

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7307641号
(P7307641)

(45)発行日 令和5年7月12日(2023.7.12)

(24)登録日 令和5年7月4日(2023.7.4)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 18/14

請求項の数 13 外国語出願 (全19頁)

(21)出願番号	特願2019-173750(P2019-173750)	(73)特許権者	592245823
(22)出願日	令和1年9月25日(2019.9.25)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
(65)公開番号	特開2020-62389(P2020-62389A)		ベーハー
(43)公開日	令和2年4月23日(2020.4.23)		Erbe Elektromedizin
審査請求日	令和4年3月30日(2022.3.30)		GmbH
(31)優先権主張番号	18196945.2		ドイツ国 7 2 0 7 2 テュービンゲン
(32)優先日	平成30年9月26日(2018.9.26)		ウルドホルンレストラーセ 1 7
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)	(74)代理人	100109210
			弁理士 新居 広守
		(72)発明者	クラウス・フィッシャー
			ドイツ連邦共和国、7 2 2 0 2 ナゴル
			ト、インメンガッセ 1
		(72)発明者	アレクサンダー・ネアゴス
			ドイツ連邦共和国、7 2 7 7 0 ロイト
			リンゲン、エルンスト・フェルガー・ヴ
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 流体チャネルを備えたHF手術準備器具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

組織上に作用するためのHF手術準備器具（10）であって、
前記器具（10）は、絶縁体（16）によって部分的に電氣的に絶縁された電極（13）を備え、
チャネル（35）は、流体、ガスまたはエアロゾルを分配するために前記絶縁体（16）内に配置され、
前記チャネル（35）は、流体、ガスおよび／またはエアロゾル源に接続され得、
前記チャネル（35）は、前記絶縁体（16）によって円周方向に境界が定められたノズルセクション（39）を有し、
前記チャネル（35）の出口（37）は、前記電極（13）の遠位端（38）および／または前記器具（10）の遠位端（38）から近位に後退し、
前記チャネル（35）に流体、ガスおよび／またはエアロゾルが供給された場合に、前記出口（37）から流出するコーンの形態の流体、ガスおよび／またはエアロゾルが、前記出口（37）と前記遠位端（38）との間の前記絶縁体（16）または前記電極（13）に接触しないように、前記ノズルセクション（39）は、前記絶縁体（16）または前記電極（13）に対して傾斜している、
器具（10）。

【請求項2】

前記絶縁体（16）は、前記チャネル（35）の境界を円周方向に定める、

請求項 1 に記載の器具 (10)。

【請求項 3】

前記器具 (10) の遠位端セクション (21) は、前記器具 (10) の前記遠位端セクション (21) の形態を治療タスクに適合させるために曲げ可能である、

請求項 1 または 2 に記載の器具 (10)。

【請求項 4】

前記チャンネル (35) の前記出口 (37) は、前記電極 (13) の前記遠位端 (38) および／または前記器具 (10) の前記遠位端 (38) から、2 mm から 10 mm 内で後退する、

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

10

【請求項 5】

前記電極 (13) は、前記絶縁体 (16) から遠位に突出する、

請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 6】

前記電極 (13) は、へらの形態を有する、

請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 7】

へら (48) の形態の前記電極 (13) は、ワイヤ形状セクション (48) を有するか、または前記電極 (13) が切欠部を有し、前記切欠部内に、ワイヤ形状本体 (48) が配置される、

20

請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 8】

前記絶縁体 (16) は、前記電極 (13) をオーバーモールドすることによって形成される、

請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 9】

前記電極 (13) は、前記絶縁体 (16) を前記電極 (13) に固定するための凹部 (52) を有する、

請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 10】

30

前記電極 (13) は、電極シャフト (14) 内に保持され、

この場合、前記絶縁体 (16) は、前記電極シャフト (14) の遠位端セクションを囲む、

請求項 1 から 9 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 11】

前記チャンネル (35) は、前記電極シャフト (14) の隣に、または、部分的に前記電極シャフト (14) と同心円状に延びる、

請求項 10 に記載の器具 (10)。

【請求項 12】

前記絶縁体 (16) によって覆われていない前記電極 (13) の領域は、平面視で弓状に前記絶縁体 (16) を囲む、

40

請求項 1 から 11 のいずれか一項に記載の器具 (10)。

【請求項 13】

請求項 1 から 12 のいずれか一項に記載の器具 (10) と、

流体源および／またはエアロゾル源と、を備え、

前記器具 (10) のチャンネル (35) が、前記チャンネル (35) に供給するための前記流体源および／または前記エアロゾル源に接続される、装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は、HF手術準備器具に関する。

【背景技術】

【0002】

鉗子およびクランプを使用した厳密な機械的準備に加えて、今日では、ジアテルミー処置（高周波（HF）外科処置）が、選択の手段である。現在、非絶縁のへら型電極またはフック型電極が、組織構造の準備に使用される。対照的に、部分的に絶縁された電極が、特に、温存される構造または隣接する構造の熱損傷を可能な限り最小限に抑えるべき場合に使用される。既知の準備器具の場合、例えば、血液、炭化した血液および組織の滲出、ならびに「流れる」組織による器具先端部（有効領域）上の重なりの結果、手術部位の視野が制限されることにより、正確かつ安全な作業が困難になる恐れがある。

10

【0003】

米国特許出願公開第2006/0111709号明細書は、フック型電極を備える電気外科器具を開示し、ここでは冷却流体は、リザーバから、器具本体を通して電極先端部に搬送され、電極内の開口部を通り抜け、そこから戻りチャンネルに入ってリザーバまで戻ることができる。こうして、電極が冷却され得る。

【0004】

国際公開第95/19739号は、自由端を有する電極を備えた電気外科器具を開示しており、ここでは電極は、端部手前まで電気絶縁材料の被膜で囲まれており、端部に隣接する被覆のセクション内では、開口部が被覆内に含まれ、この開口部は、HF出力を開口部を通して組織に印加するために、電極から被覆の表面まで延びる。

20

【0005】

国際公開出願第2016/073164号は、電極の端部から酸素を変位させるために電極の端部の開口部からガスがそこを通して排出されるチャンネルを囲む非絶縁電極を備えた電気外科器具を示している。

【0006】

ウェブサイト <http://mmcts.org/tutorial/830#additionalinfo> は、電気外科器具とCO₂および生理食塩水の混合物を分配するための器具とを組み合わせた器具を開示しており、ここでは、電気外科器具および追加の器具は、ねじによって接続される。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

この従来技術を考慮して、本発明の目的は、改良された器具を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

この目的は、請求項1に記載のHF手術準備器具および請求項15に記載の装置によって達成される。

【0009】

HF手術準備器具（以下、準備器具または器具ともいう）は、組織にHF出力を印加するための電極を備え、電極の表面セクションは、絶縁体によって外側方向に電気的および熱的に絶縁されている。チャンネルが絶縁体の内部に設けられ、前記チャンネルは、ガス、流体および／またはエアロゾルなどの流体を組織上もしくは組織内または組織構造間で分配するように適合される。チャンネルは、例えばガス源、流体源および／またはエアロゾル源などの流体源であることができるか、または流体源に接続される。

40

【0010】

好ましくは、器具は、単極のHF器具である。器具に供給するHF発電機は、患者の大部分と電気的に接触している別個の中性電極に接続される。

【0011】

HF手術準備器具により、ガス、流体および／またはエアロゾルをHF出力の作用領域

50

内またはその隣に分配することができる。したがって、準備器具は、流体アプリケータを形成する。

【0012】

この特許出願の意味の範囲内で、エアロゾルは、ガスおよび液体の混合物、特にガス中に懸濁した液滴であると理解される。

【0013】

本発明の器具では、穏やかで正確な方法で組織を準備することが可能である。ここで、準備とは、鈍い分離／変位および／または鋭い分離による、たとえば神経または血管などの脆弱な解剖学的構造の露出および提示を意味すると理解される。HF手術の準備では、たとえばHFへらが、血管、神経、および器官などの特有の組織構造を、組織複合体から、少なくとも部分的に切り離すために使用される。このステップ中、敏感な（準備される）構造または隣接する構造に不注意による熱損傷がないことが不可欠である。本発明による器具は、組織とHF電極との間の接触表面が知られていること、またはいつでも制御できることを確実にする。本発明の器具のガス、流体および／またはエアロゾルアプリケータ機能により、組織、組織構造、組織の残り、体液または他の流体または蒸気を遠ざけるか、または変位させることにより、外科医は常に個々の組織の境界を明確に認識可能にすることができる。

【0014】

好ましくは、チャンネルは、電極の隣に、そこから距離を離して、または距離を離さずに延びる。あるいは、電極は、チャンネルを含むことができる。しかし、好ましくは、絶縁体は、チャンネルの境界を定める。これは、絶縁体がチャンネル壁を少なくとも部分的に形成することを意味する。例えば、このセクションでは、絶縁体内の小さなチューブを省略することが可能であり、この場合小さなチューブはチャンネルセクションを含むものである。好ましくは、チャンネルは、絶縁体の壁厚内に延びる。好ましくは、電極は、チャンネルから距離を離してチャンネルに沿って延びる。好ましくは、電極はチャンネル内に配置されず、好ましくはチャンネル内に延びず、それにより、チャンネルは、チャンネルを貫通する横断面で見て電極を囲まない。

【0015】

好ましくは、チャンネルは、端部セクションにノズルセクションを有し、その断面において、特にチャンネルの直径は先細になっている。好ましくは、ノズルセクションは、絶縁体によって境界が定められている。これは、絶縁体がチャンネルのノズルセクションの壁を形成することを意味する。

【0016】

遠位端セクション（器具先端部）、特に電極および絶縁体は、好ましくは、絶縁体および電極の形態を治療タスクに適合させるために可撓性である。曲がりに使用される外力が取り除かれると、絶縁体の端部セクションの所望の形態は、好ましくは維持される。電極先端部に対するチャンネルのノズルの配向は、好ましくは、維持されたままである。好ましくは、端部セクションは、手で曲げることができる。端部セクションを所望の形態に曲げることができる場合、これにより、例えば血管の除去中などで、正確な組織を温存する準備が促進される。

【0017】

絶縁により、電極と組織との間の電氣的接触領域は、規定された、狭く限定された領域に設定され得る。その結果、一方で、組織に導入されるエネルギーが減少する。他方では、有効範囲が限られているため、横方向の損傷、および周囲組織への不注意な熱応力のリスクは、最小限に抑えられる。

【0018】

絶縁体がチャンネルの境界を定める場合、特に、絶縁体が、チャンネルの開口部において、器具の有効領域へのエアロゾルまたは流体の分配を可能にするチャンネルの端部セクションをの境界を定める場合、これは、器具が曲げられた場合でも、チャンネルの端部セクションの配向（角度）は、電極の遠位端セクションの配向に対して維持され続けるという結果を

10

20

30

40

50

有する。

【0019】

好ましくは、電極は、流体の流れを搬送するように適合されたチャネル内に配置されない。電極は、絶縁体の凹部内に配置され得る。電極は、凹部を完全に満たすことができ、または少なくとも凹部内の開口部を閉じることができる。

【0020】

好ましい実施形態では、電極は、へらの形状を有する。これは、電極が少なくとも1つのへら形状の遠位端セクションを備えることを意味する。HFへらと一緒に、この器具は、へら形状電極を形成する。好ましい実施形態では、電極は、好ましくは電極の長手方向の広がりによって延びるワイヤ形状セクションを有する。あるいは、電極は、例えば、電極の近位端から電極の端部セクションまで延びることができる細長いスリットまたは凹部を有することができ、ワイヤ形状本体、好ましくは金属本体は、スリットまたは凹部内に配置される。好ましくは、ワイヤ形状本体は電極に接続され、好ましくは電極板金に溶接される。ワイヤ形状本体は、必ずしも電流を流すように適合されているわけではなく、器具の端部セクションを曲げ、端部セクションを所望の曲げ形態に保持できるように、厳密に機械的な目的に合わせて配置され得る。したがって、ワイヤ形状本体は、電極に電力を出力するように適合され、および／または電極を機械的に安定化するように適合され得る。特に正確で絶縁された方法で準備器具を準備できるようにするには、薄い電極が望ましい。しかし、電極の厚さが薄くなると、電極の機械的剛性は減少する。必要に応じて、これは、ワイヤ形状本体またはセクションによって補償され得る。さらに、ワイヤ形状本体またはセクションは、準備器具の端部セクションを通して準備器具の先端部から熱エネルギーを除去することを向上させることができる。

【0021】

本発明による器具の典型的な実施形態のように、HFへらが流体アプリケータと組み合わせられる場合（ハイブリッドへら）、これによって構造のいかなる熱損傷も大幅に低減することができ、手術部位の視界を向上させることができる。この器具は、組織を変位させるため、または組織を上昇させるために、組織への流体、例えばガス、流体またはその両方の混合物の施与または導入を可能にする。この結果、個々の組織構造またはその境界をよりはっきりと表示することができる。さらに、流体を分配することにより、とりわけ、血液、組織の残り、蒸気、煙などの体液を洗い流すか、または変位させることが可能である。

【0022】

高い出力密度の流体（特に液体）の施与中、前記流体は組織を貫通し、標的構造と隣接する構造との間の連結組織様の境界領域内に蓄積し、それにより、これらは、押し離され、器具による操作のための拡大された（安全）距離が、形成される（機械的および熱的保護）。

【0023】

これとは対照的に、流体の流れ（特にガス）が比較的低い強度で特定の距離から組織に向けられる場合、流れる流体の力の作用により組織上に変位効果（変形）が発生する。個々の組織構造の弾性などの異なる機械的特性により、そのような効果は多かれ少なかれ顕著になり得る。結果として、例えば、脂肪などの周囲のより柔らかい組織に対して、血管などのより剛性の構造をより明確に限定することが可能である。

【0024】

さらに、エアロゾルスプレーを施与することにより、手術部位の冷却を実施し、HF暴露による熱損傷に対する追加の保護をこうして実施することが可能である。エアロゾルがHF印加中に煙の形成を低減するため、手術部位の視界を明らかに向上させることができる。

【0025】

ユーザが流体、特にエアロゾルの有害な影響を回避し、および／または特に、組織、たとえば血管内へのガスまたはエアロゾルの導入を防止するのに助けるために、チャネルの

10

20

30

40

50

出口、詳細にはノズルの出口を、電極の遠位端から好ましくは近位に後退させることができる。その結果、特に、組織上のチャンネルの出口の配置が、防止される。好ましい実施形態では、出口が設けられるチャンネルの遠位端は、2 mmから10 mm内で、電極の遠位端から後退する。この実施形態では、チャンネルの遠位端またはチャンネルの出口は、電極の遠位端から、例えば、近位方向に2から4 mmの間で後退させることができる。

【0026】

へら形状電極は、それぞれ1つの横方向表面を介して電極の縁に接続された上側および下側を有する。チャンネルの遠位端セクションは、好ましくは平面内に位置し、この平面は、電極の長手方向軸またはワイヤ形状セクションもしくは本体の長手方向軸、または電極または絶縁体それぞれの、チャンネルの出口からチャンネルの出口の下流側への流体の流れ方向に配置された長手方向セクション、および電極の上側または下側の表面垂線によって広げられる。チャンネルの遠位端セクションと、電極および／またはワイヤ形状本体の長手方向の広がり方向および／またはチャンネルの出口からチャンネルの出口の下流側への流れの方向に配置された電極または絶縁体のセクションの長手方向軸との間の配向角度（方位角）は、特に好ましくは具体的には0°である。あるいは、方位角は0°±10°もしくは0°±5°であってもよく、または異なる角度範囲を含んでもよい。方位角は、好ましくは、平面内で測定され、この平面内では、へら形状電極が位置するか、またはこれがこの平面内に位置するように曲げることができ、および／または絶縁体または電極のセクションが位置し、前記セクションは、チャンネルの出口と、絶縁体および／または電極の遠位端との間に配置される。

【0027】

器具の実施形態では、電極は、ガス、流体、および／またはエアロゾルがそこを通過して搬送される開口部を有さない。特に、電極は、好ましくは、電極を通過して延びるチャンネルを有さず、このチャンネルは、作動中にガス、エアロゾルまたは流体を搬送するものである。

【0028】

本発明による器具の電極は、好ましくは、絶縁体から遠位に突出する。このようにして、組織内へのHF出力の伝達はまた、絶縁されていないセクションを介して電極から横方向に生じる。

【0029】

好ましくは絶縁体によって覆われていない電極の上側の領域および／または下側の領域は、弓状であるか、または弓状に（平面図で）絶縁体を囲むことが好ましい。覆われていない領域は、チャンネルの出口と器具の遠位端との間に配置された絶縁体のセクションの隣で終わることができる。したがって、覆われていない領域は、ユーザから見て、出口の遠位で終わる。あるいは、覆われていない領域は、チャンネルを含む絶縁体のセクションの隣で終わってもよい。したがって、覆われていない領域は、出口の近位で終わる。覆われていない領域がチャンネルの出口の近位で終わる場合、電極の露出領域は、チャンネルの出口を越えて出口の隣に近位方向に延びる。

【0030】

絶縁体による非被覆部は、隣の縁表面セクションが遠位方向の成分を有する配向を有する、電極のこれらの領域に制限され得る。絶縁体による非被覆は、特に、最も近い縁表面セクションが電極の前面のセクションである電極のこれらの領域に制限され得る。

【0031】

絶縁体は、1つの部分または複数の部分から作製され得る。絶縁体の部分は互いに接続されていてよく、またはこの部分は、分離され、離間された部分である。好ましくは、絶縁体は、継ぎ目のない単一片からなる。電極は、絶縁体内の凹部に配置されてよく、または、例えば、絶縁体の2つの接続されていない半体間に配置されてもよく、前記半体は、電極の上側および下側のセクションを2次元的に覆うことができる。

【0032】

好ましくは、絶縁体は、ポリマー、特にプラスチック材料、例えばシリコンからなる。好ましくは、絶縁体は、器具の遠位端セクションの曲がりを実現するために可撓性で

ある。絶縁体は電極の表面セクションを覆い、それによって覆われた表面セクションの組織が外科的に有効なまたは損傷する電気出力で帯電するのを防ぐ。例えば、組織セクションの望ましくない乾燥は、この方法で防ぐことができる。絶縁体によって覆われていない表面セクションから、外科的に効果的な方法で組織に電気出力を印加することが可能である。

【0033】

好ましい実施形態では、絶縁体は、電極をオーバーモールドすることにより製造される。好ましくは、コアが、本発明による器具の製造中に、電極の隣および／または電極シャフトの隣に、好ましくは距離を置いて、電極および／または電極シャフトに沿って外部形態として配置され、前記コアは、電極がオーバーモールドされている間、少なくともチャネルのセクションを自由にしたままにするか、または少なくともチャネルのセクションを形成する。電極を囲む絶縁体の壁厚内にチャネルが残っている。

10

【0034】

好ましくは、電極は、絶縁体を電極に締結するための凹部、特に穴を有する。絶縁体が、鑄造することによって、特に射出成形によって製造される場合、鑄造材料は穴を貫通し、穴内で固化することができ、それにより、絶縁体と電極との間にポジティブロックが生み出される。

【0035】

好ましくは、電極は電極シャフト内に保持され、絶縁体は、前記シャフトを電氣的に絶縁するために、電極シャフトの少なくとも1つの遠位端セクションを取り囲むことができる。ワイヤ形状本体は、電極シャフト内または電極シャフト上に固定されてよく、特に電極シャフトに挿入されてよい。

20

【0036】

チャネルは、電極シャフトの隣に、または、例えば、電極シャフトと同心円状に部分的に延びる。

【0037】

器具は、電極シャフトが回転可能であるように支持されるハンドルを有することができ、ユーザは、ハンドルに対する電極の角度位置を適合させることができる。チャネルが電極シャフトに対して同心円状に延びる場合、チャネルは、ガス、流体、および／またはエアロゾルラインを介して、ガス、流体、および／またはエアロゾル源に中央で接続され得る。

30

【0038】

さらに、本発明による器具と、ガス、流体、および／またはエアロゾル源とを備える装置であって、器具のチャネルが、チャネルにガス、液体、および／またはエアロゾル源を供給するためにガス、流体、および／またはエアロゾル源に接続される、装置が、開示される。

【0039】

本発明による器具および本発明による装置の追加の好ましい特徴および実施形態は、説明および従属請求項、ならびに図面から推測することができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0040】

【図1】本発明による器具の典型的な実施形態の斜視図である。

【図2】図1による器具の遠位端の平面図である。

【図3】電極およびチャネルの位置が破線で示されている、図1による器具の斜視図である。

【図4】図1による器具の電極シャフトおよび電極を備えた典型的な電極アセンブリの図である。

【図5】電極の長手方向軸に沿った、図1による器具の長手方向断面図のセクションの詳細図である。

【図6a】遠位からセクションの典型的な実施形態の平面図である。

50

【図 6 b】遠位へらセクションの典型的な実施形態の別の平面図である。

【図 7 a】本発明による器具のさらなる実施形態の一例の遠位端セクションの斜視図である。

【図 7 b】図 7 a による例の長手方向セクションの図である。

【図 8 a】本発明による器具の第 3 の実施形態の一例の斜視図である。

【図 8 b】本発明による器具の第 3 の実施形態によるさらなる例の上側の平面図である。

【図 8 c】本発明の器具の第 3 の実施形態によるさらなる別の例の斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0041】

図 1～図 5 は、本発明による 1 つの実施形態における本発明による準備器具 10 の好ましい構造の一例の詳細を示す。準備器具 10 は、電極 13 および電極シャフト 14 を備えた電極アセンブリ 12（特に図 3 および 4 を参照）を備え、電極 13 は電極シャフト 14 内に保持されている。電極シャフト 14 の近位端は、器具 10 のハンドル（図示せず）に解放可能に挿入され得る。電極アセンブリ 12 は、電極シャフトの長手方向軸の周りの電極アセンブリ 12 の回転の配向を適合させることができるように、ハンドル内に回転可能に支持され得る。電極シャフト 14 を介して、電極 13 は、HF 発生器（図示せず）に電氣的に接続される。電極 13 は、電極 13 を部分的に絶縁する絶縁体 16 によって囲まれている。これは、絶縁体 16 が電極 13 の絶縁セクションを覆い、それによって組織が、外科的に有効な（特に切断）または損傷電気出力によって絶縁セクションの表面を横断方向に通って充電されることを防止することを意味する。絶縁体 16 は、前記電極 13 を絶縁するために、好ましくは二次元的に、電極 13 の表面セクションを覆うか、または電極 13 の表面セクションに適合する。絶縁体 16 は、好ましくは、電極シャフト 14 の少なくとも端部を囲み、そこから器具 10 の作業先端 17 まで延び、そこで、絶縁体 16 は、電極 13 の縁領域 20 を露出したままにする。準備器具 10 は、電極シャフト 14 から準備器具 10 の遠位端まで延びる端部セクション 21 を有する。

【0042】

電極 13 は、上側 22 a および下側 22 b が反対方向を向くへらの形態を有する。上側 22 a および下側 22 b は、各側の 1 つの横方向表面 23 a、b を介して互いに横方向に接続され、横方向表面 23 a、b に隣接する前面 24 に遠位に接続される。横方向表面 23 a、b および前面 24 は、電極 13 の縁表面を形成する。

【0043】

好ましくは、前面 24 は、完全にまたは少なくとも部分的に絶縁されていない。横方向表面 23 a、b は、好ましくは、前面 24 まで絶縁される。好ましくは、電極 13 は、絶縁体 16 から遠位に突出する。好ましくは、電極 13 は、前面 24 に隣接する絶縁体 16 から突出する。

【0044】

横方向表面 23 a、b および／または前面 24 上で、電極 13 は、好ましくは、横方向表面 23 a、b または前面 24 に向かって開く凹部を有さず、前記凹部は、たとえば、電極 13 のフック形状を潜在的に形成するものである。

【0045】

特に好ましくは、前面 24 に隣接する上側 22 a の弓状（湾曲したストリップの形態を有する）セクション 25 a および／または下側 22 b のそのようなセクション 25 b は絶縁されておらず、このセクションまたは複数のセクション 25 a は、上側 22 a および／または下側 22 b の平面図において、絶縁体 16 を囲んでいる。ストリップ形状のセクションまたは複数のセクション 25 a、b は、前面 24 に隣接する。ストリップ形状のセクションまたは複数のセクション 25 a、b は、例えば 0.05 ミリメートルから 2 ミリメートルの幅 B を有することができる。図 6 a および図 6 b による典型的な実施形態では、ストリップ形状セクションは、例えば 0.1 mm から 0.15 mm の幅 B を有する。

【0046】

好ましくは、電極 13 は、その近位端 28 から自由ストリップ形状部分 25 a、b まで

、絶縁体によって連続的に囲まれている。前面 24 のセクションは、そこまで囲まれた電極 13 の表面セクション 29 に隣接し、前記セクションは、電極 13 の遠位端 38 を周って囲まれた表面セクション 29 に戻るまで連続的に覆われない。

【0047】

準備器具 10 の端部セクション 21 の幅は、好ましくは、絶縁体 16 の幅 32 によって規定される。好ましくは、電極 13 は、絶縁体 16 内で終わるか、または絶縁体 16 よりも小さい幅 33 を有する。

【0048】

絶縁体の内側の、電極 13 を囲む壁内には、電極 13 に沿ってチャネル 35 が延びる。チャネル 35 および電極 13 は、好ましくは、チャネル 35 と電極 13 の間に（図示するように）空間を空けて、または空間を空けずに互いに隣接して延びる。端部セクション 21 の遠位端 36 上に、チャネル 35 は、出口 37 を有する。例えば、出口 37 は、電極 13 に平行に測定して、少なくとも 2 ミリメートルから 10 ミリメートルまで、例えば 2 ミリメートルから 4 ミリメートルの間を含んで後退することができる。

【0049】

チャネル 35 は、図示する実施形態による絶縁体 16 内の上側 22 a に隣接して、または、例えば、絶縁体 16 内の下側 22 b（図示せず）に隣接して絶縁体 16 内に配置される。また、1つのチャネルまたはチャネルの1つのブランチそれぞれが、上側 22 a に隣接し、下側 22 b に隣接して配置されることも可能である（図示せず）。チャネルが、他の側、下側 22 b または上側 22 a に隣接して配置されてもよい。チャネル 35 は、平行方向（図 3 に示すように）に、または少なくとも部分的に同心円状に（図示せず）電極シャフト 14 まで、最初に電極 13 に沿って（電極 13 に平行なまっすぐな電極 13 と共に）延び、好ましくはチャネル 35 のまっすぐな端部セクション 39 は、電極 13 に対して傾斜され、それにより、チャネル 35 の端部セクション 39 の長手方向軸および電極 13 の長手方向軸 41 によって囲まれた角度 α は、遠位方向 RD に開く。角度 α は、器具 10 の遠位端セクションを通る長手方向断面図を示す図 5 に示されている。対応する断面は、図 2 の破線で示された交差線に沿って垂直に、図 2 の紙面と交差する。チャネル 35 の遠位端セクション 39 は、好ましくは、電極 13 のセクションの長手方向軸 41 に対して、または出口 38 から出口 37 の下流側への流体の流れ方向に配置された絶縁体 16 に対して、好ましくは 0° より大きく 45° までの角度 α 、特に好ましくは 5° より大きく 25° より小さく、例えば $15 \pm 3^\circ$ である角度 α で傾斜される。チャネル 35 に液体またはエアロゾルが供給される場合、液体またはエアロゾルは、チャネルのこの出口 37 から、たとえばコーン、たとえばフルコーンの形態で流出する。例えば、コーンは、約 20° の開口角（コーン角）を有することができる。チャネル 35 の遠位端セクション 39 の配向により、コーンは、これがチャネル 36 の出口 37 と電極 13 または器具 10 の遠位端 38 との間で絶縁体 16 または電極 13 のセクションと接触しないように配向され得る。典型的な実施形態では、流体コーンは、スプレーコーンの「表面」が器具 10 のセクション 44 の表面にほぼ平行または接線方向となるように配向されてよく、前記セクションは、チャネル 35 の出口 37 から器具 10 の遠位端まで延びる。しかし、ジェットコーンがセクション 44 に衝突した場合、これは、相当な、制御されない液滴形成（電極先端部における液体の蓄積）につながり、へらの電気特性に悪影響を与える可能性がある。その理由は、一方では、器具の先端部におけるこの導電性液体の蓄積により、電極の有効な接触表面が拡大する可能性があり、したがって、蓄積は正確な（絶縁された）準備の目的に反作用する恐れがあり、他方では、作動場の視界を制限する恐れがあるためである。

【0050】

図 3 および特に図 5 に示すように、チャネル 35 の遠位端セクション 39 は、好ましくは、平面に沿って平行に配向されるか、または電極の上側 22 a または下側 22 b に垂直であり、電極 13、ワイヤ形状セクションもしくは本体 48、または出口 37 から出口 37 の下流側への流体の流れ方向に配置された絶縁体の長手方向の広がり方向に延びる平面内に位置する。チャネル 35 の遠位端セクション 39 と、電極 13 および／またはワイヤ

10

20

30

40

50

形状セクションもしくは本体 48 の長手方向の広がり方向、および／または電極 13 または絶縁体 16 の、出口 37 における出口 37 の下流側への流体の流れの方向に配置されたセクションの長手方向軸との間の方位角は、好ましくは 0° である。この方位角は、へら形状電極 13 が位置するか、またはこれが平面内に位置するように曲げることができ、および／またはチャンネル 35 の出口 37 と、絶縁体 16 および／または電極 13 の遠位端との間に配置された、絶縁体 16 または電極 13 のセクションが位置する平面上の、チャンネル 35 の遠位端セクション 39 の長手方向軸の垂直突出部と、電極 13 および／またはワイヤ形状本体 48 もしくはセクションの長手方向の広がり方向、および／または出口 37 からの流体の流れの方向に見て下流側に配置された電極 13 または絶縁体 16 のセクションの長手方向軸との間で測定される。

10

【0051】

チャンネル 35 の遠位端セクション 39 は、好ましくは、遠位端セクション 39 に近位に隣接するチャンネルセクション 40 の流れ断面よりも小さい流れ断面を有するノズルセクションである。近位に隣接するチャンネルセクション 40 は、好ましくは、1 ミリメートル以下、例えば、約 0.6 ミリメートルの直径を有する。

【0052】

絶縁体 16 および電極 13 を備えた器具 10 の遠位端セクション 21 は、好ましくは可撓性であり、素手で曲げることができ、曲げた後、好ましくは使用者が望む形状のままである。器具 10 の端部セクション 21 は、その結果、特に電極 13 および絶縁体 16 の真っ直ぐな配向から、器具 10 の端部セクション 21 の形状を外科タスクに適合させる方向に曲げることができる。

20

【0053】

器具 10 の端部セクション 21 を手でこれを曲げることによって特に正確に配向するために、チャンネル 35 は、好ましくは、絶縁体 16 内の開いたままの中空空間によって形成される。図示するように、中空空間は、絶縁体 16 内の空間の隣に、好ましくは距離を離して延び、前記空間は、電極 13 によって満たされる。したがって、絶縁体 16 は、好ましくは、チャンネル 35 の境界を定める壁を形成する。チャンネル 35 の境界を定める壁は、好ましくは、絶縁体 16 と一体で継ぎ目がないように構成される。代替的または追加的に、チャンネルの遠位端セクション 39、特にノズルセクションは、好ましくは、絶縁体 16 内の開いたままの中空空間によって形成される。

30

【0054】

好ましくは、器具 10 は、ノズルセクション 39 の配向が、曲げるときに、遠位電極セクション 38 に対して、および／またはチャンネル 35 を通る流体の流れの方向に見て、出口 37 の下流側に（出口 37 の遠位に）配置された絶縁体 16 のセクションおよび／または電極のセクションの長手方向軸 41 に対して維持され得るように適合される。これは、ノズルセクション 39 を器具 10 の遠位端セクション 21 の領域内に構成することによって確実にされ、前記セクションは、遠位端セクション 21 を曲げるためにユーザによって保持され、その結果、曲げモーメントは生じない。その結果、器具 10 の遠位端セクション 21 の曲がり、常にノズルセクション 39 の近位に生じる。特に、出口 37 および／またはノズルセクション 39 と、電極の遠位端 38 との間の距離は、端部セクション 21 を曲げる間、器具 10 の遠位端セクション 21 の曲がり、ノズルセクション 39 の近位に常にしっかりとあるように十分小さく選択され得る。

40

【0055】

電極 13 に沿って、好ましくは金属製のワイヤ形状本体 48 が配置されることが好ましい。電極 13 は、例えば、電極 13 の近位端 28 から電極 13 の遠位端 38 までの電極の長手方向の広がり方向に延びることができる長手方向のスリットまたは切欠部を有することができ、この場合、ワイヤ形状本体 48 は、図示するように、スリットまたは切欠部内に配置され、切欠部を満たすことができる。あるいは、電極 13 は、例えば、へらの形態の電極 13 内に中心に配置されたワイヤ形状セクションを有することができ、ワイヤまたはワイヤ形状セクションは、遠位端 21 を曲げることによってもっていく所望の配向に

50

曲げられた後、器具 10 の遠位端セクション 21 を安定化するために配設される。ワイヤはまた、曲げられる前の開始構成で遠位端セクション 21 を安定化するように適合され、それにより、電極 13 の端部セクション 21 の厚さを増大させることなく組織の機械的操作が可能となる。厚さの増大は、RF エネルギー入力の電気特性の悪化につながる。その理由は、電極 13 が厚くなると、電極 13 が薄い場合よりも準備が可能である精度が低下するためである。

【0056】

ワイヤ形状セクションまたは本体 48 は、好ましくは、電極 13 の遠位端 38 の前で終わり、それにより、ワイヤ形状本体 48 の遠位端 50 と電極 13 の遠位端 38 との間の領域は、ワイヤ形状セクションまたは本体 48 を有さないようになる。

【0057】

電極 13 それ自体および／またはワイヤ形状本体もしくはセクション 48 は、好ましくは、流体チャネルを形成しないか、または含まない。

【0058】

ワイヤ形状セクションの有無にかかわらず、電極 13 は、パンチングプロセス、または光化学エッチングまたはレーザー切断によって製造され得る。

【0059】

特に、絶縁体 16 は、ポリマー、特にプラスチック、例えばシリコンからなることができる。絶縁体 16 は、好ましくは、絶縁体材料を用いた電極 13 および電極シャフト 14 のオーバーモールドによって、特に射出成形プロセスによるオーバーモールドによって形成される。好ましくは、チャネル 35 は、コアを用いて成形することにより、絶縁体 16 内に中空空間として生み出される。そうする際、絶縁体 16 の機械的剛性を結果として高める 1 つまたは複数の毛細管またはチュービングを配置する必要はなく、この場合、毛細管またはチュービングはチャネルを囲むものである。この結果、電極 13 およびチャネル 35 の端部セクション 39 を備えた器具 10 の遠位端セクション 21 は、曲げることによって正確に配向することができ、この場合、この曲がり、チャネル 35 の出口 37 を離れる流体ジェットの配向を、電極 13 の遠位端 38 の配向に対して変化させない。遠位端セクション 39、特にチャネル 35 のノズルセクションはまた、一体部分、すなわち絶縁体 16 内の開放容積部となるように作製されてよい。これにより、例えばノズルチューブなどの追加の構成要素を省略することができる。これは、本発明による器具 10 の実施形態のアセンブリにとって特に有利である。鑄造または射出成形プロセス中、電極 18 が絶縁体 16 によって取り囲まれるように、絶縁体 16 は、好ましくは、電極 13 の周りに形成される。絶縁体 16 と電極 13 との間、例えば、絶縁体 16 としてのシリコン体と電極 13 との間には、中間層がないことが好ましい。好ましくは、絶縁体 16 と電極 13 との間、例えば、絶縁体 16 としてのシリコン体と電極 13 との間には、結合層または任意の他の結合剤は存在しない。

【0060】

電極 13、特にワイヤ 48 またはワイヤセクションに沿った電極 13 の部分は、好ましくは凹部 52、特に穴 52 を有し、この凹部 52 は、絶縁体 16 の製造中に絶縁体材料で満たされ、それによって、絶縁体 16 と電極 13 との間にポジティブブロックを形成し、それにより、絶縁体 16 は、電極 13 が絶縁体 16 と共に曲げられているときにもポジティブブロックの形で接続されたままであり、こうして常に電極 13 に対して特有の配向を示す。

【0061】

チャネル 35 を含む絶縁体 16 の長手方向セクション 53 a は、好ましくは、電極 13 を含む絶縁体 16 の隣接する長手方向セクション 53 b よりも狭い。これもまた、絶縁体 16 の正確な曲げ性を促進する。電極 13 を含む絶縁体の長手方向セクション 53 b、特にチャネル 35 の出口 37 と器具 10 または電極 13 の遠位端との間の領域もまた、好ましくは図示するようなへらの形態を有する。

【0062】

図 3 に示すように、チャネル 35 は、電極シャフト 14 の隣に延びることができる。他

10

20

30

40

50

の実施形態では、チャンネル 35 は、電極シャフトの内側に同心円状に配置され得る（図示せず）。これは、ハンドルに対する、電極シャフト 14 の長手方向軸を中心とした器具 10 の遠位端セクション 21 の回転可能性が提供される場合に特に有利であり、それにより、ユーザは、ハンドルに対する器具 10 の遠位端セクション 21 の回転の配向をユーザが望むように適合させることができる。

【0063】

一例を参照して図 6 a に示すように、電極 13 の輪郭は、いくつかの実施形態において、電極 13 の遠位端 38 から電極の側面に移行し、このとき前方に配向された（遠位）の丸いコーナを形成しない。対照的に、図 6 b は、そのような丸いコーナ 55 a、b を形成する実施形態の例を示している。

【0064】

電極先端部 56 の横方向輪郭は、電極の遠位端 38 に向かって先細になるか（尖った形状、図 2、4、6 a を参照）、主に平行方向に延びるか（矩形の形状、図 6 b を参照）、または広がることもできる（台形の形状、図示せず）。そうする際、電極の縁表面の露出セクションは、連続的（器具 10 のへら形状の遠位端セクション 21 の全周にわたって）であることができるか、または器具 10 の好ましくはへら形状の遠位端セクション 21 の遠位部分に限定され得る。

【0065】

前面によって規定される電極の幅は、横方向表面への移行時、および／または上側 22 a および／または下側 22 b の露出領域から非露出領域への移行時に、好ましくは突然に、横方向表面 23 a、23 b の互いからの距離によって規定されたより小さい幅に移行する。尖った形状を有する実施形態（図 2、4、6 a を参照）では、電極 13 の長手方向の広がり方向で測定される電極 13 の遠位端 38 からの移行は、例えば、器具 10 の端部セクション 21 内の絶縁体 16 の少なくとも幅 32 に対応し、および／または器具 10 の遠位端セクション 21 内の電極 13 の少なくとも最大幅 33 に対応する距離を有することができる。

【0066】

矩形形状を有する実施形態（図 6 b 参照）では、電極 38 の長手方向の広がり方向に測定される電極 13 の遠位端 38 からの移行は、例えば、器具 10 の端部セクション内の絶縁体 16 の幅 32 および／または器具 10 の遠位端セクション 21 内の電極 13 の最大幅 33 の最大で 3 分の 1 の距離を有することができる。

【0067】

電極 13 の露出領域の長さ L は、例えば、器具 10 の端部セクション 21 の幅 32 の 2 倍までであることができ、長さ L は、電極 13 の長手方向の広がり方向に測定される。覆われていない領域の長さは、例えば、4.5 mm 以下であることができる。

【0068】

チャンネル 35 は、好ましくは、チャンネルにガス、流体および／またはエアロゾルを供給するためにポンプまたは圧力源に接続される。

【0069】

本発明による器具 10 は、例えば次のように製造される。

【0070】

外部形態（図示せず）では、電極シャフト 14 および電極 13 を有する電極アセンブリ 12 が、提供され、電極 12 および電極シャフト 14 の隣に、好ましくは電極 12 および電極シャフト 14 から距離を離して、内部の細長い形態（細長いコア）（図示せず）が配置される。絶縁体材料が、電極シャフト 14 および電極 13 の周りに絶縁体 16 を形成するように、外部形態内に注入される。細長いコアは、チャンネル 35 が絶縁体 16 内で開いたままになることを確実にする。

【0071】

本発明による器具は、例えば以下のように作動する。

【0072】

10

20

30

40

50

本発明による器具 10 は、例えば、開腹手術または腹腔鏡手術または内視鏡手術で使用され得る。HF 外科治療、特に組織の準備のために、HF 出力が、電極 13 に印加され、次いで、組織を切断するための切断ツールとして使用され得る。チャンネル 35 の出口 37 からの流体、特にエアロゾルジェット of 分配は、例えば、HF 出力による電極 13 の印加を起動することで、自動的に起動され得る。実施形態では、流体ジェット、特にエアロゾルジェットの分配は、例えば、電極 13 による HF 電力出力の起動とは無関係に起動可能となり得る。

【0073】

HF へら（へら形状電極 13）が流体アプリータ 38）（ポンプまたは圧力源およびチャンネル）、特にエアロゾルアプリータ（ハイブリッドへら）と組み合わせられる本発明による準備器具 10 の使用により、流体、特に流体ジェットまたはエアロゾルジェットを分配することにより、手術部位の視界を向上させ、したがってより正確で安全な作業を可能にすることができる。本発明による器具 10 により、組織を穏やかにかつ正確に準備することが可能である。本発明による器具 10 は、ユーザが敏感な（準備される）または隣接する構造への不注意な熱損傷を防ぐのに役立つ。その理由は、流体ジェット、特に流体ジェットおよびエアロゾルジェットの分配が手術部位の洗浄または準備による準備を可能にし、それにより、組織と HF 電極 13 との間の接触表面は、常にユーザに知られているか、またはユーザによって制御可能であり、加えて、個々の組織の境界は、器具 10 を使用する外科医によって常に明確に認識可能であるためである。好ましくは、器具 10 は、とりわけ血液を洗い流し、個々の組織構造またはそれらの境界をより明確に提示するために、ガス、流体またはその両方の混合物（エアロゾル）を組織に施与するように適合される（組織変位）。代替的または追加的に、器具 10 は、組織層を上昇させるために、液体またはエアロゾルを組織に導入するように適合され得る（組織上昇）。

【0074】

高い出力密度の流体（特に液体）の施与中、流体は組織を貫通し、標的構造と隣接構造との間の結合組織様の境界領域内に蓄積し、それにより、これらは、強制分離され、器具 10 による操作のための拡大された（安全な）距離が、形成される（機械的および熱的保護）。

【0075】

しかし、本発明による器具 10 を使用して、比較的低い強度を示す流体の流れ（特にガスまたはエアロゾル）が特定の距離にある組織に向けられる場合、流れる流体の力の効果により、組織上に変位効果（変形）が生じる。さまざまな機械的特性、たとえば個々の組織構造の弾性により、これは、多かれ少なかれ顕著になり得る。その結果、例えば血管などのより剛性の構造は、例えば脂肪などの周囲のより柔らかい組織に対してより明確に定められ得る。

【0076】

エアロゾルスプレーの施与により、手術部位の冷却、したがって高周波電力の影響による熱損傷に対する追加の保護を実施することがさらに可能である。

【0077】

最後に、本発明による器具のチャンネル 35 を使用して分配されるエアロゾルにより、HF 印加中の煙形成の低減が可能になり、それによって手術部位の明確に向上した視界をこうして提供する。

【0078】

電極 13 の遠位端 38 から近位に後退するチャンネル 35 の出口 37 により、エアロゾルによる組織への損傷のリスクが回避され、および／または組織、たとえば血管内へのエアロゾルの分配が防止される。特に、この結果として、組織上へのチャンネル 35 の出口 37 の設定が防止される。

【0079】

その結果、本発明による器具 10 により、準備器具に対する需要が満たされており、この器具は、敏感な組織構造の正確かつ穏やかな露出／提示を可能にする。

【0080】

好ましくは、本明細書の上記で説明したように、ユーザは、器具10の端部セクション21を手で曲げることができ、それにより、遠位電極セクション38に対する、および／またはチャンネル35を通る流体の流れの方向に見て、電極37の下流側37に（出口37の遠位に）配置された、絶縁体16のセクションの長手方向軸41および／または電極13のセクションの長手方向軸41に対するノズルセクション39の配向は、維持されたままとなる。

【0081】

図7aおよび図7bは、本発明による器具10のさらなる実施形態の一例を示している。この実施形態は、ワイヤ形状本体48が内部に配置されるか、または例えば、中央のワイヤ形状セクションを有する長手方向切欠部を有することができるへら形状の電極13を有する。図1から5による実施形態とは異なり、チャンネル35は、図1から5による典型的な実施形態のように電極13の幅広い上側22aに隣接するのではなく、電極13の狭い横方向表面23aに隣接して絶縁体16内に配置される。チャンネル35の端部セクション39は、図示とは異なるが、遠位端セクション21または電極13の長手方向の広がり方向に対して角度 α で配置することができ、それにより、角度は遠位方向に開く。図示する典型的な実施形態では、チャンネル35の端部セクション39は、電極13の長手方向の広がり方向または遠位端セクション21の長手方向の広がり方向それぞれに平行に延びる。電極13は、1つまたは両方の横方向表面23a、b上にフック切欠部60を有することができる。絶縁体16のフック切欠部62の内側の、絶縁体16によって覆われていない電極13の領域61は、ガス、エアロゾル、または液体ジェットが衝突し、これを洗浄することができる。代替的または追加的に、チャンネル35からのジェットは、フック形状の切欠部60、62内で治療される組織に、事前にまたは同時に施与され得る。代替的または追加的に、電極13の遠位端と接触している組織にガス、エアロゾルまたは液体ジェットを施与することにより、変位効果（変形）を生み出すことが可能である。この結果として、個々の構造を互いに対してより明確に限定することができる。絶縁体16内には、排出チャンネル63が配置され得る。ガス、液体、エアロゾルジェットを組織にもしくは組織内に、または組織構造間で分配するためのチャンネル35と同様に、絶縁体16はここでも、排出チャンネル63のチャンネル壁を形成することができる。電極13は、絶縁体16を超えて横方向に突出しており、それにより、器具10のセクションの幅64は、電極13および絶縁体16によって、チャンネル35の出口37と、器具10の遠位端との間に規定される。

【0082】

図8aおよび8bは、チャンネル35が電極13内に形成される実施形態の例を示す。電極13内に組み込まれたチャンネル35は、器具10の遠位端上に出口37を有することができる。電極13は、絶縁体16（図8a）を越えて遠位および横方向に突出せずに、絶縁体16で終わることができ、それにより、横方向表面セクション63のみ、絶縁体16によって覆われないようになる。別の場合、電極13、例えば、電極13は、絶縁体16を越えて遠位に突出せず、電極13の上側22aおよび／または下側22bの横方向セクション64のみ、図示するように、絶縁体16によって覆われない。さらに、図示する典型的な実施形態は、図8aでは、器具10の1つの横方向表面23aのみが、電極13の絶縁体16内の凹部60、62を通るフックを有し、図8bでは、両方の横方向表面23a、bがフックを有する点で異なる。

【0083】

図8cによる例は、特に、絶縁体16のフック凹部62内の電極13が、絶縁体16の隣接する輪郭を越えて遠位方向に、また横方向にも突出するという点で、図8aによる例とは異なる。

【0084】

絶縁体は、凝固領域を形成するために、凝固のために電極の二次元セクションがそこを通過して露出することができる凹部（図示せず）を有することができる。露出の代替策とし

て、凝固領域（図示せず）を形成することができ、ここでは、絶縁体のセクションは、多孔性を示すことができ、この多孔性は、このセクション内の絶縁体が電極を絶縁せず、それによってこのセクションを通る組織の凝固のための組織への電気出力の印加を可能にするように適合される。

【0085】

絶縁体16によって部分的に絶縁された電極13を備えたHF器具を備える準備器具10（ハイブリッド器具）であって、流体を組織にまたは組織内に施与するために絶縁体16内に配置されたチャンネル35を有する流体アプリケータと組み合わせられる、準備器具が、開示される。準備器具10の特に好ましい実施形態では、電極13は、電極13の表面のセクション24、25a、25b、63、64を覆わない絶縁体16に挿入されるへら型電極であり、それにより、これらのセクション24、25a、25b、63、64は、組織と接触することができる。特に好ましい実施形態では、絶縁体10は、好ましくは、チャンネル35の境界を定めるチャンネル壁を形成する。特に好ましい実施形態では、絶縁体16および電極13は、絶縁体16および電極13の形態を共に外科的タスクに適合させるために可撓性である。

【符号の説明】

【0086】

- 10 準備器具／器具
- 12 電極アセンブリ
- 13 電極
- 14 電極シャフト
- 16 絶縁体
- 17 作業先端部
- 20 電極の縁領域
- 21 端部セクション
- 22a 上側
- 22b 下側
- 23a、b 横方向表面
- 24 端面
- 25a、b セクション
- 28 電極の近位端
- 29 表面セクション
- 32 絶縁体の幅
- 33 電極の幅
- 35 チャンネル
- 36 遠位端
- 37 チャンネルの出口
- 38 電極の遠位端
- 39 チャンネル／ノズルセクションの端部セクション
- 40 チャンネルの近位隣接端
- 41 電極の長手方向軸
- 44 器具のセクション
- 48 ワイヤ形状本体
- 50 ワイヤ形状本体／セクションの遠位端
- 52 凹部
- 53a、b 長手方向セクション
- 55a、b コーナ
- 56 電極先端部
- 60 フック切欠部
- 61 領域

10

20

30

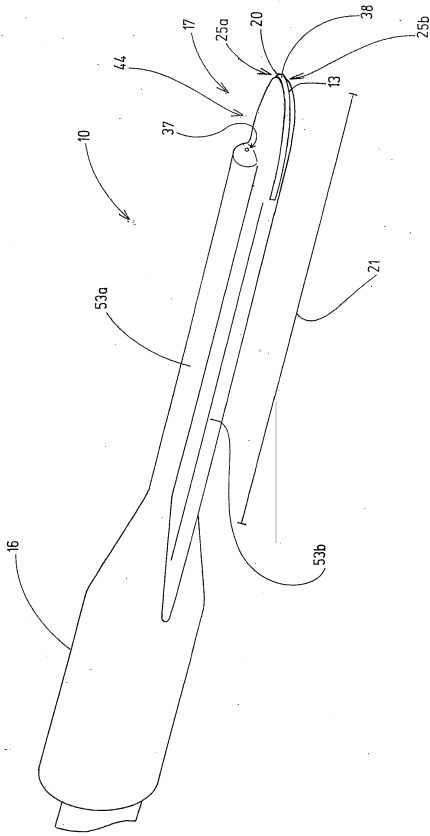
40

50

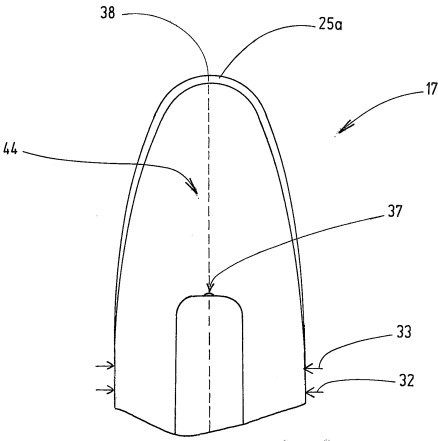
- 6 2 フック切欠部
- 6 3 横方向表面セクション
- 6 4 セクション
- α 角度
- R D 遠位方向
- L 長さ
- B 幅

【図面】

【図 1】



【図 2】



10

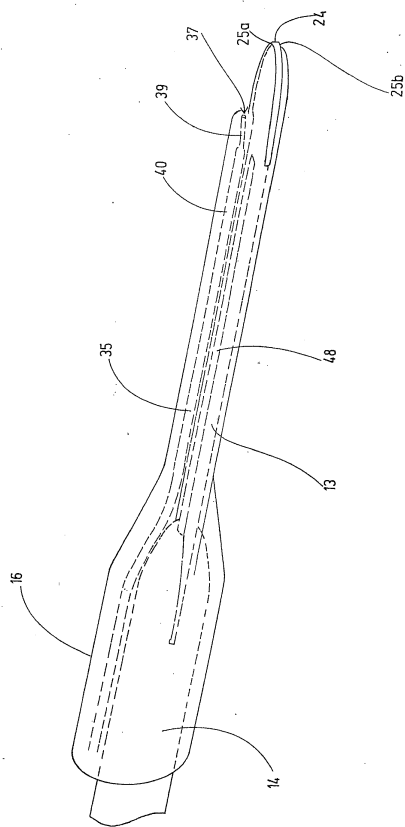
20

30

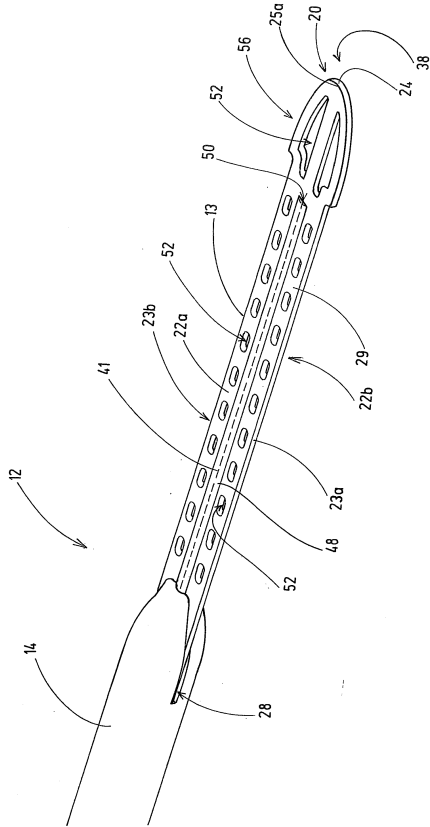
40

50

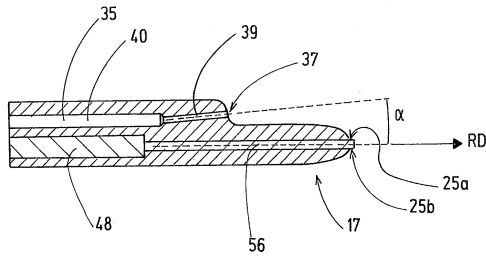
【図 3】



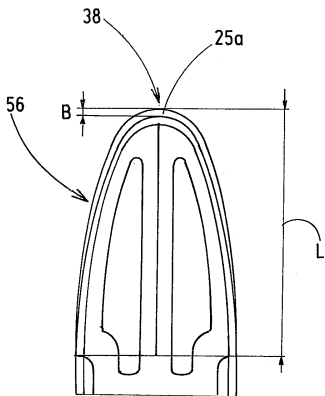
【図 4】



【図 5】



【図 6 a】



10

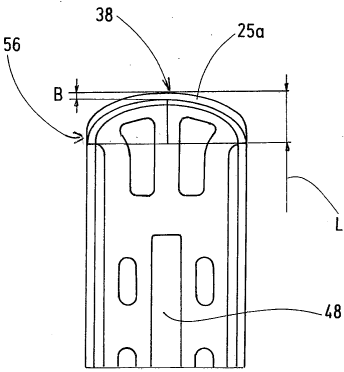
20

30

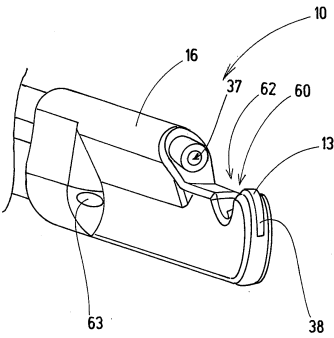
40

50

【図 6 b】

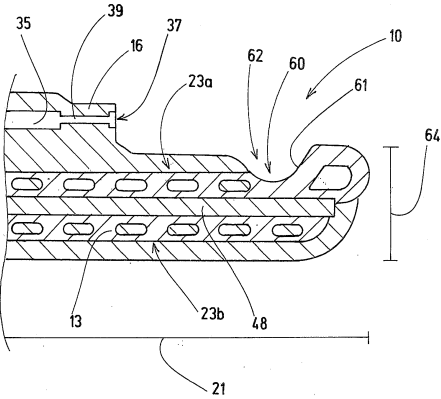


【図 7 a】

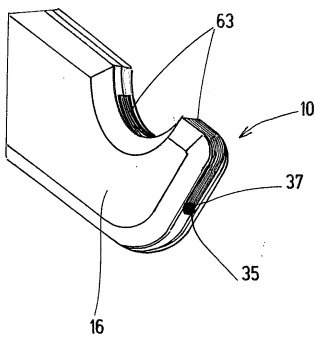


10

【図 7 b】

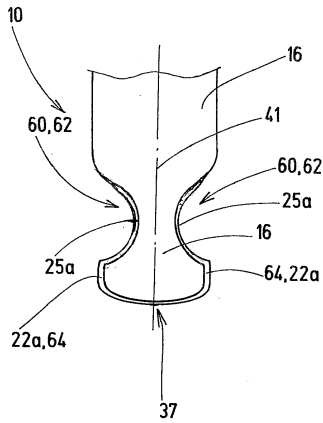


【図 8 a】

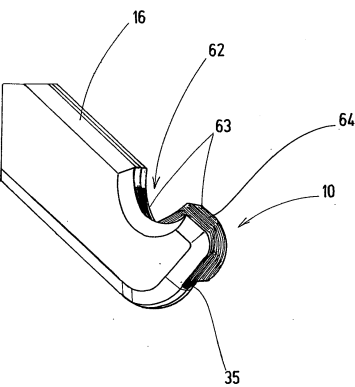


20

【図 8 b】



【図 8 c】



30

40

50

フロントページの続き

エーク 85

(72)発明者 マルクス・エンデルレ

ドイツ連邦共和国、72070 テュービンゲン、ブルグシュトラッセ 18

(72)発明者 アンドレアス・フェヒ

ドイツ連邦共和国、72072 テュービンゲン、ヒンター デン ゲルテン 10

(72)発明者 アヒム・ブロドベック

ドイツ連邦共和国、72555 メッツィンゲン、ルーレンダーヴェーク 8

審査官 木村 立人

(56)参考文献 米国特許出願公開第2014/0039493 (US, A1)

米国特許出願公開第2006/0264929 (US, A1)

米国特許出願公開第2013/0041363 (US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 18/14

A61B 18/18