

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7522583号
(P7522583)

(45)発行日 令和6年7月25日(2024.7.25)

(24)登録日 令和6年7月17日(2024.7.17)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 18/14 (2006.01)

A 6 1 B 18/14

A 6 1 B 17/285 (2006.01)

A 6 1 B 17/285

請求項の数 15 外国語出願 (全25頁)

(21)出願番号	特願2020-90114(P2020-90114)	(73)特許権者	592245823
(22)出願日	令和2年5月22日(2020.5.22)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
(65)公開番号	特開2020-203080(P2020-203080		ベーハー
	A)		E r b e E l e k t r o m e d i z i n
(43)公開日	令和2年12月24日(2020.12.24)		G m b H
審査請求日	令和4年11月21日(2022.11.21)		ドイツ国 7 2 0 7 2 テュービンゲン
(31)優先権主張番号	19176740		ウルドホルンレストラーセ 1 7
(32)優先日	令和1年5月27日(2019.5.27)	(74)代理人	100109210
(33)優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁(EP)		弁理士 新居 広守
		(72)発明者	フェリックス・ボブ
			ドイツ連邦共和国、7 2 1 0 8 ロッテ
			ンブルク、アルプシュトラッセ 4
		審査官	中村 一雄

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 電気外科器具

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気外科器具（10）であって、

支持空洞（25）を含む第1のブランチ（11）と、前記第1のブランチ（11）の前記支持空洞（25）内を延びる支持ピン（24）を備える第2のブランチ（12）とを有し、こうしてヒンジ（13）を形成し、前記ヒンジ（13）によって、前記第1のブランチ（11）は、前記第2のブランチ（12）において枢動軸（S）の周りに枢動可能に配置され、

前記第2のブランチ（12）内に設けられたナイフガイド空洞（61）を有し、

前記第2のブランチ（12）内で、ナイフ（60）が、案内される形で移動方向（B）に移動可能に支持され、

前記支持ピン（24）は、前記枢動軸（S）に平行の横断方向（Q）に見て前記ナイフガイド空洞（61）に隣接する一方の側に配置され、

前記第2のブランチ（12）は、横断方向（Q）に見て前記ナイフガイド空洞（61）の反対の他方の側に支持ピンおよび支持空洞を有さずに構成され、

前記支持ピン（24）は、前記ナイフガイド空洞（61）に直接隣接する軸方向端面（24b）から自由端（24a）まで延びており、

前記支持ピン（24）は、前記ナイフ（60）を通過させるのに適した貫通開口部であって、前記自由端（24a）と前記軸方向端面（24b）との間で前記支持ピン（24）を貫通して延びる貫通開口部を有さない、

10

電気外科器具。

【請求項 2】

前記枢動軸（S）は、前記ナイフガイド空洞（61）を貫通して延びることを特徴とする、

請求項 1 に記載の電気外科器具。

【請求項 3】

1 つの単一の支持ピン（24）および 1 つの単一の支持空洞（25）が、設けられることを特徴とする、

請求項 1 または 2 に記載の電気外科器具。

【請求項 4】

前記第 1 のブランチ（11）は、前記支持空洞（25）が開く第 1 の当接面（56）を有し、

前記第 2 のブランチ（12）は、前記支持ピン（24）が延びる第 2 の当接面（57）を有し、

前記 2 つの当接面（56、57）は、互いに当接することを特徴とする、

請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の電気外科器具。

【請求項 5】

前記第 1 の当接面（56）および / または前記第 2 の当接面（57）は、分離平面を形成し、

前記 2 つのブランチ（11、12）は、前記分離平面（T）の一方の側に配置された前記ヒンジ（13）によってのみ互いにヒンジ留めされることを特徴とする、

請求項 4 に記載の電気外科器具。

【請求項 6】

前記ナイフガイド空洞（61）は、前記分離平面（T）に接合して、または前記分離平面（T）に隣接して配置されることを特徴とする、

請求項 5 に記載の電気外科器具。

【請求項 7】

前記ナイフガイド空洞（61）は、前記第 2 の当接面（57）を開くことを特徴とする、請求項 4 から 6 のいずれか一項に記載の電気外科器具。

【請求項 8】

前記ナイフガイド空洞（61）は、移動方向（B）に見て、前記支持ピン（24）の両側で前記第 2 の当接面（57）を開くことを特徴とする、

請求項 7 に記載の電気外科器具。

【請求項 9】

横断空洞（63）が前記第 2 のブランチ（12）内に設けられ、

前記横断空洞（63）は、横断方向（Q）に延び、一端において前記ナイフガイド空洞（61）内に開き、他端において前記第 2 のブランチ（12）の外側（64）に開くことを特徴とする、

請求項 1 から 8 のいずれか一項に記載の電気外科器具。

【請求項 10】

前記横断空洞（63）は、スロット穴（65）として構成され、

前記スロット穴（65）は、移動方向（B）において、少なくとも前記支持ピン（24）の直径と同じ長さを有することを特徴とする、

請求項 9 に記載の電気外科器具。

【請求項 11】

前記ナイフガイド空洞（61）に隣接する前記支持ピン（24）の領域は、前記ナイフガイド空洞（61）を最大で 3 つの側面において制限することを特徴とする、

請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の電気外科器具。

【請求項 12】

パージ開口部（70）が、前記第 1 のブランチ（11）内に設けられ、

10

20

30

40

50

前記パージ開口部（７０）は、一端において前記支持空洞（２５）内に開き、他端において前記第１のブランチ（１１）の外側（７１）に開くことを特徴とする、

請求項１から１１のいずれか一項に記載の電気外科器具。

【請求項１３】

前記パージ開口部（７０）は、前記第２のブランチ（１２）に面する側に開くことを特徴とする、

請求項１２に記載の電気外科器具。

【請求項１４】

前記パージ開口部（７０）は、前記ブランチ（１１、１２）の開位置において、前記ナイフガイド空洞（６１）の一セクションに沿って２つの端部間を延びることを特徴とする、

請求項１３に記載の電気外科器具。

【請求項１５】

電気外科器具（１０）であって、

支持空洞（２５）を含む第１のブランチ（１１）と、前記第１のブランチ（１１）の前記支持空洞（２５）内を延びる支持ピン（２４）を備える第２のブランチ（１２）とを有し、こうしてヒンジ（１３）を形成し、前記ヒンジ（１３）によって、前記第１のブランチ（１１）は、前記第２のブランチ（１２）において枢動軸（Ｓ）の周りに枢動可能に配置され、

前記第２のブランチ（１２）内に設けられたナイフガイド空洞（６１）を有し、

前記第２のブランチ（１２）内で、ナイフ（６０）が、案内される形で移動方向（Ｂ）に移動可能に支持され、

前記支持ピン（２４）は、前記枢動軸（Ｓ）に平行の横断方向（Ｑ）に見て前記ナイフガイド空洞（６１）に隣接する一方の側に配置され、

前記第２のブランチ（１２）は、横断方向（Ｑ）に見て前記ナイフガイド空洞（６１）の反対の他方の側に支持ピンおよび支持空洞を有さずに構成され、

横断空洞（６３）が前記第２のブランチ（１２）内に設けられ、

前記横断空洞（６３）は、横断方向（Ｑ）に延び、一端において前記ナイフガイド空洞（６１）内に開き、他端において前記第２のブランチ（１２）の外側（６４）に開くことを特徴とする、

電気外科器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、例えば熱溶融または凝固に使用することができる電気外科器具、ならびに電気外科器具の製造方法に関する。電気外科器具は、２つのブランチを有し、そのそれぞれが、顎部を有し、各顎部は組織接触表面を含む。例えば、組織をシールするために、組織接触表面を介して、間にクランプされた生体組織に電流を流すことができる。

【背景技術】

【０００２】

ヒンジ式に互いに支持された２つのブランチと、ナイフガイド空洞内で移動可能に支持されたナイフとを備えた電気外科器具が、欧州特許出願公開第２９２６７４８号明細書から知られている。２つのブランチは、ヒンジ領域内でＵ字型に構成される。したがって、各ブランチは、互いに距離を置いて互いに平行に延びる２つの側壁を有する。一方の側壁の各ブランチには、支持空洞があり、それぞれの他方の側壁には、外側に向かって延びる中空の円筒状支持ピンが、設けられる。２つのブランチは、２つのヒンジを介して接続することができ、一方のブランチの支持ピンは、それぞれ他方のブランチの支持空洞内に係合する。そうする際、２つのヒンジの間に自由空間が生成され、その内部に、第１のガイド構成要素および第２のガイド構成要素を挿入してナイフガイド空洞を形成することができる。２つのガイド構成要素は、ナイフガイド空洞を形成するためにラッチ接続によって互いに接続される。一方のガイド構成要素に可撓性ウェブが形成され、この可撓性ウェブ

10

20

30

40

50

は、１つのヒンジの２つの中空の円筒状支持ピン的一方内に係合する。この係合により、また、ヒンジ間のガイド構成要素の配置により、２つのブランチもまた、ヒンジ接続が意図せず解放されないようにロックされる。

【０００３】

米国特許第８５７４２３０号明細書は、ヒンジによってヒンジ式に互いに支持された２つのブランチを備えた電気外科器具を説明している。ヒンジは、２つのブランチのうちの一方と耐トルク接続されたヒンジ本体を有する。ヒンジ本体では、ブランチのヒンジ式支持を可能にするために、支持ピンが両側に存在する。ヒンジ本体に対して枢動可能に配置されたブランチは、ナイフおよびナイフ作動部を含み、複数の部品から構成される。ナイフをヒンジに通して案内するために、ヒンジ本体は、枢動軸に直交する２つの支持ピン間を延びるスリットを有する。スリットは、ブランチが閉じている場合にのみ、隣接するナイフガイド空洞と位置合わせされる。ブランチの開位置では、ヒンジ本体のスリットは、隣接するナイフガイドの延長方向から枢動され、したがって、ナイフの作動部を妨げる。同様のデバイスは、米国特許第８３５７１５９号明細書および欧州特許第２１１２９０９号明細書にも説明されている。

10

【０００４】

血管を密閉し、かつ大きな組織構造を分離するための器具が、欧州特許第２２８６７５２号明細書から知られている。２つのブランチが、枢動ピンによって互いに枢動可能に支持される。ナイフがナイフガイドに沿って通過できるように、スロット穴は、ナイフガイド空洞と位置合わせして枢動ピンを通過する。

20

【０００５】

欧州特許第２０４０６３４号明細書に説明される器具では、２つのブランチを枢動可能に支持するための支持ピンには、ナイフを通過させるための貫通孔が設けられる。

【０００６】

欧州特許第１６０９４３０号明細書に説明される器具は、偏心ナイフガイドを有し、偏心ナイフガイドは、２つのブランチを互いにヒンジ式に支持するヒンジによって規定された枢動軸まで距離を有する。したがって、ナイフは、枢動軸に対して偏心して配置される。ナイフの偏心支持は、望ましくない。

【０００７】

米国特許第９４９８２８０号明細書は、２つのブランチがヒンジピンによってヒンジ式に互いに支持された器具を開示している。ヒンジピンは、ナイフ作動部が通過する貫通開口部を有する。

30

【０００８】

ナイフが枢動ピンを通して案内される別の器具が、米国特許第９４９８２８０号明細書に説明される。電気外科器具の他の構成は、欧州特許第１３７２５１２号明細書および豪国特許出願公告第２０１４２０５８０９号明細書から知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００９】

【文献】欧州特許出願公開第２９２６７４８号明細書

40

【文献】米国特許第８５７４２３０号明細書

【文献】米国特許第８３５７１５９号明細書

【文献】欧州特許第２１１２９０９号明細書

【文献】欧州特許第２２８６７５２号明細書

【文献】欧州特許第２０４０６３４号明細書

【文献】欧州特許第１６０９４３０号明細書

【文献】米国特許第９４９８２８０号明細書

【文献】欧州特許第１３７２５１２号明細書

【文献】豪国特許出願公告第２０１４２０５８０９号明細書

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0010】**

従来技術を起点にして、本発明の目的として、枢動軸のレベルでのナイフガイドの簡単な構成が可能である器具を提供することが考えられ得る。

【課題を解決するための手段】**【0011】**

本目的は、請求項1に記載の機能を備えた器具によって解決される。

【0012】

本発明によれば、電気外科器具は、支持空洞を含む第1のブランチと、支持ピンを備える第2のブランチとを有する。支持ピンは、支持空洞に係合する。そうする際、ヒンジが形成され、このヒンジによって、第1のブランチは、第2のブランチにおいて枢動軸の周りに枢動可能に支持される。枢動軸は、支持ピンおよび/または支持空洞によって規定される。横断方向は、枢動軸に平行に配向される。

10

【0013】

第2のブランチには、ナイフガイド空洞が設けられており、この空洞内で、ナイフは、移動方向に案内される形で移動可能に支持される。ナイフガイド空洞は、枢動軸または支持ピンのそばを通り過ぎる移動方向に延び、電気外科器具の遠位端領域の第2の顎に入る。ナイフガイド空洞は、支持ピンおよび支持空洞のレベルで延びる。好ましくは、枢動軸は、ナイフガイド空洞を通して延びる。したがって、ナイフガイド空洞およびその中に配置されたナイフは、枢動軸またはヒンジに対して非偏心的に配置される。

20

【0014】

横断方向では、支持ピンは、一方の側でナイフガイド空洞に隣接して配置され、その一方で、第2のブランチには、他方の側でいかなる支持ピンまたは支持空洞もない。したがって、第2のブランチは、この他方の側にヒンジ部を有さない。したがって、ヒンジは、ナイフガイド空洞に対する一方の側のみ形成され、その一方で、それぞれの他方の側は、ヒンジまたはヒンジの場所を有さずに構成される。ナイフガイド空洞は、ヒンジを通り過ぎる。ナイフガイド空洞は、ヒンジのヒンジ構成要素を貫通して延びない。

【0015】

少なくともヒンジの領域内で、また、そこから第2のブランチの遠位端まで、ナイフガイド空洞は、内側の位置に配置され、少なくともブランチの閉位置では、第1のブランチによって少なくとも1つのセクション内に制限することができる。したがって、ナイフガイド空洞は、第1のブランチから外方を向く第2のブランチの外側のこの領域には配置されない。

30

【0016】

この構成により、ナイフを枢動軸またはヒンジのレベルで移動方向に配置することができる。ナイフの偏心支持が、回避される。枢動軸は、ナイフガイド空洞を貫通して延びることができる。しかし、ヒンジの非常に簡単な構成が、確実にされる。ナイフが支持ピンを通過しなければならないヒンジ構成は、必要ではない。また、共通の枢動軸に沿って2つの別個のヒンジを設けることも回避される。

【0017】

したがって、使用後に電気外科器具を洗浄できるようにするために、ヒンジおよびナイフガイド空洞の非常に単純な製造および良好なアクセス性が、保証される。

40

【0018】

好ましくは、1つの単一の支持ピンおよび1つの単一の支持空洞のみが存在し、1つの単一のヒンジ、したがって1つの単一の支持位置を形成する。

【0019】

一実施形態では、第1のブランチは、支持空洞が開く第1の当接面を含む。第2のブランチは、支持ピンがそこから延びる第2の当接面を含むことができる。2つの当接面は互いに向き合い、好ましくは直接または間接的に互いに当接する。

【0020】

50

第1の当接面および/または第2の当接面が分離平面を形成する場合、有利である。特に、2つのブランチは、1つのヒンジを介して互いにヒンジ留めされるだけである。ヒンジは、分離平面の横断方向の一方側に存在する。分離平面は、好ましくは平面内に延びる。分離平面は、好ましくは、枢動軸に直交して配向される。ナイフガイド空洞は、分離平面に隣接して配置することができ、特に分離平面に直接隣接（接合）することができる。

【0021】

ナイフガイド空洞が第2の当接面に向かって開いている場合、有利である。そうすることで、器具の使用後のナイフガイド空洞またはナイフの洗浄が、単純化される。好ましくは、ナイフガイド空洞は、ナイフの移動方向に見て、枢動軸または支持ピンの両側で第2の当接面に向かって開いている。

10

【0022】

好ましい実施形態では、横断方向に延びる横断空洞を第2のブランチ内に設けることができる。横断空洞は、ナイフガイド空洞の一端で開き、第2のブランチの外側の横断方向の反対側の他端で開く。第2のブランチの外側は、好ましくは、第1のブランチとは反対側を向いている。枢動軸は、好ましくは、横断空洞を通して延びる。一実施形態では、横断空洞は、スロット穴として構成することができる。スロット穴は、移動方向において、少なくとも支持ピンの直径と同じ長さを有することができる。

【0023】

横断空洞により、支持ピンの領域におけるナイフガイド空洞のアクセス性が、例えば洗浄目的に関して改善される。

20

【0024】

支持ピンは、軸方向端面で直接ナイフガイド空洞に隣接することができる。特に、支持ピンは、貫通開口部を有さず、この貫通開口部は、ナイフを通過させるのに適しており、支持ピンを通してその2つの軸方向端面間を延びるものである。支持ピンは、ナイフガイド空洞を、特に最大において3つの側面において制限する。

【0025】

好ましい実施形態では、パージ開口部が、第1のブランチ内に設けられる。パージ開口部は、一端において支持空洞内に、反対側の他端において第1のブランチの外側に開く。パージ開口部は、その2つの端部の間で、枢動軸に実質的に直交する延長方向に延びる。パージ開口部は、好ましくは、第2のブランチに面する側で開いている。一実施形態では、パージ開口部は、第1のブランチの狭い側で開いている。

30

【0026】

パージ開口部は、ブランチの所定の開いた位置で、ナイフガイド空洞のセクションに沿った2つのポートの間に配置される。この開いた位置では、パージ開口部は、ナイフガイド空洞の断面に沿って特に完全に延びる。パージ開口部により、ナイフガイド空洞へのアクセスがさらに改善され、器具のクリーニングが単純化される。所定の開放位置は、例えば、ブランチの2つの顎間の最大開放角度でブランチが完全に開いた位置である。

【0027】

電気外科器具の別の態様は、ブランチの各顎における組織接触表面の電氣的接続およびそこへの電流の供給に関する。電気外科器具のこの設計は、ナイフガイド空洞内のナイフの案内に関する先に説明した機能とは関係なく使用することができる。

40

【0028】

このさらなる態様による電気外科器具は、第1のブランチと、第2のブランチとを有する。第2のブランチには、枢動軸を規定する支持ピンが配置される。第1のブランチは、この支持ピン上で枢動可能に支持される。各ブランチは、枢動軸から見て遠位領域内の顎と、枢動軸から見て、電気外科器具の近位端までの操作部とを有する。外部ケーブル用の電気接続デバイスが、例えば、第1のブランチまたは単一の他の場所に配置される。接続デバイスは、第1の導体を介して第1のブランチの第1の組織接触表面と電氣的に接続され、第2の導体を介して第2のブランチの第2の組織接触表面と電氣的に接続される。2つの導電体および2つの組織接触表面は、異なる電位を2つの組織接触表面に印加できる

50

ように互いに電氣的に絶縁される。

【0029】

例えば、各ブランチは、電氣的絶縁プラスチック材料で少なくとも部分的に囲まれた導電性コアを有することができる。電氣的絶縁プラスチック材料は、電氣的絶縁外層を形成することができ、例えば射出成形プロセスによってコア上に付着させることができる。

【0030】

第2の導体は、一体的に形成され、その遠位端に少なくとも1つの接触部を有する接触セクションを有する。少なくとも1つの接触部は、支持ピンの導電性領域の外周面、例えば、半径方向外側に向けられた円周面または軸方向に向けられたリング面と当接する。特に、少なくとも1つの接触部は、支持ピンの円周面に対して半径方向に付勢される。そうすることで、支持ピンと少なくとも1つの接触部との間に導電性回転接合が、確立される。このようにして、第1のブランチ内の第2の導体と第2のブランチ内の第2の組織接触表面との間の電氣的接続を確立することができる。したがって、支持ピンは、第2の導体と第2の組織接触表面との間の電氣的接続の一部を形成する。第2のブランチでは、支持ピンは、第2の組織接触表面と、例えば、第2のブランチの導電性コアを介して接続することができる。第2のブランチ内の支持ピンと第2の組織接触表面との間の接続は、さらなる導電体によって、または別の形で実現することもできる。

10

【0031】

少なくとも1つの接触部と支持ピンとの間の半径方向の摺動接触接続は、信頼できる電氣接続を形成し、非常に容易に確立することができる。接触セクションを含む第2の導体は、接触セクションおよび少なくとも1つの接触部を備えた第2の導体プレートを、例えば、パンチングによって、レーザの使用による分離によって、ウォータージェット切断によって、またはエッチングプロセスによって分離することによって非常に容易に生成することができる。第2の導体は、プレートから分離した後でさらに加工する必要はないが、オプションとして加工することもできる。好ましくは、第2の導体は、第1の延長平面に完全に沿ってまたはその内部で第1のブランチの内部に延びる。

20

【0032】

少なくとも部分的に、2つの導体は、ストリップ導体の形態または形状を有することができる。第2の導体と同様に、第1の導体を一体的に構成することができる。また、延長平面に沿って、または延長平面内で完全に延長することもできる。

30

【0033】

第1の導体および第2の導体が第1のブランチ内の共通の開口部内に配置される場合、有利である。代替として、2つの導体は、互いに分離されたそれぞれの開口部内に配置することもできる。例えば、2つの導体は、第2のブランチを製造するために導電性コアと一緒にした形で置くことができ、例えば射出成形プロセスによって、プラスチックでオーバーモールドすることができ、またはプラスチックに挿入成形することができる。

【0034】

電氣的絶縁中間層が、第1の導体と第2の導体との間に配置される場合、好ましい。中間層は、2つの導体の間にサンドイッチ様の形で配置される。電氣的絶縁中間層を、例えば、フォームフィッティングまたはオーバーモルディングによって第1の導体および/または第2の導体上に生成してから、続いて2つの導体を互いに相互に接続して、第2のブランチを形成することができる。

40

【0035】

第2の導体と第1のブランチの導電性コアとの間に電氣的絶縁中間層が配置される場合、さらに有利である。この中間層は、第2の導体と第1の導体との間に電氣的絶縁中間層を同時に形成することもできる。

【0036】

電氣的絶縁中間層が、例えば、射出成形プロセスによって第2の導体上に固定して付着される場合、好ましい。電氣的絶縁中間層は、接着剤または他の方法によって第2の導体と接合することもできる。第2の導体、その上に付着された中間層、および第1の導体の

50

間の接合は、好ましくは、第 1 のブランチの製造中にのみ確立される。

【 0 0 3 7 】

一実施形態では、第 2 の導体は、接触セクションに隣接する長方形断面の導体セクションを有する。好ましい実施形態では、断面は、そのサイズおよび / または形状に関して一定である。

【 0 0 3 8 】

また、第 2 の導体が導体セクションに隣接する接続セクションを含み、接続セクションが、接続デバイスと電氣的に接続されているか、または接続デバイスの一部を形成する場合も有利である。1 つの実施形態では、接続セクションは、導体セクションのプレート形状の延長部とすることができる。

10

【 0 0 3 9 】

好ましくは、第 1 の導体および / または第 2 の導体は、その延長部に沿った各場所に長方形断面を有する。

【 0 0 4 0 】

1 つの実施形態では、接触セクションは、枢動軸の円周方向に支持ピンを完全に取り囲む。別の実施形態では、接触セクションは、支持ピンを円周方向に部分的にのみ、例えば円周の約少なくとも 5 0 % または少なくとも 6 0 % または少なくとも 7 0 % を取り囲むことができる。

【 0 0 4 1 】

好ましい実施形態では、支持ピンに向かって弾性的に付勢される少なくとも 1 つの保持部が、接触セクションに形成され、各保持部には、接触部または複数の接触部またはすべての接触部が配置される。保持部が第 2 の導体と一体的に形成されるため、接触部を支持ピンの円周面に対して付勢するための追加の付勢手段を省略することができる。

20

【 0 0 4 2 】

さらに、接触セクションは、少なくとも 1 つの支持部を含むことができる。支持部によって、接触セクションを第 1 のブランチで、半径方向外側で支持することができ、半径方向外側は、支持ピンと反対に距離を置いて配置される。例えば、支持部を、電氣的絶縁中間層を介して第 2 のブランチの導電性コアにおいて支持することができる。

【 0 0 4 3 】

少なくとも 1 つの支持部と少なくとも 1 つの接触部との間に、接触セクションを完全に貫通する貫通孔が存在する場合、有利である。そうする際、接触部を支持ピンに対しては弾性的に付勢するために、支持部と接触部との間に隙間が生成される。貫通孔は、接触セクションの支持部および / または保持部によって取り囲まれるか、または一箇所が開くことができる。

30

【 0 0 4 4 】

一実施形態では、支持ピンは、円筒状の円周面を有する。少なくとも支持ピンの導電性領域は、円筒外板表面によって形成される。別の実施形態では、支持ピンまたは支持ピンの導電性領域は、円錐台の外板表面によって形成することができる。したがって、支持ピンは、少なくとも 1 つの円錐セクションを有することができるか、または完全に円錐状に構成することができる。

40

【 0 0 4 5 】

支持ピンが少なくとも 1 つの円錐断面を含む場合、少なくとも 1 つの接触部上に、枢動軸に平行な軸方向力を生成する押圧部を設けることができる。枢動軸に対して斜めに配置された支持ピンの導電性表面により、少なくとも 1 つの接触部と支持ピンとの間の半径方向の押圧力もそれによって生成される。

【 0 0 4 6 】

上記で説明した電気外科器具は、次のステップを行うことによって製造することができる：

- 第 1 の導体をプレートから分離し、第 2 の導体をプレートから分離するステップ、
- 第 1 の導体を第 1 の組織接触表面と電氣的に接続するステップ、

50

- 第 1 の組織接触表面、第 1 の導体および第 2 の導体を第 1 のダイ内に配置し、第 2 の導体の接触セクションの少なくとも一つの接触部が第 1 のブランチの支持空洞内に配置されるように第 1 のダイ内に注入可能な硬化性材料を挿入することによって第 1 のブランチを生成するステップ、

- 導電性支持ピンおよび支持ピンと電氣的に接続された第 2 の組織接触表面を第 2 のダイ内に配置し、注入可能な硬化性材料を第 2 のダイに挿入することによって第 2 のブランチを生成するステップ、および

- 第 2 のブランチの支持ピンを第 1 のブランチの支持空洞内に挿入して、2 つのブランチのヒンジ式接合を互いに確立するステップ。

【0047】

上記で説明してきた電気外科器具の実施形態のすべてにおいて、器具は、使い捨て器具または再利用可能な器具として構成することができる。

【0048】

本発明の好ましい実施形態は、従属請求項、説明および図面から得られる。以下、本発明の好ましい実施形態を、添付図面に基づいて詳細に説明する。図は次のもので構成される。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図 1】電気外科器具の実施形態の概略側面図である。

【図 2】電気外科器具の別の実施形態の斜視図である。

【図 3】電気外科器具の実施形態の側面図ならびに電気接続のブロック図のような図である。

【図 4】図 3 の電気外科器具の第 1 のブランチおよび第 2 のブランチの概略側面図である。

【図 5】電気外科器具の遠位端セクションの斜視部分図である。

【図 6】電気外科器具の遠位端セクションの概略上面図である。

【図 7】互いに枢動可能に支持された電気外科器具の 2 つのブランチのヒンジを通る断面図であり、ブランチは分解図で示されている。

【図 8】図 5 の電気外科器具の遠位端セクションを通り、枢動軸に沿った断面の部分斜視図である。

【図 9】ブランチの開いた位置にある電気外科器具の 2 つのブランチの概略斜視部分図である。

【図 10】第 1 のブランチ内に配置された第 2 の導体の接触セクションを示す、枢動軸に直交するセクションの部分斜視図である。

【図 11】図 10 の第 2 の導電体の側面図である。

【図 12】第 2 の導体の接触セクションと支持ピンの導電性円周領域との間の電氣的接続を示す基本的なスケッチ図である。

【図 13】第 2 の導体の接触セクションと支持ピンの導電性円周領域との間の別の電氣的接続を示す基本的なスケッチ図である。

【図 14】第 2 の導体の接触セクションの別の実施形態の概略図である。

【図 15】第 2 の導体の接触セクションの接触部の構成の概略的な基本図である。

【図 16】第 2 の導体の接触セクションの接触部の別の構成の概略的な基本図である。

【図 17】第 2 の導体の接触セクションの接触部の別の構成の概略的な基本図である。

【図 18】第 2 の導体の接触セクションの接触部の別の構成の概略的な基本図である。

【図 19】第 2 の導体の接触セクションの接触部の別の構成の概略的な基本図である。

【図 20】第 1 のブランチにおける第 2 の導体の接触セクションと第 2 のブランチにおける支持ピンとの間の電氣的接続の構成を有する電気外科器具の実施形態の概略断面図である。

【図 21】第 1 のブランチにおける第 2 の導体の接触セクションと第 2 のブランチにおける支持ピンとの間の電氣的接続の構成を有する電気外科器具の別の実施形態の概略断面図である。

10

20

30

40

50

【図 2 2】第 1 のブランチにおける第 2 の導体の接触セクションと第 2 のブランチにおける支持ピンとの間の電氣的接続の構成を有する電気外科器具の別の実施形態の概略断面である。

【図 2 3】第 1 のブランチにおける第 2 の導体の接触セクションと第 2 のブランチにおける支持ピンとの間の電氣的接続の構成を有する電気外科器具の別の実施形態の概略断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0050】

図 1 ~ 図 4 のそれぞれは、例による双極性器具として構成される電気外科器具 10 の実施形態を示す。電気外科器具は、ヒンジ 13 によって互いに枢動軸 S の周りに枢動可能に配置された第 1 のブランチ 11 および第 2 のブランチ 12 を有する。枢動軸 S は、横断方向 Q に延びる。

10

【0051】

図 1 に示す実施形態では、遠位領域内の枢動軸 S またはヒンジ 13 を起点としてブランチ 11、12 から延びる顎 14、15 が、実質的に示されている。第 1 の顎 14 および / または第 2 の顎 15 は、枢動可能に支持され得る。顎 14、15 を開閉するために、器具 10 は、それぞれの操作ユニット 16 を備える。操作ユニット 16 により、例えば、さらなる動作を実行することもできる。例えば、第 1 の顎 14 内の第 1 の組織接触表面 17 と第 2 の顎 15 内の第 2 の組織接触表面 18 との間に電圧を印加するか、または組織接触表面 17、18 間にクランプされるか、または保持される組織内に電流を流し始める。追加的にまたは代替的に、例えば、顎 14、15 の間にクランプされるか、または保持された組織を分離するために、ナイフをナイフガイド空洞内で顎 14、15 に沿って遠位端まで移動させることもできる。ナイフおよびナイフの案内については、後でより詳細に説明される。

20

【0052】

それぞれはさみのような形で構成された電気外科器具の追加の実施形態を図 2 ~ 図 4 に示す。図から明らかなように、第 1 のブランチ 11 は、枢動軸 S を起点として遠位端の方向に向かう第 1 の顎 14 と、枢動軸 S を起点として近位端の方向に向かう第 1 の操作部 19 とを有する。この実施形態によると、第 2 のブランチ 12 は、枢動軸 S を起点として遠位端の方向に向かう第 2 の顎 15 と、枢動軸 S を起点として近位端の方向に向かう第 2 の操作部 20 とを有する。

30

【0053】

ヒンジ 13 を形成するために、枢動軸 S を規定する支持ピン 24 が、第 2 のブランチ 12 に存在し、支持ピン 24 は、第 1 のブランチ 11 に形成された支持空洞 25 内に係合する。支持ピン 24 の外径は、技術的に必要な遊びを除いて、支持空洞 25 の内径に対応する。支持ピン 24 は、支持空洞 25 内に延び、したがって、ヒンジ 13 を形成する。例えば図 7 ~ 9 に概略的に示すように、支持ピン 24 と支持空洞 25 との間の接合は、支持ピン 24 の自由端 24a と接続することができるロック部 26 によって固定することができる。ロック部 26 は、プレート形状を有することができ、好ましくは円形の外側輪郭を有する。

40

【0054】

図 7 および図 8 に特に示すように、接続が確立される場合、ロック部 26 は、第 1 のブランチ 11 に設けられた窪み 27 に配置され、窪み 27 は、第 1 のブランチ 11 から外方を向く第 2 のブランチ 12 の側で支持空洞 25 を拡張させ、それにより、その際、支持空洞 25 から窪み 27 への移行部内にリングショルダ 28 が、生成される。接続が確立されると、ロック部 26 は、リングショルダ 28 と当接する。ロック部 26 は、例によれば、第 1 のブランチ 11 に対して窪み 27 内で摺動式に移動可能に支持され、第 2 のブランチ 12 と、また例によれば、支持ピン 24 と、耐トルク接続される。

【0055】

電気接続を確立するために、器具 10 は、外部電気接続 30 (図 3 および 4) と接続さ

50

れるように構成された接続デバイス 29 を備える。電気接続は、例えば、接続デバイス 29 を外部電気接続 30 に差し込むことによって確立することができる。必要に応じて、電氣的接続の意図しない接続解除を回避するために、機械的ロック手段を設けることができる。

【0056】

図 2 ~ 図 4 に示す電気外科器具 10 の実施形態では、電気接続デバイス 29 は、ブランチの 1 つに、そして例によれば、第 1 のブランチ 11 に提供される。電気接続デバイス 29 は、第 1 の操作部 19 の近位端に配置される。電気接続デバイス 29 は、少なくとも 2 つの極で構成され、1 つの極は、第 1 の導体 31 によって第 1 の組織接触表面 17 と電氣的に接続され、第 2 の極は、第 2 の導体 32 によって第 2 の組織接触表面 18 と電氣的に接続される。電気接続を、特に図 3 および図 4 に示す。第 1 の導体 31 は、電気接続デバイス 29 と第 1 の組織接触表面 17 との間の電気接続の少なくとも一部を形成する。この第 1 の導体 31 は、実際、接続デバイス 29 を起点として第 1 の組織接触表面 17 まで延びることができるが、第 1 のブランチ 11 の他の導電性構成要素を使用して、特に第 1 のブランチ 11 の第 1 の顎 14 内で電気接続の一部を確立することもできる。

10

【0057】

第 2 の導体 32 は、接続デバイス 29 を起点としてヒンジ 13 まで延びている。ヒンジ 13 によって、第 2 の導体 32 と第 2 のブランチ 12 との間の電氣的接続が、確立される。ヒンジ 13 と第 2 の組織接触表面 18 との間のさらなる電氣的接続は、第 2 のブランチ 12 の第 2 の顎 15 内で確立される。

20

【0058】

図 8 の斜視切断図に非常に概略的に示すように、第 1 のブランチ 11 および第 2 のブランチ 12 は、少なくとも第 1 の顎 14 および第 2 の顎 15 において、導電性コア 33 を有することができる。この導電性コア 33 は、電氣的絶縁外層 34 によって少なくとも部分的に囲まれる。外層 34 は、外部への電氣的接続が確立されるものではないそれぞれのブランチ 11、12 の領域内に設けられる。好ましくは、外層 34 は、ヒンジ 13 の外側およびそれぞれの組織接触表面 17、18 の外側のどこにでも設けられる。そうする際、接触保護が生成され、ブランチ 11、12 の導電部間、特にそれぞれの導電性コア 33 間の短絡が、回避される。

【0059】

30

図 2 ~ 図 4 に示すように、2 つの導体 31、32 は、第 1 のブランチ 11 内に配置される。これらの導体は、第 1 のブランチ 11 内の共通の開口部 38 内に配置することができる(図 2 および 10)。この実施形態では、2 つの導体 31、32 はそれぞれ、1 つの一体部品によって形成される。各導体 31 は、枢動軸 S に対して直角に配向された個別または共通の延長平面に沿って延びる。導体 31、32 は、第 2 の導体 32 について図 11 に概略的に示すように、プレート 39 からの分離によって生成することができる。分離は、パンチング、レーザービーム切断、ウォータージェット切断、エッチング、または前述の手順の組み合わせ、または任意の他の分離方法によって行うことができる。

【0060】

40

第 1 の導体 31 および第 2 の導体 32 は、横断方向 Q に互いに隣接して配置され、少なくとも部分的に位置合わせされた形で延びることができる。図 2 に示すように、導体 31、32 は、例によれば少なくとも接続デバイスから、第 1 の操作部 19 の領域に沿って、主に位置合わせされた形で第 1 の操作部 19 を通って延びる。第 1 の操作部 19 および第 2 の操作部 20 は、横断方向 Q と直交する高さ方向 H に互いに隣接して配置される。ヒンジ領域では、2 つの導体 31、32 は少なくとも、部分的に、横断方向 Q に見て位置合わせされた形で延びるか、または別の形で互いを区別する延長部を有することができる。

【0061】

図 4 に概略的に示すように、第 1 の導体 31 は、支持空洞 25 の領域内の接続場所 40 において、例えば 溶接、はんだ付け、接着によってコア 33 と接続することができる。第 1 の接続場所 40 と第 1 の組織接触表面 17 との間の電氣的接続は、第 1 のブランチ 1

50

1 または第1の顎14の導電性コア33によって生成される。この実施形態の代替として、第1の導体31は、第1の組織接触表面17まで連続的に延びることもできる。さらなる実施形態では、接続場所40および第1の操作部19を、支持空洞25からさらに離して配置することもできる。これは、導電性コア33が、第1の顎14から近位端または電気接続デバイス29に向かう方向に第1のブランチ11内でどれだけ延びるかによる。

【0062】

第1の導体31および第2の導体32はそれぞれ、実質的に長方形の輪郭を有することができる接続セクション41を有する。この代替策として、接続セクション41はまた、丸みのある、特に円形の断面を有することもできる。接続セクション41は、第1のブランチ11の外側から少なくとも部分的にアクセス可能であり、電気接続デバイス29との電気接続を生成する役割を果たす。接続セクション41は、電気接続デバイス29の一部であることができる。

【0063】

導体セクション42は、第1の導体31および第2の導体32内の電気接続セクション41に隣接し、導体セクション42は、ストリップ導体の形状を有する。導体セクション42は、長方形の断面を有する。横断方向Qにおいて、導体セクション42の厚さは、その高さ方向Hにおける幅よりも小さい。

【0064】

既に説明したように、第1の導体31の導体セクション42は、接続場所40において第1のブランチ11のコア33に電氣的に接続することができる。第2の導体32の導体セクション42は、その接続セクション41の反対側の端部であるその遠位端43において接触セクション44を有する。接触セクション44は、少なくとも1つ、例によれば、複数の接触部45を含む。少なくとも1つの接触部45を有する接触セクション44は、支持ピン24の導電性領域との電氣的接続を確立するように構成される。このために、少なくとも1つの接触部45は、支持ピン24の導電性領域の外側、および例によれば円周面46と接触する。この実施形態では、支持ピン24は、第2のブランチ12の導電性コア33の一部であり、したがって全体として導電性である。支持ピン24は、その円周面において電氣的絶縁外層34から少なくとも部分的に自由であり、それにより、接触セクション44の少なくとも1つの接触部45との電気接続を確立することができる。

【0065】

接触セクション44の実施形態を図10および11に示す。この実施形態では、接触セクション44は、枢動軸S周りの円周方向に支持ピン24を完全に取り囲む。接触部45は、例によれば、枢動軸Sを中心とする円周方向に互いに距離を置いて配置され、特に規則的に分配される。この実施形態の代替として、接触セクション44は、枢動軸Sの周りで円周方向に、好ましくは円周の少なくとも約50%または少なくとも60%または少なくとも70%で、支持ピン24を部分的にのみ取り囲むことができる。したがって、接触セクション44は、例示した実施形態の代替としてフォーク様に構成することができる。

【0066】

支持ピン24の円周面46と少なくとも1つの接触部45との間の電氣的接触の原理を、図12および13に示す。図12に典型的に示すように、各接触部45は、枢動軸Sに平行に支持ピン24の円周面46と実質的に線状に接触することができる。このような線状の接触は、特に接触部45が、円周面46に面する側に、円周面46の曲率に対応せず、凸面または平面の形で構成することができる曲率を含む場合に生成される。この代替として、各接触部45は、円周面46に面する側に、枢動軸Sの周りで円周方向の円周面46の曲率に対応する凹面曲率を含むことができ、それにより、接触部45と円周面46との間に、実質的に二次元の接触が生成される(図13)。

【0067】

さらに、ブロック図様の概略の形で図12および図13に示すように、少なくとも1つの接触部45は、支持ピン24の円周面46に対して、枢動軸Sに向かって半径方向に付勢される。これは、例えば、接触セクション44の少なくとも一部の弾性変形によって達

10

20

30

40

50

成することができる。この例によれば、支持ピン 2 4 に対して少なくとも 1 つの接触部 4 5 を半径方向に付勢するための別個の付勢手段は設けられていないが、半径方向の付勢力は、接触セクション 4 4 自体によって生成される。

【 0 0 6 8 】

このため、接触セクション 4 4 は、少なくとも 1 つの支持部 4 7 を備え、この支持部 4 7 は、第 1 のブランチ 1 1 において、または開口部 3 8 と境を接する第 1 のブランチ 1 1 の壁において間接的または直接的に支持される。図 1 0 ~ 図 1 3 に示すように、支持部 4 7 は、枢動軸 S の周りにリング状に延びることができる。

【 0 0 6 9 】

図 1 0 および図 1 1 に示す実施形態では、接触セクション 4 4 は、少なくとも 1 つの保持部 4 8 をさらに備え、この保持部 4 8 には、設けられた接触部 4 5 の 1 つ、複数、またはすべてが配置される。保持部 4 8 は、支持ピン 2 4 に向かう方向に弾性的に付勢される。この付勢は、保持部 4 8 に配置された少なくとも 1 つの接触部 4 5 が、支持ピン 2 4 の円周面 4 6 に当接し、またそのようにする際、静止位置から出て枢動軸 S から離れるように偏向される場合に、保持部 4 8 の弾性変形によって、生成される。少なくとも 1 つの接触部 4 5 は、保持部 4 8 が弾性変形されない場合に静止位置を取る。少なくとも 1 つの保持部 4 8 の変形により、その上に配置された 1 つまたは複数の接触部が、円周面 4 6 に対して半径方向の付勢力で押しつけられることが達成される。

【 0 0 7 0 】

保持部 4 8 は、図 1 2 および図 1 3 ではばねとして概略的に示している。保持部 4 8 の構造的構成は、変えることができる。

【 0 0 7 1 】

図 1 0 および図 1 1 に示す実施形態では、枢動軸 S に対して半径方向に見て少なくとも 1 つの支持部 4 7 と各保持部 4 8 との間に、貫通孔 4 9 が設けられる。貫通孔 4 9 は、横断方向 Q に接触セクション 4 4 を完全に貫通して延びている。この例によれば、貫通孔 4 9 は、枢動軸 S を中心とする円周方向に円弧状を有する。図示する実施形態では、3 つの保持部 4 8 と、それに隣接する 3 つの貫通孔 4 9 とが、設けられる。貫通孔 4 9 は、枢動軸 S の周りで円周方向に互いに距離を置いて配置される。この例によれば、保持部 4 8 はそれぞれ、枢動軸 S の周りで円周方向の中央領域内で、1 つの接触部 4 5 を支持する。この例によれば、接触部 4 5 は、円筒状の輪郭を有する。したがって、各保持部 4 8 は、一種の板ばねを形成し、それぞれの隣接する貫通孔 4 9 は、それぞれの保持部 4 8 の弾性変形を可能にする半径方向の隙間を提供する。

【 0 0 7 2 】

図 1 5 の基本的な図に示すように、円筒状の輪郭を有する接触部 4 5 の代わりに、異なる構成の接触部 4 5 を各保持部 4 8 に配置することができる。図 1 6 は、枢動軸 S の周りで円周方向に、支持ピン 2 4 の円周面 4 6 に当接する 2 つの隣接する凸状曲面セクションが設けられた、接触部 4 5 の実施形態を示す。

【 0 0 7 3 】

図 1 7 による実施形態における接触部 4 5 は、支持ピン 2 4 の円周面 4 6 と接触する表面セクションを有し、その曲率は、円周面 4 6 の曲率と実質的に一致する。

【 0 0 7 4 】

保持部 4 8 のための別の実施形態を図 1 8 および 1 9 に示す。これらの実施形態では、保持部 4 8 は、1 回または複数回曲げられ、例えば、L 字型 (図 1 8) または S 字型 (図 1 9) の構成を有することができ、それにより、少なくとも 1 つの接触部 4 5 と支持部 4 7 との間に半径方向の隙間 5 0、または複数のそのような隙間 5 0 が、生成される。したがって、少なくとも 1 つの接触部 4 5 は、枢動軸 S に対して半径方向にばね弾性式に移動可能に配置される。

【 0 0 7 5 】

接触セクション 4 4 のさらなる構成の可能性を図 1 4 に示す。この実施形態では、複数の支持部 4 7 が、枢動軸 S 周りの円周方向に互いに距離を置いて配置される。直接隣接す

10

20

30

40

50

る２つの支持部４７は、１つのウェブ状の保持部４８によって互いに接合される。少なくとも１つの接触部４５が、保持部４８に設けられるか、または保持部４８によって形成される。この実施形態では、ウェブ状の保持部４８は、枢動軸Ｓに向かって弧状に湾曲され、支持ピン２４の円周面４６において２つの隣接する支持部４７間のそれぞれの中心領域に当接し、この位置で接触部４５を形成する。

【００７６】

これまでに説明した実施形態では、支持ピン２４の円周面４６は、枢動軸Ｓと同軸にある円筒外板表面に従って構成される。図２０～図２３では、支持ピン２４の代替の実施形態が概略的に示され、特にその外面は、接触部４５との当接のための異なる輪郭および／または配向を含む。支持ピン２４は、全体として円錐状であるか（図２０および図２１）、または少なくとも円錐断面を含むことができる（図２２）。円錐形状は、支持ピン２４が少なくとも部分的にロック部２６に向かって先細になるように提供される。これらの実施形態では、接触セクション４４の少なくとも１つの接触部４５が当接する領域は、円錐状に構成される。接触部４５または接触セクション４４を、図２０および図２２に非常に概略的にのみ示す。これまでに説明した実施形態と同様に、接触部４５または接触セクション４４は、異なる構成を有することができる。

10

【００７７】

この構成では、ロック部２６に押圧部５１が設けられ、この押圧部５１は、少なくとも１つの接触部４５を、枢動軸Ｓに平行な軸方向に、支持ピン２４の円錐断面の円周面４６に押しつける。押圧部５１は、ロック部２６に配置することができ、ロック部２６において支持される個別部を形成するか、またはロック部２６と一体的に形成することができる。少なくとも１つの接触部４５上の軸方向力により、枢動軸Ｓに対して斜めに延びる支持ピン２４の円周面によって半径方向の力も生成され、半径方向の力は、少なくとも１つの接触部４５を円周面４６に対して付勢する。この実施形態では、半径方向に弾力作用で弾性的に支持される接触セクション４４内の保持部４８を省略することができる。

20

【００７８】

図２３に示す実施形態では、支持ピン２４の外面は、少なくとも１つの接触部４５が当接することができるリング面５２を含む。リング面５２は、軸方向に配向され、例によれば、枢動軸Ｓに対して直角に配向された平面内に延びる。例えば、リング面５２は、支持ピン２４の段によって形成することができ、この段は、互いに隣接する支持ピン２４のセクション間の移行場所を形成する。支持ピン２４のより大きな直径を有するセクションは、第２のブランチ１２に隣接する。この実施形態においても、ロック部２６に押圧部５１を設けることができ、この押圧部５１は、少なくとも１つの接触部４５を、枢動軸Ｓに平行な方向に軸方向に、支持ピン２４のリング面５２に押しつける。

30

【００７９】

上記で説明したように、第１の導体３１および第２の導体３２は、第２のブランチ１２の開口部３８内を延びる。２つの導体３１、３２の互いの電氣的接触を回避するために、この実施形態では、２つの導体３１、３２の間に、電氣的絶縁中間層５５が配置される（図２）。電氣的絶縁中間層５５は、好ましくは、導体の１つと、そして例によれば、第２の導体３２と固定的に接続することができる。例えば、電氣的絶縁中間層５５は、フォームフィット接続および／または接着接続を生成することにより、第２の導体３２上に接続することができる。一実施形態では、中間層５５を、第２の導体３２上にフォームフィット接続するか、もしくはオーバーモールドすることができ、または射出成形によって第２の導体３２と接続することができる。

40

【００８０】

第２の導体３２内の中間層５５は、例によれば、第２の導体３２と第１のブランチ１１の導電性コア３３との間の電氣的絶縁を確実にする役割も果たす。中間層５５は、図１０に概略的に示すように、１つまたは複数の側で第２の導体３２を囲むことができる。例えば、少なくとも１つの支持部４７を、第１のブランチ１１のところの開口部３８内の中間層５５によって支持することができる。

50

【 0 0 8 1 】

上記で説明した実施形態による電気外科器具 1 0 は、以下のように製造することができる。

【 0 0 8 2 】

2つの導体 3 1、3 2 は、1つのプレート 3 9 から、または異なるプレート 3 9 から、スタンピング、レーザービーム切断、ウォータージェット切断、エッチングなどによって分離される。次に、好ましくは、電氣的絶縁中間層 5 5 が、例えば第 2 の導体 3 2 をダイに挿入し、第 2 の導体 3 2 を少なくとも部分的に電氣的絶縁中間層 5 5 とオーバーモールドすることによって、第 2 の導体 3 2 上に付着される。

【 0 0 8 3 】

続いて、中間層 5 5 によって分離された 2つの導体 3 1、3 2 は、通常、第 1 の組織接触表面を含む電極と共に第 1 のダイ内に置かれる。注入可能な硬化性材料を第 1 のダイに挿入し、その後硬化させることにより、第 1 の組織接触表面 1 7 および 2つの導体 3 1、3 2 を備える第 1 のブランチ 1 1 が、生成される。第 1 のブランチ 1 1 は、支持空洞 2 5 が生成されるように第 1 の形態で製造される。

【 0 0 8 4 】

導電性支持ピン 2 4 および第 2 の組織接触表面 1 8 を有する導電性電極が、第 2 のダイ内に配置され、その内部に、注入可能な硬化性材料が挿入される。第 2 のブランチ 1 2 が、材料を硬化させることによって生成される。2つのブランチ 1 1、1 2 の製造後、これらのブランチは、支持ピン 2 4 を支持空洞 2 5 に挿入することによってヒンジ式に互いに接合される。ヒンジ式接合の生成中、接触セクション 4 4 の少なくとも 1つの接触部 4 5 は、導電性支持ピン 2 4 の円周面と接触し、それにより、第 2 の導体 3 2 と支持ピン 2 4 との間および第 2 の導体 3 2 と支持ピン 2 4 を介した第 2 の組織接触表面 1 8 との間の導電性接触が、確立される。

【 0 0 8 5 】

好ましい実施形態では、電気外科器具 1 0 は、1つの単一の支持ピン 2 4 を有する 1つの単一のヒンジ 1 3 と、支持ピン 2 4 が内部に延びる 1つの単一の支持空洞 2 5 とを有するだけである。

【 0 0 8 6 】

支持空洞 2 5 は、ロック部 2 6 の反対側で第 1 の当接面 5 6 に開く。第 1 の当接面 5 6 は、枢動軸 S に直交する平面内を延びる。第 1 の当接面 5 6 は、第 1 のブランチ 1 1 のコア 3 3 を取り囲む電氣的絶縁外層 3 4 の領域の外側に設けることができる（図 8）。

【 0 0 8 7 】

第 2 の当接面 5 7 が第 2 のブランチ 1 2 に設けられ、そこから支持ピン 2 4 が、その自由端 2 4 a まで延びる。第 2 の当接面 5 7 は、好ましくは、枢動軸 S に直交する平面内を延びる。第 2 の当接面 5 7 は、第 2 のブランチ 1 2 のコア 3 3 の周りの電氣的絶縁外層 3 4 の領域の外側によって形成することができる（図 8）。

【 0 0 8 8 】

第 1 の当接面 5 6 および / または第 2 の当接面 5 7 は、分離平面 T を形成し、例によれば、平面状の分離平面を形成する（図 7）。2つの当接面 5 6、5 7 は、互いに当接するか、または互いに向かい合い、互いに隣接して配置される。好ましくは、2つの当接面 5 6、5 7 は、互いに直接当接する。変更された実施形態では、代替的にスライドリングなどを 2つの当接面 5 6、5 7 の間に配置することができる。

【 0 0 8 9 】

支持ピン 2 4 と支持空洞 2 5 とによって形成されるヒンジ 1 3 は、横断方向 Q に見て、好ましくは平面状の分離平面 T の片側のみに配置される。ヒンジまたはヒンジの場所は、それぞれの反対側には存在しない。

【 0 0 9 0 】

第 2 の当接面 5 7 によって形成される分離平面 T は、ヒンジ 1 3 周りの円周領域において第 1 のブランチ 1 1 によって貫通されない。この場合の分離平面 T はまた、ヒンジ 1 3

10

20

30

40

50

のヒンジ領域内に、そこを通過して第 1 のブランチ 1 1 が延びない制限平面も形成する。

【 0 0 9 1 】

電気外科器具 1 0 の実施形態は、ナイフ 6 0 を備え、このナイフ 6 0 は、横断方向 Q に直交する移動方向 B に案内される形で移動可能に支持される。移動方向 B は、第 2 のブランチ 1 2 の延長方向に平行に延びる。移動方向 B は、顎 1 4、1 5 の構成に応じて、少なくとも部分的に湾曲して延びることができる。

【 0 0 9 2 】

ナイフ 6 0 を案内するために、例によれば、長方形の断面を含むナイフガイド空洞 6 1 が、第 2 のブランチ 1 2 内に存在する。ナイフ 6 0 は、ナイフガイド空洞 6 1 の壁の側面で支持することができる。ナイフガイド空洞 6 1 は、ガイドセクション 6 2 を有し、このガイドセクション 6 2 は、ヒンジ 1 3 のヒンジ領域、したがって支持ピン 2 4 の領域内で移動方向 B に延びる。このガイドセクション 6 2 に沿って、第 2 のブランチ 1 2 には横断空洞 6 3 が設けられ、この横断空洞 6 3 は、横断方向 Q に延び、枢動軸 S が貫通している。横断空洞 6 3 は、一端において、ナイフガイド空洞 6 1 のガイドセクション 6 2 内に開き、それぞれ他端において横断方向 Q に、第 2 のブランチ 1 2 の外側 6 4 内に開く。この例によれば、この外側 6 4 は、第 1 のブランチ 1 1 から外方を向いている。

【 0 0 9 3 】

この実施形態では、横断空洞 6 3 は、移動方向 B に延びるスロット穴 6 5 として構成される。ナイフガイド空洞 6 1 のガイドセクション 6 2 に沿った移動方向 B における横断空洞 6 3 またはスロット穴 6 5 の長さは、少なくとも支持ピン 2 4 の外径と同じであり、例によれば支持ピンの外径よりも長い。横断空洞 6 3 を介して、ナイフガイド空洞 6 1 へのアクセス性が保証され、このアクセス性は、横断方向 Q における他方の側では、少なくとも部分的に支持ピン 2 4 の軸方向端面 2 4 b によって制限される。この実施形態では、軸方向端面 2 4 b は、ナイフガイド空洞 6 1 のガイドセクション 6 2 に直接隣接している。

【 0 0 9 4 】

支持ピン 2 4 は、軸方向端面 2 4 b から自由端 2 4 a まで横断方向 Q に延びる。例によれば、枢動軸 S に直交して、支持ピン 2 4 は、貫通開口部を有せずに構成される。少なくとも支持ピン 2 4 は、その軸方向端面 2 4 b とその自由端 2 4 a との間でナイフガイド空洞 6 1 と整列する貫通開口部を有さない。そうではなく、この支持ピン 2 4 は、ナイフガイド空洞 6 1 から横断方向 Q にずらされる。

【 0 0 9 5 】

移動方向 B で見ると、ナイフガイド空洞 6 1 は、支持ピン 2 4 の軸方向端面 2 4 b の両側で、第 2 の当接面 5 7 に、したがって第 1 の当接面 5 6 にも開く。顎 1 4、1 5 が組織接触表面 1 7、1 8 の領域内で互いに当接する場合にブランチ 1 1、1 2 が閉じている場合、ナイフガイド空洞 6 1 は、第 1 の当接面 5 6 によって、支持ピン 2 4 の軸方向端面 2 4 b に隣接する移動方向 B に制限される。

【 0 0 9 6 】

図 7 から特に明らかであるように、支持ピン 2 4 の軸方向端面 2 4 b は、例によれば、第 2 の当接面 5 7 と同じ平面内を延びる。軸方向端面 2 4 b は、第 2 の当接面 5 7 を基準にしてずらして配置することもできる。それぞれの場合において、ナイフガイド空洞 6 1 は、支持ピン 2 4 によって、多くとも 3 つの側において支持ピン 2 4 の軸方向端面 2 4 b に隣接する領域内に制限される。

【 0 0 9 7 】

枢動軸 S を通るナイフガイド空洞 6 1 の延長により、ナイフ 6 0 の偏心配置が、回避される。したがって、ナイフ 6 0 は、ブランチ 1 1、1 2 の互いに対する枢動運動中においても、枢動軸 S の周りに偏心運動を実行しない。ヒンジ 1 3 は、ナイフガイド空洞 6 1 を基準にして片側のみに配置されるので、電気外科器具 1 0 の簡単かつ安価に製造可能な構成が達成され、この構成は、空洞への良好なアクセス性を可能にし、したがって、有利な洗浄または殺菌も可能にする。

【 0 0 9 8 】

10

20

30

40

50

好ましい実施形態では、さらに、枢動軸 S に実質的に直交して延びるパージ開口部 70 が、第 1 のブランチ 11 内に設けられる。パージ開口部 70 は、一端において、支持空洞 25 内に開き、それぞれの反対側の端部上では、第 1 のブランチ 11 の外側 71 内に開く。パージ開口部 70 は、高さ方向 H に枢動軸 S に対してずらして配置される。このパージ開口部 70 は、実質的に半径方向に枢動軸 S まで延びる。

【0099】

2つのブランチ 11、12の互いに対する枢動運動中、パージ開口部 70 は、枢動軸 S の周りで枢動運動を実行する。所定の開位置において、2つの組織接触表面 17、18 が互いに距離を置いて配置される場合、パージ開口部 70 の延長方向は、ナイフ 60 の移動方向 B に平行に配向され、パージ開口部 70 は、図 9 に概略的に示すようにナイフガイド空洞 61 の一セクションに沿って延びる。そうする際、ナイフガイド空洞 61 およびその中に案内される形で配置されたナイフ 60 へのアクセスは、特に、使用後の器具 10 の洗浄に関して改善される。

10

【0100】

上記で説明した電気外科器具 10 の実施形態は、互いに組み合わせることができるか、または互いに独立して実現することができる。特に、ナイフ 60 を案内するナイフガイド空洞 61 をヒンジ 13 の側部にずらして配置することを、2つの導体 31、32 を介した組織接触表面 17、18 の電氣的接触とは無関係に実現することができる。これらの態様は、互いに別個に実現することができる。

【0101】

20

本発明は、第 1 のブランチ 11 および第 2 のブランチ 12 を有する電気外科器具 10 に関する。2つのブランチは、ヒンジ 13 によって互いに枢動可能に配置される。ヒンジ 13 は、第 2 のブランチ 12 における支持ピン 24 と、第 1 のブランチ 11 における対応する支持空洞 25 とによって形成される。好ましくは、1つの単一の支持空洞 25 および 1つの単一の支持ピン 24 を備えた 1つの単一のヒンジ 13 が、設けられる。支持ピン 24 が支持空洞 25 内に延びるヒンジ場所に隣接する一方の側には、ナイフガイド空洞 61 が、ナイフ 60 の移動可能に案内される支持のために第 2 のブランチ 12 内に設けられる。ヒンジ 13 によって規定される枢動軸に平行に、ナイフガイド空洞 61 は、支持ピンの軸端に隣接して、好ましくは直接隣接して配置される。ヒンジ 13、または支持ピン 24 が支持空洞 25 内に配置される、ヒンジによって形成されるヒンジ場所は、枢動軸に平行な方向に見てナイフガイド空洞の片側にのみ配置される。それぞれの他方の側では、ヒンジ構成要素はなく、枢動軸に沿って2つのブランチを互いに枢動可能に支持するために使用される手段は含まれない。

30

【符号の説明】

【0102】

- 10 電気外科器具
- 11 第 1 のブランチ
- 12 第 2 のブランチ
- 13 ヒンジ
- 14 第 1 の顎
- 15 第 2 の顎
- 16 操作ユニット
- 17 第 1 の組織接触表面
- 18 第 2 の組織接触表面
- 19 第 1 の操作部
- 20 第 2 の操作部
- 24 支持ピン
- 24 a 支持ピンの自由端
- 24 b 支持ピンの軸方向端面
- 25 支持空洞

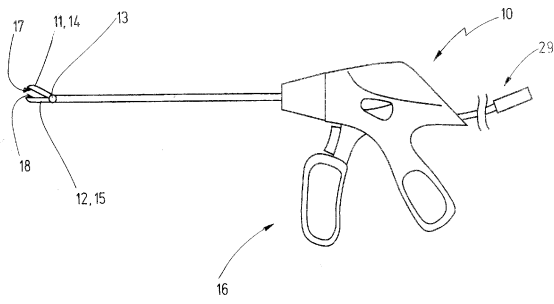
40

50

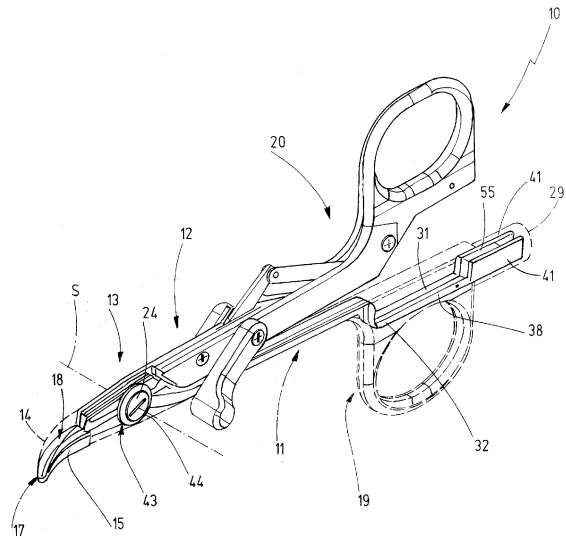
2 6	ロック部	
2 7	窪み	
2 8	リングシヨルダ	
2 9	電気接続デバイス	
3 0	外部電気接続	
3 1	第 1 の導体	
3 2	第 2 の導体	
3 3	コア	
3 4	外層	
3 8	開口部	10
3 9	プレート	
4 0	接続場所	
4 1	接続セクション	
4 2	導体セクション	
4 3	第 2 の導体の遠位端	
4 4	接触セクション	
4 5	接触部	
4 6	円周面	
4 7	支持部	
4 8	保持部	20
4 9	貫通孔	
5 0	隙間	
5 1	押圧部	
5 2	リング面	
5 5	中間層	
5 6	第 1 の当接面	
5 7	第 2 の当接面	
6 0	ナイフ	
6 1	ナイフガイド空洞	
6 2	ガイドセクション	30
6 3	横断空洞	
6 4	第 2 のブランチの外表面	
6 5	スロット穴	
7 0	パージ開口部	
7 1	第 1 のブランチの外表面	
B	移動方向	
Q	横断方向	
S	枢動軸	
T	分離平面	40

【図面】

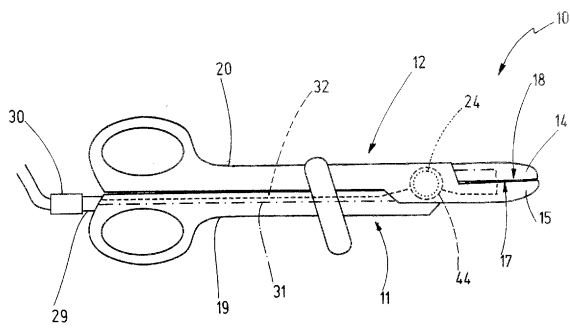
【 図 1 】



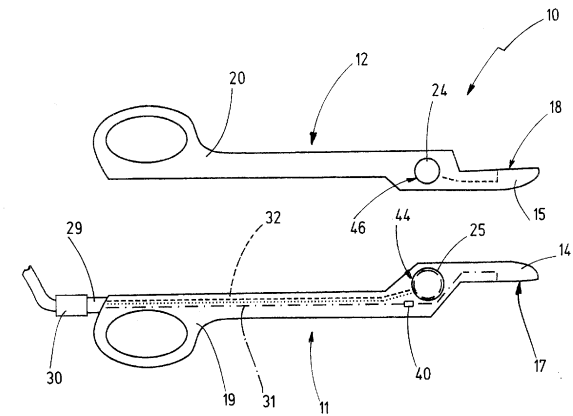
【 図 2 】



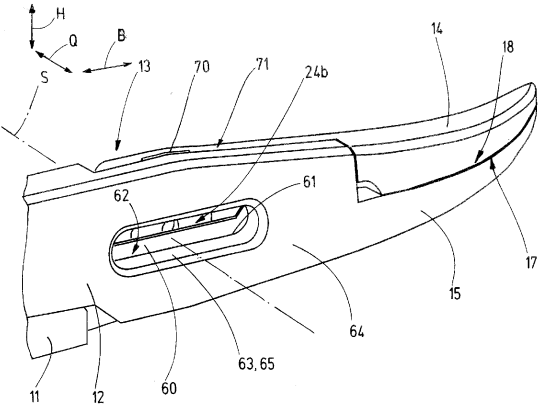
【 図 3 】



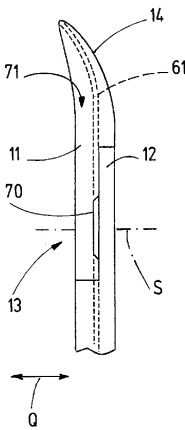
【 図 4 】



【図 5】

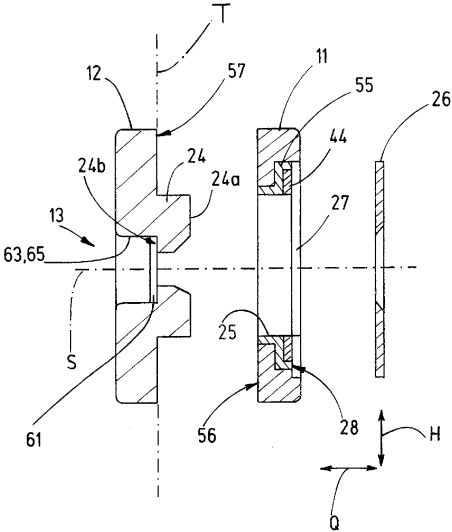


【図 6】

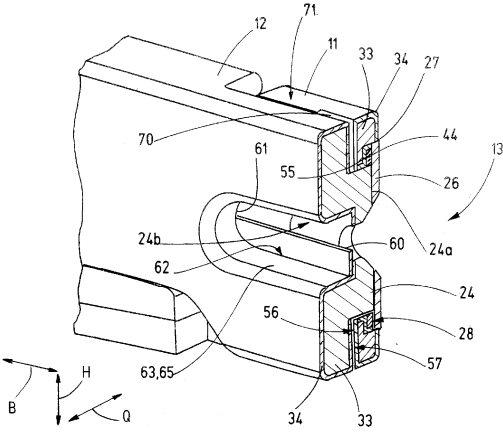


10

【図 7】



【図 8】



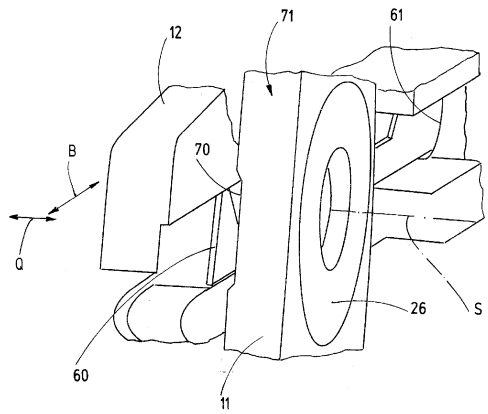
20

30

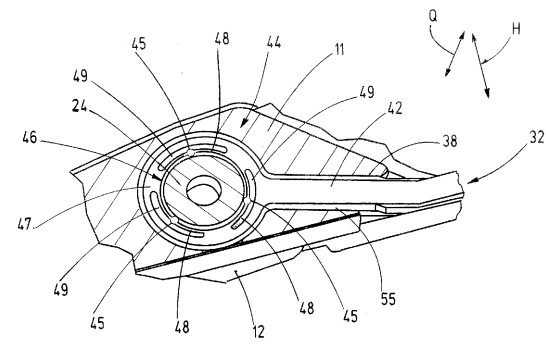
40

50

【図 9】

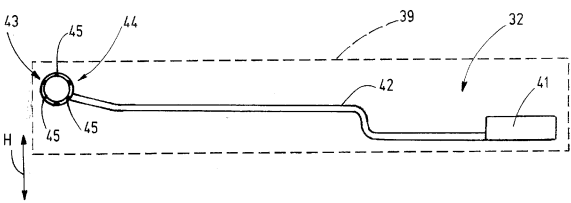


【図 10】

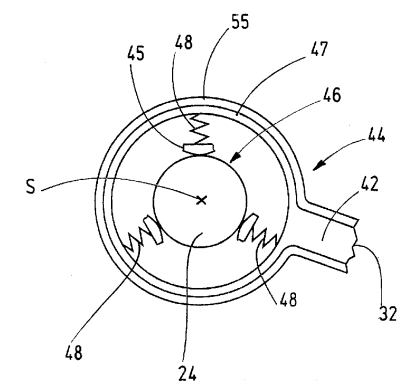


10

【図 11】



【図 12】



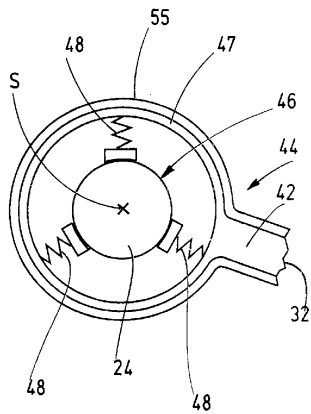
20

30

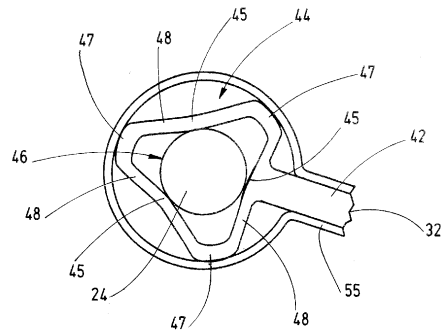
40

50

【図 13】

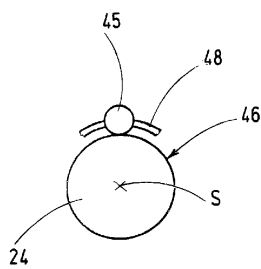


【図 14】

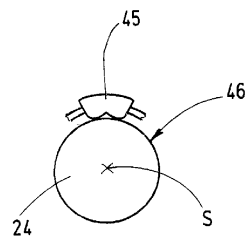


10

【図 15】

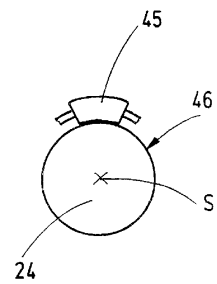


【図 16】

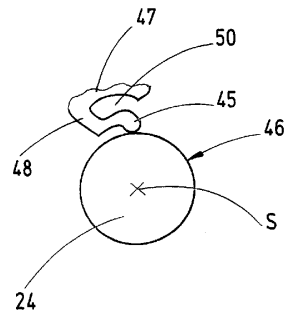


20

【図 17】



【図 18】

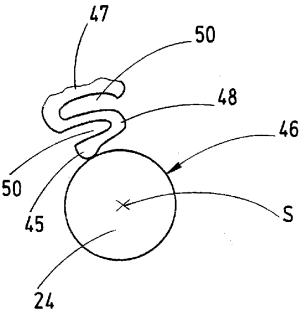


30

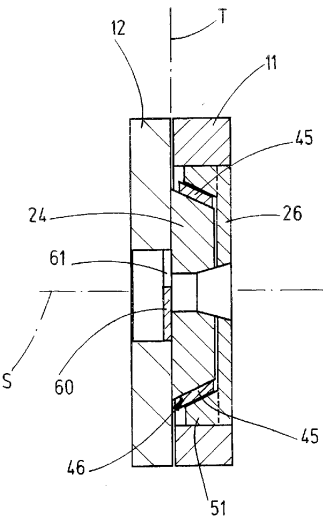
40

50

【図 19】

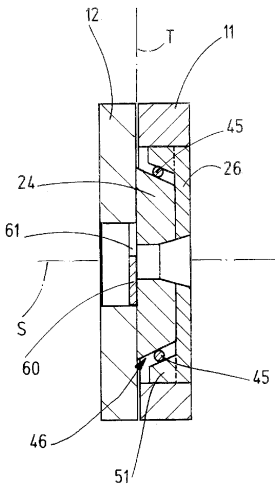


【図 20】

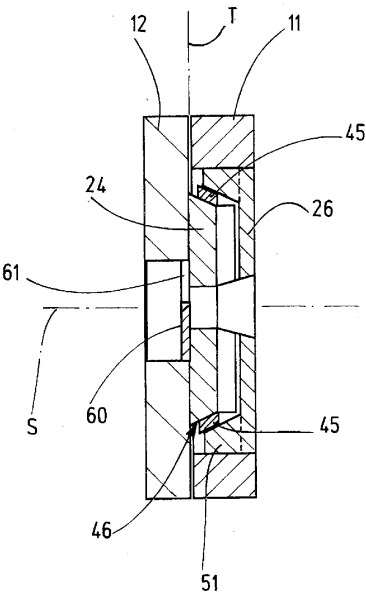


10

【図 21】



【図 22】



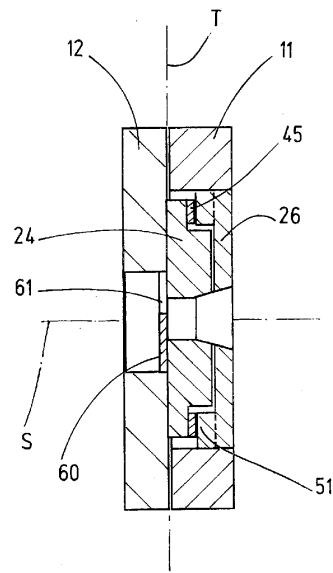
20

30

40

50

【図 23】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 8 / 0 2 7 1 5 3 4 (U S , A 1)
 特表 2 0 1 5 - 5 1 3 4 3 3 (J P , A)
 特開 2 0 1 7 - 0 0 0 6 9 6 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
- A 6 1 B 1 8 / 1 4
 A 6 1 B 1 7 / 2 8 5