

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6315992号
(P6315992)

(45) 発行日 平成30年4月25日 (2018.4.25)

(24) 登録日 平成30年4月6日 (2018.4.6)

(51) Int.Cl.		F I
A 6 1 B 18/12	(2006.01)	A 6 1 B 18/12
A 6 1 B 18/00	(2006.01)	A 6 1 B 18/00
A 6 1 B 18/18	(2006.01)	A 6 1 B 18/18
H 0 5 H 1/24	(2006.01)	H 0 5 H 1/24

請求項の数 12 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2013-548887 (P2013-548887)	(73) 特許権者	512008495 クレオ・メディカル・リミテッド CREO MEDICAL LIMITE D イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・ エイチ モンマスシャー、チェプストー、 ビューフォート・パーク、リバーサイド・ コート
(86) (22) 出願日	平成24年1月9日 (2012.1.9)	(74) 代理人	110001195 特許業務法人深見特許事務所
(65) 公表番号	特表2014-511190 (P2014-511190A)	(72) 発明者	ハンコック、クリストファー・ポール イギリス、ピー・エイ・2 5・イー・エ イチ バース・アンド・ノース・イースト ・サマセット、バース、クーム・ダウン、 ジ・アベニュー、ゴールドニー・ハウス 最終頁に続く
(43) 公表日	平成26年5月15日 (2014.5.15)		
(86) 国際出願番号	PCT/GB2012/050034		
(87) 国際公開番号	W02012/095653		
(87) 国際公開日	平成24年7月19日 (2012.7.19)		
審査請求日	平成26年11月25日 (2014.11.25)		
審査番号	不服2016-19214 (P2016-19214/J1)		
審査請求日	平成28年12月22日 (2016.12.22)		
(31) 優先権主張番号	1100444.7		
(32) 優先日	平成23年1月11日 (2011.1.11)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

(54) 【発明の名称】 デュアルの無線周波数およびマイクロ波電磁エネルギーを有する電気手術器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

第1の周波数を有する無線周波数(RF)電磁(EM)エネルギーおよび第1の周波数より高い第2の周波数を有するマイクロ波EMエネルギーを生体組織に与えるための電気手術切除器具であって、前記器具は

第1の導電性エレメントを第2の導電性エレメントと分離させる第1の誘電材料からなる本体を含む器具先端部、ならびに

内側導体と、前記内側導体と同軸の外側導体と、前記内側導体および外側導体を分離する第2の誘電材料とを含む同軸供給ケーブルを備え、前記同軸供給ケーブルは、第1の周波数を有するRF信号および第2の周波数を有するマイクロ波信号を同時に、または別個に、搬送でき、前記器具はさらに

器具先端部に流体を送るための流体供給導管を備え、

前記内側導体は第1の導電性エレメントに電氣的に接続され、かつ、前記外側導体は第2の導電性エレメントに電氣的に接続されて、器具先端部がRF信号およびマイクロ波信号を受取れることを可能にし、

前記第1および第2の導電性エレメントは、

RF信号に対応するRF EM放射を伝えるための能動電極および帰還電極として、および

マイクロ波信号に対応するマイクロ波EM放射を放出するアンテナとして、働くように配置され、

前記器具先端部は平面伝送線路エレメントを含み、前記第 1 の誘電材料の本体は実質的に平面状エレメントであり、前記第 1 の導電性エレメントは前記平面状エレメントの第 1 の表面上の第 1 の導電層であり、前記第 2 の導電性エレメントは、第 1 の表面と反対側の、前記平面状エレメントの第 2 の表面上の第 2 の導電層であり、

前記平面状エレメントの前記第 1 の表面と前記平面状エレメントの前記第 2 の表面とは、前記同軸供給ケーブルの長手方向軸と平行な方向に前記第 1 の導電層と前記第 2 の導電層との間を延在し、

前記第 1 の導電層および第 2 の導電層の両方は、RF 切断部として示される領域において前記平面状エレメントの少なくとも 1 つのエッジまで延在し、前記 RF 切断部以外において前記平面状エレメントのエッジから後退している、器具。

10

【請求項 2】

前記第 1 および第 2 の導電性エレメントの両方は、前記第 1 の誘電材料の一方または両方の側部エッジに延在する、請求項 1 に記載の器具。

【請求項 3】

前記第 1 の誘電材料の遠位端は丸まっている、請求項 1 または 2 に記載の器具。

【請求項 4】

前記流体供給導管は生理食塩水を器具先端部に送達するよう配置されている、請求項 1 から 3 のいずれかに記載の器具。

【請求項 5】

前記器具先端部本体の下側に取付けられる第 3 の誘電材料を備え、第 3 の誘電体部材は器具先端部に向かって長さ方向に沿って上向きに湾曲している、請求項 1 から 4 のいずれかに記載の器具。

20

【請求項 6】

前記第 3 の誘電材料は、流体供給導管を受入れるための長手方向の通路を含む、請求項 5 に記載の器具。

【請求項 7】

前記流体供給導管は、出口が器具の遠位先端にある延在した位置と、出口が器具の遠位先端から後退している引っ込み位置との間で、器具先端部本体に対して長手方向に移動可能な先端部分を含む、請求項 1 から 6 のいずれかに記載の器具。

【請求項 8】

前記先端部分は針を含む、請求項 7 に記載の器具。

30

【請求項 9】

流体供給導管および同軸ケーブルをともに器具先端体に送るための共通キャリアチューブを備え、前記共通キャリアチューブの外径は 2 . 5 mm 未満である、請求項 1 から 8 のいずれかに記載の器具。

【請求項 10】

前記共通キャリアチューブは、同軸ケーブルを受入れるための第 1 の長手方向ボアと、流体供給導管を受入れるための第 2 の長手方向ボアとを含む、請求項 9 に記載の器具。

【請求項 11】

前記共通キャリアチューブを内視鏡の装置チャンネル内で回転させるために、共通キャリアチューブに固定される回転ノブを備える、請求項 9 に記載の器具。

40

【請求項 12】

前記同軸供給ケーブルおよび流体供給導管の合わせた直径は 2 . 5 mm 未満であり、前記器具先端部は 1.2 mm 以下だけ同軸供給ケーブルから延在し、2 . 0 mm 以下の幅および 0 . 5 mm 以下の厚さを有する、請求項 1 に記載の器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

技術分野

本発明は、無線周波数およびマイクロ波周波数のエネルギーを用いて組織に処置を行なう

50

電気手術装置で用いる器具に関する。特に、本発明は、組織を切断するための無線周波数エネルギーと、止血（すなわち、血液の凝固を促すことによって破れた血管を封止）するためのマイクロ波周波数エネルギーとを放出することができる電気手術器具に関する。

【背景技術】

【0002】

発明の背景

外科的切除は、肝臓または脾臓または腸といった、人間または動物の体内の器官にある不所望の組織部分を取除く手段である。組織が切断（切り分けるまたは離断）されると、小動脈と呼ばれる小さい血管は損傷または破裂する。最初に出血が起こり、次に出血点を塞ごうとして血液が塊になる凝固カスケードが生じる。手術の際、患者から失われる血液はできるだけ少ないことが望ましいので、血を伴わない切断を提供しようとしてさまざまな装置が開発されている。

10

【0003】

たとえば、Hemostatix（登録商標）Thermal Scalpel System（<http://www.hemostatix.com>）は、鋭いブレードを止血システムに組合せている。このブレードはプラスチック材で被覆され、ブレードの温度を正確に制御する加熱装置に接続される。これは、加熱したブレードにより、組織の切断時に組織を焼灼するためである。

【0004】

切断および止血を同時に行なう他の既知の装置は、ブレードを用いない。一部の装置は組織を切断および/または凝固するために無線周波数（RF）エネルギーを用いる。（ハーモニックメスとして知られている）他の装置は、組織を切断するのに高速に振動する先端部を用いる。

20

【0005】

RFエネルギーを用いた切断方法は、電流が（細胞のイオン成分によって支援されて）組織基質を流れるとき、組織を通る電子の流れに対するインピーダンスによって熱が発生するという原理を利用して機能する。組織基質に純正弦波を与えると、細胞内に十分な熱が発生して、組織の水分を蒸発させる。このため、細胞の内圧が大幅に上昇し、細胞膜はこれを制御することができず、結果として細胞が破裂する。これが広い領域にわたって発生したときには、組織が離断されていることがわかる。

【0006】

RF凝固は、より効率の低い波形を組織に与えることにより機能し、組織成分は蒸発する代わりに約65℃に加熱される。これは乾燥により組織の水分をなくし、さらに血管の壁のタンパク質および細胞壁をなすコラーゲンを変性させる。タンパク質の変性は凝固カスケードへの刺激として働き、凝固が高まる。同時に、壁にあるコラーゲンは棒状の分子からコイル状の分子に変性し、それにより血管は収縮して小さくなり、凝血塊にアンカーポイントを与え、塞ぐ面積を小さくする。

30

【0007】

WO2008/044000は、肝臓や脾臓などの血管が非常に多い組織を同時に切断および封止するよう適合された外科的切断装置を開示している。装置はマイクロ波放射源を備え、生体組織を切断するためのブレードを伴うアンテナを有する外科的器具に結合され、アンテナはマイクロ波エネルギーを制御可能に源からブレードが組織を切断する領域に放射するよう配置されている。マイクロ波エネルギーは切断領域での血液の流出を有効に塞ぐために、血液を凝固させることができる。WO2008/044000は、高いマイクロ波周波数（たとえば10GHz以上）の使用を示唆しており、これは既知のより低いマイクロ波周波数システムおよび無線周波数（RF）システムの使用と比べて、特有の利点がある。その理由としては、放射によるエネルギーの限定された浸透の深さ、および血流を封止するためにエネルギーを有効に組織内に放射できる小さい鋭いブレード構造の機能を挙げることができる。そのおかげで、ブレードの長さに沿って均一の場を生じさせながら同時に組織を切断して病変組織または癌組織の部分を取除くことができる。

40

【0008】

50

米国特許第 6,582,427 号が開示している電気外科手術システムは、RF エネルギー（典型的に 1 MHz の周波数を有する）およびマイクロ波エネルギー（典型的に 2.45 GHz の周波数を有する）の両方を発生するように配置されており、切断モードまたは凝固モードでの選択的手術を行なうことができる。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0009】

発明の概要

本明細書は、2009年7月20日に出版された本出願人の前の英国特許出願第0912576.6号に記載されている概念の展開したものを記載しており、以下に図1および図2を参照して簡単に説明する。

10

【0010】

これらの展開は本発明の2つの局面として表わすことができる。最も一般的に、本発明の第1の局面は、無線周波数(RF)電磁(EM)エネルギーおよびマイクロ波周波数EMエネルギーの両方を組織に送ることができる電気手術器具を提供し、器具先端部に流体供給が組込まれて、流体(たとえば、気体または液体)の送達が可能となる。気体または液体は、器具から放出されて、たとえば処置を支援する気体プラズマとして、または処置前に組織の領域を「膨らませる」液体として、たとえば腸の壁にあるポリープを、腸の壁に損傷を与えることなく切除できるよう持ち上げるために、放出され得る。器具は内視鏡によって処置部位に到達することができ、流体はたとえば内視鏡内に含まれる視認器具(カメラまたはレンズ)から破片を取除くために、処置部位(たとえば腸)を洗い流すためにも用いることができる。この流体は、RFおよびマイクロ波周波数EM放射と同時に、または別に送達することができる。

20

【0011】

こうして、第1の局面に従い、第1の周波数を有する無線周波数(RF)電磁(EM)エネルギーと第1の周波数より高い第2の周波数を有するマイクロ波EMエネルギーとを生体組織に与えるための電気手術切除器具が提供され、当該器具は、第1の導電性エレメントを第2の導電性エレメントから分離する、第1の誘電材料からなる本体を含む器具先端部と、同軸供給ケーブルとを備え、同軸供給ケーブルは、内側導体と、内側導体と同軸の外側導体と、外側導体および内側導体を分離する第2の誘電材料とを含み、同軸供給ケーブルは第1の周波数を有するRF信号および第2の周波数を有するマイクロ波信号を同時にまた別個に搬送し、当該器具はさらに流体を器具先端に送るための流体供給導管を備える。内側導体は第1の導電性エレメントに電氣的に接続され、外側導体は第2の導電性エレメントに電氣的に接続されて、器具先端部がRF信号およびマイクロ波信号を受取ることができる。第1および第2の導電性エレメントは、電導によってRF信号に対応するRF EM放射を搬送するために、能動および帰還電極として、ならびに受取ったマイクロ波信号に対応するマイクロ波EM放射を放射するために、アンテナとして働くよう配置されている。

30

【0012】

当該器具はRFエネルギー用の局所的帰還経路、すなわち第1の導電性エレメントと第2の導電性エレメントとの間で送られるべきRFエネルギー用の低インピーダンスルート、を提供するよう構成されてもよい。たとえば、導電性エレメント同士を分離する第1の誘電材料は、局所的帰還経路を与え得る、または以下で説明するように、気体を器具先端部に送って導電性エレメントの近くにプラズマを発生させて、局所的低インピーダンス帰還経路を与えることができる。第1の誘電材料が高い誘電率(たとえば、空気よりも高い誘電率)を有し、かつ第1の誘電材料による第1および第2の導電性エレメントの分離が小さい場合、すなわち1mm未満である場合、RF組織切断は器具先端部のエッジで行なわれ得る。この配置により、電流を流すために必要な優先的帰還経路を提供し得る。

40

【0013】

この器具は、現在一般的な麻酔の下でオープンな環境で行なわれている代わりとして、

50

局所麻酔でのオープン手術を行なうために、およびキーホールまたは腹腔鏡手術を行なうために、電気手術切除装置で使用するのに適し得る。

【0014】

流体供給導管は器具先端部に液体（たとえば生理食塩水）を送るよう配置でき、流体供給導管は器具先端部の遠位端に出口を有して、液体を生体組織内に入れる。生体組織を膨らますために流体（生理食塩水など）を注入することは、特に器具が腸の壁を扱う場合に有用である。このような態様で組織を膨らますことは、腸に穴を開けるリスクを減少させ得る。RFおよび/またはマイクロ波エネルギーを送るために使う器具と同じ器具を用いて流体を送ることは有利である。なぜなら、別の器具を領域内にまたは処置の間に導入すれば、（たとえば流体の浸透に起因して）収縮が起こり得るからである。同じ処置構成物を用いて流体を導入できることにより、収縮が起こればすぐに高さを上げることができるようになる。さらに、乾燥または切断ならびに流体の導入を行なうのに1つの器具を用いることは、ポリープ除去手術全部を行なうのに要する時間を短縮させ、患者に害をもたらす危険を減らし、さらに感染のリスクも減らす。より一般的に、流体の注入は、処置領域を洗浄するために、たとえば処置するのにより見やすくできるよう、廃棄物や除去組織を排除するために用いることができる。上記のように、これは特に内視鏡手術で有用であり得る。

10

【0015】

器具先端部本体の下側は、幅方向において凸状または湾曲したプロファイルを有することができ、さらに器具が腸の壁内に食い込んで腸に穴を開けてしまうリスクを減らすために、長さ方向に沿ってわずかに上向きに湾曲してもよい。当該器具は、第1の誘電材料と反対側に、第2の導電性エレメントに装着（たとえば接着）された第3の誘電材料（たとえばセラミック）を含むことができる。第3の誘電材料は、湾曲した下側をなすように整形（たとえば成形）されてもよい。

20

【0016】

流体供給導管は、（たとえば、その遠位端において）剛性管または針、たとえば皮下注射針、で終端することができ、その部分の直径は流体供給導管の残りの部分よりも小さくてもよい。剛性管または針は、生体組織を貫くのに適する貫通遠位部を好ましくは含む。流体供給導管は器具の下側に、たとえば第1および第2の導電性エレメントと別個に、取付けられ得る。たとえば、流体供給導管は第3の誘電材料の中または上に装着することができ、それにより流体は器具の湾曲した部分から導入され得る。この装置の構造は、腸の壁にある無茎性ポリープの除去に特に有用であり得る。湾曲した部分を構成しかつ針または管を収納するために用いられる材料は、マイクロ波およびRF場を伝搬するために用いられるような低損失マイクロ波材料である必要はない。なぜなら、それは電磁場の伝搬に係わらないからである。適切な材料として、セラミック、腸（または他の生体組織）の壁に引っつかない生体適合プラスチックなどがある。材料は、幅および長さの両方に沿って装置が湾曲できるよう配置されるべきである。好ましくは、湾曲は長さの半分辺り、たとえば4mmまたは5mmから始まるようにして、（RFおよび/またはマイクロ波の放射が器具先端本体に送られる）近位端は平坦であり、遠位端は上昇している。この構成は、ポリープ除去処理の際、装置が腸に穴を開けるリスクをさらに減少させる。

30

40

【0017】

一実施の形態において、流体供給導管は、たとえば器具先端から突出または引っ込むために、器具先端部本体に対して長手方向に移動可能であり得る。流体供給導管の突出部は、上記の剛性管または針を含み得る。

【0018】

同軸供給ケーブルおよび流体供給導管は、共通のキャリアチューブ内において、器具先端部本体に送られ得る。共通キャリアチューブは、内視鏡の器具チャンネルに嵌合するよう寸法決めされている管状体を含んでもよい。管状体は中に1対の長手方向に延在する穴を有し、それぞれ同軸供給ケーブルおよび流体供給導管を受入れる。

【0019】

50

流体供給導管の近位端はコネクタで終端してもよく、それにより管への液体を収納および注入するために用いることができる注射器への装着を可能にする。この注射器は、内視鏡の動きを操作または制御するために用いられる制御部の近くにあってもよい。

【 0 0 2 0 】

代替的に、または付加的に、流体供給導管は、器具先端において、第 1 および第 2 の導電性エレメント間にあるプラズマ生成領域に気体を送達するように配置されてもよい。ここで第 1 および第 2 の導電性エレメントは受信した R F 信号および / またはマイクロ波信号から電場を発生させるよう構成されており、電場により気体をイオン化して熱プラズマまたは非熱プラズマを生成する。気体は、空気、または適切な不活性ガス（たとえばアルゴン）、または混合気体であり得る。プラズマ生成領域は器具先端部内に囲まれてもよく、

10

【 0 0 2 1 】

プラズマは R F 電流用の優先的帰還経路を提供する助けとなり得る。これは第 1 および第 2 の導電性エレメント間に電導性のプラズマを築くことにより、および / または熱プラズマを生成および放出して、切断および / または封止を支援する、および / またはたとえばアルゴンビーム凝固と類似した態様で、組織の表面を凝固させることによりなされる。

【 0 0 2 2 】

直径が小さい（たとえば 2 . 5 m m 以下）および長い（たとえば、1 m 以上）器具では、熱プラズマおよび / または非熱プラズマは、マイクロ波周波数 E M エネルギーによって誘起されてもよい。これは、プラズマを着火しかつ維持する機能は、ケーブルの容量によって、および R F 生成プラズマでは必要となり得る、非常に高い電圧を発生部端部で生成する必要によって制限されないから好ましい。マイクロ波ケーブルは固定したインピーダンス環境を提供し、4 分の 1 波長構造（変圧器）を用いて場を増加させる機能は、相対的に低いレベルのマイクロ波パワーで一定したプラズマが形成できることを意味する。

20

【 0 0 2 3 】

代替的に、プラズマ生成領域は非熱または熱プラズマを生体組織に送ることができるようにする出口を含んでもよい。非熱プラズマを用いて組織を滅菌することができ、これは自然開口部を滅菌できることが有利である、現在出現している N O T E S 技術に関連する用途において特に興味の対象となり得る。熱プラズマを用いて表面凝固 / 切除または組織切断を行なうことができる。

30

【 0 0 2 4 】

プラズマは、器具先端部に送られる R F E M エネルギー、マイクロ波周波数エネルギー、またはこの両方の組合せを用いて、生成することができる。一実施の形態において、R F E M エネルギーのパルスを用いてプラズマを着火し、後でマイクロ波周波数エネルギーによって保たれる。電気手術器具でプラズマを生成する技術は、ここに引用により援用される W O 2 0 0 9 / 0 6 0 2 1 3 に開示されている。

【 0 0 2 5 】

器具先端部はここに記載されている 4 つの構造体のいずれかを有し得る：

- オープン手術およびキーホール（腹腔鏡）手術での使用が適する単一体（すなわち、セラミックなどの金属化誘電材料の 1 片）；
- 同軸構造体であって、第 1 の導電性エレメントは内側導体であり、第 2 の導電性エレメントは、内側導体と同軸である外側導体であり、第 1 誘電材料の本体によって分けられており；
- 平行板構造体（たとえば、平面伝送線路エレメント）であって、第 1 の誘電材料の本体は実質的に平面状のエレメントであり、第 1 の導電性エレメントは、平面状エレメントの第 1 の表面上の第 1 の導電層であり、第 2 の導電性エレメントは、第 1 の表面と反対側の、平面状エレメントの第 2 の表面上の第 2 の導電層である。

40

【 0 0 2 6 】

単一体は、処置ターゲットエリアに従う、または所望の機能を行なうための形状を有し得る。たとえば、器具先端部は腸の壁に対応するよう湾曲してもよい、または組織の除去

50

を促進するよう、かぎ状であってもよい。これらの概念は、本発明の第2の局面に関連して以下で説明される。

【0027】

上記の同軸構造体がいられる場合、流体供給導管は、同軸供給ケーブルおよび同軸構造体に組込まれた中空通路を含んでもよい。たとえば、気体は中空内側導体に沿って器具先端内に、または内側導体と外側導体との間に導入できる。

【0028】

上記の平面伝送線路エレメントがいられる場合、流体供給導管は第1および第2の導電層（2つの独立したプレートを形成）間に気体を導入するよう配置でき、非熱または熱プラズマを生成してそのプラズマを用いてRF電流用の帰還経路を提供する、または組織を滅菌もしくは切断する。平面伝送線路エレメントは、局所的帰還経路を提供するために高い誘電率の誘電材料領域と、第2の開放領域とを含むことができ、第2の領域は、組織を滅菌するために非熱プラズマを生成できるよう、または組織切断もしくは表面凝固を行なうために熱プラズマを生成できるよう、気体で充填できる。この配置は、2つの導電層またはプレート（能動導体および帰還導体）間に挿入される、比較的高い誘電率（または電媒定数）の材料の使用を利用できる。高い誘電率の材料は構造体の容量を増加させ、それにより構造体のインピーダンスを線形的態様で減少させ、これによりRF電流用の優先的帰還経路が築かれるまたは2つのプレート間に存在することを確実にする。

【0029】

プラズマが除去されると、構造体は2枚の平行板伝送線が空気によって分けられているように見える。この配置を用いてマイクロ波エネルギーを構造体の1つ以上のエッジに沿って、および/または表面に設けられる1つのもしくは複数のスロットを通して、またはアパーチャを通して、有効に放射するために用いることができる。プラズマのない平行板構造は、RF切断およびマイクロ波凝固に必要な条件を設定するためにも用いることができる。すなわち、RFでは、構造体は平行板キャパシタとしてモデル化でき、ブレードの長さに沿ってエッジにあり、端部において短くなっているメタライゼーション層を有する2枚のプレート間に誘電材料が挟持され、さらにマイクロ周波数では、構造体は分布エレメント伝送線路構造としてモデル化でき、長いエッジの一方または両方からおよび/または遠位端からマイクロ波エネルギーを放射することができる。

【0030】

誘電材料の両側にメタライゼーション層を有する平行板構造は、メタライゼーション層のそれぞれが誘電材料のエッジまでである場合、すなわち表面に露出している誘電材料部分はなく、金属のみが見える場合、最も効率のよい態様でRF組織切断を有効に行なうことができる。誘電体はマイクロ波切除または凝固が構造のエッジに沿ってまたは端部において行なうことができるよう、露出できる。

【0031】

構造体の遠位端において、たとえば端から0.5mmから1mmだけ、メタライゼーション層を少量取除くのが好ましいかもしれない。これは装置が組織を端部で切断するのが望ましくない場合に、それを防ぐためになされる（ただし本発明は器具先端部の遠位端で切断しない装置に必ずしも限定されていない）。しかし、腸の手術、すなわち無茎性ポリープの除去に関連する用途では、凝固のためにマイクロ波エネルギーを送ることはできるが、ブレードの端部においては切除用のRFエネルギーがない構造体が好ましい。なぜなら、このような配置は腸に穴を開けるリスクを減らすからである。

【0032】

一実施の形態において、平行板構造は以下のように構成できる：

(i) 第1の誘電材料は、幅1.5mmから2mm、長さ6mmから12mmのブロックを含む；

(ii) 第1および第2の導電性エレメントは、第1の誘電材料の両表面上にメタライゼーション層を含み、メタライゼーション層はブレードの長さに沿って、誘電体の両側上でエッジまで延在し、メタライゼーション層を有するブロックの全体の厚さは0.3mm

10

20

30

40

50

から 0.5 mm である；

(iii) 第 1 の誘電材料の近位端部において、第 1 の導電性エレメントを形成するメタライゼーション層において 0.5 mm のギャップがあり、能動導体と整合するために、かつ能動導体が短絡するのを防ぐ、；

(iv) 第 1 の誘電材料の遠位端において、第 1 および第 2 の導電性エレメントを形成するメタライゼーション層において 0.2 mm から 1 mm のギャップがあり、構造体が組織を切断するのを防ぐ、；および

(v) 第 1 の誘電材料の遠位端の角に約 0.2 mm の小さい半径があり、鋭いエッジが内側壁に引っ掛かることにより、構造体が内視鏡の器具チャンネル内で引っ掛かるのを防ぐ。

10

【0033】

プラズマを放出するために装置が用いられた場合、1 個または複数のスロットを設けて、熱い気体が構造体から逃げられるようにして、所望の組織切断効果を得る。同じ装置を用いて組織を滅菌するために、またはアプリケーションの近くにある組織内または組織表面にある細菌を、すなわち自然開口内またはたとえば肝臓といった臓器の表面にある細菌を殺すことができるよう、非熱プラズマも前記スロットから放出することができる。

【0034】

器具先端部は平行に配列されている複数の平面伝送線路エレメントを含み得る。複数の平面伝送線路エレメントは、平衡パワースプリッタ配置を介して同軸供給ケーブルから RF 信号およびマイクロ波信号を受取る。平衡パワースプリッタは、RF 信号およびマイクロ波信号が同相で複数の伝送線路エレメントによって受取られるのを確実にして、放出されるエネルギーの合計を一定にする。

20

【0035】

器具先端部は、同軸供給ケーブルと複数の平面伝送線路エレメントとの間に接続される 4 分の 1 波長トランスフォーマ（すなわち動作周波数において、4 分の 1 波長の奇数倍に等しい電氣的長さを有するコネクタ）を含んで、同軸供給ケーブルのインピーダンスを複数の平面伝送線路エレメントのインピーダンスと整合させる。

【0036】

同軸供給ケーブルおよび流体供給導管は、2.5 mm より小さい合計径を有し、器具先端部は 8 mm 以下（好ましくは 5 mm 以下）だけ同軸供給ケーブルから出て、1.8 mm 以下の幅（好ましくは 1.5 mm 以下）および 0.5 mm 以下（好ましくは 0.3 mm）の厚さを有する。

30

【0037】

本発明は、組織を凝固させるために、端部においてマイクロ波エネルギーだけを放射することに限定されない。特定の臨床用途では、端部において RF エネルギーおよびマイクロ波エネルギーの両方を照射すること、または RF エネルギーだけを照射することが望ましいかもしれない。同様のことが、2 つの長いエッジおよび 2 つの面にも当てはまる。

【0038】

第 1 の局面に従う器具は以下の入力に対応することができる：RF EM エネルギー、マイクロ波周波数 EM エネルギー、および流体（気体または液体）。当該器具は、以下の臨床的出力のいずれか 1 つ以上をもたらすよう構成されてもよい：

40

- 生体組織を切断または表面切除 / 凝固を行なうために、RF EM エネルギーだけ；
- 生体組織を切断するために、非熱プラズマまたは熱プラズマ（RF EM エネルギーおよび / またはマイクロ波周波数エネルギーによって生成される）に伴う RF EM エネルギー（RF EM エネルギー用の帰還経路を形成するためにプラズマが用いられ、RF EM エネルギー自体は細胞を破裂させるために用いられる）；
- 生体組織を切断するために、RF EM エネルギーおよび / またはマイクロ波周波数エネルギーによって生成される熱プラズマ；
- 組織を滅菌するために、RF EM エネルギーおよび / またはマイクロ波周波数エネルギーによって生成される非熱；および

50

- 生体組織を封止 / 凝固または切除するために、マイクロ波エネルギーだけ。

【 0 0 3 9 】

器具の能動電極および帰還電極（第 1 および第 2 の導電性エレメント）間に気体プラズマが築き上げられると、RF 切断とマイクロ波封止 / 凝固との間が切換え可能となり得る。

【 0 0 4 0 】

第 1 および第 2 の導電性エレメントは、パイポラ放出構造を形成し得る。パイポラ放出構造は器具先端部にバランを含んで、シース電流を防止し、マイクロ波周波数 EM 場が外方向に放出されることを確実にする。バランは短絡を形成するために、遠位端において第 2 の導体に電氣的に接続（たとえばはんだ付け）される単純な第 3 の導体であり得る。バランを 4 分の 1 波長の長さ（動作マイクロ波周波数において）にすることにより、短絡状態は开路状態に変えられて、ケーブルに沿った電流の流れを防止する。器具が組織に挿入された際のリターンロスを増加させるために、複数のバランを器具内に設けてもよい。たとえば、バラン 1 個はリターンロスを 15 dB から 25 dB に増加させ、バラン 2 個は 40 dB に増加させ、バラン 3 個は 60 dB に増加させ得る。すなわち、器具から出力されるエネルギーの百万分の 1 がケーブルに沿って反射される。

【 0 0 4 1 】

最も一般的に、本発明の第 2 の局面は、平面状の器具先端部を有する電気手術器具を提供する。器具先端部の 1 対の導電性エレメントの適切な構成により、無線周波数（RF）電磁（EM）エネルギーおよびマイクロ波周波数 EM エネルギーの両方を絞った態様で組織に送達することができる。特に、本発明の当該局面は、切断エッジとされる平面状器具先端の側面エッジ以外では、RF EM エネルギーの送達を禁止する。本発明は、組織に RF エネルギーを送る機能は、構造体のエッジに対する金属の距離に依存するという発明者の認識に基づいている。特定のプロシージャにおいて、一方または両方のエッジに沿った RF 切断を禁止しながら、遠位端からは RF エネルギーを送達することが好ましいかもしれない。

【 0 0 4 2 】

したがって、本発明の第 2 の局面に従い、生体組織に、第 1 の周波数を有する無線周波数（RF）電磁（EM）エネルギーと第 1 の周波数より高い第 2 の周波数を有するマイクロ波 EM エネルギーとを与えるための電気手術切除器具が提供される。この器具は、第 1 表面上に第 1 の導電層を有し、第 1 の表面と反対の第 2 の表面上に第 2 の導電層を有する第 1 の誘電材料からなる平面状本体を含む器具先端部と、内側導体、内側導体と同軸の外側導体、および外側導体および内側導体を分離する第 2 の誘電材料からなる同軸供給ケーブルとを備える。同軸供給ケーブルは同時にまたは別個に、第 1 の周波数を有する RF 信号および第 2 の周波数を有するマイクロ波信号を搬送する。内側導体は第 1 の導電層に電氣的に接続され、外側導体は第 2 の導電層に電氣的に接続されて、器具先端部が RF 信号およびマイクロ波信号を受け取ることができるようにする。第 1 および第 2 の導電層は、電導によって RF 信号に対応する RF EM 放射を搬送するために、能動および帰還電極として、ならびに受取ったマイクロ波信号に対応するマイクロ波 EM 放射を送るために、アンテナとして働くよう配置され、第 1 および第 2 の導電層は、組織切断を行なうのが望まれている、平面状本体のエッジに沿った RF 切断部分以外は、平面状本体のエッジから後退され得る。

【 0 0 4 3 】

本発明のこの局面は、第 1 および第 2 の周波数の信号に対して、RF 信号およびマイクロ波信号の生成装置によって異なって「見られる」器具の機能を利用している。第 1 の周波数において、器具先端部は平行板キャパシタとしてモデル化され得る。RF 信号によって発生した第 1 および第 2 の導電層間の電場は、第 1 および第 2 の導電層のエッジを平面状本体の側部エッジから後退させることにより、実質的に平面状本体（第 1 の誘電材料）に含まれ得る。RF 切断を行なうために、場が平面状本体の外に延在することが望ましい。本発明において、これは第 1 および第 2 の導電層のエッジを、RF 切断部として示され

10

20

30

40

50

る領域において平面状本体の側部エッジまで延在させることにより可能となる。これは平面状本体の側部において1つの側部エッジであることが好ましい。第1および第2の導電層は、遠位エッジからおよびRF切断部と反対側の側部エッジから後退され得る。

【0044】

他方では、第2の周波数において、器具先端部は平行板伝送線路としてモデル化することができ、誘電材料を表わす平面状本体が2枚の導電プレートを分離する。この場合、マイクロ波周波数EMエネルギーの放射パターンは、平面状本体の全体の形状およびマイクロ波供給構造体に依存する。この特定の事例では、同軸供給線(中央導体)と上部導電層の間の近位端でのギャップは、源からのマイクロ波エネルギーがインピーダンスの点において、組織によって示される負荷インピーダンスと整合するのを確実にするために、重要な役割を果たす。既知のシミュレーションツールを用いて、どのエッジからマイクロ波周波数EMエネルギーを放射するかを制御するために、モデル化することができる。たとえば、器具先端部は、平面状本体の遠位エッジからのマイクロ波EM放射を禁止するよう構成され得る。

10

【0045】

RF切断部を有する平面状本体の側部エッジは、組織の除去を促進するためにかぎ状の形を有してもよい。さらに、外科医がよりよく制御できるよう、組織を引っ張る機能も与える。かぎ形状は実質的に近位に対向する組織係合部を含み得る。かぎ状部分は滑らかなカーブを含み得る。RF切断部は、実質的に近位に対向する組織係合部より平面状本体の遠位端と離れている、すなわち、かぎ形状の内側にある。

20

【0046】

当該器具は液体(たとえば生理食塩水)を器具先端部に送達するための流体供給導管を含むことができる。流体供給導管は平面状本体の遠位端に隣接して出口を有し、液体を生体組織に導入する。

【0047】

流体供給は、上記の平面状構造の下側に装着される、材料の湾曲したまたは凸状部に統合され得る。曲率半径は、手術の際腸の壁に穴を開けないことを確実にするよう選択される。すなわち湾曲した形状は、穴開けが起こり得る態様で装置が腸の壁内に入り込むことを防止する。供給チューブは湾曲した部分の近位端部において、すなわちマイクロ波/RFエネルギー送達ケーブルが構造体に入る地点近くにおいて、外径が0.6mm未満、たとえば0.4mmである針の構造体で終端し得る。針は近位端(流体を管内に導入するために用いられる注射器に取付けられ得る)における流体供給管の動きにより、または1本以上の制御線を用いることにより、進行または後退し得る。第1の局面と同様に、同軸供給ケーブルおよび流体供給導管は、共通キャリアチューブにおいて器具先端体に送ることができる。共通のキャリアチューブは、制御線を器具先端体にするための1つ以上の付加的ボアを含み得る。上記のように、共通キャリアチューブの直径は好ましくは2.5mm未満であり、内視鏡の器具チャンネルに嵌合し得る。

30

【0048】

流体供給導管は、平面状本体内に形成される中空通路を含むことができ、出口は平面状本体の遠位端における穴であり得る。流体供給導管は、同軸供給ケーブルの横側に沿って器具先端部に走る、1mm未満の外径を有する柔軟なチューブを含むことができ(これは1.2mmの外側導体直径を有するマイクロ波ケーブル(たとえば、Sucoform 47)であり得る)。

40

【0049】

器具は器具先端部用の引っ込み可能カバーを含むことができ、器具先端部がカバーされると、当該器具は流体を生体組織内に侵襲的に導入するための組織貫通構成を取り、器具先端部が露出すると、器具はRF EM放射、および/またはマイクロ波EM放射を出すための組織処置構成を取る。カバーは器具先端部上に(たとえば、同軸ケーブルの横に延在する案内ワイヤによって)押すことができる円錐体の形を取り得る。

【0050】

50

器具先端部は、平面状本体の側部エッジ間の方向に湾曲し得る。たとえば、スプーン状の形を取り得る。器具先端部底面で湾曲している（または凸状であり）、構造体の近位端から遠位端に向かって上方向に湾曲し得る。

【0051】

本発明の上記の第1の局面の特徴は、本発明の第2の局面にも当てはまる。

両方の局面の展開において、器具先端部は、装置オペレータの制御下で回転可能である。一実施の形態において、回転は共通キャリアチューブを内視鏡の器具チャンネル内において、たとえば適切なハンドルまたは制御ノブおよび取手を用いることによって、回転できる。別の実施の形態において、器具先端部は共通キャリアチューブに対してたとえば±90°回転できる回転可能プレート上に取付けることができる。この配置では、同軸供給ケーブルおよび流体供給ケーブルは、回転の際の第1の誘電体の動きに対応するよう柔軟であり得る。回転可能プレートは、1対の制御ワイヤによって回転でき、各々の制御ワイヤはプレートに係合する回動レバーを動作させる。

10

【0052】

ここでは、第1の周波数は、10kHzから300MHzの範囲の安定した固定周波数であり、第2の周波数は300MHzから100GHzの範囲の安定した固定周波数であり得る。第1の周波数は、エネルギーが神経刺激を引起さないよう十分に高く、かつエネルギーが組織ブランピングまたは不必要な熱的マージンもしくは損傷を組織構造に与えないよう十分に低くしなければならない。第1のエネルギー源用の好ましいスポット周波数は、100kHz、250kHz、500kHz、1MHz、および5MHzのいずれか1つ以上を含む。第2のエネルギー源の好ましいスポット周波数は、915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、および24GHzを含む。

20

【0053】

図面の簡単な説明

本発明の実施の形態は添付の図面を参照して以下に詳細に説明される。

【図面の簡単な説明】

【0054】

【図1】本発明を理解するのに有用であり得る、器具の上面斜視図である。

【図2】図1に示される器具の底面斜視図である。

【図3】オープンな外科手術プロシージャを行なうのに適する本発明の一実施の形態である、鈍いブレード電気手術切除器具の概略図である。

30

【図4A】本発明の一実施の形態である、図1および図2に示される複数の放射ブレードを併せた電気手術切除器具を示す図である。

【図4B】本発明の別の実施の形態である、図1および図2に示される複数の放射ブレードを併せた電気手術切除器具を示す図である。

【図5】本発明の一実施の形態である、腹腔鏡型の電気手術切除器具の概略図である。

【図6】本発明の一実施の形態である、同軸構造を有する電気手術切除器具の断面図である。

【図7】本発明の別の実施の形態である、同軸構造を有する電気手術切除器具の断面図である。

40

【図8】本発明の一実施の形態である、電気手術切除器具の中空平行板の概略図である。

【図9】図8に示される器具の器具先端部の概略図である。

【図10】本発明の一実施の形態である、電気手術切除器具の閉じた平行板の概略図である。

【図11】図10に示される器具の器具先端部の背面概略図であって、器具先端部の気体およびRF/マイクロ波エネルギー供給および層の相対的厚さを示す図である。

【図12】胃腸のプロシージャで使用するのに適する本発明の一実施の形態である、電気手術切除器具を通る概略断面図である。

【図13】図12に示される器具の部器具先端部の概略平面図である。

【図14】図13に示される器具先端部のかぎ状部分を通る概略断面図である。

50

【図15】本発明の一実施の形態である、電気手術器具を含む完全な電気手術アセンブリの概略図である。

【図16】図15に示される電気手術器具を通る概略断面図である。

【図17】本発明で使用するのに適する共通キャリアチューブの遠位端の概略側面図である。

【図18】本発明で使用するのに適する、第1の共通キャリアチューブを通る概略断面図である。

【図19】本発明で使用するのに適する、第2の共通キャリアチューブを通る概略断面図である。

【図20】流体供給導管および同軸供給ケーブルを送る、図18の共通キャリアチューブを通る概略断面図である。

10

【図21】共通キャリアチューブに接続される、本発明の一実施の形態である、電気手術器具の概略側面図である。

【図22】本発明の一実施の形態で使用するためのロテータノブの側部および端部の図である。

【図23】共通キャリアチューブに接続される、本発明の一実施の形態である回転可能電気手術器具の概略側面図である。

【図24】図23に示される器具で用いられる回転機構を示す概略図である。

【図25】図23に示される器具と用いる共通キャリアチューブを通る概略断面図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0055】

詳細な説明；付加的オプションおよび好み

上記のように、本明細書は、2009年7月20日に出願された本出願人の前の英国特許出願第0912576.6号に記載されている概念の展開したものに関連し、ここに引用により援用される。英国特許出願第0912576.6号は、ヘラの形をした電気手術器具に記載しており、対向する表面上に第1および第2の導電層を有する第1の誘電材料の板からなる、マイクロ波エネルギーを運ぶ平面伝送線路を含む。平面伝送線路は、マイクロ波エネルギーを平面伝送線路に送達するように配置されている同軸ケーブルに接続されている。同軸ケーブルは、内側導体、内側導体と同軸の外側導体、および外側導体および内側導体を分離する第2の誘電材料を含む。内側導体および外側導体は、伝送線路の対向する面と重畳するように、接続界面において第2の誘電体を越えて延在し、それぞれ第1の導電層および第2の導電層を電氣的に接続する。第1の導電層は同軸ケーブルに当接する伝送線路の端部から離れており、外側導体を第1の導電層と電氣的に分離し、そのギャップの距離はマイクロ波源から送られるエネルギーのインピーダンスを、生体組織のインピーダンスと整合させることに係わり、第1および第2の導電層の幅は、伝送線路と同軸ケーブルとの間でインピーダンスを整合させることができるよう選択される。英国特許出願第0912576.6号に記載されているヘラの構成は、同軸供給線と端部の放射部分との間で所望な挿入損失を提供しながら、空気および生体組織に接触している場合のヘラのエッジに対して所望なりターンロス特性を提供する。より詳細には、構造での挿入損失は対象の周波数において、0.2dB未満であり得る。さらに、リターンロスは-3dB未満（より負側）、好ましくは-10dBより低い。これらの特性は、同軸ケーブルと、伝送線路ヘラ構造との間の整合した接合を示し、マイクロ波パワーはヘラに有効に送られる。同様に、ヘラのエッジが空気または対象ではない生体組織にあたると、リターンロスは実質的に0であり得る（すなわち、自由空間または不所望の組織には非常に小さなパワーしか放たれない）。さらに、所望の生体組織と接触している場合、リターンロスは-3dB未満（より負側）、好ましくは-10dBである（すなわち、ヘラの大部分のパワーは組織に送られる）。英国特許出願第0912576.6号に記載されている器具は、マイクロ波エネルギーを平面伝送線路のエッジから照射させて、局所的組織切除または凝固を引起す。

30

40

【0056】

50

しかし、英国特許出願第0912576.6号は、上記のヘラがRF切断部分を統合されていてもよいことを開示している。RF切断部分は、上記の第1および第2の導電層をRFエネルギー用の能動電極および帰還電極として用いることにより、形成することができる。この配置は、能動電極および帰還電極が互いに近接しているということを利用して、遠い帰還パッドを要することなく、または2つの電極間に高い導電性の液体、すなわち生理食塩水を要することなく、局所的組織切断動作を可能にするための優先的帰還経路を築き上げる。

【0057】

この例では、RF切断部分は、平面伝送線路に結合されるRF電圧源、高い周波数のマイクロ波エネルギーが低周波数RFエネルギー源に戻るのを防ぐためのローパスフィルタと、低い周波数RFエネルギーがより高い周波数マイクロ波エネルギー源に戻るのを防ぐハイパスフィルタとを含む周波数ダイプレクサ/デュプレクサユニット（または信号加算器）を備え得る。一例において、周波数ダイプレクサ/デュプレクサは、マイクロ波およびRFエネルギー源がジェネレータで合わせられ、1本のチャンネル、たとえば同軸ケーブル、導波路アセンブリまたはツイストペアに沿ってヘラ構造体に送られるよう、用いることができる。RF切断エネルギーは、単独で組織に送られ得る、またはマイクロ波エネルギーと混合または加えられて、同時に送達されて、混合したモードの手術を設定することができる。

【0058】

英国特許出願第0912576.6号に記載されているバイポーラアンテナ構造を有するヘラ構造の詳細な例は、図1および図2に示される。図1は、同軸ケーブル104に接続される0.6mm厚さの伝送線路102を有する器具100を示す。当該器具は、2.45GHz、5.8GHzおよび14.5GHzで動作するのに適する。同軸ケーブル104は、内側導体106、外側導体108、ならびに内側導体106および外側導体108を分離する誘電材料110を含む。同軸導体104の遠位端において、内側導体106および外側導体108は誘電材料110から離れる方向に延在する突出部112および114を有する。伝送線路102は突出部112および114の間に挟持され、その近位端は同軸ケーブルの遠位端と当接する。内側導体の突出部112は、伝送線路102の上部導電層116と接するよう、かつ外側導体の突出部114は伝送線路102の下部導電層118と接するよう、配置されている。

【0059】

上部導電層の近位エッジと同軸ケーブルの遠位端との間にギャップ120が設けられて、内側導体および外側導体間の短絡を防ぐ。このギャップの長さは、マイクロ波エネルギーの源（ジェネレータ、伝送線路ケーブルおよび放射構造体）と生体組織との間のインピーダンス整合を定める。

【0060】

プラスチックのチューブサポート122（便宜上透明に示されている）は、伝送線路102と同軸ケーブル104との間の接合上に取付けられる。チューブサポート122の内径は、同軸ケーブル104の外径よりも大きく、それによりケーブル上に嵌合できる。取り付け構造体124、たとえば接着剤などは、同軸ケーブル104とチューブサポート122との間に取付けられて、ケーブルを定位置に固定する。同様に、取り付けブロック126および128（たとえば接着剤）は伝送線路102とチューブサポート122との間に取付けられて、伝送線路を定位置に固定する。

【0061】

伝送線路は、TRF-41（誘電率4.1および損失正接0.0035）の厚さ0.61mmのシート130を含み得る。同軸ケーブル104の外径は約2.2mmであり、ピン径は0.574mmである。マイクロ波性能を評価するために設定されたモデルで用いられる同軸ケーブル280は（Micro-Coax社の）UT 85C-LLである。

【0062】

伝送線路102の導電層116および118はシート130の遠位端まで延在し、2.002mmの幅を有する。シート130の幅は2.6mmである。

10

20

30

40

50

【0063】

チューブサポート122は、内視鏡において滑りよい嵌合をもたらすために、外径が3.1mmのポリプロピレンチューブであり、内径は2.6mmである。これにより、壁厚さは約0.25mmとなる。材料および厚さは絶対的なものではなく、ナイロンもしくはポリエチレン、または他のいくつかのプラスチックを用いることができる。伝送線路のエッジは好ましくは面取りされて、器具が管の直径の真下に配置できるようになる。

【0064】

チューブは伝送線路102の長さに沿って5mm走る。同軸ケーブルとの重なりはここでは5mmであるが、必要に応じて長くすることができる。管は曲げられた内視鏡を通るだけ短くてもよい。この管の主要な目的は器具を支持し、臨床プロシージャが行なわれている際に内視鏡の端部において安定して保持することである。

【0065】

取り付け構造体124および取り付けブロック126および128は、構造を機械的に合わせて保持できるものなら、ほとんどどのような材料から形成されてもよい。なぜならこの材料(複数もあり得る)は、器具のエッジおよび同軸のピンから離れている限り、装置の性能に影響しないからである。

【0066】

上部導電層116および同軸ケーブルとの間のギャップ120は約0.5mmである。この距離は、放射部(マイクロ波源の一部をなす)と生体組織との間で優れたインピーダンス整合を維持するためのものである。

【0067】

器具の中心は、同軸ケーブルの中心から約0.5mm(0.53mm)ずれている。外側管の軸は、器具の中心に対して約0.3mm上にあるが、コンポーネント上に嵌合し、コンポーネントを安定して保持するためにのみ必要である。

【0068】

誘電体シート130は動作周波数(たとえば8mmまたは21mm)において波長のわずかに4分の1または4分の3であることにより、定在波が器具のベース近くの支持プラスチックチューブと強く結合されない。理論的には、この長さは動作周波数において波長の4分の1の奇数倍であり得る。

【0069】

図3は、本発明の一実施の形態である、電気手術切除器具200を概略的に示す。器具200は組織を凝固および切断するために用いることができる。当該器具は器具先端部202(たとえば、ヘラなど)を含み、生体組織206に結合される電磁場204を生成させることにより、前記組織を切断し、血液を失うことなく組織の部分(または臓器全部)を除去する。伝送線路208はマイクロ波およびRFエネルギーを装置内に送る。ユーザは人間工学的に設計されたハンドル210を用いて装置を持ち、ハンドル210に組込まれたボタンスイッチ212を押すことにより装置を操作することができる。スイッチ212はRFおよびマイクロ波源を独立して能動化するために、または接触組織206の種類および状態に従い、一方または両方のエネルギー源を自動的に送達するよう装置を操作するために用いることができる。伝送線路ケーブル214の剛性部は、マイクロ波およびRFエネルギーを手持ち部210から器具先端202に送るために用いられる。器具先端部202はたとえばセラミックなどの単一の金属誘電材料からなる一体的本体として示され、たとえば図12に示されるように、剛性伝送線路ケーブル214に接続される。しかし、以下に記載する器具先端部のいずれかを装置で用いることもできる。

【0070】

図4Aおよび図4Bは、開放外科手術切除器具の設計に用いられる器具先端部を示し、図1および図2を参照して記載したヘラ型器具を複数用いる。これらの器具は1つの基板に製造され、互いに隣接して配置されて、単一のブレードから得られるよりも長い放射エッジを有する複合構造体をもたらす。前記複合体構造の長さに沿って均一なEMエネルギーを送ることができる。これらの実施の形態において、各ブレードから送られるEMエネル

10

20

30

40

50

ギの相は同じであり、かつこれは好ましいが、本発明は同相のエネルギー送達に限定されない。

【0071】

図4Aは共通の基板材218に製造される、互いに隣接して位置付けられる4つの放射ヘラ216を用いる配置を示し、基板材は石英または他の低損失のマイクロ波誘電材料であって、複合構造体の遠位放射エッジ220に沿って均一の場合をもたらす。ヘラ自体は器具の遠位端にある生体組織負荷と十分整合するように設計されている。ヘラを源に整合させるために、4分の1波長インピーダンストランスフォーマ222を用いて、同軸供給線224（これは上記の剛性伝送線路ケーブル214であり得る）の公称50Ωであるインピーダンスを、平行に接続される4つの放射ヘラ216のインピーダンスと整合させる。ここに示される4分の1波長インピーダンストランスフォーマ222は、同軸伝送線路の一部から形成され、そのインピーダンスは、同軸供給線224のインピーダンス Z_0 を並列接続される4つの放射ヘラ216のインピーダンス Z_{sp} に乘算した平方根に等しい。すなわち、トランスフォーマ222のインピーダンス Z_T （単位Ω）は以下によって与えられる：

【0072】

【数1】

$$Z_T = \sqrt{Z_0 \times \frac{Z_{sp}}{4}}$$

【0073】

前記インピーダンストランスフォーマ507の長さは、動作周波数において、波長の4分の1の奇数倍に等しい（構造体と空気または組織との間の相互作用を考慮して、4つの同軸的に配置される導体を分離する誘電材料の誘電率を入れている）。

【0074】

本発明は4つの平行な放射ヘラの使用に限定されない。器具先端部には2つ以上が設けられてもよい。実際には、放射ヘラの基板を横に並んで接合する最も簡単な方法は、両導体にわたって（すなわち、基板の両表面上に）金属シムを結合することであり、これは幅わずか4倍の、かつ特性インピーダンスの約4分の1、すなわち約12.5Ωの平行板伝送線路を形成する。個々のブレードの幅は約2.5mmである。したがって、複合器具先端部の放射部分の幅は約10mmである。

【0075】

図4Bは、等しい量のパワーが4つの放射ヘラ216に送られることを確実にするための代替の配置を示す。この配置において、3つの等しい相パワースプリッタ（または電力分配器）226、228、および230が用いられ、同軸供給線224の遠位端で得られるパワーを4つの等しい部分に分ける。放射ヘラ216に接続されるパワースプリッタ228および230は平衡カプラであってもよく、それにより整合していないパワー、すなわち器具先端部が組織に接触していないところでは、カプラの結合されていないポートに分岐される。示される配置では、第1の3dBパワースプリッタ226は同軸供給線224によって送られるパワーを同相の2つの等しい部分に分け、このパワーをさらに2つのカプラまたは3dBスプリッタ228および230に送り、パワーはさらに同相の4つの等しい部分に分けられる。4つの等しい大きさ/相の電力源は放射ヘラ216に送られて外科手術切除器具先端を形成し、その放射ブレード長さは4つの個々のヘラの合計に等しい。4つのヘラ216は好ましくは単一の基板または誘電材料218に製造される。この配置により、4つの放射ヘラ216は電氣的に分離されるという利点を有し、これは放射部の長さに沿って発生する電場が全体的に均一であることを確実にする。

【0076】

図5は腹腔鏡手術を行なうのに適する外科手術切除器具232を示す。当該器具はユーザの手で握ることができる手持ち部234を含む。マイクロ波周波数エネルギーおよびRFエネルギーは（図示されていない）ジェネレータから、同軸供給ケーブル224を介して手

10

20

30

40

50

持ち部 234 に送られる。トリガ 236 が手持ち部 234 に設けられる。トリガ 236 を押すと、マイクロ波周波数エネルギーおよび / または RF エネルギーが、中に同軸供給線が含まれるシャフト 240 を介して、器具先端部 238 に送られる。図に示される器具先端部 238 は、シャフト 240 内の同軸供給線に接続される、たとえばセラミックなどの金属誘電材料からなる一体的本体である。器具先端部 238 は以下の図 12 に示されるよう構成されてもよい。しかし、ここに記載されている器具先端部のいずれをも用いることができる。器具先端部 238 で受取られたマイクロ波周波数エネルギーおよび RF エネルギーは場 240 をもたらし、生体組織 242 に結合されて前記組織を凝固および切断する。シャフト 240 の長さは 2 m ほど、すなわち 3 . 5 m であってもよく、その直径は 5 mm より小さく、2 mm より大きい。シャフト 240 は内視鏡装置で使用するのに適する柔軟な準剛性部材であり得る。この器具はキーホール手術に適し、これはカニューレを通して導入することも含む。

10

【 0077 】

図 6 および図 7 は、2 つの同軸器具構造体 250 および 252 を示し、構造体は生体組織を切断、凝固、切除および滅菌するために用いることができる。これら構造体の全体の直径は、1 mm 未満から 5 mm を超える範囲にわたる。どちらの場合も、器具構造体 250 および 252 は近位端にコネクタ 256 を有する同軸供給線 254 を含み、(図示されていない) ジェネレータからのマイクロ波周波数エネルギーおよび RF エネルギーを柔軟な同軸ケーブル (図示されていない) を介して受取る。同軸供給線 254 は、適切な低損失誘電材料 262 によって、外側導体 260 と分離されている同軸の内側導体 258 を有する

20

【 0078 】

本実施の形態において、内側導体 258 の遠位部は中空にされて、器具先端 266 および 268 に延在する通路 264 を形成する。内側導体 258 は、マイクロ波周波数で起こる導体の表皮効果を利用することによって中空にすることができる。導電材が EM 場に晒されると、移動する電荷によって引起される電流密度を受ける。金、銀および銅といった優れた導体では自由電荷の密度は無視でき、伝導電流は導電率により電場に比例し、変位電流は伝導電流に対して無視できるものである。このような導体内の EM 場の伝搬は拡散方程式によって支配され、この場合マックスウェルの方程式は低減する。伝導電流が変位電流に対して大きい良好な導体に有効である拡散方程式を解くことにより、場の振幅は材料の中で指数関数的に減衰することがわかり、減衰パラメータ () は以下の式を用いて示される :

30

【 0079 】

【 数 2 】

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{\frac{\omega\mu\sigma}{2}}}$$

【 0080 】

ここで δ は表皮深さとして知られており、 ϵ は材料の誘電率であり、 μ は材料の透磁率であり、 ω はラジアン周波数または $2\pi f$ (f は周波数) である。これから、表皮深さはマイクロ波エネルギーの周波数が増加する場合に減少することがわかり、これはこの周波数の平方根に反比例するからである。さらに、導電率が増加すると減少する。すなわち、表皮深さは良好な導体内において、他のより導電性の低い材料よりも小さい。

40

【 0081 】

図 6 および図 7 に示される構造体を実施するための、対象のマイクロ波周波数および対象の材料として、表皮深さは約 1 μ m である。したがって、ここに記載される同軸アプリケーションの構成で用いられる内側導体 258 は、ほとんどのマイクロ波場を伝搬できるには

50

たった約5 μm の壁厚さしか必要ない。これは、構造体に沿って伝搬されるEM波に変化をもたらすことなく、中空の中央導体を用いることができることを意味する。

【0082】

流体供給入口270は同軸供給線254の側部を通して形成され、外部流体（気体または液体）の供給を通路264に連通させて、流体を器具先端部266および268に送達する。好ましくは、流体供給は、同軸伝送線路構造で生成された電磁場に影響しない。EM場が影響されない最適の供給点を決定するために、EMモデリング化が行なわれる。一実施の形態において、気体は構造体の器具先端部266および268に送られる。

【0083】

図6において、器具先端部266は通路用の出口272を含み、これにより気体は誘電材料262が取除かれた器具先端部266の内部に入ることを可能にし、プラズマ生成領域274を形成し得る。この特定の配置において、出口272は、プラズマ生成領域274内の内側導体258上に複数のスロットを含む。プラズマ生成領域274において、マイクロ波周波数EMエネルギーおよび/またはRF場によって生成された電場は気体をイオン化して、同じ領域にプラズマを生成する。プラズマは熱または非熱であり、組織を滅菌するために、RF電流用の局所的帰還経路を提供するために、表面凝固をもたらすために、および/または組織切断を支援するために、用いることができる。プラズマは、最初はRF周波数でのエネルギーを用いてプラズマを着火するのに必要な電圧を印加することにより空洞に形成し、次にマイクロ波周波数でのエネルギーを用いてプラズマを保持することができる。内側導体の外面と外側導体の内面との間の距離が非常に小さい場合、すなわち1mmより小さい場合、マイクロ波場を用いてプラズマを発火および維持することができる。同様に、滅菌用の非熱プラズマならびに表面凝固および/または組織切断用の熱プラズマの両方を生成するのにRF場を使用するだけでよいこともある。

【0084】

器具先端部266の内側導体258の遠位端276は固体の鋭利な先端部であり、小さい径、すなわち0.5mm以下の径を有する鋭い針の形を取ることができ、組織切断を行なう場合に特に有用であり得る。プラズマ生成領域274の遠位端277は開いており、プラズマが器具の外に送り出されるのを可能にする。

【0085】

遠位端で短絡され、かつ近位端が開放している第3の同軸導体を含む4分の1波長（またはその奇数倍）のバラン278は、構造体に接続されて、マイクロ波電流が外側導体260に沿って同軸供給線254に戻ることを防ぐ。防止されなければ、同軸供給線254の外面と接触している組織が加熱されてしまう、またはマイクロ波エネルギーのプロファイルを非最適にしてしまう、または不所望な地域もしくは領域の凝固をもたらしてしまう。

【0086】

気体の組成およびその流量ならびに送達プロファイルは、供給されたRF EMエネルギーおよび/またはマイクロ波EMエネルギーのパワーレベルおよびプロファイルとともに、当該器具のプラズマ生成領域で発生して生体組織に送られるプラズマの種類を決定する。

【0087】

図7の器具252は、図6に示される器具と同様の器具先端構造を有するが、外側導体260はより長く続いて、器具先端部268の内側導体258の遠位端276により近くで終わる。ここでは、外側導体260は器具先端部268の遠位端において尖った円錐の形を取る。外側導体の傾斜は、固体の尖っている部分の傾斜と同じ角度であってもよい。プラズマのジェットは、内側導体258をこの領域において外側領域260と分離する小さいギャップ280を通して放出できる。

【0088】

器具先端部は、気体の最初の電離放出または崩壊が、外側導体260の遠位端と内側導体258の固体鋭利先端部との間で起こるよう配置され得る。固体の鋭利先端は円錐形状であってもよく、これはアプリケーションを複数の組織層を通して処置部位に、すなわち経皮的挿入のため案内する必要がある、またはアプリケーションの直径と同じような直径を有する

10

20

30

40

50

チャンネル、すなわち外科手術で用いる内視鏡の器具チャンネルに、アプリケーションを嵌合させなければならない場合の臨床プロシージャで用いるのに好ましい構造である。

【0089】

図8は、組織切断用のRFエネルギー、および組織凝固/切除用のマイクロ波エネルギーを生成/放出するために、または滅菌、表面凝固/切除、組織切断用に、もしくはRF電流が流れる(それ自体はRFおよび/またはマイクロ波エネルギーで生成される)ように優先的帰還経路を与えるための熱的/非熱的プラズマを生成/放出するために、用いることができる、別の器具構造282を示す。この構造は中空の平行板伝送線路を備える器具先端部283を有し、上部導電性(たとえば金属製)プレート284(ここではわかりやすくするために透明であると示される)、下部導電性(たとえば金属製)プレート286、非導電性側部分離プレート288、同軸供給線224および気体供給ケーブル292が装着できるように開口を有する非導電性近位端カバー290、および熱または非熱プラズマが放出できるようにスロットまたはアパーチャ296を有する非導電性遠位端カバー294を含む。上部プレート284と下部プレート286との間の分離距離は1mm未満であり得る。プレート間の領域は、空気、気体供給292からの気体(または混合気体)、液体またはプラズマ298で充填されてもよい。プラズマ298は上部プレート284および下部プレート286間で生成される電場によって発生でき、上部プレート284および下部プレート286は同軸供給線224の内側導体および外側導体にそれぞれ接続される。電場はRF場またはマイクロ波場であってもよく、さらに両方が構造体に同時にまたは別々に送達され得る。器具先端部283は、RFおよび/またはマイクロ波周波数エネルギージェネレータの源から数メートル離れて配置され得る。

10

20

【0090】

図9は、図8に示される器具先端部283と同様の器具先端部300をより詳細に示す。共通の特徴には同じ参照符号が与えられており、その説明は繰返されない。本実施の形態は、器具先端部300内に2つの付加的材料層を含む。これら誘電材料の層304および306は、それぞれ上部導電性プレート284および下部導電性プレート286の内側表面上に形成され、電場を集中させるために、または器具先端部300の壁によって囲まれる空間内(すなわちプラズマ生成領域)内でのプラズマの生成を支援するために用いることができる。誘電材料の層304および306は、プラズマを生成することなく局所的帰還経路を与えることができるよう、石英または高い誘電率(または非誘電率)を有する他の適切な誘電材料からなり得る。

30

【0091】

誘電体層304および306はそれぞれ導電性プレート284および286と入れ換えることができる。たとえば、器具先端部300の上表面および下表面は、内側表面にメタライゼーション層を有する誘電材料からなり得る。この構成では、誘電材料はメタライゼーション層を支持する働きをなし、回路の電氣的動作に係わらない。2つの電極またはメタライゼーション層間に誘電材料を1枚の層として設けることは、電場を集中させ、かつプラズマを生成する必要がなく局所的帰還経路を形成する助けとなる。この配置において、気体供給管302は、側部壁288にあるアパーチャを介して器具先端部300に入る。

40

【0092】

図10は中空(すなわち気体が充填されている)平行板伝送線路に基づく本発明の別の実施の形態を示す。本実施の形態において、器具先端部308は閉じている。すなわち、気体またはプラズマはそこから放出されない。代わりに、別の気体管310が設けられて、気体が気体供給部に戻され、リサイクルされ、または放出されることを可能にする。他の態様では、本構造は図8に示される器具先端部282と類似しており、共通の特徴には同じ参照符号が与えられ、その説明は繰返されない。

【0093】

さらに、本構造は、プラズマ生成領域の大きさを減少させるために、かつ構造の容量を有効に制御するために、上部導電性プレート284および下部導電性プレート286間に

50

延在する有限の厚さを有する誘電材料の層（図示されていない）をも含む。固定誘電材料によって占められる面積が A_1 であり、気体（またはプラズマ）が利用可能な面積が A_2 で、固定材料の誘電率が ϵ_1 であり、2枚のプレート間の開放空間を満たす材料の誘電率が ϵ_2 であり、および2枚のプレート間の分離距離が d であるのなら、2つの領域によって形成される容量は平行であるので、合計容量 C_T は以下のように表わすことができる：

【0094】

【数3】

$$C_T = \frac{\epsilon_0(\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)}{d}$$

10

【0095】

平行板キャパシタの抵抗が非常に高い、すなわち $10\text{ M}\Omega$ のリーク抵抗であるとして、構造のインピーダンスはほぼ容量性リアクタンス X_C であり、これは以下のように表わすことができる：

【0096】

【数4】

$$X_C = \frac{d}{2\pi f \epsilon_0(\epsilon_1 A_1 + \epsilon_2 A_2)}$$

【0097】

20

ここで f は動作周波数である。

これは、空気、気体、またはプラズマによって囲まれる領域が、固定値の誘電材料によって囲まれる領域よりもはるかに小さく、かつ前記材料の誘電率（または比誘電率）が高い、すなわち4以上であり、2枚のプレート間の距離が小さい、すなわち1mm未満であるのなら、必要な導電経路を与えるために2枚のプレートの間にプラズマを要することなく、必要なRF電流の局所的帰還経路を提供できることを意味する。

【0098】

さらに、気体/空気がイオン化され、プラズマが形成された場合に、全体の構造の容量またはインピーダンスは著しく変化しないことを意味する。これは、非熱または熱プラズマが、組織滅菌、表面凝固または組織切断のために構造内で生成できる一方で、構造内にプラズマがなくても組織切断および凝固を行なうために、組織にRFエネルギーおよびマイクロ波エネルギーを送達する支援のために本構造体を用いることができることを意味する。装置が組織切断を行なうことができるようRFエネルギーを組織に送る場合に、局所的帰還経路を与えるのに必要なプラズマを保持するのに、マイクロ波場を構造に与える必要がないという点で有利である。

30

【0099】

図11は、図10に示されているものと同様の、別の閉じた器具先端部309を示す。共通の特徴には同じ参照符号が与えられ、その説明は繰返されない。本実施の形態において、上部導電層284および下部導電層286は、図9を参照して前に述べた態様と同様にそれぞれ誘電体層312および314上に形成されるメタライゼーション層である。さらに、図11は気体用の入口316および出口318と、RFおよびマイクロ波エネルギーを器具先端部に送る同軸供給線（図示されていない）用の終端接続点320とを示す。終端接続点320は、同軸供給線の内側導体を上部メタライゼーション層284に接続するためのコネクタ322と、同軸供給線の外側導体を下部メタライゼーション層286に接続するためのコネクタ324とを含む。

40

【0100】

図11は器具先端部で用いられる層の厚さをも示す。メタライゼーション層284および286は m の厚さを有し、一般に最も薄い層である。誘電体層312および314の各々は t の厚さを有する。誘電体層312および314間の分離（ギャップ）の高さは g であり、一般に最も厚い層である。器具先端部の全体の高さ（すなわち、 $2m + 2t + g$ ）

50

は好ましくは 2 mm 未満であり、1 mm より小さくてもよい。層の相対的大きさは以下の関係に従う：

$$m < t$$

$$m < g$$

$$t < g$$

図 6 から図 11 を参照した上記の器具構造体に伴っていくつかの動作モードがあり、マイクロ波エネルギー、RF エネルギーおよび気体の任意の組合せを別個にまたは組合せて器具先端部に選択的に与えることができる。可能な動作モードは以下のとおりである：

- RF 信号のみ（生体組織切断用）。RF 電流用の局所的帰還経路は、パイポラ放出構造の適切な構成、すなわち適切な誘電率を有する誘電材料の薄い層により、器具先端部内に設けることができる。

10

【0101】

- RF 信号および気体（生体組織切断用）。RF EM エネルギーは気体とともに用いて熱プラズマを生成することができ、これを用いて生体組織を切断することができる。

【0102】

- RF 信号および気体（組織滅菌用）。RF EM エネルギーは気体とともに用いて非熱プラズマを生成することができ、これを用いて生体組織を滅菌することができる。滅菌は、組織を切断するために RF エネルギーが用いられるのと同時に起こり得る。

【0103】

- RF 信号および気体（表面凝固または切除用）。RF EM エネルギーは気体とともに用いて熱プラズマを生成することができ、これを用いて組織表面凝固または切除を行なうことができる。

20

【0104】

- マイクロ波信号のみ（凝固または切除用）。器具先端部は、アンテナとして働いてマイクロ波周波数 EM エネルギーを組織内に放出して、凝固および / または切除を行なうことができる。

【0105】

- マイクロ波信号および気体（生体組織切断用）。マイクロ波周波数 EM エネルギーを気体とともに用いて、熱プラズマを生成し、これを用いて生体組織を切断することができる。

30

【0106】

- マイクロ波信号および気体（組織滅菌用）。マイクロ波周波数 EM エネルギーを気体とともに用いて、非熱プラズマを生成し、これを用いて生体組織を滅菌することができる。滅菌は、凝固および / または切除を行なうためにマイクロ波周波数 EM エネルギーが用いられるのと同時に起こり得る。

【0107】

- マイクロ波信号および気体（凝固または切除用）。マイクロ波周波数 EM エネルギーを気体とともに用いて、熱プラズマを生成し、これを用いて表面凝固または切除を行なうことができる。

【0108】

- RF 信号およびマイクロ波信号（凝固または切除用）。RF 信号は、組織切除または凝固でのマイクロ波エネルギーを支援するために用いることができる。

40

【0109】

- RF 信号、マイクロ波信号および気体（生体組織切断用）。RF EM エネルギーおよびマイクロ波周波数 EM エネルギーを気体とともに用いて、熱プラズマを生成し、これを用いて組織を切断することができる。

【0110】

- RF 信号、マイクロ波信号および気体（組織滅菌用）。RF EM エネルギーおよびマイクロ波周波数 EM エネルギーを気体とともに用いて、非熱プラズマを生成し、これを用いて組織を滅菌することができる。

50

【 0 1 1 1 】

- R F 信号、マイクロ波信号および気体（凝固または切除用）。R F E M エネルギーおよびマイクロ波周波数 E M エネルギーを気体とともに用いて、熱プラズマを生成し、これを用いて表面凝固または切除を行なうことができる。

【 0 1 1 2 】

マイクロ波および / または R F 源を調整することにより、または気体、混合気体、または気体供給プロファイルの流量を変えることにより、装置を熱送達および非熱プラズマとの間で切換えることができる。

【 0 1 1 3 】

R F エネルギーは組織を切断するために用いることができ、R F エネルギーおよび / またはマイクロ波エネルギーを用いることによって生成されたプラズマを用いて、組織を切断するのに必要な R F 電流用の局所的帰還経路を与えることができる。

10

【 0 1 1 4 】

マイクロ波エネルギーおよび R F エネルギーは同時に構造体に与えることができ、R F エネルギーは組織を切断するために用いられ、マイクロ波エネルギーは切断処理の際に用いられる R F 電流用の優先的経路を形成するために用いられるプラズマを保持するために用いることができる。

【 0 1 1 5 】

図 1 2 から図 1 4 は、胃腸プロシージャで用いるのに特に適する、本発明の一実施の形態である電気手術器具 3 3 0 を示す。器具 3 3 0 は同軸供給線 3 3 2 を備え、誘電材料 3 3 8 によって外側導体 3 3 6 と分離されかつ同軸である内側導体 3 3 4 を有する。器具先端部 3 4 0 は、同軸供給線 3 3 2 の遠位端に接続される。コネクタ 3 4 2 は同軸ケーブルの近位端に接続されて、源から（たとえば、可撓性同軸ケーブルを介して）R F E M エネルギーおよびマイクロ波周波数 E M エネルギーを受取る。

20

【 0 1 1 6 】

器具先端部 3 4 0 は、2 つの別個のメタライゼーション層を有する誘電材料（たとえば、低損失 Dynalloy（登録商標）アルミナ）の単一体である。同軸供給線 3 3 2 の内側導体 3 3 4 は同軸供給線 3 3 2 の遠位端を越えて器具先端部 3 4 0 の内部に延在する。ここから、メタライゼーション層の一方に電氣的に接続される。同軸供給線 3 3 2 の外側導体 3 3 6 は他方のメタライゼーション層に接続される。器具先端部 3 4 0 はスリーブ 3 4 4 （たとえばステンレススチール）によって同軸金属線 3 3 2 に固定され、スリーブはクリンプされて固定タブ 3 4 6 を器具先端部 3 4 0 のセラミック体の対応するノッチ内に挿入する。スリーブ 3 4 4 の長さは、器具先端部 3 4 0 のインピーダンスを同軸供給線 3 3 2 のインピーダンスと整合できるように選択できる。すなわち、調整スタブとして働くことができる。

30

【 0 1 1 7 】

メタライゼーション層 3 4 8 および 3 5 0 は、器具先端部 3 4 0 の側部面上に設けられる（図 1 4 参照）。層はセラミックによって互いに分離され、上記の構造と同様に、有効に平面伝送線路を形成する。本実施の形態において、メタライゼーション層は、R F E M 場を放出するのに所望な領域以外は、器具先端部の側部エッジおよび遠位エッジから後退している。図 1 2 は第 1 のメタライゼーション層 3 4 8 を概略的に示し、この層は底辺エッジに沿った領域以外は、器具先端部のエッジからわずかに後退している。

40

【 0 1 1 8 】

本実施の形態において、器具先端部 3 4 0 はかぎ形状を有し、器具先端部 3 4 0 の一方のエッジは内側および外側に湾曲している、すなわち凹所を規定する。凹所は組織除去を促進するための、たとえば組織が処置部位から引っ張られる、すくい取られる、または削り取られるための、実質的に近位に対向する面を含み得る。第 1 のメタライゼーション層 3 4 8 が延在する底エッジ（R F 切断領域）に沿った領域は、凹所の内側にある。

【 0 1 1 9 】

R F およびマイクロ波エネルギーを送達するために、スリーブ 3 4 4 から延在する器具先

50

端部 340 の長さは、3 mm および 8 mm の間、好ましくは 4 mm であり得る。器具先端部の幅は、同軸供給線の直径と類似し得る、たとえば 1.1 mm および 1.8 mm の間、好ましくは 1.2 mm である。器具先端部 340 の遠位部分の厚さは、0.2 mm および 0.5 mm の間、好ましくは 0.3 mm であり得る（図 14 参照）。

【0120】

当該器具の遠位部の一般的な形状は、スプーン状またはスコップ状であり、その半径は処置が行なわれる器官（たとえば腸）の内側領域と一致する。たとえば、示される湾曲した配置は、ポリープの下に入りそれをすくい出すのに適し得る。

【0121】

図 13 は器具先端部 340 の平面図である。遠位端は面取りされている。図 14 は図 13 の線 A - A に沿って取られた断面図であり、器具先端部 340 の湾曲した性質を示す。

10

【0122】

器具 330 は腸内にある際には回転可能である。これは図 22 から図 25 を参照して以下で記載する機構のいずれかを用いることによって行なうことができる。

【0123】

当該器具は液体（たとえば生理食塩水）注入機能を与えるための流体供給導管（図示されていない）を組込んでよい。たとえば、生理食塩水は、図 6 および図 7 に示される実施の形態と同様の態様で、同軸供給線の内側導体に沿って導入され、器具先端部 340 に形成されるアパーチャから出力される。代替的に、別の流体供給導管を同軸供給線に沿って取付けることができる。統合された器具および生理食塩水アプリケーションの概念は、腸の壁から茎を持たない無茎性ポリープを除去するのに特に有用であり得る。このプロシージャでは、腸の壁（サブ粘膜層）に生理食塩水（または他の流体）を注入することにより、ポリープを除去する際のバリアを設ける（ここで与えられる RF またはマイクロ波 EM エネルギーは排他的に消散される）。この方法は、エネルギーが腸の壁内に深く送られて穴を開けるリスクを減らし、さらに病変組織が損なわれないで除去でき、その病変組織に組織学を行なうことができるという利点を有する。

20

【0124】

上記の流体送達機能を有する器具であって、腸のポリープを処置するための器具は、以下のいずれかの動作を行なうことができる：

- 流体（生理食塩水など）を注入して腸の壁を膨らませ、腸に穴を開けるリスクを減らす。RF および / またはマイクロ波エネルギーを送る器具と同じ器具を用いて流体を送達できるのは有利である。なぜなら、別の器具を領域内に挿入すると、流体が染み出ることによって収縮が起こり得るからである。収縮は処置の際にも起こり得る。同じ処置構造体を用いて流体を導入できることにより、収縮が起こるとすぐにその高さを上げることができる。

30

【0125】

- 流体を注入して腸を洗浄する。同じ器具を用いて流体（水、生理食塩水など）を腸内に注入し、腸内に残る廃棄物を除去して、処置の際の視認性を向上させる。

【0126】

- RF エネルギーを与えてポリープを切断する。
- マイクロ波 EM エネルギーを与えて血液を凝固させ、過度の出血を防ぐ、または血液の損失を食い止める（これも視認性を向上させる）。

40

【0127】

- マイクロ波 EM エネルギーを与えて組織を切除する。癌状のポリープは切除により破壊する、またはポリープ除去後に残っている癌状の組織を破壊することができる。

【0128】

同じ処置構造体を用いて流体を注入できる機能は、患者に対するリスク、すなわち感染のリスクを減少させ、臨床プロシージャ全体が相対的に短い時間で行なわれることを可能にする。

【0129】

50

処置の際、RFまたはマイクロ波エネルギーが与えられるときに流体供給部を引っ込めさせる必要があるかもしれない。このため、流体が必要な場合には円錐体を器具先端部から押し出し、流体が必要でない場合には、円錐体は流体供給導管から引戻され得る。円錐体（または他の適切な引っ込み可能カバー）は、アセンブリに沿って走る1本以上の案内線によって制御できる、または流体供給導管の長手方向の動きによって制御することができる。

【0130】

図15は電気手術装置400の概略側面図を示し、ここで本発明の一実施の形態である電気手術器具402を用いることができる。装置400は、共通のキャリアチューブ404を備え、これは近位端にある接合エレメント410において同軸ケーブル406および流体供給導管408を受入れ、さらにこれらを遠位端において器具402に搬送する。同軸ケーブル406は、クイックリリースコネクタ412を介して、RF/マイクロ波エネルギージェネレータ（図示されていない）に接続される。本実施の形態において、流体供給導管408は注射器（図示されていない）から生理食塩水溶液を受入れるよう配置されている。共通キャリアチューブ404上に回転ノブ414が設けられて、内視鏡の器具チャンネル内に装着された場合に、回転できるようになる。この構造は、以下で図22を参照してより詳細に説明される。

【0131】

器具402自体は、図16において詳細に示されている。器具先端部本体は、上部および下部面上にメタライゼーション層を有する誘電体ブロック416を含み、これは図1および図2を参照して記載した配置に類似している。同軸ケーブル406の内側導体418は、同軸ケーブル406の遠位端から突出し、上部のメタライゼーション層（第1の導電性エレメント）に（たとえばはんだを用いて）電氣的に接合される。同軸ケーブル406の外側導体は、編組終端部420によって下部メタライゼーション層（第2の導電性エレメント）に電氣的に結合される。編組終端部420は、外側導体に電氣的に接合される管状部と、誘電体ブロック416の下で嵌合し、かつ下部メタライゼーション層に電氣的に接続される遠位方向に延在するプレート部とを含む。

【0132】

本実施の形態において、誘電材料422の整形片は、誘電体ブロック416の下表面に装着される。これは、下部メタライゼーション層に固定されてもよい。誘電材料422の整形片は、断面において、その下部表面が、誘電体ブロック416のエッジ間の円の弦を規定するよう湾曲している。長手方向において、誘電材料422の整形片は、一定の断面を有する近位部と、下側が誘電体ブロック416の方に徐々に先細り（たとえば、湾曲した態様）となる遠位部とを含む。

【0133】

本実施の形態において、流体供給導管408は針424（たとえば、皮下注射針）で終端し、その外径は流体供給導管408よりも小さく、生体組織を貫通するための鋭い先端で終端する。針424は誘電材料422の整形片を通る長手方向のボア穴426内に保持される。誘電体ブロック416に対する流体供給導管408の長手方向の動きは、針424が伸びたり、器具先端部から引っ込んだりすることを可能にする。

【0134】

図17は、流体供給導管408、同軸ケーブル406および共通キャリアチューブ404間の関係を示す。共通キャリアチューブ408は可撓性のチューブであり、内視鏡内に挿入して、動くことができる。第1の長手方向キャビティ428は共通キャリアチューブ404内に形成されて、流体供給導管408を保持し、それ自体は生理食塩水や他の適切な流体を処置部位に搬送するための通路430を有する。流体供給導管408は、矢印434で示されるように、第1の長手方向キャビティ428に沿って自由に長手方向に移動する。第2の長手方向キャビティ432は、同軸供給ケーブル406を保持するために、共通キャリア管404内に形成される。

【0135】

10

20

30

40

50

図18から図20は、共通キャリアチューブのさまざまな例による断面図を示す。図18は、空の状態の第1の例を示す。共通キャリアチューブ404は固体の円筒状ブロック材であり、流体供給導管用の第1の長手方向キャビティ428と、同軸ケーブル用の第2の長手方向キャビティ432とが形成される。この例のキャビティの断面は円形であり、これにより図20に示されるように、流体供給導管408および同軸供給ケーブル406はきっちりと嵌合する。この例では、第1の長手方向キャビティ428の直径は、第2の長手方向キャビティ432の直径よりも小さい。たとえば、第1の長手方向キャビティ428の直径は0.8mmであり、第2の長手方向キャビティ432の直径は1.3mmである。共通キャリアチューブ404自体の直径は2.5mm以下であり、内視鏡の器具チャンネル内に入る。

10

【0136】

図19は第2の実施例を示し、流体供給導管用の第1の長手方向キャビティ428は円形ではない。この場合の第1の長手方向キャビティ428はC字型の断面を有し、このおかげでより大きい断面面積が与えられる。この形状は、キャビティ自体が流体供給導管を形成する場合に用いることができる。すなわち、流体を運ぶためのさらなる管を含まない場合に用いることができる。

【0137】

図20の実施例は、第1の長手方向キャビティ428および第2の長手方向キャビティ432の中に流体供給導管408および同軸供給ケーブル406を有する共通キャリアチューブ404を示す。第2の長手方向キャビティ432の直径は、編組終端部420が同軸供給ケーブル406の外面上に収納できるよう選択されている。

20

【0138】

図21は、図15に示される装置の遠位端を示し、これは共通キャリアチューブ404の遠位端から器具402の先端にある。この実施例では、流体供給導管408および同軸供給ケーブル406は、器具先端本体に到達する前に、短い距離だけ共通キャリアチューブ404から出ている。この特徴は、流体供給導管408および同軸供給ケーブル406の柔軟性と併せて、器具先端本体（およびそれにより、切断および/または放射エッジ）が、処置部位において操作、たとえば、回転できるようにする。流体供給導管408および同軸供給ケーブル406の露出した部分は、適切な剛性シース436によって保護され、これは共通キャリアチューブ404に固定される。

30

【0139】

図22は、器具先端本体を回転させるための第1の機構を示す。ここでは、共通キャリアチューブ404の外表面は、内視鏡器具チャンネルの内側面に対する滑りをよくするために滑らかにされている。回転ノブ438は近位端において、共通キャリアチューブ408上に（たとえば成形クランプとして）固定することができ、これによりオペレータは物理的にアセンブリ全体を捻じることができる。別の実施の形態において、回転ノブは同軸供給ケーブルに固定され、共通キャリアチューブ内で回転できるよう配置され得る。

【0140】

図23から図25は、器具先端部本体を回転させるための代替の配置を示す。この配置において、回転ジョイントが器具先端本体の近位端に設けられている。図23および図24に示されるように、回転ジョイントは回転可能プレート450を含み、その回転軸は共通キャリアケーブルと長手方向に整列される、すなわち、同軸である。回転可能プレート450は器具先端本体に固定され、1本以上（好ましくは2本）のピボットレバー452（わかりやすくするために、図23および図24では1本しか示されていない）の動作により、回転軸を中心に共通キャリアチューブ404に対して回転可能である。各ピボットレバー452は回転可能プレート450によって（たとえば、協働する凹所456または突出部を介して）係合し、ピボット454を中心としたレバーの移動により、プレート450は回転する。レバー452は制御線458を用いるオペレータによって動かされ、制御線は共通キャリアチューブ404を通して装置の外に延在する。図25に示されるように、この目的のために適切なボア穴460を共通キャリアチューブ404に形成すること

40

50

ができる。

【0141】

代替的に、同軸回転ジョイントを用いることができ、これにより内側および外側導体は回転しながら、RFまたはマイクロ波の漏れがなく良好な電氣的接触を維持することができる。このジョイントは回転ブレードを回転させるために用いることができる機械的機構上に取付けられる1本以上の案内ワイヤを用いて操作することができる。この機構は、ブレードの一部をなすことができる。

【0142】

体の中に挿入された場合に、構造体が内視鏡のユーザ操作を妨げないことを確実にするためには、同軸ケーブルは可撓性であることが好ましい。たとえば、Gortex(登録商標)材を有するマイクロ多孔性誘電体のマイクロ波伝送線路ケーブルを用いることにより、または中央導体に固体材ではなくより線材料を用いることにより可撓性を与える。

【0143】

上記の装置は特に自然開口部越経管腔的内視鏡手術(NOTES)を行なうのに有用であり、ここで「傷のない」腹部手術を行なうことができ、体の自然開口部、すなわち口、尿道、肛門などを通る内視鏡を用いて、次に胃、膈、膀胱、または結腸に内部切断によって通り、外部切断または傷を回避することができる。表面切除および滅菌、ならびに組織切断および凝固を行なうために、図6および図7に示される器具の機能は、特にNOTESで用いるのに適するものとなる。

10

【図1】

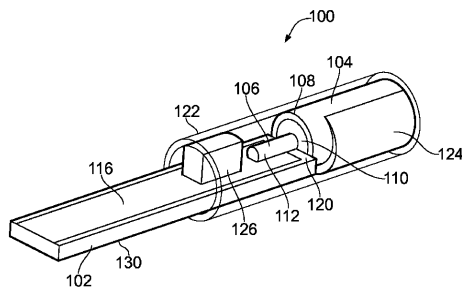


FIG. 1 (Prior Art)

【図2】

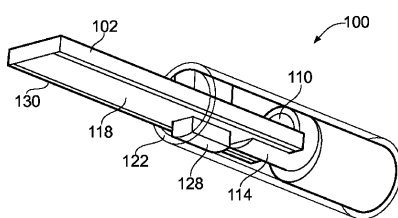


FIG. 2 (Prior Art)

【図3】

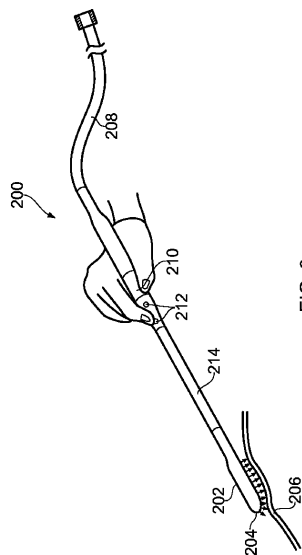


FIG. 3

【図4A】

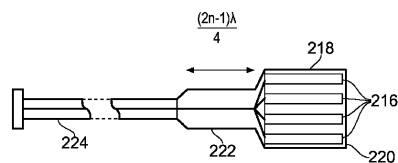


FIG. 4A

【 図 4 B 】

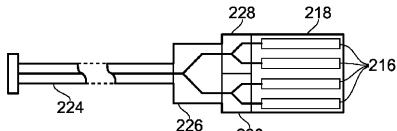


FIG. 4B

【 図 5 】

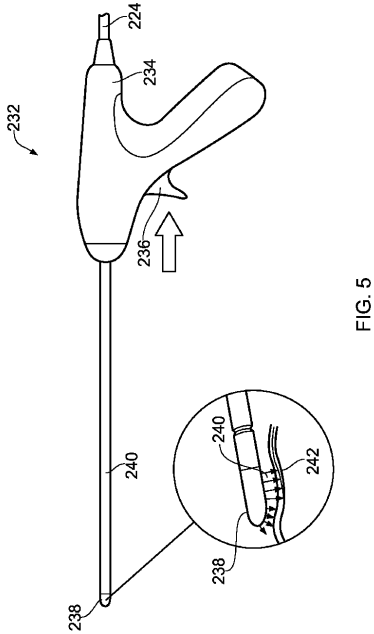


FIG. 5

【 図 6 】

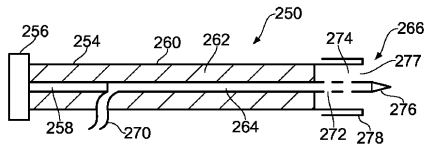


FIG. 6

【 図 7 】

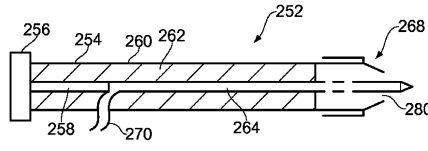


FIG. 7

【 図 8 】

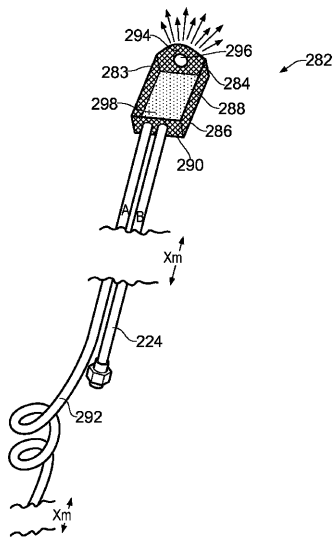


FIG. 8

【 図 9 】

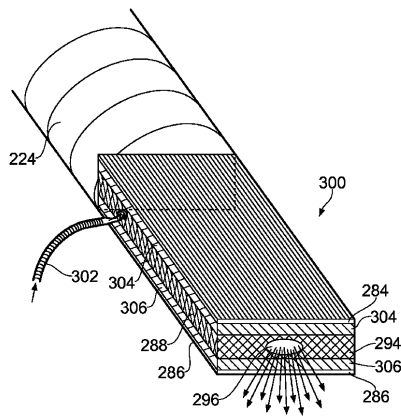


FIG. 9

【 図 1 0 】

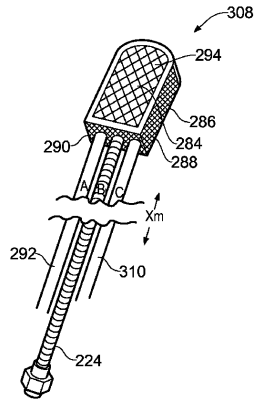


FIG. 10

【 図 1 1 】

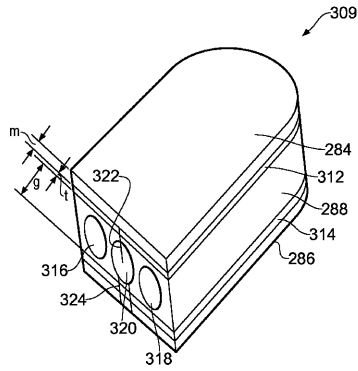


FIG. 11

【 図 1 2 】

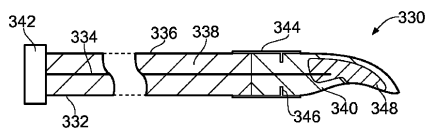


FIG. 12

【 図 1 3 】

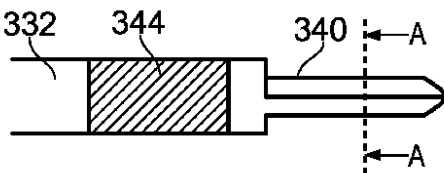


FIG. 13

【 図 1 6 】

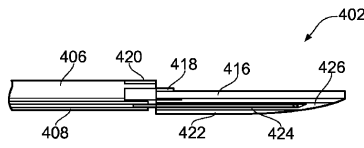


FIG. 16

【 図 1 4 】

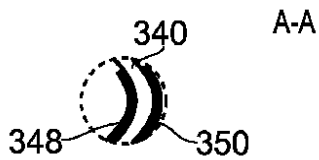


FIG. 14

【 図 1 7 】

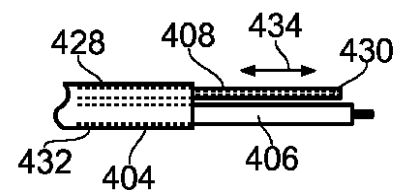


FIG. 17

【 図 1 5 】

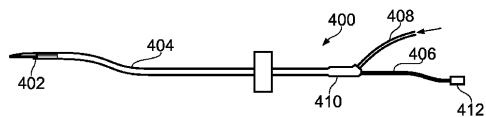


FIG. 15

【 図 1 8 】

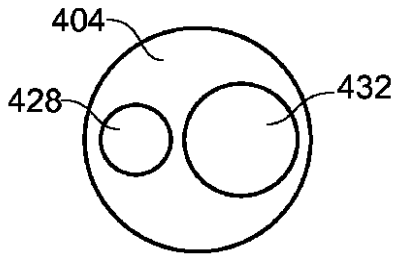


FIG. 18

【 図 2 0 】

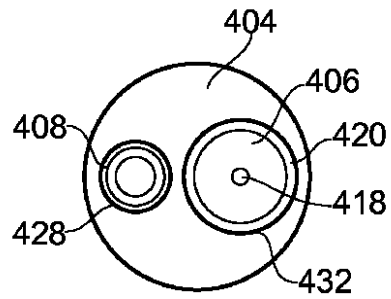


FIG. 20

【 図 1 9 】

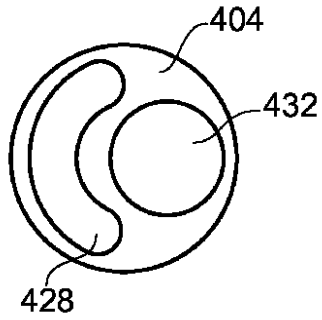


FIG. 19

【 図 2 1 】

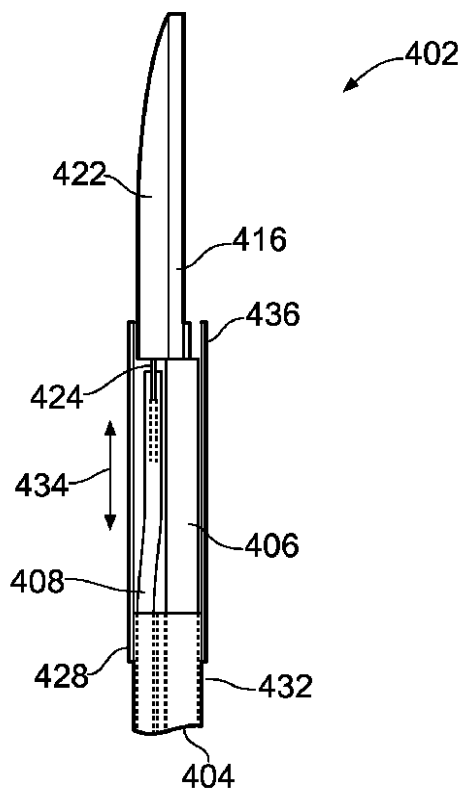


FIG. 21

【 図 2 2 】

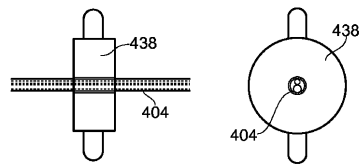


FIG. 22

【 図 2 3 】

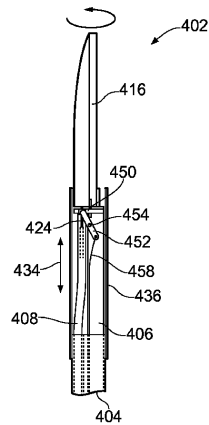


FIG. 23

【 図 2 4 】

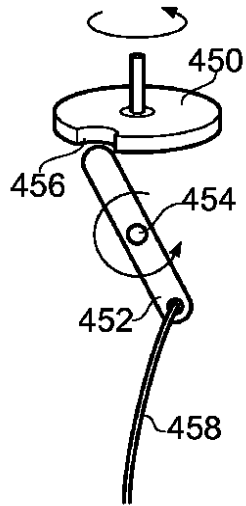


FIG. 24

【 図 2 5 】

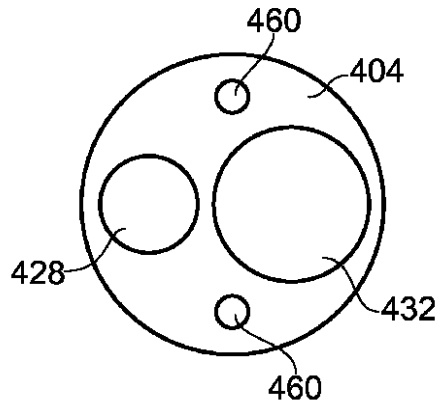


FIG. 25

フロントページの続き

(72)発明者 ブートン, マーティン・ウィンフォード
イギリス、ピィ・エイ・5 3・ピィ・ゼッド サマセット、ウェルズ、ダルコート、カーダミン

合議体

審判長 高木 彰

審判官 根本 徳子

審判官 熊倉 強

(56)参考文献 特表2010-505573(JP, A)
米国特許出願公開第2010/0042095(US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12

专利名称(译)	具有双射频和微波电磁能量的电外科仪器		
公开(公告)号	JP6315992B2	公开(公告)日	2018-04-25
申请号	JP2013548887	申请日	2012-01-09
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファーポール ブートンマーティンウィンフォード		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール ブートン,マーティン・ウィンフォード		
IPC分类号	A61B18/12 A61B18/00 A61B18/18 H05H1/24		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00202 A61B2018/1876 A61B2018/1892 H01Q13/08 H01Q21/06 A61B18/18 A61B2018/00571 H01Q1/36		
FI分类号	A61B18/12 A61B18/00 A61B18/18 H05H1/24		
优先权	2011000444 2011-01-11 GB		
其他公开文献	JP2014511190A JP2014511190A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种电外科器械(402),用于通过器械尖端从同轴供电电缆(406)向组织输送射频(RF)电磁(EM)能量和微波EM能量。器械尖端包括分隔第一和第二导电元件的电介质(416),第一和第二导电元件用作有源和返回电极,用于通过传导传送RF EM辐射,并作为发射微波电磁辐射的天线。该仪器在尖端中包含流体供应源(424),例如,附接到尖端的下侧的附加介电元件(422),用于输送流体。待输送的流体可以是气体等离子体以辅助治疗,或液体在治疗之前使组织区域膨胀。仪器可以安装在内窥镜中。

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第6315992号 (6315992)
(45) 発行日 平成30年4月25日(2018.4.25)		(24) 登録日 平成30年4月6日(2018.4.6)
(51) Int. Cl.	F 1	
A 6 1 B 1 8 / 1 2 (2006.01)	A 6 1 B 1 8 / 1 2	
A 6 1 B 1 8 / 0 0 (2006.01)	A 6 1 B 1 8 / 0 0	
A 6 1 B 1 8 / 1 8 (2006.01)	A 6 1 B 1 8 / 1 8	
H 0 5 H 1 / 2 4 (2006.01)	H 0 5 H 1 / 2 4	
請求項の数 12 (全 30 頁)		
(21) 出願番号 特願2013-548887(P2013-548887)	(73) 特許権者 512008495	クレオ・メディカル・リミテッド CREO MEDICAL LIMITED イギリス、エヌ・ビー・16 5・ユー・ エイチ モンマスシャー、チェプストー、 ビューフォート・パーク、リバーサイド・ コート (74) 代理人 110001195 特許業務法人深見特許事務所 (72) 発明者 ハンコック、クリストファー・ポール イギリス、ビー・エイ・2 5・イー・エ イチ パース・アンド・ノース・イースト ・サマセット、ハース、クーム・ダウン、 ジ・アベニュー、ゴールドニー・ハウス 最終頁に続く
(86) (22) 出願日 平成24年1月9日(2012.1.9)		
(65) 公表番号 特表2014-511190(P2014-511190A)		
(43) 公表日 平成26年5月15日(2014.5.15)		
(86) 国際出願番号 PCT/GB2012/050034		
(87) 国際公開番号 W02012/095653		
(87) 国際公開日 平成24年7月19日(2012.7.19)		
審査請求日 平成26年11月25日(2014.11.25)		
審判請求日 不願2016-19214(P2016-19214/11)		
優先権主張番号 1100444.7		
(32) 優先日 平成23年1月11日(2011.1.11)		
(33) 優先権主張国 英国(GB)		
(54) 【発明の名称】 デュアルの無線周波数およびマイクロ波電磁エネルギーを有する電気手術器具		