

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2013-526343

(P2013-526343A)

(43) 公表日 平成25年6月24日 (2013.6.24)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 18/12

(2006.01)

F 1
A 6 1 B 17/39テーマコード (参考)
4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2013-510237 (P2013-510237)
 (86) (22) 出願日 平成23年5月10日 (2011.5.10)
 (85) 翻訳文提出日 平成25年1月8日 (2013.1.8)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2011/035902
 (87) 国際公開番号 W02011/143200
 (87) 国際公開日 平成23年11月17日 (2011.11.17)
 (31) 優先権主張番号 61/395, 276
 (32) 優先日 平成22年5月11日 (2010.5.11)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512290975
 エレクトロメディカル・アソシエイツ・リ
 ミテッド・ライアビリティ・カンパニー
 ELECTROMEDICAL ASSO
 CIATES LLC
 アメリカ合衆国、20816 メリーラン
 ド州、ベセスダ、マサチューセッツ・アベ
 ニュ、6006
 (74) 代理人 110001195
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者 カーメル, ユバル
 アメリカ合衆国、20816 メリーラン
 ド州、ベセスダ、マサチューセッツ・アベ
 ニュ、6006

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ろう付け電気外科装置

(57) 【要約】

電気外科装置と関連して使用する遠位端部電極アセンブリであって、特に組織の変性、彫り込み、切開、除去もしくは蒸気療法に適合された、凝固、焼灼もしくは止血目的のために構成された、または正常な組織や腫瘍組織の熱的処置のために用いられるものが開示される。本発明に照らして、電極を絶縁体に接続するための機械的固定手段、エポキシ、および他の高温接着材はろう接継手に置き換えられ、電極と絶縁体との結合が熱によって損なわれることなく、高い電力密度および高い温度で安全かつ確実に操作可能な電気外科装置をもたらす。ろう接継手を用いることにより、単極または双極構成の、小型化されたコンパクトな電気外科装置の構成を可能にし、これは関節鏡視下手術から耳鼻咽喉科や腫瘍科などのいくつかの異なる分野において有用であり、腹腔鏡技術および観血療法技術の両方に適用可能である。本発明の活性電極および電気外科装置は、製造コストおよび装置のプロファイルを抑えながら有効性、安全性および確実性を最大限にする。

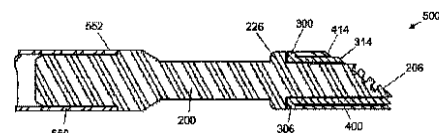


Fig. 20

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気外科装置に接続するための活性電極アセンブリであって、前記アセンブリは：

a) 電気外科装置の遠位端部に接続するのに適し、外部電源への電氣的接続に適する近位部と、電氣的に活性な面を含む遠位部とを有する金属電極と、

b) 前記金属電極の遠位部の周りに摺動可能に配置され、近位端部および遠位端部を有する非導電性絶縁体とを備え、前記絶縁体が前記電極に対してきっちりと嵌合している場合、前記電氣的に活性な面の遠位端部は、前記絶縁体の遠位端部を超えて遠位方向に延在し、

前記電極および絶縁体は、前記電極と前記絶縁体との間に配置されるろう付け材からなるろう接継手により、互いに恒久的に固定される、電極アセンブリ。

10

【請求項 2】

(i) 前記金属電極は前記近位部および遠位部間に配置される半径方向に突出するフランジをさらに含み、前記フランジは対向する近位面および遠位面を有し、

(ii) 前記非導電性絶縁体の近位端部は、対向する近位面および遠位面を有する半径方向に突出するリップをさらに含み、さらに

(iii) 前記電極および絶縁体間の嵌合は、前記絶縁リップの近位表面と前記電極フランジの遠位表面との係合によって特徴付けられ、

前記ろう付け材は前記電極フランジと前記絶縁体リップとの間に配置される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

20

【請求項 3】

金属電極は相対的に円筒形であり、絶縁体は対応する管状プロファイルを有する、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 4】

前記絶縁体の近位面は平坦である、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 5】

前記絶縁体の外径は 4 ミリメートル以下である、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 6】

前記絶縁体の壁厚さは、0.3 および 0.8 ミリメートルの間にある範囲にある、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

30

【請求項 7】

前記ろう付け材は、銅、金、銀、ニッケル、クロム、コバルト、モリブデン、白金、パラジウム、チタン、シリコンまたはバナジウムの金属合金である、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 8】

前記ろう付け材は、3 mm 以下の最大幅または直径を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 9】

前記ろう付け材は、1.5 mm 以下の最大幅または直径を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

40

【請求項 10】

前記ろう付け材は、7 mm²以下の面積を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 11】

前記ろう付け材は、1.8 mm²以下の面積を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 12】

前記金属電極は、ステンレス鋼、アルミニウム、ニッケル、チタン、モリブデンまたはタンゲステンから製造される、請求項 1 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 13】

50

前記金属電極は、400系ステンレス鋼から製造される、請求項1に記載の電極アセンブリ。

【請求項14】

前記非導電性絶縁体は、生体適合性材から製造される、請求項1に記載のアセンブリ。

【請求項15】

前記セラミック材は、アルミナ、ベリリア、セリア、およびジルコニアからなるグループから選択された酸化物を含む、請求項14に記載のアセンブリ。

【請求項16】

前記金属電極の近位部の周囲および前記非導電絶縁体の近位端部に配置される誘電体被膜をさらに備える、請求項1に記載の活性電極。

10

【請求項17】

前記誘電体被膜は、高い使用温度を有する熱収縮管組織を含む、請求項16に記載の活性電極。

【請求項18】

c) 近位端部および遠位端部を有する金属リングを含む第2の電極をさらに備え、前記第2の電極は前記非導電性絶縁体の周囲を中心として摺動可能に配置される、請求項1に記載の活性電極。

【請求項19】

前記第2の電極は、電源に接続されず、したがって浮遊電極として働く、請求項18に記載のアセンブリ。

20

【請求項20】

前記第2の電極は電源に接続され、したがって対極板として働く、請求項18に記載のアセンブリ。

【請求項21】

前記第2の電極はステンレス鋼、アルミニウム、ニッケル、チタン、モリブデンまたはタングステンから製造される、請求項18に記載のアセンブリ。

【請求項22】

電気外科装置であって、

a) 請求項1の活性電極アセンブリと、

b) 遠位端部が前記活性電極アセンブリの近位部に固定され、近位端部が外部電源に固定される細長い管状エレメントとを備え、前記管状エレメントは、前記活性電極を前記電源に接続可能であるケーブルを収納し、さらに

30

c) 管状エレメントの外側、活性電極の近位部、および前記絶縁体の近位部の周囲に配置される任意の誘電体被膜を備える、電気外科装置。

【請求項23】

組織の塊を蒸発するために構成されている、請求項23に記載の電気外科装置。

【請求項24】

組織を熱的に処置するために構成されている、請求項23に記載の電気外科装置。

【請求項25】

組織を切開するために構成されている、請求項23に記載の電気外科装置。

40

【請求項26】

内視鏡によって導入される電気外科装置に接続するための積層電極アセンブリであって、前記アセンブリは

a) 平坦な第1の表面および対向する平坦でない第2の表面を有し、電力の源に接続するよう構成されている金属電極と、

b) 平坦な第1の表面および対向する第2の表面を有する非導電性絶縁体とを備え、前記絶縁体の前記平坦な第1の表面は、前記金属電極の前記平坦な第1の表面の大きさおよび形状に近似しており、

前記電極および絶縁体は、互いに嵌合するよう構成され、前記電極の第1の表面と前記絶縁体の前記第1の表面との間に配置されるろう付け合金からなるろう接継手により、恒

50

久的に互いに固定されている、電極アセンブリ。

【請求項 27】

平坦な第 1 の表面および対向する第 2 の表面を有する第 2 の電極をさらに備え、前記第 2 の電極の平坦な第 1 の表面は、前記絶縁体の平坦な第 1 の表面の大きさおよび形に近似しており、前記第 2 の電極および絶縁体は、互いに嵌合するよう構成され、前記第 2 の電極の第 1 の表面と前記絶縁体の第 2 の表面との間に配置されるろう付け合金からなるろう接継手により、恒久的に互いに固定されている、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 28】

前記金属電極および絶縁体は、1 つ以上の対応する開口が設けられ、その中を 1 つ以上の電力コンダクタが通り得る、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

10

【請求項 29】

前記金属電極の対向する平坦でない第 2 の表面は、突出部の列を含む、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 30】

前記突出部はリブである、請求項 29 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 31】

前記金属電極の対向する平坦でない第 2 の表面は、湾曲した表面を含む、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 32】

前記金属電極は半球を含む、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

20

【請求項 33】

前記金属電極は、ステンレス鋼、アルミニウム、ニッケル、チタン、モリブデンまたはタングステンから製造され、前記非導電性絶縁体は生体適合性セラミック材から製造される、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 34】

前記金属電極は、400 系ステンレス鋼から製造され、前記非導電性絶縁体は、アルミナ、ベリリア、セリア、およびジルコニアからなるグループから選択された酸化物を含む生体適合性セラミック材から製造される、請求項 26 に記載の電極アセンブリ。

【請求項 35】

請求項 1 に記載の活性電極アセンブリを製造する方法であって、前記方法は

30

- a) 請求項 1 に記載されている金属電極および非導電性絶縁体を設けるステップと、
- b) 少量のろう付け材を前記電極、前記絶縁体、または両方に与えるステップと、
- c) ろう付け合金が金属電極上に流れるよう、適切な雰囲気下でろう付け材をある温度に加熱するステップと、
- d) 前記活性表面の遠位端部が前記絶縁体の遠位端部を超えて突出するよう、前記非導電性絶縁体を前記電極の周りに嵌合させるステップと、
- e) 前記ろう付け材を冷却させ、それにより前記金属電極および前記非導電性絶縁体を恒久的に結合させるステップとを備える、方法。

【請求項 36】

前記適切な雰囲気はフラックスを含む、請求項 35 に記載の方法。

40

【請求項 37】

前記少量のろう付け材は、3 mm 以下の最大幅または直径を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 38】

前記少量のろう付け材は、1.5 mm 以下の最大幅または直径を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 39】

前記少量のろう付け材は、7 mm² 以下の面積を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 40】

50

前記少量のろう付け材は、 1.8 mm^2 以下の面積を有するろう接スポットとして堆積される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 41】

前記ろう付け材は、ニッケル、コバルト、クロム、モリブデン、チタン、シリコンおよびその組合せからなるグループから選択される金属合金である、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 42】

前記金属電極は、ステンレス鋼、アルミニウム、ニッケル、チタン、モリブデンまたはタングステンから製造される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 43】

前記非導電性絶縁体は、アルミナ、ベリリア、セリア、およびジルコニアからなるグループから選択された生体適合性セラミック材から製造される、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 44】

前記加熱ステップは、前記ろう付け材を 800°F (427°C) を超える温度に加熱することを含む、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 45】

前記加熱ステップは、前記ろう付け材を 842°F (450°C) を超える温度に加熱することを含む、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 46】

選択された金属電極材の熱膨張係数は、選択された非導電性絶縁体材の熱膨張係数の半分より大きくかつ 2 倍より小さい、請求項 35 に記載の方法。

【請求項 47】

電気外科装置であって、

a) 適切な高周波ジェネレータに接続するよう適合された活性金属電極と、

b) セラミック絶縁体とを備え、

前記セラミック絶縁体はろう付けにより前記金属電極に固定される、電気外科装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

優先権

本願は 2010 年 5 月 11 日に提出された米国特許仮出願連続番号第 61 / 395, 276 号の優先権を主張し、その全体はここに引用により援用される。

【0002】

発明の分野

本発明は電気外科の分野に関し、より特定的には電気外科装置であって、組織の変性、彫り込み、切開、除去もしくは蒸気療法に適合された、凝固、焼灼もしくは止血目的のために構成された、または正常な組織や腫瘍組織の熱的処置のために用いられる電気外科装置であって、組立て工程においてセラミックの金属とのろう付けを用いるものに関する。本発明の原理に従い製造された装置は、導電性流体および非導電性流体や乾質したまたは準乾質した環境において、吸引を伴った、または吸引を伴わない、幾つかの医療用途に適する。

【背景技術】

【0003】

発明の背景

低侵襲性の外科技術は、患者側の痛みが少なく、回復が早く、患者を通常の活動に早く戻して所望の成果をもたらすことにより、著しく人気が高い。関節窩が流体で満たされている関節鏡視下手術は、整形外科医が特に関節鏡手術のために設計された特定の目的の器具を用いて手術を効率的に行なうことを可能にする。これら特定の目的のツールの中には、さまざまな手動把持装置および挟持装置、電動切削刃および掘削器具ならびに電気外科装置がある。過去数年の間、当該分野において「アブレータ」と呼ばれる特殊な関節鏡視

10

20

30

40

50

下手術用の電気外科電極が開発されている。このような器具の例として、Arthrocare社（テキサス州、オースチン）が製造しているArthro Wands、Depuy Mitek社（マサチューセッツ州、レイナム）が製造しているVAPR電極、およびSmith and Nephew社（マサチューセッツ州、アンドーバー）の電極がある。これらアブレータ電極が従来の関節鏡の電気外科電極と異なるのは、組織を切ったり血管の出血を凝固させたりするのではなく、蒸発により組織の塊を除去するために設計されていることである。標準的な電極は切開が可能であるが、その幾何学的形状は作業を達成するのに一般に能率的ではない。アブレータ電極の組織除去速度は関節鏡シェーパースレードよりも低い、電気外科アブレータは使用の際に止血（出血を止める）ができ、さらに骨の表面から組織を有効に除去できるという理由で用いられている。アブレータ電極は、導電性流体で満たされている環境で用いられる。

【0004】

切除の際、電流はアブレータから導電性流体に流れ、局所的に流体をその沸点に加熱する。導電性流体の相対的な加熱は、電極から流体に流れる電流の密度に比例する。電流密度の高い領域は、電流密度の低い領域と比べてより高い加熱速度を受ける。一般に、高い電流密度の領域は、電極の角や端に起こる。蒸気の泡はまずアブレータの端に形成されるが、最終的には電極の露出面全体を覆うことになる。蒸気の泡が臨界サイズに達すると、アーク放電が泡および組織の囲まれた部分内で起こる。一連のスパークが泡内に発生し、その連なりは泡が大きくなりすぎたとき、または泡内の組織が蒸発し、泡内の状態がスパークを起こしにくくなったとき、終了する。

【0005】

切除の際、対象組織内の水分は蒸発する。多くの組織が個々に切断されて手術部位から除去されるのではなく、蒸発するので、アブレータ電極の電力要件は、他の関節鏡電気外科電極よりも一般に高い。電極設計の効率性および電極に供給される高周波（RF）電力の特性も、切除に必要な電力量に影響する。非能率な設計の電極および/または不適切な特性のRFエネルギー源で電力が与えられた電極は、能率的な設計および適切なジェネレータのものよりも高い電力レベルを必要とする。これらの要因により、異なるメーカーによって提供される装置の切除電力レベルは大きく異なり、一部は関節鏡視下手術によって一般に用いられるものよりも著しく高い電力を用いる。一部のメーカーによる切除電極システムは、400ワットほどの電力を用いることもあり、これは他の関節鏡電気外科電極で一般に用いられる30から70ワットの範囲よりも著しく高い。

【0006】

関節鏡電気外科手術の際、電極に供給されるRFエネルギーのすべては熱に変換され、それにより関節内の流体の温度および隣接する組織の温度を上昇させる。アブレータ電極を導入する以前では、関節内の流体の温度は外科医にとっては問題ではなかった。しかし、アブレータ電極を使用する場合では、外科医が手術を行なう高い電力レベルおよび電源投入されている時間が長くなっていることにより、流体の温度は重要な要素となった。標準的な関節鏡電気外科電極は一般に秒単位の短い期間しか電圧が印加されず、その間特定の組織が切除もしくは変性される、またはブリーダが凝固される。それに対してアブレータ電極はより長い期間、しばしば数分の間電圧が印加され、その間多くの組織が蒸発させられる。

【0007】

関節内の流体の温度は重要である。なぜなら神経の損傷および細胞死は、手術部位を通る流体の流れが不十分であれば、高電力のアブレータでは容易に達する温度である45から50の低い組織温度で起こり得るからである。その結果、患者に損傷を与えることになる。このような損傷は過去に記録されている。

【0008】

熱的損傷の可能性は、アブレータに与えられる電力量に大きく影響される。これは、アブレータの効率および外科医が組織を除去するのに所望する速度によって決定される。非常に効率的なアブレータは、低い入力電力を要しながら外科医が組織を所望の速い速度で

除去することを可能にする。このような条件下では、熱的損傷の可能性は著しく減少する。

【0009】

アブレータ電極は、多様な処置に適するよう、さまざまな大きさおよび構造を有して作られる。たとえば、足首、手首、または肘の関節鏡視下手術で用いることが意図されるアブレータは、一般に膝または肩で用いられるものよりも小さい。各大きさのものは、処置する関節内のさまざまな構造へのアクセスを容易にするために、多様な構造で作られる。これらの構造は、電極の作業長さ（すなわち、電極が関節内に挿入できる最大距離）、切除面の大きさおよび形、ならびに切除面と電極シャフトの軸との間の角度の観点から異なる。電極は一般に切除面の法線と電極シャフトの軸との間の角度、およびその切除面および関連する絶縁体の大きさによって指定される。

10

【0010】

外科医が特定の処置のためにアブレータの特別な構造を選択する主要な考慮要件は、その使いやすさ（すなわちその器具が特定の構造にアクセスできる容易性）およびアブレータで所望の作業を完了することができるスピードが含まれる。特定の作業を達成することができる2つの構造の間で選択する場合、外科医は組織をより迅速に除去することができるよう、一般により大きい切除面を有するアブレータを選択する。これは特に大量の組織を除去しなければならない処置の場合に当てはまる。このような処置の1つとして肩峰形成術、すなわち肩峰の整形を挙げることができる。肩峰の下側は維管束組織で覆われており、関節鏡視シェーパブレードのような従来の電力切削器具によって除去された場合、大量の出血を伴い得る。アブレータ電極はこのような処置に広く用いられている。なぜなら、アブレータ電極は外科医の部位に対する視野を妨げる出血を伴わずに組織を除去できるからである。肩峰下の領域での切除は、切除面の法線がアブレータシャフトの軸にほぼ垂直である線上で電極を用いることにより最も有効に達成される。このような電極は当該分野において「90度アブレータ」または「横作用」アブレータと呼ばれる。このような電極の例としては、LinvaTec社（フロリダ州、ラゴ）の「3.2mm 90度Three-Rib Ultrablator」、Smith and Nephew社（マサチューセッツ州、アンドーバー）の「90度アブレータ」および「90度ハイプロファイルアブレータ」、Depuy Mitek社（マサチューセッツ州、レイナム）の「横作用VAPR電極」、Arthrocare社の「3.5mm 90度Arthrowand」、「3.6mm 90度Lo Pro Arthrowand」および「4.5mm 90度Eliminator Arthrowand」、ならびにArthrex社（フロリダ州、ネーブルズ）の「3mm OPES Ablator」、「4mm OPES Ablator」などがある。

20

30

【0011】

最近、アブレータ電極は手術部位から泡や破片を取除くための機構および手段を有して構成されている。導電性流体環境での電気外科手術の際、組織が蒸発してスチームバブルを生成し、これは外科医の視野を妨げたり、外科医が影響を与えたい関節窩領域から生理食塩水を蒸発させ得る。切除の場合（すなわち大量の組織の蒸発の場合）、生成される泡の数および量は他の電極を用いた場合よりも大きい。なぜなら、使用の際流体は活性電極で沸騰し続けているからである。理想的には、関節内の流れはこれらの泡を運び去る。しかし、特定の処置では、この流れはすべての泡を除去するには不十分である。したがって、アブレータは切除処理の際に形成される泡の一部を取除き、さらに関節内のポケット内に集まった他の泡を除去するような吸引手段を有して構成されている。アブレータ吸引手段は、泡の排除のために吸引を与える外部真空源に典型的に接続されている。吸引アブレータの一例は、Carmel他による、2010年11月23日に発行された米国特許第7,837,683号に記載されており、その内容はここに引用により援用する。Carmelは活性電極の中心に吸引口を位置付けることを提案しているが、他の吸引方式も考えられる。たとえば、柔軟吸引アブレータがあり、これは2011年4月21日に出願された米国特許出願第13/091,584号のVan Wykへの同時係属出願に記載さ

40

50

れており、その内容はここに引用により援用する。

【0012】

アブレータの構造は一般に2つのカテゴリに分類される：(a)簡単な構造であって、RFエネルギーが遠位に延在する構造部材によって活性電極に与えられるもの、および(b)複雑な構造であって、RFエネルギーが管状の遠位に延在する構造部材内のワイヤによって活性電極に伝えられるもの。簡単な構造のアブレータの例は、Lin v a t e c 社、A r t h r e x 社、およびS m i t h a n d N e p h e w 社が市場に出している単極装置を含む。複雑な構造のアブレータは、A r t h r o c a r e 社、D e p u y M i t e k 社、S t r y k e r 社(カリフォルニア州、サンノゼ)が市場に出しているもの、およびS m i t h a n d N e p h e w 社が市場に出している双極性のアブレータがある。双極性の装置はすべて「複雑な構造」として分類される。これは、電極遠位先端あたりに活性電極および対極板の両方があることによる。

10

【0013】

関節鏡アブレータの遠位端部構造では、活性電極がセラミック絶縁体によって取囲まれる。ただし、露出した、切開を担う面は、一般に短い距離だけ絶縁体を越えて突き出る。絶縁体の軸方向の位置付けは、一般に活性電極上のフランジによって維持される。フランジは一般に遠位方向を向いている面を有し、この面に対して絶縁体の近位端部が位置付けられる。絶縁体は粘着材(典型的にはエポキシ)によって、および/または誘電体被膜によって、所定の位置に保持され、誘電体被膜はアブレータの細長い遠位要素を被覆し、かつ絶縁体の近位端部を重畳する。誘電体被膜は粉末としてしばしば与えられ、粉末が上昇した温度で硬化されることにより装置に融着される。

20

【0014】

切開用アークからの熱は活性電極を加熱する。アークはアークが起こっている活性電極の部分を蒸発させ、切開面およびその部分は使用の際に除去される。アークからの熱は活性電極に流れ、その活性電極および隣接する絶縁体の温度を上げる。絶縁体が接着材またはポリマー被膜によりアセンブリに保持される簡単な構造のアブレータの場合、局所的に電極および絶縁体の温度が上昇することにより、接着材または被膜の溶解または劣化をもたらす得る。これは特に絶縁体の近位面が活性電極のフランジに接触する領域に当てはまり、この場所での活性電極面が不連続に突出することにより、電界集中をもたらす。この場所での高い温度は、高められた電界と合わせて、絶縁ポリマー被膜の早期の断裂を引き起こし、その場合この場所の下地電極とアブレータの周りの導電性流体との間にアークが起こる。絶縁被膜の初期の断裂の後、その場所でのアークは隣接する被膜を損ない、被膜の切れ目は大きくなる。この場所でのアークは、活性電極および絶縁体をさらに加熱させ、被膜の決定的な損傷をもたらす。この決定的な損傷は、活性電極と絶縁体との結合をしばしば損ない、それにより絶縁体がアセンブリから患者の関節の中に落下し得る。被膜の損傷によってもたらされる高温は、絶縁体での熱的勾配をも引き起こし、それはまた絶縁体を破壊させることになる。食品医薬品局(F T A)が管理しているデータベースで記録されている事故報告書では、絶縁体の破片が患者の関節に落下する例がしばしば示されている。絶縁体またはその一部が患者の関節窩に落下すると、外科医は異物を部位から引き出さなければならない。この異物が見える場所にある場合は簡単に行なうことができる。しかし、多くの場合、破片は見えないところに落下し、外科医は広い範囲で探さなければならない。このプロセスは手術室に画像システムを運び込んだり、場合によっては低侵襲性の外科処置を観血的処置に変えてしまう。患者の体の奥に落下した部分を抽出する作業は、このような部分がさまざまなX線または透視画像システムでは容易に検出できないということにより、さらに複雑となる。このような場合は手術時間が長くなり、場合によっては手術後でも患者の体に絶縁体または絶縁体の破片が残ることにもなる。明らかに、この意図されない結果はどちらも望ましくない。

30

40

【0015】

ポリマー被膜および接着材の損傷を防ぎ、電気外科装置の信頼性を向上させることにより患者の安全性を高めるためには、高い使用温度を有する被膜および接着材を用いること

50

が望ましい。しかし、選択された材料は生体適合性がなければならない。細長い遠位部材を被覆し、かつ絶縁体の近位端部を覆う誘電体被膜は、静電的に粉末として与えられ、高められた温度で硬化する、または代替的に管状の「熱収縮」材として、すなわち装置上に位置付けられ、熱を用いて所定場所で収縮する押出ポリマーチューブであり得る。硬化粉末被膜がチューブを被覆しかつ絶縁体を定位置に保持するための手段を与えるのに対して、熱収縮材の使用は、絶縁体を定位置に保持するためにさらなる接着材の使用を必要とする。接着材が使用の際の過度の加熱により損なわれると、熱収縮管組織は絶縁体に対して保持する力はほとんどなくなり、絶縁体は容易に関節内に放り出されてしまう。しかし、生体適合性粉末被膜よりも高い誘電体強度および使用温度を有する生体適合性の熱収縮材もあるので、可能な場合は熱収縮材を電気外科装置で使うことが望ましい。

10

【0016】

活性電極／絶縁体アセンブリの温度は、活性電極からの有効な熱の分散によって最小限に抑えることができる。吸引がない電極では、絶縁体に近い装置の断面を最大限にして有効な熱伝導を可能にすることにより、熱を細長い部材の近くに送ることができる。吸引アプレータの場合、装置を通る流れを最大限にして電極の有効な対流冷却をもたらすことができる。しかし、流れは吸引口の大きさによって制限され、アセンブリの冷却は吸引内腔の内側に誘電体被膜があることによって制限され得る。

【0017】

電気外科的アプレータからの絶縁体が患者の体の奥に放出されることを防ぐ新規な手段が、2006年12月19日に発行されたDeCesare他の米国特許第7,150,746号に記載されている。ここでは、活性電極の遠位部においてフランジが設けられ、被膜が損傷した場合に絶縁体が活性電極から遠位方向に滑り落ちてしまうことを防ぐ。これは有効であるが、すべての種類のアプレータに適用可能ではない独自の構成を有し、さらに装置の遠位端部のサイズを、多くの用途で望まれている範囲よりも大きくする必要がある。

20

【0018】

さらに、導入されるカニューレの必要な直径を最小にし、それにより関節窩への外傷を最小にするために、アプレータの遠位端部をできるだけ小さくすることが望ましい。さらに、手首や肘といった小さい空間で組織を切除することは小さいアプレータの使用を必要とし、より小さいサイズは外科医にとって関節窩での操縦性を向上させることになる。したがって、関節鏡アプレータに対する設計上のオプションは、熱的問題と、非常に限定された状況以外では絶縁体を活性電極に固定するために機械的固定手段を使用できないことにより、制限されている。

30

【0019】

しかし、上記の問題は関節鏡アプレータだけにみられるものではない。他の医療用途でも、非常に小さいが、患者にとって確実および安全である電気外科装置の構造を必要とする。たとえば、泌尿器の分野において、一般に「前立腺肥大」として呼ばれている良性前立腺過形成(BPH)の治療では、アプレータは患者の尿道に挿入された切除用内視鏡の内腔を通るのに十分小さくしなければならない。このような装置は、Carmel他による2008年4月3日に公開されたWO2008/039746に示され、その内容はここに引用により援用される。これらの切除用内視鏡は一般に0.3インチ(7.5mm)未満の内腔を有し、手術部位を見るために用いられる光学系および組織を処理するのに用いられるアプレータを収容する。関節鏡のアプレータと同様に、切除面を形成する活性電極素子の部分は露出し、残りの部分は好ましくは非導電性のセラミック材から製造されている絶縁体によって覆われている。切除用内視鏡で用いられているアプレータの電極アセンブリは、断面が小さい2本のワイヤの遠位端部に取付けられるので、アセンブリから熱を除く導電性はなく、吸引によるフローもない。

40

【0020】

したがって、内視鏡を用いて組織を蒸発および凝固するための電気外科装置の電極アセンブリは、関節鏡アプレータよりも高い温度に頻繁に加熱され、その温度はポリマー接着材が活性電極と絶縁体との間に確実な結合をもたらすレベルを超えるものである。アセン

50

ブリは非常に小型のものなので、機械的な方法で絶縁体を活性電極に固定することは非常に難しく、固定するにしても許容できないほど設計的事項を制限してしまう。この問題は、対極板も絶縁体に取り付けられることになる双極性装置である場合に、または装置がCarmelの上記の継続出願において記載されている、もしくは2009年7月21日に発行された米国特許第7,563,261号および2009年7月28日に発行された米国特許第7,566,333号（その内容はここに引用により援用される）に従う「浮遊電極」を用いている場合に、さらに悪化する。

【0021】

こうして電気外科装置において、特に組織の変性、彫り込み、切開、除去もしくは蒸気療法に適合された、凝固、焼灼もしくは止血目的のために構成された、または正常な組織や腫瘍組織の熱的処置のために用いられる電気外科装置において、絶縁体を電極に固定する観点での向上が当該技術において必要である。このプロセスは、細長い遠位エレメントおよび電極エレメントの近位部分を絶縁するための熱収縮材の使用を可能にする。同時に、装置の安全性および確実性を犠牲にすることなく、電気外科装置を小型化するための著しいニーズが当該技術分野にある。これは切除装置の内容に照らして特に重要である。なぜなら、所望の臨床上の結果を得るために、現在では400ワットにもなっているが、より高い電源レベルを用いる傾向が多く、電気外科装置の業者にあるからである。

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0022】

20

発明の概要

したがって、本発明の目的は、上記の欠点を解消する、簡単かつ信頼性のある構造の電気外科装置を提供することである。より特定的には、本発明の目的は必要なセラミック絶縁体がつけ付けにより1つ以上の金属電極に固定される、高電力密度で動作可能である電気外科装置を提供することである。機械的固定手段が不要であるので、もたらされる組立てられた装置は非常にコンパクトであり得る。さらに、装置はより広い安全範囲を有し得る。なぜなら装置は、絶縁体および電極がエポキシまたは他の高温接着材により結合される温度よりも、または絶縁体および電極がポリマー粉末被膜によって互いに保持される温度よりも、はるかに高い温度で確実に操作できるからである。

30

【0023】

本発明のさらなる目的は、単極または双極の構成の小型化されたコンパクトな電気外科装置の構成であって、関節鏡視下手術から耳鼻咽喉科や腫瘍科までの異なる分野で有用であり、かつ腹腔鏡および観血療法の技術に適用できる構成を可能にすることである。本発明の原理に基づく装置は、導電性および非導電性の液体および気体ならびに乾質および準乾質分野を含むさまざまな環境で用いることができる。

【0024】

本発明のさらなる目的は、装置の熱的損傷がなく高温で使用可能な簡単かつコンパクトな構成の電気外科アプレータを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0025】

40

上記のおよび他の目的はここに開示されている発明で達成でき、絶縁体および少なくとも1つの電極がその間に形成されるろう接継手により互いに恒久的に固定される、簡単な構成の電気外科装置に向けられている。本発明の1つ以上の局面は上記の目的のうちの特定のものに一致し、1つ以上の他の局面は他の特定の目的に一致できることは、当業者にとって理解できるであろう。各目的は、すべての点において、本発明のすべての局面に等しく当てはまらないかもしれない。したがって、前のおよび上記の目的は、本発明のいずれかの局面に対して代替として考えるべきである。

【0026】

好ましい実施例において、本発明は組立てられた電気外科装置を提供し、電気外科装置では、第1の電極（以降、「活性電極」と呼ぶ）、第2の電極（一般に「浮遊電極」また

50

は「対極板」と呼ぶ)、および交互に配置された非導電性絶縁体は、ろう接継手によって互いに固定される。第1の好ましい実施例において、活性電極は細長い導電性部材の近位端部に配置され、その遠位端部にはハンドルが固定され、その構成はたとえば関節鏡視下手術、腹腔鏡、または耳鼻咽喉科に適する。絶縁体および電極は好ましくは円筒形および/または管状の形にある。電極のある部分が絶縁体の遠位面から突出すること以外は、電極および細長い部材は、絶縁体の近位端部で重畳する誘電体被膜によって絶縁される。好ましくは、誘電体被膜は高い使用温度を有する高誘電体ポリマー熱収縮管組織である。組立てられたアプレータは、電極と絶縁体との結合が熱損傷を受けずに高い温度で使用できるように形成されている。ポリマー被膜が(電気的および熱的応力により)損傷して被膜を通してアークが起これば、アプレータは使用できなくなる。しかし、絶縁体/電極アセンブリはそのままであり、分離した部品または部分は関節窩内に放出されることはない。

【0027】

第2の好ましい実施例においては、装置は泌尿器科での切除用内視鏡で使用するために構成されている。切除用内視鏡の使用から起こる制約により、電極および絶縁体は主に両横方向の対称性を有し、円筒形および/または管状のコンポーネントから形成されない。しかし、上記の好ましい実施例と同様に、電極はろう付けによって形成された結合によって絶縁体に固定され、ろう接継手の構成は、結合すべきコンポーネントの材料によって決定される。

【0028】

上記の好ましい実施例の内容に照らして、第2の電極は「浮遊」(すなわち、電気外科ジェネレータに接続されず)、または「対極板」として機能するよう、ジェネレータに接続され得る。別の実施例において、電気外科装置は第1の活性電極のみが提供され得る。

【0029】

上記の目的および本発明の特徴は、添付の図および/または例と合わせた以下の詳細な記載を読むことにより、より明らかとなる。しかし、発明の概要および以下の詳細な説明は好ましい実施例のものであり、本発明を制限するものではなく、本発明の他の代替の実施例を限定するものではない。特に、ここに記載される発明は特定の実施例を挙げて記載されているが、その説明は本発明の例示であり、本発明を限定することは意図されていない。さまざまな変形および用途は、添付の請求項に記載されている本発明の精神および範囲から逸脱することなく、当業者にとって起こり得る。同様に、本発明の他の目的、特徴、利点および効果は、本概要および以下の特定の実施例から明らかとなり、電極設計の知識を有する技術者にとって容易に明らかとなるであろう。このような目的、特徴、利点および効果は、添付の例、データ、数値およびそこから引き出されるすべての妥当な推定と合わせて、単独で、またはここに引用された引例に照らして、明らかとなるであろう。

【0030】

図面の簡単な説明

本発明のさまざまな局面および用途は、図面の簡単な説明、本発明の詳細な説明、および以下の好ましい実施例に照らして、当業者にとって明らかとなるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0031】

【図1】先行技術による電気外科切除システムを概略的に示す図である。

【図2】図1に示される電気外科アプレータの平面図である。

【図3】図1に示される電気外科アプレータの側面図である。

【図4】図1に示される電気外科アプレータの斜視図である。

【図5】本発明の原理に従い形成された電気外科アプレータの遠位端エレメント(活性電極)の平面図である。

【図6】図5の物体の側面図である。

【図7】図5の物体の遠位端図である。

【図8】図5の物体の斜視図である。

【図9】本発明の原理に従い形成された電気外科アプレータ用の絶縁体の平面図である。

- 【図 10】図 9 の物体の側面図である。
- 【図 11】図 9 の物体の遠位端面図である。
- 【図 12】図 9 の物体の斜視図である。
- 【図 13】本発明の原理に従い形成された電気外科アブレータ用の浮遊電極の平面図である。
- 【図 14】図 13 の物体の側面図である。
- 【図 15】図 13 の物体の遠位端面図である。
- 【図 16】図 13 の物体の斜視図である。
- 【図 17】本発明の原理に従い形成されたアブレータの遠位端部をなすコンポーネントの分解斜視図である。
- 【図 18】組合せられた、図 17 の物体の平面図である。
- 【図 19】図 18 の物体の側面図である。
- 【図 20】図 19 の物体の側面断面図である。
- 【図 21】図 20 の遠位端部の物体の拡大図である。
- 【図 22】切除用内視鏡で使用するために構成された、本発明の原理に従い形成された電気外科アブレータの斜視図である。
- 【図 23】図 22 の物体を上から見た平面図である。
- 【図 24】図 22 の物体の側面図である。
- 【図 25】図 22 の物体を下から見た平面図である。
- 【図 26】図 22 の遠位端部物体の拡大図である。
- 【図 27】図 26 の物体の遠位から見た平面図である。
- 【図 28】図 25 の物体の遠位端部の拡大図である。
- 【図 29】図 24 の遠位端部物体の側面断面図である。
- 【図 30】図 27 の物体を構成する、物体の分解斜視図である。
- 【図 31】本発明の原理に従い形成された代替の活性電極の平面図である。
- 【図 32】図 31 の物体の前立面図である。
- 【図 33】図 31 の物体の側面図である。
- 【図 34】図 31 の物体の斜視図である。
- 【図 35】図 31 から図 34 の電極と組合せて使用するのに適する、本発明の原理に従い形成された代替の絶縁体の平面図である。
- 【図 36】図 35 の物体の前立面図である。
- 【図 37】図 36 の物体の断面図である。
- 【図 38】図 35 の物体の斜視図である。
- 【図 39】図 31 および図 35 の物体のアセンブリの分解図である。
- 【図 40】図 31 および図 35 の物体のアセンブリの平面図である。
- 【図 41】図 40 の物体の前立面図である。
- 【図 42】図 41 の物体の断面図である。
- 【図 43】図 40 の物体の斜視図である。
- 【図 44】切除用内視鏡で使用するために構成された、図 40 のアセンブリの平面図である。
- 【図 45】図 44 の物体の前立面図である。
- 【図 46】図 44 の物体の側面図である。
- 【図 47】図 44 の物体の斜視図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0032】
- 好ましい実施例の詳細な説明
- 本発明は電気外科手術の分野の改良、より特定的には、組織の塊のすべてまたは一部を切開、除去、または蒸発させるために高い温度を用いる、組織の変性、彫り込み、切開、除去もしくは蒸気療法に適合された、凝固、焼灼もしくは止血目的のために構成された、または正常な組織や腫瘍組織の熱的処置のために用いられる、低侵襲性の電気外科装置の

安全性および確実性についての改良点をなす。

【0033】

ここに記載されている方法および材料と同様または均等なものは、本発明の実施例を実施またはテストするのに使用可能であるが、以下に好ましい方法、装置および材料を記載する。しかし、これら材料および方法を説明する前に、記載されている特定の組成、方法またはプロトコルは、定例的実験および最適化に従い変動し得るので、本発明はここに記載されている特定の組成、方法またはプロトコルに限定されないことは理解されるべきである。さらに、本明細書で用いられる用語は、特定のものまたは実施例のみを記載する目的のためにあり、本発明の範囲であって、添付の請求項によってのみ限定される本発明の範囲を制限する意図はないことは理解されるべきである。

10

【0034】

本発明の要素：

特に定義しない限り、ここに用いられている技術的用語および科学的用語はすべて、本発明が属する分野における当業者が一般に理解される意味を有する。相容れない場合、以下の規定を含めた本明細書が基準となる。

【0035】

ここに用いられている a、an、the は特に示さない限り、「少なくとも1つ」を意味する。

【0036】

「近位」の用語はユーザに近い側の端部または部分を指す。すなわち、本発明の電気外科器具の近位端部は一般に、ハンドル部を含む。

20

【0037】

「遠位」の用語は、ユーザから最も離れている端部または部分を指す。すなわち、本発明の電気外科器具の遠位端部は、典型的に活性電極部分を含む。

【0038】

特定の実施例において、本発明は「流体」に言及する。ここでは「流体」は導電性または非導電性である液体、気体材、または液体と気体との組合せを指す。本発明の内容に照らして、「流体」は体液にも用いられ、たとえば血液、腹水、リンパ液、胸膜液、胃液、胆汁、および尿を含むが、これらに限定されない。

【0039】

本発明は組織の蒸発に言及する。ここでは、「組織」は、生物学的組織、一般に有機体内において同様の機能を果たす相互接続された細胞の集まりとして規定される。人体やさらに昆虫などといったより下等な多細胞生物を含めて、すべての生き物の体には、基本的に4種類の組織があり、これは上皮、結合組織、筋肉組織、および神経組織を含む。これら組織は器官、構造および他の体の部分をなす。本発明は処置される組織に限定されず、対象組織の切除および/または蒸発を含む、特に問題のある関節組織の切開、破壊および除去に適用される得る広い用途を有する。

30

【0040】

本発明は人体の医療および獣医学の両方について用途を有する。したがって、「対象者」や「患者」は治療されているまたは診察されている人または動物に対して同じ意味で用いられる。例示的動物は、家で飼うペット、家畜、および動物園の動物も含む。好ましい実施例では、対象者は哺乳類である。

40

【0041】

一般的用語として、ここで用いられるように、「電極」は電気外科装置の1つ以上の部品（たとえば活性電極または対極板）を指す、または「アブレータ電極」もしくは「切断電極」のように装置全体を指す。このような電気外科装置はここでは電気外科手術の「プローブ」または「器具」と同じ意味で用いられる。本発明は特に「アブレータ」と呼ばれる電気外科装置のカテゴリ、すなわち蒸発により組織の塊を除去するために設計された電気外科電極に関するが、本発明の原理は、組織の切開または出血している血管の凝固に適合される電気外科装置にも及ぶ。

50

【0042】

本発明で考えられる電気外科装置は、特定の外科的処置の履行を最適化するために多様な大きさおよび形状で製造できる。たとえば、小さい関節で使用するために構成されている装置は非常に小型化され、肩、膝や他の大きい関節に適合されたものは、組織を高速で除去するためにはより大きくなければならない。同様に、関節鏡視下手術、耳鼻咽喉科、および類似の分野で使用するための電気外科装置は、丸削りおよび機械加工処理を用いて、円形のまたは円筒形のジオメトリで作成できるが、このようなジオメトリは他の用途では適さないこともある。したがって、ジオメトリ（すなわち、外形、外周など）は、正方形、矩形、多角形、または特定のニーズに適するよう不規則な形状であり得る。

【0043】

本発明は1つ以上の「活性電極」または「活性エレメント」に言及する。ここでは、「活性電極」は、たとえばステンレス鋼、ニッケル、チタン、モリブデン、タングステンなどといった適する好ましくは耐スパーク性の金属材料またはその組み合わせから形成される、1つ以上の導電エレメントであって、器具の細長い近位部分内に配置されるたとえばケーブルを介して、たとえ外部に配置される電気外科ジェネレータなどの電源に接続され、電界を発生することができる導電エレメントを指す。全体の電気外科装置と同様に、活性電極自体の大きさおよび形状ならびにそれにより規定される活性面は、当該分野におけるニーズに従い定例的に変わり得る。ジオメトリにおけるこのような選択は設計上の好みをなし、特定の外科的処置のための機能を最適化するためには他のジオメトリを用いることができることは当業者にとって理解されるであろう。たとえば、椎骨板のような狭い構造体をアクセスするためには、狭いジオメトリの細長い電極、たとえば相対的に平たい外形を有する細長い電極を使用することが望ましいかもしれない。

【0044】

活性電極の露出した電氣的に活性な面のプロフィール、形状および配向も同様に最適化できる。活性面は細長いおよび/または湾曲している、平らかなまたは不規則な面であって、溝やしわを有するまたは有さない、一列または一連のリブ、ピンまたは他の突起部を有するまたは有さないものであって、洗浄剤を導入するためのおよび/または部位からの電気外科手術の副産物の吸引のためのアパーチャを組み込んでもよい。

【0045】

特定の実施例において、本発明は1つ以上の「対極板」に言及している。ここでは、「対極板」の用語は1つ以上の電力による導電性エレメントを指し、電流は活性電極を流れてからここに流れて電気ジェネレータに戻る。この対極板はアプレータ装置上にまたはその近くに配置することができ、適切な導電性材、たとえばステンレス鋼、ニッケル、チタン、モリブデン、タングステン、アルミニウムなどの金属材料およびその組合せから形成され得る。代替的に、当該技術分野において「分散パッド」または「対極パッド」と呼ばれる1つ以上の対極板を、患者の体の離れた部位に位置付けてもよい。

【0046】

特定の実施例において、本発明は1つ以上の「浮遊電極」または「浮遊電位電極」に言及する。上記のように、「浮遊電極」の使用は米国特許第7,563,261号および第7,566,333号に詳細に記載され、その内容はここに引用により援用される。ここでは、浮遊電位電極は電源または電源回路のいかなる部分にも接続されていない導電性部材として定義されるので、この1つ以上のさらなる導電性部材の電位は固定されるのではなく「浮遊」しているのであり、電極の大きさおよび位置ならびに装置の遠位端の周りにある組織および/または液体の導電性によって定められる。1つ以上の浮遊電極は一般に活性電極の近くに取り付けられ、活性電極の近くにおいて電力を集中させ、それにより活性電極の周りの領域のエネルギー密度を増加させる。したがって、1つ以上の浮遊電位電極の追加は、実質的に電界分布および活性電極の近くのエネルギー付与を変更させるが、これは電極の破壊の可能性はない。なぜなら、浮遊電極は電源に直接接続されていないからである。

【0047】

本発明は「絶縁体」に言及する。ここでは、「絶縁体」の用語は、遠位端部の活性電極を取囲むコンポーネントを指し、電氣的に活性な面が絶縁体から少しだけ突出することを除き、活性電極の露出した表面すべてを被覆するものである。したがって、絶縁体のジオメトリは、対応の活性電極のジオメトリによって大きく影響される。たとえば、実質的に円形または円筒形の活性電極の使用は、大きい管状の絶縁体スリーブの使用を伴うことになる。しかし、全体の電気外科装置および活性電極自体と同様に、絶縁体の大きさおよび形状は当該技術のニーズに従い定例的に変動し得る。当業者にとって、このようなジオメトリの選択は設計上の優先度をなし、特定の外科的処置の作業を最適化するために他のジオメトリを用いてもよい。

【0048】

10

絶縁体は適切な電氣的に非導電性の生体適合性材、好ましくはアルミナ、ジルコニア、または窒化ケイ素セラミックのようなセラミック材から作られる。

【0049】

本発明に照らして、「セラミック」の用語は熱およびその後の冷却によって用意された無機の非金属結晶質材を指す。本発明は特に「技術的セラミック」または「エンジニアリングセラミック」に関係があり、これは3つの別個の材料カテゴリに分類され得る：

- i) アルミナ、ベリリア、セリア、ジルコニアのような酸化物；
- ii) 炭化物、ホウ化物、窒化物、シリサイドのような非酸化物；および
- iii) 複合材、すなわち酸化物と非酸化物との組合せを含む強化された粒子。

【0050】

20

先行技術に照らして、絶縁体は典型的には接着材（典型的にはエポキシ）によって、および/またはアプレータの細長い遠位素子を被覆しかつ絶縁体の近位端部に重なる誘電体被膜によって、定められた場所に保持される。誘電体被膜はしばしば粉末として付与され、高温で硬化されることにより装置に融着される。しかし、本発明に照らして、絶縁体は「ろう付け」または「ろう接継手」によって活性電極に固定される。ここでは、「ろう付け」は接合プロセスを指し、溶加材（すなわち、「ろう付け用合金」）が融点以上に加熱され、毛管作用によって2つ以上のきっちりと嵌合した部分間に入り込む。溶加材は適切な雰囲気、通常はフラックスによって保護されながら、少しだけその融点以上にされる。溶加材は次にベースの金属上に流れ（これは湿潤として知られている）、次に冷却されて加工部分を互いに接合させる。これははんだ付けと似ているが、溶加材を溶融するために用いられる温度が800°F（427°C）を超える、好ましくは842°F（450°C）を超える。

30

【0051】

Nolteの米国特許第2,667,432号は、密接に接着する金属被膜を用いて金属をセラミックにろう付けする方法を記載している。同様に、Beggsの米国特許第2,857,663号は、コンポーネント間にろう付け材のホイールシムを用いてセラミックの金属への結合を記載している。接合する金属コンポーネントよりも低い融点を有する適切なろう付け用合金が金属コンポーネントとセラミックコンポーネントとの間に配置される。そのアセンブリはろう付け合金の融点よりも高い温度に加熱され、それによりろう付け材は溶け、その後冷却されて金属およびセラミックコンポーネントに接着する。

40

【0052】

適切なろう付け合金は、当該技術分野において知られており、Morgan Technical Ceramics社（ニュージャージー州、フェアフィールド）から商業的に入手可能である。従来のろう付け材（すなわち「ろう付け用合金」）は、銅、金、銀、ニッケル、クロム、コバルト、モリブデン、白金、パラジウム、チタン、シリコンおよびバナジウムの金属合金を含む。銅金、銅銀およびニッケル合金は特に一般的である。

【0053】

異なる熱膨張係数により、すべてのセラミック材がすべての金属材にろう付けできるとは限らない。ろう付けは高温で炉の中で行なわれるので、熱膨張係数が大きく異なれば、ろう接継手はしばしば損なわれる。なぜなら、冷却の際に冷却材が収縮する度合いの違い

50

により、ろう接継手のエッジに高い応力がかかるからである。

【0054】

一般的材料の熱膨張係数 (in/in-degree F) を表(1)に示す。

【0055】

【表1】

表1:一般材料の熱膨張係数	
材料	熱膨張係数 (in/in-degree F)
アルミナ	3.0
オーステナイトステンレス鋼(300系)	8.0 - 9.5
フェライト系ステンレス鋼(400系)	5.5
チタン	4.8
モリブデン	2.5-3

10

【0056】

ろう接継手は以下の場合に損なわれる。ろう付け温度からの冷却の際、金属コンポーネントとセラミックコンポーネントとの間の収縮の違いがろう接継手に応力を発生させ、これがろう付け合金のセラミックへの接着について、ろう付け材の剪断強度を超えた場合に、またはろう付け合金が接着されるセラミック材の剪断強度を超えた場合に、起こる。最大剪断応力は結合される材料の熱膨張係数によって定められるだけでなく、ろう付け合金によって被覆される領域の寸法(ろう接スポットのサイズ)によっても決定される。結合の周囲では、剪断応力は、結合が連続した平坦面上にある場合、一般にその結合を横断する距離に比例する。結合面が連続しているのではなく、空洞を含み、その空洞が横切る剪断応力に寄与しない場合、幾分より大きい結合をうまく形成することができる。

20

【0057】

したがって、セラミックおよび金属コンポーネントのろう付けを成功させるためには、セラミックコンポーネントおよび金属コンポーネントの係数を一致させ、係数の不一致によって引き起こされる応力がセラミックの剪断強度、セラミック/ろう付け結合の剪断強度、またはろう付け材の剪断強度を超えないことが要件である。アルミナの絶縁体を有する電気外科アプレータでは、好ましい活性電極材として、その熱膨張係数が似ていることにより、400系ステンレス鋼を挙げることができる。しかし、放電加工に対してより大きい耐性を有する他の金属も成功裏に使用されてもよい。本発明に照らして、選択された金属電極材の熱膨張係数(α_E)は、選択された非導電性絶縁体材の熱膨張係数(α_I)の半分($0.5 \times$)より大きく、かつ2倍($2 \times$)より小さい。

30

【0058】

上記のようにMorgan Technical Ceramics社(マサチューセッツ州、ニューベッドフォード)は多様な材料を生産しており、その多くは医療装置に適する。このような適する生体適合性材は、ニッケル、コバルト、クロム、モリブデン、チタン、シリコンなどを含む金属ならびにその金属合金を挙げることができる。

40

【0059】

熱係数の不一致によって起こるろう付け結合の応力は、堆積面積または「ろう付け面積」を減らすことにより減少させることができる。ろう接継手の結合強度は高いので、設計上の要件を満たすために必要なろう付け面積は小さい。本発明に照らして、ろう付け領域は1つの堆積または「ろう接スポット」であるか、または代替的にいくつかの連続するまたは不連続なろう接スポットからなり得る。以下の例では丸い堆積に言及するが、他の形のろう接スポットも考えられ、これは特定の設計上の制約に応じて用いることができる。たとえば、特定のコンポーネントまたはアセンブリの境界内に適合するためには、ろう付

50

け合金の堆積または「ろう接スポット」は正方形、矩形、楕円形、または代替的に不規則な線形／曲線の外周を有し得る。

【 0 0 6 0 】

本発明では、約 7 mm^2 以下、好ましくは 4 mm^2 以下、より好ましくは約 1.5 から 2.0 mm^2 以下のろう付け面積により、活性電極を絶縁体にうまく結合でき、多くの要求水準が高い医療用途に適する組立てられたコンパクトな電気外科装置を作るのに十分であることが見出された。ろう付け合金スポットが丸い場合、その直径は好ましくは約 3 mm 以下、より好ましくは約 1.5 mm 以下（すなわち約 7 mm^2 以下、好ましくは約 1.8 mm^2 以下の堆積面積）である。別のろう接スポットの形状を選択した場合、最大幅はできるだけ小さく、ろう接スポットの面積は最終のろう接継手の強度的要件と、組立ての際にろう付け合金を結合部に堆積する方法とによって定められる。ろう接スポットが連続している場合、最大幅は 3 mm 以下、好ましくは 1.5 mm 以下である。たとえば、外径が 4 ミリメートル以下であり、壁厚さが 0.3 から 0.8 ミリメートルのアルミナ円筒形絶縁体では、近位端面は 400 系または類似した活性電極に結合され、ろう接継手での最大剪断応力は、セラミック、ろう付け材、またはセラミック／ろう付け結合の最大剪断強度よりも低い。

10

【 0 0 6 1 】

本発明の実用性：

上記のように、本発明はコンパクトで安全かつ確実な電気外科装置に立脚しており、この電気外科装置は、組織の変性、彫り込み、切開、除去もしくは蒸気療法に適合された、凝固、焼灼もしくは止血目的のために構成された、または組織の熱的処置のために用いられるものであって、特に軟組織または腫瘍の塊のすべてまたは一部を切開、除去または蒸発させるために高い温度を用いるものであり、このような装置は特に関節鏡視下手術および問題のある関節組織の除去に有用である。しかし、既に述べたように、本発明はこれに限定されない。それぞれの局面は他の用途、たとえば再生、化粧、腫瘍外科、ENT、泌尿器科系、婦人科系、および腹腔鏡の処置に関連して、ならびに一般の観血的医療手術に照らして、等しく適用可能である。

20

【 0 0 6 2 】

本発明の一部の実施例は乾質のまたは準乾質の環境で操作するように設計されているが、他の実施例は電流を対象部位に送るために「ウェットフィールド」環境の髄内原性流体を用いる。他のものは、外因性の洗浄剤の使用を必要とする。特定の実施例において、（在来のものであるのか、外部から付与されたものであるのかに係らず）「洗浄剤」は沸点に加熱され、それにより組織の熱処理は、沸騰した液体自体とのまたはそれに伴う蒸気との直接接触により行なわれる。この熱処理は、出血を止めるための乾燥工程（止血）、量を減らすための組織の収縮、変性または取囲み（たとえばいびきかきを縮小する軟口蓋の中でのように）、またはたとえば子宮内膜組織もしくは悪性腫瘍といった組織の異常増殖を防ぐことも含み得る。

30

【 0 0 6 3 】

（導電性または非導電性の）液体および気体状の洗浄剤を、単独でまたは組合せて、装置に与えて、組織の蒸発を促進させることができる。生理食塩水を用いることもできる。代替的に、水や気体状の洗浄剤またはこれら2つを組合せた導電性の低い洗浄剤を用いることにより、電気外科環境の制御を向上させることができる。

40

【 0 0 6 4 】

本発明の電気外科装置は既存の診断および画像技術、たとえばMRI、CT、PET、X線、透視法、サーモグラフィによる、超音波、ガンマカメラおよび超音波システムを含むがこれらに限定されない画像システムと合わせて用いることができる。画像技術は本発明の器具の導入および操作をモニタするために用いることができる。たとえば、既存の画像システムを用いて対象組織の場所を特定し、器具の位置付けの精度を確認し、組織蒸発の度合い（たとえば、組織除去が十分であるか）をチェックし、後の処置が必要であるか否か（たとえば対象組織および／または手術部位に隣接する組織の凝固および／

50

または焼灼といった熱処理)の判断、および装置の外傷的取外しを助けるために用いることができる。

【0065】

上記のように、本発明の電気外科器具は、軟組織の処置に有用である。ろう接継手は、先行技術の装置に見られる絶縁体の損傷や放出といった問題を起こすことなく、高温に耐えることができる。したがって、本発明は特定の病気、体の部分、器官の処置、または組織の特定の種類の除去、さらに本発明のコンポーネントや器具に限定されるものではない。

【0066】

本発明の例示的实施例

10

本発明は例示的实施例を参照してより詳細に記載される。しかし、以下の実施例は本発明の局面を示すためのものであり、本発明の範囲を限定する意図はない。したがって、ここに記載されているものに類似したまたは均等な実施例は、本発明を実施またはテストするために用いることができる。

【0067】

上記のように、本発明はろう接継手を用いることにより、低侵襲性電気外科装置およびその方法の安全性および確実性を著しく向上させる。電極をセラミック絶縁体に結合するためにろう付けを用いる、アプレータといった電気外科装置は、他の装置と同じ態様で動作するが、実質的によりコンパクトでありかつ厳格である。以降で、本発明は例示的实施例を参照してより詳細に説明される。しかし、以下の実施例は本発明の局面を示すためのものであり、本発明の範囲を限定する意図はない。したがって、ここに記載されているものに類似したまたは均等な実施例は、本発明を実施またはテストするために用いることができる。

20

【0068】

図1は本発明の原理に従って形成されたアプレータで使用するのに適する従来の電気外科システムを示す。図1を参照して、電気外科システム700は、電気外科用電源702、電気コード6を伴う電気外科アプレータ1、および電気コード706を伴う分散(対極板)電極704を含む。

【0069】

図2から図4は、図1の電気外科アプレータ1の詳細を示す。電気外科アプレータ1は、ハンドルをなす近位部2を含み、近位部2は電気コード6が近位端部4と、細長い遠位部12の近位端部10が装着される遠位端部8とを有する。電気外科アプレータ1はさらに遠位端部エレメント14(活性電極)からなる遠位部12および管状部16を有する。管状部16は近位端部17および遠位端部18を有する。ボタン7および9は、装置に与えられる電源(典型的にRFパワー)を制御する。

30

【0070】

図5から図8は、本発明の原理に従って形成された活性電極200の詳細を示す。活性電極200は、図2から図4の電気外科アプレータ1の遠位端部エレメント14と類似しており、チューブの遠位端部に取付けるために構成されている近位端部202、たとえば電気外科アプレータの近位端部を含む。遠位端部204はその上に切除面206が形成されている。点線208は切除面206に垂直であり、電極200の長手軸202とある角度210をなす。切除面206には溝214が形成されている。エレメント200の部分219は直径221を有する。電極200の中央部224はその遠位端部にフランジ226を有し、フランジ226は軸212に対して垂直である遠位面228、円錐形の近位面230を有する。中央部224の近位端部240の上にはフランジ242が形成され、フランジ242は近位平坦面244を有し、これに対して軸212は垂直であり、さらに円錐形の遠位面246を有する。電極200はアルミナの熱膨張係数と近い熱膨張係数を有する金属から形成される。好ましい実施例において、電極200は400系ステンレス鋼から形成される。活性電極200の特定の部分は、特定の設計上の要件に合致するよう、変形またはなくすことができることは当業者にとって理解されるであろう。たとえば、小

40

50

型の装置では、中央部 2 2 4 をなくして、それによりフランジ 2 2 8 はフランジ 2 4 2 と合わせられ、遠位端部に遠位面 2 2 8 を有することになる。

【 0 0 7 1 】

図 9 から図 1 2 は、本発明の原理に従い形成された電気外科アプレータの絶縁体を示す。たとえばアルミナや他のセラミック材といった適切な誘電材料から形成される絶縁体 3 0 0 は形状が管状であり、活性電極 2 0 0 の部分 2 1 9 の直径 2 2 1 よりも少し大きい直径 3 0 2 と外径 3 0 4 とを有する内腔 3 0 1 を有する。絶縁体 3 0 0 は近位端部フランジ 3 0 6 を有し、これは平坦な近位面 3 0 8 および平坦な遠位面 3 0 9 を有し、この両方は絶縁体 3 0 0 の軸 3 1 0 に平行な法線を有する。フランジ 3 0 6 の外径 3 0 7 は、エレメント 2 0 0 のフランジ 2 2 6 の直径 2 2 7 とほぼ等しい。絶縁体 3 0 0 の遠位端部 3 1 2 は平坦面 3 1 4 を有し、これは角度 3 1 8 で長手軸 3 1 0 から角度的に変位している法線 3 1 6 を有する。角度 3 1 8 はエレメント 2 0 0 の角度 2 1 0 とほぼ等しい。内腔 3 0 1 は面 3 1 4 と交差して遠位開口 3 2 0 を形成する。

10

【 0 0 7 2 】

図 1 3 から図 1 6 は、本発明の原理に従い形成される電気外科アプレータ用の浮遊電極を示す。たとえば 4 0 0 系ステンレス鋼または適切な熱膨張係数を有しかつ放電加工に対して十分な耐性を有するような適切な金属材料から形成される浮遊電極 4 0 0 は、内腔 4 0 1 を有する管状であり、内腔 4 0 1 の直径 4 0 2 は絶縁体 3 0 0 の直径 3 0 4 よりわずかに大きい直径 4 0 2 と、絶縁体 3 0 0 のフランジ 3 3 6 の直径 3 0 7 とほぼ等しい外径 4 0 4 とを有する。浮遊電極 4 0 0 の近位面 4 0 8 は、電極 4 0 0 の軸 4 1 0 に対して平行な法線を有する。絶縁体 4 0 0 の遠位端部 4 1 2 は平坦面 4 1 4 を形成し、平坦面 4 1 4 は角度 4 1 8 で長手軸 4 1 0 から角度的に変位している法線 4 1 6 を有する。角度 4 1 8 は絶縁体 3 0 0 の角度 3 1 0 とほぼ等しい。内腔 4 0 1 は面 4 1 4 と交差して遠位開口 4 2 0 を形成する。

20

【 0 0 7 3 】

図 1 7 から図 2 1 は、本発明の原理に従い形成されるアプレータ用の遠位アセンブリ 5 0 0 を示す。浮遊電極 4 0 0 は絶縁体 3 0 0 と同軸的に組立てられ、電極 4 0 0 の近位面 4 0 8 と絶縁体 3 0 0 のフランジ 3 0 6 の遠位面 3 0 9 との間に形成されるろう接継手によって固定される。固定される絶縁体 3 0 0 および電極 4 0 0 は遠位端部エレメント（活性電極）2 0 0 と同軸的に組立てられ、絶縁体 3 0 0 のフランジ 3 0 6 の近位面 3 0 8 と活性電極 2 0 0 のフランジ 2 2 6 の遠位面 2 2 8 との間に形成されるろう接継手によって固定される。エレメント 2 0 0 の近位端部 2 0 2 は管 5 5 0 の遠位端部 5 5 2 と組立てられる。活性電極 2 0 0 の面 2 0 6 は、絶縁体 3 0 0 の面 3 1 4 からある距離 5 0 2 だけ突出し、面 3 1 4 に対して平行である。絶縁体 3 0 0 の面 3 1 4 は、浮遊電極 4 0 0 の面 4 1 4 からある距離 5 0 4 だけ突出し、面 4 1 4 に平行である。図 1 7 に示される電極アセンブリ 5 0 0 は、円形のまたは円筒形のジオメトリを有する。しかし、上記のように、当業者ならジオメトリの選択は設計的な優先度合によるものであり、特定の外科的処置のための履行を最適化するために他のジオメトリを用いることもできることは理解できるであろう。

30

【 0 0 7 4 】

浮遊電極を有するアプレータの操作は、C a r m e l 他の米国特許第 7 , 5 6 3 , 2 6 1 号において詳細に記載されている。ろう付けされた遠位アセンブリ 5 0 0 を有するアプレータ 1 が C a r m e l 特許のものと動作において異なるのは、熱的損傷を受けずにより高い操作温度に耐えることができる点にある。この利点は、第 2 の（浮遊）電極 4 0 0 が対極板として機能するよう電気外科ジェネレータに電氣的に接続されている場合に、または第 2 の（浮遊）電極 4 0 0 が従来の（活性電極のみを有する）アプレータを形成するよう排除した場合に、特に大きい。どのような場合でも、本装置はより高い温度で操作することができ、これはろう接継手のより高い温度の可能性により損傷することなく、さらに現在用いられている粉末被膜の絶縁と比べて、装置の遠位部を絶縁するために用いられる熱収縮ポリマー絶縁のより高い温度の可能性によるものである。ポリマー絶縁体が熱的 /

40

50

電氣的に損なわれても、ろう接継手が失われることはないので、絶縁体および／または第2の電極が患者の体の奥に放出されることはない。

【0075】

図22から図30は、切除用内視鏡用に構成された、ここに開示されている発明の代替の実施例を示す。プローブ600は細長い管状部材602を含み、電気ケーブルを介して電気外科ジェネレータに接続するのに適する電気コネクタ606を有する近位端部604と、遠位端部608とを有する。部材610の近位端部612は細長い管状部材602の遠位端部608に取付けられ、遠位端部614には電極アセンブリ616が取付けられる。プローブ600の遠位端部を安定化させるための電極スタビライザ618は切除用内腔鏡作動エレメントに取付けられる望遠鏡の遠位領域に隣接している。絶縁体622によって覆われている導電性部材620は、電気コネクタ606から絶縁された導電性部材626の近位端部624に延在する。

10

【0076】

プローブ600の最遠位部を示している図28および図29を参照すると、電極アセンブリ616は活性電極630、絶縁体632および浮遊電極634を含む。活性電極630は幅638および深さ640を有する複数の溝636を有する。幅638および深さ640は、溝の中に泡を捉えるよう選択される。活性電極630は、ステンレス鋼、ニッケル、チタンまたはタングステンといった適切な金属材料から形成される。絶縁体632は、アルミナまたはジルコニアといった適切な誘電材料から形成される。浮遊電極634は、ステンレス鋼、ニッケル、チタンまたはタングステンといった適切な金属材料から形成される。活性電極630は、絶縁体632からある距離642突出する。絶縁体632は、浮遊電極634からある距離644突出する。絶縁された導電性部材626は、誘電材料648で被覆された導電性部646を有する。部分646の遠位端部650は、活性電極630に接続される。活性電極632の面652は、溝636によって分断される。面636は、管状部材602の軸に対して鋭角654をなす。

20

【0077】

活性電極630の面660は、図30に示されるように、間に配置されるろう付け合金664によって形成されるろう接継手によって絶縁体632の面662に固定される。絶縁体632の面668は、図30に示されるように、間に配置されるろう付け合金672によって形成されるろう接継手によって電極634の面670に固定される。ろう付け合金664は1個の丸い堆積物として示される。しかし、上記のように、当業者ならろう付け合金堆積物または「ろう接スポット」の量、大きさおよび形状は、所望の設計制約に従い定例的に変更可能であることは認識できるであろう。前の実施例と同様に、第2の電極634は、電源に接続されていない浮遊電極として描かれ、説明されている。しかし、本発明の利点は、電極634が対極板として働くよう電源に接続されている場合、または電極634を削除してアブレータ600を従来の単極アブレータにした場合に、同様に実施される。

30

【0078】

図31から図34は、ここに開示される発明の代替の実施例についての活性電極740を示す。電極740は半径748の半球部742を有し、その平坦上面744から円筒部746が突出する。好ましい実施例において、部分746は半球部742と一体である。別の実施例において、部分746は半球部742内の穴に挿入され、保持されるよう溶接された円筒形エレメントである。

40

【0079】

図35から図38は、代替の実施例の活性電極740と使用するための絶縁体760を示す。絶縁体760は、活性電極740の半径748と等しい半径764と高さ766とを有する円筒形部762を有する。円筒形部762は上面768および底面770を有する。上面768から突出する管状部772は、円筒部762を通して延在する内腔774を有する。内腔774の大きさおよび間隔は、図39に示されるように、活性電極740の円筒部746を受け入れるよう構成されている。

50

【 0 0 8 0 】

図 3 9 を参照すると、アセンブリ 7 8 0 (図 4 0 から図 4 3) を形成するよう組立てられる電極 7 4 0 および絶縁体 7 6 0 は、絶縁体 7 6 0 の上下面 7 7 0 と絶縁体 7 4 0 の上面 7 4 4 との間にろう付け材エレメント 7 7 2 が位置付けられる。アセンブリ 7 8 0 が所定の熱サイクルで炉内において加熱されると、ろう付け材 7 8 2 は絶縁体 7 6 0 の表面 7 7 0 および電極 7 4 0 の表面 7 4 4 に接着し、絶縁体 7 6 0 と電極 7 4 0 との間にろう接継手を形成する。ろう付け材エレメント 7 8 2 の所定の大きさは、ろう付けされた結合コンポーネントの最大剪断強度を超えることなく、十分な強度のろう接継手をもたらす。図 3 0 のように、ろう付け合金 7 8 2 は単一の丸い堆積物として描かれているが、他の量、大きさおよび形状も考えられる。好ましい分布および大きさは、上記のとおりである。

10

【 0 0 8 1 】

図 4 4 から図 4 7 は、切除用内視鏡で使用するよう設計されているアブレータ電極の遠位部 8 0 0 を示す。電極アセンブリ 7 8 0 は、レーザ溶接によりワイヤ 7 8 6 の遠位端部に固定されるエルボ 7 8 4 に固定される。ワイヤ 7 8 6 、エルボ 7 8 4 、電極 7 4 0 の露出した突出部領域 7 4 6 、および絶縁体 7 6 0 の管状部 7 7 2 は、誘電体被膜によって覆われている。好ましい実施例において、誘電体被膜は、ポリオレフィン、P T F E 、P E T 、または他の適切なポリマー材から形成される熱収縮管組織である。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 0 8 2 】

本発明は、ろう接継手によって電極を絶縁体に接続するための機械的固定手段、エポキシ、および他の高温接着材を置き換えるものであり、電極と絶縁体との結合が熱によって損なわれることなく、高い電力密度および高い温度で安全かつ確実に操作可能な電気外科装置をもたらす。ろう接継手を用いることにより、単極または双極構成の、小型化されたコンパクトな電気外科装置の構成を可能にし、これは関節鏡視下手術から耳鼻咽喉科や腫瘍科などのいくつかの異なる分野において有用であり、腹腔鏡技術および観血療法技術の両方に適用可能である。本発明の活性電極および電気外科装置は、製造コストおよび装置のプロファイルを抑えながら有効性、安全性および確実性を最大限にする。

20

【 0 0 8 3 】

ここに記載されるすべての特許および出版物は、引用によりその全体がここに援用される。いずれの記載も、先の発明であるという理由で本発明が開示内容に対してより先行するものではないことを認めているものとして解釈されてはならない。

30

【 0 0 8 4 】

本発明は詳細に説明され、特定の実施例を参照しているが、上記の説明は一例であって例示するものであり、本発明および好ましい実施例を示すためのものである。定例的な実験により、当業者なら本発明の精神および範囲から逸脱することなく、さまざまな変更および変形が行なわれ得ることを認識するであろう。

【 0 0 8 5 】

他の利点および特徴は、添付の請求項から明らかとなり、このような特許請求の範囲は、当業者にとって理解されるように、妥当な均等物によって定められる。したがって、本発明は上記の説明によって規定されるのではなく、以降の特許請求の範囲およびその均等物によって定められることが意図される。

40

【図 2】

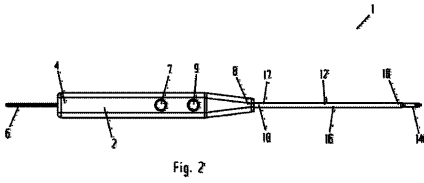


Fig. 2

【図 3】

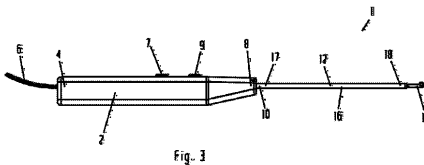


Fig. 3

【図 4】

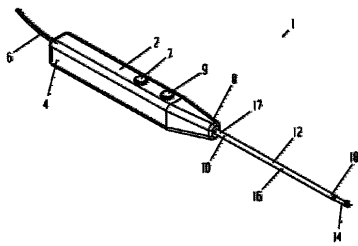


Fig. 4

【図 6】

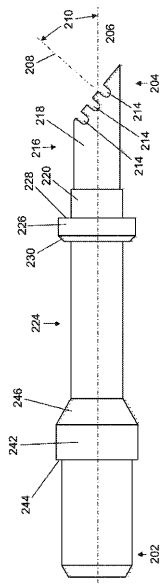


Fig. 6

【図 7】

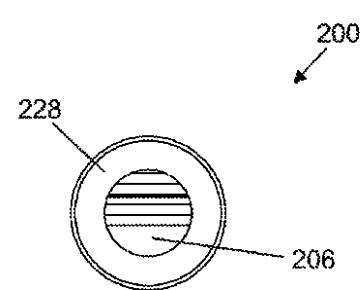


Fig. 7

【図 8】

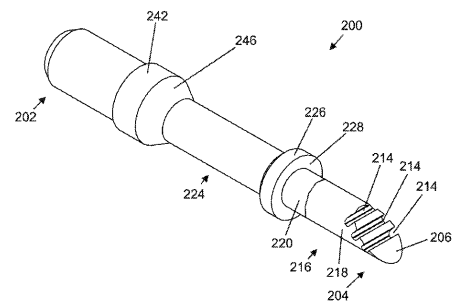


Fig. 8

【図 9】

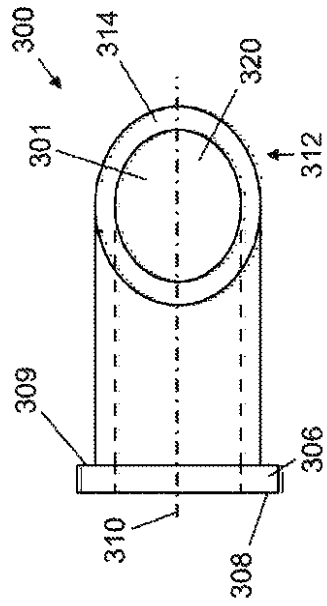


Fig. 9

【図 10】

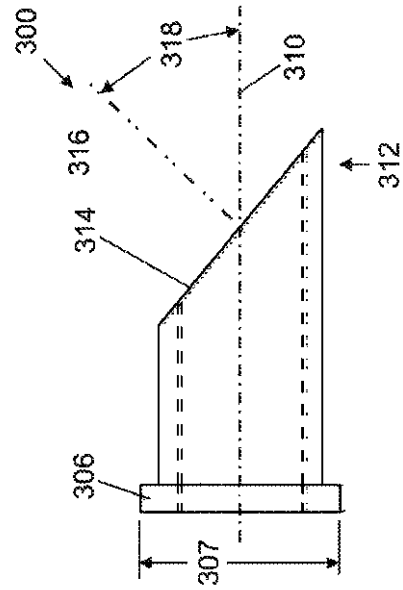


Fig. 10

【図 11】

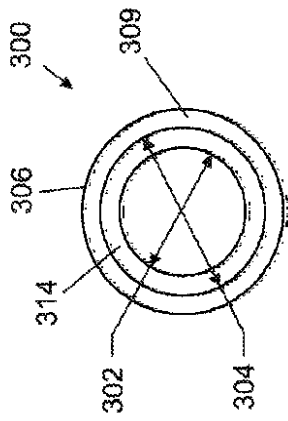


Fig. 11

【図 12】

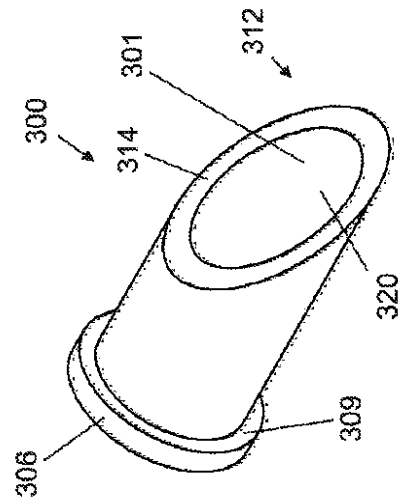


Fig. 12

【図 1 3】

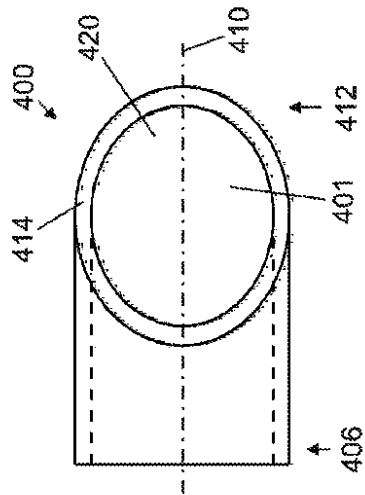


Fig. 13

【図 1 4】

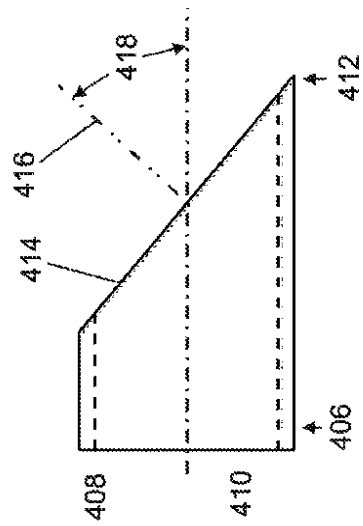


Fig. 14

【図 1 5】

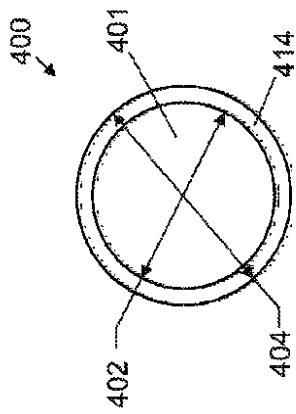


Fig. 15

【図 1 6】

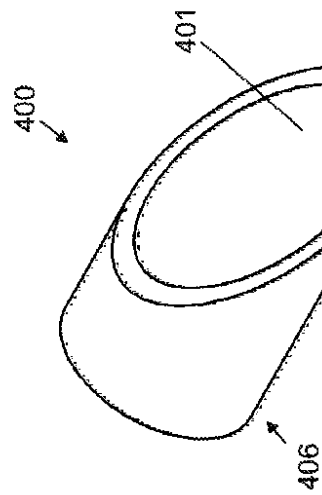


Fig. 16

【図 17】

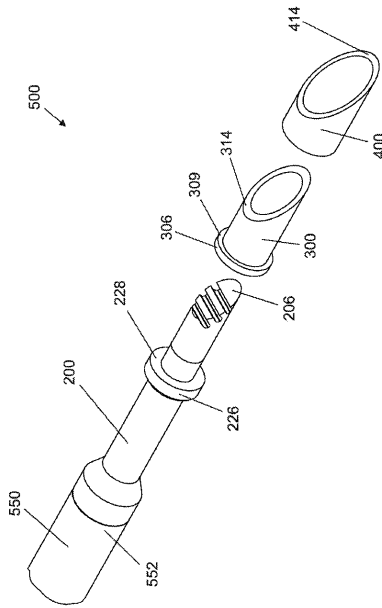


Fig. 17

【図 18】

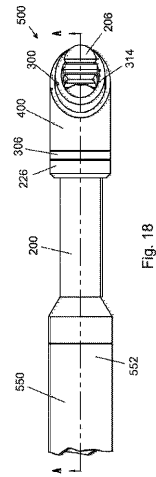


Fig. 18

【図 19】

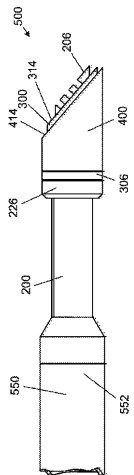


Fig. 19

【図 20】

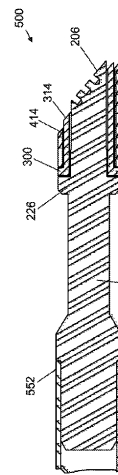


Fig. 20

【図 21】

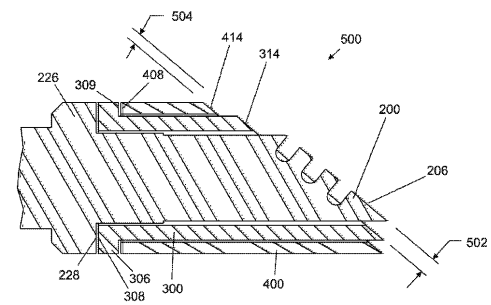
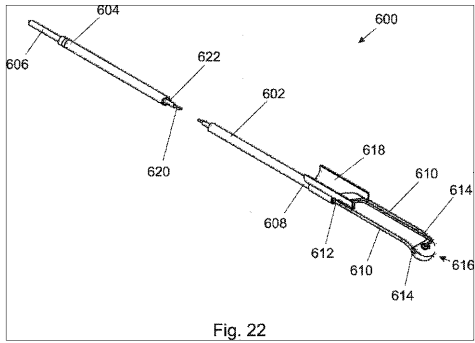
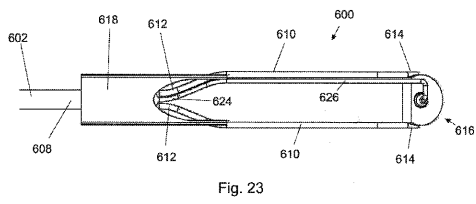


Fig. 21

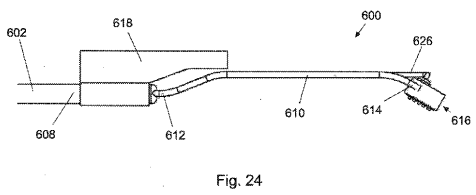
【図 22】



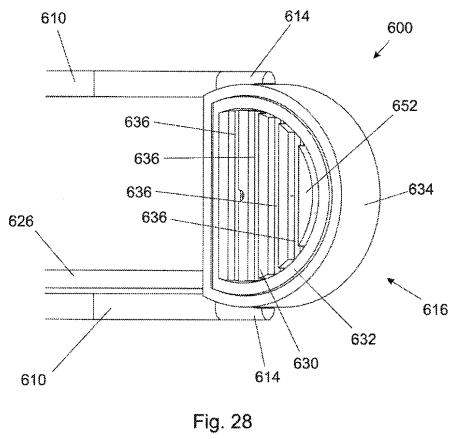
【図 23】



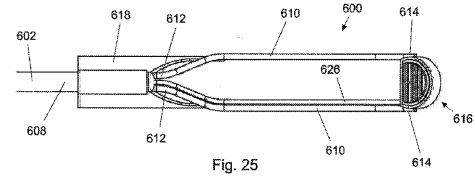
【図 24】



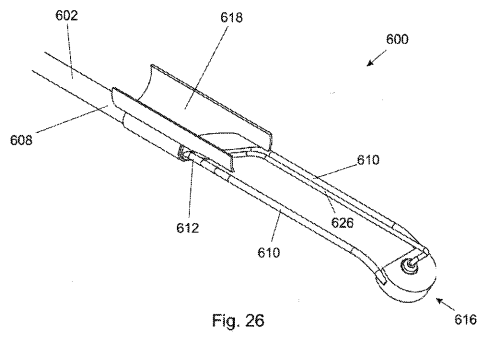
【図 28】



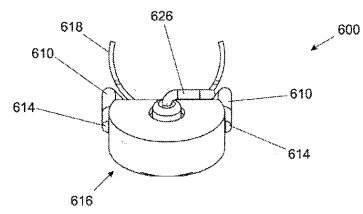
【図 25】



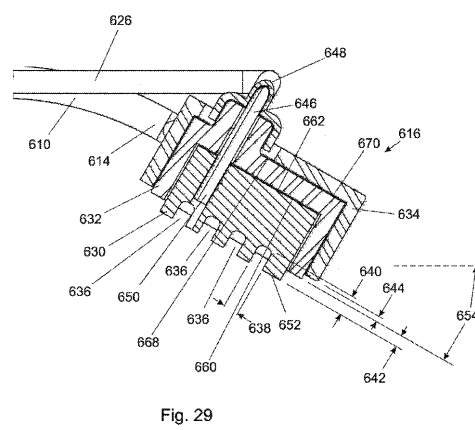
【図 26】



【図 27】



【図 29】



【図 30】

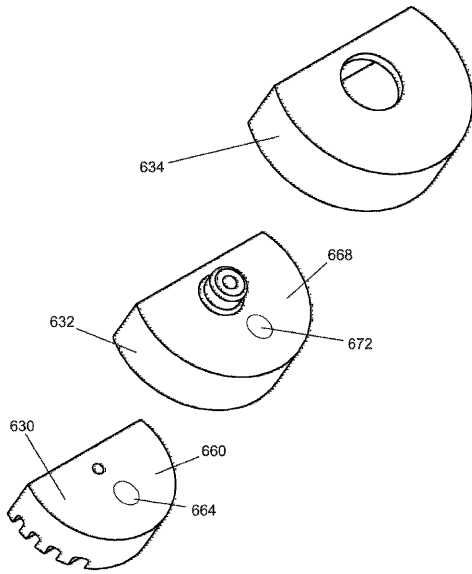


Fig. 30

【図 31】

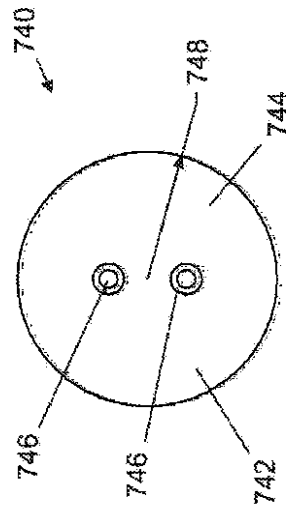


Fig. 31

【図 32】

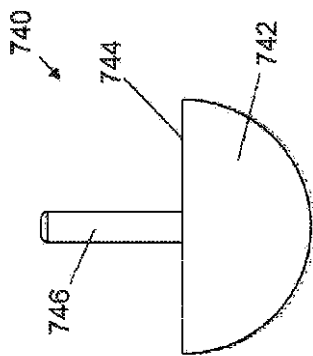


Fig. 32

【図 34】

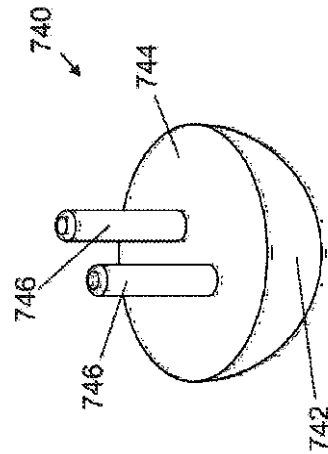


Fig. 34

【図 33】

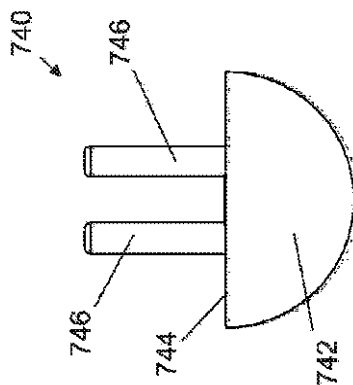


Fig. 33

【図 35】

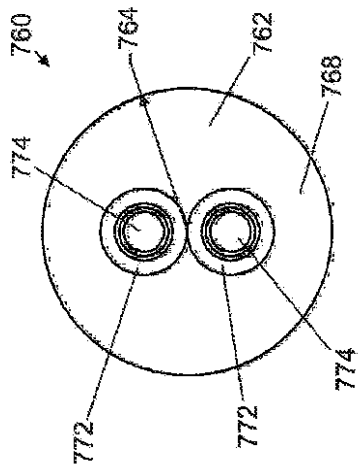


Fig. 35

【図 36】

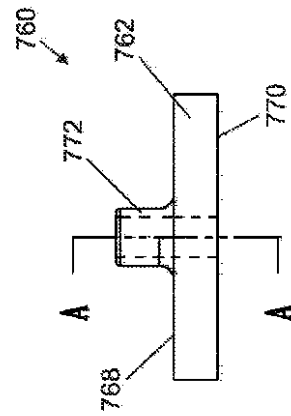


Fig. 36

【図 37】

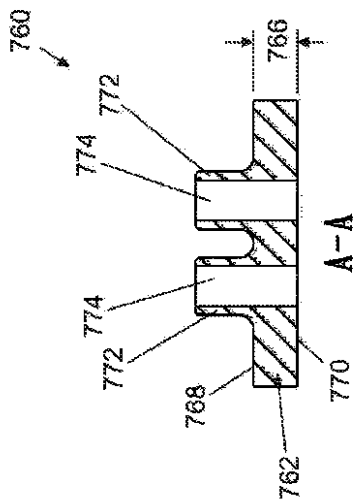


Fig. 37

【図 38】

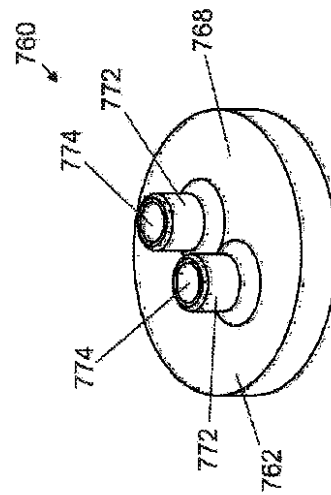


Fig. 38

【図 39】

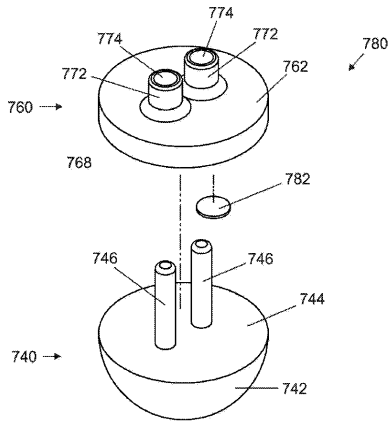


Fig. 39

【図 40】

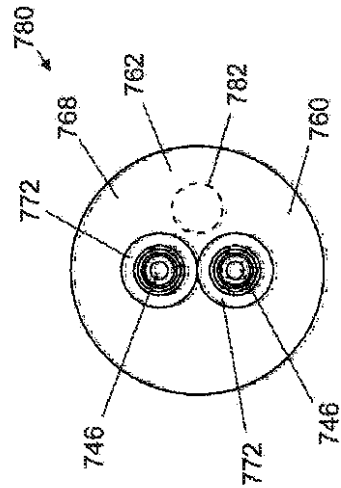


Fig. 40

【図 41】

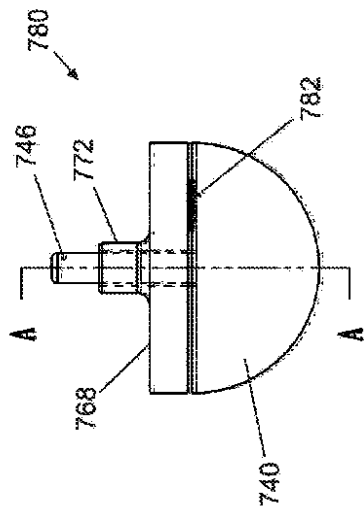
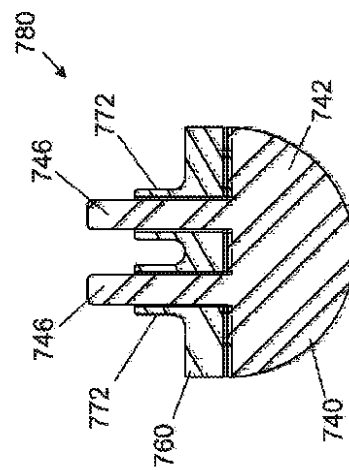


Fig. 41

【図 42】

A-A
Fig. 42

【図 4 3】

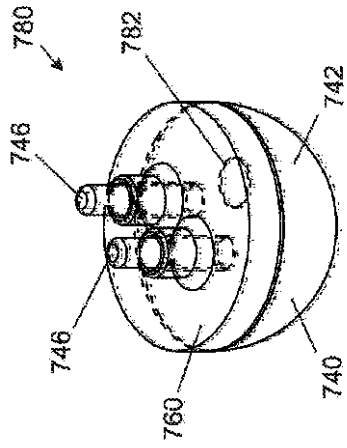


Fig. 43

【図 4 4】

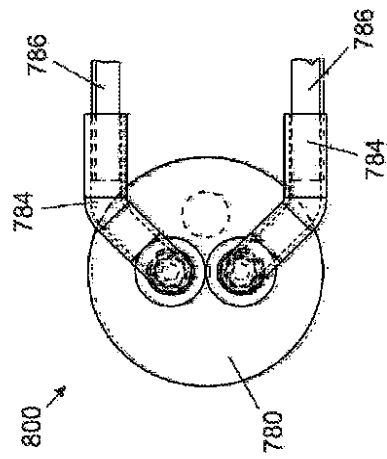


Fig. 44

【図 4 5】

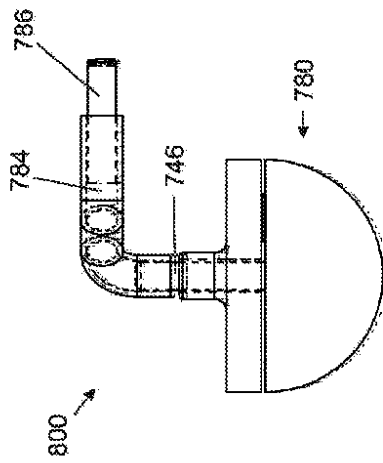


Fig. 45

【図 4 6】

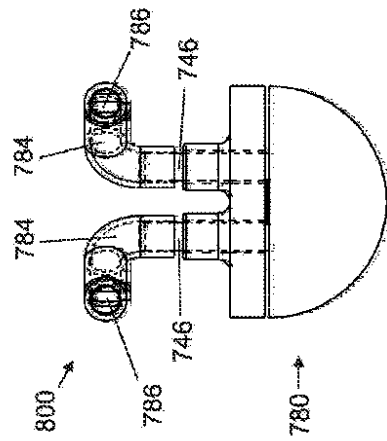


Fig. 46

【 図 47 】

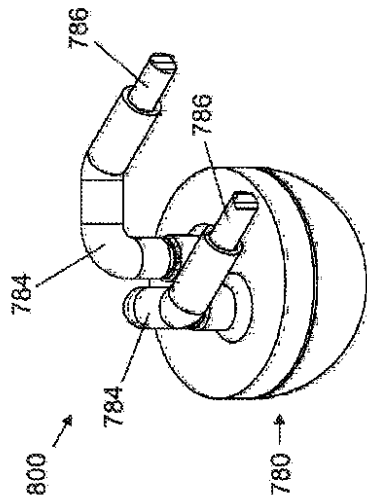


Fig. 47

【図 1】

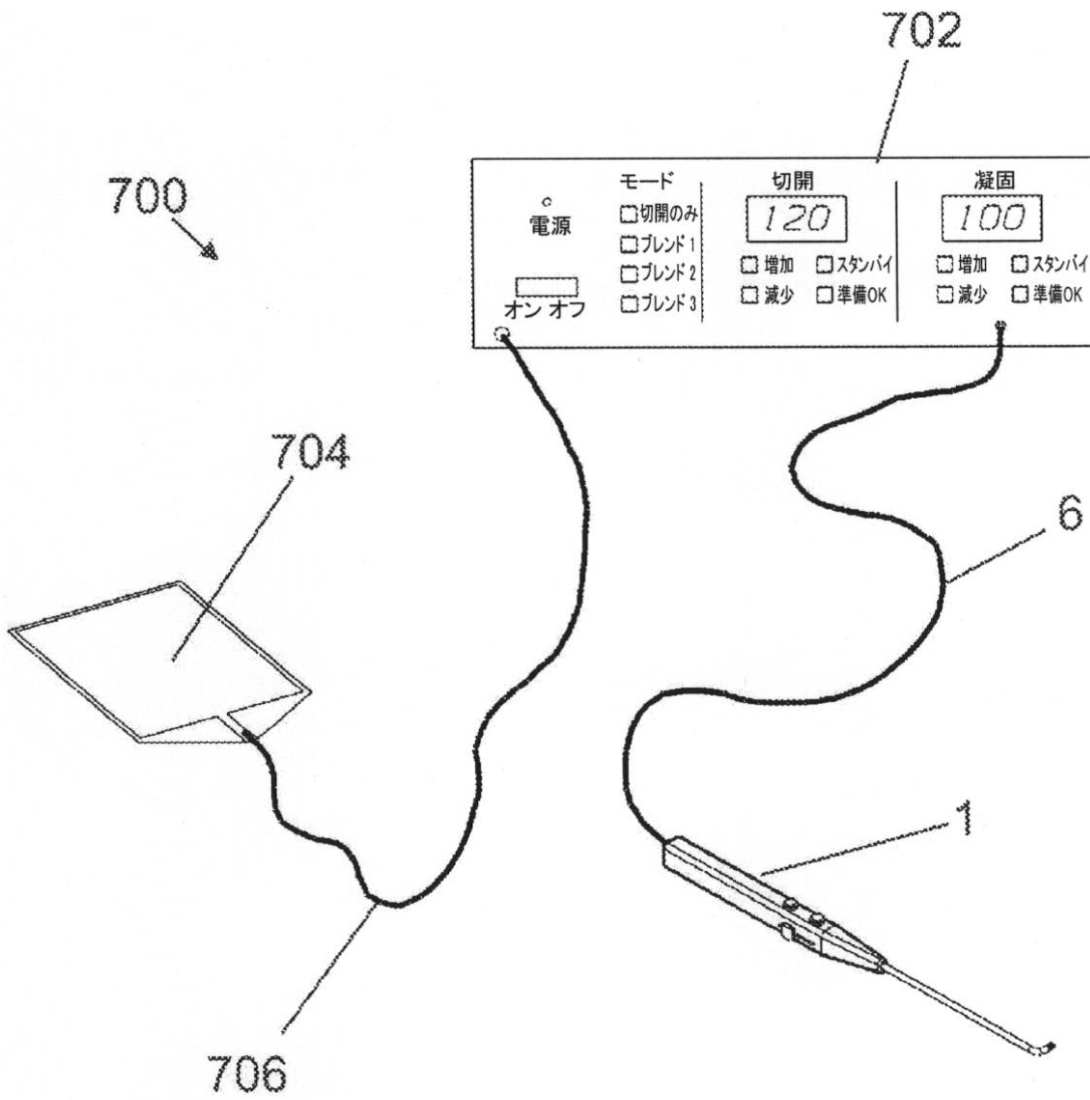


Fig. 1

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ファン・ウィーク, ロバート

アメリカ合衆国、3 3 7 3 6 フロリダ州、セント・ピート・ビーチ、ピィ・オウ・ボックス・6
6 1 5 5

(72)発明者 シュクバルネッツ, アナトリー

アメリカ合衆国、2 0 8 5 0 メリーランド州、ロックビル、アイビー・リーグ・レーン、6 1 8
F ターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK12 KK36 KK37 KL03 MM32 NN16

专利名称(译)	<无法获取翻译>		
公开(公告)号	JP2013526343A5	公开(公告)日	2014-06-26
申请号	JP2013510237	申请日	2011-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	电子医疗协会有限责任公司 电子医疗ASSOCS		
申请(专利权)人(译)	电子医疗协会有限责任公司		
[标]发明人	カーメルユバル ファンウィークロバート シュクバルネッツアナトリー		
发明人	カーメル,ユバル ファン・ウィーク,ロバート シュクバルネッツ,アナトリー		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/14 A61B18/149 A61B90/37 A61B2017/00526 A61B2017/0088 A61B2018/00083 A61B2018/1472 A61B2018/1475 A61B2018/1495 A61B2218/002		
FI分类号	A61B17/39		
F-TERM分类号	4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK12 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KL03 4C160/MM32 4C160/NN16		
优先权	61/395276 2010-05-11 US		
其他公开文献	JP2013526343A		

摘要(译)

结合使用与电外科装置的远端的电极组件，特别是组织变性，雕刻，切口，适于去除或蒸汽处理，凝结，被配置用于消融或止血，或者公开了用于正常组织或肿瘤组织的热处理的那些。在本发明的光，所述机械固定装置，用于将电极连接到绝缘体，环氧和其它高温粘合剂通过一个铜焊关节置换，而不在电极和绝缘体之间的耦合是通过热障，提供一种电外科设备，可在高功率密度和高温下安全可靠地操作。使用钎焊接头的，单极或双极配置允许紧凑的电外科装置的构造，其小型化，这从一些这样的耳鼻咽喉和肿瘤学的关节镜手术的不同之它在现场是有用的，并且适用于腹腔镜和开放手术技术。本发明的有源电极和电外科装置使功效，安全性和可靠性最大化，同时降低了生产成本和装置特性。