(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7610777号
(P7610777)

(45)発行日　令和7年1月9日(2025.1.9)

(24)登録日　令和6年12月25日(2024.12.25)

(51)国際特許分類
Ａ６１Ｂ　18/12　(2006.01)

ＦＩ
Ａ６１Ｂ　18/12

請求項の数　14　（全23頁）

(21)出願番号　特願2021-512216(P2021-512216)
(86)(22)出願日　令和1年9月5日(2019.9.5)
(65)公表番号　特表2021-536299(P2021-536299A)
(43)公表日　令和3年12月27日(2021.12.27)
(86)国際出願番号　PCT/US2019/049807
(87)国際公開番号　WO2020/051369
(87)国際公開日　令和2年3月12日(2020.3.12)
審査請求日　令和4年9月5日(2022.9.5)
(31)優先権主張番号　62/727,195
(32)優先日　平成30年9月5日(2018.9.5)
(33)優先権主張国・地域又は機関
米国(US)
前置審査

(73)特許権者　503000978
アプライド メディカル リソーシーズ コーポレイション
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ９２６８８ ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ ２２８７２
(74)代理人　100094569
弁理士　田中 伸一郎
(74)代理人　100109070
弁理士　須田 洋之
(74)代理人　100119013
弁理士　山崎 一夫
(74)代理人　100130937
弁理士　山本 泰史
(74)代理人　100144451

最終頁に続く

(54)【発明の名称】　電気手術発生器制御システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

電気手術ＲＦエネルギを手術部位に供給する電気手術発生器と共に使用されるデジタル閉ループ制御システムであって、

前記手術部位に前記供給されたＲＦエネルギの電気的性質を手術条件として継続的にモニタし、かつそれに関連するデジタルＲＦ信号を発生させるためのフィードバックシステムと、

前記フィードバックシステムからの前記発生されたデジタルＲＦ信号に応答して、前記供給されたＲＦエネルギを複数のＲＦ分解能調整値及び複数のＲＦ調整モードにわたって発生させて外科手順のために最適なＲＦ出力をあらゆる手術条件、作動条件、又は手順条件下で提供するＲＦ増幅器を調整かつ制御するように可変利得係数を用いて構成されたマイクロコントローラと、

を含み、

前記マイクロコントローラは、前記複数のＲＦ調整モードの各々に対する可変利得係数を演算し、前記複数のＲＦ調整モードの各々に対して計算された個々の誤差値に基づいて計算された可変利得係数の一つを選択するように更に構成され、

前記可変利得係数は、最大の正の誤差値に基づいて選択される、

ことを特徴とするデジタル閉ループ制御システム。

【請求項２】

前記個々の誤差値は、前記供給されたＲＦエネルギの電圧、電流、及び、電力の測定さ

れた大きさから所望の電圧、電流、電力の設定値を減算することにより計算される、
請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項３】
前記フィードバックシステムは、複数のチャネルを有し、前記フィードバックシステムは、前記供給されたＲＦエネルギの前記電気的性質を前記複数のチャネルの少なくとも１つを通じて測定して、前記測定された電気的性質を表すデータを発生し、かつ、前記データを前記マイクロコントローラにデジタル送信するように構成されることを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項４】
前記マイクロコントローラは、前記データを受信し、それに関連する計算を実行して前記供給されたＲＦエネルギの電圧、電流、及び電力の測定された大きさを取得するように構成されることを特徴とする請求項３に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項５】
前記マイクロコントローラは、前記計算された個々の誤差値に基づいて複数のＲＦ調整モードを選択するように更に構成され、
前記ＲＦ調整モードは、最大の正の誤差値に基づいて選択される、
ことを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項６】
前記複数のＲＦ分解能調整値は、低電圧設定値、中電圧設定値、及び高電圧設定値を含む、ことを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項７】
各ＲＦ分解能調整値に対して、前記複数のＲＦ調整モードは、電圧調整モード、電流調整モード、及び電力調整モードのうちの少なくとも１つを含むことを特徴とする請求項６に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項８】
前記マイクロコントローラは、１次完全プログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）及び１次プロセッサを含み、
前記１次プロセッサは、前記複数のＲＦ分解能調整値及び前記複数のＲＦ調整モードの各々に対する望ましいＲＦ出力値を確立するように構成され、前記望ましいＲＦ出力値は望ましい電圧、電流及び電力設定値である、
ことを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項９】
前記１次ＦＰＧＡは、前記フィードバックシステムから発生されたデジタルＲＦ信号を受信して処理するように構成されている、ことを特徴とする請求項８に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項１０】
前記複数のＲＦ調整モードに対する前記可変利得係数は、望ましいＲＦ出力値、前記供給されたＲＦエネルギの測定された電気的性質の計算された大きさ、計算された組織インピーダンス負荷、及び累積された個々の誤差値、又はそのいずれかの組合せを使用して特殊アルゴリズムによって演算されることを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項１１】
前記マイクロコントローラは、前記ＲＦ増幅器のＢｕｃｋ回路及びＨ－ブリッジ回路のＲＦ出力を決定するための可変積分制御システムを提供するように構成されることを特徴とする請求項１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項１２】
前記マイクロコントローラは、望ましいＲＦ出力値と計算された組織インピーダンス負荷とを使用して前記ＲＦ増幅器の前記Ｂｕｃｋ回路に対する負荷サイクル値を駆動するように構成されることを特徴とする請求項１１に記載のデジタル閉ループ制御システム。
【請求項１３】

前記マイクロコントローラは、選択されたＲＦ調整モードの前記計算された個々の誤差値を積分して選択された前記可変利得係数によって乗算することによって発生された積分信号を使用して前記ＲＦ増幅器の前記Ｈ－ブリッジ回路に対する負荷サイクル値を駆動するように構成されることを特徴とする請求項１１に記載のデジタル閉ループ制御システム。

【請求項１４】

前記フィードバックシステムの前記複数のチャネルの各々は、前記供給されたＲＦエネルギの電気的性質を測定するためのフロントエンド回路と、前記供給されたＲＦエネルギの電気的性質をデジタル化するためのアナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）と、前記供給されたＲＦエネルギの前記測定された電気的性質に関連するデジタルＲＦ信号を駆動することを特徴とする請求項２に記載のデジタル閉ループ制御システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

〔関連出願への相互参照〕

この出願は、これにより全ての目的に対してその全体が引用によって明示的に組み込まれる２０１８年９月５日出願の同時係属米国仮特許出願第６２／７２７，１９５号の利益を主張するものである。

【０００２】

本発明の開示は、一般的に電気手術発生器システム及び方法に関連し、より詳細には、組織又は血管を密封、溶解、及び／又は切断するための最適無線周波数（ＲＦ）エネルギを提供するために発生器の出力を動的に調整するように構成された電気手術制御システムに関する。

【背景技術】

【０００３】

ある一定の外科的タスクを実行するために無線周波数（ＲＦ）エネルギを使用する電気手術ハンドデバイス又は器具が利用可能になっている。電気手術器具は、電気エネルギが電気手術発生器から供給されるように構成された１又は２以上の電極を含むことができる。電気エネルギは、それが印加される組織を溶解、密封、又は切断するのに使用することができる。そのような電気手術又は手術器具の例は、捕捉器具、はさみ、ピンセット、ブレード、又はニードルを含むことができる。

【０００４】

電気手術器具は、典型的に２つの分類、すなわち、単極及び双極に該当する。単極器具では、電気エネルギは、高電流密度で器具上の１又は２以上の電極に供給され、一方で個別の戻り電極が、患者に電気的に結合され、かつ多くの場合に電流密度を最小にするように設計される。単極電気手術器具は、ある一定の手順では有用である可能性があるが、戻り電極の機能に少なくとも部分的に帰属することが多い電気火傷のようなある一定のタイプの患者損傷のリスクを含む可能性がある。双極電気手術器具では、１又は２以上の電極は、第１の極性の電気エネルギのソースに電気的に結合され、１又は２以上の他の電極は、第１の極性とは反対の第２の極性の電気エネルギのソースに電気的に結合される。別々の戻り電極なしで作動する双極電気手術器具は、低減したリスクで集中組織区域に電気信号を送出することができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

しかし、双極電気手術器具の比較的集中した手術効果によってさえも、手術結果は、外科医技術に非常に依存することが多い。この依存性を低減するために強化された発生器が作られている。

【課題を解決するための手段】

【０００６】

様々な実施形態により、組織を密封、溶解、及び／又は切断するための電気手術システ

ムを提供する。電気手術システムは、電気手術発生器と電気手術器具又はデバイスとを含むことができる。電気手術発生器は、本発明の実施形態により、電気手術又は無線周波数（ＲＦ）エネルギの送出を調整し、ＲＦエネルギを調節し、かつ様々な実施形態では接続可能な電気手術器具に供給されるＲＦエネルギの電気的性質、例えば、位相、電流、電圧、及び電力を測定かつモニタするデジタル閉ループ制御システムを含むことができる。様々な実施形態では、デジタル制御システムは、ＲＦ出力の電圧、電流、及び電力の測定及び調整における安定性を保証しながら精度を高める。これは、例えば、可変負荷、手順条件、又は作動条件のような動的条件下で組織／血管を密封、溶解、及び／又は切断するための最適ＲＦ出力を提供する。

【０００７】

本発明の一態様により、電気手術ＲＦエネルギを手術部位に供給する電気手術発生器と共に使用するためのデジタル閉ループ制御システムを提供する。デジタル閉ループ制御システムは、供給されたＲＦエネルギの電気的性質を継続的にモニタし、かつそれに関連するデジタルＲＦ信号を発生するフィードバックシステムと、あらゆる手術条件、作動条件、又は手順条件下で外科手順のための最適ＲＦ出力を提供するために複数のＲＦ調整モードにわたって供給ＲＦエネルギを発生するＲＦ増幅器を調整かつ制御するように可変利得係数を用いて構成されたマイクロコントローラとを含むことができる。

【０００８】

本発明の第２の態様により、電気手術器具を通して電気手術ＲＦエネルギを手術部位に供給する電気手術発生器を動的に制御する方法を提供する。本方法は、複数のＲＦ調整モードに対する望ましいＲＦ設定値又はターゲット値を取り出して望ましいＲＦ設定値でのＲＦエネルギを発生させる段階と、フィードバックシステムからの少なくとも１つのチャネルを通じてＲＦ出力の電気特性を測定して測定データの実数及び虚数成分をマイクロコントローラに通信する段階とを含む。マイクロコントローラは、送信データを受信した後に、電力計算を実行して複数のＲＦ調整モードの各々に対する測定データと組織インピーダンス負荷との大きさを取得する。

【０００９】

本方法は、誤差信号を複数のＲＦ調整モードにわたって発生させ、１つの調整モードを計算誤差値に基づいて選択する段階と、特殊アルゴリズムを使用して複数の調整モードの各々に対して可変利得係数を計算し、１つの可変利得を計算誤差値に基づいて選択する段階と、電気手術発生器のＲＦ増幅器のＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ回路のための出力制御信号を決定する段階と、発生器の望ましい出力値を維持するために出力制御信号に応答して電気手術発生器のＲＦ出力の量を制御する段階とを更に含む。

【００１０】

本発明の第３の態様により、外科手順を実行するための電気手術システムを提供する。電気手術システムは、ＲＦエネルギを手術部位に供給するようになった電気手術発生器と、電気手術発生器に接続された電気手術器具とを含むことができる。電気手術器具は、電気手術ＲＦエネルギを手術部位で組織に印加するようになった少なくとも１つの能動電極を有する。電気手術発生器は、複数のＲＦ調整モードにわたって誤差信号を発生させて１つの調整モードを選択する段階と、複数の調整モードに対する可変利得係数を演算して１つの可変利得係数を選択する段階と、選択誤差信号を積分して積分信号を発生させて発生積分信号を選択可変利得係数によって乗算する段階と、予想出力電圧及び発生積分信号をそれぞれ使用してＲＦ増幅器のＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ回路に対する負荷サイクルを駆動する段階とを引き起こすように構成された１次ＦＰＧＡ（完全プログラマブルゲートアレイ）を含むことができる。

【００１１】

本発明の第４の態様により、電気手術発生器を提供する。電気手術発生器は、ＲＦエネルギを供給するためのＲＦ増幅器と、供給ＲＦエネルギの電気的性質を継続的にモニタしてそれに関連するデジタルＲＦ信号を発生させるようになったフィードバックシステムと、可変利得係数とあらゆる手術条件、作動条件、及び手順条件下で複数のＲＦ調整モード

及び複数のＲＦ分解能設定値にわたって供給ＲＦエネルギを動的に制御することを可能にするプレロード関数とを演算するようにプログラムされた１次マイクロコントローラとを含むことができる。

【００１２】

本発明の第５の態様により、外科手順を実行する前の電気手術発生器に接続された電気手術器具のインピーダンス評価の方法を提供する。本方法は、接続された電気手術器具の起動時に低電圧モード又は受動モードを開始する段階と、低電圧モードによって定められた値に制限されたＲＦ出力を発生させる段階と、ＲＦ出力の電気特性を測定し、測定データを電気手術発生器のマイクロコントローラにデジタル送信する段階と、受信測定データに基づいてＲＦ出力の他の電気特性を計算し、計算結果をマイクロコントローラ内の１次プロセッサに送信する段階と、接続された電気手術器具のデバイススクリプトによって設定されたある一定の判断基準を計算結果が満足したか否かを決定する段階とを含む。

【００１３】

本発明の第６の態様により、ＲＦエネルギを供給するためのＲＦ増幅器と供給されたＲＦエネルギを複数のＲＦ調整モードからの少なくとも１つの調整モード及び複数のＲＦ分解能設定値にわたって動的に制御するように構成されたマイクロコントローラとを含む電気手術発生器を提供する。

【００１４】

本発明の第７の態様により、ＲＦエネルギを供給するためのＲＦ増幅器と可変利得係数及び供給ＲＦエネルギを動的に制御するためのプレロード関数のうちの少なくとも一方を決定するように構成されたマイクロコントローラとを含む電気手術発生器を提供する。

【００１５】

本発明の付随する特徴の多くは、それが以上及び以下の説明を参照することによってより良く理解され、かつ添付図面に関連して考察される時により容易に認められるであろう。

【００１６】

本発明の開示を添付の図に関連して説明する。

【図面の簡単な説明】

【００１７】

【図１】本発明の様々な実施形態による電気手術発生器の斜視図である。

【図２】本発明の様々な実施形態による電気手術ハンドデバイスの斜視図である。

【図３】本発明の様々な実施形態による電気手術ハンドデバイスの代替実施形態の斜視図である。

【図４】本発明の様々な実施形態による電気手術発生器のブロック図である。

【図５】電気手術発生器の制御システム内のフィードバックシステムの実施形態のブロック図をより詳細に描く図である。

【図６】電気手術発生器の制御システム内の１次マイクロコントローラの実施形態のブロック図をより詳細に描く図である。

【図７】本発明の電気手術制御システムの１次マイクロコントローラ内の様々な回路及びシステムの作動モード及び機能ブロックの概略図である。

【図８】本発明の電気手術制御システムの１次マイクロコントローラ内の様々な回路及びシステムの作動モード及び機能ブロックの概略図である。

【図９】受動調整モードで作動している電気手術発生器の制御システムの実施形態のブロック図である。

【図１０】本発明の実施形態による電気手術発生器の受動調整モード作動又は処理の実施形態の流れ図である。

【発明を実施するための形態】

【００１８】

添付図面では、類似の構成要素及び／又は特徴が同じ参照ラベルを有する場合がある。参照ラベルが本明細書に使用される時に、その説明は、同じ参照ラベルを有する類似の構成要素のいずれのものにも適用可能である。

【００１９】
以下の説明は、好ましい例示的実施形態のみを提供し、本発明の開示の範囲、適用可能性、又は構成を制限することを意図していない。むしろ、好ましい例示的実施形態の以下の説明は、本発明の開示の好ましい例示的実施形態を実施するための授権説明を当業者に提供するであろう。添付の特許請求の範囲に列挙するような本発明の精神及び範囲から逸脱することなく様々な変更を要素の機能及び構成に行うことができることを理解しなければならない。
【００２０】
本発明の開示は、一般的に電気手術システムに関する。それは、具体的には、動的に変化するインピーダンス負荷及び制御条件下でＲＦ出力の電圧、電流、及び電力を調整することができる新世代の電気手術発生器に関する。
【００２１】
本発明の実施形態は、例えば、電気外科作動又は組織影響に起因する変化する組織インピーダンス負荷、及び外科医、外科手順、及び／又はデバイススクリプトによって決定されたあらゆる作動条件及び指令のような全ての動的条件下で組織又は血管を密封、溶解、及び／又は切断する最適ＲＦ出力を有する発生器を提供することによって手術結果を高めるためのシステム及び方法に関する。これは、ＲＦ出力の電圧、電流、及び電力を調整するデジタル閉ループ制御システムを実施することによって達成される。デジタル閉ループ制御システムは、ＲＦエネルギを発生するＲＦ増幅器と、接続可能な電気手術器具に供給されたＲＦエネルギの電気特性、例えば、電圧、電流、及び電力を継続的に測定してモニタするフィードバックシステムと、フィードバックシステムからの測定データを処理して望ましい調整ターゲットをあらゆる変動条件下で満足するようにＲＦ増幅器の出力を調節するためのマイクロコントローラとを含むことができる。
【００２２】
本発明の実施形態により、フィードバックシステムは、少なくとも１つのチャネルを通じてアナログＲＦ出力を測定して測定値をデジタル化する。様々な実施形態でのフィードバックシステムは、電圧及び電流の測定値をＲＦ増幅器から同時に収集して測定値をアナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）を通してデジタル化する。フィードバックシステムは、デジタル化された値を処理して電圧及び電流ＲＦ出力の実数及び虚数成分を導出し、実数及び虚数成分を１次マイクロコントローラに供給するように構成される。
【００２３】
本発明の実施形態により、１次マイクロコントローラは、電圧、電流、及び電力の個々の誤差値を計算し、個々の誤差値に基づいて調整モードを選択する。様々な実施形態での１次マイクロコントローラは、特殊アルゴリズムを使用して本発明の実施形態による電気手術システムが例えばいずれかの可変条件、例えば、手術上、作動上、又は手順上の条件下で決定的に減衰する段階応答を有することを可能にする特定の可変の利得係数を各調整モードに対して計算する。
【００２４】
以下では、本発明による電気手術システム及び方法をセクション毎に詳細に説明し、電気手術発生器、電気手術器具、及び最適ＲＦ出力をあらゆる動的に外側で変化する条件下で供給するための本発明の実施形態に従って使用されるデジタル閉ループ制御システム及び方法を個別に説明する。
【００２５】
様々な実施形態により、電気手術エネルギ又は無線周波数（ＲＦ）エネルギの送出を制御し、ＲＦエネルギを調節し、様々な実施形態では組織又は血管の最適密封、溶解、及び／又は切断を保証するために電気的性質、例えば、接続可能な電気手術器具へ供給されたＲＦエネルギの位相、電流、電圧、及び電力を測定及びモニタする電気手術発生器を提供する。様々な実施形態では、発生器は、そのような電気的性質を決定してマイクロコントローラを通して組織又は血管を例えば変化する負荷、手順条件、又は作動条件のような動的条件下で密封、溶解、及び／又は切断する最適ＲＦ出力を提供するための所要のＲＦエ

ネルギを発生するＲＦ増幅器を調整かつ制御するフィードバックシステムを含むことができる。

【００２６】

まず図１～図２を参照すると、外科手順に使用される電気手術システムの例示的実施形態が示されている。これらの図に示すように、電気手術システムは、電気手術発生器１０、及び取外し可能に接続可能な電気手術ツール又は器具２０を含むことができる。電気手術ハンドデバイス又は電気手術器具２０は、器具２０から発生器１０上のデバイスコネクタ又はアクセスポート１２まで延びるデバイスキー又はコネクタ２１とのケーブル式接続を通して発生器１０に電気的に結合することができる。電気手術器具２０は、例えば、溶解手術の開始及び／又は終了のような器具２０の特定の又は定められたステータスをユーザに通知するため音声インジケータ、触覚インジケータ、及び／又は視覚インジケータを含むことができる。一部の実施形態では、ハンド又はフットスイッチのような手動コントローラは、溶解手術を始めるためのような器具の定められた選択制御を可能にするために発生器１０及び／又は器具２０に接続可能とすることができる。

【００２７】

様々な実施形態により、電気手術発生器１０は、他の情報の中でも、１又は２以上の電気手術器具及び／又は付属品、コネクタ又はその接続部、発生器及び誤差インジケータの状態又は作動の状態を含む電気手術システムのステータスを示すことができるディスプレイ１４を含む。本発明の様々な実施形態による電気手術発生器１０は、例えば、複数のボタン１６のようなユーザインタフェースを含むことができる。複数のボタン１６により、電気手術発生器１０とのユーザ対話が可能である。このユーザ対話は、例えば、電気手術発生器１０に結合された１又は２以上の器具２０に供給された電気エネルギの増加又は低減を要求することを含むことができる。様々な実施形態では、発生器１０は、起動された時に発生器１０に給電して発生器の自己検証システム試験を起動する又は開始するユーザアクセス可能なパワーオンスイッチ又はボタン１８を更に含む。他の実施形態では、ディスプレイ１４は、タッチスクリーンディスプレイとすることができ、その結果、データディスプレイ及びユーザインタフェース機能性が一体化される。

【００２８】

様々な実施形態では、本発明の電気手術発生器１０は、組織又は血管を密封、溶解、及び／又は切断するために接続可能な電気手術器具又はハンドデバイス２０を通る無線周波数（ＲＦ）エネルギを１又は２以上の電極を通して出力するように構成される。電気手術発生器１０は、本発明の実施形態により、３００Ｖ、８Ａ、及び３７５ＶＡまでのＲＦエネルギを発生するように構成され、ＲＦ出力電圧と発生器のＲＦ出力電流の間の位相角又は差をＲＦエネルギの起動又は供給中に決定するようにも構成される。このようにして、電気手術発生器１０は、電圧、電流、及び／又は電力を調整してＲＦエネルギ出力（例えば、電圧、電流、電力、及び／又は位相）をモニタする。一実施形態では、発生器１０は、ＲＦエネルギ出力を定められた条件下で停止、終了、又は他の方法で中断することができる。一例として、これらの定められた条件は、以下の条件、すなわち、デバイススイッチがアサート停止された（例えば、溶解ボタン解除の）時、時間値が満足された時、及び／又は能動位相角及び／又は能動相変化が組織の溶解又は切断のような手術の終了を示す位相及び／又は相変化停止以上である時のいずれかとすることができる。

【００２９】

電気手術器具２０は、本発明の実施形態により、アクチュエータ２４に結合された又はアクチュエータ２４がそこから延びる近位端、及び顎部２２に結合された又は顎部２２がそこから延びる遠位端を有する細長シャフト２６を含むことができる。長手軸線は、近位端から細長シャフト２６の遠位端に延びる。一実施形態では、アクチュエータ２４は、固定ハンドル又はハウジング２８にピボット可能に結合された可動ハンドル２３を含むことができる。可動ハンドル２３は、中心浮動ピボット又は主浮動ピボットを通して固定ハンドル又はハウジング２８に結合される。作動時に、可動ハンドル２３は、顎部２２を細長シャフト２６の遠位端で作動させるためにユーザ、例えば、外科医によって操作され、そ

の結果、顎部２２は、選択的に開閉される。組織又は血管が顎部２２間に把持された時、スイッチ又はボタン２９は、顎部２２間の組織／血管を密封、溶解、及び／又は切断するために外科医によって起動される。ボタン２９が起動された状態で、関連の回路又は接点は、ＲＦエネルギを顎部２２間に把持された又は他の方法で顎部の１又は２以上の電極と接触する組織に供給するために顎部の適切な電極を発生器１０に関連付けられた接続部に接続するために接続される。

【００３０】

様々な実施形態では、電気手術器具２０は、固定ハンドル又はハウジング２８のブレードレバー又はトリガ２５のようなブレードアクチュエータに結合することができる機械式又は電気式の切断ブレードを更に含む。切断ブレードは、顎部２２間の組織を分割又は切断するためにブレードトリガ２５によって作動される。様々な実施形態では、ブレードスライダは、ブレードトリガ２５に接続され、突出部が、ブレードスライダの近位部分からブレードトリガの一端の開口部の中に延びて構成要素を互いに接続する。ブレードトリガの他端は、ユーザによって露出されてアクセス可能であり、ブレードトリガ２５は、ブレードトリガの中点で又はその近くでトリガピボットの周りにピボット可能である。従って、ブレードトリガ２５が近位にユーザによって引かれる又は回転された状態で、ブレードスライダに接続されたブレードトリガの端部は、ブレードスライダを遠位に摺動する又は移動する。ブレードスライダの遠位端と一体化された又は遠位端に取り付けられているのは、切断ブレード、ナイフ、又は刃先又は刃面である。従って、ブレードスライダが顎部のブレードチャネルを通して長手方向に平行移動すると、顎部２２間に把持された組織は切断される。一実施形態では、刃先又は刃面は、顎部２２の間の組織の切断を容易にするために傾斜している。様々な実施形態では、切断ブレードは、湾曲ブレード、フック、ナイフ、又は顎部２２間の組織を切断するようにサイズ決めされて構成された他の切断要素である。

【００３１】

様々な実施形態により、細長シャフト２６は、顎部２２をアクチュエータと結合する作動チューブ又はロッドを含む。一実施形態では、アクチュエータは、細長シャフト２６の外側カバーチューブ上に配置された回転ノブ２７を含む回転シャフトアセンブリを含む。回転ノブ２７により、外科医は、アクチュエータを把持しながらデバイスのシャフトを回転させることができる。様々な実施形態では、細長シャフト２６は、３６０°回転可能であり、他の実施形態では、細長シャフト２６の回転は、１８０°、すなわち、時計回りに９０°及び反時計回りに９０°に制限される。図３は、電気手術発生器１０に接続可能な電気手術ハンドデバイス２０’の代替実施形態を示している。電気手術ハンドデバイス２０’は、類似のものであるが、異なる特徴を含み、電気手術ハンドデバイス２０と異なる手術用途を有する。

【００３２】

図４を次に参照すると、本発明の実施形態による電気手術発生器１０のブロック図が示されている。この図に示すように、電気手術発生器１０は、電源モジュール、例えば、２つのＤＣ４８Ｖ電源３２、３３に結合された電源投入モジュール３１、例えば、ＡＣ主入力を含むことができる。電源モジュールは、ＡＣ主入力からのＡＣ電圧をＤＣ電圧に変換し、ハウスキーピング電源３４を通して電力を発生器１０の様々な回路に供給し、特に、ＲＦエネルギを発生又は出力するＲＦ増幅器４０に電力を供給する。一実施形態では、ＲＦ増幅器４０は、ＤＣ電圧入力をＲＦ出力に及び別の実施形態では可変振幅３５０ｋＨｚ正弦波に変換するＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ回路を含むことができる。ＤＣ電圧入力は、直列に結合された２つのＤＣ４８Ｖ電源３２、３３によって発生されるＤＣ９６Ｖ入力である。ＤＣ４８Ｖ電源３２、３３の１つは、低電圧レールを発生し、特に、発生器１０の電源を投入するために待機電圧を供給するように構成される。

【００３３】

本発明の実施形態により、電気手術発生器１０は、制御システム又はＲＦ出力を調節して制御するデジタル積分サーボ制御システム１００を更に含む。図４に示すように、制御

システム１００は、ＲＦ増幅器４０、１次マイクロコントローラ５０、及びフィードバックシステム６０を含むことができる。ＲＦ出力及び様々な実施形態ではＲＦ波形出力の振幅は、電気手術発生器１０内に内蔵又は一体化された電気手術制御システム１００によって制御及び調整される。制御システム１００は、ＲＦ増幅器４０によって発生されたＲＦ出力の調整電圧、調整電流、又は調整電力間で異なる。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０はＲＦ出力を測定し、測定データを処理した後に、ＲＦ出力の実数及び虚数成分を１次マイクロコントローラ５０にデジタル供給する。１次マイクロコントローラ５０は、本発明の実施形態により、フィードバックシステム６０から受信したデータを処理し、望ましい調整ターゲットを満足するようにＲＦ増幅器４０の出力を調節する。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０は、アナログ入力、デジタル処理、及びデジタル出力から構成される。

【００３４】

様々な実施形態では、電気手術発生器１０は、全てのＲＦ出力データを内部メモリデバイス、例えば、セキュアデジタル（ＳＤ）メモリカード又は不揮発性メモリカード上に記録する。メモリデバイスは、電気手術発生器１０上でインタフェースポート３５、例えば、ユニバーサルシリアルバス（ＵＳＢ）ポートを通して読み取られるように構成される。様々な実施形態では、発生器１０は、データを内部メモリデバイスから接続可能な可搬型ストレージ、例えば、ＵＳＢフラッシュドライブに発生器のインタフェースポートを通してコピーするように構成される。

【００３５】

本発明の様々な実施形態により、電気手術発生器１０は、更に、ＲＦ出力を３つの分解能設定値又はモード、すなわち、低電圧、通常電圧又は中電圧、及び高電圧の範囲で供給するように構成される。様々な実施形態では、接続可能な電気手術ハンドデバイス、例えば、器具２０及び／又はそれに結合されたコネクタ、例えば、デバイスキー２１上に格納されて位置付けられたデバイススクリプトは、ＲＦ出力又は電圧モードを決定又は設定するのに使用される。

【００３６】

再び図１及び図４を参照するとかつ様々な実施形態により、電気手術発生器１０は、血管が完了手順状態（例えば、完了密封状態）に到達した時に又は誤差条件又は障害条件が発生した時に外科医にアラートするように構成される。電気手術発生器１０は、様々な実施形態では、そのようなアラート又は他のインジケータ又は情報を外科医に外科手順、デバイススクリプト、又はデバイス２０及び／又は発生器１０に関する健全性情報又は作動情報によって命じられたように供給する視覚出力、触覚出力、及び／又は可聴出力を含むことができる。一実施形態では、前部パネルインタフェース３８を通じた発生器１０は、発生器の前部パネルに一体化されたＬＣＤディスプレイ１４を通して外科医にアラートし、様々な実施形態では、特定の可聴アラーム又は情報トーンを発生器の前部パネルに更に一体化されたスピーカ３６を通して供給する。発生器１０は、様々な実施形態では、音量又はディスプレイ明度のようなシステム設定値へのユーザアクセスを可能にするためにナビゲーションのための押しボタンを含むユーザインタフェース又はアクセスをもたらす前部パネルオーバーレイ３９を含むことができる。前部パネルオーバーレイ３９は、システム電源ボタン又は接続部を含むことができる。様々な実施形態では、ファンシステム３７は、熱放散を補助するために設けられる。これに加えて、図４に示すように、信号又はｓｉｇは、例えば、情報をシステム及び／又はプリント回路基板にわたって通信するのに使用されるデジタル信号を含む接続部を表し、電力は、例えば、システム及び／又はプリント回路基板に給電するのに使用される電圧レールを含む接続部を表し、ＲＦは、例えば、組織又は血管を密封、溶解、又は切断するのに使用される高電圧高電流ＲＦエネルギを含む接続部を表している。

【００３７】

図５は、電気手術発生器１０の制御システム１００内のフィードバックシステム６０の実施形態のブロック図をより詳細に示している。先に更に説明したようにかつ同じく図５

に示すように、制御システム１００は、ＲＦ増幅器４０、１次マイクロコントローラ５０、及びフィードバックシステム６０を含むことができる。本発明の様々な実施形態により、ＲＦ増幅器４０は、ＲＦ出力を発生し、フィードバックシステム６０は、ＲＦ増幅器４０から出力されたＲＦ信号の様々な電気的性質を測定する。本発明の実施形態により、検証システム６０は、主チャネル６０１、冗長チャネル６０２、及び検証チャネル６０３を含むことができる。主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、様々な実施形態では、別々であるが同一構成要素を含むことができる。更に、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、別々であるが同一電路に沿い、一実施形態では、両方ともＲＦ増幅器４０及びＲＦ出力に接続される。

【００３８】

同様に、検証チャネル６０３の構成要素は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２とは別々であるが類似のものである。一実施形態では、検証チャネル６０３は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２と同じ構成要素を含むことができるが、検証チャネル６０３内の構成要素の方が高い定格値、例えば、高い解像度又は低いドリフトを有し、高価であることが多い。別の実施形態では、検証チャネル６０３は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２と同じ構成要素を含むことができる。検証チャネル６０３は、更に、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２として別々であるが同一電路に沿い、一実施形態ではＲＦ増幅器４０及びＲＦ出力に接続される。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０は、アナログＲＦ出力を測定して測定値をデジタル化する。フィードバックシステム６０は、ＲＦ出力を少なくとも１つのチャネル、例えば、主チャネル６０１を通して測定してデジタル化するように構成される。この実施形態では、主チャネル６０１を通るフィードバックシステム６０は、フロントエンド回路６１１を通してアナログＲＦ出力を測定する。

【００３９】

図５に示すように、フロントエンド回路６１１は、ＲＦ出力の電流を測定するために前置増幅器６１３に結合された分流抵抗器６１５を含むことができる。様々な実施形態では、フロントエンド回路６１１は、ＲＦ出力の電圧を測定するために前置増幅器６１２に結合された分圧器６１４を更に含む。前置増幅器６１２、６１３の出力は、アナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）６１６に供給され、その結果、電流測定値及び電圧測定値がデジタル化される。デジタル化された値は、更に、電圧及び電流ＲＦ出力の実数及び虚数成分を導出するように処理される。様々な実施形態では、ＡＤＣ６１６からのデジタル化された値は、フィードバックシステム６０の完全プログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ）６１７に供給される。ＦＰＧＡ６１７は、電圧及び電流ＲＦ出力の実数及び虚数成分を別々のフーリエ変換を使用して発生させるためにデジタル化された電圧及び電流の測定値を処理するように構成される。デジタル実数及び虚数成分は、その後に、１次マイクロコントローラ５０に及び一実施形態ではシリアル通信プロトコルを通して供給される。

【００４０】

図６を参照すると、電気手術発生器１０の１次マイクロコントローラ５０の実施形態のブロック図をより詳細に示す制御システム１００の実施形態の概略図が示されている。この図に示すように、１次マイクロコントローラ５０は、１次ＡＲＭ（高度縮小命令セットマシン）プロセッサ５０１及び１次ＦＰＧＡ（完全プログラマブルゲートアレイ）５１０を含むことができる。１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、例えば、設定値５０２として電圧、電流、及び／又は電力のような望ましい出力値を確立するように構成される。様々な実施形態では、望ましい出力値は、デバイススクリプトによって提供することができる。様々な実施形態により、１次マイクロコントローラ５０の１次ＦＰＧＡ５１０は、電圧及び電流の測定値のデジタル実数及び虚数成分を受信してＲＦ出力の電圧、電流、及び電力の大きさを計算する。ＲＦ出力の電圧、電流、及び電力の大きさは、図６に示すように、ＶＣＷ（電圧、電流、電力）計算器５１１を使用して計算される。電圧、電流、及び電力の個々の誤差値は、誤差プロセッサ５１２によっても計算される。一実施形態では、誤差値は、望ましい電圧、電流、及び電力の設定値を測定された大きさから減算することによっ

て計算される。

【００４１】

誤差プロセッサ５１２は、主チャネル測定値と設定値５０２の間の相対誤差を計算し、調整モードを誤差値に基づいて決定又は選択する。従って、誤差プロセッサ５１２は、３つの調整モード、例えば、電圧、電流、及び電力のうちのどれが電気手術発生器１０によって補強又は起動する必要があるかを決定する。様々な実施形態では、選択されたモードの計算誤差値は、ＲＦ増幅器４０の出力に正比例であり、ＲＦ増幅器４０の出力を補正するのに使用される誤差信号を発生させるために積分器５１３によって積分される。

【００４２】

本発明の実施形態により、計算誤差値を使用して発生器１０の各調整モード（例えば、電圧、電流、及び電力）の可変利得係数を決定することができる。可変利得は、異なる予め定められた１組の計算又はアルゴリズムを選択された調整モードに基づいて使用するように構成される。図６に示すように、ＶＧ（可変利得）モジュール５１５は、各調整モード（例えば、電圧、電流、及び電力）の可変利得値を計算するのに使用される。可変利得係数は、本発明の実施形態により、電圧、電流、及び電力の設定値、計算外側インピーダンス負荷、又は組織負荷、Ｂｕｃｋ電圧値、並びに誤差積分の値、又はそのいずれかの組合せの関数として計算することができる。従って、様々な実施形態内の可変利得は、全ての設定値及びインピーダンス負荷条件の決定的段階応答又はあらゆるその変化をもたらす。換言すると、本発明の実施形態による可変利得により、電気手術発生器１０を例えば手術条件、作動条件、及び手順条件のようなあらゆる変化する条件下で決定的に減衰させることができる。様々な実施形態では、可変利得係数は、例えば、ＲＦ出力の周期毎のような予め定められたスケジュール又はタイミングで再計算することができる。

【００４３】

様々な実施形態により及び図６を更に参照すると、１次マイクロコントローラ５０は、ＲＦ増幅器４０を調整するために発生器１０の必要な出力電圧を予想するように構成される。様々な実施形態では、１次マイクロコントローラ５０の１次ＦＰＧＡ５１０は、計算インピーダンス負荷及び電圧設定値、電流設定値、及び電力設定値を使用して発生器１０の必要な電圧を予想することができる。推定値は、その後に、ＲＦ増幅器４０の積分Ｂｕｃｋ回路のパルス幅変調器（ＰＷＭ）の負荷サイクル値を計算するためにＢｕｃｋ負荷サイクル計算器５１４によって使用される。他方、選択されたモードの誤差積分及び計算可変利得係数の積（$K_i^* \int e(t)$）を使用してＲＦ増幅器４０のＨ－ブリッジ回路の負荷サイクル値を導出することができる。従って、本発明の実施形態による制御システム１００は、発生器１０の可変ＲＦ出力又は変動ＲＦ出力の動的調整を行うことができる。様々な実施形態では、電気手術発生器１０は、電圧調整モード、電流調整モード、及び電力調整モード間で切り換わることができる。そのような実施形態では、制御システム１００は、段階的で中断なしの移行をＲＦ出力でもたらすためにプレロード計算又はプレロード関数を実行するように構成され、その詳細は以下で更に説明する。

【００４４】

制御システム１００は、本発明の実施形態により、例えば、電気外科手術又は電気外科組織影響及び制御条件、例えば、デバイススクリプト又はユーザ作動に起因した動的に変化するインピーダンス負荷下でのＲＦ出力の調整を提供する。固定利得よりもむしろ可変利得で構成された制御システム１００により、制御システム１００は、異なる負荷インピーダンス及び出力電圧を調整することができ、従って、例えば、最低負荷インピーダンス及び／又は最高出力電圧が取得されるように最適化されることに限定されない。制御システム１００は、インピーダンスが増加する時にシステムが過剰減衰されるのに対処するようにも構成され、過剰減衰は、非最適位相マージン及び動的な又は予想不能な挙動を引き起こす可能性があり、動的指令、例えば、デバイススクリプト作動を追跡する又は辿る制御システム１００の機能が影響を受ける可能性がある。発生器の制御システム１００により、例えば、密封、溶解、又は切断のような組織の電気外科的効果は、動的に変化する組織インピーダンス条件及び作動条件、及び外科医、外科手順、及び／又はデバイススクリ

プトによって決定された指令に対する制御システムの決定的応答を通して最適化されることが保証される。

【００４５】

先に更に説明したように、本発明の実施形態によるフィードバックシステム６０は、第２のチャネル、例えば、冗長チャネル６０２を含むことができ、冗長チャネル６０２は、主チャネル６０１とほぼ同一である。冗長チャネル６０２からの測定値及び取得された計算結果は、主チャネル６０１の作動を検証するために継続的に主チャネル６０１の測定値及び計算結果と比較される。従って、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２が異なる測定値又は計算結果を有する場合に、発生器エラーが認められ、ＲＦエネルギの供給は停止される。

【００４６】

様々な実施形態により、フィードバックシステム６０は、本発明の電気手術制御システム１００によって必要に応じてサンプリング及び／又は他の計算を行うために様々な他のシステム及び回路、例えば、サンプラー又は他の計算器（図示せず）を含むことができる。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０は、ＲＦ増幅器４０のＲＦ出力のアナログ電圧及び電流を測定し、様々な実施形態では、フィードバックシステム６０は、３５０ＫＨｚで作動する各ＲＦ出力サイクル当たりの予め定められた数のサンプルを電圧及び電流の測定毎に取る。一部の実施形態では、フィードバックシステム６０は、復調及び変換を利用してゼロ周波数成分を取得するか、又は不要な高次周波数高調波を測定電圧値及び測定電流値から除去することができる。先に更に説明したように、フィードバックシステム６０は、例えば、測定された電圧及び電流の実数値及び虚数値を１次マイクロコントローラ５０に連続的に通信又は送信する。

【００４７】

以下では、１次ＦＰＧＡ５１０内の様々な回路及びシステムの作動モード及び機能ブロックをセクション毎に詳細に説明し、ＶＣＷ計算器５１１、誤差プロセッサ５１２、積分器５１３、Ｂｕｃｋ負荷サイクル計算器５１４、及びＶＧモジュール５１５を個別に説明する。

【００４８】

図７～図８は、本発明の電気手術制御システム１００の１次マイクロコントローラ５０内の様々な回路及びシステムの作動モード及び機能ブロックの概略図である。本発明の実施形態により、１次ＦＰＧＡ５１０は、測定された電圧及び電流の実数成分又は値及び虚数成分又は値をフィードバックシステム６０から受信し、これらの成分を使用してＶＣＷ計算器５１１を使用してそれぞれの二乗平均平方根（ＲＭＳ）の大きさを計算する。ＶＣＷ計算器５１１は、負荷計算器５６０（図７に最も良く図示）を更に含むことができる。負荷計算器５６０は、フィードバックシステム電圧及び電流測定値を使用してインピーダンス負荷又は組織負荷を計算する。一部の実施形態では、フィルタ処理電圧及び電流測定値がインピーダンス負荷を計算するのに使用される。

【００４９】

１次ＦＰＧＡ５１０は、更に、誤差処理を誤差プロセッサ５１２を使用して実行するように構成される。図７に示すように、誤差プロセッサ５１２は、誤差計算器５１４及び誤差セレクタ５１６を含むことができる。誤差プロセッサ５１２は、フィードバックシステム６０からの主チャネル測定値と設定値との誤差を計算してどの調整モードがＲＦ出力電力の補正に必要であるかを決定する。これは、設定値と測定値との相対誤差を計算することによって達成され、様々な実施形態では、この誤差計算は、誤差計算器５１４によって電圧、電流、及び電力に対して同時に実行される。誤差プロセッサ５１２は、どの調整モードが電気手術発生器１０によって実施する必要があるかを決定するのに誤差セレクタ５１６を利用する。従って、誤差セレクタ５１６は、調整モードを最もポジティブな計算誤差値に基づいて選択することになる。従って、最もポジティブな値を有する誤差は、どの調整モードを電気手術発生器１０によって使用しなければならないかを決定することになる。１次ＦＰＧＡ５１０はまた、様々な実施形態では、計算の大きさを最大カウント値に

対して正規化し、その後に浮動小数点値に変換する。

【００５０】

積分器５１３は、誤差を最もポジティブな値で、例えば、選択された調整モードで常時積分している。作動時に、ＲＦ増幅器４０は、異なるＲＦ調整モード、例えば、電圧調整モード、電流調整モード、及び電力調整モード間でスイッチング中とすることができるので、積分器５１３は、ＲＦ出力が様々な調整モード間で移行している間に一定に留まることを可能にする別の値でプレロードする必要がある。この目的のために、プレロード関数又はプレロード計算器５３２が、１次ＦＰＧＡ５１０内で実施される（図７に最も良く図示）。プレロード関数又はプレロード計算器５３２は、可変利得をＲＦ増幅器が移行しているモードに対して計算し、この値をリレー又はスイッチ５３３（図７に最も良く図示）を使用して積分器５１３にプレロードするように構成される。プレロード関数は、ＲＦ増幅器のＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ回路のカウント及び計算組織インピーダンス負荷を使用して計算される。それによって様々な調整モード間のシームレスな移行が保証される。

【００５１】

１次ＦＰＧＡ５１０は、ＲＦ増幅器４０のＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ（図８に最も良く図示）制御の出力を決定する可変積分制御システムを提供する。様々な実施形態では、可変積分制御システムによって使用される変数は、例えば、インピーダンス負荷計算結果又は組織負荷計算結果、電圧、電流、及び電力の設定値、並びに電圧、電流、及び電力の計算ＲＭＳ大きさを含むことができる。負荷計算器５６０は、フィルタ処理電圧及び電流測定値をインピーダンス又は組織負荷の計算に使用することができる。一部の実施形態では、可変積分制御システムは、電圧を直接に調整するだけであり、電流又は電力を調整するためには対応する電圧値を計算しなければならない。様々な実施形態では、Ｂｕｃｋ負荷サイクル計算器５１４（図７に最も良く図示）は、計算インピーダンス負荷、及び電圧、電流、及び電力の設定値を使用してどこにＲＦ増幅器４０の出力電圧がある必要があるかを予想する。予想電圧値は、その後に、ＲＦ増幅器４０の積分ＢｕｃｋＰＷＭ回路のカウントを発生するのに使用される。ＲＦ増幅器４０のＢｕｃｋＰＷＭ回路の出力電圧は、ＲＦ増幅器４０の積分Ｈ－ブリッジＰＷＭ回路の主電圧レールを設定する。

【００５２】

本発明の実施形態により、１次ＦＰＧＡ５１０は、可変積分制御システムによって列挙された予想を使用してＲＦ増幅器４０のＢｕｃｋＰＷＭ回路のカウントを設定し、様々な実施形態では、大雑把に望ましい出力値、例えば、予想電圧値の近くに到達するように迅速に応答する。様々な実施形態では、１次ＦＰＧＡ５１０は、ＰＷＭ信号をＲＦ増幅器４０のＢｕｃｋ及びＨ－ブリッジ（図８に最も良く図示）構成又は回路に対して駆動する。様々な実施形態では、Ｈ－ブリッジ構成のＰＷＭ信号の決定は、出力されたＲＦを所望出力に微調整するのに使用される。ＲＦ増幅器４０のＨ－ブリッジ回路の負荷サイクルは、選択されたモードに対して計算可変利得係数及び積分信号又は誤差積分の乗算によって定められる（図８に最も良く図示）。図８に見ることができるように、ＶＧ（可変利得）モジュール５１５は、可変利得計算器５３４及びマルチポートセレクタ５３５を含むことができる。可変利得計算器５３４は、可変利得を各調整モード（例えば、電圧、電流、及び電力）に対して計算し、誤差プロセッサ５１２によって使用された同じ判断基準、例えば、最もポジティブな値を有する誤差に基づいて適切な可変利得係数を選択する。計算可変利得は、計算インピーダンス負荷、電圧、電流、及び電力の設定値、Ｂｕｃｋ電圧値、及び積分誤差又は蓄積誤差の関数として定義することができる。様々な実施形態では、１次ＦＰＧＡ５１０は、Ｂｕｃｋ及びＨ－ブリッジ構成を制御するＰＷＭ信号を駆動するためにそれぞれの数値負荷サイクルカウントを変換する。

【００５３】

様々な実施形態では、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、設定値の妥当性を検証して電圧、電流、及び電力の設定値が電気手術発生器１０が作動しているモードの閾値を満足することを保証する。様々な実施形態により、較正値が、フィードバックシステム６０のＥＥＰＲＯＭに格納される。これらの値は、矛盾又は公差をフィードバックシステム６０上で

除くのに使用された特定の予め定められた係数である。様々な実施形態では、３つの全てのチャネル６０１、６０２、及び６０３は、低電圧モードを有していない検証チャネル６０３を除き、電圧、電流、及び電力の較正値を通常電圧モード又は中電圧モード、高電圧モード、及び低電圧モードに対して有する。モードは、従って、サーボ計算に使用される電圧、電流、及び電力の正しい較正係数を決定する。これは、発生器が作動している調整モードにも基づいている。

【００５４】

様々な実施形態では、誤差プロセッサ５１２は、正規化係数、誤差係数、及び／又は点位置（浮動小数点変換に有用）のような１又は２以上の定数を更に含む。様々な実施形態では、１次マイクロコントローラ５０は、主チャネル測定値と設定値との誤差を計算し、どの調整モードがサーボの補正、例えば、ＲＦエネルギの出力に使用されればよいかを決定する。様々な実施形態では、１次マイクロコントローラ５０は、絶対測定値を計算測定値及び誤差プロセッサ係数を使用して取得する。１次マイクロコントローラ５０は、この絶対測定値と共に、較正された絶対測定値を較正係数を使用して取得し、正規化係数で相対評価を取得する。１次マイクロコントローラは、相対測定値と評価と１次プロセッサ５０１によって確立された設定値との差を比較して相対誤差を決定する。

【００５５】

様々な実施形態により、マルチプレクサを使用する１次マイクロコントローラ５０は、電圧、電流、及び電力に対して計算される相対誤差のそれぞれの値を供給し、発生器のための調整モードを決定するための最大の又は最も大きいポジティブ誤差を出力するために計算誤差間で比較が実行される。

【００５６】

選択された調整モード及びその対応する電圧値を使用して、１次マイクロコントローラ５０は、発生器１０の最適作動に必要とされる電圧出力を計算する。様々な実施形態では、制御システム１００が出力電圧を調節する時に、電流及び電力出力ターゲットは、計算負荷でのそれぞれの電圧に変換される。調整モードは、その後に、どの計算出力が制御システム１００に使用されることになるかを判断する。

【００５７】

様々な実施形態では、制御システム１００は、可変積分制御ループとして作動する。変数は、電圧、電流、及び電力の測定値、設定値、及び負荷計算結果であり、システムは、予め定められた周波数、例えば、３５０ｋＨｚの周波数で作動し、積分制御ループ間で切り換わることができる。電気手術発生器１０は、従って、電圧、電流、及び電力駆動ソースの制御システムを提供し、従って、電流、電圧、及び電力のための発生器積分制御ループを提供する。これに加えて、積分制御ループ間のスイッチングが調整モードが変更される時に行われるので、制御システム１００は、プレロード関数を各モード、すなわち、電圧、電流、及び電力に対して埋め込んで調整モード間の滑らかな移行を保証する。

【００５８】

様々な実施形態により、フィードバックシステム６０は、３つのチャネル、すなわち、主チャネル６０１、冗長チャネル６０２、及び検証チャネル６０３を含むことができる。主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、ほぼ同一であり、一方、検証チャネル６０３は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２に類似の機能性を有するが、より高い解像度、より低い公差、及びより低いドリフト成分を有する。

【００５９】

様々な実施形態により、フィードバックシステム６０のチャネル６０１、６０２、及び６０３の各々は、ＲＦ電圧／電流測定信号を減衰及び増幅するアナログ部分を含むことができる。様々な実施形態では、ＲＦ電圧信号は、ＡＤＣ（６１６、６２６、６３６）を駆動するように差動的に増幅される前に、抵抗分配器のネットワークによって減衰される。様々な実施形態では、３つの全てのチャネル６０１、６０２、及び６０３は、異なる電圧モード、すなわち、通常電圧モード及び高電圧モードを測定するために異なる組の増幅器利得抵抗器を有する。様々な実施形態では、通常電圧モードは、１６６Ｖ未満又はそれに

等しい電圧を含み、高電圧モードでは、電圧は、３２２Ｖ未満又はそれに等しい。様々な実施形態により、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、より低い電圧、様々な実施形態では１０Ｖ未満又はそれに等しい電圧をより正確に測定するために代替の組の抵抗器構成を有する。検証チャネルの抵抗分配器は、様々な実施形態では主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも遥かに低い公差、及び主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも低いドリフト抵抗器を含む。

【００６０】

様々な実施形態により、ＲＦ電流測定信号は、検証システム６０の各チャネルから分流抵抗器（６１５、６２５、６３５）にわたって取られる。全ての分流抵抗器６１５、６２５、及び６３５は、様々な実施形態では直列であるので、各チャネルは、同じ電流信号を測定する。主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、様々な実施形態ではより低い電流、例えば、１００ｍＡ未満又はそれに等しい電流をより正確に測定するために代替の組の分流抵抗器を有する。検証チャネル６０３は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも低い公差及び低いドリフトである分流抵抗器を有する。

【００６１】

様々な実施形態により、増幅器（６１２、６１３、６２２、６２３、６３２、６３３）後の測定信号は、ＡＤＣ入力フィルタリングのためにフィルタを通過する。検証チャネル６０３は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも遥かに低い公差及び低いドリフトを有するフィルタ構成要素を有する。様々な実施形態では、検証チャネルのフィルタは、より急峻なロールオフを有し、従って、より高い周波数のより急峻な減衰を有する。

【００６２】

様々な実施形態により、データ変換構成要素は、３つのチャネル６０１、６０２、及び６０３の各々の間で独立している。ＡＤＣ（６１６、６２６、６３６）は、アナログ電圧及び電流測定信号をそれぞれのチャネルのＦＰＧＡ（６１７、６２７、６３７）によって処理される離散サンプルに変換する。検証チャネルのＡＤＣ６３６は、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも高い解像度、例えば、より多くのビットを有し、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２よりも低いドリフトを有する。様々な実施形態では、検証チャネルのＡＤＣ６３６はまた、ＡＤＣ６３６の入力範囲を正確に設定するために局所的に発生された基準電圧を有する。

【００６３】

様々な実施形態では、フィードバックシステムのＦＰＧＡ（６１７、６２７、６３７）は、Ｉ／Ｑ復調を離散電圧及び電流測定サンプルに対して実行して実数及び虚数サンプルを取得する。測定値は、実数値及び虚数値のＤＣ成分を電圧及び電流測定値に対して取得するために離散フーリエ変換を通過する。様々な実施形態では、検証チャネル６０３は、ＦＰＧＡの入出力ピンに正確に給電する局所的に発生されたデジタル電圧レールを含む。

【００６４】

様々な実施形態により、フィードバックシステム６０の各チャネルは、そのデータを独立した通信接続部を通して１次マイクロコントローラ５０に独立に通信する。様々な実施形態では、検証チャネルのデータは、予め定められた時間又はスケジュールでのみ、例えば、発生器１０の始動時にのみ自己検証システム又は処理によって使用される。自己検証処理中に、検証チャネルのデータは、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２の精度及び機能性を検証するために主チャネル及び冗長チャネルのデータと比較される。様々な実施形態では、ＲＦ関連の作動の全体を通して、主チャネルのデータは、制御システム１００によって使用される唯一の組のデータであり、冗長チャネルのデータは、主チャネル６０１が予め定められたパラメータ及び／又は公差内で作動中であることを保証するために主チャネルのデータと継続的に比較される。

【００６５】

本発明の実施形態により、電気手術発生器１０のサーボ制御システム１００は、ＲＦ増幅器４０、フィードバックシステム６０、及び１次マイクロコントローラ５０を含むことができる。フィードバックシステム６０は、ＲＦ増幅器４０と１次マイクロコントローラ

５０との間に閉ループシステムの経路を発生する。フィードバックシステム６０は、様々な実施形態では、供給されたＲＦ信号の電圧及び電流を測定し、１又は２以上のチャネル６０１、６０２、及び６０３内の測定値の実数及び虚数成分を計算する。一実施形態では、１つのチャネルのみ、すなわち、主チャネル６０１が、フィードバックシステム６０に設けられる。別の実施形態では、２つのチャネル、すなわち、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２が設けられる。更に別の実施形態では、３つのチャネル、すなわち、主チャネル６０１、冗長チャネル６０２、及び検証チャネル６０３が設けられる。１又は２以上のチャネル内の計算成分は、１次マイクロコントローラ５０に送信又は通信される。

【００６６】

様々な実施形態により、主チャネル６０１及び冗長チャネル６０２は、互いのコピーであり、かつＲＦ出力の電圧及び電流を電気手術発生器１０の作動中にモニタするために１次マイクロコントローラ５０によって使用される。検証チャネル６０３は、他の２つのチャネル６０１及び６０２と類似のものであるが、例えば、よりドリフトに強い構成要素を含み、及び／又はより高い解像度を有するＡＤＣを使用する。このチャネルは、様々な実施形態では、発生器の始動に使用され、発生器の自己検証が実行される。フィードバックシステム６０は、様々な実施形態では、電圧及び電流の測定値をＲＦ増幅器４０から同時に収集する。様々な実施形態では、発生されたＲＦ信号は、電圧をＲＦ増幅器４０又は組織負荷、例えば、電気手術ハンドデバイス２０、２０’の内側に配置された１又は２以上の内部負荷、例えば、負荷８０（図５に最も良く図示）にわたって発生させる。フィードバックシステム６０は、様々な実施形態では、固有の分流抵抗器（６１５、６２５、６３５）を使用することによって送出された電流を回収して電圧を分流抵抗器にわたって測定する。電圧を測定するために、フィードバックシステム６０は、負荷２０、８０に平行である３つの分圧器（６１４、６２４、６３４）を設けている。全ての測定値は、様々な実施形態では、ＦＰＧＡ６１７、６２７、及び６３７によってそれらの実数及び虚数成分に変換される。実数及び虚数成分は、１次マイクロコントローラ５０に送られ、それによってフィードバックシステム６０は、１次マイクロコントローラ５０とＲＦ増幅器４０の間のフィードバックデバイスとして作用する。

【００６７】

様々な実施形態により、フィードバックシステム６０は、アナログＲＦ出力をフロントエンド回路６１１、６２１、６３１を通して測定する。フロントエンド回路は、ＲＦ出力の電流を測定するためにそれぞれの前置増幅器６１３、６２３、６３３に結合された分流抵抗器６１５、６２５、６３５を含むことができる。様々な実施形態では、フロントエンド回路は、ＲＦ出力の電圧を測定するためにそれぞれの前置増幅器６１２、６２２、６３２に結合された分圧器６１４、６２４、６３４を含むことができる。前置増幅器の出力は、アナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）６１６、６２６、６３６に供給され、その結果、電流及び電圧測定値がデジタル化される。デジタル化された値は、電圧及び電流ＲＦ出力の実数及び虚数成分を導出するように処理される。様々な実施形態では、それぞれのアナログ／デジタル変換器（ＡＤＣ）からのデジタル化された値は、ＦＰＧＡ６１７、６２７、６３７に供給される。

【００６８】

様々な実施形態では、電気手術発生器１０は、発生器１０によって自動的に設定される受動インピーダンス評価中にＲＦ出力を低電圧モードで供給するように構成される。本発明の実施形態により、電気手術発生器１０は、いずれかのデバイススクリプトの実行前に低電圧モードに自動的に設定される。デバイススクリプトは、様々な実施形態では、組織へのＲＦエネルギの印加及び終了を含むことができる外科手術の手順ウォークスルーを表している。中電圧又は通常電圧モード中に、本発明の実施形態による電気手術発生器１０は、１５０Ｖ又は８Ａまでの出力ＲＦエネルギを有するように構成され、かつ主として組織密封に使用される。高電圧モード中に、本発明の実施形態による電気手術発生器１０は、３００Ｖ又は４Ａまでの出力ＲＦエネルギを有するように構成され、かつ主として組織切断に使用される。低電圧モード中に、本発明の実施形態による電気手術発生器１０は、

１０Ｖ及び１００ｍＡまでの出力ＲＦエネルギを有するように構成され、かつ主として組織内の生理的応答を発生しないレベルで受動組織インピーダンス評価及び測定に使用される。

【００６９】

様々な実施形態により、特定のデバイススクリプトは、組織の一貫性のある電気手術密封及び／又は切断を生成するように特定の外科手順に最適化された特定の電気手術ハンドデバイス２０。２０’上に格納される。様々な実施形態では、ＲＦ出力パラメータ又は設定値は、デバイススクリプト内に定められ、かつ特定の外科手順及び／又は電気手術ハンドデバイス２０、２０’のＲＦ出力を調節又は制御するために電気手術発生器１０によって使用される。デバイススクリプト及び関連のＲＦ出力パラメータは、様々な実施形態では、電気手術ハンドデバイス２０、２０’が発生器１０に接続される時に取り出される又は発生器１０に転送される。一実施形態では、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、デバイスキー２１に取り付けられた又は一体化されたメモリストレージからデバイススクリプトを取り出すことができ、デバイスキー２１は、電気手術デバイス２０、２０’を電気手術発生器１０に接続する。

【００７０】

次に図９を参照すると、受動調整モードで作動している電気手術発生器１０の制御システム１００の実施形態のブロック図が示されている。本発明の様々な実施形態により、電気手術発生器１０は、接続された電気手術ハンドデバイス２０、２０’を例えば組織又は血管を密封、溶解、及び／又は切断するなどの特定の外科手順に使用することができるか否かを確かめるために受動測定調整モード又は低電圧モードをもたらすように構成される。従って、受動調整モードは、予め定められた時間、例えば、接続された電気手術ハンドデバイス２０、２０’の各起動時にトリガされる。受動モードは、開放及び／又は短絡負荷をＲＦ出力経路内に検出するように構成される。一実施形態では、開放又は短絡条件は、予め決定され、様々な実施形態では、接続された電気手術ハンドデバイス２０、２０’と共に含まれるか、又は他にそのような電気手術ハンドデバイス２０、２０’関連のデバイススクリプトによって予め定められた許容可能なインピーダンス範囲又はインピーダンス値である。様々な実施形態では、受動モードのＲＦ出力は、他のＲＦ調整モードよりも低い静的限界を有し、電気手術発生器１０の通常のＲＦ調整又は作動が開始される前に限られた時間幅にわたって使用される。低レベルＲＦ出力では、様々な実施形態で組織内の生理的応答は発生されない。

【００７１】

様々な実施形態では、電気手術発生器１０が受動モードで作動している時に、ＲＦ増幅器４０は、３５０ｋＨｚのＲＦ出力を接続された電気手術器具２０、２０’にリレーを通して供給する。先に更に説明したように、低電圧又は受動モードでのＲＦ出力は、高々１０Ｖｒｍｓ及び／又は高々１００ｍＡｒｍｓに制限される。制御システム１００は、電圧及び電流をフィードバックシステム６０を通して調整及び測定する。１次マイクロコントローラ５０は、デバイススクリプト及び制御システム１００からの測定された電圧及び電流データに基づいて短絡条件及び／又は開放条件に遭遇しているか否かを決定する。様々な実施形態では、１又は２以上の電極（図９に最も良く図示）は、受動モードで使用され、電極の位置又は選択、例えば、上部、中心、又は底部は、接続された電気手術デバイス、例えば、デバイス２０、２０’、及び／又は対象の組織又は血管に対する電極の位置に基づいて異なる場合がある。

【００７２】

様々な実施形態により、外科医が溶解又は切断スイッチをアサートした時に、電気手術制御システム１００は、受動インピーダンス評価を開始する。受動インピーダンス評価では、短絡条件又は開放条件が電気手術ハンドデバイス２０、２０’の顎部２２又は遠位作動端で検出された時に障害をトリガ又は識別する。受動インピーダンス検査が問題がない場合に、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、全デバイススクリプトを実行する。様々な実施形態では、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、特定の条件、トリガ、事象、及びタイミングに

基づいてかつ特定の設定値に従ってＲＦエネルギを電気手術発生器１０の他の回路に出力するように命令する。様々な実施形態では、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、電気手術デバイスが特定の出力設定値（電圧、電流、及び電力の設定値）に従って特定のＲＦエネルギが供給されることを保証し、デバイススクリプトによって定められた様々なトリガに応じて手順又は外科手術の進行を通してＲＦ出力を変える。

【００７３】

図１０は、本発明の実施形態による受動調整モード作動又は処理の実施形態の流れ図を示している。処理７００の描かれた部分は、段階７０２で始まり、アルゴリズムは、開始点として受動モードを開始する。様々な実施形態により、受動モードは、接続された電気手術ハンドデバイス２０、２０’の各起動で外科医又は他のユーザによって開始又はトリガされる。受動モードを開始した後に、処理は、ＲＦ出力を低電圧モード又は受動モードで発生し、ＲＦエネルギを接続された電気手術ハンドデバイス２０、２０’に供給するブロック７０４に進む。様々な実施形態では、電気手術発生器１０が受動モード又は低電圧モードで作動する時に、ＲＦ増幅器４０から出力されたＲＦ信号は、５－５００オーム抵抗の範囲にわたって指定の電圧範囲（≦１０Ｖ）及び指定の電流範囲（≦１０ｍＡ）に制限される。

【００７４】

受動モードのＲＦ出力が発生された状態で、処理は、ブロック７０６に流れ、フィードバックシステム６０は、ＲＦ出力の電気特性を測定する。制御システム１００は、本発明の様々な実施形態により、出力されたＲＦを受動モード又は低電圧モードによって命令されるような設定値に調整し、フィードバックシステム６０は、主チャネル６０１からの電圧、電流、及び／又は位相を測定して測定値の一部又は全てを１次マイクロコントローラ５０にデジタル供給する。測定の完了及び測定データの送信後に、処理は、ブロック７０８に流れ、１次ＦＰＧＡ５１０は、ＲＦ出力の他の電気特性を受信データ又は読取値に基づいて計算又は決定して計算結果の一部又は全てを１次マイクロコントローラ５０のＡＲＭプロセッサ５０１に送信する。本発明の実施形態によるＲＦ出力の他の電気特性は、組織インピーダンス負荷及び／又は電力を含むことができる。計算結果が１次ＡＲＭプロセッサ５１０によって受信された状態で、処理は、ブロック７１０に流れ、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、デバイススクリプトを取り出し、計算結果、例えば、計算インピーダンス負荷又は計算組織負荷をデバイススクリプトによって設定された事前設定範囲と比較する。一実施形態では、デバイススクリプトは、デバイスキー又はコネクタ２１に取り付けられた又は一体化されたメモリの中に格納され、デバイスキー又はコネクタ２１は、電気手術ハンドデバイス２０、２０’を電気手術発生器１０に接続する。

【００７５】

比較結果がデバイススクリプトによって設定されたある一定の判断基準を満足したか否かの決定は段階７１２で行われる。ある一定の判断基準の例は、比較結果又は読取値がデバイススクリプトによって設定された最大値又は最小値内であるか否かを含むことができるがこれらに制限されない。比較結果又は読取値がデバイススクリプトによって設定された最大値と最小値の間にない場合に、処理は、ブロック７１２からブロック７１４に流れ、そこでユーザ又は外科医に誤差を通知し、及び／又は電気手術デバイス及び／又は組織又は血管に対するその位置を点検するために誤差が発生される。様々な実施形態により、ＲＦエネルギをそのような通知後に供給するために、電気手術デバイス２０、２０’を再起動し、かつ受動組織インピーダンス評価、例えば、受動モード又は低電圧モードを再開しなければならない。

【００７６】

比較結果又は読取値がデバイススクリプトによって設定された最大値と最小値の間に存在する場合に、処理は、ブロック７１２からブロック７１６に進み、１次ＡＲＭプロセッサ５０１は、組織又は血管を密封、溶解、及び／又は切断するために最適化されたＲＦエネルギを提供するために全デバイススクリプトを開始する。

【００７７】

先に更に説明したようにかつ様々な実施形態により、電気手術発生器１０の制御システム１００は、１又は２以上の解像度設定値を含むことができ、様々な実施形態では、３つの設定値、すなわち、低電圧設定値、通常又は中電圧設定値、及び高電圧設定値を含む。これらの分解能設定値は、調整モードと異なり、一部の実施形態では、それらは、ＲＦ出力を測定する回路に対する何らかの調節を必要とする。各設定値は、フィードバックシステム６０のための異なるハードウエア構成、及び／又は１次マイクロコントローラ５０によって実行される計算における異なる正規化アルゴリズムを必要とするように構成される。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０の電圧測定回路は、異なる抵抗器選択又は構成を３つの設定値の各々に使用する。様々な実施形態では、フィードバックシステム６０の電流測定回路は、同じ抵抗器構成を設定値のうちの２つ、例えば、常軌電圧設定値及び高電圧設定値に、及び異なる抵抗器構成を低電圧設定値に使用する。

【００７８】

一実施形態では、電気手術発生器１０が受動モードで作動している間は、１次ＡＲＭプロセッサ５０１に割り当てられた作動又は処理はＦＰＧＡを通して実行することができる。他の実施形態では、他の制御システムをそこに組み込むことができる。更に別の実施形態では、比例、例えば、設定値に到達するようなシステムの調整と、積分、例えば、誤差値と時間軸の間の面積測定と、予想、例えば、現在の誤差勾配、アーキテクチャ、又はそのいずれかの組合せに基づく将来的な誤差の予想とは、制御システム測定、計算、及び／又は調整を補足又は置換するために含めることができる。

【００７９】

様々な実施形態では、電気手術発生器１０は、異なる波形特性を有するＲＦ出力を提供することができ、例えば、正方形は、最小値と最大値の間で交替する非正弦波周期波形を示し、三角形は、最大値まで及び最小値までの非対称形傾斜を有する非正弦波周期波形を示し、及び／又は鋸歯は、最大値までの傾斜及び最小値まで急落する傾斜を有する非正弦波形を示している。本発明の様々な実施形態により、電気手術発生器１０は、波形のピーク値対実効値の比、ピーク振幅÷ＲＭＳ値、及び／又は１．４１４の波高因子を有する理想的又は完全な正弦波を提供するような異なる波高因子特性を有するＲＦ出力を供給することができる。

【００８０】

以上の説明は、いずれかの当業者が電気手術デバイス又はシステムを製作して使用して本明細書に説明する方法を実行することを可能にするために提供され、本発明者によって考えられている本発明を実行する最良のモードを説明するものである。しかし、様々な修正は、当業者に明らかであるように留まるであろう。これらの修正は、本発明の開示の範囲であるように考えられている。異なる実施形態又はそのような実施形態の態様は、本明細書を通して様々な図に示すと共に説明することができる。しかし、各実施形態及びその態様は、別々に図示又は説明しているが、明示的に特に断らない限り、他の実施形態及びその態様のうちの１又は２以上と組み合わせることができることに注意しなければならない。各組合せを明示的に説明していないのは、単に本明細書の可読性を容易するためである。

【００８１】

本発明をある一定の態様で説明したが、多くの追加の修正及び変更が当業者には明らかであろう。従って、本発明は、本発明の範囲及び精神から逸脱することなくサイズ、形状、及び材料の様々な変化を含む具体的に説明した以外の方法を使用して実施することができることは理解されるものとする。従って、本発明の実施形態は、全ての点で例示的であり、制限ではないと見なさなければならない。

【符号の説明】

【００８２】

５０　１次マイクロコントローラ
６０　フィードバックシステム
１００　制御システム

５０１　１次ＡＲＭプロセッサ
５１２　誤差プロセッサ

【図面】

【図１】

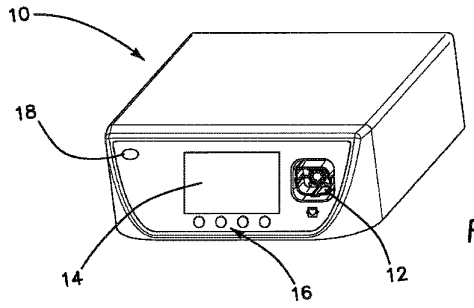


FIG. 1

【図２】

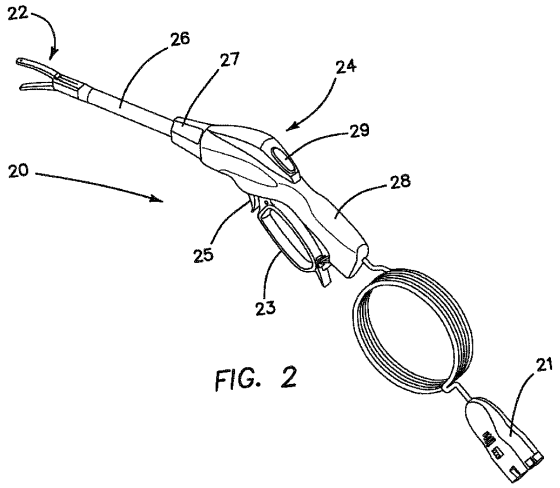


FIG. 2

【図３】

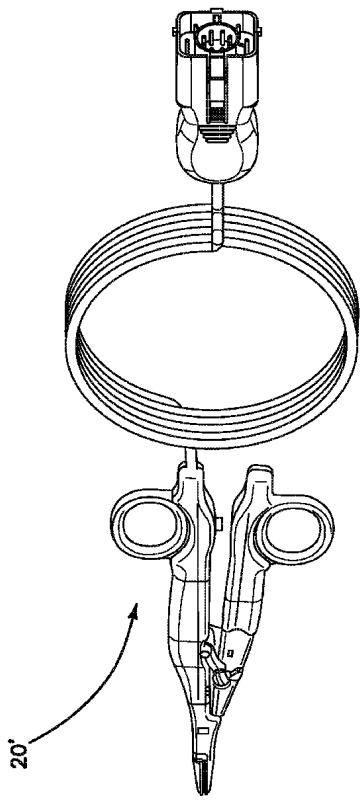


FIG. 3

【図４】

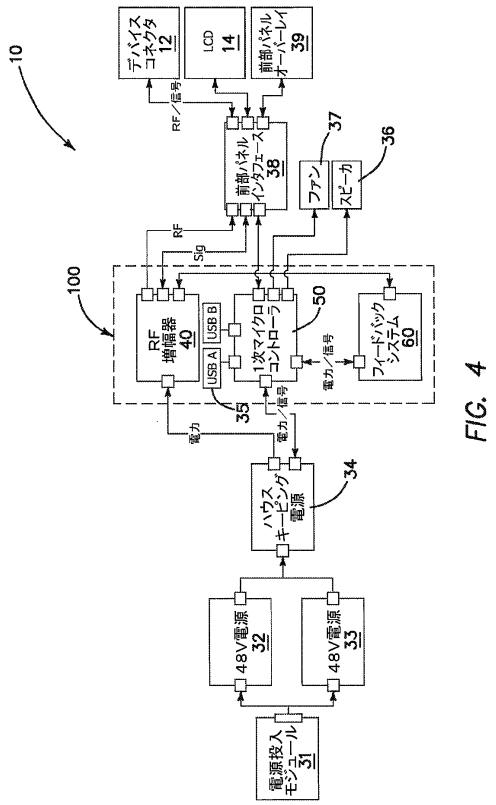


FIG. 4

【図５】

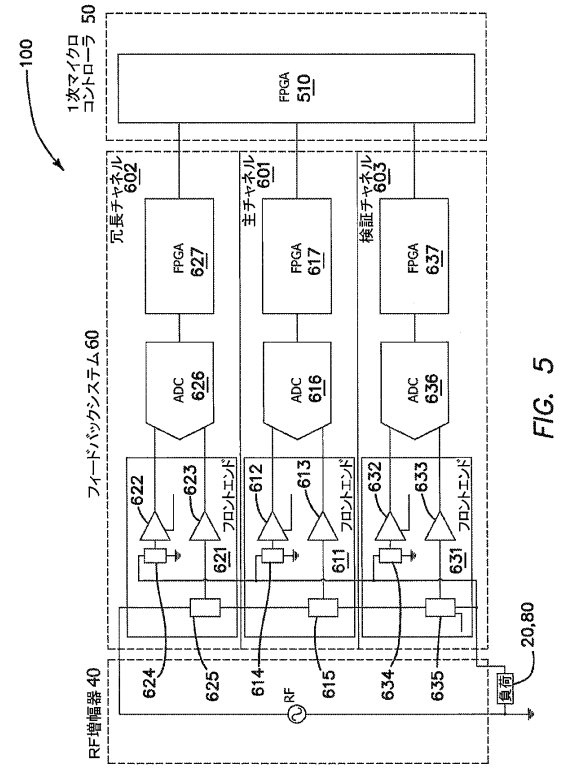


FIG. 5

【図６】

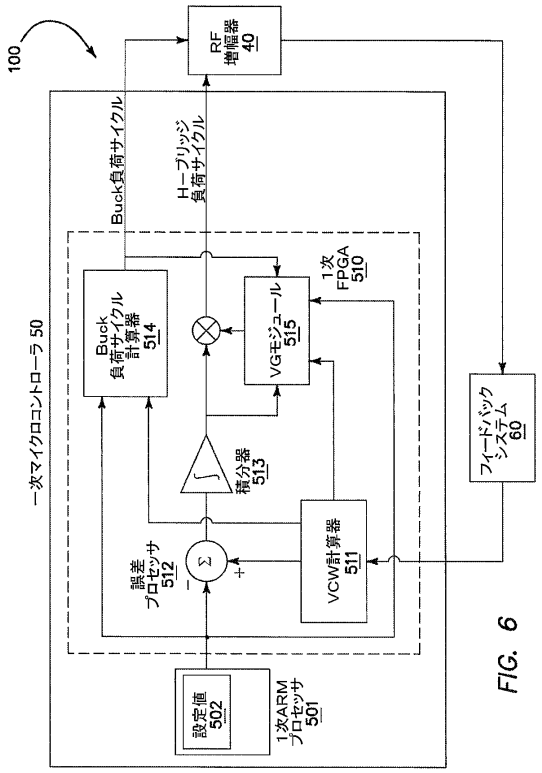


FIG. 6

【図７】

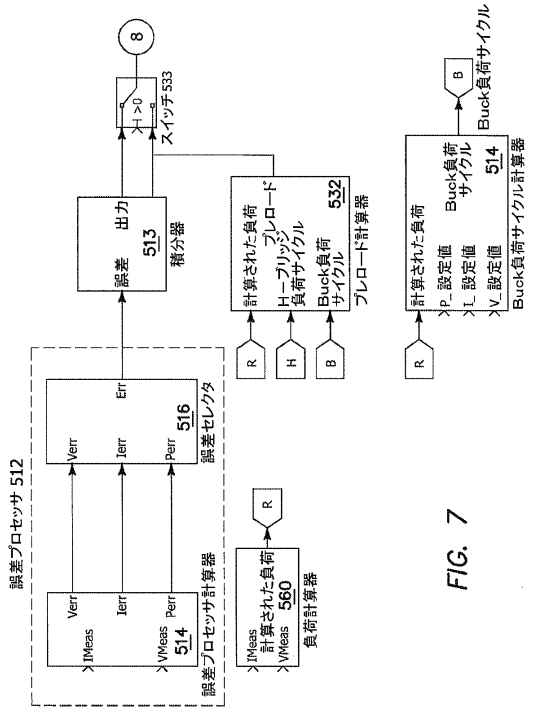


FIG. 7

【図８】

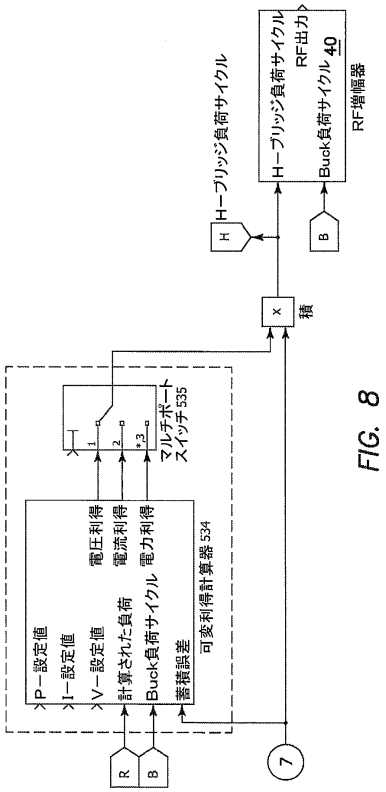


FIG. 8

【図９】

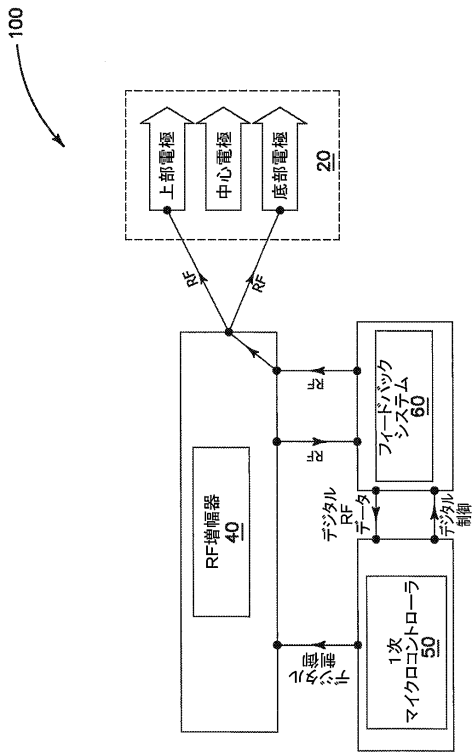


FIG. 9

【図１０】

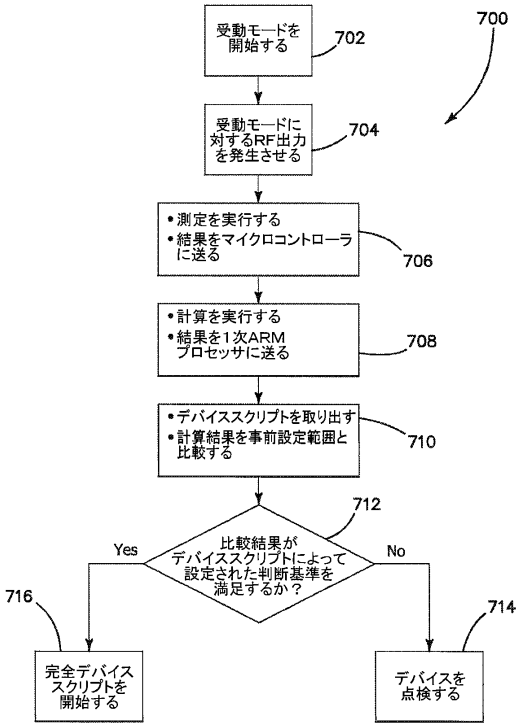


FIG. 10

フロントページの続き

弁理士　鈴木 博子
(74)代理人　100170634
弁理士　山本 航介
(72)発明者　グエン マイケル
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ９２６８８ ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ ２２８７２
(72)発明者　ゴリン イゴール
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ９２６８８ ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ ２２８７２
(72)発明者　パン ジョアンナ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 ９２６８８ ランチョ サンタ マルガリータ アヴェニーダ エンプレッサ ２２８７２
審査官　近藤 裕之
(56)参考文献　特表２０１３－５２３３１８（ＪＰ，Ａ）
特開２０１４－１７１８７１（ＪＰ，Ａ）
(58)調査した分野　(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１８／１２