

(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2012-236049

(P2012-236049A)

(43) 公開日 平成24年12月6日(2012.12.6)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 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 1 〇 L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2012-166377 (P2012-166377)
 (22) 出願日 平成24年7月26日(2012.7.26)
 (62) 分割の表示 特願2007-222059 (P2007-222059)
 の分割
 原出願日 平成19年8月29日(2007.8.29)
 (31) 優先権主張番号 11/511, 640
 (32) 優先日 平成18年8月29日(2006.8.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507364377
 コヴィディエン・アクチェンゲゼルシャフト
 スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム
 ・ラインフォール, ヴィクター・フォン・
 ブランズーシュトラーセ 1 9
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ゲイリー エム. クーチュール
 アメリカ合衆国 コロラド 8 0 5 0 1,
 ロングモント, 2 1 エスティー アベ
 ニュー 5 1, ユニット 3 6

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 複数の電極構成を有する脈管密封器具

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 機械的クランプ圧力と電気外科エネルギーとの独特な組み合わせを適用して、組織を効果的に密封および/または切断する、鉗子を提供する。

【解決手段】 導電性組織密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b、2 2 2 a、2 2 2 b を備える、対向する 1 対の第一の顎部材 2 1 0 および第二の顎部材 2 2 0 を備える電極アセンブリ 2 0 5 であって、第一の顎部材 2 1 0 は、導電性切断要素 2 2 7 を備え、導電性組織密封表面と切断要素との間に、切断ゾーン 2 2 8 が規定され、第一の顎部材 2 1 0 上の切断要素および該導電性組織密封表面は、密封プロセスの間、第一の電位までエネルギーを付与され、そして該第二の顎部材上の導電性組織密封表面は、第一の電位とは異なる電位までエネルギーを付与され組織の密封を行い、そして切断プロセスの間、それぞれの顎部材上の導電性組織密封表面は、該切断要素とは異なる電位までエネルギーを付与され組織を切断し得る電極アセンブリ。

【選択図】 図 2

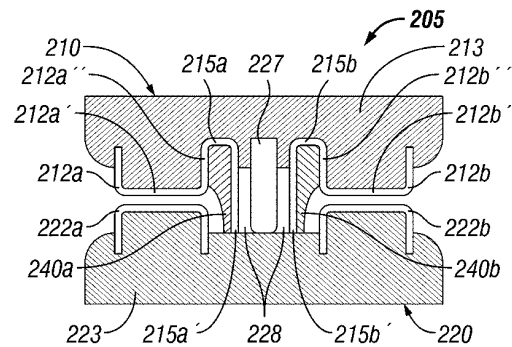


FIG. 2

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

本明細書に記載の発明。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、内視鏡外科手術手順と開胸外科手術手順との両方のために使用される鉗子に関し、この鉗子は、使用者が組織を選択的に密封および/または切断することを可能にする電極アセンブリを備える。より特定すると、本開示は、機械的クランプ圧力と電気外科エネルギーとの独特な組み合わせを適用して、組織を効果的に密封し、そして密封された組織領域の間で組織を効果的に切断する、鉗子に関する。

10

【背景技術】

【0002】

開胸電気外科手術用鉗子または内視鏡電気外科手術用鉗子は、機械的クランプ作用と電気エネルギーとの両方を利用して、止血を行う。各対向する顎部材の電極は、異なる電位に荷電され、その結果、これらの顎部材が組織を把持する場合、電気エネルギーが、この組織を通して選択的に伝達され得る。外科医は、これらの電極の間でこの組織を通して印加される電気外科エネルギーの強度、周波数および持続時間を制御することによって、焼灼、凝固/乾燥、および/または単なる出血の減少もしくは遅延のいずれかを行い得る。

【0003】

20

特定の外科手術手順は、単なる組織の焼灼のみを必要とするのではなく、そして組織、脈管および特定の脈管束を「密封」するためのクランプ圧力、電気外科エネルギーおよびギャップ距離の組み合わせに依存する。より具体的には、脈管の密封または組織の密封は、最近開発された技術であり、この技術は、2つの対向する顎部材または密封プレート間の組織を効果的に密封するかまたは癒合させるために、クランプ圧力と、電気外科エネルギーと、ギャップ距離（すなわち、組織の周りで閉じる場合の対向する顎部材間の距離）の正確な制御との、独特の組み合わせを利用する。脈管または組織の密封は、単なる「焼灼」（これは、組織を破壊するための熱の使用を包含し、「ジアテルミー」または「エレクトロジアテルミー」ともまた呼ばれる）ではない。脈管の密封はまた、単なる「凝固」（これは、組織を乾燥させるプロセスであり、このプロセスにおいて、組織細胞は破壊され、そして乾燥される）でもない。「脈管の密封」とは、組織内のコラーゲン、エラスチンおよび基質を液化させ、これによって、組織が、対向する組織構造体の間でかなり減少した分界を有する融合塊に再形成されるプロセスと定義される。

30

【0004】

組織または脈管（特に、厚い組織および大きい脈管）を効果的に密封するためには、2つの優勢な機械的パラメータが、正確に制御されなければならない。これらのパラメータは、1) 脈管に付与される圧力；および2) 電導性組織接触表面（電極）間のギャップ距離である。これらのパラメータの両方が、密封される脈管または組織の厚さによって影響を受ける。圧力の正確な付与は、数個の理由のために重要である。これらの理由は、脈管の壁を向かい合わせるため；組織インピーダンスを、十分な電気外科エネルギーがこの組織を通ることを可能にするために十分に低い値まで低下させるため；組織の加熱の間の膨張の力に打ち勝つため；および良好な密封の指標である最終的な組織の厚さに寄与するためである。癒合される代表的な脈管壁の厚さは、約0.001インチ（約0.025mm）と約0.006インチ（約0.15mm）との間が最適であることが決定されている。この範囲より小さい場合、密封箇所が切れ得るかまたは裂け得、そしてこの範囲より大きい場合、この組織は、適切または効果的に密封されないかもしれない。

40

【0005】

より小さい脈管に関して、効果的な密封のために、付与される圧力はさほど重要ではなくなり、そして導電性表面の間のギャップ距離がより重要になる。換言すれば、2つの導電性表面が作動の間に接触する機会は、組織の厚さおよび脈管がより小さくなるにつれて

50

、増加する。

【0006】

代表的に、そして特に内視鏡電気外科手順に関して、一旦、脈管が密封されると、外科医は、この密封器具を手術部位から取り出し、カニューレを通して新たな器具と交換し、そしてこの脈管を、新たに形成された組織密封箇所に沿って正確に切断しなければならない。このさらなる工程は、時間を浪費し得（特に、かなり多くの数の脈管を密封する場合）、かつ切断器具を組織密封箇所の中心に沿って整列または配置することの失敗に起因して、密封線に沿った組織の不正確な分離に寄与し得る。

【0007】

組織の密封の形成後にこの組織を効果的に切断する、ナイフまたは刃部材を組み込む器具を設計するための、数種の試みがなされている。例えば、共有に係る米国出願番号10/472、295、10/460、942および10/991、157は、全て、組織の密封箇所に沿って組織を選択的に切断するための、機械的切断機構を備える器具を開示する。これらの器具は、手術分野において、かなりの成功を収めている。

【0008】

同じ器具での密封および電氣的切断は、最近開発された技術であり、この技術は、組織を機械的に切断することよりも優れた異なる利点を提供する。しかし、組織の電氣的切断は、電極間の寸法が比較的小さいことに起因して、製造の目的で困難であることが示されている。これらの電極は、密封サイクルの間に熱生成および荷電を生じ得、このことは、切断性能に有害な影響を与える。このことは、切断ゾーン内の組織を損傷し、そして伝導性流体を意図された切断領域から追い出すことにより水和を最小にすることによって、明らかであり得る。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

本発明の課題は、機械的クランプ圧力と電気外科エネルギーとの独特な組み合わせを適用して、組織を効果的に密封し、そして密封された組織領域の間で組織を効果的に切断する、鉗子を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、本発明は、以下を提供する：

（項目1）

組織を密封および/または切断するための器具と共に使用するための電極アセンブリであって、該電極アセンブリは、

対向する1対の第一の顎部材および第二の顎部材であって、各顎部材は、該顎部材の長さに沿って延びる、少なくとも1つの導電性組織密封表面を備え、各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合されており、その結果、該組織密封表面は、該組織密封表面の間に保持された組織を通して電気外科エネルギーを伝導させることが可能である、顎部材；

該少なくとも1つの導電性組織密封表面の各々に隣接して配置される、絶縁体、

該第一の顎部材は、該第一の顎部材の該絶縁体の内部に配置された導電性切断要素を備え、該導電性切断要素は、該第二の顎部材上の該絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、該少なくとも1つの導電性組織密封表面と該切断要素との間に、少なくとも1つの切断ゾーンを規定し；

該第一の顎部材上の該切断要素および該少なくとも1つの導電性組織密封表面は、密封プロセスの間、第一の電位までエネルギーを付与され、そして該第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面は、該第二の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、該組織を通して伝達されて、組織の密封を行い得；そして

10

20

30

40

50

該切断要素は、切断プロセスの間、同じ電位を維持するように構成され、そして該第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面と、該第二の顎部材上の対応する少なくとも1つの導電性組織密封表面とが、該切断要素とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが該組織を通して伝達されて、組織を効果的に切断し得る、電極アセンブリ。

【0011】

(項目2)

上記切断プロセスおよび密封プロセスが、電気外科エネルギーの供給源によって自動的に制御される、項目1に記載の電極アセンブリ。

10

【0012】

(項目3)

上記第一の顎部材の上記少なくとも1つの導電性組織密封表面の電位と、上記切断要素の電位とが、外科医によって独立して活性化可能である、項目1または2のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

【0013】

(項目4)

上記電極アセンブリに作動的に関連するセンサをさらに備え、該センサは、上記切断プロセスの前に、密封の質を決定する、項目1～3のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

20

【0014】

(項目5)

上記切断要素が、実質的に鈍く、電気外科的活性化を介してのみ組織を切断可能である、項目1～4のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

【0015】

(項目6)

上記第二の顎部材に作動的に接続された第二の導電性切断要素をさらに備え、該第二の導電性切断要素は、上記第一の顎部材の上記切断要素と同じ電位まで分極される、項目1～5のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

【0016】

(項目7)

上記第二の導電性切断要素が、上記第二の顎部材の上記絶縁体の内部に配置される、項目6に記載の電極アセンブリ。

30

【0017】

(項目8)

上記第一の切断要素および第二の切断要素のうちの少なくとも一方の電位、ならびに上記導電性組織密封表面の電位が、選択的に変更可能である、項目1～7のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

【0018】

(項目9)

各顎部材が、1つのみの導電性密封表面を備える、項目1～8のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

40

【0019】

(項目10)

各顎部材が、1つのみの導電性密封表面を備え、そして該顎部材のうちの一方のみが、上記導電性切断要素を備える、項目1～9のいずれか1項に記載の電極アセンブリ。

【0020】

(項目11)

組織を密封および/または切断するための器具と共に使用するための電極アセンブリであって、該電極アセンブリは、

50

対向する 1 対の第一の顎部材および第二の顎部材であって、各顎部材は、該顎部材の長さに沿って延びる、少なくとも 1 つの導電性組織密封表面を備え、各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合され、その結果、該組織密封表面は、該組織密封表面の間に保持された組織を通して、電気外科エネルギーを伝導させることが可能である、顎部材；

該少なくとも 1 つの導電性組織密封表面の各々に隣接して配置された、絶縁体、を備え；

該第一の顎部材は、該第一の顎部材の該絶縁体の内部に配置された導電性切断要素を備え、該導電性切断要素は、該第二の顎部材上の該絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、該第一の顎部材の該少なくとも 1 つの導電性組織密封表面と、該切断要素との間に、少なくとも 1 つの切断ゾーンを規定し；

該少なくとも 1 つの導電性組織密封表面は、少なくとも 1 つのフランジに作動的に接続される少なくとも 1 つの密封セクションを備え、該少なくとも 1 つのフランジは、該第一の顎部材の該少なくとも 1 つの導電性組織密封表面と、該第二の顎部材の該少なくとも 1 つの導電性組織密封表面との間のギャップ距離を制御するように構成されており；

該電極アセンブリは、該少なくとも 1 つのフランジに隣接する第二の絶縁体を備え、該第二の絶縁体は、該少なくとも 1 つの切断ゾーンに向かって内側への迷走電流および熱消散を減少させるような寸法である、電極アセンブリ。

【 0 0 2 1 】

(項目 1 2)

上記少なくとも 1 つのフランジが、L 字型である、項目 1 1 に記載の電極アセンブリ。

【 0 0 2 2 】

(項目 1 3)

上記少なくとも 1 つの密封セクションが、U 字型である、項目 1 1 または 1 2 に記載の電極アセンブリ。

【 0 0 2 3 】

(項目 1 4)

上記少なくとも 1 つのフランジおよび上記切断要素が、該少なくとも 1 つのフランジの内側に配置された上記切断ゾーンを規定する、項目 1 1、1 2 または 1 3 に記載の電極アセンブリ。

【 0 0 2 4 】

(項目 1 5)

上記第一の顎部材上の、上記切断要素および上記導電性組織密封表面が、密封プロセスの間、ある電位までエネルギーを付与され、そして該第一の顎部材上の少なくとも 1 つの導電性密封表面が、上記第二の顎部材上の対応する少なくとも 1 つの導電性密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、上記組織を通して伝達されて、組織の密封を行い得る、項目 1 1、1 2、1 3 または 1 4 に記載の電極アセンブリ。

【 0 0 2 5 】

(項目 1 6)

脈管および / または組織を密封および切断するための器具と共に使用するための電極アセンブリであって、該電極アセンブリは、

対向する 1 対の第一の顎部材および第二の顎部材であって、各顎部材は、該顎部材の長さに沿って延びる少なくとも 1 つの導電性組織密封表面を備え、各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合され、その結果、該組織密封表面は、該組織密封表面の間に保持された組織を通して、電気外科エネルギーを伝導させることが可能である、顎部材；

第一の部分の有する絶縁体であって、該第一の部分は、少なくとも 1 つのフランジと、導電性切断要素との間で、該少なくとも 1 つの導電性密封表面とほぼ水平に位置合わせさ

10

20

30

40

50

れる地点まで延びる、絶縁体、
を備え；

該第一の顎部材は、該第一の顎部材の該絶縁体の内部に配置された導電性切断要素を備え、該導電性切断要素は、該第二の顎部材の該絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、該少なくとも1つの導電性組織密封表面と該切断要素との間に、少なくとも1つの切断ゾーンを規定し；

該少なくとも1つの導電性組織密封表面は、少なくとも1つのフランジに作動的に接続される少なくとも1つの密封セクションを備え、該少なくとも1つのフランジは、該少なくとも1つの密封セクションの内側レッグから延び、該少なくとも1つのフランジは、該第一の顎部材の該少なくとも1つの導電性組織密封表面と、該第二の顎部材の該少なくとも1つの導電性組織密封表面との間のギャップ距離を制御するように構成されており；

該第一の顎部材上の、該切断要素および該導電性組織密封表面は、密封プロセスの間、ある電位までエネルギーを付与され、そして該第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性密封表面は、該第二の顎部材上の対応する少なくとも1つの導電性密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、該組織を通して移動し、組織の密封を行い得；そして

該切断要素は、切断段階の間、同じ電位を維持するように構成されており、そして上記第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性密封表面と、該第二の顎部材上の対応する少なくとも1つの導電性密封表面とは、切断電極と異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、該組織を通して伝達されて、組織の切断を行い得る、電極アセンブリ。

【0026】

(項目17)

絶縁体をさらに備え、該絶縁体は、上記少なくとも1つの切断ゾーンに向かう内側への迷走電流および熱消散を減少させるような寸法である、項目16に記載の電極アセンブリ。

【0027】

(項目18)

上記絶縁体の第二の部分をさらに備え、該第二の部分は、上記切断要素と上記少なくとも1つの導電性密封表面との間に配置され、該絶縁体は、該少なくとも1つの導電性密封表面に対して凹んでいる、項目16または17に記載の電極アセンブリ。

【0028】

項目1に記載の電極アセンブリは、上記切断プロセスの前に密封の質を決定するためのセンサをさらに備え得る。

【0029】

項目1に記載の電極アセンブリにおいて、上記切断要素の電位と、上記導電性組織密封表面の電位とは、選択的に変更可能であり得る。

【0030】

(項目19)

上記少なくとも1つのフランジが、L字型である、項目16に記載の電極アセンブリ。

【0031】

(項目20)

上記少なくとも1つの密封セクションが、U字型である、項目16に記載の電極アセンブリ。

【0032】

(項目21)

組織を密封および切断するための方法であって、該方法は、

対向する1対の第一の顎部材および第二の顎部材を提供する工程であって、各顎部材は、該顎部材の長さに沿って延びる少なくとも1つの導電性組織密封表面を備え、各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合され、その結果、該組織

密封表面は、該組織密封表面の間に保持された組織を通して電気外科エネルギーを伝導させることが可能である、工程；

該少なくとも1つの導電性組織密封表面の各々に隣接して配置された、絶縁体を提供する工程；

密封プロセスの間、該第一の顎部材上の切断要素および該少なくとも1つの導電性組織密封表面に、ある電位までエネルギーを付与する工程であって、該第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面は、該第二の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、該組織を通して伝達されて、組織の密封を行い得る、工程；

該切断要素を、切断プロセスの間同じ電位を維持するように構成する工程；ならびに

該第一の顎部材上の該少なくとも1つの導電性組織密封表面と、該第二の顎部材上の対応する少なくとも1つの導電性組織密封表面とに、該切断要素とは異なる電位までエネルギーを付与する工程であって、その結果、電気外科エネルギーが、該組織を通して伝達されて、組織を効果的に切断し得る、工程、

を包含する、方法。

【0033】

(項目22)

上記第二の顎部材に作動的に接続された、第二の導電性切断要素を提供する工程であって、該第二の切断要素は、上記第一の顎部材の上記切断要素と同じ電位まで分極される、工程、

をさらに包含する、項目21に記載の方法。

【0034】

(項目23)

上記エネルギーを付与する工程の2回目の繰り返しの間に、上記第一の顎部材の上記少なくとも1つの導電性組織密封表面の電位と、上記切断要素の電位とが、外科医によって独立して活性化可能である、項目21に記載の方法。

【0035】

脈管および/または組織を密封および切断するための器具と共に使用するための、電極アセンブリが提供される。このアセンブリは、対向する1対の顎部材を備える。各顎部材は、その顎部材の長さに沿って延びる、少なくとも1つの導電性組織密封表面を備える。各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されて、組織の密封を行うように適合される。絶縁体が、少なくとも1つの導電性密封表面に隣接して配置される。これらの顎部材は、導電性切断要素を備え、この導電性切断要素は、これらの顎部材の間の予め規定された切断ゾーン内で、組織を効果的に切断する。切断要素および導電性密封表面の極性は、組織の密封が望まれるのか、組織の切断が望まれるのかに依存して、操作され得る。

【0036】

(要旨)

従って、本開示は、脈管および/または組織を密封および切断するための器具と共に使用するための、電極アセンブリに関する。1つの実施形態において、このアセンブリは、対向する1対の第一の顎部材および第二の顎部材を備え、これらの顎部材のうちの少なくとも一方は、第一の位置(この位置において、これらの顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される)から、第二の位置(この位置において、これらの顎部材は、これらの顎部材の間に組織を把持するように協働する)へと、他方に対して可動である。

【0037】

各顎部材は、その顎部材の長さに沿って延びる、少なくとも1つの導電性組織密封表面を備える。各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合され、その結果、これらの組織密封表面は、これらの組織密封表面の間に保持された組織を通して電気外科エネルギーを伝導させて、密封を行うことが可能である。絶縁体が備えられ、この絶縁体は、少なくとも1つの導電性密封表面に隣接して配置される。

【0038】

第一の顎部材は、この第一の顎部材の絶縁体の内部に配置された導電性切断要素を備え、この導電性切断要素は、第二の顎部材上の絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、この導電性組織密封表面と切断要素との間に、少なくとも1つの切断ゾーンを規定する。

【0039】

第一の顎部材上の切断要素および間隔を空けた導電性密封表面は、密封プロセスの間、第一の電位までエネルギーを付与され、そして第一の顎部材上の導電性密封表面は、第二の顎部材上の対応する導電性密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが組織を通して伝達され、組織の密封を行い得る。

10

【0040】

切断要素は、切断段階の間に同じ電位を維持するように構成される。第一の顎部材上の導電性密封表面と、第二の顎部材上の対応する導電性密封表面とは、切断要素と異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが組織を通して伝達されて、組織の切断を行い得る。

【0041】

本開示の別の実施形態は、脈管および/または組織を密封および切断するための器具と共に使用するための、電極アセンブリを包含する。このアセンブリは、対向する1対の第一の顎部材および第二の顎部材を備え、これらの顎部材のうちの少なくとも一方は、第一の位置(この位置において、これらの顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される)から第二の位置(この位置において、これらの顎部材は、これらの顎部材の間に組織を把持するように協働する)へと、他方に対して可動である。

20

【0042】

各顎部材は、この顎部材の長さに沿って延びる、少なくとも1つの導電性組織密封表面を備える。各組織密封表面は、電気外科エネルギーの供給源に接続されるように適合され、その結果、これらの組織密封表面は、これらの組織密封表面の間に保持された組織を通して電気外科エネルギーを伝導させて、密封を行うことが可能である。絶縁体が備えられ、この絶縁体は、導電性密封表面に隣接して配置される。

【0043】

第一の顎部材は、この第一の顎部材の絶縁体の内部に配置された、導電性切断要素を備える。この導電性切断要素は、第二の顎部材の絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、導電性組織密封表面と切断要素との間に、少なくとも1つの切断ゾーンを規定する。

30

【0044】

導電性組織密封表面は、少なくとも1つのフランジに作動的に接続された、少なくとも1つの密封セクションを備える。このフランジは、対向する導電性組織密封表面の間のギャップ距離を制御するように構成される。絶縁体は、この切断ゾーンに向かって内向きへの迷走電流および熱消散を減少させるような寸法にされる。

【0045】

第一の部分を備える絶縁体が備えられ得、この第一の部分は、フランジと、導電性切断要素との間で、導電性密封表面とほぼ水平に位置合わせされる地点まで延びる。

40

【0046】

第一の顎部材は、この第一の顎部材の絶縁体の内部に配置される、導電性切断要素を備え得る。この導電性切断要素は、第二の顎部材の絶縁体とほぼ垂直に位置合わせされて配置され、導電性組織密封表面と切断要素との間に、切断ゾーンを規定し得る。

【0047】

導電性組織密封表面は、対応するフランジに作動的に接続される、少なくとも1つの密封セクションを備える。このフランジは、密封セクションの内側レッグから延び、そして導電性組織密封表面間のギャップ距離を制御するように構成される。

【0048】

50

第一の顎部材上の切断要素および間隔を空けた1対の導電性密封表面は、密封プロセスの間、第一の電位までエネルギーを付与される。密封の間、第一の顎部材上の導電性密封表面は、第二の顎部材上の対応する導電性密封表面とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが、組織を通して伝達されて、組織の密封を行い得る。

【0049】

切断の間、切断要素は、切断段階の間、同じ電位を維持するように構成され、そして第一の顎部材上の導電性密封表面と、第二の顎部材上の対応する導電性密封表面とは、切断要素と異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが組織を通して伝達されて、組織の切断を行い得る。

【発明の効果】

【0050】

本発明により、機械的クランプ圧力と電気外科エネルギーとの独特な組み合わせを適用して、組織を効果的に密封し、そして密封された組織領域の間で組織を効果的に切断する、鉗子が提供される。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1A】図1Aは、内視鏡双極鉗子の右側斜視図を示し、この鉗子は、ハウジング、シャフト、およびこのシャフトの遠位端に固定された1対の顎部材を有する。これらの顎部材は、これらの顎部材の間に配置された電極アセンブリを備える。

【図1B】図1Bは、開胸双極鉗子の左側斜視図を示し、この図は、1対の第一のシャフトおよび第二のシャフトを示し、各シャフトが、そのシャフトの遠位端に固定された顎部材を有し、電極アセンブリが、これらの顎部材の間に配置されている。

【図2】図2は、切断ゾーンの構成の1つの実施形態を示す、脈管密封器具の断面図を示す。

【図3】図3は、1つの切断ゾーンを有する、本開示の脈管密封器具の代替の実施形態の断面図を示す。

【図4】図4は、特定の密封構成で配置されている電極の1つの実施形態の断面図を示す。

【図5】図5は、特定の密封構成で配置されている電極の別の実施形態の断面図を示す。

【図6】図6は、本開示による、脈管密封器具の切断ゾーンの構成の別の実施形態の断面図を示す。

【図7】図7は、本開示の脈管密封器具の切断ゾーンの構成のなお別の実施形態の断面図を示す。

【発明を実施するための形態】

【0052】

本発明の器具の種々の実施形態が、図面を参照しながら本明細書中に記載される。

(詳細な説明)

本明細書中での目的で、脈管/組織の切断または脈管/組織の分断は、この脈管/組織の加熱が、細胞内流体および/または細胞外流体の膨張を引き起こす場合に起こると考えられ、これに、この脈管/組織のいわゆる「切断ゾーン」に沿った、細胞の気化、乾燥、断片化、崩壊および/または収縮が伴われ得る。電気外科エネルギーをこの切断ゾーンに集中させ、そしてこの切断ゾーンを加熱することによって、細胞反応が局在し、裂溝を製作する。局在は、脈管/組織の状態およびエネルギー送達を調節することによって達成され、これらは、本明細書中に記載される、電極および絶縁体の種々の幾何学的構成のうちの1つ以上を利用することによって、制御され得る。切断プロセスはまた、発電機およびフィードバックアルゴリズム(ならびに本明細書中に記載される、電極および絶縁体のアセンブリの、幾何学的構成のうちの1つ以上)を利用することによって制御され得、これは、局在を増加させ、そしていわゆる「切断効果」を最大にする。

【0053】

10

20

30

40

50

例えば、以下に記載される要因は、電気外科エネルギーを使用する脈管/組織の分断に寄与し得、そして/またはこの分断を増強し得る。以下に記載される要因の各々は、個々にかまたは任意の組み合わせで使用されて、望ましい切断効果を達成し得る。本明細書中の目的で、用語「切断効果(「cut effect」または「cutting effect」)」とは、以下に記載される、電気的方法もしくは電気的機構、または電気機械的方法もしくは電気機械的方法のうちの一つ以上による、組織の実際の分断をいう。用語「切断ゾーン(「cutting zone」または「cut zone」)」とは、切断が起こる脈管/組織の領域をいう。用語「切断プロセス」とは、脈管/組織の分断前、分断中および/または分断後に行われる、切断効果を達成することの一部として脈管/組織に影響を与える傾向がある工程をいう。

10

【0054】

本明細書中の目的で、用語「組織」および「脈管」は、交換可能に使用され得る。なぜなら、本開示は、本明細書中に記載される同じ新規な原理を利用して、組織を密封および切断するため、または脈管を密封および切断するために、使用され得るからである。

【0055】

以下の要因は、単独でかまたは組み合わせで、組織を分断する際に重要な役割を果たすと考えられる：

- ・周囲の組織へのエネルギーの影響を最小にしながら、切断プロセスの間、切断ゾーンに電気外科エネルギーを局在または集束させること；

20

- ・切断プロセスの間、切断ゾーンに電力密度を集束させること；

- ・切断プロセスの間、切断ゾーンにおける温度上昇の領域を作製すること(例えば、組織の内部で起こる加熱またはこの組織を熱源で直接加熱すること)；

- ・エネルギー送達をパルス化して、切断ゾーンの内部または周囲の組織に影響を与えること。「パルス化」は、「オン」時間と「オフ」時間との組み合わせとして関与し、この間に、エネルギーが、任意の回数の間隔で、任意の量の時間にわたって、繰り返し適用および除去される。パルスの「オン」時間および「オフ」時間は、パルスごとに異なり得る。パルスの「オン」とは、代表的に、より高い電力送達の状態をいい、そしてパルスの「オフ」とは、代表的に、より低い電力送達の状態をいう；

- ・エネルギー送達のスライキングは、切断プロセスの間、切断ゾーンの内部または周囲の組織に影響を与えるような強度での、高いエネルギー適用の一時的な状態を発生させる。この一時的な状態は、高いエネルギーの適用の周期を発生させるために、変化され得る；

30

- ・切断プロセスの前または切断プロセス中に、切断のためにより好ましい組織状態を発生させるために、この組織を調整すること。これには、切断プロセス前の組織の予熱、および切断プロセス中の組織の再水和が挙げられる；

- ・切断ゾーンの内部または周囲の組織の体積を制御して、組織の切断のためにより好ましい状態を発生させること；

- ・気化を起こすためのエネルギーおよび電力の送達を制御して、切断プロセスを増強し、そして/または切断プロセスに寄与すること。例えば、切断ゾーン内で、細胞内流体および/または細胞外流体および/または他の細胞物質と、外来流体との両方を気化させるための、エネルギー送達を制御すること；

40

- ・切断プロセスの間、組織または細胞物質を断片化して、切断ゾーンにおける組織の分断を増強すること；

- ・切断プロセスの間、組織または細胞物質を融解または崩壊させて、切断ゾーンにおける組織の分断を増強すること。例えば、組織を融解してこの組織内に内部応力を発生させ、組織のせん断を誘導すること；

- ・切断プロセスの間、組織の温度、アーク放電、電力密度および/または電流密度を制御して、切断ゾーンにおける組織の分断を増強すること；

- ・種々の機械的要素(例えば、圧力、張力および/または応力)を、組織に(内部からか外部からかのいずれかで)適用して、切断プロセスを増強すること；

50

・種々の他の組織処置（例えば、組織の密封、焼灼および/または凝固）を、切断プロセス前または切断プロセス中に利用して、組織の切断を増強すること。

【0056】

本明細書中に記載される電極アセンブリの多くは、組織の分断を増強するために、上で同定された要因のうちの1つ以上を使用する。例えば、本明細書中に記載される電極アセンブリの多くは、電極、切断要素、絶縁体、部分的に伝導性である材料、および半導体の、種々の幾何学的構成を利用して、切断効果を生じるかまたは増強させる。さらに、発電機からの電気外科エネルギーを、上記方法のうちのいずれかにおいて制御または調節することによって、組織の切断が、組織切断ゾーンにおいて開始され得るか、増強され得るか、または容易にされ得る。例えば、電極および絶縁体の幾何学的構成は、いわゆる「切断効果」を生じるように構成され得ると考えられ、この切断効果は、組織のある地点における気化もしくは断片化の量、またはこの組織のある地点に適用される電力密度、温度密度および/もしくは機械適応力に直接関連し得る。電極の幾何学的形状は、電極間の表面積の比が、電気エネルギーを組織に集束させるように、構成され得る。さらに、電極および絶縁体の幾何学的構成は、これらが電気だめまたは絶縁体のように働いて、密封プロセスまたは切断プロセスの間、組織の内部および周囲において、熱効果に影響を与えるような設計であり得る。

10

【0057】

ここで種々の図を参照すると、図1Aは、内視鏡外科手術手順に関連して使用するための双極鉗子10を図示し、そして図1Bは、従来の開胸外科手術手順に関連して使用することを企図された開胸鉗子100を図示する。本明細書中での目的で、内視鏡器具または開胸器具のいずれかが、本明細書中に記載される電極アセンブリと共に利用され得る。明らかに、異なる電氣的接続および電氣的問題、ならびに機械的接続および機械的問題が、各特定の型の器具に適用されるが、電極アセンブリおよびその作動特徴に関する新規局面は、一般に、開胸設計と内視鏡設計との両方に関して一致するままである。

20

【0058】

図1Aは、種々の内視鏡外科手術手順と共に使用するための双極鉗子10を図示し、そして一般に、ハウジング20、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ80、スイッチアセンブリ70および電極アセンブリ105を備える。この電極アセンブリは、対向する顎部材110および120を有し、これらの顎部材は、管状の脈管および脈管組織を把持し、密封し、そして分断するように、互いに協働する。より具体的には、鉗子10は、シャフト12を備え、このシャフトは、電極アセンブリ105と機械的に係合するような寸法にされた遠位端16と、ハウジング20と機械的に係合する近位端14とを有する。シャフト12は、機械的に係合する1つ以上の公知の構成要素を備え得、これらの構成要素は、電極アセンブリ105をしっかりと受容して係合するように設計され、その結果、顎部材110および120は、これらの顎部材の間に組織を係合および把持するために、互いに対して旋回可能である。

30

【0059】

シャフト12の近位端14は、回転アセンブリ80（図示せず）に機械的に係合して、電極アセンブリ105の回転を容易にする。図面および以下の説明において、用語「近位」とは、伝統的であるように、鉗子10の、使用者に近い方の端部をいい、一方で、用語「遠位」とは、使用者から遠い方の端部をいう。シャフト12と回転アセンブリ80との機械的に共同する構成要素に関する詳細は、共有に係る米国特許出願番号10/460,926（発明の名称「VESSEL SEALER AND DIVIDER FOR USE WITH SMALL TROCARS AND CANNULAS」、2003年6月13日出願）に記載されており、この米国特許出願の内容は、本明細書中に参考として援用される。

40

【0060】

ハンドルアセンブリ30は、固定ハンドル50および可動ハンドル40を備える。固定ハンドル50は、ハウジング20と一体的に関連しており、そしてハンドル40は、固定

50

ハンドル 50 に対して可動であって、電極アセンブリ 105 の対向する顎部材 110 および 120 を、以下により詳細に説明されるように起動させる。可動ハンドル 40 およびスイッチアセンブリ 70 は、ユニット構成のものであり、そして組み立てプロセスの間、ハウジング 20 および固定ハンドル 50 に作動的に接続される。ハウジング 20 は、2 つの構成要素である半体 20 a および 20 b から構成され、これらの半体は、組み立ての間、シャフト 12 の近位端の周りに組み立てられる。スイッチアセンブリは、電極アセンブリ 105 に電気エネルギーを選択的に提供するように、構成される。

【0061】

上記のように、電極アセンブリ 105 は、シャフト 12 の遠位端 16 に取り付けられ、そして対向する顎部材 110 および 120 を備える。ハンドルアセンブリ 30 の可動ハンドル 40 は、顎部材 110 および 120 の、開位置（この位置において、顎部材 110 および 120 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される）からクランプ位置または閉位置（この位置において、顎部材 110 および 120 は、これらの顎部材の間に組織を把持するように協働する）への移動を引き起こす。

10

【0062】

ここで図 1 B を参照すると、開胸鉗子 100 は、1 対の細長シャフト部分 112 a および 112 b を備え、これらの細長シャフト部分の各々が、それぞれ近位端 114 a および 114 b、ならびに遠位端 116 a および 116 b を備える。鉗子 100 は、顎部材 120 および 110 を備え、これらの顎部材は、それぞれ、シャフト 112 a の遠位端 116 a、およびシャフト 112 b の遠位端 116 b に取り付けられる。顎部材 110 および 120 は、回転ピン 119 の周りで接続され、この回転ピンは、顎部材 110 および 120 が、組織を処置するために、第一の位置から第二の位置へと互いに対して回転することを可能にする。電極アセンブリ 105 は、対向する顎部材 110 および 120 に接続され、そして回転ピン 119 を通してか、または回転ピン 119 の周りに、電氣的接点を備え得る。顎部材への種々の電氣的接点の例は、共有に係る米国特許出願番号 10 / 474, 170、同 10 / 116, 824、同 10 / 284, 562、同 10 / 472, 295、同 10 / 116, 944、同 10 / 179, 863 および同 10 / 369, 894 に示されており、これらの全ての内容は、本明細書中に参考として援用される。

20

【0063】

各シャフト 112 a および 112 b は、それらの近位端 114 a および 114 b に配置されたハンドル 117 a および 117 b を備え、これらのハンドルの各々が、指穴 118 a および 118 b をそれぞれ規定し、これらの指穴を通して、使用者の指を受容する。理解され得るように、指穴 118 a および 118 b は、シャフト 112 a および 112 b の、互いに対する動きを容易にし、次に、顎部材 110 および 120 を、開位置（この位置において、顎部材 110 および 120 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置される）から、クランプ位置または閉位置（この位置において、顎部材 110 および 120 は、これらの顎部材の間に組織を把持するように協働する）へと回転させる。ラチェット 130 が、回転の間に顎部材 110 および 120 を互いに対して種々の位置で選択的にロックするために、備えられる。

30

【0064】

より具体的には、ラチェット 130 は、シャフト 112 a に関連する第一の機械的インターフェース 130 a、およびシャフト 112 b に関連する第二の嵌合機構インターフェースを備える。対応するラチェットインターフェース 130 a および 130 b に関連する各位置は、シャフト 112 a および 112 b における特定の（すなわち、一定の）ひずみエネルギーを保持し、これが次に、特定の閉鎖力を、顎部材 110 および 120 へと伝達する。ラチェット 130 は、目盛または他の視覚的印を備え得、これによって、使用者が、顎部材 110 と 120 との間に望まれる閉鎖力の量を、容易かつ迅速に確認および制御することが可能になることが予測される。

40

【0065】

図 1 B に最もよく見られるように、鉗子 100 はまた、電氣的インターフェースまたは

50

プラグ 200 を備え、これは、鉗子 100 を、電気外科エネルギーの供給源（例えば、電気外科発電機（図示せず））に接続する。プラグ 200 は、少なくとも 2 つのブロング要素 202 a および 202 b を備え、これらのブロング要素は、鉗子 100 を、電気外科発電機 500（図 1 A を参照のこと）に機械的かつ電氣的に接続するような寸法にされる。電気ケーブル 211 は、プラグ 200 から延び、そしてケーブル 211 を鉗子 100 にしっかりと接続する。ケーブル 211 は、シャフト 112 b の内部で分断されて、電気外科エネルギーを、種々の電気供給経路を通して電極アセンブリ 105 へと伝達する。

【0066】

シャフトのうち的一方（例えば、112 b）は、近位シャフトコネクタ/フランジ 119 を備え、これは、鉗子 100 を電気外科エネルギーの供給源（例えば、電気外科発電機 500）へと接続するように設計される。より具体的には、フランジ 119 は、使用者が電気外科エネルギーを必要に応じて選択的に印加し得るように、電気外科ケーブル 211 を鉗子 100 に機械的に固定する。

10

【0067】

ここで図 2 を参照すると、脈管および/または組織を密封および切断するための器具と共に使用するための電極アセンブリ 205 が、示される。図 2 は、1 対の対向する第一の顎部材 210 および第二の顎部材 220 を開示し、これらの顎部材のうち少なくとも一方は、可動である。顎部材 210、220 は、互いに対して間隔を空けた関係で配置され、そして組織を把持するように協働する。

【0068】

各顎部材 210、220 は、顎部材 210、220 の長さに沿って延びる、少なくとも 1 つの導電性組織密封表面 212 a、212 b、222 a、222 b を備える。各組織密封表面 212 a、212 b、222 a、222 b は、組織密封表面 212 a、212 b、222 a、222 b が、これらの表面の間に保持された組織を通して電気外科エネルギーを伝導させて、密封を行うことが可能であるように、電気外科エネルギーの供給源（例えば、電気外科発電機）に接続されるように適合される。

20

【0069】

絶縁体 213、223 が、導電性密封表面 212 a、212 b、222 a、222 b に隣接して配置される。この絶縁体または絶縁材料は、任意の適切な組成のものであり得る。いくつかの可能な絶縁体としては、ガラス材料、ポリマー材料、およびセラミック材料が挙げられるが、これらに限定されない。さらなる絶縁体（図示せず）が備えられて、密封プロセスの間、密封熱が影響を与えないように、密封熱をさらに隔離し得る（例えば、熱の伝達を最小にし得る）。

30

【0070】

第一の顎部材 210 は、第一の顎部材 210 の絶縁体 213 の内部に配置された、導電性切断要素 227 を備える。導電性切断要素 227 は、第二の顎部材 220 上の絶縁体 223 に対して、ほぼ垂直に位置合わせされて配置される。顎部材 210 の密封プレート 212 a および 212 b は、両方が、それぞれ U 字型の密封セクション 212 a' および 212 b' を備えるように構成され（これらの密封セクションは、密封の目的で組織に接触する）、そして両方の密封プレートがまた、それぞれ L 字型のフランジ部分 215 a および 215 b を備えるように構成される（これらのフランジ部分の各々は、U 字型の密封セクション 212 a' および 212 b' のそれぞれの内側レッグ 212 a'' および 212 b'' から延びる）。フランジ部分 215 a および 215 b は、顎部材 210 の U 字型密封セクション 212 a' および 212 b' を越えて、顎部材 220 の方へと延びるような寸法にされる。平行なフランジセクション 215 a' および 215 b' は、密封プロセスの間、それぞれ、密封表面 212 a と 222 a との間、および 212 b と 222 b との間のギャップ距離を、約 0.001 インチ（約 0.025 mm）～約 0.006 インチ（約 0.15 mm）の範囲内に制御するような寸法にされ得る。フランジ部分 215 a および 215 b、ならびに切断電極 227 の配置は、フランジ部分 215 a および 215 b の内側に配置される切断ゾーン 228 を規定する。

40

50

【 0 0 7 1 】

各それぞれのフランジ部分 2 1 5 a および 2 1 5 b と、内側レッグ部分 2 1 2 a ” および 2 1 2 b ” との間に、それぞれ絶縁材料 2 4 0 a および 2 4 0 b が存在する。絶縁材料 2 4 0 a および 2 4 0 b は、密封プロセスの間、切断ゾーン 2 2 8 に向かって内側への迷走電流および熱消散を減少させるように設計されたプロフィールを有するような寸法にされる。

【 0 0 7 2 】

顎部材 2 1 0 の導電性組織密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b は、図 2 に示されるように、顎部材 2 2 0 の方へと延び得る。これによって、切断要素 2 2 7 の周りで対称的である設計が作製される。これによって、切断ゾーン 2 2 8 が、高いインピーダンスのピンチ点で隔離される。対称的な設計が図示されるが、代替の設計もまた、本明細書中以下で議論されるように、企図され得る。

10

【 0 0 7 3 】

第一の顎部材 2 1 0 上の切断要素 2 2 7 および 1 対の間隔を空けた導電性密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b は、密封プロセスの間、同じ電位までエネルギーを付与され得、そして第一の顎部材 2 1 0 上の導電性密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b は、第二の顎部材 2 2 0 上の対応する導電性密封表面 2 2 2 a、2 2 2 b とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーが組織を通して伝達され、組織の密封を行い得る。この配置は、第一の顎部材 2 1 0 上の、切断要素 2 2 7 と、少なくとも 1 つの導電性密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b との間に同じ電位を維持することにより、切断要素 2 2 7 の荷電を排除する。

20

【 0 0 7 4 】

切断の間、切断要素 2 2 7 は、切断プロセスの間の同じ電位を維持する。しかし、第一の顎部材 2 1 0 上の導電性密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b、および第二の顎部材 2 2 0 上の対応する少なくとも 1 つの導電性密封表面 2 2 2 a、2 2 2 b は、切断要素 2 2 7 とは異なる電位までエネルギーを付与され、その結果、電気外科エネルギーは、組織を通して伝達され、組織の切断を行い得る。

【 0 0 7 5 】

この構成を使用して、第一の顎部材 2 1 0 上の導電性密封表面 2 1 2 a、2 1 2 b のみが、密封から切断に移行するために極性を切り替える必要がある。さらに、この設計はまた、切断ゾーン 2 2 8 を密封箇所から隔離して、切断サイクルのためにさほど影響を受けない組織を残し得る。

30

【 0 0 7 6 】

ここで図 3 を参照すると、1 つの隔離された切断ゾーン 3 2 8 を有する、本開示の脈管密封器具の代替の実施形態が示されている。この実施形態において、図 2 の隔離された切断ゾーンのうちの 1 つが、空間を減少させるために、除かれている。顎部材 3 1 0 の密封プレート 3 1 2 a は、U字型の密封セクション 3 1 2 a ' を備えるように構成され（この密封セクションは、密封の目的で組織に接触する）、そしてこの密封プレートはまた、L字型のフランジ部分 3 1 5 を備えるように構成される（このフランジ部分は、U字型の密封セクション 3 1 2 a ' のそれぞれの内側レッグ 3 1 2 a ” から延びる）。密封プレート 3 2 2 a、3 1 2 b および 3 2 2 b は、すべて、ほぼ U字型の形状である。フランジ部分 3 1 5 a は、顎部材 3 1 0 の U字型の密封セクション 3 1 2 a ' を越えて、顎部材 3 2 0 の方へと延びるような寸法にされる。上記フランジ部分 2 1 5 a および 2 1 5 b と同様に、フランジ部分 3 1 5 は、密封プロセスの間、密封表面間のギャップ距離を制御するような寸法にされ得る。フランジ 3 1 5 および切断要素 3 2 7 は、これらの間に配置される切断ゾーン 3 2 8 を規定する。

40

【 0 0 7 7 】

密封プレート 3 1 2 a のフランジ部分 3 1 5 a と内側レッグ部分 3 1 2 a ” との間に、絶縁材料 3 4 0 が存在する。絶縁材料 3 4 0 は、密封プロセスの間、切断ゾーン 3 2 8 に向かう内側への迷走電流および熱消散を減少させるように設計されたプロフィールを有す

50

るような寸法にされる。絶縁体 3 1 3 はまた、第一の部分 3 1 3 a を備え、この第一の部分は、フランジ 3 1 5 と切断要素 3 2 7 との間で、密封プレート 3 1 2 a の U 字型部分 3 1 2 a' とほぼ水平に位置合わせされる地点まで延びる。第二の部分 3 1 3 b は、切断要素 3 2 7 と密封プレート 3 1 2 b との間に存在するが、密封プレート 3 1 2 b に対して凹んでいる。絶縁体 3 1 3 a をこの様式で配置することにより、切断効果が増強され得る。

【0078】

この設計は、隔離された切断ゾーン 3 2 8 および隔離されていない切断ゾーン 3 2 9 を生じる。分極は、図 2 における分極と同じである。この設計は、密封の間、荷電および熱の影響を排除しない。しかし、1 つの隔離された切断ゾーン 3 2 8 を有することによって、この器具の寸法が減少し得る。

10

【0079】

切断プロセスおよび密封プロセスは、電気外科エネルギー供給源（例えば、電気外科発電機）によって、自動的に制御され得る。さらに、第一の顎部材 3 1 0 の導電性組織密封表面 3 1 2 の電位および切断要素 3 2 7 の電位は、外科医によって独立して活性化される。センサ（図示せず）が、切断の前に密封の質を決定するために、使用され得る。

【0080】

ここで図 4 ~ 図 7 を参照して、本開示の電極アセンブリ 4 0 5 の密封構成の代替の幾何学的形状が、記載される。図 4 は、絶縁体または絶縁材料 4 1 3 を備える、第一の顎部材 4 1 0 および第二の顎部材 4 2 0 を示す。切断要素 4 2 7 が、第一の顎部材 4 1 0 に作動的に接続される。この配置において、切断要素 4 2 7 は、中性の極性を与えられ、一方で、密封表面 4 1 2 a、4 1 2 b は、正の極性を与えられ、そして密封表面 4 2 2 a および 4 2 2 b は、負の極性を与えられる。密封表面 4 1 2 および 4 2 2 の極性は、切断要素 4 2 7 が中性の極性を維持する限り、逆転し得る。切断プロセスの間、切断要素 4 2 7 は、電位を与えられ、そして密封表面 4 1 2 a、4 1 2 b、4 2 2 a および 4 2 2 b は、特定の目的に依存して、同じ極性が、中性の極性がまたは異なる極性のいずれかを与えられる。共有に係る米国特許出願番号 10 / 932, 612（その全体は、本明細書中に参考として援用される）は、密封および切断電極を用いて組織を密封および切断するための、種々の電気配置を開示する。

20

【0081】

図 5 は、電極アセンブリ 5 0 5 の密封構成の代替の実施形態を開示し、この電極アセンブリは、切断要素 5 2 7 と垂直に位置合わせされて第二の顎部材 5 2 0 に作動的に接続された、第二の切断要素 5 3 7 を有する。第二の切断要素 5 3 7 は、切断要素 5 2 7 と同じ電位まで分極され得る。この配置において、切断要素 5 2 7、5 3 7 は、両方が中性の極性を与えられ、一方で、密封表面 5 1 2 a、5 1 2 b は、正の極性を与えられ、そして密封表面 5 2 2 a および 5 2 2 b は、負の極性を与えられる。密封表面 5 1 2 および 5 2 2 の極性は、切断要素 5 2 7、5 3 7 がそれらの中性の極性を維持する限り、逆にされ得る。

30

【0082】

図 6 は、電極アセンブリ 6 0 5 の密封構成のな別の実施形態を示し、この電極アセンブリは、第一の顎部材 6 1 0 上に 1 つの密封表面 6 1 2 を有し、そして第二の顎部材 6 2 0 上に 1 つの密封表面 6 2 2 を有する。切断要素 6 3 7 は、第二の顎部材 6 2 0 上に配置されて示される。切断要素 6 3 7 は、第二の顎部材 6 2 0 上に示されるが、この切断要素は、同様に、第一の顎部材 6 1 0 上に配置され得る。この配置において、切断要素 6 3 7 は、中性の極性を与えられ、一方で、密封表面 6 1 2 は、正の極性を与えられ、そして密封表面 6 2 2 は、負の極性を与えられる。密封表面 6 1 2 および 6 2 2 の極性は、切断要素 6 3 7 が中性の極性を維持する限り、逆にされ得る。第一の顎部材 6 1 0 は、ほぼ丸い構成の絶縁体 6 1 3 を示し、この絶縁体は、顎部材 6 2 0 の外周を越えて延びる。他の適切な幾何学的形状もまた、予測される。

40

【0083】

図 7 は、第一の顎部材 7 1 0 と第二の顎部材 7 2 0 との両方に切断要素 7 2 7 および 7

50

37を有する、実施形態を開示する。この実施形態はまた、第一の顎部材710上に1つの密封表面712を備え、そして第二の顎部材720上に1つの密封表面722を備える。この配置において、切断要素727、737は、両方が中性の極性を与えられ、一方で、密封表面712は、正の極性を与えられ、そして密封表面722は、負の極性を与えられる。密封表面712および722の極性は、切断要素727、737がそれらの中性の極性を維持する限り、逆にされ得る。この配置において、絶縁体713および723は、切断要素727および737の外側で、ほぼ垂直に位置合わせされて整列する。

【0084】

本明細書中に記載される実施形態において、切断要素は、実質的に鈍くあり得、そして電気外科的活性化によってのみ、組織を切断することが可能であり得る。さらに、切断要素は、第一の顎部材および第二の顎部材の、絶縁体の内部に配置され得る。本明細書中上記のように、切断要素の電位および導電性組織密封表面の電位は、特定の望ましい外科手術効果に依存して、変化され得る。

10

【0085】

理解され得るように、上記電極アセンブリの種々の幾何学的構成および電氣的配置は、外科医が、最初に2つの対向する導電性組織接触表面を作動させて組織を密封し、引き続いて、切断要素および1つ以上の組織接触表面を選択的に独立して作動させて、上に記載および図示された種々の電極アセンブリの構成を利用して、組織を切断することを可能にする。従って、組織は、最初に密封され、その後、この組織を再度把持することなく、切断される。

20

【0086】

しかし、切断要素および1つ以上の組織接触表面はまた、最初に密封することなく、組織/脈管を単に切断するために、作動され得る。例えば、顎部材が、組織の周りに位置決めされ得、そして切断要素が、選択的に作動されて、組織を分離し得るか、または単に凝固させ得る。この型の代替の実施形態は、手術手順の間に電気外科ペンシルが代表的に導入されて、組織を凝固および/または乾燥させる、特定の内視鏡手順の間に、特に有用であり得る。

【0087】

スイッチ70(図1A)は、外科医が、1つ以上の組織接触表面を互いに独立して選択的に作動させるため、または切断要素を互いに独立して選択的に作動させることを可能にするために、使用され得る。このことは、外科医が、このスイッチを単に作動させることによって、最初に組織を密封し、次いで、切断要素を作動させることを可能にする。ロッカースイッチ、トグルスイッチ、フリップスイッチ、ダイヤルなどが、この目的を達成するために通常使用され得るスイッチの型である。

30

【0088】

これらのスイッチは、この器具上のどこかに配置され得るか、または遠隔スイッチ(例えば、ハンドスイッチまたはフットスイッチ)として構成され得る。このスイッチはまた、スマートセンサ501(またはスマート回路、コンピュータ、フィードバックループなど)と協働し得、このスマートセンサなどは、特定のパラメータが満足すると、このスイッチを自動的に誘発して、「密封」モードと「切断」モードとの間で変化させる。例えば、このスマートセンサは、フィードバックループを備え得、このフィードバックループは、以下のパラメータのうちの一つ以上に基づいて、組織の密封が完全であることを示す: 組織の温度、密封箇所における組織のインピーダンス、経時的な組織のインピーダンスの変化、および/または経時的に組織に印加される電力もしくは電流の変化。聴覚的フィードバックモニターまたは視覚的フィードバックモニターが、全体的な密封の質に関する情報、または効果的な組織密封の完了に関する情報を外科医に運ぶために、使用され得る。視覚的フィードバックおよび/または聴覚的フィードバックの目的で、別のリード線が、スマートセンサと発電機との間に接続され得る。

40

【0089】

発電機500は、パルス様の波形で、エネルギーを組織に送達する。エネルギーをパル

50

スとして送達することにより、組織に効果的に送達され得る密封エネルギーの量が増加し、そして望ましくない組織の影響（例えば、炭化）が減少することが、決定された。さらに、スマート回路のフィードバックループは、密封の間、種々の組織パラメータ（すなわち、組織の温度、組織のインピーダンス、組織を通る電流）を自動的に測定し、そして必要とされるようにエネルギー強度およびパルス数を自動的に調節して、種々の組織の影響（例えば、炭化および熱拡散）を減少させるように、構成され得る。

【0090】

RFパルス化が、組織をより効果的に切断するために使用され得ることが、さらに決定された。例えば、切断要素から組織を通る（または組織接触表面から組織を通る）最初のパルスは、組織の密封に対する影響を最小にしながら組織の量または型を効率的かつ一貫して切断するための、引き続くパルスの理想的な数および引き続くパルス強度の選択のために、スマート回路にフィードバックを提供するために、送達され得る。このエネルギーがパルス化されない場合、この組織は、最初に切断されずに乾燥され得る。なぜなら、組織のインピーダンスが、切断の初期段階の間に高いままであるからである。エネルギーを短いパルスとして提供することによって、組織がより切断されやすくなることを見出された。

10

【0091】

あるいは、スイッチは、望ましい切断パラメータに基づいて、そして/または効果的な密封が作製もしくは確認された後に、作動するように構成され得る。例えば、組織を効果的に密封した後に、切断要素が、密封箇所における組織の望ましい最終厚さに基づいて、自動的に作動され得る。

20

【0092】

上記実施形態の多くにおいて言及されたように、組織の圧縮の際に、切断要素は、止め部材として働き得、そして対向する導電性組織接触表面間のギャップ「G」を作製し得る。特に、脈管の密封に関して、このギャップ距離は、約0.001インチ（約0.025mm）～約0.006インチ（約0.15mm）の範囲であり得る。上記のように、導電性表面間のギャップ距離「G」およびクランプ圧力は、一貫した効果的な組織の密封を保証するために適切に制御されなければならない、2つの重要な機械的パラメータである。外科医は、発電機を作動させて、電気外科エネルギーを組織接触表面に伝達させ、そして組織に通して、密封を行う。クランプ圧力と、ギャップ距離「G」と、電気外科エネルギーとの独特な組み合わせの結果として、組織のコラーゲンが融解して、対向する脈管壁の間の分界が制限された融合塊になる。

30

【0093】

一旦密封されると、外科医は、切断要素を作動させて、組織を切断する、上述のように、外科医は、必ずしも、切断するためにその組織を再度把持する必要がない。すなわち、切断要素が、密封箇所の中心の、理想的な切断線の近くにすでに位置決めされている。切断段階の間、非常に集中した電気外科エネルギーが、切断要素から組織を通して移動し、この組織を、2つの不連続な半分に切断する。上述のように、組織を効果的に切断するために必要とされるパルスの数、および切断エネルギーの強度は、密封箇所の厚さおよび/または組織のインピーダンスを測定することによって、そして/あるいは類似のパラメータの尺度である初期の構成エネルギーパルスに基づいて、決定され得る。スマートセンサ（図示せず）またはフィードバックループが、この目的で使用され得る。

40

【0094】

鉗子は、組織が一旦密封されたら自動的にこの組織を切断するように構成され得るか、またはこの器具は、組織が一旦密封された外科医が選択的にこの組織を分断することを可能にするように構成され得る。さらに、聴覚的印または視覚的印（図示せず）が、センサ（図示せず）によって誘発されて、効果的な密封が作製された場合に外科医に知らせ得る。このセンサは、例えば、組織のインピーダンス、組織の不透明性および/または組織の温度のうちの1つを測定することによって、密封が完了したか否かを決定し得る。共有に係る米国出願番号10/427,832（これは、本明細書中に参考として援用される）

50

は、数種の電気システムを記載し、これらの電気システムは、密封の間および密封後に組織のパラメータを決定するため、ならびに組織の密封の全体的な有効性を決定するために、外科医にポジティブなフィードバックを提供するために使用され得る。

【0095】

導電性表面および切断要素の各々からの電気外科強度は、組織の型および/または組織の厚さの固有の変動を考慮して、組織の中心線に沿った一貫した正確な切断を保証するために、選択的または自動的に制御可能である。さらに、全体的な外科手術プロセスは、組織が最初に把持された後に、外科医が単に鉗子を作動させて、組織を密封し、そして引き続いて切断し得るように、自動的に制御され得る。この例において、発電機は、密封プロセスと切断プロセスとの両方の間に発電機にポジティブなフィードバックを提供して、組織の正確かつ一貫した密封および分断を確実にするために、1つ以上のセンサ(図示せず)と通信するように構成され得る。上述のように、共有に係る米国特許出願番号10/427,832は、この目的で使用され得る種々のフィードバック機構を開示する。

10

【0096】

上記のことから、種々の図面を参照して、当業者は、本開示の範囲から逸脱することなく、特定の改変がまた、本開示に対してなされ得ることを理解する。例えば、切断要素は、密封後に組織を分断するために、外科医によって選択的に作動可能である、切断ワイヤのような寸法にされ得る。より具体的には、ワイヤが、顎部材の間で絶縁体の内部に設置され、そしてスイッチの作動の際に、選択的にエネルギーを付与される。

【0097】

鉗子は、特定の目的に依存して、または特定の結果を達成するために、完全にかまたは部分的に使い捨てであるように設計され得る。例えば、電極アセンブリは、選択的かつ取り外し可能に、シャフトの遠位端と係合可能であり得、そして/またはシャフトの近位端は、選択的かつ取り外し可能に、ハウジングおよびハンドルアセンブリに係合可能であり得る。これらの2つの例のいずれにおいても、この鉗子は、「部分的に使い捨て」または「保存可能」であるとみなされる。すなわち、新しい電極アセンブリまたは異なる電極アセンブリ(あるいは電極アセンブリおよびシャフト)が、必要に応じて、古い電極アセンブリを選択的に置き換える。

20

【0098】

電極アセンブリは、特定の目的に依存して、シャフトから選択的に取り外し可能(すなわち、保存可能)であり得る。例えば、特殊な鉗子が、異なる組織の型または厚さのために構成され得る。さらに、再使用可能な鉗子が、異なる組織型のための異なる電極アセンブリを有するキットとして販売され得る。外科医は、特定の組織型に対して、適切な電極アセンブリを単に選択する。

30

【0099】

鉗子はまた、機械的ロックアウト機構または電氣的ロックアウト機構を備え、この機構は、顎部材が開構成に配置されている場合に、密封表面および/または切断要素が、意図されずに作動されることを防止する。

【0100】

本発明の鉗子および電極アセンブリは、好ましい実施形態に関して記載されたが、本発明のデバイスの精神または範囲から逸脱することなく、これらの実施形態に対して変更および改変がなされ得ることが、本発明が属する分野の当業者に容易に明らかになる。例えば、本明細書および図面は、導電性表面が、組織を最初に密封するために使用され得、その後、本明細書中に記載される多くの様式のうちの1つにおいて、組織が電氣的に切断されることを開示するが、これらの導電性表面はまた、任意の公知の双極機能または単極機能(例えば、一方または両方の顎部材を利用する、組織を処置するための電気メス、止血、および/または乾燥)を実施するように、構成され得、そして電氣的に設計され得る。さらに、本明細書に記載および図示される形態の顎部材は、最初に組織を密封することなく、単に組織を切断するために、エネルギーを付与され得、これは、特定の外科手術手順の間に、利点を提供し得る。さらに、顎部材、切断要素、絶縁体および半導体材料の種々

40

50

の幾何学的形状、ならびにこれらに関連する種々の電氣的構成は、特定の目的に依存して、他の外科手術器具（例えば、切断器具、凝固器具、電気外科用鉗など）のために利用され得る。

【0101】

本開示の数個の実施形態が図面に図示されたが、本開示は、これらに限定されないことが意図される。なぜなら、本開示は、当該分野が許容すると同程度に広いこと、および本明細書もまた同様に読まれることが意図されるからである。従って、上記説明は、限定と解釈されるべきではなく、好ましい実施形態の例示のみと解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付される特許請求の範囲の範囲および精神内での、他の改変を予測する。

10

【符号の説明】

【0102】

- 10 双極鉗子
- 12 シャフト
- 14 近位端
- 16 遠位端
- 20 ハウジング
- 30 ハンドルアセンブリ
- 70 スイッチアセンブリ
- 80 回転アセンブリ
- 100 開胸鉗子
- 105 電極アセンブリ
- 110、120 顎部材

20

【図1A】

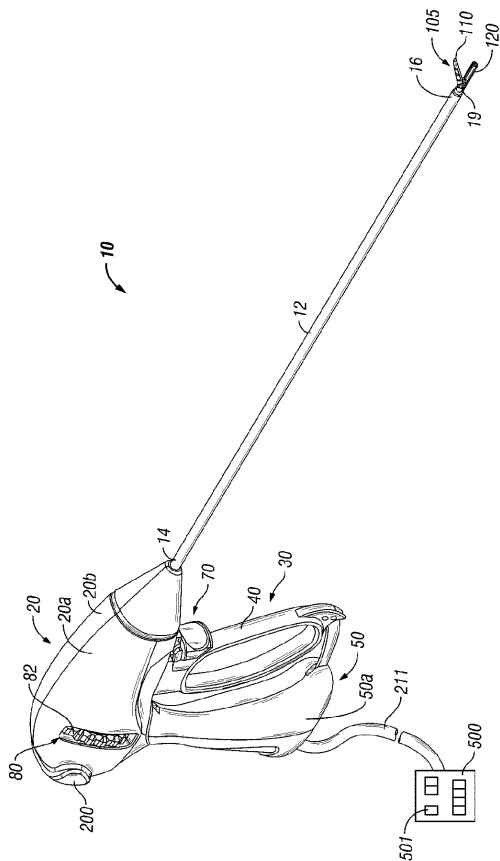


FIG. 1A

【図1B】

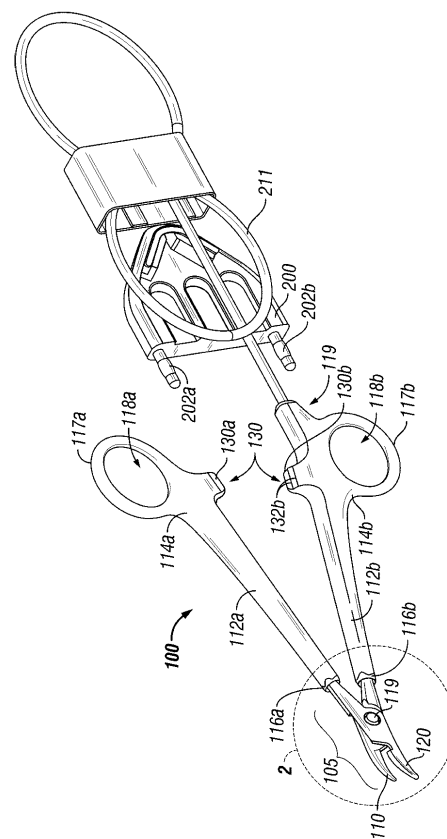


FIG. 1B

【 図 2 】

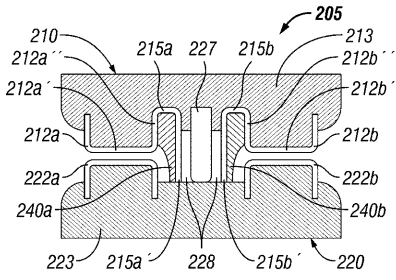


FIG. 2

【 図 3 】

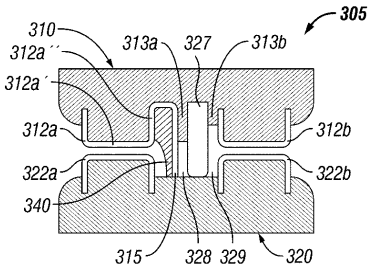


FIG. 3

【 図 6 】

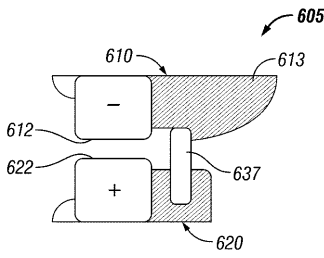


FIG. 6

【 図 4 】

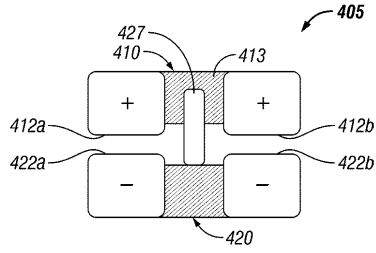


FIG. 4

【 図 5 】

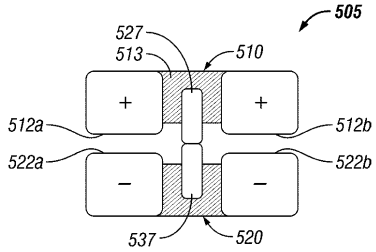


FIG. 5

【 図 7 】

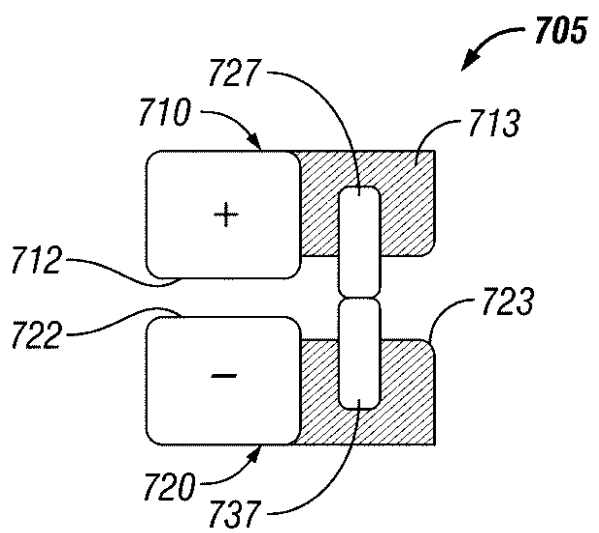


FIG. 7

フロントページの続き

(72)発明者 ロバート シャープ

アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボールダー, アンバー ストリート 4138

(72)発明者 クレイグ ウェインバーグ

アメリカ合衆国 コロラド 80211, デンバー, ディケーター ストリート 4132

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK15 KK19 KK24 KK37 MM33