

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5768140号
(P5768140)

(45) 発行日 平成27年8月26日 (2015. 8. 26)

(24) 登録日 平成27年6月26日 (2015. 6. 26)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B 18/18	(2006. 01)	A 6 1 B	17/36	3 4 0	
A 6 1 B 18/12	(2006. 01)	A 6 1 B	17/39	3 1 0	
H 0 5 H 1/24	(2006. 01)	H 0 5 H	1/24		
H 0 5 H 1/46	(2006. 01)	H 0 5 H	1/46		R

請求項の数 26 (全 52 頁)

(21) 出願番号	特願2013-542601 (P2013-542601)	(73) 特許権者	512008495
(86) (22) 出願日	平成23年12月7日 (2011. 12. 7)		クレオ・メディカル・リミテッド
(65) 公表番号	特表2014-507175 (P2014-507175A)		CREO MEDICAL LIMITE D
(43) 公表日	平成26年3月27日 (2014. 3. 27)		イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・
(86) 国際出願番号	PCT/GB2011/001693		エイチ モンマスシャー、チェプストー、
(87) 国際公開番号	W02012/076844		ビューフォート・パーク、リバーサイド・
(87) 国際公開日	平成24年6月14日 (2012. 6. 14)		コート
審査請求日	平成26年11月28日 (2014. 11. 28)	(74) 代理人	110001195
(31) 優先権主張番号	1021032.6		特許業務法人深見特許事務所
(32) 優先日	平成22年12月10日 (2010. 12. 10)	(72) 発明者	ハンコック、クリストファー・ポール
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		イギリス、ピー・エイ・2 5・イー・エ
早期審査対象出願			イチ 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

(54) 【発明の名称】 高周波およびマイクロ波を伝送するための電気外科手術装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物組織の切除のための電気外科手術装置 (100) であって、前記装置は、
第1の周波数を有する高周波 (RF) 電磁 (EM) 放射を生成するための RF 信号生成器 (102) 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 EM 放射を生成するためのマイクロ波信号生成器 (104) と、

前記 RF EM 放射および前記マイクロ波 EM 放射を別々にまたは同時に自身の遠位端から伝送するように配置されたプローブ (118) と、

前記 RF EM 放射および前記マイクロ波 EM 放射を前記プローブに送るための供給構造とを備え、前記供給構造は、前記プローブ (118) を前記 RF 信号生成器 (102) に接続するための RF チャンネルと、前記プローブ (118) を前記マイクロ波信号生成器 (104) に接続するためのマイクロ波チャンネルとを含み、

前記 RF チャンネル上の電流および電圧をサンプリングし、前記サンプリングした電流および電圧から、前記 RF チャンネル上の電流および電圧を示す RF 検出信号 (S_{RF}) を生成するための、RF 信号検出器 (1006) と、

前記マイクロ波チャンネル上の順方向パワーおよび反射パワーをサンプリングし、前記サンプリングしたパワーから、前記プローブ (118) によって伝送されるマイクロ波パワーを示すマイクロ波検出信号 (S_{M1}, S_{M2}) を生成するための、マイクロ波信号検出器 (1012, 1014) と、

10

20

前記RF信号検出器(1006)および前記マイクロ波信号検出器(1012, 1014)と通信して前記RF検出信号および前記マイクロ波検出信号を受けるコントローラ(106)とを備え、

前記コントローラ(106)は、前記RF EM放射および前記マイクロ波EM放射についてのエネルギー伝送プロファイルを選択するように動作可能であり、前記RF EM放射についてのエネルギー伝送プロファイルは組織切断のためのものであり、前記マイクロ波EM放射についてのエネルギー伝送プロファイルは組織の止血または封止または凝固または焼灼のためのものであり、

前記コントローラ(106)は、前記RF信号生成器(102)に対してRF制御信号(C_{RF})を出力し前記マイクロ波信号生成器(104)に対して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たデジタルマイクロプロセッサ(110)を含み、前記RF制御信号および前記マイクロ波制御信号は、それぞれ、前記RF EM放射および前記マイクロ波EM放射についての前記エネルギー伝送プロファイルを設定するためのものであり、

前記コントローラは、前記受けたRF検出信号およびマイクロ波検出信号それぞれに基づいて前記RF制御信号および前記マイクロ波制御信号の状態を決定するように配置されることを特徴とする、電気外科手術装置。

【請求項2】

前記供給構造は、パワーレベルが10mW以下のエネルギーを伝送するための測定チャネルを含む、請求項1に記載の電気外科手術装置。

【請求項3】

前記測定チャネルは測定信号を前記マイクロ波信号生成器から受けるように接続され、前記装置は、マイクロ波EM放射が前記測定チャネルか前記マイクロ波チャネルのいずれかを通して前記プローブに伝送されるように、切換可能である、請求項2に記載の電気外科手術装置。

【請求項4】

前記マイクロ波信号検出器は、ヘテロダインまたはダブルヘテロダイン検出器を含む、請求項3に記載の電気外科手術装置。

【請求項5】

前記RF EM放射および/または前記マイクロ波EM放射についての前記エネルギー伝送プロファイルがパルス状波形を含む場合、前記装置は、前記パルス状波形のオフ時間中、エネルギーを前記測定チャネルに沿って前記プローブに伝送するように配置される、請求項2に記載の電気外科手術装置。

【請求項6】

前記コントローラは、前記エネルギー伝送プロファイルを、前記RF EM放射および前記マイクロ波EM放射の波形および/またはパワーを調整することによって設定するように配置される、請求項1～5のいずれか1項に記載の電気外科手術装置。

【請求項7】

前記プローブの遠位端は、第2の導体(360)から空間的に分離された第1の導体(358)を含むバイポーラ放出構造を備え、前記第1および第2の導体は、それぞれ、伝導によって前記RF EM放射を送る能動電極および戻り電極の役割を果たし、かつ

前記マイクロ波EM放射を放射するアンテナの役割を果たすように配置される、請求項1～6のいずれか1項に記載の電気外科手術装置。

【請求項8】

ガスの流れを前記プローブの前記遠位端に供給するように接続されたガス供給部(124)を含み、前記ガスの流れが存在する場合、前記RF EM放射は、前記プローブの前記遠位端の前記第1の導体と前記第2の導体との間で導電ガスプラズマを生成するように制御可能であり、前記マイクロ波EM放射は、前記ガスプラズマを維持するように配置される、請求項7に記載の電気外科手術装置。

10

20

30

40

50

【請求項 9】

前記 R F チャンネルおよび前記マイクロ波チャンネルは、それぞれ、前記 R F 信号生成器 (102) および前記マイクロ波信号生成器 (104) からの物理的に別個の信号経路を含み、前記 R F チャンネル上の前記別個の信号経路は前記マイクロ波 E M 放射から分離され、前記マイクロ波チャンネル上の前記別個の信号経路は前記 R F E M 放射から分離される、請求項 1 ~ 8 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

【請求項 10】

前記供給構造は、前記 R F チャンネル上の前記別個の信号経路に接続された第 1 の入力と、前記マイクロ波チャンネル上の前記別個の信号経路に接続された第 2 の入力と、前記 R F E M 放射および前記マイクロ波 E M 放射を別々にまたは同時に 1 つのチャンネルに沿って前記プローブに送るための共通信号経路に接続された出力とを有する合成回路 (114) を含む、請求項 9 に記載の電気外科手術装置。

10

【請求項 11】

前記合成回路は、前記 R F チャンネルか前記マイクロ波チャンネルのいずれかを前記共通信号経路に接続するための切換装置を含む、請求項 10 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 12】

前記切換装置はリレーまたは同軸スイッチを含む、請求項 10 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 13】

前記合成回路は、
前記第 1 の入力から前記出力に送られる順方向 R F E M 放射、
前記出力から前記第 1 の入力に送られる反射 R F E M 放射、
前記第 2 の入力から前記出力に送られる順方向マイクロ波 E M 放射、および
前記出力から前記第 2 の入力に送られる反射マイクロ波 E M 放射を通すように配置された、双方向ダイプレクサを含む、請求項 10 に記載の電気外科手術装置。

20

【請求項 14】

前記双方向ダイプレクサは、一体的に形成されてマイクロ波 E M 放射が前記第 1 の入力から漏出することを防止するローパスフィルタを有する T 字形オープンマイクロストリップ回路 (546) を含む、請求項 13 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 15】

前記 R F 信号検出器からの前記 R F 検出信号は、前記 R F E M 放射の電圧および電流を示す、請求項 1 ~ 14 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

30

【請求項 16】

前記 R F チャンネル上に接続され前記 R F E M 放射によって組織に伝送されるエネルギーを制御するための R F 同調器 (138) を備え、前記 R F 同調器は、前記コントローラが前記 R F 検出信号に基づいて制御することができる調整可能なリアクタンスを有する、請求項 15 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 17】

前記 R F 同調器の前記調整可能なリアクタンスは、複数のリアクタンス素子を含み、各リアクタンス素子は、固定されたリアクタンスを有し、前記コントローラからのそれぞれの制御信号に従って、前記 R F チャンネルと接続されるか前記 R F チャンネルから切断されるか、独立して切換可能である、請求項 16 に記載の電気外科手術装置。

40

【請求項 18】

前記 R F 同調器の前記調整可能なリアクタンスは、複数のリアクタンス素子を含み、各リアクタンス素子は、前記コントローラからのそれぞれの制御信号に従って独立して制御することができる可変リアクタンスを有する、請求項 16 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 19】

前記 R F 同調器の前記調整可能なリアクタンスは、可変キャパシタおよび / または可変インダクタによって与えられ、前記コントローラは、前記可変キャパシタおよび / または前記可変インダクタのリアクタンスを設定するための信号を生成するように配置された自

50

動調整フィードバックループを含む、請求項 1 6 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 0】

前記マイクロ波検出信号は、前記マイクロ波チャンネル上の反射パワーの大きさを示す、請求項 1 ~ 1 9 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 1】

前記マイクロ波チャンネル上で前記マイクロ波信号生成器 (1 0 4) と前記プローブ (1 1 8) との間に接続されたインピーダンス調整器 (1 5 8) を備え、前記インピーダンス調整器は、前記コントローラが前記マイクロ波検出信号に基づいて制御することができる調整可能な複素インピーダンスを有する、請求項 2 0 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 2】

前記 R F 信号生成器は、

切換ユニット (4 5 8) に結合され安定した R F 出力を生成するための発振器 (4 5 4) と、

前記安定した R F 出力を増幅するための増幅器 (4 5 6) と、

出力変圧器 (4 6 2) とを含み、

前記増幅器 (4 5 6) は、前記出力変圧器の一次コイルの両端間の電圧を増幅するように配置され、前記切換ユニット (4 5 8) は、前記出力変圧器の前記一次コイルの両端間の電圧のオンとオフを切換えるように配置される、請求項 1 ~ 2 1 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 3】

前記第 1 の周波数は $1 0 \text{ kHz} \sim 3 0 0 \text{ MHz}$ の範囲の安定した固定周波数であり、前記第 2 の周波数は $3 0 0 \text{ MHz} \sim 1 0 0 \text{ GHz}$ の範囲の安定した固定周波数である、請求項 1 ~ 2 2 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 4】

前記バイポーラ放出構造は誘電材料からなる平坦なブロックを含み、前記第 1 および第 2 の導体は、前記平坦なブロックの両面にそれぞれ設けられた導電層である、請求項 7 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 5】

前記バイポーラ放出構造は、その間に生物組織を挟んで締めるための対向する 2 つの挟持面を含み、前記第 1 の導体は前記挟持面のうちの一方に設けられ、前記第 2 の導体は前記挟持面のうちの他方に設けられる、請求項 7 に記載の電気外科手術装置。

【請求項 2 6】

自然開口部越経管腔的内視鏡手術 (Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery) (NOTES)、経肛門的内視鏡下顕微鏡手術 (Transanal Endoscopic Microsurgery) (TEMS)、および単孔式腹腔鏡下手術 (single port laparoscopic surgery) のうちのいずれか 1 つに関連する臨床処置で使用するための、請求項 1 ~ 2 5 のいずれか 1 項に記載の電気外科手術装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、高周波エネルギーおよびマイクロ波周波数エネルギーを用いて生物組織に対する処置を行なう電気外科手術装置に関する。特に、本発明は、組織を切断するために高周波 (R F) エネルギーを、止血 (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) するためにマイクロ波周波数エネルギーを生成することが可能であり、および / または、ガス流とともに、R F エネルギーおよびマイクロ波周波数エネルギーを用いて、組織の切断または殺菌に使用し得るプラズマを生成し維持することが可能な、外科手術装置に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

発明の背景

外科的切除は、人間または動物の体内の、肝臓または脾臓等の血管が非常に多い器官の

10

20

30

40

50

一部を除去する1つの手段である。組織を切断（分割または横に切開）すると、小動脈と呼ばれる小さな血管が破損または破裂する。最初に出血が生じ、続いて、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。手術中に患者から失われる血液はできる限り少ないことが望ましいため、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。

【0003】

たとえば、Hemostatix（登録商標）Thermal Scalpel System（<http://www.hemostatix.com>）は、鋭いブレード（刃）を止血システムと組合せている。このブレードは、プラスチック材料でコーティングされ、ブレードの温度を制御する加熱装置に接続される。その目的は、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ことである。

10

【0004】

これ以外の、切断と止血を同時に行なう周知の装置は、ブレードを使用しない。こういった装置の中には、組織の切断および/または凝固のために高周波（RF）エネルギーを用いる装置がある。その他の装置、たとえば高調波メスは、高速で振動するチップを用いて組織を切断し、ある程度の凝固を生じさせることが可能である。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【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支援されて）組織基質を流れるときに、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。この組織基質に純正弦波を与えると、組織の水分を蒸発させるのに十分な熱が細胞内に発生する。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横に切開されていることがわかる。

20

【0006】

上記原理は、脂肪が少ない組織ではうまく機能するが、脂肪組織では効率が低くなる。なぜなら、電子の通過を支援するイオン成分が少ないからである。このことは、細胞の中身を蒸発させるのに必要なエネルギーが相当大きくなることを意味する。脂肪は、蒸発のための潜熱が、水よりも遥かに大きいからである。

【0007】

RF凝固は、効率がより低い波形を組織に与えることで、細胞の中身を、蒸発させるのではなく約65℃まで加熱することにより、機能する。これにより、組織を乾燥によって完全に乾かすとともに、血管の壁の中のタンパク質および細胞壁を構成しているコラーゲンを変性させる。タンパク質の変性は、凝固カスケードに対する刺激として作用し、血液の凝固が促される。同時に、細胞壁の中のコラーゲンが変性して棒状の分子からコイル状に変化する。これにより、血管が収縮して小さくなることで、凝固した血液の塊が固定されるポイントが与えられ、この塊が塞ぐべき領域が小さくなる。

30

【0008】

しかしながら、RF凝固は、脂肪組織がある場合、効率が低くなる。電气的効果が低下するからである。このため、脂肪組織の出血部分の封止は非常に困難である可能性がある。組織は、汚れていない白色の縁ではなく、黒く焼けた外観を有する。肝臓等の血管が多い器官には、ヒートシンク効果もある。大量の流体がその組織を流すからである。

40

【0009】

実際のところ、RF装置は、切断と凝固出力との間の中ほどに中間波高因子がある波形を用いて機能し得る。

【0010】

肝臓は血管が非常に多く、体内の他の場所にガンがある患者にとって、肝臓は第2のガンの部位となることが多い。大きな腫瘍または多数の小さな腫瘍の影響を受ける領域は、切除することによって、化学療法薬剤の投与によってその機能が既に損なわれているかも

50

しれない器官全体に、ガンが広がるのを阻止する必要がある。肝臓には血管が集中しているので、肝臓の手術では、通常大量の血液が失われ、大量の輸血が必要である。肝臓内で出血が始まると、止血は困難である可能性がある。アルゴンビーム凝固装置は、出血を止めようとするときに使用できる周知の装置の一例であり、この装置は、表面凝固を生じさせる。

【 0 0 1 1 】

WO 2 0 0 8 / 0 4 4 0 0 0 は、肝臓または脾臓等の血管が非常に多い組織の切断および封止を同時に行なうように構成された外科的切除装置を開示している。この装置は、生物組織を切断するためのブレードと関連付けられたアンテナを有する手術器具に結合されたマイクロ波放射源を備える。このアンテナは、マイクロ波放射源から、ブレードが組織を切開する領域に、マイクロ波エネルギーの制御可能な伝送を行なうように配置される。マイクロ波エネルギーは、血液を凝固させることにより、切開領域における血液の流れを効果的に封止することができる。WO 2 0 0 8 / 0 4 4 0 0 0 は、高いマイクロ波周波数（たとえば 1 0 G H z 以上）の使用を示唆しており、これには、低いマイクロ波周波数のシステムおよび高周波（R F）のシステムの使用に対し、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浸透の深さが制限されることが挙げられる。また、小さく鋭いブレード構造によって効率的にエネルギーを組織内に放射し、ブレードの長さに沿って均一的な場を生じさせることができるので、血液の流れを封止でき、同時に、組織を切開することにより、病んだまたはガンがある組織を除去できることが挙げられる。

【 0 0 1 2 】

前処置、すなわち組織に対して切除前に血管を封止する処置を施すことによって、出血を防止することも注目されている。ある周知の装置では、2列のR Fエネルギー放出針を肝臓組織に挿入してインライン封止を実施する。R Fエネルギーは、肝臓の厚み全体にわたって組織を封止するのに十分であることが理想的である。これにより、切除中の領域に対する血液の供給は効果的に遮断される。その後ブレードで組織を切開するときには出血は生じない。

【 0 0 1 3 】

直径 7 mm までの血管ならば、圧力も加えることができる装置において R F エネルギーを用いることで封止できる。血管を、クランプ装置（たとえば鉗子等）で把持する。血管に加えられた圧力により血管壁の中身が横方向に押出され、一方側の外壁および内壁が、他方側の内壁および外壁に近づく。この時点で R F エネルギーを印加すると、壁の基質のコラーゲンが、変性し、組織が完全に乾燥して適所で固定される前に混ざり合う。圧力を取除くと、新たに形成された狭窄部が適所に留まる。これは、鋭いブレード等を用いて血管の輸出側を切開することによって血管を分離できることを意味する。もつれた部分を通して新たなコラーゲン成長が生じるので、狭窄部は適所に留まる。

【 0 0 1 4 】

US 6 , 5 8 2 , 4 2 7 は、切断モードまたは凝固モードでの手術のために R F エネルギー（典型的には周波数 1 M H z ）およびマイクロ波エネルギー（典型的には周波数 2 . 4 5 G H z ）双方を生成するように配置された電気外科手術システムを開示している。

EP 2 2 5 3 2 8 6 が開示するマイクロ波焼灼システムでは、組織インピーダンス測定値を、マイクロ波生成器の出力の調整に使用される R F フィードバック信号を用いて取得する。

US 2 0 1 0 / 0 2 8 6 6 8 6 は、マイクロ波エネルギーをソースからプローブの刃先にあるアンテナに送るための治療チャンネルおよび測定チャンネルを有する外科的切除装置を開示している。

US 2 0 1 0 / 0 0 8 2 0 8 3 は、求めたインピーダンス不整合に基づいて回路インピーダンスを調整するための同調器を有するマイクロ波エネルギー伝送および測定システムを開示している。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 5 】

発明の概要

本発明は、最も一般的に言えば、電気外科手術装置のための制御システムを提案する。この装置では、プローブに伝送されるRFエネルギーおよびマイクロ波エネルギー双方のエネルギー伝送プロファイルが、プローブに送られるRFエネルギーのサンプリングされた電圧および電流の情報、ならびに、プローブにおよびプローブから送られるマイクロ波エネルギーのサンプリングされた順方向および反射パワーの情報に基づいて、設定される。特に、制御システムは、RFエネルギーの電圧振幅および電流振幅（たとえばピーク値および平均値）を示す、RFエネルギー情報のうちのサンプリングされた電圧および電流の情報から導出（すなわち抽出そうでなければ決定）し得る。同様に、制御システムは、伝送されるパワーの振幅を示す、マイクロ波エネルギー情報のうちのサンプリングされた順方向および反射パワーの情報から導出（すなわち抽出そうでなければ決定）し得る。また、RFエネルギーの電圧成分と電流成分の位相差を示す、RFエネルギー情報のうちのサンプリングされた電圧および電流の情報から導出することも可能である。同様に、マイクロ波エネルギーの順方向パワーと反射パワーの位相差を示す、マイクロ波エネルギー情報のうちのサンプリングされた順方向および反射パワーの情報から導出し得る。

10

【0016】

本明細書において、エネルギー伝送プロファイルは、RFエネルギーの電圧/電流および時間ならびにマイクロ波エネルギーのパワーレベルおよび時間という観点から見た、波形の形状を意味し得る。エネルギー伝送プロファイルを制御することにより、広い治療応用範囲を実現できる。

20

【0017】

本発明に従い、請求項1に記載の電気外科手術装置が提供される。

【0018】

よって、上記システムは、生物組織を切断するために高周波電磁放射を、組織の止血または封止または凝固または焼灼のためにマイクロ波電磁放射を発することが可能な電気外科手術装置に対するさらなる制御を行なうように構成し得る。

【0019】

コントローラは、たとえばリアルタイム応答方式で、受けたRF検出信号および/またはマイクロ波検出信号に基づいて、または、組織に対する既知の効果に関連付けられた1つ以上の予め定められたエネルギー伝送プロファイルのリストから、エネルギー伝送プロファイルを選択するように動作可能であってもよい。たとえば、組織切断のための予め設定されたエネルギー伝送プロファイルは、ピーク振幅が400Vでパワーレベルが30Wの連続波(CW)RF EMエネルギーの伝送を含んでもよい。別の例では、凝固のための予め設定されたエネルギー伝送プロファイルは、パワーレベルが25Wの連続波(CW)マイクロ波EMエネルギーの伝送を含んでもよい。

30

【0020】

より一般的には、乾燥した環境で組織を切断するためには、ピーク電圧の振幅が400Vでパワー設定が40Wの500kHzの正弦波形の連続波を伝送することが必要であろう。一方、湿潤環境で組織を切断するためには、ピーク電圧が4000V、ピークパワーが200W、デューティサイクルが10%の500kHzのエネルギーの1つ以上のパーストを伝送することが必要であろう。このデューティサイクルは、オンタイムを10ms、オフタイムを90msとする形で設定し得る。この種のパルス状エネルギー伝送プロファイルにより、周囲の流体の望ましくない加熱を生じさせることなく、エネルギーが確実に組織に伝わるであろう。乾燥した組織における効率的な組織凝固のためには、CWマイクロ波パワーをRMSパワーレベル30Wで組織に伝送すればよい。湿潤環境における凝固のためには、たとえばピークパワーを100W、デューティサイクルを30%として、マイクロ波パワーをパルス状にしてもよい。

40

【0021】

組織に対する望ましい治療効果を生み出す他の波形は、上記と同様のCWおよびパルス状形式で伝送されるRFエネルギーおよびマイクロ波エネルギーの組合せを含んでもよい。R

50

Fエネルギーおよびマイクロ波エネルギーを同時に伝送し、マイクロ波エネルギーがRFエネルギーを変調するようにしてもよい。たとえばピークが400Vで500kHzのCW RFプロファイルを、10Wで5.8GHzのCWマイクロ波信号で変調することにより、切除プロセス中にある程度の組織凝固を生じさせて、器官または器官の一部が除去されているときの出血を抑えることができる。

【0022】

上記制御システムは、パワーレベルが低い（たとえば10mW以下）エネルギー（好ましくはマイクロ波エネルギー）を伝送するための専用測定チャンネルを含んでもよい。このように、このシステムは、治療効果を伝送していないチャンネルからの測定信号を利用できるようにしてもよい。すなわち、組織に対する治療効果の伝送に関与しないチャンネルを用いて行なったローパワー測定に基づいて、組織に対する波形またはエネルギーの伝送を制御してもよい。この測定チャンネルは、マイクロ波チャンネルと同じソースを利用してもよい。マイクロ波エネルギーが測定チャンネルを通して伝送される（「測定モード」）かまたはマイクロ波チャンネルを通して伝送される（「治療モード」）ように、このシステムが切換可能であってもよい。これに代えて、マイクロ波チャンネルがローパワーモード（測定用）とハイパワーモード（治療用）の間で切換可能であってもよい。この方式の場合、別個の測定チャンネルは不要である。

【0023】

測定モードでは、マイクロ波チャンネルを用いて、たとえば10mW（10dBm）以下で連続波（CW）形式のローパワー信号を送り、反射したエネルギー信号を調べることが望ましい。この反射したエネルギー信号から、プローブと接触している組織の現在の状態または組織の種類に関連する、位相および大きさの情報を抽出してもよい（たとえば、マイクロ波測定信号検出器が、測定チャンネル上の順方向および反射パワーをサンプリングし、サンプリングされたパワーから、プローブによって伝送されるマイクロ波パワーの大きさおよび位相を示すマイクロ波検出信号を生成する）。この測定情報は、たとえば50W（47dBm）以上の、よりパワーの高いRFエネルギーが組織に伝送されて治療効果を生み出すのと同時に、抽出してもよい。この測定情報を用いて、使用すべき最適RFエネルギー伝送プロファイルを決定するとともに、たとえば40W（46dBm）の、よりパワーの高いマイクロ波をいつ組織に伝送してたとえば破裂した血管を凝固させる必要があるかを決定してもよい。

【0024】

このシステムは、組織を切断するためのエネルギーおよび組織を凝固させるためのエネルギーを同時に供給するように構成されてもよく（たとえば混合または混成モード）、または、独立して操作されて、RFおよびマイクロ波エネルギーが、マニュアルユーザ制御によって（たとえばフットスイッチペダルの操作に基づいて）、もしくは、RFおよび/またはマイクロ波チャンネルからの測定された位相および/または大きさに関する情報に基づいて自動的に、プローブに伝送されてもよい。このシステムを用いて組織の焼灼および切断を実施してもよい。マイクロ波エネルギーおよびRFエネルギーが同時に伝送される場合、それぞれの生成器に戻されるRFエネルギーおよびマイクロ波エネルギーのうちいずれかまたは双方を、ハイパワーまたはローパワーで用いることにより、エネルギー伝送プロファイルを制御してもよい。この場合、エネルギー伝送フォーマットがパルス状のときはオフ時間中に測定することが望ましいであろう。

【0025】

治療エネルギーと大きく異なる、すなわち少なくとも4桁異なる周波数を有する戻りエネルギーを測定することには、治療効果を伝送しているソースからのエネルギーを、測定チャンネルに入らないよう（たとえばフィルタを用いて）効果的に阻止できるという利点がある。たとえば、ハイパワーのRFエネルギー信号がローパワーのマイクロ波測定システムに確実に影響しないようにするために、ハイパスフィルタまたはバンドパスフィルタが、システムに含まれ、測定チャンネルに対する入力部に位置する。このフィルタは、ローパワーマイクロ波信号を通しこの信号が組織に送られるようにするとともに、反射したマイクロ波信

10

20

30

40

50

号が検出器によって受けられるようにするが、ハイパワーRF信号は阻止する。フィルタは、できるだけ多くのRFエネルギーを確実に拒絶できるよう、急峻なロールオフ、すなわち、60dB~80dB/decade以上のロールオフを有していることが望ましい。

【0026】

測定チャンネルは、測定信号から位相および/または大きさに関する情報を抽出するための別個のローパワートランシーバ(またはローパワー送信器およびヘテロダイン受信器)を含んでもよい。ハイパワーマイクロ波源が使用されていないときにこの装置をマイクロ波チャンネル上で切替えてもよい。

【0027】

ある実施の形態において、本発明は、高周波電磁放射の、組織内部への効率的な伝達を促進するための、高周波整合ネットワークを含んでもよい。よって、次のようなエネルギー伝送システムを設けてもよい。このシステムでは、固定周波数源を用いてRFおよびマイクロ波エネルギーを生成し、可変素子の同調を用いてRFエネルギーを生物組織と整合させてもよい。測定チャンネルからの情報を用いて、マイクロ波チャンネルまたはRFチャンネルいずれかの上の同調要素の調整を決定し(同調が電気外科手術システムの特定の構成に含まれている場合)、プローブ(エネルギー伝送システム)と組織との間の動的パワー整合を行なってもよい。これにより、確実に、電気外科手術システムと生物組織との間で効率的で制御可能なエネルギー伝達を行なうことができる。

【0028】

さらに発展させた形態において、本発明に従う装置は、高周波電磁放射のための優先戻り経路の一部として、治療部位にプラズマを生成し維持する機能も有してもよい。すなわち、プラズマが生成されると、そのインピーダンスは低く、RF電流が流れるための優先戻り経路が提供される。プラズマを用いて組織を切断するとき、アプリケーションの先端は組織の表面の近くにあるが、RFエネルギーを用いて組織を切断するときは、アプリケーションは組織に接触している。本発明において開示される生成器によって生成されるプラズマは、組織の凝固および気化にも使用できる。たとえば、アプリケーションの遠位端と組織の表面の間の距離を0.5cm~1.5cmとして効果的な表面凝固を実施してもよい。マイクロ波エネルギーおよびRFエネルギーを組合せたものを供給できるので、アプリケーションの遠位端で生成される熱または非熱プラズマの高度な制御が可能である。

【0029】

このシステムは、電気外科手術システムの一部を形成する、マイクロ波信号およびRF信号を送信および受信するように配置されたエネルギー輸送構造を含んでもよい。これは、RFエネルギーおよびマイクロ波エネルギー双方を1つのチャンネル(ケーブルアセンブリ)に沿って1つのアプリケーション(プローブ)に輸送できるとともに、最適なRF周波数およびマイクロ波周波数の制御信号を検出しコントローラに送ることができるので、生物組織に伝送されるRFエネルギーおよびマイクロ波エネルギーを、効率的にかつ制御されたやり方で伝送できる。

【0030】

プローブの遠位端は、第2の導体から空間的に分離された第1の導体を含むバイポーラ放出構造を含んでもよい。第1および第2の導体は、それぞれ能動電極および戻り電極として機能し、RFEM放射を伝導によって送り、アンテナとして機能して、マイクロ波EM放射を放射するように、配置されている。このように、このシステムは、RFエネルギーのための局所的な戻り経路、すなわち、プローブの一部である第1の導体と第2の導体との間でRFエネルギーを搬送するためのローインピーダンス経路を提供するように配置されてもよい。たとえば、これらの導体同士を分離する誘電体が局所的な戻り経路を与えてもよく、または、これらの導体の近傍でプラズマを生成して局所的な戻り経路を与えてもよい。RFによる組織の切断は、第1および第2の導体を分離する固定された誘電材料によって実現されてもよく、この場合、誘電材料の厚みは小さい、すなわち1mm未満であり、誘電率は高い、すなわち空気の誘電率よりも高い。この構成は、電流を流すのに必要な優先戻り経路を提供し得る。以下でより詳細に説明するように、この構成は、部分的に

10

20

30

40

50

空気またはガス（または混合ガス）で充填されかつガス供給管を含んでいてもよく、これにより、空気またはガスが構造に入り（構造から出る場合もある）非熱プラズマが形成されて組織を殺菌し、または、熱プラズマが形成されて表面凝固／焼灼または組織切断を行なう。プラズマを生成するためにガスを収容できるプローブは、本明細書にこれも引用により援用するWO 2009/060213に開示されている。これに代えて、ガス供給パイプを生理食塩水（または他の流体）を治療部位に送るためにも使用してもよい。

【0031】

このシステムは、アプリケーションにRFエネルギーが送られているのかマイクロ波エネルギーが送られているのかに応じて、アプリケーションに対する「見方」を変えて、動作してもよい。よって、RFチャンネル（特にコントローラによって制御されるRF同調器）は、アプリケーションを、集中素子として、たとえば従来の回路理論を用いて解析されるキャパシタとして扱ってもよい。これに対し、マイクロ波チャンネルは、アプリケーションを、電磁場解析および適切な電磁場シミュレーションツールを用いてモデル化された分布素子として扱ってもよい。以下で述べるように、マイクロ波チャンネルは、自身の同調器（たとえばインピーダンス調整器）を有していてもよく、または、アンテナのインピーダンスと予め整合させておいてもよい。RF同調器は、組織に伝送されている電圧および電流を調整することにより、乾燥環境および湿潤環境いずれにおいても確実に組織を効率的に切断するための手段であってもよい。

10

【0032】

上記のように、供給構造は、RFエネルギーおよびマイクロ波エネルギー双方を単一のチャンネルに沿ってアプリケーションに伝送できるようにするネットワークを含んでもよい。この場合、RFチャンネルおよびマイクロ波チャンネルはそれぞれ、RF信号生成器およびマイクロ波信号生成器から物理的に切離された信号経路を含んでもよい。RFチャンネル上の切離された信号経路はマイクロ波EM放射から分離され、マイクロ波チャンネル上の切離された信号経路はRF EM放射から分離される。この分離は、RFチャンネル上の適切に構成されたローパスフィルタおよびマイクロ波チャンネル上の適切に構成されたハイパスフィルタによって実現し得る。

20

【0033】

別々のチャンネルがある場合、供給構造は合成回路を含んでもよい。合成回路は、たとえば信号合成器またはデュプレクサ - ディプレクサ部であり、RFチャンネル上の切離された信号経路に接続された第1の入力と、マイクロ波チャンネル上の切離された信号経路に接続された第2の入力と、RF EM放射およびマイクロ波EM放射を別々にまたは同時に1つのチャンネルに沿ってプローブに送るための共通信号経路に接続された出力とを有する。たとえば、双方向デュプレクサまたはデュプレクサ - ディプレクサ回路を用いてもよい。信号合成器（たとえば双方向デュプレクサ）を、オープンマイクロストリップ回路として実現してもよい。ローパスフィルタおよび／またはハイパスフィルタをこのマイクロストリップ回路と一体化させることにより、マイクロ波EM放射が第1の入力から漏出することを防止し、RF EM放射が第2の入力から漏出することをそれぞれ防止してもよい。ある実施の形態において、信号合成器は切換装置を含んでもよい。切換装置は、たとえば、RFチャンネルかマイクロ波チャンネルいずれかをプローブに接続するリレースイッチ機構または同軸スイッチ機構である。この実施の形態において、RF EM放射およびマイクロ波EM放射は互いに切離された状態で保たれる。切換装置を配置して、素早く切換えることにより、RF EM放射の短いバーストおよびマイクロ波EM放射の短いバーストをプローブが交互に受けるようにしてもよい。このような信号はある意味同時であるとみなし得る。

30

40

【0034】

この構成の場合、RFチャンネルおよびマイクロ波チャンネルは共通部分を共有し得る。信号合成器を、異なる2つの周波数（すなわちRF周波数エネルギーおよびマイクロ波周波数エネルギー）を受け、これらを（合算してまたは別々に）、1つの出力チャンネル（たとえば、同軸ケーブル、（可撓性の／撚り合せることができる）導波管アセンブリまたは撚り対

50

線等のケーブルアセンブリ)から出力するように配置してもよい。この信号合成器は、双方向に動作してもよい。すなわち、(RFおよびマイクロ波エネルギーからの)順方向信号がプローブまで進むことができるようにし、かつ、反射エネルギーに関する情報を含む信号が、信号測定およびシステム制御のために、すなわち手術用アンテナの放射部分と接触している生物組織に関する情報を識別するために、または、生物組織に送られるエネルギーの投与量を制御するために、すなわち安全なマージンを残すために、逆方向に進むことができるようにしてもよい。この情報を用いて、パワー削減、すなわち、短期間すなわち1msの間に100%から10%に削減することにより、治療部位で望ましくない障害が生じるのを防止してもよい。生成器に戻った情報を、コントローラによって処理することにより、たとえば順方向に進む信号と比較したときの反射信号の大きさ(電圧、電流、順方向または反射パワー)および/または位相を検出する。この情報を用いてシステムを制御することにより、たとえば、組織に伝送されるパワーが確実にユーザが要求するパワーレベルと同一になるように、および/または共役整合を実施してソースで利用できるパワーが確実に組織負荷に送られるものと同じになるようにしてもよい(システムの損失が少ない、すなわち、ケーブルアセンブリおよびプローブの挿入ロスなどが少ない)。

10

【0035】

この装置は、集中素子同調ネットワークのリアクタンス(インダクタンスおよび/またはキャパシタンス)を調整することによって機能する動的RF同調器を有し得る。このRF同調器の目的は整合ネットワークを作ることであり、このネットワークにおいて、装置のバルクインピーダンス(プローブの遠位端で見た場合)は組織インピーダンスの複素共役である。整合されると、組織へのパワーの伝達、したがって組織切断機能/作用の効力を、最大/最適化することができる。この発明における整合の原理は、観念上の直列RLC回路の観念上の並列RLCとの整合に基づく。この場合、直列リアクタンスおよび並列リアクタンスを調整することができ、直列抵抗は装置インピーダンスの実部を表わし、並列抵抗は組織インピーダンスの実部を表わす。リアクタンス自身の同調により、装置は、信号の安定性および全体の制御を改善し得る、固定された周波数源を用いて動作させてもよい。

20

【0036】

信号合成器は、周波数が異なる(すなわち非連続)RF信号およびマイクロ波信号を、単一のポートから(ダイプレクサ機能)プローブに、別々にまたは同時に送ることができるようにしてもよい。組織に対する好ましい効果は、異なる2つの周波数のエネルギーを同時に伝送することによって得られるであろう。すなわち、1つのソースからの場を建設的または破壊的に加えることによって組織に対する効果が高められるであろう。これらの効果には、切断および凝固が同時であるので切除処置中に破裂した血管からの出血を直ちに止めることができること、または、振幅が大きいパルス(もしくはパルス列)により湿潤環境において効率的な切断/凝固が可能であることが含まれ、振幅がより小さいCW波形によって生じるのは流体の加熱だけであろう。

30

【0037】

ある例において、RFチャネルは、信号合成器に結合されたRFパワー源を含んでもよい。これは、高周波のマイクロ波エネルギーが、それよりも周波数が低いRFパワー源に戻るのを防止するローパスフィルタ、および、周波数が低いRFエネルギーが、それよりも周波数が高いマイクロ波エネルギー源に戻るのを防止するためのハイパスフィルタを含んでもよい。そうでなければRF源およびマイクロ波源双方の設計に用いられる出力段トランジスタに損傷を引起し得る。

40

【0038】

この装置は、RF段からの電圧および/または電流情報と、マイクロ波段からの反射および/または順方向パワー情報とを用いて、RFエネルギー伝送段およびマイクロ波エネルギー伝送段によって形成されるエネルギー伝送プロファイルを制御する、一般的な手術(切開または腹腔鏡)で使用してもよい。たとえば、マイクロ波チャネル上で測定された戻り損失が-6dBと-10dBの間である場合(RF切断プロセス中にローパワーマイクロ波

50

トランシーバを用いて測定したもの)、コントローラは、マイクロ波検出信号を、出血を示すものとして認識するであろう。これに応じて、マイクロ波源がオンし、出血が止まるまで、マイクロ波パワーレベルおよび/またはデューティサイクルを増してもよい(マイクロ波チャンネル上の反射信号から測定された戻り損失および/またはRF段からの電圧/電流情報の変化によって示される)。また、出血の開始は、切断プロセス中にRF段を用いて測定される電圧/電流情報(たとえばピーク値および平均値)によっても示されるであろう。この場合、出血を示す、測定電圧/電流の変化が測定されると、血液の流れを止めることに成功するまで、RFエネルギーを抑えるとともにマイクロ波エネルギーを増してもよい。RFエネルギーおよびマイクロ波エネルギーは、同時に伝送することが好ましいであろう。この場合、一方のエネルギー源はローパワー測定モードで動作しており、他方のエネルギー源は組織に対する治療効果を生じさせかつ測定情報を提供することにより、コントローラに対してより多くの情報を提供してコントローラがエネルギー伝送プロファイルに対して必要な調整を行なえるようにする。ローパワーの組織測定は、パルス状波形が伝送されて組織に対する治療効果を生み出しているときにおけるオフ時間の間に行なってもよい。これに代えて、組織状態の測定が行なわれている間、CWエネルギー伝送波形は中断してもよい。

10

【0039】

本発明は、たとえば、腸の上のポリープを除去するための、胃腸(GI)の処置、すなわち内視鏡の粘膜下層切除に、特に適しているであろう。本発明は、内視鏡による精密な処置、すなわち内視鏡による精密な切除にも役立つであろう。本発明は、耳、鼻および喉に対する処置、ならびに肝臓の切除に用いてもよい。

20

【0040】

信号検出器は、RFおよびマイクロ波EM放射に対し、独立した検出器を含んでもよい。RF信号検出器からの出力だけを用いてRF同調器の調整可能なリアクタンスを制御してもよい。RF信号検出器は、RFチャンネル上にあってもよく、RFチャンネル上のRFEM放射の電圧および電流を測定するように配置してもよい(この測定値から、振幅(たとえばピークおよび平均双方)および/または位相を示すRF検出信号を抽出し、エネルギー伝送ソースの制御に使用してもよい)。RF信号検出器は、RFEM放射の電圧および電流ならびに電圧と電流の位相関係を示すRF信号情報を、コントローラに伝えるように配置してもよい。コントローラは、このRF信号情報に基づいてRF同調器の調整可能なリアクタンスを変化させるように配置される。電圧と電流の関係は、位相差という観点から測定することができ、この情報を用いて、いつ整合状態が発生したのかまたは共振点に達したのかを示してもよい。すなわち、位相差が 0° のとき、電圧と電流は同相であり、このことは、容量性リアクタンスおよび誘導性リアクタンスの値が、大きさは等しいが符号は逆であることを示す。すなわち、 $-jC = +jL$ である。式中、Cはキャパシタンスをファラドで表わしたものであり、Lはインダクタンスをヘンリーで表わしたものであり、 $\omega = 2\pi f$ であり、fは周波数をヘルツで表わしたものである。したがって、共振周波数は次のとおりである。

30

【0041】

【数1】

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

40

【0042】

本明細書に開示される同調方式の場合、共振周波数は最適な動作周波数、すなわち100kHzまたは500kHzであり、したがって、LおよびCの値を調整することにより、組織切断プロセス中に組織負荷の値が変化したときでも共振点を維持する。コントローラをアナログ解決策を用いて実現してもよい。この場合、RFEM放射の電圧および電流に比例する信号が位相比較器に入力され、電圧と電流の位相差に比例する信号が生成される。コントローラは、調整可能なリアクタンスを動的に変化させるように配置された自

50

動調整フィードバックループを含むことにより位相差を最小にしてもよい。これに代えて、RF EM放射の電圧および電流に比例する信号ならびに電圧と電流の位相差に比例する信号を調整（たとえば電圧をクランプ、フィルタリング、および/または整流）して、マイクロプロセッサまたはマイクロコントローラに対する入力信号として適切なものになるようにしてもよい。よって、コントローラは、RF信号情報を受け、調整可能なリアクタンスの調整を決定し、この調整を行なうために1つ以上の制御信号を生成し出力するように配置された、マイクロプロセッサを含んでもよい。

【0043】

RF信号検出器を、RF同調器の入力および/または出力における、または、RFパワースourceの出力段を形成し得るRF出力変圧器における、RFチャンネル上の電圧および電流を測定するように配置してもよい。電圧は、抵抗もしくはリアクタンス分圧器を用いることにより、または、RF出力変圧器の一次巻線または二次巻線を分岐することにより、または、変圧器の一次側に別の巻線を含めることにより、測定してもよい。好ましくは、RF信号検出器は、RF EM放射の電圧を示すRF信号情報を測定できるように配置された1対のリアクタンス素子（たとえばキャパシタまたはコイル）を含む分圧器を含んでもよい。これには、潜在的に事実上損失がない構成であるという利点がある（当然ながらキャパシタの等価直列抵抗（ESR）を原因とする損失は常にある程度あるが、この損失は、低損失の誘電体を用いる限り無視できる程度である）。

10

【0044】

さらに、RF同調器の調整可能なリアクタンスは、上記1対のリアクタンス素子の総リアクタンスを含んでもよい。言い換えれば、RF同調器およびRF信号検出器は共通の要素を共有し得る。上記1対のリアクタンス素子の総リアクタンスは、可変であることによりRF同調器の機能を支援してもよく、一方、この1対のリアクタンス素子のリアクタンス間の比率を維持することにより実質的に損失のない分圧器の機能を実現する。

20

【0045】

RF信号検出器は、組織に伝送される電流を示すRF信号情報を測定できるようにする、RFチャンネル上の変流器を含んでもよい。この変流器（CT）は、出力（RF出力変圧器の一次または二次側）と直列であり、押固められた鉄塵またはフェライトから作られた小さなトロイダル磁心と、CTの一次巻線として巻数1のワイヤと、CTの二次巻線として巻数が2以上のワイヤと、二次巻線の両端に接続された負荷抵抗器（burden resistor）とを含んでもよい。

30

【0046】

調整可能なリアクタンスは、RFチャンネルと直列接続された第1の可変リアクタンスと、RFチャンネルと並列接続された第2の可変リアクタンスとを含んでもよい。第1の可変リアクタンスは純粋に誘導性であっても容量性であってもよい。第2の可変リアクタンスは純粋に誘導性であっても容量性であってもよい。好ましくは、第1の可変リアクタンスは誘導性で、第2の可変リアクタンスは容量性で上記分圧器を含む。可変並列リアクタンスを可変直列リアクタンスの前または後ろに接続してもよい。これに代えて、可変（または固定）シャント（shunt）（並列）接続リアクタンスを、可変直列リアクタンスの前または後ろに接続してもよい（代替の同調構成またはフィルタ設計を実現する）。可変キャパシタンスは、平行板キャパシタの板の間の距離を変化させることにより、または、（たとえば電場を2枚の板の間の材料に印加することによって）この材料の比誘電率（または誘電定数）の値を変化させることにより、または、板の表面積を変化させる、すなわち空気または誘電材料がこれらの板同士を隔てている状態で可動板を固定板の上でスライドさせることにより、またはこれら2枚の板の間にプラズマを生じさせプラズマのオンとオフを切換えることにより、または回転可変キャパシタの羽根の移動により、実現し得る。

40

【0047】

複合効果は次のようにして得られるであろう。ある材料のシートを用いて上記2枚の板を分離する。シートの誘電率はこのシートの面積全体において不均一である（または、さまざまな誘電率の材料からなる個々の部分で構成されたシートを作ることによってシート

50

の面積全体において誘電率の分布を作る)。この材料のシートを一方の金属板に固定する一方で、第2の金属板が誘電材料/第1の板と接触する面積を変化させる。さらなる変形は、誘電率が不均一である材料のシートが積層された板と、この第1の板の上で移動させるシートとの間の分離距離を変化させることによって、実現されるであろう。

【0048】

可変インダクタンスは、比透磁率が単位元よりも大きい磁性材料を線形コイル巻線の内外に移動させることにより、またはワイヤからなる誘導性コイルの中に含まれる材料の比透磁率を変化させることにより、または誘導性コイルのワイヤの巻数を、巻数を少なくするかまたは切換えることによって変化させることにより、またはコイルの断面積を変化させることにより、または線形コイルの巻線を開閉することにより、すなわちコイルの長さを変換することによって隣接する巻線間の距離またはワイヤの巻数を増減させることにより、実現し得る。上記パラメータを変化させたときにインダクタンスLが如何に変化するかを定める式は以下のとおりである。

【0049】

【数2】

$$L = \frac{\mu_0 \mu_r N^2 A}{\ell}$$

【0050】

式中、 μ_0 は自由空間の透磁率であり、 μ_r は比透磁率であり、Nはワイヤの巻数であり、Aは断面積(m^2)であり、 ℓ は誘導性コイルの長さ(m)である。可変キャパシタンスまたは可変インダクタンスのための制御信号を、上記自己調整フィードバックループから得てもよい。

【0051】

これに代えてまたは加えて、第1および第2の可変リアクタンスは各々複数のリアクタンス素子を含んでもよい。各リアクタンス素子は固定リアクタンスを有し、コントローラからのそれぞれの制御信号に従ってRFチャネルとの接続とRFチャネルからの切断を独立して切換えることができる。すなわち、電子制御されたスイッチを用いて、誘導性コイルを形成する1巻のワイヤまたは複数回巻かれたワイヤを短絡させる、または、並列もしくは直列構成で配置されたキャパシタのバンクの平行板を短絡させてもよい。この構成はデジタルコントローラの使用に適しているであろう。すなわち、コントローラは、信号検出器からのRF信号情報に基づいてそれぞれの制御信号各々の状態を求め、求めた状態に対応するそれぞれの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含んでもよい。

【0052】

RF源から得ることができるパワーを効率的に組織負荷に確実に伝送するために、(固定または可変の、手動または自動調整される)シャント(shunt)キャパシタンスを、RF出力変圧器の一次コイルまたは二次コイルの両端に接続することにより、力率を改善してもよい。この場合、負荷における電圧と電流の位相差を改善する、すなわち、リアクタンスを導入して電圧または電流の位相をシフトすることによって最小値にする(理想的には電圧波形と電流波形は同相でなければならない)。電圧と電流の位相差は負荷に依存するので、これを、上記方法のうち1つを用いてキャパシタンスの値を変化させることにより、動的に改善できる。好ましくは、キャパシタンスを、電圧および電流が同相になるように調整する。

【0053】

RFチャネルは、組織の切断に適した安定した周波数のRF信号を出力するために任意の適切な構成を有するRF信号生成器を含んでもよい。たとえば、RF信号生成器は、続いてRF増幅器によって増幅される安定したRF振動を発生するための発振器(たとえばクラップ(Clapp)発振器)を含んでもよい。増幅を容易にするために、発振器を、切換部を駆動することによって安定したRFパルス信号を生成するように配置してもよい。増

10

20

30

40

50

幅器は、RFパルス信号を増幅するように配置してもよい。この増幅器は変圧器を含んでいてもよく、上記切換部は、変圧器の一次コイルの電圧を高速でオンオフ切換するように配置される。切換えられた電圧はRFパルス信号を表わし得る。変圧器の二次コイルは、RFパルス信号を増幅したものを出力するように配置してもよい。しかしながら、この変圧器は増幅機能を提供する必要はなく、生成器とユーザとの間にDC分離を実現すればよい、すなわちガルヴァーニ(galvanic)またはDC分離バリアを形成すればよい。増幅器は(変圧器に加えてまたは変圧器の代わりに)、シングルエンドのまたはプッシュプルまたはハーフブリッジまたはフルブリッジ構成を含んでいてもよく、たとえば、パワーMOSFET、バイポーラ接合トランジスタ(BJT)、絶縁ゲートバイポーラトランジスタ(IGBT)等を用いて実現されてもよい。

10

【0054】

この発振器と増幅器の構成が、RFパルス(たとえば矩形波)信号を生成するように機能する場合、信号生成器は、好ましくは、基本周波数のスイッチングされた、すなわち矩形波の信号から1つの正弦波出力を抽出するためのローパスフィルタを含む。すなわち、矩形波を生成するための、たとえば3次、5次、7次等の高調波が除去される。抽出された正弦波出力は、信号生成器から供給構造に出力されるRF EM放射を表わし得る。ある実施の形態において、RF EM放射は、連続波形式で、500kHzで伝送される、200~400Vのピーク-ピーク電圧を含んでもよい。

【0055】

信号検出器は、マイクロ波チャンネル上に、プローブとマイクロ波信号生成器との間で送られるマイクロ波EM放射を測定するための反射マイクロ波信号検出器を含んでもよい。このマイクロ波信号検出器は、反射マイクロ波EM放射の大きさおよび/または位相を示すマイクロ波信号情報をコントローラに伝えるように配置され、コントローラは、このマイクロ波信号情報に基づいて同調器の調整可能なリアクタンスを変化させるように配置される。同調器がシステムに含まれていない場合は、電圧または電流またはパワーレベルを、RFチャンネルおよびマイクロ波チャンネル双方の上でそれぞれの最大値まで増大させてもよい。すなわち、プローブの先端におけるパワーに対する要求が50Wであり反射パワー(ケーブルおよびプローブ損失を考慮)が30Wの場合、このことは、プローブの先端におけるパワーが20Wであることを意味し、このため、増幅器におけるパワーを30Wだけ増大させることによりプローブの先端に所望の50Wを生じさせる必要がある。ケーブルおよびプローブの挿入損失が25Wに匹敵する場合、このことは、50Wをソースから組織に伝送するために必要なパワーが105Wであることを意味する。

20

30

【0056】

任意で、マイクロ波チャンネルは、装置のマイクロ波チャンネル構成のインピーダンスをプローブの遠位端から見た負荷と整合させるための同調可能部分を含んでもよい。したがって、マイクロ波チャンネルは、マイクロ波チャンネル上でマイクロ波信号生成器とプローブとの間に接続されたインピーダンス調整器を含んでもよい。インピーダンス調整器は、反射および/または順方向マイクロ波放射の検出された位相および/または大きさに基づいて制御可能な、調整可能な複素インピーダンスを有する。信号検出器はさらに、マイクロ波信号生成器とプローブとの間で送られるマイクロ波EM放射を測定するための順方向マイクロ波信号検出器をマイクロ波チャンネル上で含んでもよい。WO2008/044000に開示されているものに相当する構成を使用してもよい。たとえば、インピーダンス調整器は、1つ以上の同調スタブ、パワーバラクタまたはPINダイオードまたは、マイクロストリップ、ストリップ線、または同軸線に沿って移動させる単一の可変長マイクロストリップまたはストリップ線または同軸線同調スタブを含んでいてもよく、上記線に沿った移動および同調スタブの長さの変動は、マイクロ波EM放射の周波数における2分の1の波長までである。

40

【0057】

順方向および反射マイクロ波EM放射の大きさおよび/または位相情報の測定を、Maxim Integrated Products社製造のMAX2829ETNといった集積マイクロ波トランシ

50

ーバを用いて行なってもよい。この方策の利点は、検出されたマイクロ波EM放射の周波数を混合するために別の局部発振器信号を独立して生成する必要がない点にある。この集積トランシーバは、マイクロ波電力増幅器のソース周波数、すなわち5.8GHzまたは14.5GHzを生成するのにも用いてもよい。別のトランシーバを用いて順方向および反射放射を測定してもよく、または、同一のトランシーバ集積回路を、別々のチャンネルを切換えることによってこの機能を果たすように構成してもよい。マイクロ波トランシーバを、1つ以上の指向性カプラからの入力を受けると配置してもよい。このカプラは、マイクロ波チャンネル上の固定された割合、すなわち1%または10%の順方向または反射マイクロ波EM放射を結合し、周波数が十分に低い、すなわち10MHzの反射および/または順方向マイクロ波EM放射の大きさおよび位相情報を示すI（同相）およびQ（直角位相）信号を出力するように配置される。これは、DSP部または標準マイクロコントローラの一部を形成する標準アナログデジタル変換器によって使用されることができ、プローブの遠位端と接触している生物組織の状態を表わす。インピーダンス調整器は、出力されたIおよびQ信号に基づいてコントローラが制御してもよい。インピーダンス調整器は、金属または誘電材料から作ることができる1つ以上の機械的同調スタブまたはロッドを含む導波管同調器であってもよい。これらのロッドを導波管のキャビティの中におよびこのキャビティの中から移動させることによって、生物組織のインピーダンスを放射アプリケーション（またはアンテナ）のインピーダンスと整合させる。

10

【0058】

第1の周波数は、10kHz～300MHzの範囲の安定した固定周波数であってもよく、第2の周波数は、300MHz～100GHzの範囲の安定した固定周波数であってもよい。第1の周波数は、エネルギーが神経刺激を引き起こすのを防止するのに十分高くなければならず、エネルギーが組織分岐または不必要な熱マージンまたは組織構造に対する損傷を引き起こすのを防止するのに十分低くなければならない。第1の周波数の好ましいスポット周波数は、100kHz、250kHz、500kHz、1MHz、5MHzのうちいずれか1つ以上を含む。第2の周波数の好ましいスポット周波数は、915MHz、2.45GHz、5.8GHz、14.5GHz、24GHzを含む。

20

【0059】

上記のように、RF EM放射およびマイクロ波EM放射を同時にプローブに供給する場合、これらを相補的に用いることによって、装置の切断機能および/または封止機能および/または殺菌機能を支援し得るプラズマを生成してもよい。特に、RFチャンネルを、プラズマを生成するのに適したプローブの遠位端で高電圧電磁場を生成するように構成してもよく、このプラズマはその後、マイクロ波EM放射によって維持することができる。この2枚の板（または同軸ベースのアプリケーション内において同軸で配置された2つの導体）の間の距離は、マイクロ波場によってこれら2枚の板（またはその他の導体構成）の間に発生した電場（V/m）がプラズマを生成し維持するのに十分高くなる、距離であってもよい。この領域に制御されたガス（たとえば空気またはアルゴン等の不活性ガス）の流れを与えることにより、制御可能なプラズマを生成し維持してもよい。生成されてRF電流の局所的な戻り経路を与えるプラズマは、熱プラズマであっても非熱プラズマであってもよい。

30

40

【0060】

したがって、この装置は、ガスの流れをプローブの遠位端に供給するように接続されたガス供給部を含んでもよい。このガスの流れがある場合、RF EM放射を調整してプローブの遠位端の第1および第2の導体の間に導電ガスプラズマを生成し、マイクロ波EM放射をこのガスプラズマを維持するように定める。特定の例では、RFまたはマイクロ波場のみが必要である場合がある。

【0061】

プローブの第1および第2の導体の間に制御されたやり方でプラズマを局所的に生成することにより、RFエネルギー分布の信頼性および制御の面で利益が得られる。すなわち、従来のシステムでは生理食塩水を用いて戻り経路または伝導経路をバイポーラ構成の能動

50

電極と戻り電極の間に作ることが多い。これは信頼できず面倒で実現が非現実的であることが多い。

【0062】

本発明のシステムとともに用いられるプローブは、モノポーラ機構ではなくバイポーラアンテナを含む。モノポーラRFシステムは次の理由で望ましくない。

【0063】

- 患者が戻り経路の一部を形成し、これは、治療部位以外の部位における健康な組織の火傷または傷になる可能性がある。

【0064】

- 必要な電圧が、バイポーラ装置を用いた場合に必要な電圧よりも高い。すなわち、ピークが400Vに対して4kVである。

【0065】

- モノポーラシステムに必要な外部パッドまたはプレートは、患者から外れてしまうことがあり、このため組織へのエネルギー伝送が中断されるかまたは完全に停止される。

【0066】

- 組織が炭化すると、組織を流れていた電流が止まり、このため組織の切断もしくは焼灼または凝固または乾燥が中止される。モノポーラ手術は胃腸の処置には特に望ましくない。なぜなら、腸壁に通す必要があるRF電流によって穴が開くことがあるからである。また、腸のような敏感で壁が薄い構造体に対するエネルギーの伝送を制御できないという点は、非常に望ましくない。本発明の内蔵プラズマ戻り経路は、この装置をアクセスしにくい身体領域に対して使用するとき、大きな利益をもたらす。

【0067】

プローブのバイポーラ放出構造は、アンテナ構造を含んでもよい。この構造では、ガスがプローブの遠位端の出口からパイプを通して放出される、または、この構造が、マイクロ波/RFエネルギーがこの構造に入る端部と同じ端部、すなわち近位端に接続された2本のパイプを含んでもよい。この構成において、ガスの導管および出口をプローブ構造と一体化させてもよい。閉じられたまたは封止された構成では、第1のパイプを用いてガスを構造に供給し第2のパイプを用いて抽出および再循環を行ってもよい。すなわち、ガスを、プローブの周りで循環させもよく、または、導体の間で循環させて第2の入力ポートに戻してもよい。すなわち、このガスは閉鎖されたシステムにおいて循環する。ガス圧および/または出口の構成を、プローブの遠位端でプローブの端部に沿って1筋のプラズマが生じるように定めてもよい。このプローブはプラズマの一部または全体を囲んでいてもよく、これにより、プラズマが確実にすべての組織環境の中で維持されるようにしてもよい。プラズマが部分的にまたは完全に生物組織に曝露される場合、これは切断作業を支援し、またはこれを用いて表面凝固(熱プラズマの場合)または組織の殺菌(非熱プラズマの場合)を行ってもよく、したがって、プローブを、3つの動作モード、すなわち組織の切断、組織の凝固または焼灼、および組織の殺菌に用いることができる。この装置は、血管壁の収縮を生じさせるために用いてもよい。

【0068】

ある実施の形態において、バイポーラ放出構造は、誘電材料(たとえばセラミックまたは石英)の平坦なブロックを含んでもよい。第1および第2の導体は、この平坦なブロックの両側にそれぞれ設けられた導電層である。この構造は、誘電材料によって隔てられた1対の導電線を含むプローブの遠位端において1つの刃を与えてもよい。この刃は、この機器の「切り」刃を表わすものであってもよい。この刃を尖っていないたとえば丸いものにするにより、過失によるまたは望ましくない組織の物理的なスライスが生じないようにしてもよい。

【0069】

導電ガスプラズマを用いることにより、患者の身体が回路の一部を形成し電流(変位)が身体を流れるという、従来のモノポーラRF電気外科手術システムに伴う問題に対処してもよい。これが機能するようにするためには、たとえば患者に装着できるパッドを介し

10

20

30

40

50

てまたは患者がその上に横たわることができる導電シートを介して、患者を接地にまたは戻り経路に、装着しなければならない。これら従来のシステムでは、患者が部分的にしか接続されていなかったり R F エネルギーの組織への結合が非効率的であったりすると、局所的な火傷が生じることがある。

【 0 0 7 0 】

このシステムの殺菌能力は、この構造体を、自然開口部すなわち口、尿道、肛門（バクテリアを含み得る）を介して挿入し、次に内部切開によって胃、膣、膀胱、または結腸（これもバクテリアを含み得る）に挿入するときに、特に有用であろう。この外科技術は、自然開口部越経管腔の内視鏡手術（Natural Orifice Transluminal Endoscopic Surgery）（NOTES）として知られている。上記構造体は、経肛門の内視鏡下顕微鏡手術（Transanal Endoscopic Microsurgery）（TEMS）に使用するのにも有用であろう。この手術は、異常な直腸の腫瘍を取除くための、比較的痛くない方法である。この治療は、切開を行なう必要がなく、特定の初期段階の直腸癌または良性の直腸ポリープの治療に適している。上記構造体はまた、単孔式腹腔鏡下手術に有用であろう。この手術は、単一の孔を通してまたは患者の臍を切開することによって行なわれ、低侵襲腹腔鏡下手術の一形態であるが、切開は一箇所のみである。

10

【 0 0 7 1 】

R F またはマイクロ波場と不活性ガス（または空気）との組合せによって生じた第 1 および第 2 の導体間のイオン化放電は、必要な組織殺菌効果を生むのに十分であろう。R F またはマイクロ波により生じたプラズマ単独でも組織切断効果を生むには十分であろう。

20

【 0 0 7 2 】

本発明はしたがって、R F エネルギーとマイクロ波エネルギーとガス（または空気）とを組合せたものを用いることにより、非熱プラズマもしくは熱プラズマを生じさせる、または、R F 組織切断、組織凝固、組織焼灼、組織殺菌、もしくは表面凝固を行なうことができる。

【 0 0 7 3 】

本発明のある局面において、上記装置を用いて血管を切開してもよい。この局面では、共通の機器から伝送されるマイクロ波エネルギーと R F エネルギーとの組合せを用い、R F エネルギーの前にマイクロ波エネルギーを印加することによって血管内の血管を凝固させ、R F 切断エネルギー印加の前に効果的に血管を封止する。この局面において、マイクロ波エネルギーおよび R F エネルギーをプローブから組織内に伝送する際に、（たとえば凝固のための）マイクロ波エネルギー（すなわち凝固または組織の分離に有効）が最初に深さ 2 x に達しそれに続いて（たとえば切断のための）R F エネルギー（すなわち組織の分離に有効）が深さ x に達するようにしてもよい。最も効率的な封止効果が確実に得られるように、すなわち、R F 切断を行ないながらマイクロ波封止効果を持続するように、マイクロ波エネルギーのプロファイルおよび R F エネルギーのプロファイルを同時に生成することが好ましいであろう。この処置中は血管を挟持し把持する必要があるであろう。

30

【 0 0 7 4 】

この技術は、単一の放射エッジ（バイポーラ放出構造を含む）を有するプローブに対して使用してもよい。これは、たとえば、非常に血管の多い組織を切開するためのオープンまたはキーホール（腹腔鏡）デバイスに使用し得る。これらのモードを組合せて（たとえば順次または同時に）使用することにより、出血が生じない切断に対して安全域を保証し得る。血管の端に栓を形成することによって、血管が永久的に封止されることを保証する構造体を形成しなければならない。これに代えて、第 1 および第 2 の導体をクランプ状のプローブの対向する表面の上に設けてもよい。

40

【 0 0 7 5 】

要約すると、本明細書に開示される装置は、以下の機能および利点のうち 1 つ以上を提供し得る。

【 0 0 7 6 】

- 効率的な凝固のための、制御され集束させたマイクロ波エネルギーの放射（大きな血管

50

および脂肪組織を効率的かつ効果的に扱う)。

【0077】

- 鋭いブレードを用いることなく効果的に組織を切断するための、制御され集束させたRFエネルギーの伝導(手術用ブレードによって発生する熱的マージンと同様の熱的マージンを生じさせる)。

【0078】

- マイクロ波および/またはRFエネルギー源の動的同調構成によって、たとえ組織のインピーダンスに劇的な変化があっても、エネルギーを生物組織に集束させることができる(組織内に伝送されるエネルギーの投与量が正確にわかっているため、効率的なエネルギー伝送、効率的な装置動作、および最終的な組織に対する効果の有効な定量化が可能)。

10

【0079】

- マイクロ波エネルギーおよびRFエネルギーを単一のケーブル構造を通して順方向および逆方向双方に送るよう配置された構成要素の基礎構造によって、治療モードおよび正確なシステム制御のための信号測定モードでの効果的なエネルギー伝送が可能。

【0080】

- アプリケータ構造(すなわちプローブ)によって、マイクロ波エネルギーおよびRFエネルギーを組合せてプローブの遠位端に含まれる放射/伝導素子(RFエネルギーに対しては集中素子、マイクロ波エネルギーに対しては分布素子)に伝送できる。これらの素子は、目標とする組織と接触しておりRFおよび/またはマイクロ波エネルギーを効率的に組織に結合させることができる。

20

【0081】

- ガスをプローブに導入することにより、RF電流のための局所的な戻り経路を与える、および/または非熱プラズマを生成して組織を殺菌する、および/または熱プラズマを生成して組織を切断するおよび/または組織の表面を凝固させるのに使用し得るプラズマの生成を促進する。

【0082】

本発明は、上記のように血管に使用され、加えて、たとえばエアポケットを封止することが望ましいであろう肺の中の血管において、空気の流れに対する封止を行なう場合にも、使用し得る。

【0083】

上記システムを機能させるためのステップは、RFエネルギーを導入して非熱または熱プラズマ(好ましくは非熱)を生成するステップと、

30

マイクロ波エネルギーを導入してこのプラズマを維持するステップと(実際は、マイクロ波場およびRF場をパルス形態で同時に印加してもよく、この場合、マイクロ波パルスの立上がり端が、より短い高電圧RFパルスをトリガすることによって、プラズマを生成する、すなわち、100ms間の30Wのマイクロ波パルスのウインドウ内における100μs間の2kVのパルス)、

プローブのプラズマが安定化して2つの導体の間に低インピーダンス経路を設ける間にRFエネルギーを除去する(たとえばRFチャネルをオフにする)ステップと、

40

組織の切断に適したRFエネルギーを導入するステップとを含む。すなわち、周波数が100kHzと500kHzとの間で連続波の波形を有しピーク-ピーク電圧が400Vのエネルギーを導入することにより、組織の切断または切開を行ない、一方では局所戻り経路がプラズマによって設けられている、または、局所戻り経路がアプリケータを平行板構造として配置することによって設けられ、これらの板の間の距離を小さくすなわち1mm未満にし、これらの板の間の隙間を誘電率が高い材料で充填する。

【0084】

RF場は、プラズマ生成中、より長い時間たとえば100μsではなく10ms存在してもよい。この場合、RF場をマイクロ波場の最上部の上に重畳させることにより、アルゴンビームによる凝固のような、組織に対する優先的な効果を生じさせてもよい。この場

50

合、制御可能な熱いプラズマによって組織の表面を凝固させ、たとえば、組織の表面上にある潰瘍またはその他の腫瘍を治療する、または血液を凝固させることが、必要である。RFおよびマイクロ波場が存在するがプラズマは生成されない場合すなわちガスがない場合、または、電場を生じさせる導体間の距離ではプラズマが生成されない場合、組織内に伝送されるエネルギーは、切断および凝固に適した非イオン化エネルギーであるため、重畳されたRFおよびマイクロ波場は、血管の凝固および切断を同時に行なうことができる混合モード効果を生じさせることができる。複合RFおよびマイクロ波場は、切断を優先しつつある程度の凝固によって出血を防ぐことができる。

【0085】

上記本発明を、本明細書に引用により援用する、2009年7月20日に提出された本願の出願人による先の英国特許出願第0912576.6号に開示されている電気外科手術用プローブとともに用いてもよい。英国特許出願第0912576.6号には、スパチュラ形態の電気外科手術用プローブが記載されており、これは、第1および第2の導電層が両側にある第1の誘電材料のシートから形成されたマイクロ波エネルギーを送るための平坦な伝送線を含み、平坦な伝送線は、マイクロ波エネルギーをこの平坦な伝送線に送るように配置された同軸ケーブルに接続され、同軸ケーブルは、内部導体および外部導体と、内部導体と外部導体を分離する第2の誘電材料とを含み、内部導体および外部導体は、接続界面で第2の誘電材料を越えて延びることにより、伝送線の両面にそれぞれ重なり、第1の導電層および第2の導電層それぞれと電気的に接触する。第1の導電層は、同軸ケーブルと接する伝送線の端部から間隔をおいて設けられることにより、外部導体を第1の導電層から電気的に分離する。第1および第2の導電層の幅は、伝送線と同軸ケーブルとの間にインピーダンス整合を生じさせるように選択される。英国特許出願第0912576.6号に記載されたスパチュラ構成は、同軸給電線と端部の放射部との間に所望の挿入損失を与えることができるとともに、スパチュラの端部に対しては、空気および生物組織とそれぞれ接触するときに、所望の戻り損失を与える。英国特許出願第0912576.6号に記載されているプローブは、マイクロ波エネルギーを平坦な伝送線の端部から放射することにより、局所的に組織を焼灼することを意図している。

【0086】

英国特許出願第0912576.6号は、上記スパチュラが、一体化されたRF切断部を有し得ることも、開示している。このRF切断部を、上記第1の導電層および第2の導電層をRFエネルギーに対する能動電極および戻り電極として用いることによって、形成してもよい。この方策は、能動電極および戻り電極が互いに近接しているため、遠くにある戻りパッドまたは2つの電極の間に非常に導電性が高い液体すなわち生理食塩水がなくても、優先的な戻り経路を設けて局所的に組織を切断できる点を、利用し得る。

【0087】

以下、本発明の実施例について添付の図面を参照しながら詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図1】本発明の実施の形態に従う電気外科手術装置のシステム全体の概略図である。

【図2】本発明の別の実施の形態に従う、ガス供給部を含む電気外科手術装置の概略図であり、この装置はしたがって、RFエネルギー、マイクロ波エネルギー、および熱/非熱プラズマを組織内に伝送できる。

【図3】本発明の実施の形態で使用されるRFチャンネル上のRF信号生成器の概略回路図である。

【図4】本発明の実施の形態で使用されるRFチャンネル上のRF同調器およびRF信号生成器の概略回路図である。

【図5】本発明の実施の形態で使用される可変素子同調器のインダクタンスを変化させるための手段の概略回路図である。

【図6】本発明の実施の形態で使用される可変素子同調器のインダクタンスを変化させるための別の手段の概略回路図である。

10

20

30

40

50

【図 7】本発明の実施の形態で使用されるマイクロ波チャンネル上のインピーダンス調整器およびマイクロ波信号検出器の概略回路図である。

【図 8】本発明の実施の形態での使用に適したインピーダンス調整器の別の例の概略回路図である。

【図 9】本発明の実施の形態での使用に適したインピーダンス調整器のさらに別の例の概略回路図である。

【図 10】集中素子回路として扱われる RF エネルギー伝送チャンネル全体の概略図である。

【図 11】分布素子回路として扱われるマイクロ波エネルギー伝送チャンネル全体の概略図である。

【図 12】本発明の実施の形態で使用し得るプローブの上面斜視図である。

10

【図 13】図 12 に示されるプローブの下面斜視図である。

【図 14】別個の測定チャンネルを有する本発明の実施の形態に従う電気外科手術装置のシステム概略図である。

【図 15】別個の測定チャンネルと、RF チャンネルおよびマイクロ波チャンネル双方での同調のための手段とを有する、本発明の実施の形態に従う電気外科手術装置のシステム概略図である。

【図 16】ダイプレクサ部の概略ブロック図である。

【図 17】図 16 に示されるダイプレクサ部にとって有用なマイクロストリップラジアルスタブの図である。

【図 18】図 16 に示されるダイプレクサ部にとって有用なラジアルスタブフィルタのマイクロストリップレイアウトを示す構成図である。

20

【図 19】図 16 に示されるダイプレクサ部にとって有用なハイローインピーダンス部フィルタのマイクロストリップレイアウトを示す構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0089】

詳細な説明；さらなる選択肢および好ましい例

本明細書における実施の形態に記載の装置は、生物組織の凝固/封止、切断および殺菌に適する、集束させたマイクロ波および RF エネルギーを生成し組合せるためのものである。本発明は、プローブの遠位端における負荷すなわち生物組織の性質を示す、検出された信号情報に基づいて、組織内に伝送される RF およびマイクロ波 EM 放射のエネルギープロファイル（たとえばパワーレベルおよび/または波形）を制御する。以下で説明するいくつかの実施の形態では、動的組織整合技術も取入れて、10 未満から 100 k を超える範囲となり得るインピーダンスの範囲にわたって組織内に確実に最大のエネルギーが伝送されるようにする。好ましくは、この装置はプローブとともに使用され、このプローブは、RF 切断電流のために優先的な戻り経路を形成するように構成され、かつ、オープンアクセスおよび低侵襲（内視鏡、腹腔鏡またはキーホール）外科手術技術を用いて、血液が失われることなく有効な外科手術切除処置を実施できるようにする。

30

【0090】

特に、本実施の形態が示す新たな電気外科手術用生成器は、オープンおよびキーホール外科切除術、血管封止、NOTES、TEMS、およびその他の外科手術処置を、現在利用できる RF、レーザ、または超音波周波数に基づく技術を用いた場合に可能なやり方よりも遥かに効率および効果が高いやり方で実施できるようにする。この装置は、胃腸、耳、鼻、喉に対する処置に特に適しているであろう。この装置は特に、腸内のポリープまたは腫瘍に対する内視鏡的粘膜下組織切除術（endoscopic sub-mucosal resection）（ESR）およびその他の処置の実施に使用するのに適しているであろう。

40

【0091】

図 1 は、本発明のある実施の形態である電気外科手術システム 100 のシステム全体図を示す。ここに示されているシステムは、組織切断、組織凝固、組織焼灼、組織乾燥および組織殺菌を含む、いかなる臨床または外科手術処置にも使用し得る。

【0092】

50

このシステムは、表面凝固および組織殺菌それぞれのために熱いプラズマおよび冷たいプラズマを生成するように構成し得る。これらの選択肢を利用できるようにすることにより、このシステムを、アプリケーションを自然開口部を通して体内に導入するNOTESを含む応用例に、特に適したものをとする。

【0093】

システム100は、RFチャンネルおよびマイクロ波チャンネルそれぞれの一部をそれぞれが形成するRF列102およびマイクロ波列104を含む。

【0094】

RF列102は、生物組織に対する処置（たとえば切断または乾燥）に適したパワーレベルのRF周波数電磁信号を生成し制御するための構成要素を含む。この実施の形態では、RF発振器1001と、パワーコントローラ1002と、増幅器部（ここではドライバ増幅器1003および電力増幅器1004を含む）と、変圧器1005と、RF信号検出器1006とを含む。任意で、RF列102は、集中素子インピーダンス整合サブシステムを含み、これを通してRFチャンネルのリアクタンスを調整できる。この選択肢については以下で図2を参照しながらより詳細に説明する。

【0095】

マイクロ波列104は、生物組織に対する処置（たとえば凝固または焼灼）に適したパワーレベルのマイクロ波周波数電磁信号を生成し制御するための構成要素を含む。この実施の形態では、位相ロック発振器1007と、信号増幅器1008と、調整可能信号減衰器（たとえばアナログまたはデジタルダイオード減衰器）1009と、増幅器部（ここではドライバ増幅器1010および電力増幅器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、順方向信号を反射信号から分離することにより、カップラ1012、1014に存在する望ましくない信号成分を減じる。すなわち、カップラの指向性を高める。任意で、マイクロ波列は、調整可能なインピーダンスを有するインピーダンス整合サブシステムを含む。この選択肢については以下で図2を参照しながらより詳細に説明する。

【0096】

この状況において、RFエネルギーは、周波数が300MHz以下、すなわち100kHz、500kHz、5MHzなどのエネルギーとして定義される。マイクロ波エネルギーは、周波数が300MHzを超える任意のマイクロ波エネルギー、すなわち2.45GHz、5.8GHz、24GHzなどのマイクロ波エネルギーとして定義される。

【0097】

RF列102およびマイクロ波列104は、コントローラ106と通信し、コントローラは、信号調節汎用インターフェイス回路108と、マイクロコントローラ110と、監視部1015とを含み得る。監視部1015は、潜在的なエラー条件の範囲を監視するものであってもよい。こうした条件下では、システムが、意図される仕様に従って機能しなくなる、すなわち、システムが誤った処方量のエネルギーを患者の組織に伝送する可能性がある。その原因は、出力または処置時間がユーザが求めるものよりも長いことによる。監視部1015は、マイクロコントローラ110から独立して、マイクロコントローラが確実に正しく機能するようにする、マイクロプロセッサを含む。監視部1015は、たとえばDC電源からの電圧レベルを監視、またはマイクロコントローラ110によって決定され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、制御信号をRF列102およびマイクロ波列104の構成要素に伝えるように配置される。この実施の形態において、マイクロプロセッサ110は、パワーコントローラ1002および調整可能信号減衰器1009それぞれに対して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る。これら制御信号を用いて、RF列102およびマイクロ波列104それぞれからのRF EM放射およびマイクロ波EM放射出力のエネルギー伝送プロファイルを設定する。特に、パワーコントローラ1002および調整可能信号減衰器1009は、出力放射のパワーレベルを制御することができる。加えて、パワーコントローラ1002および調整可能信号減衰器1009は、出力放射の波形（たとえばパルス幅、

10

20

30

40

50

デューティサイクルなど)を設定できる切換回路を含んでもよい。

【0098】

マイクロプロセッサ110は、RF信号検出器1006ならびに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の間の位相)を示す1つの信号または複数の信号 S_{RF} を出力する。この実施の形態において、RFおよびマイクロ波生成器を、RFチャンネルから(サンプリングされた電流および電圧情報から)またはマイクロ波チャンネルから(サンプリングされた順方向および反射パワー情報から)得ることができる位相情報のみの測定によって制御してもよい。順方向パワーカプラ1012は、順方向パワーレベルを示す信号 S_{M1} を出力し、反射パワーカプラ1014は、反射パワーレベルを示す信号 S_{M2} を出力する。RF信号検出器1006ならびに順方向および反射パワーカプラ1012、1014からのこれら信号 S_{RF} 、 S_{M1} 、および S_{M2} は、信号調節汎用インターフェイス回路108に伝えられ、ここでこれら信号はマイクロプロセッサ110に送るのに適した形に合うようにされる。

10

【0099】

ユーザインターフェイス112、たと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は、コントローラ106と通信することにより、ユーザ(たとえば外科医)に対して処置に関する情報を提供し、たとえば適切なユーザコマンドを介して、処置のさまざまな側面(たとえば患者に伝送されるエネルギーの量またはエネルギー伝送のプロファイル)を手動で選択または制御できるようにする。この装置は、これもコントローラ106に接続される従来のフットスイッチ1016を用いて機能させてもよい。

20

【0100】

RF列102およびマイクロ波列104それぞれによって生成されたRF信号およびマイクロ波信号は、信号合成器114に入力され、この合成器は、RFおよびマイクロ波EM放射を、別々にまたは同時に、ケーブルアセンブリ116に沿ってプローブ118に送る。この実施の形態において、信号合成器114は、マイクロ波周波数およびRF周波数のエネルギーが、ケーブルアセンブリ116(たとえば同軸ケーブル)に沿ってプローブ(またはアプリケーション)118に伝送されるようにする、デュプレクサ-ダイプレクサ部を含む。このプローブからエネルギーが患者の生物組織に伝送(たとえば放射)される。他の実施の形態において、信号合成器114は、プローブ118に供給される信号を、RF EM放射とマイクロ波EM放射との間で切換えることができるリレースイッチまたは同軸スイッチ等の切換装置を含んでもよい。切換装置は、プローブ118がRFおよびマイクロ波をほぼ同時に受けるよう、RFおよびマイクロ波を高速で切換えるのに適した切換速度を有してもよい。プローブ118の例については以下で説明する。

30

【0101】

信号合成器114はまた、プローブ118からケーブルアセンブリ116に沿って戻った反射エネルギーが、マイクロ波列104およびRF列102に入りたとえばそこに含まれている検出器によって検出されることができるようになる。以下で説明するように、この装置は、RFチャンネル上のローパスフィルタ146およびマイクロ波チャンネル上のハイパスフィルタ166を含むことにより、反射されたRF信号のみがRF列102に入り反射されたマイクロ波信号のみがマイクロ波列104に入るようにしてもよい。

40

【0102】

最後に、この装置は、外部ソース1018からのパワー(たとえば電源電力)を受けこれをこの装置内の構成要素のためのDC電源信号 $V_1 \sim V_6$ に変換する電源部1017を含む。よって、ユーザインターフェイスはパワー信号 V_1 を受け、マイクロプロセッサ110はパワー信号 V_2 を受け、RF列102はパワー信号 V_3 を受け、マイクロ波列はパワー信号 V_4 を受け、信号調節汎用インターフェイス回路108はパワー信号 V_5 を受け、監視部1015はパワー信号 V_6 を受ける。

50

【0103】

図2は、本発明の別の実施の形態に従う電気外科手術システム101のシステム図である。RF列102およびマイクロ波列104のサブ構成要素が示されており、この実施の形態は以下で説明する同調要素を含む。図1と共通する構成要素には同じ参照番号を付し、その説明は繰返さない。

【0104】

本実施の形態において、このシステムはまた、コントローラ106から受けた命令に従って機能するガスコントローラ122（たとえば1つ以上のフロースイッチおよび/またはバルブ）にガスを供給するガス供給部120（たとえば圧縮空気またはアルゴン等の不活性ガスのキャニスタ）を含む。ガスコントローラ122は、ガスをプローブ118に選択的に送ることができるように接続され、これを以下で説明するように非熱または熱プラズマの形成に使用してもよい。本発明で使用されるガス供給システムは、本明細書に引用により援用するWO2009/060213に開示されているガス制御システムと同様であつてもよい。

【0105】

したがって、プローブ118は、RFエネルギー、マイクロ波エネルギー、およびガスを取込み、RFエネルギーを放出して組織を切断し、マイクロ波エネルギーを放出して組織を凝固させおよび/または焼灼し、非熱プラズマを放出して組織を殺菌、たとえば、自然開口部の中に存在するまたは体内に導入された異物すなわち金属インサートによって生じたバクテリアを殺滅し、および/または熱プラズマを放出して組織を切断または表面凝固を、たとえば組織の表面上の潰瘍の治療のために行なつてもよい。

【0106】

マイクロコントローラ110および信号調節汎用インターフェイス回路108も用いて、制御信号をガスコントローラ122に与えることによって、プローブ118で生成する必要があるプラズマに応じて、流量、ガス混合物、およびプローブ118へのガス伝送プロファイルを、制御してもよい。すなわち、コントローラ122は、（たとえば局所戻り経路を与えるまたは組織を殺菌するために）非熱プラズマが必要なのか、または（たとえば組織を切断するまたは組織の表面を焼灼するために）熱プラズマが必要なのかに応じて、ガス伝送条件を定めてもよい。殺菌のためおよび局所戻り経路を与えるためには、高電圧状態のパルス、たとえばピークが400Vのパルスを1ms間用いて、プラズマを生じさせ、続いてマイクロ波パルスを10ms間、デューティサイクル10%および振幅30Wで与えてもよい。熱プラズマに関しては、デューティサイクルを60%に高め振幅を60Wに増大してもよい。

【0107】

RF列102は、この実施の形態では500kHzである第1の安定した固定周波数を有するRF EM放射を生成するためのRF信号生成器128を含む。RF信号生成器は、第1の周波数の低電圧（パワー）RF信号を出力する発振器、たとえばクラップ発振器等を含み得る。これに代わる実施の形態では、別個の発振器は不要であつてもよく、RF信号をコントローラ内のマイクロコントローラから直接生成してもよい。なぜなら、周知のマイクロコントローラ装置は300kHzまでのアナログ信号を出力できるからである。信号生成器128の出力は、組織の切断に適した電圧および電流レベルでRF EM放射を出力するRF増幅器130を駆動するためのローパワー信号として用いられる。RF増幅器130によるパワー出力は、パワーレベルコントローラおよび変調器部132によって制御される。パワーレベルコントローラおよび変調器部は調整可能な電圧源およびオン/オフスイッチを含み得る。これはたとえば、1つ以上のMOSFETトランジスタ、すなわち1つのシングルエンドMOSFET、ハーフブリッジとして配置された2つのMOSFET、またはフルブリッジとして配置された4つのMOSFETを用いる出力段の、ドレイン電圧の変動である。調整可能な電圧源が、その電圧を十分素早くすなわち約1μsでゼロに減じることができるのであれば、オン/オフスイッチはなくてもよい。オン/オフスイッチを用いる場合、このスイッチは直列接続MOSFETトランジスタの形態

10

20

30

40

50

であってもよい。発振器 128 からの出力が、切換装置、たとえばパワー MOSFET などを駆動することにより、パルス状の入力が RF 増幅器 130 に与えられてもよい。

【0108】

RF 増幅器 130 からの出力を受けるのは、RF 増幅器 130 が生成した RF EM 放射出力の電流および電圧を測定するように配置された第 1 の測定部 134 である。第 1 の測定部 134 は、測定された電流および電圧それぞれに対応する（たとえば比例する）信号 I_{RF1} 、 V_{RF1} を抽出（たとえば結合またはサンプリング）してもよい。出力信号 I_{RF1} 、 V_{RF1} を受けるのは第 1 の検出部 136 であり、この検出部は、出力信号 I_{RF1} 、 V_{RF1} を処理および / または調節することによって、相対的な大きさおよび任意で位相を示す情報を抽出するように配置されてもよい。この情報は、システム 100 の動作の制御に使用するためにコントローラ 106 に入力される。

10

【0109】

第 1 の測定部 134 からの出力は RF 同調器 138 に入力され、この同調器は、装置のインピーダンスをプローブ 118 の遠位端にある負荷（たとえば生物組織）と整合させるための、RF 列 102 上にある調整可能なリアクタンスを有する。この RF 同調器の調整可能なリアクタンスは、コントローラ 106 によって制御される、同調ネットワーク調整機構 140（たとえばスイッチのアレイ、リニアまたはステッパモータ、PZT 装置または磁気歪み（たとえばテルフェノール D ベースの）アクチュエータなど）によって与えられる。RF 同調器 138 は、コントローラ 106 によって独立して制御し得る調整可能なインダクタンスおよび調整可能なキャパシタンス双方を有してもよい。この構成に関する詳細な例は以下で図 4 を参照しながら説明する。

20

【0110】

RF 同調器 138 からの出力は第 2 の測定部 142 が受ける。この測定部は、RF 同調器 138 が生成した RF EM 放射出力の電流および電圧を測定するように配置される。第 2 の測定部 142 は、測定された電流および電圧それぞれに対応する（たとえば比例する）信号 I_{RF2} 、 V_{RF2} を抽出（たとえば結合またはサンプリング）してもよい。出力信号 I_{RF2} 、 V_{RF2} を受けるのは第 2 の検出部 144 であり、この検出部は、出力信号 I_{RF2} 、 V_{RF2} を処理および / または調節するように配置してもよい。結果として得られた情報は、装置 100 の動作の制御に使用するためにコントローラ 106 に入力される。

【0111】

第 1 の検出部 136 および第 2 の検出部 144 は各々、ゼロ交差検出器または最大 / 最小検出器の形態であってもよい。これは、いつ電圧波形と電流波形が互いに同相（容量性リアクタンスおよび誘導性リアクタンスそれぞれの大きさが等しくそれぞれの符号が逆）かを検出するように構成できる、または、ピーク電圧 / 電流値を検出するように構成できる。すなわち電圧の最大値および電流の最小値は高インピーダンス負荷を示す。ゼロ公差検出器および最大 / 最小検出器は、アナログの構成要素すなわち演算増幅器を用いて実現することができる、または、ソフトウェアで実現することができる。演算増幅器に基づいてこれらの機能を生み出す回路は、アナログ回路設計技術の当業者にとって周知である。

30

【0112】

電圧 / 電流検出器を、RF 同調器 138 の前後で用いて、この同調器への入力におけるパワーレベルおよびこの同調器からの出力におけるパワーレベルを定量化することにより、確実に同調ネットワーク自体においてパワーの損失がなくなる、すなわち、同調ネットワーク内の理想的でない（損失が大きい）インダクタおよびキャパシタを原因とするパワーの損失がなくなるようにしてもよい。電圧および電流の測定値は出力だけで検出してもよい。なぜなら、ソースエネルギーがすべて組織負荷に伝送されたとき、同調器の入力側では反射された電圧 / 電流は検出されないからである。

40

【0113】

RF 増幅器 130 が、ハーフブリッジ構成で接続された 2 つのトランジスタまたはフルブリッジ構成で接続された 4 つのトランジスタで構成される場合、トランジスタの電圧およびトランジスタを流れる電流を測定、すなわち、同調ネットワークの前に測定し、この

50

情報を用いてトランジスタの切換を制御することにより最適な動作を保証する、すなわち、ゼロ電圧またはゼロ電流交差を得ることが、望ましいであろう。これは、言い換えれば装置内の電力損失が理論的にゼロということである。この構成において、コントローラ 106 を用いて、検出された電圧および電流情報に基づき、RF増幅器 130 内のパワートランジスタをいつオンまたはオフにするかを決定してもよい。

【0114】

RF段の場合、インピーダンスは、電圧を電流で除算しこれら2つの間の位相差を測定して複素インピーダンスを抽出できるようにすることによって、求められる。これに代えて、位相情報のみを用いてシステムを制御してもよい。すなわち、位相の進み/遅れが検出されたときに「C」または「L」の値を調整する。高い電圧値および低い電流値は高いインピーダンス値を示し、逆に、低い電圧値および高い電流値は低いインピーダンス値を示す。

10

【0115】

実際には、最初に電圧の値、電流の値、および/またはこれら2つの間の位相角を測定し、次にRF同調器 138 内でキャパシタンス(C)またはインダクタンス(L)いずれかの値を調整することによって、電圧/電流および位相の大きさを変化させる。位相角を増すのであれば、同要素を元の位置(LまたはCの値)に戻すように調整し、次に、逆方向に移動させる(より高いまたはより低いLまたはC)か、または、開始位置に戻してからネットワーク内の他方の成分(LまたはC)の値を変化させることが好ましいであろう。

20

【0116】

これに代えて、ルックアップテーブルを用いることにより、測定された電圧値、電流値および/または位相角に基づいて、LもしくはCの値またはLおよびC双方の値を物理的に調整してもよい。電気機械アクチュエータ、半導体スイッチ、磁性材料に対するDCバイアスなどを対象とする制御信号は、この同調ネットワーク内においてLおよび/またはCの値を変化させる。これらの信号はコントローラ 106 によって与えられる。

【0117】

直列または並列共振回路の場合、電圧と電流は同相である、すなわちこれら2つの間の位相角はゼロであり、システムの容量性リアクタンス(伝送ケーブル 116、アプリケーション 118 および組織を含む)の大きさは、誘導性リアクタンス(これは伝送ケーブル 116 およびアプリケーション 118 を含むであろう)の大きさと同一であり、これらの位相差は90°である。このように、位相角がゼロのとき、共振状態となり、使用される特定の構成における回路の構成要素によって得ることができる電圧または電流の最大値(ネットワーク内における磁気損失、誘電損失および抵抗損失を考慮)が組織内に伝送されるであろう。電圧と電流の位相差を検出するために使用される回路は、単純な、排他的OR(EXOR)ゲートに基づく位相検出器であってもよく、適切な電圧/電流スケール/制限によって検出器への信号の振幅をクランプしてもよい。すなわち、これがTTL装置の場合、振幅が5Vを超えることはないはずである。

30

【0118】

第2の測定部 142 からの出力はローパスフィルタ 146 に入力される。このフィルタは、RFエネルギーのみを通すように機能し、したがって、確実にRF EM放射のみがRF信号生成器からプローブに向かって送られるようにするとともに、プローブから反射されてまたは信号合成器(たとえばデュプレクサ-ダイプレクサ部) 114 を通してRF入力ポートに送られ得るいかなるマイクロ波EM放射も、RF列 102 上の構成要素に届かないように、すなわち出力段にダメージを与えないようにする。

40

【0119】

マイクロ波列 104 は、第1の周波数(たとえば5.8GHz)よりも高い(たとえば少なくとも1桁高い、好ましくは2桁または3桁以上高い)第2の周波数のローパワー信号を生成するのに用いられるマイクロ波周波数源 148 (たとえばマイクロ波信号生成器)を含む。周波数源 148 は、電圧制御発振器(VCO)、誘電体共振発振器(DRO)

50

、ガンダイオード発振器などであってもよい。周波数源 148 の出力は、パワーレベルコントローラおよび変調器部 150 が受ける。パワーレベルコントローラおよび変調器部 150 は、マイクロ波チャンネルがパルスモードで機能できるようにするように配置された変調スイッチ、および、組織に送られるパワーのレベルをユーザが制御できるように配置されたパワー制御減衰器を含み得る。

【0120】

パワーレベルコントローラおよび変調器部 150 の出力を受けるのは、増幅器および保護部 152 であり、これは、ローパワー信号のパワーを、生物組織の封止または凝固または焼灼に適切なレベルまで増幅するように配置される。増幅器および保護部 152 は、周波数源によって生成された出力信号レベルを増幅するドライバ増幅器と、ドライバ増幅器によって生成された信号を組織の封止または凝固または焼灼を行なうのに適切なレベルまで増幅する電力増幅器とを含み得る。これら増幅器および周波数源を、反射したマイクロ波エネルギーの高いレベルから保護するために、電力増幅器からの出力をマイクロ波サーキュレータに接続してもよい。このサーキュレータはマイクロ波パワーを時計回り方向にしか流さないで、電力増幅器に戻るいかなる反射パワーも、サーキュレータがポートが 3 つの装置であればパワーダンプ負荷 (power dump load) によって吸収されるであろう。この場合、第 1 のポートは増幅器からの出力パワーを取込む。第 2 のポートは、このパワーをケーブルアセンブリおよびプローブに出力し、プローブが組織のインピーダンスと整合しないときプローブおよびケーブルアセンブリから戻ったパワーを受ける。第 3 のポートは、反射したパワーを吸収することができかつサーキュレータのインピーダンスと非常に良く整合しているパワー負荷に接続される。整合した負荷のインピーダンスは、好ましくはシステムのインピーダンス、すなわち $50 + j0$ と同一である。指向性カプラをサーキュレータの第 3 のポートと整合した負荷への入力との間に接続することによって、反射したパワーをサンプリングできるようにしてもよい。

【0121】

増幅器および保護部 152 の出力は、第 1 のパワー結合部 154 に入力され、これは、マイクロ波チャンネル上の順方向および反射マイクロ波エネルギーをサンプリングするように配置された順方向指向性カプラおよび反射指向性カプラを含み得る。サンプリングされた順方向および反射パワーレベルはそれぞれ第 1 の、順方向および反射パワー検出部 156 に入力され、そこで、これらのパワーレベルが、たとえばダイオード検出器またはヘテロダイン/ホモダイン検出器を用いて検出されて、順方向および反射パワーの一部をサンプリングするとともに、サンプリングされた信号から大きさの情報または大きさおよび位相の情報または位相のみの情報を抽出できるようにする。第 1 のパワー検出部 156 によって生成された信号は、コントローラ 106 に入力されることにより、順方向および反射パワーのレベルおよび/または位相を用いて、組織に伝送される正味のパワーを算出することができ、かつ、パワーレベルコントローラおよび変調器 150 に送る、必要な入力信号を求めることができる。これにより、確実に、実際に伝送されたパワーまたはエネルギーが、要求されるパワーまたはエネルギーと等しくなるようにする。

【0122】

この実施の形態は、動的インピーダンス整合システムを使用することにより、増幅器および保護部 152 によって生成されたマイクロ波エネルギーのインピーダンスを、生物組織の状態を表わすプローブ 118 の遠位端に与えられた負荷のインピーダンスと整合させることができる。この発明は、マイクロ波パワー伝送システムに対する自動同調機構の使用に限定されない。すなわち、プローブ (放射体) の遠位端を、動作周波数の、ある特定の生物組織タイプ/状態と整合させてもよく、または、プローブのインピーダンスを機械的に調整してもよい。すなわち、このハンドピースに含まれプローブのインピーダンスとプローブと接触している組織のインピーダンスとをあるレベルで整合させる機構によって、調整してもよい。第 1 のパワー結合部 154 の出力は、同調ネットワーク 158 が受け、これは、第 1 のパワー検出部 156 および第 2 のパワー検出部 164 から集められた情報に基づいて、コントローラ 106 の制御の下で同調ネットワーク調整機構 160 の状態に

10

20

30

40

50

よって決まる、マイクロ波列 104 に対する調整可能なインピーダンスを有する。

【0123】

同調ネットワーク 158 の出力は、第 2 のパワー結合部 162 に入力され、これは、第 1 のパワー結合部 154 と同様に構成されて、マイクロ波列 104 からの順方向および反射パワーレベルをサンプリングし、これらをそれぞれ第 2 の順方向および反射パワー検出部 164 に入力し、この検出部が、検出されたパワーレベルおよび/または位相情報をコントローラ 106 に送る。

【0124】

第 1 および第 2 のパワー検出部 156、164 によって入手できるようにされた情報を比較することにより、同調ネットワーク 158 に必要な調整を決定し、パワーソースを、

10

【0125】

第 2 のパワー結合部 162 からの出力は、ハイパスフィルタ 166 に入力され、これは、マイクロ波エネルギーのみを通すように機能することにより、確実に、マイクロ波 EM 放射のみがマイクロ波信号生成器からプローブに向かって送られるとともに、プローブから反射し得るいかなる RF EM 放射もマイクロ波列 104 の構成要素に達しないようにする。ハイパスフィルタは、信号を双方向に通すことができる相互装置であってもよい。

【0126】

マイクロ波チャネルのより詳細な例について以下で図 7 ~ 図 9 を参照しながら説明する。

20

【0127】

使用時、コントローラ 106 は、RF エネルギー供給中の RF 同調器 138 の同調素子およびマイクロ波エネルギー供給中の同調ネットワーク 158 の分散した同調素子の、キャパシタンスおよびインダクタンスの値を制御することにより、それぞれのチャネルのインピーダンスをプローブ 118 の遠位端の負荷と整合させるように機能する。実際、これらの同調素子はそれぞれ、可変キャパシタンス/インダクタンス（集中素子）および可変スタブ/マイクロストリップ伝送線またはパワー PIN/バラクタダイオード（分布素子）であってもよい。RF エネルギーおよびマイクロ波エネルギーを同時に送り、コントローラ 106 が同時に整合を行なってもよい。ローパスフィルタおよびハイパスフィルタは、同調に用いられる戻り信号が特定のソースの周波数のみのエネルギーを含むことを保証する。この

30

40

【0128】

発振器 128 および 148 を、安定した温度補償水晶基準ソースに位相ロックすることにより、RF 周波数およびマイクロ波周波数のエネルギーが固定された周波数になるようにすることが、好ましいであろう。RF 発振器 128 の場合、信号をマイクロコントローラ 106 によって生成してもよく、これは、タイミングについて、安定ソース発振器すなわち温度補償水晶発振器などを基準とするであろう。

【0129】

ガスコントローラ 122 は、ガス供給部 120 をプローブ 118 に接続するガス供給管 124 へのガスの流れを制御するように機能する。プローブの遠位端に、ガス供給管 12

50

4 は、プローブ 118 の遠位端の領域において一筋のガスの流れを形成するための出口機構 126 を有する。この一筋のガスの流れの位置を、RF エネルギーまたはマイクロ波エネルギーまたはこれらの組合せを用いて定められる高電圧電場と一致するように配置する。この高電圧電場は、短期間しか存在しないかもしれない、たとえば 10 ms 以下のパルスかもしれないが、この一筋のガスの流れからプラズマを生成するように作用し得る。プラズマは、一旦生成されると、装置からのマイクロ波 EM 放射によって維持し得る。たとえば、マイクロ波列 104 のインピーダンスをプラズマと整合させることによってマイクロ波エネルギーを効果的に結合する。この整合を、動的に、たとえばマイクロ波列 104 におけるインピーダンス調整器を用いて行なってもよく、または予め定めてもよい。たとえば、アプリケーション 118 のインピーダンスを、伝導ガスまたはプラズマがその中にあるときにマイクロ波列 104 のインピーダンスと十分に整合させてもよい。高電圧電場 (strike) は、より周波数が低いエネルギー源、すなわち 500 kHz で動作する RF 源を用いて生成してもよい。

【0130】

マイクロ波パワー生成器によって生成される電場は、プラズマを生成し維持するのに十分であろう。このため、RF 源またはマイクロ波インピーダンス調整器を用いて、RF 電流のための優先戻り経路を形成するのに必要なプラズマを生成し維持する必要はないかもしれない。たとえば、5.8 GHz で 80 W のマイクロ波パワーを用いてプラズマを生成し、プラズマが生成されると、5.8 GHz で 20 W のパワーを用いて、生成されたプラズマを維持してもよい。本願で使用されるプローブに関連する小型構造は、高い電場が存在することを示唆している、すなわち、2つの電極の間隔は 1.5 mm 未満であってもよい。この場合、RF エネルギーを用いて組織を切断してもよく、かつ、インピーダンス調整器を用いることにより、確実に組織と接触しているマイクロ波エネルギーが組織のインピーダンスと十分に整合して最大のエネルギーが伝送されることを保証してもよい。また、アプリケーションの放射部から伝送されるエネルギーを確実に十分定量化できる。すなわち、伝送ケーブルおよびアプリケーションの挿入損失を考慮して、10 W を 10 秒間伝送して 100 J のエネルギーを対象とする組織に送るというユーザの要求は、凝固または焼灼プロセス中に組織のインピーダンスが変化した場合でも、高い信頼度で確実に実現できる。

【0131】

ある実施の形態において、プローブ 118 は、平坦なバイポーラアンテナ構造を含むものであっても、その構造の面に対して垂直な方向に空間的に互いに分離された 2つの導電層を含む平行板伝送線を含むものであってもよい。使用時、導電層は互いに平行である。導電層は、同軸給電線 116 の内部導体に接続された第 1 の (能動) 電極と、同軸給電線 116 の外部導体に接続された第 2 の (戻り) 電極とを含む。各電極の端がプローブの遠位端で露出していることにより、使用時には、互いに分離された 1 対の平行な導電線となる。この分離は小さくたとえば 2 mm 以下であってもよい。平行板伝送線のある特定の実施の形態では、能動板の幅は 2.0 mm、能動板の長さは 12.7 mm、戻り板の幅は 2.2 mm、戻り板の長さは 13.2 mm で、これら 2つの板を分離する基板材料の厚みは 0.6 mm である。別の実施の形態では、この幅が 1.3 mm、長さが 5 mm、2枚の板の間隔が 0.3 mm であってもよい。基板材料は、Z カット水晶でその比誘電率が 4.0 であり、これらの板は各々、銅の層の次に金の層を積層することによって作られる。メタライゼーションの層の厚みは 3 μm と 5 μm の間である。金の層は、銅が酸化しないように保護し、体内で使用できる材料でもある。これらの板は、1層の金または銀のみであってもよい。

【0132】

これら 2つの電極を分離する誘電材料もプローブ 118 の遠位端で露出しているてもよい。出口機構 126 は、露出した電極の端のうち的一端に位置する非常に小さなパイプを含んでもよい。このパイプはプローブ 118 と一体化させてもよい、たとえば、誘電材料に含まれていてもよい。

【0133】

10

20

30

40

50

別の実施の形態において、電極が誘電材料を越えて延在することにより、プローブの遠位端にキャビティを定めてもよい。このキャビティは閉じていてもよい。たとえば、キャビティを、電極の遠位端の間に設けられたキャップ（たとえば水晶の窓）によって組織負荷から分離してもよい。プラズマはキャビティ内で形成してもよく、よって、これは、（キャップがない場合は）部分的に、または（キャップがある場合は）全体的に、アンテナ構造内で包囲される。これにより、プラズマは、すべての組織環境において確実に維持されるであろう。すなわち、湿った組織の影響を受けず、熱プラズマおよび非熱プラズマを、表面凝固および開口部の殺菌それぞれのために放出してもよい。

【0134】

図3は上記実施の形態で使用できるRFチャネルの一例の構成要素を示す。この例では、パルス源170を一次発振器として用いる。このパルス発振器は、周波数範囲が10kHz~100MHzでデューティサイクルが1%未満から90%を超える範囲である安定した（たとえば固定された）周波数を有するパルス状の（たとえば矩形波の）出力を生成するように配置される。このパルス状出力を用いてパワーMOSFET172のオン/オフを切替える。パワーMOSFETの動作状態によって、電流が変圧器175の一次コイル174を通して流れるか否かが決まる。パスまたは電源電圧 V_{DD} の大きさを（たとえば装置のコントローラによって）調整することにより、出力RFエネルギーまたは測定信号の電圧の大きさを制御できる。パルス源170の V_{DD} および/またはデューティサイクルの調整が、生成器が生成するRFパワーのレベルを制御するための適切な手段をもたらし得る。

【0135】

パルス源170の出力は、パワーMOSFET172を駆動するのに十分でない場合があるため、ゲートドライバ176を接続してパルス源の出力電圧を増幅し十分な電流を与えてパワーMOSFET172の入力キャパシタンスを充電/放電する。これにより、MOSFETのオンとオフを効率的に切替えることができる。すなわち、MOSFETドライバから得られる電流 I とMOSFETの入力キャパシタンス C を、式 $I = C \cdot dv_{gs} / dt$ を用いて接続する。式中、 dv_{gs} は装置のオン/オフを切替えるのに必要なゲートソース電圧であり、 dt は装置をオン/オフにする時間である（立上がり/立下がり時間+ターンオン/ターンオフ遅延）。このシングルエンドのMOSFET構成を、直列接続された2つのトランジスタを含むハーフブリッジ構成、または、「H」形態で接続された4つのトランジスタを含むフルブリッジ構成に置き換えてもよい。これらの構成は、スイッチモード電源設計の分野で経験を積んだRFエンジニアには周知である。

【0136】

変圧器175の二次コイル178は、RF同調器180を介して、図3において代表的なリアクタンス成分を用いて示している同軸伝送媒体182の内部導体184と外部導体186との間に、接続される。この構成の集中素子等価回路は、直列インダクタンスおよびシャント（並列）キャパシタンスである。この例において、RF同調器180は2つの機能を果たす。すなわち、二次コイル178のパルス状出力に対してフィルタリングを行なって正弦波RF信号（基本）を抽出しこれをプローブ188に送る機能と、装置のインピーダンスを組織負荷190と整合させるように働くリアクタンスを提供する機能である。簡潔にするために、図3のRF同調器180は、二次コイル178と直列の可変インダクタンス192と、生成器の出力に対して並列（シャント）接続された可変キャパシタンス194とを含むものとして、示されている。この配置は、可変直列キャパシタンスの次に可変シャントインダクタンスが配置されたものに変更してもよい。2つの可変同調素子ではなく、1つの固定値同調素子（LまたはC）と1つの可変同調素子（CまたはL）とを用いることが好ましいであろう。直列同調素子の前に（すなわち先行して）シャント同調素子を配置することが好ましいであろう。このネットワーク内においてさらなる同調素子を用いることが好ましいであろう。すなわち、並列接続されたキャパシタに続いて直列接続されたインダクタを設けその次に第2の並列接続されたキャパシタを設けてもよい。これらインダクタおよびキャパシタは相互に入れ替えてもよい。同調ネットワークを、電

10

20

30

40

50

圧と電流の間の位相角を調整して力率を補正するのに用いられる出力変圧器の両端に接続された1つのシャントキャパシタと置き換えることは、好ましいであろう。

【0137】

アプリケーション188は、平行板キャパシタ（またはマイクロ波周波数解析のための平行板伝送線）であってもよい。これは、誘電材料、たとえば石英またはセラミックの層によって分離された2枚の金属板（能動および戻り）を含み、これらの金属層は各々4 μ mの銅の次に2 μ mの金が設けられたものであり、板の寸法は2mm \times 12mmである。

【0138】

図4は、図3に示されるRFチャネルをより詳細にしたものを示している。図4には、上記RF同調器の機能を果たす構成要素が示されている。図3の構成要素と同じ機能を有する構成要素には同じ参照番号を付し、その説明は繰返さない。

10

【0139】

図4において、変圧器の二次コイルは、パルス状RF出力から基本正弦波信号を抽出するローパスフィルタ196に接続される。ローパスフィルタ196の出力は、変圧器175の二次コイルに直列接続された可変キャパシタ198に入力される。この例において、可変キャパシタ198は、独立してこのチャネルに切換えるまたはこのチャネルから切換えることができる複数（この場合は4つ）のキャパシタ201を含む。各キャパシタ201は、プレート同士の短絡によって閉じられたときにそれぞれのキャパシタをオフに切換えるのに用いることができるバイパススイッチ202を有する。バイパススイッチ202は、コントローラ106が生成するそれぞれの制御信号C₁~C₄によって機能する。キャパシタ201は、異なるキャパシタンス、たとえば、バイナリシーケンスで配置された1 \times 、2 \times 、4 \times 、および8 \times ベースキャパシタンスを有してもよい。

20

【0140】

同様に、可変インダクタ204は、キャパシタ列201の遠位端にある変圧器175の二次コイルに対して並列（シャント）接続される。この例において、可変インダクタ204は、独立してこのチャネルに切換えるまたはこのチャネルから切換えることができる複数（この場合は4つ）のインダクタ206を含む。各インダクタ206は関連するバイパススイッチ208を有し、これにより、対応する巻線206の始点および終点を短絡させるまたはバイパスすることができる。バイパススイッチ208は、コントローラ106からのそれぞれの制御信号C₅~C₈によって機能する。インダクタ206は異なるインダクタンスを有してもよい。たとえば、システムを整合させることができる可能な負荷インピーダンスにできる限り大きな変動を与えるために、すなわちスミスチャートにできる限りカバーするために、バイナリシーケンスで配置された1 \times 、2 \times 、4 \times および8 \times ベースインダクタンスとして配置してもよい。

30

【0141】

図5は、代替の実現例としての可変インダクタ207を示す。ここで、ワイヤ209のソレノイドコイルが磁性材料211のバーの周りに巻かれることによって、同調回路のためのインダクタを形成する。可変インダクタ207は、バー211がコイル209に挿入される距離を変化させることによって機械的に機能する。このバーの磁性材料の比透磁率が高い（束増幅器（flux multiplier））ので、バー211の小さな移動が、コイル209のインダクタンスに著しい変化をもたらすことができる。バー211はその軸に沿って後方および前方に移動させることができる。これを制御するのは、1対のソレノイドまたは1つのソレノイドと、電流を巻線に沿って両方向に駆動できるようにする制御回路である。これに代えて、磁気歪みまたは圧電（PZT）材料に基づくアクチュエータを用いてロッドを移動させてもよい。

40

【0142】

図5において、バイアス電流（I）が、DC（または低周波数）電流源213からバーに印加される。この電流は磁化力（H）を生じさせる。ここで、 $H = \text{巻数} (N) \times \text{電流} (I) \div \text{ソレノイドまたは巻線の長さ} (l)$ である。これは、比透磁率または磁化の値を変化させることによりインダクタンス（L）の変化を生じさせるように作用する。この配置

50

は、磁化 (M) が H の関数である比透磁率に比例すると想定するとともに、磁化曲線が非線形、すなわち「S」字型であると想定している。したがって、 $L = f(H)$ または $L = f(I)$ である。

【0143】

図5において、インダクタ215は、より高い周波数のRF信号が電流源213に入ること阻止するために使用される。この阻止インダクタ215のインダクタンスは同調インダクタ211のインダクタンスよりもはるかに大きく、これがRF信号を阻止するのに十分高い誘導性リアクタンスを生じさせる。DC阻止キャパシタ217は、同調回路の出力と直列接続されて、電流源213によって生成されたDC電流が、ケーブルアセンブリに沿って流れてアプリケーションを通り患者の体内に入ることができないようにする。同調コイル211の内側に配置された磁性材料209は、動作周波数での損失が小さくなければならない。すなわち、鉄塵またはフェライトが用いられてもよく、印加された場に対して非線形磁化応答を示すことにより、この構成を用いてインダクタンスを調整できるようにしてもよい。DCまたは低周波数バイアス場は、RF信号に対して動作点を設定するであろう。

10

【0144】

図6は、RF同調回路で使用し得るさらなる実施の形態としての可変インダクタ219を示す。この構成は以下の点を除けば図5に似ている。図6では、磁性材料のロッド209がトロイダルコア221と置き換えられており、別の誘導性巻線223を用いてDCまたは低周波AC場を材料に与えて磁化または動作点を変化させることにより、回路を同調させるまたは整合機能を果たすために使用される同調インダクタンスの値を変化させる。

20

【0145】

再び図4を参照して、可変キャパシタ198および可変インダクタ204の位置を逆にしてもよい。本発明は、直列リアクタンスおよび並列リアクタンスを独立して調整できるのであれば、変圧器の二次コイルと並列接続および直列接続されたインダクタおよびキャパシタが混在していても機能し得る。

【0146】

実施の形態によっては、変圧器の二次コイルから出力されたRF信号をさらに増幅することが望ましい場合がある。そのために、1つ以上の追加の変圧器回路を設けてもよい。これに代えてまたはこれに加えて、電力増幅器、たとえばプッシュプル増幅器、ハーフブリッジ、フルブリッジなどを、二次コイルと調整可能なリアクタンス(可変インダクタンスまたはキャパシタンス)との間に設けてもよい。

30

【0147】

図4はまた、RF信号の電圧および電流の測定方法の一例を概略的に示している。検出変圧器(または変流器)210は、変圧器175の(すなわちRFチャネル自体の上にある)二次コイルと直列接続された一次コイルを有してもよい。変流器210は、変圧器175の一次側にも接続されてもよい。この検出変圧器の二次コイルを接地することにより、(RFチャネルの上の)一次コイルの電流が二次コイルにおける信号を励起するようにしてもよい。これは、変流器(CT)として知られている。この変流器(CT)では、一次巻線を通常は巻数1にすることにより、メイン回路の性能に対するCTの影響を最小にする。すなわち、これは、(必要に応じて)その両端に接続されたキャパシタンスの適切な値を用いて共振させることができる、小さなインダクタンスしか導入しない。負荷抵抗器(burden resistor)も通常はCTの二次巻線の両端に接続されて、この回路に流れる電流に比例する電圧レベルを抽出できるようにする。励起された信号の電圧 V_A (変流器210の一次コイルの電流に比例する)は、調節(この場合バッファ増幅器212および電圧制限ツェナーダイオード214を用いる)の次にコントローラ106に伝えられる。電圧を、変圧器175の二次コイルと並列接続されたリアクタンス分圧器220(この例ではキャパシタ216、218を用いて実現される)を用いて測定してもよい。分圧器から結合された電圧 V_B を、調節(この場合バッファ222および電圧制限ツェナーダイオード224を用いる)の次にコントローラ106に伝える。さらなる調節、たとえば、フ

40

50

フィルタリングおよび整流を、電圧 V_A 、 V_B 各々に対し、これらがコントローラに入力される前に行なってもよい。

【0148】

別の実施の形態では、分圧器 220 を、調整可能な並列のリアクタンス 204 に組込んでもよい。すなわち、総並列リアクタンスは調整可能であるが、1つまたは2つの固定素子を含めることにより、システムの制御に使用される測定信号を与えてもよい。分圧器 220 のさらに他の実施の形態は、直列接続された2つの抵抗器であり、回路に対する負荷を最小にするために高い値が選択される、すなわち 10 k よりも大きな値が選択される。これら抵抗器はまた、動作周波数において非誘導性でなければならない。たとえば、金属膜抵抗器が候補として最適であろう。さらに他の実施の形態では、出力変圧器 175 の一次側および二次側から巻線を分岐することにより、または、追加の直列インダクタンスを挿入することにより、電圧を測定してもよい。この電圧は、マイクロコントローラまたはインターフェイスボードに入力される前に、フィルタリングおよびクランプする必要があるであろう。

10

【0149】

保護用のローパスフィルタ 226 を、調整可能なリアクタンスとプローブとの間に接続することにより、反射したマイクロ波信号が RF チャネルに入ることを防止してもよい。マイクロ波が RF チャネルに入ると、出力トランジスタが損傷するか、または、結果として回路が突然所望の動作周波数と異なる周波数で発振するかもしれない。このフィルタは、動作周波数の RF 範囲またはマイクロ波範囲周辺の望ましくない周波数で存在するエネルギーも除去し得る。

20

【0150】

図7は、マイクロ波チャネルの構成要素の概略図を示す。マイクロ波源 228 は、安定した（たとえば固定された）周波数を有するマイクロ波信号を出力する。マイクロ波源 228 からの出力は可変減衰器 230 に入力され、この減衰器は、コントローラ（図示せず）からの制御信号 C_9 に基づいてこの出力の大きさを制御する。可変減衰器 230 からの出力は切換部 232 に入力され、この切換部は、コントローラからの制御信号 C_{10} に基づいてこの出力を変調する。実際、減衰器 230 と切換部 232 は組合せて1つの装置にできる。その場合に用いる可変減衰器の応答時間（新たなデジタル入力信号を受けた際に信号減衰を変える時間）は、この装置が変調器として機能するのに十分速いまたはこのシステムがパルスモードで動作するのに十分速い。すなわち、減衰器の応答時間が 100 ns でシステムをパルスモードで動作させることになっておりパルスの幅が 5 ms でなければならずパルスとパルスとの間のオフ時間が 20 ms である場合、この装置を用いて上記2つの目的を果たすことは非常に簡単である。切換部 232 の出力を受けるのは電力増幅器 234 であり、これは、マイクロ波信号を、有用な治療効果を生むのに適切なパワーレベルまで増幅する。電力増幅器 234 からの出力はサーキュレータ 236 の第1のポートに入力される。サーキュレータ 236 は、増幅器を、プローブから戻ってきた反射信号から分離する。サーキュレータの第2のポートで受ける反射信号は、第3のポートからパワーダンブ負荷 238 に導かれる。

30

【0151】

増幅器からの順方向信号は、順方向指向性カプラ 240 に接続されたサーキュレータの第2のポートから出力される。このカプラは、順方向信号の一部を検出器 242 に結合する。検出器 242 の出力はコントローラに接続される。順方向指向性カプラ 240 の出力は、反射信号の一部を検出器 246 に結合する逆指向性カプラ 244 に入力される。検出器 246 の出力はコントローラに接続される。逆指向性カプラ 244 の出力は、調整可能なインピーダンスを有するマイクロ波同調ネットワーク 248 に入力される。同調ネットワーク 248 の出力は、順方向指向性カプラ 250 および逆指向性カプラ 252 に入力され、順方向および反射信号の一部は、それぞれ順方向および逆指向性カプラ 240 および 244 と同様のやり方で、検出器 254 および 256 に結合される。検出器 254 および 256 の出力はコントローラに接続される。本発明は、ダイオード検出器、すなわち、口

40

50

グ振幅検出器、ホモダイン位相および大きさの検出器の使用に限定されず、ヘテロダイン位相および大きさの検出器または排他的ORゲート（EXOR）位相検出器を用いて242、246、254、および256を実現してもよい。位相の情報および大きさの情報を抽出する能力は、RFおよびマイクロ波同調ネットワークの正確な調整を行なうことができるという点で有用であり、より高度な制御を提供するとともに、整合させることができる利用可能なインピーダンスに関して整合システムの性能を改善するが、本発明は、位相および大きさの情報を抽出してシステムを制御する必要性に限定されない。RFおよび/またはマイクロ波チャネルに関する測定情報は、位相の情報のみを測定することによって得てもよい。

【0152】

コントローラは、ダイオード検出器（または他の種類の検出器）242、246、254、256からの出力を用いて、負荷（たとえば組織またはガスプラズマ）に伝送されるパワーの量を求めてもよく、および/または、同調ネットワーク248のインピーダンスを制御するための手段として、反射したパワーを最小にし、生成器によって生成されたエネルギーを組織負荷の変化するインピーダンスと整合させることにより、エネルギーが生成器に戻ったために生じる構成要素の加熱を最小にするという点、および、対象とする組織に伝送されるエネルギーを正確に定量化するという点で、最適な効率で行なわれる組織へのエネルギー伝送、および、最適なシステム性能を、提供する。

【0153】

図7の同調ネットワーク248は、マイクロ波チャネルに並列接続された3つのPINダイオードスイッチ258を含む。各PINダイオードスイッチ258は、独立したDCまたは相対的に低い周波数、すなわち10kHz以下の周波数、および、その状態を制御するための電圧制御信号 $C_{11} \sim C_{13}$ （コントローラが生成）を含む。PINダイオードスイッチは、対応するシャントキャパシタンス260（伝送線すなわちマイクロストリップまたは同軸線の一部によって形成されてもよい）をマイクロ波チャネルに切換えるように機能する。図示の直列インダクタ262（これも伝送線の一部であってもよい）は、シャント素子同士の間接続されている。これらシャントキャパシタンスと直列インダクタンスの組合せによって同調ネットワークまたはフィルタが形成され、キャパシタンスまたはインダクタンスの総合値を形成する個々の素子を切換える能力によって、このネットワークは可変同調フィルタとして機能することができる。同調範囲を拡大するために、このネットワーク内の素子の数を増してもよい。同調キャパシタンスの総合値を構成するシャントキャパシタンスの固定値に対して重み付け、すなわち、バイナリ重み付けを行なうことにより、出来るだけ大きな範囲の変化をもたらすことができる。同調ネットワークを形成するインダクタおよびキャパシタの位置を入れ替えてもよい。すなわち、インダクタを並列接続しキャパシタを直列接続してもよい。このネットワークで使用されるキャパシタンスおよびインダクタンスの値は、多様な長さの伝送線を、シャント素子同士の間、および/または、伝送線と同調素子に並列接続されたスイッチとの間に挿入することによって、実現してもよい。すなわち、物理的な長さが、案内される波長の8分の1である、伝送線の長さによって、伝送線の特性インピーダンスに等しい値の誘導性リアクタンスが生じるであろう。

【0154】

同調ネットワーク248を他のやり方で実現してもよい。図8は代替構成を示しており、この構成では、複数の第1のバラクタダイオード（またはパワーPINダイオード）264がマイクロ波チャネル上で直列接続され、複数の第2のバラクタダイオード（またはパワーPINダイオード）266がマイクロ波チャネルに並列接続されている。制御可能なDCバイアス信号 $C_{14} \sim C_{19}$ を与えることにより、各バラクタダイオード264、266の電圧を制御して、空乏領域の長さを変えることにより、キャパシタンスを変化させることができる。阻止インダクタ268は、マイクロ波エネルギーが戻ってDC源に入ることを防止する。これらのインダクタをマイクロストリップで、すなわち、プリントされたインダクタで、または、ワイヤの小さなコイルで実現してもよい。このようにして、直列バ

10

20

30

40

50

ラクタダイオードは、伝送線の一部として機能する。この伝送線の電気長は、 $\lambda/2$ まで変化させることができ、 λ はマイクロ波エネルギーの波長である。並列シャントバラクタダイオードは、その電気長を $\lambda/4$ まで変化させることができるスタブとして機能し得る。DC阻止キャパシタ270は、同調ネットワークとプローブとの間に接続されて、DCまたは低周波AC電流が患者の体内に伝送されることを防止する。すなわち、DC患者絶縁バリアを提供する。

【0155】

図9は、マイクロストリップスタブを用いて実現される、同調ネットワークのもう1つの代替構成を示す。この例では、長さが異なる3つのマイクロストリップスタブ272が、マイクロ波チャンネル上のマイクロストリップ線に接続される。各スタブ272は、DC信号 $C_{20} \sim C_{22}$ によって制御されるPINダイオード（または電気機械）スイッチ274を用いて、短絡（スイッチが接触しているかまたは接合部が閉じている）と開路（スイッチまたはチャンネルが開いている）の間で独立して切換えることができる。スタブ272を形成する伝送線は、リアクタンス（容量性もしくは誘導性）またはインピーダンスの範囲を表わす長さで設定することができる。図9に示される構成によって、異なる8つすなわち 2^3 の同調位置を選択できる。図7の例と同様に、図示のインダクタ276はシャントスタブ同士の間で直列接続されている。ここで示されているインダクタは、マイクロストリップ線の形で実現された細い伝送線であり、これら伝送線は、伝送線の特性インピーダンスを形成する線よりも細い線を誘電材料上にプリントすることによって、実現されている。線の幅/直径および/または長さによって動作周波数において必要なインダクタンスのインダクタを実現できるのであれば、他の伝送線構成を用いてもよい。この構成はインダクタ276の使用に限定されない。すなわち、マイクロストリップ線の幅を広げて、伝送線の特性インピーダンスと等しいインピーダンスの線を形成するのに必要な幅よりも大きくすることによって、同調インダクタンスではなく同調キャパシタンスを生成してもよい。

【0156】

別の例では、伝送線スタブ、または、スタブを形成する導波路（矩形または円筒形）部分を、マイクロストリップスタブの代わりに用い、同軸トロンボーン構造を用いて位相を変化させてもよい。

【0157】

図10および図11はそれぞれ、電気外科手術装置の動作を解析するために使用できる、RFチャンネルのための集中素子回路300およびマイクロ波チャンネルのための分布素子回路302を示す。

【0158】

図10はRF生成器304を示しており、ソースインピーダンス306が、可変直列キャパシタ308とこれに続く可変並列接続インダクタ310とを含む集中素子同調回路に、接続されている。伝送線（すなわち同軸ケーブルアセンブリ）はシャントキャパシタ312によって表わされ、プローブは別のキャパシタ314によって表わされている。組織負荷はシャント抵抗316として示されている。同軸ケーブルアセンブリが、Huber & Huhner社の直径2.2mmの半剛性ケーブルアセンブリであるSucoform 86の場合、1メートル当たりのキャパシタンスは95 pFである。したがって、同軸ケーブルアセンブリの長さが2mであれば、そのキャパシタンスは190 pFである。本発明を実現するための、対象RF周波数で、このプローブを平行板キャパシタとして扱うことができる。その構成を先に簡単に説明した平行板伝送線アプリケーションを用いる場合、板と板の間の分離距離は0.6mm、幅は2mm、長さは12.7mmであり、比誘電率が4.1の石英が2枚の板の間に挟まれている。この場合、そのキャパシタンスは1.53 pFである。RF切断のためのモデルにおいて使用できる代表的な組織インピーダンスは、1k Ω と100k Ω

の間の抵抗である。したがって、図10に示される集中素子RF同調システムでは、可変同調ネットワークがソースインピーダンスと整合していなければならない。ここで、値が191.53 pFのキャパシタンスが、1k Ω と100k Ω の間の可変抵抗値と並列で

10

20

30

40

50

ある。

【0159】

図11に示されるマイクロ波チャネルの解析は、各素子が複素インピーダンスとして表わされている、インピーダンスの分散ネットワークに基づく。図示のマイクロ波生成器318は、生成器のインピーダンス320に直列接続されており、公称50Ωである。ソースインピーダンスは、分布素子マイクロ波同調器に接続され、この同調器は、4つの直列接続固定インピーダンス322、324、326、328と、上記直列インピーダンスの遠位端と近位端との間に接続された、3つの並列接続可変インピーダンス330、332、334とから構成されている。この同調ネットワークの出力は、公称インピーダンス336が50Ωである同軸ケーブルアセンブリに接続される。同軸ケーブルアセンブリの遠位端はプローブに接続され、これは、平行板伝送線としてモデル化されており、そのインピーダンス338は以下の式によって与えられる。

10

【0160】

【数3】

$$Z_{probe} = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \left(\frac{h}{w} \right) = 377 \sqrt{\frac{1}{\epsilon_r}} \left(\frac{h}{w} \right)$$

【0161】

式中、hは誘電材料の厚み、wは平行板の幅、 ϵ_r は誘電材料の比誘電率である。本発明を実現するのに使用される特定の実施の形態において、w = 2 mm、h = 0.6 mm、および $\epsilon_r = 4.2$ であり、これにより、55.19Ωのアプリータインピーダンス Z_{probe} が得られる。

20

【0162】

対象となるマイクロ波周波数での、代表的な種類の組織（この場合肝臓および結腸）のインピーダンス340は、対象となる周波数で測定または算出した誘電率および伝導率の値を用いて算出できる。対象となる3つの周波数での誘電特性は以下の表1に示されている。

【0163】

【表1】

組織	周波数 (GHz)	伝導率 (S/m)	誘電率
結腸	2.45	2.0383	53.879
肝臓	2.45	1.6864	43.035
結腸	5.8	5.5701	48.456
肝臓	5.8	4.6417	38.13
結腸	14.5	18.072	35.613
肝臓	14.5	14.448	27.222

30

表1:本発明を実現するための対象マイクロ波周波数における代表的な生物組織の誘電特性

40

【0164】

対象となるマイクロ波周波数での組織のインピーダンスを得るために、無限媒質におけるバルク値またはTEM平面波伝送を想定してもよい。吸収性の誘電材料について、インピーダンスを算出するための式は以下のとおりである。

【0165】

【数4】

$$Z = \sqrt{\frac{-j\omega\mu}{\rho - j\omega\epsilon}}$$

【0166】

50

式中Zはインピーダンスをオーム()で表わしたものであり、 ω はラジアン周波数($2\pi f$)であり、fは周波数をヘルツ(Hz)で表わしたものであり、 $\mu = \mu_0 \mu_r$ は自由空間の透磁率を磁性材料の比透磁率で乗算したものであり、 $\rho = \rho_0 \rho_r$ は自由空間の誘電率を誘電材料の比誘電率で乗算したものであり、 ρ は、生物材料の密度をkg/m³で表わしたものである。

【0167】

上記式に示されたインピーダンスを二乗し、この二乗を実部と虚部に分けると次のようになる。

【0168】

【数5】

10

$$Z^2 = \frac{\omega^2 \mu_0 \epsilon_0 \epsilon_r}{\rho^2 + \omega^2 \epsilon_0^2 \epsilon_r^2} - j \frac{\omega \rho \mu_0}{\rho^2 + \omega^2 \epsilon_0^2 \epsilon_r^2}$$

【0169】

この式から係数を算出し平方根を取る場合、対象となるさまざまな周波数での代表的な組織モデルについて、インピーダンスの大きさを求めることができる。これらのインピーダンスは以下の表2に示されている。

【0170】

【表2】

20

組織	周波数 (GHz)	Z (Ω)
結腸	2.45	50.38
結腸	5.8	52.53
結腸	14.5	58.08
肝臓	2.45	56.30
肝臓	5.8	59.02
肝臓	14.5	65.99

表2:対象周波数における肝臓および結腸のインピーダンスの大きさ

30

【0171】

インピーダンスの値は、Zの実部および虚部について解くことによって算出できる。これらのインピーダンスは以下の表3に示されている。

【0172】

【表3】

40

組織	周波数 (GHz)	ℜ(Z) (Ω)	ℑ(Z) (Ω)	Z (Ω)	位相角 (°)
結腸	2.45	49.92	6.80	50.38	7.75
結腸	5.8	51.76	8.94	52.53	9.80
結腸	14.5	55.80	16.09	58.08	16.08
肝臓	2.45	55.75	7.85	56.31	8.02
肝臓	5.8	58.06	10.59	59.02	10.33
肝臓	14.5	63.22	18.93	65.99	16.66

表3:対象マイクロ波周波数における肝臓および結腸のインピーダンスの実部と虚部

【0173】

50

プローブは、プローブの電気長を、動作周波数における負荷波長の4分の1の奇数倍に等しくすることによって、4分の1波長変成器の形態としてもよい。この構成を用いて、50の伝送線112（または固定インピーダンスの他の伝送線およびエネルギー）と、非50の組織インピーダンス451との間に、静的なインピーダンス整合をなしてもよい。

【0174】

ある範囲のインピーダンス値および可変/固定ライン長によって表わされ図11に示される分布素子マイクロ波同調システムの、同調ネットワーク内の可変素子330、332、334は、同軸ケーブルアセンブリ（インピーダンス336）およびプローブ（インピーダンス338）が同調器の出力ポートと、プローブと接触している組織との間に接続されたときに、ソースインピーダンス320と整合させなければならない。

10

【0175】

図12および図13は、本発明に使用できるバイポーラアンテナ構造を有するプローブ342の一例の図を示す。プローブ342は、同軸ケーブル346に接続された厚み0.6mmの平行板伝送線344を有する。このプローブは、2.45GHz、5.8GHzおよび14.5GHzでの動作に適している。同軸ケーブル346は、内部導体348と、外部導体350と、内部導体348と外部導体350を分離する誘電材料352を含む。同軸ケーブル346の遠位端において、内部導体348および外部導体350は、誘電材料352から突出した部分354、356を有する。平行板伝送線344は、これら突出部354と356の間に挟まれ、その近位端は同軸ケーブルの遠位端と接触している。内部導体の突出部356は伝送線344の上側の導電層358と接触するように配置され、外部導体の突出部354は伝送線344の下側の導電層360と接触するように配置されている。

20

【0176】

間隙362が、上側の導電層の近位端と同軸ケーブルの遠位端との間に設けられて、対象となる周波数での一定の静的インピーダンス整合をもたらし、かつ内部導体と外部導体の間の短絡を防止する。

【0177】

プラスチックチューブ支持体364は、伝送線344と同軸ケーブル346の接合部の上に設けられている。チューブ支持体364は、その内径が同軸ケーブル346の外径よりも大きいので、同軸ケーブルの上から嵌めることができる。チューブの、同軸ケーブルと接触する側の端部を、先細り形状にするかまたは角を丸くすることによって、このチューブが、外科手術用内視鏡（またはこの装置を体内に導入するために使用される他の外科手術用機器）を挿入するおよび/または取出す過程において、内視鏡の機器通路の内壁に損傷を与えることを防止してもよい。取付構造368、たとえば接着剤などを、同軸ケーブル346とチューブ支持体364との間に取付けることにより、ケーブルを適所で固定する。同様に、取付ブロック366（たとえば接着剤または固体材料）を、伝送線344とチューブ支持体364との間に取付けることにより、伝送線を適所で固定するとともに水分または組織がこの構造の中に入ることを防止する。

30

【0178】

ある特定の実施の形態において、伝送線は、TRF-41という、厚み0.61mmのシート368（誘電率4.1、損失正接0.0035）、または同様の誘電率および損失正接を有する硬質石英材料、または、適切な低損失のマイクロ波セラミックを含んでもよい。同軸ケーブル346の外径は約2.2mmでありピン直径は0.574mmである。この実施の形態で使用される同軸ケーブル346は（Micro-Coaxの）UT85C-LLであるが、この装置はこの特定のケーブルアセンブリに限定されない。すなわち、Huber & Suhner社のSucoform 86を用いて同様の総合的な装置性能を提供してもよい。

40

【0179】

平行板伝送線344上の導電層358、360は、真っすぐにシート368の遠位端まで延びており、幅が2.002mmである。これらの導電層は、1層の銅の次に1層の金

50

を重ねたもの、1層の金のみ、または1層の銀のみによって形成してもよい。このメタライゼーション層は、基板の上に直接積層してもよい。この特定の実施の形態において、シート368の幅は2.6mmである。この構造体は、平行板伝送線として知られており、特性インピーダンス Z_0 は、上記式を用いて算出される。誘電率4.2の石英誘電体の場合、誘電体の厚みは0.6mm、幅は2mmで、この構造体の特性インピーダンスは55.19である。このアプリケーション構造体が、無限の接地面を含む場合、すなわち、上のメタライゼーション層(能動層)の幅が下のメタライゼーション層(戻り層)の幅よりも遙かに狭い場合、この構造体は平行板線ではなくマイクロストリップ線として知られているものである。他の周知の伝送線構造をこの装置の実現のために考慮することもできる。たとえば、コプレーナ(coplanar)線路、懸垂ストリップ線路などである。支持チューブ364は、外径3.1mmのポリプロピレンチューブであってもよく、内径を2.6mmとして、適切に外科手術用内視鏡の内側に滑らせて嵌める必要がある。よって、壁の厚みは約0.25mmである。材料および厚みは不可欠な要素ではなく、ナイロンもしくはポリエチレンを用いてもよく、または多数の他のプラスチックを用いてもよい。この伝送線のエッジを面取りすることにより、プローブがチューブの直径の真下の適所に収まるようにしてもよい。

10

【0180】

このチューブは伝送線344の長さに沿って5mm延びている。ここで同軸ケーブルとの重なりは5mmであるが必要に応じてどのような長さでもよい。界面は面取り、すなわち45°で面取りすることが好ましいであろう。チューブは、曲げられた内視鏡を通るのに十分短くてもよい。チューブの主な目的は、プローブを支えること、および、プローブを内視鏡の端でしっかりと把持することである。実際、チューブは60mm以下であってもそれよりも長くてもよい。なぜなら、機器(放射ブレード)が機器チャネルの端から50mm以下または50mmを超える長さだけ突出している一方で、放射部分が曲がるまたは変形することなく組織の中に押込まれるのに必要な程度の剛性および強度を有していることが望ましいであろうからである。場合によっては、チューブが機器チャネルの端から全く突出していないことが必要である。突出していると、視野を遮ることになり機器の操作が難しくなるからである。

20

【0181】

取付構造368および取付ブロック366は、この構造体を適所で保持するのに使用できるものであれば、ほぼどのような材料で作られていてもよい。この材料は、プローブの端および同軸ケーブル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。

30

【0182】

上側の導電層358と同軸ケーブルの間隙362は0.5mmである。この間隙は重要である。なぜなら、この間隙によって、プローブの放射部分と、最適なマイクロ波周波数すなわち5.8GHzのエネルギーを組織の中に放射する装置の端部分と接触している代表的な生物組織との間に、静的インピーダンス整合がもたらされるからである。

【0183】

プローブの中心は同軸ケーブルの中心から約0.5mm(0.53mm)オフセットされている。外側のチューブは、その軸がプローブの中心の約0.3mm上にあるが、このアセンブリの上に嵌められて構成要素を適所で保持していればよい。

40

【0184】

誘電体シート368は、動作周波数において波長の4分の1または4分の3をわずかに超える長さであることにより(誘電材料によって生じる負荷を考慮)、定在波がプローブのベース近くの支持プラスチックチューブに強く結合しないようにすればよい。このことは、チューブ用の材料の選択が、その電氣的性能すなわち損失率または誘電率という観点では重要でないことを示唆している。この構造体の長さは、対象周波数での負荷波長の4分の1の任意の奇数倍に延ばしてもよい。

【0185】

図14は、別個の測定チャネルを有する本発明のある実施の形態に従う電気外科手術装

50

置 400 のシステム全体の図を示す。この実施の形態において、マイクロ波チャンネルは、マイクロ波周波数源 402 と、制御信号 V_{10} を介してコントローラ 406 によって制御される可変減衰器 404 を含むパワーコントロールモジュールと、制御信号 V_{11} を介してコントローラ 406 によって制御される信号変調器 408 と、治療に適したパワーレベルでプローブ 420 から伝送する順方向マイクロ波 EM 放射を生成するための駆動増幅器 410 および電力増幅器 412 を含む増幅器モジュールとを備える。マイクロ波チャンネルにおいて、増幅器モジュールの次には、マイクロ波信号結合モジュール（マイクロ波信号検出器の一部）があり、この結合モジュールは、マイクロ波周波数源からのマイクロ波 EM エネルギーをその第 1 および第 2 のポート間の経路に沿って伝送するように接続されたサーキュレータ 416 と、サーキュレータ 416 の第 1 のポートにある順方向カプラ 414 と、サーキュレータ 416 の第 3 のポートにある反射カプラ 418 とを含む。第 3 のポートからのマイクロ波 EM エネルギーは、反射カプラを通過した後、パワーダンブ負荷 422 によって吸収される。マイクロ波信号結合モジュールはまた、制御信号 V_{12} を介してコントローラ 406 によって操作され順方向結合信号または反射結合信号いずれかを検出のためにヘテロダイン受信器に接続するための、スイッチ 415 を含む。

【 0186 】

この実施の形態では、測定チャンネルを形成するために、パワースプリッタ 424（たとえば 3 dB パワースプリッタ）を用いて、マイクロ波周波数源 402 からの信号を 2 つに分岐する。これに代わる実施の形態では、パワースプリッタ 424 は省き、別の周波数源を測定チャンネルのために使用する。パワースプリッタ 424 からの一方の分岐は、マイクロ波チャンネルを形成し、接続された上記構成要素を有する。他方の分岐は測定チャンネルを形成する。測定チャンネルは、マイクロ波チャンネル上の増幅列をバイパスするので、プローブからローパワー信号を伝送するように配置される。この実施の形態において、制御信号 V_{13} を介してコントローラ 406 によって制御される一次チャンネル選択スイッチ 426 は、マイクロ波チャンネルまたは測定チャンネルいずれかからの信号を選択してプローブに伝送するように機能することができる。ハイバンドパスフィルタ 427 が一次チャンネル選択スイッチ 426 とプローブ 420 の間に接続されていることにより、マイクロ波信号生成器を低周波 RF 信号から保護する。

【 0187 】

この実施の形態における測定チャンネルは、プローブから反射したパワーの位相および大きさを検出するように配置された構成要素を含み、これによって材料、たとえばプローブの遠位端にある生物組織に関する情報が得られる。測定チャンネルは、マイクロ波周波数源 402 からのマイクロ波 EM エネルギーをその第 1 および第 2 のポート間の経路に沿ってプローブに伝送するように接続されたサーキュレータ 428 を含む。プローブから戻された反射信号は、サーキュレータ 428 の第 3 のポートに導かれる。サーキュレータ 428 を用いて順方向信号と反射信号との間を分離することにより、正確な測定が容易になる。しかしながら、サーキュレータはその第 1 のポートと第 3 のポートとの間を完全に分離していないので、すなわち順方向信号の一部が第 3 のポートを通過して反射信号に干渉する可能性があるため、搬送波相殺回路を用いる。この回路は、（順方向カプラ 430 からの）順方向信号の一部を逆に第 3 のポートからの信号に（注入カプラ 432 を介して）注入する。搬送波相殺回路は、位相調整器 434 を含むことにより、この注入される部分と、第 1 のポートから第 3 のポートに、その間を突破して入る信号との位相差が確実に 180° になるようにして、この信号を相殺する。搬送波相殺回路はまた、信号減衰器 436 を含むことにより、注入される部分の大きさが確実に突破した信号と同一になるようにする。

【 0188 】

順方向信号のドリフトを補償するために、順方向カプラ 438 が測定チャンネル上に設けられる。順方向カプラ 438 の結合された出力、および、サーキュレータ 428 の第 3 のポートからの反射信号は、制御信号 V_{14} を介してコントローラ 406 により操作されるスイッチ 440 の対応する入力端子に接続され、結合された順方向信号または反射された信号いずれかが検出のためにヘテロダイン受信器に接続される。

【0189】

スイッチ440の出力(すなわち測定チャンネルからの出力)およびスイッチ415の出力(すなわちマイクロ波チャンネルからの出力)は、制御信号 V_{15} を介し一次チャンネル選択スイッチと併せてコントローラ406によって操作することが可能な二次チャンネル選択スイッチ442の対応する入力端子に接続される。これにより、測定チャンネルがエネルギーをプローブに与えているときに測定チャンネルの出力は確実にヘテロダイン受信器に接続され、かつ、マイクロ波チャンネルがエネルギーをプローブに供給しているときにマイクロ波チャンネルの出力は確実にヘテロダイン受信器に接続される。

【0190】

このヘテロダイン受信器を用いて、二次チャンネル選択スイッチ442による信号出力から、位相および大きさに関する情報を抽出する。図14に示される実施の形態では、シングルヘテロダイン受信器が用いられる。信号がコントローラに入る前にソース周波数を二度ミキシングするダブルヘテロダイン受信器(2つのローカル発振器およびミクサを含む)を、必要に応じて使用してもよい。ヘテロダイン受信器は、ローカル発振器444と、二次チャンネル選択スイッチ442による信号出力をミキシングするためのミクサ448とを含む。ローカル発振器信号の周波数は、ミクサ448からの出力が、コントローラ406が受けるのに適した中間周波数となるように、選択される。バンドパスフィルタ446、450を設けることによって、ローカル発振器444およびコントローラ406を高周波マイクロ波信号から保護する。

【0191】

コントローラ406は、ヘテロダイン受信器の出力を受け、この出力から、マイクロ波または測定チャンネル上の順方向および/または反射信号の位相および大きさを示す情報を求める(たとえば抽出する)。この情報を用いて、マイクロ波チャンネル上のハイパワーマイクロ波EM放射またはRFチャンネル上のハイパワーRF EM放射の伝送を制御できる。ユーザは、上記のようにユーザインターフェイス452を介してコントローラ406と対話してもよい。

【0192】

図14に示されるRFチャンネルは、制御信号 V_{16} を介してコントローラ406によって制御されるゲートドライバ456に接続されたRF周波数源454を含む。ゲートドライバ456は、この実施の形態ではハーフブリッジ構成であるRF増幅器458に対して動作信号を与える。ハーフブリッジ構成のドレイン電圧は、可変DC源460を介して制御可能である。出力変圧器462は、生成されたRF信号を、プローブ420に伝送するために、線路上に送る。ローバンドパスフィルタ464は、この線路上に接続されることにより、RF信号生成器を高周波マイクロ波信号から保護する。

【0193】

変流器466は、RFチャンネル上に接続されて、組織負荷に伝送される電流を測定する。分圧器468(出力変圧器から分岐したものであってもよい)を用いて電圧を測定する。電圧および電流を測定するためのこれらのメカニズムについては先に図4を参照しながら述べたとおりである。分圧器468および変流器466の出力信号(すなわち電圧および電流を示す電圧出力)は直接、対応するバッファ増幅器470、472および電圧クランプツェナーダイオード474、476、478、480による調節を経て、コントローラ406に接続される(図14に信号BおよびCとして示される)。

【0194】

位相に関する情報を得るために、電圧信号および電流信号(BおよびC)は、位相比較器482(たとえばEXORゲート)にも接続される。この比較器の出力電圧は、RC回路484によって積分されて、電圧波形と電流波形の位相差に比例する電圧出力(図14にAで示される)を生成する。この電圧出力(信号A)はコントローラ406に直接接続される。

【0195】

マイクロ波/測定チャンネルおよびRFチャンネルは、信号合成器114に接続される。こ

10

20

30

40

50

の合成器は、上記の種類信号双方を、別々にまたは同時に、ケーブルアセンブリ 116 に沿ってプローブ 420 に送る。これは先に図 1 を参照しながら述べたとおりである。

【0196】

図 15 は、図 14 に示されるシステムと同様であるが、マイクロ波チャンネルおよび RF チャンネル上の信号を整合または同調させるための構成要素も含む、電気外科手術装置 500 のシステム全体の図を示す。図 14 および図 15 に共通する構成要素には同じ参照番号を付し、その説明は繰返さない。

【0197】

マイクロ波チャンネル上で、インピーダンス調整器 502 が増幅器モジュールとプローブとの間に接続される。インピーダンス調整器 502 は、制御信号 V_{17} を介してコントローラ 406 によって制御される。サーキュレータ 504 は、増幅器モジュールとインピーダンス調整器 502 との間のアイソレータとして機能して、電力増幅器 412 を反射信号から保護する。順方向カプラ 506 は、電力増幅器 412 とサーキュレータ 504 との間に接続されて、電力増幅器モニタ信号を結合する。順方向カプラ 508 および反射カプラ 510 は、サーキュレータ 504 とインピーダンス調整器 502 との間に接続されて、インピーダンス調整器 502 の前のマイクロ波チャンネル上の順方向および反射パワー信号に関する情報を提供する。順方向カプラ 512 および反射カプラ 514 は、インピーダンス調整器 502 とプローブ 420 との間に接続されて、インピーダンス調整器 502 の後のマイクロ波チャンネル上の順方向および反射パワー信号に関する情報を提供する。カプラ 508、510、512、514 を組合せることで抽出できる情報によって、コントローラ 406 は、プローブから伝送されるパワーおよびインピーダンス調整器 502 における電力損失を求めることができる。後者は任意なので、1対のカプラ 512、514 のみが必要な場合もある。信号選択スイッチ 516 は、制御信号 V_{12} を介してコントローラ 406 により操作されることができ、カプラ 506、508、510、512、514 の出力のうちの一つを、ヘテロダイン受信器に接続する。この出力が受信器からコントローラ 406 に与えられてマイクロ波信号情報を提供する。

【0198】

RF チャンネル上では、RF 同調ネットワーク 518 が、出力変圧器 462 の二次コイルに接続され、制御信号 V_{18} を介してコントローラ 406 によって操作されることができ、この実施の形態において、RF 同調ネットワーク 518 は、調整可能な直列インダクタンスおよび調整可能なシャントキャパシタンスを含み、これはたとえば図 4 を参照しながら先に述べた構成の逆である。

【0199】

RF チャンネルおよびマイクロ波チャンネルから得ることができる位相および大きさに関する情報を用い、RF 同調ネットワーク 518 およびインピーダンス調整器 502 の中に含まれる可変素子を制御して、RF チャンネルおよびマイクロ波チャンネル双方からのエネルギー伝送効率を最大にすることができる。

【0200】

図 16 は、本発明の信号合成器として使用するためのダイプレクサ部 530 を示すブロック図である。ダイプレクサ部 530 は、「オープンマイクロストリップ」構成の回路を用いて構成される。マイクロ波チャンネルからのマイクロ波 EM 放射は、ダイプレクサ部 530 に第 1 の入力ポート 532 から入り、RF チャンネルからの RF EM 放射は、ダイプレクサ部に第 2 の入力ポート 534 から入る。それぞれの伝送線は、第 1 および第 2 の入力ポートを、共通の（または一次）「Tee」接合部 536 の対向する入力ポートに接続する。一次 Tee 接合部 536 の第 3 の（直交）ポートは、さらなる伝送線によりダイプレクサ部 530 の出力ポート 538 に接続される。

【0201】

図 16 に示される例において、ダイプレクサ部 530 は、一体的に形成された阻止フィルタ 540 を備えることにより、マイクロ波パワーを第 2 の入力ポートから分離する。この阻止フィルタは「ローパス」フィルタであることが有効である。このフィルタはたとえ

10

20

30

40

50

ば、マイクロ波 E M 放射の周波数（たとえば 5 . 8 G H z ）では反射性であるが、より低い周波数（たとえば 5 0 0 k H z ）の R F E M 放射は通すものであってもよい。マイクロ波入力および出力ポート間におけるマイクロ波信号の伝送損失を確実に小さくするために、フィルタは、追加のリアクタンスが接合部で加えられないように配置される。

【 0 2 0 2 】

ダイプレクサ部 5 3 0 のための回路は、マイクロ波品質基板上にプリントされてもよい。セラミック充填 P T F E 系材料（たとえば Rogers Corporation が製造する RT/duroid 6006）をこの目的に使用できる。基板の厚みは 0 . 6 3 5 m m と 1 . 2 7 m m の間であってもよい。ダイプレクサ部を形成するために、基板材料の両側を電着銅で約 3 4 μ m の厚さでコーティングする。この厚みによって、マイクロ波周波数で必要なハイパワーレベルに

10

【 0 2 0 3 】

阻止フィルタの機能を提供するために、図 1 7 に示される構成を有する回路素子を用いてもよい。この回路素子の形状的レイアウトを「ラジアルスタブ」と呼ぶことができる。これは、扇形のスタブ 5 4 2 を含み、スタブ 5 4 2 は、狭いベース部分で、マイクロストリップ伝送線 5 4 4 に「シャント」接続される。この構成の場合、ラジアルスタブは、その湾曲したエッジにおける開路を伝送線における短絡に変換する。よって、マイクロ波パワーの反射が短絡部分で誘起される。ラジアルスタブの物理的な寸法は、周知のシミュレーション技術を用いてマイクロ波周波数について求めることができる。

【 0 2 0 4 】

20

図 1 8 は、阻止フィルタを実現するために使用し得るマイクロストリップパターン 5 4 6 の一例を示す。マイクロストリップパターン 5 4 6 は二次 T e e 接合部 5 4 8 を含み、その対向する入力は、低周波入力 5 3 4 と一次 T e e 接合部 5 3 6 との間に接続される。二次 T e e 接合部の直入力は、マイクロストリップ伝送線 5 5 0（すなわちメタライズされたトラック）に接続され、マイクロストリップ伝送線は、このマイクロストリップ線に沿って T e e 接合部と出力ポートの間に配置された 3 つのラジアルスタブを有する。2 つ以上のラジアルスタブを用いると分離が増す。隣接するラジアルスタブ間の間隔をシミュレーション技術を用いて最適化してもよい。

【 0 2 0 5 】

図 1 9 は、阻止フィルタのための代替のマイクロストリップパターン 5 5 4 を示し、ここで使用されるマイクロストリップライン 5 5 6 は、ラジアルスタブの代わりに、ハイインピーダンス部とローインピーダンス部が順次繰返し配置されたものを有する。ハイインピーダンス部 5 5 8 は狭い伝送線によって特徴付けられるのに対し、ローインピーダンス部 5 6 0 は広い伝送線によって特徴付けられる。

30

【 0 2 0 6 】

任意で、マイクロストリップダイプレクサ部は、一体的に形成されたハイパスフィルタを有してもよい。このハイパスフィルタは、低周波ポート 5 3 4 からの R F E M 放射を、マイクロ波生成器に入らないように（すなわちマイクロ波入力 5 3 2 から漏出しないように）阻止するように機能し得る。この機能を提供するために、マイクロストリップパターンは、マイクロ波入力 5 3 2 と一次 T e e 接合部 5 3 6 との間に、マイクロストリップ

40

伝送線と並列の矩形スタブを含んでもよい。このスタブの端部は接地面への短絡を示し、このスタブの長さはマイクロ波 E M 放射の周波数（たとえば 5 . 8 G H z ）でのガイド波長の 4 分の 1 であることが有効である。その結果、短絡インピーダンスは、スタブがマイクロストリップ伝送線の端に接続される位置における開路インピーダンスに変換される。

【 図 1 】

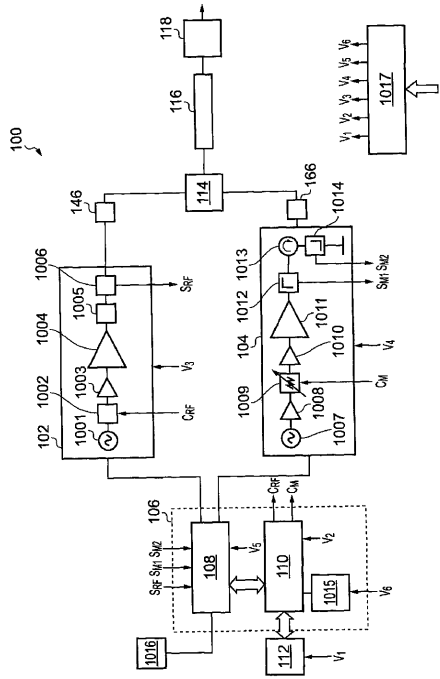


FIG. 1

【 図 4 】

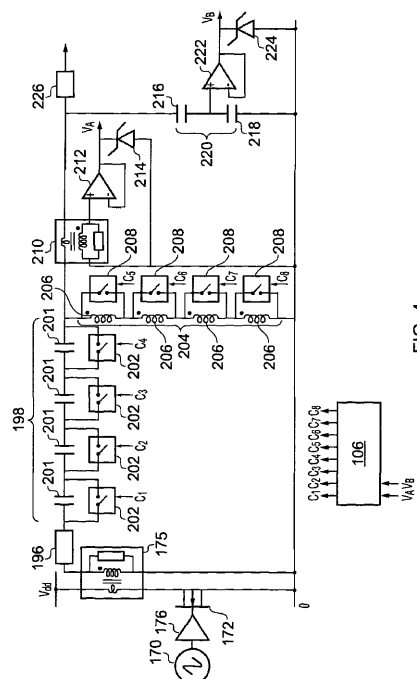


FIG. 4

【 図 5 】

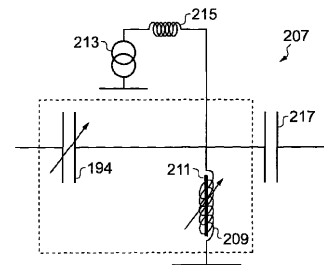


FIG. 5

【 図 7 】

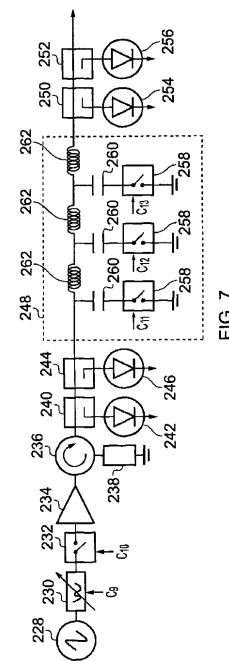


FIG. 7

【 図 6 】

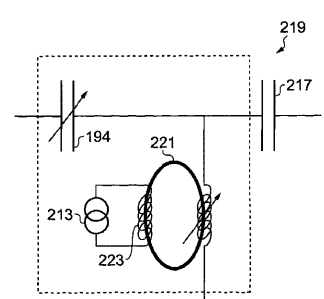


FIG. 6

【 図 8 】

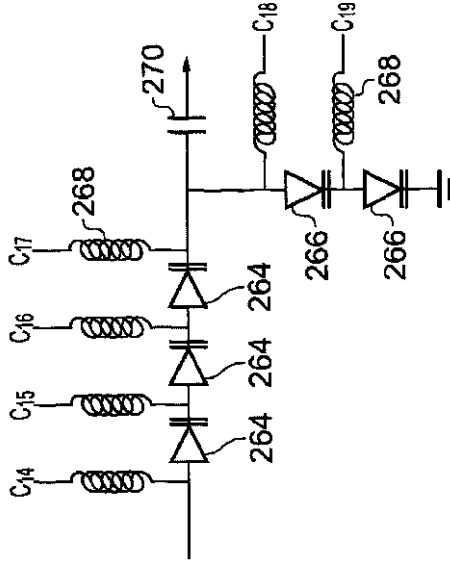


FIG. 8

【 図 9 】

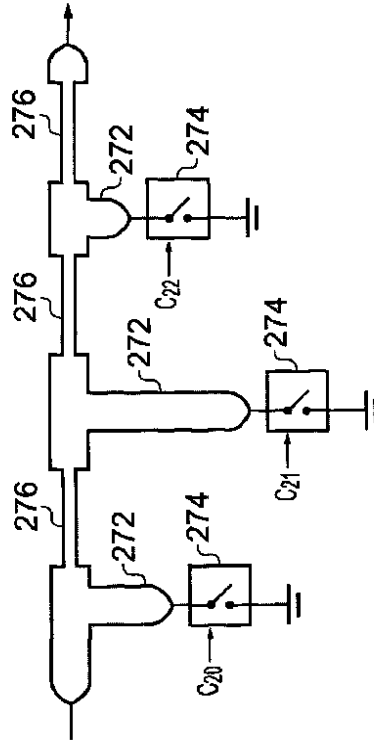


FIG. 9

【 図 1 2 】

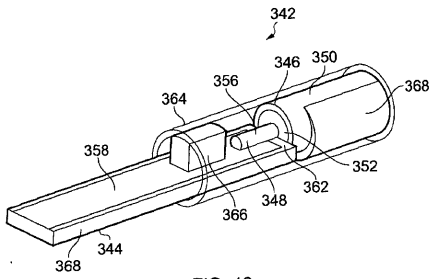


FIG. 12

【 図 1 3 】

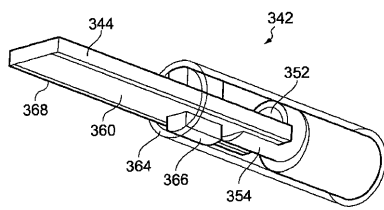


FIG. 13

【 図 1 4 】

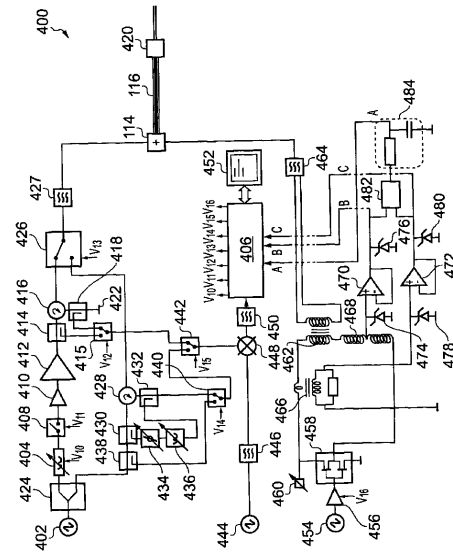


FIG. 14

【図2】

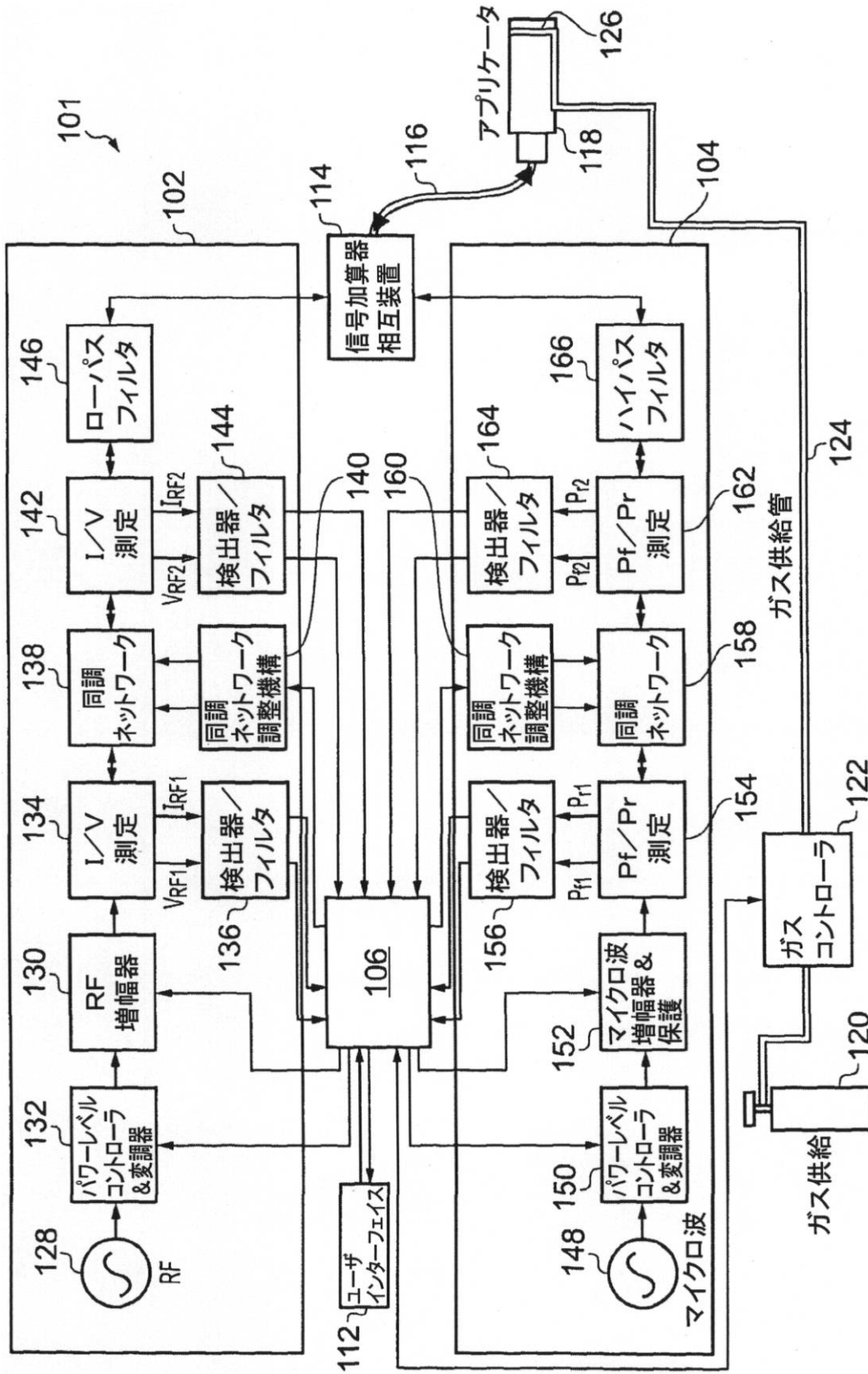


FIG. 2

【図3】

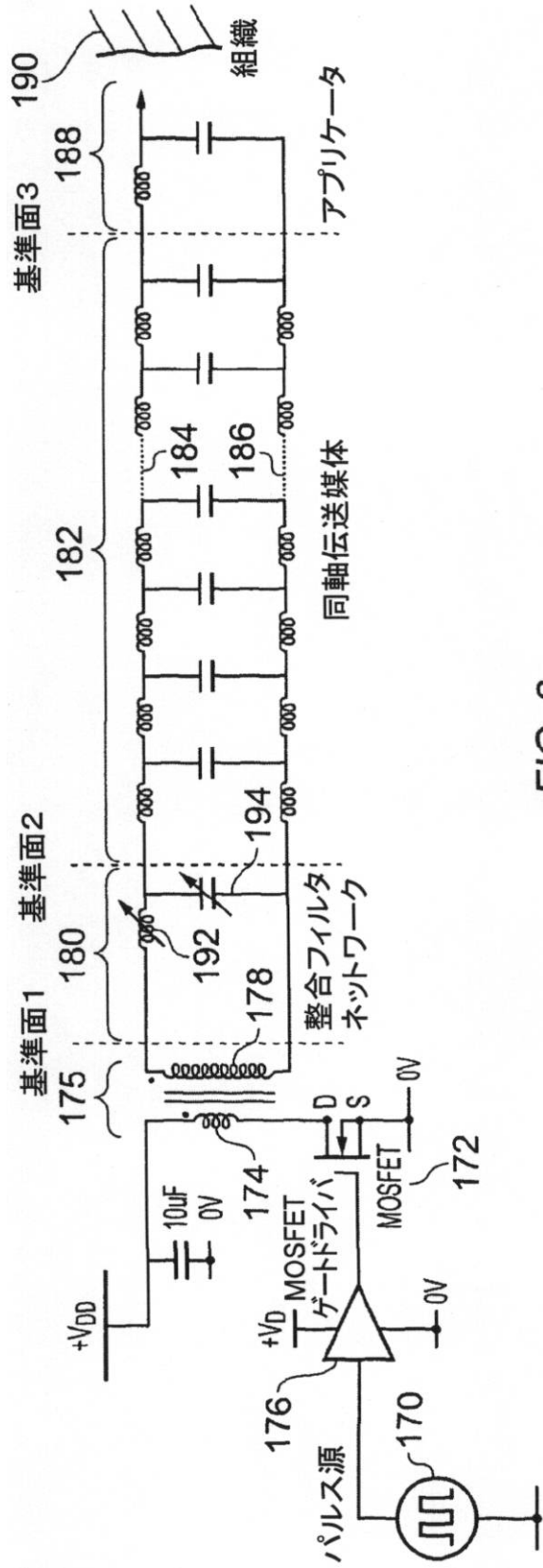


FIG. 3

【図10】

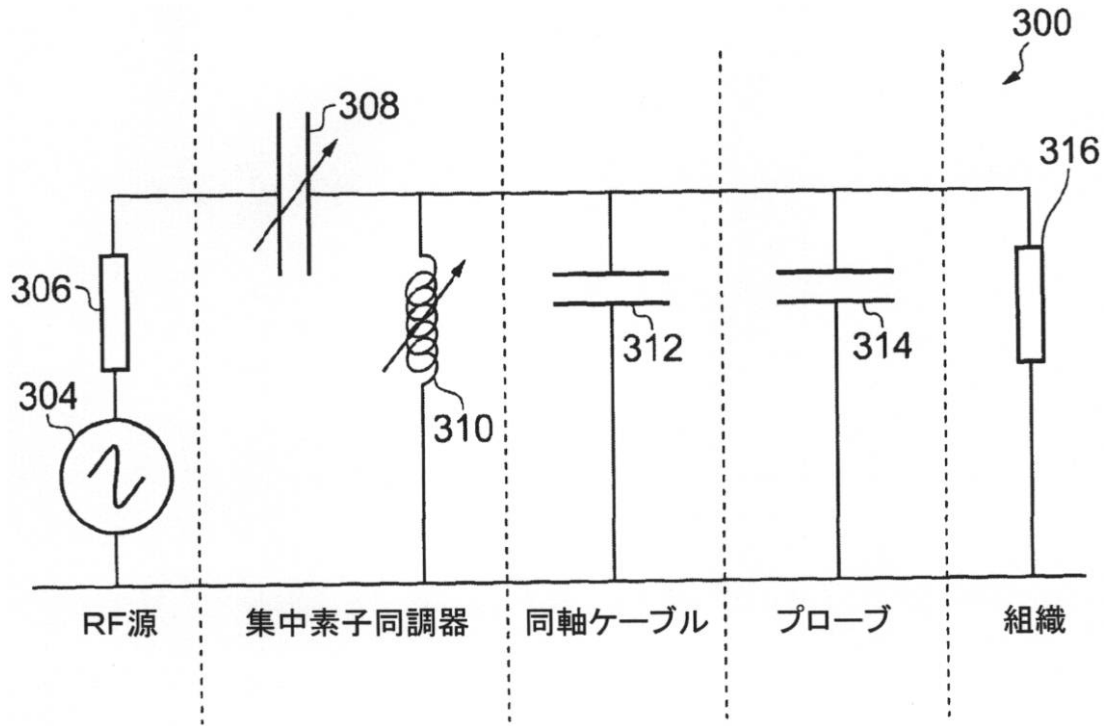


FIG. 10

【図11】

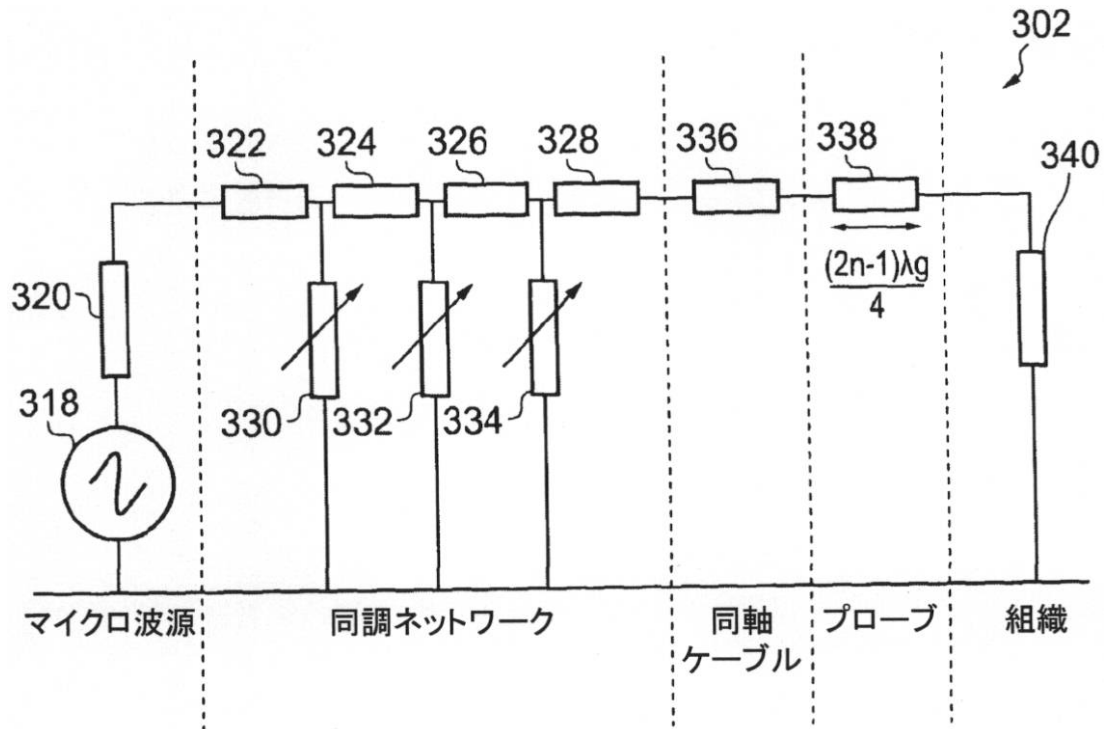


FIG. 11

【図16】

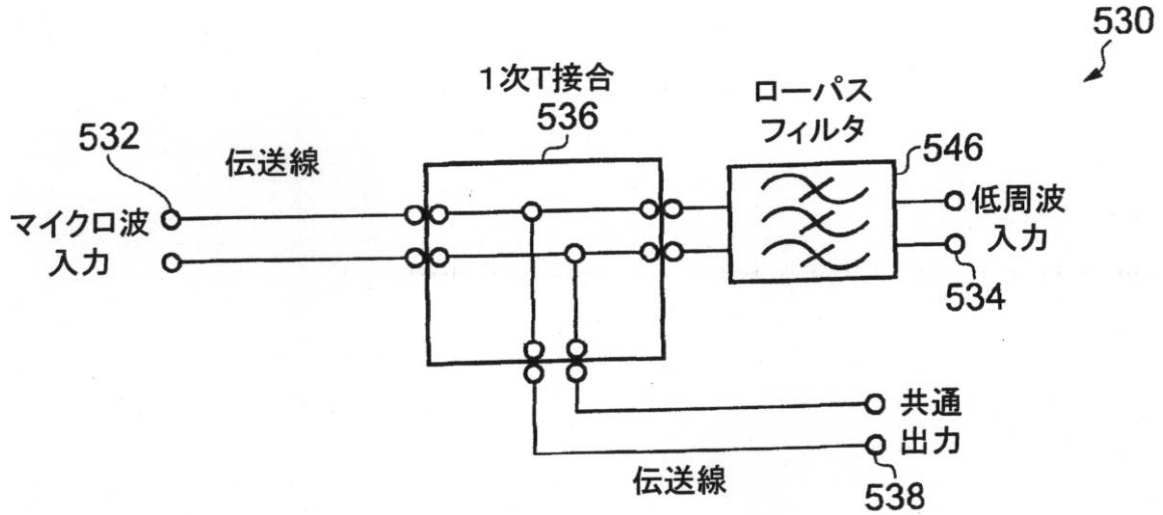


FIG. 16

【図17】

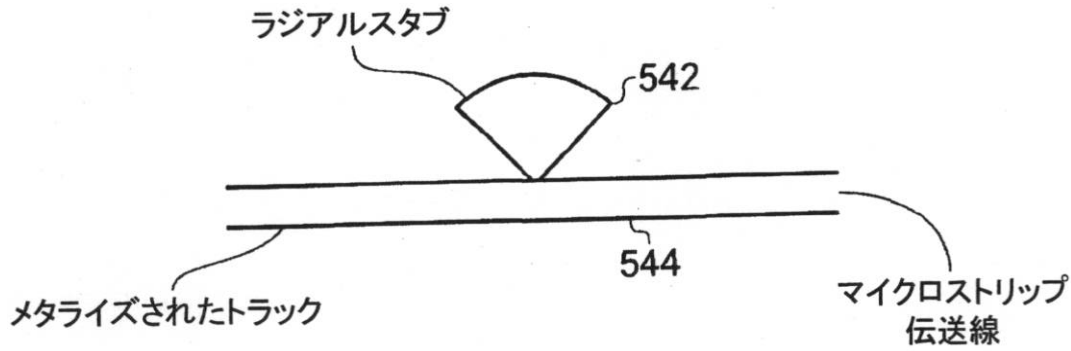


FIG. 17

【図18】

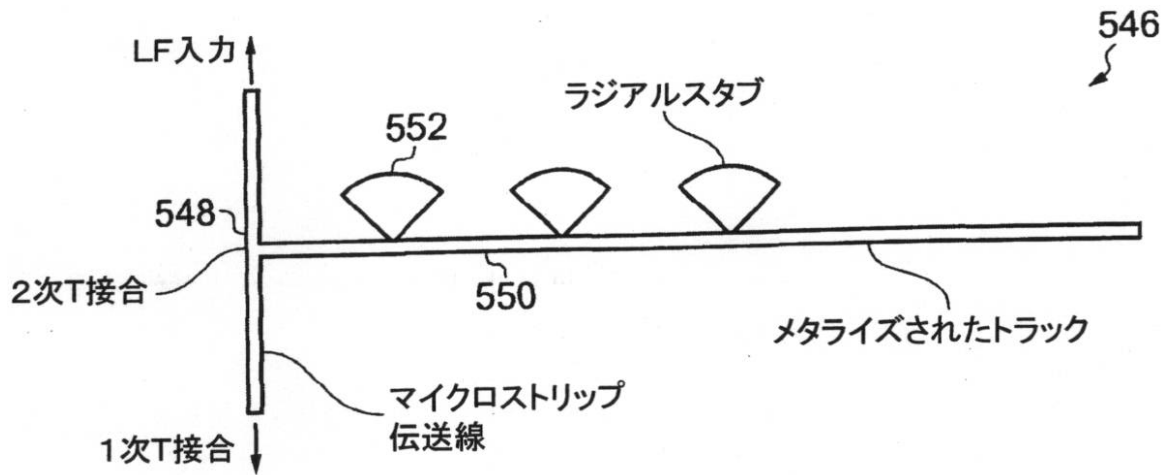


FIG. 18

【図19】

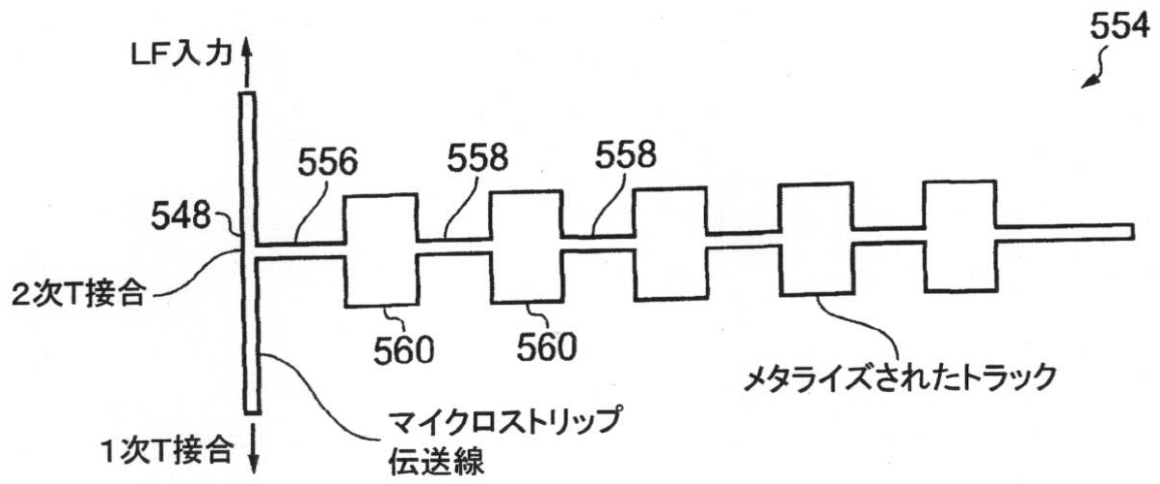


FIG. 19

フロントページの続き

審査官 井上 哲男

- (56)参考文献 特表2002-537938(JP,A)
特表2010-540053(JP,A)
特開2010-269148(JP,A)
特開2010-099468(JP,A)
特表2006-507865(JP,A)
特開平09-038102(JP,A)
特開平05-154162(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/18

A61B 18/12

专利名称(译)	用于传输高频和微波的电外科设备		
公开(公告)号	JP5768140B2	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	JP2013542601	申请日	2011-12-07
[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		
发明人	ハンコック,クリストファー・ポール		
IPC分类号	A61B18/18 A61B18/12 H05H1/24 H05H1/46		
CPC分类号	A61B18/1815 A61B18/042 A61B18/1206 A61B2018/0019 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00779 A61B2018/00785 A61B2018/00827 A61B2018/00892 A61B2018/128 A61B2018/1861 A61B2018/1876 H05B6/806		
FI分类号	A61B17/36.340 A61B17/39.310 H05H1/24 H05H1/46.R		
审查员(译)	井上哲夫		
优先权	2010021032 2010-12-10 GB		
其他公开文献	JP2014507175A5 JP2014507175A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于电外科装置的控制系統，其中传输到探头的RF EM辐射和微波EM辐射的能量传递曲线是传输到探头的RF能量的采样电压和电流信息，以及，基于发送到探测器和从探测器发出的微波能量的采样前向和反射功率的信息。RF EM辐射的能量传递曲线用于组织切割（不需要锋利的刀片），并且微波EM辐射的能量传递曲线用于组织的止血或密封或凝固或消融。RF EM辐射和微波EM辐射可以单独或同时提供。

(21) 出願番号	特願2013-542601 (P2013-542601)	(73) 特許権者	512008495
(86) (22) 出願日	平成23年12月7日 (2011.12.7)		クレオ・メディカル・リミテッド
(65) 公表番号	特表2014-507175 (P2014-507175A)		CREO MEDICAL LIMITE D
(43) 公表日	平成26年3月27日 (2014.3.27)		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
(86) 国際出願番号	PCT/GB2011/001693		
(87) 国際公開番号	W02012/076844		
(87) 国際公開日	平成24年6月14日 (2012.6.14)		
審査請求日	平成26年11月28日 (2014.11.28)		
(31) 優先権主張番号	1021032.6	(74) 代理人	110001195
(32) 優先日	平成22年12月10日 (2010.12.10)		特許業務法人深見特許事務所
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	(72) 発明者	ハンコック,クリストファー・ポール
早期審査対象出願			イギリス、ビー・エイ・2 5・イー・エイチ パース、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