱伝導、熱対流または電流散逸)をいう。これはまた、隣接する組織への「付帯損傷」とも称される。用語「フラッシュオーバー」は、単純に、上記器具が手術の間に繰り返し用いられるときに生じ得る絶縁物の表面上の一貫性のない、および / または不規則電流のトラッキングの結果として能動化の間に生じる視覚的異常である。フラッシュオーバーは、絶縁物および / または絶縁層の表面を焦がす傾向にあり、そして上記器具の寿命に影響し得る。

【0028】

伝導性表面とこの電氣的に伝導性の表面の周を取り囲む絶縁性材料との間の絶縁層の形態が、接合部で形成される漂遊電流を効率的に低減することが想定される。さらに、この形態は、隣接する組織領域への電流および熱散逸を効率的に低減し、そして一般に対向する電極間の領域への電流進行を制限する。上記で述べたように、これは、意図される部位に鉛直な点における組織「ブランディング」を防ぐための器具の外側表面を誘電的にコーティングすることとは異なる。これらのコーティングは、隣接する組織(組織能動化平面に沿って横たわる組織)への付帯組織損傷または熱拡散を低減するよう設計または意図されていない。

【0029】

より詳細には、伝導性電極とその絶縁性材料との間の接合部を、それらの間に絶縁層を提供することにより改変することが、電氣的経路を改変し、それによって、隣接組織構造への熱拡散 / 付帯損傷、およびこの接合部で形成される漂遊電流濃度に影響することが企図される。この絶縁層は、さらに、2 つの電氣的に対向する極(すなわち、電極)を互いから隔離し、それによって、組織または組織流体が、電流進行の意図されないブリッジまたは経路を生成し得る可能性を低減する。換言すれば、絶縁体、絶縁層、および電氣的に伝導性の表面が、以下により詳細に説明されるように、電流が対向する電氣的に伝導性の表面間に濃縮されるような寸法にされ得る。



## 【0030】

漂遊電流およびフラッシュオーバーの発生を低減する1つの方法は、上記絶縁性基板と上記電氣的に伝導性もの表面との間にグラジエント絶縁層を提供することがまた企図され、これは、電流が所定の電氣的経路に沿って進行しなければならない全体の距離を効率的に増加する。本明細書で用いられるとき、用語「グラジエント」は、特定の距離に亘る特定の定量的性質における漸進的な変化をいう。このグラジエント絶縁層の定量的性質は、このグラジエント絶縁層の少なくとも1つの材料の誘電強度であることが想定される。本明細書で用いられるとき、用語「誘電強度」は、一般に、絶縁体のような材料の電気強度の尺度をいう。例えば、誘電強度は、物質を通る誘電破壊を生成するために必要な最大電圧に言及し得、そして単位厚みあたりのボルトとして著され得る。一般に、材料の誘電強度が高いほど、絶縁体としてのその性質はより良好である。いくつかの実施形態では、上記絶縁層は、グラジエント絶縁層であり得、ここで、このグラジエント層の頂部部分は、このグラジエント層の底部分より低い誘電強度を有する。しかし、上記絶縁層は、その頂部部分と底部分との間で変動する誘電強度を有し得ることが想定される。さらに、この絶縁層の頂部部分、または上記伝導性プレートに隣接している部分は、上記グラジエント層の底部、または上記絶縁性基板に隣接している絶縁層の部分より少なく絶縁性であり得る。この絶縁層のこれらの形態は、以下にさらに詳細に説明される。

10

## 【0031】

特定の性質を有する特定の材料から上記絶縁層を製造することは、同様に、上記絶縁性基板と伝導性の表面との接合部近傍の電流濃縮、および能動化の間のフラッシュオーバーの両方の発生を低減することもまた想定される。上記絶縁層は、半導体材料、伝導性材料、絶縁性材料、またはこれら材料の組み合わせから作製され得ることが想定される。適切な半導体材料の非制限的な例は、半導体ポリマーを含む。本開示に従う使用のために適切な伝導性材料の非制限的な例は、伝導性コンポジット、伝導性ポリマー、金属、カーボンブラック、および/またはそれらの組み合わせを含む。本開示に従う使用のために適切な絶縁性材料の非制限的な例は、ABS、アセテート、アクリル、酸化ベリリウム、セラミック、デルリン、エポキシ、ガラスファイバー、ガラス、カプトン、キナール、レキサン、メルロン、メラミン、マイカ、ネオプレン、ノメックス、ナイロン、ポリエチレンテレフタレート、PETG、フェノール樹脂、ポリエステル、ポリオレフィン、ポリウレタン、PVC、シリコン、シリコーンゴム、TEFLON、熱可塑性樹脂、電気絶縁紙、テープ、発泡体、ネオプレン、ポリスチレン、ポリウレタン、ビニル、ラミネート、および/またはこれら材料の組み合わせを含む。本開示に従う絶縁層は、セラミック、ポリマー、熱可塑性樹脂、半導体材料、およびこれら材料の組み合わせから作製され得ることがさらに想定される。

20

30

## 【0032】

上記絶縁層を種々のステップによって製造することは、同様に、上記絶縁性基板と伝導性の表面との接合部近傍の電流濃縮、および能動化の間のフラッシュオーバーの両方の発生を低減することもまた想定される。従って、上記絶縁層は、上記電氣的に絶縁性の表面にスタンプされたプレートをオーバーモールドすることにより取り付けられ；上記電氣的に絶縁性の表面に熱スプレードプロセスにより取り付けられ；上記電氣的に絶縁性の表面に減圧堆積プロセスにより取り付けられ、そして/または上記電氣的に絶縁性の表面に粉末コーティングプロセスにより取り付けられ得る。

40

## 【0033】

ここで、図1～2を参照して、開放外科的手順での使用のための双極鉗子10が例によって示され、そして機械的鉗子20および電極アセンブリ21を含む。図において、そして以下の説明において、用語「近位」は、伝統的にそうであるように、使用者により近い鉗子10の端部をいい、その一方、用語「遠位」は、使用者からより遠い端部をいう。さらに、図面の大部分、すなわち、図1～5Aおよび6Aは、開放外科的手順との使用のために本明細書中に記載される器具、例えば、鉗子20の実施形態を示すが、本明細書中に示され、そして記載されるのと同じ性質がまた、図6Bに例によって示される実施形態の

50

ような内視鏡器具 100 とともに使用されるか、またはそれに取り込まれえることが想定される。

【0034】

図1～2は鉗子20を示し、これは第1および第2の部材9および11を含み、これらの各々は、それぞれ、細長いシャフト12および14を有する。シャフト12および14は各々、近位端13および15、ならびに遠位端17および19を含む。各シャフト部分12、14の各近位端13、15は、それに取り付けられたハンドル部材16および18を含み、これらは、使用者が、少なくとも1つのシャフト部分、例えば、12の他方、例えば、14に対する移動を可能にする。各シャフト部分12および14の遠位端17および19から延びて、端部エフェクター24および22がそれぞれある。これら端部エフェクター22および24は、ハンドル部材16および18の移動に応答して互いに対して移動可能である。

10

【0035】

1つの実施形態では、シャフト部分12および14は、端部エフェクター24および22の近位方向の点、旋回点25の周りで互いに固定され、ハンドル16、18の1つの移動が、端部エフェクター24および22の、端部エフェクター22および24が互いに対して間隔を置いて配置される開放位置から、端部エフェクター22および24がそれらの間に管状血管150を取り込み(図6Aおよび6B)、シールすること、切断することまたは把持することを行う閉鎖位置までの相対的移動を与える。旋回点25は、能動化の間に鉗子10のねじれおよび移動に抵抗するために大きな表面積を有することが想定される。鉗子10は、ハンドル16および18の一方または両方の移動が端部エフェクターの1つ、例えば24を他方の端部エフェクター、例えば22に対して移動させるのみであるように設計され得ることが想定される。

20

【0036】

図2で最も良く観察されるように、端部エフェクター24は、内側に面する表面45、および以下により詳細に説明される電極アセンブリ21の一部分を解放可能に係合するような寸法であるその上に配置された複数の機械的インターフェースを有する上部または第1の顎部材44を含む。機械的インターフェースは、顎部材44の内側に面する表面45を少なくとも部分的に通って配置され、そして使い捨て可能な電極アセンブリ21の上部電極120に取り付けられる相補的移動止122を受容するような寸法であるソケット41を含む。用語「ソケット」が本明細書で用いられるが、雄または雌いずれかの機械的インターフェースが、顎部材44上で、電極アセンブリ21上に配置された嵌合する機械的インターフェースとともに用いられ得ることが企図される。

30

【0037】

いくつかの場合には、機械的インターフェース41は、顎部材44の別の側面に沿って製造され得、異なる様式で、例えば、側面から電極アセンブリ21の相補的機械的インターフェースに係合する。顎部材44はまた、端部エフェクター24の内側面45を少なくとも部分的に通って配置されるアパーチャ67を含み、これは、電極アセンブリ21の電極120上に配置された相補的ガイドピン124を受容するような寸法である。

【0038】

端部エフェクター22は第2または下部顎部材42を含み、これは、内側に面する表面45に対向する内側に面する表面47を有する。1つの実施形態では、顎部材42および44は、ほぼ対称的な寸法である。しかし、いくつかの場合には、これら2つの顎部材42および44は、特定の目的に依存して非対称的に製造され得る。顎部材44に対して上記に記載されたのと多くが同じ様式で、顎部材42もまた、その上に配置された複数の機械的インターフェースまたはソケットを含み、これらは、以下に記載されるように電極アセンブリ21の電極110上に配置される相補的部分112を解放可能に係合するような寸法である。同様に、顎部材42もまた、内側面47を少なくとも部分的に通って配置されるアパーチャ65を含み、これは、電極アセンブリ21の電極110上に配置された相補的ガイドピンを受容するような寸法である。

40

50

## 【 0 0 3 9 】

端部エフェクター 2 2、2 4（そして、次いで、顎部材 4 2 および 4 4 ならびに対応する電極 1 1 0 および 1 2 0）は、遠位端 1 9、1 7 に対して角度（a）で配置される。遠位端 1 9、1 7 に対して角度（a）で端部エフェクター 2 2、2 4 に角度をなすことは、以下の 2 つの理由のために有利であり得ることが想定される：1）端部エフェクター、顎部材および電極の角度が、切断のため、および／またはシールする目的のための平行な一定の組織厚みのためにより一定な圧力を付与する；および 2）電極、例えば、1 1 0 のより厚い近位部分（幅「W」に沿うテーパの結果として）が、組織 1 5 0 の反応力に起因する曲げに抵抗する。電極 1 1 0 のテーパ状「W」形状は、電極 1 1 0 の遠位から近位端までの機械的利点変動を算出すること、およびそれに従って電極 1 1 0 の幅を調節することによって決定される。本開示に従う使用に適切なこのような端部エフェクターは、本明細書中にその全体が参考として援用される、L a w e s らによる、熱拡散を低減する電気外科用器具と題する米国出願第 1 0 / 4 7 4 , 2 7 3 号にさらに示され、そして記載されている。

10

## 【 0 0 4 0 】

機械的鉗子 2 0 のシャフト部材 1 2 および 1 4 は、クランプされるとき、またはシールすることおよび／または切断することの間に、顎部材 2 2 および 2 4 の対向する内側に面する表面に特定の所望される力をそれぞれ伝達するように設計されている。特に、シャフト部材 1 2 および 1 4 は、スプリング様様式（すなわち、スプリングのように挙動する曲げ）で一緒に効率的に作用するので、シャフト部材 1 2 および 1 4 の長さ、幅、高さおよび偏向は、対向する顎部材 4 2 および 4 4 上に課される全体の伝達される力に直接影響する。顎部材 2 2 および 2 4 は、シャフト部材 1 2 および 1 4 より剛直性であり、そしてシャフト部材 1 2 および 1 4 に蓄えられるひずみエネルギーは、顎部材 4 2 と 4 4 との間の一定の閉鎖力を提供する。

20

## 【 0 0 4 1 】

シャフト部材 1 2 および 1 4 はまた、それぞれ、ラチェット部分 3 2 および 3 4 を含む。各ラチェット、例えば、3 2 は、その個々のシャフト部材 1 2 の近位端 1 3 から他方のラチェット 3 4 に向かって、ほぼ鉛直に整列された様式で、各ラチェット 3 2 および 3 4 の内側に面する表面が、端部エフェクター 2 2 および 2 4 が開放位置から閉鎖位置に移動されるとき、互いに接するように延びる。各ラチェット 3 2 および 3 4 は、それぞれ、複数のフランジ 3 1 および 3 3 を含み、これらは、各ラチェット 3 2 および 3 4 の内側に面する表面から、ラチェット 3 2 および 3 4 が少なくとも 1 つの位置で相互ロックし得るように突出する。図 1 に示される実施形態では、これらラチェット 3 2 および 3 4 は、いくつかの異なる位置で相互ロックする。1 つの実施形態では、各ラチェット位置は、シャフト部材 1 2 および 1 4 中で特有の、すなわち、一定のひずみエネルギーを保持し、これは、次に、端部エフェクター 2 2 および 2 4 に、そしてそれ故、電極 1 2 0 および 1 1 0 に特有の力を伝達する。これは、シールする間に特に関係する。

30

## 【 0 0 4 2 】

これらシャフト部材の少なくとも 1 つ、例えば、1 4 は、手術状態の間に鉗子 2 0 の操作を容易にし、そして以下により詳細に記載されるように、機械的鉗子 2 0 上の電極アセンブリ 2 1 の取り付けを容易にするタング 9 9 を含み得る。

40

## 【 0 0 4 3 】

図 2 ~ 5 A に関して最も良く観察されるように、電極アセンブリ 2 1 の遠位端 7 6 は、2 つの突起物様部材 1 0 3 および 1 0 5 がそれから外方に延び、電極 1 1 0 および 1 2 0 をそれぞれ支持するように分岐されている。より詳細には、電極 1 2 0 は、突起物 1 0 5 の端部 9 0 に固定され、そして電極 1 1 0 は、突起物 1 0 3 の端部 9 1 で固定される。電極 1 1 0 および 1 2 0 は、任意の公知の様式、例えば、摩擦ばめ、スライドばめ、スナップばめ係合、クリンプ留めなどで端部 9 1 および 9 0 に固定され得る。さらに、これら電極 1 1 0 および 1 2 0 は、特定の目的に依存して選択的に端部 9 0 および 9 1 から取り外し可能であり得、そして／または電極アセンブリ 2 1 の組み立てを容易にすることが企図

50

される。上記で述べたように、本明細書中に開示される本発明の概念はまた、選択的に取り外し可能な電極アセンブリを含まず、むしろ、その上に配置された一体に付随する電極を有する端部エフェクターを含む電気外科用器具に関し得る。

【0044】

一对のワイヤ60および62が、図3で最良に観察されるように、電極120および110にそれぞれ連結される。ワイヤ60および62は、代表的には、一緒に束にされ、そしてワイヤ束28(図2)を形成し、これは、端子コネクタ30(図2を参照のこと)から、ハウジング71の近位端に、ハウジング71の内部に沿って、遠位端76まで走る。ワイヤ束28は、遠位端76の近位方向でワイヤ60および62に分離され、そしてこれらワイヤ60および62は、それぞれ、各電極120および110に接続される。いくつかの場合には、これらワイヤ60および62、またはワイヤ束28は、電極アセンブリ21の内部の腔に沿い、そしてワイヤ60および62を電極アセンブリ21内にカバープレート80を取り付けることにより囲う種々の締め付け点で捕捉され得る。

10

【0045】

ワイヤ60および62の配列は、双極鉗子10の操作をほとんど妨害しないように使用者に便利であるように設計される。上記で述べたように、このワイヤ束28の近位端は、端子コネクタ30に接続されるが、いくつかの場合には、これらワイヤ60および62は、電気外科用電源(示されてはいない)まで延ばされ得る。

【0046】

図4に最も良く見られるように、電極120は、電氣的に伝導性の表面126、および電氣的に絶縁性の基板121を含み、これらは、スナップばめ係合、または特定のその他の組み立ての方法、例えば、スライドばめ、スタンピングのオーバーモールドイング、または金属射出成形によって互いに取り付けられる。電氣的に伝導性の表面126の面125の外側エッジ上に配置されるのは、絶縁層127である。絶縁層127は、半導体材料、伝導性材料、絶縁性材料、またはこれら材料の組み合わせから作製される。適切な材料の非制限的な例は、半導体ポリマー、伝導性コンポジット、伝導性ポリマー、金属、カーボンブラック、ABS、アセテート、アクリル、酸化ベリリウム、セラミック、デルリン、エポキシ、ガラスファイバー、ガラス、カプトン、キナール、レキサン、メルロン、メラミン、マイカ、ネオプレン、ノメックス、ナイロン、ポリエチレンテレフタレート、PETG、フェノール樹脂、ポリエステル、ポリオレフィン、ポリウレタン、PVC、シリコン、シリコーンゴム、TEFLON、熱可塑性樹脂、電気絶縁紙、テープ、発泡体、ネオプレン、ポリスチレン、ポリウレタン、ビニル、ラミネート、および/またはこれら材料の組み合わせを含む。この絶縁層127は、セラミック、ポリマー、熱可塑性樹脂、半導体材料、およびこれら材料の組み合わせから作製され得ることがさらに想定される。絶縁層127は、基板121と伝導性の表面126との間にこれらの構成要素が合わされとき形成される接合部に適合するような形状である。この絶縁層127は、伝導性の表面126の絶縁基板121との接合部で形成される漂遊電流をなくすか、または低減するのみならず、それはまた、電極120を整列し、これはさらに、組織を横切る熱拡散およびフラッシュオーバーの発生を減少、ならびに漂遊電流濃縮の減少に寄与する。

20

30

【0047】

種々の図で示される特定の代表的な実施形態では、基板121は、成形されたプラスチック材料から作製され、そして成形されて機械的に端部エフェクター24の顎部材44中に位置する対応するソケット41に係合する(図2)。この基板121は、電流を絶縁するのみならず、それはまた、電極120を整列し、その両方は、組織を横切る熱拡散の減少、およびフラッシュオーバーの発生を減少に寄与する。さらに、上記の組み立て技法の1つを利用して、絶縁層127を備えた伝導性の表面126を基板121に取り付けることにより、整列および厚み、すなわち、電極120の高さ「h2」が制御され得る。

40

【0048】

さらに、オーバーモールドイング技法は、この電氣的に伝導性の表面の側面に沿って配置された絶縁層127上に絶縁の均一な堆積を提供することが企図される。このような得

50

られる形態は、漂遊電流、およびより少ない電極の組織への接触に起因して熱拡散を低減する。基板、例えば、121、絶縁層127、および電極120をこの様式（すなわち、低減された伝導性表面積）で寸法決めすることにより、電流は、漂遊電流が生じ、そして/または電流が電極120の外側エッジと接触するようになり得る意図された領域の外側の組織に進行することよりもむしろ、意図される領域に制限される（すなわち、濃縮される）ことが想定される。電氣的に伝導性の表面の側面に沿うさらなる絶縁はまた、フラッシュオーバーの発生を効率的に低減する。

【0049】

基板121は、複数の分岐突起物122を含み、これらは、ソケット41中への挿入の間に圧縮し、そして挿入後膨張し、かつソケット41を離脱可能に係合する形状である。電極120と顎部材44のスナップばめ係合は、より広範な範囲の製造許容誤差を収容することが想定される。基板121はまた、整列またはガイドピン124を含み、これは、顎部材44のアパーチャ67に係合するような寸法である。スライドばめ技法がまた、企図され、例えば、このスライドばめ技法は、その全体の内容が本明細書中に参考として援用される、Tetzlaffらによる、使い捨て可能な電極をもつ血管シーリング鉗子と題するPCT公開番号WO02080793号に記載されている。

【0050】

伝導性の表面126は、電極アセンブリ21の突起物105の遠位端90に係合し、そして電極アセンブリ21内に位置するワイヤ60に固定される対応するワイヤコネクタを電氣的に係合するように設計されるワイヤクリンプ145を含み得る。伝導性の表面126はまた対向する面125を含み、これは、管状血管または組織150に、それがこれらの面に対して保持されるとき、電気外科用エネルギーを伝導するように設計されている。この伝導性の表面126（116）は、特定の目的に依存して、シールする表面、クランプ留めする表面、および/または剪断するもしくは切断する表面としての寸法であり得ることが想定される。

【0051】

図5Aを参照して、電極110は、絶縁し、そして組織150に電気外科用電流を伝導するための類似の要素および材料を含む。より詳細には、電極110は、電氣的に伝導性の表面116、絶縁層140、および電氣的に絶縁性の基板111を含み、これらは、組み立ての上記の方法の1つによって互いに取り付けられる。絶縁層140は、電氣的に伝導性の基板116の外側エッジ上に配置される。絶縁層140は、半導体材料、伝導性材料、絶縁性材料、および/またはこれら材料の組み合わせから作製される。さらに、この絶縁性材料は、絶縁層127を作製するために用いられた材料と同じであっても良いし、または異なっても良い。しかし、絶縁層140と、絶縁層127は、電極120または電極110いずれかの上の配置を除いて実質的に同じであり得ることが想定される。

【0052】

基板111は、複数の移動止112を含み、これらは、顎部材42中に位置する対応する複数のソケット43およびアパーチャ65に係合するような寸法である。伝導性の表面116は、ワイヤクリンプ119を有する延長部155を含み、これは、突起物103の遠位端91に係合し、そしてハウジング71中に位置するワイヤ62に固定される対応するワイヤコネクタに電氣的に係合する。伝導性の表面116はまた、対向する面115を含み、これは、電気外科用電流を、管状血管または組織150に、それがそこに対して保持されるとき伝導する。電極110および120が1つの片として形成され、そして熱拡散、フラッシュオーバーの発生、および/または漂遊電流発生を効率的に低減するような様式で電気エネルギーを絶縁および伝導するために、類似の構成要素および/または寸法を含むことが企図される。特に、漂遊電流は、非伝導性材料を用いて鉗子をキャストすることおよび/または鉗子を製造すること、そして/または電極110および120のエッジを絶縁コーティングでコーティングすること、そして/またはそれらの間に絶縁層を付加することによりさらに制限され得る。

【0053】

上記に記載のように、フラッシュオーバー、漂遊電流濃縮、および熱拡散は、絶縁体の物理的寸法（幾何学/形状）もしくは絶縁体の化学的特徴を改変することにより、および/または伝導性の表面と、絶縁性基板との間の接合部に絶縁層を付加することにより低減され得る。特に熱拡散に関して、この様式で電極110および120を製造することは、上記電気外科用器具に進行し得る熱拡散および漂遊電流を低減することが想定される。より詳細には、上記電氣的に伝導性の表面116と比較して絶縁体111の幾何学的形状を変えることはまた、能動化の間に2つの対向する極を単離し、それによって、組織または流体が漂遊電流が周辺組織に進行するための経路を橋渡しする可能性を減少する。フラッシュオーバーに対し、絶縁体111および/または伝導性の表面の幾何学的形状を変えることは、フラッシュオーバーが起こる前に電流が絶縁体111を進行するより長い経路を生成する。

10

#### 【0054】

図5B（先行技術）の新たに開示された図5C、5D、5E、5F、5G、12Dおよび12Eとの比較で最もよく示されるように、基板111、121は、幅「W」に沿って、絶縁基板、例えば、111の幅「W」が、電氣的に伝導性の表面、例えば116の幅「W1」を超えて延びるように設計されている。絶縁層140は、伝導性の表面116と絶縁性基板111との間の接合部で伝導性の表面116上に配置される。

#### 【0055】

特に図5Cを参照して、絶縁性基板111は、半径「r」の周りでほぼ接線方向である様式で外側周縁145に合致し得ることが想定される。ここで再び、このプロフィールはまた、電流濃縮および熱拡散を低減する傾向にあり、そしてまた、フラッシュオーバーの発生における減少に寄与し得る。より詳細には、図5Cは、それぞれ、図4および5Aの電極110、120の形態の電極110を示し、ここで、電極110、120の対は、各々が、電氣的に伝導性の面116、126、頂部または第1のエッジ111aを有する絶縁性基板111、121（電極110については図5Cで示されるのみ）、および伝導性の表面116（電極110については図5Cで示されるのみ）と、絶縁性基板111の頂部または第1のエッジ111aとの間で頂部または第1のエッジ111a内の電氣的に伝導性の表面116によって形成されるチャンネル111b中に位置決めされる絶縁層140を含む。この絶縁層140は、電氣的に伝導性の表面116の近位方向にある部分140aおよび電氣的に伝導性の表面116から遠位方向にある部分140b、およびこの近位方向部分140aが遠位方向部分140bより低い誘電強度を有するようなグラジエントを有する。

20

30

#### 【0056】

さらに、電氣的に伝導性の表面116および絶縁層140の形態は、熱スプレープロセス、減圧堆積プロセス、粉末コーティングプロセス、または1つ以上の薄層を表面上に堆積するために当該技術分野で公知の任意のその他のプロセスのような種々の製造技法によって達成され得ることが想定される。

#### 【0057】

図5Eで最も良く観察されるように、複数の層が、基板に隣接する層が最も長く、そしてこの伝導性の表面116から離れて延びるそれに付加される各々の次の層がより短くなるように付与される。フィルムのような種々の絶縁層の堆積が、絶縁層（伝導性の層に隣接する）の頂部部分の誘電強度は、絶縁層（絶縁性基板に隣接する）の底部分の誘電強度より小さい誘電グラジエントを形成することを可能にする。例えば、図5Eを参照して、絶縁層140は、複数の層140'、140''、140'''および140''''から作製される。伝導性の表面116に隣接する絶縁層140''''は、その他の層より長く、これは、それらが、伝導性の表面116からさらに離れて堆積されるときより短くなる。種々の長さの絶縁層を提供することにより、絶縁層140の厚みは、頂部から底まで変動する。絶縁層140（伝導性の層に隣接する）の頂部部分138の誘電強度が、絶縁層140（絶縁性基板111の頂部160に隣接する）の底部分139の誘電強度より小さいグラジエント形態が想定される。

40

50

## 【 0 0 5 8 】

この絶縁層 1 4 0 は、この絶縁層の頂部の誘電強度が低部の誘電強度と異なり、絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 の頂部エッジ 1 6 0 と、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 との間のエネルギー濃縮を減少するような形態であり得る。例えば、図 5 F を参照して、伝導性の表面 1 1 6 と絶縁性基板 1 1 1 との間の接合部の拡大図が、図 5 F の絶縁層 1 4 0 とは異なる形態を有して示される。ここでは、絶縁層 2 4 0 は、頂部部分 2 3 8 と底部分 2 3 9 との間に少なくとも 1 つの中間部分 2 4 0 ' ' を有する。この絶縁層 2 4 0 は、頂部部分 2 3 8 より高い誘電強度を、そして底部分 2 3 9 より低い誘電強度を有する少なくとも 1 つの中間部分 2 4 0 ' ' を有する形態であり得る。

## 【 0 0 5 9 】

図 5 F をなお参照して、複数の中間部分 2 4 0 '、2 4 0 ' '、2 4 0 ' ' ' が示される。各中間部分 2 4 0 '、2 4 0 ' '、および 2 4 0 ' ' ' は、グラジエントが生成されるように種々の誘電強度を有する。この中間部分に誘電強度グラジエントを生成することにより、この絶縁層 2 4 0 の頂部部分 2 3 8 の誘電強度は、底部分 2 3 9 の誘電強度とは異なり、絶縁性基板 1 1 1 の頂部エッジと電氣的に伝導性の表面 1 1 6 との間のエネルギー濃縮を低減することが想定される。

## 【 0 0 6 0 】

いくつかの実施形態では、このグラジエントは、絶縁層の頂部部分 2 3 8 が、中間部分 2 4 0 ' ' ' より低い誘電強度を有するように形成される。中間部分 2 4 0 ' ' ' は、中間部分 2 4 0 ' ' より低い誘電強度を有する。中間部分 2 4 0 ' ' は、中間部分 2 4 0 ' より低い誘電強度を有する。中間部分 2 4 0 ' は、底部分 2 3 9 より低い誘電強度を有する。

## 【 0 0 6 1 】

絶縁層 1 4 0 の堆積の後、伝導性の表面 1 1 6 および絶縁体 1 1 1 の形態には、スタンピングのオーバーモールドイングおよび/または金属射出成形のような種々の製造技法がともない得る。本明細書で規定されるスタンピングは、商業で公知の実質的に任意のプレス操作を包含し、制限されないで：ブランキング、剪断、熱間成形、冷間成形、延伸、曲げおよび圧印加工を含む。その他の製造プロセス技法もまた採用され得、隣接組織への熱拡散を効率的に低減する類似の電氣的に伝導性の表面 1 1 6 および絶縁体 1 1 1 形態を達成する。上記電極アセンブリはまた、締め付けトリム 1 3 1 (図 5 D) を含み得、これは、組み立ておよび/または製造プロセスの間に絶縁体 1 1 1 と電氣的に伝導性の表面 1 1 6 との固定、一体化係合を容易にする。

## 【 0 0 6 2 】

図 5 G は、本開示の別の実施形態を示し、ここで、伸展性材料 1 6 1 が電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6、絶縁層 1 4 0、および基板 1 1 1、1 2 1 の外側周縁の周りに配置される。この伸展性材料 1 6 1 は、上記表面から発出する熱および蒸気を制限する機械的障壁として作用し、それによって周辺組織への熱拡散を低減する。1 つ以上の障壁 1 6 1 が、特定の結果を達成するための特定の目的に依存して、端部エフェクター 2 2、2 4 および絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 に取り付けられ得る。

## 【 0 0 6 3 】

例えば、そして例示により、図 7 ~ 8 は、先行技術で公知であるその他の電極 1 1 0、1 2 0 形態を示す。図 7 は、電氣的に絶縁性の基板 1 1 1、1 2 1 中に包埋され、それぞれ、対向する電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 を剥き出す対向する電極 1 1 0、1 2 0 の例を示す。能動化の間に、漂遊電流密度分布 1 3 5、1 3 5 ' が電氣的に絶縁性の基板 1 1 1、1 2 1 の外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' と、対向する電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 との間の接合部部分 1 3 6、1 3 6 ' で、対向する電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 からそれぞれ発出する。図 8 を参照することにより認識され得るように、この電流密度分布 1 3 5、1 3 5 ' は、意図される処置部位を十分に超えて発出し、そしてそれ故、管状血管 1 5 0 の組織への増加した付帯損傷、およびその可能な切断に寄与し得る。

## 【 0 0 6 4 】

ここで、図 1 2 を参照して、本開示に従う、グラジエントコーティングを有する電気アセンブリ 2 0 0 が示される。より詳細には、電極アセンブリ 2 0 0 は、互いに対して対照的に配置され得る一対の対向する電極 1 1 0 ' および 1 2 0 ' を含む。この対向する電極 1 1 0 ' および 1 2 0 ' の各々は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6、および外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' をそれぞれ有する絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 を含む。絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 の外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 と交差し、それらの間に少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部点 1 3 6、1 3 6 ' をそれぞれ形成する。対向する電極 1 1 0 '、1 2 0 ' の各々はまた、この少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部点 1 3 6、1 3 6 ' に近接して配置されるコーティング 1 3 7、1 3 7 ' をそれぞれ含む。このコーティング 1 3 7、1 3 7 ' は、絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 の外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' に最も緊密に近接するコーティングの部分 1 3 7 a、1 3 7 a ' が、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 に最も緊密に近接するコーティングの部分 1 3 7、1 3 7 ' の部分 1 3 7 b、1 3 7 b ' の誘電強度より大きいような誘電グラジエントをそれぞれ提供する。それ故、上記少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点 1 3 6、1 3 6 ' に近接するコーティング 1 3 7、1 3 7 ' の誘電グラジエントおよび位置決めは、電流密度における、そして熱スポットの形成における減少を容易にする。

10

## 【 0 0 6 5 】

本明細書で用いられるとき、「オフセット」は、一般に、対応するパーツまたは構成要素が互いに対する誤整列をいう。より詳細には、図 1 3 に示されて、本開示に従う、誤整列、またはオフセットコーティングを有する電極アセンブリ 3 0 0 がある。ここで再び、図 1 2 に示される電極アセンブリ 2 0 0 に関するように、対向する電極 1 1 0 '、1 2 0 ' は、電氣的に絶縁性の基板 1 1 1、1 2 1 に包埋され、対称的に対向する電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 をそれぞれ剥き出す。一対の対称的に配置された対向する電極 1 1 0 '、1 2 0 ' の各々は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6、および外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' をそれぞれ有する絶縁性基板 1 1 1、2 1 2 を含む。この絶縁性基板 1 1 1、2 1 2 の外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' は、ここで再び、この電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 と交差し、それらの間に、少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点 1 3 6、1 3 6 ' をそれぞれ形成する。しかし、コーティング 1 3 8、1 3 8 ' が、ここで、上記少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点 1 3 6、1 3 6 ' に近接してそれぞれ配置される。一対の電極の 1 つのコーティングは、電氣的に伝導性の表面に沿って、対称的に配置された対向する電極の対の他方の電氣的に伝導性の表面に沿って延びるコーティングに対して誤整列されるように延びる。すなわち、コーティング、例えば、電極の対の 1 つ、例えば電極 1 1 0 ' 上のコーティング 1 3 8 は、コーティング、例えば、電極の対の対向する 1 つ、例えば電極 1 2 0 ' 上のコーティング 1 3 8 ' と少なくとも部分的に鉛直でない位置あわせで配置される。

20

30

## 【 0 0 6 6 】

例えば、電極 1 1 0 ' のコーティング 1 3 8 は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6 に沿って位置 1 4 6 まで延び、その一方、電極 1 2 0 のコーティング 1 3 8 ' は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6 に沿ってより少ない距離を位置 1 4 6 ' まで延び、コーティング 1 3 8 および 1 3 8 ' は、互いに対して誤整列される。それによって、接合部の点 1 3 6、1 3 6 ' で形成される電流密度は、1 つの電極のコーティングが、他方の電極のコーティングと電氣的に伝導性の表面に沿ってほぼ同じ距離延びる電極アセンブリと比較して低減される。換言すれば、電極の対の 1 つのコーティングは、電極の対の他方の電氣的に伝導性の表面に沿って延びるコーティングによって剥き出される電氣的に伝導性の表面の領域とは異なる、電氣的に伝導性の表面の領域を剥き出すように電氣的に伝導性の表面に沿って延びる。

40

## 【 0 0 6 7 】

電氣的に伝導性のシーリング表面 1 1 6 に対する絶縁体 1 1 1 の幾何学的形状の改変は、フラッシュオーバーおよび熱拡散の発生を減少することが企図されるが、いくつかの事

50



例では、異なる材料がこの絶縁体がフラッシュオーバーおよび熱拡散を低減するために利用され得る。例えば、そして特にフラッシュオーバーに関し、すべてのプラスチックは、比較追跡指数（CTI）を用いて一般に測定されるフラッシュオーバーに対して異なる耐性を有することが知られている。フラッシュオーバーに耐えるために要求されるCTI値は、代表的には、電気外科用電源の最大電圧によって一部決定されるが、周波数のようなその他のパラメーターがまた、代表的には、フラッシュオーバーに対して影響を有する。

#### 【0068】

絶縁体111および/または伝導性の表面116の幾何学的形状を変更することに加え、約300～約600ボルトのCTI値を有するプラスチック絶縁が採用され得る。高CTI材料の例は、ナイロンおよびDOW Chemicalにより製造されるQUESTRA（登録商標）のようなシンジオタクチックポリスチレンを含む。その他の材料もまた、単独または組み合わせのいずれかで利用され得、フラッシュオーバーを低減し、例えば、ナイロン、シンジオタクチック-ポリスチレン（SPS）、ポリブチレンテレフタレート（PBT）、ポリカーボネート（PC）、アクリロニトリルブタジエンスチレン（ABS）、ポリフタルアミド（PPA）、ポリイミド、ポリエチレンテレフタレート（PET）、ポリアミド-イミド（PAI）、アクリル（PMMA）、ポリスチレン（PSおよびHIPS）、ポリエーテルスルホン（PES）、脂肪族ポリケトン、アセタール（POM）コポリマー、ポリウレタン（PUおよびTPU）、ポリフェニレン-オキシドとのナイロンの分散物およびアクリロニトリルスチレンアクリレートがある。

#### 【0069】

いくつかの場合には、しかし、絶縁体111および/または伝導性の表面116の両方の幾何学的形状が改変され得るか、そして/または約300～約600ボルトのCTI値を有さないプラスチック絶縁が利用され得る。あるいは、特定のコーティングが、単独または上記の製造技法のうちの1つとの組み合わせのいずれかでフラッシュオーバーおよび熱拡散を減少するために利用され得る。

#### 【0070】

電極をオフセットすること、または誤整列することが：組織構造を横切る熱拡散の所望されない影響；フラッシュオーバーの発生；および/または絶縁性材料と能動的伝導体との間の接合部における電気外科用デバイスの能動化の間で生じ得るエネルギー濃縮または熱を効率的に低減することがまた見出された。例えば、そして例によって、図14A、14Bおよび15は、本開示に従う使用に適切である誤整列またはオフセット電極110、120の形態を示す。

#### 【0071】

先に述べたように、本明細書で用いられるとき、「オフセット」は、一般に、対応するパーツまたは構成要素を互いに対して誤整列することをいう。例えば、図7は、オフセットしていない対向する電氣的に伝導性の表面116、126の例を示す。認識され得るように、この電氣的に伝導性の表面116、126は、端部エフェクターの閉鎖の際に、電氣的に伝導性の表面116、126の外側周縁が絶縁体-伝導体接合部136および136'が実質的に整列するように一緒になるように整列される。

#### 【0072】

ここで、図14Aおよび14Bを参照して、本開示に従う電極アセンブリ400が示され、ここでは、対向する電極の対の1つの電氣的に伝導性の表面が、対向する電極の対の他方の電氣的に伝導性の表面に対して、対向する電極の1つの対のうちの少なくとも1つの絶縁体-伝導体接合部が、対向する電極の対の他方の絶縁体-伝導体接合部に対して誤整列されるように配置される。電極アセンブリ200に対して上記に記載されたの（図12を参照のこと）と類似の様式で、対向する電極110'、120'の各々は、電氣的に伝導性の表面116、126、および外部表面111'、121'をそれぞれ有する絶縁性基板111、121を含む。絶縁性基板111、121の外部表面111'、121'は、電氣的に伝導性の表面116、126と交差し、それらの間に少なくとも1つの絶縁体-伝導体接合部の点136、136'をそれぞれ形成する。しかし、電極110'の長

軸方向エッジ 1 4 2 a は、電極 1 2 0 ' の長軸方向エッジ 1 4 2 a ' と実質的に整列せず、そしてこの長軸方向エッジ 1 4 2 a ' は、長軸方向エッジ 1 4 2 a に対して、距離「g」だけ転位され、そして実質的に長軸方向の整列にない。すなわち、電氣的に伝導性の表面、例えば、対向する電極の対のうちの 1 つの、例えば電極 1 1 0 ' の伝導性の表面 1 1 6 は、電氣的に伝導性の表面、例えば、電極の対の対向する 1 つ、例えば、電極 1 2 0 ' 上の伝導性の表面 1 2 6 と少なくとも部分的に鉛直方向にない位置あわせで配置される。それによって、対向する電極の対の 1 つの電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 2 0 ' の表面 1 2 6 は、対向する電極の対の他方の電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 1 0 ' の表面 1 1 6 に対し、対向する電極の対の 1 つの少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 2 0 ' の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6 ' が、対向する電極の対の他方の少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 1 0 の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6 と距離「g」だけ誤整列される。

10

#### 【0073】

図 1 4 B は、オフセット電極 1 1 0 '、1 2 0 ' により、4 0 1 のような電流濃縮が、電極アセンブリ 4 0 0 の閉鎖に際し、重複しないことを示す。むしろ、電極アセンブリ 4 0 0 の閉鎖に際し、長軸方向軸「A」は長軸方向軸「A'」に隣接して横たわる。電流濃縮 4 0 1 は、電極アセンブリ 4 0 0 の閉鎖に際し、それぞれ互いに隣接し得る。このような形態は、図 7 および 8 に電場 1 3 5、1 3 5' によって示されるような、閉鎖の間の合併される電流濃縮の有害な影響を打ち消すか、または最小にする。

#### 【0074】

20

当業者は、グラジエントコーティング 1 3 7、1 3 7' を有する図 1 2 に示される電極アセンブリ 2 0 0 がまた、図 1 4 A ~ 1 4 B に関して上記に記載される電極アセンブリ 4 0 0 と類似の様式で距離「g」だけ誤整列またはオフセットされ得ることを認識する。

#### 【0075】

ここで、図 1 5 を参照して、電極アセンブリ 5 0 0 に関することを除いて電極アセンブリ 4 0 0 と同一である電極アセンブリ 5 0 0 が開示され、対向する電極の対の 1 つの電氣的に伝導性の表面は、対向する電極の対の他方の断面幅寸法より大きい断面幅寸法を有する。より詳細には、電極アセンブリは 5 0 0 は、長軸方向表面 1 4 2 a 間で断面幅寸法幅「W<sub>2</sub>'」を有する電極 1 1 0 ' を含む。しかし、電極アセンブリ 5 0 0 は、ここで、電極 1 1 0 ' の長軸方向表面 1 4 2 a 間の断面幅寸法「W<sub>2</sub>'」より大きい長軸方向表面 1 4 2 a ' 間の断面幅寸法「W<sub>2</sub>'」を有する電極 1 2 0 ' ' を含む。対応して、電極 1 2 0 ' ' と接触する電氣的に絶縁性の基板 1 2 1 ' ' の幅はまた、電極 1 1 0 ' と接触する電氣的に絶縁性の基板 1 1 1 の幅より大きい。それによって、対向する電極の対の 1 つの電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 2 0 ' ' の表面 1 2 6 ' は、対向する電極の対の他方の電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 1 0 ' の表面 1 1 6 に対し、対向する電極の対の 1 つの少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 2 0 ' ' の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6 ' が、対向する電極の対の他方の 1 つの少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 1 0 ' の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6 に対して距離「g、g'」だけ誤整列される。これらの距離「g」および「g'」は、互いと等しくても良いし、または等しくなくても良い。

30

40

#### 【0076】

電極アセンブリ 4 0 0 に関して類似の様式で、電極アセンブリ 5 0 0 の形態は、図 7 および 8 にある電場 1 3 5、1 3 5' によって示されるような、閉鎖の間に電流濃縮が合併する有害な影響を打ち消すか、または最小にすることが想定される。

#### 【0077】

当業者は、図 1 2 に関して上記に記載された電極アセンブリ 2 0 0 に類似の様式で、この電極アセンブリ 5 0 0 が、少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点、例えば、絶縁体 - 伝導体接合部の点 1 3 6、1 3 6' に近接して配置されるコーティング 1 3 7、1 3 7' をさらに含み得、ここで、コーティング 1 3 7、1 3 7' は、絶縁基板 1 1 1、1 2 1 ' ' の外部表面 1 1 1 '、1 2 1 ' に最も近接するコーティング 1 3 7、1 3 7' の部

50

分が、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6' に最も近接するコーティング 1 3 7、1 3 7' の部分の誘電強度より大きい誘電強度を有するような誘電グラジエントを提供する。

【0078】

前述の結果として、図 1 4 A、1 4 B および 1 5 は、電極アセンブリ 4 0 0 (図 1 4 A ~ 1 4 B を参照のこと)、または電極アセンブリ 5 0 0 (図 1 5 を参照のこと) を示し、それらの各々は、一对の対向する電極 1 1 0'、1 2 0' または 1 1 0'、1 2 0'' をそれぞれ含み得る。各電極 1 1 0'、1 2 0' または 1 1 0'、1 2 0'' は、それぞれ、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6、および外部表面 1 1 1'、1 2 1' を有する絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 または 1 1 1'、1 2 1'' を含む。絶縁性基板 1 1 1、1 2 1 または 1 1 1'、1 2 1'' の外部表面 1 1 1'、1 2 1'' は、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6 または 1 1 6、1 2 6' と交差し、それらの間にそれぞれ少なくとも 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部の点 1 3 6、1 3 6' を形成する。一对の対向する電極の 1 つの電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 1 0' の表面 1 1 6 は、この対の対向する電極の他方の電氣的に伝導性の表面、例えば、電極 1 2 0' の表面 1 2 6 または電極 1 2 0'' の表面 1 2 6' に対して、この対の対向する電極の 1 つの絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 2 0' または電極 1 2 0'' の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6' が、この対の対向する電極の他方の絶縁体 - 伝導体接合部、例えば、電極 1 1 0' の絶縁体 - 伝導体接合部 1 3 6 に対して誤整列またはオフセットされるように配置される。

【0079】

図 6 A に戻り、本開示の 1 つの実施形態は、使用の間の双極鉗子 1 0 を示し、ここで、ハンドル部材 1 6 および 1 8 は、互いにより近くに移動し、管状組織 1 5 0 にクランプ力を付与し、図 7 および 8 に示されるようにシール 1 5 2 を行う。一旦シールされると、管状血管 1 5 0 は、シール 1 5 2 に沿って切断され得、組織 1 5 0 を分離し、そして図 9 に示されるようにそれらの間にギャップ 1 5 4 を形成する。あるいは、電氣的に伝導性の表面 1 1 6、1 2 6、電極 1 1 0、1 2 0 および / または顎部材 4 2、4 4 は、顎部材 4 2、4 4 が互いに対して移動されるとき、組織を効率的に切断するせん断表面としての寸法であり得る。

【0080】

双極鉗子 1 0 が用いられた後、または電極アセンブリ 2 1 が損傷される場合、この電極アセンブリ 2 1 は容易に除去および / または置換され得、そして新たな電極アセンブリ 2 1 が、上記で記載されるのと類似の様式で鉗子に取り付けられ得る。電極アセンブリ 2 1 を使い捨て可能にすることにより、この電極アセンブリ 2 1 は損傷されるようになる可能性がより低くなることが想定される。なぜなら、それは、単一の操作が意図されるのみであり、そしてそれ故、洗浄または滅菌を必要としないからである。結果として、構成要素、例えば、電氣的に伝導性の表面 1 2 6、1 1 6、絶縁層 1 4 0、1 4 0'、および絶縁性表面 1 2 1、1 1 1 の機能性および一貫性が、組織を横切る熱拡散の信頼性のある減少を確実にし、そして / またはフラッシュオーバーの発生を減少し、そして / または電流濃縮を最小にする。あるいは、全体の電気外科器具が使い捨てであり得、これは、再び、組織を横切る熱拡散の減少に寄与し得、そして / またはフラッシュオーバーの発生を減少する。

【0081】

図 6 B は、使用の間の内視鏡双極器具 1 0 0 を示し、ここで、ハンドルアセンブリ 1 2 8 の移動が、管状組織 1 5 0 に対するクランプ力を付与し、図 7 ~ 9 に示されるようなシール 1 5 2 を行う。示されるように、シャフト 1 0 9 および電極アセンブリ 1 2 2 が、トロカー 1 3 0 およびカニューレ 1 3 2 を通って挿入され、そしてハンドルアセンブリ 1 1 8 が作動されて電極アセンブリ 1 2 2 の対向する顎部材がそれらの間に管状血管 1 5 0 を把持するようにする。より詳細には、移動可能ハンドル 1 1 8 b が固定ハンドル 1 1 8 a に向かって漸次移動され、これは、次に、上記顎部材の開いた間隔を置いて離れた位置から、閉じた能動位置までの相対的移動を引き起こす。回転部材 1 2 3 は、使用者が、電極アセンブリ 1 2 2 を、能動化の前に管状組織 1 5 0 の周りの位置に回転することを可能に

する。再び、これら電氣的に伝導性の表面 116、126、電極 110、120 および / または顎部材 42、44 は、これら顎部材 42、44 が互いに対して移動されるとき組織を効率的に切断するせん断表面としての寸法であり得る。

【0082】

これら顎部材が組織 150 の周りで閉鎖された後、使用者は、次に、連結部 128 を經由して電気外科用エネルギーを組織 150 に付与する。組織 150 に付与される電気外科用エネルギーの強度、頻度および持続時間を制御することにより、使用者は、周辺組織への最小の付帯または熱損傷とともに、かつ最小のフラッシュオーバーとともに出血を焼灼し、凝固 / 乾燥し、シールし、切断し、そして / または単に減少するいずれかを行い得る。

10

【0083】

前述から、そして種々の図面の描写を参照して、当業者は、特定の改変がまた、本開示の範囲から逸脱することなく本開示になされ得ることを認識する。例えば、電極 110 および 120 は、平行位置で合致し、そしてそれ故、同じ平面上で合致する形態であり得るが、いくつかの場合には、これら電極 110 および 120 は、同じ平面にこれら電極を曲げるために、ハンドル 16 および 18 に対してさらなる力が要求されるように、遠位端で互いに合致するためにわずかに付勢され得る。

【0084】

端部エフェクターの外側表面は、能動化の間に、端部エフェクター（またはそれらの構成要素）と周辺組織間の接着を減少するように設計される、ニッケルを基礎にした材料、コーティング、スタンピング、金属射出成形を含み得る。

20

【0085】

先行する説明および添付の図面は、血管シーリング技法に関連する本開示の電気外科用器具および電極アセンブリの例として提供されたが、本開示の実施形態はまた、ハサミ、ナイフ、ペンシルおよび切除アセンブリを含むその他の電気外科用器具および電極アセンブリに適用され得る。

【0086】

本開示の実施形態が記載されているが、本開示はそれに制限されることは意図されない。なぜなら、本開示は、当該技術分野が許容し、しかも本明細書が同様に読まれるように範囲が広いことが意図されるからである。従って、上記の説明は、制限的であるとして解釈されるべきはなく、好ましい実施形態の単なる例示として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付された請求項の範囲および思想内でその他の改変を想定する。

30

【0087】

（要約）

対向する端部エフェクターおよびこの端部エフェクターの互いに対する移動を行うためのハンドルを有する電気外科用器具であって、一対の電極であって、各々が、電氣的に伝導性の表面（例えば、シーリングすること、クランプ留めすること、および切断することのための寸法であり得る）、第 1 のエッジを有する絶縁性基板、およびこの伝導性の表面と絶縁性基板の第 1 のエッジとの間の第 1 のエッジ内で上記電氣的に伝導性の表面によって形成されるチャンネル中に位置決めされる絶縁層を含む一対の電極を含む。上記絶縁層は、上記電氣的に伝導性の表面の近位方向の部分、および上記電氣的に伝導性の表面から遠位方向にある部分、および上記近位方向の部分が上記遠位方向の部分より低い誘電強度を有するようなグラジエントを有する。上記対の電極の 1 つ上のコーティングは、該対の電極の対向する 1 つ上のコーティングと少なくとも部分的に鉛直でない位置決めで配置され得る。

40

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図 1】図 1 は、本開示の 1 つの実施形態による開放電気外科用器具の斜視図である。

【図 2】図 2 は、図 1 で示される電気外科用器具のパーツが分離された斜視図である。

【図 3】図 3 は、図 2 の電極アセンブリの遠位端の拡大斜視図である。

【図 4】図 4 は、図 3 の電極アセンブリの上部電極のパーツが分離された斜視図である。

50

【図 5 A】図 5 A は、図 3 の電極アセンブリの下部電極のパーツが分離された斜視図である。

【図 5 B】図 5 B は、絶縁体の側面上を延びる電極を備えた先行技術電極形態の断面図である。

【図 5 C】図 5 C は、絶縁層を備えた電極の断面図である。

【図 5 D】図 5 D は、オーバーモールドされスタンプされた電極形態の断面図であり、その上に堆積された絶縁層を有する電氣的に伝導性の表面から垂れるピンチトリムを捕捉する絶縁体を示す。

【図 5 E】図 5 E は、図 5 D の電極形態との使用のために適切な 1 つの絶縁体層の拡大断面図である。

10

【図 5 F】図 5 F は、図 5 D の電極形態との使用のために適切な別の絶縁体層の拡大断面図である。

【図 5 G】図 5 G は、電極形態の断面図であり、電極、絶縁層、および / または絶縁体の周縁の周りに配置された伸展性バリアを示す。

【図 6 A】図 6 A は、本開示の開放鉗子の斜視図であり、管状血管の周りの電気外科用器具の作動運動を示す。

【図 6 B】図 6 B は、本開示の内視鏡バージョンの斜視図であり、器具の作動運動を示す。

【図 7】図 7 は、先行技術電極アセンブリの断面図であり、先行技術電極アセンブリ内で生じる電流密度分布を示す。

20

【図 8】図 8 は、図 7 の先行技術電極アセンブリの図であり、電流密度が血管組織を損傷し得る位置を示す。

【図 9】図 9 は、管状血管のシール部位の拡大斜視図である。

【図 10】図 10 は、図 9 の線 10 - 10 に沿ってとったシール部位の長軸方向断面である。

【図 11】図 11 は、管状血管の分離後の図 9 のシール部位の長軸方向断面である。

【図 12】図 12 は、本開示によるグラジエントコーティングを有する電極アセンブリの断面図である。

【図 13】図 13 は、本開示によるオフセットコーティングを有する電極アセンブリの断面図である。

30

【図 14 A】図 14 A は、本開示による誤整列またはオフセット電極を有する電極アセンブリの断面図である。

【図 14 B】図 14 B は、実質的に閉じた図 14 A の誤整列またはオフセット電極を用いて組織を横切る電気外科用電流の散逸を示す輪郭プロットの上からの図である。

【図 15】図 15 は、誤整列またはオフセット電極を有する図 14 の電極アセンブリの別の実施形態の断面図である。

【符号の説明】

【0089】

16 および 18 ハンドル

21 電極アセンブリ

40

22 および 24 端部エフェクター

41 機械的インターフェース

42 および 44 顎部材

100 内視鏡器具

110 電極

【図 1】

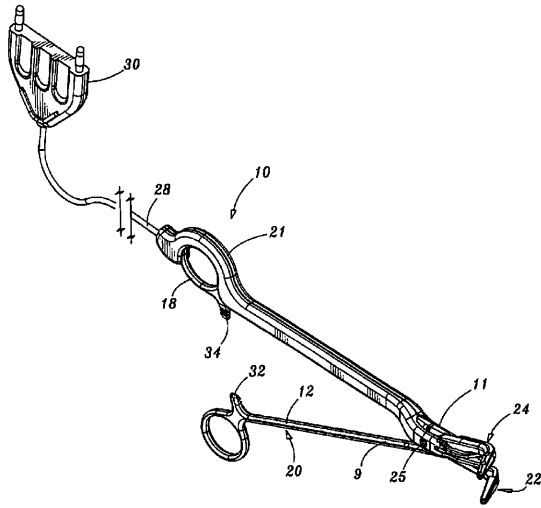


FIG. 1

【図 2】

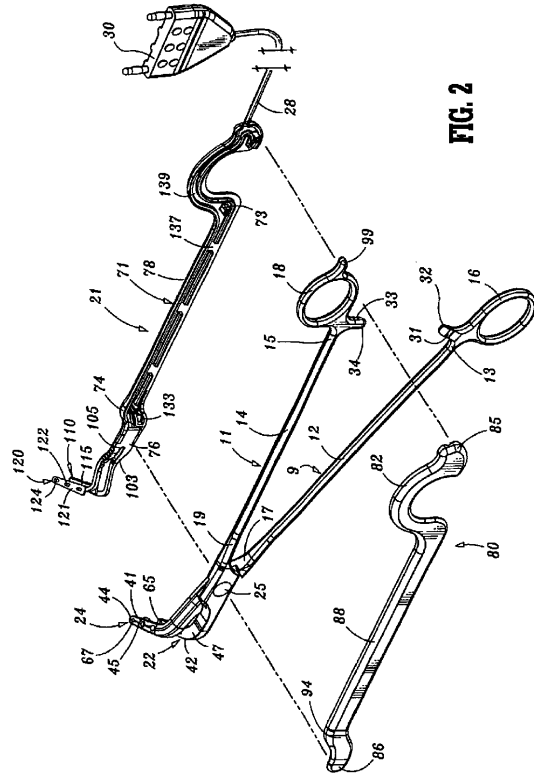


FIG. 2

【図 3】

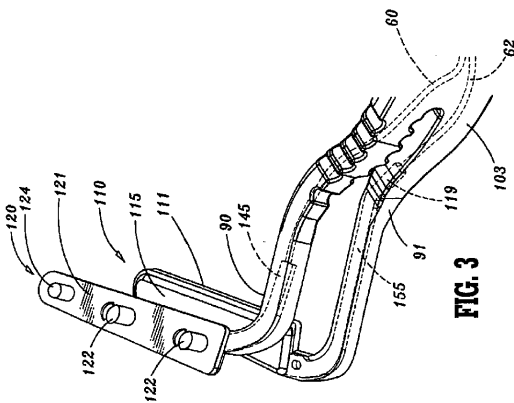


FIG. 3

【図 4】

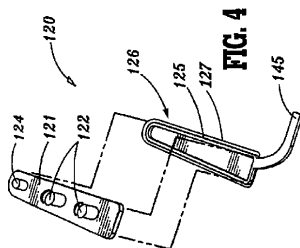


FIG. 4

【図 5 A】

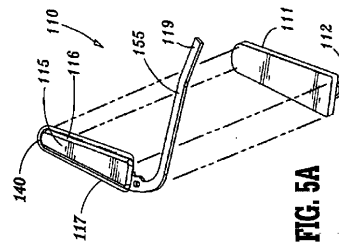


FIG. 5A

【図 5 B】

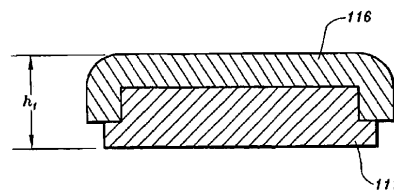
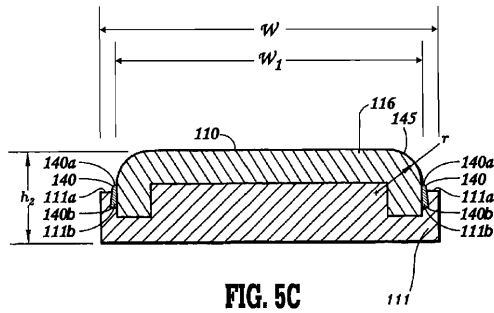


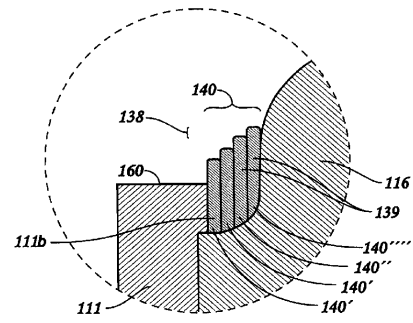
FIG. 5B

( 先行技術 )

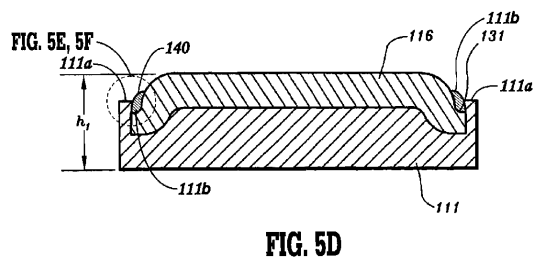
【図 5 C】



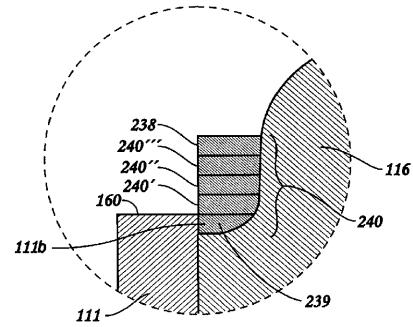
【図 5 E】



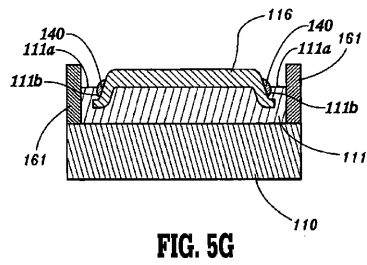
【図 5 D】



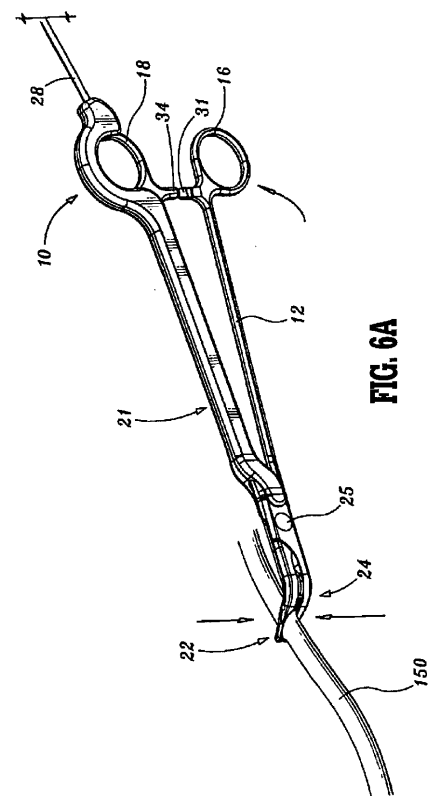
【図 5 F】



【図 5 G】



【図 6 A】



【図 6 B】

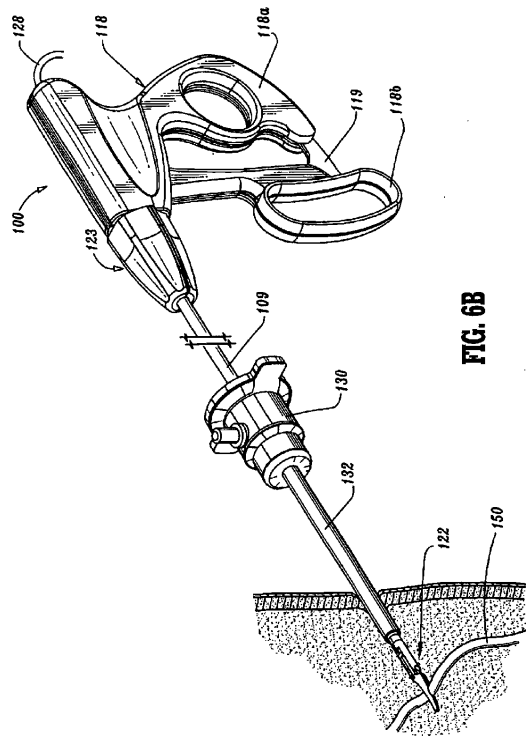


FIG. 6B

【図 7】

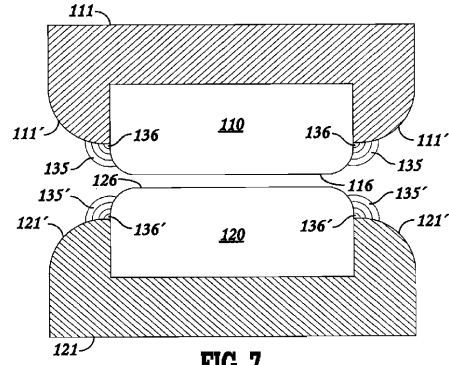


FIG. 7

( 先行技術 )

【図 8】

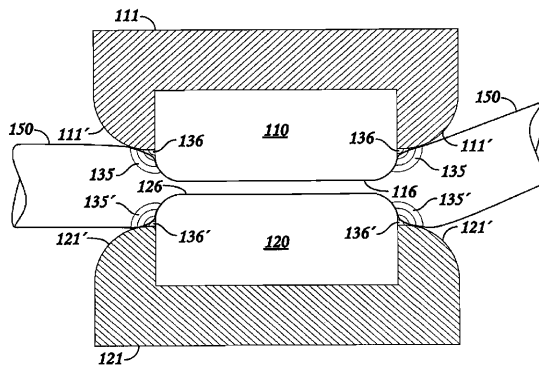


FIG. 8

( 先行技術 )

【図 10】

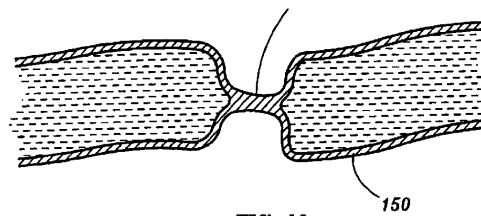


FIG. 10

【図 11】

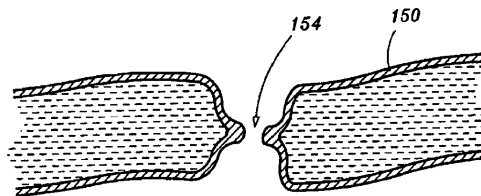


FIG. 11

【図 9】

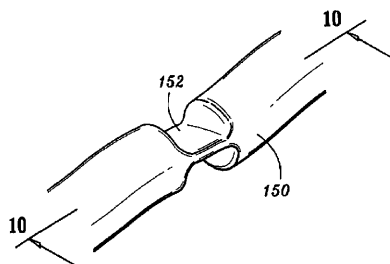


FIG. 9





【図 15】

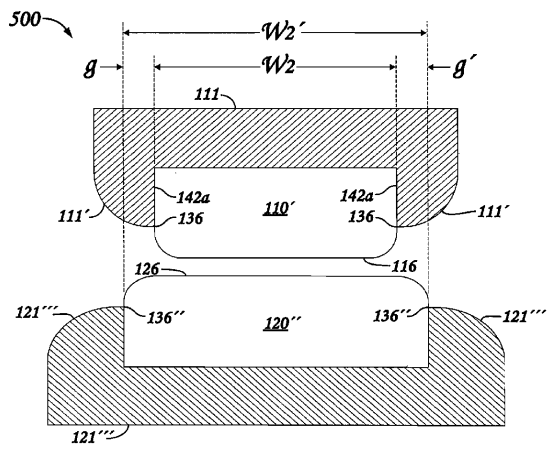


FIG. 15

---

フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2006/0217709 (US, A1)

特表2004-524920 (JP, A)

特開2003-174719 (JP, A)

特開2003-245285 (JP, A)

特開2005-034627 (JP, A)

特開2008-018226 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	电外科仪器，可降低绝缘体和导体连接处的电流密度		
公开(公告)号	<a href="#">JP5247213B2</a>	公开(公告)日	2013-07-24
申请号	JP2008097395	申请日	2008-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
当前申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
[标]发明人	ゲイリーエムクーチュール		
发明人	ゲイリー エム. クーチュール		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1442 A61B2017/0088 A61B2017/2945 A61B2018/00083 A61B2018/00107 A61B2018/1432		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B18/12 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/GG05 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK38 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/MM33 4C160/NN03 4C160/NN12 4C160/NN13 4C160/NN14		
优先权	11/732556 2007-04-04 US		
其他公开文献	JP2008253781A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：为了提供开放式和/或内窥镜式电外科器械，其中在接合部附近形成的电流集中的发生率降低，闪络的发生率降低，和/或穿过或邻近组织的热扩散减少。ŽSOLUTION：电外科器械具有相对的末端执行器和用于实现末端执行器运动的手柄。电外科器械包括一对电极110,120，每个电极包括导电表面116,126，具有第一边缘的绝缘基板111,121，以及位于由第一边缘内的导电表面形成的通道中的绝缘层绝缘基板111,121的导电表面和第一边缘。绝缘层具有导电表面的近端方向上的部分和导电表面的远端方向上的部分，以及近端方向上的部分。具有低于远端方向部分的介电强度的梯度。Ž

【 图 2 】

