

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5095229号

(P5095229)

(45) 発行日 平成24年12月12日 (2012.12.12)

(24) 登録日 平成24年9月28日 (2012.9.28)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39 3 1 0

A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 7 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2007-13173 (P2007-13173)
 (22) 出願日 平成19年1月23日 (2007.1.23)
 (65) 公開番号 特開2007-195981 (P2007-195981A)
 (43) 公開日 平成19年8月9日 (2007.8.9)
 審査請求日 平成22年1月18日 (2010.1.18)
 (31) 優先権主張番号 11/338,552
 (32) 優先日 平成18年1月24日 (2006.1.24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507364377
 コヴィディエン・アクチエンゲゼルシャフト
 スイス国 8212 ノイハオゼン・アム
 ・ラインフォール, ヴィクター・フォン・
 ブランズーシュトラーセ 19
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 ゲイリー エム. クーチュール
 アメリカ合衆国 コロラド 80501,
 ロングモント, 21 エスティー アベ
 ニュー 51, ユニット 36

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するための方法およびシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムであって、
 電気エネルギーを印加可能な電極を有する電気外科器具であって、該電極は、該組織に
 エネルギーを伝達する、電気外科器具；および

該エネルギーを該電気外科器具に供給するための発電機であって、該発電機は、該組織
が第一の所定の閾値に達するまで、該組織を予備加熱またはシールするために該エネルギ
ーが連続的な率で供給されるように第一の段階で、組織のインピーダンスが第二の所定の
閾値に達するまで、乾燥線を作製するために該エネルギーが第一のパルス率で供給さ
れるように第二の段階で、そして該乾燥線に沿って該組織を分割するために該エネルギ
ーが第二のパルス率で供給されるように第三の段階で、該組織に該エネルギーを供給す
る、発電機、を備え、

該発電機は、該組織のインピーダンスをモニターするように構成されたセンサーを備え
、該組織のインピーダンスが、該第一の所定の閾値、該第二の所定の閾値に達したとき、
または該組織が実質的に分割されるとき、該エネルギーが該第一の段階、該第二の段階、
または該第三の段階で停止される、システム。

【請求項 2】

前記電気外科器具が、遠位端に配置されたエンドエフェクタアセンブリを備える双極鉗
 子であり、該エンドエフェクタアセンブリは、第一の位置と、少なくとも1つの引き続く
 位置との間で可動である顎部材を備え、該第一の位置において、該顎部材は、互いに対し

10

20

て間隔を空けた関係にあり、そして該引き続く位置において、該顎部材は、協働して、該顎部材の間に組織を把持し、該エンドエフェクタアセンブリは、電気エネルギーを印加可能な切断要素をさらに備える、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記双極鉗子が、内視鏡手術および開胸手術のうちの少なくとも 1 つのために構成されている、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記電気外科器具が、単極器具である、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 5】

前記所定の閾値が、約 50 Ω～約 2500 Ωである、請求項 1 に記載のシステム。

10

【請求項 6】

請求項 1 に記載のシステムであって、

組織特性およびエネルギー特性のうちの少なくとも 1 つを測定するための、センサモジュール；ならびに

前記組織がいつ分割されたかを、該組織特性の関数として決定するためのプロセッサ、をさらに備える、システム。

【請求項 7】

前記組織特性および前記エネルギー特性が、インピーダンス、温度、電圧、電流、および電力からなる群より選択される、請求項 6 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本開示は、電気外科発電機に関し、そしてより特定すると、組織分割手順のために使用される電気外科発電機のための、制御システムに関する。

【背景技術】

【0002】

電気外科発電機は、外科医によって、電気外科器具と組み合わせて、種々の外科手順（組織分割を含む）を実施するために使用される。電気外科発電機は、電気外科器具によって組織に印加される電気エネルギーを発生させ、そして調節する。電気外科器具は、単極であっても双極であってもいずれでもよく、そして開胸手順または内視鏡手順のために構成され得る。

30

【0003】

単極電気外科において、ソース電極または能動電極は、無線周波数のエネルギーを、電気外科発電機から組織へと送達し、そしてリターン電極は、電流を発電機に戻すように運ぶ。単極電気外科において、ソース電極は、代表的に、外科医によって保持される外科用器具の一部であり、そして処置されるべき組織に適用される。

【0004】

双極電気外科は、従来、電気外科鉗子型のデバイスを使用して実施されている。このデバイスにおいて、能動電極およびリターン電極は、対向する鉗子の顎に収容される。このリターン電極は、能動電極（例えば、電流供給電極）に近接して配置され、その結果、電気回路が、これらの 2 つの電極（例えば、電気外科用鉗子）の間に形成される。この様式で、印加される電流は、これらの電極の間に位置する身体組織に制限される。

40

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

組織を分割するためのエネルギー出力を制御するための方法およびシステムが、必要とされている。さらに、外部入力（ユーザ入力ならびに／または状態（例えば、組織の電気特性および／もしくは物理的特性）をモニタリングするセンサからの入力）が挙げられる）に応答して、エネルギーを制御することが必要とされている。

【課題を解決するための手段】

50

【0006】

(要旨)

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムおよび方法が、開示される。このシステムは、電気エネルギーを電気外科器具に供給するための発電機を備える。この電気外科器具は、電気エネルギーを印加可能な切断要素を備え、この切断要素は、このエネルギーを組織に伝達して、この組織を分割する。エネルギーは、数段階で印加される。第一の段階において、第一のエネルギーのパルスが供給されて、組織と反応する。第二の段階において、エネルギーは、インピーダンスの閾値に達するまで「遅い」パルスで供給され、この組織に乾燥線を作製する。第三の段階において、エネルギーは、「速い」パルスで供給され、この乾燥線に沿って、この組織を分割する。この分割は、この組織の完全な分離が確認されると終了する。この分割プロセスの間、組織のインピーダンスおよび温度、ならびに電圧および電流の位相、ならびに電力のレベルが測定される。得られた測定値が所定の閾値を越える場合、その分割プロセスは完了しており、そしてエネルギー供給が止められる。

10

【0007】

本開示の1つの実施形態によれば、組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムが開示される。このシステムは、電気外科器具および発電機を備える。この電気外科器具は、電気エネルギーを印加可能な切断要素を有し、この要素は、組織にエネルギーを伝達する。この発電機は、このエネルギーを電気外科器具に供給し、この発電機は、この組織に、第一のパルスでエネルギーを供給して、この組織と反応させ、組織のインピーダンスが閾値に達するまで遅いパルスで該エネルギーを供給して、乾燥線を作製し、そして速いパルスでエネルギーを供給して、この乾燥線に沿って組織を分割する。

20

【0008】

本開示の別の実施形態によれば、組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するための方法が開示される。この方法は、エネルギーを、電気外科器具に供給する工程を包含する。この電気外科器具は、発電機から組織へとエネルギーを伝達する、電気エネルギーを印加可能な切断要素を有する。この方法はまた、このエネルギーを、この組織に、第一のパルスで伝達してこの組織と反応させる工程、組織のインピーダンスが閾値に達するまで、このエネルギーを遅くパルス化して乾燥線を作製する工程、およびこのエネルギーを速くパルス化して、この乾燥線に沿って組織を分割する工程を、さらに包含する。

30

【0009】

本開示のさらなる実施形態によれば、組織の分割を実施するための電気外科エネルギーの印加を調節するための方法が、開示される。この方法は、第一の電気外科エネルギーの波形を印加して組織を調整する工程、この組織が調整されたか否かを決定する工程、および第二の電気外科エネルギーの波形を印加して、この調整された組織を分割する工程を包含する。

【0010】

本開示の最後の実施形態によれば、組織の分割を実施するための電気外科エネルギーの印加を調節するためのシステムが、開示される。このシステムは、第一の電気外科エネルギーの波形を印加して組織を調整するように構成された発電機を備え、この発電機は、この組織が調整されたか否かを決定するための制御モジュールを備え、この発電機は、第二の電気外科エネルギーの波形を印加して、この調整された組織を分割するように、さらに構成される。

40

【0011】

上記目的を達成するために、本発明は、例えば、さらに以下を提供する。

【0012】

(項目A1)

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムであって、
電気エネルギーを印加可能な電極を有する電気外科器具であって、該電極は、該組織にエネルギーを伝達する、電気外科器具；および

50

該エネルギーを該電気外科器具に供給するための発電機であって、該発電機は、該組織に、第一のパルスで該エネルギーを供給して、該組織と反応させ、該組織のインピーダンスが所定の閾値に達するまで遅いパルスで該エネルギーを供給して、乾燥ラインを作製し、そして速いパルスで該エネルギーを供給して、該乾燥線に沿って該組織を分割する、発電機、
を備える、システム。

【0013】

(項目A2)

前記電気外科器具が、遠位端に配置されたエンドエフェクタアセンブリを備える双極鉗子であり、該エンドエフェクタアセンブリは、第一の位置と、少なくとも1つの引き続く位置との間で可動である顎部材を備え、該第一の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係にあり、そして該引き続く位置において、該顎部材は、協働して、該顎部材の間に組織を把持し、該エンドエフェクタアセンブリは、電気エネルギーを印加可能な切断要素をさらに備える、項目A1に記載のシステム。

10

【0014】

(項目A3)

前記双極鉗子が、内視鏡手術および開胸手術のうちの少なくとも1つのために構成されている、項目A2に記載のシステム。

【0015】

(項目A4)

前記電気外科器具が、単極器具である、項目A1に記載のシステム。

20

【0016】

(項目A5)

前記所定の閾値が、約50Ω～約2500Ωである、項目A1に記載のシステム。

【0017】

(項目A6)

項目A1に記載のシステムであって、
組織特性およびエネルギー特性のうちの少なくとも1つを測定するための、センサモジュール；ならびに

前記組織がいつ分割されたかを、該組織特性の関数として決定するためのプロセッサ、
をさらに備える、システム。

30

【0018】

(項目A7)

前記組織特性および前記エネルギー特性が、インピーダンス、温度、電圧、電流、および電力からなる群より選択される、項目A6に記載のシステム。

【0019】

(項目A8)

組織の分割を実施するための電気外科エネルギーの印加を調節するためのシステムであって、

該組織を調整するための第一の電気外科エネルギー波形を印加するように構成された発電機であって、該発電機は、該組織が調整されたか否かを決定するための制御モジュールを備え、該発電機は、該調整された組織を分割するための第二の電気外科エネルギー波形を印加するようにさらに構成されている、発電機、
を備える、システム。

40

【0020】

(項目A9)

前記発電機は、組織特性およびエネルギー特性を感知するセンサモジュールをさらに備える、項目A8に記載のシステム。

【0021】

(項目A10)

50

前記制御モジュールは、前記組織特性およびエネルギー特性を受信し、そして分析する、項目 A 8 に記載のシステム。

【0022】

(項目 A 1 1)

前記組織特性およびエネルギー特性が、温度、インピーダンス、電圧、電流および電力からなる群より選択される、項目 A 9 に記載のシステム。

【0023】

(項目 A 1 2)

前記制御モジュールが、少なくとも 1 つの事象の発生を認識し、そして該認識された少なくとも 1 つの事象に従って、前記第一の電気外科エネルギー波形を変化させるように構成されている、項目 A 8 に記載のシステム。

10

【0024】

(項目 A 1 3)

前記少なくとも 1 つの事象が、時間に関連する事象および所定の組織応答からなる群より選択される、項目 A 1 2 に記載のシステム。

【0025】

(項目 A 1 4)

前記制御モジュールが、電力、周波数、電流、電圧および波形からなる群より選択される電気外科エネルギーのパラメータを調節するようにさらに構成されている、項目 A 8 に記載のシステム。

20

【0026】

(項目 A 1 5)

パルス、少なくとも 1 つのスパイク、少なくとも 1 つの傾斜および連続曲線からなる群より選択される少なくとも 1 つの特徴を有するように、前記電気外科エネルギーの波形を前記制御モジュールが調節し、該制御モジュールは、波形の形状、パルス幅、デューティサイクル、波高率および反復速度からなる群より選択される、波形のパラメータを調節するようにさらに構成されている、項目 A 1 4 に記載のシステム。

【0027】

(項目 B 1)

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムであって、
電気エネルギーを印加可能な電極を有する電気外科器具であって、該電極は、該組織にエネルギーを伝達する、電気外科器具；および
該エネルギーを該電気外科器具に供給する発電機であって、該発電機は、該組織に、該エネルギーを第一のパルスで供給して該組織と反応させ、該組織のインピーダンスが所定の閾値に達するまで、遅いパルスで該エネルギーを供給して乾燥線を作製し、そして該エネルギーを速いパルスで供給して、該乾燥線に沿って該組織を分割する、発電機、を備える、システム。

30

【0028】

(項目 B 2)

上記電気外科器具が、遠位端に配置されたエンドエフェクタアセンブリを備える双極鉗子であり、該エンドエフェクタアセンブリは、第一の位置から少なくとも 1 つの引き続く位置へと可動である顎部材を備え、該第一の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係にあり、該引き続く位置において、該顎部材は、協働して、該顎部材の間に組織を把持し、該エンドエフェクタアセンブリは、電気エネルギーを印加可能な切断要素をさらに備える、項目 B 1 に記載のシステム。

40

【0029】

(項目 B 3)

上記双極鉗子が、内視鏡手術のために構成されている、項目 B 2 に記載のシステム。

【0030】

(項目 B 4)

50

上記双極鉗子が、開胸手術のために構成されている、項目 B 2 に記載のシステム。

【0031】

(項目 B 5)

上記電気外科器具が、単極器具である、項目 B 1 に記載のシステム。

【0032】

(項目 B 6)

上記所定の閾値が、約 50 Ω ～ 約 2500 Ω である、項目 B 1 に記載のシステム。

【0033】

(項目 B 7)

項目 B 1 に記載のシステムであって、

組織特性およびエネルギー特性のうちの少なくとも 1 つを測定するための、センサモジュール；ならびに

上記組織がいつ分割されたかを、該組織特性の関数として決定するためのプロセッサ、をさらに備える、システム。

【0034】

(項目 B 8)

上記組織特性が、インピーダンスおよび温度からなる群より選択される、項目 B 7 に記載のシステム。

【0035】

(項目 B 9)

上記エネルギー特性が、電圧の位相、電流の位相、および電力からなる群より選択される、項目 B 7 に記載のシステム。

【0036】

(項目 B 10)

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するための方法であって、該方法は、電気外科器具にエネルギーを供給する工程であって、該電気外科器具は、該エネルギーを、発電機から該組織へと伝達する、電気エネルギーを印加可能な電極を有する、工程；該エネルギーを、第一のパルスで該組織に伝達して、該組織と反応させる工程；該エネルギーを遅くパルス化させて、該組織が所定の閾値に達するまで、乾燥線を作製する工程；および

該エネルギーを速くパルス化させて、該乾燥線に沿って該組織を分割する工程、を包含する、方法。

【0037】

(項目 B 11)

上記電気外科器具が、遠位端に配置されたエンドエフェクタアセンブリを備える双極鉗子であり、該エンドエフェクタアセンブリは、第一の位置と、少なくとも 1 つの引き続く位置との間で可動である顎部剤を備え、該第一の位置において、該顎部材は、互いに対して間隔を空けた関係にあり、該引き続く位置において、該顎部材は、協働して、該顎部材の間に組織を把持し、該エンドエフェクタアセンブリは、電気エネルギーを印加可能な要素をさらに備える、項目 B 10 に記載の方法。

【0038】

(項目 B 12)

上記双極鉗子が、内視鏡手術のために構成されている、項目 B 11 に記載の方法。

【0039】

(項目 B 13)

上記双極鉗子が、開胸手術のために構成されている、項目 B 11 に記載の方法。

【0040】

(項目 B 14)

上記電気外科器具が、単極器具である、項目 B 10 に記載の方法。

【0041】

10

20

30

40

50

(項目 B 1 5)

上記所定の閾値が、約 5 0 Ω～約 2 5 0 0 Ωである、項目 B 1 0 に記載の方法。

【0 0 4 2】

(項目 B 1 6)

項目 B 1 0 に記載の方法であって、

組織特定およびエネルギー特性のうちの少なくとも 1 つを測定する工程；ならびに

上記組織がいつ分割されたかを、該組織特性の関数として決定する工程、

をさらに包含する、方法。

【0 0 4 3】

(項目 B 1 7)

上記組織特性が、インピーダンスおよび温度からなる群より選択される、項目 B 1 6 に記載の方法。

【0 0 4 4】

(項目 B 1 8)

上記エネルギー特性が、電圧の位相、電流の位相、および電力からなる群より選択される、項目 B 1 6 に記載の方法。

【0 0 4 5】

(項目 B 1 9)

組織の分割を実施するための電気外科エネルギーの印加を調節するための方法であって、該方法は、

第一の電気外科エネルギーの波形を印加して、該組織を調整する工程；

該組織が調整されたか否かを決定する工程；および

第二の電気外科エネルギーの波形を印加して、該調整された組織を分割する工程、を包含する、方法。

【0 0 4 6】

(項目 B 2 0)

組織特性およびエネルギー特性を感知する工程をさらに包含する、項目 B 1 9 に記載の方法。

【0 0 4 7】

(項目 B 2 1)

上記決定する工程が、上記組織特性およびエネルギー特性を受信し、そして分析する工程をさらに包含する、項目 B 1 9 に記載の方法。

【0 0 4 8】

(項目 B 2 2)

上記組織特性およびエネルギー特性が、温度、インピーダンス、電圧、電流および電力からなる群より選択される、項目 B 2 1 に記載の方法。

【0 0 4 9】

(項目 B 2 3)

上記決定する工程が、

少なくとも 1 つの事象の発生を認識する工程；および

該認識された少なくとも 1 つの事象に従って、上記第一の電気外科エネルギーの波形を変化させる工程、

をさらに包含する、項目 B 1 9 に記載の方法。

【0 0 5 0】

(項目 B 2 4)

上記少なくとも 1 つの事象が、時間に関連する事象および所定の組織応答からなる群より選択される、項目 B 2 3 に記載の方法。

【0 0 5 1】

(項目 B 2 5)

上記調節する工程が、電力、周波数、電流、電圧および波形からなる群より選択される

10

20

30

40

50

電気外科エネルギーのパラメータを調節する工程をさらに包含する、項目 B 2 3 に記載の方法。

【0052】

(項目 B 2 6)

上記電気外科エネルギーの波形を調節する工程が、パルス、少なくとも 1 つのスパイク、少なくとも 1 つの傾斜および連続曲線からなる群より選択される少なくとも 1 つの特徴を有するように、上記波形を調節する工程；ならびに

波形の形状、パルス幅、デューティーサイクル、波高率、および反復速度からなる群より選択される、該波形のパラメータを調節する工程、を包含する、項目 B 2 5 に記載の方法。

10

【0053】

(項目 B 2 7)

組織の分割を実施するための電気外科エネルギーの印加を調節するためのシステムであって、該システムは、

発電機であって、該発電機は、第一の電気外科エネルギーの波形を印加して、該組織を調整するように構成されており、該発電機は、該組織が調整されたか否かを決定するための制御モジュールを備え、該発電機は、第二の電気外科エネルギーの波形を印加して、該調整された組織を分割するようにさらに構成されている、発電機、を備える、システム。

20

【0054】

(項目 B 2 8)

上記発電機が、組織特性およびエネルギー特性を感知するためのセンサモジュールをさらに備え、項目 B 2 7 に記載のシステム。

【0055】

(項目 B 2 9)

上記制御モジュールが、上記組織特性およびエネルギー特性を受信し、そして分析する、項目 B 2 7 に記載のシステム。

【0056】

(項目 B 3 0)

上記組織特性およびエネルギー特性が、温度、インピーダンス、電圧、電流および電力からなる群より選択される、項目 B 2 9 に記載のシステム。

30

【0057】

(項目 B 3 1)

上記制御モジュールが、少なくとも 1 つの事象の発生を認識するように、そして該認識された少なくとも 1 つの事象に従って上記第一の電気外科エネルギーの波形を変化させるように、構成されている、項目 B 2 9 に記載のシステム。

【0058】

(項目 B 3 2)

上記少なくとも 1 つの事象が、時間に関連する事象および所定の組織応答からなる群より選択される、項目 B 3 1 に記載のシステム。

40

【0059】

(項目 B 3 3)

上記制御モジュールが、電力、周波数、電流、電圧および波形からなる群より選択される、電気外科エネルギーのパラメータを調節するようにさらに構成されている、項目 B 3 1 に記載のシステム。

【0060】

(項目 B 3 4)

パルス、少なくとも 1 つのスパイク、少なくとも 1 つの傾斜および連続曲線からなる群より選択される少なくとも 1 つの特徴を有するように、上記電気外科エネルギーの波形を

50

上記制御モジュールが調節し、そして該制御モジュールが、波形の形状、パルス幅、デューティーサイクル、波高率、および反復速度からなる群より選択される波形のパラメータを調節するようにさらに構成されている、項目B 3 3に記載のシステム。

【発明の効果】

【0061】

組織を分割するためのエネルギー出力を制御するための方法およびシステムが提供される。さらに、外部入力（ユーザ入力ならびに／または状態（例えば、組織の電気特性および／もしくは物理的特性）をモニタリングするセンサからの入力が挙げられる）に応答して、エネルギーを制御することが提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

10

【0062】

（詳細な説明）

図面に対して参照がなされ、ここで類似の参照番号は、種々の図面全体にわたって類似の要素に言及する。本開示の好ましい実施形態は、添付の図面を参照しながら、本明細書中以下に記載される。以下の詳細な説明において、周知の機能または構築物は、不必要に詳細に本開示を不明瞭にするのを避けるために、詳細には記載されない。

【0063】

組織を加熱する際に起こる組織切断または組織分割は、細胞内流体および／または細胞外流体の拡大をもたらし、これには、組織中の乾燥線に沿った細胞蒸発、乾燥、破碎（fragmentation）、崩壊および／または収縮が付随し得る。乾燥線に沿って電気外科手術エネルギーを集中させ、かつ加熱することによって、この細胞反応は、溝を作るように局在する。切断効果の局在および最大化は、種々の幾何学的電極および絶縁体構成のうちの1つ以上を利用し、組織に送達される電気外科手術エネルギーを調節することによって達成される。さらに、組織状態が調節され得、エネルギー送達が、発電機およびフィードバックアルゴリズムを利用することによって制御され得る。

20

【0064】

本明細書の目的に関して、用語「切断効果（cut effect）」または「切断効果（cutting effect）」とは、以下に記載される電氣的なもしくは電気機械的な方法もしくは機構のうちの1つ以上による、実際の組織分割をいう。用語「切断ゾーン（cutting zone）」または「切断ゾーン（cut zone）」とは、組織切断が起こる組織の領域をいう。用語「切断プロセス」とは、組織分割の前、その間および／またはその後に行われる工程であって、切断効果を達成することの一部として組織に影響を及ぼす傾向があるものをいう。

30

【0065】

図1は、組織を切断または分割するための電気外科手術エネルギーを手術部位において患者に送達するために内視鏡用電気外科手術器具12を有する、本明細書に開示される電気外科手術用システム10の一実施形態の模式図を示す。電気外科手術用発電機16がまた提供され、この発電機は、電気外科手術エネルギーを発生させるための発電機モジュール20、および電気外科手術エネルギー出力を変調し、発電機モジュール20を制御するための制御システム18を有する。この変調された電気外科手術エネルギーは、その後、発電機16によって電気外科手術器具12へと提供される。

40

【0066】

この電気外科手術器具12は、内視鏡用鉗子器具であり、この内視鏡用鉗子器具は、組織に影響を及ぼす（例えば、組織を把持する、切除するおよび／またはクランプする）ための適切な構造体を有するエンドエフェクターアセンブリ22を備える。当業者は、本明細書中以下に開示される切断プロセスがまた、開放系の電気外科手術器具に適用され得ることを認識する。このエンドエフェクターアセンブリ22は、顎部材30、32および電気外科手術エネルギーを組織に伝えるための少なくとも1つの送達デバイス（例えば、電気外科手術エネルギーを患者に送達するための少なくとも1つの電極を有する電極アセンブリ34）を備える。機械的作用（例えば、クランプすること）がまた、外科手術効果を

50

得るために、電気外科手術エネルギーの印加に加えて、電気外科手術器具 1 2 によって使用され得ることが想定される。認識され得るように、この電極アセンブリ 3 4 は、単極性、双極性または大きな双極性として構成され得る。さらに、この電気外科手術器具は、内視鏡による外科手術または開放系の外科手術を行うのに適切であるように構成され得る。

【0067】

上記顎部材 3 0 および 3 2 の各々は、それぞれ、組織接触表面 3 6 および 3 8 を備える。これら表面は、切断の間に組織と係合するように一緒に協同する。上記顎部材のうちの少なくとも一方（例えば、顎部材 3 2）は、その中に配置された少なくとも 1 つの電氣的にエネルギー印加可能な切断要素 4 0 を備える。ここでこの切断要素 4 0 は、電極アセンブリ 3 4 の一部である。この切断要素 4 0 は、他の外科手術手順のためのさらなる電極（例えば、組織接触表面 3 6 および 3 8 で導電性表面として設けられ得るシール電極の組み合わせ）をさらに備え得る。絶縁体は、導電性要素間の絶縁を提供するために設けられ得る。この切断要素 4 0 は、導電性材料であっても、非導電性材料であっても、導電性コーティングが配置された絶縁材料から作られていてもよいし、これらの組み合わせであってもよい。組織を切断およびシールするための電気外科手術器具は、米国特許第 5, 7 0 2, 3 9 0 号に記載される。組織の電氣的切断は、米国特許出願第 1 0 / 9 3 2, 6 1 2 号（Johnson による 2 0 0 4 年 9 月 2 日出願の発明の名称、VESSEL SEALING INSTRUMENT WITH ELECTRICAL CUTTING MECHANISM（その内容は、全体が本明細書に参考として援用される）に記載される。

【0068】

上記電極アセンブリ 3 4 は、切断効果を引き起こすかまたは高めるために、電極、切断要素 4 0、絶縁体、部分的導電性物質および半導体の種々の幾何学的構成を利用し得る。例えば、電極および絶縁体の幾何学的構成は、いわゆる「切断効果」を引き起こすために構成され得、この効果は、組織中のある地点での蒸発もしくは破砕の量、または組織中のある地点に印加される電力密度、温度密度および／または機械的応力に直接関連し得る。さらに、電極および絶縁体の幾何学的構成が、シールプロセスもしくは切断プロセスの間に組織内でかつ組織の周りに熱効果を及ぼすために、電気シンクまたは絶縁体のように作用するように設計され得ることが想定される。

【0069】

切断要素 4 0、組織接触表面 3 6 および 3 8、ならびに絶縁体の特定の幾何学的構成は、切断効果を引き起こし、および／または隣接する組織に電流が漂遊する（これは、最終的に隣接する組織構造体に損傷を与え得る）可能性を低下させるために、高い電力密度領域に電流を集中させるように設計され得る。切断要素 4 0、ならびに組織接触表面 3 6 および 3 8 の種々の極性の構成は、切断を高めるかまたは容易にするために利用され得る。さらに、異なる極を有する電極の表面領域は、その組織において電気エネルギーを集中させるための電極（electrical pole）の間に選択された表面積割合を確立するために構成され得る。この電力密度（power density）および／または電流集中（current concentration）は、リターン電極（例えば、組織接触表面 3 6 および／または 3 8）に対して切断要素 4 0 が近くにあることによってさらに影響を受ける。さらに、対向する顎部材は、鏡像として構成されてもよいし、異なる幾何学的構成を含んでいてもよいし、異なる物質から作られてもよい。

【0070】

この電気外科手術器具 1 2 は、切断に加えて、種々の電気外科手術手順（例えば、組織シールまたは組織凝固）を行うために構成され得る。従って、この切断要素 4 0 は、外科医が、他の外科的または電気外科手術手順を（組織を機械的に切断する切断要素 4 0 なしの電気外科手術器具 1 2 を用いて）行うために自由に組織を操作し、把持しそしてクランプするように、実質的に鈍であり得る。この鈍な切断要素 4 0 は、切断以外の手順の間に（例えば、シール段階の間に）シール表面 3 6、3 8 の間に均一な間隙を提供し得、電極アセンブリ 3 4 が電気外科手術手順の間に（例えば、シール段階および切断段階の間に）

短絡しないようにし得る。このようにして、組織は、最初にシールされ、その後、組織を再度把持する必要なく切断される。

【0071】

上記電気外科手術用発電機16は、電気外科手術エネルギーを発生させる。このエネルギーは、RF（無線周波数）エネルギー、マイクロ波エネルギー、超音波エネルギー、赤外線エネルギー、紫外線エネルギー、レーザーエネルギー、熱エネルギーまたは他の電気外科手術エネルギーであり得る。図1に示される例示的な電気外科手術用モジュール20は、RFエネルギーを発生させ、エネルギーを発生させるための電源50および変調されたエネルギーの患者への送達のために、送達デバイス（例えば、電極アセンブリ34）に提供されるエネルギーを変調する出力段52を備える。一実施形態において、上記電源50は、電気外科手術電流を発生させるための高電圧DC電源または高電圧AC電源である。ここで制御システム18によって発せられた制御シグナルが、電圧および電流出力のパラメーター（例えば、大きさおよび周波数）を調節する。出力段52は、波形パラメーター（例えば、波形形状、パルス幅、デューティサイクル、波高率、および／または反復速度）を調節するために、制御システム18によって発せられるシグナルに基づいて、例えば、波形発電機を介して出力エネルギーを変調する。上記制御システム18は、発電機モジュール20への制御シグナルを提供するために、有線接続および／または無線接続を含み得る接続によって、発電機モジュール20に連結される。この制御システム18は、閉鎖ループまたは開放ループ制御システムであり得る。

【0072】

発電機16が、例えば、ネットワーク（例えば、インターネット）を介して、オフサイトサーバーおよび／またはデータベース（これは、器具操作情報、マッピング、アルゴリズムおよび／またはプログラムのような情報を提供する）に遠隔で接続され得ることも企図される。更新された情報が、定期的に提供され得、必要時におよび／または外科手術前に、発電機にダウンロードされ得る。認識され得るように、このことは、ユーザーが、器具の操作、電气的パラメーター、および電気外科手術切断手順を最適化するための理想的曲線に関する更新された情報を得ることを可能にする。さらに、これはまた、上記発電機の製造業者が、定期的に更新された情報を提供することを可能にする。ユーザーが、ユーザーによって要事に、外科手術前に、または予定されたダウンロードの間に自動的にのいずれかで、利用されている器具および／または発電機に関して、このように遠隔的に診断を受容することができることは企図される。

【0073】

好ましくは、上記発電機16は、連続、パルス状、スパイク状および／または傾斜状を含む種々の波形において組織にエネルギーを送達する。パルスングとは、特定の持続時間の間の出力のバリエーションをいう。「高」パルスおよび「低」パルスを有するいくつかのパルス対は、連続して提供され得る。「高」パルスおよび「低」パルスの持続時間は、対内ではまたは対間で変動し得る。「高」パルスとは、代表的には、高い方の電力送達の状態をいい、「低」パルスとは、代表的には、低い方の電力送達の状態をいう。スパイク状とは、短期間にわたって印加される高レベルのエネルギーをいう。エネルギー傾斜は、エネルギーの増大するレベルまたは減少するレベルをいう。

【0074】

RFパルスングが、切断プロセスの特定の段階の間に、組織をより効率的に切断するために使用され得ることも決定されている。例えば、エネルギーが、その手順の初期段階の間にパルス状になっていない場合、この組織は、最初に切断されないかもしれないが、乾燥され得る。なぜなら、組織インピーダンスは、切断の初期段階の間で高いままであるからである。短く高いエネルギーパルスでエネルギーを提供することによって、組織が切断される可能性がより高いことが分かった。さらに、組織特性（例えば、組織にわたる組織温度、組織インピーダンス、電流）を感知するセンサによって発生したシグナルのフィードバックループは、切断効果を最大限にし、望ましくない組織効果（例えば、焦げおよび熱拡散）を減少させるために、エネルギーのパラメーター（例えば、強度およびパルス数

）を自動的に調節するために提供され得る。インピーダンスセンサによって制御される発電機を有する電気外科手術用システムの例が示され、これは、共有に係る米国特許第6,203,541号（発明の名称「Automatic Activation of Electrosurgical Generator Bipolar Output」、これは、本明細書にその全体が参考として援用される）に記載される。

【0075】

図2を参照すると、制御システム18が示される。この制御システムは、プロセッサ202上で実行可能な制御モジュール204を有するプロセッサ202、ならびに1つ以上の周辺デバイス208（この場合、「周辺」とは、少なくとも1つのプロセッサ202および／または電気外科手術器具12に対して周辺にあるとして使用される）と連絡するための1つ以上の入力／出力（I/O）ポート206を備える。この周辺デバイス208は、プロセッサ202と有線連絡または無線連絡した状態にあり、そしてユーザーインターフェースデバイス210、周辺プロセッサ212、センサモジュール214、および記憶媒体216を備える。周辺デバイス208の構成要素およびそこで発揮される機能は、発電機16内に組み込まれ得ることが想定される。

【0076】

この制御モジュール204は、情報を処理し、そして／または周辺デバイス208によってプロセッサ202に入力を伝達し、そして入力情報および／またはシグナルに従って、電気外科手術エネルギーを調節するための制御シグナルを発する。周辺デバイス208を介して入力される情報としては、電気外科手術手順の前に入力される外科手術前データ、またはセンサモジュール214を通して電気外科手術手順の間に入力および／もしくは得られる情報が挙げられる。この情報は、要求、指示、理想的マッピング（例えば、ルックアップテーブル、連続マッピングなど）、感知された情報および／またはモード選択を含み得る。

【0077】

この制御モジュール204は、発電機16（例えば、電源50および／または電気外科手術手順の間に患者に送達される電気外科手術エネルギーの種々のパラメーターを調節する出力段52）を調節する。調節され得る、送達される電気外科手術エネルギーのパラメーターとしては、例えば、電圧、電流、抵抗、強度、電力、周波数、振幅、および／または波形パラメーター（例えば、出力および／または有効エネルギーの波形の形状、パルス幅、デューティサイクル、波高率、および／または反復速度）が挙げられる。

【0078】

この制御モジュール204は、好ましくは、アルゴリズムをおよび／または周辺デバイス208によって受容されたデータを処理するため、ならびに発電機モジュール20への制御シグナルを出力するためのプロセッサ202によって実行可能なソフトウェア指示を含む。このソフトウェア指示は、記憶媒体（例えば、プロセッサ202に対して内部にあるメモリおよび／またはプロセッサ202によってアクセス可能なメモリ（例えば、外部メモリ（例えば、外部ハードドライブ、フロッピー（登録商標）ディスク、CD-ROMなど））に格納され得る。

【0079】

発電機16を制御するための制御モジュール204からの制御シグナルは、プロセッサ202に備えられ得るまたはプロセッサの外部にあり得るデジタル・アナログコンバーター（DAC）によってアナログシグナルに変換され得る。プロセッサ202は、周辺デバイス208によって入力された情報を処理して、発電機16に提供されるべき制御シグナルを決定するための回路（例えば、アナログデバイス）を備え得ることが企図される。さらに、音声または視覚的なフィードバックモニターまたはインジケーター（示さず）が、電気外科手術用システムの構成要素または電気外科手術手順の状態に関して、外科医に情報を送るために使用され得る。

【0080】

発電機モジュール20に提供される制御シグナルは、周辺デバイス208によって入力

10

20

30

40

50

された情報および／もしくはシグナルを用いることを包含し得る、処理すること（例えば、アルゴリズムを実行すること）によって決定される。さらに、この制御シグナルは、制御モジュール204によって格納されるかまたはアクセス可能な、さらなる情報および／もしくは望ましい値にアクセスすることによって（例えば、データベースにアクセスするおよび／またはマッピング（例えば、理想的曲線、ルックアップテーブルなど）を見ることによって）決定され得る。

【0081】

上記制御モジュール204は、好ましくは、切断手順の種々の段階を自動的に認識する。ここでこの切断手順は、多くの段階（例えば、（a）切断プロセスの前の（例えば、切断を開始する前に）少なくとも1つの段階（これは、シールおよび／または焼灼段階を含み得る）；（b）切断プロセスの間の少なくとも1つの段階（例えば、破碎段階、溶解段階および／または組織再水和段階）；ならびに／あるいは（c）切断プロセス後の少なくとも1つの段階（例えば、分割認識および破碎クリーンアップ））を含み得る。段階の完了または新たな段階の開始の認識は、感知された情報（例えば、組織応答を感知するセンサモジュール214のセンサからの）および／またはタイミング情報に従い得る。段階状態の情報はまた、オペレーターによって入力され得る。

【0082】

上記制御モジュール204は、エネルギーが組織を分割するために適しているように、発電機16の出力を制御する。この制御は、切断プロセスの間に切断ゾーンにおいて電気外科手術エネルギーを局在または集中させると同時に、周辺組織へのエネルギー効果を最小限にすること；切断プロセスの間に切断ゾーンにおいて電力密度を集中させること；切断プロセス（例えば、組織内で起こる加熱または熱源で組織を直接加熱）の間に切断ゾーンにおいて上昇した温度の領域を作り出すこと；組織切断により都合のよい条件を作り出すために、切断ゾーンにおいてまたは切断ゾーンの周りの組織容積を最小にすること；エネルギーおよび電力の送達、切断プロセスを高めるおよび／または寄与するために蒸発を可能にするように制御すること（例えば、切断ゾーン内の細胞内流体および／または細胞外流体および／または他の細胞物質ならびに外来の流体両方を蒸発させるように、エネルギー送達を制御すること）；切断ゾーンにおける組織分割を高めるために切断プロセスの間の組織または細胞物質を破碎すること；切断ゾーンにおける組織分割を高めるために、切断プロセスの間に組織物質または細胞物質を溶解もしくは崩壊させること（例えば、組織断裂を誘導するために、組織内で内部応力を作り出すために、組織を融解すること）；ならびに切断ゾーンにおいて組織分割を高めるために、切断プロセスの間に組織温度、アーク、電力密度および／または電流密度を制御することを含む。

【0083】

上記の制御を達成するための方法は、切断ゾーンにおけるまたは切断ゾーンの周りの組織に影響を及ぼすために、エネルギー送達をパルスングする工程；切断プロセスの間に、切断ゾーンにおけるまたは切断ゾーンの周りの組織に影響を及ぼすことを意図して、エネルギー送達をスパイクする工程（例えば、短期間の間に高エネルギー印加の瞬時的状態を作り出す工程）；組織応答を制御するために、エネルギー出力レベルを変動させることによって、漸増エネルギーまたは漸減エネルギー（例えば、エネルギー傾斜）を印加する工程；切断のためのより都合のよい組織状態を作り出すために、切断プロセスの前、その間および／またはその後組織を調節する工程；組織状態フィードバックに基づいて、エネルギー送達を制御するためのアルゴリズムをいつ、どのように進めるかを決定する工程；所定の時間定数に基づいて、エネルギー送達を制御するためのアルゴリズムをいつ、どのように進めるかを決定する工程；ならびに／あるいは所定の時間間隔が過ぎるかまたは組織状態が達成されるまで一定エネルギー量を印加する工程を包含する。

【0084】

組織を調節する工程は、例えば、切断プロセス前の組織前加熱段階および切断プロセスの間の組織再水和段階を包含し得る。切断手順の現行の段階を決定する工程は、望ましい状態が達成された場合に、組織応答フィードバックから決定する工程を包含し得る。

【0085】

さらに、この制御モジュール204は、切断プロセスを増強するために組織への種々の機械的要素の適用（例えば、圧力、張力および／または応力）（内部または外部のいずれかに）；組織切断を高めるために、切断プロセスの前またはその間に種々の他の組織処置（例えば、組織シール、焼灼および／または凝固）を送達および制御する工程をさらに制御し得る。例えば、上記電極アセンブリ34は、切断要素40および／または導電性シール表面36、38を独立して作動させるか、またはユーザーの要求または自動的に（例えば、アルゴリズムまたは感知されたフィードバックに従って（例えば、シール段階または切断段階が完了したことを感知する際に）応答して、切断要素40および／または導電性シール表面36、38からのエネルギー出力のパラメーターをそれぞれ独立して制御するために制御され得る。例示的な切断手順において、上記切断要素40は、最初の電気位置エネルギー「+」で印加され、対向するシール表面36および38、またはその選択された部分が、第2の電気位置エネルギー「-」で印加される。

10

【0086】

上記制御モジュール204は、フィードバック情報（例えば、手術部位におけるまたは手術部位付近の組織状態に関連した情報）に応答して、電気外科手術エネルギーを調節する。このフィードバック情報の処理は、フィードバック情報における変化；フィードバック情報の変化率；および／または選択されたモード、制御変数および理想的曲線に従ってこの手順の開始前に感知した対応する値（手術前値）に対するフィードバック情報の関連性を決定する工程を包含し得る。次いで、上記制御モジュール204は、例えば、電源50および／または出力段52を調節するために、制御シグナルを発電機モジュール20に送る。オペレーターが、制御モジュール204によって提供される制御情報を停止するユーザーインターフェース210を介して、要求を入力し得ることが企図される。

20

【0087】

電気外科手術エネルギーまたは組織応答の特定のパラメーターの調節は、事象の認識（例えば、一定期間の経過または上昇、低下、水準化（leveling）の認識、標的値の達成、標的变化の達成、標的变化率の達成および／または感知した特性（例えば、切断部位におけるインピーダンス）の変化率の標的变化の達成を包含し得る。事象の認識は、どの手順の段階または選択された理想的マッピングの段階が、理想的マッピングに沿ってその特性を駆動するために達したかを決定するために使用される。当該分野で公知の他の方法が、発電機16を制御して、電気外科手術エネルギーを調節するために、制御モジュール204によって使用され得ることが想定される。

30

【0088】

このユーザーインターフェースデバイス210は、外科医が、1つ以上の組織接触表面36、38または切断要素40を、互いに独立して、選択的に作動させることを可能にするために、スイッチを備え得る。認識され得るように、これは、外科医が、最初に組織をシールし、次いで、単純にスイッチを入れることによって、切断要素を作動させることを可能にし得る。このセンサモジュール214が、スマートセンサアセンブリ（例えば、スマートセンサ、スマート回路、コンピューター、および／またはフィードバックループなど）を備え、特定の条件を満たす際に、「シール」モードと「切断」モードとの間で変化するようにスイッチを自動的に入れるために、スイッチと協同し得ることがまた想定される。例えば、このスマートセンサは、組織シールが、以下のパラメーター：組織温度、シールにおける組織インピーダンス、経時的な組織インピーダンスの変化および／または経時的に組織に印加される電力または電流の変化のうちの1つ以上に基づいて完了する場合に示す、フィードバックループを備え得る。聴覚的なまたは視覚的なフィードバックモニターが、全体的なシールの質または有効な組織シールの完了に関して外科医に情報を伝えるために使用され得る。有利なことには、外科医は、必ずしも、切断するために組織を再度把持する必要はない。なぜなら、この切断要素は、シールの理想的な中心切断ラインの近くに既に配置されているからである。

40

【0089】

50

センサーモジュール 214 は、作動部位において、種々の電気的および／もしくは物理的パラメータまたは特性を検知し、そして制御モジュール 204 と連絡して電気外科的出力エネルギーを調節する。センサーモジュール 214 が、例えば作動部位においてまたは作動部位に近接して、種々の電気的、物理的および／または電気機械的状态を測定（すなわち、「検知」）するように構成され得ることが想定され、それらとしては、組織インピーダンス、組織温度、漏れ電流、印加電圧、印加電流、組織厚、電気外科的器具の顎の間の組織体積、組織光透過率、反射および／または吸収特性、組織含水量、組織エラストマー特性、組織生存度、手術部位を囲む組織に対する切迫した損傷もしくは実際の損傷の指標、ならびに／あるいは組織反応圧が挙げられる。例えば、センサーモジュール 214 のセンサーとしては、光学センサー、近接センサー、圧力センサー、組織湿度センサー、温度センサー、および／またはリアルタイムおよび RMS 電流および電圧検知システムが挙げられ得る。好ましくは、センサーモジュール 214 は、制御モジュール 204 がリアルタイムで持続的に電気外科的出力を調節し得るように、これらの状態の 1 つ以上を連続的またはリアルタイムに測定する。検知に対応するアナログ信号がセンサーモジュール 214 によって提供される場合では、それらのアナログ信号は、アナログーデジタル変換器を介してデジタル信号に変換され、デジタル信号は順に制御モジュール 204 に提供される。

10

【0090】

特定の特性を検知するためのセンサーモジュールの 1 つより多くのセンサーが、異なる位置に（例えば、電気外科的器具の顎部材に沿って）提供され得ることがさらに想定される。例えば、顎部材に沿って数箇所の異なる位置に配置された近接センサーは、その顎部材に沿って種々の組織厚を検知し得る。

20

【0091】

サンプリングは、特性を検知するためにセンサーモジュール 214 によって利用され得る。センサーモジュール 214 による検知に対応する信号は、例えば、それらの信号をデジタルに変換するプロセスの間にサンプリングされ得、そして／またはそのサンプリングされた信号に従って発電機 16 を調節するために制御モジュールによってサンプリングされ得る。

【0092】

少なくとも 1 つの記憶媒体 216 は、器具作動情報、診断情報、ある手順の特定の段階におけるパラメータを最適化するために理想的なマッピング、アルゴリズムまたはプログラム（これらはアップデートされ得る）を保存し得、これらは、必要に応じて、そして／または手術前に発電機および／または制御モジュール 204 に提供され得る（例えば、アクセス可能であるかまたはダウンロードされ得る）。

30

【0093】

本開示に従って電気外科的発電機を制御するための方法は、図 3 および図 4 に関連して記載される。工程 402 では、制御モジュール 204 は、入力された任意の手術前データを処理する。工程 404 では、電気外科的器具 12 は、顎部材 30 と 32 との間に組織を把持することによって組織とインターフェースをとり、そして制御モジュール 204 は、発電機 16 を制御し、電気外科的手順の第 I 段階（第 I 段階は、図 3 中の参照番号 302 で示されている）のためにエネルギー出力を調節する。第 I 段階は、電気外科的器具 12 が組織とインターフェースをとるときに、RF エネルギーの発生によって開始される。第 I 段階の目的は、顎部材 30 と 32 との間に保持された組織を、その組織のインピーダンスが特定のレベル（約 1 オーム～約 200 オームの範囲（最小値を超える））に上昇する点に達するまで、そして／または組織液の気化点まで加熱するようにエネルギーを供給することである。その点に達した後（例えば、第 I 段階の終わり）、エネルギー供給は停止される。また、第 I 段階の終わりに、エネルギーの供給が、そのエネルギー供給を完全に止めることなくエネルギー送達および加熱を最小限にするように十分に減少され、その結果、供給されるいくらかの電気エネルギーはフィードバックセンサーを通して組織状態を正確に測定するのに十分であることが想定される。

40

50

【0094】

特定の状況において、第Ⅰ段階が短縮または省略され得ることがさらに想定される。より具体的には、組織が融合状態および／またはシール状態に置かれる別のプロセスを通して組織が予め処理されている状況、あるいは組織が加熱されている状況などである。

【0095】

工程406では、望ましい反応のような所定の条件が達成された場合（例えば、第一の所定の組織状態が検知されたとき）に決定がなされる。第一の所定の条件が達成されていない場合、制御モジュール204は、電気外科的エネルギーの第Ⅰ段階適用のために発電機を制御し続ける。制御モジュール204は、例えば、電気外科的出力エネルギーの電圧、電流および／または電力を調節し得る。組織コンディショニングは、電気外科の手順の次の段階の間の最適な効果のために組織を準備する。第Ⅰ段階の終わりに、細胞内液および細胞間液は、切断領域において気化し始める。しかし、エネルギーを反応点後もはや組織に影響を及ぼさないように停止または有意に減少させることによって、切断組織に隣接する組織は、水和を維持し、気化は最小限に保たれる。

10

【0096】

第Ⅰ段階の終わりに、分割が生じ、そして／または最小限の物理的力で分割が可能になるように組織が十分に壊された場合、電気外科的エネルギー供給は停止され、分割プロセスが完了する。第Ⅰ段階中に分割が生じなかった場合、エネルギー送達プロセスは第Ⅱ段階に入る。この第Ⅱ段階の目的は、エネルギー送達を局所領域に集中し、切断ゾーンの組織を壊すことであり、これは、分割を開始し、そして／または終了する。

20

【0097】

第一の所定の条件が達成されたと決定された後、工程408が実行され、この工程では、制御モジュール204は、電気外科の手順の第Ⅱ段階（第Ⅱ段階は、図3中の参照番号304で示されている）のために電気外科的エネルギー出力を調節するように発電機16を制御し始める。第Ⅱ段階の間の好ましいエネルギー送達様式は、オンパルス（on-pulse）期とオフパルス（off-pulse）期とからなるパルスシリーズである。なぜなら、パルシングを通して、十分なエネルギーが組織に供給されて、組織の分解および流体の気化を促進し得るからである。組織の分解および他の関連する変化は、切断ゾーンを規定する小さな局所領域に隔離された状態に保たれ得る。したがって、パルシングを通して、切断ゾーンに隣接する組織の状態は、水和した状態に保たれる。水和は、組織における低いインピーダンスを維持し、エネルギーパルスの間に組織を通じて最大のエネルギーが移動すること、および影響を受ける切断ゾーンへのエネルギーの集中を可能にする。さらに、エネルギーパルシングの間に、切断ゾーンの組織は、破砕点に壊される。

30

【0098】

また、第Ⅱ段階の間のエネルギー送達が、エネルギー送達が組織の切断ゾーン内に集中されることを可能にする非パルシング様式または他の様式であり得ることが想定される。非パルシング様式の一例としては、リアルタイムまたは所定の間隔値（例えば、組織特性値（例えば、インピーダンス、電流、温度など））に基づいて向けられる送達が挙げられ得る。したがって、リアルタイムまたはその後の所定のパスで生じる値の微分計算または積分計算が、エネルギーが切断ゾーンに集中するように第Ⅱ段階の間に非パルシング様式で時間とともにエネルギーレベルを向けるために使用され得る。

40

【0099】

工程410では、第二の所定の条件が有効なフィードバックから達成された場合に、決定がなされ、これはインピーダンスに基づく。他のフィードバックが第二の所定の条件（例えば、電流、電圧、温度など）を同定するために利用され得ることが想定される。フィードバックは、エネルギーが組織に供給される間に、オフパルス期前の組織インピーダンスのその特定の上昇、および／または絶対値、および／または相対値、および／または最小インピーダンス値について、連続的にモニタリングすることを通して収集される。第Ⅱ段階の間のオンパルスおよびオフパルスについて、値および範囲は、定常値から以前の

50

情報の非線形的組み合わせの範囲のほとんど無限大の可能性を有し、組織型に特有であり電力レベルに直接関連する。オンパルス段階は複数の方法（例えば、その期間が一定の期間、所定の閾値が達成されるまで、電流、電圧、電力、温度などをモニタリングし続けることを可能にする方法）で制御され得ることが想定される。オフパルス期の継続期間は、複数の方法（例えば、その期間が一定の期間、所定の閾値が達成されるまで、電流、電圧、電力、温度などをモニタリングし続けることを可能にする方法）で決定される。オンパルスモニタリングおよびオフパルスモニタリングの両方の目的は、組織が切断ゾーンへの繰り返しエネルギー送達を可能にするために適切なレベルにあることを確認することである。

【0100】

10

第ⅠⅠ段階は、第二の所定の条件が満たされるまで継続し、これは時間に関連する事象であり得、そして／またはフィードバック情報（例えば、組織にわたって検知されたインピーダンス、ならびに／あるいは手術部位での電流、電圧および／または電力）に関連する事象であり得る。第二の所定の条件および／または適用された電気外科的エネルギーのパラメータは、電気外科の手順の第Ⅰ段階および／または第ⅠⅠ段階の間に集められた情報にしたがって決定され得る。

【0101】

第ⅠⅠ段階の終わりに、分割が生じ、そして／または分割が最小限の物理的力で可能になるように組織が十分に壊れた場合、電気外科的エネルギー供給が停止され、分割プロセスが完了する。第ⅠⅠ段階の間に分割が生じなかった場合、エネルギー送達プロセスは第ⅠⅠⅠ段階に入る。

20

【0102】

第二の所定の条件が達成されていない場合、制御モジュール204は、電気外科的エネルギーの第ⅠⅠ段階適用のために発電機を制御し続ける。制御モジュール204は、例えば、電気外科的出力エネルギーの電圧、電流および／または電力を調節し続ける。

【0103】

また、第ⅠⅠ段階が、連続的な波形あるいはパルス、スパイクおよび／またはランプを有する波形の形式での電気外科的エネルギーの適用を含み得ることが想定される。波形の振幅は、変化しても一定に維持されてもよい。

【0104】

30

第二の所定の条件が達成されたことが決定されるとき、工程412が実行され、この工程では、制御モジュール204は、電気外科の手順の第ⅠⅠⅠ段階のために電気外科的エネルギー出力を調節するように発電機16を制御し続ける。第ⅠⅠⅠ段階は、図3中の参照番号306で示されている。

【0105】

第ⅠⅠⅠ段階は、「迅速な（quick）」オンパルスとオフパルスとによって規定される一連の速い（rapid）パルスを含む。速いパルス列は、組織を「疲労させる」役割を果たし、破碎および任意の残りの組織液の持続的な気化を促進する。第ⅠⅠⅠ段階パルシングの制御は、オン期とオフ期との所定の期間、所定のレベルについての電流、電圧、電力、インピーダンスなどのモニタリングの所定の期間に基づく。所定の期間に加えて、これらの急速なパルスが、インピーダンス、電流、電圧、温度などのいずれかを介する組織からのリアルタイムフィードバックに基づくことが想定される。

40

【0106】

第ⅠⅠⅠ段階の間のエネルギー送達についてのさらなる様式としては、フィードバックを通じて決定されたレベルでの一定エネルギー送達が挙げられる。分割が完了するか、または最小限の力で分割が達成され得るように組織が効率的に壊された後、エネルギー送達が停止する。

【0107】

工程414では、第三の所定の条件が達成された場合に決定がなされる。第三の所定の条件が達成されていない場合、制御モジュール204は、電気外科的エネルギーの第ⅠⅠ

50

I 段階適用のために発電機を制御し続ける。制御モジュール 204 は、例えば、電気外科的出力エネルギーの電圧、電流および／または電力を調節し得る。第 I I I 段階は、連続的な波形、あるいはパルス、スパイクおよび／またはランプを有する波形の形式での電気外科的エネルギーの適用を含み得る。波形の振幅は、変化しても一定に維持されてもよい。第 I I I 段階の間、エネルギー適用は、最終的または完全な組織分割を生じるために構成される。第 I I I 段階の終わりに、組織は完全に分割されるかまたは最小限の力の適用で分割が達成されるような程度に壊される。

【0108】

第三の所定の条件は、時間に関連する事象であり得、そして／またはフィードバック情報（例えば、組織にわたって検知されたインピーダンス、ならびに／あるいは手術部位で測定される電流、電圧および／または電力）に関連する事象であり得る。第三の所定の条件および／または適用された電気外科的エネルギーのパラメータは、電気外科的手順の第 I 段階、第 I I 段階および／または第 I I I 段階の間に集められる情報に従って決定され得る。

10

【0109】

第三の所定の条件が達成されたことが決定されるとき、電気外科的手順は終了する。電気外科的手順が 1 もしくは 2 つの段階、または 3 つを超える段階を有し得ることが想定される。また、それらの段階のいずれかが下位段階（sub-phase）を含み得ることが企図される。

【0110】

20

制御エネルギー送達フィードバックパルシングの目標は、電力および熱を局所領域に集中させ、分割のために組織を破壊することである。制御エネルギー送達を達成するための方法は、エネルギーを 3 つの異なる段階に適用する工程を包含する。第 I 段階、第 I I 段階、第 I I I 段階は、適切な分割のためにエネルギーを適用するための種々の技術を含み得、本開示の別の実施形態にしたがって、エネルギー適用の関連する方法が開示される。

【0111】

第一の段階の間、活性化が起こり、これは組織接触表面 36、38 を組織と接触させることを含む。組織は、エネルギーが組織接触表面 36、38 に適用されるとき組織接触表面 36、38 と反応する。第二の段階の間、組織が反応した後、エネルギーは、約 50 Ω ～ 約 2500 Ω（最小値を超える）の所定の閾値が達成されるまでパルスされ、乾燥の細かい線が生じる。パルスは、外部変数（例えば、インピーダンス、電流、電力、電圧、温度など）によって規定され得、この外部変数は、切断プロセスの間にセンサーモジュール 214 によってモニタリングされても、手術前データから抽出されてもよい。第三の段階の間、最後のエネルギーバーストが、組織を分割するために急速なサイクルで組織に供給される。

30

【0112】

本開示に従う切断プロセスは、ここで、図 3 および図 4 を参照して議論される。図 5 は、電気外科的エネルギーの適用を調節するための方法を説明するフローチャートを示し、図 6 は、インピーダンス 対 時間のグラフである。工程 300 では、電気外科的器具 12 は、組織を分割するために手術部位に配置される。組織は、顎部材 30、32 によって把持され、エネルギーを印加可能な切断要素 40 が組織に接触される。さらに、エネルギーが、組織が反応するようにエネルギーを印加可能な切断要素 40 を通して組織に供給され、これは、切断ゾーンを予熱することを含む。

40

【0113】

図 6 は、組織が本開示の方法に従って分割されるとき時間の対するインピーダンスのグラフである。組織でのインピーダンス測定は、検知電流を使用することによって達成され得る。組織のインピーダンスが変化するにつれて、検知電流は、電圧が一定である場合、反比例して変化する。これは、オームの法則： $V = R I$ によって定義され、ここで、 V は、電極にわたる電圧（単位ボルト）であり、 I は、電極（および組織）を通る電流（単位ミリアンペア）であり、そして R は、測定される組織の抵抗もしくはインピーダンス（

50

単位オーム)である。この等式によって、組織インピーダンスが増加すると電流が低下し、逆に組織インピーダンスが減少すると電流が増大することが容易に理解され得る。したがって、検知電流の変化を測定することによって、インピーダンスがセンサーモジュール 214 によって測定され得る。

【0114】

工程 302 では、制御システム 18 が、図 6 に示されるように組織が反応したかどうかを決定し、これは約 50 ミリ秒～約 7 秒で起こる。反応は、細胞内液または細胞間液のいずれかもしくは両方の気化、および／または組織乾燥プロセスの開始、ならびに／あるいは分子変性によって同定可能な組織における状態変化を包含する。センサーモジュール 214 は、インピーダンスを測定し、制御モジュール 204 に測定を伝送し、制御モジュール 204 は、その測定と所定の閾値（例えば、1000 オーム）とを比較する。測定値が閾値を上回る場合、制御システム 18 は、図 6 中の平坦な線によって表されるようにエネルギー供給を停止し、ここで、線はインピーダンスの上昇が存在しないことを示す。

【0115】

工程 304 では、乾燥線が、切断要素 40 に供給されるエネルギーを「ゆっくり」パルシングすることによって、組織を完全に分割することなく作製される。パルシングは、エネルギーを一定流の代わりに周期的に供給することによって達成される。制御システム 18 は、電力を組織に短時間（例えば、0.5 秒間）供給し、次いで同じ期間（例えば、0.5 秒間）供給を停止し、それによって、エネルギーをパルシングする。「遅い」パルスは、図 6 に示され、約 7 秒で開始し、約 10 秒で終わる。ここで、インピーダンスの上昇は、エネルギーが供給される間の期間に対応し、インピーダンスの下降は、エネルギーカットオフと一致する。エネルギーの「遅い」パルシングは、組織の加熱および再水和を生じ、これは徐々に組織を壊し、乾燥の細い線を生成する。

【0116】

第 II 段階の「遅い」パルシングは、アルゴリズムでこの段階において使用されるパルシングに基づくフィードバックを介して達成される。フィードバックパルシングは、リアルタイムインピーダンス測定を用いて、各パルスの間でいつエネルギーを停止するかを決定している。したがって、各々のオンパルス期間は、その段階全体にわたって異なるかもしれないが、エネルギー送達の際の組織反応の速度およびコード関係によって規定される。オンパルスの停止点を同定するために使用されるオンパルスインピーダンス値は、第 I 段階のオフインピーダンスおよび論理的に構築された等式から計算される。その等式は、線形関係または非線形関係のいずれかの形式をとり得る。さらに、これらのパルスに関係するオフタイムは、300 ミリ秒で固定されるが、最適な範囲が 10 ミリ秒～5 秒に存在することが認識される。さらに、オフパルスが、オンパルスのように、現在のところ未知であるある関係とともにリアルタイムインピーダンス値に基づくことが想定される。

【0117】

「遅い」パルシングは、第二の閾値に達するまで続く。各パルスは、特定の量まで組織のインピーダンスを上昇させ、そして工程 306 では、各パルスの後、制御システム 18 が、第二のインピーダンス閾値に達したかどうかを決定する。図 6 において閾値が約 1500 オームであることが図示されているように、「遅い」パルシング段階に対する閾値は、約 50 Ω ～約 2500 Ω （最小値を超える）に存在し得る。閾値に達していない場合、「遅い」パルシングは継続し、閾値に達したとき、工程 308 では、単一のエネルギーパルスが組織に適用される。単一のエネルギーパルスは、図 6 において、「遅い」パルシングの直後の上向きの傾斜した線によって表される。工程 310 では、「速い」パルシングが、以前に「遅い」パルシングの間に作製された乾燥線に沿って組織を分割するために開始される。「遅い」パルスが約 0.5 秒間エネルギーを適用するのに対して、「速い」パルスは、約 0.05 秒間エネルギーを適用する。速いパルシングのオンタイムは、約 1 ミリ秒～約 1 秒の範囲であり、オフタイムは、約 1 ミリ秒～約 2 秒の範囲である。「速い」パルシングは、組織が分割されるまで約 2 秒間続く。

【0118】

工程 3 1 2 では、制御システム 1 8 が、分割が完了したかどうかを決定する。これは、インピーダンス、電圧および電流の位相、電力、ならびに温度のうちの 1 つまたはそれらの任意の組み合わせを測定することによって達成され得る。これらの測定は、センサーモジュール 2 1 4 によって行われる。インピーダンス測定は、検知電流を組織を通して伝送すること、およびそのインピーダンスを測定することによって行われる。次いで、そのインピーダンスは、プロセッサ 2 0 2 によって、そしてより具体的には、制御モジュール 2 0 4 によって、電気外科的システム 1 0 の開放回路インピーダンスと比較される。測定されたインピーダンスが開放回路インピーダンスと等しい場合、分割は完了し、エネルギー供給が停止される。

【0 1 1 9】

10

位相検出は、電圧と電流との間の位相変化を測定し、分離が生じたときを決定することによって達成される。分割プロセスの間、電圧および電流は同相であり、一旦プロセスが完了すると電圧および電流は位相がずれる (out-of-phase)。したがって、位相変化が生じるときを検出することは、分割プロセスが完了するときを決定することを可能にする。位相測定は、センサーモジュール 2 1 4 によって行われ、電圧および電流の位相の分析は、プロセッサ 2 0 2 によって、より具体的には、制御モジュール 2 0 4 によって行われる。位相は、インピーダンス位相、および電流と電圧との間の位相角を包含する。

【0 1 2 0】

電力送達をモニタリングすることは、分割プロセスが完了したときを決定するための別の方法である。分割プロセスが進行するにつれて、切断要素 4 0 間の組織接触が減少する。結果として、所要電力は減少し、インピーダンスは増大する。一旦、電力レベルがセンサーモジュール 2 1 4 によって測定されるように約 0 W ~ 約 4 0 W の特定の閾値に到達すると、分割プロセスが完了する。電力レベルの比較および分析は、プロセッサ 2 0 2 によって、そしてより具体的には制御モジュール 2 0 4 によって行われる。

20

【0 1 2 1】

温度をモニタリングすることは、分割プロセスが完了したときを決定するための別の方法である。センサーモジュール 2 1 4 は、切断要素 4 0 または組織のいずれかにおける温度を測定する。次いで、その温度は、その温度が所定の閾値 (例えば、約 1 0 0 °C ~ 約 1 2 0 °C) にあるか、または所定の閾値よりも高いかどうかを決定するために、プロセッサ 2 0 2 によって、そしてより具体的には制御モジュール 2 0 4 によって比較される。切断要素 4 0 または組織における温度が閾値にあるかまたはそれ以上である場合、分割プロセスは完了し、エネルギー供給は終了する。

30

【0 1 2 2】

分割プロセスが完了していない (例えば、上記の測定のうちの 1 つが所定の閾値にもなく所定の閾値より上でもない) 場合、プロセスは、工程 3 1 0 に戻り、ここで、「速い」パルシングが、測定が再びそのプロセスが完了したかどうかを決定ようになるまで続く。

【0 1 2 3】

当業者は、上で議論されるインピーダンス値およびパルス周期が例証であること、および実際の値が複数の因子 (例えば、組織の型、含水量など) に依存して変化し得ることを理解する。

40

【0 1 2 4】

上記からそして種々の図面を参照して、当業者は、特定の改変もまた本開示の範囲から逸脱することなく本開示に対してなされ得ることを理解する。エンドエフェクターの鉗子および/または電極アセンブリは、それらが完全にまたは部分的に使い捨てであるかまたは「休息可能である (reposable)」 (すなわち、新しいかもしくは異なる電極アセンブリ (または電極アセンブリおよびシャフト) が、必要に応じて古い電極アセンブリと選択的に置き換わる) ように設計され得ることが想定される。さらに、再利用可能な鉗子が様々な組織型に対して様々な電極アセンブリを備えるキットとして販売され得るこ

50

とが想定される。外科医は、単純に、特定の組織型に対して適切な電極アセンブリを選択する。さらに、本明細書に開示されるいずれのパルス技術、方法および機構も、単極の電気外科的器具または開放鉗子（例えば、図7に開示される開放鉗子400）で使用され得ることが企図される。

【0125】

鉗子400は、エンドエフェクターアセンブリ600を備え、これは、それぞれシャフト512aの遠位端516aおよびシャフト512bの遠位端516bに取り付けられる。エンドエフェクターアセンブリ600は、対向する顎部材610と620との対を備え、これらは、ピボットピン665の周りに回転可能に接続され、そして管および／または組織を把持するように互いに対して移動可能である。電氣的にエネルギーを印加可能な切断要素（例えば、図1～図4に関して記載される切断要素40）は、エンドエフェクター600に配置され得る。さらに、鉗子400に電力を供給する発電機（示さず）は、エネルギーをパルス状にして上で議論された様式と同じ様式で組織を分割するように構成され得る。

10

【0126】

各々のシャフト512aおよび512bは、それぞれ、ハンドル515および517を備え、このハンドルは、そのシャフトの近位端514aおよび514bに配置され、その近位端は、それぞれ、それらを通して使用者の指を受容する指穴515aおよび517bを規定する。指穴515aおよび517aは、互いに対してシャフト512aおよび512bの運動を容易にし、これは換言すると、開いた位置（open position）（ここで、顎部材610および620が互いに間隔を空けた関係で配置される）から、クランプする位置または閉じた位置（closed position）（ここで、顎部材610および620がそれらの間に組織または管を把持するように協働する）まで、顎部材610および620が回転する。ある特定の開放鉗子に関するさらなる詳細は、共有に係る米国特許出願番号第10/962, 116号（2004年10月8日出願、発明の名称「OPEN VESSEL SEALING INSTRUMENT WITH CUTTING MECHANISM AND DISTAL LOCKOUT」）に開示されている。その全内容は、本明細書に参考として援用される。

20

【0127】

組織を分割するためのエネルギーの送達を制御するためのシステムおよび方法が開示される。このシステムは、電気外科器具および発電機を備える。この電気外科器具は、電気エネルギーを印加可能な切断要素を有し、この要素は、組織にエネルギーを伝達する。この発電機は、このエネルギーを電気外科器具に供給し、この発電機は、この組織に、第一のパルスでエネルギーを供給して、この組織と反応させ、組織のインピーダンスが閾値に達するまで遅いパルスで該エネルギーを供給して、乾燥線を作製し、そして速いパルスでエネルギーを供給して、この乾燥線に沿って組織を分割する。

30

【0128】

目的の電気外科的発電機が好ましい実施形態に関して記載されているが、変更および改変が目的のデバイスの精神および範囲から逸脱することなく目的の電気外科的発電機に対してなされ得ることが付随することが、当業者に容易に明らかである。また、電気外科的発電機が、組織を処置するように、一方もしくは両方の顎部材を利用して、任意の公知の双極性機能または単極性機能（例えば、電気焼灼器、止血および／または乾燥）を果たすように制御され得ることが想定される。

40

【0129】

本開示の数種の実施形態が図面に示されているが、その開示はそれらに限定されることを意図されないが、その開示がその分野が認める限り広い範囲であること、および本明細書が同様に読まれることが意図される。したがって、上記の説明は、限定として解釈されるべきではないが、単に好ましい実施形態の例示として解釈されるべきである。当業者は、添付の特許請求の範囲および精神の範囲内の他の改変を想定する。

【図面の簡単な説明】

50

【0130】

種々の実施形態が、図面を参照しながら本明細書中に記載される。

【図1】図1は、本開示に従う、組織の電氣的分割（electrical division）のために構成された内視鏡用鉗子を備える例示的な電気外科手術用システムの斜視図である。

【図2】図2は、図1に示される電気外科手術用システムの制御システムのブロック図である。

【図3】図3は、本開示に従う外科手術手順の間に印加されるエネルギーの時間に対する電力のグラフである。

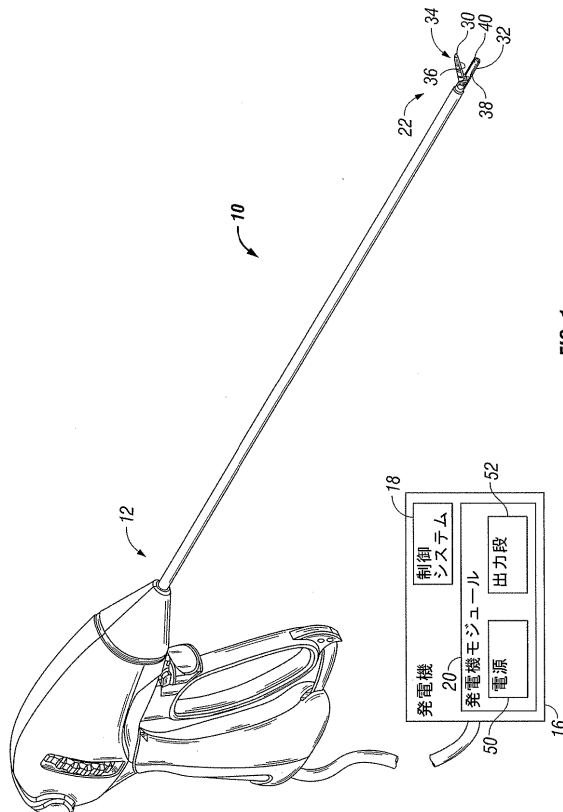
【図4】図4は、本開示に従う手順の間に電気外科手術エネルギーの印加を調節するための方法を図示するフローチャートである。

【図5】図5は、本開示に従う電気外科手術の間に電気外科手術エネルギーの印加を調節するための方法を図示するフローチャートである。

【図6】図6は、本開示に従う電気外科手術手順の間に印加されるエネルギーの時間に対するインピーダンスのグラフである。

【図7】図7は、本開示に従う組織の電氣的分割のために構成された開放系の鉗子の斜視図である。

【図1】



【図2】

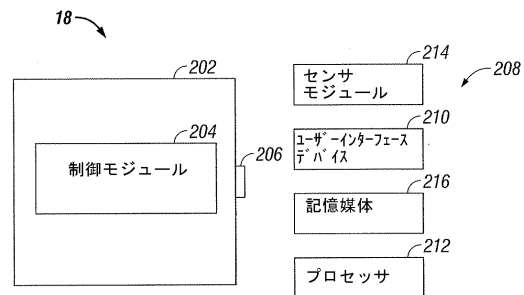


FIG. 2

FIG. 1

【図3】

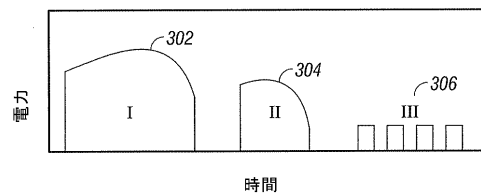


FIG. 3

【図 4】

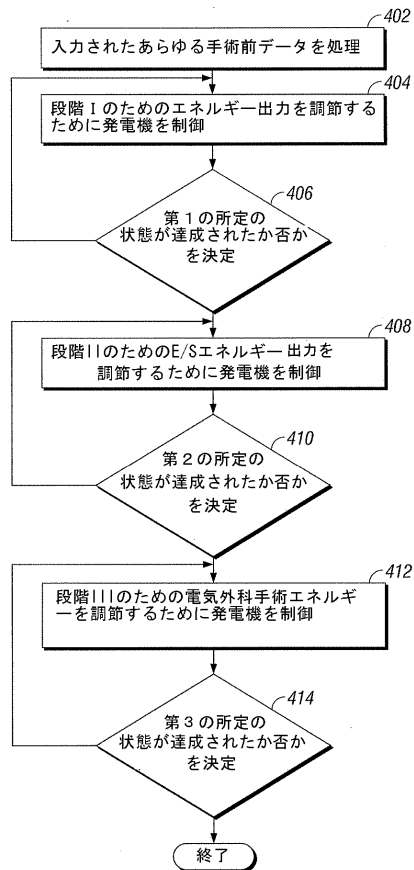


FIG. 4

【図 5】

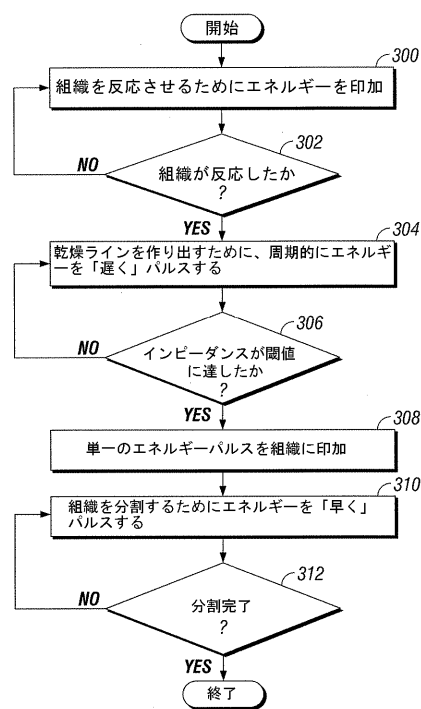


FIG. 5

【図 6】

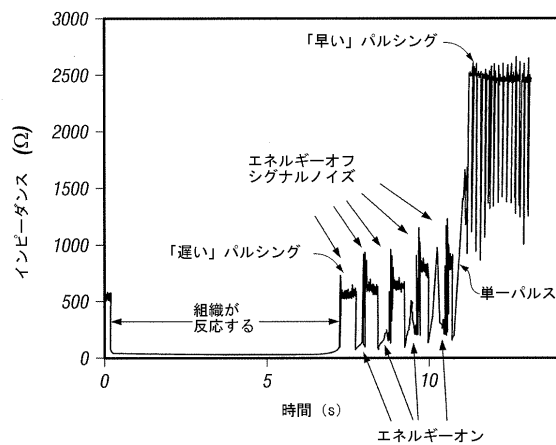


FIG. 6

【図 7】

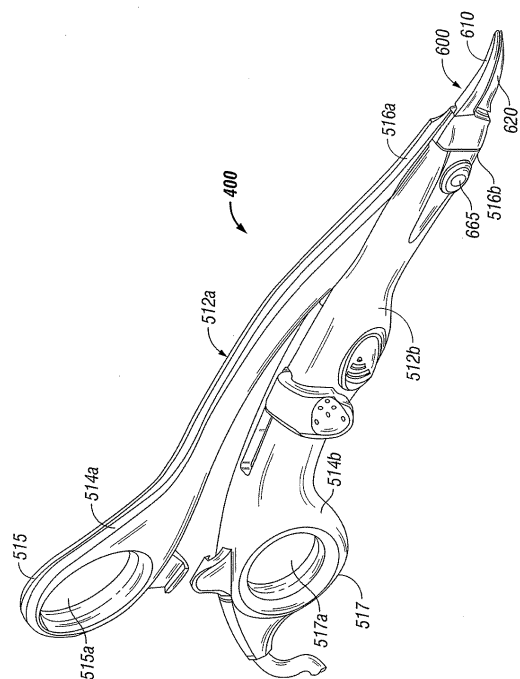


FIG. 7

フロントページの続き

- (72)発明者 クリスティン ディー. ジョンソン
アメリカ合衆国 コロラド 80027, ルイビル, トレイル リッジ ドライブ 856
- (72)発明者 ロバート シャープ
アメリカ合衆国 コロラド 80304, ボールダー, アンバー ストリート 4138
- (72)発明者 ジェフ アンガー
アメリカ合衆国 コロラド 80027, スペリオル, エス. ロック クリーク パークウェイ 2600, アpartment 3-104
- (72)発明者 クレイグ ウェインバーグ
アメリカ合衆国 コロラド 80211, デンバー, ディケーター ストリート 4132
- (72)発明者 ロバート エイチ. ワム
アメリカ合衆国 コロラド 80305, ボールダー, イェール ロード 705

審査官 佐藤 智弥

- (56)参考文献 特開2005-253789 (JP, A)
特表2006-501939 (JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12

专利名称(译)	控制能量输送到分区组织的方法和系统		
公开(公告)号	JP5095229B2	公开(公告)日	2012-12-12
申请号	JP2007013173	申请日	2007-01-23
[标]申请(专利权)人(译)	舍伍德服务股份公司		
申请(专利权)人(译)	舍伍德Sabishizu股份公司		
当前申请(专利权)人(译)	Covidien公司股份公司		
[标]发明人	ゲイリーエムクーチュール クリスティンディージョンソン ロバートシャープ ジェフアンガー クレイグウェインバーグ ロバートエイチワム		
发明人	ゲイリー エム. クーチュール クリスティン ディー. ジョンソン ロバート シャープ ジェフ アンガー クレイグ ウェインバーグ ロバート エイチ. ワム		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B18/1206 A61B18/1442 A61B2017/00154 A61B2018/00601 A61B2018/00702 A61B2018/00875		
FI分类号	A61B17/39.310 A61B17/39.320 A61B17/28 A61B17/28.310 A61B17/32 A61B17/32.330 A61B18/12 A61B18/14 A61B18/16		
F-TERM分类号	4C060/FF01 4C060/FF19 4C060/GG02 4C060/GG22 4C060/KK03 4C060/KK06 4C060/KK09 4C060/ /KK10 4C060/KK47 4C060/MM24 4C160/KK03 4C160/KK04 4C160/KK06 4C160/KK15 4C160/KK24 4C160/KK36 4C160/KK37 4C160/KK63 4C160/KK64 4C160/MM32		
审查员(译)	佐藤 智弥		
优先权	11/338552 2006-01-24 US		
其他公开文献	JP2007195981A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

(经修改) 提供了一种用于控制用于分割组织的能量输出的方法和系统。一种用于控制用于分割组织的能量输送的系统，该系统包括：电外科器械，其具有能够施加电能的电极，该电极具有施加到组织的能量一种用于将所述能量输送到所述电外科器械的电外科器械，所述发生器可操作以利用第一脉冲将所述能量输送到所述组织以诱导所述组织，用一个慢脉冲提供能量，直到组织的阻抗达到预定的阈值，以产生一条干线，并用快速脉冲提供能量，沿着干线输送组织包括：发电机，将电源分成多个组。 点域1

【図 2】

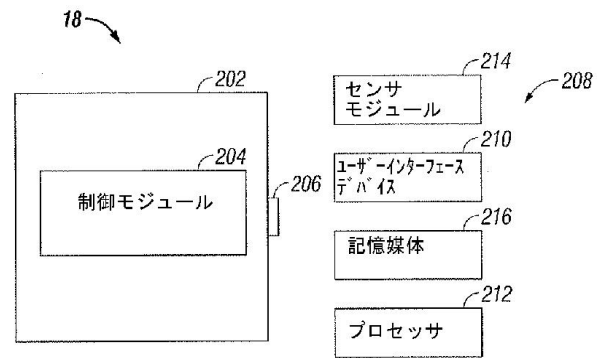


FIG. 2