

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4463113号
(P4463113)

(45) 発行日 平成22年5月12日(2010.5.12)

(24) 登録日 平成22年2月26日(2010.2.26)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/14 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 5

請求項の数 6 (全 21 頁)

(21) 出願番号	特願2004-566158 (P2004-566158)	(73) 特許権者	594089821
(86) (22) 出願日	平成15年12月19日(2003.12.19)		ジャイラス メディカル リミテッド
(65) 公表番号	特表2006-512959 (P2006-512959A)		イギリス C F 3 O L T カーディオ
(43) 公表日	平成18年4月20日(2006.4.20)		セント メロンズ ファウンテン ロード
(86) 国際出願番号	PCT/GB2003/005585	(74) 代理人	100100549
(87) 国際公開番号	W02004/062516		弁理士 川口 嘉之
(87) 国際公開日	平成16年7月29日(2004.7.29)	(74) 代理人	100090516
審査請求日	平成18年12月19日(2006.12.19)		弁理士 松倉 秀実
(31) 優先権主張番号	0300508.9	(74) 代理人	100106622
(32) 優先日	平成15年1月9日(2003.1.9)		弁理士 和久田 純一
(33) 優先権主張国	英国 (GB)	(74) 代理人	100089244
(31) 優先権主張番号	0317728.4		弁理士 遠山 勉
(32) 優先日	平成15年7月29日(2003.7.29)		
(33) 優先権主張国	英国 (GB)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科手術用発生器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を切断するか気化させるための電気外科手術器具に無線周波数(RF)電力を供給する電気外科手術用発生器であって、

少なくとも1つのRF電力デバイスと、

RF電力を前記器具に送出するための少なくとも1対の出力ラインと、

前記RF電力デバイスと前記1対の出力ラインとの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有するRF出力段を備え、

前記出力ラインにおける前記出力段の出力インピーダンスは200/Pオーム未満であり、Pはワット単位の発生器の最大連続RF出力電力であり、

出力電流過負荷を示す所定の電氣的条件に应答して、前記出力ネットワークに供給される前記RF電力を実質的に遮断するための保護回路をさらに備える電気外科手術用発生器。

【請求項 2】

前記出力ラインの両端における短絡の適用に应答する保護回路をさらに備え、前記直列共振出力ネットワークは、前記短絡が適用される時の前記出力ラインにおける出力電流の上昇率が、(P)/4アンペア/マイクロ秒未満であるようになっている、請求項1に記載の発生器。

【請求項 3】

前記出力ラインの両端における短絡の適用に应答する保護回路をさらに備え、前記保護

回路は、前記 R F 電力デバイスを通過する電流が、前記短絡の結果として定格最大電流まで上昇する前に前記 R F 電力デバイスをディセーブルするのに十分に高速に、前記短絡に
 10 応答する、請求項 1 に記載の発生器。

【請求項 4】

前記電力デバイスは、前記出力ラインに対する前記短絡の適用に
 10 応答してディセーブルされ、該ディセーブルすることは、前記送出された R F 電力の 3 R F サイクル未満に対応する期間内で起こる、請求項 3 に記載の発生器。

【請求項 5】

前記所定の電氣的条件は、所定のレベルを超える出力段の瞬時電流を示し、

前記保護回路は、前記条件が、前記瞬時電流が前記所定のレベルを超える間に送出され
た R F 電力の R F サイクル内に検出されるように、前記所定のレベルを超える出力段にお
ける前記瞬時電流に対して十分に高速に応答する、請求項 1 ~ 4 のいずれかに記載の発生
 10 器。

【請求項 6】

前記 R F 出力段に結合した電源段であって、1つまたは複数の前記電力デバイスに電力を供給するための電荷蓄積素子と、該電荷蓄積素子によって前記 R F 出力段に供給される電圧を検知するように構成される電圧検知回路とを含む、電源段をさらに備え、

1つまたは複数の前記電力デバイスをパルス駆動するための、前記電圧検知回路に結合したパルス駆動回路であって、前記電圧検知回路および前記パルス駆動回路の構成は、前記パルスのタイミングが前記検知された電圧に応答して制御されるようになっている、請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の発生器。
 20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、電気外科手術器具に無線周波数 (R F) 電力を供給する電気外科手術用発生器に関し、主に、直列共振出力ネットワークを有する発生器に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、電気外科手術用発生器は、結合キャパシタを介して電気外科手術器具に結合した電圧源を備える構成を利用し、50 ~ 500 オームの整合した出力インピーダンスを規定する。こうした構成は、整合したインピーダンスにおいて最大電力となり、このピークの両側で電力が徐々に低下する、電力対負荷インピーダンス特性をもたらす。実際、電気外科手術を行う時に、負荷インピーダンスは、非常に広い範囲にわたって変わる可能性があり、予想できない臨床作用を引き起こす。
 30

【0003】

この問題を処理するために、広い範囲にわたってインピーダンス整合を提供することが可能な R F 出力段を設けることが知られている。これは、急激な負荷インピーダンス変化が、大きな出力電圧振幅を生成する可能性があるという欠点を有する。代替の手法は、送出された電力が実質的に連続であるように、フィードバック信号に応答して R F 出力段に対する D C 供給を制御することである。これは、電源 D C 電圧を調整することによって、または、供給される D C 電力を一定に維持することによって行われてもよい。これらの技法は、或る範囲のインピーダンスにわたって実質的に平坦である電力対負荷インピーダンス特性をもたらすが、1つの制約は、組織の切断または気化を開始する時に (組織凝固に比べて) エネルギーの送出を制御することが難しいことである。無線周波数電力を使用して組織を切断するかまたは気化させるために、組織または周囲の流体によって提示される初期の低インピーダンス負荷は、アーク放電を当てるために、より高いインピーダンスにされることが必要となる。あまりに多くのエネルギーを送出すると、手術部位に隣接した熱傷部、過剰の煙、または、器具の故障がもたらされる可能性がある。あまりに少ないエネルギーの送出は、大幅な遅延を生じ、望ましくない組織凝固がもたらされる可能性がある。
 40
 50

【 0 0 0 4 】

生理食塩水などの導電性液体内に浸漬させた手術部位の組織を除去する時に、バイポーラ電気外科手術器具に非常に高電圧の、たとえば、約1キロボルトピークツーピークのパルス状電気外科手術用電力を供給する電気外科手術用発生器を使用することも知られている。この器具は、器具の一番遠い端に位置して、処置される組織に隣接または接触するようにされるアクティブ電極、および、アクティブ電極から後方にセットされ、導電性液体と電氣的に接続するための流体接触表面を有するリターン電極を有する場合がある。組織除去を達成するために、アクティブ電極の周囲の導電性液体は、気化して、当該電極においてアーク放電を引き起こす。変動する負荷インピーダンス条件の下で、組織の切断または気化を達成するのに使用される高電圧は、器具が低負荷インピーダンスを受ける時には、特に、発生器について要求が厳しい。実際、上述したように、こうした条件下では、望ましくない作用が無い状態でアーク放電を確実に開始させることは難しい。電極のサイズを減らすことによって、また、たとえば、酸化物層を塗布することで、その表面を粗くすることによって、アクティブ電極における電力密度を増加させ、したがって、アーク放電が開始される確実性を改善するステップが取られてきた。後者の技法は、電力密度を増加させる手段として、表面の不規則性の中に蒸気を捕捉する作用がある。

10

【 0 0 0 5 】

高電圧でのこうした器具の動作は、アクティブ電極の腐食を引き起こす傾向があることがわかっている。腐食率は、供給電圧が増加するにつれて増加し、電極のサイズを減らし、つい先に述べたように、粗い表面を設けることによって低下する。

20

【 0 0 0 6 】

公開された欧州特許出願第 E P 1 0 5 3 7 2 0 A 1 号は、高い電気外科手術用電圧を生成する発生器を開示する。

【 発明の開示 】

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 0 7 】

本発明の第1の態様によれば、電気外科手術器具にRF電力を供給する電気外科手術用発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、出力ラインにおける出力段の出力インピーダンスは200 / Pオーム未満であり、Pはワット単位の発生器の最大連続RF出力電力である。発生器が、水分を含む場での外科手術で、たとえば、生理食塩水などの導電性流体に浸漬された器具の1つまたは複数の電極と共に使用するように構成される時、最大連続電力は、好ましくは、約300W~400Wである。したがって、最大出力電力が400Wである場合、出力インピーダンスは10オーム未満である。水分の無い場での電気外科手術では、すなわち、1つまたは複数の電極が通常は浸漬されていない場合は、必要とされるRF出力電力が少ない。この場合、発生器は、最大連続RF出力電力が約16Wであるように構成されてもよく、この場合、出力インピーダンスは、50オーム未満である。両方のこうした場合では、組織を切断するか、または、気化させるための出力電圧で、すなわち、少なくとも300Vピークで動作する時の数値が得られる。出力インピーダンスは、好ましくは、100 / Pオーム未満であり、上記電力出力において5オーム~25オームの最大出力インピーダンス値を生ずる。

30

40

【 0 0 0 8 】

発生器のRF出力がパルス駆動される、すなわち、RFエネルギーがバースト(一般に、RF正弦波)で負荷に供給される時、最大連続電力は、数個のこうしたバーストにわたって測定された平均電力であることが理解されるであろう。

【 0 0 0 9 】

本発明の別の態様によれば、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具にRF電力を供給する電気外科手術用発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも

50

1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、ネットワークは、出力ラインにおける出力電流の最大上昇率が $(P)/4$ アンペア/マイクロ秒未満であるように構成され、Pは先に規定されている。

【0010】

したがって、水分を含む場での電気外科手術用の、400Wの典型的な最大連続RF出力電力について、一般に、出力ラインが発生器の最大電力設定において短絡される時の、出力電流振幅の最大上昇率は5A/μs未満である。Pが、水分の無い場での電気外科手術用の16Wの典型的な値である場合、出力電流振幅の上昇率は1A/μs未満である。

【0011】

本発明による好ましい発生器では、たとえば、出力ラインの短絡によって、出力電流過負荷を示す所定の電氣的条件にตอบสนองして、直列共振出力ネットワークに供給されるRF電力を実質的に遮断するための、保護回路が存在する。保護回路は、出力ネットワークへのRF電力の供給が、送出されたRF電力の20サイクル程度に対応する期間内に遮断されるのに十分な速度で、短絡にตอบสนองする。保護回路は、好ましくは、ずっと高速である、たとえば、3サイクル以内、さらには1サイクル以内で電力送出を遮断するように動作する。直列共振出力ネットワークの作用は、非常に低いインピーダンスまたは短絡が出力ラインの両端に現れる時などの、故障状態で、電流の増加を遅延させることである。本出願人等は、開回路から短絡へのインピーダンス変化が、数RFサイクル経過後にだけ、RF電力デバイスにわたる有効な短絡をもたらすことを見出した。保護回路を高速にตอบสนองするように構成することによって、出力段は、それが起こる前にディセーブルされる可能性がある。一般に、保護回路は、RF電力デバイスを通過する電流が、短絡の結果として定格最大電流まで上昇する前にRF電力デバイスをディセーブルするのに十分に高速に、出力ラインの両端での短絡の適用にตอบสนองする。

【0012】

比較的低い出力インピーダンスを有するRF出力段の使用は、RF電圧出力が、出力段(具体的には、RF出力段が収容する1つまたは複数のRF電力デバイス)に印加されるDC供給電圧に実質的に直接関連することを意味する。本発明の好ましい実施形態では、それぞれのRF電力デバイスは、スイッチングモードで動作し、その結果、方形波出力が、直列共振出力ネットワークに印加される。出力ラインで利用可能なRMS電圧は、供給電圧に正比例する。当然のこととして、最大ピークツーピーク出力電圧はDC供給電圧によって決まることになり、結果として、この実施形態では、出力電圧を制御するための動的フィードバックは必要とされない。

【0013】

保護回路は、好ましくは、上述の所定の電氣的条件の開始後、1と1/2のRF期間内で出力段をディセーブルすることが可能である。好ましくは、所定の電氣的条件は、所定のレベルを超える出力段の瞬時電流を示し、保護回路のตอบสนอง速度は、瞬時電流による所定のレベルの突破が、それが起こる同じRFサイクル中に検出されるようになっている。こうした検出は、1つまたは複数のRF電力デバイスと直列共振出力ネットワークの間で直列に結合された、通常は電流トランスであるピックアップ機構、ならびに、ピックアップ機構に結合した第1入力(たとえば、トランスの2次巻き線)および基準レベル源に結合した第2入力を有する比較器を含む電流検知回路によって実施されてもよい。基準レベル源は、全波整流が比較器よりも前で行われているか否かに応じて、閾値が最初に越えられる同じRF半サイクル内で、または、その後の半サイクル内で比較器の出力の状態変化を引き起こすように、瞬時電流、すなわち、実質的にフィルタリングされない状態の電圧表現であってもよい。所定の瞬時出力レベルは、好ましくは、水分を含む場の場合、少なくとも5Aであり、通常は15Aである。ピックアップ機構によって検出される瞬時電流が、基準源によって設定された所定のレベルを超えることにตอบสนองして、比較器の出力が状態を変える時に、比較器の出力は、1つまたは複数の電力デバイスをディセーブルするディセーブル回路に結合される。保護回路の電流遮断の態様は、インピーダンスによって制限

10

20

30

40

50

されない。

【 0 0 1 4 】

一般に、短時間の間、電力送出を遮断すればよい。その結果、保護回路は、単安定状態を含み、所定の状態を検出することに対応して動作して、通常は発生器の動作周波数の20サイクル未満である、単安定段の時定数によって決まる制限期間の間、電力デバイスをディセーブルする。

【 0 0 1 5 】

好ましくは、発生器は、1つまたは複数のRF電力デバイスに結合したRF源を有し、RF源は、発生器の動作周波数を規定する発振器を含む。直列共振出力ネットワークは、この動作周波数に同調される。一般に、RF源は、動作周波数が、(たとえば、任意所与の処置サイクル中に)実質的に一定であるように構成される。

10

【 0 0 1 6 】

好ましい発生器は、所与のユーザ設定について、RMS RF出力電圧が、実質的に、600/Pオーム~1000オームの負荷インピーダンス範囲内にあるように構成され、Pは先に規定されている。そのため、たとえば、RFエネルギーの各バースト中に一定であるRMS RF出力電圧は、最大値の20パーセント以内に維持される。これは、出力ネットワークの直列共振構成の結果として部分的に達成することができる。

【 0 0 1 7 】

一定ピーク出力電圧を低インピーダンスに維持するために、本発明の特定の好ましい特徴によれば、出力段へのRF電源は、電荷蓄積素子、好ましくは、1mFを超えるキャパシタンスを含み、出力デバイスは、バーストのタイミングによって、RFエネルギーをバーストで供給するようにパルス駆動回路によってパルス駆動され、特に、各バーストの終了は、キャパシタンスに結合した電圧検知回路の出力に対応して制御される。出力段へのDC電源電圧は、好ましくは、100V以上である。供給電圧の大幅な低下を回避するために、電圧検知回路およびパルス駆動回路は、検知された電圧が、所定のレベル未満に低下する時にRFエネルギーの個々のパルスを終了するように構成され、所定のレベルは、通常、電圧が5パーセント~20パーセントの所定のパーセンテージの値だけ低下する時にパルスの終了が起こるように設定され、所定のパーセンテージの値は、通常、出力ラインにおいて送出されるピークRF電圧が、それぞれのパルスについて、その開始値未満の、25V~100Vの値に低下することに対応する。各パルス間に送出されるRFエネルギーは、通常、水分を含む場での電気外科手術の場合は60ジュール、水分の無い場での電気外科手術の場合は2ジュールである。ピーク電力は、通常、少なくとも1kW、好ましくは、4kWに達する。

20

30

【 0 0 1 8 】

水分を含む場での好ましい発生器の非常に大きな(1kWを超える)ピーク電力能力は、アーク放電に必要とされる電圧を超える電圧のみが送出されるため、組織切断または気化サイクルの開始時に起こるインピーダンス変化が非常に高速に完了することを可能にする。これは、一部の従来技術の発生器の遅延および望ましくない凝固作用を大幅に低減する。電圧送出が実質的に一定であることにより、組織のタイプまたは係合が変化するにもかかわらず、切断または気化が一定レートで行われる。

40

【 0 0 1 9 】

本発明のさらなる態様によれば、電気外科手術器具に無線周波数(RF)電力を供給する電気外科手術用発生器が提供され、発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、発生器は、出力ラインの両端での短絡に対応する保護回路をさらに備え、出力段の出力インピーダンスは200/Pオーム未満であり、Pはワット単位の発生器の最大連続RF出力電力であり、保護回路は、電力デバイスを通過する電流が、短絡の結果として定格最大電流まで上昇する前に電力デバイスをディセーブルするのに十分に高速に、上記短絡に対応する。上記電力デバイスは、3RFサイクル未満に対応する期間内で、出

50

カラインに対する短絡の適用にตอบสนองしてディセーブルされてもよい。

【 0 0 2 0 】

本発明の別の態様は、水分を含む場での電気外科手術において、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具に無線周波数（RF）電力を供給する電気外科手術用発生器を提供し、発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、出力ラインにおける出力段の出力インピーダンスは10オーム未満である。

【 0 0 2 1 】

本発明のさらに別の態様は、水分の無い場での電気外科手術において、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具に無線周波数（RF）電力を供給する電気外科手術用発生器を提供し、発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、出力ラインにおける出力段の出力インピーダンスは50オーム未満である。

10

【 0 0 2 2 】

本発明のさらなる一態様によれば、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具にRF電力を供給する発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、発生器は、600/Pオーム～1000オームの負荷インピーダンス範囲にわたって少なくとも300Vのピーク出力電圧を維持することが可能であるように構成され、Pはワットでの定格出力電力である。定格出力電力は、国際電気標準会議(International Electrotechnical Commission standard)、IEC 60601-2-2において規定されている。

20

【 0 0 2 3 】

本発明のさらなる一態様によれば、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具にRF電力を供給する電気外科手術用発生器が提供され、発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと上記1対の出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、発生器は、RF出力段に結合した電源段をさらに備え、電源段は、ジュールの単位の、発生器の最大連続電力P（ワット単位）の3パーセント～30パーセントを蓄積することが可能なエネルギー蓄積キャパシタを有する。

30

【 0 0 2 4 】

本発明の別の態様では、パルス当たりのエネルギー送出（ジュールの単位）は、最大連続RF出力電力（ワット単位）の1パーセント～10パーセントである。

【 0 0 2 5 】

本発明はまた、組織を切断するか、または、気化させるための電気外科手術器具にRF電力を供給する電気外科手術用発生器を含み、発生器は、RF出力段を備え、RF出力段は、少なくとも1つのRF電力デバイスと、RF電力を器具に送出するための、少なくとも1対の出力ラインと、RF電力デバイスと出力ラインの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有し、発生器は、出力ラインの両端で生成された電圧の波高率が、出力ラインに提示される負荷インピーダンスが減少するにつれて増加し、一方、パルス中のピーク出力電圧が300Vより大きい値に維持されるように、送出されるRF電力をパルス駆動するための、出力段に結合したパルス駆動回路をさらに備える。水分を含む場での電気外科手術の場合、出力段の出力インピーダンスは、好ましくは、10オーム未満であり、波高率は、600/P～1000オーム（通常、10オーム～1000オーム）の負荷インピーダンス範囲にわたって少なくとも2：1の比だけ変動する。水分の無い場での電気

40

50

外科手術の場合、出力インピーダンス数値は、50オーム未満であり、波高率は、600 / Pオーム～50キロオーム（通常、50オーム～50キロオーム）の負荷インピーダンス範囲にわたって少なくとも2：1の比だけ変動する。

【0026】

「波高率」とは、ピーク電圧とRMS電圧の比を意味する。パルス状出力波形の場合、測定は、複数のパルスにわたって行われる。

【0027】

本発明の10番目の態様によれば、電気外科手術用発生器は、無線周波数（RF）エネルギー源、アクティブ出力端子、リターン出力端子、エネルギー源とアクティブ出力端子の間のDC絶縁キャパシタンス、および、エネルギー源のためのパルス駆動回路を備え、エネルギー源およびパルス駆動回路は、出力端子においてパルス状RF出力信号を生成するよう構成され、パルス状RF出力信号は、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz～2kHzの変調レート、および、100μs～5msのパルス長を有する。本発明の好ましい実施形態では、信号は、少なくとも3Aのピーク電流を有する。

10

【0028】

こうした発生器の場合、比較的低い負荷インピーダンスの条件下でさえも、アーク放電を開始することが可能である。アーク放電が確立されると、負荷インピーダンスは、アーク放電が連続RF出力波形を使用して維持されることができる限り増加する傾向がある。電極腐食を低減しながら、気化のために、アクティブ電極において改善された電力密度が利用できる。

20

【0029】

パルス長は、好ましくは、0.5ms～5msであり、パルスデューティサイクルは、通常、1%～20%、より好ましくは、2%～10%である。

【0030】

本発明による好ましい発生器は、共振出力ネットワークを有し、たとえば、処置期間の少なくとも初期の部分の間、少なくとも1キロワット、通常は少なくとも3または4キロワットのピーク電力を生成するように動作可能である。電極腐食性能の改善は、出力電圧を約900V～1100Vピークツーピークの値に制限するための手段を発生器内に設けることによって達成することができる。

30

【0031】

好ましい発生器では、エネルギー源とパルス駆動回路は、初期期間で、出力端子においてパルス状RF出力信号を生成するように構成され、パルス状RF出力信号は、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz～2kHzの変調レート、および、100μs～5msのパルス長を有し、その後の期間で、出力端子において定電力RF出力信号を生成するように構成される。

【0032】

発生器に、上述の初期動作期間を終了させ、いわゆる、その後の期間を開始させる種々の方法が可能である。発生器の1つの実施形態は、初期期間からその後の期間への切換えが、初期期間の開始後に、所定の時間間隔で自動的に起こるように構成される。代替の一実施形態では、発生器は、発生器の使用時に、アクティブ出力端子とリターン出力端子の間の負荷インピーダンスを監視するための手段を有し、出力インピーダンスの大きさが所定の倍率、通常、5～20倍、好ましくは、10倍だけ増加する時、または、出力インピーダンスの大きさが所定の閾値を超える時に、その後の期間への切換えを引き起こすように構成される。

40

【0033】

好ましい発生器は、上述した電荷蓄積素子を含む第3の切換え技法を使用する。この場合、RFエネルギー源はRF出力段を含み、発生器は、電力を出力段に供給するための、大きなキャパシタなどの電荷蓄積素子を含む電源を有する。処置期間が、先に述べたように、初期期間およびその後の期間を含む時、キャパシタを使用して、少なくとも初期期間

50

の間に電力が供給される。電荷蓄積素子には、電荷蓄積素子によって出力段に供給される電圧を検知する電圧検知回路が連結され、発生器は、電圧検知回路によって検知された供給電圧が所定の電圧閾値に達したことに応答して、処置が終了するか、または、その後の期間が始まるように構成される。実際、同じ電圧検知回路を使用して、個々のパルスの長さおよびタイミングを制御することが可能である。この場合、電圧検知回路は、上述したパルス駆動回路の一部を形成し、初期期間の間に出力段によって生成されるパルスの少なくとも始まりのタイミングは、供給電圧が上述した電圧閾値に達したことに応答して確定される。出力段によって生成されるパルスの前縁と後縁の両方を、供給電圧が各電圧閾値未満に低下すること、または、各電圧閾値を超えることそれぞれによって確定されるように構成することができる。

10

【 0 0 3 4 】

電荷蓄積キャパシタは、好ましくは、少なくとも $1000 \mu\text{F}$ であり、有利には、 5 J を超える容量を有する。

【 0 0 3 5 】

既に述べたように、好ましい発生器は同調した出力を有する。実際、共振出力ネットワークを有する発生器を使用して、良好な結果が得られており、発生器の負荷曲線（すなわち、送出された電力を負荷インピーダンスに対してプロットした曲線）は、 50 オーム 未満の負荷インピーダンスでピークを有する。ピーク電力レベルを低負荷インピーダンス内に送出することは、インダクタンスとキャパシタンスとの直列の組み合わせを備える直列共振ネットワークとして出力ネットワークを形成することによって行われ、ネットワークの出力は、キャパシタンスの両端で取り出される。出力は、結合キャパシタを介して発生器の全ての出力端子に対して、また任意選択で、直列の組み合わせ体のインダクタンスとキャパシタンスの間のノードから昇圧トランスに対して取り出されてもよい。代わりに、インダクタンスの両端から出力を取り出すことが可能であるが、キャパシタの両端で出力を取り出すことには、スイッチングの過渡電流を低減する利点がある。さらなる代替法として、発生器は、その出力端子が共振出力ネットワークに接続されており、その結果、事実上、負荷は、端子に接続されると、共振組み合わせ体を形成するインダクタンスとキャパシタンスとの直列のインピーダンスとして、たとえば、インダクタンスとキャパシタンスの間に接続される。

20

【 0 0 3 6 】

共振出力ネットワークは、通常、 $50 \text{ オーム} \sim 500 \text{ オーム}$ の範囲の出力端子における信号源インピーダンスを提供する。

30

【 0 0 3 7 】

特に、結合キャパシタンスの結果として、出力ネットワークの共振周波数が、負荷インピーダンスと共に変わる可能性があるため、RF 源は、可変周波数 RF 発振器を含んでもよく、出力周波数は、有利には、整合用負荷インピーダンス、すなわち、その信号源インピーダンスに等しい負荷インピーダンスに接続されると、出力ネットワークの共振周波数未満の最大値に制限される。

【 0 0 3 8 】

発生器を、バイポーラ電気外科手術器具と組み合わせて、電気外科手術システムを形成してもよく、器具は、発生器のアクティブ出力端子に結合した少なくとも1つのアクティブ電極、および、発生器リターン出力端子に結合したリターン電極を有する。本発明は、電気外科手術システムに特に適用され、電気外科手術システムでは、バイポーラ電気外科手術器具は、導電性で、好ましくは、U形状のループとして形成されるアクティブ電極を有する。こうしたループは、組織試料を切除するのに使用されることが多いが、生理食塩水の気化およびアーク放電を達成するという点で、発生器に対して特定の厳しい要求を課す。

40

【 0 0 3 9 】

本発明の11番目の態様によれば、電気外科手術システムは、無線周波数 (RF) エネルギー源を有する発生器、および、発生器に結合された、少なくとも1対の電極を有する

50

電極アセンブリを有するバイポーラ電気外科手術器具を備え、発生器は、初期期間に、パルス変調されたRF信号としてRFエネルギーを電極アセンブリに送出するようになっており、パルス変調されたRF信号は、1対の電極と共に使用される時に、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz~2kHzの変調レート、および、100 μ s~5msのパルス長を有する。

【0040】

また、本システムは、初期期間に、パルス変調されたRF信号としてRFエネルギーを電極アセンブリに送出するようになっており、パルス変調されたRF信号は、1対の電極と共に使用される時に、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz~2kHzの変調レート、および、100 μ s~5msのパルス長を有し、その後の期間に、連続電力RF信号としてRFエネルギーを電極アセンブリに送出するようになっている。ピーク電流は、好ましくは少なくとも3Aである。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0041】

ここで、本発明を、図面を参照して例として説明する。

【0042】

図1を参照すると、発生器10は、接続コード14を介して、内視鏡アタッチメントの形態の電気外科手術器具12のために、無線周波数(RF)出力を提供する出力ソケット10Sを有する。発生器の作動は、コード14内の制御接続部を介して器具12から、または、図示するように、フットスイッチ接続コード18によって発生器10の背面に個別に接続された、フットスイッチユニット16によって行われてもよい。図示する実施形態では、フットスイッチユニット16は、発生器の凝固モードと切断モードとをそれぞれ選択するための、2つのフットスイッチ16Aおよび16Bを有する。発生器前部パネルは、ディスプレイ24で示される、凝固と切断の電力レベルをそれぞれ設定するための、プッシュボタン20および22を有する。プッシュボタン26は、凝固モードと切断モードとを選択する代替の手段として設けられる。器具12は、2電極構造を有する着脱式ループ電極アセンブリ28を有し、生理食塩水を含む場で使用することを意図される。

20

【0043】

図2Aおよび図2Bは、電極アセンブリ28の遠位端の拡大図である。その一番遠い遠位端において、アセンブリは、内視鏡上に嵌まるように意図されたクリップ34内に並んで取り付けられる1対の電極アセンブリ腕32から懸垂保持されるU形状ループ電極30を有する。ループ電極30はアクティブ電極である。腕32のそれぞれは、同軸ケーブルとして形成され、腕の露出した導電性外側シールドは、それぞれ、リターン電極36を形成する。生理食塩水を含む場に浸漬された状態の動作では、ループ電極30は、通常、組織試料を切除するために使用され、ループ電極30とリターン電極36の表面に接触する流体の間に生成される電気外科手術用電圧は、ループ電極30における周囲の生理食塩液の気化、および、こうして形成された蒸気で包まれた部分を通したアーク放電を促進する。

30

【0044】

ループ電極30は、電極/流体界面のインピーダンスの増加を促進し、結果として、電極表面における電力密度を増加させるために、酸化物被膜を有する合成モリブデンレニウムワイヤを備える。

40

【0045】

ループの幅は、通常、2.5mm~4mmの範囲であり、ワイヤは、通常、0.20~0.35mmの範囲の径を有する。

【0046】

このループ電極アセンブリは、気化を開始し、アーク放電を形成する点で、特定の要求を発生器に課す。

【0047】

50

ワイヤ径を減少させ、酸化物層を形成することによって、この電極アセンブリのアーチ放電（点弧）の開始を改善する試みにより、腐食率が増加する傾向が生じたか、または、ループが機械的にもろくなった。

【0048】

本発明による発生器は、ループ電極アセンブリと共に使用することにも、水分を含む場で使用することにも限定されないことに留意されるべきである。

【0049】

ここで、図3を参照して、発生器をより詳細に説明する。発生器は、RF出力段42に接続可能である発振器40の形態のRF源を有する。出力段42は、電力mosfetおよびドライバ回路44の一部を形成するmosfet電力ブリッジ、電流検知素子46、および共振出力ネットワーク48を備える。発振器40は、実質的に一定のRF周波数で動作するように構成され、出力ネットワーク48は、その周波数に同調される。一般的に言えば、1つまたは複数のRF電力デバイスに結合したRF源は、発生器の動作周波数を規定し、出力ネットワーク（以下で述べるように、直列共振型である）は、動作周波数に同調される。本発明のこの実施形態では、動作周波数は実質的に一定である。

【0050】

RF出力段42、すなわち、より具体的には、電力mosfetへの電力は、供給レール58を介してDC電源50から供給される。4.7mFリザーバキャパシタ60は、供給レール58とアースの間に接続される。供給レール58上の電圧は、電圧検知回路62によって検知され、電圧検知回路62は、RF発振器40と電力mosfetおよびドライバ回路44のドライバデバイスの間で直列に接続される第1伝送ゲート64を制御する。

【0051】

出力段42の電流検知素子46は、直列接続式電流トランスであり、その2次巻き線は、比較器66の第1入力に結合され、比較器66は、基準入力68からの基準信号を、その入力の他方で同様に受け取る。比較器の出力は、単安定回路70を制御し、単安定回路70は、さらに、発振器40と電力mosfetおよびドライバ回路44のドライバデバイス間の経路において、ゲート64と直列に結合する第2伝送ゲート72を制御する。出力ネットワーク48は、RF電力を出力端子74に供給し、出力端子74は、実際には、以降で述べるように、1対の出力ラインである。発生器の動作は、パルス駆動回路の一部として動作する電圧検知回路62およびゲート64の組み合わせによって制御されるバーストで、RFエネルギーが出力ライン74に供給される限り、通常はパルス駆動される。発生器が作動すると、供給レール58上の電圧は、少なくとも、出力ライン74の両端に結合した負荷インピーダンスが比較的低い時には、リザーバキャパシタ60の放電により低下する傾向がある。供給レール58上のDC供給電圧がプリセット値まで低下すると、電圧検知回路62の出力は状態を変え、伝送ゲート64が、その開回路状態に駆動され、それによって、電力mosfetおよびドライバ回路44がディセーブルされる。リザーバキャパシタ60は、その後、再充電し、供給レール電圧が、第2のより大きなプリセット値に達すると、電圧検知回路62は、ゲート64を発振器40に再接続させる。こうして、各パルスで送出されるエネルギー量を制御することが可能である。

【0052】

電流検知素子46、比較器66、単安定回路70、および第2伝送ゲート72は、保護回路として共に働いて、たとえば、出力ライン74の両端における短絡によって引き起こされる過剰な電流ドレインに対して、回路44内のmosfet電力デバイスが保護される。出力ネットワーク48におけるエネルギーの蓄積は、mosfetおよびドライバ回路44内の電力デバイスに対する出力ライン74の両端における短絡の伝送を遅延させる。

【0053】

電流検知素子46および比較器66によって検知された電氣的回路状態は、回路44内の電力mosfetと出力ネットワーク48の間を流れる電流であり、この電流は、出力

10

20

30

40

50

ライン74の両端に与えられた短絡を示し得るレベルへ増加する。電流がプリセット電流レベルに達したと、比較器66によって検出された時、比較器出力は状態を変え、単安定回路70は、第2伝送ゲート72を開回路にさせ、電力mosfetおよびドライバ段44をディセーブルする。単安定回路の時定数は、通常、ユーザに通知するために警告信号が生成されることを可能にする、0.5秒以下に設定される。しかしながら、直列共振回路におけるエネルギーの蓄積のために、400kHzの動作周波数での、約20のRFサイクルの単安定な時定数を有するRF電力デバイスを保護することが可能である。

【0054】

出力段42の構成は、図4の簡略化した回路図に原理的に示される。図4を参照すると、図3に示す電力mosfetおよびドライバ回路44は、FET電力デバイスQ1、Q2の第1プッシュプル対、および、第2電力FETデバイスプッシュプル対Q3、Q4を備える電力mosfetブリッジを有し、各対は、それぞれの出力ノードを有し、それぞれの出力ノードは、対が180度位相ずれて駆動されると、直列共振出力ネットワーク48への入力において発振器40(図2)の周波数の方形波を生成する。電力mosfet Q1、Q2; Q3、Q4の各対は、供給レール58とアースの間に結合される。したがって、mosfetのそれぞれは、「オン」に駆動されると、実質的な短絡であるため、出力ネットワーク48に印加される電圧は、アースと供給レール電圧の間で実質的に振れる。図3に示すリザーバキャパシタ60は、もちろん、図4に示すように、それぞれの電力mosfet対の両端に接続される。

【0055】

出力ネットワークは、インダクタL1と共振キャパシタC1が、それぞれ、第1および第2の電力mosfet対の出力ノード76、78の間で直列に結合される直列共振型である。この実施形態では、出力ライン74と、その電極アセンブリにわたって存在する組織および/または流体との間に結合された電気外科手術器具によって実際に構成される負荷抵抗 R_L は、インダクタL1とキャパシタC1の間で直列に接続される。先に説明したように、インダクタL1と共振キャパシタC1によって形成された直列共振同調回路は、エネルギー蓄積デバイスの役を果たし、負荷抵抗 R_L が非常に低い値に低下した場合、電力mosfetブリッジQ1~Q4のノード間での電流の増加を遅延させる。この共振機構の別の特徴は、或る周波数でだけ低インピーダンスであることであり、送出された出力信号が、もっぱら、電力mosfetによって生成された波形の基本成分からなることを意味し、もちろん、それは、ネットワーク48の共振周波数が発振器段40(図3)の動作周波数の周波数と同じであるという条件付きである。

【0056】

図4を参照して先に述べた出力構成によって発生器に与えられる特性のうちの1つは、RFエネルギーの各バーストすなわちパルス中に、発生器が、図5に示す電力対負荷インピーダンス負荷曲線によって示すように、ほぼ一定の電圧負荷曲線を有することである。この特性は、電圧オーバシュート無しで、低いインピーダンスで必要とされる大きな電力を提供するため、組織の切断または気化にとって特に適している。必要とされる低出力インピーダンスおよび大電流は、たとえ、昇圧トランスが、直列共振素子L1、C1と出力ライン74の間に結合される場合でも、電力mosfetの供給レールとアースへの直接結合、および、リザーバキャパシタ60によって提供される。この構成を使用すると、出力ライン74における発生器の出力インピーダンスを2オーム以下に維持することが可能である。これが、故障状態でのピーク電流送出について意味することは、先に言及したような保護回路を必要とすることである。

【0057】

RF出力段42は図6により詳細に示される。図6に示すように、電流検知素子46は、電力mosfetブリッジの出力ノード76、78の一方と、直列共振出力ネットワークの部品L1、C1の一方との間で、この場合、ノード76とインダクタL1の間で直列に結合した電流トランスである。この好ましい発生器では、供給レール58上の標準DC供給電圧は約120Vである。組織の切断または気化を実施する目的で、アーク放電を当

10

20

30

40

50

てるために、380Vを超えるピーク電圧が必要とされる場合がある。したがって、また、絶縁の目的で、RF出力ネットワーク48は、ピーク出力電圧を約500Vに上げるための、昇圧絶縁トランスTR1を含む。トランスTR1の1次巻き線が、トランスTR1の両端に結合した同調用キャパシタC2を有することにより、シャント接続式トラップとして働く、動作周波数に同調した並列共振回路が得られる。これは、特に、出力インピーダンスが大きい時に、出力ライン74に供給される電力信号内の高調波の排除を改善し、その結果、RFI(RF干渉)が減るという利点を有する。

【0058】

DC阻止は、トランスTR1の2次巻き線と出力ライン74の一方の間の結合キャパシタC3によって提供される。

10

【0059】

出力ネットワーク48の実際の共振周波数は、いくつかの要素の結果であり、これらは、(1)集中インダクタンスL1および同調用キャパシタC1によって表される主同調要素、(2)トランス漏れインダクタンスおよび相互結合キャパシタンス、(3)DC阻止キャパシタンスC3、および、(4)出力ライン74と電気外科手術器具自体の間の接続ケーブル(図示せず)の誘導性および容量性負荷である。故障状態における電流の増加の遅延は、この同調式機構のエネルギーレベルによる。共振時、この機構は、非常に小さいにもかかわらず、直列抵抗によって表される場合がある有限損失を有する。しかしながら、動的には、共振出力ネットワークのエネルギーレベルは、瞬時に変わることができない。開回路から短絡へのインピーダンス変化は、動作周波数の数RFサイクル後におけるスイッチング段に対する短絡を示すだけである。図3に示す比較器66は、出力ライン74で始まる変化の1~1.5サイクル以内でこうしたインピーダンス変化を検出することが可能である。この迅速な応答、ならびに、電力mosfetおよびドライバ回路44が損傷が起こる前に遮断されることを可能にすることは、短絡中に送出されるエネルギー量が非常に小さいという効果を有する。

20

【0060】

図3、特に、電圧検知回路62および出力段パルス駆動回路64を再び参照すると、図5および図6を参照して上述した出力段について達成可能である非常に大きなピーク電力は、低インピーダンスへの電力の送出中に、リザーバキャパシタ60の両端の電圧が、発生器作動の瞬間の後に徐々に減少するという利点を有する。キャパシタ値は、組織の切断または気化サイクルの開始時に起こる低から高への負荷インピーダンス変化が、RFエネルギーの単一バーストで確実に生じ得るほど十分に大きくなるように選択される。通常、初期バースト中に送出されるエネルギー量は、水分の無い環境では約1ジュール、水分を含む場の環境では10~20ジュールである。RFパルスすなわちバーストの実際のエネルギーは、電圧検知回路62内に設定された1つまたは複数の閾値のセットによって、具体的には、パルスの開始とパルスの終了の間での供給電圧の差によって制御される。出力段は非常に低い出力インピーダンスを有するため、この差電圧は、出力において、送出されたRF電圧の変化として現れる。したがって、キャパシタ60は、電圧の変化が、出力における絶対電圧の小さな比率のみを表すように十分に大きく作られる(この実施形態では、4.7mF)。そのため、送出される出力電圧が、500Vのピーク電圧を有する正弦波である場合、供給レール58上の供給電圧、キャパシタ60のサイズ、および、トランスTR1の昇圧比は、出力電圧が、RFバースト中に100Vピーク(20パーセント)程度だけ低下するように選択される。この好ましい実施形態では、出力電圧降下は、約50Vピークまたは10パーセントである。

30

40

【0061】

出力へのより低い電圧の供給を防止する作用のうちの1つは、組織の切断または気化サイクルにおいて、電圧が、望ましくない凝固作用が起こるレベルまで降下されないことである。

【0062】

本発明による好ましい発生器は、リザーバキャパシタ60へ給電されるDCエネルギー

50

を変えることを可能にするため、切断電圧が出力に存在する期間が変わる可能性がある。実際には、発生器が低出力インピーダンスであるため、この期間は、蓄積されるエネルギーに正比例する。

【 0 0 6 3 】

R F エネルギーバーストすなわちパルスが、リザーバキャパシタの両端で検知された電圧閾値に従って制御される制御方法は、非常に低いデューティサイクルを使用することを可能にし、低い平均電力での組織の切断または気化が可能になる。実際、(キャパシタ充電および放電の数サイクルにわたって平均された) 5 ワット平均電力未満で動作することが可能である。したがって、発生器は、低電力用途ならびに大電力用途で使用される。

【 0 0 6 4 】

次に、図 1 を参照して上述したシステムで使用するための代替の発生器を、図 7 を参照して説明する。この発生器は、電圧制御式発振器 (V C O) 4 0 A を含む可変周波数 R F 源を有する。この例では、V C O は、2 の割算段 4 0 B に給電し、2 の割算段 4 0 B は、さらに、電力ブリッジ 4 4 B の形態の R F 出力段を駆動する電力ドライバ段 4 4 A に給電する。電力ブリッジ 4 4 B は、出力端子 7 4 の両端で発生器出力信号を送出する共振出力ネットワーク 8 0 に給電する。実際には、電力ドライバ回路 4 4 A および電力ブリッジ 4 4 B は、図 3 を参照して上述した発生器の電力 m o s f e t およびドライバ回路 4 4 と同じ構成を有する可能性がある。電力ブリッジ 4 4 B は、D C 電源 5 0 の供給レール 5 8 から D C 供給電圧を取り出すが、ドライバ段 4 4 A は、供給電圧が低い。典型的な供給電圧は、電力ブリッジ 4 4 B について 1 8 0 V 最大であり、ドライバ段 4 4 A について 1 6 . 5 V である。

【 0 0 6 5 】

V C O 4 0 A と 2 の割算段 4 0 B の組み合わせの周波数を、出力ネットワーク 8 0 の共振周波数にするために、R F 源の上述した部品は、出力ネットワークに対する入力リード線内の電流位相を検知するための、電力ブリッジ 4 4 B と出力ネットワーク 8 0 の間に結合された位相検知素子 8 2 を含む位相ロックループ内で結合される。この電流位相信号は、位相比較器 8 4 の一方の入力に加えられ、位相比較器 8 4 の他方の入力、遅延段 8 6 を介して 2 の割算段 4 0 B の出力から引き出される、V C O 4 0 A の出力を表す信号を受け取り、遅延段 8 6 は、R F 信号が電力ドライバおよび電力ブリッジを通過する時の R F 信号に対する遅延を補償する。

【 0 0 6 6 】

最初に述べた発生器と同様に、R F 出力段 4 4 B は、リザーバキャパシタ 6 0 に取り付けられた D C 供給レール 5 8 から供給され、リザーバキャパシタ 6 0 は、大きな電流、すなわち、D C 供給レール 5 8 に接続された電源 (図示せず) の電流定格より実質的に大きな電流が短期間で出力段 4 4 B によって引き出されることを可能にする。当然のことながら、供給レール 5 8 上の電圧は、大きな電流が引き出される時間の間に低下することになる。こうした電圧の変動は、レール 5 8 に結合した電圧検知段 6 2 によって検知される。電圧検知回路 6 2 は、V C O 4 0 A の割算低減出力を電力ドライバ 4 4 A の入力に結合させるライン 8 8 の第 1 伝送ゲート 6 4 に結合した制御出力を有する。

【 0 0 6 7 】

前と同様に、電圧検知段 6 2 およびゲート 6 4 の構成は、供給レール 5 8 上の電圧 (電力ブリッジ 4 4 B に供給される電圧) が、所定の電圧閾値以下に降下すると、ゲート 6 4 が開いて、V C O と電力ドライバ 4 4 A の間の信号経路が遮断されるようになっている。供給レール電圧が再び上昇すると、ゲート 6 4 は、その導電状態へと反転する。これは、電圧が、上述した閾値か、または、第 2 閾値電圧を超えて上昇すると起こる場合がある。

【 0 0 6 8 】

信号ライン 8 8 において、電圧作動式ゲート 6 4 と直列に接続された第 2 伝送ゲート 7 2 は、0 . 5 秒単安定回路 7 0 の出力に接続された制御入力を有し、0 . 5 秒単安定回路 7 0 は、出力ネットワーク 8 0 に対する入力リード線の一方における電流検知素子 4 6 および比較器 6 6 を備える電流検知回路によってトリガーされる。これらの要素は、電力ブ

10

20

30

40

50

リッジ出力電流が所定の閾値を超えると、0.5秒間、電力ドライバ44Aへの信号ライン88を遮断する役を果たす。

【0069】

図8を参照すると、共振出力ネットワーク80は、インライン・インダクタンス L_1 およびタンク・キャパシタ C_1 の直列の組み合わせを備える。出力は、第1結合キャパシタ C_2 を介してタンク・キャパシタ C_1 （スイッチングノイズを取り除く）の両端から取り出される。この第1結合キャパシタ C_2 は、1:2の昇圧比を有する昇圧整合トランスTを介して出力（端子74で表す）に結合する。トランスTの2次巻き線は、第2結合キャパシタ C_3 を介して出力端子に結合する。この実施形態では、 L_1 は約0.47 μ Hであり、タンク・キャパシタは約10nFであり、2つの結合キャパシタ C_2 および C_3 （両者のうちの一方はトランスTを介する）は、協働して、約23nFの結合キャパシタンスが形成される。

10

【0070】

出力端子74が開回路であると、出力ネットワークの共振周波数は、 L_1 と C_1 の直列の組み合わせで決まることが理解されるであろう。出力端子74が短絡すると、共振周波数は、 L_1 と、 C_1 、 C_2 、 C_3 、およびTによって表されるネットワークとの組み合わせによって決まる。与えられた値について、短絡共振周波数は、開回路共振周波数の約0.55倍である。

20

【0071】

直列同調式出力段の特徴の1つは、ピーク電力送出名、著しく低いインピーダンスと著しく高いインピーダンスで本来起こることである。図9を参照すると、共振における、直列同調式ネットワークの負荷曲線（すなわち、送出された電力対負荷インピーダンス）が、点線の曲線Aで示される。ネットワーク80は、最小の電力送出を有し、最小の電力送出は、約200オームの端子74（図7および図8）の両端の負荷インピーダンスにおける「整合状態」とみなされてもよい。負の傾きを有する曲線Aの一部は、その長さの大部分にわたってほぼ双曲線である経路に追従し、これは、曲線のこの部分が、図9のグラフ上で、一定電圧ラインと同じ形状であることを意味する。

【0072】

本出願人等は、こうした特性が、電気外科手術用発生器の出力段に適用されると、出力電力が、或る負荷インピーダンス範囲にわたって、所与の一定電圧制限について最大化されることを可能にすることを認識した。導電性液体内で動作する電気外科手術器具のアクティブ電極の腐食は、出力電圧が、約900ボルト～1100ボルトピークツーピークの閾値を超えて上昇すると、著しく増加することがわかった。出力ネットワーク48の負荷曲線が、約1000ボルトピークツーピーク（340ボルトrms）のほぼ一定の電圧曲線に追従するように構成することによって、変動する負荷インピーダンス内に送出される電力を、その電圧について理論的に達成可能な最大値に近づけることができる。

30

【0073】

実際、いわゆる、「水中」電気外科手術において重要な負荷インピーダンスの範囲にわたって、発生器を、一定電圧供給源として動作するようにすることができる。これは、水分を含む状態において、4mmループの場合には約25オームである、2Aおよび図2Bに示す電極アセンブリによって提示される負荷インピーダンスよりずっと大きな、整合した出力インピーダンスによって達成される可能性がある。これは、340ボルトrmsで約4.5kWの最大電力になる。

40

【0074】

図7および図8に示す構成によって達成される実際の負荷曲線は、図9の曲線Bで示される。これは、電流検知段回路46、66、単安定回路70、および伝送ゲート72（図7）を使用して電流制限を課すために、低インピーダンスにおいて直列同調式曲線Aから逸脱する。本実施形態では、電流制限は、約13アンペアのレベルに設定される。実際の

50

負荷曲線 B もまた、固有の直列同調式負荷曲線 A の負の傾き部分のより低い部分に向かうにつれて、曲線 A から逸脱し、その結果、送出された電力は、負荷インピーダンスが増加するにつれて連続する負の勾配に追随し、再び、一定電圧供給を模擬する。非常に高いインピーダンスへの過剰の電力が望ましくないため、この後者の逸脱はよく考えられている。この逸脱についての理由は、以下で述べられることになる R F 周波数出力上で高周波数制限を課すことと相まって、上述した、出力ネットワーク 80 の共振周波数の移動のためである。位相比較器 84 は、位相検知回路 82 によって検知された、出力ネットワーク 80 への入力における電流位相を、VCO40A によって給電される、2 の割算回路 40B の出力を遅延したものと比較する。したがって、VCO の位相および周波数は、出力ネットワーク 80 への入力において一定位相を維持するように変わり、上述した上側周波数制限を受ける。したがって、他の影響が無い場合、出力ネットワーク 80 は、負荷インピーダンスが変わる時に共振状態に維持される。

10

【0075】

位相ロックループの自走周波数が、その最大動作周波数であるように構成されるとすると、位相ロックループのロック特性は、出力パルスの早い段階の部分で共振を達成するのに十分に高速にはあるが、電流が所定の電流閾値を超える時に電流制限回路（検知回路 46、66、単安定回路 70、およびゲート 72）が作動することができないほどに高速ではなく、最低負荷インピーダンスに対応する最低周波数でロック状態にされるようになっている。

【0076】

20

ここで、出力搬送波周波数が、整合した負荷共振条件の周波数以下の値に制限される場合、負荷インピーダンスが増加し、共振周波数が、それに応じて上昇するにつれて、送出される電力は低下するであろう。実際、VCO40A（図 7）を収容する位相ロックループの自走出力周波数は、この最大周波数であるように設計される。これによって、出力ネットワークが、負荷のインピーダンスより大きな信号源インピーダンスを常に示し、短絡の場合に過度の電圧からの保護が可能となることが確実になる。

【0077】

要約すると、最適な共振周波数を達成するために、励振発振器（VCO）は、共振出力ネットワークに位相ロックされる。VCO の範囲を規定することは、出力ネットワーク共振周波数が、VCO40A の割算低減された出力の最大周波数を超えて上昇する時に、送出される出力電力が理論的な最大値未満に低下するという負荷曲線の定義を与える。換言すれば、高い負荷インピーダンスでの整合は、VCO が、共振に必要な高周波を生成することを防ぐことによって防止される。当然のことながら、高い負荷インピーダンスでは、最大出力電圧は周波数によって制御されることになる。

30

【0078】

送出される出力電力は、水分を含むか、または、部分的に水分を含む電極に対応する負荷インピーダンスの範囲にわたって 1 kW を超えることが、図 9 からわかるであろう。気化およびアーク放電が開始されると、インピーダンスが増加し、送出される電力が低下する。平均出力電力を 200 W 以下に維持するために、負荷インピーダンスが低い時に出力信号がパルス駆動される。ピーク電力が 4 kW を超える時、パルスデューティサイクルは、約 5 % 以下のレベルまで降下する必要があることが理解されるであろう。パルス繰り返し率は、5 Hz ~ 2 kHz であり、好ましくは、少なくとも 10 Hz であるべきである。これらの数値は、電極表面において気化を開始するのにかかる時間の観点から選択される。これは、パルスが、最大電力を必要とする低インピーダンス内に、約 4 または 5 ms の最大長を有することを意味する。通常、パルス長は約 1 ~ 2 ms である。それは必須ではないが、全ピーク電力を上述したパルス長内で得ることができるよう、発生器の R F 出力段を、自己発振出力段を有するのではなく、個別の発振器から引き出される信号の出力を増幅する増幅器として構成することが好ましい。（この実施形態では、出力段 44B は、高効率のための電力スイッチングブリッジとして構成された増幅器である。）各パルスの開始時に起こるように、VCO が、出力ネットワーク 80 の共振に対応する周波数で動

40

50

作することができないと仮定すると、直列同調式出力ネットワークが共振時でのみ低インピーダンスであるため、こうした不整合に伴う過剰の出力電流が防止される。

【0079】

出力信号のパルス駆動は、所定のパルス長およびパルス繰り返し率によって単純にパルス変調することを含む多くの方法で実施される可能性がある。ここで述べる代替の発生器の動作モードでは、出力は、処置の開始からの初期期間中だけパルス駆動され、出力信号は、その後、すなわち、一般に、気化およびアーク放電が達成され、負荷インピーダンスが上側の範囲にある時の、連続波(CW)信号である。初期期間の継続時間は、固定されるか、または、負荷インピーダンスを監視し、インピーダンスが所定の値を超える時に初期期間を終了させることによって確定されてもよい。この実施形態では、初期期間の継続時間およびパルスの長さおよび周波数は、供給レール58上の供給レール電圧によって測定された送出エネルギーにตอบสนองして動的に可変である。先に説明したように、出力段44Bが、電荷リザーバ、ここでは、キャパシタンス47mFのキャパシタ60などの大きなキャパシタンスから電流を引き出すことを可能にすることによってのみ、高い瞬時電力レベルが達成される。電荷がキャパシタ60から引き出されるため、供給レール電圧が降下する。パルスとパルスの中で、供給レール電圧が再び上昇する。したがって、供給電圧レベルと電圧検知回路62で設定された1つまたは複数の閾値の間の関係に従って、信号ライン88に沿ってRF信号の電力ドライバ44Aに対する通過の許可と防止を交互に行うためのゲート64を使用することによって、発生器の出力がパルス駆動されて、所定の平均電力限度内で動作しながら、最大ピーク送出電力が達成される可能性がある。電力消費とDC供給電圧のこの均衡は、供給レール電圧が、最大閾値気化電圧(たとえば、340Vrms)を達成するのに十分である時にRF出力段が作動し、より低い閾値に達した時にRF出力段がオフされるように、電圧閾値を設定することによって達成される。より低い閾値は、所与の平均電力レベルについて、パルス当たりの最大エネルギーおよび繰り返し率を規定する。先に言及した初期期間は、負荷インピーダンスが増加し、供給レール電圧は1つまたは複数のスイッチング閾値を超えたままであるように、電極が、「点弧」した時、換言すれば、気化およびアーク放電が始まった時に終了する。こうして、電極表面が許容不可能なほど腐食することなく、20オームもの小さなインピーダンスでの電極の周囲の導電性液体の気化を達成することが可能である。

[その他]

本発明は、一実施の形態において、次に示す論理の構成を採ることができる。

(1) 組織を切断するか気化させるための電気外科手術器具に無線周波数(RF)電力を供給する電気外科手術用発生器であって、

少なくとも1つのRF電力デバイスと、

RF電力を前記器具に送出するための少なくとも1対の出力ラインと、

前記RF電力デバイスと前記1対の出力ラインとの間に結合した直列共振出力ネットワークとを有するRF出力段を備え、

前記出力ラインにおける前記出力段の出力インピーダンスは200/Pオーム未満であり、Pはワット単位の発生器の最大連続RF出力電力であり、

出力電流過負荷を示す所定の電氣的条件にตอบสนองして、前記出力ネットワークに供給される前記RF電力を実質的に遮断するための保護回路をさらに備える電気外科手術用発生器

。
(2) 前記出力ラインの両端における短絡の適用にตอบสนองする保護回路をさらに備え、前記直列共振出力ネットワークは、前記短絡が適用される時の前記出力ラインにおける出力電流の上昇率が、(P)/4アンペア/マイクロ秒未満であるようになっている、(1)に記載の発生器。

(3) 前記出力ラインの両端における短絡の適用にตอบสนองする保護回路をさらに備え、前記保護回路は、前記RF電力デバイスを通る電流が、前記短絡の結果として定格最大電流まで上昇する前に前記RF電力デバイスをディセーブルするのに十分に高速に、前記短絡にตอบสนองする、(1)に記載の発生器。

10

20

30

40

50

(4) 前記電力デバイスは、前記出力ラインに対する前記短絡の適用にตอบสนองしてディセーブルされ、該ディセーブルすることは、前記送出されたRF電力の3RFサイクル未満に対応する期間内で起こる、(3)に記載の発生器。

(5) 前記所定の電氣的条件は、所定のレベルを超える出力段の瞬時電流を示し、前記保護回路のตอบสนอง速度は、前記瞬時電流が前記レベルを超えるRFサイクル内で前記条件が検出されるようになっている、(1)~(4)のいずれかに記載の発生器。

(6) 前記RF出力段に結合した電源段であって、1つまたは複数の前記電力デバイスに電力を供給するための電荷蓄積素子と、該電荷蓄積素子によって前記RF出力段に供給される電圧を検知するように構成される電圧検知回路とを含む、電源段をさらに備え、

1つまたは複数の前記電力デバイスをパルス駆動するための、前記電圧検知回路に結合したパルス駆動回路であって、前記電圧検知回路および前記パルス駆動回路の構成は、前記パルスのタイミングが前記検知された電圧にตอบสนองして制御されるようになっている、(1)~(5)のいずれかに記載の発生器。

(7) 前記電圧検知回路および前記パルス駆動回路は、前記検知された電圧が所定のレベル未満に低下すると、1つまたは複数の前記電力デバイスにより送出されるRFエネルギーの個々のパルスを終了するように構成される、(6)に記載の発生器。

(8) 前記所定のレベルは、前記電圧が5パーセント~20パーセントの所定のパーセンテージの値だけ低下すると、前記パルスの終了が起こるように設定される、(7)に記載の発生器。

(9) 前記所定のレベルは、前記出力ラインで送出されたピークRF電圧が、前記パルスそれぞれについて、その開始値未満の25V~100Vの値に低下した時に、パルスの終了が起こるように設定されている、(6)または(7)に記載の発生器。

(10) 前記電源段および前記パルス駆動回路は、前記出力端子でパルス状RF出力信号を生成するように構成され、前記信号は、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz~2kHzの変調レート、および100 μ s~5msのパルス長を有する、(6)~(9)のいずれかに記載の発生器。

(11) 前記パルス長は0.5ms~5msである、(10)に記載の発生器。

(12) 前記パルスデューティサイクルは1%~20%である、(10)または(11)に記載の発生器。

(13) 前記電源段および前記パルス駆動回路は、前記出力端子においてパルス状RF出力信号を生成するように構成され、前記信号は、前記パルス長全体にわたって少なくとも300Vのピーク電圧を有する、(10)~(12)のいずれかに記載の発生器。

(14) 前記電源段および前記パルス駆動回路は、初期期間において、前記出力端子でパルス状rf出力信号を生成するように構成され、前記信号は、少なくとも1Aのピーク電流、少なくとも300Vの同時ピーク電圧、5Hz~2kHzの変調レート、および100 μ s~5msのパルス長を有し、その後の期間において、前記出力端子で定電力rf出力信号を生成するように構成される、(10)~(13)のいずれかに記載の発生器。

(15) 水分を含む場での電気外科手術において組織を切断するか気化させるための電気外科手術器具に無線周波数(RF)電力を供給するためのものであり、前記出力ラインにおける前記出力段の出力インピーダンスは10オーム未満である、(1)~(14)のいずれかに記載の発生器。

(16) 水分の無い場での電気外科手術において組織を切断するか気化させるための電気外科手術器具に無線周波数(RF)電力を供給するためのものであり、前記出力ラインにおける前記出力段の出力インピーダンスは50オーム未満である、(1)~(14)のいずれかに記載の発生器。

【図面の簡単な説明】

【0080】

【図1】本発明による発生器、および、バイポーラ電気外科手術器具を含む電気外科手術システムを示す全体図である。

10

20

30

40

50

【図2A】図1に示すバイポーラ器具の一部を形成するループ電極アセンブリの側面図である。

【図2B】図1に示すバイポーラ器具の一部を形成するループ電極アセンブリの斜視図である。

【図3】発生器の主要な部品を示すブロック図である。

【図4】発生器の一部を形成するRF出力段の簡略回路図である。

【図5】図1の発生器についての例示的な負荷曲線である。

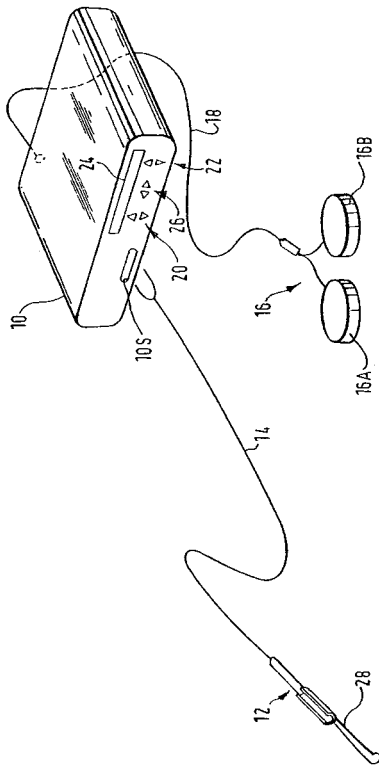
【図6】RF出力段のより詳細な回路図である。

【図7】本発明による代替の電気外科手術用発生器のブロック図である。

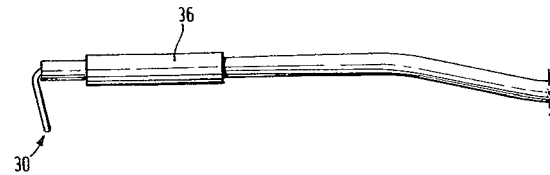
【図8】代替の発生器の共振出力ネットワークの回路図である。

【図9】図7の発生器の負荷曲線である。

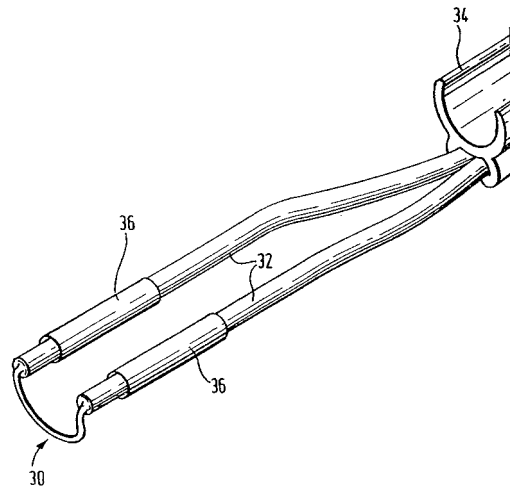
【図1】



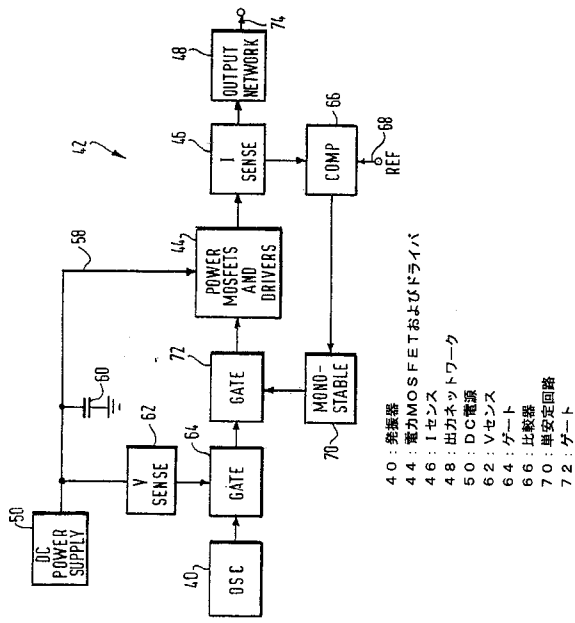
【図2A】



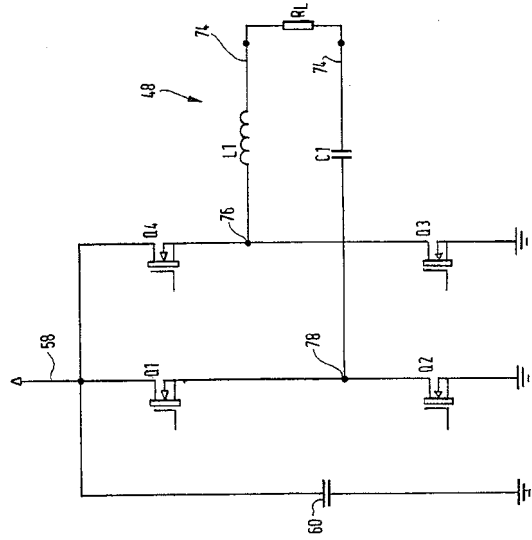
【図2B】



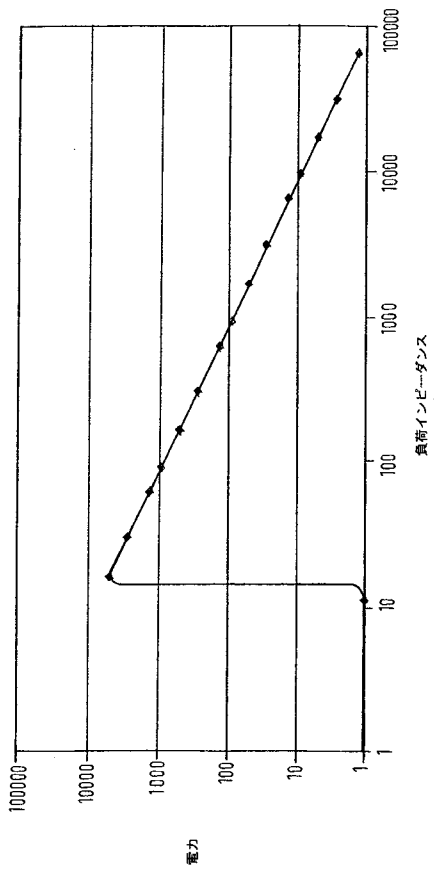
【 図 3 】



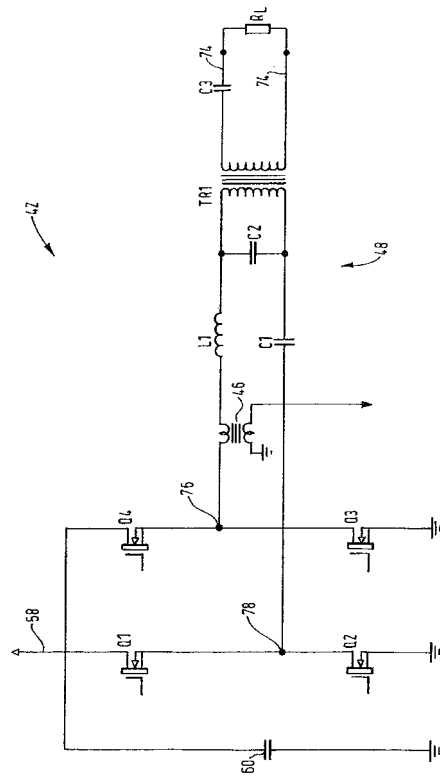
【 図 4 】



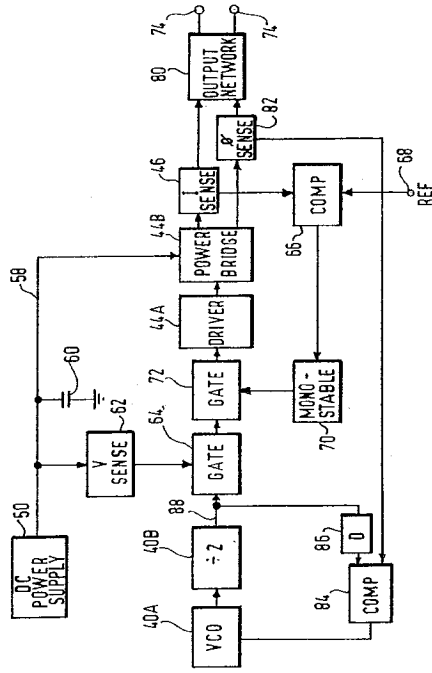
【 図 5 】



【 図 6 】

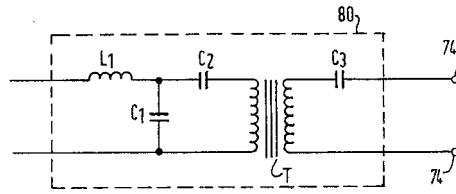


【 図 7 】

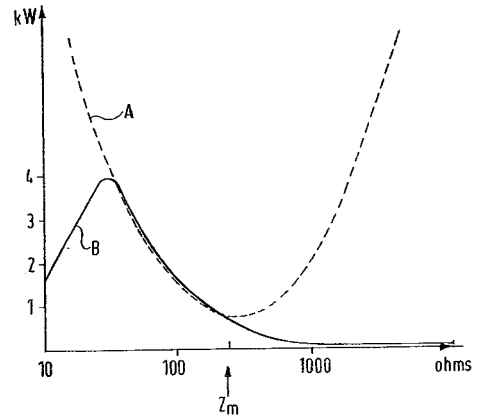


- 44A : ドライバ
- 44B : 電力ブリッジ
- 46 : Iセンス
- 50 : DC電源
- 62 : Vセンス
- 64 : ゲート
- 66 : 比較器
- 70 : 単安定回路
- 72 : ゲート
- 80 : 出力ネットワーク
- 82 : 位相センス
- 84 : 比較器

【 図 8 】



【 図 9 】



フロントページの続き

(72)発明者 ゴーブル, コリン チャールズ オーウェン
イギリス サウス オックスフォードシャー ヘンリー - オン - テムズ フェアマイル メルバリー
- ハウス

審査官 川端 修

(56)参考文献 特表2001-506895(JP, A)
米国特許第04590934(US, A)
特開平05-337129(JP, A)
特表平07-500514(JP, A)
米国特許第05318563(US, A)
特表2001-520081(JP, A)
特開2002-360712(JP, A)
特開平09-173349(JP, A)
特開平09-010223(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/14