

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4845884号
(P4845884)

(45) 発行日 平成23年12月28日 (2011.12.28)

(24) 登録日 平成23年10月21日 (2011.10.21)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 2 0

A 6 1 B 17/28 (2006.01)

A 6 1 B 17/28

請求項の数 17 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2007-525201 (P2007-525201)	(73) 特許権者	503053099
(86) (22) 出願日	平成17年7月15日 (2005.7.15)		エルベ エレクトロメディツイン ゲーエ
(65) 公表番号	特表2008-508966 (P2008-508966A)		ムペーハー
(43) 公表日	平成20年3月27日 (2008.3.27)		ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2
(86) 国際出願番号	PCT/EP2005/007738		0 7 2、ワルドヘルンレシュトラッセ 1
(87) 国際公開番号	W02006/018087		7
(87) 国際公開日	平成18年2月23日 (2006.2.23)	(74) 代理人	100094318
審査請求日	平成20年6月11日 (2008.6.11)		弁理士 山田 行一
(31) 優先権主張番号	102004039052.5	(74) 代理人	100123995
(32) 優先日	平成16年8月11日 (2004.8.11)		弁理士 野田 雅一
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(72) 発明者	ハフナー, ディーター
(31) 優先権主張番号	102004055671.7		ドイツ, 7 2 0 7 2 テュービンゲン,
(32) 優先日	平成16年11月18日 (2004.11.18)		ユラシュトラッセ 2 3
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	審査官	井上 哲男
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

切削ツールまたはクランプツールに対応して駆動できる関節式接続部を有する 2 本のアーム (1 5、1 6) と、

血管または組織 (4 0) を把持し、前記血管または組織 (4 0) を凝固させるために前記血管または組織 (4 0) に凝固電流を通すようアーム (1 5、1 6) の遠位端 (1 1、1 2) に凝固表面 (2 2 a、2 3 a) があり、相互に対向して位置決めされた電極部品 (2 2、2 3) と、

前記凝固電流を H F 発生器から前記電極部品 (2 2、2 3) へ供給する電流供給装置 (2 0、2 1) と

を有する電気外科用器具において、

前記凝固表面 (2 2 a) が少なくとも第 1 中心区間において凸状であり、前記対向する凝固表面 (2 3 a) が少なくとも第 2 中心区間において凹状であり、前記凹状凝固表面 (2 3 a) の前記曲率半径が、少なくとも前記第 2 中心区間において前記第 1 中心区間における前記凝固表面 (2 2 a) の前記曲率半径より大きく、湾曲部 (2 2 b、2 3 b) が、前記遠位端 (1 1、1 2) の縦軸に沿って、前記遠位端 (1 1、1 2) 間で保持されて前記縦軸に直角に延在する前記血管または組織 (4 0) が、前記第 1 および第 2 中心区間に向かって増加する圧力で保持されるような態様で延在し、

前記凝固表面 (2 2 a、2 3 a) どうしはその頂点でのみ接触し、血管または組織が前記凝固表面 (2 2 a、2 3 a) の間にクランプされている時、前記凝固表面 (2 2 a、2

3 a) の頂点の周囲に対称に延在する最大近接区域が形成されることを特徴とする電気外科用器具。

【請求項 2】

絶縁区間 (28) が少なくとも 1 つの前記凝固表面上の前記中心区間に形成され、したがって前記凝固表面 (22 a、23 a) 間の直接的な電氣的接触を回避できることを特徴とする、請求項 1 に記載の電気外科用器具。

【請求項 3】

前記絶縁区間 (28) が、少なくとも 1 つの凝固表面上に、突出するような態様で形成されることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の電気外科用器具。

【請求項 4】

前記絶縁区間 (28) がいくつかの部分区間から形成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 5】

前記絶縁区間 (28) が少なくとも 1 つの凝固表面上に、前記凝固表面 (22 a、23 a) の頂点に沿って連続的に延在し、前記凝固表面 (22 a、23 a) とほぼ面一であるような態様で形成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 6】

前記絶縁区間 (28) がセラミックまたはダイヤモンドから構築されることを特徴とする、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 7】

少なくとも 1 つの電極部品 (22、23) が、切削処置を実行するために切削器具 (30) 用の少なくとも 1 つの開放領域 (22 d、23 d) を備え、したがって前記開放領域 (22 d、23 d) の少なくとも 1 つの区域が、前記切削器具 (30) 用の案内ギャップ (24) として設けられ、これを前記クランプした組織 (40) 上に配置できることを特徴とする、請求項 1 ~ 6 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 8】

前記開放領域 (22 d、23 d) が前記個々の電極部品 (22、23) を少なくとも 2 つの区域に分割し、したがって前記電極部品 (22、23) が、相互に対向し、平行に配置された個々の分離表面 (22 e、22 e'、23 e、23 e') を備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 7 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 9】

前記開放領域 (22 d、23 d) が前記個々の電極部品 (22、23) を少なくとも 2 つの部分に分割し、したがって前記電極部品 (22、23) が、前記凝固表面 (22 a、23 a) の方向に相互に向かって先細になり、対向して配置された個々の分離表面 (22 e、22 e'、23 e、23 e') を備えることを特徴とする、請求項 1 ~ 8 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 10】

前記アーム (15、16) が一緒にされた場合にほぼ位置合わせされる開放領域 (22 d、23 d) が、前記対向する電極部品 (22、23) 上に設けられることを特徴とする、請求項 1 ~ 9 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 11】

前記切削器具 (30) が前記電気外科用器具 (10) と一緒に構築されることを特徴とする、請求項 1 ~ 10 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 12】

前記切削器具 (30) を機械的および / または電氣的に駆動できることを特徴とする、請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 13】

前記切削器具 (30) が、HF 電流によって切削するように構築されて、制御ユニットに接続され、したがって前記操作段階に応じて前記切削電流を供給できることを特徴とす

10

20

30

40

50

る、請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 14】

湾曲部 (22b、23b) によって生じる前記組織 (40) への張力付与効果を支持する表面輪郭 (27、27') が、一方の電極部品および/または前記対向する電極部品に形成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 15】

前記張力付与効果を支持する前記表面輪郭 (27、27') が、鋸歯状輪郭として構築されることを特徴とする、請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

【請求項 16】

1 つまたはそれぞれの絶縁区間 (28) が、前記張力付与効果を支持する前記表面輪郭 (27、27') として形成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 15 のいずれか一項に記載の電気外科用器具。

10

【請求項 17】

前記器具が腹腔鏡器具として構成されることを特徴とする、請求項 1 ~ 16 のいずれか一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】

本発明は請求項 1 のプレアンブル部による電気外科用器具に関する。

【背景技術】

20

【0002】

電気外科用器具は長年、高周波手術に、特に生物学的組織を凝固させ、さらにそれを切断するために使用されている。凝固の場合は、高周波電流が治療すべき組織を通過し、タンパク質凝固および脱水のせいでそれを変化させる。組織は、血管が閉鎖し、出血が止まるような態様で収縮する。凝固が生じると、例えば機械的に動作する切削器具によって、組織を分離することができる。

【0003】

電気外科のプロセスは、単極方法、さらに双極方法で実行することができる。単極技術では、電気外科用器具は単一の電流供給部しか有さず、したがって治療すべき組織 (または患者) を他方の電位に配置しなければならない。しかし、別個に絶縁された 2 つの区間で構成された双極器具が、ますます重要性を高めている。したがって、電極部品間の電流路を計算することができ、これは患者の身体を通して長い距離を進まない。したがって、例えばペースメーカーまたは手術中に患者に接続されている他の装具などの効果が低下する。

30

【0004】

双極凝固器具は基本的に関節式接続部を有する 2 本のアームを備え、その近位端にはアームを扱うために取っ手装置が設けられている。アームの遠位端には、組織を把握し、組織を通して凝固電流を伝導するための電極部品がある。そのために、HF 発生器によって供給される HF 電流は、電流供給装置を介して双極器具の電極部品に供給される。

【0005】

40

しかし、従来の電気外科用器具の問題は、組織が電極部品間にいったん把握されると、容易に滑動して離れるか、滑り落ちてしまうことである。これは、特に外科医が例えば内視鏡処置などによって手術区域を見ることが困難であるか、組織の大量に出血する区間で組織の把握の回復が困難である場合に、合併症につながる可能性がある。

【0006】

市販されている器具は、構造的電気部品で、つまり構造的凝固表面で製造することが多く、したがって組織は電極部品の凝固表面間でしっかり把握される。電極部品は、例えば波形の凝固表面を備える。

【0007】

しかし、凝固表面の構造化は多くの欠点を伴う。このような凝固表面の製造さえ、非常

50

に費用がかかる。また、構造化は処置中に表面への組織の付着を促進し、したがって再使用するための準備も非常に時間がかかる。複雑化した幾何学的形状も、凝固表面の再調整を困難にする。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、治療すべき血管または組織を電極部品間で確実に保持することができ、器具、特にその凝固表面を容易に製造し、再使用のために準備できるような態様で、上述したタイプの凝固用電気外科用器具をさらに開発することが、本発明の目的である。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この目的は、特許請求項1による電気外科用器具によって達成される。

【0010】

特に、この目的は、切削ツールまたはクランプツールとして操作できる関節式接続部を有する2本のアームを備える電気外科用器具によって達成される。器具はさらに、血管または組織を把握し、凝固させるために血管または組織を通して凝固電流を通すためにアームの遠位端にて相互に対向する凝固表面が位置決めされた電極部品、さらに凝固電流をHF発生器から電極部品へと供給する電流供給装置を備える。凝固表面の一方は、少なくとも第1中心区間が凸状であり、対向する凝固表面は少なくとも第2中心区間が凹状であり、それによって凹状凝固表面の曲率半径は、少なくとも第2中心区間にて第1中心区間における凸状凝固表面の曲率半径より大きく、それによって湾曲部は、遠位端の縦軸を、遠位端間で保持されて縦軸に対して直角に延在する血管または組織が、第1および第2中心区間に向かって増加する圧力で保持されるような態様で迂回する。

【0011】

「凸状」および「凹状」という用語は、この文脈では単に円弧として丸まっているとは理解されない。この用語は任意のタイプの隆起または窪み、つまり例えば屋根形隆起および相応するV字形窪みも意味する。

【0012】

本発明の本質的な点は、異なる曲率の凝固表面を生成することにより、凝固表面の接触が、数学的に見てその頂点でしか生じないことである。つまり、凝固表面間に、凝固表面の頂点の周囲に対称に延在する最大近接区域が形成される。残りの凝固区域と比較して圧力が増加した結果として、組織がこの区域で一緒にされたアームによって特に強力に押し合わされ、したがって電極部品間に確実に保持される。

【0013】

上述した従来の電気外科用器具の問題は、本発明による装置で都合良く克服される。というのは、単純で滑らかな幾何学的構造は製造が容易で、処置中に組織の付着を阻止し、再使用および再調整のために容易に準備することができるからである。また、高圧の区域における高いクランプ力の結果、血管または組織の確実な閉鎖が達成される。

【0014】

第1の有利な実施形態では、少なくとも1つの凝固表面の中心区間に絶縁区間が形成され、したがって凝固表面間の直接的な電氣的接触を防止することができる。絶縁区間の熱伝導特性のせいで、組織の凝固がこの区間でも保証される。

【0015】

さらなる好ましい実施形態では、少なくとも1つの凝固表面上に突出するような態様で、ここに絶縁区間が形成される。この場合、絶縁区間は、絶縁する働きをするばかりでなく、電気外科用器具の遠位端間に組織をよりよく保持するために、治療すべき組織を何回か曲げることも実行する。圧力も、絶縁区間でさらになお増加する。

【0016】

絶縁区間は、いくつかの部品区間から構築することが好ましい。これは、電極部品間における組織の特に確実な保持を容易にする。組織が絶縁区間の部品区間の縁部で何回か曲

10

20

30

40

50

がるからである。

【 0 0 1 7 】

さらなる好ましい実施形態では、絶縁区間が、凝固表面の1つの頂点に沿って連続的に延在し、基本的にそれと面一であるような態様で、少なくとも1つの凝固表面上に形成される。これが可能であるのは、個々の中心区間における絶縁区間が、凝固表面の対応する中心区間に設けられ、したがってアームを一緒にすると、対向する凝固表面に最初に、かつ独占的に到達するからである。この実施形態の絶縁区間は、個々の電極部品内に収容することによって保護され、したがって磨耗する心配がないので有利である。

【 0 0 1 8 】

本発明による1つの解決法は、セラミックまたはダイヤモンドから構築されている絶縁区間を提供する。セラミックおよびダイヤモンドは両方とも、特に高い耐腐食性および機械的応力に対する高い耐磨耗性を有するので有利である。

【 0 0 1 9 】

電極部品間の短絡を防止する装置も、例えばアームに設けることができる。例えばそれにスペーサが配置されている場合、アームは完全には一緒にならず、電極部品間にギャップが残る。

【 0 0 2 0 】

少なくとも1つの電極部品が、切削処置を実行するために切削器具用の少なくとも1つの開放領域を備えると有利であり、したがって開放領域の少なくとも1つの区間が切削器具用の案内ギャップとして設けられ、これをクランプした組織に適用することができる。案内ギャップは、特に機械的に操作する切削ツールの場合に、組織の正確な切削を容易にする。

【 0 0 2 1 】

上述したように、湾曲部を有する凝固表面で電極部品を構築した場合、電極部品は張力付与区域を形成し、したがって組織が張力付与区域によってその端領域の方向に引っ張られる、つまり伸張する。張力がかかった組織は、機械的に操作される切削器具によってさらに容易に切削される。組織繊維が切削方向に対して直角に位置合わせされ、組織がプロセス中に薄くなるからである。プレテンションを与えた組織を完全に切削するために必要な力が大幅に減少し、切削器具への機械的応力、特に切削区間の磨耗が打ち消される。切削プロセス自体も、外科医にとってさらに容易になり、器具が扱い易くなる。それと同時に、電極部品または張力付与区域の曲率半径が変動するせいで、治療すべき組織が張力付与区域間で、特に切削区域の近くで確実に保持される。

【 0 0 2 2 】

電極部品が相互に平行で、対向した状態で配置された分離表面を有するように、開放領域が個々の電極部品を少なくとも2つの区域に分割することが好ましい。したがって、開放領域は、その区域全体にわたって案内ギャップとして使用可能である。このタイプの案内ギャップは、極めて正確な切削を容易にする。切削器具、特に機械的に操作する器具を、特に正確に案内できるからである。

【 0 0 2 3 】

さらなる好ましい実施形態では、開放領域が個々の電極部品を少なくとも2つの区域に分割し、したがって電極部品は、凝固表面の方向で相互に対して先細になり、対向して配置された分離表面を有する。個々の電極部品の分離表面が組織の切削区域に向かって移動すると、切削器具の連続的で正確な制御が保証される。拡大し、切削区域に面していない開放領域の部分は、開放領域の構造がアクセスの改善を保証するので、処置が完了した後に器具を再使用のために準備する、したがって洗浄する、または後で例えば耐磨耗性セラミックで分離表面を被覆するのに特に適切である。

【 0 0 2 4 】

開放領域は、対向する電極部品に設けることが好ましく、それによってアームを一緒にした場合に、これが基本的に位置合わせされる。電極部品に1つの開放領域しか形成されていない場合、これは例えばメスで組織を切削するのに特に適しており、それによって組

10

20

30

40

50

織が張力を受けた状態に対向する電極部品上に完全に載る。開放領域が両方の電極部品に設けられている場合は、メスを例えば凝固した組織に使用して、これを容易に分離することができる。よく計算された切削を実行するために、電極部品の中心区間に開放領域を配置することが好ましい。

【0025】

好ましい実施形態では、切削器具を電気外科用器具と組み合わせる。切削器具は、例えば一方のアームの中に位置し、必要に応じて切削位置へと運ぶことができる。したがって、器具の交換を回避することができ、したがって手術の過程を中断する必要がない。凝固器具に統合された切削器具の場合は、切削器具が妨げられずに組織に到達できるように、両方の電極部品に開放領域を構築することが好ましい。

10

【0026】

切削器具を電気外科用器具に統合するように構築しない場合は、外側から導入される切削器具をプレテンションが与えられた組織に十分正確に配置できるような態様で、案内ギャップを配置構成しなければならない。

【0027】

1つの有利な実施形態では、切削器具を機械的および/または電氣的に操作する。この態様で、シャフト上に構築された刃を、例えば凝固中にアームに収容された電気外科用器具上に設けることができ、切削処置のために組織に適用する。刃または別の切削器具の位置決め、さらに前進は、自動的に実行するか、外科医が機械的に実行することができる。

【0028】

20

本発明による解決法は、HF電流によって切削する切削器具、および制御ユニットへの接続部の構造を提供し、したがって手術の段階に応じて切削電流を供給することができる。外科医は、自動的に進み、最適化されるように、切削プロセスを制御することができる。

【0029】

本発明による解決法は、一方の電極部品および/または対向する電極部品に形成された湾曲部によって引き起こされる組織への張力付与効果を支持する表面輪郭を提供する。この輪郭は、個々の電極部品の端領域に形成することが好ましく、電極部品によって画定された引っ張り方向にて組織を追加的に移動するか、この引っ張り方向に抗する組織の後退を防止する。

30

【0030】

張力付与効果を支持する表面輪郭は、鋸歯状輪郭として構築することが好ましい。輪郭の歯は、例えばアームを一緒にする間に組織を把握し続け、これを引っ張り方向に移送するような態様で配置構成することができる。これは、組織内の張力を大幅に増大させる。しかし、この輪郭によって組織の傷害が引き起こされないように注意しなければならない。したがって、歯は丸まったノジュールを有するように設計することが好ましい。

【0031】

アームがわずかに開いた場合に、組織が張力のかかった位置で輪郭によって保持されるような態様で、輪郭を構築することが好ましい。したがって、この輪郭は羽枝の構成として作用する。

40

【0032】

さらなる好ましい実施形態では、絶縁区間または各絶縁区間は、張力付与効果を支持する表面として形成される。したがって、電極部品間で短絡が発生することが、さらに組織の張力付与の増大が最も単純な方法で防止される。

【0033】

この種の電気外科用器具は、例えば開いた身体で使用するよう構成することができる。湾曲部を有する電極部品の原理は、内視鏡に使用する器具にも当てはまる。したがって、アームに取り付けられた電極部品、および必要に応じて切削器具は、例えばシャフトなどに取り付けた取っ手を介して操作するか、制御ユニットを設け、したがってこれによって電極部品および/または切削器具の駆動を制御する。したがって、電気外科用器具は、

50

腹腔鏡器具として構成することが好ましい。

【 0 0 3 4 】

本発明のさらなる実施形態は、従属請求項に由来する。

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 3 5 】

以下で、実施形態の例から本発明について説明し、これは図面からさらに詳細に説明される。

【 0 0 3 6 】

同じ部品、および同じ機能を有する部品には同じ参照番号を使用する。

【 0 0 3 7 】

図 1 は、第 1 の好ましい実施形態の本発明による電極レイアウトで電気外科用器具 1 0 の斜視図を示す。図 3 は、第 1 の好ましい実施形態の電極レイアウトを前面図で示す。器具 1 0 は、開いた体腔での処置用に構築される。電気外科用器具の 2 本のアームは、図面では参照番号 1 5 および 1 6 で識別されている。2 本のアーム 1 5、1 6 は、スピンドルを介して相互に接続され、これの周囲で回転することができる。これは、電極部品 2 2、2 3 を装着した遠位端 1 1、1 2 を有し、これによって電極部品 2 2、2 3 は相互に対向して位置決めされる。凝固表面 2 2 a、2 3 a を有する電極部品 2 2、2 3 によって、例えば血管または組織 4 0 を把握することができ、これを通る H F 電流によって凝固させることができる。さらに、アーム 1 5、1 6 の個々の近位端 1 3、1 4 に接続する取っ手 1 8、1 9 を設ける。アーム 1 5、1 6 の近位端 1 3、1 4 はそれぞれ、H F 電圧を発生する H F 発生器（図示せず）に電気外科用器具 1 0 を接続するために、電流接続要素または電流供給装置 2 0、2 1 で終了し、したがって例えば器具 1 0 を通る電気ケーブル（図示せず）を通して H F 電流を電極部品 2 2、2 3 に供給することができる。

【 0 0 3 8 】

電気外科用器具 1 0 は、アーム 1 5、1 6 を一緒にすると一方の電極部品 2 3 が他方の電極部品 2 2 上に移動する、つまり後者を覆うような態様で構築される。図面から見られるように、電極部品 2 2、2 3 は湾曲している。一方の電極部品 2 2 は第 1 中心区間に凸状湾曲部 2 2 b を有し、凸状電極部品に対向して位置決めされた電極部品 2 3 は第 2 中心区間に凹状湾曲部 2 3 b を有する。凹状湾曲部がある凝固表面の曲率半径は、凸状湾曲部がある凝固表面の曲率半径より大きい。湾曲部 2 2 b、2 3 b は、遠位端 1 1、1 2 間に保持されて縦軸に直角に延在する血管または組織 4 0 が、第 1 および第 2 区間から増加する圧力で保持されるような態様で、遠位端 1 1、1 2 の縦軸に沿って延在する。

【 0 0 3 9 】

凝固表面 2 2 a、2 3 a または電極部品 2 2、2 3 の湾曲部設計に基づき、凝固表面 2 2 a、2 3 a は、数学的に見てその頂点でのみ接触することができる。つまり、凝固表面 2 2 a、2 3 a 間に、凝固表面 2 2 a、2 3 a の頂点の周囲に対称に延在する最大近接区域が形成される。残りの凝固区域と比較して圧力が増加した結果として、組織 4 0 がこの区域で一緒にされたアーム 1 5、1 6 によって特に強力に押し合わされ、したがって電極部品 2 2、2 3 間に確実に保持される。

【 0 0 4 0 】

凝固表面 2 2 a、2 3 a の単純で滑らかな幾何学的構造は、製造が容易で、費用もかからない。これによって手術中に残りの組織の付着を阻止し、したがって再使用の準備をする場合に、表面の洗浄がさらに容易になる。したがって、この単純な幾何学的形状に基づいて、凝固表面 2 2 a、2 3 a の任意の再加工を容易に実行することができる。また、高圧の区域における高いクランプ力の結果、血管または組織 4 0 の安全な閉鎖が達成される。

【 0 0 4 1 】

凸状湾曲部を有する電極部品 2 2 の頂点には、凝固表面 2 2 a 上に連続的な絶縁区間 2 8 が配置される。絶縁区間 2 8 は、凝固表面 2 2 a、2 3 a の完全な接触を確実に防止し、したがって短絡を防止する。また、絶縁区間 2 8 は組織 4 0 にかかる力を増大させる。

組織 40 が絶縁区間 28 にて追加的に曲げられるので、組織 40 の保持に関して絶縁区間 28 のさらなる改善を達成することができる。

【0042】

あるいは、これも凝固表面 22a の頂点に沿って連続的に延在し、基本的にこれと面一になるような態様で、凝固表面 22a に絶縁区間を構築することが可能である。このように、絶縁区間は凝固表面 22a 内に設定される。これが可能であるのは、絶縁区間が、絶縁表面 22a の第 1 中心区間に設けられ、したがってアーム 15、16 が一緒にされると対向する凝固表面 23a に最初に、独占的に到達するからである。この実施形態の絶縁区間は、個々の電極部品 22 内に収容することによって保護され、したがって磨耗する心配がないので有利である。

10

【0043】

絶縁区間 28 は、セラミックまたはダイヤモンドから構築することが好ましい。材料は両方とも、特に機械的応力下での高い耐腐食性を示す。

【0044】

図 2 は、第 2 の好ましい実施形態の本発明による電極レイアウトを有する電気外科用器具 10 の斜視図を示す。器具は原則的に図 1 に示したものと同様であるが、別個の電極部品 22、23 を備える。

【0045】

電極部品 22、23 は、切削器具 30 用案内ギャップ 24 を形成する開放領域 22d、23d を備える。したがって、切削器具 30 を切削処置のためにクランプした組織に配置することができる。電極部品 22、23 が湾曲部を有する結果、組織が電極部品 22、23 の端部の方向に引っ張られる、つまり引っ張り方向に伸張する。このように、電極部品 22、23 は張力付与区域 22c、23c を形成する。したがって、張力を受けた組織がさらに容易に切削される。組織繊維が切削方向に対して直角に位置合わせされ、組織がプロセス中に薄くなるからである。アーム 15、16 を一緒にすると、アーム 15、16 間の組織が張力を受けた状態で固定される。この実施形態の電極部品 22、23 は基本的に、全体が張力付与区域 22c、23c として形成される。あるいは、電極部品 22、23 の複数の区間のみが張力付与区域を形成することも可能である。

20

【0046】

切削器具 30 が案内ギャップ 24 に沿って案内されるので、案内ギャップ 24 は、組織の正確な切削を容易にする。これは、切削ツールを機械的に操作する場合に、特に有利である。張力付与区域 22c、23c は、それと同時に組織が案内ギャップ 24 に進入することを防止する。組織が張力のせいでそこから引き出されるからである。

30

【0047】

両方の張力付与区域 22c、23c が開放領域 22d、23d を備えるので、これは相互に位置合わせした状態で配置構成される。この態様でのみ、切削器具 30 の正確な制御が保証される。

【0048】

この実施形態で示すように、開放領域 22d、23d は個々の電極部品 22、23 を少なくとも 2 つの区域に分割し、したがって電極部品 22、23 は、相互に対向し、平行に配置された別々の表面 22e、22e' または 23e、23e' を有する。したがって、開放領域 22d、23d は、案内ギャップ 24 としてその全長にわたって使用することができる。このタイプの案内ギャップ 24 によって、極めて正確に切削することができる。特に切削器具を機械的に操作する場合に、切削器具 30 を特に正確に案内できるからである。

40

【0049】

あるいは、電極部品に開放領域を 1 つだけ構成し、例えばメスによって組織を切断できるようにすることが可能である。これで、組織は張力を受けた状態で全体的に対向する電極部品上にある。

【0050】

50

切削器具 30 はシャフト上に刃 31 を備え、凝固段階中にアーム 15 内に収容される。切削プロセスのために、切削器具 30 を既に凝固した組織上に位置決めし、組織を切削するためには画定された供給速度で移動させることができる。これはこの実施形態では、例えば切削器具 30 を駆動する（図示されていない）制御ユニットによって実行し、このユニットは、フィンガスイッチ 32 で起動することができる。切削器具 30 は電気外科用器具 10 に一体化されるので、器具の交換、したがって手術プロセスの中断を回避することができる。

【0051】

あるいは、外科医が切削器具を機械的に起動することも可能である。外科医は必要に応じてアーム 15 を通して刃 31 を組織へ、および組織を通して押すことができる。

10

【0052】

組織を切削するための装置を電気外科用器具に設けない場合は、外部から導入される切削器具、例えば外科用鉗を十分正確にプレテンションを与えた組織に配置できるような態様で案内ギャップ 24 を配置構成しなければならない。

【0053】

実的な用途では、スペーサ（図示せず）または電極部品 22、23 間のギャップを維持する同様の装置を電気外科用器具 10 上に構成し、したがって電極部品 22、23 の凝固表面 22a、23a の直接的接触を、したがって短絡を回避することができる。スペーサは、例えばアーム 15、16 の一方に構成してよい。

【0054】

20

図 1 および図 2 に示した電気外科用器具 10 は、既に述べたように開いた体腔で使用するよう構成される。張力付与区域 22c、23c で形成された電極部品 22、23 の原理および異なる曲率半径は、内視鏡にも使用することができる。したがって、アームに取り付けられた電極部品、および必要に応じて切削器具は、例えばシャフトに取り付けたハンドグリップを介して駆動するか、制御ユニットを設け、したがってこれによって電極部品および/または切削器具の駆動を制御する。

【0055】

図 4 から図 6 はそれぞれ、第 3、第 4 および第 5 の実施形態の電極レイアウトの非常に拡大した前断面図を示す。電極部品 22、23 は基本的に、図 2 に示したものの実施形態に対応する。図 2 に説明したように、これも切削器具の案内ギャップ 24 として働く開放領域 22d、23d を備える。これらの実施形態では、既に図 1 で説明したように、電極部品 22 は第 1 中心区間に凸状湾曲部を有し、対向して位置決めされた電極部品 23 は、第 2 中心区間に凹状湾曲部を有する。凹状湾曲部がある凝固表面の曲率半径は、凸状湾曲部がある凝固表面の曲率半径より大きい。湾曲部 22b、23b は、遠位端の縦軸を、遠位端間で保持されて縦軸に対して直角に延在する血管または組織 40 が、第 1 および第 2 中心区間に向かって増加する圧力で保持されるような態様で迂回する。湾曲部 22b、23b の結果、この実施形態の電極部品 22、23 は、張力付与区域 22c、23c として構築される。張力付与区域 22c、23c の結果、組織 40 は電極部品 22、23 の端部に向かって引っ張り方向 Z に伸張する。これで、組織 40 の繊維自身が切削方向に対して直角に位置合わせされ、したがって組織の切削がさらに容易になり、それと同時に異なる曲率の電極部品 22、23 内に確実に固定される。

30

40

【0056】

図 4 は、第 3 の好ましい実施形態による電極レイアウトを示す。これは 2 つの部分区間 28a、28a' から形成された突出絶縁区間 28 が、開放領域 22d によって 2 つの区域に分割された凸状電極部品 22 に、開放領域 22d のすぐ隣に設けられるという点のみ、図 2 で示した電極レイアウトと基本的に異なる。絶縁区間 28 の部分区間 28a、28a' は、電極部品の頂点に平行に延在することが好ましい。したがって電極部品 22、23 が一緒にされた場合に、その間の短絡が防止される。絶縁区間 28 の部分区間 28a、28a' は、一方で張力区域 22 の張力付与効果を支持し、他方でクランプした組織 40 の曲げを容易にする。したがって、電極部品 22、23 間のその確実な保持が保証される

50

。

【 0 0 5 7 】

図 5 も第 4 の好ましい実施形態による電極レイアウトを示す。電極部品 2 2、2 3 はここでも前断面図で見ることができる。電極部品 2 2、2 3 は、図 2 で示したものと異なる開放領域を備える。開放領域 2 2 d、2 3 d は、電極部品 2 2、2 3 が、凝固表面 2 2 a、2 3 a の方向に相互に対して先細になる状態に対向して配置された個々の分離表面 2 2 e、2 2 e'、2 3 e、2 3 e' を有するような態様で、個々の電極部品 2 2、2 3 を 2 つの区域に分割する。個々の電極部品 2 2、2 3 の分離表面 2 2 e、2 2 e'、2 3 e、2 3 e' は切削区域 2 5 に向かって移動するので、切削器具の連続的で正確な案内を保証する。切削区域 2 5 に面していない開放領域 2 2 d、2 3 d の部分は、再処理に、および完了した処置後の器具の洗浄、または分割表面 2 2 e、2 2 e'、2 3 e、2 3 e' に例えば耐摩耗性セラミックでその後に被覆を施すことにも特に適切である。開放領域 2 2 d、2 3 d の構造が、アクセス性の改善を保証するからである。

10

【 0 0 5 8 】

図 6 で示す電極レイアウトは、基本的に図 2 で説明されている。凹状湾曲部 2 3 b を有する電極部品 2 3 は、その端部に鋸歯状輪郭 2 7、2 7' を備える。歯は、例えばアームが一緒にされている間に組織を把握し続け、これを引っ張り方向 Z に移相するような態様で配置構成することができる。これは組織 4 0 内の張力を大幅に増加させる。しかし、輪郭 2 7、2 7' による組織への損傷を回避するように注意しなければならない、したがって歯はノジュールとして構成することが好ましい。

20

【 0 0 5 9 】

ノジュールは、アームがわずかに開いた場合に組織 4 0 がその張力を受けた位置で輪郭 2 7、2 7' によって保持されるような態様でレイアウトすることが好ましい。したがって、輪郭 2 7、2 7' は羽枝の構成として機能する。

【 0 0 6 0 】

絶縁区間は、張力付与区域の張力付与効果を支持する表面輪郭として構成できると有利である。したがって、電極部品間での短絡の発生が最も単純な方法で回避され、さらに組織の張力も増大する。

【 0 0 6 1 】

この状況で、上述した部品はすべて、特に図面に示した詳細が、本発明の必須事項として単独で、および任意の組合せで請求項に記載されていることを指摘しなければならない。それに対する変更は当業者にはよく知られている。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】第 1 の好ましい実施形態の本発明による電極レイアウトがある電気外科用器具の斜視図である。

【 図 2 】第 2 の好ましい実施形態による前面図の電極がある電気外科用器具の斜視図である。

【 図 3 】図 1 の第 1 の好ましい実施形態による前面図の電極レイアウトの略断面図である。

40

【 図 4 】第 3 の好ましい実施形態による前面図の電極レイアウトの略断面図である。

【 図 5 】第 4 の好ましい実施形態による前面図の電極レイアウトの略断面図である。

【 図 6 】第 5 の好ましい実施形態による前面図の電極レイアウトの略断面図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 6 3 】

- 1 0 電気外科用器具
- 1 1 遠位端
- 1 2 遠位端
- 1 3 近位端
- 1 4 近位端

50

1 5	アーム	
1 6	アーム	
1 7	スピンドル	
1 8	取っ手	
1 9	取っ手	
2 0	電流接続要素、電流供給装置	
2 1	電流接続要素、電流供給装置	
2 2	電極部品	
2 2 a	凝固表面	
2 2 b	凸状湾曲部	10
2 2 c	張力付与区域	
2 2 d	開放領域	
2 2 e、2 2 e '	分離表面	
2 3	電極部品	
2 3 a	凝固表面	
2 3 b	凹状湾曲部	
2 3 c	張力付与区域	
2 3 d	開放領域	
2 3 e、2 3 e '	分離表面	
2 4	案内ギャップ	20
2 5	切削区域	
2 7、2 7 '	輪郭	
2 8	絶縁区間	
2 8 a、2 8 a '	絶縁区間の部分区間	
3 0	切削器具	
3 1	刃	
3 2	フィンガスイッチ	
4 0	組織、血管	
Z	引っ張り方向	

【図 1】

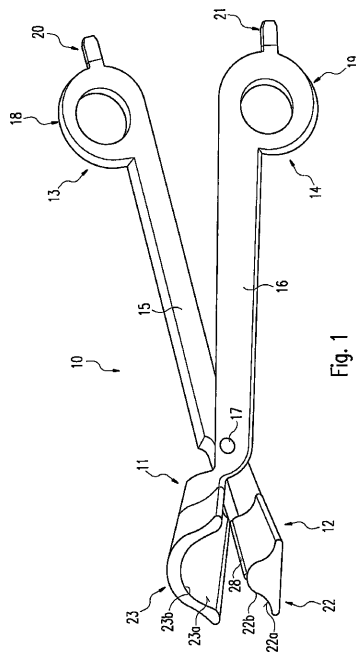


Fig. 1

【図 2】

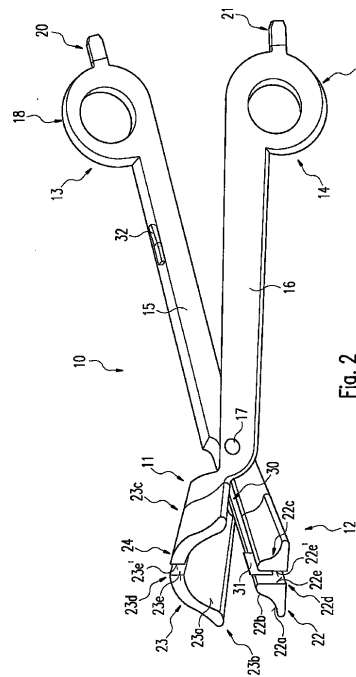
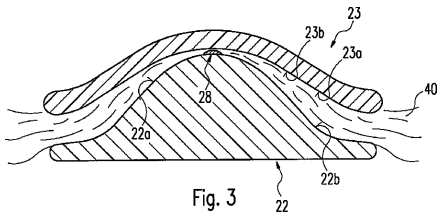


Fig. 2

【図 3】



フロントページの続き

(56)参考文献 米国特許出願公開第2004/0049185(US, A1)

米国特許第05443463(US, A)

米国特許第06267761(US, B1)

特表平09-510113(JP, A)

特開平11-267132(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

A61B 17/28

专利名称(译)	电外科器械		
公开(公告)号	JP4845884B2	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	JP2007525201	申请日	2005-07-15
[标]申请(专利权)人(译)	厄比电子医学有限责任公司		
申请(专利权)人(译)	易北河电介质有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	易北河电介质有限公司		
[标]发明人	ハフナーディーター		
发明人	ハフナー, ディーター		
IPC分类号	A61B18/12 A61B17/28		
CPC分类号	A61B18/1442 A61B2018/1412 A61B2018/1455		
FI分类号	A61B17/39.320 A61B17/28		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	102004039052 2004-08-11 DE 102004055671 2004-11-18 DE		
其他公开文献	JP2008508966A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电外科器械技术领域本发明涉及一种电外科器械，其包括具有铰接接头的两个臂，并且能够以切割工具或夹紧工具的方式被驱动。仪器保持血管或组织，以通过凝固电流到血管或组织凝结，在所述臂中，从高频发生器的进一步凝结电流的远端固化表面后者，对电极部件它还包括用于供应电极部件的电流供应装置。而且，其中一个凝固表面至少在第一中心部分是凸起的，而相对的凝固表面至少在第二中心部分是凹入的。凹形凝固表面的曲率半径至少在第二中心部分中大于第一中心部分中的凸形凝固表面的曲率半径。可以沿着远端的纵向轴线保持曲率，其中血管或组织保持在远端之间并且以朝向第一和第二中心部分增加的压力与纵向轴线成直角延伸。如图1所示。

