

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4851557号  
(P4851557)

(45) 発行日 平成24年1月11日(2012.1.11)

(24) 登録日 平成23年10月28日(2011.10.28)

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

請求項の数 11 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2009-102290 (P2009-102290)	(73) 特許権者	507364377
(22) 出願日	平成21年4月20日 (2009. 4. 20)		コヴィディエン・アクチェンゲゼルシャフト
(62) 分割の表示	特願2001-86384 (P2001-86384) の分割		スイス国 8 2 1 2 ノイハオゼン・アム・ラインフォル、ヴィクター・フォン・ブランズーシュトラーセ 1 9
原出願日	平成13年2月16日 (2001. 2. 16)	(74) 代理人	100059959
(65) 公開番号	特開2009-160440 (P2009-160440A)		弁理士 中村 稔
(43) 公開日	平成21年7月23日 (2009. 7. 23)	(74) 代理人	100067013
審査請求日	平成21年4月21日 (2009. 4. 21)		弁理士 大塚 文昭
(31) 優先権主張番号	09/504640	(74) 代理人	100082005
(32) 優先日	平成12年2月16日 (2000. 2. 16)		弁理士 熊倉 禎男
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100065189
			弁理士 宍戸 嘉一

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 不活性ガス方式電気外科装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

不活性ガス方式電気外科装置であって、  
 内部にリブが形成されたハウジングと、  
 少なくとも一部がハウジング内に位置した電極組立体と、  
 ハウジング内に配置され、ハウジングのリブと協働して電極組立体と電氣的導通を容易にするよう構成された電極ばね接点と、

少なくとも一部が電極組立体の少なくとも一部の周りに位置した状態でハウジング内に設けられた支持部材とを有し、ハウジングは、支持部材との間にシールを形成するよう支持部材と係合できる隆起条を内部に有し、

ハウジングの外面に設けられた楔形突起を有し、電極組立体は、電極組立体の外面の周りに同軸状に設けられた調整組立体を有し、ハウジングの楔形突起に係合してハウジングに対する電極組立体の移動量を小刻みに調整するネック部材を有する、ことを特徴とする装置。

【請求項 2】

ハウジングは、第 1 の部分及び第 2 の部分を有し、第 1 の部分と第 2 の部分との間にはキャビティが形成されていることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【請求項 3】

第 1 の部分及び第 2 の部分は、互いに組み合う半部を形成する請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

ハウジングは、その遠方側部分に隣接して設けられた第1の開口部及びハウジングの手元側部分に隣接して設けられた第2の開口部を有する請求項1乃至3のいずれかに記載の装置。

【請求項5】

リップは、ハウジングの長手方向軸線に直交して差し向けられている請求項1乃至4のいずれかに記載の装置。

【請求項6】

電気ばね接点は、RF電源と直接電氣的導通状態にある請求項1乃至5のいずれかに記載の装置。

【請求項7】

支持部材は、シュラウド及び取付け部分を有している請求項1に記載の装置。

【請求項8】

取付け部分は、不活性ガス源と連通したキャビティを有する請求項7に記載の装置。

【請求項9】

電極組立体及び支持部材と連通している不活性ガス源を更に有する請求項7または8に記載の装置。

【請求項10】

シールは、シュラウドの周りに形成されたリングシールからなる請求項7乃至9のいずれかに記載の装置。

【請求項11】

不活性ガス方式電気外科装置であって、

細長い筒状のハウジングであって、第1の部分及び第2の部分とを有し、第1の部分と第2の部分との間にはキャビティが形成され、その遠方側部分に隣接して設けられた第1の開口部及びハウジングの手元側部分に隣接して設けられた第2の開口部を有し、第1の部分及び第2の部分が、ハウジングの遠方側部分に隣接して形成され且つハウジングによって定められる長手方向軸線に直交して差し向けられている複数の隆起条を有し、第1の部分及び第2の部分が、その内部に形成され且つ長手方向軸線に直交して差し向けられているリップを更に有し、ハウジングの外面に設けられた、楔形突起、不活性ガス作動器、及び電源作動器を更に有するハウジングと、

細長い管状電極であって、その周り及びその中に形成されたキャビティを通して不活性ガスを流通させるように形作られ、ハウジングのキャビティ内に可動状態で設けられ、電極の遠方側部分がハウジングの第1の開口部を通して伸長でき、電極の外周の周りに同軸状に設けられた調整組立体を有し、調整組立体が、ハウジングの楔形突起に係合してハウジングに対する電極の移動量を小刻みに調整するネック部材を有する、電極と、

ハウジング内に設けられ、電源作動器と電氣的に導通し、ハウジングのリップと協働して電極と電氣的に導通するよう構成された電極ばね接点と、

シリコンシュラウド及び取付け部分を有する支持部材であって、ハウジングの遠位側部分に隣接して設けられ、ハウジングの第1の開口部から突出可能であり、電極の少なくとも一部がシュラウドを通して突出可能であり、取付け部分が内部にキャビティを有して不活性ガスが通るように構成され、シュラウドが取付け部分を受け入れるように構成されている支持部材と、

電極及び支持部材と連通している不活性ガス源と、を含む、ことを特徴とする装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は一般に、組織を熱の作用で治療する装置及び方法に関し、特に、電気外科的エネルギーを送り出すための不活性ガス方式電気外科装置に関する。

【背景技術】

【0002】

不活性ガスを利用する又は不活性ガスで支援される方式（不活性ガス方式）の電気外科

10

20

30

40

50

装置は、患者の血液または組織の切断、凝固、乾燥及び（又は）高周波療法に有効である。これら装置は、イオン化されて電気エネルギーを組織及び体液に伝えることができるガスプラズマを発生する。プラズマは、電気抵抗の小さな経路をつくることによりエネルギーを伝える。典型的にはこのように用いられる不活性ガスはアルゴンであるが、他の不活性ガスを用いてもよい。イオン化されたアルゴン、無色無臭の不活性ガスの流れは、治療部位から望ましくないデブリを効果的に吹き飛ばしながら電気エネルギーを組織及び体液に伝える。

【0003】

電気外科手術中に用いられる不活性ガス方式の装置は、電荷を組織及び（又は）体液に伝える電気外科ペンシル（ペンシル形の器械）を用いる場合が多い。代表的には、不活性ガス源からの不活性ガスをペンシルに差し向けるガス管がペンシルに設けられている。ガス管の一部は、ペンシルからの電荷を伝えるガスを差し向ける。

10

【0004】

米国特許第5,061,768号は、ガスを差し向けるためのインライン形ガスフィルタに連結された不活性ガス方式電気外科ペンシルを開示している。他のペンシルは、不活性ガスを差し向けるためのシュラウドを用い、それにより、ペンシルはシュラウドと入れ子状態で係合する。米国特許第5,836,944号は、着脱自在なシュラウドを備えた電気外科ペンシルを開示している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0005】

上述の装置は、電気外科ペンシル内への及び（又は）その周りの不活性ガスの漏れを生じる場合がある。さらに、これら装置の多くは、遠隔の領域に接近するための電極の調整を行うと必ずその結果として、上述のガス漏れが生じることになる。

【0006】

電極及びガス管を電気外科ペンシル内に設け、シールをガス管及び電極の周りに形成するためにこれらを接着及び（又は）溶接による製造工程で電気外科ペンシル内に組み込んだ他の装置が知られている。この種の組立体は、漏れを防止するが、製造費が嵩むという欠点がある。さらに、接着剤及び（又は）溶接継手が破断すると、電気外科ペンシルによる外科手術が非能率的になる場合がある。

30

【0007】

したがって、電気外科装置の組立て時にガス管及び電極の周りに有効なシールを形成し、シールを形成する上で種々の製造工程を別途必要としない不活性ガス方式電気外科装置が要望されている。さらに、電気外科装置は、シールの健全性を損なわないで電極の調整ができることが望ましい。

【課題を解決するための手段】

【0008】

したがって、電気外科装置の組立て時にガス管及び電極の周りに有効なシールを形成し、シールを形成する上で種々の製造工程を別途必要としない不活性ガス方式電気外科装置が開示される。さらに、電気外科装置は、シールの健全性を損なわないで電極の調整を可能にする。

40

【0009】

一実施形態では、本発明の原理に従って、少なくとも1つの隆起条が形成されたハウジングを有する不活性ガス方式電気外科装置が開示される。望ましくは、複数の隆起条が、ハウジングの遠方側部分に隣接して形成される。これら隆起条は、ハウジングによって定められた長手方向軸線に実質的に直交して差し向けられるのがよい。少なくとも一部がハウジング内に位置した電極組立体が設けられる。少なくとも一部が、電極組立体の少なくとも一部の周りに且つハウジング内に位置した支持部材が設けられる。ハウジングの隆起条は、支持部材との間にシールを形成するよう支持部材と係合できる。好ましくは、ハウジングと支持部材との間に締め込みにより流体密シールが形成される。支持部材をハウジ

50

ングの遠方側部分に隣接して取り付けるのがよい。

【0010】

ハウジングは、第1の部分及び第2の部分有するのがよく、第1の部分と第2の部分との間にはキャビティが形成される。第1及び第2の部分は望ましくは、互いに組み合う半部を形成する。ハウジングは、その遠方側部分に隣接して設けられた第1の開口部及びハウジングの手元側部分に隣接して設けられた第2の開口部を有するのよい。ハウジングは好ましくは細長く且つ管状である。

【0011】

変形例として、リブをハウジングの内面に形成してもよい。リブを、ハウジングの長手方向軸線に実質的に直交して差し向けるのがよい。第1及び第2の部分はリブを有するの  
10  
がよい。電気ばね接点がハウジング内に設けられ、この電気ばね接点は、リブと協働して電極組立体と電氣的に導通しやすいように構成されている。

【0012】

変形実施形態では、楔形突起が、ハウジングの外面に設けられる。電極組立体は、電極組立体の外面の周りに同軸状に設けられた調整組立体を有し、この調整組立体は、ハウジングの楔形突起に係合し、ハウジングに対する電極組立体の運動量を小刻みに調整するネック部材を有している。調整組立体は、電気外科装置から流れる不活性ガスの電氣的帯電電流を制御しやすくする。

【0013】

別の変形実施形態では、電極組立体は、細長い管状電極を有し、この電極は、その周り及びその中に形成されたキャビティを通して不活性ガスを流通させるように形作られている。電極は、ハウジングのキャビティ内に可動状態で設けられている。電極の遠方側部分  
20  
は、ハウジングの第1の開口部を通して伸長できる。

【0014】

不活性ガス作動器を不活性ガス源と連絡した状態でハウジングに取り付けるのがよい。電源作動器をRF電源と電氣的導通状態でハウジングに取り付けるのがよい。電気ばね接点は、RFエネルギー源と電氣的に導通状態にある。

【0015】

さらに別の実施形態では、支持部材は、シュラウド及び取付け部分を有している。シュラウドの少なくとも一部は、ハウジングから伸長できる。電極組立体の少なくとも一部は、シュラウドを通して伸長できる。取付け部分は、不活性ガス源と連通したキャビティを有するのよい。シュラウドは、取付け部分を受け入れるような形状になっている。不活性ガス源は、望ましくは、電極組立体及び支持部材と連通している。シールは好ましくは、シュラウドの周りに形成されたリングシールから成る。支持部材の少なくとも一部は、電気外科に適したシリコン又はこれと類似した耐熱材料で作られる。  
30

【0016】

以下、添付の図面を参照して本発明の種々の実施形態につき説明する。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の不活性ガス方式電気外科装置の一実施形態の斜視図である。  
40

【図2】ハウジングの左側半部を取り外した状態の図1に示す装置の側面図である。

【図3】図1に示すハウジングの左側半部の側面図である。

【図4】図3に示す左側半部の遠方側端部の拡大切除図である。

【図5】図1に示すハウジングの右側半部の側面図である。

【図6】図1に示す支持部材のシュラウドの拡大斜視図である。

【図7】図6に示すシュラウドの断面側面図である。

【図8】図1に示す支持部材の取り付け部分の拡大斜視図である。

【図9】図8に示す取り付け部分の断面部分側面図である。

【図10】図2に示す電極組立体の拡大斜視図である。

【図11】図10に示す電極組立体の部分断面側面図である。  
50

【図 1 2】図 1 に示す装置の拡大斜視図である。

【図 1 3】図 1 2 の二点鎖線で囲んだ部分に示されている電気ばね接点の拡大斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

本願において開示する装置及び方法の実施形態の説明は、熱の作用で組織を治療する手術法及びこれと関連した器械に関して行う。本発明の装置及び方法は、術野への接近がカニューレ、小切開部又は生まれつき備わっているオリフィスを経て行われるオープン手術と最小侵襲手術との両方に用いられ、かかる手術としては、内視鏡手術及び腹腔鏡手術が挙げられる。

10

【0019】

以下の説明において、手元側という用語は従来通りオペレータに近い方の構造の部分を示し、遠方側という用語は、オペレータから遠くに位置する部分を指すものとする。

【0020】

次に、本願の開示内容によれば、図面を詳細に参照すると（図中、同一の符号は同一又は類似の部分を示している）、図 1 は、本発明の原理にしたがって構成された不活性ガス方式電気外科装置の一実施形態を示している。不活性ガス方式電気外科装置 10 は、隆起条 14 がその内面から突出した状態で形成されたハウジング 12 を有している。支持部材 18 も又、その一部がハウジング 12 内に位置した状態で設けられている。電気外科装置 10 は、以下に説明するシールを電極とガス管の周りに形成するよう組み立てることができ、この場合、シールを形成する別途製造工程は不要である。本明細書において説明する電気外科装置は、RF（高周波）エネルギー源に連結された電気外科ペンシル形器械から成る。電気外科装置は、他の外科器具、例えば遠隔制御型外科ユニット又はロボット型外科ユニット、レーザー外科ユニット等との併用に適している。

20

【0021】

図 2 を参照すると、電極組立体 16 の一部がハウジング 12 内に位置している。支持部材 18 が、電極組立体 16 の遠方側部分の周りに設けられている。ハウジング 12 の隆起条 14 は、支持部材 18 と流体密シールを形成するように支持部材 18 と係合できる。支持部材 18 は、電極組立体 16 の調整を可能にする締り嵌めにより電極と流体密シールを形成している。支持部材 18 はまた、以下に説明するガス管組立体の周りにも流体密シールを形成している。

30

【0022】

電気外科装置 10 の上述のシールは、以下に詳細に説明するように有利に形成され、電気外科装置 10 の構成部品を保持しており、この場合、追加の製造工程、例えば溶接、接合、接着剤等は不要である。装置 10 の上述の部分の相互係合により得られるシールは、締り嵌めによって形成される。締り嵌めは、流体の漏れを防止する部分の相互係合接触関係で得られ、これについては以下に説明する。別の密封係合方式としては、摩擦嵌め、圧力嵌め等が挙げられる。

【0023】

ハウジング 12 は細長く、また、電気外科に適した材料、例えばアルミニウム、ステンレス鋼及び（又は）高分子物質で作られたものであるのがよい。ハウジング 12 は、滅菌可能な材料で作られたものであってもよく、使い捨てであってもよい。金属材料を構成材料として用いる場合、ハウジング 12 のこれらの部分は、必要に応じて、この中に収納される電気部品から適切に絶縁し、ユーザに傷害を与える恐れを無くし、或いは装置の誤動作を防止する必要がある。

40

【0024】

図 3 ~ 図 5 を参照すると、ハウジング 12 は、第 1 の部分 20 及び第 2 の部分 22 を有し、これらの部分の間にはキャビティ 24 が形成されている。第 1 の部分 20 は、ハウジング 12 の左側の部分である。第 2 の部分 22 は、ハウジング 12 の右側の部分である。ハウジング 12 は、電気外科装置 10 の構成部品を保持するよう実質的に筒状である。部

50

分 20, 22 は実質的に矩形である。変形例として、ハウジング 12 及びその部分は、種々の外科用途又はユーザの特定の好みに合わせて構成してもよい。さらに、ハウジング 12 の部分を公知の製造方法を用いて一体成形してもよい。

【0025】

第 1 の部分 20 及び第 2 の部分 22 は、互いに組み合う半部から成る。第 1 の部分 20 は、第 2 の部分 22 の隆起した境界部 28 (図 5) を受け入れてこれと協働して係合する凹んだ境界部 26 (図 3) を有している。凹み境界部 26 は、第 1 の部分 20 の周囲にぐるりと形成されている。隆起境界部 28 はこれと同様に、第 2 の部分 22 の周囲にぐるりと対応関係をなして形成されている。境界部 26, 28 は互いに組合ってハウジング 12 及びこの中に設けられた構成部品を相互係止関係に維持する。境界部は、スナップ嵌めであつても、圧力嵌めであつても、摩擦嵌め等であつてもよい。さらに、境界部を外部圧力、ラッチ機構等と係合させ、これによって保持してもよい。境界部は、それぞれの部分の周囲の一部だけからなつてもよい。

10

【0026】

第 1 の部分 20 の遠方側端部を示す図 4 を参照すると、ハウジング 12 は、その遠方側部分 32 に隣接して位置した第 1 の開口部 30 を有している。第 1 の開口部 30 は、標的術野に面するようハウジング 12 に設けられている。第 1 の開口部 30 を、部分 20, 22 のうち一方又は両方の側部に形成してもよい。第 1 の開口部 30 は、第 1 の部分 20 と第 2 の部分 22 を組み立てることによって形成され、ハウジング 12 のキャビティ 24 と連通する。また、第 1 の開口部 30 を組立て後、例えば穴ポンチ、ドリル等で形成してもよい。第 1 の開口部 30 は円形であり、支持部材 18 を受け入れてこれを収納するように形作られる。変形例として、第 1 の開口部 30 を例えば矩形、楕円形等の形状であつてもよい。

20

【0027】

第 1 の開口部 30 は、支持部材 18 と流体密シールを形成する環状リング部分 34 を有している。図 2 及び図 12 を参照すると、第 1 の開口部 30 に隣接したハウジング 12 の部分 36 は、可撓性であつて弾性であり、したがって支持部材 18 を第 1 の開口部 30 内に挿入すると、環状リング部分 34 が外方に広がるようになっている。支持部材 18 の挿入により生じる締め嵌め関係及び部分 36 の弾性に起因して支持部材 18 と環状リング部分 34 との間にシールが形成される。形成されたシールは、有利には、支持部材 18 の周り及びハウジング 12 の外部へのガス漏れを防止する。第 1 の開口部 30 は、支持部材 18 の設計に対応した別の形態をしていてもよい。部分 36 の可撓性の度合いをハウジング 12 の構成材料及び(又は)その形状に応じて特定の外科用途向きに変えるのがよい。

30

【0028】

第 1 の部分 20 及び第 2 の部分 22 は、ハウジング 12 の遠方側部分 32 に隣接して形成された複数の隆起条又は突条 14 を有している。隆起条 14 は、ハウジング 12 によって定められた長手方向軸線 A に実質的に垂直に差し向けられている(図 2 ~ 図 5)。単一又は多数の隆起条をハウジング 12 に形成するのがよい。さらに、隆起条 14 を所望の密封係合関係及び(又は)ハウジング 12 内での支持部材 18 の形状及び向きに応じて長手方向軸線 A に対して種々の角度配向状態で形成できる。

40

【0029】

隆起条 14 は、公知の製造法によりハウジング 12 と一体成形されている。隆起条 14 を例えばインサート等を用いることによりハウジング 12 内に一体に連結してもよい。隆起条 14 は、ハウジング 12 のキャビティ 24 内へ突出している。ハウジング 12 は隆起条 14 に隣接した部分は可撓性且つ弾性であり、ハウジング 12 と支持部材 18 を組み立てると、隆起条 14 が支持部材 18 の周りに弾性的に撓むようになっている。

【0030】

ハウジング 12 及びこれと関連した支持部材 18 を隆起条 14 により組み立てることによって形成される締め嵌めにより、隆起条 14 と支持部材 18 の外面との間にはリング形の流体密シールが形成される。隆起条 14 は、キャビティ 24 と協働して、支持部材 1

50

8を受け入れる管状構造を形成している。隆起条14は、支持部材18の形状に対応した別の形状をしていてもよい。形成されたリングシールは有利には、支持部材18及びこの中に収納された電気外科装置10の構成部品の周りにおけるガス漏れを防止する。隆起条14の可撓性の度合いを、ハウジング12の構成材料及び(又は)隆起条14に隣接したその形状に応じて特定の電気外科用途向きに変えるのがよい。

【0031】

支持部材18は、シュラウド38及び取付け部分40を有している。支持部材18の構成部品はシリコンで作られている。変形例として、例えば焼痂の発生を減少させる耐熱性を有し、電気外科用途に適した他の材料を用いてもよい。

【0032】

図6及び図7を参照すると、シュラウド38の外面44は、図4を参照して上述したように流体密シールを形成するよう第1の開口部30の環状リング部分34に係合するような形状になっている。シュラウド38は、漏斗状の形状をしており、細長い部分48及び連結部分50を有している。細長い部分48は、ハウジング12の第1の開口部30を通過して伸長できる。細長い部分48は、電極組立体16の遠方側部分を収納する内側キャビティ52を構成している。

【0033】

シュラウド38は、公知の製造法により一体形成され、細長い部分48の内側キャビティ52は、ガスを通過させるよう入れ子状の形をしており、それにより、電極組立体16を20 作動させると、電気外科エネルギーが帯電した不活性ガス流により送られる。シュラウド38のコネクタ部分50は、実質的に管状であり、図2及び図12に示すように流体密状態の密封係合関係をなして取付け部分40と嵌合している。流体密係合状態を、締め込み、摩擦嵌め等で形成するのがよい。

支持部材18のシュラウド34及び取付け部分40を公知の製造方法で一体形成するのがよい。ガスは、コネクタ部分50を通して送られ、このガスは、細長い部分48を通過して電極組立体16の周りに送り出される。

【0034】

図8及び図9を参照すると、取付け部分40の外面46は、図4と関連して上述したように流体密シールを形成するよう隆起条14に係合する形状になっている。取付け部分40は、エンクロージャ部分54及び連結部分56を有している。エンクロージャ部分54は、シュラウド38のコネクタ部分50に係合する内面58を備えている。エンクロージャ部分54は、図6及び図7と関連して上述したガス漏れ防止のための流体密係合状態でシュラウド38を30 包囲し、以下に説明する適当な不活性ガス源への連結を容易にしている。

【0035】

エンクロージャ部分54は、電極組立体16の一部を流体密係合状態で収納する開口部60を構成しており、これについては図10及び図11を参照して以下に説明する。開口部60は、支持部材18内での電極組立体16の正しい整列を可能にするようシュラウド38のキャビティ52と実質的に整列する。

【0036】

連結部分56は、エンクロージャ部分54から見てハウジング12内で手元側へ延びている。連結部分56は、図2及び図12に示すようにガス管組立体64のガスコネクタ64aに係合してこれと流体密関係をなす外面62を有している。流体密シールを締め込み、摩擦嵌め等で形成するのがよい。連結部分56を公知の製造方法によりガスコネクタ64aと一体成形するのがよい。流体密シールは、連結部分56によって構成されるキャビティ66とガス管組立体64の連通を容易にする。

【0037】

ガス管組立体64は、連結部分56からハウジング12の手元側部分65まで延びている。ガス管組立体64は、ハウジング12を貫通すると共に手元側部分65に隣接して形成された第2の開口部67を貫通して延びる。第2の開口部67は、第1の部分20と第 50

2の部分22を組み立てることにより形成され、ハウジング12のキャビティ24と連通している。組み立て後に第2の開口部67を例えば穴ポンチ、ドリル等で形成してもよい。第2の開口部67は円形であり、電極組立体16及びガス管組立体64の部分を受け入れて収納するような形状になっている。変形例として、第2の開口部67は電気外科装置10の一部を受け入れて収納するような形状のものであってもよい。ガス管組立体64は、不活性ガス源69と連通状態にある。

【0038】

図10～図12を参照すると、電極組立体16は、電極68及び調整組立体70を有している。電極68は細長く且つ管状であり、電気外科用途に適した導電性材料、例えばタングステン、ステンレス鋼等で作られている。電極68は、不活性ガスをその周りに流通させると共にこの中に形成されたキャビティ72内を流通させるような形状になっている。

10

【0039】

電極68は、ハウジング12のキャビティ24内に可動状態で設けられている。電極68の遠方側部分74は、ガス管組立体64と連通可能に支持部材18によって受け入れられている。遠方側部分74は、支持部材18によって受け入れられ、支持部材と協働して作られる締め込みにより支持部材18と流体密シールを形成している。

【0040】

電極68は、取付け部分40と流体密シールを形成するようその開口部60(図8及び図9)に嵌まっている。電極68は、取付け部分40に圧入され又は「ポン」と嵌まり込んで開口部60及び電極68のシャフトの外周と締め込み関係を形成するフレア状端部76を有している。それによりガスは、ハウジング12内へ漏れ込むことがなくなり、電極の調整は以下に説明する調整組立体70を用いて容易に行われ、それにより、送り出されている帯電状態の電気外科エネルギー流を制御する。

20

【0041】

電極68の遠方側部分74は、支持部材18内に位置している。電極68は、ガスを電極中及びその周りに流通しやすくするスロット78を有している。ガスは、ガス管組立体64から取付け部分40内に送り出されると、支持部材18中へ差し向けられる。不活性ガスは、スロット78を通して流れ、そして、電気外科エネルギーを帯電状態の不活性ガス流を介してシュラウド38を通り、標的術野に送りだしている通電状態の電極68の周りを流れる。

30

【0042】

電極組立体16の調整組立体70は、ハウジング12に対する電極68の移動量を小刻みに調整するようハウジング12に係合する。調整組立体70は、電極68のシャフトの周りに同軸状に設けられたシャフト部分71を有している。調整組立体70は、公知の製造法を用いて高分子材料から成形される。他の材料、例えばアルミニウム、鋼等を用いてもよい。

【0043】

調整組立体70は、接着剤等により電極68に取り付けられている。また、シャフト部分71を摩擦嵌め等により電極に取り付けるのがよい。電極68とシャフト部分71の組立てにより、調整組立体70を動かすと、これに対応して電極68が動く。調整組立体70とハウジング12との係合の結果として、電極68の深さを調節して標的術野に送り出されている電気外科エネルギーの流れを制御するための電極68の様な直線動作状態が得られる。これについては以下に説明する。

40

【0044】

調整組立体70は、シャフト部分71及びこれに連結された片持ち部材82から延びるネック部材80を有している。片持ち部材82は押しボタン84を有し、このボタンを押し下げると、片持ち部材82の切欠き端部86が上下してハウジング12に係合し、それにより電極68の小刻みな調整が可能になる。片持ち部材82は、ネック部材80に対して回動自在である。回動運動は、可撓性及び弾性結合部81によって容易になる。また、

50

ヒンジ、ブラケット等を用いて片持ち部材を回動しやすくするのがよい。

【0045】

図2を参照すると、切欠き端部86は、ハウジング12によって構成された楔形突起88に係合するように形づくられている。支持部材18内の電極68の深さは、押しボタンを操作して切欠き端部86を持ち上げて楔形突起88から外すことによって調整される。押しボタン84を押し続けている間、調整組立体70を操作してネック部材80がハウジング12のスロット83内で軸線Aに沿って直線運動するようにする。調整組立体70を操作すると、これに対応して、電極68がハウジング12内で軸線Aに沿って動き、それにより、特定の外科用途又はユーザの好みに応じて支持部材18内における電極68の所望の深さへの調整ができる。電極68の深さを調整することにより、ユーザは、シュラウド38を通して送り出されている電気外科エネルギーの流れを調整制御することができる。通電状態の不活性ガス流を制御すると、不活性ガス流の強さ、厚さ等を調整することができる。

10

【0046】

支持部材18内における電極68の所望の深さにいったん到達すると、押しボタン84を離し、それにより切欠き端部86が結合部81によってネック部材80に対し回動して、隣り合う楔形突起88相互間でハウジング12に係合するようにする。電極68は、切欠き端部86を特定の楔形突起88相互間に係合させているので所望の深さに固定された状態のままである。切欠き端部86は、ハウジング12の平らな表面に係合して摩擦嵌めにより電極68の調整を行って電極68の位置決め状態を維持するようにしてもよい。特定の外科用途及び(又は)ユーザの好みの要件に応じて調整組立体70を更に操作すると電極68の深さを更に調整することができる。

20

【0047】

図5を参照すると、ハウジング12の第2の部分22の内面には、リブ90, 91が形成されており、これらリブはキャビティ24内に突出している。図12及び図13を参照すると、リブ90, 91は、ハウジング12内に収納された電気ばね接点94に係合してこれを支持するような形状になっている。リブ90, 91は、電気ばね接点94を支持しやすくするよう互いに実質的に垂直に差し向けられた状態でハウジング12と一体形成されている。リブをハウジングに一体的に連結してもよい。さらに、単一のリブ又は複数のリブを用いて電気ばね接点を支持してもよい。

30

【0048】

電気ばね接点94の第1の端部94aは、リブ90に取り付けられている。第2の端部94bは、リブ91によって収納支持されている。電気ばね接点94の接触部分94cは、電極組立体16に係合するような形状になっている。接点部分94cは接点94から弾性的に延びて、電極組立体16と係合すると、電極68を以下に説明するRFエネルギー源と電氣的に導通させるようになっている。

【0049】

接点部分94cは、電気ばね接点94の本体部分94dから延びる弾性アームを有している。接点部分94cは、本体部分94dに直接取り付けられた絶縁部分94e及び絶縁部分94eから延びていて、本体部分94dに弾性的に係合できる導電性部分94fを有している。絶縁部分94eは、電極68とRFエネルギー源との間の開回路状態を維持する。ただし、電極68は接点94cに係合していてもよい。

40

【0050】

電極68とRFエネルギー源との間の回路を閉じるために、圧力をハウジング12に及びし、リブ90, 91が電気ばね接点94に係合接触するようにする。これに対応して、電気ばね接点94は電極68に係合し、導電性部分94fが本体部分94dに係合接触するようにし、それにより回路を閉じ、電源作動器96を介して電極68とRFエネルギー源とを互いに電氣的に導通させる。

【0051】

図2及び図12を参照すると、電源作動器96は、スイッチ組立体98を有し、回路組

50

立体100と導通状態にある。スイッチ組立体98は、ハウジング12の外面上に取り付けられたハンドスイッチ102を有している。ハンドスイッチ102は、回路組立体100を介して電源作動器96と電氣的に導通しているRFエネルギー源106を起動化するために揺動ピン104の回りに回動する。電源作動器96は、上述したように電気ばね接点94と電氣的に導通している。リップ90を押すと、スイッチ組立体98は、電極68にRFエネルギー源106からのRFエネルギーを供給するために電極68と電氣的に導通する。

【0052】

ハンドスイッチ102の遠方側部分108を押すと、切断のための第1の仕様又は動作が起動化され、遠方側部分108に隣接したハウジング12の一部に“CUT”という印を付けると都合がよい。別法として、ハンドスイッチ102の手元側部分110を押すと、凝固のための第2の仕様又は動作が起動化され、手元側部分110に隣接したハウジング12の部分に“COAG”という印を付けると都合がよい。別法として、ハンドスイッチ102は、RFエネルギーの両方のタイプを起動化してもよい。

10

【0053】

ハンドスイッチ組立体98は、回路組立体100の配線112を介してRFエネルギー源106と電氣的に導通している。配線112は、当業者には知られているように電気外科用途に適したRFエネルギー源106への電氣的接続を可能にする。回路組立体100は、当業者には知られているように適当なあらかじめプログラムされたエレクトロニクス及びその動作のために必要なソフトウェアを有する任意適当なデジタルコンピュータ又はマイクロプロセッサを更に有すると共に（或いは）これに接続されている。利用される特定の電子素子の組立及び作動は、本明細書における説明に照らして当業者であれば容易に行うことができるので特定のエレクトロニクス及びプログラミングに関するそれ以上の詳細な説明は不要であろう。回路組立体を、電気外科エネルギー流を帯電状態の不活性ガス流を介して標的術野に送り出すために電気外科装置10と関連した外科的状态をモニターして制御するように構成するのがよい。

20

【0054】

不活性ガス作動器114は、ハンドスイッチ116を有し、回路組立体100と連絡している。ハンドスイッチ116は、スイッチ組立体98のハンドスイッチ102に隣接してハウジング12の外面上に取り付けられている。ハンドスイッチ116はタブ118を有している。タブ118は、軸線Aに沿って手元側への方向と遠方側への方向の両方向に摺動自在に直線運動を行うルール120に取り付けられている。ルール120は、ピボット121を中心として回動し、それによりルール120はタブ118と協働して不活性ガス源69からガス管組立体64を通る不活性ガスの送出しを可能にし又は阻止する。電源作動器96は、RFエネルギー源106からのRFエネルギーの供給を可能にして電気外科手術中、標的術野のところの切断又は凝固を行ってもよく、この場合、電気外科装置10の不活性ガス方式を用いても用いなくてもよい。

30

【0055】

タブ118をハンドスイッチ116の遠方側部分122へ摺動自在に操作して不活性ガス源69からの不活性ガスの送出しを行わせ、この場合、遠方側部分122に隣接したハウジング12の一部に“Ar”という印を付けると都合がよい。遠方側位置では、タブ118は、起動化信号を不活性ガス源69に送る回路組立体100の一部と連絡する。別法として、タブ118をハンドスイッチ116の手元側部分124まで摺動自在に操作し、不活性ガス源69からの不活性ガスの送出しを止め、この場合、手元側部分124に隣接したハウジング12の一部にこれを表す何らかの印を付けると都合がよい。この位置では、タブ118は、素子信号を不活性ガス源69に送る回路組立体100の一部と連絡する。別法として、ハンドスイッチ116は、不活性ガス源69からの不活性ガスの送出しを可能にしたり阻止する。

40

【0056】

不活性ガス作動器114は、回路組立体100を介して不活性ガス源69からの不活性ガスの送出しを電子的に制御する。回路組立体100は、上述したようにデジタルコン

50

コンピュータ又はマイクロプロセッサを有すると共に（或いは）これに接続されている。回路組立体100は不活性ガス作動器114と協働して、本明細書における説明に照らして当業者には知られているように不活性ガスの供給を制御してモニターする。

【0057】

作用を説明すると、不活性ガス方式電気外科装置10を本明細書の説明に照らして組み立てて支持部材18とハウジング12及び支持部材18と電極組立体16との間に流体密シールを形成する。電気外科装置10は適切にRFエネルギー源106及び不活性ガス源69に連結されている。電気外科手術の際、電気外科装置10を特定の用途に応じて適当に滅菌する。

【0058】

電気外科装置10を操作してシュラウド38を標的術野に隣接して位置決めする。電極68を所望の深さまで調整して特定の外科用途又はユーザの好みに応じて上述したように調整組立体70を介して通電状態の不活性ガス流を制御する。

電源作動器96を操作して上述したように切断又は凝固を行う。不活性ガス作動器114を電源作動器96と協働して操作して通電状態の不活性ガス流を標的術野に送り出す。電気外科装置10は、不活性ガス方式を用いても用いなくても切断及び凝固を行うことができる。

【0059】

本明細書に記載した実施形態の種々の設計変更例を想到できることは理解されよう。例えば、電気外科装置の特定の実施形態を詳細に説明したが、同一結果をもたらすよう実質的に同一の仕方で実質的に同一の機能を発揮する構造を使用してもよい。したがって、上述の説明は、限定的なものではなく種々の実施形態の例示に過ぎない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された本発明の範囲及び精神に属する他の設計変更例を想到できよう。

【0060】

本発明は、以下に記載するような特徴を有するものであってもよい。即ち、

（請求項1） 不活性ガス方式電気外科装置であって、

少なくとも1つの隆起条が形成されたハウジングと、

少なくとも一部がハウジング内に位置した電極組立体と、

少なくとも一部が電極組立体の少なくとも一部の周りに位置した状態でハウジング内に設けられた支持部材とを有し、ハウジングの少なくとも1つの隆起条は、支持部材との間にシールを形成するよう支持部材と係合できることを特徴とする装置。

（請求項2） ハウジングは、第1の部分及び第2の部分とを有し、第1の部分と第2の部分との間にはキャビティが形成されていることを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項3） ハウジングの遠方側部分に隣接してハウジングには複数の隆起条が形成されていることを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項4） ハウジングの内面に形成されたリップを更に有することを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項5） ハウジングの外面に設けられた楔形突起を更に有し、電極組立体は、電極組立体の外面の周りに同軸状に設けられた調整組立体を有し、前記調整組立体は、ハウジングの楔形突起に係合して、ハウジングに対する電極組立体の運動量を小刻みに調整するネック部材を有していることを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項6） 不活性ガス源と連絡した状態でハウジングに取り付けられた不活性ガス作動器を更に有することを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項7） RF電源と電氣的導通状態でハウジングに取り付けられた電源作動器を更に有することを特徴とする請求項1記載の装置。

（請求項8） ハウジング内に設けられていて、リップと協働して電極組立体との電氣的導通を容易にするよう構成された電気ばね接点を更に有することを特徴とする請求項4記載の装置。

（請求項9） 電気ばね接点は、RF電源と直に電氣的導通状態にあることを特徴とする

10

20

30

40

50

請求項 8 記載の装置。

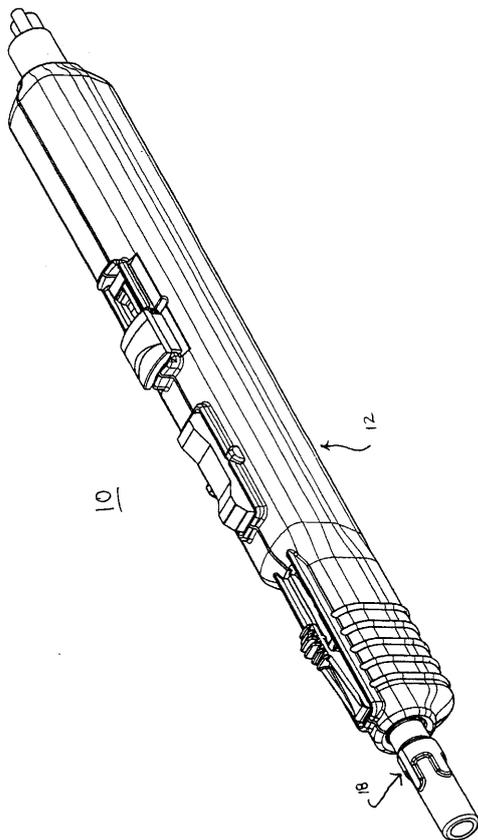
(請求項 10) 支持部材は、シュラウド及び取付け部分を有していることを特徴とする請求項 1 記載の装置。

【符号の説明】

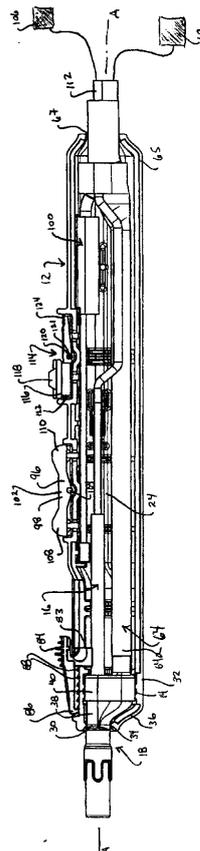
【0061】

- 10 不活性ガス方式電気外科装置又は器械
- 12 ハウジング
- 14 隆起条
- 16 電極組立体
- 18 支持部材
- 24 キャビティ
- 40 取付け部分

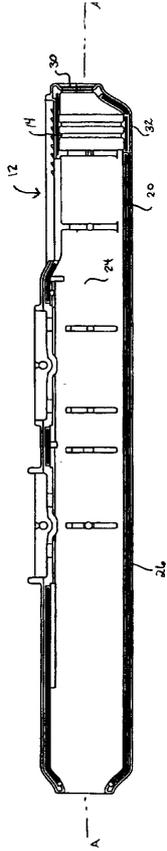
【図 1】



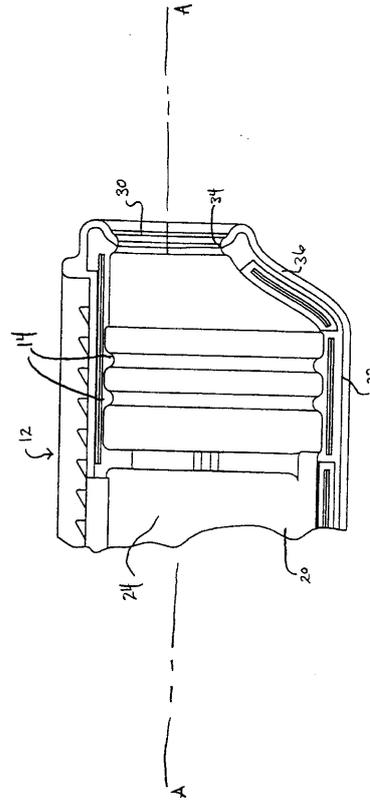
【図 2】



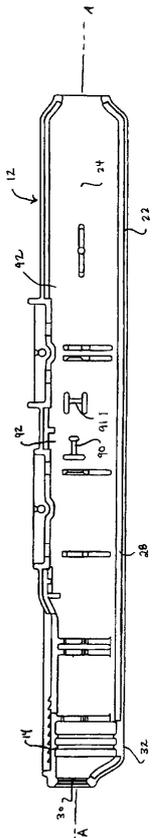
【図3】



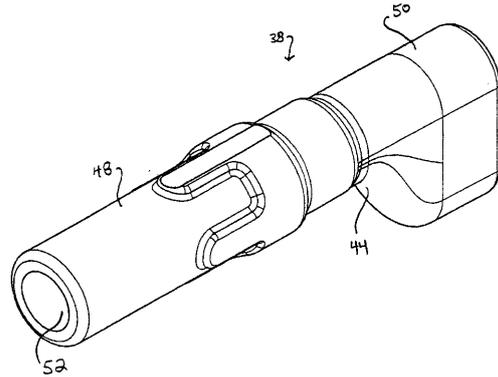
【図4】



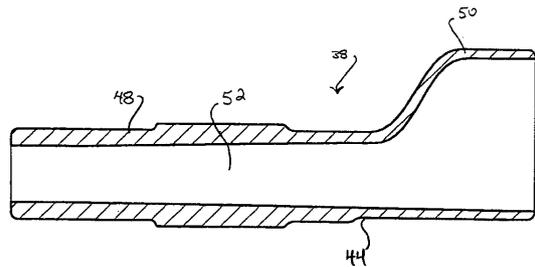
【図5】



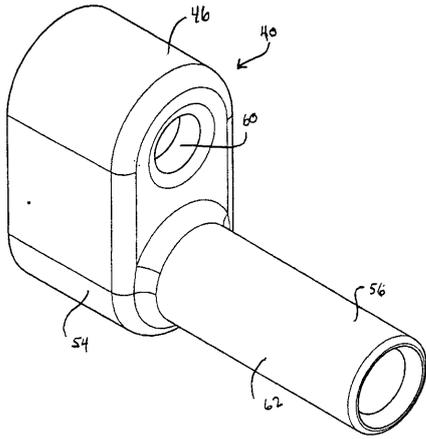
【図6】



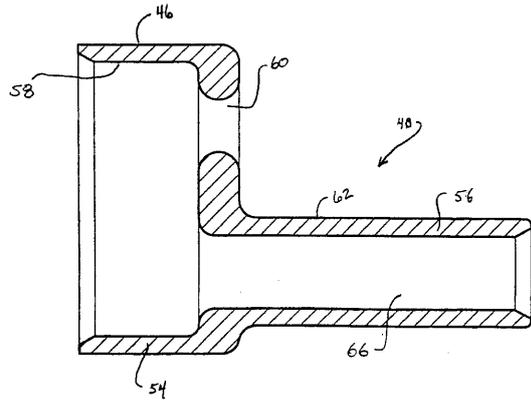
【図7】



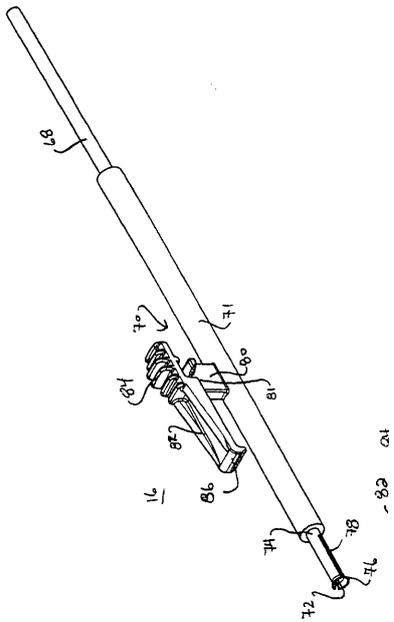
【図 8】



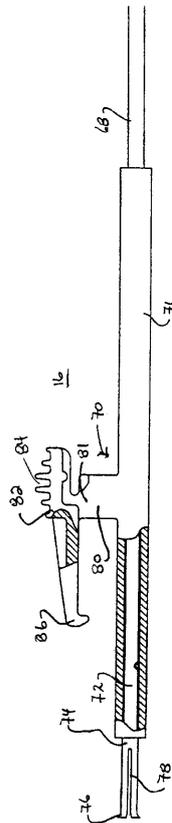
【図 9】



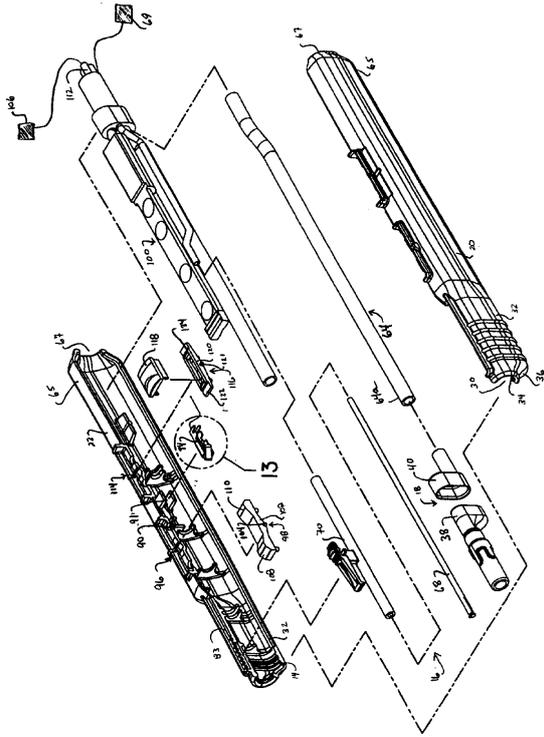
【図 10】



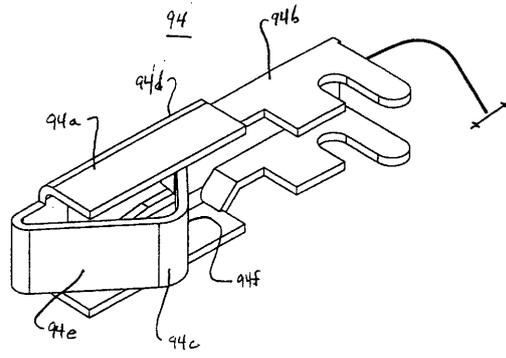
【図 11】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



## フロントページの続き

- (74)代理人 100084009  
弁理士 小川 信夫
- (74)代理人 100082821  
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100086771  
弁理士 西島 孝喜
- (74)代理人 100084663  
弁理士 箱田 篤
- (72)発明者 ジェイムス エス カニンガム  
アメリカ合衆国 コロラド州 80304 ボウルダー ポートランド プレイス 910 - # 2  
0
- (72)発明者 ポール アール ロメロ  
アメリカ合衆国 コロラド州 80537 ラブランド トリ コート 1499

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特表平06 - 505644 (JP, A)  
米国特許第04901719 (US, A)  
米国特許第05836944 (US, A)  
米国特許第05306238 (US, A)  
米国特許第05088997 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 18/12 - 18/14