

(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2015-24140

(P2015-24140A)

(43) 公開日 平成27年2月5日(2015.2.5)

(51) Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 18/12 (2006.01) A 6 1 B 17/39 3 1 0 4 C 1 6 0

審査請求 未請求 請求項の数 23 O L (全 30 頁)

(21) 出願番号 特願2014-152769 (P2014-152769)
 (22) 出願日 平成26年7月28日 (2014.7.28)
 (31) 優先権主張番号 61/859, 591
 (32) 優先日 平成25年7月29日 (2013.7.29)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 14/255, 051
 (32) 優先日 平成26年4月17日 (2014.4.17)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 512269650
 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 マサチューセッツ 02
 048, マンスフィールド, ハンプシ
 ャー ストリート 15
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 レベッカ ジェイ. コールソン
 アメリカ合衆国 コロラド 80540,
 ライオンズ, ピー. オー. ボックス
 1964

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電気外科用発電機を動作させるシステムおよび方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 電気外科用発電機を制御する方法を提供する。

【解決手段】 電気外科用発電機を制御する方法であって、上記方法は、標的組織のインピーダンスを感知することと、標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを第2の電力レベルで発生させることであって、各パルスは、標的組織の感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを第3の電力レベルで発生させることにより、標的組織を分割することを含む。

【選択図】 図5

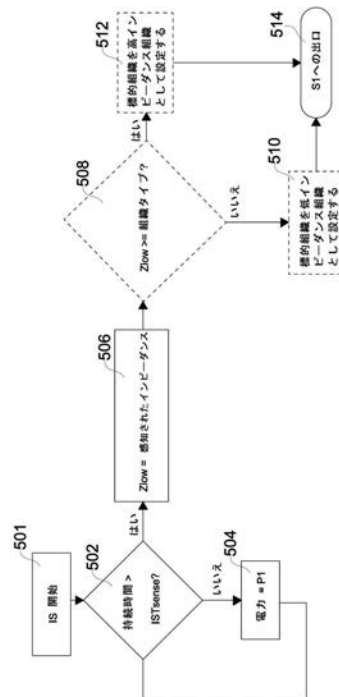


FIG. 5

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

電気外科用発電機を制御する方法であって、該方法は、
標的組織のインピーダンスを感知することと、
該標的組織の感知されたインピーダンスが第 1 の閾値インピーダンスよりも大きくなる
まで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを第 1 の電力レベルで発生させることと

、
第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスで第 2 の電力レベルで発生さ
せることであって、各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルス
に対して設定された第 2 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、こ
とと、

所定の持続時間の間、第 3 の段階における少なくとも 1 つの高電圧パルスを第 3 の電力
レベルで発生させることにより、該標的組織を分割することと

を含む、方法。

【請求項 2】

インピーダンス感知段階における電気外科用エネルギーを第 4 の電力レベルで発生させ
て、前記標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することをさらに含む、請求項 1 に
記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1 の閾値インピーダンスは、前記最初の組織インピーダンスより上の所定のイン
ピーダンス上昇量と等しい、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 2 の閾値インピーダンスは、前記最初の組織インピーダンスより上の調整可能な
インピーダンス上昇量と等しい、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】

前記調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスにつ
いて、増大する、減少する、および同じままである、のうちの少なくとも 1 つである、請
求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、前記調整因子に
よって乗算される、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記標的組織の感知された最初のインピーダンスに基づいて、該標的組織の組織タイプ
を決定することと、

決定された組織タイプに基づいて、前記第 3 の段階中に、ある数の高電圧パルスを発生
させることと

をさらに含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 8】

前記標的組織の前記感知された最初のインピーダンスが組織タイプ閾値インピーダンス
値よりも小さい場合、前記組織タイプは、低インピーダンス組織タイプであることが決定
され、前記第 3 の段階中に送達される高電圧パルスの前記数は、第 1 の値に設定され、

該標的組織の該感知された最初のインピーダンスが該組織タイプ閾値インピーダンス値
以上である場合、該組織タイプは、高インピーダンス組織タイプであることが決定され、
該第 3 の段階中に発生させられる高電圧パルスの該数は、第 2 の値に設定され、該第 2 の
値は、該第 1 の値よりも大きい、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記第 3 の段階において、前記少なくとも 1 つの高電圧パルスの前に電気外科用エネル
ギーを前記第 4 の電力レベルで発生させることにより、前記標的組織の前記インピーダ
ンスを感知して、前記第 3 の電力レベルへの電力の迅速な上昇のために前記発電機を準備す
ることをさらに含む、請求項 2 に記載の方法。

10

20

30

40

50

【請求項 10】

前記第3の段階において、前記少なくとも1つの高電圧パルス後に電気外科用エネルギーを前記第4の電力レベルで発生させて、前記標的組織の前記インピーダンスを感知することをさらに含む、請求項2に記載の方法。

【請求項 11】

前記第2の段階における前記パルスは、前記感知された組織インピーダンスが最大閾値インピーダンス値よりも大きくなるまで印加される、請求項1に記載の方法。

【請求項 12】

前記標的組織の前記感知されたインピーダンスが最大閾値インピーダンス値を超える場合、前記第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む、請求項1に記載の方法。

10

【請求項 13】

前記少なくとも1つの高電圧パルスの電圧と電流との間の位相差が所定の位相差の値よりも大きい場合、前記第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む、請求項1に記載の方法。

【請求項 14】

前記発電機は、前記第2の段階における前記複数のパルスの各パルス後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、該所定の持続時間は、前記標的組織が、該複数のパルスの各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給されるように設定される、請求項1に記載の方法。

20

【請求項 15】

前記発電機は、前記第3の段階における前記少なくとも1つの高電圧パルスの各パルス後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、該所定の持続時間は、前記標的組織が、各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給されるように設定される、請求項1に記載の方法。

【請求項 16】

前記発電機は、各パルスが前記第1、第2、および第3の段階において発生させられた後、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、各オフ状態は、所定の持続時間を有する、請求項1に記載の方法。

【請求項 17】

電気外科用発電機であって、該電気外科用発電機は、
電源に連結されているRF出力ステージであって、該RF出力ステージは、標的組織への送達のために、該電源によって提供される電力から電気外科用エネルギーを発生させるように構成されている、RF出力ステージと、

30

該標的組織のインピーダンスを感知するように構成されているセンサーと、

コントローラと

を含み、

該コントローラは、

該標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、

40

第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを第2の電力レベルで発生させることであって、該複数のパルスの各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、

所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを第3の電力レベルで発生させることにより、該標的組織を分割することと

を行うように該RF出力ステージを制御するように構成されている、電気外科用発電機

【請求項 18】

50

前記第 1 の閾値インピーダンスは、前記センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の所定のインピーダンス上昇量と等しい、請求項 17 に記載の電気外科用発電機。

【請求項 19】

前記第 2 の閾値インピーダンスは、前記センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の調整可能なインピーダンス上昇量と等しい、請求項 17 に記載の電気外科用発電機。

【請求項 20】

前記調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスについて、増大する、減少する、および同じままである、のうちの少なくとも 1 つであり、該調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、該調整因子によって乗算される、請求項 19 に記載の電気外科用発電機。

10

【請求項 21】

標的組織を処置するシステムであって、該システムは、

該標的組織の感知された組織インピーダンスが閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを該標的組織に第 1 の電力レベルで送達する手段と、

第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する手段であって、各パルスは、該標的組織の該感知された組織インピーダンスがそのパルスに対して設定された閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで送達される、手段と、

20

所定の持続時間の間、第 3 の段階における少なくとも 1 つの高電圧パルスを送達することにより、該標的組織を分割する手段と

を含む、システム。

【請求項 22】

電気外科用発電機を制御する方法であって、該方法は、

標的組織のインピーダンスを感知することと、

インピーダンス感知段階において、第 1 の持続時間の間、電気外科用エネルギーを最初の電力レベルで発生させて、該標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することと、

該標的組織の感知されたインピーダンスが第 1 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを第 1 の電力レベルで発生させることと

30

、
第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する手段であって、各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第 2 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと

を含む、方法。

【請求項 23】

前記最初の電力レベルおよび前記第 1 の持続時間は、発生させられた電気外科用エネルギーが前記標的組織にほとんど影響を及ぼさないように設定される、請求項 22 に記載の方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

背景

技術分野

本開示は、電気外科用発電機を動作させるシステムおよび方法に関する。より詳しくは、本開示は、組織の最適化された切断のために、電気外科用発電機の出力を制御するシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

50

【0002】

関連技術の背景

電気外科は、組織を切断、切除、または凝固させるために、外科手術部位への高周波数電流の印加を含む。単極電気外科において、ソース電極または活性電極は、交流を電気外科用発電機から標的組織に送達し、リターン電極は、交流を発電機に伝導し戻す。患者のリターン電極は、電流を発電機に伝導し戻すために活性電極から離れて置かれる。

【0003】

双極電気外科において、リターン電極および活性電極は、2つの電極（例えば、電気外科用鉗子の場合）間に電気回路が形成されるように互いに極めて接近して置かれる。この状態において、印加される交流は、電極間に位置決めされる身体組織に限定される。従って、双極電気外科は、一般に、器具の使用を含み、器具（例えば、鉗子など）に位置決めされている2つの電極間での電気外科用エネルギーの集中した送達を達成することが所望される。鉗子は、脈管または組織を把持し、締め付け、圧縮するために、その顎の間の機械的作用に依存するプライヤー様の器具である。電気外科用鉗子（開放または内視鏡）は、締め付けられた組織における止血を達成するために、機械的締め付け動作および電気エネルギーを利用する。鉗子は、電気外科用エネルギーを締め付けられた組織に印加する電気外科用伝導性表面を含む。伝導性プレートを通して組織に印加される電気外科用エネルギーの強度、周波数および持続時間を制御することによって、外科医は、組織を凝固、密封、および/または切断することができる。しかし、上の例は、例示目的のためのみであり、他の多くの公知の双極電気外科用器具が存在し、それらは、本開示の範囲内である。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0004】

概要

本開示の実施形態に従うシステムおよび方法は、電気外科手順中に最適な組織効果を提供する。1つの実施形態に従って、本開示は、電気外科用発電機を制御する方法を提供する。

【0005】

本開示の局面に従って、電気外科用発電機を制御する方法が提供され、上記方法は、標的組織のインピーダンスを感知することと、標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスで第2の電力レベルで発生させることと、各パルスは、標的組織の感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを第3の電力レベルで発生させることにより、標的組織を分割することを含む。

【0006】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、インピーダンス感知段階における電気外科用エネルギーを第4の電力レベルで発生させて、標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することをさらに含む。

【0007】

本開示のいくつかの局面において、第1の閾値インピーダンスは、最初の組織インピーダンスより上の所定のインピーダンス上昇量と等しい。

【0008】

本開示のいくつかの局面において、第2の閾値インピーダンスは、最初の組織インピーダンスより上の調整可能なインピーダンス上昇量と等しい。

【0009】

本開示のいくつかの局面において、調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスについて、増大する、減少する、および同じままである、のう

10

20

30

40

50

ちの少なくとも1つである。

【0010】

本開示のいくつかの局面において、調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、調整因子によって乗算される。

【0011】

本開示のいくつかの局面において、第2の段階におけるパルスは、感知された組織インピーダンスが最大閾値インピーダンス値よりも大きくなるまで印加される。

【0012】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、標的組織の感知された最初のインピーダンスに基づいて、標的組織の組織タイプを決定することと、決定された組織タイプに基づいて、第3の段階中に、ある数の高電圧パルスを発生させることをさらに含む。

10

【0013】

本開示のいくつかの局面において、標的組織の感知された最初のインピーダンスが組織タイプ閾値インピーダンス値よりも小さい場合、組織タイプは、低インピーダンス組織タイプであることが決定され、第3の段階中に送達される高電圧パルスの数は、第1の値に設定され、標的組織の感知された最初のインピーダンスが組織タイプ閾値インピーダンス値以上である場合、組織タイプは、高インピーダンス組織タイプであることが決定され、第3の段階中に発生させられる高電圧パルスの数は、第2の値に設定され、第2の値は、第1の値よりも大きい。

【0014】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、標的組織の感知されたインピーダンスが最大閾値インピーダンス値を超える場合、第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む。

20

【0015】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、少なくとも1つの高電圧パルスの電圧と電流との間の位相差が所定の位相差の値よりも大きい場合、第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む。

【0016】

本開示のいくつかの局面において、発電機は、第2の段階における複数のパルスの各パルスの後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、所定の持続時間は、標的組織が、複数のパルスの各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給される(re-hydrate)ように設定される。

30

【0017】

本開示のいくつかの局面において、発電機は、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスの各パルスの後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、所定の持続時間は、標的組織が、各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給されるように設定される。

【0018】

本開示のいくつかの局面において、発電機は、各パルスが第1、第2、および第3の段階において発生させられた後、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、各オフ状態は、所定の持続時間を有する。

40

【0019】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、第3の段階において、少なくとも1つの高電圧パルスの前に電気外科用エネルギーを第4の電力レベルで発生させることにより、標的組織のインピーダンスを感知して、第3の電力レベルへの電力の迅速な上昇のために発電機を準備することをさらに含む。

【0020】

本開示のいくつかの局面において、上記方法は、第3の段階において、その少なくとも1つの高電圧パルスの後に電気外科用エネルギーを第4の電力レベルで発生させて、標的組織のインピーダンスを感知することをさらに含む。

50

【 0 0 2 1 】

本開示の局面に従って、電気外科用発電機が提供され、この電気外科用発電機は、電源に連結されているRF出力ステージと、標的組織のインピーダンスを測定するように構成されているセンサーと、RF出力を制御するように構成されているコントローラーとを含む。RF出力ステージは、標的組織への送達のために、電源によって提供される電力から電気外科用エネルギーを発生させるように構成されている。コントローラーは、標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する第2の電力レベルで発生させることと、複数のパルスの各パルスは、標的組織の感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを送達する第3の電力レベルで発生させることにより、標的組織を分割することを行うようにRF出力ステージを制御するように構成されている。

10

【 0 0 2 2 】

本開示のいくつかの局面において、第1の閾値インピーダンスは、センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の所定のインピーダンス上昇量と等しい。

【 0 0 2 3 】

本開示のいくつかの局面において、第2の閾値インピーダンスは、センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の調整可能なインピーダンス上昇量と等しい。

20

【 0 0 2 4 】

本開示のいくつかの局面において、調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスについて、増大する、減少する、および同じままである、うちの少なくとも1つであり、調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、調整因子によって乗算される。

【 0 0 2 5 】

本開示の局面に従って、標的組織を処置する方法が提供され、上記方法は、標的組織の感知された組織インピーダンスが閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを標的組織に第1の電力レベルで送達することと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する第2の電力レベルで送達することと、各パルスは、標的組織の感知された組織インピーダンスがそのパルスに対して設定された閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで送達される、ことと、所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを送達する第3の電力レベルで送達することにより、標的組織を分割することを含む。

30

【 0 0 2 6 】

本開示の局面に従って、電気外科用発電機を制御する方法が提供され、上記方法は、標的組織のインピーダンスを感知することと、インピーダンス感知段階において、第1の持続時間の間、電気外科用エネルギーを最初の電力レベルで発生させて、標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することと、標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する第2の電力レベルで発生させることと、各パルスは、標的組織の感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、こととを含む。

40

【 0 0 2 7 】

本開示のいくつかの局面において、最初の電力レベルおよび第1の持続時間は、発生させられた電気外科用エネルギーが標的組織にほとんど影響を及ぼさないように設定される。

【 0 0 2 8 】

本開示の上記局面および実施形態のうちの任意のものは、本開示の範囲から外れること

50

なく組み合わせられ得る。

【 0 0 2 9 】

本発明は、例えば以下の項目を提供する。

(項目 1)

電気外科用発電機を制御する方法であって、該方法は、
標的組織のインピーダンスを感知することと、

該標的組織の感知されたインピーダンスが第 1 の閾値インピーダンスよりも大きくなる
まで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを第 1 の電力レベルで発生させることと
、

第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスで第 2 の電力レベルで発生させ
ることであって、各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルス
に対して設定された第 2 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、こ
とと、

所定の持続時間の間、第 3 の段階における少なくとも 1 つの高電圧パルスを第 3 の電力
レベルで発生させることにより、該標的組織を分割することと
を含む、方法。

(項目 2)

インピーダンス感知段階における電気外科用エネルギーを第 4 の電力レベルで発生させ
て、上記標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することをさらに含む、上記項目に
記載の方法。

(項目 3)

上記第 1 の閾値インピーダンスは、上記最初の組織インピーダンスより上の所定のイン
ピーダンス上昇量と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 4)

上記第 2 の閾値インピーダンスは、上記最初の組織インピーダンスより上の調整可能な
インピーダンス上昇量と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 5)

上記調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスにつ
いて、増大する、減少する、および同じままである、のうちの少なくとも 1 つである、上
記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 6)

上記調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、上記調整因子に
よって乗算される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 7)

上記標的組織の感知された最初のインピーダンスに基づいて、該標的組織の組織タイプ
を決定することと、

決定された組織タイプに基づいて、上記第 3 の段階中に、ある数の高電圧パルスを発生
させることと

をさらに含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 8)

上記標的組織の上記感知された最初のインピーダンスが組織タイプ閾値インピーダンス
値よりも小さい場合、上記組織タイプは、低インピーダンス組織タイプであることが決定
され、上記第 3 の段階中に送達される高電圧パルスの上記数は、第 1 の値に設定され、

該標的組織の該感知された最初のインピーダンスが該組織タイプ閾値インピーダンス値
以上である場合、該組織タイプは、高インピーダンス組織タイプであることが決定され、
該第 3 の段階中に発生させられる高電圧パルスの該数は、第 2 の値に設定され、該第 2 の
値は、該第 1 の値よりも大きい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 9)

上記第 3 の段階において、上記少なくとも 1 つの高電圧パルスの前に電気外科用エネル
ギーを上記第 4 の電力レベルで発生させることにより、上記標的組織の上記インピーダン

10

20

30

40

50

スを検知して、上記第3の電力レベルへの電力の迅速な上昇のために上記発電機を準備することをさらに含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目10)

上記第3の段階において、上記少なくとも1つの高電圧パルス後に電気外科用エネルギーを上記第4の電力レベルで発生させて、上記標的組織の上記インピーダンスを検知することをさらに含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目11)

上記第2の段階における上記パルスは、上記感知された組織インピーダンスが最大閾値インピーダンス値よりも大きくなるまで印加される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目12)

上記標的組織の上記感知されたインピーダンスが最大閾値インピーダンス値を超える場合、上記第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目13)

上記少なくとも1つの高電圧パルスの電圧と電流との間の位相差が所定の位相差の値よりも大きい場合、上記第3の段階中に少なくとも1つの高電圧パルスの発生を停止させることをさらに含む、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目14)

上記発電機は、上記第2の段階における上記複数のパルスの各パルス後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、該所定の持続時間は、上記標的組織が、該複数のパルスの各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給されるように設定される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目15)

上記発電機は、上記第3の段階における上記少なくとも1つの高電圧パルスの各パルス後、所定の持続時間の間、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、該所定の持続時間は、上記標的組織が、各パルス後に少なくとも部分的に再び水を供給されるように設定される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目16)

上記発電機は、各パルスが上記第1、第2、および第3の段階において発生させられた後、第5の電力レベルを有するオフ状態に設定され、各オフ状態は、所定の持続時間を有する、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目17)

電気外科用発電機であって、該電気外科用発電機は、

電源に連結されているRF出力ステージであって、該RF出力ステージは、標的組織への送達のために、該電源によって提供される電力から電気外科用エネルギーを発生させるように構成されている、RF出力ステージと、

該標的組織のインピーダンスを検知するように構成されているセンサーと、

コントローラと

を含み、

該コントローラは、

該標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、

第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを第2の電力レベルで発生させることであって、該複数のパルスの各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、

所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを第3の電力レベルで発生させることにより、該標的組織を分割することと

10

20

30

40

50

を行うように該 R F 出力ステージを制御するように構成されている、電気外科用発電機。

(項目 18)

上記第 1 の閾値インピーダンスは、上記センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の所定のインピーダンス上昇量と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の電気外科用発電機。

(項目 19)

上記第 2 の閾値インピーダンスは、上記センサーによって測定された最初の組織インピーダンスより上の調整可能なインピーダンス上昇量と等しい、上記項目のうちのいずれか一項に記載の電気外科用発電機。

10

(項目 20)

上記調整可能なインピーダンス上昇量は、調整因子に基づいて、各連続するパルスについて、増大する、減少する、および同じままである、のうちの少なくとも 1 つであり、該調整可能なインピーダンス上昇量は、各連続するパルスについて、該調整因子によって乗算される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の電気外科用発電機。

(項目 21)

標的組織を処置するシステムであって、該システムは、

該標的組織の感知された組織インピーダンスが閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを該標的組織に第 1 の電力レベルで送達する手段と、

20

第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを該標的組織に第 2 の電力レベルで送達する手段であって、各パルスは、該標的組織の該感知された組織インピーダンスがそのパルスに対して設定された閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで送達される、手段と、

所定の持続時間の間、第 3 の段階における少なくとも 1 つの高電圧パルスを該標的組織に第 3 の電力レベルで送達することにより、該標的組織を分割する手段と

を含む、システム。

(項目 22)

電気外科用発電機を制御する方法であって、該方法は、

標的組織のインピーダンスを感知することと、

30

インピーダンス感知段階において、第 1 の持続時間の間、電気外科用エネルギーを最初の電力レベルで発生させて、該標的組織の最初の組織インピーダンスを感知することと、

該標的組織の感知されたインピーダンスが第 1 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを第 1 の電力レベルで発生させることと

、
第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達することであって、各パルスは、該標的組織の該感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第 2 の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと

を含む、方法。

40

(項目 23)

上記最初の電力レベルおよび上記第 1 の持続時間は、発生させられた電気外科用エネルギーが上記標的組織にほとんど影響を及ぼさないように設定される、上記項目のうちのいずれか一項に記載の方法。

(項目 21A)

標的組織を処置する方法であって、該方法は、

該標的組織の感知された組織インピーダンスが閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで、第 1 の段階における電気外科用エネルギーを該標的組織に第 1 の電力レベルで送達することと、

第 2 の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを送達する手段と、

50

ベルで送達することであって、各パルスは、該標的組織の該感知された組織インピーダンスがそのパルスに対して設定された閾値標的インピーダンスよりも大きくなるまで送達される、ことと、

所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを該標的組織に第3の電力レベルで送達することにより、該標的組織を分割することと

を含む、方法。

【0030】

(摘要)

本開示の実施形態に従うシステムおよび方法は、電気外科手順中に最適な組織効果を提供する。電気外科用発電機を制御するシステムおよび方法が提供され、このシステムおよび方法は、標的組織のインピーダンスを感知することと、標的組織の感知されたインピーダンスが第1の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで、第1の段階における電気外科用エネルギーを第1の電力レベルで発生させることと、第2の段階における電気外科用エネルギーの複数のパルスを第2の電力レベルで発生させることであって、各パルスは、標的組織の感知されたインピーダンスがそのパルスに対して設定された第2の閾値インピーダンスよりも大きくなるまで発生させられる、ことと、所定の持続時間の間、第3の段階における少なくとも1つの高電圧パルスを第3の電力レベルで発生させることにより、標的組織を分割することを含む。

10

【0031】

本開示の様々な実施形態は、本明細書中で図面を参照して記載される。

20

【図面の簡単な説明】

【0032】

【図1】図1は、本開示の実施形態に従う、電気外科システムの電気外科用発電機および他の構成要素の斜視図である。

【図2】図2は、図1の電気外科用発電機の正面図である。

【図3】図3は、図2の電気外科用発電機の発電機回路網のブロック線図である。

【図4】図4は、本開示の実施形態に従う、3つの段階について、図3の発電機回路網によって発生させられる電気外科用エネルギーの出力電力プロファイルを時間の関数として例示している図式線図である。

【図5】図5～図7は、本開示の実施形態に従う、異なる動作上の段階中、発電機回路網から出力される電力を制御する方法を例示しているフローチャートである。

30

【図6】図5～図7は、本開示の実施形態に従う、異なる動作上の段階中、発電機回路網から出力される電力を制御する方法を例示しているフローチャートである。

【図7】図5～図7は、本開示の実施形態に従う、異なる動作上の段階中、発電機回路網から出力される電力を制御する方法を例示しているフローチャートである。

【図8】図8は、本開示の実施形態に従う、別の段階について、図3の発電機回路網によって発生させられる電気外科用エネルギーの出力電力プロファイルを時間の関数として例示している図式線図である。

【図9】図9は、本開示の実施形態に従う、別の段階中、発電機回路網から出力される電力を制御する方法を例示しているフローチャートである。

40

【発明を実施するための形態】

【0033】

詳細な説明

本開示の特定の実施形態は、添付の図面を参照して下に記載される。以下の記載において、周知の機能または構築は、本開示を不必要な詳細で不明瞭にすることを避けるために詳細に記載されない。

【0034】

本開示は、組織を切断するシステムおよび方法を提供する。上記方法は、電気外科用発電機のコントローラ（例えば、マイクロコントローラ）によって実行されるコンピューター読取り可能な命令として実装され得る。発電機は、電気外科用エネルギーを組織に

50

印加するように構成されている少なくとも1つの活性電極を介して、電気外科用エネルギーを組織に供給するように構成されているRF出力ステージと、組織のインピーダンスを測定するように構成されている感知回路網と、コントローラーとを含む。本開示に従う発電機は、単極電気外科手順および/または双極電気外科手順（例えば、切断、凝固、切除、および脈管密封の手順が挙げられる）を実施し得る。

【0035】

発電機は、様々な電気外科用器具（例えば、単極器具、リターン電極、双極電気外科用鉗子、フットスイッチなど）との相互作用のための複数の出力を含み得る。さらに、発電機は、電子回路網を含み、この電子回路網は、様々な電気外科用モード（例えば、切断、ブレード、凝固、止血を伴う分割、高周波療法、スプレーなど）および手順（例えば、単極、双極、脈管密封など）に特に適している無線周波数エネルギーを発生させるように構成されている。実施形態において、発電機は、埋め込まれ得るか、統合され得るか、または他の方法で電気外科用器具に連結され得、オールインワンの電気外科用装置を提供する。

10

【0036】

本開示のシステムおよび方法は、電気外科切断手順において、最適な組織効果を提供する。上記方法は、以下の動作上の段階にわたって実施される：（1）組織効果を開始させ、（2）インピーダンススペースのパルシングを通して、熱を標的組織において局在化させ、（3）集中したエネルギー密度で組織を分離する。第1の段階において、電力は、組織インピーダンスが閾値より上に上昇するまで標的組織に送達される。次に、中間オフ状態の間、エネルギー送達は休止されて、組織への再度の水の供給（rehydration）を可能にする。第1の段階の目的は、任意の重要なエネルギー送達前に、標的組織を過度に乾燥させるためではなく、標的組織を加熱（cook）するためである。

20

【0037】

上記方法は、第1の段階の前に、第4の段階も含み得、この第4の段階において、少量の電力が、標的組織の最初のインピーダンスを感知するために標的組織に送達される。標的組織の感知された最初のインピーダンスは、（例えば、器具が開路状態にないことを確かめるために）器具の現在の状態を決定するために使用され、センサー読取りを安定にするために使用される。

【0038】

第2の段階において、発電機から出力される電力は、一定速度でパルスにされて、組織インピーダンスを着実に上昇させる。このパルシングは、第3の段階中に細い帯状の乾燥を確実にするために、標的組織の切断ゾーンにおいて組織を予め整える。実施形態において、第2の段階は、第3の段階の前に組織を過度に乾燥させない。

30

【0039】

第3の段階において、1つ以上の高電圧パルスは、指示された量または時間の間、送達される。これらのパルスは、標的組織の切断ゾーンにおいて組織を分割するために必要とされる最終のエネルギーのバーストを送達する。第3の段階は、組織分離を確実にするために、知的インピーダンススペースのパルシングを組み込む。より低いインピーダンス組織（例えば、単離された静脈、ブタの子宮の子宮間膜など）が、代表的に、標的組織を分割するために、1つの高電圧パルスのみを必要とし、より高いインピーダンス組織（例えば、薄い組織、脂肪質の腸間膜（fatty mesentery）など）が、標的組織を完全に分割するために、2つ以上のパルスを必要とすることが見出されている。従って、第3の段階において、パルスは、所定の数のパルスが発生させられるか、または組織がすでに分割されたことを示す閾値インピーダンスに組織が到達するまで、継続的に発生させられ、標的組織に送達される。これは、切断アルゴリズムのより知的なシャットオフを可能にし、完全な切断を確実にする。

40

【0040】

図1は、本開示に従う、単極および双極電気外科システム10の例示である。システム10は、患者の組織を処置するための1つ以上の活性電極13（例えば、電気外科用切断

50

プローブ、切除電極など)を有する1つ以上の単極電気外科用器具12を含み得る。電気外科用交流は、発電機300の活性端子330(図3)に接続されている供給ライン14を介して、発電機300によって器具12に供給され、器具12が、組織を切断、凝固、切除および/または他の方法で処置することを可能にする。交流は、発電機300のリターン端子332(図3)において、リターンライン18を介して、リターン電極パッド16を通して発電機300に戻る。単極動作について、システム10は、複数のリターン電極パッド16を含み得、複数のリターン電極パッド16は、患者との全体の接触領域を最大にすることにより組織損傷の可能性を最小にするために、使用において、患者に配置される。さらに、発電機300およびリターン電極パッド16は、組織損傷の可能性をさらに最小にするために、組織と患者との間に十分な接触が存在することを確実にするように、いわゆる「組織对患者」の接触をモニタリングするために構成され得る。

10

【0041】

システム10は、1つ以上の双極電気外科用器具(例えば、双極電気外科用鉗子110または双極電気外科用鉗子310)も含み得、1つ以上の双極電気外科用器具は、患者の組織を処置するための1つ以上の電極を有する。双極電気外科用器具は、開腹および/または腹腔鏡外科手術手順とともに使用され得る。

【0042】

双極電気外科用鉗子110は、ハウジング111と、シャフト112の遠位端に配置されている対向する顎部材113および115を含む。顎部材113および115は、それらの中にそれぞれ配置されている1つ以上の活性電極114およびリターン電極116を有する。活性電極114およびリターン電極116は、ケーブル118を通して発電機300に接続され、このケーブル118は、活性端子330およびリターン端子332(図3)にそれぞれ連結されている供給ライン14およびリターンライン18を含む。電気外科用鉗子110は、ケーブル118の端に配置されているプラグを介してコネクタにおいて発電機300に連結されており、このコネクタは、活性端子330およびリターン端子332(例えば、ピン)への接続を有し、プラグは、より詳細に下に記載されるように、供給ライン14およびリターンライン18からの接点を含む。

20

【0043】

双極電気外科用鉗子210は、機械的鉗子220を含み、この機械的鉗子220は、エンドエフェクター224と使い捨て電極アセンブリ221とを有する。機械的鉗子220は、第1の細長いシャフト部材212と第2の細長いシャフト部材214とを含む。シャフト部材212、214の近位端部分に配置されているのは、それぞれ、ハンドル部材216および218であり、ハンドル部材216および218は、ユーザーが、シャフト部材212および214のうちの少なくとも1つの、互いに対する移動を達成することを可能にするように構成されている。エンドエフェクター224は、対向する顎部材242、244を含み、対向する顎部材242、244は、シャフト部材212および214の遠位端部分からそれぞれ延びている。顎部材242、244は、シャフト部材212、214の移動に応答して、互いに対して移動可能である。1対のハウジング半体270a、270bを有するハウジング270は、シャフト部材214の少なくとも一部分を嵌合により係合し、シャフト部材214の少なくとも一部分を解放可能に取り囲むように構成されている。鉗子210は、ハウジング270から延びている電氣的ケーブル228を含み、この電氣的ケーブル228は、図1に示されるように、鉗子210を電気外科用エネルギーの源(例えば、電気外科用発電機300)に電氣的に接続するように構成されている。

30

40

【0044】

図2を参照すると、発電機300の正面340が示されている。発電機300は、任意の適切なタイプ(例えば、電気外科用、マイクロ波など)であり得、様々なタイプの電気外科用器具(例えば、電気外科用器具12、電気外科用鉗子110、電気外科用鉗子210など)を適応させるために、複数のコネクタ350~362を含み得る。

【0045】

発電機300は、ユーザーに多様な出力情報(例えば、強度設定、処置完了インジケー

50

ターなど)を提供するために、1つ以上のディスプレイスクリーンまたは情報パネル342、344、346を有するユーザーインターフェイス341を含む。ディスプレイスクリーン342、344、346の各々は、対応するコネクタ350~362に関連付けられている。発電機300は、発電機300を制御するために、適切な入力制御装置(例えば、ボタン、アクチベータ、スイッチ、タッチスクリーンなど)を含む。ディスプレイスクリーン342、344、346は、電気外科用器具(例えば、電気外科用器具12、電気外科用鉗子110、電気外科用鉗子210など)について、対応するメニューを表示するタッチスクリーンとしても構成される。そして、ユーザーは、対応するメニューオプションを単にタッチすることによって、入力を調整する。

【0046】

ディスプレイスクリーン342は、単極出力、ならびにコネクタ350および352に接続されているデバイスを制御する。コネクタ350は、単極電気外科用器具(例えば、電気外科用器具12)に連結するように構成され、コネクタ352は、フットスイッチ(示されない)に連結するように構成されている。フットスイッチは、さらなる入力(例えば、発電機300の複製入力)を提供する。ディスプレイスクリーン344は、単極および双極出力、ならびにコネクタ356および358に接続されているデバイスを制御する。コネクタ356は、他の単極器具に連結するように構成されている。コネクタ358は、双極器具に連結するように構成されている。

【0047】

ディスプレイスクリーン346は、コネクタ360および362に差し込まれ得る鉗子110または鉗子210によって実施される双極密封手順を制御する。発電機300は、コネクタ360および362を通して、鉗子110または210によって把持される組織を密封するために適したエネルギーを出力する。特に、ディスプレイスクリーン346は、ユーザーがユーザー定義の強度設定を入力することを可能にするユーザーインターフェイスを出力する。ユーザー定義の強度設定は、ユーザーが1つ以上のエネルギー送達パラメータ(例えば、電力、電流、電圧、エネルギーなど)、または密封パラメータ(例えば、エネルギー率リミッター、密封持続時間など)を調整することを可能にする任意の設定であり得る。ユーザー定義の設定は、コントローラ324に伝送され、このコントローラ324において、設定がメモリー326に記録され得る。実施形態において、強度設定は、数目盛であり得る(例えば、1~10または1~5など)。実施形態において、強度設定は、発電機300の出力曲線と関連付けられ得る。強度設定は、利用される各鉗子110または210について特定のであり得、その結果、様々な器具は、鉗子110または210に対応する特定の強度目盛をユーザーに提供する。

【0048】

図3は、図1の発電機300の発電機回路網305のブロック線図を示し、発電機回路網305は、コントローラ324と、高電圧DC電源327(「HVPS」と)、RF出力ステージ328と、センサー回路網329とを有する。HVPS 327は、AC源(例えば、電気壁付きコンセント)に接続され、高電圧DC電力をRF出力ステージ328に提供し、このRF出力ステージ328は、次に、高電圧DC電力をRFエネルギー(例えば、AC信号)に変換し、RFエネルギーを活性端子330に送達する。エネルギーは、リターン端子332を介してそこに戻される。特に、RF出力ステージ328は、RFエネルギーの正弦波形または矩形波形を発生させる。RF出力ステージ328は、様々なデューティサイクル、ピーク電圧、波形波高因子、および他の適切なパラメータを有する複数の波形を発生させるように構成されている。特定のタイプの波形は、特定の電気外科用モードに適している。例えば、RF出力ステージ328は、代表的に、切断モードにおいて、100%のデューティサイクル正弦波形を発生させ、この波形は、組織を切除、融合、および切開するためによく適しており、RF出力ステージ328は、凝固モードにおいて、1%~25%のデューティサイクル波形を発生させ、この波形は、出血を止めるために、組織を焼灼するために適している。

【0049】

10

20

30

40

50

コントローラ 324 は、メモリー 326 に動作可能に連結されているプロセッサ 325 を含み、このメモリー 326 は、揮発性メモリー（例えば、RAM）および/または非揮発性メモリー（例えば、フラッシュ媒体、ディスク媒体など）を含み得る。プロセッサ 325 は、HVPS 327 および/または RF 出力ステージ 328 に動作可能に接続されている出力ポートを含み、プロセッサ 325 が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、発電機 300 の出力を制御することを可能にする。閉制御スキームは、センサー回路網 329 が、コントローラ 324 にフィードバック（すなわち、様々な組織パラメータ（例えば、組織インピーダンス、流体の存在、出力電流、および/または電圧など）を感知するために、1つ以上のセンサーから得られる情報）を提供するフィードバック制御ループであり、コントローラ 324 にフィードバックを提供する。コントローラ 324 は、次に、HVPS 327 および/または RF 出力ステージ 328 に信号を送り、コントローラ 324 は、DC および/または RF 電源をそれぞれ調整する。当業者は、プロセッサ 325 が、本明細書中に記載される計算および/または一連の命令を実施するように適合されている任意の論理プロセッサ（例えば、制御回路）を用いることによって、取って代わられ得ることを認識し、論理プロセッサには、フィールドプログラマブルゲートアレイ、デジタル信号プロセッサ、またはこれらの論理プロセッサの組み合わせが挙げられるが、これらに限定されない。

【0050】

プロセッサ 325 は、ユーザーインターフェイス 341 に連結され、ユーザー入力に応答して、発電機 300 のモード、エネルギー設定、および他のパラメータを変更するように構成されている。発電機 300 は、多様なモードで動作するように構成されている。1つの実施形態において、発電機 300 は、以下のモード：切断、ブレンド、凝固、止血を伴う分割、高周波療法、スプレー、これらのモードの組み合わせなどに従って、出力を発生させ得る。各モードは、予めプログラムされた電力曲線に基づいて動作し、この予めプログラムされた電力曲線は、負荷（例えば、標的組織）の変化するインピーダンスにおいて、発電機 300 によって出力される電力の量を制御する。各電力曲線は、ユーザーが選択した電力設定および負荷の測定されたインピーダンスによって定義される電力、電圧、および電流の制御範囲を含む。

【0051】

次に、図 4 ~ 図 9 を参照すると、発電機 300 のコントローラ 324 は、切断手順中、電気外科用エネルギーの送達を制御するために、最適化された切断アルゴリズムを実施する。最適化された切断アルゴリズムは、標的組織を有効に分離または分割するために、電気外科用エネルギーを、4つの段階（すなわち、インピーダンス感知（IS）、S1、S2、および S3）において、標的組織に対して発生させるように構成されている。各段階のための発電機の設定が、次に、さらに詳細に記載される。いくつかの例において、発電機 300 は、電気外科用エネルギーの印加の後、標的組織のインピーダンスを低下させるために、「オフ」または低電力状態に設定されることにより、標的組織が再び水を供給されることを可能にする。「オフ」状態において、電気外科用発電機 300 の出力は、約 0 W ~ 約 5 W の値を有する電力レベル P0 に設定され、代表的に、できるだけ 0 W 近くに設定される。いくつかの実施形態において、P0 は、0 W よりわずかに上に設定され、少量の電気外科用エネルギーを提供し、0 W において電気外科用エネルギーを供給する発電機に、高められたシステム安定性を提供する。

【0052】

次に、図 4 および図 5 を参照すると、IS 段階 402 がステップ 501 において開始した後、電気外科用発電機は、図 3 の発電機回路網 305 のコントローラ 324 が標的組織の最初のパラメータ（例えば、最初の組織インピーダンス Z_{low} ）を決定することを可能にするために、一定電力レベル P1（ステップ 504）において、設定された持続時間 $I S T s e n s e$ （ステップ 502）の間、電気外科用エネルギーを発生させ、この電気外科用エネルギーは、電気外科用器具に出力され、電気外科用器具によって標的組織

に送達される。図5に示されるように、ステップ502において、持続時間が、設定された持続時間 $I S T s e n s e$ よりも大きいことが決定される場合、次に、ステップ506において、 $Z l o w$ は、その時点で感知されたインピーダンスと等しく設定される。電力レベル $P 1$ は、代表的に、約 $0 W \sim$ 約 $5 W$ の電力レベルに設定され、いくつかの実施形態において、 $5 W$ に設定される。持続時間 $I S T s e n s e$ は、代表的に、約 $10 m s \sim$ 約 $500 m s$ に設定され、いくつかの実施形態において、 $100 m s$ に設定されることにより、センサー読取りが安定するために十分な時間を提供する。IS段階中、標的組織への電気外科用エネルギーの印加中に、組織の明らかな変化は起こらない。

【0053】

電力レベル $P 1$ において、持続時間 $I S T s e n s e$ の間、電気外科用エネルギーを組織に印加することによって、発電機300は、感知された最初の組織インピーダンス $Z l o w$ と上方閾値 $Z s e n s e h i g h$ との比較に基づいて、電気外科用器具が、「開放」状態にあるかどうかを決定し得る。例えば、約 $500 \sim$ 約 2000 または約 2000

以上の上方閾値 $Z s e n s e h i g h$ は、器具が「開放」状態（例えば、器具の顎の間に配置されている組織が存在しない場合）にあることを示すために設定され得る。いくつかの実施形態において、上方閾値 $Z s e n s e h i g h$ は、 1500 に設定され得る。

【0054】

いくつかの実施形態において、組織のタイプは、必要に応じて、最初の組織インピーダンス $Z l o w$ を閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ と比較することによって、IS段階中に決定され得、閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ は、標的組織を低インピーダンス組織または高インピーダンス組織として分類するために使用される。例えば、最初の組織インピーダンス $Z l o w$ が、ステップ508において、閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ よりも小さいことが決定される（すなわち、最初の組織インピーダンス $Z l o w$ は、閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ よりも大きくないか、または閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ と等しくないことが決定される）場合、標的組織は、ステップ510において、低インピーダンス組織として設定される。低インピーダンス組織は、組織を分割するために、1つまたは2つの高電圧パルスのみを必要とし得る。他方、最初の組織インピーダンス $Z l o w$ が、ステップ508において、閾値組織インピーダンス値 $T i s s u e T y p e$ 以上であることが決定される場合、標的組織は、ステップ512において、高インピーダンス組織として設定される。高インピーダンス組織は、組織を分割するために、2つ以上の高電圧パルスを必要とし得る。組織のタイプが決定され、設定された後、ステップ514において、IS段階が終わり、プロセスは、IS段階を終了し、第1の段階 $S 1$ に進む。

【0055】

次に、図4および図6を参照すると、ステップ601において開始する $S 1$ 段階404または前加熱段階中、電気外科用発電機300は、組織インピーダンスが、ステップ604において、感知された最初のインピーダンス $Z l o w$ から閾値インピーダンス上昇量 $Z r i s e$ 分、増大することが決定されるまで、すなわち、組織インピーダンスが、 $Z l o w + Z r i s e$ よりも大きいことが決定されるまで、ステップ602において、一定電力レベル $P 3$ で電気外科用エネルギーを発生させて、組織を切断のために準備する。電力レベル $P 3$ は、代表的に、約 $10 W \sim$ 約 $100 W$ の電力値に設定され、いくつかの実施形態において、 $40 W$ に設定される。 $Z r i s e$ は、代表的に、約 $5 \sim$ 約 100 のインピーダンス値に設定され、いくつかの実施形態において、 40 に設定される。標的組織のインピーダンスが、感知された最初のインピーダンス $Z l o w$ から $Z r i s e$ 分、増大して $Z l o w + Z r i s e$ の閾値インピーダンス値に到達するまで、電気外科用エネルギーは電力レベル $P 3$ で発生させられ、標的組織に印加される。

【0056】

ステップ604において、標的組織の感知されたインピーダンスが $Z l o w + Z r i s e$ に到達し、組織が予め熱を加えられたことが決定されると、発電機300は、ステップ610において、「オフ」状態に設定され、電力を電力レベル $P 0$ に設定することに

10

20

30

40

50

よって、標的組織への電気外科用エネルギーの送達を低減するか、または停止する。発電機300は、S2段階406（ステップ612および614）に進む前に、持続時間TS1S2offの間、「オフ」状態に設定される。S2段階406に進む前に発電機300を「オフ」状態に設定することは、標的組織が再び水を供給されることを可能にし、標的組織のインピーダンスを低減する。TS1S2offは、代表的に、約5ms～約1000msの持続時間に設定され、いくつかの実施形態において、50msに設定される。

【0057】

ステップ606において、標的組織の感知されたインピーダンスが時間S1ZriseLimit内にZlow + Zriseに到達しないことが決定される場合、電気外科用エネルギーの印加に対する組織応答の欠如に起因して、ステップ608において、電気外科用発電機300からの出力はシャットオフされ、切断アルゴリズムは停止させられる。S1ZriseLimitは、代表的に、約0ms～約12000msに設定され、いくつかの実施形態において、4000msに設定される。

10

【0058】

次に、図4および図7を参照すると、ステップ701において開始するS2段階406の間、電気外科用発電機300は、ステップ706において、一定電力レベルP2で電気外科用エネルギーの複数パルスを発生させて、標的組織を切断のために準備する。電力レベルP2は、代表的に、約10W～約200Wの電力値に設定され、いくつかの実施形態において、20Wに設定される。各パルスの後、電気外科用発電機300の出力は、ステップ714において決定されるように、固定された持続時間TS2offの間、ステップ712において電力レベルP0を有する「オフ」状態に設定されることにより、標的組織が少なくとも部分的に再び水を供給されることを可能にする。TS2offは、代表的に、約5ms～約1000msの持続時間に設定され、いくつかの実施形態において、50msに設定される。

20

【0059】

各パルスは、ステップ708における、標的組織の感知されたインピーダンスと標的インピーダンス閾値との比較に基づいて、可変の持続時間を有し、標的インピーダンス閾値は、現在のパルスについて、Zlowより上の標的インピーダンス上昇量Ztargetと等しい。ステップ708において、標的組織の感知されたインピーダンスがZtarget + Zlowよりも大きいことが決定される場合、各連続するパルスに対する標的インピーダンスZtargetは、ステップ710において、各連続するパルスが標的組織を新しい標的インピーダンスに駆動するように、増倍因子Zmultiplierによって調整させられる。いくつかの実施形態において、各連続するパルスについての標的インピーダンスZtargetは、増大するか、減少するか、または同じままであるかのうちの少なくとも1つである。

30

【0060】

Ztargetは、代表的に、約5～約1000のインピーダンス値に初期設定され、いくつかの実施形態において、Ztargetは、50に初期設定される。乗数Zmultiplierは、代表的に、約1.01～約10.0の値に設定され、いくつかの実施形態において、1.2に設定される。乗数Zmultiplierは、S2段階406において、パルスの数を増大させるか、または減少させるように調整され得、標的組織が各パルス中に加熱される時間の量を増大させるか、または減少させるように調整され得る。いくつかの実施形態において、乗数Zmultiplierは、代替的に、各パルスに対する標的インピーダンスZtargetを維持するか、または減少させるかのいずれかのために、1.00よりも小さいか、または1.00と等しい値に設定され得る。電気外科用発電機300は、感知された組織インピーダンスが最初の組織インピーダンスZlowより上の閾値ZS2highに到達するまで、S2段階406においてパルスを発生させ続ける。ZS2highは、代表的に、約50～約1000に設定され、いくつかの実施形態において、100に設定される。

40

【0061】

50

S 2 段階 4 0 6 は、最終 S 3 段階 8 0 2 の間に細い帯状の乾燥を確実にするために、切断ゾーンにおける標的組織のインピーダンスを逐次的に増大させることによって組織を最終切断のために準備する。S 2 段階 4 0 6 の終わり近くに、発電機は、ステップ 7 1 6 において決定される持続時間 T S 2 S 3 o f f の間、ステップ 7 0 4 において、電力「オフ」状態に設定され、電力レベルが、電力レベル P 0 に設定されることにより、ステップ 7 1 8 において S 3 段階 8 0 2 に進む前に、標的組織が再び水を供給されて、インピーダンスを低減することを可能にする。T S 2 S 3 o f f は、代表的に、約 5 m s ~ 約 5 0 0 m s の持続時間に設定され、いくつかの実施形態において、1 0 0 m s に設定される。

【 0 0 6 2 】

次に、図 8 および図 9 を参照すると、ステップ 9 0 1 において開始する S 3 段階 8 0 2 の間、電気外科用発電機 3 0 0 は、標的組織を分割するために、ステップ 9 2 6 において決定される設定された持続時間 S 3 P u l s e t i m e の間、ステップ 9 2 2 において、電気外科用エネルギーの高電圧パルスに電圧レベル V 1 および電力レベル P 4 で発生させる。電気外科用エネルギーの高電圧パルスに対する電圧レベル V 1 は、代表的に、約 5 0 V ~ 約 5 0 0 V の電圧に設定される。電気外科用エネルギーの高電圧パルスに対する電力レベル P 4 は、代表的に、約 5 0 W ~ 約 5 0 0 W の電力レベルに設定され、いくつかの実施形態において、3 0 0 W に設定される。

【 0 0 6 3 】

高電圧パルスの持続時間 S 3 P u l s e t i m e は、代表的に、約 5 m s ~ 約 5 0 0 m s の値に設定され、いくつかの実施形態において、1 0 m s に設定される。いくつかの実施形態において、高電圧パルスの持続時間 S 3 P u l s e t i m e は、ステップ 9 2 4 において、標的組織の感知されたインピーダンスが、閾値最小組織インピーダンス値 S 3 Z r i s e に到達したことが決定された後、ステップ 9 2 6 において決定される。閾値最小組織インピーダンス値 S 3 Z r i s e は、代表的に、約 5 0 0 ~ 約 3 0 0 0 に設定され、いくつかの実施形態において、1 5 0 0 に設定される。S 3 段階 8 0 2 の間の電力レベル P 4 における高電圧パルスは、持続時間において、最大タイムアウト値 S 3 P u l s e t i m e に限定される。S 3 高電圧パルスの間の感知された組織インピーダンスが、ステップ 9 2 4 および 9 2 6 において決定されるように、所定の時間期間 S 3 P u l s e T i m e 内に S 3 Z r i s e に到達しない場合、発電機 3 0 0 は、電気外科用エネルギーの発生をシャットオフする。

【 0 0 6 4 】

いくつかの手順において、2 つ以上の高電圧パルスが、標的組織を分割するために必要とされ得る。標的組織に送達されるべき最大数の高電圧パルス S 3 M a x P u l s e s は、発電機における所定の設定に基づき得るか、または手順を実施する臨床医によって設定された操作者設定に基づき得る。例えば、より低いインピーダンス組織（例えば、単離された静脈、ブタの子宮の子宮間膜など）は、代表的に、標的組織を分割するために、1 つの高電圧パルスのみを必要とし、より高いインピーダンス組織（例えば、薄い組織、脂肪質の腸間膜など）は、標的組織を完全に分割するために、2 つ以上の高電圧パルスを必要とし得る。

【 0 0 6 5 】

図 5 に関して上に記載されるように、組織のタイプは、最初の組織インピーダンス Z l o w を閾値組織インピーダンス値 T i s s u e T y p e と比較することによって、I S 段階 4 0 2 の間に決定され得、閾値組織インピーダンス値 T i s s u e T y p e は、標的組織を低インピーダンス組織または高インピーダンス組織として分類するために使用される。例えば、最初の組織インピーダンス Z l o w が、閾値組織インピーダンス値 T i s s u e T y p e よりも小さい場合、標的組織は、組織を分割するために 1 つまたは 2 つの高電圧パルスのみを必要とする低インピーダンス組織として設定される。最初の組織インピーダンス Z l o w が、閾値組織インピーダンス値 T i s s u e T y p e 以上である場合、標的組織は、組織を分割するために 2 つ以上の高電圧パルスを必要とする高インピーダンス組織として設定される。いくつかの実施形態において、S 3 M a x P u l s e s は、3 つ

10

20

30

40

50

のパルスに設定される。閾値組織インピーダンス値 $Tissue\ Type$ は、約 25 ~ 約 500 のインピーダンス値に設定され得、いくつかの実施形態において、100 に設定される。高電圧パルスに対する電圧レベル $V1$ は、決定された組織タイプに基づいて調整され得る。例えば、標的組織が低インピーダンス組織であることが決定される場合、電圧レベル $V1$ は、300V に設定され得、標的組織が高インピーダンス組織であることが決定される場合、電圧レベル $V1$ は、400V に設定され得る。

【0066】

S3 段階 802 が 1 つより多くの高電圧パルスを含む場合、発電機は、持続時間 $S3\ off\ Duration$ の間、各高電圧パルス後に電力レベル $P0$ に設定されることにより、標的組織が再び水を供給されて、連続した高電圧パルスに対する組織インピーダンスを低減することを可能にする。標的組織への高電圧エネルギーの供給を高電圧パルス間で休止することによって、標的組織の最適化された切断は、周囲の組織に及ぼす影響を最小にしたままで達成され得る。持続時間 $S3\ off\ Duration$ は、約 10ms ~ 約 2000ms の持続時間に設定され得、いくつかの実施形態において、1000ms に設定される。

10

【0067】

いくつかの実施形態において、標的組織に送達される電気外科用エネルギーの高電圧パルスの数は、感知された組織および/または器具の特性に基づいて、発電機によって制御され得る。例えば、S3 段階 802 の間、電気外科用発電機 300 は、ステップ 910 において決定されるように、所定の数の高電圧パルスが発生させられるか、ステップ 906 において決定されるように、標的組織が、所定のインピーダンス閾値 $S3\ Exit\ Impedance$ に到達するか、またはステップ 908 において決定されるように、電気外科用発電機 300 によって発生させられる電気外科用エネルギーの電圧と電流との間の位相差が閾値位相差 $S3\ Exit\ Phase$ を超えるかのいずれかまで、高電圧パルスを標的組織に対して電力レベル $P4$ で発生させ続け得る。所定のインピーダンス閾値 $S3\ Exit\ Impedance$ は、代表的に、約 500 ~ 約 5000 のインピーダンス値に設定され、いくつかの実施形態において、2600 に設定される。閾値位相差 $S3\ Exit\ Phase$ は、代表的に、約 0.78 ラジアン ~ 約 1.56 ラジアンの移相に設定され、いくつかの実施形態において、1.56 ラジアンに設定される。

20

30

【0068】

いくつかの実施形態において、S3 段階 802 は、各高電圧パルスの前に前 S3 インピーダンス感知 (IS) 段階を含み得、この前 S3 インピーダンス感知 (IS) 段階は、IS 段階 402 と同様である。S3 段階 802 が、ステップ 920 において、前 S3 IS 段階 402 を含むことが決定される場合、電気外科用発電機 300 は、ステップ 922 において、電力レベル $P4$ での高電圧パルスに増加する前に、ステップ 904 において決定されるように、持続時間 $S3\ Sense$ の間、最初に、ステップ 902 において、各高電圧パルスの前に電気外科用エネルギーを電力レベル $P1$ で発生させて、センサー回路網 329 からのセンサー読取りを安定にすることを助ける。持続時間 $S3\ Sense$ は、代表的に、約 10ms ~ 約 500ms に設定され、いくつかの実施形態において、100ms に設定されることにより、センサー読取りが安定するために十分な時間を提供する。各高電圧パルスの前に、電力レベル $P0$ の代わりに電力レベル $P1$ で電気外科用エネルギーを印加することは、発電機が、高電圧パルスの間に電力の迅速な上昇を達成することを可能にするためにより有利であることも試験中に見出された。

40

【0069】

前 S3 IS 段階 402 の間、組織および/または器具の特性は、任意の閾値出口条件、例えば、 $S3\ Exit\ Impedance$ 、 $S3\ Exit\ Phase$ 、または所定の数のパルスが、ステップ 906、908、および 910 において、それぞれ合うかどうか決定するために感知される。いくつかの実施形態において、第 1 の S3 パルスの前の前 S3 IS 段階 402 は、出口条件についてチェックせず、その結果、少なくとも 1 つの高電圧パルスは、標的組織を分割するために、標的組織に常に送達される。

50

【 0 0 7 0 】

いくつかの実施形態において、S 3 段階 8 0 2 はまた、または代替的に、各高電圧パルスの後に、後 S 3 インピーダンス感知 (I S) 段階を含み得る。電気外科用発電機 3 0 0 は、電力レベル P 4 での高電圧パルスから減少し、持続時間 S 3 T s e n s e の間、電気外科用エネルギーを電力レベル P 1 で送達して、センサー回路網 3 2 9 が安定することを可能にする。後 S 3 I S 段階 4 0 2 は、高電圧パルスが完了した後、センサー回路網 3 2 9 が、遅れたインピーダンス効果をモニタリングすることを可能にする。これは、高電圧パルスの後、それぞれステップ 9 0 6、9 0 8、および 9 1 0 において、閾値出口条件、例えば、S 3 E x i t I m p e d a n c e、S 3 E x i t P h a s e、またはパルス数をチェックする前に、インピーダンスが上昇するために十分な時間を与える。

10

【 0 0 7 1 】

ステップ 9 0 6、9 0 8、または 9 1 0 における出口条件のうちの 1 つが合うと、組織は、分割されたことが決定され、方法は、ステップ 9 1 2 において終わる。ステップ 9 1 2 において、発電機 3 0 0 はまた、作動解除され得るか、または電力レベル P 0 に設定され得る。どの出口条件も合わなかった場合、ステップ 9 1 4 において、プロセスが後 S 3 I S 段階 4 0 2 に入ったかどうか決定される。プロセスが後 S 3 I S 段階 4 0 2 に入ったことが決定された場合、発電機 3 0 0 は、ステップ 9 1 6 において、電力「オフ」にされ、電力レベル P 0 に設定される。次に、ステップ 9 1 8 において、電力「オフ」の持続時間が、所定の値、すなわち、S 3 o f f D u r a t i o n よりも大きいかが決定される。電力「オフ」の持続時間は、S 3 高電圧パルス後にすぐに開始され得るか、または代わりに、後 S 3 I S 段階 4 0 2 が完了した後で開始し得る。電力「オフ」の持続時間が S 3 o f f D u r a t i o n に到達した後、プロセスは、ステップ 9 0 2 に戻り、このステップ 9 0 2 において、発電機 3 0 0 は、電気外科用エネルギーを一定電力レベル P 1 で発生させるように制御される。

20

【 0 0 7 2 】

本開示のいくつかの実施形態が図面に示され、および/または本明細書中に記載されてきたが、本開示は当該分野が許容するのと同じくらい範囲が広いこと、および本明細書が同様に読まれることが意図されるので、本開示はそれらの実施形態に限定されることが意図されない。従って、上の記載は、限定するものではなく、単に特定の実施形態の例証と解釈されるべきである。当業者は、ここに添付される特許請求の範囲の趣旨および範囲内の他の改変を想定する。

30

【 図 1 】

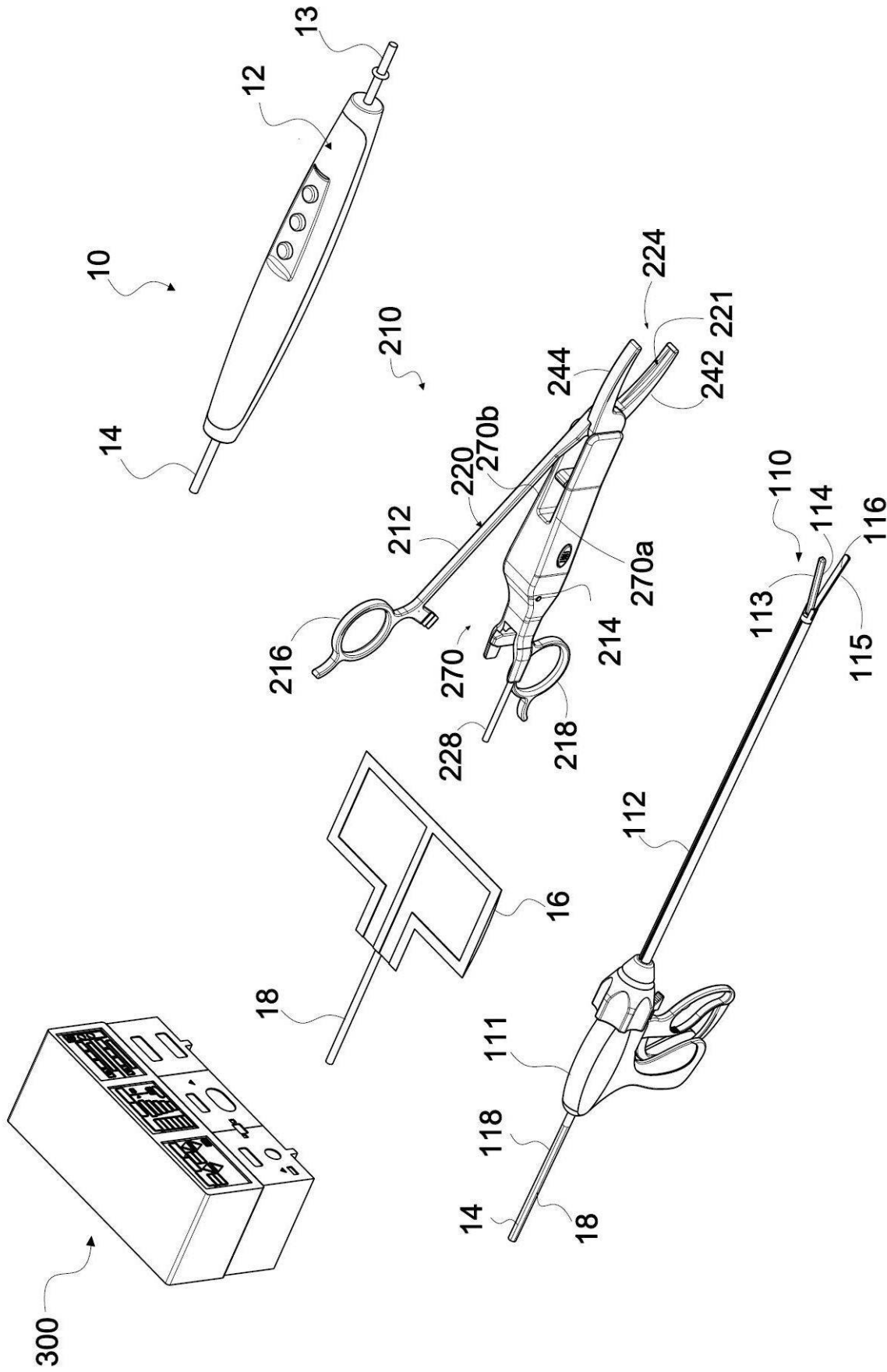


FIG. 1

【 図 2 】

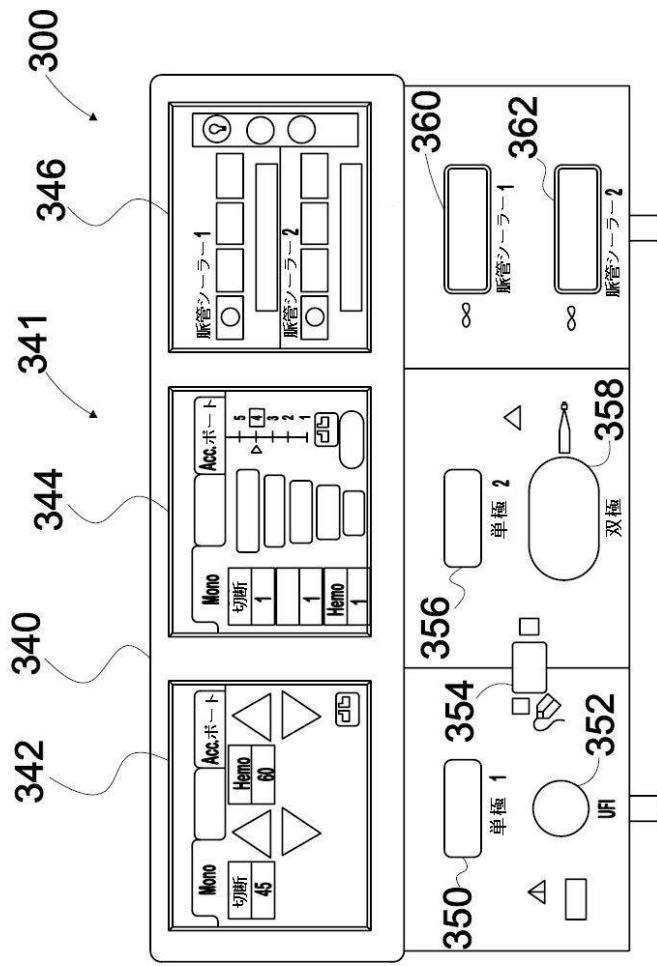


FIG. 2

【図3】

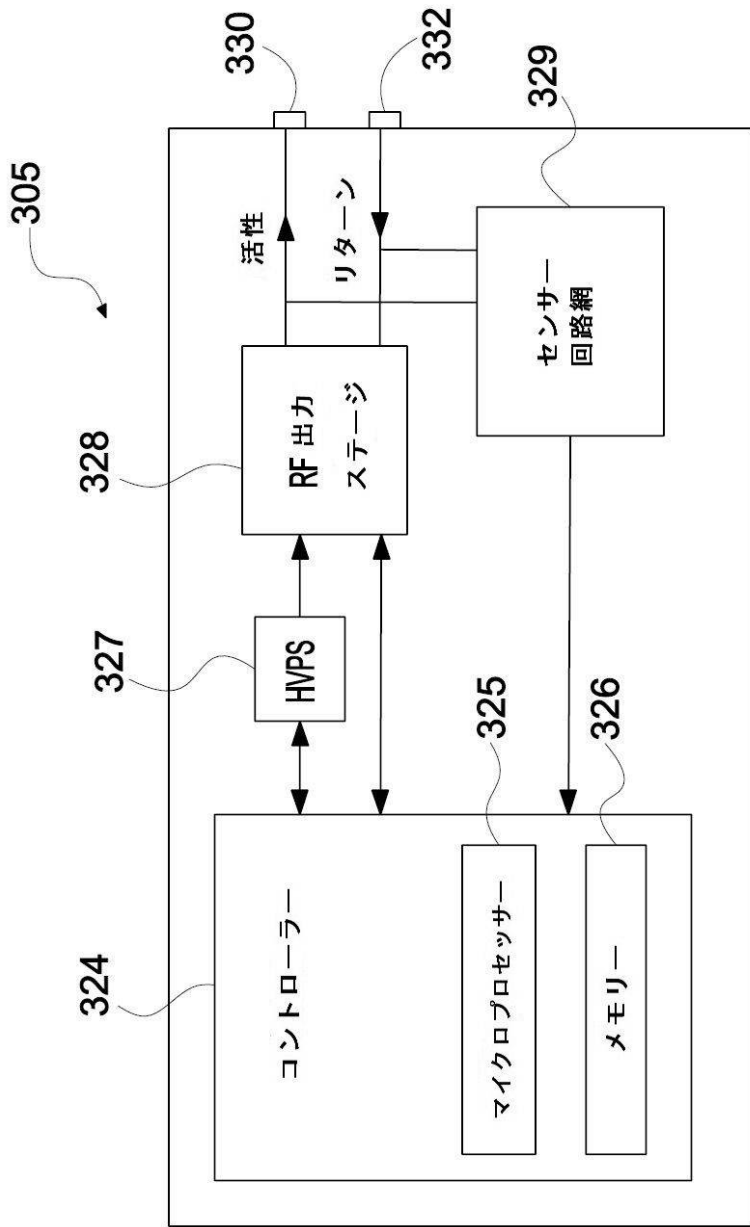


FIG. 3

【 図 4 】

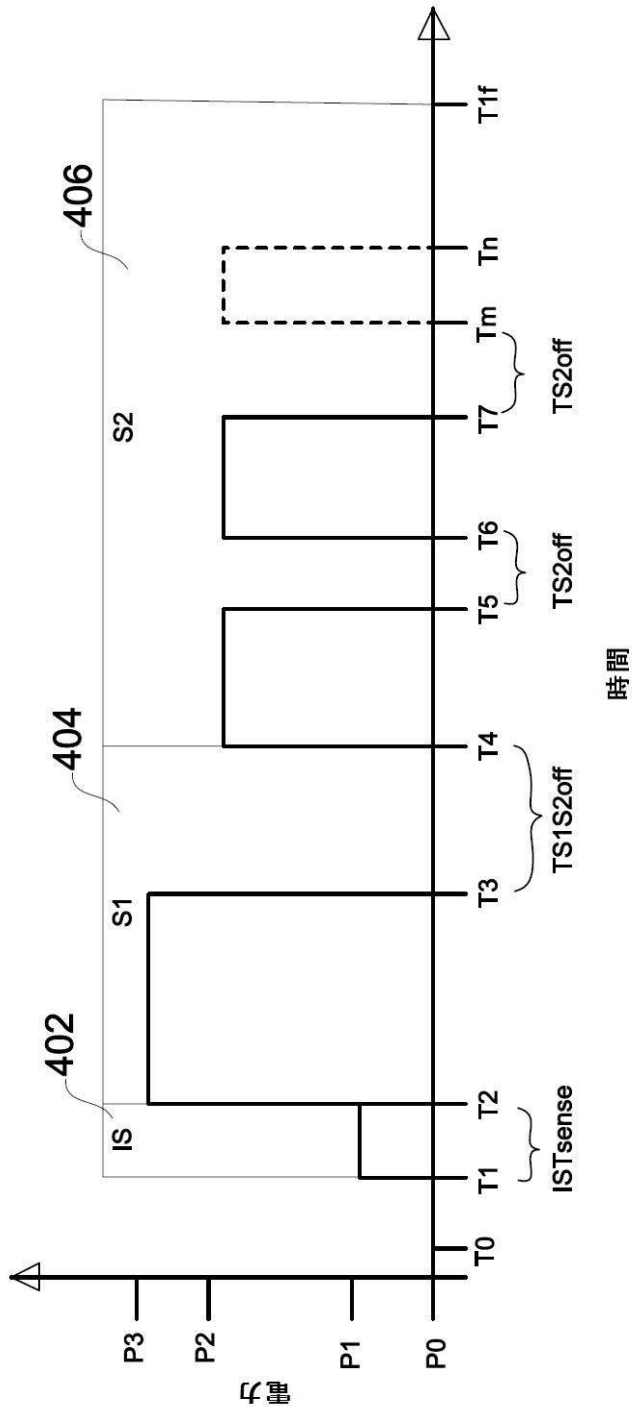


FIG. 4

【 図 5 】

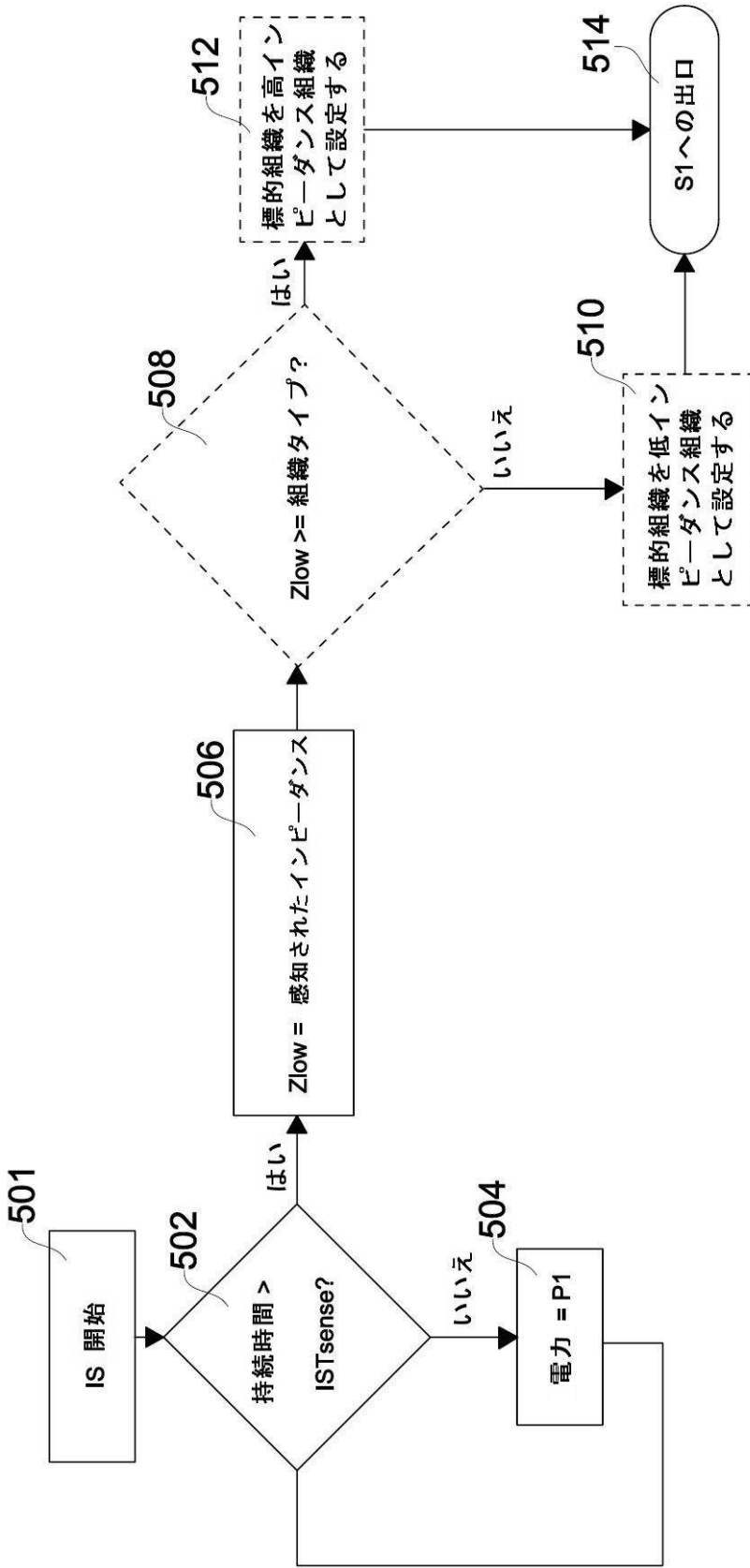


FIG. 5

【図 6】

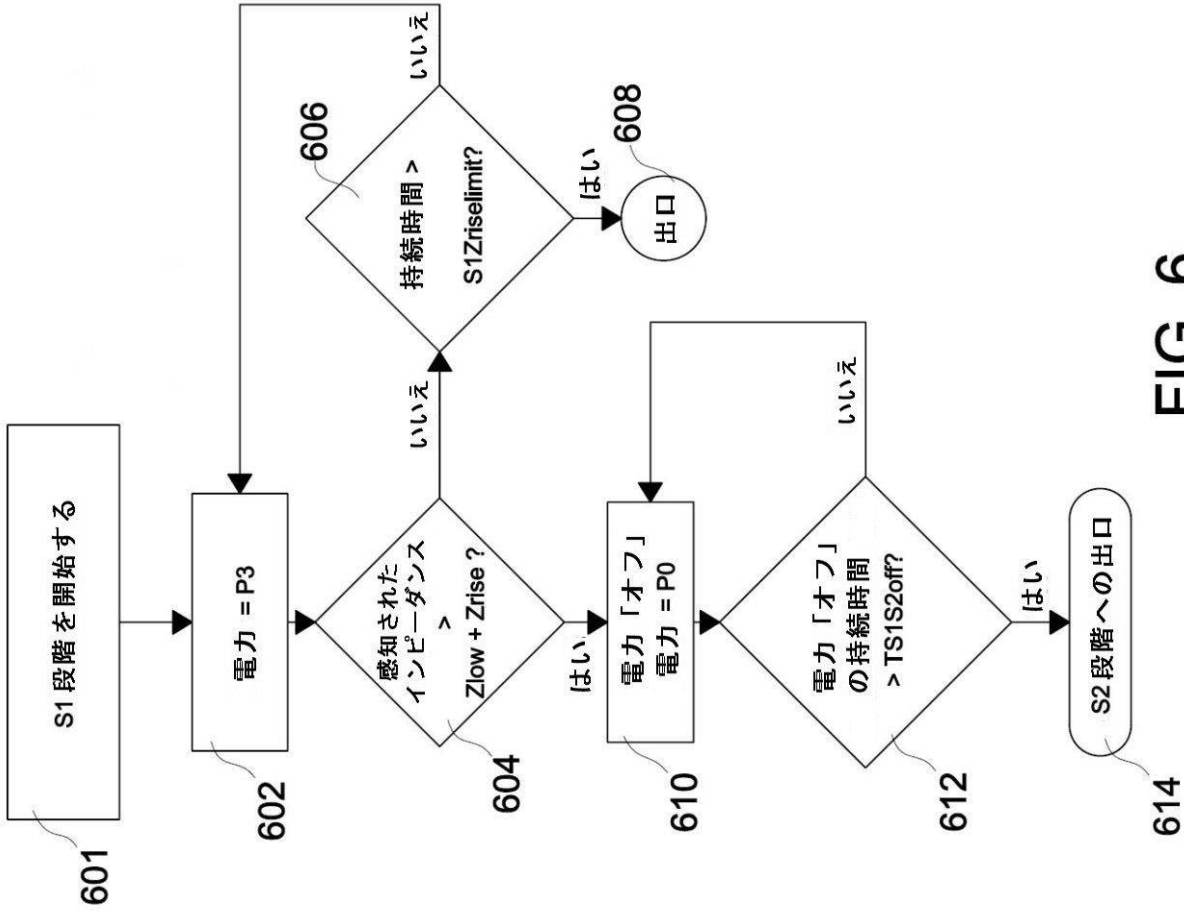


FIG. 6

【 図 7 】

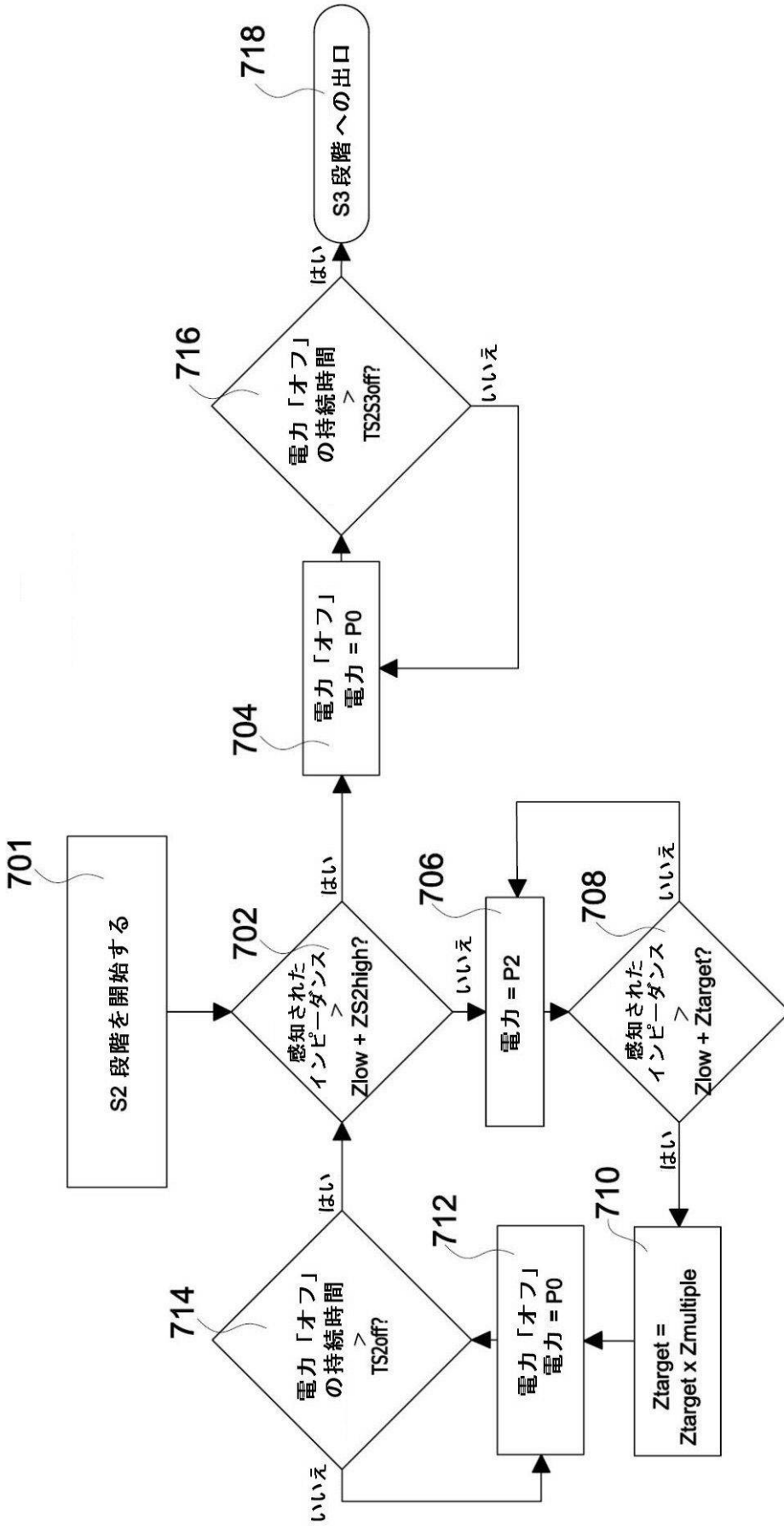


FIG. 7

【 図 8 】

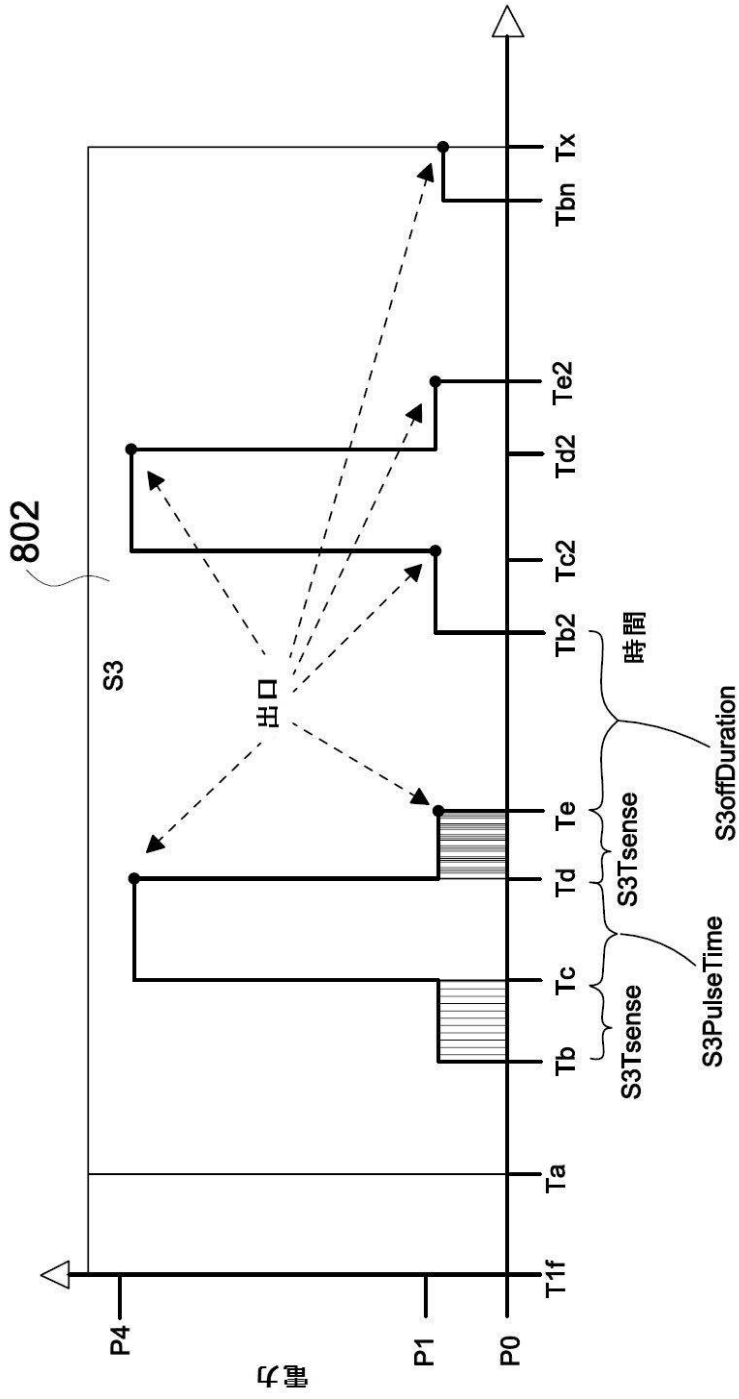


FIG. 8

【図9】

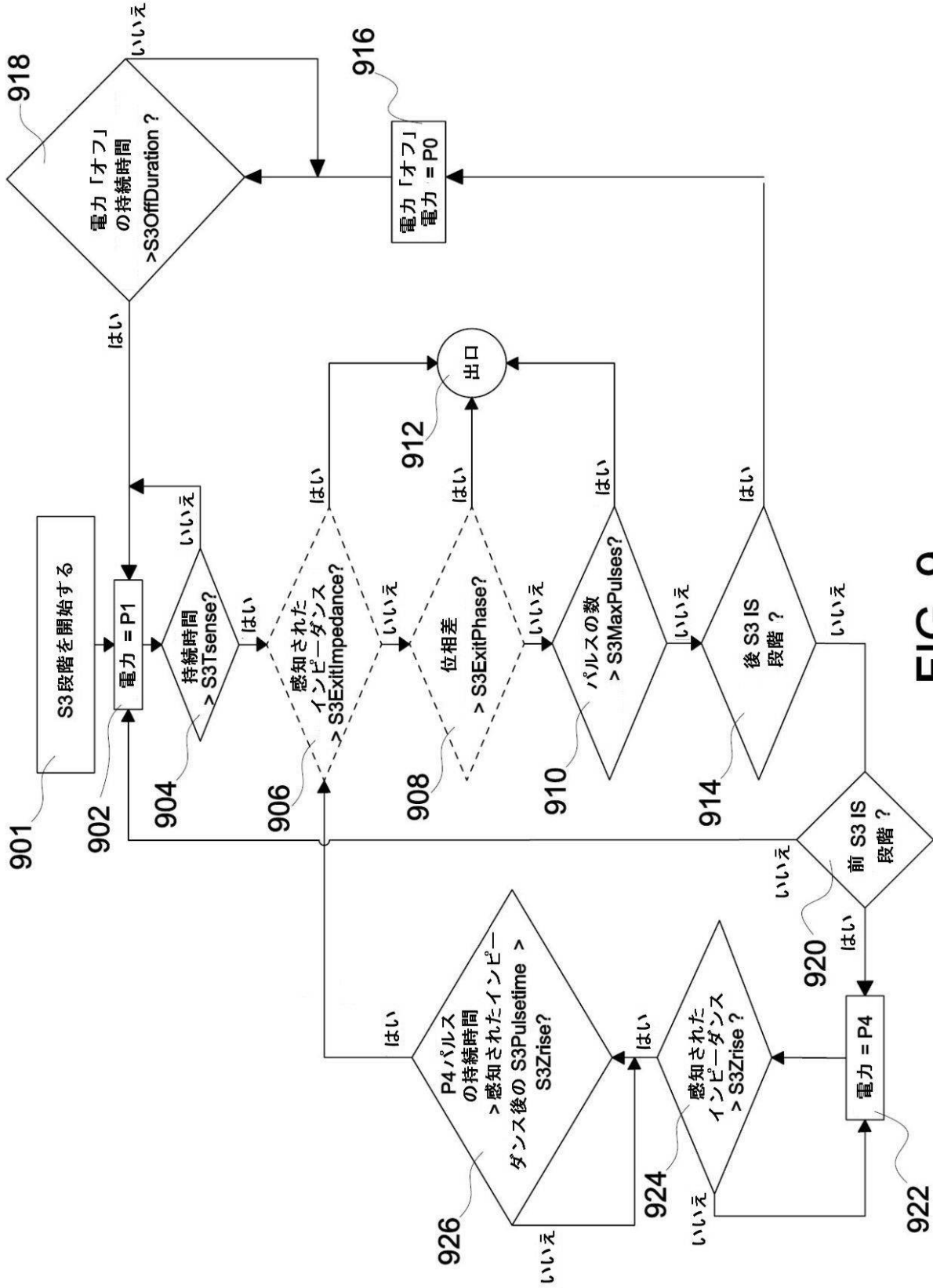


FIG. 9

フロントページの続き

- (72)発明者 ゲイリー エム． コウチュア
アメリカ合衆国 コロラド 80501, ロングモント, 21エスティー アベニュー 51
, ユニット ナンバー36
- (72)発明者 サラ イー． アンダーソン
アメリカ合衆国 コロラド 80516, エリー, エイックホーン ドライブ 1141
- (72)発明者 パラカシュ マンリー
アメリカ合衆国 コロラド 80026, ラファイエット, セントー コート 1500
- Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK13 KK15 KK24 KK32 KK36 KK37 KK63 MM32