

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5622838号  
(P5622838)

(45) 発行日 平成26年11月12日 (2014.11.12)

(24) 登録日 平成26年10月3日 (2014.10.3)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 3 3 0
A 6 1 B 18/12 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 1 0
A 6 1 B 17/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/39 3 2 0
	A 6 1 B 17/00 3 2 0

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2012-505069 (P2012-505069)	(73) 特許権者	592245823
(86) (22) 出願日	平成22年3月26日 (2010.3.26)		エルベ エレクトロメディジン ゲーエム
(65) 公表番号	特表2012-523863 (P2012-523863A)		ベーハー
(43) 公表日	平成24年10月11日 (2012.10.11)		Er be E l e k t r o m e d i z i n
(86) 国際出願番号	PCT/EP2010/001942		G m b H
(87) 国際公開番号	W02010/118818		ドイツ国 7 2 0 7 2 テュービンゲン
(87) 国際公開日	平成22年10月21日 (2010.10.21)		ワルドホルンレストラーセ 1 7
審査請求日	平成24年4月18日 (2012.4.18)	(74) 代理人	100079049
(31) 優先権主張番号	102009017636.5		弁理士 中島 淳
(32) 優先日	平成21年4月16日 (2009.4.16)	(74) 代理人	100084995
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)		弁理士 加藤 和詳
前置審査		(74) 代理人	100085279
			弁理士 西元 勝一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 内視鏡外科器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

内視鏡外科器具であって、  
液体による切開またはニードルレス注入の少なくとも1つのためのノズル(23)を遠位端(26)に備える管区域(22)を有する液体噴射装置(20)と、高周波電流によって組織の切断または凝固の少なくとも1つをするための電極装置(28)とを含む、内視鏡外科器具において、

前記管区域(22)は前記電極装置(28)を形成しており、前記管区域(22)の遠位端(26)には絶縁装置(40)が取り付けられており、それによって組織が前記管区域(22)の円周領域(28)とのみ導電接触可能であり、前記遠位端(26)とは導電

10

接触可能ではないとともに、  
前記絶縁装置(40)は、絶縁性材料から形成されているとともに、前記管区域(22)に近い側においても電極を有さず、且つ

前記絶縁装置(40)が前記管区域(22)の遠位端(26)に装着されているときに前記ノズル(23)から吐出されるウォータージェットに通過のための十分なスペースを与える噴射吐出部(43)が前記絶縁装置(40)に形成されている

内視鏡外科器具。

【請求項 2】

前記絶縁装置(40)は組織の調製をするための機械式の調製装置として構成されていることを特徴とする、請求項1に記載の内視鏡外科器具。

20

## 【請求項 3】

組織へ不活性ガスを案内するための配管（31）が設けられていることを特徴とする、請求項 1 又は 2 に記載の内視鏡外科器具。

## 【請求項 4】

前記電極装置は前記電極装置（28）の帯電によって生起される電界強度を高めるために角状または尖端状に形成された集中化部材（27）を含んでいることを特徴とする、請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項に記載の内視鏡外科器具。

## 【請求項 5】

電気絶縁性の被覆装置（30）を有しており、該被覆装置は、前記電極装置（28）が被覆装置（30）に引き込まれたりこれから引き出されたりすることが可能であるように、前記電極装置（28）をスライド可能に取り囲置されていることを特徴とする、請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の内視鏡外科器具。

10

## 【請求項 6】

前記液体噴射装置（20）は、前記管区域（22）と密接かつ導電的に結合された、液体と高周波電流を供給するための導電性の配管区域（21）を含んでいることを特徴とする、請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の内視鏡外科器具。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、請求項 1 の前提部に記載されている内視鏡外科医器具に関する。

20

## 【背景技術】

## 【0002】

対象となるのは、特にウォータージェット外科と高周波外科のための、特に内視鏡による粘膜持ち上げと粘膜切除のための複合型の内視鏡外科器具である。

## 【0003】

粘膜に接している胃腸管の広面積の腫瘍の切除は、できるだけ 1 回の治療で、かつできるだけ完全に行うことが望ましい。そのために係蹄技術やキャップ技術が適用されるのが通常であり、その場合、係蹄直径ないしキャップ直径にのみ依存して、さまざまな大きさの実質的に円形の切除作業が行われる。直径が 8 cm よりも大きい広面積の腫瘍は、複数の部分ステップを踏んで切除するしかない。

30

## 【0004】

このような完全な手術を実施するために、特許文献 1 では、ウォータージェット外科装置と高周波外科装置とを統一的な取扱いのために組み合わせる内視鏡器具が提案されている。それにより、ウォータージェット外科の利点と高周波外科の利点とを兼ね備えるべき多機能器具が提供される。この器具は、粘膜の下に NaCl 溶液を調量しながら注射して、これを筋層から浮き上がらせることを可能にする。さらに、この器具によって流体噴射を用いた切除も可能である。粘膜下組織を切除するためには高周波外科装置が用いられる。このようにして 1 つの同一の器具で、器具交換をすることなく 2 つの作業ステップを順次実施することができる。この公知の器具の構造は、器具の近位端から遠位端まで達する 2 つの通路を意図しており、すなわち切断流体のための第 1 の通路と、高周波外科器具をスライド可能に収容する第 2 の通路とを意図している。これら両方の通路が 1 つの共通の防護スリーブで外装され、そのようにして 1 つのユニットを形成する。第 1 の通路の遠位端はノズルを有しており、前述した切除作用を実現できるようにするために、十分な速度 / エネルギーで流体噴射を吐出できるようになっている。

40

## 【0005】

この公知の器具の欠点は、遠位端から突出する異なる 2 つの器具で手術中に作業をしなくてはならず、これらの器具は 1 つの複合型器具に組み合わせられた状態で存在してはいるものの、それでも外科医の全面的な注意力をそれぞれ必要とすることである。さらに公知の器具は製造の面で高いコストがかかる。一方ではウォータージェット外科装置のノズルについて、他方では高周波外科装置のノズルについて、それぞれ独自の「器具」が必要だ

50

からである。

【 0 0 0 6 】

特許文献 2 より開放外科のための外科器具が公知であり、すなわち、流体噴射切断器具と高周波凝固器具との組み合わせを有し、それにより流体噴射での切断時に生じる出血した血管を高周波電流を用いた器具でただちに凝固させることができる、すなわち閉じることができる、外科で使用するためのハンドピースが公知である。そのために、このハンドピースはその遠位端に凝固電極を有しており、この凝固電極は同時に切断液の吐出ノズルも収容している。一方では、体腔内の組織との意図しない接触を回避することができないので、この器具によって内視鏡作業をするのは不可能である。これに加えて、高周波電流による切断も同じく不可能である。さらに、この器具を用いて本来の切開前に予定の切断線をマーキングすることが不可能なので、一方の計画作成とマーク作成および他方の切断を、より高い安全性のために 2 つの段階で行わなくてはならない。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】ドイツ特許出願公開第 1 0 2 0 0 5 0 3 8 6 9 4 号明細書

【特許文献 2】欧州特許出願公開第 0 2 8 0 9 7 2 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

20

上に述べた従来技術を前提とする本発明の課題は、簡素に構成されていて簡単に取り扱いことができ、それによって特に粘膜持ち上げと粘膜切除をただ 1 回の作業工程で実施可能である、内視鏡外科器具を提供することにある。さらに本発明の課題は、このような器具の製造方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 9 】

この課題は、請求項 1 に記載の内視鏡外科器具によって解決され、又は請求項 1 2 に記載の方法によって解決される。

【 0 0 1 0 】

特にこの課題は、液体による切開および / またはニードルレス注入のためのノズルを遠位端に備える管区域を含む液体噴射装置と、高周波電流によって組織の切断および / または凝固をするための電極装置とを含み、管区域は電極装置を形成しており、管区域の遠位端には絶縁装置が取り付けられており、それによって組織が管区域の円周領域とのみ導電接触可能であり、管区域の遠位端とは導電接触可能ではない内視鏡外科器具によって解決される。

30

【 0 0 1 1 】

本発明の要部をなす点は、一方では、ウォータージェット外科のために必要な配管の一部が、切断用の ( 切断用でもある ) 高周波外科器具として構成されていることにあり、遠位端が ( 特許文献 2 に記載の対象物のように ) 用いられるのではなく、管区域の外套面が用いられる。このことを保証するために、配管区域または管区域の遠位端は組織と導電接触しないように絶縁装置によって防護されており、それにより内視鏡手術のときの狭いスペースでも、手術のリスクが最低限に抑えられることが保証される。

40

【 0 0 1 2 】

絶縁装置は、組織の調製をするための機械式の調製装置として構成されているのが好ましい。絶縁装置はフック状に構成されていてよいが、ただし一般的には処置されるべき組織が比較的柔らかいので、絶縁装置を板状に構成するだけで足りる。

【 0 0 1 3 】

さらに、組織へと不活性ガスを案内するための配管が設けられているのが好ましい。このとき不活性ガスは「保護ガス」として作用することができ、それにより、切断や凝固にあたって酸素を追い出すことで、組織の火傷が起こることがない。

50

## 【 0 0 1 4 】

組織と器具の間の領域が不活性ガスで充填されれば、それ自体公知の「ＡＰＣ（アルゴンプラズマ凝固）」の原理に基づく組織の凝固も行うことができる。そのために電極装置は、電極装置の帯電によって生成される電界強度を高めるための、角状または尖端状に成形された集中化部材を有しているのが好ましい。この集中化装置は、たとえばノズルの角状の縁部領域を含むことができる。そのような角部によってすでに、電界強度の著しい増大が生じるからである。その代替または追加として、電極装置と導電接続された、特に電極装置と一体的に構成された、少なくとも１つのニードル状の構造が設けられていてよい。

## 【 0 0 1 5 】

電気絶縁性の被覆装置が設けられているのが好ましく、この被覆装置は、電極装置が被覆装置の中へ引き戻されたりこれから引き出されたりすることが可能であるように、電極装置をスライド可能に取り囲んで配置される。すなわち、この実施形態において電極装置が被覆装置の中へ引き込まれれば、組織との接触が起こることがあり得なくなり、器具は純粹にウォータージェット外科器具となる。被覆装置から引き出すことによって初めて電極装置が露出し、高周波外科手術のためにも、（相応に構成された絶縁装置を用いた）純粹に機械的な調製のためにも利用することができる。さらに、「ＡＰＣ用途」のために器具を利用するときには、電極装置による組織の導電接触が回避される。つまりこのケースでは、器具は純粹な「ＡＰＣゾンデ」になる。

## 【 0 0 1 6 】

取扱を簡略化するために、本発明の１つの好ましい実施形態では、引戻しないし引出しをストップ装置によって制限可能であるようにストップ装置が取り付けられている。このストップ装置は、手術者の注意を高めることなく、被覆装置からの電極装置の引出しの制限を実施できるように調整可能であるのが好ましい。

## 【 0 0 1 7 】

電極装置への高周波電流の供給は、別個の電気引込線を介して行うことができる。しかしながら液体噴射装置は、管区域と密接かつ導電的に結合された、液体と高周波電流を供給するための導電性の配管区域を備えるように構成されているのが好ましい。それにより、器具を所要スペースに関して最低限に抑えることができ、このことは内視鏡の用途にとって特別に重要である。

## 【 0 0 1 8 】

組織と接触させることが可能な管区域は融点が約 2 0 0 0 を超える材料でできているのが好ましく、すなわちタングステンで製作されているのが好ましい。特許文献 2 に記載の提案とは異なり、特殊鋼を使用すると、著しい燃焼およびその他の不都合な現象が生じる可能性があることが判明している。

## 【 0 0 1 9 】

特にこの場合、管区域は粉末射出成形法によって特にタングステンで製造されるのが好ましい。このような粉末射出成形法（ＰＩＭ＝Power Injection Molding）はそれ自体公知であり、「金属粉末射出成形」（ＭＩＭ＝Metal Injection Molding）と「セラミック粉末射出成形」（ＣＩＭ＝Ceramic Injection Molding）という２つの製造方法にさらに下位区分される。このような方法により、技術的に高い要求の課される部品を、特別に許容差が遵守される効率的な製造方法によってミクロ単位でも具体化することが可能である。それが可能である理由は、粉末射出成形では収縮がおよそ 2 0 % のオーダーで生じるものの、プロセスを良好に再現可能だからからである。

## 【 0 0 2 0 】

このような技術によって絶縁装置も、特に酸化ジルコン、酸化アルミニウム、酸化イットリウム、またはこれらの混合物としてなっていてよいセラミックとして製造されるのが好ましい。金属成分がＩＶＢ族（ＴＩおよびこれ以上）またはＩＩＩＡ族（Ａｌおよびこれ以上）に属しているセラミックも、同じく良く適している。

## 【 0 0 2 1 】

絶縁装置はさまざまな技術で管区域の遠位端に取り付けることができる。しかしながら、絶縁装置がセラミック体として構成され、予備成形されたグリーン体が管区域の遠位端へ、これを少なくとも区域的に取り囲むように装着され、次いで焼結されて、セラミックの収縮により管区域への固定的な据え付けが保証されるようにされる方法が特別に好ましく、それ自体単独で見ても発明性がある。すなわち、セラミック体を製造するときのいわば「副産物」すなわち収縮プロセスが、絶縁体を支持する管区域との固定的な結合を同時に保証するために活用される。このような結合の付着力は、いかなる追加の方策を講じなくても格別に高いことが判明している。

【 0 0 2 2 】

次に、実施例を参照しながら本発明の実施形態について詳しく説明する。

10

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 3 】

【図 1】本発明の第 1 の実施形態を半分だけ組み立てられた状態で示す図である。

【図 2】組み立てられた状態で示す図 1 の構造であり、この構造の上半分と下半分は 2 つの異なる動作状態で示されている。

【図 3】図 1 および図 2 に類似する本発明の別の実施形態である。

【図 4】ストッパ装置を有する本発明のさらに別の実施形態である。

【図 5】希ガス引込管を有する本発明のさらに別の実施形態を、それぞれ上半分ないし下半分に示すような 2 つの異なる動作状態で示す図である。

【図 6】本発明のさらに別の実施形態である。

20

【図 7】図 6 の V I I - V I I 線に沿って示す図 6 の実施形態である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 4 】

以下の説明では、同じ部品および同じ作用をする部品には同じ符号が使われている。

【 0 0 2 5 】

図 1 には、半分だけ組み立てられた状態で、液体噴射装置 2 0 を有する外科用器具 1 0 が縦断面図として示されている。液体噴射装置 2 0 を構成するために、高圧を有する流体を生成するための（図示しない）ポンプ装置と接続された供給配管 2 1 が設けられている。

【 0 0 2 6 】

30

供給配管 2 1 は、管区域 2 2 の近位端 2 5 と密着して結合されている。管区域 2 2 は供給配管 2 1 と同様に導電性材料でできており、それにより、これら両方の配管の間では電気接続が成立している。

【 0 0 2 7 】

供給配管 2 1 は柔軟な（導電性の）材料でできているのに対し、管区域 2 2 は M I M 法によりタングステンから焼結されており、すなわち、きわめて剛性が高く難燃性である。

【 0 0 2 8 】

管区域 2 2 はその遠位端 2 6 に、比較的鋭いエッジのノズル縁部 2 4 を含むノズル 2 3 を有している。さらに符号 2 8 は、（あとでまた詳しく説明するように）切断電極として（あるいは場合により組織を凝固させるために）利用される管区域 2 2 の円周領域を表している。このように部品 2 8 は「円周電極」を形成する。

40

【 0 0 2 9 】

さらに、セラミックの絶縁性材料から（上で説明したように）C I M 法により製作された絶縁装置 4 0 が設けられている。絶縁装置 4 0 は、管区域 2 2 の遠位端 2 6 を収容するように成形された管収容開口部 4 2 を有している。この止まり穴のように構成された管収容開口部 4 2 に続いて噴射吐出部 4 3 が成形されており、この噴射吐出部は、（図 2 に示すように絶縁装置 4 0 が管区域 2 2 ないしその遠位端 2 6 に装着されているときに）ノズル 2 3 から吐出されるウォータージェットに通過のための十分なスペースを与える。

【 0 0 3 0 】

さらに、好ましくは絶縁性で生体適合的かつ耐熱性のプラスチックホースである被覆装

50

置 30 が設けられており、この被覆装置は、(図 2 の上半分に示すように)管区域 22 を取り囲み、または(図 2 の下半分に示すように)管区域 22 を露出させるように供給配管 21 および管区域 22 に対して相対的にスライド可能である。

【0031】

このとき被覆装置 30 の内部空間ないしルーメンは、円周電極 28 と処置されるべき組織(図示せず)との間の領域へ特にアルゴンである希ガスを案内することができる配管 31 として利用することができる。

【0032】

図 3 および図 4 に示す実施形態が、図 1 および図 2 のものと相違しているのは、被覆装置 30 からの管区域 22 の引出しを限定された範囲でのみ可能にするストッパ装置 33, 34 が設けられていることによる。図 3 に示す実施形態では、そのために被覆装置 30 は端部のところで、管区域 23 の挿通部を除いて閉じられている。このような「端壁」が第 1 のストッパ 33 を形成する。第 2 のストッパ 34 は、供給配管 21 ないしその遠位端によって形成される。配管 31 からのガス流出を変わずに確保するために、流出開口部 32 が被覆装置 30 の「端壁」に設けられている。

【0033】

図 4 に示す実施形態では、別個の狭隘個所が第 1 のストッパ 33 として被覆装置 30 に設けられている。第 2 のストッパ 34 は、供給配管 21 の上に着座する追加部品によって形成される。この第 2 のストッパ 34 は(図 4 に二重矢印で図示するように)、管区域 22 を被覆装置 30 から引き出すことができる範囲を調整可能であるようにスライド可能である。ここで付言しておく、図 4 に示す寸法は最善の比率に完全に相当しているわけではない。

【0034】

図 5 に示す態様は、配管 31 を通って流れる希ガスが側方へ(点線で図示するように)流出することができる、追加的に図示されている流出開口部 32 (図 5 の上半分)によって、上に示した各実施形態と相違している。図 5 の下半分の図に示す態様では、被覆装置 30 の遠位の端縁部と絶縁装置 40 との間の間隙によって流出開口部 32 が形成される構造がとられている(ここでもガス流は点線の矢印で図示)。

【0035】

図 6 に示す本発明の実施形態は、まず、配管 31 を通って流れる希ガスを流出させるための流出開口部 32 が、絶縁装置 40 に設けられた 3 つの穴によって形成されることによって(図 7 参照)、図 5 に示すものと相違している。

【0036】

さらに図 6 と図 7 に示す実施形態は、管区域 22 の遠位の端面に、管区域 22 と一体的に構成された(ただし挿入されていてもよい)円錐形の集中化部材 27 が取り付けられていることによって相違している。

【0037】

このように構成された器具により、3 つの機能を具体化することができる。

【0038】

第 1 に、ウォータージェット装置によってウォータージェット外科を実施することができる。第 2 に、高周波外科による切断を実施することができ、この場合には相応の高周波電流が管区域 22 に供給されて、その円周すなわち円周電極 28 が組織と接触させられる。このとき絶縁装置 40 は、同時に、機械式の組織の調製(たとえば開口)をするための調製器具としても利用することができる。第 3 に、プラズマ凝固を実施することができ、この場合には配管 31 および流出開口部 32 を通って希ガスが供給され、それにより、凝固されるべき組織と管区域 22 の遠位端との間の領域を希ガスが充填するようにされる。そして、相応に高い高周波電圧が供給配管 21 および管区域 22 を介して供給されると、電界強度が特別に高い管区域 22 の個所と組織との間で、相応のプラズマを生起しながら高周波放電が形成される。電界強度は、角状または尖端状に構成されている個所で特別に高い(これは先端放電という言葉で知られる)。図 1 から図 5 に示す実施形態の本例でい

10

20

30

40

50

えば、これは全般的にノズル縁部 24 である。それ以外の管区域 22 の「角状の部分」はすべて絶縁装置 40 で覆われているか、または組織から遠く離れすぎているからである。電界強度のいっそうの増大は、図 6 および図 7 に示す実施例では、尖端状の集中化部材 27 によって惹起される。これを可能にするために、絶縁装置 40 には、集中化部材 27 が露出するとともにノズル 23 から液体噴射を吐出するために十分なスペースが可能になる程度の大きさに構成された、拡大された噴射吐出部 43 が設けられている。

【 0 0 3 9 】

以上から明らかなとおり、本発明により、内視鏡手術に格別に好適である高度にコンパクトな複合型器具または多機能型器具が提供される。

【 符号の説明 】

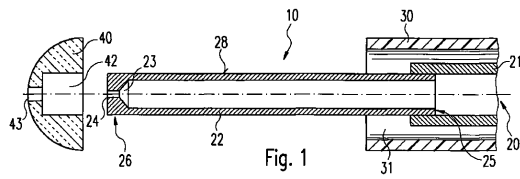
10

【 0 0 4 0 】

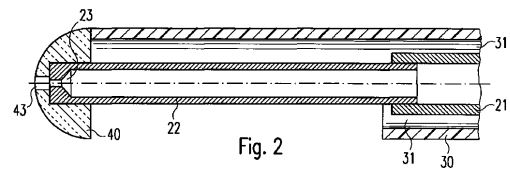
- 1 0 外科用器具
- 2 0 液体噴射装置
- 2 1 供給配管
- 2 2 管区域
- 2 3 ノズル
- 2 4 ノズル縁部
- 2 5 近位端
- 2 6 遠位端
- 2 7 集中化部材
- 2 8 円周電極
- 3 0 被覆装置
- 3 1 配管
- 3 2 流出開口部
- 3 3 第 1 のストッパ
- 3 4 第 2 のストッパ
- 4 0 絶縁装置
- 4 2 管収容開口部
- 4 3 噴射吐出部

20

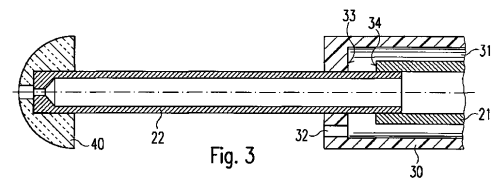
【 図 1 】



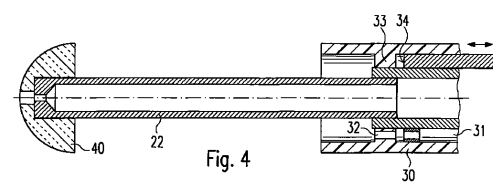
【 図 2 】



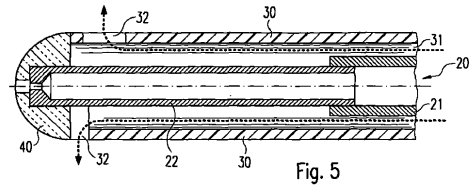
【 図 3 】



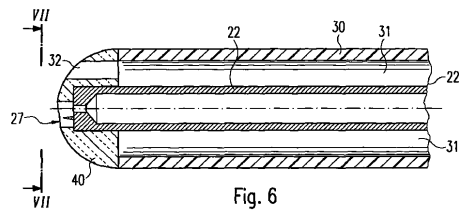
【 図 4 】



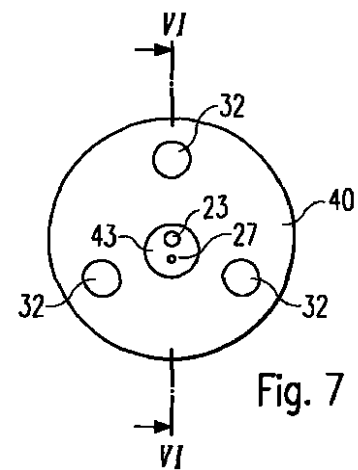
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】





---

フロントページの続き

(72)発明者 カークヴァイ、ディートマー  
ドイツ連邦共和国 7 2 1 3 1 オフターディンゲン ゲーロクシュトラーセ 4 5

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特表 2 0 0 7 - 5 3 4 3 9 5 ( J P , A )  
特開 2 0 0 5 - 1 1 0 8 6 1 ( J P , A )  
特表 2 0 0 8 - 5 3 5 5 9 1 ( J P , A )  
特表 2 0 0 3 - 5 2 0 0 7 8 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 2 6 2 5 2 8 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)  
A 6 1 B 1 7 / 3 2  
A 6 1 B 1 7 / 0 0  
A 6 1 B 1 8 / 1 2

专利名称(译)	内窥镜外科器具		
公开(公告)号	<a href="#">JP5622838B2</a>	公开(公告)日	2014-11-12
申请号	JP2012505069	申请日	2010-03-26
[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	カーヴァイディートマー		
发明人	カーヴァイ、ディートマー		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/12 A61B17/00		
CPC分类号	A61B17/3203 A61B18/1492 A61B2017/00269 A61B2018/1497 Y10T29/49117 Y10T29/49826 A61B17/320016 A61B18/1482 A61B2017/00526 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61M5/30 A61M2207/00		
FI分类号	A61B17/32.330 A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B17/00.320		
代理人(译)	中岛敦		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	102009017636 2009-04-16 DE		
其他公开文献	JP2012523863A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

#### 摘要(译)

一种内窥镜手术器械，包括流体喷射装置和电极装置。所述流体喷射装置包括管部分，所述管部分在一个远端上具有喷嘴，用于借助于流体进行解剖和/或无针注射，并且所述电极装置用于切割和/或凝结组织，所述管部分形成所述电极装置。所述手术器械还包括绝缘装置，所述绝缘装置附接到所述管部分的远端，使得所述组织仅能够与所述管部分的周边区域导电接触而不与所述管部分的远端导电接触。

#### 【 图 7 】

