

(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2018-519914

(P2018-519914A)

(43) 公表日 平成30年7月26日 (2018. 7. 26)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 17/32 (2006.01)	A 6 1 B 17/32 5 1 0	4 C 1 6 0
A 6 1 B 18/14 (2006.01)	A 6 1 B 18/14	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 105 頁)

(21) 出願番号 特願2017-568034 (P2017-568034) (86) (22) 出願日 平成28年6月24日 (2016. 6. 24) (85) 翻訳文提出日 平成30年2月21日 (2018. 2. 21) (86) 国際出願番号 PCT/US2016/039218 (87) 国際公開番号 W02017/003852 (87) 国際公開日 平成29年1月5日 (2017. 1. 5) (31) 優先権主張番号 62/186, 984 (32) 優先日 平成27年6月30日 (2015. 6. 30) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 62/235, 368 (32) 優先日 平成27年9月30日 (2015. 9. 30) (33) 優先権主張国 米国 (US) (31) 優先権主張番号 62/235, 466 (32) 優先日 平成27年9月30日 (2015. 9. 30) (33) 優先権主張国 米国 (US)	(71) 出願人 517076008 エシコン エルエルシー Ethicon LLC アメリカ合衆国、プエルトリコ米国自治連 邦区、00969 グアイナボ、ロス・フ ライレス・インダストリアル・パーク、ス トリート・シー ナンバー475、スイ ト 401 #475 Street C, Suit e 401, Los Frailes Industrial Park, Gu aynabo, Puerto Rico 00969, United Stat es of America
---	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織の種類に基づくユーザーが適合可能な技法を有する外科用システム

(57) 【要約】

様々な形態は、組織の凝固及び切開のためのシステム及び方法を目的とする。外科用器具は、組織をその遠位端で封止及び切開するように構成されたエンドエフェクタと、エネルギーをエンドエフェクタに送達するように構成された発生源回路とを含む。力センサは、エンドエフェクタと通信し、エンドエフェクタによって組織に加えられた力を測定するように構成されている。エンドエフェクタに送達されるエネルギーは、エンドエフェクタと相互作用している組織の種類の決定に基づいて動的である。組織の種類は、エンドエフェクタによって組織に加えられた測定された力、エンドエフェクタの超音波運動、及びエンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて算出される組織係数に基づいて決定される。

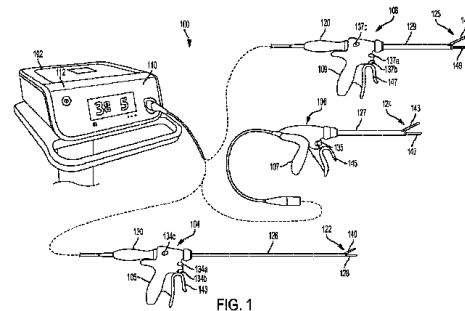


FIG. 1

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
 プロセッサと、
 前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、
 クランプアームと、
 超音波ブレードと、
 前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、
 前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、
 前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、
 前記プロセッサが、
 組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、
 前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、外科用器具。

10

20

【請求項 2】

前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 1】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定され、

式中、

30

【数 2】

$$\dot{Q}$$

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 3】

前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4】

40

前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに通信される、請求項 3 に記載の外科用器具。

【請求項 5】

前記プロセッサが、
 前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、
 前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、
 前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、
 前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 1 に記載の外科用器具。

50

【請求項 6】

前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 5 に記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記プロセッサが、前記組織摩擦係数に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 8】

前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと

、前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 9】

前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、請求項 1 に記載の外科用器具。

【請求項 10】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された駆動回路と、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されたエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、発生器。

【請求項 11】

前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 3】

$$\mu = \frac{Q}{v \cdot N}$$

に基づいて決定され、

式中、

【数 4】

Q

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 10 に記載の発生器。

【請求項 12】

前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

10

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 10 に記載の発生器。

【請求項 13】

前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 12 に記載の発生器。

【請求項 14】

20

前記プロセッサが、前記組織摩擦係数に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、請求項 10 に記載の発生器。

【請求項 15】

前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記エンドエフェクタに送達することと、を行うように構成されている、請求項 10 に記載の発生器。

30

【請求項 16】

組織を凝固及び切開する方法であって、

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタによって組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波トランスデューサに音響的に連結された超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、温度センサと、を備える、測定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

40

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することと、

駆動回路によって、前記決定された組織の種類に基づいて、駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達して、前記超音波ブレードを前記組織と相互作用させることと、を含む、方法。

【請求項 17】

前記力を測定することが、

前記力センサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の少なくと

50

も 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記データ点をバッファに格納することと、

前記プロセッサによって、前記力に対する前記電力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を決定することと、を含む、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 18】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 5】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

10

に基づいて決定することを含み、

式中、

【数 6】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 16 に記載の方法。

【請求項 19】

前記プロセッサによって、前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

20

前記プロセッサによって、前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと

、

前記プロセッサによって、 R^2 を閾値と比較することと、

前記プロセッサによって、前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択することと、

30

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を含む、請求項 18 に記載の方法。

【請求項 20】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに供給される電力を決定することと、

前記駆動回路によって、前記組織の種類に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を含む、請求項 16 に記載の方法。

40

【請求項 21】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、

プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、

前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、

50

前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

組織摩擦係数に基づいて、前記組織の水和レベルを決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、外科用器具。

10

【請求項 2 2】

前記プロセッサが、前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、請求項 2 1 に記載の外科用器具。

【請求項 2 3】

前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の前記電力は、前記組織の前記水和レベルが減少すると減少する、請求項 2 2 に記載の外科用器具。

【請求項 2 4】

20

前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 7】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定され、

式中、

【数 8】

$\dot{Q}$

30

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 2 1 に記載の外科用器具。

【請求項 2 5】

前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備え、前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに伝送される、請求項 2 1 に記載の外科用器具。

【請求項 2 6】

前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

40

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 2 1 に記載の外科用器具。

【請求項 2 7】

前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 2 6 に記載の外科用器具。

【請求項 2 8】

50

前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと

、
前記組織摩擦係数に基づいて、組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、請求項 21 に記載の外科用器具。

【請求項 29】

無線周波数（RF）エネルギーを前記電極に送達し、かつ前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、請求項 21 に記載の外科用器具。

10

【請求項 30】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、電極を備えるクランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

20

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されたエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

前記組織の水和レベルを決定することであって、前記組織の水和レベルが、組織摩擦係数に基づいて決定され、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

30

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、発生器。

【請求項 31】

前記プロセッサが、前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、請求項 30 に記載の発生器。

【請求項 32】

前記プロセッサは、前記組織の前記水和レベルが減少すると、前記超音波トランスデューサに送達される前記駆動信号の前記電力を減少させるように構成されている、請求項 31 に記載の発生器。

40

【請求項 33】

前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 9】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定され、

式中、

50

【数 10】

Q

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 30 に記載の発生器。

【請求項 34】

前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

10

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 30 に記載の発生器。

【請求項 35】

前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 34 に記載の発生器。

【請求項 36】

前記プロセッサが、

20

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記エンドエフェクタに送達することと

、を行うように構成されている、請求項 30 に記載の発生器。

【請求項 37】

無線周波数 (RF) エネルギーを前記電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路を更に備える、請求項 30 に記載の発生器。

【請求項 38】

組織を凝固及び切開する方法であって、

30

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタによって組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波トランスデューサに音響的に連結された超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、温度センサと、を備える、測定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

40

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の水和レベルを決定することと、

駆動回路によって、前記組織の決定された水和レベルに基づいて、駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達して、前記エンドエフェクタを前記組織と相互作用させることと、を含む、方法。

【請求項 39】

前記力を測定することが、

前記プロセッサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに供給される前記電力の少なくとも 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記データ点をバッファに格納することと、

50

前記プロセッサによって、前記力に対する前記電力の勾配値を決定することと、
 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を決定することと、
 前記プロセッサによって、前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の２つのデータ点をバッファに格納することと、
 前記プロセッサによって、前記２つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、
 前記プロセッサによって、前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、
 前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、
 前記プロセッサによって、 R^2 を閾値と比較することと、
 前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択することと、
 前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織の前記組織摩擦係数を決定することと、を含む、請求項 38 に記載の方法。

10

【請求項 40】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 11】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

20

に基づいて決定することを含み、
 式中、

【数 12】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 38 に記載の方法。

【請求項 41】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
 プロセッサと、
 前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、
 電極を備えるクランプアームと、
 超音波ブレードと、
 前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、
 前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、
 前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、
 前記プロセッサが、

30

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、超音波駆動信号に応答する前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、
 前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、無線周波数 (RF) エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

40

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記 RF エネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、

50

外科用器具。

【請求項 4 2】

前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 1 3】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定され、

式中、

【数 1 4】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 3】

前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備え、前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに伝送される、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 4】

前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 5】

前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、請求項 4 4 に記載の外科用器具。

【請求項 4 6】

前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、
前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 7】

無線周波数 (RF) エネルギーを前記電極に送達し、かつ前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 8】

前記プロセッサは、前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を制御するように構成されている、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 4 9】

前記プロセッサは、前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記電極への前記 RF エネルギーの送達を制御するように構成されている、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

10

20

30

40

50

【請求項 5 0】

前記プロセッサは、前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を制御するように構成されている、請求項 4 1 に記載の外科用器具。

【請求項 5 1】

組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、電極を備えるクランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、無線周波数 (R F) エネルギーを前記電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路と、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記第 1 の駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されるエネルギー、及び前記第 2 の駆動回路によって前記電極に送達されるエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、 R F エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記 R F エネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、発生器。

【請求項 5 2】

前記プロセッサは、前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を制御するように構成されている、請求項 5 1 に記載の発生器。

【請求項 5 3】

前記プロセッサは、前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記電極への前記 R F エネルギーの送達を制御するように構成されている、請求項 5 1 に記載の発生器。

【請求項 5 4】

前記プロセッサは、前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を制御するように構成されている、請求項 5 1 に記載の発生器。

【請求項 5 5】

組織を切開及び凝固させる方法であって、

第 1 の駆動回路によって、駆動信号を超音波トランスデューサに送達することと、

第 2 の駆動回路によって、無線周波数 (R F) エネルギーを電極に送達することと、

プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記第 1 の駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されるエネルギー、及び前記第 2 の駆動回路によって前記電極に送達されるエネルギーを制御することと、を含み、

前記プロセッサによって制御することが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによ

10

って発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、
前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、R F エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記 R F エネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を更に含む、方法。

【請求項 56】

前記プロセッサによって、R F エネルギーの前記電極への送達、及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を制御することを更に含む、請求項 55 に記載の方法。

20

【請求項 57】

前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、請求項 55 に記載の方法。

【請求項 58】

前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記 R F エネルギーの前記電極への送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、請求項 55 に記載の方法。

【請求項 59】

前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、請求項 55 に記載の方法。

30

【請求項 60】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 15】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定することを含み、

式中、

【数 16】

$\dot{Q}$

40

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 55 に記載の方法。

【請求項 61】

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

50

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織インピーダンスに基づいて、無線周波数(RF)エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の前記組織インピーダンスに基づいて、前記RFエネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、外科用器具。

【請求項62】

前記プロセッサは、前記組織インピーダンスが閾値レベルに達すると、RFエネルギーと超音波エネルギーの送達を切り替えるように構成されている、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項63】

前記組織の前記インピーダンスが、前記組織に印加されたRF電圧を、前記組織を通るRF電流によって割ることにより定義される、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項64】

前記組織の前記インピーダンスの閾値レベルは、封止がRFエネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する終端インピーダンスである、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項65】

前記プロセッサは、前記組織インピーダンスが前記終端インピーダンスを超える際に、RFエネルギーから超音波エネルギーに切り替えるように構成されており、前記超音波エネルギーが、RFエネルギーを使用した前記組織の封止の完了後に前記組織を切断するために使用される、請求項64に記載の外科用器具。

【請求項66】

前記プロセッサが、前記RFエネルギーを前記組織の血管を凝固させるために利用するように構成されており、前記超音波エネルギーが、前記組織を切り開くために利用される、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項67】

前記プロセッサが、前記エンドエフェクタに供給される電力を制御するためのプロセスを利用するように構成されており、前記プロセスが、前記組織インピーダンスを、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために利用されるエネルギーの種類を決定するために、入力として利用する、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項68】

前記プロセッサが、前記組織インピーダンスを組織情報データベース中に格納された閾値インピーダンス値と比較するように構成されている、請求項61に記載の外科用器具。

【請求項69】

組織を凝固及び切開する方法であって、

プロセッサによって、外科用器具のエンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記決定された組織インピーダンスを閾値終端インピーダンスと比較することと、

前記決定された組織インピーダンスが、前記閾値終端インピーダンス未満であるとき、RF駆動回路によって、無線周波数(RF)エネルギーを前記エンドエフェクタに送達して、前記決定された組織インピーダンスに基づいて前記組織と相互作用させることと、

前記決定された組織インピーダンスが、前記閾値終端インピーダンス以上であるとき、

10

20

30

40

50

超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記エンドエフェクタに送達することと、を含む、方法。

【請求項 70】

前記 RF エネルギー及び前記超音波エネルギーが、前記外科用器具に電氣的に連結された発生源の単一出力ポートを通して前記エンドエフェクタに送達される、請求項 69 に記載の方法。

【請求項 71】

組織インピーダンスが、前記組織に印加された RF 電圧を、前記組織を通る RF 電流によって割ることにより定義される、請求項 69 に記載の方法。

【請求項 72】

前記プロセッサによって、発生源から前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することであって、前記プロセスが、前記組織インピーダンスを入力としてとして含む、制御することと、

前記プロセッサによって、前記組織インピーダンスに基づいて、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために送達されるエネルギーの種類を決定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタと前記組織との間の相互作用の種類に対応する前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの種類の特性を決定することと、を更に含む、請求項 69 に記載の方法。

【請求項 73】

前記組織の前記閾値終端インピーダンスは、封止が発生源から前記エンドエフェクタまで送達される RF エネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する終端インピーダンスである、請求項 69 に記載の方法。

【請求項 74】

組織を凝固及び切開する方法であって、

RF 駆動回路によって、RF エネルギーを、組織と相互作用している外科用器具のエンドエフェクタに送達して、封止を作り出すことと、

プロセッサによって、組織凝固中に前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記決定された組織インピーダンスを閾値終端インピーダンスと比較することと、

前記決定された組織インピーダンスが前記閾値終端インピーダンス以上であるとき、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記エンドエフェクタに送達することであって、前記エンドエフェクタが、超音波エネルギーを用いて前記組織を切り開く、送達することと、を含む、方法。

【請求項 75】

前記プロセッサによって、前記組織に印加された RF 電圧を、前記組織を通る RF 電流によって割ることにより定義される組織インピーダンスを算出することを更に含む、請求項 74 に記載の方法。

【請求項 76】

前記プロセッサによって、入力としての前記組織インピーダンスに基づいて、発生源から前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために送達されるエネルギーの種類を決定することであって、前記送達されるエネルギーの種類の特性が、前記エンドエフェクタと前記組織との間の相互作用の種類に対応する、決定することと、を更に含む、請求項 74 に記載の方法。

【請求項 77】

前記閾値終端インピーダンスは、封止が発生源から前記エンドエフェクタまで送達される RF エネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する前記組織インピーダンスである、請求項 74 に記載の方法。

【請求項 78】

10

20

30

40

50

組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、

開口センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

10

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織インピーダンスに基づいて、無線周波数（ＲＦ）エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタによって画定される前記開口に基づいて、前記ＲＦエネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えて、組織封止のためのＲＦエネルギーと組織切断のための超音波エネルギーを動的に切り替えることと、を行うように構成されている、外科用器具。

20

【請求項 79】

前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出することによって、又は前記クランプアームの閉鎖機構のストロークの測定値を検出することによって、前記エンドエフェクタによって画定される前記開口を測定するように構成されている、請求項 78 に記載の外科用器具。

【請求項 80】

前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのオプティカルエンコーダーを備える、請求項 79 に記載の外科用器具。

【請求項 81】

前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのインダクタンスセンサを備える、請求項 79 に記載の外科用器具。

30

【請求項 82】

前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのポテンシオメータを備える、請求項 79 に記載の外科用器具。

【請求項 83】

前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのホール効果センサを備える、請求項 79 に記載の外科用器具。

【請求項 84】

前記開口センサが、前記エンドエフェクタの第 1 及び第 2 の構成要素の近接度に基づいて、前記クランプアームの開口を検出するように構成されている、請求項 79 に記載の外科用器具。

40

【請求項 85】

前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近接度を検出するためにホール効果センサを備える、請求項 84 に記載の外科用器具。

【請求項 86】

前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近接度を検出するためにオプティカルエンコーダーを備える、請求項 84 に記載の外科用器具。

【請求項 87】

前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近接度を検出するためにインダクタンスセンサを備える、請求項 84 に記載の外科用器具。

50

【請求項 88】

前記プロセッサが、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスにおける変化に基づいて、前記クランプアームの前記開口を検出するように構成されている、請求項 78 に記載の外科用器具。

【請求項 89】

前記プロセッサは、超音波エネルギーが前記エンドエフェクタにパルスされるときの前記組織への前記エンドエフェクタの負荷に基づいて、前記クランプアームの前記開口を検出するように構成されている、請求項 78 に記載の外科用器具。

【請求項 90】

前記プロセッサが、前記エンドエフェクタに供給される電力を制御するためのプロセスを利用し、前記プロセスが、前記クランプアームの前記開口を、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために利用される電力レベルとエネルギーの種類とを決定するために、入力として利用する、請求項 78 に記載の外科用器具。

10

【請求項 91】

組織を凝固及び切開する方法であって、

開口センサによって、組織と相互作用するように構成された外科用器具のエンドエフェクタのクランプアームの開口を決定することと、

駆動回路によって、前記クランプアームの前記決定された開口に基づいて、前記組織と相互作用するために、RFエネルギー又は超音波エネルギーのいずれかを前記エンドエフェクタに送達することと、を含む、方法。

20

【請求項 92】

前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記開口センサによって、前記クランプアームのピボット角を検出することを含む、請求項 91 に記載の方法。

【請求項 93】

前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記開口センサによって、前記エンドエフェクタの第 1 及び第 2 の構成要素の近接度を検出することを含む、請求項 91 に記載の方法。

【請求項 94】

前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記プロセッサセンサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスにおける変化を測定することを含む、請求項 91 に記載の方法。

30

【請求項 95】

前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することは、前記プロセッサによって、超音波エネルギーが前記エンドエフェクタにパルスされるときの前記組織への前記エンドエフェクタの負荷を測定することを含む、請求項 91 に記載の方法。

【請求項 96】

組織を切開する方法であって、

組織と相互作用するように構成されたエンドエフェクタに配設された前記組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、

40

超音波ブレードと、

クランプアームであって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間で組織を固定するように構成された、クランプアームと、

電極と、

温度センサと、

開口センサと、

前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に配設された前記組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、を備える、測定することと、

プロセッサによって、前記組織の厚さを測定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測

50

定された力、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

超音波駆動回路によって、前記組織に加えられた前記測定された力、前記組織の前記測定された厚さ、及び前記決定された組織摩擦係数に基づいて、前記組織と相互作用するために、エネルギーの第 1 の量を前記超音波ブレードに送達することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数の変化率を、前記組織摩擦係数の所定の値と比較することと、

前記プロセッサによって、前記組織係数の前記変化率に基づいて、前記超音波ブレードに送達される前記エネルギーの量を調整することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が、前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致すると決定した際に、前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあるかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、超音波駆動回路によって、前記組織と相互作用させるために、エネルギーの第 2 の量を前記超音波ブレードに送達することと、を含む、方法。

【請求項 97】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 17】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定することを更に含み、

式中、

【数 18】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 98】

前記プロセッサによって、所定の組織の種類に関連する入力を受信することを更に含む、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 99】

前記組織の厚さを測定することが、前記開口センサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間の距離を測定することを含む、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 100】

前記開口センサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、無線周波数 (RF) 駆動回路によって、RF エネルギーを前記エンドエフェクタの前記電極に送達して、前記エンドエフェクタに位置する組織を凝固させることを更に含む、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 101】

前記力を測定することが、

前記プロセッサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記 2 つのデータ点をバッファに格納し、前記力に対する電力の勾配値を算出して、前記組織摩擦係数を算出することと、を含む、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 102】

前記エネルギーの第 1 の量と前記エネルギーの第 2 の量とが異なる、請求項 96 に記載

10

20

30

40

50

の方法。

【請求項 103】

前記エネルギーの第 1 の量を前記エンドエフェクタに送達することが、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、RF 駆動回路によって RF エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、請求項 96 に記載の方法。

【請求項 104】

前記エネルギーの第 2 の量を前記エンドエフェクタに送達することが、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、RF 駆動回路によって RF エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、請求項 96 に記載の方法。

10

【請求項 105】

組織を切開する方法であって、

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタにより組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、測定することと、

開口センサによって、前記組織の厚さを測定することと、

プロセッサによって、所定の時間間隔で組織摩擦係数を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づく、決定することと、

20

前記プロセッサによって、前記組織と相互作用するために、前記エンドエフェクタに送達されるエネルギーの量を調整することであって、適用される前記エネルギーの量が、前記決定された組織摩擦係数に基づいて調整される、調整することと、を含む、方法。

【請求項 106】

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 19】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

30

に従って決定することを更に含み、

式中、

【数 20】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 107】

前記プロセッサによって、所定の組織の種類に関連する入力を受信することを更に含む、請求項 105 に記載の方法。

40

【請求項 108】

前記開口センサによって、前記組織の厚さを測定することが、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間の距離を測定することを含む、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 109】

RF 駆動回路によって、RF エネルギーを前記電極上に位置付けられた電極に送達し、前記組織を封止することを更に含む、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 110】

駆動回路によって、エネルギーを前記外科用器具に電氣的に連結された発生器の単一出

50

力ポートを通して前記エンドエフェクタに送達することを更に含む、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 111】

前記力センサによって、前記力を測定することが、

前記力センサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの 2 つのデータ点を測定することと、

前記データ点をバッファに格納し、前記力に対する電力の勾配値を算出して、前記組織摩擦係数を算出することと、を含む、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 112】

送達される前記エネルギーの量が、前記力センサによって測定され、前記組織に加えられた前記力と、前記開口センサによって測定された前記組織の前記厚さとに基づいて調整される、請求項 105 に記載の方法。

10

【請求項 113】

前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの量が、エネルギーの第 1 の量であり、前記方法が、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が、前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致すると決定した際に、前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあるかどうかを決定することと、

20

前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、駆動回路によって、前記組織と相互作用させるために、エネルギーの第 2 の量を前記エンドエフェクタに送達することと、を更に含む、請求項 105 に記載の方法。

【請求項 114】

駆動回路によって、前記エネルギーの量を前記エンドエフェクタに送達することが、R F 駆動回路によって、R F エネルギーを前記組織に送達すること、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、請求項 105 に記載の方法。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連技術の相互参照)

本出願は、2015 年 6 月 30 日に提出された米国仮出願第 62/186,984 号、2015 年 9 月 30 日に提出された米国仮出願第 62/235,260 号、2015 年 9 月 30 日に提出された米国仮出願第 62/235,368 号、2015 年 9 月 30 日に提出された米国仮出願第 62/235,466 号、2016 年 1 月 15 日に提出された米国仮出願第 62/279,635 号、及び 2016 年 5 月 2 日に提出された米国仮出願第 62/330,669 号の利益を主張するものであり、これらの内容は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。

40

【0002】

(発明の分野)

本開示は、概して、超音波外科用システムに関し、より具体的には、外科医が切断及び凝固を行い、治療される組織の種類に基づいて、そのような処置を行うための技法を適合させてカスタマイズ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殊な性能特性のおかげで、外科的処置における広範囲にわたる用途が増々見出されている。特定の器具構成及び操作パラメータに応じて、超音波外科用器具は、組織の切断及び凝固による止血を実質的に同時にもたらし、望

50

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、器具の遠位端にあるエンドエフェクタ又はブレード先端によって実現され、これにより、エンドエフェクタと接触した組織に超音波エネルギーが伝送される。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外科用途、腹腔鏡又は内視鏡の外科的処置用に構成され得る。

【0004】

いくつかの外科用器具は、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、組織と接触しているブレードを振動させることによって切断及び凝固させる。超音波ブレードは高周波（例えば、毎秒55,500回）で振動し、組織中のタンパク質を変性させて粘着性の凝塊を形成する。ブレード表面が組織に及ぼす圧力により血管が崩壊され、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、並びに電力レベル、ブレードエッジ、組織トラクション、及びブレード圧力の調整によって制御される。

10

【0005】

組織を治療及び/又は破壊するために電気エネルギーを組織に印加するための電気外科用装置も、外科的処置において広範囲にわたる用途が増々見出されている。電気外科用装置は、典型的には、遠位に取り付けられたエンドエフェクタ（例えば、1つ又は2つ以上の電極）を有する器具であるハンドピースを含む。エンドエフェクタは、電流が組織内に導入されるように、組織に対して位置付けられ得る。電気外科用装置は、双極又は単極動作に構成することができる。双極動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、エンドエフェクタの戻り電極によって組織から戻される。単極動作中、電流は、エンドエフェクタの活性電極によって組織に導入され、患者の体に別個に位置する戻り電極（例えば、接地パッド）を介して戻される。組織を流れる電流によって生成される熱は、組織内及び/又は組織間の止血シールを形成することができ、それ故に、例えば、血管を封止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、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。

20

【0006】

電気外科用装置によって印加された電気エネルギーは、ハンドピースと通信している発生器によって器具に伝送され得る。電気エネルギーは、無線周波数（「RF」）エネルギーの形態であってもよい。RFエネルギーは、200キロヘルツ（kHz）～1メガヘルツ（MHz）の周波数帯域であり得る電気エネルギーの一形態である。印加中、電気外科用装置は、組織を通じて低周波数RFエネルギーを伝送することができ、これはイオン攪拌又は摩擦、すなわち抵抗加熱を生じさせ、これによって組織の温度を増加させる。罹患組織と周囲組織との間にはっきりとした境界が形成されるため、外科医は、標的としない隣接する組織を犠牲にすることなく、高度な正確性及び制御で操作することができる。RFエネルギーの低動作温度は、軟組織を除去、収縮、又は成形し、同時に血管を封止するのに有用である。RFエネルギーは、主にコラーゲンから成り、かつ熱による接触の際に収縮する結合組織に特に良好に作用し得る。

30

【0007】

RFエネルギーは、EN 60601-2-2:2009+A11:2011, Definition 201.3.218 - 高周波数に記載される周波数範囲であり得る。例えば、単極RF用途における周波数は、典型的には、5MHz未満に制限され得る。しかしながら、双極RF用途においては、周波数は、ほぼどのような周波数でもよい。200kHz超の周波数は、典型的には、低周波数の電流の使用から生じる神経及び筋肉の不必要な刺激を避けるために、単極用途に使用され得る。リスク分析が、神経筋刺激の可能性が許容可能なレベルにまで緩和されたと示す場合、より低い周波数が双極用途に使用され得る。通常、5MHz超の周波数は、高周波数漏洩電流に関連する問題を最小限に抑えるために使用されない。しかしながら、より高い周波数は、双極用途の場合には使用される。一般に、10mAが、組織への熱効果のより低い閾値であると認識されている。

40

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】**【0008】**

これらの医療用装置を使用する課題は、これらの装置によって治療される組織の種類に応じて出力を制御及びカスタマイズすることができないことである。現在の器具の欠点のうちのいく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。本明細書に記載される外科用システムは、これらの欠点を克服する。

【課題を解決するための手段】**【0009】**

一態様では、組織を凝固及び切開するための外科用器具が提供される。外科用器具であって、プロセッサと、外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、組織と相互作用するように構成されており、クランプアーム、超音波ブレード、プロセッサと通信し、かつクランプアームと超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された、力センサ、及びプロセッサと通信する温度センサを含む、エンドエフェクタと、超音波ブレードと音響的に連結され、かつ超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された、超音波トランスデューサと、を備え、プロセッサが、組織摩擦係数に基づいて、エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、組織摩擦係数が、エンドエフェクタによって組織に加えられた力、超音波ブレードの超音波運動、及びエンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、超音波トランスデューサに送達された駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、外科用器具。

10

20

【0010】

前述のものに加えて、様々な他の方法並びに／又はシステム及び／若しくはプログラム製品の態様が、本開示の本文（例えば、特許請求の範囲及び／若しくは詳細な説明）並びに／又は図面等の教示に記載及び説明される。

【0011】

前述のものは要約であり、したがって詳細の単純化、一般化、包括、及び／又は省略を含み得、その結果として、当業者であれば、要約は単に例示的であり、決して限定することを意図しないことを理解するであろう。本明細書に記載される本装置並びに／又はプロセス及び／若しくは他の主題の他の態様、特徴、及び利点は、本明細書に記載される教示において明らかになるであろう。

30

【0012】

1つ又は2つ以上の様々な態様では、関連システムは、本明細書で参照される方法態様をもたらすための回路及び／又はプログラミングを含むが、それらに限定されず、回路及び／又はプログラミングは、システム設計者の設計の選択に応じて、本明細書に参照される方法態様に影響を与えるように構成されたハードウェア、ソフトウェア、及び／又はファームウェアの実質上あらゆる組み合わせであり得る。前述のものに加えて、様々な他の方法及び／又はシステム態様が、本開示の本文（例えば、特許請求の範囲及び／若しくは詳細な説明）並びに／又は図面等の本教示に記載及び説明される。

40

【0013】

更に、以下に記載される形態、形態の表現、実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上が、他の以下に記載される形態、形態の表現、及び実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上と組み合わせられ得ることが理解される。

【0014】

前述の要約は、単に例示的であり、決して限定することを意図しない。上記に述べた例示的な態様、実施形態、及び特徴に加えて、更なる態様、実施形態、及び特徴が、図面及び以下の詳細な説明を参照することにより明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】**【0015】**

記載される形態の新規の特徴は、添付の特許請求の範囲に詳細に記載される。しかしな

50

がら、記載される形態は、編成及び操作方法の両方に関して、以下の説明を、添付の図面と併せて参照することにより最良に理解され得る。

【図 1】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態様を例示する。

【図 2】図 1 6 の超音波外科用器具の一態様の図である。

【図 3】図 1 6 の外科用システムの一態様の図である。

【図 4】動作分岐電流の一態様を例示するモデルである。

【図 5】発生器構成の一態様の構造図である。

【図 6】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発生させる発生器の駆動システムの一態様を例示する。

【図 7】組織インピーダンスモジュールを含む発生器の駆動システムの一態様を例示する。

【図 8】複数のエネルギーモダリティを外科用器具に送達するための発生器の一態様を例示する。

【図 9】発生器の一態様からのエネルギーの 2 つの波形のグラフの例である。

【図 10】図 9 の波形の合計のグラフの例である。

【図 11】R F 波形が超音波波形に依存する、図 9 の波形の合計のグラフの例である。

【図 12】R F 波形が超音波波形の関数である、図 9 の波形の合計のグラフの例である。

【図 13】複合 R F 波形のグラフの例である。

【図 14】クランプアーム上に位置する R F データセンサを備えるエンドエフェクタの一態様を例示する。

【図 15】センサがフレキシブル回路に取り付けられ得るか、又はフレキシブル回路と一体に形成され得る、図 1 4 に示されるフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図 16】図 1 5 に示されるフレキシブル回路の断面図である。

【図 17】エンドエフェクタのクランプアームに固定的に取設されるように構成された分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図 18】エンドエフェクタのクランプアームに取り付けられるように構成された分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図 19】組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタの一態様を例示する。

【図 20】左から右に分割されたフレキシブル回路の一態様を例示する。

【図 21】図 2 0 に示す分割されたフレキシブル回路を含むエンドエフェクタの一態様を例示する。

【図 22】クランプアームがクランプアームと超音波ブレードとの間に組織を固定している、図 2 1 に示すエンドエフェクタを例示する。

【図 23】局所的に感知された組織のパラメータに基づいてエンドエフェクタの右側及び左側によって印加されたエネルギーのグラフを例示する。

【図 24】連続性、温度、圧力などの二次組織パラメータの測定に起因する閾値の調整の一態様を描写するグラフを例示する。

【図 25】フレキシブル回路内に埋め込まれた R F 電極及びデータセンサを含むフレキシブル回路の一態様の断面図である。

【図 26】クランプアームと超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタの一態様の断面図である。

【図 27】フレキシブル回路の信号層の一態様の概略図である。

【図 28】図 2 7 に示すフレキシブル回路のセンサ配線の概略図である。

【図 29】R F エネルギー駆動回路の一態様の概略図である。

【図 30】事前設定された時間における組織間隙の測定のグラフ表示である。

【図 31】薄い、中程度、及び厚い組織の種類に関する、事前設定された力までの時間に対する時間のグラフである。

【図 32】3 つの曲線のグラフのグラフ描写であり、第 1 の曲線は、電力 (P)、電圧 (

10

20

30

40

50

V_{RF})、及び電流 (I_{RF}) に対する組織インピーダンス (Z) を表し、第 2 の曲線及び第 3 の曲線は、組織インピーダンス (Z) に対する時間 (t) を表す。

【図 3 3】エンドエフェクタの一態様の平面図である。

【図 3 4】クランプアーム及び超音波ブレードの下層構造を露呈するための部分的切り欠き図を有する、図 3 3 に示すエンドエフェクタの側面図である。

【図 3 5】超音波ブレード並びに右及び左の電極をそれぞれ露呈するための、図 3 3、3 4 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。

【図 3 6】図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 3 7】図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 3 8】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 3 9】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 4 0】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。

【図 4 1】超音波ブレードが異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタの断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。

【図 4 2 A】組織を囲む医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 2 B】組織を含む医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 3 A】組織を含む医療用装置の一態様のグラフ表示である。

【図 4 3 B】組織を含む医療用装置のエンドエフェクタの一態様によって及ぼされた力の例も描写する。

【図 4 4】フィードバックシステムの一態様の論理図を例示する。

【図 4 5】様々な組織の種類の複数のプロット点で測定した電力に対する力のグラフである。

【図 4 6】様々な組織の種類の複数のプロット点で測定した電力に対する力の別のグラフである。

【図 4 7】器具によって治療される組織の種類の決定に基づいて、外科用器具に送達されるエネルギーを動的に変化させる一態様の論理フロー図である。

【図 4 8】器具によって治療される組織の種類の決定に基づいて、外科用器具に送達されるエネルギーを動的に変化させる一態様の論理フロー図である。

【図 4 9】外科用器具によって治療される組織の水和レベルの決定に基づいて、外科用器具に送達されるエネルギーを動的に変化させる方法の一態様の論理フロー図である。

【図 5 0】外科用器具によって治療される組織の種類及びその組織の様々な特性に基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させる方法の一態様の論理フロー図である。

【図 5 1】エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させる技法の一態様の論理フロー図である。

【図 5 2】エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させる技法の一態様の論理フロー図である。

【図 5 3】動的組織感知技法の一態様の論理フロー図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

外科用器具の様々な形態を詳細に説明する前に、例示的形態が、適用又は使用において、添付の図面及び説明で例示される部品の構造及び配置の詳細に限定されないことに留意されたい。例示的な形態は、他の形態、変形、及び修正で実行されるか、又はそれらに組

10

20

30

40

50

み込まれてもよく、様々な手段で実施又は行われてもよい。更に、特に明記しない限り、本明細書で用いる用語及び表現は、読者の便宜のために例示的な形態を説明する目的で選ばれており、それらを限定するためのものではない。

【0017】

更に、以下に記載される形態、形態の表現、実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上が、他の以下に記載される形態、形態の表現、及び実施例のうちのいずれか1つ又は2つ以上と組み合わせられ得ることが理解される。

【0018】

様々な形態は、外科的処置中の組織の切開、切断、及び/又は凝固をもたらすように構成された改善された超音波及び/又は電気外科用(RF)器具を対象とする。一形態では、超音波と電気外科用器具とを組み合わせたものが切開外科的処置における使用のために構成され得るが、腹腔鏡、内視鏡、及びロボット支援処置等の他の種類の手術における用途も有する。超音波及びRFエネルギーの選択的な使用によって、多方面の使用が容易になる。

10

【0019】

様々な形態が本明細書に記載される超音波器具と組み合わせて記載される。そのような記載は限定するものではなく例として提供されており、その範囲及び適用を限定することを意図しない。例えば、記載される形態のうちのいずれか1つは、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号に記載されるものを含む多様な超音波器具と組み合わせて有用である。

20

【0020】

以下の説明から明らかになるように、本明細書に記載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され得、それにより発振器ユニットからの超音波エネルギーが本外科用器具に所望の超音波作動をもたらすことが企図される。本明細書に記載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され得、それにより無線周波(RF)の形態の電気エネルギーが、例えば、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ために使用されることも企図される。超音波発振器及び/若しくは信号発生器は、取り外し不能に外科用器具と一体化されてもよく、又は外科用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。

30

【0021】

本外科用装置の一形態は、その単純な構造により使い捨て使用のために特に構成されている。しかしながら、本外科用器具の他の形態は、使い捨てではないか又は複数回使用されるように構成され得ることも企図される。関連付けられる発振器及び信号発生器ユニットとの、本発明の外科用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、本外科用器具を、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に、一体化接続することも企図される。したがって、本明細書に記載される外科用器具の様々な形態は、限定されないが、取り外し可能及び/又は取り外し不能のいずれかの一体型発振器及び/又は信号発生器ユニットと共に、単回使用及び/又は複数回使用するように構成され得、そのような構成の全ての組み合わせは、本開示の範囲内にあることが企図される。

40

【0022】

本明細書に開示される外科用器具は、以下の共同所有された出願に記載された外科用器具に関連し、それと同時に開示される。Yatesらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques」という表題のEND7747USNP、Wienerらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques Employing Multiple Energy Modalities Based On Tissue Parameters」という表題のEND7747USNP2、Yatesら

50

による「Surgical System With User Adaptable Techniques Based On Tissue Impedance」という表題のEND 7747USNP 3、及びYatesらによる「Surgical System With User Adaptable Techniques Employing Simultaneous Energy Modalities Based On Tissue Parameters」という表題のEND 7747USNP 4。これらの各々は、本明細書にその全体が参照により組み込まれる。

【0023】

図1～5を参照して、超音波外科用器具を含む外科用システム10の一形態が例示される。図1は、発生器102及び発生器と共に使用可能な様々な外科用器具104、106、108を備える外科用システム100の一形態を例示する。図2は、図1の超音波外科用器具104の図である。

10

【0024】

図1は、複数の外科用器具104、106、108を駆動するように構成された発生器102を例示する。第1の外科用器具104は、ハンドピース105、超音波トランスデューサ120、シャフト126、及びエンドエフェクタ122を備える。エンドエフェクタ122は、トランスデューサ120と音響的に連結された超音波ブレード128及びクランプアーム140を備える。ハンドピース105は、クランプアーム140を動作させるトリガ143と、超音波ブレード128又は他の機能にエネルギーを与え、駆動するためのトリガボタン134a、134b、134cの組み合わせと、を備える。トリガボタン134a、134b、134cは、発生器102で超音波トランスデューサ120にエネルギーを与えるように構成され得る。

20

【0025】

依然として図1を参照して、発生器102は、第2の外科用器具106を駆動するようにも構成されている。第2の外科用器具106は、RF電気外科用器具であり、ハンドピース107、シャフト127、及びエンドエフェクタ124を備える。エンドエフェクタ124は、クランプアーム143内の、超音波ブレード149を通して戻る電極を備える。電極は、発生器102内の双極エネルギー源に連結され、双極エネルギー源によってエネルギーを与えられる。ハンドピース107は、クランプアーム145を動作させるためのトリガ147と、エンドエフェクタ124内の電極にエネルギーを与えるためのエネルギースイッチを作動するためのエネルギーボタン135と、を備える。

30

【0026】

依然として図1を参照して、発生器102は、電気外科用と超音波器具108との組み合わせを駆動するようにも構成されている。電気外科用と超音波多機能外科用器具108との組み合わせは、ハンドピース109、シャフト129、及びエンドエフェクタ125を備える。エンドエフェクタは、超音波ブレード149及びクランプアーム145を備える。超音波ブレード149は、超音波トランスデューサ120と音響的に連結される。ハンドピース109は、クランプアーム145を動作させるためのトリガ147と、超音波ブレード149又は他の機能にエネルギーを与え、駆動するためのトリガボタン137a、137b、137cの組み合わせと、を備える。トリガボタン137a、137b、137cは、発生器102で超音波トランスデューサ120にエネルギーを与え、かつ発生器102内に同様に収容された双極エネルギー源で超音波ブレード149にエネルギーを与えるように構成され得る。

40

【0027】

図1及び2の両方を参照して、発生器102は、様々な外科用装置との使用のために構成可能である。様々な形態に従って、発生器102は、例えば、超音波外科用器具104、RF電気外科用器具106等の電気外科用又はRF外科用装置、並びに発生器102から同時に送達される電気外科用RF及び超音波エネルギーを統合する多機能外科用器具108を含む異なる種類の異なる外科用装置との使用のために構成可能であり得る。図1の形態では、発生器102は、外科用器具104、106、108とは別個に示されている

50

が、一形態では、発生器 102 は、外科用器具 104、106、108 のうちのいずれかと一体的に形成されて、一体型外科用システムを形成してもよい。発生器 102 は、発生器 102 のコンソールの前側パネル上に位置する入力装置 110 を備える。入力装置 110 は、発生器 102 の動作をプログラミングするのに好適な信号を生成する、任意の好適な装置を備え得る。発生器 102 は、1 つ又は 2 つ以上の出力装置 112 も備えてもよい。

【0028】

発生器 102 は、ケーブル 144 を介して超音波トランスデューサ 120 に連結される。超音波トランスデューサ 120 及びシャフト 126 (導波管は図 2 に示さず) を通って延在する導波管は、エンドエフェクタ 122 の超音波ブレード 128 を駆動する超音波駆動システムを集合的に形成してもよい。エンドエフェクタ 122 は、クランプアーム 140 と超音波ブレード 128 との間に組織を固定するためのクランプアーム 140 を更に備えてもよい。一形態では、発生器 102 は、段階式であり得るか、又はさもなければ高分解能、精度、及び繰り返し性で修正することができる特定の電圧、電流、及び / 又は周波数出力信号の駆動信号を発生させるように構成されてもよい。

【0029】

依然として図 2 を参照して、外科用器具 104 は、トグルボタン 134a、134b、134c の任意の組み合わせを備え得ることが理解されよう。例えば、外科用器具 104 は、最大超音波エネルギー出力を発生させるためのトグルボタン 134a と、最大又は最大電力レベル未満のいずれかでパルス出力を発生させるためのトグルボタン 134c と、の 2 つのトグルボタンのみを有するように構成され得る。このようにして、発生器 102 の駆動信号出力構成は、5 個の連続信号及び、5 又は 4 又は 3 又は 2 又は 1 個のパルス信号であり得る。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 102 における EEPROM 設定及び / 又はユーザー電力レベル選択 (複数可) に基づいて制御されてもよい。

【0030】

ある特定の形態では、2 位置スイッチがトグルボタン 134c の代替として設けられてもよい。例えば、外科用器具 104 は、最大電力レベルで連続出力を発生させるためのトグルボタン 134a と、2 位置トグルボタン 134b と、を含んでもよい。第 1 の戻り止め位置において、トグルボタン 134b は最大電力レベル未満で連続出力を発生させてもよく、第 2 の戻り止め位置において、トグルボタン 134b は (例えば、EEPROM 設定に応じて、最大又は最大出力レベル未満で) パルス出力を発生させてもよい。

【0031】

依然として図 2 を参照して、発生器 102 の形態は、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 102 は、第 1 のデータ回路 136 及び / 又は第 2 のデータ回路 138 と通信するように構成されてもよい。例えば、第 1 のデータ回路 136 は、本明細書に記載されるバーイン周波数スローブを示してもよい。加えて、又はあるいは、任意の種類の情報は、データ回路インターフェースを介して (例えば、論理デバイスを使用して) 第 2 のデータ回路に格納するために第 2 のデータ回路に通信されてもよい。このような情報は、例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに / 又はその使用の日付及び / 若しくは時間を含み得る。ある特定の形態では、第 2 のデータ回路は、1 つ又は 2 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送信してもよい。ある特定の形態では、第 2 のデータ回路は、発生器 102 からデータを受信し、受信したデータに基づきユーザーに表示を提供してもよい (例えば、LED 表示又は他の可視表示)。外科用装置の多機能外科用器具 108 に収容された第 2 のデータ回路 138。いくつかの形態では、第 2 のデータ回路 138 は、本明細書に記載される第 1 のデータ回路 136 のものと類似した多くのものに実装され得る。器具インターフェース回路は、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を備えてもよい。一形態では、第 2 のデータ回路インターフェースは、トリステートデジタルインターフェースを備え得るが、他のインターフェースも使用され得る。ある特定の形態では、第 2 の

データ回路は、一般にデータを送信及び／又は受信するための任意の回路であり得る。一形態では、例えば、第2のデータ回路は、第2のデータ回路が関連付けられた特定の外科用器具に関する情報を格納してもよい。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び／又は任意の他の種類の情報を含み得る。いくつかの形態では、第2のデータ回路138は、関連トランスデューサ120、エンドエフェクタ122、又は超音波駆動システムの電氣的及び／又は超音波的特性に関する情報を格納してもよい。本明細書に記載される様々なプロセス及び技法は、発生器によって実行され得る。しかしながら、ある特定の実施例の形態では、これらのプロセス及び技法の全て又は一部は多機能外科用器具108の内部論理139によって行われ得ることが理解されよう。

10

【0032】

図3は、図1の外科用システム100の図である。様々な形態では、発生器102は、モジュール及び／又はブロック等の複数の別個の機能的要素を備え得る。異なる機能的要素又はモジュールは、異なる種類の外科用器具104、106、108を駆動するように構成されてもよい。例えば、超音波発生器駆動回路114は、ケーブル142を介して超音波外科用器具104等の超音波装置を駆動してもよい。電気外科／RF発生器駆動回路116は、ケーブル144を介して電気外科用器具106を駆動してもよい。例えば、それぞれの駆動回路114、116は、外科用器具104、106、108を駆動するためのそれぞれの駆動信号を生成してもよい。様々な形態では、超音波発生器駆動回路114（例えば、超音波駆動回路）及び／又は電気外科／RF発生器駆動回路116（例えば、RF駆動回路）は各々、発生器102と一体的に形成されてもよい。あるいは、駆動回路114、116のうちの1つ又は2つ以上が、発生器102に電氣的に連結された別個の回路モジュールとして設けられてもよい。（駆動回路114及び116は、この選択肢を例示するために幻影で示される。）また、いくつかの形態では、電気外科／RF発生器駆動回路116は、超音波発生器駆動回路114と一体的に形成されてもよいが、又は逆もまた同様である。また、いくつかの形態では、発生器102は、完全に省かれてもよく、駆動回路114、116は、それぞれの外科用器具104、106、108内のプロセス又は他のハードウェアによって実行されてもよい。

20

【0033】

他の形態では、超音波発生器駆動回路114及び電気外科／RF発生器駆動回路116の電気出力部は、単一の駆動回路に組み合わされ、ケーブル146を介して電気外科用RFエネルギー及び超音波エネルギーと同時に多機能外科用器具108を駆動することができる単一の電気信号を提供してもよい。多機能外科用器具108は、電気外科用RFエネルギーを受け取るために、超音波ブレード149及びエンドエフェクタ124内の1つ又は2つ以上の電極に連結された超音波トランスデューサ120を備える。このような実装においては、組み合わせRF／超音波信号は、多機能外科用器具108に連結される。多機能外科用器具108は、RF信号がエンドエフェクタ124内の電極に送達され得、かつ超音波信号が超音波トランスデューサ120に送達され得るように、組み合わせRF／超音波信号を分割する信号処理構成要素を備える。

30

【0034】

記載される形態によれば、超音波発生器駆動回路114は、特定の電圧、電流、及び周波数、例えば55,500サイクル毎秒(Hz)の駆動信号（複数可）を発生させてもよい。駆動信号（複数可）は、超音波外科用器具104に、具体的にはトランスデューサ120に提供され得、トランスデューサは、例えば本明細書に記載されるように動作することができる。トランスデューサ120及びシャフト126を通して延在する導波管（導波管は図2には示さず）は、エンドエフェクタ122の超音波ブレード128を駆動する超音波駆動システムを集合的に形成してもよい。一形態では、発生器102は、段階式であり得るか、又はさもなければ高分解能、精度、及び繰り返し性で修正することができる特定の電圧、電流、及び／又は周波数出力信号の駆動信号を発生させるように構成されてもよい。

40

50

10

20

30

30

40

5.2

50

【 0 0 3 9 】

発生器 1 0 2 はまた、例えば、発生器 1 0 2 のコンソールの前側パネル上に位置する出力インジケータなどの出力装置 1 1 2 (図 1、3) を備えてもよい。出力装置 1 1 2 は、ユーザーに感覚的フィードバックを提供するための 1 つ又は 2 つ以上の装置を含む。かかる装置は、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は、白熱ランプ、発光ダイオード (L E D)、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、液晶ディスプレイ表示スクリーン、L E D インジケータを含み得る)、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は、スピーカ、ブザー、可聴式の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、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ボイスユーザーインターフェース (V U I) を含み得る)、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は、任意の種類の振動フィードバック、触覚アクチュエータを含む) を含み得る。

10

【 0 0 4 0 】

発生器 1 0 2 のある特定のモジュール、回路、及び / 又はブロックが例として記載され得るが、より多くの又はより少ないモジュール、回路、及び / 又はブロックが使用されてもよく、依然として本形態の範囲内に入ることが理解され得る。更に、説明を容易にするために、様々な形態がモジュール、回路、及び / 又はブロックに関して記載され得るが、このようなモジュール、回路、及び / 又はブロックは、1 つ又は 2 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 (D S P)、プログラマブル論理デバイス (P L D)、特定用途向け集積回路 (A S I C)、回路、レジスタ、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、並びに / 若しくはハードウェア及びソフトウェア構成要素の組み合わせにより実現され得る。また、いくつかの形態では、本明細書に記載される様々なモジュールは、外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 内に位置付けられた同様のハードウェアを利用して実現されてもよい (すなわち、発生器 1 0 2 は省かれてもよい)。

20

【 0 0 4 1 】

一形態では、超音波発生器駆動回路 1 1 4 及び電気外科 / R F 駆動回路 1 1 6 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 つ又は 2 つ以上の埋め込みアプリケーションを含んでもよい。駆動回路 1 1 4、1 1 6 は、例えば、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 (A P I) などの様々な実行可能なモジュールを備えてもよい。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 (R O M) 又はフラッシュメモリのような不揮発性メモリ (N V M) に格納され得る。様々な実現形態では、ファームウェアを R O M に格納することにより、フラッシュメモリが保存され得る。N V M は、例えば、プログラミング可能 R O M (P R O M)、消去可能なプログラミング可能 R O M (E P R O M)、電氣的消去可能なプログラミング可能 R O M (E E P R O M)、又はダイナミック R A M (D R A M)、ダブルデータレート D R A M (D D R A M)、及び / 若しくは同期 D R A M (S D R A M) のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ (R A M) を含む他のタイプのメモリを含み得る。

30

40

【 0 0 4 2 】

一形態では、駆動回路 1 1 4、1 1 6 は、外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 の様々な測定可能な特性をモニタリングし、かつ外科用器具 1 0 4、1 0 6、1 0 8 を動作させるための対応する出力制御信号を発生させるためのプログラム命令を実行するために、プロセッサとして実装されるハードウェア構成要素を備える。発生器 1 0 2 が外科用器具 1 0 4 と共に使用される形態では、出力制御信号は、超音波トランスデューサ 1 2 0 を切断及び / 又は凝固動作モードで駆動させてもよい。外科用器具 1 0 4 及び / 又は組織の電気特性は、発生器 1 0 2 の動作態様を制御するために測定及び使用されてもよく、かつ / 又はユーザーへのフィードバックとして提供されてもよい。発生器 1 0 2 が電気外科用器具 1

50

06と共に使用される形態では、出力制御信号は、電気エネルギー（例えば、RFエネルギー）をエンドエフェクタ124に切断、凝固、及び／又は乾燥モードで供給してもよい。電気外科用器具106及び／又は組織の電気特性は、発生器102の動作態様を制御するために測定及び使用されてもよく、かつ／又はユーザーへのフィードバックとして提供されてもよい。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／又はレジスタとして実装されてもよい。一形態では、プロセッサは、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して、超音波トランスデューサ120及びエンドエフェクタ122、124などの外科用器具104、106、108の様々な構成要素を駆動するための出力信号関数を生成するように構成されてもよい。

10

【0043】

図4は、一形態による図1～3に示した超音波トランスデューサ120などの超音波トランスデューサの等価回路150を例示する。回路150は、共振器の電気機械特性を画定する、直列に接続されたインダクタンス L_s 、抵抗 R_s 、及び電気容量 C_s を有する第1の「動作」分岐と、静電容量 C_o を有する第2の容量分岐とを含む。駆動電流 I_g は、運動電流 I_m が第1の分岐を通して流れ、電流 $I_g - I_m$ が容量分岐を通して流れる状態で、駆動電圧 V_g で発生器から受け取られ得る。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され得る。上述のように、従来の発生器構造は、並列共振回路内において静電容量 C_o を共振周波数で調整するための調整インダクタ L_t （図4に仮想線で示される）を含んでもよく、それによって発生器の電流出力 I_g の実質的に全てが動作分岐を流れる。このようにして、動作分岐電流 I_m の制御は、発生器電流出力 I_g を制御することによって達成される。しかしながら、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 に特有であり、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、調整インダクタ L_t が、共振周波数での静電容量 C_o の公称値に整合され、動作分岐電流 I_m の正確な制御は、この周波数でのみ確保され、周波数がトランスデューサの温度によってシフトダウンすると、動作分岐電流の正確な制御は危うくなる。

20

【0044】

図1～3に示した発生器102は、動作分岐電流 I_m をモニタリングするために調整インダクタ L_t に依存しない。その代わりに、発生器102は、特定の超音波外科用器具104への電力の印加間の静電容量 C_o の測定値（それと共に、駆動信号電圧及び電流フィードバックデータ）を使用して、動的かつ継続的に（例えば、リアルタイムで）動作分岐電流 I_m の値を決定し得る。したがって、発生器102のこのような形態は、任意の周波数で、また静電容量 C_o の公称値によって決定された共振周波数でなくとも、共振周波数静電容量 C_o のいかなる値とも同調又は共振するシステムをシミュレートするために仮想同調を提供することができる。

30

【0045】

図5は、数ある利点の中でも、本明細書に記載されるインダクタなし同調を提供するための、図1～3に示した発生器102の一形態である発生器200の簡略ブロック図である。発生器102の追加の詳細は、本願と同一譲受人に譲渡され、同時出願された「Surgical Generator For Ultrasonic And Electrosurgical Devices」という表題の米国特許出願第12/896,360号、代理人整理番号END6673USNP/100558に記載されており、この開示は、その全体が参照により本明細書に組み込まれる。図5を参照すると、発生器200は、電力変圧器206を介して非絶縁段階204と通信する患者絶縁段階202を備えてもよい。電力変圧器206の二次巻線208は、絶縁段階202で封じ込められ、例えば、超音波外科用器具104及び電気外科用器具106（図1～3に図示）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部210a、210b、210cを画定するタップ構成（例えば、センタータップ又は非センタータップ構成）を備えてもよい。具体的には、駆動信号出力部210a、210cは、超音波駆動信号（例えば、4

40

50

20VのRMS駆動信号)を超音波外科用器具104に出力することができ、駆動信号出力部210b、210cは、出力部210bが電力変圧器206のセンタータップに対応して、電気外科用RF駆動信号(例えば、100VのRMS駆動信号)を電気外科用器具106に出力することができる。

【0046】

ある特定の形態では、超音波及び電気外科用駆動信号は、別個の外科用器具に同時に提供されてもよく、かつ/又は多機能外科用器具108(図1及び3)などの、超音波エネルギー及び電気外科用エネルギーの両方を組織に送達する能力を有する単一の外科用器具に提供されてもよい。専用の電気外科用器具に、かつ/又は組み合わせられた多機能超音波/電気外科用器具のいずれかに提供される電気外科用信号は、治療量のレベルの信号又は治療量以下のレベルの信号のいずれかであってもよいことが理解されよう。例えば、超音波及び無線周波数信号は、以下でより詳細に論じられるように、所望の出力信号を外科用器具に提供するために、単一の出力ポートを有する発生器から別個に又は同時に送達され得る。したがって、発生器は、超音波エネルギー及び電気外科用RFエネルギーを組み合わせ、組み合わせられたエネルギーを多機能超音波/電気外科用器具に送達することができる。双極電極は、エンドエフェクタの一方又は両方のジョーの上に位置し得る。一方のジョーは、同時に働く、電気外科用RFエネルギーに加えて超音波エネルギーによって駆動されてもよい。超音波エネルギーが組織を切開するために用いられてもよい一方で、電気外科用RFエネルギーは、血管封止に用いられてもよい。

【0047】

非絶縁段階204は、電力変圧器206の一次巻線214に接続された出力部を有する電力増幅器212を備えてもよい。ある特定の形態では、電力増幅器212は、プッシュプル増幅器を備えてもよい。例えば、非絶縁段階204は、デジタル出力をデジタル-アナログ変換器(DAC)218に供給するための論理デバイス216を更に備えてもよく、デジタル-アナログ変換器(DAC)218は、次いで、対応するアナログ信号を電力増幅器212の入力端子に供給する。ある特定の形態では、論理デバイス216は、数ある論理回路の中で、例えば、プログラマブルゲートアレイ(PGA)、フィールドプログラマブルゲートアレイ(FPGA)、プログラマブル論理デバイス(PLD)を含んでもよい。したがって、論理デバイス216は、DAC218を介して電力増幅器212の入力を制御することによって、駆動信号入力部210a、210b、210cで出現する駆動信号の多くのパラメータ(例えば、周波数、波形、波形振幅)のうちのいずれかを制御することができる。ある特定の形態では、以下で論じられるように、論理デバイス216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、多数のデジタル信号処理(DSP)ベースの及び/又は他の制御技法を実装して、発生器200によって出力される駆動信号のパラメータを制御し得る。

【0048】

電力は、スイッチ-モード調節器220によって、電力増幅器212の電力レールに供給され得る。ある特定の形態では、スイッチ-モード調節器220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204は、DSPプロセッサ222などの第1のプロセッサを更に備えることができ、これは、一形態では、例えば、Norwood, MAのAnalog Devices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が用いられ得る。ある特定の形態では、DSPプロセッサ222は、電力増幅器212からDSPプロセッサ222がアナログ・デジタル変換器(ADC)224を介して受信する、電圧フィードバックデータに応答するスイッチ-モード電力変圧器220の動作を制御し得る。例えば、一形態では、DSPプロセッサ222は、電力増幅器212によって増幅される信号(例えば、RF信号)の波形エンベロープを、ADC224を介して入力として受信し得る。次いで、DSPプロセッサ222は、電力増幅器212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-モード調節器220(例えば、パルス幅変調(PWM)出力

10

20

30

40

50

）を制御し得る。波形エンベロープに基づいて、電力増幅器 212 のレール電圧を動的に変調することにより、電力増幅器 212 の効率は、固定レール電圧増幅器スキームに対して顕著に改善され得る。

【0049】

ある特定の形態では、論理デバイス 216 は、DSP プロセッサ 222 と共に、直接デジタルシンセサイザ (DDS) 制御スキームを実行して、発生器 200 による駆動信号出力の波形、周波数、及び / 又は振幅を制御し得る。一形態では、例えば、論理デバイス 216 は、FPGA に内蔵され得る、RAM LUT などの、動的に更新されるルックアップテーブル (LUT) に格納された波形サンプルを呼び出すことによって、DDS 制御技法を実行することができる。この制御技法は、超音波トランスデューサ 120 (図 1 ~ 3) などの超音波トランスデューサがその共振周波数での明瞭な正弦波電流によって駆動され得る、超音波用途において特に有用である。他の周波数が寄生共振を励起し得るため、動作分岐電流の全歪みの最小化又は低減が、これに対応して望ましくない共振効果を最小化又は低減し得る。発生器 200 に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 206、電力増幅器 212) 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フィードバックデータは、DSP プロセッサ 222 によって実行される誤差制御技法などの技法に入力され得、これは、動的かつ継続的に (例えば、リアルタイムで) LUT に格納された波形サンプルを好適に事前に歪ませる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 サンプルに加えられる事前歪みの量又は程度は、計算された動作分岐電流と所望の電流波形との間の誤差に基づく場合があり、誤差は、サンプルごとに決定される。このようにして、予め歪ませた LUT サンプルは、駆動回路により処理される場合、超音波トランスデューサを最適に駆動するために、所望の波形 (例えば、正弦波形状) を有する動作分岐駆動信号を生じ得る。このような形態では、LUT 波形サンプルはしたがって、駆動信号の所望の波形を表すのではなく、歪み効果を考慮した際の、動作分岐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。

【0050】

非絶縁段階 204 は、発生器 200 によって出力される駆動信号の電圧及び電流をそれぞれサンプリングするために、各絶縁変圧器 230、232 を介して電力変圧器 206 の出力端子に連結された ADC 226 及び ADC 228 を更に備え得る。ある特定の形態では、ADC 226、228 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、80 Msps) でサンプリングするように構成され得る。一形態では、例えば、ADC 226、228 のサンプリング速度は、駆動信号のおよそ 200 x (周波数による) のオーバーサンプリングを可能にし得る。ある特定の形態では、ADC 226、228 のサンプリング動作は、双方向マルチプレクサを介し、入力電圧及び電流信号を受信する単一の ADC によって実施される。発生器 200 の形態における高速サンプリングの使用はとりわけ、動作分岐を流れる複素電流の算出 (これは、本明細書に記載の DDS ベースの波形制御を実施するために、ある特定の形態で使用され得る)、サンプリングされた信号の正確なデジタルフィルタリング、及び高度の正確性を有する実質電力消費の算出を可能にし得る。ADC 226、228 によって出力される電圧及び電流フィードバックデータは、論理デバイス 216 によって受信かつ処理され得 (例えば、FIFO バッファリング、マルチプレクシング)、例えば、DSP プロセッサ 222 による、以後の読み出しのために、データメモリに格納されてもよい。上記のように、電圧及び電流フィードバックデータは、動的かつ継続的に LUT 波形サンプルを予め歪ませるか又は修正するための技法への入力として使用され得る。ある特定の形態では、これは電圧及び電流フィードバックデータ対が得られる場合に、論理デバイス 216 によって出力された対応する LUT サンプルに基づき、ないしは別の方法でこれに関連して、各格納された電圧及び電流フィードバックデータ対が索引されることを必要とし得る。LUT サンプルと電圧及び電流フィードバックデータのこの方法による同期は、予歪み技法の正確なタイミング及び安定性に寄与する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 1 】

ある特定の形態では、電圧及び電流フィードバックデータは、駆動信号の周波数及び／又は振幅（例えば、電流振幅）を制御するために使用され得る。例えば、一形態では、電圧及び電流フィードバックは、インピーダンス相を決定するために使用され得る。駆動信号の周波数はその後、決定されたインピーダンス相とインピーダンス相設定点（例えば、 0° ）との間の差を最小化又は低減するように制御されてもよく、したがって超音波歪みの効果を最小化又は低減し、これに対応してインピーダンス相測定正確性を向上させる。相インピーダンス及び周波数制御信号の決定は、DSPプロセッサ222で実行されてもよく、例えば、周波数制御信号は、論理デバイス216によって実行されるDDS制御技法への入力として供給される。

10

【 0 0 5 2 】

例えば、別の形態では、駆動信号の電流振幅を電流振幅設定点で維持するために、電流フィードバックデータがモニタリングされ得る。電流振幅設定点は、直接指定されてもよく、又は指定された電圧振幅及び電流設定点に基づいて間接的に決定されてもよい。ある特定の形態では、電流振幅の制御は、例えば、DSPプロセッサ222内のPID制御技法といった、制御技法によって実行され得る。駆動信号の電流振幅を好適に制御するために、制御技法によって制御される変数には、例えば、論理デバイス216に格納されるLUT波形サンプルのスケーリング、及び／又はDAC234を介したDAC218（これは電力増幅器212に入力を供給する）のフルスケール出力電圧が挙げられ得る。

【 0 0 5 3 】

非絶縁段階204は、とりわけ、ユーザーインターフェース（UI）機能性を提供するために、UIプロセッサ236などの第2のプロセッサを更に備え得る。一形態では、UIプロセッサ236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236によってサポートされるUI機能性の例としては、例えば、図3に示すように、可聴及び視覚的用户フィードバック、周辺デバイスとの通信（例えば、Universal Serial Bus（USB）インターフェースによる）、フットスイッチ130との通信、入力装置118との通信（例えば、タッチスクリーンディスプレイ）、及び出力装置112との通信（例えば、スピーカー）が挙げられ得る。UIプロセッサ236は、DSPプロセッサ222及び論理デバイス216（例えば、シリアル周辺インターフェース（SPI）バス）と通信し得る。UIプロセッサ236はUI機能性を主にサポートし得るが、これはまた、ある特定の形態では、DSPプロセッサ222と協調して、危険の緩和を実行し得る。例えば、UIプロセッサ236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130入力（図3）、温度センサ入力）の様々な態様をモニタリングするようにプログラミングされてもよく、かつ誤った状態が検出される際に、発生器200の駆動出力を無効化し得る。

20

30

【 0 0 5 4 】

ある特定の形態では、DSPプロセッサ222及びUIプロセッサ236の双方は、例えば、発生器200の動作状態を決定及びモニタリングし得る。DSPプロセッサ222に関し、発生器200の動作状態は、例えば、どの制御及び／又は診断プロセスがDSPプロセッサ222によって実行されるかを表し得る。UIプロセッサ236に関し、発生器200の動作状態は、例えば、ユーザーインターフェース（例えば、ディスプレイスクリーン、音）のどの要素がユーザーに提供されるかを表し得る。対応するDSP及びUIプロセッサ222、236は、発生器200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。DSPプロセッサ222は、この関係におけるマスターとして機能し、動作状態間の遷移が生じるときを決定し得る。UIプロセッサ236は、動作状態間の有効な遷移を認識してもよく、また特定の遷移が適切であるかを確認してもよい。例えば、DSPプロセッサ222が、UIプロセッサ236に特定の状態へと遷移するように命令すると、UIプロセッサ236は、要求される遷移が有効

40

50

であることを確認し得る。要求される状態間の遷移がUIプロセッサ236によって無効であると決定される場合、UIプロセッサ236は、発生器200を故障モードにし得る。

【0055】

非絶縁段階204は、入力装置110をモニタリングするために、コントローラ238を更に含み得る（例えば、発生器200を入力及び切断するために使用される容量性タッチセンサ、例えば図1及び3に示される容量性タッチスクリーン）。ある特定の形態では、コントローラ238は、少なくとも1つのプロセッサ、及び/又はUIプロセッサ236と通信する他のコントローラデバイスを含み得る。一形態では、例えば、コントローラ238は、1つ又は2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モニタリングするように構成されたプロセッサ（例えば、Atmelから入手可能なMega168 8ビットコントローラ）を含み得る。一形態では、コントローラ238は、容量性タッチスクリーンからのタッチデータの獲得を制御及び管理するための、タッチスクリーンコントローラ（例えば、Atmelから入手可能なQT5480タッチスクリーンコントローラ）を含み得る。

10

【0056】

ある特定の形態では、発生器200が「電力オフ」状態にあるとき、コントローラ238は、動作電力を受け取り続けてもよい（例えば、発生器200の電源からのラインを介して）。このようにして、コントローラ238は、発生器200を入力及び切断するために、入力装置110（例えば、発生器200の前側パネル上に位置する容量性タッチセンサ）をモニタリングし続けてもよい。発生器200が切断状態にあるとき、コントローラ238は、ユーザーによる「オン/オフ」入力装置110の起動が検出される際に電源を起動し得る（例えば、電源の1つ又は2つ以上のDC/DC電圧変圧器の動作を可能にする）。コントローラ238はしたがって、発生器200を「入力」状態に遷移させるために、シーケンスを開始することができる。逆に、発生器200が入力状態にあるとき、コントローラ238は、「オン/オフ」入力装置110の起動が検出される際に、発生器200を切断状態に遷移するためのシーケンスを開始することができる。例えば、ある特定の形態では、コントローラ238は、「オン/オフ」入力装置110の起動をUIプロセッサ236に報告してもよく、これは、次いで、発生器200の切断状態への遷移のために必要なプロセスシーケンスを実行する。この形態では、コントローラ238は、発生器200の入力状態が確立された後の、それから電力を排除するための別個の能力を有しないことがある。

20

30

【0057】

ある特定の形態では、コントローラ238は、ユーザーに入力又は切断シーケンスが開始されたことを警告するために、発生器200に可聴又は他の感覚的フィードバックを提供させ得る。このような警告は、入力又は切断シーケンスの開始時、及びシーケンスと関連する他のプロセスの開始前に提供され得る。

【0058】

ある特定の形態では、絶縁段階202は、例えば、外科用装置の制御回路（例えば、ハンドピーススイッチを含む制御回路）と、非絶縁段階204の構成要素（例えば、プログラミング可能な論理デバイス216、DSPプロセッサ222及び/又はUIプロセッサ236）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240を含んでもよい。器具インターフェース回路240は、例えば、赤外線（IR）ベースの通信リンクなどの、段階202と204との間の好適な度合いの電氣的絶縁を維持する通信リンクを介し、非絶縁段階204の構成要素と情報を交換し得る。例えば、非絶縁段階204から駆動される絶縁変圧器によって駆動される、低ドロップアウト電圧調節器を使用して、器具インターフェース回路240に電力が供給され得る。

40

【0059】

一形態では、器具インターフェース回路240は、信号調整回路242と通信する論理デバイス242（例えば、論理回路、プログラム可能な論理回路、PGA、FPGA、P

50

L D)を含み得る。信号調整回路244は、同一の周波数を有する双極呼びかけ信号を生成するために、論理デバイス242から周期信号(例えば、2kHz方形波)を受信するように構成されてもよい。呼びかけ信号は、例えば、差動増幅器により供給される双極電流源を使用して生成され得る。呼びかけ信号は、外科用装置制御回路に伝達され(例えば、発生器200を外科用装置に接続する、ケーブル内の導電対を使用して)、制御回路の状態又は構成を決定するためにモニタリングされ得る。制御回路は、多数のスイッチ、抵抗器、及び/又はダイオードを含んでもよく、制御回路の状態又は構成が1つ又は2つ以上の特性に基づいて個別に識別可能であるように、呼びかけ信号の1つ又は2つ以上の特性(例えば、振幅、整流)を修正してもよい。例えば、一形態では、信号調整回路244は、呼びかけ信号が通過する経路から生じる制御回路の入力にわたって出現する電圧信号のサンプルを生成するため、ADCを含み得る。論理デバイス242(又は、非絶縁段階204の構成要素)はその後、ADCサンプルに基づく制御回路の状態又は構成を決定し得る。

10

【0060】

一形態では、器具インターフェース回路240は、第1のデータ回路インターフェース246を含み、論理回路242(又は、器具インターフェース回路240の他の要素)と、外科用装置内に配置されるか又は別の方法で関連する第1のデータ回路との間の情報交換を可能にしてもよい。ある特定の形態では、例えば、第1のデータ回路136(図2)は、発生器200を有する特定の外科用装置タイプ又はモデルとインターフェース接続させるために、外科用装置ハンドピースに一体的に取り付けられたケーブル内、又はアダプタ内に配設されてもよい。第1のデータ回路136は、任意の好適な方法で実装されてもよく、例えば、第1の回路136に関して本明細書に記載されたものを含む任意の好適なプロトコルに従って発生器と通信してもよい。ある特定の形態では、第1のデータ回路は、電氣的に消去可能なプログラミング可能読み取り専用メモリ(EEPROM)デバイスなどの、不揮発性記憶デバイスを含み得る。ある特定の形態では、かつ図5を再び参照すると、第1のデータ回路インターフェース246は、論理デバイス242とは別個に実施されてもよく、好適な回路(例えば、別個の論理デバイス、プロセッサ)を含み、プログラム可能な論理デバイス242と第1のデータ回路との間の通信を可能にし得る。他の形態では、第1のデータ回路インターフェース246は、論理デバイス242と一体であり得る。

20

30

【0061】

ある特定の形態では、第1のデータ回路136(図2)は、これを伴う特定の外科用装置に関する情報を格納し得る。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用装置が使用された動作数、及び/又は他の種類の情報を含み得る。この情報は、器具インターフェース回路1098によって(例えば、論理デバイス242によって)読み出され、出力装置112(図1及び3)を介したユーザーへの提供のために、かつ/又は発生器200の機能又は動作の制御のために、非絶縁段階204の構成要素(例えば、論理デバイス216、DSPプロセッサ222、及び/又はUIプロセッサ236)に転送され得る。加えて、任意の種類の情報が、第1のデータ回路インターフェース246を介して内部に格納するために、(例えば、論理デバイス242を使用して)第1のデータ回路136に伝達され得る。このような情報は例えば、外科用装置が使用された最新の動作数、並びに/又は、その使用の日付及び/若しくは時間を含み得る。

40

【0062】

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であり得る(例えば、図1及び2に示すように、トランスデューサ120及びシャフト126は、超音波外科用器具104のハンドピース105から取り外し可能である)。このような場合、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、これに対応して制御及び診断プロセスを最適化する能力が制限されている場合がある。しかしながら、この問題に対処するために、外科用装置器具に読み取り可能なデータ回路を追加することは、適合性の観点から問題がある。例えば、必要なデータ読み取

50

り機能性を欠く発生器との後方互換性を保つように外科用装置を設計することは、例えば、異なる信号スキーム、設計複雑性、及び費用のために、実用的でない場合がある。本明細書で論じられる器具の形態は、既存の外科用器具に実装され得るデータ回路を経済的に使用し、外科用装置と最新の発生器プラットフォームとの適合性を維持するための設計変更を最小限にすることによってこれらの懸念に対処する。

【0063】

更に、図1～3及び5を参照すると、発生器200の形態は、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200は、超音波外科用器具104（例えば、及び/又は他の外科用器具106、108）内に収容される第2のデータ回路138と通信するように構成され得る。いくつかの形態では、第2のデータ回路138は、本明細書に記載される第1のデータ回路136のものと類似した多くのものに実装される。器具インターフェース回路240は、この通信を可能にする第2のデータ回路インターフェース248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248は、トランスレ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使用され得る。ある特定の形態では、第2のデータ回路は、一般にデータを送信及び/又は受信するための任意の回路であり得る。一形態では、例えば、第2のデータ回路は、第2のデータ回路が関連付けられた特定の外科用器具に関する情報を格納してもよい。このような情報は、例えば、モデル番号、シリアル番号、外科用器具が使用された動作数、及び/又は他の種類の情報を含み得る。いくつかの形態では、第2のデータ回路138は、関連するトランスデューサ120、エンドエフェクタ122、又は超音波駆動システムの電氣的及び/又は超音波的特性に関する情報を格納してもよい。例えば、第1のデータ回路136は、本明細書に記載されるバーンイン周波数スロープを示してもよい。加えて、又はあるいは、第2のデータ回路インターフェース248を介して内部に格納するために、第2のデータ回路に任意の種類の情報を伝達してもよい（例えば、論理デバイス242を使用して）。このような情報は例えば、器具が使用された最新の動作数、並びに/又は、その使用の日付及び/若しくは時間を含み得る。ある特定の形態では、第2のデータ回路は、1つ又は2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送信してもよい。ある特定の形態では、第2のデータ回路は、発生器200からデータを受信し、受信したデータに基づきユーザーに表示を提供してもよい（例えば、LED表示又は他の可視表示）。

【0064】

ある特定の形態では、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248は、論理デバイス242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200に接続するケーブルの専用導体）の提供を必要とせずにもたらされ得るように構成され得る。例えば、一形態では、情報は、既存のケーブル（例えば、信号調整回路244からハンドピース内の制御回路に呼びかけ信号を伝送するために使用される導体のうちの1つ）で実施される、1ワイヤバス通信スキームを使用して、第2のデータ回路に、かつそれから伝達され得る。このようにして、元来必要であり得る外科用装置の設計変更又は修正が最小化又は低減される。更に、一般的な物理的チャネル上で実施される異なる種類の通信が周波数帯域分離され得るため、第2のデータ回路の存在は、必要なデータ読み取り機能を有しない発生器にとって「不可視」であり、それ故に外科用装置器具の後方互換性を可能にする。

【0065】

ある特定の形態では、絶縁段階202は、直流電流の患者への通過を防ぐために、駆動信号出力210bに接続された少なくとも1つの阻止コンデンサ250-1を備え得る。単一の阻止コンデンサは、例えば、医学的規制又は基準に準拠することが必要とされる場合がある。単一コンデンサ設計における故障が比較的稀であるが、それでもなおこのような故障は否定的な結果をもたらし得る。一形態では、第2の阻止コンデンサ250-2は、阻止コンデンサ250-1と直列で提供され、阻止コンデンサ250-1と250-2との間の点からの電流漏洩が、漏洩電流により誘発される電圧をサンプリングするために

、ADC 252によってモニタリングされる。サンプルは、例えば、論理デバイス242によって受信され得る。漏洩電流の変化に基づき（図5の形態における電圧サンプルによって示される）、発生器200は、阻止コンデンサ250-1及び250-2のうちの少なくとも一方が故障した際にこれを決定し得る。したがって、図5の形態は、単一の破損点を有する単一コンデンサ設計に対して利益を提供する。

【0066】

ある特定の形態では、非絶縁段階204は、好適な電圧及び電流において、DC電力を出力するための、電源254を含み得る。電源は、例えば、48VDCシステム電圧を出力するための、400W電源を含み得る。電源254は、発生器200の様々な構成要素によって必要とされる電圧及び電流において、DC出力を生成するために電源の出力を受信するための、1つ又は2つ以上のDC/DC電圧変換器256を更に含み得る。コントローラ238に関連して上述されるように、DC/DC電圧変換器256の動作又は起動を可能にするために、コントローラ238によってユーザーによる「オン/オフ」入力装置110（図3）の起動が検出されると、DC/DC電圧変換器256のうちの1つ又は2つ以上がコントローラ238からの入力を受信し得る。

【0067】

図1に戻って参照すると、外科用システム100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100の動作について、入力装置110及び発生器102を備える外科用器具を使用して、組織を切断及び凝固させるためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスが動作の詳細に関連して説明されるが、本明細書で説明される全体的な機能性が外科用システム100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施されなくてもよい。前述のように、入力装置110を使用して、外科用器具104、106、108の出力（例えば、インピーダンス、電流、電圧、周波数）をプログラムすることができる。

【0068】

図6は、本開示の一態様による駆動システム302の一形態を含む発生器300例示する。発生器300は、図1及び5に関連して記載される発生器102、200と同様である。発生器300は、超音波トランスデューサを駆動するための駆動超音波電気信号（駆動信号とも称される）を生成する。駆動システム302は可撓性であり、超音波電気出力駆動信号304を、超音波トランスデューサ306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。様々な形態では、発生器300は、モジュール及び/又はブロック等の複数の別個の機能的要素を含み得る。特定のモジュール、回路、及び/又はブロックが一例として説明され得るが、それより多数又は少数のモジュール、回路、及び/又はブロックが使用されてもよく、また依然として実施形態の範囲内に含まれることが明らかとなる。更に、説明を容易にするために、様々な形態がモジュール、回路、及び/又はブロックに関して記述され得るが、このようなモジュール、回路、及び/又はブロックは、1つ又は2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）、プログラマブル論理デバイス（PLD）、特定用途向け集積回路（ASIC）、回路、レジスタ、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、並びに/若しくはハードウェア及びソフトウェア構成要素の組み合わせにより実現され得る。

【0069】

一形態では、発生器300の駆動システム302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つ又は2つ以上の埋め込みアプリケーションを含むことができる。駆動システム302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むことができる。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。様々な実現形態では、ファームウェアをROMに格納することにより、フラッシュメモリが保存され得る。NVMは、例えばプログラミング可能ROM(PROM)、消去可能なプログラミング可能ROM(EPROM)、電氣的消去可能なプログラミング可能ROM(EEPROM)、又はダイナミックRAM(DRAM)、ダブルデータレートDRAM(DDRAM)、及び/若しくは同期DRAM(SDRAM)のような電池バックアップ式ランダムアクセスメモリ(RAM)を含む他のタイプのメモリを備えることができる。

【0070】

一形態では、駆動システム302は、超音波外科用器具104(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306を駆動するための出力信号として様々な機能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308として実施されたハードウェア構成要素を備える。当業者であれば、発生器300及び駆動システム302が追加的な構成要素又はより少ない構成要素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300及び駆動システム302だけが記述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/又はレジスタとして実装されてもよい。一形態では、プロセッサ308は、コンピュータソフトウェアプログラム命令を格納かつ実行して、超音波トランスデューサ306及びエンドエフェクタ、及び/又はブレード340などの超音波外科用器具104(図1)の様々な構成要素を駆動するための出力信号関数を生成するように構成されてもよい。

10

20

【0071】

一形態では、1つ又は2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308はここに記述されている形態に従って方法を実行して、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300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))を変化させることによって、複数の時間間隔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。時間間隔又は期間(T)は、所定(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。可変時間間隔は、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300によって生成される超音波駆動信号は、限定されないが、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で超音波トランスデューサ306を励起することができる超音波駆動信号を含む。

30

【0072】

一形態では、実行可能なモジュールはメモリに格納された1つ又は2つ以上の技法(複数可)310を備え、この技法によってプロセッサ308は、実行されたときに様々な時間間隔又は期間(T)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関数を生成する。駆動信号の階段状波形は、発生器300の出力駆動電流(I)、電圧(V)、及び/又は周波数(f)を変化させることによって生成される2つ又は3つ以上の時間間隔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つ又は2つ以上の技法(複数可)310に従って所定の固定時間間隔若しくは期間(T)又は変動時間間隔若しくは期間のいずれかにわたって生成され得る。プロセッサ308の制御下で、発生器300は、所定の期間(T)にわたって、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所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)を上又は下に変

40

50

化させる（例えば、経時的に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 300 は、測定されたシステムの特性に基つき適合して階段を増すこと又は減らすことができる。

【0073】

動作に際し、ユーザーは、発生器 300 のコンソールの前側パネル上に位置する入力装置 312 を使用して発生器 300 の動作をプログラムすることができる。入力装置 312 は、プロセッサ 308 に適用して発生器 300 の動作を制御することができる信号 314 を生成する任意の適した装置を備えることができる。様々な形態では、入力装置 312 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、指先指示デバイス、リモート接続を含む。他の形態では、入力装置 312 は適したユーザーインターフェースを備えることができる。したがって、入力装置 312 を使用してユーザーは発生器 300 の出力関数をプログラムするための電流（ I ）、電圧（ V ）、周波数（ f ）、及び λ 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 308 は、ライン 316 で信号を出力インジケータ 318 に送ることによって、選択された電力レベルを表示する。

【0074】

様々な形態では、出力インジケータ 318 は視覚的、可聴及び λ 又は触覚的フィードバックを外科医に提供して、超音波外科用器具 104（図 1）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、外科的処置の状態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装置が挙げられる。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ース（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。

【0075】

一形態では、プロセッサ 308 はデジタル電流駆動信号 320 及びデジタル周波数信号 322 を生成するように構成又はプログラムされ得る。これらの駆動信号 320、322 は、超音波トランスデューサ 306 への出力駆動信号 304 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 324 に適用される。DDS 回路 324 の出力は増幅器 326 に適用され、増幅器 326 の出力は変圧器 328 に適用される。変圧器 328 の出力は、導波管によってブレード 340 に連結された超音波トランスデューサ 306 に適用される出力駆動信号 304 である。

【0076】

一形態では、発生器 300 は、超音波外科用器具 104（図 1）の測定可能な特性をモニタするように構成され得る 1 つ又は 2 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 308 を使用して、システムの特性をモニタリング及び算出することができる。図のように、プロセッサ 308 はトランスデューサ 306 に供給される電流及び超音波トランスデューサ 306 に印加される電圧をモニタリングすることによって超音波トランスデューサ 306 のインピーダンス Z を測定する。一形態では、電流検知回路 330 を使用して、超音波トランスデューサ 306 に供給される電流を検知し、電圧検知回路 332 を使用して、超音波トランスデューサ 306 に印加される出力電圧を検知する。これらの信号は、アナログマルチプレクサ 334 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 336（ADC）に適用することができる。アナログマルチプレクサ 334 は、変換される適切なアナログ信号を ADC 336 に送る。他の

10

20

30

40

50

形態では、マルチプレクサ 334 回路の代わりに複数の ADC 336 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 308 は ADC 336 のデジタル出力 338 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 を算出する。プロセッサ 308 は、負荷曲線に対する望ましい電力を生成することができるように出力駆動信号 304 を調整する。プログラムされた技法 310 に従って、プロセッサ 308 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 320 (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変化させることができる。

【0077】

図 1 に示す外科用システム 100 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 100 の動作について、図 6 を参照して説明される、入力装置 110 及び駆動システム 302 の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使用して血管を切断及び凝固させるためのプロセスに関して、更に説明することができる。特定のプロセスが動作の詳細に関連して説明されるが、本明細書で説明される全体的な機能性が外科用システム 100 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施されなくてもよい。

【0078】

図 7 は、組織インピーダンスモジュール 442 を含む発生器 400 の駆動システムの一形態を例示する。駆動システム 402 は超音波電気駆動信号 404 を生成して、超音波トランスデューサ 406 を駆動する。一形態では、組織インピーダンスモジュール 442 は、ブレード 440 とクランプアームアセンブリ 444 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 442 は、RF 発振器 446 と、電圧感知回路 448 と、電流感知回路 450 と、を備える。電圧感知回路 448 及び電流感知回路 450 は、ブレード 440 の電極に印加された RF 電圧 V_{rf} と、ブレード 440 の電極、組織、及びクランプアームアセンブリ 444 の導電部分を通して流れる RF 電流 i_{rf} とに、応答する。電流感知回路 430 及び電圧感知回路 432 からの感知電流 I_{rf} 及び感知電圧 V_{rf} は、アナログマルチプレクサ 434 を介して ADC 436 によってデジタル形態に変換される。プロセッサ 408 は ADC 436 のデジタル化された出力 438 を受信し、組織インピーダンス Z_t を、電圧感知回路 448 と電流感知回路 450 によって測定される RF 電圧 V_{rf} 対電流 I_{rf} の比率を算出することによって決定する。

【0079】

一形態では、プロセッサ 408 はデジタル電流信号 420 及びデジタル周波数信号 422 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 420、422 は、トランスデューサ 406 への電流出力信号 404 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 424 に適用される。DDS 回路 424 の出力は増幅器 426 に適用され、増幅器 426 の出力は変圧器 428 に適用される。変圧器 428 の出力は、導波管によってブレード 440 に連結された超音波トランスデューサ 406 に適用される信号 404 である。

【0080】

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 を検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。

【0081】

一形態では、ブレード 440 の電極に印加された RF 電圧 V_{rf} と、ブレード 440 の電極、組織、及びクランプアームアセンブリ 444 の導電部分を通して流れる RF 電流 I_{rf} とは、血管封止及び / 又は切開に好適である。したがって、発生器 400 の RF 電力出力は、組織インピーダンス測定などの非治療的機能並びに血管封止及び / 又は切開など

10

20

30

40

50

の治療的機能のために選択され得る。本開示の文脈において、超音波及びRF電気外科用エネルギーが、個々又は同時のいずれかで発生器により供給され得ることが理解されよう。

【0082】

動作に際し、ユーザーは、発生器400のコンソールの前側パネル上に位置する入力装置412を使用して発生器400の動作をプログラムすることができる。入力装置412は、プロセッサ408に適用して発生器400の動作を制御することができる信号414を生成する任意の適した装置を備えることができる。様々な形態では、入力装置412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、指先指示デバイス、リモート接続を含む。他の形態では、入力装置412は適したユーザーインターフェースを備えることができる。したがって、入力装置412を使用してユーザーは発生器400の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408は、ライン416で信号を出力インジケータ418に送ることによって、選択された電力レベルを表示する。

【0083】

様々な形態では、フィードバックは、出力インジケータ418によって提供される。出力インジケータ418は、エンドエフェクタ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用途で特に有用である。出力インジケータ418は、組織状態における変化が生じたことをユーザーに通信する。前述のように、出力インジケータ418は、視覚的、可聴、及び/又は触覚的フィードバックを含むが、それらに限定されない様々な種類のフィードバックをユーザーに提供して、組織が組織の状態又は条件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、前述のように、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装置が挙げられる。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、先に記載したトランスデューサ及び組織インピーダンス測定値に基づいて決定されてもよく、又は電圧、電流、及び周波数測定値に基づいて決定されてもよい。

【0084】

一形態では、コンピュータ読み取り可能な命令を含む様々な実行可能なモジュール(例えば、アルゴリズム410)が、発生器400のプロセッサ408部分によって実行され得る。様々な形態では、技法に関して記載される動作は、1つ又は2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; 1つ又は2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; 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装されてもよい。一形態では、技法を実施するために実行可能な命令は、メモリに格納されてもよい。実行されると、これらの命令は、プロセッサ408が、組織の状態の変化を決定し、出力インジケータ418によってユーザーにフィードバックを提供することを可能にする。そのような実行可能な命令に従って、プロセッサ408は発生器400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従って、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電力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、超音波外科用器具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。

【 0 0 8 5 】

上述の通り、単一の出力発生器は、RFエネルギー及び超音波エネルギーの両方を、単一のポートを通して送達することができ、これらの信号は、組織を治療するために、エンドエフェクタに別個に又は同時に送達され得る。単一の出力ポートの発生器は、実行される組織の治療の種類に応じて、電力、RFエネルギー又は超音波エネルギーのいずれかをエンドエフェクタに提供するために、複数のタップを有する単一出力変圧器を含み得る。例えば、発生器は、超音波トランスデューサを駆動するために高電圧かつ低電流で、組織封止のための電極を駆動するのに必要とされる低電圧かつ高電流で、又は単極若しくは双極電気外科用電極のいずれかをを用いてのスポット凝固のための凝固波形で、エネルギーを送達することができる。発生器からの出力波形は、誘導され、切り替えられ、又はフィルタ処理されて、所望の周波数を外科用器具のエンドエフェクタに提供し得る。

10

【 0 0 8 6 】

図8は、複数のエネルギーモダリティを外科用器具に送達するための発生器500の一例を例示する。発生器500は、図1に関連して説明された発生器102と同様であり、図5～7に示した発生器200、300、400の機能性を含む。以降の開示の簡潔性及び明瞭性のために、高レベルブロック図表現である、様々な論理フロー図が、発生器500に関連して説明される。したがって、発生器500に関連して以降に説明される論理フロー図を理解しかつ実践するのに必要とされ得る追加的な細目のために、本読者は、図5～7の発生器200、300、400の機能的ブロックの説明に向けられる。

【 0 0 8 7 】

図8に戻ると、発生器500は、エネルギーを外科用器具に送達するための無線周波数信号及び超音波信号を提供する。無線周波数信号及び超音波信号は、単独で、又は組み合わせで提供されてもよく、また同時に提供されてもよい。上述の通りに、少なくとも1つの発生器出力は、単一のポートを通して複数のエネルギーモダリティ（例えば、とりわけ、超音波双極又は単極RF、不可逆及び/若しくは可逆電気穿孔法、並びに/又はマイクロ波エネルギー）を送達することができ、これらの信号は、組織を治療するために、別個に又は同時にエンドエフェクタに送達され得る。発生器500は、波形発生器504に連結されたプロセッサ502を備える。プロセッサ502及び波形発生器504は、プロセッサ502に連結されたメモリに格納された情報（開示を明瞭にするために示されず）に基づいて、様々な信号波形を発生するように構成されている。波形に関連するデジタル情報は、1つ又は2つ以上のデジタル・アナログ変換器(DAC)を含む波形発生器504に提供され、デジタル入力をアナログ出力に変換する。アナログ出力は、信号調節及び増幅のために、増幅器1106に供給される。増幅器506の調節かつ増幅された出力は、電力変圧器508に連結される。信号は、電力変圧器508にわたって患者絶縁側にある二次側に連結される。第1のエネルギーモダリティの第1の信号は、ENERGY1及びRETURNとラベルされた端子間の外科用器具に提供される。第2のエネルギーモダリティの第2の信号は、コンデンサ510にわたって連結され、ENERGY2及びRETURNとラベルされた端子間の外科用器具に提供される。2つを超えるエネルギーモダリティが出力されてもよく、したがって添え字「n」は、最大n個のENERGYn端子が提供され得ることを表示するために使用することができ、このnは、1超の正の整数であることが理解されよう。最大「n」個のリターンパス(RETURNn)が、本開示の範囲から逸脱することなく提供されてもよいことも理解されよう。

20

30

40

【 0 0 8 8 】

第1の電圧感知回路512は、ENERGY1及びRETURNパスとラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。第2の電圧感知回路524は、ENERGY2及びRETURNパスとラベルされた端子にわたって連結され、それらの間の出力電圧を測定する。電流感知回路514は、いずれかのエネルギーモダリティの出力電流を測定するために、図示した電力変圧器508の二次側のRETURN区間と直列に配設される。異なるリターンパスが各エネルギーモダリティに対して提供される場合、別個の電流感知回路が、各リターン区間で提供されねばならない。第1及び第2の電圧

50

感知回路 5 1 2、5 2 4 の出力が対応の絶縁変圧器 5 1 6、5 2 2 に提供され、電流感知回路 5 1 4 の出力は、別の絶縁変圧器 5 1 8 に提供される。電力変圧器 5 0 8 の一次側（非患者絶縁側）上における絶縁変圧器 5 1 6、5 1 8、5 2 2 の出力は、1 つ又は 2 つ以上のアナログ・デジタル変換器 5 2 6（ADC）に提供される。ADC 5 2 6 のデジタル化された出力は、更なる処理及び計算のためにプロセッサ 5 0 2 に提供される。出力電圧及び出力電流のフィードバック情報は、外科用器具に提供される出力電圧及び電流を調整するために、またいくつかあるパラメータの中で出力インピーダンスを計算するために使用され得る。プロセッサ 5 0 2 と患者絶縁回路との間の入力／出力通信は、インターフェース回路 5 2 0 を通して提供される。センサはまた、インターフェース 5 2 0 を介してプロセッサ 5 0 2 と電気通信してもよい。

10

【0089】

一態様では、インピーダンスは、ENERGY 1 / RETURN とラベルされた端子にわたって連結された第 1 の電圧感知回路 5 1 2、又は ENERGY 2 / RETURN とラベルされた端子にわたって連結された第 2 の電圧感知回路 5 2 4 を、電力変圧器 5 0 8 の二次側の RETURN 区間と直列に配設された電流感知回路 5 1 4 の出力で割ることによって、プロセッサ 5 0 2 により決定され得る。第 1 及び第 2 の電圧感知回路 5 1 2、5 2 4 の出力が別個の絶縁変圧器 5 1 6、5 2 2 に提供され、電流感知回路 5 1 4 の出力は、別の絶縁変圧器 5 1 6 に提供される。ADC 5 2 6 からのデジタル化された電圧及び電流感知測定値は、インピーダンスを計算するためにプロセッサ 5 0 2 に提供される。一例として、第 1 のエネルギーモダリティ ENERGY 1 は、超音波エネルギーであってもよく、第 2 のエネルギーモダリティ ENERGY 2 は、RF エネルギーであってもよい。それでも、超音波エネルギーモダリティ及び双極若しくは単極 RF エネルギーモダリティに加えて、他のエネルギーモダリティには、数ある中でも不可逆並びに／又は可逆電気穿孔法及び／若しくはマイクロ波エネルギーが挙げられる。また、図 8 に例示された例は、単一のリターンパス（RETURN）が 2 つ又は 3 つ以上のエネルギーモダリティに提供され得ることを示しているが、他の態様では、複数のリターンパス RETURN_n が、各エネルギーモダリティ ENERGY_n に提供されてもよい。したがって、本明細書に記載されるように、超音波トランスデューサのインピーダンスは、第 1 の電圧感知回路 5 1 2 の出力を電流感知回路 5 1 4 の出力で割ることによって測定されてもよく、組織のインピーダンスは、第 2 の電圧感知回路 5 2 4 の出力を電流感知回路 5 1 4 の出力で割ることによって測定されてもよい。

20

30

【0090】

図 8 に示すように、少なくとも 1 つの出力ポートを備える発生器 5 0 0 は、実行される組織の治療の種類に応じて、とりわけ、超音波、双極若しくはモノポーラ RF、不可逆並びに／又は可逆電気穿孔法、及び／若しくはマイクロ波エネルギーなどの 1 つ又は 2 つ以上のエネルギーモダリティの形態で電力を、例えば、エンドエフェクタに提供するために、単一の出力部を有しかつ複数のタップを有する電力変圧器 5 0 8 を含むことができる。例えば、発生器 5 0 0 は、超音波トランスデューサを駆動するために高電圧かつ低電流で、組織封止のための RF 電極を駆動するために低電圧かつ高電流で、又は単極若しくは双極 RF 電気外科用電極のいずれかを用いてのスポット凝固のための凝固波形で、エネルギーを送達することができる。発生器 5 0 0 からの出力波形は、誘導され、切り替えられ、又はフィルタ処理されて、周波数を外科用器具のエンドエフェクタに提供し得る。超音波トランスデューサの発生器 5 0 0 の出力部への接続部は、好ましくは、図 8 に示した ENERGY 1 とラベルされた出力部と RETURN とラベルされた出力部との間に位置するであろう。一例では、RF 双極電極の発生器 5 0 0 の出力部への接続部は、好ましくは、ENERGY 2 とラベルされた出力部と RETURN とラベルされた出力部との間に位置するであろう。単極出力の場合、好ましい接続部は、ENERGY 2 出力部及び RETURN 出力部に接続された好適なリターンパッドへの活性電極（例えば、ペンシル型又は他のプローブ）であろう。

40

【0091】

50

他の態様では、図 1 ~ 3 及び 5 ~ 8 に関連して説明された発生器 102、200、300、400、500、図 3 に関連して説明された超音波発生器駆動回路 114、及び / 又は電気外科 / RF 駆動回路 116 は、図 1 及び 2 に関連して説明された外科用器具 104、106、108 のうちのいずれか 1 つで一体に形成されてもよい。したがって、発生器 102、200、300、400、500 のうちのいずれか 1 つに関連して説明されたプロセッサ、デジタル信号プロセッサ、回路、コントローラ、論理デバイス、ADC、DAC、増幅器、変換機、変圧器、信号調整器、データインターフェース回路、電流並びに電圧感知回路、直接デジタル合成回路、マルチプレクサ（アナログ若しくはデジタル）、波形発生器、RF 発生器、メモリ等は、外科用器具 104、106、108 内に位置し得るか、又は外科用器具 104、106、108 からは遠隔に位置し、有線及び / 若しくは無線の電氣的接続を介して外科用器具に連結されてもよい。

10

【0092】

発生器からの送達のためのエネルギーを表す波形の例を、図 9 ~ 13 に例示する。図 9 は、比較の目的で、同じ時間及び電圧スケールで重なり合わせた RF 出力信号 602 及び超音波出力信号 604 を表す第 1 及び第 2 の個々の波形を示す例示のグラフ 600 を図示している。これらの出力信号 602、604 は、図 8 に示した発生器 500 の ENERGY 出力部において提供されるものである。時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。RF 出力信号 602 は、約 330 kHz の RF の周波数及び ±1 V のピーク間電圧を有する。超音波出力信号 604 は、約 55 kHz の周波数及び ±1 V のピーク間電圧を有する。水平軸に沿っての時間 (t) スケール及び垂直軸に沿っての電圧 (V) スケールは、比較の目的に正規化され、異なる実際の実装であり得るか、又は電流などの他の電氣的パラメータを表してもよいことが理解されよう。

20

【0093】

図 10 は、図 9 に示した 2 つの出力信号 602、604 の和を示す例示のグラフ 610 を図示している。時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。図 9 に示した RF 出力信号 602 及び超音波出力信号 604 の和は、図 9 に示した元々の RF 信号及び超音波信号 (1 V のピーク間電圧) の 2 倍の振幅である 2 V のピーク間電圧を有する組み合わせ出力信号 612 を生成する。元々の振幅の 2 倍の振幅は、出力の歪み、飽和、クリッピング、又は出力構成要素への応力などの、発生器の出力部で問題を引き起こし得る。したがって、複数の治療構成要素を有する単一の組み合わせ出力信号 612 の管理は、図 8 に示した発生器 500 の重要な態様である。この管理を得るために様々な方法がある。一形態では、2 つの RF 出力信号又は超音波出力信号 602、604 のうちの 1 つは、他の出力信号のピークに依存し得る。

30

【0094】

例えば、図 11 は、図 9 に示した出力信号 602、604 の依存和を表す組み合わせ出力信号 622 を示す例示のグラフ 620 を図示する。時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。図 11 に示すように、図 9 の RF 出力信号 602 構成要素は、依存和組み合わせ出力信号 622 の RF 出力信号構成要素の振幅が、超音波ピークが予想され得るときに減少するように、図 9 の超音波出力信号 604 構成要素のピークに依存する。図 11 における例示のグラフ 620 に示すように、これらのピークは 2 から 1.5 まで減少している。別の形態では、出力信号のうちの 1 つは、他の出力信号の関数である。

40

【0095】

例えば、図 11 は、図 9 に示した出力信号 602、604 の依存和を表す出力信号 632 を示す例示のグラフ 630 を図示する。時間 (t) を水平軸に沿って示し、電圧 (V) を垂直軸に沿って示す。図 12 に示すように、RF 出力信号は、超音波出力信号の関数である。これが、出力の振幅に対してハードリミットを提供する。図 12 に示すように、超音波出力信号が正弦波として抽出可能である一方で、RF 出力信号は、歪みを有するが、RF 出力信号の凝固性能に多少なりとも影響を及ぼすものではない。

【0096】

50

様々な他の技法が、出力信号の波形を圧縮及び／又は制限するために使用され得る。R F出力信号602が、神経筋刺激を回避するように安全な患者レベルのために低周波数構成要素を有する限り、超音波出力信号604（図9）の整合性は、R F出力信号602（図9）の整合性よりも重要であり得ることに留意するべきである。別の形態では、R F波形の周波数は、波形のピークを管理するために、継続的に変化させることが可能である。図13に示したグラフ640に例示されるような凝固型波形644などのより複雑なR F波形が本システムで実行されるために、波形の制御は重要である。ここでも、時間（t）を水平軸に沿って示し、電圧（V）を垂直軸に沿って示す。

【0097】

図14～42（26～54）は、本明細書に記載される様々な適応性組織同定及び治療技法の実行を容易にするために組織パラメータを測定するためのセンサ、回路、及び技法の様々な構成を例示する。図14は、クランプアーム702上に位置するR Fデータセンサ706、708a、708bを含むエンドエフェクタ700の一態様を例示する。エンドエフェクタ700は、クランプアーム702と、超音波ブレード704とを備える。クランプアーム702は、クランプアーム702と超音波ブレード704との間に位置する組織710を固定して示されている。第1のセンサ706は、クランプアーム702の中央部に位置する。第2及び第3のセンサ708a、708bは、クランプアーム702の外側部に位置する。センサ706、708a、708bは、クランプアーム702に固定的に取り付けられるように構成されたフレキシブル回路712（図15により具体的に示し、より具体的には、図17及び18に示した分割されたフレキシブル回路800、900）上に取り付けられるか、又はフレキシブル回路と一体に形成される。

【0098】

エンドエフェクタ700は、図1及び2に示した多機能外科用器具108のための例示のエンドエフェクタである。センサ706、708a、708bは、例えば、図8に示した発生器500などのエネルギー源に電氣的に接続される。センサ706、708a、708bは、発生器内の好適な供給源によって通電され、センサ706、708a、708bによって生成された信号は、発生器500のアナログ及び／又はデジタル処理回路に提供される。

【0099】

一態様では、第1のセンサ706は、クランプアーム702によって組織710に加えられた垂直力 F_3 を測定するための力センサである。第2及び第3のセンサ708a、708bは、組織710にR Fエネルギーを印加し、パラメータの中でもとりわけ、組織インピーダンス、下向きの力 F_1 、横力 F_2 、及び温度を測定するために、1つ又は2つ以上の要素を含む。電極709a、709bは、発生器に電氣的に連結され、R Fエネルギーを組織710に印加する。一態様では、第1のセンサ706と第2及び第3のセンサ708a、708bとは、力又は単位面積当たりの力を測定するための歪みゲージである。下向きの力 F_1 、横向きの力 F_2 、及び垂直力 F_3 の測定値は、力センサ706、708a、708bがその上に作用している表面積を決定することによって、圧力に容易に変換されることが理解されよう。更に、本明細書に詳細に記述するように、フレキシブル回路712は、フレキシブル回路712の1つ又は2つ以上の層内に埋め込まれた温度センサを備えてもよい。1つ又は2つ以上の温度センサは、対称的に又は非対称的に配置されてもよく、発生器の制御回路に組織710の温度フィードバックを提供してもよい。

【0100】

図15は、センサ706、708a、708bがフレキシブル回路712に取り付けられ得るか、又はフレキシブル回路712と一体に形成され得る、図14に示したフレキシブル回路712の一態様を例示する。フレキシブル回路712は、クランプアーム702に固定的に取設されるように構成されている。図15に詳細に示すように、非対称型温度センサ714a、714bは、フレキシブル回路712に取り付けられ、組織710（図14）の温度を測定することを可能にする。

【0101】

10

20

30

40

50

図 16 は、図 15 に示されるフレキシブル回路 712 の断面図である。フレキシブル回路 712 は、クランプアーム 702 に固定的に取設される多層を含む。フレキシブル回路 712 の最上層は、電極 709a であり、この電極は、発生器 102、200、300、400、500（図 1～3 及び 4～8）などのエネルギー源に電氣的に連結され、RF エネルギーを組織 710（図 14）に印加する。電気絶縁層 718 が電極 709a 層の下に設けられ、センサ 714a、706、708a を電極 709a から電氣的に絶縁する。温度センサ 714a は、電気絶縁層 718 の下に配設される。第 1 の力（圧力）センサ 706 は、温度センサ 714a を収容する層の下に、かつ圧縮層 720 の上に位置する。第 2 の力（圧力）センサ 708a は、圧縮層 720 の下に、かつクランプアーム 702 フレームの上に位置する。

10

【0102】

図 17 は、エンドエフェクタのクランプアーム 804 に固定的に取設されるように構成された分割されたフレキシブル回路 800 の一態様を例示する。分割されたフレキシブル回路 800 は、例えば、図 14～16 に関連して本明細書に記載される、局所的な組織制御を提供するために、個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント 802a と外側部セグメント 802b、802c とを備える。セグメント 802a、802b、802c は、セグメント 802a、802b、802c の各々の内部に位置する個々のセンサに基づいて、組織を治療するために、また組織パラメータを測定するために個々にアドレス可能である。分割されたフレキシブル回路 800 のセグメント 802a、802b、802c は、クランプアーム 804 に取り付けられ、また発生器 102、200、300、400、500（図 1～3 及び 4～8）などのエネルギー源に、導電性要素 806 を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ 808、又は任意の好適な磁気センサが、クランプアーム 804 の遠位端に位置する。ホール効果センサ 808 は、クランプアーム 804 によって画定された開口（さもなくば、図 19 に詳細に示される、組織間隙と称され得る）の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。

20

【0103】

図 18 は、エンドエフェクタのクランプアーム 904 に取り付けられるように構成された分割されたフレキシブル回路 900 の一態様を例示する。分割されたフレキシブル回路 900 は、例えば、図 14～17 に関連して本明細書に記載される、組織制御のための個々のアドレス可能なセンサを含む遠位セグメント 902a と外側部セグメント 902b、902c とを備える。セグメント 902a、902b、902c は、組織を治療するために、またセグメント 902a、902b、902c の各々の内部に位置する個々のセンサを読み取るために、個々にアドレス可能である。分割されたフレキシブル回路 900 のセグメント 902a、902b、902c は、クランプアーム 904 に取り付けられ、また発生器 102、200、300、400、500（図 1～3 及び 4～8）などのエネルギー源に、導電性要素 906 を介して電氣的に連結される。ホール効果センサ 908、又は他の好適な磁気センサが、クランプアーム 904 の遠位端に設けられている。ホール効果センサ 908 は、図 19 に詳細に示されるエンドエフェクタのクランプアーム 904 によって画定された開口又は組織間隙の測定値を提供するために、磁石と共に動作する。加えて、複数の外側部非対称型温度センサ 910a、910b は、分割されたフレキシブル回路 900 上に取り付けられるか、形式上、分割されたフレキシブル回路 900 と一体化され、組織温度フィードバックを発生器の制御回路に提供する。

30

40

【0104】

図 19 は、組織間隙 G_T を測定するように構成されたエンドエフェクタ 1000 の一態様を例示する。エンドエフェクタ 1000 は、ジョー部材 1002 とクランプアーム 904 とを備える。図 18 に記載されるフレキシブル回路 900 は、クランプアーム 904 に取り付けられている。フレキシブル回路 900 は組織間隙 G_T を測定するために、ジョー部材 1002 に取り付けられた磁石 1004 と動作するホール効果センサ 908 を備える。この技法は、クランプアーム 904 とジョー部材 1002 との間に画定された開口を測定するために使用され得る。ジョー部材 1002 は、超音波ブレードであってもよい。

50

【 0 1 0 5 】

図 2 0 は、左から右に分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 の一態様を例示する。左から右に分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 は、左から右に分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 の左側の複数のセグメント L 1 ~ L 5 及び左から右に分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 の右側の複数のセグメント R 1 ~ R 5 を含む。セグメント L 1 ~ L 5 及び R 1 ~ R 5 は各々、各セグメント L 1 ~ L 5 及び R 1 ~ R 5 内の組織パラメータを局所的に感知するために、温度センサ及び力センサを含む。左から右に分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 は、セグメント L 1 ~ L 5 及び R 1 ~ R 5 の各々の内部で局所的に感知された組織パラメータに基づいて、R F 治療エネルギーに影響を及ぼすように構成されている。

【 0 1 0 6 】

図 2 1 は、図 2 0 に示す分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 を含むエンドエフェクタ 1 2 0 0 の一態様を例示する。エンドエフェクタ 1 2 0 0 は、クランプアーム 1 2 0 2 と、超音波ブレード 1 2 0 4 とを備える。分割されたフレキシブル回路 1 1 0 0 は、クランプアーム 1 2 0 2 に取り付けられている。セグメント 1 ~ 5 の内部に配設されたセンサは各々、クランプアーム 1 2 0 2 と超音波ブレード 1 2 0 4 との間に位置付けられた組織の存在を検出し、組織ゾーン 1 ~ 5 を表すように構成されている。図 2 1 に示した構成において、エンドエフェクタ 1 2 0 0 は、クランプアーム 1 2 0 2 と超音波ブレード 1 2 0 4 との間に組織を受け取るか、又は把持する準備ができている開放位置で示されている。

【 0 1 0 7 】

図 2 2 は、クランプアーム 1 2 0 2 がクランプアーム 1 2 0 2 と超音波ブレード 1 2 0 4 との間に組織 1 2 0 6 を固定している、図 2 1 に示すエンドエフェクタ 1 2 0 0 を例示する。図 2 2 に示すように、組織 1 2 0 6 は、セグメント 1 ~ 3 の間に位置付けられ、組織ゾーン 1 ~ 3 を表す。したがって、組織 1 2 0 6 は、セグメント 1 ~ 3 内のセンサによって検出され、組織の不在（空の場合）は、セグメント 4 ~ 5 によってセクション 1 2 0 8 で検出される。ある特定のセグメント 1 ~ 3 及び 4 ~ 5 内に位置付けられた組織 1 2 0 6 の存在及び不在に関する情報は、それぞれ、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0（図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8）などの発生器の制御回路に通信される。発生器 5 0 0 は、組織 1 2 0 6 が検出されているセグメント 1 ~ 3 のみに通電するように構成されており、組織が検出されていないセグメント 4 ~ 5 には通電しない。セグメント 1 ~ 5 は、ある特定のセグメント 1 ~ 5 内に位置する組織の組織パラメータを測定するための任意の好適な温度、力 / 圧力、及び / 又はホール効果磁気センサと、ある特定のセグメント 1 ~ 5 内に位置する組織に R F エネルギーを送達するための電極とを収容してもよいことが理解されよう。

【 0 1 0 8 】

図 2 3 は、局所的に感知された組織のパラメータに基づいてエンドエフェクタの右側及び左側によって印加されたエネルギーのグラフ 1 3 0 0 を例示する。本明細書で論じられるように、エンドエフェクタのクランプアームは、例えば、図 1 4 ~ 2 2 に示したクランプアームの右側及び左側に沿って、とりわけ、温度センサ、力 / 圧力センサ、ホール効果センサを備えてもよい。したがって、R F エネルギーは、クランプジョーと超音波ブレードとの間に位置付けられた組織に選択的に印加され得る。上部のグラフ 1 3 0 2 は、局所的に感知された組織パラメータに基づいて、クランプアームの右側セグメントに印加された電力 P_R に対する時間（ t ）を描写する。したがって、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0（図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8）などの発生器は、感知された組織パラメータを測定し、電力 P_R をクランプアームの右側セグメントに印加するように構成されている。発生器 5 0 0 は、右側セグメントを介して初期電力レベル P_1 を組織に送達し、次いで 1 つ又は 2 つ以上のセグメントにおける組織パラメータ（温度、力 / 圧力、厚さ）の局所的な感知に基づいて、電力レベルを P_2 まで低下させる。底部のグラフ 1 3 0 4 は、局所的に感知された組織パラメータに基づいて、クランプアームの左側セグメントに印加された電力 P_L に対する時間（ t ）を描写する。発生器 5 0 0 は、左側セグメントを介して P_1 の初期電力レベルを組織に送達し、次いで組織パラメータ（温度、力 / 圧力、厚さ）の局

10

20

30

40

50

所的な感知に基づいて、電力レベルを P_3 まで上昇させる。底部グラフ 1304 に描写するように、発生器は、組織パラメータ（温度、力／圧力、厚さ）の感知に基づいて、送達されたエネルギー P_3 を再調整するように構成されている。

【0109】

図24は、連続性、温度、圧力などの二次組織パラメータの測定に起因する閾値の調整の一態様を描写するグラフ1400を例示する。グラフ1400の水平軸は時間（ t ）であり、垂直軸は組織インピーダンス（ Z ）である。曲線1412は、異なるエネルギーモダリティが組織に適用されたときの組織インピーダンス（ Z ）の時間（ t ）に対する変化を表す。更に図20～22を参照すると、元々の閾値1402は、組織が全ての5つのセグメント1～5（組織ゾーン1～5）で検出されたときに適用され、調整された閾値1404は、組織が組織セグメント1～3（組織ゾーン1～3）で検出されたときに適用される。したがって、組織が特定のセグメント（ゾーン）内に位置すると、発生器の制御回路は、それに応じて閾値を調整する。

10

【0110】

図24に示すように、曲線1412は、3つの別個のセクション1406、1408、1410を含む。曲線1412の第1のセクション1406は、RFエネルギーが、組織インピーダンスが調整された閾値1404を下回るまで組織ゾーン1～3内の組織に印加される時間を表す。組織封止が完了していることを示す点1414において、組織ゾーン1～3に適用されるエネルギーモダリティは、RFエネルギーから超音波エネルギーに変化する。次いで、超音波エネルギーが、第2及び第3のセクション1408、1410に印加され、インピーダンスは、組織が切り離されるか又は切断されるまで指数的に上昇する。

20

【0111】

図25は、フレキシブル回路1500内に埋め込まれたRF電極及びデータセンサを含むフレキシブル回路1500の一態様の断面図である。フレキシブル回路1500は、金属などの導電性材料から作成される、RFクランプアーム1502の右又は左部分に取り付けられ得る。RFクランプアーム1502の下に、下向きの力／圧力センサ1506a、1506bが、ラミネート層1504の下に埋め込まれている。横力／圧力センサ1508は、下向きの力／圧力センサ1506a、1506b層の下に位置し、温度センサ1510は、横力／圧力センサ1508の下に位置する。電極1512は、発生器に電氣的に連結され、RFエネルギーを組織1514に印加するように構成されており、温度センサ1510の下に位置する。

30

【0112】

図26は、クランプアームと超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力又は圧力を感知するように構成されたエンドエフェクタ1600の一態様の断面図である。エンドエフェクタ1600は、クランプジョー1602と、クランプアーム1602に固定的に取り付けられたフレキシブル回路1604とを備える。クランプアーム1602は、力 F_1 及び F_2 を、可変密度及び厚さの組織1606に加え、これらの力は、フレキシブル回路1604の異なる層に位置する第1及び第2の力／圧力センサ1608、1610によって測定され得る。圧縮層1612は、第1及び第2の力／圧力センサ1608、1610の間に挟まれている。電極1614は、組織に接触するフレキシブル回路1604の外側部分上に位置する。本明細書に記載したように、フレキシブル回路1604の他の層は、例えば温度センサ、厚さセンサ等の追加のセンサを備えてもよい。

40

【0113】

図27～29は、信号層のフレキシブル回路、センサ配線、及びRFエネルギー駆動回路の様々な概略図を例示する。図27は、フレキシブル回路1700の信号層の一態様の概略図である。フレキシブル回路1700は、複数の層を含む（例えば、約4～約6個の）。1つの層は、集積回路に電力を供給し、別の層は接地を有するであろう。2つの追加の層は、RF電力RF1及びRF2を別々に運ぶであろう。アナログマルチプレクサスイッチ1702は、 I^2C バスを通して制御され得る8つの双方向変換スイッチを有する。

50

SCL / SDA 上流対は、8つの下流対、又はチャンネルに拡がる。任意の個々の SCn / SDn チャンネル又はチャンネルの組み合わせは、プログラマブル制御レジスタの内容によって、選択され、決定され得る。上流対 SCL / SDA は、発生器内の制御回路に接続される。6つの下流センサがあり、その3つはクランプアームの両側にある。第1の側 1704a は、第1の熱電対 1706a、第1の圧力センサ 1708a、及び第1のホール効果センサ 1710a を備える。第2の側 1704b は、第2の熱電対 1706b、第2の圧力センサ 1708b、及び第2のホール効果センサ 1710b を備える。図28は、図27に示すフレキシブル回路 1700 のセンサ配線の概略図 1750 である。

【0114】

図29は、RFエネルギー駆動回路 1800 の一態様の概略図である。RFエネルギー駆動回路 1800 は、図27に関連して記載されたアナログマルチプレクサ 1702 を備える。アナログマルチプレクサは、上流チャンネル SCL / SDA からの様々な信号を多重化する。電流センサ 1802 は、電源回路のリターン又は接地区間と直列に連結され、電源により供給される電流を測定する。FET 温度センサ 1804 は周囲温度で提供される。パルス幅変調 (PWM) ウォッチドッグタイマ 1808 は、主プログラムが定期的なサービス提供を怠る場合にシステムリセットを自動的に生じさせる。これは、ソフトウェア又はハードウェアの故障のため、これがハングすると、RFエネルギー駆動回路 1800 を自動的にリセットするために設けられている。

【0115】

駆動回路 1806 は、左右の RF エネルギー出力部に設けられている。デジタル信号は、発生器の制御回路からアナログマルチプレクサ 1702 の SCL / SDA 入力部に提供される。デジタル・アナログ変換器 (DAC) は、デジタル入力をアナログ出力に変換して、発振器 1814 に連結されたパルス幅変調 (PWM) 回路 1812 を駆動する。PWM 回路 1812 は、第1のゲート駆動信号 1816a を第1のトランジスタ出力段 1818a に提供して、第1の RF (左側) エネルギー出力を駆動する。PWM 回路 1812 はまた、第2のゲート駆動信号 1816b を第2トランジスタ出力段 1818 に提供して、第2の RF (右側) エネルギー出力を駆動する。

【0116】

図27～29に関連して記載された回路 1700、1750、1800 は、図5～7に示した発生器 200、300、400、500 に電氣的に連結される。例えば、回路 1700、1750、1800 は、信号調整回路 244 を介して発生器 200 に連結されてもよく、インターフェース回路 520 を通して発生器 500 に連結されてもよい。

【0117】

図30は、事前設定された時間における組織間隙の測定のグラフ表示 1900 である。第1のグラフ 1902 は、組織インピーダンス Z に対する時間 (t) を表し、ここでは、水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は組織インピーダンス Z を表している。第2のグラフ 1904 は、組織間隙における変化 Δ_{gap} に対する時間 (t) を表し、ここでは、水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は組織間隙における変化 Δ_{gap} を表している。第3のグラフ 1906 は、力 F に対する時間 (t) を表し、ここでは水平軸は時間 (t) を表し、垂直軸は、力 F を表している。一定の力 F を組織に加えることによって、また待機期間、エネルギーモダリティ (例えば、RF 並びに超音波)、及びモータ制御パラメータを画定するためのインピーダンス Z の問い合わせによって、変位が同時に速度を提供する。3つのグラフ 1902、1904、1906 を参照して、インピーダンス感知エネルギーは、第1の期間 1908 中に印加され、薄い腸間膜組織 (実線)、中程度の厚さの血管組織 (破線)、又は厚い子宮 / 腸組織 (鎖線) などの組織の種類を決定する。

【0118】

第3のグラフ 1906 に示すように、クランプアームは、初期に、それが一定の力 1924 に達するまでゼロから指數的に上昇する力を加える。事前設定された時間 t_1 は、これが、クランプアームの力が一定の力 1924 に達した後、しばらくしてから起こるように選択される。第1及び第2のグラフ 1902、1904 に示すように、事前設定された

時間 t_1 に達するまで固定力が腸間膜組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 Δ_{gap} 曲線 1912 は、指数的に減少し、組織インピーダンス曲線 1918 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで減少する。事前設定された時間 t_1 から、短い遅延 1928 が適用され、その後、治療エネルギーが腸間膜組織に t_{E1} で印加される。

【0119】

第1及び第2のグラフ1902、1904に示すように、事前設定された時間 t_1 に達するまで固定力が血管組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 Δ_{gap} 曲線 1916 もまた、指数的に減少し、組織インピーダンス曲線 1920 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで減少する。事前設定された時間 t_1 から、中程度の遅延 1930 が適用され、その後、治療エネルギーが血管組織に t_{E2} で印加される。

10

【0120】

第1及び第2のグラフ1902、1904に示すように、事前設定された時間 t_1 に達するまで固定力が子宮/腸組織に加えられる時間から、組織間隙における変化 Δ_{gap} 曲線 1914 は、指数的に降下し、組織インピーダンス曲線 1914 もまた、事前設定された時間 t_1 に達するまで降下する。事前設定された時間 t_1 から、短い遅延 1928 が適用され、その後、治療エネルギーが腸間膜組織に t_{E1} で印加される。

【0121】

図31は、薄い、中程度、及び厚い組織の種類に関する、事前設定された力2008までの時間に対する時間のグラフ2000である。水平軸は時間(t)を表し、垂直軸は、クランプアームにより組織に加えられた力(F)を表す。グラフ2000は、3つの曲線を描写しており、1つは薄い組織2002についてのものであり、実線で示されており、1つは中程度の厚さの組織2004についてのものであり、鎖線で示されており、もう1つは厚い組織2006についてのものであり、破線で示されている。グラフ2000は、遅延エネルギーモード及び他の制御パラメータを制御するために、組織間隙に代わる手段として、事前設定された力における測定時間を描写する。したがって、厚い組織2006の事前設定された力2008にかかる時間は t_{1a} であり、中程度の厚さの組織2004の事前設定された力2008にかかる時間は t_{1b} であり、薄い組織2002の事前設定された力2008にかかる時間は t_{1c} である。

20

【0122】

力が事前設定された力2008に達すると、エネルギーが組織に印加される。薄い組織2002の場合、事前設定された t_{1c} に至るまでの時間は、0.5秒超であり、その後、RFエネルギーが、約1~3秒の通電期間 t_e で印加される。厚い組織2006の場合、事前設定された t_{1a} に至るまでの時間は、0.5秒未満であり、その後、RFエネルギーが、約5~9秒の通電期間 t_e で印加される。中程度の厚さの組織2004の場合、事前設定された t_{1b} に至るまでの時間は、約0.5秒であり、その後、RFエネルギーが、約3~5秒の通電期間 t_e で印加される。

30

【0123】

図32は、3つの曲線2102、2104、2106のグラフ2100のグラフ描写であり、第1の曲線2102は電力(P)、電圧(V_{RF})、及び電流(I_{RF})に対する組織インピーダンス(Z)を表し、第2の曲線2104及び第3の曲線2106は、組織インピーダンス(Z)に対する時間(t)を表す。第1の曲線2102は、厚い組織のインピーダンス範囲2110及び薄い組織のインピーダンス範囲2112についての電力(P)の印加を例示する。組織インピーダンス Z が増加すると、電流 I_{RF} は減少し、電圧 V_{RF} は増加する。電力曲線 P は、それが、電流 I_{RF} 曲線と電圧 V_{RF} 曲線との交点2114と一致する最大出力2108に達するまで増加する。

40

【0124】

第2の曲線2104は、測定された組織インピーダンス Z に対する時間(t)を表す。組織インピーダンス閾値限界2120は、RFと超音波エネルギーモダリティを切り替えるための交差限界である。例えば、図32に示すように、RFエネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界2120を上回る間に印加され、超音波エネルギ

50

ー 2 1 2 4 は、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回る間に印加される。したがって、第 2 の曲線 2 1 0 4 に戻って参照すると、薄い組織の曲線 2 1 1 6 の組織インピーダンスは、組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を上回ったままであるため、R F エネルギーモダリティのみが組織に適用される。他方では、R F エネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を上回る間に厚い組織に印加され、超音波エネルギーは、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回ったときに組織に印加される。したがって、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を下回ったときに、エネルギーモダリティは、R F から超音波に切り替わり、組織インピーダンスが組織インピーダンス閾値限界 2 1 2 0 を突破したときに、エネルギーモダリティは超音波から R F に切り替わる。

10

【 0 1 2 5 】

図 3 3 は、エンドエフェクタ 2 2 0 0 の一態様の平面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0 は、クランプアーム 2 2 0 2 と、シャフト 2 2 0 4 とを備える。クランプアーム 2 2 0 2 は、ピボット点 2 2 0 6 の周りを旋回し、ピボット角を画定する。図 3 4 は、クランプアーム 2 2 0 2 及び超音波ブレード 2 2 0 8 の下層構造を露呈するための部分的切り欠き図を有する、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の側面図である。電極 2 2 1 0 は、クランプアーム 2 2 0 2 に固定的に取り付けられている。電極 2 2 1 0 は、発生器に電氣的に連結され、R F エネルギーをクランプアーム 2 2 0 2 と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に位置する組織に印加するように構成されている。図 3 5 は、超音波ブレード及び右と左の電極 2 2 1 0 a、2 2 1 0 b をそれぞれ露呈するための、図 3 3、3 4 に示すエンドエフェクタの部分的断面図である。

20

【 0 1 2 6 】

図 3 6 は、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0 は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2 2 0 8 を含む。クランプアーム 2 2 0 2 は、(操作者の視点から) 右側の電極 2 2 1 0 a と、左側の電極 2 2 1 0 b とを備える。右側の電極 2 2 1 0 a は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。図 3 5 を参照すると、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2 は、超音波ブレード 2 2 0 8 とクランプアーム 2 2 0 2 との間に位置する。高密度ポリマーパッド 2 2 1 4 は、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2 に隣接して位置し、超音波ブレード 2 2 0 8 が電極 2 2 1 0 a、2 2 1 0 b を短絡することを防止する。一態様では、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2、2 2 1 4 は、例えば、商品名 T E F L O N (ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー) として既知のポリマーから作製され得る。

30

【 0 1 2 7 】

図 3 7 は、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。断面 3 7 - - 3 7 の平面において、エンドエフェクタ 2 2 0 0 は、より薄く、断面 3 6 - - 3 6 よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2 2 1 0 a は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b と超音波ブレード 2 2 0 8 との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

40

【 0 1 2 8 】

図 3 8 は、超音波ブレード 2 2 0 8 ' が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0 ' は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2 2 0 8 ' を含む。クランプアーム 2 2 0 2 ' は、(操作者の視点から) 右側の電極 2 2 1 0 a ' と、左側の電極 2 2 1 0 b ' とを備える

50

。右側の電極 2 2 1 0 a' は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a' と超音波ブレード 2 2 0 8' との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b' は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b' と超音波ブレード 2 2 0 8' との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。高密度ポリマーパッド 2 2 1 4' は、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2' に隣接して位置し、超音波ブレード 2 2 0 8' が電極 2 2 1 0 a'、2 2 1 0 b' を短絡することを防止する。一態様では、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2'、2 2 1 4' は、例えば、商品名 T E F L O N (ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー) として既知のポリマーから作製され得る。

【0129】

10

図 3 9 は、超音波ブレード 2 2 0 8' が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。断面 3 7 - - 3 7 の平面において、エンドエフェクタ 2 2 0 0' は、より薄く、断面 3 6 - - 3 6 におけるエンドエフェクタ 2 2 0 0' よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2 2 1 0 a' は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a' と超音波ブレード 2 2 0 8' との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b' は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b' と超音波ブレード 2 2 0 8' との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

【0130】

20

図 4 0 は、超音波ブレード 2 2 0 8" が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 6 - - 3 6 で切り取られた断面図である。エンドエフェクタ 2 2 0 0" は、発生器により電氣的に駆動される超音波トランスデューサと音響的に連結された超音波ブレード 2 2 0 8" を含む。クランプアーム 2 2 0 2" は、(操作者の視点から) 右側の電極 2 2 1 0 a" と、左側の電極 2 2 1 0 b" とを備える。右側の電極 2 2 1 0 a" は、第 1 の幅 W_1 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a" と超音波ブレード 2 2 0 8" との間に第 1 の間隙 G_1 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b" は、第 2 の幅 W_2 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b" と超音波ブレード 2 2 0 8" との間に第 2 の間隙 G_2 を画定する。一態様では、第 1 の幅 W_1 は、第 2 の幅 W_2 よりも小さく、第 1 の間隙 G_1 は第 2 の間隙 G_2 よりも小さい。高密度ポリマーパッド 2 2 1 4" は、軟質ポリマーパッド 2 2 1 2" に隣接して位置し、超音波ブレード 2 2 0 8" が電極 2 2 1 0 a"、2 2 1 0 b" を短絡することを防止する。一態様では、ポリマーパッド 2 2 1 2"、2 2 1 4" は、例えば、商品名 T E F L O N (ポリテトラフルオロエチレンポリマー及びコポリマー) として既知のポリマーから作製され得る。

30

【0131】

図 4 1 は、超音波ブレード 2 2 0 8" が異なる幾何学的形状を有することを除いて、図 3 3 に示すエンドエフェクタ 2 2 0 0 の断面 3 7 - - 3 7 で切り取られた断面図である。断面 3 7 - - 3 7 の平面において、エンドエフェクタ 2 2 0 0" は、より薄く、断面 3 6 - - 3 6 におけるエンドエフェクタ 2 2 0 0' よりも大きな曲率を有する。右側の電極 2 2 1 0 a" は、第 3 の幅 W_3 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 a" と超音波ブレード 2 2 0 8" との間に第 3 の間隙 G_3 を画定する。左側の電極 2 2 1 0 b" は、第 4 の幅 W_4 を画定し、かつ電極 2 2 1 0 b" と超音波ブレード 2 2 0 8" との間に第 4 の間隙 G_4 を画定する。一態様では、第 3 の幅 W_3 は、第 4 の幅 W_4 よりも小さく、第 3 の間隙 G_3 は第 4 の間隙 G_4 よりも小さい。

40

【0132】

本明細書に記載される外科用器具はまた、発生器により送達されるエネルギーが、外科用器具のエンドエフェクタにより治療される組織の種類及び組織の様々な特性に基づいて動的に変化されることを可能にする特徴部を含むことができる。一態様では、外科用器具のエンドエフェクタに送達される、発生器 1 0 2、2 0 0、3 0 0、4 0 0、5 0 0 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) などの発生器からの出力を制御するための技法は、発生器からのエネ

50

ルギープロファイルが、外科用器具のエンドエフェクタにより作用がもたらされる組織の種類に基づいて、処置中に動的に変化されることを可能にする組織の種類を表す入力を含み得る。

【0133】

本明細書に開示されるように、組織の種類に基づいて発生器を制御するための技法が提供され得る。様々な技法を使用して、発生器から送達されるエネルギーが、外科用器具により治療される組織の種類に基づいて動的に変化することを可能にするように電力プロファイルを選択することができる。

【0134】

図42Aは、クランプアーム2302と、超音波ブレード2304とを備えるエンドエフェクタ2300であって、クランプアーム2302が電極2306を含む、エンドエフェクタ2300を例示する。エンドエフェクタ2300は、図1～3で言及した外科用器具104、106、108のうちの1つで使用され得る。エンドエフェクタ122、124、125に加えて、外科用器具104、106、108は、それぞれ、ハンドピース105、107、109と、シャフト126、127、129を含む。エンドエフェクタ122、124、125は、組織を圧縮、切断、又は封止するために使用されてもよい。図42Aを参照すると、図1～3に示すエンドエフェクタ122、124、125と同様のエンドエフェクタ2300は、圧縮、切断、又はステーブル留めの前に、医師により、組織2308を包囲するように位置付けられてもよい。図42Aに示すように、エンドエフェクタ2300を使用する準備をしている間、組織に圧縮が加えられなくてもよい。図42Aに示すように、組織2308は、クランプアーム2302と超音波ブレード2304との間で圧縮下にはない。

10

20

【0135】

次に、図42Bを参照すると、外科用器具のハンドル上のトリガを係合させることによって、医師は、エンドエフェクタ2300を使用して組織2308を圧縮してもよい。一態様では、組織2308は、図42Bに示すように、その最大閾値まで圧縮されてもよい。図42Aに示すように、組織2308は、クランプアーム2302と超音波ブレード2304との間で最大圧縮下にある。

【0136】

図43Aを参照すると、様々な力が、エンドエフェクタ2300によって組織2308に加えられてもよい。例えば、組織2308がエンドエフェクタ2300のクランプアーム2302と超音波ブレード2304との間で圧縮されると、それによって垂直力F1及びF2が加えられてもよい。次に、図43Bを参照すると、エンドエフェクタ2300によって圧縮されると、様々な斜め方向及び/又は横方向の力も組織2308に加えられてもよい。例えば、力F3が加えられてもよい。外科用器具104、106、108などの医療用装置を操作するために、エンドエフェクタによって組織に加えられている様々な形態の圧縮を検出又は算出することが望ましいことがある。例えば、垂直方向又は横方向の圧縮の理解は、エンドエフェクタがステーブル動作をより精密又は正確に適用することを可能にし得るか、又は外科用器具をより適切又は安全に使用することができるような外科用器具の情報を操作者に与え得る。

30

40

【0137】

一形態では、歪みゲージを用いて、図42A～B及び43A～Bに示すエンドエフェクタにより組織2308に加えられた力を測定することができる。歪みゲージは、エンドエフェクタ2300に連結され、エンドエフェクタ2300により治療される組織2308に及ぼす力を測定することができる。ここでまた図44を参照すると、図44に例示する態様では、組織2308に加えられた力を測定するためのシステム2400は、例えば、マイクロ歪みゲージなどの歪みゲージセンサ2402を備え、組織の圧縮の指標であり得る、固定動作中に図43A～Bのクランプアーム2302などのエンドエフェクタのクランプアームに及ぼされた、例えば歪みの振幅などのエンドエフェクタ2300の1つ又は2つ以上のパラメータを測定するように構成されている。測定された歪みは、デジタル信

50

号に変換され、マイクロコントローラ 2408 のプロセッサ 2410 に提供される。負荷センサ 2404 は、エンドエフェクタ 2300 のクランプアーム 2302 と超音波ブレード 2304 との間に捕捉された組織 2308 を切断するように超音波ブレード 2304 を動作させるための力を測定することができる。磁界センサ 2406 は、捕捉された組織 2308 の厚さを測定するために用いることができる。磁界センサ 2406 の測定値もまた、デジタル信号に変換され、プロセッサ 2410 に提供される。

【0138】

上記に加えて、フィードバックインジケータ 2414 もまた、マイクロコントローラ 2408 と通信するように構成され得る。一態様では、フィードバックインジケータ 2414 は、図 1 ~ 3 に示すものなどの外科用器具のハンドル内に配設され得る。あるいは、フィードバックインジケータ 2414 は、例えば、外科用器具のシャフト組立体内に配設することができる。任意の事象において、マイクロコントローラ 2408 は、フィードバックインジケータ 2414 を用いて、外科用器具の操作者に、例えば、エンドエフェクタに組織をきつく固定するために使用される、発射トリガの選択された位置などの手動入力 of 妥当性に関するフィードバックを提供することができる。そのためには、マイクロコントローラ 2408 は、クランプアーム 2302 及び / 又は発射トリガの選択された位置を評価し得る。センサ 2402、2404、及び 2406 によってそれぞれ測定されるような、組織 2308 の圧縮、組織 2308 厚さ、及び / 又はエンドエフェクタ 2300 を閉鎖させるために要する力の測定値は、発射トリガの選択された位置、及び / 又はエンドエフェクタの速度の対応する値を特徴付けるために、マイクロコントローラ 2408 によって使用することができる。一例では、メモリ 2412 は、評価においてマイクロコントローラ 2408 によって用いることができる技法、式、及び / 又はルックアップテーブルを格納することができる。

【0139】

本明細書に記載される発生器 102、200、300、400、500 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8)、外科用器具 104、106、108 (図 1 ~ 3)、及びエンドエフェクタ 122、124、125、700、800、900、1000、1100、1200、2200、2200'、2200"、2300 (図 1 ~ 3、14 ~ 22、33 ~ 43B) は、以下に記載される技法及びプロセスに従って外科的処置を行うために、単独で、又は組み合わせ使用されてもよい。それでもやはり、簡潔かつ明確にするために、外科的処置は、多機能外科用器具 108 及び発生器 500 を参照して説明される。多機能外科用器具 108 は、クランプアーム 145 と、超音波ブレード 149 とを含むエンドエフェクタ 125 を備える。エンドエフェクタ 125 は、以下に記載されるように、RF エネルギーを組織に印加するための電極、温度センサ、力 / 圧力センサ、及び間隙測定センサを提供するために、エンドエフェクタ 122、124、125、700、800、900、1000、1100、1200、2200、2200'、2200"、2300 のうちのいずれか 1 つの構造的又は機能的な特徴部のうちのいずれかを有するように構成されてもよい。

【0140】

組織摩擦係数 / 組織凝固係数を決定するための技法

一態様では、本開示は、発生器 102、200、300、400、500 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 108 (図 1 ~ 3) などの外科用器具の出力を制御するために、組織摩擦係数 / 組織凝固係数を決定するための技法を提供する。外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、組織摩擦係数に基づいて変化し得る。発生器からのエネルギープロファイルは、外科用器具のエンドエフェクタのクランプアームと超音波ブレードとの間に固定された組織を治療するために、組織摩擦係数に基づいて調整され、処置中に組織インピーダンスに基づいて RF エネルギーモダリティと超音波エネルギーモダリティを動的に切り替えられ得る。開示の簡潔性及び明瞭性のために、組織摩擦係数を決定するための技法は、図 8 の発生器 500 に連結された図 2 の多機能外科用器具 108 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容

易に置き換えられ得ることが理解されよう。

【 0 1 4 1 】

以下の説明は、組織摩擦係数 μ を決定するための技法を提供する。組織 2 3 0 8 の組織摩擦係数 μ を正確に算出するために、組織 2 3 0 8 に加えられた力は、組織 2 3 0 8 とエンドエフェクタ 2 3 0 0 との間に十分な接触があること、及び治療量のエネルギーがエンドエフェクタ 2 3 0 0 に送達されることを確実にするようある特定の範囲になければならない。例えば、一態様では、組織 2 3 0 8 とエンドエフェクタ 2 3 0 0 との間に十分な接触があることを確実にするために、組織 2 3 0 8 への最小負荷は 0 . 7 k g (1 . 5 l b s) とすることができ、治療量のエネルギーが使用されていることを確実にするために、組織 2 3 0 8 への最大負荷は、1 k g (2 . 2 l b s) とすることができる。これらの値は、電力レベル 1 で使用され得る。加えて、力は、組織 2 3 0 8 への様々な負荷で、上記の測定構成要素及び技法のうちのいずれかを用いて測定される。少なくとも 2 つの測定値を、2 つの異なる負荷でとることができる。例えば、電力に対する力をグラフで示すために、電力が、8 0 0 グラム (1 . 7 6 l b s) 及び 1 0 0 0 グラム (2 . 2 l b s) で測定され得る。しかしながら、複数の負荷で測定値をとり、この値をバッファに格納することがより正確であり得る。一形態では、バッファは、2 4 0 0 グラムと 1 0 0 0 グラムとの間の各増分グラムについて値で埋めることができ、先入れ先出しルールなどの様々なルールを使用して、勾配値が最大化されるまでこれらの値を格納する。新たな回帰を各時間に行うことができ、新たな値はバッファに追加され、ある値はバッファから削除される。様々な他の方法も、勾配値を算出するために同様に使用され得る。

10

20

【 0 1 4 2 】

組織を加熱するための関数モデルは、簡単な摩擦モデル：

【 0 1 4 3 】

【 数 1 】

$$\dot{Q} = \mu \cdot v \cdot N \quad \text{等式 1}$$

で表すことができ、

式中、

【 0 1 4 4 】

【 数 2 】

$\dot{Q}$

30

は、熱発生率であり、 v は、ブレードの先端部における超音波運動の二重平均平方根 (r m s) 速度であり、 N は、超音波ブレードに対して組織を駆動する垂直力である。組織摩擦係数 μ は、説を事実とする比例定数であり、これは組織特性に関連する。したがって、これは、組織摩擦係数 μ と称され、組織凝固係数と互換的に称されてもよい。当該技術分野で既知であるように、摩擦は、互いに対して摺動する固体表面、流体層、及び材料要素の相対的運動に抵抗する力である。

【 0 1 4 5 】

実際には、

40

【 0 1 4 6 】

【 数 3 】

$\dot{Q}$

は、ゼロ位相で駆動されたときの電流及び電圧の r m s 値の積に等しい測定された量の電力である。速度は、r m s 変位 d に角周波数を倍した積であるか、又は $v = 2 \pi f \cdot d$ である。超音波外科用システムの場合、これは共振時の周波数であり、超音波システムの場合は 5 5 . 5 k H z に等しい。更に、 d は、システムを駆動する電流に比例し、 d は、発生器におけるレベルにより設定される。因子 v は容易に算出される。 N は、トリガを完全閉鎖した状態での器具設計により設定されるか、又は力ゲージ / 歪みゲージを用いて測

50

定され得るかのいずれかである垂直力である。

【 0 1 4 7 】

【 数 4 】

$\dot{Q}$ 、

v 、及び N は、既知のパラメータから算出可能であり、その後、等式 1 を再編成することによって推定され得る：

【 0 1 4 8 】

【 数 5 】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

10

【 0 1 4 9 】

共振がより低くドリフトしたときに静止電力を

【 0 1 5 0 】

【 数 6 】

$\dot{Q}$

から除去して周波数を更新させることにより、推定された組織摩擦係数 μ の繰り返し性及び精度が向上することに留意されたい。外科用器具のエンドエフェクタにより治療される組織の種類を決定するために、組織摩擦係数 μ が算出され得る。算出された組織摩擦係数は、以下でより詳細に論じられるように、各組織摩擦係数を組織の種類と関連させる組織摩擦係数のデータベースと比較される。算出された組織摩擦係数及びその関連する組織の種類は、発生器から外科用器具まで送達されるエネルギーを制御するための技法により用いられる。一形態では、組織摩擦係数 μ は、上記により説明され、ここでは、

20

【 0 1 5 1 】

【 数 7 】

$\dot{Q}$

は、熱発生率であり、 v は、エンドエフェクタの超音波運動の速度であり、 N は、エンドエフェクタにより組織に加えられる力である。超音波運動の速度 v は、発生器のセッティングからの既知の値である。値 v が既知の値であるため、組織摩擦係数 μ は、組織上の力に対する熱発生率のグラフの勾配を用いて算出され得る。

30

【 0 1 5 2 】

エンドエフェクタにより組織に加えられる力は、力を測定するために異なる種類の構成要素を用いて様々な方法で測定され得る。この力測定値は、治療される組織の組織摩擦係数を決定して、その組織の種類を決定するために、例えば上記の等式で使用され得る。

【 0 1 5 3 】

等式

【 0 1 5 4 】

【 数 8 】

$$\dot{Q} = \mu \cdot v \cdot N$$

40

に目を向けると、組織摩擦係数と速度との積、 $\mu \cdot v$ は、熱発生と垂直負荷との関係の勾配である。 v が既知であるため、 μ は、垂直負荷に対する熱発生率のグラフの勾配によって決定され得る。複数のプロットされたデータ点で測定された水平軸に沿って示した力 (g) に対する垂直軸に沿って示した電力 (ワット) のグラフ 2500 の例を図 45 ~ 46 に例示する。図 45 は、2つの異なる電力レベルでのブタの頸動脈曲線 2502、2504、ブタの腸曲線 2506、及び乾燥セーム革の曲線 2508 についてのグラフ 2500 を例示する。レベル 3 での頸動脈についてのデータも図示する。これらは単回測定値であ

50

り、差異を検定するための平均値及び標準偏差はない。理想的にはレベル 1 及び 3 での組織摩擦係数 μ の値は同一であるべきだが、0.30 及び 0.35 での値は、 μ が組織の固有の特性であるとの確信に十分に近いものである。

【0155】

図 46 は、図 45 と同じグラフ 2500' であるが、実質的に線形である各グラフの区分のみを例示する。各曲線 2502、2504、2506、2508 (図 45) の線形区分 2502'、2504'、2506'、2508' は、力を使用される力の初期低レベルよりも大きい曲線の領域内に位置する。線形区分 2502'、2504'、2506'、2508' は各々、

$y = mx + b$ 等式 2 の形態の回帰直線としてモデル化することができ、

式中、 y は、従属変数 (電力 [ワット]) であり、 x は、独立変数 (力 [g]) であり、 m は、直線の勾配であり、 b は、 y 切片である。

【0156】

線形区分 2502'、2504'、2506'、2508' はまた、アールスクエア ($R - squared$) (R^2) により特徴付けられ、この R^2 は、当てはめられた回帰直線 y にどれほど近いかの統計的尺度である。これは、決定係数として、又は重回帰の場合は多決定係数としても知られている。 R^2 の定義は、線形モデル y により説明される応答変数の変動の百分率である。言い換えると、

$R^2 = \text{説明された変動} / \text{全変動}$ である。

【0157】

R^2 は、常に 0 ~ 100% であり、0% は、モデルが応答データのその平均前後の変動のいずれも説明しないことを示し、100% は、モデルが応答データのその平均前後の全体的変動を説明することを意味する。概ね、 R^2 が高くなると、モデルはデータにより良好に一致する。

【0158】

図 46 に例示する例では、電力レベル 1 でのブタ頸動脈組織を表す線形区分 2502' についての回帰直線及び R^2 は、

$$y = 0.0137x + 0.2768$$

$$R^2 = 0.9902 \text{ である。}$$

【0159】

電力レベル 3 でのブタ頸動脈組織を表す線形区分 2504' についての回帰直線及び R^2 は、

$$y = 0.0237x + 8.9847$$

$$R^2 = 0.978 \text{ である。}$$

【0160】

電力レベル 1 での腸組織を表す線形区分 906' についての回帰直線及び R^2 は、

$$y = 0.0085x + 10.587$$

$$R^2 = 0.9147 \text{ である。}$$

【0161】

電力レベル 1 でのセーム革組織を表す線形区分 2508' についての回帰直線及び R^2 は、

$$y = 0.034x + 0.0735$$

$$R^2 = 0.9949 \text{ である。}$$

【0162】

算出された組織摩擦係数 μ は、各係数を組織の種類と相関させる組織摩擦係数のデータベースと比較される。例えば、表 1 は、2 つの異なる電力レベルでのブタ頸動脈曲線 2502、2504、ブタ腸曲線 2506、及び乾燥セーム革曲線 2508 の各々について、図 45 ~ 46 に例示した電力及び力のプロットから算出された例示の組織摩擦係数 μ を含む。

【0163】

10

20

30

40

50

【表 1】

表 1

組織の種類	電力レベル	摩擦係数 μ
ブタの頸動脈	1	0.30
ブタの頸動脈	3	0.35
ブタの腸	1	0.19
乾燥セーム革	1	0.75

【0164】

仮定：超音波ブレードの振幅は、レベル5で名目上 $75 \mu\text{m}$ p-p であり、周波数 f は 55.5 kHz である。上記で参照された電力レベルは、Ethicon Endo-Surgery, Inc. から入手可能な LCS 製品及び GEN 11 発生器のレベル5に特有であり、これは、Ethicon Endo-Surgery, Inc. からまた入手可能な商品名 HARMONIC 及び ENSEAL として既知のデバイスに適合する。

10

【0165】

組織摩擦係数 μ は、組織に固有な値であるために、様々な電力レベルでのブタの頸動脈組織についての組織摩擦係数 μ は同一でなければならないことに留意すべきである。算出された組織摩擦係数 μ についての 0.30 及び 0.35 の値は、組織摩擦係数 μ が組織それ自体に固有であることを示すのに十分な程度に実質的に近いものである。

20

【0166】

勾配を決定するための1つの技法は、2つの負荷で送達された電力を測定することである。レベル1がこの算出に使用されると仮定すると、電力は、名目上 800 グラム (1.761 bs) 及び 1000 グラム (2.21 bs) で測定され得る。しかしながら、この2つの点だけを使用することは、不正確になり得る。 800 グラム 以上 1000 グラム 以下の範囲で全てのグラムに対して、およそ 201 点のバッファを埋めることがより良好である。バッファは、 R^2 値が最大になるまで先入れ先出し (FIFO) のルールを用いてスライドして進められ得る。新たな回帰が毎回実行され、新たな点が追加され、古い点は削除される。他のスキームも同様に想定され得る。次いで、算出された勾配は、特異的な組織の種類の既知の値と比較される。例えば、算出された勾配が $0.30 \sim 0.35$ の領域内にある場合、動脈がジョー内にあると決定される。値が $0.15 \sim 0.20$ の範囲内にある場合、腸の一部分がジョー内にあると決定される。1つの技法において、 R^2 値は、特異性の指標として使用されてもよい。例えば、 R^2 が例えば 0.90 未満である場合、決定を行うことができないという指標が与えられる。 $0.60 \sim 1.00$ の範囲の R^2 値は、組織の種類の決定を行うことができ、好ましくはこの閾値が約 0.90 であり得ることを示唆するように用いられてもよい。

30

【0167】

実際には、サンプリングは時間ベースで行われることになり、電力及び力の両方がサンプリングされることになる。これらの構成は、図47の論理フロー図で捕捉される。この技法は、発生器のソフトウェア及び/又は外科用器具のソフトウェアで実施され得る。

40

【0168】

2つの位置における電力及び力の平均値を使用することは、二点勾配の算出の精度を改善し得ることが理解されよう。精度のためには、電力に加えて、閉鎖力 (及びモーメント) を測定する必要があると得る。

【0169】

組織摩擦係数 μ を組織を特徴付ける手段として使用することの利点は、図48に関連して以下で論じられる。したがって、組織摩擦係数 μ は、組織を判別するために用いることができ、また選択が行われ得ないと決定するためのステップを含むための技法を用いて算出することができる。

【0170】

図47は、器具によって治療される組織の種類の決定に基づいて、外科用器具に送達さ

50

れるエネルギーを動的に変化させるための方法の一形態の論理フロー図 2 6 0 0 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2 6 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 4 7 に示す論理フロー図 2 6 0 0 を参照すると、システムの特徴付けモードは、プロセッサ 5 0 2 により始動され、ここで、外科用器具により治療される組織の種類がプロセッサ 5 0 2 により決定される (2 6 0 2)。エンドエフェクタ 1 2 5 は、組織がエンドエフェクタ 1 2 5 のクランプアーム 1 4 5 及び超音波ブレード 1 4 9 内に位置付けられるように位置付けられる。クランプアーム 1 4 5 用いて、組織に力を加える。組織に及ぼされるエンドエフェクタ 1 2 5 の力が測定され、プロセッサ 5 0 2 により閾値の最小力と比較される (2 6 0 4)。組織に加えられた力が最小閾値力よりも低い場合、組織に加えられた力は増加され (2 6 0 6)、再度測定され、プロセッサ 5 0 2 により閾値の最小力と比較される (2 6 0 4)。

10

【0 1 7 1】

組織上の力が最小閾値力に達すると、プロセッサ 5 0 2 は組織に加えられた力及び発生器 5 0 0 によりエンドエフェクタ 1 2 5 に送達された電力をサンプリングし (2 6 0 8)、サンプルをバッファに保存する (2 6 1 2)。プロセッサ 5 0 2 は、バッファが満杯であるかどうかを決定する (2 6 1 0)。サンプルは、バッファが満杯になるまで保存され (2 6 1 2)、次いでプロセッサ 5 0 2 は、サンプルを利用して電力に対する力のグラフ上に点をプロットする (2 6 1 4)。この情報は、プロセッサ 5 0 2 により、勾配及び R^2 値を算出し、これらをデータベースに格納する (2 6 1 6) ために使用される。決定係数 R^2 を含む力に対する電力のプロットの線形区分のグラフ表示については、例えば図 4 6 を参照されたい。データベースに格納されると、プロセッサ 5 0 2 は、力値を最大力閾値と比較し、力が最大閾値に達するときを決定する (2 6 1 8)。力が最大閾値に達するまで、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ (NO) の分岐に沿って進み、電力及び力の次のサンプルをサンプリングし続ける (2 6 0 8)。プロセッサ 5 0 2 は、力が最大閾値に達するまで繰り返す。

20

【0 1 7 2】

力が最大閾値に達すると、サンプルはもはや採取かつ格納されず、プロセッサ 5 0 2 は、はい (YES) の分岐に沿って進み、最も高い R^2 値を伴う勾配を選択し (2 6 2 0)、組織摩擦係数 μ を算出する。次に、プロセッサ 5 0 2 は、最大勾配値 R^2 が所定の閾値を超えるかを決定する (2 6 2 2)。 R^2 が所定の閾値未満である場合、信頼水準は低く、この勾配値を用いて組織摩擦係数 μ を算出し、組織の種類を特定することはできず、プロセッサ 5 0 2 は、はいの分岐に沿って進み、組織の種類が特定されていないことを示すメッセージを表示する (2 6 2 4)。一態様では、この閾値は、0.6 ~ 1.00 の範囲で選択されてもよく、好ましくは、例えば、約 0.90 に設定されてもよい。他の態様では、閾値は、 R^2 の信頼水準を決定するために適用されるより洗練された統計的検定を用いて選択されてもよい。 R^2 が所定の閾値以上である場合、算出された組織摩擦係数 μ が組織を特定するために使用されてもよく、プロセッサ 5 0 2 は、いいえ分岐に沿って進み、そこで、プロセッサ 5 0 2 は、算出された組織摩擦係数 μ を、格納された組織摩擦係数 μ が組織の種類に対応する、格納された組織摩擦係数 μ のデータベース 2 6 2 8 と比較する (2 6 2 6)。組織の種類が選択され (2 6 3 0)、表示され、エネルギーを発生器 5 0 0 から外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 まで送達するための電力送達プロファイルを特定する (2 6 3 2) ために使用される。組織の種類及び関連電力送達プロファイルが、エンドエフェクタ 1 2 5 を制御して組織を治療するために使用されるように、通常の動作モードが入力される (2 6 3 4)。

30

40

【0 1 7 3】

一態様では、組織摩擦係数 μ 及びその速度は、組織の種類及び電力送達プロファイルを決定するために使用されてもよい。例えば、予備的な研究において、 μ は、ブタの腸と動脈とセーム革との間で有意に異なることが示されている。更に、 μ 値は、最初は平坦であったが、恐らく熱が加わると温度が上昇したため、時間が進むにつれて確かに変化した。

50

これらの観察から、 μ は、組織区別因子として使用することができ、目的が組織を特徴付けることである場合、 μ の急激な変化を避けるために、より低い電流で行われ得る。また、目的とする別のパラメータは、

【 0 1 7 4 】

【 数 9 】

Q 、

v 、及び N の一定条件についての組織摩擦係数 μ の変化率であるだろう。 μ は、変化が組織自体の変化に起因するため、等式

【 0 1 7 5 】

【 数 1 0 】

$$\mu = \frac{Q}{v \cdot N}$$

10

を関連時間でただ単に区別するものではないことが理解されよう。例えば、セーム革の μ は、それが乾燥しているために、頸動脈又は腸と比較して、熱が送達されたときに急激に上昇する。変化率は、組織中の含水量の百分率に依存する可能性がある。一態様では、本開示は、組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率の両方を推定し、これらを、例えばデータベースに格納された既知の値のテーブルと比較するための技法を提供する。組織の選択は、推定値に近い値に基づき得る。電力送達プロファイルは、その後、その組織に対して最適化され、外科用器具 1 0 8 に送達され得る。組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率を推定することは、組織の種類を更に区別することができる可能性がある。本開示の別の態様は、封止 / 離断が進行するにつれて組織摩擦係数 μ を追跡することを含む。このパラメータの重要な変化は、電力送達プロファイルを修正する必要性を合図し得る。

20

【 0 1 7 6 】

図 4 8 は、外科用器具 1 0 8 によって治療される組織の種類の決定に基づいて、外科用器具 1 0 8 に送達されるエネルギーを動的に変化させるための方法の別の形態の論理フロー図 2 7 0 0 を例示する。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2 7 0 0 は、発生器 5 0 0、多機能外科用器具 1 0 8、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 4 8 に示した論理フロー図 2 7 0 0 及び図 1 の外科用システム 1 0 0 を参照すると、プロセッサ 5 0 2 は、システムの電力評価モードを開始し、発生器 5 0 0 の電力プロファイルを決定する (2 7 0 2)。次いで、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 は、治療される組織と係合して、外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 が、発生器 5 0 0 から送達されたエネルギーで起動される (2 7 0 4)。組織摩擦係数 μ が測定され、プロセッサ 5 0 2 は、組織摩擦係数 μ の変化率 (例えば、上昇率) を、短期間にわたって測定する (2 7 0 6)。プロセッサ 5 0 2 は、測定された組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率を、組織情報データベース 2 7 1 4 に格納された値と比較する (2 7 0 8)。

30

【 0 1 7 7 】

システムが、組織情報データベース 2 7 1 4 の組織の種類及び組織摩擦係数 μ に関する情報が更新されている学習モードにある場合、組織の種類は視覚的に特定され得る (2 7 1 0)。プロセッサ 5 0 2 は、組織摩擦係数 μ 及び組織の種類情報の組織情報データベース 2 7 1 4 を更新して (2 7 1 2)、組織情報データベース 2 7 1 4 の精度を向上させる。

40

【 0 1 7 8 】

システムが学習モードではない場合、プロセッサ 5 0 2 は、決定された組織の種類及び使用されている外科用器具の種類 2 7 1 8 に基づいて、電力送達プロファイルを選択する (2 7 1 6)。組織の治療中に、プロセッサ 5 0 2 は、組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率を算出かつモニタリングして (2 7 2 0)、プロセッサ 5 0 2 が電力送達プロファイルを動的に更新することを可能にする。エラーが見つかった場合、電力送達プロフ

50

ファイルが修正される(2724)。次いで、プロセッサ502は、電力及び送達プロファイルの正しいパターンが使用されているかを決定する(2722)。エラーが見つからない場合、現行の電力送達プロファイルが継続する(2726)。さもなければ、プロセッサ502は、電力及び送達プロファイルを修正する(2724)。プロセッサ502は、外科的処置の全般にわたって、電力送達プロファイルの検証及び補正のプロセスを継続し、治療される組織の種類に基づいて、外科用器具108に送達されるエネルギーを最適化する。

【0179】

組織の水和レベルに基づいて発生器を制御するための技法

一態様では、本開示は、発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)のうちのいずれか1つなどの発生器、又は外科用器具108(図1~3)などの外科用器具からの出力を制御するための技法を提供する。外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、組織の水和レベルに基づいて制御され得、これにより、発生器からのエネルギープロファイルが、外科用器具のエンドエフェクタにより治療される組織の水和レベルに基づいて、動的に変化されることを可能にする。開示の簡潔性及び明瞭性のために、組織の水和レベルに基づいて、発生器からの出力を制御するための技法は、図8の発生器500に連結された図2の多機能外科用器具108を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

【0180】

外科用器具108のエンドエフェクタ125により治療される組織の水和レベルを決定するために、本明細書に記載される組織摩擦係数 μ が使用され得る。上述したように、本明細書に記載される方法のうちのいずれかをを用いて力測定値がとられ、組織摩擦係数 μ を算出して、組織の水和レベルを決定する。算出された組織摩擦係数 μ は、各組織係数を組織の水和レベルと相関させる組織摩擦係数のデータベースと比較される。算出された組織摩擦係数及びその関連する組織の水和レベルは、発生器500から外科用器具108まで送達されるエネルギーを制御するための技法により用いられる。

【0181】

組織の水和レベルは、組織内の様々な条件の指標であり得る。RFエネルギーが組織を凝固させるために用いられる凝固サイクル中、組織の水和レベルの減少は、組織が凝固サイクルの終わりに近づいていることを示唆し得る。加えて、組織の水和レベルは、発生器500から送達されるRFエネルギーが、サイクル中に算出された水和レベルに基づいて動的に変化し得るように、凝固サイクル中に変動し得る。例えば、凝固サイクルが進行すると、組織の水和レベルは、発生器500から送達されるエネルギーを制御するために使用される技法が、サイクルが進行するにつれて電力を減少させるように、減少するであろう。したがって、組織の水和レベルは、外科用器具108のエンドエフェクタによる組織の凝固サイクルを経る進行の指標になり得る。

【0182】

図49は、外科用器具108によって治療される組織の水和レベルの決定に基づいて、外科用器具108に送達されるエネルギーを動的に変化させるための方法の一形態の論理フロー図2800を例示する。本明細書に記載されるように、論理フロー図2800は、発生器500、多機能外科用器具108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図49に示す論理フロー図2800を参照すると、プロセッサ502は、本明細書に記載される組織摩擦係数 μ を測定することによって、組織の水和レベルを決定する。最初に、外科用器具108のエンドエフェクタ125は、組織上で閉じられており、エンドエフェクタ125は、発生器500からのエネルギーで起動される(2802)。プロセッサ502は、本明細書に記載されるように、組織摩擦係数 μ を測定する(2804)。プロセッサ502は、組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率を、データベースに格納された値と比較して(2806)、組織の水和レベルを決定する。プロセッサ502は、組織の水和レベルに基づいて、電力送達プロファイルを選択する(2808)。

プロセッサ 502 は、組織の治療中に組織摩擦係数 μ 及び組織摩擦係数 μ の変化率をモニタリングして (2810)、組織の水和レベルの変化をモニタリングする。これにより、プロセッサ 502 が電力送達プロファイルを動的に変化させることが可能になり (2812)、これにより、発生器 500 から送達される電力は、組織治療中に動的に変化し得る。

【0183】

組織の種類に基づいて、FR エネルギーと超音波エネルギーを切り替えるための技法別の態様では、本開示は、RF エネルギーと超音波エネルギーを動的に切り替えることにより、発生器及び / 又は外科用器具により送達されるエネルギーを制御するための技法を提供する。この技法は、発生器 102、200、300、400、500 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) のうちのいずれか 1 つなどの発生器、又は外科用器具 108 (図 1 ~ 3) などの外科用器具からの出力を制御することを含む。一態様では、RF 及び超音波エネルギーは、外科用器具のエンドエフェクタにより治療される組織の種類及び組織の様々な特性に基づいて動的に切り替えられ得る。外科用器具のエンドエフェクタに送達される電力は、組織の種類を表す入力を含み、その結果、外科用器具のエンドエフェクタにより影響を受ける組織の種類に基づいて、処置中に発生器からのエネルギープロファイルが、RF エネルギーと超音波エネルギーとの間で動的に変化することを可能にする。開示の簡潔性及び明瞭性のために、例えば RF エネルギー及び超音波エネルギーなどの異なるエネルギーモダリティ間を動的に切り替えるための技法は、図 8 の発生器 500 に連結された図 2 の多機能外科用器具 108 を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

【0184】

外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 により治療される組織の種類を決定するために、上述したように、組織摩擦係数 μ 及び / 又は組織摩擦係数 μ の変化率が算出され、各組織摩擦係数 μ を組織の種類に相関させる組織摩擦係数 μ のデータベースと比較することができる。算出された組織摩擦係数及びその関連する組織の種類は、種類 (RF 又は超音波) 及び発生器 500 から外科用器具 108 まで送達されるエネルギーの出力を制御するための技法により用いられる。組織の種類には、筋構造を有する組織、血管構造を有する組織、薄い腸間膜を有する組織が挙げられるが、これらに限定されない。

【0185】

図 50 は、外科用器具 108 により治療される組織の種類の決定に基づいて、外科用器具 108 への発生器 500 の ENERGY 2 / RETURN 出力から送達される RF エネルギーと、発生器 500 の ENERGY 1 / RETURN 出力から送達される超音波エネルギーとの間で動的に変化させる方法の一態様の論理フロー図 2900 を例示する。本明細書に記載されるように、論理フロー図 2900 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで図 50 に示す論理フロー図 2900 を参照すると、プロセッサ 502 は、発生器 500 の特徴付けモードを開始し、外科用器具 108 により治療される組織の種類を決定する (2902)。エンドエフェクタ 125 は、組織がエンドエフェクタ 125 のクランプアーム 145 と超音波ブレード 149 との間に位置付けられるように位置付けられる。エンドエフェクタ 125 は、力を組織に加える。エンドエフェクタ 125 により組織に加えられた力が測定され、プロセッサ 502 により閾値の最小力と比較される (2904)。プロセッサ 502 が、組織に加えられた力が最小閾値力よりも低いと決定した場合、組織に加えられた力が増加される (2906)。組織上の力が最小閾値力に達すると、プロセッサ 502 は組織に加えられた力及び発生器 500 によりエンドエフェクタ 125 に送達される電力をサンプリングし (2908)、サンプルをバッファに格納する。

【0186】

プロセッサ 502 は、バッファが満杯であるかどうかを決定する (2901)。バッファが満杯でない場合、プロセッサ 502 は、直近のサンプルをバッファに入力する (29

12)。バッファが満杯である場合、プロセッサ502は、直近のサンプルをバッファに入力し、第1の点をドロップする(2914)(例えば、データバッファを編成及び操作するためのFIFO法)。プロセッサ502は、勾配及び R^2 値を算出し、格納し(2916)、力が試験されて、組織に加えられた力が最大力閾値を超えるかどうかを決定する(2918)。組織に加えられた力が最小閾値力以下である場合、プロセッサ502は組織に加えられた力及び発生器500によりエンドエフェクタ125に送達される電力をサンプリングし(2908)、サンプルをバッファに保存する。プロセッサ502は、組織に加えられた力が最大閾値に達するまで繰り返す。プロセッサ502は、最も高い R^2 を有する勾配を選択し、組織摩擦係数 μ を算出する(2920)。プロセッサ502が、 R^2 が所定の閾値未満であると決定した場合(2922)、プロセッサ502は、はい分岐に沿って進み、システムは、組織の種類が特定されなかったことを表示する(2924)。 R^2 が閾値以上である場合、プロセッサ502は、いいえ分岐に沿って進み、算出された組織摩擦係数 μ を、組織情報データベース2928に格納された値と比較する(2926)。

【0187】

一態様では、この閾値は、0.6~1.00の範囲で選択されてもよく、好ましくは、例えば、約0.90に設定されてもよい。他の態様では、閾値は、 R^2 の信頼水準を決定するために適用されるより洗練された統計的検定を用いて選択されてもよい。一態様では、この閾値は、0.6~1.00で選択されてもよく、好ましくは、約0.90に設定されてもよい。他の態様では、閾値は、 R^2 の信頼水準を決定するために適用されるより洗練された統計的検定を用いて選択されてもよい。次いでプロセッサ502は、組織の種類を選択し(2930)、表示し、かつ超音波エネルギー(ENERGY1/RETURN)又はRFエネルギー(ENERGY2/RETURN)を発生器500から外科用器具108のエンドエフェクタ125まで送達するために、電力送達プロファイルを特定する(2932)。組織の種類及び関連電力送達プロファイルが、組織を治療するためにエンドエフェクタを制御するために用いられるように通常の動作モードが入力される(2934)。論理フロー図2900に従って決定された組織の種類を用いて、プロセッサ502は、その特定の組織に対して最適化されたエネルギー送達を提供し得る。血管又は筋肉の可能性がより高いと決定される組織の種類は、超音波エネルギーの印加前に、又は超音波エネルギーに対するRFエネルギーのより高い比率でのいずれかで、より多くの封止エネルギーを提供するために、サイクルの開始時により多くのRFエネルギーを要求するであろう。また血管の可能性がより低い組織の種類は、サイクルの開始時にRFエネルギーをほとんど必要とせず、システムは、超音波エネルギーを用いて切断プロファイルに向かってエネルギー送達を変化させるであろう。エネルギーは、組織が所定の閾値インピーダンスを満たすか、又はこれを超えるまで組織に印加されてもよく、この所定の閾値インピーダンスは、終端インピーダンスと称され得、組織の封止が完了したときの組織のインピーダンスに相当する組織インピーダンスである。

【0188】

エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させるための技法

一態様では、本開示は、エンドエフェクタによって画定される開口に基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させるための技法を提供する。一態様によれば、発生器102、200、300、400、500(図1~3及び4~8)のうちのいずれか1つなどの発生器、又は外科用器具108(図1~3)などの外科用器具から送達されるエネルギーを動的に変化させるための技法を提供する。開示の簡潔性及び明瞭性のために、エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させるための技法は、図8の発生器500に連結された図2の多機能外科用器具108を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 9 】

発生器 5 0 0 からのエネルギープロファイルは、組織上で固定しているエンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口に基づいて、処置中に R F エネルギーと超音波エネルギーとの間で動的に変化し得る。これは、発生器 5 0 0 が、外科用器具 1 0 8 により治療される組織にエンドエフェクタ 1 2 5 により及ぼされる固定力の量に基づいて、R F エネルギーから超音波エネルギーに切り替わることを可能にする。クランプアーム 1 4 5 によって画定される開口は、例えば、エンドエフェクタ 1 0 8 の組織に対する十分な閉鎖がある場合に R F エネルギーが使用されるべきであるように、R F エネルギーが発生器 5 0 0 から外科用器具 1 0 8 のエンドエフェクタ 1 2 5 まで送達されたときの、適切な凝固封止の作成に関連するものである。したがって、エンドエフェクタ 1 0 8 によって画定される開口があまりに大きく、適切な凝固のために組織に及ぼされる十分な固定力がないとき、超音波エネルギーだけが、発生器 5 0 0 の E N E R G Y 1 / R E T U R N 出力を経てエンドエフェクタ 1 2 5 の超音波ブレード 1 4 9 に送達される。

10

【 0 1 9 0 】

例えば、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口に応じて伝送されるエネルギーを制御するための技法で使用するための様々な組織測定値及び / 又は特性に関する誤解を与える情報が、発生器 5 0 0 に伝送され得る。エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口により影響を受け得る 1 つのこのような測定値は、組織インピーダンスである。本明細書に記載される器具により測定される組織インピーダンスは、エンドエフェクタ 1 2 5 により加えられる固定力若しくは圧力、及び R F エネルギーの場合の電極間の距離又は超音波エネルギーの場合のクランプアーム 1 4 5 開口間の距離が含まれるいくつかの因子に依存するであろう。凝固サイクルの終わりを決定する多くの技法は、組織インピーダンスに依存する。超音波ブレード 1 4 9 上に完全に閉鎖されていないクランプアーム 1 4 5 は、組織の状態を適切に表し得ない組織インピーダンスの決定につながり得る。正しくない組織インピーダンスの決定は、適切な凝固封止が達成される前に発生器 5 0 0 が R F エネルギーから超音波エネルギーに切り替わり得るため、凝固サイクルの早期の終結につながり得る。一態様では、組織インピーダンスは、プロセッサ 5 0 2 によって、図 8 に示すように、E N E R G Y 2 / R E T U R N とラベルされた端子にわたって連結された第 2 の電圧感知回路 5 2 4 の出力を、電力変圧器 5 0 8 の二次側の R E T U R N 区間と直列に配設された電流感知回路 5 1 4 の出力で割ることによって決定され得る。電圧感知回路 5 1 2 の出力は、絶縁変圧器及び A D C 5 1 6 に提供され、電流開智回路 5 1 4 の出力は、別の絶縁変圧器及び A D C 5 1 8 に提供され、電圧及び電流測定値をデジタル形態でプロセッサ 5 0 2 に提供する。

20

30

【 0 1 9 1 】

エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口は、様々な技法を用いて決定され得る。様々な態様では、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口は、エンドエフェクタ 1 2 5 のピボット角を検出することによって決定されてもよい。これは、ポテンシオメーター、ホール効果センサ（図 1 9 に関連して記載された方法で）、オプティカルエンコーダー、光 I R センサ、インダクタンスセンサ、又はこれらの組み合わせを用いて達成され得る。別の態様では、例えば、ホール効果センサ、オプティカルエンコーダー、光 I R センサ、インダクタンスセンサ、又はこれらの組み合わせを用いて、エンドエフェクタの第 1 及び第 2 の構成要素の近接度が測定され、エンドエフェクタによって画定される開口を決定する。別の態様では、外科用器具 1 0 8 は、エンドエフェクタと相互作用する組織の組織インピーダンスにおける変化を測定することによって、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出するように構成されてもよい。別の態様では、外科用器具 1 0 8 は、超音波エネルギーがエンドエフェクタ 1 2 5 にパルスされると、エンドエフェクタ 1 2 5 により組織に印加される負荷を測定することによって、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出するように構成されてもよい。別の態様では、外科用器具 1 0 8 は、エンドエフェクタ 1 2 5 によって画定される開口を検出することができ、エンドエフェクタ 1 2 5 を閉鎖するためのスイッチ又は他の機構を含む。別の態様では、エ

40

50

ンドエフェクタ 125 によって画定される開口は、外科用器具 108 のシャフト 129 又はハンドル 109 のいずれかに位置する閉鎖機構の線形変位若しくはストロークに基づいて決定されてもよい。別の形態では、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口は、外科用器具 108 のハンドル 109 に位置するトリガ機構の角変位により決定されてもよい。

【0192】

図 51 は、エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させる技法の一態様の論理フロー図 3000 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3000 は、発生器 500、外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。51 に示す論理フロー図 3000 及び図 1 の外科用器具 100 と共に、組み合わせ電気外科用及び超音波多機能外科用器具 108、並びに発生器 102、200、300、400、500 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) をここで参照すると、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口は、本明細書に記載されるように決定される。最初に、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 は、図 42A ~ B、43A ~ B に示すように、組織上で閉じられており、エンドエフェクタ 125 は、例えば発生器 500 からのエネルギーで起動される (3002)。エンドエフェクタ 125 によって画定される開口が、本明細書に記載された技法のうちのいずれかを用いて、プロセッサ 502 により決定される (3004)。エンドエフェクタ 125 によって画定される開口が決定されると (3004)、プロセッサ 502 は、波形発生器 504 に発生器 500 からエネルギーを送達するように合図し、エンドエフェクタ 125 によって画定される決定された開口に基づいて、発生器 500 の出力を RF エネルギー ENERGY2 と超音波エネルギー (ENERGY1 / RETURN) を切り替えるよう制御する。したがって、プロセッサ 502 は、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口に基づいて、電力送達プロファイルを選択する (3006)。プロセッサ 502 は、組織治療プロセス中に、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口をモニタリングし続けて (3008)、エンドエフェクタ 125 によって画定される変化する開口に基づいて、発生器 500 から送達されるエネルギーを動的に変化させる (3010)。

【0193】

別の態様では、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 に送達される発生器 102、200、300、400、500 (図 1 ~ 3 及び 4 ~ 8) などの発生器、又は外科用器具 108 (図 1 ~ 3) などの外科用器具 108 からの出力を制御するための技法は、外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 によって画定される開口に基づくエネルギーパラメータを含む入力を含み得る。発生器 500 からのエネルギーパラメータは、図 42A ~ B、43A ~ B に示すように、組織上で固定しているエンドエフェクタ 125 によって画定される開口に基づくエネルギーパラメータを用いて、RF エネルギーと超音波エネルギーとが処置中に動的に変化され得る。これは、発生器 500 が、外科用器具 108 により治療される組織にエンドエフェクタ 125 によって加えられる固定力に基づいて、RF エネルギー (ENERGY2) と超音波エネルギー (ENERGY1 / RETURN) を切り替えることを可能にする。上述したように、クランプアーム 145 によって画定される開口は、例えば、エンドエフェクタ 125 の組織に対する十分な閉鎖がある場合に RF エネルギーが使用されるべきであるように、RF エネルギーが発生器 500 から外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 まで送達されたときの、適切な凝固封止を作成することに関連するものである。したがって、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口があまりに大きく、組織に加えられる固定力が適切な凝固には不十分である場合、超音波エネルギーのみが発生器 500 によりエンドエフェクタ 125 に送達される。

【0194】

エンドエフェクタ 125 によって画定される開口は、本明細書に記載される方法のうちのいずれかを用いて決定され得る。例えば、外科用器具 108 は、コネクタを通して外科用器具 108 のハンドル 109 内の ASIC に供給され得る、エンドエフェクタ 125 内

に位置するセンサによって画定される開口を含み得る。外科用器具 108 はまた、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口を検出するように構成された外科用器具 108 のハンドル 109 内のセンサを含み得る。

【0195】

エネルギーパラメータは、発生器 500 に負荷を与えるように構成されており、電圧、電流、電力、及び組織の治療で使用するための 1 つ又は 2 つ以上の技法が挙げられるが、これらに限定されない複数の異なるパラメータを含み得る。これらのパラメータは、発生器 500 から送達され得る RF エネルギー及び超音波エネルギーに関連し得る。エネルギーパラメータは、発生器 500 から送達されるエネルギーを制御するために使用される最大値及び / 又は最小値を含み得る。エネルギーパラメータは、外科用器具上の EEPROM 又はいくつかの他の不揮発性メモリを含む様々な場所に格納され得る。加えて、複数のエネルギーパラメータセットが存在し得る。例えば、組織離断を最適化するために使用される第 1 のエネルギーパラメータセット、及び組織スポット凝固を最適化するために使用される第 2 のエネルギーパラメータセットが存在し得る。発生器が、必要な組織治療に基づいて、様々なエネルギーパラメータセット間を切り替えることを可能にするために、様々な種類の組織治療に対応する任意の数のエネルギーパラメータセットが存在し得ることが理解されるであろう。

10

【0196】

外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 が起動されると、本明細書に記載される様々な技法のうちの 1 つ又は 2 つ以上を用いて、エンドエフェクタ 108 によって画定される開口を検出する。一態様では、エンドエフェクタ 125 が組織の周りで閉鎖されると、発生器 500 は、組織離断を最適化するためにエネルギーパラメータを利用し得る。エンドエフェクタ 125 がより大きな開口を有し、組織上で固定されないとき、発生器 500 は、エネルギーパラメータを、組織のスポット凝固を最適化するために利用し得る。

20

【0197】

図 52 は、エンドエフェクタによって画定される開口及びエネルギーパラメータに基づいて、発生器から送達されるエネルギーを動的に変化させる技法の一態様の論理フロー図 3200 である。本明細書に記載されるように、論理フロー図 3200 は、発生器 500、多機能外科用器具 108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで、図 52 に示す論理フロー図 3100 と共に組み合わせ電気外科用及び超音波器具 108 並びに発生器 500 を参照すると、最初に、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口が、本明細書に記載されるようにプロセッサ 502 により決定される。外科用器具 108 のエンドエフェクタ 125 は、図 42A ~ B、43A ~ B に示すように、組織上で閉じられており、エンドエフェクタ 125 は、発生器 500 からのエネルギーで起動される。エンドエフェクタ 125 によって画定される開口が、本明細書に記載された技法のうちのいずれかを用いて決定される (3104)。プロセッサ 502 は、波形発生器 504 に発生器 500 からエンドエフェクタ 125 までエネルギーを送達するように合図し、発生器 500 に前に負荷されたエネルギーパラメータセットのうちの 1 つを用いて、エンドエフェクタ 125 によって画定される開口に基づいて、発生器 500 の出力を、RF エネルギーと超音波エネルギーを切り替える。したがって、エネルギーパラメータは、エンドエフェクタ 125 によって画定される前に決定された (3104) 開口に基づいて、発生器 500 に通信される (3106)。プロセッサ 502 は、発生器 500 から送達されるエネルギーが、エンドエフェクタ 125 によって画定される変化する開口に基づいて、組織治療プロセス中にプロセッサ 502 により動的に通信され得るように (3110)、組織治療プロセス中にエンドエフェクタ 125 によって画定される開口をモニタリングする (3108)。これは、発生器 500 が、エンドエフェクタ 125 によって画定される変化する開口に基づいての様々なエネルギーパラメータセット間を動的に切り替えることを可能にする。

30

40

【0198】

情報の様々な組み合わせを用いて、どのエネルギーセットが組織治療中に使用されるべ

50

きかを決定することができることが理解されるであろう。例えば、エンドエフェクタによって画定される開口及び算出された組織インピーダンスを用いて、発生器から送達されるエネルギーを制御するためにどのエネルギーパラメータセットが必要であるかを決定することができる。

【0199】

組織の動的感知のための技法

一態様では、本開示は、動的組織感知技法を提供する。一態様では、動的組織感知技法は、発生器102、200、300、400、500（図1～3及び4～8）のうちのいずれか1つなどの発生器、又は外科用器具108（図1～3）などの外科用器具で実施することができる。開示の簡潔性及び明瞭性のために、動的組織感知技法は、図8の発生器500に連結された図2の多機能外科用器具108を参照して説明されるであろうが、本明細書に記載される器具、発生器、及びエンドエフェクタの他の構成が、本開示の範囲から逸脱することなく容易に置き換えられ得ることが理解されよう。

10

【0200】

図42A～B、43A～Bに関連して示され記述された組織の厚さ及び超音波ブレードに対する垂直力を測定する際に、また組織摩擦係数 μ を測定する際に、一態様では、組織を効率的かつ良好な止血状態で離断又は「切断」するために、設定された時間間隔で組織摩擦係数 μ を測定するようにパルスし、経時的に測定された係数 μ に基づいて、発生器102、200、300、400、500（図1～3及び4～8）のうちのいずれか1つ、又は外科用器具（図1～3）によって送達される電力を調整する技法が提供される。一態様では、感知技法は、切断の全体を通して、本明細書に記載されるように、組織摩擦をモニタリングし、組織摩擦係数 μ を決定し、組織摩擦係数 μ の経時的な変化に基づいて、切断中に送達されるエネルギーを調節するように構成されている。

20

【0201】

図53は、動的組織感知技法の一態様の論理フロー図3200である。本明細書に記載されるように、論理フロー図3200は、発生器500、多機能外科用器具108、又はこれらの組み合わせにおいて実施されてもよい。ここで、図53に示す論理フロー図3200を参照すると、組織の種類に関するケース特異的詳細が、発生器500に入力される（322）。外科用器具108のエンドエフェクタ125は、図42A～B、43A～Bに示すように、組織上で閉鎖されており、組織摩擦係数 μ がプロセッサ502により確認され（3204）、本明細書に記載されるように、プロセッサ502により決定される既知の垂直力、組織摩擦係数 μ 、及び組織の厚さに従って、電力が送達される（3206）。プロセッサ502は、 $\mu / |\mu|$ の変化率を μ の既知の値と比較する（3208）。一態様では、所定の μ /電力送達比のルックアップテーブルがプロセッサ502により利用されてもよい。プロセッサ502は、 $\Delta\mu$ に基づいて、発生器500により送達される電力を、より高く又はより低く調整する（3210）。 μ が既知の又は所定の閾値に達すると（3212）、プロセッサ502は、エンドエフェクタ125のクランプアーム145が、超音波ブレード149に対して閉鎖しているかを確認する（3214）。一態様では、これは、閉鎖したエンドエフェクタのジョーを表す既知の垂直力 N 及び既知の生成垂直力 N_p に基づいて決定され得る。ジョー閉鎖が完了した際に、プロセッサ502は、切断が完了する（3218）まで、組織離断又は切断を完成するために電力のショートバーストの送達3216を制御する。

30

40

【0202】

したがって、組織を効率的かつ良好な止血状態で離断又は「切断」するために、組織摩擦係数 μ を測定することによって、プロセッサ502は、設定された時間間隔で組織摩擦係数 μ を測定するようパルスし、経時的に測定された係数 μ に基づいて、発生器500により組織に送達される電力を調整する。一態様では、感知技法は、切断を行っている間に、本明細書に記載されるように、組織摩擦をモニタリングし、組織摩擦係数 μ を定期的に決定し、組織摩擦係数 μ の経時的な変化 $\Delta\mu$ に基づいて、切断中に発生器により送達されるエネルギーを調節する。

50

【0203】

様々な詳細が先の説明で記載されたが、組織の種類の基づくユーザー適応技法を伴う外科用システムの様々な態様が、これらの具体的詳細なしに実行されてもよい。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いくつかの部分は、コンピュータメモリに格納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得る。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、技法とは、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、格納、転送、組み合わせ、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。

10

【0204】

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格納、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コンピューティングデバイスの動作及び処理を指していることが理解されよう。

20

【0205】

「一態様」、「態様」、「一形態」、又は「形態」と言う場合、その態様に関連して記載される特定の特徴、構造、又は特性が少なくとも1つの態様に含まれるものであることを意味する点は特筆に値する。したがって、本明細書の全体を通じて様々な場所に見られる「一態様では」、「態様では」、「一形態では」、又は「形態では」なる語句は、必ずしも全てが同じ態様を指すものではない。更に、特定の特徴、構造、又は特性は、1つ又は2つ以上の態様において任意の適当な形で組み合わせることができる。

【0206】

いくつかの態様は、「連結された」及び「接続された」という表現を、それらの派生語と共に使用して記載されることがある。これらの用語は、互いに同義語であることは意図されないことを理解されたい。例えば、いくつかの態様は、2つ又は3つ以上の要素が互いに直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「接続された」という用語を使用して記載されることがある。別の例では、いくつかの態様は、2つ又は3つ以上の要素が直接物理的又は電氣的に接触していることを示すため、「連結された」という用語を使用して記載されることがある。しかしながら、「連結された」という用語はまた、2つ又は3つ以上の要素が互いに直接接触はしないが、依然として互いに協働又は相互作用することを意味することがある。

30

【0207】

以上、様々な形態について本明細書で述べたが、これらの形態に対する多くの改変例、変形例、置換例、変更例、及び均等物を実施することが可能であり、また、当業者には想到されるであろう。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の「特許請求の範囲」は、全てのそのような改変例及び変形例を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを目的としたものである点を理解されたい。以下の「特許請求の範囲」は、全てのそのような改変例及び変形例を網羅することを目的としたものである。

40

【0208】

一般的な意味で、当業者に理解されたいこととして、多様なハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、又はそれらの任意の組み合わせによって、個々に及び/又は共同に実現され得る、本明細書で説明する様々な態様を、様々な種類の「電気回路」から構成さ

50

れたものと見なすことができる。その結果として、本明細書で使用されるとき、「電気回路」は、限定するものではないが、少なくとも1つの個々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つの専用集積回路を有する電気回路、コンピュータプログラムで構成された汎用コンピューティングデバイス（例えば、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成された汎用コンピュータ、又は、本明細書で説明したプロセス及び／若しくは装置を少なくとも部分的に実行するコンピュータプログラムで構成されたマイクロプロセッサ）を形成する電気回路、メモリデバイスを形成する（例えばランダムアクセスメモリを形成する）電気回路、及び／又は、通信装置（例えばモデム、通信スイッチ、又は光学的 - 電氣的設備）を形成する電気回路を含む。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いくつかの組み合わせで実現され得る。

10

【0209】

上記の詳細な説明は、ブロック図、流れ図、及び／又は実施例を用いて装置及び／又はプロセスの様々な形態について記載してきた。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、個々に及び／又は共同に実現され得る。一形態では、本明細書に記載された主題のいくつかの部分は、専用集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（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され得る。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いくつかの態様は、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得、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かかわらず用いられる。信号搬送媒体の例には、以下：伝送型媒体、例えば、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等の記録可能型媒体、並びにデジタル及び／又はアナログ通信媒体（例えば、光ファイバケーブル、導波管、有線通信リンク、無線通信リンク（例えば、伝送器、受信機、伝送論理、受信論理等）等）が挙げられるが、これらに限定されない。

20

30

【0210】

本明細書で言及され及び／又は任意の出願データシートで列挙された上述の米国特許、米国特許出願公開、米国特許出願外国特許、外国特許出願、非特許公報、又は任意の他の開示資料は、本明細書と矛盾しない範囲において、参照により本明細書に組み込まれる。それ自体、また必要な範囲で、本明細書に明瞭に記載される開示内容は、参照により本明細書に援用されるあらゆる矛盾する記載に優先するものとする。参照により本明細書に援用されるものとするが、既存の定義、記載、又は本明細書に記載される他の開示文献と矛盾する任意の文献、又はそれらの部分は、援用文献と既存の開示内容との間に矛盾が生じない範囲においてのみ援用されるものとする。

40

【0211】

本明細書に記載される要素（例えば、動作）、装置、目的、及びそれらに伴う考察は、

50

構想を明らかにするための例として使用され、様々な構成の修正が想到されることが、当業者には認識されるであろう。その結果として、本明細書で使用されるとき、説明した特定の例及びそれらに伴う考察は、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、特定の要素（例えば、動作）、装置、及び目的を含めないことは、限定と見なされるべきではない。

【0212】

本明細書におけるほぼ全ての複数形及び／又は単数形の用語の使用に関して、当業者であれば、文脈及び／又は用法に則して複数形から単数形に、かつ／又は単数形から複数形に読み替えることができる。様々な単数形／複数形の置換えは、簡潔にするため、本明細書では明示的には記述されない。

10

【0213】

本明細書に記載する主題はときに、種々の他の要素の中に含まれた、又はそれらと接続された種々の要素を示している。そのように表現したアーキテクチャは単なる例であり、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得ることを理解されたい。構想の意味で、同じ機能性を達成する要素の任意の配置は、所望の機能性が達成されるように効果的に「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組み合わせられた本明細書での任意の2つの要素は、アーキテクチャ又は中間要素にかかわらず、所望の機能性が達成されるように互いと「関連付け」られていると見なすことができる。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「動作可能に接続」又は「動作可能に連結」されているものと見なすことができ、そのように関連付けることが可能な任意の2つの要素はまた、所望の機能性を達成するように互いに「動作可能に連結可能」であると見なすことができる。動作可能に連結可能であることの特定の例としては、物理的に噛み合い可能な、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な、及び／若しくは無線式で相互作用する構成要素、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が、それらに限定されない。

20

【0214】

場合によっては、1つ又は2つ以上の要素が、本明細書において、「ように構成されている」、「ように構成可能である」、「ように動作可能である／動作する」、「適合される／適合可能である」、「ことが可能である」、「ように適合可能である／適合される」などと呼ばれることがある。当業者に理解されたいこととして、「ように構成されている」は一般に、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除き、アクティブ状態の要素及び／又は非アクティブ状態の要素及び／又はスタンバイ状態の要素を包含することができる。

30

【0215】

本明細書に記載される本主題の特定の態様を図示し及び説明してきたが、本明細書に記載される主題及びそのより広い態様から逸脱することなく、本明細書の技術に基づいて変更及び修正を為し得ることが当業者には明らかであり、したがって添付の請求項は、そのような変更及び修正の全てが、本明細書の主題の正確な趣旨及び範囲内に含まれるように請求項の範囲内に包含する。一般に、本明細書で使用され、かつ特に添付の特許請求の範囲（例えば、添付の特許請求の範囲の本文）で使用される用語は、概して「開放的」用語として意図されるものである（例えば、「含む（including）」という用語は、「～を含むが、それらに限定されない（including but not limited to）」と解釈されるべきであり、「有する（having）」という用語は「～を少なくとも有する（having at least）」と解釈されるべきであり、「含む（includes）」という用語は「～を含むが、それらに限定されない（includes but is not limited to）」と解釈されるべきであるなど）ことが、当業者には理解されるであろう。更に、導入されたクレーム記載（introduced claim recitation）において特定の数が意図される場合、かかる意図は当該クレーム中に明確に記載され、またかかる記載がない場合は、かかる意図は存在しないことが、当業者には理解されるであろう。例えば、理解を助けるものとして、後続の添付の特許請求の範囲は、

40

50

「少なくとも1つの(at least one)」及び「1つ又は2つ以上の(one or more)」という導入句を、クレーム記載を導入するために含むことがある。しかしながら、かかる句の使用は、「a」又は「an」という不定冠詞によってクレーム記載を導入した場合に、たとえ同一のクレーム内に「1つ又は2つ以上の」又は「少なくとも1つの」といった導入句と「a」又は「an」という不定冠詞とが含まれる場合であっても、かかる導入されたクレーム記載を含むいかなる特定のクレームも、かかる記載事項を1つのみ含むクレームに限定されると示唆されるものと解釈されるべきではなく(例えば、「a」及び/又は「an」は、典型的には、「少なくとも1つの」又は「1つ又は2つ以上の」を意味するものと解釈されるべきである)、クレーム記載を導入するために用いられた不定冠詞の使用についても同じことが言える。

10

【0216】

加えて、導入されたクレーム記載において特定の数明示されている場合であっても、かかる記載は、典型的には、少なくとも記載された数を意味するものと解釈されるべきであることが、当業者には認識されるであろう(例えば、他に修飾語のない、単なる「2つの記載事項」という記載がある場合、典型的には、少なくとも2つの記載事項、又は2つ若しくは3つ以上の記載事項を意味する)。更に、「A、B、及びCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている(例えば、「A、B、及びCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。「A、B、又はCなどのうちの少なくとも1つ」に類する表記が用いられる場合、一般に、かかる構文は、当業者がその表記を理解するであろう意味で意図されている(例えば、「A、B、又はCのうちの少なくとも1つを有するシステム」は、限定するものではないが、Aのみ、Bのみ、Cのみ、AとBの両方、AとCの両方、BとCの両方、及び/又はAとBとCの全てなどを有するシステムを含む)。更に、典型的には、2つ又は3つ以上の選択的な用語を表すあらゆる選言的な語及び/又は句は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、説明文内であろうと、請求の範囲内であろうと、あるいは図面内であろうと、それら用語のうちの1つ、それらの用語のうちのいずれか、又はそれらの用語の両方を含む可能性を意図すると理解されるべきであることが、当業者には理解されるであろう。例えば、「A又はB」という句は、典型的には、「A」又は「B」又は「A及びB」の可能性を含むものと理解されるであろう。

20

30

【0217】

添付の「特許請求の範囲」に関して言えば、当業者であれば、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もよいことを理解するであろう。また、様々な動作上の流れがシーケンスの形で提示されているが、様々な動作は、例示した以外の順序で行われてもよく、又は同時に行われてもよいことが理解されるべきである。かかる代替の順序付けの例は、文脈上他の意味に解釈すべき場合を除いて、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含んでもよい。更に、「～に応答する」、「～に関連する」といった用語、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、かかる変化形を除外することが意図されるものではない。

40

【0218】

以上、様々な形態について本明細書で述べたが、これらの形態に対する多くの改変例、変形例、置換例、変更例、及び均等物を実施することが可能であり、また、当業者には想到されるであろう。また、材料が特定の構成要素に関して開示されているが、他の材料が使用されてもよい。したがって、上記の説明文及び添付の「特許請求の範囲」は、全てのそのような改変例及び変形例を、開示される形態の範囲に含まれるものとして網羅することを目的としたものである点を理解されたい。以下の「特許請求の範囲」は、全てのそのような改変例及び変形例を網羅することを目的としたものである。

50

【0219】

要約すると、本明細書に記載した構想を用いる結果として得られる多数の利益が記載されてきた。1つ又は2つ以上の形態の上述の記載は、例示及び説明を目的として提示されているものである。包括的であることも、開示された厳密な形態に限定することも意図されていない。上記の教示を鑑みて、修正又は変形が可能である。1つ又は2つ以上の形態は、原理及び実際の応用について例示し、それによって、様々な形態を様々な修正例と共に、想到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ために、選択され記載されたものである。本明細書と共に提示される特許請求の範囲が全体的な範囲を定義することが意図される。

【0220】

〔実施の態様〕

(1) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

クランプアームと、

超音波ブレードと、

前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、

前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、外科用器具。

(2) 前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数11】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定され、

式中、

【数12】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様1に記載の外科用器具。

(3) 前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備える、実施態様1に記載の外科用器具。

(4) 前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに通信される、実施態様3に記載の外科用器具。

(5) 前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の2つのデータ点をバッファに格納することと、

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、
 前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、
 前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 1 に記載の外科用器具。

【0221】

(6) 前記プロセッサが、
 R^2 を閾値と比較することと、
 前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 5 に記載の外科用器具。

(7) 前記プロセッサが、前記組織摩擦係数に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(8) 前記プロセッサが、
 前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、
 前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(9) 前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、実施態様 1 に記載の外科用器具。

(10) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された駆動回路と、
 前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されたエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサが、
 前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、発生器。

【0222】

(11) 前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 13】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定され、

式中、

【数 1 4】

Q

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 10 に記載の発生器。

(12) 前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

10

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 10 に記載の発生器。

(13) 前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 12 に記載の発生器。

(14) 前記プロセッサが、前記組織摩擦係数に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、実施態様 10 に記載の発生器。

20

(15) 前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記エンドエフェクタに送達することと、を行うように構成されている、実施態様 10 に記載の発生器。

【0223】

(16) 組織を凝固及び切開する方法であって、

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタによって組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波トランスデューサに音響的に連結された超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、温度センサと、を備える、測定することと、

30

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することと、

40

駆動回路によって、前記決定された組織の種類に基づいて、駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達して、前記超音波ブレードを前記組織と相互作用させることと、を含む、方法。

(17) 前記力を測定することが、

前記力センサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の少なくとも 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記データ点をバッファに格納することと、

前記プロセッサによって、前記力に対する前記電力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を決定することと、を含む、実施態様 16

50

に記載の方法。

(1 8) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 1 5】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に基づいて決定することを含み、

式中、

【数 1 6】

$\dot{Q}$

10

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 1 6 に記載の方法。

(1 9) 前記プロセッサによって、前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

前記プロセッサによって、前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

20

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、

前記プロセッサによって、 R^2 を閾値と比較することと、

前記プロセッサによって、前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を更に含む、実施態様 1 8 に記載の方法。

(2 0) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

30

前記プロセッサによって、前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに供給される電力を決定することと、

前記駆動回路によって、前記組織の種類に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を更に含む、実施態様 1 6 に記載の方法。

【 0 2 2 4 】

(2 1) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

40

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、

前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、

前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

組織摩擦係数に基づいて、前記組織の水和レベルを決定することであって、前記組織

50

摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、外科用器具。

(22) 前記プロセッサが、前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、実施態様21に記載の外科用器具。

(23) 前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の前記電力は、前記組織の前記水和レベルが減少すると減少する、実施態様22に記載の外科用器具。 10

(24) 前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数17】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定され、

式中、

【数18】

$\dot{Q}$

20

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様21に記載の外科用器具。

(25) 前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備え、前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに伝送される、実施態様21に記載の外科用器具。

【0225】

(26) 前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の2つのデータ点をバッファに格納することと、 30

前記2つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様21に記載の外科用器具。

(27) 前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様26に記載の外科用器具。

(28) 前記プロセッサが、

40

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、実施態様21に記載の外科用器具。

(29) 無線周波数(RF)エネルギーを前記電極に送達し、かつ前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、実施態様21に記載の外科用器具。

(30) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エ 50

ンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、電極を備えるクランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第 1 の駆動回路と、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されたエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

10

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

前記組織の水和レベルを決定することであって、前記組織の水和レベルが、組織摩擦係数に基づいて決定され、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号を動的に制御することと、を行うように構成されている、発生器。

20

【0226】

(31) 前記プロセッサが、前記組織の前記水和レベルに基づいて、前記超音波トランスデューサに送達された前記駆動信号の電力を制御するように構成されている、実施態様 30 に記載の発生器。

(32) 前記プロセッサは、前記組織の前記水和レベルが減少すると、前記超音波トランスデューサに送達される前記駆動信号の前記電力を減少させるように構成されている、実施態様 31 に記載の発生器。

(33) 前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 19】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

30

に基づいて決定され、

式中、

【数 20】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記超音波ブレードの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 30 に記載の発生器。

40

(34) 前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 30 に記載の発生器。

(35) 前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

50

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様 34 に記載の発生器。

【0227】

(36) 前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記エンドエフェクタに送達することと、を行うように構成されている、実施態様 30 に記載の発生器。

(37) 無線周波数 (RF) エネルギーを前記電極に送達するように構成された第 2 の駆動回路を更に備える、実施態様 30 に記載の発生器。

(38) 組織を凝固及び切開する方法であって、

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタによって組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波トランスデューサに音響的に連結された超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、温度センサと、を備える、測定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の水和レベルを決定することと、

駆動回路によって、前記組織の決定された水和レベルに基づいて、駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達して、前記エンドエフェクタを前記組織と相互作用させることと、を含む、方法。

(39) 前記力を測定することが、

前記プロセッサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに供給される前記電力の少なくとも 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記データ点をバッファに格納することと、

前記プロセッサによって、前記力に対する前記電力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を決定することと、

前記プロセッサによって、前記測定された力及び前記超音波トランスデューサに供給される電力の 2 つのデータ点をバッファに格納することと、

前記プロセッサによって、前記 2 つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、

前記プロセッサによって、 R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択することと、

前記プロセッサによって、前記勾配値に基づいて、前記組織の前記組織摩擦係数を決定することと、を含む、実施態様 38 に記載の方法。

(40) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 21】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

10

20

30

40

に基づいて決定することを含み、
式中、

【数 2 2】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 38 に記載の方法。

【0 2 2 8】

(41) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

10

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、

前記プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、

前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

20

前記プロセッサが、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、超音波駆動信号に応答する前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、無線周波数 (RF) エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記 RF エネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、外科用器具。

30

(42) 前記組織摩擦係数が、以下の表現：

【数 2 3】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定され、

式中、

【数 2 4】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 41 に記載の外科用器具。

(43) 前記力センサが、前記エンドエフェクタに連結された歪みゲージを備え、前記力測定値が、前記歪みゲージから前記プロセッサに伝送される、実施態様 41 に記載の外科用器具。

(44) 前記プロセッサが、

前記測定された力及び前記エンドエフェクタに供給される電力の 2 つのデータ点をバッ

50

ファに格納することと、

前記２つのデータ点に基づいて、前記電力に対する力の勾配値を決定することと、

前記勾配値の統計的尺度 R^2 を適合回帰直線に対して決定することと、

前記勾配値に基づいて、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様４１に記載の外科用器具。

(４５) 前記プロセッサが、

R^2 を閾値と比較することと、

前記閾値以上である R^2 値と関連付けられた勾配値を選択して、前記組織摩擦係数を決定することと、を行うように構成されている、実施態様４４に記載の外科用器具。

【０２２９】

(４６) 前記プロセッサが、

前記組織摩擦係数を組織情報データベースに格納された組織摩擦係数と比較することと

、前記組織摩擦係数に基づいて、前記組織の種類を決定することと、

前記組織摩擦係数に基づいて、前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達することと、を行うように構成されている、実施態様４１に記載の外科用器具。

(４７) 無線周波数(RF)エネルギーを前記電極に送達し、かつ前記駆動信号を前記超音波トランスデューサに送達するように構成された発生器を更に備える、実施態様４１に記載の外科用器具。

(４８) 前記プロセッサは、前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を制御するように構成されている、実施態様４１に記載の外科用器具。

(４９) 前記プロセッサは、前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記電極への前記RFエネルギーの送達を制御するように構成されている、実施態様４１に記載の外科用器具。

(５０) 前記プロセッサは、前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を制御するように構成されている、実施態様４１に記載の外科用器具。

【０２３０】

(５１) 組織を凝固及び切開するための外科用器具にエネルギーを送達するための発生器であって、前記外科用器具が、その遠位端におけるエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、電極を備えるクランプアームと、超音波ブレードと、プロセッサと通信し、かつ前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に位置する組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、前記プロセッサと通信する温度センサと、を備える、エンドエフェクタと、前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために前記発生器から駆動信号を受信し、前記超音波ブレードにエネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、前記発生器が、

駆動信号を超音波トランスデューサに送達するように構成された第１の駆動回路と、

無線周波数(RF)エネルギーを前記電極に送達するように構成された第２の駆動回路と、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記第１の駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されるエネルギー、及び前記第２の駆動回路によって前記電極に送達されるエネルギーを制御するように構成されたプロセッサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加

10

20

30

40

50

えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、RFエネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記RFエネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、発生器。

(52) 前記プロセッサは、前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を制御するように構成されている、実施態様51に記載の発生器。

(53) 前記プロセッサは、前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記電極への前記RFエネルギーの送達を制御するように構成されている、実施態様51に記載の発生器。

(54) 前記プロセッサは、前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を制御するように構成されている、実施態様51に記載の発生器。

(55) 組織を切開及び凝固させる方法であって、

第1の駆動回路によって、駆動信号を超音波トランスデューサに送達することと、

第2の駆動回路によって、無線周波数(RF)エネルギーを電極に送達することと、

プロセッサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類に基づいて、前記第1の駆動回路によって前記超音波トランスデューサに送達されるエネルギー、及び前記第2の駆動回路によって前記電極に送達されるエネルギーを制御することと、を含み、

前記プロセッサによって制御することが、

前記エンドエフェクタによって組織に加えられた力の測定値、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率を受信することと、

組織摩擦係数に基づいて、前記エンドエフェクタと相互作用している組織の種類を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられる前記力、前記超音波ブレードの前記超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて決定される、決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、RFエネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の種類に基づいて、前記RFエネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を更に含む、方法。

【0231】

(56) 前記プロセッサによって、RFエネルギーの前記電極への送達、及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を制御することを更に含む、実施態様55に記載の方法。

(57) 前記組織の種類が筋構造を有するものである場合、前記超音波トランスデューサへの前記超音波駆動信号の送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、実施態様55に記載の方法。

(58) 前記組織の種類が血管構造を有するものである場合、前記RFエネルギーの前記電極への送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、実施態様55に記載の方法。

(59) 前記組織の種類が薄い腸間膜構造を有するものである場合、迅速切断運動に対応する前記超音波トランスデューサへの前記駆動信号の送達を前記プロセッサによって制御することを更に含む、実施態様55に記載の方法。

(60) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

10

20

30

40

50

【数 2 5】

$$\mu = \frac{Q}{v \cdot N}$$

に基づいて決定することを含み、

式中、

【数 2 6】

Q

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 55 に記載の方法。

10

【0 2 3 2】

(6 1) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

20

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織インピーダンスに基づいて、無線周波数 (RF) エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の前記組織インピーダンスに基づいて、前記 RF エネルギーと前記超音波駆動信号の送達を切り替えることと、を行うように構成されている、外科用器具。

30

(6 2) 前記プロセッサは、前記組織インピーダンスが閾値レベルに達すると、RF エネルギーと超音波エネルギーの送達を切り替えるように構成されている、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

(6 3) 前記組織の前記インピーダンスが、前記組織に印加された RF 電圧を、前記組織を通る RF 電流によって割ることにより定義される、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

(6 4) 前記組織の前記インピーダンスの閾値レベルは、封止が RF エネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する終端インピーダンスである、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

40

(6 5) 前記プロセッサは、前記組織インピーダンスが前記終端インピーダンスを超える際に、RF エネルギーから超音波エネルギーに切り替えるように構成されており、前記超音波エネルギーが、RF エネルギーを使用した前記組織の封止の完了後に前記組織を切断するために使用される、実施態様 6 4 に記載の外科用器具。

【0 2 3 3】

(6 6) 前記プロセッサが、前記 RF エネルギーを前記組織の血管を凝固させるために利用するように構成されており、前記超音波エネルギーが、前記組織を切り開くために利用される、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

(6 7) 前記プロセッサが、前記エンドエフェクタに供給される電力を制御するためのプロセスを利用するように構成されており、前記プロセスが、前記組織インピーダンスを

50

、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために利用されるエネルギーの種類を決定するために、入力として利用する、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

(6 8) 前記プロセッサが、前記組織インピーダンスを組織情報データベース中に格納された閾値インピーダンス値と比較するように構成されている、実施態様 6 1 に記載の外科用器具。

(6 9) 組織を凝固及び切開する方法であって、

プロセッサによって、外科用器具のエンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記決定された組織インピーダンスを閾値終端インピーダンスと比較することと、

前記決定された組織インピーダンスが、前記閾値終端インピーダンス未満であるとき、R F 駆動回路によって、無線周波数 (R F) エネルギーを前記エンドエフェクタに送達して、前記決定された組織インピーダンスに基づいて前記組織と相互作用させることと、

前記決定された組織インピーダンスが、前記閾値終端インピーダンス以上であるとき、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記エンドエフェクタに送達することと、を含む、方法。

(7 0) 前記 R F エネルギー及び前記超音波エネルギーが、前記外科用器具に電氣的に連結された発生源の単一出力ポートを通して前記エンドエフェクタに送達される、実施態様 6 9 に記載の方法。

【 0 2 3 4 】

(7 1) 組織インピーダンスが、前記組織に印加された R F 電圧を、前記組織を通る R F 電流によって割ることにより定義される、実施態様 6 9 に記載の方法。

(7 2) 前記プロセッサによって、発生源から前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することであって、前記プロセスが、前記組織インピーダンスを入力としてとして含む、制御することと、

前記プロセッサによって、前記組織インピーダンスに基づいて、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために送達されるエネルギーの種類を決定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタと前記組織との間の相互作用の種類に対応する前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの種類の特性を決定することと、を更に含む、実施態様 6 9 に記載の方法。

(7 3) 前記組織の前記閾値終端インピーダンスは、封止が発生源から前記エンドエフェクタまで送達される R F エネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する終端インピーダンスである、実施態様 6 9 に記載の方法。

(7 4) 組織を凝固及び切開する方法であって、

R F 駆動回路によって、R F エネルギーを、組織と相互作用している外科用器具のエンドエフェクタに送達して、封止を作り出すことと、

プロセッサによって、組織凝固中に前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスを決定することと、

前記プロセッサによって、前記決定された組織インピーダンスを閾値終端インピーダンスと比較することと、

前記決定された組織インピーダンスが前記閾値終端インピーダンス以上であるとき、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記エンドエフェクタに送達することであって、前記エンドエフェクタが、超音波エネルギーを用いて前記組織を切り開く、送達することと、を含む、方法。

(7 5) 前記プロセッサによって、前記組織に印加された R F 電圧を、前記組織を通る R F 電流によって割ることにより定義される組織インピーダンスを算出することを更に含む、実施態様 7 4 に記載の方法。

【 0 2 3 5 】

(7 6) 前記プロセッサによって、入力としての前記組織インピーダンスに基づいて、発生源から前記エンドエフェクタに送達される電力を制御することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために送達されるエネルギーの種類を決定することであって、前記送達されるエネルギーの種類の特性が、前記エンドエフェクタと前記組織との間の相互作用の種類に対応する、決定することと、を更に含む、実施態様 7 4 に記載の方法。

(7 7) 前記閾値終端インピーダンスは、封止が発生器から前記エンドエフェクタまで送達される R F エネルギーを用いる前記組織の凝固中に完了する前記組織インピーダンスである、実施態様 7 4 に記載の方法。

(7 8) 組織を凝固及び切開するための外科用器具であって、前記外科用器具が、
プロセッサと、

前記外科用器具の遠位端のエンドエフェクタであって、前記エンドエフェクタが、組織
と相互作用するように構成されており、前記エンドエフェクタが、

電極を備えるクランプアームと、

超音波ブレードと、

開口センサと、を備える、エンドエフェクタと、

前記超音波ブレードに音響的に連結され、かつ前記超音波ブレードの超音波運動を引き起こすために発生器から超音波駆動信号を受信し、前記超音波ブレードに超音波エネルギーを送達するように構成された超音波トランスデューサと、を備え、

前記プロセッサが、

前記エンドエフェクタと相互作用している組織の組織インピーダンスを決定すること
と、

前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織インピーダンスに基づいて、無線
周波数 (R F) エネルギーの前記電極への送達及び前記駆動信号の前記超音波トランスデ
ューサへの送達を動的に制御することと、

前記エンドエフェクタによって画定される前記開口に基づいて、前記 R F エネルギー
と前記超音波駆動信号の送達を切り替えて、組織封止のための R F エネルギーと組織切断
のための超音波エネルギーを動的に切り替えることと、を行うように構成されている、外
科用器具。

(7 9) 前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出することによって
、又は前記クランプアームの閉鎖機構のストロークの測定値を検出することによって、前
記エンドエフェクタによって画定される前記開口を測定するように構成されている、実施
態様 7 8 に記載の外科用器具。

(8 0) 前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのオプテ
ィカルエンコーダーを備える、実施態様 7 9 に記載の外科用器具。

【 0 2 3 6 】

(8 1) 前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのインダ
クタンスセンサを備える、実施態様 7 9 に記載の外科用器具。

(8 2) 前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのポテン
シオメーターを備える、実施態様 7 9 に記載の外科用器具。

(8 3) 前記開口センサが、前記クランプアームのピボット角を検出するためのホール
効果センサを備える、実施態様 7 9 に記載の外科用器具。

(8 4) 前記開口センサが、前記エンドエフェクタの第 1 及び第 2 の構成要素の近接度
に基づいて、前記クランプアームの開口を検出するように構成されている、実施態様 7 9
に記載の外科用器具。

(8 5) 前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近
接度を検出するためにホール効果センサを備える、実施態様 8 4 に記載の外科用器具。

【 0 2 3 7 】

(8 6) 前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近
接度を検出するためにオプティカルエンコーダーを備える、実施態様 8 4 に記載の外科用
器具。

(8 7) 前記開口センサが、前記エンドエフェクタの前記第 1 及び第 2 の構成要素の近

10

20

30

40

50

接度を検出するためにインダクタンスセンサを備える、実施態様 8 4 に記載の外科用器具。

(8 8) 前記プロセッサが、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスにおける変化に基づいて、前記クランプアームの前記開口を検出するように構成されている、実施態様 7 8 に記載の外科用器具。

(8 9) 前記プロセッサは、超音波エネルギーが前記エンドエフェクタにパルスされるときの前記組織への前記エンドエフェクタの負荷に基づいて、前記クランプアームの前記開口を検出するように構成されている、実施態様 7 8 に記載の外科用器具。

(9 0) 前記プロセッサが、前記エンドエフェクタに供給される電力を制御するためのプロセスを利用し、前記プロセスが、前記クランプアームの前記開口を、前記エンドエフェクタによって前記組織と相互作用するために利用される電力レベルとエネルギーの種類とを決定するために、入力として利用する、実施態様 7 8 に記載の外科用器具。

【 0 2 3 8 】

(9 1) 組織を凝固及び切開する方法であって、

開口センサによって、組織と相互作用するように構成された外科用器具のエンドエフェクタのクランプアームの開口を決定することと、

駆動回路によって、前記クランプアームの前記決定された開口に基づいて、前記組織と相互作用するために、RF エネルギー又は超音波エネルギーのいずれかを前記エンドエフェクタに送達することと、を含む、方法。

(9 2) 前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記開口センサによって、前記クランプアームのピボット角を検出することを含む、実施態様 9 1 に記載の方法。

(9 3) 前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記開口センサによって、前記エンドエフェクタの第 1 及び第 2 の構成要素の近接度を検出することを含む、実施態様 9 1 に記載の方法。

(9 4) 前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することが、前記プロセッサセンサによって、前記エンドエフェクタと相互作用している前記組織の組織インピーダンスにおける変化を測定することを含む、実施態様 9 1 に記載の方法。

(9 5) 前記開口センサによって、前記クランプアームの前記開口を決定することは、前記プロセッサによって、超音波エネルギーが前記エンドエフェクタにパルスされるときの前記組織への前記エンドエフェクタの負荷を測定することを含む、実施態様 9 1 に記載の方法。

【 0 2 3 9 】

(9 6) 組織を切開する方法であって、

組織と相互作用するように構成されたエンドエフェクタに配設された前記組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、

超音波ブレードと、

クランプアームであって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間で組織を固定するように構成された、クランプアームと、

電極と、

温度センサと、

開口センサと、

前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間に配設された前記組織に加えられた力を測定するように構成された力センサと、を備える、測定することと、

プロセッサによって、前記組織の厚さを測定することと、

前記プロセッサによって、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた前記測定された力、前記超音波ブレードの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づいて、組織摩擦係数を決定することと、

超音波駆動回路によって、前記組織に加えられた前記測定された力、前記組織の前記測定された厚さ、及び前記決定された組織摩擦係数に基づいて、前記組織と相互作用するた

10

20

30

40

50

めに、エネルギーの第 1 の量を前記超音波ブレードに送達することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数の変化率を、前記組織摩擦係数の所定の値と比較することと、

前記プロセッサによって、前記組織係数の前記変化率に基づいて、前記超音波ブレードに送達される前記エネルギーの量を調整することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が、前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致すると決定した際に、前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあるかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、超音波駆動回路によって、前記組織と相互作用させるために、エネルギーの第 2 の量を前記超音波ブレードに送達することと、を含む、方法。

(9 7) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数 2 7】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

に従って決定することを更に含み、

式中、

【数 2 8】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 9 6 に記載の方法。

(9 8) 前記プロセッサによって、所定の組織の種類に関連する入力を受信することを更に含む、実施態様 9 6 に記載の方法。

(9 9) 前記組織の厚さを測定することが、前記開口センサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間の距離を測定することを含む、実施態様 9 6 に記載の方法。

(1 0 0) 前記開口センサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、無線周波数 (R F) 駆動回路によって、R F エネルギーを前記エンドエフェクタの前記電極に送達して、前記エンドエフェクタに位置する組織を凝固させることを更に含む、実施態様 9 6 に記載の方法。

【 0 2 4 0 】

(1 0 1) 前記力を測定することが、

前記プロセッサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの 2 つのデータ点を測定することと、

前記プロセッサによって、前記 2 つのデータ点をバッファに格納し、前記力に対する電力の勾配値を算出して、前記組織摩擦係数を算出することと、を含む、実施態様 9 6 に記載の方法。

(1 0 2) 前記エネルギーの第 1 の量と前記エネルギーの第 2 の量とが異なる、実施態様 9 6 に記載の方法。

(1 0 3) 前記エネルギーの第 1 の量を前記エンドエフェクタに送達することが、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、R F 駆動回路によって R F エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、実施態様 9 6 に記載の方法。

(1 0 4) 前記エネルギーの第 2 の量を前記エンドエフェクタに送達することが、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、R F 駆動回路によ

10

20

30

40

50

て R F エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、実施態様 96 に記載の方法。

(105) 組織を切開する方法であって、

力センサによって、前記組織と相互作用するように構成された外科用器具の遠位端に配設されたエンドエフェクタにより組織に加えられた力を測定することであって、前記エンドエフェクタが、クランプアームと、超音波ブレードと、を備える、測定することと、

開口センサによって、前記組織の厚さを測定することと、

プロセッサによって、所定の時間間隔で組織摩擦係数を決定することであって、前記組織摩擦係数が、前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた測定された力、発生器から前記エンドエフェクタに送達されたエネルギーによって引き起こされた前記エンドエフェクタの超音波運動、及び前記エンドエフェクタによって発生した発熱率に基づく、決定することと、

10

前記プロセッサによって、前記組織と相互作用するために、前記エンドエフェクタに送達されるエネルギーの量を調整することであって、適用される前記エネルギーの量が、前記決定された組織摩擦係数に基づいて調整される、調整することと、を含む、方法。

【0241】

(106) 前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数を、以下の表現：

【数29】

$$\mu = \frac{\dot{Q}}{v \cdot N}$$

20

に従って決定することを更に含み、

式中、

【数30】

$\dot{Q}$

が熱発生率であり、 v が前記エンドエフェクタの前記超音波運動の速度であり、 N が前記エンドエフェクタによって前記組織に加えられた力である、実施態様 105 に記載の方法。

(107) 前記プロセッサによって、所定の組織の種類に関連する入力を受信すること
を更に含む、実施態様 105 に記載の方法。

30

(108) 前記開口センサによって、前記組織の厚さを測定することが、前記クランプアームと前記超音波ブレードとの間の距離を測定することを含む、実施態様 105 に記載の方法。

(109) R F 駆動回路によって、R F エネルギーを前記電極上に位置付けられた電極に送達し、前記組織を封止することを更に含む、実施態様 105 に記載の方法。

(110) 駆動回路によって、エネルギーを前記外科用器具に電氣的に連結された発生器の単一出力ポートを通して前記エンドエフェクタに送達することを更に含む、実施態様 105 に記載の方法。

【0242】

40

(111) 前記力センサによって、前記力を測定することが、

前記力センサによって、前記力及び前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの 2 つのデータ点を測定することと、

前記データ点をバッファに格納し、前記力に対する電力の勾配値を算出して、前記組織摩擦係数を算出することと、を含む、実施態様 105 に記載の方法。

(112) 送達される前記エネルギーの量が、前記力センサによって測定され、前記組織に加えられた前記力と、前記開口センサによって測定された前記組織の前記厚さとに基づいて調整される、実施態様 105 に記載の方法。

(113) 前記エンドエフェクタに送達される前記エネルギーの量が、エネルギーの第 1 の量であり、前記方法が、

50

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が、前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致するかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記組織摩擦係数が前記組織摩擦係数の所定の閾値と一致すると決定した際に、前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあるかどうかを決定することと、

前記プロセッサによって、前記クランプアームと前記超音波ブレードとが閉鎖位置にあることを決定する際に、駆動回路によって、前記組織と相互作用させるために、エネルギーの第２の量を前記エンドエフェクタに送達することと、を更に含む、実施態様１０５に記載の方法。

(１１４) 駆動回路によって、前記エネルギーの量を前記エンドエフェクタに送達することが、ＲＦ駆動回路によって、ＲＦエネルギーを前記組織に送達すること、超音波駆動回路によって、超音波エネルギーを前記組織に送達すること、又はこれらの組み合わせを含む、実施態様１０５に記載の方法。

10

【図１】

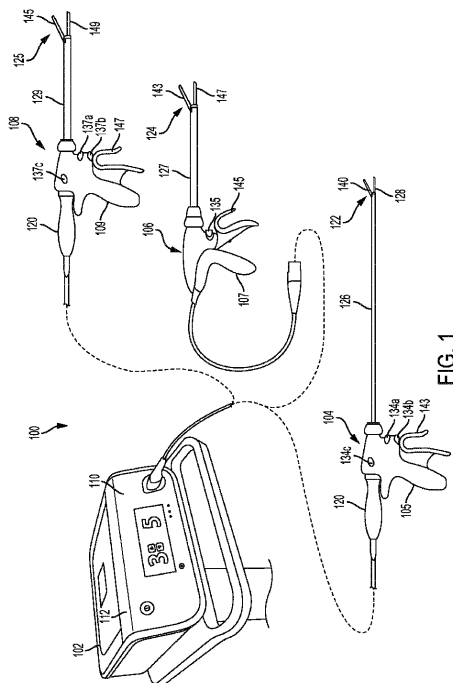
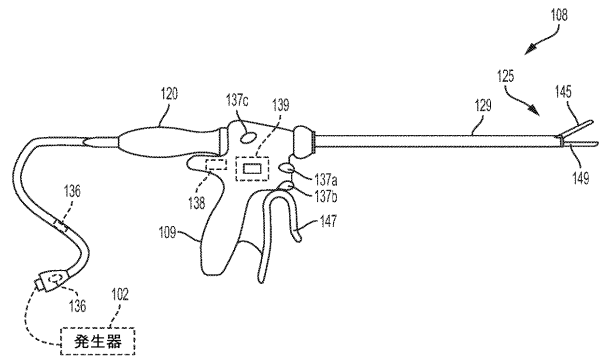


FIG. 1

【図２】



【 図 4 】

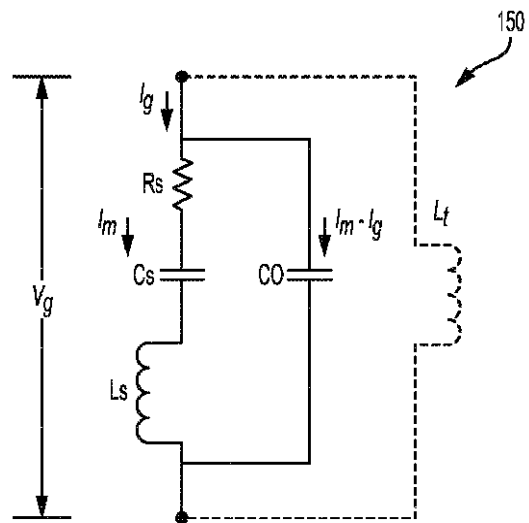
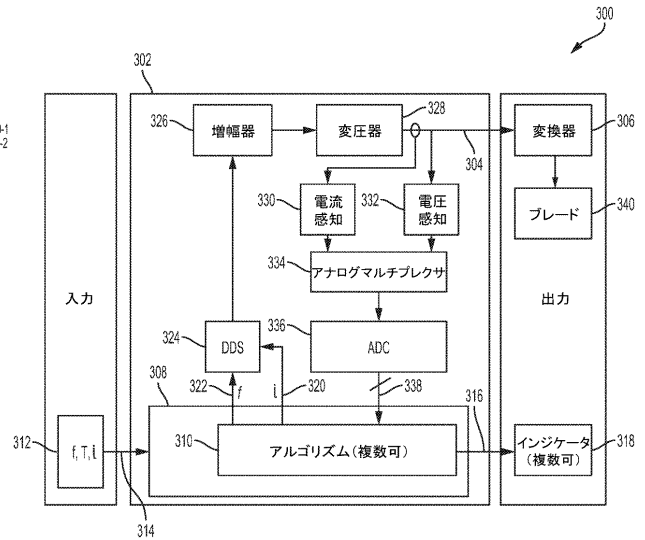
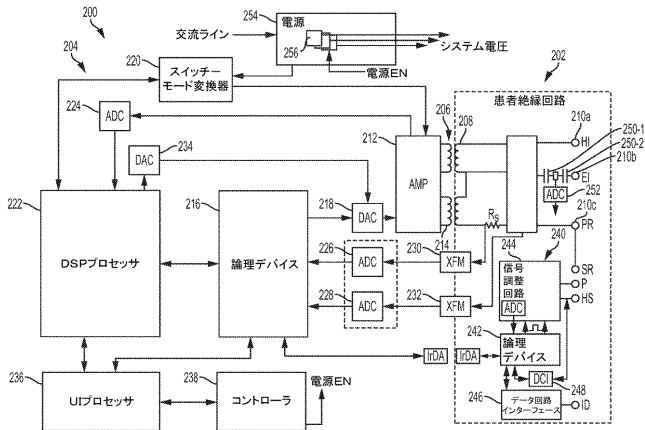
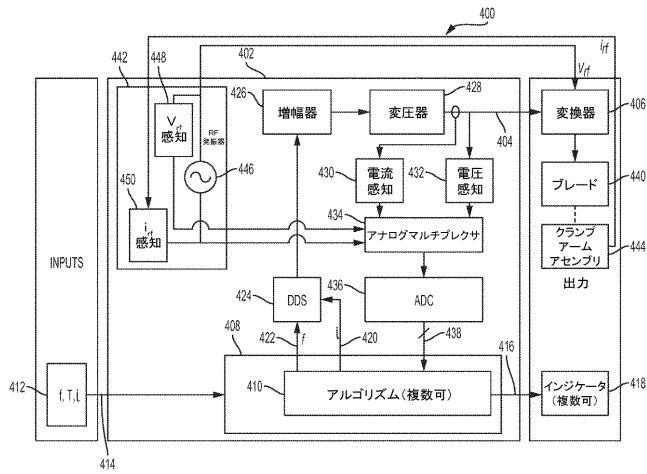


FIG. 4

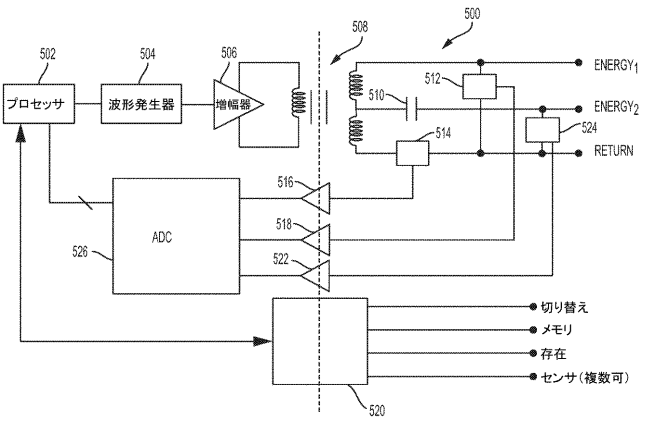
【 図 6 】



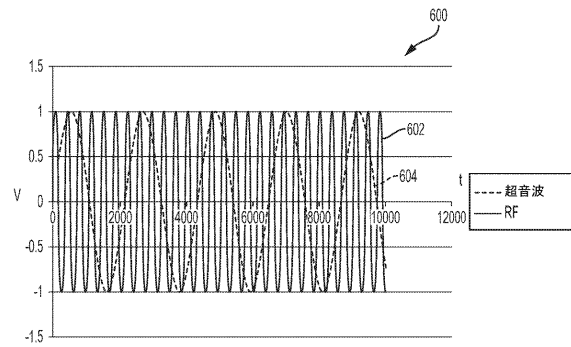
【図 7】



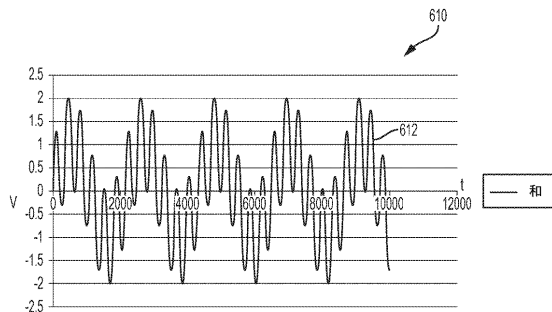
【図 8】



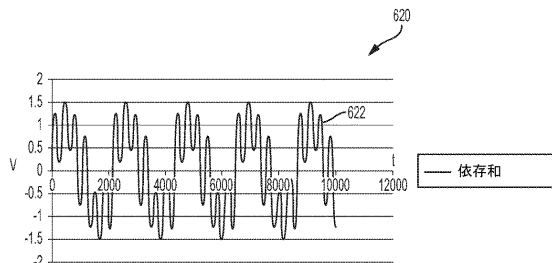
【図 9】



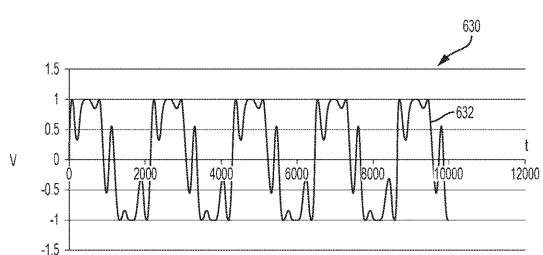
【図 10】



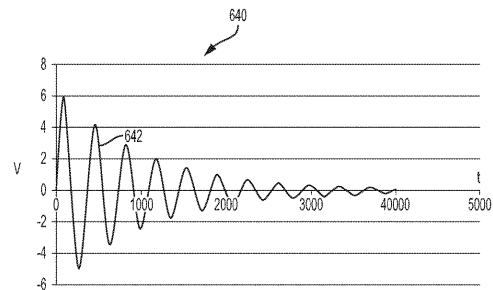
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【図 14】

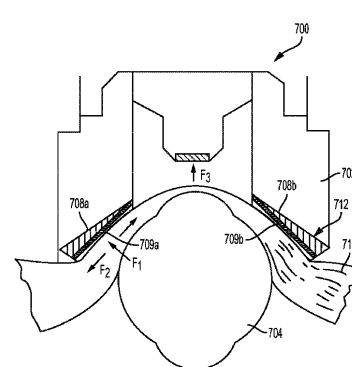


FIG. 14

【図 15】

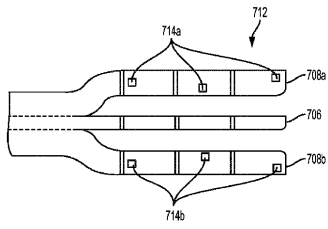


FIG. 15

【図 16】

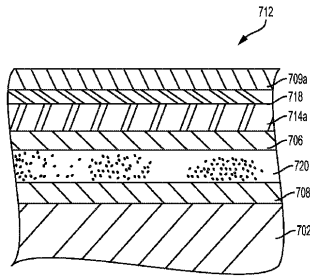


FIG. 16

【図 17】

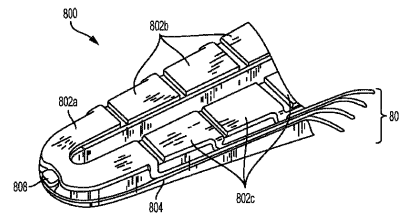


FIG. 17

【図 18】

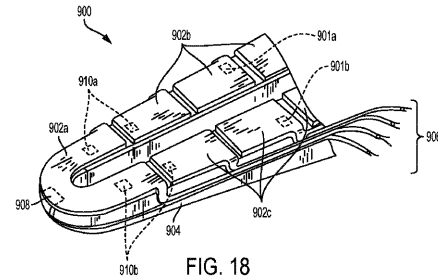


FIG. 18

【図 19】

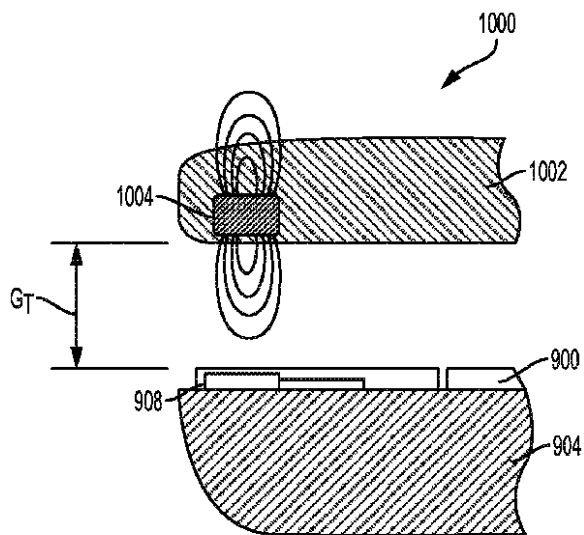


FIG. 19

【図 20】

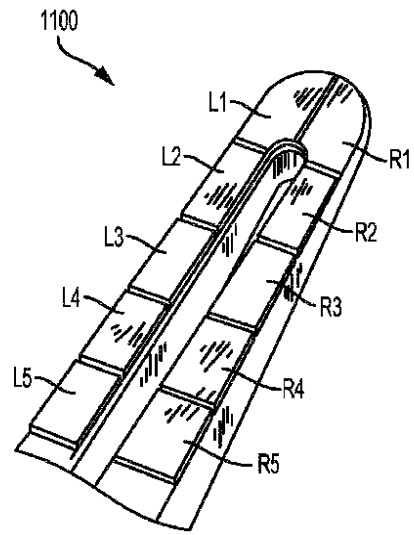


FIG. 20

【図 2 1】

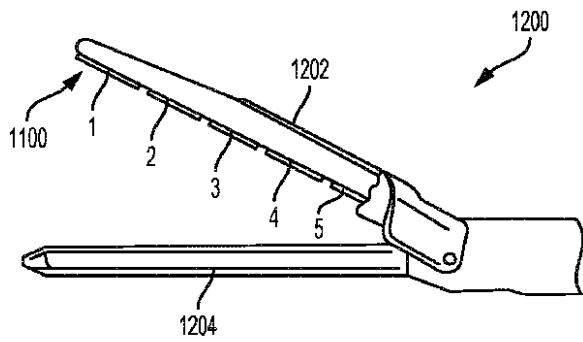
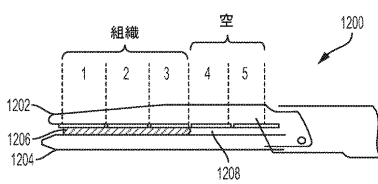


FIG. 21

【図 2 2】



【図 2 4】

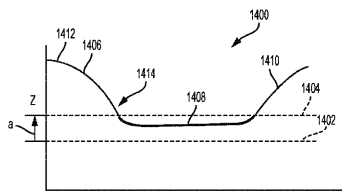


FIG. 24

【図 2 5】

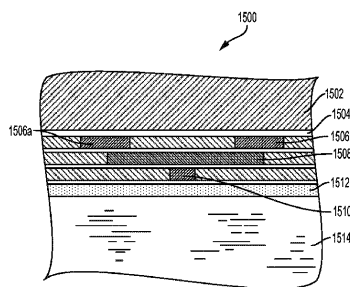


FIG. 25

【図 2 3】

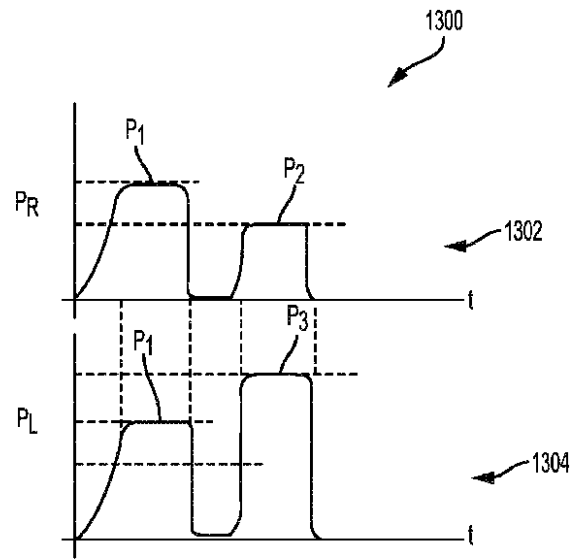


FIG. 23

【図 2 6】

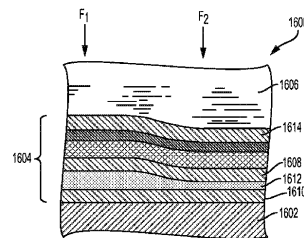
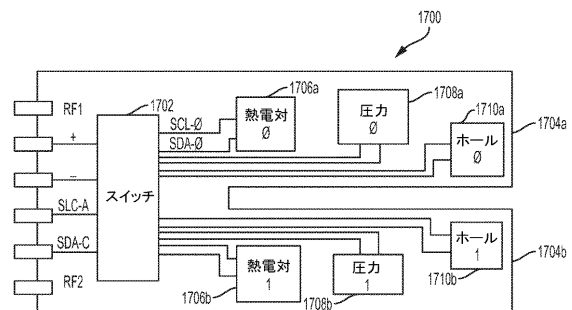
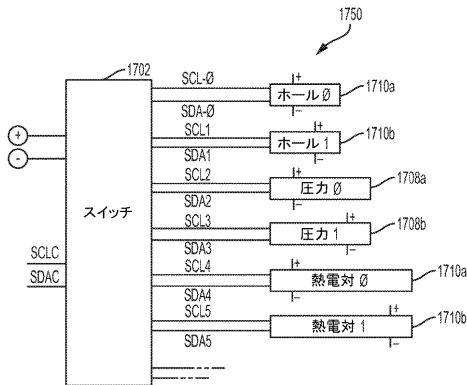


FIG. 26

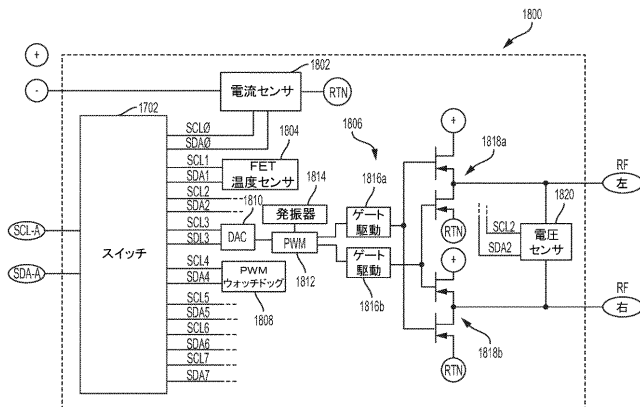
【図 2 7】



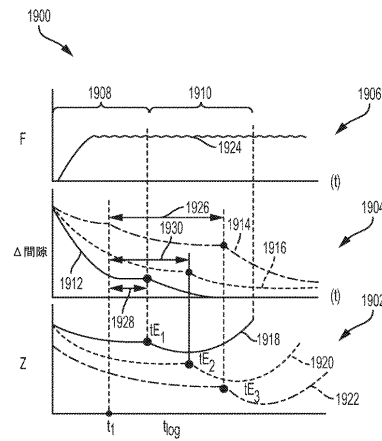
【 図 2 8 】



【 図 2 9 】



【 図 3 0 】



【 図 3 1 】

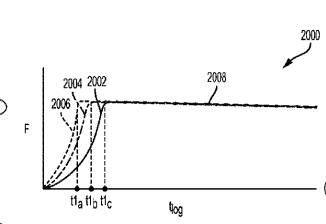
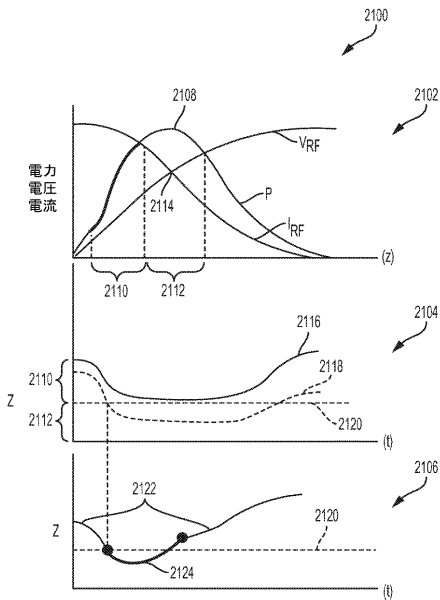


FIG. 31

【 図 3 2 】



【 図 3 3 】

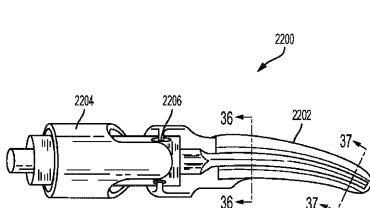


FIG. 33

【 図 3 4 】

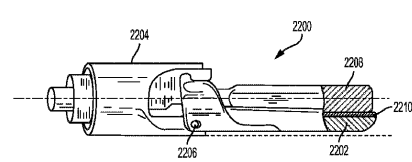


FIG. 34

【 図 3 5 】

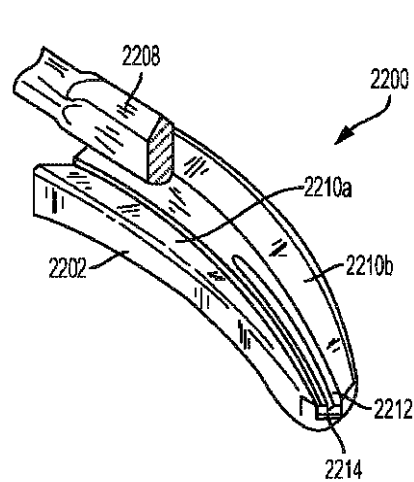


FIG. 35

【図 36】

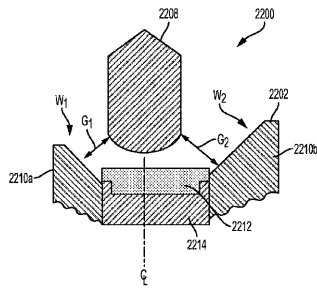


FIG. 36

【図 37】

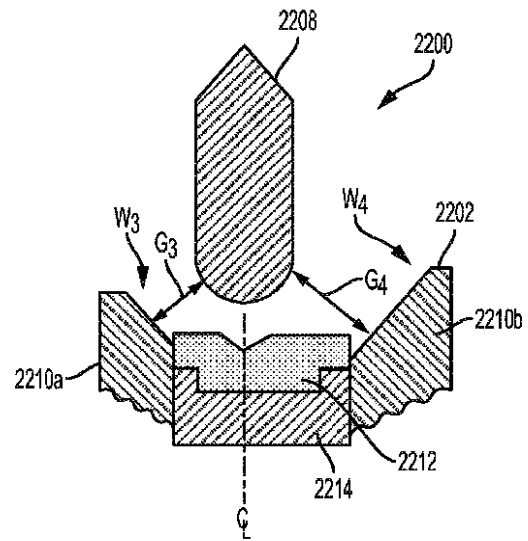


FIG. 37

【図 38】

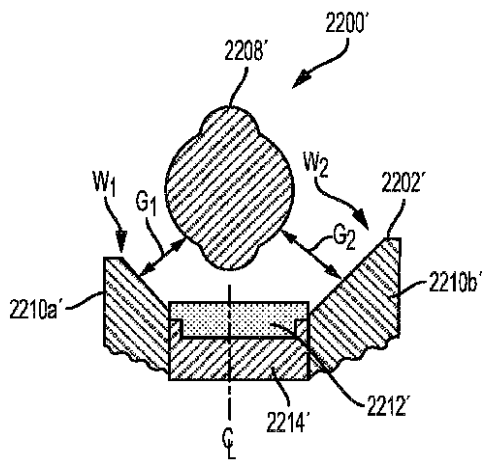


FIG. 38

【図 39】

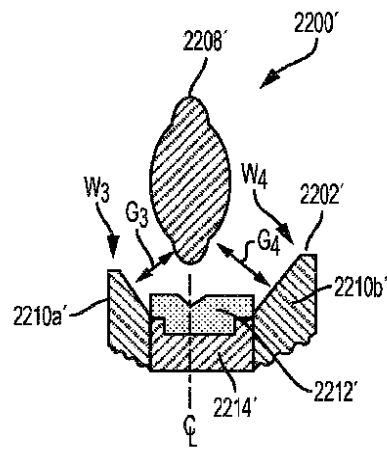


FIG. 39

【図 40】

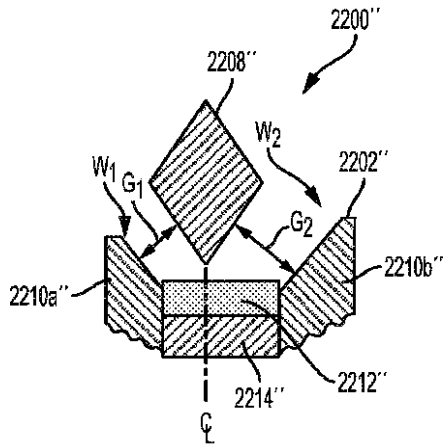


FIG. 40

【図 41】

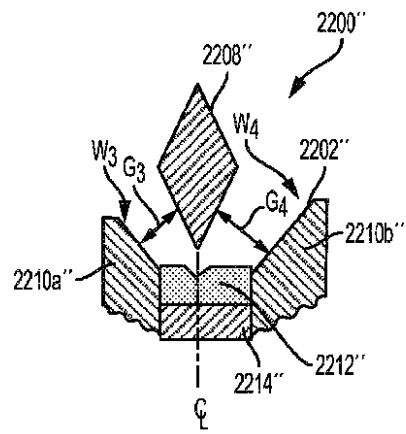
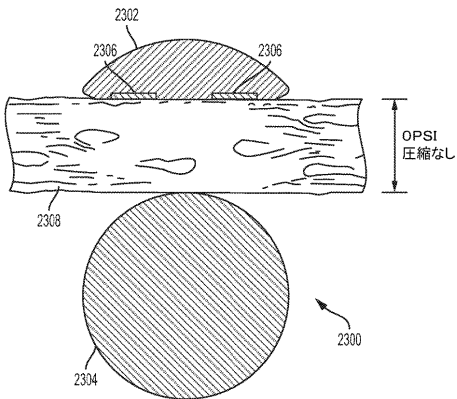
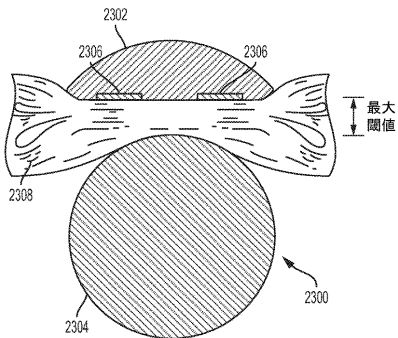


FIG. 41

【図 42 A】



【図 42 B】



【図 43 A】

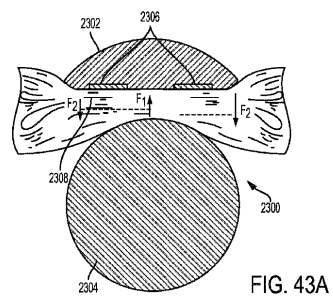


FIG. 43A

【図 4 3 B】

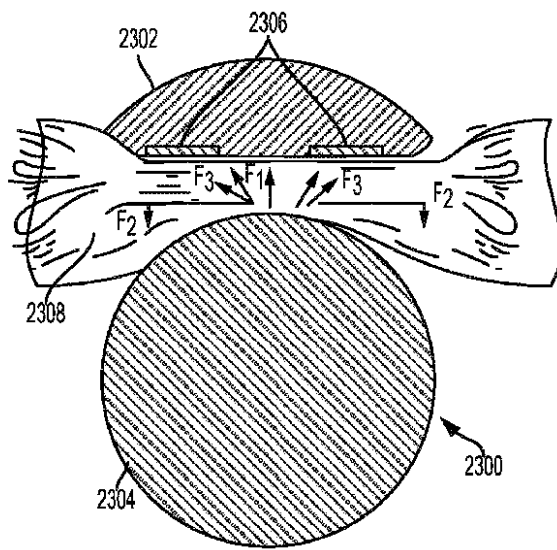
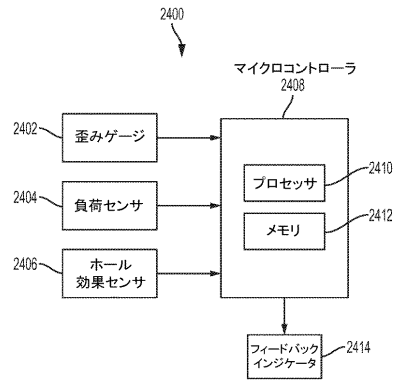
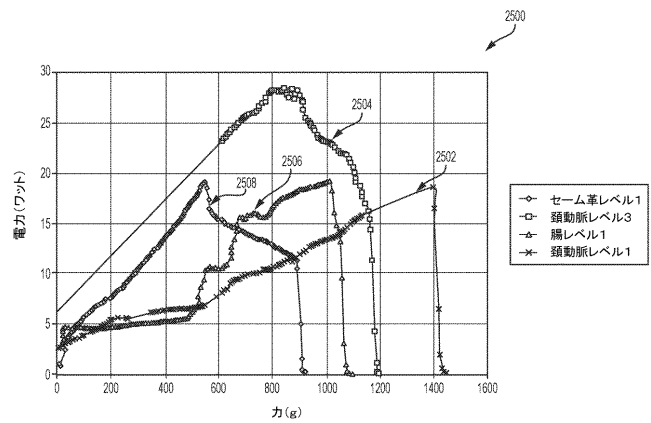


FIG. 43B

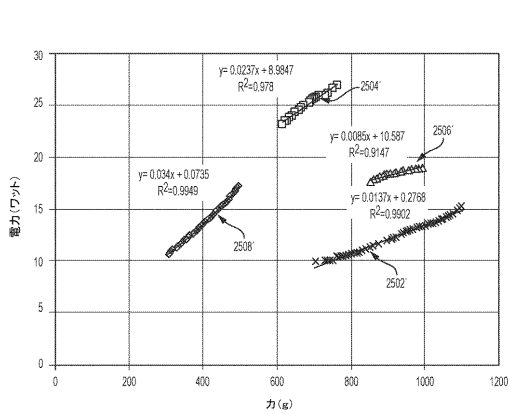
【図 4 4】



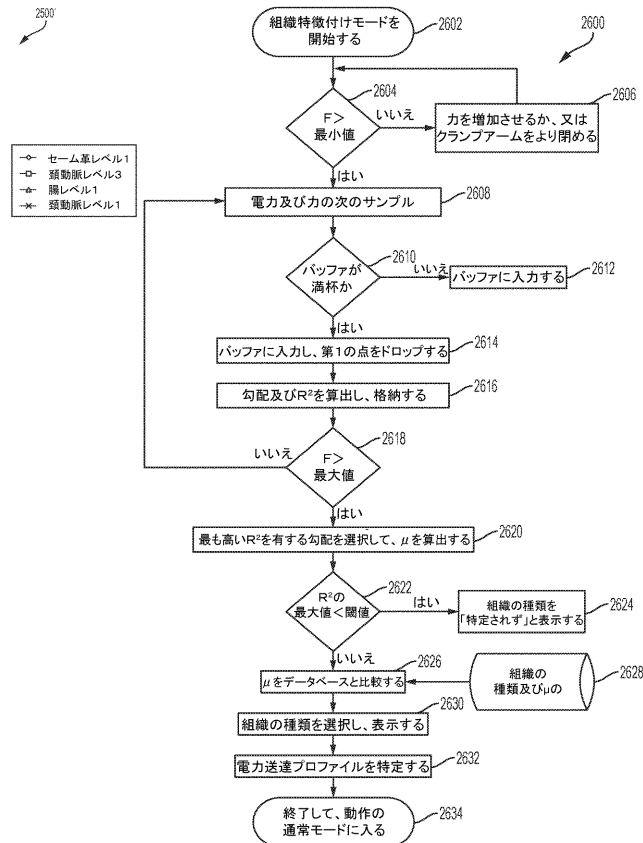
【図 4 5】



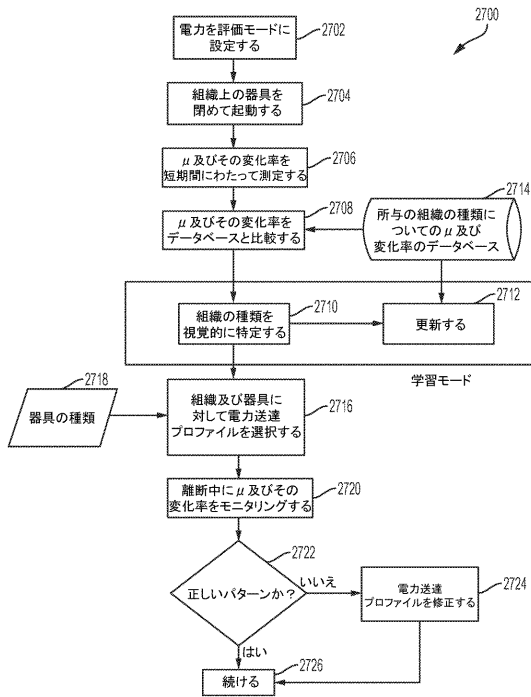
【図 4 6】



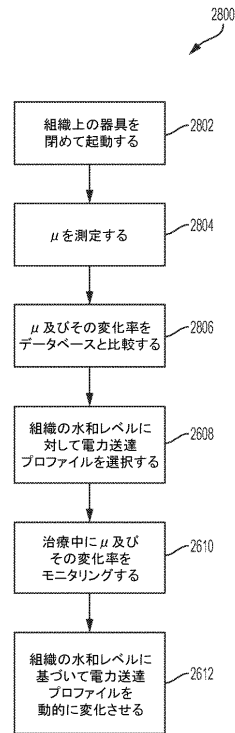
【図 4 7】



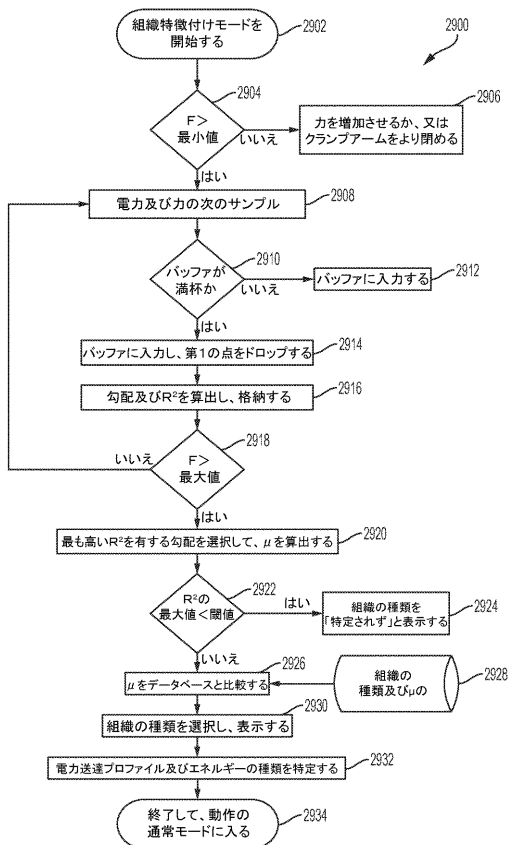
【図 48】



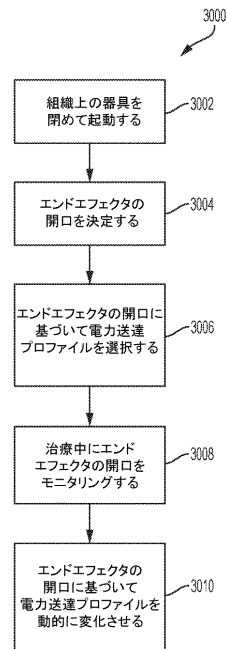
【図 49】



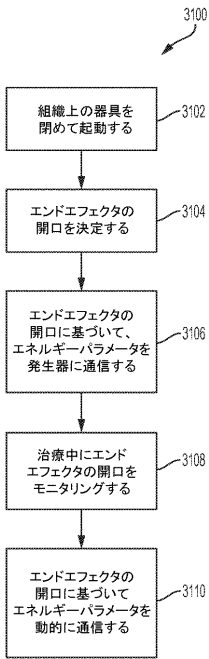
【図 50】



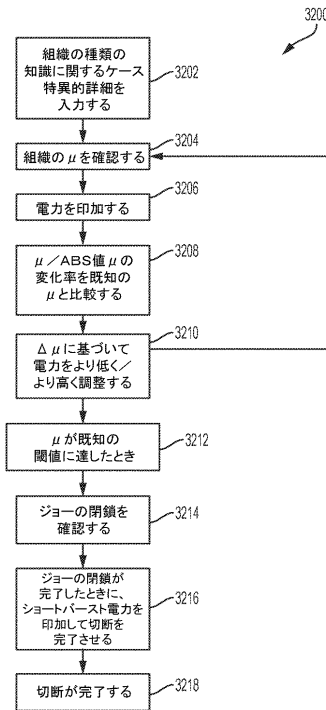
【図 51】



【図 5 2】



【図 5 3】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT	International application No. PCT/US2016/039218
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.: 16-20, 38-40, 55-60, 69-77, 91-114 because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely: Rule 39.1(iv) PCT - Method for treatment of the human or animal body by surgery 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.: 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 SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2016/039218

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B18/14	A61B17/32 A61B18/00 A61B90/00
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 Y A	US 2009/254080 A1 (HONDA SATOSHI [JP]) 8 October 2009 (2009-10-08) figure 5	61-67, 78,88,90 68,79-88 1,10,21, 30,41,51
X A	US 2015/141981 A1 (PRICE DANIEL W [US] ET AL) 21 May 2015 (2015-05-21) paragraph [0045]; claims 1,9	61-63, 66,78 1,10,21, 30,41,51
A	EP 2 866 698 A1 (ETHICON ENDO SURGERY INC [US]) 6 May 2015 (2015-05-06) paragraph [0020]	1,10,21, 30,41,51
A	US 2013/282038 A1 (DANNAHER WILLIAM D [CN] ET AL) 24 October 2013 (2013-10-24) paragraph [0036]	1,10,21, 30,41,51
	----- -/--	
☒ 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
15 December 2016		22/12/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Cornelissen, P

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/US2016/039218

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2012/136386 A1 (KISHIDA AKIO [JP] ET AL) 31 May 2012 (2012-05-31) paragraph [0057] paragraph [0056] -----	1,10,21, 30,41,51
Y	US 2013/066238 A1 (IRISAWA TAKASHI [JP] ET AL) 14 March 2013 (2013-03-14) paragraph [0175] paragraph [0175] -----	68
X	US 2007/043297 A1 (MIYAZAWA TARO [JP]) 22 February 2007 (2007-02-22) paragraph [0088] - paragraph [0089] -----	61-67
Y	WO 2012/135705 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]; STODDARD ROBERT B [US]; CUNNINGHAM JAMES S [US];) 4 October 2012 (2012-10-04) paragraphs [0007] - [0009], [0030] - [0034] -----	84
Y	US 2009/204114 A1 (ODOM DARREN [US]) 13 August 2009 (2009-08-13) paragraph [0075] -----	80,86
Y	EP 2 111 813 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]) 28 October 2009 (2009-10-28) paragraph [0016] - paragraph [0017] paragraph [0022] -----	79-88
Y	US 2015/164531 A1 (FALLER CRAIG N [US] ET AL) 18 June 2015 (2015-06-18) paragraph [0126] -----	83,85

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2016/039218

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009254080 A1	08-10-2009	JP 5178559 B2 JP 2009247887 A US 2009254080 A1	10-04-2013 29-10-2009 08-10-2009
US 2015141981 A1	21-05-2015	CN 105764435 A EP 3071129 A1 JP 2016537129 A US 2015141981 A1 WO 2015077119 A1	13-07-2016 28-09-2016 01-12-2016 21-05-2015 28-05-2015
EP 2866698 A1	06-05-2015	AU 2013280951 A1 CA 2877690 A1 CN 104602624 A EP 2866698 A1 JP 2015524683 A US 2014005704 A1 US 2016346001 A1 WO 2014004120 A1	22-01-2015 03-01-2014 06-05-2015 06-05-2015 27-08-2015 02-01-2014 01-12-2016 03-01-2014
US 2013282038 A1	24-10-2013	AU 2013249514 A1 CA 2870536 A1 CN 104244850 A EP 2838447 A1 JP 2015515344 A US 2013282038 A1 WO 2013158545 A1	16-10-2014 24-10-2013 24-12-2014 25-02-2015 28-05-2015 24-10-2013 24-10-2013
US 2012136386 A1	31-05-2012	JP 5462530 B2 JP 2010279478 A US 2012136386 A1 WO 2010140631 A1	02-04-2014 16-12-2010 31-05-2012 09-12-2010
US 2013066238 A1	14-03-2013	CN 103260539 A EP 2662045 A1 JP 5259883 B2 US 2013066238 A1 US 2014336646 A1 WO 2012108295 A1	21-08-2013 13-11-2013 07-08-2013 14-03-2013 13-11-2014 16-08-2012
US 2007043297 A1	22-02-2007	JP 4402629 B2 JP 2007050181 A US 2007043297 A1	20-01-2010 01-03-2007 22-02-2007
WO 2012135705 A1	04-10-2012	EP 2691037 A1 US 2014012299 A1 WO 2012135705 A1	05-02-2014 09-01-2014 04-10-2012
US 2009204114 A1	13-08-2009	NONE	
EP 2111813 A1	28-10-2009	AU 2009201567 A1 CA 2664199 A1 EP 2111813 A1 JP 2009261943 A US 2009261804 A1 US 2013123780 A1 US 2014288549 A1	05-11-2009 22-10-2009 28-10-2009 12-11-2009 22-10-2009 16-05-2013 25-09-2014
US 2015164531 A1	18-06-2015	CN 106028980 A	12-10-2016

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

International Application No. PCT/US2016/039218

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

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

1. claims: 1-15, 21-37, 41-54

surgical instrument that controls drive signal based on the coefficient of friction of the tissue

2. claims: 61-68

surgical instrument that uses te impedance to control the drive signal of the ultrasonic and Rf generators

3. claims: 78-90

surgical instrument with an aperture sensor to control the Rf and ultrasonic energy

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 62/235,260
 (32)優先日 平成27年9月30日(2015.9.30)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 62/279,635
 (32)優先日 平成28年1月15日(2016.1.15)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 62/330,669
 (32)優先日 平成28年5月2日(2016.5.2)
 (33)優先権主張国 米国(US)
 (31)優先権主張番号 15/177,439
 (32)優先日 平成28年6月9日(2016.6.9)
 (33)優先権主張国 米国(US)

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, 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, KM, 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, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, 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, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74)代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

(72)発明者 シュテューレン・フォスター・ピー
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 マダン・アシュバニ・ケイ
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 (72)発明者 ハウザー・ケビン・エル
 アメリカ合衆国、4 5 2 4 2 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4 5 4 5
 Fターム(参考) 4C160 JJ13 JJ17 JJ46 JJ49 KK03 KK04 KK15 KK24 KK39 KK64

专利名称(译)	基于组织类型的用户自适应技术的手术系统		
公开(公告)号	JP2018519914A	公开(公告)日	2018-07-26
申请号	JP2017568034	申请日	2016-06-24
[标]申请(专利权)人(译)	ETHICON , LLC		
[标]发明人	シュテューレンフォスタービー マダンアシュバニケイ ハウザーケビンエル		
发明人	シュテューレン・フォスター・ビー マダン・アシュバニ・ケイ ハウザー・ケビン・エル		
IPC分类号	A61B17/32 A61B18/14		
CPC分类号	A61B17/320092 A61B18/1445 A61B2017/00017 A61B2017/00039 A61B2017/00075 A61B2017/00084 A61B2017/320094 A61B2017/320095 A61B2017/320097 A61B2018/00642 A61B2018/00648 A61B2018/00702 A61B2018/00791 A61B2018/00875 A61B2018/0088 A61B2018/00994 A61B2090 /064 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/0063 A61B2560/0475 A61B2562/0261		
FI分类号	A61B17/32.510 A61B18/14		
F-TERM分类号	4C160/JJ13 4C160/JJ17 4C160/JJ46 4C160/JJ49 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK15 4C160 /KK24 4C160/KK39 4C160/KK64		
优先权	62/186984 2015-06-30 US 62/235368 2015-09-30 US 62/235466 2015-09-30 US 62/235260 2015-09-30 US 62/279635 2016-01-15 US 62/330669 2016-05-02 US 15/177439 2016-06-09 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

各种配置涉及用于组织的凝固和解剖的系统和方法。所述手术器械包括：末端执行器，其构造成在其远端处密封和解剖组织；以及发生器电路，其构造成将能量传递到所述末端执行器。力传感器配置成与末端执行器连通并测量由末端执行器施加到组织的力。基于确定与末端执行器相互作用的组织的类型，传递到末端执行器的能量是动态的。基于由末端执行器施加在组织上的测得的力，末端执行器的超声运动以及基于末端执行器产生的热量产生的组织系数来确定组织类型。

