

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2013-166021

(P2013-166021A)

(43) 公開日 平成25年8月29日(2013.8.29)

(51) Int.Cl.  
A61B 18/12 (2006.01)

F I  
A61B 17/39

テーマコード (参考)  
4C160

審査請求 有 請求項の数 1 O L 外国語出願 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2013-112571 (P2013-112571)  
 (22) 出願日 平成25年5月29日 (2013. 5. 29)  
 (62) 分割の表示 特願2008-241715 (P2008-241715)  
 の分割  
 原出願日 平成20年9月19日 (2008. 9. 19)  
 (31) 優先権主張番号 11/859, 039  
 (32) 優先日 平成19年9月21日 (2007. 9. 21)  
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 507362281  
 コヴィディエン リミテッド パートナー  
 シップ  
 アメリカ合衆国 コネチカット 0647  
 3, ノース ハイブン, ミドルタウン  
 アベニュー 60  
 (71) 出願人 592246587  
 コロラド ステート ユニバーシティー  
 リサーチ ファウンデーション  
 アメリカ合衆国 コロラド州 80522  
 フォート コリンズ ピー オー ボック  
 クス 483  
 (74) 代理人 100107489  
 弁理士 大塩 竹志

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科発電器におけるリアルタイムのアーク制御

(57) 【要約】

【課題】アークキングの状態を決定し、これらの決定に基づいて出力されるエネルギーを制御するために、組織の特性およびエネルギーの特性を感知するように構成された電気外科発電器を提供すること。

【解決手段】本発明は、電気外科発電器が開示される。該発電器は、無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形の特性を測定するように構成されたセンサ回路とを含む。発電器はまた、コントローラを含み、該コントローラは、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形によって移送される全電荷および/または無線周波数波形によって堆積される全エネルギーを決定することにより、アークイベントを決定するように構成されている。

【選択図】なし

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

本願明細書に記載の発明。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本開示は、電気外科装置、システムおよび方法に関する。さらに詳細には、本開示は、1つのアーク毎にエネルギーの出力を制御するように構成された電気外科発電器に関する。発電器は、継続的な波形またはパルス化された波形の中の偏差を検出し、該偏差は、電流の突然の変化を示す。特に、発電器は、電圧の波形と比較して、連続的な正弦波電流の波形またはパルス化された正弦波電流の波形からの偏差をモニタリングする。

10

## 【背景技術】

## 【0002】

エネルギーに基づいた治療は、当該分野において周知である。様々なタイプのエネルギー（例えば、電気、超音波、マイクロ波、極低温、熱、レーザなど）が、組織に印加されることにより、所望の結果を達成する。電気外科手術は、組織を切断、切除、凝固、または密閉するための、出術部位に対する高無線周波数の電流の印加を含む。単極の電気外科手術において、活性電極は、電気外科発電器から組織に無線周波数のエネルギーを送達し、帰電極は、電流を発電器に戻すように伝える。単極の電気外科手術において、活性電極は、一般的に、外科医によって保持された外科器具の一部であり、そして、治療される組織に当てられる。患者の帰電極は、電流を発電器に戻すように伝えるために活性電極から離れて配置される。

20

## 【0003】

切除は、通常、ガン治療の分野において特に有用な単極の処置であり、該単極の処置においては、1つ以上のRF切除針電極（通常、細長い円筒形の幾何形状を有する）が生体内に挿入され、病気に冒された組織の腫瘍の領域に配置される。かかる針電極の一般的な形態は、絶縁されたシースを組み込み、該絶縁されたシースから、露出された（絶縁されていない）先端が延伸する。RFエネルギーが帰電極と挿入された切除電極との間に提供されるときには、RF電流が、針電極から体を通して流れる。一般的に、電流の密度は、針電極の先端近くで非常に高くなり、このことが、周囲の組織を加熱し破壊する結果につながる。

30

## 【0004】

双極電気外科手術において、ハンドヘルド器具の電極のうち的一方が活性電極として作用し、他方が帰電極として作用する。帰電極は、活性電極の近くに配置されるので、電気回路が2つの電極（例えば、電気外科鉗子）の間で形成される。このように、印加電流は、電極のすぐ近くに配置された体の組織に限定される。電極が互いから十分に離されているときには、電気回路が開き、その結果として、離された電極のうちのいずれかと体の組織との偶発的な接触は、電流を流れさせない。

## 【0005】

電気外科手術処置の間、電気外科発電器によって供給されるような電圧および電流の大きさならびに時間特性が、エネルギー密度、経路および組織の温度を決定する。これは、他のエネルギー特性、例えば、電圧、電流などを変化させながら、送達される全電力を一定に保つことによって達成され得る。これらの構成は、活性電極と組織との間のアーキングの状態を検出および制御するように構成されていない。偶発的な組織の損傷を回避し、かつ、最適な状態を達成するために、半サイクルまたはより短い時間尺度において、制御されていない電気アークの発生と、付随するエネルギーの堆積とを防止することが特に望ましい。したがって、組織特性および電気特性を感知することにより、アーキングの状態を決定し、これらの決定に基づきエネルギー出力を制御するように構成された電気外科発電器に対してとどまることのない必要性がある。

40

## 【発明の概要】

50

## 【課題を解決するための手段】

## 【0006】

本開示の一局面に従って、電気外科発電器が開示される。該発電器は、無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形の特性を測定するように構成されたセンサ回路とを含む。発電器はまた、コントローラを含み、該コントローラは、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形によって移送される全電荷および/または無線周波数波形によって堆積される全エネルギーを決定することにより、アークイベントを決定するように構成されている。特に、特に関心のあるアークの継続時間が、電流波形と電圧波形との偏差と、この差の積分とによって決定されることにより、アークにおける全変化を決定するように構成されている。アークイベントは、電圧波形と電流波形との間の制御されていない不均衡によって特徴付けられ得、そのときの電流波形は、特徴的な波形と比較して、短い時間の間、かなり大きくなる。コントローラは、さらに、アークイベントと関連付けられる少なくとも1つのパラメータに基づいて電気外科発電器の出力を調節するように構成されている。

10

## 【0007】

電気外科発電器を動作させる方法もまた、本開示によって考えられる。方法は、サンプリングの継続時間を選択するステップと、サンプリング周期の間、電気外科発電器の直列抵抗器にわたる電流波形と電圧波形とを有する無線周波数波形の電圧と電流とを測定するステップと、直列抵抗器にかかる電圧を時間積分することにより、サンプリング周期の間、特に、アークの継続時間の間に無線周波数波形によって組織に堆積される全電荷を決定するステップとを含む。方法はまた、電流波形が電圧波形と異なる時間区間を分離することによって、サンプリング周期の間の少なくとも1つの無線周波数波形の電力を時間積分することにより、サンプリング周期の間に無線周波数波形によって組織に堆積された全エネルギーを決定するステップと、アークイベント毎に組織に堆積されるエネルギーの量を決定するステップとを含む。

20

## 【0008】

本開示のさらなる実施形態に従って、電気外科発電器が開示される。電気外科発電器は、電流波形と電圧波形とを有する無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形の電圧と電流とを測定するように構成されたセンサ回路と、電圧波形と電流波形とを比較し、比較を代表する信号を提供するように構成されたコントローラとを含む。コントローラは、全電荷計算モジュールを含み、該全電荷計算モジュールは、無線周波数波形の電流を時間積分し、特に、電流波形が電圧波形から外れた時間区間の間の電流を時間積分することにより、所定のサンプリング周期およびアークイベントの間に無線周波数波形によって堆積された全エネルギーを決定するように構成されている。コントローラはまた、全エネルギー計算モジュールを含み、該全エネルギー計算モジュールは、無線周波数波形によって堆積された全電力を積分することにより、無線周波数波形およびアークイベントに対する所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形によって堆積された全エネルギーを決定するように構成されている。コントローラは、さらに、全電荷と全エネルギーとの関数としてアークイベントを決定し、アークイベントがそれを越えるとアークイベントが消滅させられる閾値エネルギーを設定することによって、所望されない組織の損傷を回避するように決定された場合には、電気外科発電器の出力を調節するように構成されている。

30

40

## 【0009】

本発明はまた、以下の項目を提供する。

## 【0010】

(項目1)

電気外科発電器であって、

電圧波形と電流波形とを有する少なくとも1つの無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、

所定のサンプリング周期の間に該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての少なく

50

とも1つの特性を決定するように構成されたセンサ回路と、

該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての該少なくとも1つの特性を比較することにより、アークイベントを表す、該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての該少なくとも1つの特性の間の少なくとも1つの偏差を決定するように構成されたコントローラであって、該コントローラは、さらに、該少なくとも1つの偏差に基づいて、該アークイベントの全電荷、全エネルギーおよび継続時間のうちの少なくとも1つを決定するように構成されている、コントローラと

を備えている、電気外科発電器。

【0011】

(項目2)

上記コントローラは、さらに、上記少なくとも1つの偏差に基づいて上記電気外科発電器の出力を調節するように構成されている、項目1に記載の電気外科発電器。

【0012】

(項目3)

上記コントローラは、全電荷計算モジュールを含み、該全電荷計算モジュールは、少なくとも1つの無線周波数波形の電圧を時間積分することにより、上記所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全電荷を決定するように構成されている、項目2に記載の電気外科発電器。

【0013】

(項目4)

上記コントローラは、全エネルギー計算モジュールを含み、該全エネルギー計算モジュールは、上記少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された積分の全電力の形状を比較することにより、上記所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された上記全エネルギーを決定するように構成されている、項目2に記載の電気外科発電器。

【0014】

(項目5)

上記電気外科発電器の活性端子と帰端子との間に配置された分流コンデンサと直列インダクタとをさらに備えている、項目1に記載の電気外科発電器。

【0015】

(項目6)

上記コントローラは、全エネルギー計算モジュールを含み、該全エネルギー計算モジュールは、上記少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全電荷と上記分流コンデンサにかかる電圧との積を積分することにより、所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全エネルギーを決定するように構成されている、項目5に記載の電気外科発電器。

【0016】

(項目7)

上記コントローラは、式  $E = C V^2 / 2 + L I^2 / 2$  に基づいて、アークイベント毎に組織に堆積される所望のエネルギー量を決定するように構成されており、式中、Eは、該所望のエネルギーであり、Cは、上記分流コンデンサのキャパシタンスであり、Lは、直列インダクタのインダクタンスであり、Iは、電流であり、Vは、該分流コンデンサにかかる測定電圧である、項目5に記載の電気外科発電器。

【0017】

(項目8)

電気外科発電器を動作させる方法であって、

電圧波形と電流波形とを有する少なくとも1つの無線周波数波形を生成するステップと、

所定のサンプリング周期の間に該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての少なくとも1つの特性を決定するステップと、

10

20

30

40

50

該所定のサンプリング周期の間に、該電気外科発電器の直列抵抗器にかかる、少なくとも1つの無線周波数波形の電圧を測定するステップと、

該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての該少なくとも1つの特性を比較することにより、アークイベントを表す、該電圧波形と該電流波形とのそれぞれの該少なくとも1つの特性の間の少なくとも1つの偏差を決定するステップと、

該少なくとも1つの偏差に基づいて、該アークイベントの全電荷、全エネルギー、および継続時間のうちの少なくとも1つを決定するステップと  
を包含する、方法。

【0018】

(項目9)

上記所望のエネルギー量を計算するステップは、式  $E = CV^2 / 2 + LI^2 / 2$  に基づいており、式中、Eは、該所望のエネルギーであり、Cは、上記分流コンデンサのキャパシタンスであり、Lは、直列インダクタのインダクタンスであり、Iは、電流であり、Vは、該分流コンデンサにかかる測定電圧である、項目8に記載の方法。

【0019】

(項目10)

上記直列抵抗器にかかる電圧を時間積分することにより、上記サンプリング周期の間に上記少なくとも1つの無線周波数波形によって組織に堆積された全電荷を決定するステップと、

該サンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形の電力を時間積分することにより、該サンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって組織に堆積された全エネルギーを決定するステップと

をさらに包含する、項目8に記載の方法。

【0020】

(項目11)

上記サンプリング周期の間に、上記電気外科発電器の活性端子と帰端子との間に配置された分流コンデンサにかかる電圧を測定するステップと、

全電荷と上記分流コンデンサにかかる電圧との積を時間積分することにより、該サンプリング周期の間に、該少なくとも1つの無線周波数波形によって組織に堆積された全エネルギーを決定するステップと

を包含する、項目9に記載の方法。

【0021】

(項目12)

アークイベント毎に組織に堆積される所望の最大のエネルギー量を計算することにより、該アークイベントを制限するステップと、

アークイベント毎に組織に堆積される該所望の最大のエネルギー量に基づいて上記電気外科発電器の出力を調節するステップと

をさらに包含する、項目8に記載の方法。

【0022】

(項目13)

電気外科発電器であって、

電流波形と電圧波形とを有する少なくとも1つの無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、

所定のサンプリング周期の間に該電圧波形と該電流波形とのそれぞれについての少なくとも1つの特性を決定するように構成されたセンサ回路と、

該電圧波形と該電流波形とを比較し、該比較を代表する比較信号を提供するように構成されたコントローラであって、該コントローラはまた、全電荷計算モジュールを含み、該全電荷計算モジュールは、該少なくとも1つの無線周波数波形の電圧を時間積分することにより、該所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全電荷を決定するように構成されており、該コントローラは、さらに、全エネルギー

10

20

30

40

50

ギー計算モジュールを含み、該全エネルギー計算モジュールは、該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全電力を積分することにより、該所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全エネルギーを決定するように構成されており、該コントローラは、該比較信号に応答して、該全電荷と該全エネルギーとを決定するように構成されている、コントローラと

を備えている、電気外科発電器。

【0023】

(項目14)

上記電気外科発電器の活性端子と帰端子との間に配置された分流コンデンサをさらに備えている、項目13に記載の電気外科発電器。

10

【0024】

(項目15)

上記コントローラは、全エネルギー計算モジュールを含み、該全エネルギー計算モジュールは、上記少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全電荷と上記分流コンデンサにかかる電圧との積を積分することにより、所定のサンプリング周期の間に該少なくとも1つの無線周波数波形によって堆積された全エネルギーを決定するように構成されている、項目14に記載の電気外科発電器。

【0025】

(項目16)

上記コントローラは、式  $E = C V^2 / 2$  に基づいて、アークイベント毎に組織に堆積される所望のエネルギー量を決定するように構成されており、式中、Eは、該所望のエネルギーであり、Cは、上記分流コンデンサのキャパシタンスであり、Vは、該分流コンデンサにかかる測定電圧である、項目13に記載の電気外科発電器。

20

【0026】

(摘要)

電気外科発電器が開示される。発電器は、無線周波数波形を生成するように構成された無線周波数出力ステージと、所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形の特性を測定することにより、アークイベントが発生したか否かを決定するように構成されたセンサ回路とを含む。発電器はまた、コントローラを含み、該コントローラは、アークイベントと関連付けられる所定のサンプリング周期の間に無線周波数波形によって堆積された全電荷および/または全エネルギーを決定するように構成されている。コントローラは、さらに、少なくとも1つのパラメータに基づいて電気外科発電器の出力を調節することにより、アーキングを制限するように構成されている。

30

【図面の簡単な説明】

【0027】

本開示の様々な実施形態は、図面を参照して本明細書において開示される。

【図1A】図1A～図1Bは、本開示に従った電気外科システムの概略的ブロック図である。

【図1B】図1A～図1Bは、本開示に従った電気外科システムの概略的ブロック図である。

40

【図2】図2は、本開示の一実施形態に従った発電器の概略的ブロック図である。

【図3】図3は、本開示に従った無線周波数波形のエネルギーと、そのアークイベントとを決定するための方法を例示する流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

本開示の特定の実施形態が、添付の図面を参照して以下で記述される。以下の記述において、周知の機能または周知の構成は、不必要な詳細で本開示を不明確にすることを避けるために、詳細には記述されない。

【0029】

本開示に従った発電器は、脈管密閉処置を含む単極および双極の電気外科処置を行い得

50

る。発電器は、様々な電気外科器具（例えば、単極の活性電極、帰電極、双極の電気外科鉗子、フットスイッチなど）とインタフェースする複数の出力を含み得る。さらに、発電器は、電子回路を含み、該電子回路は、様々な電気外科モード（例えば、切断、融合、分割など）および電気外科処置（例えば、単極、双極、脈管密閉）に特に適した無線周波数電力を生成するように構成されている。

#### 【0030】

図1Aは、本開示の一実施形態に従った単極の電気外科システム1の概略的例示である。システム1は、電気外科器具2を含み、該電気外科器具2は、患者Pの組織を治療するための1つ以上の電極を有する。器具2は、1つ以上の活性電極（例えば、電気外科切断プローブ、切除電極など）を含む単極型の器具である。電気外科RFエネルギーが、発電器20の活性端子30（図2）に接続された供給線4を經由して発電器20によって器具2に供給され、器具2が組織を凝固、密閉、切除および/または治療することを可能にする。エネルギーは、発電器20の帰端子32（図2）において、帰電極6を通して帰線8を經由して発電器20に戻される。活性端子30および帰端子32は、（明確には示されていない）器具2のプラグおよび帰電極6とインタフェースするように構成されたコネクタであり、該器具2のプラグおよび該帰電極6は、供給線4の端および帰線8の端にそれぞれ配置されている。

10

#### 【0031】

システム1は、複数の帰電極6を含み得、該複数の帰電極6は、患者Pとの全接触面積を最大にすることによって組織の損傷の可能性を最小にように配置されている。さらに、発電器20と帰電極6とは、十分な接触が組織と患者との間に存在することにより、さらに組織の損傷の可能性を最小にすることを確実にするために、所謂「組織と患者」の接触をモニタリングするように構成され得る。一実施形態において、活性電極6は、組織が電解質溶液に浸漬されている液体環境において手術するために使用され得る。

20

#### 【0032】

図1Bは、本開示に従った双極の電気外科システム3の概略的例示である。システム3は、双極の電気外科鉗子10を含み、該双極の電気外科鉗子10は、患者Pを治療するための1つ以上の電極を有する。電気外科鉗子10は、対向する顎部材を含み、該対向する顎部材は、顎部材の間に配置された活性電極14と帰電極16とをそれぞれ有する。活性電極14および帰電極16は、ケーブル18を介して発電器20に接続され、該ケーブル18は、活性端子30および帰端子32（図2）にそれぞれ接続された供給線4と帰線8とを含む。電気外科鉗子10は、コネクタ21において発電器20に接続されており、該コネクタ21は、ケーブル18の端に配置されたプラグを經由した、活性端子30および帰端子32に対する接続部（例えば、ピン）を有し、プラグは、供給線4および帰線8からの接点を含む。

30

#### 【0033】

発電器20は、発電器20を制御する適切な入力制御装置（例えば、ボタン、アクティベータ、スイッチ、タッチスクリーンなど）を含む。さらに、発電器20は、ユーザに様々な出力情報（例えば、強度設定、治療の全インジケータなど）を提供する1つ以上の表示スクリーンを含み得る。制御装置は、ユーザが、RFエネルギーの電力、波形、および可能な最大のアークエネルギーのレベルを調節することを可能にし、該可能な最大のアークエネルギーは、一定の作業（例えば、凝固、組織の密閉、強度設定など）に適した所望の波形を達成するために、所望の組織の効果および他のパラメータに依存して変化する。器具2はまた、複数の入力制御装置を含み、該複数の入力制御装置は、発電器20の特定の入力制御装置に対して冗長であり得る。器具2に入力制御装置を配置することが、発電器20との相互作用を必要とすることなく、外科処置の間にRFエネルギーパラメータのより容易かつより迅速な修正を可能にする。

40

#### 【0034】

図2は、発電器20の概略的ブロック図を示し、該発電器20は、コントローラ24と、高電圧DC電源27（「HVPS」）と、RF出力ステージ28とを有する。HVPS

50

27は、従来のAC電源（例えば、壁の電気コンセント）に接続され、高電圧のDC電力をRF出力ステージ28に供給し、次に、該RF出力ステージ28は、高電圧のDC電力をRFエネルギーに変換し、RFエネルギーを活性端子30に送達する。エネルギーは、帰端子32を経由してRF出力ステージ28に戻される。

【0035】

特に、RF出力ステージ28は、高RFエネルギーの連続的な正弦波の波形またはパルス化された正弦波の波形のいずれかを生成する。RF出力ステージ28は、複数の波形を生成するように構成されており、該複数の波形は、様々なデューティサイクルと、ピーク電圧と、波高率と、他の適切なパラメータとを有する。一定のタイプの波形が、特定の電気外科モードに適している。例えば、RF出力ステージ28は、切断モードにおいて、100%のデューティサイクルの正弦波の波形を生成し、該100%のデューティサイクルの正弦波の波形は、組織を切除、融合、および切開することに最も適しており、そして、凝固モードにおいて、1%~25%のデューティサイクルの波形を生成し、該1%~25%のデューティサイクルの波形は、組織を焼灼することにより、出血を止めることに最も適している。

10

【0036】

無線周波数波形は、電流波形と電圧波形とを有する。本開示は、電圧波形と電流波形とをモニタリングし比較することにより、波形の1.5倍の無線周波数サイクルに実質的に等しい時間尺度における波形間の相違を検出するシステムおよび方法を提供する。

【0037】

発電器20は、様々なタイプの電気外科器具（例えば、器具2、電気外科鉗子10など）を収容する複数のコネクタを含み得る。さらに、発電器20は、コネクタ間でRFエネルギーの供給を切り替える切り替え機構（例えば、中継器）を含むことによって単極モードまたは双極モードで動作し得るので、例えば、器具2が発電器20に接続されたときに、単極プラグだけがRFエネルギーを受け取る。

20

【0038】

コントローラ24は、メモリ26に動作可能に接続されたマイクロプロセッサ25を含み、該メモリ26は、揮発型メモリ（例えば、RAM）および/または不揮発型メモリ（例えば、フラッシュ媒体、ディスク媒体など）であり得る。マイクロプロセッサ25は、出力ポートを含み、該出力ポートは、HVPS27および/またはRF出力ステージ28に動作可能に接続され、開制御ループスキームおよび/または閉制御ループスキームのいずれかに従って、マイクロプロセッサ25が生成器20の出力を制御することを可能にする。当業者は、マイクロプロセッサ25が、本明細書において考察される計算を行うように適合された任意の論理プロセッサまたはアナログ回路（例えば、制御回路）に置換され得ることを理解する。

30

【0039】

発電器20は、閉ループの制御スキームおよび/または開ループの制御スキームを実装し得、該閉ループの制御スキームおよび/または該開ループの制御スキームは、センサ回路22を含み、該センサ回路は、様々な組織およびエネルギーの特性（例えば、組織のインピーダンス、組織の温度、出力電流および/または電圧など）を測定し、フィードバックをコントローラ24に提供する複数のセンサを有する。電流センサは、活性電流経路または帰電流経路のいずれかに配置され得るか、あるいは活性電流経路または帰電流経路の両方に配置され得、電圧が活性電極において感知され得る。コントローラ24は、電圧波形と電流波形とを比較することにより、アークイベント、アークイベントの継続時間およびアークイベントの全エネルギーを識別する。次に、コントローラ24は、適切な信号をHVPS27および/またはRF出力ステージ28に伝送し、次に、HVPS27および/またはRF出力ステージ28は、選択されたモードに従って変化する最大の許容可能なアークエネルギーを使用することによって、DC電力供給および/またはRF電力供給をそれぞれ調節する。コントローラ24はまた、発電器20または器具2の入力制御装置から入力信号を受信する。コントローラ24は、入力信号を利用することにより、発電器2

40

50

0によって出力される電力を調節し、および/または発電器20において他の制御機能を行う。

#### 【0040】

センサ回路22は、RF出力ステージ28によって供給される電流(I)と電圧(V)とをリアルタイムで測定することにより、所定のサンプリング周期の間の、整合している正弦波の継続時間と非正弦波の継続時間との両方の間の電気外科プロセスを特徴付け、正弦波の継続時間は、短い継続時間(例えば、半サイクル)であり、非正弦波の継続時間は、長い継続時間(例えば、15サイクル)である。これは、動的入力制御変数として使用される測定された電気特性がフィードバック制御を達成することを可能にする。電流および電圧の値はまた、他の電気パラメータ、例えば、電力( $P = V * I$ )およびインピーダンス( $Z = V / I$ )を導き出すために使用され得る。センサ回路22はまた、電流波形および電圧波形の特性を測定し、電流波形および電圧波形の形状を決定する。

10

#### 【0041】

さらに詳細には、コントローラ20は、全電荷計算モジュール40と全エネルギー計算モジュール42を含む。全電荷計算モジュール40は、平均およびアーキイベントの間の両方の、組織に送達される全電荷「q」をクーロン単位で決定するように構成されている。これは、2つの所定のサンプリング周期、すなわち、正弦波の継続時間および非正弦波の継続時間にわたる測定された電流を積分することによって達成される。全エネルギー計算モジュール42は、治療中に組織に送達される全エネルギー「E」を決定する。全エネルギー計算モジュール42は、発電器20によって送達される電力を決定し、次に、サンプリング周期にわたる電力を積分する。サンプリング周期は、アークの間の電気外科波形の半サイクルのうちのほんのわずかな部分から複数の全サイクルまでの範囲にある。

20

#### 【0042】

コントローラ20はまた、波形を比較することによって、電圧波形の1つ以上の特性と電流波形の1つ以上の特性との間の偏差を決定するように構成されている。上で述べたように、電圧波形と電流波形との間の相違は、アーキイベントを表し、これが、コントローラ20がアーキイベント生じたときを決定し、次に、計算器40および計算器42を利用することにより、アーキイベントの全電荷、全エネルギーおよび継続時間を決定することを可能にする。言い換えると、アーキイベントが波形の比較に基づいて検出されると、その後、コントローラ20は、比較信号を生成し、偏差(アーキイベント)に対応する期間の全電荷および全エネルギーの計算を生成する。

30

#### 【0043】

発電器20はまた、直列インダクタンスと、直列抵抗と、分流キャパシタンスとを有する回路50を含み、該直列インダクタンスと、該直列抵抗と、該分流キャパシタンスとは、概略的に、直列インダクタ46と、直列抵抗器48と、分流コンデンサ49として示されている。インダクタ46と抵抗器48とは、活性端子30に配置され、コンデンサ49は、活性端子30と帰端子32との間に配置されている。これらのコンポーネントのインダクタンスとキャパシタンスとは、負荷要素(例えば、活性電極2および組織)の特性によって決定される。抵抗は、所謂、Q値「Q」に対して選択され、該Q値「Q」は、回路50の励起に対応している。抵抗と、インダクタンスと、キャパシタンスとはまた、発電器20と関連付けられるシステムの電気特性および寄生電気特性(例えば、ケーブル4のインダクタンスおよびキャパシタンス)を適合させるように選択される。

40

#### 【0044】

全電荷計算モジュール40は、抵抗器48にわたる電圧の時間積分によって全電荷「q」を決定する。電荷は、応答コンポーネントに格納されたエネルギーから生じ、該応答コンポーネントは、上で記述されており、かつ、このエネルギーが突然放電されるアークの継続時間の間、利用可能である。センサ回路22は、所望のサンプリング周期の間、抵抗器48における電圧を測定し、電圧を電圧波形と比較する。次に、センサ回路22は、サンプリング周期の電圧、電流および時間の値を全電荷計算モジュール40に伝送し、その後、該全電荷計算モジュール40は、その値を積分することにより、「q」を得る。全工

50

エネルギー計算モジュール42は、アークイベントの間の「q」とキャパシタ49にわたる電圧との積の時間積分によって、全エネルギー「E」を決定する。特に、コントローラ24は、全電荷計算モジュール40と全エネルギー計算モジュール42による決定の結果を利用することにより、アークのないイベントおよびアークイベントの間の発電器20の動作を調節するように構成されている。あらゆる検出されたアークイベントに対して、コントローラ24は、式(1)：

$$(1) \quad E = C V^2 / 2 + L I^2 / 2$$

に基づいて、瞬間のアーク毎の、RF出力ステージ28によって送達される最大エネルギーを設定するように構成されている。式(1)において、Eは、所望のエネルギーであり、Cは、コンデンサ49のキャパシタンスであり、Lは、インダクタ46のインダクタンスであり、Vは、インダクタ46にかかる測定電圧である。

10

#### 【0045】

別の実施形態において、アーキングは、能動フィードバック制御装置と共に、または能動フィードバック制御装置の代わりに動作パラメータに制限を加えることによって制御され得る。制限は、媒体の特性(例えば、組織が浸漬される液体の媒体)と、可動な電荷(例えば、電解質)の濃度とに基づく。媒体内の可動な電荷は、正または負のいずれかであり得る。さらに、電荷は、電界毎に速度単位で定義された様々な速度で媒体を通過して動く。理想的な動作の間、正の電荷と負の電荷との間のバランスが、式(2)：

$$(2) \quad (\text{負の電荷の可動性}) * (\text{正の電圧の大きさ}) * (\text{正の電圧の継続時間}) = (\text{正の種の可動性}) * (\text{負の電圧の大きさ}) * (\text{負の電圧の継続時間})$$

20

によって表され得る。電荷の間の平衡は、正の電荷と負の電荷とが同じ距離を移動したときに生じるので、比較的速く移動する電荷の蓄積は、活性電極の表面に存在しない。電圧が極性を切り替えたときの比較的速い種の蓄積は、活性電極の先端において、有害な高電荷密度をもたらす。その電荷密度の空間的な勾配は、アーキングをもたらす絶縁破壊を引き起こすのに十分な高い電位を生じさせる。したがって、アーキングが発電器20の動作パラメータに制限を加えることによって最小にされることにより、各極性の種の電荷の移送を整合または等化する所望の波形を生成し得る。すなわち、発電器20の電圧、電流および他の出力パラメータが、先の実験における測定または経験に基づいて式(2)の関数として調節されることにより、電圧が極性を切り替えたときの活性電極の先端における比較的速い電荷の量を減少させる。

30

#### 【0046】

図3は、アークイベントおよびアークのない時間区間の間の全電荷および全エネルギーの値に回答してアーク毎のエネルギーを調節する方法を例示する。ステップ100において、コントローラ24は、サンプリング周期の継続時間を選択し、該サンプリング周期の間に、感知回路22が電圧、電流、ならびに他の組織の特性および/または波形の特性を測定する。サンプリング周期の長さは、所望の値の幅に依存して、波形のサブサイクル(例えば、半サイクル)または複数のサイクルの継続時間の間であり得る。

#### 【0047】

ステップ102において、センサ回路22は、サンプリング周期の継続時間の間に、抵抗器48にかかる電圧を測定する。ステップ104において、全電荷計算モジュール104は、サンプリング周期の長さに対して、抵抗器48における電流アークの波形を時間積分し、電圧波形の正弦波特性から偏移することによって、組織に堆積された全電荷を決定する。全電荷の決定に加えて、コントローラ24はまた、短い継続時間のアークのサンプリング周期の間に堆積された全エネルギーを決定する。これは、ステップ106において、サンプリング周期の間にコンデンサ49にかかる電圧を測定し、電圧波形の偏差を電流波形の偏差と比較することにより、任意のアークイベントの継続時間とアークによって送達されるエネルギーとを決定することによって達成される。特に、コントローラ24は、電圧波形の形状と電流波形の形状とを比較することにより、アークイベントを表す、電圧波形の形状と電流波形の形状との間の偏差を決定する。ステップ108において、全エネルギー計算モジュール42は、分流キャパシタンスの電圧と、ステップ104において計

40

50

算された全電荷とを乗算することにより、全エネルギーを決定する。

【0048】

別の実施形態において、ステップ107において例示されているように、全エネルギー計算モジュール42は、組織に供給される電力を決定し、その後、サンプリング周期の間に組織に堆積される電力値を時間積分することによって、アークのない継続時間とアークイベントの間における全エネルギー量を決定する。ステップ110において、コントローラ24は、式(1)を使用することによって、アークイベント毎に組織に堆積される所望のエネルギー量を決定する。ステップ112において、コントローラ24は、アーク毎に所望のエネルギーレベルを出力するようにRF出力ステージ28に信号を送る。これが、発電器20が、選択された電気外科モードに依存して、所定の設定点を越えたアーク

10

【0049】

複数の実施形態において、ステップ102およびステップ104は、ステップ106およびステップ108と同時に進行し得るので、全電荷の計算と全エネルギーの計算とが同時に行われ、ステップ110において、これらの計算の出力が、同時にコントローラ24に提供される。

【0050】

開示のいくつかの実施形態が、図面に示され、かつ/または本明細書において考察されてきたが、開示がそれらに限定されることを意図されていない。なぜならば開示は当該分野が許容する範囲の広さであることと、明細書が同様に読まれることを意図されているからである。したがって、上の記述は、限定として考えられるべきではなく、特定の実施形態の単なる例示として考えられるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲の範囲および精神の範囲内で他の改変を想定する。

20

【図1A】

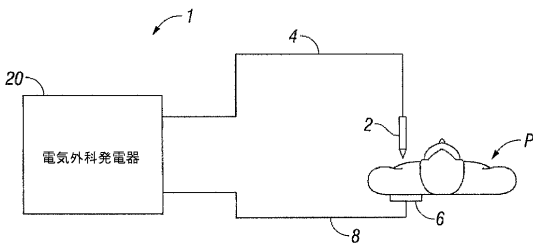


FIG. 1A

【図2】

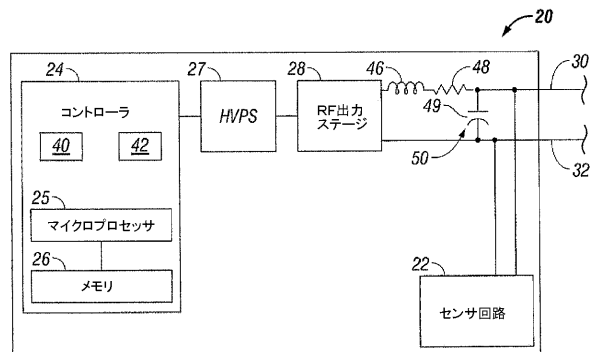


FIG. 2

【図1B】

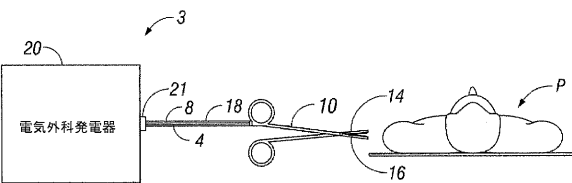


FIG. 1B

【 図 3 】

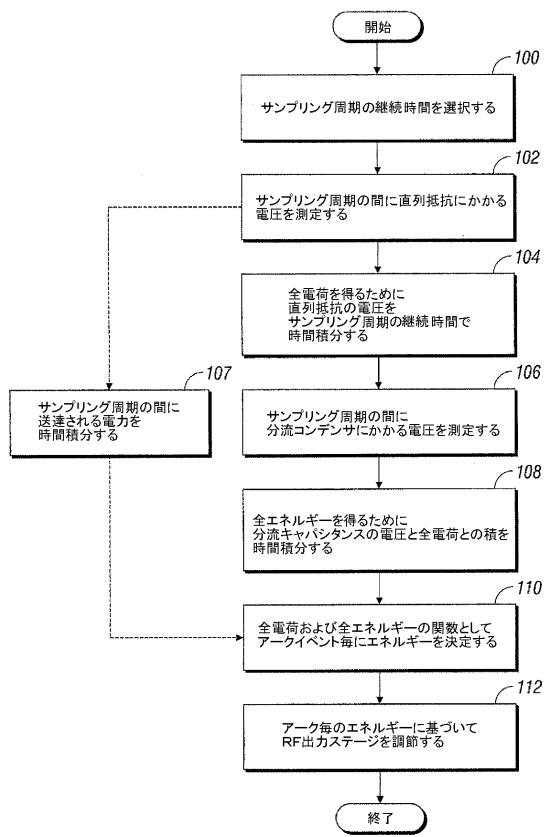


FIG. 3

---

フロントページの続き

(72)発明者 アーレン ケー . ウォード

アメリカ合衆国 コロラド 80241, ソートン, イー . 132エヌディー ウェイ  
1044

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK19 KK20 KK24 KK25 KK39

【外国語明細書】

2013166021000001.pdf