

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6691231号
(P6691231)

(45) 発行日 令和2年4月28日 (2020.4.28)

(24) 登録日 令和2年4月13日 (2020.4.13)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/285 (2006.01)

A 6 1 B 17/285

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 18/14

A 6 1 B 17/3213 (2006.01)

A 6 1 B 17/3213

請求項の数 16 (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2018-553434 (P2018-553434)
 (86) (22) 出願日 平成29年4月14日 (2017.4.14)
 (65) 公表番号 特表2019-513470 (P2019-513470A)
 (43) 公表日 令和1年5月30日 (2019.5.30)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2017/027741
 (87) 国際公開番号 W02017/181092
 (87) 国際公開日 平成29年10月19日 (2017.10.19)
 審査請求日 平成30年11月7日 (2018.11.7)
 (31) 優先権主張番号 62/323,030
 (32) 優先日 平成28年4月15日 (2016.4.15)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(73) 特許権者 512315175
 ジャストライト サージカル、リミティド
 ライアビリティ カンパニー
 アメリカ合衆国、コロラド 80027、
 ルイスビル、サウス ワンハンドレッドア
 ンドフォース ストリート 331、スイ
 ート 200
 (74) 代理人 100099759
 弁理士 青木 篤
 (74) 代理人 100123582
 弁理士 三橋 真二
 (74) 代理人 100147555
 弁理士 伊藤 公一
 (74) 代理人 100160705
 弁理士 伊藤 健太郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科手術用シーラー及び分割器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

可動組織切断機構と、

可動組織切断機構の少なくとも近位部分を収容するシャフトと、

第1の顎部及び第2の顎部を有する一对の対向する顎部であって、前記一对の対向する顎部は、その間に挟持された組織を締め付けて封止する閉位置と開位置との間を移動するように成形され構成される、一对の対向する顎部とを具備する、電気外科手術用器具であって、

前記一对の対向する顎部のそれぞれは、導電性コア部材と、前記可動組織切断機構を受け入れるための細長いスロットと、封止面領域を有する封止面とを含み、

第1の顎部は第1の対の非導電性ブッシングを有し、第2の顎部は第2の対の非導電性ブッシングを有しており、前記顎部それぞれの前記導電性コア部材は非導電性ブッシングを受け入れるようにさらに成形され、

前記シャフトに連結されたピンと、前記顎部の遠位の一対の非導電性ブッシングとを具備し、前記ピンは前記遠位の一対の非導電性ブッシングと前記可動組織切断機構とを通過し、前記一对の対向する顎部のそれぞれは前記シャフトに対して回転可能であり、かつ、前記可動組織切断機構は前記シャフトに対して摺動可能であり、

前記導電性コア部材に動作可能に結合された導電性媒体を具備し、

前記第1の顎部の一対の非導電性ブッシングのうちの近位の非導電性ブッシングに回転可能に連結された遠位端と、ロッドに回転可能に連結された近位端と、を有する、第1の

10

20

リンクを具備し、前記ロッドは前記シャフトの内部において前記シャフトに対して移動可能であり、

前記顎部はそれぞれ、前記導電性コア部材の大部分を覆うとともに前記封止面を露出させるコーティングであって、実質的に非導電性の材料で作られたコーティングをさらに備えており、前記非導電性ブッシングと前記コーティングは前記導電性コア部材を実質的に隔離し、前記導電性媒体から前記封止面までのエネルギー経路を制限する、電気外科手術用器具。

【請求項 2】

前記第 1 の対の非導電性ブッシング及び前記第 2 の対の非導電性ブッシングの各ブッシングは、セラミックを含む、請求項 1 に記載の器具。

10

【請求項 3】

各顎部の前記封止面領域は、それぞれの前記細長いスロットの周辺から外側に 0 . 8 ミリメートル以下の距離だけ延びている、請求項 1 または 2 に記載の器具。

【請求項 4】

前記封止面領域は、前記細長いスロットの周辺から外側に 0 . 2 ミリメートルから 0 . 7 ミリメートルの間の距離だけ延びる、請求項 3 に記載の器具。

【請求項 5】

一対の対向する顎部の各コア部材は、実質的に非導電性の材料を有するコーティングで部分的に被覆されており、かつ、

各コア部材の一部分が露出して、それぞれの各顎部の前記封止面が形成される、請求項 1 ないし 4 のいずれか 1 項に記載の器具。

20

【請求項 6】

前記一対の対向する顎部は、前記閉位置にあるときに該一対の顎部間の間隙を有するように構成されており、かつ、

前記間隙は 0 . 0 5 ミリメートル ~ 0 . 1 8 ミリメートルである、請求項 1 ないし 5 のいずれか 1 項に記載の器具。

【請求項 7】

前記間隙は 0 . 0 5 ミリメートル ~ 0 . 0 7 ミリメートルである、請求項 6 に記載の器具。

【請求項 8】

30

前記器具はさらに、前記顎部の間に挟持された組織に最大 5 0 ワットの電力及び最大 3 アンペアの電流を供給するように構成されている、請求項 1 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の器具。

【請求項 9】

前記一対の顎部は、該顎部が前記閉位置にあるときに、6 ミリメートル以下の内径を有するカニューレを通して嵌合するようにさらに成形されており、

前記細長いスロットは非直線形状を含む、請求項 1 ないし 8 のいずれか 1 項に記載の器具。

【請求項 1 0】

前記非導電性ブッシングは、前記顎部の導電性コア部材から前記第 1 のリンク及び前記ピンを絶縁する、請求項 1 ないし 9 のいずれか 1 項に記載の器具。

40

【請求項 1 1】

前記間隙の近位部分は、前記間隙の遠位部分よりも大きい、請求項 6 または 7 に記載の器具。

【請求項 1 2】

前記間隙を維持するための 1 つ以上の移動停止部をさらに含み、前記 1 つ以上の移動停止部が前記封止面領域に隣接する、請求項 6 または 7 に記載の器具。

【請求項 1 3】

前記間隙を維持するための 1 つ以上の移動停止部をさらに含み、前記 1 つ以上の移動停止部は、オーバーモールドまたはスプレーコーティングを備える、請求項 6 または 7 に記

50

載の器具。

【請求項 1 4】

前記第 1 及び第 2 の対のブッシングの各ブッシングは、前記導電性コア部材から前記第 1 のリンク及び前記ピンを絶縁するように構成される、請求項 1 ないし 1 3 のいずれか 1 項に記載の器具。

【請求項 1 5】

前記第 1 の対の非導電性ブッシング及び前記第 2 の対の非導電性ブッシングのうちの少なくとも 1 つのブッシングは、非圧縮性材料または低圧縮性材料の少なくとも 1 つを含む、請求項 1 ないし 1 4 のいずれか 1 項に記載の器具。

【請求項 1 6】

前記可動組織切断機構は、該可動組織切断機構を貫通する細長い開口をさらに備え、かつ、前記ピンは、前記可動組織切断機構の前記細長い開口をさらに通過する、請求項 1 ないし 1 5 のいずれか 1 項に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2017 年 4 月 14 日に出願された、「電気外科手術用シーラー及び分割器 (ELECTROSURGICAL SEALER AND DIVIDER)」と題された米国特許出願第 15 / 487, 856 号に対して優先権を主張する。この米国特許出願は、2016 年 4 月 15 日に出願され、「電気外科手術用シーラー及び分割器 (ELECTROSURGICAL SEALER AND DIVIDER)」と題された米国仮特許出願第 62 / 323, 030 号に対して優先権を主張する。ここに挙げた特許出願の開示全体は、すべての適切な目的のために参照により本明細書に組み込まれる。

【0002】

本発明は医療機器に関する。特に、本発明の実施形態は、本発明を限定することを意図するものではないが、組織を切断して封止する電気外科手術用器具に関する。

【背景技術】

【0003】

組織を切断し封止するための多くの電気外科手術用装置がこの分野で知られている。

【0004】

例えば、現在利用可能な装置には、Ligasure (Ligasure は Medtronic の商標ブランド) 取扱商品品目が含まれ、この品目の中にシーラーと分割器を組み合わせたものが含まれる。このツールは、実質的に平坦な界面を有する一対の顎部を備える。すなわち、図 1 に示すように、エンドエフェクタは、実質的に平坦であるか水平面内にあるそれぞれの封止面と、実質的に直線状の切断経路とを有する。Ligasure ツールはこのほか、ツールが完全に閉じないようにするために非導電性の移動停止部を備える。Ligasure ツールは、組織を封止するために、組織に対して 180 ワット ~ 300 ワットの封止力を有する循環力を適用することが知られており、使用中のエンドエフェクタ間に組織を張り付けやすくなっている。

【0005】

Ligasure ツールをはじめとする既知の装置はこのほか、大きな組織封止面を有する電極表面を有する。

【0006】

非標的組織及び / 又は他の新規で革新的な特徴を損なうことなく、組織を確実に切断して封止する能力を提供する装置が必要とされる状態が続いている。

【発明の概要】

【0007】

例示的な電気外科手術用器具は、可動組織切断機構と、第 1 の顎部及び第 2 の顎部を有する一対の対向する顎部とを有する。一対の対向する顎部は、その間に挟持される組織を

10

20

30

40

50

締め付けて封止するための閉位置と開位置との間を移動するように成形され、構成される。第1の顎部は露出組織封止面を有する。露出組織封止面は、主封止面と、主封止面から延びて少なくとも1つの突起を通して封止電流を集中させる少なくとも1つの突起とを有する。第2の顎部は、露出組織封止面を有し、露出組織封止面は、主封止面と、主封止面の少なくとも1つの凹部であって、その少なくとも1つの凹部を通して封止電流を集中させる凹部とを有する。少なくとも1つの突起と少なくとも1つの凹部とは、一对の対向する顎部が閉位置にあるとき、互いに対向する。一对の対向する顎部のそれぞれは、切断機構の一部を受容する細長いスロットを有し、切断機構は、対向する一对の顎部の間に挟持された組織を切断するために近位位置と遠位位置との間を移動するように構成される。

【0008】

10

電気外科手術用器具を作製する例示的な方法には、可動組織切断機構を提供するステップと、第1の顎部及び第2の顎部を有する一对の顎部を提供するステップとが含まれる。顎部の各々は、可動組織切断機構を受容する細長いスロットを有する。第1の顎部は露出組織封止面を有し、露出組織封止面は、主封止面と、主封止面から延びる少なくとも1つの突起であって、この少なくとも1つの突起を通して封止電流を集中させる突起と、を有する。第2の顎部は、露出組織封止面を有し、露出組織封止面は、主封止面と、主封止面の少なくとも1つの凹部であって、この少なくとも1つの凹部を通して封止電流を集中させるための凹部と、を有する。例示的な方法は、一对の対向する顎部が閉位置にあるときに、少なくとも1つの突起と少なくとも1つの凹部が互いに対向するように、一对の顎部を成形するステップをさらに含む。例示的な方法は、一对の顎部が互いに対向し、その間に組織を挟持するための閉位置と開位置との間で移動可能であるように、顎部を連結するステップをさらに含む。

20

【図面の簡単な説明】

【0009】

本発明のさまざまな目的及び利点、ならびに本発明のさらに完全な理解が、以下の詳細な説明及び添付の特許請求の範囲を添付の図面と併せて参照することによって、明らかになり、さらに容易に理解される。添付図面では、同種又は類似の要素を、いくつかの図を通して同一の参照符号で示す。

【図1】従来技術の装置の斜視図。

【図2】外科手術用器具の遠位部分の側面図。

30

【図3】図2の器具の断面図。

【図4】図2の器具の別の断面図。

【図5】図2の器具の端面図。

【図6】図2の器具の下顎部をはじめとする特徴の斜視図。

【図7】図2の器具の上顎部をはじめとする特徴の斜視図。

【図8】開いた構成の図2の器具の下側斜視図。

【図9】閉じた構成の図2の器具の下側斜視図。

【図9A】変更した特徴を有する図9の器具の下側斜視図。

【図10】閉位置の図2の器具の側面図。

【図11】図2の装置の詳細を示す概略図。

40

【図12】例示的な器具の斜視部分透視図。

【図13A】例示的な器具の上部部分透視図。

【図13B】例示的な器具の側断面図。

【図14】例示的な器具に適したオーバーモールドの斜視図。

【図15】例示的な方法のフローチャート。

【図16】例示的な器具の側面図。

【図17】図16の器具の遠位端面図。

【図18】図16の器具の断面端面図。

【図19】図16の器具の断面端面図。

【図20】例示的な器具の斜視図。

50

- 【図 2 1】例示的な器具の顎部の分解斜視図。
 【図 2 2】図 2 1 の顎部の斜視図。
 【図 2 3】例示的な器具の顎部の斜視図。
 【図 2 4】図 2 3 の顎部の側面図。
 【図 2 5】例示的な外科手術用器具の斜視図。
 【図 2 5 A】図 2 5 の器具の詳細の斜視図。
 【図 2 6】図 2 5 の器具の別の斜視図。
 【図 2 7】例示的な方法のフローチャート。
 【図 2 8】例示的な装置を用いた試験結果の表である表 1。
 【発明を実施するための形態】

10

【 0 0 1 0 】

本明細書の背景にてこれまでに示唆したように、さらに図 1 に示すように、L i g a S u r e のような公知の従来技術の装置は、高度な組織封止切断装置を備える。このような高出力装置及び G i n e s の米国特許第 6 , 0 3 3 , 3 9 9 号に記載される装置のような類似する高出力装置は、封止するために組織に 1 0 0 ワット以上の電力を印加する。L i g a S u r e ツールは、組織に 1 8 0 ワット以上を印加して組織を封止することが知られている。そのような高出力の適用例は、近傍の組織及び意図しない組織へのエネルギー、熱及び炭化の拡散である横方向の熱拡散として知られている現象をもたらす。これは、高出力装置が特定の規制安全評価に適格でないことを意味する。

【 0 0 1 1 】

20

このような規制安全評価に適格な装置の必要性を満たすために、出願人は一般に、特定のパラメータを有する低出力装置を利用して、組織を確実にかつ安全に封止することができると判断していた。このような教示は、共同所有する K e n n e d y らの米国特許第 9 , 2 6 5 , 5 6 1 号（‘ 5 6 1 特許）に公開され、低電力で組織を封止するシステム及び方法を開示する。‘ 5 6 1 特許の全内容は、本明細書に全体的に記載されているかのように、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 1 2 】

関連する特許では、共同所有する R o s s らの米国特許第 9 , 0 3 9 , 6 9 4 号（‘ 6 9 4 特許）は、電気外科手術用器具に電力を供給するシステム及び方法を開示する。‘ 6 9 4 特許の全内容は、本明細書に全体的に記載されているかのように、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

30

【 0 0 1 3 】

以下の米国特許の教示は、適切な目的のいずれに対しても参照することによって本明細書に組み込まれる。S c h u l z e の米国特許第 5 , 8 7 6 , 4 0 1 号、W r u b l e w s k i の米国特許第 6 , 1 7 4 , 3 0 9 号、S c h u l z e の米国特許第 6 , 4 5 8 , 1 2 8 号、F r a z i e r の米国特許第 6 , 6 8 2 , 5 2 8 号、C o u t u r e の米国特許第 7 , 0 8 3 , 6 1 8 号、D y c u s の米国特許第 7 , 1 0 1 , 3 7 3 号、D y c u s の米国特許第 7 , 1 5 6 , 8 4 6 号、D y c u s の米国特許第 7 , 1 0 1 , 3 7 1 号、D y c u s の米国特許第 7 , 2 5 5 , 6 9 7 号、D u m b a u l d の米国特許第 7 , 7 2 2 , 6 0 7 号、D y c u s の米国特許第 8 , 5 4 0 , 7 1 1 号、D y c u s の米国特許第 7 , 1 3 1 , 9 7 1 号、L a t t e r e l l の米国特許第 7 , 2 0 4 , 8 3 5 号、T r e a t の米国特許第 7 , 2 1 1 , 0 8 0 号、D y c u s の米国特許第 7 , 4 7 3 , 2 5 3 号、O d o m の米国特許第 7 , 4 9 1 , 2 0 2 号、D y c u s の米国特許第 7 , 8 5 7 , 8 1 2 号、D y c u s の米国特許第 8 , 2 4 1 , 2 8 4 号、B u c c i a g l i a の米国特許第 8 , 2 4 6 , 6 1 8 、D u m b a u l d の米国特許第 8 , 3 6 1 , 0 7 2 号、M c K e n n a の米国特許第 8 , 4 6 9 , 9 5 6 号、B u c c i a g l i a の米国特許第 8 , 5 2 3 , 8 9 8 号、F a l k e n s t e i n の米国特許第 8 , 5 7 9 , 8 9 4 号、A l l e n の米国特許第 8 , 9 6 8 , 3 1 1 号、W o o d r u f f の米国特許第 9 , 0 1 1 , 4 3 7 号、M u e l l e r の米国特許第 9 , 0 2 8 , 4 9 5 号、A l l e n の米国特許第 9 , 1 1 3 , 9 0 1 号、W a l e s の米国特許第 5 , 8 0 0 , 4 4 号、R y d e l l の米国特許第

40

50

5, 462, 546号、Rydellの米国特許第5, 445, 638号、Giurtinoの米国特許第5, 697, 949号、Parashacの米国特許第5, 797, 938号、Dornの米国特許第6, 334, 860号、Frazierの米国特許第6, 458, 130号、Bakerの米国特許第6, 113, 598号及びGinesの米国特許第6, 033, 399号。

【0014】

以下の米国特許の教示は、適切な目的のいずれに対しても参照することによって本明細書に組み込まれる。Dycusの米国特許出願公開第2014/0031819A1、Dycusの米国特許出願公開第2015/0250531A1号、Allenの米国特許出願公開第2015/0133930号、Stroblの米国特許出願公開第2013/0131651号、Mouaの米国特許出願公開第2014/0257285号、Odomの米国特許出願公開第2007/0173813号、Bakerの米国特許出願公開第2009/0076506号、McClurkenの米国特許出願公開第2005/0010212号、Whamの米国特許出願公開第2007/0173804号及びBaileyの米国特許出願公開第2007/0156140号。

【0015】

Eggersの欧州特許出願公開第EP0986990A1号の教示は、適切な目的のいずれに対しても参照することによって本明細書に組み込まれる。

【0016】

出願人は、組織を安全に密閉し切断することができる装置を開発した。この装置は、低出力で確実に機能するだけでなく、影響を受ける組織の占有面積も著しく小さくなる。すなわち、本出願人の装置は、手術部位の近くの組織に迷走火傷を起こす傾向がなく、これにより、特定の規制安全評価に適格な道具を提供する。

【0017】

ここで図2に目を向けると、図2は、組織を切断して封止する外科手術用器具のための装置100を示す。装置100は、エンドエフェクタと呼ばれることがあり、上顎部102と、下顎部104と、切断機構106（図8を参照）と、両顎部102、104の操作を可能にするリンク機構108と、電気外科手術制御機構110とを備える。いくつかの実施形態では、装置100は、両顎部102、104の間に挟持された組織に双極電力を印加するように構成されてもよく、双極装置100と呼ばれることがある。なお、参照を容易にするために、装置100の近位部分が図2の左側に示され、装置100の遠位部分が図2の右側に示される。

【0018】

両顎部102、104は、組織を把持し、解剖し、操作し、及び/又は後退させるのに役立つように、長手方向軸X及び垂直軸Yによって形成されるX-Y平面の右又は左に湾曲してもよい。すなわち、長手方向軸Xは直線によって形成されてもよいのに対して、封止軸Wは二次元的又は三次元的に湾曲してもよい。図2に示す実施形態では、封止軸Wは二次元的に湾曲している。図6も参照のこと。

【0019】

いくつかの実施形態では、両顎部102、104は、'561特許に図示又は説明されているのとはほぼ同じ方法にて、さまざまな電力レベルで組織を封止する外科手術用動力を選択的に適用するように構成される。両顎部102、104はこのほか、'561特許及び/又は'694特許に開示されているような材料をはじめとする設計選択肢から構成してもよい。図示の実施形態では、オーバーモールド160が透明に示されており、当業者であれば、オーバーモールド160は、美的目的及び/又は電氣的分離のために、いくつかの特徴を備え得ることを理解するであろう。

【0020】

いくつかの実施形態では、図9に示すように、両顎部102、104の一方又は両方が、（少なくとも一方の）顎部102、104の遠位部分126、130又はその付近に非導電性移動停止部112を有し、近位領域に顎部インターロック機構136を有し、両顎

10

20

30

40

50

部 1 0 2、1 0 4 が過回転するのを防止する（図 2、図 8、図 9 を参照）。いくつかの実施形態では、顎部インターロック機構 1 3 6 は、第 2 の顎部 1 0 4 のフランジ、隆起部をはじめとする表面 1 4 0 に当接するように構成された第 1 の顎部 1 0 2 上の突起 1 3 8 を備えてもよい。顎部インターロック機構 1 3 6 は、（少なくとも 1 つの）非導電性突起 1 1 2 と組み合わせて、両顎部 1 0 2、1 0 4 がその間の組織周りを締め付け過ぎないようにしてもよい。いくつかの実施形態では、図 1 0 に最も明瞭に示すように、両顎部 1 0 2、1 0 4 は、その間に組織を挟持してない閉位置でも、両顎部 1 0 2、1 0 4 の主封止面 1 4 2、1 4 3 間の約 0 . 0 0 7 インチ（約 0 . 1 7 8 ミリメートル）～約 0 . 0 0 2 インチ（約 0 . 0 5 1 ミリメートル）の間隙 G を維持するように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、両顎部 1 0 2、1 0 4 は先端バイアスを有する。すなわち、近位部分が少なくとも 0 . 0 0 5 インチ（約 0 . 1 2 7 ミリメートル）の間隙 G を有し、及び / 又は間隙 G の遠位部分は間隙 G の近位部分よりも小さい状態のときに、両顎部 1 0 2、1 0 4 の（少なくとも 1 つの）移動停止部 1 1 2 などの遠位部分が接触するか、閉鎖に向かう移動を停止するように構成され得る。（少なくとも 1 つの）突起 1 1 2 と顎部インターロック機構 1 3 6 との間の両顎部 1 0 2、1 0 4 の一方又は両方の一部が、締め付け中に撓む可能性がある。このため、当業者であれば、間隙 G は、組織に完全な締め付け力を加える前に決定され、むしろ最初の接触時に間隙 G が計算されるか定義されることを理解するであろう。いくつかの実施形態では、両顎部 1 0 2、1 0 4 が接触も短絡もしないことをさらに確実にするために、異なる領域に別の移動停止部 1 1 2 を設けてもよい。

【 0 0 2 1 】

図 9 A は、顎部インターロック機構 1 3 6 と、突起 1 3 8 と、フランジ、隆起部をはじめとする表面 1 4 0 との変形例を備えた図 9 の装置を示す。当業者であれば、このような特徴は実質的に図 9 に示されるものとして機能することを認識するであろう。

【 0 0 2 2 】

いくつかの実施形態では、装置は、主封止面 1 4 2、1 4 3 の間の間隙 G を約 0 . 2 ミリメートル～約 0 . 0 5 ミリメートルに維持するように構成される。いくつかの実施形態では、間隙 G は近位部分にて約 0 . 1 6 ～約 0 . 2 0 ミリメートルの間にある。いくつかの実施形態では、間隙 G は遠位部分にて約 0 . 0 5 ミリメートル～約 0 . 0 7 ミリメートルである。いくつかの実施形態では、間隙 G は少なくとも 0 . 0 7 ミリメートルである。いくつかの実施形態では、間隙 G は近位部分から遠位部分まで連続的に減少する。

【 0 0 2 3 】

いくつかの実施形態では、装置は主封止面 1 4 2、1 4 3 の間の間隙 G を約 0 . 2 5 ミリメートルと約 0 . 0 3 ミリメートルとの間に維持するように構成される。いくつかの実施形態では、間隙 G は近位部分にて約 0 . 1 6 から約 0 . 2 5 ミリメートルの間にある。いくつかの実施形態では、間隙 G は遠位部分にて約 0 . 0 3 ミリメートル～約 0 . 0 7 ミリメートルの間にある。

【 0 0 2 4 】

ここで図 3 及び図 4 に目を向けると、いくつかの実施形態では、両顎部 1 0 2、1 0 4 の一方又は両方は、両顎部 1 0 2、1 0 4 が図 3 及び図 4 に示すように閉位置にあるときに、チャンネル 1 1 4、1 1 6 及び両顎部 1 0 2、1 0 4 は、組織切断機構 1 0 6 又はナイフが封止された後に組織を切断するために通過することができる移動経路 1 1 8 を形成する。（少なくとも 1 つの）チャンネル 1 1 4、1 1 6 又は（少なくとも 1 つの）細長いスロットは、ナイフ又は切断機構が組織を切断するために非直線経路を移動するように、非直線的であってもよい。

【 0 0 2 5 】

図 6 に示すように、いくつかの実施形態では、第 1 の顎部 1 0 2 が、第 1 の封止面 1 2 0 を有してもよい。この封止面の主封止面 1 4 2 は、概ね凸状の形状を有する。いくつかの実施形態では、第 1 の顎部 1 0 2 の一部が、封止軸 W を中心とする第 1 の曲率 R 1 を有する第 1 の封止面 1 2 0 を有してもよい。いくつかの実施形態では、封止軸 W は、切断機構 1 0 6 の移動経路 1 1 8 によって画定される。すなわち、第 1 の曲率 R 1 は、移動経路

118に対して相対的であってもよい。いくつかの実施形態では、第1の曲率R1は、第1の顎部102の近位部分124から第1の顎部102の遠位部分126まで一定である。いくつかの実施形態では、第1の曲率R1は、第1の顎部102の遠位部分126よりも第1の顎部102の近位部分124の方が大きい。いくつかの実施形態では、第1の曲率R1は、半径R1の円によって画定される。いくつかの実施形態では、第1の曲率R1は楕円関数によって定義される。

【0026】

図7に示すように、これに関連して、第2の顎部104が、第2の封止面122を有してもよい。この封止面の主封止面143が概ね凹状の形状を有するか、さもなければ第1の顎部102を受容するように成形され構成される。いくつかの実施形態では、第2の顎部104の一部が、封止軸W及び/又は切断機構の移動経路118を中心とする第2の曲率R2を有する第2の封止面122を有してもよい。第2の曲率R2は第1の曲率R1より大きい。いくつかの実施形態では、第2の曲率R2は、第2の顎部104の近位部分128から第2の顎部104の遠位部分130まで一定である。いくつかの実施形態では、第2の曲率R2は、第2の顎部104の遠位部分130よりも第2の顎部104の近位部分128の方が大きい。いくつかの実施形態では、第2の曲率R2は半径R2の円によって定義される。いくつかの実施形態では、第2の曲率R2は楕円関数によって定義される。

【0027】

図6に戻ると、第1の顎部102及び/又は第2の顎部104のいずれかは、電流コンセントレータ表面132、134を有してもよい。このような表面は、電気外科手術用エネルギーを封止面122、124の特定の領域の方に向けるように成形され構成される1つ以上の導電性の突起132及び/又は凹部134であってもよい。いくつかの実施形態では、両顎部102、104に印加される総電力は、実質的に「561特許及び/又は「694特許に記載されているものであってもよい。導電性突起132は、図示のようにさまざまな形状及び大きさであってもよく、1つ以上の曲率半径、楕円関数をはじめとする非線形関数を有する1つ以上の曲面を有してもよい。

【0028】

図11に示すように、いくつかの実施形態では、主封止面120からの（少なくとも1つの）突起132の高さHは、約0.001インチ～約0.0025インチ（約0.0254ミリメートル～約0.0635ミリメートル）である。高さHは、装置100を使用して封止された組織内に電位の衰弱又は弱化したスポットを発生させることなく、エネルギー集中を誘発するのに十分であるように選択される。いくつかの実施形態では、高さHは、約0.015ミリメートル～約0.080ミリメートルである。いくつかの実施形態では、高さHは、約0.03ミリメートル～約0.6ミリメートルである。当業者であれば、高さH及び/又は深さDは、両顎部102、104が互いに接触しないように、及び/又は両顎部の間にスパークを誘発しないように構成される必要があることを理解するであろう。いくつかの実施形態では、少なくとも約0.002インチ、すなわち少なくとも約0.051ミリメートルの間隙Gが両顎部102、104の間に維持される。

【0029】

いくつかの実施形態では、第1の突起の高さHが第2の突起の高さHを上回る。いくつかの実施形態では、両顎部102、104の近位領域における突起の高さHは、両顎部102、104の遠位領域に近い突起の高さHを上回る。いくつかの実施形態では、両顎部102、104の近位領域に近い突起132が、両顎部102、104の遠位領域に近い突起132の円形部分よりも小さい曲率半径を有する円形部分を有してもよい。いくつかの実施形態では、近位領域に近い突起132が、遠位領域に近い突起132よりも著しい電流集中を誘発するように構成されてもよい。

【0030】

さらに図11に示すように、（少なくとも1つの）突起132と第2の顎部又は凹部134との間の間隙Gが一定に保たれてもよい。すなわち、いくつかの実施形態では、第1

10

20

30

40

50

の顎部 102、104 の突起 132 が、第 2 の顎部 102、104 の凹部 134 に対応して間隙 G を維持する。いくつかの実施形態では、間隙 G は、主封止面 142、143 と電流コンセントレータ（突起 / 凹部 132、134）との間の約 0.002 インチ（約 0.051 ミリメートル）である。いくつかの実施形態では、突起 132 又は凹部 134 と主封止面 142、143 との間に逃げ部を設けて、鋭角の角部でスパークを誘発しないようにする。

【0031】

いくつかの実施形態では、両顎部 102、104 の一方に単一の突起 132 を設ける。いくつかの実施形態では、両顎部 102、104 に 2 つの突起 132 を設ける。

【0032】

再び図 7 に戻ると、第 1 の顎部 102 又は第 2 の顎部 104 の一方又は両方が、封止面 122、124 の特定の領域の方に電気外科手術用エネルギーを向けるように成形され構成された、さらに導電性の高い凹部 134 を有してもよい。導電性凹部 134 は、図示のようにさまざまな形状及び大きさであってもよく、1 つ以上の曲率半径を有する 1 つ以上の曲面を有してもよい。導電性凹部 134 は、導電性の突起 132 のうち互いに向かい合うものに対応してもよく、導電性突起 132 の一部又は全部が導電性凹部 134 に収納されてもよい。いくつかの実施形態では、導電性突起 132 の全部が第 1 又は第 2 の顎部 102、104 の一方にあり、導電性凹部 134 の全部が第 1 又は第 2 の顎部 102、104 の他方にある。いくつかの実施形態では、導電性突起 132 のいくつかは両顎部 102、104 の一方にあり、導電性突起 132 のいくつかは両顎部 102、104 の他方にある。導電性凹部 134 のそれぞれが同じように分布して配置されていてもよい。導電性凹部 134 は、図示のようにさまざまな形状及び大きさであってもよく、1 つ以上の曲率半径、楕円関数をはじめとする非線形関数を有する 1 つ以上の曲面を有してもよい。

【0033】

導電性凹部 134 は、（少なくとも 1 つの）突起 132 の高さ H に対応する深さを有してもよく、装置 100 を用いて封止された組織に電位の衰弱又は弱化したスポットを発生させることなくエネルギー集中が誘発されることをさらに確実にする。

【0034】

いくつかの実施形態では、深さは約 0.015 ミリメートル～約 0.080 ミリメートルである。いくつかの実施形態では、深さは約 0.03 ミリメートル～約 0.06 ミリメートルである。いくつかの実施形態では、第 1 の凹部 134 の深さが第 2 の凹部 134 の深さを上回る。いくつかの実施形態では、顎部 102、104 の近位領域での凹部の深さが、顎部 102、104 の遠位領域に近い凹部の深さを上回る。いくつかの実施形態では、顎部 102、104 の近位領域に近い凹部 134 が、顎部 102、104 の遠位領域に近い凹部 134 の円形部分よりも小さい曲率半径を有する円形部分を有してもよい。いくつかの実施形態では、近位領域に近い凹部 134 を、遠位領域に近い凹部 134 よりも著しい電流集中を誘発するように構成してもよい。

【0035】

突起 132 及び凹部 134 にエネルギー集中を誘発するように、1 つ以上の導電性突起 132 と、場合によっては導電性凹部 134 とを設け、エネルギーコンセントレータ又は電流コンセントレータと呼んでもよい。すなわち、導電性突起 132 は必ずしも対応する凹部 134 を有する必要はない。このエネルギー集中を誘発することにより、出願人は、組織を封止する改良された方法を提供した。具体的には、各突起 / 凹部 132、134 界面での電流集中は、エネルギーがそれぞれの表面 120、122 全体に流れる前に、両顎部 102、104 の間でエネルギーの初期流れを誘発するように構成される。次に、システム 100 に対する全体的な電力要件は低下するが、依然として、561 特許に記載されるような 40 ワット以下などの低電力をはじめとする電力レベル及び電流集中で比較的大きな組織部分を封止する能力を提供する。いくつかの実施形態では、装置 100 は 50 ワット以下の電力を供給するように構成される。いくつかの実施形態では、装置 100 は 40 ワット以下の電力を供給するように構成される。いくつかの実施形態では、装置 10

10

20

30

40

50

0は35ワット以下の電力を供給するように構成される。いくつかの実施形態では、装置100は20ワット以下の電力を供給するように構成される。いくつかの実施形態では、装置100は3アンペア以下の電流を供給するように構成される。いくつかの実施形態では、装置100は2.5アンペア以下の電流を供給するように構成される。電流コンセントレータ又はエネルギーコンセントレータは、スパークを誘発することなく電流を集中させるように成形されてもよい。

【0036】

いくつかの実施形態では、器具100は、6ミリメートル以下の内径を有するカニューレを通過するように成形される。

【0037】

さらに、突起/凹部132、134及び/又は湾曲した封止面120、122は、両顎部102、104に異種材料を使用することなく、封止が完了した後に両顎部102、104に組織が粘着する機会を低減又は排除する。すなわち、突起132及び凹部134を備える両顎部102、104は、いかなる非粘着性コーティングも施されていない外科手術用ステンレス鋼で作成されてもよい。例えば、突起132及び/又は凹部134は、両顎部102、104が開いているときに、組織の相対的に標的化された領域に対して集中的な引き離し効果を及ぼすことを開始し、それにより分離を向上させるように成形及び/又は位置決めされてもよい。場合によっては、突起132及び/又は凹部134は、組織の標的化されていない領域（例えば、主封止面142、143の間の組織など、突起132及び/又は凹部134からさらに離れている組織）に対する分離力よりも大きい、組織の標的化された領域に対する分離力を付加するように、成形され、及び/又は位置決めされてもよい。いくつかの実施形態では、1つ以上の導電性突起132と1つ以上の凹部134との間の隙間が両顎部102、104の主封止面142、143の間の隙間Gより小さい。

【0038】

いくつかの実施形態では、（少なくとも1つの）顎部102、104は、24平方ミリメートル以下の封止面領域を有する封止面120、122を有してもよい。いくつかの実施形態では、（少なくとも1つの）顎部102、104は、10平方ミリメートル以下の封止面領域を有する封止面120、122を有してもよい。

【0039】

引き続き図6及び図7を参照すると、装置100は、両顎部102、104の間に挟持された組織に封止を施した後などに切断機構が通過することができる湾曲した移動経路118を備えてもよい。当業者であれば、いくつかの実施形態では、移動経路118を流下するために、切断機構106は可撓性であってもよく（例えば、曲がるナイフ）、及び/又はチャンネル114、116の幅は、切断機構106が曲がらずに通過するのに十分なほど適切に広くてもよい。チャンネル114、116は、いくつかの実施形態では、図示のように湾曲していてもよい。いくつかの実施形態では、チャンネル114、116及び切断経路118は、実質的に直線状であってもよい。いくつかの実施形態では、切断機構106は可撓性である。いくつかの実施形態では、切断機構106は比較的硬質である。

【0040】

いくつかの実施形態では、切断経路118は、例えば図14に示すように（切断機構106の）ストロークSの長さを規定する。ストロークSの長さは、両顎部102、104の封止部分全体を通して延びてもよい。すなわち、切断経路118は、切断機構106の1回のストロークによって、両顎部102、104間に保持される組織全体を切断できるように成形され位置決めされてもよい。いくつかの実施形態では、ストロークSの長さは、両顎部102、104の封止部分を部分的に通って延びるに過ぎなくてもよい。

【0041】

いくつかの実施形態では、チャンネル114、116及び/又は切断経路118は一般に、ユーザが両顎部102、104に対してストロークSの長さを調整できるように、1つ以上の（図示しない）停止機構を備えてもよい。いくつかの実施形態では、チャンネル11

10

20

30

40

50

4、116及び/又は切断経路118は一般に、触覚フィードバックをユーザに提供する1つ以上の(図示しない)触覚フィードバック機構を備えてもよい。触覚フィードバック機構は、ストローク5の全長未満又は第1のストロークで密閉された組織の全長よりも短く切断機構106を打ち出し、両顎部102、104を随意に開き、組織が適切に封止されたことを随意に確認し、その後、両顎部102、104を再閉鎖した後に随意に、切断機構106を第1のストロークよりも大きな距離である第2のストロークで打ち出す能力をユーザに提供してもよい。いくつかの実施形態では、触覚フィードバック機構は、ユーザに、3つ以上の長さを有する3つ以上のストロークのストローク長さの適用感覚又は感触を提供する。触覚フィードバック機構は、1つ以上の隆起部、窪み、戻り止め及び/又は現在知られているか未だ開発されておらず、両顎部102、104に対する切断機構106の大まかな位置を示すのに適した任意の他の触覚フィードバック手段を備えてもよい。

10

【0042】

引き続き図6及び図7を参照すると、第1の顎部102で終端するワイヤ152であってもよい被覆導電性媒体と、第2の顎部104で終端するワイヤ154であってもよい被覆導電性媒体とが、両顎部102、104を通るエネルギー経路を提供する。ワイヤ152、154は、両顎部102、104にはんだ付けされるか溶接されてもよい。いくつかの実施形態では、ワイヤ152、154は、当業者に知られている方法にて、絶縁変位接触又は絶縁穿孔接触によって両顎部102、104に結合されてもよい。いくつかの実施形態では、装置100のワイヤ152、154をはじめとする機構周りにオーバーモールド160を設けてもよい。

20

【0043】

図8及び図9に最も明瞭に示すように、遠位ナイフ部分及び近位ロッド部分を有する切断機構106が、分割ロッド156内を移動するように構成されてもよい。切断機構106自体は、産業界で知られているように実質的に機能し得ると同時に、当業者であれば、切断機構106を分割ロッド156の内部に位置決めすることにより、装置100の設置面積を小さくできる可能性があることを認識するであろう。

【0044】

本明細書にこれまでに記載したように、いくつかの実施形態では、比較的小さな封止/切断装置100を設けてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、装置100は、3.0ミリメートル未満のエンベロープ全体を有してもよく、及び/又は3.5ミリメートルのカニユーレ内に収まるように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、装置100は、5.0ミリメートル未満のエンベロープを有してもよく、及び/又は5.5ミリメートルのカニユーレ内に収まるように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、装置100は、7.5ミリメートルのカニユーレ内に適合するように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、装置100は、10.5ミリメートルのカニユーレ内に適合するように構成されてもよい。

30

【0045】

当業者であれば、本明細書に記載されるように装置100が小さくなっても、大きめの装置が発揮するのと同じクランプ力を依然として提供しなければならず、例えば、両顎部102、104と、両顎部102、104を制御するリンク162、164との間の界面に著しい力の集中をもたらすことを認識するであろう。このため、いくつかの実施形態では、両顎部102、104は、非導電性の非圧縮性又は低圧縮性の材料からなる複数のブッシング144、146、148、150(図6及び図7を参照)を備える。いくつかの実施形態では、両顎部102、104は、リンク162、164及び分割シャフト166を備えるリンク機構108とインターフェースをとるための非導電性又はセラミックのブッシング144、146、148、150を備える。いくつかの実施形態では、ブッシング144、146、148、150は、リンク162、164のようなアクチュエータを導電性の両顎部102、104から隔離する。

40

【0046】

50

いくつかの実施形態では、ピン 168 が、両顎部 102、104 の一对の遠位ブッシング 146、150 と、切断機構 106 の細長いスロットと、両顎部 102、104 をシャフト 166 に回転可能に取り付けるための分割シャフト 166 とを通過する。いくつかの実施形態では、一对のリンク 162、164 の突起が、両顎部 102、104 における一对の近位ブッシング 144、148 と係合して、分割ロッド 156 による開閉動作を両顎部 102、104 の回転動作に変換するのに役立つ。

【0047】

ここで、第 1 の顎部 102 の断面の概略を示す図 11 に戻ると、いくつかの実施形態では、装置 100 は、両顎部 102、104 が、その間の組織を封止した後に互いから離れるように移動するときに、剪断力 F を組織に付加するように構成されてもよい。いくつかの実施形態では、表面 120、122 の導電性突起 132 及び / 又は導電性凹部 134 は、突起 132 及び / 又は凹部 134 が、両顎部 102、104 を挟持位置又は閉位置から非挟持位置又は開位置に向かって移動させるときに、組織に剪断力 F を付加するように位置決めされてもよい。当業者であれば、突起 132 及び / 又は凹部 134 が事実上実質的に円形又は楕円形である場合、剪断力 F は、移動経路 118 に対して横方向、長手方向及び / 又は垂直方向にあってもよく、これによって両顎部 102、104 からの組織の分離を開始させる集中した剪断力 F が生成されることを理解するであろう。当業者は、分離が開始されると、組織の他の部分の分離がさらに容易になることを理解するであろう。突起 132 又は凹部 134 と主封止面 142、143 との間に比較的滑らかな移行部を設けることによって、エネルギー集中にて望ましくない移行が導入されるのを回避してもよい。

【0048】

図 12、図 13A 及び図 13B は、例示的な器具 100 のさまざまな図を示し、さらに具体的には、両顎部 102、104 及び切断機構 106 又はナイフ / ナイフ引きロッドが、両顎部のための引きロッド 163 及び外側ハウジング又は管 180 とともに、どのように操作される可能性があるかを示す。

【0049】

図 14 は、被覆ワイヤ 152、154 を顎部 102、104 にどのように固定する可能性があるかの一実施形態、例えば、ワイヤ 152、154 の遠位導電性部分又は露出した導電性部分及び顎部 102、104 の近位部分を取り囲むオーバーモールド 160 を設けることによる固定を示す。

【0050】

ここで図 15 に戻ると、組織を封止して切断する方法 1500 が、ここでさらに詳細に開示される。方法 1500 は、封止面上にエネルギー集中を誘発するように構成された少なくとも 1 つの機構を有する封止面を有する電気外科手術用カッター / シーラーを提供するステップ 1502 を含む。方法 1500 はこのほか、封止対象の組織に電気外科手術用電力を印加するステップ 1504 を含む。電気外科手術用電力を印加するステップ 1504 は、一对の顎部の間に挟持された組織の全体に電力を不均一に分配するステップ及び / 又は先端側に偏らせて両顎部の間に組織を挟持するステップを含む。方法 1500 は、両顎部の間に挟持された組織を切断するステップ 1506 を含んでもよい。切断するステップ 1506 は、切断機構が、組織を通る非線形経路を移動するようにするステップを含んでもよい。方法 1500 はこのほか、電気外科手術用装置をその間に挟持された組織から分離するステップ 1508 を含み、分離するステップ 1508 は、一对の顎部を、両顎部の間に挟持された組織に垂直方向及び / 又は横方向のせん断力を付加する方法で、互いから離れるように引くステップを含む。

【0051】

方法 1500 は、図 2 ~ 図 11 を参照してこれまで記載したような装置を使用して達成されてもよい。

【0052】

ここで図 16 ~ 図 19 を参照すると、エネルギーコンセントレータ及び / 又は移動停止部は設ける必要がない。すなわち、いくつかの実施形態では、湾曲した封止面 120、1

10

20

30

40

50

22の一部又は実質的に全部が、両顎部102、104に異種材料を使用せず、エネルギーコンセントレータを設けない状態で、封止が完了した後、組織が両顎部102、104に粘着する機会を低減又は排除するように、適切に湾曲していてもよい。図16～図19に示す例示的な装置の他の特徴は、装置を参照して本明細書にて実質的に他の方法で説明されているようにしてもよい。

【0053】

ここで図20を参照すると、いくつかの実施形態では、第1及び第2の封止面120、122の全部又は一部あるいは大部分が平坦であってもよい。いくつかの実施形態では、両顎部102、104の一方又は両方の実質的な部分が、コーティングを有してもよい。例えば、両顎部102、104の一方又は両方の実質的な部分がコーティング170、182でオーバーモールドされてもよい。コーティングは、実質的に非導電性の材料で作成されてもよい。コーティング170、182は、オーバーモルディング、プラズマ溶射、デトネーション溶射、ワイヤアーク溶射、溶射、フレイム溶射、高速酸素燃料溶射、高速空気燃料溶射、ウォームスプレー又はコールドスプレーによって塗布されてもよい。

【0054】

いくつかの実施形態では、移動停止部174を、両顎部102、104の一方又は両方の近位領域又はその近傍に設けて、本明細書でこれまでに記載した移動停止部112とほぼ同じ方法で過圧縮を制限する。いくつかの実施形態では、顎部の近位領域での移動停止部174をコーティング182から形成してもよい。移動停止部174は、顎部102、104の近位領域のフランジであってもよい。当業者であれば、図20は、第2の顎部104に位置決めされた停止部112、174を示しているが、移動停止部112、174の一方又は両方を第1の顎部102に位置決めしてもよいことを理解するであろう。当業者であれば、一方又は両方の移動停止部112、174が過圧縮からの必要な保護を提供してもよいことを理解するであろう。

【0055】

図21及び図22はそれぞれ、装置100で使用するのに適した例示的な第1の顎部102の分解図及び組立図を示す。顎部102は、非導電性コーティング170によって部分的に覆われた導電性コア部材176を有してもよい。導電性コア部材176は封止面120を有してもよい。いくつかの実施形態では、封止面120は、図21及び図22に示すように平坦であってもよく、あるいは、封止面120は、本明細書でこれまでに記載したように、湾曲してもよく、及び/又は導電性の凹部及び/又は突起を備えてもよい。顎部102又はコア部材176は、コア部材176の近位領域に位置決めされた複数の凹部178、184を備えてもよい。凹部178、184は通路であってもよい。凹部178、184は、ブッシング144、146を受容するように成形されてもよく、顎部102の回転を制御することができるよう位置決めされてもよい。図21、図23、図6及び図7に示すように、両顎部102、104は、実質的に本明細書にこれまで記載したような方法で、両顎部102、104を制御ロッド又はカニューレに対して回転させることができるように成形及び位置決めされた複数の凹部178、184、186、188を備えてもよい。コーティング170は、封止面120にエネルギーを伝導するように、コア部材176との接触を維持するために導電性ワイヤ152を位置決めしてもよい。図21及び図22には示されていないが、近位移動停止部174を図20に示すように設けてもよい。

【0056】

図23及び図24に示すように、第2の顎部104は、コーティング182で被覆されてもよい。コーティング182は、第1の顎部102を参照してこれまでに記載したものと実質的に同じ方法で塗布され位置決めされてもよい。第2の顎部104又は第1の顎部102は、顎部102、104の遠位領域での移動停止部112を有してもよく、移動停止部112は、最大約0.003インチ又は最大約0.08ミリメートルの高さを有してもよい。いくつかの実施形態では、(少なくとも1つの)顎部102、104の近位部分が、(少なくとも1つの)凹部178、184、186、188の近くの領域にて厚さ最

大約 0.004 インチ又は厚さ最大約 0.1 ミリメートルのコーティング 170、182 を有してもよい。凹部自体にはコーティング 170、182 が施されていないなくてもよい。第 2 の顎部 104 は、遠位移動停止部 112 を備えて近位移動停止部を備えない状態で図示されているが、当業者であれば、図 20 に示すように近位移動停止部 174 を設けてもよいことを認識するであろう。

【0057】

これまでに挙げた図を参照して記載したように、図 20 ~ 図 24 に示す装置は、主封止面 120、122 の間に間隙を維持するように構成されてもよい。

【0058】

ここで図 25 及び図 26 に戻ると、例示的な器具 100 が、第 1 の顎部 102 及び第 2 の顎部 104 を備えてもよい。第 1 及び / 又は第 2 の顎部上のコーティング 170、182 が、凹状封止面 120、122 を露出させるように設けられ、成形されてもよい。凹状封止面 120、122 はきわめて狭くてもよい。例えば、いくつかの実施形態では、チャネル 114 又は細長いスロットからの距離 D が最大 0.5 ミリメートルであってもよい。いくつかの実施形態では、距離 D は、0.2 ミリメートルを上回ってもよい。いくつかの実施形態では、距離は 0.6 ミリメートル以下であってもよい。いくつかの実施形態では、距離は 0.8 ミリメートル以下であってもよい。いくつかの実施形態では、距離 D は、1 ミリメートル以下であってもよい。いくつかの実施形態では、距離 D は、0.2 ミリメートルから 0.7 ミリメートルの間であってもよい。

【0059】

平坦面として示されているが、当業者は、図 25 に示す器具の封止面 120、122 が、これまでに挙げた図を参照して本明細書にこれまでに記載したように、曲率 R1、R2、突起 132 及び / 又は凹部 134 (及び主封止面) を備えてもよいことを理解する必要がある。図 25 に示す器具 100 はこのほか、本明細書にこれまでに記載したように、遠位移動停止部 112 及び / 又は近位移動停止部 176 を有してもよい。他の特徴を、実質的に本明細書にこれまでに記載した通りとしてもよい。特に注目すべきことに、本出願人は、産業界での従来の考え方とは対照的に、組織接触面のマージンが非常に狭いか薄い組織シーラーのような器具が、そのような器具によって封止された組織に非常に強い破裂強さをもたらすと判断した。さらに、封止表面積が非常に小さいため、装置は、50 ワット以下、40 ワット以下又は 35 ワット以下、あるいは 3 アンペア以下、2.5 アンペア以下又は 2 アンペア以下などの非常に低い電力に保持されてもよく、周囲の組織に損傷を与えずに依然として強力な封止を達成する。いくつかの実施形態では、50 ワットの出力レベルにて、1.5 アンペア ~ 3.0 アンペアの電流が供給されてもよい。

【0060】

ここで図 27 に目を向けると、電気外科手術用器具を作製する方法 2700 が記載されている。方法 2700 は、可動組織切断機構を提供するステップ 2702 を含んでもよい。方法 2700 は、一对の顎部を提供するステップ 2704 を含んでもよい。一对の顎部の少なくとも 1 つの顎部は導電性コア部材を有し、各顎部は可動組織切断機構の一部を受容するための細長いスロットを有し、切断機構は、一对の対向する顎部の間に挟持された組織を切断するために近位位置と遠位位置との間を移動するように構成される。方法 2700 は、非導電性コーティングがコア部材の一部を露出させて、非導電性コーティングに対して窪んだ封止面領域を形成するように、少なくとも 1 つの顎部を非導電性コーティングで被覆するステップ 2706 を含んでもよい。方法 2700 は、一对の顎部を連結して、その結果、一对の顎部が互いに対向し、その間に組織を挟持するための閉位置と開位置との間で移動可能にするステップ 2708 を含んでもよい。

【0061】

いくつかの実施形態では、被覆するステップ 2706 は、オーバーモルディング、プラズマ溶射、デトネーション溶射、ワイヤアーク溶射、溶射、フレイム溶射、高速酸素燃料溶射、高速空気燃料溶射、ウォームスプレー又はコールドスプレーのうちの少なくとも 1 つを含む。

【0062】

以下のリストは、例示的な実施形態の非網羅的なリストである。このリストから、当業者は、図に示した装置100の多くの特徴を追加又は削除することができ、そのように図示されていなくても、第1の図に示す特徴が第2の図に示す装置での使用に適していることを容易に認識することができる。

【0063】

実施例

【0064】

ここで表1を参照すると、本明細書に記載の実施形態による電気外科手術用器具が5種類の封止で試験された。この器具の両顎部は、約57平方ミリメートルの封止表面を有し、両顎部の一部に設けられたコーティングが、このコーティングに対して窪んだ凹状封止面を備えた。封止面は、各顎部で少なくとも0.101ミリメートルだけ窪んでおり、停止部が封止中に両顎部間に約0.127ミリメートルの間隙を提供した。装置は、最大出力50ワット、最大電圧100ボルト及び最大電流2.5アンペアの公称出力設定に設定された。この装置はこのほか、組織を通過するエネルギーに対するインピーダンスが250オームに達したときに、電力の印加を停止するように設定された。

10

【0065】

この装置は、表1に記載の5種類の封止に適用するために用いられた。

【0066】

封止後、各封止部のそれぞれが切断され検査され、優れた品質であると判断された。具体的には、封止部は透明であり、損傷の無いエッジ（密閉された組織から密閉されていない組織への移行部）があることが分かった。このことは、封止が強固であることを示す。封止部に隣接して、焦げ目のような損傷は観察されなかった。このことは、熱の広がりがほとんどなかったことを示す。

20

【0067】

比較のために、約113平方ミリメートルの顎部封止面領域と、上記と同じ出力設定（50ワット、100ボルト、2.5アンペア及び250オームでの停止）とを有する別の装置を試験した。他の要因がいずれも等しい場合、113平方ミリメートルの顎は、顎部の全面にわたる血管を封止するためには操作不能であった。同一の出力設定にて113平方ミリメートルの顎部が動作不能であることは、封止面領域が小さいほど、低出力設定では機能性が高まることを示している。

30

【0068】

さらに具体的には、1平方ミリメートルあたり約0.0345アンペア（58平方ミリメートルあたり2.00アンペア以下）の電流密度を提供する装置が、信頼できる封止を提供することがわかった。いくつかの実施形態では、装置は、1平方ミリメートルあたり約0.025アンペア以上の電流濃度を提供するように構成される。いくつかの実施形態では、装置は、1平方ミリメートルあたり約0.030アンペア以上の電流濃度を提供するように構成される。いくつかの実施形態では、装置は、1平方ミリメートルあたり約0.030アンペア以上の電流濃度及び50ワット以下の電力を提供するように構成される。当業者であれば、組織で完全には満たされていない一対の顎部102、104がさらに高い濃度を有することを認識するであろう。いくつかの実施形態では、本明細書に記載の電流コンセンレータ132、134は、封止作用を開始させるのに有効な高濃度の電流を提供してもよい。すなわち、両顎部102、104の間に挟持された組織の他の領域が、1平方ミリメートルあたり少なくとも0.025アンペアの電流濃度を帯びないとしても、電流コンセンレータ132、134は、電流コンセンレータ132、134の近傍であって、必ずしも両顎部102、104の間に挟持された組織全体にわたってはいない領域でこの濃度を達成するように構成されてもよい。

40

【0069】

以下は、本明細書に記載される実施形態の非網羅的なリストである。

【0070】

50

実施形態 1。可動組織切断機構と、第 1 の顎部及び第 2 の顎部を有する一对の対向する顎部とを備える電気外科手術用器具であって、一对の対向する顎部は、その間の組織を締め付けて封止するための閉位置と開位置との間で移動するように構成される、電気外科手術用器具。少なくとも 1 つの顎部は、導電性コア部材と非導電性コーティングとを備える。非導電性コーティングは、コア部材の一部を覆い、コア部材の一部を露出させて、非導電性コーティングに対して窪んだ封止面領域を形成する。各顎部は、切断機構の一部を受容するための細長いスロットを備え、切断機構は、一对の対向する顎部の間に挟持された組織を切断するために近位位置と遠位位置との間で移動するように構成される。

【 0 0 7 1 】

実施形態 2。非導電性コーティングは、オーバーモールド、プラズマ溶射コーティング、デトネーション溶射コーティング、ワイヤアーク溶射コーティング、溶射コーティング、フレイム溶射コーティング、高速酸素燃料溶射コーティング、高速空気燃料コーティング、ウォームスプレーコーティング又はコールドスプレーコーティングのうちの少なくとも 1 つによって少なくとも 1 つの顎部のコア部材上に形成される、実施形態 1 の器具。

【 0 0 7 2 】

実施形態 3。少なくとも 1 つの顎部の封止面領域は、細長いスロットから 0 . 8 ミリメートル以下の距離だけ延びる、実施形態 1 又は 2 の器具。

【 0 0 7 3 】

実施形態 4。封止面領域は、細長いスロットから 0 . 2 ミリメートルから 0 . 7 ミリメートルの間の距離だけ延びる、実施形態 1 ~ 3 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 7 4 】

実施形態 5。少なくとも 1 つの顎部の封止面領域は、細長いスロットから 0 . 6 ミリメートル以下だけ延びる、実施形態 1 ~ 4 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 7 5 】

実施形態 6。コーティングは、閉位置にある一对の顎部の表面領域の間に間隙を維持するように構成され、間隙は 0 . 0 5 ミリメートル以上である、実施形態 1 ~ 5 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 7 6 】

実施形態 7。間隙は 0 . 1 8 ミリメートル以下である、実施形態 6 の器具。

【 0 0 7 7 】

実施形態 8。間隙は少なくとも 0 . 0 7 ミリメートルである、実施形態 7 の器具。

【 0 0 7 8 】

実施形態 9。非導電性コーティングは、オーバーモールド、プラズマ溶射コーティング、デトネーション溶射コーティング、ワイヤアーク溶射コーティング、溶射コーティング、フレイム溶射コーティング、高速酸素燃料溶射コーティング、高速空気燃料コーティング、ウォームスプレーコーティング又はコールドスプレーコーティングの少なくとも 1 つによるコア部材上に形成される、実施形態 1 ~ 8 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 7 9 】

実施形態 1 0。装置は、両顎部の間に挟持された組織に最大 5 0 ワットの出力及び最大 3 アンペアの電流を供給するようにさらに構成される、実施形態 9 の器具。

【 0 0 8 0 】

実施形態 1 1。一对の顎部は、両顎部が閉位置にあるときに、6 ミリメートル以下の内径を有するカニューレを通して適合するようにさらに成形される、実施形態 1 ~ 1 0 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 1 】

実施形態 1 2。一对の顎部の相対的回転を制御するリンク機構であって、第 1 の顎部の第 1 の対の非導電性プッシングと、第 2 の顎部の第 2 の対の非導電性プッシングと、それぞれの顎部のプッシングの第 1 のプッシングを通して延びて分割ロッドに対して回転可能なピンと、それぞれの顎部のプッシングのうちの第 2 のプッシングに連結されたリンクとを有するリンク機構をさらに備える、実施形態 1 ~ 1 1 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 2 】

実施形態 1 3。非導電性ブッシングはリンク及びピンをコア部材から隔離する、実施形態 1 2 の器具。

【 0 0 8 3 】

実施形態 1 4。少なくとも 1 つの顎部の封止面領域は 2 4 平方ミリメートル未満であり、封止面領域は、細長いスロットから 0 . 8 ミリメートル以下だけ延びる、実施形態 1 ~ 1 3 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 4 】

実施形態 1 5。(a) 少なくとも 1 つの顎部の封止面領域が 1 0 平方ミリメートル未満であるか、(b) 封止面領域が細長いスロットから 0 . 6 ミリメートル以下だけ延びるか
10 の少なくともいずれかである、実施形態 1 ~ 1 4 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 5 】

実施形態 1 6。器具は、対向する顎部の間に挟持された組織に 5 0 ワット以下の電力を印加するようにさらに構成され、器具は、対向する顎部の間に挟持された組織に 3 アンペア以下の電流を印加するようにさらに構成される、実施形態 1 ~ 1 5 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 6 】

実施形態 1 7。少なくとも 1 つの顎部は、一对の非導電性ブッシングを有する近位端と、遠位端とを有し、コーティングは、一对の顎部の封止面の間に間隙を維持するように構成され、間隙の近位部分が間隙の遠位部分よりも大きい、実施形態 1 ~ 1 6 のいずれか 1
20 つの器具。

【 0 0 8 7 】

実施形態 1 8。コーティングは、近位領域から遠位領域に延びる、実施形態 1 7 の器具。

【 0 0 8 8 】

実施形態 1 9。少なくとも 1 つの顎部の凹状封止面は主封止面を含み、主封止面は曲面である、実施形態 1 ~ 1 8 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 8 9 】

実施形態 2 0。凹状封止面は、少なくとも 1 つの顎部から一对の顎部の間に挟持された組織を通る電流の流れを集中させるための突起部又は凹部の少なくとも 1 つをさらに備える、実施形態 1 9 の器具。
30

【 0 0 9 0 】

実施形態 2 1。少なくとも 1 つの顎部の凹状封止面は主封止面を含み、主封止面は平坦面である、実施形態 1 ~ 2 0 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 9 1 】

実施形態 2 2。少なくとも 1 つの顎部の凹状封止面は、少なくとも 1 つの顎部から一对の顎部の間に挟持された組織を通る電流の流れを集中させるための突起部又は凹部の少なくとも 1 つをさらに含む、実施形態 2 1 の器具。

【 0 0 9 2 】

実施形態 2 3。少なくとも 1 つの顎部の凹状封止面は、主封止面と、少なくとも 1 つの顎部から一对の顎部の間に挟持された組織を通る電流の流れを集中させるための突起又は凹部の少なくとも 1 つとを含む、実施形態 1 ~ 2 2 のいずれか 1 つの器具。
40

【 0 0 9 3 】

実施形態 2 4。少なくとも 1 つの顎部の凹状封止面は突起を備え、対向する一对の顎部のうちの他方の顎部は、突起に対向する凹部を備え、突起及び凹部は、突起及び凹部を通して電流の流れを集中させるように構成される、実施形態 1 ~ 2 3 のいずれか 1 つの器具。

【 0 0 9 4 】

実施形態 2 5。細長いスロットの少なくとも一部は非直線的である、実施形態 1 ~ 2 4 のいずれか 1 つの器具。
50

【0095】

実施形態26。電気外科手術用器具を作成する方法であって、可動組織切断機構を提供するステップと、一对の顎部を提供するステップであって、一对の顎部のうちの少なくとも1つの顎部は導電性コア部材を有し、各顎部は可動組織切断機構の一部を受容する細長いスロットを有し、切断機構は近位位置と一对の対向する顎部の間に挟持された組織を切断するための遠位位置との間を移動するように構成される、ステップと、非導電性コーティングがコア部材の一部を露出させて非導電性コーティングに対して窪んだ封止面領域を形成するように、少なくとも1つの顎部を非導電性コーティングで被覆するステップと、一对の顎部が互いに対向し、その間に組織を挟持するための閉位置と開位置との間で移動可能であるように、一对の顎部を連結するステップと、を含む方法。

10

【0096】

実施形態27。コーティングは、オーバーモルディング、プラズマ溶射、デトネーション溶射、ワイヤアーク溶射、溶射、フレイム溶射、高速酸素燃料溶射、高速空気燃料溶射、ウォームスプレー又はコールドスプレーのうちの少なくとも1つを含む、実施形態26の方法。

【0097】

実施形態28。可動組織切断機構と、第1の顎部及び第2の顎部を有する一对の対向する顎部と、を備える電気外科手術用器具であって、一对の対向する顎部は、その間に挟持された組織を挟持するための閉位置と開位置との間を移動するように成形され構成され、第1の顎部は露出組織封止面を備え、露出組織封止面は、主封止面と、主封止面から延びて少なくとも1つの突起を通して封止電流を集中させる少なくとも1つの突起とを有し、第2の顎部は露出組織封止面を含み、露出組織封止面は、主封止面と、少なくとも1つの凹部を通して封止電流を集中させるための主封止面の少なくとも1つの凹部とを有し、一对の対向する顎部が閉位置にあるときに、少なくとも1つの突起と少なくとも1つの凹部とが互いに対向し、一对の対向する顎部の各々は、切断機構の一部を受容する細長いスロットを備え、切断機構は、一对の対向する顎部の間に挟持された組織を切断するために近位位置と遠位位置との間で移動するように構成される、電気外科手術用器具。

20

【0098】

実施形態29。第1の顎部又は第2の顎部のうちの少なくとも1つは、導電性コア部材及び非導電性コーティングを有し、非導電性コーティングは導電性コア部材の一部を覆い、組織封止面が非導電性コーティングに対して窪むように組織封止面を露出させ、非導電性コーティングは、オーバーモールド、プラズマ溶射コーティング、デトネーション溶射コーティング、ワイヤアーク溶射コーティング、溶射コーティング、フレイム溶射コーティング、高速酸素燃料溶射コーティング、高速空気燃料コーティング、ウォームスプレーコーティング又はコールドスプレーコーティングのうちの少なくとも1つによって少なくとも1つの顎部のコア部材上に形成される、実施形態28の器具。

30

【0099】

実施形態30。第1の顎部又は第2の顎部のうちの少なくとも1つは、非導電性の遠位移動停止部であって、遠位移動停止部は、細長いスロットの遠位に位置決めされ、閉位置にある第1及び第2の顎部の主封止面の間に間隙を維持するように構成される遠位移動停止部、あるいは非導電性の近位移動停止部であって、近位移動停止部は露出組織封止面の近位に位置決めされ、閉位置にある第1及び第2の顎部の主封止面の間に間隙を維持するように構成される近位移動停止部の少なくともいずれかを備え、間隙は0.05ミリメートルから0.18ミリメートルの間にある、実施形態28又は29の器具。

40

【0100】

実施形態31。器具は、両顎部が閉位置にあるときに少なくとも1つの突起と少なくとも1つの凹部との間に間隙を維持するように構成され、間隙は0.05ミリメートル～0.18ミリメートルの間である、実施例28～30のいずれか1つの器具。

【0101】

実施形態32。装置は、両顎部の間に挟持された組織に最大50ワットの電力を供給す

50

るようにさらに構成される、実施例 28 ~ 31 のいずれか 1 つの器具。

【0102】

実施形態 33。器具は、両顎部が閉位置にあるとき、6 ミリメートル以下の内径を有するカニュレを通して適合するようにさらに成形される、実施形態 28 ~ 32 のいずれか 1 つの器具。

【0103】

実施形態 34。一对の顎部の相対的回転を制御するリンク機構であって、リンク機構は第 1 の顎部の第 1 の対の非導電性ブッシングと、第 2 の顎部の第 2 の対の非導電性ブッシングと、両顎部のそれぞれのブッシングのうちの第 1 のブッシングを通して延びて、分割ロッドに対する回転を可能にするピンと、両顎部のそれぞれのブッシングのうちの第 2 のブッシングに連結されたリンクと、をさらに備える、実施形態 28 ~ 33 のいずれか 1 つの器具。

10

【0104】

実施形態 35。非導電性ブッシング是一对の顎部のコア部材からリンク及びピンを隔離する、実施形態 34 の器具。

【0105】

実施形態 36。第 1 又は第 2 の顎部のうちの少なくとも 1 つの露出組織封止面は、24 平方ミリメートル以下の表面積を有する、実施形態 28 ~ 35 のいずれか 1 つの器具。

【0106】

実施形態 37。第 1 の顎部又は第 2 の顎部のうちの少なくとも 1 つの露出組織封止面は、10 平方ミリメートル以下の表面積を有する、実施形態 36 の器具。

20

【0107】

実施形態 38。器具は、一对の対向する顎部の間に挟持された組織に 50 ワット以下の電力及び 3 アンペア以下の電流を印加するようにさらに構成される、実施形態 28 ~ 37 のいずれか 1 つの器具。

【0108】

実施形態 39。第 1 又は第 2 の顎部の少なくとも 1 つは、近位端及び遠位端を有する導電性コア部材を有し、コア部材の近位端是一对の凹部を有し、一对の非導電性ブッシングが一对の凹部に位置決めされる、実施形態 28 ~ 38 のいずれか 1 つの器具。

【0109】

30

実施形態 40。第 1 及び第 2 の顎部の主封止面は湾曲している、実施形態 28 ~ 39 のいずれか 1 つの器具。

【0110】

実施形態 41。主封止面のうちの第 1 の封止面は凹状であり、主封止面のうちの第 2 の封止面は凸状である、実施形態 40 の器具。

【0111】

実施形態 42。主封止面のうちの第 1 の封止面は凹状であり、主封止面のうちの第 2 の封止面は凸状であり、これにより、主封止面は、閉位置から開位置に移動する際にその間に封止された組織の離脱を促進するように成形される、実施形態 41 の器具。

【0112】

40

実施形態 43。細長いスロットの少なくとも一部は非直線的である、実施形態 28 ~ 42 のいずれか 1 つの器具。

【0113】

実施形態 44。電気外科手術用器具を作成する方法であって、可動組織切断機構を提供するステップと、第 1 の顎部及び第 2 の顎部を有する一对の顎部を提供するステップであって、顎部のそれぞれは可動組織切断機構を受容する細長いスロットを有し、第 1 の顎部は露出組織封止面を有し、露出組織封止面は、主封止面と、少なくとも 1 つの突起を通して封止電流を集中させるために主封止面から延びる少なくとも 1 つの突起とを有し、第 2 の顎部は露出組織封止面を有し、露出組織封止面は、主封止面と、少なくとも 1 つの凹部を通して封止電流を集中させるための封止面の少なくとも 1 つの凹部とを有するステップ

50

と、一对の顎部を、一对の対向する顎部が閉位置にあるときに、少なくとも1つの突起と少なくとも1つの凹部が互いに対向するように、成形するステップと、一对の顎部を、一对の顎部が相互に対向し、その間に組織を挟持するための閉位置と開位置との間で移動可能であるように、連結するステップと、を含む方法。

【0114】

実施形態45。主封止面の1つを凹状曲線で成形するステップと、主封止面の他方を凸状曲線で成形するステップと、をさらに含む、実施形態44の方法。

【0115】

実施形態46。器具は血管封止/切断器具である、実施形態1~46のいずれか1つ。

【0116】

実施形態47。各顎部は顎部封止面を有し、顎部封止面は23平方ミリメートルから58平方ミリメートルの間の表面積を有し、装置は、50ワット以下の電力を3アンペア以下及び100ボルト以下で、両顎部の間に挟持された組織に印加するように構成され、組織は、5ミリメートル幅より大きく15ミリメートル幅までの血管であり、装置は、5秒以内に両顎部の間に挟持された組織を封止するように構成される、実施形態1~46のいずれか1つ。

【0117】

実施形態48。装置は、4秒以内に両顎部の間に挟持された組織を封止するように構成される、実施形態47の装置。

【0118】

実施形態49。装置は、両顎部の間に挟持された組織に3アンペア以下を供給するように構成される、実施形態47又は48の装置。

【0119】

実施形態50。装置は、両顎部の間に挟持された組織の少なくとも一部にわたって1平方ミリメートルあたり少なくとも0.025アンペアの電流濃度を印加するように構成される、実施形態1~49のいずれか1つの装置又は方法。

【0120】

本明細書で開示されるさまざまな要素の各々は、さまざまな方法で達成され得る。本開示は、任意の装置の実施形態、方法又はプロセスの実施形態の変形形態、あるいはこのような実施形態の単なる変形形態であっても、そのような変形形態それぞれを包含するものと理解すべきである。特に、各要素の単語は、機能又は結果が同一であるに過ぎなくとも同等の装置用語又は方法用語によって表現され得ることを理解されたい。そのような同等の用語、さらに広義の用語又はさらに一般的な用語は、各要素又は動作の記載に包含されると考えるべきである。そのような用語は、本発明が権利を与えられている暗黙的に広い範囲を明確にすることが所望される場合、必要に応じて置換することができる。

【0121】

一例として、あらゆる動作は、その動作を行うための手段として、あるいはその動作を引き起こす要素として表現され得ることを理解されたい。同じように、開示された各物理的要素は、その物理的要素が容易にする動作の開示を包含するものと理解されたい。この最後の態様に関して、「締結具」の開示は、(明示的に考察されているか否かにかかわらず)「締結」行為の開示を包含するものと理解すべきであり、逆に言うと、「締結」行為の開示のみであった場合、そのような開示は「締結機構」の開示を包含するものと理解すべきである。そのような変更及び代替の用語は、説明に明示的に含まれると理解されるべきである。

【0122】

さらに、請求項は、「A、B又はCのうちの少なくとも1つ」を記載する請求項が、「A」のみを必要とする装置として読み取れるように解釈されるものとする。請求項はこのほか、「B」のみを必要とする装置として読み取られるものとする。請求項はこのほか、「C」のみを必要とする装置として読み取られるものとする。同じように、請求項はこのほか、「A+B」などを必要とする装置として読み取られるものとする。請求項はこのほ

10

20

30

40

50

か、「A+B+C」を必要とする装置として読み取られるものとする。

【0123】

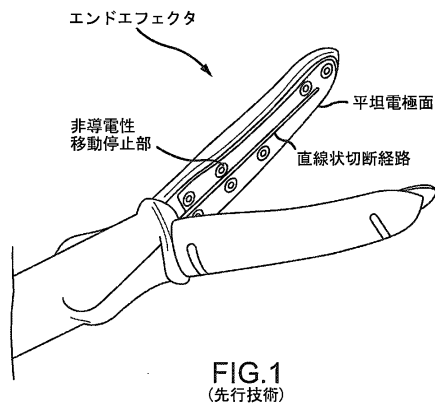
請求項はこのほか、任意の関係型言語（例えば、直交、直線、平行、平坦など）が、「装置の製造時又は発明の時点における合理的な製造公差内で、どちらか大きい方の製造公差」の記述を含むと理解されると解釈されるものとする。

【0124】

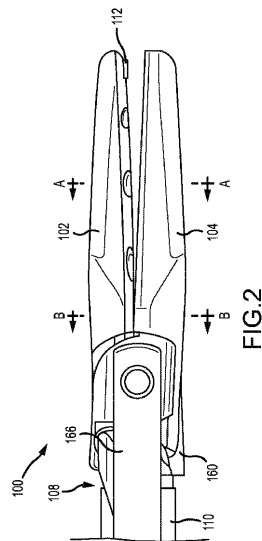
結論として、本発明は、とりわけ、電気外科手術手順のためのシステム及び方法を提供する。当業者であれば、本明細書に記載された実施形態によって達成されるのと実質的に同じ結果を達成するために、本発明、その使用及びその構成において多くの変形及び置換がなされ得ることを容易に認識することができる。このため、開示された例示的な形態に本発明を限定する意図はない。特許請求の範囲に表現されたように、開示された発明の範囲及び主旨の範囲内で、多くの変形、修正及び代替構成が含まれる。

10

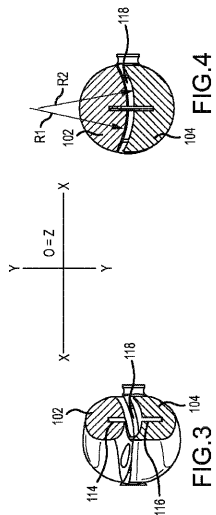
【図1】



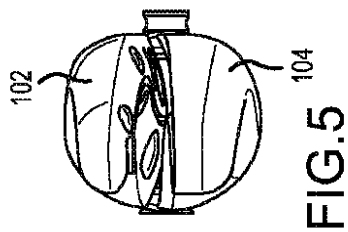
【図2】



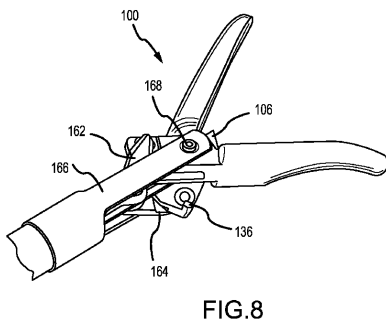
【図 3 - 4】



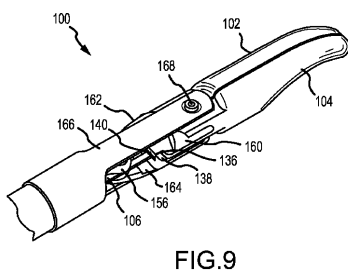
【図 5】



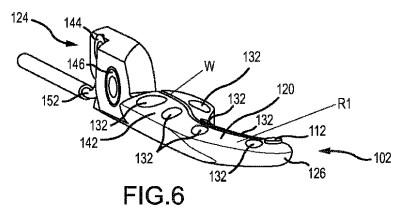
【図 8】



【図 9】



【図 6】



【図 7】

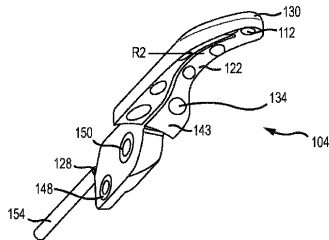


FIG. 7

【図 9 A】

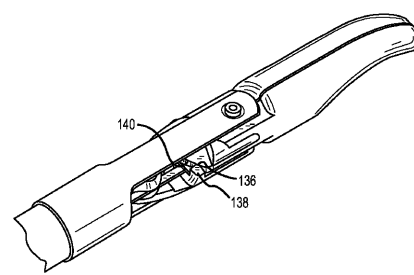


FIG. 9A

【図 10】

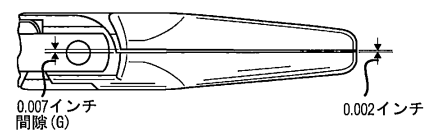
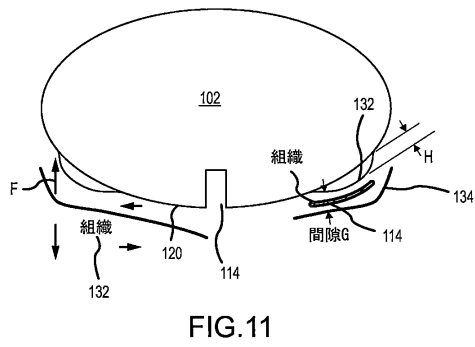
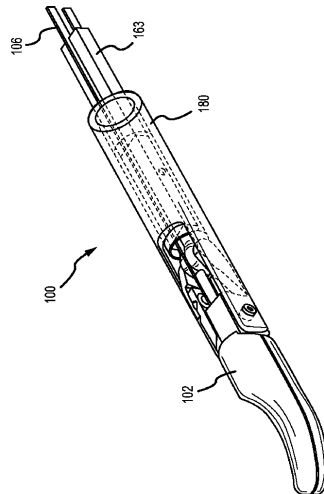


FIG. 10

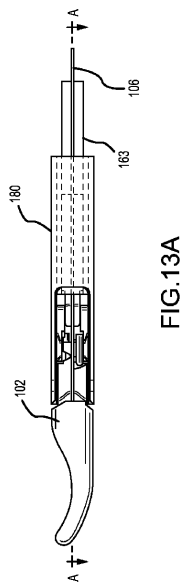
【図11】



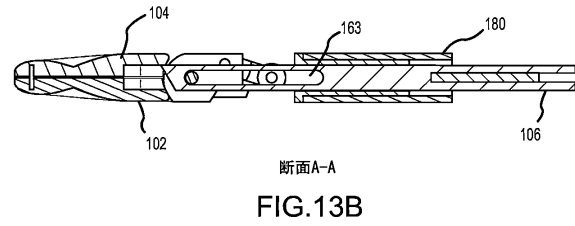
【図12】



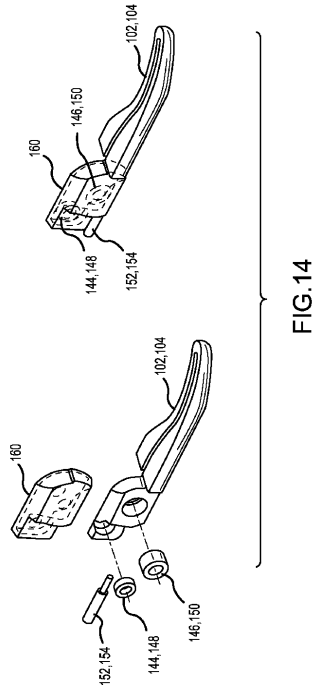
【図13A】



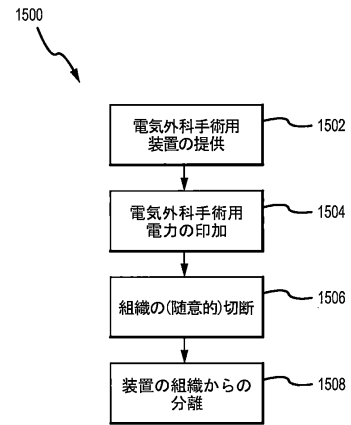
【図13B】



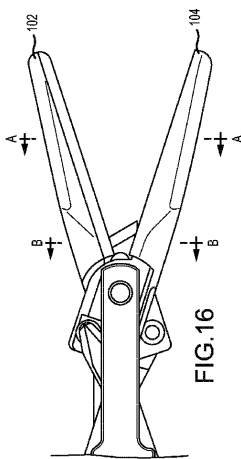
【図14】



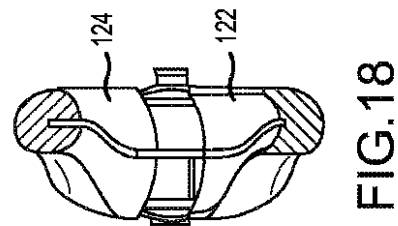
【図15】



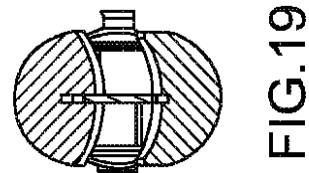
【図16】



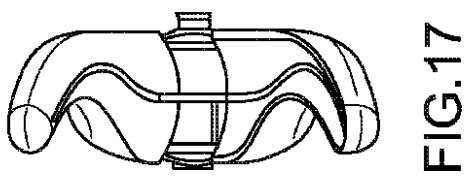
【図18】



【図19】



【図17】



【図 20】

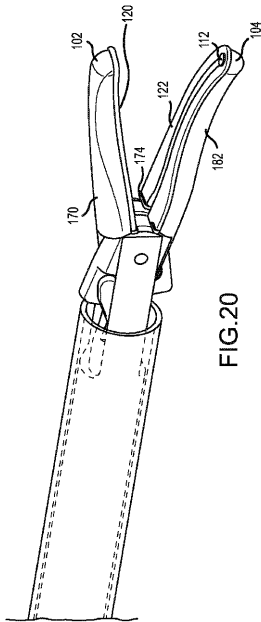


FIG.20

【図 21】

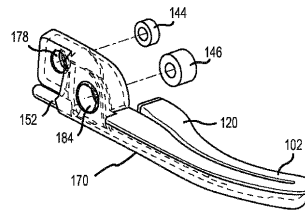


FIG.21

【図 22】

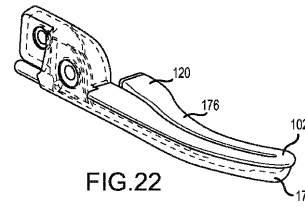


FIG.22

【図 23】

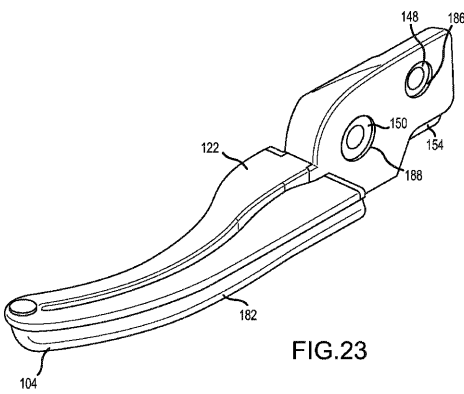


FIG.23

【図 24】



FIG.24

【図 25】

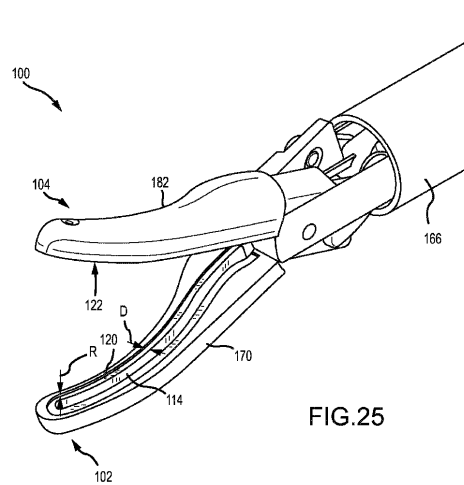


FIG.25

【図 25 A】

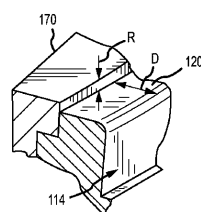


FIG.25A

【 図 2 6 】

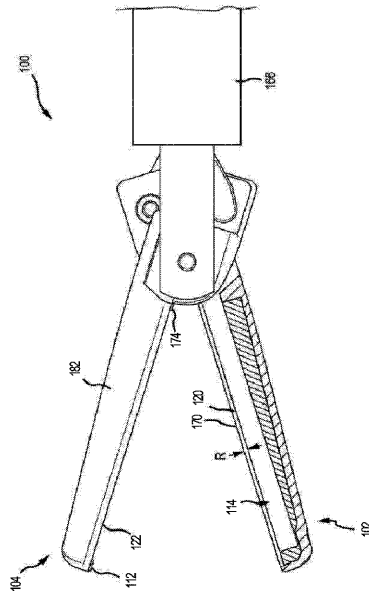


FIG. 26

【圖 27】

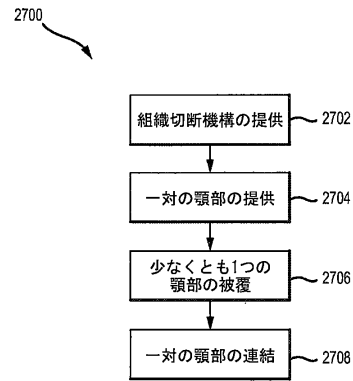


FIG.27

【圖 28】

表1	封止ID	組織の種類	組織の大きさ	封止時間 (秒)	最大電流 (アンペア)	最大電圧 (ボルト)	最大電力 (ワット)	総エネルギー (ジュール)
	封止1	小腸腸間膜	腎荷の 全面にわたる 4つの動脈 及び腸間膜	4	2.04	96	44.8	128.55
	封止2	小腸腸間膜	腎荷の 全面にわたる 高度血管新生	6.04	2.48	96	44.8	201.51
	封止3	小腸腸間膜	腎荷の 全面にわたる 4つの動脈 及び腸間膜	7.22	2.53	96	44.8	266.05
	封止4	腎動脈	6mm幅の 血管	4.7	2.48	96	50.4	165.6
	封止5	大動脈	15mm幅の 血管	3.91	2.44	96	45.6	139.83

FIG. 28

フロントページの続き

(74)代理人 100211177

弁理士 赤木 啓二

(72)発明者 ジョーセフ ディー・ブッチャグリア

アメリカ合衆国, コロラド 80302, ボールダー, リー ヒル ドライブ 2788

(72)発明者 デール シュマルツ

アメリカ合衆国, コロラド 80524, フォート コリンズ, ウェストビュー ロード 2319

(72)発明者 ジェニファー ケネディ

アメリカ合衆国, コロラド 80301, ボールダー, バルモント ロード 7983

審査官 山口 賢一

(56)参考文献 特表2011-504794(JP, A)

特表2004-524122(JP, A)

特表2013-518681(JP, A)

特表2013-528449(JP, A)

特表2013-541988(JP, A)

国際公開第2015/081042(WO, A1)

特表2017-500926(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/285

A61B 17/295

A61B 17/3213

A61B 18/08

A61B 18/12

A61B 18/14