

(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2015-131108

(P2015-131108A)

(43) 公開日 平成27年7月23日(2015.7.23)

(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 20 O L (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2014-260306 (P2014-260306)
 (22) 出願日 平成26年12月24日(2014.12.24)
 (31) 優先権主張番号 61/926,570
 (32) 優先日 平成26年1月13日(2014.1.13)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 61/926,586
 (32) 優先日 平成26年1月13日(2014.1.13)
 (33) 優先権主張国 米国(US)
 (31) 優先権主張番号 14/534,372
 (32) 優先日 平成26年11月6日(2014.11.6)
 (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 ロバート エイチ. ワム
 アメリカ合衆国 コロラド 80305,
 ボールダー, イェール ロード 70
 5

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 マルチ周波数ケーブル補償のためのシステムおよび方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 マルチ周波数ケーブル補償のためのシステムおよび方法を提供する。

【解決手段】 電気外科発電機 102 であって、電圧センサと、電流センサと、第1中帯域フィルタと、第2中帯域フィルタと、第1狭帯域フィルタと、第2狭帯域フィルタと、信号プロセッサであって、前記第1中帯域フィルタおよび前記第2中帯域フィルタによってフィルタリングされた前記感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根(RMS)の電圧値および電流値を決定することと、前記狭帯域大きさ値および位相値ならびに前記中帯域RMSの電圧値および電流値に基づいて、前記組織のインピーダンスを推定することと、前記組織の前記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、前記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することを行うように構成されている、信号プロセッサを含む、電気外科発電機。

【選択図】 図1

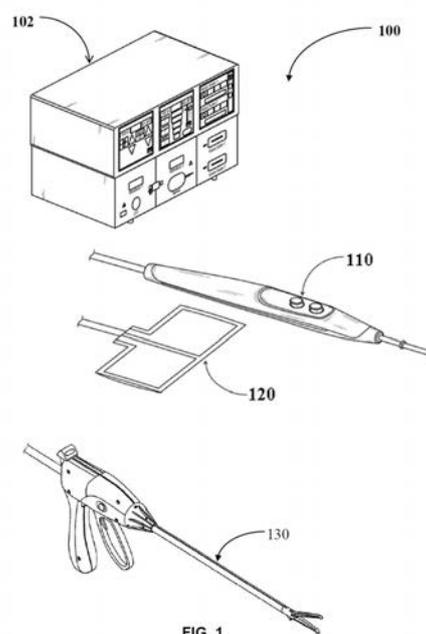


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を処置するためのエネルギーを生成し、かつ、電気外科ケーブルを介して前記組織に前記エネルギーを伝送する電気外科発電機であって、

前記生成されたエネルギーの電圧波形を感知するように構成された電圧センサと、

前記生成されたエネルギーの電流波形を感知するように構成された電流センサと、

調波周波数を含む周波数の第 1 中帯域範囲内の少なくとも 1 つの周波数を有する前記感知された電圧波形を通過させるように構成された第 1 中帯域フィルタと、

前記調波周波数を含む周波数の前記第 1 中帯域範囲内の少なくとも 1 つの周波数を有する前記感知された電流波形を通過させるように構成された第 2 中帯域フィルタと、

周波数の前記第 1 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 1 狭帯域フィルタと、

周波数の前記第 1 中帯域範囲内の前記感知された電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 2 狭帯域フィルタと、

信号プロセッサであって、

前記第 1 中帯域フィルタおよび前記第 2 中帯域フィルタによってフィルタリングされた前記感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (RMS) の電圧値および電流値を決定することと、

前記狭帯域大きさ値および位相値ならびに前記中帯域 RMS の電圧値および電流値に基づいて、前記組織のインピーダンスを推定することと、

前記組織の前記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、前記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することと

を行うように構成されている、信号プロセッサと

を含む、電気外科発電機。

【請求項 2】

前記電圧波形および前記電流波形は、高調波歪みを含む、請求項 1 に記載の電気外科発電機。

【請求項 3】

第 3 調波周波数を含む周波数の第 2 中帯域範囲内の周波数を有する前記感知された電圧波形を通過させるように構成された第 3 中帯域フィルタと、

前記第 3 調波周波数を含む周波数の前記第 2 中帯域範囲内の前記感知された電流波形を通過させるように構成された第 4 中帯域フィルタと、

周波数の前記第 2 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 3 狭帯域フィルタと、

周波数の前記第 2 中帯域範囲内の前記感知された電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 4 狭帯域フィルタと

をさらに含み、

前記調波周波数は、基本周波数である、請求項 2 に記載の電気外科発電機。

【請求項 4】

第 5 調波周波数を含む周波数の第 3 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形を通過させるように構成された第 5 中帯域フィルタと、

前記第 5 調波周波数を含む周波数の前記第 3 中帯域範囲内の前記感知された電流波形を通過させるように構成された第 6 中帯域フィルタと、

周波数の前記第 3 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 5 狭帯域フィルタと、

周波数の前記第 3 中帯域範囲内の前記感知された電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第 6 狭帯域フィルタと

をさらに含む、請求項 3 に記載の電気外科発電機。

【請求項 5】

前記信号プロセッサは、

50

前記第 3 中帯域フィルタおよび前記第 4 中帯域フィルタによってフィルタリングされた前記感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域 R M S の電圧値および電流値をさらに決定し、

前記 R M S 電圧値を加算することにより、全体的な R M S 電圧値を計算し、
前記 R M S 電流値を加算することにより、全体的な R M S 電流値を計算する、
請求項 3 に記載の電気外科発電機。

【請求項 6】

前記信号プロセッサは、
周波数の前記第 1 中帯域範囲および前記第 2 中帯域範囲内から周波数を選択し、
前記狭帯域大きさに基づいて、前記選択された周波数における前記中帯域 R M S の電圧値および電流値に対する重さを計算する、
請求項 5 に記載の電気外科発電機。

10

【請求項 7】

前記重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の前記中帯域 R M S 電圧値と前記全体的な R M S 電圧値との間の比に基づく割合であるか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の前記中帯域 R M S 電流値と全体的な R M S 電流値との間の比に基づく割合である、請求項 6 に記載の電気外科発電機。

【請求項 8】

前記信号プロセッサは、
前記選択された周波数において、重み付けされた R M S の電圧値および電流値を計算し、
前記重み付けされた R M S の電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算する、
請求項 6 に記載の電気外科発電機。

20

【請求項 9】

前記 R M S 電圧値および前記 R M S 電流値は、前記電気外科ケーブルの 2 ポートネットワークモデルを用いることによって計算され、
前記組織によって消費される前記電力は、前記重み付けされた電力を付加することによって計算される、
請求項 8 に記載の電気外科発電機。

30

【請求項 10】

前記信号プロセッサは、最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において、前記組織のインピーダンスを計算する、請求項 6 に記載の電気外科発電機。

【請求項 11】

電気外科ケーブル補償のための方法であって、電気外科発電機が、回路網を備え、前記回路網は、前記方法を行い、
前記方法は、
前記電気外科発電機によって生成された電気外科エネルギーの電圧波形および電流波形を感知することと、
調波周波数を含む周波数の第 1 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、
周波数の前記第 1 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと、
周波数の前記第 1 中帯域範囲内の前記通過させられた電圧値および電流値に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (R M S) の電圧値および電流値を決定することと、
前記狭帯域大きさ値および位相値ならびに前記中帯域 R M S の電圧値および電流値に基づいて、前記組織のインピーダンスを推定することと、
前記組織の前記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、前記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することと
を含む、方法。

40

50

【請求項 1 2】

第 3 調波周波数を含む周波数の第 2 中帯域範囲内の周波数を有する前記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

周波数の前記第 2 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと

をさらに含む、

請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 1 3】

第 5 調波周波数を含む周波数の第 3 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

周波数の前記第 3 中帯域範囲内の前記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと

をさらに含む、

請求項 1 2 に記載の方法。

10

【請求項 1 4】

周波数の前記第 2 中帯域範囲内の前記通過させられた電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (RMS) の電圧値および電流値を決定することと、

中帯域 RMS 電圧値を加算することにより、全体的な RMS 電圧値を計算することと、

中帯域 RMS 電流値を加算することにより、全体的な RMS 電流値を計算することと、

周波数の前記第 1 中帯域範囲および前記第 2 中帯域範囲から周波数を選択することと、

前記狭帯域大きさ値に基づいて、前記選択された周波数における前記中帯域 RMS の電圧値および電流値に対する重さを計算することと

をさらに含む、請求項 1 2 に記載の方法。

20

【請求項 1 5】

前記重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の前記中帯域 RMS 電圧値と前記全体的な RMS 電圧値との間の比に基づく割合であるか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の前記中帯域 RMS 電流値と前記全体的な RMS 電流値との間の比に基づく割合である、請求項 1 4 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記選択された周波数に対する重み付けされた RMS の電圧値および電流値を計算することと、

前記組織において消費される電力を得るために、前記重み付けされた RMS の電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算することと

をさらに含む、請求項 1 4 に記載の方法。

30

【請求項 1 7】

前記組織において消費される前記電力は、前記選択された周波数に対する前記重み付けされた電力を加算することによって計算される、請求項 1 6 に記載の方法。

【請求項 1 8】

最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において、前記組織のインピーダンスを計算することをさらに含む、請求項 1 4 に記載の方法。

40

【請求項 1 9】

周波数の前記第 1 中帯域範囲に対する平均電力を得るために、前記中帯域 RMS の電圧値および電流値に基づいて、平均電力を計算することと、

前記電気外科発電機の既知のインピーダンスに基づいて、前記電気外科発電機における電力損失を計算し、前記平均電力から前記電力損失を減算することにより、前記中帯域 RMS 電圧値または電流値を計算することと

をさらに含む、請求項 1 1 に記載の方法。

【請求項 2 0】

最大の狭帯域大きさを有する周波数において前記組織の狭帯域インピーダンスを計算することと、

50

前記平均電力から前記電力損失を減算することにより、前記組織において消費される電力を計算することと、

前記組織において消費される前記電力に基づいて、前記組織のインピーダンスを補償することと

をさらに含む、請求項 19 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(背景技術)

(1. 技術分野)

本開示は、電気外科手術に関する。より具体的には、本開示は、電気外科エネルギーが基本周波数以外の周波数におけるエネルギーを有する場合に組織に電気外科エネルギーを送達するために用いられるケーブルのインピーダンスを補償するための電気外科用のシステムおよび方法に関する。

【背景技術】

【0002】

(2. 背景技術)

電気外科手術は、電気外科操作の間に生物学的組織を切断または改変するために高周波数電流の適用を伴う。電気外科手術は、電気外科発電機、アクティブ電極、およびリターン電極を用いて実行される。電気外科発電機（電力供給または波形発生器とも呼ばれる）は、交流電流（AC）を生成し、該交流電流は、アクティブ電極を通して患者の組織に適用され、リターン電極を通して電気外科発電機に戻される。交流電流は、典型的には、筋肉および/または神経の刺激を回避するために、100キロヘルツ（kHz）超の周波数を有している。

【0003】

電気外科手術の間に、電気外科発電機によって生成されたACは、アクティブ電極とリターン電極との間に配置された組織を通して導かれる。組織に送達される電気エネルギー（電気外科エネルギーとも称する）は、組織の抵抗性に起因して熱に変換され、該熱は、組織温度を上昇させる。電気外科発電機は、組織に提供された電力（すなわち、時間当たりの電気エネルギー）を制御することによって組織の加熱を制御する。多くのその他の変数が組織の全体的な加熱に影響を与えるが、増加した電流密度および組織の抵抗が、通常は増加した加熱につながる。電気外科エネルギーは、典型的には、組織を切断、切開、切除、凝固、および/または封止するために用いられる。

【0004】

採用される2つの基本的なタイプの電気外科手術は、単極電気外科手術および双極電気外科手術である。これらのタイプの電気外科手術の両方は、アクティブ電極およびリターン電極を用いる。双極電気外科手術において、外科手術器具は、同一器具上に、または、互いに非常に近接して、アクティブ電極およびリターン電極を含み、これにより、電流が少量の組織を通して流れるようにする。単極電気外科手術において、リターン電極は、患者の身体のどこかの場所に配置され、典型的には、電気外科器具自体の一部とはならない。単極電気外科手術において、リターン電極は、典型的にリターンパッドと呼ばれるデバイスの一部分である。

【0005】

電気外科発電機は、所望の臨床効果を達成するように電気外科発電機の出力を制御するために、例えば電力および組織インピーダンスのような量を測定するために電圧センサおよび電流センサを用いる。電圧センサおよび電流センサは、しばしば、外科手術器具の中にセンサを組み込むことに関連するコストを節約するために、電気外科発電機の内部に配置される。

【0006】

長さが1メートル超であり得るケーブルは、電気外科発電機をアクティブ電極およびリ

10

20

30

40

50

ターン電極に接続し、処置される組織に電気外科エネルギーを送達するために用いられる。全てのケーブルは、インダクタンス、キャパシタンス、および抵抗を含むインピーダンスを有している。このインピーダンスは、2つの態様で組織に送達される実際のエネルギーの量を変化させ得る。低負荷インピーダンスに対しては、ケーブルのインダクタンスおよび抵抗は、電流の量に比例して組織に送達される電圧の量を低減し、すなわち、電流が増加すると、ケーブルにわたる電圧降下もまた、増加することになる。高負荷インピーダンスに対しては、電圧が増加すると、ケーブルのキャパシタンスを通して流れる電流の量が増加する。これは、組織に送達される電流の量を低減し、電圧波形および電流波形に対して歪みを付加し、その結果、電圧波形および電流波形は、電気外科手術のために一般に用いられる所望の純粋な正弦波形、矩形波形、鋸歯波形、パルス波形、三角波形、または混合波形から逸脱することになる。

10

【0007】

さらに、特定のタイプの波形、例えばパルス波形は、基本周波数以外の周波数において相当量のエネルギーを有する。したがって、より正確に電力およびインピーダンスを測定するために、多くの発電機は、ケーブルインピーダンスを補償する補償アルゴリズムを採用している。これらの補償アルゴリズムは、典型的には、回路ネットワークとし発電機およびケーブルにおけるインピーダンスをモデル化する回路モデル内のマルチプルノードに対するKirchhoffの電流方程式および電圧方程式を解くことを含んでいる。しかしながら、これらの方程式を解くことは、実時間埋め込みソフトウェアシステムによって実装されている場合には、相当量のメモリ能力および処理能力を必要とし得る。

20

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0008】

(概要)

本開示の電気外科システムおよび方法は、電気外科発電機の出力において測定されるマルチプル周波数において複素電流および位相信号を用いることによって電気外科ケーブル内のエネルギー損失を補償することにより、組織に実際に送達されるエネルギーを精密に決定する。

【0009】

一局面において、本開示は、組織を処置するためのエネルギーを生成し、電気外科ケーブルを介して組織に該エネルギーを伝達する、電気外科発電機を特徴とする。電気外科発電機は、生成されたエネルギーの電圧波形を感知する電圧センサと、生成されたエネルギーの電流波形を感知する電流センサと、調波周波数を含む周波数の第1中帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する感知された電圧波形を通過させる第1中帯域フィルタと、調波周波数を含む周波数の第1中帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する感知された電流波形を通過させる第2中帯域フィルタと、周波数の第1中帯域範囲内の感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第1狭帯域フィルタと、周波数の第1中帯域範囲内の感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第2狭帯域フィルタと、信号プロセッサとを含む。信号プロセッサは、第1中帯域フィルタおよび第2中帯域フィルタによってフィルタリングされた感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根(RMS)の電圧値および電流値を決定し、狭帯域大きさ値および位相値ならびに中帯域RMSの電圧値および電流値に基づいて、組織のインピーダンスを推定し、組織の推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、電気外科発電機を制御するための制御信号を生成する。

30

40

【0010】

電圧波形および電流波形は、正弦波形、方形波形、矩形波形、三角波形、スパイク波形、台形波形、および/または鋸歯波形を含み得る。電圧波形および電流波形は、高調波歪みを含み得る。

【0011】

50

電気外科発電機は、第3調波周波数を含む周波数の第2中帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形を通過させる第3中帯域フィルタと、第3調波周波数を含む周波数の第2中帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する感知された電流波形を通過させる第4中帯域フィルタと、周波数の第2中帯域範囲内の感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第3狭帯域フィルタと、周波数の第2中帯域範囲内の感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第4狭帯域フィルタとを含み得る。調波周波数は、基本周波数であり得る。

【0012】

電気外科発電機は、第5調波周波数を含む周波数の第3中帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形を通過させる第5中帯域フィルタと、第5調波周波数を含む周波数の第3中帯域範囲内の周波数を有する感知された電流波形を通過させる第6中帯域フィルタと、周波数の第3中帯域範囲内の感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第5狭帯域フィルタと、周波数の第3中帯域範囲内の感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第6狭帯域フィルタとを含み得る。

10

【0013】

周波数の第1中帯域範囲は、調波周波数および/またはリングング周波数に対する側帯帯を含み得る。

【0014】

第1狭帯域フィルタおよび第2狭帯域フィルタは、Goertzelフィルタであり得、第1中帯域フィルタおよび第2中帯域フィルタは、バンドパスフィルタであり得る。

20

【0015】

信号プロセッサは、第3中帯域フィルタおよび第4中帯域フィルタによってフィルタリングされる感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域RMSの電圧値および電流値を決定し得、RMS電圧値を加算することにより全体的なRMS電圧値を計算し得、RMS電流値を加算することにより全体的なRMS電流値を計算し得る。信号プロセッサは、周波数の第1中帯域範囲内および第2中帯域範囲内から周波数を選択し得、狭帯域大きさに基づいて選択された周波数の中帯域RMSの電圧値および電流値に対する重さを計算し得る。重さは、全ての狭帯域大きさの和に対する選択された周波数における狭帯域大きさの割合であり得る。周波数は、その周波数における狭帯域大きさが所定の値よりも大きいかまたはそれと等しい場合に、選択され得る。

30

【0016】

重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の中帯域RMS電圧値と、全体的なRMS電圧値との間の比に基づく割合であり得るか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の中帯域RMS電流値と、全体的なRMS電流値との間の比に基づく割合であり得る。

【0017】

信号プロセッサは、選択された周波数における重み付けされたRMSの電圧値および電流値を計算し得、重み付けされたRMSの電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算し得る。RMS電圧値およびRMS電流値は、電気外科ケーブルの2ポートネットワークモデルを用いることにより計算され得、組織によって消費される電力は、重み付けされた電力を付加することによって計算され得る。

40

【0018】

信号プロセッサは、最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において組織のインピーダンスを計算し得る。

【0019】

別の局面において、本開示は、電気外科ケーブル補償のための方法の特徴とする。方法は、電気外科発電機によって生成された電気外科エネルギーの電圧波形および電流波形を感知することと、調波周波数を含む周波数の第1中帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、周波数の第1中帯域範囲内の感知された

50

電圧波形および電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと、周波数の第1中帯域範囲内の周波数を有する通過させられた電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根(RMS)の電圧値および電流値を決定することと、狭帯域大きさ値および位相値ならびに中帯域RMSの電圧値および電流値に基づいて、組織のインピーダンスを推定することと、組織の推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することを含む。

【0020】

電圧波形および電流波形は、高調波歪みを含み得る。周波数の第1中帯域範囲は、調波周波数および/またはリング周波数に対する側波帯を含み得る。

10

【0021】

方法は、第3調波周波数を含む周波数の第2中帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、周波数の第2中帯域範囲内の感知された電圧波形および電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることを含む。方法は、第5調波周波数を含む周波数の第3中帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、周波数の第3中帯域範囲内の感知された電圧波形および電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることを含む。

【0022】

方法は、周波数の第2中帯域範囲内の周波数を有する通過させられた電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根(RMS)の電圧値および電流値を決定することと、中帯域RMS電圧値を加算することにより全体的なRMS電圧値を計算することと、中帯域RMS電流値を加算することにより全体的なRMS電流値を計算することと、周波数の第1中帯域範囲内および第2中帯域範囲内から周波数を選択することと、狭帯域大きさ値に基づいて、選択された周波数における中帯域RMSの電圧値および電流値に対する重さを計算することを含む。

20

【0023】

周波数は、その周波数における狭帯域大きさが、所定の値よりも大きいかまたはそれと等しい場合を選択され得る。重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の中帯域RMS電圧値と全体的なRMS電圧値との間の比に基づく割合であり得るか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の中帯域RMS電流値と全体的なRMS電流値との間の比に基づく割合であり得る。

30

【0024】

方法は、選択された周波数に対して重み付けされたRMSの電圧値および電流値を計算することと、組織において消費される電力を得るために、重み付けされたRMSの電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算することを含む。組織において消費される電力は、選択された周波数に対して重み付けされた電力を付加することにより計算され得る。

【0025】

方法は、最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において組織のインピーダンスを計算することを含む。

40

【0026】

方法は、周波数の第1中帯域範囲に対する平均電力を得るために、中帯域RMSの電圧値および電流値に基づいて、平均電力を計算することと、電気外科発電機の既知のインピーダンスに基づいて電気外科発電機における電力損失を計算し、平均電力から電力損失を減算することにより、中帯域RMS電圧値または電流値を計算することを含む。方法は、最大の狭帯域大きさを有する周波数において組織の狭帯域インピーダンスを計算することと、平均電力から電力損失を減算することにより、組織において消費される電力を計算することと、組織において消費される電力に基づいて、組織のインピーダンスを補償することを含む。

50

【 0 0 2 7 】

電圧波形および電流波形は、正弦波形、方形波形、矩形波形、三角波形、スパイク波形、台形波形、および / または鋸歯波形を含み得る。電圧波形および電流波形は、高調波歪みを含み得る。

【 0 0 2 8 】

さらに別の局面において、本開示は、電気外科ケーブルを介して組織を処置するためのエネルギーを生成する電気外科発電機を特徴とする。電気外科発電機は、生成されたエネルギーの電圧波形を感知する電圧センサと、生成されたエネルギーの電流波形を感知する電流センサと、関心のある周波数を含む周波数の広帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する感知された電圧波形を通過させる第1広帯域フィルタと、周波数の広帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する感知された電流波形を通過させる第2広帯域フィルタと、感知された電圧波形および電流波形をサンプリングする複数のアナログデジタル変換器 (A D C) と、周波数の広帯域範囲内の感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第1狭帯域フィルタと、周波数の広帯域範囲内の感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得る第2狭帯域フィルタと、信号プロセッサを含む。信号プロセッサは、広帯域 R M S 電力を得るために、広帯域二乗平均平方根 (R M S) の電圧値および電流値、ならびに平均電力を、第1広帯域フィルタおよび第2広帯域フィルタによってフィルタリングされた感知された電圧波形および電流波形のサンプル間の積に基づいて決定し、広帯域 R M S の電圧値および電流値ならびに狭帯域大きさ値および位相値に基づいて、組織のインピーダンスを推定し、広帯域 R M S 電力および組織の推定されたインピーダンスに基づいて、組織における R M S の電圧値および電流値を計算し、広帯域 R M S の電圧値および電流値、組織における平均電力、ならびに組織の推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、電気外科発電機を制御するための制御信号を生成する。

【 0 0 2 9 】

電気外科発電機における電力損失は、電気外科発電機の既知のインピーダンスおよび広帯域 R M S 電圧値または電流値に基づいて計算され得、信号プロセッサは、平均電力から電力損失を減算することにより、組織において消費される電力を計算し得る。

【 0 0 3 0 】

信号プロセッサは、最大の狭帯域大きさを有する単一周波数における組織の狭帯域インピーダンスを計算し得る。組織にわたる R M S 電圧値 V_{rms_Tissue} および組織を通過する R M S 電流値 I_{rms_Tissue} は、以下の方程式にしたがって計算され得る。

【 数 1 】

$$V_{rms_Tissue} = \sqrt{P_{Tissue} \cdot Z_{Tissue}}, \text{ および}$$

$$I_{rms_Tissue} = \sqrt{\frac{P_{Tissue}}{Z_{Tissue}}},$$

ここに、 P_{Tissue} は、組織において消費される電力であり、 Z_{Tissue} は、単一周波数における組織の狭帯域インピーダンスである。

【 0 0 3 1 】

電圧波形および電流波形は、正弦波形、方形波形、矩形波形、三角波形、スパイク波形、台形波形、および / または鋸歯波形を含み得る。

【 0 0 3 2 】

関心のある周波数は、調波周波数を含み得る。調波周波数は、基本周波数および第3調波周波数を含み得る。調波周波数は、第5調波周波数を含み得る。

【 0 0 3 3 】

第1狭帯域フィルタおよび第2狭帯域フィルタは、Goertzelフィルタであり得

、第1広帯域フィルタおよび第2広帯域フィルタは、バンドパスフィルタであり得る。

【0034】

さらに別の局面において、本開示は、電気外科ケーブル補償のための方法を特徴とする。方法は、電気外科発電機によって生成された電気外科エネルギーの電圧波形および電流波形を感知することと、広帯域フィルタを用いることによって関心のある周波数を含む周波数の広帯域範囲内の周波数を有する感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、通過させられた電圧波形および電流波形をサンプリングすることと、周波数の広帯域範囲内の感知された電圧波形および電流波形の少なくとも1つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと、周波数の広帯域範囲内の周波数を有する通過させられた電圧波形および電流波形に基づいて、広帯域二乗平均平方根(RMS)の電圧値および電流値を決定することと、広帯域フィルタによって通過させられた感知された電圧波形および電流波形のサンプル間の積に基づいて平均電力を決定することと、広帯域RMSの電圧値および電流値ならびに狭帯域の位相値および大きさ値に基づいて組織のインピーダンスを推定することと、推定されたインピーダンス、広帯域RMSの電圧値および電流値、ならびに平均電力に基づいて、エネルギーを生成するために、電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することを含む。

10

【0035】

方法は、電気外科発電機の既知のインピーダンスおよび広帯域RMS電圧値または電流値に基づいて、電気外科発電機における電力損失を計算することと、平均電力から電力損失を減算することにより、組織において消費される電力を計算することを含む得る。

20

【0036】

方法は、最大の狭帯域大きさを有する単一周波数において組織の狭帯域インピーダンスを計算することを含む得る。

【0037】

組織にわたるRMS電圧値 V_{rms_Tissue} および組織を通過するRMS電流値 I_{rms_Tissue} は、以下の方程式にしたがって計算され得る。

【数2】

$$V_{rms_Tissue} = \sqrt{P_{Tissue} \cdot Z_{Tissue}}, \text{ および}$$

$$I_{rms_Tissue} = \sqrt{\frac{P_{Tissue}}{Z_{Tissue}}},$$

30

ここに、 P_{Tissue} は、組織において消費される電力であり、 Z_{Tissue} は、単一周波数における組織の狭帯域インピーダンスである。

【0038】

電圧波形および電流波形は、正弦波形、方形波形、矩形波形、三角波形、スパイク波形、台形波形、および/または鋸歯波形を含む得る。

【0039】

関心のある周波数は、調波周波数を含む得る。調波周波数は、基本周波数および第3調波周波数を含む得る。調波周波数は、第5調波周波数を含む得る。

40

本発明は、例えば、以下を提供する。

(項目1)

組織を処置するためのエネルギーを生成し、かつ、電気外科ケーブルを介して上記組織に上記エネルギーを送る電気外科発電機であって、

上記生成されたエネルギーの電圧波形を感知するように構成された電圧センサと、

上記生成されたエネルギーの電流波形を感知するように構成された電流センサと、

調波周波数を含む周波数の第1中帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有する上記感知された電圧波形を通過させるように構成された第1中帯域フィルタと、

上記調波周波数を含む周波数の上記第1中帯域範囲内の少なくとも1つの周波数を有す

50

る上記感知された電流波形を通過させるように構成された第2中帯域フィルタと、
 周波数の上記第1中帯域範囲内の上記感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第1狭帯域フィルタと、
 周波数の上記第1中帯域範囲内の上記感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第2狭帯域フィルタと、
 信号プロセッサであって、

上記第1中帯域フィルタおよび上記第2中帯域フィルタによってフィルタリングされ
 た上記感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根(RMS)
 の電圧値および電流値を決定することと、

上記狭帯域大きさ値および位相値ならびに上記中帯域RMSの電圧値および電流値に
 基づいて、上記組織のインピーダンスを推定することと、

上記組織の上記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するた
 めに、上記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することと

を行うように構成されている、信号プロセッサと

を含む、電気外科発電機。

(項目2)

上記電圧波形および上記電流波形は、高調波歪みを含む、上記項目に記載の電気外科発
 電機。

(項目3)

第3調波周波数を含む周波数の第2中帯域範囲内の周波数を有する上記感知された電圧
 波形を通過させるように構成された第3中帯域フィルタと、

上記第3調波周波数を含む周波数の上記第2中帯域範囲内の上記感知された電流波形を
 通過させるように構成された第4中帯域フィルタと、

周波数の上記第2中帯域範囲内の上記感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第3狭帯域フィルタと、

周波数の上記第2中帯域範囲内の上記感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第4狭帯域フィルタと

をさらに含み、

上記調波周波数は、基本周波数である、上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目4)

第5調波周波数を含む周波数の第3中帯域範囲内の上記感知された電圧波形を通過させ
 るように構成された第5中帯域フィルタと、

上記第5調波周波数を含む周波数の上記第3中帯域範囲内の上記感知された電流波形を
 通過させるように構成された第6中帯域フィルタと、

周波数の上記第3中帯域範囲内の上記感知された電圧波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第5狭帯域フィルタと、

周波数の上記第3中帯域範囲内の上記感知された電流波形の少なくとも1つの周波数の
 狭帯域の位相値および大きさ値を得るように構成された第6狭帯域フィルタと

をさらに含む、上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目5)

上記信号プロセッサは、

上記第3中帯域フィルタおよび上記第4中帯域フィルタによってフィルタリングされた
 上記感知された電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域RMSの電圧値および電流値
 をさらに決定し、

上記RMS電圧値を加算することにより、全体的なRMS電圧値を計算し、

上記RMS電流値を加算することにより、全体的なRMS電流値を計算する、

上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目6)

上記信号プロセッサは、

周波数の上記第1中帯域範囲および上記第2中帯域範囲内から周波数を選択し、

10

20

30

40

50

上記狭帯域大きさに基づいて、上記選択された周波数における上記中帯域 R M S の電圧値および電流値に対する重さを計算する、

上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目 7)

上記重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の上記中帯域 R M S 電圧値と上記全体的な R M S 電圧値との間の比に基づく割合であるか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の上記中帯域 R M S 電流値と全体的な R M S 電流値との間の比に基づく割合である、上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目 8)

上記信号プロセッサは、

上記選択された周波数において、重み付けされた R M S の電圧値および電流値を計算し、

10

上記重み付けされた R M S の電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算する、

上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目 9)

上記 R M S 電圧値および上記 R M S 電流値は、上記電気外科ケーブルの 2 ポートネットワークモデルを用いることによって計算され、

上記組織によって消費される上記電力は、上記重み付けされた電力を付加することによって計算される、

20

上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目 10)

上記信号プロセッサは、最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において、上記組織のインピーダンスを計算する、上記項目のいずれかに記載の電気外科発電機。

(項目 11 A)

電気外科ケーブル補償のための方法であって、

電気外科発電機によって生成された電気外科エネルギーの電圧波形および電流波形を感知することと、

調波周波数を含む周波数の第 1 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

30

周波数の上記第 1 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと、

周波数の上記第 1 中帯域範囲内の上記通過させられた電圧値および電流値に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (R M S) の電圧値および電流値を決定することと、

上記狭帯域大きさ値および位相値ならびに上記中帯域 R M S の電圧値および電流値に基づいて、上記組織のインピーダンスを推定することと、

上記組織の上記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、上記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することと

を含む、方法。

40

(項目 11 B)

電気外科ケーブル補償のための方法であって、電気外科発電機が、回路網を備え、上記回路網は、上記方法を行い、

上記方法は、

上記電気外科発電機によって生成された電気外科エネルギーの電圧波形および電流波形を感知することと、

調波周波数を含む周波数の第 1 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

周波数の上記第 1 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと、

50

周波数の上記第 1 中帯域範囲内の上記通過させられた電圧値および電流値に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (R M S) の電圧値および電流値を決定することと、

上記狭帯域大きさ値および位相値ならびに上記中帯域 R M S の電圧値および電流値に基づいて、上記組織のインピーダンスを推定することと、

上記組織の上記推定されたインピーダンスに基づいて、エネルギーを生成するために、上記電気外科発電機を制御するための制御信号を生成することと

を含む、方法。

(項目 1 2)

第 3 調波周波数を含む周波数の第 2 中帯域範囲内の周波数を有する上記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

周波数の上記第 2 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと

をさらに含む、

上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 3)

第 5 調波周波数を含む周波数の第 3 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形を通過させることと、

周波数の上記第 3 中帯域範囲内の上記感知された電圧波形および電流波形の少なくとも 1 つの周波数の狭帯域の位相値および大きさ値を得ることと

をさらに含む、

上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 4)

周波数の上記第 2 中帯域範囲内の上記通過させられた電圧波形および電流波形に基づいて、中帯域二乗平均平方根 (R M S) の電圧値および電流値を決定することと、

中帯域 R M S 電圧値を加算することにより、全体的な R M S 電圧値を計算することと、

中帯域 R M S 電流値を加算することにより、全体的な R M S 電流値を計算することと、

周波数の上記第 1 中帯域範囲および上記第 2 中帯域範囲から周波数を選択することと、

上記狭帯域大きさ値に基づいて、上記選択された周波数における上記中帯域 R M S の電圧値および電流値に対する重さを計算することと

をさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 5)

上記重さは、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の上記中帯域 R M S 電圧値と上記全体的な R M S 電圧値との間の比に基づく割合であるか、または、選択された周波数を含む周波数の中帯域範囲の上記中帯域 R M S 電流値と上記全体的な R M S 電流値との間の比に基づく割合である、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 6)

上記選択された周波数に対する重み付けされた R M S の電圧値および電流値を計算することと、

上記組織において消費される電力を得るために、上記重み付けされた R M S の電圧値および電流値に基づいて、重み付けされた電力を計算することと

をさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 7)

上記組織において消費される上記電力は、上記選択された周波数に対する上記重み付けされた電力を加算することによって計算される、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 8)

最高の重みが付けられた大きさを有する選択された周波数において、上記組織のインピーダンスを計算することをさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 1 9)

周波数の上記第 1 中帯域範囲に対する平均電力を得るために、上記中帯域 R M S の電圧値および電流値に基づいて、平均電力を計算することと、

10

20

30

40

50

上記電気外科発電機の既知のインピーダンスに基づいて、上記電気外科発電機における電力損失を計算し、上記平均電力から上記電力損失を減算することにより、上記中帯域 R M S 電圧値または電流値を計算することと

をさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(項目 20)

最大の狭帯域大きさを有する周波数において上記組織の狭帯域インピーダンスを計算することと、

上記平均電力から上記電力損失を減算することにより、上記組織において消費される電力を計算することと、

上記組織において消費される上記電力に基づいて、上記組織のインピーダンスを補償することと

10

をさらに含む、上記項目のいずれかに記載の方法。

(摘要)

本開示の電気外科システムおよび方法は、電気外科発電機を用いることによってケーブル補償を実行し、該電気外科発電機は、電圧波形および電流波形を感知するように構成された複数のセンサと、複数の中帯域フィルタと、複数の狭帯域フィルタと、信号プロセッサとを含む。複数の中帯域フィルタおよび狭帯域フィルタは、複数の所定の周波数において感知された電圧波形および電流波形を通過させる。信号プロセッサは、複数の中帯域フィルタからの出力を用いることによって中帯域 R M S の電圧値および電流値を計算し、複数の狭帯域フィルタからの出力を用いることによって狭帯域の位相値および大きさ値を計算し、中帯域 R M S の電圧値および電流値ならびに狭帯域位相値に基づいて、組織インピーダンスを計算し、計算された組織インピーダンスに基づいて、電気外科発電機によって生成されたエネルギーを制御するための制御信号を生成する。

20

【図面の簡単な説明】

【0040】

本開示の様々な実施形態が、添付の図面を参照して記載される。

【0041】

【図1】図1は、本開示の実施形態にしたがう電気外科システムである。

【0042】

【図2】図2は、図1の電気外科システムの回路網のブロック図である。

30

【0043】

【図3】図3は、本開示の実施形態にしたがう電気外科ケーブルアセンブリのモデルを図示する回路図である。

【0044】

【図4】図4A - 4Cは、図2の電気外科発電機によって生成された信号を図示するグラフ図である。

【0045】

【図5】図5A, 5Bは、変調パルスによって変調させられた信号を図示するグラフ図である。

【0046】

【図6】図6は、調波周波数の群およびそれらの側波帯を通過させる中帯域フィルタを図示するグラフ図である。

40

【0047】

【図7A】図7Aは、電気外科信号の電力を決定するための回路網のブロック図である。

【0048】

【図7B】図7Bは、本開示の実施形態にしたがう電気外科ケーブルアセンブリの2ポートネットワークモデルを図示する回路図である。

【0049】

【図8】図8は、本開示の実施形態にしたがう電気外科ケーブルのインピーダンスを補償するための方法の流れ図である。

50

【0050】

【図9】図9は、本開示の実施形態にしたがう、マルチプル周波数において組織内で散逸させられる電力を決定し、単一周波数において組織インピーダンスを決定するための方法の流れ図である。

【0051】

【図10】図10は、本開示の他の実施形態にしたがう、発電機内で消費される電力に基づいて組織のインピーダンスを決定するための方法の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【0052】

(詳細な説明)

上述したように、電気外科システムにおける電気外科ケーブルは、電気外科システムの電圧センサおよび電流センサと処置される組織との間にインピーダンス構成要素の回路ネットワークを形成し、これにより、電気外科発電機における不精密な電力測定およびインピーダンス測定がもたらされる。したがって、処置される組織内で散逸させられる電力および該組織のインピーダンスをより精密に測定するために、多くの発電機は、ケーブルアセンブリの回路ネットワークのインピーダンスを補償する補償アルゴリズムを採用する。これらの補償アルゴリズムは、マルチプルケーブルパラメータの測定および格納を含み、該マルチケーブルパラメータとしては、例えば、直列インダクタンス、シャントキャパシタンス、および抵抗等が挙げられ、これらは、回路ネットワークに対するソリューションにおいて定数として用いられる。これらの補償アルゴリズムはまた、多くの数学的操作を含み得、該数学的操作としては、例えば、実部および虚部を有する複素数上の乗算および加算等が挙げられる。

【0053】

本開示の電気外科システムおよび方法は、関連周波数の範囲を解析することにより、負荷(例えば、組織)の電圧、電流、電力、および/またはインピーダンスの測定の精度を増加させる。本開示にしたがうシステムおよび方法は、実際の組織インピーダンスを推定するために電気外科ケーブルアセンブリの異なるモデルを採用し得る。ケーブルアセンブリの1つのモデルは、抵抗、キャパシタ(例えば、DCブロッキングキャパシタ)、および組織負荷に直列に接続されたインダクタを有するソースインピーダンスと、組織負荷に並列に接続されたキャパシタを有するシャントインピーダンスとを含む。ケーブルアセンブリのモデルは、直列抵抗を組み込まないことがあり得る。なぜなら、直列抵抗の抵抗は、組織負荷の抵抗と比較して比較的小さいからである。

【0054】

生成された電気外科エネルギーの基本周波数以外の周波数は、相当量のエネルギーを含み得るので、調波周波数、側波帯、およびリング周波数を含むマルチプル周波数が、感知された電流波形および電圧波形に基づいて平均電力を計算するために考慮に入れられる。その後、より高い信号処理精度を達成するために、組織のインピーダンスが、最大の量のエネルギーまたは最大の大きさを有する単一周波数において計算される。代替的に、または、追加的に、組織インピーダンスは、単一のより低い周波数において計算され得、該計算は、より精密であり得る。なぜなら、組織インピーダンスの計算は、より低い周波数においては寄生インピーダンスを浮遊することに比較的免疫があるからである。

【0055】

実施形態において、本開示の電気外科システムおよび方法は、マルチプル周波数における、そして電流センサおよび電圧センサによって測定される、複雑な電圧波形および電流波形を用いることにより、回路ネットワーク内のエネルギー損失と、処置される組織に送達される実際のエネルギーとを計算する。電気外科発電機によって生成されるマルチプル周波数波形は、狭帯域フィルタ、例えば、Fourier変換フィルタ、Goertzelフィルタ、またはその他の周波数変換フィルタによって解析され、その後、各周波数波形に対して個別的にケーブル補償が実行される。このケーブル補償の結果は、その後、処置される組織に送達される実際の電流、電圧、電力、および組織インピーダンスと組み合

10

20

30

40

50

わされる。

【0056】

図1は、本開示の実施形態にしたがう電気外科システム100を図示している。電気外科システム100は、患者の組織を処置するための電気外科エネルギーを生成する電気外科発電機102を含んでいる。電気外科発電機102は、操作の選択されたモード（例えば、切断、凝固、切除、または封止）および/または生成された電気外科エネルギーの感知された電圧波形および電流波形に基づいて、電気外科エネルギーの適切なレベルを生成する。電気外科システム100はまた、様々な電気外科器具に対応する複数の出力コネクタを含み得る。

【0057】

電気外科システム100は、患者の組織を処置するための電極（例えば、電気外科切断プローブまたは切除電極）を有する単極電気外科器具110とともに、リターンパッド120をさらに含む。単極電気外科器具110は、複数の出力コネクタのうちの1つを介して電気外科発電機102に接続され得る。電気外科発電機102は、無線周波数（RF）エネルギーの形態で電気外科エネルギーを生成し得る。電気外科エネルギーは、単極電気外科器具110に供給され、該器具は、電気外科エネルギーを組織に適用する。電気外科エネルギーは、リターンパッド120を通して電気外科発電機102に戻される。リターンパッド120は、患者の組織との十分な接触面積を提供し、これにより、組織に適用される電気外科エネルギーに起因する組織損傷のリスクを最小化する。

【0058】

電気外科システム100はまた、双極電気外科器具130を含む。双極電気外科器具130は、複数の出力コネクタのうちの1つを介して電気外科発電機102に接続され得る。電気外科エネルギーは、2つの鉗子のうちの一方に供給され、組織に適用され、そして他方の鉗子を通して電気外科発電機102に戻される。

【0059】

電気外科発電機102は、任意の適切なタイプの発電機であり得、様々なタイプの電気外科器具（例えば、単極電気外科器具110および双極電気外科器具130）に適応するように複数のコネクタを含み得る。電気外科発電機102はまた、様々なモード、例えば、切除、切断、凝固、および封止等において動作するように構成され得る。電気外科発電機102は、様々な電気外科器具が接続され得るコネクタ間でRFエネルギーの供給を切り替えるためのスイッチ機構（例えば、リレー）を含み得る。例えば、単極電気外科器具110が電気外科発電機102に接続されている場合、スイッチ機構は、RFエネルギーの供給を単極プラグに切り替える。実施形態において、電気外科発電機102は、複数の器具に同時にRFエネルギーを提供するように構成され得る。

【0060】

電気外科発電機102は、電気外科発電機102に制御パラメータを提供するための適切なユーザ制御部（例えば、ボタン、作動部、スイッチ、またはタッチスクリーン）を有するユーザインターフェースを含む。これらの制御は、ユーザが電気外科エネルギーのパラメータ（例えば、出力波形の電力レベルまたは形状）を調節し、これにより、電気外科エネルギーが特定の外科手術手順（例えば、凝固、切除、組織封止、または切断）に対して適切なものとするを可能にする。電気外科器具110、130はまた、複数のユーザ制御を含み得る。さらに、電気外科発電機102は、電気外科器具102の動作に関する様々な情報（例えば、強度設定および処置完了標識）を表示するための1つ以上のディスプレイスクリーンを含み得る。

【0061】

図2は、図1の電気外科発電機102と、組織290を処置するための電気外科エネルギーを送達するケーブル280との発電機回路網200のブロック図である。発電機回路網200は、高電圧電力供給（HVPS）210と、無線周波数（RF）出力ステージ220と、複数の電圧センサおよび電流センサ230と、フィルタ235と、複数のアナログデジタル変換器（ADC）240と、本開示に記載されている複数のフィルタを実行し

10

20

30

40

50

得る信号プロセッサ 250 と、コントローラ 260 と、ユーザインターフェース 270 とを含む。発電機回路網 200 は、AC 電源、例えば電力アウトレット等に接続されるように構成されており、該 AC 電源は、低周波数（例えば、25 Hz、50 Hz、または 60 Hz）を有する AC を発電機回路網 200 に提供する。発電機回路網 200 は、低周波数 AC を、所望の電気外科手順に適切な高周波数 AC に変換する。特に、HVPS 210 は、低周波数を有する AC を高電圧直流電流（DC）に変換し、RF 出力ステージ 220 は、高電圧 DC を電気外科手順に適切な高周波数（例えば、472 kHz）を有する AC に反転させる。

【0062】

発電機回路網 200 によって生成された電気外科エネルギーに対する適切な周波数は、電気外科手順および電気外科手術のモードに基づいて異なり得る。例えば、神経刺激および筋刺激は、毎秒約 100,000 サイクル（100 kHz）において中断し、一部の電気外科手順は、100 kHz 超の無線周波数（RF）において安全に実行され得る。100 kHz 超の周波数において、電気外科エネルギーは、最小の神経筋刺激によって標的組織まで患者を通過し得る。例えば、切除は、472 kHz の周波数を用いる。その他の電気外科手順は、神経および筋肉を損傷する最小のリスクを伴って、100 kHz 未満の周波数（例えば、29.5 kHz または 19.7 kHz）において実行され得る。HVPS 210 および RF 出力ステージ 220 は、様々な電気外科操作に適切な様々な周波数を有する AC 信号を選択的に提供し得る。RF 出力ステージ 220 は、RF 出力ステージ 220 においてインピーダンスに整合する共振タンク回路を含み得、これにより、電気外科発電機 102 から組織 290 までの最大または最適な電力移送が存在する。

10

20

【0063】

複数の電圧センサおよび電流センサ 230 は、HVPS 210 および RF 出力ステージ 220 によって生成される AC 電圧波形および AC 電流波形を感知する。特に、電圧センサは、RF 出力ステージ 220 をケーブル 280 に接続するアクティブラインおよびリターンラインにわたる電圧を測定し、電流センサは、アクティブラインおよびリターンラインのうち的一方を通過する電流を測定する。

【0064】

複数のセンサ 230 は、電圧波形および電流波形の冗長測定を提供する電圧センサおよび電流センサの 2 つ以上の対または組を含み得る。この冗長性は、RF 出力ステージ 220 の出力における電圧測定および電流測定の信頼性、精度、および安定性を保証する。実施形態において、複数のセンサ 230 は、アプリケーションまたは設計の要件に依存して、電圧センサおよび電流センサのより少ない組またはより多い組を含み得る。

30

【0065】

電圧波形および電流波形のデジタルサンプルを得るために、複数のセンサ 230 によって感知された、感知された電圧波形および電流波形は、フィルタ 235 によってフィルタリングされ、複数の ADC 240 によってサンプリングされる。フィルタ 235 は、アンチエイリアシングフィルタおよび高域通過フィルタを含み得、これらは一緒になって、バンドパスフィルタを形成し得る。複数の ADC 240 は、RF 出力ステージ 220 によって生成された電圧波形および電流波形の周波数の整数倍である周波数において、感知された電圧波形および電流波形をサンプリングし得る。フィルタのヌルが高調波付近に生じ得るので、サンプルの数は、1 サイクル当たり 2 の累乗、例えば、2、4、8、16、32、または 64 であり得る。代替的に、サンプルの数は、偶数倍ではないことがあり得る。サンプリングされた電流波形および電圧波形は、サンプリングされた電流波形および電圧波形の二乗平均平方根（RMS）の電圧値および電流値、位相、および大きさ（これらは、コントローラ 260 に提供される）を得るために、その後、信号プロセッサ 250 によって処理される。

40

【0066】

ADC 240 が電圧波形および電流波形をサンプリングする前に、広帯域フィルタは、関心のある広範囲の周波数を通過させ得る。広帯域フィルタは、バンドパスフィルタであ

50

り得、これにより、関心のある周波数の外部の低周波数および高周波数は、広帯域フィルタの阻止帯域内にあるようになり得る。このようにして、高周波数ノイズおよび望ましくない低周波数は、サンプリングおよび電力補償の前に除去され得る。関心のある周波数は、ADC 240が扱うことができる周波数範囲内にフィットし得る。

【0067】

信号プロセッサ250は、複数の狭帯域フィルタおよび複数の中帯域フィルタを実装し得る。複数の狭帯域フィルタは、感知された電圧波形および電流波形の間の位相差、ならびに単一周波数における感知された電圧波形および電流波形の大きさに関する情報を提供し得、この情報は、負荷インピーダンスを決定するために用いられ得る。複数の中帯域フィルタは、RMS電圧、RMS電流、および周波数の組にわたる平均電力を計算するために、電圧および電流のRF波形をフィルタリングし得る。周波数の組は、RF波形の基本周波数または高調波およびその側波帯を含み得、これらは、パルス反復によって引き起こされる。狭帯域フィルタは、周波数の狭範囲、概して単一周波数を通過させるために用いられる。中帯域フィルタは、狭帯域フィルタよりも広い帯域幅を有しており、周波数の中範囲を選択し得る。例えば、狭帯域フィルタは、10kHzの帯域幅を有し得、中帯域フィルタは、100kHzの帯域幅を有し得る。

【0068】

複数の中帯域フィルタの各フィルタは、調波周波数、調波周波数の側波帯周波数、およびリング周波数をフィルタリングし得る。複数の狭帯域フィルタの各フィルタは、調波周波数をフィルタリングし得るか、または、中帯域フィルタによってフィルタリングされた周波数の中心周波数をフィルタリングし得る。

【0069】

コントローラ260は、比例積分微分(PID)コントローラ262およびデジタルパルス幅変調器(DPWM)264を含む。その他の実施形態において、コントローラ260は、PID制御方法の他に、または該PID制御方法に加えて、制御方法を実行し得る。PIDコントローラ262は、信号プロセッサ250から出力(該出力は、組織の推定された平均の電力またはインピーダンスであり得る)を受信し、信号プロセッサ250からの出力に基づいて、PID制御アルゴリズムを実行する。PIDコントローラ262からの出力は、DPWM264に提供され、該DPWMは、RF出力ステージ220の出力を制御するための制御信号を生成する。特に、制御信号は、RF出力ステージ220によって生成された出力電力が制御されるように、デューティサイクルを制御し得る。

【0070】

コントローラ260はまた、UI270から入力を受信し、受信された入力に基づいて、制御信号を生成する。ユーザは、電気外科動作モード(例えば、切断、凝固、切除、または封止)ならびに対応する電気外科信号タイプ(例えば、純粋な正弦波形、矩形波形、鋸歯波形、パルス波形、三角波形、または混合波形)を設定し得る。UI270はまた、ユーザが、電気外科手順のタイプ(例えば、単極または双極)を選択すること、または、電気外科手順またはモードのための所望の制御パラメータを入力することを可能にし得る。

【0071】

図3は、図2のケーブル280のインピーダンスのモデル300の回路図である。上述したように、発電機回路網200は、ケーブル280を介して組織290に電気外科エネルギーを送達する。複数のセンサは、電圧 V_{sen310} および電流 I_{sen320} を感知する。ケーブルモデル300は、組織負荷抵抗 $R_{load370}$ と直列のソースインピーダンス Z_{src330} (組織インピーダンスは、ほとんど抵抗性なので、抵抗としてモデル化される)と、組織負荷抵抗 $R_{load370}$ と並列のシャントインピーダンス Z_{Lkg340} とを含む。ソースインピーダンス Z_{src330} は、ソース抵抗 R_{src332} と、ソースキャパシタンス C_{src333} (DCブロッキングキャパシタ)と、ソースインダクタ L_{src334} とを含み、これらは一緒に直列に結合されている。シャントインピーダンス Z_{Lkg340} は、漏洩キャパシタンス C_{Lkg340} を含む。

10

20

30

40

50

【0072】

電流 $I_{S_{en}320}$ がソース抵抗 $R_{S_{rc}332}$ を通過すると、感知された電圧 $V_{S_{en}310}$ は、ソース抵抗 $R_{S_{rc}332}$ にわたり降下する。ソースキャパシタ $C_{S_{rc}333}$ は、周波数における増加とともに減少するインピーダンスを有している。したがって、ソースキャパシタ $C_{S_{rc}333}$ は、低周波数においては電流 $I_{S_{en}320}$ の DC 成分をブロックするが、より高い周波数においては小さなインピーダンスを表し、したがって、小さな電圧降下を表す。その後、電流 $I_{S_{en}320}$ は、 $I_{L_{kg}350}$ および $I_{L_{oad}360}$ に分割される。結果として、感知された電流 $I_{S_{en}320}$ は、漏洩キャパシタンス $C_{L_{kg}340}$ を通した漏洩電流 $I_{L_{kg}350}$ に起因して、組織負荷抵抗 $R_{L_{oad}370}$ を通過する電流とは異なる。また、感知された電圧 $V_{S_{en}310}$ は、ソース抵抗 $R_{S_{rc}332}$ に起因して、組織負荷抵抗 $R_{L_{oad}370}$ にわたる電圧とは異なる。したがって、感知された電圧波形および電流波形から計算される電力は、組織負荷抵抗 $R_{L_{oad}370}$ に送達される実際の電力とは異なる。

10

【0073】

図 4 A - 4 C は、電気外科発電機によって生成される様々な電気外科 AC 信号の周波数内容を図示している。

【0074】

図 4 A は、連続信号のグラフおよびその周波数スペクトルグラフを示している。連続信号は、該連続信号に第 3 調波周波数またはより高い調波周波数を導入し得る高調波歪みに起因して、純粋な正弦波ではない。したがって、連続信号は、基本周波数および第 3 調波周波数を含み得、このことは、例えばグラフ 4 1 0 において示されており、該グラフは、2 つの軸（すなわち、縦軸 4 1 2 および横軸 4 1 4）を有しており、縦軸 4 1 2 は、処置される組織にわたる電圧を表しており、横軸 4 1 4 は、時間を表している。

20

【0075】

信号 4 1 6 は、約 $2.12 \cdot 10^{-6}$ 秒の周期で、約 0.7 ボルトと約 -0.7 ボルトとの間で振動する電圧を有する正弦波信号である。グラフ 4 2 0 は、該グラフにおいて、縦軸 4 2 2 は、大きさであり、横軸は、単位をヘルツ (Hz) とした周波数であり、該グラフは、信号 4 1 6 の周波数成分を示している。周波数成分は、第 1 調波周波数または基本周波数 4 2 6 ならびに第 3 調波周波数 4 2 8 を含む。信号 4 1 6 の基本周波数 f_1 は、472 kHz であり、第 3 調波周波数 f_3 は、1,416 kHz である。

30

【0076】

図 4 B は、変調された連続信号のグラフおよびその周波数スペクトルのグラフを示している。信号 4 3 2 は、別の正弦波信号によって変調された図 4 A の連続信号 4 1 6 である。変調正弦波信号は、連続信号 4 1 6 の基本周波数 f_1 よりも低い周波数 f_m を有している。周波数情報グラフ 4 4 0 に示されているように、基本周波数 f_1 4 4 2 は、472 kHz であり、変調周波数 f_m は、側波帯 4 4 4、すなわち $f_1 + f_m$ および $f_1 - f_m$ として、グラフ 4 4 0 に現れている。第 3 調波周波数 f_3 もまた、側波帯、すなわち $f_3 + f_m$ および $f_3 - f_m$ によって包囲されている。

【0077】

図 4 C は、別の変調された正弦波信号のグラフおよびその周波数スペクトルのグラフを示している。グラフ 4 5 0 は、方形波形によって変調させられた正弦波形を示しており、その結果、搬送信号内に第 3 高調波歪みを伴わない変調された波形 4 5 2 がもたらされている。一般に、方形波形は、マルチプル周波数成分を有する。変調方形波形は、3 つの周波数 f_{m1} 、 f_{m2} 、および f_{m3} を含む。したがって、図 4 C の周波数スペクトルグラフ 4 6 0 に示されているように、変調された波形 4 5 2 は、基本周波数 f_1 4 6 2 を含み、該基本周波数は、周波数 $f_1 + f_{m1}$ 、 $f_1 - f_{m1}$ 、 $f_1 + f_{m2}$ 、 $f_1 - f_{m2}$ 、 $f_1 + f_{m3}$ 、および $f_1 - f_{m3}$ における側波帯によって包囲されている。

40

【0078】

連続信号がパルス幅変調 (PWM) 信号によって変調させられる場合において、連続信号は、周期の第 1 部分に対してターンオンされ、周期の第 2 部分に対してターンオフされ

50

る。連続信号がターンオフされる場合、リングング周波数が現れる。リングング周波数は、出力ステージの寄生電気成分によって引き起こされ、そして、RF出力ステージの自然周波数においてリングングし得る。連続信号がターンオフされる場合、リングング周波数はまた、エネルギーを負荷に送達し、RF出力ステージ設計および負荷インピーダンスによって定義される。リングング周波数は、しかしながら、基本周波数または第3調波周波数に関係していない。したがって、本開示のシステムおよび方法は、連続信号がターンオフされる場合であっても、マルチ周波数補償方法を利用する。

【0079】

図5Aは、時間ドメインにおける変調されたRFパルス510および変調パルスを図示している。変調されたRFパルス510は、変調パルス520によって正弦波形515（10図示されていない）を変調することによって形成される。したがって、図5Aに示されているように、変調パルス520が第1高レベルを有する場合に、正弦波形515の部分が変調RFパルス510に現れ、変調パルス520が第2低レベルを有する場合に、その他の部分は現れない。変調パルス520は、2つの周期を有している。2つの周期のうち的一方は、その間に変調パルスが第1高レベルを有しているパルス幅（PW）530であり、他方の周期は、その間に変調パルス520が繰り返されるパルス反復間隔（PRI）T540である。

【0080】

図5Bは、変調されたRFパルス510の周波数スペクトル550を図示している。周波数スペクトル550は、多数の周波数成分を含んでおり、該多数の周波数成分は、事前変調されたRF波形の基本周波数または第1調波周波数である中心周波数560を含む。20周波数スペクトル550の主要ローブ（中心周波数560の周りに集中している）は、2つの時間1/（570）の幅を有し、その他のローブは、1/の幅（580）を有している。周波数スペクトル550は、周波数スペクトルが主要ローブを除いて全ての1/PRIに大きさをゼロを有することを示している。これは、変調パルス520が、50%のデューティサイクルを有する（すなわち、これは、PW520とPRI T540との間の比が1/2であることを意味する）からである。このことから、全ての第3調波周波数は、デューティサイクルが1/3または33.33%である場合に大きさをゼロを有するということがしつがう。

【0081】

周波数スペクトル550の主要ローブの大きさは、その他のローブの大きさよりも大きい。大きさの絶対値は、対応する周波数において分配された電力である。図5Bに示されているように、その他の側波帯ローブの大きさは、徐々に減衰し、すなわち、これは、側波帯に分配される電力もまた、徐々に減衰することを意味する。しかしながら、相当量の電力が側波帯周波数を介して送達される。したがって、本開示のシステムおよび方法は、マルチプル周波数におけるエネルギーを測定するために、複数の中帯域フィルタを採用する。30

【0082】

図6は、調波周波数および側波帯周波数が別個に処理されるように、調波周波数を対応する側波帯周波数から分離するための、電気外科信号の中帯域フィルタリングを図示しているグラフ600である。40中帯域フィルタの通過帯域610および620は、調波周波数（例えば、基本周波数または中心周波数）および側波帯周波数を通過させる。より具体的には、通過帯域610は、基本周波数612および側波帯周波数614を通過させ、通過帯域620は、第3調波周波数および対応する側波帯周波数624を通過させる。別の通過帯域は、第5調波周波数および対応する側波帯周波数をさらに通過させ得る。図2に示されているような広帯域フィルタが、図6に示されている全ての関連周波数（すなわち、通過帯域610および620の周波数の範囲内の全ての周波数）を通過させるために用いられる。中帯域フィルタは、周波数の範囲を通過させ、狭帯域フィルタは、周波数の該範囲内の中心周波数を通過させる。

【0083】

図 6 に図示されている電気外科信号波形は、50%のデューティサイクルを有する変調信号によって変調させられる。デューティサイクルが33.33%に変化させられた場合、複数の中帯域フィルタは、50%のデューティサイクルにおいて通過させられたものとは異なる調波周波数を通過させ得る。したがって、変調信号のデューティサイクルは、どの調波周波数および側波帯周波数が通過させられるかを決定する。また、必要とされる中帯域フィルタの数は、必要とされる精度のレベルに依存する。

【0084】

マルチ周波数補償を実行するために、狭帯域二乗平均平方根(RMS)測定が、基本周波数および関連する高調波の各々に対して行われる。これらの測定は、全体的なRMS電圧、RMS電流、および負荷における平均電力を決定するために組み合わせられる。その後、組織インピーダンスが、単一周波数(例えば、基本周波数または調波周波数)において計算される。

10

【0085】

図 4 A - 6 に示されているように、側波帯は、中心周波数の周りで対称的である。この対称性に起因して、ケーブルのインピーダンス成分は相殺する。例えば、図 4 C に示されているように、中心周波数 $f_1 = 462$ の周りには6つの側波帯464、すなわち、 $f_1 + f_{m1}$ 、 $f_1 - f_{m1}$ 、 $f_1 + f_{m2}$ 、 $f_1 - f_{m2}$ 、 $f_1 + f_{m3}$ 、および $f_1 - f_{m3}$ が存在する。第1側波帯周波数 $f_1 + f_{m1}$ は、基本周波数よりも高い。したがって、基本周波数 f_1 におけるよりも、エネルギーが、第1側波帯周波数 $f_1 + f_{m1}$ において、より容易に寄生キャパシタンスを通過する。第2側波帯周波数 $f_1 - f_{m1}$ は、基本周波数 f_1 よりも低い。したがって、基本周波数 f_1 におけるよりも、より少ないエネルギーが、第2側波帯周波数 $f_1 - f_{m1}$ において、寄生キャパシタンスを通過する。第1側波帯および第2側波帯が基本周波数 f_1 の両側で均等に離間されているという事実は、寄生キャパシタンスを通過する全体的なエネルギーがあたかも基本周波数 f_1 にあるかのように、第1側波帯周波数および第2側波帯周波数における寄生キャパシタンスを通過する全体的なエネルギーが平均化されることを示唆する。

20

【0086】

第3側波帯周波数 $f_1 + f_{m2}$ および第4側波帯周波数 $f_1 - f_{m2}$ 、ならびに第5側波帯周波数 $f_1 + f_{m3}$ および第6側波帯周波数 $f_1 - f_{m3}$ は、第1側波帯周波数および第2側波帯周波数と同じ結果を生じる。したがって、第3側波帯周波数および第4側波帯周波数において寄生キャパシタンスを通過する全体的なエネルギーは、全体的なエネルギーがあたかも基本周波数において寄生キャパシタンスを通過するかのよう平均化される。同様に、第5側波帯周波数および第6側波帯周波数において寄生キャパシタンスを通過する全体的なエネルギーは、全体的なエネルギーがあたかも基本周波数において寄生キャパシタンスを通過するかのよう平均化される。結果として、全ての側波帯周波数において寄生キャパシタンスを通過する総計エネルギーは、基本周波数において寄生キャパシタンスを通過するものとして考えられ得る。これらの理由から、補償は、基本周波数およびその全ての側波帯におけるエネルギーを捕捉する中帯域フィルタの振幅を用いることにより、単一周波数において実行される。

30

【0087】

負荷インピーダンス計算に用いられる単一周波数は、該単一周波数における電気外科信号の大きさが、その他の周波数における電気外科信号の大きさよりも大きい場合に、基本周波数または調波周波数の間から選択され得る。

40

【0088】

図 7 は、中帯域フィルタおよび狭帯域フィルタを介した電圧波形および電流波形および RMS 電力の位相および大きさを計算する信号処理回路のブロック図を示している。信号処理回路は、感知された電圧波形に対する中帯域フィルタ 710 a と、感知された電流波形に対する中帯域フィルタ 710 b と、狭帯域フィルタ 720 a、720 b とを含んでいる。信号処理回路はまた、処置される組織内で散逸させられる全体的な電力を計算するために、RMS 計算器 730 a、730 b と、乗算器 740 a - 740 c、745 a - 74

50

5 c と、ケーブル補償器 750 a - 750 c と、乗算器 755 a - 755 c と、加算器 760 とを含んでいる。信号処理回路は、図 2 の信号プロセッサ 250 によって、または、信号プロセッサ 250 およびコントローラ 260 の組み合わせによって、実装され得る。

【0089】

感知された電圧波形および電流波形は、複数の中帯域フィルタ 710 a、710 b のそれぞれによってフィルタリングされる。図 4 A - 6 を参照して上述されたように、複数の中帯域フィルタ 710 a、710 b の各々は、調波周波数およびエネルギーが存在する対応する側波帯またはリング周波数を通過させる。例えば、1 つの中帯域フィルタは、基本周波数（例えば、周波数 612）およびその側波帯（例えば、側波帯 614）を通過させる通過帯域（例えば、図 6 の通過帯域 610）を有し得、別の中帯域フィルタは、第 3 調波周波数（例えば、第 3 調波周波数 622）およびその側波帯（例えば、側波帯 624）を通過させる通過帯域（例えば、通過帯域 620）を有し得、あるいは、単一の広帯域フィルタが、全ての有意な高調波および側波帯を通過させ得る。

10

【0090】

複数の中帯域フィルタ 710 a、710 b は、複数の RMS 計算器 730 a、730 b のそれぞれに接続されており、これにより、複数の中帯域フィルタ 710 a、710 b によってフィルタリングされた電圧波形および電流波形は、RMS 計算器 730 a、730 b に提供される。RMS 計算器 730 a、730 b は、RMS の電圧値および電流値を計算し、それらに対応する乗算器 740 a - 740 c、745 a - 745 c に提供する。RMS の電圧値および電流値は、以下の式にしたがう 2 次式において計算され得る。

20

【数 3】

$$I_{RMS_n} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n I_k^2}{n}}, \text{ および} \quad (1)$$

$$V_{RMS_n} = \sqrt{\frac{\sum_{k=1}^n V_k^2}{n}}, \quad (2)$$

30

ここに、 I_{RMS_n} は、複数の周波数の各々における RMS 電流値であり、 V_{RMS_n} は、複数の周波数の各々における RMS 電圧値であり、 I_k は、複数の周波数の各々における中帯域フィルタ 710 b からの電流値出力であり、 V_k は、複数の周波数の各々における中帯域フィルタ 710 a からの電圧値出力であり、 n は、RMS 計算に対する電圧サンプルまたは電流サンプルの数である。

【0091】

感知された電流波形および電圧波形はまた、複数の狭帯域フィルタ 720 a、720 b に提供される。狭帯域フィルタ 720 a、720 b の選択された周波数において感知された電流波形および電圧波形に対する位相情報および大きさ情報を得るために、複数の狭帯域フィルタ 720 a は、感知された電圧波形をフィルタリングし、複数の狭帯域フィルタ 720 b は、感知された電流波形をフィルタリングする。狭帯域フィルタ 720 a、720 b は、中心周波数、基本周波数、または、調波周波数に整調され、これらは、対応する中帯域フィルタ 710 a、710 b によってフィルタリングされる複数の周波数の間にある。狭帯域フィルタ 720 a、720 b は、電流波形および電圧波形の周期の整数倍である窓サイズを有する窓化された Goertzel フィルタであり得る。

40

【0092】

中帯域フィルタ 710 a、710 b および狭帯域フィルタ 720 a、720 b の数は、電気外科発電機によって生成される信号に関連付けられた高調波、側波帯、および予想されるリング周波数の知識に基づいて予め決定される。例えば、図 7 に図示されているように、中帯域フィルタ 710 a、710 b ならびに狭帯域フィルタ 720 a、720 b

50

の数は、基本周波数、第3調波周波数、および第5調波周波数が通過させられるように、3である。中帯域フィルタ710a、710bならびに狭帯域フィルタ720a、720bの数はまた、精度の所望のレベルに依存して、増加または減少させられ得る。

【0093】

複数の乗算器740a - 740cの各乗算器は、RMS電圧および対応する位相を乗算することにより、調波周波数および対応する側波帯の各群に対して、直交形式（すなわち、実部および虚部）の電圧を、極形式（すなわち、大きさおよび位相）に変換する。電圧と電流との間の位相は、狭帯域フィルタ出力から決定され得、これにより、電圧に関連した電圧と電流との間の位相シフトは、ラジアン単位での電圧波形の位相と電流波形の位相との間の差となる。同様に、複数の乗算器745a - 745cのうちの各乗算器は、RMS電流および対応する位相を乗算することにより、調波周波数および対応する側波帯の各群に対して、直交形式における電流値を計算する。これらの操作は、以下に示す方程式によって表される。

10

$$V_{RMS} = V_{RMS_n} \times e^{j\varphi_{V_n}} = V_{RMS_n} \cdot \cos \varphi_{V_n} + jV_{RMS_n} \cdot \sin \varphi_{V_n}, \text{ および} \quad (3)$$

$$I_{RMS} = I_{RMS_n} \times e^{j\varphi_{I_n}} = I_{RMS_n} \cdot \cos \varphi_{I_n} + jI_{RMS_n} \cdot \sin \varphi_{I_n}, \quad (4)$$

ここに、 V_{RMS} は、直交形式におけるRMS電圧であり、 V_{RMS_n} は、RMS電圧 V_{RMS} の大きさであり、

20

【数5】

φ_{V_n}

は、単一周波数（例えば、基本周波数または調波周波数）における電圧の位相であり、 I_{RMS} は、RMS電流であり、 I_{RMS_n} は、RMS電流 I_{RMS} の大きさであり、

【数6】

φ_{I_n}

は、単一周波数（例えば、基本周波数または調波周波数）における電流の位相である。換言すると、乗算器740a - 740c、745a - 745cからの出力は、直交形式または複素形式における周波数の各群に対してケーブルを介して組織に送達される電気外科発電機によって生成される推定RMS電圧および推定RMS電流である。

30

【0094】

乗算器740aからの複素RMS電圧および乗算器745aからの複素RMS電流は、ケーブルの寄生を補償するケーブル補償器750aに提供される。同じ態様で、乗算器740bからの複素RMS電圧および乗算器745bからの複素電流は、ケーブル補償器750bに提供され、乗算器740cからの複素RMS電圧および乗算器745cからの複素RMS電流は、ケーブル補償器750cに提供される。ケーブル補償器750a - 750cは、図7Bに示されているケーブルの基本モデルおよび2ポートネットワークシステムを用いてケーブル補償を実行する。

40

【0095】

図7Bは、ソースインピーダンス Z_{src} 780およびシャントインピーダンス Z_{lkg} 790を含むケーブルの基本モデル770を示す。ソースインピーダンス Z_{src} 780は、ケーブルの抵抗性構成要素および誘導性構成要素を含み、シャントインピーダンス Z_{lkg} 790は、ケーブルの容量性構成要素を含む。

【0096】

図7Bはまた、ケーブルの基本モデル770のための2ポートネットワークシステムを示している。2ポートネットワークシステムは、2つの入力および2つの出力を含む。2つの入力は、電圧 V_{in} 774および電流 I_{in} 772であり、2つの出力は、電圧

50

V_{out} 794 および電流 I_{out} 792 である。電圧 V_{in} 774 は、電気外科発電機によって生成される複素 RMS 電圧を表し、電流 I_{in} 772 は、電気外科発電機によって生成される複素 RMS 電流を表す。電圧 V_{out} 794 は、組織にわたる複素 RMS 電圧を表し、 I_{out} 792 は、組織を通過する複素 RMS 電流を表す。

【0097】

2つの入力と2つの出力との間の関係は、下記の2つの1次方程式からなる系によって記述され得る。

【数7】

$$V_{out} = V_{in} - I_{in} \cdot Z_{src}, \text{ および} \quad (5)$$

10

$$I_{out} = -\frac{V_{in}}{Z_{lkg}} + \frac{Z_{src} + Z_{lkg}}{Z_{lkg}} \cdot I_{in}. \quad (6)$$

2つの1次方程式からなる系は、以下に示す行列によって表現され得る。

【数8】

$$\begin{bmatrix} V_{out} \\ I_{out} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} \\ A_{21} & A_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} V_{in} \\ I_{in} \end{bmatrix}, \quad (7)$$

20

ここに、

【数9】

A_{11} は1であり、 A_{12} は $-Z_{src}$ であり、 A_{21} は $-\frac{1}{Z_{lkg}}$ であり、 A_{22} は $\frac{Z_{src} + Z_{lkg}}{Z_{lkg}}$ である。

電気外科発電機によって生成される複素 RMS 電圧および電流は、ケーブルのパラメータが既知の場合に、方程式(7)を用いることにより計算され得る。

【0098】

ケーブル補償器 750 a - 750 c は、組織における基本周波数または調波周波数における複素 RMS 電圧および電流を得るために、ケーブルの寄生を補償する。ケーブル補償器 750 a の2つの出力は、乗算器 755 a に提供され、該乗算器は、組織内で散逸させられる電力を得るために、組織における補償された複素 RMS 電圧および電流を乗算する。この操作は、以下に示す方程式によって表現され得る。

30

【数10】

$$P_{Comp} = V_{Comp} \times I_{Comp}^* \quad (8)$$

$$= V_{Comp} \times I_{Comp} ((\cos \phi_V \cos \phi_I + \sin \phi_V \sin \phi_I) + j(\cos \phi_V \sin \phi_I - \cos \phi_I \sin \phi_V)) \quad (9)$$

40

$$= V_{Comp} \times I_{Comp} (\cos(\phi_V - \phi_I) + j \sin(\phi_V - \phi_I)), \quad (10)$$

ここに、 P_{Comp} は、調波周波数において組織に送達される電力であり、 I_{Comp}^* は、 I_{Comp} の複素共役であり、これは、ケーブル補償された複素 RMS 電流であり、 V_{Comp} は、ケーブル補償された複素 RMS 電圧であり、

【数11】

ϕ_V

は、 V_{Comp} の位相であり、

【数 1 2】

 φ_I

は、 I_{comp} の位相である。

組織は、ほとんど抵抗性なので、 P_{comp} の実部は、組織内で散逸させられる電力である。乗算器 755 b、755 c はまた、2つの調波周波数において組織に送達される電力を計算する。例えば、乗算器 755 a は、基本周波数における電力を計算し得、乗算器 755 b は、第3調波周波数における電力を計算し得、乗算器 755 c は、第5調波周波数における電力を計算し得る。

【0099】

乗算器 755 a - 755 c は、それらの出力を加算器 760 に提供し、該加算器は、出力どうしを加算する。加算器 760 の結果は、基本周波数および調波周波数の全てに対して組織内で散逸させられる全体的な電力または平均電力の推定である。より具体的には、加算器 760 からの出力の実部は、組織内で散逸させられる電力である。

【0100】

図7に示されている信号処理回路に対して、組織に送達される全体的な電力を計算するための所定の調波周波数は、基本周波数、第3調波周波数、および第5調波周波数である。実施形態において、図7の信号処理回路は、フィルタ 710 a - b, 720 a - b, 730 a - b ならびに乗算器 740 a - c, 745 a - c, および 755 a - c に、フィルタおよび乗算器を追加するか、または、これらからフィルタおよび乗算器を削除することにより、周波数のより多いまたはより少ない群を用いるように改変され得る。

【0101】

図7の信号処理回路はまた、以下に示す方程式にしたがって組織インピーダンスを計算する。

【数 1 3】

$$Z_{Tissue} = \frac{V_{Comp}}{I_{Comp}}, \quad (11)$$

ここに、 Z_{Tissue} は、組織インピーダンスであり、これは、ほとんど抵抗性であり、 Z_{Tissue} の実部は、組織抵抗の推定である。図7の信号処理回路は、マルチプル高調波に対して電流および電圧を決定する。したがって、図7の信号処理回路は、任意の調波周波数に対して組織インピーダンスを計算し得る。図7の信号処理回路は、基本周波数に対して組織インピーダンス値を計算し得る。代替的に、図7の信号処理回路は、最大の大きさを有する調波周波数に対して組織インピーダンスを計算し得る。

【0102】

実施形態において、方程式(10)に示されているように、図7の信号処理回路は、電圧波形の位相と電流波形の位相との間の位相シフトまたは位相差を用い得る。その後、組織内で散逸させられる電力は、以下に示すように、 V_{RMS_Comp} , I_{RMS_Comp} , および位相シフトのコサイン値を乗算することにより計算され得る。

【数 1 4】

$$P_{Tissue} = V_{RMS_Comp} \times I_{RMS_Comp} \cdot \cos(\varphi_V - \varphi_I), \quad (12)$$

ここに、 V_{RMS_Comp} は、ケーブル補償された複素 RMS 電圧 V_{Comp} の大きさであり、 I_{RMS_Comp} は、ケーブル補償された複素 RMS 電流 I_{Comp} の大きさである。これを行うことにより、3つの複素数の乗算は、1つの実数の減算および2つの実数の乗算に還元される。

【0103】

さらに、組織インピーダンスはまた、以下に示すように計算される。

10

20

30

40

50

【数 15】

$$Z_{Tissue} = \frac{V_{RMS_Comp}}{I_{RMS_Comp}} \cos(\phi_V - \phi_I). \quad (13)$$

方程式(13)は、実数の計算のみを含んでおり、方程式(10)と比較して、インピーダンスの実部を取るという付加的なステップを含んでいない。この態様において、計算効率が実質的に向上させられ得る。

【0104】

図8は、本開示の実施形態にしたがう電気外科ケーブルのインピーダンスを補償するための方法を図示している流れ図である。この方法は、RMS電力情報を計算するために、複数の中帯域フィルタを用い、位相情報および大きさ情報を計算するために、複数の狭帯域フィルタを用いる。

10

【0105】

ステップ810において、センサは、電気外科発電機によって生成された電圧波形および電流波形を感知する。ステップ820において、周波数の複数の群のそれぞれに整調される複数の中帯域フィルタ、および、周波数の複数の群のそれぞれにおけるそれぞれの中心周波数に整調される複数の狭帯域フィルタは、感知された電圧波形および電流波形をフィルタリングする。複数の周波数の各群は、調波周波数およびその側波帯を含む。各群は、電気外科操作のタイプと、電圧波形および電流波形の関連するタイプとの知識に基づいて予め決定される。生成された電圧波形および電流波形は、組織を処置するために適切な周波数および信号のタイプを有する(例えば、正弦波形、鋸歯波形、矩形波形、三角波形、方形波形、パルス波形、または任意の混合波形)。各中帯域フィルタは、調波周波数およびその側波帯を通過させ、各対応する狭帯域フィルタは、基本周波数、調波周波数、または中心周波数を通過させる。

20

【0106】

ステップ830において、図7のRMS計算器730a、730bは、上記方程式(1)、(2)にしたがって、2次式中帯域RMSの電圧値および電流値を計算する。ステップ840において、複数の狭帯域フィルタは、感知された電圧波形および電流波形の調波周波数の各々に対する位相情報および大きさ情報を出力する。ステップ850において、組織内で散逸された電力は、方程式(10)または(12)のいずれかにしたがって計算され、組織インピーダンスは、方程式(11)または(13)のいずれかにしたがって計算される。

30

【0107】

ステップ860において、コントローラは、電力、組織インピーダンス、RMS電圧、またはRMS電流に基づいて、制御信号を生成する。一般に、電気外科発電機は、電気外科操作のための電力プロフィールまたはインピーダンスプロフィールを有している。処置される組織内で散逸させられる全体的な電力は、電力プロフィールと比較され得、コントローラは、電気外科発電機によって生成される電力のレベルを制御するための制御信号を生成する。組織インピーダンスが計算された場合、該組織インピーダンスは、インピーダンスプロフィールと比較され、コントローラは、該比較に基づいて、発電機出力を制御するための制御信号を生成する。

40

【0108】

図9は、処置される組織に送達される電力、RMS電圧、およびRMS電流を推定するための重さの使用を図示する流れ図である。ステップ910は、複数の周波数に対する図8のステップ810-840を含んでいる。周波数 f_i は、複数の所定の周波数、例えば、調波周波数、リング周波数、または基本周波数のうちの1つ以上の周波数を表し、 M_i が、対応する周波数 f_i に対する大きさ値を表す。ステップ910において、大きさ値 M_i は、周波数 f_i に対して計算され、これは、複数の所定の周波数のうちの周波数である。

50

【 0 1 0 9 】

ステップ 9 2 0 において、大きさ M_i は、所定の閾値 X と比較される。大きさ M_i が閾値 X 以上の場合、ステップ 9 3 0 が実行される。大きさ M_i が閾値 X 以上ではない場合、ステップ 9 3 0 はスキップされ、ステップ 9 4 0 が実行される。ステップ 9 4 0 は、チェックされるべき任意のさらなる調波周波数が存在するかどうかをチェックする。チェックされるべき別の周波数が存在する場合、方法は、全ての調波周波数がチェックされるまで、ステップ 9 2 0 に戻る。ステップ 9 2 0 において、大きさ M_i は、複数の狭帯域フィルタによって得られた大きさであり得、そして、RMS 電圧、RMS 電流、または計算された電力であり得る。代替として、複数のバンドパスフィルタから得られた RMS 電圧または電流は、周波数を選択するために、閾値と比較され得る。換言すると、調波周波数の RMS 電圧値および RMS 電流値の両方またはいずれかならびにその側波帯が、閾値以上である場合、周波数が選択され得る。閾値は、全体的な大きさの数値または割合値であり得る。

10

【 0 1 1 0 】

周波数は、RMS の電圧値および電流値を、2 次式において、またはストレートパーセンテージ (straight percentage) において、選択された周波数において、全体的なエネルギーの割合値として表現し、そして、結果として得られる割合値を割合の閾値と比較することにより、選択され得る。2 次式における割合値は、以下に示すように、RMS の電圧値および電流値に対して計算される。

【 数 1 6 】

$$V_{QPercentage_i} = \sqrt{\frac{V_i^2}{\sum_{j=1}^n V_j^2}} \cdot 100, \text{ および} \quad (14)$$

$$I_{QPercentage_i} = \sqrt{\frac{I_i^2}{\sum_{j=1}^n I_j^2}} \cdot 100, \quad (15)$$

20

ここに、 $V_{QPercentage_i}$ は、 i 番目の RMS 電圧値の 2 次式における割合であり、 V_i は、 i 番目の RMS 電圧値であり、

30

【 数 1 7 】

$$\sum_{j=1}^n V_j^2$$

は、全ての RMS 電圧値の平方の和であり、 $I_{QPercentage_i}$ は、 i 番目の RMS 電流値の 2 次式における割合であり、 I_i は、 i 番目の RMS 電流値であり、

【 数 1 8 】

$$\sum_{j=1}^n I_j^2$$

40

は、全ての RMS 電流値の平方の和であり、 n は、選択された周波数の数である。ストレートパーセンテージにおける割合値は、以下に示すように、RMS の電圧値および電流値に対して計算される。

【数 19】

$$V_{\text{Percentage } i} = \frac{V_i}{\sum_{j=1}^n V_j} \cdot 100, \text{ および} \quad (16)$$

$$I_{\text{Percentage } i} = \frac{I_i}{\sum_{j=1}^n I_j} \cdot 100, \quad (17)$$

ここに、 $V_{\text{Percentage } i}$ は、 i 番目の R M S 電圧値のストレートパーセンテージにおける割合であり、

【数 20】

$$\sum_{j=1}^n V_j$$

は、全ての R M S 電圧値の和であり、 $I_{\text{Percentage } i}$ は、 i 番目の R M S 電流値のストレートパーセンテージにおける割合であり、

【数 21】

$$\sum_{j=1}^n I_j$$

は、全ての R M S 電流値の和である。ストレートパーセンテージにおける割合値と 2 次式における割合値との間の差は、2 次式の割合が差を拡大させ、これにより、周波数を分離するために適切なものとなり得るような傾向があるものである。

【0111】

ステップ 930 において、周波数 f_i の大きさ M_i が、閾値 X 以上である場合、周波数 f_i が選択される。ステップ 940 において、その他の周波数成分が存在しない場合、ステップ 950 が実行される。ステップ 950 において、各選択された周波数の大きさに対する重さが計算される。重さは、2 次式またはストレートパーセンテージにおける割合値であり得る。重み付けされた R M S 電圧は、対応する全体的な広帯域 R M S 電圧によって重みを乗算することによって計算され、重み付けされた R M S 電流は、対応する全体的な広帯域 R M S 電流によって重みを乗算することによって計算される。選択されない周波数はゼロ重さを有し、これは、周波数が R M S 電圧、R M S 電流、および電力を有しないことを意味する。この態様で、重み付けされたマルチ周波数ケーブル補償が、十分なエネルギーを有する周波数上で実行される。重み付けされたマルチ周波数ケーブル補償の結果は、処置される組織に送達される全体的な R M S 電圧、R M S 電流、および電力の推定である。

【0112】

ステップ 960 において、組織インピーダンスは、単一周波数に基づいて計算される。単一周波数は、R F 波形の大きさおよび周波数に基づいて選択され得る。例えば、単一周波数は、低周波数において R F 波形の大きな大きさを達成するように選択され得る。別の例として、単一周波数は、低周波数以外の周波数（例えば、高周波数）において R F 波形の大きな大きさを達成するように選択され得る。低周波数が選択された場合、組織インピーダンス計算は、計算された位相情報を用いて方程式 (11) または (13) を用いることによって実行される。低周波数は、低周波数がより精密であり得るという理由で、選択され得る。低周波数においては、高周波数におけるよりも少ないノイズが存在する。他方、高周波数は、高周波数がそれによって作動するためのより多くの信号を有し得、そして、信号処理または量子化という課題についての問題性が低くなるという理由で、選択され得る。したがって、R F 波形の大きさが十分に大きくなるように、十分に低い周波数が選択され得る。計算された組織インピーダンスは、電気外科発電機からの出力電力のレベル

を制御するための制御信号を生成するために用いられる。

【 0 1 1 3 】

図 1 0 は、本開示の別の実施形態にしたがって電気外科発電機における電力損失を補償することにより、組織における電力、R M S 電圧、および R M S 電流を計算するための方法の流れ図である。この方法は、図 7 B に図示されているケーブルモデルを用いる。一般に、電力は、回路の抵抗性要素において散逸させられる。したがって、電気外科発電機によって生成された電力は、ソース抵抗 $R_{s, r, c, 3, 3, 2}$ によって消費された電力と、負荷抵抗 $R_{l, o, a, d, 3, 7, 0}$ によって消費された電力との和である。したがって、処置される組織において消費される電力は、電気外科発電機によって生成される電力からソース抵抗 $R_{s, r, c, 3, 3, 2}$ によって消費される電力を減算することによって計算され得る。

10

【 0 1 1 4 】

ステップ 1 0 1 0 において、複数のセンサが、電気外科発電機によって生成された電圧波形および電流波形を感知する。ステップ 1 0 2 0 において、感知された電圧波形および電流波形は、広帯域フィルタおよび複数の狭帯域フィルタによってフィルタリングされる。広帯域フィルタは、高調波の所定の群および対応する側波帯および/または関心のあるリングング周波数の全てを通過させる。特に、広帯域フィルタによってフィルタリングされる電圧および波形は、その後、A D C によってサンプリングされ、この方法の残りの全てのステップは、デジタル的に実行される。

【 0 1 1 5 】

ステップ 1 0 3 0 において、広帯域フィルタによってフィルタリングされる電圧波形および電流波形は、関心のある周波数スペクトル全体にわたって広帯域電力を計算するために、サンプルごとに互いに乗算される。さらに、R M S 電圧および R M S 電流はまた、関心のある周波数スペクトル全体にわたって決定される。広帯域電力、R M S 電圧、および R M S 電流は、その後、ノイズをフィルタリングするために、低域通過フィルタを通過させられる。平均 R M S 電圧および電流は、R M S 電圧 $V_{R M S}$ および R M S 電流 $I_{R M S}$ と呼ばれる。

20

【 0 1 1 6 】

ステップ 1 0 4 0 において、複数の狭帯域フィルタが、周波数の群（すなわち、基本周波数、調波周波数、またはリングング周波数）における位相情報および大きさ情報を得るために、広帯域フィルタによって遮断された電圧波形および電流波形に適用される。大きさ情報は、関心のある周波数のうちの各周波数 f_i における R M S 電圧 $V_{m a g _ i}$ および R M S 電流 $I_{m a g _ i}$ であり、位相情報は、関心のある周波数のうちの各周波数 f_i における電圧位相

30

【 数 2 2 】

$$\phi_{V_i}$$

および電流位相

【 数 2 3 】

$$\phi_{I_i}$$

40

である。

【 0 1 1 7 】

ステップ 1 0 5 0 において、ケーブル補償が、上述された 2 ポートネットワークシステムを用いることによって実行される。図 7 B に関連して上述されたように、R M S 電圧 $V_{m a g _ i}$ および R M S 電流 $I_{m a g _ i}$ は、組織における R M S 電圧および電流を得るために、方程式 (3)、(4) を用いることによって直交形式に変換される。ケーブル補償は、単一周波数において実行され得る。単一周波数は、R M S 電圧または電流の大きさを比較することによって選択され得る。換言すると、選択された周波数は、最大の R M S 電圧の大きさまたは最大の R M S 電流の大きさを有し得る。

【 0 1 1 8 】

50

ステップ1060において、処置される組織によって消費される電力が計算される。これは、平均電力から電力損失を減算することにより実行される。電力損失は、以下のように計算される。

【数24】

$$P_{Loss} = I_{RMS}^2 \cdot \text{Re}(Z_{Src}), \quad (18)$$

ここに、 P_{Loss} は、発電機における電力損失であり、 I_{RMS} は、発電機のインピーダンスを通過するRMS電流であり、 $\text{Re}(Z_{Src})$ は、ソースインピーダンスの実部または単にソース抵抗 R_{Src} の抵抗値である。組織において消費される電力が、その後、以下のように計算される。

10

【数25】

$$P_{Tissue} = P_{Avg} - P_{Loss}, \quad (19)$$

ここに、 P_{Tissue} は、組織において消費される電力であり、 P_{Avg} は、平均電力である。

【0119】

ステップ1070において、組織のインピーダンスが、上述したケーブル補償プロセスにしたがって単一周波数において計算され得る。単一周波数は、最も大きい大きさを有する周波数として選択される。単一周波数は、基本周波数、調波周波数、またはリングング周波数であり得る。組織インピーダンスは、方程式(13)を用いることによって計算される。組織インピーダンスが計算された場合、組織にわたるRMS電圧および組織を通過するRMS電流は、以下に示す方程式にしたがって計算される。

20

【数26】

$$V_{RMS_Tissue} = \sqrt{P_{Tissue} \cdot |Z_{Tissue}|}, \quad (20)$$

$$I_{RMS_Tissue} = \sqrt{\frac{P_{Tissue}}{|Z_{Tissue}|}}, \quad (21)$$

30

ここに、 V_{RMS_Tissue} は、組織にわたるRMS電圧であり、 $|Z_{Tissue}|$ は、組織インピーダンスの大きさであり、 I_{RMS_Tissue} は、組織を通過するRMS電流である。

【0120】

実施形態において、組織負荷がゼロまたは無限大の近くである場合、中帯域電力はゼロになり得、これは、 V_{RMS_tissue} または I_{RMS_tissue} の測定がもはや正確ではないことを意味する。これは、狭帯域インピーダンスが低閾値未満であるか、または、高閾値よりも大きい場合、 V_{RMS_tissue} および I_{RMS_tissue} が、補償されていないRMS電圧 V_{RMS} および電流 I_{RMS} (これらは、センサにおいて測定される)によって置換されるような、切り替えによって対処され得る。

40

【0121】

本開示の例示的な実施形態が添付の図面を参照しながら本明細書中に記載されてきたが、開示はこれらの特定の実施形態に限定されるものではないことと、開示の範囲または精神から逸脱することなしに、当業者によって様々なその他の変更および改変が本明細書中にもたらされ得ることが理解されるべきである。

【 図 1 】

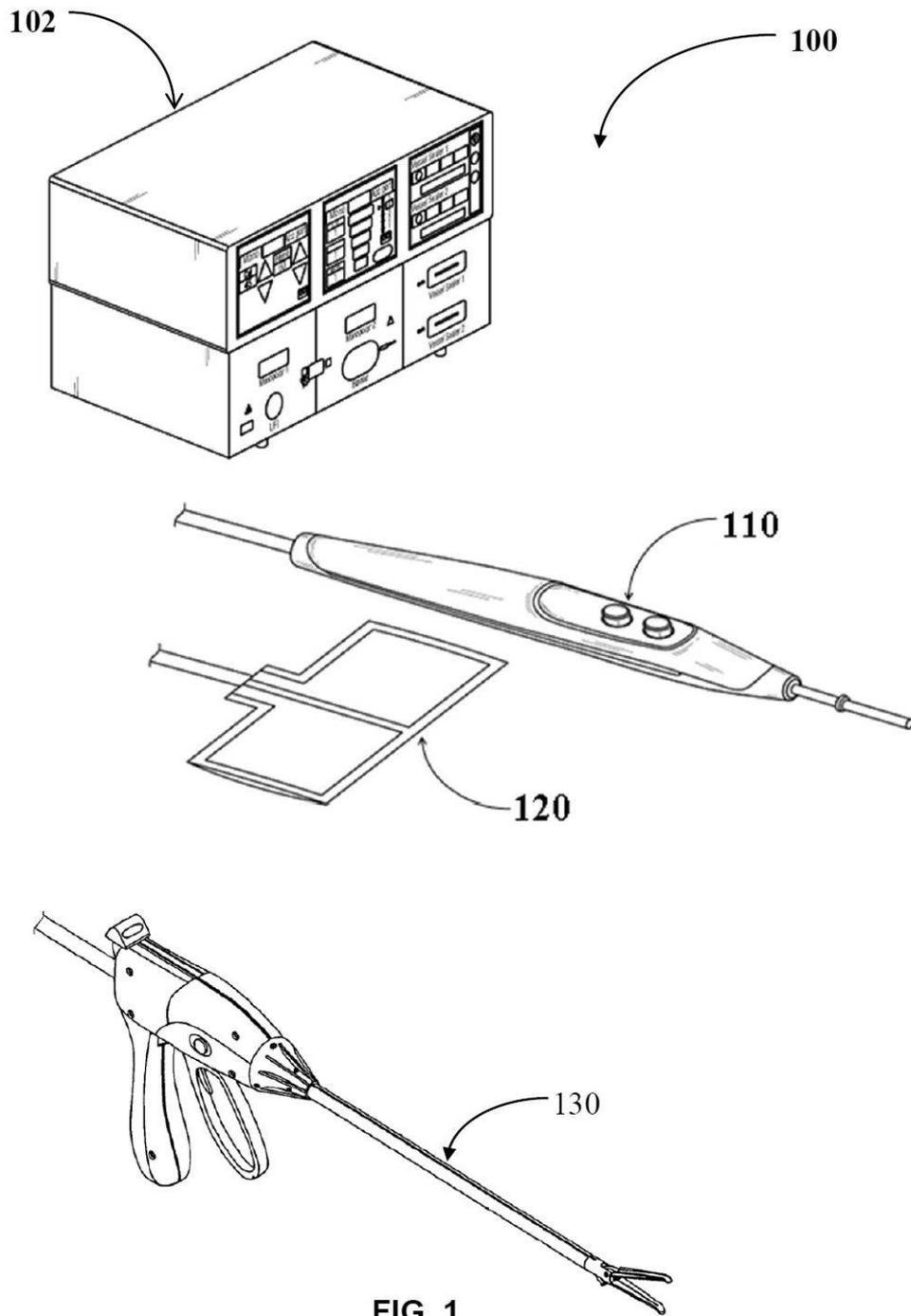


FIG. 1

【 図 2 】

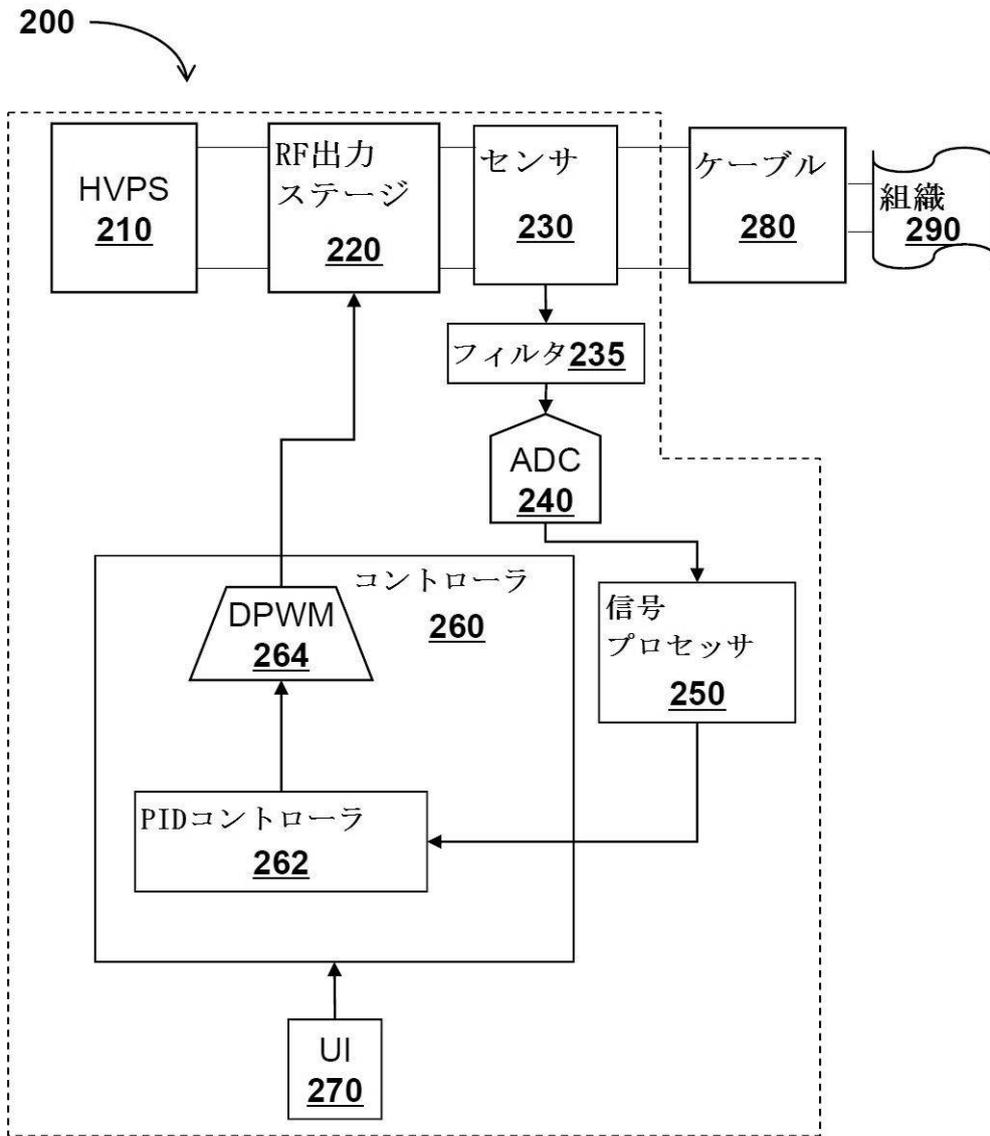


FIG. 2

【 図 3 】

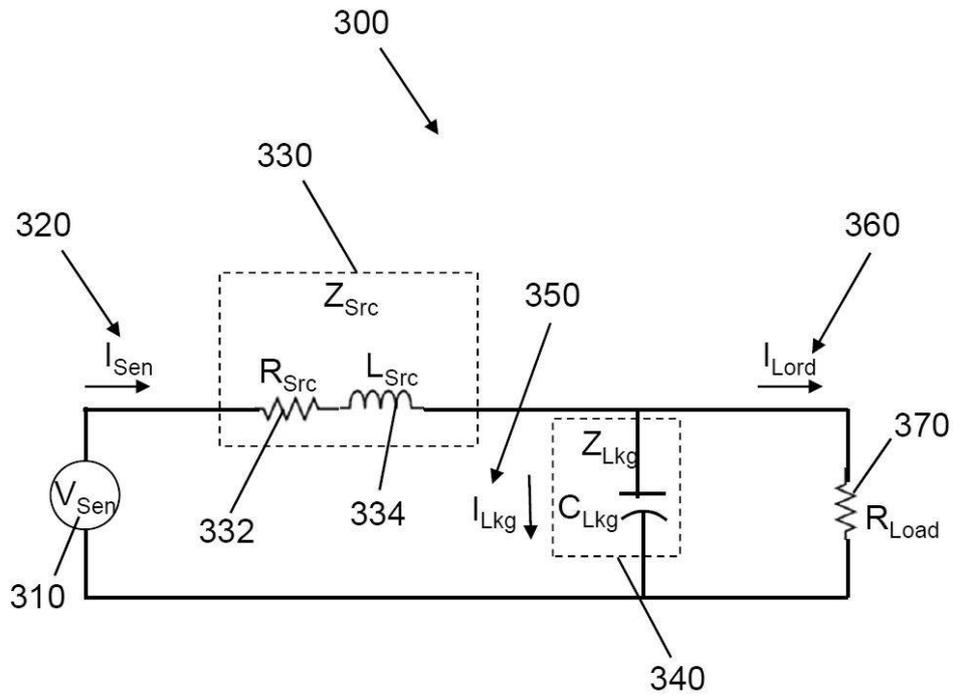
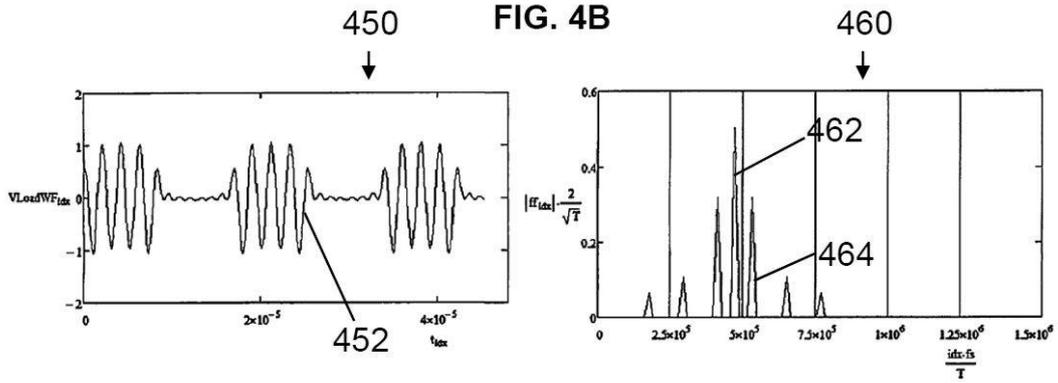
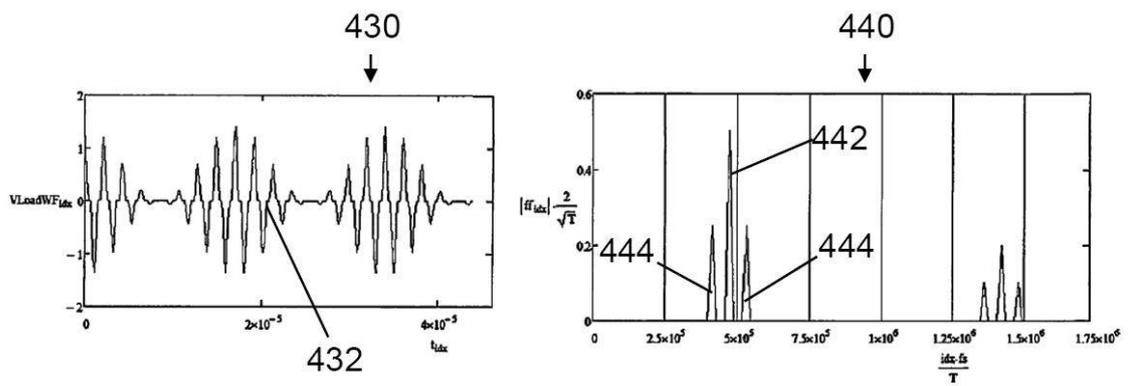
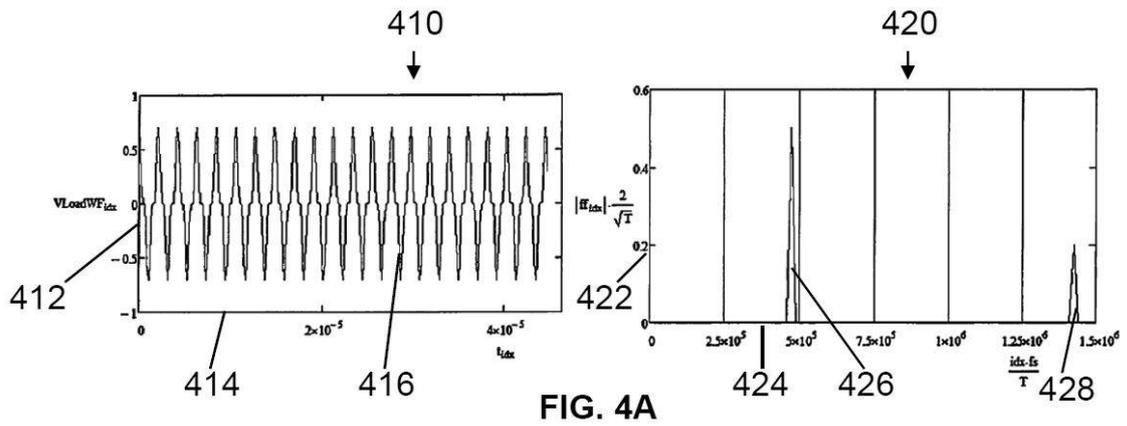


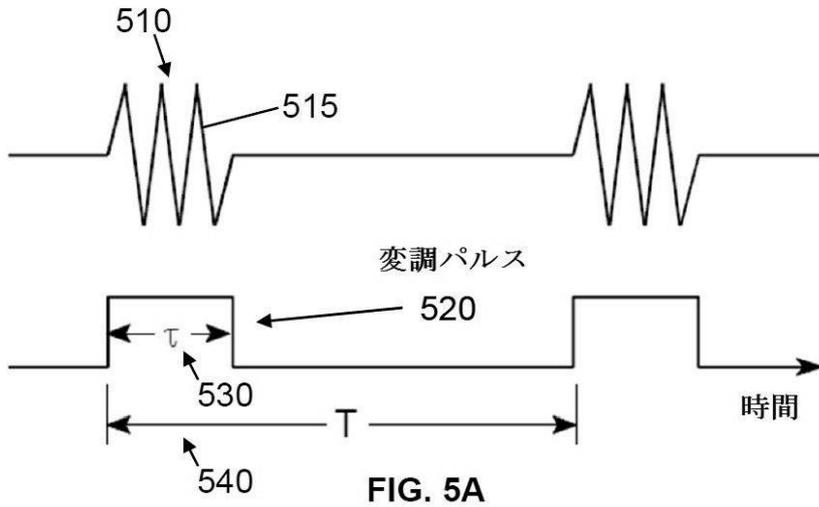
FIG. 3

【 図 4 】

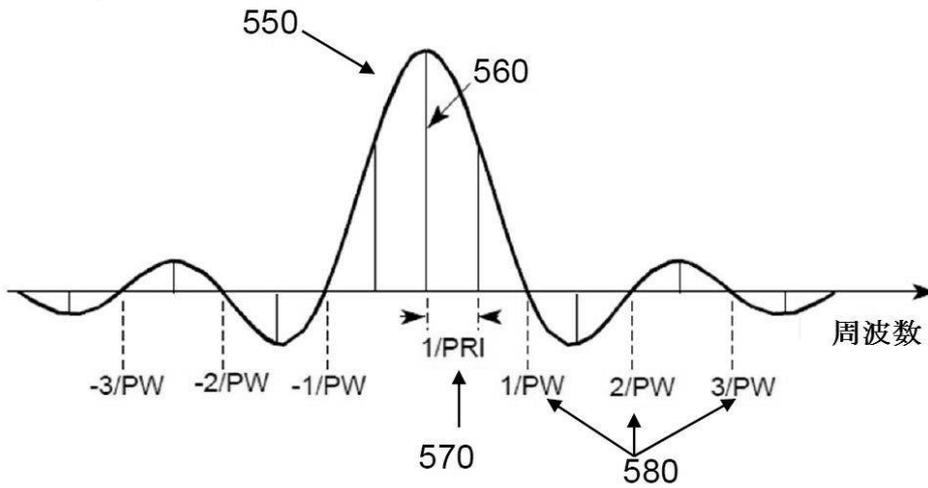


【 図 5 】

変調されたRFパルス



周波数スペクトル



【 図 6 】

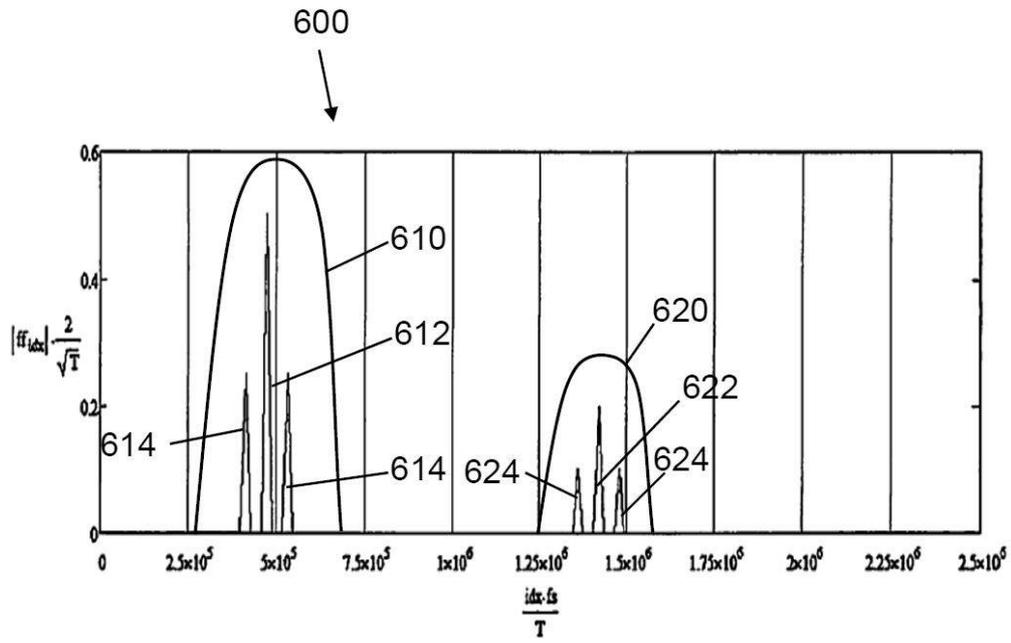


FIG. 6

【図 7 A】

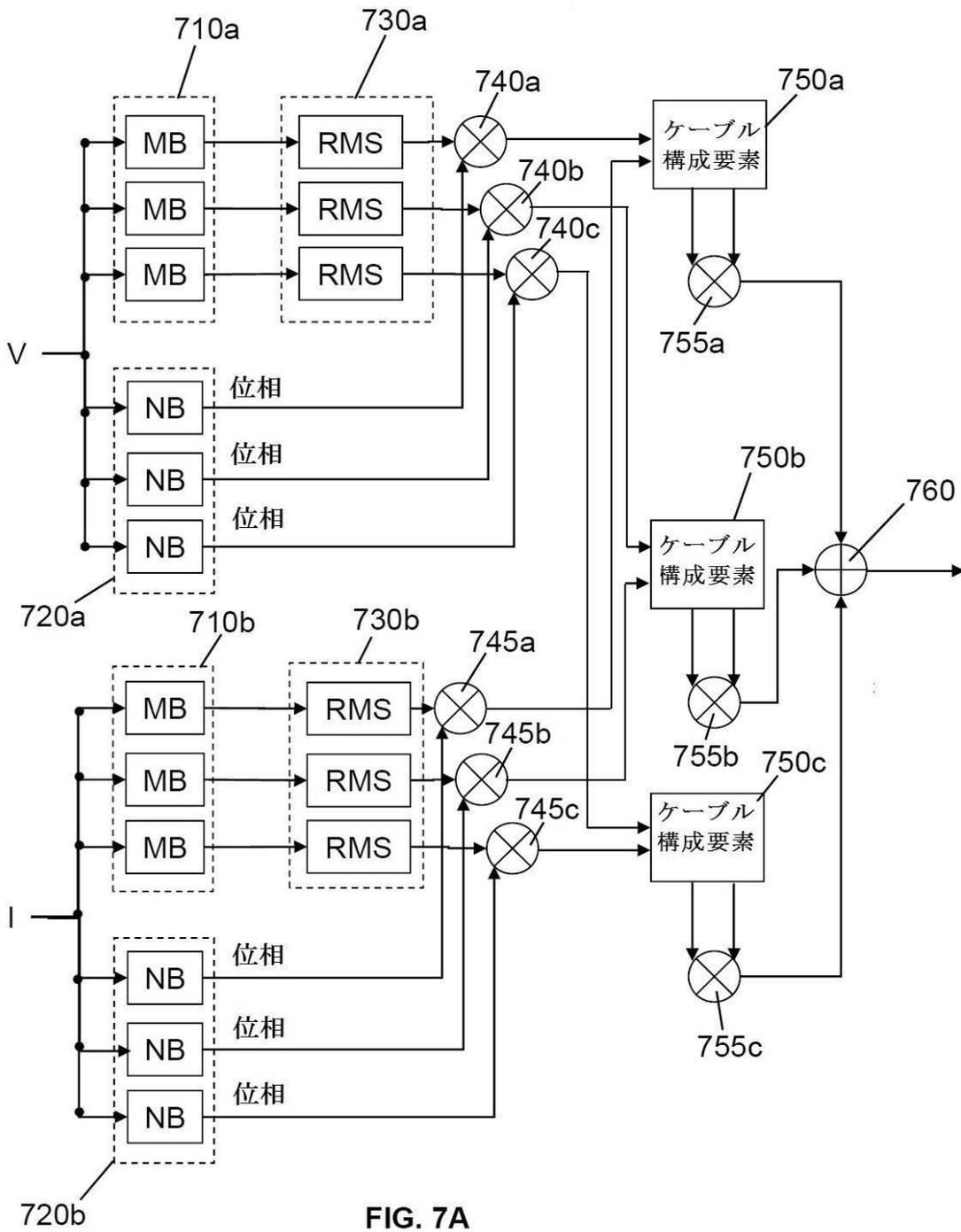


FIG. 7A

【 図 7 B 】

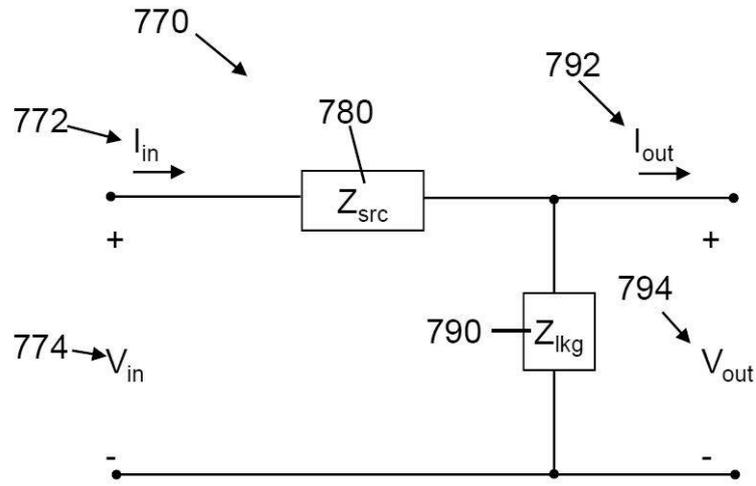


FIG. 7B

【 図 8 】

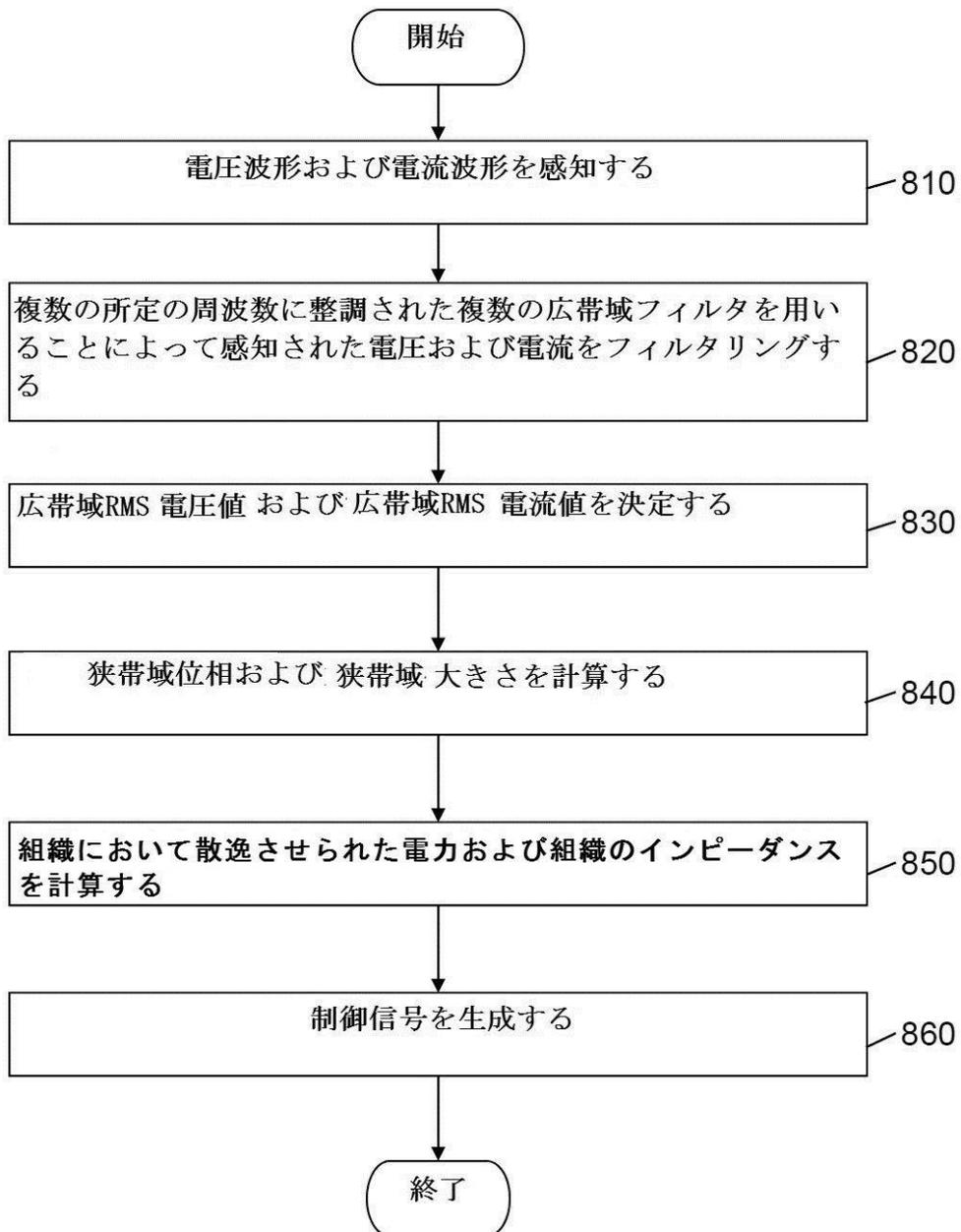


FIG. 8

【図9】

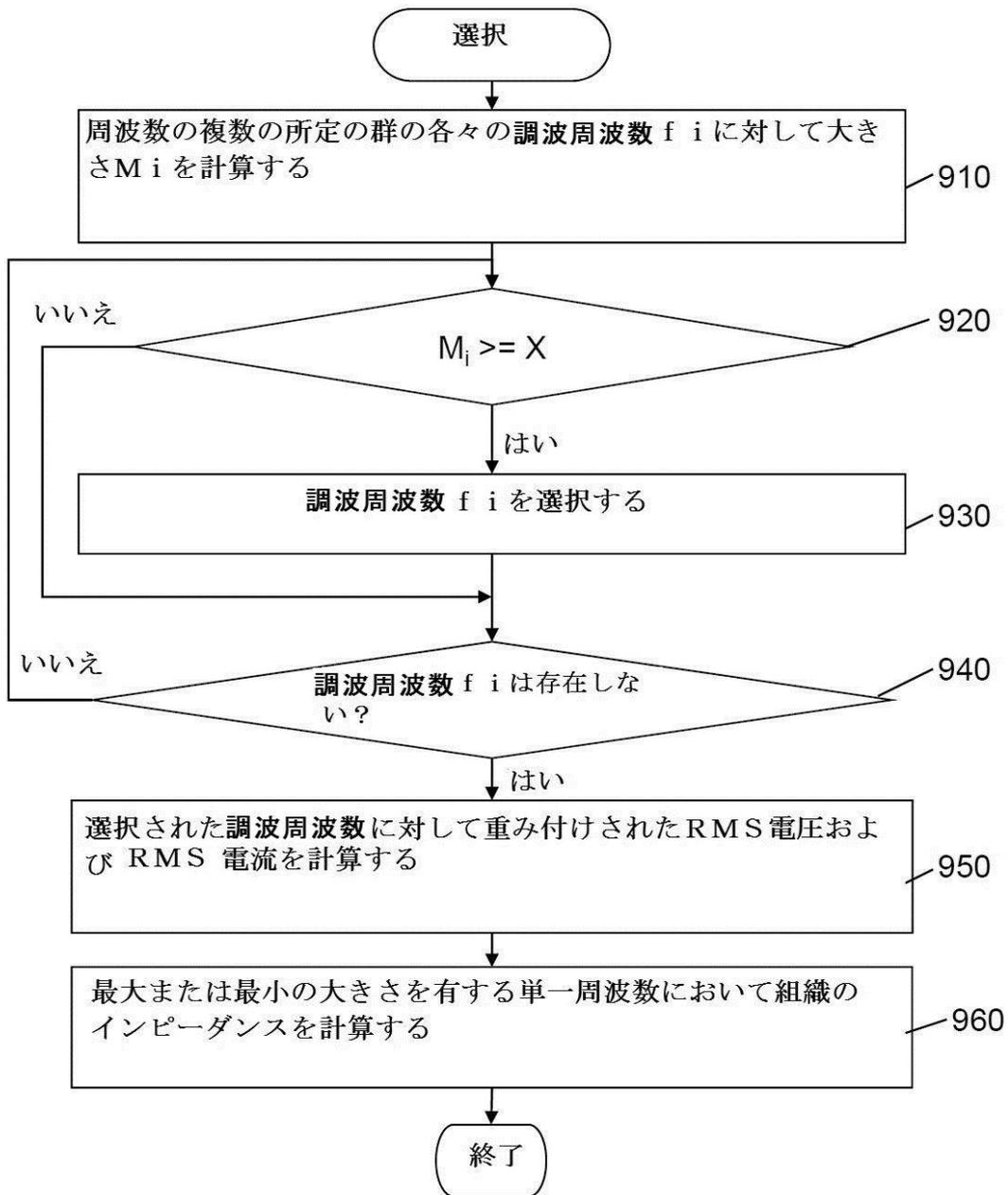


FIG. 9

【図 10】

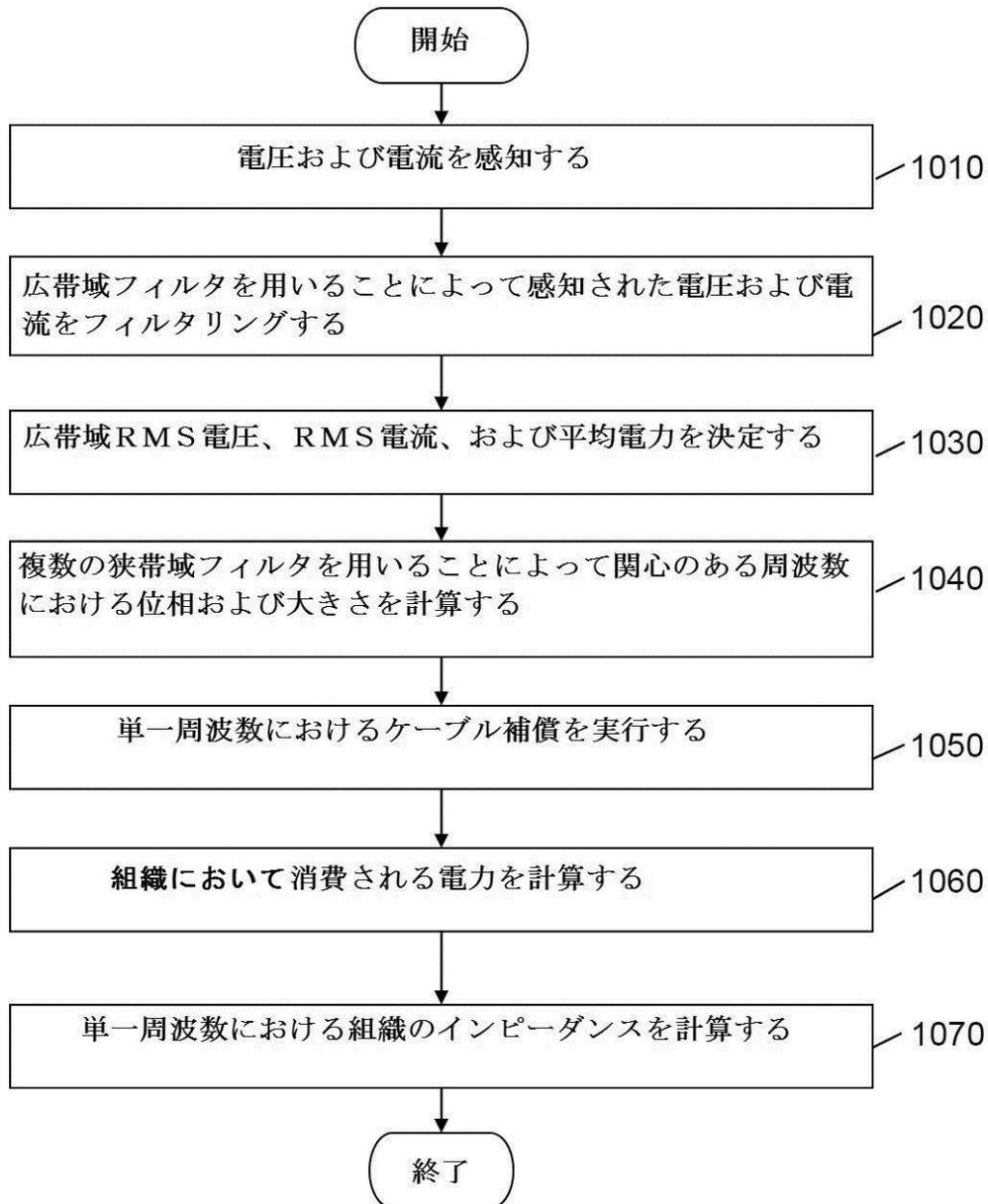


FIG. 10

フロントページの続き

(72)発明者 アンドレイ ワイ． ベロウス
アメリカ合衆国 コロラド 80503, ロングモント, スピナーカー サークル 228
0

(72)発明者 アレクサンダー エム． ワスキーウィクス
アメリカ合衆国 コロラド 80026, ラファイエット, ジュリアン サークル 717

(72)発明者 アントニー ディー． リック
アメリカ合衆国 コロラド 80301-4049, ボールダー, コンコルド ドライブ 7
598

Fターム(参考) 4C160 KK03 KK04 KK14 KK15 KK24 KK29 KK36 KK39 KK63 MM32