

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5481556号
(P5481556)

(45) 発行日 平成26年4月23日(2014.4.23)

(24) 登録日 平成26年2月21日(2014.2.21)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/39 3 1 O

請求項の数 13 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2012-518773 (P2012-518773)
 (86) (22) 出願日 平成22年6月16日 (2010.6.16)
 (65) 公表番号 特表2012-531984 (P2012-531984A)
 (43) 公表日 平成24年12月13日 (2012.12.13)
 (86) 國際出願番号 PCT/EP2010/003595
 (87) 國際公開番号 WO2011/003503
 (87) 國際公開日 平成23年1月13日 (2011.1.13)
 審査請求日 平成24年4月10日 (2012.4.10)
 (31) 優先権主張番号 102009032065.2
 (32) 優先日 平成21年7月7日 (2009.7.7)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)
 (31) 優先権主張番号 102009048312.8
 (32) 優先日 平成21年10月5日 (2009.10.5)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 592245823
 エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
 ベーハー
 E r b e E l e k t r o m e d i z i n
 G m b H
 ドイツ国 72072 テュービンゲン
 ワルドホルンレストラーゼ 17
 (74) 代理人 100079049
 弁理士 中島 淳
 (74) 代理人 100084995
 弁理士 加藤 和詳
 (74) 代理人 100085279
 弁理士 西元 勝一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】電気手術器具、及び電気手術器具の製造方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

流体を輸送するプローブ管(21)と、
 組織の活力を喪失させる遠位電極(30)及び/又は近位電極(35)と、
 HF電圧を前記電極(35)に供給するための、少なくとも1つの電気導線と、
 を備える、電気手術器具であって、
 前記導線は、前記プローブ管(21)の縦軸(27)に沿って配置された導体箔(24)
)を備え、

前記電気手術器具は、流体を冷却する流体通路(23)を備える凍結プローブであり、
前記流体通路(23)は、導電体であり、前記HF電圧を供給するため前記少なくとも
1つの電極に接続されているか、又は、接触している、

ことを特徴とする、電気手術器具。

【請求項 2】

前記導体箔(24)は、金、銀、又は銅、又は、金成分及び/又は銀成分及び/又は銅
 成分との合金である、ことを特徴とする、請求項1に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記導体箔(24)は、前記プローブ管(21)に沿った螺旋構造に配置されている、
 ことを特徴とする、請求項1又は請求項2に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記螺旋構造の隣接するトラックは、前記プローブ管(21)の縦方向において互いに

離間している、ことを特徴とする、請求項 1 ~ 請求項 3 のうちの 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 5】

絶縁体層 (26) が、前記導体箔 (24) を固定するために、前記導体箔を、少なくとも一部、覆う、ことを特徴とする、請求項 1 ~ 請求項 4 のうちの 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記少なくとも 1 つの電極は、前記導体泊 (24) と直接的に接触している、ことを特徴とする、請求項 1 ~ 請求項 5 のうちの 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記流体通路 (23) は、前記プローブ管 (21) の管腔 (29) 内に配置されている、ことを特徴とする、請求項 1 ~ 請求項 6 のうちの 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 8】

プローブ管 (21) の縦軸に沿って、少なくとも一部、延出する導体箔 (24) を、前記プローブ管 (21) に適合し、

近位電極 (35) 及び / 又は遠位電極 (30) が、少なくとも一部、前記導体箔と接触するように、前記近位電極 (35) 及び / 又は前記遠位電極 (30) を、前記プローブ管 (21) に配置し、

前記導体箔 (24) を H F 発生器と接続するため少なくとも 1 つの接続部を、前記プローブ管 (21) の近位端部に配置する、

ステップを備える、

請求項 1 ~ 請求項 7 のうちの 1 項に記載された電気手術器具を製造する方法。

【請求項 9】

前記導体箔 (24) は、銅箔であることを特徴とする、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記導体箔 (24) は、前記プローブ管 (21) の前記縦軸 (27) に沿って、前記プローブ管の周りを螺旋構造に配置されている、ことを特徴とする、請求項 8 又は請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

前記螺旋構造の隣接するトラックは、前記プローブ管 (21) の縦方向において互いに離間して配置されている、ことを特徴とする、請求項 8 ~ 10 のうちの 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

前記導体箔 (24) を固定するために、前記導体箔を、少なくとも一部、覆う絶縁体層 (26) を配置する、ことを特徴とする、請求項 8 ~ 11 のうちの 1 項に記載の方法。

【請求項 13】

冷却流体を前記プローブ管 (21) の末端領域に供給するため、好ましくは、前記プローブ管の内側に、少なくとも一部、導電体である流体通路 (23) を配置し、前記近位電極 (35) 及び前記遠位電極 (30) に H F 電圧を提供するため、前記近位電極 (35) と前記導体箔 (24)との間、及び、前記遠位電極 (30) と前記流体通路 (23) との間に、電気接続を確立する、

ことを特徴とする、請求項 8 ~ 11 のうちの 1 項に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、請求項 1 に係る電気手術器具と、請求項 9 に係る電気手術器具を製造する方法と、に関する。

【背景技術】

【0002】

H F 手術 (高周波手術) では、H F 電流の印加によって目標とされた方法で組織の活力

10

20

30

40

50

を喪失させる (devitalize) ことが知られている。このような手術は、単極又は双極器具を用いて行うことができる。単極技術を用い場合、電流経路は、通常、電気手術器具によって処置される組織から中性電極まで通じる。互いに電気的に絶縁された 2 つの部 (section) を有するように設計された、双極器具の使用も可能である。この場合、電流経路は、電気手術器具の第 1 の部から、処置される組織を介して、電気手術器具の第 2 の部に延びる。

【0003】

適切な電流を印加する遠位 (distant) 電極及び近位 (proximal) 電極を備える凍結プローブ (cryoprobe) は、公知である。これらの凍結プローブは、器具と直接的に接觸している組織の冷却を可能にする冷却機器を備える。その際に、器具が制御された、かつ、潜在的により広い面積の活力喪失のため使用できるように、周囲組織の望ましくない炭化を阻止することができる。さらに、目標とされた方法で冷却機器を使用することにより、器具に沿って熱分散を制御することができ、よって、活力喪失領域 (devitalization region) を調整することができる。

【0004】

適切な冷却は、例えば、ジユール・トムソン効果を目標に応じて使用することによって実現できる。この場合、流体、特に、気体は、スロットリング (圧力変化) による温度変化を受ける。

【0005】

プローブ管の外側に設けられた遠位電極、及び近位電極を備える電気手術器具は、公知である。

【0006】

冷却流体をプローブ管の遠位端部にある膨脹室へ供給する流体又は気体通路は、管腔 (lumen) に位置している。プローブ管の管腔は、膨脹した流体を放出するため使用される。HF 発生器と遠位電極及び近位電極の電気接続のため、一方で、導電性気体通路が存在し、他方で、管腔内に別個に配置され、気体通路に対して絶縁されている導線が存在する。この導線と近位電極との電気接続は、難しい。よって、適切な接觸をもたらすために、開口部がプローブ管に設けられている。管腔内に輸送された流体は、これらの開口部を介して臓器 (Organ) に入り、臓器に損傷を引き起こす可能性がある。このようなプローブ管、特に、適切な穴 (bore) を生産する製造上の労力は大きい。さらに、プローブは、管腔が付加的な導線を収容するため十分な空間を提供するような寸法を有するべきである。しかし、低侵襲的処置は、プローブの直径が非常に小さくなることを要求する。

【0007】

欧州特許出願公開第 1902683 号明細書は、電流印加用のカテーテルを開示する。電流を印加するために、カテーテルは、カテーテルの外装の内の導体トラックを介して適切な電圧が供給される、幾つかの電極を備える。導体トラックは、外装の外壁の内側に位置し、上記外壁によって互いに電気的に絶縁されている。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

上記従来技術を考慮すると、本発明の目的は、安全であり、適切な寸法を示し、そして、簡単かつ効率的に製造される上記タイプの電気手術機器を提供することである。さらに、対応する方法が開示される。

【課題を解決するための手段】

【0009】

この機器を考慮すると、この目的は、請求項 1 に記載された電気手術器具によって実現され、この方法を考慮すると、この目的は、請求項 9 に記載された方法によって実現される。

【0010】

10

20

30

40

50

特に、この目的は、流体を輸送するプローブ管と、組織の活力を喪失させる少なくとも1つの電極、特に、遠位電極、及び／又は近位電極とを備える、電気手術器具によって実現される。電気手術器具は、HF電圧を電極に供給する、少なくとも1本の電気導線を備え、この場合、電気導線のうちの少なくとも1本は、プローブ管の縦軸に沿って配置された導体箔を備える。

【0011】

その結果、導電性外皮、すなわち、プローブ管の導体箔が、導電体又は導体トラックとして使用されることが発明の特有の利点である。その結果、プローブ管の寸法を決めるときに考慮する必要なしに、電気的導線を少なくとも1つの電極、好ましくは、近位電極のため設けることができる。導体箔を設けることは、壁厚さの最小限の増加しかもたらさないため、比較的小さいプローブを開発できる。従来技術と比較すると、適切な伝導性を生じるために、プローブ管に穴を開ける(perforate)ことは必須ではない。その結果、発明による電気手術器具を製造するプロセスは、比較的簡単でもある。輸送される流体は、気体、流体、又は、気体／流体混合物でもよい。

【0012】

導体箔は、銅箔、金箔又は銀箔でもよい。銅箔、金箔、又は、銀箔とは、銅合金、金合金、又は、銀合金のどれでも適切な箔を含むことがある。銅箔を使用することにより、最小限の壁厚さを示す適切な導体を生産することが可能である。さらに、銅は、低い抵抗率を示す。

【0013】

導体箔は、プローブ管に沿って螺旋構造をもって配置されてもよい。この箔の螺旋状の巻線は、器具、特にプローブ管の必要な柔軟性が、最小限の影響しか受けないようにする。これは、引き続き十分に電気手術器具を操縦可能であり、その結果、問題を伴わずに電気手術器具が内視鏡の作業通路内で移動可能であることを確実にする。実際には、プローブ管の縦方向に沿った直接的な導体トラックの形式で一方側に導体箔を配置すること、又は、プローブ管の一方側に千鳥形箔トラック(zigzag foil track)を設けることが理論的に考えられる。しかしながら、これは、管の柔軟性、及び／又は弾性の一方側の変化を引き起こすことにもなる。これは、操縦性に負の効果をもたらすことになる。

【0014】

理論的に、導体箔の個別の隣接するトラックは、プローブ管の縦方向に沿って、少なくとも部分的に、重なり合うように配置することができる。その結果、プローブ管の柔軟性に最小限の影響だけを与え、最小限の誘導抵抗だけを示す本質的に管状である導体トラックを形成することになる。好ましくは、導体箔の隣接するトラックは、重なり合いが生じないよう互いに離間し、プローブ管の縦方向に配置される。どの重なり合いも、電気手術器具の直径を、さらに厚くすることを意味する。導体箔のトラックの幅によって、誘導抵抗は、許容できる。

【0015】

器具は、導体箔を固定するため上記箔を少なくとも部分的に覆う絶縁体層を備えることがある。好ましくは、結果として得られる断面は、プローブ管の内側から外側に向かって、プローブ管の壁、導体箔、絶縁体層の順に構成された配置を示す。絶縁体層は、極端に薄い壁でもよく、導体箔によって形成された導体トラックを外側領域から絶縁する。さらに、上記絶縁体箔は、外部影響から導体箔を保護し、上記導体箔を所定の位置に保持することを可能にする。絶縁体層は、プローブ管、したがって、電気手術器具の柔軟性に最小限の影響だけを与える材料で作られてもよい。

【0016】

少なくとも1つの電極、好ましくは、近位電極は、導体箔と直接的に接触することができる。その結果、導体箔と関連電極との間の電気接続は、最も簡単な方法で設計される。この場所での半田付けは、不要である。その結果、接続技術は、厳密に空間に適切である。機械的接続技術を用いて、プローブ管の近接領域に適切な接続を確立することも可能である。例えば、接触は、圧接によって実現されてもよい。

10

20

30

40

50

【0017】

電気手術器具は、冷却流体用の流体通路（例えば、気体通路）を備える凍結プローブであってもよく、この場合、流体通路は、導電体であり、HF電圧を供給するため少なくとも1つの電極と接続されている。その結果、電気手術器具は、好ましくは、プローブ管の管腔の中に延びる気体通路を備える、凍結プローブでもよい。流体通路を介して導入された流体は、管腔を介してプローブの末端領域から放出されることがある。好ましくは、流体通路は、少なくとも部分的に、導電性材料から作られるので、導体トラックとしての役目も果たす。この導体トラックは、別の電極、好ましくは、遠位電極をHF発生器と接続するため使用できる。

【0018】

10

上記目的は、電気手術器具を製造する方法によっても実現され、特に、上述されているように、上記方法は、

- プローブ管の縦軸に沿って少なくとも部分的に延出する導体箔を、プローブ管に適合(applying)し、
- 近位電極及び／又は遠位電極が少なくとも部分的に導体箔と接触するように、近位電極及び／又は遠位電極を、プローブ管に配置し、
- 導体箔をHF発生器と接続するため少なくとも1つの接続部をプローブ管の遠位端部に配置する、ステップとを備える。

【0019】

20

上述された機器の利点と類似した利点が本方法を用いて同様に達成される。

【0020】

さらなる有利な実施形態は、従属請求項から推測することができる。

【0021】

以下、発明は、図面を参照して詳細に説明される、幾つかのさらなる例示的実施形態を用いて記載される。

【図面の簡単な説明】

【0022】

【図1】電源ユニット及び切除プローブを備える電気手術機器の概略図である。

【図2】図1による切除プローブの断面図である。

【発明を実施するための形態】

30

【0023】

以下の説明中、同じ符号は、同じ部品、又は、同じ機能を有する部品に用いられる。

【0024】

図1は、組織の活力を喪失させるHF手術機器を示す。切除プローブ10は、給電管及び数本のケーブルを介して、電源機器60に接続されている。切除プローブ10は、上記切除プローブを介して印加されたHF電流によって、活力を喪失させられる組織3に挿入される。このため、切除プローブ10に配置された電極、すなわち、遠位電極30及び近位電極35は、電源ユニット60内のHF発生器と接続されている。完全に組織3の活力を喪失させるためには、切除プローブ10が接触する組織の炭化を避けるために、少なくとも部分的に切除プローブ10を冷却することが必要である。したがって、発明による切除プローブ10は、電源ユニット80によって給電される冷却システムを備える。

40

【0025】

図1は、独創性がある切除プローブ10の効果を例示することが意図された概略図である。実際に、このようなプローブは、低侵襲的処置を実行するために、内視鏡を用いて、目的の組織に向かって頻繁に動かされる。このためには、切除プローブ10の直径をできる限り小さい状態にしておくことが必要である。さらに、切除プローブ10は、苦労しなければ接近できない部位であっても、活力喪失を実行可能にするために、柔軟性をもたなければならぬ。柔軟性に関して、ある方向に対して別の方向より容易に曲げができるプローブは、作業通路内でこのような切除プローブ10を案内することが困難であるため、治療をしている医師によって不適切である、としばしば認識されることにも注意さ

50

れたい。

【 0 0 2 6 】

独創性がある切除プローブ 10 は、近位端部及び遠位端部をもつプローブ管 21（図 2 参照）を備える。プローブ先端 11 は、プローブ管 21 の遠位端部に設けられ、上記先端は、切除プローブ 10 を終端する。切除プローブ 10 を案内するハンドルと、切除プローブ 10 を電源ユニット 60 と接続する接続部とは、プローブ管 21 の近位端部に設けることができる（図 1 に示されず）。

【 0 0 2 7 】

プローブ管 21 は、切除プローブ 10 の理論的な縦軸 27 を画定し、上記軸は、切除プローブ 10 の近位端部から遠位端部まで延出する。

10

【 0 0 2 8 】

プローブ管 21 の内部、すなわち、管腔 29 内には、切除プローブ 10 の近位端部からプローブ先端 11 まで延出する柔軟性のある気体通路 23 が存在する。流体、好ましくは、亜酸化窒素は、この気体通路 23 を介して切除プローブ 10 に導入される。流体は、気体通路の遠位端部で膨脹し、切除プローブ 10 から熱エネルギーを除去する。切除プローブ 10 は、冷却される。膨脹した流体は、管腔 29 を介して放出され、廃棄される。その結果、膨脹室としての役目を果たすプローブ管 21 と、気体通路 23 と、プローブ先端 11 とは、切除プローブ 10 の冷却システムの一部を果たす。

【 0 0 2 9 】

リングのような方法でプローブ管 21 を囲む遠位電極 30 は、プローブ管 21 の遠位端部でプローブ先端 11 の直ぐ近くに位置している。遠位電極 30 は、導電性材料で作られた気体通路 32 と電気接触している。その結果、気体通路 23 は、遠位電極 30 に給電する第 1 の導体トラック、又は導線の少なくとも一部を果たす。遠位電極 30 と気体通路 23 との間の接続部は、図 2 に示されない。例えば、遠位電極 30 は、好ましくは、導電性であるプローブ先端 11 と直接的に接触することができ、上記プローブ先端は、次に、遠位電極 30 と再び接触し、遠位電極の一部である。

20

【 0 0 3 0 】

近位電極 35 に給電する第 2 の導体トラック、又は、電気導線は、銅箔 24 によって形成される。近位電極 35 は、プローブ管 21 を囲み、そして、好ましくは、縦軸 27 に関して同軸的に配置されている環状電極である。近位電極 35 は、遠位電極 30 に対して近位方向にオフセットし、電気的絶縁ギャップを設けるために十分な遠位電極 30 から離間して設けられている。このギャップは、絶縁体によって充填されてもよい。

30

【 0 0 3 1 】

銅箔 24 は、プローブ管 21 に直接適合され、螺旋状の渦巻きとして構成され、これによって、銅箔 24 は、プローブ管の近位端部から近位電極 35 より下まで延出する。プローブ管 21 の回りの個別の渦巻きは、トラックと称され、図示された例示的実施形態では、個別のトラックは、縦方向で互いに本質的に等距離にある。理論的には、個別のトラックの相互間の距離を変えることが可能であろう。

【 0 0 3 2 】

銅箔 24 の螺旋構造又は螺旋状配置は、一定のピッチを示す。近位電極 35 は、銅箔 24 に直接的に適合される、上記銅箔に接触する。銅箔 24 と近位電極 35 との間の電気接觸は、このようにして確保される。

40

【 0 0 3 3 】

好ましくは、切除プローブ 10 は、銅箔 24 に適合された外部絶縁体 26 を備える。この外部絶縁体 26 は、切除プローブ 10 の近位端部から近位電極 35 まで延出する。銅箔 24 の近位端部との電気接觸は、圧接によって実現することができる。

【 0 0 3 4 】

プローブ管 21、銅箔 24、外部絶縁体 26、遠位電極 30、及び、近位電極 35 は、プローブ本体 20 を形成する。

【 0 0 3 5 】

50

銅箔 2 4 の螺旋構造は、一定ピッチでプローブ管 2 1 に沿って巻き付クリボンである。渦巻きは、外部絶縁体 2 7 と共に、必要な柔軟性を維持したままの状態で、切除プローブ 1 0 の安定性を増大させるように構成されてもよい。

【 0 0 3 6 】

銅箔 2 4 と近位電極 3 5 との間の上記接触は、製造プロセスの観点から簡単な方法でも実現できる。提案された電気接続は、安全である。導体又は導体トラックがプローブ管 2 1 の外側に設けられる限り、プローブ管 2 1 に通路又は穴を設ける必要はない。プローブ管 2 1 の気密性は、維持される。

【 0 0 3 7 】

上記例示的実施形態によれば、少なくとも 2 つの電極を備える、双極電気手術器具が記載されている。近位電極 3 5 の独創性がある接触は、単極機器においても合理的に利用できることが当業者に明白であろう。さらに、互いに電気的に絶縁された数個の電極と接触するため、上記の 1 つの銅箔 2 4 の代わりに、互いに平行な数個の銅箔を配置できることは、明瞭であろう。例えば、遠位電極 3 0 及び近位電極 3 5 は、対応する銅箔 2 4 を介して給電することができる。この場合、導電性気体通路 2 3 は、省くことができる。

10

【 0 0 3 8 】

上記例示的実施形態では、銅箔 2 4 のトラックは、互いに平行に配置される。よって、銅箔 2 4 の重なり合いは存在しない。渦巻きの相互間の狭い距離と、銅箔 2 4 の幅とに起因して、銅箔 2 4 は、ほとんどパイプラインのように作用し、銅箔のトラックの抵抗は、最小限である。しかし、誘導抵抗を低減するため、銅箔 2 4 を重なり合うように配置することも可能であろう。

20

【 0 0 3 9 】

図 2 の切除プローブ 1 0 は、プローブ管 2 1 を囲む 2 個の環状電極を備える。しかし、発明によれば、切除プローブ 1 0 のプローブ本体 2 0 に沿って何らかの他の電極を設けることも可能である。例えば、環状電極は、部分的に断絶すること、又は、例えば、縦軸 2 7 に沿って延びる板状電極で置き換えることが可能である。

【 0 0 4 0 】

以上、気体が気体通路 2 3 を介して切除プローブ 1 0 の末端領域へ運ばれ、この末端領域で膨脹する切除プローブ 1 0 が説明されたが、本発明は、この特定の実施形態に限定されない。本発明は、どのようなタイプの管でも一緒に使用することが可能であり、それによって、このような管が、気体、流体、又は、類似の混合物を輸送するため使用されるかどうかに関係する。

30

【 符号の説明 】

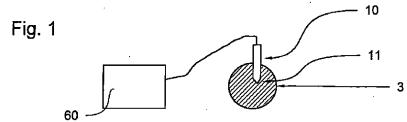
【 0 0 4 1 】

3 組織

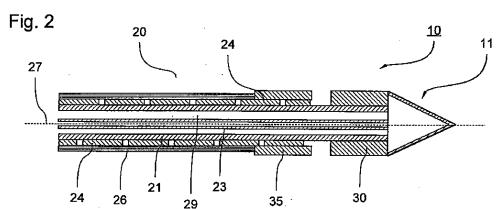
- 1 0 切除プローブ
- 1 1 プローブ先端
- 2 0 プローブ本体
- 2 1 プローブ管
- 2 3 気体通路
- 2 4 銅箔
- 2 6 外部絶縁体
- 2 7 縦軸
- 2 9 管腔
- 3 0 遠位電極
- 3 5 近位電極
- 6 0 電源ユニット

40

【図1】



【図2】



フロントページの続き

(72)発明者 シュヴァーン、ブリッタ

ドイツ連邦共和国 72810 ゴマリングン ドルフシュトラーセ 10

(72)発明者 ベッシュ、ハンスヨルグ、ビヨルン

ドイツ連邦共和国 72810 ゴマリングン シュヴァーブシュトラーセ 10

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特表2012-510831(JP,A)

特開2007-125414(JP,A)

特開2000-126199(JP,A)

特開平10-057392(JP,A)

特表平09-501329(JP,A)

実開平03-054605(JP,U)

特開昭64-056028(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 18 / 12

专利名称(译)	电外科器械和制造电外科器械的方法		
公开(公告)号	JP5481556B2	公开(公告)日	2014-04-23
申请号	JP2012518773	申请日	2010-06-16
[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)	易北河电介质劲有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	易北河电介质劲有限公司		
[标]发明人	シュヴァーンブリッタ ベッシュ、ハンスヨルグ、ビヨルン		
发明人	シュヴァーン、ブリッタ ベッシュ、ハンスヨルグ、ビヨルン		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1477 A61B18/1492 A61B2018/00023 A61B2018/00047 A61B2018/00053 A61B2018/0231 A61B2018/0262 A61B2562/222 A61N1/06 Y10T29/49117		
FI分类号	A61B17/39.310		
代理人(译)	中岛敦		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	102009032065 2009-07-07 DE 102009048312 2009-10-05 DE		
其他公开文献	JP2012531984A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

电外科器械有电极。当这些仪器用作内窥镜器械时，存在电极接触的问题。电外科器械包括用于输送流体的探针管，用于失去组织活力的至少一个电极，以及用于向电极提供HF电压的至少一个电导体。由于电极的简单接触，所述至少一个电引线是沿探针管的纵向轴线布置的导体箔。

【図2】

Fig.2

