(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第5766705号
(P5766705)
(45)発行日　平成27年8月19日(2015.8.19)　(24)登録日　平成27年6月26日(2015.6.26)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 18/00 (2006.01)　A61B 17/36 330

請求項の数 20　(全 98 頁)

(21)出願番号	特願2012-533312 (P2012-533312)
(86)(22)出願日	平成22年10月7日 (2010.10.7)
(65)公表番号	特表2013-507190 (P2013-507190A)
(43)公表日	平成25年3月4日 (2013.3.4)
(86)国際出願番号	PCT/US2010/051787
(87)国際公開番号	WO2011/044338
(87)国際公開日	平成23年4月14日 (2011.4.14)
審査請求日	平成25年8月15日 (2013.8.15)
(31)優先権主張番号	12/896,384
(32)優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)
(33)優先権主張国	米国(US)
(31)優先権主張番号	12/896,470
(32)優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)
(33)優先権主張国	米国(US)

(73)特許権者　595057890
エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
アメリカ合衆国、４５２４２　オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード　４５４５
(74)代理人　100088605
弁理士　加藤　公延
(74)代理人　100130384
弁理士　大島　孝文

最終頁に続く

(54)【発明の名称】超音波装置及び電気外科用装置のための外科用発生器

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
外科用装置に駆動信号を伝達する発生器であって、前記発生器は、
時間変動駆動信号波形を受信する電力増幅器であって、前記駆動信号波形は複数の駆動信号波形サンプルの少なくとも一部のデジタル－アナログ変換によって生成され、前記電力増幅器の出力は駆動信号を生成するためのものであり、前記駆動信号は、超音波外科用装置に伝達される第１駆動信号、電気外科用装置に伝達される第２駆動信号の一方を含む、電力増幅器と、
前記駆動信号が前記外科用装置に伝達されるときに、前記駆動信号の電流及び電圧のサンプルを生成するためのサンプリング回路であって、前記サンプルの生成は前記駆動信号波形サンプルの前記デジタル－アナログ変換と同期され、それによって駆動信号波形サンプルの各デジタル－アナログ変換に関して前記サンプリング回路が電流及び電圧サンプルの対応するセットを生成する、サンプリング回路と、
少なくとも１つの装置であって、各駆動信号波形サンプル並びに電流及び電圧サンプルの対応するセットに関して、
前記少なくとも１つの装置のメモリ内に前記電流及び電圧サンプルを保存し、前記保存されたサンプルと、前記駆動信号波形サンプルを関連付け、
前記駆動信号が前記第１駆動信号を含むときに、
前記保存された電流及び電圧サンプルに基づき、前記超音波外科用装置の動作ブランチ電流サンプルを決定し、

前記動作ブランチ電流サンプルと標的波形を規定する複数の標的サンプルから選択される標的サンプルを比較し、前記標的サンプルは前記駆動信号波形サンプルに基づいて選択され、

前記標的サンプルと前記動作ブランチ電流サンプルとの間の振幅誤差を決定し、

前記駆動信号波形サンプルを修正し、それによって前記標的サンプルと、前記修正された駆動信号波形サンプルに関連する電流及び電圧サンプルに基づく次の動作ブランチ電流サンプルとの間で決定される振幅誤差が低減されるように、プログラミングされた、少なくとも１つの装置とを含み、

前記複数の駆動信号波形サンプルがルックアップ表（ＬＵＴ）に保存され、前記少なくとも１つの装置が、前記ＬＵＴから、前記駆動信号波形を生成するために使用される前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部を選択的に呼び出すようにプログラミングされていて、

前記駆動信号に基づく電圧及び電流フィードバックデータは、プロセッサによって実行されるアルゴリズムに入力され、前記アルゴリズムは、前記ルックアップ表に保存された波形サンプルを事前に歪ませるか又は修正することによって、前記駆動信号の波形の歪みを補償する、発生器。

【請求項２】

前記電力増幅器出力に基づき前記駆動信号を生成する電力変圧器を含み、前記第１駆動信号は第１電力変圧器出力を介して前記超音波外科用装置に伝達され、前記第２駆動信号は、第２電力変圧器出力を介して前記電気外科用装置に伝達される、請求項１に記載の発生器。

【請求項３】

前記少なくとも１つの装置が、前記駆動信号波形を生成するために使用される前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部を選択的に呼び出すための、直接デジタル合成（ＤＤＳ）アルゴリズムを実施するようにプログラミングされている、請求項１に記載の発生器。

【請求項４】

前記少なくとも１つの装置が、

前記駆動信号が前記第１駆動信号を含むときに、

複数の動作ブランチ電流サンプル及び前記複数の動作ブランチ電流サンプルと対応する複数の電圧サンプルに基づき、前記超音波外科用装置のインピーダンス相を決定し、かつ、

前記インピーダンス相を０°インピーダンス相設定点に調節するように、前記駆動信号波形の周波数を制御するようにプログラミングされている、請求項１に記載の発生器。

【請求項５】

前記少なくとも１つの装置が、

駆動信号電流設定点、駆動信号電圧設定点、及び駆動信号電力設定点の少なくとも１つに従って前記駆動信号電流の振幅を制御するようにプログラミングされ、前記駆動信号電流の前記振幅が、

前記ＬＵＴに保存された前記駆動信号波形サンプルのスケールの制御、及び

前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部の前記デジタル－アナログ変換を行うために使用されるデジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）のフルスケール出力電圧の制御、の少なくとも一方によって制御される、請求項１に記載の発生器。

【請求項６】

前記少なくとも１つの装置が、

前記電力増幅器によって受信される前記時間変動駆動信号波形の信号エンベロープに基づいて前記電力増幅器のレール電圧を制御するようにプログラミングされている、請求項１に記載の発生器。

【請求項７】

前記少なくとも１つの装置が、

前記駆動信号の二乗平均平方根（ＲＭＳ）電流、前記駆動信号のＲＭＳ電圧、前記駆動信号の実質電力、前記駆動信号の皮相電力、及び前記駆動信号によって駆動される負荷のインピーダンス規模の少なくとも１つを決定するようにプログラミングされている、請求項１に記載の発生器。

【請求項８】

前記少なくとも１つの装置が、

前記サンプルの高調波歪み量を低減するために、前記電流及び電圧サンプルにフィルターを適用するようにプログラミングされている、請求項１に記載の発生器。

【請求項９】

前記サンプリング回路が、前記駆動信号の電流及び電圧のサンプルをそれぞれ生成するために、第１アナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）及び第２ＡＤＣを含む、請求項１に記載の発生器。

【請求項１０】

前記サンプリング回路が、第１アナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）及び前記第１ＡＤＣの入力端子に連結された双方向マルチプレクサを含む、請求項１に記載の発生器。

【請求項１１】

前記サンプリング回路は、２００ｘでオーバーサンプリングするように構成されている、請求項１に記載の発生器。

【請求項１２】

前記少なくとも１つの装置が、第１プロセッサと通信する論理回路を含み、前記第１プロセッサはデジタル信号プロセッサを含む、請求項１に記載の発生器。

【請求項１３】

前記論理回路が、現場でプログラミング可能なゲートアレー（ＦＰＧＡ）を含む、請求項１２に記載の発生器。

【請求項１４】

前記少なくとも１つの装置が、前記論理回路及び前記第１プロセッサと通信する第２プロセッサを含み、前記第２プロセッサは、少なくとも１つの入力装置を介してユーザー入力を受信し、少なくとも１つの出力装置を介してユーザーフィードバックを提供するようにプログラミングされている、請求項１２に記載の発生器。

【請求項１５】

前記発生器は、導電性ペアにわたり、前記発生器と前記外科用装置の制御回路との間の通信を可能にする器具インターフェース回路を含む、請求項１に記載の発生器。

【請求項１６】

前記器具インターフェースは、多数の通信チャネルを使用して、前記発生器と前記外科用装置の前記制御回路との間の通信を可能にする、請求項１５に記載の発生器。

【請求項１７】

前記器具インターフェースは、周波数帯域分離通信チャネルを使用して、前記発生器と前記外科用装置の前記制御回路との間の通信を可能にする、請求項１６に記載の発生器。

【請求項１８】

前記器具インターフェース回路は、第１周波数帯域で伝達される呼びかけ信号を使用して前記制御回路の第１部分と通信し、前記器具インターフェース回路は、第２周波数帯域で伝達される通信プロトコルを介して前記制御回路の第２部分と通信するように構成される、請求項１７に記載の発生器。

【請求項１９】

前記通信プロトコルは、単線式通信プロトコルである、請求項１８に記載の発生器。

【請求項２０】

前記第２電力変圧器出力は、第２阻止コンデンサと直列な第１阻止コンデンサを含み、前記少なくとも１つの装置は、前記第１コンデンサ及び第２コンデンサの一方が故障したときに、これを判定するために、前記第１コンデンサと第２コンデンサとの間の電圧をモニタリングするようにプログラミングされている、請求項２に記載の発生器。

【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
（関連出願の相互参照）
本出願は、２００９年１０月９日に出願の米国特許仮出願番号第６１／２５０，２１７号、表題「Ａ　ＤＵＡＬ　ＢＩＰＯＬＡＲ　ＡＮＤ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＥＬＥＣＴＲＯ－ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」の、米連邦法典§１１９（ｅ）のタイトル３５における利益を主張し、これは本明細書において参照としてその全体が組み込まれる。
【０００２】
（発明の分野）
本出願は、以下の同時出願の米国特許出願に関連し、これらは本明細書において参照としてその全体が組み込まれる：
（１）米国特許出願番号第１２／８９６，３５１、表題「ＤＥＶＩＣＥＳ　ＡＮＤ　ＴＥＣＨＮＩＱＵＥＳ　ＦＯＲ　ＣＵＴＴＩＮＧ　ＡＮＤ　ＣＯＡＧＵＬＡＴＩＮＧ　ＴＩＳＳＵＥ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６４２７ＵＳＣＩＰ１／０８０５９１ＣＩＰ号、
（２）米国特許出願番号第１２／８９６，３６０号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ／１００５５８号、
（３）米国特許出願番号第１２／８９６，４７９号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ１／１００５５７号、
（４）米国特許出願番号第１２／８６９，３４５号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ２／１００５５９号、
（５）米国特許出願番号第１２／８９６，３８４号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ３／１００５６０号、
（６）米国特許出願番号第１２／８９６，４６７号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ４／１００５６２号、
（７）米国特許出願番号第１２／８９６，４５１号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ５／１００５６３号、
（８）米国特許出願番号第１２／８９６，４７０号、表題「ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＧＥＮＥＲＡＴＯＲ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＡＮＤ　ＥＬＥＣＴＲＯＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥＳ」、代理人整理番号第ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ６／１００５６４号。
【背景技術】
【０００３】
様々な実施形態は、開腹又は低侵襲外科環境において使用するための、外科用装置及び外科用装置にエネルギーを供給するための発生器を対象とする。
【０００４】
超音波メスなどの超音波外科用装置は、これらの固有の性能特性のために、外科手術においてますます広範な用途を見出されている。特定の装置構成及び手術パラメーターにより、超音波外科用装置は組織の実質的に同時の切除及び凝固によるホメオスタシスを提供することができ、望ましくは患者の外傷を最小化する。超音波外科用装置は、超音波変換器を含むハンドピース、並びに組織を切断及び封止するために、遠位に取り付けられたエンドエフェクタ（例えば、ブレード先端部）を有する超音波変換器に連結された器具を含み得る。いくつかの場合において、器具はハンドピースに恒久的に取り付けられ得る。他の場合において、使い捨て器具又は異なるハンドピース間で互換可能な器具の場合におけ

るように、器具は、ハンドピースから取り外し可能であり得る。エンドエフェクタは、エンドエフェクタと接触する組織にエネルギーを伝達し、切断及び封止作用を実現する。この性質の超音波外科用装置は、開腹外科用途、腹腔鏡、又は内視鏡外科手術（ロボット支援手術を含む）のために構成され得る。

【０００５】

超音波エネルギーは、電気外科手術において使用されるものよりも低い温度を使用して組織を切断及び凝固し、ハンドピースと通信する超音波発生器によってエンドエフェクタに伝達され得る。高周波（例えば、毎秒５５，５００回）で振動する超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性して、べったりとした凝塊を形成する。ブレード表面が組織に加える圧力は血管を崩壊させ、凝塊が止血封止を形成させる。外科医は、エンドエフェクタによって組織に適用される力による切断速度及び凝固、力が適用される時間、及び選択されるエンドエフェクタの実行レベルを制御することができる。

【０００６】

超音波変換器は、静電容量を有する第１ブランチ、連続的に接続されたインダクタンス、抵抗、及び容量を有する第２「動作ブランチ」（これらが共振器の電気機械特性を規定する）を含む等価回路としてモデル化されてもよい。既知の超音波発生器は、発生器駆動信号電流の実質的に全部が動作ブランチ内に流れるように、ある共振周波数において静電容量を調整するための調整インダクタを含み得る。したがって、調整インダクタを使用することにより、発生器の駆動信号電流は、動作ブランチ電流を表し、したがって発生器はその駆動信号を制御して超音波変換器の共振周波数を維持することができる。調整インダクタはまた、発生器の周波数固定能力を改善するために、超音波変換器の相インピーダンスプロットを変換することができる。しかしながら、調整インダクタは、動作共振周波数において、超音波変換器の特定の静電容量と適合しなくてはならない。換言すると、異なる静電容量を有する異なる超音波変換器は、異なる調整インダクタを必要とする。

【０００７】

加えて、いくつかの超音波発生器構造において、発生器駆動信号は、インピーダンス規模及び相測定を複雑化する非対称高調波歪みを呈する。例えば、インピーダンス相測定値の正確性は、電流及び電圧信号の高調波歪みにより低減し得る。

【０００８】

その上、騒音環境における電磁干渉が、超音波変換器の共振周波数の固定を維持する発生器の能力を低減し、無効な制御アルゴリズム入力の可能性を増加させる。

【０００９】

組織を処置及び／又は破壊するために、組織に電気エネルギーを適用するための電気外科用装置はまた、外科用手術において、ますます広範な用途を見出される。電気外科用装置は、ハンドピース及び遠位端に取り付けられたエンドエフェクタ（例えば、１つ以上の電極）を有する器具を含み得る。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置付けられ得る。電気外科用装置は、双極又は単極動作のために構成され得る。双極動作中において、電流はそれぞれ、エンドエフェクタの活性電極によって組織内に導入され、戻り電極によってここから戻される。単極動作中において、電流はエンドエフェクタの活性電極によって組織内に導入され、患者の身体上に別個に位置する戻り電極（例えば、接地パッド）を通じて戻される。電流によって、組織を通じて生成される熱は、組織内及び／又は組織間の止血封止を形成することがあり、したがって、例えば、血管封止のために特に有用であり得る。

【００１０】

電気外科用装置のエンドエフェクタはまた、組織に対して可動である切断部材、及び組織を横切するための電極を含み得る。電気外科用装置によって適用される電気エネルギーは、ハンドピースと通信する発生器によって、器具へと伝達され得る。電気エネルギーは、無線周波（「ＲＦ」）エネルギーの形態であり得る。ＲＦエネルギーは、３００ｋＨｚ～１ＭＨｚの周波数範囲にあり得る電気エネルギーの形態である。その動作中において、電気外科用装置は、組織を通じて低周波数ＲＦエネルギーを伝達することができ、これは

イオン撹拌又は摩擦、すなわち抵抗加熱を生じ、これによって組織の温度を増加させる。影響される組織と周囲の組織との間にはっきりとした境界が形成され得るため、外科医は標的としない隣接する組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御で操作することができる。ＲＦエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮又は成形し、同時に血管を封止するために有用であり得る。ＲＦエネルギーは、主にコラーゲンを含み熱と接触した際に収縮する結合組織に特に良好に作用し得る。

【００１１】

これらの固有の駆動信号、感知及びフィードバックの必要性により、超音波及び電気外科用装置は、一般的に異なる発生器を必要とした。加えて、器具が使い捨てであるか又はハンドピースと互換可能である場合、超音波及び電気外科用発生器は、使用される特定の器具構成を認識し、したがって制御及び診断プロセスを最適化するそれらの能力を制限される。更に、発生器の非絶縁回路と患者絶縁回路との間の容量結合は、特により高い電圧及び周波数が使用される場合において、患者を許容不可能なレベルの漏れ電流に暴露する結果となり得る。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【００１２】

駆動信号を外科用装置に伝達するための発生器の様々な実施形態が開示される。一実施形態において、発生器は、時間変動駆動信号波形を受信する電力増幅器を含み得る。駆動信号波形は複数の駆動信号波形サンプルの少なくとも一部のデジタル－アナログ変換によって生成され得る。電力増幅器の出力は駆動信号を生成するためのものであり得る。駆動信号は、超音波外科用装置に伝達される第１駆動信号、電気外科用装置に伝達される第２駆動信号の一方を含み得る。発生器はまた、駆動信号が外科用装置に伝達されるときに、駆動信号の電流及び電圧のサンプルを生成するためのサンプリング回路を含み得る。サンプルの生成は駆動信号波形サンプルのデジタル－アナログ変換と同期されてもよく、それによって駆動信号波形サンプルの各デジタル－アナログ変換に関してサンプリング回路が電流及び電圧サンプルの対応するセットを生成する。発生器はまた、各駆動信号波形サンプル及び電流及び電圧サンプルの対応するセットに関して、少なくとも１つの装置のメモリ内に電流及び電圧サンプルを保存し、保存されたサンプルと、駆動信号波形サンプルを関連付けるように、プログラミングされた、少なくとも１つの装置を含み得る。少なくとも１つの装置はまた、駆動信号第１駆動信号を含むときに、保存された電流及び電圧サンプルに基づき、超音波外科用装置の動作ブランチ電流サンプルを決定し、動作ブランチ電流サンプルと標的波形を規定する複数の標的サンプルから選択される標的サンプルを比較し、標的サンプルは駆動信号波形サンプルに基づいて選択され、標的サンプルと動作ブランチ電流サンプルとの間の振幅誤差を決定し、駆動信号波形サンプルを修正し、それによって標的サンプルと、修正された駆動信号波形サンプルに関連する電流及び電圧サンプルに基づく次の動作ブランチ電流サンプルとの振幅誤差が低減されるように、プログラミングされ得る。

【００１３】

一実施形態において、発生器は、メモリと、駆動信号を合成するために使用される複数の駆動信号波形サンプルそれぞれに関して、駆動信号の電流及び電圧サンプルの対応するセットを受信するように、メモリに連結された装置とを含み得る。各駆動信号波形サンプル並びに対応する電流及び電圧サンプルのセットに関して、装置は、装置のメモリ内にサンプルを保存し、保存されたサンプルと駆動信号波形サンプルを関連付けてもよい。また、各駆動信号波形サンプル並びに対応する電流及び電圧サンプルのセットに関し、装置は、駆動信号が超音波外科用装置に伝達される第１駆動信号を含むときに、保存されたサンプルに基づいて超音波外科用装置の動作ブランチ電流サンプルを決定し、動作ブランチ電流サンプルと標的波形を規定する複数の標的サンプルから選択される標的サンプルを比較し、標的サンプルは駆動信号波形サンプルに基づいて選択され、標的サンプルと動作ブランチ電流サンプルとの間の振幅誤差を決定し、駆動信号波形サンプルを修正し、それによ

って標的サンプルと、修正された駆動信号波形サンプルに関連する電流及び電圧サンプルに基づく次の動作ブランチ電流サンプルとの間で決定される振幅誤差が低減されるように、プログラミングされ得る。

【００１４】

変換器駆動信号の多数の周波数にわたって、超音波外科用装置の超音波変換器の動作ブランチ電流を、決定するための方法の実施形態がまた開示される。一実施形態において、方法は、変換器駆動信号の複数の周波数のそれぞれにおいて、変換器駆動信号の電流及び電圧をオーバーサンプリングすることと、プロセッサによって、電流及び電圧サンプルを受信することと、電流及び電圧サンプル、超音波変換器の静電容量、並びに変換器駆動信号の周波数に基づいて動作ブランチ電流を決定することと、を含む。

【００１５】

外科用装置の超音波変換器の動作ブランチ電流の波形を制御する方法の実施形態がまた開示される。一実施形態において、方法は、直接デジタル合成（ＤＤＳ）アルゴリズムを使用して、ルックアップ表（ＬＵＴ）に保存される駆動信号波形サンプルを選択的に呼び出すことによって変換器駆動信号を生成することと、変換器駆動信号が外科用装と通信するときに、変換器駆動信号の電流及び電圧のサンプルを生成することと、電流及び電圧サンプル、超音波変換器の静電容量、並びに変換器駆動信号の周波数に基いて動作ブランチ電流のサンプルを決定することと、動作ブランチ電流の各サンプルを、標的波形の対応する標的サンプルを比較し、振幅誤差を決定することと、ＬＵＴに保存される波形サンプルの駆動信号を修正し、それによって動作ブランチ電流の次のサンプルと、対応する標的サンプルとの間の振幅誤差が低減することとを含み得る。

【００１６】

様々な実施形態により、駆動信号を外科用装置に提供するための外科用発生器は、第１変圧器及び第２変圧器を含み得る。第１変圧器は、第１一次巻線及び第１二次巻線を含み得る第２変圧器は、第２一次巻線及び第２二次巻線を含み得る外科用発生器は、駆動信号を生成する発生器回路を更に含み得る。発生器回路は、第１一次巻線にわたって駆動信号を提供するために、第１一次巻線に電気的に連結され得る。外科用発生器はまた、発生器回路から電気的に絶縁された患者側回路を含み得る。患者側回路は、第１二次巻線に電気的に連結され得る。更に、患者側回路は、外科用装置に駆動信号を提供するために、第１及び第２出力ラインを含み得る。加えて、外科用発生器は、コンデンサを含み得る。コンデンサ及び第２二次巻線は第１出力ラインと接地点との間で直列に電気的に連結され得る。

【００１７】

また、様々な実施形態により、外科用装置に駆動信号を提供するための外科用発生器は、第１変圧器、患者側回路及びコンデンサを含み得る。第１変圧器は、一次巻線、第１二次巻線及び第２二次巻線を含み得る。一次巻線に対する第１二次巻線の極性は、第２二次巻線の極性と反対であり得る。発生器回路は、駆動信号を生成してもよく、第１一次巻線にわたって駆動信号を提供するために、第１一次巻線に電気的に連結され得る。患者側回路は、発生器回路から電気的に絶縁され、第１二次巻線に電気的に連結され得る。また、患者側回路は、外科用装置に駆動信号を提供するために、第１及び第２出力ラインを含み得る。コンデンサ及び第２二次巻線は第１出力ラインと接地点との間で直列に電気的に連結され得る。

【００１８】

加えて、様々な実施形態により、外科用装置に駆動信号を提供するための外科用発生器は、第１変圧器、発生器回路、患者側回路及びコンデンサを含み得る。第１変圧器は、一次巻線及び二次巻線を含み得る発生器回路は、駆動信号を生成してもよく、第１一次巻線にわたって駆動信号を提供するために、第１一次巻線に電気的に連結され得る。患者側回路は、発生器回路から電気的に絶縁され、二次巻線に電気的に連結され得る。更に、患者側回路は、外科用装置に駆動信号を提供するために、第１及び第２出力ラインを含み得る。コンデンサは、主要巻線及び第１出力ラインに電気的に連結され得る。

【００１９】
様々な実施形態により、装置信号を外科用装置に提供する外科用発生器は、第１変圧器、発生器回路、患者側回路、加えて第１、第２及び第３コンデンサを含み得る。第１変圧器は、一次巻線及び二次巻線を含み得る発生器回路は、駆動信号を生成してもよく、第１一次巻線にわたって駆動信号を提供するために、第１一次巻線に電気的に連結され得る。患者側回路は、発生器回路から電気的に絶縁され、二次巻線に電気的に連結され得る。更に、患者側回路は、外科用装置に駆動信号を提供するために、第１及び第２出力ラインを含み得る。第１コンデンサの第１電極は、一次巻線に電気的に連結され得る。第２コンデンサの第１電極は、第１出力ラインに電気的に連結され得、第２コンデンサの第２電極が第１コンデンサの第２電極に電気的に連結され得る。第３コンデンサの第１電極は、第１コンデンサの第２電極及び第２コンデンサの第２電極に電気的に連結され得る。第３コンデンサの第２電極は、接地点に電気的に連結され得る。
【００２０】
外科用装置の制御回路の様々な実施形態がまた開示される。一実施形態において、制御回路は、少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分を含み得る。第１回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器と通信し得る。制御回路はまた、データ回路要素を含む第２回路部分を含み得る。データ回路要素は、外科用装置の器具内に配置されてデータを送受信してもよい。データ回路要素は、導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって外科用発生器とのデータ通信を実施してもよい。
【００２１】
一実施形態において、制御回路は、少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分を含み得る。第１回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器と通信し得る。制御回路はまた、データ回路要素を含む第２回路部分を含み得る。データ回路要素は、外科用装置の器具内に配置されてデータを送受信してもよい。データ回路要素は、導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって外科用発生器とのデータ通信を実施してもよい。第１回路部分は、第１周波数帯域で外科用発生器から伝達される第１呼びかけ信号を受信してもよい。データ回路要素は、第２周波数帯域で伝達される振幅変調通信プロトコルを使用して外科用発生器と通信し得る。第２周波数帯域は、第１周波数帯域よりも高い場合がある。
【００２２】
一実施形態において、制御回路は、少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分を含み得る。第１回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器から伝達される第１呼びかけ信号を受信し得る。制御回路はまた、装置の器具内に配置される抵抗性要素及び誘導性要素の少なくとも一方を含む、第２回路部分を含み得る。第２回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器から伝達される第２呼びかけ信号を受信し得る。第２回路部分は、第１回路部分から周波数帯域分離され得る。第１呼びかけ信号の特性は、第１回路部分を通じて受信されるときに、少なくとも１つの第１スイッチの状態を示すことができる。第２呼びかけ信号の特性は、第２回路部分から受信されるときに、装置の器具を個別に特定し得る。
【００２３】
一実施形態において、制御回路は、第１スイッチ回路網及び第２スイッチ回路網を含む第１回路部分を含み得る。第１スイッチ回路網は少なくとも１つの第１スイッチを含んでもよく、第２スイッチ回路網は少なくとも１つの第２スイッチを含んでもよい。第１回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器と通信し得る。制御回路はまた、データ回路要素を含む第２回路部分を含み得る。データ回路要素は、外科用装置の器具内に配置されてもよく、データを送受信してもよい。データ回路要素は、導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって外科用発生器とデータ通信してもよい。
【００２４】
様々な実施形態により、外科用装置に駆動信号を提供するための外科用発生器は、開口部を有する外科用発生器本体を含み得る。外科用発生器はまた、開口部内に位置付けられ

る収容部アセンブリを含み得る。収容部アセンブリは、収容部本体、並びに内壁及び外壁を有するフランジを含み得る。内壁は、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を含み得る。内壁は空洞を画定し得る。中央突出部分は、空洞内に位置付けられてもよく、複数のソケット及び磁石を含んでもよい。中央突出部分の外側周辺部は、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を含み得る。

【００２５】

様々な実施形態により、外科用器具は、電気コネクタアセンブリを含み得る。電気コネクタアセンブリは、中央空洞を画定するフランジ及び中央空洞内に延びる磁気的に適合可能なピンを含み得る。電気コネクタアセンブリは、回路基板及び回路基板に連結される複数の導電性ピンを含み得る。複数の導電性ピンそれぞれは、中央空洞内に延びてもよい。電気コネクタアセンブリは、歪み解放部材及び覆いを更に含んでもよい。

【００２６】

様々な実施形態により、外科用器具システムは、収容部アセンブリを含む外科用発生器を含み得る。収容部アセンブリは、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形部分を含み得る。外科用器具システムは、コネクタアセンブリを含む外科用器具と、収容部アセンブリ及びコネクタアセンブリに動作可能に連結されるアダプタアセンブリとを含み得る。アダプタアセンブリは、収容部アセンブリに接触する遠位部分を含み得る。遠位部分はフランジを含み、フランジは、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を有する。アダプタアセンブリは、コネクタアセンブリと接触する近位部分を含み得る。近位部分はコネクタアセンブリの少なくとも一部を受容するような寸法の空洞を画定し得る。アダプタアセンブリは、回路基板を更に含み得る。

【００２７】

様々な実施形態により、様々な外科的目的を達成するために方法が使用され得る（例えば、外科用器具と共に）。例えば、第１電極及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法は、第１及び第２電極を介して組織に駆動信号を提供することと、第１電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに基づき駆動信号を介して組織に提供される電力を調節することとを含み得る。第１電力曲線は、複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して、第１の対応する電力を規定し得る。方法はまた、第１及び第２電極を介して組織に提供される合計エネルギーをモニタリングすることを含み得る。合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、方法は、組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することを含み得る。組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達しない場合に、第２電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに基づき、駆動信号を介して組織に提供される電力を調節することを更に含み得る。第２電力曲線は、複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関し、第２の対応する電力を規定し得る。

【００２８】

様々な実施形態により、第１及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法は、第１及び第２電極を介して組織に駆動信号を提供することと、組織に提供される電力を決定することとを含み得る。決定することは、感知される組織インピーダンスの指標を受信することと、電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに関する第１の対応する電力を決定することと、対応する電力に乗数を掛けることとを含み得る。電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定し得る。方法は、駆動信号を調節して決定された電力を組織に提供することと、組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達しない場合に、組織に提供される合計エネルギーの関数として乗数を増加させることと、を更に含む。

【００２９】

様々な実施形態により、第１及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法は、第１及び第２電極を介して組織に駆動信号を提供することと、組織に提供される電力を決定することとを含み得る。決定することは、感知される組織インピーダンスの指標を受信することと、電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに関する第１の対応

する電力を決定することと、対応する電力に第１乗数を掛けて決定される電力を見出すこととを含み得る。電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定し得る。方法は更に、駆動信号を調節して決定された電力を組織に提供することと、第１及び第２電極を介して組織に提供される合計エネルギーをモニタリングすることと、を更に含み得る。加えて、方法は、合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを決定することと、組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達していない場合に、第１乗数を第１の量だけ増加させることとを含み得る。

【００３０】

様々な実施形態により、外科用装置を介して組織に提供される電力を制御する方法は、外科用装置に駆動信号を提供することと、組織のインピーダンスの指標を受信することと、組織のインピーダンスの増加率を計算することと、インピーダンスの増加率を所定の定数以上に維持するように駆動信号を調節することとを含み得る。

【００３１】

様々な実施形態により、外科用装置を介して組織に提供される電力を制御する方法は、駆動信号の提供することを含み得る。駆動信号の電力は、外科用装置を介して組織に提供される電力と比例し得る。方法はまた、組織のインピーダンスの指標を定期的に受信することと、組織に第１の複合電力曲線を適用することとを含み、組織に第１の複合電力曲線を適用することは含む。組織に第１の複合電力曲線を適用することは、駆動信号への第１の所定の数の第１の複合電力曲線パルスを調節することと、第１の複合電力曲線パルスのそれぞれに関して、組織のインピーダンスの第１関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することとを含み得る。方法はまた、第２の複合電力曲線を組織に適用することも含み得る。組織に第２の複合電力曲線を適用することは、駆動信号への少なくとも１つの第２の複合電力曲線を調節することと、並びに少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスのそれぞれにおいて、組織のインピーダンスの第２関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することを含む。

【図面の簡単な説明】

【００３２】

様々な実施形態の新規特徴は、特許請求の範囲で詳細に示される。記述される実施形態は、しかしながら、編成及び操作方法のいずれに関しても、以下の添付の図面と共になされた以下の説明を参照することによって最良に理解され得る。

【図１】発生器及びこれと共に使用可能な様々な外科用器具を含む、外科用システムの一実施形態。

【図２】横切及び／又は封止のために使用され得る代表的な超音波装置の一実施形態。

【図３】図２の代表的な超音波装置のエンドエフェクタの一実施形態。

【図４】横切及び封止のために使用され得る代表的な電気外科用装置の一実施形態。

【図５】図４に示されるエンドエフェクタの一実施形態。

【図６】図４に示されるエンドエフェクタの一実施形態。

【図７】図４に示されるエンドエフェクタの一実施形態。

【図８】図１の外科用システムの図。

【図９】一実施形態において動作ブランチ電流を例示するモデル。

【図１０】一実施形態における発生器構造の構造図。

【図１１Ａ】一実施形態における発生器構造の機能図。

【図１１Ｂ】一実施形態における発生器構造の機能図。

【図１１Ｃ】一実施形態における発生器構造の機能図。

【図１２】一実施形態における、モニタリング入力装置及び制御出力装置のためのコントローラ。

【図１３】発生器の一実施形態の構造的及び機能的態様。

【図１４】制御回路の実施形態。

【図１５】制御回路の実施形態。

【図１６】制御回路の実施形態。
【図１７】制御回路の実施形態。
【図１８】制御回路の実施形態。
【図１９】制御回路の実施形態。
【図２０】制御回路の実施形態。
【図２１】制御回路の実施形態。
【図２２】制御回路の実施形態。
【図２３】制御回路の実施形態。
【図２４】制御回路の実施形態。
【図２５】制御回路の実施形態。
【図２６】制御回路の実施形態。
【図２７】制御回路の実施形態。
【図２８】制御回路の実施形態。
【図２９】制御回路の実施形態。
【図３０】制御回路の実施形態。
【図３１】制御回路の実施形態。
【図３２】制御回路の実施形態。
【図３３Ａ】制御回路の実施形態。
【図３３Ｂ】制御回路の実施形態。
【図３３Ｃ】制御回路の実施形態。
【図３３Ｄ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３３Ｅ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３３Ｆ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３３Ｇ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３３Ｈ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３３Ｉ】様々な発生器及び様々な外科用器具を結合するための、ケーブリング及びアダプタ構成の実施形態。
【図３４】漏れ電流のアクティブ除去のための、回路３００の一実施形態。
【図３５】漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の一実施形態。
【図３６】漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の別の実施形態。
【図３７】漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の別の実施形態。
【図３８】漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の更に別の実施形態。
【図３９】漏れ電流の除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の実施形態。
【図４０】漏れ電流の除去を提供するための、図１の発生器により実施され得る回路の別の実施形態。
【図４１】一実施形態における収容部及びコネクタインターフェース。
【図４２】一実施形態における収容部アセンブリの分解側面図。
【図４３】一実施形態におけるコネクタアセンブリの分解側面図。
【図４４】図４１に示される収容部アセンブリの斜視図。
【図４５】一実施形態における収容部アセンブリの分解斜視図。

【図４６】一実施形態における収容部アセンブリの正面図。
【図４７】一実施形態における収容部アセンブリの側面図。
【図４８】一実施形態におけるソケットの拡大図。
【図４９】一実施形態におけるコネクタアセンブリの斜視図。
【図５０】一実施形態におけるコネクタアセンブリの分解斜視図。
【図５１】一実施形態におけるコネクタ本体の側面図。
【図５２】一実施形態におけるコネクタ本体の遠位端の斜視図。
【図５３】一実施形態におけるコネクタ本体の近位端の斜視図。
【図５４】一実施形態における鉄ピン。
【図５５】一実施形態における導電性ピン及び回路基板。
【図５６】一実施形態における歪み解放部材。
【図５７】一実施形態における覆い。
【図５８】様々な非限定的な実施形態に従って２つのアダプタアセンブリ。
【図５９】一実施形態における外科用発生器。
【図６０】一実施形態におけるアダプタアセンブリに接続されるコネクタアセンブリ。
【図６１】一実施形態における外科用発生器の収容部アセンブリ内に挿入されたアダプタアセンブリ。
【図６２】一実施形態におけるアダプタアセンブリに接続されるコネクタアセンブリ。
【図６３】一実施形態における発生器のバックパネルの斜視図。
【図６４】一実施形態における発生器のバックパネル。
【図６５】一実施形態における発生器のバックパネルの異なる部分。
【図６６】一実施形態における発生器のバックパネルの異なる部分。
【図６７】一実施形態における発生器の制御のための神経回路網。
【図６８】一実施形態における、発生器によって制御される外科用器具により出力される、測定温度対推定温度。
【図６９】代表的な電力曲線を示す線図の一実施形態。
【図７０】組織片に１つ以上の電力曲線を適用するためのプロセスフローの一実施形態。
【図７１】図７０のプロセスフローと共に使用され得る代表的な電力曲線を示す線図の一実施形態。
【図７２】図７０のプロセスフローと共に使用され得る代表的な一般的な形状の電力曲線を示す線図の一実施形態。
【図７３Ａ】新しい組織片に作用する図１の発生器のデジタル装置によって実行され得るルーチンの一実施形態。
【図７３Ｂ】組織インピーダンスをモニタリングする図１の発生器のデジタル装置によって実行され得るルーチンの一実施形態。
【図７３Ｃ】組織片に１つ以上の電力曲線を提供するために、図１の発生器のデジタル装置によって実行され得るルーチンの一実施形態。
【図７４】組織片に１つ以上の電力曲線を適用するためのプロセスフローの一実施形態。
【図７５】図１の発生器による複合負荷曲線の選択及び適用を記載するブロック図の一実施形態。
【図７６】図１の発生器により実行される、図７５のアルゴリズムの一実施形態を例示するプロセスフロー。
【図７７】第１複合負荷曲線パルスを生成するための、プロセスフローの一実施形態。
【図７８】図１の発生器による、図７６のアルゴリズムの代表的な適用を例示するパルスタイミング図の一実施形態。
【図７９】代表的な複合負荷曲線による、駆動信号電圧、電流及び電力のグラフ表現。
【図８０】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。
【図８１】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。
【図８２】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。
【図８３】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。

【図８４】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。
【図８５】代表的な複合負荷曲線のグラフ表現。
【図８６】一定の組織インピーダンス変化率を維持するための、アルゴリズムの適用を記載するブロック図の一実施形態。
【発明を実施するための形態】
【００３３】
外科用装置及び発生器の様々な実施形態を詳細に説明する前に図示されている実施形態は、その適用又は用途において、添付図面及び説明の関連において例示される部品の構造及び配列の詳細に限定されないことに留意すべきである。例示的な諸実施形態は、他の実施形態、変形形態、及び修正形態に実装され又は組み込まれてもよく、様々な方法で実践又は実施されてよい。更に、特に指示がない限り、本明細書に使用される用語及び表現は、読者の便宜上、例示的な実施形態を説明するために選択されており、これらの範囲を制限することを目的とするのではない。更に、以下に記述される実施形態、実施形態の具現、及び／又は実施例の１つ以上を、以下に記述される他の実施形態、実施形態の具現、及び／又は実施例の任意の１つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。
【００３４】
様々な実施形態が、超音波外科用装置、電気外科用装置及びこれと共に使用するための発生器を対象とする。超音波外科用装置の実施形態は、例えば、外科手術中に組織を横切及び／又は凝固するために構成され得る。電気外科用装置の実施形態は、例えば、外科手術中に、組織を横切、凝固、スケーリング、溶接及び／又は乾燥するように構成され得る。
【００３５】
発生器の実施形態は、デジタル信号処理と共に、発生器駆動信号電流及び電圧の高速アナログ－デジタルサンプリング（例えば、周波数によっておよそ２００ｘのオーバーサンプリング）を使用し、既知の発生器構造に対して多くの利点及び利益を提供する。一実施形態において、例えば、電流及び電圧フィードバックデータ、超音波変換器静電容量の値、並びに駆動信号周波数の値に基づき、発生器は超音波変換器の動作ブランチ電流のサンプルを決定し得る。これは、実質的に調整されたシステムの利益を提供し、調整され、いずれかの周波数において静電容量（例えば、図９のC_0）のいずれかの値と共振するシステムの存在をシミュレートする。したがって、動作ブランチ電流の制御は、調整インダクタを必要とせずに、静電容量の効果を調整することによって実現され得る。加えて、調整インダクタの排除は、周波数固定が、電流及び電圧フィードバックデータを好適に処理することによって実現され得るため、発生器の周波数固定能力を悪化させない場合がある。
【００３６】
デジタル信号処理を伴う、発生器駆動信号電流及び電圧の高速アナログ－デジタルサンプリングはまた、サンプルの正確な信号フィルタリングを可能にし得る。例えば、発生器の実施形態は、基本駆動信号周波数と、二次調和との間でロールオフする低域デジタルフィルター（例えば、有限インパルス応答（ＦＩＲ）フィルター）を使用し、電流及び電圧フィードバックサンプルの非対称高調波歪み及びＥＭＩによるノイズを低減してもよい。フィルタリングされた電流及び電圧フィードバックサンプルは、実質的に基本駆動信号周波数を表し、したがって、基本駆動信号周波数に関する、より正確なインピーダンス相測定、及び共振周波数固定を維持する発生器の能力の改善を可能にする。インピーダンス相測定の正確性は、立ち下がりエッジ及び立ち上がりエッジ相測定値を平均し、かつ測定されたインピーダンス相を０°に調整することによって更に向上し得る。
【００３７】
発生器の様々な実施形態は、デジタル信号処理と共に、発生器駆動信号電流及び電圧の高速アナログ－デジタルサンプリングを使用し、高い正確性で、実質電力消費及び他の数量を判定してもよい。これは、発生器が、例えば、組織のインピーダンスが変化する際の組織に供給される電力量の制御、及び組織インピーダンス増加の一定の割合を維持するための電力供給の制御などの、多くの有用なアルゴリズムを実行することを可能にし得る。

【００３８】
発生器の様々な実施形態は、超音波外科用装置及び電気外科用装置の両方を駆動するために必要な、広範な周波数範囲及び増加した出力電力を有し得る。電気外科用装置のより低い電圧、より高い電流需要は、広帯域電力変圧器の専用タップによって満たされる場合があり、したがって、別個の電力増幅器及び出力変換器の必要性を排除する。更に、発生器の感知及びフィードバック回路は、最小限の歪みの超音波及び電気外科用途の両方の必要性に応じる、大きなダイナミックレンジをサポートし得る。
【００３９】
様々な実施形態が、既存の多導体発生器／ハンドピースケーブルを使用して、ハンドピースに取り付けられた器具内に配置される情報回路（例えば、１－ｗｉｒｅ（登録商標）ｐｒｏｔｏｃｏｌ　ＥＥＰＲＯＭなどの、単線式バス装置）から読み出し、かつ任意によりこれに書き込むための単純で経済的な手段を提供し得る。このようにして、発生器は、ハンドピースに取り付けられた器具から、器具に固有のデータを読み出し、処理することができる。これは、発生器がより良い制御及び改善された診断及び誤差検出を提供することを可能にし得る。加えて、発生器が器具にデータを書き込む能力は、例えば、器具の使用を追跡し、動作データを捕捉する点において、可能な新しい機能性を生じる。加えて、周波数帯域の使用は、既存の発生器のバス装置を含む器具の後方互換性を可能にする。
【００４０】
発生器の開示される実施形態は、発生器の非絶縁回路と患者絶縁回路との間の、意図しない容量結合によって生じる、漏れ電流のアクティブ除去を提供する。患者のリスクを低減することに加え、漏れ電流の低減はまた、電磁放射を低減し得る。
【００４１】
本発明の実施形態のこれらの及び他の利益は、以下の記載から明らかとなろう。
【００４２】
用語「近位」及び「遠位」は、本明細書において、ハンドピースを把持している臨床医に準拠して用いられることが理解されよう。したがって、エンドエフェクタは、より近位のハンドピースに対して遠位にある。更に、便宜及び明確さのために、「上部」及び「下部」などの空間に関する用語もまた、本明細書において、ハンドピースを握持する臨床医を基準として使用され得ることが理解される。しかしながら、外科用装置は多くの向き及び位置で使用され、これらの用語は限定的かつ絶対的であることを意図しない。
【００４３】
図１は、外科用装置と使用するために構成可能な発生器１０２を含む、外科用システム１００の一実施形態を例示する。様々な実施形態に従い、発生器１０２は、例えば、超音波外科用装置１０４及び電気外科用又はＲＦ外科用装置１０６を含む、異なる種類の外科用装置と使用するために構成可能であり得る。図１の実施形態においては、発生器１０２は外科用装置１０４、１０６と別個であるものとして示されるが、いくつかの実施形態においては、発生器１０２は外科用装置１０４、１０６のいずれかと一体的に形成されて、一体型外科用システムを形成してもよい。
【００４４】
図２は、横切及び／又は封止のために使用され得る代表的な超音波装置１０４の一実施形態を例示する。装置１０４はハンドピース１１６を含んでもよく、これはひいては超音波変換器１１４を含んでもよい。変換器１１４は、例えば、ケーブル１２２（例えば、多導体ケーブル）によって、発生器１０２と電気的に導通していてもよい。変換器１１４は、圧電素子、又は駆動信号の電気エネルギーを機械的振動に変換するために好適な他の素子若しくは構成要素を含み得る。発生器１０２によって活性化されるとき、超音波変換器１１４は、長手方向の振動を生じ得る。振動は、装置１０４の器具部分１２４（例えば、外側シース内に埋め込まれた導波管を介して）を通じて、器具部分１２４のエンドエフェクタ１２６に伝達され得る。
【００４５】
図３は、代表的な超音波装置１０４のエンドエフェクタ１２６の一実施形態を例示する

。エンドエフェクタ１２６は、導波管（図示されない）を介して超音波変換器１１４に連結され得るブレード１５１を含み得る。変換器１１４によって駆動される際、ブレード１５１は振動することがあり、組織と接触する際に、組織を切断及び／又は凝固し得る。様々な実施形態において、図３において例示されるように、エンドエフェクタ１２６はまた、エンドエフェクタ１２６のブレード１５１と協働するように構成され得るクランプアーム１５５を含み得る。ブレード１５１、クランプアーム１５５は、一連のジョー１４０を含み得る。クランプアーム１５５は、器具部分１２４のシャフト１５３の遠位端で枢動可能に接続され得る。クランプアーム１５５としては、ＴＥＦＬＯＮ（登録商標）又は他の好適な低摩擦材料から形成され得るクランプアーム組織パッド１６３を含み得る。パッド１６３は、ブレード１５１と協働するように取り付けられてもよく、クランプアーム１５５の枢動運動は、クランプパッド１６３をブレード１５１と実質的に平行な関係で、及びこれと接触するように位置付ける。この構成により、クランプされる組織片は、組織パッド１６３とブレード１５１との間に把持され得る。組織パッド１６３は、ブレード１５１と協働して組織の把持を高めるために、軸方向に間隔をあけ近位に延在する複数個の把持歯１６１を含む、鋸歯様の構成を備えてもよい。クランプアーム１５５は、図３に示される開放位置から、閉鎖位置まで（クランプアーム１５５がブレード１５１と接触するか又は近接する）任意の様式で遷移し得る。例えば、ハンドピース１１６は、ジョークロージャトリガー１３８を含み得る。臨床医によって起動される場合、ジョークロージャトリガー１３８は、クランプアーム１５５を任意の好適な様式で枢動させ得る。

【００４６】

発生器１０２は、駆動信号を変換器１１４へと任意の好適な様式で提供するように起動され得る。例えば、発生器１０２は、フットスイッチケーブル１２２（図８）を介して発生器１０２に連結されたフットスイッチ１２０を含み得る。臨床医は、フットスイッチ１２０を押圧することにより、変換器１１４を、それによって変換器１１４及びブレード１５１を起動し得る。フットスイッチ１２０に加えて、又はこの代わりに、装置１０４のいくつかの実施形態が、ハンドピース１１６上に位置付けられる１つ以上のスイッチを使用してもよく、これは、起動される際に、発生器１０２に変換器１１４を起動させることができる。一実施形態において、例えば、１つ以上のスイッチが、例えば、装置１０４の動作様式を決定するために、一対のトグルボタン１３６ａ、１３６ｂを含んでもよい。トグルボタン１３６ａが押圧される際、例えば、超音波発生器１０２は、変換器１１４に最大駆動信号を提供し、これに最大超音波エネルギー出力を生成させてもよい。トグルボタン１３６ｂを押圧することにより、超音波発生器１０２が変換器１１４にユーザー選択可能な駆動信号を提供し、よってこれがより小さい超音波エネルギー出力を生成してもよい。装置１０４は追加的に又は代替的に、第２スイッチを含んでもよく、例えば、エンドエフェクタ１２６のジョー１４０を操作するために、ジョークロージャトリガー１３８の位置を指示してもよい。また、いくつかの実施形態において、超音波発生器１０２は、ジョークロージャトリガー１３８の位置に基づいて起動され得る（例えば、臨床医がジョークロージャトリガー１３８を押圧してジョー１４０を閉じると、超音波エネルギーが適用され得る）。

【００４７】

加えて、又は代替的に、１つ以上のスイッチがトグルボタン１３６ｃを含んでもよく、これが押圧されると、発生器１０２がパルス状出力を提供する。パルスは、例えば、任意の好適な周波数及び分類で提供され得る。いくつかの実施形態においては、パルスの電力レベルは、例えば、トグルボタン１３６ａ、ｂの電力レベル（最大、最大未満）と関連する電力レベルであり得る。

【００４８】

装置１０４は、トグルボタン１３６ａ、ｂ、ｃの任意の組み合わせを含み得ることが理解される。例えば、装置１０４は、２つのトグルボタンのみを有するように構成され得る：最大超音波エネルギーを生成するためのトグルボタン１３６ａ、及び一回毎に最大又は最大未満の電力レベルのいずれかのパルス状出力を生成するトグルボタン１３６ｃ。この

ようにして、発生器１０２の駆動信号出力構成は、５個の連続的な信号及び、５又は４又は３又は２又は１個のパルス状信号であり得る。いくつかの実施形態において、特定の駆動信号構成は、例えば、発生器１０２のＥＥＰＲＯＭ及び／又はユーザー電力レベル選択に基づき制御され得る。

【００４９】

いくつかの実施形態において、２位置スイッチは、トグルボタン１３６ｃの代替として提供され得る。例えば、装置１０４は、最大電力レベルで連続的な出力を生成するためのトグルボタン１３６ａ及び２位置トグルボタン１３６ｂを含み得る。第１戻り止め位置において、トグルボタン１３６ｂは最大電力レベルで連続的な出力を生成してもよく、第２戻り止め位置において、トグルボタン１３６ｂはパルス状出力を生成し得る（例えば、ＥＥＰＯＭ設定により、最大又は最大出力レベル未満において）。

【００５０】

いくつかの実施形態において、エンドエフェクタ１２６はまた、一対の電極１５９、１５７を含み得る。電極１５９、１５７は、例えば、ケーブル１２２を介して、発生器１０２と通信し得る。電極１５９、１５７は、例えば、クランプアーム１５５とブレード１５１との間に存在する組織片のインピーダンスを測定するために使用され得る。発生器１０２は、電極１５９、１５７に信号（例えば、非治療的信号）を提供し得る。組織片のインピーダンスは例えば、信号の電流、電圧などをモニタリングすることによって見出され得る。

【００５１】

図４は、やはり横切及び封止のために使用され得る代表的な電気外科用装置１０６の一実施形態を例示する。様々な実施形態において、横切及び封止装置１０６は、ハンドピースアセンブリ１３０、シャフト１６５及びエンドエフェクタ１３２を含み得る。シャフト１６５は、剛性であってもよく（例えば、腹腔鏡及び／又は開腹外科用用途など）、又は図示されるように、可撓性であってもよい（例えば、内視鏡用途）。様々な実施形態において、シャフト１６５は、１つ以上の関節点を含んでもよい。エンドエフェクタ１３２は、第１ジョー部材１６７及び第２ジョー部材１６９を有するジョー１４４を含み得る。第１ジョー部材１６７及び第２ジョー部材１６９は、クレビス１７１に接続されてもよく、これはひいてはシャフト１６５に連結され得る。並進部材１７３は、シャフト１６５内で、エンドエフェクタ１３２からハンドピース１３０まで延び得る。ハンドピース１３０において、シャフト１６５はジョークロージャトリガー１４２（図４）へと直接的に又は間接的に連結され得る。

【００５２】

エンドエフェクタ１３２のジョー部材１６７、１６９がそれぞれの電極１７７、１７９を構成しうる。電極１７７、１７９は、エンドエフェクタ１３２から、シャフト１６５及びハンドピース１３０を通じて、最終的に発生器１０２まで延びる（例えば、多導体ケーブル１２８による）電気導線１８７ａ、１８７ｂ（図５）を介して発生器１０２に接続され得る。発生器１０２は、電極１７７、１７９に駆動信号を提供し、ジョー部材１６７、１６９内に存在する組織に治療的効果をもたらし得る。電極１７７、１７９は、活性電極及び戻り電極を含む場合があり、ここで活性電極及び戻り電極は、治療される組織に対して又はこれと隣接するようにして、位置付けられる場合があり、これによって活性電極から戻り電極へと組織を通じて電流が流れ得る。図４に例示されるように、エンドエフェクタ１３２は、ジョー部材１６７、１６９が開放位置にある状態で示される。往復ブレード１７５は、ジョー部材１６７、１６９の間に例示される。

【００５３】

図５、６及び７は、図４に示されるエンドエフェクタ１３２の一実施形態を例示するエンドエフェクタ１３２のジョー１４４を閉じるため、臨床医は、ジョークロージャトリガー１４２を、矢印１８３に沿って第１位置から第２位置へと枢動させる。これにより、ジョー１４４は、任意の好適な様式により開閉し得る。例えば、ジョークロージャトリガー１４２の運動は、ひいては、並進部材１７３をシャフト１６５の穴１８５内で並進させる

。並進部材１７３の遠位が、往復部材１９７に連結されてもよく、それによって並進部材１７３の遠位方向及び近位方向の運動が、対応する往復部材の遠位方向及び近位方向の運動を生じる。往復部材１９７は、肩部１９１ａ、１９１ｂを有してもよく、一方で、ジョー部材１６７、１６９は、対応するカム表面１８９ａ、１８９ｂを有し得る。往復部材１９７が、図６に示される位置から図７に示される位置まで遠位方向に並進すると、肩部１９１ａ、１９１ｂは、カム表面１８９ａ、１８９ｂに接触してもよく、これによりジョー部材１６７、１６９が閉鎖位置へと並進する。また、様々な実施形態において、ブレード１７５は、往復部材１９７の遠位端部に位置付けられてもよい。往復部材が図７に示される完全な遠位まで延びると、ブレード１７５は、このプロセスにおいてジョー部材１６７、１６９の間に存在する任意の組織を通じて押され、これを切断し得る。

【００５４】

使用中において、臨床医は、例えば、記載されるように、矢印１８３にそってジョークロージャトリガー１４２を枢動させることによって、作用すべき組織片の周囲にエンドエフェクタ１３２を配置し、ジョー１４４を閉じてもよい。一度組織片がジョー１４４の間で固定されると、臨床医は、発生器１０２により、電極１７７、１７９を通じて、ＲＦ又は他の電気外科用エネルギーの提供を開始し得る。ＲＦエネルギーの提供は、任意の好適な方法で達成され得る。例えば、臨床医は、ＲＦエネルギーの提供を開始するために、発生器１０２のフットスイッチ１２０（図８）を起動し得る。また、例えば、ハンドピース１３０は、発生器１０２がＲＦエネルギーの提供を開始するために、臨床医によって起動され得る１つ以上のスイッチ１８１を含み得る。加えて、いくつかの実施形態において、ＲＦエネルギーは、ジョークロージャトリガー１４２の位置に基づいて提供され得る。例えば、トリガー１４２が完全に押圧される際（ジョー１４４が閉じていることを指示する）、ＲＦエネルギーは提供され得る。また、様々な実施形態により、ブレード１７５は、ジョー１４４の閉鎖の間に前進してもよく、又はジョー１４４の閉鎖の後（例えば、ＲＦエネルギーが組織に適用された後）に臨床医によって別個に前進させられてもよい。

【００５５】

図８は、図１の外科用システム１００の図である。様々な実施形態では、発生器１０２は、モジュール及び／又はブロックのようないくつかの別個の機能的要素を備えることができる。異なる機能要素又はモジュールが、異なる種類の外科用装置１０４、１０６を駆動するために構成され得る。例えば、超音波発生器モジュール１０８は、超音波装置１０４などの、超音波装置を駆動し得る。電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０は、電気外科用装置１０６を駆動し得る。例えば、各モジュール１０８、１１０は、外科用装置１０４、１０６を駆動するために、各駆動信号を生成し得る。様々な実施形態において、超音波発生器モジュール１０８及び／又は電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０はそれぞれ、発生器１０２と一体的に形成され得る。あるいは、モジュール１０８、１１０の１つ以上が、発生器１０２と電気的に連結された別個の回路モジュールとして提供され得る。（モジュール１０８及び１１０は、この選択を例示するために仮想線で示される）また、いくつかの実施形態において、電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０は、超音波発生器モジュール１０８と一体的に形成され得るか、又はその逆であり得る。

【００５６】

上記の実施形態に従い、超音波発生器モジュール１０８は、特定の電圧、電流及び周波数（例えば、毎秒５５，５００サイクル（Ｈｚ））の駆動信号を生成し得る。駆動信号は、超音波装置１０４、特に、例えば上記のように動作し得る変換器１１４に提供され得る。一実施形態において、発生器１０２は、高分解能、正確性、及び反復性を有し、段階的であり得る、特定の電圧、電流及び／又は周波数出力の駆動信号を生成するように構成され得る。

【００５７】

上記の実施形態に従い、電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０は、高周波（ＲＦ）エネルギーを使用する、双極電気外科手術を行うために十分な出力電力を有する、駆動信号を生成し得る。双極電気外科手術用途例えば、駆動信号は、例えば上記の電気外科用装

置１０６の電極１７７、１７９に提供され得る。したがって、発生器１０２は、組織を治療するために十分な電気エネルギーを組織に適用することにより、治療目的のために構成され得る（例えば、凝固、焼灼、組織溶接など）。

【００５８】

発生器１０２は、例えば、発生器１０２コンソールの前側パネル上に位置する入力装置１４５（図１）を含み得る。出力装置１４５は、発生器１０２の動作をプログラミングするために好適な信号を生成する、任意の好適な装置を含み得る。動作中、ユーザーは、入力装置１４５を使用して発生器１０２の動作をプログラミングないしは別の方法で制御し得る。入力装置１４５は、発生器１０２の動作（例えば、超音波発生器モジュール１０８及び／電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０の動作）を制御するために、発生器によって（例えば、発生器内に収容される１つ以上のプロセッサによって）使用され得る信号を生成する、任意の好適な装置を含み得る。様々な実施形態において、入力装置１４５は多目的又は専用コンピュータへのボタン、スイッチ、サムホイール、キーボード、キーパッド、タッチスクリーンモニター、指先指示デバイス、リモート接続の１つ以上を含む。他の実施形態において、入力装置１４５は例えば、タッチスクリーンモニター上に表示される１つ以上のユーザーインターフェーススクリーンなどの、好適なユーザーインターフェースを含み得る。したがって、入力装置１４５によりユーザーは、例えば、超音波発生器モジュール１０８及び／又は電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１１０によって生成される駆動信号の電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、周波数（ｆ）、及び／又は時間（Ｔ）などの、発生器の様々な動作パラメーターを設定又はプログラミングすることができる。

【００５９】

発生器１０２はまた、例えば、発生器１０２コンソールの前側パネル上に位置する出力装置１４７（図１）を含み得る。出力装置１４７は、ユーザーに対する感覚的フィードバックを提供するための１つ以上の装置を含む。このような装置は、例えば、視覚的フィードバック装置（例えば、ＬＣＤディスプレイスクリーン、ＬＥＤインジケータ）、可聴フィードバック装置（例えば、スピーカー、ブザー）又は触覚フィードバック装置（例えば、触覚作動装置）を含んでもよい。

【００６０】

発生器１０２の特定のモジュール及び／又はブロックが例として記載され得るが、より多くの又はより少ない数のモジュール及び／又はブロックが使用され得、かつ依然として実施形態の範囲内にあることが理解され得る。更に、様々な実施形態は、記述を容易にするためにモジュール及び／又はブロックとして記述され得るが、そのようなモジュール及び／又はブロックは、１つ以上の、例えばプロセッサ、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）、プログラミング可能ロジックデバイス（ＰＬＤ）、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）、回路、レジスターのようなハードウェアコンポーネント、及び／又は、例えばプログラム、サブルーチン、ロジックのようなソフトウェアコンポーネント、及び／又は、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアコンポーネントとの組み合わせによって実施され得る。

【００６１】

一実施形態において、超音波発生器駆動モジュール１０８及び電気外科用／ＲＦ駆動モジュール１１０は、フィルムウェア、ソフトウェア、ハードウェア又はこれらの任意の組み合わせとして実施され得る１つ以上の内蔵型アプリケーションを含み得る。モジュール１０８、１１０は、ソフトウェア、プログラム、データ、ドライバ、アプリケーションプログラムインターフェイス（ＡＰＩ）などのような様々な実行可能なモジュールを備えることができる。ファームウェアは、ビットマスクされた読み出し専用メモリ（ＲＯＭ）又はフラッシュメモリのような不揮発性メモリ（ＮＶＭ）に保存することができる。様々な実施において、ファームウェアをＲＯＭに保存することはフラッシュメモリを保存し得る。ＮＶＭは、例えばプログラミング可能ＲＯＭ（ＰＲＯＭ）、消去可能なプログラミング可能ＲＯＭ（ＥＰＲＯＭ）、電気的消去可能なプログラミング可能ＲＯＭ（ＥＥＰＲＯＭ）、又はダイナミックＲＡＭ（ＤＲＡＭ）、ダブルデータレートＤＲＡＭ（ＤＤＲＡＭ）

、及び／若しくは同期ＤＲＡＭ（ＳＤＲＡＭ）のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）を含む他のタイプのメモリを備えることができる。

【００６２】

一実施形態において、モジュール１０８、１１０は、装置１０４、１０６の様々な測定可能な特性をモニタリングするためのプログラム命令を実行し、装置１０４、１０６を操作するための対応する出力駆動信号を生成するための、プロセッサとして実施されるハードウェア構成要素を含む。発生器１０２が装置１０４と共に使用される実施形態において、駆動信号は、切断及び／又は凝固動作モードにおいて、超音波変換器１１４を駆動し得る。装置１０４及び／又は組織の電気的特性が測定されて、発生器１０２の動作態様を制御するために使用され、及び／又はユーザーにフィードバックとして提要され得る。発生器１０２が装置１０６と共に使用される実施形態において、駆動信号は、切断、凝固及び／又は乾燥モードにおいてエンドエフェクタ１３２に電気エネルギー（例えば、ＲＦエネルギー）を供給し得る。装置１０６及び／又は組織の電気的特性が測定されて、発生器１０２の動作態様を制御するために使用され、及び／又はユーザーにフィードバックとして提要され得る。様々な実施形態において、既に述べたように、ハードウェアコンポーネントはＤＳＰ、ＰＬＤ、ＡＳＩＣ、回路、及び／又はレジスターとして実施され得る。一実施形態において、プロセッサは、超音波変換器１１４及びエンドエフェクタ１２６、１３２などの、装置１０４、１０６の様々な構成要素を駆動するための段階機能出力信号を生成するための、コンピューターソフトウェアプログラム命令を保存及び実行するように構成され得る。

【００６３】

図９は、一実施形態による、超音波変換器１１４などの、超音波変換器の等価回路１５０を例示する。回路１５０は、共振器の電気外科特性を規定する、連続的に接続されたインダクタンスL_s、抵抗R_s、静電容量C_sを有する第１「動作」ブランチと、静電容量C_0を有する第２容量性ブランチとを含む。駆動電流I_gは、発振器から駆動電圧V_gで受け取られ、活動電流I_mは、第１ブランチを通じて流れ、電流I_g～I_mは、容量性ブランチを通じて流れる。超音波変換器の電気機械特性の制御は、I_g及びV_gを好適に制御することによって達成され得る。上記のように、既知の発生器構造は、並列共振回路内において静電容量C_0を共振周波数において調整するための調整インダクタL_t（図９に仮想線で示される）を含んでもよく、それによって発生器の電流出力I_gの実質的に全てが活動ブランチを流れる。このようにして、動作ブランチ電流I_mは、発生器電流出力I_gを制御することによって達成される。調整インダクタL_tは、超音波変換器の静電容量C_0に特有であるが、異なる静電容量を有する異なる超音波変換器は、異なる調整インダクタL_tを必要とする。その上、調整インダクタL_tは、単一の共振周波数の静電容量C_0と整合するため、動作ブランチ電流の正確な制御I_mは、この周波数でのみ保証され、変換器の温度と共に周波数が下がると、動作ブランチ電流の正確な制御は悪化する。

【００６４】

発生器１０２の様々な実施形態は、動作ブランチ電流I_mをモニタリングするために、調整インダクタL_tに依存しない場合がある。むしろ、発生器１０２は、動的及び進行に応じたベースで（例えば、リアルタイムで）動作ブランチ電流I_mの値を決定するため、特定の超音波外科用装置１０４における電力の適用の間の静電容量の測定値C_0を（駆動信号電圧及び電流フィードバックデータと共に）使用し得る。発生器１０２のこのような実施形態はしたがって、静電容量C_0の公称値によって表される単一の共振周波数のみではなく、任意の周波数における任意の値の静電容量C_0と調整される又は共振するシステムを刺激するための実質的な調整を提供することができる。

【００６５】

図１０は、他の利益の中でもとりわけ、上記のインダクタレス調整を提供するための発生器１０２の一実施形態の単純化したブロック図である。図１１Ａ～１１Ｃは、一実施形態による図１０の発生器１０２の構造を例示する。図１０を参照し、発生器１０２は、電力変圧器１５６を介して、非絶縁段階１５４と通信する患者絶縁段階１５２を含む場合が

ある。電力変圧器１５６の二次巻線１５８は、絶縁段階１５２に含まれ、かつタップ構成を含んでもよく（例えば、センタータップ又は非センタータップ構成）、例えば、超音波外科用装置１０４及び電気外科用装置１０６などの異なる外科用装置に駆動信号を出力するための、駆動信号出力端子１６０ａ、１６０ｂ、１６０ｃを規定する。特に、駆動信号出力端子１６０ａ、１６０ｃは、超音波外科用装置１０４に駆動信号（例えば、４２０Ｖ　ＲＭＳ駆動信号）を出力してもよく、駆動信号出力端子１６０ｂ、１６０ｃは、電気外科用装置１０６に駆動信号（例えば、１００Ｖ　ＲＭＳ駆動信号）を出力してもよく、出力端子１６０ｂは電力変圧器１５６のセンタータップに対応する。非絶縁段階１５４は、電力変圧器１５６の一次巻線１６４と接続された、出力端子を有する電力増幅器１６２を含み得る。いくつかの実施形態において、電力増幅器１６２は、例えば、プッシュプル増幅器を含み得る。非絶縁段階１５４は、デジタル出力をデジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）１６８に供給するための、プログラミング可能な論理装置１６６を更に含んでもよく、デジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）１６８はひいては、対応するアナログ信号を電力増幅器１６２の入力端子に供給する。いくつかの実施形態において、プログラミング可能な論理装置１６６は例えば、現場でプログラミング可能なゲートアレー（ＦＰＧＡ）を含んでも良い。プログラミング可能な論理装置１６６はしたがって、ＤＡＣ　１６８を介して電力増幅器１６２の出力を制御することにより、駆動信号出力端子１６０ａ、１６０ｂ、１６０ｃで現れる駆動信号の多数のパラメーター（例えば、周波数の、波形、波形振幅）のいずれかを制御し得る。いくつかの実施形態において、以下に記載されるように、プログラミング可能な論理装置１６６は、プロセッサ（例えば、以下に記載のプロセッサ１７４）と共に、多くのデジタル信号処理（ＤＳＰ）ベースの及び／又は他の制御アルゴリズムを実行し、発生器１０２により出力される駆動信号のパラメーターを制御し得る。

【００６６】

電力は、スイッチ－モード調節器１７０によって、電力増幅器１６２の電力レールに供給され得る。いくつかの実施形態において、スイッチ－モード調節器１７０は、例えば、調節可能なバック調節器を含み得る。非絶縁段階１５４は、例えば、プロセッサ１７４を更に含んでもよく、これは、一実施形態においては、Ａｎａｌｏｇ　Ｄｅｖｉｃｅｓ（Ｎｏｒｗｏｏｄ，ＭＡ）から入手可能なＡｎａｌｏｇ　Ｄｅｖｉｃｅｓ　ＡＤＳＰ－２１４６９　ＳＨＡＲＣ　ＤＳＰなどの、ＤＳＰプロセッサを含み得る。いくつかの実施形態において、プロセッサ１７４は、電力増幅器１６２からプロセッサ１７４がアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）１７６を介して受信する、電圧フィードバックデータに応答するスイッチモード電力変圧器１７０の動作を制御し得る。例えば、一実施形態において、プロセッサ１７４は、電力増幅器１６２によって増幅される信号（例えば、ＲＦ信号）の波形エンベロープを、ＡＤＣ　１７６を介して入力として受信することができる。プロセッサ１７４はその後、電力増幅器１６２に供給されるレール電圧が、増幅信号の波形エンベロープを追跡するように、スイッチ－モード調節器１７０（例えば、パルス幅変調（ＰＷＭ）出力）を制御し得る。波形エンベロープに基づいて、電力増幅器１６２のレール電圧を動的に変調することにより、電力増幅器１６２の効率は、固定レール電圧増幅器スキームに対して顕著に改善され得る。

【００６７】

いくつかの実施形態において、かつ図１３に関連して更に詳細に記載されるようにプログラミング可能な論理装置１６６は、プロセッサ１７４と共に、直接デジタルシンセサイザ（ＤＤＣ）制御スキームを実行して、発生器１０２による駆動信号出力の波形、周波数及び／又は振幅を制御し得る。一実施形態において、例えば、プログラミング可能な論理装置１６６は、ＦＰＧＡに内蔵され得る、ＲＡＭ、ＬＵＴなどの動的に更新されるルックアップ表（ＬＵＴ）内に保存された、波形サンプルを呼び出すことによって、ＤＤＳ制御アルゴリズム２６８を実行し得る。この制御アルゴリズムは、超音波変換器１４４などの超音波変換器が、その共振周波数における明瞭な正弦波電流によって駆動され得る、超音波用途において特に有用である。他の周波数が、寄生共振を誘起し得るため、動作ブランチ電流の全歪みの最小化又は低減が、これに対応して望ましくない共振効果を最小化又は

低減し得る。発生器１０２によって出力される駆動信号の波形は、出力駆動回路に存在する様々な歪み源（例えば、電力変圧器１５６、電力増幅器１６２）によって影響され得るため、駆動信号に基づく電圧及び電流フィードバックデータは、プロセッサ１７４によって実行される誤差制御アルゴリズムなどのアルゴリズムに入力され得、これは動的な、進行に応じたベース（例えば、リアルタイム）で、ＬＵＴに保存された波形サンプルを好適に事前に歪ませるか又は修正することによって、歪みを補償する。一実施形態において、ＬＵＴサンプルに適用される予歪みの量又は程度は、計算される動作ブランチ電流と所望の電流波形との間の誤差に基づく場合があり、誤差は、サンプルごとのベースで判定される。このようにして、予め歪ませたＬＵＴサンプルは、駆動回路により処理される場合、超音波変換器を最適に駆動するために、所望の波形（例えば、正弦波形状）を有する動作ブランチ駆動信号を生じ得る。このような実施形態において、ＬＵＴ波形サンプルはしたがって、駆動信号の所望の波形を表すのではなく、歪み効果を考慮した際の、動作ブランチ駆動信号の所望の波形を最終的に生成するために必要な波形を表す。

【００６８】

非絶縁段階１５４は更に、発生器１０２によって出力される駆動信号の電圧及び電流をそれぞれサンプリングするために、各絶縁変換器１８２、１８４を介して電力変圧器１５６の出力端子に連結されるＡＤＣ　１７８及びＡＤＣ　１８０を含み得る。いくつかの実施形態において、ＡＤＣ　１７８、１８０は、駆動信号のオーバーサンプリングを可能にするために、高速（例えば、８０Ｍｓｐｓ）でサンプリングするように構成され得る。一実施形態において、例えば、ＡＤＣ　１７８、１８０のサンプリング速度は、駆動信号のおよそ２００ｘ（駆動周波数による）のオーバーサンプリングを可能にし得る。いくつかの実施形態において、ＡＤＣ　１７８、１８０のサンプリング動作は、双方向マルチプレクサを介し、入力電圧及び電流信号を受信する単一のＡＤＣによって行われる。発生器１０２の実施形態における高速サンプリングの使用はとりわけ、動作ブランチを流れる複素電流の計算（これは、上記のＤＤＳベースの波形制御を実施するために、いくつかの実施形態において使用され得る）、サンプリングされた信号の正確なデジタルフィルタリング、及び高度の正確性を有する実質電力消費の計算を可能にし得る。ＡＤＣ　１７８、１８０によって出力される電圧及び電流フィードバックデータは、プログラミング可能な論理装置１６６によって受信され、かつ処理されてもよく（例えば、ＦＩＦＯバッファリング、マルチプレクシング）、例えば、プロセッサ１７４による、以後の読み出しのために、データメモリに保存されてもよい。上記のように、電圧及び電流フィードバックデータは、動的及び進行に応じたベースで、ＬＵＴ波形サンプルを予め歪ませるか又は修正するための、アルゴリズムへの入力として使用され得る。いくつかの実施形態において、これは電圧及び電流フィードバックデータペアが得られる場合に、プログラミング可能な論理装置１６６によって出力された、対応するＬＵＴサンプルに基づき、ないしは別の方法でこれに関連して、各保存された電圧及び電流フィードバックデータペアが索引されることを必要とし得る。ＬＵＴサンプルと電圧及び電流フィードバックデータのこの方法による同期は、予歪みアルゴリズムの正確なタイミング及び安定性に寄与する。

【００６９】

いくつかの実施形態において、電圧及び電流フィードバックデータは、駆動信号の周波数及び／又は振幅（例えば、電流振幅）を制御するために使用され得る。例えば、一実施形態において、電圧及び電流フィードバックは、インピーダンス相を決定するために使用され得る。駆動信号の周波数はその後、判定されたインピーダンス相とインピーダンス相設定点（例えば、０°）との間の差を最小化又は低減するように制御されてもよく、したがって高調波歪みの効果を最小化又は低減し、これに対応してインピーダンス相測定正確性を向上させる。相インピーダンス及び周波数制御信号の判定は、例えば、プロセッサ１７４で実行されてもよく、周波数制御信号は、プログラミング可能な論理装置１６６によって実行されるＤＤＳ制御アルゴリズムへの入力として供給される。

【００７０】

例えば、別の実施形態において、駆動信号の電流振幅を電流振幅設定点で維持するため

に、電流フィードバックデータがモニタリングされ得る。電流振幅設定点は、直接指定されてもよく、又は指定された電圧振幅及び電流設定点に基づいて間接的に決定されてもよい。いくつかの実施形態において、電流振幅の制御は、例えば、プロセッサ１７４内の比例積分導関数（ＰＩＤ）制御アルゴリズムなどの制御アルゴリズムによって実行され得る。駆動信号の電流振幅を好適に制御するために、制御アルゴリズムによって制御される変数としては、例えば、プログラミング可能な論理装置１６６に保存されるＬＵＴ波形サンプルのスケーリング、及び／又はＤＡＣ　１８６を介したＤＡＣ　１６８（これは電力増幅器１６２に入力を供給する）のフルスケール出力電圧が挙げられる。

【００７１】

非絶縁段階１５４はとりわけ、ユーザーインターフェース（ＵＩ）機能性を提供するために、プロセッサ１９０を更に含み得る。一実施形態において、プロセッサ１９０は例えば、Ａｔｍｅｌ　Ｃｏｒｐｏｒａｔｉｏｎ（Ｓａｎ　Ｊｏｓｅ，Ｃａｌｉｆｏｒｎｉａ）から入手可能な、ＡＲＭ　９２６ＥＪ－コアを有するＡｔｍｅｌ　ＡＴ９１ＳＡＭ９２６３プロセッサを含み得る。プロセッサ１９０によってサポートされるＵＩ機能性の例としては、可聴及び可視ユーザーフィードバック、周辺装置との通信（例えば、Ｕｎｉｖｅｒｓａｌ　Ｓｅｒｉａｌ　Ｂｕｓ（ＵＳＢ）インターフェースによる）、フットスイッチ１２０との通信、入力装置１１２との通信（例えば、タッチスクリーンディスプレイ）、及び出力装置１４７との通信（例えば、スピーカー）が挙げられる。プロセッサ１９０は、プロセッサ１７４及びプログラミング可能な装置（例えば、シリアル周辺インターフェース（ＳＰＩ）バス）と通信し得る。プロセッサ１９０はＵＩ機能性を主にサポートし得るが、これは、いくつかの実施形態においては、プロセッサ１７４と協調して、危険緩和を実行し得る。例えば、プロセッサ１９０は、ユーザー入力及び／又は他の入力（例えば、タッチスクリーン入力、フットスイッチ１２０入力、温度センサー入力）の様々な態様をモニタリングするようにプログラミングされてもよく、かつ誤った状態が検出される際に、発生器１０２の駆動出力を無効化し得る。

【００７２】

いくつかの実施形態において、プロセッサ１７４及びプロセッサ１９０の両方が、発生器１０２の動作状態を判定及びモニタリングし得る。プロセッサ１７４に関し、発生器１０２の動作状態は、例えば、どちらの制御及び／又は診断プロセスがプロセッサ１７４によって実行されるかを表し得る。プロセッサ１９０に関し、発生器１０２の動作状態は、例えば、ユーザーインターフェース（例えば、ディスプレイスクリーン、音）のどの要素がユーザーに提供されるかを表し得る。プロセッサ１７４、１９０は、発生器１０２の現在の動作状態を別個に維持し、現在の動作状態からの可能な遷移を認識及び評価する。プロセッサ１７４は、この関係におけるマスターとして機能し、動作状態の間の遷移が生じるときを決定してもよい。プロセッサ１９０は、動作状態間の有効な遷移を認識してもよく、かつ特定の遷移が適切であるかを確認してもよい。例えば、プロセッサ１７４がプロセス１９０に特定の状態に遷移するように命令するとき、プロセッサ１９０は要求される遷移が有効であることを確認し得る。要求される状態間の遷移がプロセッサ１９０によって無効であると判定される場合、プロセッサ１９０は発生器１０２を故障モードにし得る。

【００７３】

非絶縁段階１５４は、入力装置１４５をモニタリングするために、コントローラ１９６を更に含み得る（例えば、発生器１０２を入力及び切断するために使用される容量性タッチセンサー、容量性タッチスクリーン）。いくつかの実施形態において、コントローラ１９６は、少なくとも１つのプロセッサ、及び／又はプロセッサ１９０と通信する他のコントローラ装置を含み得る。一実施形態において、例えば、コントローラ１９６は、１つ以上の容量性タッチセンサーを介して提供されるユーザー入力をモニタリングするように構成された、プロセッサ（例えば、Ａｔｍｅｌから入手可能なＭｅｇａ１６８　８ビットコントローラ）を含み得る。一実施形態において、コントローラ１９６は、容量性タッチスクリーンからのタッチデータの獲得を制御及び管理するための、タッチスクリーンコント

ローラ（例えば、Ａｔｍｅｌから入手可能なＱＴ５４８０タッチスクリーンコントローラ）を含み得る。

【００７４】

いくつかの実施形態において、発生器１０２が「電力オフ」状態にあるとき、コントローラ１９６は、動作電力を受け取り続けてもよい（例えば、下記の電源２１１などの、発生器１０２の電源からのラインを介して）。このようにして、コントローラ１９６は、発生器１０２を入力及び切断するために、入力装置１４５（例えば、発生器１０２の前側パネルに位置する容量性タッチセンサー）をモニタリングし続けてもよい。発生器１０２が切断状態にあるとき、コントローラ１９６は、ユーザーによる「オン／オフ」入力装置１４５の起動が検出される際に電源を起動し得る（例えば、電源２１１の１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２１３の動作を可能にする）。コントローラ１９６はしたがって、発生器１０２を「入力」状態に遷移させるために、シーケンスを開始することができる。逆に、発生器１０２が入力状態にあるとき、コントローラ１９６は、「オン／オフ」入力装置１４５の起動が検出される際に、発生器１０２を切断状態に遷移するためのシーケンスを開始することができる。例えば、いくつかの実施形態において、コントローラ１９６は、「オン／オフ」入力装置１４５の起動をプロセッサ１９０に報告してもよく、これはひいては、発生器１０２の切断状態への遷移のために必要なプロセスシーケンスを実行する。このような実施形態において、コントローラ１９６は、発生器１０２の入力状態が確立された後の、それから電力を排除するための別個の能力を有さないことがある。

【００７５】

いくつかの実施形態において、コントローラ１９６は、ユーザーに入力又は切断シーケンスが開始されたことを警告するために、発生器１０２に可聴又は他の感覚的フィードバックを提供させ得る。このような警告は、入力又は切断シーケンスの開始時、及びシーケンスと関連する他のプロセスの開始前に提供され得る。

【００７６】

いくつかの実施形態において、絶縁段階１５２は、例えば、外科用装置の制御回路（例えば、ハンドピーススイッチを含む制御回路）と、非絶縁段階１５４の構成要素（例えば、プログラミング可能な論理装置１６６、プロセッサ１７４及び／又はプロセッサ１９０）との間の通信インターフェースを提供するために、器具インターフェース回路１９８を含み得る。器具インターフェース回路１９８は、例えば、赤外線（ＩＲ）ベースの通信リンクなどの、段階１５２と１５４との間の好適な度合いの電気的絶縁を維持する通信リンクを介し、非絶縁段階１５４の構成要素と情報を交換し得る。例えば、非絶縁段階１５４から駆動される絶縁変換器によって駆動される、低ドロップアウト電圧調節器を使用して、器具インターフェース回路１９８に電力が供給され得る。

【００７７】

一実施形態において、器具インターフェース回路１９８は、信号調整回路２０２と通信するプログラミング可能な論理装置２００（例えば、ＦＰＧＡ）を含み得る。信号調整回路２０２は、同一の周波数を有する双極呼びかけ信号を生じるために、プログラム可能な論理装置２００から周期信号（例えば、２ｋＨｚ方形波）を受信するように構成され得る。呼びかけ信号は、例えば、差動増幅器により供給される双極電流源を使用して生成され得る。呼びかけ信号は、外科用装置制御回路に伝達され（例えば、発生器１０２を外科用装置に接続する、ケーブル内の導電ペアを使用して）、制御回路の状態又は構成を判定するためにモニタリングされ得る。例えば、図１６～３２と関連して以下に記載されるように、制御回路は多くのスイッチ、抵抗器及び／又はダイオードを含み、制御回路の状態又は構成が１つ以上の特性に基づいて個別に識別可能であるように、呼びかけ信号の１つ以上の特性（例えば、振幅、整流）を修正してもよい。例えば、一実施形態において、信号調整回路２０２は、呼びかけ信号が通過する経路から生じる制御回路の入力にわたって出現する電圧信号のサンプルを生成するため、ＡＤＣを含み得る。プログラミング可能な論理装置２００（又は非絶縁段階１５４の構成要素）はその後、ＡＤＣサンプルに基づく制御回路の状態又は構成を決定し得る。

【００７８】
一実施形態において、器具インターフェース回路１９８は、第１データ回路インターフェース２０４を含み、プログラミング可能な論理装置２００（又は器具インターフェース回路１９８の他の要素）と、外科用装置内に配置されるかないしは別の方法で関連する第１データ回路との間の情報交換を可能にしてもよい。いくつかの実施形態において、例えば、図３３Ｅ～３３Ｇと関連して、第１データ回路２０６は、発生器１０２を有する特定の外科用装置タイプ又はモデルとインターフェース接続させるために、外科用装置ハンドピースに一体的に取り付けられたケーブル内、又はアダプタ内に配置され得る。いくつかの実施形態において、第１データ回路は、電気的に消去可能なプログラミング可能読み取り専用メモリ（ＥＥＰＲＯＭ）装置などの、不揮発性記憶装置を含み得る。いくつかの実施形態において、かつ図１０を参照し、第１データ回路インターフェース２０４は、プログラミング可能な論理装置２００とは別個に実施され、好適な回路（例えば、別個の論理装置、プロセッサ）を含み、プログラミング可能な装置２００と第１データ回路との間の通信を可能にする。他の実施形態において、第１データ回路インターフェース２０４は、プログラミング可能な論理装置２００と一体であり得る。
【００７９】
いくつかの実施形態において、第１データ回路２０６は、これを伴う特定の外科用装置に関する情報を保存し得る。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用装置が使用された動作数、及び／又は他の種類の情報を含み得る。この情報は、器具インターフェース回路１９８によって（例えば、プログラミング可能な論理装置２００によって）読み出され、出力装置１４７を介してユーザーに提供するため及び／又は発生器１０２の機能又は動作の制御のために、非絶縁段階１５４の構成要素（例えば、プログラミング可能な論理装置１６６、プロセッサ１７４及び／又はプロセッサ１９０）に伝達され得る。加えて、任意の種類の情報が、第１データ回路インターフェース２０４を介して内部に保存するために、第１データ回路２０６に伝達され得る（例えば、プログラミング可能な論理装置２００を使用して）。このような情報は例えば、外科用装置が使用された最新の動作数、並びに／又は、その使用の日付及び／若しくは時間を含み得る。
【００８０】
上記のように、外科用器具は、器具の互換性及び／又は廃棄性を促進するために、ハンドピースから取り外し可能であり得る（例えば、器具１２４は、ハンドピース１１６から取り外し可能であり得る）。このような場合、既知の発生器は、使用されている特定の器具構成を認識し、これに対応して制御及び診断プロセスを最適化する能力を制限されている場合がある。しかしながら、この問題に対処するために、外科用装置器具に読み取り可能なデータ回路を追加することは、適合性の観点から問題がある。例えば、必要なデータ読み取り機能性を欠く発生器との後方互換性を保つように、外科用装置を設計することは、例えば、異なる信号スキーム、設計複雑性及び費用のために、実用的でない場合がある。図１６～３２に関連して記載される器具の実施形態は、既存の外科用器具において実施され得るデータ回路を経済的に使用し、外科用装置と最新の発生器プラットフォームとの適合性を維持するための設計変更を最小限にすることによってこれらの懸念に対処する。
【００８１】
加えて、発生器１０２の実施形態は、図１６～３２及び図３３Ａ～３３Ｃに関連して以下に記載されるものなどの、器具ベースのデータ回路との通信を可能にし得る。例えば、発生器１０２は、外科用装置の器具（例えば、器具１２４又は１３４）内に収容される第２データ回路（例えば、図１６のデータ回路２８４のデータ）と通信するように構成され得る。器具インターフェース回路１９８は、この通信を可能にする第２データ回路インターフェース２１０を含み得る。一実施形態において、第２データ回路インターフェース２１０は、トライステートデジタルインターフェースを含み得るが、他のインターフェースもまた使用され得る。いくつかの実施形態において、第２データ回路は一般的に、データの伝達及び／又は受信のためのいずれかの回路であり得る。例えば、一実施形態において、第２データ回路は、これを伴う特定の外科用器具に関する情報を保存し得る。このよう

な情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び／又は他の種類の情報を含み得る。加えて、あるいは、第２データ回路インターフェース２１０を介して、内部に保存するために第２データ回路に任意の種類の情報を伝達してもよい（例えば、プログラミング可能な論理装置２００を使用して）。このような情報は例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに／又は、その使用の日付及び／若しくは時間を含み得る。いくつかの実施形態において、第２データ回路は、１つ以上のセンサー（例えば、器具ベースの温度センサー）によって捕捉されたデータを伝達し得る。いくつかの実施形態において、第２データ回路は、発生器１０２からデータを受信し、受信したデータに基づきユーザーに指標を提供し得る（例えば、ＬＥＤ指標又は他の可視指標）。

【００８２】

いくつかの実施形態において、第２データ回路及び第２データ回路インターフェース２１０は、プログラミング可能な論理装置２００と第２データ回路との間の通信が、この目的のための追加的な導体（例えば、ハンドピースを発生器１０２に接続するケーブルの専用導体）の提供を必要とせずにもたらされ得るように、構成され得る。例えば、一実施形態において、情報は、既存のケーブル（例えば、信号調整回路２０２からハンドピース内の制御回路に呼びかけ信号を伝達するために使用される導体の１つ）で実施される、１ワイヤバス通信スキームを使用して、第２データ回路に、及びここから伝達され得る。このようにして、元来必要であり得る外科用装置の設計変更又は修正は、最小化又は低減される。更に、図１６～３２及び図３３Ａ～３３Ｃに関連して以下で更に記載されるように、異なる種類の通信が一般的な物理的チャネルにおいて実施され得るため（周波数帯域分離を伴って又は伴わず）、第２データ回路の存在は、必要なデータ読み取り機能を有さない発生器にとって「不可視」であり、したがって、外科用装置器具の後方互換性を可能にする。

【００８３】

いくつかの実施形態において、絶縁段階１５２は、直流電流が患者に伝搬するのを防ぐために、駆動信号出力１６０ｂに接続された、少なくとも１つの阻止コンデンサ２９６－１を含み得る。単一の阻止コンデンサは、例えば、医学的規制又は基準に対応することが必要とされる場合がある。単一コンデンサ設計における故障は比較的稀であるが、このような故障はそれでも否定的な結果をもたらし得る。一実施形態において、第２阻止コンデンサ２９６－２は、阻止コンデンサ２９６－１と直列で提供され、阻止コンデンサ２９６－１と２９６－２との間の点からの漏れ電流が、漏れ電流により誘発される電圧をサンプリングするために、ＡＤＣ　２９８によってモニタリングされる。サンプルは、例えば、プログラミング可能な論理装置２００によって受信され得る。漏れ電流の変化に基づき（図１０の実施形態における電圧サンプルによって示される）、発生器１０２は、阻止コンデンサ２９６－１及び２９６－２の少なくとも一方が故障した際にこれを判定し得る。したがって、図１０の実施形態は、単一の破損点を有する単一コンデンサ設計に対して利益を提供し得る。

【００８４】

いくつかの実施形態において、非絶縁段階１５４は、好適な電圧及び電流において、ＤＣ電力を出力するための、電源２１１を含み得る。電源は、例えば、４８ＶＤＣシステム電圧を出力するための、４００Ｗ電源を含み得る。電源２１１は、発生器１０２の様々な構成要素によって必要とされる電圧及び電流において、ＤＣ出力を生成するために電源の出力を受信するための、１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２１３を更に含み得る。コントローラ１９６と関連して左記に記載されたように、ＤＣ／ＤＣ電圧変換器２１３の動作、起動を可能にするため、コントローラ１９６によってユーザーによる「オン／オフ」入力装置１４５の起動が検出される際に、１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２１３がコントローラ１９６からの入力を受信し得る。

【００８５】

図１３は、発生器１０２の一実施形態の、いくつかの機能的及び構造的態様を例示する。電力変圧器１５６の二次巻線１５８から出力される電力及び電圧を示すフィードバック

は、それぞれＡＤＣ　１７８、１８０によって受信される。示されるように、ＡＤＣ　１７８、１８０は、２－チャンネルＡＤＣとして実施され得、駆動信号のオーバーサンプリング（例えば、およそ２００ｘのオーバーサンプリング）を可能にするために高速（例えば、８０Ｍｓｐｓ）でフィードバック信号をサンプリングする。電流及び電圧フィードバック信号は、ＡＤＣ　１７８、１８０による処理の前に、アナログ領域で好適に調整され得る（例えば、増幅、フィルタリング）。ＡＤＣ　１７８、１８０からの電流及び電圧フィードバックサンプルは、個別のバッファリングされ、その後プログラミング可能な論理装置１６６のブロック２１２内の単一データストリーム内に、多重化又はインターリーブされ得る。図１３の実施形態において、プログラミング可能な論理装置１６６はＦＰＧＡを含む。

【００８６】

多重化電流及び電圧フィードバックサンプルは、プロセッサ１７４のブロック２１４内で実施される並列データ捕捉ポート（ＰＤＡＰ）によって受信され得る。ＰＤＡＰは、多重化フィードバックサンプルとメモリアドレスを相関付けるための、多くの方法のいずれかを実施するためのパッキングユニットを含み得る。一実施形態において、例えば、プログラミング可能な論理装置１６６によって出力される特定のＬＵＴサンプルに対応するフィードバックサンプルは、ＬＵＴサンプルのＬＵＴサンプルアドレスと関連付けられる又は索引付けされる１つ以上のメモリアドレスで保存され得る。別の実施形態において、プログラミング可能な論理装置１６６によって出力される特定のＬＵＴサンプルに対応するフィードバックサンプルは、ＬＵＴサンプルのＬＵＴアドレスと共に、共通のメモリ位置に保存され得る。いずれにせよ、フィードバックサンプルは、フィードバックサンプルの特定のセットが由来するＬＵＴサンプルのアドレスが、その後確認され得るように、保存され得る。上記のように、ＬＵＴサンプルアドレス及びフィードバックサンプルの同期が、このようにして、予歪みアルゴリズムの正確なタイミング及び安定性に寄与する。プロセッサ１７４のブロック２１６で実施されるダイレクトメモリアクセス（ＤＭＡ）は、プロセッサ１７４の指定メモリ位置２１８（例えば、内部ＲＡＭ）でフィードバックサンプル（及び適用可能な場合は任意のＬＵＴサンプルアドレスデータ）を保存し得る。

【００８７】

プロセッサ１７４のブロック２２０は、プログラミング可能な論理装置１６６に保存されたＬＵＴサンプルを、動的な、進行に応じたベースで予め歪ませ、又は修正するために、予歪みアルゴリズムを実施することができる。上記のように、ＬＵＴサンプルの予歪みは、発生器１０２の出力駆動回路に存在する様々な歪み源を補償し得る。予め歪ませたＬＵＴサンプルはしたがって、駆動回路により処理される場合、超音波変換器を最適に駆動するために、所望の波形（例えば、正弦波形状）を有する駆動信号を生じる。

【００８８】

予歪みアルゴリズムのブロック２２２において、超音波変換器の動作ブランチを流れる電流が決定される。動作ブランチ電流は、例えば、メモリ位置２１８に保存される電流及び電圧フィードバックサンプル（これは、好適にスケーリングされる場合、上記の図９のモデルのI_g及びV_gを表わし得る）、超音波変換器静電容量C_0の値（測定されるか又は先験的に既知である）、及び駆動周波数の既知の値に基づき、キルヒホッフの電流則を使用して決定され得る。ＬＵＴサンプルと関連する、保存された電流及び電圧フィードバックサンプルの各セットにおける、動作ブランチ電流サンプルが決定され得る。

【００８９】

予歪みアルゴリズムのブロック２２４において、ブロック２２２で決定される各動作ブランチ電流サンプルは、所望の電流波形のサンプルと比較されて、比較されるサンプル間の差又はサンプル振幅誤差を判定する。この判定のために、所望の電流波形のサンプルが例えば、所望の電流波形の一周期に関する振幅サンプルを含む波形ＬＵＴ波形２２６から供給され得る。比較のために使用される、ＬＵＴ　２２６からの所望の電流波形の特定のサンプルが、比較に使用される動作ブランチ電流サンプルと関連するＬＵＴサンプルによって表され得る。したがって、ブロック２２４への動作ブランチ電流の入力が、ブロック

２２４へのその関連するＬＵＴサンプルの入力と同期され得る。プログラミング可能な論理装置１６６に保存されるＬＵＴサンプルと、波形ＬＵＴ　２２６に保存されるＬＵＴサンプルはしたがって、同等の数値であり得る。いくつかの実施形態において、波形ＬＵＴ　２２６に保存されるＬＵＴサンプルによって表される所望の電流波形は、基本的な正弦波であり得る。他の波形も望ましい場合がある。例えば、横方向又は他の様式の有益な振動のために、少なくとも２つの機械的共振を駆動するための三次高調波などの他の波長における１つ以上の他の駆動信号と重なり合った超音波変換器の主要な長手方向の運動を駆動するための、基本的な正弦波が使用され得ることが想到される。

【００９０】

ブロック２２４において判定されるサンプル振幅の各値は、その関連するＬＵＴサンプルアドレスの指標と共に、プログラミング可能な論理装置１６６（図１３のブロック２２８に示される）のＬＵＴに伝達され得る。サンプル振幅誤差の値、及びその関連するアドレス（並びに、任意により、先に受信された同じＬＵＴアドレスに関するサンプル振幅誤差の値）に基づき、ＬＵＴ　２２８（又はプログラミング可能な論理装置１６６の他の制御ブロック）は、ＬＵＴアドレスに保存されるＬＵＴサンプルの値を予め歪ませるか又は修正し、それによってサンプル振幅誤差が低減又は最小化され得る。ＬＵＴアドレスの全範囲にわたる、このような、反復的な様式による各ＬＵＴサンプルの予歪み又は修正により、発生器の出力電流の波形が、波形ＬＵＴ　２２６のサンプルによって表される所望の電流波形と一致又は適合することが理解される。

【００９１】

電流及び電圧振幅測定値、電力測定値及びインピーダンス測定値が、メモリ位置２１８に保存される電流及び電圧フィードバックサンプルに基づき、プロセッサ１７４のブロック２３０で決定され得る。これらの数量の判定の前に、フィードバックサンプルは、好適にスケーリングされ、いくつかの実施形態において、好適なフィルター２３２を通じて処理されて、例えば、データ捕捉プロセスにより生じるノイズ及び誘発される高調波成分を除去する。フィルタリングされた電圧及び電流サンプルはしたがって、発生器の駆動出力信号の基本周波数を実質的に表し得る。いくつかの実施形態において、フィルター２３２は周波数領域において適用される有限インパルス応答（ＦＩＲ）フィルターであり得る。このような実施形態は、出力駆動信号電流及び電圧信号の高速フーリエ変換（ＦＦＴ）を使用し得る。いくつかの実施形態において、生じる波長スペクトルは、追加的な発生器機能を提供するために使用され得る。一実施形態において、例えば、基本波成分に対する第２及び／又は三次高調波成分の比率が、診断インジケータとして使用され得る。

【００９２】

ブロック２３４において、駆動信号出力電力を表す測定値I_{rms}を生成するために、駆動信号の整数値の周期を表す駆動フィードバックサンプルのサンプルサイズに、二乗平均平方根（ＲＭＳ）計算が適用され得る。

【００９３】

ブロック２３６において、駆動信号出力電力を表す測定値V_{rms}を決定するために、駆動信号の整数値の周期を表す駆動フィードバックサンプルのサンプルサイズに、二乗平均平方根（ＲＭＳ）計算が適用され得る。

【００９４】

ブロック２３８において、電流及び電圧フィードバックサンプルは、逐点的に乗されてもよく、発生器の実質出力電力の測定値P_rを決定するために、駆動信号の整数の周期を表すサンプルに、平均計算が適用されてもよい。

【００９５】

ブロック２４０において、発生器の皮相電力の測定値P_aは、積V_{rms}・I_{rms}として決定され得る。

【００９６】

ブロック２４２において、負荷インピーダンス規模の測定値Z_mは、商V_{rms}／I_{rms}として決定され得る。

【００９７】
いくつかの実施形態において、ブロック２３４、２３６、２３８、２４０及び２４２において決定された、数値I_{rms}、V_{rms}、P_r、P_a及びZ_mは、任意の数の制御及び／又は診断プロセスを実施するために、発生器１０２により使用され得る。いくつかの実施形態において、これらの数量のいずれかが、例えば、発生器１０２と一体の出力装置１４７、又は発生器１０２と接続された出力装置１４７を介して、好適な通信インターフェース（例えば、ＵＳＢインターフェース）を通じて、ユーザーに伝達され得る。様々な診断プロセスとしては、限定することなく、例えば、ハンドピース一体性、器具一体性、器具取り付け一体性、器具過負荷、器具過負荷接近、周波数固定不良、過電圧、過電流、過電力、電圧感知不良、電流感知不良、可聴指標不良、視覚指標不良、短絡回路、電力供給不良、阻止コンデンサ不良が挙げられる。
【００９８】
プロセッサ１７４のブロック２４４は、発生器１０２によって駆動される電気負荷（例えば、超音波変換器）のインピーダンス相を判定及び制御するための相制御アルゴリズムを実施し得る。上記のように、駆動信号の周波数を制御して判定されるインピーダンス相とインピーダンス相設定点（例えば、０°）との間の差を最小化又は低減することにより、高調波の効果が最小化又は低減され、相測定値の正確性が増加する。
【００９９】
相制御アルゴリズムは、メモリ位置２１８に保存された電流及び電圧フィードバックサンプルを、入力として受信する。相制御アルゴリズムにおけるこれらの使用の前に、フィードバックサンプルは、好適にスケーリングされ、いくつかの実施形態においては、好適なフィルター２４６（これは、フィルター２３２と同一であり得る）を通じて処理され、例えば、データ捕捉プロセス及び誘発される高調波成分から生じるノイズを除去してもよい。フィルタリングされた電圧及び電流サンプルはしたがって、発生器の駆動出力信号の基本周波数を実質的に表し得る。
【０１００】
相制御アルゴリズムのブロック２４８において、超音波変換器の動作ブランチを流れる電流が決定される。この決定は、予歪みアルゴリズムのブロック２２２と関連して先に記載されたものと同一であり得る。ブロック２４８の出力はしたがって、ＬＵＴサンプルと関連する保存された電流及び電圧フィードバックサンプルの各セットに関して、動作ブランチ電流サンプルであり得る。
【０１０１】
相制御アルゴリズムのブロック２５０において、インピーダンス相は、ブロック２４８で決定される動作ブランチ電流サンプル及び対応する電圧フィードバックサンプルの同期した入力に基づいて決定される。いくつかの実施形態において、インピーダンス相は、波形の立ち上がりエッジにおいて測定されるインピーダンス相及び波形の立ち下がりエッジにおいて測定されるインピーダンス相の平均として決定される。
【０１０２】
相制御アルゴリズムのブロック２５２において、ブロック２２２で決定されるインピーダンス相の値が、相設定点２５４と比較されて、比較される値の間の差異又は相誤差を決定する。
【０１０３】
相制御アルゴリズムのブロック２５６において、ブロック２５２で決定される相誤差の値、及びブロック２４２で決定されるインピーダンス規模に基づいて、駆動信号の周波数の制御のための周波数出力が決定される。相設定点において、ブロック２５０で決定されるインピーダンス相を維持するため（例えば、ゼロ相誤差）、周波数出力の値はブロック２５６によって連続的に調節されてＤＤＳ制御ブロック２６８（以下に記載）に伝達される。いくつかの実施形態において、インピーダンス相は、０°相設定点に調整され得る。このようにして、いずれかの高調波歪み量は、電圧波形の頂部周囲で中央に合わせられ、相インピーダンス決定の正確性を向上させる。

【０１０４】
プロセッサ１７４のブロック２５８は、ユーザーが指定する設定点に従って、又は発生器１０２によって実施される他のプロセス又はアルゴリズムによって指定される要件にしたがって、駆動信号電流、電圧及び、電力を制御するために、駆動信号の電流振幅を調節するためのアルゴリズムを実施し得る。これらの数量の制御は、例えば、ＬＵＴ　２２８のＬＵＴサンプルのスケーリングにより、及び／又はＤＡＣ　１８６を介したＤＡＣ　１６８（電力増幅器１６２に入力を供給する）のフルスケール出力を調節することによって実現され得る。ブロック２６０（いくつかの実施形態においては、ＰＩＤコントローラとして実施され得る）は、メモリ位置２１８から入力として電流フィードバックサンプル（これは、好適にスケーリング及びフィルタリングされ得る）を受信し得る。電流フィードバックサンプルは、駆動信号が必要な電流を供給しているかどうかを判定するために、制御された変数（例えば、電流、電圧又は電力）によって表される「電流需要」I_dと比較され得る。駆動信号電流が制御変数である実施形態において、電力需要I_dは、電流設定点２６２Ａ（I_{sp}）によって直接指定され得る。例えば、電流フィードバックデータ（ブロック２３４として決定される）のＲＭＳ値は、適切なコントローラ作用を決定するために、ユーザーが特定するＲＭＳ電流設定点I_{sp}と比較され得る。例えば、電流フィードバックデータが電流設定点I_{sp}よりも低いＲＭＳ値を表す場合、ＬＵＴスケーリング及び／又はＤＡＣ　１６８の出力電圧は、駆動信号電流が増加するように、ブロック２６０によって調節されてもよい。逆に、電流フィードバックデータが電流設定点I_{sp}よりも高いＲＭＳ値を示す場合、ブロック２６０は、駆動信号電流を低減させるように、ＬＵＴスケーリング及び／又はＤＡＣ　１６８のフルスケール出力電圧を調節してもよい。

【０１０５】
駆動信号電圧が制御変数である実施形態において、電流需要I_dは、例えば、ブロック２４２で測定される負荷インピーダンス規模Z_mを前提として、所望の電圧設定点２６２Ｂを維持するために必要な電流に基づいて間接的に指定され得る（例えば、$I_d = V_{sp} / Z_m$）。同様に、駆動信号電力が制御変数である実施形態において、電流需要I_dは、例えば、ブロック２３６で測定される電圧V_{rms}を前提として、所望の電力設定点２６２Ｃ（P_{sp}）を維持するために必要な電流に基づいて間接的に指定され得る（例えば、$I_d = P_{sp} / V_{rms}$）。

【０１０６】
ブロック２６８は、ＬＵＴ　２２８に保存されるＬＵＴサンプルを読み出すことによって駆動信号を制御するために、ＤＤＳ制御アルゴリズムを実施し得る。いくつかの実施形態において、ＤＤＳ制御アルゴリズムは、ポイント（メモリ位置）スキッピング技術を使用して、固定したクロックレートで波形のサンプルを生成するための、数値制御発振器（ＮＣＯ）である。ＮＳＯアルゴリズムは、ＬＵＴ　２２８からＬＵＴサンプルを呼び出すための、アドレスポインタとして機能する、相アキュムレータ、又は周波数－変換器を実施し得る。一実施形態において、相アキュムレータは、Ｄステップサイズ、モジュロＮアキュムレータであり得、ここでＤは、周波数制御値を表す正の整数であり、Ｎは、ＬＵＴ　２２８のＬＵＴサンプルの数である。例えば、Ｄ＝１の周波数制御値により例えば、相アキュムレータがＬＵＴ　２２８の全てのアドレスを連続的に指定し、ＬＵＴ　２２８に保存される波形を複製する波形出力を生じる。Ｄ＞１のとき、相アキュムレータは、ＬＵＴ　２２８のアドレスをスキップしてもよく、より高い周波数を有する波形出力を生じる。したがって、ＤＤＳ制御アルゴリズムによって生成される波形の周波数がしたがって、周波数制御値を好適に変化させることによって制御され得る。いくつかの実施形態において、周波数制御値は、ブロック２４４で実施される相制御アルゴリズムの出力に基づいて決定され得る。ブロック２６８の出力は、（ＤＡＣ）１６８の入力を供給することがあり、これはひいては対応するアナログ信号を電力増幅器１６２の入力端子に供給する。

【０１０７】
プロセッサ１７４のブロック２７０は、増幅されている信号の波形エンベロープに基づいて電力増幅器１６２のレール電圧を動的に調節し、したがって電力増幅器１６２の効率

を改善するための、スイッチモード変換器制御アルゴリズムを実施し得る。いくつかの実施形態において、波形エンベロープの特性は、電力増幅器１６２に含まれる１つ以上の信号をモニタリングすることによって決定され得る。例えば、一実施形態において、波形エンベロープの特性は、増幅される信号のエンベロープに従って変調されるドレイン電圧（例えば、ＭＯＳＦＥＴドレイン電圧）の最小値をモニタリングすることによって決定され得る。最小電圧信号は例えば、ドレイン電圧に連結された電圧最小検出器によって生成され得る。最小電圧信号は、ＡＤＣ　１７６によってサンプリングされてもよく、出力最小電圧サンプルは、スイッチモード変換器制御アルゴリズムのブロック２７２で受信される。最小電圧サンプルの値に基づき、ブロック２７４は、ＰＷＭ発生器２７６によって出力されるＰＷＭ信号を制御してもよく、これはひいては、スイッチ－モード調節器１７０によって、電力増幅器１６２に供給されるレール電圧を制御する。いくつかの実施形態において、最小電圧サンプルの値が、ブロック２６２に入力される最小標的２７８よりも小さい限りにおいて、レール電圧は、最小電圧サンプルによって特徴付けられる、波形エンベロープに従って変調され得る。例えば、最小電圧サンプルが低いエンベロープ電力レベルを示すとき、ブロック２７４により低いレール電圧が電力増幅器１６２に供給されてもよく、最大レール電圧は、最小電圧サンプルが最大エンベロープ電圧レベルを示すときのみ、供給される。最小電圧サンプルが最小標的２７８を下回るとき、ブロック２７４によりレール電圧が電力増幅器１６２の適切な動作を確実にするために好適な最小値に維持されてもよい。

【０１０８】

図３３Ａ～３３Ｃは、様々な実施形態により、外科用装置の制御回路を例示する。図１０に関連して先に記載されたように、制御回路は、発生器１０２によって電圧される呼びかけ信号の特性を修正し得る。制御回路の状態又は構成を個別に示し得る、呼びかけ信号の特性は、発生器１０２によって識別され、その動作の態様を制御するために使用され得る。制御回路は、超音波外科用装置に（例えば、超音波外科用装置１０４のハンドピース１１６に）、又は電気外科用装置（例えば、電気外科用装置１０６のハンドピース１３０に）含まれてもよい。

【０１０９】

図３３Ａの実施形態を参照し、制御回路３００－１は、信号調整回路２０２から（例えば、発生器端子ＨＳ及びＳＲ（図１０）から、ケーブル１１２又はケーブル１２８の導電性ペアを介して）呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの双極呼びかけ信号）を受信するために、発生器１０２に接続され得る。制御回路３００－１は、直列接続ダイオードＤ１及びＤ２、並びにＤ２と並列に接続されたＳＷ１を含む第１ブランチを含み得る。制御回路３００－１はまた、直列接続ダイオードＤ３、Ｄ４及びＤ５、Ｄ４と並列に接続されたスイッチＳＷ２、並びに、Ｄ５と並列に接続された抵抗器Ｒ１を含む、第２ブランチを含み得る。いくつかの実施形態において、かつ示されるように、Ｄ５は、ツェナーダイオードであり得る。制御回路３００－１は、追加的にデータ保存要素３０２を含んでもよく、これは第２ブランチの１つ以上の構成要素（例えば、Ｄ５、Ｒ１）と共に、データ回路３０４を画定する。いくつかの実施形態において、データ保存要素３０２、及び場合によりデータ回路３０４の他の構成要素は、外科用装置の器具（例えば、器具１２４、器具１３４）に含まれてもよく、制御回路３００－１の他の構成要素（例えば、ＳＷ１、ＳＷ２、Ｄ１、Ｄ２、Ｄ３、Ｄ４）は、ハンドピース（例えば、ハンドピース１１６、ハンドピース１３０）内に収容される。いくつかの実施形態において、データ保存要素３０２は、単線式バス装置（例えば、単線式プロトコルＥＥＰＲＯＭ）、又は他の単線式プロトコル若しくはローカル相互接続ネットワーク（ＬＩＮ）プロトコル装置であり得る。一実施形態において、例えば、データ保存要素３０２は、Ｍａｘｉｍ　Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ　Ｐｒｏｄｕｃｔｓ，Ｉｎｃ．（Ｓｕｎｎｙｖａｌｅ，ＣＡ）から入手可能なＭａｘｉｍ　ＤＳ２８ＥＣ２０　１－Ｗｉｒｅ（登録商標）ＥＥＰＲＯＭを含んでもよい。データ保存要素３０２は、データ回路３０４に含まれ得る回路要素の一例である。データ回路３０４は、加えて、又は代替的に、データを伝達又は受信することができる、１つ以上の他の回路又は構

成要素を含み得る。このような回路要素又は構成要素は、例えば、１つ以上のセンサー（例えば、器具ベースの温度センサー）によって捕捉されたデータを伝達し及び／又は発生器１０２からデータを受信し、受信したデータに基づいてユーザーに指標（例えば、ＬＥＤ指標又は他の可視指標）を提供する。

【０１１０】

操作中、信号調整回路２０２からの呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの双極呼びかけ信号）が、制御回路３００－１の双方のブランチにわたって適用され得る。このようにして、ブランチにわたって現れる電圧は、ＳＷ１及びＳＷ２の状態によって固有に判定され得る。例えば、ＳＷ１が開いているとき、呼びかけ信号のマイナス値における制御回路３００－１にわたる電圧低下は、Ｄ１及びＤ２にわたる順電圧低下の合計となる。ＳＷ１が閉じているとき、呼びかけ信号のマイナス値における電圧低下は、Ｄ１のみの順電圧低下によって判定される。したがって、例えば、各Ｄ１及びＤ２における、０．７ボルトの順電圧低下では、ＳＷ１の開いた及び閉じた状態は、それぞれ、１．４ボルト及び０．７ボルトの電圧低下に対応し得る。同じように、呼びかけ信号のプラス値における、制御回路３００－１にわたる電圧低下は、ＳＷ２の状態によって個別に判定され得る。例えば、ＳＷ２が開いているとき、制御信号３００－１にわたる電圧低下は、Ｄ３及びＤ４にわたる順電圧低下（例えば、１．４ボルト）及びＤ５の破壊電圧（例えば、３．３ボルト）の合計となる。ＳＷ２が閉じているとき、制御回路３００－１にわたる電圧低下は、Ｄ３にわたる順電圧低下及びＤ５の破壊電圧の合計となる。したがって、ＳＷ１及びＳＷ２の状態又は構成は、制御回路３００－１の入力にわたって現れる呼びかけ信号電圧（例えば、信号調整回路２０２のＡＤＣによって測定される）に基づいて、発生器１０２によって識別され得る。

【０１１１】

いくつかの実施形態において、発生器１０２は、データ回路３０４、特に、データ保存要素３０２と、第２データ回路インターフェース２１０（図１０）及びケーブル１１２又はケーブル１２８の導電ペアを介して通信するように構成され得る。データ回路３０４と通信するために使用される通信プロトコルの周波数バンドは、呼びかけ信号の周波数バンドよりも高い場合がある。いくつかの実施形態において、例えば、データ保存要素３０２のための通信プロトコルの周波数は、例えば、２００ｋＨｚ、又は、はるかに高い周波数であってもよく、一方でＳＷ１及びＳＷ２の異なる状態を判定するために使用される呼びかけ信号は、例えば、２ｋＨｚであり得る。ダイオードＤ５は、データ保存要素３０２に供給される電圧を、好適な動作範囲（例えば、３．３～５Ｖ）に制限してもよい。

【０１１２】

図１０に関連して先に記載されたように、データ回路３０４及び特に、データ保存要素３０２は、これが関連する特定の外科用器具に関連する情報を保存してもよい。このような情報は発生器１０２によって呼び出され、かつ例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び／又は他の任意の種類の情報を含んでもよい。加えて、任意の種類の情報が、データ保存要素３０２内への保存のために、発生器１０２からデータ回路３０４へと通信され得る。このような情報は例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに／又は、その使用の日付及び／若しくは時間を含み得る。

【０１１３】

上記のように、データ回路３０４は、データを伝達又は受信するために、データ保存要素３０２以外の構成要素又は要素を追加的に又は代替的に含み得る。このような構成要素又は要素は、例えば、１つ以上のセンサー（例えば、器具ベースの温度センサー）によって捕捉されたデータを伝達し及び／又は発生器１０２からデータを受信し、受信したデータに基づいてユーザーに指標（例えば、ＬＥＤ指標又は他の可視指標）を提供する。

【０１１４】

制御回路の実施形態は、追加的なスイッチを含み得る。例えば、図３３Ｂの実施形態を参照し、制御回路３００－２は、第１スイッチＳＷ１及び第２スイッチＳＷ２を有する（合計３つのスイッチ）第１ブランチを含んでもよく、ＳＷ１及びＳＷ２状態の各組み合わ

せは、呼びかけ信号のマイナス値における、制御回路３００－２にわたる固有の電圧低下に対応する。例えば、ＳＷ１の開いた及び閉じた状態は、それぞれＤ２及びＤ３の順電圧を追加又は除去し、ＳＷ２の開いた及び閉じた状態はそれぞれ、Ｄ４の順電圧を追加又は除去する。図３３Ｃの実施形態において、制御回路３００－３の第１ブランチは、これらのスイッチ（合計４つのスイッチ）を含み、ツェナーダイオードＤ２の破壊電圧が、ＳＷ１の動作から生じる電圧低下の変化を、ＳＷ２及びＳＷ３の動作から生じる電圧変化から見分けるために使用される。

【０１１５】

図１４及び図１５は、様々な実施形態により、外科用装置の制御回路を例示する。図１０に関連して先に記載されたように、制御回路は、発生器１０２によって電圧される呼びかけ信号の特性を修正し得る。制御回路の状態又は構成を個別に示し得る、呼びかけ信号の特性は、発生器１０２によって識別され、その動作の態様を制御するために使用され得る。図１４の制御回路２８０は、超音波外科用装置内（例えば、超音波外科用装置１０４のハンドピース１１６内）に含まれてもよく、図１５の制御回路２８２は、電気外科用装置内（例えば、電気外科用装置１０６のハンドピース１３０内）に含まれてもよい。

【０１１６】

図１４を参照し、制御回路２８０は、信号調整回路２０２から（例えば、発生器端子ＨＳ及びＳＲ（図１０）から、ケーブル１１２の導電性ペアを介して）呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの双極呼びかけ信号）を受信するために、発生器１０２に接続され得る。制御回路２８０は、第１ダイオードＤ１と直列であり、第１ブランチを規定する第１スイッチＳＷ１と、第２ダイオードＤ２と直列であり第２ブランチを規定する第２スイッチＳＷ２とを含み得る。第１及び第２ブランチは、Ｄ２の順方向伝導方向が、Ｄ１と反対であるように、並列に接続され得る。呼びかけ信号は、両ブランチにわたって適用され得る。ＳＷ１及びＳＷ２の両方が開いているとき、制御回路２８０は開回路を画定し得る。ＳＷ１が閉じていて、ＳＷ２が開いているとき、呼びかけ信号は、第１方向における半波整流を経験し得る（例えば、呼びかけ信号の正の半分がブロックされる）。ＳＷ１が開いていて、ＳＷ２が閉じているとき、呼びかけ信号は、第２方向における半波整流を経験し得る（例えば、呼びかけ信号の負の半分がブロックされる）。ＳＷ１及びＳＷ２の両方が閉じているとき、整流は生じないことがある。したがって、ＳＷ１及びＳＷ２の異なる状態に対応する呼びかけ信号の異なる特性に基づき、制御回路２８０の状態又は構成は、発生器１０２により、制御回路２８０の入力にわたって現れる電圧信号（例えば、信号調整回路２０２のＡＤＣによって測定される）に基づいて、識別され得る。

【０１１７】

いくつかの実施形態において、かつ図１４に示されるように、ケーブル１１２は、データ回路２０６を含み得る。データ回路２０６は、例えば、ＥＥＰＲＯＭ装置などの不揮発性保存装置を含み得る。発生器１０２は、図１０に関連して先に記載されたように、第１データ回路インターフェース２０４を介して、データ回路２０６と情報を交換し得る。このような情報は、ケーブル１１２と一体であるか、又はこれと共に使用するように構成された外科用装置に固有であり得、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用装置が使用された動作数、及び／又は他の任意の種類の情報を含み得る。情報はまた、図１０に関して先に記載されたように、発生器１０２からデータ回路２０６へと、その内部に保存するために伝達され得る。いくつかの実施形態において、かつ図３３Ｅ～３３Ｇに関連して、データ回路２０６は、発生器１０２を有する特定の外科用装置種類又はモデルとインターフェース接続するために、アダプタ内に配置され得る。

【０１１８】

図１５を参照し、制御回路２８２は、信号調整回路２０２から（例えば、発生器端子ＨＳ及びＳＲ（図１０）から、ケーブル１２８の導電性ペアを介して）呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの双極呼びかけ信号）を受信するために、発生器１０２に接続され得る。制御回路２８２は、Ｒ２、Ｒ３及びＲ４を含む場合があり、スイッチＳＷ１及びＳＷ２はそれぞれ、Ｒ２及びＲ４にわたって接続される。呼びかけ信号は、制御回路２８２にわたっ

て電圧低下を生じるために、直列接続された抵抗器の少なくとも１つにわたって適用され得る。例えば、ＳＷ１及びＳＷ２が開いているとき、電圧低下は、Ｒ２、Ｒ３及びＲ４によって判定され得る。ＳＷ１が閉じていて、ＳＷ２が開いているとき、電圧低下は、Ｒ３及びＲ４によって判定され得る。ＳＷ１が開いていて、ＳＷ２が閉じているとき、電圧低下は、Ｒ２及びＲ３によって判定され得る。ＳＷ１及びＳＷ２の両方が閉じているとき、電圧低下はＲ３によって判定され得る。したがって、制御回路２８２にわたる電圧低下（例えば、信号調整回路２０２のＡＤＣによって測定される）に基づき、制御回路２８２の状態又は構成は、発生器１０２によって識別され得る。

【０１１９】

図１６は、超音波外科用装置１０４などの、超音波外科用装置の制御回路２８０－１の一実施形態を例示する。制御回路２８０－１は、図１４の制御回路２８０の構成要素を含むことに加え、データ保存要素２８６を有するデータ回路２８４を含み得る。いくつかの実施形態において、データ保存要素２８６、及び場合によりデータ回路２８４の他の構成要素は、超音波外科用装置の器具（例えば、器具１２４）に含まれてもよく、制御回路２８０－１の他の構成要素（例えばＳＷ１、ＳＷ２、Ｄ１、Ｄ２、Ｄ３、Ｄ４、Ｃ１）は、ハンドピース（例えばハンドピース１１６）に含まれる。いくつかの実施形態において、データ保存要素２８６は、単線式バス装置（例えば、単線式プロトコルＥＥＰＲＯＭ）、又は他の単線式プロトコル若しくはローカル相互接続ネットワーク（ＬＩＮ）プロトコル装置であり得る。例えば、一実施形態において、データ保存要素２８６は、Ｍａｘｉｍ Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ Ｐｒｏｄｕｃｔｓ，Ｉｎｃ．（Ｓｕｎｎｙｖａｌｅ，ＣＡ）から入手可能なＭａｘｉｍ ＤＳ２８ＥＣ２０ １－Ｗｉｒｅ（登録商標）ＥＥＰＲＯＭを含み得る。

【０１２０】

いくつかの実施形態において、発生器１０２は、データ回路２８４、特に、データ保存要素２８６と、第２データ回路インターフェース２１０（図１０）及びケーブル１１２の導電ペアを介して通信するように構成され得る。特に、データ回路２８４と通信するために使用される通信プロトコルの周波数バンドは、呼びかけ信号の周波数バンドよりも高い場合がある。いくつかの実施形態において、例えば、データ保存要素２８６のための通信プロトコルの周波数は、例えば、２００ｋＨｚ、又は、はるかに高い周波数であってもよく、一方でＳＷ１及びＳＷ２の異なる状態を判定するために使用される呼びかけ信号は、例えば、２ｋＨｚであり得る。したがって、データ回路２８４のコンデンサＣ１の値は、データ保存要素２８６が、呼びかけ信号の比較的低い周波数から「隠される」一方で、発生器１０２が通信プロトコルのより高い周波数において、データ保存要素２８６と通信することを可能にする。直列ダイオードＤ３は、データ保存要素２８６を呼びかけ信号の負の周期から保護してもよく、並列ツェナーダイオードＤ４は、データ保存要素２８６に供給される電圧を、好適な動作範囲（例えば、３．３～５Ｖ）に制限し得る。順方向伝導モードのとき、Ｄ４はまた、呼びかけ信号の負の周期を接地電位へとクランプしてもよい。

【０１２１】

図１０に関連して先に記載されたように、データ回路２８４及び特に、データ保存要素２８６は、これが関連する特定の外科用器具に関連する情報を保存してもよい。このような情報は発生器１０２によって呼び出され、かつ例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び／又は他の任意の種類の情報を含んでもよい。加えて、任意の種類の情報が、データ保存要素２８６内への保存のために、発生器１０２からデータ回路２８４へと通信され得る。このような情報は例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに／又は、その使用の日付及び／若しくは時間を含み得る。更に、発生器１０２と外科用装置との間の異なる種類の通信は、周波数バンドが別個であり得るため、データ保存要素２８６の存在は、必要なデータ読み取り機能を有さない発生器にとって「不可視」であり得、したがって、外科用装置の後方互換性を可能にする。

【０１２２】

いくつかの実施形態の実施形態において、及び図１７に示されるように、データ回路２

８４－１は、ＳＷ１及びＳＷ２の状態からデータ保存要素２８６の分離を提供するために、インダクタＬ１を含み得る。Ｌ１の追加は、更に、電気外科用装置のデータ回路２８４－１の使用を可能にし得る。図１８は例えば、図１５の制御回路２８２と、図１７のデータ回路２８４－１を組み合わせる制御回路２８２－１の一実施形態を例示する。

【０１２３】

いくつかの実施形態において、データ回路は、１つ以上のスイッチの状態又は構成が、１つ以上の特性に基づいて個別に識別可能であるように、データ回路によって受信される呼びかけ信号の１つ以上の特性（例えば、振幅、整流）を修正するために１つ以上のスイッチを含んでもよい。例えば、図１９は、制御回路２８２－２の一実施形態を例示し、ここでデータ回路２８４－２は、Ｄ４と並列に接続されたスイッチＳＷ３を含む。呼びかけ信号は発生器１０２から（例えば、図１０の信号調整回路２０２から）Ｃ１を介してデータ２８４－２によって受信される呼びかけ信号にとって十分な周波数において伝達され得るが、Ｌ１によって制御回路２８２－２の他の部分からはブロックされる。このようにして、第１呼びかけ信号（例えば、２５ｋＨｚにおける双極呼びかけ信号）の１つ以上の特性が、ＳＷ３の状態を識別するために使用されてもよく、より低い周波数の第２呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚにおける双極呼びかけ信号）の１つ以上の特性が、ＳＷ１及びＳＷ２の状態を識別するために使用され得る。ＳＷ３の追加が、電気外科用装置の制御回路２８２－２と関連して例示されているが、ＳＷ３は、例えば、図１７の制御回路２８０－２などの、超音波外科用装置の制御回路に追加されてもよいことが理解される。

【０１２４】

加えて、ＳＷ３に加えて、スイッチがデータ回路に追加されてもよいことが理解される。例えば、図２０及び図２１に示されるように、データ回路２８４－３及び２８４－４の実施形態はそれぞれ、第２スイッチＳＷ４を含み得る。図２０において、ツェナーダイオードＤ５及びＤ６は、これらの電圧が、ノイズの存在下における呼びかけ信号の確実な識別を可能にするように、十分に異なるように選択され得る。Ｄ５及びＤ６の電圧値の合計は、Ｄ４の電圧値と同等以下であり得る。いくつかの実施形態において、Ｄ５及びＤ６の電圧値によって、図２０に例示されるデータ回路２８４－３の実施形態からＤ４を排除することが可能であり得る。

【０１２５】

いくつかの場合において、スイッチ（例えば、ＳＷ１～ＳＷ４）は、発生器１０２がデータ保存要素２８６と通信する能力を阻害し得る。一実施形態において、この問題は、スイッチの状態がこれらが発生器１０２とデータ保存要素２８６との間の通信と干渉するようなものである場合に、エラーを表明することによって対処され得る。別の実施形態において、発生器１０２は、スイッチの状態が通信と干渉しないことが発生器１０２によって判定されたときのみ、データ保存要素２８６との通信を許可し得る。スイッチの状態は、ある程度予測不可能であり得るため、発生器１０２は、この判定を繰り返し行う場合がある。いくつかの実施形態におけるＬ１の追加は、データ回路の外側のスイッチ（例えば、ＳＷ１及びＳＷ２）によって生じる干渉を防ぎ得る。データ回路（例えば、ＳＷ３及びＳＷ４）に含まれるスイッチにおいて、周波数帯域分離によるスイッチの分離は、Ｃ１よりも遥かに小さい静電容量値を有するコンデンサＣ２の追加によって実現され得る（例えば、Ｃ２＜＜Ｃ１）。Ｃ２を含むデータ回路２８４－５、２８４－６、２８４－７の実施形態は、それぞれ図２２～２４に示される。

【０１２６】

図１６～２４の実施形態のいずれかにおいて、Ｄ４の周波数応答特性により、Ｄ４と並列であり、同じ方向を指す高速ダイオードを追加することが望ましく又は必要であり得る。

【０１２７】

図２５は、制御回路２８０－５の一実施形態を例示し、ここで発生器１０２とデータ保存要素との間の通信は、振幅変調通信プロトコル（例えば、振幅変調１－ワイヤ（登録商標）プロトコル、振幅変調ＬＩＮプロトコル）を使用して実施される。高周波キャリア（

例えば、８ＭＨｚ以上）の通信プロトコルの振幅変調は、低周波数呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの呼びかけ信号）と、図１６～２４の実施形態で使用される通信プロトコルの本来の「ベースバンド」周波数との間の周波数帯域分離を実質的に増加させる。制御回路２８０－５は、図１６の制御回路２８０－１と同様であり得、データ回路２８８は追加的なコンデンサＣ３及び抵抗器Ｒ５を含み、これらはＤ３と共に、データ保存要素２８６による受信のために、振幅変調通信プロトコルを復調する。図１６の実施形態におけるように、Ｄ３はデータ保存要素２８６を呼びかけ信号の負の周期から保護してもよく、Ｄ４は、データ保存要素２８６に供給される電圧を、好適な動作範囲（例えば、３．３～５Ｖ）に制限し、順方向伝搬モードである際に、呼びかけ信号の負の周期を接地電位へとクランプしてもよい。増加した周波数分離は、Ｃ１を図１６～２４の実施形態に対して若干小さくすることがある。加えて、キャリア信号のより高い周波数はまた、データ保存要素との通信のノイズ耐性を改善し得るがこれは、同じ手術室環境で使用される他の外科用装置によって生じ得る電子ノイズの周波数範囲からこれが更に除かれるためである。いくつかの実施形態において、Ｄ４の周波数応答特性と組み合わせたキャリアの比較的高い周波数は、Ｄ４と並列であり、同じ方向を指す高速ダイオードの追加を望ましい又は必要なものとし得る。

【０１２８】

データ回路２８８の外部のスイッチ（例えば、ＳＷ１及びＳＷ２）によって生じる、データ保存要素２８６の通信との干渉を防ぐための、インダクタＬ１の追加と共に、回路２８８は、図２６のデータ回路２８８－１の実施形態に示されるように、電気外科用器具の制御回路で使用され得る。

【０１２９】

Ｃ２及びＲ３、並びにおそらくはＤ７の必要性を除き、図２５及び図２６の実施形態は、図１６～２４の「ベースバンド」実施形態と同様である。例えば、スイッチが図１９～２１のデータ回路に追加され得る方法は、図２５及び図２６の実施形態に直接適用可能である（図２０の変調キャリア等価物からのＤ４の排除の可能性を含む）。図２２～２４で実現されるデータ回路の変調キャリア等価物は、追加的なスイッチ（例えば、ＳＷ３、ＳＷ４）の呼びかけ周波数を、キャリア周波数とデータ回路の外部のスイッチのより低い呼びかけ周波数との間の中程度の周波数へと分離するために、Ｃ２と直列の適切な大きさのインダクタＬ２の追加を単純に必要とし得る。１つのそのようなデータ回路２８２－７の実施形態が、図２７に示される。

【０１３０】

図２７の実施形態において、ＳＷ１及びＳＷ２の状態によって生じる、発生器のデータ保存要素２８６と通信する能力とのいずれかの干渉は、図１９～２４の実施形態に関して先に記載されたように対処され得る。例えば、発生器１０２は、スイッチ状態が通信を阻害する場合にエラーを表面し得るか又は、発生器１０２は、スイッチ状態が干渉を生じないことを発生器１０２が判定したときにのみ通信を許可し得る。

【０１３１】

いくつかの実施形態において、データ回路は、情報を保存するためのデータ保存要素２８６（例えば、ＥＥＰＲＯＭ装置）を含まない場合がある。図２８～３２は、制御回路の状態又は構成が１つ以上の特性に基づいて個別に特定され得るように、呼びかけ信号（例えば、振幅、相）の１つ以上の特性を修正するための、抵抗性／又は誘導性要素を使用する、制御回路の実施形態を例示する。

【０１３２】

例えば、図２８において、データ回路２９０は、識別抵抗器Ｒ１を含んでもよく、Ｃ１の値は、ＳＷ１及びＳＷ２の状態を決定するための、第１低周波数呼びかけ信号（例えば、２ｋＨｚの呼びかけ信号）からＲ１が「隠れる」ように選択される。実質的により高い周波数バンド内の第２呼びかけ信号から生じる制御回路２８０－６の入力における電圧及び／電流（例えば、振幅、相）を測定することにより、発生器１０２はＲ１からＣ１までの値を測定して、複数の識別抵抗器のいずれが器具内に含まれるかを決定してもよい。こ

のような情報は、制御及び診断プロセスが最適化され得るように、器具又は器具の特定の特性を識別するために、発生器１０２によって使用され得る。ＳＷ１及びＳＷ２の状態によって生じる、発生器のＲ１を測定する能力とのいずれかの干渉は、スイッチ状態が測定を阻害する場合にエラーを表明するか、又は第２のより高い周波数呼びかけ信号の電圧をＤ１及びＤ２の入力電圧未満に維持することによって対処され得る。このような干渉はまた、スイッチ回路と直列なインダクタ（図２９のＬ１）を追加して、第２のより高い周波数呼びかけ信号をブロックする一方で、第１のより低い周波数の呼びかけ信号を通過させることによって対処され得る。インダクタをこの方法で追加することにより、図３０のデータ回路２９０－２の実施形態において示されるように、電気外科用器具の制御回路でデータ回路２９０を使用することも可能となり得る。

【０１３３】

いくつかの実施形態において、所与の信号－ノイズ比率、又は所与の構成要素許容度における、多数の別個のＲ１値を区別するために、多数の周波数の呼びかけ信号を可能にする、多数のコンデンサＣ１が使用され得る１つのこのような実施形態において、図３１のデータ回路２９０－３の実施形態に示されるように、インダクタが、Ｃ１の最低値を除いて全てと直列に配置され、異なる呼びかけ周波数の特定の通過帯域を生成する。

【０１３４】

図１４の制御回路２８０に基づく制御回路の実施形態において、識別抵抗器は、周波数帯域分離の必要性なくして測定され得る。図３２は、１つのこのような実施形態を例示し、Ｒ１は、比較的高い値を有するように選択される。

【０１３５】

図３３Ｄ～３３Ｉは、多導体ケーブル及びアダプタの実施形態を例示し、これは発生器１０２と外科用装置のハンドピースとの間の電気的導通を確立するために使用され得る。特に、ケーブルは発生器駆動信号を外科用装置に伝達し、発生器１０２と外科用装置の制御回路との間の制御に基づく通信を可能にし得る。いくつかの実施形態において、ケーブルは、外科用装置と一体的に形成されるか、又は外科用装置の好適なコネクタと取り外し可能に係合するように構成され得る。ケーブル１１２－１、１１２－２及び１１２－３（それぞれ、図３３Ｅ～３３Ｇ）は、超音波外科用装置（例えば、超音波外科用装置１０４）と共に使用するように構成されてもよく、ケーブル１２８－１（図３３Ｄ）は、電気外科用装置（例えば、電気外科用装置１０６）と共に使用するように構成され得る。例えば、ケーブル１１２－１など、ケーブルの１つ以上が、発生器１０２と直接接続するように構成され得る。このような実施形態において、ケーブルは、それが関連する特定の外科用装置に関する情報（例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用装置が使用された動作数、及び／又は他の任意の種類の情報）を保存するためのデータ回路（例えば、データ回路２０６）を含み得る。いくつかの実施形態において、１つ以上のケーブルがアダプタを通じて発生器１０２と接続してもよい。例えば、ケーブル１１２－２及び１１２－３は、第１アダプタ２９２を介して発生器１０２に接続してもよく（図３３Ｉ）、ケーブル１２８－１は、第２アダプタ２９４を介して発生器１０２に接続してもよい（図３３Ｈ）。このような実施形態において、データ回路（例えば、データ回路２０６）は、ケーブル（例えば、ケーブル１１２－２及び１１２－３）内又はアダプタ（例えば、第２アダプタ２９４）内に配置されてもよい。

【０１３６】

様々な実施形態において、発生器１０２は、患者内の望ましくなく、かつ潜在的に有害な電流を阻止するために、外科用装置１０４、１０６から電気的に絶縁され得る。例えば、発生器１０２と外科用装置１０４、１０６とが電気的に絶縁されていなかった場合に、駆動信号を介して装置１０４、１０６に提供される電圧は、装置１０４、１０６が作用する患者組織の電位を変化させる可能性があり得、したがって、患者内に望ましくない電流を生じ得る。組織にいずれの電流をも流すことを意図されない超音波外科用装置１０４を使用する際に、この懸念はより深刻になり得ることが理解される。したがって、漏れ電流のアクティブ除去の他の説明は、超音波外科用装置１０４に関して記載される。しかしな

がら、本明細書において記載されるシステム及び方法は、電気外科用装置１０６にも同様に適用可能であり得ることが理解される。

【０１３７】

様々な実施形態により、絶縁変換器１５６などの絶縁変換器は、発生器１０２と外科用装置１０４との間の電気的絶縁を提供するために使用され得る。例えば、変換器１５６は、上記の非絶縁段階１５４と絶縁段階１５２との間の絶縁を提供し得る。絶縁段階１５４は、外科用装置１０４と通信し得る。駆動信号は発生器１０２（例えば、発生器モジュール１０８）により、絶縁変換器１５６の一次巻線１６４へと提供され、かつ絶縁変換器の二次巻線１５８から外科用装置１０４へと提供され得る。しかしながら、実際の変換器が理想的ではないことを考慮すると、この構成は完全な電気的絶縁を提供しないことがある。例えば、実際の変換器は、一次巻線と二次巻線との間に浮遊容量を有する場合がある。浮遊容量は完全な電気的絶縁を阻害し、それにより一次巻線上に存在する電位が、二次巻線の電位に影響することがある。これは、患者内に漏れ電流を生じることがある。

【０１３８】

国際電気標準会議（ＩＥＣ）６０６０１－１などの現在の業界標準は、許容患者漏れ電流を１０μＡ以下に制限している。漏れ電流は、絶縁変換器の二次巻線と、接地点（例えば、アース）との間に漏洩コンデンサを提供することにより受動的に低減することができる。漏洩コンデンサは、絶縁変換器の浮遊容量を介し、非絶縁側から結合される患者側電位への変化を平滑にするように動作し、それによって漏れ電流を低減させ得る。しかしながら、発生器１０２によって提供される駆動信号の電圧、電流、電力及び／又は周波数が増加すると、漏れ電流も増加し得る。様々な実施形態において、誘発される漏れ電流は、受動漏洩コンデンサの、これを１０μＡ及び／又は他の漏洩電流基準未満に維持する能力を超えて増加し得る。

【０１３９】

したがって、様々な実施形態は、漏れ電流をアクティブ除去するための、システム及び方法を対象とする。図３４は、漏れ電流のアクティブ除去のための、回路８００の一実施形態を例示する。回路８００は、発生器１０２の一部として、又はこれと共に実施され得る。回路は、一次巻線８０４及び二次巻線８０６を有する絶縁変換器８０２を含み得る。駆動信号８１６は、一次巻線８０４にわたって提供され得、二次巻線８０６にわたって分離された駆動信号を生成する。分離された駆動信号に加えて、絶縁変換器８０２の浮遊容量８０８は、接地点８１８に対する駆動信号の電位のいくらかの成分を、患者側の二次巻線８０６に結合し得る。

【０１４０】

示されるように、漏洩コンデンサ８１０及びアクティブ除去回路８１２は、二次巻線８０６と接地点８１８との間に提供され、接続され得る。アクティブ除去回路８１２は、駆動信号８１６から約１８０°ずれる場合がある逆駆動信号８１４を生成し得る。アクティブ除去回路８１２は、漏洩コンデンサ８１０に電気的に結合されて、漏洩コンデンサを、（接地８１８に対し）駆動信号８１６から約１８０°ずれた電位へと駆動してもよい。したがって、患者側の二次巻線８０６の電荷が、患者ではなく、漏洩コンデンサ８１０を介して接地点８１８に到達し、漏れ電流を低減してもよい。様々な実施形態により、漏洩コンデンサ８１０は、堅牢性に関する適切な、工業、政府及び／又は設計基準を満たすように設計され得る。例えば、漏洩コンデンサ８１０は、ＩＥＣ　６０３８４－１４基準に対応するＹタイプコンデンサであり得、及び／又は多数の物理的コンデンサを直列で含んでもよい。

【０１４１】

図３５は、漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、発生器１０２により実施され得る回路８２０の一実施形態を例示する。回路８２０は、発生器回路８２４及び患者側回路８２２を含み得る。発生器回路８２４は、本明細書において記載されるように、駆動信号を生成及び／変調し得る。例えば、いくつかの実施形態において、発生器回路８２４は、上記の非絶縁段階１５４と同様に動作し得る。また、例えば、患者側回路８２２は、上

記の絶縁状態１５２と同様に動作し得る。

【０１４２】

発生器回路８２４と患者側回路８２２との間の電気的絶縁は、絶縁変換器８２６によって提供され得る。絶縁変換器８２６の一次巻線８２８は、発生器回路８２４に連結され得る。例えば、発生器回路８２４は、一次巻線８２８にわたって駆動信号を生成し得る。駆動信号は、任意の好適な方法により、一次巻線８２８にわたって生成され得る。例えば、様々な実施形態により、一次巻線８２８は、あるＤＣ電圧（例えば、４８ボルト）に維持され得るセンタータップ８２９を含んでもよい。発生器回路８２４は、それぞれ一次巻線８２８の他端に連結された出力段階８２５、８２７を含み得る。出力段階８２５、８２７は、一次巻線８２８に流れる駆動信号に対応する電流を生じ得る。例えば、駆動信号の正の部分は、出力段階８２７がその出力電圧をセンタータップ電圧よりも低く下げ、これによって出力段階８２７は一次巻線８２８から電流をシンクする際に実現され得る。対応する電流が、二次巻線８３０において誘発され得る。同様に、駆動信号の負の部分は、出力状態８２７がその出力電圧をセンタータップ電圧よりも低く下げ、これによって出力段階８２５が一次巻線８２８にわたって反対の電流をシンクする際に実施され得る。これは、二次巻線８３０の対応する反対の電流を含み得る。患者側の回路８２２は、出力ライン８２１、８２３を介して装置１０４に提供され得る分離された駆動信号に、様々な信号調整及び／又は他の処理を行うことができる。

【０１４３】

アクティブ除去変換器８３２は、一次巻線８３４及び二次巻線８３６を有し得る。一次巻線８３４は、駆動信号が巻線８３４にわたって提供されるように、分離変換器８２６の一次巻線８２８に電気的に連結され得る。例えば、一次巻線８３４は、２つの巻線８４３、８４５を含み得る。一次巻線８４５の第１端部８３５及び二次巻線８４３の第１端部８３９は、巻線８２８のセンタータップ８２９に電気的に連結され得る。一次巻線８４５の第２端部８４１は、出力段階８２７に電気的に連結されてもよく、一方で二次巻線８４３の第２端部８３７は、出力段階８２５に電気的に連結されてもよい。除去変換器８３２の二次巻線８３６は、接地点８１８及び除去コンデンサ８４０の第１電極に連結され得る。除去コンデンサ８４０の他方の電極は出力ライン８２３に連結され得る。任意の負荷抵抗器８３８はまた、二次巻線８３６にわたり、並列に連結され得る。

【０１４４】

様々な実施形態により、アクティブ除去変換器の二次巻線８３６は、その極性が一次巻線８３４の極性と逆になるように、他の構成要素８４０、８３８、８１８に巻かれる及び／又は配線接続され得る。例えば、逆駆動信号が、二次巻線８３６にわたって誘発されてもよい。接地点８１８に対し、逆駆動信号は、アクティブ除去変換器８３２の一次巻線８３４にわたって提供される駆動信号と、相が１８０°ずれていてもよい。負荷抵抗器８３８と共に、二次巻線８３６は、除去コンデンサ８４０で、逆駆動信号を提供し得る。したがって、駆動信号により、患者側回路８２２に現れる漏れ電位を生じる電荷は、除去コンデンサ８４０に引かれ得る。このようにして、コンデンサ８４０、二次巻線８３６及び負荷抵抗器８３８は、潜在的な漏れ電流を接地点８１８まで低減し、患者漏れ電流を最小化する。

【０１４５】

様々な実施形態において、構成要素８３２、８３８、８４０のパラメーターは、漏れ電流除去を最大化し、様々な実施形態において電磁放射を低減するように選択され得る。例えば、アクティブ除去変換器８３２は、それを周波数、温度、湿度、及び絶縁変換器８２６の他の特性に適合させるような材料からなり、かつそのような構成に従って作製され得る。アクティブ変換器８３２の他のパラメーター（例えば、巻数、巻数比など）が、出力により誘発される電流と、電磁（ＥＭ）放射と、適用される外部電圧による漏れ電流との間のバランスを達成するために選択され得る。例えば、回路８２０は、ＩＥＣ６０６０１又は他の好適な工業若しくは政府基準を満たすように構成され得る。負荷抵抗器８３８の値は同様に選択され得る。加えて、除去コンデンサ８４０のパラメーター（例えば、静電

容量など）は、漏れ電流の誘発の原因となる浮遊容量の特性と、可能な限り適合するように選択され得る。

【０１４６】

図３６は、漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、発生器１０２により実施され得る回路８４２の別の実施形態を例示する。しかしながら、回路８４２は、回路８２０と同様であり得、アクティブ除去変換器８３２の二次巻線８３６は、出力ライン８２３に電気的に連結され得る。除去コンデンサ８２３は、二次巻線８３６と接地点８１８との間で直列に接続され得る。回路８４２は、回路８２０のものと同様の方法で動作し得る。様々な実施形態において（例えば、アクティブ除去変換器８３２が、昇圧変換器である場合）、合計作業電圧は例えば、ＩＥＣ　６０６０１－１に規定されるように最小化され得る。

【０１４７】

図３７は、漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、発生器１０２により実施され得る回路８４４の別の実施形態を例示する。回路８４４は、アクティブ除去変換器８３２を省略してもよく、これを絶縁変換器８２６の第２二次巻線８４６と交換してもよい。第２二次巻線８４６は、出力ライン８２３に接続され得る。除去コンデンサ８４０は、第２二次巻線８４６と接地点との間で直列に接続され得る。第２二次巻線は、一次巻線８２８及び二次巻線８３０のものと逆の極性を有するようにして巻かれ及び又は配線接続されてもよい。したがって、一次巻線８２８にわたって駆動信号が存在するとき、上記の逆駆動信号は、二次巻線８４６にわたって存在し得る。したがって、回路８４４は、回路８２０及び８４２に関連して先に記載されたものと同様の方法で漏れ電流を除去し得る。回路８４４に示されるようにアクティブ除去変換器８３２の省略は、部品数、費用及び複雑性を低減し得る。

【０１４８】

図３８は、漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、発生器１０２により実施され得る回路８４８の更に別の実施形態を例示する。回路８４８は、上記の容量結合、加えて、他の外部効果、例えば、周波数に特有の効果（例えば、電源からの６０Ｈｚ又は他の周波数ノイズ）、経路効果、負荷効果などによる、患者側電流８２２における、異質の電流を除去するように構成され得る。接地点８１８に電気的に連結される代わりに、回路８４８に示される除去コンデンサ８４０は、補正制御回路８５１に連結され得る。回路８５１は、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）８５０又は他のプロセッサを含み得る。ＤＳＰ　８５０は、入力８５８を受信し得る（例えば、アナログ－デジタル変換器を介して）。入力８５８は、追加的な漏れ電流を生じ得る外部効果を示す傾向がある値であり得る。このような入力の例は例えば、電源パラメーター、例えば、インピーダンスなどの負荷データ、回路８４８から装置１０４などへの経路を表すインピーダンス又は他の値であり得る。入力８５８に基づき、ＤＳＰ　８５は、除去電位を駆動してもよく、これは除去コンデンサ８４０に提供される際に、外部効果による患者側の電流を除去し得る。除去電位は、デジタル－アナログ変換器８５２に適用されてもよく、これは、アナログ型の除去電位を除去コンデンサ８４０に提供し得る。除去コンデンサ８４０にわたる電圧低下は、第２二次巻線８４６にわたって存在する逆駆動信号及び回路８５１により見出される除去電位の関数であり得る。

【０１４９】

回路８４８は、アクティブ除去変換器８３２が省略され、回路８４４の構成のコンデンサ８４０及び第２二次巻線８４６を有するものとして示されている。しかしながら、補正制御回路８５１は、本明細書において記載される任意の構成（例えば、８２０、８４２、８４４など）で使用され得ることが理解される。例えば、補正制御回路８５１は、回路８２０、８４２、８４４のいずれかにおける接地点８１８の代わりになり得る。

【０１５０】

図３９は、漏れ電流の除去を提供するために、発生器１０２によって実施され得る回路８６０の実施形態を例示する。回路８６０により、除去コンデンサ８４０は、絶縁変換器８２６の一次巻線８２８と出力ライン８２３（例えば、共通出力ライン）との間で接続さ

れ得る。このようにして、駆動信号の逆転は除去コンデンサ８４０にわたって現れることがあり、上記のものと同様の漏れ電流除去効果を生じる。

【０１５１】

図４０は、漏れ電流のアクティブ除去を提供するための、発生器１０２により実施され得る回路８６２の別の実施形態を例示する。回路８６２は、回路８６０と同様であり得るが、ただし、除去コンデンサは出力ライン８２３（例えば、共通出力ライン）と２つの追加的なコンデンサ８６４、８６６との間で接続され得る。コンデンサ８６４は、除去コンデンサ８４０と絶縁変換器８２６の一次巻線８２８との間で接続され得る。コンデンサ８６６は、除去コンデンサ８４０と、接地点８１８との間で接続され得る。コンデンサ８６４、８６６の組み合わせは、接地点への高周波（ＲＦ発生器）を提供することがあり、これは、発生器１０２のＲＦ性能を向上させ得る（例えば、電磁放射を低減することにより）。

【０１５２】

図１０に概略的に例示される発生器１０２などの外科用発生器は、様々な外科用器具に電気的に連結され得る。外科用器具は、例えば、ＲＦベースの器具及び超音波ベースの器具の両方を含み得る。図４１は、１つの非限定的な実施形態による、収容部及びコネクタインターフェース９００を例示する。一実施形態において、インターフェース９００は、収容部アセンブリ９０２及びコネクタアセンブリ９２０を含む。コネクタアセンブリ９２０は、ケーブル９２１の遠位端に電気的に連結され得、これは最終的には、例えば、手持ち式外科用器具に接続される。図５９は、１つの非限定的な実施形態による外科用発生器１０５０を例示する。外科用発生器１０５０は、発生器の外側シェルを一般的に含む、外科用発生器本体１０５２を含み得る。外科用本体１０５２は、図５９に例示される収容部アセンブリ１０５８などの収容部アセンブリを受容するための開口部１０５４を画定し得る。ここで図４１及び５９を参照し、収容部アセンブリ９０２は、開口部１０５４を介して流体が外科用発生器１０５０内に侵入するのを一般的に防ぐために、封止部９０６を含み得る。一実施形態において、封止部９０６はエポキシ封止部である。

【０１５３】

図４２は、１つの非限定的な実施形態による、収容部アセンブリ９０２の分解側面図である。収容部９０２は、例えば磁気２１２などの様々な構成要素を含み得る。収容部アセンブリ９０２はまた、ほぼ円形の構造又は他の任意の好適な構造で構成され得る、複数のソケット９０８を含み得る。図４８は、非限定的な実施形態による、ソケット９０８の拡大図である。一実施形態において、ソケット９０８は二股であり、収容部アセンブリ９０２は、９つの二股ソケット９０８を有するが、より多い又は少ないソケットが他の構成において使用され得る。各ソケット９０８は、以下でより詳細に記載される導電性ピンを受容するための内側空洞９１０を画定し得る。いくつかの実施形態において、様々なソケット９０８は収容部アセンブリ９０２内で異なる高さで取り付けられ、それによってコネクタアセンブリが収容部アセンブリに挿入される際に、いくつかのソケットが他のソケットよりも先に接触する。

【０１５４】

図４３は、１つの非限定的な実施形態による、コネクタアセンブリ９２０の分解側面図である。コネクタアセンブリ９２０は、例えば、以下でより詳細に記載されるように収容部アセンブリ９０２により受容される大きさの挿入部９２４を含む、コネクタ本体９２２を含み得る。コネクタアセンブリ９２０は、鉄ピン９２６、回路基板９２８及び複数の導電性ピン９３０などの、様々な他の構成要素を含み得る。図５４に示されるように、鉄ピン９２６は、円筒形であり得る。他の実施形態において、鉄ピン９２６は、例えば矩形など、他の形状であり得る。鉄ピン９２６は、鋼鉄、鉄、又は磁場に引かれるか又は磁化可能であり得る他の任意の磁気的に適合可能な材料であり得る。鉄ピン９２６はまた、肩部９２７又は他の種類の横方向に延びる機構を有し得る。ここで図５５を参照し、導電性ピン９３０は、回路基板９２８に取り付けられてここから延び得る。回路基板９２８はまた、装置識別回路、例えば図３３Ｅ～３３Ｇに例示される回路を含み得る。したがって、様

々な実施形態において、回路基板９２８はＥＥＰＲＯＭ、抵抗器、又は他の任意の電子構成要素を有し得る。いくつかの実施形態において、回路基板９２８の部分が、外科用装置の殺菌性を改善し、防水性を補助するために、絶縁樹脂に埋め込まれるかないしは別の方法で封入されてもよい。

【０１５５】

図４３を参照し、コネクタアセンブリ９２０はまた、歪み開放部材９３２を含み得る。図５６に示されるように、歪み解放部材９３２は一般的に、ケーブルの装填を受容し、この装填が、回路基板９２８及び／又はソケット９０８に適用されるのを防ぐ。いくつかの実施形態において、歪み解放部材９３２は、組立てを補助するために位置合わせノッチ９３４を含み得る。図４３を参照し、コネクタアセンブリ９２０はまた、コネクタ本体９２２に連結される覆い９３６を含み得る。図５７は、１つの非限定的な実施形態による、覆い９３６を例示する。覆い９３６は一般的に、関連するケーブルの屈曲解放として機能し、かつコネクタアセンブリ９２０の封止を補助し得る。いくつかの実施形態において、覆い９３６は、コネクタ本体９２２にスナップ留めされ得る。オートクレーブ用途において、覆い９３６は、オーバーモルドされた構成要素であり得る。他の実施形態において、例えば、接着剤又はスピン溶接などの、他の取り付け技術が使用され得る。

【０１５６】

図４４は、図４１に示される収容部アセンブリ９０２の斜視図である。図４５は、収容部アセンブリ９０２の分解斜視図である。図４６は、収容部アセンブリ９０２の正面図である。図４７は、収容部アセンブリ９０２の側面図である。図４４～４７を参照し、収容アセンブリ９０２は、フランジ９５０を含み得る。フランジ９５０は、内壁９５２及び外壁９５４を有し得る。フランジ表面９５６が内壁９５２及び外壁９５４に及ぶ。内壁９５２は、少なくとも１つの湾曲部及び少なくとも１つの線形部を含み得る。フランジ９５０の内壁９５２は、固有の形状を有する空洞９６０を画定する。一実施形態において、空洞９６０は、２７０°の円及び２つの線形区分によって画定され、線形区分は円の接線であり、角度Θを形成するように交差する。一実施形態において角度Θは、約９０°である。一実施形態において、外側周辺部９６４を有する中央突出部９６２が、空洞９６０内に位置付けられる。中央突出部９６２は、陥没部９６８を画定する中央表面９６６を有し得る。磁気９１２（図４２）は、陥没部９６８の付近に位置付けられ得る。例示されるように、ソケット９０８は中央突出部分９６２の中央表面９６６によって画定される開口部９７２を通じて位置付けられ得る。ソケット９０８の円形構成を使用するいくつかの実施形態において、磁気９１２は、ソケットに画定される円の内側に位置付けられてもよい。収容部本体９０４はまた、後方陥没部９７６を画定し得る（図４７）。後方収容部９７６は、封止部９０６を受容する大きさであり得る。フランジ面９６６は、角度βで傾いていてもよい（図４７）。図６１に例示されるように、外科用発生器１０５０の本体１０５２の面はまた、同様に角度βで傾いていてもよい。

【０１５７】

図４９は、コネクタアセンブリ９２０の斜視図であり、図５０は、コネクタアセンブリ９２０の分解斜視図である。図５１は、コネクタ本体９２２の側面図であり、図５２及び図５３はそれぞれ、コネクタ本体９２２の遠位端及び近位端の斜視図を例示している。図４９～５３をここで参照し、コネクタ本体９２２は、フランジ９８０を有し得る。フランジ９８０は、少なくとも１つの湾曲部及び少なくとも１つの線形部を含み得る。

【０１５８】

アダプタアセンブリ１００２及び１００４は、実質的に同様の構成要素を含んでもよく、これらはコネクタ本体９２２に収容される（図５０）。例えば、アダプタアセンブリ１００２及び１００４はそれぞれ、装置識別回路を有する回路基板を収容し得る。アダプタアセンブリ１００２及び１００４はまたそれぞれ、外科用発生器との接続を補助するために、鉄ピン及び磁石の一方を収容し得る。フランジ９８０の外壁９８２は、収容部アセンブリ９０２の内壁９５２（図４６）と同様の形状であり得る。フランジ９８０の内壁９８４は、中央突出部分９６２の外側周辺部９６４と同様の形状であり得る。コネクタ本体９

２２はまた、複数の開口部９９０を含む壁部９８８を有し得る。開口部９９０は、導電性ピン９３０及び鉄ピン９２６を受容する大きさであり得る。一実施形態において、鉄ピン９２６の肩部９２７は、これが開口部９９０を通過し得ないような大きさである。いくつかの実施形態において、鉄ピン９２６は、壁部９８８に対して並進運動することができる。組立てられたときに、鉄ピン９２６の肩部９２７は、壁部９８８と回路基板９２８との中間に位置付けられてもよい。鉄ピン９２６は、コネクタアセンブリ９２０が収容部アセンブリ９０２内に挿入されるときに、磁石９１２の磁場に晒されるように位置付けられ得る。いくつかの実施形態において、鉄ピン９２６が壁部９８８まで並進運動し、磁石９１２に接触する際に、可聴クリック音によって適切な接続が示される。理解されるように、例えば、接触する構成要素に伴う摩耗を低減するために、ワッシャなどの様々な構成要素が、鉄ピン９２６と磁石９１２との中間に位置付けられてもよい。加えて、いくつかの実施形態において、磁石９１２は、コネクタアセンブリ９２０に連結されてもよく、鉄ピン９２６は収容部アセンブリ９０２に連結され得る。

【０１５９】

図５８は、様々な非限定的な実施形態による、２つのアダプアタアセンブリ１００２及び１００４を例示する。アダプタアセンブリ１００２及び１００４は、様々な形状を有するコネクタアセンブリが、外科用発生器の収容部アセンブリに電気的に連結されることを可能にする。アダプタアセンブリ１００２は、コネクタアセンブリ１００６を有する外科用器具に適合するように構成され、アダプタアセンブリ１００４は、コネクタアセンブリ１００８を有する外科用器具に適合するように構成される。一実施形態において、コネクタアセンブリ１００６は、ケーブル１０６０を介してＲＦベースの外科用装置と関連し、コネクタアセンブリ１００８は、ケーブル１０６２を介して超音波ベースの装置と関連する。認識されるように、アダプタアセンブリの他の実施形態は、図５８に例示されるものとは異なるコネクタアセンブリを有する外科用器具に適合し得る。図５９は、１つの非限定的な実施形態にしたがって、外科用発生器１０５０の収容部アセンブリ１０５８に挿入された後の、アダプタアセンブリ１００２を例示する。図６０は、アダプタアセンブリ１００２に挿入され、したがって外科用発生器１０５０に電気的に連結された後のコネクタアセンブリ１００６を例示する。同様に、図６１は、非限定的な実施形態にしたがって、外科用発生器１０５０の収容部アセンブリ１０５８に挿入された後の、アダプタアセンブリ１００４を例示する。図６２は、アダプタアセンブリ１００４に挿入された後の、コネクタアセンブリ１００８を例示する。したがって、コネクタアセンブリ１００６及び１００８はそれぞれ異なる形状を有するが、両方とも外科用発生器１０５０と共に使用され得る。

【０１６０】

図５８～６２を参照し、一実施形態において、アダプタアセンブリ１００２は、フランジ１０１２を含む遠位部１０１０を有する。フランジ１０１２は、外科用器具１０５０の収容部アセンブリ１０５８内に挿入されるように構成され、例えば、図５２に例示されるフランジ９８０と同様であり得る。任意の数の導電性ピン又は他の接続構成要素が、収容部アセンブリ１０５８と係合するように遠位部分に位置付けられてもよい。一実施形態において、アダプタアセンブリ１００２はまた、空洞１０１６を画定する近位部分１０１４を有する。空洞１０１６は、コネクタアセンブリ１００６などの、特定のコネクタアセンブリを受容するように構成され得る。理解されるように、近位部分１０１４は、これが共に使用されるコネクタアセンブリの種類に基づいて好適に構成され得る。一実施形態において、アダプタアセンブリ１００６は、フランジ１０２２に含む遠位部分１０２０を有する。フランジ１０２２は、外科用器具１０５０の収容部アセンブリ１０５８内に挿入されるように構成され、例えば、図５２に例示されるフランジ９８０と同様であり得る。アダプタアセンブリ１００４はまた、空洞１０２６を画定する近位部分１０２４を有する。例示される実施形態において、中央部分１０２８は、空洞１０２６内に位置付けられ、コネクタアセンブリ１００８を受容するように構成される。

【０１６１】

図６３は、１つの非限定的な実施形態による、発生器１１０２のバックパネル１１００の斜視図を例示する。発生器１１０２は、例えば、図１０に例示される発生器１０２と同様であり得る。バックパネル１１００は、様々な入力及び／出力ポート１１０４を含み得る。バックパネル１１１０はまた、電子ペーパー表示装置１１０６を含んでもよい。電子ペーパー表示装置１１０６は、導電性材料が可動性を有するように、導電性材料に磁場が印加される、電気泳動に基づく場合がある。導電性を有する微粒子が薄型可撓性基材の間に分布し、微粒子（又はトナー粒子）の位置が、電磁場の極性の変化によって変化し、よってデータが表示される。電子ペーパーを実現するための技術的手法は、任意の好適な技術、例えば、液晶、有機電気ルミネセンス（ＥＬ）、反射性フィルム反射型ディスプレイ、電気泳動、ツイストボール又は機械的反射型ディスプレイなどを使用して達成され得る。一般的に、電気泳動とは、媒体内に粒子が分散されたときに（すなわち、分散媒体）、粒子が帯電し、帯電した粒子に電界が印加される際に、粒子が分散媒体を通じて反対の電荷を有する電力に移動する現象である。電子ペーパー表示装置に関する更なる記載は、米国特許番号第７，７５１，１１５号、表題「ＥＬＥＣＴＲＯＮＩＣ　ＰＡＰＥＲ　ＤＩＳＰＬＡＹ　ＤＥＶＩＣＥ，ＭＡＮＵＦＡＣＴＵＲＩＮＧ　ＭＥＴＨＯＤ　ＡＮＤ　ＤＲＩＶＩＮＧ　ＭＥＴＨＯＤ　ＴＨＥＲＥＯＦ」に記載され、その全体が参照により組み込まれる。

【０１６２】

図６４は、図６３に例示されるバックパネル１１１０を例示する。図６５及び図６６は、バックパネル１１１０の拡大図を提供する。図６４～６６を参照し、電子ペーパー表示装置１１０６は、例えば、シリアル番号、部品番号、特許番号、警告標識、ポート識別子、説明、販売者情報、サービス情報、製造情報、操作情報、又は他の任意の種類の情報などの、様々な情報を表示し得る。一実施形態において、電子ペーパー表示装置１１０６に表示される情報は、計算装置を発生器１１０２の通信ポート（例えば、ＵＳＢポート）に接続することによって変更又は更新され得る。

【０１６３】

図６６に示されるように、いくつかの実施形態において、バックパネル１１００は、対話式部分１１０８を含み得る。一実施形態において、対話式部分１１０８は、ユーザーが、ボタン１１１０などの入力装置を使用して発生器１１０２に情報を入力することを可能にする。対話式部分１１０８はまた、発生器１１０２の前側パネル（図示されない）上に同時に表示される情報を表示し得る。

【０１６４】

超音波外科用装置１０４などの、超音波外科用装置を使用した外科手術において、エンドエフェクタ１２６は、切断及び封止動作を実現するために、エンドエフェクタ１２６と接触する組織に超音波エネルギーを伝達する。この方法における超音波エネルギーの適用は、組織の局部的加熱を生じ得る。このような加熱をモニタリング及び制御することは、意図しない組織の損傷を最小化する及び／又は切断及び封止動作の効率性を最適化するために望ましいことがある。超音波加熱の直接測定は、エンドエフェクタ１２６内又はその付近の温度感知装置を必要とする。超音波加熱のセンサーに基づく測定は、技術的に実行可能であるが、設計複雑性及び他の検討事項が、直接測定を非実用的なものとし得る。発生器１０２の様々な実施形態は、超音波エネルギーの適用から生じる温度又は加熱の予測を行うことによってこの問題に対処し得る。

【０１６５】

特に、発生器１０２の一実施形態は、多くの入力変数１２１８に基づいて超音波加熱を予測する、人工神経回路網を実行し得る。人工神経回路網は、既知の入力及び出力パターンへの暴露に基づいて入力と出力との間の、複雑で非線形の関係を記憶する（一般的に「訓練」と称されるプロセス）、数学的モデルである。人工神経回路網は、データ処理作業を行うために一緒に接続された、単純な処理ユニット又はノードの回路網を含み得る。人工神経回路網の構造は、脳の生物学的神経回路網といくらか類似していることがある。人工神経回路網が入力データパターンを提示されると、これは出力パターンを生成する。人

工神経回路網は、大量の訓練データの提示により、特定の処理作業の訓練を受け得る。このようにして、人工神経回路網は、訓練データにおいてその性能を改善するために、ノード間の通信の「強度」を変化させることにより、その構造を修正し得る。

【０１６６】

図６７は、超音波外科用装置１０４などの超音波外科用装置を使用した、超音波エネルギーの適用により生じる推定温度T_{est}を生成するための、人工神経回路網１２００の一実施形態を例示する。いくつかの実施形態において、人工神経回路網は、発生器１０２のプロセッサ１７４及び／又はプログラミング可能な論理装置１６６内で実施され得る。神経回路網１２００は、入力層１２０２、隠れ層１２０６を画定する１つ以上のノード１２０４、及び出力層１２１０を画定する１つ以上のノード１２０８を含み得る。明確さのために、１つの隠れ層１２０６のみが示される。いくつかの実施形態において神経回路網１２００は、カスケード構成の１つ以上の追加的な隠れ層を含んでもよく、各追加的な隠れ層は、隠れ層１２０６のノード１２０４の数と同じ又は異なリ得る数のノード１２０４を有する。

【０１６７】

層１２０２、１２１０の各ノード１２０４、１２０８は、１つ以上の重み値ｗ　１２１２、バイアス値ｂ　１２１４及び変換関するｆ　１２１６を含み得る。図６７において、これらの値及び関数の、異なる添字の使用は、これらの値及び関数が他の値及び関数と異なり得ることを例示することを意図している。入力層１２０２は、１つ以上の入力変数ｐ　１２１８を含み、隠れ層１２０６の各ノード１２０４は、入力変数ｐ　１２１８の少なくとも１つを入力として受信する。例えば、図６７に示されるように、各ノード１２０４は、入力変数ｐ　１２１８の全てを受信し得る。一実施形態において、入力変数ｐ　１２１８の全て未満がノード１２０４によって受信され得る。特定のノード１２０４によって受信される各入力変数ｐ　１２１８は、対応する重み値ｗ　１２１２によって重み付けされ、その後、他のいずれかの同様に重み付けされた入力変数ｐ　１２１８、及びバイアス値ｂ　１２１４に追加される。ノード１２０４の変換関数ｆ　１２１６はその後、生じた和に適用されて、ノードの出力を生成する。例えば、図６７において、ノード１２０４－１の出力は、$f_1(n_1)$として提供され、ここで、$n_1=(w_{1,1}\cdot p_1+w_{1,2}\cdot p_2+\cdots+w_{1,j}\cdot p_j)+b_1$である。

【０１６８】

出力層１２１０の特定のノード１２０８は、隠し層１２０６のノード１２０４の１つ以上から出力を受信してもよく（例えば、各ノード１２０８は、図６７の各ノード１２０４－１、１２０４－２、．．．、１２０４－ｉから、出力$f_1(\cdot)$，$f_2(\cdot)$，．．．，$f_i(\cdot)$を受信する）、各受信された出力は、対応する重み値ｗ１２１２によって重み付けされ、その後他の同様に重み付けされた受信された出力、及びバイアス値ｂ１２１４に追加される。ノード１２０８の変換関数ｆ１２１６はその後、生じた和に適用されて、ノード出力を生成し、これは神経回路網１２００の出力に対応する（例えば、図６７の実施形態の推定温度T_{est}）。図６７の神経回路網１２００の実施形態は、出力層１２１０の１つのノード１２０８のみを含むが、他の実施形態においては神経回路網１２００は、２つ以上の出力を含んでもよく、この場合、出力層１２１０は、多数のノード１２０８を含み得る。

【０１６９】

いくつかの実施形態において、ノード１２０４、１２０８の変換関数ｆ　１２１６は、非線形伝達関数であり得る。一実施形態において、例えば、１つ以上の伝達関数ｆ　１２１６がシグモイド関数であり得る。他の実施形態において、伝達関数ｆ　１２１６は、正接シグモイド、双曲線正接シグモイド、対数シグモイド、線形伝達関数、飽和線形伝達関数、動径基底伝達関数、又は他の何らかの種類の伝達関数を含み得る。特定のノード１２０４、１２０８の伝達関数ｆ　１２１６は、別のノード１２０４、１２０８の伝達関数ｆ　１２１６と同じであるか又はこれから異なる場合がある。

【０１７０】

いくつかの実施形態において、隠し層１２０６のノード１２０４が受信する入力変数ｐ１２１８は、例えば、超音波エネルギーの適用から生じる温度又は加熱に影響を有するものとして知られる又は考えられる、信号及び／又は他の数量若しくは状態を表し得る。このような変数は例えば、発生器１０２によって出力される駆動電圧、発生器１０２によって出力される駆動電流、発生器出力１０２の駆動周波数、発生器１０２によって出力される駆動電力、発生器１０２によって出力される駆動エネルギー、超音変換器１１４のインピーダンス、及び超音波エネルギーが適用される持続時間の１つ以上を含み得る。加えて、入力変数ｐ　１２１８の１つ以上が、発生器１０２の出力と無関係であり得、例えば、エンドエフェクタ１２６の特性（例えば、ブレード先端部大きさ、形状及び／又は材料）、及び超音波エネルギーが標的とする組織の特定の種類を含み得る。

【０１７１】

神経回路網１２００は、その出力（例えば、図６７の実施形態における推定温度T_{est}）が入力変数ｐ　１２１８の既知の値の出力の測定される従属性と好適に近似するように、訓練され得る（例えば、重み値ｗ　１２１２、バイアス値ｂ　１２１４及び変換関数ｆ　１２１６を変更又は変動させることにより）。訓練は例えば、入力変数ｐ　１２１８の既知のセットを供給し、神経回路網１２００の出力を入力変数ｐ　１２１８の既知のセットと対応する測定された出力と比較し、重み値ｗ　１２１２、バイアス値ｂ　１２１４、及び／又は変換関数ｆ　１２１６を、神経回路網１２００の出力と、対応する測定出力との間の誤差が所定の誤差レベル未満になるまで修正することによって、行なわれ得る。例えば、神経回路網１２００は、平均平方誤差が、所定の誤差閾値未満になるまで訓練され得る。いくつかの実施形態において、訓練処理の態様は、神経回路網１２００によって（例えば、回路１２００を通じて誤差を伝達して戻し、重み値ｗ　１２１２及び／又はバイアス値ｂ　１２１４を適応的に調節することにより）実施され得る。

【０１７２】

図６８は、神経回路網１２００の一実施形態の実施に関する、推定温度値T_{est}と測定温度値T_mとの間の比較を例示する。図６８のT_{est}を生成するために使用された神経回路網１２００は、６つの入力変数ｐ　１２１８を含んだ：駆動電圧、駆動電流、駆動周波数、駆動電力、超音波変換器のインピーダンス、及び超音波エネルギーが適用された持続時間。隠れ層１２０６は、２５のノードを含み、出力層１２１０は、単一のノード１２０８を含んだ。訓練データは、超音波エネルギーの頸動脈への１３回の適用に基づいて生成された。実際の温度（T_m）は、異なる値の入力変数ｐ　１２１８における、２５０サンプル範囲にわたる、ＩＲ測定に基づいて決定され、推定温度T_{est}は、入力変数ｐ１２１８の対応する値に基づいて、神経回路網１２００によって生成された。図６８に示されるデータは、訓練データから排除された実行において生成された。推定温度T_{est}は、１１０～１９０°Ｆの範囲において、測定温度T_mの適度に正確な近似を示した。１１０°Ｆ以後などの一定の範囲に生じる推定温度T_{est}の不一致は、この区域に固有の追加的な神経回路網を実施することによって最小化又は低減され得るものと考えられる。加えて、神経回路網１２００の訓練された出力を歪め得るデータの不一致は、性能を更に改善するために、特別に識別及びプログラミングされ得る。

【０１７３】

いくつかの実施形態において、推定温度が、ユーザーが規定する温度域値T_{th}を超える場合、発生器１０２は、推定温度T_{est}が、温度域値T_{th}、又はそれ未満に維持されるように、超音波エネルギーの適用を制御するように構成され得る。例えば、駆動信号が、神経回路網１２００への入力変数ｐ　１２１８である実施形態においては、駆動電流は制御変数として扱われ、T_{est}と、T_{th}との間の差を最小化又は低減するように調節され得る。このような実施形態は、フィードバック制御回路（例えば、ＰＩＤ制御アルゴリズム）を使用して実施されてもよく、T_{th}は、設定点として制御アルゴリズムに入力され、T_{est}は、処理変数フィードバックとしてアルゴリズムに入力され、駆動電流は、アルゴリズムの制御された出力に対応する。駆動電流が制御変数として機能する場合において、駆動電流値の好適な変数が、神経回路網１２００を訓練するために、入力変数

ｐ　１２１８のセットで表されるべきである。特に、訓練データが一定の駆動電流値を反映する場合、制御変数としての駆動電流の効率性は低減し得るがこれは、神経回路網１２００が、その温度に対する見かけの効果の欠如のために、駆動電流と関連する重み値ｗ　１２１２を低減し得る。駆動電流以外の入力変数ｐ　１２１８（例えば、駆動電圧）が、Ｔｅｓｔと、Ｔｔｈとの間の差を最小化又は低減するために使用され得ることが理解される。

【０１７４】

様々な実施形態により、発生器１０２は、１つ以上の電力曲線に従い、組織片に電力を提供し得る。電力曲線は、組織に供給される電力と、組織のインピーダンスとの間の関係を規定し得る。例えば、凝固中の組織のインピーダンスが変化する（例えば、増加する）と、発生器１０２によって提供される電力もまた、適用される電力曲線にしたがって変化し得る（例えば、低減する）。

【０１７５】

異なる電力曲線、異なる種類及び／又は大きさの組織片に対して特的適しているか又は敵していない場合がある。積極的電力曲線（例えば、高い電力レベルを必要とする電力曲線）が、大きな組織片に適している場合がある。小血管など、より小さな組織片に適用されるとき、より積極的な電力曲線は、外面の焼け付きに繋がり得る。外面の焼け付きは、外面における凝固／溶接の質を低減することがあり、かつ組織の内面部分の凝固の完了を阻害することがある。同様に、より積極的でない電力曲線は、より大きな組織片（例えば、より大きな束状構造）に適用される際に止血を達成できないことがある。

【０１７６】

図６９は、代表的な電力曲線１３０６、１３０８、１３１０を示す、線図１３００の一実施形態を例示する。線図１３００は、左から右へと増加する潜在的組織インピーダンスを例示するインピーダンス軸１３０２を含む。電力軸１３０４は、下から上へと増加する電力を例示する。各電力曲線１３０６、１３０８、１３１０は電力軸１３０４において一連の電力レベルを規定してもよく、インピーダンス軸１３０２における複数の潜在的な感知される組織インピーダンスに対応する。一般的に、電力曲線は、異なる形状をとることがあり、これは図６９に例示される。電力曲線１３０６は段階的な形状を有し、一方で電力曲線１３０８、１３１０は、湾曲形状を有するものとして示される。様々な実施形態によって使用される電力曲線は、いずれかの使用可能な、連続的な又は非連続的な形状を取り得る。電力供給速度又は電力曲線の積極性は、線図１３００におけるその位置によって示され得る。例えば、所与の組織インピーダンスにより高い電力を供給する電力曲線は、より積極的であるものと考えられる。したがって、２つの電力曲線の間において、電力軸１３０４で最も高い位置にある曲線はより積極的であり得る。いくつかの電力曲線は重複し得ることが理解される。

【０１７７】

２つの曲線の積極性は、任意の好適な方法によって比較され得る。例えば、第１電力曲線が、潜在的な組織インピーダンスの範囲の少なくとも半分に対応するより高い供給電力を有する場合、第１電力曲線は、潜在的な組織インピーダンスの所与の範囲にわたり、第２電力曲線よりも積極的であるとみなされ得る。また、例えば、範囲にわたる第１曲線の下の面積が、範囲にわたる第２曲線の下の面積より大きい場合、第１電力曲線は、潜在的な組織インピーダンスの所与の範囲にわたり、第２電力曲線よりも積極的であるとみなされ得る。同様に、電力曲線が別個に表される場合、潜在的な組織インピーダンスのセットにわたる第１電力曲線の電力値の合計が、潜在的な組織インピーダンスのセットにわたる第２電力曲線の電力値の和よりも大きい場合、潜在的な組織インピーダンスの所与のセットにわたり第１電力曲線は、第２電力曲線よりも積極的であるとみなされ得る。

【０１７８】

様々な実施形態により、本明細書において記載される電力曲線シフトアルゴリズムは、任意の種類の外科用装置（例えば、装置１０４、電気外科用装置１０６）と共に使用され得る。超音波装置１０４を使用するいくつかの実施形態において、組織インピーダンス読

み取り値は、電極１５７、１５９を使用して取られ得る。１０６などの電極装置により、組織インピーダンス読み取り値は、第１電極１７７及び第２電極１７９を使用して取られ得る。

【０１７９】

いくつかの実施形態において、電気外科用装置１０４は、電極１７７、１７９の一方又は両方と、組織片との間に位置付けられる正の温度係数（ＰＴＣ）材料を含み得る。ＰＴＣ材料は、ＰＴＣ材料のインピーダンスが増加し得る閾値又はトリガ温度に到達するまで、比較的低く、比較的一定のままである、インピーダンスプロファイルを有し得る。使用中、ＰＴＣ材料は、電力が適用される間、組織と接触するように配置され得る。ＰＴＣ材料のトリガ温度は、これが、溶接又は凝固の完了を示す組織温度と対応するように選択され得る。したがって、溶接又は凝固プロセスが完了すると、ＰＴＣ材料のインピーダンスは増加し、実際に組織に提供される電力の対応する減少を生じ得る。

【０１８０】

凝固又は溶接プロセス中において、組織インピーダンスは一般的に増加し得ることが理解される。いくつかの実施形態において、組織インピーダンスは、良好な凝固を示す、急激なインピーダンスの増加を示し得る。増加は、組織の生理学的変化、ＰＴＣ材料のそのトリガ閾値への到達などによることがあり、凝固プロセスの任意の時点で生じ得る。急激なインピーダンスの増加を生じるために必要であり得るエネルギーの量は、作用される組織の熱質量部と関連し得る。任意の所与の組織片の熱質量部は、ひいては、薄片の組織の種類及び量に関連し得る。

【０１８１】

様々な実施形態は、所与の組織片に関する、適切な電力を選択するために、組織インピーダンスにおける急激な増加を使用し得る。例えば、発生器１０２は、組織インピーダンスが、急激な増加が生じたことを示すインピーダンス閾値に到達するまで、順次より積極的な電力曲線を選択及び適用することがある。例えば、インピーダンス閾値への到達は、最新の適用された電力曲線で凝固が適切に進行していることを示す場合がある。インピーダンス閾値は、組織インピーダンス値、組織インピーダンスの変化率、及び／又はインピーダンスと変化率の組み合わせであり得る。例えば、インピーダンス閾値は、一定のインピーダンス値及び／又は変化率が観察されるときに満たされ得る。本明細書において記載されるように、様々な実施形態により、異なる電力曲線は、異なるインピーダンス閾値を有し得る。

【０１８２】

図７０は、１つ以上の電力曲線を組織片に適用するためのプロセスフロー１３３０の一実施形態を例示する。任意の好適な数の電力曲線が使用され得る。電力曲線は、電力曲線の１つが組織をインピーダンス閾値へと上げるまで、積極性の順に順次適用され得る。１３３２において、発生器１０２は、第１電力曲線を適用し得る。様々な実施形態により、第１電力曲線は、比較的低い割合で電力を供給するように選択され得る。例えば、第１電力曲線は、最も小さく、最も脆弱であると予測される組織片における組織の焼き付きを回避するように選択され得る。

【０１８３】

第１電力曲線は、任意の好適な方法で組織にて適用され得る。例えば、発生器１０２は、第１電力曲線を実施する駆動信号を生成し得る。電力曲線は、駆動信号の電力を調節することによって実施され得る。駆動信号の電力は、任意の好適な方法で調節され得る。例えば、信号の電圧及び／又は電流が調節され得る。また、様々な実施形態において、駆動信号はパルス化され得る。例えば、発生器１０２は、駆動信号のパルス幅、負荷サイクルなどを変更することによって平均電力を調節してもよい。駆動信号は、電気外科用装置１０６の第１電極１７７及び第２電極１７９に提供され得る。また、いくつかの実施形態において、第１電力曲線を実施する駆動信号は、上記の超音波装置１０４の超音波発生器１１４に提供され得る。

【０１８４】

第１電力曲線を適用する間、発生器１０２は、組織に提供された合計エネルギーをモニタリングしてもよい。組織のインピーダンスは、１つ以上のエネルギー閾値で、インピーダンス閾値と比較され得る。任意の好適な方法によって選択され得る、任意の好適な数のエネルギー閾値が存在し得る。例えば、エネルギー閾値は、異なる組織の種類がインピーダンス閾値を達成する、既知の点に対応するように選択され得る。１３３４において、発生器１０２は、組織に供給された合計エネルギーが、第１エネルギー閾値を満たしたか又は超えたかを判定し得る。合計エネルギーが第１エネルギー閾値に未だ到達していない場合、発生器１０２は、１３３２において第１電力曲線を提供し続けてもよい。

【０１８５】

合計エネルギーが第１エネルギー閾値に到達した場合、発生器１０２は、インピーダンス閾値に到達したかどうかを判定し得る（１３３６）。上記のように、インピーダンス閾値は、所定の割合のインピーダンス変化（例えば、増加）、所定のインピーダンス、又はこの２つの組み合わせであり得る。インピーダンス閾値に到達すると、発生器１０２は、１３３２において第１電力曲線を適用し続けてもよい。例えば、第１電力曲線のインピーダンス閾値への到達は、第１電力曲線の積極性が好適な凝固又は溶接を生じるために十分であることを示し得る。

【０１８６】

１３３６においてインピーダンス閾値に到達していない場合、発生器１０２は、１３３８において次に積極的な電力曲線に増加させてもよく、１３３２における電流電力曲線として電力曲線を適用してもよい。１３３４において次のエネルギー閾値に到達すると、発生器１０２はまた、１３３６においてインピーダンス閾値に到達したかどうかを決定し得る。到達していない場合、発生器１０２はまた、１３３８において次に積極的な電力曲線に増加させてもよく、１３３２においてこの電力曲線を供給してもよい。

【０１８７】

プロセスフロー１３３０は、終了されるまで継続してもよい。例えば、プロセスフロー１３３０は、１３３６で閾値に到達する際に終了され得る。インピーダンス閾値を達成する際に、発生器１０２は、凝固又は溶接が完了するまで、この時点の電力曲線を適用してもよい。また、例えば、プロセスフロー１３３０は、全ての利用可能な電力曲線が使い終わった際に、終了してもよい。任意の好適な数の電力曲線が使用され得る。最も積極的な電力曲線が組織をインピーダンス閾値に上げることができない場合、発生器１０２は、最も積極的な電力曲線をプロセスが他の形で終了されるまで（例えば、臨床医により、又は最終的なエネルギー閾値への到達の際）適用し続けてもよい。

【０１８８】

様々な実施形態により、プロセスフロー１３３０は、終了閾値が生じるまで継続してもよい。終了閾値は、凝固及び／又は溶接が完了したことを示し得る。例えば、終了閾値は、組織インピーダンス、組織温度、組織静電容量、組織インダクタンス、経過時間などの１つ以上に基づき得る。これらは、単一の終了閾値であってもよく、又はいくつかの実施形態においては、異なる電力曲線は異なる終了閾値を有し得る。様々な実施形態により、異なる電力曲線は、異なるインピーダンス閾値を有し得る。例えば、プロセスフロー１３３０は、第１電力曲線が、組織を第１組織インピーダンス閾値に上げることができなかった場合に、第１電力曲線から第２電力曲線に遷移してもよく、かつその後、第２電力曲線が組織を第２インピーダンス閾値に上げることができなかった場合に、第２電力曲線から第３電力曲線に遷移してもよい。

【０１８９】

図７１は、プロセスフロー１３３０と共に使用され得る代表的な電力曲線１３８２、１３８４、１３８６、１３８８を示す線図１３８０の一実施形態を例示する。４つの電力曲線１３８２、１３８４、１３８６、１３８８が示されるが、任意の好適な数の電力曲線が使用され得ることが理解される。電力曲線１３８２は、最も積極的でない電力曲線を表すことがあり、最初に適用され得る。インピーダンス閾値が、第１エネルギー閾値において到達されない場合、発生器１０２は、第２電力曲線１３８４を提供し得る。他の電力曲線

１３８６、１３８８は、例えば、上記の方法で必要に応じて使用され得る。

【０１９０】

図７１に例示されるように、電力曲線１３８２、１３８４、１３８６、１３８８は異なる形状である。しかしながら、プロセスフロー１３３０によって実施される電力曲線のセットの一部又は全部が、同じ形状であってもよいことが理解される。図７２は、図７０のプロセスフローと共に使用され得る代表的な一般的な形状の電力曲線１３９２、１３９４、１３９６、１３９８を示す線図の一実施形態を例示する。様々な実施形態により、一般的な形状の電力曲線、例えば、１３９２、１３９４、１３９６、１３９８は、互いに一定の倍数であり得る。したがって、発生器１０２は、単一の電力曲線に異なる倍数を適用することによって、共通の形状の曲線１３９２、１３９４、１３９６、１３９８を実施してもよい。例えば、曲線１３９４は、曲線１３９２に第１の一定乗数を掛けることによって実施することができる。曲線１３９６は、曲線１３９２の第２の一定乗数を掛けることによって実施することができる。同様に曲線１３９８は、曲線１３９２の第３の一定乗数を掛けることによって実施することができる。したがって、様々な実施形態において、発生器１０２は、一定乗数を変更することによって、１３３８において次に最も積極的な電力曲線に増加させることができる。

【０１９１】

様々な実施形態により、プロセスフロー１３３０は、発生器１０２のデジタル装置（例えば、プロセッサ、デジタル信号プロセッサ、論理プログラミング可能デバイス（ＦＰＧＡ）など）によって実施され得る。このようなデジタル装置の例としては、例えば、プロセッサ１７４、プログラミング可能な論理装置１６６、プロセッサ１９０などが挙げられる。図７３Ａ～７３Ｃは、上記のプロセスフロー１３３０を一般的に実施するために、発生器１０２のデジタル装置によって実行され得るルーチンを記載するプロセスフローを例示する。図７３Ａは、新しい組織片に作用する発生器１０２を準備するためのルーチン１３４０の一実施形態を例示する。新しい組織片の作用又は開始が、１３４２において開始され得る。１３４４において、デジタル装置は、電力曲線を指すことがある。上記のように第１電力曲線は、プロセスフロー１３３０の一部として実施される、最も積極的でない曲線であり得る。第１電力曲線を指定することは、第１電力曲線を指示する決定論的公式を指定すること、第１電力曲線を表すルックアップ表を指定すること、第１電力曲線乗数を指定することなどを含み得る。

【０１９２】

１３４６において、デジタル装置は、インピーダンス閾値フラッグをリセットしてもよい。以下に記載されるように、インピーダンス閾値フラッグは、インピーダンス閾値が達成されたことを示してもよい。したがって、フラッグのリセットは、プロセスフロー１３３０の開始において、適切であり得る場合、インピーダンス閾値が満たされていないことを示す場合がある。１３４８において、デジタル装置は、次のルーチン１３５０へと続けて移ってもよい。

【０１９３】

図７３Ｂは、組織インピーダンスをモニタリングするデジタル装置によって実行され得るルーチン１３５０の一実施形態を例示する。１３５２において、負荷又は組織インピーダンスが測定され得る。組織インピーダンスは、任意の好適な方法により、かつ任意の好適なハードウェアを使用して測定され得る。例えば、様々な実施形態により、組織インピーダンスは、組織に提供される電流及び電圧を使用し、オームの法則に従って計算され得る。１３５４において、デジタル装置は、インピーダンスの変化率を計算し得る。インピーダンス変化率は、同様に任意の好適な方法により計算され得る。例えば、デジタル装置は、組織インピーダンスの前の値を保持し、現在の組織インピーダンス値と前の値を比較することによって変化率を計算してもよい。また、ルーチン１３５０は、インピーダンス閾値が変化率であることを想定することが理解される。インピーダンス閾値が値である実施形態においては、１３５４は省略される。組織のインピーダンス変化率（又はインピーダンス自体）が閾値よりも高い場合（１３５６）、インピーダンス閾値フラッグが設定さ

れる。１３６０において、デジタル装置は、次のルーチンへと続けて移ってもよい。

【０１９４】

図７３Ｃは、組織片に１つ以上の電力曲線を提供するために、デジタル装置によって実行され得るルーチン１３６２の一実施形態を例示する。１３６４において、例えば、図７０の１３３４に関連して先に記載されたように、電力が組織に供給されてもよい。デジタル装置は、例えば、各感知される組織インピーダンスに関して対応する電力を見出すために電力曲線を適用することによって電力曲線の供給を方向付けてもよく、第１電極Ａ２０及び第２電極Ａ２２、変換器１１４などに提供される駆動信号への対応する電力を調節する。

【０１９５】

１３６６において、デジタル装置は、組織に供給された合計蓄積エネルギーを計算し得る。例えば、デジタル装置は、電力曲線供給の合計時間及び毎回供給される電力をモニタリングすることができる。合計エネルギーがこれらの値から計算され得る。１３６８において、デジタル装置は、例えば、図７０の１３３４に関して先に記載された方法と同様に、合計エネルギーが次のエネルギー閾値同等以上であるかどうかを判定し得る。次のエネルギー閾値が満たされない場合、現在の電力曲線が、１３７８及び１３６４において適用され続ける。

【０１９６】

次のエネルギー閾値が１３６８において満たされる場合、１３７０において、デジタル装置は、インピーダンスフラグが設定されるかどうかを判定し得る。インピーダンスフラグの状態は、インピーダンス閾値が満たされたかどうかを示し得る。例えば、インピーダンス閾値が満たされた場合、インピーダンス閾値フラッグがルーチン１３５０によって設定されうる。インピーダンスフラッグが満たされない場合（例えば、インピーダンス閾値が満たされていない）、デジタル装置は、１３７２において、いずれかの更に積極的な電力曲線が引き続き実施されるべきかどうかを決定し得る。その場合、デジタル装置は、１３７４において、ルーチン１３６２を次の更に積極的な電力曲線に指定してもよい。ルーチン１３６２は、１３６４において、新しい電力曲線に電力を供給するよう継続してもよい（１３７８）。全ての利用可能な電力曲線が適用された場合、デジタル装置は、１３７６において残りの組織操作に関する蓄積エネルギーの計算及び検査を無効にしてもよい。

【０１９７】

インピーダンスフラッグが１３７０で設定される場合（例えば、インピーダンス閾値が満たされた場合）、デジタル装置は、１３７６において、残りの組織操作における蓄積エネルギーの計算及び検査を無効にしてもよい。いくつかの実施形態において、蓄積エネルギー計算が継続され、一方で１３７０、１３７２、１３７４及び１３７６は中止され得る。例えば、蓄積エネルギーが規定値に達する場合、発生器１０２及び／又はデジタル装置は自動停止を実施し得る。

【０１９８】

図７４は、１つ以上の電力曲線を組織片に適用するためのプロセスフロー１４００の一実施形態を例示する。例えば、プロセスフロー１４００は、発生器１０２によって実施され得る（例えば、発生器１０２のデジタル装置）１４０２において、発生器１０２は、電力曲線を組織に適用し得る。電力曲線は、第１電力曲線に乗数を適用することによって得られることがある。１４０４において、発生器１０２は、インピーダンスが満たされたかどうかを決定してもよい。インピーダンス閾値が満たされていない場合、発生器１０２は合計適用エネルギーの関数として乗数を増加させてもよい。これは、適用電力曲線の積極性を増加させる効果を有し得る。乗数は、定期的に又は連続的に増加させることができることが理解される。発生器１０２は、インピーダンス閾値を検査し（１４０４）、所定の定期的間隔で乗数を増加させてもよい（１４０６）。様々な実施形態において、発生器１０２は、インピーダンス閾値を連続的に検査し（１４０４）、乗数を増加させてもよい（１４０６）。合計適用エネルギーの関数として乗数を増加させることは、任意の好適な方法で達成され得る。例えば、発生器１０２は、受け取られた合計エネルギーを入力値とし

て受信する、決定論的式を適用してもよく、かつ出力として対応する乗数値を提供する。また、例えば、発生器１０２は、合計適用エネルギーの潜在値及び対応する乗数値の一覧を含む、ルックアップ表を保存し得る。様々な実施形態により、発生器１０２は、組織にパルス状駆動信号を提供し得る（例えば、外科用装置１０４、１０６の一方を介して）。様々な実施形態において、インピーダンス閾値が満たされる場合、乗数一定に維持され得る。発生器１０２は例えば、終了閾値に達成するまで、電力を適用し続けてもよい。終了閾値は一定であってもよく、又は乗数の最終値に依存してもよい。

【０１９９】

パルス状駆動信号を使用するいくつかの実施形態において、発生器１０２は、１つ以上の複合負荷曲線を駆動信号、及び最終的に組織に適用し得る。本明細書において記載される他の電力曲線のような、複合負荷曲線は、測定される組織特性（例えば、インピーダンス）の関数として組織に供給される電力レベルを規定してもよい。複合負荷曲線は、加えて、測定される組織の特性という観点から、パルス幅などのパルス特性を規定し得る。

【０２００】

図７５は、発生器１０２による複合負荷曲線の選択及び適用を記載するブロック図１４５０の一実施形態を例示する。ブロック図１４５０は、任意の好適な種類の発生器又は外科用装置で実施され得ることが理解される。様々な実施形態により、ブロック図１４５０は、図４～７に関して先に記載された装置１０６などの電気外科用装置を使用して実施され得る。また、様々な実施形態において、ブロック図１４５０は、図２～３に関して先に記載された外科用装置１０４などの超音波外科用装置で実施され得る。いくつかの実施形態において、ブロック図１４５０は、切断並びに凝固能力を有する外科用装置で使用され得る。例えば、装置１０６などのＲＦ外科用装置は、凝固前又は凝固中のいずれかに、組織を切断するための、ブレード１７５などの切断縁部を含み得る。

【０２０１】

図７５に戻って参照すると、アルゴリズム１４５２は、例えば、複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２を選択して適用するために、発生器１０２のデジタル装置によって実行され得る。アルゴリズム１４５２は、クロック１４５４からの時間入力を受信してもよく、またセンサー１４６８からのループ入力１４７２を受信してもよい。ループ入力１４７２は、複合負荷曲線を選択及び／又は適用するために、アルゴリズム１４５２に使用され得る、組織の特性又は特徴を表し得る。このような特徴の例は、例えば、電流、電圧、温度、反射性、組織に適用される力、共振周波数、共振周波数の変化率などを含み得る。センサー１４６８は、専用センサー（例えば、温度計、圧力センサーなど）であってもよく、又は他のシステム値に基づいて組織特性を得るためのソフトウェアにより実施されるセンサーであり得る（例えば、駆動信号に基づいて電圧、電流、組織温度などを観察し、及び／又は計算するため）アルゴリズム１４５２は、ループ入力１４７２及び／又はクロック１４５４からの時間入力に基づいて、適用する複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２の１つを選択し得る。４つの複合不可曲線が示されているが、任意の好適な数の複合負荷曲線が使用され得ることが理解される。

【０２０２】

アルゴリズム１４５２は、選択される複合負荷曲線を任意の好適な方法で適用し得る。例えば、アルゴリズム１４５２は、選択された複合負荷曲線を使用し、組織インピーダンスに基づく電力レベル及び１つ以上のパルス特性（例えば、最新の測定された組織インピーダンスは、ループ入力の一部であり得るか又はこれから誘導され得る）又は超音波装置１０４の共振周波数特性を計算してもよい。複合負荷曲線による組織インピーダンスに基づいて決定され得るパルス特性の例は、パルス幅、ランプ時間及びオフ時間を含み得る。

【０２０３】

設定点１４６４において、得られた電力及びパルス特性は、駆動信号に適用され得る。様々な実施形態において、フィードバックループ１４７４は、駆動信号のより正確な調節を可能にするために実施され得る。設定点１４６４の出力において、駆動信号は、好適な増幅を提供し得る振幅１４６６に提供され得る。増幅された駆動信号は、負荷１４７０に

提供され得る（例えば、センサー１４６８により）。負荷１４７０は、組織、外科用装置１０４、１０６及び／又は発生器１０２と外科用装置１０４、１０６を電気的に連結するいずれかのケーブル（例えば、ケーブル１１２、１２８）を含み得る。

【０２０４】

図７６は、発生器１０２によって（例えば、発生器１０２のデジタル装置によって）実施される、アルゴリズム１４５２の一実施形態を例示するプロセスフローを示す。アルゴリズム１４５２は、１４７６で起動され得る。アルゴリズム１４５２は、任意の好適な方法で起動され得ることが理解される。例えば、アルゴリズム１４５２は、外科用装置１０４、１０６の起動の際に臨床医によって起動され得る（例えば、ジョークロージャトリガー１３８、１４２、スイッチ、ハンドルなどを引くかないしは別の方法で起動することにより）。

【０２０５】

様々な実施形態により、アルゴリズム１４５２は、複数の区域１４７８、１４８０、１４８２、１４８４を含み得る。各区域は、組織片の切断及び凝固の異なる段階を表し得る。例えば、第１区域１４７８において、発生器１０２は、初期組織状態（例えば、インピーダンス）の分析を行なってもよい。第２区域１４８０において、発生器１０２は、組織の切断に備えるために、組織にエネルギーを適用してもよい。第３又は切断区域１４８２において、発生器１０２はエネルギーを適用し続けてもよく、一方で外科用装置１０４、１０６は組織を切断する（例えば、電気外科用装置１０６により、切断はブレードＡ１８を前進させることによって行なわれ得る）。第４又は完了区域１４８４において、発生器１０２は、凝固を完了するためにエネルギーポスト切断（energy post-cut）を適用してもよい。

【０２０６】

ここで第１区域１４７８を参照し、発生器１０２は、例えば、電流、電圧、温度、反射性、組織に適用される力などを含む、任意の好適な組織状態を測定し得る。様々な実施形態において、組織の初期インピーダンスは、任意の好適な方法により測定され得る。例えば、発生器１０２は、組織に既知の電圧又は電流を提供するために、駆動信号を調節してもよい。インピーダンスは、既知の電圧及び測定される電流から得られ、逆もまた同様である。組織インピーダンスは、他の任意の好適な方法により代替的に又は追加的に測定され得る。アルゴリズム１４５２により、発生器１０２は、第１区域１４７８から第２区域１４８０へと進んでもよい。様々な実施形態において、臨床医は、例えば、発生器１０２及び／又は外科用装置１０４、１０６を停止することによって、第１区域１４７８でアルゴリズム１４５２を終了してもよい。臨床医がアルゴリズム１５４２を終了すると、ＲＦ（及び／又は変換器）供給は、１４８６で終了し得る。

【０２０７】

第２区域１４８０において、発生器１０２は、組織の切断に備えるために、駆動信号により組織にエネルギーを提供し始めてもよい。エネルギーは、以下に記載されるように、複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２に従って提供され得る。第２区域１４８０に従ってエネルギーを適用することは、複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２のいくつか又は全てに従って、駆動信号へのパルスを調節することを含み得る。様々な実施形態において、複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２は、積極性の順に、順次適用されてもよい（例えば、器具のジョーでクランプされる様々な種類の組織体積に適合するため）。

【０２０８】

第１複合負荷曲線１４５６が最初に適用され得る。発生器１０２は、駆動信号への１つ以上の第１複合負荷曲線パルスを調節することによって、第１複合負荷曲線１４５６を適用してもよい。各第１複合負荷曲線パルスは、第１複合不可曲線に従い、かつ測定される組織インピーダンスを考慮して決定される、電力及びパルス特性を有し得る。第１パルスに関して測定される組織インピーダンスは、第１区域１４７８で測定されるインピーダンスであり得る。様々な実施形態において、発生器１０２は、組織インピーダンス又は共振

周波数の追加的な測定値をとるために、第１複合負荷曲線の全部又は一部を使用し得る。追加的な測定値は、以後のパルスの電力及び他のパルス特性を決定するために使用され得る。

【０２０９】

図７７は、第１複合負荷曲線パルスを生成するための、プロセスフロー１４８８の一実施形態を例示する。プロセスフロー１４８８は、例えば、発生器１０２により（例えば、発生器１０２のデジタル装置により）、アルゴリズム１４５２により、実行され得る。１４９０において、発生器１０２は、パルス幅（T_{pw}）を計算してもよい。パルス幅は、最新の測定された組織インピーダンス（Ｚ）を考慮し、かつ第１複合負荷曲線１４５６に従って測定され得る。

【０２１０】

１４９２において、発生器１０２は、ランプ時間（t_{ramp}）にわたって、駆動信号の電力をパルス電力（ＰＬｉｍｉｔ）まで上げることができ、それによって組織にパルスを適用する。パルス電力はまた、最新の測定された組織インピーダンス（Ｚ）を考慮し、かつ第１複合負荷曲線１４５６に従って測定され得る。ランプ時間は、複合負荷曲線に従って、組織インピーダンスを考慮して決定されてもよく、又は一定であってもよい（例えば、全ての第１複合負荷曲線パルスにおいて一定、全てのパルスにおいて一定など）。発生器１０２は、例えば、駆動信号により提供される電流及び／又は電圧を調節することを含め、任意の好適な方法によってパルス電力を駆動信号に適用し得る。様々な実施形態により、駆動信号は、交流（Ａ／Ｃ）信号であってもよく、したがって、パルス自体が駆動信号の多数の周期を含んでもよい。

【０２１１】

駆動信号は、１４９４におけるパルス幅におけるパルス電力で保持されてもよい。パルスの終了時において、駆動信号は、下降時間（T_{fall}）にわたり、１４９６で下げられてもよい。下降時間は、第１複合負荷曲線に従って、組織インピーダンスを考慮して決定されてもよく、又は一定であってもよい（例えば、全ての第１複合負荷曲線パルスにおいて一定、全てのパルスにおいて一定など）。実施形態により、ランプ時間及び下降時間は、パルス幅の一部と見なされても、見なされなくてもよいことが理解される。１４９８において、発生器１０２は、オフ時間（T_{off}）にわたって停止してもよい。ランプ時間及び下降時間と同様に、オフ時間は、第１複合負荷曲線に従って、組織インピーダンスを考慮して決定されてもよく、又は一定であってもよい（例えば、全ての第１複合負荷曲線パルスにおいて一定、全てのパルスにおいて一定など）。

【０２１２】

オフ時間の完了時において、発生器１０２は、第１複合負荷曲線１４５６が適用される限りにおいて、プロセスフロー１４８８を反復してもよい。様々な実施形態により、発生器１０２は、所望の時間にわたり、第１複合負荷曲線１４５６を適用してもよい。したがって、プロセスフロー１４８８は、所望の時間（例えば、クロック１４５４から受信される時間入力に基づいて決定される）が経過するまで、反復されてもよい。また、様々な実施形態において、所望の数のパルスにおいて第１複合負荷曲線が適用され得る。適用されるパルス幅は、測定される組織インピーダンスに従って変化するため、第１複合負荷曲線が適用され得る合計時間もまた、測定される組織インピーダンスと共に変化し得る。様々な実施形態により、第１複合負荷曲線１４５６（加えて、他の複合負荷曲線１４５８、１４６０、１４６２）は、組織インピーダンスが増加する際の、パルス幅の減少を指定し得る。したがって、より高い初期組織インピーダンスは、第１複合負荷曲線におけるより短い時間消費に繋がり得る。

【０２１３】

第１複合負荷曲線１４５６の完了時に、発生器１０２は、第２区域１４８０の適用にわたって、残りの統合された負荷曲線１４５８、１４６０、１４６２を順次適用し得る。各負荷曲線１４５８、１４６０、１４６２は、上記の負荷曲線１４５６のものと同様の方法で適用され得る。例えば、電流負荷曲線によるパルスは、この負荷曲線（例えば、所定の

時間又は所定の数のパルスの経過）の完了時まで生成され得る。所定の数のパルスは、各複合負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２において同じであってもよく、又は異なってもよい。様々な実施形態により、負荷曲線１４５８、１４６０、１４６２によるパルスは、プロセスフロー１４８８と同様の方法で生成されてもよいが、ただしパルス電力、パルス幅及びいくつかの実施形態においては、ランプ時間、下降時間及びオフ時間が、電流複合負荷曲線に従って得られてもよい。

【０２１４】

第２区域１４８０は、様々な事象の発生の際に終了し得る。例えば、合計ＲＦ適用時間がタイムアウト時間を超えた場合、発生器１０２は、１４８６においてＲＦ（及び／又は超音波）供給によって組織操作を終了してもよい。また、様々な事象により、発生器１０２は第２区域１４８０から第３区域１４８２へと遷移する。例えば、組織インピーダンス（Ｚ）が閾値組織インピーダンス（Z_{term}）を超え、ＲＦエネルギーが少なくとも一分間超（T_{start}）供給された際に、発生器１０２は第３区域１４８２に遷移してもよい。閾値組織インピーダンスは、組織片がブレード１７５による切断のために十分に準備されたことを示すインピーダンス及び／又はインピーダンス変化率であってもよい。

【０２１５】

様々な実施形態により、最終負荷曲線１４６２が第２区域１４８０の完了の前に第２区域１４８０で完了する場合、最終電力曲線１４６２は、例えば、組織インピーダンス閾値が満たされる、最大第２区域時間に達する及び／又はタイムアウト時間に達するまで、連続的に適用され得る。また、いくらかの組織切断により、第２区域１４８０は、全ての利用可能な統合された負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２が実行される前に完了し得ることが理解される。

【０２１６】

第３区域１４８２において、発生器１０２は、駆動信号へのパルスを調節し続けてもよい。一般的に、例えば、プロセスフロー１４８８に関して先に記載されたものを含む、任意の好適な方法により、駆動信号への第３区域パルスが調節されてもよい。第３区域パルスの電力及びパルス特性は任意の好適な方法に従って決定されてもよく、様々な実施形態において、第２区域１４８０の完了時に実行されていた複合負荷曲線（最新の負荷曲線）に基づいて決定され得る。様々な実施形態により、第３区域パルスのパルス電力を決定するために電流負荷曲線が使用されてもよく、一方でパルス特性（例えば、パルス幅、ランプ時間、下降時間、オフ時間など）は、複合負荷曲線とは無関係に一定であり得る。いくつかの実施形態において、第３区域１４８２は、第２区域１４８０で使用される負荷曲線１４５６、１４５８、１４６０、１４６２の１つであり得るか又は異なる複合負荷曲線（示されない）であり得る、第３区域特有の複合負荷曲線を使用し得る。

【０２１７】

発生器１０２は、組織切断の完了の指標を受信するまで、第３区域１４８２を実行し続けてもよい。１７５などのブレードを有する外科用器具を使用する実施形態において、図６に示されるように、ブレード１７５がその最遠位に到達した際に指標が受信され得る。これは、ナイフ限界センサー（示されない）を始動させ、ブレード１７５がその動作の最後に到達したことを示す。組織切断の完了の指標を受信する際、発生器１０２は、第４区域１４８４へと継続してもよい。いくつかの実施形態において、発生器１０２は、例えば、タイムアウト時間に達したときに、第３区域１４８２から１４８６のＲＦ（及び／又は超音波）停止まで直接遷移し得る。

【０２１８】

第４区域１４８４において、発生器１０２は、切ったばかりの組織の凝固を完了するように設計されたエネルギープロファイルを提供し得る。例えば、様々な実施形態により、発生器１０２は、所定の数のパルスを提供し得る。パルスは、プロセスフロー１４８８に関して先に記載されたものと同様の方法で提供され得る。パルスの電力及びパルス特性は、任意の好適な方法に従って決定され得る。例えば、第４区域パルスの電力及びパルス特性は、電流複合負荷曲線、第３区域に特有の複合負荷曲線、又は第４区域に特有の複合負

荷曲線に基づいて決定され得る。いくつかの実施形態において、電力は電力複合負荷曲線に基づいて決定されてもよく、一方でパルス特性は第４区域に特有であってもよい。また、様々な実施形態により、第４区域パルスの電力及びパルス特性は、電力複合負荷曲線と別個に決定されてもよい。

【０２１９】

図７８は、発生器１０２による（例えば、発生器１０２のデジタル装置による）アルゴリズム１４５２の代表的な適用を例示する、複数のタイミング図１４７４の一実施形態を例示する。第１区域パルス１５０２は、第１区域１４７８に示される。第１区域パルス１５０２は、記載されるように、初期組織インピーダンスを測定するために使用され得る。第１区域パルスの完了時（１５０９）において、第２区域１４８０は、適用される第２区域パルス１５０４を始めてもよい。第２区域パルス１５０４は、例えば、本明細書において記載されるように、様々な複数１４５６、１４５８、１４６０、１４６２に従って適用され得る。代表的な図１４７４において、第２区域１４８０は、組織が閾値インピーダンス（Z_{term}）に達する際に、１５１０で終了する。第３区域１４８２がその後実施され、第３区域信号１５０６は、上記のように、１５１２においてナイフ限界信号が受信されるまで適用される。この点において、第４区域１４８４は、上記のように、１５１４における周期完了までの、第４区域パルス１５０８を始めてもよい。

【０２２０】

様々な実施形態により、発生器１０２は、アルゴリズム１４５２と共にユーザーインターフェースを実施してもよい。例えば、ユーザーインターフェースは、アルゴリズムの電流区域を示し得る。ユーザーインターフェースは、視覚的及び／又は聴覚的に実施され得る。例えば、発生器１０２は、可聴音又は他の可聴指標を生成するためスピーカーを含み得る。少なくとも１つの可聴指標は、第２区域１４８０に対応し得る。第３区域１４８２及び第４区域１４８４もまた、区域特有の可聴指標を有してもよい。様々な実施形態により、第１区域１４７８はまた、区域特有の可聴指標を有してもよい。様々な実施形態により、可聴指標は、発生器１０２により生成されるパルス音を含んでもよい。音の周波数及び／又は音のピッチ自体が、電流区域を指示してもよい。可聴指標に加えて、又はその代わりに、発生器１０２はまた、電流区域の視覚指標を提供してもよい（例えば、出力装置１４７に）。臨床医は、発生器１０２並びに関連する外科用装置１０４、１０６を適切に使用するために、記載されるユーザーインターフェースを使用してもよいことが理解される。例えば、第２区域１４８０の指標は、臨床医に組織処理が始まったことを伝えてもよい。第３区域１４８２の指標は、臨床医に組織が切断操作のために準備されたことを伝えてもよい。第４区域１４８４の指標は、臨床医に、切断動作が完了したことを伝えてもよい。指標の中止及び／又は最終的な指標は、合計切断／凝固動作が完了したことを指示してもよい。

【０２２１】

図７９は、代表的な負荷曲線１５２０による、駆動信号電圧、電流及び電力のグラフ表現を例示する。線図１５２０において、駆動信号電圧は、線１５２２によって表され、駆動信号電流は線１５２４によって表され、駆動信号電流は線１５２６によって表される。パルス幅は、図７９では示されない。様々な実施形態において、グラフ１５２０によって示される電圧１５２２、電流１５２４及び電力１５２６の値は、単一のパルス内の可能な値を表し得る。したがって、負荷曲線１５２０は、組織インピーダンス又は別の組織状態の関数としてのパルス幅を示す、曲線を加える（示されない）ことにより、複合負荷曲線として表され得る。負荷曲線１５２０に関して示されるように、最大電圧１５２２は１００ボルト二乗平均平方根（ＲＭＳ）であり、最大電流は３アンペア二乗平均平方根であり、最大電力は１３５ワット二乗平均平方根である。

【０２２２】

図７９～８４は、様々な代表的な複合負荷曲線１５３０、１５３２、１５３４、１５３６、１５３８、１５４０のグラフ表示を例示する。各複合負荷曲線１５３０、１５３２、１５３４、１５３６、１５３８、１５４０は、測定される組織インピーダンスという点に

おいて、パルス電力及びパルス幅の両方を示し得る。複合負荷曲線１５３０、１５３２、１５３４、１５３６は、別個に、又はアルゴリズム１４５２に関して先に記載される段階的に積極性の増す複合負荷曲線のパターンの一部として実施され得る。

【０２２３】

図８０は、第１の代表的な複合負荷曲線１５３０のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５３０は、４５ワットＲＭＳの最大パルス電力及び０．３５秒の最大パルス幅を有してもよい。図８０において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５４２によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５４４によって示される。以下の表１は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５３０に関する値を例示する。

【表１】

表1

負荷 オーム	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 秒
0～24	85	1. 4	45	0. 35
25～49	85	1. 4	45	0. 35
50～74	85	1. 4	45	0. 3
75～99	85	1. 4	45	0. 3
100～124	85	1. 4	45	0. 25
125～149	85	1. 4	45	0. 25
150～174	85	1. 4	45	0. 2
175～199	85	1. 4	45	0. 2
200～224	85	1. 4	44	0. 15
225～249	85	1. 4	40	0. 15
250～274	85	1. 4	36	0. 1
275～299	85	0. 31	24	0. 1
300～324	85	0. 28	22	0. 1
325～349	85	0. 26	20	0. 1
350～374	85	0. 25	19	0. 1
375～399	85	0. 22	18	0. 1
400～424	85	0. 21	17	0. 1
425～449	85	0. 2	16	0. 1
450～475	85	0. 19	15	0. 1
475＋	85	0. 15	14	0. 1

【０２２４】

様々な実施形態において、複合負荷曲線１５３０は、より小さい外科用装置及び／又はより小さい組織片に適合され得る。

【０２２５】

図８１は、第２の代表的な複合負荷曲線１５３２のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５３２は、４５ワットＲＭＳの最大パルス電力及び０．５秒の最大パルス幅を有してもよい。図８１において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５４６によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５４８によって示される。以下の表２は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５３２に関する値を例示する。

【表２】

表2

負荷	V Lim,	I Lim,	P Lim,	PW,
オーム	RMS	RMS	W	秒
0～24	85	3	45	0.5
25～49	85	2	45	0.5
50～74	85	1.4	45	0.5
75～99	85	1.1	45	0.5
100～124	85	0.9	45	0.5
125～149	85	0.7	45	0.5
150～174	85	0.55	45	0.5
175～199	85	0.48	45	0.5
200～224	85	0.42	32	0.5
225～249	85	0.38	28	0.5
250～274	85	0.33	26	0.3
275～299	85	0.31	24	0.3
300～324	85	0.28	22	0.25
325～349	85	0.26	20	0.25
350～374	85	0.25	19	0.25
375～399	85	0.22	18	0.25
400～424	85	0.21	17	0.25
425～449	85	0.2	16	0.25
450～475	85	0.19	15	0.25
475＋	85	0.15	14	0.25

【０２２６】

複合負荷曲線１５３２は、小さい、単一の管組織片を標的としてもよく、様々な実施形態により、区域ＩＩ　１４８０で適用される第１複合負荷曲線であってもよい。

【０２２７】

図８２は、第３の代表的な複合負荷曲線１５３４のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５３４は、６０ワットＲＭＳの最大パルス電力及び２秒の最大パルス幅を有してもよい。図８２において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５５０によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５５２によって示される。以下の表３は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５３４に関する値を例示する。

【表３】

表3

負荷	V Lim,	I Lim,	P Lim,	PW,
オーム	RMS	RMS	W	秒
0～24	85	3	60	2
25～49	85	3	60	2
50～74	100	3	60	2
75～99	100	3	60	2
100～124	100	3	60	2
125～149	100	3	60	2
150～174	100	3	55	0.5
175～199	100	3	50	0.5
200～224	85	0.42	32	0.3
225～249	85	0.38	28	0.3
250～274	85	0.33	26	0.3
275～299	85	0.31	24	0.3
300～324	85	0.28	22	0.25
325～349	85	0.26	20	0.25
350～374	85	0.25	19	0.25
375～399	85	0.22	18	0.25
400～424	85	0.21	17	0.25
425～449	85	0.2	16	0.25
450～475	85	0.19	15	0.25
475＋	85	0.15	14	0.25

【０２２８】

複合負荷曲線１５３４は、前の曲線１５３２よりも、その一般的により高い電力のために、より積極的であり得る。複合負荷曲線１５３４はまた、最初に前の曲線１５３２よりも高いパルス幅を有し得るが、複合負荷曲線１５３４のパルス幅は、丁度１５０Ωから降下し始めることがある。様々な実施形態により、複合負荷曲線１５３６は、複合負荷曲線１５３２の後に順次実施される負荷曲線として、アルゴリズム１５４２で使用され得る。

【０２２９】

図８３は、第４の代表的な複合負荷曲線１５３６のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５３６は、９０ワットＲＭＳの最大パルス電力及び２秒の最大パルス幅を有してもよい。図８３において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５５４によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５５６によって示される。以下の表４は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５３６に関する値を例示する。

【表４】

表4

負荷 オーム	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 秒
0～24	85	3	90	2
25～49	85	3	90	2
50～74	100	3	90	2
75～99	100	3	90	2
100～124	100	3	80	2
125～149	100	3	65	2
150～174	100	3	55	0. 5
175～199	100	3	50	0. 5
200～224	85	0. 42	32	0. 3
225～249	85	0. 38	28	0. 3
250～274	85	0. 33	26	0. 3
275～299	85	0. 31	24	0. 3
300～324	85	0. 28	22	0. 25
325～349	85	0. 26	20	0. 25
350～374	85	0. 25	19	0. 25
375～399	85	0. 22	18	0. 25
400～424	85	0. 21	17	0. 25
425～449	85	0. 2	16	0. 25
450～475	85	0. 19	15	0. 25
475＋	85	0. 15	14	0. 25

【０２３０】

複合負荷曲線１５３６はまた、前の曲線１５３４よりも積極であり得、したがってアルゴリズム１４５２で曲線１５３４の後に順次実施され得る。また、様々な実施形態により、複合負荷曲線１５３６は、より大きな組織束状構造に適合され得る。

【０２３１】

図８４は、代表的な複合負荷曲線１５３８のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５３８は、１３５ワットＲＭＳの最大パルス電力及び２秒の最大パルス幅を有してもよい。図８４において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５５８によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５６０によって示される。以下の表５は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５３８に関する値を例示する。

【表５】

表5

負荷 オーム	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 秒
0～24	85	3	135	2
25～49	85	3	135	2
50～74	100	3	135	2
75～99	100	3	100	2
100～124	100	3	80	2
125～149	100	3	65	2
150～174	100	3	55	0.5
175～199	100	3	50	0.5
200～224	85	0.42	32	0.3
225～249	85	0.38	28	0.3
250～274	85	0.33	26	0.3
275～299	85	0.31	24	0.3
300～324	85	0.28	22	0.25
325～349	85	0.26	20	0.25
350～374	85	0.25	19	0.25
375～399	85	0.22	18	0.25
400～424	85	0.21	17	0.25
425～449	85	0.2	16	0.25
450～475	85	0.19	15	0.25
475＋	85	0.15	14	0.25

【０２３２】

複合負荷曲線１５３８は、アルゴリズム１４５２で前の曲線１５３６の後に順次使用され得る。

【０２３３】

図８５は、第６の代表的な複合負荷曲線１５４０のグラフ表示を例示する。複合負荷曲線１５４０は、９０ワットＲＭＳの最大パルス電力及び２秒の最大パルス幅を有してもよい。図８５において、組織インピーダンスの関数としての電力が１５６２によって示され、一方で組織インピーダンスの関数としてのパルス幅が１５６４によって示される。以下の表６は、０Ω～４７５Ωの組織インピーダンスに関する複合負荷曲線１５４０に関する値を例示する。

【表６】

表6

負荷 オーム	V Lim, RMS	I Lim, RMS	P Lim, W	PW, 秒
0～24	85	3	90	2
25～49	85	3	90	2
50～74	100	3	90	2
75～99	100	3	90	2
100～124	100	3	80	2
125～149	100	3	65	2
150～174	100	3	55	0.5
175～199	100	3	50	0.5
200～224	85	0.42	32	0.3
225～249	85	0.38	28	0.3
250～274	85	0.33	26	0.3
275～299	85	0.31	24	0.3
300～324	85	0.28	22	0.25
325～349	85	0.26	20	0.25
350～374	85	0.25	19	0.25
375～399	85	0.22	18	0.25
400～424	85	0.21	17	0.25
425～449	85	0.2	16	0.25
450～475	85	0.19	15	0.25
475＋	85	0.15	14	0.25

【０２３４】

複合電力曲線１５４０は、前の電力曲線１５３８よりも積極的でない。様々な実施形態により、複合電力曲線１５４０は、アルゴリズム１４５２で、曲線１５３８の後に順次実施され得る。また、いくつかの実施形態において、複合負荷曲線１５４０は、第３又は第４区域に特有の複合負荷曲線として、アルゴリズム１４５２で実施され得る。

【０２３５】

上記のように、アルゴリズム１４５２で使用される様々な複合電力曲線は、それぞれ所定の数のパルスにおいて、実施され得る。以下の表７は、アルゴリズム１４５２で電力曲線１５３２、１５３４、１５３６、１５４０を使用する代表的な実施形態における、複合電力曲線ごとのパルスの数を例示する。

【表７】

表7

複合負荷曲線	パルス数
1532	4
1534	2
1536	2
1538	8
1540	該当なし

【０２３６】

最後の複合電力曲線１５４０は、対応する数のパルス幅を有さないものとして示される。例えば、複合電力曲線１５４０は、例えば、臨床医が操作を終了するまで、タイムアウ

ト時間に達するまで、閾値組織インピーダンスに達するまで実施され得る。

【０２３７】

様々な実施形態により、発生器１０２は、所望の値の他の組織パラメーターを生じるような方法で、組織片に電力を提供し得る。図８６は、一定の組織インピーダンス率の変化を維持するための、アルゴリズム１５７２の適用を記載するブロック図１５７０の一実施形態を例示する。アルゴリズム１５７２は、発生器１０２によって（例えば、発生器１０２のデジタル装置によって）実施され得る。例えば、アルゴリズム１５７２は、駆動信号を調節するために、発生器１０２によって使用され得る。センサー１５７４は、組織インピーダンス及び／又は組織インピーダンスの変化率などの、組織状態を感知し得る。センサー１５７４は、ハードウェアセンサーであってもよく、様々な実施形態においては、ソフトウェアで実施されるセンサーであってもよい。例えば、センサー１５７４は、測定される駆動信号電流及び電圧に基づいて組織インピーダンスを計算し得る。駆動信号は、発生器１０２によってケーブル／器具／負荷１５７６に提供されてもよく、これは、組織、外科用装置１０４、１０６及び発生器１０２を装置１０４、１０６に電気的に連結するケーブル１１２、１２８の電気的組み合わせであり得る。

【０２３８】

発生器１０２は、アルゴリズム１５７２を実施することにより、例えば、インピーダンスの変化率を含む組織又は負荷のインピーダンスをモニタリングしてもよい。発生器１０２は、組織インピーダンスの変化率を所定の一定値に維持するために、駆動信号を介して提供される電圧、電流及び／又は電力の１つ以上を調節してもよい。また、様々な実施形態により、発生器１０２は、組織インピーダンスの変化率を最小インピーダンス変化率を上回るように維持してもよい。

【０２３９】

アルゴリズム１５７２は、本明細書において記載される様々な他のアルゴリズムと共に実施され得る。例えば、様々な実施形態により、発生器１０２は、本明細書において図７０に関して本明細書において記載された方法１３３０と同様に、組織インピーダンスを異なる、逓増する積極的割合へと、を順次調節してもよい。例えば、第１インピーダンス変化率は、組織に提供される合計エネルギーが所定のエネルギー閾値を超えるまで、維持されてもよい。エネルギー閾値において、組織状態が規定レベル（例えば、所定の組織インピーダンス）に達していない場合、発生器１０２は、組織を第２のより高いインピーダンス変化率へと駆動するために駆動信号を使用し得る。また、様々な実施形態において、組織インピーダンス変化率は、複合負荷曲線に関して先に記載されたものと同様の方法で使用され得る。例えば、複数の複合負荷曲線を使用する代わりに、図７５のアルゴリズム１４５２は、複数の組織インピーダンス変化率の適用を必要とし得る。各組織インピーダンス変化率は、所定の時間及び／又は所定の数のパルスに関して維持され得る。この割合は、値の順に順次適用され得る（例えば、割合は順次増加してもよい）。しかしながら、いくつかの実施形態において、駆動される組織インピーダンス変化率は、ピークに達してその後低減してもよい。

【０２４０】

特定の開示された実施形態と結びつけて本明細書で装置の様々な実施形態について説明したが、それらの実施形態に対して多数の修正及び変更が実施可能である。例えば、異なるタイプのエンドエフェクタが用いられてもよい。また、特定のコンポーネントについて材料が開示されたが、他の材料が使用され得る。以上の説明及び以下の特許請求の範囲は、そのような修正形態及び変形形態全てに及ぶものとする。

【０２４１】

参考として本明細書に組み込まれると言われたいずれの特許、公開文献、又は他の開示資料も、全体又は一部を、その組み込まれた資料が本開示に示された既出の定義、記載、又は他の開示資料と矛盾しない範囲に限り、本明細書に組み込まれる。したがって、必要な範囲で、本明細書に明確に示した開示内容は、本明細書に援用されるいかなる矛盾する文献にも優先するものとする。本明細書に参照により組み込むと述べるが本明細書に記載

した既存の定義、記述、又は他の開示資料と矛盾する、任意の資料又はその一部は、組み込まれる資料と既存の開示資料との間に矛盾が生じない範囲においてのみ組み込むものとする。

【０２４２】

〔実施の態様〕

（１）　外科用装置に駆動信号を伝達する発生器であって、前記発生器は、

時間変動駆動信号波形を受信する電力増幅器であって、前記駆動信号波形は複数の駆動信号波形サンプルの少なくとも一部のデジタル－アナログ変換によって生成され、前記電力増幅器の出力は駆動信号を生成するためのものであり、前記駆動信号は、超音波外科用装置に伝達される第１駆動信号、電気外科用装置に伝達される第２駆動信号の一方を含む、電力増幅器と、

前記駆動信号が前記外科用装置に伝達されるときに、前記駆動信号の電流及び電圧のサンプルを生成するためのサンプリング回路であって、前記サンプルの生成は前記駆動信号波形サンプルの前記デジタル－アナログ変換と同期され、それによって駆動信号波形サンプルの各デジタル－アナログ変換に関して前記サンプリング回路が電流及び電圧サンプルの対応するセットを生成する、サンプリング回路と、

少なくとも１つの装置であって、各駆動信号波形サンプル並びに電流及び電圧サンプルの対応するセットに関して、

前記少なくとも１つの装置のメモリ内に前記電流及び電圧サンプルを保存し、前記保存されたサンプルと、前記駆動信号波形サンプルを関連付け、

前記駆動信号が前記第１駆動信号を含むときに、

前記保存された電流及び電圧サンプルに基づき、前記超音波外科用装置の動作ブランチ電流サンプル（motional branch current sample）を決定し、

前記動作ブランチ電流サンプルと標的波形を規定する複数の標的サンプルから選択される標的サンプルを比較し、前記標的サンプルは前記駆動信号波形サンプルに基づいて選択され、

前記標的サンプルと前記動作ブランチ電流サンプルとの間の振幅誤差を決定し、

前記駆動信号波形サンプルを修正し、それによって前記標的サンプルと、前記修正された駆動信号波形サンプルに関連する電流及び電圧サンプルに基づく次の動作ブランチ電流サンプルとの間で決定される振幅誤差が低減されるように、プログラミングされた、少なくとも１つの装置とを含む、発生器。

（２）　前記電力増幅器出力に基づき前記駆動信号を生成する電力変圧器を含み、前記第１駆動信号は第１電力変圧器出力を介して前記超音波外科用装置に伝達され、前記第２駆動信号は、第２電力変圧器出力を介して前記電気外科用装置に伝達される、実施態様１に記載の発生器。

（３）　前記複数の駆動信号波形サンプルがルックアップ表（ＬＵＴ）に保存され、前記少なくとも１つの装置が、前記ＬＵＴから、前記駆動信号波形を生成するために使用される前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部を選択的に呼び出すようにプログラミングされている、実施態様１に記載の発生器。

（４）　前記少なくとも１つの装置が、前記駆動信号波形を生成するために使用される前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部を選択的に呼び出すための、直接デジタル合成（ＤＤＳ）アルゴリズムを実施するようにプログラミングされている、実施態様３に記載の発生器。

（５）　前記少なくとも１つの装置が、

前記駆動信号が前記第１駆動信号を含むときに、

複数の動作ブランチ電流サンプル及び前記複数の動作ブランチ電流サンプルと対応する複数の電圧サンプルに基づき、前記超音波外科用装置のインピーダンス相を決定し、かつ、

前記インピーダンス相を０°インピーダンス相設定点に調節するように、前記駆動信号波形の周波数を制御するようにプログラミングされている、実施態様３に記載の発生器。

（６）　前記少なくとも１つの装置が、
　駆動信号電流設定点、駆動信号電圧設定点、及び駆動信号電力設定点の少なくとも１つに従って前記駆動信号電流の振幅を制御するようにプログラミングされ、前記駆動信号電流の前記振幅が、
　前記ＬＵＴに保存された前記駆動信号波形サンプルのスケールの制御、及び
　前記複数の駆動信号波形サンプルの前記少なくとも一部の前記デジタル－アナログ変換を行うために使用されるデジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）のフルスケール出力電圧の制御、の少なくとも一方によって制御される、実施態様３に記載の発生器。
（７）　前記少なくとも１つの装置が、
　前記電力増幅器によって受信される前記時間変動駆動信号波形の信号エンベロープに基づいて前記電力増幅器のレール電圧を制御するようにプログラミングされている、実施態様１に記載の発生器。
（８）　前記少なくとも１つの装置が、
　前記駆動信号の二乗平均平方根（ＲＭＳ）電流、前記駆動信号のＲＭＳ電圧、前記駆動信号の実質電力、前記駆動信号の皮相電力、及び前記駆動信号によって駆動される負荷のインピーダンス規模の少なくとも１つを決定するようにプログラミングされている、実施態様１に記載の発生器。
（９）　前記少なくとも１つの装置が、
　前記サンプルの高調波歪み量を低減するために、前記電流及び電圧サンプルにフィルターを適用するようにプログラミングされている、実施態様１に記載の発生器。
（１０）　前記サンプリング回路が、前記駆動信号の電流及び電圧のサンプルをそれぞれ生成するために、第１アナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）及び第２ＡＤＣを含む、実施態様１に記載の発生器。
【０２４３】
（１１）　前記サンプリング回路が、第１アナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）及び前記第１ＡＤＣの入力端子に連結された双方向マルチプレクサを含む、実施態様１に記載の発生器。
（１２）　前記サンプリング回路は、２００ｘでオーバーサンプリングするように構成されている、実施態様１に記載の発生器。
（１３）　前記少なくとも１つの装置が、第１プロセッサと通信する論理回路を含み、前記第１プロセッサはデジタル信号プロセッサを含む、実施態様１に記載の発生器。
（１４）　前記論理回路が、現場でプログラミング可能なゲートアレー（ＦＰＧＡ）を含む、実施態様１３に記載の発生器。
（１５）　前記少なくとも１つの装置が、前記論理回路及び前記第１プロセッサと通信する第２プロセッサを含み、前記第２プロセッサは、少なくとも１つの入力装置を介してユーザー入力を受信し、少なくとも１つの出力装置を介してユーザーフィードバックを提供するようにプログラミングされている、実施態様１３に記載の発生器。
（１６）　前記発生器は、導電性ペア（conductive pair）にわたり、前記発生器と前記外科用装置の制御回路との間の通信を可能にする器具インターフェース回路を含む、実施態様１に記載の発生器。
（１７）　前記器具インターフェースは、多数の通信チャネルを使用して、前記発生器と前記外科用装置の前記制御回路との間の通信を可能にする、実施態様１６に記載の発生器。
（１８）　前記器具インターフェースは、周波数帯域分離通信チャネルを使用して、前記発生器と前記外科用装置の前記制御回路との間の通信を可能にする、実施態様１７に記載の発生器。
（１９）　前記器具インターフェース回路は、第１周波数帯域で伝達される呼びかけ信号を使用して前記制御回路の第１部分と通信し、前記器具インターフェース回路は、第２周波数帯域で伝達される通信プロトコルを介して前記制御回路の第２部分と通信するように構成される、実施態様１８に記載の発生器。

（２０）　前記通信プロトコルは、単線式通信プロトコルである、実施態様１９に記載の発生器。

【０２４４】

（２１）　前記第２電力変圧器出力は、第２阻止コンデンサと直列な第１阻止コンデンサを含み、前記少なくとも１つの装置は、前記第１コンデンサ及び第２コンデンサの一方が故障したときに、これを判定するために、前記第１コンデンサと第２コンデンサとの間の電圧をモニタリングするようにプログラミングされている、実施態様２に記載の発生器。

（２２）　変換器駆動信号の多数の周波数にわたって、超音波外科用装置の超音波変換器の動作ブランチ電流を決定するための方法であって、前記方法は、

前記変換器駆動信号の複数の周波数のそれぞれにおいて、

前記変換器駆動信号の電流及び電圧をオーバーサンプリングすることと、

プロセッサにより、前記電流及び電圧サンプルを受信することと、

前記プロセッサにより、前記電流及び電圧サンプル、前記超音波変換器の静電容量、並びに前記変換器駆動信号の前記周波数に基づいて前記動作ブランチ電流を決定することとを含む、方法。

（２３）　外科用装置の超音波変換器の動作ブランチ電流の波形を制御する方法であって、前記方法は、

直接デジタル合成（ＤＤＳ）アルゴリズムを使用して、ルックアップ表（ＬＵＴ）に保存される駆動信号波形サンプルを選択的に呼び出すことによって変換器駆動信号を生成することと、

前記変換器駆動信号が前記外科用装置と通信するときに、前記変換器駆動信号の電流及び電圧のサンプルを生成することと、

前記電流及び電圧サンプル、前記超音波変換器の静電容量、並びに前記変換器駆動信号の周波数に基づいて動作ブランチ電流のサンプルを決定することと、

前記動作ブランチ電流の各サンプルを、標的波形の対応する標的サンプルと比較し、振幅誤差（error amplitude）を決定することと、

前記ＬＵＴに保存される前記駆動信号波形サンプルを修正し、それによって前記動作ブランチ電流の次のサンプルと、対応する標的サンプルとの間の振幅誤差が低減することとを含む、方法。

（２４）　前記標的波形が正弦波状波形（sinusoid waveform）を含む、実施態様２３に記載の方法。

（２５）　前記標的波形が少なくとも２つの重なり合った波形を含む、実施態様２３に記載の方法。

（２６）　前記標的波形は、正弦波状波形のｎ次高調波と重なり合った正弦波状波形を含み、ここで、ｎは正の整数である、実施態様２５に記載の方法。

（２７）　外科用装置に駆動信号を伝達する発生器であって、前記発生器は、

メモリと、

前記メモリと連結された装置とを含み、前記装置は、前記駆動信号を合成するために使用される複数の駆動信号波形サンプルそれぞれに関して、前記駆動信号の電流及び電圧サンプルの対応するセットを受信し、各駆動信号波形サンプル並びに電流及び電圧サンプルの対応するセットに関して、前記装置は、

前記装置のメモリ内に前記サンプルを保存し、前記保存されたサンプルと前記駆動信号波形サンプルを関連付け、

前記駆動信号が超音波外科用装置に伝達される第１駆動信号を含むときに、

前記保存されたサンプルに基づいて前記超音波外科用装置の動作ブランチ電流サンプルを決定し、

前記動作ブランチ電流サンプルと標的波形を規定する複数の標的サンプルから選択される標的サンプルを比較し、前記標的サンプルは前記駆動信号波形サンプルに基づいて選択され、

前記標的サンプルと前記動作ブランチ電流サンプルとの間の振幅誤差を決定し、

前記駆動信号波形サンプルを修正し、それによって前記標的サンプルと、前記修正された駆動信号波形サンプルに関連する電流及び電圧サンプルに基づく次の動作ブランチ電流サンプルとの間で決定される振幅誤差が低減される、発生器。

（２８）　外科用装置に駆動信号を提供する外科用発生器であって、前記発生器は、

第１一次巻線及び第１二次巻線を含む第１変圧器と、

第２一次巻線及び第２二次巻線を含む第２変圧器と、

前記駆動信号を生成する発生器回路であって、前記発生器回路は前記第１一次巻線にわたって前記駆動信号を提供するために、前記第１一次巻線に電気的に連結された、発生器回路と、

前記発生器回路から電気的に絶縁された患者側回路であって、前記患者側回路は、前記第１二次巻線に電気的に連結され、前記患者側回路は、前記駆動信号を前記外科用装置に提供するために、第１及び第２出力ラインを含む、患者側回路と、

コンデンサであって、前記コンデンサ及び前記第２二次巻線が前記第１出力ラインと接地点との間で直列に電気的に連結される、コンデンサとを含む、外科用発生器。

（２９）　前記コンデンサは、前記第１出力ラインに電気的に連結された第１電極と、前記第２二次巻線に電気的に連結された第２電極とを有する、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３０）　前記第２二次巻線は、前記コンデンサの前記第２電極に電気的に連結された第１電極と、接地点に電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様２９に記載の外科用発生器。

【０２４５】

（３１）　前記負荷抵抗器は、前記第２二次巻線の前記第１電極に電気的に連結された第１電極と、前記第２二次巻線の前記第２電極に電気的に連結された第２電極とを有する、実施態様３０に記載の外科用発生器。

（３２）　前記第２二次巻線は、前記第１出力ラインに電気的に連結された第１電極と、前記コンデンサに電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３３）　前記コンデンサは、前記第２二次巻線の前記第２電極に電気的に連結された第１電極と、接地点に電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３４）　前記コンデンサと接地点との間で直列に位置付けられた補正回路と、

補正制御回路とを更に含み、前記補正回路は、

前記駆動信号の電流、前記駆動信号の電圧及び前記駆動信号が作用する組織の特性を表す負荷状態の少なくとも１つを表す入力を受信し、

補正信号を計算し、

前記補正信号を前記補正回路に提供するようにプログラミングされている、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３５）　前記補正制御回路が、

少なくとも１つのプロセッサと、

前記入力をデジタルに変換する少なくとも１つのアナログ－デジタル変換器と、

前記補正信号をアナログに変換するための少なくとも１つのデジタル－アナログ変換器とを含む、実施態様３４に記載の外科用発生器。

（３６）　前記コンデンサがＹ－型コンデンサである、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３７）　前記第２二次巻線と並列に電気的に連結された負荷抵抗器を更に含み、第２一次巻線に対する前記第２二次巻線の極性は、前記第１二次巻線の極性と反対である、実施態様２８に記載の外科用発生器。

（３８）　外科用装置に駆動信号を提供する外科用発生器であって、前記発生器は、

一次巻線、第１二次巻線及び第２二次巻線を含む第１変圧器であって、前記一次巻線に対する前記第１二次巻線の極性は、前記第２二次巻線の前記極性と反対である、第１変圧

器と、
前記駆動信号を生成する発生器回路であって、前記発生器回路は前記第１一次巻線にわたって前記駆動信号を提供するために、前記第１一次巻線に電気的に連結された、発生器回路と、
前記発生器回路から電気的に絶縁された患者側回路であって、前記患者側回路は、前記第１二次巻線に電気的に連結され、前記患者側回路は、前記駆動信号を前記外科用装置に提供するために、第１及び第２出力ラインを含む、患者側回路と、
コンデンサであって、前記コンデンサ及び第２二次巻線が前記第１出力ラインと接地点との間で直列に電気的に連結される、コンデンサとを含む、外科用発生器。
（３９）　前記コンデンサは、前記第１出力ラインに電気的に連結された第１電極と、前記第２二次巻線に電気的に連結された第２電極とを有する、実施態様３８に記載の外科用発生器。
（４０）　前記第２二次巻線は、前記コンデンサの前記第２電極に電気的に連結された第１電極と、接地点に電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様３９に記載の外科用発生器。
【０２４６】
（４１）　前記第２二次巻線と並列に電気的に連結された負荷抵抗器を更に含み、前記負荷抵抗器は前記第２二次巻線の前記第１電極に電気的に連結された第１電極と、前記第２二次巻線の前記第２電極に電気的に連結された第２電極とを有する、実施態様４０に記載の外科用発生器。
（４２）　前記第２二次巻線は、前記第１出力ラインに電気的に連結された第１電極と、前記コンデンサに電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様３８に記載の外科用発生器。
（４３）　前記コンデンサは、前記第２二次巻線の前記第２電極に電気的に連結された第１電極と、接地点に電気的に連結された第２電極とを含む、実施態様３８に記載の外科用発生器。
（４４）　前記コンデンサと接地点との間で直列に位置付けられた補正制御回路と、
補正制御回路とを更に含み、前記補正回路は、
前記駆動信号の電流、前記駆動信号の電圧及び前記駆動信号が作用する組織の特性を表す負荷状態の少なくとも１つを表す入力を受信し、
補正信号を計算し、
前記補正信号を前記補正回路に提供するようにプログラミングされている、実施態様３８に記載の外科用発生器。
（４５）　前記補正制御回路が、
少なくとも１つのプロセッサと、
前記入力をデジタルに変換する少なくとも１つのアナログ－デジタル変換器と、
前記補正信号をアナログに変換するための少なくとも１つのデジタル－アナログ変換器とを含む、実施態様４４に記載の外科用発生器。
（４６）　前記コンデンサがＹ－型コンデンサである、実施態様３８に記載の外科用発生器。
（４７）　外科用装置に駆動信号を提供する外科用発生器であって、前記発生器は、
一次巻線及び二次巻線を含む第１変圧器と、
前記駆動信号を生成する発生器回路であって、前記発生器回路は前記第１一次巻線にわたって前記駆動信号を提供するために、前記第１一次巻線に電気的に連結された、発生器回路と、
前記発生器回路から電気的に絶縁された患者側回路であって、前記患者側回路は、前記二次巻線に電気的に連結され、前記患者側回路は、前記駆動信号を前記外科用装置に提供するために、第１及び第２出力ラインを含む、患者側回路と、
コンデンサであって、前記コンデンサは前記一次巻線に電気的に連結され、かつ前記第１出力ラインに電気的に連結される、コンデンサと、を含む、外科用発生器。

（４８）　前記コンデンサがＹ－型コンデンサである、実施態様４７に記載の外科用発生器。
（４９）　外科用装置に駆動信号を提供する外科用発生器であって、前記発生器は、
一次巻線及び二次巻線を含む第１変圧器と、
前記駆動信号を生成する発生器回路であって、前記発生器回路は前記第１一次巻線にわたって前記駆動信号を提供するために、前記第１一次巻線に電気的に連結された、発生器回路と、
前記発生器回路から電気的に絶縁された患者側回路であって、前記患者側回路は、前記二次巻線に電気的に連結され、前記患者側回路は、前記駆動信号を前記外科用装置に提供するために、第１及び第２出力ラインを含む、患者側回路と、
第１コンデンサであって、前記第１コンデンサの第１電極は、前記一次巻線に電気的に連結されている、第１コンデンサと、
第２コンデンサであって、前記第２コンデンサの第１電極が、前記第１出力ラインに電気的に連結され、前記第２コンデンサの第２電極が前記第１コンデンサの第２電極に電気的に連結される、第２コンデンサと、
第３コンデンサであって、前記第３コンデンサの前記第１電極は、前記第１コンデンサの前記第２電極及び前記第２コンデンサの前記第２電極に電気的に連結され、前記第３コンデンサの第２電極は、接地点に電気的に連結されている、第３コンデンサとを含む、外科用発生器。
（５０）　前記第２コンデンサがＹ－型コンデンサである、実施態様４９に記載の外科用発生器。
【０２４７】
（５１）　外科用装置の制御回路であって、前記制御回路は、
少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分であって、導電体ペアにわたって外科用発生器と通信するための第１回路部分と、
データ回路要素を含む第２回路部分であって、前記データ回路要素は前記外科用装置の器具内に配置されてデータを送受信し、前記データ回路要素は前記導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって前記外科用発生器とのデータ通信を実施する、第２回路部分とを含む、外科用装置の制御回路。
（５２）　前記データ回路要素は前記導電体ペアの単一の導電体にわたって前記外科用発生器とデータ通信を実施するために単線式バス装置を含む、実施態様５１に記載の制御回路。
（５３）　前記データ回路要素が、前記外科用発生器によって読み出されるデータを保存するための、データ保存装置を含む、実施態様５１に記載の制御回路。
（５４）　前記データ保存装置に保存される前記データの少なくとも一部が、前記外科用発生器によって前記データ保存装置に伝達される、実施態様５３に記載の制御回路。
（５５）　前記データ保存装置は、電気的消去可能なプログラミング可能読み取り専用メモリ（ＥＥＰＲＯＭ）を含む、実施態様５３に記載の制御回路。
（５６）　前記データ回路要素は、データ入力装置を含む、実施態様５１に記載の制御回路。
（５７）　前記データ回路要素は、前記外科用発生器からの前記データ回路要素によって受信されるデータに基づいてユーザー指標を提供するためのインジケータを含む、実施態様５６に記載の制御回路。
（５８）　前記データ回路要素は、データ出力装置を含む、実施態様５１に記載の制御回路。
（５９）　前記データ回路要素は、前記器具内に配置されるセンサーと通信し、前記データ回路要素は、前記外科用発生器にセンサーデータを伝達する、実施態様５８に記載の制御回路。
（６０）　前記外科用発生器と、前記第１及び第２回路部分との間の通信は、周波数帯域分離されている、実施態様５１に記載の制御回路。

【０２４８】
（６１）　前記第１回路部分は、第１周波数帯域で前記外科用発生器から伝達される第１呼びかけ信号を受信し、前記第１呼びかけ信号は、前記第２回路部分からブロックされる、実施態様６０に記載の制御回路。
（６２）　前記データ回路要素は、第２周波数帯域で伝達される通信プロトコルを使用して前記外科用発生器と通信する、実施態様６１に記載の制御回路。
（６３）　前記第１呼びかけ信号の特性が、前記第１回路部分を通じて受信されるときに、前記少なくとも１つの第１スイッチの状態を示す、実施態様６１に記載の制御回路。
（６４）　前記第１呼びかけ信号の前記特性が、電圧、電流、振幅及び相の少なくとも１つを含む、実施態様６３に記載の制御回路。
（６５）　前記第１呼びかけ信号が双極電流信号を含む、実施態様６１に記載の制御回路。
（６６）　前記第１呼びかけ信号が、約２ｋＨｚの周波数を有する、実施態様６１に記載の制御回路。
（６７）　前記第２回路部分が、前記少なくとも１つの第１スイッチを前記データ回路要素から絶縁するための誘導性要素を含む、実施態様６０に記載の制御回路。
（６８）　前記第２回路部分が、少なくとも１つの第２スイッチを含む、実施態様６１に記載の制御回路。
（６９）　前記第２回路部分が、第３周波数帯域で前記外科用発生器から伝達される第２呼びかけ信号を受信する、実施態様６８に記載の制御回路。
（７０）　前記第２呼びかけ信号の特性が、前記第２回路部分を通じて受信されるときに、前記少なくとも１つの第２スイッチの状態を示す、実施態様６９に記載の制御回路。
【０２４９】
（７１）　前記少なくとも１つの第２スイッチが前記データ回路要素及び前記第１回路部分から周波数帯域分離されており、それによって前記第２呼びかけ信号が、前記データ回路要素及び前記第１回路部分からブロックされる、実施態様６９に記載の制御回路。
（７２）　外科用装置の制御回路であって、前記制御回路は、
　少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分であって、導電体ペアにわたって外科用発生器と通信するための第１回路部分と、
　データ回路要素を含む第２回路部分であって、前記データ回路要素は前記外科用装置の器具内に配置されてデータを送受信し、前記データ回路要素は前記導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって前記外科用発生器とのデータ通信を実施する、第２回路部分とを含み、
　前記第１回路部分は、第１周波数帯域で、前記外科用発生器から伝達される第１呼びかけ信号を受信し、
　前記データ回路要素は、第２周波数帯域で伝達される振幅変調通信プロトコルを使用して前記外科用発生器と通信し、前記第２周波数帯域は、前記第１周波数帯域よりも高い、制御回路。
（７３）　前記第１呼びかけ信号が、約２ｋＨｚの周波数で双極電流信号を含み、前記振幅変調通信プロトコルのキャリア周波数が少なくとも８ＭＨｚである、実施態様７２に記載の制御回路。
（７４）　前記第２回路部分が、前記振幅変調通信プロトコルを復調する復調回路を含む、実施態様７２に記載の制御回路。
（７５）　前記第２回路部分が、前記少なくとも１つの第１スイッチを前記データ回路要素から絶縁するための誘導性要素を含む、実施態様７２に記載の制御回路。
（７６）　前記第２回路部分が、少なくとも１つの第２スイッチを含む、実施態様７２に記載の制御回路。
（７７）　前記第２回路部分は、第３周波数帯域で前記外科用発生器から伝達される第２呼びかけ信号を受信し、前記第２呼びかけ信号の特性は、前記第２回路部分を通じて受信されるときに、前記少なくとも１つの第２スイッチの状態を示す、実施態様７６に記載の

制御回路。
（７８） 前記少なくとも１つの第２スイッチが前記データ回路要素及び前記第１回路部分から周波数帯域分離されており、それによって前記第２呼びかけ信号が、前記データ回路要素及び前記第１回路部分からブロックされる、実施態様７７に記載の制御回路。
（７９） 外科用装置の制御回路であって、前記制御回路は、
少なくとも１つの第１スイッチを含む第１回路部分であって、前記第１回路部分は、導電体ペアにわたって外科用発生器から伝達される第１呼びかけ信号を受信する、第１回路部分と、
前記装置の器具内に配置される抵抗性要素及び誘導性要素の少なくとも一方を含む第２回路部分であって、前記第２回路部分は、前記導電体ペアにわたり前記外科用発生器から伝達される第２呼びかけ信号を受信する、第２回路部分とを含み、
前記第２回路部分は、前記第１回路部分から周波数帯域分離されており、
前記第１呼びかけ信号の特性が、前記第１回路部分を通じて受信されるときに、前記少なくとも１つの第１スイッチの状態を示し、
前記第２呼びかけ信号の特性が、前記第２回路部分を通じて受信されるときに、前記装置の前記器具を個別に特定する、制御回路。
（８０） 外科用装置の制御回路であって、前記制御回路は、
第１スイッチ回路網及び第２スイッチ回路網を含む第１回路部分であって、前記第１スイッチ回路網は少なくとも１つの第１スイッチを含み、前記第２スイッチ回路網は少なくとも１つの第２スイッチを含み、前記第１回路部分は導電性ペアにわたり外科用発生器と通信する、第１回路部分と、
データ回路要素を含む第２回路部分であって、前記データ回路要素は前記外科用装置の器具内に配置されてデータを送受信し、前記データ回路要素は前記導電体ペアの少なくとも１つの導電体にわたって前記外科用発生器とデータ通信する、第２回路部分とを含む、制御回路。
【０２５０】
（８１） 前記データ回路要素が、前記導電体ペアの単一の導電体にわたって前記外科用発生器とデータ通信する単線式バス装置を含む、実施態様８０に記載の制御回路。
（８２） 前記データ回路要素が、前記外科用発生器によって読み出し可能なデータを保存するための、データ保存装置を含む、実施態様８０に記載の制御回路。
（８３） 前記データ保存装置に保存される前記データの少なくとも一部が、前記外科用発生器によって前記データ保存装置に伝達される、実施態様８２に記載の制御回路。
（８４） 前記データ保存装置は、電気的消去可能なプログラミング可能読み取り専用メモリ（ＥＥＰＲＯＭ）を含む、実施態様８２に記載の制御回路。
（８５） 前記データ回路要素は、データ入力装置を含む、実施態様８０に記載の制御回路。
（８６） 前記データ回路要素は、前記外科用発生器からの前記データ回路要素によって受信されるデータに基づいてユーザー指標を提供するためのインジケータを含む、実施態様８５に記載の制御回路。
（８７） 前記データ回路要素は、データ出力装置を含む、実施態様８０に記載の制御回路。
（８８） 前記データ回路要素は、前記器具内に配置されるセンサーと通信し、前記データ回路要素は、前記外科用発生器にセンサーデータを伝達する、実施態様８７に記載の制御回路。
（８９） 前記第１スイッチ回路網は、複数の直列接続の第１ダイオードを含み、各第１スイッチは前記第１ダイオードの少なくとも１つと並列に接続され、前記第２スイッチ回路網は複数の直列接続の第２ダイオードを含み、各第２スイッチは前記第２ダイオードの少なくとも１つと並列に接続される、実施態様８０に記載の制御回路。
（９０） 前記第１回路部分は、前記外科用装置から伝達される双極電流信号を受信し、前記双極電流信号の第１極性は、前記第１スイッチ回路網を通じて受信されて、前記第１

回路部分にわたって第１電圧を生成し、前記双極電流信号の第２極性は、前記第２スイッチ回路網を通じて受信されて、前記第１回路部分にわたって第２電圧を生成する、実施態様８９に記載の制御回路。

【０２５１】

（９１）　前記双極電流信号の周波数が、約２ｋＨｚである、実施態様９０に記載の制御回路。

（９２）　前記第１電圧は、前記少なくとも１つの第１スイッチの状態を判定するために前記外科用発生器によって測定可能であり、前記第２電圧は、前記少なくとも１つの第２スイッチの状態を判定するために前記外科用発生器によって測定可能である、実施態様９０に記載の制御回路。

（９３）　外科用装置に駆動信号を提供する外科用発生器であって、

開口部を有する外科用発生器本体と、

前記開口部内に位置付けられる収容部アセンブリとを含み、前記収容部アセンブリは、

収容部本体、

内壁及び外壁を有するフランジであって、前記内壁は少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分で構成され、前記内壁は空洞を画定する、フランジ、並びに

前記空洞内に位置付けられた中央突出部分を含み、前記中央突出部分は、

複数のソケット、

磁石、

少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を含む外側周辺部を含む、外科用発生器。

（９４）　前記外側周辺部の前記少なくとも１つの湾曲区分が、前記内壁の前記少なくとも１つの湾曲区分と平行である、実施態様９３に記載の外科用発生器。

（９５）　前記外側周辺部の前記少なくとも１つの線形区分が、前記内壁の前記少なくとも１つの線形区分と平行である、実施態様９４に記載の外科用発生器。

（９６）　前記中央突出部分が中央陥没部を画定し、前記磁石が前記中央陥没部の付近に位置付けられる、実施態様９３に記載の外科用発生器。

（９７）　前記フランジは、フランジ表面を有し、前記中央突出部分は中央表面を有し、前記フランジ表面は、前記中央表面に対して傾いている、実施態様９３に記載の外科用発生器。

（９８）　前記外科用発生器本体が傾斜表面を含み、前記開口部が前記傾斜表面上に位置付けられ、前記傾斜表面は前記フランジ外側表面と実質的に平行である、実施態様９７に記載の外科用発生器。

（９９）　外科用器具であって、

電気コネクタアセンブリを含み、前記電気コネクタアセンブリは、

中央空洞を画定するフランジ、

前記中央空洞内に延びる磁気的に適合可能なピン、

回路基板、

前記回路基板に連結される複数の導電性ピンであって、前記複数の導電性ピンそれぞれが前記中央空洞内に延びている、導電性ピン、

歪み解放部材、並びに

覆いを含む、外科用器具。

（１００）　前記フランジが、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を含む、実施態様９９に記載の外科用器具。

【０２５２】

（１０１）　前記電気コネクタアセンブリが壁部を含み、前記壁部が前記磁気的に適合可能なピン及び前記複数の導電性ピンを受容するための開口部を画定する、実施態様９９に記載の外科用器具。

（１０２）　前記磁気的に適合可能なピンは肩部を含み、前記肩部は、前記壁部と前記回路基板との中間に位置付けられる、実施態様１０１に記載の外科用器具。

（１０３）　外科用器具識別回路を含む、実施態様９９に記載の外科用器具。
（１０４）　前記外科用器具識別回路は、ＥＥＰＲＯＭ及び抵抗器の少なくとも一方を含む、実施態様１０３に記載の外科用器具。
（１０５）　外科用器具システムであって、
収容部アセンブリを含む外科用発生器であって、前記収容部アセンブリは、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形部分を含む、外科用発生器と、
コネクタアセンブリを含む外科用器具と、
前記収容部アセンブリ及び前記コネクタアセンブリに動作可能に連結されるアダプタアセンブリとを含み、前記アダプタアセンブリは、
前記収容部アセンブリに接触する遠位部分であって、前記遠位部分はフランジを含み、前記フランジは、少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形部分を有する、遠位部分、
前記コネクタアセンブリと接触する近位部分であって、前記近位部分は前記コネクタアセンブリの少なくとも一部を受容するような寸法の空洞を画定する近位部分、
回路基板を含む、外科用器具システム。
（１０６）　前記回路基板に連結された外科用器具識別回路を含む、実施態様１０５に記載の外科用器具システム。
（１０７）　前記外科用器具識別回路が、ＥＥＰＲＯＭ及び抵抗器の少なくとも一方を含む、実施態様１０６に記載の外科用器具システム。
（１０８）　前記収容部アセンブリは内壁及び外壁を有するフランジを含み、前記内壁は前記少なくとも１つの湾曲区分及び前記少なくとも１つの線形区分で構成され、前記内壁は空洞を画定する、実施態様１０５に記載の外科用器具システム。
（１０９）　前記収容部アセンブリは、前記空洞内に位置付けられた中央突出部分を含み、前記中央突出部分は、
ほぼ円形の構造に配列される複数のソケット、
前記ほぼ円形の構造の内側に位置付けられる磁石、
少なくとも１つの湾曲区分及び少なくとも１つの線形区分を含む外側周辺部を含む、実施態様１０８に記載の外科用器具システム。
（１１０）　前記アダプタアセンブリは、前記遠位フランジによって画定される中央空洞内に延びる鉄ピンを含む、実施態様１０９に記載の外科用器具システム。
【０２５３】
（１１１）　前記鉄ピンは円筒形であり、肩部を含む、実施態様１１０に記載の外科用器具システム。
（１１２）　前記アダプタアセンブリは、前記回路基板に連結され、前記遠位フランジによって画定される前記中央空洞内に延びる、複数の導電性ピンを含む、実施態様１１０に記載の外科用器具システム。
（１１３）　第１及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法であって、前記方法は、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に駆動信号を提供することと、
第１電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに基づき前記駆動信号を介して前記組織に提供される電力を調節することであって、前記第１電力曲線は、複数の潜在的な感知される組織インピーダンスそれぞれに関して、第１の対応する電力を規定する、ことと、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に提供される合計エネルギーをモニタリングすることと、
前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、前記組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、
前記組織の前記インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、第２電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに基づき、前記駆動信号を介して前記組織に提供される前記電力を調節することであって、前記第２電力曲線は、前記複数の

潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関し、第２の対応する電力を規定する、こととを含む、方法。
（１１４）　前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスの少なくとも半分に関して、前記第１の対応する電力は、前記第２の対応する電力よりも小さい、実施態様１１３に記載の方法。
（１１５）　前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスにわたる、前記第１の対応する電力の合計は、前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスにわたる、前記第２の対応する電力の合計よりも小さい、実施態様１１３に記載の方法。
（１１６）　前記第２電力曲線に従い、前記駆動信号を介して前記第２組織に提供される前記電力を調節する一方で、前記合計エネルギーが第２エネルギー閾値に達するときに、前記感知される組織インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、
　前記感知される組織インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、第３電力曲線に従い、前記駆動信号を介して前記組織に提供される前記電力を調節することであって、前記第３電力曲線は、前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して、第３の対応する電力を規定する、こととを更に含む、実施態様１１３に記載の方法。
（１１７）　前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスの少なくとも半分に関して、前記第２の対応する電力は、前記第３の対応する電力よりも小さい、実施態様１１６に記載の方法。
（１１８）　前記第２電力曲線に従い、前記駆動信号を介して前記第２組織に提供される前記電力を調節する一方で、前記合計エネルギーが第２エネルギー閾値に達するときに、前記感知される組織インピーダンスが第２インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、
　前記感知される組織インピーダンスが前記第２インピーダンス閾値に達しない場合に、第３電力曲線に従い、前記駆動信号を介して前記組織に提供される前記電力を調節することであって、前記第３電力曲線は、前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して、第３の対応する電力を規定する、こととを更に含む、実施態様１１３に記載の方法。
（１１９）　前記第１インピーダンス閾値が所定の組織インピーダンスである、実施態様１１３に記載の方法。
（１２０）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス変化率である、実施態様１１３に記載の方法。
【０２５４】
（１２１）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス及び所定の組織インピーダンス変化率の両方に基づく、実施態様１１３に記載の方法。
（１２２）　前記駆動信号を介して前記組織に提供される前記電力を調節することは、前記駆動信号の電流レベルを調節すること、前記駆動信号の電圧レベルを調節すること、及び前記駆動信号のデューティサイクルを調節することからなる群から選択される少なくとも１つの動作を含む、実施態様１１３に記載の方法。
（１２３）　前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関し、前記第２の対応する電力は、前記第１の対応する電力に定数を掛けたものと同等である、実施態様１１３に記載の方法。
（１２４）　終了閾値に達したときに、前記組織へのエネルギーの提供を終了することを更に含む、実施態様１１３に記載の方法。
（１２５）　前記終了閾値が電力曲線に基づく、実施態様１２４に記載の方法。
（１２６）　外科用システムであって、前記外科用システムは、
　少なくとも１つのプロセッサ及び動作可能に関連するメモリを含む発生器を含み、前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記外科用システムが、

第１及び第２電極を介して前記組織に駆動信号を提供し、
第１電力曲線に従い、感知される組織インピーダンスに基づき前記駆動信号を介して前記組織に提供される電力を調節し、このとき前記第１電力曲線は、複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して、第１の対応する電力を規定し、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に提供される合計エネルギーをモニタリングし、
前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、前記組織のインピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定し、
前記組織の前記インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、第２電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに基づき、前記駆動信号を介して前記組織に提供される前記電力を調節し、このとき前記第２電力曲線は、前記複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関し、第２の対応する電力を規定する、命令を含む、外科用システム。
（１２７）　前記外科用システムは、前記発生器と通信する外科用装置を更に含み、前記外科用装置は前記第１及び第２電極を含む、実施態様１２６に記載の外科用装置。
（１２８）　第１及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法であって、前記方法は、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に駆動信号を提供することと、
前記組織に提供される電力を決定することであって、前記決定することは、
感知される組織インピーダンスの指標を受信すること、
電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに関する第１の対応する電力を決定することであって、前記電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定する、こと、
前記対応する電力に乗数を掛けることを含む、決定することと、
前記駆動信号を調節して前記決定された電力を前記組織に提供することと、
前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値を達成しない場合に、前記組織に提供される前記合計エネルギーの関数として前記乗数を増加させることと、を含む、方法。
（１２９）　前記組織の前記インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達する場合に、前記乗数をその現在値に維持することを更に含む、実施態様１２８に記載の方法。
（１３０）　終了閾値に達するまで、その現在値の前記乗数を有するエネルギーを適用し続けることを更に含む、実施態様１２６に記載の方法。
【０２５５】
（１３１）　前記終了閾値が、前記乗数の前記現在値に少なくとも部分的に基づく、実施態様１３０に記載の方法。
（１３２）　前記組織に前記決定された電力を提供するために前記駆動信号を調節することは、前記駆動信号の電流レベルを調節すること、前記駆動信号の電圧レベルを調節すること、及び前記駆動信号のデューティサイクルを調節することからなる群から選択される少なくとも１つの動作を含む、実施態様１２８に記載の方法。
（１３３）　前記第１インピーダンス閾値が所定の組織インピーダンスである、実施態様１２８に記載の方法。
（１３４）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス変化率である、実施態様１２８に記載の方法。
（１３５）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス及び所定の組織インピーダンス変化率の両方に基づく、実施態様１２８に記載の方法。
（１３６）　外科用システムであって、前記外科用システムは、
少なくとも１つのプロセッサ及び動作可能に関連するメモリを含む発生器を含み、前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記外科用システムが、
第１及び第２電極を介して前記組織に駆動信号を提供し、

前記組織に提供される電力を決定し、ここで前記決定は、
感知される組織インピーダンスの指標を受信すること、
電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに関する第１の対応する電力を決定することであって、前記電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定する、こと、
前記対応する電力に乗数を掛けることを含み、
前記駆動信号を調節して前記決定された電力を前記組織に提供し、
前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値に達しない場合に、前記組織に提供される前記合計エネルギーの関数として前記乗数を増加させる、命令を含む、外科用システム。

（１３７）　前記外科用システムは、前記発生器と通信する外科用装置を更に含み、前記外科用装置は前記第１及び第２電極を含む、実施態様１３６に記載の外科用装置。

（１３８）　第１及び第２電極を介して組織に提供される電力を制御する方法であって、前記方法は、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に駆動信号を提供することと、
前記組織に提供される電力を決定することであって、前記決定することは、
感知される組織インピーダンスの指標を受信すること、
電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに関する第１の対応する電力を決定することであって、前記電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定する、こと、
前記対応する電力に第１乗数を掛けて決定される電力を見出すことを含む、決定することと、
前記駆動信号を調節して前記決定された電力を前記組織に提供することと、
前記第１及び第２電極を介して前記組織に提供される合計エネルギーをモニタリングすることと、
前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、
前記組織の前記インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、前記第１乗数を第１量だけ増加させることとを含む、方法。

（１３９）　前記合計エネルギーが第２エネルギー閾値に達するときに、前記組織の前記インピーダンスが前記第２インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、
前記組織の前記インピーダンスが前記第２インピーダンス閾値に達しない場合に、前記第１乗数を第２量だけ増加させることとを更に含む、実施態様１３８に記載の方法。

（１４０）　前記第１インピーダンス閾値が所定の組織インピーダンスである、実施態様１３８に記載の方法。

【０２５６】

（１４１）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス変化率である、実施態様１３８に記載の方法。

（１４２）　前記第１インピーダンス閾値が、所定の組織インピーダンス及び所定の組織インピーダンス変化率の両方に基づく、実施態様１３８に記載の方法。

（１４３）　前記駆動信号を介して前記組織に提供される電力を調節することは、前記駆動信号の電流レベルを調節すること、前記駆動信号の電圧レベルを調節すること、及び前記駆動信号のデューティサイクルを調節することからなる群から選択される少なくとも１つの動作を含む、実施態様１３８に記載の方法。

（１４４）　外科用システムであって、前記外科用システムは、
少なくとも１つのプロセッサ及び動作可能に関連するメモリを含む発生器を含み、前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、外科用装置が、
第１及び第２電極を介して組織に駆動信号を提供し、
前記組織に提供される電力を決定し、前記決定は、
感知される組織インピーダンスの指標を受信すること、

電力曲線に従い、前記感知される組織インピーダンスに関する第１の対応する電力を決定することであって、前記電力曲線は複数の潜在的な感知される組織インピーダンスのそれぞれに関して対応する電力を規定する、こと、

前記対応する電力に第１乗数を掛けることを含み、

前記駆動信号を調節して前記決定された電力を前記組織に提供し、

前記第１及び第２電極を介して前記組織に提供される合計エネルギーをモニタリングし、

前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値に達するときに、前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定し、

前記組織の前記インピーダンスが前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、前記第１乗数を第１量だけ増加させる、命令を含む、外科用システム。

（１４５）　前記外科用システムは、前記発生器と通信する外科用装置を更に含み、前記外科用装置は前記第１及び第２電極を含む、実施態様１４４に記載の外科用システム。

（１４６）　外科用装置を介して組織に提供される電力を制御する方法であって、前記方法は、

外科用装置に駆動信号を提供することと、

前記組織のインピーダンスの指標を受信することと、

前記組織の前記インピーダンスの増加率を計算することと、

前記インピーダンスの前記増加率を所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節することとを含む、方法。

（１４７）　前記インピーダンスの前記増加率を前記所定の定数と同等に維持するように、前記駆動信号を調節することを更に含む、実施態様１４６に記載の方法。

（１４８）　第１の時間において前記外科用装置を介して前記組織に提供される合計エネルギーを決定することと、

前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値を超える場合に、前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定することと、

前記組織が前記第１インピーダンス閾値に達しない場合に、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に保持するように前記駆動信号を調節することであって、前記第２の所定の定数が前記第１の所定の定数より大きい、こととを更に含む、実施態様１４６に記載の方法。

（１４９）　第２の時間において前記外科用装置を介して前記組織に提供される合計エネルギーを決定することと、

前記第２合計エネルギーが第２エネルギー閾値を超える場合に、前記組織の前記インピーダンスが第２インピーダンス閾値に達したかどうかを決定することと、

前記組織が前記第２インピーダンス閾値に達しない場合に、前記インピーダンスの前記増加率を第３の所定の定数以上に保持するように前記駆動信号を調節することであって、前記第３の所定の定数が前記第１の所定の定数より大きい、こととを更に含む、実施態様１４８に記載の方法。

（１５０）　第１の所定の時間にわたり、前記インピーダンスの前記増加率を所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節することと、

前記第１の所定の時間が経過した際に、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節することとを更に含む、実施態様１４６に記載の方法。

【０２５７】

（１５１）　前記第２の所定の定数が前記第１の所定の定数より大きい、実施態様１５０に記載の方法。

（１５２）　前記第１の所定の時間が経過した際に、第２の所定の時間にわたり、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節することと、

前記第２の所定の時間が経過した際に、前記インピーダンスの前記増加率を第３の所定

の定数以上に維持するように、前記駆動信号を調節することとを更に含む、実施態様１５０に記載の方法。
（１５３）　前記第３の所定の定数が前記第２の所定の定数より大きい、実施態様１５２に記載の方法。
（１５４）　前記第３の所定の定数が前記第２の所定の定数未満である、実施態様１５２に記載の方法。
（１５５）　前記駆動信号を提供することが、前記駆動信号を第１及び第２電極に提供することを含み、前記組織が前記第１及び第２電極と電気的に導通している、実施態様１４６に記載の方法。
（１５６）　外科用システムであって、前記外科用システムは、
少なくとも１つのプロセッサ及び動作可能に関連するメモリを含む発生器を含み、前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、
外科用装置に駆動信号を提供し、
前記組織のインピーダンスの指標を受信し、
前記組織の前記インピーダンスの増加率を計算し、
前記インピーダンスの前記増加率を所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節する、命令を含む、外科用システム。
（１５７）　前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が前記インピーダンスの前記増加率を前記所定の定数と同等に維持するように前記駆動信号を調節する命令を更に含む、実施態様１５６に記載のシステム。
（１５８）　前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、
第１の時間において前記外科用装置を介して前記組織に提供される合計エネルギーを決定し、
前記合計エネルギーが第１エネルギー閾値を超える場合に、前記組織の前記インピーダンスが第１インピーダンス閾値に達したかどうかを判定し、
前記組織が前記第１インピーダンス閾値に達していない場合に、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節し、ここで前記第２の所定の定数は前記第１の所定の定数より大きい、命令を更に含む、実施態様１５６に記載のシステム。
（１５９）　前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、
第２の時間において前記外科用装置を介して前記組織に提供される合計エネルギーを決定し、
前記第２合計エネルギーが第２エネルギー閾値を超える場合に、前記組織の前記インピーダンスが第２インピーダンス閾値に達したかどうかを決定し、
前記組織が前記第２インピーダンス閾値に達しない場合に、前記インピーダンスの前記増加率を第３の所定の定数以上に保持するように前記駆動信号を調節し、ここで前記第３の所定の定数が前記第１の所定の定数より大きい、命令を更に含む、実施態様１５８に記載のシステム。
（１６０）　前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、
第１の所定の時間にわたり、前記インピーダンスの前記増加率を所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節し、
前記第１の所定の時間が経過した際に、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節する、命令を更に含む、実施態様１５６に記載のシステム。
【０２５８】
（１６１）　前記第２の所定の定数が前記第１の所定の定数より大きい、実施態様１６０に記載のシステム。

（１６２）　前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、
　前記第１の所定の時間が経過した際に、第２の所定の時間にわたり、前記インピーダンスの前記増加率を第２の所定の定数以上に維持するように前記駆動信号を調節し、
　前記第２の所定の時間が経過した際に、前記インピーダンスの前記増加率を第３の所定の定数以上に維持するように、前記駆動信号を調節する、命令を更に含む、実施態様１６０に記載のシステム。
（１６３）　前記第３の所定の定数が前記第２の所定の定数より大きい、実施態様１６２に記載のシステム。
（１６４）　前記第３の所定の定数が前記第２の所定の定数未満である、実施態様１６２に記載のシステム。
（１６５）　前記駆動信号を提供することが、前記駆動信号を第１及び第２電極に提供することを含み、前記組織が前記第１及び第２電極と電気的に導通している、実施態様１５６に記載のシステム。
（１６６）　外科用装置を介して組織に提供される電力を制御する方法であって、
　駆動信号を提供することであって、前記駆動信号の電力が前記外科用装置を介して前記組織に提供される電力と比例する、ことと、
　前記組織のインピーダンスの指標を定期的に受信することと、
　前記組織に第１の複合電力曲線を適用することであって、前記組織に前記第１の複合電力曲線を適用することは、
　　前記駆動信号の第１の所定の数の第１の複合電力曲線パルスを調節すること、並びに
　　前記第１の複合電力曲線パルスのそれぞれに関して、前記組織の前記インピーダンスの第１関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することを含む、ことと、
　前記組織に第２の複合電力曲線を適用することであって、前記組織に前記第２の複合電力曲線を適用することは、
　　前記駆動信号の少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスを調節すること、並びに
　　前記少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスのそれぞれにおいて、前記組織の前記インピーダンスの第２関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することを含む、ことと、を含む、方法。
（１６７）　前記組織の前記インピーダンスが、前記所定のインピーダンス閾値を超えて上昇した場合に、前記第２の複合電力曲線の適用を中断することを更に含む、実施態様１６６に記載の方法。
（１６８）　前記組織の前記インピーダンスが、前記所定のインピーダンス閾値を超えて上昇する場合に、前記駆動信号の少なくとも１つの切断区域電力曲線パルスを調節することと、
　前記組織の前記インピーダンスの前記第２関数に従って、前記少なくとも１つの切断区域パルスにおけるパルス電力を決定することとを更に含む、実施態様１６７に記載の方法。
（１６９）　前記少なくとも１つの切断区域パルスにおけるパルス幅が一定である、実施態様１６８に記載の方法。
（１７０）　切断が完了したことの指標を受信することと、
　前記切断が完了したことの前記指標を受信する際、前記駆動信号の所定の数の完了パルスを調節することとを更に含む、実施態様１６８に記載の方法。
【０２５９】
（１７１）　前記組織の前記インピーダンスの前記第２関数に従って前記所定の数の完了パルスの電力を決定することを更に含む、実施態様１６８に記載の方法。
（１７２）　前記駆動信号の合計時間がタイムアウト時間を超えるときに、前記駆動信号を終了することを更に含む、実施態様１６６に記載の方法。
（１７３）　第１の複合電力曲線パルスのパルス電力及びパルス幅を決定することは、前記組織の前記インピーダンスの潜在的な値、並びにパルス電力及びパルス幅の対応する値

の指標を含む、ルックアップ表にアクセスすることを含む、実施態様１６６に記載の方法。

（１７４） 前記駆動信号の前記少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスを調節することは、前記駆動信号の第２の所定の数の第２の複合電力曲線パルスを調節することを含み、前記方法は更に、

前記組織に第３複合電力曲線を適用することを含み、前記組織に前記第３複合電力曲線を適用することは、前記駆動信号の少なくとも１つの第３複合電力曲線パルスを調節することを含み、前記少なくとも１つの第３複合電力曲線パルスのそれぞれは、前記組織の前記インピーダンスの第３関数に従って選択されるパルス電力及びパルス幅を含む、実施態様１６６に記載の方法。

（１７５） 前記駆動信号を提供することは、高調波エンドエフェクタと機械的に連絡する高調波変換器に前記駆動信号を提供することを含む、実施態様１６６に記載の方法。

（１７６） 前記駆動信号を提供することは、前記組織と電気的に導通している第１及び第２電極に前記駆動信号を提供することを含む、実施態様１６６に記載の方法。

（１７７） 外科用装置に駆動信号を提供するための外科用発生器であって、前記発生器は、少なくとも１つのプロセッサ及び動作可能に関連するメモリを含み、前記メモリは、前記少なくとも１つプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、

駆動信号を生成し、前記駆動信号の電力は、前記外科用装置を介して組織に提供される電力と比例し、

前記組織のインピーダンスの指標を定期的に受信し、

前記組織に第１の複合電力曲線を適用し、ここで前記組織に前記第１の複合電力曲線を適用することは、

前記駆動信号の第１の所定の数の第１の複合電力曲線パルスを調節すること、並びに

前記第１の複合電力曲線パルスのそれぞれに関して、前記組織の前記インピーダンスの第１関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することを含み、

前記組織に第２の複合電力曲線を適用し、ここで前記組織に前記第２の複合電力曲線を適用することは、

前記駆動信号の少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスを調節すること、並びに

前記少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスのそれぞれにおいて、前記組織の前記インピーダンスの第２関数に従ってパルス電力及びパルス幅を決定することと、を含む、命令を含む、外科用発生器。

（１７８） 前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、

前記組織の前記インピーダンスが前記所定のインピーダンス閾値を超えて上昇した場合に、前記第２の複合電力曲線の適用を中断する、命令を含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。

（１７９） 前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、

前記組織の前記インピーダンスが、前記所定のインピーダンス閾値を超えて上昇する場合に、前記駆動信号の少なくとも１つの切断区域電力曲線パルスを調節し、かつ

前記組織の前記インピーダンスの前記第２関数に従って、前記少なくとも１つの切断区域パルスにおけるパルス電力を決定する、命令を含む、実施態様１７８に記載の外科用発生器。

（１８０） 前記少なくとも１つの切断区域におけるパルス幅が一定である、実施態様１７９に記載の外科用発生器。

【０２６０】

（１８１） 前記メモリが、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、

切断が完了したことの指標を受信し、

前記切断が完了したことの前記指標を受信する際、前記駆動信号の所定の数の完了パル

スを調節する、命令を含む、実施態様１７９に記載の外科用発生器。
（１８２）　前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサにより実行されるときに、前記発生器が前記組織の前記インピーダンスの前記第２関数に従って前記所定の数の完了パルスの電力を決定する、命令を含む、実施態様１７９に記載の外科用発生器。
（１８３）　前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、前記駆動信号の合計時間がタイムアウト時間を超えた際に、前記駆動信号を終了する、命令を含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。
（１８４）　第１の複合電力曲線パルスのパルス電力及びパルス幅を決定することは、前記組織の前記インピーダンスの潜在的な値、並びにパルス電力及びパルス幅の対応する値の指標を含む、ルックアップ表にアクセスすることを含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。
（１８５）　前記駆動信号の前記少なくとも１つの第２の複合電力曲線パルスを調節することは、前記駆動信号の第２の所定の数の第２の複合電力曲線パルスを調節することを含み、前記メモリは、前記少なくとも１つのプロセッサによって実行されるときに、前記発生器が、

前記組織に第３複合電力曲線を適用し、ここで前記組織に前記第３複合電力曲線を適用することは、前記駆動信号の少なくとも１つの第３複合電力曲線パルスを調節することを含み、前記少なくとも１つの第３複合電力曲線パルスのそれぞれが、前記組織の前記インピーダンスの第３関数に従って選択されるパルス電力及びパルス幅を含む、命令を含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。
（１８６）　前記駆動信号を提供することは、高調波エンドエフェクタと機械的に連絡する高調波変換器に前記駆動信号を提供することを含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。
（１８７）　前記駆動信号を提供することは、前記組織と電気的に導通している第１及び第２電極に前記駆動信号を提供することを含む、実施態様１７７に記載の外科用発生器。

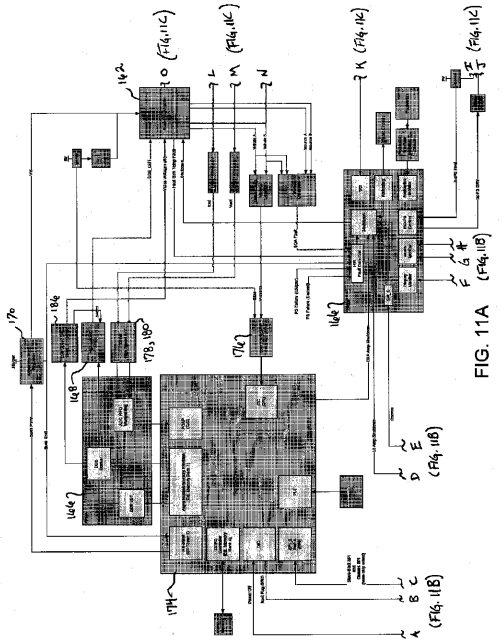


FIG. 11A

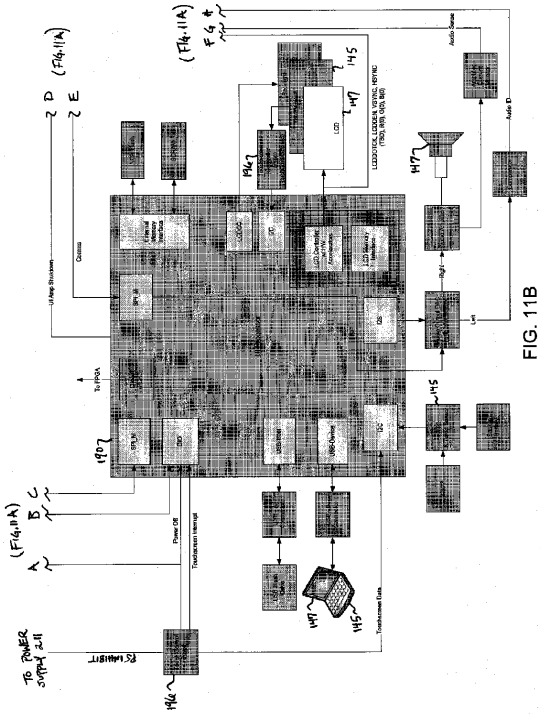


FIG. 11B

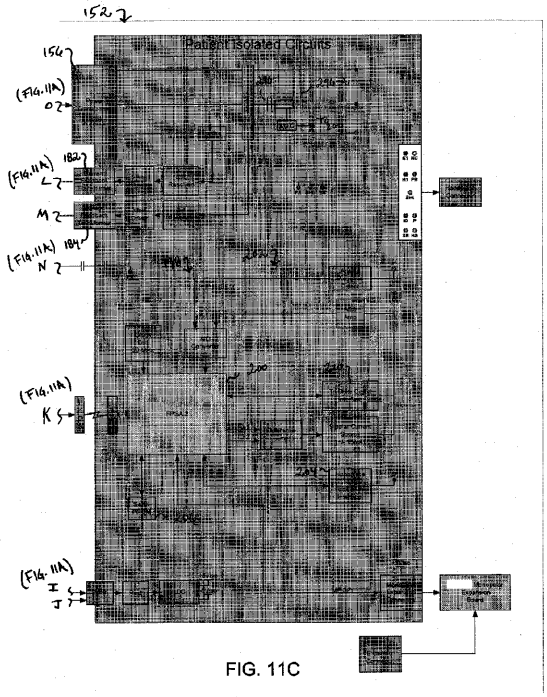


FIG. 11C

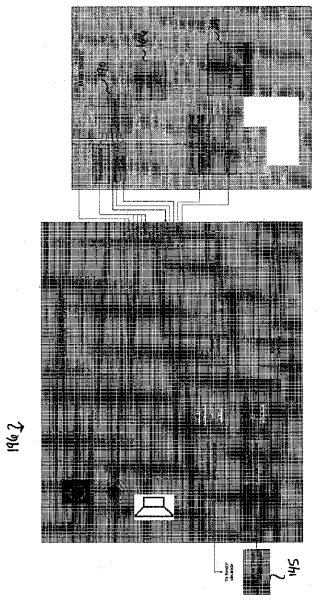


FIG. 12

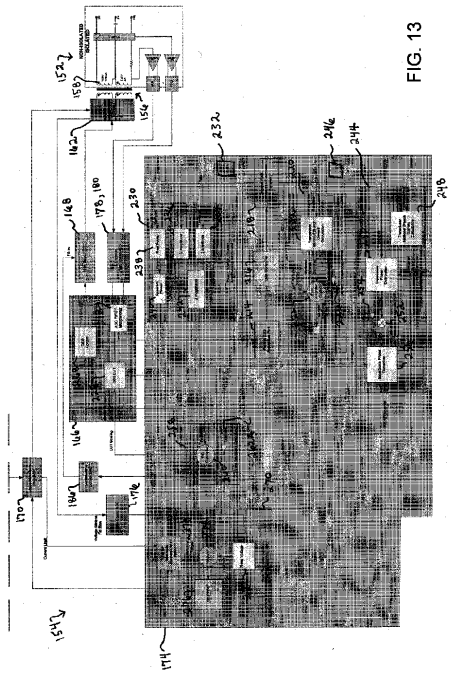


FIG. 13

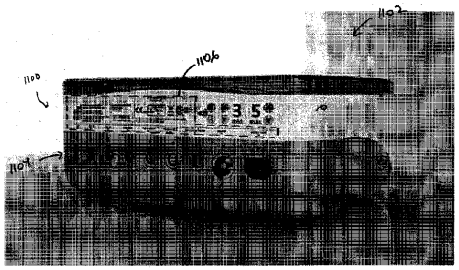
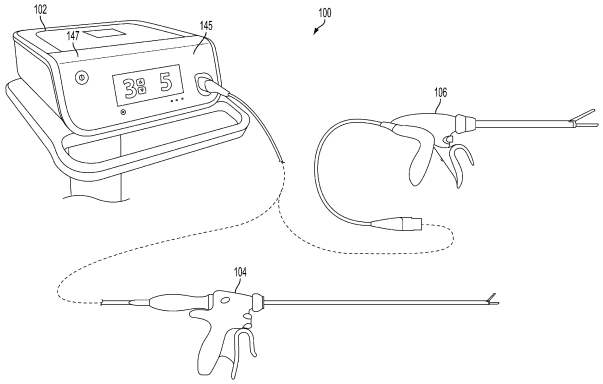
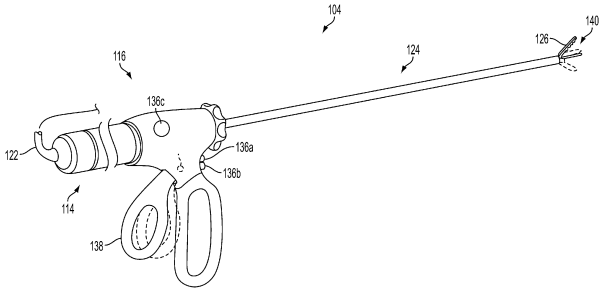


FIG. 63

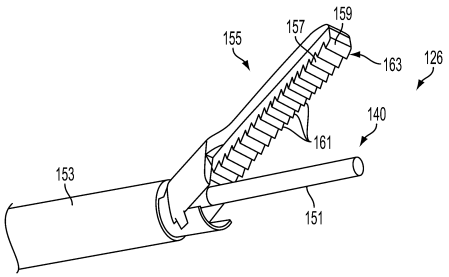
【図１】



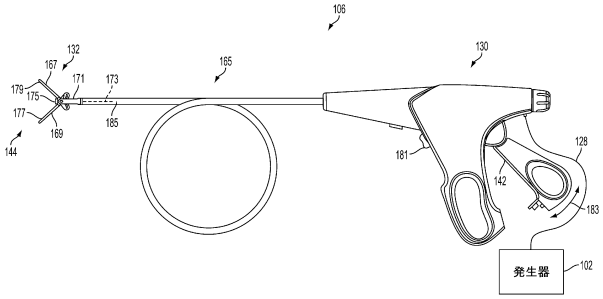
【図２】



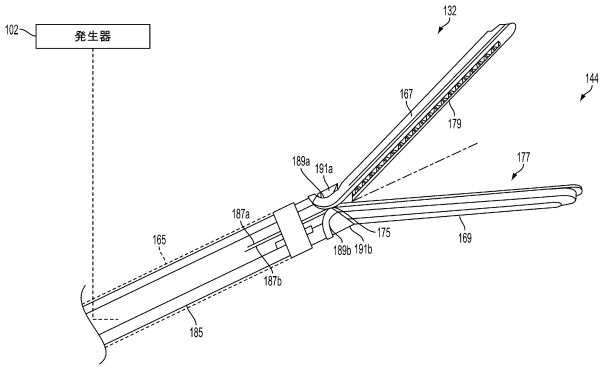
【図３】



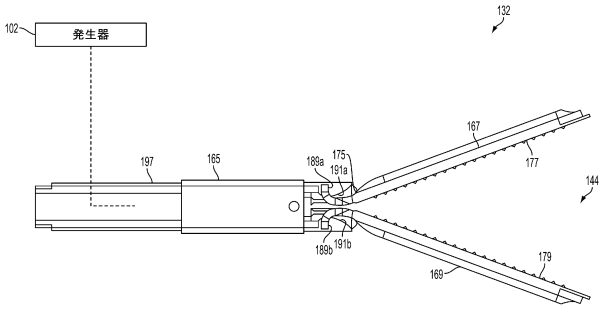
【図４】



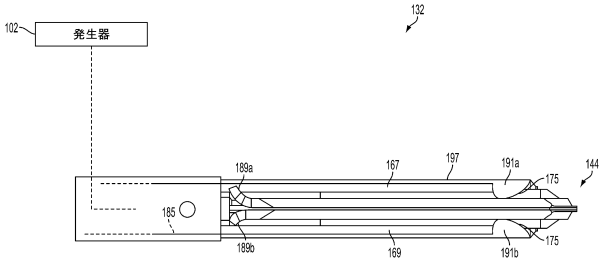
【図５】



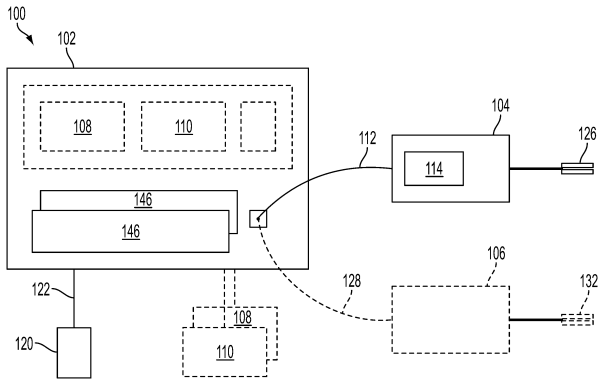
【図６】



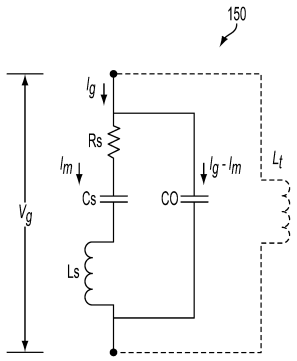
【図７】



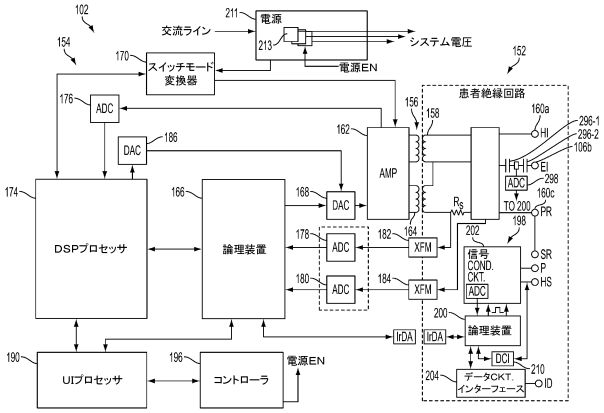
【図８】



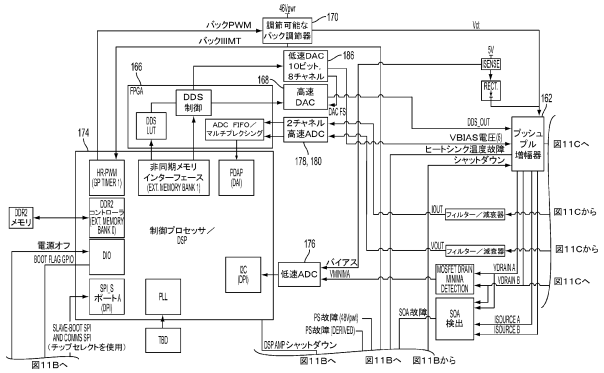
【図９】



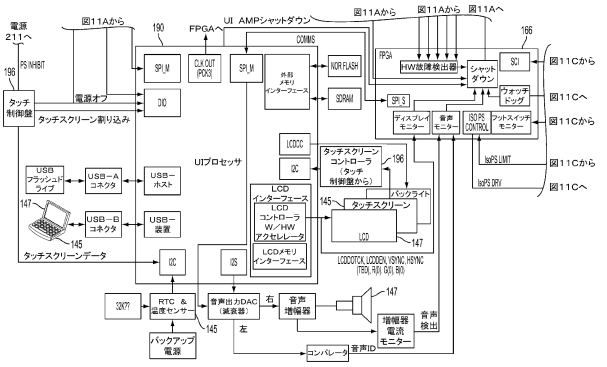
【図１０】



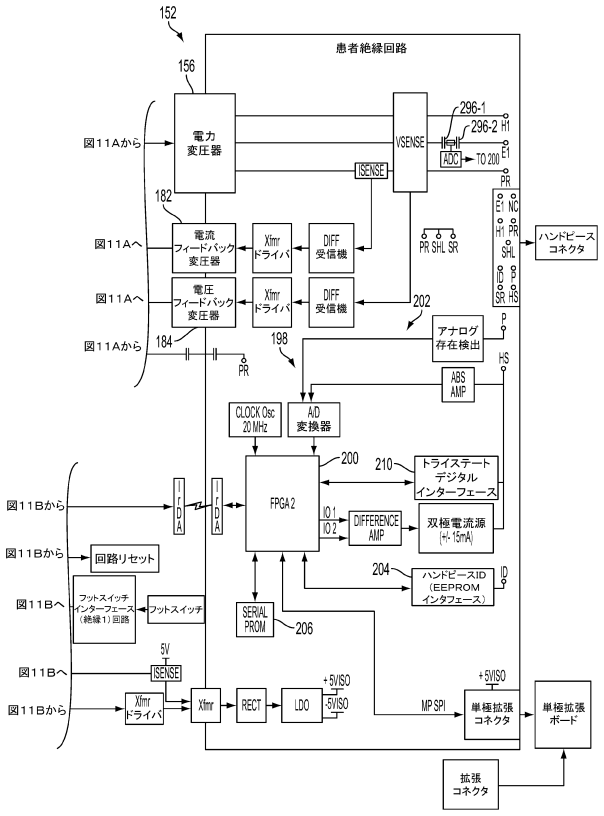
【図１１Ａ】



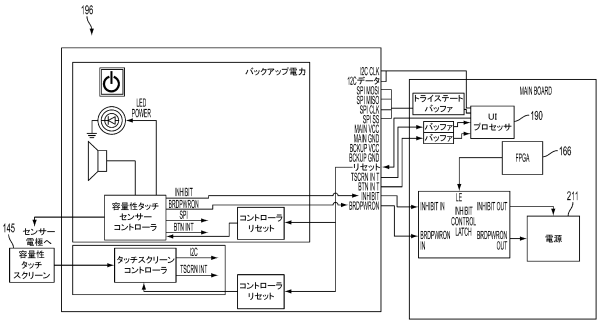
【図１１Ｂ】



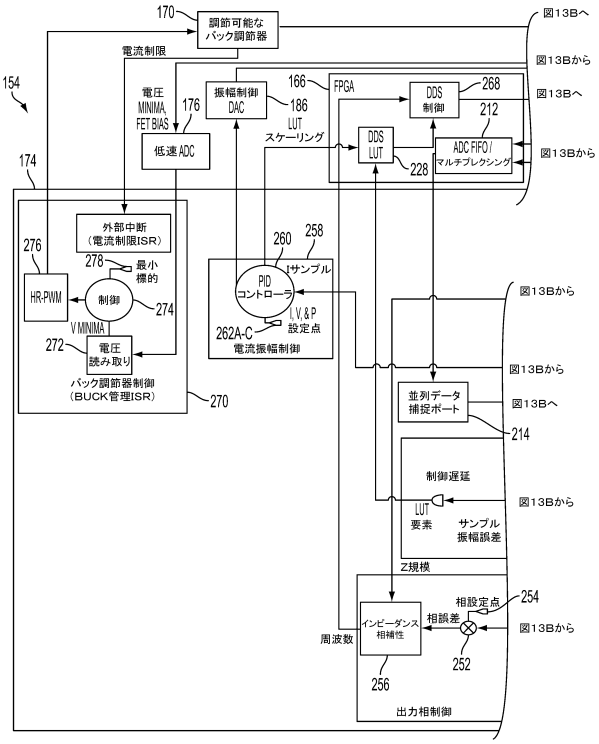
【図１１Ｃ】



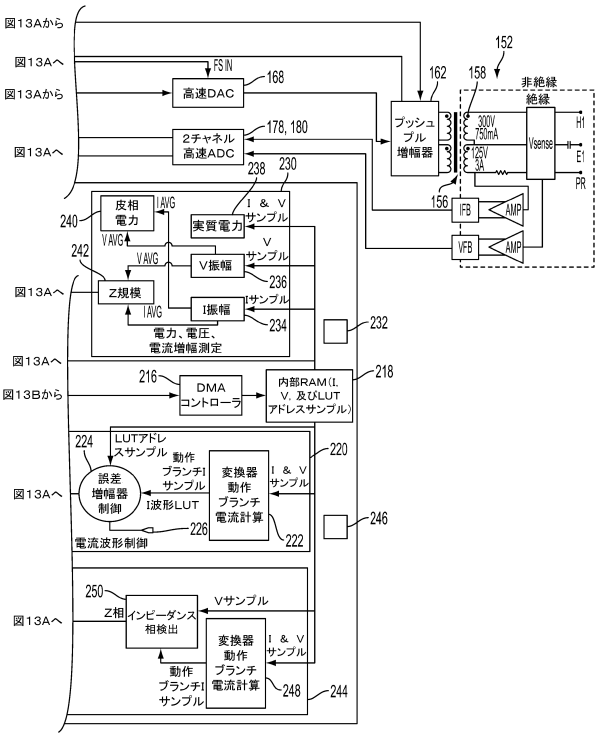
【図１２】



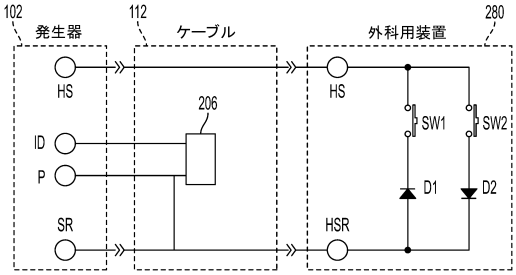
【図１３Ａ】



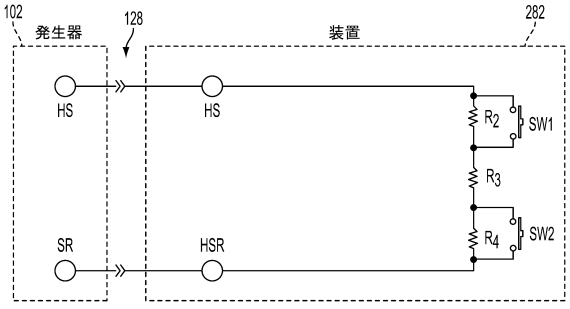
【図１３Ｂ】



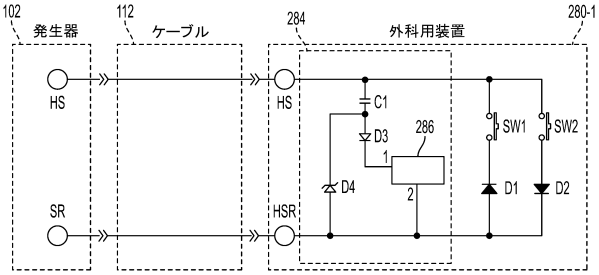
【図１４】



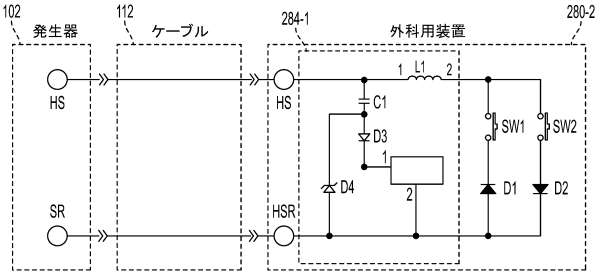
【図１５】



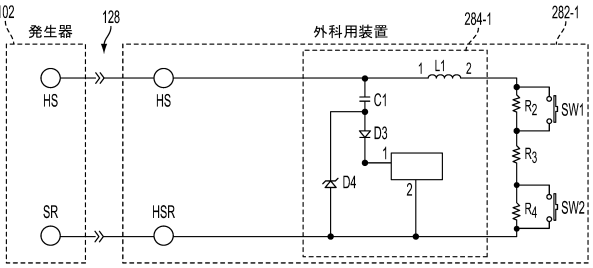
【図１６】



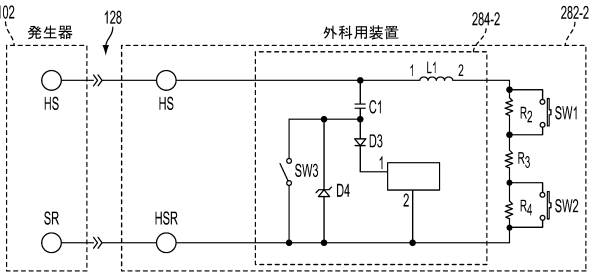
【図１７】



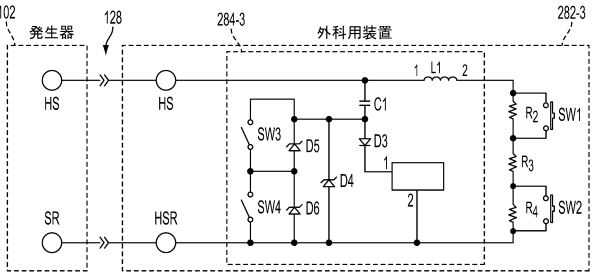
【図１８】



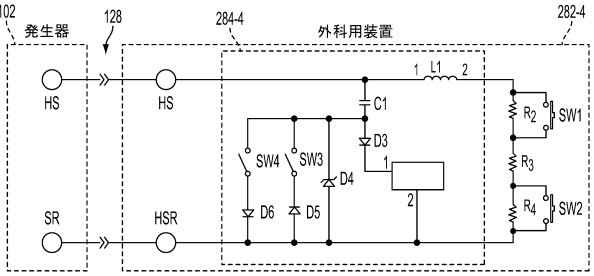
【図１９】



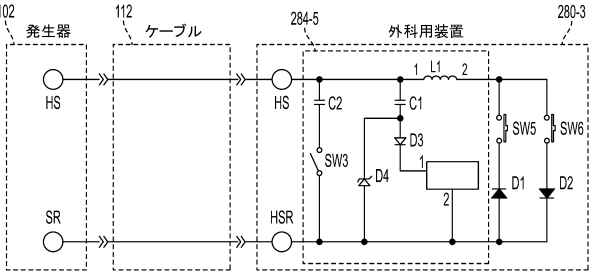
【図２０】



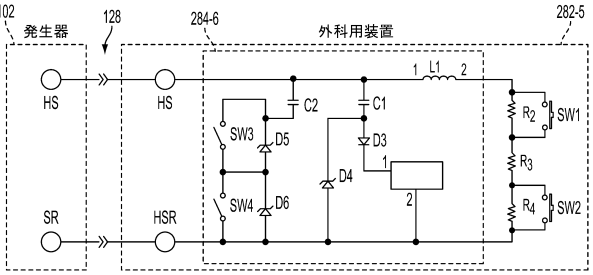
【図２１】



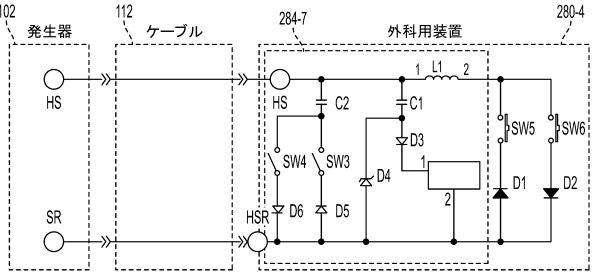
【図２２】



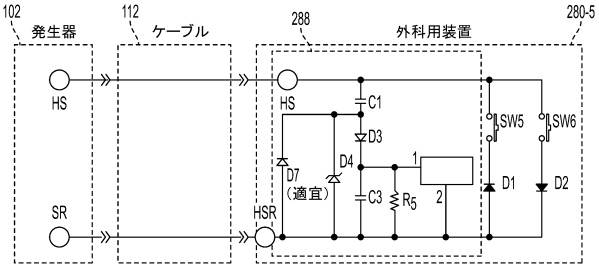
【図２３】



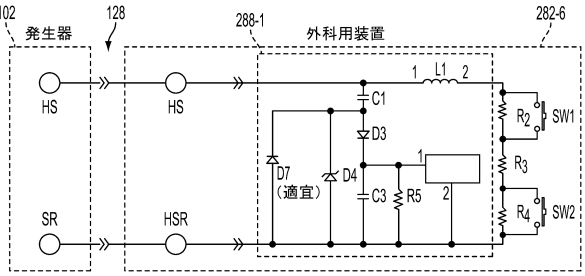
【図２４】



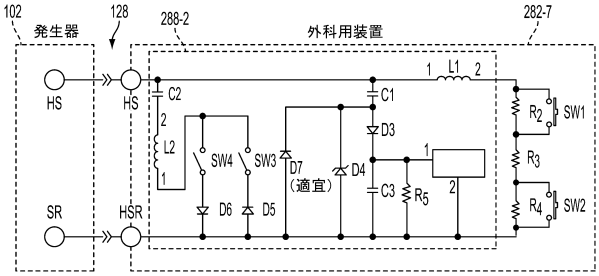
【図２５】



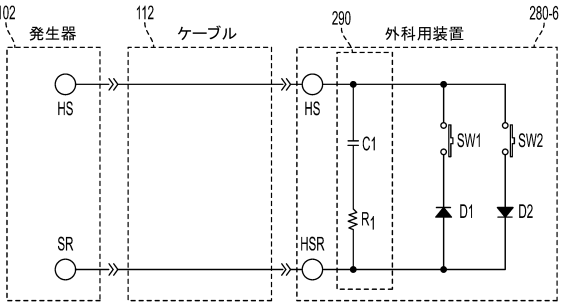
【図２６】



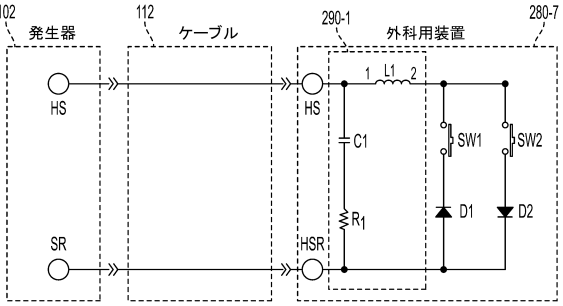
【図２７】



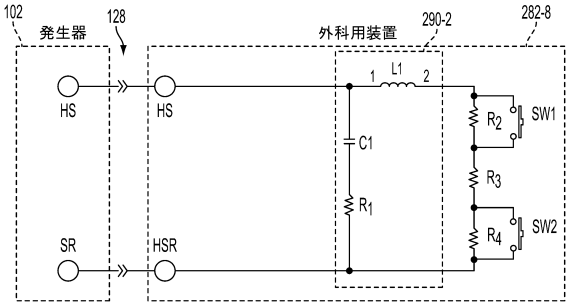
【図２８】



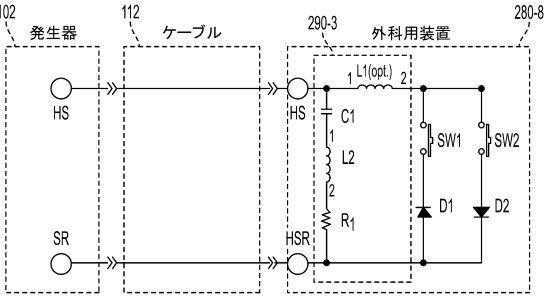
【図２９】



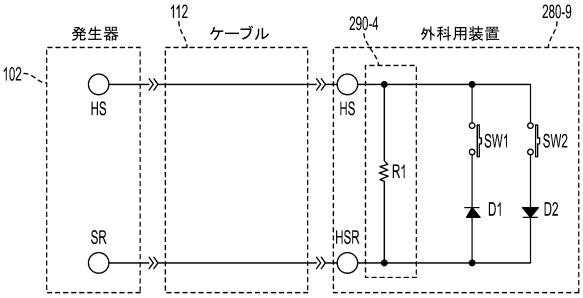
【図３０】



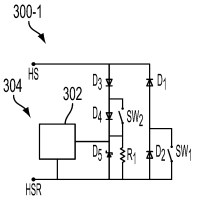
【図３１】



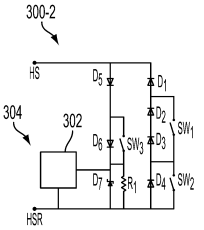
【図３２】



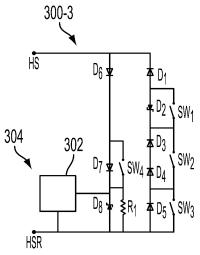
【図３３Ａ】



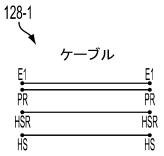
【図３３Ｂ】



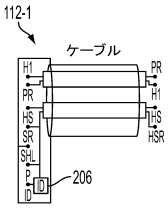
【図３３Ｃ】



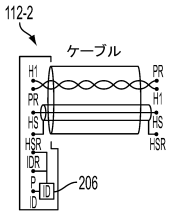
【図３３Ｄ】



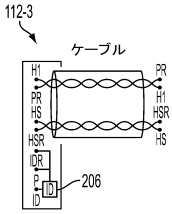
【図３３Ｅ】



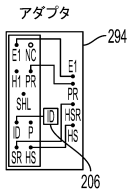
【図３３Ｆ】



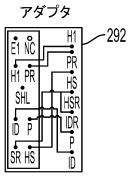
【図３３Ｇ】



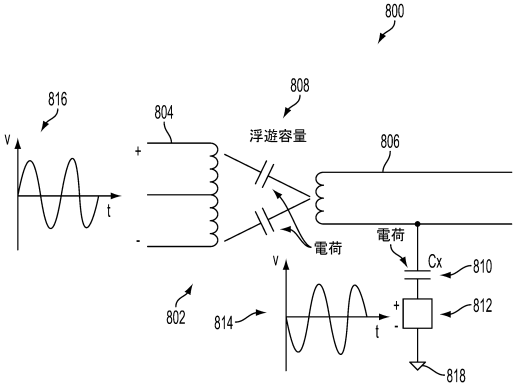
【図３３Ｈ】



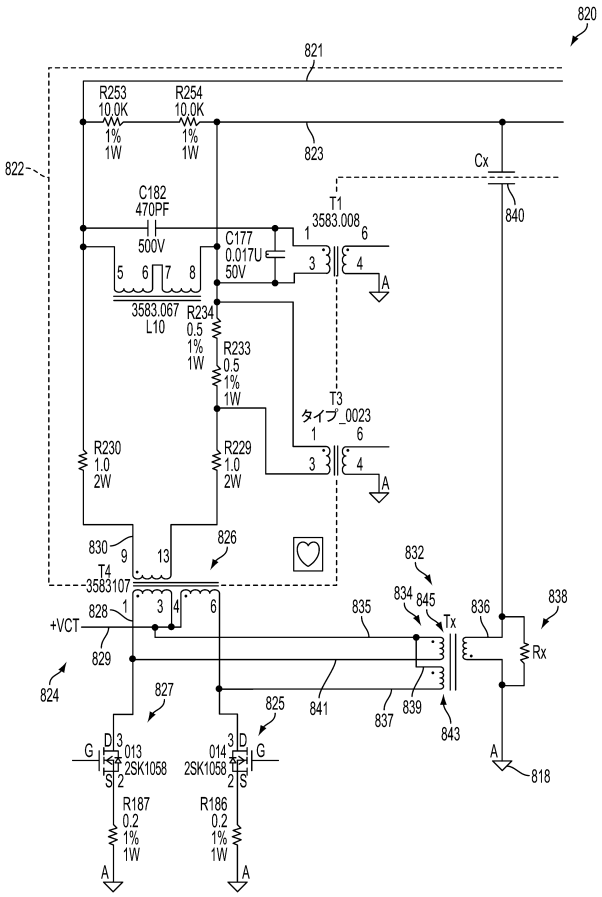
【図３３Ｉ】



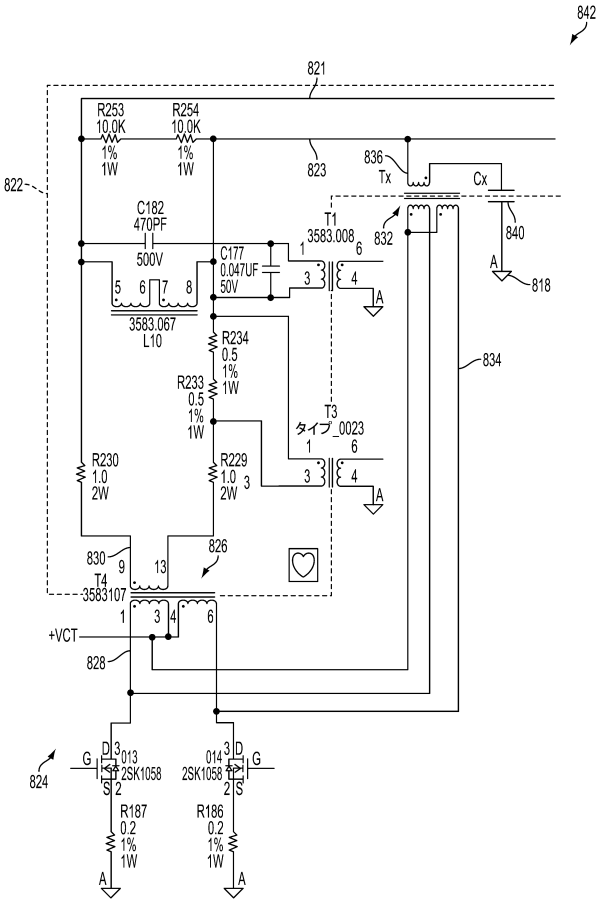
【図３４】



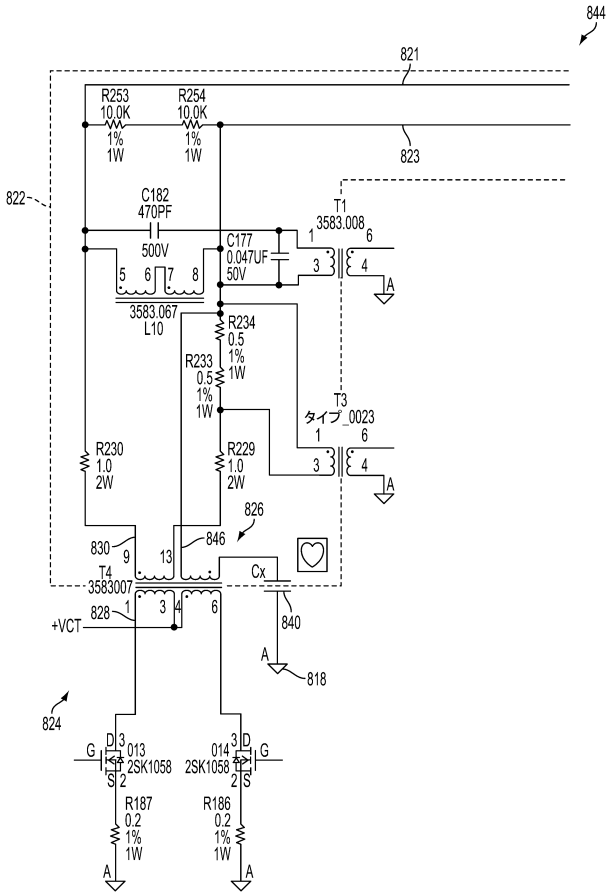
【図３５】



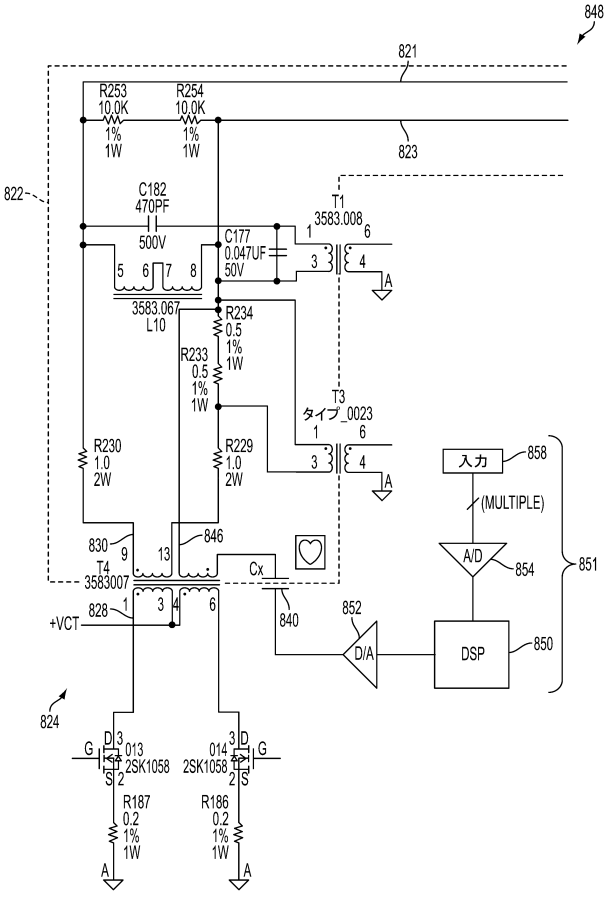
【図３６】



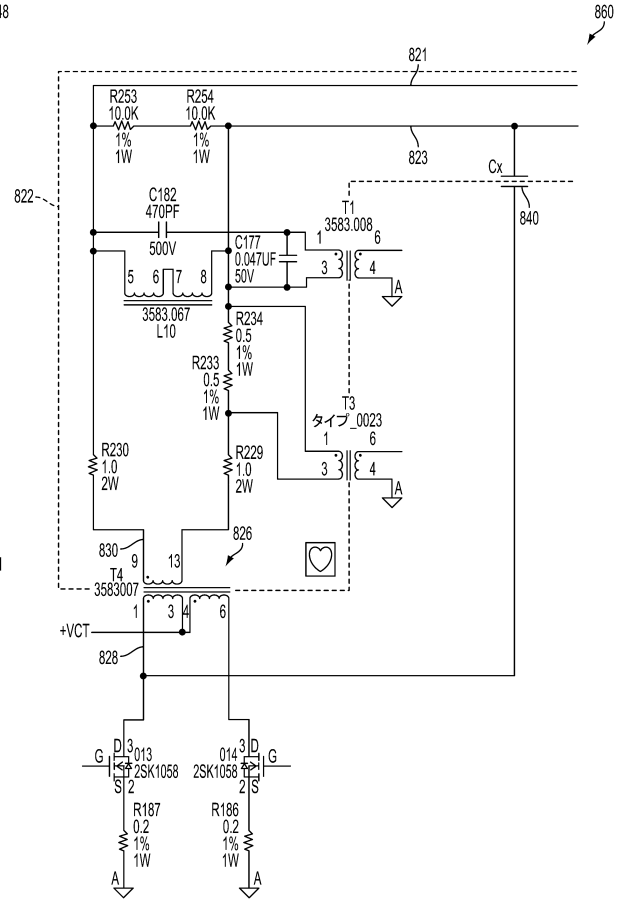
【図３７】



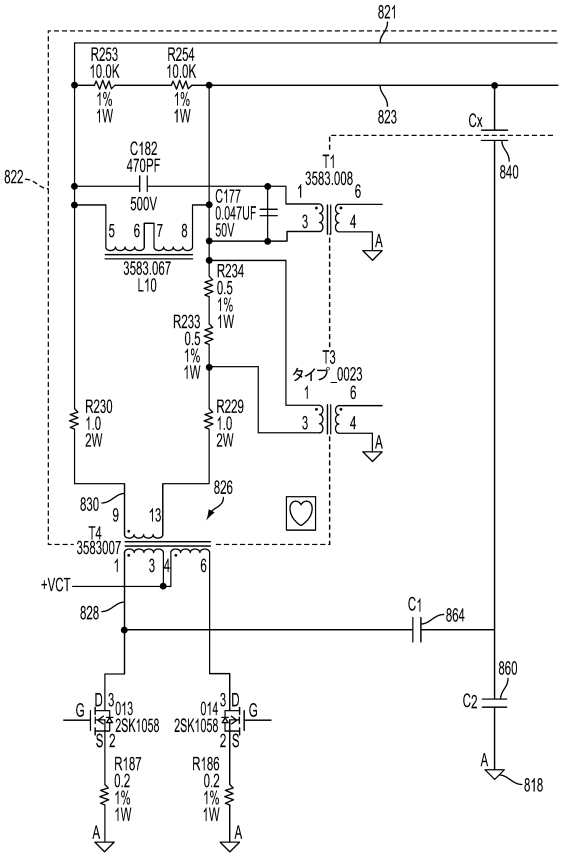
【図３８】



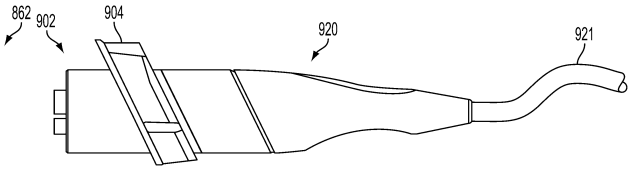
【図３９】



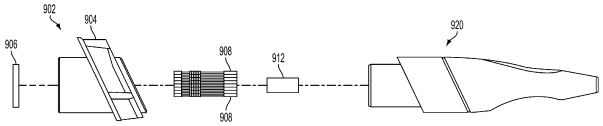
【図４０】



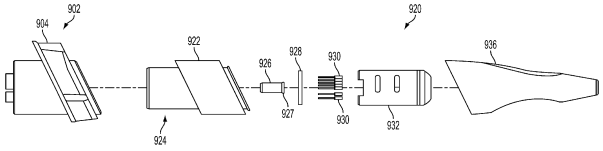
【図４１】



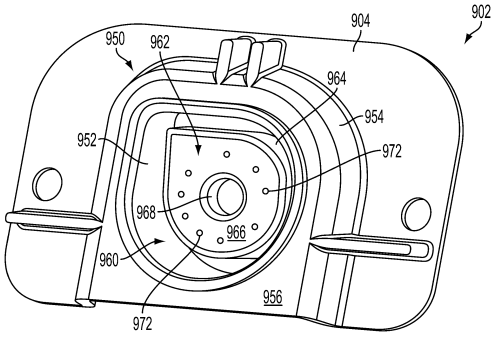
【図４２】



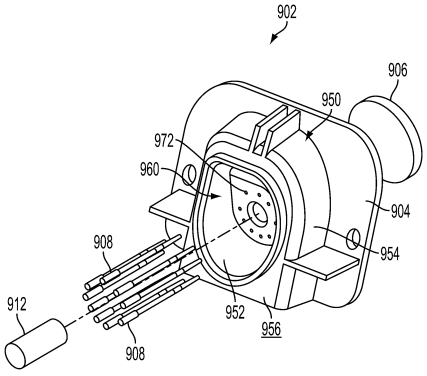
【図４３】



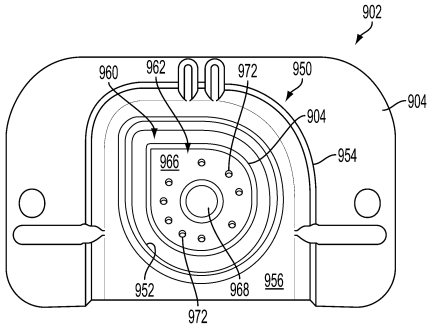
【図４４】



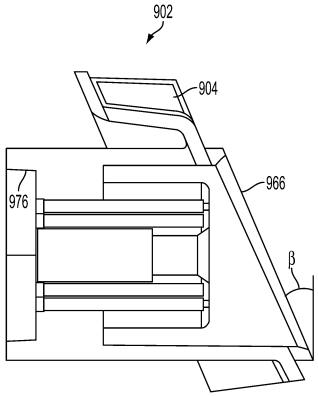
【図４５】



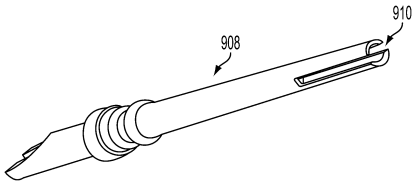
【図４６】



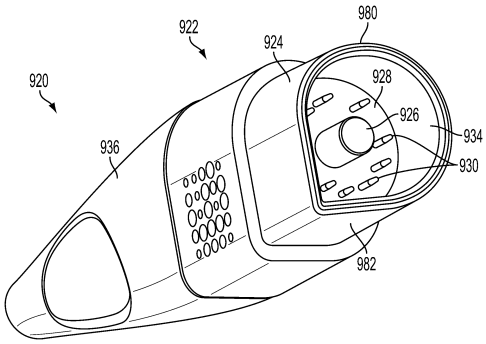
【図４７】



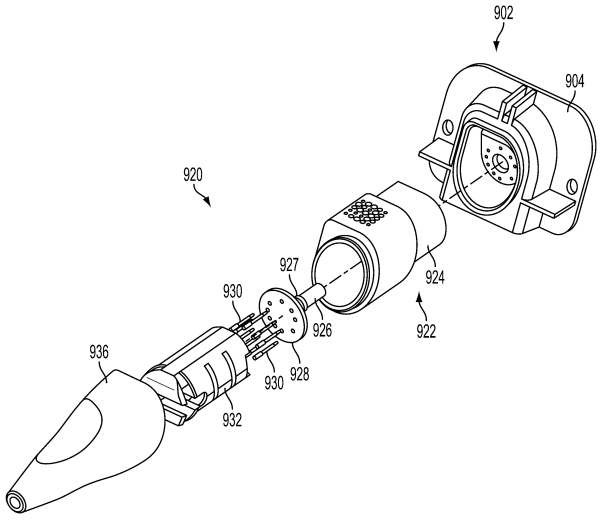
【図４８】



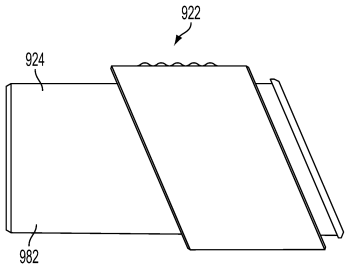
【図４９】



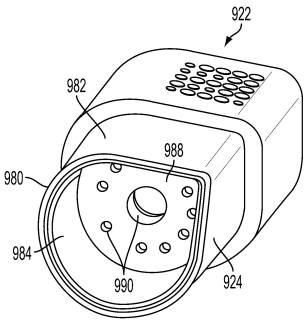
【図５０】



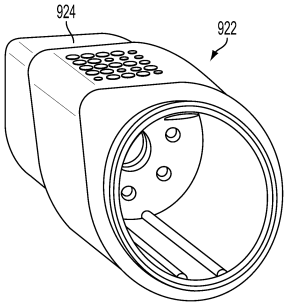
【図５１】



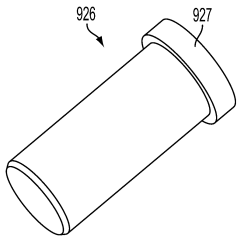
【図５２】



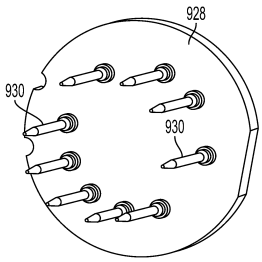
【図５３】



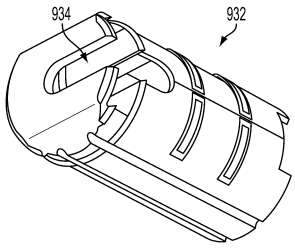
【図５４】



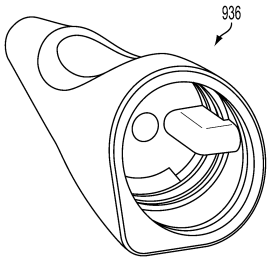
【図５５】



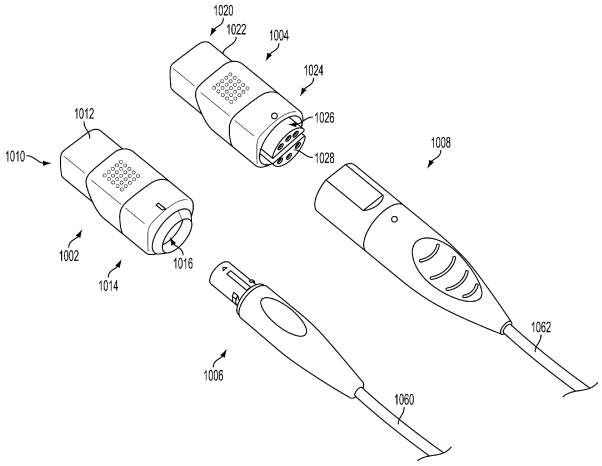
【図５６】



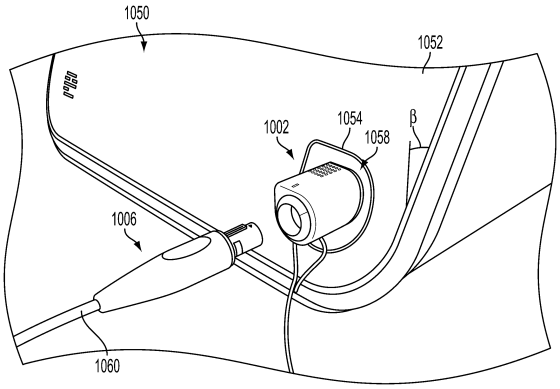
【図５７】



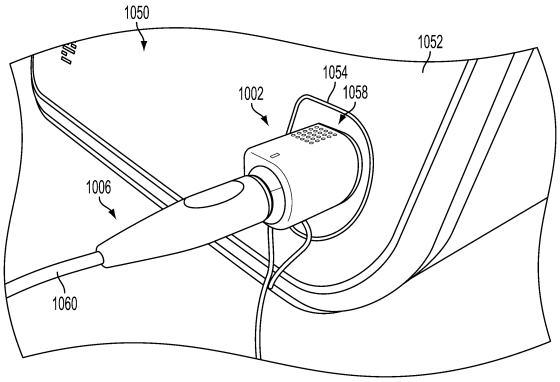
【図５８】



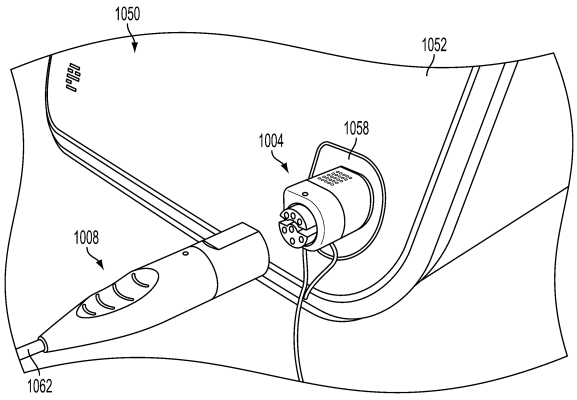
【図５９】



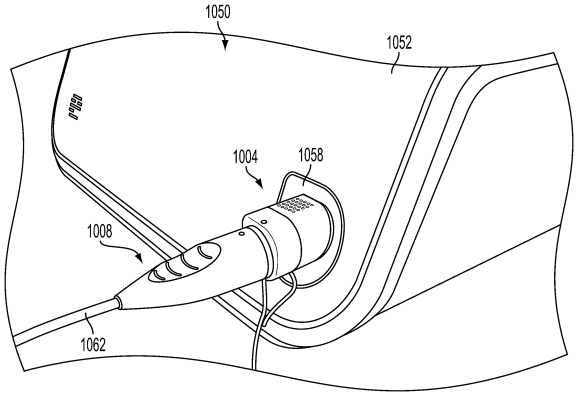
【図６０】



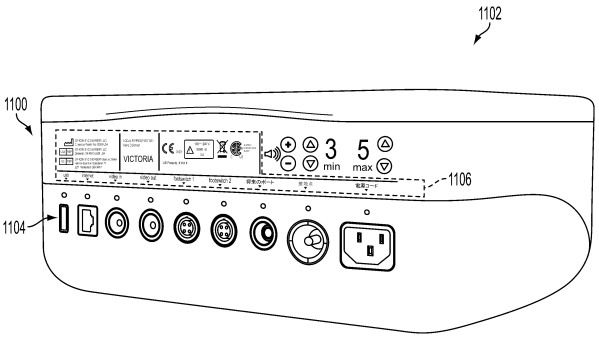
【図６１】



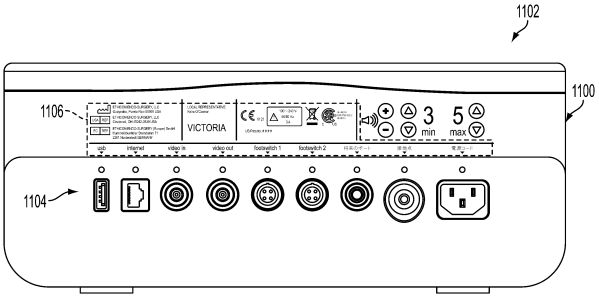
【図６２】



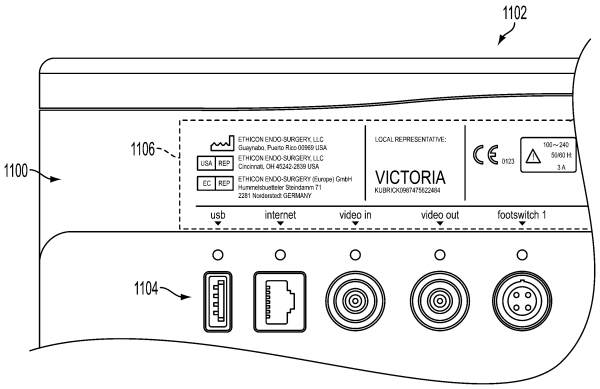
【図６３】



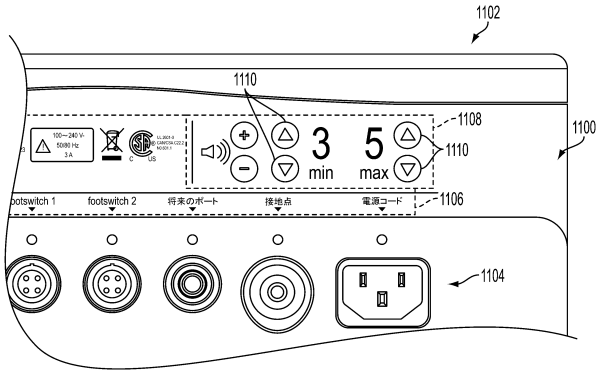
【図６４】



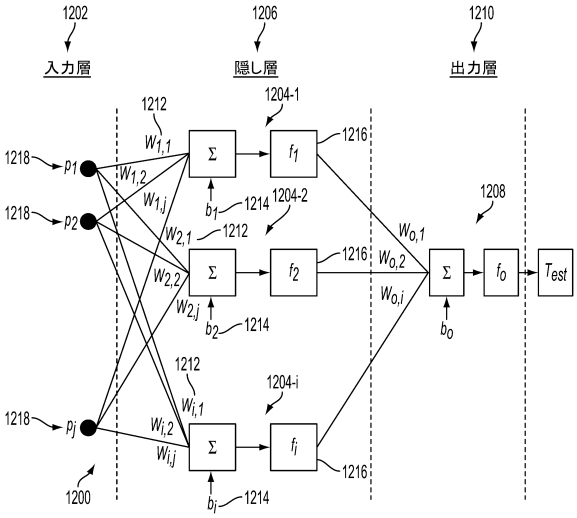
【図６５】



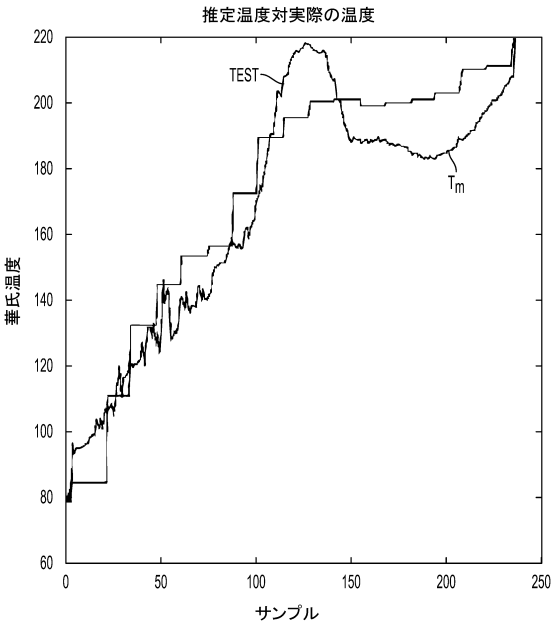
【図６６】



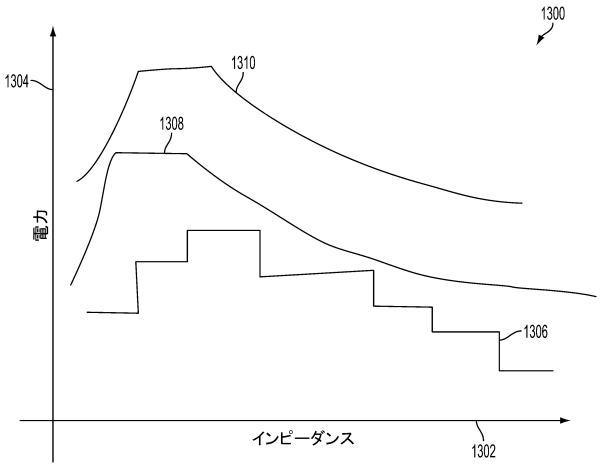
【図６７】



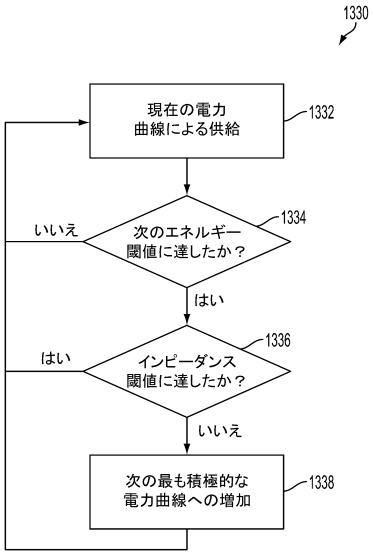
【図６８】



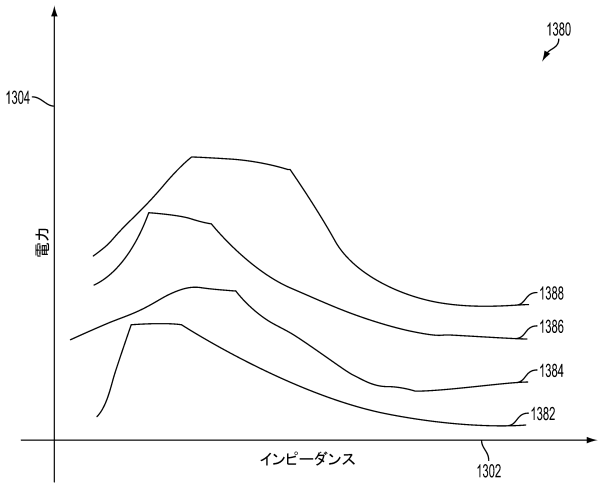
【図６９】



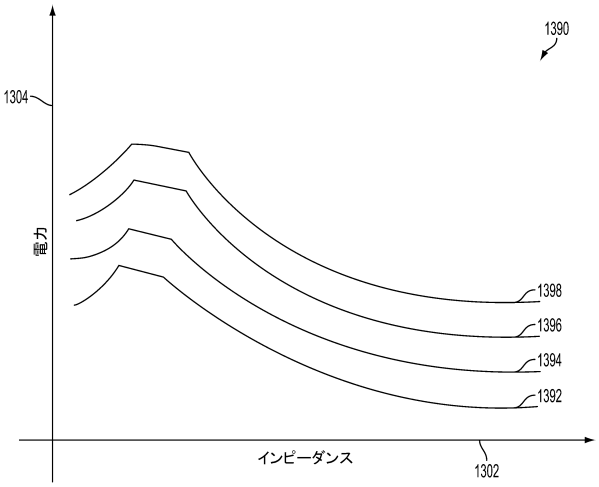
【図７０】



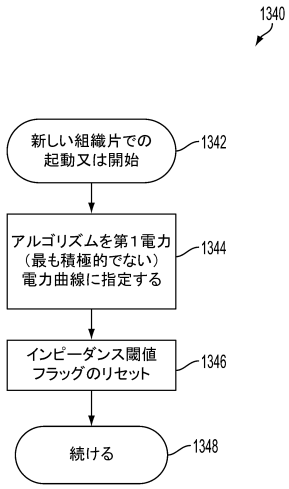
【図７１】



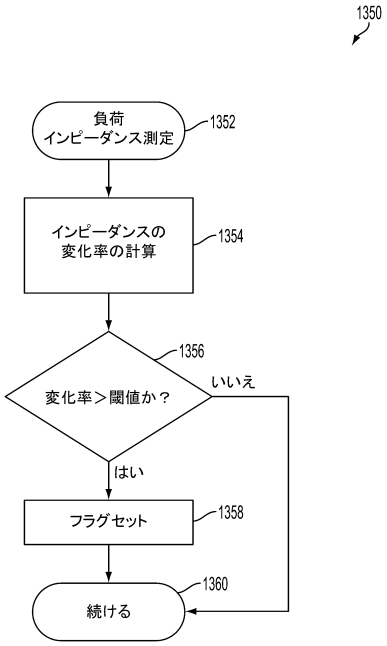
【図７２】



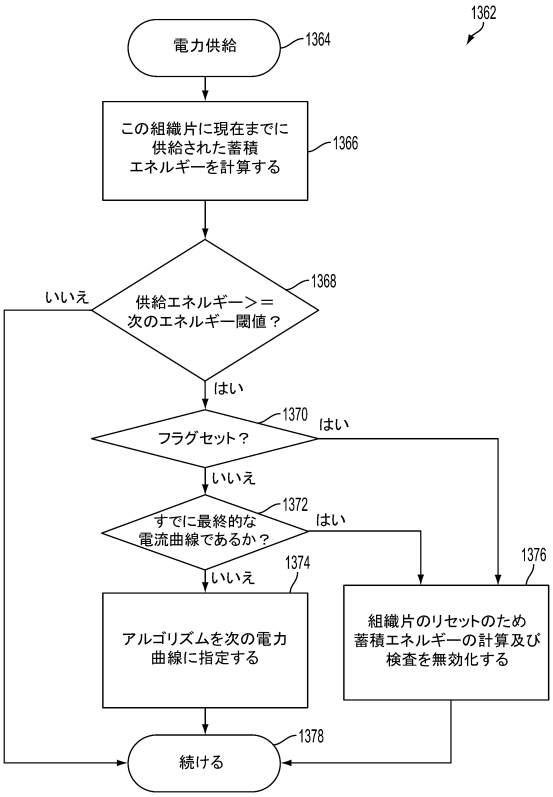
【図７３Ａ】



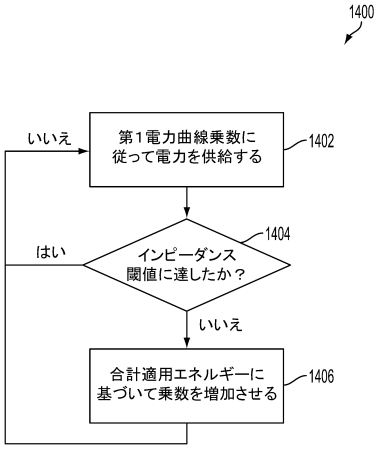
【図７３Ｂ】



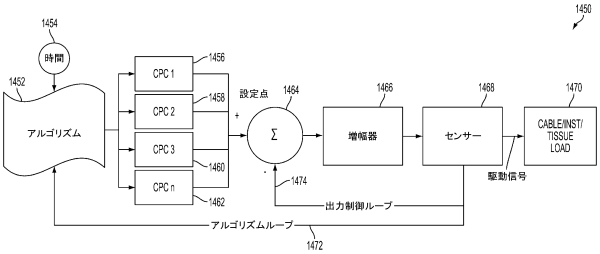
【図７３Ｃ】



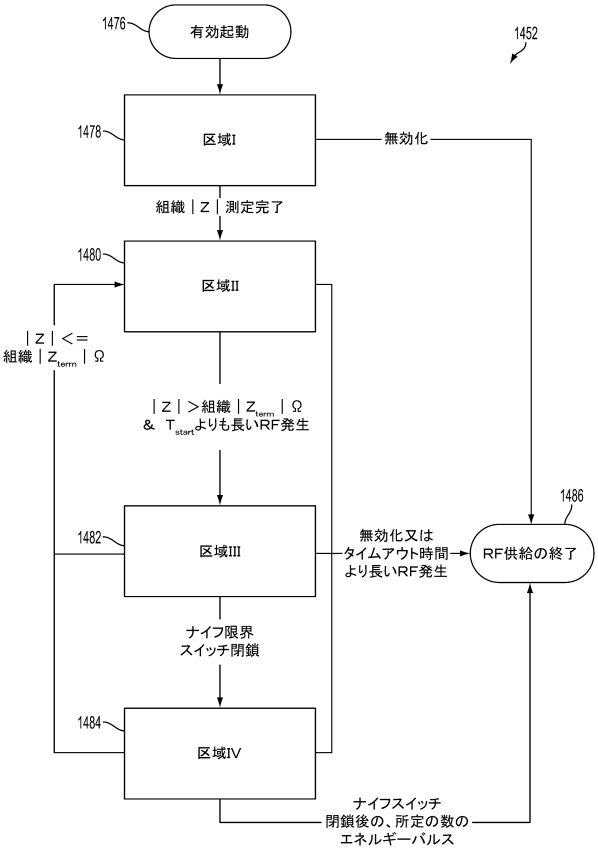
【図７４】



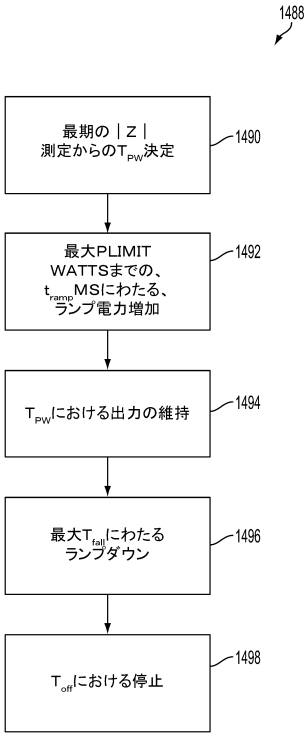
【図７５】



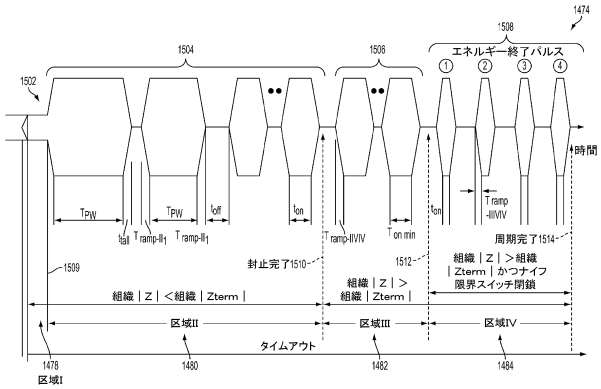
【図７６】



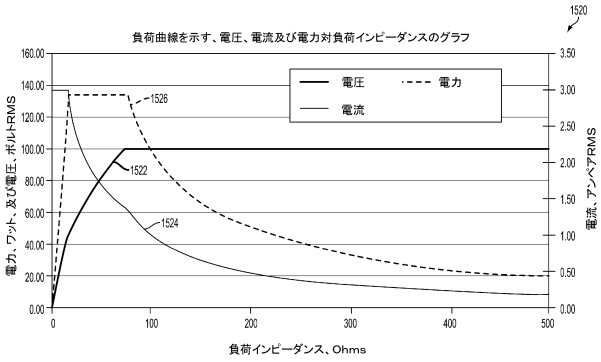
【図７７】



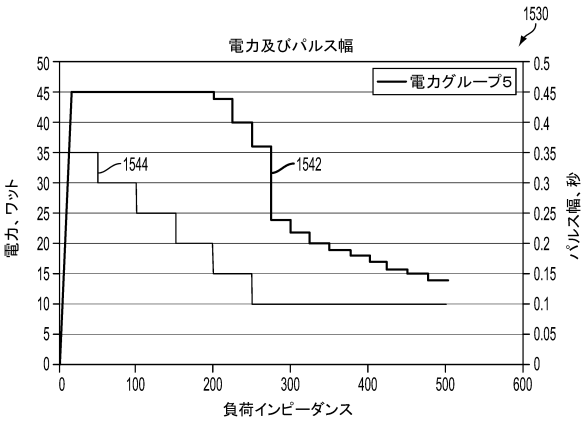
【図７８】



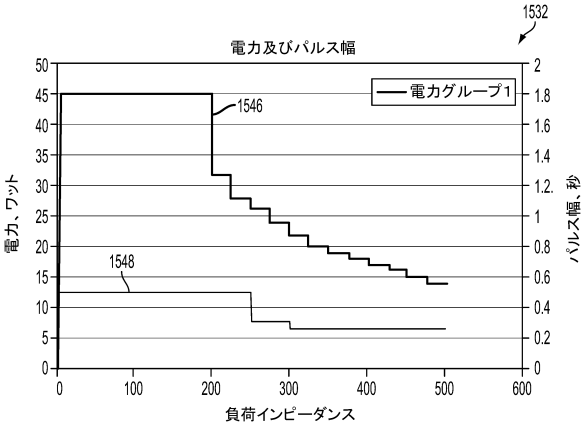
【図７９】



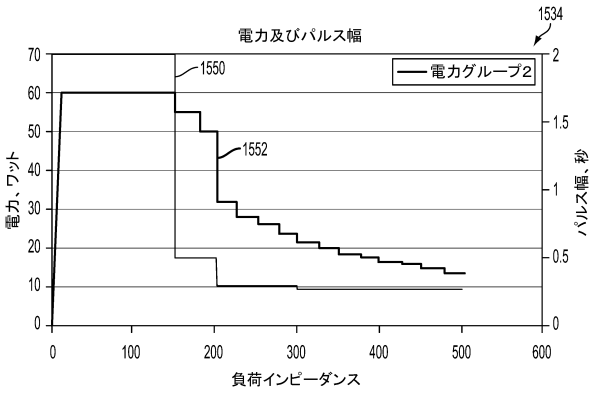
【図８０】



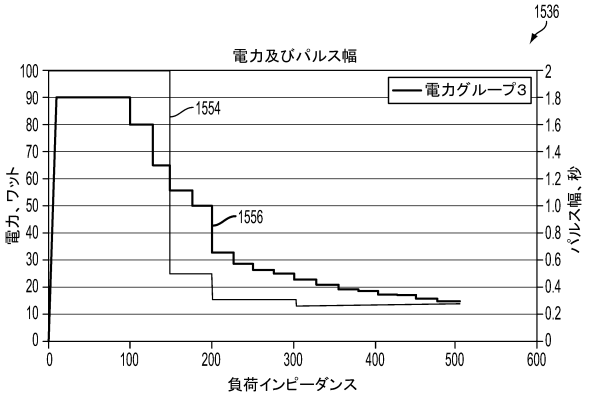
【図８１】



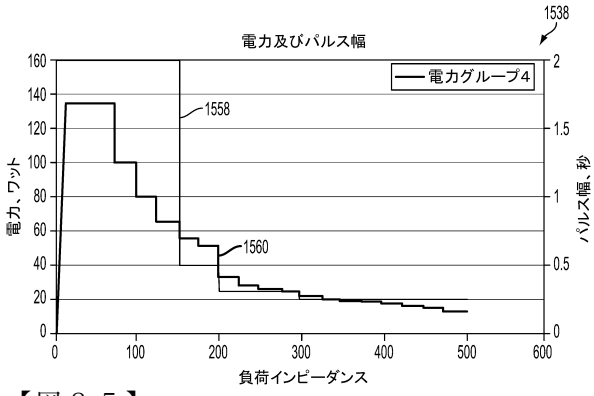
【図８２】



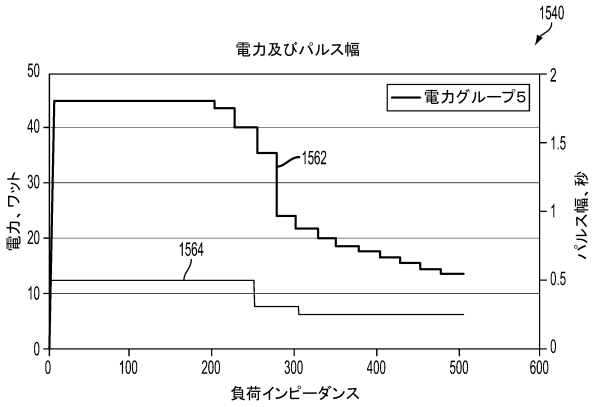
【図８３】



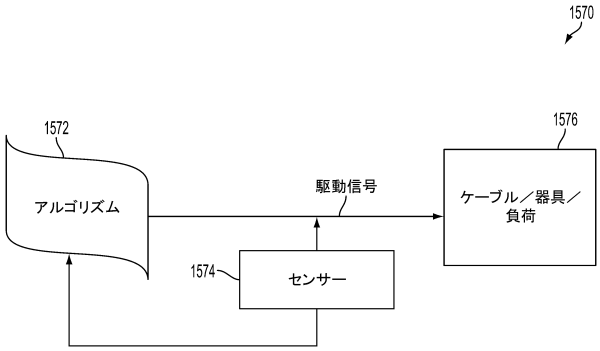
【図８４】


1538
電力及びパルス幅
電力グループ4
1558
1560
電力、ワット
パルス幅、秒
負荷インピーダンス

【図８５】


1540
電力及びパルス幅
電力グループ5
1562
1564
電力、ワット
パルス幅、秒
負荷インピーダンス

【図８６】


1570
1572
アルゴリズム
駆動信号
1576
ケーブル／器具／
負荷
1574
センサー

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 12/896,479
(32)優先日 平成22年10月1日(2010.10.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 12/896,451
(32)優先日 平成22年10月1日(2010.10.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 12/896,360
(32)優先日 平成22年10月1日(2010.10.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 12/896,467
(32)優先日 平成22年10月1日(2010.10.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 12/896,345
(32)優先日 平成22年10月1日(2010.10.1)
(33)優先権主張国 米国(US)
(31)優先権主張番号 61/250,217
(32)優先日 平成21年10月9日(2009.10.9)
(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ウィーナー・アイタン・ティー
アメリカ合衆国、４５２４２ オハイオ州、シンシナティ、レーク・テムズ・ドライブ １０８０１、アパートメント・ビー
(72)発明者 オールドリッジ・ジェフリー・エル
アメリカ合衆国、４５０３６ オハイオ州、レバノン、ウェスト・コンコード・ドライブ １０６
(72)発明者 ジョルダノ・ジェイムズ・アール
アメリカ合衆国、４５１５０ オハイオ州、ミルフォード、チェストナットビュー・レーン ５６４７
(72)発明者 シュテューレン・フォスター・ビー
アメリカ合衆国、４５０４０ オハイオ州、メーソン、ブリッジウォーター・コート ６２４５
(72)発明者 ブロッツ・ジョセフ・エイ
アメリカ合衆国、５４９０４ ウィスコンシン州、オシュコシュ、ストーニー・リッジ・トレイル ４３２１
(72)発明者 ハイン・ジョン・イー
アメリカ合衆国、５４９５６ ウィスコンシン州、ニーナ、ウィロー・ヒル・ドライブ ２１８５
(72)発明者 メサーリー・ジェフリー・ディー
アメリカ合衆国、４５２４４ オハイオ州、シンシナティ、ツリーリッジ・ドライブ ６７５７
(72)発明者 アボット・ダニエル・ジェイ
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、ラブランド、マーシュ・サークル ５９４４
(72)発明者 ミラー・マシュー・シー
アメリカ合衆国、４５２１２ オハイオ州、シンシナティ、ワシントン・アベニュー ２２２１
(72)発明者 ボーゲル・アーロン・シー
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、ラブランド、シューメーカー・ドライブ １４３
(72)発明者 ウィリー・ジェフリー・ピー
アメリカ合衆国、４５１５０ オハイオ州、ミルフォード、オータム・ワインド・レーン ５５８５
(72)発明者 プライス・ダニエル・ダブリュ
アメリカ合衆国、４５１４０ オハイオ州、ラブランド、オーバールック・ドライブ １８５
(72)発明者 コシュ・ロバート・エル・ジュニア

アメリカ合衆国、４５２３９　オハイオ州、シンシナティ、ビルンサイド・アベニュー　２５１５
(72)発明者　テーベ・マーク・イー
アメリカ合衆国、４５０３６　オハイオ州、レバノン、ハサウェイ・ロード　６２１３
(72)発明者　クレム・ウィリアム・イー
アメリカ合衆国、５９７１５　モンタナ州、ボーズマン、イブニング・スター・レーン　５６０
(72)発明者　キリンガー・スコット・ビー
アメリカ合衆国、４５２４３　オハイオ州、マデイラ、スプリングクレスト・サークル　６８１４
(72)発明者　デビソン・マーク・エイ
アメリカ合衆国、４５０４０　オハイオ州、メーソン、グレージング・コート　５７９１
(72)発明者　イェイツ・デビッド・シー
アメリカ合衆国、４５０６９　オハイオ州、ウェスト・チェスター、ゴールウェイ・コート　７５３４
(72)発明者　モンソン・ギャビン・エム
アメリカ合衆国、４５０５６　オハイオ州、オックスフォード、ライリー・ミルビル・ロード　５９６６

審査官　佐藤　智弥

(56)参考文献　特開昭６３－３１５０４９（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－２１２６７９（ＪＰ，Ａ）
米国特許出願公開第２００８／００８２０９８（ＵＳ，Ａ１）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ　１８／００

专利名称(译)	用于电外科装置的超声波装置和外科发生器		
公开(公告)号	JP5766705B2	公开(公告)日	2015-08-19
申请号	JP2012533312	申请日	2010-10-07
[标]申请(专利权)人(译)	伊西康内外科公司		
申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱惜康完 - Sajeryi公司		
[标]发明人	ウィーナーアイタンティー オールドリッジジェフリーエル ジョルダノジェイムズアール シュテューレンフォスタービー ブロッツジョセフエイ ハインジョンイー メサーリージェフリーディー アボットダニエルジェイ ミラーマシューシー ボーゲルアーロンシー ウィリージェフリーピー プライスダニエルダブリュ コシュロバートエルジュニア テーベマークイー クレムウィリアムイー キリンガースコットビー デビソンマークエイ イェイツデビッドシー モンソンギャビンエム		
发明人	ウィーナー·アイタン·ティー オールドリッジ·ジェフリー·エル ジョルダノ·ジェイムズ·アール シュテューレン·フォスター·ビー ブロッツ·ジョセフ·エイ ハイン·ジョン·イー メサーリー·ジェフリー·ディー アボット·ダニエル·ジェイ ミラー·マシュー·シー ボーゲル·アーロン·シー ウィリー·ジェフリー·ピー プライス·ダニエル·ダブリュ コシュ·ロバート·エル·ジュニア テーベ·マーク·イー クレム·ウィリアム·イー キリンガー·スコット·ビー デビソン·マーク·エイ イェイツ·デビッド·シー モンソン·ギャビン·エム		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号			

	A61B18/1206 A61B18/1233 A61B18/14 A61B18/1445 A61B2017/00017 A61B2017/00477 A61B2017/00482 A61B2017/00486 A61B2017/2934 A61B2017/2936 A61B2017/320069 A61B2017/320071 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00178 A61B2018/00666 A61B2018/00678 A61B2018/00779 A61B2018/00875 A61B2018/00994 A61B2018/00684 A61B2018/00702 A61B2018/0072 A61B2018/00732 A61B2018/00767 A61B2018/00827 A61B2018/00892 H01R2201/12 A61B17/320092 A61B2018/00988 H01L41/042 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2018/00803
FI分类号	A61B17/36.330
审查员(译)	佐藤 智弥
优先权	12/896384 2010-10-01 US 12/896470 2010-10-01 US 12/896479 2010-10-01 US 12/896451 2010-10-01 US 12/896360 2010-10-01 US 12/896467 2010-10-01 US 12/896345 2010-10-01 US 61/250217 2009-10-09 US
其他公开文献	JP2013507190A
外部链接	Espacenet

摘要(译)

特定电压，电流和频率，例如，外科发生器能够产生每秒55500次循环（Hz）的驱动信号（102）。驱动信号，超声外科装置（104），并且可以被提供给特别转换器。在一个实施例中，发电机，分辨率高，具有准确性和可重复性可以是逐渐的，特定的电压可被配置为产生电流和/或频率输出的驱动信号。此外，外科发生器，高频可以产生足够的输出功率的驱动信号使用（RF）能量来进行双极电。驱动信号，例如，它可被提供到电设备（106）的电极。因此，发电机，电信号到超声换能器，或电能到组织以治疗所述组织通过充分地施加到（例如，切割，凝固，烧灼，组织焊接等）用于治疗可以为此目的进行配置。

(21)出願番号	特願2012-533312 (P2012-533312)
(86)(22)出願日	平成22年10月7日 (2010.10.7)
(65)公表番号	特表2013-507190 (P2013-507190A)
(43)公表日	平成25年3月4日 (2013.3.4)
(86)国際出願番号	PCT/US2010/051787
(87)国際公開番号	WO2011/044338
(87)国際公開日	平成23年4月14日 (2011.4.14)
審査請求日	平成25年8月15日 (2013.8.15)
(31)優先権主張番号	12/896,384
(32)優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)
(33)優先権主張国	米国 (US)
(31)優先権主張番号	12/896,470
(32)優先日	平成22年10月1日 (2010.10.1)
(33)優先権主張国	米国 (US)

(73)特許権者	595057890
	エシコン・エンド－サージェリィ・インコーポレイテッド
	Ｅｔｈｉｃｏｎ Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．
	アメリカ合衆国、４５２４２ オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード ４５４５
(74)代理人	100088605
	弁理士 加藤 公延
(74)代理人	100130384
	弁理士 大島 孝文

最終頁に続く