

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7594381号
(P7594381)

(45)発行日 令和6年12月4日(2024.12.4)

(24)登録日 令和6年11月26日(2024.11.26)

(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 14 外国語出願 (全12頁)

(21)出願番号	特願2020-135169(P2020-135169)	(73)特許権者	592245823
(22)出願日	令和2年8月7日(2020.8.7)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
(65)公開番号	特開2021-41152(P2021-41152A)		ペーハー
(43)公開日	令和3年3月18日(2021.3.18)		E r b e E l e k t r o m e d i z i n
審査請求日	令和5年1月30日(2023.1.30)		G m b H
(31)優先権主張番号	19191757		ドイツ国 7 2 0 7 2 テュービンゲン
(32)優先日	令和1年8月14日(2019.8.14)		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
前置審査			弁理士 新居 広守
		(72)発明者	ヨハネス・ケルナー
			ドイツ連邦共和国、8 8 2 3 9 ヴァン
			ゲン イム アルゴイ、ペターマンドシュ
			トラーセ 1 2、エスアイ シリコーン
			イノベーション ゲーエムペーハー内
		審査官	鈴木 敏史

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 切開電極、外科用器具、および切開電極を製造する方法

(57)【特許請求の範囲】

【請求項 1】

外科用器具（ 1 1 ）用、特に融合切開器具用の切開電極（ 2 3 ）を製造する方法であって、

材料ブランク（ 2 9 ）を設けるステップと、
前記材料ブランク（ 2 9 ）に配置され、前記材料ブランク（ 2 9 ）を一時的なハンドリングにのみ役立つ第 1 部分（ 3 1 ）と第 2 部分（ 3 2 ）とに分離する定格破断位置（ 3 0 ）を設けるステップと、

前記定格破断位置（ 3 0 ）が設けられた前記材料ブランク（ 2 9 ）を、前記第 1 部分（ 3 1 ）を接触保持し、かつ前記第 2 部分の周りに、前記定格破断位置（ 3 0 ）で面一に終端する中空スペース（ 4 0 ）を画定する彫込部を有する金型（ 3 7 ）に挿入するステップと、

前記第 2 部分（ 3 2 ）を取り囲むプラスチック本体（ 4 2 ）を形成するプラスチックを前記金型（ 3 7 ）に注入するステップと、

前記金型（ 3 7 ）を開き、前記材料ブランク（ 2 9 ）が保持された前記プラスチック本体（ 4 2 ）を取り外すステップと、

前記定格破断位置（ 3 0 ）に沿って、前記第 1 部分（ 3 1 ）を前記第 2 部分（ 3 2 ）から折り取るステップとを含み、

前記第 1 部分（ 3 1 ）には、前記材料ブランク（ 2 9 ）を前記金型（ 3 7 ）内の正しい位置に位置決めするための少なくとも 1 つの位置決め孔（ 3 5、3 6 ）が設けられる、

方法。

【請求項 2】

前記第 1 部分 (3 1) は、前記第 2 部分 (3 2) と少なくとも同じ大きさである、
請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記金型 (3 7) に挿入するステップの前に、前記材料ブランク (2 9) には、電気接
続導体 (4 3) が設けられる

請求項 1 または 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記定格破断位置は、材料厚さの薄い線状の領域として構成される

10

請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 5】

前記材料厚さの薄い領域は、前記材料ブランク (2 9) の少なくとも一方の平坦面に配
置される少なくとも 1 つの溝 (3 3 、 3 4) によって形成される

請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記溝 (3 3 、 3 4) は、エッチング工程によって形成される

請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の方法により製造される切開電極であって、
覆われずに残る破断エッジ (4 4) を有する電極 (2 6) が埋め込まれるプラスチック
本体 (4 2) を備える

20

切開電極。

【請求項 8】

前記プラスチック本体 (4 2) は、可撓性プラスチック、特に弾性プラスチック、特に
シリコンからなる

請求項 7 に記載の切開電極。

【請求項 9】

前記電極 (2 6) は、均一な一定の厚さを有し、前記破断エッジ (4 4) に隣接してテ
ーパー部分 (4 5) が形成されるように前記破断エッジ (4 4) のすぐ近くの厚さが薄く
なっている

30

請求項 7 または 8 に記載の切開電極。

【請求項 10】

前記プラスチック本体 (4 2) は、前記テーパー部分 (4 5) の手前まで延在する

請求項 9 に記載の切開電極。

【請求項 11】

前記プラスチック本体 (4 2) は、前記テーパー部分 (4 5) を越えて延在する

請求項 9 に記載の切開電極。

【請求項 12】

前記切開電極 (2 3) は、プラスチックが浸透する孔 (4 1) を有する

40

請求項 7 ~ 11 のいずれか 1 項に記載の切開電極。

【請求項 13】

前記破断エッジ (4 4) の幅は、前記電極 (2 6) の厚さより小さく、好ましくは、前
記電極 (2 6) の厚さの半分以下である

請求項 7 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の切開電極。

【請求項 14】

請求項 7 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の切開電極 (2 3) を備える器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、外科用器具用、特に融合切開器具用の切開電極を製造する方法と、その方法によって製造された、切開電極と、それぞれの切開電極を備える外科用器具とに関する。

【背景技術】

【0002】

特許文献1には、血管をシールおよび切断するための、すなわち組織の融合および切開のための外科用器具が開示されており、組織シールも組織切開も電氣的に行われる。2つの顎部材のフランジ間に挟まれた組織に電流を流すことで組織を加熱して凝固させる、フランジに規定されたシール電極が、組織シールに役立つ。このようにして、器具で挟んだ血管を閉じることができる。これにより、顎部材の一方に収容された切開電極は、血管切開に役立つ。切開電極は、切開電極の狭い面と、平坦面の一部だけがアクセス可能であるように、実施形態に応じて深さの異なる絶縁材に埋め込むことができる。

10

【0003】

特許文献2には、メスのような電気外科用器具が示されており、平坦かつヘラ状の電極の2つの平坦面には、厚い絶縁被膜が設けられる。この被膜は、狭い面も覆うが比較的薄い。したがって、器具からの無線周波数電流は、主に、器具の端を流れる。

【0004】

このような器具は、特許文献3からも知られている。その器具は、切開電極が設けられた上顎部材内に絶縁本体を備え、絶縁本体は、対向する顎部材のカウンタ支持部に向かって位置合わせされた狭壁部を中央に含む。切開電極は、この壁部の狭い面に埋め込まれる。

【0005】

20

切開電極を有する絶縁本体の構成も、基本的に、特許文献4から明らかである。切開電極は、異なるオーム抵抗を有する複数の狭い帯状金属部分によって形成される。

【0006】

さらなる先行技術が、特許文献5によって形成される。この明細書では、切開電極の平坦面を覆い、切開電極の狭い面を覆わずに残す2つの絶縁要素間に、切開電極を支持することが提案されている。

【0007】

外科用器具に見られる傾向はフィリグリーであるが、非常に強力で、信頼性のある手術器具である。このような器具は、短時間にできるだけ正確に切断を行わなければならない。これは、同時に組織凝固を行うことができるように、できるだけ低い電流で行う。特に、凝固電極および切開電極に同一の発電機から限られた電力が同時に供給される場合、省エネ削減を実現することが、ある程度重要になり得る。

30

【0008】

これにより、切開電極およびその絶縁材の形状が決め手となることが分かった。しかしながら、対応する切開電極は、製造するのが難しい。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【文献】米国特許第8470901号明細書

【文献】欧州特許第0852480号明細書

40

【文献】欧州特許出願公開第3132765号明細書

【文献】米国特許出願公開第2016/0249975号明細書

【文献】米国特許第8394094号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

それらを起点とし、本発明の目的は、切開電極を製造する方法を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

この目的は、請求項1に記載の方法で解決される。

50

【 0 0 1 2 】

本発明の方法は、導電性材料の平坦な材料ブランク、好ましくは、次の電極を形成する部分と、ハンドリングにのみに役立つ部分とを含む金属板ブランクを提供することに基づく。材料ブランクには、材料ブランクを第 1 部分と第 2 部分とに分離する定格破断位置が設けられる。第 1 部分はハンドリングにのみ役立ち、第 2 部分は次の電極を形成する。材料ブランクは、例えば、薄い金属板であり、その厚さは、用途に応じて $1 / 10 \text{ mm} \sim 1 / 10 \text{ mm}$ の倍数の分数の範囲を有し得る。好ましい実施形態では、厚さは 0.1 mm である。金属は、鋼にすることができ、鋼は、延性のないこと、特に塑性変形可能でないことが好ましい。

【 0 0 1 3 】

定格破断位置は、板金ブランクの厚さを薄くした線状ゾーンによって形成されることが好ましい。厚さの薄い部分は、材料ブランクの一方の平坦面に沿って、好ましくは一方の端から他方の端まで延在する、直線溝または円弧溝によって形成することができる。あるいは、さらに、材料ブランクの 2 つの対向する平坦面に配置され、かつ同じ位置および同じ経路を有する 2 つの切欠部または溝を設けることもできる。言い換えれば、それらは、互いに平行に方向付けられ、材料ブランクの平坦面に直交する領域を画定する。

【 0 0 1 4 】

定格破断位置は、研削、フライス加工、エッチング、エンボス加工、ローラバニシング加工、または材料ブランクの厚さを局部的に薄くするのに適切な同様の方法によって、形成することができる。さらに、一連の穿孔もしくはスロット、または局部的な材料変更、例えば、局部的な材料脆化によって、定格破断位置を形成することも可能である。局部的な材料脆化は、例えば、局部的なレーザ焼入れによって、熱により引き起こすことができる。

【 0 0 1 5 】

次のステップにおいて、定格破断位置を有する材料ブランクは、第 2 部分が金型の空洞または中空スペースに突出するように、第 1 部分を接触して取り囲む金型の彫込部に挿入される。これにより、金型は、定格破断位置が中空スペースの端に正確に位置するように構成されることが好ましい。次のステップでは、プラスチックが、第 2 部分の周りを流れて第 2 部分に設けられた穿孔に浸透し得るように、金型に注入される。このように、プラスチック本体と第 2 部分との間の形状嵌合が得られる。好ましい成形工程は、射出成形である。

【 0 0 1 6 】

金型を開き、材料ブランクが保持されたプラスチック本体を取り外した後、例えば、手で、または鉗子もしくは別の適切なツールで、材料ブランクの第 1 部分を第 2 部分の定格破断位置で破断させる。プラスチック本体の縁に沿って、完成した切断エッジとして材料ブランクの第 2 部分が覆われずに残る破断エッジが形成される。

【 0 0 1 7 】

したがって、切断エッジは破断のため粗く、後処理を必要としない。後の処理ステップによるプラスチック本体の損傷または応力が最小となる。切開電極の金属板は、プラスチック本体内に対称的に配置されることが好ましい。

【 0 0 1 8 】

本方法は、切開電極の平坦面の複数の部分が覆われずに残らなければならないという必要性はなく、導電性を有し、ほぼ線状で、金属であることが好ましい、1 つまたは複数の部品からなる形態で構成され得る切断エッジを、プラスチック本体に直接生成することを可能にする。第 1 部分の分離には、表面領域が把持具、鉗子などでアクセス可能である必要はない。切断エッジは、プラスチック本体と面一に終端するか、プラスチック本体を越えて極めてわずかに突出することができ、またはプラスチック本体の隣接した表面のやや下方で終端することもできる。したがって、製造は単純であり、工程に信頼性のある方法で高品質を可能にし、切開電極の狭い破断エッジへの電流を制限することにより、最も高い切断品質を生み出すことができる。これにより、切開電極は、金属または導電性セラミ

10

20

30

40

50

ックからなることができる。本発明の方法は、電極の両側のプラスチック壁が同じ厚さを有するように電極がプラスチック本体内の中央に埋め込まれている切開電極の特に精密な製造を可能にする。

【 0 0 1 9 】

材料ブランクの第 1 部分が第 2 部分と少なくとも同じ大きさである場合、製造中のハンドリング、および次の、プラスチック本体でオーバーモールドされた残りの第 2 部分からの第 1 部分の分離は、非常に容易にかつ手で行うことができる。

【 0 0 2 0 】

第 1 部分が、少なくとも 1 つ、好ましくは少なくとも 2 つのピンによって金型内の正しい位置に位置決めされる場合、金型内への材料ブランクの特に信頼性のある位置決めが得られる。

10

【 0 0 2 1 】

定格破断位置は、材料厚さの薄い狭い帯状、すなわち線状の領域として構成されることが好ましい。これは、材料ブランクの片側または両側を、研削、ローラバニング加工もしくはエッチングによって、または他の方法で形成することができる。その材料厚さの薄い領域は、溝になり得る。溝は、円形、矩形、台形、三角形または円弧状の断面を有することができる。その形状とは無関係に、溝は、材料ブランクの厚さの好ましくは少なくとも 3 分の 1、さらに好ましくは半分の深さである。溝の深さおよび材料ブランクの厚さは、材料厚さの一方の平坦面に直交して測定されなければならない。溝が両側から材料ブランクに挿入される場合、それらの深さは、材料ブランクの厚さの $1/6 \sim 1/4$ であることが好ましい。

20

【 0 0 2 2 】

上述した本発明の方法で作られる切開電極は、材料ブランクの第 2 部分から現れる電極が埋め込まれているプラスチック本体を備える。切開電極は、電気切断エッジを形成する覆われていない破断エッジを備える。

【 0 0 2 3 】

プラスチック本体は、可撓性プラスチック、特に、例えばシリコンなどの弾性プラスチックから、または、シリコンのようなプラスチックもしくはエラストマーなどからなることが好ましい。

【 0 0 2 4 】

30

電極は、均一な一定の厚さを有し、破断エッジに隣接してテーパゾーンが形成されるように破断エッジのすぐ近くの厚さが薄くなり得ることが好ましい。このテーパゾーンは、迅速かつ適切な切断が実現され得るように切断エッジにおける電流集中に寄与する。

【 0 0 2 5 】

プラスチック本体は、好ましくは、電極の覆われていない破断面が切開電極の断面より大きくないように、好ましくは、少なくともテーパゾーンの手前まで延在し、さらに好ましくは、テーパゾーン内、またはテーパゾーンを越えて延在する。これは、電極の側面が、破断エッジの手前までプラスチックで覆われることが好ましいことを意味する。

【 0 0 2 6 】

プラスチック本体は、破断エッジの両側に表面を有し、その幅は、電極の厚さ（幅）の 2 倍よりも小さいことが好ましい。これにより、組織挫傷および機械的分離が回避され、確実に、所望の切断が完全にまたは主に電氣的だが機械的ではなく行われる。

40

【 0 0 2 7 】

本発明の好ましい実施形態のさらなる詳細は、図面、明細書または特許請求の範囲から生じる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

【図 1】図 1 は、例示的構成の外科用器具の簡略化された斜視図である。

【図 2】図 2 は、図 1 による器具で支持されたツールの簡略化された垂直切断図である。

【図 3】図 3 は、図 2 によるツールの切開電極の簡略化された斜視図である。

50

【図 4】図 4 は、切開電極を製造するための材料ブランクの側面図である。

【図 5】図 5 は、材料ブランクを備えた金型の、金型の分離面に直交して切断された分解図である。

【図 6】図 6 は、定格破断位置の領域における材料ブランクの部分切断図である。

【図 7】図 7 は、定格破断位置の領域における材料ブランクの別の実施形態の部分切断図である。

【図 8】図 8 は、切開電極を製造するためのプラスチック本体が設けられた材料ブランクである。

【図 9】図 9 は、第 1 実施形態における切開電極の垂直部分切断図である。

【図 10】図 10 は、変更形態における切開電極の図 9 に対応する図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0029】

図 1 は、特に患者を腹腔鏡処置するための外科用器具 11 を示す。器具 11 は、ハンドル 13 およびハンドレバー 14 が設けられた筐体 12 を備える。ツール 17 は、筐体 12 から遠ざかるように延在するシャンク 15 の遠位端 16 で支持される。ツールは、第 1 顎部材 18 および第 2 顎部材 19 を含み、それらの少なくとも一方は、組織を顎部材間に挟むことができるように、ハンドレバー 14 を作動させることによって他方に向かって、および他方から遠ざかるように可動である。

【0030】

顎部材 18、19 は、組織シールおよび/または組織切開のために構成される鉗子のようなツール 17 を形成する。このために、顎部材 18、19 は、電圧源の異なる極に接続することができるため、例えば、特許文献 3 から一般に知られているように、その脚部間に凝固ギャップ 20、21 を画定することができる。これらの凝固ギャップ 20 と 21 との間に、好ましくは弾性を有するカウンタ支持部 22 が配置され、対向する顎部材 19 内に、切開電極 23 が配置される。切開電極 23 は、取付部またはベース部 24 および壁部 25 を含み、両者はプラスチック、好ましくは弾性プラスチックからなり、好ましくは金属からなる電極 26 が、壁部 25 に埋め込まれ、該当する場合は、少なくとも部分的にベース部 24 内にも延在する。表面側 27 では、電極 26 の狭いエッジ 28 だけが覆われずに残る。それを除けば、電極 26 は、電氣的に絶縁されるように壁部 25 およびベース部 24 に埋め込まれる。

20

【0031】

ツール 17 は、また、別の器具、例えば、内視鏡的な方法で使用するすることができる器具、または、観血手術用途に構成された器具の一部にもなり得る。

【0032】

切開電極 23 の製造は、以下のとおりである。

【0033】

図 4 に示すように、製造は、材料ブランク 29 で始める。材料ブランク 29 は、適切な電極材料、例えば鋼合金、チタン合金から、または導電性セラミックからなる。材料ブランク 29 は、ばね弾性材料ではあるが、著しい塑性変形性をもたらさないばね弾性材料からなることが好ましい。特に、先の塑性変形を伴わずに破断点に達する材料が好ましい。

40

【0034】

材料ブランク 29 には、材料ブランク 29 の第 1 部分 31 を第 2 部分 32 から分離する、好ましくは線状の定格破断位置 30 が設けられる。第 2 部分 32 は次の電極 26 を形成し、第 1 部分 31 は一時的なハンドリングにのみ役立つ。定格破断位置 30 は、例えば、図 7 から明らかなように材料ブランク 29 に製造された溝 33 による、材料ブランク 29 の材料の線状脆弱部である。材料ブランク 29 の一方の平坦面にのみ設けられる 1 つの溝 33 の代わりに、図 6 に示すように、互いに反対向きの材料ブランク 29 の平坦面に互いに平行に設けられる 2 つの溝 33、34 によって、定格破断位置 30 を形成することもできる。これにより、2 つの溝 33、34 は、同じ経路に沿って延在し、同じ位置に配置される。

50

【 0 0 3 5 】

1つの溝33のみが設けられるか、2つの溝33、34が設けられるかにかかわらず、溝は、任意の適切な方法、例えば、研削、フライス加工、エンボス加工、ローラバニシング加工、またはエッチングによって製造することができる。溝33、34の断面は、選択された方法と、円形、角のある形、三角形、四角形もしくは台形のような、または定義されていない形の所望のエッジ形状とに応じて、特にエッチング法によって形成することができる。しかしながら、溝の深さおよび幅もエッチング法によって画定される。

【 0 0 3 6 】

第1部分31には、例えば、位置決め孔35、36の形態の1以上の位置決め構造体を設けることができる。それらは、例えば、図5から明らかなように、2つの金型半体38、39を有する金型37内に材料ブランク29を位置決めするのに役立ち得る。

10

【 0 0 3 7 】

金型半体38、39にはそれぞれ彫込部が設けられ、彫込部は、金型37が閉じて、2つの金型半体38、39が第1部分31で二次元的に当接する場合に、材料ブランク29が第1部分31で保持されるような形状および深さで材料ブランクの第1部分31の領域に構成される。特に、第1部分31を保持する金型半体38、39の部位は、定格破断位置30で略面一に終端する。金型37が閉じると、第2部分32が片持ち梁状に延在する中空スペース40が、第2部分32の周りに形成される。しかしながら、この中空スペース40は、定格破断位置30で面一に終端する。

【 0 0 3 8 】

20

金型37を閉じて切開電極23を製造するために、部分32は、適切なプラスチック、例えばシリコンで充填され、これにより、そのプラスチックは、プラスチックを材料ブランクに形状嵌合固定するために第2部分32に構成され得る孔41を通過することもできる。孔の形状は、丸く、または角のあるものにすることができる。

【 0 0 3 9 】

プラスチックが硬化し、金型37を開いた後、プラスチック本体42が形成された材料ブランク29を、金型37から取り外すことができる。図8に示すように、ここで定格破断位置30は、壁部25の上端にすぐ隣接する。該当する場合、材料ブランク29の部分32に取り付けられたケーブル43が、プラスチック本体42から外に延在する。

【 0 0 4 0 】

30

切開電極23を完成させるために、ここで、プラスチック本体42に対して矢印Pが示す方向に前後に第1部分31を動かすことによって、定格破断位置30で第1部分31が折れて第2部分から取れる。これにより、図9に示すように破断エッジ44が形成される。プラスチック本体に埋め込まれた第2部分32の厚さより小さい幅を破断エッジ44が有するように、テーパ部分45が上述した溝から形成される。第2部分32の厚さと同様に、破断エッジ44の幅は、図9において水平に、すなわち、いずれの場合も、第2部分32の平坦面に直交して測定される。

【 0 0 4 1 】

壁部25は、その表面側27において破断エッジ44の両側に、平面的または丸みを帯びた表面部分46、47を有し、それらの幅は、いずれの場合も、第2部分32の厚さの好ましくは10倍以下、さらに好ましくは3倍以下または2倍以下である。

40

【 0 0 4 2 】

壁部25は、図9に示すように、表面側でテーパ部分45にすぐ隣接し得るが、図10により、テーパ部分45もプラスチックで部分的または完全に覆うことができ、かつ破断エッジ44だけが覆われずに残るように、テーパ部分45内に延在することもできる。その際に、特に高い電流集中が得られる。

【 0 0 4 3 】

破断エッジ44は、破断により粗くすることができ、後処理する必要はない。図8によれば、オーバーモールドされた第2部分32から第1部分31を折り取った後、切開電極23が完成し、図1による器具に取り付けることができる。破断エッジにおいて、粗さに

50

より切開中に局所的な電流集中が生じ、切開を助ける。しかしながら、例えば、研磨、特に電解研磨によって、破断エッジを後処理することも可能である。

【 0 0 4 4 】

図 5 および図 8 ~ 図 1 0 に関連して述べた詳細は、図 6 による材料ブランク 2 9 および図 7 による材料ブランク 2 9 に同様に当てはまる。

【 0 0 4 5 】

本発明の方法は、外科用器具 1 1 用の切開電極を製造するのに役立ち、この方法により、プラスチック本体を切開電極 2 3 に取り付けた後に、切開電極 2 3 の断面を分離する力を加えずに済む。切開電極 2 3 を製造するために、製造は、定格破断位置 3 0 が設けられる材料ブランク 2 9 で始める。材料ブランク 2 9 は、その分離が、プラスチック本体でも伝え得るような特に非常に小さい、小さな力で可能であるように寸法付けられる。定格破断位置 3 0 は、材料ブランク 2 9 を、もっぱらハンドリングおよび金型 3 7 への材料ブランク 2 9 の位置決め役に役立つ第 1 部分 3 1 と、金型中空スペース 4 0 内に自己支持的に突出し、プラスチックでオーバーモールドされる第 2 部分 3 2 とに分離する。

10

【 0 0 4 6 】

取り外した後、第 1 部分 3 1 は、切開電極 2 3 から容易に折り取ることができる。形成された破断エッジ 4 4 は、理想的な切断エッジを形成する。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 7 】

- 1 1 器具
- 1 2 筐体
- 1 3 ハンドル
- 1 4 ハンドレバー
- 1 5 シャンク
- 1 6 シャンク 1 5 の遠位端
- 1 7 ツール
- 1 8 顎部材
- 1 9 顎部材
- 2 0 凝固ギャップ
- 2 1 凝固ギャップ
- 2 2 カウンタ支持部
- 2 3 切開電極
- 2 4 ベース部
- 2 5 壁部
- 2 6 電極
- 2 7 表面側
- 2 8 切断エッジ
- 2 9 材料ブランク
- 3 0 定格破断位置
- 3 1 第 1 部分
- 3 2 第 2 部分
- 3 3 溝
- 3 4 溝
- 3 5 位置決め孔
- 3 6 位置決め孔
- 3 7 金型
- 3 8 金型半体
- 3 9 金型半体
- 4 0 中空スペース
- 4 1 孔

20

30

40

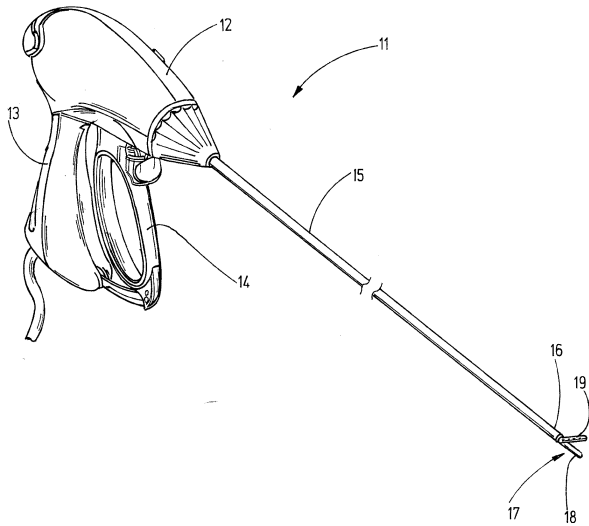
50

- 4 2 プラスチック本体
- 4 3 ケーブル
- 4 4 破断エッジ
- 4 5 テーパー部分
- 4 6 表面部分
- 4 7 表面部分

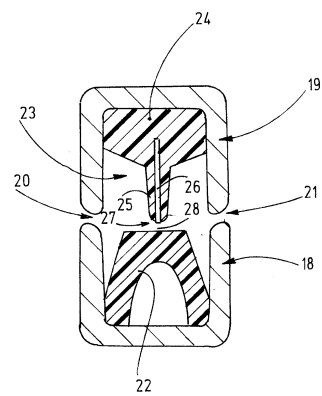
P 矢印

【図面】

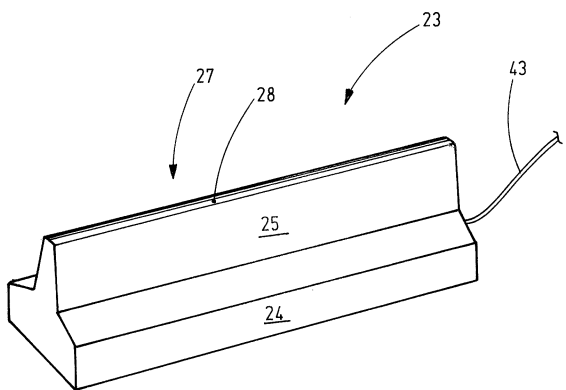
【図 1】



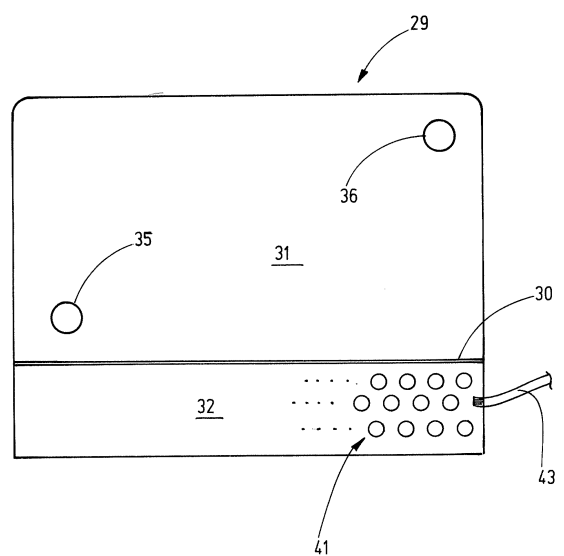
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

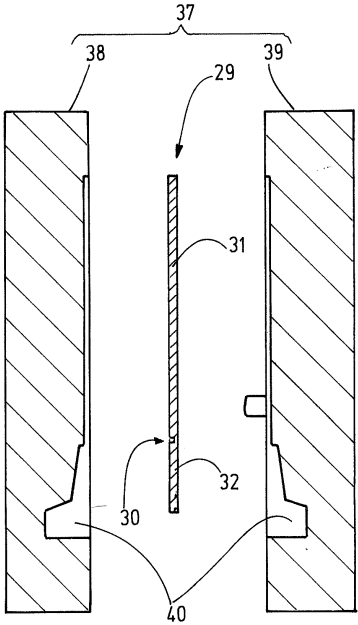
20

30

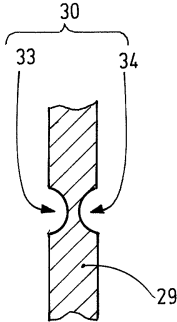
40

50

【図 5】

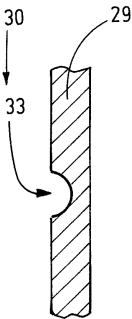


【図 6】



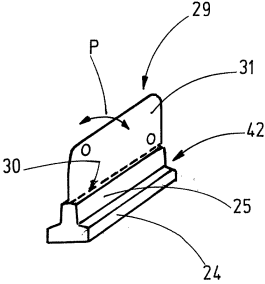
10

【図 7】



20

【図 8】

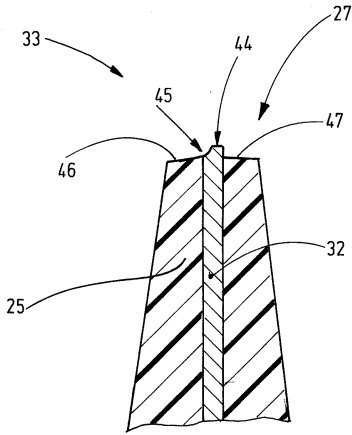


30

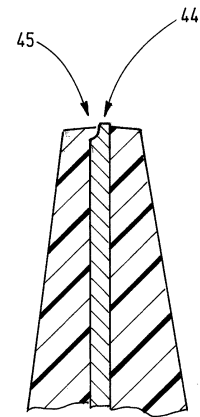
40

50

【図 9】



【図 10】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 1 6 - 0 0 7 5 4 2 (J P , A)
米国特許第 0 4 3 1 5 4 4 4 (U S , A)
特開昭 5 7 - 1 1 0 3 0 (J P , A)
特開平 3 - 2 1 4 7 4 4 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 3 2 0 1 5 2 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 0 2 1 2 4 6 (J P , A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 1 8 / 1 4