

(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2011-530330

(P2011-530330A)

(43) 公表日 平成23年12月22日(2011.12.22)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 18/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/36 3 3 0

テーマコード (参考)

4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 42 頁)

(21) 出願番号 特願2011-522149 (P2011-522149)
 (86) (22) 出願日 平成21年8月3日 (2009.8.3)
 (85) 翻訳文提出日 平成23年3月25日 (2011.3.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2009/052616
 (87) 国際公開番号 W02010/017149
 (87) 国際公開日 平成22年2月11日 (2010.2.11)
 (31) 優先権主張番号 61/086,619
 (32) 優先日 平成20年8月6日 (2008.8.6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 61/188,790
 (32) 優先日 平成20年8月13日 (2008.8.13)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・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】 階段状の出力で切断及び凝固するための超音波装置

(57) 【要約】

様々な実施形態は、手術器具内の超音波トランスデューサに連結されたエンドエフェクタを駆動する装置、システム、及び方法を目的とする。この方法は、第1の超音波駆動信号を超音波駆動システムに連結された発生器によって生成すること、超音波トランスデューサを第1の期間にかけて第1の超音波駆動信号で作動させること、第2の超音波駆動信号を発生器によって生成すること、超音波トランスデューサを第1の期間の後に第2の期間にかけて第2の超音波駆動信号で作動させること、を含む。第1の駆動信号は、第1及び第2のそれぞれの期間にかけて、第2の駆動信号と異なる。第1及び第2の駆動信号は、第1及び第2の期間にかけて階段関数波形を画定する。この装置は、超音波器具に連結されるように構成された発生器を備える。このシステムは、超音波器具に連結された発生器を備える。この超音波器具は、導波管に連結された超音波トランスデューサと、導波管に連結されたエンドエフェクタとを備える超音波駆動システムを備え、超音波駆動システムは、共振周波数で共振するように構成される。

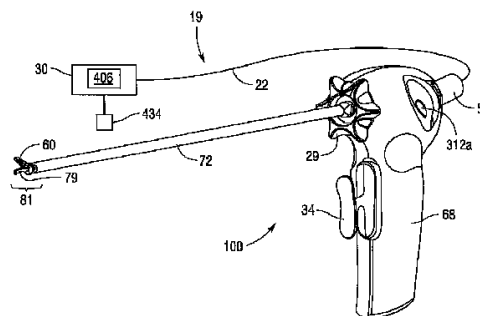


Fig.1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

手術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ための方法であって、

第 1 の超音波駆動信号を、超音波駆動システムに連結された発生器によって生成することにおいて、前記超音波駆動システムが、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備えており、前記超音波駆動システムが共振周波数で共振するように構成されている、生成することと、

前記超音波トランスデューサを第 1 の期間にかけて前記第 1 の超音波駆動信号で作動させることと、

第 2 の超音波駆動信号を前記発生器によって生成することと、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に、第 2 の期間にかけて前記第 2 の超音波駆動信号で作動させることと、を含み、

前記第 1 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 のそれぞれの期間にかけて、前記第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1 及び第 2 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 の期間にかけて階段関数波形を画定する、方法。

【請求項 2】

第 3 の超音波駆動信号を前記発生器によって生成することと、

前記超音波トランスデューサを第 3 の期間にかけて前記第 3 の超音波駆動信号で作動させることと、を含み、

前記第 3 の駆動信号が、前記第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけて、前記第 1 及び第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1、第 2、及び第 3 の駆動信号が、前記第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけて階段関数波形を画定する、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記第 1、第 2、及び第 3 の超音波駆動信号を生成することが、対応する第 1、第 2、及び第 3 の駆動電流を生成することを含み、

前記超音波トランスデューサを作動させることが、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間にかけて前記第 1 の駆動電流で作動させることと、

前記超音波トランスデューサを前記第 2 の期間にかけて前記第 2 の駆動電流で作動させることと、

前記超音波トランスデューサを前記第 3 の期間にかけて前記第 3 の駆動電流で作動させることと、を含む、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記第 1 の超音波駆動信号を、前記共振周波数と異なる第 1 の周波数で生成することと、

第 1 の組織を第 2 の組織から分離するために適した前記エンドエフェクタに第 1 のレベルの機械振動を提供するために、前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間にかけて前記第 1 の周波数において前記第 1 の超音波駆動信号で作動させることと、

前記第 2 の超音波駆動信号を前記共振周波数で生成することと、

第 2 のレベルの機械振動を前記第 1 の組織の離断及び封着に適した前記エンドエフェクタに提供するために、前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に前記第 2 の期間にかけて前記共振周波数において前記第 2 の超音波駆動信号で作動させることと、を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

第 1 の周波数が前記共振周波数と実質的に異なり、前記第 1 の期間が 1 秒未満である、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

前記第 1 の周波数が、下記等式

$f_1 = 2 * f_0$ によって定義され、

式中、 f_1 は前記第 1 の周波数であり、

式中、 f_0 は前記共振周波数である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記第 1 の周波数が、下記等式

$f_1 = f_0 / 2$ によって定義され、

式中、 f_1 は前記第 1 の周波数であり、

式中、 f_0 は前記共振周波数である、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 8】

10

前記第 2 の超音波駆動信号を前記共振周波数で前記第 1 の期間の後に自動的に生成することを含む、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 9】

前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングすることと、

測定された特性に基づいて前記第 1 及び第 2 の駆動信号の任意の 1 つを生成することと、を含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

前記測定可能な特性が、前記超音波トランスデューサのインピーダンスである、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

20

前記測定可能な特性が、前記エンドエフェクタに接触している組織の部分のインピーダンスである、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 12】

治療レベル未満の無線周波数 (RF) 信号を生成することと、

前記 RF 信号を前記組織の部分に適用することと、

前記組織の部分の前記インピーダンスを測定することと、を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

手術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ための装置であって、

30

超音波器具の超音波駆動システムに連結されるように構成された発生器を備え、前記超音波駆動システムは、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備え、

前記発生器は、

第 1 の超音波駆動信号を生成し、

前記超音波トランスデューサを第 1 の期間にかけて前記第 1 の超音波駆動信号で作動させ、

第 2 の超音波駆動信号を前記発生器によって生成し、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に、第 2 の期間にかけて前記第 2 の超音波駆動信号で作動させるように構成され、

40

前記第 1 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 のそれぞれの期間にかけて、前記第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1 及び第 2 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 の期間にかけて階段関数波形を画定する、装置。

【請求項 14】

前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングするために測定モジュールを備え、前記発生器が、測定された特性に基づいて前記第 1 及び第 2 の駆動信号の任意の 1 つを生成するように構成される、請求項 13 に記載の装置。

【請求項 15】

前記測定モジュールが、

50

前記エンドエフェクタに連結された無線周波数（ＲＦ）発生器であって、治療レベル未満のＲＦ信号を生成するように構成されている、無線周波数発生器と、

前記超音波駆動システムの遠位端に連結されたクランプアームアセンブリと、を備え、前記クランプアームアセンブリが、前記ＲＦ発生器に連結された帰線電極を形成する導電体部分を備えており、前記クランプアームアセンブリが、間に組織を把持するために前記エンドエフェクタに動作可能に連結されている、請求項１４に記載の装置。

【請求項１６】

前記測定モジュールが、
電圧感知モジュールと、
電流感知モジュールと、

前記電圧感知モジュール及び前記電流感知モジュールに連結されたアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）と、

前記ＡＤＣに連結されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、インピーダンスを測定するように構成されている、請求項１４に記載の装置。

【請求項１７】

手術器具の超音波システムに連結されたエンドエフェクタを駆動するためのシステムであって、

発生器と、

前記発生器に連結された超音波駆動システムを備える超音波器具と、を備え、前記超音波駆動システムは、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備え、

前記発生器は、

第１の超音波駆動信号を生成し、

前記超音波トランスデューサを第１の期間にかけて前記第１の超音波駆動信号で作動させ、

第２の超音波駆動信号を前記発生器によって生成し、

前記超音波トランスデューサを前記第１の期間の後に、第２の期間にかけて前記第２の超音波駆動信号で作動させるように構成され、

前記第１の駆動信号は、前記第１及び第２のそれぞれの期間にかけて、前記第２の駆動信号と異なり、

前記第１及び第２の駆動信号は、前記第１及び第２の期間にかけて階段関数波形を画定する、システム。

【請求項１８】

前記発生器が前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングするために測定モジュールを備え、前記発生器が、測定された特性に基づいて前記第１及び第２の駆動信号の任意の１つを生成するように構成される、請求項１７に記載のシステム。

【請求項１９】

前記測定モジュールが、

前記エンドエフェクタに連結された無線周波数（ＲＦ）発生器であって、治療レベル未満のＲＦ信号を生成するように構成されている、無線周波数発生器と、

前記超音波駆動システムの遠位端に連結されたクランプアームアセンブリと、を備え、前記クランプアームアセンブリが、前記ＲＦ発生器に連結された帰線電極を形成する導電体部分を備えており、前記クランプアームアセンブリが、間に組織を把持するために前記エンドエフェクタに動作可能に連結されている、請求項１８に記載のシステム。

【請求項２０】

前記測定モジュールが、
電圧感知モジュールと、
電流感知モジュールと、

前記電圧感知モジュール及び前記電流感知モジュールに連結されたアナログ－デジタル変換器（ＡＤＣ）と、

10

20

30

40

50

前記 A D C に連結されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、インピーダンスを測定するように構成される、請求項 18 に記載のシステム。

【請求項 21】

超音波手術器具で組織の状態の変化を決定する方法であって、
プロセッサによって、超音波トランスデューサを駆動するために発生器の 1 つ又は 2 つ以上の駆動信号を抽出することと、

前記プロセッサによって、その抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの第 1 の加重移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、その計算された、前記抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの第 1 の移動平均の勾配を計算することと、

前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の第 2 の加重移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、前記勾配の移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、前記勾配の前記第 2 の加重移動平均と、前記勾配の前記移動平均とを比較することと、

前記プロセッサによって、その比較に基づいて組織の状態の変化の発生を決定することと、を含む、方法。

【請求項 22】

前記プロセッサによって、前記組織の状態の変化が発生したときに出力インジケータを作動させることを含む、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 23】

前記出力インジケータを作動させることが、前記組織の状態の変化の発生を前記超音波手術器具のユーザーに通知するために、視覚的、可聴、及び触覚的フィードバックの任意の 1 つを作動させることを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 24】

前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力を切断することを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 25】

前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力を低減することを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 26】

前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力をサイクリングすることを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 27】

前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力をパルシングし、前記発生器から高電力瞬間サージを出力することを含む、請求項 22 に記載の方法。

【請求項 28】

前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの前記第 1 の加重移動平均を計算することが、前記プロセッサによって、下記の式

$$S_t = \alpha Y_t + (1 - \alpha) S_{t-1}$$

にしたがって、前記抽出された駆動信号の指数加重移動平均を計算することを含み、式中、

S_t は、前記抽出された駆動信号の現在の移動平均であり、

S_{t-1} は、前記抽出された駆動信号の、1 つ前の移動平均であり、

α は平滑化係数であり、

Y_t は、前記抽出された駆動信号の現在のデータ点である、請求項 21 に記載の方法。

【請求項 29】

前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の前記第 2 の加重移動平均を計算することが、前記プロセッサによって、下記の式

$$S'_{t} = \alpha' Y'_{t} + (1 - \alpha') S'_{t-1}$$

にしたがって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の前記第2の加重移動平均を計算することを含み、

式中、

S'_{t} は、前記抽出された駆動信号の勾配の現在の移動平均であり、

S'_{t-1} は、前記抽出された駆動信号の前記勾配の、1つ前の移動平均であり、

α' は平滑化係数であり、

Y'_{t} は、前記抽出された駆動信号の前記勾配の現在の勾配データ点である、請求項28に記載の方法。

【請求項30】

10

前記抽出された駆動信号が周波数信号であり、前記プロセッサによって前記比較に基づいて前記組織の状態の変化の発生を決定することが、前記プロセッサによって周波数変曲点を決定することを含む、請求項21に記載の方法。

【請求項31】

前記抽出された駆動信号が電圧信号であり、前記プロセッサによって前記比較に基づいて前記組織の状態の変化の発生を決定することが、前記プロセッサによって少なくとも2つの連続するサンプルにわたる電圧降下点を決定することを含む、請求項21に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

(関連出願の相互参照)

本特許出願は、(1)「Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating with Stepped Output」と題する米国特許仮出願第61/086619号(2008年8月6日付付願)及び(2)「Ultrasonic Device for Cutting and Coagulating with Stepped Output」と題する米国特許仮出願第61/188790号(2008年8月13日付付願)に関してアメリカ合衆国条例119項(e)第35章に基づく利益を主張し、上記の両方の仮出願の全ては、参照によりここに組み込まれる。

30

【0002】

(発明の分野)

本開示は、概して超音波手術システムに関するものであり、より特定すると、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システムに関する。

【背景技術】

【0003】

超音波手術器具は、そのような器具の特有の性能的特徴のおかげで、手術処置にますます広範に用いられるようになってきている。特定の器具の構成及び操作パラメータによっては、超音波手術器具は、組織の切断及び凝固によるホメオスタシスを実質的に同時にもたらし、患者の外傷を望ましく最小限にすることができる。切断行為は、通常、器具の遠位端にある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、エンドエフェクタが接触した組織に超音波エネルギーが伝達される。このような性質の超音波器具は、ロボット支援処置を含む切開手術用途、腹腔鏡又は内視鏡手術処置用に構成され得る。

40

【0004】

いくつかの手術用器具は、正確な切断及び制御された凝固の両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、電気外科手術で使用される温度より低い温度を使用して切断及び凝固を行う。高周波(例えば、毎秒55,500回)で振動する超音波ブレードは、組織内のタンパク質を変性して、べったりとした凝塊を形成する。ブレード表面が組織に及ぼす圧力は血管を崩壊し、凝塊が止血シール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、及び電力レベル、ブレードエッジ、組織トラクシ

50

ョン、ブレード圧力の調整によって制御される。

【0005】

しかし、医療機器のための超音波技術の主たる課題は、引き続き、血管の封着である。出願者らによって為された研究は、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が外膜層から分離され、移動されると、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すことが行われてきた。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

更に、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常に有するわけではない。したがって、何らかの形式のフィードバックを提供して、視覚的フィードバックが利用可能でないときに、ユーザーに切断が完了したことを示すことは望ましいであろう。更に、切断が完了したことを示す何らかの形式のフィードバックインジケータがなければ、切断が完了しているのにユーザーが高調波器具を作動させ続ける可能性があり、高調波器具のつかみ具の間に何も無い状態で高調波器具を作動させると指数関数的に生成される熱によって、高調波器具及び周囲の組織の損傷を引き起こす可能性がある。

【0007】

現在の器具の欠点のいくつかを克服する超音波手術器具を提供することが望ましいであろう。本明細書に記述する超音波手術器具は、それらの欠点を克服する。

【課題を解決するための手段】

【0008】

一般的な一観点において、記述されている実施形態の原理を具現化した超音波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。一実施形態では、エンドエフェクタが手術器具の超音波駆動システムに連結される。超音波駆動システムに連結された発生器は、第1の超音波駆動信号を生成する。超音波駆動システムは、導波管に連結された超音波トランスデューサと、その導波管に連結されたエンドエフェクタとを備える。超音波駆動システムは、共振周波数で共振するように構成される。超音波トランスデューサは、第1の期間にかけて第1の超音波駆動信号で作動される。発生器は、第2の超音波駆動信号を生成する。超音波トランスデューサは、第1の期間の後に、第2の期間にかけて第2の超音波駆動信号で作動される。第1の駆動信号は、第1及び第2の期間のそれぞれにかけて、第2の駆動信号と異なる。第1及び第2の駆動信号は、第1及び第2の期間にかけて階段関数波形を画定する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

記述されている実施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。記述される実施形態は、しかしながら、編成及び操作方法のいずれに関しても、以下の添付の図面と共になされた以下の説明を参照することによって最良に理解され得る。

【図1】超音波手術器具の一実施形態を図示する斜視図。

【図2】超音波手術器具の一実施形態のアセンブリ斜視図。

【図3】力の計算を図示する、クランプアームの一実施形態の概略図。

【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、及び周波数の波形を表現するグラフ。

【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、及び周波数の波形を表現するグラフ。

【図6】負荷されていない発振器の一実施形態の電流階段関数波形、並びに電圧、電力、インピーダンス及び周波数の波形を表現するグラフ。

【図7】軽負荷の発振器の一実施形態の電流階段関数波形、並びに電圧、電力、インピーダンス及び周波数の波形を表現するグラフ。

【図8】重負荷の発振器の一実施形態の電流階段関数波形、並びに電圧、電力、インピー

10

20

30

40

50

ダンス及び周波数の波形を表現するグラフ。

【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実施形態を示す図。

【図 10】超音波手術器具と、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手術システムの一実施形態を示す図。

【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実施形態を示す図。

【図 12】手術システムと共に使用可能なクランプアームアセンブリの一実施形態を示す図。

【図 13】ブレードに連結された組織インピーダンスモジュール、及び組織が間に挟まれているクランプアームアセンブリの概略図。

【図 14】手術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ための方法の一実施形態を示す図。

【図 15 A】組織の状態の変化を決定すること及びそれにしたがって出力インジケータを作動させることの一実施形態のロジックフローチャート。

【図 15 B】周波数変曲点分析モジュールの動作の一実施形態を図示するロジックフローチャート。

【図 15 C】電圧降下分析モジュールの動作の一実施形態を図示するロジックフローチャート 900。

【発明を実施するための形態】

【0010】

超音波手術器具の様々な実施形態について詳細に説明する前に、図示されている実施形態は、その適用又は用途において、添付図面及び説明の関連において例示される部品の構造及び配列の詳細に限定されないことに留意すべきである。例示的な諸実施形態は、他の実施形態、変形形態、及び修正形態に実装され又は組み込まれてもよく、様々な方法で実践又は実施されてよい。更に、特に指示がない限り、本明細書に使用される用語及び表現は、読者の便宜上、例示的な実施形態を説明するために選択されており、これらの範囲を制限することを目的とするのではない。

【0011】

更に、以下に記述される実施形態、実施形態の具現、実施例の任意の 1 つ以上を、以下に記述される他の実施形態、実施形態の具現、実施例の任意の 1 つ以上と組み合わせることができるものと理解されたい。

【0012】

様々な実施形態は、手術処置中の組織の解離、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手術器具を目的とする。一実施形態では、超音波手術器具装置は切開手術処置における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のような他のタイプの手術における用途も有する。超音波エネルギーの選択的使用によって、多方面の用途が容易になる。

【0013】

様々な実施形態について、本明細書に記述されている超音波器具との組み合わせとして記述する。そのような記述は制限としてではなく例として提供されているのであり、その範囲及び適用を制限することは意図されない。例えば、記述される任意の一実施形態は、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 号に記述されているものを含む多様な超音波器具との組み合わせとしても有用である。

【0014】

以下の記述から明白となるように、本明細書に記述される手術器具の実施形態は、手術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、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所望の超音波作動を本明細書の手術器具にもたらすよう

10

20

30

40

50

に、企図される。また、本明細書に記述される手術器具の実施形態は、手術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、それにより、例えば無線周波数（R F）の形態の電気エネルギーを使用して、その手術器具に関してユーザーにフィードバックを提供するように企図される。超音波発振器及び／又は信号発生器は、分離できないように手術器具と一体化されてもよく、あるいは、手術器具に電氣的に取り付け可能であり得る分離した構成要素として提供されてもよい。

【 0 0 1 5 】

本明細書の手術装置の一実施形態は、その直接的な（straightforward）構造のおかげで、使い捨て用として特に構成される。しかしまた、本明細書の手術器具の他の実施形態は、使い捨てではないもの又は複数回使用されるものとして構成され得るものと企図される。関連付けられる発振器及び信号発生器ユニットとの、本明細書の手術器具の取り外し可能な接続について、ここでは１人の患者用として、あくまで例示を目的として開示する。しかし、本明細書の手術器具を、関連付けられる発振器及び／又は信号発生器ユニットと取り外し可能にせず、一体化接続することもまた、企図される。したがって、本明細書に記述される手術器具の様々な実施形態は、一回用及び／又は複数回用として、取り外し可能及び／又は取り外し可能でない一体化の、発振器及び／又は信号発生器ユニットのいずれかと共に、制限なしに構成され得、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と企図される。

【 0 0 1 6 】

図１～３を参照すると超音波手術器具１００を含む手術システム１９の一実施形態が図示されている。手術システム１９は、ケーブル２２のような適した伝達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と、超音波手術器具１００とを含む。この開示されている実施形態では、発生器３０は手術器具１００から分離して示されているが、一実施形態では、発生器３０は手術器具１００と一体化形成されて、一体型の手術システム１９を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に位置する入力デバイス４０６を備える。入力デバイス４０６は、後に図９を参照して説明されるように、発生器３０の動作をプログラムするために適した信号を生成する任意の適したデバイスを備えることができる。引き続き図１～３を参照すると、ケーブル２２は、電気エネルギーを超音波トランスデューサ５０の正（＋）及び負（－）の電極に適用するための複数の導電体を備えることができる。いくつかの用途では、超音波トランスデューサ５０は、多様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を把持して操作できるように手術システム１９の手術器具１００が構成され得ることから、「ハンドルアセンブリ」と呼ばれる場合があることに留意されたい。好適な発生器３０は、Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio) により販売されているGEN 300であり、以下の、その全てが参照により本明細書に組み込まれる米国特許の１つ以上に開示されているようなものである。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 Phas

10

20

30

40

50

e 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 Handpiece 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)。

10

20

30

40

50

【0017】

これらの記述されている実施形態によると、超音波発生器30は特定の電圧、電流、及び周波数(例えば、55,500サイクル/秒(Hz))の電気信号を生成する。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含有するハンドルアセンブリ68に、ケーブル22で接続される。ハンドルアセンブリ68上のスイッチ312a又は発生器30に別のケーブルで接続されるフットスイッチ434に応答して、発生器信号はトランスデューサ50に適用されて、その要素の縦振動を引き起こす。一構造物は、手術ブレード79をトランスデューサ50に接続しており、発生器信号がトランスデューサ50に適用されたときに超音波周波数において振動される。この構造物は、選択された周波数で共振するように設計され、したがって、トランスデューサ50によって始動される運動を増幅する。一実施形態では、発生器30は、高い分解能、精度、及び反復性で階段状にされ得る特定の電圧、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。

【0018】

図4を参照すると、電流システムにおいて、従来の発振器は0時に作動されて、所望の設定値約340mAに上昇する電流300を結果としてもたらす。約2秒で軽負荷が適用されて、それに対応する電圧310、電力320、インピーダンス330の増加、及び共振周波数340の変化を結果としてもたらす。

【0019】

図5を参照すると、電流システムにおいて、従来の発振器は0時に作動されて、所望の設定値約340mAに上昇する電流300を結果としてもたらす。約2秒で、増加していく負荷が適用されて、それに対応して電圧310、電力320、インピーダンス330の増加、及び共振周波数340の変化を結果としてもたらす。約7秒で、負荷は発振器がフラットパワーモードに入る点まで増加し、負荷の更なる増加が、発振器がその電力供給の電圧限界の範囲内に維持される限りは電力を35Wに維持する。電流300、及び故に変位は、フラットパワーモードの間、変動する。約11.5秒で、負荷は電流300が所望の設定値約340mA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。

【0020】

ここで再び図1~3を参照すると、超音波手術器具100は、超音波トランスデューサ50内に包含されている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応される複数の部品からなるハンドルアセンブリ68を含む。ハンドルアセンブリ68は、従来の方法でユーザーによって保持される形を取ることができるが、これから説明するように、本発明の超音波手術器具100は、原則的に、この器具のハンドルアセンブリによって

提供される引き金のような構成において把持され、操作されるように企図される。複数の部分からなる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、単一又は一体の構成要素を備えることもできる。ハンドルアセンブリ 68 へのトランスデューサ 50 の挿入によって、超音波手術器具 100 の近位端は、超音波トランスデューサ 50 の遠位端を受け入れて嵌合する。一実施形態では、超音波手術器具 100 は、ユニットとして、超音波トランスデューサ 50 に取り付けられることも、それから取り外すこともできる。他の実施形態では、超音波手術器具 100 と超音波トランスデューサ 50 は、一体化ユニットとして形成され得る。超音波手術器具 100 は、結合するハウジング部分 69 とハウジング部分 70、及びトランスミッションアセンブリ 71 を備える、ハンドルアセンブリ 68 を含むことができる。本発明の器具が内視鏡用に構成されるとき、その構成体は、トランスミッションアセンブリ 71 が外径約 5.5 mm を有するように寸法どられることができる。超音波手術器具 100 の細長いトランスミッションアセンブリ 71 は、器具のハンドルアセンブリ 68 から直角に延出する。トランスミッションアセンブリ 71 は、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れ得るが、これについて下記に詳述する。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のような耐久性のあるプラスチックで構築され得る。また、代替方法として、ハンドルアセンブリ 68 を他のプラスチック、セラミック、又は金属を含む多様な材料で作製してもよいと企図される。

10

【0021】

トランスミッションアセンブリ 71 は外側管状部材すなわち外側シース 72 と、内側管状作動部材 76 と、導波管 80 と、エンドエフェクタ 81 とを含むことができ、エンドエフェクタ 81 は、例えばブレード 79 と、クランプアーム 56 と、1 つ以上のクランプパッド 58 とを備える。後に説明するように、外側シース 72 と、作動部材 76 と、導波管 80 すなわちトランスミッションロッドとを共に接合して、1 つのユニット（超音波トランスデューサ 50 と共に）としてハンドルアセンブリ 68 に対して回転することができる。超音波トランスデューサ 50 からの超音波エネルギーをブレード 79 に伝達するように適応される導波管 80 は、可撓性、半可撓性、又は剛性であってよい。導波管 80 は、また、当該技術分野で周知のように、導波管 80 を通してブレード 79 に伝達される機械振動を増幅するようにも構成され得る。導波管 80 は、更に、導波管 80 に沿った縦振動のゲインを制御するための特徴、及びシステムの共振周波数に対して導波管 80 を整調するための特徴を有してもよい。具体的には、導波管 80 は、任意の好適な断面寸法を有することができる。例えば、導波管 80 は実質的に均一の断面を有してもよく、又は導波管 80 は、様々なセクションで先細形状であっても、又はその全長にわたって先細形状であってもよい。現在の実施形態の 1 つの具現において、導波管の直径は、ブレード 79 での振れの量を最小限にするために名目上約 0.287 cm (0.113 インチ) であり、したがって、エンドエフェクタ 81 の近位部における隙間は最小限にされる。

20

30

【0022】

ブレード 79 は、導波管 80 と一体式でもよく、単一ユニットとして形成されてもよい。現在の実施形態の別の具現において、ブレード 79 は、ねじ接続、溶接、又は他の連結機構によって接続され得る。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_r に調整するために、波腹近くに配置される。超音波トランスデューサ 50 が通電されるとき、ブレード 79 の遠位端は、例えば 55,500 Hz の既定の振動周波数 f_d で、例えば約 10 ~ 500 マイクロメートルの頂点間振幅の範囲、好ましくは約 20 ~ 約 200 マイクロメートルの範囲で、長手方向に動くように構成されている。

40

【0023】

図 1 ~ 3 を具体的に参照すると、そこには、本発明の超音波手術器具 100 と共に使用するための、ブレード 79 と協調作用するように構成されるクランプ部材 60 の一実施形態が図示されている。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

50

部材 60 は枢動可能なクランプアーム 56 を含み、このアームは外側シース 72 及び作動部材 76 の遠位端に、組織係合パッドすなわちクランプパッド 58 と組み合わされて接続される。クランプアーム 56 は引き金 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。この実施形態の 1 つの具現において、クランプパッド 58 は、摩擦係数の低いポリマー材料である E. I. Du Pont de Nemours and Company の商標名である T E F L O N (登録商標)、又は他の任意の好適な低摩擦材料によって形成され得る。クランプパッド 58 は、ブレード 79 と協調するようにクランプアーム 56 に実装され、クランプアーム 56 の枢動がクランプパッド 58 をブレード 79 に対してほぼ平行な関係で、ブレード 79 と接触させて位置づけることによって、組織処置領域を定める。この構成により、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。図示されているように、鋸歯様の形態のような平滑でない表面をクランプパッド 58 に設けて、ブレード 79 との協調による組織の把持を補強することができる。鋸歯様の形態又は歯は、ブレード 79 の動き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 へのカウントラクション及びつかみ動作も提供する。当業者には理解されるであろうが、この鋸歯様の形態は、ブレード 79 の動きに対する組織の動きを防ぐための多くの組織係合表面の一例にすぎない。その他の代表的な例としては、パンプ、綾目模様、トレッド模様、ビード、又は砂吹き付け表面が挙げられる。

【 0 0 2 4 】

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 の最遠位部に位置付けられ、一方、組織処置領域の近位部はこの遠位端振幅の約 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 の遠位部はその遠位領域の組織を離断し、それにより、その近位領域内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に滑り込み、組織の離断を完了することを可能にする。

【 0 0 2 5 】

図 3 はフォースダイアグラム、及び作動力 F_A (作動部材 76 によって提供される) と離断力 F_T (最適な組織処置エリアの中間点で測定される) との関係を図示している。

$$F_T = F_A (X_2 / X_1) \quad (1)$$

【 0 0 2 6 】

F_A が近位ばね 94 (摩擦損失がより少ない) のばねの予負荷 (一実施形態では約 5 . 670 kg (12 . 5 ポンド)) と等しい場合、 F_T は約 2 . 41 kg (4 . 5 ポンド) と等しい。

【 0 0 2 7 】

F_T は、組織マーク 61 a 及び 61 b によって画定されるように最適な組織処置が生じるクランプアーム / ブレード境界面の領域で測定される。組織マーク 61 a、b はクランプアーム 56 上にエッチング又は隆起されて、視認可能なしるしを外科医にもたらすので、外科医は最適な組織処置エリアの明確な指示を得る。組織マーク 61 a、b は距離にして約 7 mm 離間され、より好ましくは約 5 mm 離間される。

【 0 0 2 8 】

図 9 は、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 の一実施形態を図示する。駆動システム 32 は可撓性であり、超音波電気駆動信号 416 を、超音波トランスデューサ 50 を駆動するために望ましい周波数及び電力レベル設定で生成することができる。様々な実施形態で、発生器 30 は、モジュール及び / 又はブロックのようないくつかの分離した機能的要素を備えることができる。特定のモジュール及び / 又はブロックは例として記載され得るが、より多くの又はより少ない数のモジュール及び / 又はブロックが使用され得、かつ依然として実施形態の範囲内にあることが理解され得る。更に、様々な実施形態は、記述を容易にするためにモジュール及び / 又はブロックとして記述され得るが、そのようなモジュール及び / 又はブロックは、1 つ以上の、例えばプロセッサ、デジタル信号プロセッサ (DSP)、プログラマブ

10

20

30

40

50

ルロジックデバイス（PLD）、特定用途向け集積回路（ASIC）、回路、レジスターのようなハードウェアコンポーネント、及び／又は、例えばプログラム、サブルーチン、ロジックのようなソフトウェアコンポーネント、及び／又は、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアコンポーネントとの組み合わせによって実施され得る。

【0029】

一実施形態では、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施される1つ以上の埋め込まれたアプリケーションを備えることができる。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イス（API）などのような様々な実行可能なモジュールを備えることができる。ファームウェアは、ビットマスクされた読み出し専用メモリ（ROM）又はフラッシュメモリのような不揮発性メモリ（NVM）に格納することができる。様々な実施において、ファームウェアをROMに格納することはフラッシュメモリを保存し得る。NVMは、例えばプログラマブルROM（PROM）、消去可能なプログラマブルROM（EPROM）、電気消去可能なプログラマブルROM（EEPROM）、又はダイナミックRAM（DRAM）、ダブルデータレートDRAM（DDRAM）、及び／若しくは同期DRAM（SDRAM）のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ（RAM）を含む他のタイプのメモリを備えることができる。

【0030】

一実施形態では、発生器30の駆動システム32は、超音波手術器具100（図1）の様々な測定可能な特性をモニタリングするため、並びに切断及び／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にプロセッサ400として実施されたハードウェアコンポーネントを備える。当業者は、発生器30及び駆動システム32が追加的なコンポーネント又はより少ないコンポーネントを備える場合があること、及び正確さと明瞭さのために本明細書には簡易版の発生器30及び駆動システム32だけが記述されていることを理解するであろう。様々な実施形態において、既に述べたように、ハードウェアコンポーネントはDSP、PLD、ASIC、回路、及び／又はレジスターとして実施され得る。一実施形態では、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のような超音波手術器具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格納及び実行するように構成され得る。

【0031】

一実施形態では、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はここに記述されている実施形態にしたがって方法を実行して、様々な時限又は期間（T）についての、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、複数の時限にかけての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され得る。時限又は期間（T）は既定（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）であっても可変であってもよい。可変時限は、駆動信号を第1の値に設定し、かつモニタリング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定義され得る。モニタリング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、組織凝固などが挙げられ得る。発生器30によって生成される超音波駆動信号は、限定はされないが、例えば、プライマリ縦モード及びその高調波、並びに曲げ及びねじれ振動モードのような様々な振動モードにおいて超音波トランスデューサ50を励起する能力を有する超音波駆動信号を含む。

【0032】

一実施形態では、実行可能なモジュールはメモリに格納された1つ以上の階段関数アル

ゴリズム 402 を備え、このアルゴリズムによってプロセッサ 400 は、実行されたときに様々な時限又は期間 (T) についての電流 (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。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 つ以上の時限にかけての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され得る。駆動信号は、1 つ以上の階段出力アルゴリズム 402 にしたがって既定の固定時限若しくは期間 (T) 又は変動時限若しくは期間のいずれかに関して生成され得る。プロセッサ 400 の制御下で、発生器 30 は、既定期間 (T) にかけて、又はモニタリングされる特性 (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) における変化のような既定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において変化することができる。他の階段が望まれる場合は、発生器 30 は、測定されたシステムの特性に基づき適応して階段を増すこと又は減らすことができる。

10

20

30

40

50

【0033】

動作に際し、ユーザーは、発生器 30 のコンソールのフロントパネルに位置する入力デバイス 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。入力デバイス 406 は、プロセッサ 400 に適用して発生器 30 の動作を制御することができる信号 408 を生成する任意の適したデバイスを備えることができる。様々な実施形態において、入力デバイス 406 は多目的又は専用コンピュータへのボタン、スイッチ、サムホイール、キーボード、キーパッド、タッチスクリーンモニター、指先指示デバイス、リモート接続を含む。他の実施形態では、入力デバイス 406 は適したユーザーインターフェイスを備えることができる。したがって、入力デバイス 406 を使用し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) を設定又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 で信号を出力インジケータ 412 に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。

【0034】

様々な実施形態において、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して、超音波手術器具 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、例えば組織切断及び凝固の完了のような、手術処置のステータスを指示することができる。限定ではなく例示として、視覚的フィードバックには、白熱電灯又は発光ダイオード (LED)、グラフィカル・ユーザー・インターフェイス、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、棒グラフ表示、デジタル文字数字表示を含む、任意のタイプの視覚的指示デバイスが挙げられる。限定ではなく例示として、可聴フィードバックには、音声 / スピーチプラットフォームを介してコンピュータと相互作用するための任意のタイプのブザー、コンピュータで生成されたトーン、コンピュータ化されたスピーチ、ボイスユーザーインターフェイス (VUI) が挙げられる。限定ではなく例示として、触覚的フィードバックには、器具ハウジングのハンドルアセンブリ 68 を介し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。

【0035】

一実施形態では、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又はプログラムされ得る。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、直接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 に連結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。

【 0 0 3 6 】

一実施形態では、発生器 3 0 は、超音波器具 1 0 0 (図 1) の測定可能な特性をモニターするように構成され得る 1 つ以上の測定モジュール又はコンポーネントを備える。図示の実施形態では、プロセッサ 4 0 0 を使用して、システムの特性をモニタリング及び計算することができる。図のように、プロセッサ 4 0 0 はトランスデューサ 5 0 に供給される電流及びトランスデューサ 5 0 に適用される電圧をモニタリングすることによってトランスデューサ 5 0 のインピーダンス Z を測定する。一実施形態では、電流感知回路 4 2 6 を使用して、トランスデューサ 5 0 を流れる電流を感知し、電圧感知回路 4 2 8 を使用して、トランスデューサ 5 0 に適用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 4 3 0 回路又はスイッチ回路構成を介してアナログ - デジタルコンバータ 4 3 2 (A D C) に適用することができる。アナログマルチプレクサ 4 3 0 は、変換される適切なアナログ信号を A D C 4 3 2 に送る。他の実施形態では、マルチプレクサ 4 3 0 回路の代わりに複数の A D C 4 3 2 をそれぞれの測定された特性のために使用することができる。プロセッサ 4 0 0 は A D C 4 3 2 のデジタル出力 4 3 3 を受信し、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 を計算する。プロセッサ 4 0 0 は、負荷曲線に対する望ましい電力を生成できるように出力駆動信号 4 1 6 を調整する。プログラムされた階段関数アルゴリズム 4 0 2 にしたがって、プロセッサ 4 0 0 は、トランスデューサインピーダンス Z に応答して、駆動信号 4 1 6 (例えば電流又は周波数) を任意の適したインクリメント又はデクリメントで階段状にすることができる。

10

20

【 0 0 3 7 】

手術ブレード 7 9 を実際に振動させる (例えば、ブレード 7 9 を作動させる) には、ユーザーはフットスイッチ 4 3 4 (図 1) 又はハンドルアセンブリ 6 8 のスイッチ 3 1 2 a (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、駆動信号 4 1 6 をトランスデューサ 5 0 に出力する。既定の一定期間 (T) 、又はトランスデューサ 5 0 のインピーダンス Z における変化のような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 4 0 0 はプログラムされた値にしたが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 4 1 2 は、プロセスの特定の状態をユーザーに通信する。

【 0 0 3 8 】

図 6 、 7 、及び 8 を参照して発生器 3 0 のプログラムされた動作を更に図示することができ、図はそれぞれ、負荷のない状態、軽負荷の状態、及び重負荷の状態における発生器 3 0 の電流 3 0 0 、電圧 3 1 0 、電力 3 2 0 、インピーダンス 3 3 0 、及び周波数 3 4 0 を表すグラフである。図 6 は、負荷のない状態の発生器 3 0 の一実施形態の電流 3 0 0 、電圧 3 1 0 、電力 3 2 0 、インピーダンス 3 3 0 、及び周波数 3 4 0 の波形を表すグラフである。図示の実施形態で、発生器 3 0 の電流 3 0 0 の出力は階段状である。図 6 に示すように、発生器 3 0 は約 0 時に最初に起動され、結果として電流 3 0 0 は約 1 0 0 m A である第 1 の設定点 I_1 まで上がる。電流 3 0 0 は第 1 の設定点 I_1 で、第 1 の期間 T_1 にかけて維持される。例えば図示の実施形態では約 1 秒である第 1 の期間 T_1 の終わりに、電流 3 0 0 の設定点 I_1 は、例えば階段関数アルゴリズム 4 0 2 ソフトウェアにしたがって、発生器 3 0 によって、約 1 7 5 m A である第 2 の設定点 I_2 に変更され、例えば階段状に、例えば図示の実施形態では約 2 秒間である第 2 の期間 T_2 へ進む。第 2 の期間 T_2 の終わりに、例えば図示の実施形態では約 3 秒で、発生器 3 0 のソフトウェアは電流 3 0 0 を約 3 5 0 m A である第 3 の設定点 I_3 に変更する。システムに負荷がないので、電圧 3 1 0 、電流 3 0 0 、電力 3 2 0 、及び周波数はごくわずかに応答する。

30

40

【 0 0 3 9 】

図 7 は、軽負荷状態の発生器 3 0 の一実施形態の電流 3 0 0 、電圧 3 1 0 、電力 3 2 0 、インピーダンス 3 3 0 、及び周波数 3 4 0 の波形をグラフで表している。図 7 を参照すると、発生器 3 0 は約 0 時に起動され、その結果、電流 3 0 0 は約 1 0 0 m A である電流 3 0 0 の第 1 の設定点 I_1 に上がる。約 1 秒で、電流 3 0 0 の設定点はソフトウェアによ

50

って発生器 30 内で変更され、約 175 mA である I_2 になり、次いで再び約 3 秒で発生器 30 は電流 300 を約 350 mA である設定点 I_3 に変更する。図の電圧 310、電流 300、電力 320、及び周波数 340 は、図 4 に示されているのと同じように軽負荷に応答している。

【0040】

図 8 は、重負荷状態の発生器 30 の一実施形態の電流 300、電圧 310、電力 320、インピーダンス 330、及び周波数 340 の波形を表すグラフである。図 8 を参照すると、発生器 30 は約 0 時に起動されて、結果として電流 300 は第 1 の設定点 I_1 である約 100 mA に上がる。約 1 秒で、電流 300 の設定点は発生器 30 内でソフトウェアによって変更されて、約 175 mA である I_2 になり、次いで再び、約 3 秒で発生器 30 は電流 300 の設定点を約 350 mA である I_3 に変更する。図 5 に示されているのと同様に、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 が示されている。

10

【0041】

当業者には、図 6 ~ 8 に記述されている電流 300 階段関数の設定点（例えば、 I_1 、 I_2 、 I_3 ）及びそれぞれの階段関数設定点の持続期間の時限又は期間（例えば、 T_1 、 T_2 ）は、本明細書に記述されている値に限定されず、手術処置の所与の設定に応じて望まれ得る任意の好適な値に調整され得ることが理解されるであろう。設計上の特徴又は性能上の制約の所与の設定に応じて望まれ得るように、より多い又はより少ない電流設定点及び持続期間が選択され得る。既に述べたように、期間はプログラミングによって既定されてもよく、あるいは測定可能なシステム特性に基づいて可変であってもよい。実施形態はこの文脈に限定されない。

20

【0042】

手術システム 19 の様々な実施形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記手術システム 19 の動作について、図 9 を参照して説明される、入力デバイス 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手術器具を使用して血管の切断及び凝固をするためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスについて動作の詳細と結び付けて説明するが、本明細書で説明される全体的な機能性が手術システム 19 によってどのように実施され得るかを示す例をこのプロセスが提供しているにすぎないことは理解できよう。更に、所与のプロセスは、特に指示がない限り、必ずしも本明細書に提示されている順序で実行されなくてもよい。既に説明したように、入力デバイス 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。

30

【0043】

したがって、次に図 1 ~ 3 及び 6 ~ 9 を参照し、血管を封着するための 1 つの技法は、基準超音波エネルギーを適用して血管の離断及び封着を行う前に、血管の内側筋肉層を分離して外膜層から離すことを含む。従来の方法はクランプ部材 60 に適用される力を増すことによってこの分離を達成してきたが、ここに開示されているのは、クランプ力のみに頼らずに組織を切断及び凝固するための代替的な装置及び方法である。より効果的に血管の組織層を分離するために、例えば、周波数階段関数を超音波トランスデューサ 50 に適用して、その階段関数にしたがって複数のモードでブレード 79 を機械的に変位するように発生器 30 をプログラムすることができる。一実施形態では、周波数階段関数は、ユーザーインターフェイス 406 を介し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と、各階段のための周波数（ f ）と、超音波トランスデューサ 50 が励起されることになる各階段に対応する持続期間（ T ）とを選択することができる。ユーザーは、様々な手術処置を実行するために、複数の期間のための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。

40

【0044】

一実施形態では、第 1 の超音波周波数を最初に設定して、第 2 の超音波周波数を適用して血管を切断及び封着する前に血管の筋肉組織層を機械的に分離することができる。限定

50

ではなく例として、プログラムの1つの実現によると、最初、発生器30は第1の時限 T_1 （例えば、約1秒未満）のための第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 $f_0/2$ 、 $2f_0$ 、又は他の構造的共振周波数であり、式中、 f_0 は共振周波数（例えば、 55.5 kHz ）である。第1の周波数 f_1 は、低レベルの機械振動作用をブレード79にもたらし、それがクランプ力と合わさって、共振で一般に生じる有意な熱を引き起こすことなく、（治療レベル以下で）血管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、第2の期間 T_2 については駆動周波数を共振周波数 f_0 に自動的に切り替えて血管の離断及び封着をするようにプログラムされる。第2の期間 T_2 の持続期間は、プログラムされてもよく、ユーザーによって決定される血管の切断及び封着に実際にかかる時間によって決定されてもよく、又は、下記に詳述するように、トランスデューサインピーダンス Z のような測定されるシステム特性に基づいてもよい。

【0045】

一実施形態では、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の離断/封着）は、組織/血管の離断がいつ生じるかを検出するようにトランスデューサ50のインピーダンス Z 特性を感知することによって自動化することができる。プロセッサ400が周波数及び/又は電流階段関数出力を生成するためのトリガを提供するように、インピーダンス Z を筋肉層の離断及び血管の離断/封着と関連させることができる。図9を参照して既に述べたように、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を通して流れる電流及びトランスデューサ50に適用される電圧に基づいて、プロセッサ400によって計算され得る。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ので、ブレード79への負荷が増すにつれてトランスデューサ50のインピーダンス Z は増し、ブレード79への負荷が減るにつれてトランスデューサ50のインピーダンス Z は減る。したがって、トランスデューサ50のインピーダンス Z をモニタリングして外膜層からの血管の内側筋肉組織層の離断を検出することができ、かつまた、いつ血管が離断及び封着されたかを検出するためにそれをモニタリングすることもできる。

【0046】

一実施形態では、超音波手術器具110は、トランスデューサインピーダンス Z に応答するプログラムされた階段関数アルゴリズムにしたがって動作され得る。一実施形態では、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関連された1つ以上の既定しきい値との比較に基づいて開始され得る。トランスデューサインピーダンス Z がしきい値の上又は下に遷移する（例えば、しきい値と交差する）とき、プロセッサ400はデジタル周波数信号418をDDS回路420に適用して、トランスデューサインピーダンス Z に応答する階段関数アルゴリズム402にしたがって既定の階段によって駆動信号416の周波数を変更する。動作に際して、ブレード79は最初、組織処置部位に位置づけられる。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 を設定する（例えば、 $f_0/2$ 、 $2f_0$ 。又は他の f_0 が共振周波数である構造的共振周波数）。駆動信号416は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ตอบสนอง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はブレード79を第1の駆動周波数 f_1 で機械的に作動させる。このプロセスを促進するために、力又は負荷をクランプ部材60及びブレード79に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79への負荷が変化し、トランスデューサインピーダンス Z が既定しきい値を交差して、組織層が離断されたことを示すまで、トランスデューサインピーダンス Z をモニタリングする。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_0 。又は他の、組織の離断、凝固、及び封着に適した周波数を設定する。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。ここで、フットスイッチ4

10

20

30

40

50

34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、トランスデューサ50は駆動信号416によって第2の駆動周波数 f_2 で通電される。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を参照して説明したように階段状にされ得ることが理解されるであろう。

【0047】

1つの階段関数アルゴリズム402によると、プロセッサ400はまず、血管の内側筋肉層を外膜層から分離するために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はトランスデューサインピーダンスZをモニタリングして、内側筋肉層がいつ外膜層から離断又は分離されるかを決定する。トランスデューサインピーダンスZはブレード79に適用される負荷と相関されるので、例えば、より多くの組織を切断することは、ブレード79及びトランスデューサインピーダンスZへの負荷を減らす。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が既定のしきい値未満に下がったときに検出される。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と、プロセッサ400は駆動周波数を共振周波数 f_0 に設定する。次いで、血管はブレード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が作動されて、血管を離断及び封着する。一実施形態では、インピーダンスZの変化は、組織との最初の接触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。

【0048】

図10は、超音波手術器具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とを備える手術システム190の一実施形態を図示する。開示されている実施形態では、発生器500は手術器具120から分離して示されているが、一実施形態では、発生器500は手術器具120と一体化形成されて、一体型手術システム190を形成することができる。一実施形態では、発生器500は、組織の電気インピーダンス Z_t をモニタリングし、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され得る。一実施形態では、組織インピーダンス Z_t は、治療レベル未満の無線周波数(RF)信号をその組織に適用して、その組織を通る電流をクランプ部材60上の帰線電極によって測定することによって決定され得る。図10に図示した実施形態では、手術システム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(例えば帰線)電極を形成する導電部分を備える。組織インピーダンスモジュール502は、ケーブル504のような適した伝達媒体を介してブレード79及びクランプアームアセンブリ451に連結される。ケーブル504は、組織に電圧を付加するため、及び組織を通して流れてインピーダンスモジュール502に戻る電流の帰路を提供するための、複数の導電体を備える。様々な実施形態で、組織インピーダンスモジュール502は、発生器500と一体に形成され得るか、又は、発生器500に連結された別の回路として提供され得る(このオプションを例示するために図では点線で示されている)。発生器500は発生器30とほぼ同様であるが、組織インピーダンスモジュール502を追加的特徴として有する。

【0049】

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の一実施形態を図示する。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。一実施形態では、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との間に把持された組織のインピーダンス Z_t を測定するように構成され得る。組織インピーダンスモジュール502は、RF発振器506と、電圧感知回路508と、電流感知回路510とを備える。電圧感知回路508及び電流感知回路510はブレード79の電極に付加されたRF電圧 v_{rf} と、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の導電部分を通して流れるRF電流 i_{rf} に応答する。感知された電圧 v_{rf} 及び電流 i_{rf} は

10

20

30

40

50

、ADC 432によって、アナログマルチプレクサ430を介し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、組織インピーダンス Z_t を、電圧感知回路508と電流感知回路510によって測定されるRF電圧 V_{rf} 対電流 i_{rf} の比率を計算することによって決定する。一実施形態では、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され得る。したがって、組織インピーダンス Z_t の検出を自動プロセスと統合して、通常なら共振で生じる有意な量の加熱を引き起こさずに、組織を離断する前に内側筋肉層を外膜層から分離することができる。

【0050】

図12は、手術システム190（図10）と共に使用され得るクランプアームアセンブリ451の一実施形態を図示する。図示の実施形態では、クランプアームアセンブリ451はベース449に設置さ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、例えば帰線電極を形成するクランプアームアセンブリ451の導電部分である。1つの実装では、クランプアーム56（図3）は、導電ジャケット472が設置されるベース449を形成することができる。様々な実施形態で、導電ジャケット472は中央部分473及び少なくとも1つの下方に延在する側壁474を含むことができ、この側壁はベース449の底面475より下に延在することができる。図示の実施形態で、導電ジャケット472は、ベース449の両側で下方に延在する2つの側壁474を有する。他の実施形態では、中央部分473は、ベース449から延出している突起477を受け入れるように構成され得る少なくとも1つの開口476を備えることができる。そのよう

【0051】

様々な実施形態で、クランプアームアセンブリ451は、導電ジャケット472とベース449との間に位置づけられる、例えばプラスチック及び/又はゴムのような、非導電性又は絶縁材料を含むことができる。電気絶縁材料は電流が導電ジャケット472とベース449との間を流れること又は短絡することを防ぐことができる。様々な実施形態で、ベース449は少なくとも1つの開口478を備えることができ、この開口はピボットピン（図示せず）を受け入れるように構成され得る。ピボットピンは、例えば、クランプアームアセンブリ451がシース72に対して開いた位置と閉じた位置との間で回転され得るように、ベース449を旋回可能にシース72（図10）に設置するよう構成することができる。図示の実施形態で、ベース449はベース449の対向する両側に位置づけられた2つの開口478を含む。一実施形態で、ピボットピンは、たとえベース449が例えば導電ジャケット472と電気接触していても電流がシース72に流入することを防ぐように構成され得る、例えばプラスチック及び/又はゴムのような非導電性又は非絶縁材料で形成されること、又はそのような材料を備えることができる。様々な電極の実施形態を備える追加的なクランプアームアセンブリを使用してもよい。そのようなクランプアームアセンブリの例は、同一所有者による同時出願の米国特許出願第12,503,769号、同第12/503,770号、同第12,503,766号（整理番号第END6493USNP/080592号、同第END6493USNP1/080593号、同第END6493USNP2/080594号）に記述されており、参照によりこれらの各々はその全体が本明細書に組み込まれる。

【0052】

図13は、間に組織514が挟まれているブレード79とクランプアームアセンブリ415に連結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との間に挟まれている組織514（ Z_t ）のインピーダンスをモニタリング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 によって超音波手術器具 120 に連結されている。ケーブル 504 はブレード 79 (例えば正 [+] 電極) と接続された第 1 の「通電」導体 504 a と、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「帰線」導体 504 b とを含む。一実施形態で、RF 電圧 v_{rf} がブレード 79 に付加されて、組織 514 を通る RF 電流 i_{rf} の流れを引き起こす。第 2 の導体 504 b は電流 i_{rf} が組織インピーダンスモジュール 502 に戻るための帰路を提供する。電流 i_{rf} がブレード 79 から、導電ジャケット 472 とブレード 79 との中間に位置づけられた組織 514 及び導電ジャケット 472 を通って、帰線導体 504 b へと流れることができるように、帰線導体 504 b の遠位端は導電ジャケット 472 に接続される。インピーダンスモジュール 502 は、第 1 の導体 504 a 及び第 2 の導体 504 b によって回路を接続する。一実施形態で、RF エネルギーはブレード 79 に、超音波トランスデューサ 50 及び導波管 80 (図 2) を通して付加され得る。なお、注記すべきこととして、組織インピーダンス Z_t を測定することを目的として組織 514 に付加される RF エネルギーは、組織 514 の治療に有意なやり方で寄与しないか、又は全く寄与しない、低レベルの治療レベル未満の信号である。

10

20

30

40

50

【0053】

手術システム 190 の様々な実施形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記手術システム 190 の動作について、図 10 ~ 13 を参照し、入力デバイス 406 及び組織インピーダンスモジュール 502 を備える手術器具を使用して血管の切断及び凝固をするためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスについて動作の詳細と結び付けて説明するが、本明細書で説明される全体的な機能性が手術システム 190 によってどのように実施され得るかを示す例をこのプロセスが提供しているにすぎないことは理解できよう。更に、所与のプロセスは、特に指定しない限り、必ずしも本明細書に提示されている順序で実行されなくてもよい。既に説明したように、入力デバイス 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。

【0054】

一実施形態では、超音波手術器具 120 は、組織インピーダンス Z_t に応答するプログラムされた階段関数アルゴリズム 402 にしたがって動作され得る。一実施形態では、周波数階段関数出力は、組織インピーダンス Z_t と、様々な組織状態 (例えば乾燥、離断、封着) と相関された既定のしきい値との比較に基づいて開始され得る。組織インピーダンス Z_t がしきい値の上又は下に遷移する (例えば交差する) とき、プロセッサ 400 はデジタル周波数信号 418 を DDS 回路 420 に適用して、組織インピーダンス Z_t に応答する階段関数アルゴリズム 402 にしたがって既定の階段によって超音波発振器の周波数を変更する。

【0055】

動作に際して、ブレード 79 はまず、組織処置部位に位置づけられる。組織 514 は、ブレード 79 と導電ジャケット 472 が組織 514 と電気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、 $f_0 / 2$ 、 $2f_0$ 。又は他の f_0 が共振周波数である構造的共振周波数) 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で治療レベル未満の 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 312 a 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 が既定量変化するまで、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 はブレード 79 を第 1 の駆動周波数 f_1 で機械的に作動させ、その結果、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、組織インピーダンス Z_t の増加を引き起こす。やがて、組織は超音波作用及び適用されたクラ

ンブ力によって離断され、組織インピーダンス Z_t は非常に高くなる又は無限になる。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 を参照して説明したように階段状にされ得ることが理解されるであろう。

【 0 0 5 6 】

一実施形態では、組織インピーダンス Z_t は、以下のプロセスによりインピーダンスモジュール 5 0 2 によってモニタリングされ得る。測定可能な RF 電流 i_1 は、第 1 の通電導体 5 0 4 a から組織 5 1 4 を通ってブレード 7 9 に伝達されて、導電ジャケット 4 7 2 及び第 2 の導体 5 0 4 b を通ってインピーダンスモジュール 5 0 2 に戻る。ブレード 7 9 が 1 つ以上のクランプパッド 5 8 に対して作用する超音波動作によって、組織 5 1 4 が乾燥及び切断されるにつれて、組織 5 1 4 のインピーダンスは増し、したがって、帰路すなわち第 2 の導体 5 0 4 b の電流 i_1 は減少する。インピーダンスモジュール 5 0 2 は組織インピーダンス Z_t を測定し、代表信号を ADC 4 3 2 に伝達し、ADC 4 3 2 のデジタル出力 4 3 3 はプロセッサ 4 0 0 に提供される。プロセッサ 4 0 0 は組織インピーダンス Z_t を、これらの測定値である v_{rf} 及び i_{rf} に基づいて計算する。プロセッサ 4 0 0 は組織インピーダンス Z_t の変化に応答して、任意の適した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 4 0 0 は駆動信号 4 1 6 を制御し、組織インピーダンス Z_t に応答して振幅及び周波数の調整を任意に必要なに応じて行うことができる。一実施形態では、プロセッサ 4 0 0 は組織インピーダンス Z_t が既定のしきい値に到達したときに駆動信号 4 1 6 を中止することができる。

【 0 0 5 7 】

したがって、限定でなく例として、一実施形態では、プログラムされた階段状の出力アルゴリズムによって超音波手術器具 1 2 0 を動作して、血管の内側筋肉層を外膜層から分離してから血管の離断及び封着を行うことができる。既に述べたように、1 つの階段関数アルゴリズムによると、プロセッサ 4 0 0 は最初に、共振から有意に外れている第 1 の駆動周波数 f_1 を設定する。トランスデューサ 5 0 は血管の内側筋肉層を外膜層から分離するために作動され、組織インピーダンスモジュール 5 0 2 は治療レベル未満の RF 電圧 v_{rf} 信号をブレード 7 9 に適用する。この動作の期間 T_1 の間に、プロセッサ 4 0 0 は組織インピーダンス Z_t をモニタリングして、内側筋肉層がいつ外膜層から離断又は分離されるかを決定する。組織インピーダンス Z_t は例えばブレード 7 9 に適用される負荷と相關され、組織が乾燥したとき又は組織が離断されたときに組織インピーダンス Z_t は極めて高くなる又は無限になる。組織インピーダンス Z_t における変化は血管が内側筋肉層から離断又は離断されたことを示し、発生器 5 0 0 は第 2 の期間 T_2 については無効化される。次いで、プロセッサ 4 0 0 は駆動周波数を共振周波数 f_0 に設定する。次いで、ブレード 7 9 とクランプアームアセンブリ 4 5 1 との間に血管が把持され、トランスデューサ 5 0 は再び作動されて、血管を離断及び封着する。組織インピーダンス Z_t の継続的モニタリングは、血管がいつ離断及び封着されたかの指示を提供する。また、組織インピーダンス Z_t をモニタリングして、組織切断及び / 又は凝固プロセスの完了の指示を提供すること、又は組織インピーダンス Z_t が既定のしきい値に達したときに超音波発生器 5 0 0 の作動を停止することができる。組織インピーダンス Z_t のしきい値は、例えば、血管が離断されたことを指示するために選択することができる。一実施形態では、組織インピーダンス Z_t は、初期の点から筋肉層が離断及び封着される直前の点までに、約 1 0 オーム ~ 約 1 0 0 0 オームの範囲であり得る。

【 0 0 5 8 】

出願者らは、様々な電流の設定点 (増加及び減少の両方) 及び滞在時間を実行する実験が、記載されている実施形態を使用して離断を完了する前に内側筋肉層を外膜層から分離することができ、結果的に、止血の改善及び離断部位における総エネルギー (熱) を下げる可能性を示すことを発見した。更に、筋肉層が外膜からいつ分離されるかを決定するためのインピーダンスしきい値検出スキームに関して、手術器具 1 0 0、1 2 0 について説明してきたが、検出スキームをなんら使用しない他の実施形態も本開示の範囲内にある。例えば、共振電力を適用して組織を切断する前に、層を分離するために約 1 秒以下の既定

10

20

30

40

50

時間にかけて非共振電力を適用する簡易化された手術システムに手術器具 100、120 の実施形態を使用することができる。実施形態はこの文脈に限定されない。

【0059】

手術システム 19 (図 1) 及び 190 (図 10) の様々な実施形態の動作に関する詳細を説明してきたが、上記手術システム 19、190 の動作について、入力デバイス 406 及び組織インピーダンスモジュール 502 を備える手術器具を使用して組織の切断及び凝固をするためのプロセスに関して全体的に更に説明することができる。特定のプロセスについて動作の詳細と結び付けて説明するが、本明細書で説明される全体的な機能性が手術システム 19、190 によってどのように実施され得るかを示す例をこのプロセスが提供しているにすぎないことは理解できよう。更に、所与のプロセスは、特に指定されない限り、必ずしも本明細書に提示されている順序で実行されなくてもよい。既に説明したように、入力デバイス 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。

10

【0060】

図 14 は、手術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ための方法 600 の一実施形態を図示する。限定ではなく例として図 1 ~ 3 及び 6 ~ 14 を参照すると、超音波手術器具 100、120 を方法 600 により動作して、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、様々な実施形態で、手術器具 (例えば手術器具 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 600 により駆動することができる。発生器 (例えば発生器 30、500) は、超音波駆動システムに連結される。超音波駆動システムは、導波管 (例えば導波管 80) に連結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、エンドエフェクタ 81 は導波管 80 に連結される。超音波駆動システムは、共振周波数 (例えば 55 . 5 kHz) で共振するように構成される。一実施形態では、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、発生器 30 に接続された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) 又はフットスイッチ (例えばフットスイッチ 434) の作動に応答して第 1 の期間にかけて第 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 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 の作動に応答して第 2 の期間にかけて第 2 の超音波駆動信号で作動される。第 1 の駆動信号は、第 1 及び第 2 のそれぞれの期間にかけて、第 2 の駆動信号と異なる。第 1 及び第 2 の駆動信号は、第 1 及び第 2 の期間にかけて階段関数波形を画定する。

20

30

【0061】

一実施形態では、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 の期間にかけて第 3 の超音波駆動信号で作動される。第 3 の駆動信号は、第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけて、第 1 及び第 2 の駆動信号と異なる。第 1、第 2、及び第 3 の駆動信号は、第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけての階段関数波形を画定する。一実施形態では、第 1、第 2、及び第 3 の超音波駆動信号の生成は、対応する第 1、第 2、及び第 3 の駆動電流を生成すること、第 1 の期間にかけて第 1 の駆動電流で超音波トランスデューサ 50 を作動させること、第 2 の期間にかけて第 2 の駆動電流で超音波トランスデューサ 50 を作動させること、及び第 3 の期間にかけて第 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。

40

【0062】

一実施形態で、発生器 30 は、共振周波数と異なる第 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 の超音波駆動信号により第 1 の期間にかけて第 1 の周波数で作動される。第 1 の周波数での作動は、例えば第 1 の組織を第 2 の組織から分離するために好適な第 1 のレベルの機械振動をエンドエフェクタ 81 に提供して、血管の内側筋肉層を外膜層から分離する。発生器 30 は、例えば 55 . 5

50

k H zである共振周波数で第2の超音波駆動信号を生成し、第1の期間の後の第2の期間にかけて、超音波トランスデューサ50を共振周波数において第2の超音波駆動信号で作動させる。第2の、共振周波数での作動は、内側筋肉層から血管のような第1の組織が分離されたら、第1の組織を離断及び封着するために好適な第2のレベルの機械振動をエンドエフェクタ81に提供する。一実施形態では、共振周波数での第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。一実施形態では、第1の周波数は共振周波数と実質的に異なり、第1の期間は約1秒未満である。例えば、一実施形態では、第1の周波数は等式 $f_1 = 2 * f_0$ によって定義され、式中、 f_1 は第1の周波数であり、 f_0 は共振周波数である。別の実施形態では、第1の周波数は等式 $f_1 = f_0 / 2$ によって定義され、式中、 f_1 は第1の周波数であり、 f_0 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、長手方向、曲げ、及びねじれのモード並びにそれらの高調波において、超音波トランスデューサ50の振動モードによって励起されると想定される。

10

【0063】

一実施形態では、発生器30は超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングし、測定された特性に基づいて第1及び第2の駆動信号のいずれか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をモニタリングする。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適した電子回路を備える。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に適用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ADC 432）に送り、そのデジタル出力はプロセッサ（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を計算する。

20

【0064】

一実施形態では、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、治療レベル未満のRF信号を生成するためにRF発振器（例えばRF発振器506）を含む。治療レベル未満の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）の帰線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を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）によって測定する。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のデジタル出力はプロセッサ400に提供され、プロセッサ400は、組織を通る電流及びエンドエフェクタ810のブレード79部分に付加された電圧の測定値に基づいて組織インピーダンス Z_t を計算する。

30

【0065】

図15A～Cは、超音波手術器具によって操作されている組織の状態の変化を決定するため、及び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、動作のロジックフローチャート700、800、900の様々な実施形態を図示する。本明細書で用いられるとき、組織は、例えば図1及び10に図示されているような超音波手術器具100、120のエンドエフェクタ81、810のような超音波手術器具のエンドエフェクタで操作されている間に、組織が他の組織又は骨の層から分離されたとき、組織が切断又は離断されたとき、組織が凝固されたときなどに、状態の変化を経ることが可能である。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決定され得る。

40

【0066】

50

様々な実施形態で、フィードバックは図 9 及び 11 に図示される出力インジケータ 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から外れており、組織の状態の変化がいつ発生するかをユーザーが見ることができないアプリケーションでは特に有用である。出力インジケータ 412 は、ロジックフローチャート 700、800、900 に関して記述した動作により決定されるように、組織の状態の変化が発生したことをユーザーに通信する。既に述べたように、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 (ただし限定せず) を含む様々なタイプのフィードバックをユーザーに提供して、組織が組織の状態の変化を経たことをユーザー (例えば外科医、医師) に示すように構成され得る。限定ではなく例示として、既に述べたように、視覚的フィードバックには、白熱電灯又は 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、棒グラフ表示、デジタル文字数字表示を含む、任意のタイプの視覚的指示デバイスが挙げられる。限定ではなく例示として、可聴フィードバックには、音声 / スピーチプラットフォームを介してコンピュータと相互作用するために任意のタイプのブザー、コンピュータで生成されたトーン、コンピュータ化されたスピーチ、VUI が挙げられる。限定ではなく例示として、触覚的フィードバックには、器具ハウジングのハンドルアセンブリ 68 を介し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、既に述べたように、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 に関して下記に述べるようにロジックフローチャート 700、800、900 に関して述べる動作による電圧、電流、及び周波数の測定に基づいて、決定され得る。

10

20

【0067】

一実施形態で、ロジックフローチャート 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読み取り可能な命令を含む実行可能なモジュール (例えばアルゴリズム) として実施され得る。様々な実施形態で、ロジックフローチャート 700、800、900 に関して述べた動作は、例えばプログラム、サブルーチン、ロジックのような 1 つ以上のソフトウェアコンポーネントとして、例えばプロセッサ、DSP、PLD、ASIC、回路、レジスタのような 1 つ以上のハードウェアコンポーネントとして、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、実施され得る。一実施形態で、ロジックフローチャート 700、800、900 によって記述される動作を実行するための実行可能な命令は、メモリに格納され得る。実行されると、プロセッサ 400 はそれらの命令によって、ロジックフローチャート 800 及び 900 に記述されている動作にしたがって組織の状態の変化を決定し、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な命令にしたがって、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モニタリング及び評価し、そのような信号サンプルの評価にしたがって、組織の状態の変化が生じたかどうかを決定する。下記に詳述するように、組織の状態の変化は、超音波器具のタイプと、その器具が受けている通電のレベルとに基づいて決定され得る。フィードバックに応答して、超音波手術器具 100、120 の動作モードはユーザーによって制御され得るか、又は自動的若しくは半自動的に制御され得る。

30

40

【0068】

図 15A は、組織の状態の変化を決定することと、それにしたがって出力インジケータ 412 を作動させることの一実施形態のロジックフローチャート 700 を図示する。ここで、図 15A に示されるロジックフローチャート 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) 信号を抽出する。図示の実施形態では、704 で、周波数及び電圧の信号サンプルは別個に分析されて、それぞれ対応する周波数変曲点及び / 又は電圧降下点が決定される。他の実施形態では、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

50

が別個に分析され得る。706で、この周波数信号サンプルは周波数変曲点分析モジュールに提供されて、図15Bのロジックフローチャート800に図示されるように組織の状態の変化が決定される。708で、この電圧信号サンプルは電圧降下点分析モジュールに提供されて、図15Cのロジックフローチャート900に図示されるように組織の状態の変化が決定される。

【0069】

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と関連付けられた、実験に基づく相関データと、器具が駆動されている通電レベルとに基づいて、いつ組織の状態の変化が生じたかを決定する。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どうかを決定する(716)。結果710、714が組織の状態の変化を示していない場合は、プロセッサ400は「いいえ」の方に沿って702へ進み、発生器30からの追加的な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使用する実施形態では、プロセッサ400はここで、発生器30からの追加的な電流信号サンプルもまた読み取る。結果710、714が組織の状態の十分な変化を示していれば、プロセッサ400は「はい」の方に沿って718に進み、出力インジケータ412を作動させる。

【0070】

既に述べたように、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手術器具100、120のユーザーに警告する。様々な実施形態で、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。動作モードとしては、発生器30、500の出力電力の切断又は遮断、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リング、発生器30、500の出力電力のバルシング、及び/又は発生器30、500からの高電力瞬間サージの出力が含まれるが、これらに限定されない。組織の状態の変化に応答する超音波器具の動作モードを選択して、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の加熱効果を最低限にすること、並びに手術器具100、120及び/又は周囲の組織の損傷の可能性を最低限にすることができる。組織の状態の変化が生じるときと同じように、エンドエフェクタ81、810のつかみ具の間に何もない状態でトランスデューサ50が作動されると、熱は指数関数的に生成されるので、これは利点である。

【0071】

図15Bは、周波数変曲点分析モジュールの動作の一実施形態を図示するロジックフローチャート800である。802で、ロジックフローチャート700の706から、プロセッサ400は周波数サンプルを受信する。804で、プロセッサ400は周波数変曲分析のために指数加重移動平均(EWMA)を計算する。EWMAは、発生器からのノイズを周波数サンプルからフィルタして取り除くために計算される。EWMAは、周波数移動平均の等式806及び α 値(α)808にしたがって計算される。

$$S_{t,f} = \alpha Y_{t,f} + (1 - \alpha) S_{t,f-1} \quad (2)$$

式中、

$S_{t,f}$ = 抽出された周波数信号の現在の移動平均

$S_{t,f-1}$ = 抽出された周波数信号のその前の移動平均

α = 平滑化係数

$Y_{t,f}$ = 抽出された周波数信号の現在のデータ点

【0072】

α 値808は、所望のフィルタリング又は平滑化係数にしたがって約0~約1で変化することができ、約0に近い小さい α 値808は大きい量のフィルタリング又は平滑化をもたらす、約1に近い大きい α 値808は小さい量のフィルタリング又は平滑化をもたらす

。α 値 8 0 8 は、超音波器具のタイプ及び通電レベルに基づいて選択され得る。一実施形態で、ブロック 8 0 4、8 0 6、及び 8 0 8 は、可変デジタル低域フィルタ 8 1 0 として実施され得、α 値 8 0 8 はフィルタ 8 1 0 の切り捨て点を決定する。周波数サンプルがフィルタされたら、8 1 2 で周波数サンプルの勾配が次のように計算される。

$$\text{周波数勾配} = \Delta f / \Delta t \quad (3)$$

【0073】

計算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 8 1 4 に提供されて、システムノイズを更に下げるために、その周波数勾配の E W M A 移動平均が計算される。一実施形態では、「低速応答」移動平均フィルタ 8 1 4 は、周波数勾配移動平均の等式 8 2 0 及び α 値 (α') 8 2 2 にしたがって 8 1 8 で周波数勾配の E W M A を計算することによって実施され得る。

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

式中、

S'_{t_f} = 抽出された周波数信号の周波数勾配の現在の移動平均

$S'_{t_f - 1}$ = 抽出された周波数信号の周波数勾配のその前の移動平均

α' = 平滑化係数

Y'_{t_f} = 抽出された周波数信号の現在の勾配データ点

【0074】

α' 値 8 2 2 は、所望のフィルタリング又は平滑化係数にしたがって、デジタルフィルタブロック 8 1 0 で既に述べたように、約 0 ~ 約 1 で変化し、0 に近い小さい α' 値 8 2 2 は大きい量のフィルタリング又は平滑化をもたらし、1 に近い大きい α' 値 8 2 2 は小さい量のフィルタリング又は平滑化をもたらす。α' 値 8 2 2 は、超音波器具のタイプ及び通電レベルに基づいて選択され得る。

【0075】

計算された周波数勾配データ点は「高速応答」フィルタ 8 1 6 に提供されて、周波数勾配の移動平均が計算される。8 2 4 で、「高速応答」フィルタ 8 1 6 は、データ点 8 2 6 の数に基づいて周波数勾配の移動平均を計算する。

【0076】

図示の実施形態で、「低速応答」移動平均フィルタ 8 1 4 の出力「勾配 E W M A」は加算器 8 2 8 の (+) 入力に適用され、「高速応答」フィルタ 8 1 6 の出力「勾配平均」は加算器 8 2 8 の (-) 入力に適用される。加算器 8 2 8 は「低速応答」移動平均フィルタ 8 1 4 の出力と「高速応答」フィルタ 8 1 6 の出力との差を計算する。これらの出力間の差は、8 3 0 で、既定の限界 8 3 2 と比較される。限界 8 3 2 は、超音波器具のタイプと、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とに基づいて決定される。限界 8 3 2 の値を既定して、参照テーブルなどのような形態でメモリに格納することができる。「勾配 E W M A」と「勾配平均」との差が限界 8 3 2 以下であれば、プロセッサ 4 0 0 は「いいえ」の方に沿って進み、値 8 3 4 を結果 7 1 0 のブロックに戻し、そこで、抽出された周波数信号に変曲点が見出されなかったこと、故に、組織の状態の変化が検出されなかったことが示される。しかし、「勾配 E W M A」と「勾配平均」との差が限界 8 3 2 を超えている場合は、プロセッサ 4 0 0 は「はい」の方に沿って進み、周波数変曲点 8 3 6 が見出されたと決定し、点指数 8 3 8 を結果 7 1 0 のブロックに戻し、そこで、抽出された周波数データに変曲点が見出されたこと、故に、組織の状態の変化が検出されたことが示される。図 1 5 A を参照して既に述べたように、周波数変曲点 8 3 6 が見出された場合、次に、7 1 8 (図 1 5 A) でプロセッサ 4 0 0 は組織の状態の変化インジケータ 7 1 8 を作動させる。

【0077】

図 1 5 C は、電圧降下分析モジュールの動作の一実施形態を図示するロジックフローチャート 9 0 0 である。9 0 2 で、ロジックフローチャート 7 0 0 の 7 0 8 から、プロセッサ 4 0 0 は電圧サンプルを受信する。9 0 4 で、プロセッサ 4 0 0 は周波数変曲分析のために指数加重移動平均 (E W M A) を計算する。E W M A は、発生器からのノイズを周波

数サンプルからフィルタして取り除くために計算される。E W M A は、電圧移動平均の等式 9 0 6 及び α 値 (α) 9 0 8 にしたがって計算される。

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

式中、

S_{t_v} = 抽出された電圧信号の現在の移動平均

$S_{t_v - 1}$ = 抽出された電圧信号のその前の移動平均

α = 平滑化係数

Y_{t_v} = 抽出された電圧信号の現在のデータ点

【0078】

既に述べたように、 α 値 9 0 8 は、所望のフィルタリング又は平滑化係数にしたがって 0 ~ 1 で変化することができ、超音波器具のタイプ及び電力レベルに基づいて選択され得る。一実施形態で、ブロック 9 0 4、9 0 6、及び 9 0 8 は、可変デジタル低域フィルタ 9 1 0 として実施され得、 α 値 9 0 8 はフィルタ 9 1 0 の切り捨て点を決定する。電圧サンプルがフィルタされたら、9 1 2 で電圧サンプルの勾配が次のように計算される。

$$\text{電圧勾配} = \Delta v / \Delta t \quad (6)$$

【0079】

計算された電圧勾配データ点は「低速応答」移動平均フィルタ 9 1 4 に提供されて、システムノイズを更に下げるために、その電圧勾配の E W M A 移動平均が計算される。一実施形態では、「低速応答」移動平均フィルタ 9 1 4 は、電圧勾配移動平均の等式 9 2 0 及び α 値 (α') 8 2 2 にしたがって 9 1 8 で電圧勾配の E W M A を計算することによって実施され得る。

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

式中、

S'_{t_v} = 抽出された電圧信号の電圧勾配の現在の移動平均

$S'_{t_v - 1}$ = 抽出された電圧信号の電圧勾配のその前の移動平均

α' = 平滑化係数

Y'_{t_v} = 抽出された電圧信号の現在の勾配データ点

【0080】

α' 値 9 2 2 は、所望のフィルタリング又は平滑化係数にしたがって、デジタルフィルタブロック 9 1 0 で既に述べたように、約 0 ~ 約 1 で変化し、0 に近い小さい α' 値 9 2 2 は大きい量のフィルタリング又は平滑化をもたらし、1 に近い大きい α' 値 9 2 2 は小さい量のフィルタリング又は平滑化をもたらす。 α' 値 9 2 2 は、超音波器具のタイプ及び通電レベルに基づいて選択され得る。

【0081】

計算された電圧勾配のデータ点は「高速応答」フィルタ 9 1 6 に提供されて、電圧勾配の移動平均が計算される。9 2 4 で、「高速応答」フィルタ 9 1 6 は、データ点 9 2 6 の数に基づいて電圧勾配の移動平均を計算する。

【0082】

図示の実施形態で、「低速応答」移動平均フィルタ 9 1 4 の出力「勾配 E W M A」は加算器 9 2 8 の (+) 入力に適用され、「高速応答」フィルタ 9 1 6 の出力「勾配平均」は加算器 9 2 8 の (-) 入力に適用される。加算器 9 2 8 は「低速応答」移動平均フィルタ 9 1 4 の出力と「高速応答」フィルタ 9 1 6 の出力との差を計算する。これらの出力間の差は、9 3 0 で、既定の限界 9 3 2 と比較される。限界 9 3 2 は、超音波器具のタイプと、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とに基づいて決定される。限界 9 3 2 の値を既定して、参照テーブルなどのような形態でメモリに格納することができる。「勾配 E W M A」と「勾配平均」との差が限界 9 3 2 以下であれば、プロセッサ 4 0 0 は「いいえ」の方に沿って進み、9 4 0 でカウンタをゼロにリセットしてから値 9 3 4 を結果 7 1 0 のブロックに戻し、そこで、抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されなかったこと、故に、組織の状態の変化が検出されなかったことが示される。しかし、「勾配 E W M A」と「勾配平均」との差が限界 9 3 2 を超えている場合は、プロセッサ 4 0 0 は

「はい」の方に沿って進み、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1又は例えば他の何らかの既定のしきい値より大きいかどうかを決定する。言い換えれば、プロセッサ400は電圧降下点に関して少なくとも2つのデータ点をとる。カウンタがしきい値（例えば図示の実施形態では1）以下であれば、プロセッサ400は「いいえ」の方に沿って進み、値934を結果710のブロックに戻し、そこで、抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されなかったこと、故に、組織の状態の変化が検出されなかったことが示される。カウンタがしきい値（例えば図示の実施形態では1）を超えている場合は、プロセッサ400は「はい」の方に沿って進み、電圧降下点936が見出されたと決定し、点指数938を結果712のブロックに戻し、そこで、抽出された電圧信号に電圧降下点が見出されたこと、故に、組織の状態の変化が検出されたことが示される。図15Aを参照して既に述べたように、電圧降下点836が見出された場合、次に、718（図15A）でプロセッサ400は組織の状態の変化インジケータ718を作動させる。

10

【0083】

いくつかの実施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、記載されている実施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、記載されている実施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。

20

【0084】

本明細書全体を通して、「様々な実施形態」、「いくつかの実施形態」、「一実施形態」、又は「実施形態」という参照は、その実施形態との関連におい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つの実施形態に含まれることを意味する。したがって、本明細書全体を通して複数の場所に出現する「様々な実施形態では」、「いくつかの実施形態では」、「一実施形態では」、又は「実施形態では」というフレーズは、必ずしも全てが同一の実施形態を指すものではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ以上の実施形態で、任意の好適なやり方で組み合わせることができる。故に、一実施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つ以上の他の実施形態の特徴、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。

30

【0085】

〔実施の態様〕

(1) 手術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ための方法であって、

第1の超音波駆動信号を、超音波駆動システムに連結された発生器によって生成することにおいて、前記超音波駆動システムが、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備えており、前記超音波駆動システムが共振周波数で共振するように構成されている、生成することと、

前記超音波トランスデューサを第1の期間にかけて前記第1の超音波駆動信号で作動させることと、

40

第2の超音波駆動信号を前記発生器によって生成することと、

前記超音波トランスデューサを前記第1の期間の後に、第2の期間にかけて前記第2の超音波駆動信号で作動させることと、を含み、

前記第1の駆動信号は、前記第1及び第2のそれぞれの期間にかけて、前記第2の駆動信号と異なり、

前記第1及び第2の駆動信号は、前記第1及び第2の期間にかけて階段関数波形を画定する、方法。

(2) 第3の超音波駆動信号を前記発生器によって生成することと、

前記超音波トランスデューサを第3の期間にかけて前記第3の超音波駆動信号で作動さ

50

せることと、を含み、

前記第 3 の駆動信号が、前記第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけて、前記第 1 及び第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1、第 2、及び第 3 の駆動信号が、前記第 1、第 2、及び第 3 の期間にかけて階段関数波形を画定する、実施態様 1 に記載の方法。

(3) 前記第 1、第 2、及び第 3 の超音波駆動信号を生成することが、対応する第 1、第 2、及び第 3 の駆動電流を生成することを含み、

前記超音波トランスデューサを作動させることが、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間にかけて前記第 1 の駆動電流で作動させることと、

前記超音波トランスデューサを前記第 2 の期間にかけて前記第 2 の駆動電流で作動させることと、

前記超音波トランスデューサを前記第 3 の期間にかけて前記第 3 の駆動電流で作動させることと、を含む、実施態様 2 に記載の方法。

(4) 前記第 1 の超音波駆動信号を、前記共振周波数と異なる第 1 の周波数で生成することと、

第 1 の組織を第 2 の組織から分離するために適した前記エンドエフェクタに第 1 のレベルの機械振動を提供するために、前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間にかけて前記第 1 の周波数において前記第 1 の超音波駆動信号で作動させることと、

前記第 2 の超音波駆動信号を前記共振周波数で生成することと、

第 2 のレベルの機械振動を前記第 1 の組織の離断及び封着に適した前記エンドエフェクタに提供するために、前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に前記第 2 の期間にかけて前記共振周波数において前記第 2 の超音波駆動信号で作動させることと、を含む、実施態様 1 に記載の方法。

(5) 第 1 の周波数が前記共振周波数と実質的に異なり、前記第 1 の期間が 1 秒未満である、実施態様 4 に記載の方法。

(6) 前記第 1 の周波数が、下記等式

$f_1 = 2 * f_0$ によって定義され、

式中、 f_1 は前記第 1 の周波数であり、

式中、 f_0 は前記共振周波数である、実施態様 5 に記載の方法。

(7) 前記第 1 の周波数が、下記等式

$f_1 = f_0 / 2$ によって定義され、

式中、 f_1 は前記第 1 の周波数であり、

式中、 f_0 は前記共振周波数である、実施態様 5 に記載の方法。

(8) 前記第 2 の超音波駆動信号を前記共振周波数で前記第 1 の期間の後に自動的に生成することを含む、実施態様 4 に記載の方法。

(9) 前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングすることと、

測定された特性に基づいて前記第 1 及び第 2 の駆動信号の任意の 1 つを生成することと、を含む、実施態様 1 に記載の方法。

(10) 前記測定可能な特性が、前記超音波トランスデューサのインピーダンスである、実施態様 9 に記載の方法。

【0086】

(11) 前記測定可能な特性が、前記エンドエフェクタに接触している組織の部分のインピーダンスである、実施態様 9 に記載の方法。

(12) 治療レベル未満の無線周波数 (RF) 信号を生成することと、

前記 RF 信号を前記組織の部分に適用することと、

前記組織の部分の前記インピーダンスを測定することと、を含む、実施態様 11 に記載の方法。

(13) 手術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ための装置であって、

10

20

30

40

50

超音波器具の超音波駆動システムに連結されるように構成された発生器を備え、前記超音波駆動システムは、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備え、

前記発生器は、

第 1 の超音波駆動信号を生成し、

前記超音波トランスデューサを第 1 の期間にかけて前記第 1 の超音波駆動信号で作動させ、

第 2 の超音波駆動信号を前記発生器によって生成し、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に、第 2 の期間にかけて前記第 2 の超音波駆動信号で作動させるように構成され、

前記第 1 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 のそれぞれの期間にかけて、前記第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1 及び第 2 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 の期間にかけて階段関数波形を画定する、装置。

(1 4) 前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングするために測定モジュールを備え、前記発生器が、測定された特性に基づいて前記第 1 及び第 2 の駆動信号の任意の 1 つを生成するように構成される、実施態様 1 3 に記載の装置。

(1 5) 前記測定モジュールが、

前記エンドエフェクタに連結された無線周波数 (R F) 発生器であって、治療レベル未満の R F 信号を生成するように構成されている、無線周波数発生器と、

前記超音波駆動システムの遠位端に連結されたクランプアームアセンブリと、を備え、前記クランプアームアセンブリが、前記 R F 発生器に連結された帰線電極を形成する導電体部分を備えており、前記クランプアームアセンブリが、間に組織を把持するために前記エンドエフェクタに動作可能に連結されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

(1 6) 前記測定モジュールが、

電圧感知モジュールと、

電流感知モジュールと、

前記電圧感知モジュール及び前記電流感知モジュールに連結されたアナログ - デジタル変換器 (A D C) と、

前記 A D C に連結されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、インピーダンスを測定するように構成されている、実施態様 1 4 に記載の装置。

(1 7) 手術器具の超音波システムに連結されたエンドエフェクタを駆動するためのシステムであって、

発生器と、

前記発生器に連結された超音波駆動システムを備える超音波器具と、を備え、前記超音波駆動システムは、導波管に連結された超音波トランスデューサと、前記導波管に連結されたエンドエフェクタとを備え、

前記発生器は、

第 1 の超音波駆動信号を生成し、

前記超音波トランスデューサを第 1 の期間にかけて前記第 1 の超音波駆動信号で作動させ、

第 2 の超音波駆動信号を前記発生器によって生成し、

前記超音波トランスデューサを前記第 1 の期間の後に、第 2 の期間にかけて前記第 2 の超音波駆動信号で作動させるように構成され、

前記第 1 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 のそれぞれの期間にかけて、前記第 2 の駆動信号と異なり、

前記第 1 及び第 2 の駆動信号は、前記第 1 及び第 2 の期間にかけて階段関数波形を画定する、システム。

(1 8) 前記発生器が前記超音波駆動システムの測定可能な特性をモニタリングするために測定モジュールを備え、前記発生器が、測定された特性に基づいて前記第 1 及び第 2

10

20

30

40

50

の駆動信号の任意の 1 つを生成するように構成される、実施態様 17 に記載のシステム。

(19) 前記測定モジュールが、

前記エンドエフェクタに連結された無線周波数 (RF) 発生器であって、治療レベル未満の RF 信号を生成するように構成されている、無線周波数発生器と、

前記超音波駆動システムの遠位端に連結されたクランプアームアセンブリと、を備え、前記クランプアームアセンブリが、前記 RF 発生器に連結された帰線電極を形成する導電体部分を備えており、前記クランプアームアセンブリが、間に組織を把持するために前記エンドエフェクタに動作可能に連結されている、実施態様 18 に記載のシステム。

(20) 前記測定モジュールが、

電圧感知モジュールと、

電流感知モジュールと、

前記電圧感知モジュール及び前記電流感知モジュールに連結されたアナログ - デジタル変換器 (ADC) と、

前記 ADC に連結されたプロセッサと、を備え、前記プロセッサが、インピーダンスを測定するように構成される、実施態様 18 に記載のシステム。

【0087】

(21) 超音波手術器具で組織の状態の変化を決定する方法であって、

プロセッサによって、超音波トランスデューサを駆動するために発生器の 1 つ又は 2 つ以上の駆動信号を抽出することと、

前記プロセッサによって、その抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの第 1 の加重移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、その計算された、前記抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの第 1 の移動平均の勾配を計算することと、

前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の第 2 の加重移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、前記勾配の移動平均を計算することと、

前記プロセッサによって、前記勾配の前記第 2 の加重移動平均と、前記勾配の前記移動平均とを比較することと、

前記プロセッサによって、その比較に基づいて組織の状態の変化の発生を決定することと、を含む、方法。

(22) 前記プロセッサによって、前記組織の状態の変化が発生したときに出力インジケータを作動させることを含む、実施態様 21 に記載の方法。

(23) 前記出力インジケータを作動させることが、前記組織の状態の変化の発生を前記超音波手術器具のユーザーに通知するために、視覚的、可聴、及び触覚的フィードバックの任意の 1 つを作動させることを含む、実施態様 22 に記載の方法。

(24) 前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力を切断することを含む、実施態様 22 に記載の方法。

(25) 前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力を低減することを含む、実施態様 22 に記載の方法。

(26) 前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力をサイクリングすることを含む、実施態様 22 に記載の方法。

(27) 前記出力インジケータに応答して、前記プロセッサによって、前記発生器の出力電力をパルシングし、前記発生器から高電力瞬間サージを出力することを含む、実施態様 22 に記載の方法。

(28) 前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の少なくとも 1 つの前記第 1 の加重移動平均を計算することが、前記プロセッサによって、下記の式

$$S_t = \alpha Y_t + (1 - \alpha) S_{t-1}$$

にしたがって、前記抽出された駆動信号の指数加重移動平均を計算することを含み、式中、

S_t は、前記抽出された駆動信号の現在の移動平均であり、

10

20

30

40

50

S_{t-1} は、前記抽出された駆動信号の、1つ前の移動平均であり、
 α は平滑化係数であり、

Y_t は、前記抽出された駆動信号の現在のデータ点である、実施態様 2 1 に記載の方法

。(29) 前記プロセッサによって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の前記第 2 の加重移動平均を計算することが、前記プロセッサによって、下記の式

$$S'_t = \alpha' Y'_t + (1 - \alpha') S'_{t-1}$$

にしたがって、前記抽出された駆動信号の前記勾配の前記第 2 の加重移動平均を計算することを含み、

式中、

S'_t は、前記抽出された駆動信号の勾配の現在の移動平均であり、

S'_{t-1} は、前記抽出された駆動信号の前記勾配の、1つ前の移動平均であり、

α' は平滑化係数であり、

Y'_t は、前記抽出された駆動信号の前記勾配の現在の勾配データ点である、実施態様 2 8 に記載の方法。

(30) 前記抽出された駆動信号が周波数信号であり、前記プロセッサによって前記比較に基づいて前記組織の状態の変化の発生を決定することが、前記プロセッサによって周波数変曲点を決定することを含む、実施態様 2 1 に記載の方法。

【0088】

(31) 前記抽出された駆動信号が電圧信号であり、前記プロセッサによって前記比較に基づいて前記組織の状態の変化の発生を決定することが、前記プロセッサによって少なくとも 2 つの連続するサンプルにわたる電圧降下点を決定することを含む、実施態様 2 1 に記載の方法。

10

20

【図 1】

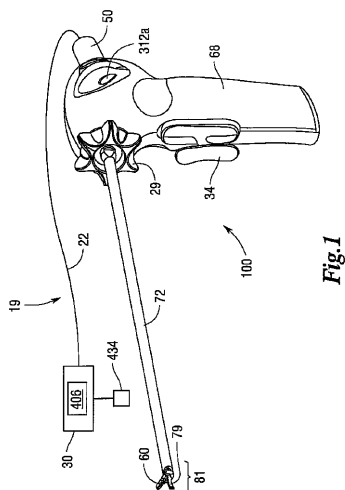


Fig.1

【図 2】

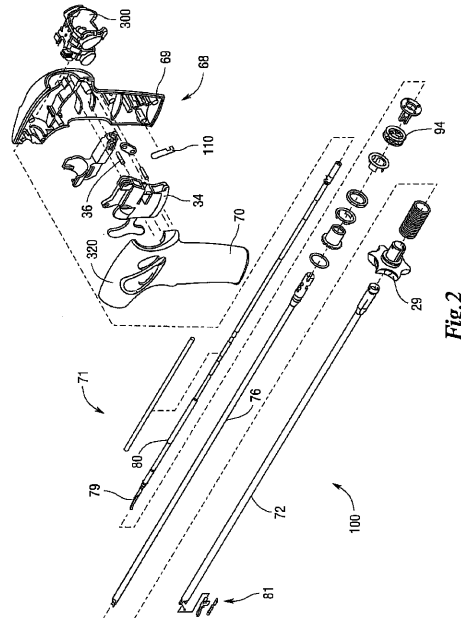


Fig.2

【図 3】

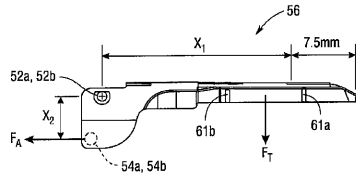
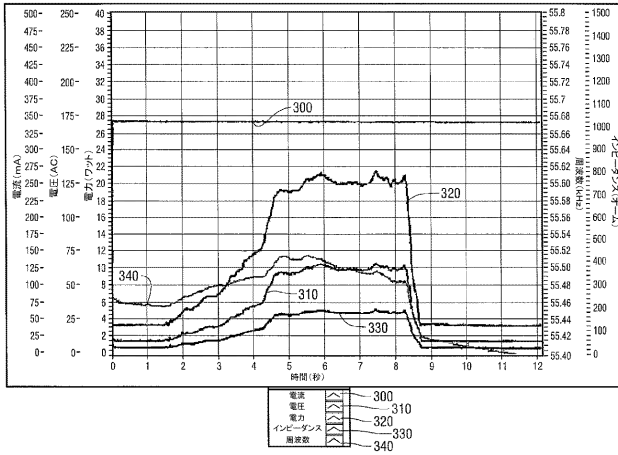
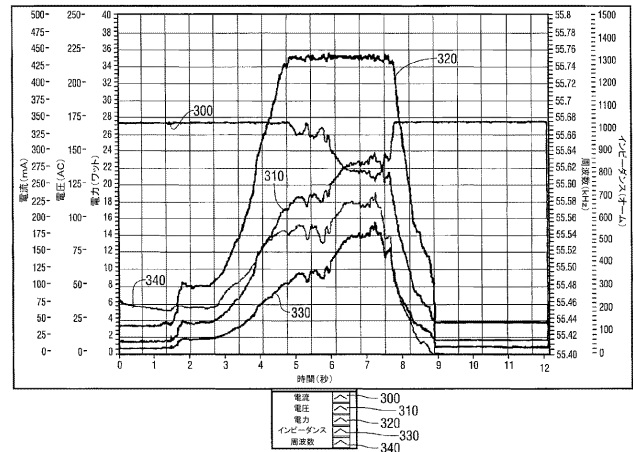


Fig.3

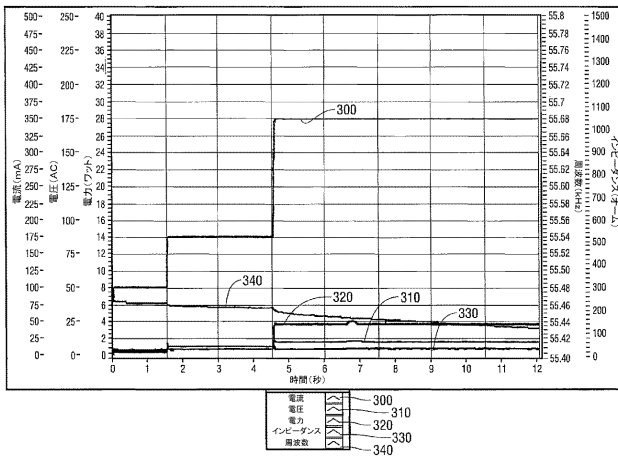
【図 4】



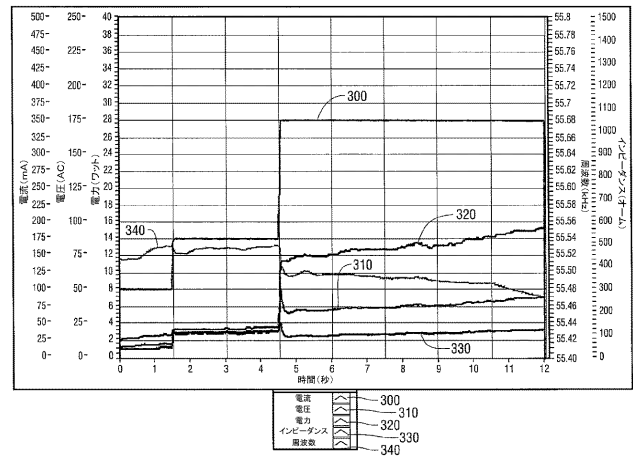
【図 5】



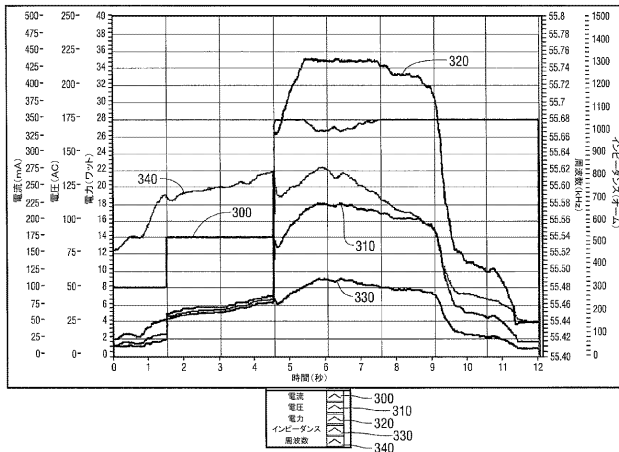
【図 6】



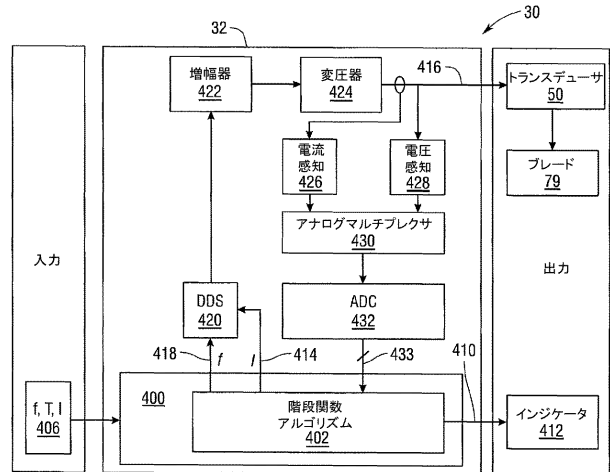
【図 7】



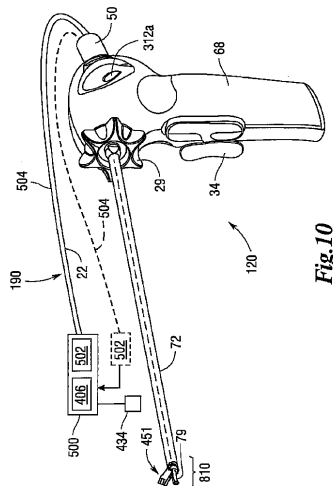
【図 8】



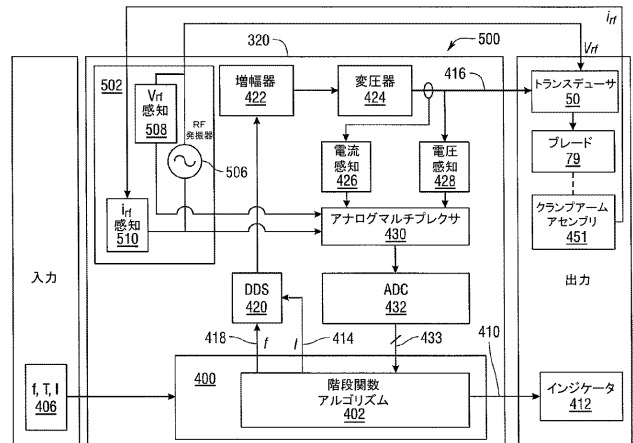
【図 9】



【図 10】



【図 11】



【図 12】

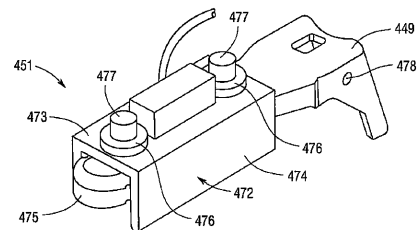
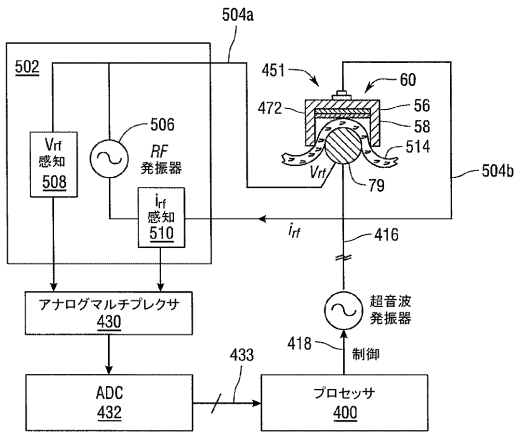
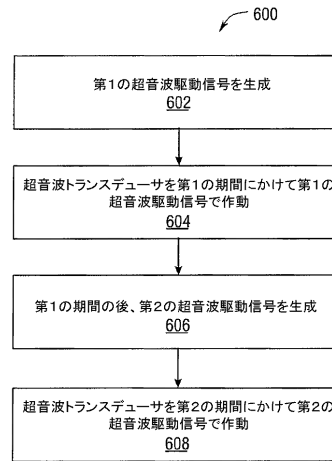


Fig.12

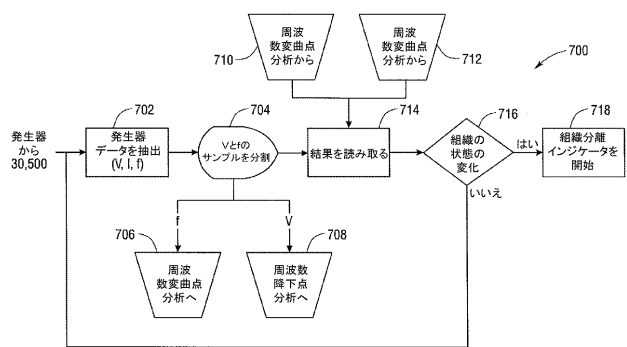
【図 13】



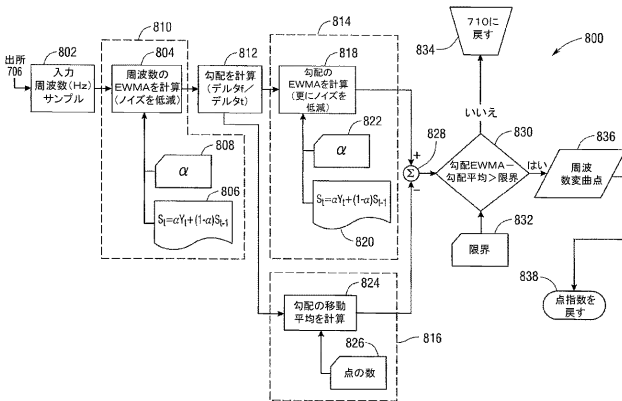
【図 14】



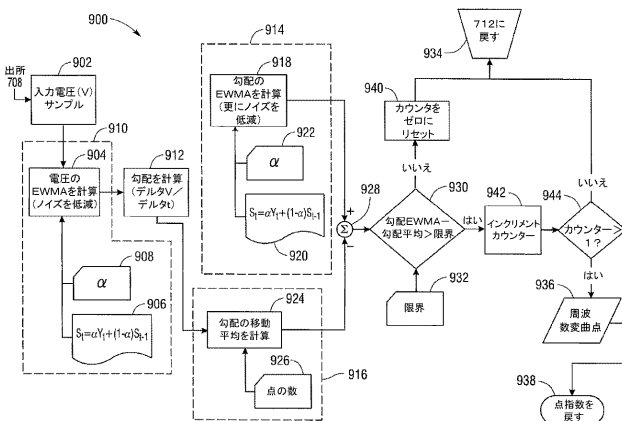
【図 15 A】



【図 15 B】



【図 15 C】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2009/052616

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B17/32 ADD. A61B17/00 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 practical, search terms used) EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2007/249941 A1 (SALEHI AHMAD [US] ET AL) 25 October 2007 (2007-10-25)	1,13,17
Y	paragraph [0045]; figure 6	2,3
X	US 6 454 781 B1 (WITT DAVID A [US] ET AL) 24 September 2002 (2002-09-24) column 8, line 11 - column 9, line 28; figure 9	1
X	US 2005/288659 A1 (KIMURA KENICHI [JP] ET AL) 29 December 2005 (2005-12-29) paragraph [0030] - paragraph [0038]; figures 1,5 paragraph [0050] - paragraph [0051] ----- -/--	1,13,17
☒ 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 document 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 4 November 2009		Date of mailing of the international search report 19/01/2010
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5618 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Moers, Roelof

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2009/052616

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	EP 1 832 259 A (ALCON INC [CH]) 12 September 2007 (2007-09-12) paragraph [0021] - paragraph [0027]; figure 4	2,3
A	US 2004/092921 A1 (KADZIAUSKAS KENNETH E [US] ET AL) 13 May 2004 (2004-05-13) paragraph [0003]; figure 21 paragraph [0125]	2,3
A	EP 1 862 133 A (OLYMPUS MEDICAL SYSTEMS CORP [JP]) 5 December 2007 (2007-12-05) paragraph [0033] - paragraph [0034]; figures 1,7,13,41	1
A	US 5 944 737 A (TSONTON MARK [US] ET AL) 31 August 1999 (1999-08-31) cited in the application abstract; figure 1	1,13,17

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/US2009/052616**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, 13, 17

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.

International Application No. PCT/US2009/052616

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, 13, 17

Method and apparatus for driving a surgical end effector coupled to an ultrasonic system whereby two subsequent drive signals are generated defining a step function waveform whereby a third drive signal is generated

2. claims: 1, 4-8

Method and apparatus for driving a surgical end effector coupled to an ultrasonic system whereby two subsequent drive signals are generated defining a step function waveform whereby the first drive signal frequency is off resonance and the second drive signal frequency is at the resonant frequency.

3. claims: 1, 9-12, 13, 14-16, 17, 18-20

Method and apparatus for driving a surgical end effector coupled to an ultrasonic system whereby two subsequent drive signals are generated defining a step function waveform whereby impedance is measured to control the ultrasonic drive system

4. claims: 21-31

Method for an ultrasonic surgical instrument whereby the moving averages of at least one drive signal and their slopes are compared to determine a change in tissue state.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/052616

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007249941	A1	25-10-2007	AU 2007201775 A1 08-11-2007
		CA 2585593 A1 21-10-2007	
		EP 1849443 A1 31-10-2007	
		JP 2007289700 A 08-11-2007	
US 6454781	B1	24-09-2002	US 2002183774 A1 05-12-2002
US 2005288659	A1	29-12-2005	EP 1609428 A1 28-12-2005
		JP 2006006410 A 12-01-2006	
EP 1832259	A	12-09-2007	AT 432059 T 15-06-2009
		AT 432060 T 15-06-2009	
		AT 433311 T 15-06-2009	
		AU 2006203720 A1 15-03-2007	
		AU 2006203721 A1 15-03-2007	
		AU 2006203723 A1 15-03-2007	
		CA 2555955 A1 28-02-2007	
		CA 2556527 A1 28-02-2007	
		CA 2556639 A1 28-02-2007	
		EP 1759672 A1 07-03-2007	
		EP 1759673 A1 07-03-2007	
		EP 1759674 A2 07-03-2007	
		ES 2325869 T3 22-09-2009	
		ES 2323809 T3 24-07-2009	
		ES 2325287 T3 31-08-2009	
		JP 2007061624 A 15-03-2007	
		JP 2007061626 A 15-03-2007	
		JP 2007061627 A 15-03-2007	
		US 2007073214 A1 29-03-2007	
		US 2007056596 A1 15-03-2007	
		US 2007078379 A1 05-04-2007	
US 2004092921	A1	13-05-2004	AU 2004220503 A1 23-09-2004
		AU 2004236631 A1 18-11-2004	
		AU 2009215227 A1 08-10-2009	
		BR P10408481 A 04-04-2006	
		BR P10408485 A 18-04-2006	
		CA 2518775 A1 23-09-2004	
		CA 2518859 A1 18-03-2004	
		CN 1758883 A 12-04-2006	
		CN 1777397 A 24-05-2006	
		EP 1608280 A2 28-12-2005	
		EP 1601300 A2 07-12-2005	
		JP 2006519658 T 31-08-2006	
		JP 2006519661 T 31-08-2006	
		WO 2004080505 A2 23-09-2004	
		WO 2004099738 A2 18-11-2004	
EP 1862133	A	05-12-2007	NONE
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	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2009/052616

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5944737	A	ES 2242914 T3	16-11-2005
		ES 2201414 T3	16-03-2004
		JP 11192234 A	21-07-1999
		JP 2008284374 A	27-11-2008

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(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, 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, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ジョルダノ・ジェイムズ・アール

アメリカ合衆国、4 5 1 5 0 オハイオ州、ミルフォード、チェストナットビュー・レーン 5 6 4 7

(72)発明者 ビーテル・ロバート・ジェイ

アメリカ合衆国、9 4 0 6 2 カリフォルニア州、レッドウッド・シティ、スカイライン・ブルバード 1 3 4 3 8

(72)発明者 ウィーナー・アイタン・ティー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クロトン・ドライブ 9 5 1 9

(72)発明者 メサーリー・ジェフリー・ディー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 4 オハイオ州、シンシナティ、テレグラフ・コート 2 1 8 1

(72)発明者 マラビヤ・プラサンナ

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、メーソン、マクスフリイ・レーン 5 8 6 0

(72)発明者 ディナルド・ブライアン

アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、オールド・ファーム・コート 1 0 0 5 2

(72)発明者 アボット・ダニエル・ジェイ

アメリカ合衆国、4 5 1 4 0 オハイオ州、ラブランド、マーシュ・サークル 5 9 4 4

Fターム(参考) 4C160 JJ17 JJ25 JJ46 MM32

专利名称(译)	超声波装置，用于逐步输出切割和固化		
公开(公告)号	JP2011530330A	公开(公告)日	2011-12-22
申请号	JP2011522149	申请日	2009-08-03
[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	ジョルダノジェイムズアール ビーテルロバートジェイ ウィーナーアイタンティー メサーリージェフリーディー マラビヤプラサンナ ディナルドブライアン アボットダニエルジェイ		
发明人	ジョルダノ・ジェイムズ・アール ビーテル・ロバート・ジェイ ウィーナー・アイタン・ティー メサーリー・ジェフリー・ディー マラビヤ・プラサンナ ディナルド・ブライアン アボット・ダニエル・ジェイ		
IPC分类号	A61B18/00		
CPC分类号	A61B5/0538 A61B5/4836 A61B5/6847 A61B17/320092 A61B2017/00026 A61B2017/00146 A61B2017/00176 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2018/00303 A61B2018/00875 B06B1/0284 B06B2201/76		
FI分类号	A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C160/JJ17 4C160/JJ25 4C160/JJ46 4C160/MM32		
优先权	61/086619 2008-08-06 US 61/188790 2008-08-13 US		
其他公开文献	JP5722215B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种实施例涉及用于驱动耦合到手术器械内的超声换能器的末端执行器的装置，系统和方法。该方法包括：由耦合到所述超声驱动系统的第一超声驱动信号发生器产生，并通过所述第一超声驱动来操作信号的超声换能器向第一周期，用发生器产生第二超声波驱动信号，并在第一段时间之后用第二超声波驱动信号驱动超声波换能器第二段时间。在第一和第二相应时段期间，第一驱动信号与第二驱动信号不同。第一和第二驱动信号在第一和第二周期期间定义阶梯函数波形。该装置包括发生器，该发生器配置成耦合到超声仪器。该系统包括耦合到超声仪器的发生器。超声器械包括耦合到所述波导的超声换能器，包括耦合到所述波导，所述超声驱动系统，末端执行器的超声驱动系统的共鸣以共振频率构建。

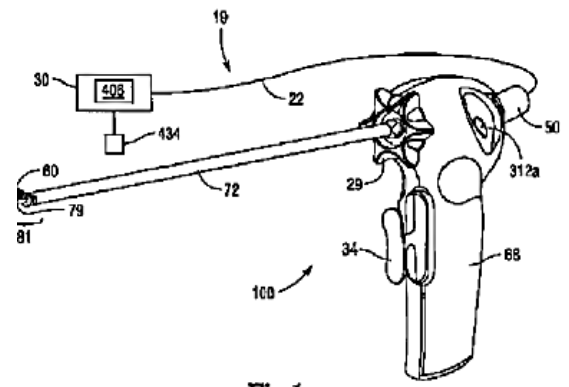


Fig. 1