

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6386030号
(P6386030)

(45) 発行日 平成30年9月5日(2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日(2018.8.17)

(51) Int.Cl.		F I	
A 6 1 B 18/04	(2006.01)	A 6 1 B 18/04	
H 0 5 H 1/46	(2006.01)	H 0 5 H 1/46	R
H 0 5 H 1/24	(2006.01)	H 0 5 H 1/24	

請求項の数 23 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2016-513434 (P2016-513434)	(73) 特許権者	512008495
(86) (22) 出願日	平成26年5月13日 (2014.5.13)		クレオ・メディカル・リミテッド
(65) 公表番号	特表2016-525902 (P2016-525902A)		CREO MEDICAL LIMITE D
(43) 公表日	平成28年9月1日 (2016.9.1)		イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・
(86) 国際出願番号	PCT/GB2014/051468		エイチ モンマスシャー、チェプストー、
(87) 国際公開番号	W02014/184544		ビューフォート・パーク、リバーサイド・
(87) 国際公開日	平成26年11月20日 (2014.11.20)		コート
審査請求日	平成29年4月11日 (2017.4.11)	(74) 代理人	100114775
(31) 優先権主張番号	1308558.4		弁理士 高岡 亮一
(32) 優先日	平成25年5月13日 (2013.5.13)	(74) 代理人	100121511
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		弁理士 小田 直
		(74) 代理人	100202751
			弁理士 岩堀 明代

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 二重機能プラズマおよび非電離マイクロ波凝固電気手術器具ならびにこれを組み込んだ電気手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

電気手術器具であって、

ラジオ波(RF)および/またはマイクロ波周波数電磁(EM)エネルギーを伝えるための同軸ケーブル、ならびに前記RFおよび/またはマイクロ波エネルギーを受信するために前記同軸ケーブルの遠位端部に電気接続されるプローブ先端を備える細長いプローブと、

前記細長いプローブを通して前記プローブ先端までガスを運ぶためのガス通路と、
を備え、

前記同軸ケーブルが、内側導体、外側導体および前記内側導体を前記外側導体と隔てる誘電材料を備え、

前記プローブ先端が、前記同軸ケーブルの前記内側導体に電気接続される第1の電極および前記同軸ケーブルの前記外側導体に電気接続される第2の電極を備え、

前記第1の電極および第2の電極が、

熱または非熱プラズマを生成するために、前記ガス通路から受け入れた前記ガスの流路を横切るように、前記受信したRFおよび/またはマイクロ波周波数EMエネルギーから電場を生成するように構成される第1の構成と、

前記第1の電極が前記第2の電極を越えて遠位に延びて前記プローブ先端から外向きにマイクロ波EM場を放出するための放射構造を形成する第2の構成と

の間で互いに対して移動可能である、電気手術器具。

10

20

【請求項 2】

前記細長いプローブが、前記同軸ケーブルを取り囲むスリーブを含み、前記ガス通路が、前記スリーブの内面および前記同軸ケーブルの外面の間の空間である、請求項 1 に記載の電気手術器具。

【請求項 3】

前記第 2 の電極が、前記スリーブの遠位端部に形成され、前記スリーブが、前記同軸ケーブルに対して伸縮可能である、請求項 2 に記載の電気手術器具。

【請求項 4】

前記第 2 の電極が、前記スリーブの遠位端部に形成され、前記同軸ケーブルが、前記スリーブに対して伸縮可能である、請求項 2 に記載の電気手術器具。

10

【請求項 5】

前記第 1 の電極が、前記同軸ケーブルから RF および / またはマイクロ波 EM エネルギーを受信するように連結された、マイクロ波放射モノポールアンテナ構造である、請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 6】

前記マイクロ波放射モノポールアンテナ構造が、円筒形の誘電材料を備え、前記円筒形の誘電材料が、半球状の遠位端部を有し、かつ前記外側導体を越えて突出し前記円筒形の誘電材を通して延びてその半球状の遠位端部で突出する前記同軸ケーブルの前記内側導体の長さを取り囲む、請求項 5 に記載の電気手術器具。

【請求項 7】

前記円筒の前記半球状の遠位端部から突出する前記内側導体の長さの端部に丸みをつける、請求項 6 に記載の電気手術器具。

20

【請求項 8】

前記第 2 の電極または前記同軸ケーブルの外側導体に対して摺動可能であり、かつガスを流すことができるガス透過性導電構造によって、前記同軸ケーブルの前記外側導体を前記第 2 の電極に接続する、請求項 3 に記載の電気手術器具。

【請求項 9】

前記ガス透過性導電構造が、
導電性メッシュ、
放射状に延びる導電性ワイヤまたはばねのケージ、および
複数の周縁方向に離間した放射状に突出する歯 (d e n t s)
のうちのいずれかである、請求項 8 に記載の電気手術器具。

30

【請求項 10】

前記ガス透過性導電構造が、前記第 2 の電極にはんだ付けまたは圧着される、請求項 8 または 9 に記載の電気手術器具。

【請求項 11】

前記第 2 の電極が、前記スリーブの前記遠位端部に設けられた導電性端子チューブを備え、前記導電性端子チューブが、その内面に、前記同軸ケーブルの前記外側導体に接触するための 1 つ以上の放射状に突出する突起を含む、請求項 4 に記載の電気手術器具。

【請求項 12】

前記導電性端子チューブが、その内面の周囲に絶縁ライナを有し、前記ライナが、前記 1 つ以上の放射状に突出する突起に対して遠位に位置決めされる、請求項 11 に記載の電気手術器具。

40

【請求項 13】

前記プローブが、内視鏡の器具チャンネルを通して挿入可能である、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具。

【請求項 14】

凝固を行うための電気手術装置であって、
マイクロ波 EM エネルギーを発生するためのマイクロ波信号発生器と、
前記マイクロ波 EM エネルギーを受信するように接続される請求項 1 ~ 13 のいずれか

50

1 項に記載の電気手術器具と、

前記プローブに前記マイクロ波 E M エネルギーを伝えるための供給構造であって、前記供給構造が、前記プローブを前記マイクロ波信号発生器に接続するためのマイクロ波チャンネルを備える、供給構造と、

電気手術器具にガスを供給するように接続されるガス供給部とを備え、

前記電気手術器具が、

前記電気手術器具が前記第 1 の構成にあり、そこにガスが供給される場合、表面凝固モードで動作可能であり、それによって、前記プローブ先端に送達される前記マイクロ波 E M エネルギーが前記第 1 および第 2 の電極の間でガスプラズマを発生および/または維持するように構成され、

前記電気手術器具が前記第 2 の構成にあり、そこにガスの供給がない場合、深部組織凝固モードで動作可能であり、それによって、前記プローブ先端に送達される前記マイクロ波 E M エネルギーが前記プローブ先端から外向きに非電離電場を出すように構成される、電気手術装置。

【請求項 15】

第 1 の周波数を有する R F 電磁 (E M) エネルギー発生するためのラジオ波 (R F) 信号発生器を含み、

前記マイクロ波周波数 E M エネルギーが、前記第 1 の周波数よりも高い第 2 の周波数を有し、

前記供給構造が、前記プローブを前記 R F 信号発生器に接続するための R F チャンネルを含み、

前記表面凝固モードでは、前記装置が、前記 R F E M エネルギーを前記プローブ先端に送達して前記第 1 および第 2 の電極の間で前記ガスプラズマを発生するように構成される、請求項 14 に記載の電気手術装置。

【請求項 16】

凝固を行うための電気手術装置であって、

第 1 の周波数を有する R F 電磁 (E M) 放射を発生するためのラジオ波 (R F) 信号発生器と、

前記第 1 の周波数よりも高い第 2 の周波数を有するマイクロ波 E M 放射を発生するためのマイクロ波信号発生器と、

前記 R F E M 放射および前記マイクロ波 E M 放射を受信するように接続される請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項に記載の電気手術器具と、

前記プローブに前記 R F E M 放射および前記マイクロ波 E M 放射を伝えるための供給構造であって、前記供給構造が、前記プローブを前記 R F 信号発生器に接続するための R F チャンネル、および前記プローブを前記マイクロ波信号発生器に接続するためのマイクロ波チャンネルを備える、供給構造と、

電気手術器具にガスを供給するように接続されるガス供給部とを備え、

前記電気手術器具が、

前記電気手術器具が前記第 1 の構成にあり、そこにガスが供給される場合、表面凝固モードで動作可能であり、それによって、前記プローブ先端に送達される前記 R F E M 放射が前記第 1 および第 2 の電極の間でガスプラズマを発生するように構成され、

前記電気手術器具が前記第 2 の構成にあり、そこにガスの供給がない場合、深部組織凝固モードで動作可能であり、それによって、前記プローブ先端に送達される前記マイクロ波 E M 放射が前記プローブ先端から外向きに非電離電場を出すように構成される、電気手術装置。

【請求項 17】

R F E M エネルギーのパルスを前記プローブに送達させて、前記プラズマを発生させるために前記流路を横断して前記高電場を発生させるように構成されるプラズマ発生信号

10

20

30

40

50

発生回路を備え、前記プラズマ発生信号発生回路が、前記マイクロ波チャンネル上のマイクロ波 E M エネルギーのパルスの検出可能な特性を使用して、R F E M エネルギーのパルスの発生を開始させるように構成される制御回路を含む、請求項 1 5 または 1 6 に記載の電気手術装置。

【請求項 1 8】

前記マイクロ波チャンネル上の順方向および反射電力をサンプリングし、かつそこから、前記プローブによって前記マイクロ波出力が送達されたことを示すマイクロ波検出信号を生成するためのマイクロ波信号検出器と、

前記マイクロ波検出信号を受信するための前記マイクロ波信号検出器と通信可能なコントローラと

10

を備え、

前記コントローラが、前記マイクロ波 E M エネルギーのためのエネルギー送達プロファイルを選択するように動作可能であり、前記マイクロ波 E M エネルギーのための前記エネルギー送達プロファイルが組織の凝固のためのものであり、

前記コントローラが、前記マイクロ波信号発生器のためのマイクロ波制御信号を出力するようにプログラムされたデジタルマイクロプロセッサを備え、前記マイクロ波制御信号が、前記マイクロ波 E M エネルギーのための前記エネルギー送達プロファイルを設定するためのものであり、

前記コントローラが、前記受信したマイクロ波検出信号に基づいて前記マイクロ波制御信号の状態を判定するように構成される、

20

請求項 1 4 ~ 1 7 のいずれか 1 項に記載の電気手術装置。

【請求項 1 9】

前記第 1 の電極と第 2 の電極との間で相対運動を引き起こす移動機構を含み、前記コントローラが、前記受信したマイクロ波検出信号に基づいて前記移動機構に制御信号を伝えるように構成される、請求項 1 8 に記載の電気手術装置。

【請求項 2 0】

前記移動機構が、リニアモータ、ステッピングモータ、圧電アクチュエータ、および磁歪アクチュエータのうちのいずれか 1 つを備える、請求項 1 9 に記載の電気手術装置。

【請求項 2 1】

前記コントローラが、少なくとも 1 0 d B の値で前記プローブからの反射損失を維持するために、前記移動機構を調整可能に制御するように構成される、請求項 1 9 または 2 0 に記載の電気手術装置。

30

【請求項 2 2】

前記表面凝固モードにおいて、前記プラズマを発生させるように前記流路を横断して前記高電場を生成するために、前記コントローラが、前記マイクロ波信号発生器に前記プローブへとマイクロ波 E M エネルギーの発生パルスを送達させるように構成される、請求項 1 8 に記載の電気手術装置。

【請求項 2 3】

マイクロ波 E M エネルギーの前記発生パルスを作るために、前記マイクロ波チャンネルに切り替え可能な四分の一波長変成器を備える、請求項 2 2 に記載の電気手術装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、ラジオ波 (r a d i o f r e q u e n c y) および / またはマイクロ波周波数エネルギーを用いて止血すること (すなわち、破れた血管を血液の凝固を促すことによって封止すること) により生体組織の処置を行う電気手術装置に関する。特に、本発明は、ガス流とともにラジオ波 (R F) および / またはマイクロ波周波数エネルギーを使用して熱プラズマを生成し維持する外科手術装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

50

アルゴンプラズマ凝固法（ＡＰＣ）またはアルゴンビーム凝固法（ＡＢＣ）は、表面の出血を抑えるための既知の外科的手法であり、その手法では、プラズマを送達する外科手術用プローブと病巣との間において物理的な接触を必要としない。ＡＰＣは内視鏡下で実施することができるため、内視鏡を介して通したプローブを通してアルゴンガスのジェットが誘導される。アルゴンガスは放出されるとイオン化してプラズマを生じ、プラズマが凝固を引き起こす。

【 0 0 0 3 】

プラズマを発生させるには、高電場（例えば、高電圧または高インピーダンス状態）であることが望ましい。したがって、ガスを分解してプラズマを生成するのに必要な高電圧（高電場）を可能にするためには、高インピーダンス状態にする必要がある。国際公開第 2009/060213号で議論している一実施形態では、高電圧（高インピーダンス）状態にするために、低周波（例えば、ラジオ波）発振回路と、適切なドライバおよびスイッチングデバイス（例えば、ゲート駆動チップおよびパワー MOSFET または BJT）によってこの低周波発振回路に一次巻線が接続される変成器とを使用するフライバック回路を用いている。この構成により、プラズマを発生またはその他の方法で引き起こす、高電圧パルスまたはスパイクを生成する。プラズマを発生させたならば、マイクロ波エネルギーを供給することによってプラズマを維持してもよい。

【 発明の概要 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 4 】

最も一般的には、本発明は、表面を凝固させるために、プラズマを発生させること、およびより深部レベルで凝固させるために、非電離マイクロ波場を（プラズマが無い状態で）放出することの両方が可能な電気手術機器を提供する。前者の機能は、従来型の A P C 手法と同様、例えば、表面出血の処置を行うために有用であり得る。後者の機能は、消化性潰瘍の処置を行うため、または大血管を凝固させるために使用され得る。

【 0 0 0 5 】

上述の二重機能を実現するために、本発明の電気手術機器は、2つの構成の間で調整可能なプローブ先端を備える。プローブ先端は、発生器からラジオ波（R F）および/またはマイクロ波周波数エネルギーを受信するように接続され、またガスのための流路を画定する。第1の構成では、プローブ先端は、バイポーラ（例えば、同軸）構造を画定して、ガスのための流路を横切るように、受信した R F および/またはマイクロ波周波数エネルギーから高電場を生成してプラズマを生成し維持する。第2の構成では、プローブ先端は、アンテナ構造を画定して、非電離マイクロ波エネルギーを組織内に放出する。アンテナ構造は、放射モノポールアンテナであってもよく、放射モノポールアンテナは、受信したマイクロ波周波数エネルギーからの電場を外向きに（すなわち、プローブから離れるように）放出可能な、円筒、ポール、針金またはヘリカルもしくはターンスタイルアンテナの形態を取ってもよい。よって、第1の構成では、機器は、R F エネルギーおよびマイクロ波エネルギーの一方または両方を使用してもよいが、第2の構成では、機器は、マイクロ波エネルギーを使用することが好ましい。

【 0 0 0 6 】

バイポーラ構造は、内側導体と外側導体とを備えてもよい。外側導体は、プローブ先端を第1の構成および第2の構成の間で調整するために、内側導体に対して伸縮自在であってもよい。例えば、内側導体および外側導体が同軸に配置される場合、外側導体は、内側導体を取り囲む第1の位置（第1の構成に対応）から軸方向に後方へ（すなわち、機器の近位端部に向けて）変位した第2の位置（第2の構成に対応）まで収縮させて、内側導体を露出させてもよい。

【 0 0 0 7 】

第1の構成では、R F またはマイクロ波エネルギーを用いてプラズマを発生させてもよい。プラズマ発生後、マイクロ波エネルギーを使用してプラズマを維持してもよい。この構成は、ケーブルの容量および組織の多様性によって生じる負荷に起因して電場が崩壊す

10

20

30

40

50

ることがある従来型の電気手術システムで使用されるRFプラズマよりも有利であり得る。

【0008】

プラズマのインピーダンスは、マイクロ波エネルギーの周波数でアプリケーション（およびエネルギー送達システム）のインピーダンスに整合させて、マイクロ波源で生成されたマイクロ波エネルギーを効率的にプラズマへと伝達できるようにすることが好ましい。マイクロ波エネルギーを使用する場合、アプリケーションおよび/または発生器を（静的または動的に）調整して、プラズマを、組織が呈する負荷に確実に整合させるようにしてもよい。マイクロ波周波数では、ケーブルは、分布定数素子伝送線路を形成し、ここでは、アプリケーションおよびエネルギー源の間のインピーダンス整合は、マイクロ波発生器のソースインピーダンス、ケーブル（伝送線路）の特性インピーダンス、アプリケーション構造自体のインピーダンス、および組織のインピーダンスによって決まる。ケーブルの特性インピーダンスがマイクロ波源の出力インピーダンスと同じ場合、ケーブルによる減衰（誘電損失および導体損失）を差し引いた、すべてのマイクロ波出力がアプリケーションへと送達される。アプリケーションおよび組織のインピーダンスがケーブルの特性インピーダンスと同じ場合、マイクロ波源で利用可能な最大出力がプラズマ/組織負荷へと伝達される。アプリケーションおよびプラズマ/組織負荷の間で最も良いインピーダンス整合を維持するために、後述のように、アプリケーション構造を調整してもよい。また、発生器または第1のケーブルの遠位端部および第2の（器具）ケーブルの近位端部の間のインターフェースで調整してもよい。これらの調整は、整合ネットワークの容量および/またはインダクタンスの変化の形態、すなわち、スタブチューニングの形態であってもよい。

【0009】

本明細書では、「マイクロ波周波数」は、広く400MHz~100GHzの周波数範囲を指すこともあるが、1GHz~60GHzの範囲であることが好ましい。検討している具体的な周波数は、915MHz、2.45GHz、3.3GHz、5.8GHz、10GHz、14.5GHzおよび24GHzである。対照的に、本明細書では、「ラジオ波」または「RF」は、少なくとも3桁小さい、例えば、最大300MHz、好適には10kHz~1MHzの周波数範囲を指すために使用している。

【0010】

本発明の一実施態様によれば、電気手術器具であって、ラジオ波（RF）および/またはマイクロ波周波数電磁（EM）エネルギーを伝えるための同軸ケーブル、ならびにRFおよび/またはマイクロ波エネルギーを受信するために同軸ケーブルの遠位端部に接続されるプローブ先端を備える細長いプローブと、細長いプローブを通してプローブ先端までガスを運ぶためのガス通路とを備え、同軸ケーブルが、内側導体、外側導体および内側導体を外側導体と隔てる誘電材料を備え、プローブ先端が、同軸ケーブルの内側導体に接続される第1の電極および同軸ケーブルの外側導体に接続される第2の電極を備え、第1の電極および第2の電極が、熱または非熱プラズマを生成するために、ガス通路から受け入れたガスの流路を横切るように、受信したRFおよび/またはマイクロ波周波数EMエネルギーから電場を生成するように構成される第1の構成と、第1の電極が第2の電極を越えて遠位に延びてプローブ先端から外向きにマイクロ波EM場を放出するための放射構造を形成する第2の構成との間で互いに対して移動可能である、電気手術器具が提供される。よって、第1の構成では、器具は、生体組織の表面（または表層）の凝固および/または生体組織もしくは各種器具の滅菌/消毒に好適なプラズマを生成するように動作するのであってもよい。ガスは、アルゴン、または任意の他の好適なガスであってよく、例えば、二酸化炭素、ヘリウム、窒素、空気およびこれらのガスのうちの任意のガスの混合物、すなわち、空気10%/ヘリウム90%であってもよい。プローブ先端でRFEMエネルギーまたはマイクロ波EMエネルギーのいずれかに対して高インピーダンス状態を作ることによって、プラズマを発生させるための高電場を生じさせてもよい。このことは、第1および第2の電極の好適な幾何形状を選択することにより達成され得る。例えば、第1の構成において第1および第2の電極の間に石英または他の類似の低損失材料などの、一

片の絶縁誘電材料を配置してもよい。このことがインピーダンスを高め、したがって高電場の生成を促進することもある。第1の構成では、第1の導体を越えて（例えば、第1の導体よりも遠位に）第2の電極を延びるように構成させて、非電離放射が絶対に放出されないようにしてもよい。

【0011】

第2の構成では、プローブは、生体組織の深部凝固または滅菌のためのマイクロ波EM場の形態で、マイクロ波周波数エネルギーを放射することができる。

【0012】

好適な実施形態では、器具は、RFおよびマイクロ波EMエネルギーの両方を受信可能である。RFEMエネルギーは、プラズマ発生のためであってもよく、高電圧パルスとして受信されてもよい。マイクロ波EMエネルギーは、プラズマを維持するためのもの、すなわち、プラズマへと出力を送達して電離状態を維持するためのものである。これもまた、パルスとして受信してもよい。プラズマの準連続ビームを生成する方法で、プラズマを繰り返し発生させてもよい。この構成がRFEMエネルギーのみを使用する従来型のAPC機器よりも有利である点は、容量性負荷または乾燥から湿潤への環境変化に起因してプラズマが崩壊しない点である。さらに、器具の二重構成の性質により、器具は、深部凝固に好適な状態に切り替わることができ、この状態において、第2の電極（および絶縁誘電材料）は、後述のように、第1の電極が放射マイクロ波モノポールアンテナ構造として働くように第1の電極を露出させる離れた所に引き離される。

【0013】

また、マイクロ波周波数エネルギーを使用して、例えば、マイクロ波共振器、または動作周波数で四分の一波長（またはその奇数倍）の長さの、より高インピーダンスの伝送線路を使用してプラズマを発生するために低い電圧をより高い電圧に変換するインピーダンス変成器、すなわち、四分の一波長変成器を使用することによって、プラズマを発生させることが可能であってもよい。この高インピーダンス線路を切り替えて接続してプラズマを発生させてもよいし、プラズマが発生してプラズマを維持する必要がある場合切り替えて切り離して（すなわち、より低インピーダンスの線路に戻す）もよい。2つの状態の間で切り替えるために、パワーPINまたはバラクタダイオードを使用することが好ましいこともあるが、同軸または導波管スイッチを使用することもできる。

【0014】

細長いプローブは、同軸ケーブルを取り囲むスリーブを備えてもよい。スリーブは、同軸ケーブルを保護するように働くのであってもよいが、また、例えば、スリーブの内面および同軸ケーブルの外側の間の空間としてガス通路を画定してもよい。ガス通路は、ガス源（例えば、加圧ガスカニスタなど）に接続するためにスリーブの近位端部に入力ポートを有してもよい。

【0015】

さらに、スリーブは、第1および第2の電極を相対的に動かすための手段であってもよい。マイクロ波同軸ケーブル上で導電性（例えば、金属製）カテーテルを摺動させることによって、第1および第2の電極を相対的に動かしてもよく、マイクロ波同軸ケーブルの外側導体もまた金属製であってもよい。この構成では、カテーテル（または同軸ケーブル上で摺動するチューブ）の内面は、同軸ケーブルの外側導体と良好に電気接触していなければならない。このことは、第2の電極または同軸ケーブルの外側電極に対して摺動可能であり、かつガスを流すことができるガス透過性導電構造を提供することによって達成されてもよい。ガス透過性導電構造は、導電性メッシュ、放射状に延びる導電性ワイヤまたはばね、および複数の周縁方向に離間した放射状に突出する歯（dents）のうちのいずれであってもよい。よって、ガス透過性導電構造は、複数の（例えば、4つ以上）周方向接続部を提供してもよく、そうでなければマイクロ波信号のための良好な電気接続を確実にするための点接点を設ける必要がある。この解決策により、マイクロ波エネルギーが伝播するのに適切な環境を作るのに十分な接続点を有すること、十分なガスが流れるようにすること、および外側カテーテルが同軸ケーブルの上で比較的容易に動くことができる

10

20

30

40

50

ようにすることの間でバランスを取ることもできる。

【0016】

一実施形態では、スリーブの遠位端部に第2の電極を設ける、または形成してもよく、またスリーブは、同軸ケーブルに対して伸縮可能であってもよい。換言すると、スリーブは、第1の電極をプローブ先端で露出させるように引き下げることが可能であってもよい。スリーブは、同軸ケーブルと同軸であってもよい。よって、第1および第2の電極は、第1の構成では互いに同軸であってもよい。第2の電極は、スリーブの遠位端部上にある導電性材料の環状帯であってもよい。上述の誘電材料は、スリーブ上かつ環状帯の内側に設けられた石英製カラーであってもよい。代替的または追加的に、誘電材料は、後述のように、内側電極の一部であってもよい。

10

【0017】

伸縮自在なスリーブは、2つ以上の伸縮自在部分を備えてもよい。伸縮自在部分は、その間に液密封止部を有してガスが漏れないようにしてもよい。機械または電気機械システム、すなわち、機械式スライダ、リニアモータまたはステッピングモータ構成を用いて、摺動可能な外側スリーブを収縮または伸長させてもよい。後述するように、同軸ケーブルの外側導体に対する外側スリーブの位置は、発生器内またはプローブ内の検出器（複数可）を使用し、反射電力または順方向および反射電力測定、すなわち、反射計またはVSWRブリッジ測定を使用してなされる反射損失またはインピーダンス整合/不整合測定によって決定してもよい。

【0018】

代替的な実施形態では、同軸ケーブル自体をスリーブ内で動かすことができてもよい。この構成では、手動スライダまたは本明細書で言及する同軸ケーブルをスリーブ内で摺動させるための移動機構のいずれかを含み得る、近位にあるハンドピースにスリーブを固定してもよい。

20

【0019】

第1の電極は、同軸ケーブルからRFおよび/またはマイクロ波EMエネルギーを受信するように連結された、マイクロ波放射モノポールアンテナ構造であってもよい。同軸ケーブルの外側導体は、アンテナに不平衡給電を形成するように接地してもよいし、あるいはアンテナに平衡給電を形成する、すなわち、両導体にかかる電圧が上下するように浮かせてもよい。第1の電極は、受信したマイクロ波EM放射に対応するマイクロ波場を放出するためのマイクロ波アンテナとして働くような形にされることが好ましい。例えば、モノポーラ放射構造は、円筒形の誘電材料を備えてもよく、これは、半球状の遠位端部を有し、かつ外側導体を越えて突出し円筒形の誘電材を通して延びてその半球状の遠位端部で突出する同軸ケーブルの内側導体の長さを取り囲む。他の遠位端部の形状、例えば、ボールまたは平坦端部も可能である。円筒は、低損失セラミック材料から作られてもよい。誘電体円筒の存在により、例えば、反射電力量を減らすことによって、組織内へのエネルギー送達を改善することができる。円筒の半球状の遠位端部から突出する内側導体の長さの端部に丸みをつけて、例えば、半球状にして、放射される場をより均一にしてもよい。

30

【0020】

制御下で凝固させるために血液内に効率的に照射させる非電離放射を生成するために、モノポーラ放射構造（すなわち、第2の構成にある第1の電極）を、マイクロ波EM放射の周波数において血液のインピーダンスに十分に整合するように構成することが好ましい。

40

【0021】

同軸ケーブルの外側電極を、ガスを通過させる導電メッシュによって第2の電極に接続してもよい。したがって、導電メッシュを、プローブ内の通路、すなわち、同軸ケーブルおよびスリーブの間の空間に設けてもよい。あるいは、同軸ケーブルおよびスリーブの間の空間を、例えば、スリーブまたはスリーブの一部に接続された分割要素によって、複数のサブ通路に分割してもよい。この場合、分割要素または別個のコネクタ要素が、同軸ケーブルの外側導体および第2の電極の間を電気接続させてもよい。接続はまた、1つの可

50

撓性ワイヤまたは条片から作られてもよく、これを第2の電極にはんだ付けまたは圧着させてもよい。

【0022】

プローブは、腹腔鏡下で使用してもよいし、あるいは内視鏡検査機器を通して、例えば、内視鏡、胃鏡、気管支鏡などの処置具用チャンネルを通して挿入可能な寸法にされてもよい。例えば、同軸ケーブルは、2.5mm未満の直径を有してもよく、2.2mm未満であることが好ましい。スリーブは、2.6mm未満の外側直径を有してもよく、2.5mm未満であることが好ましい。より大型の腹腔鏡器具では、外側直径は3mm以上であってもよく、より大きい直径の同軸ケーブルを使用してもよい。

【0023】

本発明の別の実施態様によれば、凝固を行うための電気手術装置であって、マイクロ波EMエネルギーを発生するためのマイクロ波信号発生器と、マイクロ波EMエネルギーを受信するように接続される上述の電気手術器具と、プローブにマイクロ波EMエネルギーを伝えるための供給構造であって、供給構造が、プローブをマイクロ波信号発生器に接続するためのマイクロ波チャンネルを備える、供給構造と、電気手術器具にガスを供給するように接続されるガス供給部とを備え、装置が、電気手術器具が第1の構成にあり、そこにガスが供給される場合、表面凝固モードで動作可能であり、それによって、プローブ先端に送達されるマイクロ波EMエネルギーが第1および第2の電極の間でガスプラズマを発生および/または維持するように構成され、電気手術器具が第2の構成にあり、そこにガスの供給がない場合、深部組織凝固モードで動作可能であり、それによって、プローブ先端に送達されるマイクロ波EMエネルギーがプローブ先端から外向きに非電離電場を出すように構成される、電気手術装置が提供される。装置は、第1の周波数を有するRF電磁(EM)エネルギーを発生するためのラジオ波(RF)信号発生器を含んでもよく、マイクロ波周波数EMエネルギーは、第1の周波数よりも高い第2の周波数を有し、供給構造が、プローブをRF信号発生器に接続するためのRFチャンネルを含み、表面凝固モードでは、装置が、RFEMエネルギーをプローブ先端に送達して第1および第2の電極の間でガスプラズマを発生するように構成される。

【0024】

装置は、RFEM放射のパルス(または複数のパルス)をプローブに送達させて、プラズマを発生させるために流路を横断して高電場を発生させるように構成されるプラズマ発生信号発生回路を備えてもよく、プラズマ発生信号発生回路は、マイクロ波チャンネル上のマイクロ波EM放射のパルスの検出可能な特性を使用して、RFEM放射のパルスの発生を開始させるように構成される制御回路を含む。このように、RFEM放射は、プラズマを発生させるために使用されるが、マイクロ波EM放射は、プラズマを維持するために使用される。上述のようにマイクロ波EM放射のパルスに対してRF発生パルスの送達を調整することによって、装置は、より確実にプラズマを発生させることができる。

【0025】

装置は、マイクロ波チャンネル上の順方向および反射電力をサンプリングし、かつそこから、プローブによってマイクロ波出力が送達されたことを示すマイクロ波検出信号を生成するためのマイクロ波信号検出器と、マイクロ波検出信号を受信するためのマイクロ波信号検出器と通信可能なコントローラとをさらに備えてもよく、コントローラが、マイクロ波EM放射のためのエネルギー送達プロファイルを選択するように動作可能であり、マイクロ波EM放射のためのエネルギー送達プロファイルが組織の凝固のためのものであり、コントローラが、マイクロ波信号発生器のためのマイクロ波制御信号を出力するようにプログラムされたデジタルマイクロプロセッサを備え、マイクロ波制御信号が、マイクロ波EM放射のためのエネルギー送達プロファイルを設定するためのものであり、コントローラが、受信したマイクロ波検出信号に基づいてマイクロ波制御信号の状態を判定するように構成される。この構成を使用して、反射マイクロ波信号を測定し、それによって、マイクロ波検出信号は、プラズマが発生したか否かの指標にしてもよい。信号検出器はまた、順方向および反射マイクロ波EM放射を連続的に監視するように構成させて、プラズマを

10

20

30

40

50

送達する間に最適なインピーダンス整合が確実に維持されるようにしてもよい。マイクロ波信号検出器は、順方向および反射信号検出器（例えば、マイクロ波チャンネル上に好適な方向性パワーカップラ）を備えてもよい。検出器は、信号強度のみを検出するように構成されてもよく、例えば、これらは、ダイオード検出器であってもよい。あるいは、検出器は、強度および位相を検出するように構成されてもよく、例えば、これらは、ヘテロダイン検出器であってもよい。よって、マイクロ波検出信号は、反射損失またはインピーダンス整合情報を表すのであってもよい。電気手術器具の第1および第2の電極の相対位置は、表面凝固モード（すなわち、プラズマが発生されている場合）では、設定された反射損失閾値、すなわち、8 dB、10 dBまたは12 dBに到達するまでコントローラによって調整可能であってもよい。

10

【0026】

装置は、第1の電極と第2の電極とを相対的に動かすための移動機構を含んでもよく、コントローラが、受信したマイクロ波検出信号に基づいて移動機構に制御信号を伝えるように構成される。移動機構は、機械式であってもよく、例えば、器具の操作者によって手動で制御されてもよい。移動機構は、器具の遠位端部、例えば、手動の摺動または回転機構に配置されるアクチュエータ、例えば、レバーまたはプルアームを備えてもよい。

【0027】

しかしながら、例えば、電気機械的機構を用いて、第1および第2の電極の相対運動（すなわち、第1および第2の構成の設定）を自動で制御することもまた本明細書において企図されている。例えば、一実施形態では、スリーブを自動的に動かし、治療部位の血流量に応じてガス供給を作動させるように構成される設定コントローラがあってもよい。この特徴を利用して、大量出血の応急処置、および健全な組織が加熱される深さの抑制を確実にしてもよい。

20

【0028】

さらに、コントローラは、プラズマへのインピーダンス整合を制御するための手段として移動機構を自動的に操作するように構成されてもよい。マイクロ波チャンネル上の反射および順方向電力測定を使用して、手動によって、または反射損失測定またはインピーダンス整合に基づいて電気機械的アクチュエータ（PZTアクチュエータ、磁歪アクチュエータ、ステッピングモータ、リニアモータ）を利用して、内側同軸ケーブル（または同軸ケーブルに取り付けられた内側電極）に対する外側カテーテルの位置を制御してもよい。ABCまたは表面凝固の最中に深部または大量の出血が生じることにより、プラズマが消失し、その結果、反射損失測定値が変化することもある、すなわち、10 dB（良好な整合）から2 dB（劣悪な整合）に変化することもある。本発明では、外側スリーブが自動的に後退することにより、マイクロ波アンテナを展開させて、電離ガス（プラズマ）ではなく大きい出血部に対応するための深部凝固を行う非電離マイクロ波エネルギーを血液または血管に導入可能にしてもよい。

30

【0029】

設定コントローラは、第1および第2の電極を互いに相対的に動かすために、スリーブまたは同軸ケーブルに接続されるステッピングモータまたはリニアモータを含んでもよい。第1の電極の移動はまた、インピーダンス整合または反射損失測定のかわりに、あるいはこれだけではなく、流量測定に基づいてもよい。この例では、動作モードは、表面凝固（ABC）から深部凝固（非電離マイクロ波放射を送達するためにモノポールアンテナを延長）まで自動的に変わって、血流量の増加に基づいて深部凝固を行う。

40

【0030】

設定コントローラをバルブに接続して、例えば、器具が第2の構成に移動した場合に供給を遮断し、器具が第1の構成に移動した場合に供給を開始するようにガス供給を制御してもよい。バルブは、器具の一部であってもよい、例えば、スリーブおよび同軸ケーブルの間に組み込まれてもよいし、器具の外側、例えば、ガス供給部に配置されてもよい。

【0031】

さらに、上述のマイクロ波信号検出器と組み合わせて、設定コントローラは、マイクロ

50

波検出信号に基づいて反射マイクロ波信号を最小にするように、プラズマが存在する場合に第1の構成におけるスリーブの位置を制御するように構成されてもよい。換言すると、設定コントローラは、プラズマの効率的な送達を助けるために、第1の構成においてスリーブの位置を精密に調整するためのフィードバック構成を備える。

【0032】

第1の構成にある場合、熱プラズマを発生するように器具を構成してもよいが、滅菌のために非熱プラズマを発生するように構成してもよい。同軸アプリケーション構造が、3 mm ~ 5 mmの直径である、すなわち同軸構造内の外側導体の内径が3 mm ~ 5 mmの直径である、プラズマ発生領域と、0.25 mm ~ 1 mmの壁厚で内側にぴったり嵌まる石英チューブとを有し、内側導体の外径が0.75 mm ~ 4 mmの場合に（内側導体および石英チューブの内壁の間の領域にガスが流れる空間を設けることができる）、40%未満、すなわち、28%のデューティサイクルのパルスモードで発生器を動作させることによって、消毒または滅菌に好適な非熱プラズマを発生させることができる。一実施形態では、単一のマイクロ波パルスの出力の実効値は50 Wであり、一周期140 msのうち、パルスONの時間は40 msである、すなわち、プラズマへと送達される平均出力は、2.45 GHzで14.28 Wである。RF発生パルスはこの構成で使用した場合、RF発生パルス幅は、約1 msであり、正弦波振動の周波数は100 kHzであった。振幅は、ピーク値で約1 kV (707 V rms)であった。RF出力は、マイクロ波出力の10%未満であった。RFパルスは、マイクロ波バーストまたはパルスに同期させ、マイクロ波バーストまたはパルスの立ち上がりエッジにトリガをかけた。

【0033】

この特定のアプリケーション幾何形状については、熱プラズマを生成するために、デューティサイクルを増加、すなわち、50%まで増加させてもよく、あるいは、連続波(CW)および/または実行出力レベルを増加、すなわち、75 Wまたは100 Wまで増加させてもよい（幾何形状が減少または増加した場合、それに応じてマイクロ波出力およびRF発生パルスの振幅を調整する）。RFマイクロ波出力の割合は、非熱および熱プラズマでは一定、すなわち、10%未満に保つことが好ましい。

【0034】

器具の遠位端部において滅菌を行う能力を有することは、スコープ類の器具チャンネルを消毒する目的には特に有利であり得る。換言すると、器具がスコープ（例えば、内視鏡など）から引き抜かれるにつれて非熱プラズマが放出されて器具の内面の処理を行う。この目的には非熱プラズマが好ましいが、非電離マイクロ波RF放射のみを送達することによって、すなわちガスなしで滅菌することも可能であり得る。

【0035】

非熱プラズマの滅菌機能を利用して治療前後に体腔を滅菌してもよい。器具、例えば、内視鏡または胃鏡を洗浄または滅菌するために機器を使用する場合、非熱プラズマおよび非電離マイクロ波放射の組み合わせを生成するように機器を構成してもよい。機器はまた、NOTES法で使用される場合、または表面凝固、身体組織の滅菌および大血管または大きい出血部の深部凝固を行うことが有利である場合、非熱プラズマ、熱プラズマおよび非電離マイクロ波放射を生成するように構成されてもよい。

【0036】

よって、装置および器具は、4つの使用モードを有してもよい。すなわち：

- 内視鏡もしくは任意の他のスコープまたは他の機器の器具チャンネルの滅菌または消毒するために使用される、あるいは生体組織または体表面を滅菌または消毒するために使用される非熱プラズマ
- 内視鏡、他のスコープまたは他の機器の器具チャンネルを滅菌または消毒するための非電離マイクロ波放射
- 表面または表層凝固のための熱プラズマ
- 深部凝固のための非電離マイクロ波放射。

【0037】

10

20

30

40

50

換言すると、器具のスリーブは、4つの状態の間で調整可能であってもよい。すなわち：

- 非電離マイクロ波放射：モノポール放射アンテナが、深部凝固のための非電離マイクロ波放射を放出するために露出される；
- RFおよびマイクロ波エネルギーを使用するプラズマ発生：放射モノポールが外側スリーブによって覆われ、プラズマ（表面凝固には熱プラズマおよび/または滅菌/消毒には非熱プラズマ）を発生および維持し得るようにガスがその領域内に導入される；
- マイクロ波エネルギーのみを使用するプラズマ発生：内側導体および外側導体の間の距離を調整してプラズマ発生に足る高電場を発生させる；
- マイクロ波場のみを使用するプラズマ維持：内側導体および外側導体の間の距離を調整してプラズマが維持されるような低インピーダンス環境を生成させる。

10

【0038】

スリーブは、各構成に対応する複数の既定の設定位置を有してもよい。器具は、設定位置のそれぞれにスリーブを保持するための機構、例えば、位置決め溝またはラチェット機構を含んでもよい。

【0039】

よって、器具は、4つの機能、すなわち、非熱プラズマを使用する滅菌、熱プラズマを使用する表面組織凝固、非電離マイクロ波放射を使用する深部組織凝固および非電離マイクロ波放射を使用する滅菌を提供してもよい。単一の器具が上述のように2つまたは3つまたは4つの機能を行うことができることにより、別の機能が必要となった場合に器具を外す必要がないことから、迅速かつ効率的な処置が可能になることが理解されよう。

20

【0040】

装置の使用モードのいずれにおいても、RFおよびマイクロ波EMエネルギーを別々または同時に送達してよい。例えば、表面凝固モードでは、RF EMエネルギーのみを使用してプラズマを発生および維持してもよく、深部凝固モードでは、マイクロ波EMエネルギーのみを使用して非電離放射を送達してもよい。あるいは、高電圧RF電場を形成してプラズマを発生して、次にRF場で補ったマイクロ波周波数場を形成してプラズマを維持する。

【0041】

同様に、プラズマ発生を確実にするのに助けるために、マイクロ波周波数EMエネルギーを使用してRF発生電圧を高めてもよい。これは、RF発生パルス幅に対してピーク出力を生成するように、その後、プラズマ発生後、プラズマを維持するための低下させた出力レベルを生成するようにマイクロ波信号発生器を制御することによってなされ得る。

30

【0042】

別の実施態様では、本発明は、RFエネルギーのパルスによってプラズマを発生させ、マイクロ波周波数エネルギーパルスによってプラズマを維持するAPCを行うのに適する器具を提供してもよい。この実施態様によれば、電気手術器具であって、ラジオ波(RF)およびマイクロ波周波数電磁(EM)放射を伝えるための同軸ケーブル、ならびにRFおよびマイクロ波放射を同軸ケーブルから別々または同時に受信するために同軸ケーブルの遠位端部に接続されるプローブ先端を備える細長いプローブと、細長いプローブを通してプローブ先端までガスを運ぶためのガス通路とを備え、同軸ケーブルが、内側導体、外側導体および内側導体を外側導体と隔てる誘電材料を備え、プローブ先端が、同軸ケーブルの内側導体に接続される第1の電極および同軸ケーブルの外側導体に接続される第2の電極を備え、第1の電極および第2の電極が、プラズマを発生するために、ガス通路から受け入れたガスの流路を横切るように、受信したRF EMエネルギーから高電場を生成するように構成され、またプラズマ発生後、プラズマを維持するように受信したマイクロ波エネルギーを送達するように構成される、電気手術器具が提供される。

40

【0043】

この機器は、上述の二重機能持たないかもしれないが、そのかわりに、マイクロ波周波数エネルギーを利用して既存のAPCシステムを改良する。プラズマビームを作るために

50

R Fおよびマイクロ波周波数エネルギーを使用することの利点は、プラズマ発生に必要とされるエネルギーが外部リターンパスに頼らず、プラズマを維持するエネルギーを正確に制御して迅速かつ効率的な処置を確実にすることができることである。あるいは、従来のように、R Fのみを使用してプラズマを発生させてもよく、深部組織凝固またはスコープ器具チャンネル洗浄用途における滅菌またはNOTES法もしくは自然開口部用途における生体組織の滅菌という追加機能を提供するためだけにマイクロ波エネルギーを提供してもよい。

【0044】

上述の二重機能の実施態様と同様に、直径が2.5mm未満である可撓性マイクロ波ケーブルの遠位端部でプラズマを発生してもよく、これにより、任意の内視鏡検査機器、すなわち、内視鏡、胃鏡などの器具チャンネルの奥まで器具を導入することが可能になる。また、内視鏡の器具チャンネルを洗浄または消毒するために使用してもよく、潰瘍の処置前後に組織を消毒するためおよび/または身体の内視鏡開口部に現れる細菌の殺菌または滅菌および/または植皮する前の創傷床の滅菌および/または身体に植皮する前の皮膚の消毒に使用してもよい。

10

【0045】

また、出血/失血を防ぐまたはくい止めるのに必要とされる、耳、鼻および喉(ENT、耳鼻咽喉科)、子宮内膜症手術、および一般的な開放手術において使用してもよい。

【0046】

本発明は、表面凝固が有益である、すなわち、肝床または乳房皮弁手術における表層出血の止血、表面の潰瘍の処置を行うなどに有益である、数多くの開放および内視鏡下手術の用途において使用することができる。上部および下部消化管における出血を最小にする手術において特に有用であり得、また静脈瘤出血ならびに消化性潰瘍および十二指腸潰瘍、憩室症、血管形成異常、大腸炎、結腸癌、肛門直腸疾患からの出血の処置に関与し得る。

20

【0047】

添付の図面を参照しながら本発明の実施形態を以下に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0048】

【図1】本発明で使用するのに好適な既知の出力送達システムの図である。

30

【図2】本発明の実施形態である電気手術装置の概略図である。

【図3A】第1の構成における本発明の実施形態である電気手術器具の概略断面図である。

【図3B】第2の構成における図3Aの電気手術器具の概略断面図である。

【図4A】第1の構成における本発明の実施形態である電気手術器具の概略断面図である。

【図4B】図4Aの線B-Bでの横断断面図である。

【図4C】第2の構成における図4Aの電気手術器具の概略断面図である。

【図5】本発明の実施形態である電気手術器具の第1の電極を模するために使用される誘電体円筒の斜視図である。

40

【図6A】血液および肝臓組織を表すモデルに出力を送達した状態の図5の第1の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

【図6B】血液および肝臓組織を表すモデルに出力を送達した状態の図5の第1の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

【図6C】丸みを帯びた内側導体が肝臓モデル内で終端している図5の第1の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

【図7A】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図6Aおよび図6Cの構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

【図7B】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図6Aおよび図6Cの構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

50

【図 8 A】血液および肝臓組織を表すモデル内にある別の第 1 の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

【図 8 B】血液および肝臓組織を表すモデル内にある別の第 1 の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

【図 9 A】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図 8 A および図 8 B の構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

【図 9 B】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図 8 A および図 8 B の構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

【図 10】血液および肝臓組織内にある別の第 1 の電極のマイクロ波場シミュレーションの図である。

10

【図 11 A】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図 10 の構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

【図 11 B】血液および肝臓組織を表すモデル内にそれぞれある図 10 の構造に関して反射損失をシミュレーションしたものを示すグラフである。

【図 12 A】本発明のさらに別の実施形態である電気手術器具の概略断面図である。

【図 12 B】本発明のさらに別の実施形態である電気手術器具の概略断面図である。

【図 13】本発明の電気手術器具の操作に好適なハンドピースの斜視図である。

【図 14】図 13 のハンドピースを透かし見た概略断面図である。詳細な説明、さらなるオプションおよび設定

【発明を実施するための形態】

20

【0049】

図 1 に、国際公開第 2012/076844 号に開示された出力送達システム 100 の概略図を示す。電力送達システム 100 は、本発明において使用するのに好適である。

【0050】

システム 100 は、RF ラインアップ 102 とマイクロ波ラインアップ 104 とを備え、これらは RF チャンネルおよびマイクロ波チャンネルの部分形成する。

【0051】

RF ラインアップ 102 は、後述のように、プラズマ発生のための好適な出力レベルで RF 周波数電磁信号を発生および制御するための構成要素を含む。この実施形態では、RF ラインアップ 102 は、RF 発振器 1001 と、出力コントローラ 1002 と、増幅器装置（ここでは、ドライバ増幅器 1003 と出力増幅器 1004 とを備える）と、変成器 1005 と、RF 信号検出器 1006 とを含む。

30

【0052】

マイクロ波ラインアップ 104 は、生体組織を処置するための好適な出力レベルでマイクロ波周波数電磁信号を発生および制御するための構成要素を含む。この実施形態では、マイクロ波ラインアップ 104 は、位相同期発振器 1007 と、信号増幅器 1008 と、調整可能な信号減衰器（例えば、アナログまたはデジタル PIN ダイオード式減衰器）1009 と、増幅器装置（ここでは、ドライバ増幅器 1010 および出力増幅器 1011）と、順方向パワーカップラ 1012 と、サーキュレータ 1013 と、反射パワーカップラ 1014 とを含む。サーキュレータ 1013 は、反射信号から順方向信号を絶縁して、カップラ 1012、1014 において望ましくない信号成分を減らす、すなわち、カップラの方向性を高める。サーキュレータはまた、高出力の段内のトランジスタ、例えば、パワー GaN または GaAs トランジスタを保護する。ポート 1 からポート 3、ポート 2 からポート 1 およびポート 3 からポート 2 の間の絶縁をできるだけ大きくする、すなわち、15 dB 超にすることが望ましく、20 dB 超とすることがより好ましい。

40

【0053】

RF ラインアップ 102 およびマイクロ波ラインアップ 104 は、コントローラ 106 と通信し、コントローラ 106 は、信号処理および汎用インターフェース回路 108 と、マイクロコントローラ 110 と、ウォッチドッグ 1015 とを備えてもよい。ウォッチドッグ 1015 は、システムがその意図されている仕様の通りに動作しなくなる、すなわち

50

、出力または処置時間がユーザが要求したものよりも大きいためにシステムが患者の組織へと誤った量のエネルギーを送達するような、潜在的なエラー状態の範囲監視してもよい。ウォッチドッグ1015は、マイクロコントローラ110とは独立のマイクロプロセッサを備えて、マイクロコントローラを確実に正しく機能させる。ウォッチドッグ1015は、例えば、DC電源からの電圧レベルまたはマイクロコントローラ110が決定したパルスのタイミングを監視してもよい。コントローラ106は、RFラインアップ102およびマイクロ波ラインアップ104の構成要素に制御信号を伝えるように構成される。この実施形態では、マイクロプロセッサ110は、RF制御信号 C_{RF} を出力コントローラ1002に出力し、またマイクロ波制御信号 C_M を調整可能な信号減衰器1009に出力するようにプログラムされている。これらの制御信号を利用して、RFラインアップ102からのRF EM放射出力およびマイクロ波ラインアップ104からのマイクロ波EM放射出力のエネルギー送達プロファイルを設定する。特に、出力コントローラ1002および調整可能な信号減衰器1009は、出力放射の出力レベルを制御することが可能である。さらに、出力コントローラ1002および調整可能な信号減衰器1009は、出力放射の波形（例えば、パルス幅、デューティサイクル、および振幅など）を設定可能なスイッチング回路を含んでもよい。

【0054】

マイクロプロセッサ110は、RF信号検出器1006および順方向および反射パワーカプラ1012、1014からの信号情報に基づいてRF制御信号 C_{RF} およびマイクロ波制御信号 C_M を出力するようにプログラムされている。RF信号検出器1006は、RFチャンネル上のRF EM放射の電圧および電流（および任意で、電圧と電流との位相差）を示す信号または複数の信号 S_{RF} を出力する。この実施形態では、RFチャンネル（サンプリングした電流および電圧情報由来）またはマイクロ波チャンネル（サンプリングした順方向および反射電力情報由来）から取得され得る位相情報の測定値だけでRFおよびマイクロ波発生器を制御してもよい。順方向パワーカプラ1012は、順方向電力レベルを示す信号 S_{M1} を出力し、反射パワーカプラ1014は、反射電力レベルを示す信号 S_{M2} を出力する。RF信号検出器1006および順方向および反射パワーカプラ1012、1014からの信号 S_{RF} 、 S_{M1} 、 S_{M2} は、信号処理および汎用インターフェース回路108に伝えられ、そこでマイクロプロセッサ110に渡すのに適切な形態に適合される。

【0055】

ユーザインターフェース112、例えば、タッチスクリーンパネル、キーボード、LED/LCDディスプレイ、メンブレンキーパッド、フットスイッチなどが、コントローラ106と通信して、ユーザ（例えば、外科医）に処置に関する情報を提供し、治療の様々な態様（例えば、患者へのエネルギー送達量、またはエネルギー送達プロファイル）を手動で、例えば、好適なユーザコマンドを介して選択または制御できるようにする。従来型のフットスイッチ1016を使用して装置を動作させてもよく、フットスイッチ1016もまたコントローラ106に接続される。

【0056】

RFラインアップ102およびマイクロ波ラインアップ104によってそれぞれ生成されるRFおよびマイクロ波信号は、信号コンバイナ114に入力され、信号コンバイナ114は、RFおよびマイクロ波EM放射をケーブルアセンブリ116伝いにプローブ118へと別々または同時に運ぶ。この実施形態では、信号コンバイナ114は、デュプレクサ-ダイプレクサ装置を備え、これにより、マイクロ波およびRF周波数のエネルギーをケーブルアセンブリ116（例えば、同軸ケーブル）伝いにプローブ（またはアプリケーション）118まで伝送でき、プローブ118から患者生体組織内、スコープ、例えば、内視鏡の器具チャンネル内、または別の表面にエネルギーが送達される（例えば、放射される）。

【0057】

信号コンバイナ114はまた、プローブ118からケーブルアセンブリ116伝いに跳

10

20

30

40

50

ね返る反射エネルギーをマイクロ波およびRFラインアップ102、104内に通して、例えば、内部にある検出器に検出させる。後述のように、装置は、RFチャンネル上にローパスフィルタ146を含み、マイクロ波チャンネル上にハイパスフィルタ166を含んでもよく、それにより、反射RF信号のみがRFラインアップ102に入り、反射マイクロ波信号のみがマイクロ波ラインアップ104に入る。

【0058】

最後に、装置は、外部電源1018（例えば、コンセントからの電力）から電力を受信し、装置内の構成要素のためにDC電源信号 $V_1 \sim V_6$ に変換する電力供給装置1017を含む。よって、ユーザインターフェースは、電力信号 V_1 を受信し、マイクロプロセッサ110は、電力信号 V_3 を受信し、RFラインアップ102は、電力信号 V_3 を受信し、マイクロ波ラインアップは、電力信号 V_4 を受信し、信号処理および汎用インターフェース回路108は、電力信号 V_5 を受信し、ウォッチドッグ1015は、電力信号 V_6 を受信する。

10

【0059】

図2に、本発明の実施形態である電気手術装置200の概略図を示す。装置200は、その遠位端部からプラズマまたは非電離電磁（EM）放射を送達可能な電気手術器具202を備える。器具202の構造の例を以下に述べる。

【0060】

器具202は、出力送達システムに接続され、出力送達システムは、図1を参照して説明したようなものであってよい。しかしながら、図2の実施形態では、出力送達システムは、供給構造208を介して器具202の近位端部に出力を送達するために接続されたラジオ波（RF）放射源204およびマイクロ波放射源206を備える。供給構造208は、上述のような信号コンバイナ装置210を含んでもよい。RF源204およびマイクロ波源206は、それぞれ、コントローラ（図示せず）からの制御信号 C_{RF} および C_M に基づいて、RF信号およびマイクロ波信号を出力するように構成されてもよい。

20

【0061】

器具202はまた、例えば、加圧ガス源214から供給ライン212を介して、ガスを受け入れるように接続される。供給ライン212上の制御弁216は、例えば、コントローラからの制御信号 C_g に基づいて、器具202によって受け入れたガスの流量を制御するように構成されてもよい。プラズマを発生させる前にプラズマ形成領域にガスが存在する必要があるため、前記エネルギー源が作動した時にガスを確実に存在させるために、RFおよび/またはマイクロ波エネルギー源を作動させる前に、ガス制御弁および/または流量コントローラを作動させることが望ましいこともある。プラズマ形成領域にガスセンサを含み、このセンサからの信号を使用してガス流量弁を制御することが好適な場合もある。このシステムはまた、ガス利用を制御するのを助け、および患者のアルゴン（または他の）ガス塞栓を防ぐ。

30

【0062】

RFおよびマイクロ波測定情報はまた、ガスコントローラを制御するために使用されてもよい、すなわち、発生器内の電圧/電流および/または順方向/反射電力監視回路を用いてRFおよび/またはマイクロ波出力が検出されない場合、ガス制御弁を閉鎖してもよい。ガス供給を遮断する前に、設定された時間、すなわち、20msまたは200ms、待機することが好ましい場合もある。この構成は、安全機構として、またガス使用制御手段として働く。

40

【0063】

図3Aおよび図3Bに、本発明による電気手術器具300の第1の実施形態を示す。器具300は、管状スリーブ304に取り囲まれ、中央に同軸ケーブル302を備える細長いプローブを備える。同軸ケーブル302の近位端部（図3Aおよび図3Bの左手に示す）は、RFおよびマイクロ波信号を供給する供給構造に接続するように適合される好適なコネクタ306で終端する。同軸ケーブル302は、器具の遠位端部（図3Aおよび図3Bの右手）にRFおよびマイクロ波信号を伝える。

50

【 0 0 6 4 】

同軸ケーブル 3 0 2 の遠位端部は、短絡または絶縁破壊が生じるのを防ぐために、同軸ケーブルの本体と円筒形キャップとの間に配置されたガラスビーズまたはセラミックディスクなどの絶縁要素 3 0 8 で終端する。あるいは、マイクロ波ケーブル内の誘電体を例えば、0 . 1 mm ~ 0 . 2 mm だけ同軸ケーブルの外側導体を越えて延長させてもよい。同軸ケーブルの外側導体 3 1 0 は、絶縁要素 3 0 8 で止まるが、内側導体 3 1 2 は、絶縁要素 3 0 8 を通って続き、深部凝固のための最良のインピーダンス整合を与えるように（シミュレーションを使用して）選択された長さだけ絶縁要素 3 0 8 を越えて突出する。突出する長さは、円筒形セラミック（または他の好適な誘電体または磁性材料）キャップ 3 1 4 によって取り囲まれ、キャップ 3 1 4 は、その遠位端部においてドーム状 3 1 6、例えば、半球になって終端する。内側導体 3 1 2 は、ドーム 3 1 6 からわずかに突出する。内側導体 3 1 2 および円筒形キャップは、器具の第 1 の電極として働く。

10

【 0 0 6 5 】

スリーブ 3 0 4 は、同軸ケーブル 3 0 2 に対して長手方向に摺動するように構成される。この実施形態では、スリーブ 3 0 4 は、近位ベースピース 3 1 8 内において伸縮可能な仕方で摺動可能に設けられる。プルワイヤ（図示せず）がコネクタ 3 0 6 を通して延びて、同軸ケーブルに対するスリーブ 3 0 4 の配置を補助してもよい。プルワイヤは、手動で操作してもよいし、あるいは例えば、コントローラからの制御信号に基づいてスリーブ 3 0 4 の位置を自動的に制御する自動制御機構、例えば、ステッピングモータまたはリニアモータに接続してもよい。

20

【 0 0 6 6 】

プルワイヤは、一方の端部で同軸ケーブルに接続され、スリーブ（カテーテル）上を摺動するように構成される硬質な管の一部の形態であってもよい。2つのカテーテル部分を導入し、第 1 の部分を、「Y 字」部分（同軸ケーブルでマイクロ波 / RF エネルギーを、またチューブでガスを導入するために使用される）に固定される近位端部にすることが好ましい場合もある。「Y 字」ピースへの 2 つの入力および共通の出力は、封止され、気密でなければならない。この目的のために、ねじを締めることによって調節可能な周囲封止部を有するルアーロック装置を使用してもよい。第 1 の硬質な部分は、内視鏡またはカニューレなどの器具チャンネルの内側に導入される第 2 のやや軟質の部分（メインカテーテル）の上で摺動するのであってもよい。硬質な近位部分および可撓性部分の間に封止部を設けて、ガスが 2 つの部分の接合部分から絶対に漏れることのないようにする。

30

【 0 0 6 7 】

スリーブ 3 0 4 は、同軸ケーブル 3 0 2 を取り囲んで、同軸ケーブル 3 0 2 の外面およびスリーブ 3 0 4 の内面の間に環状空間 3 2 0 を画定する。同軸ケーブル 3 0 2 をスリーブ内に位置決めするために、放射状の支持要素またはスペーサ（図示せず）を使用してもよい。環状空間 3 2 0 を使用してガスを器具の遠位端部に輸送してもよい。ベースピース 3 1 8 は、その側面に、ガス供給ラインに接続されるポート 3 2 2 を有する。ガス漏れを最小にするために、ベースピース 3 1 8 およびコネクタ 3 0 6 の間の接合部、ならびにベースピースおよびスリーブ 3 0 4 の間の摺動接合部に、気密封止部 3 2 4、3 2 6 を設け、これは、Oリングなどであってもよい。したがって、ポート 3 2 2 内に導入されたガスは、環状空間 3 2 0 に沿って流れて、その遠位端部で器具から出る。

40

【 0 0 6 8 】

スリーブ 3 0 4 は、その長さに沿いにその遠位端部に至る導電性内面 3 2 1 を有する。この導電性内面 3 2 1 は、同軸ケーブル 3 0 2 の外側導体 3 1 0 に電気接続される。この実施形態では、これは、環状空間 3 2 0 内に設けられた導電メッシュ 3 2 8 によってなされる。メッシュは多孔質であり、したがって、ガスを通過させることができると同時に、電気接続を提供する。このことはまた、導体または電極 3 1 0 および 3 2 1 の片面または両面に電気接続、すなわち、はんだ付けまたは圧着または捕捉されるばねまたは複数の小さいワイヤを用いて達成される。導体（複数可）の周囲に少なくとも 2 つの、理想的には少なくとも 4 つの、周囲接点を設けることによって、マイクロ波エネルギーが損なわれる

50

ことなく伝播するのに十分に良好な電気接触を確実にすることができる。また、必要な電気接触を確立すると同時に、プラズマ発生領域またはプラズマが形成される機器の遠位端部へとガスを流すことができるようにするために、導体のうちの1つの中/上に複数の歯または部分的圧着（例えば、 180° ）を置くことが可能かつ好ましい場合もある。

【0069】

スリーブの導電性内面321は、円筒形キャップ314と長手方向に重なり合い得るその遠位長さに沿って絶縁チューブ330（例えば、石英、セラミックなどで作られたもの）によってさらに覆われる。導電性内面321および絶縁チューブ330は、器具の第2の電極として働く。

【0070】

摺動可能なスリーブにより、器具は2つの構成を取り入れることができる。第1の構成では、図3Bに示すように、スリーブ304の導電性内面321は、円筒形キャップ314と長手方向に一致している。この構成では、RFまたはマイクロ波信号が器具に供給された時に高電場を呈する高インピーダンス領域が設定される。この構成では、器具は、プローブの遠位端部からプラズマ、例えば、表面凝固のための熱プラズマを、あるいは滅菌のための非熱プラズマを送達するように適合されてもよい。

【0071】

マイクロプロセッサは、マイクロ波検出信号からコントローラで判定される検出された反射損失またはインピーダンス不整合に基づいて、同軸ケーブルに対して摺動スリーブの位置を調整するための制御信号を出力するように構成されてもよい。この制御は、例えば、既定の必要とされる整合または反射損失、例えば、 10 dB （マイクロ波エネルギーの90%がプラズマへと送達される）を維持するように、プラズマ発生時になされてもよい。

【0072】

好適な実施形態では、プラズマ（必要に応じて熱プラズマまたは非熱プラズマ）は、以下のステップで発生される。

- 器具の遠位領域に（すなわち、石英チューブ330および円筒形キャップ314の間の領域に）ガスを供給し、
- 遠位領域で高電場を発生させることによってその領域でガスにおいてプラズマを発生させるために同軸ケーブルを通してRFエネルギーのパルスを送信し、
- 確実に適切な処置がなされるように、プラズマを維持するために同軸ケーブルを通してマイクロ波エネルギーのパルスを送信する。

【0073】

マイクロ波パルスの特性（例えば、立ち上がりエッジ）によって、RFパルスを自動的に発して、パルスの発生および維持を常に同期させてもよい。RFパルスは、プラズマ発生のための電場を設けるのに好適な電圧を有するように構成される。電圧は、ピーク値で $150\text{ V} \sim 1500\text{ V}$ の間であってもよく、より好ましくは、ピーク値で $250\text{ V} \sim 750\text{ V}$ の間である。RFパルスの周波数は、 $100\text{ kHz} \sim 1\text{ MHz}$ の間であってもよく、ここでは、正弦波または信号の窓またはバーストが（検出されたマイクロ波パルスに基づいて）ゲーティングされ、好ましくは、 $0.5\ \mu\text{s} \sim 10\text{ ms}$ の間である。

【0074】

プラズマの状態を確認するために、送達されるマイクロ波出力を監視してもよい（例えば、順方向および反射マイクロ波信号を測定することによって）。

【0075】

上述の実施形態では、RF信号によってプラズマを発生させる。他の実施形態では、内側および外側導体の間の距離が密接していることにより、マイクロ波信号から高電場を発生できるため、マイクロ波信号のみでプラズマを発生させてもよい。例えば、器具の遠位端部に 25 W のCWマイクロ波出力を送達可能である場合、これにより十分な高電場を作成し得る。マイクロ波場を使用する、プラズマ発生1つの可能な手段は、プラズマ発生時にプラズマ発生領域内の2つの導体間の距離を短くし、次いで、プラズマが発生したな

10

20

30

40

50

らば、プラズマを維持するための最適な環境（インピーダンス）を作るために再び距離を取ることである。この構成では、調整可能スリーブ（外側チューブ）を4つの可能な位置となるように、あるいは準備されるように構成してもよい。4つの可能な位置とは、すなわち：

位置1 - 深部凝固のための非電離マイクロ波放射を送達するためにモノポール放射アンテナが露出される；

位置2 - プラズマ発生領域の設定：放射モノポールが外側スリーブによって覆われ、RFおよびマイクロ波エネルギーを使用してプラズマ（表面凝固には熱プラズマおよび/または滅菌/消毒には非熱プラズマ）を発生および維持し得るようにガスがその領域内に導入される；

位置3 - マイクロ波エネルギーを使用してプラズマを発生させ、内側導体および外側導体の間の距離を調整してプラズマ発生に足る高電場を発生させる；

位置4 - マイクロ波場を使用してプラズマを維持し、内側導体および外側導体の間の距離を調整してプラズマが維持されるような低インピーダンス環境を生成させる。

【0076】

スリーブの位置の制御および様々な領域の形成は、RFチャンネルからの電圧および/または電流信号、ならびに/あるいはマイクロ波チャンネルからの順方向および/または反射電力信号に基づくリニアアクチュエータまたはステッピングモータの動作に基づいて自動的に行ってもよい。

【0077】

絶縁チューブ330および円筒形キャップ314を含む同軸部分が、50オームのインピーダンスを有する場合、ピーク電圧は50Vになり、その結果、内側導体312およびスリーブ304導体の導電性内面の間の距離が1mmであれば、50kV/mの電場が生成される。そのような電場は、間隙にアルゴンが存在すれば、プラズマを発生させることができる。インピーダンス変成器、すなわち、四分の一波長変成器に切り替えて、プラズマ発生に必要な電圧増加をもたらすことが可能な場合もある。例えば、インピーダンスが250の四分の一波長線路において、50のソースインピーダンスおよび25Wの電力源の場合、発生電圧は、次のようになる：

【数1】

$$\sqrt{\left(\frac{(250)^2}{50} \times 25\right)} = 177 \text{ V.}$$

【0078】

そのような実施形態では、器具は、マイクロ波入力のみを受信してもよい；この構成では、出力送達システムは、RF源を持たなくてもよい。

【0079】

第2の構成では、図3Aに示すように、スリーブ304は、同軸ケーブル302に対して摺動して下がって、機器の遠位端部で円筒形キャップ314をある長さ露出する。露出した端部は、放射モノポールマイクロ波アンテナとして働く。この構成では、マイクロ波信号は、ガスなしで同軸ケーブルに供給される。マイクロ波信号は、非電離放射場で放出されて深部組織凝固を行う。遠位放射モノポールに送達される非電離マイクロ波出力のレベルは、連続波出力2.5W~50Wの間であってもよく、このレベルは、血流量または凝固する血管の大きさに依存する。出力レベルはまた、発生器からアプリケーションまたはアンテナにマイクロ波エネルギーを送達するのに使用されるマイクロ波伝送ケーブルの特性に依存する。

【0080】

図4A、図4Bおよび図4Cに、本発明による電気手術器具400の第2の実施形態を示す。図3Aおよび図3Bと共通の特徴には、同じ参照番号を付与してある。第2の実施形態は、第1の実施形態に類似しているが、同軸ケーブル302の外側導体310のスリーブ304の導電性内面321への電気接続の仕方が異なる。導電メッシュではなく、第

10

20

30

40

50

2の実施形態は、導電性材料製の分裂円錐部材402を使用して、同軸ケーブル302の外側導体310をスリーブ304の導電性内面321に接続する。円錐部材402は、同軸ケーブルからスリーブ304に向けてラッパ状に広がる複数の指部を備える。スリーブ304は、指部に対して摺動してもよく、あるいは円錐部材402は、スリーブに固定させて、同軸ケーブル上で摺動させてもよい。

【0081】

図4Bは、分裂円錐部材402を通る断面図を示し、これは、ガスが指部の間をどのように通過してプローブの遠位端部に到達し得るかを示している。

【0082】

図4Cは、第1の構成にある器具を示し、図4Aは、上述の第2の構成にある器具を示している。

10

【0083】

図5は、上述の電気手術器具の第1の電極の一部を形成する円筒形キャップを模するために使用される誘電体円筒の斜視図である。約2mmの直径および6.7mmの長さを有する丸みを帯びた円筒は、5.8GHzのマイクロ波出力で肝臓組織内に良好に適合し、したがって、深部凝固モード（すなわち、第2の構成）におけるエネルギーの効率的な送達に有用であることが分かっている。図6A～図6Cに示すように、この構造から放出される非電離放射によってもたらされる加熱は、内側導体の端部を中心とした径1mmの極めて小さい領域に及ぶ。図6Aおよび図6Bは、角ばった縁部を有する鋭利な平坦面で終端する内側導体を示している。電場は、角ばった縁部で非常に大きくなっている。図6Cは、ドーム（例えば、半球）状に終端する内側導体を示し、ドームにより、電場がより均等になる。

20

【0084】

図7Aおよび図7Bは、それぞれ、図6Cおよび図6Bの構造の反射損失のグラフを示している。概して、この実施形態においてマイクロ波信号に関して使用された周波数（5.8GHz）付近で組織への良好な適合を示している。図7Aは、内側導体上の半球端部が整合周波数を低下させることを示しているが、このことは、キャップの長さを短くすることによって容易に調整できる。

【0085】

図8Aおよび図8Bは、それぞれ、血液および肝臓組織内におけるHuber & Suhner社のSucoform86マイクロ波ケーブルなど（すなわち、直径2.2mmのケーブル）の遠位端部で終端する円筒形キャップのマイクロ波場シミュレーションである。この構成では、円筒形キャップに使用される材料はPEEKであり、半球までの円筒形部分の長さは、3mmであった。よって、キャップ（例えば、PEEK製）は、2～2.1mmの直径および4～4.1mmの全長を有する。この構成では、内側導体の端部におけるドームは、直径1mmでモデリングされている。同様に、このような構造からの加熱は、遠位先端の周囲に限られている。

30

【0086】

図9Aおよび図9Bは、それぞれ、図8Aおよび図8Bの構造の反射損失のグラフを示している。目的の周波数（約5.8GHz）における損失は許容される。

40

【0087】

図10は、肝臓組織内におけるHuber & Suhner社のSucoform47マイクロ波ケーブルなど（すなわち、直径1.2mmのケーブル）の遠位端部で終端する円筒形キャップのマイクロ波場シミュレーションである。この構成では、円筒形キャップに使用される材料もまたPEEKであり、半球までの円筒形部分の長さもまた3mmであった。しかしながら、この構成では、キャップの直径は1.2mmであり、したがって、全長は約3.6mmとなる。この構成では、内側導体の端部におけるドームは、直径0.5mmでモデリングされている。

【0088】

図11Aおよび図11Bは、それぞれ、血液および肝臓組織内における図10の構造の

50

反射損失のグラフを示している。同様に、目的の周波数（約 5 . 8 G H z ）における損失は許容される。

【 0 0 8 9 】

図 1 2 A および図 1 2 B は、本発明の実施形態である電気手術器具 5 0 0 の概略断面図を示しており、電気手術器具 5 0 0 は、図 6 ~ 図 1 1 を参照して上に説明したマイクロ波放出構造を利用している。

【 0 0 9 0 】

図 1 2 A は、遠位端部でプラズマを送達するのに好適な第 1 の構成にある電気手術器具 5 0 0 を示している。器具 5 0 0 は円筒形であり、内視鏡検査機器、例えば、内視鏡の器具チャンネルを通るのに適した寸法にされている。器具は、内側導体 5 0 4 と、誘電材料 5 0 8 によって内側導体 5 0 4 から隔てられた外側導体 5 0 6 とを有する同軸ケーブル 5 0 2 を備える。外側導体 5 0 6 は、同軸ケーブル 5 0 2 の外面の周囲に露出する。同軸ケーブル 5 0 2 の遠位端部では、内側導体 5 0 4 が外側導体 5 0 6 を越えて延び、例えば、P E E K 製などの誘電体キャップ 5 1 0 によって取り囲まれている。キャップ 5 1 0 は、同軸ケーブル 5 0 2 と実質的に同じ直径を有する円筒である。キャップ 5 1 0 の遠位端部は、丸みを帯びた、例えば、半球のドームを形成する。内側導体 5 0 4 は、その遠位端部で、キャップ 5 1 0 の端部を越えて突出する丸みを帯びた先端 5 1 2 として終端する。

【 0 0 9 1 】

同軸ケーブル 5 0 2 は、スリーブ 5 1 4 内に設けられ、スリーブは、強化用に内部編組（図示せず）を含むことが好ましい。スリーブ 5 1 4 の近位端部から遠位端部に導入されるガスを輸送するためのガス流路を形成する環状間隙 5 1 6 が、スリーブ 5 1 4 の内面および同軸ケーブル 5 0 2 の外面（すなわち、露出した外側導体）の間に存在する。

【 0 0 9 2 】

導電性端子チューブ 5 1 8 をスリーブ 5 1 4 の遠位端部に設ける。例えば、導電性端子チューブ 5 1 8 をスリーブ 5 1 4 に溶接してもよい。図 1 2 A に示す構成では、内側導体 5 0 4 の丸みを帯びた先端 5 1 2 が、第 1 の電極を形成し、導電性端子チューブ 5 1 8 が第 2 の電極を形成する。環状間隙 5 1 6 から流れるガス中でプラズマを発生させるための電場は、上述のように好適なエネルギー（例えば、R F および / またはマイクロ波周波数エネルギー）を同軸ケーブルに印可することによって、第 1 の電極および第 2 の電極の間で形成される。

【 0 0 9 3 】

導電性端子チューブ 5 1 8 は、導電性端子チューブ 5 1 8 の内面上にある複数の放射状に突出する突起 5 2 0 によって、同軸ケーブル 5 0 2 の外側導体 5 0 6 に電気接続される。導電性端子チューブ 5 1 8 の内周にわたって互いに離間する 2 つ、3 つ、4 つ以上の突起 5 2 0 が存在してもよい。突起をこのように離間させることにより、ガスを通すことができる。

【 0 0 9 4 】

導電性端子チューブ 5 1 8 の内面の周囲にその遠位長さに沿って絶縁ライナ 5 2 2 を設ける。絶縁ライナ 5 2 2 は、ポリイミドなどから作られてもよい。ライナ 5 2 2 の目的は、加えた R F および / またはマイクロ波周波数エネルギーがプラズマ発生のための高電圧を有する電場を確実に生じるように、第 1 の電極および第 2 の電極の間に好適な誘電体バリヤを提供することである。ライナ 5 2 2 およびキャップ 5 1 0 の間に小さな間隙が存在してガスを通す。

【 0 0 9 5 】

図 1 2 B は、その遠位端部で非電離マイクロ波周波数エネルギーを送達するのに好適な第 2 の構成にある電気手術器具 5 0 0 を示している。この構成では、キャップ 5 1 0 は、導電性端子チューブ 5 1 8 から延出し、それにより、上述のモノポーラマイクロ波アンテナを形成する。

【 0 0 9 6 】

器具 5 0 0 を第 1 の構成および第 2 の構成の間で変形するには、スリーブ 5 1 4 に対し

10

20

30

40

50

て軸方向に同軸ケーブル502を摺動させる。摺動操作は、外科医が操作し得る器具の近位ハンドピース上に設けられた物理的なスライダスイッチによって達成されてもよい。

【0097】

図13は、本発明の実施形態である電気手術器具で使用される、あるいはその一部を構成するハンドピース600の斜視図を示している。ハンドピースは、内部構成要素を取り囲んで保護するためのハウジング602またはシェルを備える。ハウジングは、その後端に、同軸ケーブルに接続するための近位ポート604を有して、電気手術用発生器（図示せず）からRFおよび/またはマイクロ波周波数エネルギーを受信する。ハウジング602の中央部分には、器具の遠位端部における構成を変えるためのスライダスイッチ606がある。スライダスイッチ606から反対側のハウジングには、好適なガス供給管（図示せず）に取り付けるためのガス受入ポート608がある。ハウジング602の遠位端部には、ガスおよびエネルギーを処置部位に送るスリーブ612のための保護案内部として働く可撓性ノズル610がある。

10

【0098】

図14は、ハウジング602の内部構成要素の断面図を示している。同軸ケーブル614は、近位ポート604からハウジングを通して延びている。例えば、ステンレス鋼製のカラー616が、同軸ケーブル614の近位端部に設けられている（例えば、はんだ付けされている）。スライダスイッチ606は、グラブねじ618でカラー616に取り付けられる。この構成は、スライダスイッチ606を同軸ケーブルにこれを損傷することなく確実にしっかりと固定し得るようにする。

20

【0099】

同軸ケーブル614は、Y字形接合部620の第1の入力ポートに受容される。Y字形接合部620の第2の入力ポートは、ガス受入ポート608に接続される。Y字形接合部620内に導入されたガスは、適切な封止部622により第1の入力ポートから漏れないようにされる。

【0100】

同軸ケーブル614は、Y字形接合部620を通して延び、出力ポートから出る。スリーブ612の近位端部は、Y字形接合部620の出力ポートに固定され（例えば、接着される）、Y字形接合部620は、ガス受入ポート608からのガスおよび同軸ケーブルの両方を受容する。使用の際、スライダスイッチ606は、同軸ケーブル614をスリーブ612内で伸縮するように、ハウジング602に対して移動可能である。スライダスイッチの動作範囲は、20mmであってもよい。

30

【 図 1 】

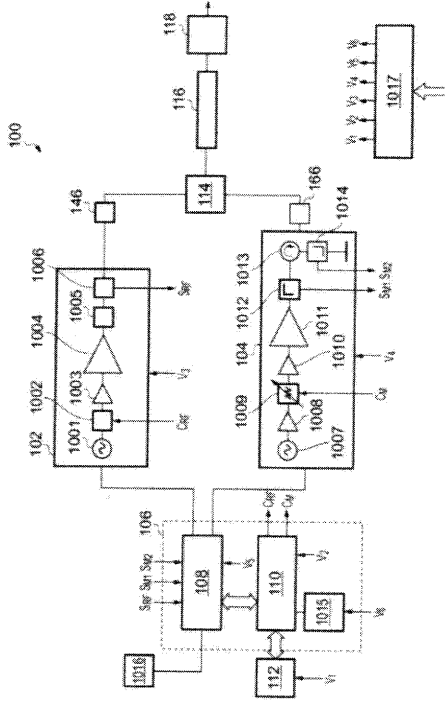


Fig. 1 (Prior Art)

【 図 2 】

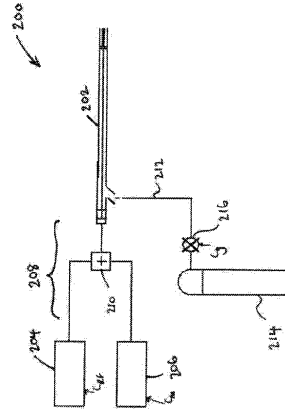


Fig. 2

【 図 3 A 】

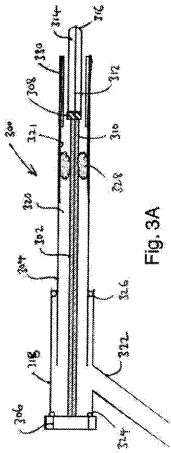


Fig. 3A

【 図 3 B 】

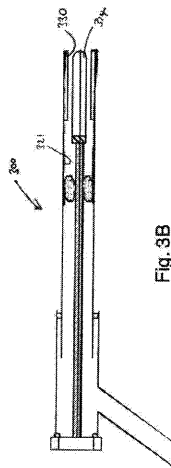


Fig. 3B

【 4 A 】

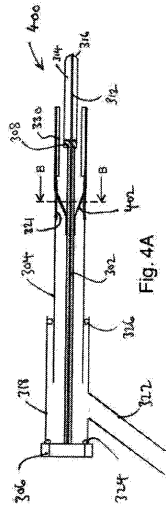


Fig. 4A

【 4 C 】

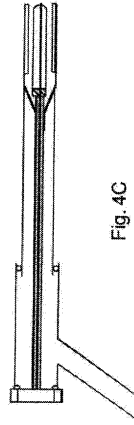


Fig. 4C

【 4 B 】

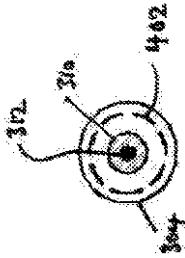


Fig. 4B

【 5 】

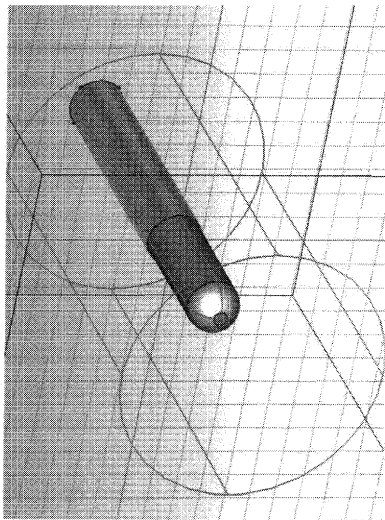


Fig. 5

【 6 A 】

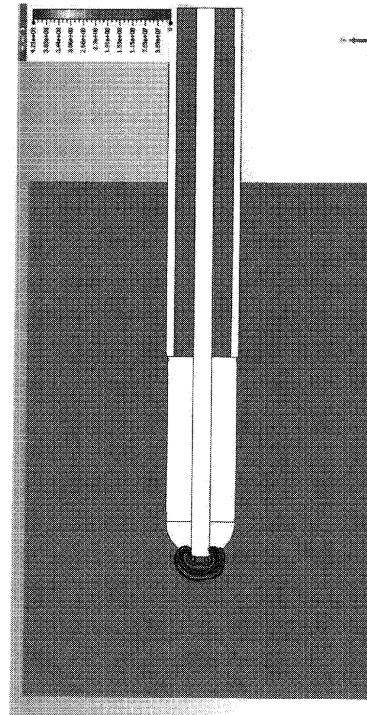


Fig. 6A

【図 6 B】

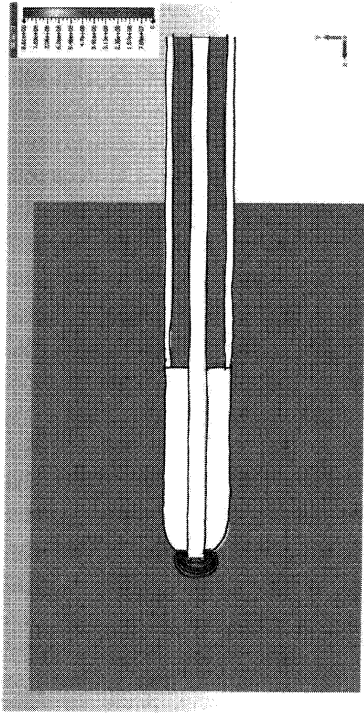


Fig. 6B

【図 6 C】

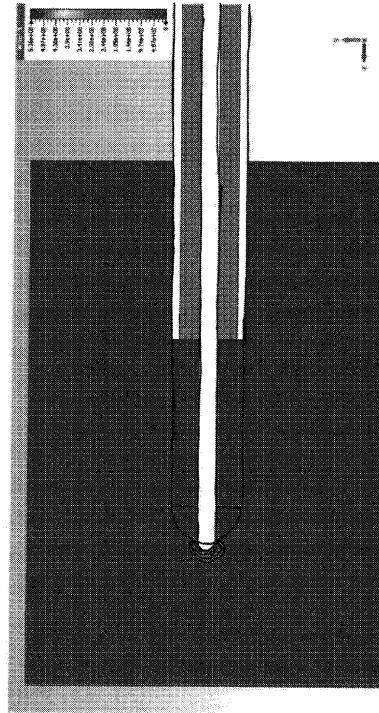
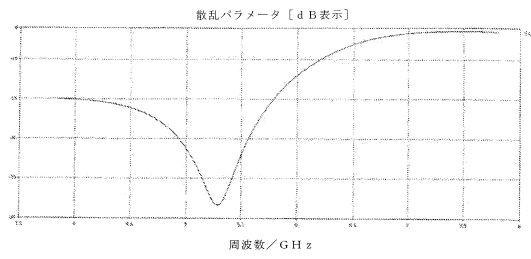
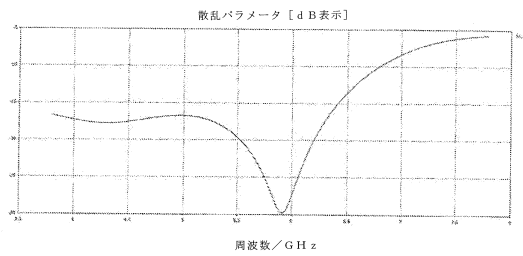


Fig. 6C

【図 7 A】



【図 7 B】



【図 8 A】

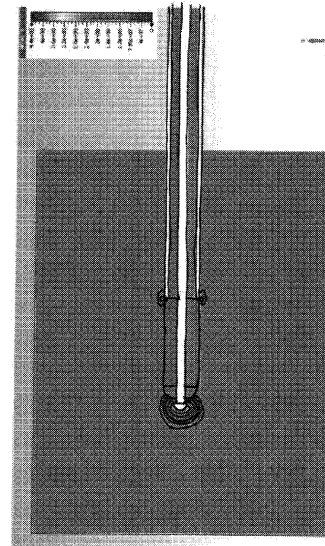


Fig. 8A

【図 8 B】

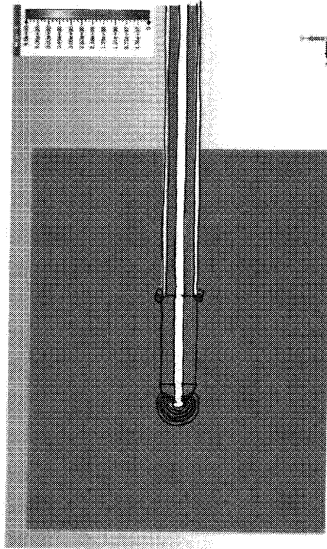
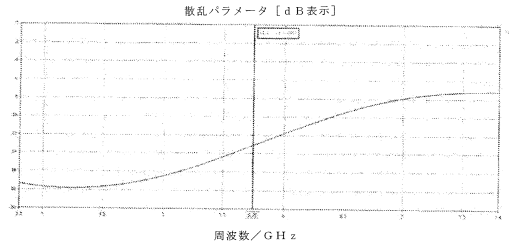
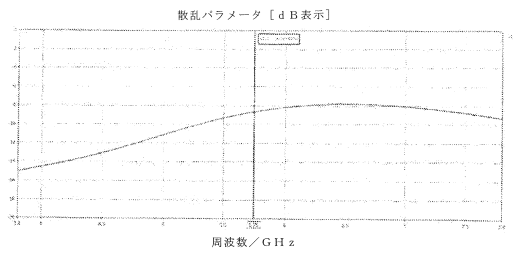


Fig. 8B

【図 9 B】



【図 9 A】



【図 10】

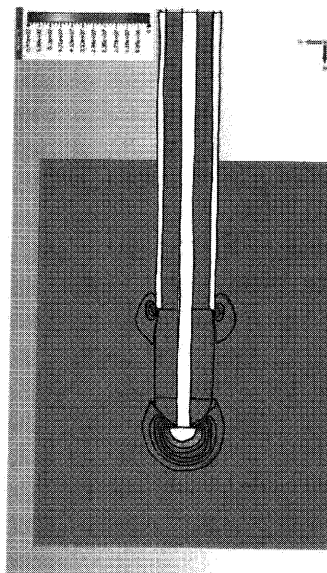
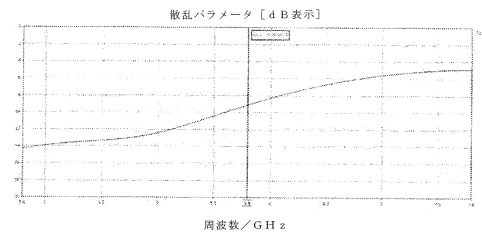
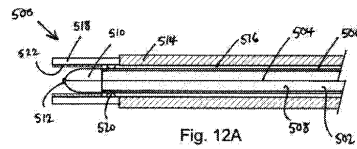


Fig. 10

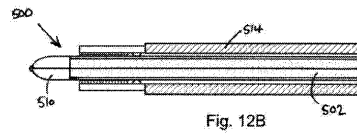
【図 11 B】



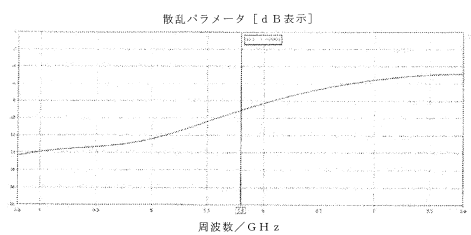
【図 12 A】



【図 12 B】



【図 11 A】



【 図 13 】

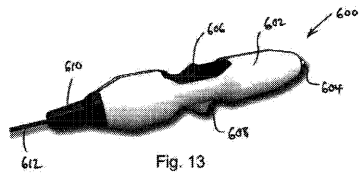


Fig. 13

【 図 14 】

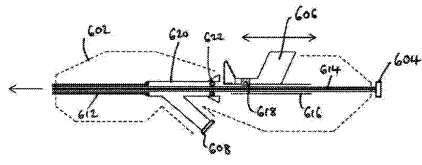


Fig. 14

 フロントページの続き

- (74)代理人 100191086
弁理士 高橋 香元
- (72)発明者 ハンコック, クリストファー ポール
イギリス国, パス アンド ノース イースト サマセット ビーエー 1 6 イーキュー, パス
, タイニング レーン, チルトン コート, フラット 5
- (72)発明者 ホワイト, マルコム
イギリス国, モンマスシャー エヌピー 16 5 ユーエイチ, チェプストウ, ビューフォート パ
ーク, リバーサイド コート, クレオ メディカル リミテッド
- (72)発明者 ヘールズ, フィリップ ウィリアム
イギリス国, ウェールズ エヌピー 10 0 ディーエフ, ニューポート, ロジャーストーン, 8
バンブラ クローズ
- (72)発明者 サンダース, プライアン
イギリス国, ハートフォードシャー ダブリューディー 3 4 ディーアール, リックマンズワース
, 131 ザ ドライブ
- (72)発明者 ホームズ, サンドラ メイ バーナデット
イギリス国, ハートフォードシャー エスジー 2 9 ディーエー, スティーブニッジ, 21 ジャ
ックドール クローズ

審査官 宮下 浩次

- (56)参考文献 国際公開第2012/095653 (WO, A1)
国際公開第2012/076844 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B	1 8 / 0 0	-	1 8 / 2 8
H 0 5 H	1 / 2 4		
H 0 5 H	1 / 4 6		

专利名称(译)	双功能等离子体和非电离微波凝固电外科器械和包含其的电外科设备		
公开(公告)号	JP6386030B2	公开(公告)日	2018-09-05
申请号	JP2016513434	申请日	2014-05-13
[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 ホワイトマルコム ヘールズフィリップウィリアム サンダースブライアン ホームズサンドラメイバーナデット		
发明人	ハンコック,クリストファー ポール ホワイト,マルコム ヘールズ,フィリップ ウィリアム サンダース,ブライアン ホームズ,サンドラ メイ バーナデット		
IPC分类号	A61B18/04 H05H1/46 H05H1/24		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B2018/00327 A61B2018/00494 A61B2018/005 A61B2018/00559 A61B2018/00589 A61B2018/00642 A61B2018/00666 A61B2018/00702 A61B2018/00744 A61B2018/00785 A61B2018/ /00863 A61B2018/00869 A61B2018/00875 A61B2018/1853 A61B2018/1861 A61N1/06 A61N1/40 A61N1/44 A61B18/042 A61B2018/00958 A61B2018/1823 A61B2018/1892 A61B18/148 A61B2018/ /00404 A61B2018/00577		
FI分类号	A61B18/04 H05H1/46.R H05H1/24		
代理人(译)	Iwahori明代		
审查员(译)	宫浩二		
优先权	2013008558 2013-05-13 GB		
其他公开文献	JP2016525902A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

它是一种电外科仪器，能够产生等离子体以凝结表面并且发射（在没有等离子体的情况下）非电离微波场以在更深的水平凝结。该设备被连接以从发电机接收射频（RF）和/或微波频率能量还包括定义气体流动路径的探针尖端。探针尖端从接收的RF和/或微波频率能量产生高电场以产生等离子体，使得探针尖端限定双极（例如，同轴）结构以穿过气体的流动路径并保持第一个配置探针尖端限定天线结构，并且可在第二配置之间调节，用于将非电离微波能量发射到组织中。[选定图]图12A。

(5) Int. Cl.	F I		
A 6 1 B 18/04 (2006.01)	A 6 1 B 18/04		
H 0 5 H 1/46 (2006.01)	H 0 5 H 1/46		R
H 0 5 H 1/24 (2006.01)	H 0 5 H 1/24		

請求項の数 23 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2016-513434 (P2016-513434)	(73) 特許権者	512008495
(86) (22) 出願日	平成26年5月13日 (2014.5.13)		クレオ・メディカル・リミテッド
(65) 公表番号	特表2016-525902 (P2016-525902A)		C R E O M E D I C A L L I M I T E D
(43) 公表日	平成28年9月1日 (2016.9.1)		D
(86) 国際出願番号	PCT/GB2014/051468		イギリス、エヌ・ビー・165・ユー・
(87) 国際公開番号	W02014/184544		エイチ モンマシヤ、チェブスター、
(87) 国際公開日	平成26年11月20日 (2014.11.20)		ビューフォート・パーク、リバーサイド・
審査請求日	平成28年4月11日 (2017.4.11)		コート
(31) 優先権主張番号	1308558.4	(74) 代理人	100114775
(32) 優先日	平成25年5月13日 (2013.5.13)		弁理士 高岡 亮一
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	(74) 代理人	100121511
			弁理士 小田 直
		(74) 代理人	100202751
			弁理士 岩越 明代

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 二重機能プラズマおよび非電離マイクロ波凝固電気手術器具ならびにこれを組み込んだ電気手術装置