

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2016-101492

(P2016-101492A)

(43) 公開日 平成28年6月2日(2016.6.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/00 (2006.01)	A 6 1 B 17/36	4 C 1 6 0
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 1 6 1
	A 6 1 B 1/00 3 0 0 J	
	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L 外国語出願 (全 17 頁)

(21) 出願番号	特願2015-218342 (P2015-218342)	(71) 出願人	510285610 オヴェスコ エンドスコピー アーゲー
(22) 出願日	平成27年11月6日 (2015.11.6)		ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2
(31) 優先権主張番号	10 2014 116 253.6		0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2
(32) 優先日	平成26年11月7日 (2014.11.7)		6
(33) 優先権主張国	ドイツ (DE)	(74) 代理人	100081776 弁理士 大川 宏
		(72) 発明者	チーングア ホー ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2
			0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2
			6 オヴェスコ エンドスコピー アーゲー
			ー 内

最終頁に続く

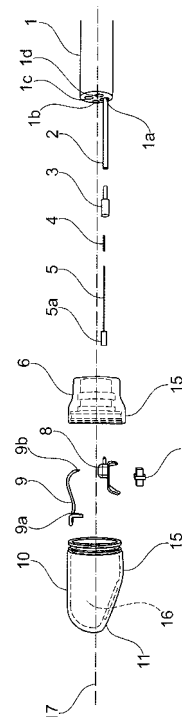
(54) 【発明の名称】 スペーサを備えるプラズマ外科手術装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】プラズマ外科手術装置のアタッチメント又は(組織)スペーサを提供する。

【解決手段】内視鏡 1 に装着されるアタッチメント 1 5 の形でのスペーサに関する。アタッチメントは、キャップ状に形成され、空間容積 1 6 を囲み、絶縁材料から作成される。アタッチメントは、内視鏡の遠位端に結合するように設計された装着用装置 / アダプタ 6 を更に備える。アタッチメントは、対象組織と接触するように設計された領域 1 1 を備え、表面領域を囲む開口を更に形成する。空間容積内に、遠位端 9 b と近位端 9 a とを備える電極 9 が配置され、電極の遠位端は表面領域の最も近い点までの所定最小距離を有する。

【選択図】 図 1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

器具の遠位端は電極（ 9 ）を備え、前記電極（ 9 ）が、電気エネルギーを供給されると、特定のガス雰囲気内において対象組織に対して特定の距離を有して電気アークを生成するように構成された、最小侵襲タイプのプラズマ外科手術器具のスペーサであって、

少なくとも部分的にキャップ状に形成されたアタッチメント（ 15 ）が、電気絶縁材料から作成されており、空間容積（ 16 ）を囲み、装着用装置（ 6 ）を更に備え、前記装着用装置（ 6 ）は、前記プラズマ外科手術器具のための内視鏡的給送装置（ 1 ）の遠位端に結合される又は結合されているように設計されており、前記アタッチメント（ 15 ）は前記対象組織と接触するよう設計されかつ処置用開口（ 12 ）を形成する壁領域（ 11 ）を備え、前記処置用開口（ 12 ）は画定された開口領域（ 12 a ）を備え、前記開口領域（ 12 a ）は、前記空間容積（ 16 ）内へ突出する前記電極（ 9 ）及び特にその電極先端（ 9 b ）が前記電気アークを生成するために、前記開口領域（ 12 a ）の最も近い点、好ましくは中心点、までの所定最小距離を有するように、位置づけられる及び／又は方向づけられることを特徴とする、スペーサ。

10

【請求項 2】

前記アタッチメント（ 15 ）は、2 ピースで形成され、好ましくは剛性の材料からなる好ましくははめ輪形状のアプリケーションキャップ（ 10 ）と、好ましくは弾性ゴム材料からなる又は粘着テープから作成された管状ブッシングを形成する前記装着用装置（ 6 ）とから構成されることを特徴とする、請求項 1 に記載のスペーサ。

20

【請求項 3】

前記装着用装置及び好ましくは前記ブッシング（ 6 ）が中心軸を有し、前記中心軸に対して前記処置用開口（ 12 ）が遠位方向に鋭角で傾斜することを特徴とする、請求項 2 に記載のスペーサ。

【請求項 4】

前記処置用開口（ 12 ）は前記中心軸に対し中心から外れて配置されることを特徴とする、請求項 3 に記載のスペーサ。

【請求項 5】

前記アタッチメント（ 15 ）は軸方向に丸くなった遠位端を有することを特徴とする、請求項 1 ～ 4 のいずれか一項に記載のスペーサ。

30

【請求項 6】

前記電極（ 9 ）は、前記所定最小距離を維持しつつ前記アタッチメント（ 15 ）に固定されており、前記給送装置（ 1 ）内を押し進められるように構成された電線（ 4、5 ）に、前記アタッチメント（ 15 ）内の又は前記アタッチメント（ 15 ）上の電気接続手段（ 7、8 ）を介して接続され得ることを特徴とする、請求項 1 ～ 5 のいずれか一項に記載のスペーサ。

【請求項 7】

前記電気接続手段（ 7、8 ）は、前記電極（ 9 ）の直ぐ上流にある抵抗素子（ 7 ）と、前記抵抗素子（ 7 ）の直ぐ上流にある前記電線（ 4、5 ）のための接続ソケット（ 8 ）とを備えることを特徴とする、請求項 6 に記載のスペーサ。

40

【請求項 8】

前記抵抗素子（ 7 ）及び好ましくは前記接続ソケット（ 8 ）は、前記アタッチメント（ 15 ）に、好ましくは前記アプリケーションキャップ（ 10 ）又は前記ブッシング（ 6 ）に、共通の支持部を介して装着されることを特徴とする、請求項 7 に記載のスペーサ。

【請求項 9】

マーキング、目盛の目、又は目盛（ 13 ）は前記対象組織に対向する前記処置用開口（ 12 ）の領域に配置されており、前記マーキング、目盛の目、又は目盛は、処置中、前記対象組織上の前記開口（ 12 ）内で視認可能な対象物のサイズを評価するために機能することを特徴とする、請求項 1 ～ 8 のいずれか一項に記載のスペーサ。

【請求項 10】

50

前記アタッチメント（１５）は、前記空間容積の内側温度を測定し当該温度を処理可能な情報として出力するように設計された、温度測定装置を含むことを特徴とする、請求項１～９のいずれか一項に記載のスペーサ。

【請求項１１】

請求項１～１０のいずれか一項に記載のスペーサを特徴とする、プラズマアークにより対象組織又は体組織を処置するためのプラズマ外科手術器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、独立請求項１に記載のプラズマ外科手術装置のアタッチメント又は（組織）スペーサに関する。また、本発明は、プラズマアークで対象組織／体組織を処置するためのプラズマ外科手術装置であって、前記装置アタッチメントを使用しかつ独立請求項１１に記載のように構成される、プラズマ外科手術装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

プラズマ外科手術法並びにプラズマアブリケータ及びこれらの方法を使用するためのそのような機器／デバイスは、基本的に既知のものである。５０年超にわたり、高周波療法又はスプレー凝固法として知られるプラズマ外科手術法が、外科手術、特に熱止血のために使用されている。

【０００３】

このプロセスでは、プラズマはもっぱら空気中で生成される。すなわち、主に酸素プラズマ及び窒素プラズマが生成される。周知のように、これら両方のプラズマ種は化学的に反応性が非常に高く、炭化作用、熱分解作用を引き起こし、したがって、組織の蒸発並びに組織表面のスモークをも引き起こす。高周波療法又はスプレー凝固法のこれらの意図しない副作用により、特に内視鏡手術においてプラズマ外科手術法の適用が妨げられる。それ故に、上記ガスが、希ガス、特にアルゴンに置き換えられて、これらの不都合を回避することが一般的であった。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００４】

【特許文献１】独国特許出願公告第１０２００８００４８４３（Ｂ４）号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

特許文献１は、例えば、可撓性内視鏡のために使用されるプラズマ処置装置を開示している。

【０００６】

その構成により、前記装置は人体内でプラズマ外科処置を行うことができる。この既知の外科手術装置では、プローブ又はカテーテルが、内視鏡内に戴置される又はその作業チャンネル内に挿入される。後者は、プローブ／カテーテルの内部に戴置された接続ラインを介して、高周波電流／電圧源又はジェネレータからプローブ／カテーテルの遠位端上の電極へ電気エネルギーを送達する。

【０００７】

以下の文ではカテーテルを参照するのみである。上述のプローブもその意味において同様のものである。

【０００８】

上述の電極において、プラズマアークが、導入された電気エネルギーにより電極の先端とその直ぐ近傍の体組織／対象組織との間に形成される。電極はプローブの遠位端に位置しており、したがって、遠位方向に突出して内視鏡を超えて作業チャンネルの外に出ている。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 9 】

特許文献 1 によれば、抵抗素子、明示的にはキャパシタンス抵抗素子が、カテーテル内に設置された接続ラインの遠位端と電極の近位端との間に追加して配置され、したがって電極の直ぐ上流に位置する。前記抵抗素子は、電流 / 電圧源（以下「ジェネレータ」と称する）により送達され、対象組織内を流れ、結果的に人体内を流れる電力を制限する機能を有する。上述の配置により、抵抗素子が電極の近位端に対しできるだけ近くに位置づけられることが、確実になる。このように近接しているため、（抵抗素子と電極との間のライン部分によりシステム内に発生する）漂遊キャパシタンスの、電極先端と対象組織との間の電圧降下に対する過剰な影響が、防止される。したがって、対象組織内を流れる電流が、主に、接続ラインと電極との間に設けられた抵抗によって、定義され又は定義可能に制限される。

10

【 0 0 1 0 】

特許文献 1 によれば、組織を処置するためにプラズマアークを使用する全ての処置装置に生じる 1 つの問題が、この外科手術器具にも生じる。

【 0 0 1 1 】

電気アークは、ガス雰囲気、好ましくはアルゴンなどの希ガス雰囲気内で、形成される。ここで、ガス雰囲気は、電極の尖った遠位端に生じる高電界強度によりイオン化される。ガスは導電性となり、導電性プラズマを構成する。この導電性ガス又はプラズマにより、（中性電極に電気接続されている）対象組織と電極の先端との間を電流が流れることが可能となる。電気アークが導電性プラズマ内に形成され、電気アークにより、外科医がそれぞれの対象組織を処置（凝固、切断）できるようになる。

20

【 0 0 1 2 】

この電気アークを初めて点火するためには、処置を行う外科医は、電極先端の電界強度が非常に大きくなり電気アークが点火されるような、対象組織の近くに、電極を位置付けなければならない。この距離は、電極の先端（すなわち遠位端）と患者側の対象組織との間において略 2 mm の範囲内である。プラズマ内で電気アークが点火されるとすぐに、電気アークは、対象組織と電極との間の距離が（制限内で）変化しても、燃焼し続ける。

【 0 0 1 3 】

上述の問題は、直視下プラズマ外科手術、すなわち手術が人体内で行われない場合においては、さほど重要ではない。しかし、プラズマベースの外科手術で処置すべき対象組織が人体内にある場合には、より問題である。

30

【 0 0 1 4 】

治療介入の領域をモニタリングするために、又は作業を目視でチェックするために、カメラが一般に使用される。このカメラもまた、内視鏡内若しくは内視鏡内に設けられた機能チャンネル内に位置づけられるか、又は他の方法で患者に挿入され、処置すべき対象組織をモニタリングする。プラズマ外科手術装置の操作は、遠隔で、すなわち体の外から行われる。これにより、外科医への直接の視覚的又は触覚的フィードバックが妨げられ、カメラによって送達される処置 / 手術ゾーンの画像に完全に頼らなければならない。

【 0 0 1 5 】

患者の体の全組織が、患者自身に接続される中性電極（この電極は、ここで使用される単極の外科手術における閉回路を得るために必要である）の電位にあるため、先行技術のプラズマ外科手術装置のオープンな（単極）電極では、処置すべきでない組織が所望の対象組織よりも電極に近い位置にあるということは除外できない。この場合、電気工学の法則により電流は最も抵抗の低いラインを探すので、電気アークは、そのより近いところにある組織上で点火する。

40

【 0 0 1 6 】

これらの「誤点火」のため、又は点火に続くプラズマアークを保持する位置が対象組織に近すぎかつその保持が長く続きすぎた場合、望まない作用が組織にもたらされる可能性がある。処置電流によっては、例えば、より深いところの領域の組織が治療介入によって不必要に損傷されたり、広すぎる表面領域が損なわれたり、望まない凝固や燃焼などが生

50

じたりする可能性がある。

【 0 0 1 7 】

特許文献 1 のオープンな電極では、更に、処置中の外科医が、対象組織までの距離を可能な限り一定に保たなければならない。さもなければ、最初の点火のときと同様に、処置を意図しない組織まで電気アークが飛んでしまう可能性がある。ここで、電気アークを通る電流は、電極の上流に位置している抵抗素子に依存するだけでなく、電極と対象組織との間の距離にも依存する。距離が短ければ短いほど、処置電流が大きくなり、したがって、浸透深度も深くなる。

【 0 0 1 8 】

更に、特許文献 1 により使用される抵抗素子は、非常に複雑である。必要なだけ前方に抵抗素子を持っていくために、抵抗素子は、プローブ内に搭載でき内視鏡の作業チャンネル内を押し進められ得るように、非常に小さくなければならない。標準的な産業用部品では、約 2 . 5 mm のプローブ直径で抵抗素子を実現できない。したがって、前記特許文献 1 は、プローブライン及び電極そのものの部品が抵抗素子を構成する、特殊な構造を示唆している。これは確かに理論上は実現可能であるが、特に実際には、必要とされる抵抗値は、抵抗素子の一定値が決定的に重要なため、このように困難を伴ってしか実現できない。

【 0 0 1 9 】

容量の変化は、上記器具を用いた作業に負の影響を与える。それ故に、標準的な部品を使用できるようにこの技術を更に発展させたいという要望がある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 0 】

本発明は、一方では、処置を意図しない健康な体組織上でプラズマアークが寄生アークの形で点火しないように、プラズマ外科手術装置を更に発展させるという目的に基づく。本出願の更なる局面によれば、処置中の外科医はいつでも確実に電気アークを点火できる機会を有する。これは、処置部位が人体内にあり、プラズマアプリータが外から操作されなければならないというような困難な状況でも、確保される。最後に、本発明の好ましい目的は、機能が本質的に最適化された構成部品を特に抵抗素子及び / 又は電極のために使用し得るプラズマ外科手術装置であって、標準的な直径（略 5 mm）を有する内視鏡の作業チャンネルの中を何ら問題なく押し進められ得る、プラズマ外科手術装置を提供することである。

【 0 0 2 1 】

本目的は、独立請求項 1 及び 1 1 に記載のスペーサ及び外科手術器具によりそれぞれ達成される。更に有利な展開が従属請求項の主題である。

【 0 0 2 2 】

本発明の基本的概念は、例えば内視鏡タイプの給送装置の遠位端に補助部品として選択的に装着されるように構成された（本発明による外科手術装置 / 器具の別体の要素としての）スペーサを提供することである。まず始めに、このスペーサ又はアタッチメントは、給送装置の遠位端と患者側対象組織との間の定義された距離を維持する機能を有する。これは、スペーサが、この目的のために設けられたスペーサの接触領域において対象組織上にある場合に達成される。

【 0 0 2 3 】

更に、給送装置の作業チャンネルを通して押し進められる電気ケーブルが接続され得る接続部により実現される電極は、スペーサ内に既に設置されていてもよい。この場合、電極自体は作業チャンネルを通して押し進められる必要がないため、電極の形状はその機能に対応して最適化できる。この代替案として、スペーサには、給送装置の作業チャンネルを通して押し進められる電極が自分自身を（自動的に）位置づけ、そうすることでスペーサの接触部分に対して正しい位置をとる電極位置付け手段を設けてもよい。

【 0 0 2 4 】

最後に、スペーサは、抵抗素子を支持する機能を有してもよい。この場合、それ自体は先行技術から既知である抵抗及び電極がスペーサ内に装着されてもよく、この場合、ケー

10

20

30

40

50

ブルが給送装置の作業チャネルを通して押し進められるように、抵抗には接続部が設けられる。

【0025】

更に詳しく述べると、本発明によれば給送装置（内視鏡）のための一種のアタッチメントが示唆される。この補助により、プラズマアーク（単極電気アーク設計）で対象組織／体組織を処置するための外科手術器具が挿入可能となり、アタッチメントは、（内視鏡の）給送装置の遠位端に固定される又は固定され得る。アタッチメントは、（内視鏡の）給送装置に又はその（内視鏡）ヘッドに、固定される又は固定され得、その遠位部分においてキャップ状となるよう設計される。全体としてキャップ状であるアタッチメントの表面（周方向壁）、又はアタッチメント壁は、ガス、好ましくはアルゴンなどの希ガスが充填される空間容積を囲む。

10

【0026】

アタッチメントは、好ましくは2つのピースで実現されてよく、このために、遠位端部に第1のキャップ状ピースを備える。有利には、アタッチメントの遠位端（第1のキャップ状ピース）は、外側に向けて丸くなっている又は凸状に膨出している。更に、アタッチメントは、その近位端部に第2のピースを備えてよい。この近位端部の第2のピースは、装着用装置／アダプタとして機能し、（内視鏡の）給送装置の遠位端に締結される、又は当該遠位端に締結可能に設計される。

【0027】

好ましい例示的な実施形態では、アタッチメントの上述した2つのピースは、互いに別々に形成され、互いに接続（差し込まれる、掛止されるなど）され得る。代替案として、上述した2つのピースを1つの材料で一体に作成された準機能部として設計することもできる。アタッチメントは、非導電性材料、換言すればプラスチック又はセラミック材料などの電気絶縁材料から、構成されることが好ましい。

20

【0028】

電極はアタッチメントの空間容積内に配置される、又は配置され得る。この電極は遠位端と近位端とを有する。通常は、エネルギー源に接続される又は接続され得るのは電極の近位端である。ジェネレータ又は電流／電圧源であってもよいエネルギー源は、プラズマアークの形成のためにエネルギーを供給し、したがって、対象組織の処置を可能にする。

【0029】

更に、有利には、アタッチメントは、患者の対象組織／体組織上に載るように設計され／設けられた、領域／部分を備える。したがって、この領域は対象組織と接触でき、意図された処置ゾーンに対応する特定のサイズを有する表面領域を画定する処置用開口又は処置用窓を備えてもよい。それ故、処置すべき対象組織は、特に開口／窓が対象組織上にある場合には、開口の／窓の領域内にしかない。換言すると、開口／窓は、好ましくは対象組織を処置可能とするために露出させる機能を有する。

30

【0030】

これにより基本的に、それぞれ異なる処置及び対象組織のためにそれぞれ異なる開口サイズ及び／又は空間容積を有するアタッチメントを交換／選択することによって、給送装置に挿入された外科手術器具を最適化する機会が与えられる。開口／窓を含むアタッチメントのこの接触領域は平面状に設計されていることが好ましい。

40

【0031】

本発明によるアタッチメントの装着用装置／アダプタ（又はアダプタ部）は、好ましくは、スリーブ、ホース、又はブッシング（又は単純な粘着テープでもよい）の性質を有するように構成され、内視鏡（好ましくはこれに滑らせて／被せて）に接続可能に構成された近位接続用開口を有する。この接続用開口の平面に垂直となるように接続用開口の中心点を通して延びる線（ブッシングの中心線に略対応する）が、全内視鏡アタッチメントの長手方向軸を表す。この長手方向軸は、軸方向にすなわち内視鏡の長手方向軸に平行に延びてよい。

【0032】

50

好ましい例示的な実施形態によれば、処置用開口／処置用窓は、長手方向軸に対して、 90° に等しくない角度かつ 0° に等しくない角度、好ましくは、 30° から 60° の間の角度で傾斜して方向づけられる。これは、内視鏡アタッチメントと対象組織との間の意図された接触領域が、器具／内視鏡の軸に垂直でなく、遠位方向において器具／内視鏡の軸に対して特定の、好ましくは鋭角の傾きで、方向づけられることを意味する。内視鏡の機能チャンネル内に収容された給送装置の／内視鏡の光学システム又はそのような撮像装置が、囲まれた空間容積内に突出する電極によって制限を受けることなく、処置用開口／窓を介して露出した対象組織の好ましくは自由に妨げられない視野を有するように、この傾斜角度を選択することが好ましい。

【0033】

10

電極の遠位端は、上述した表面領域内の特定の点までの、好ましくは最も近い点までの、更に好ましくは中心点までの、所定最小距離を有してよい。したがって、電極の遠位端は、アタッチメントの形状によって固定的に定義される処置用開口の下の対象組織までの所定最小距離を有してもよい。これは、アタッチメントの上述した領域が対象組織上にある場合にも当てはまる。

【0034】

処置用開口を備えるアタッチメントの領域が対象組織上にある場合、処置中の外科医は、アタッチメントが対象組織と接触している限り、電極の遠位端と対象組織との間の好ましい最小距離と正しい処置距離とを確実に維持することができる。これにより、予め設定したエネルギーレベルが、生じる電気アークの一定の処置深さ及び処置強度となる。

20

【0035】

更に、好ましくは、アタッチメントの材料は、少なくとも部分的にプラスチック材料又はセラミックなどの非導体から作成されるため、電気絶縁特性を有する。それ故、電気アークは常に、電極と開口／窓の領域内に位置している対象組織との間に形成される。電極と処置対象でない組織ゾーンとの間の電気アークの誤形成（寄生電気アーク）はもはや生じ得ない。これは、アタッチメントの好ましいキャップ状構造により、処置組織のみが処置用開口を通して電気アークの作用を受けることが保証されるが、その一方では、その近傍の組織は電気絶縁アタッチメント壁によって遮蔽されることを、意味する。これにより、処置中の外科医は、プラズマ外科手術装置を使用する際により高い安全性を得ることができる。

30

【0036】

本発明によるアタッチメントは、内視鏡分野において適用される外科手術装置／器具での使用のみが想定されるものではない。直視下プラズマベース又は高周波外科手術においても、このアタッチメントは、電気アークの点火用の定義された距離を維持するのに役立つ。この場合、アタッチメントはハンドルに装着でき、例えば、患者の体の外での操作が可能になる。

【0037】

本発明の概念は、上記した構成上の特徴を備えるアタッチメントに限定されない。プラズマ処置における電極と対象組織との間の定義された距離を維持可能であり、かつ同時に電極とその周囲の対象組織との間の寄生アークを防ぐ全てのアタッチメントの構成が、本発明の範囲に含まれる。したがって、アタッチメントを丸いキャップ形状を有するように実現することは絶対に必要なわけではない。真っすぐな円筒を使用する単純化した構成も可能である。すなわち、その円筒には電極が装着されるかその円筒は電極用の位置付け手段を含んでおり、それによって、対象組織上の接触部分に対する電極の所定の位置が達成される。

40

【0038】

更なる実施形態では、電極の近位端は、抵抗素子の第1の端部に直接に接続されてよい。この接続は、溶接接続、圧着接続、はんだ接続、又は電気プラグによる接触などの適切な電気接続であってよい。

【0039】

50

抵抗素子の第2の端部は好ましくはカテーテル内に戴置される導体を介してエネルギー供給源に接続されてよい。このために、抵抗素子の第2の端部は、適切な電気接続を介してカテーテルの電気導体に接続される又は接続可能であってよい。これは、例えば、プラグ接続、溶接接続、ねじ接続、圧着接続、又ははんだ接続であってよい。カテーテルの遠位端から抵抗素子の第2の端部への電気接続を着脱可能とすることによって、あるいは、例えば適切な電気プラグコネクタ又は他の着脱可能な電気接続手段によって抵抗素子を直接電極の近位端へバイパスしつつ、極めて柔軟に電極及び／又は抵抗を変更することができる。

【0040】

抵抗素子自体は1つ以上の個別の構成部品から構成されてよい。それらの構成部品は、小さい基板に集積して電子アセンブリモジュールとしてもよい。構成部品は、当該構成部品によってどのような抵抗値を達成するかに従って、並列及び／又は直列に相互接続してよい。

10

【0041】

電気アークの電流を制限するために、抵抗素子は、オーム抵抗、又はキャパシタなどの複合抵抗であってよい。抵抗素子の構成には市販のキャパシタを使用することが好ましい。

【0042】

抵抗素子は、アタッチメント内に、そして有利にはアタッチメントの容積内に配置してよい。例えば、アタッチメントの内部形状に抵抗素子がパターン化されている特殊な構成も考えられる。代替案として、抵抗素子がキャップの材料によって完全に封入されてもよく、したがって、キャップ又はアタッチメントと一体の要素となってもよい。

20

【0043】

その場合、内視鏡カメラを使用する際にカメラの視野が有利には抵抗素子によって損なわれないように、抵抗素子をアタッチメント内に統合してもよい。カテーテルと抵抗素子自体との間の接触手段内に抵抗素子を統合することは、適切な電気特性と適切なサイズとを有する抵抗素子においては可能である。

【0044】

更に好ましい実施形態では、内視鏡用のアタッチメントは、1つ以上の機能チャネルを有してよい。機能チャネルは内視鏡内の管状空洞であり、これにより、内視鏡チャネル（作業チャネル）に適合する直径を有するツールを、患者の体の外から体内の治療介入部位まで挿入できる。

30

【0045】

作業領域及び処置すべき対象組織をモニタリングするため、例えば、内視鏡カメラを内視鏡の更なる機能チャネル内に配置してよい。代替案として、カメラ及び任意の照明システムを内視鏡の固有の部品としてもよい。

【0046】

カテーテルを内視鏡の機能チャネル内又は作業チャネル内に配置／挿入してよい。このとき、カテーテル内に任意で電気導体を配置してもよい。カテーテルの遠位端は、電気接触手段として設計され、かつ抵抗素子の一端に接続するのに適切な又は電極の近位端に直接に接続するのに適切な、電気接触手段を備えてよい。このために、抵抗素子及び／又は電極は、互いに適合する電気接触手段／接続部を有する。

40

【0047】

処置電流を制限するための抵抗素子が既にジェネレータ自体に設置されている場合には、アタッチメント内に配置された電極の近位端を、カテーテルの遠位端上の接触手段に直接接続してもよい。

【0048】

上述の電気導体に加えて、カテーテルは、ガス、好ましくは希ガス、を処置部位へ運び得るルーメンを備えてもよい。処置中、ガスは、キャップ又はアタッチメントによって囲まれたアタッチメント／キャップの内容積を充填する。対象組織に向かってのみ開口して

50

いる処置用開口をアタッチメント又はキャップが有するため、ガスは処置部位の領域に、適度に濃縮されたままとなる。アタッチメントチャンバ/キャップ内へは新鮮なガスが常に供給されるため、プラズマアークでの処置中に生じ得る煙又は蒸気は、特異的に開口を介して処置部位から運び出される。これにより、スモーク又は蒸気は、視野領域からも、又は内視鏡の他の作業チャンネルに位置する内視鏡カメラにより観察される領域からも、有利な方法で除去される。

【0049】

更に有利には、外科手術器具の/内視鏡のアタッチメントは、処置用開口の領域内にマーキングを備えてよい。例えば、これらのマーキングは目盛を形成してよく、その目盛は、処置用開口内/処置用窓内に見える処置すべき対象組織の大きさについての結論が出せるように、配置される。

10

【0050】

これらのマーキング及び前記目盛は、カメラ画像上で、又は他の内視鏡チャンネル/機能チャンネルに追加的に設けられ得る光学システム若しくはカメラを介した外部モニタ上で、視認可能であってよい。

【0051】

マーキング/目盛は、アタッチメントの材料に埋め込んでもよく、又は浮出し状の構造を有してもよい。これらはまた、アタッチメントの材料上に印刷されてもよい。

【0052】

更に好ましい実施形態では、アタッチメントは、キャップ及び装着用装置/アダプタから一体に形成されてもよい。1ピースで設計する場合、内視鏡に接続される又は接続され得るアタッチメントの部分は、弾性材料から作成してよい。

20

【0053】

アタッチメントのキャップ状の部分は、比較的剛性な電気絶縁材料から構成してよい。有利には、アタッチメントの材料は、その全体又は一部を、半透明の材料から構成してよい。

【0054】

内視鏡に装着されるゴム様弾性端部/アダプタと、ねじれに関して剛性のあるキャップとを備える1ピースのアタッチメントは、例えば、射出成形法の2-K技術を用いて製造できる。

30

【0055】

しかし、アタッチメントの2ピース構成もまた可能であり、これもまた好ましい。アタッチメントが2ピースで設計される場合、キャップ状部分/キャップ、及び装着用装置/アダプタは、好ましくは異なる機械的特性を有する異なる材料から作成された、2つの個別の要素である。

【0056】

装着用装置/アダプタは、その近位端で、給送装置の/内視鏡の遠位端に(前記遠位端に滑らせて被せることにより)締結されるように機能する。そのため、プッシング又はスリーブとも称される装着用装置/アダプタがゴム様弾性材料又は単純な粘着テープから構成されれば、有利である。こうすれば、それぞれ異なる直径を有する内視鏡に、装着用装置/アダプタを滑らせて被せる又は締結することが可能である。プッシングはまた、非弾性材料から構成されてもよい。この場合、プッシングは、プッシングの直径に合致する内視鏡タイプにのみ、その寸法に従って締結され得る。

40

【0057】

他方の遠位端では、プッシングは、キャップの側部に接続されるよう設計されてよい。プッシングとキャップとが互いに接続される領域では、プッシング並びにキャップは、バヨネットロック又はねじ接続などの対応する接続手段を備えてよい。粘着接続もまた考えられる。プッシングとキャップとの間のこれらの接続により、プッシングが内視鏡上に留まることができるので、様々なキャップを同一の内視鏡に使用することができる。代替案として、プッシングとキャップとを含むアタッチメント全体を交換することができる。

50

【 0 0 5 8 】

抵抗素子及び電極がキャップの / アタッチメントの一部である場合、キャップの / アタッチメントの交換は、抵抗素子の値に依存する処置深さに影響を与え得る。

【 0 0 5 9 】

更に有利な方法では、アタッチメントは、熱状態をモニタするために、NTC抵抗又は絶対温度若しくは温度変化を測定するための他の適切な手段などの、温度測定装置を備えてよい。

【 0 0 6 0 】

更に、前記手段は、温度測定の過程で得られた値も送信されるように構成されてもよい。アタッチメント内の温度に関する情報は、例えば、カテーテルの電気導体を介して送信可能であり、例えば多重化方法などにより電子的に処理可能な情報として送達できる。アタッチメント内又は内視鏡内の適切なデバイスによる無線送信もまた可能である。視覚化のため、温度値を、例えば内視鏡カメラのカメラ映像内に表示できる。専用装置での外部表示とすることも考えられる。

10

【 0 0 6 1 】

本発明を、以下の添付の図を参照しつつ、特に例示的な実施形態に基づき以下に更に詳しく説明する。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 6 2 】

【 図 1 】 図 1 は、本発明の好ましい例示的な実施形態によるプラズマ外科手術器具の個別の要素を示す。特に、キャップ状の第 1 のピースから構成されるアタッチメント、給送装置 / 内視鏡に選択的に締結するための第 2 のピースとしてのプッシング又は装着用装置 / アダプタ、並びに、アタッチメント内に位置する、電極、抵抗素子、接続ソケットなどのピースを示す。器具のカテーテル / 電気ケーブルは単に示すだけにとどめている。

20

【 図 2 】 図 2 は、内視鏡に設けられた装着用装置 / アダプタを備えるプラズマ外科手術器具のアタッチメント、アタッチメントの内部領域に位置する電極、並びに、アタッチメントの処置用開口 / 窓を示す。

【 図 3 】 図 3 は、アタッチメントを 2 ピース構成とした場合の、キャップ状ピースの近位端から見たアタッチメントの装着用装置 / アダプタを示す。

【 図 4 】 図 4 は、処置用開口と特に処置用開口の周りに配置された目盛マーキング / マーキングとを含む、アタッチメントの内部を示す図である。

30

【 図 5 】 図 5 は、電極の一実施形態を示す。

【 図 6 】 図 6 は、内視鏡内に戴置 / 挿入されたカテーテルの接触手段（電気導体 / ケーブル）と接触するための接続ソケットの拡大図を示す。

【 図 7 】 図 7 は、接続ソケットに接続するためのカテーテルの電線の遠位端におけるコネクタ構成を示す。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 6 3 】

図 1 において、本発明の好ましい例示的な実施形態による好ましくは最小侵襲のプラズマ外科手術装置 / 器具の本質的な構成部品が、分解図により示されている。この例示的な実施形態によれば、プラズマ外科手術装置 / 器具は、複数の（本件では 4 つの）機能チャネル / 作業チャネル 1 a ~ 1 d を有するように通常は実現される、好ましくは内視鏡 1 の形の給送装置の作業チャネル内に挿入されるために設けられる。特に内視鏡は、通常、医療用ツールの挿入用には 1 つの作業チャネルのみを有し、残りのチャネルは、例えば照明目的、光学素子用、抽出、すすぎ用などのために設けられる。

40

【 0 0 6 4 】

本発明による外科手術器具のカテーテル 2（ツール）は、内視鏡 1 の作業チャネル 1 a 内に戴置される、又は当該作業チャネル 1 a に挿入される / 挿入され得る。とりわけ、カテーテル 2 は、外科手術器具（内視鏡 1）の遠位端にある電極 9 ヘジェネレータ（図示せず）からエネルギーを送達するのに必要な、電気接点手段（ケーブル、ワイヤ、ケーブル

50

端子) 3 ~ 5 aを備える。軸方向の一方側の直径が小さく、軸方向の他方側の直径が大きい、管状又はスリーブ状装着用装置 / アダプタ 6 が見える。内視鏡 1 の遠位端の方を向いている小さい直径を有する側は、ブッシングとも称される装着用装置 / アダプタ 6 を、内視鏡 1 に、特に内視鏡ヘッドに締結する側を形成する。このために、この小さい直径を有する側は、本質的に滑らかな内壁を有する好ましくは弾性ホース部を形成する。この内壁は、ばね弾性又は摩擦により内視鏡 1 に接着されるように内視鏡 1 に取り付けられ / 被せられ得る。大きい直径を有する側は、同様に弾性ホース部を構成するが、内側の周囲を取り巻く環状突出部又はビードを有する。

【0065】

アプリケーションキャップ 10 が、大きい直径を有するブッシング 6 の遠位軸方向側に装着される又は装着され得る。このために、アプリケーションキャップ 10 は、丸い遠位端部と外周に掛止溝が設けられたスリーブ状近位端部とを備える、はめ輪又はカップに基づく外形を有する。アプリケーションキャップ 10 をブッシング 6 に装着するために、ブッシング 6 は、スリーブ状近位キャップ端部上に被せられ、それにより、ブッシング側ビードが、ロックを形成するようにキャップ側掛止溝に正しく掛止される。このようにして、アプリケーションキャップ 10 は、キャップのサイズ、直径、及び / 又は形状にかかわらず、弾性ブッシング 6 を介して標準的な内視鏡に機械的に接続され得る。

【0066】

ここで再度強調するが、給送装置 (内視鏡) 1 は本発明による外科手術器具の一部ではなく、単に、患者の内部に外科手術器具を挿入する際に挿入補助具として機能するだけである。外科手術器具自体は、(内部ケーブルを有する)カテーテルと、カテーテルに接続され得る又は接続される電極 (任意で電極の直ぐ上流に配置される抵抗を有してもよい) と、アプリケーションキャップ 10 及び装着用アダプタ 6 から構成されるスペーサとで構成される。

【0067】

組み合わせでは、アプリケーションキャップ 10 とブッシング 6 とがスペーサ / 内視鏡アタッチメント 15 を形成する。スペーサ / 内視鏡アタッチメント 15 は、この好ましい例では、2つの上述した別体 6、10 から構成されている。このように、ブッシング 6 は全体として例えば弾性材料から構成されてよく、キャップ 10 は全体として例えば剛性の / 硬い材料から構成されてよい。代替案として、この2つの機能部を備える内視鏡アタッチメント 15 はまた、1つの材料で一体に形成されていてもよい。

【0068】

図 1 及び 2 によれば、アプリケーションキャップ 10 は、患者の対象組織と接触するよう設けられた、好ましくは平らな / 平面状の (支持) 領域 11 を備える。スリーブ状ブッシング 6 が、アプリケーションキャップ 10 の長手方向軸をも同時に形成する中心の / 軸方向の軸 17 を有するとすると、前記平面状領域 11 は、中心から外れて位置し、遠位方向において長手方向軸に対して鋭角で傾斜している。更に、本質的に平面状な領域 11 は処置用開口又は窓 12 を備え、この処置用開口又は窓 12 を通して、アプリケーションキャップ 10 に囲まれた空間容積 16 が、雰囲気と流体連通状態にある。

【0069】

図 1 には、電極 9、接続ソケット (接触手段) 8、及びエレクトロニクスアセンブリ (抵抗素子) 7 も見てとれる。これらの要素は、アタッチメント 15 又はアプリケーションキャップ 10 の空間容積 16 内に配置され、カテーテル 2 内の電線 4、5 に電氣的に接続される又は電氣的に接続され得る。ここで、内視鏡 1 内の機能チャネル 1 b ~ 1 d は通例では中心から外れるように作業チャネル 1 a の周りに配置される、という事実言及する。それ故に、内視鏡 1 の光学システムも中心から外れて位置づけられる。しかし、処置用窓 12 も中心から外れて配置されているので、空間容積 16 内に突出する電極 9 によって光学システムと処置用窓 12 との間の視線が妨げられずそして実際にブロックされないような様式で、アタッチメント 15 は光学システムに対して内視鏡ヘッド上で回転可能である。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

特に、一種の装着用基部（更なる詳細は図示せず）がブッシング 6 内に設けられている。特に図 6 の拡大図に示されるようなブラケット状の支持部が、前記装着用基部に固定され得る。接続ソケット 8 並びに抵抗素子 7（したがってこれらの要素はブッシング 6 内に固定可能である）は上記支持部に装着される。抵抗素子 7 は接続ソケット 8 に電氣的に接続される。

【 0 0 7 1 】

図 2 は、内視鏡 1、特にその内視鏡ヘッドの側面図を示す。この内視鏡ヘッドに、ブッシング 6 と、ブッシング 6 を介してアプリケーションキャップ 10 とが取り付けられている。電極 9 の近位端 9 a は接続ソケット 8 に接続され、支持部を介してブッシング 6 内に固定されている。電極 9 の遠位先端 9 b はアタッチメント 15 の / アプリケーションキャップ 10 の空間容積 16 内に突出している。ソケット 8 の、したがって電極 9 の取り付けがアタッチメント 15 に対して固定されているので、電極先端 9 b と処置用開口 12 との間には構造上最小の距離が存在することになる。

【 0 0 7 2 】

既に説明したように、装着用装置 / アダプタ / ブッシング 6 はゴム様弾性材料、例えばシリコンゴムから作成されており、それぞれ異なる直径を有する内視鏡 1 に対して柔軟に結合可能となっている。本実施形態では、キャップ状ピース 10 が、例えば合成材料又はセラミック材料などの（ブッシング 6 の剛性より高い）所定の剛性を有する電気絶縁材料から製造される。更に好ましくは、この電気絶縁材料は半透明である又は更には透明である。

【 0 0 7 3 】

特に図 4 を参照して、処置用開口 12 の周りにはマーキング又は目盛の目 13 が見える。これらのマーキング 13 は、処置すべき対象組織のサイズ / 寸法に関する見当をつけるという意味で治療介入の際にユーザの役に立つ。実際、処置用開口 12 が位置づけられている平面状領域によりアプリケーションキャップ 10 が対象組織上にある場合には、役に立つ。マーキング 13 を目盛又は目盛マーキングと称してもよい。

【 0 0 7 4 】

図 3 は、装着用装置 / アダプタ（ブッシング）6 の正面斜視図である。前景には、内側周方向ビードを有する装着用装置 / アダプタ 6 の大直径の遠位端が見える。この内側周方向ビードは、キャップ状ピース（アプリケーションキャップ）10 の近位端に結合するものである。このように、前記装着用装置 / アダプタ / ブッシング 6 は、アタッチメント 15 を交換する場合には、任意でアプリケーションキャップ 10 又は内視鏡 1 上に留まることができる。したがって、本構成により、それぞれ異なる電極 9 若しくは抵抗素子 7、それぞれ異なる空間容積 16、及び / 又はそれぞれ異なる寸法の処置用開口 12、を備える様々なアタッチメント 15 を、同一の内視鏡 1 に装着することができる。抵抗素子 7 がアタッチメント 15 内に位置しているので、アタッチメント 15 を変えれば、異なる抵抗値、したがって異なる処置深さを選択することができる。

【 0 0 7 5 】

図 4 のキャップ状のピース / キャップ 10 の内部を示す図は、処置用開口又は窓 12 と、処置中は対象組織上にあることが理想的である平面状領域 11 とを示している。窓 12 の周りに配置されているのは、上述したマーキング又は目盛の目 13 である。これらのマーキング / 目盛の目 13 のサイズは、処置を行う医者にとっては既知であり、設計により予め定められている。例を挙げると、2つの目盛の目の間の距離は、mm 単位の特定の値であってよい。それ故に、処置を行う医者は、例えばカメラ、特に内視鏡カメラによって出力され得る画像上で、窓 12 内に位置する対象物のサイズを瞬時に正確に評価することができる。

【 0 0 7 6 】

少なくともアプリケーションキャップ 10 用のプラスチック及びセラミックの電気絶縁作用により、アタッチメント 15 の内部空間 16 の、周囲物に対する有利な電気絶縁がも

10

20

30

40

50

たらされる。それ故に、平面状領域 1 1 が対象組織上にある場合には、プラズマアークは、処置用開口 1 2 (開口領域 1 2 a) の領域内において視認可能な組織にのみ作用することができる。

【 0 0 7 7 】

図 5 の電極 9 は、可能な最善の方法で、内視鏡オプティクスと処置用開口との間の視線から外れるために好ましくは数回カーブした長手方向延長部を有し、その遠位端 9 b に先端を備える。電極 9 の近位端 9 a は、抵抗素子 7 (ここでは見えていない) の側部に直接電氣的に接続されている。アタッチメント 1 5 における電極 9 の位置は、処置用開口 1 2 に対して固定されている。電気アークは、処置用窓 1 2 を通して視認可能な対象組織と電極 9 の電極先端 9 b との間で点火される。

10

【 0 0 7 8 】

図 6 の接続ソケット 8 は、カテーテル 2 の電気導体 4、5 を抵抗素子 7 (ここでは図示せず) の側部に接続する。このために、接続ソケットは電気ソケットと同様の筐体を備え、接続ソケット内において、接続ピン 8 a が筐体内へ突出するように配置されている。接続ピン 8 a は抵抗素子 7 に電氣的に接続されており、抵抗素子 7 は電極 9 に直ぐに接続されている。図 6 によれば、ソケット筐体はブラケット状の支持部に固定されているが、ブラケット状の支持部と一体に設計されてもよい。

【 0 0 7 9 】

図 7 は、カテーテル 2 の電線側の接続プラグを拡大図で示したものである。

【 0 0 8 0 】

これによると、カテーテル 2 は、合成材料などの電気絶縁材料で作成された管状被覆と、前記被覆の端側に被せられるコネクタスリーブ 3 とから構成される。被覆内に配置されるのは、電気導体又はワイヤ 4、5 であり、その端側には接続ピン 8 a に差し込まれるよう設計された受け耳 5 a が設けられている。コネクタスリーブ 3 は、受け耳 5 a の周方向側を非接触で取り囲んでいる。

20

【 0 0 8 1 】

電極 9 を電気エネルギー源に接続するために、コネクタスリーブ 3 は、摩擦によって嵌め合われるか又はロックを形成するような様式で、接続ソケット 8 又はその筐体に差し込まれる。その際、受け耳 5 a は自動的に接続ピン 8 a 上に載置される。最後に、プッシング 6 が、カテーテル 2 を引き込みながら内視鏡 1 に被せられ、アプリケーションキャップ 1 0 がプッシング 6 上に正しく掛止され得る。

30

【 0 0 8 2 】

接続ソケットとプラグ 5 a との機械的接続は、上述したように、純粹にプラグ接続として設計してよい。しかし、ねじ接続又はパヨネット接続の形で実施することも可能である。

【 0 0 8 3 】

要約すると、本開示は、内視鏡 1 に装着されるアタッチメント 1 5 の形のスペーサに関し、アタッチメント 1 5 は、キャップ状に設計され、空間容積を囲み、絶縁材料から作成されている。更に、アタッチメント 1 5 は、内視鏡 1 の遠位端に結合されるよう設計された装着用装置 / アダプタ 6 を備える。アタッチメント 1 5 は、対象組織と接触するように設計された領域 1 1 を有し、表面領域 1 2 a を囲む開口 1 2 を更に画定する。空間容積内に配置されるのは、遠位端 9 b と近位端 9 a とを有する電極 9 であり、電極 9 の遠位 9 b 端は表面領域 1 2 a の最も近い点までの所定最小距離を有する。ここで、最も近い点とは、電極 9 の遠位端に交わる、表面領域への垂線が通る、表面領域 1 2 a の点である。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 8 4 】

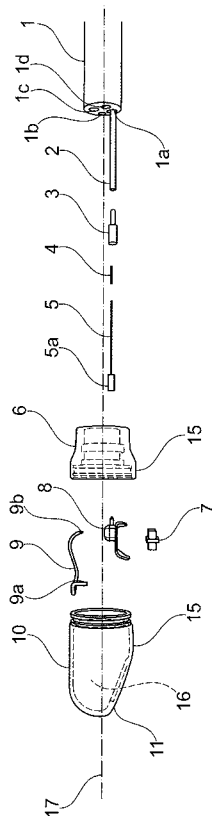
- 1 内視鏡
- 1 a ~ d 内視鏡の作業チャネル / 機能チャネル
- 2 カテーテル
- 3 コネクタスリーブ

50

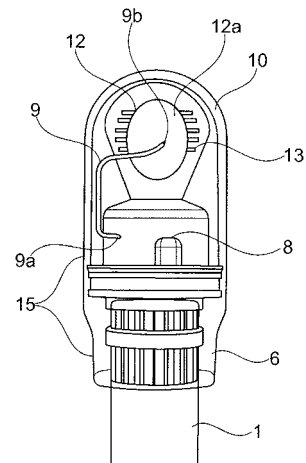
- 4、5 電気導体
- 5 a 接触耳
- 6 装着用装置 / アダプタ、ブッシング
- 7 エレクトロニクスアセンブリ / 抵抗素子
- 8 ソケット / 接続ソケット
- 9 電極
- 9 a 電極先端 (遠位端)
- 9 b 電極 (近位端)
- 10 キャップ
- 11 組織接触領域
- 12 キャップの開口 / 窓
- 12 a 表面領域
- 13 マーキング
- 15 アタッチメント
- 16 空間容積
- 17 長手方向軸

10

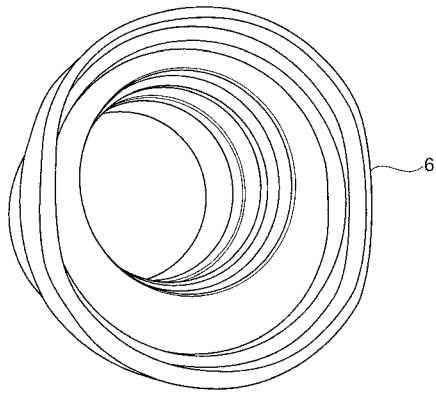
【図 1】



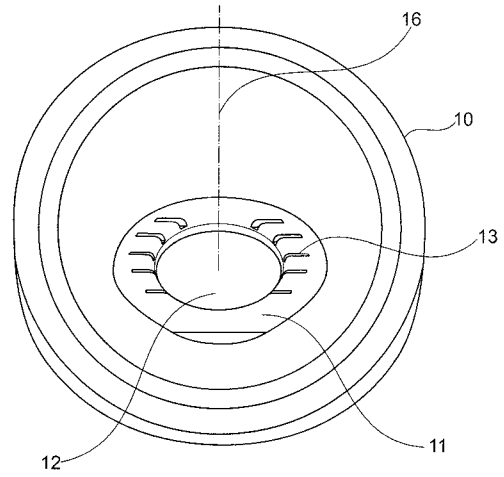
【図 2】



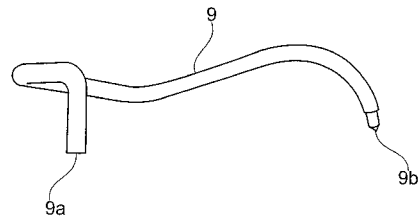
【図 3】



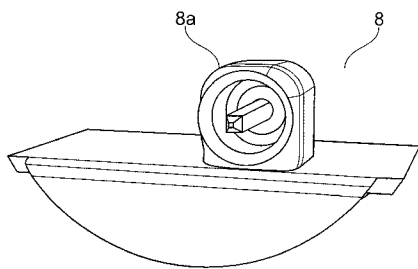
【図 4】



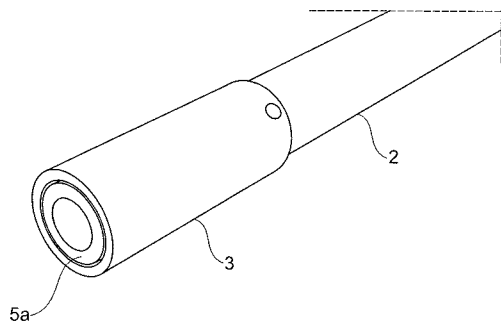
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 グンナル アンヘック
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2 0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2 6 オヴェス
 コ エンドスコピー アーゲー 内

(72)発明者 ガボァー コンラート
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2 0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2 6 オヴェス
 コ エンドスコピー アーゲー 内

(72)発明者 マルク オー・シュアー
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2 0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2 6 オヴェス
 コ エンドスコピー アーゲー 内

(72)発明者 トーマス ゴットヴァルト
 ドイツ連邦共和国 チュービンゲン 7 2 0 7 4 ドルファッカーシュトラッセ 2 6 オヴェス
 コ エンドスコピー アーゲー 内

F ターム(参考) 4C160 KK47 KK70
 4C161 FF37 GG15 HH56

【外国語明細書】
2016101492000001.pdf

专利名称(译)	带间隔物的等离子手术器		
公开(公告)号	JP2016101492A	公开(公告)日	2016-06-02
申请号	JP2015218342	申请日	2015-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	奥维比分结束复制AG		
申请(专利权)人(译)	Ovesuko结束复印AG		
[标]发明人	チンギア ホー グンナル アンヘック ガボアー コンラート マルク オーシュアー トーマス ゴットヴァルト		
发明人	チンギア ホー グンナル アンヘック ガボアー コンラート マルク オー.シュアー トーマス ゴットヴァルト		
IPC分类号	A61B18/00 A61B1/00		
CPC分类号	A61B18/042 A61B2018/00083 A61B2018/00178 A61B2018/00577 A61B2018/00791 A61B2018/1213		
FI分类号	A61B17/36 A61B1/00.300.B A61B1/00.300.J A61B1/00.334.D A61B1/00.622 A61B1/00.650 A61B1/00.651 A61B1/018.515 A61B18/04 A61B18/12		
F-TERM分类号	4C160/KK47 4C160/KK70 4C161/FF37 4C161/GG15 4C161/HH56		
代理人(译)	大川 宏		
优先权	102014116253 2014-11-07 DE		
其他公开文献	JP6614926B2 JP6614926B6		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

等离子体手术设备的附件或（组织）垫片。呈内窥镜1上的附件15形式的垫片。附件形成为帽状，包围空间16的体积并且由绝缘材料制成。附件还包括设计成联接到内窥镜远端的安装装置/适配器6。附件包括区域11，区域11设计成接触目标组织，进一步形成围绕表面区域的开口。电极9位于空间空间内，该电极9具有远端9b和近端9a，电极的远端具有到表面积的最接近点的预定最小距离。[选型图]图1

