(19)日本国特許庁(JP)　(12)公表特許公報(A)　(11)特許出願公表番号
特表2015-514474
(P2015-514474A)
(43)公表日　平成27年5月21日(2015.5.21)

(51)Int.Cl.		F I			テーマコード（参考）
A61B 18/00	***(2006.01)***	A61B	17/36	330	4C160
A61B 18/04	***(2006.01)***	A61B	17/38		

審査請求 未請求　予備審査請求 未請求　（全 163 頁）

(21)出願番号	特願2015-505808 (P2015-505808)
(86)(22)出願日	平成25年4月5日 (2013.4.5)
(85)翻訳文提出日	平成26年12月3日 (2014.12.3)
(86)国際出願番号	PCT/US2013/035361
(87)国際公開番号	WO2013/154919
(87)国際公開日	平成25年10月17日 (2013.10.17)
(31)優先権主張番号	61/621,876
(32)優先日	平成24年4月9日 (2012.4.9)
(33)優先権主張国	米国 (US)
(31)優先権主張番号	13/839,014
(32)優先日	平成25年3月15日 (2013.3.15)
(33)優先権主張国	米国 (US)

(71)出願人　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】組織を切断及び凝固するための装置並びに技術

(57)【要約】
様々な形態は、外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための、システム及び方法を目的とする。発生器は、少なくとも１つの電気信号を生成することができる。この少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視することができる。外科用器具の超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超過する場合に、その少なくとも１つの電気信号の共振周波数を、基準周波数として記憶することができる。第１の論理条件のセットが満たされること、又は、少なくとも１つの電気信号の共振周波数が、基準周波数とは基準偏差閾値だけ異なることの、いずれかの発生時に、発生器の第１の応答をトリガすることができる。

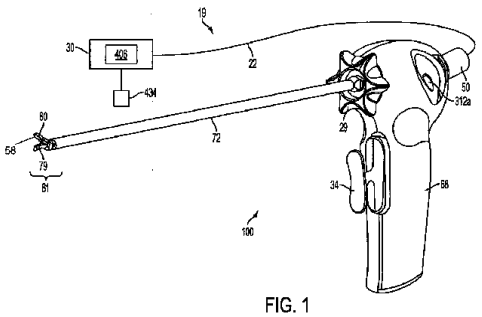


FIG. 1

【特許請求の範囲】
【請求項１】
外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための外科用システムであって、前記システムが、
発生器によって生成される少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視し、
前記外科用器具の超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超過する場合に、前記少なくとも１つの電気信号の共振周波数を、基準周波数として記憶し、
前記第１の論理条件のセットが満たされること、及び前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数が前記基準周波数とは基準偏差閾値だけ異なることからなる群から選択される、少なくとも１つのイベントの発生時に、第１の応答をトリガする、
ように構成された、少なくとも１つの回路を備える、外科用システム。
【請求項２】
外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための外科用システムであって、前記システムが、
発生器によって生成される少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視し、
前記エンドエフェクタでの負荷イベントを検出し、
前記負荷イベントが検出される場合、及び前記第１の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第１の応答をトリガする、
ように構成された、少なくとも１つの回路を備える、外科用システム。
【請求項３】
少なくとも１つの外科用器具に結合された少なくとも１つのエンドエフェクタを駆動するための外科用発生器であって、前記発生器が、
超音波トランスデューサに提供される超音波駆動信号である第１の電気信号を少なくとも１つの外科用器具に提供し、
前記第１の電気信号を提供すると同時に、少なくとも１つの電極に提供される電気外科信号である第２の電気信号を前記少なくとも１つの外科用器具に提供する、
ように構成された、回路を備える、外科用発生器。
【請求項４】
前記第２の電気信号が、治療レベルの信号である、請求項３に記載の発生器。
【請求項５】
前記第２の電気信号が、治療量以下レベルの信号である、請求項３に記載の発生器。
【請求項６】
外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、
発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することと、
前記少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視することと、
前記少なくとも１つの電気信号の共振周波数を、基準周波数として記憶することと、
前記第１の論理条件のセットが満たされること、及び前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数が前記基準周波数とは基準偏差閾値だけ異なること、からなる群から選択される、少なくとも１つのイベントの発生時に、前記発生器の第１の応答をトリガすることと、を含む、方法。
【請求項７】
前記外科用器具の超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超過する場合に、つかみ具の閉鎖が検出される、請求項６に記載の方法。
【請求項８】
前記第１の応答が、可聴応答、視覚的応答、及びパルス化応答からなる群から選択される、少なくとも１つの応答をトリガすることを含む、請求項６に記載の方法。

【請求項９】
前記第１の応答がパルス化応答を含み、前記パルス化応答をトリガすることが、
前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動される期間である、ことと、
前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、
を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、請求項６に記載の方法。
【請求項１０】
前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しく、前記第１のパルス時間が約１分である、請求項９に記載の方法。
【請求項１１】
前記少なくとも１つの電気信号を、第２の論理条件のセットに照合して監視することと、
前記第２の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第２の応答をトリガすることと、
を含む、請求項６に記載の方法。
【請求項１２】
階層的基準に基づいて、前記第１の応答又は前記第２の応答の前記トリガを判定することを含む、請求項１１に記載の方法。
【請求項１３】
前記第１の論理条件のセットが、
前記共振周波数が周波数閾値を下回ることと、
共振周波数勾配が周波数勾配パラメータを下回ることと、
からなる群から選択される、少なくとも１つの条件を含む、請求項６に記載の方法。
【請求項１４】
前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数を、基準周波数として前記記憶することが、インピーダンス上回り時間の期間にわたって、前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが前記閾値インピーダンスを超過する場合に実施される、請求項６に記載の方法。
【請求項１５】
前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、事前設定された閾値インピーダンスを下回る場合に、前記発生器の前記第１の応答を停止することを更に含む、請求項６に記載の方法。
【請求項１６】
前記つかみ具の閉鎖が検出される場合に、前記基準周波数が記憶され、前記超音波駆動システムの超音波インピーダンスが既定値を超過する場合に、つかみ具の閉鎖が検出される、請求項６に記載の方法。
【請求項１７】
外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、
発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することと、
前記少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視することと、
前記エンドエフェクタでの負荷イベントを検出することと、
前記負荷イベントが検出される場合、及び前記第１の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第１の応答をトリガすることと、
を含む、方法。
【請求項１８】

前記負荷イベントを検出することが、
前記少なくとも１つの電気信号の現在の共振周波数勾配を、前記少なくとも１つの電気信号の前記現在の共振周波数からウィンドウオフセット時間だけオフセットされた、前記少なくとも１つの電気信号の過去の共振周波数勾配と比較することを含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項１９】
前記負荷イベントを検出することが、前記外科用器具の超音波インピーダンスを、インピーダンス閾値と比較することを更に含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項２０】
前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、前記インピーダンス閾値を超過し、前記現在の共振周波数勾配が、前記過去の共振周波数勾配とは、周波数勾配閾値パラメータを超過して異なる場合に、負荷イベントが検出される、請求項１９に記載の方法。
【請求項２１】
前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、少なくともインピーダンス上回り閾値時間にわたって、前記インピーダンス閾値を超過し、前記現在の共振周波数勾配が、前記過去の共振周波数勾配とは、周波数勾配閾値パラメータを超過して異なる場合に、負荷イベントが検出される、請求項１９に記載の方法。
【請求項２２】
前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値を下回るまで、前記負荷イベントが検出される、請求項１９に記載の方法。
【請求項２３】
前記第１の応答がパルス化応答を含み、前記第１の応答をトリガすることが、
前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動される期間である、ことと、
前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、
を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、請求項１９に記載の方法。
【請求項２４】
前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しく、前記第１のパルス時間が約１分である、請求項２３に記載の方法。
【請求項２５】
前記少なくとも１つの電気信号を、第２の論理条件のセットに照合して監視することと、
前記第２の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第２の応答をトリガすることと、
を含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項２６】
前記第１の論理条件のセットが、
前記共振周波数が周波数勾配閾値を下回ることと、
共振周波数勾配が周波数勾配パラメータを下回ることと、
からなる群から選択される、少なくとも１つの条件を含む、請求項１７に記載の方法。
【請求項２７】
外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、
発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することを含み、前記少なくとも１つの電気信号を生成することが、
前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動され

る期間である、ことと、
前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、
を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、方法。
【請求項２８】
前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しい、請求項２７に記載の方法。
【請求項２９】
前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅よりも大きい、請求項２７に記載の方法。
【請求項３０】
前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅よりも小さい、請求項２７に記載の方法。
【請求項３１】
前記第１のパルス時間が約１分である、請求項２７に記載の方法。
【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、２０１２年４月９日に出願され、全体が参照により本明細書に組み込まれる、米国仮特許出願第６１／６２１，８７６号の利益を主張する。
【０００２】
（発明の分野）
本開示は、全般的に、超音波外科用システムに関し、より詳細には、外科医が切断及び凝固を実行することを可能にする、超音波及び電気外科用システムに関する。
【背景技術】
【０００３】
超音波外科用器具は、そのような器具の特有の性能特性により、外科的処置において、ますます広範な用途を見出している。特定の器具構成及び動作パラメータに応じて、超音波外科用器具は、組織の切断と凝固による止血とを実質的に同時に提供し、望ましくは患者の外傷を最小限に抑えることができる。切断行為は、典型的には、器具の遠位端のエンドエフェクタ又はブレードの先端によって実現され、このエンドエフェクタと接触する組織に、超音波エネルギーを伝達する。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含めた、切開手術用途、腹腔鏡又は内視鏡外科的処置用に構成することができる。
【０００４】
一部の外科用器具は、正確な切断及び制御された凝固の双方のために、超音波エネルギーを利用する。超音波エネルギーは、電気外科手術によって使用される温度よりも低い温度を使用することによって、切断及び凝固を行う。高周波（例えば、毎秒５５，５００回）で振動することにより、超音波ブレードが、組織内のタンパク質を変性させ、粘着性の凝塊を形成する。ブレード表面が組織に対して加える圧力は、血管を崩壊させ、凝塊が止血封着を形成することを可能にする。切断及び凝固の精度は、外科医の技術によって、並びに電力レベル、ブレードのエッジ、組織のトラクション、及びブレードの圧力を調節することによって制御される。
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００５】
しかしながら、医療用装置に関する超音波技術の主要な課題は、引き続き、血管の封着である。本出願者らによって行われた研究は、標準的な超音波エネルギーの適用の前に、血管の内側筋肉層を外膜層から分離して除去する場合に、最適な血管封着が生じることを示している。この分離を達成するための現行の努力として、血管に適用されるクランプ力

を増大させることが行われてきた。

【０００６】

更には、ユーザーは、切断されている組織の視覚的フィードバックを必ずしも有するとは限らない。したがって、視覚的フィードバックを利用することができない場合に、何らかの形態のフィードバックを提供して、切断が完了していることをユーザーに示すことが望ましいであろう。更には、切断が完了していることを示す何らかの形態のフィードバックインジケータが使用されない場合には、切断が完了しているにも関わらず、ユーザーが高調波器具を作動させ続ける恐れがあり、このことは、つかみ具の間に殆ど何も存在しない状態で高調波器具を作動させる場合に生成される熱によって、その高調波器具及び周囲の組織に対して損傷を引き起こす可能性がある。

【０００７】

超音波トランスデューサは、静電容量を含む第１のブランチと、共振器の電気機械特性を規定する、直列接続されたインダクタンス、抵抗、及び容量を含む第２の「動作」ブランチとを有する、等価回路としてモデル化することができる。従来の超音波発生器は、発生器の電流出力の実質的に全てが動作ブランチ内に流れるように、特定の共振周波数で静電容量を調整するための、調整インダクタを含み得る。この動作ブランチ電流は、駆動電圧と共に、インピーダンス及び位相の規模を規定する。したがって、調整インダクタを使用することにより、発生器の電流出力は、動作ブランチ電流を表し、それゆえ発生器は、超音波トランスデューサの共振周波数で、その駆動出力を維持することが可能である。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、超音波トランスデューサの相インピーダンスプロットも変換する。しかしながら、調整インダクタは、超音波トランスデューサの特定の静電容量と適合させなければならない。異なる静電容量を有する異なる超音波トランスデューサは、異なる調整インダクタを必要とする。

【０００８】

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もまた、外科的処置において、ますます広範な用途を見出している。電気外科用装置は、典型的には、ハンドピース、すなわち、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、組織に接して位置決めすることができる。電気外科用装置は、双極操作又は単極操作用に構成することができる。双極操作の間、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、戻り電極によって組織から戻される。単極動作の間、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配置された戻り電極（例えば、接地パッド）を通じて戻される。組織を通過して流れる電流によって生成される熱は、組織内部及び／又は組織間で止血封着を形成することができるため、例えば、血管を封着するために特に有用であり得る。電気外科用装置のエンドエフェクタはまた、組織を離断するための、組織及び電極に対して移動可能な切断部材も含み得る。

【０００９】

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、器具に伝達することができる。この電気エネルギーは、無線周波（「ＲＦ」）エネルギーの形態とすることができる。ＲＦエネルギーは、３００キロヘルツ（ｋＨｚ）～１メガヘルツ（ＭＨｚ）の周波数範囲とすることができる、電気エネルギーの一形態である。適用の際、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、このことが、イオンの動揺又は摩擦、すなわち抵抗加熱を引き起こすことによって、組織の温度を上昇させる。影響を受ける組織と周囲の組織との間に鮮明な境界が作り出されるため、外科医は、標的としない隣接組織を犠牲にすることなく、高レベルの精度及び制御で操作することができる。ＲＦエネルギーの低い動作温度は、軟組織を、除去し、収縮させ、又は成形すると同時に、血管を封着するために有用である。ＲＦエネルギーは、主にコラーゲンから構成され、熱と接触する際に収縮する、結合組織に対して特に良好に作用する。

【００１０】
現在の器具の欠点の幾つかを克服する外科用器具を提供することが望ましいであろう。本明細書で説明される外科用システムは、これらの欠点を克服する。
【図面の簡単な説明】
【００１１】
説明される形態の新規な特徴は、添付の「特許請求の範囲」に詳細に記述される。しかしながら、説明される形態は、機構及び操作方法の双方に関して、添付図面と併せて以下の説明を参照することによって、最も良好に理解することができる。
【図１】超音波外科用器具の一形態を示す斜視図である。
【図２】超音波外科用器具の一形態の分解斜視組立図である。
【図３】力計算を示す、クランプアームの一形態の概略図である。
【図４】高電力及び軽負荷での、従来の発振器の電流、電圧、電力、インピーダンス、及び周波数の波形のグラフ表示である。
【図５】高電力及び重負荷での、従来の発振器の電流、電圧、電力、インピーダンス、及び周波数の波形のグラフ表示である。
【図６】非負荷の発振器の一形態の、電流階段関数の波形、並びに電圧、電力、インピーダンス、及び周波数の波形のグラフ表示である。
【図７】軽負荷の発振器の一形態の、電流階段関数の波形、並びに電圧、電力、インピーダンス、及び周波数の波形のグラフ表示である。
【図８】重負荷の発振器の一形態の、電流階段関数の波形、並びに電圧、電力、インピーダンス、及び周波数の波形のグラフ表示である。
【図９】超音波トランスデューサを駆動するための超音波電気信号を生成する、発生器の駆動システムの一形態を示す。
【図１０】超音波外科用器具と、組織インピーダンスモジュールを備える発生器とを備える、外科用システムの一形態を示す。
【図１１】組織インピーダンスモジュールを備える発生器の駆動システムの一形態を示す。
【図１２】外科用システムと共に採用することができる、クランプアームアセンブリの一形態を示す。
【図１３】間に組織が配置された状態のブレード及びクランプアームアセンブリに結合された、組織インピーダンスモジュールの概略図である。
【図１４】外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための方法の一形態を示す。
【図１５Ａ】組織の状態の変化を判定して、出力インジケータを適宜に起動する一形態の、論理フローチャートを示す。
【図１５Ｂ】周波数変曲点分析モジュールの動作の一形態を示す、論理フローチャートである。
【図１５Ｃ】電圧降下分析モジュールの動作の一形態を示す、論理フローチャート９００である。
【図１６】発生器、及び発生器と共に使用可能な様々な外科用器具を備える、外科用システムの一形態を示す。
【図１６Ａ】図１６の超音波外科用器具の図である。
【図１７】図１６の外科用システムの図である。
【図１８】一形態での動作ブランチ電流を示すモデルである。
【図１９】一形態での発生器アーキテクチャの構造図である。
【図２０】発生器の一形態で実施することが可能な組織アルゴリズムの論理フローチャートである。
【図２１】発生器の一形態で実施することが可能な、図２０に示す組織アルゴリズムの信号評価組織アルゴリズム部分の論理フローチャートである。
【図２２】発生器の一形態で実施することが可能な、図２１に示す信号評価組織アルゴリ

ズムに関する条件セットを評価するための論理フローチャートである。
【図２３Ａ】典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配（周波数の１次時間導関数）の波形のグラフ表示である。
【図２３Ｂ】典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、図２３Ａに示す波形上に重ね合わされた、破線で示される時間に対する周波数勾配の波形の勾配（周波数の２次時間導関数）のグラフ表示である。
【図２４】図２３Ａに示すグラフ表示に関連する、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図２５】図２３Ａに示すグラフ表示に関連する、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する駆動電力の波形のグラフ表示である。
【図２６】バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配の波形のグラフ表示である。
【図２７】図２６に示すグラフ表示に関連する、バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図２８】図２６に示すグラフ表示に関連する、バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力消費の波形のグラフ表示である。
【図２９】バーンイン試験の間の、幾つかの発生器／器具の組み合わせの、経時的な周波数変化の波形のグラフ表示である。
【図３０】発生器を稼働させ続けながら、切除されたブタの空腸組織に対する連続的な１０回の切断を可能な限り迅速に実施するように、超音波器具に結合された発生器の一形態の、正規化されたインピーダンス、電流、周波数、電力、エネルギー、及び温度の波形の組み合わせのグラフ表示である。
【図３１Ａ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対するインピーダンス及び電流の波形のグラフ表示である。
【図３１Ｂ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図３１Ｃ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力、エネルギー、及び温度の波形のグラフ表示である。
【図３２】発生器の一形態の、時間に対する、周波数、０．１のα値で指数加重移動平均を介して算出された加重周波数勾配の波形、及び温度の波形のグラフ表示の組み合わせである。
【図３３】図３２に示す時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図３４】図３２に示す時間に対する加重周波数勾配の波形のグラフ表示である。
【図３５】空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形のグラフ表示、及び時間に対する温度の信号のグラフ表示である。
【図３６】介在組織の活性化を伴う、空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、図３５に示す時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図３７】空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配の波形のグラフ表示である。
【図３８】空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態よって消費される電力を表す、時間に対する電力の波形のグラフ表示である。
【図３９】空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する電流の波形のグラフ表示である。
【図４０】発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配の波形に関連する、「クロスバック周波数勾配閾値」パラメータのグラフ表示である。
【図４１】時間に対する正規化された電力、電流、エネルギー、及び周波数の波形を示す、切除された頚動脈に対する超音波器具の一形態のパルス状適用の、グラフ表示の組み合わせである。
【図４２Ａ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対するインピーダンス及び電流の波形のグラフ表示である。

【図４２Ｂ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形のグラフ表示である。
【図４２Ｃ】一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力、エネルギー、及び温度の波形のグラフ表示である。
【図４３】粗いスケール上にプロットした、図４１及び図５０Ａ～Ｃに示すパルス状適用に関して算出された周波数勾配の波形のグラフ表示である。
【図４４】図４３に示すパルス状適用に関して算出された周波数勾配の波形のグラフ表示の、拡大図である。
【図４５】インピーダンス、電力、エネルギー、温度などの、関心対象となる他のデータの波形のグラフ表示である。
【図４６】様々な超音波器具のタイプに関する、電力レベルに対する加重周波数勾配の概要のグラフ表示である。
【図４７】発生器の一形態の、時間に対する共振周波数、平均共振周波数、及び周波数勾配の波形のグラフ表示である。
【図４８】図４７に示す、時間に対する共振周波数及び平均共振周波数の波形の拡大図である。
【図４９】発生器の一形態の、時間に対する共振周波数及び電流の波形の拡大図である。
【図５０】超音波器具に結合された発生器の一形態の、正規化された、電力、インピーダンス、電流、エネルギー、周波数、及び温度の波形の組み合わせのグラフ表示である。
【図５１】Ａ及びＢは、超音波食い込みの間に、超音波器具の一形態によって表示される、共振周波数及び周波数勾配のグラフ表示である。
【図５２】Ａ及びＢは、別の超音波組織食い込みの間に、超音波器具の一形態によって表示される、共振周波数及び周波数勾配のグラフ表示である。
【図５３】超音波ブレードの基準共振周波数を考慮するために、発生器の一形態で実施することが可能な、基準周波数カットオフ条件を実施する組織アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図５４Ａ】異なる例示的な超音波起動で明示される、ブレードの周波数のグラフ表示である。
【図５４Ｂ】異なる例示的な超音波起動で明示される、ブレードの周波数のグラフ表示である。
【図５５】超音波ブレードを使用する複数の切断を含む一形態に関する、経時的な共振周波数及び超音波インピーダンスのグラフ表示である。
【図５６】他の条件と併せて基準周波数カットオフ条件を実施するために、発生器及び／又は器具の一形態で実施することが可能な、組織アルゴリズムの論理フローチャートである。
【図５７】基準周波数カットオフ条件を考慮する、図２０に示す組織アルゴリズムの信号評価組織アルゴリズム部分の一形態の、論理フローチャートである。
【図５８】発生器の一形態で実施することが可能な、負荷監視アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図５９】発生器の一形態で実施することが可能な、図５７に示す信号評価組織アルゴリズムに関する条件セットを評価するための、論理フローチャートである。
【図６０】発生器の一形態で実施することが可能な、図５９に示すフィルタ未処理条件セットの論理の一形態を実施するための、論理フローチャートである。
【図６１】１組の負荷イベントを説明する、周波数勾配及び周波数の２次時間導関数のグラフ表示である。
【図６２】負荷イベントを明示する、周波数勾配、周波数の２次時間導関数、及びローリングΔのグラフ表示である。
【図６３】別の負荷イベントを明示する、周波数勾配、周波数の２次時間導関数、及びローリングΔの別の形態のグラフ表示である。
【図６４】発生器の一形態で実施することが可能な、負荷イベントトリガを含む条件セッ

トを適用するアルゴリズムの一形態を実施するための、論理フローチャートである。
【図６５】負荷条件が外科用器具内に存在するか否かを判定するための論理の一形態を実施するための、論理フローチャートである。
【図６６】応答セットトリガを作動可能状態にするために負荷イベントを利用する条件セットを考慮する、図２０に示す組織アルゴリズムの信号評価組織アルゴリズム部分の一形態の、論理フローチャートである。
【図６７】発生器の一形態で実施することが可能な、図６６に示す信号評価組織アルゴリズムに関する条件セットを評価するための、論理フローチャートである。
【図６８】図６７に示すような、発生器の一形態で実施することが可能な、負荷監視アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図６９】発生器の一形態によって実施することが可能な、図６７に示すフィルタ未処理条件セットの論理の一形態の、論理フローチャートである。
【図７０】図７１のアルゴリズムの例示的一実施に関する、電力又は変位のプロットを示す線図である。
【図７１】２つの電力レベルで連続的に超音波器具を駆動するためのアルゴリズムの一形態の、論理フローチャートである。
【図７２】図７１のアルゴリズムに従って操作される外科用器具、及び単一の電力レベルで器具を起動することによって操作される外科用器具を使用して得られる、破裂圧力を示す線図である。
【図７３】図７２に示される試験に関して得られる、離断時間を示す線図である。
【図７４】図７１のアルゴリズムの一形態による駆動信号パターンを示す線図である。
【図７５】器具の停止とその後の起動との間に静止時間を実施する、図７１のアルゴリズムの別の形態の論理フローチャートである。
【図７６】図７５のアルゴリズムの一形態による駆動信号パターンを示す線図である。
【図７７】第３の駆動信号を実施する、図７１のアルゴリズムの別の形態の論理フローチャートである。
【図７８】図７１のアルゴリズムに従って操作される外科用器具を使用して得られる破裂圧力と、図７７のアルゴリズムに従って操作される外科用器具を使用して得られる破裂圧力との比較を示す線図である。
【図７９】図７１のアルゴリズムに従って操作される器具と同様の外科用器具を使用して得られる破裂圧力と、図７８のアルゴリズムに従って操作される外科用器具を使用して得られる破裂圧力との比較を示す線図である。
【図８０】図７９に示される試験に関して得られる、離断時間を示す線図である。
【図８１】初期のクランプ期間を実施するアルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図８２】初期のクランプ期間を実施するアルゴリズムの別の形態の論理フローチャートである。
【図８３】図８２のアルゴリズムによる駆動信号パターンを示す線図である。
【図８４】例示的なニューラルネットワークを示す図である。
【図８５】ニューラルネットワークの隠れニューロン及び／又は出力ニューロンに関する、活性化関数の例示的部分のプロットである。
【図８６】ニューラルネットワークの隠れニューロン及び／又は出力ニューロンに関する、例示的な活性化関数を示す図である。
【図８７】バックプロパゲーションを利用して、図８６のニューラルネットワークなどのニューラルネットワークを訓練するための、アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図８８】多変数モデルを利用して、超音波器具に関する条件セットを検出するための、アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。
【図８９】例えば、本明細書で説明されるニューラルネットワークなどの、多変数モデルを利用するアルゴリズムの一形態を示す論理フローチャートである。

【図９０】図８９のアルゴリズムの一実施の駆動信号パターンを示す線図である。
【図９１】図８９のアルゴリズムの別の実施の駆動信号パターンを示す線図である。
【図９２】多変数モデルを利用して、複数の条件を含む条件セットを監視するための、アルゴリズムの一形態を示す論理フローチャートである。
【図９３】本明細書で説明される様々な形態による、回転可能な電気接続部を備える超音波外科用器具の構成の一形態の側面図である。
【図９４】本明細書で説明される様々な形態による、ハンドルアセンブリ内にハンドピースを挿入する前の、ハンドルアセンブリ及びハンドピースを示す、図９３の音波外科用器具の構成の側面図である。
【図９５】本明細書で説明される様々な形態による、回転可能な電気接続部を備える超音波外科用器具のハンドルアセンブリの断面図を示す。
【図９６】本明細書で説明される様々な形態による、フレックス回路及びハンドピースに結合される、超音波外科用器具のコネクタモジュールの斜視図である。
【図９７】本明細書で説明される様々な形態による、図９６に示すコネクタモジュールの分解図である。
【図９８】本明細書で説明される様々な形態による、コネクタモジュールの、内側リング及び外側リング並びに対応するリンクの、配置構成の斜視図である。
【図９９】本明細書で説明される様々な形態による、コネクタモジュールのハウジング内に位置決めされる、第１のリング導体及び第２のリング導体の斜視図である。
【図１００】本明細書で説明される様々な形態による、内側リング導体及び外側リング導体を有する回転結合部、並びに回転結合部の陥凹部分の内部に位置決めされた対応するリンクの、遠位側の斜視図である。
【図１０１】本明細書で説明される様々な形態による、ハンドピースの遠位端に結合されたコネクタモジュールの斜視図である。
【図１０２】本明細書で説明される様々な形態による、内側リング導体及び外側リング導体、並びに回転結合部内に位置決めされた対応するリンクの、近位図である。
【図１０３】本明細書で説明される様々な形態による、内側リング導体及び外側リング導体を有する回転結合部、並びに回転結合部の陥凹部分の内部に位置決めされた対応するリンクの、遠位側の斜視図である。
【図１０４】本明細書で説明される様々な形態による、超音波ハンドルアセンブリの左側立面図である。
【図１０５】本明細書で説明される様々な形態による、左のハンドルハウジング区画が取り外された状態の、図１０４の超音波ハンドルアセンブリの別の左側面図である。
【図１０６】本明細書で説明される様々な形態による、超音波外科用器具用のスイッチアセンブリの側面立面図である。
【図１０７】本明細書で説明される様々な形態による、図１０６のスイッチアセンブリの正面図である。
【図１０８】本明細書で説明される様々な形態による、図１０６及び図１０７のスイッチアセンブリの底面図である。
【図１０９】本明細書での様々な形態による、図１０６～１０９のスイッチアセンブリの上面図である。
【図１０９Ａ】本明細書で説明される様々な形態による、別の超音波ハンドルアセンブリの一部分の左側面図である。
【図１１０】本明細書で説明される様々な形態による、別の超音波ハンドルアセンブリの左側立面図である。
【図１１１】本明細書で説明される様々な形態による、図１１０の超音波ハンドルアセンブリの右側立面図である。
【図１１２】本明細書で説明される様々な形態による、別の超音波ハンドルアセンブリの一部分の斜視図である。
【図１１３】本明細書で説明される様々な形態による、別の第２のスイッチ配置構成の斜

視図である。
【図１１４】本明細書で説明される様々な形態による、図１３の第２のスイッチ配置構成の後面立面図である。
【図１１５】本明細書で説明される様々な形態による、別の第２のスイッチ配置構成の後面立面図である。
【図１１６】本明細書で説明される様々な形態による、第２のスイッチ配置構成及びハンドルアセンブリの一部分の上面図である。
【図１１７】本明細書で説明される様々な形態による、様々な超音波ハンドルアセンブリに関連して採用することが可能な、スイッチアセンブリの図式描写である。
【図１１８】本明細書で説明される様々な形態による、中央スイッチが作動されている、作動位置にある図１１７のスイッチアセンブリの図式描写である。
【図１１９】本明細書で説明される様々な形態による、右スイッチが作動されている、別の作動位置にある図１１７及び図１１８のスイッチアセンブリの別の図式描写である。
【図１２０】本明細書で説明される様々な形態による、左スイッチが作動されている、別の作動位置にある図１１７～１１９のスイッチアセンブリの別の図式描写である。
【図１２１】医療器具及び回路に結合された発生器を示す、システムのブロック図を示す。
【図１２２】器具内部の回路のブロック図を示す。
【図１２３】発生器出力での、シリアルプロトコルの伝送フレーム内の電流パルスのタイミング図を示す。
【図１２４】回路出力での、シリアルプロトコルの伝送フレーム内の電圧パルスのタイミング図を示す。
【図１２５Ａ】シリアルプロトコルの部分タイミング図を示す。
【図１２５Ｂ】シリアルプロトコルの部分タイミング図を示す。
【図１２５Ｃ】シリアルプロトコルの部分タイミング図を示す。
【図１２５Ｄ】シリアルプロトコルの部分タイミング図を示す。
【図１２６】シリアルプロトコルの１つの例示的なタイミング図を示す。
【図１２７】シリアルプロトコルの１つの例示的なタイミング図を示す。
【図１２８】シリアルプロトコルの例示的なタイミング図を示す。
【発明を実施するための形態】
【００１２】
本出願の出願人はまた、本明細書と同日に出願され、対応する全ての内容が、それぞれ参照により本明細書に組み込まれる、以下の特許出願も所有する。
－「ＳＷＩＴＣＨ　ＡＲＲＡＮＧＥＭＥＮＴＳ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」と題された米国特許出願（代理人整理番号ＥＮＤ７１２６ＵＳＮＰ１／１２０１１６－１）、
－「ＲＯＴＡＴＡＢＬＥ　ＥＬＥＣＴＲＩＣＡＬ　ＣＯＮＮＥＣＴＩＯＮ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」と題された米国特許出願（代理人整理番号ＥＮＤ７１２６ＵＳＮＰ２／１２０１１６－２）、
－「ＳＥＲＩＡＬ　ＣＯＭＭＵＮＩＣＡＴＩＯＮ　ＰＲＯＴＯＣＯＬ　ＦＯＲ　ＭＥＤＩＣＡＬ　ＤＥＶＩＣＥ」と題された米国特許出願（代理人整理番号ＥＮＤ７１２６ＵＳＮＰ３／１２０１１６－３）、及び
－「ＴＥＣＨＮＩＱＵＥＳ　ＦＯＲ　ＣＵＴＴＩＮＧ　ＡＮＤ　ＣＯＡＧＵＬＡＴＩＮＧ　ＴＩＳＳＵＥ　ＦＯＲ　ＵＬＴＲＡＳＯＮＩＣ　ＳＵＲＧＩＣＡＬ　ＩＮＳＴＲＵＭＥＮＴＳ」と題された米国特許出願（代理人整理番号ＥＮＤ７１２６ＵＳＮＰ４／１２０１１６－４）。
【００１３】
超音波外科用器具の様々な形態を詳細に説明する前に、例示的な形態は、添付図面及び説明で例示される部品の構造及び配置構成の詳細に、適用若しくは使用が限定されないことに留意されたい。これらの例示的な形態は、他の形態、変形形態、及び修正形態で、実

装若しくは組み込むことができ、様々な方法で実践又は実施することができる。更には、特に指示がない限り、本明細書で採用される用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な形態を説明する目的で選択されており、それらを限定することを目的とするものではない。

【００１４】

更には、以下で説明される形態、形態の具現、実施例のうちの任意の１つ以上を、以下で説明される他の形態、形態の具現、及び実施例のうちの任意の１つ以上と組み合わせることができる点が理解されよう。

【００１５】

様々な形態は、外科的処置の間の組織の解離、切断、及び／又は凝固を達成するために構成される、改良された超音波外科用器具を目的とする。一形態では、超音波外科用器具装置は、切開外科的処置での使用のために構成されるが、腹腔鏡、内視鏡、及びロボット支援処置などの、他のタイプの外科手術での用途も有する。超音波エネルギーの選択的な使用によって、多方面での使用が容易になる。

【００１６】

様々な形態が、本明細書で説明されるような超音波器具との組み合わせで説明される。そのような説明は、限定としてではなく、例として提供されるものであり、その範囲及び適用を限定することを意図するものではない。例えば、説明される形態のうちのいずれの１つも、例えば、米国特許第５，９３８，６３３号、同第５，９３５，１４４号、同第５，９４４，７３７号、同第５，３２２，０５５号、同第５，６３０，４２０号、及び同第５，４４９，３７０号で説明されるものを含めた、数多くの超音波器具との組み合わせで有用である。

【００１７】

以下の説明から明らかとなるように、本明細書で説明される外科用器具の形態は、外科用システムの発振器ユニットと関連付けて使用することができるように企図され、それにより、その発振器ユニットからの超音波エネルギーが、本発明の外科用器具に、所望の超音波作動をもたらす。また、本明細書で説明される外科用器具の形態は、外科用システムの信号発生器ユニットと関連付けて使用することができるようにも企図され、それにより、例えば、無線周波数（ＲＦ）の形態の電気エネルギーを使用して、その外科用器具に関してユーザーにフィードバックを提供する。超音波発振器及び／又は信号発生器ユニットは、外科用器具と取り外し不可能に一体化することができ、あるいは、外科用器具に電気的に取り付け可能とすることができる、別個の構成要素として提供することもできる。

【００１８】

本発明の外科用装置の一形態は、その簡潔な構成により、使い捨ての使用のために特に構成される。しかしながら、本発明の外科用器具の他の形態は、非使い捨て又は複数回の使用のために構成することができるようにも企図される。関連する発振器及び信号発生器ユニットとの、本発明の外科用器具の取り外し可能な接続が、単に例示の目的のために、単一の患者の使用に関して本明細書で開示される。しかしながら、本発明の外科用器具を、関連する発振器及び／又は信号発生器ユニットと取り外し不可能に一体化する接続もまた、企図される。したがって、本明細書で説明される外科用器具の様々な形態は、限定するものではないが、取り外し可能及び／又は取り外し不可能な一体式の発振器並びに／あるいは信号発生器ユニットのいずれかと共に、一回の使用及び／又は複数回の使用のために構成することができ、かつ、そのような構成の全ての組み合わせは、本開示の範囲内であるように企図される。

【００１９】

図１～３を参照すると、超音波外科用器具１００を含む外科用システム１９の一形態が示される。外科用システム１９は、ケーブル２２などの好適な伝送媒体を介して超音波トランスデューサ５０に接続された超音波発生器３０、及び超音波外科用器具１００を含む。本明細書で開示される形態では、発生器３０は、外科用器具１００からは分離されて示されるが、一形態では、発生器３０は、単一の外科用システム１９を形成するように、外

科用器具１００と一体的に形成することができる。発生器３０は、発生器３０のコンソールのフロントパネル上に配置された入力装置４０６を備える。入力装置４０６は、図９を参照して後に説明されるような、発生器３０の動作をプログラム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。更に図１～３を参照すると、ケーブル２２は、超音波トランスデューサ５０の正（＋）及び負（－）の電極に電気エネルギーを適用するための、複数の導電体を含み得る。一部の用途では、外科用システム１９の外科用器具１００は、様々な処置及び手術の間に、外科医が超音波トランスデューサ５０を把持して操作することができるように構成することができるため、超音波トランスデューサ５０は、「ハンドピース」又は「ハンドルアセンブリ」と称される場合があることに留意されたい。好適な発生器３０は、全てが参照により本明細書に組み込まれる以下の米国特許のうちの１つ以上で開示されるような、Ｅｔｈｉｃｏｎ Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．（Ｃｉｎｃｉｎｎａｔｉ，Ｏｈｉｏ）から入手可能な、ＧＥＮ ３００である：米国特許第６，４８０，７９６号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｉｍｐｒｏｖｉｎｇ ｔｈｅ Ｓｔａｒｔ Ｕｐ ｏｆ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｙｓｔｅｍ Ｕｎｄｅｒ Ｚｅｒｏ Ｌｏａｄ Ｃｏｎｄｉｔｉｏｎｓ）、米国特許第６，５３７，２９１号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｅｔｅｃｔｉｎｇ ａ Ｌｏｏｓｅ Ｂｌａｄｅ ｉｎ ａ Ｈａｎｄｌｅ Ｃｏｎｎｅｃｔｅｄ ｔｏ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍ）、米国特許第６，６２６，９２６号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｒｉｖｉｎｇ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｙｓｔｅｍ ｔｏ Ｉｍｐｒｏｖｅ Ａｃｑｕｉｓｉｔｉｏｎ ｏｆ Ｂｌａｄｅ Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ ａｔ Ｓｔａｒｔｕｐ）、米国特許第６，６３３，２３４号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｅｔｅｃｔｉｎｇ Ｂｌａｄｅ Ｂｒｅａｋａｇｅ Ｕｓｉｎｇ Ｒａｔｅ ａｎｄ／ｏｒ Ｉｍｐｅｄａｎｃｅ Ｉｎｆｏｒｍａｔｉｏｎ）、米国特許第６，６６２，１２７号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｅｔｅｃｔｉｎｇ Ｐｒｅｓｅｎｃｅ ｏｆ ａ Ｂｌａｄｅ ｉｎ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｙｓｔｅｍ）、米国特許第６，６７８，６２１号（Ｏｕｔｐｕｔ Ｄｉｓｐｌａｃｅｍｅｎｔ Ｃｏｎｔｒｏｌ Ｕｓｉｎｇ Ｐｈａｓｅ Ｍａｒｇｉｎ ｉｎ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｈａｎｄｌｅ）、米国特許第６，６７９，８９９号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｅｔｅｃｔｉｎｇ Ｔｒａｎｓｖｅｒｓｅ Ｖｉｂｒａｔｉｏｎｓ ｉｎ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｈａｎｄｌｅ）、米国特許第６，９０８，４７２号（Ａｐｐａｒａｔｕｓ ａｎｄ Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ａｌｔｅｒｉｎｇ Ｇｅｎｅｒａｔｏｒ Ｆｕｎｃｔｉｏｎｓ ｉｎ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍ）、米国特許第６，９７７，４９５号（Ｄｅｔｅｃｔｉｏｎ Ｃｉｒｃｕｉｔｒｙ ｆｏｒ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｈａｎｄ ｐｉｅｃｅ Ｓｙｓｔｅｍ）、米国特許第７，０７７，８５３号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｃａｌｃｕｌａｔｉｎｇ Ｔｒａｎｓｄｕｃｅｒ Ｃａｐａｃｉｔａｎｃｅ ｔｏ Ｄｅｔｅｒｍｉｎｅ Ｔｒａｎｓｄｕｃｅｒ Ｔｅｍｐｅｒａｔｕｒｅ）、米国特許第７，１７９，２７１号（Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ｄｒｉｖｉｎｇ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｙｓｔｅｍ ｔｏ Ｉｍｐｒｏｖｅ Ａｃｑｕｉｓｉｔｉｏｎ ｏｆ Ｂｌａｄｅ Ｒｅｓｏｎａｎｃｅ Ｆｒｅｑｕｅｎｃｙ ａｔ Ｓｔａｒｔｕｐ）、米国特許第７，２７３，４８３号（Ａｐｐａｒａｔｕｓ ａｎｄ Ｍｅｔｈｏｄ ｆｏｒ Ａｌｅｒｔｉｎｇ Ｇｅｎｅｒａｔｏｒ Ｆｕｎｃｔｉｏｎ ｉｎ ａｎ Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｓｕｒｇｉｃａｌ Ｓｙｓｔｅｍ）。

【００２０】

説明される形態によれば、超音波発生器３０は、特定の電圧、電流、及び周波数、例えば、１秒当り５５，５００サイクル（Ｈｚ）の電気信号若しくは駆動信号を生成する。発生器３０は、超音波トランスデューサ５０を形成する圧電セラミック要素を収容するハンドルアセンブリ６８に、ケーブル２２によって接続される。ハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３１２ａ、又は発生器３０に別のケーブルによって接続されるフットスイッチ４３４に応答して、発生器信号が、トランスデューサ５０に適用されることにより、トランスデューサ５０の要素の縦振動が引き起こされる。トランスデューサ５０は、コネクタ３

００を介してハンドルアセンブリ６８に固定される。取り付けられる場合、トランスデューサ５０は、構造又は導波管８０を介して、外科用ブレード７９に音響結合される（図２）。構造８０及びブレード７９は、トランスデューサ５０に駆動信号が提供されると、その結果として、超音波周波数で振動される。構造８０は、選択された周波数で共振するように設計されるため、トランスデューサ５０によって開始された運動を増幅する。一形態では、発生器３０は、高い分解能、精度、及び反復性で階段状にすることが可能な、特定の電圧、電流、及び／又は周波数の出力信号を生成するように構成される。

【００２１】

図４を参照すると、電流システムでは、従来の発振器は、時間０で起動され、約３４０ｍＡの所望の設定点まで上昇する電流３００を結果的に生じさせる。約２秒で軽負荷が適用され、対応する電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０の増大、及び共振周波数３４０の変化が結果的に生じる。

【００２２】

図５を参照すると、電流システムでは、従来の発振器は、時間０で起動され、約３４０ｍＡの所望の設定点まで上昇する電流３００を結果的に生じさせる。約２秒で、増大する負荷が適用され、対応する電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０の増大、及び共振周波数３４０の変化が結果的に生じる。約７秒で、負荷は、発振器が平坦電力モードに入る点まで増大し、この場合、負荷の更なる増大は、発振器がその電力供給の電圧限界の範囲内に留まる限りは、電力を３５Ｗに維持する。電流３００、またそれゆえ変位は、平坦電力モードの間に変動する。約１１．５秒で、負荷は、電流３００が約３４０ｍＡの所望の設定点に戻る点まで低減される。電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０、及び共振周波数３４０は、負荷と共に変動する。

【００２３】

ここで再び図１～３を参照すると、ハンドルアセンブリ６８は、超音波トランスデューサ５０の内部に収容された音響アセンブリの振動からオペレータを隔離するように適合された、複数部品アセンブリとすることができる。ハンドルアセンブリ６８は、従来の方式でユーザーによって保持されるように成形することができるが、後に説明されるように、本発明の超音波外科用器具１００は、原則的に、この器具のハンドルアセンブリによって提供されるトリガ状の配置構成によって把持及び操作されるように、企図される。複数部品ハンドルアセンブリ６８が図示されているが、ハンドルアセンブリ６８は、単一又は一体式の構成要素を含み得る。超音波外科用器具１００の近位端は、ハンドルアセンブリ６８内へのトランスデューサ５０の挿入によって、超音波トランスデューサ５０の遠位端を受容して嵌合する。一形態では、超音波外科用器具１００は、１つのユニットとして、超音波トランスデューサ５０への取り付け及び取り外しが可能である。他の形態では、超音波外科用器具１００及び超音波トランスデューサ５０は、一体式ユニットとして形成することができる。超音波外科用器具１００は、接合するハウジング部分６９、ハウジング部分７０を備えるハンドルアセンブリ６８、及び伝達アセンブリ７１を含み得る。本発明の器具が内視鏡用に構成される場合、その構造は、伝達アセンブリ７１が約５．５ｍｍの外径を有するように、寸法決めすることができる。超音波外科用器具１００の細長形の伝達アセンブリ７１は、この器具のハンドルアセンブリ６８から直交して延出する。伝達アセンブリ７１は、以下で更に説明されるように、回転ノブ２９によって、ハンドルアセンブリ６８に対して選択的に回転させることができる。ハンドルアセンブリ６８は、ポリカーボネート又は液晶ポリマーなどの、耐久性プラスチックから構築することができる。また、ハンドルアセンブリ６８は、代替的に、他のプラスチック、セラミック、又は金属を含めた、様々な材料から作製することができるようにも企図される。

【００２４】

伝達アセンブリ７１は、外側管状部材若しくは外側シース７２、内側管状作動部材７６、導波管８０、及びエンドエフェクタ８１を含み得るものであり、エンドエフェクタ８１は、例えば、ブレード７９、クランプアーム５６、及び１つ以上のクランプパッド５８を備える。トランスデューサ５０及び（エンドエフェクタ８１を含むか、又は除外する）伝

達アセンブリ７１は、超音波駆動システムと称される場合がある。後に説明するように、外側シース７２、作動部材７６、及び導波管８０若しくは伝達ロッドは、ハンドルアセンブリ６８に対して、１つのユニットとして（超音波トランスデューサ５０と共に）回転するように、一体に接合することができる。超音波トランスデューサ５０からブレード７９に超音波エネルギーを伝達するように適応される導波管８０は、可撓性、半可撓性、又は剛性にすることができる。導波管８０はまた、当該技術分野で周知のように、導波管８０を通じてブレード７９に伝達される機械的振動を増幅するように構成することもできる。導波管８０は、導波管８０に沿った縦振動のゲインを制御するための機構、及びシステムの共振周波数に導波管８０を調整するための機構を更に有し得る。具体的には、導波管８０は、任意の好適な断面寸法を有し得る。例えば、導波管８０は、実質的に均一の断面を有し得るか、又は、導波管８０は、様々な区画で先細形状にすることができ、若しくはその全長に沿って先細形状にすることもできる。現在の形態の１つの具現では、導波管の直径は、ブレード７９での撓みの量を最小限に抑えるために、公称約０．２８７ｃｍ（０．１１３インチ）とすることにより、エンドエフェクタ８１の近位部分内の間隙が最小限に抑えられる。

【００２５】

ブレード７９は、導波管８０と一体化して、単一のユニットとして形成することができる。現在の形態の代替的な具現では、ブレード７９は、ねじ接続、溶接継手、又は他の結合機構によって接続することができる。ブレード７９の遠位端は、音響アセンブリが組織によって負荷をかけられていないときに、音響アセンブリを好ましい共振周波数ｆ$_o$に調整するために、波腹付近に配置される。超音波トランスデューサ５０が通電される場合、ブレード７９の遠位端は、例えば５５，５００Ｈｚの既定の振動周波数ｆ$_o$で、例えば約１０～５００マイクロメートルのピーク間の範囲で、好ましくは約２０～約２００マイクロメートルの範囲で、長手方向に移動するように構成される。

【００２６】

図１～３を具体的に参照すると、本発明の超音波外科用器具１００と共に使用するための、ブレード７９と協働して作用するように構成された、クランプ部材６０の一形態が示される。ブレード７９と組み合わされたクランプ部材６０は、一般にエンドエフェクタ８１と称され、クランプ部材６０はまた、一般につかみ具とも称される。クランプ部材６０は、枢動可能なクランプアーム５６を含み、このクランプアーム５６は、組織係合パッド、すなわちクランプパッド５８と組み合わされて、外側シース７２及び作動部材７６の遠位端に接続される。クランプアーム５６は、トリガ３４によって枢動可能であり、エンドエフェクタ８１は、回転ノブ２９によって回転移動可能である。例えば、トリガ３４は、臨床医の手によって、近位方向に並進可能とすることができる。例えば、ハンドル３４は、枢動ピン３６を中心として枢軸旋回することができる。トリガ３４の近位運動又は枢軸旋回は、管状作動部材７６に機械的に結合されたヨーク３０１の、遠位運動を引き起こすことができる。管状作動部材の遠位運動により、クランプアーム５６は、ブレード７９に対して閉鎖するように、枢軸旋回することができる。超音波外科用装置に関する閉鎖機構の更なる詳細は、図９３～９５に関連して、以下で本明細書に提供され、また、米国特許出願第１２／５０３，７６９号、同第１２／５０３，７７０号、及び同第１２／５０３，７６６号で提供され、そのそれぞれは、全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【００２７】

この形態の１つの具現では、クランプパッド５８は、低摩擦係数のポリマー材料である、Ｅ．Ｉ．Ｄｕ Ｐｏｎｔ ｄｅ Ｎｅｍｏｕｒｓ ａｎｄ Ｃｏｍｐａｎｙの商標名のＴＥＦＬＯＮ（登録商標）、又は任意の他の好適な低摩擦材料から形成される。クランプパッド５８は、ブレード７９と協働するようにクランプアーム５６に取り付けられ、クランプアーム５６の枢軸旋回移動が、クランプパッド５８を、ブレード７９に対して実質的に平行な関係で、ブレード７９と接触させて位置決めすることにより、組織処置領域を画定する。この構成によって、組織は、クランプパッド５８とブレード７９との間に把持される。図示のように、鋸歯様の構成などの、非平滑表面をクランプパッド５８に設けるこ

とにより、ブレード７９と協働して組織の把持を増強することができる。鋸歯様の構成、すなわち歯は、ブレード７９の移動に対するトラクションを提供する。この歯はまた、ブレード７９へのカウンタートラクション及びクランプ移動も提供する。当業者には理解されるように、この鋸歯様の構成は、ブレード７９の移動に対する組織の移動を防ぐための、多くの組織係合表面の一実施例に過ぎない。他の例示的な実施例としては、隆起部、綾目パターン、トレッドパターン、ビード、又は砂目加工表面が挙げられる。

【００２８】

正弦波運動により、運動の最大変位又は振幅は、ブレード７９の最遠位部分に位置する一方で、組織処置領域の近位部分は、この遠位先端の振幅の約５０％である。動作中、エンドエフェクタ８１の近位領域内の組織は、乾燥して薄くなり、エンドエフェクタ８１の遠位部分が、その遠位領域内の組織を離断することにより、その近位領域内部の乾燥され薄くなった組織は、エンドエフェクタ８１のより活動的な領域内に遠位方向に滑り込むことが可能となり、組織の離断が完了する。

【００２９】

図３は、示力図、及び（作動部材７６によって提供される）作動力F_A）と（最適な組織処置領域の中間点で測定される）離断力F_Tとの関係を示す。

【００３０】

$$F_T = F_A（X_2 / X_1）　　（１）$$

F_Aは、近位ばね９４（摩擦損失がより少ない）のばねの与圧（一形態では、約５．６７ｋｇ（１２．５ポンド））と等しく、F_Tは、約２．０ｋｇ（４．５ポンド）に等しい。

【００３１】

F_Tは、組織マーク６１ａ及び組織マーク６１ｂによって画定されるような、最適な組織処置が実施されるクランプアーム／ブレード境界面の領域内で測定される。組織マーク６１ａ、ｂを、クランプアーム５６上にエッチングするか又は隆起させて、視認可能なマークを外科医に提供することにより、外科医は、最適な組織処置領域の明確な指示を有する。組織マーク６１ａ、ｂは、約７ｍｍの距離で離間され、より好ましくは、約５ｍｍの距離で離間される。

【００３２】

図９は、駆動信号とも称される、超音波トランスデューサを駆動するための超音波電気信号を生成する、発生器３０の駆動システム３２の一形態を示す。駆動システム３２は柔軟であり、超音波トランスデューサ５０を駆動するための所望の周波数及び電力レベル設定で、超音波電気駆動信号４１６を生成することができる。様々な形態では、発生器３０は、モジュール及び／又はブロックなどの、幾つかの個別の機能的要素を備え得る。特定のモジュール及び／又はブロックが、例として説明される場合があるが、より多くの数、若しくはより少ない数のモジュール及び／又はブロックを使用して、依然としてこれらの形態の範囲内に収まることが可能である点を、理解することができる。更には、様々な形態は、説明を容易にするためにモジュール及び／又はブロックの観点から説明される場合があるが、そのようなモジュール及び／又はブロックは、１つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）、プログラム可能論理装置（ＰＬＤ）、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）、回路、レジスターによって、及び／又は、ソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理によって、並びに／あるいは、ハードウェア構成要素とソフトウェア構成要素との組み合わせによって、実装することができる。

【００３３】

一形態では、発生器３０の駆動システム３２は、ファームウェア、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装される、１つ以上の内蔵型アプリケーションを含み得る。発生器３０の駆動システム３２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ース（ＡＰＩ）などのような、様々な実行可能なモジュールを含み得る。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などの、不揮発性メモリ（ＮＶＭ）内に記憶することができる。様々な実装では、ＲＯＭ内にファームウェアを記憶することにより、フラッシュメモリを保存することができる。ＮＶＭは、例えば、プログラム可能ＲＯＭ（ＰＲＯＭ）、消去可能なプログラム可能ＲＯＭ（ＥＰＲＯＭ）、電気消去可能なプログラム可能ＲＯＭ（ＥＥＰＲＯＭ）、あるいは、ダイナミックＲＡＭ（ＤＲＡＭ）、ダブルデータレートＤＲＡＭ（ＤＤＲＡＭ）、及び／又は同期ＤＲＡＭ（ＳＤＲＡＭ）などのバッテリバックアップ式ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）を含めた、他のタイプのメモリを含み得る。

【００３４】

一形態では、発生器３０の駆動システム３２は、超音波外科用器具１００（図１）の様々な測定可能な特性を監視するため、並びに切断及び／又は凝固の動作モードで超音波トランスデューサ５０を駆動するための階段関数出力信号を生成するための、プログラム命令を実行するためのプロセッサ４００として実装される、ハードウェア構成要素を含む。当業者は、発生器３０及び駆動システム３２が、更なる構成要素又はより少ない構成要素を含み得るものであり、発生器３０及び駆動システム３２の簡略化バージョンのみが、正確性及び明瞭性のために本明細書で説明されていることを理解するであろう。様々な形態では、前述のように、ハードウェア構成要素は、ＤＳＰ、ＰＬＤ、ＡＳＩＣ、回路、及び／又はレジスターとして実装することができる。一形態では、プロセッサ４００は、トランスデューサ５０、エンドエフェクタ８１、及び／又はブレード７９などの超音波外科用器具１００の様々な構成要素を駆動するための、階段関数出力信号を生成するコンピュータソフトウェアプログラム命令を記憶して実行するように、構成することができる。

【００３５】

一形態では、１つ以上のソフトウェアプログラムルーチンの制御下で、プロセッサ４００は、説明される形態による方法を実行することにより、様々な時間間隔又は期間（Ｔ）にわたる、電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、及び／又は周波数（ｆ）を含む駆動信号の階段状波形によって形成される、階段関数を生成する。それらの駆動信号の階段状波形は、発生器３０の駆動信号、例えば、出力駆動電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、及び／又は周波数（ｆ）を階段状にすることによって作り出される、複数の時間間隔にわたる定数関数の区分的線形の組み合わせを形成することによって、生成することができる。時間間隔又は期間（Ｔ）は、既定の（例えば、ユーザーによって固定及び／又はプログラムされる）ものであっても、又は可変であってもよい。可変の時間間隔は、駆動信号を第１の値に設定し、監視される特性に変化が検出されるまで、駆動信号をその値に維持することによって、規定することができる。監視される特性の例としては、例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダンス、組織加熱、組織離断、組織凝固などを挙げることができる。発生器３０によって生成される超音波駆動信号としては、限定するものではないが、例えば、一次縦モード及びその高調波、並びに曲げ及び捩り振動モードなどの、様々な振動モードで、超音波トランスデューサ５０を励起することが可能な、超音波駆動信号が挙げられる。

【００３６】

一形態では、実行可能モジュールは、メモリ内に記憶された１つ以上の階段関数アルゴリズム４０２を含み、この階段関数アルゴリズム４０２は、実行されると、プロセッサ４００に、様々な時間間隔又は期間（Ｔ）にわたる、電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、及び／又は周波数（ｆ）を含む駆動信号の階段状波形によって形成される、階段関数を生成させる。それらの駆動信号の階段状波形は、発生器３０の出力駆動電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、及び／又は周波数（ｆ）を階段状にすることによって生成される、２つ以上の時間間隔にわたる定数関数の区分的線形の組み合わせを形成することによって生成することができる。駆動信号は、１つ以上の階段出力アルゴリズム４０２に従って、既定の固定された時間間隔若しくは期間（Ｔ）、又は可変の時間間隔若しくは期間のいずれかにわたって、生成することができる。プロセッサ４００の制御下で、発生器３０は、既定の期間（Ｔ）にわたって、又は監視される特性（例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダン

ス）の変化などの既定の条件が検出されるまで、特定の分解能で、電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、及び／又は周波数（ｆ）を上又は下に階段状にする（例えば、インクリメント又はデクリメントする）。これらの階段は、プログラムされたインクリメント又はデクリメントで変化することができる。他の階段が所望される場合には、発生器３０は、測定されるシステム特性に基づいて、適応的に階段を上昇又は低下させることができる。

【００３７】

動作時には、ユーザーは、発生器３０のコンソールのフロントパネルに配置された入力装置４０６を使用して、発生器３０の動作をプログラムすることができる。入力装置４０６は、プロセッサ４００に適用することにより発生器３０の動作を制御することが可能な、信号４０８を生成する、任意の好適な装置を含み得る。様々な形態では、入力装置４０６としては、汎用コンピュータ又は専用コンピュータに対する、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、ポインティング装置、リモート接続が挙げられる。他の形態では、入力装置４０６は、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４０６によって、ユーザーは、発生器３０の階段関数出力をプログラムするための、電流（Ｉ）、電圧（Ｖ）、周波数（ｆ）、及び／又は期間（Ｔ）を、設定若しくはプログラムすることができる。次いで、プロセッサ４００は、ライン４１０で出力インジケータ４１２に信号を送信することによって、選択された電力レベルを表示する。

【００３８】

様々な形態では、出力インジケータ４１２は、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバックを外科医に提供することにより、超音波外科用器具１００の測定された特性、例えば、トランスデューサインピーダンス、組織インピーダンス、又は他の、後に説明するような測定値に基づいて、例えば、組織の切断及び凝固が完了している場合などの、外科的処置の状態を示すことができる。例として、限定するものではないが、視覚的フィードバックとしては、白熱灯又は発光ダイオード（ＬＥＤ）、グラフィカルユーザーインターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフディスプレイ、デジタル文字数字ディスプレイを含めた、任意のタイプの視覚的指示装置が挙げられる。例として、限定するものではないが、可聴フィードバックとしては、任意のタイプのブザー、コンピュータ生成トーン、コンピュータ化スピーチ、音声／スピーチプラットフォームを通じてコンピュータと対話するためのボイスユーザーインターフェース（ＶＵＩ）が挙げられる。例として、限定するものではないが、触覚的フィードバックとしては、器具ハウジングのハンドルアセンブリ６８を通じて提供される、任意のタイプの振動フィードバックが挙げられる。

【００３９】

一形態では、プロセッサ４００は、デジタル電流信号４１４及びデジタル周波数信号４１８を生成するように、構成若しくはプログラムすることができる。これらの信号４１４、４１８は、トランスデューサ５０への電流出力信号４１６の振幅及び周波数（ｆ）を調整するために、ダイレクトデジタルシンセサイザ（ＤＤＳ）回路４２０に適用される。ＤＤＳ回路４２０の出力は、増幅器４２２に適用され、増幅器４２２の出力は、変圧器４２４に適用される。変圧器４２４の出力は、導波管８０（図２）によってブレード７９に結合される、超音波トランスデューサ５０に適用される信号４１６である。

【００４０】

一形態では、発生器３０は、超音波器具１００（図１）の測定可能な特性を監視するように構成することが可能な、１つ以上の測定モジュール又は構成要素を備える。図示の形態では、プロセッサ４００を使用して、システム特性を監視及び計算することができる。図示のように、プロセッサ４００は、トランスデューサ５０に供給される電流、及びトランスデューサ５０に印加される電圧を監視することによって、トランスデューサ５０のインピーダンスＺを測定する。一形態では、電流感知回路４２６を使用して、トランスデューサ５０を通って流れる電流を感知し、電圧感知回路４２８を使用して、トランスデューサ５０に印加される出力電圧を感知する。これらの信号は、アナログマルチプレクサ４３

０回路又はスイッチング回路構成を介して、アナログ－デジタル変換器４３２（ＡＤＣ）に適用することができる。アナログマルチプレクサ４３０は、変換のために、適切なアナログ信号をＡＤＣ　４３２に送る。他の形態では、マルチプレクサ４３０回路の代わりに、測定される各特性に関して、複数のＡＤＣ　４３２を採用することができる。プロセッサ４００は、ＡＤＣ　４３２のデジタル出力４３３を受信して、電流及び電圧の測定値に基づいてトランスデューサインピーダンスＺを算出する。プロセッサ４００は、負荷曲線と比較して、所望の電力を生成することができるように、出力駆動信号４１６を調整する。プログラムされた階段関数アルゴリズム４０２に従って、プロセッサ４００は、トランスデューサインピーダンスＺに応答して、任意の好適なインクリメント又はデクリメントで、駆動信号４１６、例えば電流又は周波数を、階段状にすることができる。

【００４１】

外科用ブレード７９を実際に振動させる（例えば、ブレード７９を作動させる）ために、ユーザーは、フットスイッチ４３４（図１）又はハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３１２ａ（図１）を起動する。この起動は、電流（Ｉ）、周波数（ｆ）、及び対応する期間（Ｔ）のプログラムされた値に基づいて、トランスデューサ５０に駆動信号４１６を出力する。既定の一定期間（Ｔ）、又はトランスデューサ５０のインピーダンスＺの変化などの測定可能なシステム特性に基づく可変期間の後、プロセッサ４００は、プログラムされた値に従って、出力電流の階段又は周波数の階段を変更する。出力インジケータ４１２は、このプロセスの特定の状態をユーザーに通知する。

【００４２】

図６、７、及び図８を参照して、発生器３０のプログラムされた動作を更に示すことができ、これらの図では、それぞれ、非負荷の状態、軽負荷の状態、及び重負荷の状態での発生器３０に関して、電流３００、電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０、及び周波数３４０のグラフ表示が示される。図６は、非負荷の状態での発生器３０の一形態の、電流３００、電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０、及び周波数３４０の波形のグラフ表示である。図示の形態では、発生器３０の電流３００の出力は階段状である。図６に示すように、発生器３０は約時間０で最初に起動されることにより、約１００ｍＡの第１の設定点$Ｉ_{1}$まで上昇する電流３００を結果的に生じさせる。電流３００は、第１の設定点$Ｉ_{1}$で、第１の期間$Ｔ_{1}$にわたって維持される。第１の期間$Ｔ_{1}$の終了時に、例えば図示の形態では約１秒で、電流３００の設定点$Ｉ_{1}$は、ソフトウェア、例えば階段関数アルゴリズム４０２に従って、発生器３０によって、例えば図示の形態では約２秒の第２の期間$Ｔ_{2}$にわたる、約１７５ｍＡの第２の設定点$Ｉ_{2}$に変更されて、例えば、階段状にされる。第２の期間$Ｔ_{2}$の終了時に、例えば図示の形態では約３秒で、発生器３０のソフトウェアは、約３５０ｍＡの第３の設定点$Ｉ_{3}$に電流３００を変更する。システムに対する負荷が存在しないため、電圧３１０、電流３００、電力３２０、及び周波数は、僅かに反応するのみである。

【００４３】

図７は、軽負荷の状態下での発生器３０の一形態の、電流３００、電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０、及び周波数３４０の波形のグラフ表示である。図７を参照すると、発生器３０は、約時間０で起動され、約１００ｍＡの第１の電流３００の設定点$Ｉ_{1}$まで上昇する、電流３００を結果的に生じさせる。約１秒で、電流３００の設定点は、ソフトウェアによって、約１７５ｍＡの$Ｉ_{2}$に発生器３０内部で変更され、次いで再び、約３秒で、発生器３０は、約３５０ｍＡの$Ｉ_{3}$に電流３００の設定点を変更する。図４に示されるものと同様に、軽負荷に応答している、電圧３１０、電流３００、電力３２０、及び周波数３４０が示される。

【００４４】

図８は、重負荷の状態下での発生器３０の一形態の、電流３００、電圧３１０、電力３２０、インピーダンス３３０、及び周波数３４０の波形のグラフ表示である。図８を参照すると、発生器３０は、約時間０で起動され、約１００ｍＡの第１の設定点$Ｉ_{1}$まで上昇する、電流３００を結果的に生じさせる。約１秒で、電流３００の設定点は、ソフトウェ

アによって、約１７５ｍＡのＩ$_2$に発生器３０内部で変更され、次いで再び、約３秒で、発生器３０は、約３５０ｍＡのＩ$_3$に電流の設定点を変更する。図５に示されるものと同様に、重負荷に応答している、電圧３１０、電流３００、電力３２０、及び周波数３４０が示される。

【００４５】

当業者には、図６～８で説明される電流３００の階段関数の設定点（例えば、Ｉ$_1$、Ｉ$_2$、Ｉ$_3$）及び階段関数の設定点のそれぞれに関する持続時間の時間間隔若しくは期間（例えば、Ｔ$_1$、Ｔ$_2$）は、本明細書で説明される値に限定されるものではなく、外科的処置の所与のセットに関して望まれ得る、任意の好適な値に調整することができる点が、理解されるであろう。設計特性又は性能上の制約の所与のセットに関して望まれ得るように、より多いか若しくはより少ない電流設定点及び持続期間を選択することができる。前述のように、これらの期間は、プログラムすることによって予め規定することができ、又は測定可能なシステム特性に基づいて可変とすることもできる。それらの形態は、この文脈に限定されない。例えば、特定の形態では、連続的パルスの振幅（設定点）は、増大するか、減少するか、又は同じままで留まる場合がある。例えば、特定の形態では、連続的パルスの振幅を等しくすることができる。また、特定の形態では、それらのパルスの時間間隔又は期間は、例えば、１秒の数分の一、数分、数時間などを含めた、任意の好適な値を取ることもできる。例示的一形態では、それらのパルスの時間間隔又は期間は、５５秒とすることができる。

【００４６】

外科用システム１９の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム１９に関する動作は、図９を参照して説明される、入力装置４０６及びトランスデューサインピーダンス測定能力を備える外科用器具を採用する、血管を切断及び凝固するためのプロセスの観点で、更に説明することができる。特定のプロセスが、それらの動作の詳細と関連して説明されるが、そのプロセスは、本明細書で説明される全般的な機能性を、どのように外科用システム１９が実施することができるかという例を提供しているに過ぎないことを、理解することができる。更には、所与のプロセスは、特に指示がない限り、必ずしも本明細書で提示される順序で実行する必要はない。前述のように、入力装置４０６を使用して、超音波トランスデューサ５０／ブレード７９アセンブリへの階段状の出力（例えば、電流、電圧、周波数）をプログラムすることができる。

【００４７】

したがって、ここで図１～３及び図６～９を参照すると、血管を封着するための１つの技術は、血管を離断及び封着するための標準的な超音波エネルギーの適用の前に、血管の内側筋肉層を外膜層から分離して除去することを含む。従来の方法は、クランプ部材６０に適用される力を増大させることによって、この分離を達成してきたが、クランプ力のみに依存することなく、組織を切断及び凝固するための、代替的な装置及び方法が開示される。より効果的に血管の組織層を分離するために、例えば、超音波トランスデューサ５０に周波数階段関数を適用して、その階段関数に従って複数のモードでブレード７９を機械的に変位させるように、発生器３０をプログラムすることができる。一形態では、この周波数階段関数は、ユーザーインターフェース４０６によってプログラムすることができ、ユーザーは、階段状の周波数プログラム、各階段に関する周波数（ｆ）、及び超音波トランスデューサ１１４が励起されることになる各階段に関する対応する持続期間（Ｔ）を選択することができる。ユーザーは、様々な外科的処置を実行するために、複数の期間にわたる複数の周波数を設定することによって、完全な動作サイクルをプログラムすることができる。

【００４８】

特定の形態では、連続的な階段又はパルスの振幅は、増大するか、減少するか、又は同じままで留まる場合がある。例えば、特定の形態では、連続的パルスの振幅を等しくすることができる。また、特定の形態では、それらのパルスの期間は、例えば、１秒の数分の一、数分、数時間などを含めた、任意の好適な値を取ることができる。例示的一形態では

、それらのパルスの期間は、５５秒とすることができる。

【００４９】

一形態では、血管を切断及び封着するための第２の超音波周波数を適用する前に、血管の筋肉組織層を機械的に分離するように、第１の超音波周波数を最初に設定することができる。例として、限定するものではないが、このプログラムの一実装によれば、最初に、発生器３０は、第１の時間の期間T_1（例えば、約１秒未満）にわたって第１の駆動周波数f_1を出力するようにプログラムされ、この第１の周波数f_1は、有意に共振から外れており、例えば、$f_o/2$、$2f_o$、又は他の構造的共振周波数であり、式中、f_oは、共振周波数（例えば、５５．５ｋＨｚ）である。第１の周波数f_1は、低レベルの機械的振動作用をブレード７９に提供し、この機械的振動作用は、一般的に共振で生じる有意な加熱を引き起こすことなく、クランプ力と共に、血管の（治療量以下の）筋肉組織層を機械的に分離する。第１の期間T_1の後、発生器３０は、血管を離断及び封着するために、第２の期間T_2にわたる共振周波数f_oに、駆動周波数を自動的に切り替えるようにプログラムされる。第２の期間T_2の持続時間は、プログラムされる場合もあり、又は、ユーザーによって決定されるような、血管を切断及び封着するために実際に要する時間の長さによって決定される場合もあり、又は、以下でより詳細に説明されるようなトランスデューサインピーダンスＺなどの、測定されるシステム特性に基づく場合もある。

【００５０】

一形態では、組織／血管の離断のプロセス（例えば、血管の筋肉層を外膜層から分離すること、及び血管を離断／封着すること）は、組織／血管の離断がいつ生じるかを検出するためのトランスデューサ５０のインピーダンスＺ特性を検知することによって、自動化することができる。インピーダンスＺを、筋肉層の離断及び血管の離断／封着と相関させることにより、周波数及び／又は電流の階段関数出力をプロセッサ４００が生成するためのトリガを提供することができる。図９を参照して前述されたように、トランスデューサ５０のインピーダンスＺは、ブレード７９が様々な負荷の下にある間に、トランスデューサ５０を通って流れる電流、及びトランスデューサ５０に印加される電圧に基づいて、プロセッサ４００によって算出することができる。トランスデューサ５０のインピーダンスＺは、ブレード７９に適用される負荷に比例するため、ブレード７９に対する負荷が増大するにつれて、トランスデューサ５０のインピーダンスＺは増大し、ブレード７９に対する負荷が減少するにつれて、トランスデューサ５０のインピーダンスＺは減少する。したがって、血管の内側筋肉組織層の、外膜層からの離断を検出するために、トランスデューサ５０のインピーダンスＺを監視することができ、また、いつ血管が離断及び封着されたかを検出するためにも、監視することができる。

【００５１】

一形態では、超音波外科用器具１１０は、トランスデューサインピーダンスＺに応答して、プログラムされた階段関数アルゴリズムに従って動作することができる。一形態では、周波数階段関数出力は、トランスデューサインピーダンスＺと、ブレード７９に対する組織負荷と相関付けられている１つ以上の既定の閾値との比較に基づいて、開始することができる。トランスデューサインピーダンスＺが、閾値を上回るか又は下回るように遷移する（例えば、交差する）と、プロセッサ４００は、そのトランスデューサインピーダンスＺに応答して、階段関数アルゴリズム４０２に従って、既定の階段で駆動信号４１６の周波数を変更するために、ＤＤＳ回路４１８にデジタル周波数信号４１８を適用する。動作時には、ブレード７９は、最初に組織の処置部位に配置される。プロセッサ４００は、第１のデジタル周波数信号４１８を適用して、共振から外れている第１の駆動周波数ｆ１（例えば、$f_o/2$、$2f_o$、又は他の構造的共振周波数、式中、f_oは、共振周波数である）を設定する。駆動信号４１６が、ハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３１２ａ、又はフットスイッチ４３４の起動に応答して、トランスデューサ５０に適用される。この期間中、超音波トランスデューサ５０は、第１の駆動周波数f_1で、ブレード７９を機械的に作動させる。このプロセスを容易にするために、クランプ部材６０及びブレード７９に、力又は負荷を適用することができる。この期間中、プロセッサ４００は、ブレード７

９に対する負荷が変化して、トランスデューサインピーダンスＺが既定の閾値と交差することにより、組織層が離断されたことを指示するまで、トランスデューサインピーダンスＺを監視する。次いで、プロセッサ４００は、第２のデジタル周波数信号４１８を適用して、第２の駆動周波数f_2、例えば、共振周波数f_o、あるいは組織の離断、凝固、及び封着に好適な他の周波数を設定する。次いで、組織（例えば血管）の別の部分が、クランプ部材６０とブレード７９との間に把持される。この時点で、トランスデューサ５０は、フットスイッチ４３４、又はハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３１２ａのいずれかを作動させることによって、第２の駆動周波数f_2で、駆動信号４１６によって通電される。当業者には、駆動電流（Ｉ）出力もまた、トランスデューサインピーダンスＺに基づいて、図６～８を参照して説明されたように階段状にすることができる点が、理解されるであろう。

【００５２】

１つの階段関数アルゴリズム４０２に従って、プロセッサ４００は、最初に、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するための、有意に共振から外れている第１の駆動周波数f_1を設定する。この動作の期間中、プロセッサ４００は、内側筋肉層がいつ外膜層から離断又は分離されるかを判定するために、トランスデューサインピーダンスＺを監視する。トランスデューサインピーダンスＺは、ブレード７９に適用される負荷に相関しているため、例えば、より多くの組織を切断することは、ブレード７９に対する負荷、及びトランスデューサインピーダンスＺを減少させる。内側筋肉層の離断は、トランスデューサインピーダンスＺが既定の閾値を下回る場合に検出される。トランスデューサインピーダンスＺの変化が、内側筋肉層から血管が分離されたことを示す場合、プロセッサ４００は、駆動周波数を共振周波数f_oに設定する。次いで、血管が、ブレード７９とクランプ部材６０との間に把持され、フットスイッチ又はハンドルアセンブリ６８上のスイッチのいずれかを作動させることによって、トランスデューサ５０を起動して、血管を離断及び封着する。一形態では、インピーダンスＺの変化は、組織との接触の初期点から、筋肉層が離断及び封着される直前の点まで、基準インピーダンス測定値の約１．５～約４倍の範囲であり得る。

【００５３】

図１０は、超音波外科用器具１２０と、組織インピーダンスモジュール５０２を備える発生器５００とを備える、外科用システム１９０の一形態を示す。本明細書で開示される形態では、発生器５００は、外科用器具１２０から分離されて示されるが、一形態では、発生器５００は、単一の外科用システム１９０を形成するように、外科用器具１２０と一体的に形成することができる。一形態では、発生器５００は、組織の電気インピーダンスZ_tを監視して、その組織インピーダンスZ_tに基づいて時間及び電力レベルの特性を制御するように構成することができる。一形態では、組織インピーダンスZ_tは、治療量以下の無線周波数（ＲＦ）信号を組織に適用し、クランプ部材６０上の戻り電極によって、その組織を通過する電流を測定することによって判定することができる。図１０に示す形態では、外科用システム１９０のエンドエフェクタ８１０の部分は、外側シース７２の遠位端に接続されたクランプアームアセンブリ４５１を備える。ブレード７９は、第１の（例えば、通電）電極を形成し、クランプアームアセンブリ４５１は、第２の（例えば、戻り）電極を形成する導電性部分を備える。組織インピーダンスモジュール５０２は、ケーブル５０４などの好適な伝送媒体を通じて、ブレード７９及びクランプアームアセンブリ４５１に結合される。ケーブル５０４は、組織に電圧を印加するため、及び組織を通って流れてインピーダンスモジュール５０２に戻る電流に関する復路を提供するための、複数の導電体を備える。様々な形態では、組織インピーダンスモジュール５０２は、発生器５００と一体に形成することができ、又は、発生器５００に結合される別個の回路として提供することもできる（この選択肢を例示するために、仮想線で示される）。発生器５００は、発生器３０と実質的に同様であるが、追加的な組織インピーダンスモジュール５０２の機構を有する。

【００５４】

図１１は、組織インピーダンスモジュール５０２を備える発生器５００の、駆動システム３２１の一形態を示す。駆動システム３２１は、超音波電気駆動信号４１６を生成して、超音波トランスデューサ５０を駆動する。一形態では、組織インピーダンスモジュール５０２は、ブレード７９とクランプアームアセンブリ４５１との間に把持される組織のインピーダンスZ_tを測定するように構成することができる。組織インピーダンスモジュール５０２は、ＲＦ発振器５０６、電圧感知回路５０８、及び電流感知回路５１０を備える。電圧感知回路５０８及び電流感知回路５１０は、ブレード７９の電極に印加されるＲＦ電圧v_{rf}、並びにブレード７９の電極、組織、及びクランプアームアセンブリ４５１の導電性部分を通って流れるＲＦ電流i_{rf}に反応する。感知された電圧v_{rf}及び電流i_{rf}は、アナログマルチプレクサ４３０を介して、ＡＤＣ　４３２によってデジタル形式に変換される。プロセッサ４００は、ＡＤＣ　４３２のデジタル化された出力４３３を受信し、電圧感知回路５０８及び電流感知回路５１０によって測定されたＲＦ電圧v_{rf}対電流i_{rf}の比率を計算することによって、組織インピーダンスZ_tを判定する。一形態では、内側筋肉層及び組織の離断は、組織インピーダンスZ_tを感知することによって検出することができる。したがって、組織インピーダンスZ_tの検出は、通常では共振で生じる有意な量の加熱を引き起こすことなく、組織を離断する前に内側筋肉層を外側の外膜層から分離するための、自動化プロセスに統合することができる。

【００５５】

図１２は、外科用システム１９０（図１０）と共に採用することができる、クランプアームアセンブリ４５１の一形態を示す。図示の形態では、クランプアームアセンブリ４５１は、ベース４４９に取り付けられた導電ジャケット４７２を備える。導電ジャケット４７２は、第２の電極、例えば戻り電極を形成する、クランプアームアセンブリ４５１の導電性部分である。一実装では、クランプアーム５６（図３）は、導電ジャケット４７２が取り付けられるベース４４９を形成することができる。様々な形態では、導電ジャケット４７２は、中央部分４７３及び少なくとも１つの下向きに延出する側壁４７４を含み得るものであり、この側壁は、ベース４４９の底面４７５よりも下方に延出することができる。図示の形態では、導電ジャケット４７２は、ベース４４９の両側で下向きに延出する２つの側壁４７４を有する。他の形態では、中央部分４７３は、ベース４４９から延出する突起４７７を受容するように構成することが可能な、少なくとも１つの開口４７６を備え得る。そのような形態では、ベース４４９に導電ジャケット４７２を固定するために、突起４７７を開口４７６内部に圧入することができる。他の形態では、突起４７７は、開口４７６内に挿入した後に、変形させることができる。様々な形態では、締結具を使用して、ベース４４９に導電ジャケット４７２を固定することができる。

【００５６】

様々な形態では、クランプアームアセンブリ４５１は、例えば、導電ジャケット４７２とベース４４９との中間に位置決めされる、プラスチック及び／又はゴムなどの、非導電性材料若しくは絶縁材料を備え得る。この電気絶縁材料は、導電ジャケット４７２とベース４４９との間で電流が流れること、すなわち短絡することを防ぐことができる。様々な形態では、ベース４４９は、枢動ピン（図示せず）を受容するように構成することが可能な、少なくとも１つの開口４７８を備え得る。この枢動ピンは、例えば、クランプアームアセンブリ４５１が、シース７２に対して開放位置と閉鎖位置との間で回転することができるように、シース７２（図１０）にベース４４９を枢軸旋回可能に取り付けるように構成することができる。図示の形態では、ベース４４９は、ベース４４９の両側に位置決めされた２つの開口４７８を含む。一形態では、枢動ピンは、例えば、ベース４４９が導電ジャケット４７２と電気的に接触している場合であっても、シース７２に電流が流れ込むことを防ぐように構成することが可能な、例えば、プラスチック及び／又はゴムなどの、非導電性材料若しくは非絶縁材料で形成することができ、若しくはそのような材料を含み得る。様々な形態の電極を備える、更なるクランプアームアセンブリを採用することができる。そのようなクランプアームアセンブリの実施例は、同一所有者の米国特許出願第１２／５０３，７６９号、同第１２／５０３，７７０号、及び同第１２／５０３，７６６号

で説明され、そのそれぞれは、全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【００５７】

図１３は、間に組織５１４が配置された状態のブレード７９及びクランプアームアセンブリ４１５に結合された、組織インピーダンスモジュール５０２の概略図である。ここで図１０～１３を参照すると、発生器５００は、組織離断プロセス中に、ブレード７９とクランプアームアセンブリ４５１との間に配置された組織５１４のインピーダンス（Z_t）を監視するために構成された、組織インピーダンスモジュール５０２を備える。組織インピーダンスモジュール５０２は、ケーブル５０４によって超音波外科用器具１２０に結合される。ケーブル５０４は、ブレード７９（例えば正［＋］電極）に接続された第１の「通電」導体５０４ａ、及びクランプアームアセンブリ４５１の導電ジャケット４７２（例えば負［－］電極）に接続された第２の「戻り」導体５０４ｂを含む。一形態では、ＲＦ電圧v_{rf}が、ブレード７９に印加されることにより、ＲＦ電流i_{rf}が、組織５１４を通過して流れる。第２の導体５０４ｂは、組織インピーダンスモジュール５０２に戻る電流i_{rf}のための復路を提供する。戻り導体５０４ｂの遠位端が、導電ジャケット４７２に接続されることにより、電流i_{rf}は、ブレード７９から、導電ジャケット４７２とブレード７９との中間に位置決めされた組織５１４、及び導電ジャケット４７２を通って、戻り導体５０４ｂへと流れることができる。インピーダンスモジュール５０２は、第１の導体５０４ａ及び第２の導体５０４ｂによって回路内で接続する。一形態では、ＲＦエネルギーは、超音波トランスデューサ５０及び導波管８０（図２）を通じて、ブレード７９に適用することができる。組織インピーダンスZ_tを測定する目的のために組織５１４に適用されるＲＦエネルギーは、組織５１４の処置に有意な方式で寄与しないか、又は全く寄与しない、低レベルの治療量以下の信号であることに留意する必要がある。

【００５８】

外科用システム１９０の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム１９０に関する動作は、入力装置４０６及び組織インピーダンスモジュール５０２を備える外科用器具を採用して、血管を切断及び凝固するためのプロセスの観点で、図１０～１３を参照して、更に説明することができる。特定のプロセスが、それらの動作の詳細と関連して説明されるが、そのプロセスは、本明細書で説明される全般的な機能性を、どのように外科用システム１９０が実施することができるかという例を提供しているに過ぎないことを、理解することができる。更には、所与のプロセスは、特に指示がない限り、必ずしも本明細書で提示される順序で実行する必要はない。前述のように、入力装置４０６を使用して、超音波トランスデューサ５０／ブレード７９アセンブリへの階段関数出力（例えば、電流、電圧、周波数）をプログラムすることができる。

【００５９】

一形態では、第１の導体又はワイヤを、器具１２０の外側シース７２に接続することができ、第２の導体又はワイヤを、ブレード７９／トランスデューサ５０に接続することができる。設計の本質によって、ブレード７９及びトランスデューサ５０は、外側シース７２から、並びにベース４４９及び内側シース７６を含む、器具１２０に関する作動機構の他の要素から、電気的に絶縁される。外側シース７９と、ベース４４９及び内側シース７６を含む作動機構の他の要素とは、全て互いに電気的に連続しており、すなわち、それらは全て金属であり、互いに接触している。したがって、第１の導体を外側シース７２に接続し、第２の導体をブレード７９又はトランスデューサ５０に接続して、組織をこれらの２つの導電経路の間に存在させることによって、このシステムは、組織がブレード７９及びベース４４９の双方に接触している限り、組織の電気インピーダンスを監視することができる。この接触を容易にするため、ベース４４９はそれ自体、外向きに、かつ恐らくは下向きに突出する特徴部を含むことにより、ベース４４９内に導電ジャケット４７２を効果的に統合させつつ、組織の接触を確実にすることができる。

【００６０】

一形態では、超音波外科用器具１２０は、組織インピーダンスZ_tに応答して、プログラムされた階段関数アルゴリズム４０２に従って動作することができる。一形態では、周

波数階段関数出力は、組織インピーダンスZ_tと、様々な組織の状態（例えば乾燥、離断、封着）と相関されている既定の閾値との比較に基づいて、開始することができる。組織インピーダンスZ_tが、閾値を上回るか又は下回るように遷移する（例えば、交差する）と、プロセッサ４００は、その組織インピーダンスZ_tに応答して、階段関数アルゴリズム４０２に従って、既定の階段で超音波発振器の周波数を変更するために、デジタル周波数信号４１８をＤＤＳ回路４２０に適用する。

【００６１】

動作時には、ブレード７９は、組織の処置部位に配置される。組織５１４は、ブレード７９及び導電ジャケット４７２が組織５１４と電気的に接触するように、ブレード７９とクランプアームアセンブリ４５１との間に把持される。プロセッサ４００は、第１のデジタル周波数信号４１８を適用して、共振から外れている第１の駆動周波数f_1（例えば、$f_o/2$、$2f_o$又は他の構造的共振周波数、式中、f_oは、共振周波数である）を設定する。ブレード７９は、組織インピーダンスモジュール５０２によって供給される、低レベルの治療量以下のＲＦ電圧v_{rf}によって通電される。ハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３１２ａ又はフットスイッチ４３４の作動に応答して、駆動信号４１６は、組織インピーダンスZ_tが既定の量で変化するまで、トランスデューサ５０／ブレード７９に適用される。次いで、力又は負荷が、クランプアームアセンブリ４５１及びブレード７９に適用される。この期間中、超音波トランスデューサ５０は、第１の駆動周波数f_1でブレード７９を機械的に作動させ、その結果として、組織５１４は、ブレード７９とクランプアームアセンブリ４５１の１つ以上のクランプパッド５８との間に適用される超音波作用によって乾燥し始めることにより、組織インピーダンスZ_tを増大させる。最終的に、この超音波作用及び適用されるクランプ力によって組織が離断されるにつれ、組織インピーダンスZ_tは、極めて高くなり、又は、ブレード７９と導電ジャケット４７２との間に導電経路が存在しないように組織が完全に離断されることにより、無限になる。当業者には、駆動電流（Ｉ）出力もまた、組織インピーダンスZ_tに基づいて、図６～８を参照して説明されるように階段状にすることができる点が、理解されるであろう。

【００６２】

一形態では、組織インピーダンスZ_tは、以下のプロセスに従って、インピーダンスモジュール５０２によって監視することができる。測定可能なＲＦ電流ｉ１が、第１の通電導体５０４ａを通ってブレード７９に伝達され、組織５１４を通り、導電ジャケット４７２及び第２の導体５０４ｂを通ってインピーダンスモジュール５０２に戻る。組織５１４が、１つ以上のクランプパッド５８に対して作用するブレード７９の超音波作用によって乾燥及び切断されるにつれ、組織５１４のインピーダンスが増大し、それゆえ、復路、すなわち第２の導体５０４ｂの電流ｉ１は、減少する。インピーダンスモジュール５０２は、組織インピーダンスZ_tを測定して、ＡＤＣ　４３２に代表的信号を伝達し、このＡＤＣ　４３２のデジタル出力４３３が、プロセッサ４００に提供される。プロセッサ４００は、これらのv_{rf}及びi_{rf}の測定値に基づいて、組織インピーダンスZ_tを算出する。プロセッサ４００は、組織インピーダンスZ_tの変化に応答して、任意の好適なインクリメント又はデクリメントで、周波数を階段状にする。プロセッサ４００は、駆動信号４１６を制御し、組織インピーダンスZ_tに応答して、いずれかの必要な振幅及び周波数の調整を行うことができる。一形態では、プロセッサ４００は、組織インピーダンスZ_tが既定の閾値に到達する場合、駆動信号４１６を遮断することができる。

【００６３】

したがって、例として、限定するものではないが、一形態では、超音波外科用器具１２０は、血管を離断及び封着する前に、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するように、プログラムされた階段状の出力アルゴリズムに従って動作することができる。前述のように、１つの階段関数アルゴリズムに従って、プロセッサ４００は、最初に、共振から有意に外れている第１の駆動周波数ｆ１を設定する。トランスデューサ５０が、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するために起動され、組織インピーダンスモジュール５０２が、治療量以下のＲＦ電圧v_{rf}信号をブレード７９に印加する。この動作の期間T_1の間に、プ

ロセッサ４００は、組織インピーダンスＺ$_t$を監視して、内側筋肉層がいつ外膜層から離断又は分離されるかを判定する。組織インピーダンスＺ$_t$は、ブレード７９に適用される負荷と相関され、例えば、組織が乾燥するとき、又は組織が離断されるとき、組織インピーダンスＺ$_t$は、極めて高くなるか、又は無限になる。組織インピーダンスＺ$_t$の変化は、血管が内側筋肉層から分離又は離断されたことを示し、発生器５００は、第２の期間Ｔ$_2$にわたって停止される。次いで、プロセッサ４００は、駆動周波数を共振周波数ｆ$_o$に設定する。次いで、血管が、ブレード７９とクランプアームアセンブリ４５１との間に把持され、トランスデューサ５０は、再び起動され、血管を離断及び封着する。組織インピーダンスＺ$_t$の常時監視は、血管がいつ離断及び封着されるかの指示を提供する。また、組織インピーダンスＺ$_t$を監視することにより、組織インピーダンスＺ$_t$が既定の閾値に到達するときに、組織の切断及び／又は凝固プロセスの完了の指示を提供するか、あるいは超音波発生器５００の作動を停止することができる。この組織インピーダンスＺ$_t$に関する閾値は、例えば、血管が離断されたことを指示するように選択することができる。一形態では、組織インピーダンスＺ$_t$は、初期点から、筋肉層が離断及び封着される直前の点までに、約１０オーム～約１０００オームの範囲であり得る。

【００６４】

本出願者らは、変動する電流設定点（増大及び減少の双方）及び滞留時間で実行される実験が、説明される形態を使用して、離断を完了する前に内側筋肉層を外側の外膜層から分離することにより、結果的に、離断部位での止血の改善及び潜在的により低い総エネルギー（熱）をもたらし得ることを示す点を見出した。更には、外科用器具１００、１２０は、筋肉層が外膜からいつ分離されるかを判定するための、インピーダンス閾値検出スキームに関して説明されているが、いずれの検出スキームも採用しない他の形態も、本開示の範囲内にある。例えば、外科用器具１００、１２０の諸形態は、共振電力を適用して組織を切断する前に、約１秒以下の既定の時間にわたって、非共振電力を適用することにより層を分離する、簡略化された外科用システムで採用することができる。それらの形態は、この文脈に限定されない。

【００６５】

外科用システム１９（図１）及び外科用システム１９０（図１０）の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム１９、１９０に関する動作は、全般的に、入力装置４０６及び組織インピーダンスモジュール５０２を備える外科用器具を採用して、組織を切断及び凝固するためのプロセスの観点で、更に説明することができる。特定のプロセスが、それらの動作の詳細と関連して説明されるが、そのプロセスは、本明細書で説明される全般的な機能性を、どのように外科用システム１９、１９０が実施することができるかという例を提供しているに過ぎないことを、理解することができる。更には、所与のプロセスは、特に指示がない限り、必ずしも本明細書で提示される順序で実行する必要はない。前述のように、入力装置４０６を使用して、超音波トランスデューサ５０／ブレード７９アセンブリへの階段状の出力（例えば、電流、周波数）をプログラムすることができる。

【００６６】

図１４は、外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための、方法６００の一形態を示す。方法６００、及び、本明細書で説明される他の方法、アルゴリズムなどのうちのいずれも、任意の好適な方式で開始することができる。例えば、方法６００、及び、本明細書で説明される他の方法、アルゴリズムなどのうちのいずれも、例えば、本明細書で説明されるものを含めた、ボタン、スイッチ、及び／又はフットペダルのうちのいずれか１つ、若しくはそれらの組み合わせを介して提供される、ユーザー入力に応答して開始することができる。図１～３及び６～１４を参照すると、例として、限定するものではないが、超音波外科用器具１００、１２０は、方法６００に従って動作することにより、血管を離断及び封着する前に、血管の内側筋肉層を外膜層から分離することができる。したがって、様々な形態では、外科用器具（例えば、外科用器具１００、１２０）のエンドエフェクタ（例えば、エンドエフェクタ８１、８１０）を、方法６

００に従って駆動することができる。発生器（例えば、発生器３０、５００）が、超音波駆動システムに結合される。この超音波駆動システムは、導波管（例えば、導波管８０）に結合された超音波トランスデューサ（例えば、超音波トランスデューサ５０）を備える。エンドエフェクタ８１が、導波管８０に結合される。超音波駆動システム及びエンドエフェクタ８１は、共振周波数（例えば、５５．５ｋＨｚ）で共振するように構成される。一形態では、６０２で、発生器３０は、第１の超音波駆動信号を生成する。６０４で、超音波トランスデューサ５０は、ハンドルアセンブリ（例えば、ハンドルアセンブリ６８）のスイッチ（例えば、スイッチ３４）、又は発生器３０に接続されたフットスイッチ（例えば、フットスイッチ４３４）の起動に応答して、第１の期間にわたって第１の超音波駆動信号で作動される。第１の期間の後、６０６で、発生器３０は、第２の超音波駆動信号を生成する。６０８で、超音波トランスデューサ５０は、ハンドルアセンブリ６８上のスイッチ３４、又は発生器３０に接続されたフットスイッチ４３４の起動に応答して、第２の期間にわたって第２の超音波駆動信号で作動される。第１及び第２の期間のそれぞれにわたって、第１の駆動信号は、第２の駆動信号とは異なる。第１及び第２の駆動信号は、第１及び第２の期間にわたる階段関数の波形を規定する。

【００６７】

一形態では、発生器３０は、第３の超音波駆動信号を生成する。超音波トランスデューサ５０は、第３の期間にわたって第３の超音波駆動信号で作動される。第１、第２、及び第３の期間にわたって、第３の駆動信号は、第１及び第２の駆動信号とは異なる。第１、第２、及び第３の駆動信号は、第１、第２、及び第３の期間にわたる階段関数の波形を規定する。一形態では、第１、第２、及び第３の超音波駆動信号を生成することは、対応する第１、第２、及び第３の駆動電流を生成して、第１の期間にわたって第１の駆動電流で超音波トランスデューサ５０を作動させ、第２の期間にわたって第２の駆動電流で超音波トランスデューサ５０を作動させ、第３の期間にわたって第３の駆動電流で超音波トランスデューサ５０を作動させることを含む。

【００６８】

特定の形態では、第１、第２、及び第３の駆動電流は、互いに対して増大するか、減少するか、若しくは同じままで留まる場合がある。例えば、特定の形態では、第１、第２、及び第３の駆動電流の一部若しくは全てが等しい。また、特定の形態では、第１、第２、及び第３の期間は、例えば、１秒の数分の一、数分、数時間などを含めた、任意の好適な値を取ることができる。例示的一形態では、第１、第２、及び第３の期間の一部若しくは全ては、５５秒とすることができる。

【００６９】

一形態では、発生器３０は、共振周波数とは異なる第１の周波数で、第１の超音波駆動信号を生成する。次いで、超音波トランスデューサ５０は、第１の期間にわたって、その第１の周波数の第１の超音波駆動信号で作動される。第１の周波数での作動は、第１の組織を第２の組織から分離するために好適な第１のレベルの機械的振動を、エンドエフェクタ８１に提供することにより、例えば、血管の内側筋肉層を外膜層から分離する。発生器３０は、共振周波数、例えば５５．５ｋＨｚで、第２の超音波駆動信号を生成し、第１の期間に続く第２の期間にわたって、その共振周波数の第２の超音波駆動信号で超音波トランスデューサ５０を作動させる。第２の、共振周波数での作動は、内側筋肉層から血管などの第１の組織が分離した後に、その第１の組織を離断及び封着するために好適な第２のレベルの機械的振動を、エンドエフェクタ８１に提供する。一形態では、この共振周波数の第２の超音波駆動信号は、第１の期間の後に、発生器３０によって自動的に生成される。一形態では、第１の周波数は、共振周波数とは実質的に異なるものであり、第１の期間は、約１秒未満である。例えば、一形態では、第１の周波数は、等式$f_1 = 2 * f_o$によって定義され、式中、f_1は第１の周波数であり、f_oは共振周波数である。別の形態では、第１の周波数は、等式$f_1 = f_o / 2$によって定義され、式中、f_1は第１の周波数であり、f_oは共振周波数である。第１、第２、及び第３の超音波駆動信号はまた、縦モード、曲げモード、及び捩りモード、並びにそれらの高調波での、超音波トランスデュー

サ５０の振動モードを励起することも想定される。

【００７０】

一形態では、発生器３０は、超音波駆動システムの測定可能な特性を監視して、その測定された特性に基づいて、第１及び第２の駆動信号のうちのいずれか１つを生成する。例えば、発生器３０は、超音波トランスデューサ５０のインピーダンスＺを監視する。発生器３０は、トランスデューサ５０のインピーダンスを測定するために好適な電子回路を備える。例えば、電流感知回路（例えば、電流感知回路４２６）は、トランスデューサ５０を通って流れる電流を感知し、電圧感知回路（例えば、電圧感知回路４２８）は、トランスデューサ５０に印加される出力電圧を感知する。マルチプレクサ（例えばマルチプレクサ４３０）は、適切なアナログ信号をアナログ－デジタル変換器（例えば、ＡＣＤ　４３２）に送り、そのデジタル出力が、プロセッサ（例えば、プロセッサ４００）に提供される。プロセッサ４００は、電流及び電圧の測定値に基づいて、トランスデューサインピーダンスＺを算出する。

【００７１】

一形態では、発生器５００は、エンドエフェクタ（例えば、エンドエフェクタ８１０）と接触する組織部分のインピーダンスを測定するための、インピーダンスモジュール（例えば、組織インピーダンスモジュール５０２）を備える。インピーダンスモジュール５０２は、治療量以下のＲＦ信号を生成するための、ＲＦ発振器（例えば、ＲＦ発振器５０６）を含む。この治療量以下のＲＦ信号は、通電電極を形成する、エンドエフェクタ８１０のブレード（例えば、ブレード７９）部分に適用される。組織部分は、エンドエフェクタ８１０と、クランプアームアセンブリ（例えば、クランプアームアセンブリ４５１）の戻り電極との間に把持され、組織（例えば組織５１４）のインピーダンス。次いで、組織インピーダンスが、インピーダンスモジュール５０２の電圧感知回路（例えば、電圧感知回路５０８）及び電流感知回路（例えば、電流感知回路５１０）によって測定される。これらの信号は、マルチプレクサ４３０を介してＡＤＣ　４３２に適用される。ＡＤＣ　４３２のデジタル出力が、プロセッサ４００に提供され、プロセッサ４００は、組織を通過する電流、及びエンドエフェクタ８１０のブレード７９部分に印加された電圧の測定値に基づいて、組織インピーダンスＺｔを算出する。

【００７２】

図１５Ａ～Ｃは、超音波外科用器具によって操作されている組織の状態の変化を判定して、組織がそのような状態の変化を経たこと又は組織がそのような状態の変化を経た可能性が高いことを示すフィードバックを、ユーザーに提供するための動作の、論理フローチャート７００、８００、９００の様々な形態を示す。動作７００、８００、９００、及びそれらの様々な置換は、組織の状態が監視される任意の実装で利用することができる。例えば、動作７００、８００、９００などのうちの１つ以上は、外科用システムが使用される際に、自動的に実行することができる。また、動作７００、８００、９００などは、例えば、１つ以上のボタン、スイッチ、及びペダルなど（例えば、本明細書で説明されるボタン、スイッチ、及びペダルなど）を介して、臨床医の入力に基づいてトリガすることができる。本明細書で使用するとき、組織は、例えば図１及び図１０に示す超音波外科用器具１００、１２０のエンドエフェクタ８１、８１０などの、超音波外科用器具のエンドエフェクタで操作されている間に、その組織が他の組織の層又は骨から分離されるとき、その組織が切断又は離断されるとき、組織が凝固されるきなどに、状態の変化を経ることができる。組織の状態の変化は、組織分離イベントの発生の可能性に基づいて判定することができる。

【００７３】

様々な形態では、フィードバックは、図９及び図１１に示す出力インジケータ４１２によって提供される。出力インジケータ４１２は、エンドエフェクタ８１、８１０によって操作されている組織が、ユーザーの視野の外にあり、状態の変化がいつ組織内で生じるかをユーザーが見ることができない適用例で、特に有用である。出力インジケータ４１２は、論理フローチャート７００、８００、９００に関連して説明される動作に従って判定さ

れるように、組織の状態の変化が生じたことを、ユーザーに通知する。前述のように、出力インジケータ４１２は、限定するものではないが、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバックを含めた、様々なタイプのフィードバックをユーザーに提供することにより、組織が、組織の状態又は条件の変化を経たことを、ユーザー（例えば、外科医、臨床医）に指示するように、構成することができる。例として、限定するものではないが、前述のように、視覚的フィードバックとしては、白熱灯又はＬＥＤ、グラフィカルユーザーインターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフディスプレイ、デジタル文字数字ディスプレイを含めた、任意のタイプの視覚的指示装置が挙げられる。例として、限定するものではないが、可聴フィードバックとしては、任意のタイプのブザー、コンピュータ生成トーン、コンピュータ化スピーチ、音声／スピーチプラットフォームを通じてコンピュータと対話するためのＶＵＩが挙げられる。例として、限定するものではないが、触覚的フィードバックとしては、器具ハウジングのハンドルアセンブリ６８を通じて提供される、任意のタイプの振動フィードバックが挙げられる。組織の状態の変化は、前述のように、トランスデューサインピーダンス及び組織インピーダンスの測定に基づいて、又は図１５Ａ～Ｃに関連して以下で説明される、論理フローチャート７００、８００、９００に関連して説明される動作に従った、電圧、電流、及び周波数の測定に基づいて、判定することができる。

【００７４】

一形態では、論理フローチャート７００、８００、９００は、発生器３０、５００のプロセッサ４００（図９、１１、１４）部分によって実行されるコンピュータ可読命令を含む、実行可能モジュール（例えば、アルゴリズム）として実施することができる。様々な形態では、論理フローチャート７００、８００、９００に関連して説明される動作は、１つ以上のソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理として、１つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、ＤＳＰ、ＰＬＤ、ＡＳＩＣ、回路、レジスターとして、及び／又はソフトウェアとハードウェアとの組み合わせとして、実施することができる。一形態では、論理フローチャート７００、８００、９００によって説明される動作を実行するための実行可能命令は、メモリ内に記憶することができる。実行されると、それらの命令により、プロセッサ４００は、論理フローチャート８００及び９００で説明される動作に従って組織の状態の変化を判定し、出力インジケータ４１２によってユーザーにフィードバックを提供する。そのような実行可能命令に従って、プロセッサ４００は、発生器３０、５００から入手可能な電圧、電流、及び／又は周波数の信号サンプルを監視及び評価し、そのような信号サンプルの評価に従って、組織の状態の変化が生じているか否かを判定する。以下で更に説明されるように、組織の状態の変化は、超音波器具のタイプ、及びその器具が通電される電力レベルに基づいて判定することができる。このフィードバックに応答して、超音波外科用器具１００、１２０の動作モードを、ユーザーによって制御することができ、又は自動的に、若しくは半自動的に制御することができる。

【００７５】

図１５Ａは、組織の状態の変化を判定して、出力インジケータ４１２を適宜に起動する一形態の、論理フローチャート７００を示す。ここで図１５Ａに示される論理フローチャート７００及び図９に示される発生器３０の駆動システム３２を参照すると、７０２で、駆動システム３２のプロセッサ４００部分は、発生器３０の電圧（ｖ）信号、電流（ｉ）信号、及び周波数（ｆ）信号をサンプル抽出する。図示の形態では、７０４で、周波数及び電圧の信号サンプルが、別個に分析され、対応する周波数変曲点及び／又は電圧降下点が判定される。他の形態では、電圧及び周波数の信号サンプルに加えて、又は電圧信号サンプルの代わりに、電流信号サンプルを別個に分析することができる。７０６で、現在の周波数信号サンプルが、図１５Ｂの論理フローチャート８００に示されるような、組織の状態の変化を判定するための、周波数変曲点分析モジュールに提供される。７０８で、現在の電圧信号サンプルが、図１５Ｃの論理フローチャート８００に示されるような、組織の状態の変化を判定するための、電圧降下点分析モジュールに提供される。

【００７６】
周波数変曲点分析モジュール及び電圧降下点分析モジュールは、特定の超音波器具のタイプ及びその器具が駆動される通電レベルに関連付けられる、実験に基づく相関データに基づいて、組織の状態の変化がいつ生じたかを判定する。７１４で、周波数変曲点分析モジュールからの結果７１０及び／又は電圧降下点分析モジュールからの結果７１２が、プロセッサ４００によって読み取られる。プロセッサ４００は、周波数変曲点の結果７１０及び／又は電圧降下点の結果７１２が、組織の状態の変化を示しているか否かを判定する（７１６）。結果７１０、７１４が組織の状態の変化を示さない場合には、プロセッサ４００は、「いいえ」の分岐に沿って７０２へ進み、発生器３０からの更なる電圧及び周波数の信号サンプルを読み取る。発生器の電流を分析に利用する形態では、プロセッサ４００はまた、この時点で、発生器３０からの更なる電流信号サンプルも読み取る。結果７１０、７１４が組織の状態の十分な変化を示す場合には、プロセッサ４００は、「はい」の分岐に沿って７１８に進み、出力インジケータ４１２を起動する。

【００７７】
前述のように、出力インジケータ４１２は、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバックを提供して、組織の状態の変化が生じたことを超音波外科用器具１００、１２０のユーザーに警告する。様々な形態では、出力インジケータ４１２からのフィードバックに応答して、発生器３０、５００、及び／又は超音波器具１００、１２０の動作モードを、手動で、自動的に、又は半自動的に制御することができる。これらの動作モードとしては、発生器３０、５００の出力電力の切断若しくは遮断、発生器３０、５００の出力電力の低減、発生器３０、５００の出力電力のサイクル化、発生器３０、５００の出力電力のパルス化、及び／又は発生器３０、５００からの高電力瞬間サージの出力が挙げられるが、これらに限定されない。組織の状態の変化に応答して、超音波器具の動作モードを選択することにより、例えば、クランプパッド５８（図１～３）のエンドエフェクタ８１、８１０の加熱効果を最小限に抑え、外科用器具１００、１２０、及び／又は周囲の組織に対する損傷の可能性を防ぐか、若しくは最小限に抑えることができる。組織がエンドエフェクタから実質的に分離される場合などの、組織の状態の変化が生じる場合と同様に、エンドエフェクタ８１、８１０のつかみ具の間に何も存在しない状態でトランスデューサ５０が起動されると、熱が急速に発生するため、このことは有利である。

【００７８】
図１５Ｂは、周波数変曲点分析モジュールの動作の一形態を示す、論理フローチャート８００である。８０２で、論理フローチャート７００の７０６から、プロセッサ４００によって、周波数サンプルが受け取られる。８０４で、プロセッサ４００は、周波数変曲分析のための、指数加重移動平均（ＥＷＭＡ）を計算する。ＥＷＭＡは、周波数サンプルから、発生器からのノイズをフィルタ処理して除去するために計算される。ＥＷＭＡは、周波数移動平均の等式８０６及びα値（α）８０８に従って計算される。

$$S_{tf} = \alpha Y_{tf} + (1 - \alpha) S_{tf} - 1 \qquad (2)$$

式中、
S_{tf}＝サンプル抽出された周波数信号の現在の移動平均、
S_{tf-1}＝サンプル抽出された周波数信号の従前の移動平均、
α＝平滑化係数、
Y_{tf}＝サンプル抽出された周波数信号の現在のデータ点。

【００７９】
α値８０８は、所望のフィルタ処理又は平滑化係数に従って、約０～約１で変動し得るものであり、約０に近い小さいα値８０８は、大きい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらし、約１に近い大きいα値８０８は、小さい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらす。α値８０８は、超音波器具のタイプ及び電力レベルに基づいて選択することができる。一形態では、ブロック８０４、８０６、及びブロック８０８は、可変デジタル低域フィルタ８１０として実施することができ、α値８０８は、フィルタ８１０の切り捨て点を決定する。周波数サンプルがフィルタ処理された後、周波数サンプルの勾配が、８１２で次のよ

うに計算される。

周波数勾配＝Δｆ／Δｔ　（３）

【００８０】

算出された周波数勾配データ点は、「低速応答」移動平均フィルタ８１４に提供されて、システムノイズを更に低減するために、その周波数勾配に関するＥＷＭＡ移動平均が計算される。一形態では、「低速応答」移動平均フィルタ８１４は、周波数勾配移動平均の等式８２０及びα値（α’）８２２に従って、８１８で、周波数勾配に関するＥＷＭＡを計算することによって実施することができる。

$$S'_{tf} = \alpha' Y'_{tf} + (1-\alpha') S'_{tf-1} \quad (4)$$

式中、

S'_{tf}＝サンプル抽出された周波数信号の周波数勾配の現在の移動平均、

S'_{tf-1}＝サンプル抽出された周波数信号の周波数勾配の前の移動平均、

α’＝平滑化係数、

Y'_{tf}＝サンプル抽出された周波数信号の現在の勾配データ点。

【００８１】

α’値８２２は、所望のフィルタ処理又は平滑化係数に従って、デジタルフィルタブロック８１０に関連して前述されたように、約０～約１で変動し、０に近い小さいα’値８２２は、大きい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらし、１に近い大きいα’値８２２は、小さい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらす。α’値８２２は、超音波器具のタイプ及び電力レベルに基づいて選択することができる。

【００８２】

算出された周波数勾配データ点は、「高速応答」フィルタ８１６に提供されて、その周波数勾配に関する移動平均が計算される。８２４で、「高速応答」フィルタ８１６は、幾つかのデータ点８２６に基づいて、周波数勾配に関する移動平均を計算する。

【００８３】

図示の形態では、「低速応答」移動平均フィルタ８１４の出力「勾配ＥＷＭＡ」は、加算器８２８の（＋）入力に適用され、「高速応答」フィルタ８１６の出力「勾配平均」は、加算器８２８の（－）入力に適用される。加算器８２８は、「低速応答」移動平均フィルタ８１４の出力と「高速応答」フィルタ８１６の出力との差を計算する。これらの出力間の差は、８３０で、既定の限界８３２と比較される。限界８３２は、超音波器具のタイプ、及びその特定のタイプの超音波器具が通電される電力レベルに基づいて決定される。限界８３２の値を予め定義して、参照テーブルなどの形態で、メモリ内に記憶することができる。「勾配ＥＷＭＡ」と「勾配平均」との差が限界８３２を超えない場合には、プロセッサ４００は、「いいえ」の分岐に沿って進み、値８３４を結果７１０のブロックに返し、このブロックは、サンプル抽出された周波数信号には変曲点が見出されず、それゆえ、組織の状態の変化が検出されなかったことを示す。しかしながら、「勾配ＥＷＭＡ」と「勾配平均」との差が限界８３２を超える場合には、プロセッサ４００は、「はい」の分岐に沿って進み、周波数変曲点８３６が見出されたことを判定して、点指標８３８を結果７１０のブロックに返し、このブロックは、サンプル抽出された周波数データに変曲点が見出されており、それゆえ、組織の状態の変化が検出されたことを示す。図１５Ａを参照して前述されたように、周波数変曲点８３６が見出された場合には、７１８（図１５Ａ）で、プロセッサ４００は、組織の状態の変化のインジケータ７１８を起動する。

【００８４】

図１５Ｃは、電圧降下分析モジュールの動作の一形態を示す、論理フローチャート９００である。９０２で、論理フローチャート７００の７０８から、プロセッサ４００によって、電圧サンプルが受け取られる。９０４で、プロセッサ４００は、電圧降下点分析のための、指数加重移動平均（ＥＷＭＡ）を計算する。ＥＷＭＡは、電圧サンプルから、発生器からのノイズをフィルタ処理して除去するために計算される。ＥＷＭＡは、電圧移動平均の等式９０６及びα値（α）９０８に従って計算される。

$$S_{tv} = \alpha Y_{tv} + (1-\alpha) S_{tv-1} \quad (5)$$

式中、
S_{tv}＝サンプル抽出された電圧信号の現在の移動平均、
S_{tv-1}＝サンプル抽出された電圧信号の従前の移動平均、
α＝平滑化係数、
Y_{tv}＝サンプル抽出された電圧信号の現在のデータ点。

【００８５】

前述のように、α値９０８は、所望のフィルタ処理又は平滑化係数に従って、０～１で変動し得るものであり、超音波器具のタイプ及び電力レベルに基づいて、選択することができる。一形態では、ブロック９０４、９０６、及び９０８は、可変デジタル低域フィルタ９１０として実施することができ、α値９０８は、フィルタ９１０の切り捨て点を決定する。電圧サンプルがフィルタ処理された後、電圧サンプルの勾配が、９１２で次のように計算される。

電圧勾配＝Δｖ／Δｔ　　（６）

【００８６】

算出された電圧勾配データ点は、「低速応答」移動平均フィルタ９１４に提供されて、システムノイズを更に低減するために、その電圧勾配に関するＥＷＭＡ移動平均が計算される。一形態では、「低速応答」移動平均フィルタ９１４は、電圧勾配移動平均の等式９２０及びα値（α’）８２２に従って、９１８で、電圧勾配に関するＥＷＭＡを計算することによって実施することができる。

$S'_{tv}=\alpha' Y'_{tv}+(1-\alpha')S'_{tv-1}$　　（７）

式中、
S'_{tv}＝サンプル抽出された電圧信号の電圧勾配の現在の移動平均、
S'_{tv-1}＝サンプル抽出された電圧信号の電圧勾配の従前の移動平均、
α’＝平滑化係数、
Y'_{tv}＝サンプル抽出された電圧信号の現在の勾配データ点。

【００８７】

α’値９２２は、所望のフィルタ処理又は平滑化係数に従って、デジタルフィルタブロック９１０に関連して前述されたように、約０～約１で変動し、約０に近い小さいα’値９２２は、大きい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらし、約１に近い大きいα’値９２２は、小さい量のフィルタ処理又は平滑化をもたらす。α’値９２２は、超音波器具のタイプ及び電力レベルに基づいて選択することができる。

【００８８】

算出された電圧勾配のデータ点は、「高速応答」フィルタ９１６に提供されて、その電圧勾配に関する移動平均が計算される。９２４で、「高速応答」フィルタ９１６は、幾つかのデータ点９２６に基づいて、電圧勾配に関する移動平均を計算する。

【００８９】

図示の形態では、「低速応答」移動平均フィルタ９１４の出力「勾配ＥＷＭＡ」は、加算器９２８の（＋）入力に適用され、「高速応答」フィルタ９１６の出力「勾配平均」は、加算器９２８の（－）入力に適用される。加算器９２８は、「低速応答」移動平均フィルタ９１４の出力と「高速応答」フィルタ９１６の出力との差を計算する。これらの出力間の差は、９３０で、既定の限界９３２と比較される。限界９３２は、超音波器具のタイプ、及びその特定のタイプの超音波器具が通電される電力レベルに基づいて決定される。限界９３２の値を予め定義して、参照テーブルなどの形態で、メモリ内に記憶することができる。「勾配ＥＷＭＡ」と「勾配平均」との差が限界９３２を超えない場合には、プロセッサ４００は、「いいえ」の分岐に沿って進み、９４０でカウンタをゼロにリセットして、次いで、値９３４を結果７１０のブロックに返し、このブロックは、サンプル抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されず、それゆえ、組織の状態の変化が検出されなかったことを示す。しかしながら、「勾配ＥＷＭＡ」と「勾配平均」との差が限界９３２を超える場合には、プロセッサ４００は、「はい」の分岐に沿って進み、９４２でカウンタを

インクリメントする。９４４で、プロセッサ４００は、カウンタが、例えば、１又は他の何らかの既定の閾値を超えているか否かを判定する。換言すれば、プロセッサ４００は、電圧降下点に関連して、少なくとも２つのデータ点を取得する。カウンタが、閾値（例えば、図示の形態では１）以下である場合には、プロセッサ４００は、「いいえ」の分岐に沿って進み、値９３４を結果７１０のブロックに返し、このブロックは、サンプル抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されず、それゆえ、組織の状態の変化が検出されなかったことを示す。カウンタが、閾値（例えば、図示の形態では１）を超えている場合には、プロセッサ４００は、「はい」の分岐に沿って進み、電圧降下点９３６が見出されたことを判定して、点指標９３８を結果７１２のブロックに返し、このブロックは、サンプル抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されており、それゆえ、組織の状態の変化が検出されたことを示す。図１５Ａを参照して前述されたように、電圧点８３６が見出された場合には、７１８（図１５Ａ）で、プロセッサ４００は、組織の状態の変化のインジケータ７１８を起動する。

【００９０】

図１６は、発生器１００２、及び発生器１００２と共に使用可能な様々な外科用器具１００４、１００６を備える、外科用システム１０００の一形態を示す。図１６Ａは、図１６の超音波外科用器具１００４の図である。発生器１００２は、外科用装置と共に使用するために構成可能である。様々な形態によれば、発生器１００２は、例えば、超音波装置１００４、及び、ＲＦ装置１００６などの電気外科用若しくはＲＦ外科用装置を含めた、種々のタイプの種々の外科用装置と共に使用するために構成可能とすることができる。図１６の形態にでは、発生器１００２は、外科用装置１００４、１００６から分離されて示されるが、一形態では、発生器１００２は、単一の外科用システムを形成するように、外科用装置１００４、１００６のいずれかと一体的に形成することができる。発生器１００２は、発生器１００２のコンソールのフロントパネル上に配置された入力装置１０４５を備える。入力装置１０４５は、発生器１００２の動作をプログラム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。

【００９１】

図１７は、図１６の外科用システム１０００の図である。様々な形態では、発生器１００２は、モジュール及び／又はブロックなどの、幾つかの個別の機能的要素を備え得る。種々の種類の外科用装置１００４、１００６を駆動するために、種々の機能的要素又はモジュールを構成することができる。例えば、超音波発生器モジュール１００８は、超音波装置１００４などの、超音波装置を駆動することができる。電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０は、電気外科用装置１００６を駆動することができる。例えば、対応するモジュール１００８、１０１０は、外科用装置１００４、１００６を駆動するための、対応する駆動信号を生成することができる。様々な形態では、超音波発生器モジュール１００８及び／又は電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０は、それぞれ、発生器１００２と一体的に形成することができる。あるいは、モジュール１００８、１０１０のうちの１つ以上は、発生器１００２と電気的に結合される別個の回路モジュールとして、提供することもできる。（モジュール１００８及びモジュール１０１０は、この選択肢を例示するために、仮想線で示される）また、一部の形態では、電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０を、超音波発生器モジュール１００８と一体的に形成することができ、又はその逆であってもよい。また、一部の形態では、発生器１００２を完全に省略することも可能であり、モジュール１００８、１０１０は、対応する器具１００４、１００６内部のプロセッサ又は他のハードウェアによって実行することができる。

【００９２】

説明される形態によれば、超音波発生器モジュール１００８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、駆動信号を生成することができる。この駆動信号は、超音波装置１００４、具体的には、例えば上述のように動作することが可能なトランスデューサ１０１４に、提供することができる。トランスデューサ１０１４、及びシャフト１０１５を通って延在する導波管（導波管は図１６Ａには示さず）

は、エンドエフェクタ１０２６の超音波ブレード１０１７を駆動する超音波駆動システムを、集合的に形成することができる。一形態では、発生器１００２は、高い分解能、精度、及び反復性で階段状にするか、若しくは他の方式で修正することが可能な、特定の電圧、電流、及び／又は周波数の駆動信号を生成するように構成することができる。

【００９３】

発生器１００２は、任意の好適な方式で、トランスデューサ１０１４に駆動信号を提供するように、起動させることができる。例えば、発生器１００２は、フットスイッチケーブル１０２２を介して発生器１００２に結合される、フットスイッチ１０２０を備え得る。臨床医は、フットスイッチ１０２０を押圧することによって、トランスデューサ１０１４を起動することができる。フットスイッチ１０２０に加えて、又はその代わりに、超音波装置１００４の一部の形態は、ハンドピース上に位置決めされた１つ以上のスイッチを利用することができ、このスイッチは、起動されると、発生器１００２にトランスデューサ１０１４を起動させることができる。一形態では、例えば、１つ以上のスイッチは、例えば、装置１００４の動作モードを決定するための、一対のトグルボタン１０３６ａ、１０３６ｂ（図１６Ａ）を備え得る。トグルボタン１０３６ａが押圧されると、例えば、超音波発生器１００２は、トランスデューサ１０１４に最大駆動信号を提供し、そのトランスデューサ１０１４に、最大超音波エネルギー出力を生成させることができる。トグルボタン１０３６ｂを押圧することにより、超音波発生器１００２は、トランスデューサ１０１４にユーザー選択可能な駆動信号を提供し、そのトランスデューサ１０１４に、最大超音波エネルギー出力よりも小さい出力を生成させることができる。装置１００４は、更に、又は代替的に、第２のスイッチ（図示せず）を備えることにより、例えば、エンドエフェクタ１０２６のつかみ具を操作するための、つかみ具閉鎖トリガの位置を指示することができる。また、一部の形態では、超音波発生器１００２は、つかみ具閉鎖トリガの位置に基づいて起動させることもできる（例えば、臨床医が、つかみ具閉鎖トリガを押圧してつかみ具を閉鎖するとき、超音波エネルギーを適用することができる）。

【００９４】

更に、又は代替的に、１つ以上のスイッチは、トグルボタン１０３６ｃを含み得るものであり、このトグルボタン１０３６ｃは、押圧されると、発生器１００２にパルス状出力を提供させる。このパルスは、例えば、任意の好適な周波数及びグループ化で提供することができる。特定の形態では、パルスの電力レベルは、例えば、トグルボタン１０３６ａ、１０３６ｂに関連付けられる電力レベル（最大、最大未満）とすることができる。

【００９５】

装置１００４は、トグルボタン１０３６ａ、１０３６ｂ、１０３６ｃの任意の組み合わせを備え得ることが理解されるであろう。例えば、装置１００４は、２つのトグルボタン、すなわち、最大超音波エネルギーを生成するためのトグルボタン１０３６ａ、及び最大若しく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ためのトグルボタン１０３６ｃのみを有するように、構成することが可能である。この方式で、発生器１００２の駆動信号出力構成は、５つの連続的な信号と、５又は４又は３又は２又は１つのパルス状信号とすることが可能である。特定の形態では、特定の駆動信号構成は、例えば、発生器１００２内のＥＥＰＲＯＭの設定、及び／又はユーザーの電力レベル選択に基づいて、制御することができる。

【００９６】

特定の形態では、２位置スイッチを、トグルボタン１０３６ｃの代替として提供することができる。例えば、装置１００４は、最大電力レベルで連続出力を生成するためのトグルボタン１０３６ａ、及び２位置トグルボタン１０３６ｂを含み得る。第１の戻り止め位置で、トグルボタン１０３６ｂは、最大電力レベル未満で連続出力を生成することができ、第２の戻り止め位置で、トグルボタン１０３６ｂは、パルス状出力を（例えば、ＥＥＰＯＭの設定に応じて、最大又は最大未満の電力レベルのいずれかで）生成することができる。

【００９７】

説明される形態によれば、電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０は、無線周波（ＲＦ）エネルギーを使用して、双極電気外科手術を実行するために十分な出力電力を有する、駆動信号を生成することができる。双極電気外科手術の用途では、例えば、駆動信号は、例えば電気外科用装置１００６の電極に提供することができる。したがって、発生器１００２は、組織の処置（例えば、凝固、焼灼、組織溶接）の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って、治療目的用に構成することができる。

【００９８】

発生器１００２は、例えば、発生器１００２コンソールのフロントパネル上に配置された、入力装置１０４５（図１６）を備え得る。入力装置１０４５は、発生器１００２の動作をプログラム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。動作時には、ユーザーは、入力装置１０４５を使用して、発生器１００２の動作をプログラムするか、又は他の方式で制御することができる。入力装置１０４５は、発生器１００２の動作（例えば、超音波発生器モジュール１００８及び／又は電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０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た１つ以上のプロセッサによって）使用することが可能な信号を生成する、任意の好適な装置を含み得る。様々な形態では、入力装置１０４５は、汎用コンピュータ又は専用コンピュータに対する、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、ポインティング装置、リモート接続のうちの１つ以上を含む。他の形態では、入力装置１０４５は、例えば、タッチスクリーンモニタ上に表示される１つ以上のユーザーインターフェース画面などの、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１０４５によって、ユーザーは、例えば、超音波発生器モジュール１００８及び／又は電気外科用／ＲＦ発生器モジュール１０１０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／又は期間（Ｔ）などの、発生器の様々な動作パラメータを、設定若しくはプログラムすることができる。

【００９９】

発生器１００２はまた、例えば、発生器１００２のコンソールのフロントパネル上に配置される、出力インジケータなどの出力装置１０４７（図１６）も備え得る。出力装置１０４７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。そのような装置としては、例えば、視覚的フィードバック装置（例えば、視覚的フィードバック装置としては、白熱灯、発光ダイオード（ＬＥＤ）、グラフィカルユーザーインターフェース、ディスプレイ、アナログインジケータ、デジタルインジケータ、棒グラフディスプレイ、デジタル文字数字ディスプレイ、ＬＣＤ表示スクリーン、ＬＥＤインジケータを挙げることができる）、可聴フィードバック装置（例えば、可聴フィードバック装置としては、スピーカ、ブザー、可聴式の、コンピュータ生成トーン、コンピュータ化スピーチ、音声／スピーチプラットフォームを通じてコンピュータと対話するためのボイスユーザーインターフェース（ＶＵＩ）を挙げることができる）、又は触覚的フィードバック装置（例えば、触覚的フィードバック装置としては、任意のタイプの振動フィードバック、触覚作動装置が挙げられる）を挙げることができる。

【０１００】

発生器１００２の特定のモジュール及び／又はブロックが、例として説明される場合があるが、より多くの数、若しくはより少ない数のモジュール及び／又はブロックを使用して、依然としてこれらの形態の範囲内に収まることが可能である点を、理解することができる。更には、様々な形態は、説明を容易にするためにモジュール及び／又はブロックの観点から説明される場合があるが、そのようなモジュール及び／又はブロックは、１つ以上のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）、プログラム可能論理装置（ＰＬＤ）、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）、回路、レジスターによって、及び／又は、ソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理によって、並びに／あるいは、ハードウェア構成要素とソフトウェア構成要素との組み合わせによって、実装することができる。また、一部の形態では、本明細書で説明される様々なモジュールは、器具１００、１２０、１００４、１００６内部に配置される同

様のハードウェアを利用して実装することもできる（すなわち、発生器３０、５０、１００２を省略することができる）。

【０１０１】

一形態では、超音波発生器駆動モジュール１００８及び電気外科用／ＲＦ駆動モジュール１０１０は、ファームウェア、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装される、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１００８、１０１０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ース（ＡＰＩ）などのような、様々な実行可能なモジュールを含み得る。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などの、不揮発性メモリ（ＮＶＭ）内に記憶することができる。様々な実装では、ファームウェアをＲＯＭ内に記憶することにより、フラッシュメモリを保存することができる。ＮＶＭは、例えば、プログラム可能ＲＯＭ（ＰＲＯＭ）、消去可能なプログラム可能ＲＯＭ（ＥＰＲＯＭ）、電気消去可能なプログラム可能ＲＯＭ（ＥＥＰＲＯＭ）、あるいは、ダイナミックＲＡＭ（ＤＲＡＭ）、ダブルデータレートＤＲＡＭ（ＤＤＲＡＭ）、及び／又は同期ＤＲＡＭ（ＳＤＲＡＭ）などの電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）を含めた、他のタイプのメモリを含み得る。

【０１０２】

一形態では、モジュール１００８、１０１０は、装置１００４、１００６の様々な測定可能な特性を監視して、装置１００４、１００６を操作するための対応する出力制御信号を生成するための、プログラム命令を実行するためのプロセッサとして実装される、ハードウェアコンポーネントを含む。発生器１００２が装置１００４と共に使用される形態では、出力制御信号は、切断及び／又は凝固動作モードで、超音波トランスデューサ１０１４を駆動することができる。装置１００４及び／又は組織の電気的特性を測定して、発生器１００２の動作態様を制御するために使用することができ、かつ／又はユーザーに対するフィードバックとして提供することができる。発生器１００２が装置１００６と共に使用される形態では、出力制御信号は、切断、凝固及び／又は乾燥モードで、エンドエフェクタ１０３２に電気エネルギー（例えば、ＲＦエネルギー）を供給することができる。装置１００６及び／若しくは組織の電気的特性を測定して、発生器１００２の動作態様を制御するために使用することができ、かつ／又はユーザーに対するフィードバックとして提供することができる。様々な形態では、前述のように、ハードウェア構成要素は、ＤＳＰ、ＰＬＤ、ＡＳＩＣ、回路、及び／又はレジスターとして実装することができる。一形態では、プロセッサは、超音波トランスデューサ１０１４及びエンドエフェクタ１０２６、１０３２などの、装置１００４、１００６の様々な構成要素を駆動するための、階段関数出力信号を生成するコンピュータソフトウェアプログラム命令を、記憶及び実行するように構成することができる。

【０１０３】

図１８は、一形態による、超音波トランスデューサ１０１４などの超音波トランスデューサの、等価回路１０５０を示す。回路１０５０は、共振器の電気機械特性を規定する、直列に接続されたインダクタンスL_s、抵抗R_s、及び容量C_sを有する第１の「動作」ブランチと、静電容量C_oを有する第２の容量性ブランチとを備える。駆動電流I_gは、発生器から駆動電圧V_gで受け取ることができ、動作電流I_mが、第１ブランチを通って流れ、電流$I_g - I_m$が、容量性ブランチを通って流れる。超音波トランスデューサ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することができる。上述のように、従来の発生器のアーキテクチャは、発生器の電流出力I_gの実質的に全てが動作ブランチを通って流れるように、並列共振回路内で静電容量Ｃｏを共振周波数に調整するための、調整インダクタL_t（図１８に仮想線で示す）を含み得る。この方式で、動作ブランチ電流I_mの制御は、発生器の電流出力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、超音波トランスデューサの静電容量C_oに特有であるが、しかしながら、異なる静電容量を有する異なる超音波トランスデューサは、異なる調整インダクタL_tを必要とする。更には、調整インダクタL_tは、単一の共振周波数での静電

容量Ｃｏの公称値と一致するため、動作ブランチ電流Ｉ$_{m}$の正確な制御は、その周波数でのみ保証され、トランスデューサの温度と共に周波数が下降するにつれて、動作ブランチ電流の正確な制御は悪化する。

【０１０４】

発生器１００２の諸形態は、動作ブランチ電流Ｉ$_{m}$を監視するために、調整インダクタＬ$_{t}$には依存しない。その代わりに、発生器１００２は、動的かつ継続的に（例えば、リアルタイムで）、動作ブランチ電流Ｉ$_{m}$の値を判定するために、特定の超音波外科用装置１００４に関する電力の適用の間の静電容量Ｃ$_{o}$の測定値を（駆動信号電圧及び電流のフィードバックデータと共に）使用することができる。発生器１００２のそのような形態は、それゆえ、静電容量Ｃ$_{o}$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、任意の周波数での任意の静電容量Ｃ$_{o}$の値で調整されるか又は共振するシステムをシミュレートするための、仮想的な調整を提供することが可能である。

【０１０５】

図１９は、他の利益の中でもとりわけ、上述のようなインダクタなしの調整を提供するための、発生器１００２の一形態の簡略ブロック図である。発生器１００２の更なる詳細は、本発明の譲受人に譲渡され、同時出願された「Ｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｇｅｎｅｒａｔｏｒ　Ｆｏｒ　Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ　Ａｎｄ　Ｅｌｅｃｔｒｏｓｕｒｇｉｃａｌ　Ｄｅｖｉｃｅｓ」と題された米国特許出願第１２／８９６，３６０号（代理人整理番号ＥＮＤ６６７３ＵＳＮＰ／１００５５８）で説明され、その開示は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる。図１９を参照すると、発生器１００２は、電力変圧器１０５６を介して非絶縁段階１０５４と通信する、患者絶縁段階１０５２を含み得る。電力変圧器１０５６の二次巻線１０５８は、絶縁段階１０５２内に含まれ、かつタップ構成（例えば、センタータップ構成又は非センタータップ構成）を備えることにより、例えば、超音波外科用装置１００４及び電気外科用装置１００６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１０６０ａ、１０６０ｂ、１０６０ｃを規定する。具体的には、駆動信号出力端子１０６０ａ、１０６０ｃは、超音波外科用装置１００４に超音波駆動信号（例えば、４２０Ｖ　ＲＭＳの駆動信号）を出力することができ、駆動信号出力端子１０６０ｂ、１０６０ｃは、電気外科用装置１００６に電気外科用駆動信号（例えば、１００Ｖ　ＲＭＳの駆動信号）を出力することができ、出力端子１０６０ｂが、電力変圧器１０５６のセンタータップに対応する。

【０１０６】

特定の形態では、超音波駆動信号及び電気外科駆動信号は、別個の外科用器具に同時に提供することができ、かつ／あるいは、超音波エネルギー及び電気外科エネルギーの双方を組織に送達する能力を有する単一の外科用器具に、同時に提供することができる。そのような外科用器具の例示的一形態の、ブレード７９及びクランプアームアセンブリ４１５の実施例は、図１３に関連して上述されている。専用の電気外科用器具及び／又は複合式の超音波／電気外科用器具のいずれかに提供される、電気外科信号は、治療レベルの信号又は治療量以下レベルの信号のいずれかとすることができる点が、理解されるであろう。

【０１０７】

非絶縁段階１０５４は、電力変圧器１０５６の一次巻線１０６４に接続された出力端子を有する、電力増幅器１０６２を含み得る。特定の形態では、電力増幅器１０６２は、プッシュプル増幅器を含み得る。例えば、非絶縁段階１０５４は、デジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）１０６８にデジタル出力を供給するための論理装置１０６６を更に含み得るものであり、このデジタル－アナログ変換器（ＤＡＣ）１０６８は、同様に、対応するアナログ信号を電力増幅器１０６２の入力端子に供給する。特定の形態では、論理装置１０６６は、例えば、他の論理回路の中でもとりわけ、プログラム可能ゲートアレイ（ＰＧＡ）、現場プログラム可能ゲートアレイ（ＦＰＧＡ）、プログラム可能論理装置（ＰＬＤ）を含み得る。論理装置１０６６は、それゆえ、ＤＡＣ　１０６８を介して電力増幅器１０６２の入力を制御することにより、駆動信号出力端子１０６０ａ、１０６０ｂ、１０６０ｃに現れる駆動信号の幾つかのパラメータ（例えば、周波数、波形、波形振幅）のいずれ

かを制御することができる。特定の形態では、以下で論じられるように、論理装置１０６６は、プロセッサ（例えば、以下で論じられるデジタル信号プロセッサ）と共に、幾つかのデジタル信号処理（ＤＳＰ）ベースのアルゴリズム及び／又は他の制御アルゴリズムを実施して、発生器１００２によって出力される駆動信号のパラメータを制御することができる。

【０１０８】

電力は、スイッチーモード調節器１０７０によって、電力増幅器１０６２の電力レールに供給することができる。特定の形態では、スイッチーモード調節器１０７０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１０５４は、第１のプロセッサ１０７４を更に含み得るものであり、この第１のプロセッサ１０７４は、一形態では、例えば、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が、様々な形態では、任意の好適なプロセッサを採用することができる。特定の形態では、プロセッサ１０７４は、電力増幅器１０６２からアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）１０７６を介してＤＳＰプロセッサ１０７４によって受信される、電圧フィードバックデータに応答して、スイッチーモード電力変圧器１０７０の動作を制御することができる。一形態では、例えば、ＤＳＰプロセッサ１０７４は、電力増幅器１０６２によって増幅されている信号（例えば、ＲＦ信号）の波形エンベロープを、ＡＤＣ １０７６を介して、入力として受信することができる。次いで、ＤＳＰプロセッサ１０７４は、電力増幅器１０６２に供給されるレール電圧が、増幅された信号の波形エンベロープを追跡するように、スイッチーモード調節器１０７０を（例えば、パルス幅変調（ＰＷＭ）出力端子を介して）制御することができる。波形エンベロープに基づいて、電力増幅器１０６２のレール電圧を動的に変調することによって、電力増幅器１０６２の効率を、固定されたレール電圧増幅器スキームと比較して顕著に改善することができる。

【０１０９】

特定の形態では、論理装置１０６６は、ＤＳＰプロセッサ１０７４と共に、ダイレクトデジタルシンセサイザ（ＤＤＳ）制御スキームを実施することにより、発生器１００２による駆動信号出力の波形、周波数、及び／又は振幅を制御することができる。一形態では、例えば、論理装置１０６６は、ＦＰＧＡに内蔵することが可能な、ＲＡＭ ＬＵＴなどの、動的に更新される参照テーブル（ＬＵＴ）内に記憶された、波形サンプルを呼び出すことによって、ＤＤＳ制御アルゴリズムを実施することができる。この制御アルゴリズムは、超音波トランスデューサ１０１４などの超音波トランスデューサを、その共振周波数での明瞭な正弦波電流によって駆動することができる、超音波用途に関して特に有用である。他の周波数は、寄生共振を励起する恐れがあるため、動作ブランチ電流の全歪みを最小限に抑えるか、又は低減することにより、それに応じて、望ましくない共振効果を最小限に抑えるか、又は低減することができる。発生器１００２よって出力される駆動信号の波形は、出力駆動回路内に存在する様々な歪み源（例えば、電力変圧器１０５６、電力増幅器１０６２）によって影響されるため、駆動信号に基づく電圧及び電流のフィードバックデータを、ＤＳＰプロセッサ１０７４によって実施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することができ、このアルゴリズムは、動的、継続的に（例えば、リアルタイムで）、ＬＵＴ内に記憶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。一形態では、ＬＵＴサンプルに適用される事前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ものとすることができ、その誤差は、サンプルごとに判定される。この方法で、事前に歪ませたＬＵＴサンプルは、駆動回路を通じて処理されると、超音波トランスデューサを最適に駆動するための所望の波形（例えば、正弦波形状）を有する動作ブランチ駆動信号を、結果的にもたらし得る。そのような形態では、ＬＵＴ波形サンプルは、それゆえ、駆動信号の所望の波形を表すものではなく、歪み効果が考慮される場合の、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ものである。

【０１１０】

非絶縁段階１０５４は、発生器１００２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ル抽出するために、対応する絶縁変圧器１０８２、１０８４を介して電力変圧器１０５６の出力端子に結合される、ＡＤＣ　１０７８及びＡＤＣ　１０８０を更に含み得る。特定の形態では、ＡＤＣ　１０７８、１０８０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）でサンプル抽出するように構成することができる。一形態では、例えば、ＡＤＣ　１０７８、１０８０のサンプリング速度は、駆動信号の（周波数に応じて）約２００倍のオーバーサンプリングを可能にし得る。特定の形態では、ＡＤＣ　１０７８、１０８０のサンプリング動作は、双方向マルチプレクサを介して入力電圧信号及び入力電流信号を受信する、単一のＡＤＣによって実行することができる。発生器１００２の形態での高速サンプリングの使用は、とりわけ、動作ブランチを通って流れる複素電流の計算（これは、上述のＤＤＳベースの波形制御を実施するために、特定の形態で使用することができる）、サンプル抽出された信号の正確なデジタルフィルタ処理、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　１０７８、１０８０によって出力される電圧及び電流のフィードバックデータは、論理装置１０６６によって受信及び処理（例えば、ＦＩＦＯバッファリング、多重化）され、例えば、ＤＳＰプロセッサ１０７４による以後の読み出しのために、データメモリ内に記憶させることができる。上記のように、電圧及び電流のフィードバックデータは、動的かつ継続的に、ＬＵＴ波形サンプルを事前に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することができる。特定の形態では、このことは、電圧及び電流のフィードバックデータのペアが得られた場合に、論理装置１０６６によって出力された対応するＬＵＴサンプルに基づいて、各記憶された電圧及び電流のフィードバックデータのペアに索引を付けるか、又は他の方式で関連付けることを必要とし得る。この方式でのＬＵＴサンプルと電圧及び電流のフィードバックデータとの同期は、事前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。

【０１１１】

特定の形態では、電圧及び電流のフィードバックデータを使用して、駆動信号の周波数及び／又は振幅（例えば、電流振幅）を制御することができる。一形態では、例えば、電圧及び電流のフィードバックデータを使用して、インピーダンス相を判定することができる。次いで、駆動信号の周波数を制御して、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°）との差異を最小限に抑えるか又は低減することにより、高調波歪みの効果を最小限に抑えるか又は低減し、それに応じて、インピーダンス相の測定精度を向上させることができる。相インピーダンス及び周波数制御信号の決定は、ＤＳＰプロセッサ１０７４内で実施することができ、例えば、周波数制御信号は、論理装置１０６６によって実施されるＤＤＳ制御アルゴリズムへの入力として供給される。

【０１１２】

別の形態では、例えば、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を監視することができる。この電流振幅設定点は、直接指定することができ、又は、指定された電圧振幅及び電力の設定点に基づいて、間接的に決定することもできる。特定の形態では、電流振幅の制御は、プロセッサ１０７４内で、例えば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施することができる。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、論理装置１０６６内に記憶されるＬＵＴ波形サンプルのスケーリング、及び／又はＤＡＣ　１０８６を介したＤＡＣ　１０６８（これは、電力増幅器１０６２に入力を供給する）のフルスケール出力電圧を挙げることができる。

【０１１３】

非絶縁段階１０５４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の、第２のプロセッサ１０９０を更に含み得る。一形態では、ＵＩプロセッサ１０９０は、例えば、Ａｔｍｅｌ　Ｃｏｒｐｏｒａｔｉｏｎ（Ｓａｎ　Ｊｏｓｅ，ＣＡ）から入手可能な、ＡＲＭ　９２６ＥＪ－Ｓコアを有するＡｔｍｅｌ　ＡＴ９１ＳＡＭ９２６３プロセッサを含み得る。ＵＩプロセッサ１０９０によってサポートされるＵＩ機能性の例

としては、可聴及び視覚的ユーザーフィードバック、周辺装置との（例えば、Ｕｎｉｖｅｒｓａｌ　Ｓｅｒｉａｌ　Ｂｕｓ（ＵＳＢ）インターフェースを介した）通信、フットスイッチ１０２０との通信、入力装置１００９（例えば、タッチスクリーンディスプレイ）との通信、及び出力装置１０４７（例えば、スピーカ）との通信を挙げることができる。ＵＩプロセッサ１０９０は、プロセッサ１０７４及び論理装置１０６６と（例えば、シリアル周辺インターフェース（ＳＰＩ）バスを介して）通信することができる。ＵＩプロセッサ１０９０は、主にＵＩ機能性をサポートすることができるが、ＵＩプロセッサ１０９０はまた、特定の形態では、ＤＳＰプロセッサ１０７４と協調して、危険の緩和を実施することができる。例えば、ＵＩプロセッサ１０９０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１０２０入力（図１７）、温度センサ入力）の様々な態様を監視するようにプログラムすることができ、誤り条件が検出される場合に、発生器１００２の駆動出力を無効化することができる。

【０１１４】

特定の形態では、ＤＳＰプロセッサ１０７４及びＵＩプロセッサ１０９０の双方が、例えば、発生器１００２の動作状態を、判定及び監視することができる。ＤＳＰプロセッサ１０７４に関しては、発生器１００２の動作状態は、例えば、いずれの制御プロセス及び／又は診断プロセスがＤＳＰプロセッサ１０７４によって実施されるかを表し得る。ＵＩプロセッサ１０９０に関しては、発生器１００２の動作状態は、例えば、ユーザーインターフェースのいずれの要素（例えば、ディスプレイ画面、音）がユーザーに提示されるかを表し得る。ＤＳＰプロセッサ１０７４及びＵＩプロセッサ１０９０のそれぞれは、発生器１００２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、認識及び評価することができる。ＤＳＰプロセッサ１０７４は、この関係性でのマスターとして機能し、動作状態間の遷移が実施されるときを決定することができる。ＵＩプロセッサ１０９０は、動作状態間の有効な遷移を認識することができ、また特定の遷移が適切であるか否かを確認することができる。例えば、ＤＳＰプロセッサ１０７４が、ＵＩプロセッサ１０９０に特定の状態へと遷移するように命令するとき、ＵＩプロセッサ１０９０は、要求される遷移が有効であることを検証することができる。要求される状態間の遷移が、ＵＩプロセッサ１０９０によって無効であると判定される場合には、ＵＩプロセッサ１０９０は、発生器１００２を故障モードに入らせることができる。

【０１１５】

非絶縁段階１０５４は、入力装置１０４５を監視するためのコントローラ１０９６（例えば、発生器１００２をオン及びオフにするために使用される容量性タッチセンサ、容量性タッチスクリーン）を更に含み得る。特定の形態では、コントローラ１０９６は、ＵＩプロセッサ１０９０と通信する、少なくとも１つのプロセッサ及び／又は他のコントローラ装置を含み得る。一形態では、例えば、コントローラ１０９６は、１つ以上の容量性タッチセンサを介して提供されるユーザー入力を監視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。一形態では、コントローラ１０９６は、容量性タッチスクリーンからのタッチデータの取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。

【０１１６】

特定の形態では、発生器１００２が「電力オフ」状態にあるとき、コントローラ１０９６は、動作電力を（例えば、以下で論じられる電源２０１１などの、発生器１００２の電源からのラインを介して）受け取り続けることができる。この方式で、コントローラ１９６は、発生器１００２をオン及びオフにするために、入力装置１０４５（例えば、発生器１００２のフロントパネル上に配置された容量性タッチセンサ）を監視し続けることができる。発生器１００２が電力オフ状態にあるとき、コントローラ１０９６は、ユーザーによる「オン／オフ」入力装置１０４５の起動が検出される場合には、電源を起動する（例えば、電源２０１１の１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変圧器２０１３の動作を可能にする）ことができる。コントローラ１０９６は、それゆえ、発生器１００２を「電力オン」状態に

遷移させるためのシーケンスを開始することができる。逆に、コントローラ１０９６は、発生器１００２が電力オン状態にあるとき、「オン／オフ」入力装置１０４５の起動が検出される場合には、発生器１００２を電力オフ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。特定の形態では、例えば、コントローラ１０９６は、「オン／オフ」入力装置１０４５の起動をプロセッサ１０９０に報告することができ、そのプロセッサ１０９０は、発生器１００２を電力オフ状態に遷移させるために必要なプロセスシーケンスを実施する。そのような形態では、コントローラ１９６は、発生器１００２の電力オン状態が確立された後に、発生器１００２からの電力の除去を引き起こすための、独立した能力を有さない場合がある。

【０１１７】

特定の形態では、コントローラ１０９６は、電力オン又は電力オフのシーケンスが開始されたことをユーザーに警告するための、可聴フィードバック又は他の感覚的フィードバックを、発生器１００２に提供させることができる。そのような警告は、電力オン又は電力オフのシーケンスの開始時に、及びそのシーケンスに関連付けられる他のプロセスの開始前に提供することができる。

【０１１８】

特定の形態では、絶縁段階１０５２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、例えば、プログラム可能論理装置１０６６、ＤＳＰプロセッサ１０７４、及び／又はＵＩプロセッサ１９０などの、非絶縁段階１０５４の構成要素との間の、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１０９８を含み得る。器具インターフェース回路１０９８は、例えば、赤外線（ＩＲ）ベースの通信リンクなどの、段階１０５２と段階１０５４との間の好適な程度の電気的絶縁を維持する通信リンクを介して、非絶縁段階１０５４の構成要素と情報を交換することができる。例えば、非絶縁段階１０５４から駆動される絶縁変圧器によって電力供給される、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１０９８に電力を供給することができる。

【０１１９】

一形態では、器具インターフェース回路１９８は、信号調整回路２００２と通信する論理装置２０００（例えば、論理回路、プログラム可能論理回路、ＰＧＡ、ＦＰＧＡ、ＰＬＤ）を含み得る。信号調整回路２００２は、論理回路２０００から周期信号（例えば、２ｋＨｚ方形波）を受信して、同一の周波数を有する双極呼びかけ信号を生成するように構成することができる。この呼びかけ信号は、例えば、差動増幅器によって供給される双極電流源を使用して、生成することができる。この呼びかけ信号を、外科用装置の制御回路に（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することによって）通信して監視することにより、制御回路の状態又は構成を判定することができる。この制御回路は、呼びかけ信号の１つ以上の特性（例えば、振幅、整流作用）を修正することにより、それらの１つ以上の特性に基づいて、制御回路の状態又は構成を一意的に識別可能とするための、幾つかのスイッチ、抵抗器、及び／又はダイオードを含み得る。一形態では、例えば、信号調整回路２００２は、呼びかけ信号が通過する経路から生じる、制御回路の入力端子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の、ＡＤＣを含み得る。論理装置２０００（又は、非絶縁段階１０５４の構成要素）は、次いで、そのＡＤＣサンプルに基づいて、制御回路の状態又は構成を判定することができる。

【０１２０】

一形態では、器具インターフェース回路１０９８は、論理回路２０００（又は、器具インターフェース回路１０９８の他の要素）と、外科用装置内に配置されるか又は他の方式で関連付けられる第１のデータ回路との間の、情報交換を可能にするための、第１のデータ回路インターフェース２００４を含み得る。特定の形態では、例えば、第１のデータ回路２００６（図１６Ａ）は、外科用装置のハンドピースに一体的に取り付けられたケーブル内に、又は、特定の外科用装置のタイプ又はモデルを発生器１００２とインターフェース接続させるためのアダプタ内に、配置することができる。データ回路２００６は、任意

の好適な方式で実装することができ、例えば、回路６００６に関連して本明細書で説明されるようなものを含めた、任意の好適なプロトコルに従って、発生器と通信することができる。特定の形態では、この第１のデータ回路は、電気的に消去可能なプログラム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。特定の形態では、図１９を再び参照すると、第１のデータ回路インターフェース２００４は、論理装置２０００とは別個に実装することができ、プログラム可能な論理装置２０００と第１のデータ回路との間の通信を可能にするための、好適な回路機構（例えば、別個の論理装置、プロセッサ）を含み得る。他の形態では、第１のデータ回路インターフェース２００４は、論理装置２０００と一体にすることができる。

【０１２１】

特定の形態では、第１のデータ回路２００６は、そのデータ回路が関連付けられる特定の外科用装置に関する情報を、記憶することができる。そのような情報としては、例えば、モデル番号、シリアル番号、その外科用装置が使用された手術件数、及び／又は任意の他のタイプの情報を挙げることができる。この情報は、器具インターフェース回路１０９８によって（例えば、論理装置２０００によって）読み出され、出力装置１０４７を介したユーザーへの提示のために、かつ／又は発生器１００２の機能若しくは動作を制御するために、非絶縁段階１０５４の構成要素に（例えば、論理装置１０６６、ＤＳＰプロセッサ１０７４、及び／又はＵＩプロセッサ１０９０に）転送することができる。更には、任意のタイプの情報を、第１のデータ回路２００６内に記憶するために、第１のデータ回路インターフェース２００４を介して、第１のデータ回路２００６に（例えば、論理装置２０００を使用して）通信することができる。そのような情報としては、例えば、その外科用装置が使用された最新の手術件数、並びに／あるいは、その使用の日付及び／又は時間を挙げることができる。

【０１２２】

前述のように、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とすることができる（例えば、器具１０２４は、ハンドピース１０１４から取り外し可能とすることができる）。そのような場合には、従来の発生器は、使用されている特定の器具構成を認識し、制御プロセス及び診断プロセスを適宜に最適化するための能力が、制限される場合がある。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データ回路を追加することは、互換性の観点から問題がある。例えば、必須のデータ読み取り機能性を欠く発生器との後方互換性を維持するように、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、設計の複雑性、及びコストのために、実用的ではない恐れがある。本明細書で論じられる器具の形態は、既存の外科用器具内に実装することが可能なデータ回路を経済的に使用して、現行の発生器プラットフォームとの外科用装置の互換性を維持するために設計変更を最小限に抑えることによって、これらの懸念に対処する。

【０１２３】

更には、発生器１００２の諸形態は、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１００２は、外科用装置（図１６Ａ）の器具（例えば、器具１０２４）内に収容される第２のデータ回路２００７と通信するように構成することができる。一部の形態では、第２のデータ回路２００７は、本明細書で説明されるデータ回路６００６のものと多くの点で同様に実装することができる。器具インターフェース回路１０９８は、この通信を可能にするための第２のデータ回路インターフェース２０１０を含み得る。一形態では、第２のデータ回路インターフェース２０１０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することができる。特定の形態では、第２のデータ回路は、一般的には、データを送信及び／又は受信するための、任意の回路とすることができる。一形態では、例えば、第２のデータ回路は、そのデータ回路が関連付けられる特定の外科用器具に関する情報を、記憶することができる。そのような情報としては、例えば、モデル番号、シリアル番号、その外科用器具が使用された手術件数、及び／又は他のタイプの情報を挙げることができる。一部の形態では、第２のデ

ータ回路２００７は、関連するトランスデューサ１０１４、エンドエフェクタ１０２６、若しくは超音波駆動システムの、電気的特性及び／又は超音波特性についての情報を記憶することができる。例えば、第１のデータ回路２００６は、本明細書で説明されるように、バーンイン周波数勾配を指示することができる。更には、又は代替的に、任意のタイプの情報を、第２のデータ回路内に記憶するために、第２のデータ回路インターフェース２０１０を介して、第２のデータ回路に（例えば、論理装置２０００を使用して）通信することができる。そのような情報としては、例えば、その器具が使用された最新の手術件数、並びに／あるいは、その使用の日付及び／又は時間を挙げることができる。特定の形態では、第の２データ回路は、１つ以上のセンサ（例えば、器具ベースの温度センサ）によって取得されたデータを伝送することができる。特定の形態では、第２のデータ回路は、発生器１００２からのデータを受信し、その受信されたデータに基づいて、ユーザーへの指示（例えば、ＬＥＤ指示又は他の可視指示）を提供することができる。

【０１２４】

特定の形態では、第２のデータ回路及び第２のデータ回路インターフェース２０１０は、論理装置２０００と第２の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１００２に接続するケーブルの専用導体）の提供を必要とすることなく達成されるように、構成することができる。一形態では、例えば、信号調整回路２００２からハンドピース内の制御回路に呼びかけ信号を送信するために使用される導体のうちの１つなどの、既存のケーブル配線上に実装される、１ワイヤバス通信スキームを使用して、第２のデータ回路との間で情報を通信することができる。この方式で、通常であれば必要であり得る、外科用装置に対する設計の変更又は修正は、最小限に抑えられるか若しくは低減される。更には、共通の物理チャネルを介して実施される異なるタイプの通信は、周波数帯域分離が可能であるため、第２のデータ回路の存在は、必須のデータ読み取り機能性を有さない発生器には「不可視」となり、それゆえ、外科用装置器具の後方互換性を可能にし得る。

【０１２５】

特定の形態では、絶縁段階１０５２は、患者へのＤＣ電流の通過を防ぐための、駆動信号出力端子１０６０ｂに接続された少なくとも１つの阻止コンデンサ２０９６－１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従うことが必要とされる場合がある。単一コンデンサ設計での故障は比較的稀ではあるが、それにも関わらず、そのような故障は、負の結果をもたらし得る。一形態では、阻止コンデンサ２０９６－１と直列に、第２の阻止コンデンサ２０９６－２を提供することができ、阻止コンデンサ２０９６－１と阻止コンデンサ２０９６－２との間の点から漏れる電流が、例えば、漏洩電流によって誘発される電圧をサンプル抽出するためのＡＤＣ　２０９８によって監視される。このサンプルは、例えば、論理回路２０００によって受信することができる。（図１９の形態で、電圧サンプルによって示されるような）漏洩電流の変化に基づいて、発生器１００２は、阻止コンデンサ２０９６－１、２０９６－２の少なくとも一方が故障している場合を判定することができる。したがって、図１９の形態は、単一障害点を有する単一コンデンサ設計に勝る利益をもたらす。

【０１２６】

特定の形態では、非絶縁段階１０５４は、好適な電圧及び電流でＤＣ電力を出力するための、電源２０１１を含み得る。この電源は、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２０１１は、電源の出力を受信して、発生器１００２の様々な構成要素によって必要とされる電圧及び電流でＤＣ出力を生成するための、１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２０１３を更に含み得る。コントローラ１０９６に関連して上述されたように、１つ以上のＤＣ／ＤＣ電圧変換器２０１３は、ユーザーによる「オン／オフ」入力装置１０４５の起動がコントローラ１０９６によって検出される場合に、コントローラ１０９６からの入力を受信することにより、ＤＣ／ＤＣ電圧変換器２０１３の動作、又は起動を可能にすることができる。

【０１２７】

外科用システム１９（図１）、１９０（図１０）、１０００（図１６）の様々な形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記の外科用システム１９、１９０、１０００に関する動作は、全般的に、入力装置４０６、１０４５及び発生器１００２を備える外科用器具を採用する、組織を切断及び凝固するためのプロセスの観点で、更に説明することができる。特定のプロセスが、それらの動作の詳細と関連して説明されるが、そのプロセスは、本明細書で説明される全般的な機能性を、どのように外科用システム１９、１９０、１０００が実施することができるかという例を提供しているに過ぎないことを、理解することができる。更には、所与のプロセスは、特に指示がない限り、必ずしも本明細書で提示される順序で実行する必要はない。前述のように、入力装置４０６、１０４５のいずれも、外科用装置１００（図１）、１２０（図１０）、１００２（図１６）、１００６（図１６）の出力（例えば、インピーダンス、電流、電圧、周波数）をプログラムするために採用することができる。

【０１２８】

図２０～２２は、超音波エンドエフェクタ１０２６のブレードの急速加熱が生じるときを検出して、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバックを提供し、かつ／あるいは、器具及び／又は発生器の動作モードを変更するための機会を提供するための、組織アルゴリズムに関連する、１２００、１３００、１４００の論理フローチャートの様々な形態を示す。例えば、フィードバックは、出力インジケータ４１２（図９、１１）及び／又は出力装置１０４７（図１６）を介して提供することができる（例えば、告知、電力出力の変調、及び／又はコンテンツの表示）。本開示によれば、「超音波外科用器具１００、１２０、１００４」などの、複数の参照番号を使用して要素を説明する場合、例えば、「超音波外科用器具１００」又は「超音波外科用器具１２０」又は「超音波外科用器具１００４」などの、それらの要素のうちのいずれか１つに言及するものであることを理解するべきである。しかしながら、本明細書で説明されるアルゴリズムのうちのいずれも、本明細書で説明される器具１００、１２０、１００４のうちのいずれかで実行するのに好適であることが、理解されるであろう。

【０１２９】

様々な形態では、フィードバックは、図９及び図１１に示される出力インジケータ４１２、あるいは図１６の出力装置１０４７によって提供することができる。これらのフィードバック装置（例えば、出力インジケータ４１２、出力装置１０４７）は、エンドエフェクタ８１（図１）、８１０（図１０）、１０２６（図１６）によって操作されている組織が、ユーザーの視野の外にあり、状態の変化がいつ組織内で生じるかをユーザーが見ることができない適用例では、特に有用である。フィードバック装置は、対応する組織アルゴリズムに関連するような論理フローチャート７００、８００、９００、１２００、１３００、１４００に関連して説明される動作に従って決定されるように、組織の状態の変化が生じたことを、ユーザーに通知する。フィードバック装置は、組織の現在の状態又は条件に従って、様々なタイプのフィードバックを提供するように構成することができる。組織の状態の変化は、例えば、図１５Ａ～Ｃとの関連で上述された論理フローチャート７００、８００、９００、及び図２０～２２との関連で以下で説明される論理フローチャート１２００、１３００、１４００、並びに本明細書で説明される様々な他の論理フローチャートに関連して説明される動作に従って、電圧、電流、及び周波数の測定に基づくトランスデューサ並び／あるいは組織の測定に基づいて、判定することができる。

【０１３０】

一形態では、論理フローチャート１２００、１３００、１４００は、発生器３０、５００のプロセッサ４００（図９、１１、１４）部分、又は発生器１００２（図１６、１７、１９）によって実行される、コンピュータ可読命令を含む実行可能モジュール（例えば、アルゴリズム）として実施することができる。様々な形態では、論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して説明される動作は、１つ若しくは複数のソフトウェア構成要素、例えば、プログラム、サブルーチン、論理として、１つ若しくは複数のハードウェア構成要素、例えば、プロセッサ、ＤＳＰ、ＰＬＤ、ＰＧＡ、ＦＰＧＡ、ＡＳＩＣ

、回路、論理回路、レジスターとして、及び／又はソフトウェアとハードウェアとの組み合わせとして、実施することができる。一形態では、論理フローチャート１２００、１３００、１４００によって説明される動作を実行するための実行可能命令は、メモリ内に記憶することができる。実行されると、それらの命令により、プロセッサ４００、ＤＳＰプロセッサ１０７４（図１９）、又は論理装置１０６６（図１９）は、論理フローチャート１２００、１３００、及び１４００で説明される動作に従って組織の状態の変化を判定し、出力インジケータ４１２（図９、１１）又は出力インジケータ１０４７（図１６、１７）によってユーザーにフィードバックを提供する。そのような実行可能命令に従って、プロセッサ４００、ＤＳＰプロセッサ１０７４、及び／又は論理装置１０６６は、発生器３０、５００、１００２から入手可能な電圧、電流、及び／又は周波数の信号サンプルを監視して評価し、そのような信号サンプルの評価に従って、組織の状態の変化が生じているか否かを判定する。以下で更に説明されるように、組織の状態の変化は、超音波器具のタイプ、及びその器具が通電される電力レベルに基づいて判定することができる。このフィードバックに応答して、超音波外科用器具１００、１２０、１００４のうちのいずれか１つの動作モードを、ユーザーによって制御することができ、又は自動的に、若しくは半自動的に制御することができる。

【０１３１】

ここで、論理フローチャート１２００、１３００、１４００によって表される組織アルゴリズムの簡単な概要を、対応する発生器３０（図１）、５００（図１０）、１００２（図１７）によって駆動される超音波外科用器具１００、１２０、１００４のうちのいずれか１つに関連して説明する。一態様では、組織アルゴリズムは、超音波エンドエフェクタ８１（図１）、８１０（図１０）、１０２６（図１７）のブレード部分の温度（またそれゆえ、共振）が急速に変化しているときを検出する（最大の関心対象は、増大変化である）。クランプ型又はハサミ型の器具に関しては、この変化は、とりわけ、最小限の組織、組織の破片、又は流体が、ブレードに隣接するか若しくは全く隣接せず、ブレードが、クランプアーム、クランプパッド、又は他の好適な組織付勢部材に接して起動される、一般的な臨床シナリオに対応し得る。クランプアーム及び関連機構を有するか若しくは有さない器具を使用して、組織に作用する非クランプ適用例に関しては、この変化は、ブレードが、骨若しくは他の硬い材料に接して起動される場合、又は、ブレードを組織標的に結合するために、過度の力が使用される場合などの、急速加熱が生じる条件に対応する。これらは例示的なケースであり、急速なブレード加熱が生じる可能性があり、かつ本明細書で説明されるような組織アルゴリズムが利益となる、他の臨床シナリオを想像することができる。

【０１３２】

論理フローチャート１２００、１３００、１４００によって表される組織アルゴリズム、及び本明細書で説明されるアルゴリズムのいずれも、本明細書で説明される発生器３０、５００、１００２のうちのいずれか、及び、Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．（Ｃｉｎｃｉｎｎａｔｉ，Ｏｈｉｏ）から入手可能なＧＥＮ　０４、ＧＥＮ１１発生器などの他の好適な発生器、並びに本明細書で開示されるアルゴリズム又は技術を活用することが可能な関連装置、システムと共に、採用することができる。したがって、フローチャート１２００、１３００、１４００と併せた組織アルゴリズムの説明では、対応する図１～９、１０～１３、及び図１６～１９との関連で説明される発生器３０、５００、１００２を参照する。

【０１３３】

したがって、ここで図１～１４を参照すると、超音波外科用器具１００、１２０、１００４のうちのいずれの１つのブレード／ハンドピース共振システムの周波数も、温度に応じて決定される。例えば、超音波ハサミ型エンドエフェクタが、クランプされた組織片を切断する場合、ブレードは、最終的に組織を切断するまで、組織を加熱して薄くする。この時点で、ブレードは、組織パッドに接して存在し、それら２つの間にクランプ圧が維持される場合には、ブレードとパッドとの界面が、パッドに対するブレードの機械運動又は

振動運動を介して、電力を引き出すことになる。その界面に「堆積された」電力は、パッド材料が極めて絶縁性であるために、主にブレードの先端へと伝導されることになる。この熱エネルギーによって、ブレードの先端の剛性が変更され、システム共振は、これらの局所的な（先端への）条件により、適宜に変化することになる。発生器３０、５００、１００２は、この共振を追跡する。ハサミの実施例は、このアルゴリズムが有用である１つのシナリオを示すものである。更なるシナリオは、クランプアームが閉鎖されたハサミ装置を使用する後部切断、強靭な組織若しくは硬い組織に対するブレード切断、又は、ブレードエンドエフェクタの熱条件を知ることが望ましい任意のシナリオである。ここで、この共振の追跡、またそれゆえブレードの先端の熱条件の追跡に、論理を適用する組織アルゴリズムを、図２０～２２の論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して説明する。

【０１３４】

更には、論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して説明される組織アルゴリズムの説明は、本明細書で説明される、対応する発生器３０、５００、１００２を備える超音波外科用器具１００、１２０、１００４のうちのいずれか１つを使用して得られるデータを介した、例示的な実施例を伴う。

【０１３５】

論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して説明される組織アルゴリズムは、電気的駆動信号の監視に依存し、特に、その駆動信号の共振周波数に相関するものに依存する。このアルゴリズムは、共振周波数、及びその経時変化（すなわち、時間に対する周波数の一次導関数）を監視する。本開示の全体を通して、この周波数の経時変化は、周波数勾配と称される。周波数勾配は、隣接する（又は比較的近接する）データ点の周波数の変化を算出し、対応する時間の変化で除算することによって、局所的に（時間的観点から）算出される。信号の過渡現象のため、平均化、又は複数の適用可能なフィルタ処理若しくは平滑化技術のうちのいずれかを（より容易に傾向を識別可能にし、条件セットが急速にオン／オフされることを防ぐために）採用することができる。図６２、６３、６４に示すデータプロットは、制御／監視に有用な周波数勾配値を獲得するための、周波数勾配の計算、及び平均化技術（例えば、指数加重移動平均、すなわちＥＷＭＡ）の使用を示す。周波数勾配の他の説明としては、「周波数の一次導関数」及び「時間に対する周波数の変化」が挙げられるが、それらに限定されない。

【０１３６】

図２０は、発生器３０、５００、１００２、及び／又は器具のオンボード発生器若しくは制御回路の一形態で実施することが可能な、組織アルゴリズムの論理フローチャート１２００である。全体的なレベルで、論理フローチャート１２００に関連して説明される組織アルゴリズムは、関心対象のイベント（例えば、超音波器具のブレードが急速に加熱している）に相関する論理条件のセットに対して、リアルタイムで電気信号を評価する。したがって、発生器３０、５００、１００２は、論理条件のセットが生じるときを判定し、対応する応答のセットをトリガする。用語「条件セット」及び「応答セット」は、以下のように定義される。

（１）条件セット－リアルタイムで電気信号が監視される、論理条件のセット。

（２）応答セット－満たされた条件セットに対する、発生器３０、５００、１００２システムの１つ以上の応答。

【０１３７】

１２０２で、発生器３０、５００、１００２は、超音波駆動モードに準備完了状態で置かれる。

【０１３８】

１２０４で、発生器３０、５００、１００２は、既定の電力レベルＮで起動される。ユーザーが外科用システム１９、１９０、１０００を起動すると、対応する発生器３０、５００、１００２は、外科用システム１９、１９０、１０００の共振を探索し、次いで、エンドエフェクタ８１、８１０、１０２６への出力を、指令電力レベルに関する標的のレベ

ルへと傾斜付けすることによって、応答する。

【０１３９】

１２０６で、この組織アルゴリズムは、少なくとも１つの条件セット／応答セットのフラグが使用可能である場合を判定することによって、組織アルゴリズムに関連付けられるパラメータが使用されているか否かを判定する。そのようなフラグが使用可能ではない場合、このアルゴリズムは、「いいえ」の経路に沿って進み、１２０８で、外科用システム１９、１９０、１０００は、標準超音波モードで操作され、１２１０で、組織処置が完了すると、対応する発生器３０、５００、１００２が停止される。

【０１４０】

条件セット／応答セットを設定するための少なくとも１つのフラグが使用可能である場合、このアルゴリズムは、「はい」の経路に沿って進み、発生器３０、５００、１００２は、タイマＸ及びタイマＸラッチをリセットした後、組織アルゴリズム１３００の信号評価を利用する。以下でより詳細に説明される組織アルゴリズム１３００は、所与の条件セットが現在満たされているか又は「真」であるか否かの指示を返すことができる。一形態では、条件セット／応答セットを設定するための少なくとも１つのフラグは、対応する発生器３０、５００、１００２に取り付けられた器具１００、１２０、１００４のＥＥＰＲＯＭイメージ内に記憶することができる。条件セット／応答セットを使用可能状態に設定するためのＥＥＰＲＯＭフラグは、表１に含まれる。

【０１４１】

【表１】

表１

組織アルゴリズムに関する使用可能／使用不可フラグ関数		使用可能関数に対する値	「標準」駆動用の値
名前	説明		
条件セット1パルス化フラグ	条件セット1が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器は、応答セット1の一部として、パルス化パラメータによって電力をパルス化する。	1	0
条件セット1 LCD表示フラグ	条件セット1が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器のLCDは、応答セット1の一部として、割り当てられたグラフィック画面を表示する。	1	0
条件セット1音声フラグ	条件セット1が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器は、応答セット1の一部として、割り当てられた音声ファイルを再生する。	1	0
条件セット2パルス化フラグ	条件セット2が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器は、応答セット2の一部として、パルス化パラメータによって電力をパルス化する。	1	0
条件セット2 LCD表示フラグ	条件セット2が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器のLCDは、応答セット2の一部として、割り当てられたグラフィック画面を表示する。	1	0
条件セット2音声フラグ	条件セット2が満たされ、かつこの関数が使用可能である場合には、発生器は、応答セット2の一部として、割り当てられた音声ファイルを再生する。	1	0

【０１４２】

一形態では、論理フローチャート１２００の組織アルゴリズム１３００信号評価部分は、２つの条件セットを利用し、これら２つの条件セットのそれぞれが、応答セットを有するが、このことは、論理フローチャート１３００、１４００に関連してより詳細に説明される。組織アルゴリズム１３００論理は、以下のように説明することができる。条件セッ

ト１が満たされると、応答セット１がトリガされる。２つの条件セットを有することにより、階層的な応答（条件レベルに基づく差異化された応答）が可能となり、また複雑な一連のイベントを管理する能力も提供される。

【０１４３】

１２１０で、満たされている条件セットに関する応答がトリガされる。ループ１２１２は、条件セットが満たされ、発生器３０、５００、１００２が１２１４で停止されるまで、繰り返される。

【０１４４】

パルス化応答は、比較的単純な音声応答及びＬＣＤ表示応答よりも詳細なものであり、また更なる説明が必要とされる。パルス化応答がトリガされると、発生器３０、５００、１００２は、以下の４つのパラメータによって規定されるように、パルス状出力を駆動する。

（１）第１のパルス振幅（ＥＥＰＲＯＭパラメータ、各電力レベルに関して１つの値）－第１のパルスに関する駆動振幅、

（２）第１のパルス時間（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）－第１のパルス振幅が駆動される時間、

（３）第２のパルス振幅（ＥＥＰＲＯＭパラメータ、各電力レベルに関して１つの値）－第２のパルスに関する駆動振幅、及び

（４）第２のパルス時間（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）－第２のパルス振幅が駆動される時間。

【０１４５】

特定の形態では、第１のパルス振幅及び第２のパルス振幅は、互いに対して、増大するか、減少するか、又は同じままで留まる場合がある。例えば、特定の形態では、第１のパルス振幅及び第２のパルス振幅は、等しくすることができる。また、特定の形態では、第１のパルス期間及び第２のパルス期間は、例えば、１秒の数分の一、数分、数時間などを含めた、任意の好適な値を取ることができる。例示的一形態では、第１のパルス期間及び第２のパルス期間は、５５秒とすることができる。

【０１４６】

パルス状出力を駆動する場合、発生器３０、５００、１００２は、第１のパルスを駆動し、次いで第２のパルスを駆動して、次いで繰り返す。パルス振幅は、指令電力レベルの出力電流の百分率を単位として表すことができる。この指令電力レベルは、起動スイッチ（最小又は最大）によって、及び最小が起動される場合は発生器設定によって、設定することができる。

【０１４７】

図２１は、発生器の一形態で実施することが可能な、図２０に示す組織アルゴリズムの信号評価組織アルゴリズム部分の論理フローチャート１３００である。組織アルゴリズム１３００は、１つ以上の条件セットが満たされているか否か（またそれゆえ、対応する応答セットを１２１０でトリガするべきか否か）を判定することができる。図２１に示す組織アルゴリズム信号評価フローは、「待機時間」パラメータ１３０４の適用及び周波数勾配の計算（実行計算であるため、局所的周波数勾配とも称される）を示す。

【０１４８】

１３０２で、このアルゴリズムは、１２０４（図２０）で起動が開始されてからの時間を算出する。この時間は、$T_{経過}$として表され、$T_{システム}-T_{電力オン}$である。前述のように、ユーザーが外科用システム１９、１９０、１０００を起動すると、対応する発生器３０、５００、１００２は、超音波システム１００、１２０、１００４の共振を探索し、次いで、対応するエンドエフェクタ８１、８１０、１０２６への出力を、指令電力レベルに関する標的のレベルへと傾斜付けすることによって、応答する。

【０１４９】

この時間中に、関連する信号過渡現象は、アルゴリズム論理の適用を困難にさせる恐れがある。このアルゴリズムは、それゆえ、超音波外科用器具１００、１２０、１００４の

ハンドピース部分内に配置されたＥＥＰＲＯＭイメージ内に記憶されている、「待機時間」パラメータ１３０４を利用する。「待機時間」パラメータ１３０４（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）は、起動の開始時の時間として定義され、その間には、発生器３０、５００、１００２は、アルゴリズム論理に対する、共振探索及び駆動傾斜信号過渡現象の影響を減少させるために、組織アルゴリズムを適用しない。典型的な「待機時間」パラメータ１３０４の値は、約０．０５０～０．６００秒（５０～６００ミリ秒）である。

【０１５０】

１３０６で、$T_{経過}$が「待機時間」パラメータ１３０４の値と比較される。$T_{経過}$が、「待機時間」パラメータ１３０４の値以下である場合、このアルゴリズムは「いいえ」の経路に沿って進み、１３０２で新たな$T_{経過}$を計算する。$T_{経過}$が、「待機時間」パラメータ１３０４の値を超える場合、このアルゴリズムは「はい」の経路に沿って進み、信号を評価する。

【０１５１】

１３０８で、このアルゴリズムは、信号評価／監視関数を実行する。上述のように、この関数アルゴリズムの一態様は、周波数勾配を監視することである。物理的意味では、周波数勾配は、例えば、本明細書で開示される超音波システム１００、１２０、１００４などの、ブレード及びハンドピース音響サブアセンブリを備える共振システム内への、又は共振システム外への、熱流束と相関する。組織に対する作動の間の周波数及び周波数勾配の変化は、エンドエフェクタで生じる変化条件（組織の乾燥、分離、及びクランプアームパッドに接触するブレード）によって支配される。ブレードが加熱されている場合（すなわち、ブレード内への熱流束）、周波数勾配は負である。ブレードが冷却されている場合（すなわち、ブレード外への熱流束）、周波数勾配は正である。したがって、このアルゴリズムは、周波数データ点間、すなわち入来周波数データ点１３１０（F_t）と先行F_tデータ点１３１２との間の勾配を計算する。算出される周波数勾配はまた、実行計算であるため、局所的周波数勾配と称される場合もある。局所的周波数勾配は、$F_{勾配_周波数}$，F_tと称される場合があり、これは、共振周波数（F_t）での周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）である。局所的周波数勾配は、例えば、図２２に示すフローチャート１４００に従った評価のために、条件セット１、条件セット２に送ることができる（１４００）。２つの条件セットが示されるが、一部の例示的形態では、更なる条件セットを追加することができる点が、理解されるであろう。

【０１５２】

図２２は、３０、５０、１００２などの発生器の一形態で実施することが可能な、図２１に示す信号評価組織アルゴリズムに関する条件セットを評価するための、論理フローチャート１４００である。論理フローチャート１４００は、条件セットＸを評価し、Ｘは、例えば、１又は２のいずれかである。

【０１５３】

この組織アルゴリズムによれば、１４０２で、１３０８（図２１）で算出された局所的周波数勾配が、電力レベルＮでの条件セットＸに関する周波数勾配閾値パラメータ１４０４の値と比較される。周波数勾配閾値パラメータ１４０４は、取り付けられる器具１００、１２０、１００４内に配置されたＥＥＰＲＯＭ内に記憶することができ、各電力レベルに関して、１つのＥＥＰＲＯＭパラメータ値が記憶される。１３０８で算出された局所的周波数勾配が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４の値を下回る場合、１２１０（図２０）で、第１の応答セットをトリガすることができる。ブレードが比較的急速度で加熱されている場合、周波数勾配はより負になり、この組織アルゴリズムは、周波数勾配閾値パラメータ１４０４の値を下回る周波数勾配の低下によって、この条件を特定する。この場合も、周波数勾配は、ブレード内への、又はブレード外への、熱変化若しくは熱流束の速度を示すものである。

【０１５４】

この組織アルゴリズムによれば、１４０２ではまた、共振周波数が、条件セットＸに関する周波数閾値パラメータ１４０６の値と比較される。周波数閾値パラメータ１４０６の

値は、取り付けられる器具１００、１２０、１００４内に配置されたＥＥＰＲＯＭ内に記憶することができる。共振周波数が、閾値周波数パラメータ１４０６の値を下回る場合、１２１０（図２０）で、第２の応答セットをトリガすることができる。ブレードが継続して加熱されるにつれ、周波数も低下し続けることになる。周波数閾値パラメータ１４０６の値は、（より動的なインジケータである、周波数勾配に加えて）ブレードの熱条件についての追加的情報を提供することによって、アルゴリズムのロバスト性を改善することを意図するものである。室温などの何らかの既知の条件からの周波数低下は、これらの既知の熱条件に関連する、共振システムの熱状態の良好な指示を与える。

【０１５５】

一部の形態では、周波数勾配及び共振周波数を、共通の条件セットで利用することができる。例えば、周波数勾配及び共振周波数の双方が所与の閾値を満たさない限りは、条件セットを満たすことができない。例えば、１４０２で、周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４の値を下回り、かつ共振周波数（F_t）が、周波数閾値パラメータ１４０６の値を下回る場合、このアルゴリズムは、「はい」の経路に沿って１４０８に進み、タイマＸをインクリメントする（Ｘは、この組織アルゴリズムによって評価されている特定の条件セットに対応する）。

【０１５６】

電気信号、例えば、周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）及び共振周波数（F_t）を、対応する閾値パラメータ１４０４、１４０６と比較する際、信号が閾値を越えて行き来する境界条件は、以下のように考慮することができる。一態様では、この組織アルゴリズムは、この考慮事項を配慮するために、特定の条件セットＸに関する「トリガ前の必要時間」パラメータ１４１２の値（この値もまた、器具ＥＥＰＲＯＭ内に記憶することができる）を採用する。「トリガ前の必要時間」パラメータ１４１２の値は、トリガ前に必要とされる時間（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）、すなわち、周波数勾配及び／又は周波数が、応答セットがトリガされる、それらの対応する閾値未満となるために必要な時間として定義される。このことは、応答の急速な「往復」トリガを防ぐことを意図するものである。しかしながら、生じる可能性のある、急速ではない「往復」トリガを追跡することが、有用な場合がある。

【０１５７】

それゆえ、１４１４で、このアルゴリズムは、タイマＸの値が、条件セットＸに関する「トリガ前の必要時間」パラメータ１４１２の値を超えているか否かを判定する。タイマＸの値が、「トリガ前の必要時間」パラメータ１４１２の値を超えている場合、このアルゴリズムは「はい」の経路に沿って進み、１４１６で、条件セットＸに関するラッチを設定する。出力１４１８は、条件セットＸが満たされていることを示す。タイマＸの値が、「トリガ前の必要時間」パラメータ１４１２の値以下である場合、このアルゴリズムは、「いいえ」の経路に沿って進み、出力１４２０で、条件セットＸが満たされていないことを示す。

【０１５８】

１４０２で、周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４の値以上であるか、又は共振周波数（F_t）が、周波数閾値パラメータ１４０６の値以上である場合、このアルゴリズムは、「いいえ」の経路に沿って進み、１４１０で、タイマＸをリセットする（Ｘは、この組織アルゴリズムによって評価されている特定の条件セットに対応する）。

【０１５９】

更なるロバスト性のために、２つのラッチパラメータが、このアルゴリズムによって採用される。ラッチを使用しない場合には、このアルゴリズムは、（ａ）システムが停止される場合、又は（ｂ）信号が、もはやその対応する閾値を下回らない場合に、応答セットを終了するように構成される。２つのラッチパラメータを利用することができる。それらは、「最小ラッチ時間」パラメータ１４２２及び「クロスバック周波数勾配閾値」パラメータ１４２４である。これらのラッチパラメータ１４２２、１４２４は、（ａ）高温でよ

り滑り易くなるクランプアームパッド表面、及び（ｂ）パルス遷移での信号過渡現象が予想されるパルス化出力に関する、ロバスト性のために重要である。

【０１６０】

最小ラッチ時間パラメータ１４２２（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）は、条件セットＸへの応答がトリガされるための、最小限の時間量として定義することができる。最小ラッチ時間に関する考慮事項としては、（ａ）トリガされた可聴応答を再生するために必要な時間の長さ（例えば、一形態では、「事前警告」ＷＡＶ音声ファイルは、約０．５秒の長さとすることができる）、（ｂ）イベントに関する典型的な（約０．５～１．０秒の）若しくは極端な（約１．５～２．０秒の）ユーザー応答時間、又は（ｃ）複数の切断（「マーチング」として既知である）の適用に関する典型的な組織再把持時間（約１．１～２．０秒、約１．６秒の平均値）が挙げられる。

【０１６１】

クロスバック周波数勾配閾値パラメータ１４２４（ＥＥＰＲＯＭパラメータ）は、それを上回るとトリガされた応答が停止する（すなわち、それ以上トリガされない）周波数勾配閾値として定義することができる。これは、（組織に対する作動とパッドに対する作動との識別に対して）開放されたパッドに対する作動とつかみ具に対する作動とを識別する役割を担う、より高い「クロスバックオーバー」周波数勾配閾値を提供する。

【０１６２】

論理フローチャート１４００によって表される組織アルゴリズム部分によれば、タイマＸが、１４１０でリセットされた後、１４２６で、この組織アルゴリズムは、条件セットＸに対するラッチ、又はクロスバック周波数勾配ラッチのいずれかが設定されているか否かを判定する。双方のラッチとも設定されていない場合、このアルゴリズムは、「いいえ」に沿って進み、出力１４２０で、条件セットＸが満たされていないことを示す。ラッチのうちのいずれか一方が設定されている場合、このアルゴリズムは、「はい」の経路に沿って１４２８へ進む。

【０１６３】

１４２８で、このアルゴリズムは、条件セットＸに関するラッチ時間が、条件セットＸに関する最小ラッチ時間パラメータ１４２２の値を超えているか否か、及び、周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）が、クロスバック周波数勾配閾値パラメータ１４２４の値を超えているか否かを判定し、アルゴリズムは「はい」の経路に沿って進み、１４３０で、タイマＸに関するラッチをリセットして、出力１４２０で、条件セットＸが満たされていないことを示す。条件セットＸに関するラッチ時間が、条件セットＸに関する最小ラッチ時間パラメータ１４２２の値以下であり、かつ周波数勾配（$F_{勾配_周波数}$）が、クロスバック周波数勾配閾値パラメータ１４２４の値以下である場合、このアルゴリズムは、「いいえ」の経路に沿って進み、出力１４３２で、条件セットＸが満たされていることを示す。

【０１６４】

図２１及び図２２に示すように、フローの観点からは、２つの同一の条件セット１及び条件セット２が存在する。これらの条件セット１及び条件セット２は、表２に含まれるようなパラメータの反復セットを有する。条件セット１及び条件セット２によって共有されるアルゴリズムパラメータは、表３に含まれる。

【０１６５】

表２は、各条件セットに関する、反復されるアルゴリズムＥＥＰＲＯＭパラメータの概要、及び１つの条件セット当りのパラメータ数を含む。

【０１６６】

【表２】

表２：アルゴリズムＥＥＰＲＯＭパラメータの概要、各条件セットに関する反復パラメータ

各条件セットに関する反復パラメータ	１つの条件セット当りのパラメータの数
トリガ前の必要時間	1
最小ラッチ時間	1
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）	5
周波数閾値	1

【０１６７】

表３は、各条件セットに関する、（反復されない）共有アルゴリズムＥＥＰＲＯＭパラメータの概要、及びパラメータ数を含む。

【０１６８】

【表３】

表３：アルゴリズムＥＥＰＲＯＭパラメータの概要、全ての条件セットに対する共通パラメータ

条件セットによって共有されるパラメータ（反復されない）	パラメータの数
待機時間	1
クロスバック周波数勾配閾値	1
第1のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	5
第1のパルス時間	1
第2のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	5
第2のパルス時間	1

【０１６９】

開示の明瞭性のために、ここで、それぞれ図２０～２２に示される論理フローチャート１２００、１３００、１４００との関連で説明される組織アルゴリズムを、４つの実施例の観点から説明する。組織アルゴリズムの基本的適用には、周波数勾配、共振周波数、又はその双方の、それらの対応する閾値に照合される監視が含まれる。したがって、第１の実施例は、その対応する閾値に照合される、周波数勾配の監視を含むものであり、図２３～２８に示される。第２の実施例は、その対応する閾値に照合される、共振周波数の監視を含むものであり、図２９～３１に示される。第３の実施例は、その対応する閾値に照合される、周波数勾配及び共振周波数の双方の監視を含み、図３２～３４に示される。最後に、第４の実施例もまた、その対応する閾値に照合される、周波数勾配及び共振周波数の双方の監視を含む。

【実施例】

【０１７０】

実施例１：対応する閾値に照合される周波数勾配の監視

第１の実施例は、対応する閾値に照合される周波数勾配の監視を含み、図２３～２８を参照して示される。この第１の実施例は、最も単純であり、周波数勾配のみに基づいて、応答セットをトリガする実施例である。表４は、本明細書で開示される超音波器具１００、１２０、１００４などの対応する超音波器具を備える、本明細書で開示される外科用器具１９、１９０、１０００のうちのいずれか１つなどの外科用器具に関する、この目的のための代表的なパラメータを含む。

【０１７１】

【表４】

表４：周波数勾配閾値のみによって音声指示をトリガするための代表的なパラメータ（１つの条件セットを利用）

パラメータ	値*
条件セット1パルス化フラグ	0
条件セット1　LCD表示フラグ	0
条件セット1音声フラグ	1
トリガ前の必要時間、条件セット1	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット1	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット1	レベル5：－0．060kHz／秒 レベル4：－0．053kHz／秒 レベル3：－0．045kHz／秒 レベル2：－0．038kHz／秒 レベル1：－0．030kHz／秒
周波数閾値、条件セット1	56，000Hz*
待機時間	100ミリ秒
クロスバック周波数勾配閾値	－0．020kHz／秒
第1のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第1のパルス時間	該当なし
第2のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第2のパルス時間	該当なし

＊　これらのパラメータ値は、論理フローに事実上発生しないように、適切な過度に設定される（例えば、常に「真」であるように設定）

【０１７２】

図２３～２５は、表４に含まれる代表的／例示的パラメータを使用する発生器によって生成される、信号データを示す。この発生器は、本明細書で開示される発生器３０、５００、１００２のうちのいずれか１つと同様のものとすることができ、本開示に従って組織に対して適用される超音波モードで動作する、対応する外科用システム１９、１９０、１０００（例えば、超音波システム１９、１９０、１０００）の一部分を形成する。

【０１７３】

周波数勾配のみを使用して応答セットをトリガすることは、「バーンイン」シナリオ又は試験で更に明示することができる。図２６～２８は、「バーンイン」シナリオ又は試験の間の、表４に含まれる代表的／例示的パラメータを使用する発生器によって生成される、信号データを示す。「バーンイン」は、ユーザーがハサミ型超音波外科用器具を、介在する組織なしに起動する（例えば、つかみ具を閉鎖した状態での後部切断）ユースケースをシミュレートする。この試験はまた、例えば「応答時間」などの、装置特性を定量化するためにも有用であり得る。

【０１７４】

超音波器具の応答時間は、超音波システム（器具、ハンドピース、及び組織アルゴリズムを使用する発生器）が、ブレードにクランプアームパッドが接触することに応答するために必要とされる時間として、定義することができる。超音波システムは、通常、最初に「空中で」（すなわち、非負荷で）起動され、クランプアームが、ブレードに接して閉鎖されて、一定の期間にわたって保持され、次いで、クランプアームは開放され、超音波システムが停止される。応答時間は、クランプアームパッドがブレードとの接触を開始することにより、休止電力（空中での電力）が変化を開始する点と、応答セットがトリガされる点との間の時間である。これはまた、冷却速度の定量化を可能にする試験でもあり、冷

却速度が高速になるほど（同様の対流境界条件を仮定して）、より多くの熱エネルギー又は残留熱が、ブレード内に存在する。冷却速度は、周波数勾配に比例する（補足すると、正の周波数勾配値は、ブレード外への瞬間熱流束に相関する）。後に詳述されるように、冷却速度はまた、制御目的のために監視及び使用することもでき、それにより、例えば、正の周波数勾配によって定義されるような冷却速度が、閾値を超える場合には、ブレードが大量の熱エネルギーを「伝達」しており、かつその熱エネルギーを急速に消散していることが分かる。

【０１７５】

図２３Ａは、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配（周波数の１次時間導関数）の波形１５０２のグラフ表示１５００である。電力レベル５に設定された対応する超音波外科用器具を備える超音波システムのうちのいずれか１つを使用する、典型的な組織切断に関して、周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。この適用例に関して使用された周波数勾配閾値１５０４は、－０．０６ｋＨｚ／秒であり、水平の破線によって示される。垂直の一点鎖線１５０６は、組織が分離を開始した時間（２．３２秒）を示し、垂直の破線１５０８は、超音波システムが応答セット（この場合、表４により可聴音のみ）をトリガした時間（２．５５秒）を示す。

【０１７６】

図２３Ｂは、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、図２３に示す波形１５０２上に重ね合わされた、（破線で示される）時間に対する周波数の２次時間導関数（周波数勾配の勾配）の波形１５０３のグラフ表示である。

【０１７７】

図２４は、図２３Ａに示すグラフ表示１５００に関連する、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形１５１２のグラフ表示１５１０である。電力レベル５に設定された超音波システムのうちのいずれか１つを使用する典型的な組織切断に関して、共振周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。垂直の一点鎖線１５０６は、組織が分離を開始した時間（２．３２秒）を示し、垂直の破線１５０８は、超音波システムが応答セット（この場合、可聴音のみ）をトリガした時間（２．５５秒）を示す。

【０１７８】

図２５は、図２３Ａに示すグラフ表示１５００に関連する、典型的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力消費の波形１５１４のグラフ表示１５１４である。電力レベル５に設定された超音波システムのうちのいずれか１つを使用する典型的な組織切断に関して、電力（Ｗ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。垂直の一点鎖線１５０６は、組織が分離を開始した時間（２．３２秒）を示し、垂直の破線１５０８は、超音波システムが応答セット（この場合、可聴音のみ）をトリガした時間（２．５５秒）を示す。

【０１７９】

図２６は、バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配の波形１５１８のグラフ表示１５１６である。この試験に関するパラメータは、表４に含まれるものと一致している。電力レベル５に設定された超音波システムのうちのいずれか１つを使用する典型的な組織切断に関して、周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。この適用例に関して使用された周波数勾配閾値１５０４は、－０．０６ｋＨｚ／秒であり、水平の破線によって示される。垂直の点線１５２４は、クランプすることにより休止電力が変化を開始する時点（２．４９秒）を示し、垂直の一点鎖線１５０６は、電力が立ち上がり傾斜を完了した時間（２．６６秒）を示し、垂直の破線１５０８は、超音波システムが応答セット（この場合、可聴音のみ）をトリガした時間（２．７２秒）を示す。グラフ表示１５１６に示されるように、１５２０での周波数勾配は、冷却速度又はブレード外への熱流束に相関する。また、超音波システムの応答時間１５２２も、クランプにより休止電力が変化を開始する時点（２．４９秒）と、超

音波システムが応答セットをトリガした時間（２．７２秒）との間の時間経過として測定される。

【０１８０】

図２７は、図２６に示すグラフ表示１５１６に関連する、バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形１５２６のグラフ表示１５２４である。電力レベル５に設定された超音波システムのうちのいずれか１つを使用する典型的な組織切断に関して、共振周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０１８１】

図２８は、図２６に示すグラフ表示１５１６に関連する、バーンイン試験の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力消費の波形１５３０のグラフ表示１５２８である。電力レベル５に設定された超音波システムのうちのいずれか１つを使用する典型的な組織切断に関して、電力（Ｗ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０１８２】

実施例２：周波数閾値のみに基づく応答セットのトリガ

第２の実施例は、図２９～３５を参照して、周波数閾値のみに基づいて応答セットをトリガすることを含む。表５は、本明細書で開示される超音波器具１００、１２０、１００４などの対応する超音波器具を備える、本明細書で開示される外科用器具１９、１９０、１０００のうちのいずれか１つなどの外科用器具に関連する、この目的のための代表的なパラメータを含む。周波数閾値を介してトリガすることは、動的なエンドエフェクタ条件の指示性がより低いため、有用性が制限される可能性があり、本明細書では開示の完全性ために提示されることが理解されるであろう。論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して論じられる組織アルゴリズムに周波数勾配を含めることは、本明細書の次のセクションで扱う（周波数勾配閾値の使用と組み合わされた）組み合わせ論理での使用を目的とするものである。

【０１８３】

【表５】

表５：周波数閾値のみによって音声指示をトリガするための代表的なパラメータ（１つの条件セットを利用）

パラメータ	値*
条件セット1パルス化フラグ	0
条件セット1　LCD表示フラグ	0
条件セット1音声フラグ	1
トリガ前の必要時間、条件セット1	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット1	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット1	レベル5：1．00kHz／秒* レベル4：1．00kHz／秒* レベル3：1．00kHz／秒* レベル2：1．00kHz／秒* レベル1：1．00kHz／秒*
周波数閾値、条件セット1	55，100Hz
待機時間	100ミリ秒
クロスバック周波数勾配閾値	－1．00kHz／秒*
第1のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第1のパルス時間	該当なし
第2のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第2のパルス時間	該当なし

＊　これらのパラメータ値は、論理フローに事実上発生しないように、適切な過度に設定される（例えば、常に「真」であるように設定）。

【０１８４】

図２９～３４は、表５に含まれる代表的／例示的パラメータを使用する発生器によって生成される、波形を示す。この発生器は、本明細書で開示される発生器３０、５００、１００２のうちのいずれか１つと同様のものとすることができ、本開示に従って組織に対して適用される超音波モードで動作する、対応する外科用システム１９、１９０、１０００（例えば、超音波システム１９、１９０、１０００）の一部分を形成する。

【０１８５】

表５での周波数閾値としての５５，１００Ｈｚの選択は、（１）超音波器具が、長期間にわたって、組織パッドに接して作動される場合、及び（２）超音波器具が、発生器を稼働させ続けながら、切除されたブタの空腸組織に対する連続的な１０回の切断を可能な限り迅速に実施するように使用される場合の、２つの酷使ケースに関する試験データに基づくものとした。これら２つの酷使ケースのそれぞれは、対応する図２９及び図３０、３１Ａ～Ｃを参照して、より詳細に論じられる。

【０１８６】

図２９は、バーンイン試験の間の、幾つかの発生器の、経時的な周波数変化１６０２の波形のグラフ表示１６００である。Ｘ秒のバーンイン後の周波数変化（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、超音波外科用器具装置の番号が横軸に沿って示される。図２９は、超音波外科用器具が、長期間にわたって組織パッドに接して作動される（延長バーンイン）、超音波外科用器具の延長バーンイン後の周波数変化データを示す。５５，１００Ｈｚの選択により、この条件は、４秒以下の期間、又は５５，８００Ｈｚの公称室温共振周波数からの約７００Ｈｚの周波数低下に制限される。周波数変化データ１６０２１、１６０２２、１６０２３、１６０２４は、対応する、バーンイン開始後１、２、３、及び４秒での発生器３０、５００、１００２のデータから引き出された。５つの超音波外科用器具に関する

公称開始周波数は、５５．８ｋＨｚとした（ブレードは室温で開始した）。第２及び第５の装置は、全ての時間に関する完全なデータセットを生成するには十分に長く稼動しなかった。

【０１８７】

図３０は、発生器を稼働させ続けながら、組織に対する（例えば、切除されたブタの空腸組織に対する）連続的な１０回の切断を可能な限り迅速に実施するように使用される、対応する超音波器具に結合された、発生器の一形態に関する、正規化された、時間に対するインピーダンス、電流、及び周波数、並びに電力消費、供給エネルギー、及び温度の波形の組み合わせのグラフ表示１６０４である。このデータ、及びデータを得るために使用される方法は、酷使条件を表す。

【０１８８】

図３１Ａ～Ｃを参照して、図３０の代表的データを、より明確に示す。図３１Ａは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対するインピーダンスの波形１６０８及び時間に対する電流の波形１６１０のグラフ表示１６０６である。インピーダンス（オーム）及び電流（ｍＡ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０１８９】

図３１Ｂは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の信号の、時間に対する共振周波数の波形１６１４のグラフ表示１６１２である。共振周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０１９０】

図３１Ｃは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する電力の波形１６１８、エネルギーの波形１６２０、及び温度の波形１６２２のグラフ表示１６１６である。電力（Ｗ）、エネルギー（Ｊ）、及び温度（Ｃ）が横軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０１９１】

したがって、ここで図３１Ａ～Ｃを参照すると、グラフ表示１６１２に示されるように、共振周波数曲線１６１４は、１６１５での第３の切断（組織が先端負荷された、特に酷使的な切断）で、７００Ｈｚ（５５．８ｋＨｚから５５．１ｋＨｚまで）低下したことが分かる。共振周波数の波形１６１４が、第３の切断で７００Ｈｚ（５５．８ｋＨｚから５５．１ｋＨｚまで）低下した後、超音波器具は、発生器を飽和させ始め、電流の波形１６１０は、全ての連続的な切断で僅かに低下する。この駆動電流の波形１６１０は、ブレード先端の変位に比例するため、低下する電流波形１６１０は、より低速な組織作用を、またそれゆえ、より低いエネルギー付与速度（及び、より低い加熱速度、すなわち周波数勾配の、より小さい負の度合い）をもたらす。適用シーケンス内での、低下する電流波形１６１０によるこの変化の管理は、本明細書の後続のセクションで、実施例３及び実施例４に関連して説明されるように、周波数変化及び周波数勾配変化の双方を使用して可能となる。

【０１９２】

図３２は、本明細書で説明される発生器の一形態と同様の発生器によって生成される、時間に対する、周波数の波形１６３２、加重周波数勾配の波形１６３４（０．１のα値で指数荷重移動平均を介して算出される）、及び温度の波形１６３６の、グラフ表示の組み合わせ１６３０である。この超音波システムは、表５を構成するものよりも僅かに高い室温共振周波数（縦モード）を有するものとした。それゆえ、周波数閾値１６３３は、それに伴い、表５に示す５５，１００Ｈｚから、図３３に示す、破線で示されるような約５５，２００Ｈｚまで増大された。起動は、電力レベル５に設定された、約５５．９ｋＨｚの室温共振を有する超音波システムを使用して、組織に対して（例えば、切除されたブタの空腸組織に対して）実行された。組織分離は、６．２５秒で生じており、組織の一方の側が約８秒でブレードから分離し、約１０秒で完全な分離が生じる。図３３は、発生器３０、５００、１００２の一形態の、時間に対する周波数の波形１６３２のグラフ表示である

。周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。図３３は、表５に示すものと一致するが、破線１６３３によって示されるように、約５５，２００Ｈｚに調節されたパラメータのみを使用する、周波数閾値１６３３の使用の実施例を示す。共振周波数１６３２は、約１１秒で周波数閾値１６３３（水平の破線、室温共振よりも７００Ｈｚ下に設定）と交差し、この時間で応答セットをトリガすることができる。

【０１９３】

図３４は、発生器の一形態の、時間に対する加重周波数勾配の波形１６３４のグラフ表示１６３４である。加重周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。周波数勾配波形１６３４は、０．１のα値で指数加重移動平均を介して算出される。図３４では、周波数勾配波形１６３４は、約５．８秒で周波数勾配閾値１６３５（水平の破線）と交差して、応答セットをトリガすることができる。

【０１９４】

残りの実施例３及び実施例４は、組織アルゴリズムのより複雑な適用を必要とし、かつ周波数勾配及び／又は周波数を、それらの対応する閾値に照合して監視することを含む、複数の条件セットの使用に関するものであり、応答セットをトリガするための階層的アプローチを含み得る。

【０１９５】

実施例３：周波数勾配閾値及び周波数閾値の双方に基づく応答セットのトリガ

第３の実施例は、周波数勾配閾値及び周波数閾値の双方に基づいて、応答セットをトリガすることを含む。表６は、本明細書で開示される超音波器具１００、１２０、１００４などの対応する超音波器具を備える、本明細書で開示される外科用器具１９、１９０、１０００のうちのいずれか１つなどの外科用器具に関連する、この目的のための代表的なパラメータを含む。

【０１９６】

【表６】

表６：周波数勾配閾値及び周波数閾値によって音声指示をトリガするための代表的なパラメータ（２つの条件セットを利用）

パラメータ	値*
条件セット1パルス化フラグ	0
条件セット1　LCD表示フラグ	0
条件セット1音声フラグ	1
条件セット2パルス化フラグ	0
条件セット2　LCD表示フラグ	0
条件セット2音声フラグ	1
トリガ前の必要時間、条件セット1	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット1	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット1	レベル5：－0．060kHz／秒 レベル4：－0．053kHz／秒 レベル3：－0．045kHz／秒 レベル2：－0．038kHz／秒 レベル1：－0．030kHz／秒
周波数閾値、条件セット1	56，000Hz*
トリガ前の必要時間、条件セット2	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット2	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット2	レベル5：1．00kHz／秒* レベル4：1．00kHz／秒* レベル3：1．00kHz／秒* レベル2：1．00kHz／秒* レベル1：1．00kHz／秒*
周波数閾値、条件セット2	55，100Hz
待機時間	100ミリ秒
クロスバック周波数勾配閾値	－0．020kHz／秒
第1のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第1のパルス時間	該当なし
第2のパルス振幅（各電力レベルにつき1つ）	該当なし
第2のパルス時間	該当なし

＊　これらのパラメータ値は、論理フローに事実上発生しないように、適切な過度に設定される（例えば、常に「真」であるように設定）。

【０１９７】

この実施例３の場合には、段階的又は階層的応答が実証される。周波数勾配閾値と周波数閾値との組み合わせ論理を、図３２～３４に示される同じグラフ表示を使用して説明する。図３４では、条件セット１は、周波数勾配の波形１６３４が、約６秒で周波数勾配閾値１６３５値と交差することによってトリガされる。条件セット１に関する応答セットとしては、例えば、低レベルの可聴インジケータを挙げることができる。ユーザーが最小限の介在組織と共に器具を作動させ続けると、図３３に示されるように、共振周波数が、約１１秒で周波数閾値１６３３を下回る際に、条件セット２がトリガされる。条件セット２に関する応答セットとしては、例えば、可聴インジケータの上昇を挙げることができる。

【０１９８】

実施例４：周波数勾配閾値及び周波数閾値の双方に基づく応答セットのトリガ

第４の実施例は、外科用器具の酷使条件の間の、周波数閾値及び周波数勾配閾値の双方の適用に拡張される。様々な理由により、拡張された適用では周波数勾配の信号レベルが減退する（すなわち、より負の度合が小さくなる）可能性がある。

【０１９９】

酷使条件では、超音波器具のつかみ具が１秒間開放され、次いで、１秒間閉鎖され、１７サイクル繰り返される、超音波器具が電力レベル５で絶えず起動される間に、標準動作から偏移し得る周波数、周波数勾配、及び電流の波形が、生成される場合がある。

【０２００】

超音波器具がパッドに直接接して複数回起動される場合、発生器が飽和する前の第１の領域での特性周波数勾配の波形は、主にシステム効率及び結果として生じる変位／電流の低下により、発生器が飽和した第２の領域よりも、負の度合が小さくなる。周波数勾配の波形の非飽和領域内では、超音波システムは、未だ飽和されておらず、電流は、電力レベル５に関する標的電流で、又は標的電流の近くで維持される。周波数勾配の波形の飽和領域内では、電流（またそれゆえ、ブレード先端の変位）は、継続的に低下して、周波数勾配を増大させる（加熱速度が低下する）。幾つかの酷使サイクル、例えば、非飽和領域と飽和領域との間の近似的境界である、第４の酷使サイクルの後に、共振周波数は、図２９～３１Ａ～Ｃと一致して低下することに留意されたい。非飽和領域及び飽和領域のそれぞれに関する、別個の条件セットを適用することができる。第１の周波数勾配閾値は、共振周波数条件が既定の周波数閾値を上回るときの、非飽和領域内で採用することができ、第２の、より負の度合が小さい周波数勾配閾値は、共振周波数条件が、同じ既定の周波数閾値を下回るときの、飽和領域内で採用することができる。

【０２０１】

時間に対する加重周波数勾配（ｋＨｚ／秒）の波形は、発生器の一形態のものとすることができる。器具がパッドに接して酷使条件で使用されるとき、非飽和領域内の特性周波数勾配の波形は、材料軟化及び対応するパッドの摩擦係数の低減により、飽和領域内よりも負の度合が小さくなる。周波数勾配の波形の非飽和領域内は、組織パッドが未だ著しく加熱を開始していないときに対応する。周波数勾配の波形の飽和領域内では、パッドは軟化し始め、ブレードとパッドとの間の界面が、より滑り易くなることにより、周波数勾配の波形を上昇させる（加熱速度が低下する）。非飽和領域及び飽和領域のそれぞれに関する、別個の条件セットを認めることができる。第１の周波数勾配閾値は、共振周波数条件が既定の周波数勾配閾値を上回るときの、非飽和領域内で採用することができ、第２の、より負の度合が小さい周波数勾配閾値は、共振周波数が、同じ既定の周波数勾配閾値を下回るときの、飽和領域内で採用することができる。

【０２０２】

別の実施例を、ここで考察する。表７は、システム飽和による周波数勾配の信号レベルの減退及び電流降下を考慮するために２つの条件セットが使用される、超音波器具に関するパラメータを含む。

【０２０３】

【表７】

表７：システム飽和による周波数勾配減退を考慮する、周波数勾配閾値及び周波数閾値によって音声指示をトリガするための代表的なパラメータ

（２つの条件セットを利用）

パラメータ	値*
条件セット1パルス化フラグ	0
条件セット1　LCD表示フラグ	0
条件セット1音声フラグ	1
条件セット2パルス化フラグ	0
条件セット2　LCD表示フラグ	0
条件セット2音声フラグ	1
トリガ前の必要時間、条件セット1	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット1	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット1	レベル5：－0．060kHz／秒 レベル4：－0．053kHz／秒 レベル3：－0．045kHz／秒 レベル2：－0．038kHz／秒 レベル1：－0．030kHz／秒
周波数閾値、条件セット1	56，000Hz*
トリガ前の必要時間、条件セット2	50ミリ秒
最小ラッチ時間、条件セット2	0ミリ秒*
周波数勾配閾値（各電力レベルに関して1つ）、条件セット2	レベル5：－0．045kHz／秒 レベル4：－0．038kHz／秒 レベル3：－0．030kHz／秒 レベル2：－0．024kHz／秒 レベル1：－0．020kHz／秒
周波数閾値、条件セット2	55，100Hz
待機時間	100ミリ秒
クロスバック周波数勾配閾値	－0．020kHz／秒
第1のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第1のパルス時間	該当なし
第2のパルス振幅（各電力レベルに関して1つ）	該当なし
第2のパルス時間	該当なし

＊　これらのパラメータ値は、論理フローに事実上発生しないように、適切な過度に設定される（例えば、常に「真」であるように設定）。

【０２０４】

本実施例の実行に関して生成されるデータは、超音波器具を使用して、空腸組織での連続的な１０回の切断を可能な限り迅速に実施して生成された。表７からのパラメータ値を使用して、例示的なサンプルケースに関する周波数対時間のプロットを、図３５、３６に示す。

【０２０５】

図３５は、組織（例えば、空腸組織）に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形１８０２のグラフ表示１８００、及び時間に対する温度の波形１８０５のグラフ表示１８０４である。グラフ表示１８００に関しては、周波数（Ｈｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。グラフ表示１８０４に

関しては、温度（°Ｆ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２０６】

図３６は、参照番号１８０６によって指示される部分での、介在組織の活性化を伴う、組織（例えば、空腸組織）に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、図３５に示す時間に対する周波数の波形１８０２のグラフ表示１８０５である。周波数（Ｈｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２０７】

図３５及び３６に示される周波数の波形１８０２は、電気的なシステム飽和に起因する周波数勾配の減退（減退する変位）を考慮するために、２つの条件セットを使用する実施例に関するものである。これは、図２９～３１Ａ～Ｃに示されるものと同じ試験の実行であることに留意されたい。図３６では、強調部分１８０６は、介在組織を伴う作動を指示し（周波数が低下する、組織の乾燥に関連する局所的周波数曲線の形状、浅い開始勾配は、組織が乾燥するにつれて急勾配となる）、強調部分１８０８は、介在組織が最小限か又は全くない状態での作動を指示し（局所的周波数勾配は、非常に急であり、曲線形状は、より直線的であり、徐々に急勾配になる）、非強調部分１８１０を有する曲線の部分は、装置が次の切断のために再配置され、ブレードが空中で冷却され、組織上に定置されるときに急速に冷却される時間を示す（周波数は上昇する）。

【０２０８】

図３７は、空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する周波数勾配の波形１８１４のグラフ表示１８１２である。周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。周波数勾配の波形１８１４の領域Ｂは、１０回の切断実行の間、条件セット２が、初めて条件セット１に先行してトリガされる（周波数が５５．１ｋＨｚを下回り、周波数勾配が－０．０４５ｋＨｚ／秒未満である）、１０回の切断実行の領域を示す。条件セット２が条件セット１に先行してトリガされる、領域Ｂ内に示される条件は、超音波システムが、実行中この時点までに一貫して飽和している（電圧は飽和して、電流は減退していることにより、変位の減退がもたらされ、それゆえ、より大きい周波数勾配閾値を必要とする減退された加熱速度がもたらされる）ため、望ましい。

【０２０９】

図３８は、組織（例えば、空腸組織）に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態よって消費される電力を表す、時間に対する電力の波形１８１８のグラフ表示１８１６である。電力（Ｗ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２１０】

図３９は、空腸組織に対する１０回の切断にわたる、発生器の一形態の、時間に対する電流の波形１８２２のグラフ表示１８２０である。電流（ｍＡ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２１１】

周波数勾配、共振周波数、又は双方を、それらの対応する閾値に対して監視する観点から、図２０～２２に示される論理フローチャート１２００、１３００、１４００に関連して論じられる組織アルゴリズムの基本的適用を説明してきたが、ここで、ラッチ論理、及び組織アルゴリズムに関する対応する使用の説明を論じる。組織アルゴリズムにラッチ論理を追加する動機は、（ａ）パッド上のブレードが酷使条件の間にブレード／パッド界面がより滑り易くなることにより、条件セットがリセットする（条件セットが真から偽に変化する）ことを防ぐため、及び（ｂ）急速加熱の期間が、より低速加熱の期間と混在する（ブレード内への熱流束の部分とブレードからの熱流束部分とが混在する）パルス状作動により、条件セットがリセットする（条件セットが真から偽に変化する）ことを防ぐためである。第１及び第２のこれらの動機は、それぞれ、図４８及び図４９に示される。本開示で先に定義されたように、これらの２つの動機に対処する２つのラッチパラメータは、図４０に示されるような「クロスバック周波数勾配閾値」、及び「最小ラッチ時間」である。本開示の完全性のため、図４３は、図４１及び４２Ａ～Ｃに示されるパルス状実行に

関する、算出された周波数勾配曲線を示す。

【０２１２】

図４０は、時間に対する周波数勾配の波形１９０２に関連する、「クロスバック周波数勾配閾値」パラメータのグラフ表示１９００である。図４０に示されるように、「周波数勾配閾値」１９０４は、－０．１５ｋＨｚ／秒での水平の破線によって示される。「クロスバック周波数勾配閾値」１９０６は、－０．０２ｋＨｚ／秒での水平の一点鎖線によって示される。この例では、下向きの矢印１９０８によって示されるように、局所的な算出された周波数勾配が「周波数勾配閾値」と交差するとき、条件セットが満たされ、応答セットがトリガされる。上向きの矢印１９１０によって示されるように、局所的な算出された周波数勾配が「クロスバック周波数勾配閾値」を超えて交差するとき、条件セットが満たされない（応答セットは、もはやトリガされない）。この場合に「クロスバックオーバー周波数勾配閾値」を使用しなければ、クロスオーバー点１９１１に示される約４．７秒で、局所的周波数勾配が水平の破線１９０４を超えて交差したときに、応答セットはトリガされないことに留意されたい。

【０２１３】

図４１は、時間に対してプロットされた、正規化された電力、電流、エネルギー、及び周波数のデータを示す、切除された頚動脈に対する超音波器具の一形態のパルス状適用の、グラフ表示の組み合わせ１９２０である。

【０２１４】

図４２Ａは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対するインピーダンスの波形１９２２及び時間に対する電流の波形１９２４のグラフ表示１９２１である。インピーダンス（オーム）及び電流（ｍＡ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２１５】

図４２Ｂは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対する周波数の波形１９２５のグラフ表示１９２３である。周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２１６】

図４２Ｃは、一定の期間にわたる連続的な組織切断の間の、発生器の一形態の、時間に対してプロットされた、電力の波形１９２６、エネルギーの波形１９２７、第１の温度の波形１９２８、及び第２の温度の波形１９２９のグラフ表示１９３０である。電力（Ｗ）、エネルギー（Ｊ）、及び温度（℃）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。

【０２１７】

図４２Ａ～Ｃは、切除された頚動脈に対する超音波器具のパルス状適用を示し、第１のパルス時間が１秒であり、第１のパルス振幅が電力レベル３の出力電流の１００％である。第２のパルス時間は１．５秒であり、第２のパルス振幅は電力レベル３の出力電流の１０％未満である。共振周波数の波形１９２５は、加熱（ブレード内への熱流束）及び冷却（ブレードからの熱流束）の双方の部分を提示することに留意されたい。「最小ラッチ時間」パラメータは、本明細書では、トリガされる条件セットＸへの応答のための、最小限の時間量として定義され、パルス状適用の間に応答セットのトリガを維持することを意図するものである（ラッチ時間の１つの実施例は、約１秒とすることができる）。図４２Ａに示すように、負荷又はインピーダンスの波形１９２２は、実行シーケンスの全体を通して、２００オームを下回らないことに更に留意されたい。このことは、切断の合間の空中での操作中、マーチング適用に関するインピーダンスの波形１９２２が、一貫して約１５０オームを下回ることを考慮すると、好ましい場合があり、インピーダンス制限が条件セットをリセットするために使用することができる点を示唆している。一態様では、このインピーダンス制限は、Ｔｈｏｍａｓの米国特許第５，０２６，３８７号に開示されるような、「空中での低駆動」コンセプトの実装のために使用することができる。

【０２１８】

図４３は、粗いスケール上にプロットした、図４１及び図４２Ａ～Ｃに示すパルス状適用に関して算出された周波数勾配の波形１９３４のグラフ表示１９３２である。図４４は、図４３に示すパルス状適用に関して算出された周波数勾配の波形１９３４のグラフ表示の、拡大図である。図４３及び４４の双方とも、図４１及び図４２Ａ～Ｃに示すパルス状適用に関して算出された周波数勾配波形１９３４を示す。周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。２つのスケールが示され、図４３は周波数勾配に関する粗いスケールを示し、図４４は「拡大された」図を示す。周波数勾配に関しては、連続駆動下で見られるものと同じ傾向が、ブレード内への熱流束（負の周波数勾配）及びブレードからの熱流束（正の周波数勾配）と良好に相関する値を含めて、パルス状駆動で示される。パルス化に起因する周波数曲線及び周波数勾配曲線の滞留性質は、周波数勾配の移動平均計算と相まって、パルス中の周波数勾配曲線の使用を困難にする。組織は、１３秒で分離したことに留意されたい。図４３、及び特に図４４に見られるように、冷却速度は、周波数勾配波形１９３４が、滞留期間の終了時（すなわち、安定領域）でサンプル抽出されるときに、この場合約０．０４ｋＨｚ／秒の閾値を超過する論理（図２０～２２の論理フローには示さず）を使用して、パルス状出力の滞留部分での急速冷却を組織離断の完了に相関させる応答を、トリガするために使用することができる。図４２Ａに見られるように、インピーダンスの波形１９２２は、トランスデューサインピーダンス波形１９２２が、滞留期間の開始時（すなわち、安定領域）でサンプル抽出されるときに、この場合約７００オームの閾値を超過する論理（同様に、図２０～２２の論理フローには示さず）を使用して、高インピーダンス（機械的動作又は振動に対する高抵抗）を組織離断の完了に相関させる応答を、トリガするために使用することができる。

【０２１９】

図４５は、インピーダンス、電力、エネルギー、温度などの、対象となる他のデータの波形１９３８のグラフ表示１９３６である。図４５では、右側の縦スケールは、インピーダンス曲線のみに適用される。

【０２２０】

本開示は、ここで、超音波器具内の電力レベル及びクランプ圧プロファイルを考察する。ブレードとパッドとの界面の加熱速度は、ブレード変位、界面摩擦係数、及び負荷（クランプ圧又は垂直力）に比例する。一定の範囲の変位（電力レベル）、及び装置特有のクランプ圧と摩擦係数（主に、パッド材料及びブレードコーティングによって規定される）との組み合わせでの、組織アルゴリズムを評価するために、試験を実行した。

【０２２１】

図４６は、様々な超音波器具のタイプに関する、電力レベルに対する加重周波数勾配の概要のグラフ表示１９４０である。加重周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、電力レベル、装置のタイプ、及び装置が横軸に沿って示される。グラフ表示１９４０に要約されるデータを生成するために使用される器具は、一部を除いて一般に市販されている。１つの試験手順は、装置をクランプすること、装置を３秒間作動させること、及び全３秒間にわたる平均周波数勾配を計算することを含むものとした。しかしながら、他の測定基準を採用することもできる。殆どの装置に関しては、図４６に要約されるデータは、最小周波数勾配を概ね示している。図４６は、ハサミ型超音波器具に対するバーンイン試験の間の周波数勾配の概要データを示し、この器具は、クランプされ、次いで３秒間作動され、次いでクランプ解除され、作動の全３秒間にわたる平均周波数勾配が算出され、図示のようにプロットされた。

【０２２２】

既定の試験及び図４６からの試験データに基づいて、一部の超音波器具と共に使用される主要電力レベルに関して、次の周波数勾配閾値が示唆される。

（１）レベル５周波数勾配閾値：－０．０６０ｋＨｚ／秒
（２）レベル３周波数勾配閾値：－０．０４５ｋＨｚ／秒
（３）レベル５周波数勾配閾値：－０．０７０ｋＨｚ／秒、及び
（４）レベル３周波数勾配閾値：－０．０５０ｋＨｚ／秒

【０２２３】
システム剛性には、ブレード剛性（片持ち梁）及びパッド剛性／パッド熱安定性の双方が含まれる。非負荷の（組織がない）システム剛性が、負荷された（組織に対してクランプされている）システム剛性から差異化されるほど、組織アルゴリズム性能は、より堅牢になる。当然ながら、他の制約が、システム剛性を上限に制限する場合もある。
【０２２４】
より大きいデータセットに基づいて、変位効果の更なる探究を分析した。超音波システムに関しては、電力レベルは、本質的に、出力電流標的値及び電流によって差異化され、電流は、振動振幅又は変位に比例する。このデータの分析はまた、使用可能な周波数勾配曲線を得るための、周波数データのデジタル平滑化も含み得る。
【０２２５】
図４７～４９は、電力レベル５でブタの頚動脈を切除するために、発生器及び超音波器具の一形態を使用して得られた、時間に対する周波数及び電流の波形を示す。
【０２２６】
図４７は、発生器の一形態の、時間に対する共振周波数の波形１９７２、時間に対する平均共振周波数の波形１９７４、及び時間に対する周波数勾配の波形１９７６のグラフ表示１９７０である。周波数（ｋＨｚ）及び周波数勾配（ｋＨｚ／秒）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。周波数勾配の波形１９７６は、平均周波数のデータに基づくものであり、周波数の波形１９７２のデータを後処理することによって得られた。未加工の周波数データがプロットされ、並びに（単純移動平均を介して）平滑化された周波数データ及び（未加工の周波数データには、ストリーミングされたデータを四捨五入することより段差が含まれるため、平滑化されたデータから算出された）周波数勾配がプロットされる。平均共振周波数の波形１９７４は、共振周波数データの７０ミリ秒移動平均（ｋＨＺ）を介して得られる。
【０２２７】
図４８は、発生器の一形態の、時間に対する共振周波数の波形１９７２及び時間に対する平均共振周波数の波形１９７４の拡大図１９７８である。周波数（ｋＨｚ）が縦軸に沿って示され、時間（秒）が横軸に沿って示される。
【０２２８】
図４９は、発生器の一形態の、共振周波数の波形１９７２及び時間に対する電流の波形１９８２の拡大図１９８０である。周波数（Ｈｚ）及び電流（Ａ）は縦軸に沿って示される。
【０２２９】
図４８及び図４９では、それぞれの拡大図１９７８、１９８０は、周波数データの平滑化の効果が分かるように、かつ適用の開始時での上昇情報が分かるように示され、このことは、待機時間などのパラメータの評価に役立ち得る。
【０２３０】
本明細書で説明される組織アルゴリズムの他の態様は、介在組織が殆ど又は全く（超音波ブレードとクランプアームとの間に）維持されず、廃エネルギーがエンドエフェクタ内に放出されている状況に適用することができる。したがって、一形態では、組織アルゴリズムは、この状況に関連してユーザーにフィードバックを提供するように、修正することができる。具体的には、組織アルゴリズムは、超音波ブレードの共振が、温度に関連して変化する（温度の上昇と共に減少し、減温度の低下と共に増大する）事実を活用する。
【０２３１】
一態様では、本明細書で開示される組織アルゴリズムを採用して、波形の周波数勾配を監視することができ、このアルゴリズムは、組織の変化する条件を示す、共振周波数勾配の変化を監視する。図５０に示す場合では、例えば、周波数応答曲線の変曲は、組織が分離を開始する（すなわち、組織タグが存在し、ユーザーが器具を作動させ続ける）点と相関し、このことは、実験によって検証することができる。周波数勾配の変化を使用して、視覚的、可聴、及び／又は触覚的フィードバック（例えば、前述されたものの中でもとり

わけ、識別可能なビープ音、フラッシュ光、触覚的振動）をユーザーに提供することができ（廃エネルギーがエンドエフェクタ内に放出される）、あるいは、発生器出力を制御又は停止することができる。

【０２３２】

別の態様では、本明細書で開示される組織アルゴリズムを採用して、波形の周波数閾値を監視することができ、このアルゴリズムは、波形が何らかの閾値を超えるか、又は何らかの既知の状態（例えば、室温）とは異なるときの、周波数の変化を監視する。周波数勾配の監視と同様に、周波数の変化が、何らかの閾値を下回るか又は異なるとき、ユーザーに対して、装置のエンドエフェクタが加速度的に加熱しているという指示を与えることができる。再び、図５０は、周波数閾値のグラフ説明図を提供する。

【０２３３】

更に別の態様では、本明細書で開示される組織アルゴリズムを採用して、周波数勾配の変化と周波数閾値とを組み合わせて監視することができる。周波数勾配の有意な変化と、何らかの閾値を下回る周波数の低下との組み合わせはを使用して、高温の指示を提供することができる。

【０２３４】

ここで、超音波器具に結合された発生器の一形態の、正規化された、電力１９９１、インピーダンス１９９２、電流１９９３、エネルギー１９９４、周波数１９９５、及び温度１９９６の波形の組み合わせのグラフ表示１９９０である、図５０を参照する。図示のように、組織は、６．６７２秒で分離を開始する。この点から、組織が完全に分離するまでに、周波数低下全体の約５５～６０％が得られ、温度は、約１．９２の係数で上昇し（２１９℃～４１８℃）、適用されるエネルギー全体の約２８％が送達される。周波数の局所的勾配対時間の波形は、第１の破線のセット１９９７によって示され、これは、共振周波数勾配の急速な変化を表す。この勾配１９９７を監視することにより、限定された介在組織が存在するか又は全く存在せず、電力の大部分がブレード／組織パッド界面に適用されているときに典型的に生じる、劇的な変化を指示する機会が与えられる。同様に、周波数の、既知の状態（例えば、室温）でのその共振からの変化を使用して、高温を示すことができ、周波数変化の閾値は、第２の破線１９９８で示される。また、これらの２つの、周波数勾配の変化、及び周波数変化の閾値の組み合わせも、指示の目的のために監視することができる。この場合には、周波数は、５５，７１２Ｈｚの初期値～５５，１６８Ｈｚの終了値で変化し、閾値は約５５，４００Ｈｚで示されることに留意されたい。

【０２３５】

一部の例示的形態では、外科的条件及び／又は器具関連の条件は、器具の状態を正確に反映するための、上述の条件セットの能力を低減する可能性がある。一部の状況では、ブレードが、通常よりも緩徐に加熱されることにより、予想されるよりも共振周波数が高くなり、周波数勾配が緩やかになる場合がある。そのような状況の一例は、ブレードの非クランプ表面に、組織が付着する場合に生じ得る。この状況及び他の状況では、ブレードとクランプアームパッドとの間に、最小限の組織が存在するか又は全く存在しない場合の、組織食い込みの完了時であっても、より穏やかな加熱の速度が見られる。このことは、また、局所的周波数勾配と周波数勾配閾値パラメータとの比較、及び／又は局所的狂信周波数と周波数閾値パラメータとの比較に基づいて、様々な条件セットを満たすことを、遅延させる恐れがある。結果として、可聴トーン、パルスモード、電流停止などを実施する応答セットが、不必要に遅延する恐れがある。

【０２３６】

図５１Ａ及び図５１Ｂは、それぞれ、超音波組織食い込みの間に、超音波器具の一形態によって表示される、共振周波数及び周波数勾配のグラフ表示である。図５１Ａ及び図５１Ｂで示される食い込みは、超音波器具のブレードを徐々に加熱することでもたらされた。図５１Ａは、横軸２１００上に時間を示し、縦軸２１０４上にブレードの共振周波数を示す図である。プロット２１０５は、経時的なブレードの共振周波数を示す。図５１Ｂは、横軸２１０４上に時間を示し、縦軸２１０６上に周波数勾配を示す図である。プロット

２１０７は、経時的な周波数勾配を示す。図５１Ａ及び図５１Ｂで示される例示的な切断では、組織の分離は、２～３秒で生じた。この組織の分離は、２１０８で指示される共振周波数の小さい変化、及び、２１００で指示される周波数勾配の浅い最小値を引き起こした。しかしながら、これらの信号特徴部２１０８、２１１０は、周波数勾配閾値パラメータを周波数勾配が下回ることを必要とし、かつ／又は周波数閾値パラメータを共振周波数が下回ることを必要とする、条件セットを適時にトリガするためには、十分ではない恐れがある。

【０２３７】

図５２Ａ及び図５２Ｂは、それぞれ、別の超音波組織食い込みの間に、超音波器具の一形態によって表示される、共振周波数及び周波数勾配のグラフ表示である。この場合も、例示される組織食い込みは、超音波器具のブレードを徐々に加熱することでもたらされた。プロット２１１２は、図５２Ａ、５２Ｂの組織食い込みに関する、時間に対する共振周波数を示し、その一方で、プロット２１１４は、図５２Ａ、５２Ｂの組織食い込みに関する、時間に対する周波数勾配を示す。例示される組織食い込みでは、組織は、５～７秒でブレードから分離を開始して、組織タグは、約９秒でブレードから完全に分離した。看取され得るように、組織分離は、２１６６で開始する、周波数の小さい変化、及び、２１１８によって指示されるような、周波数勾配の小さい最小値を引き起こした。しかしながら、この場合も、ブレードの緩徐な加熱により、信号特徴部２１１６、２１１８は、所望の条件セットをトリガするためには、十分ではない恐れがある。

【０２３８】

特定の形態では、３０、５００、１００２などの発生器、及び／又は１００、１２０、１００４などの超音波外科用器具は、動的な周波数カットオフを考慮する１つ以上の条件セットで実施することができる。本明細書で説明される、これらの条件セット及び他の条件セットは、スイッチ、ボタン、又はペダルからの入力信号の受信の際、臨床医によって作動させることができ、あるいは、一部の形態では、他のアルゴリズム（例えば、器具制御アルゴリズム）が実行されている間に、バックグラウンドで実行することができる。例えば、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超過する場合、基準共振周波数を捕捉することができる。例えば、閾値インピーダンスを超過することは、クランプアームが閉鎖されている（例えば、組織食い込みが開始する寸前である）ことを指示し得る。１つ以上の条件セットは、ブレードの共振周波数が、基準周波数と、基準偏差閾値パラメータを超えて異なる場合に満たされる、基準周波数カットオフ条件を含み得る。特定の形態では、基準周波数カットオフ条件は、共振周波数又は周波数勾配に基づく他の条件が満たされない場合であっても、満たされる。他の条件との論理「ＯＲ］構成で利用される場合、基準周波数カットオフ条件は、ブレードが通常よりも徐々に加熱されている、上述のような状況で、特定の条件／応答セットのペアがトリガされることを可能にする。

【０２３９】

図５３は、超音波ブレードの基準共振周波数を考慮するために、発生器の一形態で実施することが可能な、基準周波数カットオフ条件を実施する組織アルゴリズム２１２０の一形態の論理フローチャートである。２１２２で、ブレードの作動が開始する。例えば、発生器は、「Ｎ」として指示される特定の電力レベルで作動させることができる。任意選択的に、２１２４で、発生器は、閾値期間を待機することができる。この閾値期間は、作動時に生じるあらゆる周波数又は他の過渡現象が消散することを可能にするために、十分なものであり得る。例えば、図５４Ａ及び図５４Ｂは、異なる例示的な超音波起動で実証される、ブレードの周波数のグラフ表示である。プロット２１３６は、第１の例示的駆動に関する、時間に対する周波数を示し、２１４０での一過性の周波数特徴部又はブリップを実証している。プロット２１３８は、第２の例示的駆動に関する、時間に対する周波数を示し、一過性の特徴部又はブリップ２１４２を実証している。

【０２４０】

２１２４を再び参照すると、アルゴリズム２１２０は、全て又は殆どの信号過渡現象又はブリップの消散を超えて延長する、任意の好適な閾値期間を利用することができる。例

えば、一部の形態では、閾値期間は、０．１～１．０秒とすることができる。一部の例示的形態では、閾値期間は、０．２～０．５秒とすることができる。例示的一形態では、閾値期間は、約０．２秒とすることができる。２１２６で、このアルゴリズムは、超音波インピーダンスの指示を受信することができる。様々な例示的形態では、超音波インピーダンスは、本明細書で上述されたような、トランスデューサブレードシステムの電気インピーダンス、及び／又は「動作ブランチ」のインピーダンスを表す。２１２８で、発生器は、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超えているか否かを判定することができる。例えば、このことは、ブレードに対する、又は組織に対する、クランプアームの閉鎖であり得る。一部の形態では、２１２８での発生器は、設定された時間量（「インピーダンス上回り時間」の期間）にわたって閾値を超えない限りは、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超えていると結論付けることができない。このインピーダンス上回り時間の期間は、任意の好適な値とすることができ、例えば、３０ミリ秒を含めた、１０～１００ミリ秒とすることができる。

【０２４１】

超音波インピーダンスが、２１２８で閾値インピーダンスを上回らない（又は、「インピーダンス上回り」期間にわたって閾値インピーダンスを上回らない）場合には、発生器は、２１２６及び２１２８に戻り、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超過するまで、超音波インピーダンスを継続して監視することができる。超音波インピーダンスが、２１２８で閾値インピーダンスを上回る場合には、発生器は、２１３０で、基準周波数として、ブレードの局所的共振周波数を捕捉することができる。作動が継続するにつれて、発生器は、２１３２で、周波数Δ、すなわち、ブレードの基準周波数と局所的共振周波数との差異が、基準偏差閾値パラメータを超過するか否かを判定することができる。この周波数Δが、基準偏差閾値パラメータを超過する場合には、基準カットオフ条件を満たすことができる。基準カットオフ条件を満たすことにより、完了条件セットが満たされる場合には、対応する応答セットを、２１３４でトリガすることができる。一部の形態では、周波数Δが、周波数Δ上回り時間の期間にわたって、基準偏差閾値パラメータの値を上回るまで、又は上回らない限りは、基準カットオフ条件は満たされない。

【０２４２】

一部の例示的形態では、アルゴリズム２１２０に関連して説明されるように、基準周波数及び周波数Δを利用することはまた、作動又は切断の間に超音波ブレードの共振周波数が浮動する外科的状況で生じる、問題にも対処する。このことは、例えば、超音波ブレードが、停止されることなく複数の切断のために使用される場合に生じ得る。図５５は、超音波ブレードを使用する複数の切断を含む一形態に関する、経時的な共振周波数２１４４及び超音波インピーダンス２１５０のグラフ表示である。各特長２１４７は、超音波ブレードを利用する、別個の組織食い込み、切断、又は他の組織処置を表す。図５５から、各切断の最初に、共振周波数が（例えば、クランプアームが組織に対して閉鎖する際に）急上昇することがわかる。例えば、クランプアームが組織に対して閉鎖する際、ブレードを、比較的冷たい組織と接触させることができる。このことが、ブレードを冷却して、図示のように、共振周波数の一時的な正の勾配を引き起こすことができる。超音波エネルギーがブレードに適用されると、そのブレードは加熱を開始して、各切断に関する共振周波数の、図示の減退を引き起こす。ここで、アルゴリズム２１２０と併せて図５５を参照すると、超音波インピーダンスは、各切断２１４７の最初に、高調波閾値インピーダンスを超過することにより、発生器に、その時点での基準周波数を捕捉させることができる。例えば、線２１４８は、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超過して、基準周波数が取得された、例示的な時点を示す。

【０２４３】

特定の形態では、基準周波数カットオフ条件は、１つ以上の他の条件と共に、共通の条件セットで利用することができる。図５６は、他の条件と併せて基準周波数カットオフ条件を実施するように、発生器及び／又は器具の一形態で実施することが可能な、組織アルゴリズム２１５０の論理フローチャートである。２１５２で、発生器は、周波数Δを算出

することができる。周波数Δは、例えば、アルゴリズム２１２０に関連して上述されたように、算出することができる。例えば、発生器は、超音波インピーダンスがインピーダンス閾値を超過すると、基準周波数を捕捉して、局所的共振周波数と基準周波数との差異として、周波数Δを見出す。２１５４で、発生器は、１つ以上の他の条件を適用することができる。そのような条件は、図２０～２２に関連して上述されたものと同様のものとすることができる。例えば、それらの他の条件としては、局所的周波数勾配が周波数勾配閾値パラメータ１４０４よりも小さいか否か、局所的共振周波数が周波数閾値パラメータよりも小さいか否か、などを挙げることができる。これらの他の条件は、任意の論理方式で適用することができる。例えば、これらの他の条件は、これらの他の条件のうちの１つが満たされる場合に、満たされると見なすことができ（例えば、論理ＯＲ）、これらの他の条件のうちの全てが満たされる場合にのみ、満たされると見なすことができる（例えば、論理ＡＮＤ）などである。

【０２４４】

他の条件が、２１５４で満たされる場合には、条件セットが満たされたと見なすことができ、発生器は、２１５８で、適切な応答セットをトリガすることができる。他の条件が、２１５４で満たされない場合には、発生器は、周波数Δが基準偏差閾値パラメータを超えているか否かを、２１５６で判定することができる。超えていない場合には、再度２１５４で、他の条件を適用することができる。超えている場合には、他の条件が満たされない場合であっても、条件セットが満たされていると見なすことができる。応答セットが２１２８でトリガされると、その応答セットは、応答セットを終了させるためのパラメータが満たされると２１６０で判定されるまで、継続して実行することができ、トリガされた条件は、２１６２で終了する。そのようなパラメータとしては、例えば、条件セット最小ラッチ時間パラメータの満了、クロスバック周波数勾配閾値を超過する周波数勾配などを挙げることができる。

【０２４５】

様々な例示的形態では、基準周波数カットオフ条件は、上述の図２０～２２の論理フローチャート１２００、１３００、１４００の文脈で利用することができる。例えば、図５７は、基準周波数カットオフ条件を考慮する、図２０に示す組織アルゴリズム１２００の信号評価組織アルゴリズム部分１３００’の一形態の、論理フローチャートである。アルゴリズム１３００’は、本明細書で上述されたアルゴリズム１３００と同様の方式で実行することができる。しかしながら、２１６４で、発生器は、所与の条件セットＸに関して負荷監視フラグが設定されているか否かを判定することができる。一部の例示的形態では、負荷監視フラグ２１６７は、周波数カットオフ条件が考慮されるか否かを示すことができる。

【０２４６】

負荷監視フラグ２１６７が設定されていない場合には、周波数Δをゼロに設定することができる（例えば、ゼロの周波数Δは、基準導出閾値を決して超過し得ないことにより、アルゴリズム１３００’は、アルゴリズム１３００と同様の方式で動作することが可能となる）。負荷監視フラグ２１６７が設定されている場合には、発生器は、負荷監視アルゴリズム２１６６を実行することができ、維持状態フラグ２１６８を入力として受け取ることができる。この維持状態フラグは、図５４Ａ、５４Ｂに関連して示されたような一過性の特徴部又はブリップを回避するため、超音波インピーダンスを考慮する前に閾値期間を待機するか否かを、発生器に指示することができる。

【０２４７】

負荷監視アルゴリズム２１６６は、周波数Δを返すことができる。負荷監視アルゴリズムが、どのようにして周波数Δを返すかについての更なる詳細は、図５８に関連して本明細書に以下で提供される。図５７を再び参照すると、２１７２で、発生器は、２つ以上の共振周波数データ点の間の勾配を算出することができ、本明細書で上述されたように、適切な平均化及び／又は平滑化を利用することができる。２１７２での入力としては、入来共振周波数データ点２１７４（Ｆｔ）及び入来超音波インピーダンスデータ点２１７６（

｜Ｚ｜$_{mot}$）を挙げることができ、これらは、瞬間的なものとすることができ、かつ／又は幾つかのデータ点にわたって平均化することもできる。待機時間タイマを、上述のように１３０６で適用することができる。待機時間が経過している場合には、発生器は、本明細書で説明されるように、１つ以上の条件セットアルゴリズム１４００／１４００’を実行することができる。各条件セットアルゴリズム１４００／１４００’は、超音波インピーダンス、周波数勾配、共振周波数、及び周波数デルタを、引数として受け取ることができる。

【０２４８】

図５８は、発生器の一形態で実施することが可能な、負荷監視アルゴリズム２１６６の一形態の論理フローチャートである。負荷監視アルゴリズム２１６６は、局所的超音波インピーダンス（｜Ｚ｜$_{mot}$）、局所的共振周波数（Ｆ$_{t}$）、及び維持状態フラグ（Ｆ$_{維持状態}$）の状態を、入力として取得することができる。２１７８で、発生器は、維持状態フラグが設定されているか否かを判定することができる。設定されていない場合には、２２１０で、周波数Δ（Ｆ$_{Δ}$）をゼロに設定することができる。特定の形態では、周波数Δをゼロに設定することにより、負荷監視を事実上無効化することができる。維持状態フラグが設定されている場合には、２１８０で、維持タイマ２１８０をインクリメントすることができる。２１８２で、発生器は、ブリップの消散が満たされるための閾値期間に、維持タイマが到達しているか否かを、判定することができる。到達していない場合には、２２１０で、周波数Δをゼロに設定することができる。到達している場合には、発生器は、２１８４で、受信された局所的超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超えているか否かを判定することができる。超えている場合には、上述の閾値インピーダンス上回り時間を実施するための負荷タイマを、２１９２でインクリメントすることができる。

【０２４９】

２１９０で、発生器は、負荷タイマが、閾値インピーダンス上回り時間２１８８を超えているか否かを判定することができる。超えている場合には、発生器は、２１９４で、基準周波数ラッチが設定されているか否かを判定することができる。基準周波数ラッチは、基準周波数が、超音波インピーダンスによって指示される、つかみ具閉鎖イベントの間に跳ね上がることを防ぐことができる。例えば、基準周波数ラッチが設定されている場合には、所与の負荷イベントに関して、基準周波数が既に取得されていることを示すことができる。基準周波数ラッチが設定されていない場合には、発生器は、２１９６で、ラッチを設定して、システムの現在の共振周波数として、その基準周波数を設定することができる２２０６で、発生器は、基準周波数ラッチが設定されているか否かを再び判定することができる。設定されている場合には、２２０８で、周波数Δを、基準周波数から局所的共振周波数を差し引いたものに設定することができる。基準ラッチが設定されていない場合には、２２１０で、周波数Δをゼロに設定することができる。

【０２５０】

２１８４を再び参照すると、超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超えない場合には、発生器は、２１９８で、負荷タイマをリセットすることができる。２２０２で、発生器は、超音波インピーダンスが、リセット閾値インピーダンス（｜Ｚ｜$_{mot}$リセット閾値）未満であるか否かを判定することができる。超音波インピーダンスが、リセット閾値インピーダンス未満である場合には、発生器は、上述のように、２２０４で基準周波数ラッチをリセットして、２２０６に進むことができる。超音波インピーダンスが、リセット閾値インピーダンス以上である場合には、発生器は、基準周波数ラッチをリセットすることなく、上述のように、２２０６に進むことができる。

【０２５１】

図５９は、発生器の一形態で実施することが可能な、図５７に示す信号評価組織アルゴリズム１３００’に関する条件セットを評価するための、論理フローチャート１４００’である。２２１２で、発生器は、フィルタ未処理条件セットが、評価された条件セットに関して満たされているか否かを判定するための、論理を実施することができる。論理２２１２は、図６０に関連して以下でより詳細に説明され、「真」又は「偽」の応答を返すこ

とができる。２２１４で、発生器は、フィルタ処理条件セットラッチが設定されているか否かを判定することができる。フィルタ処理条件セットラッチは、以下で説明されるように、例えば、フィルタ処理条件セットが閾値期間にわたって設定されるように指示されることを保証するために、フィルタ処理条件セットが満たされている場合に設定することができる。フィルタ処理条件セットラッチが設定されている場合には、発生器は、２２１８でラッチタイマをインクリメントして、２２２０で、フィルタ未処理条件セットが満たされているか否かを判定することができる。フィルタ未処理条件セットが満たされている場合には、論理フロー１４００’は、フィルタ処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。

【０２５２】

２２２０でフィルタ未処理条件セットが満たされていない場合には、発生器は、２２２２で、条件セットが依然として満たされているか否かを判定することができる。例えば、発生器は、（ｉ）フィルタ処理条件セットラッチタイマが最小ラッチ時間１４２２を超過しているか否か、及び（ｉｉ）周波数勾配がクロスバック周波数勾配閾値１４２４を超えているか否か、及び（ｉｉｉ）［負荷監視２１６７が無効化されているか否か、又は負荷イベントが完了しているか否か］（例えば、超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値２２２８未満であるか否か）を判定することができる。これらの条件が満たされる場合には、発生器は、２２２４で、フィルタ処理条件セットラッチを解除し、デバウンスタイマ（例えば、図２２のタイマＸ）をリセットし、ラッチタイマをリセットし、負荷タイマ（例えば、インピーダンス上回り時間の期間）をリセットし、基準周波数ラッチをリセットし、周波数Δをゼロに等しく設定することができる。論理フロー１４００’は、フィルタ処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。

【０２５３】

ここで２２１４を再び参照すると、フィルタ処理条件セットラッチが設定されていない場合には、発生器は、２２１６で（例えば、２２１２の返答に基づいて）、フィルタ未処理条件セットが満たされているか否かを判定することができる。満たされていない場合には、１４１０でデバウンスタイマをリセットすることができ、論理フロー１４００’は、フィルタ処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。満たされている場合には、発生器は、１４０８で、デバウンスタイマをインクリメントすることができる。１４１４で、発生器は、デバウンスタイマが、上述のような、トリガ前の必要時間パラメータ１４１２を超えているか否かを、判定することができる。超えている場合には、アルゴリズム１４００’は、「はい」の経路に沿って進み、１４１６でフィルタ処理条件セットラッチをラッチして、フィルタ処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。

【０２５４】

図６０は、発生器の一形態で実施することが可能な、図５９に示すフィルタ未処理条件セットの論理２２１２の一形態を実施するための、論理フローチャートである。２２３２で、発生器は、局所的周波数勾配が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回るか否かを判定することができる。一部の形態では、周波数勾配閾値パラメータは、上述のように、発生器によって送達される電力レベルに応じて決定することができる。局所的周波数勾配が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回る場合には、発生器は、２２３６で、局所的共振周波数が、周波数閾値パラメータ１４０６を下回るか否かを判定することができる。下回る場合には、アルゴリズム２２１２は、フィルタ未処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。一部の形態では、条件２２３２、２２３６は、図示の論理「ＡＮＤ」方式の代わりに、論理「ＯＲ」方式で実施することができる。例えば、局所的周波数勾配が周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回るという判定の後に、このアルゴリズムは、フィルタ未処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。同様に、局所的周波数勾配が周波数勾配閾値パラメータ１４０４以上であるという判定の後に、このアルゴリズムは、２２３６で、共振周波数及び周波数閾値パラメータ１４０６を評価することができる。

【０２５５】
２２３２及び２２３６で評価される条件が（いずれの論理構成が使用されても）満たされない場合には、発生器は、２２４０で、基準周波数（例えば、２１９６で設定されるような）と局所的共振周波数（例えば、周波数Δ）との差異が、基準偏差閾値パラメータ２２４２を超過するか否かを判定することができる。超過する場合には、アルゴリズム２２１２は、フィルタ未処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。超過しない場合には、アルゴリズム２２１２は、フィルタ未処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。
【０２５６】
特定の形態では、３０、５００、１００２などの発生器、及び／又は１００、１２０、１００４などの超音波外科用器具は、応答セットトリガを作動可能にするために負荷イベントを利用する、１つ以上の条件セットで実施することができる。例えば、発生器は、本明細書で説明されるように、負荷イベントを検出することができる。負荷イベントは、例えば、超音波ブレードに対する負荷が、変化（例えば、突然又は急激な変化）を経験する場合に生じ得る。負荷の変化を引き起こし得る物理的条件としては、例えば、クランプアームの開放及び／又は閉鎖、組織を通過する超音波ブレードの突然の下降などが挙げられる。様々な形態では、負荷イベントの検出時に、応答セットトリガをサ動可能状態にするか、又は、対応する条件セット内の他の条件の発生時にトリガ可能とすることができる。負荷イベントが検出されない場合には、応答セットトリガを作動解除状態にするか、又は、対応する条件セット内の他の条件の発生時であってもトリガ不能とすることができる。負荷イベントの存在は、様々な条件セットによって検出される物理的条件のタイプ（例えば、組織の分離、乾燥などの、組織の状態の変化など）の、代替的指示としての役割を果たし得る。したがって、負荷イベントトリガを利用する条件セットは、誤検出を返す（例えば、条件セットが満たされているが、基礎となる物理的条件が存在しない状況）可能性がより少ない。結果として、負荷イベントを利用する条件セットはまた、周波数勾配閾値１４０４、周波数閾値１４０６などに関する、より感度が低いか又は高い閾値も利用することができる。
【０２５７】
様々な形態によれば、負荷イベントは、周波数勾配の変化を経時的に検査することによって、検出することができる。図６１は、１組の負荷イベントを説明する、超音波ブレードに関する周波数勾配２３０２及び周波数の２次時間導関数２３０４のグラフ表示である。負荷イベントは、周波数勾配プロット２３０２内では、特徴部２３０５及び特徴部２３０６で明らかであり、２次時間導関数プロット２３０４内では、特徴部２３０７及び特徴部２３０８で明らかである。図６１に示される特性を生成したブレードは、横軸上で指示されるように、約１／２秒で非負荷で作動され、約１１／２秒でクランプされ、約３１／２秒でクランプ解除された。クランプ及びクランプ解除は、２３０５、２３０７、及び２３０６、２３０８によって指示される負荷イベントに対応し得る。周波数勾配自体が、熱イベント（例えば、ブレードの温度の変化）及び負荷イベントの双方によって影響され得ることが理解されるであろう。このことは、周波数勾配プロット２３０２が、特徴部２３０５、２３０６に加えて様々な変化を含むように、図６１によって示される。対照的に、２次時間導関数プロット２３０４は、特徴部２３０７、２３０８での劇的な変化を除いて、ほぼ一定である。
【０２５８】
この観点から、特定の形態は、ローリングウィンドウを介して周波数勾配の変化を検査することによって、負荷イベントの存在を検出する。例えば、現在の周波数勾配又は局所的周波数勾配が、その局所的周波数勾配からウィンドウオフセット時間でオフセットされた過去の周波数勾配と比較される。この比較の継続的な結果は、ローリングΔと称することができる。ウィンドウオフセット時間は、任意の好適な時間とすることができ、特定の形態では、約１００ミリ秒とすることができる。ローリングΔが周波数勾配閾値パラメータを超過する場合、負荷イベントを検出することができる。特定の形態では、ブレードが

非負荷であるときに開始する負荷イベントは、考慮されない場合がある（例えば、応答セットトリガが作動可能状態にされない場合がある）。例えば、ローリングウィンドウを介して周波数勾配を検査する前に、発生器は、インピーダンス閾値を上回る超音波インピーダンスの増大を、最初に検出することができる。（一部の形態では、インピーダンス閾値は、発生器が負荷イベントを検出する前に、インピーダンス閾値上回り時間パラメータにわたって保持されなければならない。）インピーダンス閾値は、任意の好適な値にすることができ、特定の形態では、約５オームの分解能で、約５オーム～約２６０オームである。例示的一形態では、インピーダンス閾値は、約１００オームである。この閾値を上回る超音波インピーダンスの増大は、例えば、クランプアームが閉鎖されていることを示すことにより、負荷イベントの可能性を高めることができる。

【０２５９】

図６２は、負荷イベントを実証する、周波数勾配２３１０、周波数の２次時間導関数２３１２、及びローリングΔ　２３１４のグラフ表示である。ローリングΔプロット２３１４の特徴部２３１６は、ローリングΔが周波数勾配閾値パラメータを超過したことを指示しており、それゆえ負荷イベントを指示している。図６３は、別の負荷イベントを実証する、周波数勾配２３１８、周波数の２次時間導関数２３２０、及びローリングΔ２３２２の別の形態のグラフ表示である。ローリングΔプロット２３２２内の特徴部２３２４、２次時間導関数プロット２３２０内の特徴部２３２６、及び周波数勾配プロット２３２８内の特徴部２３２８は、負荷イベントを示す。

【０２６０】

図６４は、発生器の一形態で実施することが可能な、負荷イベントトリガを含む条件セットを適用するアルゴリズム２３３０の一形態を実施するための、論理フローチャートである。２３３２で、発生器は、負荷イベントが発生しているか否かを判定することができる。負荷イベントが発生しているか否かを発生器がどのように判定するかの更なる例は、図６５に関連して本明細書で提供される。負荷イベントが発生していない場合には、発生器は、２３３２で、負荷イベントに関する試験を継続することができる。負荷イベントが発生している場合には、発生器は、２３３４で、関連する応答セットを「作動可能にする」ことができる。応答セットを作動可能状態にすることは、その対応する条件セットが満たされる場合に、応答セットがトリガされることを可能にすることを含み得る。２３３６で、発生器は、局所的超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値パラメータを下回るか否かを判定することができる。インピーダンスリセット閾値パラメータは、負荷イベントが完結していると発生器が結論付ける、インピーダンスのレベルとすることができる。局所的超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値パラメータを下回る場合には、発生器は、２３４２で、応答セットを作動解除することができる。局所的超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値パラメータを下回らない場合には、発生器（例えば、３０、５００、１００２）は、２３３８で、条件セットパラメータが満たされているか否かを判定することができる。条件セットが満たされている場合には、発生器は、２３４０で、適切な応答セットをトリガすることができる。

【０２６１】

図６５は、負荷条件が外科用器具内に存在するか否かを判定するためのアルゴリズム２３３２の一形態を実施するための、論理フローチャートである。２３４２で、発生器は、超音波ブレード／トランスデューサシステムの局所的超音波インピーダンスが、インピーダンス閾値を超過するか否かを判定することができる。例えば、超音波インピーダンスが閾値を超過すると、そのことは、クランプアームの閉鎖を指示し得る。超過しない場合には、アルゴリズム２３３２は、２３３４で、負荷イベントが存在しないという指示を返すことができる。局所的超音波インピーダンスが、インピーダンス閾値を超過する場合には、発生器は、２３４６で、周波数ローリングΔが周波数勾配閾値パラメータを超えているか否かを判定することができる。超えている場合には、アルゴリズム２３３２は、２３４８で負荷イベントありを返すことができる。超えていない場合には、アルゴリズム２３４４は、負荷イベントなしを返すことができる。

【０２６２】
様々な例示的形態では、応答セットトリガを作動可能にするために負荷イベントを利用する条件セットは、上述の図２０～２２の論理フローチャートの文脈で利用することができる。例えば、図６６は、応答セットトリガを作動可能にするために負荷イベントを利用する条件セットを考慮する、図２０に示す組織アルゴリズム１２００の信号評価組織アルゴリズム部分１３００’’の一形態の、論理フローチャートである。様々な形態では、信号評価組織アルゴリズム１３００’’は、上述のアルゴリズム１３００と同様の方式で動作することができるが、幾つかの相違を有する。例えば、アルゴリズム１３００’’では、信号評価／監視関数１３０８を、１３０６での待機時間の比較に先行して実行することができるが、これらの行為は、本明細書で説明されるアルゴリズム１３００、１３００’、１３００’’のいずれに関しても、任意の好適な順序で順序付けることができる点が、理解されるであろう。更には、信号評価／監視関数１３０８はまた、局所的超音波インピーダンス（｜Ｚ｜$_{Mot}$）及びローリングΔ（$F_{勾配_\Delta}$）も捕捉することができ、それらは、本明細書で説明されるような、様々な条件セット評価アルゴリズム１４００に渡すことができる。例えば、アルゴリズム１３００は、局所的超音波インピーダンス、ローリングΔ、局所的周波数勾配（$F_{勾配}$）、及び局所的共振周波数（F_t）を、引数として渡すことができる。
【０２６３】
図６７は、発生器の一形態で実施することが可能な、図６６に示す信号評価組織アルゴリズム１３００’’に関する条件セットを評価するための、アルゴリズム１４００’’の論理フローチャートである。２３５２で、発生器は、維持状態フラグ２３５４が設定されているか否かを判定することができる。設定されていない場合には、２３５８で、アルゴリズム１４００’’の条件セットに対応する応答セットを、作動可能状態にすることができる。特定の形態では、２３５８で応答セットを作動可能状態にすることにより、負荷監視を事実上無効化することができる。維持状態フラグ２３５４が設定されている場合には、負荷監視アルゴリズム２３５６を実行することができる。負荷監視アルゴリズム２３５６は、負荷イベントが検出されるか否かに応じて、応答セットトリガを作動可能にすることも、又は作動可能にしないこともできる。負荷監視アルゴリズム２３５６の更なる詳細は、図６８に関連して、以下で提供される。２３６０で、発生器は、フィルタ未処理条件セットが、評価された条件セットに関して満たされているか否かを判定するための、論理を実施することができる。論理２３６０は、図６９に関連して以下でより詳細に説明され、「真」又は「偽」の応答を返すことができる。
【０２６４】
２３６８で、発生器は、フィルタ処理条件セットラッチが設定されているか否かを判定することができる。フィルタ処理条件セットラッチは、以下で説明されるように、例えば、フィルタ処理条件セットが閾値期間にわたって設定されるように指示されることを保証するために、フィルタ処理条件セットが満たされている場合に設定することができる。フィルタ処理条件セットラッチが設定されている場合には、発生器は、２３６５でラッチタイマをインクリメントして、２３６６で、フィルタ未処理条件セットが満たされているか否かを判定することができる。フィルタ未処理条件セットが満たされている場合には、論理フロー１４００’’は、フィルタ処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。
【０２６５】
２３６６でフィルタ未処理条件セットが満たされていない場合には、発生器は、２３６８で、条件セットが依然として満たされているか否かを判定することができる。例えば、発生器は、（ｉ）フィルタ処理条件セットラッチタイマが最小ラッチ時間１４２２を超過しているか否か、及び（ｉｉ）周波数勾配がクロスバック周波数勾配閾値１４２４を超えているか否かを判定することができる。これらの条件が満たされる場合には、発生器は、２３７８で、フィルタ処理条件セットラッチを解除し、デバウンスタイマ（例えば、図２２のタイマＸ）をリセットし、ラッチタイマをリセットし、負荷タイマ（例えば、インピ

ーダンス上回り時間の期間）をリセットし、応答セットトリガを作動解除することができる。論理フロー１４００’’は、フィルタ処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。

【０２６６】

ここで２３６２を再び参照すると、フィルタ処理条件セットラッチが設定されていない場合には、発生器は、２３６４で（例えば、２３６０の返答に基づいて）、フィルタ未処理条件セットが満たされているか否かを判定することができる。満たされていない場合には、１４１０でデバウンスタイマをリセットすることができ、論理フロー１４００’’は、フィルタ処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。満たされている場合には、発生器は、１４０８で、デバウンスタイマをインクリメントすることができる。１４１４で、発生器は、デバウンスタイマが、上述のような、トリガ前の必要時間パラメータ１４１２を超えているか否かを、判定することができる。超えている場合には、アルゴリズム１４００’’は、「はい」の経路に沿って進み、１４１６でフィルタ処理条件セットラッチをラッチして、フィルタ処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。

【０２６７】

図６８は、図６７に示すような、発生器の一形態で実施することが可能な、負荷監視アルゴリズム２３５６の一形態の論理フローチャートである。負荷監視アルゴリズム２３５６は、局所的超音波インピーダンス（｜Ｚ｜$_{Ｍｏｔ}$）及びローリングΔ（$Ｆ_{勾配_Δ}$）を入力として受け取ることができる。出力として、アルゴリズム２３５６は、関連する応答セットを作動可能にすることも、又は作動可能にしないこともできる。２３８０で、発生器は、超音波インピーダンスが、インピーダンス閾値２３８１を超過するか否かを判定することができる。超過する場合には、発生器は、２３８２で負荷タイマをインクリメントすることができる。この負荷タイマは、局所的超音波インピーダンスをデバウンスさせるように作用することができる。例えば、発生器は、既定数のタイマの刻みにわたって閾値よりも高くない限り、超音波インピーダンスが閾値２３８１よりも高いと見なさない場合がある。

【０２６８】

２３８４で、発生器は、負荷タイマが、閾値上回り必要時間パラメータ２３８６を超えているか否かを判定することができる。超えている場合には、発生器は、２３９６で負荷トリガを作動可能状態にして、２３９８に進む。例えば、負荷トリガは、超音波インピーダンスによって負荷が指示される場合に、作動可能状態にすることができる。２３８４で、超えていない場合には、発生器は、負荷トリガを作動可能状態にすることなく、直接２３９８に進むことができる。２３９８で、発生器は、負荷トリガが作動可能状態であるか否かを判定することができる。作動可能状態ではない場合には、負荷セット監視アルゴリズム２３５６は、負荷トリガ及び応答セットトリガの双方が作動不可状態で、戻ることができる。作動可能状態である場合には、発生器は、２４００で、ローリングΔが、周波数勾配閾値パラメータ２４０２を超過するか否かを判定することができる。超過しない場合には、アルゴリズム２３５６は、負荷トリガセット及び応答セットトリガが作動不可状態で、戻ることができる。超過する場合には、２４０４で応答セットトリガを作動可能状態にすることができ、アルゴリズム２３５６は戻ることができる。２３８０を再び参照すると、超音波インピーダンスが、インピーダンス閾値２３８１を上回らない場合には、発生器は、２３８８で負荷タイマをリセットすることができる。２３９０で、発生器は、超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値パラメータ２３９２を下回るか否かを判定することができる。下回る場合には、発生器は、２３９４で、応答セットトリガ及び負荷トリガを作動解除することができる。下回らない場合には、発生器は、上述のような２３９８に進むことができる。

【０２６９】

図６９は、発生器の一形態によって実施することが可能な、図６７に示すフィルタ未処理条件セットの論理２３６０の一形態の、論理フローチャートである。２４０６で、発生

器は、局所的周波数勾配が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回るか否かを判定することができる。一部の形態では、周波数勾配閾値パラメータは、上述のように、発生器によって送達される電力レベルに応じて決定することができる。局所的周波数勾配が、周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回る場合には、発生器は、２４０８で、局所的共振周波数が、周波数閾値パラメータ１４０６を下回るか否かを判定することができる。下回る場合には、発生器は、負荷トリガ及び応答セットトリガが、２４１０において、作動可能状態であるか否かを判定することができる。作動可能状態である場合には、アルゴリズム２３６０は、フィルタ未処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。作動可能状態ではない場合には、発生器は、２４１２で、フィルタ処理条件セットラッチが設定されているか否かを判定することができる。設定されている場合には、アルゴリズム２３６０は、フィルタ未処理条件セットが満たされているという指示を返すことができる。２４０６、２４０６、又は２４１２のいずれかで否である場合には、アルゴリズム２３６０は、フィルタ未処理条件セットが満たされていないという指示を返すことができる。

【０２７０】

一部の形態では、条件２４０６及び条件２４０８は、図示の論理「ＡＮＤ」方式の代わりに、論理「ＯＲ」方式で実施することができる。例えば、例えば、局所的周波数勾配が周波数勾配閾値パラメータ１４０４を下回るという判定の後に、アルゴリズム２３６０は、直接２４１０に移ることができる。同様に、局所的周波数勾配が周波数勾配閾値パラメータ１４０４以上であるという判定の後に、このアルゴリズムは、２４０８で、共振周波数及び周波数閾値パラメータ１４０６を評価することができる。

【０２７１】

信号評価組織アルゴリズム１３００、１３００’、１３００’’に関する条件セットを評価するための、アルゴリズム１４００、１４００’、及び１４００’’の様々な形態が説明されている。任意数の条件セット評価アルゴリズムを、本明細書で説明される信号評価組織アルゴリズム１３００、１３００’、１３００’’のうちのいずれかと共に実施することができる点が、理解されるであろう。例えば、特定の形態では、発生器は、負荷イベントトリガを利用する条件セット評価アルゴリズム１４００’’と併せて、本明細書で上述されたような条件セット評価アルゴリズム１４００を実施することができる。アルゴリズム１３００、１３００’、１３００’’、１４００、１４００’、１４００’’の任意の好適な組み合わせを使用することができる。

【０２７２】

超音波外科用器具の一部の例示的形態では、電流は、比較的一定となるように維持される。このことにより、超音波ブレードに関する実質的に一定の変位を確立することができ、またそのことにより、実質的に一定の速度の、組織に作用する活動を確立することができる。一部の形態では、電流は、機械的負荷の変化を経ても維持され、この機械的負荷は、超音波インピーダンスによって反映される。このことを達成するために、印加電圧を変調することによって、機械的負荷の差異を実質的に補償することができる。

【０２７３】

本明細書で説明されるように、効率的に動作する（例えば、トランスデューサでの廃熱を最小限に抑える）ために、外科用器具（例えば、ブレードとトランスデューサとの組み合わせ）は、システムの共振周波数で、又は共振周波数の近くで、駆動させることができる。システムの周波数は、電流信号及び電圧信号間の位相差を介して判定することができる。本明細書で説明されるように、システムの共振周波数は、熱変化と共に変化する。例えば、熱エネルギー（例えば、熱）の追加は、ブレード及び／又は他のシステム構成要素の軟化をもたらすことにより、そのシステムの共振周波数を変化させる。したがって、発生器は、一部の例示的形態では、２つの制御ループを実施する。第１のループは、様々な負荷にわたって、実質的に一定の電流を維持し、その一方で、第２の制御ループは、システムの共振周波数を追跡して、駆動電気信号を適宜に修正する。

【０２７４】

本明細書で説明されるように、超音波外科用器具で使用するための様々なアルゴリズムは、器具に提供される電気信号に基づいて、器具（例えば、その器具の超音波ブレード）の物理的条件を見積もる。例えば、図５８及び図６５に関連して、クランプアームの閉鎖は、超音波インピーダンスを監視することによって判定される。しかしながら、本明細書で説明されるいずれの形態でも、クランプアームの閉鎖は、任意の好適な方式で、例えば、その器具に提供される任意の好適な電気信号及び／又はその導出から、代替的に判定することができる点が、理解されるであろう。電流が実質的に一定に保たれる、一部の例示的形態では、電圧信号の値は、超音波インピーダンスに比例する。それゆえ、本明細書で説明される様々な超音波インピーダンス閾値を、電圧閾値として代替的に実装することができる。同様に、電流が実質的に一定である場合、ブレードに送達される電力又はエネルギーもまた、超音波インピーダンスに比例することになり、対応する電力、エネルギーの変化、時間に対する電圧、電力、又はエネルギーの変化などもまた、クランプアームの閉鎖を指示し得る。また、本明細書で示されるように、クランプアームが最初に閉鎖するとき、超音波ブレードの温度は、超音波ブレードが冷たい組織と接触するため、降下し得る。したがって、ブレードの閉鎖は、ブレードの共振周波数の上昇、及び／又は本明細書で説明される他の方法のうちの１つのいずれかによって指示される、ブレード温度の降下に関して監視することによって、代替的に検出することができる。また、一部の形態では、クランプアームの閉鎖は、閉鎖トリガ及び／又は閉鎖制御装置の作動の検出に基づいて、判定することもできる。様々な形態は、説明される電気信号特性のうちの一部又は全ての組み合わせを利用して、クランプアームの閉鎖を検出することができる。

【０２７５】

また、例えば、負荷イベントが、例えば図６５に関連して、本明細書で説明される。図６５及び関連する説明では、負荷イベントは、周波数ローリングΔに基づいて検出される。器具に提供される電気信号の様々な他の品質もまた、負荷イベントを示すために使用することができる。例えば、周波数ローリングΔによって指示される物理的変化はまた、電圧信号、時間に対する電圧信号の変化、超音波インピーダンスの勾配を含めた超音波インピーダンス、周波数の２次導関数、電流、時間に対する電流の変化などによって示すこともできる。更には、本明細書で説明されるようなブレードの温度変化は、周波数勾配の変化の検出に基づいて判定される。ブレードの温度に基づいて変動し得る、更なる電気信号特性としては、例えば、ブレードに提供される電力及び／又はエネルギーの勾配を挙げることができる。

【０２７６】

様々な形態によれば、器具１００、１２０、１００４などの超音波器具は、異なる電力レベルで連続的に器具を駆動することを伴う制御アルゴリズムに従って、駆動することができる。例えば、超音波外科用器具が起動されるとき、第１の電力レベルで、その超音波外科用器具を駆動することができる。例えば、発生器（例えば、発生器３０、５００、１００２、及び／又は内部発生器）は、第１の電力レベルで駆動信号を提供することができる。第１の期間の満了後、発生器は、第１の電力レベルよりも小さい第２の電力レベルで、第２の駆動信号を提供することができる。一部の適用では、第１の、より高い電力レベルは、本明細書で説明されるように、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するために役立ち得る。

【０２７７】

図７１は、２つの電力レベルで連続的に超音波器具を駆動するためのアルゴリズム３０２１の一形態の、論理フローチャートである。図７０は、図７１のアルゴリズムの例示的一実施に関する、電力又は変位プロットを示す線図である。アルゴリズム３０２１は、１００、１２０、１００４などの超音波器具を駆動するために、３０、５００、１００２などの発生器及び／又は内部発生器によって実施することができる。図７０では、縦軸３００２は、エンドエフェクタのブレードの変位に対応する。横軸３００４は、秒単位の時間に対応する。アルゴリズム３０２１は、本明細書での発生器３０、５００、１００２のうちの１つなどの、発生器によって実施されるとして本明細書で説明されるが、アルゴリズ

ム３０２１は、１００、１２０、１００４などの器具によって（例えば、それらの器具の制御回路２００９によって）代替的に実施することができる点が、理解されるであろう。

【０２７８】

３０２０で、発生器は、臨床医によって提供されるトリガ信号を受信することができる。このトリガ信号は、任意の好適な方式で提供することができる。例えば、一部の形態では、臨床医は、器具自体の上のボタン又は他の入力装置（例えば、ボタン３１２ａ、１０３６ａ、１０３６ｂ、１０３６ｃ、フットスイッチ４３４、１０２０など）を利用して、トリガ信号を提供する。３０２２で、発生器は、第１の駆動信号を提供することによって、器具を起動することができる。図７０を参照すると、器具の起動は、３００６で指示される。この第１の駆動信号は、器具のエンドエフェクタに提供される、第１のレベルの電力に対応する。３０２４で、発生器は、第１の期間にわたって第１の駆動信号を維持する。この第１の駆動信号に対応するエンドエフェクタの変位は、図７０では３００９で指示される。図７０の実施例で示されるように、第１の電力レベルは、約７５マイクロメートルなどの、６０～１２０マイクロメートルのエンドエフェクタの変位に対応する。第１の電力レベルは、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するように、かつ／あるいは、解離及び／又は封着プロセスを改善する傾向がある、他の組織作用を提供するように、選択することができる。一部の形態では、第１の駆動信号はまた、本明細書で説明されるように、非共振も提供することにより、血管の内側筋肉層の、外膜層からの分離を、更に支援することができる。

【０２７９】

発生器は、３０２６で、第１の期間が満了しているか否かを判定する。第１の期間は、任意の好適な方式で測定することができる。例えば、一部の形態では、第１の期間は、器具の起動から既定の時間量が経過した後に満了する、設定された期間である。このことは、図７０に示す実施例に当てはまり、第１の期間は１秒である。また、一部の形態では、第１の期間は、特定の組織の状態の変化が生じる場合に満了する。本明細書で説明される組織状態の変化のうちのいずれもが、第１の期間の終了を示すことができ、例えば、組織条件の変化を検出するための、本明細書で説明されるアルゴリズムのうちのいずれも、利用することができる。例えば、一部の形態では、第１の期間の終了は、トランスデューサのインピーダンスの変化によって示すことができる。

【０２８０】

第１の期間が満了すると、発生器は、３０２８で、第２の電力レベルで第２の駆動信号を提供する。図７０に実施例では、第１の駆動信号から第２の駆動信号への遷移は、３００７で指示される。第２の駆動信号でのエンドエフェクタの変位は、図７０では、約３７．５マイクロメートルなどの、約２０～６０マイクロメートルであるように指示される。第２の駆動信号は、図７０では、連続信号であるように指示されるが、一部の形態では、第２の駆動信号は、例えば本明細書で説明されるような、パルス状駆動信号であることが理解されるであろう。第２の駆動信号は、任意の好適な終了点まで、器具に提供することができる。例えば、図７０を参照すると、組織の解離の完了が、３００８で指示される。器具の停止は、３０１０で指示される。一部の形態では、組織の解離は、本明細書で説明される組織の状態の変化を検出するためのアルゴリズムのうちのいずれかを使用して、検出することができる。一部の形態では、発生器は、解離点３００８で、及び／又はそれ以降（例えば、その後の既定の期間）に、器具を自動的に停止させることができる。

【０２８１】

アルゴリズム３０２１は、単一の電力レベルで単純に器具を作動させることと比較して、器具の性能を改善することができる。図７２は、図７１のアルゴリズムに従って操作される、器具１００４と同様の外科用器具を使用して得られる破裂圧力（３０３０）、及び単一の電力レベルで器具１００４を作動させることによって得られる破裂圧力（３０３２）を示す線図である。図７２の実施例では、プロット３０３２は、アルゴリズム３０２１の第２の電力レベルに対応する単一の電力レベルで作動される、器具１００４に対応する。アルゴリズム３０２１に関する試験及び単一の電力レベルでの試験の双方は、５～７ｍ

mのブタの角質の動脈に対して遂行された。看取され得るように、アルゴリズム３０２１は、より高い破裂圧力を引き起こし、このことは、より高品質の封着及び離断に対応し得る。図７３は、図７２で指示される試験に関して得られる、離断時間を示す線図である。図示のように、アルゴリズム３０２１は、優れた離断時間を提供し得る。

【０２８２】

使用中、アルゴリズム３０２１は、臨床医による誤用の可能性を有する。例えば、図７４は、アルゴリズム３０２１の一形態による駆動信号パターンを示す線図３０４０である。図７４では、縦軸３０４２は、提供される電力レベルに対応し、横軸３００４は時間に対応する。第１の電力レベル及び第２の電力レベルは、それぞれ、軸３０４２上で「５」及び「１」として指示される。例えば、Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．（Ｃｉｎｃｉｎｎａｔｉ，Ｏｈｉｏ）から入手可能なＧＥＮ　１１発生器に対して実施される場合、「５」は、電力レベル「５」に対応することができ、「１」は、電力レベル「１」に対応することができる。図示のように、臨床医は、組織の離断を完了することなく、連続して数回、器具を作動（３００６）及び停止（３０１０）させている。図示のように、臨床医は、器具を再び作動させて、第１の（より高電力の）駆動信号を再確立するために、第２の（より低電力の）駆動信号の開始近くで、器具を停止させている。このタイプの使用は、アルゴリズム３０２１が設計通りに動作することを妨げる恐れがある。一部の形態では、アルゴリズム３０２１は、停止３０１０とその後の起動３００６との間に、静止時間を実施するように修正することができる。

【０２８３】

図７５は、器具の停止とその後の起動との間に静止時間を実施する、アルゴリズム３０２１’の別の形態の論理フローチャートである。アルゴリズム３０２１’は、１００、１２０、１００４などの超音波器具を駆動するために、３０、５００、１００２などの発生器及び／又は内部発生器によって実施することができる。３０２０でトリガ信号を受信した後、発生器は、３０５０で、直近の器具の作動から静止時間が経過しているか否かを判定することができる。様々な形態では、この静止時間は、超音波ブレード及び／又は組織が静止状態に戻ることを可能にする時間量に対応するように、選択される。例示的一形態では、静止時間は４秒である。静止時間が経過している場合には、アルゴリズム３０２１’は、本明細書で上述されたような行為３０２２、３０２４、３０２６、及び／又は３０２８に進むことができる。３０５０で静止時間が経過していない場合には、発生器は、３０５２で、第２の電力レベル（アルゴリズム３０２１’の電力レベルのうちの、より低いもの）での駆動信号を器具に提供することができる。この方式で、先行の停止から静止期間が経過していない場合には、アルゴリズム３０２１’は、停止して終了した時点で継続することができる。

【０２８４】

図７６は、アルゴリズム３０２１’の一形態による駆動信号パターンを示す線図である。臨床医は、３０５６で器具を起動することができる。第２の駆動信号が提供されると、臨床医は、３０５８で器具を停止させる。例えば、停止３０５８は、組織の封着及び離断が完了する前に実施される場合がある。３６６０で、臨床医は、例えば、本明細書で上述されたようなトリガ信号を生成することによって、器具を再び作動させる。しかしながら、図示のように、３６６０で再び作動させる前に、静止時間は経過していない。したがって、発生器は、３６６０で、第２の電力レベルで駆動信号を提供する。しかしながら、３０６２での停止の後、３０６４で再び作動させる前には、静止時間が経過している。したがって、発生器は、第１の電力レベルで駆動信号を提供し、アルゴリズム３０２１’は、図７０に示すように進む。

【０２８５】

様々な形態では、アルゴリズム３０２１’は、静止時間の代わりに、代替的論理条件を利用して実施することができる。例えば、３０５０で静止時間が満了しているか否かを判定する代わりに、発生器は、代替的論理条件が満たされているか否かを判定することができる。この代替的論理条件は、例えば、器具及び／又は作用されている組織の状態のイン

ジケータを含めた、任意の好適な条件とすることができる。一部の形態では、この論理条件は、エンドエフェクタの温度、又はそれに関連するものとすることができる。例えば、代替的論理条件は、駆動信号の周波数によって指示されるような、超音波駆動システム及びエンドエフェクタの共振周波数に基づき得る。周波数が閾値を上回る（エンドエフェクタ温度の温度が閾値を下回ることを指示している）場合には、アルゴリズム３０２１’は、説明されたような行為３０２２、３０２４、３０２６、３０２８に進むことができる。駆動周波数の周波数は、例えば、上記の図２１に関連して本明細書で上述されたものを含めた、任意の方法で測定することができる。別の実施例では、代替的論理条件は、超音波トランスデューサのインピーダンスに基づき得るものであり、これは、図１０～１３に関連して本明細書で上述されたように、エンドエフェクタの温度に関する別の代理としての役割を果たし得る。また、一部の形態では、エンドエフェクタの温度は、図１６Ａのエンドエフェクタに配置された温度プローブ３０７０などの、エンドエフェクタの温度プローブによって測定することもできる。

【０２８６】

図７７は、第３の駆動信号を実施するアルゴリズム３０２１’’の別の形態の論理フローチャートである。アルゴリズム３０２１’’は、１００、１２０、１００４などの超音波器具を駆動するために、３０、５００、１００２などの発生器及び／又は内部発生器によって実施することができる。発生器は、図７１に関連して上述されたような行為３０２０、３０２２、３０２４、３０２６、３０２８を実行することができる。しかしながら、３０２８で第２の駆動信号を提供した後、発生器は、３０７２で第２の期間が満了するまで、３０７０で第２の駆動信号を維持することができる。第２の期間の満了時に、発生器は、３０７４で第３の駆動信号を提供することができる。この第３の駆動信号は、第２の電力よりも大きく、第１の電力よりも小さいものであり得る、第３の電力のものである。例えば、例示的一形態では、第２の電力レベルは、第１の電力レベルの４５％である。第３の点のレベルは、例えば、第１の電力レベルの１００％、７５％などとすることができる。第１の期間及び第２の期間は、それぞれ、例えば１．５秒及び１２秒とすることができる。アルゴリズム３０２１’’は、例えば、アルゴリズム３０２１’のように、静止期間と共に実施することができる点が、理解されるであろう。例えば、行為３０７０、３０７２、及び３０７４は、図７５に示されるような行為３０２８の後に実行することができる。

【０２８７】

様々な形態では、アルゴリズム３０２１’’は、図７１に示されるアルゴリズム３０２１と比較して、より高い破裂圧力、及び短縮された離断時間をもたらし得る。例えば、図７９は、アルゴリズム３０２１に従って操作される器具１００４と同様の外科用器具を使用して得られる破裂圧力と、アルゴリズム３０２１’’に従って操作される外科用器具を使用して得られる破裂圧力との比較を示す線図である。図示のように、アルゴリズム３０２１’’に関する破裂圧力は、アルゴリズム３０２１の場合よりも高い。同様に、図８０は、図７９で指示される試験に関して得られる、離断時間を示す線図である。図示のように、アルゴリズム３０２１’’に関する離断時間は、アルゴリズム３０２１に関するものを下回る。また、アルゴリズム３０２１’’が、組織の状態の変化（例えば、条件セット）を検出する際にフィードバック（例えば応答セット）を提供するための別のアルゴリズムと併せて実施される、一部の形態では、第３の、より高い電力の駆動信号を提供することは、組織の状態の変化を検出するための、本明細書で説明されるアルゴリズムの有効性を、改善することができる。

【０２８８】

一部の形態では、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’は、本明細書で説明される様々な他のアルゴリズムと併せて実施することができる。例えば、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’のうちのいずれも、器具及び／又はその器具によって作用される組織の測定された特性に基づく、条件セット及び／又は応答セットと併せて実施することができる。例えば、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’は、

図１５Ａ～１５Ｃ、図２０～２２、図５７～６０などに関連して本明細書で上述されたアルゴリズムのうちの１つ共に実施することができる。条件セットが組織の状態を示す場合、対応する応答セットを、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’に加えて実行することができる。例えば、トリガされた条件セットが、フィードバックを要求する場合、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’を継続しつつ、そのフィードバックを提供することができる。また、例えば、トリガされた条件セットが、駆動信号に対する変更を要求する場合、発生器は、トリガされた応答セットに従って、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’から離れることができる。

【０２８９】

図８１は、初期のクランプ期間を実施するアルゴリズム３１００の一形態の論理フローチャートである。アルゴリズム３１００は、１００、１２０、１００４などの超音波器具を駆動するために、３０、５００、１００２などの発生器及び／又は内部発生器によって実施することができる。３１０２で、発生器は、起動要求３０２０に関連して本明細書で上述されたような、起動要求を受信することができる。３１０４で、発生器は、器具が起動されていることを指示する、フィードバックを提供することができる。このフィードバックは、本明細書で説明されるような、可聴、視覚的、及び／又は触覚的フィードバックとすることができる。しかしながら、フィードバックが提供されるとき、器具は未だ起動していない。この方式で、アルゴリズム３１００は、器具を起動する前に、エンドエフェクタが組織を圧迫するための時間を提供することにより、離断及び封着の有効性を向上させることができる。３１０６で、エンドエフェクタは、第１の期間が満了しているか否かを判定することができる。この第１の期間は、例えば、数秒とすることができる。第１の期間が満了している場合、発生器は、器具を起動して、制御アルゴリズムの実行を開始することができる。この制御アルゴリズムは、例えば、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’のうちのいずれかを含めた、任意の好適なアルゴリズムとすることができる。例えば、図７１を参照すると、行為３１０４、３１０６は、トリガ信号３０２０を受信した後に実行することができる。行為３０２２は、３１０８に応答するように実行される。

【０２９０】

図８２は、初期のクランプ期間を実施するアルゴリズム３１２０の別の形態の論理フローチャートである。アルゴリズム３０２１’’は、１００、１２０、１００４などの超音波器具を駆動するために、３０、５００、１００２などの発生器及び／又は内部発生器によって実施することができる。例えば、アルゴリズム３１２０は、図６～８に関連して本明細書で上述された階段関数と併せて、初期のクランプ期間を実施することができる。図８２を再び参照すると、発生器は、図８１に関連して本明細書で説明されたような行為３１０２、３１０４、及び３１０６を実行することができる。３１２２で、発生器は、第１のレベルで第１の駆動信号３１２２を提供することができる。この第１のレベルは、特定の電流、電力、エンドエフェクタの変位などに対応し得る。３１２４で第２の期間が満了すると、発生器は、３１２６で、第２の駆動信号を提供する。この第２の駆動信号は、第１のレベルよりも高いレベルでの、電流、電力、及び／又はエンドエフェクタの変位に対応する。第２の駆動信号は、発生器が、３１２８で、例えば、閾値周波数勾配を下回る周波数勾配の低下などの、組織の状態の変化を検出するまで、維持することができる。そのようなイベントが発生すると、発生器は、３１３０で、第３の駆動信号を提供することができる。例えば、この第３の駆動信号は、例えば図１５Ａ～１３Ｃ、図２０～２２、図５７～６０などに関連して上述されたものなどのアルゴリズムによって判定されるような、組織の状態の更なる変化（例えば、離断）まで、維持することができる。

【０２９１】

図８３は、アルゴリズム３１２０による駆動信号パターンを示す線図である。縦軸３１３２は駆動信号電流に対応し、その一方で、横軸３１３４は時間に対応する。起動信号が、３０９２で受信される。第１の期間は、３０９６によって表される。第１の駆動信号を有する第２の期間は、３０９７で指示される。第２の駆動信号は、３１３５で周波数勾配

閾値が満たされるまで３０９８で提供され、３１３５の時点で、第３の駆動信号が３０９９によって指示される。離断は３００８で指示され、停止は３０９４で指示される。

【０２９２】

上述のように、３０２１、３０２１’、３０２１’’、３１００、３１２０などを含めた、本明細書で説明されるアルゴリズムのうちのいずれも、条件セット及び応答セットを実施するためのアルゴリズムと併せて実施することができる。条件セットは、例えば、超音波器具及び／又はその超音波器具によって作用される組織の、特定の状態の有無に基づいて、真とすることができる。応答セットは、条件セットが真である際に、器具及び／又は発生器によって実施される行為を規定することができる。一部の形態では、１つ以上の多変数モデルを利用して、様々な条件セットを推定することができる。多変数モデルの例としては、例えば、ニューラルネットワークモデル、遺伝子アルゴリズムモデル、分類木アルゴリズムモデル、再帰的ベイジアンモデルなどを挙げることができる。

【０２９３】

多変数モデルの１つの好適なタイプは、ニューラルネットワークを含む。ニューラルネットワークは、入力変数の複雑なパターンを認識するために有効であり得、それらの入力変数を、組織の状態（例えば、離断が生じているか否か、封着が生じているか否かなど）に基づいて条件セットを検出するために適したものにすることができる。図８４は、例示的なニューラルネットワーク３１５０を示す図である。ニューラルネットワーク３１５０は、ニューロンと称される相互接続ノード３１５２、３１５４、３１５６のグループを含む。種々のニューロン間の接続は、データがどのようにネットワークを通じて渡されるかを示す。入力ニューロン３１５２には、入力データからの値（例えば、外科用器具の様々なパラメータ、駆動信号など）が割り当てられる。様々な形態では、それらの値は、０～１の値に基準化される。次いで、入力ニューロン３１５２の値（例えば、入力変数）を利用して、様々な隠れニューロン３１５４の値を算出し、その値を使用して、１つ以上の出力ニューロン３１５６の値を見出す。出力ニューロン３１５６の値が、例えば、駆動信号に対するフィードバック及び／又は変更などの、応答セットをトリガすることができる（又はトリガしない）。実際には、入力ノード３１５３、隠れノード３１５４、及び出力ノード３１５６のそれぞれの数は、図８４に示すものとは、著しく異なる場合がある。様々な形態では、ニューラルネットワークは、データサイクルで動作される。各サイクルの間に、入力値が入力ニューロン３１５２に提供され、出力値が出力ノード３１５６で取得される。

【０２９４】

ニューラルネットワークは、図８４に示すように、完全に接続することができ、このことは、各入力ニューロン３１５２が、各隠れニューロン３１５４に接続されることを意味する。一部の形態は、完全には接続されないニューラルネットワークを利用することができる。例えば、全ての入力ノードが、各隠れニューロン３１５４には接続されない場合もある。隠れニューロン３１５４に関する値は、活性化関数に従って決定することができる。様々な形態では、活性化関数の出力は、０～１の範囲である。例えば、この出力関数は、０～１の出力を生成するように選択することができ、一部の形態では、出力関数の結果を基準化することができる。一部の形態では、連続かつ微分可能な関数を選択することが有利である。このことは、ニューラルネットワークの訓練を促進することができる。例えば、勾配法を利用するバックプロパゲーション訓練は、出力関数の偏導関数を計算することが必要な場合があり、このことは、その最適化関数が連続かつ微分可能である場合、単純化することができる。活性化関数として利用することができる、そのような関数の一例は、以下の等式（８）によって指示されるような、シグモイド関数である。

【数１】

$$x = \omega_1\xi_1 + \omega_2\xi_2 + \omega_3\xi_3 + \ldots + \theta \qquad (8)$$

【０２９５】

等式（８）中、ξは、入力ニューロンの値に対応し、ωは、各入力に与えられる重みに

対応し、θは、定数に対応する。ニューラルネットワークが完全に接続される場合、全ての入力ニューロンの値が、全ての隠れニューロンに渡され、このことは、各隠れニューロンに関する活性化関数が、各入力ノードに対応するξ項を含むことを意味する。各入力に与えられる重み（ω）は、各隠れニューロン及び／又は各入力値に固有のものとすることができる。定数θもまた、各隠れニューロン３１５４に固有のものとすることができる。各ノードでの結果は、以下の等式（９）及び（１０）によって与えることができる。

【数２】

$$\sigma(x)=\frac{1}{1+e^{-x}} \qquad (9)$$

【０２９６】

図８５は、等式（９）の１つの例示的な実施のプロットであり、その関数が連続かつ微分可能であることを実証している。

【数３】

$$O=\sigma(x) \qquad (10)$$

【０２９７】

このシグモイド関数の出力を、図８６に示す。例えば、出力（Ｏ）は、入力ニューロンの加重和にθを加えたものから算出することができる（例えば、等式（９）に等式（８）が適用される）。

【０２９８】

様々な形態では、各隠れニューロンは、Ｉ個の入力を有し、これは、そのニューラルネットワークへの入力の数に等しい。Ｊ個の隠れニューロン３１５４が存在する場合には、ωに関してＩ×Ｊ個の固有の値が存在し、θに関してＪ個の固有の値が存在する。一部の形態では、出力ニューロン３１５６は、同じ活性化等式を利用することができる。したがって、Ｋが出力ニューロンの数である場合、隠れニューロン３１５４を出力ニューロン３１５６に接続するＪ×Ｋ個の固有のωの値、及び、出力ノード３１５６に関するＫ個の固有のシータの値が存在し得る。

【０２９９】

ニューラルネットワークの出力は、超音波外科用器具、外科用器具によって作用される組織、又はそれらの何らかの組み合わせの、１つ以上の条件を含む、条件セットの真偽を指示することができる。例えば、ニューラルネットワークは、分離点で、又は分離点付近で組織の離断を指示するフィードバックを提供するか否かを指示する、条件セットをモデル化するために、使用することができる。例えば、一部の形態では、ニューラルネットワークの出力は、８０％の離断が達成されているか否かを指示することができる。任意の好適な数又はタイプのニューロン３１５２、３１５４、３１５６を、使用することができる。例えば、ニューラルネットワーク３１５０は、１２個の入力ニューロン３１５２（Ｉ＝１２）、４つの隠れニューロン（Ｊ＝４）、及び１つの出力ニューロン（Ｋ＝１）を含み得る。データサイクルは、１０ミリ秒とすることができる。したがって、１０ミリ秒ごとに、１２個の入力に関する値をネットワーク３１５０内に投入して、結果を算出することができる。

【０３００】

入力変数（例えば、入力ノード３１５２に対応する変数）は、一部の状況で出力ノード３１５６の値に影響を及ぼすことが可能な、任意の変数を含み得る。以下で説明される例示的な入力変数は、例えば８０％の離断などの、任意の好適な超音波器具関連の値に対応する出力ノードを有する、３１５４などのニューラルネットワークで利用することができる。本明細書で説明される入力変数はまた、例えば、遺伝子アルゴリズムモデル、分類木アルゴリズムモデル、再帰的ベイジアンモデルなどを含めた、任意の他の好適なタイプのモデルで使用することもできる。

【０３０１】

一部の形態では、入力ノード３１５２に対応する入力変数は、組織の処置の間の、外科用システムの動作を説明する変数を含む。組織の処置は、例えば、組織に対して外科用システムが起動されるときに、開始することができる。例示的な組織処置入力変数を、以下で説明する。

【０３０２】

起動後の経過時間の入力変数は、器具の起動（例えば、組織処置の開始時での）からの時間を表し得る。時間は、器具の起動（例えば、０．００秒）で開始する、例えば、１０ミリ秒（０．０１０秒）を含めた、任意の好適なインクリメントで測定することができる。一部の形態では、起動後の経過時間は、発生器によって測定及び記憶することができる。

【０３０３】

種々の変数を利用して、例えば、トランスデューサを横断する電圧降下、トランスデューサによって引き出される電流、及びトランスデューサのインピーダンスを含めた、超音波トランスデューサ又はハンドピースの動作を説明することができる。これらの変数及び同様の変数に関する値は、任意の好適な間隔で、（例えば、発生器によって）捕捉及び記憶することができる。例えば、電圧、電流、及び／又はインピーダンスの値は、ニューラルネットワーク３１５０のデータサイクルと等しい間隔で、捕捉することができる。

【０３０４】

更なる入力変数は、既定の期間にわたる、トランスデューサの電圧、電流、及び／又はインピーダンスの、種々の置換を説明する。例えば、電圧、電流、又はインピーダンスの平均を、作動期間全体（例えば、起動後の経過時間によって説明される）にわたって取得することができる。また、一部の形態では、電圧、電流、又はインピーダンスの平均は、既定数の先行のサンプルにわたって取得される。例えば、平均インピーダンスは、最終のＡ個のインピーダンスのサンプルにわたって取得することができ、Ａは、１０に等しいものとすることができる。電圧、電流、及び／又はインピーダンスから導出可能な、電力、エネルギー、並びに他の値もまた、独立した入力変数として、又は種々の置換で、算出することができる。例えば、一部の形態では、総エネルギーが入力変数として使用される。総エネルギーは、起動後に超音波システムに送達されたエネルギーの合計を指示し得る。この総エネルギーは、例えば、電力の総和を作動全体を通した時間で積算することによって導出することができる。インピーダンスの曲線又は形状は、起動からのインピーダンスの変化を指示する。一部の形態では、スプライン適合又は他の平滑化関数を、インピーダンス曲線に適用することができる。平滑化関数の適用により、変曲点を強調することができ、この変曲点の存在又は位置を、入力変数として利用することができる。例えば、インピーダンス曲線は、一部の形態では、切断が生じる際に、突然の下降を経験し得る。インピーダンス曲線などの、様々な例示的入力変数は、値の曲線又は配列として説明される。そのような変数は、例えば、曲線下面積の取得、１つ以上のピーク値の取得、曲線の平均又は移動平均の取得によることなどを含めた、任意の好適な形態で、ニューラルネットワーク３１５０又は同様のモデルに入力することができる。一部の形態では、様々な曲線の積分、ピーク、平均などに限度を設けることにより、例えば、作動から過渡的効果を排除することができる。更なる変数としては、例えば、（例えば、起動からの）総エネルギー、（例えば、起動からの）インピーダンスの総合的な変化などを挙げることができる。

【０３０５】

様々な入力変数は、外科用システム（例えば、トランスデューサ、導波管、及びブレード）の共振周波数に基づく。外科用システムの共振周波数は、駆動信号の周波数として明示することができる。例えば、本明細書で説明されるように、外科用システムを、そのシステムの共振システムで駆動する（例えば、駆動信号を提供する）ように、発生器を調整することができる。一部の形態では、共振周波数そのもの（例えば、現在又は瞬間的な共振周波数）を、入力変数とすることができる。共振周波数は、例えば、ニューラルネットワーク又は他のモデルのデータサイクルなどの、任意の好適な間隔で、サンプル抽出することができる。別の例示的な共振周波数変数は、組織処置の過程にわたる、共振周波数の

変化を説明する。例えば、共振周波数の変化は、現在の共振周波数の値と、起動時及び／又は起動後の設定点（例えば、起動後０．５秒）での周波数の値との差異に等しく設定することができる。更に別の共振周波数変数は、周波数導関数ｄＦ／ｄｔ、すなわち、共振周波数の瞬間的な勾配を説明する。更なる共振周波数変数は、周波数導関数の値の平均を取得することによって、導出することができる。１つの例示的な平均は、起動からの全ての周波数導関数の値、及び／又は、例えばニューラルネットワーク３１５０の過去１０回のデータサイクルなどの、既定の期間にわたる周波数導関数の値を含む。一部の形態では、複数の平均周波数導関数の変数を使用することができ、各変数は、異なる期間（例えば、ニューラルネットワーク３１５０又は他のモデルの、異なる数の過去のデータサイクル）にわたって算出される。本明細書で説明される共振周波数変数の、様々な異なる置換もまた、使用することができる。１つの例示的な共振周波数変数は、先行のＡ個の平均ｄＦｄｔの値にわたって算出される、最大平均周波数導関数を説明し、ここでＡは、ニューラルネットワーク３１５０又は他のモデルのデータサイクルの数に対応し得る。例えば、Ａは、１０に等しいものとすることができる。別の例示的な入力変数は、位相マージンである。位相マージンは、駆動信号とブレードの変位との位相の差異を説明する。位相マージンは、例えば、参照により全体が本明細書に組み込まれる、「Ｏｕｔｐｕｔ Ｄｉｓｐｌａｃｅｍｅｎｔ Ｃｏｎｔｒｏｌ Ｕｓｉｎｇ Ｐｈａｓｅ Ｍａｒｇｉｎ Ｉｎ An Ｕｌｔｒａｓｏｎｉｃ Ｈａｎｄ Ｐｉｅｃｅ」と題された、同一所有者の米国特許第６，６７８，６２１号で説明されるような、任意の好適な方式で測定することができる。

【０３０６】

様々な形態では、ニューラルネットワーク３１５０又は他のモデルは、特定の外科用システムを説明する値を有する入力変数（例えば、システム固有変数）を受け取る。システム固有変数は、例えば、ハンドピース、ブレード、導波管、エンドエフェクタ、クランプアーム、クランプパッドなどを含めた、外科用システムの任意の構成要素、又は構成要素のグループの、特性を説明することができる。この方式で、システム固有変数は、各外科用システムの「指紋」を提供するために役立ち得る。種々のシステム固有変数を、様々な方法で測定及び利用することができる。例えば、システム固有変数は、ニューラルネットワーク３１５０若しくは他のモデルの訓練及び実行の双方で、使用することができる。

【０３０７】

一部のシステム固有変数は、物理的に測定することが可能な、外科用システム又はその構成要素の特性を説明する。システム長は、外科用システム（例えば、その外科用システムの導波管及びブレード）の長さを説明する。例示的なシステム調は、２３ｃｍ、３６ｃｍ、及び４５ｃｍを含む。一部の形態では、異なる長さを有するシステムに関して、別個のニューラルネットワーク３１５０が訓練及び利用される場合があるが、しかしながら、このことは、システム長を入力変数として利用することによって、回避することができる。

【０３０８】

一部のシステム固有入力変数は、超音波ブレードの特性を説明する。例えば、個別のブレード利得は、トランスデューサからブレードの先端までの、変位の増大又は減少の比率を説明する（例えば、ブレード利得は、ブレードと導波管との組み合わせを説明することができる）。所与の超音波ブレードの利得は、例えば、ブレードの直径の不連続性を含めた、ブレード自体の物理的特性によって決定することができる。同じ仕様に合わせて製造された異なるブレードが、例えば製造公差により、僅かに異なるブレード利得を有する場合がある。例えば、１つの好適なブレードに関する利得は、３．５±０．２とすることができる。様々な形態では、ブレード利得は、外科用システムの製造及び／又は試験の間に測定される。例えば、レーザー振動計又は他の好適な機器を利用して、発生器及びハンドピースによって既知の利得で駆動される場合の、ブレードの変位を測定することができる。

【０３０９】

別のブレード固有変数は、ブレードの固有共振周波数である。これはまた、静止共振周

波数と称される場合もある。固有共振周波数は、ブレードの物理的特性の関数である。様々な形態では、固有共振周波数は、例えば、インパルス励振若しくは探信音試験を利用して、ブレード（又は関連するシステム）の製造又は試験の間に測定される。探信音試験に従って、特定の範囲の周波数の音波又は振動が、（通常は非負荷の）ブレードに提供される。ブレードを共振させる周波数に注目する。例えば、マイクロホン又は他の可聴周波センサを使用して、様々な周波数の探信音に対する、ブレードの応答を記録することができる。その測定値の周波数成分を分析して、共振を特定することができる。更に別のブレード固有変数は、ブレードに関するＱ値である。Ｑ値は、ブレードの、その中心周波数に対する帯域幅を説明する。換言すれば、Ｑ値は、ブレードの周波数スペクトルが、どの程度緊密に共振周波数の周囲に圧縮されているかを説明する。Ｑ値は、例えば、一般に入手可能なスペクトル分析器装置を利用して、例えば、ブレード又は関連システムの製造若しくは試験の間に測定することができる。

【０３１０】

更なるブレード固有変数は、ブレード長である。例えば、製造公差により、同じ設計の全てのブレードが、同じ長さを有するとは限らない。正確なブレード長は、例えば、マイクロメータ、光学的システム、座標測定機などを含めた、任意の好適な測定技術又は測定機器を使用して、測定することができる。ブレードの撓みは、クランプアームと接触するときにブレードが撓む程度を説明する。ブレードの撓みの程度は、例えば、非接触レーザー変位機器、ダイヤルインジケータ、又は任意の他の好適な機器を利用して、測定することができる。ブレードの様々な音響特性もまた、ブレード固有入力変数として利用することができる。種々のブレードに関するポアソン比を、横歪み及び軸歪みを測定する歪みゲージを利用して測定することができ、かつ／又はブレード材料から導出することができる。種々のブレード内の音速もまた、測定することができ、かつ／又はブレード材料から導出することができる。潜在的な入力変数である他の音響特性としては、位相速度、密度、圧縮性又は剛性、体積弾性率などが挙げられる。例えば、ブレード、クランプパッドなどの多くの音響特性が、材料メーカーによって提供される。

【０３１１】

更なるブレード固有変数としては、表面摩擦係数及び突出封止面が挙げられる。表面摩擦係数は、組織作用のモデルに関係し得るが、これは、表面摩擦係数が、組織に送達される出力に関連し得るためであり、この出力は、例えば、以下の等式（１１）に従う。

出力＝μ×２π＊ｄ＊ｆ＊Ｎ　　（１１）

【０３１２】

等式（１１）中、μは表面摩擦係数（例えば、動摩擦）であり、ｆは駆動信号の周波数（例えば、システムの共振周波数）であり、Ｎは垂直力であり、ｄはブレードの変位である。表面摩擦係数は、任意の好適な方式で測定することができる。例えば、ブレードを回転盤に搭載して、既知の垂直力を適用しながら回転させることができる。一部の形態では、上記の等式（１１）はまた、以下の等式（１２）によって指示されるように、突出封止面も考察する。

出力密度＝（μ×２π＊ｄ＊ｆ＊Ｎ）／ＳＳ　　（１２）

【０３１３】

等式（１２）中、ＳＳが突出封止面である。突出封止面は、例えば、ブレードの幾何学構成に基づいて推定することができる。例えば、ブレードの長さ、幅、及び湾曲が関係し得る。関連する例示的な入力変数は、ブレードのクロックである。例えば、一部の形態では、ブレードは湾曲している。ブレードのクロックは、長手方向軸を中心とするブレードの湾曲の角度方向を説明する。

【０３１４】

様々な形態では、外科用システムが組織に作用する方式は、クランプアーム及びブレードが組織に係合する方式に応じて決定される。この方式もまた、システム固有の寸法、他の特性に応じて決定される。例えば、様々なシステム固有変数は、ブレード、クランプアーム、及びクランプパッド間の相互関係を説明する。そのような１つの例示的な入力変数

は、ブレードとクランプアームとの間の提供されるクランプ力である。例えば、クランプ力は、等式（１）に関連して本明細書で上述された、F_Tに対応し得る。クランプ力は、任意の好適な方式で測定することができる。例えば、図１～３に関連して示される外科用システム１９を参照すると、クランプアーム５６は、開放位置で（例えば、ブレード７９と接触せずに）固定することができる。力トランスデューサを、例えば、クランプアーム５６の枢動転と最遠位端との間で、クランプアーム５６に固定することができる。次いで、ハンドル６８を作動させて、ブレード７９に対してクランプアーム５６を閉鎖することができる。力トランスデューサは、提供される力を測定することができる。一部の形態では、トリガの位置を監視することにより、トリガの位置に対比するクランプ力を表す入力変数を導出することができる。一部の形態では、最大力が使用される。一部の形態では、クランプ力は、開放位置で固定されたクランプアームで測定される。例えば、ＴＥＫＳＣＡＮから入手可能なもののような、圧力センサを、ブレードとクランプアームとの間に配置することができる。

【０３１５】

同様の変数としては、トリガ変位、トリガ力、及び管状サブアセンブリばね力が挙げられる。トリガ変位は、ブレードに対してクランプアームを閉鎖するために、トリガ３４、３１２０（図９３）が枢軸旋回される距離である。このトリガの変位は、クランプアームを閉鎖するためにばねが変位される程度に対応し得る。例えば、ばね５０５１が、図１０５に示される。図９３、９５、及び図１０５を参照すると、ばね５０５１は、図９５には具体的に示されないが、ばね５０５若しくは同様のばねは、図９５のヨーク４１７４、及びハンドル４１２２に、図１０５に示すものと同様の方式で結合することができる点が理解されるであろう。図９３及び図９５に関連して説明されるように、トリガ４１２０の近位運動は、クランプアーム４１５０及びブレード４１５２を閉鎖するための、ヨーク４１７４及び管状往復作動部材４１３８の遠位運動をもたらす。ヨーク４１７４が遠位方向に移動すると、ヨーク４１７４は、ばね５０５１を伸長させることができる。したがって、トリガ（例えば、トリガ４１２０）の変位は、ばね（例えば、５０５１）の伸長を指示することにより、クランプ力の代理としての役割を果たし得る。トリガ力（例えば、トリガに提供するために必要な力）もまた、入力変数として使用することができる。トリガ変位及びトリガ力は、任意の好適な方式で測定することができる。一部の形態では、管状サブアセンブリ力もまた、入力変数として測定及び使用することができる。例えば、図９５を参照すると、管状サブアセンブリ力は、往復作動部材４１３８によってクランプアーム４１５０及びブレード４１５２に提供される力を表す。本明細書で説明される様々な変位及び力は、例えば、視覚測定システム、歪みゲージ、ダイヤルインジケータなどを含めた、任意の好適な機器を利用して、任意の好適な方式で測定することができる。

【０３１６】

他の好適なクランプ関連変数は、圧力プロファイルに関する。圧力プロファイルは、クランプアームが閉鎖されているときの、ブレード及びクランプアームに沿った圧力の分布を説明する。クランププロファイルは、任意の好適な方式で測定することができる。例えば、ＴＥＫＳＣＡＮから入手可能なセンサなどの、圧力センサを、ブレードとクランプアームとの間に配置することができる。次いで、クランプアームを（例えば、本明細書で説明されるトリガ３４及び／又はトリガ４１２０を利用して）閉鎖することができ、結果として生じる力（及び／又は力分布）が測定される。一部の形態では、クランプ力は、クランプアームの全長よりも短い範囲で取得することができる。例えば、クランプアーム又はブレード上の特定の位置での（例えば、クランプアームの近位部分での）クランプ力を、ニューラルネットワーク３１５０又は他の好適なモデルへの入力変数として利用することができる。

【０３１７】

様々な他のクランプ関連変数としては、クランプアームの撓み、クランプアームの位置若しくはライド、完全に開放されたトリガでのつかみ具の角度、及びパッドの高さが上げられる。クランプアームの撓みは、ブレードに対して閉鎖された場合の、クランプアーム

の撓みの程度の尺度である。クランプアームの位置又はライドは、完全に開放されたトリガでのつかみ具の角度とも称され、クランプアームとブレードとの間の距離又は角度を説明する。例えば、完全に開放されたトリガでのつかみ具の角度は、視覚システム、光学コンパレータ、分度器などを利用して測定することができる。パッドの高さは、クランプアームパッドの厚さを説明することができる。これらの値は、任意の好適な方式で測定することができる。例えば、視覚システムを利用して、ブレードの画像を捕捉し、クランプアームの撓みなどを導出することができる。また、様々な機械的又は光学的距離測定技術を使用して、特定の寸法を測定することもできる。更なるクランプ関連変数は、パッド（例えば、クランプパッド５８）の特性を説明することができる。そのようなパラメータの例としては、パッドのロット番号、パッドの寸法、パッドの材料組成分布、パッドの材料硬度、パッドの熱的特性、並びに特定の製造ロットにわたる、これらの値又は同様の値に関する平均値を挙げることができる。

【０３１８】

一部の形態では、システム固有変数は、試験手順の間に実施される測定に基づく帰属値である。例えば、一部の入力変数は、システムのバーンインの間に判定される。バーンインの一形態は、図２６～２８に関連して、本明細書で上述されている。バーンインは、例えば、器具が、空中で、完全にクランプされ、乾燥した状態（例えば、クランプアームとブレードとの間に何もない）などの、既知の（かつ反復可能な）条件下で実行することができる。一部の形態では、バーンインの間の周波数勾配は、例えば、電力、エネルギー、電圧、電力の変化率（ｄ電力／ｄｔ）、エネルギーの変化率（ｄエネルギー／ｄｔ）、電圧の変化率（ｄＶ／ｄｔ）、電流の変化率（ｄＩ／ｄｔ）、周波数の変化率（ｄｆ／ｄｔ）、インピーダンスの変化率（ｄＺ／ｄｔ）、ピークインピーダンスなどの同様の値と共に、入力変数としての役割を果たし得る。一部の形態では、バーンインが空中で（例えば、ブレードがパッドに接した状態で）実行される場合、上述の変数は、バーンインの全体を通して、比較的一定のまま維持され得る。しかしながら、変数が変化する場合には、周波数勾配又は他の変数は、起動後の既定の時間で取得して、そのバーンインサイクルの全て若しくは一部分にわたって平均化するか、又は他の方式で数学的に組み合わせることなどができる。

【０３１９】

一部の形態では、周波数勾配又は他の値は、種々の電力レベルにわたって設定された発生器電力を使用するバーンイン条件の下で取得される。例えば、特定の周波数勾配又は他の測定値は、第１の電力に設定された発生器を使用して取得することができ、第２の周波数勾配又は他の測定値は、第２の電力に設定された発生器を使用して取得することができる。一部の形態では、バーンインは、クランプアームとブレードとの間に、組織（例えば、ブタの組織）又は組織代用物（スポンジ材料など）を配置して、実行することができる。一部の形態では、周波数勾配及び関連変数は、組織代用物が離断されるにつれて変化し得る。例えば、周波数勾配は、バーンインサイクル内の様々な異なる点で取得して、そのバーンインサイクルの全て又は一部分にわたって平均化することなどができる。別の試験関連変数は、実行されるバーンインサイクルの数である。例えば、一部の形態では、例えば、最初のバーンインで、器具又は試験手順に関する問題が存在する場合には、複数のバーンインサイクルを実行することができる。

【０３２０】

バーンインを実行した後、外科用システムの様々な他の特性を測定する（かつ入力変数として使用する）ことができる。例えば、バーンインは、ブレードに対応する、クランプパッド上の陥凹を作り出す場合がある。この陥凹の分析により、バーンイン深さ（例えば、陥凹の深さ）を得ることができる。この深さは、任意の好適な装置で測定することができる。一部の形態では、バーンイン深さは、視覚システム、レーザー距離測定器、及び／又は他の機械的若しくは光学的測定具で測定することができる。一部の形態では、バーンイン深さは、バーンイン深さ分布（例えば、接触プロファイル）を指示するために、クランプパッド上の様々な点で取得される。また、一部の形態では、クランプアーム接触点も

また、この陥凹から導出することができる。例えば、陥凹の最も深い部分が、最初の接触点に対応し得る。

【０３２１】

更に他のシステム固有入力変数が、自由状態で測定される。自由状態は、クランプをブレードと接触させずに、ブレードを空中で稼働させることで再現することができる。自由状態で測定される変数としては、電力消費、装置のインピーダンス、種々の電力レベルにわたる周波数勾配、種々の電力レベルでのブレードのインピーダンス、ハンドピースの電流、電圧、及びインピーダンスなどを挙げることができる。様々な形態では、システム及び環境関連変数を、事前稼働の間に測定することができる。例えば、様々な外科用システムは、組織に対する操作の前に事前稼働試験を必要とするように構成される。このことは、例えば、その外科用システムが適正に組み立てられていることを保証するために、役立ち得る。しかしながら、例えば、本明細書で説明されるように、事前稼働の間に、例えば、電圧、電流、インピーダンス、共振周波数、及び、それらの置換を含めた、様々なシステム固有変数の値を捕捉することができる。

【０３２２】

更なるシステム固有変数は、ブレード及び／又はクランプアームの温度応答に関する。例えば、クランプアームの温度応答は、特定のクランプアームが熱流入に曝される場合の、加熱される方式を説明する。クランプアームの温度は、例えば、赤外線温度計で測定することができる。クランプアームの温度応答は、熱流入のワット当りの温度での加熱の度数として表すことができる。同様に、クランプアームの温度の冷却曲線は、単位時間当りに所与のブレードが室温で冷却される方式の尺度とすることができ、例えば、単位時間当りの度数で表される。例えばブレードの温度応答及びブレードの冷却曲線を含めた、同様の入力変数は、ブレードに基づき得る。別の例示的な温度応答変数は、温度に対するブレードのインピーダンスを含む。これは、温度の関数としての、（例えば、トランスデューサの電気インピーダンスによって表されるような）ブレードの音響インピーダンスの尺度とすることができる。ブレードの温度の変化は、周波数の変化を引き起こし得るため、シャフト内部にブレード及び導波管を固定する構成要素は、厳密な節点（例えば、ゼロの横変位を有する導波管上の位置）に存在する必要がない場合がある。したがって、それらの構成要素が厳密な節点に存在しない場合、それらは、空中にある場合のシステム内に、音響インピーダンスを引き起こし得る。この音響インピーダンスがどのように変化するか、及び結果として生じる周波数の変化を監視することにより、ブレードの温度ばかりではなく、ブレード上の後部に（例えば、ハンドルに向けて）どの程度遠く、ブレードの温度が変化しているかもまた、モデル化することが可能となり得る。それぞれの温度応答及び／又は冷却曲線は、任意の好適な方式で、ニューラルネットワーク３１５０への入力として使用することができる。例えば、それぞれの曲線の勾配、勾配が変化する屈折点の値、又は任意の他の好適な値を選択することができる。

【０３２３】

他の例示的なシステム固有変数としては、システムが製造された生産ラインの経年、及び、例えばバーンインでの、ブレード内部で測定される横周波数が挙げられる。例えば、生産機械は、その耐用期間にわたって変化することにより、その生産機械の製品寿命の異なる時点で生産されたブレード及び他の構成要素が、異なる挙動を示す場合がある。横周波数は、シャフトの方向に直交する方向での、ブレード内の振動を説明し、例えば、ＡＧＩＬＥＮＴ　ＴＥＣＨＮＯＬＯＧＩＥＳから入手可能なＮ９０３０Ａ　ＰＸＡシグナルアナライザなどの、ベクトル信号分析器又はスペクトル分析器を利用して測定することができる。横周波数は、例えば、バーンイン又は自由状態などの既定の条件セットを含めた、任意の好適な条件で測定することができる。

【０３２４】

ニューラルネットワーク３１５０に関する様々な入力変数は、組織を処置するために外科用システムによって使用される、ハンドピース又はトランスデューサに基づき得る。そのような変数の例としては、上述のようなトランスデューサのインピーダンス、ハンドピ

ースの共振周波数、ハンドピースの電流設定点などを挙げることができる。ハンドピースの共振周波数は、導波管又はブレードから独立したハンドピースの共振周波数を説明する。例えば、ハンドピースの共振周波数は、製造時に測定することができる。ハンドピースに関する電流設定点は、既定の変位を提供するために特定のハンドピースに提供される、電流のレベルを説明する。例えば、種々のハンドピースは、種々の製造公差に基づく種々の電流設定点を有し得る。電流設定点、周波数勾配、及びハンドピースを説明する他の変数は、例えば、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）、又はハンドピースに関連付けられる他の記憶装置に記憶することができる。例えば、発生器は、ハンドピース固有変数を取得するために、ハンドピースに問い合わせることができる。一部の形態では、ハンドピース固有変数を利用することにより、製造及び／又は試験の間に測定された様々な他のシステム固有変数に、更なる明瞭性を提供することができる。例えば、システムが臨床医によって利用される場合、異なるハンドピースであって、多くの場合、より新しいハンドピースが利用される可能性がある。ハンドピース固有変数は、このことを補正することができる。

【０３２５】

ニューラルネットワーク３１５０は、本明細書で上述された入力変数のうちのいずれかを利用することができる点が、理解されるであろう。一部の形態では、ニューラルネットワーク３１５０は、行列代数を利用して評価することができる。例えば、４つの行列を使用することができる。１×Ｉ入力行列（Ｏ＿ｉ）は、Ｉ個の入力ニューロンに関する（例えば、基準化された）値を含み得る。Ｉ×Ｊ隠れニューロンω行列（Ｗ＿ｉｊ）は、隠れニューロン３１５４の値を算出するために使用されるω値を含む。Ｊ×Ｋ出力ニューロンω行列（Ｗ＿ｊｋ）は、出力ニューロン３１５６の値を算出するために使用されるω値を含む。１×Ｊ隠れニューロン定数行列（Ｏ＿ｊ）は、隠れニューロン３１５４に関する定数θ値を含む。１×Ｋ出力ニューロン定数行列（Ｏ＿ｋ）は、出力ニューロン３１５６に関する定数θ値を含む。任意の所与のサイクルにわたって、これらの行列を、以下の等式（１３）～（１６）によって指示されるように評価することによって、ニューラルネットワークの出力を算出することができる。

ｘ＿ｊ＝Ｏ＿ｉ＊Ｗ＿ｉｊ＋Ｏ＿ｊ　　（１３）

【０３２６】

等式（１３）の結果のｘ＿ｊは、各隠れニューロン３１５４に関する入力ニューロン値の加重和とすることができる。行列ｘ＿ｊを、以下の等式（１４）などの等式を通じて、要素ごとに処理することにより、同サイズの行列Ｏ＿ｊを生じさせることができる。

Ｏ＿ｊ＝（１＋ｅｘｐ（－ｘ＿ｊ））．＾（－１＊Ｚ）　　（１４）

【０３２７】

等式（１４）の結果のＯ＿ｊは、隠れニューロン３１５４のそれぞれに関する値とすることができる。等式（１２）では、Ｚは、Ｋ×Ｊのサイズを有するものの行列に対応する。

ｘ＿ｋ＝Ｏ＿ｊ＊Ｗ＿ｊｋ＋Ｏ＿ｋ　　（１５）

【０３２８】

等式（１５）の結果のｘ＿ｋは、各出力ニューロン３１５６に関する隠れニューロン値の加重和とすることができる。行列ｘ＿ｋを、例えば等式（１６）などの等式を通じて、要素ごとに処理することにより、同サイズの行列Ｏ＿ｋを生じさせることができる。

Ｏ＿ｋ＝（１＋ｅｘｐ（－ｘ＿ｋ））＾（－１＊Ｚ１）　　（１６）

【０３２９】

等式（１６）の結果のＯ＿ｋは、そのニューラルネットワークの出力とすることができる。等式（１５）では、Ｚ１は、Ｋ×１のサイズを有するものの行列に対応する。

【０３３０】

ニューラルネットワークは、任意の好適な方式で訓練することができる。例えば、一部の形態では、ニューラルネットワークは、バックプロパゲーションを利用して訓練することができる。バックプロパゲーション訓練の間、ニューラルネットワークのデータフロー

は逆転される。例えば、実際の出力に対する誤差の値を使用して、個別の重み及び定数のパラメータが修正される。図８７は、バックプロパゲーションを利用して、ニューラルネットワーク３１５０などのニューラルネットワークを訓練するための、アルゴリズムの一形態の論理フローチャートである。３１７０で、関連するデータセットを生成することができる。一部の形態では、訓練のために使用されているデータファイルをネットワークが単に学習するのではなく、実際のパターン認識が実施されていることを保証するために、別個のデータセットが、訓練及び試験のために生成される。各データセットは、例えば、必要な入力（例えば、表８を参照）の全てを含み得る。各データセットはまた、ニューラルネットワークによってモデル化された値を表す入力値の各セットに対応する、器具及び／又は組織の状態を説明する実際値も含み得る。例えば、一部の形態では、実際値は、任意の所与の入力値のセットに対して、組織が閾値レベルの離断（例えば、８０％の離断）に到達しているか否かを指示し得る、離断データを含み得る。この方式で訓練されるニューラルネットワークは、組織が閾値レベルの離断に到達しているか、又は到達していないかを指示する、出力を提供することができる。例えば、任意の他の好適な離断のレベル、完全な離断、組織封着などを含めた、任意の好適な値を使用することができる点が、理解されるであろう。任意の所与のサンプルが、８０％又は任意の他の好適な閾値の離断状態に到達しているか否かは、一部の形態では、離断されている切断の長さに沿った組織の量に基づいて、判定することができる。例えば、離断は、一度に全てが実施されない場合があり、その代わりに、前から後に、後から前に、又は中央から外に実施される場合がある。任意の所与の組織サンプルが閾値まで離断されているか否かは、任意の好適な方法に従って判定することができる。例えば、一部の形態では、ビデオカメラが切断を記録することができ、ユーザーは、離断が閾値まで完了しているか否かを視覚的に判定することができる。また、一部の実施形態では、光学（例えば、レーザー）測位センサを利用して、ブレードに対するクランプアームの位置を測定することができる。ブレードに対するクランプアームの傾斜は、離断の程度を指示し得る。

【０３３１】

３１７４で、ニューラルネットワークを作り出すことができる。例えば、様々なニューロン３１５４、３１５６の重み及び定数に関する値を、（例えば、均一な分布を生じる、ＭＡＴＬＡＢ「ｒａｎｄ」関数を利用して）無作為に初期化することができる。一部の形態では、－２．５～２．５の値の範囲を利用することができるが、これは、これらの値が、シグモイド活性化関数によって処理されると、０～１の範囲の出力を生じさせる傾向があるためである。３１７６で、ネットワーク３１５０を、入力データに対して実行させ、予測される特定の出力（又は、複数の出力ノードが存在する場合には、複数の出力）を生成することができる。３１７８で、誤差を計算することができる。誤差は、３１７６からの予測される出力と、本明細書で説明されるような組織又は器具の特性の実際値との差異である。様々な形態では、この出力は、２進数で表すことができ、１は、その条件が存在するか又は真であることに対応し、０は、その条件が存在しないか又は偽であることに対応する。例えば、条件が８０％の離断である場合、この出力は、組織が８０％離断されている場合は１であるべきであり、（未だ）８０％離断されていない場合は０であるべきである。一部の形態では、ニューラルネットワーク３１５０の出力が閾値（例えば、０．８５）を超過する場合、その条件を真と見なすことができる。

【０３３２】

３１８０で、各ノードに関する重みが評価される。例えば、各重みに関して、重み（ω）に対する出力又は誤差（Ｅ）の偏導関数が見出される。この偏導関数は、入力層３１５２と隠れ層３１５４との接続に関しては、$\delta E / \delta \omega_{ij}$として表すことができ、隠れ層３１５４と出力層３１５６との接続に関しては、$\delta E / \delta \omega_{jk}$として表すことができる。３１８０で、各ノードに関する定数が評価される。例えば、各定数に関して、定数θに対する出力又は誤差（Ｅ）の偏導関数が見出される。この偏導関数は、入力層３１５２と隠れ層３１５４との接続に関しては、$\delta E / \delta \theta_{i}$として表すことができ、隠れ層３１５４と出力層３１５６との接続に関しては、$\delta E / \delta \theta_{j}$として表すことができる。３１８

４で、各重み及び定数に関して、Δを計算することができる。Δは、各偏導関数を勾配定数ηで積算することによって見出すことができる。一部の形態では、ηに関して０．１の値を使用することができる。次いで、各重み及び定数の元の値に、このΔを加えることができる。行為３１７６、３１７８、３１８０、３１８２、及び行為３１８４を、入力データの後続のサイクルに関して繰り返すことができる。一部の形態では、ネットワーク３１５０を訓練した後に、試験することができる。例えば、ネットワーク３１５０は、本明細書で説明されるように、訓練データセットとは別個の試験データセットで試験することができる。様々な形態では、ニューラルネットワーク又は他の多変数モデルを、事前訓練することができる。結果として得られるモデルパラメータ（例えば、ネットワーク構成、重み及び定数に関する値）を決定して、発生器及び／又は器具で記憶することができる。それらの値は、使用の間に、そのモデルを実行するために利用することができる。

【０３３３】

図８８は、本明細書で説明されるニューラルネットワーク３１５０などの多変数モデルを利用して、超音波器具に関する条件セットを検出するための、アルゴリズム３１６０の一形態の論理フローチャートである。本明細書で説明される、他の器具制御アルゴリズムと同様に、アルゴリズム３１６０は、本明細書で説明される発生器３０、５０、１００２などの発生器によって実行されるように説明されるが、一部の形態では、器具自体によって実行することもできる。また、本明細書ではニューラルネットワークが説明されるが、アルゴリズム３１６０は、例えば、遺伝子アルゴリズムモデル、分類木アルゴリズムモデル、再帰的ベイジアンモデルなどを含めた、任意の好適なタイプのモデルを利用して実行することができる点が、理解されるであろう。３１６２で、発生器は、多変数モデルを実行することができる。多変数モデルを実行することは、そのモデルに入力値を提供すること、その入力値を処理すること、及び出力を生成することを含み得る。例えば、例示的ニューラルネットワークを実行するためのプロセスが、等式（１１）～（１４）に関連して本明細書で上述されている。３１６４で、発生器は、モデル化された条件セットが満たされているか否かを判定することができる。上記の実施例では、このことは、８０％の離断が達成されているか否か（例えば、出力ノード３１５６の値が、閾値を超過しているか否か）を判定することを伴い得る。達成されていない場合には、このモデルは、３１６２で実行を継続することができる。達成されている場合には、３１６６で、その条件に関連付けられたトリガ応答をトリガすることができる。この応答セットは、例えば、条件セットが真であることを指示するフィードバックを提供すること、器具に関する駆動信号を修正することなどを含めた、任意の好適な行為を含み得る。

【０３３４】

本明細書では、ネットワーク３１５０などのニューラルネットワークが説明されるが、ニューラルネットワークに加えて、又はその代わりに、例えば、遺伝子アルゴリズムモデル、分類木アルゴリズムモデル、再帰的ベイジアンモデルなどを含めた、任意の好適なタイプの他変数モデルを利用することができる点が、理解されるであろう。例えば、再帰的ベイジアンモデルは、発生する出力イベント（例えば、閾値離段状態）の確立をモデル化し、その確率は、離断の開始時（例えば、ｔ＝０）ではゼロに等しく、各時間ステップで継続的に増大する。この確率の増大量は、特定の判定基準が満たされるか否かに基づく。この判定基準は、種々の入力変数の閾値を表すことができる。例えば、「周波数勾配＜閾値１」が真である場合には、それが真である各時間ステップに関して、特定の量で確率を増大させることができる。「周波数Δ＜閾値２」が真である場合には、更なる量で確率を増大させることが可能であり、各時間ステップでの異なる判定基準による増大の合計が、その時間での確率の増大を指示する。この確率が閾値（例えば、０．８５）に到達すると、再帰的ベイジアンモデルは、モデル化された条件が真であることを指示することができる。

【０３３５】

別のタイプの好適な多変数モデルは、分類又は決定木である。分類又は決定木は、階層木構造に従って構成された、複数の二分決定を含む。例えば、一部の実施形態では、発生

器は、外科用器具に提供される駆動信号を特徴付ける周波数勾配が閾値を下回るか否かを、最初に判定することができる。下回らない場合には、その周波数の変化を、第２の閾値に照合して測定することができる。周波数の変化が、その閾値を下回る場合には、発生器は、離断の終了を指示するフィードバックを提供することができる。周波数の変化が、その閾値を超える場合には、発生器は、フィードバックを提供し得ない。最初の判定を再び参照すると、周波数勾配が閾値を下回る場合には、発生器は、トリガ前の必要時間が、閾値を超えているか否かを判定することができる。トリガ前の必要時間とは、周波数勾配が満たされた後、発生器が離断の終了を指示するフィードバックを提供する前の、閾値時間量を指す場合がある。例えば、これは、周波数勾配信号の跳ね上がりを補正することができる。トリガ前の必要時間が経過している場合には、発生器は、離断の終了を指示するフィードバックを提供することができる。経過していない場合には、フィードバックは提供されない。

【０３３６】

図８９は、例えば、本明細書で説明されるニューラルネットワーク３１５０又は他のモデルなどの、多変数モデルを利用するアルゴリズム３５７０の一形態を示す論理フローチャートである。アルゴリズム３５７０は、本明細書で説明される発生器３０、５０、１００２などの発生器によって実行されるように説明されるが、一部の形態では、器具自体によって実行することもできる。アルゴリズム３５７０は、同時に実行することが可能な２つの行為スレッド３５７１、３５７３を含む。例えば、制御スレッド３５７１は、超音波外科用器具を制御するための行為を含み得る。この方式で、制御スレッド３５７１は、本明細書で説明されるアルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’、３１００、３１２０と同様のものとすることができる。条件スレッド３５７３は、図１５Ａ～１５Ｃ，図２０～２２、図５７～６０などに関連して本明細書で説明される、条件監視アルゴリズムと同様のものとすることができる。

【０３３７】

最初にスレッド３５７１を参照すると、その制御スレッドは、図７７のアルゴリズム３０２１’’と同様のものとすることができる。例えば、３５７２で、発生器は、本明細書で上述された３０２０での起動要求と同様の、起動要求を受信することができる。３５７４で、発生器は、例えば、第１の電力レベルで第１の駆動信号を提供することによって、第１の期間にわたって第１の電力レベルで、エンドエフェクタを駆動することができる。３５７６で、第１の期間の満了後に、発生器は、第２の期間にわたって第２の電力レベルで、エンドエフェクタを駆動することができ、この第２の電力レベルは、第１の電力レベルよりも小さい。このことは、例えば、第２の電力レベルで第２の駆動信号を提供することによって、達成することができる。第２の期間の満了時に、３５７８で、発生器は、例えば、第３の電力レベルで第３の駆動信号を提供することによって、第３の電力レベルで第３の期間にわたって、エンドエフェクタを駆動することができる。第３の電力レベルは、第２の電力レベルよりも大きく、第１の電力レベルよりも小さくすることができ、又は、一部の形態では、第１の電力レベルと等しくすることもできる。３５８０で、発生器は、第３の期間の満了時に、又は本明細書で説明されるような条件スレッド３５７３によって指示されるように、温度管理レベルでエンドエフェクタを駆動することができる。この温度管理レベル又は段階に従って、発生器は、過剰な熱産生の速度を低下させるために、エンドエフェクタに提供される電力を低減することができる。例えば、一形態では、温度管理段階に入ることは、第１の電力レベルの７５％のレベルに電力を低減することを伴い得る。また、一部の形態では、この温度管理レベル又は段階は、エンドエフェクタに提供される電力を、下降傾斜及び／又は逓減することを伴い得る。

【０３３８】

ここで条件スレッド３５７３を参照すると、発生器は、３５８２で、本明細書で説明されるニューラルネットワーク３１５０、又は任意の他の他変数モデルなどの、他変数モデルを実行する。３５８４で、発生器は、そのモデルの出力が既定の閾値を満たすか否かを判定することができる。この閾値は、モデル化された条件セットの条件のうちの１つ以上

が真であるか又は存在することを、指示することができる。満たさない場合には、発生器は、３５８２でモデルの実行を継続することができる。満たす場合には、発生器は、３５８６で警告期間を待機することができる。警告期間の満了時に、発生器は、３５８８で、フィードバック（例えば、可聴、視覚的、又は触覚的フィードバック）を生成することができる。このフィードバックは、検出された条件が真であるか又は存在することを、指示することができる。３５９０で、発生器は、温度管理期間を待機することができる。待機している間、３５８８で指示されたフィードバックを維持することができる。３５９２で、発生器は、第１の期間及び第２の期間（スレッド３５７１を参照）の双方が満了しているか否かを判定することができる。満了している場合には、発生器は、３５９６で、エンドエフェクタに提供される電力を修正することができる。満了していない場合には、一部の形態では、発生器は、エンドエフェクタに提供される電力を３５９６で修正する前に、３５９４で、第１の期間及び第２の期間が満了するまで待機することができる。例えば、発生器は、温度管理レベル又は段階に入ることができる。

【０３３９】

図９０は、アルゴリズム３１７０の一実施の駆動信号パターン３２００を示す線図である。図９０の実施例では、第１の期間は、１秒の期間であり、第２の期間は、１６秒の期間である。第１の電力レベルは、発生器から利用可能な電力の１００％（例えば、Ｅｔｈｉｃｏｎ　Ｅｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ，Ｉｎｃ．（Ｃｉｎｃｉｎｎａｔｉ，Ｏｈｉｏ）から入手可能なＧＥＮ　１１発生器によって提供される、レベル５で利用可能な電力の１００％）である。第２の電力レベルは、発生器から利用可能な電力の５０％とすることができる。第３の電力レベルは、発生器から利用可能な電力の１００％とすることができる。

【０３４０】

図示のように、起動時には、３５７２（図８９）によって指示されるように、第１の電力レベルでエンドエフェクタを駆動することができる。次いで、エンドエフェクタは、第２の期間にわたって第２の電力レベルで駆動され、第２の期間の満了時に、第３の電力レベルで駆動される。この多変数モデルは、「閾値超過」（図８９の３５８４を参照）と標識された点で、条件セットのうちの少なくとも１つの条件が真であることを指示する値を、返すことができる。図９０に示すようなＴ４は、警告期間に対応し得る。この警告期間の満了時に、発生器は、図８９の３５８８に関連して上述されたフィードバックを提供することができる。図示のようなＴ５は、温度管理期間に対応し得る。その期間の満了時には、第１の期間及び第２の期間は満了している（３１９４）ため、発生器は、「温度管理起動」と標識された点によって示されるように、エンドエフェクタの駆動レベルを修正することができる（３１９６）。例えば、発生器は、第１の電力レベル以下であり、かつ第２の電力レベルよりも大きい電力レベル（例えば、発生器から利用可能な電力の７５％）で、駆動信号を提供することができる。

【０３４１】

図９１は、アルゴリズム３５７０の別の実施の駆動信号パターン３２０２を示す線図である。図９１の実施例では、期間及び電力レベルは、図９０に関連して示されるものと同じである。起動時には、３５７２によって指示されるように、第１の電力レベルでエンドエフェクタを駆動することができる。第１の期間の満了時に、エンドエフェクタは、第２の期間にわたって第２の電力レベルで駆動される。しかしながら、図９１では、この多変数モデルは、「閾値超過」と標識された点で、第２の期間の満了の前に、閾値超過と標識された点で、条件セットのうちの少なくとも１つの条件が真であることを指示する値を、返すことができる。図８９で指示されるように、発生器は、警告期間を待機して、次いで、「フィードバック」と標識された点で３５８８のフィードバックを開始することができる。温度管理期間（３１９０）の満了時には、第２の期間は依然として満了していない。したがって、発生器は、第２の期間の終了まで待機して（３１９４）、次いで、例えば、発生器から利用可能な電力の７５％の、例示的な温度管理レベルを実施することによって、エンドエフェクタの駆動レベルを修正する。

【０３４２】

図９２は、多変数モデルを利用して複数の条件を含む条件セットを監視するためのアルゴリズム３２１０の一形態を示す論理フローチャートである。アルゴリズム３２１０は、本明細書で説明される発生器３０、５０、１００２などの発生器によって実行されるように説明されるが、一部の形態では、器具自体によって実行することもできる。図９２に示す実施例では、多変数モデルによって監視される条件セットは、２つの条件、すなわち、組織封着の有無を指示する条件、及び組織離断の有無を指示する条件を含む。組織離断は、完全な組織離断及び／又は部分的な組織離断（例えば、本明細書で説明されるような、８０％の離断）とすることができる。３２１２及び３２１４で、発生器は、組織封着条件及び組織離断条件の真偽を指示する、モデル値を監視することができる。一部の形態では、組織封着条件及び組織離断条件の双方を、同じモデルによって監視することができる。例えば、本明細書で説明されるニューラルネットワーク３１５０は、２つの出力ノード３１５６で、生成及び訓練することができる。また、一部の形態では、発生器は、別個のモデルを実施して、各条件に関して個別のモデルが使用される。

【０３４３】

３２１６で離断条件が満たされる場合には、そのことは、封着の前に離断が生じているか、又は生じるように設定されていることを指示し得る。このことは望ましくない発生であり得るため、発生器は、封着の前に離断が生じることを防ぐために、３５２８で外科用器具を停止させることができる。３２２２で、発生器は、第１の期間を待機することができる。第１の期間を待機することにより、例えば、組織は、離断が生じる前に、かつ／又は、エンドエフェクタを開放して組織を解除するための指示が臨床医に提供される前に、封着を完了することが可能となり得る。第１の期間は、既定の期間とすることができ、又は、様々な形態では、モデルの封着条件出力に基づくものとすることができる。第１の期間の満了時に、発生器は、３２２４で、封着の終了及び離断操作を指示するフィードバックを提供することができる。あるいは、第１の期間の満了後に、発生器は、第２の期間にわたって特定の量のエネルギーを適用し、その後、器具を停止させ、封着及び離断操作の終了を指示するフィードバックを提供することができる。３２１６で離断条件が満たされない場合には、そのことは、離断が封着の前に生じるように設定されていないことを指示し得る。次いで、発生器は、３２２０で、封着条件が真であるか否かを判定することができる。真ではない場合には、発生器は、監視行為３２１２、３２１０の戻ることができる。封着条件が生じるように設定されている場合には、発生器は、３２２４でフィードバックを生成することができる。一部の形態では、器具が３２２４で依然として作動されている場合には、発生器は、器具を停止させることができ、かつ／又は遅延期間の後に器具を停止させることができる。

【０３４４】

本明細書の様々なアルゴリズムは、本明細書では、発生器によって実行されるように説明される。しかしながら、特定の例示的形態では、これらのアルゴリズム全て又は一部は、外科用器具の内部論理２００９（図１６Ａ）によって実行することができる点が、理解されるであろう。また、本明細書で上述される様々なアルゴリズムは、例えば、閾値インピーダンス、インピーダンス上回り時間の期間、基準偏差閾値パラメータ周波数、周波数Δ上回り時間の期間、負荷監視フラグ、維持状態フラグなどの、様々な閾値及びフラグを利用することができる。そのような閾値、フラグなどは、例えば、発生器、及び／又は外科用器具に含まれるＥＥＰＲＯＭ若しくは他の記憶装置を含めた、任意の好適な場所に記憶することができる。

【０３４５】

多くの超音波外科用器具の多機能能力は、それらの器具の複数の機能及び制御に不自由なくアクセスして操作するための、ユーザーの能力を要求する。このことは、例えば、時には同時に、クランプ機構のつかみ具を不自由なく作動させ、かつ手動の制御ボタン／スイッチを起動する能力を含む。それゆえ、様々なユーザーインターフェース制御部が望ましい場合がある。超音波外科用器具の機能を制御するための、１つのユーザーインターフェース設計は、回転可能な電気接続部を必要とする、装置の２つの部分の間の回転機構を

含み得る。回転可能な電気接続部は、時間が経過するにつれて故障する恐れがあり、高価な修理作業、又は、通常であれば貴重な残存動作寿命を有し得る関連器具構成要素の交換が必要となる。したがって、高価な修理作業、及び時期尚早の構成要素の交換に対する、代替的な解決策を提供することによって、様々な超音波外科用器具の動作寿命を延長する必要性が存在する。

【０３４６】

中空コア器具及び中実コア器具の双方を含めた、超音波外科用器具は、多くの医学的状態の安全かつ有効な処置のために使用される。超音波外科用器具、また特に、中実コアの超音波外科用器具は、超音波周波数で外科用エンドエフェクタに伝達される、機械的振動の形態のエネルギーを使用して、組織を切断及び／又は凝固するために使用することができるため、有利である。超音波振動は、好適なエネルギーレベルで組織に伝達され、かつ好適なエンドエフェクタを使用する場合、組織を切断、解離、凝固、隆起、又は分離するために使用することができる。中実コア技術を利用する超音波外科用器具は、超音波トランスデューサから超音波伝達導波管を通じて外科用エンドエフェクタに伝達することが可能な、超音波エネルギーの量のため、特に有利である。そのような器具は、内視鏡的若しくは腹腔鏡的処置などの、エンドエフェクタがトロカールを通過して手術部位に到達する、切開処置又は低侵襲性処置に使用することができる。

【０３４７】

そのような器具のエンドエフェクタ（例えば、切断ブレード、ボール型コアギュレータ）を、超音波振動数で起動又は励起することは、隣接組織内部に局所的な熱を発生させて、切断及び凝固の双方を促進する、長手方向の振動運動を誘起する。超音波外科用器具の性質により、特定の超音波で作動させるエンドエフェクタは、例えば、切断及び凝固を含めた、多数の機能を実行するように設計することができる。

【０３４８】

超音波振動は、例えば、トランスデューサを電気的に励起することによって、外科用エンドエフェクタ内に誘起される。トランスデューサは、器具ハンドピース内の１つ以上の圧電素子又は磁歪素子で構築することができる。トランスデューサ部分によって生成される振動は、トランスデューサ部分から外科用エンドエフェクタまで延在する超音波導波管を介して、外科用エンドエフェクタに伝達される。これらの導波管及びエンドエフェクタは、トランスデューサと同じ振動数で共振するように設計される。エンドエフェクタがトランスデューサに取り付けられる場合、システム全体の周波数は、トランスデューサ自体と同じ周波数とすることができる。トランスデューサ及びエンドエフェクタは、２つの異なる周波数で共振するように設計することができ、接合又は結合されると、第３の周波数で共振することができる。一部の形態では、エンドエフェクタの先端での、縦方向の超音波振動のゼロからピークまでの振幅ｄは、以下で与えられるように、共振周波数での単純な正弦曲線として挙動する。

ｄ＝Ａ　ｓｉｎ（ωｔ）　　（１７）

式中、ω＝繰り返し周波数ｆの２π倍に等しい角振動数、Ａ＝ゼロからピークまでの振幅。縦方向の可動域は、正弦波の２倍の振幅又は２Ａとすることができる、ピーク間（ｐ－ｔ－ｐ）の振幅として説明される。

【０３４９】

本明細書で説明される超音波外科用器具の様々な形態は、第１の構造及び第２の構造を含み、第２の構造は、第１の構造に対して回転可能である。一部の形態では、第１の構造と第２の構造との間の電気通信は、回転可能な電気接続部を通じて提供することができる。一形態では、第１の構造は、超音波トランスデューサを備える超音波ハンドピースを含み、多くの設計では、このハンドピースから遠位方向に延出するシャフトを回転させるために使用することができる。ハンドピースの回転は、電気的結合が必要とされる、その器具のハンドルアセンブリ又は別の構成要素などの、第２の構造に対する回転を含み得る。例えば、一形態では、第２の構造は、ユーザーインターフェースを含み得る。一形態によれば、このユーザーインターフェースは、超音波外科用システムのハンドピース、電力発

生器、又は別の構成要素の間に、動作命令若しくは信号を提供するために、ユーザーが関与することができる。一形態では、ユーザーインターフェースで提供される命令又は信号は、回転可能な電気接続部を通じて電気的に結合されることにより、超音波外科用器具に関連付けられる動作に関連する情報を制御又は提供するために使用することが可能な信号を、提供することができる。一形態では、ユーザーインターフェースは、ボタン、スイッチ、ノブ、又は、当該技術分野において既知の、他の様々なインターフェースを含み得る。一形態では、回転可能な電気接続部は、ハンドピース又はハンドルアセンブリなどの、その器具の別の構成要素に対して回転可能な、エンドエフェクタを電気的に結合して、それらの間に電気通信を提供することができる。

【０３５０】

図９３、９４は、超音波外科用器具４１００の一形態を示す。超音波外科用器具４１００は、内視鏡外科的処置又は伝統的な切開外科的処置を含めた、様々な外科的処置で採用することができる。一形態では、超音波外科用器具４１００は、ハンドルアセンブリ４１０２、細長形の内視鏡シャフトアセンブリ４１１０、及び、超音波トランスデューサアセンブリを備える超音波ハンドピース４１１４を備える。ハンドルアセンブリ４１０２は、トリガアセンブリ４１０４、遠位回転アセンブリ４１０６、及びスイッチアセンブリ４１０８を備える。超音波ハンドピース４１１４は、ケーブル４１１８を介して、発生器４１１６に電気的に結合される。細長形の内視鏡シャフトアセンブリ４１１０は、エンドエフェクタアセンブリ４１１２を備え、このエンドエフェクタアセンブリ４１１２は、組織を解離するか、あるいは、血管及び／又は組織を、相互に把持、切断、及び凝固するための要素と、エンドエフェクタアセンブリ４１１２を作動させる作動要素とを備える。図９３、９４は、内視鏡外科的処置に関連して使用するためのエンドエフェクタアセンブリ４１１２を示すが、超音波外科用器具４１００は、より伝統的な切開外科的処置で採用することもできる。本明細書での目的上、超音波外科用器具４１００は、内視鏡器具の観点から説明されるが、切開型の超音波外科用器具４１００もまた、本明細書で説明されるものと同じか、又は同様の操作構成要素及び機構を含み得ることが想到される。同様の超音波外科用器具の更なる実施形態は、同一所有者の米国特許出願公開第２００９－０１０５７５０号で開示され、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【０３５１】

超音波ハンドピース４１１４の超音波トランスデューサは、超音波信号発生器４１１６又はバッテリ（図示せず）などの電力源からの電気信号を、力学的エネルギーに変換し、この力学的エネルギーは、超音波周波数での、トランスデューサ及びエンドエフェクタアセンブリ４１１２のブレード４１５２部分の縦方向振動運動の定在音響波を、主として生じさせる。図９４に示すように、ハンドルアセンブリ４１０２は、近位開口部４１５６を通じて、超音波ハンドピース４１１４を近位端で受容するように適合される。一形態では、ブレード４１５２に対して移動可能に向き合うクランプアーム４１５０を含み得る、エンドエフェクタアセンブリ４１１２に、超音波ハンドピースがエネルギーを送達するために、ハンドピース４１１４の構成要素は、ブレード４１５２に音響結合されなければならない。一形態では、例えば、超音波ハンドピース４１１４は、超音波ハンドピース４１１４を導波管４１２８（図９５を参照）を音響結合するために、ハンドピース４１１４の遠位端に、ねじ付きスタッド４１３３として図９４に示される導波管結合部を含む、長手方向に突出する取り付けポストを備える。超音波ハンドピース４１１４は、細長形の内視鏡シャフトアセンブリ４１１０、及びエンドエフェクタアセンブリ４１１２の諸部分に、機械的に係合させることができる。例えば、図９４を参照すると、一形態では、超音波伝送導波管４１２８は、スタッド４１３３などのねじ接続部によって、超音波ハンドピース４１１４の表面４１６６に結合するために、導波管４１２８の近位端４１３１に、長手方向に延出する取り付けポスト４１２９を備える。すなわち、超音波伝送導波管４１２８及び超音波ハンドピース４１１４は、超音波伝送導波管４１２８と超音波ハンドピース４１１４とを、ねじ込み式に係合させて音響結合するように、それらの間のねじ接続部を介して機械的に結合することができる。一形態では、超音波ハンドピース４１１４が、近位開口

部４１５６を通じて挿入される場合、超音波ハンドピース４１１４は、トルクレンチを使用して導波管４１２８に固定することができる。他の形態では、遠位の導波管結合部を、超音波伝送導波管４１２８の近位端上にスナップ止めすることができる。超音波ハンドピース４１１４はまた、近位開口部４１５６を通じてハンドル４１０２に係合するように構成された、外周隆起部４１６０を有する遠位リム部分４１５８も備える。以下でより詳細に説明されるように、遠位リム部分４１５８は、例えば、ハンドルアセンブリ４１０２を介してユーザーからの電気的制御操作命令を受信するために、ハンドルアセンブリ４１０２に電気的に結合されるように構成された、１つ以上の電気接点を備え得る。

【０３５２】

一形態では、ハンドルアセンブリ４１０２は、トリガ４１２０及び固定ハンドル４１２２を備える。固定ハンドル４１２２は、ハンドルアセンブリ４１０２と一体式に関連付けることができ、トリガ４１２０は、固定ハンドル４１２２に対して移動可能とすることができる。トリガ４１２０は、ユーザーがトリガ４１２０に対して圧搾力を適用するときに、固定ハンドル４１２２に向けた方向４１２１ａで移動可能である。トリガ４１２０は、ユーザーがトリガ４１２０に対する圧搾力を解除するとき、方向４１２１ｂにトリガ４１２０を移動させるように、方向４１２１ｂに付勢することができる。例示的なトリガ４１２０はまた、トリガ４１２０を操作することが可能な追加的インターフェース部分を提供するために、トリガフック４１２４伸長部も含む。

【０３５３】

図９５は、様々な形態によるハンドルアセンブリの断面図を示す。ハンドルアセンブリ４１０２は、固定トリガ４１２２に対して方向４１２１ａ及び方向４１２１ｂで移動可能な、トリガ４１２０を備える。トリガ４１２０は、方向４１２１ａ及び方向４１２１ｂでのトリガ４１２０の回転運動を、長手方向軸「Ｔ」に沿った往復管状作動部材４１３８の直線運動に変換するための、リンク機構に結合される。トリガ４１２０は、第１のヨークピン４１７６ａを受容するように内部に形成された開口部を有する、第１のセットのフランジ４１８２を備える。第１のヨークピン４１７６ａはまた、ヨーク４１７４の遠位端に形成された開口部のセットを通るように配置される。トリガ４１２０はまた、リンク４１７６の第１の末端部４１７６ａを受容するための、第２のセットのフランジ４１８０も備える。トリガ４１２０は、枢動可能に回転されるため、ヨーク４１７４は、長手方向軸「Ｔ」に沿って水平に並進する。それゆえ、図９３を参照すると、トリガ４１２０が方向４１２１ａで圧搾されると、往復管状作動部材４１３８は、方向４１４６ａに移動して、エンドエフェクタアセンブリ４１１２のクランプアーム４１５０及びブレード４１５２を含む、つかみ具要素を閉鎖する。解放されると、トリガ４１２０は、圧搾力が解除される場合のに方向４１２１Ｂに移動されるように、付勢することができる。したがって、ヨーク４１７４及び往復管状作動部材４１３８は、方向４１４６Ｂに移動して、エンドエフェクタアセンブリ４１１２のつかみ具を開放する。一部の実施形態では、ばね５０５１（図１０５）が、ヨーク４１７４とハンドルアセンブリ４１０２との間に結合される。ばね５０５１は、図９５に示す開放位置に、トリガ４１２０を付勢する。

【０３５４】

上記に加えて、超音波ハンドピース４１１４がハンドルアセンブリ４１０２に受容され、機械的かつ音響的に結合される場合、ハンドルアセンブリ４１０２の遠位端に、遠位回転アセンブリ４１０６を配置することができる。一形態では、遠位回転アセンブリ４１０６は、リング又はカラー形状のノブ４１３４を含む。遠位回転ノブ４１３４は、超音波ハンドピース４１１４に機械的又は摩擦的に係合するように構成される。前述のように、超音波ハンドピース４１１４は、細長形の内視鏡シャフトアセンブリ４１１０に機械的に係合される。それゆえ、回転ノブ４１３４を回転させることにより、超音波ハンドピース４１１４及び長形の内視鏡シャフトアセンブリ４１１０を同じ方向４１７０に回転させる。

【０３５５】

様々な形態では、超音波外科用器具４１００は、器具４１００の動作を制御するための電気的制御命令を提供する、１つ以上のユーザーインターフェースを備え得る。例えば、

一形態では、ユーザーは、超音波ハンドピース４１１４への電力供給を起動するための、フットスイッチ４１１１を採用することができる。一部の形態では、超音波外科用器具４１００は、超音波ハンドピース４１１４を起動し、かつ／又は超音波ハンドピース４１１４に関する１つ以上の電力設定を設定するための、１つ以上の電力設定スイッチを備える。図９３～９５は、スイッチアセンブリ４１０８を備えるハンドルアセンブリ４１０２を示す。スイッチアセンブリ４１０８は、例えば、トグルスイッチ又はロッカースイッチ４１３２ａ、４１３２ｂに関連付けられる、ユーザーインターフェースを備え得る。一形態では、スイッチアセンブリ４１０８は、ハンドルアセンブリ４１０２に少なくとも部分的に関連付けることができ、最小／最大ロッカー形式又は「トグル」スイッチとして実装することができる。１つの位置では、最小／最大ロッカー形式スイッチ（又は「トグル」形式）ボタン４１３２ａ、４１３２ｂは、電力起動のために容易にアクセス可能な場所を作り出すことができる。例えば、ユーザーはまた、第１の突出ノブ４１３２ａを操作して、電力を第１のレベル（例えば、最大）に設定することができ、第２の突出ノブ４１３２ｂを操作して、電力を第２のレベル（例えば、最小）に設定することができる。トグルスイッチ４１３２ａ、４１３２ｂは、超音波ハンドピース４１１４の起動又は電力供給などの、器具の動作を制御するために、発生器４１１６に結合することができる。したがって、様々な形態では、トグルスイッチ４１３２ａ、４１３２ｂ及び発生器４１１６は、回転可能接続部を通じて電気的に結合することができる。例えば、特定の形態では、外科用器具４１００は、ハンドルアセンブリ４１０２で提供される電力制御操作が、超音波ハンドピース４１１４を介して、発生器４１１６と電気的に通信することを可能にする、回転可能な電気接続部を備え得る。トグルスイッチ４１３２ａ、４１３２ｂは、回路基板、例えば、プリント回路基板、フレックス回路、リジッドフレックス回路、若しくは他の好適な構成に電気的に結合される、制御セレクタ及び／又は起動スイッチを含み得る。一形態では、スイッチアセンブリ４１０８は、超音波ハンドピース４１１４の電力設定を、最小電力レベル（例えば、最小）と最大電力レベル（例えば、最大）との間調節するように構成された、第１の電気接点部分４１３２ａ及び第２の電気接点部分４１３２ｂを有するトグルスイッチを備える。このトグルスイッチは、回路のハンドル部分に電気的に結合させることができ、その回路としては、例えば、超音波ハンドピース４１１４の作動を制御するために、ハンドピース４１１４を通って、回転可能な接続部を介して発生器４１１６に電気的に結合するように構成された、フレックス回路を挙げることができる。様々な形態では、スイッチアセンブリ４１０８は、超音波ハンドピース４１１４を起動して、超音波ハンドピース４１１４に関する１つ以上の電力設定を設定するための、１つ以上の電力設定スイッチを備える。

【０３５６】

当業者には理解されるように、発生器４１１６は、例えば、ケーブル４１１８を介して超音波ハンドピース４１１４に起動電力を提供することができる。上述のように、ハンドルアセンブリ４１０２は、例えば、スイッチアセンブリ４１０８に関連付けられた１つ以上のスイッチを通じて、超音波ハンドピース４１１４への電力供給を制御する発生器４１１６への電力制御命令を提供するために、簡便に使用することができる。例えば、動作時には、１つ以上のスイッチを、発生器４１１６との電気的通信のために構成することにより、超音波外科用器具４１００の電力供給及び／又は電力動作の機構を制御することができる。少なくとも一形態では、発生器４１１６は、ハンドピース４１１４の内部に存在し得ることを理解されたい。

【０３５７】

上述のように、超音波ハンドピース４１１４は、遠位回転ノブ４１３４を介して、ハンドルアセンブリ４１０２又はその構成要素に対して回転するように構成されることにより、外科的処置の間に、超音波伝送導波管４１２８を回転させて、適切な配向でエンドエフェクタアセンブリ４１１２を配置することができる。したがって、様々な形態では、超音波ハンドピース４１１４は、ハンドルアセンブリ４１０２によって提供される電力制御操作に、１つ以上の点で電気的に結合させることができる。例えば、特定の形態では、例え

ば、特定の形態では、外科用器具は、ハンドルアセンブリ４１０２によって提供される電力制御操作が、超音波ハンドピース４１１４を介して、発生器４１１６と電気的に通信することを可能にする、回転可能な電気接続部を備え得る。すなわち、一形態では、ハンドルアセンブリ４１０２と超音波ハンドピース４１１４とは、接続モジュール４１９０の回転可能な電気接続部を介して、電気的に結合される。

【０３５８】

図９６は、様々な形態によるコネクタモジュール４２００を示す。コネクタモジュール４２００は、網掛けしたボックスで分離させた図に示されている、フレックス回路４２０２及びハンドピース４１１４の遠位部分４２０４に結合されると図示されている。コネクタモジュール４２００は、ハウジング４２０６と、回転結合部４２０８とを含む。図示されていないが、コネクタモジュール４２００及び超音波ハンドピース４１１４は、超音波ハンドピース４１１４又は導波管４１２８が、ハウジング４２０６により画定された中央内径部４２１０内に位置決めされて、それによって、ハンドピースの遠位部分４２０４が受け取られて、コネクタモジュール４２００と係合するように、ハンドルアセンブリ４１０２の開口部４１５６内に位置決めすることができる。先述したように、超音波ハンドピース４１１４は、導波管４１２８に機械的に及び音響的に結合することができ、該導波管は、エンドエフェクタアセンブリ４１１２に作動可能に結合するように構造化することができる。超音波ハンドピース４１１４は、コネクタモジュール４２００のハウジング４２０６に対して回転可能とすることもでき、該コネクタモジュールは、超音波ハンドピース４１１４と、フレックス回路４２０２に作動上関連したスイッチアセンブリ４１０８など、ユーザーインターフェースを含む制御又はユーザーインターフェース回路との間に回転可能な電気的接続部をもたらすこともできる。

【０３５９】

例示する形態では、制御又はユーザーインターフェース回路は、フレックス回路４２０２を含む。例えば、回転可能な電気接続部は、例えば、スイッチアセンブリ４１０８を介して、ユーザーインターフェースにてユーザにより提供された電気制御操作指示又は信号を、例えば、超音波ハンドピース４１１４を介して発生器４１１６に電気的に結合することができる電気的連絡又は導電路を含むことができる。したがって、電気制御操作指示又は信号は、発生器４１１６により受信することができ、該発生器は、器具４１００の動作を制御するために超音波ハンドピース４１１４への電力送給を変えることにより応答することができる。上記に関して、スイッチアセンブリ４１０８は、フレックス回路４２０２を含むか、又は、該フレックス回路に電気的に結合することができ、フレックス回路は、次に、ハンドピース４１１４を介してスイッチ４１３２ａ、４１３２ｂと発生器４１１６との間の電気機械インターフェースをもたらすように構成することができる。例えば、フレックス回路４２０２は、トグルスイッチ４１３２ａ、４１３２ｂを介して機械的式作動に向けて構成された１つ以上のスイッチ点４２０２ａ、４２０２ｂを含むことができる。一形態では、フレックス回路４２０２は、発生器４１１６に電気信号を提供するために押すことができるドーム部スイッチなど、電気接点スイッチを含むことができる。フレックス回路４２０２は、４２１１として概ね示す、導電経路など１つ以上の導体を含むことができ、該導電経路は、当業者に知られているように、ワイヤ、配線、又は他の導電経路によりもたらされ得る。導電経路は、図９７にコネクタモジュール４２００の分解図で示すように、１つ以上のスイッチ導体又はリング導体４２１２、４２１４に電気的に結合することができる。フレックス回路４２０２は、１つ以上の導電リード４２１６、４２１８又はそれぞれの送給リング導体４２１２、４２１４（以下で説明）のタブを介してリング導体４２１２、４２１４に結合することができる。スイッチ導体を、１つ以上の導電経路を含むことができる概ね円弧状の構造体又は本体を画定するリング導体４２１２、４２１４と概ね本明細書でいうが、様々な形態では、スイッチ導体は、例えば、円弧状軌道などの他の構造体を含むことができることを認識されたい。

【０３６０】

コネクタモジュール４２００は、外リング導体４２１２と、内リング導体４２１４とを

含む。外リング導体４２１２及び内リング導体４２１４は、それぞれ、概ね開放式かつＯ字形の構造体を画定して、かつ、ハンドピース４１１４に対する相対的な回転に向けて構成される。外部及び内部リング導体４２１２、４２１４のそれぞれは、導電接続部、例えば、１つ以上の導電経路４２１１を介してフレックス回路４２０２に電気的に結合することができるリード４２１６、４２１８を更に含むことができ、その結果、ハンドピース４１１４を介した発生器４１１６への回転可能な電気連絡に向けて、コネクタモジュール４２００への導電路が提供される。したがって、制御回路を確立することができ、コネクタモジュール４２００は、ユーザーインターフェース、例えば、スイッチアセンブリ４１０８とハンドピース４１１４との間の回転可能な電気接続部を提供する。

【０３６１】

図９７を概ね参照すると、様々な形態では、１つ以上のリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、導電路を含むリング導体４２１２、４２１４の一部に対して及び／又は該一部に沿って移動可能であるように位置決めすることができる。例えば、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、ハンドピース４１１４がコネクタモジュール４２００と係合するために開口部４１５６内で受け取られたとき、超音波ハンドピース４１１４に回転を結合することができる。方向４１７０（図９３を参照）での超音波ハンドピース４１１４の回転は、第１の位置及び第２の位置と間で対応するリング導体４２１２、４２１４に対する長手方向軸「Ｔ」を中心とした、連結部４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂの対応する回転を生じ得る。リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂが第１の位置及び第２の位置にあるとき、対応するリング導体４２１２、４２１４に電気的に結合するように位置決めされた１つ以上の導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂを含むことができる。リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂが第１の位置及び第２の位置にあるとき、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４の遠位面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂに電気的に結合するように構成された１つ以上のハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂを更に含むことができる。

【０３６２】

上記に関して、様々な形態では、リンク４２２０、４２２０ａ、４２２０ａは、それぞれのリング導体４２１２、４２１４に対して回転可能とすることができる。リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂは、ハンドピース４１１４がハウジング４２０６に対して回転するとき、リング導体４２１２、４２１４の表面周りに又は該表面に沿って回転するように位置決めすることができる。一形態では、リング導体４２１２、４２１４は、リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂが第１の位置及び第２の位置から又は第１の位置と第２の位置の間に延在する円弧状回転部を介して回転可能に接触することができる円弧状表面又は軌道を含む。例えば、一部の形態では、リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂは、円弧状導電路に沿ったそれぞれのリング導体４２１２、４２１４との圧力接触に向けて構成された圧力接触部を含むことができる。１つの形態では、１つ以上のリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂがリング導体４２１２、４２１４に対して回転するとき、リング導体４２１２、４２１４に対して電気的結合を維持するために１つ以上のリング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂをリング導体４２１２、４２１４の方に緊張させるか、又は、付勢するスプリングアーム４２３６ａ、４２３６ｂ、４２３８ａ、４２３８ｂなど緊張部材を含む。特定の形態では、リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂは、リング導体が超音波ハンドピース及び／又は対応するリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂに関連した円弧状運動部の１つ以上の部分に沿ってリング導体４２１２、４２１４とリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂを電気的に結合することができるように、リング導体４２１２、４２１４の内面又は外面に当接して付勢することができる。他の形態では、例えば、リンク４２１２、４２１４は、リング導体４２１２、４２１４周り又は周辺の鉤

状の又はループ状の部分を介して導電路に沿ってリング導体４２１２、４２１４と係合可能とすることができるリング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂを含むことができる。

【０３６３】

リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂ及び対応するリング導体４２１２、４２１４の作動構成を示す図９８を概ね参照すると、コネクタモジュールは、外リング導体４２１２と、内リング導体４２１４とを含むことができる。様々な形態では、それぞれのリング導体４２１２、４２１４は、リング導体４２１２、４２１４の円弧状部分に沿った導電路を画定することもできる。外リング導体４２１２に対して、又は外リング導体４２１２を中心に回転するように構成される外リンク４２２０を設置することができる。内リンク４２２２ａ、４２２２ｂを、同様に、内リング導体４２１４に対するか又は内リング導体４２１４周りの回転に向けて構成することができる。例えば、外リング導体４２１２及び内リング導体４２１４は、ハウジング４２０６内に画定されたスロット４２４２、４２４４を介してフレックス回路４２０２に電気的に接続するように構成された導電リード４２１６、４２１８を含む。一形態では、導電リード４２１６、４２１８は、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂに対する相対的な回転を可能にするために、外リング導体４２１２及び内リング導体４２１４を少なくともある程度保持することができる。それぞれのリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂが第１の位置及び第２の位置にあるとき、対応するリング導体４２１２、４２１４に電気的に結合するように位置決めされた１つ以上の導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂを含むことができる。それぞれのリンク４２２０、４２２２ａ、４２２ｂは、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４の遠位面４２３２ａ、４２３０ｂ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂに電気的に結合するように構成された１つ以上のハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａを含むことができる。例えば、リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂは、リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、４２２６ａ、４２２６ｂが回転しながら対応するリング導体４２１２、４２１４との電気的接触を維持するように、第１の位置と第２の位置の間で長手方向軸を中心に回転させることができる。

【０３６４】

外リンクは、接触部４２２４ａ、４２２４ｂを外リング４２１２の内面の方に付勢するためにスプリングアーム４２３６ａ、４２３６ｂに結合することができる１対のリング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂを含むことができる。一形態では、内リンク４２１４は、接触部４２２６ａ、４２２６ｂを内リング４２１４の外面の方に付勢するように構造化されたスプリングアーム４２３８ａ、４２３８ｂに装着された１対のリング導体接触部４２２６ａ、４２２６ｂを含む。内リンク４２２２ａ、４２２２ｂは、第１の部分４２２２ａと、第２の部分４２２２ｂとを含むが、特定の形態では、内リンク４２２２ａ、４２２２ｂは、単体構造体を含むことができる。例えば、内リンク４２２２ａ、４２２２ｂは、この１対のリング導体接触部４２２６ａ、４２２６ｂの間に延在する導電又は非導電体部分を含むことができる。

【０３６５】

先で導入したように、様々な形態では、コネクタモジュール４２０２は、ハンドルアセンブリ、ハウジング４２０６、ユーザーインターフェース４１０８、トリガ４１２０及び／又はリング導体４２１２、４２１４に関連した導電路に対して回転するように位置決めされた１つ以上のリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂを含む（図９４、９８～９９を参照）。様々な形態に従って、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂは、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４と係合して電気的に結合するように構造化された１つ以上のハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂを含む（図９６）。一形態では、ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂは、それぞれのリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂを超音波ハンドピース４１１４に少なくともある程度回転を結合するために超音波ハンドピース４１１

４の遠位部分４２０４と係合するように構造化された係合部材を含むことができる。

【０３６６】

一形態では、外部リンク４２２０は、ハンドピースの遠位部分から外リング導体４２１２までの電気導電路を提供するために、この１対の外リング接点４２２４ａ、４２２４ｂと電気的に結合された１対の外部ハンドピース結合接点４２２８ａ、４２２８ｂを含む。この１対のハンドピース結合接点４２２８ａ、４２２８ｂのそれぞれは、回転結合部４２１０内に画定されたそれぞれのスロット４２４６ａ、４２４６ｂ、を通って延在するように構造化される。以下で更に詳細に説明するように、回転結合部４２１０は超音波ハンドピース４１１４の回転部と結合するように構成することができる。例えば、様々な形態では、回転結合部４２１０は、超音波ハンドピース４１１４の回転部をリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂに結合する回転可能な枠組みを提供するように構成される。

【０３６７】

図９８に示すこの１対のハンドピース結合接触部４２２８、４２２８ｂは、超音波ハンドピース４１１４の第１の遠位面４２３２ａ、４２３２ｂに沿って配置された１つ以上の電気接点と係合して電気的に結合するように構造化された湾曲延在部を含む。図示するように、この１対の外部ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂの湾曲延在部は、外リンク４２２０への対応する回転を生じさせるために超音波ハンドピース４１１４の回転部を結合することを少なくともある程度支援するように動作することができる。例えば、湾曲延在部は、第１の遠位面４２３２ａ、４２３２ｂに摩擦で係合するか、又は、超音波ハンドピース４１１４及び回転結合部４２１０の回転を結合するために第１の遠位面４２３２ａ、４２３２ｂ内に画定された溝又は縁部内に位置決め可能であるように構造化された縁部を含む係合部材を含むことができる。特定の形態では、外部ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂは、外部ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂを長手方向軸「Ｔ」の外方に及び／又は第１の遠位面４２３２ａ（４２３２ｂ）の方に付勢するか、又は、緊張させるように構成された緊張部材又はスプリングアーム４２４８ａ、４２４８ｂから延在する。一形態では、外リンク４２２０は、リンク４２２０を保持するように構造化された突出部又は留め金具など１つ以上のタブ４２５０ａ、４２５０ｂを含む。例えば、第１のタブ４２５０ａは、回転結合部４２０８内に画定されたスロット４２５２内で受け取ることができ、第２のタブ４２５０ｂは、リンク４２２０の位置又は配向を保持するために、回転結合部４２０８の一部に留まることができ、及び／又は、該一部に当接して圧縮可能とすることができる（図１００）。

【０３６８】

一形態では、内リンク４２２２ａ、４２２２ｂ、は超音波ハンドピース４１１４から内リング導体４２１４までの電気導電路を提供するために、１対の内リング導体接触部４２２６ａ、４２２６ｂに電気的に結合された１対の内ハンドピース結合接触部４２３０ａ、４２３０ｂを含む。この１対の外部ハンドピース結合接触部４２３０ａ、４２３０ｂは、それぞれ、回転結合部４２１０内に画定されたスロット４２５４ａ、４２５４ｂを通って延在するように構造化され、かつ、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４の第２の遠位面４２３４ａ、４２３４ｂに沿って配置された１つ以上の電気接点に係合して電気的に結合するように構造化された縁部を画定する湾曲延在部を含む。図示するように、湾曲延在部は、内リンク４２２２ａ、４２２２ｂの対応する回転を生じさせるために超音波ハンドピース４１１４の回転部を結合することを少なくともある程度支援するように動作する（図９６）ことができる。例えば、湾曲延在部は、超音波ハンドピース４１１４の回転部と回転を結合するように、第２の遠位面４２３４ａ、４２３４ｂに摩擦係合するか、又は、第２の遠位面４２３４ａ、４２３４ｂ内に画定された溝又は縁部内に位置決めされるように構造化された係合部材を含むことができる。様々な形態では、内ハンドピース結合接触部４２３０ａ、４２３０ｂは、ハンドピース結合接触部４２３０ａ、４２３０ｂ付勢又は緊張を長手方向軸「Ｔ」の外方に、及び／又は、ハンドピース４１１４の第２の遠位面４２３４ａ、４２３４ｂの方に提供するように構成されたスプリングアーム４２５８ａ、４２５８ｂを含む緊張部材から延在する。様々な形態では、内リンク４２２０ａ、

４２２０ｂは、リンクを所望の配向に保持するために１つ以上のタブ４２５６ａ、４２５６ｂを更に含む。例えば、内リンク４２２０ａ、４２２０ｂは、第１のタブ４２５６ａと、第２のタブ４２５６ｂとを含むことができる。第１及び第２のタブ４２５６ａ、４２５６ｂは、回転結合部４２１０内に画定されたスロット内で受け取られるか、又は、回転結合部４２１０の一部（図示せず）に留まり、及び／又は該一部と圧接するように構成することができる。

【０３６９】

様々な形態では、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４は、図９６の網掛けのある隔離窓に概ね示す、１つ以上の遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂを含むことができる。遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂは、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂを介してリング導体４２１２、４２１４に電気的に結合することができる電気接触部又は接触点を提供することができる。一部の形態では、ハンドピース４１１４をリング導体４２１２、４２１４に電気的に結合すると、先述したように、フレックス回路４２０２など、ユーザーインターフェース回路と、発生器４１１６とを含む電気回路を完了することができる。

【０３７０】

一形態では、ハンドピース４１１４は、ハンドピース４１１４の遠位部分４２０４に沿って位置決めされた遠位リム４２０５上又は遠位リム４２０５内に配置された遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂを含むことができる。遠位リム４２０５は、１つ以上の電気接触部又は接触面を含む遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂを画定する１つ又は溝を画定することができる。接触面は、例えば、当技術分野において知られている金めっき又は他の適切な導電電気接触材料を含むことができる。一形態では、この遠位リム４２０５は、ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂを補完するか又は受け取るような大きさの長手方向又は円周方向の溝を画定することができる。例えば、遠位リム４２０５は、それぞれのハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂに嵌合可能に係合するために遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂに沿った１つ以上の溝を画定することができ、コネクタモジュール４２００がハンドピース４１１４を受け取るときに、遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂ及びそれぞれのハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂが摩擦で、電気的に、及び、回転を結合されるようになっている。一形態では、遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂ及びそれぞれのハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂは、オスメス又はロック及びキーの関係で結合することができる。特定の形態では、遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂは、円周隆起部の全て又は一部に沿ってそれぞれのハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂに電気的に結合する遠位リム４２０５の内周部の周りに延在する１つ以上の円周隆起部を含む。様々な形態では、遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂは、図９６に示すように、遠位リム４２０５の内面の円周隆起部上に配置された金メッキ円周電気接触部を含む。

【０３７１】

遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂは、超音波外科用器具４１００の動作を制御するために、電気制御信号をユーザーインターフェース、例えば、スイッチアセンブリ４１０８から伝達するために、ハンドピース４１１４及びワイヤ４１１８を通って延在するリードを介して発生器４１１６に電気的に結合することができる。したがって、一形態では、フレックス回路４２０２は、スイッチ４１３２ａ、４１３２ｂ、と連動して、導電リード４２１６、４２１８に導電経路４２１１に沿って電気信号を提供するように構成することができ、次に、該導電リードは、リング導体４２１２、４２１４を介して、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂとの電気接続部を提供し、次に、該リング導体は、超音波ハンドピース４１１４及びケーブル４１１８を介して発生器４１１６までの導電路を提供するために、超音波ハンドピース４１１４の遠位部分に配置された

遠位接触面４２３２ａ、４２３２ｂ、４２３４ａ、４２３４ｂに、ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２８ｂ、４２３０ａ、４２３０ｂを介して、電気的に結合する。

【０３７２】

様々な形態に従って、コネクタモジュール４２０２は、スピンドル４２４０を含む。スピンドルは、長手方向軸「Ｔ」に沿ってハウジング６０６から延在することができ、かつ、ハンドピース４１１４及び／又は導波管４１２８の長さを受け取るような大きさの中央内径部４２１０を長手方向軸「Ｔ」に沿って画定することができる。図９６～９７に示すように、スピンドルは、長手方向軸「Ｔ」に沿ってハウジング４２０６から近位に延在する。回転結合部４２０８は、ハウジング４２０６に対する長手方向軸「Ｔ」周りの回転に向けて、スピンドル４２４０上に回転可能に取り付けられる。特定の形態では、スピンドル４２４０は、回転結合部４２０８の長手方向の偏倚運動を保持、したがって、制限するように構造化された１つ以上の保持構造体４２６０ａ、４２６０ｂを含む。

【０３７３】

図９９は、そのような、ハンドピース４１１４がリング導体４２１２、４２１４に対して回転することができるように、ハウジング４２０６に取り付けられたか、ないしは別の方法で該ハウジングに対して位置決めされたリング導体４２１２、４２１４を示す。リング導体４２１２、４２１４の１つ以上の部分は、ハウジング４２０６に対する固定部を提供するために、ハウジング４２０６内に画定されたスロットを通って延在することができる。上述したように、リング導体４２１２、４２１４は、ハウジング内に画定されたスロット４２４２、４２４４を通って延在するリード４２１６、４２１８を含むことができる。図９７及び９９に示すように、外リング導体４２１２は、ハウジング４２０６内に画定された２つの保持スロット４２６４ａ、４２６４ｂ内で受け取られるような大きさの２つのタブ４２６２ａ、４２６２ｂを含む。様々な形態では、リング導体４２１２、４２１４及び／又はハウジングは、超音波ハンドピース４１１４及びリング導体４２１２、４２１４と間の相対的な回転を可能にするためにハウジング４２０６に近接してリング導体４２１２、４２１４を位置決めするために使用することができる、例えば、フック、ラッチ、留め金具、又は、接着剤などの更なる位置決め用特徴を含むことができる。図９９では、内リング導体４２１４は、ハウジング４２０６から延在する表面４２６８に嵌合可能に係合するように構成された内周部４２６６（図９７を参照）を含む。一形態では、内リング導体４２１２は、摩擦で及び／又は接着剤で表面４２６８に付着することができる。

【０３７４】

図１００は、内及び外リング導体４２１２、４２１４、及び、対応する内及び外リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂが中に位置決めされた回転結合部４２１０の遠位部分の斜視図を示す。回転結合部４２１０は、内及び外リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂを受け取って中に保持するように構成された複数の内側スロットを含む。様々な形態は図１００に示す以外のスロット構成を含むことができることを認識されたい。例えば、様々な形態では、回転結合部は、リンクを位置決めする位置決め拡張部を収容することができる。一形態では、リンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂの１つ以上の部分は、接着剤により回転結合部に接着することができる。例示する形態では、回転結合部は、外リング導体４２１２を受け取る外スロット４２７０ａ、４２７０ｂ、４２７０ｃを含む。外スロット４２７０ａ、４２７０ｂ、４２７０ｃは、回転結合部４２１０と外リング導体４２１２との間の相対的な回転を可能にするような大きさでありえる。回転結合部４２１０は、外リンク４２２０を受け取るスロット４２８０を更に画定することができる。スロット４２８０は、外スロット４２７０ａ、４２７０ｂ、４２７０ｃに対して長手方向軸「Ｔ」の方に内方に位置決めされる（図９６を参照）。スロット４２８０は、それぞれ、スプリングアーム４２３６ａ、４２４８ａ及び４２３６ｂ、４２４８ｂを受け取るような大きさのスプリングアームスロット４２８２ａ、４２８２ｂを含む。スプリングアーム近傍で、スロット４２８２ａ、４２８２ｂ、スロット４２８０は、それぞれ、外リング導体接触部４２２４ａ、４２２４ｂ、を受け取るような大きさのスロット４２８４ａ、４２８４ｂを画定する。スロット４２８０は、更に、外ハンドピース結合接触部４２２８ａ、４２２

８ｂを受け取って、スロット４２４６ａ、４２４６ｂまで近位に延在するような大きさのスロット４２８６ａ、４２８６ｂを画定する（スロット４２４６ｂを図９６に示す）。回転結合部４２１０は、内リング導体４２１４を受け取るスロット４２９６ｂ、及び、内リンク４２２２ａ、４２２２ｂを受け取るスロット４２８１を更に画定することができる。スロット４２８１は、スプリングアームスロット４２８８ａ、４２８８ｂに対して長手方向軸「Ｔ」の方に内方に位置決めされ（図９６を参照）、それぞれ、スプリングアーム４２３８ａ、４２３８ｂを受け取るような大きさであり得る。それぞれのスプリングアームスロット４２８８ａ、４２８８ｂの一端の近傍で、回転結合部は、それぞれ、内リング接点４２２６ａ、４２２６ｂを受け取る内リング接点スロット４２９０ａ、４２９０ｂを画定する。それぞれのスプリングアームスロット４２８８ａ、４２８８ｂの他端の近傍で、回転結合部は、それぞれ、内ハンドピース結合接触部４２３０ａ、４２３０ｂを受け取って、それぞれ、スロット４２５４ａ、４２５４ｂまで近位に延在するような大きさのスロット４２９２ａ、４２９２ｂを画定する（スロット４２５４ｂを図９６に示す）。

【０３７５】

回転結合部は、更に、スピンドル４２４０周りに取り付けられるような大きさの内径部４２９４を画定する。回転結合部の近位内周面４２９６ａは、スロット４２９６ｂを画定するより遠位内周面に対して減少した直径を含む内径部４２９４の部分を画定する。スロット４２９６ａを画定する近位の内周面の減少した直径は、スピンドル４２４０周りの回転摩擦を低減することができ、かつ、リング導体４２１２、４２１４及びリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂなど、構成部品が、回転結合部４２１０内のスピンドル４２４０の周りに位置決めされるように更なる空間を提供することができる。回転結合部４２１０は、遠位外周面４２９８ｂよりも小さい直径を含む近位の外周面４２９８ａを更に含む。遠位外周面４２９８ａのより小さい直径は、リング導体４２１２、４２１４及びリンク４２２０、４２２２ａ、４２２２ｂなど、構成部品が、回転結合部４２１０内のスピンドル４２４０の周りに位置決めされるように、更なる空間を提供することができる。例えば、更なる回転可能な電気接続部を提供するために更なるリング導体及びリンクを提供することができることを認識されたい。

【０３７６】

図１０１～１０３は、様々な形態によるコネクタモジュール４３００を示す。一形態では、コネクタモジュールは、図９６～９９に関して先に説明した超音波外科用器具と類似の超音波外科用器具内の使用を見ることができる。したがって、簡潔のために、同様の特徴は、同様の数字により特定することができるので、同様に詳細には説明していない場合がある。しかしながら、様々な特徴は、同様の使用を見ることができ、コネクタモジュール４１９０及びコネクタモジュール４２００に関して先に提示したもの及び超音波外科用器具４１００としての同様の説明を共有することを理解されたい。例えば、コネクタモジュール４３００は、フレックス回路４２０２に同様とある得るユーザーインターフェースに関連した回路に結合することができる。コネクタモジュール４３００は、超音波ハンドピースの遠位部分４３０４に結合することもできる（図９３～９４を参照）。コネクタモジュール４３００は、ハウジング４３０６と、回転結合部４３０８とを含み、かつ、ハンドルアセンブリ（例えば、図９３～９５に示すハンドルアセンブリ４１０２）内に位置決め可能とすることができる。先述したように、超音波ハンドピースは、エンドエフェクタアセンブリに動作可能に結合するように構造化することができる導波管に機械的及び音響的に結合することができる。超音波ハンドピースは、コネクタモジュールハウジング４３０６に対して回転可能とすることができ、該コネクタモジュールハウジングは、超音波ハンドピースとユーザーインターフェースとの間の回転可能な電気接続部を提供することができる。コネクタモジュール４３００は、長手方向軸に沿ってハウジング４３０６から概ね近位に延在するスピンドル４３４０を含むことができる。回転結合部４３０８は、ハウジング４３０６に対し、スピンドル４３４０を中心に回転するように、その上に取り付けることができる。スピンドル４３４０は、回転結合部４３０８の長手方向の偏倚運動を保持して、したがって、制限するように構造化された１つ以上の保持構造体４３６０ａ、４

３６０ｂを含む。
【０３７７】
スイッチアセンブリ４３００は、超音波ハンドピースの第１の遠位面４３３２ａ、４３３２ｂに沿って配置された１つ又はそれ以上の電気接触部に電気的に結合するように構造化された圧力接触部を含む１対の外ハンドピース結合接触部４３２８、４３２８ｂを含む。外ハンドピース結合接触部４３２８ａ、４３２８ｂは、長手方向軸の外方に及び／又は第１の遠位面４３３２ａ、４３２３ｂの方に外ハンドピース結合接触部４３２８ａ、４３２８ｂを付勢するか、又は、緊張させるように構成された緊張部材又はスプリングアーム４３４８ａ、４３４８ｂ（１０３図を参照）から延在することができる。外ハンドピース結合接触部４３２８ａ、４３２８ｂは、回転結合部４３１０内に画定されたスロット４３４６ａ、４３４６ｂをそれぞれ通って延在するように構造化することができ、超音波ハンドピースの遠位部分４３０４の第１の遠位面４３３２ａ、４３３２ｂに沿って配置された１つ以上の電気接触部に電気的に結合するように構造化された圧力接触部を含む。
【０３７８】
一形態では、スイッチアセンブリ４３００は、超音波ハンドピースの第２の遠位面４３３４ａ、４３３４ｂに沿って配置された１つ以上の電気接触部に電気的に結合するように構造化された圧力接触部を含む１対の内ハンドピース結合接触部４３３０ａ、４３３０ｂを含む。内ハンドピース結合接触部４３３０ａ、４３３０ｂは、内ハンドピース結合接触部４３３０ａ、４３３０ｂを長手方向軸の外方に及び／又は第２の遠位面４３３４ａ、４３３４ｂの方に付勢するか、又は、緊張させるように構成された緊張部材又はスプリングアーム４３５８ａ、４３５８ｂ（図１０３を参照）から延在することができる。外ハンドピース結合接触部４３３０ａ、４３３０ｂは、回転結合部４３１０内に画定されたスロット４３５４ａ、４３５４ｂ、を通ってそれぞれ延在するように構造化することができ、かつ、超音波ハンドピースの遠位部分４３０４の第２の遠位面４３３４ａ、４３３４ｂに沿って配置された１つ以上の電気接触部に電気的に結合するように構造化された圧力接触部を含む。
【０３７９】
図１０１～１０２で最も明確に示すように、コネクタモジュール４３００は、超音波ハンドピースと係合するように構造化された１つ以上の係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄを含む。係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄは、回転結合部４３１０の周りに形成された１つ以上の突出部、留め金具、又は「グリッパー」を含むことができる。係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄは、超音波ハンドピースの表面に嵌合可能に係合するように構造化される。係合特徴部は、回転結合部上に位置決めされた１つ以上の柔軟な、弾性の、屈曲可能な高分子材料を含むことができる。一形態では、係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄは、超音波器具の直径部を握持するような大きさである。例えば、係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄは、摩擦締り嵌めを生じるために超音波ハンドピースの寸法に対して小さ目である直径を画定することができる。様々な形態では、ハンドピースは、係合特徴部４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄの一部を受け取るように構成された隆起部又は溝を画定する遠位部分４３０４を含むことができる。一形態では、係合４３９９ａ、４３９９ｂ、４３９９ｃ、４３９９ｄは、ハンドピースが受け取られたときにハンドピースと回転方向に結合するために長手方向軸の外方に張力を提供しながら、ハンドピースを受け取るために長手方向軸の方に内方に屈曲するように構成することができる。
【０３８０】
図１０３は、内側及び外側リング導体４３１２、４３１４及び対応する内側及び外側リンク４３２０、４３２２ａ、４３２２ｂが中に配置された回転結合部４３１０の遠位図を示す。内及び外リンク４３２０、４３２２ａ、４３２２ｂは、外リング導体４３１２及び内リング導体４３１４に対して回転可能である。外リング導体４３１２及び内リング導体４３１４は、ハウジング４３０６内に画定されたスロットを介してユーザーインターフェ

ースに電気的に接続するように構成された導電リード４３１６、４３１８を含む、該スロットは、スロット４３４２、４３４４と類似のものとすることができる。それぞれのリンク４３２０、４３２２ａ、４３２２ｂは、リンク４３２０、４３２２ａ、４３２２ｂが第１の位置及び第２の位置にあるとき、対応するリング導体４３１２、４３１４に電気的に結合するように位置決めされた１対の導体接触部４３２４ａ、４３２４ｂ、４３２６ａ、４３２６ｂと、超音波ハンドピースの遠位部分４３０４の遠位面４３３２ａ、４３３２ｂ、４３３４ａ、４３３４ｂに電気的に結合するように構成された１対又はハンドピース結合接触部４３２８ａ、４３２８ｂ、４３３０ａ、４３３０ｂとを含む。例えば、リング導体接触部４３２４ａ、４３２４ｂ、４３２６ａ、４３２６ｂは、リング導体接触部４３２４ａ、４３２４ｂ、４３２６ａ、４３２６ｂが回転を介して対応するリング導体４３１２、４３１４との電気接点を維持するように、第１の位置と第２の位置の間で長手方向軸を中心に回転させることができる。

【０３８１】

外リンク４３１２は、接触部４３２４ａ、４３２４ｂを外リング４３１２の内面の方に付勢するように構造化されたスプリングアーム４３３６ａ、４３３６ｂに結合された１対のリング導体接触部４３２４ａ、４３２４ｂを含む。１対の外ハンドピース結合接触部４３２８ａ、４３２８ｂは、ハンドピースの遠位部分４３０４から外リングまでの電気導電路を提供するために１対の外リング接点４３２４ａ、４３２４ｂと電気的に結合される。内リンク４３１４は、１対のハンドピース結合接触部４３２０ａ、４３２０ｂに電気的に結合された１対のリング導体接触部４３２６ａ、４３２６ｂを含み、リング導体接触部４３２６ａ、４３２６ｂを内リング４３１４の外面の方に付勢するように構造化されたスプリングアーム４３３８ａ、４３３８ｂに取り付けられる。内リンク４３２２ａ、４３２２ｂは、第１の部分４３２２ａと、第２の部分４３２２ｂとを含む。

【０３８２】

回転結合部４３１０は、近位の回転面４３９６ａ及び遠位スロット４３９６ｂにより画定された中央内径部４３９４を形成する。回転結合部４３１０は、リング導体４３１２、４３１４及び対応するリンク４３２０、４３２２ａ、４３２２ｂを受け取るような大きさの複数のスロットを含む。図１０３に示すスロット構成は、図１００に示すスロット構成と類似のものであり、簡潔さのために詳細には説明しない。例えば、回転結合部は、内リング導体４３１４を受け取る外リング導体４３１２と、スロット４３９６ｂを受け取るスロット４３７０とを含む。回転結合部は、外リンク４３１２を受け取るような大きさのスロット４３８０を画定する。回転結合部は、内リンク４３２２ｂの第２の部分を受け取る内リンク４３２２ａ、及び、スロット４３８８ｂの第１の部分を受け取るスロット４３８８ａも画定する。スロット４３４６ａ、４３４６ｂは、長手方向軸の外方に向く外周窓を含む。スロット４３９２ａ、４３９２ｂは、内ハンドピース結合接触部４３３０ａ、４３２０ｂを受け取るように外方に向く円弧状溝構造を画定する。

【０３８３】

図１０４及び１０５は、概ね５０２０と指定された、固有かつ新奇なスイッチアセンブリを採用するハンドルアセンブリ５０００の一形態を示す。様々な形態では、ハンドルアセンブリ５０００は、本明細書で開示する他のハンドルアセンブリとデザイン及び使用が類似のものである。したがって、先述した他のハンドルアセンブリ構成に共通である特徴部は、ハンドルアセンブリ５０００のデザイン及び動作を理解するために必要であり得るもの域を越えてまで詳細には論じない。

【０３８４】

少なくとも１つの形態では、ハンドルアセンブリ５０００は、ハンドルハウジング５００２を形成するために共に結合されるように構成される２つのハンドルハウジングセグメントを含むことができる。例えば、左のハンドルハウジングセグメント５００４を図１０４に示し、右のハンドルハウジングセグメント５００６を図１０５に示す。ハンドルハウジングセグメント５００４、５００６は、それぞれ、プラスチック、又は、他のポリマ材料から作製し、かつ、ネジ、ボルト、締め金特徴部、接着剤などの締結具により共に結合

することができる。ハンドルハウジングセグメント５００４、５００６は、簡単に握持し、かつ、片手で操作することができるピストル形の握り５００８を形成することができる「固定式」ハンドル部を有するハンドルハウジング５００２を形成するように協働する。図１０４でわかるように、左のハンドルハウジングセグメント５００４は、概ね５０１０と指定された「親指溝」領域を確立するように輪郭をつけることができる。当業者は、臨床医が右手でピストル形の握り５００８を握持しているとき、例えば、臨床医の親指が当然ながら親指溝領域５０１０内に位置することができると容易に認識するであろう。少なくとも１つの形態では、右のハンドルハウジング５００６も、臨床医が左手でハンドルアセンブリ５０００を握持する場合、臨床医の左の親指が当然ながらその領域内に位置するように類似の親指溝領域（図示せず）を形成することができる。

【０３８５】

先に示したように、ハンドルアセンブリ５０００は、第１のスイッチ構成部５０３０と、第２のスイッチ構成部５０６０とを含むことができるスイッチアセンブリ５０２０を含む。少なくとも１つの形態では、第１のスイッチ５０３０は、ハンドルハウジング５００２の「前方部分」５００３に対する枢動移動に向けて支持される第１のボタンアセンブリ５０３２を含む。第１のボタンアセンブリ５０３２は、例えば、ポリマー又は他の適切な材料で形成され、かつ、ジャーナル部分５０３８により相互接続される第１のフィンガーボタン５０３４と、第２のフィンガーボタン５０３６とを含むことができる。ジャーナル部分５０３８は、左右のハウジングセグメント５００４、５００６の間に延在する第１のピボットピン５０４０上で、第１のボタンアセンブリ５０３２を枢動可能に支持する役目をする。第１のピボットピン５０４０は、他のハウジングセグメント５００４、５００６の１つ内に成形され、かつ、他のハウジングセグメント５００４、５００６内に形成された対応するソケット（図示せず）内に受け取られ得る。第１のピボットピン５０４０は、他の手段により、ハンドルハウジングセグメント５００４、５００６に取り付けることもできる。第１のピボットピン５０４０は、アセンブリ５０３２を「揺動させる」ことができる第１のボタン軸線ＦＳ－ＦＳを画定する。図１０７を参照されたい。少なくとも１つの形態では、第１及び第２のフィンガーボタン５０３４、５０３６は、図１０６及び１０７に示すように、多少「球状」の形状を設けることができる。更に、フィンガーボタン５０３４、５０３６を直接見ることなく第１のフィンガーボタン５０３４と第２のフィンガーボタン５０３６とを区別する臨床医の能力を更に高めるために、フィンガーボタンの１つは、際立った特徴部又は特徴部類を設けることができる。例えば、図１０６及び１０７に示すように、第１のフィンガーボタン５０３４は、外周部に形成された複数の戻り止め５０４２又は他の形成体を有する。

【０３８６】

図１０５でわかるように、スイッチフレーム５０５０は、第１のボタンアセンブリ５０３２の近位に、かつ、親指溝領域５０１０の近傍であるハウジングアセンブリ５００２の部分内に位置するようにハンドルアセンブリ５００２内に支持される（図１０４）。一形態では、スイッチフレーム５０５０は、第１のボタンアセンブリ５０３２に対して非移動可能であり、かつ、ハンドルハウジングセグメント５００４、５００６内に成形されたか、又は、該ハウジングセグメント上にその他の方法で形成された隔離支持体又は他のガセット板のような支持体特徴部上でしっかりと支持することができる。スイッチフレーム５０５０は、第１のフィンガーボタン５０３４に対応する第１の接点パッド５０５４と、第２のフィンガーボタン５０３６に対応する第２の接点パッド５０５６とを含む回路基板５０５２、例えば、プリント回路基板、フレックス回路、剛性フレックス回路、又は他の適切な構成体を支持することができる。当業者は、第１のボタンアセンブリ５０３２を第１のスイッチ軸線ＦＳ－ＦＳ周りに揺動させる、又は、枢動することにより、臨床医は、第１のフィンガーボタン５０３４を枢動して第１の接点パッド５０５４と作動接触させることにより第１の接点パッド５０５４を作動することができると理解するであろう。本明細書で使用するとき、「作動接触」という用語は、接点パッド（又は類似の接点構成部）の作動を開始するためには必要とされるフィンガーボタンと第１の接点パッドとの間で十分

な量の物理的接触を含むことができる。「作動接触」は、接点パッドの作動を開始するのに十分である接点パッド（又は、他の接点構成部）に対するフィンガーボタンの物理的な近接－ただし、指のいかなる部分も接点パッドに実際に物理的に触れることなく－の十分な量も含むことができる。臨床医は、第２のフィンガーボタン５０３６を枢動して第２の接点パッド５０５６と作動接触させることにより、第２の接点パッド５０５６をアクティブ化することができる。そのような独自かつ新奇な第１のスイッチ構成部は、臨床医がハンドルアセンブリ５０００のピストル形の握り部分５００８を握持しているときに、人差し指により簡単に作動させることができる。したがって、スイッチアセンブリのあらゆるボタンは、ハンドルアセンブリを支持する単一の手により簡単に作動させることができる。先述した様々な形態の場合と同様に、第１のスイッチ構成部５０３０は、超音波ハンドピースの電力設定を変調し及び／又は本明細書で説明する様々なアルゴリズムをアクティブために採用することができる。

【０３８７】

一部の形態では、第１のスイッチ構成部５０３０は、発生器３０、５００、１００２のいずれかなど、発生器に結合される。例えば、それぞれの接点パッド５０５４、５０５６は、一部の形態では、本明細書で先に説明したコネクタモジュール４２００と類似のものであるコネクタモジュール５０５７を介して、発生器と電気的に連絡することができる。コネクタモジュール５０５７は、内部又は外部発生器に結合される。それぞれの接点パッド５０５４、５０５６の作動を示す信号は、発生器に器具５０００の動作を修正させることができる。例えば、臨床医が第１のフィンガーボタン５０３４を選択したときに、発生器にエンドエフェクタに提供された電力のレベルを上げされることができる。臨床医が第２のフィンガーボタン５０３６を選択したときに、発生器にエンドエフェクタに提供された電力のレベルを下げさせることができる。様々な実施形態では、発生器は、最低電力レベル（例えば、ＭＩＮ）と最高電力レベル（例えば、ＭＡＸ）との間で構成可能とすることができる。例えば、Ｏｈｉｏ州ＣｉｎｃｉｎｎａｔｉのＥｔｈｉｃｏｎ　Ｅｘｎｄｏ－Ｓｕｒｇｅｒｙ社から入手可能なＧＥＮ１１発生器の一部の形態は、５つの電力レベルを提供する。フィンガーボタンは、生成器を電力レベル間で切り替えるために使用することができる。また、一部の形態では、フィンガーボタン５０３４、５０３６の一方又は両方は、本明細書で説明するものなど、アルゴリズムに関連づけることができる。例えば、ユーザがボタン５０３４の１つを選択したとき、発生器は、アルゴリズム、例えば、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’、３１２０、３１７０の１つ以上、図１５Ａ～１５Ｃ、２０～２２、５７～６０に関して説明するアルゴリズムのいずれかなどを実行することができる。

【０３８８】

様々な形態では、スイッチアセンブリ５０２０は、第２のスイッチ構成部５０６０も含む。図１０７～１０９を参照すると、第２のスイッチ構成部５０６０は、それぞれスイッチフレーム５０５０に枢着される右のスイッチボタン５０６２及び左のスイッチボタン５０６６を含むことができる。例えば、右のスイッチボタン５０６２は、第１のスイッチ軸線ＦＳ－ＦＳに実質的に横である右のスイッチ軸線ＲＳ－ＲＳ周りの選択的な枢動移動に向けてスイッチフレーム５０５０に枢着又はピン結合される。図１０８及び図１０９を参照されたい。同様に、左のスイッチボタン５０６６は、左のスイッチ軸線ＬＳ－ＬＳ周りの選択的な枢動移動に向けてスイッチフレーム５０５０に枢着される。代替構成では、左右のスイッチボタン５０６２、５０６６は、ハンドルハウジングセグメント５００４、５００６により枢支することができる。

【０３８９】

少なくとも１つの形態では、左右のボタン５０６２及び５０６６は、臨床医の親指及び／又はフィンガーによる作動し易さを促進するために一般的な「樽形状」を有することができる。この作動し易さは、左右のボタン５０６２、５０６６がそれぞれのハンドルハウジングセグメントに関連した一般的な親指溝領域内に戦略的に位置するという事実によりさらに高められる。例えば、臨床医は、ピストル形の握り５００８を右手に保持する場合

、接触用の押し流し運動で右のスイッチボタン５０６２全体にわたって右の親指を押し流すことにより右のスイッチボタン５０６２を起動することができる。同様に、臨床医は、ピストル形の握り５００８を左手に保持した場合、接触用の押し流し運動で左のスイッチボタン５０６６全体にわたって左の親指を押し流すことにより左のスイッチボタン５０６６を起動することができる。そのような独自かつ新奇なスイッチ構成部は、スイッチボタンへの直接的な内方の力による軽率な作動を回避することにより、左右のスイッチボタン５０６２、５０６６の作動を可能にする。

【０３９０】

図１０８でわかるように、右のスイッチボタン５０６２は、回路基板５０５２の一部を含む右の接点パッド５０５８を作動させる、突出する右のスイッチアーム部５０６４を有する。同様に、左のスイッチボタン５０６２は、回路基板５０５２の一部を含む左の接点パッド５０５９を作動させる、突出する左のスイッチアーム部５０６８を有する。したがって、当業者は、右のスイッチ軸線ＲＳ－ＲＳを中心に右のスイッチボタン５０６２を揺動させるか、又は、枢動することにより、臨床医は、右の接点パッド５０５８をアクティブ化することができ、左のスイッチボタン５０６６を揺動させることにより、臨床医は、左の接点パッド５０５９をアクティブ化することができることを理解するであろう。左右の接点パッド５０５８、５０５９は、例えば、コネクタモジュール５０５７を介して発生器と電気的に連絡することができる。発生器は、スイッチボタン５０６２、５０６６の１つの作動に応じて任意の適切な方法で器具５０００の動作を修正するようにプログラムすることができる。例えば、一部の形態では、フィンガーボタン５０６２、５０６６の一方又は両方は、本明細書で説明するものなど、アルゴリズムに関連づけることができる。例えば、ユーザがボタン５０３４の１つを選択したとき、発生器は、アルゴリズム、例えば、アルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’、３１２０、３１７０の１つ以上、図１５Ａ～１５Ｃ、２０～２２、５７～６０に関して説明したアルゴリズムのいずれかなどを実行することができる。一部の形態では、発生器は、例えば右利き又は左利きである臨床医に対応するように、スイッチボタン５０６２、５０６６の作動に応じて同じアルゴリズムを実行するようにも構成される。

【０３９１】

図１０９Ａは、第１のスイッチ構成部５０３０並びに第２のスイッチ構成部５０６０’を含むことができるスイッチアセンブリ５０２０’を示す。少なくとも１つの形態では、第２のスイッチ構成部５０６０’は、突出する左の枢動アーム５０６７を有する左のスイッチボタン５０６６’を含む。ピボットマウント５００７、又は、左のハンドルハウジング５００４内に成形されたか、又は、その他の方法で形成された形成体上に枢設することができる。左のスイッチボタン５０６６’は、樽のような形状又は構成を有し、かつ、第１のスイッチ軸線ＦＳ－ＦＳに実質的に横とすることができる左のスイッチ軸線ＬＳ－ＬＳ周りに選択的に枢動可能とすることができる。臨床医は、左のスイッチアーム部５０６７のアクチュエータ部分５０６９をハンドルアセンブリ内に支持された対応する左の接点パッド５０５９と作動接触させるために、左のスイッチボタン５０６６’を選択的に枢動することができる。例示する構成では、第２のスイッチ構成部は、先述したように左のスイッチボタン５０６６’のみを含む。代替形態では、第２のスイッチ構成部は、図１０９Ａに示す方法で、ハンドルハウジングの右の側面に取り付けられた右のスイッチボタンのみを含むことができる。第２のスイッチ構成部の更に他の形態は、図１０９Ａに示す方法で取り付けられた左右のスイッチボタンの両方を含むことができる。

【０３９２】

図１１０及び１１１は、左右のスイッチボタン５１６２、５１６６は、枢動せず、その代わりに、内方に押すとそれぞれの左右の接点（図示せず）と接触することができるようにそれぞれのハンドルハウジングセグメント５１０６、５１０４内に支持される点を除き、先述したハンドルアセンブリ５０００と類似のものであるハンドルアセンブリ５１００の別の形態を示す。しかしながら、先述したハンドルアセンブリ５０００の場合と同様に、左右のスイッチボタン５１６２、５１６６は、臨床医がピストル形の握り部５１０８を

握持しているときに操作し易さを促進するために先述した方法でそれぞれ一般的な親指溝領域５０１２、５０１０内に位置する。

【０３９３】

図１１２は、左側ボタン５２６６が図示するようにスイッチフレーム５２５０に枢動結合し、かつ、枢動して対応する左の接点パッド５０５９と作動接触するように適合されるスイッチ支柱５２６７を形成することができる別のハンドルアセンブリ５２００の左のハンドルハウジングセグメント５２０４の一部を示す。ハンドルアセンブリ５２００の右のボタンアセンブリ（図示せず）を同様に構成することができる。代替構成では、左右のボタンをそれぞれのハンドルハウジングセグメントに枢結することができる。

【０３９４】

図１１３及び１１４は、第２のスイッチ構成部５０６０の代わりに、例えば、先述したハンドルアセンブリ５０００において採用することができる第２のスイッチ構成部５３６０の別の形態を示す。図１１３及び１１４でわかるように、第２のスイッチ構成部５３６０は、先に論じたハンドルアセンブリ内に支持されるスイッチフレーム５３５０より上方にかつ該スイッチフレーム全体にわたって横方向に延在する左のスイッチアーム部５３７０を有する左のスイッチボタン５３６６を含むことができる。左のスイッチアーム部５３７０は、ハンドルアセンブリの右のハンドルハウジング（図示せず）の近傍であるスイッチフレーム５３５０の右の部分又は形成体５３５２に枢結されるように構成される。左のスイッチアーム部５３７０は、左のスイッチアーム部が枢動することができる右のスイッチ軸線ＲＳ－ＲＳを画定するために、例えば、スイッチフレーム５３５０の右の部分５３５２にピン結合することができる。図１１３を参照されたい。左の作動ピン又は出張り５３７２は、臨床医が先述した方法で左のスイッチボタン５３６６を揺動させたときに、左の作動ピン５３７２をスイッチフレーム５３５０上で支持される対応する左の接点パッド５３５９と作動接触させるように左のスイッチアーム部５３７０から下方に延在する。

【０３９５】

図１１３及び１１４を尚も参照すると、第２のスイッチ構成部５３６０は、ハンドルアセンブリの左のハンドルハウジング（図示せず）の近傍にあるスイッチフレーム５３５０の左の部分又は形成体５３５４に枢結される左のスイッチアーム部５３７０より上方にかつ該スイッチアーム部全体にわたって横方向に延在する右のスイッチアーム部５３８０を有する右のスイッチボタン５３６２を更に含むことができる。右のスイッチアーム部５３８０は、例えば、右のスイッチアーム部５３８０が枢動することができる左のスイッチ軸線ＬＳ－ＬＳを画定するためにスイッチフレーム５３５０の左の部分５３５４にピン結合することができる。図１１３を参照されたい。右の作動ピン又は出張り５３８２は、左のスイッチアーム部５３７０の対応する孔５３７４を通って右のスイッチアーム部５３８０から下方に延在し、臨床医が先述した方法で右のスイッチボタン５３６２を揺動させたときに、右の作動ピン５３８２をスイッチフレーム５３５０上で支持される対応する右の接点パッド５３５８との作動接触させるようになっている。左右のスイッチ軸線は、実質的に互いに平行とすることができるが、互いから横方向に変位させることができる。第１のスイッチ構成部５０３０を含むハンドルアセンブリにおいて採用されたとき、左右のスイッチ軸線は、それぞれ、その第１のスイッチ構成部の第１のスイッチ軸線ＦＳ－ＦＳに対して実質的に横方向とすることができる。当技術分野内のもの又は普通の技術は、そのようなスイッチ構成部は、実質的に下にまっすぐであるボタン運動も促進する枢動アーム又は長さの長尺化を促進すると理解するであろう。

【０３９６】

図１１５は、第２のスイッチ構成部５０６０の代わりに、例えば、先述したハンドルアセンブリ５０００において採用することができる第２のスイッチ構成部５４６０の別の形態を示す。その図でわかるように、左右のスイッチボタン５５６６、５５６２は、スイッチボタン５５６６、５５６２間で中央に配置され、かつ、単一のスイッチ軸線ＳＡを画定するスイッチフレーム５４５０に枢結されるように構成される。第１のスイッチ構成部５０３０を含むハンドルアセンブリにおいて採用されたとき、スイッチ軸線ＳＡは、その第

１のスイッチ構成部の第１のスイッチ軸線ＦＳ－ＦＳに対して実質的に横方向とすることができる。スイッチフレーム５４５０は、ハンドルハウジングアセンブリ内にしっかりと支持し、かつ、それぞれの左右のハンドルハウジングセグメント（図示せず）間に延在することができる。

【０３９７】

少なくとも１つの形態では、右のスイッチボタン５４６２は、スイッチフレーム５４５０に枢結される、延在する右のリンク５４８０を有する。同様に、左のスイッチボタンは、スイッチフレーム５４６０に枢結されるように延在する左のリンク５４７０を有する。左右のリンク５４８０、５４７０は、ボタン５４６２及び５４６６が枢動することができるスイッチ軸線ＳＡを画定するために、共通のピン（図示せず）によりスイッチフレーム５４５０まで枢動することができる。右の作動ピン又は出張り５４８２は、右のスイッチリンク５４８０から内方に延在し、臨床医が先述した方法で右のスイッチボタン５４６２を揺動させたか、又は、枢動したときに、右の作動ピン５４８２が、スイッチフレーム５４５０上で支持された対応する右の接点パッド５４５８と作動接触するようになっている。同様に、左の作動ピン又は出張り５４７２は、左のスイッチリンク５４７０から内方に延在し、臨床医が先述した方法で左のスイッチボタン５４６６を揺動させたか、又は、枢動したときに、左の作動ピン５４７２がスイッチフレーム５４５０上の対応する左の接点パッド５４５９と作動接触するようになっている。スイッチアーム部５４７０及び５４８０のそれぞれは、例えば、対応するばね、又は、スイッチリンク５４７０、５４８０及びフレーム５４５０と間に位置決めされた付勢構成部（図示せず）により作動されない位置に付勢することができる。

【０３９８】

図１１６は、第２のスイッチ構成部５０６０の代わりに、例えば、先述したハンドルアセンブリ５０００において採用することができる第２のスイッチ構成部５５６０の別の形態を示す。その図でわかるように、第２のスイッチ構成部５５６０は、右端が右のスイッチボタン５５６２を形成し、左端が左のスイッチボタン５５６６を形成するように、右のハンドルハウジング部分５００６と左のハンドルハウジング部分５００４との間に延在する単一の第２のスイッチアクチュエータ５５６１を採用する。第２のスイッチアクチュエータ５５６１は、第２のアクチュエータ５５６１がスイッチ軸線ＳＡ－ＳＡに沿って選択的に軸方向に変位可能であるように、左右のハンドルハウジングセグメント５００４、５００６の対応する開口部５００５及び５００７を摺動可能に通って延在する。第１のスイッチ構成部５０３０を含むハンドルアセンブリ５０００において採用されたとき、スイッチ軸線ＳＡ－ＳＡは、その第１のスイッチ構成部の第１のスイッチＦＳ－ＦＳ軸線に実質的に平行とすることができる。

【０３９９】

右の付勢部材５５９０及び左の付勢部材５５９２は、第２のスイッチアクチュエータ５５６１内に位置決めし、かつ、図１１６に示すように第２のスイッチアクチュエータ５５６１を作動されない位置に中央に配置されたように保つためにスイッチフレーム５５５０の中央に配置された部分と協働するように構成することができる。スイッチ接点アセンブリ５５５７は、第２のアクチュエータ５５６１に装着されたか又は該アクチュエータ上に形成された右のアクチュエータ部材又は突出部５５６３と、第２のアクチュエータ５５６１上に形成された左のアクチュエータ部材又は突出部５５６５との間で中央に位置することができる。スイッチ接点アセンブリ５５５７は、例えば、右のアクチュエータ５５６３に対応する右の部分５５５７Ｒと、左のアクチュエータ部材５５６５に対応する左の部分５５５７Ｌとを有することができる。したがって、右のスイッチボタン５５６２を内方に押すことにより、第２のスイッチアクチュエータ５５６１は、右のアクチュエータ５５６３をスイッチ接点アセンブリ５５５７の右の部分５５５７Ｒと作動接触させるために、左方向「ＬＤ」に横方向に移動することになる。同様に、左のスイッチボタン５５６６を内方に押すことにより、第２のスイッチアクチュエータ５５６１は、左のアクチュエータ５５６５をスイッチ接点アセンブリ５５５７の左の部分５５５７Ｌと作動接触させるために

、右方向「ＲＤ」に横方向に移動することになる。

【０４００】

図１１７～１２０は、多少図式の形で、本明細書で開示する様々な超音波ハンドルアセンブリに関連して採用することができるスイッチアセンブリ５６２０を示す。少なくとも１つの形態では、スイッチアセンブリ５６２０は、例えば、第１のボタンアセンブリ５０３２が先に詳細に説明したハンドルアセンブリ５０００内に位置決めされるところに位置することができる単一のボタンアセンブリ５６３２を含む。例えば、ボタンアセンブリ５６３２は、臨床医が対応するハンドルアセンブリのピストル一部を握持しているときに臨床医の人差し指により作動可能ことができるアクチュエータボタン５６３４が上に形成されるボタンキャリッジアーム部５６３３を含むことができる。

【０４０１】

少なくとも１つの形態では、ボタンキャリッジアーム部５６３３は、ハンドルハウジング内に作動可能に支持されるスイッチハウジング５６７０の細長いスロット５６７１内で移動可能に受け取られる１対のピボットピン５６３７、５６３９を含むことができる。ボタンピボットピン５６３７、５６３９は、ボタンキャリッジアーム部５６３３の軸方向の動き（図１１８）、並びに、スイッチハウジング５６７０に対するボタンキャリッジアーム部５６３３の回転運動又は枢動（図１１９及び１２０）を促進する。図１１７～１２０でわかるように、細長いスロット５６７１が、開いて、右のスイッチ５６５８に対応する右端５６７５と、左のスイッチ５６５９に対応する左端５６７７と、中央スイッチ５６５４に対応する中央端５６７９とを有する３方アクチュエータ開口部５６７３になる。図１１７でわかるように、ボタンキャリッジアーム部５６３３は、左のスイッチアクチュエータ部５６９０と、中央スイッチアクチュエータ部５６９２と、右のスイッチアクチュエータ部５６９４とを含むことができる。更に、右のばね５６８０及び左のばね５６８２を、作動されないとき、ボタンキャリッジアーム部５６３３を中央のかつ中立の位置（図１１７）に保つためにボタンキャリッジアーム部５６３３とハンドルハウジング５００２との間に設けることができる。

【０４０２】

スイッチアセンブリ５６２０の作動は、図１１８～１２０の参照から理解することができる。図１１８は、矢印「Ｄ」により表すように、アクチュエータボタン５６３４を内方に押すことによる中央スイッチ５６５４の作動を示す。アクチュエータボタン５６３４が押されると、ボタンキャリッジアーム部５６３３が、中央スイッチアクチュエータ部５６９２を中央スイッチ５６５４と作動接触させるためにスイッチハウジング５６７０の細長いスロット５６７１に沿って又は該スロットに対して軸方向に移動する。図１１９は、右のスイッチアクチュエータ部５６９４を右のスイッチ５６５８の作動接触させる、「ＭＩＮ」と記載された矢印により表す方向にアクチュエータボタン５６３４を枢動することによる右のスイッチ５６５８の作動を示す。図１２０は、左のスイッチアクチュエータ部５６９０を左のスイッチ５６５９と作動接触させる「ＭＡＸ」矢印により表す方向にアクチュエータボタン５６３４を枢動することによる左のスイッチ５６５９の作動を示す。それぞれのスイッチ５６５４、５６５８、５６５９は、本明細書で先に説明したように、例えば、コネクタモジュール５０５７を介して発生器と電気的に連絡することができる。発生器は、スイッチ５６５４、５６５８、５６５９の１つの起動に応じて器具５００に対して任意の適切な動作を実行するようにプログラムすることができる。例えば、一部の形態では、スイッチ５６５８及び５６５９は、先述したフィンガーボタン５０３４、５０３６と類似の機能を実行する。例えば、ボタン５６５８、５６５９の１つを起動させると、発生器にエンドエフェクタに提供された電力を増大させることができ、一方、他のボタン５６５８、５６５９を起動させると、発生器に、エンドエフェクタに提供された電力を減少させることができる。また、発生器は、任意の一つ以上のボタン５６５４、５６５８、５６５９に応じて、アルゴリズム、例えば、１つ又はそれ以上のアルゴリズム３０２１、３０２１’、３０２１’’、３１２０、３１７０、図１５Ａ～１５Ｃ、２０～２２、５７～６０に関して説明したアルゴリズムのいずれかなどに即して構成することができる。

【０４０３】
臨床医が異なれば、超音波外科用器具及び本明細書で説明するようなシステムを使用する技法も異なることが多い。例えば、一部の臨床医は、通常、刃に対してクランプアーム部を完全に閉鎖することなく超音波外科用器具を起動させる。一部の臨床医はこの技法がシステム効率を向上させると考えているが、実際にはそうではないことが多く、かつ、例えば、必要とする切除時間の延長化、時には切除及び／又は凝固を損なわれることにより組織を損傷させる可能性を有する。
【０４０４】
様々な形態では、これ及び他の問題は、クランプアーム部が完全に閉鎖されたときを示す閉鎖スイッチを有する外科用器具を構成することにより対処することができる。発生器は、閉鎖スイッチがクランプアーム部が完全に閉鎖されたことを示すまで、又は、そのように示さない限り、外科用器具を起動させる差し控えるように構成することができる。図９５及び１０５をここで参照すると、閉鎖スイッチの一部の形態は、ハンドル４１２２内に位置決めされる（図９５）。例えば、図９５及び１０５は、ハンドル４１２２の内側の近位の部分（図９５）、及び、１つ又はそれ以上のハンドルハウジングセグメント５００４、５００６（図１０５）上に位置決めされた任意選択的な閉鎖スイッチ５９００を示す。
【０４０５】
スイッチ５９００は、トリガ４１２４が最も近位の位置にてスイッチ５９００に接触するように位置決めすることができる。例えば、スイッチ５９００は、トリガ４１２４のストロークの終わりに（例えば、図９３の矢印４１２１ａの方向に）位置決めすることができる。このようにすると、トリガ４１２４は、トリガ４１２４が刃に対してクランプアーム部を閉鎖するために近位に引き抜くときにスイッチ５９００に接触することができる。様々な形態では、スイッチ５９００は、エンドエフェクタが閉鎖される（例えば、クランプアーム部が刃の方へ枢動される）ときに起動される、でした、どこにでも位置決めすることができる。例えば、スイッチ５９００は、エンドエフェクタを閉鎖するためにそれらの構成部品の一方又は他方が遠位に並進するときに起動されるように、ヨーク４１７４及び／又は往復動する管状の作動部材４１３８の遠位に位置決めすることができる。スイッチ５９００は、例えば、本明細書で説明するように、発生器３０、５０、１００２など、コネクタモジュール５０５７及び／又は４２００及びハンドピースを介して、発生器と電気的に連絡することができる。様々な形態では、発生器は、スイッチ５９００も起動しない限り、外科用器具を起動させないようにプログラムされる。例えば、発生器が作動要求を本明細書で説明するスイッチの１つ以上からの受信した場合、クランプアーム部が閉鎖されることを示すためにスイッチ５９００が起動する場合に限り作動要求に応答することができる。
【０４０６】
図１２１は、医療器具６００４及び回路６００６に結合された発生器６００２を示すシステム６０００のブロック図を示す。発生器６００２は、器具６００４に直に結合することができるか、又は、ケーブル６００８を介して結合することができる。回路６００６は、ビットの符号化された送信フレームを信号条件付け回路２００２から（例えば、１対の導電要素ＨＳ／ＳＲを介して発生器１００２ターミナルＨＳ及びＳＲ（図１９）から）受信するために発生器６００２に接続することができる。様々な形態では、発生器６００２は、発生器２００２と機能的に同等であり、図１９に関連して説明済みである。したがって、簡潔さ及び明瞭さのために、発生器２００２、６００２の説明は、ここで繰り返さない。それにもかかわらず、他の生成器をシステム６０００において採用することができることが認識されるであろう。また、開示するシリアルプロトコルの一部の態様を様々な回路及びシステムに関連して本明細書で以下に説明することができるが、本開示の範囲は、図１２３～１２８に開示するプロトコルタイミング図に従って送信フレーム上で信号を生成するありとあらゆる方法を包含することが意図されていることが認識されるであろう。
【０４０７】

図１２３～１２７に関連して本明細書で以下で詳細に説明する符号化された送信フレームは、反復双方向通信信号であり、符号化されたフレームは、発生器６００２により繰り返し送信される。フレームは、ビットの振幅及びビットのパルス幅を変調することにより単一のビットで同時に入出力（Ｉ／Ｏ）情報を符号化する一連のビットを含む。入力ビットは、回路６００６の状態に関する情報が回路６００６の出力、及び、したがって、器具６００４の出力状態をいかに設定するかに関する発生器６００２からの情報で符号化された出力ビットと同時に発生器６００２に伝達されるように符号化される。本明細書で説明する様々な形態では、発生器６００２は、回路６００６の出力を設定する方法に関する情報を発生器６００２から回路６００６に伝達するためにパルスの幅（時間）を変調又は設定する。本明細書で説明する様々な形態では、回路６００６は、回路の状態に関する情報を発生器６００２に伝達するためにパルスの高さ（振幅）を変調又は設定する。更に、一形態では、回路６００６には、双方向通信信号から寄生的に電力を供給することができる、他のいかなる電源も含まない。他の形態では、回路６００６には他の電源から電力を供給することができる。他の形態では、回路６００６には、双方向通信信号及び他の電源から共に寄生的に電力を供給することができる。

【０４０８】

器具６００４は、発生器６００２に関連して、作動スイッチ入力及び器具ＥＥＰＲＯＭをサポートする少なくとも１つのスイッチを含むことができる回路６００６を含む。ＥＥＰＲＯＭ回路６００６は、（データ回路２００６、２００７に関して上述したように器具内に提供することができる。一部の実施形態では、回路６００６は、ハンドピース１０１４など、ハンドピース上に位置決めすることができ、かつ、例えば、現在の設定値、利得などのハンドピース特有のデータを発生器に提供することができる。器具６００４は、様々なＩ／Ｏ能力を提供し、かつ、複数のスイッチ入力、アナログ入力、並びに、個別の出力、アナログ出力）を採用することができる。複数のスイッチ入力及び出力の機能性を実行するために、回路６００６は、新規なシリアル信プロトコルを使用して発生器６００２と通信し、該シリアル通信プロトコルのタイミング図を、図１２２～１２７に関連して示す。回路６００６は、発生器６００２及び器具６００４を電気的に結合するＨＳ－ＳＲ電気導電素子を短絡させるように構成される。ＨＳ－ＳＲ方向を短絡させると、回路６００６は、スタート／ストップビットと称すことができる送信フレームスタート及びストップパルスを設定することができる。フレーム長を設定することに加えて、ＨＳ－ＳＲ線を短絡させると、発生器６００２は、ループ較正を行うことができ、発生器６００２は、ループ抵抗を送信されるそれぞれのフレームについて測定する。

【０４０９】

発生器６００２の各種形態は、器具６００４内に収容された１つ以上の回路６００６との通信を可能にすることができる。特定の形態では、回路６００６は、概ねデータを送信及び／又は受信する任意の回路とすることができる。一形態では、例えば、回路６００６は、情報が関連する特定の外科用器具６００４に関連する情報を記憶することができる。そのような情報は、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。更に又はあるいは、任意の種類の情報を、回路内での保管に向けて回路６００６に伝達することができる。そのような情報は、例えば、器具６００４が使用された更新された回数、及び／又は使用日付及び／又は時間を含むことができる。特定の形態では、回路６００６は、１つ以上のセンサー（例えば、器具を基本とする温度センサ）により取得されたデータを送信することができる。特定の形態では、回路６００６は、データを発生器６００２から受信して、受信したデータに基づいてユーザに表示（例えば、ＬＥＤ、電力スイッチ情報及び聴覚及び／又は視覚表示）を提供することができる。

【０４１０】

特定の形態では、回路６００６は、器具６００４と発生器６００２の間の通信は、この目的のために、更なる導体（例えば、ハンドピースを発生器６００２に接続するケーブルの専用導体）を提供する必要がなく行うことができるように構成することができる。一形

態では、例えば、情報は、器具において質問信号を信号条件付け回路から回路６００６に送信するために使用される導体の１つなど、既存の配線上で実行される１線式バス通信方式を使用して回路を起点、終点として伝達することができる。このようにして、その他の場合に必要であり得る器具６００４の設計変更又は修正が、最小限に抑えられるか、又は、低減される。更に、異なる種類の通信を一般的な物理チャネル（周波数帯域分離の有無を問わず）上で実行することができるので、回路６００４の存在は、必須データ読み取り機能性を有していない発生器には「見えない」とすることができ、その結果、器具６００４の下位互換性が可能である。

【０４１１】

発生器６００２は、情報をケーブル６００８と一体型であるか、又は、該ケーブルとの使用に向けて構成される外科用装置特有である回路６００６とやり取りすることができ、かつ、例えば、モデル番号、製造番号、外科用装置が使用された操作回数及び／又は任意の他の種類の情報を含むことができる。情報は、発生器６００２から、内部に記憶するために回路６００６に伝達することもできる。一形態では、回路６００６は、器具６００４上又は該器具内に位置する必要がなく、かつ、特定の器具６００４形式又はモデルを発生器６００２と接続するアダプター内に配置することができる。

【０４１２】

図１２２は、器具６００４内の回路６００６のブロック図を示す。回路６００６は、１対導電対の導電要素６０１０、６０１２を介して質問信号を受信するために発生器に接続することができる。回路６００６は、複数の分岐部を含むことができる。第１の分岐部は、制御装置６０１４を含み、第２の分岐部は、データ回路６０１６を含み、更なる分岐部は、更なるデータ回路６０１８又は他の回路、センサー、スイッチ、インジケーター（聴覚、触覚、視覚）を含むことができる制御装置６０１４、データ回路６０１８及び／又は他の回路には、フレームビットでエネルギーにより寄生的に電力を供給することができる。他の形態では、制御装置６０１４、データ回路６０１８及び／又は他の回路には、他の電源から電力を供給することができる。他の形態では、制御装置６０１４、データ回路６０１８及び／又は他の回路は、両方とも、双方向通信信号及び他の電源から寄生的に電力を供給することができる。

【０４１３】

制御装置６０１４は、特定用途向け集積回路（ＡＳＩＣ）、プロセッサとメモリとを含むマイクロコントローラ、デジタル信号処理回路、プログラマブル論理回路、フィールドプログラマブルゲートアレイ、個別の回路などとすることができる。制御装置は、複数の入力部S_0～S_nを含み、ｎは、適切な整数である。図１２２に示すように、複数の入力部S_0～S_nは、複数のスイッチSW_0～SW_nに結合され、ｎは、任意の適切な整数である。スイッチSW_0～SW_nは、器具６００４に関連した機能を制御する入力を制御装置６０１４に提供する。制御装置６０１４は、本開示によるシリアルプロトコルを介してスイッチSW_0～SW_nの状態を発生器６００２に伝達する。

【０４１４】

制御装置６０１４は、複数の出力部O_0～O_mも含み、ｍは、任意の適切な整数であり、かつ、ｎと同じとすることができる。出力部O_0～O_m、発生器６００２により伝達された情報に従って器具６００４に関連した機能を制御するために制御装置６０１４により駆動される。

【０４１５】

様々な形態では、回路６００６は、１線式プロトコルで伝達する１つ以上のデータ回路６０１６、６０１８を含むこともできる。特定の形態では、データ回路６０１６、６０１８は、１線式バス装置（例えば、１線式プロトコルＥＥＰＲＯＭ）、又は、他の１線式プロトコル又はローカルインタコネクトネットワーク（ＬＩＮ）プロトコルデバイスとすることができる記憶要素を含む。一形態では、例えば、データ記憶要素３０２は、１線式ＥＥＰＲＯＭを含むことができる。データ記憶要素は、データ回路６０１６、６０１８内に収容することができる回路要素の一実施例である。データ回路は、データを送信又は受信

することができる１つ以上の他の回路要素又は構成部品を更に又は代替的に含むことができる。そ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６００２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。

【０４１６】

動作中、発生器６００２及び回路６００６は、本開示による確固とした、順応性がある、雑音に極めて強い通信プロトコルで通信する。プロトコルは、１線式ＥＥＰＲＯＭ（例えば、データ回路６０１６、６０１８）通信と同じ線上で共存し、かつ、既存のレガシー回路との下位互換性を維持しながら、発生器６００２が器具６００４に最大８まで異常の個別の入力及び出力を伝達することを可能にするために、２つの器具導電要素６０１０、６０１２（ＨＳ、ＨＳＲ）上で使用される。プロトコルは、繰り返し送信されるフレームを含む。フレームは、スタート／ストップ及びヘッダパルスなどのオーバーヘッドパルス（ビット）、及び、それぞれの情報パルスの振幅及び幅（パルス持続時間）を変調することにより両方の入出力情報を単一のパルス（ビット）に符号化する同時に符号化された情報パルス（ビット）を含む。

【０４１７】

そのようなプロトコルの一形態を図１２３及び１２４に関連して示すが、図１２３は、発生器６００２出力部でのシリアルプロトコルのフレームにおける電流パルスのタイミング図６０２０を示し、図１２４は、回路６０１４出力部でのシリアルプロトコルのフレームにおける電圧パルスのタイミング図６０２２を示す。説明を図１２２に関連して読むべきである図１２３をまず参照すると、タイミング図６０２０は、電流パルスの形の、発生器６００２から制御装置６０１４への出力信号を示す。電流限界（レール）は、特定の発生器６００２／器具６００６組み合わせに従って選択することができる。一形態では、例えば、電流レールは、＋１５ｍＡ及び－１５ｍＡである。フレームは、レールＨＳ－ＳＲ全体にわたって短絡を適用することにより、制御装置６０１４により生成されたスタート／ストップパルス６０２４ａ、６０２４ｂ、の立ち上がり６０２３ａ、６０２３ｂで始まりかつ終了する。フレームは、スタートパルス６０２４ａの立ち上がりエッジ６０２３ａで始まり、ストップパルス６０２４ｂの立ち上がりエッジ６０２３ｂで終了する。電流信号パルスは、発生器６００２から制御装置６０１４へのスタートパルス６０２４ａの送信中に、ゼロ交差を介して負のレール－Ｉから正のレール＋Ｉまで揺れる。スタートパルス６０２４が生成された後、ヘッダパルス６０２６、６０２８、及び、符号化されたＩ／Ｏ情報パルス６０２５が送信される。最終の符号化された情報パルス６０２５が送信された後、ストップパルス６０２４ｂの立ち上がりエッジ６０２３ｂが、電流フレームの終了を知らせる。その後、次のフレームが開始され、このプロセスが繰り返す。一態様では、スタート／ストップパルス６０２４ａ、６０２４ｂ、以外のフレームビットは、０から負のレール－Ｉまで揺れる。他の態様では、スタートパルス６０２４ａ後のフレームビットの一部は、正及び負のレール＋Ｉ、－Ｉ間で揺れる。後者の態様を図１２８に関連して本明細書で以下に論じる。

【０４１８】

フレーム情報パルスは、幅及び振幅の両方に関して同時に符号化される。スタート／ストップパルス６２０４ａ、６０２４ｂ、の幅は、t_0である。スタートパルス６０２４ａ後の電流パルスは、ヘッダパルスであり、ヘッダパルス６０２６、６０２８を表し、更には、パルス幅t_0を有する。情報を発生器６００２から器具６００４に伝える出力パルスを符号化するコンテキストでは、情報パルス６０２５は、パルスに幅にをt_1に増大させることにより、論理回路「１」出力パルス６０３０として符号化し、一方、論理「０」出力パルス６０３２は、スタートパルス６０２４、ヘッダパルス６０２６、６０２８と同じパルス幅$t_0$０を有することができる。出力論理「１」は、出力アクティブ状態に対応し、器具６００４は、電力を発生器６００２から引き出す。先に論じたように、フレームは、第１の導電要素６０１０（ＨＳ）を第２の導電要素６０１２（ＳＲ）に短絡させること

によりスタート電流パルス６０２４の立ち上がり６０２３ａで開始され、ＨＳ及びＳＲは、発生器６００２を器具６００４と接続する電力線及び信号線である。

【０４１９】

図１２４は、ゼロ交差を介した電圧パルス＋／－Ｖのタイミング図６０２２を示す。タイミング図６０２２は、制御装置６０１４からの発生器６００２への入力情報（入力）、及び、発生器６００２から制御装置６０１４への出力情報（出力）で同時に符号化されるＩ／Ｏ情報パルスを示す。スタートパルス６０３４ａの他に、シリアル通信は、ゼロと信号の負の側面との間で行われる。図示するように、論理「１」入力電圧信号－$Ｖ_{1}$は、負であるが、論理「０」入力電圧信号－$Ｖ_{0}$正である。入力論理「１」は、スイッチ（$ＳＷ_{0}$～$ＳＷ_{n}$）閉成状態に対応する。

【０４２０】

図１２２に示す回路６００６に関連して図１２３、１２４に示すタイミング図６０２０、６０２２をここで参照すると、フレームは、そのスタートパルス６０３４ａの立ち上がり６０２３ａにて開始されて、ストップパルス６０２３ｂの立ち上がりにて終了する。中間には、フレームは、スタートパルス６０２４ａの後に送信された２つのヘッダパルス６０４０、６０４２と、複数の同時に符号化されたＩ／Ｏ情報パルス６０４４とを含む。一形態では、ヘッダパルス６０４２、６０４２と情報パルス６０４４との間のビット６０４８は、ゼロに戻り、かつ、$ｔ_{0}$のパルス幅を有する。他の形態では、図１２８に関連して本明細書で以下で説明するように、ヘッダパルス６０４２、６０４２と情報パルス６０４４との間のビットは、交番しながら正又は負のレールのどちらかの１つに戻る。そのような構成の１つの利点は、回路６０６６に電力を供給するためのフレーム信号からの更なる寄生電力の活用であることが認識されるであろう。

【０４２１】

情報パルス６０４４は、入出力の両方に関する情報を伝えるために符号化される。したがって、それぞれの情報パルス６０４４は、器具６００４から発生器６００２への入力に関連した第１の論理状態、並びに、発生器６００２から器具６００２への出力に関連した第２の論理状態を画定する。Ｉ／Ｏ信号の同時符号化を図１２５Ａに関連して更に詳細に論じ、符号化されたＩ／Ｏビットの４つの論理状態は、本開示の明瞭さのために別々に図示する。

【０４２２】

図１２４を再び参照すると、ヘッダパルス６０４０は、入力論理「０」を表し、ヘッダパルス６０４２は、入力論理「１」を表す。ヘッダパルス６０４０、６０４２は、存在検出のために、かつ、回路６００６形式を特定するために発生器６００２により使用することができる。発生器６００２は、電流フレーム内の入力パルスについてＡＤＣ範囲を較正するために、特定のＡＤＣ値を使用してヘッダパルス６０４０、６０４２又は開始の一方又は両方がないかビット６０８４を判断することができる。発生器６００２は、パラメータをＥＥＰＲＯＭ　６０１６、６０１８から読み取ることにより、特定の器具６００４により使用された入力及び出力の数を判断することになる。

【０４２３】

フレーム当たりのＩ／Ｏパルスの数は、所与の器具６００４の使用された入力又は出力の数のうち大きい方とすることができるか、又は、一定の数とすることができる。入力及び出力の最大数は所定の数、例えば８（合計１６）であるが、所与の器具６００４の未使用入力及び出力は、実行又は除去される場合もあれば、実行又は除去されない場合もある。未使用入力（入力より出力が多い場合）は、回路６００６により論理「０」に設定することができる。未使用出力は、ポーリング速度又は回路６００６へのエネルギー移動を最適化するために、必要に応じて、発生器６００２により論理状態「０」又は「１」に設定することができる。回路６００６は、独自の回路及び任意の出力デバイス（例えば、ＬＥＤ、スイッチ、トランジスタ（フィードバックデバイスを含む電源スイッチ、例えば、聴覚、視覚、触覚）の両方に電力を供給するために負のパルスからのエネルギーを保存することになる。ＥＥＰＲＯＭ　６０１６、６０１８の通信が、信号の正電圧側で行われるこ

とになる。

【０４２４】

タイミング図６０２２の下の凡例６０５４を参照すると、それぞれの情報パルス６０４４は、２つの負の電圧レベル－V_1，－V_0により示す２つの可能な入力論理状態（入力論理「１」及び入力論理「０」）、２つのパルス幅t_1，t_0により示す２つの可能な出力論理状態（出力論理「１」及び出力論理「０」）とを有することがわかる。したがって、スイッチ（SW_0～SW_n）閉成が発生した場合、次の情報パルスは入力論理「１」状態－V_1に下がり、スイッチ（SW_0～SW_n）が開成のままである場合、次の情報パルスは、入力論理「０」状態－V_0に下がる。同じ時間周期にて、器具６００４が電力を生成器６００２から引き出している場合、出力論理回路「１」パルス幅は、t_1であり、器具６００４が電力を生成器６００２から引き出していない場合、出力論理回路０パルス幅は、t_0。

【０４２５】

である。タイミング図６０２２に示すように、リセットパルス６０３４、ヘッダパルス６０４０、６０４２、出力論理「０」パルスのパルス幅は、ゼロに戻り、パルス６０４８は、それぞれ、t_0のパルス幅を有する。出力論理「１」パルスのみが、t_1のパルス幅を有し、$t_0 < t_1$である。本明細書で例示する特定の電圧レベル及びパルス幅は、その他の場合では、－V_1＜－V_2及び$t_0 > t_1$であるように選択することができることが認識されるであろう。また、リセットパルス６０３４、ヘッダパルス６０４０、６０４２、出力論理「０」パルス、及びはゼロに戻り、パルス６０４８は、それぞれ、異なるパルス幅を有することができる。

【０４２６】

図１２５Ａ～Ｄに示すように、情報パルス６０５６は、発生器６００２と器具６００４、例えば、回路６００６との間の通信中、４つのＩ／Ｏ論理状態のうちの２つで符号化することができる。図１２５Ａでは、例えば、情報パルス６０５６Ａは、論理電圧レベルが－V_0であり、論理電流パルス幅がt_0であるので入力論理「０」及び出力論理「０」を表す。図１２５Ｂでは、例えば、情報パルス６０５６Ｂは、論理電圧レベルが－V_1であり、論理電流パルス幅がt_0であるので入力論理「１」及び出力論理「０」を表す。図１２５Ｃでは、例えば、情報パルス６０５６Ｃは、論理電圧レベルが－V_0であり、論理電流パルス幅がt_1であるので入力論理「０」及び出力論理「１」を表す。図１２５Ｄでは、例えば、情報パルス６０５６Ｄは、論理電圧レベルが－V_1論理電流パルス幅がt_1であるので入力論理「１」及び出力論理「１」を表す。

【０４２７】

図１２６は、シリアルプロトコルの１つの例示的なタイミング図６０６４を示す。図１２６に示すように、かつ、図１２２も参照すると、タイミング図６０６４は、３つの入力を含み、出力を含まないプロトコル通信信号を表す。図２２でS_0，S_1、及びS_2として参照した入力が、回路６００６の制御装置６０１４部分に結合される。この３つの入力は、制御装置６０１４に結合されたスイッチSW_0、SW_1、SW_2の状態に関連づけることができるか、又は、他の形式の入力に関連づけることができる。制御装置６０１４は、スイッチSW_0、SW_1、SW_2の状態（開成又は開成）に基づいて－V_0又は－V_1に対応する符号化されたビットの振幅を変調する。$_0$、SW_1、SW_2この実施例におけるフレームは、合計６つのパルスについて、スタートパルス６０３４ａと、２つのヘッダパルス６０４０、６０４２と、スイッチSW_0、SW_1、SW_2の状態と一致する３つの情報パルス６０５８、６０６０、６０６２とを含む。フレームは、ストップパルス６０３４ｂの立ち上がりエッジ６０２３ｂで終了する。

【０４２８】

図１２６に示すように、第１及び第２の情報パルス６０５８、６０６０は、入力スイッチSW_0、SW_1、SW_2が開成であることを示す入力論理「０」であり、第３の情報パルスは、スイッチSW_2が閉成であることを示す入力論理「１」である。出力がないことから、符号化されている出力パルスがなく、したがって、フレームは、６つのパルス、３

つのオーバーヘッドパルス（例えば、リセットパルス及びヘッダパルス６０３４、６０４０、６０４２）及び３つの情報パルス６０５８、６０６０、６０６２からなる。フレームは、発生器６００２に器具６００４での入力スイッチSW_0、SW_1、SW_2の状態を知らせるために繰り返し送信される。変化がスイッチSW_0、SW_1、SW_2の状態において発生したときに、そのスイッチに関連したビットが、自動的に符号化され、フレームは繰り返す。

【０４２９】

図１２７は、連続プロトコルの１つの例示的なタイミング図６０６８を示す。図１２７に示すように、及び、図１２２をまた参照すると、タイミング図６０６８は４つの入力及び２つの出力を含むプロトコル通信信号を表す。図２２でS_0、S_1、S_2、及びS_3として参照した入力が、回路６００６の制御装置６０１４部分に結合される。出力が、制御装置６０１４のO_0及びO_1に関連づけられる。この４つの入力は、制御装置６０１４に結合されたスイッチSW_0、SW_1、SW_2、SW_3の状態に関連づけることができるか、又は、他の形式の入力に関連づけることができる。出力O_0及びO_1が、例えば、他の機能の間で、聴覚、視覚、触覚フィードバック、電力制御を駆動するなどの器具６００４の様々な機能を制御するために使用される。制御装置６０１４が、スイッチSW_0、SW_1、SW_2、SW_3の状態（開成又は閉成）に基づいて、対応する符号化されたビットのパルス高さ（振幅）を$-V_0$又は$-V_1$に変調する。発生器６００２が、発生器６００２が制御装置６０１４に伝達しようとする出力制御情報に基づいて符号化されたビットのパルス幅（時間）を変調する。この実施例におけるフレームは、合計７つのパルスについて、スタートパルス６０３４ａと、２つのヘッダパルス６０４０、６０４２と、スイッチSW_0、SW_1、SW_2、SW_3の状態と一致する４つの情報パルス６０５８、６０６０、６０６２とを含む。フレームは、ストップパルス６０３４ｂの立ち上がり６０２３ｂで終了する。

【０４３０】

図１２７に示すように、制御装置６０１４は、入出力情報の両方を有する第１の情報ビット６０７０を符号化している。したがって、情報ビット６０７０の電圧及び第１のパルス幅が、出力を論理「０」として、入力を論理「１」として符号化するために変調される。同様に、制御装置６０１４は、入出力情報の両方で、第２の情報ビット６０７２を符号化している。したがって、第２の情報ビット６０７２の電圧及びパルス幅が、出力を論理「１」として、入力を論理「０」として符号化するために変調される。この実施例では４つの入力及び２つのみの出力があることから、第３及び第４のビット６０７４、６０７６が、入力情報だけで符号化され、第３のビット６０７４は、入力論理「１」として符号化され、第４のビットは、入力論理「０」として符号化される。フレームは、発生器６００２に器具６００４での入力スイッチSW_0、SW_1、SW_2、SW_3の状態を知らせるために繰り返し送信され、出力O_0及びO_1が、制御装置６０１４により駆動される。変更がスイッチSW_0、SW_1、SW_2、SW_3の状態において発生したか、又は、発生器６００２が２つの出力O_0及びO_1の１つを制御しようとするとき、これと関連するビットが、自動的に符号化され、フレームが、繰り返す。

【０４３１】

図１２８は、シリアルプロトコルの例示的なタイミング図６０８０、６０８３を示す。図１２８及び１２２をここで参照すると、一番上の波形は、生成器６００２により出力されたときの電流のタイミング図６０８０である。電流信号は、ゼロにて交差して＋Ｉから－Ｉまで揺れる。このタイミング図６０８０は、スタートビット６０８４、入力論理「１」送信６０８６及びストップビット６１０２「誤差なし」状態中を除き、連続的に回路６０１４への電力を示す。一番下の波形６０８２は、回路６０１４での電圧タイミング図である。ヘッダビット６１０４が、フレームを開始し、次に１つのスタートビット６０８４が来る。１２個の入力ビット及び１２個の出力ビットが、先に論じたように単一のフレームにわたって同時に符号化され、入力論理ビットは、パルス振幅を変調することにより符号化され、出力論理ビットは、パルス幅を変調することにより符号化される。その後、１

２の情報ビットが、１２個の入力及び１２個の出力を符号化するために送信される。図示するように、入力＃１　６０８６は論理「１」として符号化され、出力＃１　６０９０は論理「０」として符号化される。入力＃２　６０８８は論理「１」として符号化され、出力＃２　６０９２は論理「１」として符号化される。入力＃３　６０９４は論理「０」として符号化され、出力＃３　６０９２は論理「１」として符号化される。最終ビットは、入力＃１２　６０９８が論理「０」として符号化され、出力＃１２が論理「０」として符号化されることを表す。示すように、１つ置きのビット６１０６が、正の電源レールに戻り、該正の電源レールは、器具６００４回路６００６に向けて更なる寄生電力をもたらす。

【０４３２】

上記において様々な詳細が説明されてきたが、医療機器のシリアル通信プロトコルの様々な態様は、これらの特定の詳細なしに実践することができることが認識されるであろう。例えば、簡潔かつ明確にするために、選択された態様は、詳細に示すのではなく、ブロック図で示されている。本明細書に示した詳細な説明のうちの一部の部分は、コンピュータメモリに記憶されたデータに対して動作する命令という点で提示されることができる。そのような説明及び表現は、当業者によって、自身の仕事の内容を当該技術分野の他者に説明及び伝達するために使用されているものである。一般に、アルゴリズムとは、所望の結果につながる工程の自己無撞着シーケンスを指し、「工程」とは、必ずしも必要ではないが、記憶、伝達、結合、比較、及び別様に操作されることが可能な電気又は磁気信号の形態をなすことができる物理量の操作を指す。これらの信号を、ビット、値、要素、記号、文字、用語、番号などで参照することが一般的な扱い方である。これらの及び類似の用語は、適切な物理量と関連付けられてもよく、また単に、これらの物理量に当てはめられる便利なラベルである。

【０４３３】

別段の明確な定めがない限り、以下の議論から明らかなように、説明の全体を通じて、「処理する」又は「計算する」又は「算出する」又は「決定する」又は「表示する」などの用語を利用する議論は、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内で物理（電子的）量として表現されるデータを、コンピュータシステムのメモリ若しくはレジスタ、又はそのような情報記憶、伝送、若しくは表示装置内で物理量として同様に表現される他のデータへと操作し変換する、コンピュータシステム又は類似の電子計算装置の動作及び処理を指していることが理解されよう。

【０４３４】

「一態様」、「態様」、「一形態」、又は「形態」への言及は、その態様と関連して記載される、特定の機構、構造、又は特性が、少なくとも一態様に含まれていることを意味することは特記に値する。したがって、明細書を通じて様々な場所に「一態様において」、「態様において」、「一形態において」又は「形態において」という用語が出てきても必ずしも同じ態様を指しているわけではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、１つ又は２つ以上の態様で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。

【０４３５】

一部の態様は、「連結された」、及び「接続された」という表現、加えてこれらの派生語を使用して記載され得る。これらの用語は、互いに同義語であることを意図されないことが理解されるべきである。例えば、一部の態様は、２つ以上の要素が互いに物理的に又は電気的に接触していることを示すために、「接続された」という用語を使用して記載され得る。別の実施例において、一部の態様は、２つ以上の要素が互いに物理的に又は電気的に接触していることを示すために、「連結された」という用語を使用して記載され得る。しかしながら、用語「連結された」は、また、２つ以上の要素が互いに直接接触していないが、それでも互いに協働するか、又は相互作用することを意味し得る。

【０４３６】

「一態様」、「態様」、「一形態」、又は「形態」への言及は、その態様と関連して記載される、特定の機構、構造、又は特性が、少なくとも一態様に含まれていることを意味

することは特記に値する。したがって、明細書を通じて様々な場所に「一態様において」、「態様において」、「一形態において」又は「形態において」という用語が出てきても必ずしも同じ態様を指しているわけではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、１つ又は２つ以上の態様で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。

【０４３７】

様々な実施形態について本明細書で説明してきたが、これらの実施形態に対する多数の修正例、変形例、置換例、変更例、及び等価物が実施することができ、また、当業者に思い付くものとなろう。また、特定のコンポーネントについて材料を開示した部分では、他の材料を使用することもできる。したがって、理解されたいこととして、上述の説明及び添付の「特許請求の範囲」では、そのようなすべての修正例及び変形例を、開示する形態の範囲に含まれるものとして網羅することが意図されている。以下の「特許請求の範囲」は、そのようなすべての修正例及び変形例を網羅することを意図したものである。

【０４３８】

一般的な意味において、当業者は、広範囲にわたるハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア又はその任意の組み合わせにより実行することができる本明細書で説明した様々な態様は、様々な形式の「電気回路」で構成されると見ることができることを認識するであろう。その結果として、本明細書で使用するとき、「電気回路」としては、少なくとも１つの個別の電気回路を有する電気回路、少なくとも１つの集積回路を有する電気回路、少なくとも１つの特定用途向け集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムにより構成された汎用コンピューティングデバイス（例えば、少なくともある程度本明細書で説明するプロセス及び／又は装置を実行するコンピュータプログラムにより構成された汎用コンピュータ又は少なくともある程度本明細書で説明するプロセス及び／又は装置を実行するコンピュータプログラムにより構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、記憶装置（例えば、種々の形のランダムアクセスメモリ）を形成する電気回路、及び／又は、通信デバイス（例えば、モデム、通を含むがこれらに限定されない信スイッチ又は光電機器）を形成する電気回路を含むがこれらに限定されない。当業者に理解されたいこととして、本明細書で述べた主題は、アナログ若しくはデジタルの形式又はそれらの一部の組み合わせで実現されることができる。

【０４３９】

前述の詳細な説明では、ブロック図、流れ図、及び／又は実施例によって、装置及び／又はプロセスの様々な形態が記述されている。そのようなブロック図、流れ図、及び／又は実施例が、１つ又は２つ以上の機能及び／又は動作を含む限り、当業者に理解されたいこととして、そのようなブロック図、流れ図、又は実施例に含まれる各機能及び／又は動作は、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの事実上、任意の組み合わせによって、個別にかつ／又は共同に実現されることができる。一形態において、本明細書に記載された主題の一部の部分は、専用集積回路（ＡＳＩＣ）、フィールドプログラマブルゲートアレー（ＦＰＧＡ）、デジタル信号プロセッサ（ＤＳＰ）、又は他の集積型の形式で実現することができる。しかしながら、当業者に理解されたいこととして、その全部か一部かを問わず、本明細書で開示される形態の一部の態様は、１台又は２台以上のコンピュータ上で稼働する１つ又は２つ以上のコンピュータプログラムとして（例えば、１台又は２台以上のコンピュータシステム上で稼働する１つ又は２つ以上のプログラムとして）、１つ又は２つ以上のプロセッサ上で稼働する１つ又は２つ以上のプログラムとして（例えば、１つ又は２つ以上のマイクロプロセッサ上で稼働する１つ又は２つ以上のプログラムとして）、ファームウェアとして、あるいは、それらの実質的に任意の組み合わせとして、集積回路において等価に実現されることができ、また、回路を設計すること、並びに／又はソフトウェア及び／若しくはファームウェアのコードを記述することは、本開示を鑑みれば当業者の技能の範囲内に含まれる。加えて、当業者に明らかとなることとして、本明細書に記載した主題の機構は、多様な形式でプログラム製品として配布されることが可能であり、本明細書に記載した主題の具体的な形態は、配布を実際に行うために使用される信号搬送媒体の特定の種類に関わらず用いられる。信号搬送媒体の例

には、限定するものではないが、フロッピーディスク、ハードディスクドライブ、コンパクトディスク（ＣＤ）、デジタルビデオディスク（ＤＶＤ）、デジタルテープ、コンピュータメモリなどの記録可能なタイプの媒体、並びに、デジタル及び／又はアナログ通信媒体（例えば、光ファイバーケーブル、導波管、有線通信リンク、無線通信リンク（例えば、送信機、受信器、送信ロジック、受信ロジックなど）など）の送信タイプの媒体が含まれる。

【０４４０】

上述の米国特許、米国特許出願公開、米国特許出願、外国特許、外国特許出願、本明細書で言及し、及び／又は、任意の出願データシート内に記載された非特許出版物、又は任意の他の本開示材料の全ては、本明細書と矛盾しない範囲で、参照により本明細書に組み込まれる。このように、また必要な範囲で、本明細書に明確に記載される開示は、参照により本明細書に組み込まれるあらゆる矛盾する内容に優先するものとする。本明細書に参照により援用するものとされているが既存の定義、見解、又は本明細書に記載された他の開示内容と矛盾するすべての内容、又はそれらの部分は、援用された内容と既存の開示内容との間にあくまで矛盾が生じない範囲でのみ援用するものとする。

【０４４１】

当業者に理解されたいこととして、本明細書に記載した構成要素（例えば動作）、装置、目的、及びそれらに関連する議論は、構想を明らかにするための例として用いられており、様々な構成の変更が企図される。結果として、本明細書で用いるとき、記載した特定の例及びそれらに伴う議論は、より一般的な種類を代表することを意図したものである。一般に、特定の代表例を用いることは、その種類を代表することを意図したものであり、また、特定の構成要素（例えば動作）、装置、及び目的を含めないことは、限定するものとみなされるべきではない。

【０４４２】

実質的に任意の複数及び／又は単数の用語を本明細書で用いることに関して言えば、当業者は、状況及び／又は用途に適切となるように、複数から単数へ、かつ／又は単数から複数へ置き換えることができる。様々な単数／複数の置換えは、簡潔にするため、本明細書では明示的には記述されない。

【０４４３】

本明細書に記載する主題はときに、種々の他の構成要素の中に含められた、又はそれらと連結された種々の構成要素を示している。理解されたいこととして、そのように表現したアーキテクチャは単に例示的なものであり、実際に、同じ機能性を達成する多数の他のアーキテクチャが実現されることができる。概念的な意味で、同じ機能性を達成する構成要素の任意の配列が、所望の機能性を達成するように効果的に「関連付け」られる。したがって、特定の機能性を達成するように結合された任意の２つの構成要素は、アーキテクチャ又は中間の構成要素に関わらず、所望の機能性を達成するように互いに「関連付け」られたと見なされることができる。同様に、そのように関連付けられた任意の２つの構成要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に連結」又は「動作可能に結合」されていると見なされることができ、また、そのように関連付けられることが可能な任意の２つの構成要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に結合可能」であると見なされることができる。動作可能に結合可能である特定の例には、限定するものではないが、物理的に嵌合可能及び／若しくは物理的に相互作用する構成要素、並びに／又は、無線式で相互作用可能及び／若しくは無線式で相互作用可能な構成要素、並びに／又は、論理的に相互作用する、及び／若しくは論理的に相互作用可能な構成要素が挙げられる。

【０４４４】

一部の実例において、１つ以上の構成部品は、本明細書で、「ように構成された」、「ように構成可能な」、「ように動作可能／動作する」、「適合された／適合可能な」、「できる」、「準拠した／準拠の」と称される場合がある。当業者は、文脈上、特に必要とされない限り、「ように構成された」は、アクティブ状態の構成部品や非アクティブ状態

の構成部品及び／又は待機状態の構成部品を概ね包含することができることを認識するであろう。

【０４４５】

本明細書に記載される本主題の特定の態様が図示及び記載されてきたが、本明細書の教示に基づき、変更及び修正が、本明細書に記載される主題及びそのより広範な態様から逸脱することなく行われ得、したがって、添付の特許請求の範囲が、本明細書に記載される主題の真の趣旨及び範囲内であるように、かかる変更及び修正の全てをそれらの範囲内に包含するものとすることが当業者には明らかとなるであろう。一般に、本明細書で、特に、添付の特許請求の範囲で使用される用語（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）は、概ね、「開いた」用語であることが意図されている（例えば、「を含め」という用語は、「を含むがこれらに限定されず」と解釈すべきであり、「を有する」という用語は、「少なくともを有する」と解釈すべきであり、「を含む」という用語は、「を含むがこれらに限定されない」と解釈すべきである）ことが、当業者により理解されるであろう。特定の数の導入された請求項の記載が意図される場合、当該の意図は、請求項内で明示的に記載され、当該の記載がない場合は、そのような意図は存在しないことが、更に、当業者により理解されるであろう。例えば、理解の一助として、以下の添付の特許請求の範囲は、請求項の記載内容を導入するために導入部の語句「少なくとも１つの」及び「１つ又はそれ以上の」の用法も含むことができる。しかしながら、そのような語句の用法は、同じ請求項が、導入的語句「１つ以上の」又は「少なくとも１つの」及び、「ａ」又は「ａｎ」などの不定冠詞を含む（例えば、「ａ」及び／又は「ａｎ」は、一般的に、「少なくとも１つの」又は「１つ以上の」を意味すると解釈すべき）ときでさえも、不定冠詞「ａ」又は「ａｎ」による請求項記載内容の導入は、当該の導入された請求項記載内容を含む任意の特定の請求項を１つの当該の記載内容のみを含む請求項に限定することを意味するとは解釈すべきではなく、同じことが、請求項記載内容を導入するために使用される明確な冠詞の使用にも当てはまる。

【０４４６】

更に、たとえ特定の数の導入された請求項記載内容が明示的に記載されているとして、当業者は、当該の記載内容は、一般的に、少なくとも記載された数字を意味すると解釈すべきである（例えば、「２つの記載内容」という記載内容はそのままで、他の修飾語句がなくても、少なくとも２つの記載内容、又は、２つ以上の記載内容を意味する）ことを認識するであろう。更に、「Ａ、Ｂ及びＣ、などの少なくとも１つ」に類似した表記法が使用される実例において、一般に、そのような構造は、当業者がこの表記法を理解する意味において意図される（例えば、「Ａ、Ｂ、及びＣの少なくとも１つを有するシステム」であれぱ、Ａを単独で、Ｂを単独で、Ｃを単独で、Ａ及びＢを共に、Ａ及びＣを共に、Ｂ及びＣを共に、及び／又は、Ａ、Ｂ、及びＣを共に有するシステムを含むがこれらに限定されない）。「Ａ、Ｂ、又はＣなどの少なくとも１つ」に類似した表記法が使用される実例において、一般に、そのような構造は、当業者がこの表記法を理解する意味において意図される（例えば、「Ａ、Ｂ、又はＣの少なくとも１つを有するシステム」であれぱ、Ａを単独で、Ｂを単独で、Ｃを単独で、Ａ及びＢを共に、Ａ及びＣを共に、Ｂ及びＣを共に、及び／又は、Ａ、Ｂ、及びＣを共に有するシステムを含むがこれらに限定されない）。通常は、２つ以上の代替用語を提示する離接語及び／又は語句は、説明、特許請求項の範囲、又は図面においてである否かを問わず、文脈上特に指示がない限り、用語の１つ、用語のいずれか一方、又は、両方の用語を含む可能性を企図すると理解すべきであることが、当業者により理解されるであろう。例えば、語句「Ａ又はＢ」は、通常は「Ａ」又は「Ｂ」又は「Ａ及びＢ」の可能性を含むと理解されることになる。

【０４４７】

添付の「特許請求の範囲」に関して言えば、当業者に明らかとなることとして、本明細書における引用した動作は一般に、任意の順序で実施されてよい。また、様々な動作上の流れがシーケンスで示されているが、理解されたいこととして、様々な動作は、図示した以外の順序で実施されてもよく、あるいは同時に実施されてもよい。そのような別の順序

付けの例には、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、重複、交互配置、割込み、再順序付け、増加的、予備的、追加的、同時、逆、又は他の異なる順序付けを挙げることができる。更に、「に応答する」、「に関連する」、又は他の過去時制の形容詞は一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、そのような変化形を除外するように意図するものではない。

【０４４８】

特定の場合において、システム又は方法の使用が、たとえ構成部品がテリトリの外側に置かれるとしてもテリトリにおいて発生し得る。例えば、分散コンピューティングのコンテキストにおいて、分離型コンピューティングシステムの使用が、たとえシステムの部品がテリトリの外に位置し得る（例えば、テリトリの外側に位置する継電器、サーバ、プロセッサ、信号担持媒体、送信中のコンピュータ、受信中のコンピュータなど）としてもテリトリにおいて発生し得る。

【０４４９】

システム又は方法の販売が、同様に、たとえシステム又は方法の構成部品がテリトリの外側に位置して及び／又は使用されるとしても、テリトリにおいて発生し得る。更に、１つのテリトリにおいて方法を実行するシステムの少なくとも一部の実行は、別のテリトリにおけるシステムの使用を排除するものではない。

【０４５０】

様々な実施形態について本明細書で説明してきたが、これらの実施形態に対する多数の修正例、変形例、置換例、変更例、及び等価物が実施することができ、また、当業者に思い付くものとなろう。また、特定のコンポーネントについて材料を開示した部分では、他の材料を使用することもできる。したがって、理解されたいこととして、上述の説明及び添付の「特許請求の範囲」では、そのようなすべての修正例及び変形例を、開示する形態の範囲に含まれるものとして網羅することが意図されている。以下の「特許請求の範囲」は、そのようなすべての修正例及び変形例を網羅することを意図したものである。

【０４５１】

要約すれば、ここで説明される概念を採用する結果としてもたらされる多数の効果が説明されている。１つ以上の形態の上述の説明は、例示及び説明を目的として提示されたものである。実施形態の説明は包括を目的としたものでもなければ、開示された厳密な形態への限定を目的としたものでもない。上記の教示を考慮することで改変又は変形を行なうことが可能である。１つ以上の形態は、原理及び実際の応用を説明し、それによって、様々な形態を様々な修正例と共に、企図される特定の用途に適するものとして当業者が利用できるようにするものである。本明細書とともに提出される特許請求の範囲によって全体的範囲を定義するものである。

【０４５２】

（実施例）

一般的な一観点において、記述されている形態の原理を具現化した手術器具アセンブリは、手術処置中の組織の選択的な解離、切断、凝固、及び締め付けを可能にするように構成される。発生器は、少なくとも１つの電気信号を第１の組の論理条件に照らしてモニタすることができるのうちの少なくとも１つの電気信号を生成することができる。第１の組の論理条件が満たされたときに、発生器の第１の応答をトリガすることができる。

【０４５３】

特定の形態では、外科用器具の超音波インピーダンスがモニタされる。外科用器具の超音波インピーダンスが閾値インピーダンスを超えたとき、少なくとも１つの電気信号の共振周波数を基線周波数として記憶することができる。また、発生器の第１の応答を、第１の組の論理条件が満たされたか、又は、少なくとも１つの電気信号の共振周波数が基線偏差閾値だけ基線周波数と異なるときにトリガすることができる。

【０４５４】

特定の形態では、外科用器具のエンドエフェクタでの負荷イベントをモニタすることができる。発生器の第１の応答を、第１の組の論理条件が満たされて負荷イベントが検出さ

れたときにトリガすることができる。

【０４５５】

１つの一般的な形態により、片手に支持されるように構成されるハンドルハウジングを含む超音波外科用器具のスイッチアセンブリを提供する。少なくとも１つの形態では、スイッチアセンブリは、ハンドルハウジングの前方部分上で作動可能に支持され、かつ、少なくとも１つの第１のスイッチ接点に対して選択的に移動可能である第１のスイッチ構成部を含む。スイッチアセンブリは、右のスイッチボタン及び左のスイッチボタンの少なくとも１つを含むことができる第２のスイッチ構成部を更に含む。右のスイッチボタンは、ハンドルハウジングの右側に移動可能に支持することができ、かつ、ハンドルハウジングにより支持された少なくとも１つの右のスイッチ接点に対して選択的に移動可能とすることができる。左のスイッチボタンは、ハンドルハウジングの左側に移動可能に支持することができ、かつ、ハンドルハウジングにより支持された少なくとも１つの左のスイッチ接点に対して選択的に移動可能とすることができる。第１及び第２のスイッチ構成部は、ハンドルハウジングを支持する単一の手により選択的に操作されるように構成することができる。

【０４５６】

少なくとも１つの他の一般的な形態により、超音波外科用器具を提供する。少なくとも１つの形態では、超音波外科用器具は、超音波信号を生成する発生器と、片手に作動可能に支持されるように構成されるハンドルハウジングを含むハンドルアセンブリとを含む。器具は、ハンドルハウジングの前方部分上で作動可能に支持され、かつ、発生器と通信する少なくとも１つの第１のスイッチ接点に対して選択的に移動可能である第１のスイッチ構成部を含むスイッチアセンブリを更に含むことができる。スイッチアセンブリは、右のスイッチボタン及び左のスイッチボタンの少なくとも１つを含むことができる第２のスイッチ構成部を更に含むことができる。右のスイッチボタンは、ハンドルハウジングの右側に移動可能に支持することができ、かつ、ハンドルハウジングにより支持された少なくとも１つの右のスイッチ接点に対して選択的に移動可能とすることができる。少なくとも１つの右のスイッチ接点は、発生器と通信することができる。左のスイッチボタンは、ハンドルハウジングの左側上で移動可能に支持することができ、かつ、ハンドルハウジングにより支持される少なくとも１つの左のスイッチ接点に対して選択的に移動可能とすることができ、かつ、発生器と作動可能に通信することができる。第１及び第２のスイッチ構成部は、ハンドルハウジングを支持する単一の手により選択的に操作されるように構成することができる。

【０４５７】

尚も別の一般的な形態により、片手に支持されるように構成されるハンドルハウジングを含む超音波外科用器具のスイッチアセンブリを提供する。少なくとも１つの形態では、スイッチアセンブリは、右のスイッチ接点、中央スイッチ接点及び左のスイッチ接点に対する選択的な軸方向の及び枢動による移動に向けて移動可能にハンドルハウジングにより支持されるボタンアセンブリを含み、第１の方向のボタンアセンブリの軸方向の動きが、ボタンアセンブリに中央スイッチ接点を作動させ、第１の枢動式の方向のボタンアセンブリの枢動が、ボタンアセンブリに左のスイッチ接点を作動させ、第２の枢動方向のボタンアセンブリの枢動が、ボタンアセンブリに右のスイッチ接点を作動させるようになっている。

【０４５８】

様々な形態により、コネクタモジュールは、超音波外科用器具又は構成部品とともに付属品として供給するが、装着することができないモジュール式の構成部品とすることができるか、又は、超音波外科用器具を補修する、交換するか、又は、該器具に後付けするために使用することができる。しかしながら、特定の形態では、コネクタモジュールは、ハンドルアセンブリ又は超音波トランスデューサに関連づけることができる。一形態では、コネクタモジュールは、ユーザーにより簡単に除去及び／又は交換することができるアセンブリを含むことができる。コネクタモジュールは、ユーザーが、例えば、回転結合部、

スイッチ導体又はリンクを除去及び／又は交換することを可能にする取り外し可能な特徴部を含むこともできる。したがって、特定の形態では、１つ以上のコネクタモジュールをキット内に含めることができる。キットは、１つ以上の超音波トランスデューサ又はハンドピースと適応可能な用途に向けて構成された様々な回転結合部を含むことができる。キットは、１つ、２つ、又は、それ以上の導電経路を必要とすることができるユーザーインターフェースの様々な構成を含むコネクタモジュール、回転結合部、又はハウジングを含むことができる。

【０４５９】

一態様では、本開示は、超音波外科用器具を対象とする。超音波器具は、エンドエフェクタと、長手方向軸に沿ってエンドエフェクタから近位に延在する導波管と、超音波ハンドピースを受け取るコネクタモジュールとを含むことができる。コネクタモジュールは、長手方向軸に沿って延在するスピンドルを画定するハウジング、スピンドル上に位置決めされ、かつ、ハウジングに対して回転可能な結合、ハウジングに機械的に結合され、かつ、長手方向軸の周りに少なくともある程度延在する第１の導体と、第１の位置と第２の位置との間で第１の導体に対して長手方向軸周りに回転可能な第１のリンクとを含むことができる。第１のリンクは、第１のリンクが第１の位置及び第２の位置にあるときに第１の導体に電気的に接触するように位置決めされた第１の接点と、第１の接点に電気的に結合され、かつ、第１のリンクが第１の位置及び第２の位置にあるときに超音波ハンドピースに電気的に接触するように位置決めされた第２の接点とを含むことができる。

【０４６０】

一態様では、第１及び第２の導体は、それぞれ、電力制御信号をユーザーから受信するように構成されたユーザーインターフェースに電気的に結合するように構成された導電リードを含む。超音波ハンドピースは、コネクタモジュールにより受け取られるときに、発生器に電気的に結合し、かつ、第１及び第２のリンクに回転方向に結合するように適合させることができる。コネクタモジュールは、第１及び第２のリンクがそれぞれの第１及び第２の位置にあるときに、超音波ハンドピースを介してユーザーインターフェース回路及び発生器を電気的に結合するように構成することができる。一態様では、ユーザーインターフェースは、ハンドルアセンブリに作動上結合されたトグルスイッチを含み、コネクタモジュールは、ハンドルアセンブリに固定される。超音波ハンドピースは、コネクタモジュールにより受け取られたときにハンドルアセンブリに対して回転可能とすることができる。一態様では、ハウジングは、第１及び第２の導体を互いに絶縁させる。

【０４６１】

本明細書で説明する主題の様々な態様は、１対の導体上でシリアルプロトコルとして信号を送信するように構成された回路を含む装置を対象とする。シリアルプロトコルは、少なくとも１つの送信フレームで配信される一連のパルスとして規定することができる。送信フレーム内の少なくとも１つのパルスは、２つの第１の論理状態の１つを表すためにパルスの振幅を変調して、２つの第２の論理状態の１つを表すためにパルスの幅を変調することにより同時に符号化される。

【０４６２】

本明細書で説明する主題の様々な態様は、１対の導体上でシリアルプロトコルとして信号を送信するように構成された回路を含む器具を対象とする。シリアルプロトコルは、少なくとも１つの送信フレームで配信される一連のパルスとして画定することができる。送信フレーム内の少なくとも１つのパルスは、２つの第１の論理状態の１つを表すためにパルスの振幅を変調して、２つの第２の論理状態の１つを表すためにパルスの幅を変調することにより同時に符号化することができる。器具は、回路の出力部に結合された出力装置と、回路の入力部に結合された入力デバイスとを含むこともできる。

【０４６３】

本明細書で説明する主題の様々な態様は、２つのワイヤインターフェースで器具と通信するように構成された条件付け回路を含む発生器を対象とする。発生器は、１対の導体で信号をシリアルプロトコルとして送信するように構成された制御回路を含むことができる

。シリアルプロトコルは、少なくとも１つの送信フレームで配信される一連のパルスとして定義することができる。送信フレーム内の少なくとも１つのパルスは、２つの第１の論理状態の１つを表すためにパルスの振幅を変調して、２つの第２の論理状態の１つを表すためにパルスの幅を変調することにより同時に符号化される。発生器は、器具を駆動するように構成されたエネルギー回路を含むこともできる。

【０４６４】

様々な態様は、超音波外科用器具の超音波駆動システムに連結されたエンドエフェクタを駆動する装置及び方法を対象とする。トリガ信号を受信することができる。トリガ信号に応じて、第１の駆動信号を、第１の電力レベルにてエンドエフェクタを駆動するために超音波駆動システムに提供することができる。第１の駆動信号を第１の期間にわたって維持することができる。第１の期間の終わりにて、第２の駆動信号を、第１の電力レベルを下回る第２の電力レベルにてエンドエフェクタを駆動するために、超音波駆動システムに提供することができる。

【０４６５】

別の態様では、トリガ信号を受信した後に、外科手術用システムは、超音波器具を起動解除された状態に維持している間、超音波外科用器具が起動することを示すフィードバックを生成する。閾値時間周期の終わりにて、超音波外科用器具は、エンドエフェクタを駆動するために超音波駆動システムに駆動信号を提供することにより起動する。

【０４６６】

別の態様では、超音波外科用器具は、エンドエフェクタを駆動するために超音波駆動システムに提供される駆動信号を生成することにより起動する。複数の入力変数は、マルチ可変モデル出力を生成するためにマルチ可変モデルに適用されていることができ、マルチ可変モデル出力は、組織に及ぼす超音波器具の効果に対応する。複数の入力変数が、駆動信号を記述する少なくとも１つの変数と、超音波外科用器具の特性を記述する少なくとも１つの変数とを含むことができる。マルチ可変モデル出力が閾値に到達したとき、超音波外科用器具の少なくとも１つ及び超音波外科用器具が作用する組織の対応する状態を示すフィードバックを生成することができる。

【０４６７】

別の態様では、トリガ信号に応じて、第１の電力レベルでの第１の駆動信号が、エンドエフェクタを駆動するために超音波駆動システムに提供される。第１の駆動信号は、第１の期間にわたって第１のレベルに維持される。第２の駆動信号が、第１の電力レベルを下回る第２の電力レベルにてエンドエフェクタを駆動するために、超音波駆動システムに提供される。複数の入力変数を、マルチ可変モデル出力を生成するためにマルチ可変モデルに適用することができる。マルチ可変モデル出力は、組織に及ぼす超音波器具の効果に対応することができ、この複数の入力変数は、駆動信号を記述する少なくとも１つの変数と、超音波外科用器具の特性を記述する少なくとも１つの変数とを含むことができる。マルチ可変のモデル出力が閾値時間周期にわたって閾値を超えた後、第１の応答をトリガすることができる。

【０４６８】

一部の形態について図示及び説明してきたが、そのような詳細に添付の特許請求の範囲を拘束又は限定することは本出願者の意図ではない。当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく多くの変形、変更、及び代用が想到されるであろう。更に、記載されている形態に関連するそれぞれの要素の構造は、その要素によって実行される機能を提供するための手段として、別の方法でも記載され得る。したがって、記載されている形態は添付の特許請求の範囲によってのみ限定されると意図される。

【０４６９】

本明細書全体を通して、「様々な形態」、「一部の形態」、「一形態」、又は「形態」という参照は、その形態に関連して記述されている特定の特徴、構造、又は特性が、少なくとも１つの形態に含まれることを意味する。したがって、明細書を通じて様々な場所に「様々な形態における」、「一部の形態において」、「一形態において」、又は、「ある

形態において」という用語が出てきても必ずしも全て同じ形態を指しているわけではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、１つ又は２つ以上の形態で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。故に、一形態に関して図示又は記載される特定の特徴、構造、又は特性は、１つ以上の他の形態の特徴、構造、又は特性と、全体として又は部分的に、制限なしに組み合わせることができる。

【０４７０】

〔実施の態様〕

（１）　外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、

発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することと、

前記少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視することと、

前記少なくとも１つの電気信号の共振周波数を、基準周波数として記憶することと、

前記第１の論理条件のセットが満たされること、及び前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数が前記基準周波数とは基準偏差閾値だけ異なること、からなる群から選択される、少なくとも１つのイベントの発生時に、前記発生器の第１の応答をトリガすることと、を含む、方法。

（２）　前記外科用器具の超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超過する場合に、つかみ具の閉鎖が検出される、実施態様１に記載の方法。

（３）　前記第１の応答が、可聴応答、視覚的応答、及びパルス化応答からなる群から選択される、少なくとも１つの応答をトリガすることを含む、実施態様１に記載の方法。

（４）　前記第１の応答がパルス化応答を含み、前記パルス化応答をトリガすることが、

前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動される期間である、ことと、

前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、

を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、実施態様１に記載の方法。

（５）　前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しく、前記第１のパルス時間が約１分である、実施態様４に記載の方法。

【０４７１】

（６）　前記少なくとも１つの電気信号を、第２の論理条件のセットに照合して監視することと、

前記第２の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第２の応答をトリガすることと、

を含む、実施態様１に記載の方法。

（７）　階層的基準に基づいて、前記第１の応答又は前記第２の応答の前記トリガを判定することを含む、実施態様６に記載の方法。

（８）　前記第１の論理条件のセットが、

前記共振周波数が周波数閾値を下回ることと、

共振周波数勾配が周波数勾配パラメータを下回ることと、

からなる群から選択される、少なくとも１つの条件を含む、実施態様１に記載の方法。

（９）　前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数を、基準周波数として前記記憶することが、インピーダンス上回り時間の期間（time above impedance period）にわたって、前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが前記閾値インピーダンスを超過する場合に実施される、実施態様１に記載の方法。

（１０）　前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、事前設定された閾値インピーダンスを下回る場合に、前記発生器の前記第１の応答を停止することを更に含む、実施態様１に記載の方法。

【０４７２】
（１１）　前記つかみ具の閉鎖が検出される場合に、前記基準周波数が記憶され、前記超音波駆動システムの超音波インピーダンスが既定値を超過する場合に、つかみ具の閉鎖が検出される、実施態様１に記載の方法。
（１２）　外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための外科用システムであって、前記システムが、
　発生器によって生成される少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視し、
　前記外科用器具の超音波インピーダンスが、閾値インピーダンスを超過する場合に、前記少なくとも１つの電気信号の共振周波数を、基準周波数として記憶し、
　前記第１の論理条件のセットが満たされること、及び前記少なくとも１つの電気信号の前記共振周波数が前記基準周波数とは基準偏差閾値だけ異なることからなる群から選択される、少なくとも１つのイベントの発生時に、第１の応答をトリガする、
　ように構成された、少なくとも１つの回路を備える、外科用システム。
（１３）　外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、
　発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することと、
　前記少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視することと、
　前記エンドエフェクタでの負荷イベントを検出することと、
　前記負荷イベントが検出される場合、及び前記第１の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第１の応答をトリガすることと、
　を含む、方法。
（１４）　前記負荷イベントを検出することが、
　前記少なくとも１つの電気信号の現在の共振周波数勾配を、前記少なくとも１つの電気信号の前記現在の共振周波数からウィンドウオフセット時間だけオフセットされた、前記少なくとも１つの電気信号の過去の共振周波数勾配と比較することを含む、実施態様１３に記載の方法。
（１５）　前記負荷イベントを検出することが、前記外科用器具の超音波インピーダンスを、インピーダンス閾値と比較することを更に含む、実施態様１３に記載の方法。
【０４７３】
（１６）　前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、前記インピーダンス閾値を超過し、前記現在の共振周波数勾配が、前記過去の共振周波数勾配とは、周波数勾配閾値パラメータを超過して異なる場合に、負荷イベントが検出される、実施態様１５に記載の方法。
（１７）　前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、少なくともインピーダンス上回り閾値時間にわたって、前記インピーダンス閾値を超過し、前記現在の共振周波数勾配が、前記過去の共振周波数勾配とは、周波数勾配閾値パラメータを超過して異なる場合に、負荷イベントが検出される、実施態様１５に記載の方法。
（１８）　前記外科用器具の前記超音波インピーダンスが、インピーダンスリセット閾値を下回るまで、前記負荷イベントが検出される、実施態様１５に記載の方法。
（１９）　前記第１の応答がパルス化応答を含み、前記第１の応答をトリガすることが、
　前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動される期間である、ことと、
　前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、
　を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、実施態様１５に記載の方法。
（２０）　前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しく、前記第１のパルス

時間が約１分である、実施態様１９に記載の方法。
【０４７４】
（２１）　前記少なくとも１つの電気信号を、第２の論理条件のセットに照合して監視することと、
　前記第２の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第２の応答をトリガすることと、
　を含む、実施態様１３に記載の方法。
（２２）　前記第１の論理条件のセットが、
　前記共振周波数が周波数勾配閾値を下回ることと、
　共振周波数勾配が周波数勾配パラメータを下回ることと、
　からなる群から選択される、少なくとも１つの条件を含む、実施態様１３に記載の方法。
（２３）　外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動するための外科用システムであって、前記システムが、
　発生器によって生成される少なくとも１つの電気信号を、第１の論理条件のセットに照合して監視し、
　前記エンドエフェクタでの負荷イベントを検出し、
　前記負荷イベントが検出される場合、及び前記第１の論理条件のセットが満たされる場合に、前記発生器の第１の応答をトリガする、
　ように構成された、少なくとも１つの回路を備える、外科用システム。
（２４）　外科用器具の超音波駆動システムに結合されたエンドエフェクタを駆動する方法であって、
　発生器によって少なくとも１つの電気信号を生成することを含み、前記少なくとも１つの電気信号を生成することが、
　前記発生器によって、第１のパルス時間にわたって第１のパルス振幅を生成することであって、前記第１のパルス時間が、前記発生器によって前記第１のパルス振幅が駆動される期間である、ことと、
　前記発生器によって、第２のパルス時間にわたって第２のパルス振幅を生成することと、
　を含み、前記第２のパルス時間が、前記発生器によって前記第２のパルス振幅が駆動される期間である、方法。
（２５）　前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅と等しい、実施態様２４に記載の方法。
【０４７５】
（２６）　前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅よりも大きい、実施態様２４に記載の方法。
（２７）　前記第１のパルス振幅が、前記第２のパルス振幅よりも小さい、実施態様２４に記載の方法。
（２８）　前記第１のパルス時間が約１分である、実施態様２４に記載の方法。
（２９）　少なくとも１つの外科用器具に結合された少なくとも１つのエンドエフェクタを駆動するための外科用発生器であって、前記発生器が、
　超音波トランスデューサに提供される超音波駆動信号である第１の電気信号を少なくとも１つの外科用器具に提供し、
　前記第１の電気信号を提供すると同時に、少なくとも１つの電極に提供される電気外科信号である第２の電気信号を前記少なくとも１つの外科用器具に提供する、
　ように構成された、回路を備える、外科用発生器。
（３０）　前記第２の電気信号が、治療レベルの信号である、実施態様２９に記載の発生器。
【０４７６】
（３１）　前記第２の電気信号が、治療量以下レベルの信号（sub-therapeutic level si

gnal）である、実施態様２９に記載の発生器。

【図１】

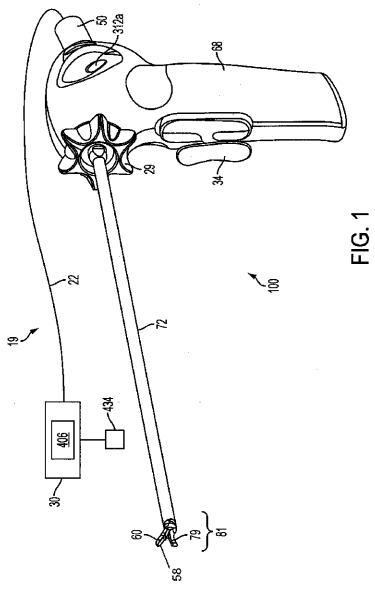


FIG. 1

【図２】

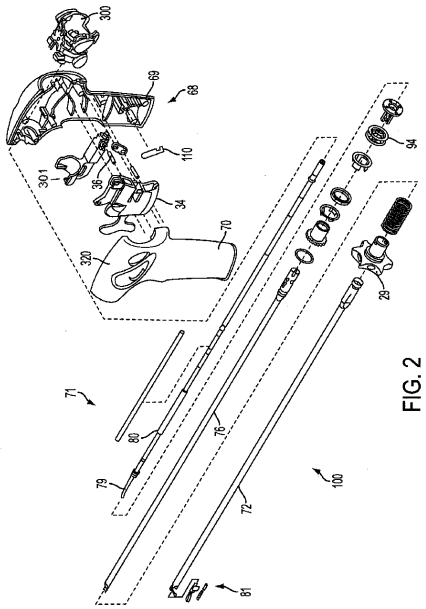


FIG. 2

【図３】

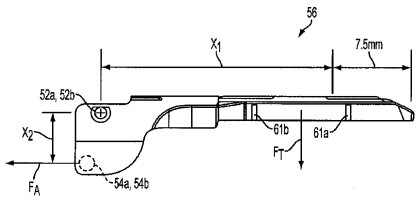
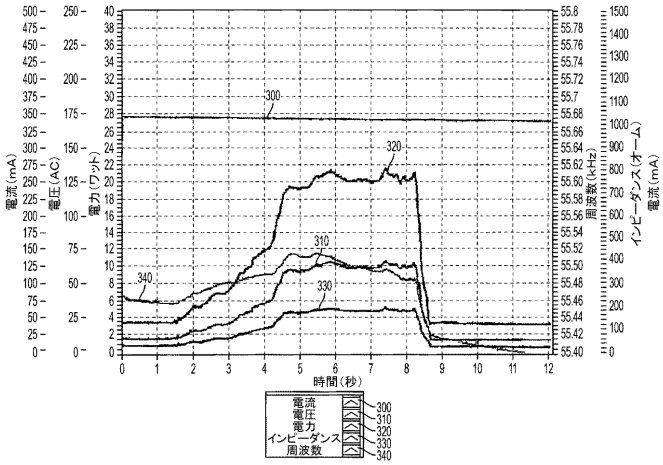
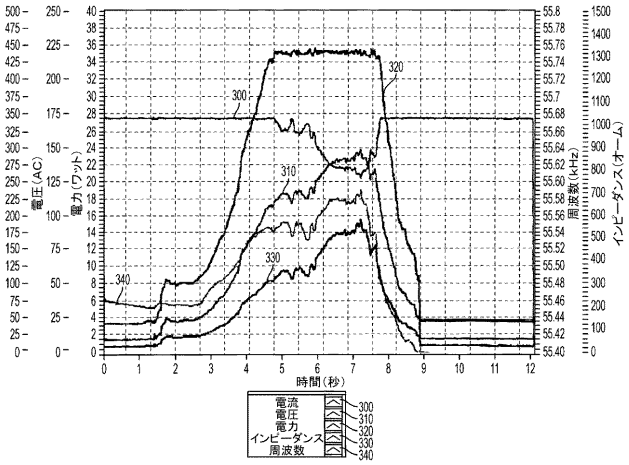


FIG. 3

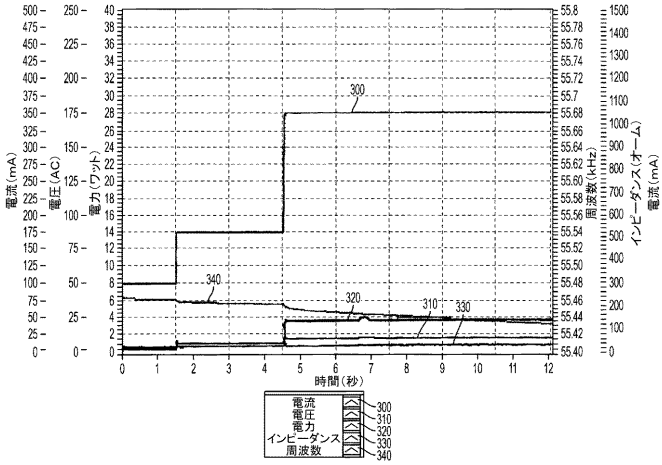
【図４】


電流(mA)
電圧(AC)
電力(ワット)
周波数(kHz)
インピーダンス(オーム)
時間(秒)
300
310
320
330
340
電流
電圧
電力
インピーダンス
周波数

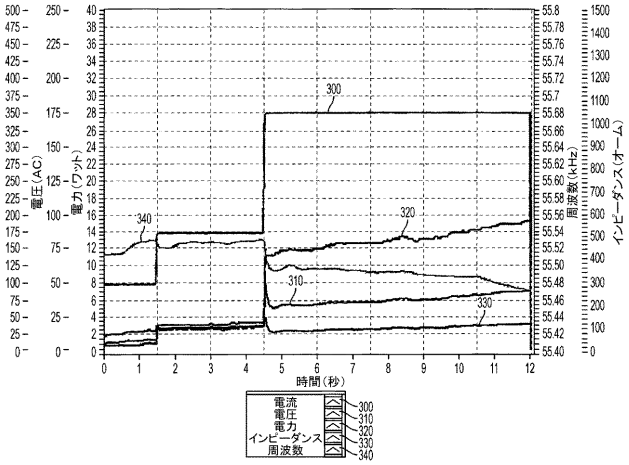
【図５】


電流(mA)
電圧(AC)
電力(ワット)
周波数(kHz)
インピーダンス(オーム)
時間(秒)
300
310
320
330
340
電流
電圧
電力
インピーダンス
周波数

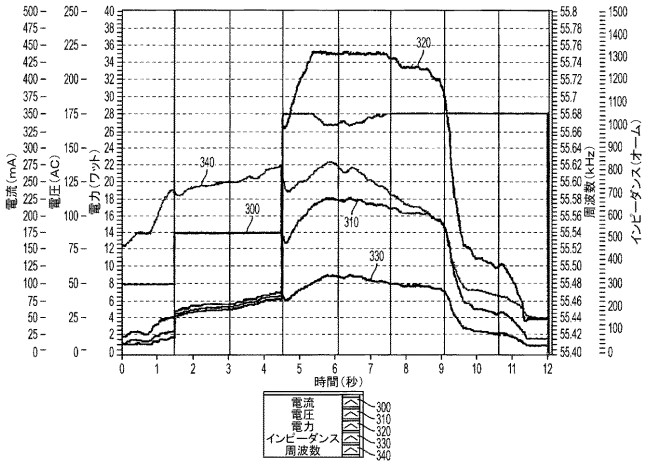
【図６】


電流(mA)
電圧(AC)
電力(ワット)
周波数(kHz)
インピーダンス(オーム)
時間(秒)
300
310
320
330
340
電流
電圧
電力
インピーダンス
周波数

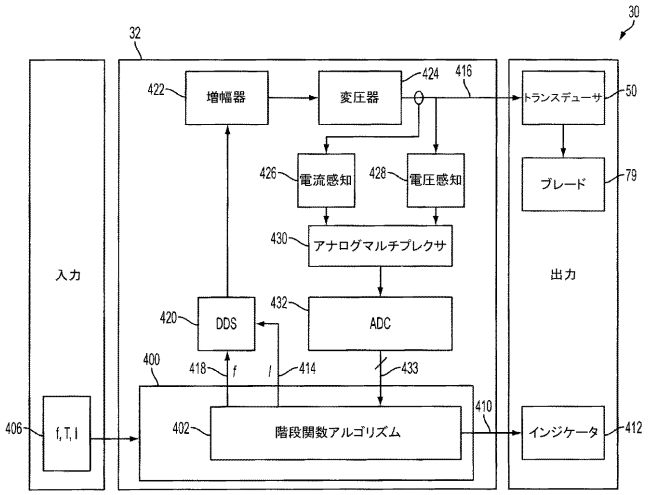
【図７】


電流(mA)
電圧(AC)
電力(ワット)
周波数(kHz)
インピーダンス(オーム)
時間(秒)
300
310
320
330
340
電流
電圧
電力
インピーダンス
周波数

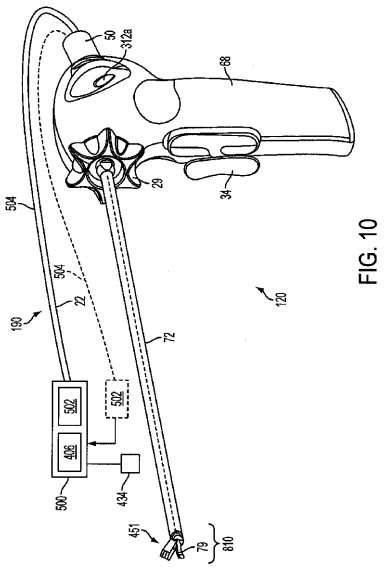
【図８】



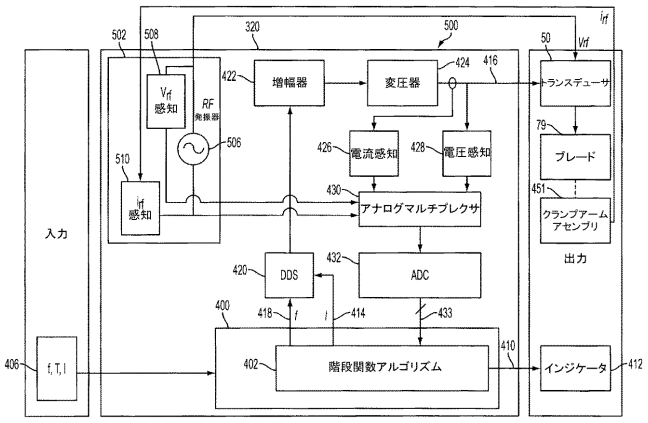
【図９】



【図１０】



【図１１】



【図１２】

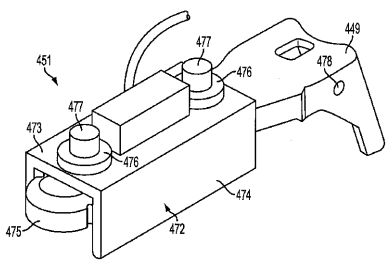
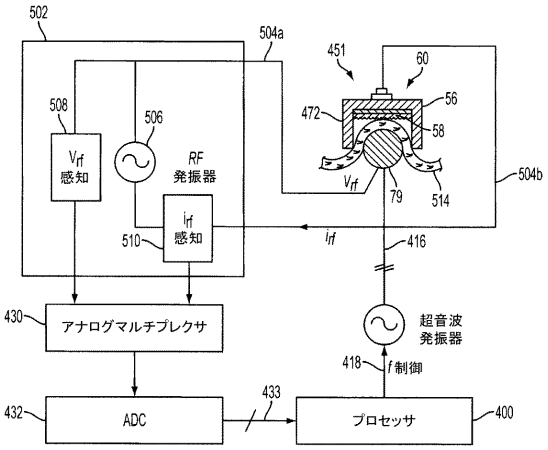
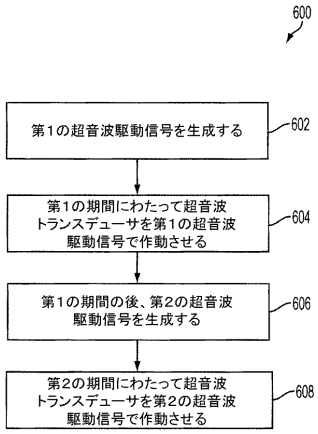


FIG. 12

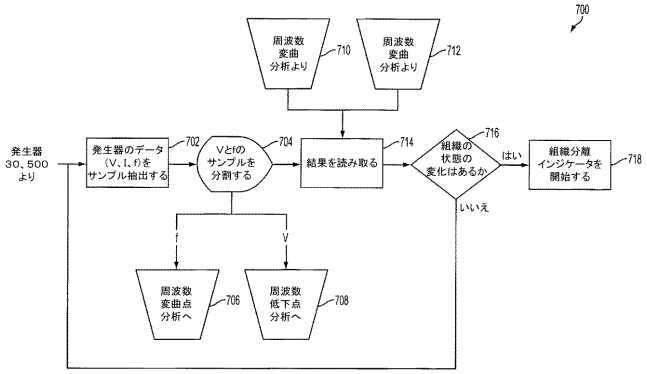
【図１３】



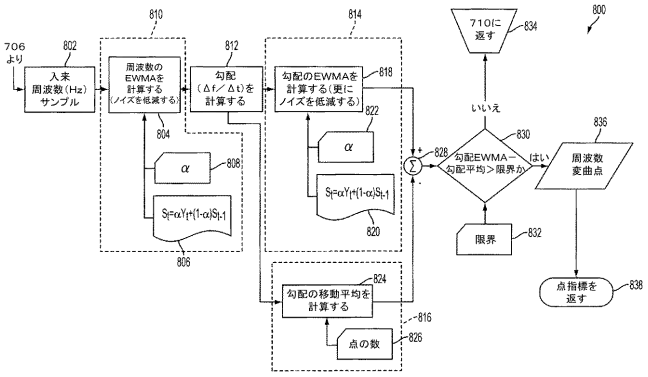
【図１４】



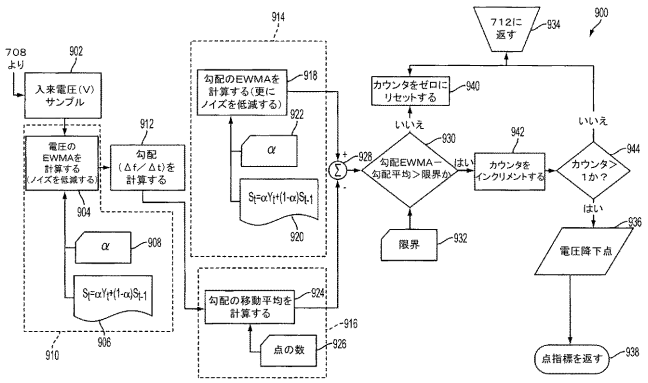
【図１５Ａ】



【図１５Ｂ】



【図１５Ｃ】



【図１６】

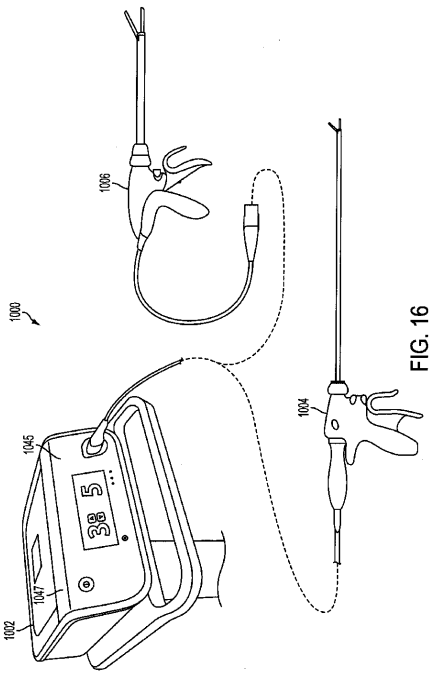


FIG. 16

【図１６Ａ】

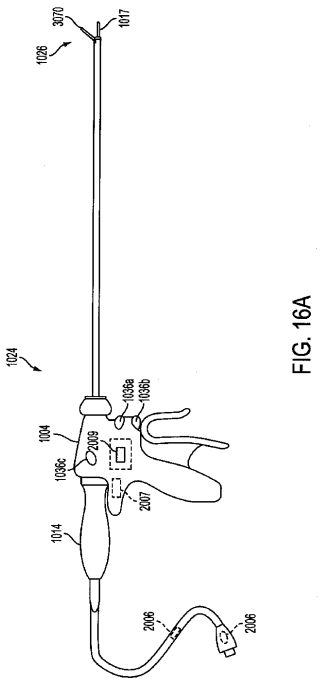


FIG. 16A

【図１７】

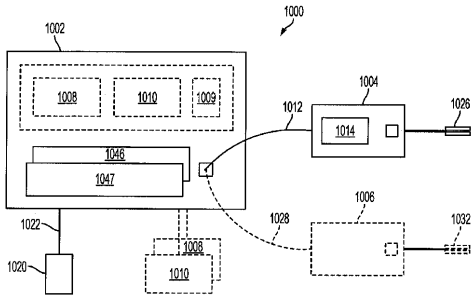


FIG. 17

【図１８】

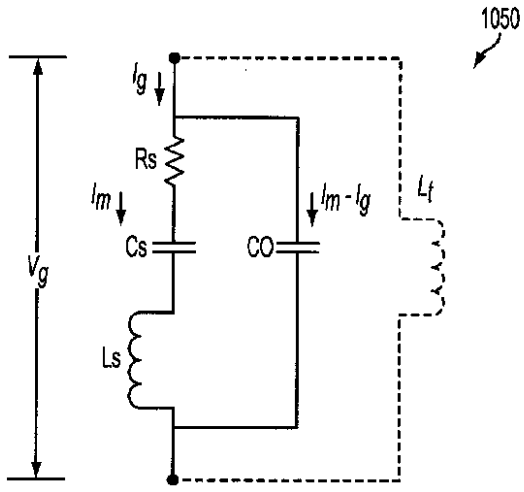
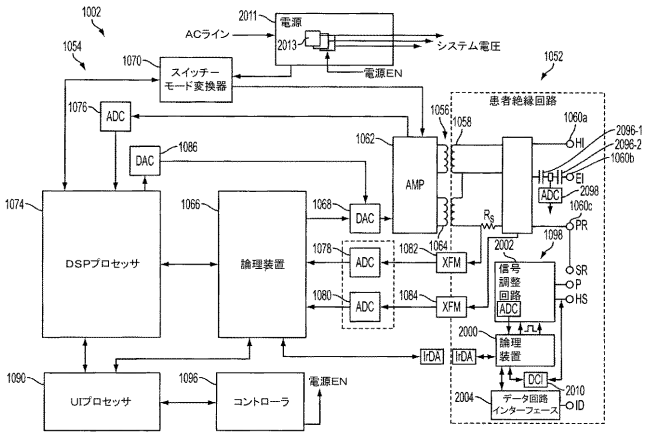
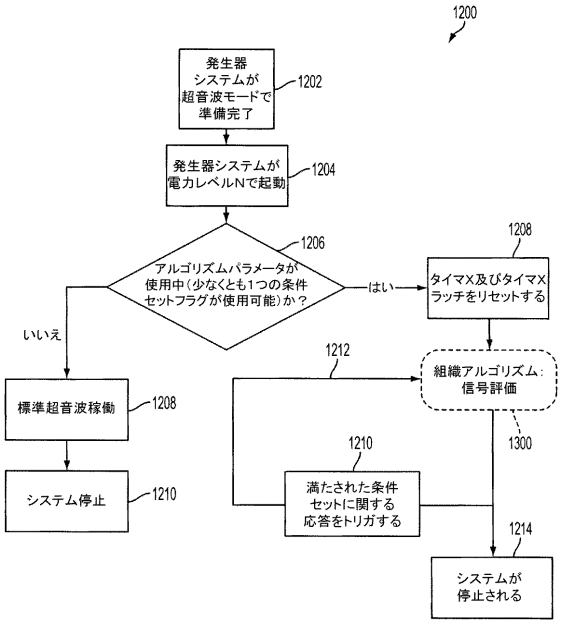


FIG. 18

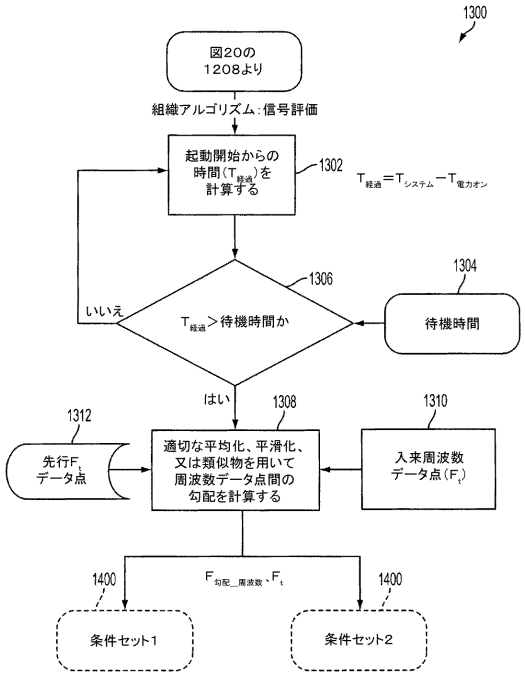
【図１９】



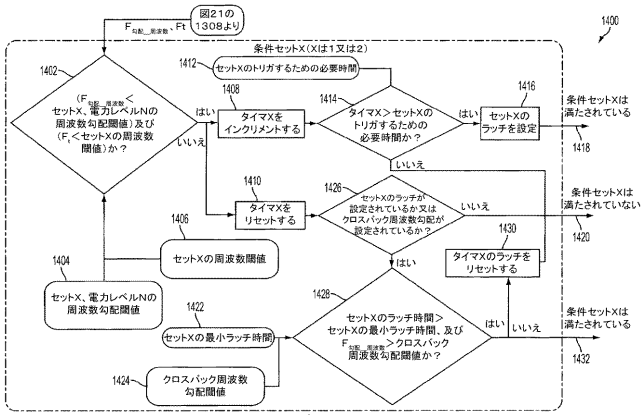
【図２０】



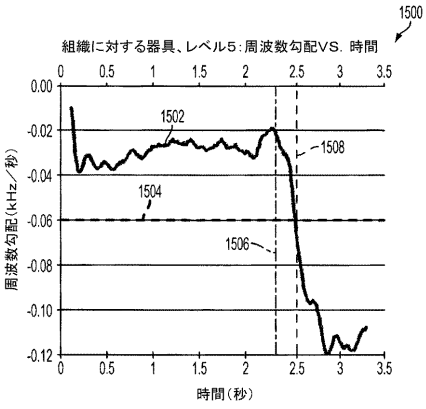
【図２１】



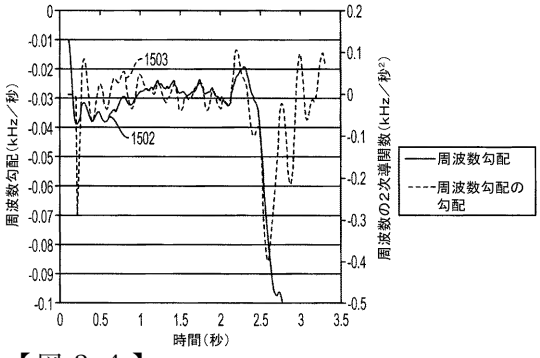
【図２２】



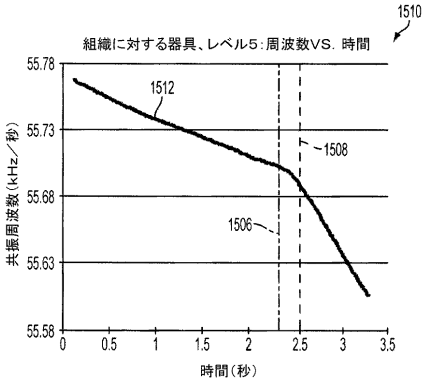
【図２３Ａ】



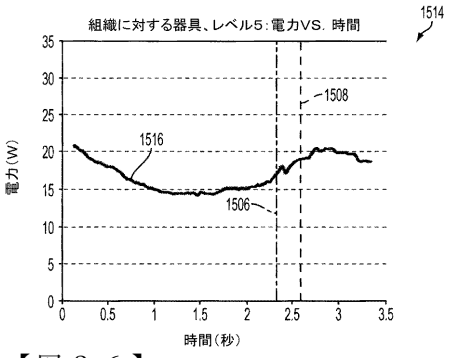
【図２３Ｂ】



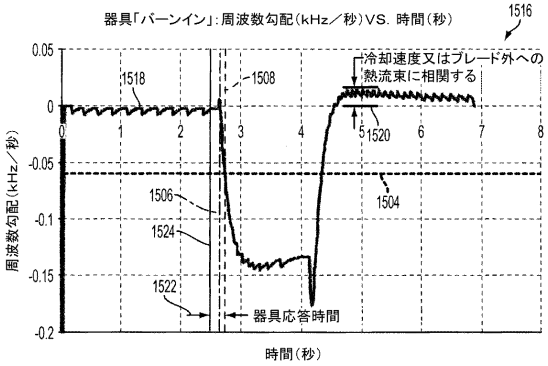
【図２４】



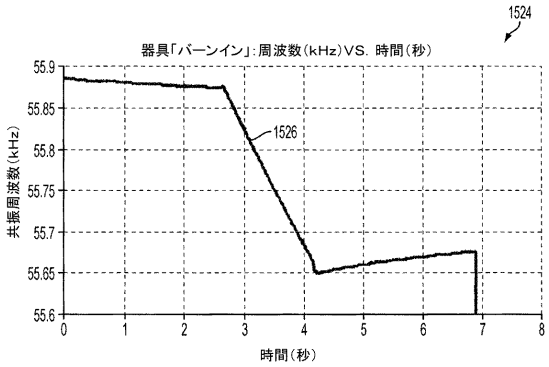
【図２５】



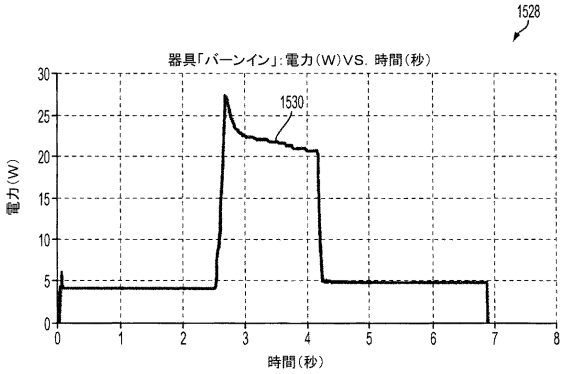
【図２６】



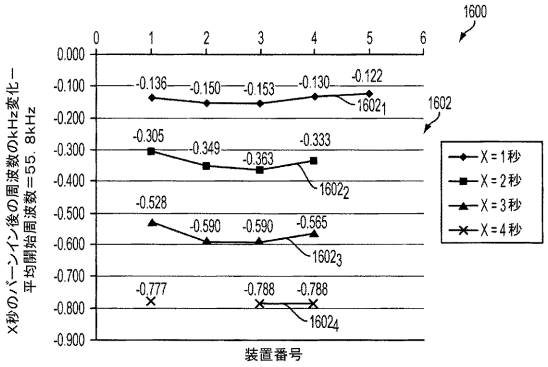
【図２７】



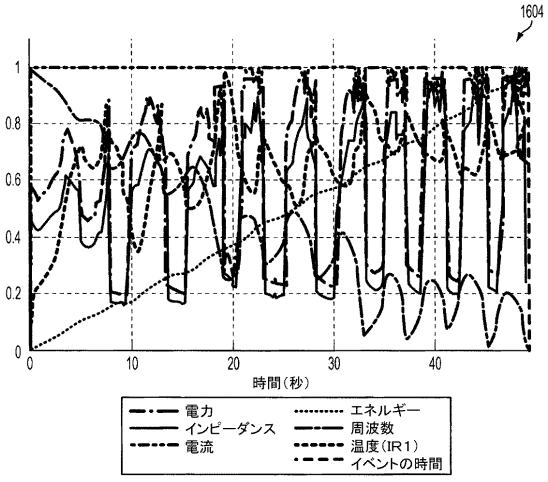
【図２８】



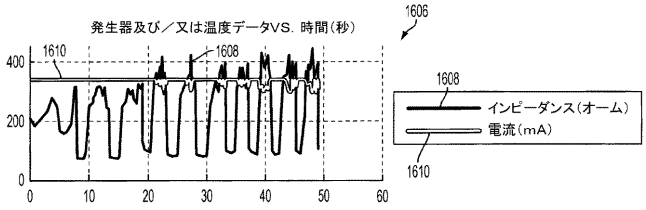
【図２９】



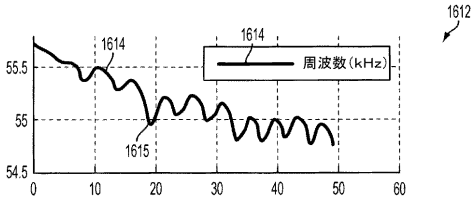
【図３０】



【図３１Ａ】



【図３１Ｂ】



【図３１Ｃ】

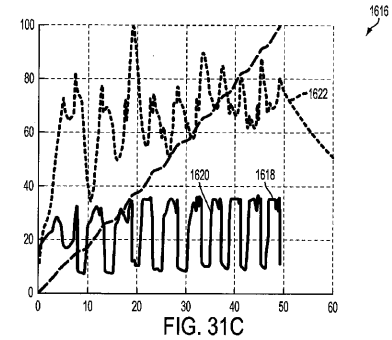
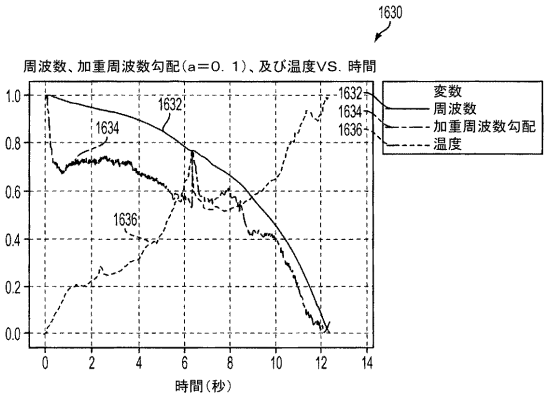
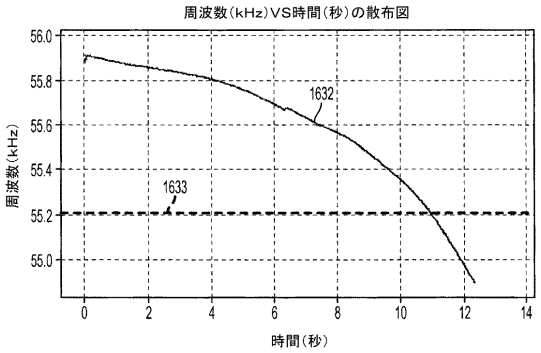


FIG. 31C

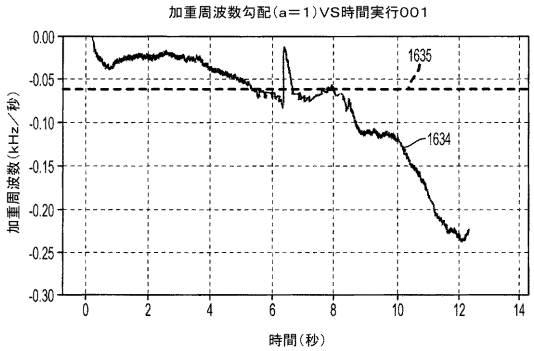
【図３２】



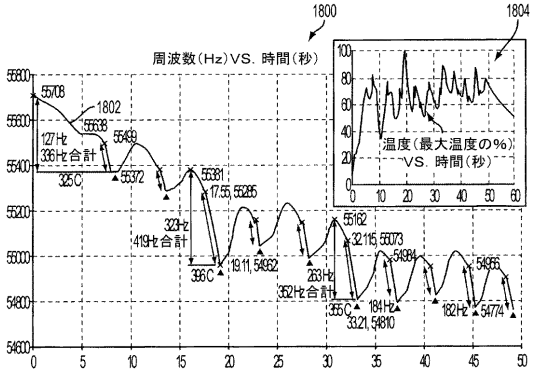
【図３３】



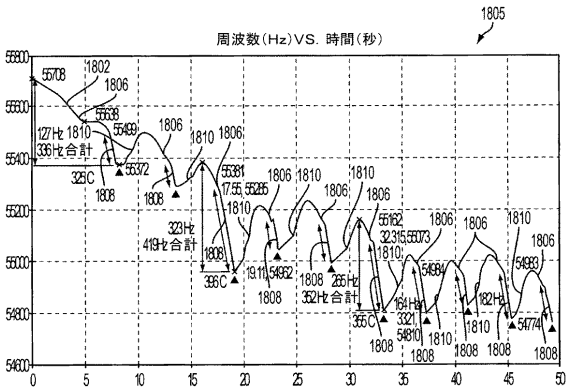
【図３４】



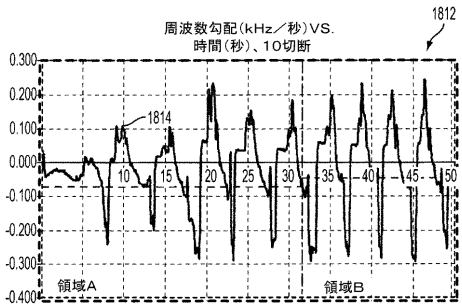
【図３５】



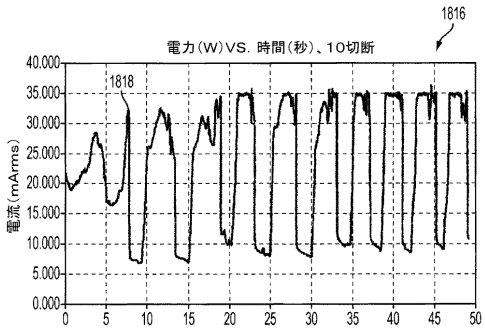
【図３６】



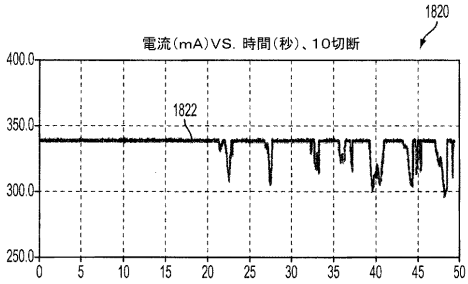
【図３７】



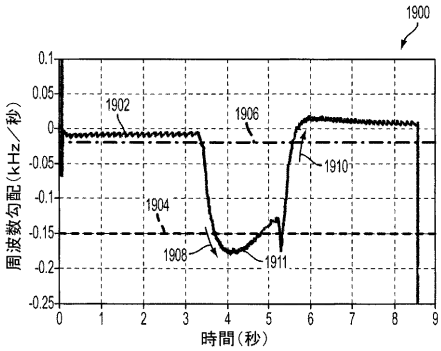
【図３８】



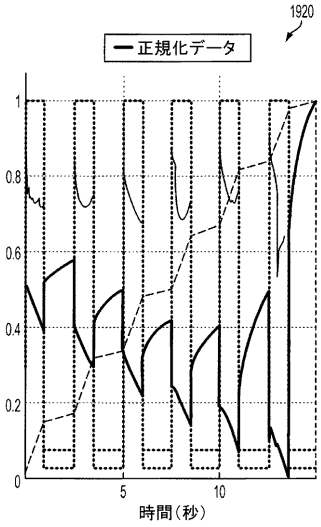
【図３９】



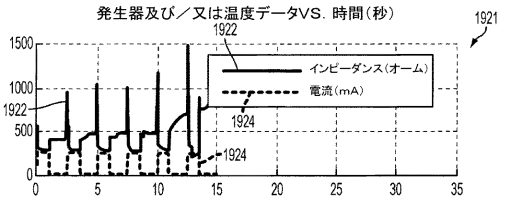
【図４０】



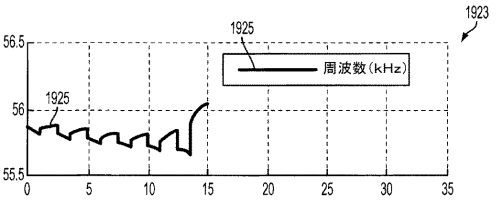
【図４１】



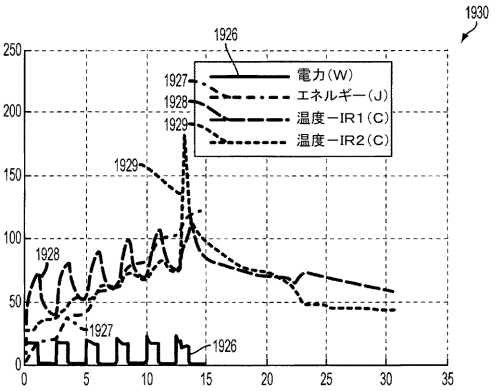
【図４２Ａ】



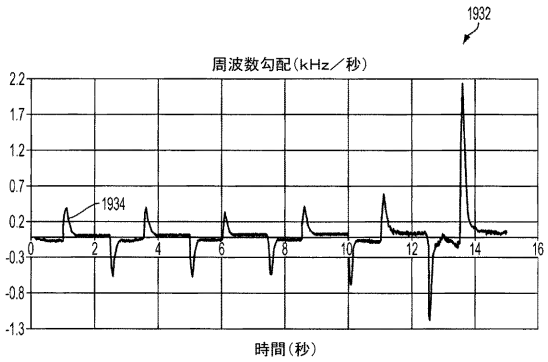
【図４２Ｂ】



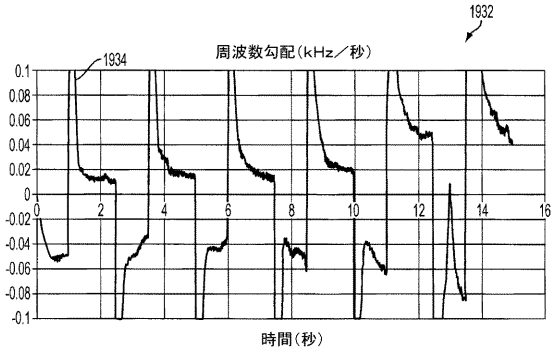
【図４２Ｃ】



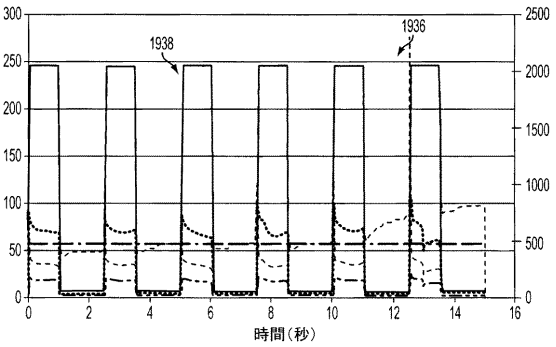
【図４３】



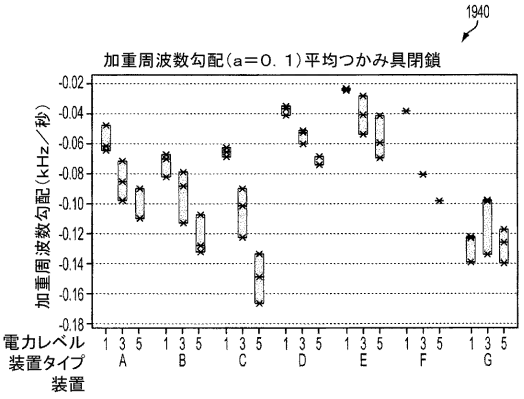
【図４４】



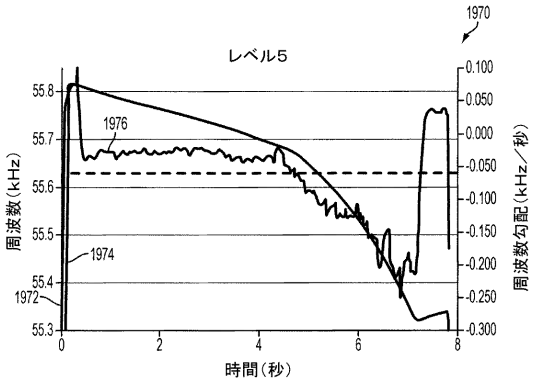
【図４５】



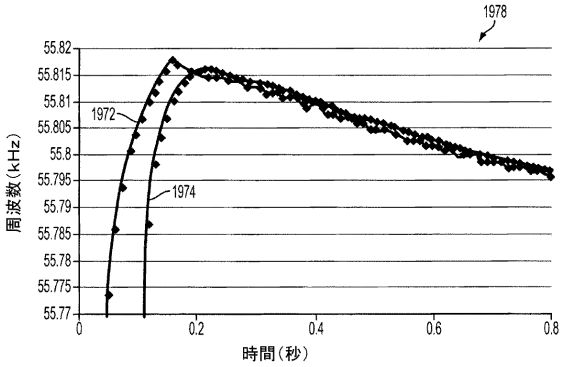
【図４６】



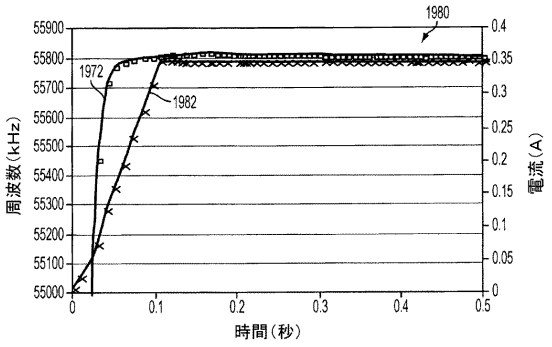
【図４７】



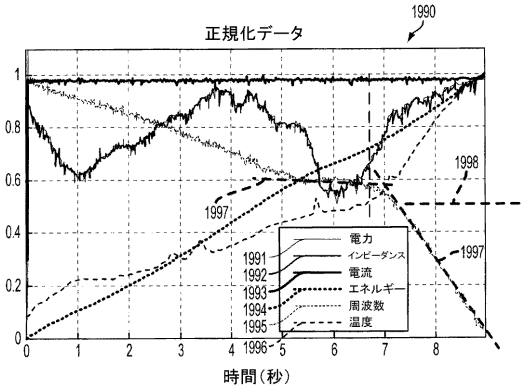
【図４８】



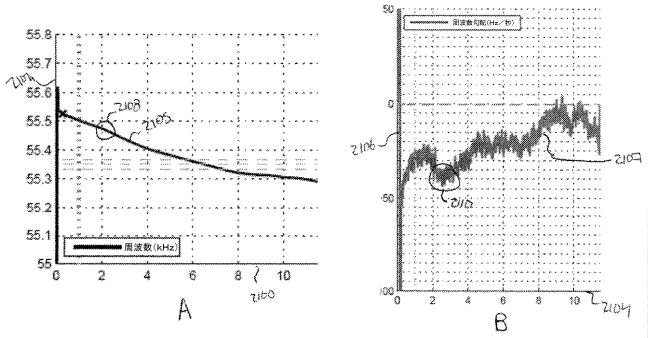
【図４９】



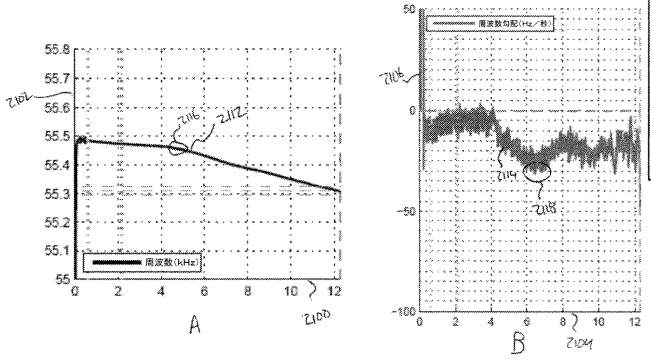
【図５０】



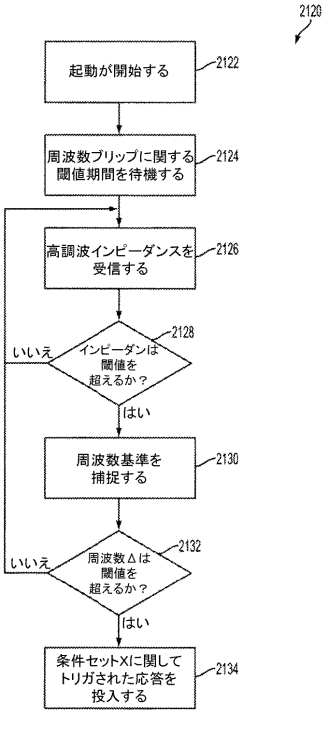
【図５１】



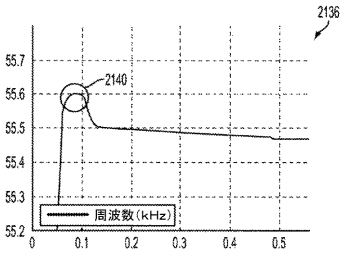
【図５２】



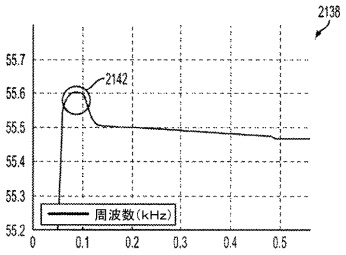
【図５３】



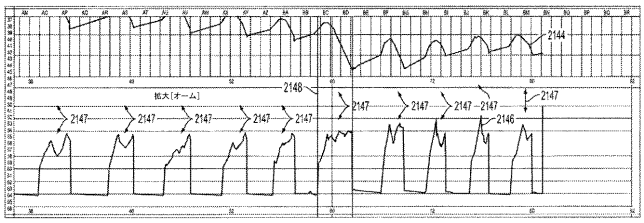
【図５４Ａ】



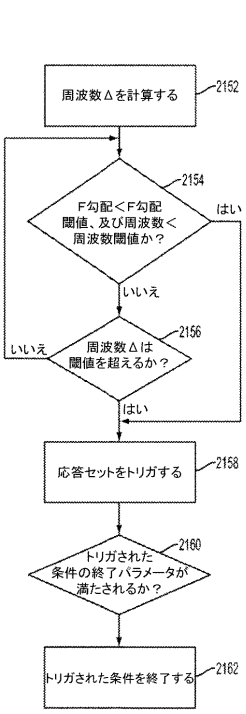
【図５４Ｂ】



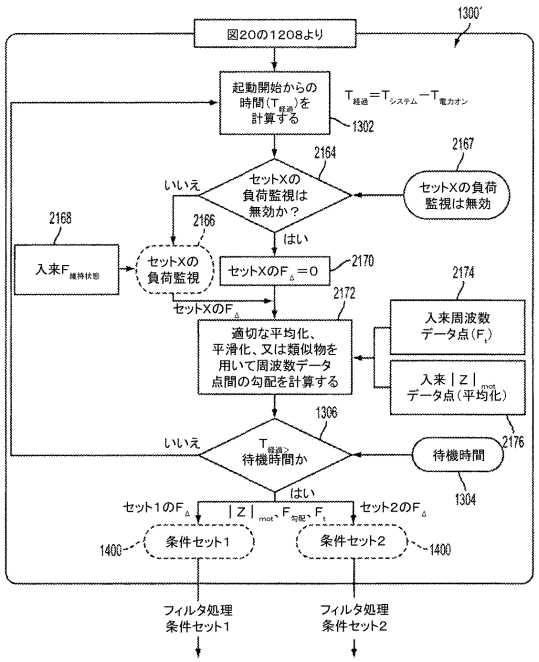
【図５５】



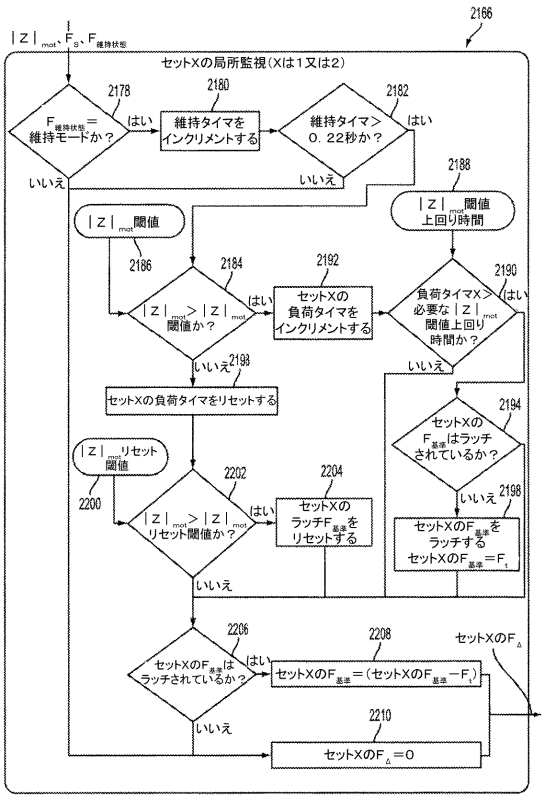
【図５６】



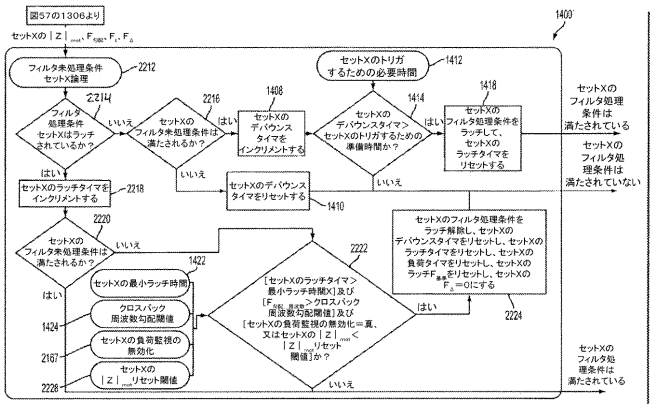
【図５７】



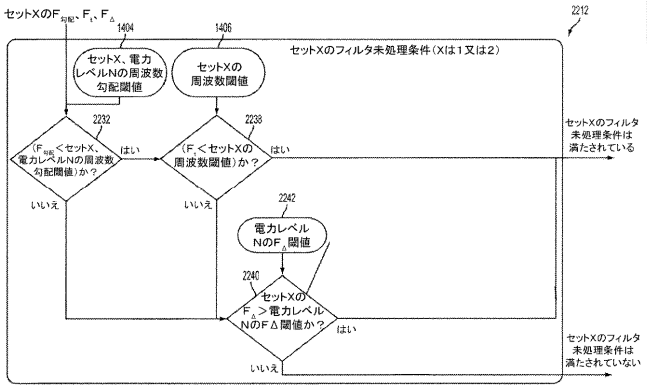
【図５８】



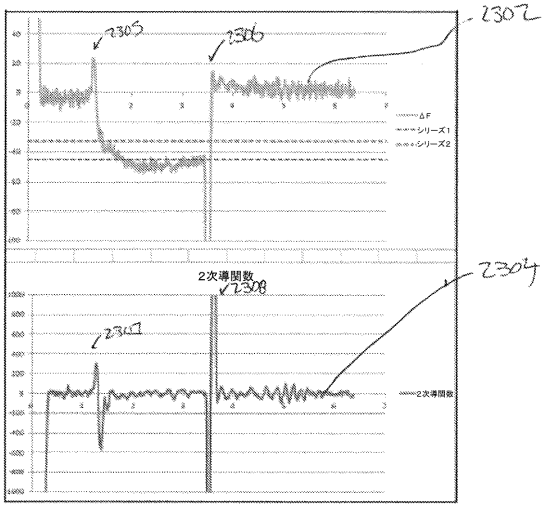
【図５９】



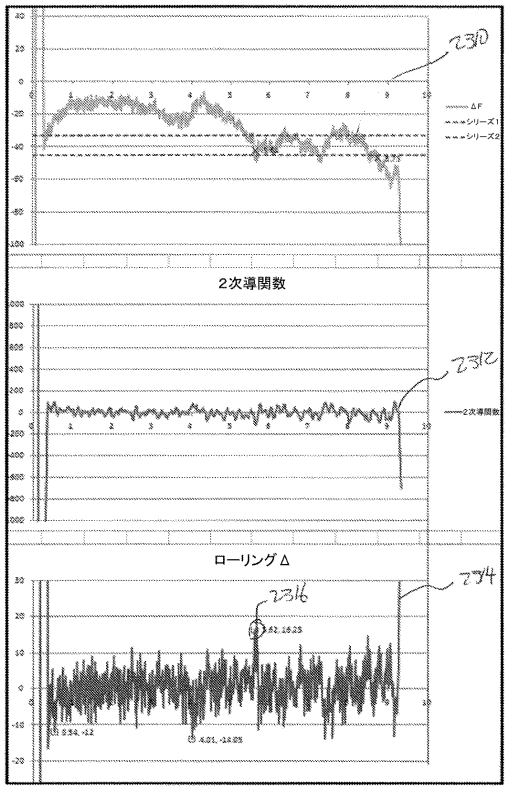
【図６０】



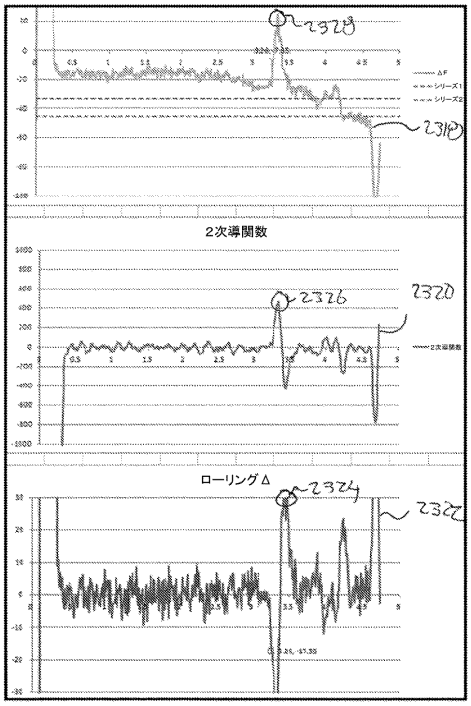
【図６１】



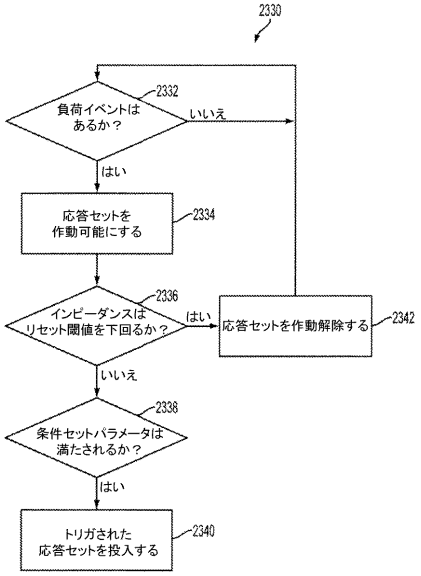
【図６２】



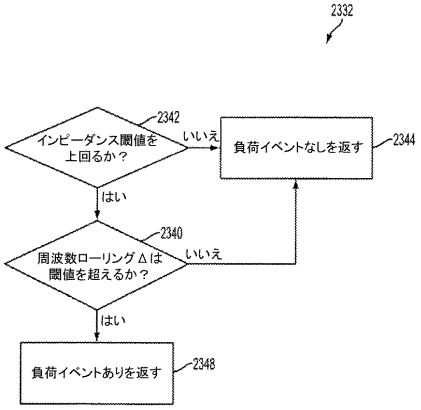
【図６３】



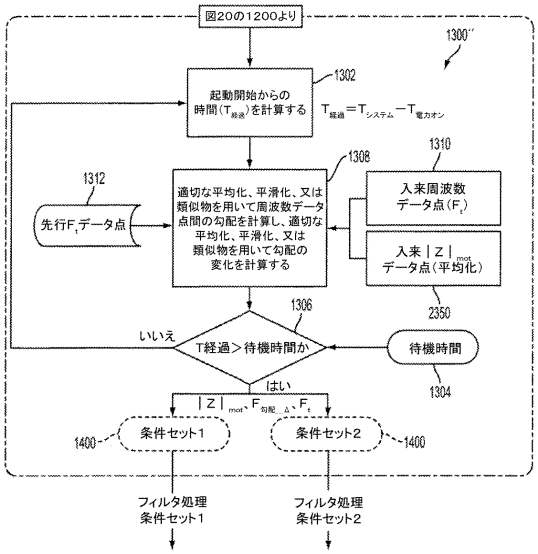
【図６４】



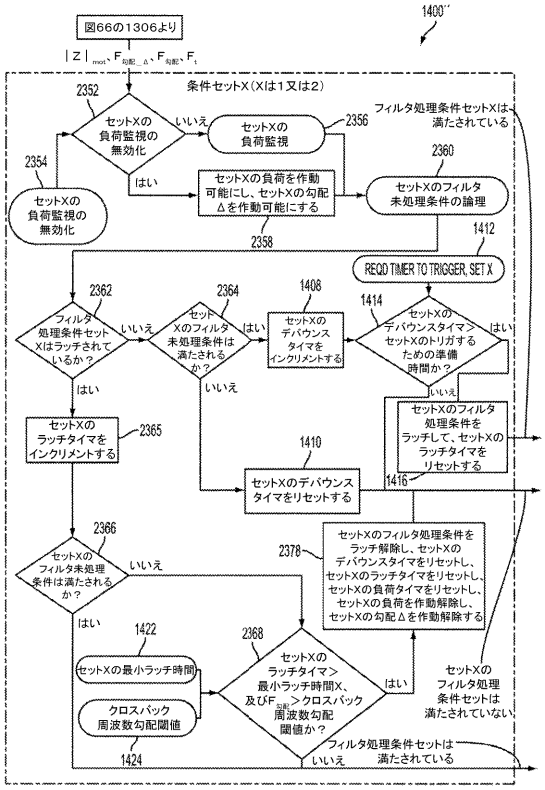
【図６５】



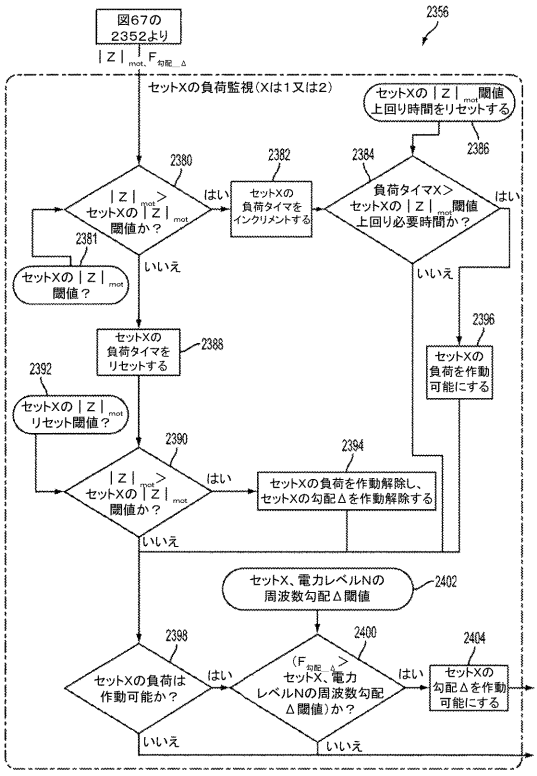
【図６６】



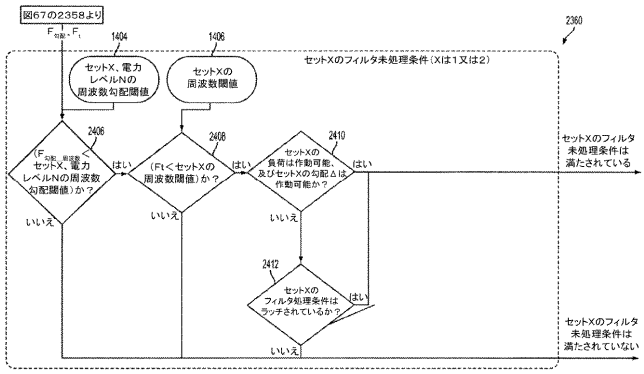
【図６７】



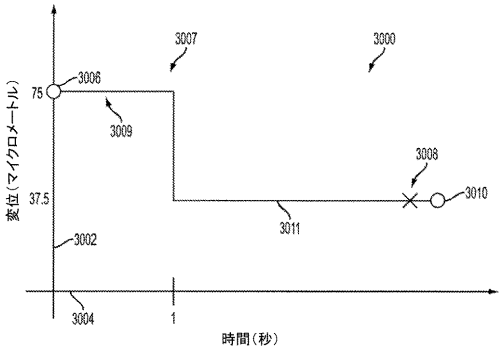
【図６８】



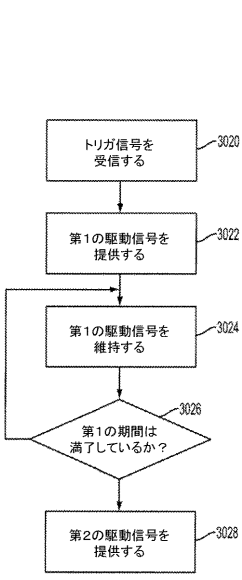
【図６９】



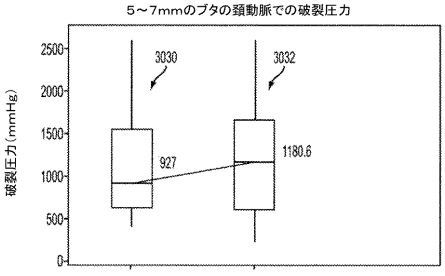
【図７０】



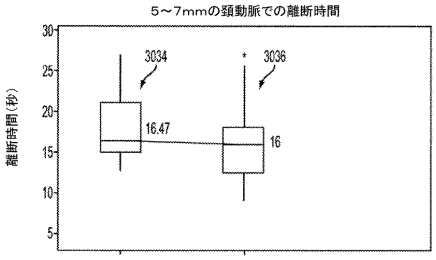
【図７１】



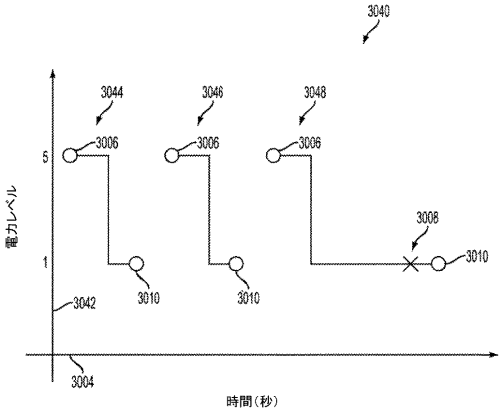
【図７２】



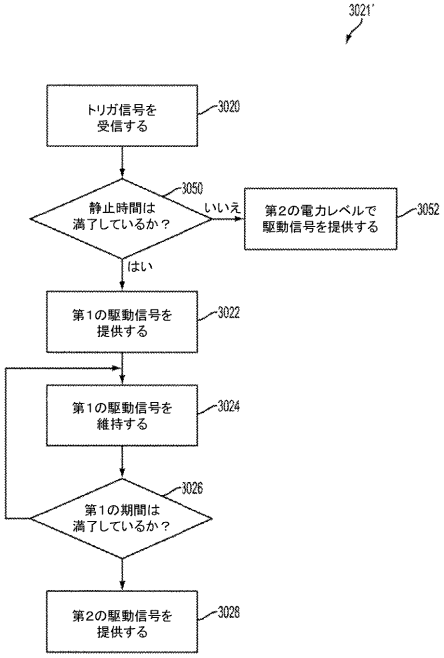
【図７３】



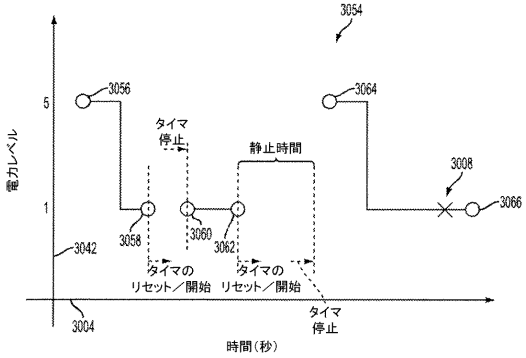
【図７４】



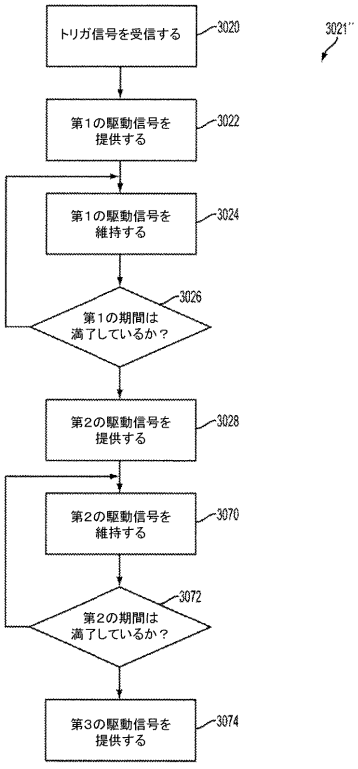
【図７５】



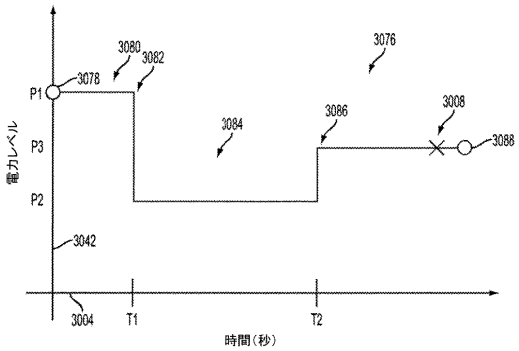
【図７６】



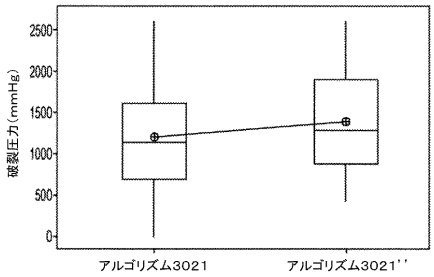
【図７７】



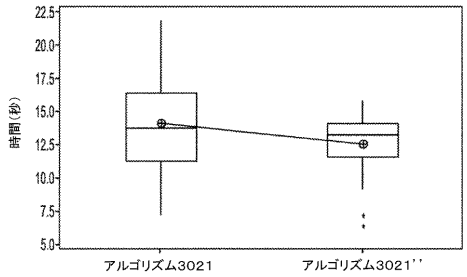
【図７８】



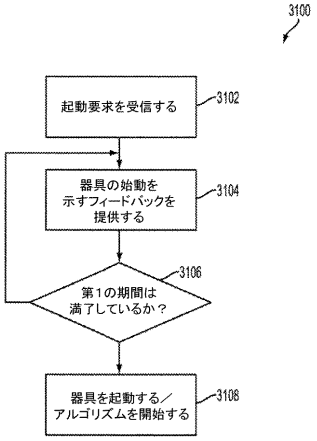
【図７９】



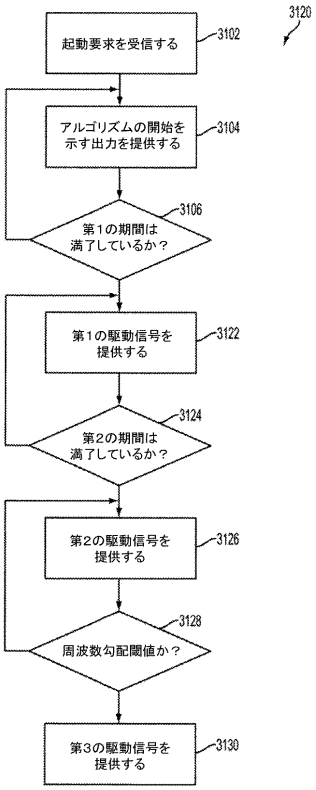
【図８０】



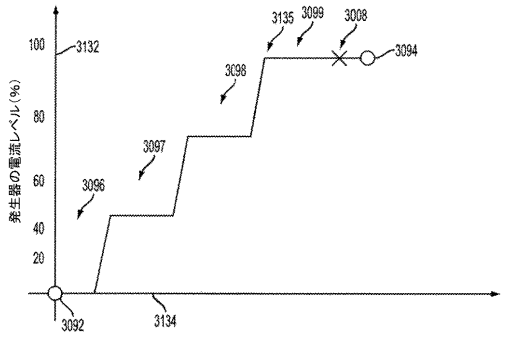
【図８１】



【図８２】



【図８３】



【図８４】

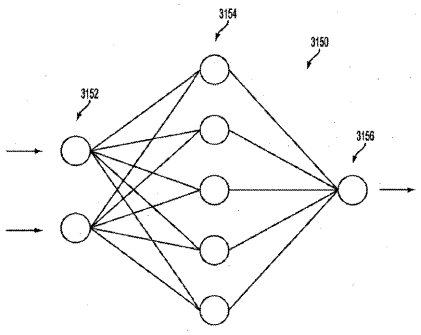


FIG. 84

【図８５】

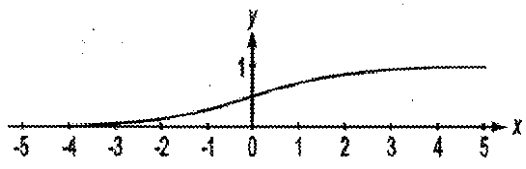


FIG. 85

【図８６】

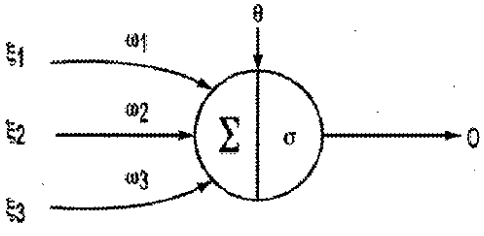
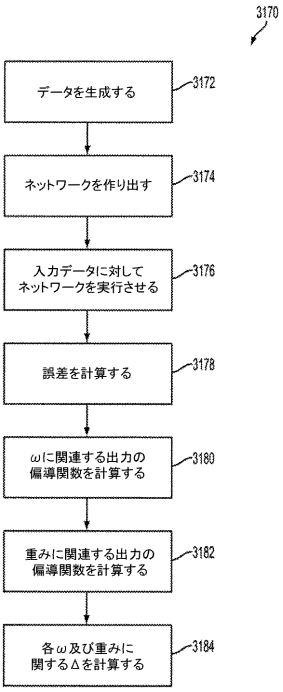
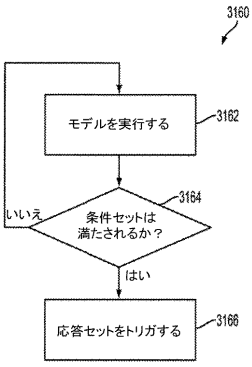


FIG. 86

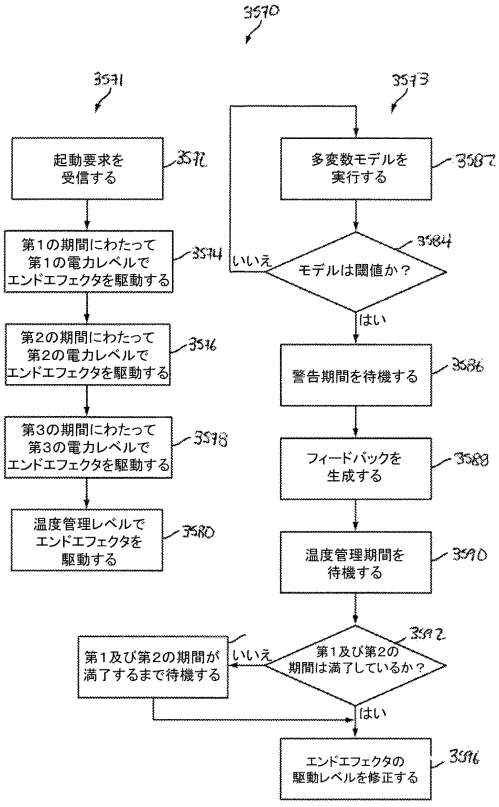
【図８７】



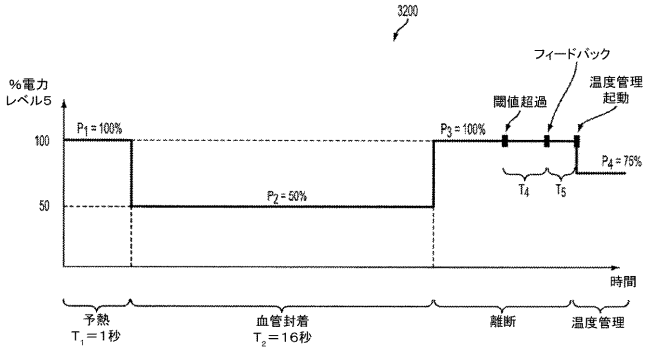
【図８８】



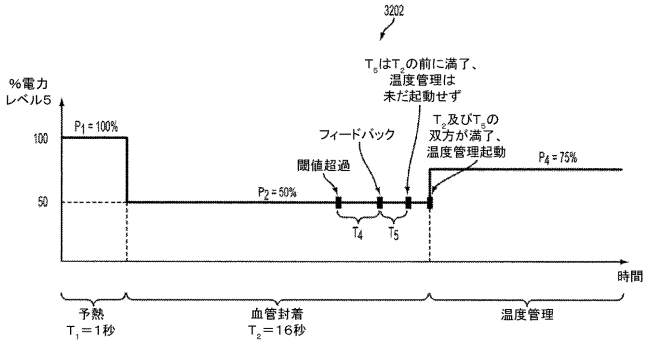
【図８９】



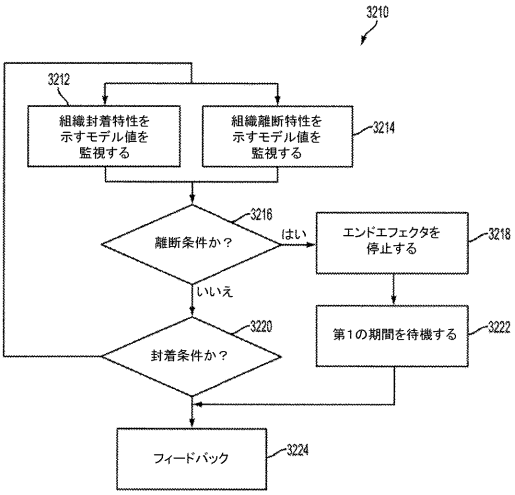
【図９０】



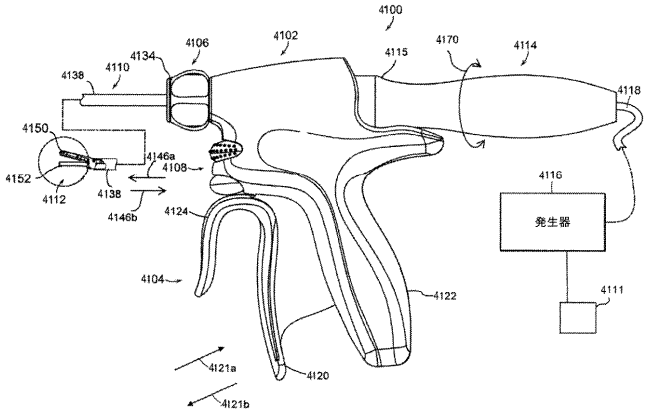
【図９１】



【図９２】



【図９３】



【図９４】

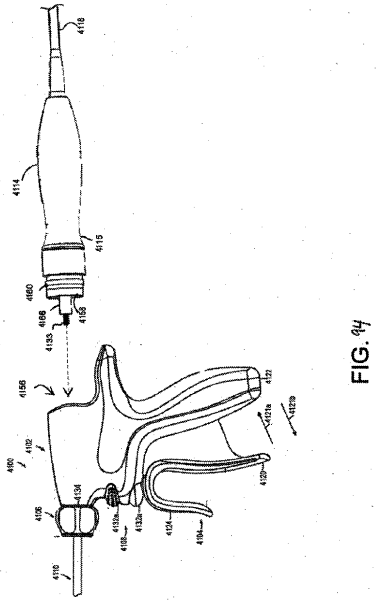


FIG. 94

【図９５】

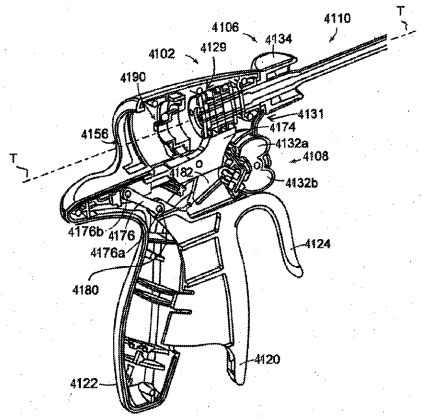


FIG. 95

【図９６】

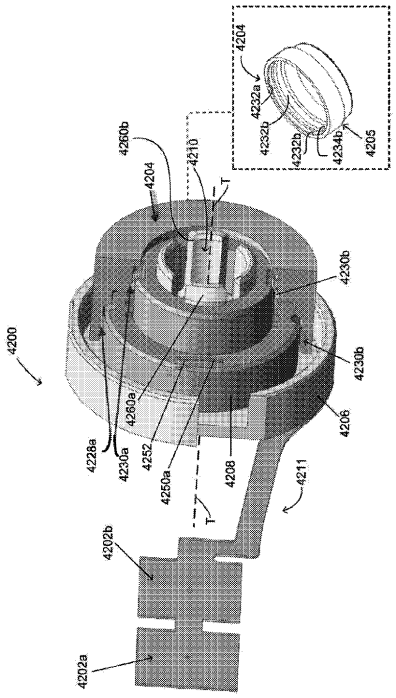


FIG. 96

【図９７】

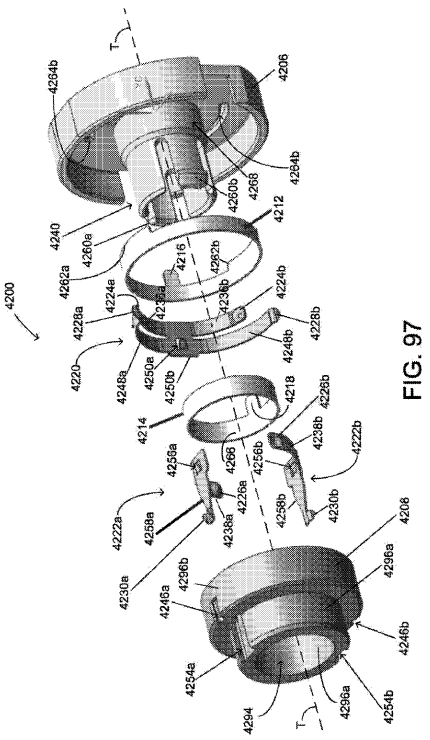


FIG. 97

【図９８】

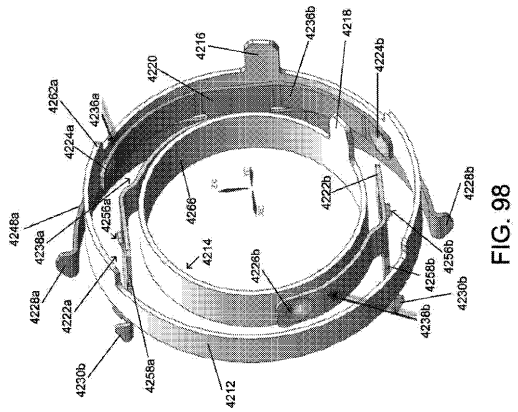


FIG. 98

【図９９】

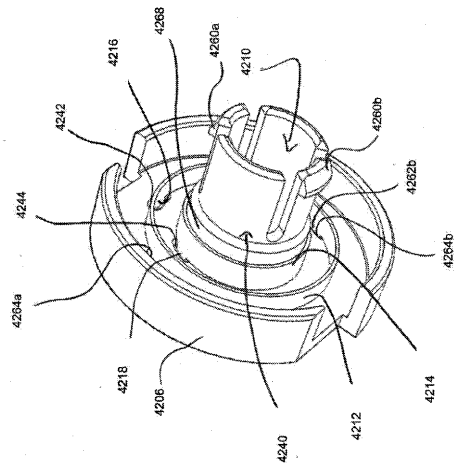


FIG. 99

【図１００】

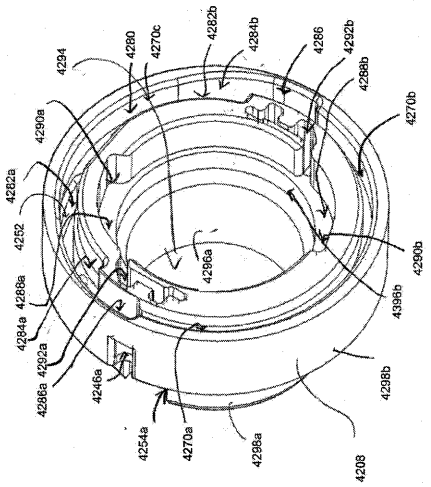


FIG. 100

【図１０１】

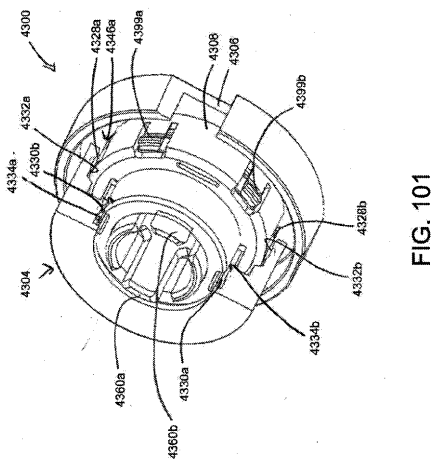


FIG. 101

【図１０２】

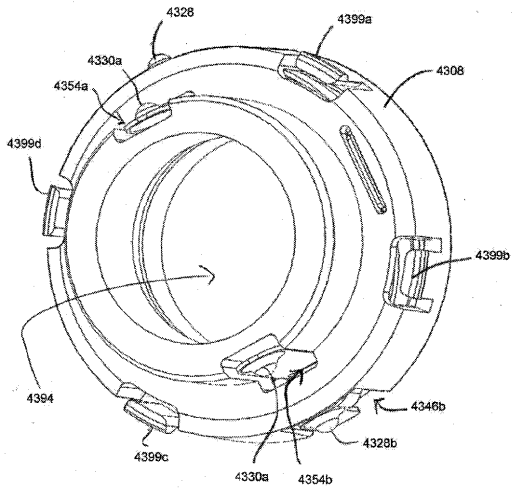


FIG. 102

【図１０３】

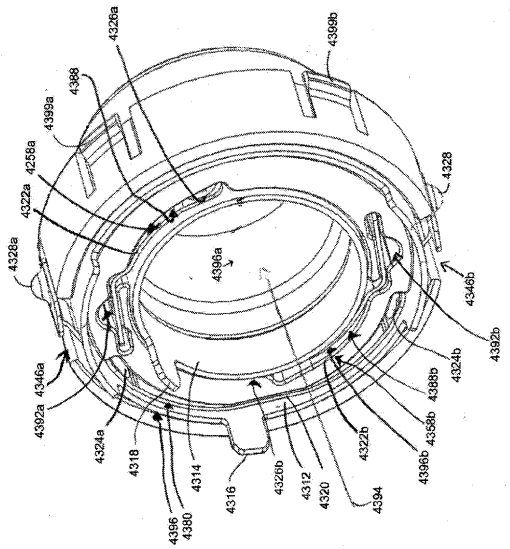


FIG. 103

【図１０４】

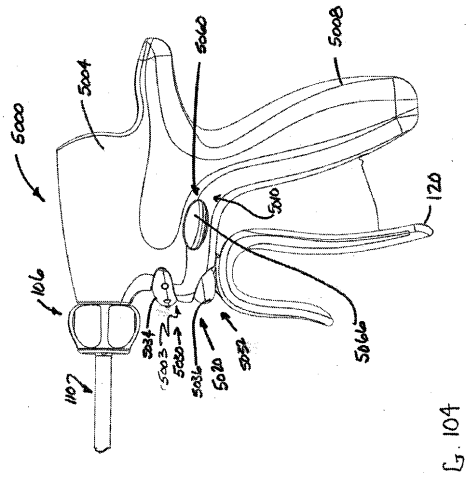


FIG. 104

【図１０５】

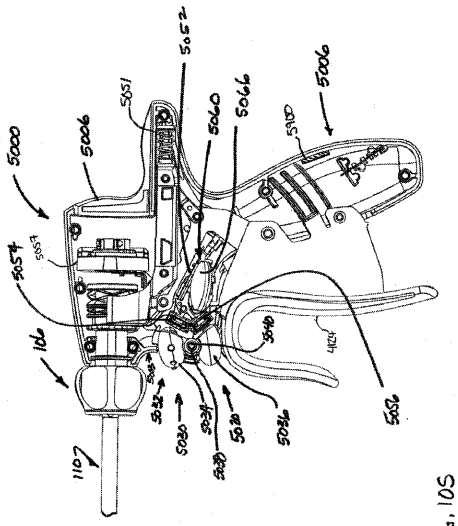


FIG. 105

【図１０６】

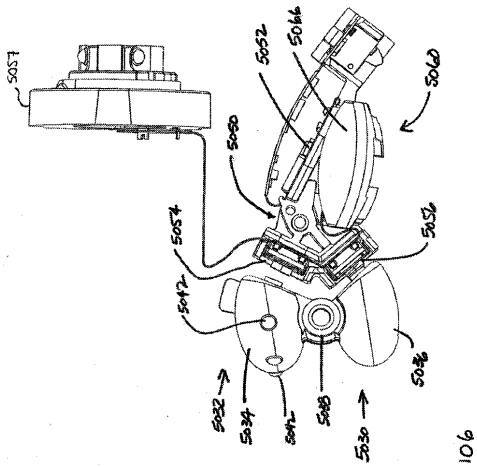


FIG. 106

【図１０７】

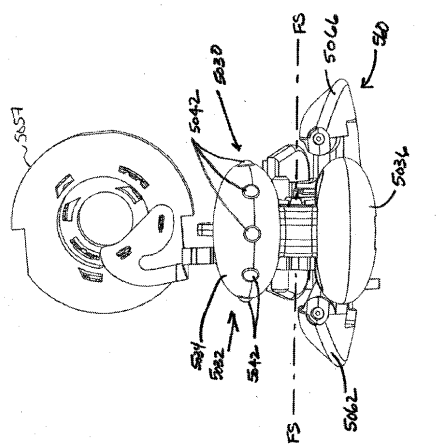


FIG. 107

【図１０８】

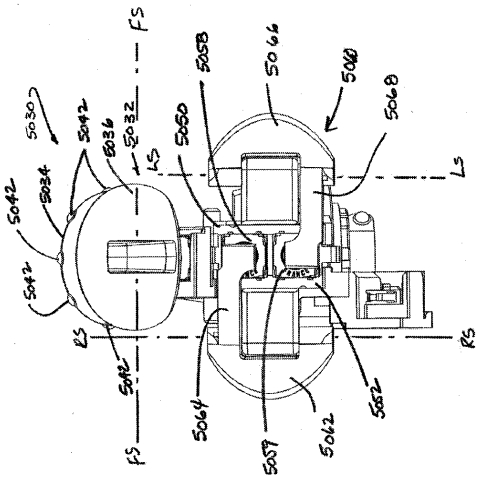


FIG. 108

【図１０９】

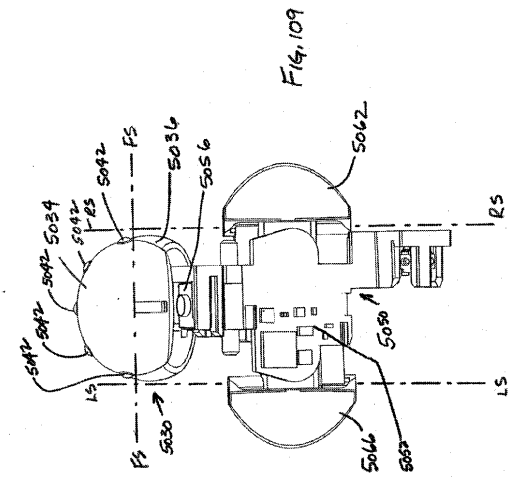


FIG. 109

【図１０９Ａ】

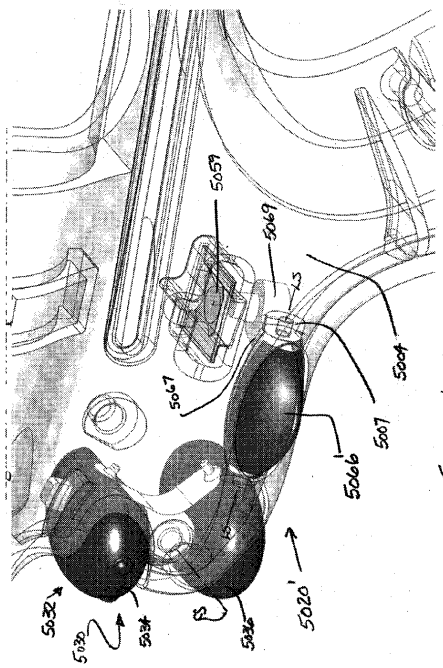


FIG. 109A

【図１１０】

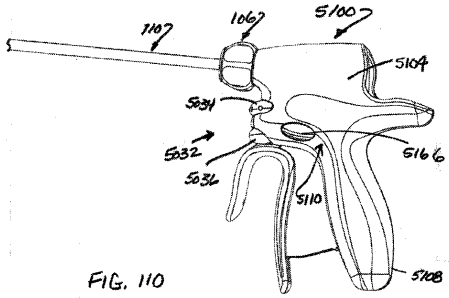


FIG. 110

【図１１１】

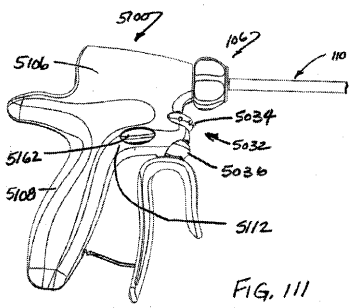


FIG. 111

【図１１２】

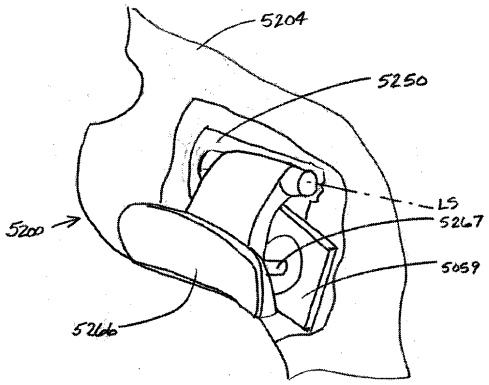


FIG. 112

【図１１３】

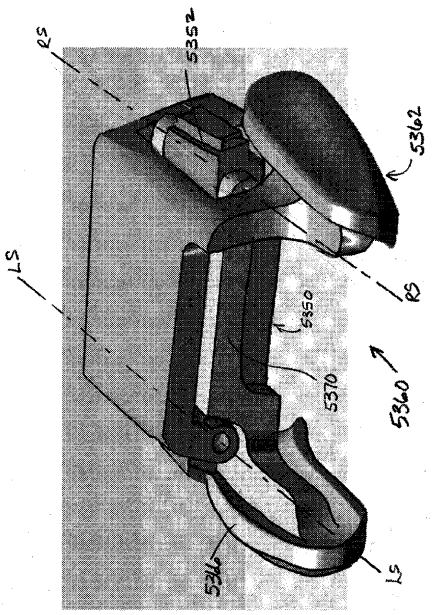


FIG. 113

【図１１４】

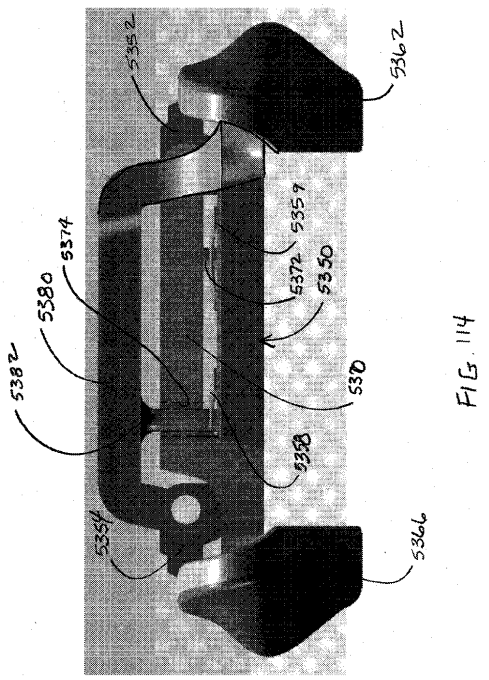


FIG. 114

【図１１５】

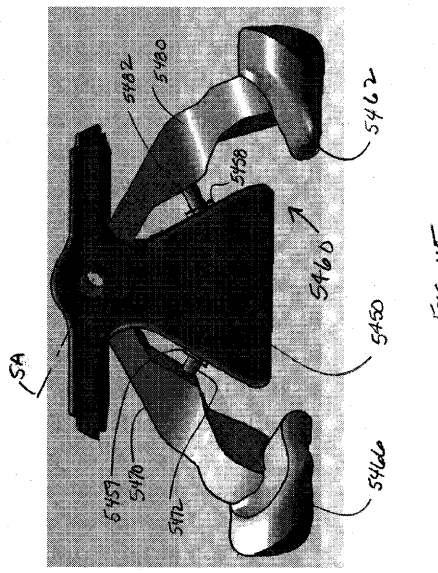


FIG. 115

【図１１６】

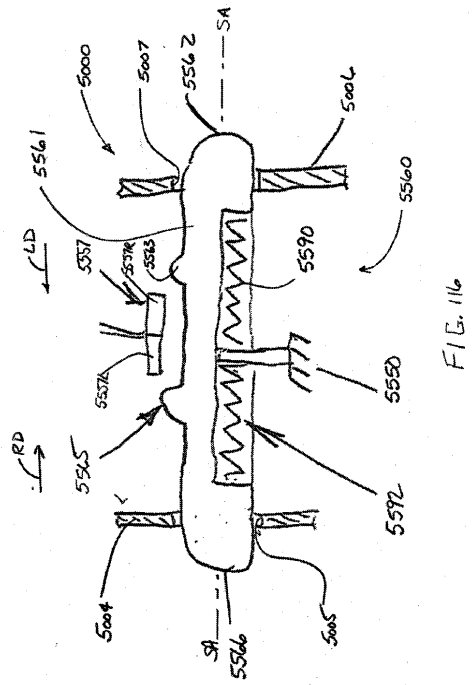


FIG. 116

【図１１７】

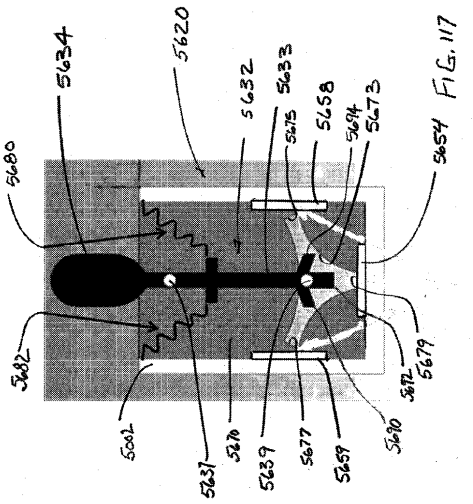


FIG. 117

【図１１８－１２０】

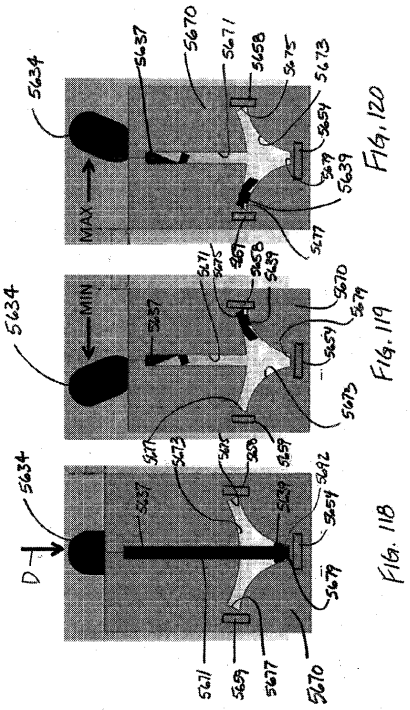
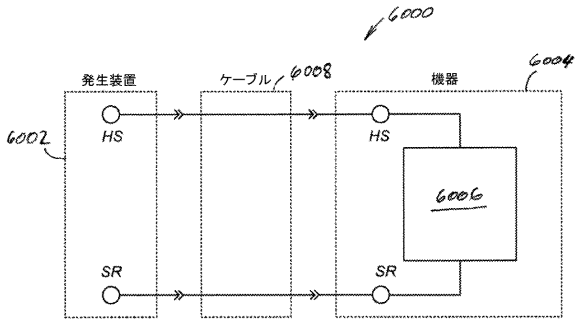


FIG. 118

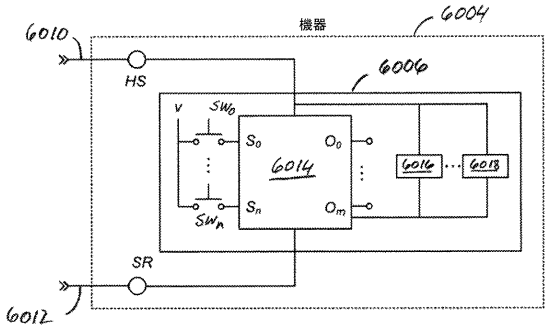
FIG. 119

FIG. 120

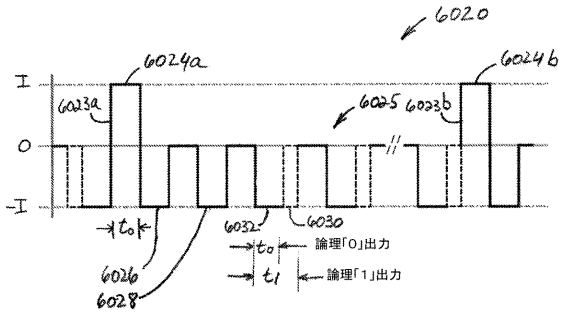
【図１２１】



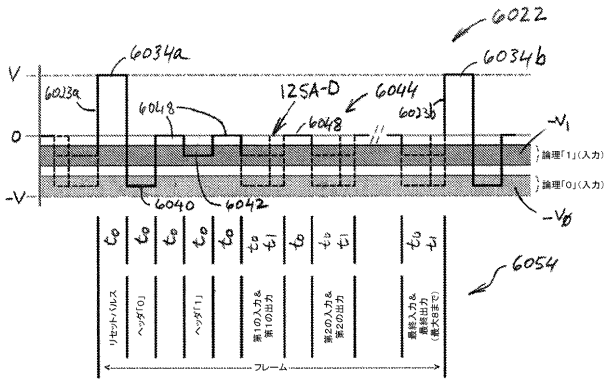
【図１２２】



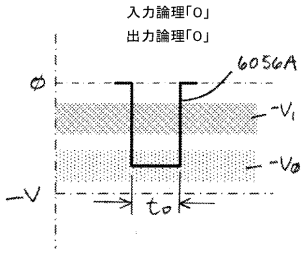
【図１２３】



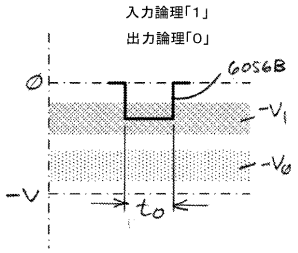
【図１２４】



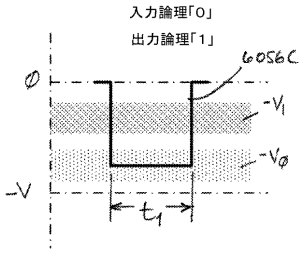
【図１２５Ａ】



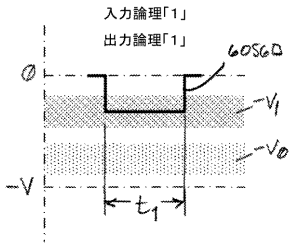
【図１２５Ｂ】



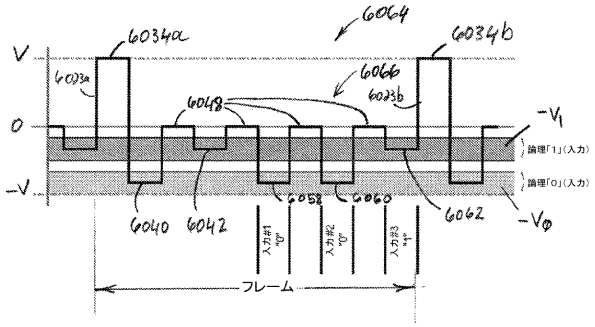
【図１２５Ｃ】



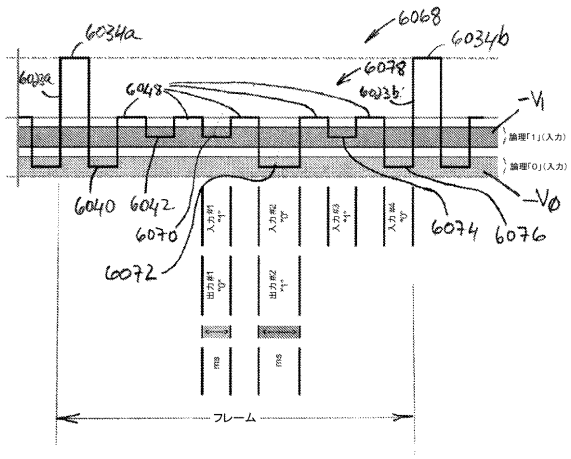
【図１２５Ｄ】



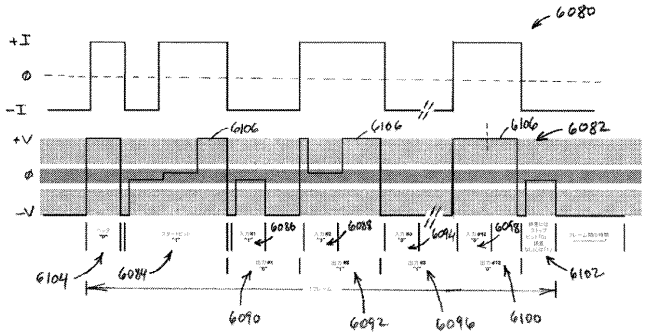
【図１２６】



【図１２７】



【図１２８】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2013/035361

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B17/32 A61B18/12
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal, WPI Data

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2011/008672 A2 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]; WEINER EITAN T [US]; WAN SHAN [US]; PRI) 20 January 2011 (2011-01-20) paragraph [0094] - paragraph [0096]; figures 18-20	1-3, 6-18, 21-23
A	US 2011/082486 A1 (MESSERLY JEFFREY D [US] ET AL) 7 April 2011 (2011-04-07) paragraph [0193] - paragraph [0194]	1,8,14, 16,17,22
A	US 5 944 737 A (TSONTON MARK [US] ET AL) 31 August 1999 (1999-08-31) cited in the application column 5, line 29 - line 53; figure 1	1,12,13, 23

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
20 June 2013	27/09/2013

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Moers, Roelof

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (April 2005)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/US2013/035361

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2011008672 A2	20-01-2011	AU 2010273651 A1	02-02-2012
		CA 2768129 A1	20-01-2011
		CN 102497827 A	13-06-2012
		EP 2453813 A2	23-05-2012
		JP 2012533346 A	27-12-2012
		WO 2011008672 A2	20-01-2011
US 2011082486 A1	07-04-2011	AU 2011307332 A1	18-04-2013
		CA 2813385 A1	04-05-2013
		CN 103237512 A	07-08-2013
		EP 2621377 A2	07-08-2013
		US 2011082486 A1	07-04-2011
		US 2012310262 A1	06-12-2012
		US 2012310263 A1	06-12-2012
		US 2012310264 A1	06-12-2012
		WO 2012044600 A2	05-04-2012
US 5944737 A	31-08-1999	AU 730054 B2	22-02-2001
		AU 8841598 A	29-04-1999
		CA 2249809 A1	10-04-1999
		DE 69815246 D1	10-07-2003
		DE 69815246 T2	06-05-2004
		DE 69830674 D1	28-07-2005
		DE 69830674 T2	24-05-2006
		EP 0908155 A1	14-04-1999
		EP 1362555 A1	19-11-2003
		ES 2201414 T3	16-03-2004
		ES 2242914 T3	16-11-2005
		JP 4488448 B2	23-06-2010
		JP 4832468 B2	07-12-2011
		JP H11192234 A	21-07-1999
		JP 2008284374 A	27-11-2008
		US 5944737 A	31-08-1999

Form PCT/ISA/210 (patent family annex) (April 2005)

International Application No. PCT/US2013/035361

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-3, 6-18, 21-23

Method and system for driving an ultrasonic end effector by generating an electrical signal, monitoring the signal and triggering a response upon an event.

---

2. claims: 4, 5, 19, 20, 24-28

Method and system for driving an ultrasonic end effector by generating an electrical signal having first and second pulse amplitudes for first and second times.

---

3. claims: 29-31

Surgical generator for driving an ultrasonic end effector by generating a first electrical ultrasonic drive signal and at the same time a second electrical electrosurgical signal.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2013/035361

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-3, 6-18, 21-23

Remark on Protest

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,RO,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC

(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 バートケ・ブライアン・ディー
アメリカ合衆国、４１０７５ ケンタッキー州、フォート・トーマス、ロスフォード・アベニュー ４１６
(72)発明者 テリオ・カラリン・アール
アメリカ合衆国、４５２０９ オハイオ州、シンシナティ、ドレイクウッド・ドライブ ３７８２
(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 １０８０５、アパートメント・ディー
(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 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、ダブリュ・コンコード・ドライブ １０６
(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 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

Ｆターム(参考) 4C160 JJ23 JJ25 JJ46 KK03 KK04 KK05 KK23 KK24 MM32

专利名称(译)	用于切割和凝结组织的装置和技术		
公开(公告)号	JP2015514474A	公开(公告)日	2015-05-21
申请号	JP2015505808	申请日	2013-04-05
[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		
[标]发明人	メサーリージェフリーディー バートケブライアンディー テリオカラリンアール ウィーナーアイタンティー イェイツデビッドシー オールドリッジジェフリーエル シュテューレンフォスタービー ジョルダノジェイムズアール		
发明人	メサーリー·ジェフリー·ディー バートケ·ブライアン·ディー テリオ·カラリン·アール ウィーナー·アイタン·ティー イェイツ·デビッド·シー オールドリッジ·ジェフリー·エル シュテューレン·フォスター·ビー ジョルダノ·ジェイムズ·アール		
IPC分类号	A61B18/00 A61B18/04		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B17/320092 A61B18/1206 A61B18/1442 A61B2017/00026 A61B2017/0003 A61B2017/00115 A61B2017/00132 A61B2017/00176 A61B2018/00898 A61B2018/00994 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/36.330 A61B17/38		
F-TERM分类号	4C160/JJ23 4C160/JJ25 4C160/JJ46 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK05 4C160/KK23 4C160/KK24 4C160/MM32		
优先权	61/621876 2012-04-09 US 13/839014 2013-03-15 US		
其他公开文献	JP6466319B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种形式涉及用于驱动耦合到手术器械的超声驱动系统的末端执行器的系统和方法。发电机可以产生至少一个电信号。可以针对第一组逻辑条件监控至少一个电信号。当手术器械的超声阻抗超过阈值阻抗时，可以将至少一个电信号的共振频率存储为基线频率。在满足第一组逻辑条件或者至少一个电信号的共振频率与基线频率相差基线偏差阈值时，可以触发发生器的第一响应。

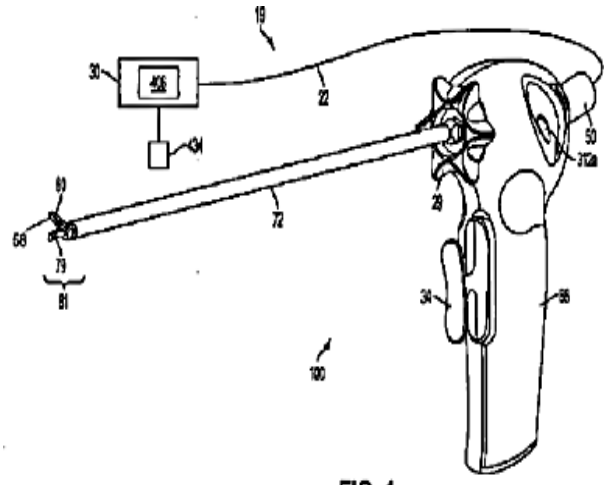


FIG. 1