

(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2019-134970

(P2019-134970A)

(43) 公開日 令和1年8月15日 (2019.8.15)

(51) Int.Cl.
A61B 18/14 (2006.01)F I
A61B 18/14テーマコード (参考)
4C160

審査請求 有 請求項の数 3 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2019-88910 (P2019-88910)
 (22) 出願日 令和1年5月9日 (2019.5.9)
 (62) 分割の表示 特願2017-36220 (P2017-36220)
 の分割
 原出願日 平成27年2月12日 (2015.2.12)
 (31) 優先権主張番号 14154832.1
 (32) 優先日 平成26年2月12日 (2014.2.12)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 592245823
 エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
 ベーハー
 Erbe Elektromedizin
 GmbH
 ドイツ国 72072 テュービンゲン
 ワルドホルンレストラーセ 17
 (74) 代理人 100109210
 弁理士 新居 広守
 (72) 発明者 フォルカー・マイヤー
 ドイツ連邦共和国 72072 テュービ
 ンゲン ランゲ フルビュ 25
 (72) 発明者 マルクス・シュミット
 ドイツ連邦共和国 73092 ハイニン
 ゲン ベルクシュトラーセ 7
 最終頁に続く

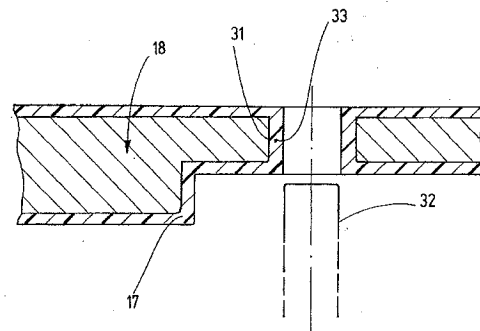
(54) 【発明の名称】 手術器具

(57) 【要約】

【課題】 観血的手術で利用するための改良分枝体を備えた、腹腔鏡および内視鏡手術用の改良手術器具を提供する。

【解決手段】 器具 (10) は、金属部 (18) を有する分枝体 (15、16) を備え、金属部 (18) は、分枝体 (15、16) のヒンジとなる貫通孔 (31) を有し、貫通孔 (31) は、貫通孔 (31) に延在して軸受スリーブ (33) を形成するプラスチックカバー (17) を有する。

【選択図】 図 11



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

金属部を有する分枝体を備え、
前記金属部は、前記分枝体のヒンジとなる貫通孔を有し、
前記貫通孔は、前記貫通孔に延在して軸受スリーブを形成するプラスチックカバーを有する
電気手術器具。

【請求項 2】

前記プラスチックカバーは、前記金属部の製造ばらつきを補うことで、前記貫通孔に挿入されるボルトを前記貫通孔の中心に位置付ける

10

請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記プラスチックカバーは、前記金属部と前記ボルトとを絶縁する

請求項 2 に記載の電気手術器具。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、電気外科的に単極または双極で電流を生体組織に加える手術器具、特に、シール器具に関する。

【背景技術】

20

【0002】

少なくとも一方が可動な分枝体を備えたツールの 2 つの分枝体の間で生体組織を凝固させる器具は、技術水準から周知である。このため、欧州特許出願公開 2 5 5 4 1 3 2 号明細書には、分枝体それぞれが、電極受けと薄板状電極の両方を備えている器具が示されている。電極受けは、非結晶質金属部またはプラスチックコーティングされた金属部から構成されてもよい。電極は、複数の点状溶接によって電極受けに接合されている。これにより、機械的接合が確実になされる一方で、電極と電極受けとの間でわずかな熱伝導が生じてしまう。継ぎ目の直径がわずかだとしても、わずかな長さ（熱流方向の膨張）もあるので、遮熱層としての効果が限定される。

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】**【0003】**

本目的は、手術器具、特に、請求項 1 に記載の電気手術器具により達成される。

【0004】

本発明に係る器具は、電極受けと電極板とが複数のウェブを介して継ぎ目なく互いに接合されて一体化している分枝体を備える。したがって、ウェブと、一方の電極受けとウェブとの境目と、他方の電極板とウェブとの境目とは、同じ組成および構造の材料から境目なく構成される。好適な材料は十分な電気伝導特性を有するので、電極板を用いて生体組織に電流を加えることができる。複数の個別部品から作られる場合、電極板または電極受けの部品を再溶融することによって継ぎ目は生成されるが、ここでは、継ぎ目が完全にな

40

【0005】

電極板と電極受けとの間にできるだけ大きな熱抵抗を用いると、電極板とは逆の分枝体側を動作中に可能な限り冷たいままにしておくことができる。電極間で生体組織をつまむ

50

と、それに接している電極板の温度は100度以上になる可能性があるが、電極受け、つまり、後側の分枝体の外側を、生体組織の損傷を防ぐか最低でも少なくする、電極板より低い温度に保つことができる。生体組織は、40度ですでに損傷し始めるが、例えば、少なくとも60度で損傷し始める。これにより、困難な手術の場合や神経組織などの繊細な組織のすぐ近傍であっても、かなり精密で特異な組織処置を提供できる。

【0006】

具体的な実施の形態の場合、ウェブは、スリットの開口から離れて設けられる。これにより、電極板から電極受けへのわずかな熱流は、電極受けのエッジから遠ざけられるので、分枝体のエッジ温度をさらに低くすることができる。

【0007】

また、電極受けのエッジ輪郭線からウェブまでの距離は、スリットの幅より大きくてもよい。これにより、上記効果が促進される。

【0008】

ウェブの断面は、円形でもよい。しかしながら、ウェブの断面は非円形でもよく、全てのウェブの断面が同じ形状で実装されてもよいし、異なる形状で実装されてもよい。また、ウェブの断面の向きは、例えば、電極受けで電極板を支える斜めの安定性が最大化されるように異なっても同じでもよい。

【0009】

ウェブの最大直径は、スリット幅より小さくてもよい。ウェブはかなり繊細で、熱伝導率が小さい。電極受けの断面がボウル形状であれば、各ウェブの長さは最大化されてもよい。これにより、熱抵抗がさらに大きくなる。

【0010】

また、電極板は、一端で継ぎ目なく電極受けと一体化してもよい。電極板は、平坦、可能であれば、型形状でもよい。生体組織に対向する電極面のデザインは、適用内容に応じて自由に設計してもよい。具体的に、電極板は、スリットの開口でスリット幅が小さくなる周縁エッジを備えてもよい。

【0011】

電極受けと、ウェブと、電極板とは、積層造形方法または生成的な製造方法で製造されることが好ましい。そうすることにより、同質の材料から構成される。特に、積層造形方法としてレーザ積層造形法(SLM)が適しており、レーザ焼結またはレーザ溶融によって金属粉末から電極板と、ウェブと、電極受けとが作られる。したがって、電極板と、ウェブと、電極受けとは、同質の微細構造を有する。このような材料および方法によって、実現できる物質安定性は高く、鋳造法に匹敵する。アンダーカットをほとんど含まない構造の場合は、金属射出成形法(MIM法)も、さらなる製造方法として考えることができる。ウェブの表面と、電極受けの表面と、少なくとも、電極受けに面した側の電極板の表面とにおいて凸凹が増加すると、これらの表面にプラスチックが固体付着する。特に、電極板と電極受けとの間に形成されたスリットにプラスチックを注入すれば、また、妥当な場合は、電極受けをさらにプラスチックでインサート成形または被覆すれば、金属とプラスチックを強固に接合することができる。これは、特に、手術器具の衛生的な需要において、また、器具(特に分枝体)を高温や化学的ストレスにさらす洗浄・滅菌サイクルにおいて有利である。

【0012】

プラスチックで電極受けをインサート成形することにより、少なくとも電気絶縁が実現され、プラスチックの厚み次第では顕著な断熱も実現されて、有利である。

【0013】

さらに、プラスチックインサート成形を用いると、軸受け内径面領域など、電極受けを機械的に較正することができる。このため、電極受けは横断孔を備える。横断孔の精度は、製造の際に二次的に重要である。したがって、電極受けの横断開口部を抜けて延在し、プラスチックにおける軸受け内径面の位置を正確に決定する金型コアを用いたプラスチック射出成形において、プラスチックで電極受けをインサート成形すると、正確な軸受け内

10

20

30

40

50

径面を実現できる。上記説明、下記説明、および、請求項で電気絶縁材料としてプラスチックまたはプラスチック材料について言及する場合は、プラスチック材料系に該当しない絶縁特性を有する材料も含まれる。

【 0 0 1 4 】

本発明の実施の形態のさらなる効果は、図面、請求項、又は、図面の説明から明らかになる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明により、観血的手術で利用するための改良分枝体を備えた、腹腔鏡および内視鏡手術用の改良手術器具を提供することができる。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 6 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明に係る器具の概略斜視図である。

【 図 2 】 図 2 は、図 1 における器具のツールの概略斜視図である。

【 図 3 】 図 3 は、図 2 におけるツールの分枝体の側面図である。

【 図 4 】 図 4 は、図 3 における分枝体の上面図である。

【 図 5 】 図 5 は、図 3 および図 4 における分枝体の異なる実施形態における断面図である。

。

【 図 6 】 図 6 は、図 3 および図 4 における分枝体の異なる実施形態における断面図である。

。

20

【 図 7 】 図 7 は、異なる実施形態におけるウェブの断面図である。

【 図 8 】 図 8 は、異なる実施形態におけるウェブの断面図である。

【 図 9 】 図 9 は、中空ウェブの断面図である。

【 図 1 0 】 図 1 0 は、スペーサ部材を内部に有する中空ウェブの縦断面図である。

【 図 1 1 】 図 1 1 は、軸受け内径面領域がプラスチックコーティングされた、図 3 または図 4 における分枝体の水平断面図である。

【 図 1 2 】 図 1 2 は、本発明に係る分枝体の別の実施形態における断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

例として、図 1 に示した器具 1 0 を観血的手術と腹腔鏡手術の少なくとも一方で用いるチューブ軸器具として説明する。この器具 1 0 は軸 1 1 を備え、その遠位端にツール 1 2 が配置されている。ハンドル 1 4 を備え、かつ、軸 1 1 の近位端につながっている筐体 1 3 は、器具 1 0 を操作するのに用いられる。しかしながら、器具 1 0 は、軸 1 1 だけでなくツール 1 2 も相応に小さくかつ繊細であり、軸 1 1 が可とう性を有する、フレキシブルな内視鏡器具として実装されてもよい。以下の説明はこのような実施の形態に対しても適用できる。

30

【 0 0 1 8 】

図 2 は、ペンチのように動作し、基本デザインが原則同じ 2 つの分枝体 1 5、1 6 を有するツール 1 2 を示している。したがって、図 3 ~ 図 6 に示す分枝体 1 6 に関する以下の説明は、分枝体 1 5 にも適宜適用できる。

40

【 0 0 1 9 】

図 4 の分枝体 1 6 は、プラスチックカバー 1 7 を省略して説明している。このプラスチックカバー 1 7 については、順に、図 5 でより詳しく説明する。

【 0 0 2 0 】

図 3 および図 4 は、金属で構成される一部の分枝体 1 6 のみを示している。この金属部 1 8 は、薄い、できれば、シート金属板形状の電極板 1 9 と、電極受け 2 0 と、それらの間に配置される複数の接合ウェブ 2 1 とに分けられる。電極板 1 9 と、電極受け 2 0 と、ウェブ 2 1 とは、同質の材料から継ぎ目なく一体化して実装される。図示のとおり、電極板 1 9 は、平坦になるように、図 4 によれば、真っ直ぐに伸びるように実装されてもよい。しかしながら、特定の利用において必要であれば、1 方向または複数の方向に湾曲する

50

ように実装されてもよい。例えば、上面視において、電極 19 は、カーブに沿って図 4 とは異なるように実装されてもよい。さらに、電極 19 は、凹状または凸状のボウル形状になるように実装されてもよく、必要であれば、上記の各場合において型どおりの形状になるように実装されてもよい。この型形状は、歯形、クロスウェブ、エッジ輪郭線 22 に沿った縦方向リブなどから構成されてもよい。さらに、ブレードを収納するための、遠位端の上流側ですぐ終端となる連続スリットまたは単一スリットを電極板 19 に設けることも可能である。いずれの場合でも、電極板 19 のエッジ輪郭線 22 は、一方の側面に沿った後、遠位端をまたぎ、そして逆側に沿って延在する（図 5 も参照）。これは、電極受け 20 のエッジ輪郭線 23 と平行になるように実装されることが望ましい。

【0021】

図 5 に示すように、電極受け 20 は型どおりに実装されてもよく、図 3 によれば、電極板 19 との間隔は一定でも変化してもよい。電極受け 20 は、電気絶縁材料で少なくとも一部が被覆されている。電極板 19 と電極受け 20 との間でスリット 24 が規定され、その開口 25 は、エッジ輪郭線 22 と 23 との間でそれらに沿った全周に規定される。図から分かるように、エッジ輪郭線 22 と 23 間で計測される開口 25 の幅 W は全周において均一でもよい。図 5 によれば、エッジ輪郭線 23 は、エッジ輪郭線 22 よりさらに内側にずれていてもよい。ここでは、電極板 19 は電極受け 20 よりも突出している。しかしながら、その対比を入れ替えてもよい。電極板 19 の厚さ D は、スリット 24 の開口 25 の幅 W （図 5）より小さくてもよい。

【0022】

図 5 に示すように、ウェブ 21 は、開口 25 から、つまり、エッジ輪郭線 22、23 から離間していることが好ましい。ウェブ 21 は、継ぎ目なく電極板 19 と一体化している。また、ウェブ 21 は、継ぎ目なく電極受け 20 と一体化している。ウェブ 21 の長さは、開口 25 の幅と少なくとも同じであることが好ましい。

【0023】

図 12 に示すように、電極板 19 のエッジ輪郭線 22 は、凸部 35 形状の拡張部を備えてもよい。この拡張部 35 は、電極板 19 の平面に対して傾斜して、好ましくは 90° で設けられ、スリット 24 の開口 25 よりも部分的または完全に突出していてもよい。凸部 35 の高さ H は、電極板の厚さ D より大きくてもよい。凸部 35 の高さ H は、 0.3 mm から 0.5 mm の範囲内にあり、好ましくは 0.4 mm である。凸部 35 の厚さは、電極板 19 の厚さ D と等しいことが好ましいが、わずかに大きくても小さくてもよい。凸部 35 はプラスチックカバー 17 より突出しているので、プラスチックカバー 17 の外側フランジ 37 は、凸部 35 の外側フランジ 38 から離れて設けられる。また、プラスチックカバー 17 の外側フランジ 37 は、凸部 35 の外側フランジ 38 よりも電極受け 20 の中心側に設けられる。プラスチックカバー 17 の外側フランジ 37 と凸部 35 の外側フランジ 38 との間隔は、凸部 35 の厚さ D よりわずかに小さいほうが好ましい。凸部 35 から電極板 19 への遷移領域 36 は、生体組織を保護するように丸みを帯びて実装されることが好ましい。図 12 に示すように、（図面の右側の）位置において、分枝体 16 の凸部 35 付エッジ輪郭線 22 の形状は、電極板 19 の一方の側面に沿った後、遠位端をまたぎ、そして逆側に沿って延在することが望ましい。このエッジ輪郭線 22 の形状は、全体にわたって途切れなく同じ形状でもよい。また、へこみの形で途切れがあってもよい。上述したように、凸部 35 付エッジ輪郭線 22 は、信頼性のある血管閉鎖の助けとなる。

【0024】

電極板 19 と電極受け 20 とウェブ 21 から構成される上記金属体は、粉末冶金学的にレーザ焼結またはレーザ溶融（SLM）などの積層造形方法で製造されることが好ましい。したがって、ウェブ 21 は、電極板 19 および電極受け 20 と同じ物質構造を有し、同じ安定性も有する。ウェブ 21 の直径は、ウェブ 21 の長さより小さくてもよい。ウェブの断面は、例えば、図 7 に示すように円形または略環状になるよう実装されてもよいし、図 8 のように非円形になるよう実装されてもよい。このように機械的な安定性が高ければ、熱伝導率は低くなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 5 】

スリット 2 4 は、プラスチックで充填されることが好ましく、このプラスチックはプラスチックカバー 1 7 と外側で一体化する。したがって、スリット 2 4 は閉じられるので、液体、バクテリア、または、その他の生体物質の浸透を防ぐことができる。このプラスチックは、さらに、互いに対向し、かつ、スリット 2 4 を規定する表面にも固着している。また、プラスチックカバー 1 7 は、電極受け 2 0 の後側、つまり、図 5 における下側と良好に固着してもよい。プラスチックカバー 1 7 により、電極受け 2 0 と周囲の生体組織とが電気絶縁および断熱される。スリット 2 4 内のプラスチックにより、電極板 1 9 と電極受け 2 0 との間が遮熱されるだけでなく、電極板 1 9 が機械的に支持される。

【 0 0 2 6 】

図 6 は、特に、ウェブ 2 1 と電極受け 2 0 との実施の形態に関する、分枝体 1 6 の断面の変形例である。図に示すように、電極受け 2 0 は略ボウル形状で実装されてもよい。そうすることにより、ウェブ 2 1 の長さスリット 2 4 の内幅は大きくなる。ウェブ 2 1 は、円筒形状で実装されてもよいし、一端または両端で太くなるように実装されてもよい。その他については、同じ参照符号に基づき、上記説明を適宜適用できる。

【 0 0 2 7 】

繊細なウェブ 2 1 の代わりに、図 9 および図 1 0 に係る中空ウェブ 2 6 を 1 以上の箇所で用いてもよい。これらの中空ウェブ 2 6 は、内側にチャンネル 2 7 があってもよい。このチャンネル 2 7 は、例えば、電極板 1 9 の上側に開口したものであり、例えば、プラスチックやセラミックなどで構成されるスペーサ 2 8 を取り付けのに適している。図 1 0 によると、中空ウェブ 2 6 により、電極板 1 9 と電極受け 2 0 が接合されてもよい。しかしながら、中空ウェブ 2 6 は、ブラインドピンとして実装されてもよい。つまり、電極受け 2 0 の上流側に離れて終端となってもよい。この場合、電極板 1 9 と電極受け 2 0 との間の電気的かつ機械的な接合には役立たない。したがって、接合は、スリット 2 4 に設けられたプラスチックと他のウェブ 2 1 との少なくとも一方によって完全または部分的になされる。

【 0 0 2 8 】

プラスチックカバー 1 7 は、電極受け 2 0 を超えてジョイント部 2 9 (図 3) まで、妥当な場合は、さらに動作連結部 3 0 まで延在してもよい。ジョイント部 2 9 は、ペンチのように分枝体 1 5 、 1 6 を開閉できるようなピボット結合を実装するのに用いられる。このために、ジョイント部 2 9 には貫通孔 3 1 が設けられる。この貫通孔 3 1 は、ジョイント部 2 9 全域に延在し、円形または非円形になるよう実装されてもよく、その直径は、支えるために設けられるボルト 3 2 の外径より大きいことが好ましい (図 1 1) 。また、プラスチックカバー 1 7 は、貫通孔 3 1 全体に延在し、そこで軸受スリーブ 3 3 を形成することが好ましい。この軸受スリーブ 3 3 (軸受け内径面) は、プラスチックカバー 1 7 と一体化されている。軸受スリーブ 3 3 は、金属部 1 8 とボルト 3 2 とを絶縁すると同時に、ボルト 3 2 を貫通孔 3 1 の中心に位置付ける。つまり、金属部 1 8 の製造ばらつきに大きく依存しない。

【 0 0 2 9 】

上記器具 1 0 は、以下のように動作する。

【 0 0 3 0 】

2 つの分枝体 1 5 、 1 6 の電極板 1 9 を、軸 1 1 を貫通する配線と接続ケーブル 3 4 とを介して高周波発生器などの電源に接続する。起動すると電圧が生じるため、分枝体 1 5 、 1 6 でつまんだ生体組織に電力が加えられる。このために、ハンドル 1 4 のハンドレバーを操作して、分枝体 1 5 、 1 6 を閉じ、それらの間で生体組織をつまむ。電力供給により、生体組織の温度は上昇して凝固する。また、電極板 1 9 の温度も部分的に沸点を超えて上昇する。しかしながら、熱は、主に電極板 1 9 にとどめられる。スリット 2 4 に設けられたプラスチックの熱伝導率は、電極板 1 9 の熱伝導率よりも小さい。ウェブ 2 1 の断面積は小さいので、わずかな熱エネルギーしかさらに伝達しない。そのため、電極受け 2 0 は大部分が冷たいままである。電極受け 2 0 の熱容量は大きいほうが好ましいので、小

10

20

30

40

50

さな伝達熱量をわずかな温度上昇だけで受け入れる。熱緩衝材、特に、ワックスなどの潜在的な蓄熱材を、プラスチックと電極受け 20 の少なくとも一方の 1 以上の中空チャンバに設けると、効果を高めることができる。蓄熱温度は、生体組織を損傷しない、例えば 60 度以下の低温範囲に規定されることが好ましい。したがって、長時間使用したとしても、分枝体 15、16 の外側を十分冷たく保つことができる。

【0031】

器具 10 の新規な分枝体 16 は、電極板 19 と電極受け 20 と接合ウェブ 21 とを有する、継ぎ目なしに一体化された金属部 18 を備える。この金属部 18 は、レーザ積層造形法 (SLM) などの積層造形方法で製造されることが好ましい。電極板 19 と電極受け 20 との間の溶接部または継ぎ目をなくすことにより、熱をほとんど伝導しない機械的に非

10

【符号の説明】

【0032】

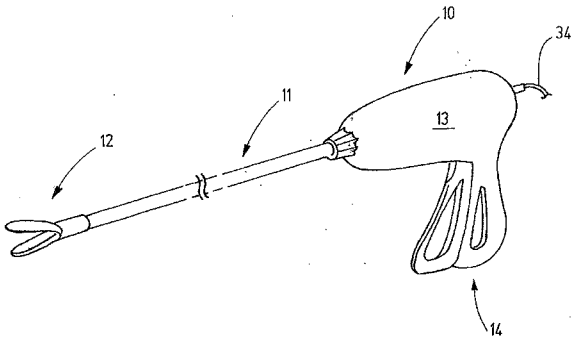
- 10 器具
- 11 軸
- 12 ツール
- 13 筐体
- 14 ハンドル
- 15 第 1 分枝体
- 16 第 2 分枝体
- 17 プラスチックカバー
- 18 金属部
- 19 電極板
- 20 電極受け
- 21 ウェブ
- 22 電極板のエッジ輪郭線
- 23 電極受けのエッジ輪郭線
- 24 スリット
- 25 開口
- 26 中空ウェブ
- 27 チャネル
- 28 スペーサ
- 29 ジョイント部
- 30 動作連結部
- 31 貫通孔
- 32 ボルト
- 33 軸受スリーブ
- 34 接続ケーブル
- 35 凸部
- 36 遷移領域
- 37 17 の外側フランジ
- 38 35 の外側フランジ

20

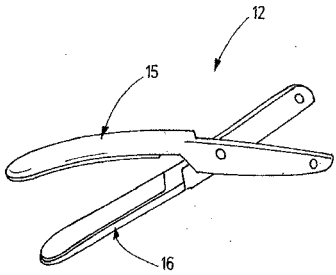
30

40

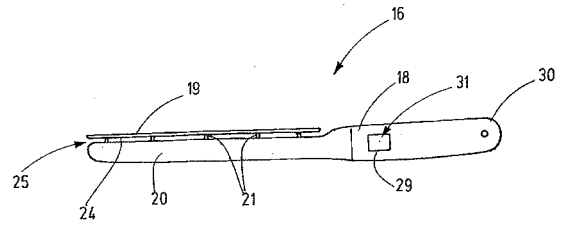
【図 1】



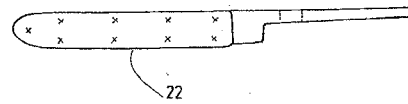
【図 2】



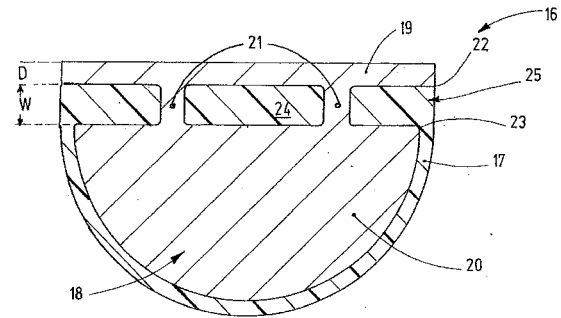
【図 3】



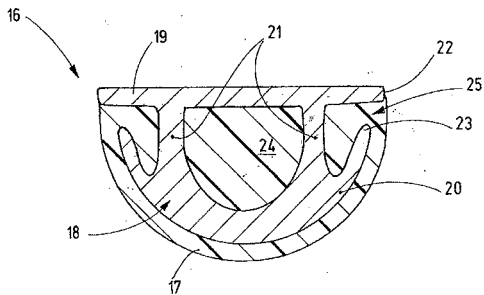
【図 4】



【図 5】



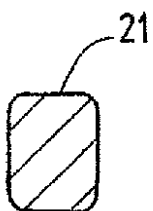
【図 6】



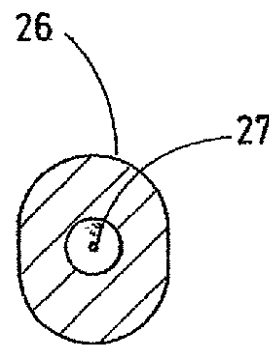
【図 7】



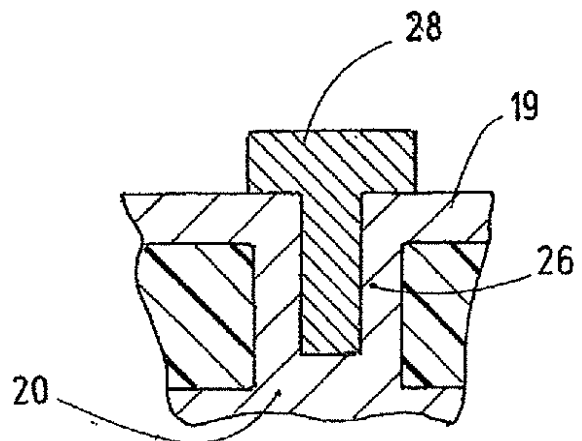
【図 8】



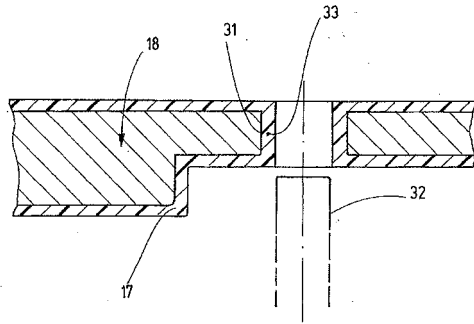
【図 9】



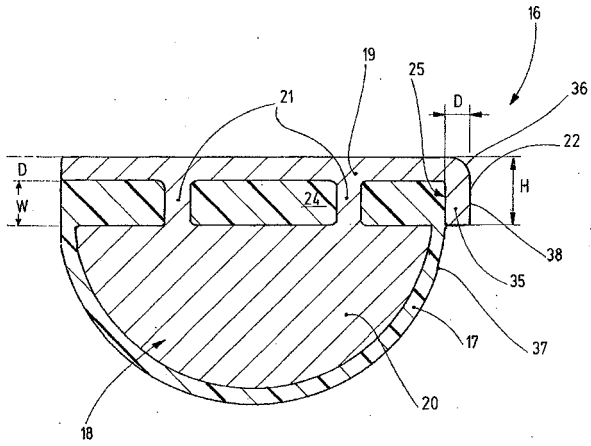
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(72)発明者 アヒム・ブロードベック

ドイツ連邦共和国 7 2 5 5 5 メッツィンゲン ルーレンダーヴェーク 8

Fターム(参考) 4C160 KK04 KK06 KK15 KK36 KK39 MM32 NN01

专利名称(译)	手术器械		
公开(公告)号	JP2019134970A	公开(公告)日	2019-08-15
申请号	JP2019088910	申请日	2019-05-09
[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		
[标]发明人	フォルカー・マイヤー マルクス・シュミット アヒム・プロドベック		
发明人	フォルカー・マイヤー マルクス・シュミット アヒム・プロドベック		
IPC分类号	A61B18/14		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B2018/00077 A61B2018/00089 A61B2018/00101 A61B2018/00107 A61B2018/0063 A61B18/12		
FI分类号	A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK36 4C160/KK39 4C160/MM32 4C160/NN01		
代理人(译)	新居 広守		
优先权	2014154832 2014-02-12 EP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种改进的用于腹腔镜和内窥镜手术的外科手术器械，其具有用于开放手术的改进的分支。解决方案：器械（10）包括具有金属部件（18）的分支（15、16）。金属部件（18）具有作为分支（15、16）的铰链的通孔（31）。通孔（31）具有一个塑料盖（17），该盖穿过通孔（31）形成轴承套（33）。图11

